ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANA BİLİM DALI

FARKLI NİKEL TİTANYUM DÖNER SİSTEM EĞELERİNİN KESME ETKİNLİKLERİNİN VE ŞEKİLLENDİRME YETENEKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Onur KÖMEÇ

Samsun
Şubat 2023

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANA BİLİM DALI

FARKLI NİKEL TİTANYUM DÖNER SİSTEM EĞELERİNİN KESME ETKİNLİKLERİNİN VE ŞEKİLLENDİRME YETENEKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Onur KÖMEÇ

Danışman
Prof. Dr. Uğur İNAN

Samsun
Şubat 2023

T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Uzmanlık öğrencisi Dt. Onur KÖMEÇ tarafından Prof. Dr. Uğur İNAN danışmanlığında hazırlanan "FARKLI NİKEL TİTANYUM DÖNER SİSTEM EĞELERİNİN KESME ETKİNLİKLERİNİN VE ŞEKİLLENDİRME YETENEKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI" başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından …/…/… tarihinde yapılan sınav ile Endodonti Ana Bilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan:

Üye:

Üye:

Bu tez, Endodonti Ana Bilim Dalınca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

…/…/…
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı
Prof. Dr. Nilüfer ÖZKAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca bana yol gösteren danışman hocam Prof. Dr. Uğur İNAN'a,

Bilgi ve birikimi ile hiçbir sorumu asla yanıtsız bırakmayan kıymetli hocam Doç. Dr. Cangül KESKİN'e,

Eğitim sürecinde tecrübelerini esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Ebru ÖZSEZER DEMİRYÜREK ve Doç. Dr. Elif KALYONCUOĞLU'na

Hayatım boyunca her kararımda beni destekleyen canım ailemden babam Ayhan KÖMEÇ'e, annem Döndü KÖMEÇ'e ve kardeşim Asya KÖMEÇ'e,

Uzmanlık ve tez sürecinde beni asla yalnız bırakmayan sevgili Vet. Hek. Özge MARANGOZ'a

Klinikte birlikte çalışmış olduğumuz ve hep yanımda olan Uzm. Dt. Kevser ŞENEL'e, desteğini eksik etmeyen Uzm. Dt. Sabiha Gülçin ALAK'a, sınıf arkadaşım Uzm. Dt. Ayşegül ARKAN İLİK'e ve değerli dostum Dt. Furkan AKDEMİR'e,

Tez çalışmamda gerekli ekipman desteğinde bulunan Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi dekanı Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR'e

Teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması, **PYO.DIS.1904.21.014** proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

FARKLI NİKEL TİTANYUM DÖNER SİSTEM EĞELERİNİN KESME ETKİNLİKLERİNİN VE ŞEKİLLENDİRME YETENEKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı farklı nikel titanyum döner sistemlerinin kesme etkinliklerinin ve şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Farklı ısıl işlemlerle üretilmiş TruNatomy™ (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), VDW.ROTATE™ (VDW, Münih, Almanya), Endostar E3 Azure (Poldent, Varşova, Polonya), EdgeFile® X3/X7 (EdgeEndo, Albuquerque, NM, ABD) döner sistemleri n=12 olacak 4 gruba ayrıldı; kesme etkinlikleri 150 gram serbest ağrılık uygulanarak lateral eksende pleksiglas örnekler üzerinde, şekillendirme yetenekleri her bir döner sistemin uygun hız ve tork değerlerinde 70°lik eğrilik açısına sahip J-şekilli yapay kök kanallarında değerlendirildi. Pleksiglas örnekler ve şeffaf rezin bloklar dijital olarak görüntülendi ve Adobe Photoshop 2022 (Adobe, San Jose, CA, ABD) görüntü işleme yazılımıyla örnekler üzerinde ölçümler yapıldı. Elde edilen bulgular SPSS 25.0 (IBM, Chicago, IL, ABD) istatistik programına aktarılarak için tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) ve Post-Hoc Tukey's HSD testleriyle değerlendirildi.

Bulgular: Kesme etkinliği değerlendirildiğinde EdgeFile® X3 C2 döner aletinin diğer döner aletlere göre anlamlı derecede daha çok alan ve derinlik kestiği bulundu ($p<0.05$). Şekillendirme yeteneği değerlendirildiğinde TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlerden daha az rezin uzaklaştırdığı; EdgeFile® X7 döner sisteminin TruNatomy™ döner sistemine göre özellikle orta üçlüde yüksek transportasyon oluşturduğu ve düşük merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu ($p<0.05$).

Sonuç: Döner aletlere yüksek kesme etkinliği sağlayan Fire-Wire alaşımının, klinik kullanımda şekillendirme sırasında transportasyon ve strip perforasyon gibi prosedürel hataların oluşmasına neden olabileceği; TruNatomy™ döner sisteminin eğimli kanalların şekillendirilmesinde güvenle kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Endodonti, kesme etkinliği, nikel titanyum, şekillendirme yeteneği

ONUR KÖMEÇ, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2023

ABSTRACT

COMPARISON OF CUTTING EFFICIENCY AND SHAPING ABILITY OF DIFFERENT NICKEL TITANIUM ROTARY INSTRUMENTS

Aim: The aim of this study is to compare the cutting efficiency and shaping abilities of different nickel titanium rotary systems.

Material and Method: TruNatomy™ (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), VDW. ROTATE™ (VDW, Munich, Germany), Endostar E3 Azure (Poldent, Warsaw, Poland), EdgeFile® X3/X7 (EdgeEndo, Albuquerque, NM, USA) rotary systems with different heat treatments were divided into 4 groups of n=12; their cutting efficiency was evaluated on plexiglass specimens in the lateral axis by applying 150 grams of free weight, and their shaping ability was evaluated on J-shaped artificial root canals with a 70° angle of curvature at the recommended speed and torque values of each rotary system. Plexiglass specimens and clear resin blocks were digitally imaged, and measurements were made on the specimens using Adobe Photoshop 2022 (Adobe, San Jose, CA, USA) image processing software. The findings were transferred to the statistical program SPSS 25.0 (IBM, Chicago, IL, USA) and evaluated using one-way analysis of variance (One-Way ANOVA) and Post-Hoc Tukey's HSD tests.

Results: In terms of cutting efficiency, the EdgeFile® X3 C2 rotary instrument cut significantly more area and depth than the other rotary instruments ($p<0.05$). When shaping ability was evaluated, it was found that the TruNatomy™ rotary system removed less resin than the other rotary systems; the EdgeFile® X7 rotary system caused transportation, especially in the middle area of the canal, and had a lower canal-centering ratio than the TruNatomy™ rotary system ($p<0.05$).

Conclusion: It was concluded that Fire-Wire alloy, which provides high cutting efficiency to rotary instruments, can cause procedural errors such as transportation and strip perforation during shaping in clinical use, and that the TruNatomy™ rotary system can be safely used for shaping curved canals.

Keywords: Endodontics, cutting efficiency, shaping ability, nickel titanium

ONUR KÖMEÇ, Specialty Thesis

Ondokuz Mayıs University, 2023

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	: Derece
%	: Yüzde
®	: Tescilli marka sembolü
™	: Marka sembolü
3B	: Üç boyutlu
Ark	: Arkadaş
As	: Östenit başlangıç sıcaklığı
Af	: Östenit bitiş sıcaklığı
C	: Santigrat
cm	: Santimetre
CM	: Controlled Memory
dk	: Dakika
EDM	: Electrical Discharge Machining
gr	: Gram
ISO	: International Organization for Standardization
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
mm	: Milimetre
mm^2	: Milimetre kare
mm^3	: Milimetre küp
Ms	: Martensit başlangıç sıcaklığı
Mf	: Martensit bitiş sıcaklığı
mikro-BT	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
N	: Newton
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
Ncm	: Newton/santimetre
NiTi	: Nikel titanyum
nm	: Nanometre
p	: Probability
R-fazı	: Rombohedral faz
Rpm	: Revolutions per minute
SEM	: Scanning Electron Microscope

sn : Saniye

µm : Mikrometre

v : Variable

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR ..... **iii**
ÖZET ..... **iv**
ABSTRACT ..... **v**
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **vi**
İÇİNDEKİLER ..... **viii**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL BİLGİLER **2**
2.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi 2
2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler 3
2.2.1. El ile Kullanılan Aletler 3
2.2.2. Nikel-Titanyum Döner Aletler 5
2.3. Çalışmamızda Kullandığımız Döner Sistemler 17
2.3.1. TruNatomy™ 17
2.3.2. VDW.ROTATE™ 18
2.3.3. Endostar E3 Azure 19
2.3.4. EdgeFile® X3 ve EdgeFile® X7 20
2.4. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Karşılaşılan Prosedürel Hatalar 22
2.4.1. Kanal Blokajı 23
2.4.2. Orijinal Kanal Formundan Sapma 23
2.4.3. Alet Kırıkları 26
2.4.4. Strip Perforasyon 27
2.5. Kesme Etkinliğinin Değerlendirilmesi 28
2.5.1. Penetrasyon Derinliğinin Ölçümü 30
2.5.2. Ağırlık Kaybının Ölçümü 30
2.5.3. Stereo Mikroskop ile Ölçüm 31
2.5.4. Profilometri ile Ölçüm 31
2.5.5. Mikro-BT ile Ölçüm 31
2.5.6. Dijital Ölçüm 32

2.6. Şekillendirme Yeteneğinin Değerlendirilmesi 32
2.6.1. Seri Kesit Tekniği 33
2.6.2. Radyografik İnceleme 34
2.6.3. SEM ile İnceleme 34
2.6.4. KIBT ile İnceleme 34
2.6.5. Mikro-BT ile İnceleme 35
2.6.6. Mikrobiyal İnceleme 35
2.6.7. Görsel İnceleme 35
3. GEREÇ VE YÖNTEM 37
3.1. Kesme Etkinliği Testi 37
3.1.1. Pleksiglas Örneklerin Hazırlanması 38
3.1.2. Kesme Etkinliği Deney Düzeneği 39
3.1.3. Kesme Etkinliği Testinin Uygulanması 41
3.1.4. Pleksiglas Örneklerin Değerlendirilmesi 43
3.1.5. İstatiksel Analiz 44
3.2. Şekillendirme Yeteneği Testi 44
3.2.1. Şekillendirme Öncesi Örneklerin Fotoğraflanması 45
3.2.2. Şekillendirme Yeteneği Testinin Uygulanması 46
3.2.3. Şekillendirme Sonrası Örneklerin Fotoğraflanması 52
3.2.4. Rezin Blokların Değerlendirilmesi 52
3.2.5. İstatiksel Analiz 54
4. BULGULAR 56
4.1. Kesme Etkinliği Testi Sonuçları 56
4.1.1. Alan 56
4.1.2. Derinlik 57
4.2. Şekillendirme Yeteneği Testi Sonuçları 59
4.2.1. Uzaklaştırılan Toplam Madde Miktarı 59
4.2.2. Transportasyon Yönü ve Miktarı 63
4.2.3. Merkezde Kalma Yeteneği 67
4.2.4. Şekillendirme Süresi 70
4.2.5. Prosedürel Hatalar 72

5. TARTIŞMA 74
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 91
KAYNAKÇA 93

1. GİRİŞ

Kök kanallarının şekillendirilmesi kök kanallarının dezenfeksiyonu ve obturasyonunu kolaylaştırmak, periapikal hastalığın ilerlemesini önlemek ve iyileşmeyi teşvik etmek etmesi bakımından endodontik tedavide çok önemli bir aşamayı oluşturmaktadır.[1] Karmaşık kanal anatomisine sahip kök kanallarının paslanmaz çelik el aletleri ile şekillendirilmesi sırasında kök kanal sisteminin yeterli dezenfeksiyonunu engelleyebilecek perforasyonlar, transportasyonlar ve alet kırıkları gibi birçok prosedürel hata oluşabilmektedir.[2] Nikel titanyum (NiTi) alaşımın keşfinden sonra klinik uygulamaya dahil edilen NiTi döner aletler geçmişte uzun süre boyunca kullanılan paslanmaz çelik el aletlerine kıyasla şekillendirme prosedürünün süresini ve riskini azaltmak amacıyla geliştirilmişdirler.[3-5] Kök kanallarının şekillendirilmesi için kullanılan NiTi döner sistemler her geçen gün geliştirilmeye devam etmekte, üreticiler tarafından yeni çıkarılan bu döner sistemlerin şekillendirme bakımından bir önceki döner sistemlere göre daha keskin, daha esnek ve daha efektif oldukları öne sürülmektedir.

Döner aletlerin temel işlevsel özelliklerinden biri olan kesme işlemi, pulpanın ve enfekte dentinin uzaklaştırılmasını sağlayarak obturasyon işlemi için huni şeklinde bir kanal oluşturmaktadır.[6] Etkin bir kesme işlevi NiTi döner aletin torsiyonel strese karşı direncini arttırarak kırılma riskini azaltılması için önemlidir.[7] Kesme etkinliğine ek olarak süper elastisite özelliği sergileyen NiTi döner aletlerin eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında transportasyon oluşturmadan orijinal kanal formuna sadık bir şekillendirme sağlaması şekillendirme yetenekleri ile ilgilidir.[8,9] Kök kanallarının şekillendirilmesi değerlendirilirken kesme etkinliği ve şekillendirme yeteneği gibi parametreler göz önünde bulundurulmalıdır.

90'lı yıllardan beri birçok yeni üretim teknolojisi ve farklı ısıl işlemler NiTi döner aletleri karakteristik yapılarını optimize etmek için kullanılmıştır. Bu iyileştirme işlemlerinin konvansiyonel NiTi alaşımına kıyasla döner aletlere artan esneklik, döngüsel yorgunluğa karşı direnç ve yüksek kesme etkinliği sağladığı çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir.[10-12] Sonuç olarak, NiTi döner aletlerin güvenliğini, etkinliğini ve verimliliğini artırmak için farklı NiTi alaşımlarından üretilen farklı tasarımlara yeni döner sistemler geliştirilmiştir.[13,14] Bu çalışmanın amacı farklı alaşımlardan üretilmiş ve farklı tasarım özelliklerine sahip NiTi döner sistemlerinin kesme etkinliklerinin ve şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisinin ana amacı kök kanal sistemi içindeki mikrobiyal kolonizasyonu ortadan kaldırarak uygun kemomekanik preparasyon ve hermetik tıkama ile yeniden enfeksiyonu önlemektir.[15] Kemomekanik preparasyon süreci kök kanallarının şekillendirilmesinin mekanik etkisini, irrigasyon solüsyonlarının kimyasal yıkama etkisini ve irrigasyon-aspirasyon işleminin fiziksel etkisini içeren dezenfeksiyon için kritik bir aşamadır.[16] Kök kanallarının yeterli şekillendirilmesi kök kanal sisteminin bir bütün olarak dezenfeksiyonunu sağlamakta ve kök kanal tedavisinin başarısını dolaylı olarak etkilemektedir.[17] Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında hataları en aza indirmek ve klinik hedeflere ulaşmak amacıyla teknolojik gelişmeler ışığında üretilen çağdaş sistemler ile klinik başarının arttırılması amaçlanmaktadır.[18]

2.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Kök kanal tedavisinin en zorlu aşamalarından biri kök kanallarının şekillendirilmesi olarak kabul edilmektedir.[19] Genişletme, enstrümantasyon veya preparasyon olarak da adlandırılan kök kanallarının şekillendirilmesi, vital veya nekrotik pulpa dokusunun uzaklaştırılarak mikrobiyal yükün azaltılmasını ve radiküler boşlukların uygun şekilde doldurulmasını sağlayan önemli bir aşamadır.[2]

Kök kanal sisteminin şekillendirilmesinin amaçları Schilder[15] tarafından 1974'te özetlenerek 5 mekanik ve 5 biyolojik hedef olarak tanımlanmıştır.

Mekanik hedefler:

1. Apikalden koronale devamlı olarak artan konisitenin (taper) sağlanması
2. Kesit çapının apikale gidildikçe daralması
3. Şekillendirmenin orijinal kanal formunu takip etmesi
4. Apikal foramenin orijinal pozisyonunun korunması
5. Apikal foramenin çapının mümkün olduğunca küçük tutulması

Biyolojik hedefler:

1. Şekillendirmenin kök sınırları içinde yapılması
2. Nekrotik debrisin apikalin ötesine ekstrüze edilmemesi
3. Tüm doku ve debrisin kök kanal sisteminden uzaklaştırılması
4. Kanal içi medikamentler için yeterli alan hazırlanması
5. Şekillendirmenin tek seansta bitirilmesi

Kök kanallarının şekillendirilmesinde ana hedefleri şu şekilde özetlenebilir:[2]

- Kök kanallarındaki tüm vital ve nekrotik dokuların uzaklaştırılması
- Kök kanal duvarlarındaki mikroorganizmaların ve mikrobiyal biyofilmin uzaklaştırılması
- İrrigasyon solüsyonları, kanal içi medikamantlar ve devamında da obturasyon için yeterli alan oluşturulması
- Apikal foramenin bütünlüğünün ve konumunun korunması
- İyatrojenik hatalardan kaçınılarak radiküler yapıların ve sağlam kök dentininin korunması

2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler

Geçmişten günümüze kök kanallarının şekillendirilmesi amacıyla birçok farklı tipte kök kanal aleti kullanılmıştır. Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan aletler şu şekilde sınıflandırılabilir:[20]

1. El ile kullanılan aletler
    - K tipi el eğeleri ve reamerlar
    - H tipi el eğeleri
    - Tirnefler
2. Düşük hızlı motor ile kullanılan aletler
    - Frezler
    - Gates-Glidden diriller
    - Peeso Reamer diriller
3. Nikel titanyum döner aletler
4. Ultrasonik ve sonik aletler

Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan aletler başlıca paslanmaz çelik ve NiTi alaşımdan üretilmektedir. Geçmişte el ile, düşük hızlı motor ile ve ultrasonik sistemler ile kullanılan çoğu alet paslanmaz çelikten üretilmiştir. Bunun yanı sıra döner sistemler için tasarlanmış aletlerin üretiminde genellikle NiTi alaşım kullanılmaktadır.[21]

2.2.1. El ile Kullanılan Aletler

El eğesi olarak isimlendirilen ve geçmişte karbon çelikten üretilen el ile kullanılan aletler günümüzde genellikle paslanmaz çelikten üretilmektedir. NiTi

alaşımların endodontiye girmesinden sonra NiTi alaşımdan da üretilen el eğeleri bulunmaktadır.

K Tipi El Eğeleri ve Reamerlar

K tipi el eğeleri ve reamerlar geçmişte karbon çelikten, günümüzde de genellikle paslanmaz çelikten geleneksel olarak bükülerek üretilmektedirler. İlk olarak 1900'lerin başında K-Files (Kerr, Romulus, MI, ABD) ve K-Reamers (Kerr, Romulus, MI, ABD) adıyla kesme etkinliği zayıf olan ve çok fazla esneklik göstermeyen karbon çelikten üretilerek piyasaya sürülmüşlerdir.[22] K tipi el eğelerinden farklı kesici kenar sayısına sahip olan ve farklı hareketle kullanılarak şekillendirme sağlayan reamerlar günümüzde yerlerini paslanmaz çelikten üretilen K tipi el eğelerine bırakmışlardır. Zamanla üreticiler K tipi el eğelerinin şekillendirme yeteneklerini ve esnekliklerini arttırmak için çeşitli değişiklerle K-Flex Files (Kerr, Romulus, MI, ABD), Flex-R Files (Union Broach, New York, NY, ABD), K-FlexoFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve Triple-Flex Files (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) olarak kendi el eğelerini piyasaya sürmüşlerdir.[23,24]

Yakın zamanda kare kesite sahip paslanmaz çelikten bükülerek üretilen ve sertliklerini arttırmak için özel bir işlemden geçirilen C-PILOT Files (VDW, Münih, Almanya) ve kare kesite sahip paslanmaz çelikten öğütülerek üretilen C+ Files (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) el eğeleri artan rijiditeleri ve devam eden esneklikleriyle K tipi el aletlerinin yerini almaktadırlar. C-PILOT el eğeleri ISO standartlarında üretilip .02 tapera, inaktif uca ve 0.12,5 apikal çaplı ara boya sahipken; C+ el eğeleri ise değişken tapera ve aktif kesici uca sahiptir.[25]

H Tipi El Eğeleri

K tipi el eğelerine göre daha fazla kesme etkinliğine sahip, Hedstrom olarak da bilinen H tipi el eğeleri yuvarlak kesite sahip paslanmaz çelikten bükülerek üretilmektedirler. Artan kesme etkinliklerinin yanında azalan rijiditeleri nedeniyle şekillendirme esnasında kolayca kırılabilmektedirler. Üreticiler farklı tasarımlarla Safety Hedstrom (Kerr, Romulus, MI, ABD), Hyflex X-Files (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD) ve Unifile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) olarak modifiye H tipi el eğelerini piyasaya sürmüşlerdir. H tipi el eğelerinin S-Files, U-Files ve A-Files olarak modifikasyonları da bulunmaktadır.[26]

Tirnefler

Genellikle kök kanallarından vital pulpanın yanı sıra nekrotik debris ve pamuk pelet gibi yabancı cisimlerin çıkarılması amacıyla kullanılan, yuvarlak paslanmaz çelikten çentikler açılarak üretilen tirnefler NiTi döner aletlerin yaygınlaşması nedeniyle günümüzde artık yaygın kullanılmamaktadırlar.[27]

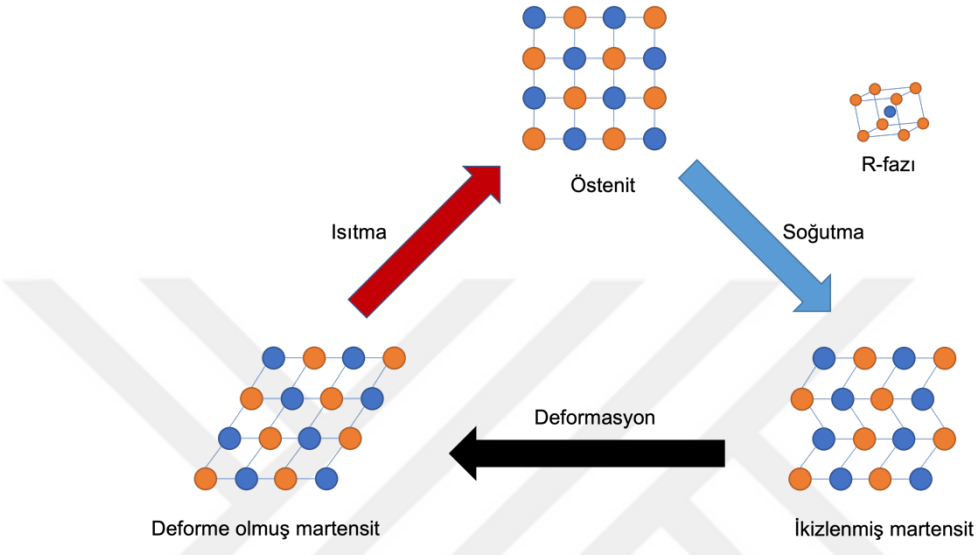
2.2.2. Nikel Titanyum Döner Aletler

Kök kanallarının şekillendirilmesinde paslanmaz çelikten geleneksel olarak üretilen el aletleri ve NiTi alaşımdan yeni nesil teknolojilerle üretilen döner aletler kullanılmaktır.[28] Paslanmaz çelik el aletleri endodontide uzun yıllar boyunca kullanılsa da çeliğin yapısal rijiditesinden ve döngüsel yorgunluğa karşı düşük dayanımından kaynaklanan prosedürel hatalar aletlerin üretiminde yeni alaşımların kullanımını zorunlu kılmıştır.[29] NiTi alaşımdan üretilen daha esnek ve daha dayanıklı döner aletler şekillendirme esnasında oluşan paslanmaz çelik aletlerle ilişkili iyatrojenik hataların aşılmasında önemli bir yer tutmaktadır.[13]

NiTi alaşımı ilk olarak 1963'te Amerika Birleşik Devletleri Donanma Mühimmat Laboratuvarı'nda geliştirilmiş ve nikel (Ni), titanyum (Ti) ve "Naval Ordnance Laboratory" (NOL) isimlerinin kısaltması olan "NiTiNOL" olarak adlandırılmıştır.[30] Düşük elastisite modülü, şekil hafıza etkisi ve süper elastisite gibi özellikler sergileyen NiTi alaşımının diş hekimliğinde ilk kullanımı 1971 yılında Andreasen ve Hilleman[31] tarafından ortodontik tellerin üretimine dayanmaktadır. Endodontide NiTi alaşımın kullanımı ise 1975 yılında Civjan ve ark.[32] tarafından NiTi kök kanal aletlerinin üretimi konseptiyle öne sürülmüştür. 1988 yılında Walia ve ark.[4] tarafından NiTi ortodontik teller işlenerek ilk NiTi kök kanal el aletleri üretilmiş, paslanmaz çelik el aletleri ile karşılaştırıldığında daha yüksek elastikiyete ve kırılma dayanımına sahip oldukları bildirilmiştir. Bu gelişmelerden sonra, üreticiler tarafından 1958'de belirlenen ISO standartlarının dışına çıkılarak çeşitli teknolojiler yardımıyla farklı tasarımlara sahip NiTi aletler üretilmiştir.

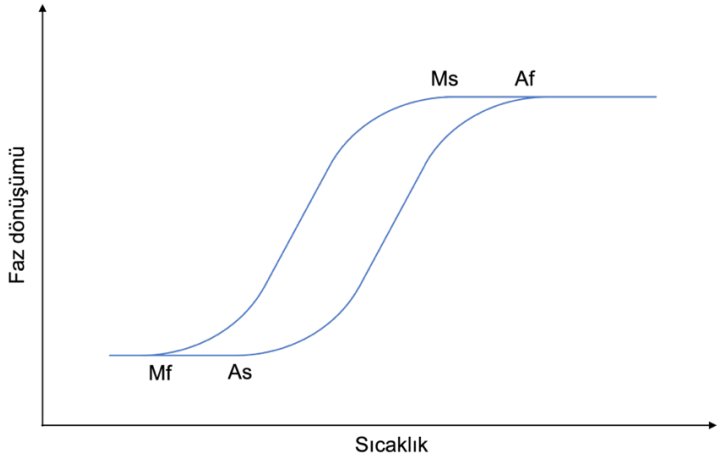
Endodontide kullanılan NiTi alaşımları nikel ve titanyum elementlerine eş atom oranına yakın değerlerde sahiptir ve genel olarak "55-Nitinol" olarak adlandırılmaktadır. Alaşım, mekanik özelliklerini belirleyen ve kristal yapısını düzenleyen östenit, martensit ve rombohedral faz (R-fazı) olmak üzere üç farklı mikro yapısal faz içermektedir (Şekil 2.1). Sıcaklık değişimi ve stres uygulaması ile NiTi alaşımın östenit fazdan martensit faza

geçişi "martensit dönüşüm" olarak tanımlanmaktadır ve bu katı hal faz değişiminin sonucu olarak alaşım şekil hafıza etkisi ve süper elastisite özelliklerini kazanmaktadır. Bu dönüşüm esnasında atomlar kesme tipi bir mekanizma ile koordineli olarak materyalin kimyasal yapısında herhangi bir değişiklik olmaksızın makro yapısında bir değişim ile daha kararlı bir kristal yapıya geçiş yapmaktadır.[33]



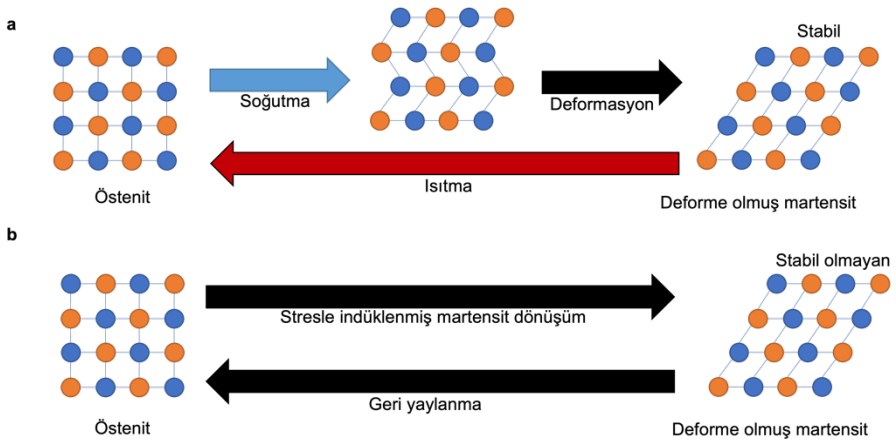
Şekil 2.1. NiTi alaşımların faz dönüşümü

Düşük sıcaklık fazı olan martensit fazda nispeten yumuşak ve kolayca deforme olabilen NiTi alaşımı şekil hafıza etkisine sahipken, yüksek sıcaklık fazı olan östenit fazda ise sert ve katı halde, süper elastisite özelliğine sahiptir. Sıcaklık östenit bitiş sıcaklığının (Af) üzerindeyse alaşım östenit fazda hacim merkezli kübik yapı, martensit bitiş sıcaklığının (Mf) altında ise martensit fazda eğik eksenli yapı göstermektedir (Şekil 2.2).[34] R-fazı ise östenit fazdan martensit faza geçerken dar bir ısı aralığında oluşmaktadır.[35]



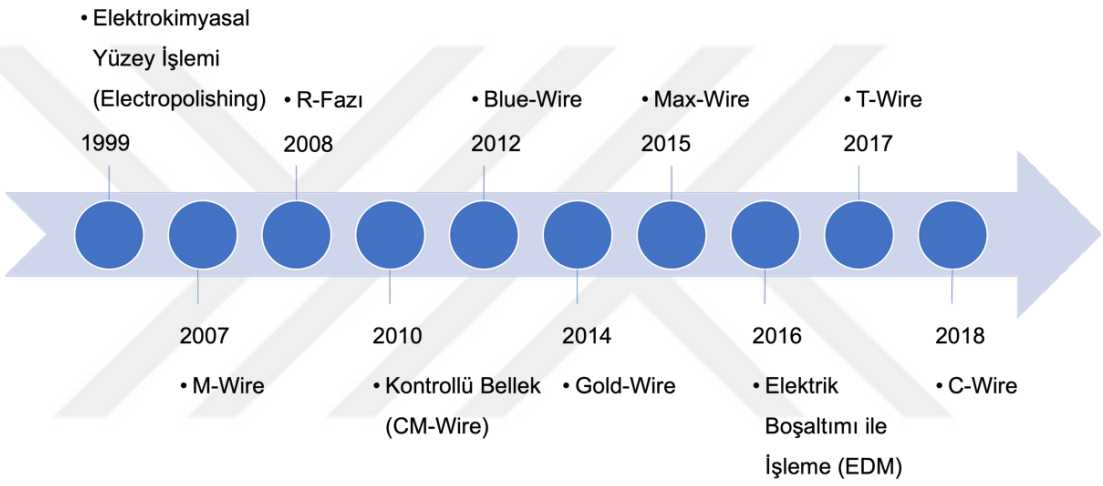
Şekil 2.2. NiTi alaşımın sıcaklığa bağlı faz değişimi. "Ms" martensit başlangıç sıcaklığını, "Mf" martensit bitiş sıcaklığını, "As" östenit başlangıç sıcaklığını, "Af" östenit bitiş sıcaklığını ifade etmektedir.

Martensit fazda sıcaklığın tekrar artırılmasıyla değişim tersine çevrilerek NiTi alaşım martensit fazdan östenit faza geri dönmektedir ve bu özellik şekil hafıza etkisi (Şekil 2.3.a) olarak açıklanmaktadır. NiTi alaşıma stres uygulandığında östenit fazdan martensit faza geçişi "stresle indüklenmiş martensit dönüşüm" olarak tanımlanmaktadır ve stresle indüklenen martensit form oda sıcaklığında stabil değildir. Stres ortadan kaldırıldığında alaşım östenit faza aniden geri dönmektedir ve bu özellik de süper elastisite (Şekil 2.3.b) olarak açıklanmaktadır. Bu sayede NiTi alaşımlar, kalıcı deformasyon olmaksızın akma dayanımlarının yalnızca %1'i kadar esneyebilen paslanmaz çelik alaşımların aksine %8'e kadar esneyebilmektedirler.[36]



Şekil 2.3. NiTi alaşımların faz değişimi sırasında ortaya çıkan doğal özellikleri: **a.** Şekil hafıza etkisi, **b.** Süper elastisite

Uzun yıllar boyunca birçok NiTi alet kesme etkinliğinin ve döngüsel yorgunluğa karşı direncinin arttırılması amacıyla özellikle enine kesitinin ve kesme yüzeyinin tasarımında değişiklerle yalnızca geleneksel yöntemlerle öğütülerek üretilmiştir. Süregelen yıllar içinde NiTi aletlerin etkinliğini ve güvenliğini arttırmak için üretim süreçlerinde ve alaşım kombinasyonunda iyileştirmeler yapılmıştır.[12] Bu bağlamda 1999'dan beri tanıtılan farklı iyileştirme işlemleri (Şekil 2.4) NiTi aletlerin mekanik özelliklerini ve klinik davranışlarını belirleyen esas faktördür.[37]



Şekil 2.2. NiTi alaşımların özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla geliştirilen yüzey işlemleri

NiTi döner aletler 2013 yılında Haapasalo ve Shen[13] tarafından tasarımları, bileşenleri ve performansları göz önüne alınılarak mekanik olarak sınıflandırılmış olsa da 2018 yılında Gavini ve ark.[37] NiTi döner aletlerin üretiminde kullanılan işlemlere göre yeni bir sınıflama yapmışlardır. Bu yeni sınıflamaya göre NiTi döner aletler şu şekilde sınıflandırılmışlardır:

1. Konvansiyonel NiTi
2. Elektropolisaj (Electropolishing)
3. M-Wire
4. R-Fazı
5. Kontrollü Bellek (Controlled Memory/CM)
6. Blue-Wire ve Gold-Wire

7. Max-Wire
8. Elektrik Boşaltımı ile İşleme (Electrical Discharge Machining/EDM)
9. T-Wire ve C-Wire
10. Diğer Isıl İşlem Görmüş Sistemler

Konvansiyonel NiTi

Konvansiyonel NiTi alaşımın östenit bitiş sıcaklığı vücut sıcaklığının altında olduğundan bu alaşım esas olarak östenit fazdan oluşmaktadır ve süper elastisite gösteren katı haldedir.[38] Stres uygulanması ile birlikte stresle indüklenmiş martensit dönüşüm gerçekleşerek alaşım martensit faza geçiş yapar. Plastik deformasyondan önce stres ortadan kalkarsa dönüşüm kendiliğinden tersine döner ve alaşım orijinal şekline ve boyutuna geri döner.[34] Bu özelliklerinden dolayı NiTi alaşımlar son derece esnektirler ve böylece eğimli kanallarda bile sürekli rotasyonla kullanılabilirler.[12]

1992 yılında McSpadden tarafından ISO standartlarında .02 tapera sahip ilk NiTi döner alet tasarlanmıştır. 1994 yılında ise Johnson tarafından tasarlanan .04 ve .06 tapera sahip ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemi piyasaya sürülmüştür.[13] Ardından Greater Taper (GT) (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, ABD), LightSpeed (LightSpeed Technology Inc, San Antonio, TX, ABD), HERO 642 (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ve Quantec (Tycom, Irvine, CA, ABD) gibi farklı tasarımlara sahip sayısız NiTi döner sistem tanıtılmıştır. Quantec sistemi ilerleyen dönemde üç kesme oluğu, pozitif rake (kesme) açısı, asimetrik radyal alanları ile diğer sistemlere göre önemli derecede farklılık gösteren K3 (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) sistemi olarak yeniden piyasaya sürülmüştür ve benzersiz kesit tasarımı ile kesme etkinliği önemli derecede arttırılmıştır.[39]

2001 yılında kesici yüzeyi boyunca değişkenlik gösteren artan tapera ve dentin duvarlarına teması azaltan konveks üçgen kesite sahip ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemi tanıtılmıştır. 2006 yılında tasarımda modifikasyonlar ve yapılan eklemelerle sistem genişletilmiş, ProTaper Universal adında tekrar piyasaya sürülmüştür. Yapılan değişiklikler ile esnekliğin arttırılarak şekillendirme sırasında kanalların orijinal formuna uyum sağlaması ve alet kırıklarının oluşumunun azaltılması amaçlanmıştır.[40]

Daha sonraki yıllarda koronalden apikale doğru tüm çalışma uzunluğunda şekillendirme sağlayan ve her aletin bir sonraki alet için rehber yol hazırladığı modifiye

S şeklinde kesite sahip Mtwo (VDW, Münih, Almanya) sistemi tanıtılmıştır.[41] Koronale doğru azalan sarmal yapısı sayesinde periservikal bölgede daha hassas bir şekillendirme sağlandığı ve apikalde kesme etkinliğinin arttırılarak vidalanma etkisinin azaltıldığı bildirilmiştir.[42]

2010 yılında mevcut sistemlerden tamamen farklı bir tasarıma ve kinematiğe sahip, konvansiyonel NiTi alaşımdan lazer kesimle üretilen Self-Adjusting File (SAF) (ReDent-Nova, Ra'anana, İsrail) sistemi tanıtılmıştır. Bu sistem kanal duvarlarını saran örgülü kafes yapısı ve özel endodontik motoru ile şekillendirme sırasında sürekli irrigasyon sağlamaktadır.[43]

Süper elastisite özelliği göstermelerinden dolayı konvansiyonel NiTi döner aletler bükülerek üretilmek yerine öğütülerek üretilirler ve bu üretimden kaynaklanan yüzeysel defektler, mikro çatlaklar ve debris artıkları özellikle kesici yüzeyleri etkileyerek aletlerin kesme etkinliklerini ve döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini düşürmektedir.[44]

Elektropolisaj (Electropolishing)

NiTi alaşımların üretiminden kaynaklanan kusurları azaltarak klinik performansı iyileştirmek için 1999 yılında elektropolisaj diğer bir adıyla elektrokimyasal yüzey işlemi tanıtılmıştır. Bu yüzey işleminde harici bir akım kaynağı ve iyonik bir çözelti kullanılarak NiTi alaşımın yüzeyindeki mikro çatlakların azaltılması ve debris artıklarının uzaklaştırılması amaçlanmaktadır.[44] Lopes ve ark.[45] tarafından yapılan bir çalışmada elektropolisaj yüzey işlemi ile NiTi alaşımın yalnızca yüzey kusurlarının iyileştirilmediği aynı zamanda rijiditesinin de arttırıldığı; Praisarnti ve ark.[46] tarafından bir başka çalışmada ise elektropolisaj yüzeyi işleminin NiTi alaşımın süper elastisitesini ve kesme etkinliğini değiştirmeden korozyona karşı direncini arttırdığı bildirilmiştir.

Vidalanma etkisini ve çalışma torkunu azaltmak için değişen kesici kenarlara, kesici olmayan uca ve üçgen kesite sahip RaCe (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) döner sistemi bu teknoloji kullanılarak üretilmiştir.[47] İlerleyen yıllarda aynı üretici tarafından benzer tasarımlara sahip ama apikal çapları, taperları ve enstrüman sayıları değişen BioRaCe ve iRaCe sistemleri de yine bu teknoloji kullanarak üretilmiştir.[45,48] Yakın zamanda 6 kesici kenara sahip güçlendirici uç (booster tip) tasarıma eklenmiş ve yüksek kesme etkinliği ile biyolojik şekillendirme amaçlayan bu yeni döner sistem BT-RaCe olarak adlandırılmıştır.[49] RaCe sistemlerine benzer şekilde EndoSequence (Brasseler,

Savannah, GA, ABD) sistemleri ve çalışma uzunluğu boyunca farklı kesit ve asimetrik kenara sahip OneShape (Micro-Mega, Besançon, Fransa) tek eğe sistemi de üretim sürecinde oluşan düzensizlikleri gidermek için üretim sonrası elektropolisaj işlemine tabi tutulmuştur. Bükülerek üretilen Twisted Files (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) ve Twisted Files Adaptive (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) sistemleri de alaşımın esnekliğini değiştirmeden sertliğini arttırmak amacıyla özel bir elektrokimyasal yüzey işlemine sahiptir.[50]

Elektropolisaj işleminin NiTi alaşımın yüzeyindeki mikro çatlakların azaltılarak döngüsel yorgunluğa karşı direnci arttırdığı kabul edilse de bu teknolojinin alaşımda yapısal mikro kırıkların gelişmesini engelleyemediği bildirilmiştir.[51]

M-Wire

NiTi alaşımın karakteristik kimyasal bileşimi, ısıl işlem süreci ve soğuk çalışma parametreleri aletlerin faz dönüşüm sıcaklıklarını etkileyerek alaşımın mekanik özelliklerini belirlemektedirler.[52] NiTi alaşımların faz dönüşüm sıcaklıkları alaşımın nikel konsantrasyonuna bağlı olduğundan titanyum bakımından zengin bölgede dönüşüm bağımsız olarak 60°C'de gerçekleşirken, nikel bakımından zengin bölgede dönüşüm sıcaklığında ciddi şekilde düşüş gerçekleşmektedir.[53]

NiTi alaşımların faz değişim sıcaklıklarını belirlemek amacıyla belli bir sıcaklığa kadar ısıtılıp belli bir süre sonra kontrollü olarak soğutulması ısıl işlem olarak adlandırılmaktadır. Işıl işlemin gerçekleştirildiği sıcaklık seviyesi, uygulanma süresi ve soğutma hızı alaşımın işlem sonrası sahip olacağı özellikleri direkt olarak etkilemektedir. NiTi alaşımların kimyasal bileşimleri değiştirilerek veya alaşımlara ısıl işlemler uygulanarak östenit başlangıç (As) ve östenit bitiş (Af) sıcaklıkları aletlerin klinik performanslarını arttıracak noktalara getirilebilir.[54]

2007 yılında Af sıcaklığı 43-50°C aralığında olan, vücut sıcaklığında tamamen östenit fazda olmayan M-Wire (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, ABD) alaşımı tanıtılmıştır.[55] Bu alaşımın üretiminde ısıl işlem öğütme işleminden önce uygulanarak konvansiyonel NiTi alaşımlara kıyasla gelişmiş bir esneklik ve yüksek döngüsel yorulma direnci sağlanmıştır.[56] M-Wire alaşımı vücut sıcaklığında süper elastisitesini sağlayan östenit, az miktarda deforme olmuş ve ikizlenmiş martensit ve R-fazı olmak üzere üç farklı kristal yapı içermektedir.[57]

M-Wire alaşımdan üretilerek piyasaya sürülen GT series X (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, ABD) sistemi konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilen GT sistemine göre torsiyonel strese daha yüksek direnç gösterdiği bildirilmiştir.[58] 2009 yılında tanıtılan ve M-Wire alaşımından üretilen ProFile Vortex (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, ABD), ProFile sisteminin bir modifikasyonudur ve çalışma hızı 500 rpm'e çıkarılarak kesme etkinliğinde artış amaçlanmıştır.[59] 2011 yılında M-Wire alaşımdan yapılmış, resiprokal hareketle çalışan WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya) tek eğe sistemleri tanıtılmıştır. Her iki sistem de saat yönünün tersinde kesici kenarlara sahiptirler ve saat yönünün tersinde büyük açı (WaveOne 170°, Reciproc 150°) ve saat yönünde küçük açı (WaveOne 50°, Reciproc 30°) yaparak 3 harekette saat yönünün tersinde 1 tur yaparlar. Bu sayede vidalanma etkisi ortadan kaldırılarak sürekli rotasyona göre döngüsel yorgunluğa karşı direncin arttırılması amaçlanmıştır.[60]

2013 yılında ProTaper Universal'in halefi olarak tanıtılan ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) M-Wire alaşımdan üretilmiş olup, asimetrik dikdörtgen kesite, değişken tapera ve eksantrik çalışma prensibine sahiptir. Asimetrik tasarımın ve M-Wire alaşımın getirdiği yüksek esneklik şekillendirme yeteneğini arttırırken, öte yandan döngüsel yorgunluğa karşı direnci de arttırmıştır.[61]

R-Fazı

2008 yılında NiTi alaşımların esnekliğini ve direncini arttırmak amacıyla bir dizi ısıtma ve soğutma işlemini içeren R-Fazı ısıl işlemi (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) tanıtılmıştır. Pre-martensit faz olarak da adlandırılan R-Fazı, östenit ve martensit fazlar arasında çok dar bir sıcaklık aralığında meydana gelmektedir. Bu faz düşük sertliği ile yüksek esneklik ve döngüsel yorgunluğa karşı yüksek direnç göstermesinin aksine torsiyonel streslere karşı düşük dirence sahiptir.[62] NiTi alaşımdan geleneksel olarak öğütülmek yerine bükülerek üretilen Twisted File (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) sistemi bünyesinde üç farklı üretim metodu barındırmaktadır. Bu üretim süreci R-Fazı ısıl işlemini, büküm sırasında yeniden kristalizasyon için özel bir ısıl işlemi ve alaşımın esnekliğini değiştirmeden sertliğini arttıran özel bir elektrokimyasal yüzey işlemini içermektedir. Sisteme özgün büküm işleminde öğütülme işleminde oluşan kırık hattının yayılımını kolaylaştıran enine kesit çizgileri oluşmadığından metalin kristal kafes yapısı daha fazla bütünlük içindedir.[63] İlerleyen yıllarda K3 sistemi de R-Fazı ısıl işlemi ile güncellenerek K3XF (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) adıyla tekrar piyasaya

sürülmüş, Twisted File sisteminin aksine R-Fazı ısıl işlemine geleneksel öğütülme işleminden sonra tabi tutulmuştur.[64]

2013 yılında aynı üretici tarafından torsiyonel stresi anlık ölçerek gerektiğinde resiprokal harekete geçiş yapan, rotasyon hareketi ile resiprokal hareketi kombine kullanarak kesme etkinliğini değiştirmeden kırılma direncini arttırmayı amaçlayan "Adaptive Motion" hareketi tanıtılmıştır. Twisted File sistemi R-Fazı ısıl işlemi, bükülerek üretim ve özel yüzey işlemi gibi tasarım özelliklerinin yanında bu kombine hareketle kullanımı da bünyesine alarak Twisted File Adaptive adıyla tekrar piyasaya sürülmüştür.[65]

Kontrollü Bellek (Controlled Memory/CM)

2010 yılında geleneksel öğütülme işleminden sonra ısıtma-soğutma ısıl işlemi ile östenit fazın süper elastisite özelliğine sahip olmayan, alaşımın şekil hafıza etkisi üzerinde kontrol sağlayarak aletlere ön eğim verilmesine izin veren ve ısı uygulaması sonrası orijinal şekline geri dönen CM-Wire (DS Dental, Johnson City, TN, ABD) alaşımı tanıtılmıştır.[66] CM-Wire alaşımı bu özellikleri ile döngüsel yorgunluğa karşı yüksek direnç gösterirken, artan esnekliği sayesinde daha merkezi bir şekillendirme sağlarken şekillendirme esnasında daha az transportasyona neden olmaktadır.[67] CM-Wire alaşımın konvansiyonel NiTi alaşıma göre daha az nikel içermesinden dolayı oda sıcaklığında R-fazı, martensit ve östenit fazlarının bir kombinasyonu halinde bulunduğu düşünülmektedir.[68] Ayrıca CM-Wire alaşımın konvansiyonel NiTi alaşıma göre döngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç ve kırılmadan önce daha çok deformasyon gösterdiği bulunmuştur.[69]

2011 yılında CM-Wire alaşımdan üretilen; üçgen kesitli orifis şekillendirici ve farklı kesitlerde şekillendirme eğeleri bulunan HyFlex CM (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD) sistemi tanıtılmıştır.[70] 2011 yılında da CM-Wire alaşımdan üretilen bir diğer sistem Typhoon CM (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT, ABD) tanıtılmıştır.[71] Acosta ve ark.[72] konvansiyonel NiTi ve CM-Wire alaşımdan üretilen aletlerin torsiyonel strese karşı deformasyonlarını incelemişler ve CM-Wire alaşımdan üretilen aletlerin daha yüksek direnç gösterdiklerini bulmuşlardır. 2014 yılında yine CM-Wire alaşımdan üretilen S şekilli kesite, aktif olmayan uca sahip ProDesign (Easy Dental Equipments, Belo Horizonte, MG, Brezilya) sistemleri rotasyon hareketi ile

çalışan ProDesign Logic ve resiprokal hareketle çalışan ProDesign R sistemleri olarak üreticiye göre yalnızca kesme yönlerinde farklılıkla piyasaya sürülmüştür.[73]

Blue-Wire ve Gold-Wire

2012 yılında CM-Wire alaşımlar için tekrarlayan yeni bir ısıtma-soğutma ısıl işlemi ile alaşımın yüzeyinde titanyum oksit tabakası biriken ve tabakanın kalınlığına göre yüzey renginin değiştiği Blue-Wire ve Gold-Wire (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, ABD) alaşımları tanıtılmıştır.[74] Blue-Wire alaşım için 60-80 nm arasında değişen titanyum oksit tabakasının kalınlığı, Gold-Wire alaşım için 100-140 nm arasında değişmektedir.[75,76] Aynı yılda M-Wire alaşımdan üretilen ProFile Vortex sistemi benzer bir tasarımla Blue-Wire ısıl işlem süreci kullanılarak tekrar üretilmiş ve Vortex Blue (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, ABD) ismiyle piyasaya sürülmüştür.[77] 2013 yılında ise ProTaper Universal sistemi apikal çap, taper, kesit ve şaft tasarımında değişiklikler ile Gold-Wire alaşımı kullanılarak güncellenmiş ve ProTaper Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) olarak tekrar piyasaya sürülmüştür.[78,79] Devam eden yıllarda da WaveOne sistemi tasarımda değişikliklerle Gold-Wire alaşımı ile tekrar üretilerek WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) adıyla, Reciproc sistemi de Blue-Wire alaşımı ile üretilerek Reciproc Blue (VDW, Münih, Almanya) adıyla güncellenerek piyasaya sürülmüşlerdir.[80] Reciproc Blue ile üretim açısından benzerlik gösteren VDW.ROTATE (VDW, Münih, Almanya) sistemi de Mtwo sisteminin Blue-Wire alaşımı ile yeniden üretilmiş hali olarak piyasada bulunmaktadır.[81]

2017 yılında rotasyon hareketi ile çalışan SRF-Sequence Rotary File (MK Life, Porto Alegre, RS, Brezilya) ve resiprokal hareketle çalışan X1-Blue File (MK Life, Porto Alegre, RS, Brezilya) eğeleri de Blue-Wire alaşım kullanılarak üretilmiştir.[82] Blue-Wire alaşımına benzer özel bir ısıl işlem ile RaCe sistemin güncellenmiş hali olan RACE EVO (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) ve resiprokal hareketle çalışan yeni bir sistem olan R-Motion (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) sistemleri de piyasada bulunmaktadır.[83] 2021 yılında teknolojik gelişmeler ışığında yeni bir tasarımla tanıtılan ProTaper Ultimate (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemi farklı alaşımları bünyesinde barındırmakta; Slider aleti M-Wire, Shaper ve Finisher aletleri Gold-Wire alaşımdan üretilirken Auxiliary Finisher aletleri de Blue-Wire alaşımdan üretilmektedir.

Blue-Wire ve Gold-Wire ısıl işlem görmüş alaşımlarının tanıtıldıkları günden beri birçok farklı üretici bu mavi veya altın renk tonunu kendi sistemlerine entegre etmek

için benzer ısıl işlemleri kullanmış ve kendi "replica-like" (kopya-benzeri) benzer üretimli sistemlerini tanıtmışlardır.[84] BlueShaper (Zarc4Endo, Gijón, İspanya), Go-Taper Flex (Access, Shenzhen, Çin), Super Files Blue (Flydent, Shenzhen, Çin) ve Premium Taper Gold (Waldent, New Delhi, Hindistan) gibi bu benzer üretimli sistemlerinin şu anda etkinliklerini ve güvenliklerini açıklayan sınırlı bağımsız literatür bulunmaktadır.[85]

Genel olarak Blue-Wire alaşım vücut sıcaklığına yakın 38.5°C sıcaklığında östenit formasyon gösterirken, Gold-Wire alaşım ise 50°C'ye yakın sıcaklıklarda östenit formasyon gösterir.[86] Hem Blue-Wire hem de Gold-Wire aletler, M-Wire veya konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilen aletlere göre daha fazla esnekliğe ve döngüsel yorgunluğa karşı dirence sahiptir.[87]

Max-Wire

2015 yılında klinik kullanım için şekil hafıza etkisi ve süper elastisite özelliklerini bir arada sunan Max-Wire alaşımdan üretilen XP-endo (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) sistemi tanıtılmıştır. Max-Wire alaşımının termomekanik işlemi ile aletler 20°C'ye yakın oda sıcaklığında martensit fazda (statik durum) bulunurken, 35°C olan kanal içi sıcaklık ve üstünde östenit fazda (dinamik durum) bulunmaktadırlar. Bu sayede kanala yerleştirildiğinde 30/.01 boyutunda olan ve şekil hafıza etkisi gösteren aletler şekillendirme esnasında martensit dönüşüm ile süper elastisite göstererek 30/.04 boyutuna genişleyerek eksentrik hareketle kanal duvarlarına temas etmektedirler.[14,88] XP-Endo ailesi güçlendirici uca sahip 30/.01-30/.04 XP-endo Shaper ile 25/.00 XP-endo Finisher ve 30/.00 XP-endo Finisher R olmak üzere üç alete sahiptir. Yakın zamanda XP-endo sistemine 15/.04 XP-endo Rise Glider aleti eklenmiş ve sistem XP-endo Rise olarak güncellenmiştir. Benzer şekilde XP-3D (Brasseler, Savannah, GA, ABD) ve XP Clean (MK Life, Porto Alegre, RS, Brezilya) sistemleri de Max-Wire alaşımdan üretilmiştir.

Elektrik Boşaltımı ile İşleme (Electrical Discharge Machining/EDM)

2016 yılında CM-Wire alaşımdan üretilen ancak üretim sonrasında elektrik boşaltımı ile işlenerek optimize edilen HyFlex EDM (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD) sistemi tanıtılmıştır. Bu üretim teknolojisinde aletin yüzeyinden bir miktar metal eritilerek buharlaştırılmakta, ardından da 300-600°C arasında ısıl işleme tabi tutularak ultrasonik ve asit banyoları ile yüzeyi temizlenmektedir.[89,90] HyFlex EDM sistemi keskin kesici kenarlara, çalışma uzunluğu boyunca farklı kesitlere ve bu sayede

de aşamalı esnekliğe sahiptir. Yapılan bir çalışmada elektrik boşaltımı ile işleme yönteminin oda sıcaklığında M-Wire alaşımlara göre daha fazla döngüsel yorgunluğa karşı direnç gösterdiği bildirilmiştir.[91] Neoniti (Neolix SAS, Châtres-la-Forêt, Fransa) ve EDMax (Neolix SAS, Châtres-la-Forêt, Fransa) sistemleri de elektrik boşaltımı ile işleme teknolojisi kullanılarak üretilmektedirler.

T-Wire ve C-Wire

2017 yılında temel olarak OneShape sisteminin tasarımsal özelliklerini taşıyan, yeni bir asimetrik kesite sahip iki aletten oluşan ve üreticiye göre döngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç gösteren ısıl işlem görmüş T-Wire alaşımdan üretilen 2Shape (Micro-Mega, Besançon, Fransa) sistemi tanıtılmıştır.[92] 2018 yılında ise çalışma uzunluğu boyunca farklı kesitlere sahip, sürekli rotasyon ile çalışan ve şekil hafıza etkisi gösteren C-Wire alaşımdan üretilen One Curve (Micro-Mega, Besançon, Fransa) tek eğe sistemi tanıtılmıştır. Razcha ve ark.[93] tarafından yapılan bir çalışmada HyFlex EDM ve OneCurve sistemlerinin şekillendirme yetenekleri karşılaştırılmış, koronalde OneCurve sisteminin HyFlex EDM'ye göre daha çok transportasyona neden olduğu bildirilmiştir.

2021 yılına gelindiğinde C-Wire alaşımdan minimal invaziv şekillendirme amacıyla 1 milimetrelik'lik (mm) maksimum yiv çapına sahip NiTi telden üretilen, farklı asimetrik kesitlere sahip One RECI (Micro-Mega, Besançon, Fransa) tek eğe sistemi tanıtılmıştır. Saat yönünün tersinde 170°, saat yönünde 60° derecelik resiprokal hareketle çalışan bu sistem oda sıcaklığında martensit fazda olup kök kanal sistemine kolay erişim sağlanması için aletlere ön eğim verilmesini sağlamaktadır. Seracchiani ve ark.[94] tarafından yapılan bir çalışma One RECI sistemi döngüsel yorgunluğa ve torsiyonel strese karşı yüksek direnç göstermiştir.

Yakın zamanda T-Wire alaşımından üretilen 2Shape sistemi ile C-Wire alaşımından üretilen One Curve sistemi minimal invaziv şekillendirme ve periservikal dentinin korunması amacıyla 1 mm'lik maksimum yiv çapına sahip NiTi telden üretilerek One Curve mini ve 2Shape mini olarak güncellenmiştir. Pedullà ve ark.[95] 1.2 mm'lik maksimum yiv çapına sahip 2Shape ve 1 mm'lik maksimum yiv çapına sahip 2Shape mini sistemlerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırmış, 1 mm'lik NiTi telin 1.2 mm'lik NiTi tele göre daha çok direnç gösterdiğini bildirmişlerdir.

Diğer Isıl İşlem Görmüş Sistemler

2015 yılında öğütüldükten sonra ısıl işleme tabi tutulan TRUShape (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, ABD) sistemi tanıtılmıştır. Sistem üçgen kesite, değişken tapera, S şeklinde kıvrımlara sahiptir ve eksentrik hareketle çalışarak düzensiz geometriye sahip oval kanalların şekillendirilmesinde duvarlara daha çok temas etmektedir.[96]

2015 yılında .04 ve .06 tapera sahip, gözyaşı damlası şeklinde asimetrik kesite sahip ısıl işlem görmüş NiTi alaşımdan üretilen Silk (Mani, Tochigi, Japonya) sistemi tanıtılmıştır. Donnermeyer ve ark.[97] tarafından farklı NiTi sistemlerin şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada Silk sisteminin konvansiyonel NiTi alaşıma göre daha az transportasyona neden olduğu bildirilmiştir. Yakın zamanda Silk sistemine benzer bir şekilde radyal alan içeren asimetrik kesite sahip, ancak daha çok debris uzaklaştırmayı amaçlayan ekstra kesici kenara sahip JIZAI (Mani, Tochigi, Japonya) sistemi tanıtılmıştır. Şekil hafıza etkisi gösteren ısıl işlem görmüş NiTi alaşımdan üretilen sistemin şekillendirme sırasında kanalda diğer sistemlere göre daha az düzleşmeye neden olduğu bildirilmiştir.[98]

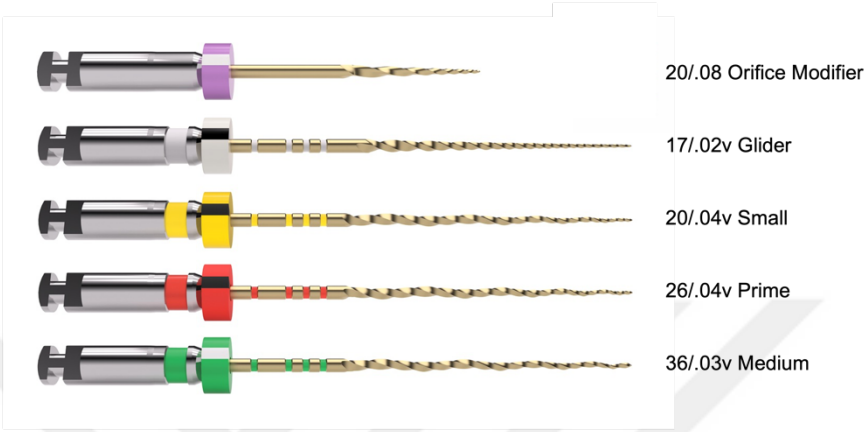
2016 yılında Sistem S şekilde kesit ve saat yönünde pozitif kesme açısına sahip tasarımıyla ısıl işlem görmüş NiTi alaşımdan üretilen, resiprokal ve sürekli rotasyon hareketiyle çalışan Genius (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) hibrit sistemi tanıtılmıştır. Şekillendirmeye saat yönünde 90°, saat yönünün tersinde 30° resiprokal hareketle başlayan sistem, çalışma boyuna erişildiğinde sürekli rotasyon hareketine geçiş yaparak debrisi daha efektif şekilde uzaklaştırmayı amaçlamaktadır.[99]

2.3. Çalışmamızda Kullandığımız Döner Sistemler

2.3.1. TruNatomy™

Minimal invaziv şekillendirme amacıyla üretiminde geleneksel 1.2 mm'lik maksimum yiv çapına sahip NiTi tel yerine 0.8mm'lik tel kullanılan TruNatomy™ (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemi öğütülme işleminden sonra süper elastisite özelliğini arttırarak şekil hafıza etkisini azaltan özel bir ısıl işlem sürecinden geçerek üretilmektedir.[100] Merkezden sapmış kare kesiti ve çalışma uzunluğu boyunca azalan tapera sahip tasarımı ile sistem debrisin uzaklaştırılması için daha fazla boşluk sağlayarak apikalden daha az ekstrüzyona neden olmaktadır.[101]

TruNatomy™ sistemi “20/.08 Orifice Modifier” orifis şekillendirici, “17/.02v Glider” rehber yol eğesi; “20/.04v Small”, “26/.04v Prime” ve “36/.03v Medium” olmak üzere 3 farklı şekillendirme eğesinden oluşmaktadır (Şekil 2.5). Üreticiye talimatlarına göre sistemin tüm eğeleri 500 rpm yüksek hız ve 1.5 Ncm düşük tork değerlerinde çalıştırılmalıdır.[102]



Şekil 2.3. TruNatomy™ döner sistemi

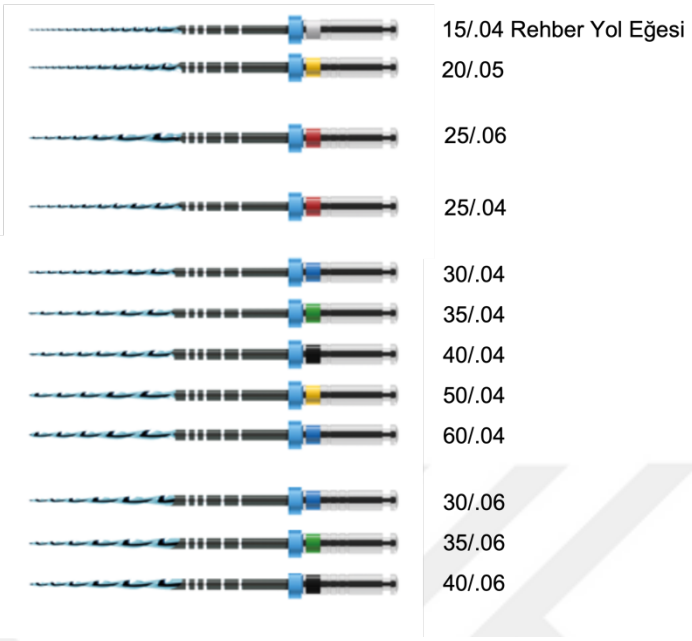
Çoğu vakada 20/.08 Orifice Modifier, 17/.02v Glider ve 26/.04v Prime eğeleri ile şekillendirme tamamlanırken eğimli ve dar kanallarda Prime eğesinden önce 20/.04v Small şekillendirme eğesinin kullanımı, geniş apekse sahip kanallarda da Prime eğesinden sonra 36/.03v Medium eğesi ile şekillendirmenin bitirilmesi üretici tarafından önerilmektedir.[103,104]

2.3.2. VDW.ROTATE™

Konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilen Mtwo sisteminin alet sayısı ve taper oranlarının düşürülerek güncellenmesiyle ortaya çıkan VDW.ROTATE™ (VDW, Münih, Almanya) sistemi kesme etkinliğinin değiştirilmeden aletlerin esnekliğinin arttırılması amaçlanan ısıl işlem görmüş Blue-Wire alaşımdan üretilmektedir.[105] S şeklindeki kesiti ile debris uzaklaştırmak için daha fazla boşluk sağlayan sistemin apikalden daha az debris ekstrüzyonuna neden olduğu bildirilmiştir.[106] VDW.ROTATE döner sisteminin döngüsel yorgunluğa karşı direncinin Mtwo döner sistemine göre daha yüksek olması Blue-Wire alaşımla ilişkilendirilmiştir.[107]

VDW.ROTATE™ sistemi 15/.04, 20/.05, 25/.06, 25/.04, 30/.04, 35/.04, 40/.04, 50/.04, 60/.04, 30/.06, 35/.06 ve 40/.06 aletlerinden oluşan geniş bir yelpazeye sahiptir

(Şekil 2.6).[108] Tüm sistem eğeleri 300-400 rpm aralığında farklı tork değerlerinde çalışmaktadır.[109]

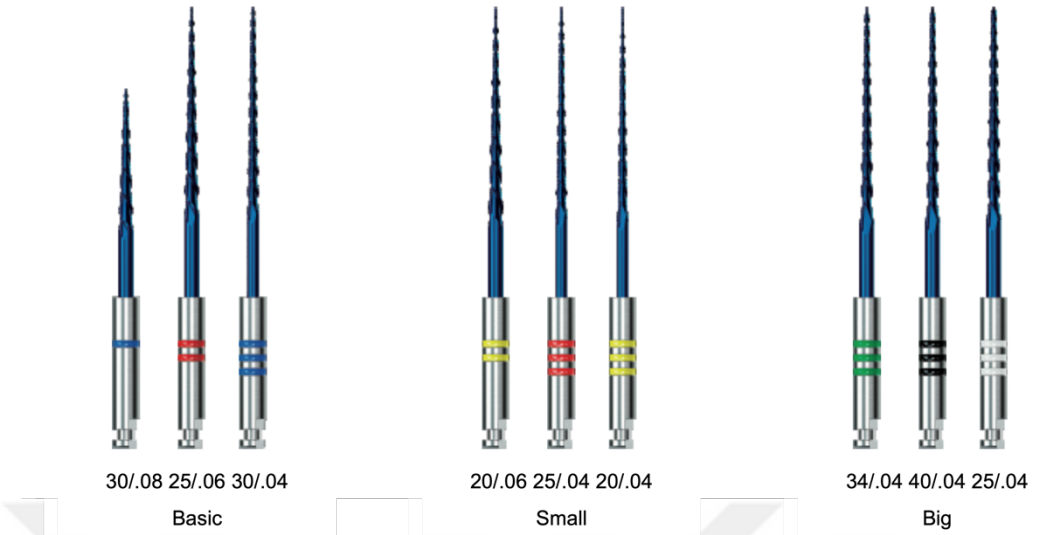


Şekil 2.4. VDW.ROTATE™ döner sistemi

Üretici 15/.04, 20/.05 aletlerinin kullanımından sonra çoğu klinik vakada 25/.06 aletinin, dar ve eğimli kanallarda ise 25/.04 aletinin kullanımını önermektedir. Geniş apekse sahip kanallarda 25/.06 veya 25/.04 kullanımında sonra daha büyük apikal çapa sahip eğelerin kullanımı ile şekillendirmenin bitirilmesi gerekmektedir.[110]

2.3.3. Endostar E3 Azure

Konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilen, modifiye S şekilli kesite ve 90° açılı kesici kenarlara sahip Endostar E3 (Poldent, Varşova, Polonya) sistemi yakın zamanda üreticinin Azure HT olarak adlandırılan ve sisteme kendine özgü parlak mavi rengini veren ısıl işlem teknolojisi ile güncellenerek Endostar E3 Azure olarak tekrar piyasaya sürülmüştür.[111] Üreticiye göre bu ısıl işlem ile sistem oda sıcaklığında eğeye ön eğim verilmesini sağlayan martensit özellik sergilerken vücut sıcaklığında süper elastisite ve üstün kesme etkinliği gösteren östenit özellikler sergilemektedir. Sürekli rotasyon, saat yönünde büyük açıya sahip resiprokal ve kompleks hareketlerle çalışan sistem .04, .06 ve .08 gibi farklı taperlara ve 0.20 ile 0.45 arasında farklı çaplara sahip eğelerden oluşmaktadır. Tüm sistem eğeleri 300 rpm hızda farklı tork değer aralıklarında çalışmaktadır. Üretici tarafından kök kanallarının durumuna göre "Small", "Basic" ve "Big" olmak üzere üç farklı set şeklinde sunulmaktadır (Şekil 2.7).[112]



Şekil 2.5. Endostar E3 Azure döner sistemi

Üreticiye göre 30/.08 orifis şekillendirici; 25/.06 ve 30/.04 şekillendirme eğelerine sahip Basic set çoğu vakada başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Dar ve eğimli kanalların varlığında Small setin, geniş kanalların varlığında da Big setin Basic sete ek olarak kullanılması gerekmektedir. Small ve Big setleri tek başlarına şekillendirmede kullanılamamakta, Basic setin bir genişletme paketi olarak kullanılabilmektedirler.[113]

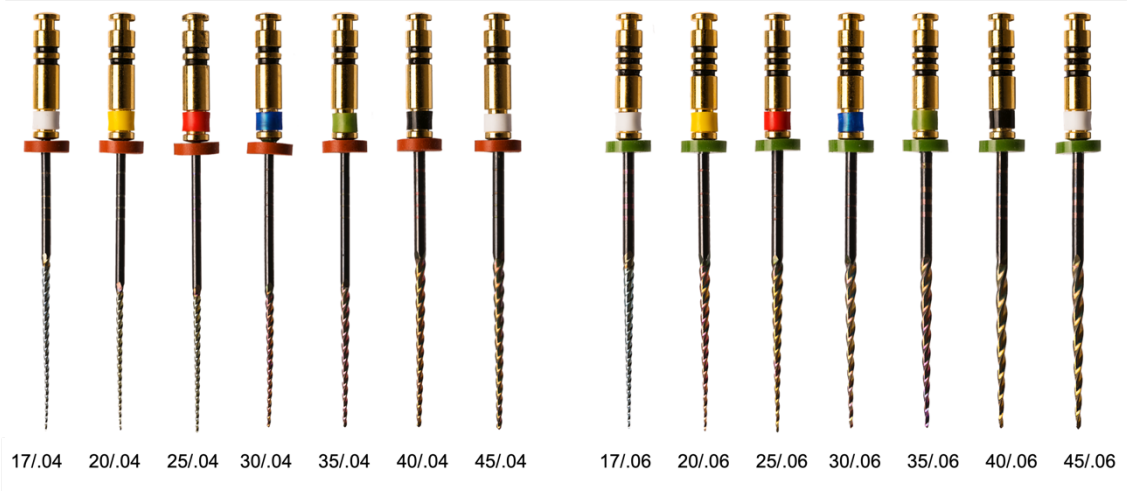
2.3.4. EdgeFile® X3 ve EdgeFile® X7

Yakın zamanda döngüsel yorgunluğa ve torsiyonel strese karşı yüksek direnç sağlayan Fire-Wire alaşımından üretilmiş sabit taperlara sahip 4 farklı döner sistem EdgeFile® X1, X3, X5 ve X7 (EdgeEndo, Albuquerque, NM, ABD) tanıtılmıştır. Üretici EdgeFile® sistemlerini belirli firma sistemlerine karşı rakip olarak satışa sunmuş, EdgeFile® sistemlerinin rakip firma sistemlerinin uyumlu endodontik motorlarında önerilen kinematik, hız ve tork değerlerinde çalışabileceğini öne sürmüştür.[114] X1 sistemi resiprokal; X3, X5 ve X7 sistemleri sürekli rotasyon hareketi ile çalışmaktadır. Bu sistemler Flexicon adıyla Hindistan pazarında da satılmaktadır.[115]

EdgeFile® X3 sistemi 25/.12 NX, 17/.06 N1, 17/.04 N2, 20/.06 C1, 25/.06 C2, 30/.06 C3 ve 40/.06 C4 eğelerinden oluşup ProTaper sistemini kullanan kullanıcılar için piyasaya sürülmüştür (Şekil 2.8). EdgeFile® X3 sistemi sabit tapera, parabolik kesite ve değişken heliks açısına sahiptir.[116] Üreticiye göre tüm sistem eğeleri ProTaper ve ProTaper Next sistemlerinin önerilen hız ve tork değerlerinde kullanılabilirken, istenirse 300-500 rpm hız aralığında, 3 Ncm tork değerlerinde de kullanılabilmektedir.[117]

Şekil 2.8. EdgeFile® X3 döner sistemi

EdgeFile® X7 sistemi parabolik üçgen kesit ve değişken heliks açısına sahip 0.17 ile 0.45 arasında değişen farklı apikal çaplardaki eğelerden oluşmaktadır.[118] Bir dizi ısıtma ve soğutma süreci ile üretilen Fire-Wire alaşımı EdgeFile® X7 sisteminin esnekliği arttırırken şekil hafıza etkisi azaltmaktadır.[119] 1 mm'lik maksimum yiv çapına sahip NiTi telden üretilmiş olan sistem bunu 20/.04, 25/.04, 30/.04 ve 35/.04 eğelerinin diğer eğelerin aksine 16 mm'lik çalışma uzunluğu yerine 12 mm'lik çalışma uzunluğuna sahip olmasıyla sağlamaktadır (Şekil 2.9). Sistem üretim sürecinin sonunda keskinliğinin ve dayanıklılığının arttırılması için elektropolisaj işlemine tabi tutulmaktadır.[120]



Şekil 2.9. EdgeFile® X7 döner sistemi

Üniversal bir sistem olarak tüm kullanıcılara hitap etmesi için üretilen EdgeFile® X7 sistemi .04 veya .06 sabit tapera sahip iki farklı setten oluşmakta, üretici tarafından tüm kök kanalları için .04 tapera sahip setin yeterli olduğu, .06 tapera sahip setin ise düz ve hafif eğimli kanallarda kullanılabileceği öne sürülmektedir. Tüm sistem eğelerinin 300-500 rpm hız aralığında, 3 Ncm tork değerlerinde kullanılması önerilmektedir.[121]

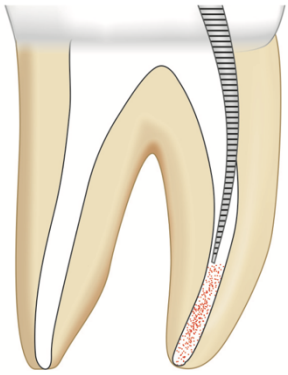
2.4. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Karşılaşılan Prosedürel Hatalar

Kök kanal tedavisi birbirine bağlı adımlar şeklinde ilerleyen prosedürlerin bir bütünüdür ve kök kanal tedavisi sırasında gerçekleşen prosedürel hatalar bu akışı herhangi bir anda veya aşamada kesintiye uğratabilirler.[122] Bu nedenle klinisyenlerin kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında karşılaştıkları prosedürel hatalar tedavi edilen dişlerin prognozunu direkt olarak etkilemektedir.[123] Kök kanallarının şekillendirilmesinde karşılaşılan prosedürel hatalar şu şekilde sınıflandırılabilir[20]:

1. Kanal blokajı
2. Orijinal kanal formundan sapma
    - Basamak oluşumu
    - Transportasyon
    - Zipping
3. Alet kırıkları
4. Strip perforasyon

2.4.1. Kanal Blokajı

Genellikle şekillendirme sırasında kök kanalının orta ve apikal üçlüsünde biriken debris artıklarının apikal yönde itilerek apikal açıklığın tıkanması kanal blokajı olarak tanımlanmaktadır.[124] Kanal blokajı özellikle eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında çalışma boyu kaybına neden olmaktadır (Şekil 2.10). Devamlı irrigasyon yapılmaması ve aletlerin temizlenmeden kök kanallarına yeniden yerleştirilmesi nedeniyle oluşan kanal blokajı rekapitülasyon yapılarak apikal açıklığın tekrar sağlanmasıyla ortadan kaldırılabilir.



Şekil 2.10. Kanal blokajı[125]

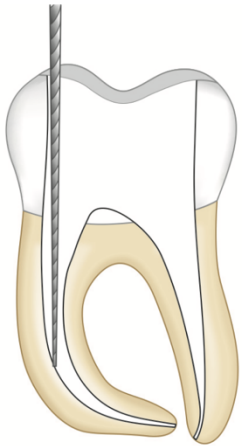
2.4.2. Orijinal Kanal Formundan Sapma

Kök kanal sisteminin tahmin edilemez formu ve karmaşık yapısı nedeniyle şekillendirme sırasında orijinal kanal formundan sapma en sık yapılan prosedürel hatalardandır.[126]

Basamak Oluşumu

Basamak, kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında oluşturulan, normalde apikal açıklığı sağlanmış olan kanalda aletlerin apikal daralıma ilerlemesine engel olan yapay düzensizliklerdir. Basamak oluşumunda en önemli kriterlerden birinin kök kanal eğiminin olduğu bildirilmiştir (Şekil 2.11). Eğimli kanallarda oluşturulan basamak çalışma boyunun kaybına neden olarak basamağın ilerisinde kalan bölgenin dezenfeksiyonunu engellemektedir. Şekillendirme sırasında oluşturulan basamak düzeltilmez ve apikal bölgeye ulaşım sağlanamaz ise kök kanal tedavisi başarısızlıkla sonuçlanabilir.[127]

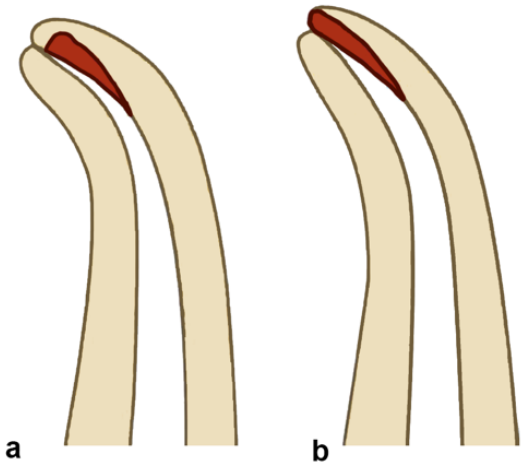
Basamak oluşumunun başlıca nedenleri arasında eğimli kanallarda kök kanal sistemine göre çok daha büyük boyuttaki paslanmaz çelik el eğelerin kullanılması bulunmaktadır. Paslanmaz çelik el eğelerinin kanal içinde zorlanarak ve sıkıştırılarak kullanılması NiTi döner aletlere göre daha fazla basamak oluşturmalarına neden olmaktadır.[128]



Şekil 2.11. Basamak oluşumu[125]

Transportasyon

Transportasyon, anatomik foramenin orijinal konumundan farklı bir konuma taşınmasıdır. Eliptik preparasyon aletler kök kanal sınırları içindeyse internal transportasyona, kök kanal sınırları dışındaysa eksternal transportasyona neden olmaktadır (Şekil 2.12).



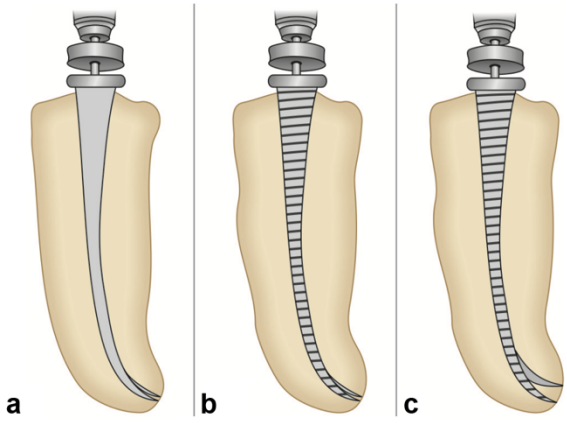
Şekil 2.12. a. İnternal transportasyon, **b**. Eksternal transportasyon[20]

Apikal transportasyonun derecesine göre 3 farklı tipi vardır (Şekil 2.13):

Tip 1: Apikal foramenin minör transportasyonu

Tip 2: Apikal foramenin orta derecede transportasyonu

Tip 3: Apikal foramenin şiddetli transportasyonu



Şekil 2.13. a. Tip 1 transportasyon, **b.** Tip 2 transportasyon, **c.** Tip 3 transportasyon[125]

Taşdemir ve ark.[129] konvansiyonel NiTi döner aletleri ve paslanmaz çelik el aletlerini karşılaştırmış, konvansiyonel NiTi alaşımın paslanmaz çeliğe göre daha iyi merkezde kalma yeteneğine sahip olduğunu ve daha az transportasyona neden olduğunu bildirmişlerdir. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında apikal transportasyon gerçekleştiğinde transportasyonun derecesine göre ortograd veya retrograd olarak farklı yaklaşımlar ile kök kanal tedavisi tamamlanmalıdır.

Zipping

"Zipping", yanlış şekillendirme tekniği nedeniyle eğimli kanalın apikal üçlüsünün yer değiştirmesidir. Bu yer değişikliğini tanımlamak için "kum saati" veya "göz yaşı damlası" tabirleri kullanılmaktadır (Şekil 2.14). Eğimli kanallarda şekillendirme esnasında apikal bölgede kanalın dış duvarından, koronal bölümde ise iç duvardan daha fazla preparasyon yapılmaktadır. Şekillendirilme sırasında kullanılan aletin üretildiği alaşım veya tipi fark etmeksizin aletlerin apikal çapı arttıkça kanalda

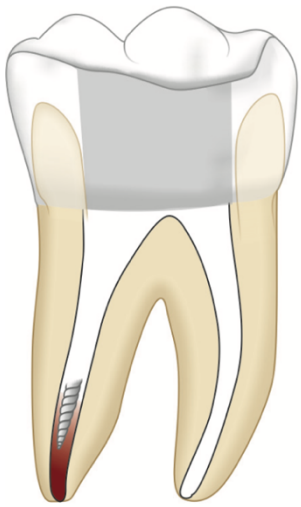
zipping oluşturma riskleri artmaktadır.[2] Zipping oluşmuş kanalın en dar kısmı "dirsek" olarak tanımlanmaktadır.

Şekil 2.14. Zipping[125]

Şekillendirme sırasında aletlere ön eğim verilmesi ve esnek aletlerin kullanılması zipping oluşma riskini azaltmaktadır. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında zipping meydana geldiğinde termoplastik yöntemlerle obturasyon yapılarak kök kanal tedavisi bitirilmelidir.

2.4.3. Alet Kırıkları

Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan aletler yanlış veya birden fazla kez kullanıldıklarında alet kırıkları meydana gelmektedir (Şekil 2.15). Alet kırıkları kök kanal tedavisi sırasında nadir görülen bir prosedürel hata olmamakla birlikte insidansı paslanmaz çelik aletler için %1-6, NiTi döner aletler için %0,4-3,7 arasında değişmektedir.[130]



Şekil 2.15. Alet kırığı[125]

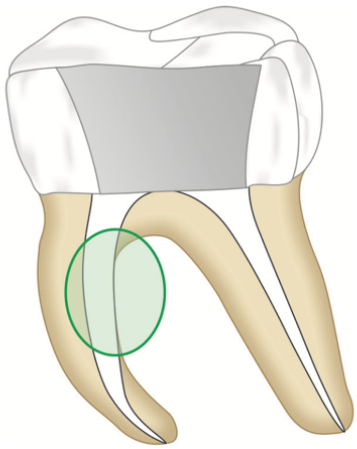
Temel olarak alet kırıkları iki mekanizmada gerçekleşmektedir:

Torsiyonel strese bağlı oluşan alet kırığı aletin ucunun kanal içinde sıkışıp gövdesinin kanal içinde dönmeye etmesiyle aletin elastik limiti aşıldığında meydana gelmektedir.[131] Alapati ve ark.[132] NiTi döner aletlerin klinik kırılmasının büyük ölçüde şekillendirme sırasında tek bir aşırı yüklenme nedeniyle kaynaklandığını ileri sürmüşlerdir.

Döngüsel yorgunluğa bağlı oluşan alet kırığı ise aletin uzun süreli kullanımı sonucunda herhangi bir plastik deformasyon göstermeksizin meydana gelmektedir.[5] Eğimli kanallarda şekillendirme sırasında alet boyunca görülen, tekrarlayan sıkışma ve gerilme alanları döngüsel yorgunluğa neden olmaktadır.[133]

2.4.4. Strip Perforasyon

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında uygun olmayan tekniklerin kullanımı sonucu kök kanalının çevre periodontal dokular ile kurduğu patolojik ilişki strip perforasyon olarak tanımlanmaktadır. Stripping, kök kanal duvarı boyunca aşırı şekillendirmenin neden olduğu lateral bir perforasyondur. Genellikle şekillendirme esnasında mandibular molar dişlerin mezial köklerinin distal duvarı gibi eğimli bir kanalın içbükey duvarında meydana gelmektedir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Strip perforasyon[125]

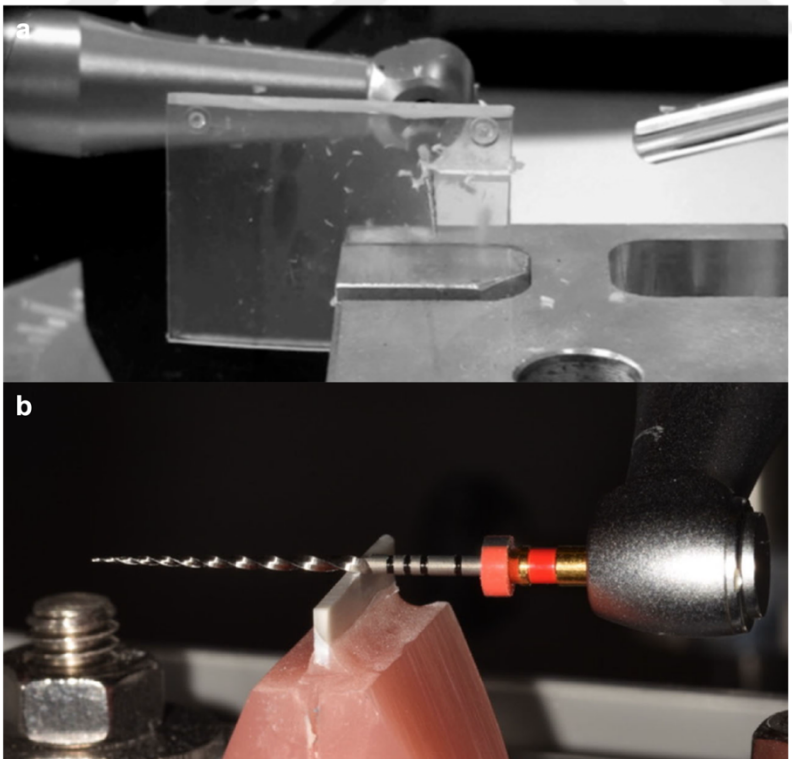
Eğimli kanallarda aletlere ön eğim verilerek şekillendirmenin yapılması veya bir aletin yivlerinin kanalın içbükey kısmına denk gelen yivlerinin modifiye edilmesi ile strip perforasyon önlenebilir. Gu ve ark.[134] mandibular moların meziobukkal ve meziolingual kanallarının distal duvarı ile distobukkal ve distolingual kanalların mezial duvarının en

az dentin kalınlığına sahip duvarlar olduklarını ve kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında bu alanlarda strip perforasyondan kaçınılması gerektiğini bildirmişlerdir.

2.5. Kesme Etkinliğinin Değerlendirilmesi

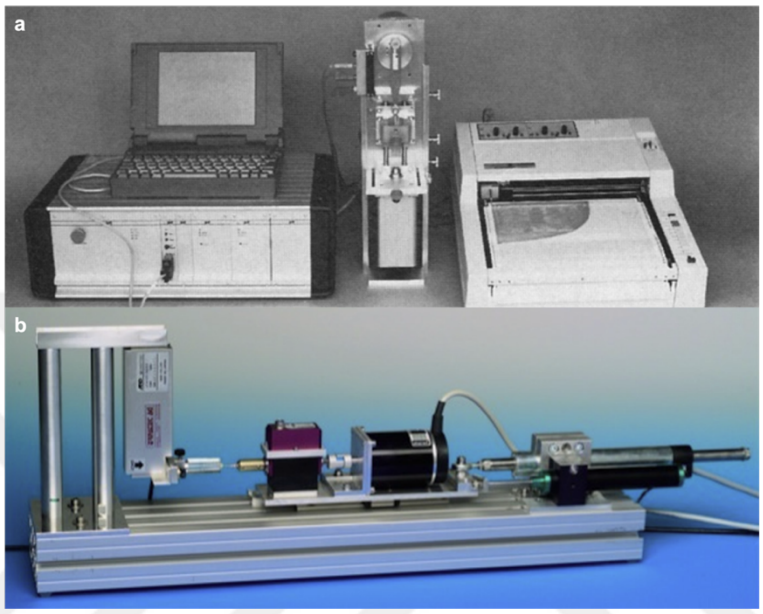
Kesme etkinliğinin tanımı konusunda genel bir görüş birliği sağlanamasa da kesme etkinliği, açıkça tanımlanmış koşullar altında birim zamanda birim kesme uzunluğu başına dentin, kemik, akrilik, rezin, pleksiglas gibi bir örnekten kesilen etkin hacim olarak tanımlanabilmektedir.[6] Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan döner aletlerin kesme etkinliği aletlerin kesit tasarımına, debris uzaklaştırma kapasitelerine, heliks ve kesme açılarına, metalürjik özelliklerine ve yüzey işlemlerine bağlı olduğundan kesme etkinliği değerlendirilirken bu gibi parametreler göz önünde bulundurulmalıdır.[135,136]

Kesme etkinliğini değerlendirmede alçı plakalar, pleksiglas levhalar, akrilik veya rezin bloklar, sığır dentin blokları ve çekilmiş insan dişleri gibi birçok farklı örnek kullanılmıştır (Şekil 2.17).[137] Kesme etkinliğini değerlendirmede kullanılan biyolojik örnekler insan dentinini iyi bir şekilde simüle etse de plastik örneklerin standardizasyonlarının sağlanması daha kolaydır.[138]



Şekil 2.17. Kesme etkinliğinin değerlendirilmesinde kullanılan örnekler**: a.** pleksiglas levhalarla değerlendirilmesi[139] ve **b.** sığır dentin diskleri ile değerlendirilmesi[140]

Günümüze kadar NiTi döner aletlerin kesme etkinlikleri aksiyel ve lateral olmak üzere iki farklı eksende değerlendirilmiştir.[141] Tepel ve ark.[142] NiTi döner aletlerin kesme etkinliklerini yapay kök kanallarında aksiyel yönde kuvvet uygulayarak değerlendirirken (Şekil 2.18.a); Morgental ve ark.[137] sığır dentininden yapılmış örneklere lateral yönde kuvvet uygulayarak değerlendirmiştir (Şekil 2.18.b).



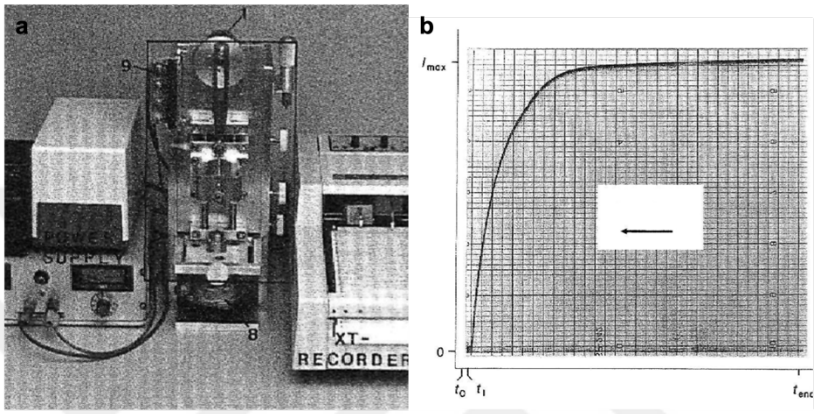
Şekil 2.18. Farklı eksenlerdeki kesme etkinliği düzenekleri **a.** Tepel ve ark.[143]'nın aksiyel yöndeki deney düzeneği, **b.** Morgental ve ark.[137]'nın lateral yöndeki deney düzeneği

Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan aletlerin kesme etkinliğini test etmek için standartlaştırılmış bir metodoloji bulunmamaktadır.[137] Geçmişten günümüze birçok farklı araştırmacı kesme etkinliğini değerlendirmek için çeşitli yöntemler önermişlerdir. Bu yöntemler arasında:

- Tepel ve ark.[142] tarafından kullanılan yapay lümende penetrasyon derinliğinin ölçümü,
- Newman ve ark.[144] tarafından kullanılan örneklerin ağırlık kaybının ölçümü,
- Morgental ve ark.[137] tarafından kullanılan örnek yüzeyinde oluşan olukların stereo mikroskop altında ölçümü,
- Yguel-Henry & von Stebut[6] tarafından kullanılan profilometri ile ölçüm,
- Shen ve Haapasalo[39] tarafından kullanılan mikro bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) ile ölçüm,
- Giansiracusa Rubini ve ark.[145] tarafından kullanılan örnek yüzeyinde oluşan olukların dijital olarak ölçümü bulunmaktadır.[146]

2.5.1. Penetrasyon Derinliğinin Ölçümü

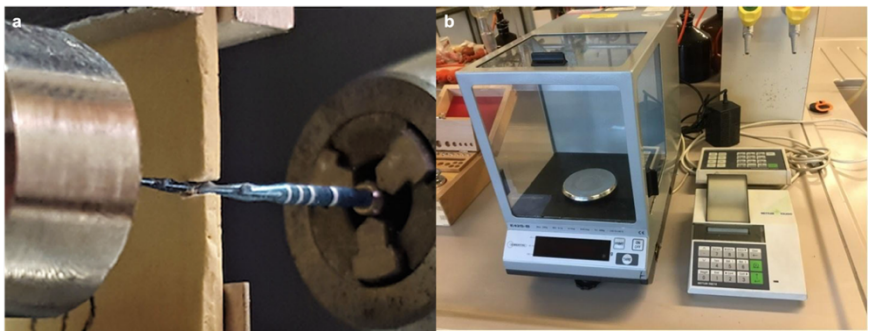
Penetrasyon derinliğinin ölçümünde bilgisayar destekli bir test cihazıyla silindirik yapay lümene sahip rezin örnekler üzerinde aletlerin klinik kullanımını simüle eden aksiyel yönde bir çalışma hareketi kullanılmıştır (Şekil 2.19.a). Elde edilen maksimum penetrasyon derinliği, kesme etkinliğin ölçümü için kriter oluşturmaktadır. Kesme etkinliği testi esnasında herhangi bir anda mevcut penetrasyon derinliği doğrudan kayıt cihazı üzerinden okunabilmektedir (Şekil 2.19.b).[26]



Şekil 2.19. Tepel ve ark.[142] tarafından kullanılan yapay lümende penetrasyon derinliğinin ölçümü: **a.** bilgisayar destekli test cihazı ve **b.** bu test cihazından yapılan bir kesme etkinliği testinin orijinal kaydı

2.5.2. Ağırlık Kaybının Ölçümü

Örneklerin ağırlık kaybının ölçümünde kesme etkinliği testinden önce ve sonra her bir örnek (pleksiglas levha[147], alçı plaka[148] veya rezin blok[149]) en az 10^{-4} gram (g) hassasiyetindeki analitik terazi ile tartılmaktadır (Şekil 2.20). Her ölçüm en az üç kere tekrarlanmaktadır. Ağırlık kaybı, kesme etkinliği testinden önceki ağırlıktan sonraki ağırlığın çıkarılmasıyla hesaplanmaktadır. Elde edilen bulgular sonucunda hesaplanan ağırlık kaybının aletin kesme etkinliği ile doğru orantılı olduğu kabul edilmektedir.[150]



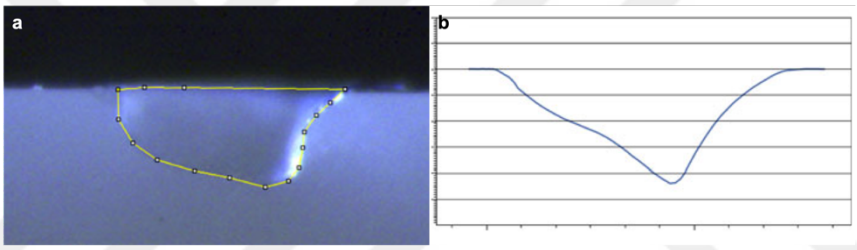
Şekil 2.20. Kesme etkinliğinin ağırlık kaybı ile ölçümü. **a.** Pedullà ve ark.[148] alçı plaka üzerinden Reciproc Blue döner sistem eğesinin kesme etkinliğini ölçümü ve **b.** ağırlık kaybının ölçümü için kullanılan 10^{-4} g hassasiyetindeki bir analitik terazi

2.5.3. Stereo Mikroskop ile Ölçüm

Bu ölçüm tekniğinde kesme etkinliğinin değerlendirildiği her bir örnek stereo mikroskop kullanılarak yüksek büyütme altında incelenmektedir. Aletlerin örnekler üzerinde oluşturdukları çentiklerin görüntüleri bir görüntüleme yazılımı ile bilgisayar ortamına aktarılır ve bir görüntü işleme yazılımı ile de her bir çentiğin alanı (mm^2) (Şekil 2.21.a) çıkarılan dentin miktarını belirlemek için bir parametre olarak kullanılmaktadır.[151]

2.5.4. Profilometri ile Ölçüm

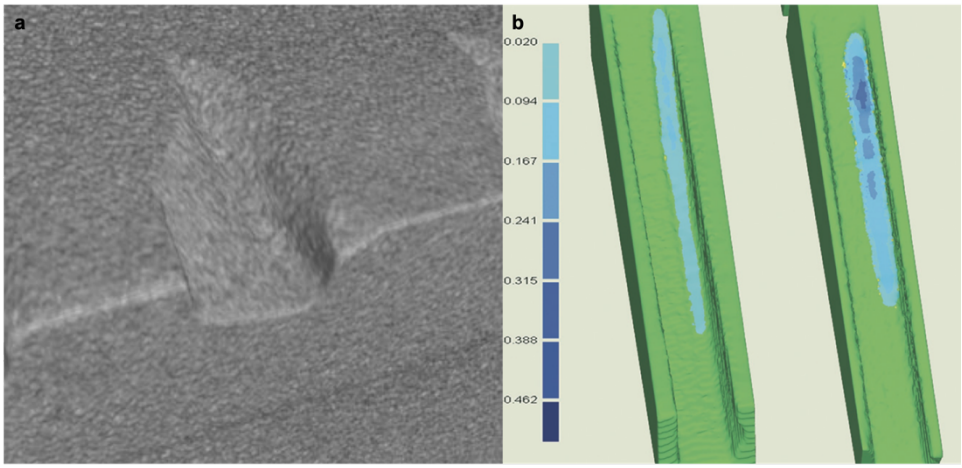
Profilometri cihazları görüntülenen örneklerin yüzey pürüzlüğünü; yüzey üzerindeki basamak derinliğini, hacmini veya alanını 2 boyutta veya 3 boyutta ölçülmesini sağlayan çok amaçlı cihazlardır. Bu ölçüm tekniğinde kesme etkinliğinin değerlendirildiği örnekler üzerinde oluşan çentiklerin maksimum penetrasyon derinliği (Şekil 2.21.b) her bir çentik için mikrometre (µm) cinsinden kaydedilmektedir.[6,151]



Şekil 2.21. Dentin blok üzerinde kesme etkinliğinin incelenmesi:[151] **a.** stereo mikroskop ile ölçüm ve **b.** profilometri ile ölçüm

2.5.5. Mikro-BT ile Ölçüm

Micro-BT, X ışınlarını kullanarak fiziksel bir nesnenin enine kesit görüntülerini oluşturan bir cihazdır. Oluşturulan kesitsel görüntüler bilgisayar ortamında ilgili yazılımlar tarafından işlenerek taranan nesnenin dijital ortamda üç boyutlu modeli oluşturulmaktadır (Şekil 2.22).[152] Kesme etkinliğinin değerlendirilmesinde örnekler testten önce ve sonra taranarak çıkarılan hacim (mm^3) bakımından değerlendirilmek için taramalar üst üste bindirilmektedir.[39,151]



Şekil 2.22. Kesme etkinliğinin mikro-BT ile incelenmesi: **a.** Peters ve ark.[151] çalışmasından bir görüntü ve **b.** Shen ve Haapasalo[39]'nun çalışmasından bir görüntü

2.5.6. Dijital Ölçüm

Kesme etkinliğinin değerlendirildiği örneklerin üzerinde oluşan çentikler fotoğraflanmakta, ardından maksimum penetrasyon derinliği 0.1 mm hassasiyetle bir görüntü işleme yazılımı vasıtasıyla test edilen tüm gruplar için milimetre cinsinden ölçülmektedir.[139,145]

2.6. Şekillendirme Yeteneğinin Değerlendirilmesi

Kök kanallarının şekillendirilmesi ilk olarak 1975'te Weine ve ark.[153] tarafından şeffaf yapay kök kanalları kullanılarak değerlendirilmiş ve şekillendirme sonrası değerlendirmede ilk kez zipping ve dirsek tanımlamaları yapılmıştır. Kök kanallarının şekillendirilmesinin değerlendirilmesinde farklı in-vitro yöntemlerin kullanıldığı çokça çalışma olmasına rağmen şekillendirme yeteneğinin tekrarlanabilir bir şekilde karşılaştıran standart bir protokol bulunmamaktadır. Farklı aletlerin şekillendirme yeteneğini karşılaştırılırken deneysel koşulların standardizasyonu zorunludur.[154]

Şekillendirme yeteneğinin karşılaştırıldığı çalışmalarda örnek olarak şeffaf rezin bloklar (Şekil 2.23), çekilmiş insan dişleri ve üç boyutlu (3B) yazıcıyla üretilmiş dişler kullanılmaktadır.[155] Bazı araştırmacılar doğal dentin özellikleri ile daha gerçekçi bir klinik simülasyon için çekilmiş dişlerin kullanımını savunurken, bazı araştırmacılar ise simüle edilmiş yapay kök kanallarının yüksek standardizasyon avantajını savunmuştur.[19,156]

Şekil 2.23. HyFlex CM döner sisteminin şekillendirme yeteneğinin şeffaf rezin bloklarla değerlendirildiği bir çalışma[157]

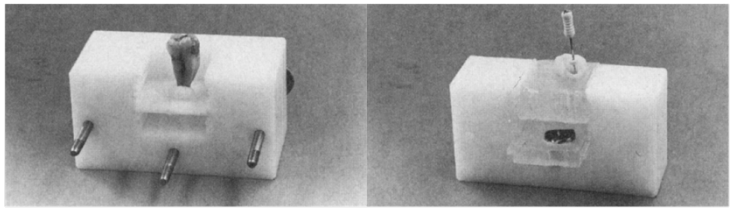
Kök kanal şekillendirilmesinin değerlendirilmesiyle ile ilgili çalışmalarda

- Seri kesit tekniği,
- Görsel inceleme,
- Radyografik inceleme,
- Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile inceleme,
- Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) ile inceleme ve
- Mikro-BT ile inceleme
- Mikrobiyal inceleme

gibi birçok farklı teknik ve makine kullanılmıştır.[155]

2.6.1. Seri Kesit Tekniği

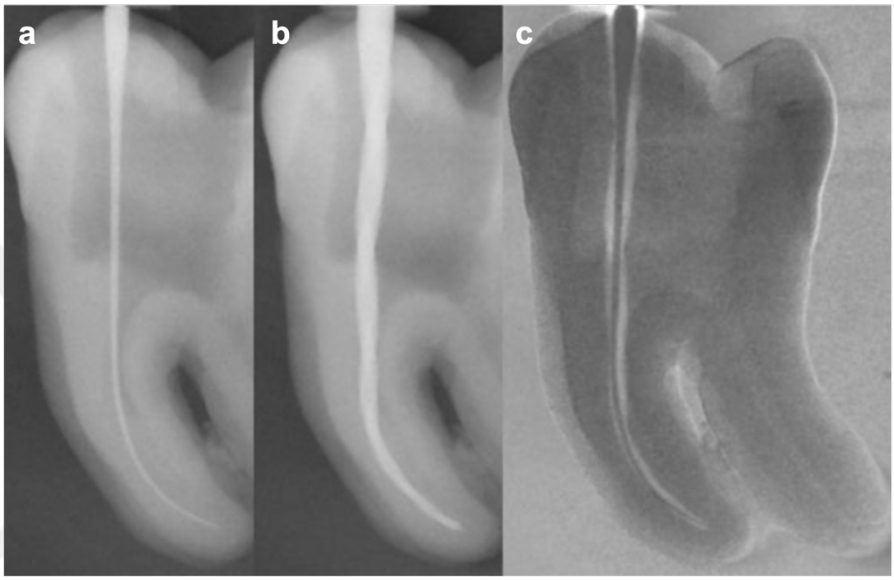
Bramante tekniği olarak da bilinen seri kesit tekniğinde çekilmiş dişlerde şekillendirme sonrası yatay kesitler alınarak kök kanal kesitinde şekillendirmeye bağlı değişikliklerin değerlendirilmesine olanak sağlayan bir mufla model kullanılmaktadır (Şekil 2.24).[158] Bu teknik, şekillendirme öncesi ve sonrası radyografik görüntülerin üst üste çakıştırılmasıyla kök kanalının çevresindeki değişikliklerin nicel ve nitel olarak ölçülmesini ve merkezde kalma yeteneğinin değerlendirilmesini sağlamaktadır.[159]



Şekil 2.24. Bramante ve arkadaşları tarafından tanımlanan mufla sisteminin bir modifikasyonu[160]

2.6.2. Radyografik İnceleme

Radyografiler geleneksel olarak kök kanallarının anatomisindeki değişikliklerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadırlar. Şekillendirme öncesi ve sonrası radyograflar ayrı ayrı analiz edilebilir veya üst üste bindirilebilirler (Şekil 2.25). Radyografik görüntülemede çözünürlük sınırlıdır ve bu nedenle kök kanalının sınırları tam olarak görülememekte, düzleşmenin veya transportasyonun kesin olarak ölçülmesini engellemektedir.[161]



Şekil 2.25. Şekillendirme yeteneğinin radyografik olarak değerlendirilmesi:[49] **a.** işlem öncesi radyograf, **b.** işlem sonrası radyograf ve **c.** işlem öncesi ve işlem sonrası radyografların üst üste bindirilmesi

2.6.3. SEM ile İnceleme

Endodontide kök kanallarının şekillendirilmesi üzerine yapılan çalışmalarda SEM, şekillendirmenin kök kanalları üzerindeki temizlik etkisini veya şekillendirme sonrası duvarların pürüzsüzlüğünün değerlendirilmesi için kullanılır. Kök kanallarının şekillendirilmesinde SEM kullanımının ana odağı şekillendirmenin mekanik yönlerinden ziyade kemomekanik preparasyonun değerlendirilmesidir.[162,163] Örneklerin iki boyutlu olarak yüksek büyütme altında incelenmesini sağlayan SEM şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesi sırasında örneklerin kesitlere ayrılması gerektiğinden yeterli bir yöntem değildir.[164]

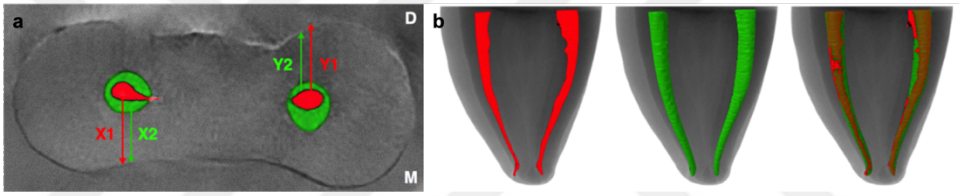
2.6.4. KIBT ile İnceleme

Kök kanal şekillendirilmesinin değerlendirilmesinde KIBT in-vivo ve ex-vivo olarak kullanılabilmektedir. KIBT'nin kök kanallarının şekillendirmesinin in-vivo olarak

değerlendirilmesinde kullanımı hem şekillendirme öncesi hem de şekillendirme sonrası görüntü gerektiğinden, yüksek radyasyon dozu ile ALARA kurallarına uyulamamasından dolayı sınırlıdır.[165] Ex-vivo çalışmalarda kullanımı ise mikro-BT'ye göre düşük çözünürlüğü nedeniyle göz önünde bulundurulmalıdır.

2.6.5. Mikro-BT ile İnceleme

Yüksek çözünürlük sunan mikro-BT'nin endodontik çalışmalara girmesi (Şekil 2.26), araştırma seçeneklerini önemli ölçüde genişletmiş ve verilerin kalitesini, kesinliğini ve güvenilirliğini açıkça artırsa da yalnızca çekilmiş dişler veya 3B baskı dişler üzerinde KIBT'nin aksine yalnızca ex-vivo çalışmalarda kullanılabilmesi en büyük sınırlayıcı faktördür.[166] Mikro-BT'nin yüksek görüntü kalitesi avantajının yanında zaman alıcı ve maliyetli prosedürü endodontik çalışmalarda kullanımının yaygınlaşmasına engel teşkil etmektedir.[167]



Şekil 2.26. Mikro-BT kullanılarak şekillendirme yeteneğinin değerlendirildiği mandibular 1. molar dişlerin şekillendirme öncesi (kırmızı) ve sonrası (yeşil) temsilleri:[168] **a.** aksiyel kesitte **b.** sagital kesitte

2.6.6. Mikrobiyal İnceleme

Şekillendirme yeteneğinin genellikle in-vivo olarak incelendiği mikrobiyal inceleme yönteminde temel olarak iki veya daha fazla mikrobiyal örnek uygun koşullar altında kök kanallarından kağıt konlar kullanılarak ağız içi veya ağız dışı dokularla temas ettirilmeden toplanmasını gerektirir. Mikrobiyolojik çalışmalar için yeterli materyal toplanılmasında ve kültüre edilmesinde büyük zorluklar yaşanmaktadır.[169] Toplanan ve kültüre edilen mikroorganizmaların sayısının klinik sonuçlarla ilişkili olup olmadığıyla ilgili spekülasyonların varlığı biyofilmin temel odak noktası olması gerektiği ortaya koymaktadır.[170]

2.6.7. Görsel İnceleme

Görsel inceleme tekniğinde örnek olarak şeffaf rezin bloklar veya şeffaflaştırılmış çekilmiş dişler kullanılmaktadır. Şekillendirme öncesi ve sonrası örneklerin görselleri stereo mikroskop kullanılarak veya dijital olarak fotoğraflanarak

kaydedilir ve üst üste çakıştırılarak şekillendirme yeteneği iki boyutlu olarak değerlendirilir.

NiTi döner aletler 30 yılı aşkın süredir klinisyenler tarafından kullanılmakta, klinik kullanımlarını iyileştirmek için her geçen gün geliştirilmeye devam edilmektedirler. Mevcut çalışmalar NiTi döner sistemlerin kesme etkinliklerini ve şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırılması ve hangi NiTi döner sistemin daha iyi sonuçlar verdiği konusunda yetersizdir. Bu çalışmanın amacı farklı tasarım ve alaşım özelliklerine sahip TruNatomy™, VDW.ROTATE™, Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X3/X7 NiTi döner sistemlerinin kesme etkinliklerinin ve şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırılmasıdır. Çalışmamızın sıfır hipotezi farklı yöntemlerle üretilmiş NiTi döner sistem eğelerinin kesme etkinlikleri ve şekillendirme yetenekleri değerlendirildiğinde herhangi bir farklılık bulunmayacağıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda planlanmış ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından PYO.DIS.1904.21.014 proje kodu ile desteklenmiştir. Bu tez çalışması herhangi bir insan veya hayvan dokusu, materyali ve bilgisi içermediğinden etik onay gerekmemiştir.

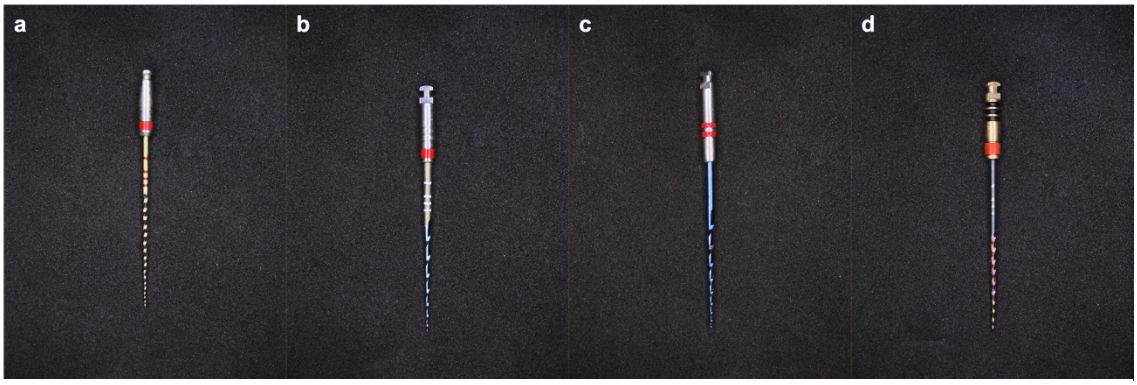
3.1. Kesme Etkinliği Testi

Kesme etkinliğinin değerlendirilmesinde örneklem sayısının (n) belirlenmesi adına deney öncesi yapılan önsel güç (a priori power) analizi için Pedullà ve ark.[141]'nın "Cutting efficiency of conventional and heat-treated nickel-titanium rotary or reciprocating glide path instruments" başlıklı çalışmasının etki büyüklüğü (2.07) kullanıldı. G*Power 3.1 for Mac (Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düseldorf, Almanya) programında F-test ailesinden tek yönlü varyans analizi (ANOVA: fixed effects, omnibus, one-way) parametresi seçilerek 0.05 alfa tip hata, 0.95 beta gücü ile yapılan hesaplama sonucunda aynı etki büyüklüğünü sağlamak için grup başına dahil edilecek minimum örnek sayısı 12 olarak hesaplandı.

Çalışmamızda kesme etkinliklerini değerlendirmek için farklı ısıl işlemler ile üretilmiş 25 mm uzunluğunda 6 adet TruNatomy™ Prime, 6 adet VDW.ROTATE™ 25.06, 6 adet Endostar E3 Azure Basic File No. 2 ve 6 adet EdgeFile® X3 C2 döner sistem eğesi ve test için 30x30x1 mm boyutlarında hazırlanmış 6 adet pleksiglas örnek kullanıldı (Şekil 3.1 ve Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Kesme etkinliği testinde kullanılan döner sistem eğeleri ve özellikleri

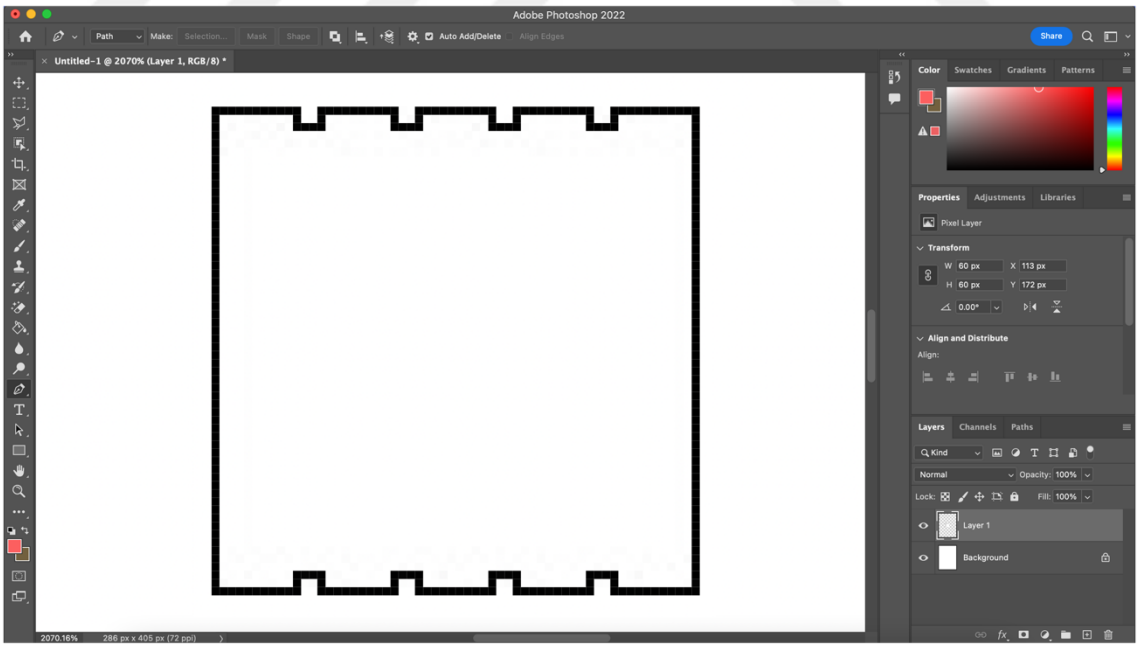
	Boyut	**Isıl İşlem**	**Üretici Firma**
TruNatomy™ Prime	26/.04v	Özel	Dentsply Maillefer
VDW.ROTATE™ 25.06	25/.06	Blue-Wire	VDW
Endostar E3 Azure Basic File No. 2	25/.06	Azure HT	Poldent
EdgeFile® X3 C2	25/.06	Fire-Wire	EdgeEndo



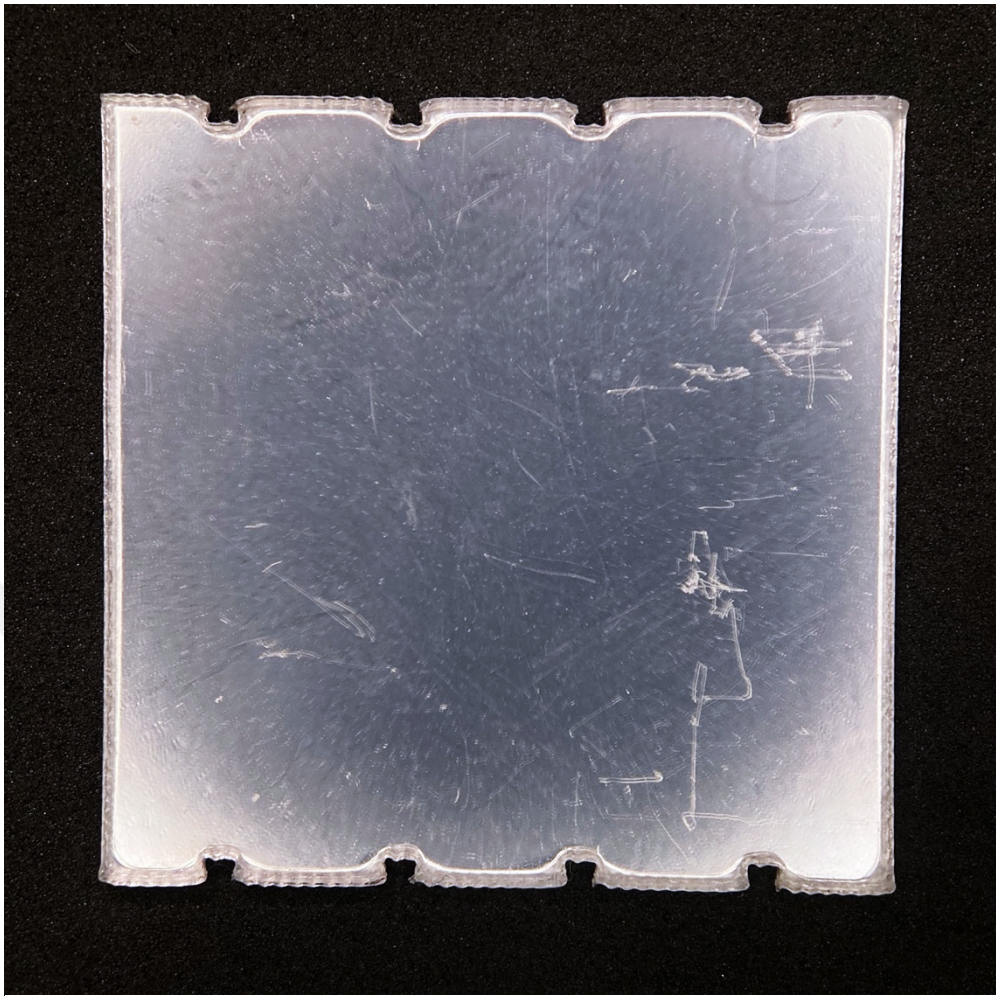
Şekil 3.1. Çalışmamızda kullandığımız döner sistem eğeleri: **a.** TruNatomy™ Prime (26/.04v), **b.** VDW.ROTATE™ 25.06 (25/.06), **c.** Endostar E3 Azure Basic File No. 2 (25/.06) ve **d.** EdgeFile® X3 C2 (25/.06)

3.1.1. Pleksiglas Örneklerin Hazırlanması

Seçilen döner sistem eğelerinin kesme etkinliğinin değerlendirileceği örneklerin tasarımı, her birinin en-boy oranı 30x30 mm ve karşılıklı iki kenarında 4'er adet 1 mm derinliğinde ve genişliğinde çentik olacak şekilde bilgisayar ortamında hazırlandı (Şekil 3.2). Örnekler 1 mm kalınlığında ve 30x30 cm boyutlarındaki pleksiglas levhadan bilgisayar destekli endüstriyel tip lazer kesim makinası ile her bir örnek standart olacak şekilde üretildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.2. Bilgisayar ortamında tasarlanan pleksiglas örnek

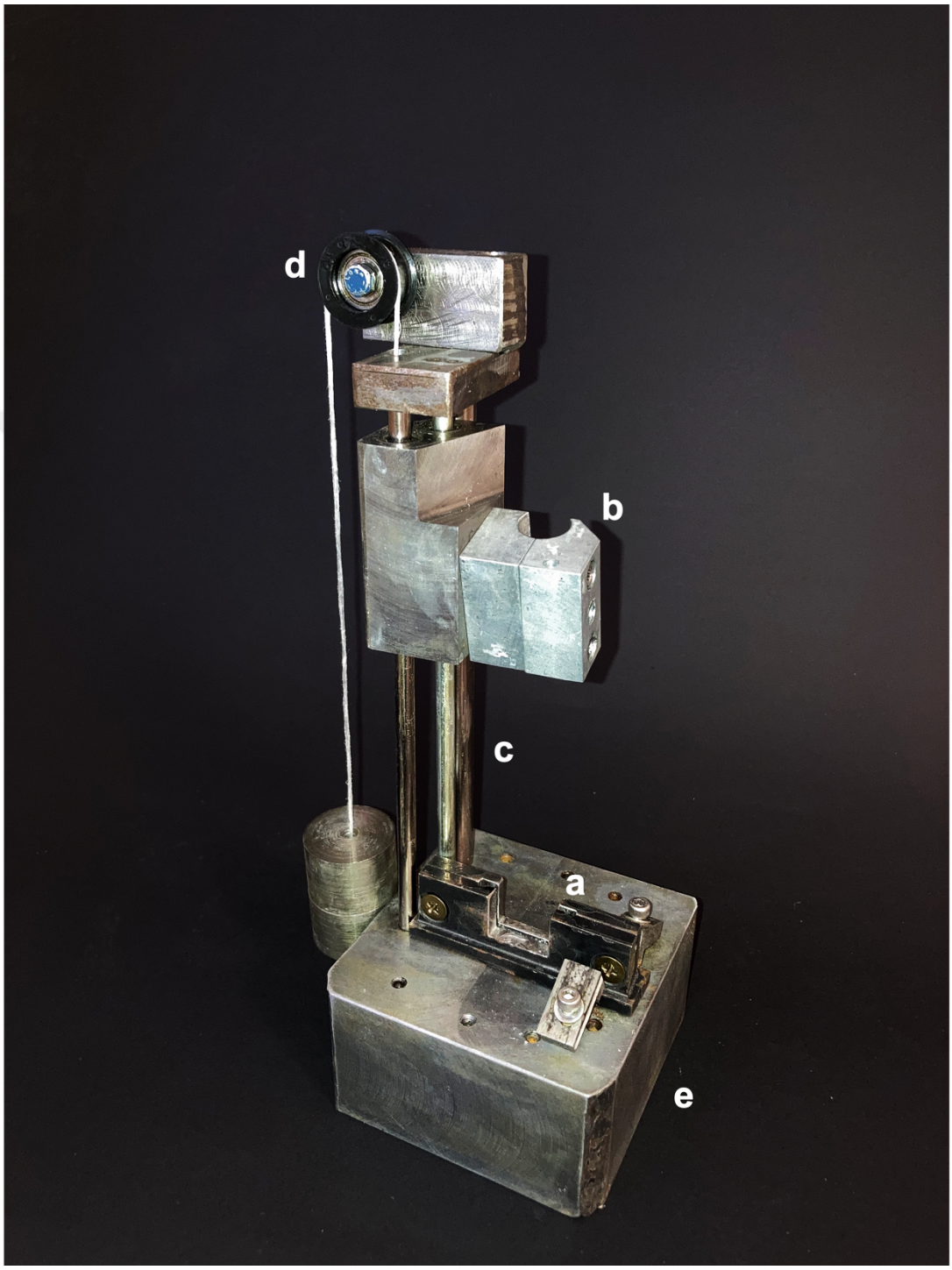


Şekil 3.3. Çalışmamızda kullandığımız 30x30x1 mm boyutlarındaki pleksiglas örnek

3.1.2. Kesme Etkinliği Deney Düzeneği

Farklı ısıl işlemler ile üretilmiş döner sistem eğelerinin kesme etkinliklerini değerlendirmek için Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı'nda bu test için özel olarak tasarlanıp üretilen kesme etkinliği deney düzeneği kullanıldı. Kesme etkinliği deney düzeneği temel olarak pleksiglas örneklerin yerleştirildiği metal blok, endodontik motor başlığının yerleştirildiği bir yuva, endodontik motorun dikey olarak serbest hareket edebilmesini sağlayan lineer kızak sistemi, endodontik motorun ağırlığını dengeleyen sabit makara sistemi ve tüm parçaları bir arada tutan metal tabladan oluşmaktadır (Şekil 3.4). Endodontik motor ve başlığının yerçekimi yönünde pleksiglas levhaya doğru dikey olarak serbest hareketi lineer kızak ile sağlanmaktadır. 800 gr'lık endodontik motor ve başlığının yerçekimi yönünde serbest

olarak 150 gr ağırlıkla hareket edebilmesi için sabit makara sistemine 650 gr'lık hassas kütle bağlandı.



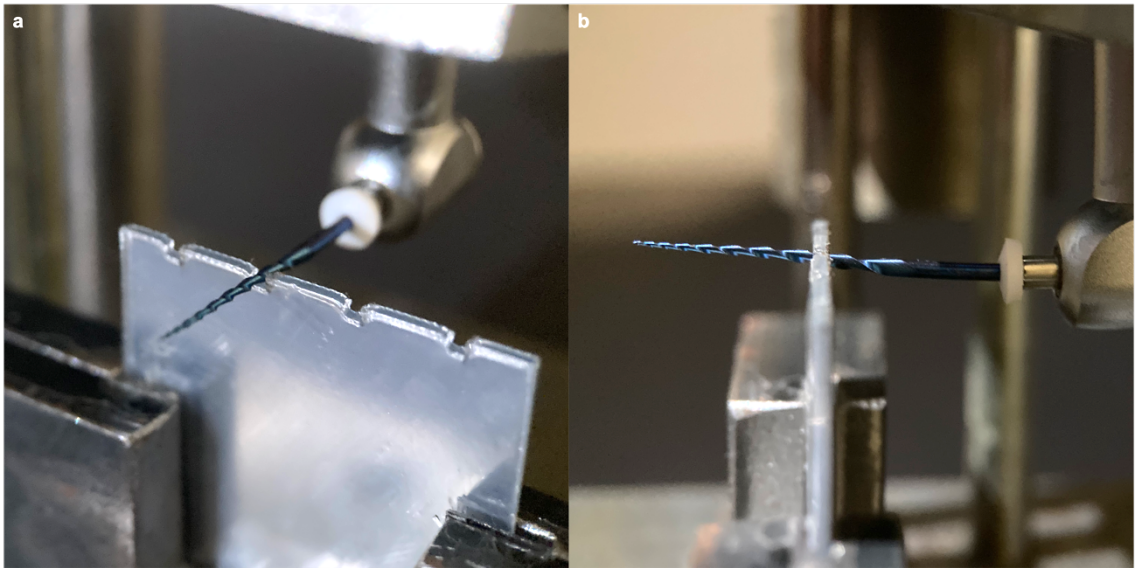
Şekil 3.4. Kesme etkinliği deney düzeneği: **a.** pleksiglas örneklerin yerleştirildiği metal blok, **b.** endodontik motor başlığının yerleştirildiği yuva, **c.** endodontik motorun dikey olarak serbest hareket edebilmesini sağlayan lineer kızak sistemi, **d.** endodontik motorun ağırlığını dengeleyen sabit makara sistemi ve **e.** tüm parçaları bir arada tutan metal tabla

3.1.3. Kesme Etkinliği Testinin Uygulanması

Çalışmamızda seçilen döner sistem eğelerinin kesme etkinliğini test etmek için Eighteeth E-connect S (Changzhou Sifary, Jiangsu, Çin) kablosuz endodontik motoru kullanıldı. Kablosuz endodontik motor, başlığına yerleştirilecek eğeler pleksiglas örneklere dik gelecek şekilde deney düzeneğine sabitlendi (Şekil 3.5). Test edilecek eğeler 16 mm çalışma uzunluklarının 12. mm'si işaretlenerek deney düzeneğine sabitlenen endodontik motorun başlığına yerleştirildi.

Şekil 3.5. Kesme etkinliği deney düzeneğine bağlanan kablosuz endodontik motor

Eğeler pleksiglas örnekler üzerinde kaymalarının engellenmesi için oluşturulan çentiklere 90°'lik açıyla yerleştirildi. Eğeler pleksiglas örnek üzerindeki çentiklere 12. mm'lerinden oturtturularak düzenek serbest bırakıldı (Şekil 3.6). Kablosuz endodontik motor her eğenin uygun hız değerlerinde ayarlanarak 2 dakika (dk) boyunca çalıştırıldı (Tablo 3.2). Eğelerin pleksiglas levha üzerinde yerçekimi yönünde ilerlerken ortaya çıkan debris hava su spreyi ile uzaklaştırıldı. Her eğenin kesme etkinliği iki kere değerlendirildi.



Şekil 3.6. 12. mm'lerinden pleksiglas örnek üzerindeki çentiklere yerleştirilen eğeler: **a.** genel görünüm ve **b.** yandan görünüm

Tablo 3.2. Çalışmamızda kullanılan döner sistem eğeleri için üretici firmaların önerdiği hız ve tork değerleri

	Hız (rpm)	**Tork (Ncm)**	**Üretici Firma**
TruNatomy™ Prime (26/.04v)	500	1.5	Dentsply Maillefer
VDW.ROTATE™ 25.06 (25/.06)	300-400	2.3	VDW
Endostar E3 Azure Basic File No. 2 (25/.06)	300	2.1-3	Poldent
EdgeFile® X3 C2 (25/.06)	300-500	3	EdgeEndo

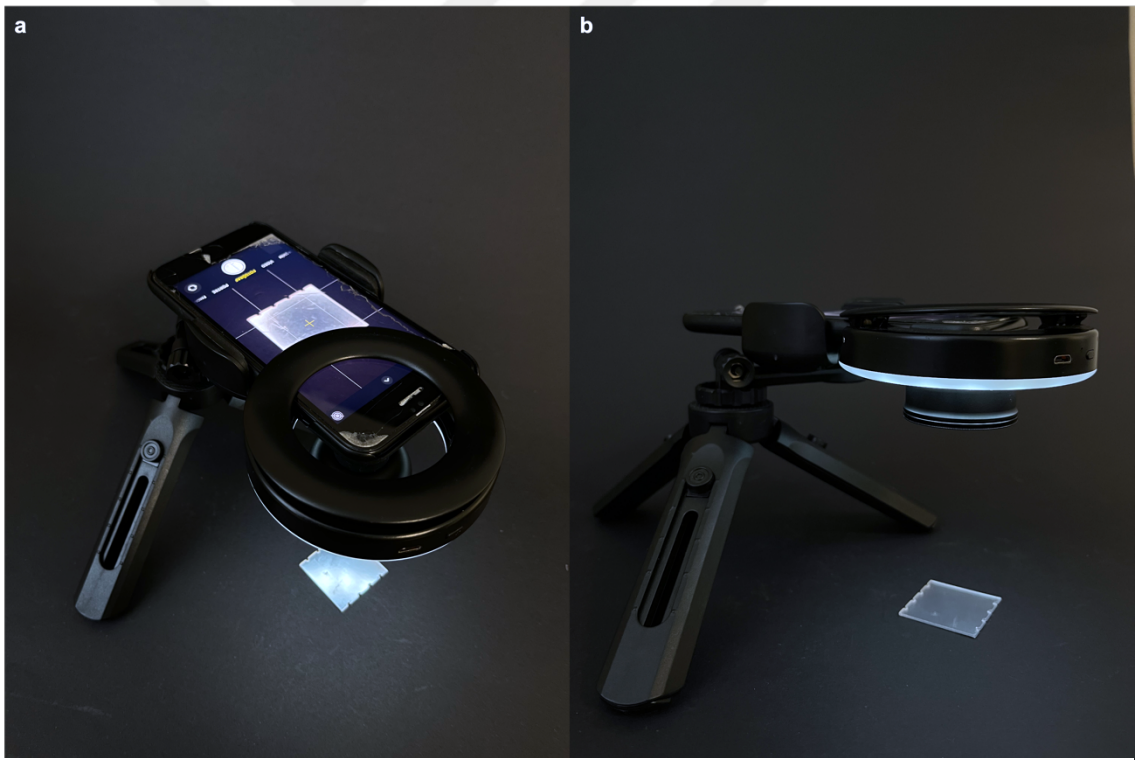
Çalışmamızda kesme etkinlikleri değerlendirilen döner sistem eğeleri paketlerinden çıkartıldıktan sonra herhangi bir işleme tabi tutulmadan üreticilerin önerdiği maksimum hız değerlerinde kullanıldı. Kablosuz endodontik motor test sırasında tüm döner sistem eğelerinin hareketlerinde herhangi bir kesinti olmadan sürekli rotasyonla çalışmalarına izin verilecek şekilde "Reverse Less" modunda çalıştırılarak

tork limiti maksimum seviyeye ayarlandı. Kesme etkinlikleri değerlendirilen döner sistem eğelerinin deney sırasında çalıştırıldığı hız değerleri şu şekildedir:

- TruNatomy™ Prime (26/.04v): 500 rpm
- VDW.ROTATE™ 25.06 (25/.06): 400 rpm
- Endostar E3 Azure Basic File No. 2 (25/.06): 300 rpm
- EdgeFile® X3 C2 (25/.06): 500 rpm

3.1.4. Pleksiglas Örneklerin Değerlendirilmesi

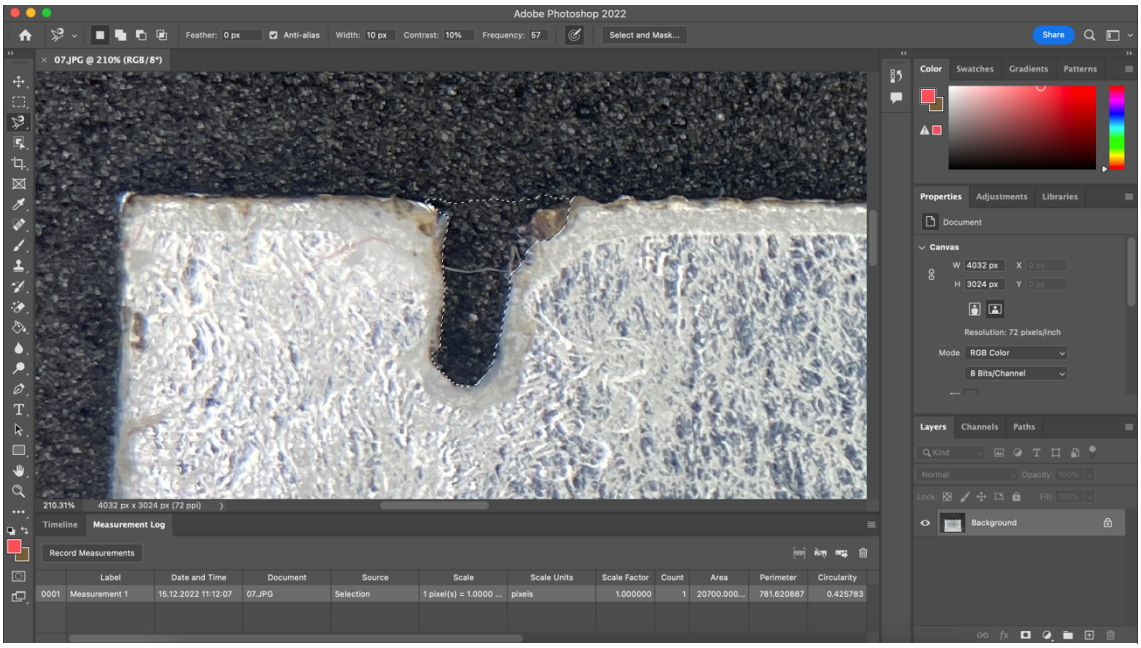
Kesme etkinliğinin değerlendirildiği pleksiglas örnekler sabit bir düzlemde, siyah arka fonda kontrast yaratacak şekilde yerleştirilip, iPhone SE 2020 akıllı cep telefonu (Apple, Cupertino, CA, ABD) ve 100 mm makro lens (Apexel, Noida, Hindistan) ile üç ayaklı tripoda sabitlenerek kablosuz deklanşör yardımıyla fotoğrafları çekildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Pleksiglas örneklerin değerlendirilmesi: **a.** genel görünüm ve **b.** yandan görünüm

Elde edilen görüntüler Adobe Photoshop 2022 (Adobe, San Jose, CA, ABD) görüntü işleme yazılımına aktarılarak döner sistem eğelerinin pleksiglas örnekler üzerinde kestikleri alanlar (mm^2) ve derinlikler (mm) "Measurement Log" eklentisi

kullanılarak 0.01 mm hassasiyetle ölçüldü (Şekil 3.8). Elde edilen veriler istatiksel analiz yapılmak üzere istatistik programına aktarıldı.



Şekil 3.8. Döner sistem eğelerinin pleksiglas örnekler üzerinde kestikleri alanların (mm^2) ve derinliklerin (mm) ölçülmesi

3.1.5. İstatiksel Analiz

Kesme etkinliği testi sonucunda elde edilen veriler SPSS 25.0 (IBM, Chicago, IL, ABD) istatistik programına aktarılarak istatistiki olarak analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uyup uymadıkları Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi. Analiz için tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) ve Post-Hoc Tukey's HSD testleri uygulandı. $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

3.2. Şekillendirme Yeteneği Testi

Şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinde örneklem sayısının (n) belirlenmesi adına deney öncesi yapılan önsel güç (a priori power) analizi için Bürklein ve ark.[154]'nın "Shaping ability of different nickel-titanium systems in simulated S-shaped canals with and without glide path" başlıklı çalışmasının etki büyüklüğü (2.41) kullanıldı. G*Power 3.1 for Mac programında F-test ailesinden tek yönlü varyans analizi (ANOVA: fixed effects, omnibus, one-way) parametresi seçilerek 0.05 alfa tip hata, 0.95 beta gücü ile yapılan hesaplama sonucunda aynı etki büyüklüğünü sağlamak için grup başına dahil edilecek minimum örnek sayısı 12 olarak hesaplandı.

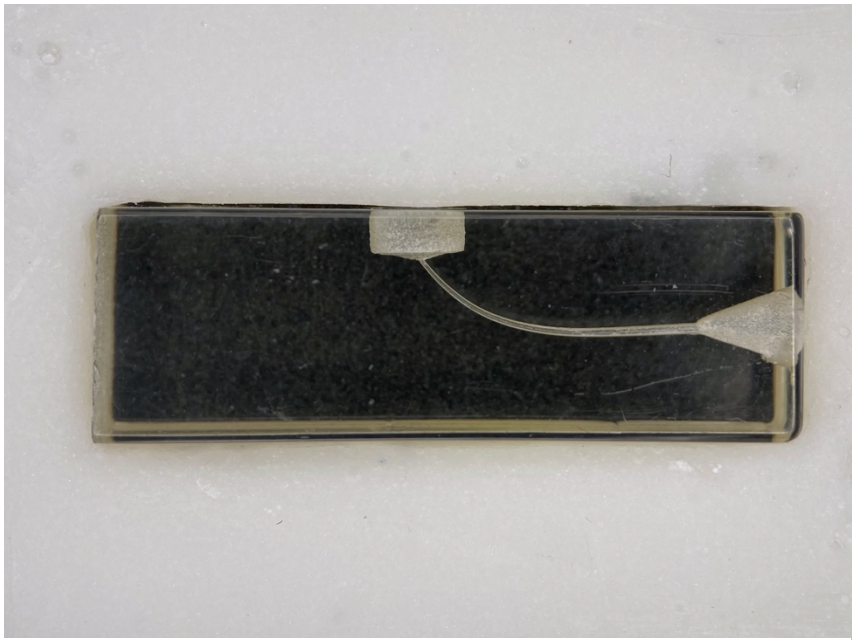
Çalışmamızda şekillendirme yeteneklerini değerlendirmek için farklı ısıl işlemler ile üretilmiş 6 set TruNatomy™ Sequence, 6 set VDW.ROTATE™ Basic Sequence, 6 set Endostar E3 Azure Basic ve 6 set EdgeFile® X7 Assorted Pack .04 döner sistemleri ve test için 48 adet standart J-şekilli rezin blok kullanıldı (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Şekillendirme yeteneği testinde kullanılan döner sistemler ve özellikleri

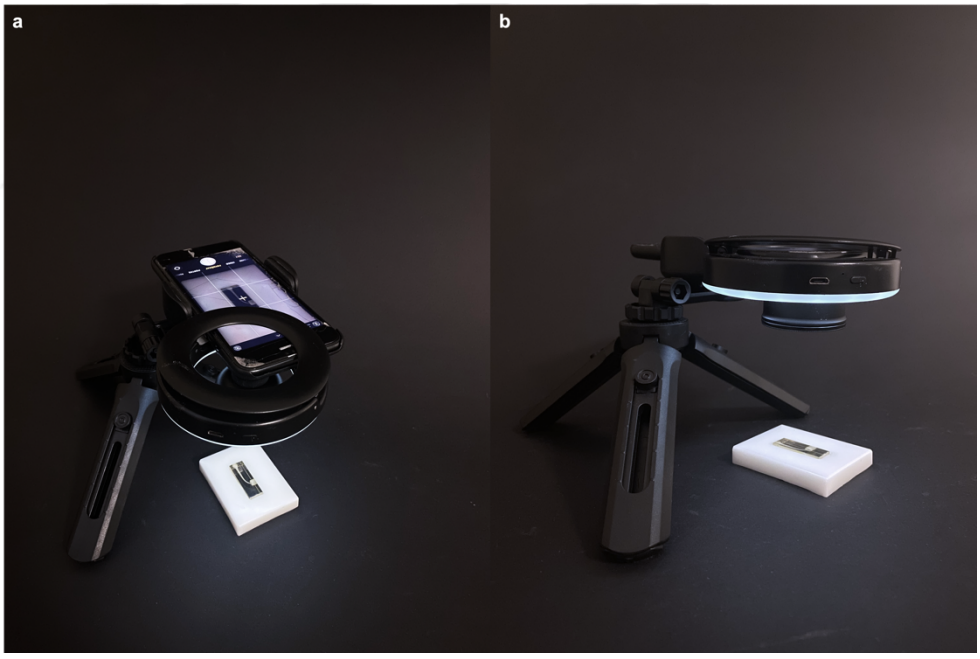
	Set İçeriği	**Isıl İşlem**	**Üretici Firma**
TruNatomy™ Sequence	Orifice Modifier (20/.08 – 16mm) Glider (17/.02v – 25 mm) Prime (26/.04v – 25 mm	Özel	Dentsply Maillefer
VDW.ROTATE™ Basic Sequence	15.04 (15/.04 – 25 mm) 20.05 (20/.05 – 25 mm) 25.06 (25/.05 – 25 mm)	Blue-Wire	VDW
Endostar E3 Azure Basic	Basic File No. 1 (30/.08 – 18 mm) Basic File No. 2 (25/.06 – 25 mm) Basic File No .3 (30/.04 – 25 mm)	Azure HT	Poldent
EdgeFile® X7 Assorted Pack	17/.04 – 25 mm 20/.04 – 25 mm 25/.04 – 25 mm 30/.04 – 25 mm	Fire-Wire	EdgeEndo

3.2.1. Şekillendirme Öncesi Örneklerin Fotoğraflanması

Şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinde .02 tapera, 0.15 apikal çapa, 10 mm eğrilik yarıçapına ve 70°lik eğrilik açısına sahip J-şekilli yapay kanala sahip rezin bloklar (Denco, Shenzhen, Çin) kullanıldı. Kanallarının uzunluğu 17 mm olan, 12 mm'lik düz kısma ve 5 mm'lik eğimli kısma rezin bloklar şekillendirmeden önce sabit bir düzlemde, siyah arka fonda kontrast yaratacak şekilde akrilik bir kalıp içine yerleştirilip (Şekil 3.9), iPhone SE 2020 akıllı cep telefonu ve 100 mm makro lens ile üç ayaklı tripoda sabitlenerek kablosuz deklanşör yardımıyla fotoğrafları çekildi (Şekil 3.10).



Şekil 3.9. Şekillendirme yeteneğinin değerlendirildiği, akrilik kalıba yerleştirilen J şekilli kanala sahip rezin blok

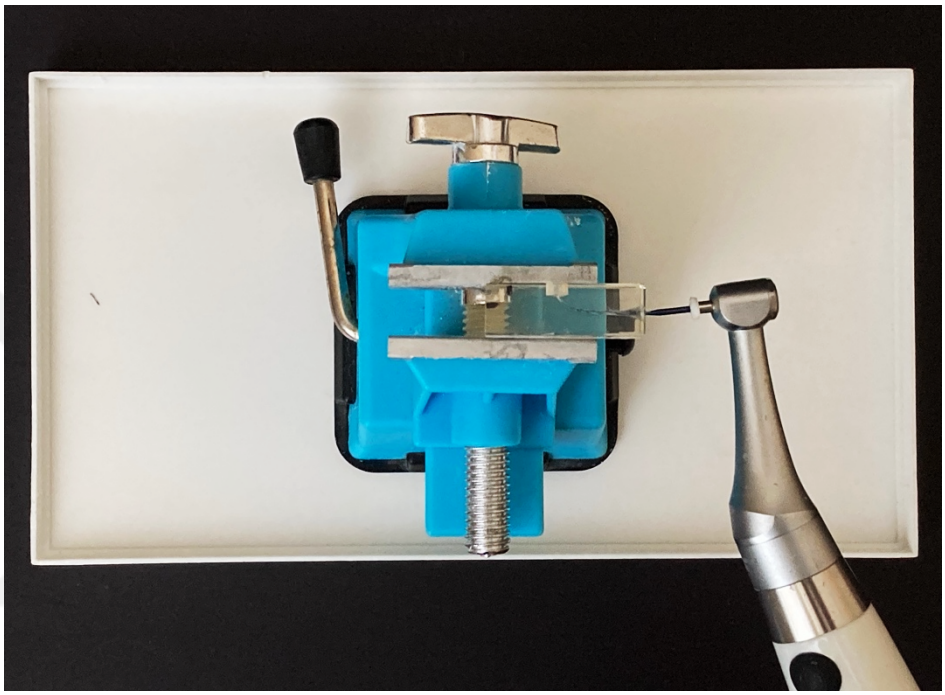


Şekil 3.10. Rezin blokların şekillendirme öncesinde görüntülerinin eldesi: **a.** genel görünüm ve **b.** yandan görünüm

3.2.2. Şekillendirme Yeteneği Testinin Uygulanması

Şekillendirme yeteneği testinin uygulanması tek bir araştırmacı tarafından yapıldı. Çalışmamızda seçilen döner sistem eğelerinin şekillendirme yeteneğini test etmek için Eighteeth E-connect S kablosuz endodontik motoru kullanıldı. Kablosuz

endodontik motor her döner sistemin uygun hız ve tork değerlerinde ayarlanarak kullanıldı. Rezin bloklar şekillendirme sırasında PD-372 mini mengene (Pro'sKit, Tayvan, Çin) yardımıyla sabitlendi (Şekil 3.11). Tüm şekillendirme işlemi boyunca kemomekanik irrigasyonu taklit etmek adına serum fizyolojik kullanıldı. İrrigasyon için ENDO-TOP (CERKAMED, Stalowa Wola, Polonya) yandan delikli irrigasyon iğnesi kullanıldı. Her döner sistem eğesinin şekillendirme yeteneği iki kere değerlendirildi.



Şekil 3.11. Şekillendirme yeteneği deneyinin uygulanması

TruNatomy™

TruNatomy™ döner sisteminin (Şekil 3.12) şekillendirme yeteneği üretici talimatları doğrultusunda uygun hız ve tork değerlerinde (Tablo 3.4) aşağıdaki adımlar uygulanarak değerlendirildi.

Şekil 3.12. TruNatomy™ Sequence döner sistemi

Tablo 3.4. TruNatomy™ döner sisteminin üretici tarafından önerilen hız ve tork değerleri

TruNatomy™ Sequence	Hız (rpm)	Tork (Ncm)	Üretici Firma
Orifice Modifier (20/.08 – 16mm) **Glider (17/.02v – 25 mm)** **Prime (26/.04v – 25 mm)**	500	1.5	Dentsply Maillefer

- ISO 10 ReadySteel (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) K tipi paslanmaz çelik el aleti ile çalışma boyunun 2/3'üne gidilmesi ve irrigasyon
- TruNatomy™ Orifice Modifier (20.08) ile koronal 1/3'ün şekillendirilmesi ve irrigasyon
- ISO 10 K tipi paslanmaz çelik el aleti ile çalışma boyunun tamamına gidilmesi ve irrigasyon
- TruNatomy™ Glider (17/.02v) ile çalışma boyunda rehber yol oluşturulması ve irrigasyon
- TruNatomy™ Prime (26/.04v) ile çalışma boyunda şekillendirmenin tamamlanması ve irrigasyon

VDW.ROTATE™

VDW.ROTATE™ döner sisteminin (Şekil 3.13) şekillendirme yeteneği üretici talimatları doğrultusunda uygun hız ve tork değerlerinde (Tablo 3.5) aşağıdaki adımlar uygulanarak değerlendirildi. Kablosuz endodontik motor üzerinden üreticinin belirttiği

tork değerlerine en yakın değerler olan 15.04 için 1.5, 20.05 için 2.2 ve 25.06 için 2.5 Ncm değerleri seçildi. Hız üreticinin önerdiği maksimum hız değeri olan 400 rpm'e ayarlanarak şekillendirme yapıldı.

Şekil 3.13. VDW.ROTATE™ Basic Sequence döner sistemi

Tablo 3.5. VDW.ROTATE™ Basic Sequence döner sisteminin üretici tarafından önerilen hız ve tork değerleri

VDW.ROTATE™ Basic Sequence	Hız (rpm)	Tork (Ncm)	Üretici Firma
15.04 (15/.04 – 25 mm)		1.3	
20.05 (20/.05 – 25 mm)	300-400	2.1	VDW
25.06 (25/.05 – 25 mm)		2.3	

- ISO 10 C-PILOT paslanmaz çelik el aleti ile çalışma boyunun 2/3'ne gidilmesi ve irrigasyon
- ISO 10 C-PILOT paslanmaz çelik el aleti ile çalışma boyunun tamamına gidilmesi ve irrigasyon
- VDW.ROTATE™ 15.04 (15/.04) ile çalışma boyunda rehber yol oluşturulması ve irrigasyon
- VDW.ROTATE™ 20.05 (20/.05) ile çalışma boyunda şekillendirme ve irrigasyon
- VDW.ROTATE™ 25.06 (25/.06) ile çalışma boyunda şekillendirmenin tamamlanması ve irrigasyon

Endostar E3 Azure

Endostar E3 Azure döner sisteminin (Şekil 3.14) şekillendirme yeteneği üretici talimatları doğrultusunda uygun hız ve tork değerlerinde (Tablo 3.6) aşağıdaki adımlar uygulanarak değerlendirildi. Kablosuz endodontik motor üzerinden Basic File No .3 (30/.04) için üreticinin belirttiği tork değerlerine en yakın değer olan 2.2 Ncm değeri seçildi. Basic File No .1 (30/.08) ve Basic File No. 2 (25/.06) için üreticinin önerdiği maksimum tork değeri olan 3 Ncm değeri seçilerek şekillendirme yapıldı.

Şekil 3.14. Endostar E3 Azure Basic döner sistemi

Tablo 3.6. Endostar E3 Azure döner sisteminin üretici tarafından önerilen hız ve tork değerleri

Endostar E3 Azure Basic	Hız (rpm)	Tork (Ncm)	Üretici Firma
Basic File No. 1 (30/.08 – 18 mm)		2.4-3	
Basic File No. 2 (25/.06 – 25 mm)	300	2.1-3	Poldent
Basic File No. 3 (30/.04 – 25 mm)		1.2-2.1	

- ISO 10, 15 ve 20 K tipi (Denco, Shenzhen, Çin) paslanmaz çelik el aleti ile çalışma boyunun tamamına gidilmesi ve irrigasyon
- Basic File No. 1 (30/.08) ile çalışma boyunun maksimum ½'sinin şekillendirilmesi ve irrigasyon
- Basic File No. 2 (25/.06) ile çalışma boyunun 2/3'nün şekillendirilmesi ve irrigasyon
- ISO 15 K tipi paslanmaz çelik el aleti ile çalışma boyunun tamamına gidilmesi ve irrigasyon

- Basic File No. 2 (25/.06) ile çalışma boyunda şekillendirme ve irrigasyon
- Basic File No. 3 (30/.04) ile çalışma boyunda şekillendirmenin tamamlanması ve irrigasyon

EdgeFile X7®

EdgeFile® X7 döner sisteminin (Şekil 3.15) şekillendirme yeteneği üretici talimatları doğrultusunda uygun hız ve tork değerlerinde (Tablo 3.7) aşağıdaki adımlar uygulanarak değerlendirildi. Hız üreticinin önerdiği maksimum hız değeri olan 500 rpm'e, tork ise tüm aletler için ortak 3 Ncm'ye ayarlanarak şekillendirme yapıldı.

Şekil 3.15. EdgeFile® X7 Assorted Pack

Tablo 3.7. EdgeFile® X7 Assorted Pack döner sisteminin üretici tarafından önerilen hız ve tork değerleri

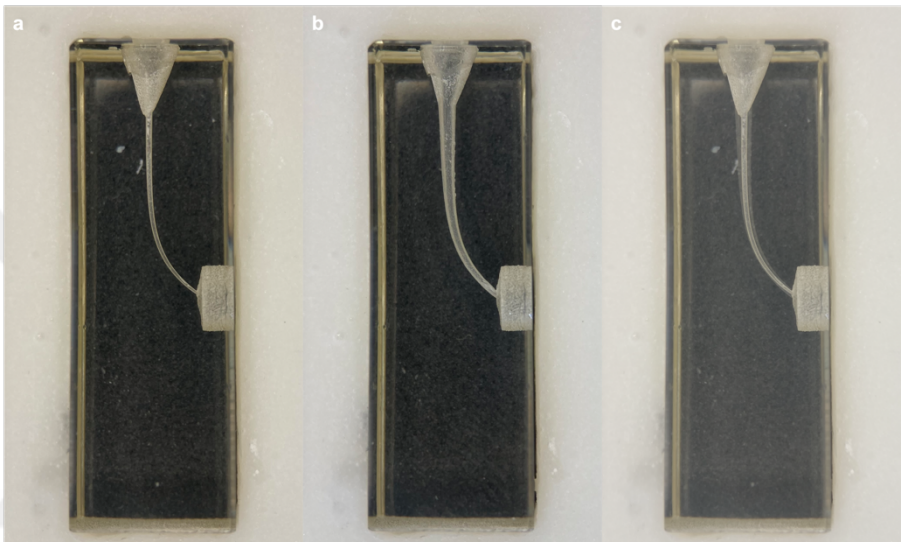
EdgeFile® X7 Assorted Pack	Hız (rpm)	Tork (Ncm)	Üretici Firma
17/.04 – 25 mm **20/.04 – 25 mm** **25/.04 – 25 mm** **30/.04 – 25 mm**	300-500	2.5-4.1	EdgeEndo

- ISO 15 K tipi paslanmaz çelik el aleti ile çalışma boyunun tamamına gidilmesi ve irrigasyon
- 17/.04 ile çalışma boyunda rehber yol oluşturulması ve irrigasyon
- 20/.04 ile çalışma boyunda şekillendirme ve irrigasyon
- 25/.04 ile çalışma boyunda şekillendirme ve irrigasyon

- 30/.04 ile çalışma boyunda şekillendirmenin tamamlanması ve irrigasyon

3.2.3. Şekillendirme Sonrası Örneklerin Fotoğraflanması

Şekillendirme yeteneğinin değerlendirildiği her bir rezin bloklar şekillendirme prosedürün hemen sonra şekillendirme öncesi fotoğraflamada kullanılan düzenekle tekrar standart bir şekilde fotoğraflandı. Şekillendirme yeteneğinin değerlendirildiği rezin blokların şekillendirme öncesi ve sonrası fotoğrafları Adobe Photoshop 2022 görüntü işleme yazılımına aktarılarak üst üste bindirildi (Şekil 3.16).



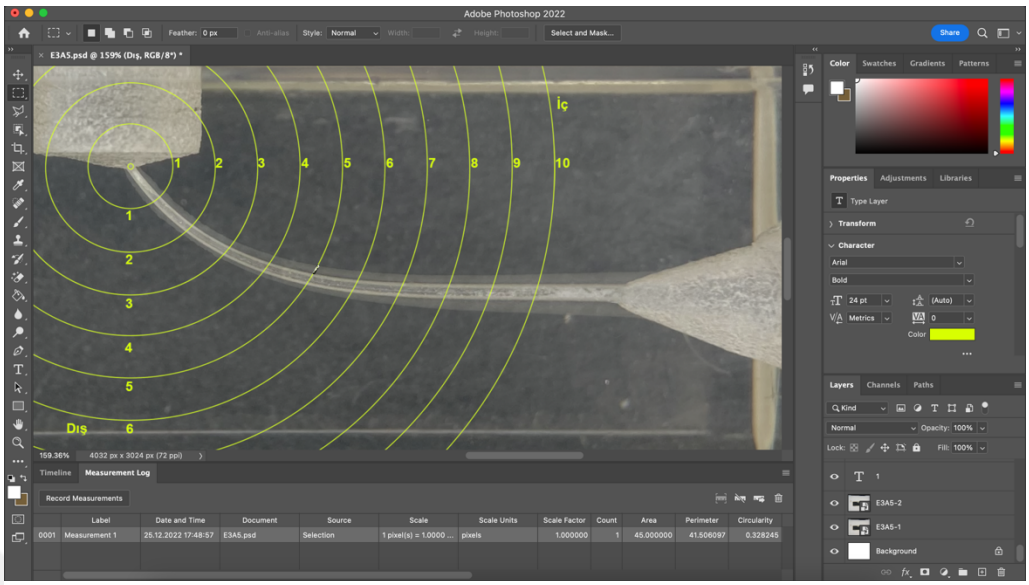
Şekil 3.16. a. Şekillendirme öncesi rezin blok, **b.** şekillendirme sonrası rezin blok ve **c.** şekillendirme sonrası önce ve sonra görüntülerinin üst üste bindirilmesi

3.2.4. Rezin Blokların Değerlendirilmesi

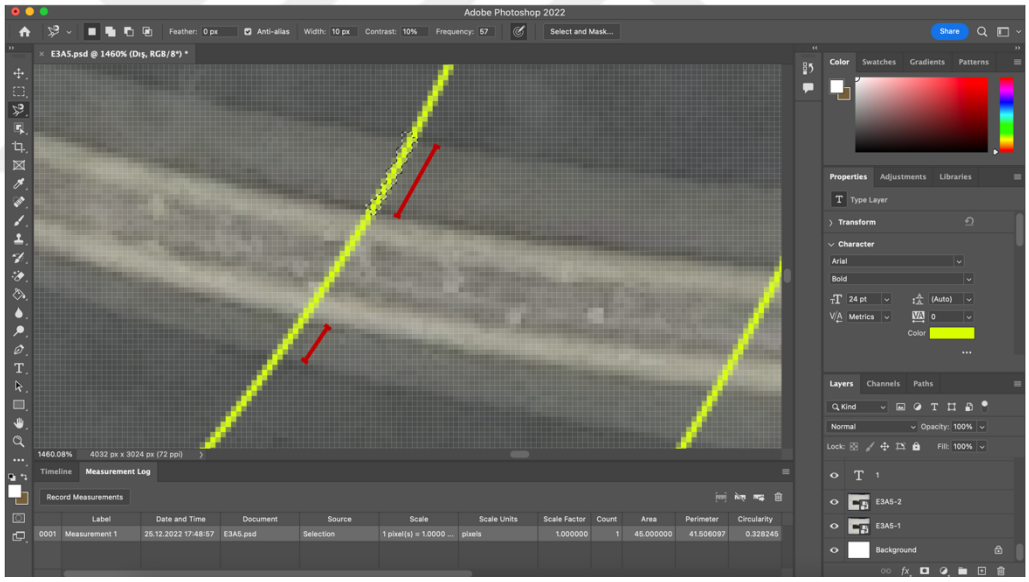
Üst üste bindirilen kompozit görüntülerin üzerine Adobe Photoshop 2022 görüntü işleme yazılımında 1 mm arayla toplam 10 adet rehber çember eklendi (Şekil 3.17). Çemberlerin şekillendirme yapılan kanal üzerinde kesişim yerleri ölçüm noktaları olarak belirlendi. Şekillendirme öncesi ve sonrası kanalların dış duvarları arasındaki mesafeler iç ve dış taraf olarak ölçüldü (Şekil 3.18). Her bir kanalın iç kısmından ve dış kısmından 10'ar adet toplam 20 mesafe 0.01 mm hassasiyetle ölçüldü. Ölçümler aşağıdaki kriterler göz önüne alınarak değerlendirildi:

- Uzaklaştırılan toplam madde miktarı
- Transportasyon yönü ve miktarı
- Merkezde kalma yeteneği
- Şekillendirme süresi

- Prosedürel hatalar (basamak oluşumu, zipping ve alet kırığı)



Şekil 3.17. Kompozit görüntülere 1 mm arayla eklenen rehber çemberler



Şekil 3.18. Kompozit görüntüler üzerinde şekillendirme öncesi ve sonrası kanalların dış duvarları arasındaki mesafelerin iç ve dış taraf olarak ölçülmesi

Uzaklaştırılan Toplam Madde Miktarı

Uzaklaştırılan toplam madde miktarı şekillendirme öncesi ve sonrası kanalların dış duvarları arasındaki mesafelerin toplamı olarak hesaplandı. Uzaklaştırılan toplam madde miktarı *iç* + *dış* formülü ile hesaplandı.

Transportasyon Yönü ve Miktarı

Transportasyon yönü şekillendirme öncesi ve sonrası kanalların dış duvarları arasındaki mesafelerin farkı olarak hesaplandı. Transportasyon yönü *iç – dış* formülü ile hesaplandı. Hesaplanan değerin >0 olması durumunda transportasyonun içe doğru olduğu ve <0 olması durumunda transportasyonun dışa doğru olduğu kabul edildi.

Transportasyon miktarı şekillendirme öncesi ve sonrası kanalların dış duvarları arasındaki mesafelerin farkının mutlak değeri olarak hesaplandı. Transportasyon miktarı |*iç – dış*| formülü ile hesaplandı. Transportasyon miktarı ve yönü için hesaplanan değerlerin 0'a eşit olması durumunda transportasyonun olmadığı kabul edildi.

Merkezde Kalma Yeteneği

Merkezde kalma yeteneği şekillendirme öncesi ve sonrası kanalların dış duvarları arasındaki mesafelerin oranı olarak hesaplandı. İç ve dış duvarlar arasında ölçülen değerlerden küçük olan pay, büyük olan payda kabul edildi. Merkezde kalma yeteneği pay ve payda göz önünde bulundurularak *iç / dış* veya *dış / iç* formülü ile hesaplandı. Hesaplanan değerin 1'e yakın veya eşit olması durumunda iyi veya mükemmel merkezde kalma yeteneği olduğu ve 0'a yakın olması durumunda da kötü merkezde kalma yeteneği olduğu kabul edildi.

Şekillendirme Süresi

Şekillendirme süresi rezin blokların şekillendirilmeye başlanması ve bitirilmesi sırasında saniye cinsinden dijital kronometre ile ölçüldü. Alet değişimi ve irrigasyon esnasında süre durduruldu, yalnızca döner sistem eğelerinin rezin blok içinde geçirdikleri süre ölçüldü. Toplam şekillendirme süresi aynı rezin blokta kullanılan tüm eğelerin süreleri toplanarak hesaplandı.

Prosedürel Hatalar

Prosedürel hatalar şekillendirme sonrası üst üste bindirilen kompozit görüntüler üzerinde basamak oluşumu, zipping ve alet kırığı yönünden incelendi.

3.2.5. İstatiksel Analiz

Şekillendirme yeteneği testi sonucunda elde edilen veriler SPSS 25.0 istatistik programına aktarılarak istatistiki olarak analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uyup uymadıkları Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi. Analiz için tek yönlü varyans analizi

(One-Way ANOVA) ve Post-Hoc Tukey's HSD testleri uygulandı. $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Kesme Etkinliği Testi Sonuçları

4.1.1. Alan

Kesme etkinliği değerlendirilen her bir döner sistem eğesinin 2 dk boyunca pleksiglas örnek üzerinde kestikleri ortalama alan (mm^2), standart sapmaları, medyan değerleri, minimum değerleri ve maksimum değerleri Tablo 4.1'de gösterilmektedir.

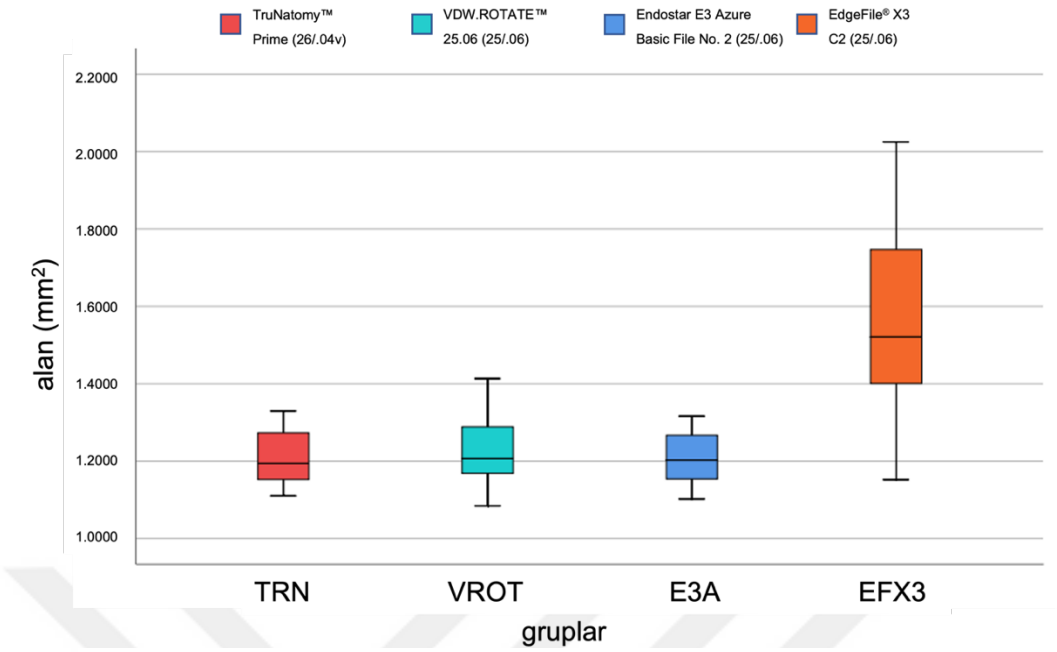
Tablo 4.1. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin pleksiglas örnek üzerinde kestikleri ortalama alanlar (mm^2), standart sapmaları, medyan değerleri, minimum değerleri ve maksimum değerleri

	Örnek sayısı (n)	**Ortalama alan (mm^2)**	**Standart Sapma**	**Medyan**	**Minimum**	**Maksimum**
TruNatomy™ Prime (26/.04v)	12	1.209383[a]	0.0720744	1.1939	1.1103	1.3294
VDW.ROTATE™ 25.06 (25/.06)	12	1.221883[a]	0.0907244	1.2064	1.0842	1.4134
Endostar E3 Azure Basic File No. 2 (25/.06)	12	1.209892[a]	0.0708185	1.2025	1.1021	1.3161
EdgeFile® X3 C2 (25/.06)	12	1.563008[b]	0.2590854	1.5209	1.1519	2.0249

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir ($p<0.05$).

Elde edilen bulgulara göre pleksiglas örnek üzerinde en çok alan kesen döner sistem eğesinin EdgeFile® X3 C2 (25/.06) olduğu, en az alan kesen döner sistem eğesinin ise TruNatomy™ Prime (26/.04v) olduğu bulundu. EdgeFile® X3 C2 (25/.06) döner sistem eğesinin diğer döner sistem eğelerine göre anlamlı derecede daha çok alan kestiği bulundu ($p<0.05$). Diğer döner sistem eğelerinin ikili karşılaştırılmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$)

Döner sistem eğelerinin pleksiglas örnek üzerinde kestikleri alanların (mm^2) ortalamaları ve standart sapmalarının dağılımları Şekil 4.1'de kutu grafiği olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.1. Döner sistem eğelerinin pleksiglas örnek üzerinde kestikleri alanların (mm^2) ortalamaları ve standart sapmalarının dağılımı

4.1.2. Derinlik

Kesme etkinliği değerlendirilen her bir döner sistem eğesinin 2 dk boyunca pleksiglas örnek üzerinde kestikleri ortalama derinlik (mm), standart sapmaları, medyan değerleri, minimum değerleri ve maksimum değerleri Tablo 4.2'de gösterilmektedir.

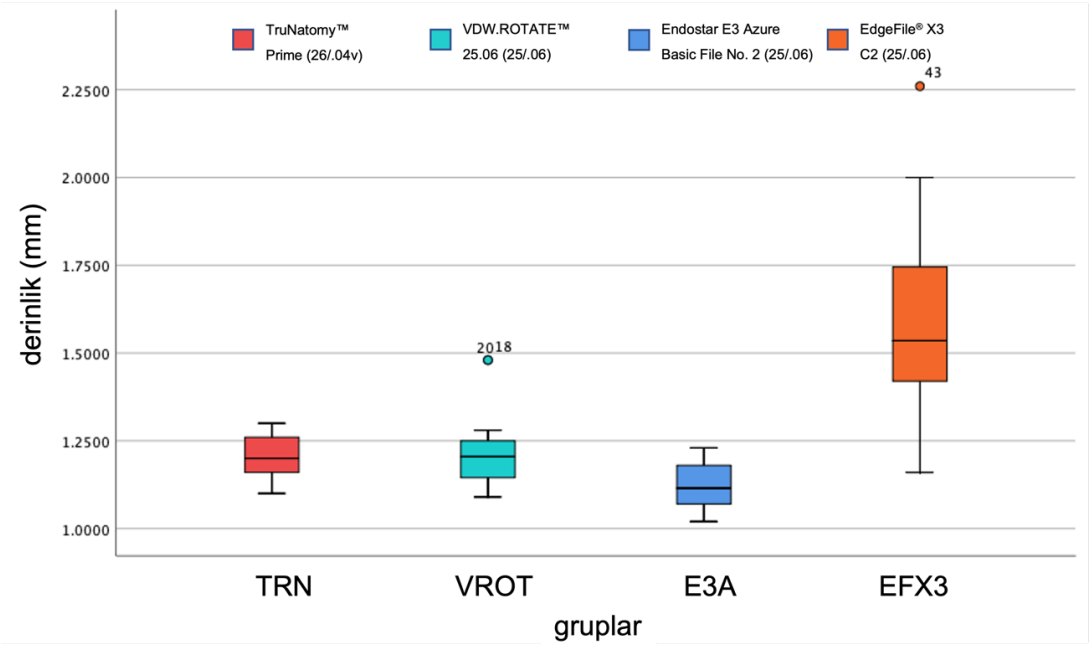
Tablo 4.2. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin pleksiglas örnek üzerinde kestikleri ortalama derinlikler (mm), standart sapmaları, medyan değerleri, minimum değerleri ve maksimum değerleri

	Örnek sayısı (n)	**Ortalama derinlik (mm)**	**Standart Sapma**	**Medyan**	**Minimum**	**Maksimum**
TruNatomy™ Prime (26/.04v)	12	1.2025[a]	0.0668954	1.2	1.1	1.3
VDW.ROTATE™ 25.06 (25/.06)	12	1.230833[a]	0.1284494	1.205	1.09	1.48
Endostar E3 Azure Basic File No. 2 (25/.06)	12	1.123333[a]	0.0691945	1.115	1.02	1.23
EdgeFile® X3 C2 (25/.06)	12	1.601667[b]	0.3067078	1.535	1.16	2.26

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir ($p<0.05$).

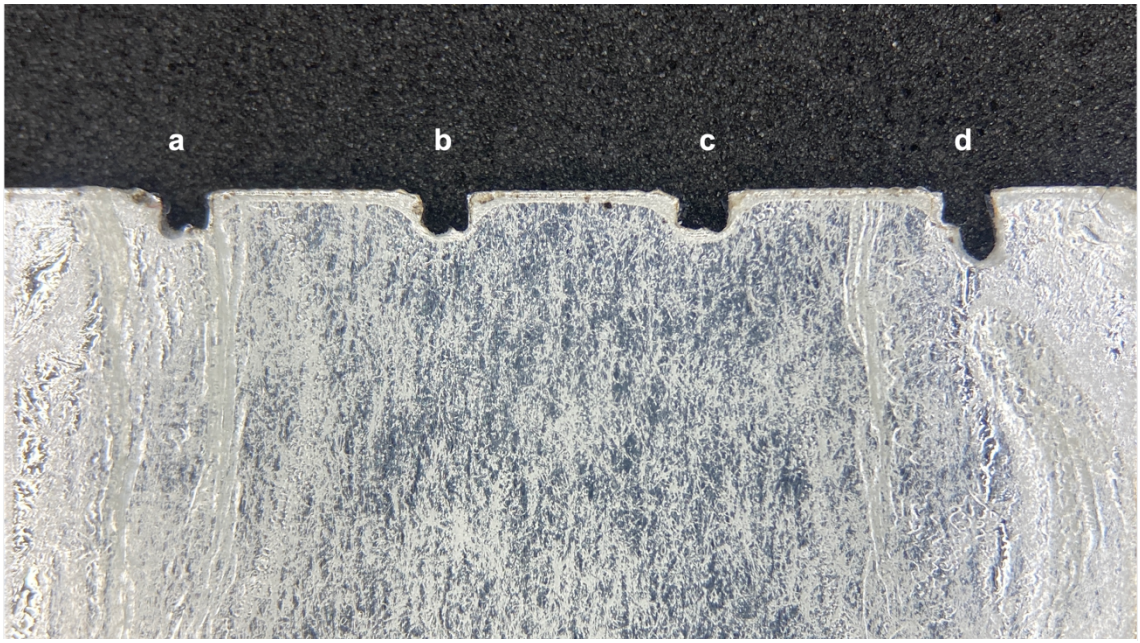
Elde edilen bulgulara göre pleksiglas örnek üzerinde en çok yol alan döner sistem eğesinin EdgeFile® X3 C2 (25/.06) olduğu, en az yol alan döner sistem eğesinin ise Endostar E3 Azure Basic File No. 2 (25/.06) olduğu bulundu. EdgeFile® X3 C2 (25/.06) döner sistem eğesinin diğer döner sistem eğelerine göre anlamlı derecede daha çok yol aldığı bulundu (p<0.05). Diğer döner sistem eğelerinin ikili karşılaştırılmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05)

Döner sistem eğelerinin pleksiglas örnek üzerinde kestikleri derinliklerin (mm) ortalamaları ve standart sapmalarının dağılımları Şekil 4.2'de kutu grafiği olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.2. Döner sistem eğelerinin pleksiglas örnek üzerinde kestikleri derinliklerin (mm) ortalamaları ve standart sapmalarının dağılımı

Kesme etkinliği değerlendirilen farklı döner sistem eğelerine ait örnek bir görüntü Şekil 4.3'te gösterilmektedir.



Şekil 4.3. Kesme etkinliği değerlendirilen farklı döner sistem eğelerine ait örnek görüntü Şekil 4.3'te gösterilmektedir: **a.** TruNatomy™ Prime (26/.04v), **b.** VDW.ROTATE™ 25.06 (25/.06), **c.** Endostar E3 Azure Basic File No. 2 (25/.06) ve **d.** EdgeFile® X3 C2 (25/.06)

4.2. Şekillendirme Yeteneği Testi Sonuçları

4.2.1. Uzaklaştırılan Toplam Madde Miktarı

Şekillendirme yeteneği değerlendirilen her bir döner sistemin rezin bloktan uzaklaştırdıkları ortalama toplam madde miktarları (*iç + dış*) (mm) ve standart sapma değerleri Tablo 4.3'te gösterilmektedir.

Tablo 4.3. Çalışmamızda kullandığımız döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırdıkları ortalama toplam madde miktarları *(iç + dış)* ve standart sapmaları (mm)

		TruNatomy™	VDW.ROTATE™	Endostar E3 Azure	EdgeFile® X7	*p*
1.	**mm**	0.045 ± 0.022^{a}	0.061 ± 0.019^{a}	0.134 ± 0.014^{b}	0.117 ± 0.026^{b}	0.000
2.	**mm**	0.048 ± 0.020^{a}	0.090 ± 0.021^{b}	0.141 ± 0.018^{c}	0.127 ± 0.022^{c}	0.000
3.	**mm**	0.065 ± 0.018^{a}	0.124 ± 0.021^{b}	0.155 ± 0.026^{c}	0.150 ± 0.024^{c}	0.000
4.	**mm**	0.085 ± 0.018^{a}	0.179 ± 0.021^{b}	0.176 ± 0.031^{b}	0.187 ± 0.029^{b}	0.000
5.	**mm**	0.105 ± 0.016^{a}	0.229 ± 0.029^{b}	0.231 ± 0.023^{b}	0.245 ± 0.040^{b}	0.000
6.	**mm**	0.129 ± 0.017^{a}	0.266 ± 0.029^{b}	0.265 ± 0.021^{b}	0.283 ± 0.042^{b}	0.000
7.	**mm**	0.144 ± 0.018^{a}	0.310 ± 0.037^{b}	0.306 ± 0.020^{b}	0.304 ± 0.023^{b}	0.000
8.	**mm**	0.165 ± 0.013^{a}	0.345 ± 0.040^{b}	0.350 ± 0.022^{b}	0.315 ± 0.014^{c}	0.000
9.	**mm**	0.185 ± 0.023^{a}	0.380 ± 0.038^{bc}	0.419 ± 0.045^{b}	0.342 ± 0.032^{c}	0.000
10.	**mm**	0.262 ± 0.037^{a}	0.435 ± 0.035^{b}	0.465 ± 0.038^{b}	0.383 ± 0.043^{c}	0.000

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir ($p<0.05$).

1. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, VDW.ROTATE™, EdgeFile® X7 ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). TruNatomy™ döner sistemi ile VDW.ROTATE™ döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.230). VDW.ROTATE™ döner sisteminin Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.236).

2. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, VDW.ROTATE™, EdgeFile® X7 ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). VDW.ROTATE™ döner sisteminin Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000 ve p=0.001). Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.359).

3. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, VDW.ROTATE™, EdgeFile® X7 ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). VDW.ROTATE™ döner sisteminin Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.008 ve p=0.036). Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.955).

4. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). Diğer döner sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.995, p=0.874 ve p=0.757).

5. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, VDW.ROTATE™, Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). Diğer döner sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.996, p=0.529 ve p=0.656).

6. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). Diğer döner sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.999, p=0.497 ve p=0.415).

7. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, EdgeFile® X7, Endostar E3 Azure ve VDW.ROTATE™ şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). Diğer döner sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.989, p=0.997 ve p=0.958).

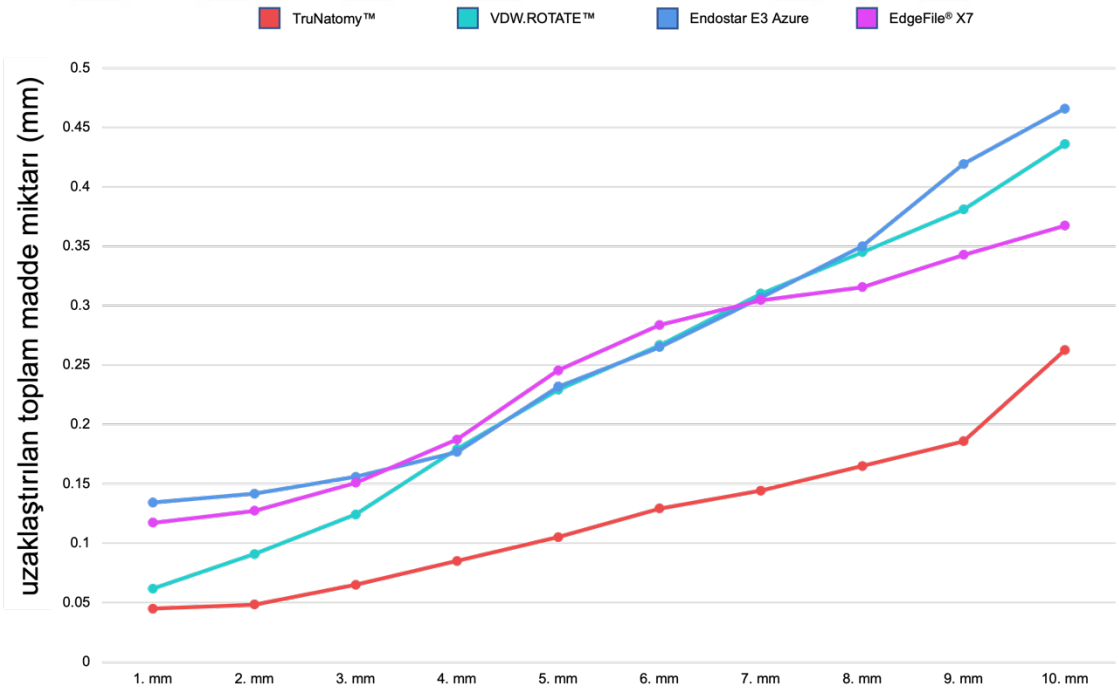
8. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, EdgeFile® X7, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). EdgeFile® X7 döner sisteminin VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.037 ve p=0.011). VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.962).

9. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, EdgeFile® X7, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). EdgeFile® X7 döner sisteminin Endostar E3 Azure döner sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı

bulundu (p=0.000). VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemleri arasında göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.059). VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.069).

10. mm'de döner sistemlerin rezin bloktan uzaklaştırılan toplam madde miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, EdgeFile® X7, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.000). EdgeFile® X7 döner sisteminin VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az madde uzaklaştırdığı bulundu (p=0.001 ve p=0.000). VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.243).

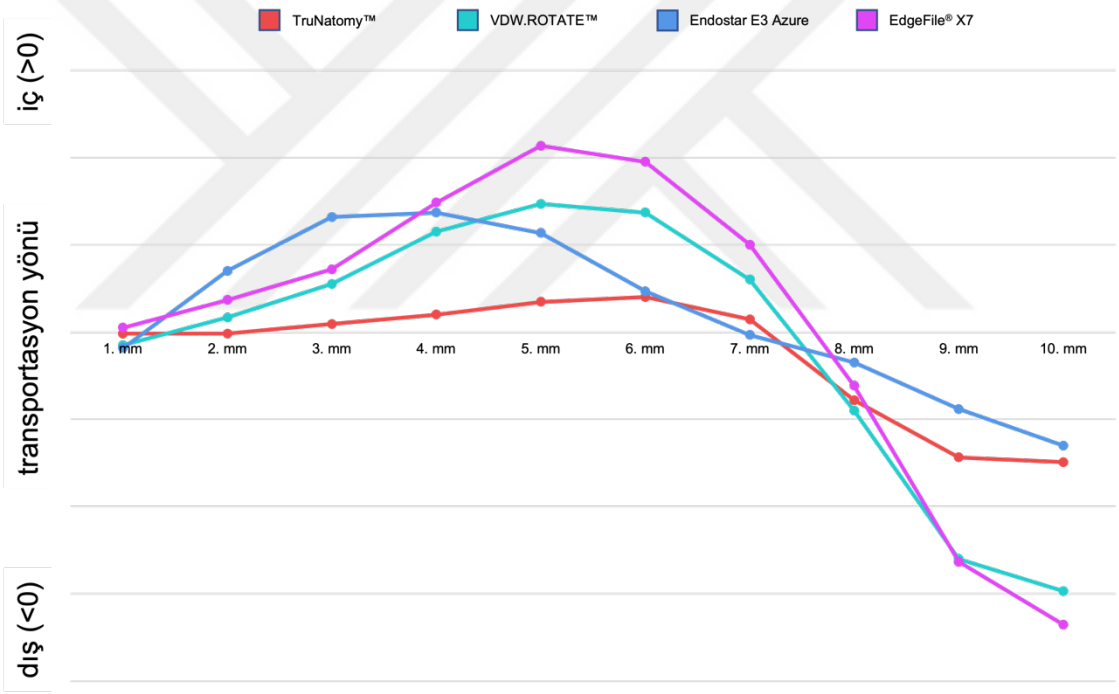
10 adet ölçüm noktası dikkate alındığında, rezin blokta kanal boyunca uzaklaştırılan ortalama toplam madde miktarı (mm) Şekil 4.4'te çizgi grafiği olarak gösterilmektedir. İlgili grafik incelendiğinde TruNatomy™ döner sisteminin tüm noktalarda diğer döner sistemlere göre daha az miktarda madde kaldırdığı gözlenmektedir.



Şekil 4.4. Farklı döner sistemlerin 10 farklı ölçüm noktasında rezin blokta kanal boyunca uzaklaştırdıkları toplam madde miktarı (mm)

4.2.2. Transportasyon Yönü ve Miktarı

10 adet ölçüm noktası dikkate alındığında, rezin blokta kanal boyunca oluşturulan transportasyon yönü Şekil 4.5'te çizgi grafiği olarak gösterilmektedir. İlgili grafik incelendiğinde 1. mm'de EdgeFile® X7 döner sistemi hariç diğer döner sistemlerin eğimin dışına (<0) transportasyon oluşturdukları gözlenmektedir. 2. mm'de TruNatomy™ döner sistemi hariç diğer döner sistemlerin eğimin içine (>0) transportasyon oluşturdukları gözlenmektedir. 3., 4., 5. ve 6. mm'de tüm döner sistemlerin eğimin içine (>0) transportasyon oluşturdukları gözlenmektedir. 7. mm'de Endostar E3 Azure hariç diğer döner sistemlerin eğimin içine (>0) transportasyon oluşturdukları gözlenmektedir. 8., 9. ve 10. mm'de tüm döner sistemlerin eğimin dışına (<0) transportasyon oluşturdukları gözlenmektedir.



Şekil 4.5. Farklı döner sistemlerin 10 farklı ölçüm noktasında rezin blokta kanal boyunca oluşturdukları transportasyonların yönü

Şekillendirme yeteneği değerlendirilen her bir döner sistemin rezin blokta oluşturdukları ortalama transportasyon miktarları (|*iç* – *dış*|) (mm) ve standart sapma değerleri Tablo 4.4'te gösterilmektedir.

Tablo 4.4. Çalışmamızda kullandığımız döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları ortalama transportasyon miktarları *(|iç – dış|)* ve standart sapmaları (mm)

		TruNatomy™	VDW.ROTATE™	Endostar E3 Azure	EdgeFile® X7	*p*
1.	**mm**	0.008 ± 0.006	0.015 ± 0.007	0.019 ± 0.016	0.017 ± 0.016	0.194
2.	**mm**	0.006 ± 0.005^{a}	0.011 ± 0.010^{a}	0.035 ± 0.024^{b}	0.021 ± 0.024^{ab}	0.003
3.	**mm**	0.008 ± 0.007^{a}	0.027 ± 0.012^{ac}	0.065 ± 0.028^{b}	0.025 ± 0.029^{c}	0.000
4.	**mm**	0.015 ± 0.011^{a}	0.057 ± 0.027^{b}	0.068 ± 0.039^{b}	0.074 ± 0.042^{b}	0.000
5.	**mm**	0.026 ± 0.016^{a}	0.073 ± 0.036^{bc}	0.065 ± 0.040^{ab}	0.106 ± 0.040^{c}	0.000
6.	**mm**	0.029 ± 0.017^{a}	0.068 ± 0.038^{ab}	0.040 ± 0.034^{a}	0.097 ± 0.043^{b}	0.000
7.	**mm**	0.021 ± 0.014^{a}	0.040 ± 0.027^{ab}	0.028 ± 0.019^{ab}	0.051 ± 0.031^{b}	0.028
8.	**mm**	0.040 ± 0.028	0.056 ± 0.044	0.027 ± 0.020	0.042 ± 0.014	0.128
9.	**mm**	0.071 ± 0.034^{ab}	0.130 ± 0.083^{a}	0.060 ± 0.061^{b}	0.131 ± 0.061^{a}	0.007
10.	**mm**	0.074 ± 0.044^{a}	0.150 ± 0.081^{bc}	0.081 ± 0.064^{ab}	0.167 ± 0.056^{c}	0.001

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir (p<0.05).

1. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=194).

2. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, VDW.ROTATE™, EdgeFile® X7 ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ ve VDW.ROTATE™ döner sistemlerinin Endostar E3 Azure döner sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.003 ve p=0.016). TruNatomy™ döner sistemi ile VDW.ROTATE™ döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.898). EdgeFile® X7 döner sistemi ve diğer döner sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.541, p=0.291 ve p=0.200).

3. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, EdgeFile® X7, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ ve VDW.ROTATE™ döner sistemlerinin Endostar E3 Azure döner sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.000 ve p=0.001). TruNatomy™ döner sisteminin EdgeFile® X7 döner sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.022). TruNatomy™ döner sistemi ile VDW.ROTATE™ döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.168). VDW.ROTATE™ döner sistemi ile EdgeFile® X7 döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunmadı (p=0.790). EdgeFile® X7 döner sisteminin Endostar E3 Azure döner sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.009).

4. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, VDW.ROTATE™, Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.000). Diğer döner sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.850, p=0.603 ve p=0.972).

5. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.000 ve p=0.014). TruNatomy™ döner sistemi ile Endostar E3 Azure döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.056). VDW.ROTATE™ döner sistemi ile Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.938 ve p=0.110). Endostar E3 Azure döner sistemi EdgeFile® X7 döner sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.029).

6. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.051, p=0.217 ve p=0.881). VDW.ROTATE™ döner sistemi ve EdgeFile® X7 döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.196). TruNatomy™ ve Endostar E3 Azure döner sistemlerinin EdgeFile® X7 döner sistemine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.000 ve p=0.001).

7. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin

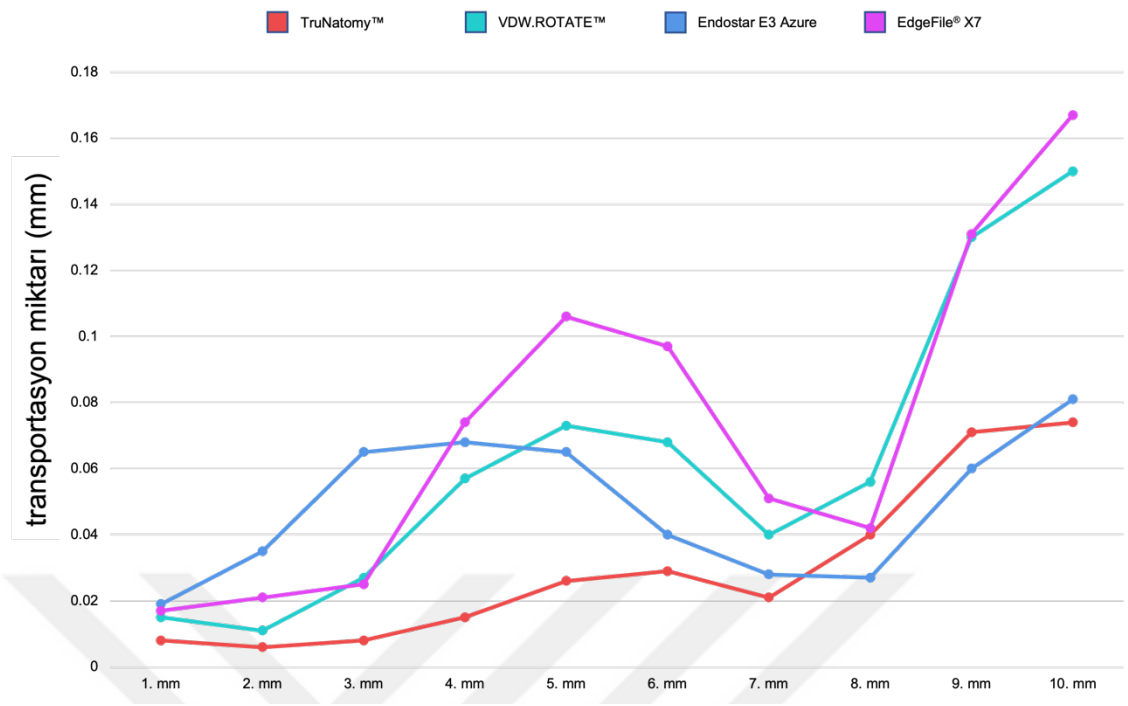
EdgeFile® X7 döner sistemine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.029). TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.302 ve p=0.921). VDW.ROTATE™, Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.109 ve p=0.655).

8. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=128).

9. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. Endostar E3 Azure döner sisteminin VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.037 ve p=0.031). TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.113 ve p=0.098). TruNatomy™ döner sistemi ve Endostar E3 Azure döner sistemi arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.972).

10. mm'de döner sistemlerin rezin blokta oluşturdukları transportasyon miktarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.034 ve p=0.006). TruNatomy™ döner sistemi ve Endostar E3 Azure döner sistemi arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.993). Endostar E3 Azure döner sisteminin EdgeFile® X7 döner sistemine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az transportasyon oluşturduğu bulundu (p=0.010). VDW.ROTATE™ döner sistemi ile Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.907 ve p=0.056).

10 adet ölçüm noktası dikkate alındığında, rezin blokta kanal boyunca oluşturulan transportasyon miktarı Şekil 4.6'da çizgi grafiği olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.6. Farklı döner sistemlerin 10 farklı ölçüm noktasında rezin blokta kanal boyunca oluşturdukları transportasyon miktarı (mm)

4.2.3. Merkezde Kalma Yeteneği

Şekillendirme yeteneği değerlendirilen her bir döner sistemin rezin blokta ortalama merkezde kalma oranları (*iç / dış* veya *dış / iç*) ve standart sapma değerleri Tablo 4.5'te gösterilmektedir.

Tablo 4.5. Çalışmamızda kullandığımız döner sistemlerin rezin blokta ortalama merkezde kalma oranları (iç / dış veya dış / iç) ve standart sapmaları (mm)

		TruNatomy™	VDW.ROTATE™	Endostar E3 Azure	EdgeFile® X7	*p*
1.	**mm**	0.686 ± 0.209	0.600 ± 0.136	0.763 ± 0.186	0.769 ± 0.194	0.101
2.	**mm**	0.733 ± 0.225	0.787 ± 0.177	0.578 ± 0.201	0.792 ± 0.214	0.054
3.	**mm**	0.798 ± 0.172^{a}	0.641 ± 0.133^{a}	0.382 ± 0.145^{b}	0.686 ± 0.206^{a}	0.000
4.	**mm**	0.704 ± 0.203^{a}	0.514 ± 0.183^{ab}	0.482 ± 0.202^{b}	0.441 ± 0.174^{b}	0.009
5.	**mm**	0.626 ± 0.199^{a}	0.517 ± 0.200^{ab}	0.683 ± 0.335^{a}	0.367 ± 0.133^{b}	0.011
6.	**mm**	0.645 ± 0.151^{ab}	0.598 ± 0.165^{ac}	0.782 ± 0.165^{b}	0.464 ± 0.121^{c}	0.000
7.	**mm**	0.756 ± 0.154^{ab}	0.764 ± 0.119^{ab}	0.855 ± 0.105^{a}	0.702 ± 0.112^{b}	0.040
8.	**mm**	0.647 ± 0.210^{a}	0.726 ± 0.150^{ab}	0.855 ± 0.102^{b}	0.763 ± 0.072^{ab}	0.011
9.	**mm**	0.464 ± 0.183^{a}	0.534 ± 0.261^{ab}	0.748 ± 0.210^{b}	0.447 ± 0.177^{a}	0.004
10.	**mm**	0.576 ± 0.171^{a}	0.530 ± 0.233^{ab}	0.720 ± 0.195^{a}	0.354 ± 0.098^{b}	0.000

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir (p<0.05).

1. ve 2. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.101 ve p=0.054).

3. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranlarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™, EdgeFile® X7 ve TruNatomy™ şeklinde bulundu. Endostar E3 Azure döner sisteminin diğer döner sistemlere göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.000). TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.111, p=0.382 ve p=0.915).

4. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranlarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması EdgeFile® X7, Endostar E3 Azure, VDW.ROTATE™ ve TruNatomy™ şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin Endostar E3 Azure ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha çok merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.010 ve p=0.035). Endostar E3 Azure döner sistemi ve EdgeFile® X7 döner sistemi arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.950). VDW.ROTATE™ döner sistemi ve diğer sistemler arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.087, p=0.798 ve p=0.980).

5. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranlarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması EdgeFile® X7, VDW.ROTATE™, TruNatomy™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. VDW.ROTATE™ döner sistemi ve diğer sistemler arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.652, p=0.301 ve p=0.404). EdgeFile® X7 döner sisteminin TruNatomy™ ve Endostar E3 Azure döner sistemlerine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.045 ve p=0.010). TruNatomy™ döner sistemi ve Endostar E3 Azure döner sistemi arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.929).

6. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranlarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması EdgeFile® X7, VDW.ROTATE™, TruNatomy™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. EdgeFile® X7 döner sisteminin TruNatomy™ ve Endostar E3 Azure döner sistemlerine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.033 ve p=0.000). VDW.ROTATE™ döner sistemi ve EdgeFile® X7 döner sistemi arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.169). Endostar E3 Azure döner sisteminin VDW.ROTATE™ döner

sistemine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha çok merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.025). TruNatomy™ döner sistemi ile VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.871 ve p=0.140).

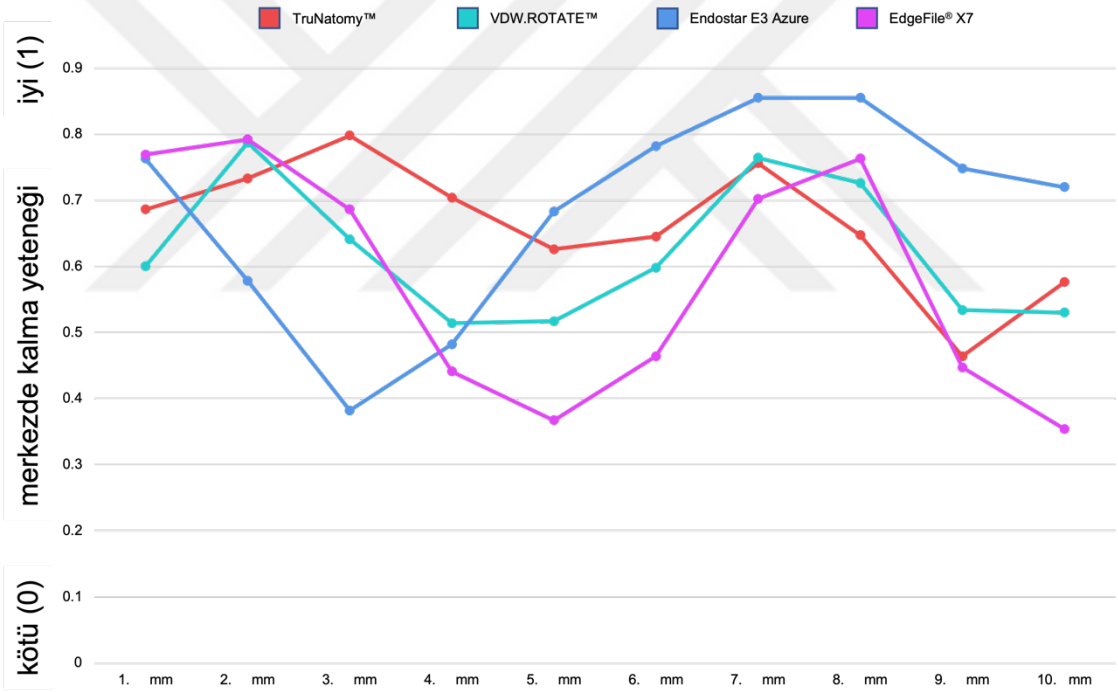
7. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranlarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması EdgeFile® X7, TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. Endostar E3 Azure döner sistemi EdgeFile® X7 döner sistemine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha çok merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.026). Endostar E3 Azure döner sistemi ile TruNatomy™ ve VDW.ROTATE™ döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.224 ve p=0.289). EdgeFile® X7, TruNatomy™ ve VDW.ROTATE™ döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.999, p=0.728 ve p=0.639).

8. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranlarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması TruNatomy™, VDW.ROTATE™, EdgeFile® X7 ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin Endostar E3 Azure döner sistemine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.006). Diğer döner sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.995, p=0.874 ve p=0.757). TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.546, p=0.237 ve p=0.928). Endostar E3 Azure döner sistemi ile VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.150 ve p=0.443).

9. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranlarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması EdgeFile® X7, TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. Endostar E3 Azure döner sisteminin TruNatomy™ ve EdgeFile® X7 döner sistemlerine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha çok merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.010 ve p=0.007). Endostar E3 Azure döner sistemi ve VDW.ROTATE™ döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.077). TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve EdgeFile® X7 döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.848, p=0.997 ve p=0.755).

10. mm'de döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranlarına göre en azdan en çoğa doğru sıralaması EdgeFile® X7, VDW.ROTATE™, TruNatomy™ ve Endostar E3 Azure şeklinde bulundu. EdgeFile® X7 döner sisteminin TruNatomy™ ve Endostar E3 Azure döner sistemlerine göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha az merkezde kalma oranına sahip olduğu bulundu (p=0.029 ve p=0.000). EdgeFile® X7 döner sistemi ve VDW.ROTATE™ döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.112). TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemleri arasında ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.929, p=0.231 ve p=0.068).

10 adet ölçüm noktası dikkate alındığında, rezin blokta kanal boyunca merkezde kalma oranları Şekil 4.7'de çizgi grafiği olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.7. Farklı döner sistemlerin 10 farklı ölçüm noktasında rezin blokta kanal boyunca merkezde kalma oranları

4.2.4. Şekillendirme Süresi

Şekillendirme yeteneği değerlendirilen her bir döner sistemin rezin blokta ortalama şekillendirme süreleri (sn), standart sapmaları, medyan değerleri, minimum değerleri ve maksimum değerleri Tablo 4.6'de gösterilmektedir.

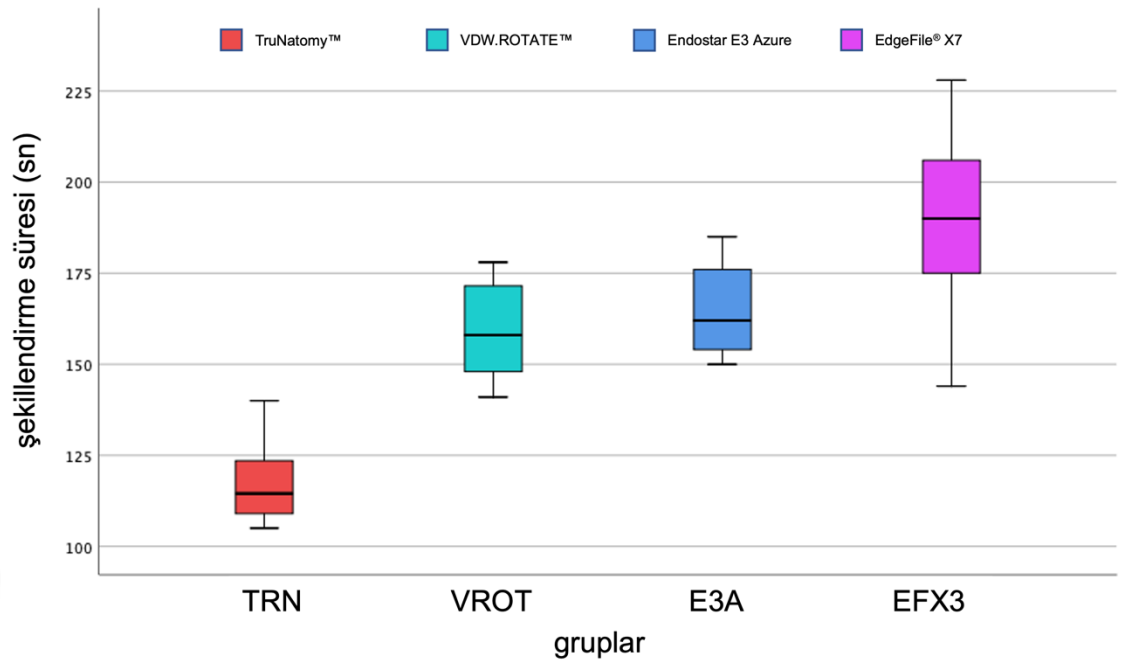
Tablo 4.6. Çalışmamızda kullandığımız döner sistemlerin rezin blokta ortalama şekillendirme süreleri (sn), standart sapmaları, medyan değerleri, minimum değerleri ve maksimum değerleri

	Örnek sayısı (n)	**Ortalama süre (sn)**	**Standart Sapma**	**Medyan**	**Minimum**	**Maksimum**
TruNatomy™	12	117.17[a]	10.125	114.5	105	140
VDW.ROTATE™	12	159.25[b]	13.199	158	141	178
Endostar E3 Azure	12	164.67[b]	13.013	162	150	185
EdgeFile® X7	11	190.64[c]	25.406	190	144	228

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir ($p<0.05$).

Elde edilen bulgulara göre rezin blokta en uzun sürede şekillendirme sağlayan döner sistemin EdgeFile® X7 olduğu, en kısa sürede şekillendirme sağlayan döner sistemin ise TruNatomy™ olduğu bulundu. TruNatomy™ döner sisteminin diğer döner sistemlere göre anlamlı derecede daha kısa sürede şekillendirme sağladığı bulundu ($p<0.05$). VDW.ROTATE™ döner sistemi ve Endostar E3 Azure döner sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0.846$). EdgeFile® X7 döner sisteminin diğer döner sistemlere göre anlamlı derecede daha uzun sürede şekillendirme sağladığı bulundu ($p<0.05$).

Döner sistemlerin rezin blokta şekillendirme sürelerinin (sn) ortalamaları ve standart sapmalarının dağılımları Şekil 4.8'de kutu grafiği olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.8. Döner sistemlerin rezin blokta şekillendirme sürelerinin (sn) ortalamaları ve standart sapmalarının dağılımı

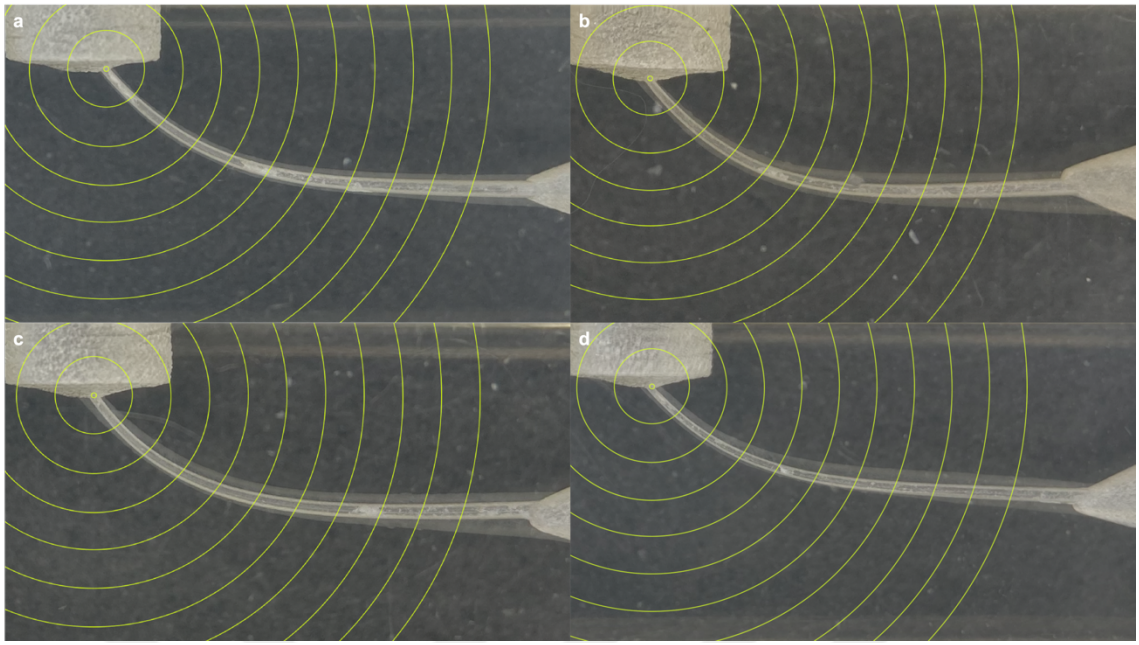
4.2.5. Prosedürel Hatalar

Şekillendirme yeteneği değerlendirilen her bir döner sistemin rezin blokta meydana getirdikleri prosedürel hatalar Tablo 4.7'te gösterilmektedir. Rezin blok örneklerinin sadece bir tanesinde alet kırığı oluşumu izlendi. Diğer şekillendirme hataları gözlenmedi.

Tablo 4.7. Döner sistemlerin rezin blok üzerinde meydana getirdikleri prosedürel hatalar (n=12)

	TruNatomy™	**VDW.ROTATE™**	**Endostar E3 Azure**	**EdgeFile® X7**
Basamak	0	0	0	0
Zipping	0	0	0	0
Alet kırığı	0	0	0	1

Şekillendirme yeteneği değerlendirilen farklı döner sistemlere ait örnek kompozit görüntüler Şekil 4.9'da gösterilmektedir.



Şekil 4.6. Şekillendirme yeteneği değerlendirilen farklı döner sistemlere ait örnek kompozit görüntüler: **a.** TruNatomy™, **b.** VDW.ROTATE™, **c.** Endostar E3 Azure ve **d.** EdgeFile® X7

5. TARTIŞMA

Kök kanallarının şekillendirilmesinin ana amacı, kök kanal sistemini bir sonraki aşama olan obturasyon için temizlemesini ve hazırlanmasını kapsamaktadır.[21] Bu amaçla, modifiye edilmiş kesite sahip el aletleri ve NiTi gibi yeni alaşımlardan yapılmış daha yüksek esnekliğe sahip kök kanal aletleri dahil olmak üzere birçok farklı türde kök kanal aleti kullanılmaktadır.[143] Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan kök kanal aletlerinin klinik koşullar altında kullanışlılıklarını değerlendirmek zor olduğundan bu değerlendirmeye yardımcı olabilecek bir özellik, kök kanal aletlerin kesme etkinliğidir.[171,172]

Kesme etkinliği NiTi döner aletlerin klinik açıdan önemli özelliklerinden biridir. NiTi döner aletler kök kanallarının şekillendirilmesinde dentini uzaklaştırmak için kullanılırlar ve şekillendirme prosedürünü kolaylaştırmak için dentini etkin bir şekilde kesmeleri gerekmektedirler.[173] Etkin keskinliğe sahip bir NiTi döner alet, kök kanal şekillendirilmesi için gereken süreyi kısaltmakta, böylece hem hasta için hem de klinisyen için kök kanal tedavisinin yükünü azaltmaktadır.[146] NiTi döner aletlerin torsiyonel strese karşı olan dirençlerinin, statik olarak değerlendirilmesi zor olan kesme etkinlikleri ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir.[174] Yüksek kesme etkinliği şekillendirme prosedürünü kolaylaştırmaya ek olarak kanal blokajını engellemekte, torsiyonel streslere karşı direnci arttırarak torsiyonel strese bağlı alet kırığı oluşumunu azaltmaktadır.[175] Ayrıca yüksek kesme etkinliğine sahip NiTi döner aletlerin kök kanal tedavisi sırasında dezenfeksiyonun etkinliğini de arttıracağı varsayılmaktadır. Hülsmann ve ark.[2] tarafından yapılan bir çalışmada kesici kenara sahip olmayan, yalnızca radyal alanlara sahip olan kök kanal aletlerinin kök kanallarından debris uzaklaştırma yeteneklerinin kısıtlı olduğu, bu nedenle kesici kenarlara sahip kök kanal aletlerinin kök kanal dezenfeksiyonu açısından radyal alanlara sahip kök kanal aletlerine göre üstün oldukları bildirilmiştir. Bununla birlikte, yüksek kesme etkinliğine sahip bir kök kanal aletinin şekillendirme sırasında daha fazla miktarda dentin kaldırabileceği ve böylece kökün vertikal kırılmaya karşı direncini azaltabileceği de bildirilmiştir.[176]

NiTi döner aletlerin kesme etkinliği; alet tasarım öğeleri, üretildikleri alaşımın özellikleri ve uygulanan yüzey işlemleri gibi birçok farklı faktörden etkilenmektedir.[151,173] NiTi döner aletlerde tasarım çok değişken bir faktördür ve tasarım öğelerinden kesme açısı pozitif olan bir döner alet, kesme açısı negatif olan gibi bir alete

göre daha yüksek kesme etkinliğine sahiptir.[136,143] Diğer tasarım öğeleri arasında kesici kenarların sayısı ve kesme sırasında debrisin uzaklaştırılmasını sağlayan kesici kenarlar arasındaki boşluklar olan yivlerin boyutu yer almaktadır.[177] Kök kanallarının NiTi döner aletler ile şekillendirilmesinde önemli gelişmeler olmasına rağmen, kesici kenar tasarımının kesme etkinliği üzerindeki etkisi hala tartışmalıdır.[2,19]

NiTi döner aletler klinik olarak aksiyel ve lateral olmak üzere iki farklı eksende kullanılmaktadırlar. Aksiyel yönde hareket "pecking" (gagalama) olarak adlandırılmakta, lateral hareket "brushing" (fırçalama) adlandırılmaktadır.[178] Schäfer ve Oitzinger[136] Alpha-File (Komet, Lemgo, Almanya), FlexMaster (VDW, Münih, Almanya), Mtwo, ProFile ve RaCe NiTi döner aletlerinin kesme etkinliğini yapay kök kanallarında aksiyel yönde değerlendirmiş, Mtwo ve RaCe döner aletlerinin diğer döner aletlere göre anlamlı derecede daha yüksek penetrasyon derinliği kaydettiğini bildirmişlerdir. De Vasconcelos ve ark.[173] ProTaper Universal ve ProTaper Gold NiTi döner sistemlerinin kesme etkinliklerini plastik bloklar ve sığır dentini üzerinde lateral ve aksiyel yönde değerlendirmiş, ProTaper Gold döner sisteminin ProTaper Universal döner sistemine göre lateral yönde plastik bloklar üzerinde anlamlı derecede daha çok alan kestiğini bildirmişlerdir. Kesme etkinliğinin lateral eksende değerlendirilirken, test prosedürünün döner aletin örnek üzerindeki temas alanını, açısını ve basıncını değiştirebileceğinden sınırlamaya sahip olduğu bildirilmiştir.[179] Öte yandan aksiyel hareketin kullanıldığı bir test düzeneğinde de döner aletin örnek üzerindeki temas alanının doğrudan üretilen tork miktarını değiştireceği bildirilmiştir.[180,181] Farklı tasarımları ve boyutları nedeniyle örnek üzerindeki temas alanları farklı olan NiTi döner aletlerin tork değerlerinin test boyunca değişmeyecek şekilde değerlendirilmesi için lateral eksende harekete sahip bir deney düzeneği tercih edilmiştir.

Lateral eksende kesme etkinliği değerlendirilen kök kanal aletlerinin çalışan kısımlarının örnek üzerine denk geldikleri nokta konusunda literatürde görüş birliği bulunmamaktadır. Plotino ve ark.[139] Reciproc döner aletinin 15. ve 16. mm'sindeki bıçakların daha keskin ve derin olması nedeniyle WaveOne ve Reciproc döner aletlerinin kesme etkinliklerini çalışma uzunluklarının 14. mm'sinden değerlendirmişlerdir. Pedullà ve ark.[141] ise kesme etkinliklerini değerlendirdikleri rehber yol eğelerini, kesit çaplarını göz önünde bulundurarak çalışma uzunluklarının 10. mm'sinden karşılaştırmışlardır. Kesit çaplarındaki farklılıklar nedeniyle herhangi bir döner aletin diğer bir döner aletten

daha fazla mesafe kat etmesini ve uygulanan serbest ağırlığın döner aletin çalışırken örnek üzerinden sapmasını önlemek için bizim kullandığımız test düzeneğinde kesme etkinliği lateral eksende döner aletlerin çalışma uzunluklarının 12. mm'sinden örnek üzerine oturtturularak değerlendirilmiştir.

Geçmişten günümüze kök kanal aletlerinin kesme etkinliği sığır dentini, sığır kemiği veya çekilmiş insan dişleri gibi biyolojik örnekler ve alçı, pleksiglas, akrilik, rezin gibi farklı örnekler üzerinde değerlendirilmiş olsa da kesme etkinliğini belirlemek adına örneklerin standardizasyonu için çok az çalışma yapılmıştır.[146] Sığır dentini, sığır kemiği veya çekilmiş insan dişlerinden elde edilen biyolojik örnekler sertlik, yüzey dokusu ve aşınma özellikleri açısından insan kök dentiniyle karşılaştırılabilir olsalar da örneklerin kalitesi donörün yaşı, beslenme düzeni, dentin sklerozunun boyutu ve nem içeriği gibi ölçütlere bağlı olduğundan standardizasyon ve tekrarlanabilirliğin sağlanamaması çalışma sonuçlarını etkilemektedir.[145,151] Tepel ve ark.[182] aynı üretim partisinden aynı paslanmaz çelik Hedstrom el aletlerini farklı donörlerden elde edilen dentin örneklerini kullanarak kesme etkinliğini değerlendirmiş ve el aletlerinin kesme etkinliği arasında önemli ölçüde farklı sonuçlar elde etmiştir. Tepel ve ark.[182] aynı değerlendirmeyi rezin örnekler üzerinde yaptıklarında rezin örneklerin yüzey sertliklerinin ve aşınma özelliklerinin insan dentini ile karşılaştırıldığında benzer özellik sergilediğini bildirmişlerdir. Örnek olarak kullanılan alçının yüzey sertliğinin insan dentinine benzer olduğu bildirilirken hem pleksiglas hem de rezin örneklerinin yüzey sertliği kök dentininin ortalama sertliğine kıyasla düşük oldukları bildirilmiştir.[147,182,183] Farklı kök kanal aletlerinin kesme etkinliklerinin değerlendirilmesinde pleksiglas gibi plastik örneklerle birlikte test cihazının kullanımının doğrudan karşılaştırmaya izin vererek standart deney koşullarını garanti ettiği bildirilmiştir.[136,139] Ayrıca dentinden daha yumuşak olan ancak sertliği homojen olan, polimetil metakrilat bazlı prefabrike standart pleksiglas bloklar farklı aletler arasındaki ince performans farklılıklarını ortaya çıkarma bakımından bazı avantajlar sunmaktadırlar.[147] Bu tez çalışmasında farklı NiTi döner aletlerin kesme etkinlikleri yüzey sertliği, yüzey dokusu ve aşınma özellikleri açısından mümkün olan en iyi tekrarlanabilirliği ve standardizasyonu sağlamak adına pleksiglas örnekler üzerinde değerlendirilmiştir.

Kök kanal aletlerinin kesme etkinliği değerlendirilirken aletler körelene ve artık daha fazla malzeme çıkaramayana kadar zamandan bağımsız olarak kullanılabilirler.[136]

İdeal olarak, kök kanal aletleri klinik koşullarda doğal dişlerin tedavisinde olduğu gibi neredeyse aynı sürede aşınmaya maruz kalacak bir sonlanma noktası tanımlanmalıdır.[182] Literatür tarandığında farklı çalışmalarda kök kanal aletlerinin kesme etkinliklerinin farklı sürelerde değerlendirildiği görülmüştür. Newman ve ark.[144] sığır dentini üzerinde 5 farklı üreticiye ait K tipi el aletlerinin kesme etkinliklerini art arda 3'er dakikalık periyodlar halinde üç kere test ederek karşılaştırmışlardır. Giansiracusa Rubini ve ark.[145] karşılaştırdıkları NiTi döner aletleri 1 dk'lık periyotlar ile, De Vasconcelos ve ark.[173] da 1 dk ile 4 dk arasında değişen periyotlar ile 4'er kere değerlendirmişlerdir. Pedullà ve ark.[141] ise yaptıkları çalışmada her bir rehber yol eğesinin kesme etkinliklerini 2 dk boyunca, her bir ölçüm 1 kez tekrarlanacak şekilde değerlendirmiştir. Literatür tarandığında net bir görüş birliği sağlanmasa da genel kanı olarak döner aletlerin kesme etkinliğinin 2 dk boyunca değerlendirildiği birçok çalışmanın varlığı gözlenmiştir.[184,185] Bizim çalışmamızda da Pedullà ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde her bir NiTi döner alet lateral eksende 2 dk boyunca çalıştırılarak ve her bir döner alet için ölçümler 2 kere tekrarlanarak kesme etkinliği verileri elde edilmiştir.

Kök kanal aletlerinin kesme etkinliğini test etmek için birçok farklı yöntem kullanılmakta, bu yöntemler arasında standardizasyonu sağlamak adına genel bir fikir birliği olmadığı görülmektedir.[137] Schäfer ve Oitzinger[136] yapay kök kanallarındaki penetrasyon derinliğinin ölçümünün kesme etkinliğini değerlendirmede iyi standardize edilmiş deney koşullarını garanti ettiğini ve tekrarlanabilir sonuçlar sağladığını belirtmişlerdir. Peters ve ark.[151] farklı NiTi döner aletlerin kesme etkinliğini değerlendirmek için stereo mikroskop, profilometri ve mikro-BT olarak üç farklı yöntemi karşılaştırmışlar; örnek yüzeyinde oluşan olukların stereo mikroskop altında ölçümünün kesme etkinliğini değerlendirmede basit ve rasyonel bir yol olduğunu, bu değerlendirme yönteminin geçerli ve güvenilir sonuçlar sunduğunu bildirmişlerdir. Shen ve Haapasalo[39] örnekten ağırlık kaybı ile kesme etkinliğinin karşılaştırılmasının NiTi döner aletlerin düşük kesme etkinlikleri nedeniyle sınırlı geçerlilikte olduğunu ileri sürmüşlerdir. Üç boyutlu yüzey profilometrisi ve mikro- BT; üç boyutlu yüzey kontur oluşumunun yeniden yapılandırılması için uygulanan yaygın yöntemlerdir.[186,187] Yguel-Henry ve ark.[186] tarafından K ve H tipi el aletlerinin kesme etkinliklerinin profilometri cihazı ile ölçülerek değerlendirildiği bir çalışmada; aletlerin taperları, uygulanan kuvvetin yönü ve miktarı dikkate alınmadığı için bu yöntemle elde edilen sonuçların geçerliliği ile ilgili şüphe

bulunduğu bildirilmiştir.[147] Mikro-BT ile kesme etkinliğinin değerlendirilmesi; mevcut yöntemler arasında en gelişmiş olan yöntem olsa da pahalı ve zaman alıcı bir yöntem olması dışında verilerin eldesi ve yorumlanması için deneyimli bir araştırmacı gerektirmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır.[188] Plotino ve ark.[139] Reciproc ve WaveOne NiTi döner aletlerinin pleksiglas örnekler üzerindeki kesme etkinliğini değerlendirirken elde ettikleri görüntüleri dijital ortamda Adobe Photoshop görüntü işleme yazılımını kullanarak değerlendirmiş ve örnekler üzerinde 0.1 mm hassasiyette ölçümler yapmışlardır. Deari ve ark.[140] da ProTaper Universal ve ProTaper Gold döner sistemlerinin kesme etkinliğini sığır dentini üzerinde test etmiş, elde edilen görüntüleri ImageJ (National Institute of Mental Health, Bethesda, MD, ABD) görüntü işleme yazılımına aktararak döner sistemlerin dentin disk üzerinde kaydettikleri derinlikleri bilgisayar ortamında dijital olarak değerlendirmişlerdir. Dijital ölçüm yönteminin örnekler üzerinde hassas ölçümlerin yapılabilmesine izin vermesi ve elde edilen verilerin rasyonelliği gibi avantajlarının yanında maliyet-etkinlik analizi de göz önünde bulundurulduğunda dijital ölçüm yöntemi bizim çalışmamızda da farklı NiTi döner aletlerin kesme etkinliğini değerlendirmek için kullanılan yöntem olarak seçilmiştir. Bu yöntemle beraber pleksiglas örnekler üzerinde NiTi döner aletlerin kestikleri alan ve derinlik dijital olarak görüntülenmiş, elde edilen görüntüler Adobe Photoshop görüntü işleme yazılımı kullanılarak bilgisayar ortamında 0.01 mm hassasiyetle değerlendirilmiştir.

Kesme etkinliğinin değerlendirilmesi yapılan çalışmalarda ya Schäfer ve Oitzinger[136] gibi kuru koşullar altında ya da Shen ve Haapasalo[39] gibi bir irrigasyon ajanı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Shen ve Haapasalo[39] kesme etkinliğinin değerlendirilmesi sırasında sodyum hipoklorit (NaOCl) varlığının test edilen NiTi döner aletlerin kesme etkinliğini önemli ölçüde arttırdığını bildirirlerken, Haïkel ve ark[189] ise NaOCl varlığının kesme etkinliğini önemli ölçüde değiştirmediğini bildirmişlerdir. Ayrıca Tepel ve ark[182] tarafından kesme etkinliği değerlendirilirken örnek yüzeyinin NaOCl ile yıkanmasının biyolojik örnekler üzerinde kesme etkinliğini artırdığı, plastik örnekler üzerinde ise kesme etkinliğini önemli ölçüde değiştirmediği bildirilmiştir. Bu nedenle, irrigasyon ajanı varlığı gibi dış faktörlerin kesme etkinliği üzerindeki olası etkilerini veya irrigasyon ajanlarının hem örnek üzerinde hem de test edilecek NiTi döner aletlerin yüzeyinde oluşacak etkileşimi elimine etmek adına kesme etkinliğinin kuru

koşullar altında değerlendirilmesi önerilmektedir.[146] Ek olarak kullanılan yönteme bağlı olarak, özellikle kesme etkinliğinin kuru koşullar altında değerlendirilmesi sırasında NiTi döner aletin yivleri örnek üzerinden kesilen debris ile tamamen dolarak kesme etkinliğinin düşmesine neden olabilmektedir.[190] Bu tez çalışmasında farklı NiTi döner aletlerin kesme etkinliği kuru koşullar altında değerlendirilmiş, test esnasında oluşan debris hava su spreyi ile uzaklaştırılmıştır.

Kesme etkinliğini belirlemeye yönelik herhangi bir deney düzeneğinin bir diğer önemli parametresi de test prosedürü sırasında alete uygulanan kuvvet veya ağırlıktır.[146] Bu yüzden, bu ağırlık veya kuvvet tüm test prosedürü boyunca sabit olmalı, değerlendirme sırasında aletlerin sapması önlenmelidir.[141] Shen ve Haapasalo[39] farklı NiTi döner aletlerin kesme etkinliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında farklı döner aletler için farklı kuvvetler uygulamışlar ve test boyunca uygulanan farklı kuvvetlerin mevcut çalışmada bir sınırlama yarattığını kabul etmişlerdir. Bununla birlikte, farklı çalışmalara bakıldığında döner aletler tarafından örnekler üzerine farklı değerlerde kuvvet veya ağırlık uygulanmış, literatür tarandığında uygulanacak kuvvet veya ağırlık konusunda genel bir görüş birliği bulunmamaktadır. Bui ve ark.[191] tarafından elektropolisaj yüzey işleminin döner aletin kesme etkinliğine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada döner alet ile plastik bloğa 1 Newton (N) kuvvet uygulanırken, Chi ve ark.[179] tarafından ısıl işlemin döner aletin kesme etkinliğine etkisinin değerlendirildiği çalışmada döner alet için akrilik bloğa 10 N kuvvet uygulanmıştır. Bununla birlikte birçok farklı çalışmada NiTi döner aletlerin kesme etkinliği değerlendirilirken döner aletlere yerçekimi yönünde 150 gr'lık serbest ağırlık uygulanmıştır.[139,141,192] Bu 150 gr'lık serbest ağırlığın, döner aletlerin örnek üzerinde değerlendirilebilir bir kesim yapması ve test prosedürü esnasında örnek üzerinde bükülmelerinin önlenmesi adına ideal olduğu bildirilmiştir.[192] Bizim çalışmamızda da farklı NiTi döner aletlerin kesme etkinliği değerlendirilirken test esnasında döner aletlerin pleksiglas örnek üzerinden sapmasının engellemesi ve karşılaştırılabilir bir sonuç elde edilmesi için 150 gr'lık serbest ağırlık kullanılmıştır.

Kesme etkinliği değerlendirilen farklı NiTi döner aletlerin örnekler üzerine yerleştirilme açılarının kesme etkinliklerine etkisini incelemek üzere Pedullà ve ark.[141] döner aletleri alçı örnekler üzerine 45, 70 ve. 90°'lik açılarda yerleştirmiş, yerleştirilme açılarının kesme etkinliği üzerine etkisi bulunduğunu bildirmişlerdir. 90°'lik açılarda yerleştirilen NiTi döner aletlerin kesme etkinlikleri klinik açıdan geleneksel giriş

kavitelerindeki “straight-line” (doğrudan giriş) konseptini simüle ederken, 20° ile 30° arasında değişen açılarda yerleştirilen NiTi döner aletlerin kesme etkinlikleri konservatif giriş kavitelerindeki şekillendirmeyi simüle etmek için faydalıdır.[193,194] Farklı giriş kavitelerinin simüle edilmesi farklı bir çalışma konusu olduğundan bu tez çalışmasında farklı NiTi döner aletler pleksiglas örnek üzerine 90°’lik dik açı yerleştirilerek kesme etkinlikleri değerlendirilmiştir.

Daha önce yapılan bir çalışmada TruNatomy™, WaveOne Gold ve ProTaper Gold döner sistemlerinin insan dişleri üzerindeki kesme etkinliği örneklerin ağırlık kaybı ile ölçülmüş, en çok dentin kesen sistemin WaveOne Gold, en az dentin kesen sistemin ProTaper Gold olduğu bildirilmiş, bu sonuçlar WaveOne Gold’un asimetrik paralelkenar kesite sahip olmasıyla ilişkilendirilmiştir. Kare kesite ve iki kesici kenara sahip TruNatomy™ döner sisteminin konveks üçgen kesite sahip ProTaper Gold döner sistemine göre daha fazla dentin kesmesi de kesit tasarımı ile ilişkilendirilmiştir.[195] Isıl işlem görmüş alaşımlardan üretilen, farklı kesitlere sahip Endostar E3 Azure ve AF F One Blue (Fanta Dental, Şanghay, Çin) NiTi döner sistemlerinin kesme etkinlikleri rezin örnekler üzerinde hem sürekli rotasyon hem de resiprokal hareketle örneklerin ağırlık kaybının ölçülmesiyle değerlendirilmiş, her iki hareket türünde de AF F One Blue döner sisteminin rezin örnekleri Endostar E3 Azure döner sistemine göre önemli ölçüde daha fazla kestiğini bildirilmiştir. AF F One Blue döner sisteminin daha yüksek kesme etkinliği göstermesi asimetrik ve farklı kesme açılarına sahip, daha fazla debris uzaklaştırılmasının sağlayan kesit tasarımı ile ilişkilendirilmiştir.[196] Yüksek debris uzaklaştırma yeteneğinin kesme etkinliğine etkisi, kesici kenarlar arasındaki boşlukların tıkanmasının engellenerek daha fazla dentin kesimi için hazır olmasıyla açıklanmaktadır.[197]

Öte yandan VDW.ROTATE ile aynı Blue-Wire alaşımdan üretilen Reciproc Blue R25 döner aletinin kesme etkinliği, M-Wire alaşımından üretilmiş Reciproc R25 döner aletine göre lateral eksende 45° açıda daha yüksek bulunmuş, bunun nedeninin Blue-Wire alaşımının döner aletlere yüksek esneklik vermesinin yanında kesici kenarların daha yumuşak olmasını neden olmasıyla ilişkilendirilmiştir.[148] Daha esnek ama kesici kenarları daha yumuşak olan NiTi döner aletlerin dentinle olan teması artmakta, bu da kesme etkinliklerini arttırmaktadır.[173] Ek olarak azalan mikro sertliğin artan yüzey sertliği ile telafi edilebileceği belirtilmiştir.[14] Gao ve ark.[74] Vortex Blue döner aletinin üzerindeki daha kalın titanyum oksit yüzey tabakasının M-Wire alaşımdan

üretilmiş ProFile Vortex döner aleti karşılaştırıldığında sertlik kaybını telafi edebileceğini ve kesme etkinliği veya aşınma direncini artırabileceğini bildirmişlerdir. Benzer bir şekilde ProTaper Gold döner sisteminin ProTaper Universal döner sistemine göre daha yüksek kesme etkinliği göstermesi de bu durumla ilişkilendirilmiştir.[14] Isıl işlem süreci ile artan esnekliğin kesme etkinliğini olumsuz etkileyebileceği düşünülmesine rağmen Hyflex CM döner aletlerinin, konvansiyonel ve elektropolisaj işlemi görmüş NiTi döner aletlere kıyasla lateral eksende daha yüksek kesme etkinliğine sahip olduğu bildirilmiştir.[137,151] CM-Wire alaşımından üretilmiş ProDesign R, Blue-Wire alaşımından üretilmiş Reciproc Blue ve Gold-Wire alaşımda üretilmiş WaveOne Gold döner aletlerinin rezin bloklar üzerindeki kesme etkinliklerini karşılaştırmış, örneklerin ağırlık kaybının ölçümü ile değerlendirilen gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.[198]

Bu tez çalışmasında farklı NiTi döner aletlerin kesme etkinliğinin pleksiglas örnekler üzerinde kesilen alan açısından değerlendirildiğinde en az alanı TruNatomy™ Prime döner aletinin kesmesinin; düşük tapera ve 0.8 mm'lik NiTi telden üretilmiş olmasıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir. Farklı NiTi döner aletlerin kesme etkinliğinin pleksiglas örnekler üzerinde kesilen derinlik açısından değerlendirildiğinde Endostar E3 Azure Basic File No. 2 döner aletinin en az mesafeyi kat etmesi ise diğer sistemlerden daha düşük hız değerlerinde çalışmasıyla meydana geldiği düşünülmektedir.

Endostar E3 Azure Basic File No. 2 döner aleti ile benzer apikal çapa, benzer tapera ve benzer modifiye S şekilli kesit tasarımına sahip VDW.ROTATE™ 25.06 döner aletinin hem alan olarak hem de derinlik olarak Endostar E3 Azure Basic File No. 2 döner aletinden daha fazla alan ve derinlik kesmesi; daha yüksek hız değerlerinde çalışmasıyla ve Blue-Wire alaşımının Azure-HT ısıl işlem teknolojisine göre döner alete daha yüksek yüzey sertliği kazandırabileceğiyle ilgili olduğu düşünülmektedir.

EdgeFile® X3 C2 döner aletinin benzer apikal çapa ve tapera sahip VDW.ROTATE™ 25.06 ve Endostar E3 Azure Basic File No. 2 döner aletlerinden hem alan olarak hem de derinlik olarak daha yüksek kesme etkinliği göstermesi; parabolik kesit tasarımına sahip olması ve diğer sistemlerden daha yüksek hız değerlerinde çalışmasıyla ilişkilendirilmektedir. TruNatomy™ Prime döner aleti ile aynı hız değerlerinde çalıştırılan EdgeFile® X3 C2 döner aletinin hem alan olarak hem de derinlik olarak TruNatomy™ Prime döner aletinden daha fazla alan ve derinlik kesmesi daha

yüksek tapera, parabolik kesite sahip olması ve Fire-Wire alaşımının döner alete daha yüksek yüzey sertliği kazandırabileceğiyle ilişkilendirilmektedir.

Kemomekanik preparasyon, klinisyenler tarafından kök kanallarının şekillendirilmesinin ana amaçlarına ulaşmak için transportasyon, zipping ve perforasyon gibi prosedürel risklerin oluşumunu barındırdığı için zorluk teşkil etmektedir.[199,200] Klinisyenlerin kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında karşılaştıkları bu gibi prosedürel hatalar; dezenfeksiyonu, obturasyonu ve devamında da prognozunu olumsuz etkileyeceğinden apikal periodontitise sahip dişlerin tedavisinde başarıyı doğrudan etkilemektedir.[201] Apikal bölgenin şekillendirilmesi sırasında apikal çapın boyutunun yeterli dezenfeksiyon ve enfeksiyon kontrolüne izin verecek kadar geniş olması gerekmektedir.[202] Ek olarak koronal bölgenin şekillendirilmesinde periservikal dentinin korunması ve kökün zayıflatılmaması; kök kırığı oluşumu riskini önemli ölçüde azaltmaktadır.[203] Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında, iç ve dış dentin duvarlarından eşit miktarda dentin kaldırılması ve kanalın orijinal şeklinin korunması önemlidir.[204] Günümüzde pek çok üretici eğimli kök kanallarını daha az prosedürel hata ile başarıyla şekillendirebilecek ve/veya periservikal dentini koruyarak kök kırıklarına karşı dişlerini dayanımını arttıracak birçok farklı NiTi döner sistemi geliştirmektedir.[37] Şekillendirme sırasında merkezde kalan NiTi döner sistemlerin apikal transportasyon oluşturma risklerinin azaldığı ve dentinin tek yönden uzaklaştırılmasını önleyerek kök kanal eğimini korudukları bildirilmiştir.[129,204] NiTi döner sistemlerin merkezde kalma yetenekleri, oluşturdukları transportasyon miktarları ve gerçekleştirdikleri prosedürel hatalar şekillendirme yetenekleri ile değerlendirilmektedir.

NiTi döner aletlerin şekillendirme yeteneklerinin değerlendirildiği pek çok çalışmada örnek olarak şeffaf rezin bloklar, çekilmiş insan dişleri ve 3B yazıcıyla üretilmiş dişler kullanılmaktadır.[155] Şeffaf rezin bloklar ilk olarak Weine ve ark. tarafından farklı kök kanal aletlerinin şekillendirme yeteneklerini değerlendirmek için kullanılmıştır.[153] Şekillendirme öncesi ve sonrası değerlendirmeyi gerçekleştirmek için kullanılan bu şeffaf rezin bloklar gümüş konlar kullanarak üretilmiş, böylece her örnekte standart bir tapera sahip, yuvarlak kesitli kanallar elde edilmiştir.[205] İlerleyen yıllarda şeffaf rezin blokların insan dişlerini daha iyi simüle etmesi için farklı modifikasyonları geliştirilmiştir.[206-208] Şeffaf rezin bloklar şekillendirme öncesi ve sonrasında kolaylıkla

fotoğraflanabilmekte, elde edilen görüntüler üzerinde istenilen ölçümler yapılabilmekte ve değerlendirilebilmektedir.[209]

Şeffaf rezin bloklar kullanılarak kök kanallarının şekillendirilmesinde şekillendirme süresi, alet kırığı, çalışma uzunluğu kaybı, basamak oluşumu, kanal blokajı, transportasyon, düzleşme, zipping oluşumu, perforasyon ve kanal şekli gibi bir dizi farklı parametre kaydedilebilmektedir.[155] Şeffaf rezin blokların şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinde kullanımın başlıca avantajları arasında şekillendirme öncesinde kök kanallarının eğiminin derecesinin ve yarıçapının; apikal foramen çapının ve konumunun; kanal uzunluğunun ve genişliğinin standardizasyonunun ve tekrarlanabilirliğinin sağlaması bulunmaktadır.[210] Özellikle S şekilli kanallara sahip şeffaf rezin bloklar; gerçek dişler üzerinde bu kanal anatomisinin radyolojik olarak gözlenmesinin ve yeterli sayıda çekilmiş dişlerin toplanmasının zor olmasından dolayı klinik koşulları standart bir şekilde simüle etmeleri için sıklıkla kullanılmaktadırlar.[211-213]

İnsan dentininin mikro sertlik değerleri 35-40 kg/mm^2 arasında değişirken, rezin blokların mikro sertlik değerleri 20-22 kg/mm^2 arasında değişmektedir.[214,215] Bu sertlik farkı da rezin blokların şekillendirilmesine göre insan kök dentininin şekillendirilmesi için neredeyse 2 kat daha fazla kuvvetin gerektiğini göstermektedir.[216] İnsan dentini ve rezin bloklar arasında bu sertlik farklılığı rezin bloklarda şekillendirme sırasında daha çok prosedürel hatanın ve apikal bölgede transportasyon olmaksızın düzensiz genişlemenin görülmesine neden olmaktadır.[206] Şeffaf rezin bloklar üzerinde elde edilen sonuçlar üzerinden klinik koşullar için dentin ve rezin arasındaki farklılıklar nedeniyle dikkatli bir şekilde anlam çıkartılmalıdır.[211] Bununla birlikte çoğu yazar şeffaf rezin bloklar üzerinde yapılan şekillendirme yeteneği çalışmalarının sonuçlarının klinik ortama rahatlıkla aktarılabileceğini iddia etmişlerdir.[182,209]

Kök kanallarının şekillendirilmesinin değerlendirilmesinde çekilmiş insan dişlerinin kullanılması şekillendirilecek sert dokunun fiziksel ve kimyasal özellikleri açısından klinik gerçekliği en iyi şekilde yansıtsa da anatomik standardizasyonun sağlandığı yeterli sayıdaki dişin toplanması, iyi dengelenmiş deney grupları oluşturulmasındaki en büyük zorluktur.[217] Çekilmiş dişler ile çalışma planlarken deney gruplarında iç ve dış anatomi olarak dengeyi, benzerliği ve karşılaştırılabilirliği artırmak için yeni metodolojiler önerilmiştir.[218] De-Deus ve ark.[217] dengeli deney grupları oluşturmak için uygun dişlerin seçiminde mikro-BT taramalarının bir bilgisayar

simülasyon programı değerlendirilmesini önermiştir. Mikro-BT homojen grupların oluşturulmasına katkı sağlasa da çekilmiş dişlerin kullanıldığı çalışmalarda dişler haricindeki bazı parametrelerin yeterince standartlaştırılamayacağı unutulmamalıdır.[155] Çekilmiş dişler gerçekçi bir klinik simülasyon sağlasa da uygun saklama koşullarının sağlanamaması, dezenfeksiyon, çapraz enfeksiyon riski ve etik gerekçeler gibi bir dizi zorluk barındırmaktadır.[219] Şeffaf rezin bloklar çekilmiş dişlere göre kalitatif farklılıklar gösterseler de, şekillendirme yeteneğinin in-vitro olarak değerlendirilmesinde daha kolay standardizasyona ve karşılaştırılmaya izin verirler.[220]

Çekilmiş dişlerin KIBT veya mikro-BT ile taranarak elde edilen verilerle oluşturulan 3B baskı dişler şekillendirme ve obturasyon gibi endodontinin birçok farklı alanındaki çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadırlar.[221,222] 3B baskı dişlerin en önemli avantajları arasında şekillendirme öncesi iyi bir şekilde standardize edilmeleri, yeterli sayıda aynı dişe aynı anda ulaşılabilmesi ve farklı karmaşık kanal konfigürasyonlarını (S şekilli veya C şekilli kanal) barındırabilmeleri yer almaktadır.[223] 3B baskı teknolojisi ile üretilen bu dişlerin gerçek dişlere göre radyoopasite ve sertlik bakımından farklılık göstermeleri, ISO 15 apikal çaptan küçük üretilememeleri, pulpayı taklit eden mumsu dokularının şekillendirme sırasında zor uzaklaştırılmaları ve yüksek maliyetle uzun sürede üretilmeleri gibi dezavantajları bulunmaktadır.[223-225] Reymus ve ark.[225] piyasadaki üretimlerinde kullanılan hammadde ve üretim süreçlerinde farklılıklar bulunan farklı 3B baskı dişleri insan dentini karşılaştırmışlar, hiçbir markanın sertlik ve radyoopasite açısından insan dentinini taklit edemediği sonucuna varırken diş hekimleri tarafından şekillendirme prosedürünün sonucu açısından hiçbir fark tespit edilmemiştir. Bu tez çalışmasında yüksek standardizasyona sahip olan, çapraz enfeksiyon riski bulunmayan, 3B baskı dişlere göre daha uygun maliyet sağlayan ve elde edilecek sonuçların klinik ortama aktarılabildiği kanıtlanan şeffaf rezin bloklar NiTi döner sistemlerin şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesi tercih edilmiştir.

Bramante ve ark.[158] tarafından ilk kez kullanılan seri kesit tekniğinde, şekillendirme prosedürünün çekilmiş dişler üzerinde yatay kesitlerinin alınarak değerlendirildiği mufla model, kök kanal kesitinde şekillendirmeye bağlı değişikliklerin izlenmesine olanak sağlamaktadır. Birçok araştırmacı Bramante tarafından tanımlanan bu mufla modelin değiştirilmiş ve geliştirilmiş versiyonlarını kullanmışlardır.[159,226] Mufla modellerin kullanıldığı seri kesit tekniğinde şekillendirme yeteneğinin

değerlendirilmesine ek olarak kesitler üzerinde SEM kullanılarak smear tabakası da incelenebilmektedir.[2] SEM şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinde çeşitli sınırlamalara sahip olduğundan endodontide kemomekanik preparasyonun smear tabakasına etkisinin incelenmesi veya dezenfeksiyonun biyofilme olan etkisinin incelenmesi gibi alanlarda kullanılmaktadır.[227] Şekillendirme yeteneğinin şekillendirme öncesi ve sonrası çekilen radyografiler üzerinden değerlendirilmesi düşük çözünürlük nedeniyle hassas bir şekilde ölçümü engellemektedir.[155]

KIBT endodontide uzun yıllardır kullanılmakta, şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesi için de bir seçenek olarak görülmektedir.[228] KIBT in-vivo çalışmalarda kullanılabilse de şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinde yüksek radyasyon dozu ve düşük çözünürlüğü nedeniyle önerilmemektedir.[155] KIBT'ye göre daha yüksek çözünürlük sunan ancak yalnızca ex-vivo çalışmalarda kullanılabilen mikro-BT endodonti alanında yapılan tüm çalışmalarda ölçüm hassasiyetini ve elde edilen verilerin kalitesini arttırsa da ölçümlerin operatöre bağımlı olması operatör yanlılığına veya ölçümlerin yanlış ölçülmesine neden olabilmektedir.[155,229] Mikro-BT'nin temel dezavantajları arasında kullanılan radyasyon miktarının yüksek olması, işletim maliyetinin yüksek olması, verilerin işlenmesi için gereken süresin uzun olması ve hasta güvenliği nedeniyle in-vivo çalışmalarda kullanılamaması sayılabilmektedir.[230,231] Şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinde ELISA gibi mikrobiyal inceleme yöntemleri daha çok kullanılan şekillendirme sistemi ve işlem sonrası ağrı arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için kullanılmaktadır.[232]

Görsel inceleme tekniği; şeffaf rezin bloklar veya şeffaflaştırılmış çekilmiş dişler üzerinde şekillendirme öncesi ve sonrası elde edilen görüntülerin üst üste çakıştırılarak şekillendirme yeteneğinin iki boyutlu olarak değerlendirilmesini sağlayan bir yöntemdir.[155] Görsel değerlendirme yöntemi ile şekillendirme öncesi ve sonrası kök kanallarının ana hatlarının kesin olarak izlendiği bildirilmiştir.[233] Böylece, şekillendirme öncesi ve sonrası görüntüler arasındaki değişimleri dijital olarak ölçülerek çıkarılan rezin materyalinin boyutu, merkezden sapma miktarı, apikal transportasyon varlığı gibi hesaplamaların yapılması mümkün hale gelmektedir. Bu tez çalışmasında farklı NiTi döner sistemlerin şeffaf rezin bloklar üzerindeki şekillendirme yetenekleri değerlendirilirken örnekler şekillendirme öncesi ve sonrası dijital olarak görüntülenmiş, elde edilen görüntüler Adobe Photoshop görüntü işleme yazılımı kullanılarak üst üste

çakıştırılmış ve bilgisayar ortamında 0.01 mm hassasiyetle değerlendirilmiştir. Şekillendirme yeteneği değerlendirilirken J şekilli şeffaf rezin bloklardaki 1., 2., 3., 4. ölçüm seviyeleri apikal bölge, devamında 5., 6., ve 7. ölçüm seviyeleri orta bölge ve 8., 9., 10. ölçüm seviyeleri koronal bölge olarak kabul edilmiştir.

Kim ve ark.[234] TruNatomy™, ProTaper Gold ve WaveOne Gold döner sistemlerinin şekillendirme yeteneği kanal transportasyonu oluşturmaları açısından S şekilli şeffaf rezin blok üzerinde değerlendirilmiş, TruNatomy™ döner sisteminin kanalın 6., 7., 8. ve 9. mm seviyelerinde yani sadece koronal alanda iç ve dış tarafta anlamlı bir sapma göstermiştir. Bu çalışmayla uyumlu olarak bu tez çalışmasında da TruNatomy™ döner sistemi kanalın 8., 9. ve 10. mm seviyelerinde dış duvardan daha fazla rezin uzaklaştırarak transportasyona neden olmuştur. Aynı çalışmada TruNatomy™ sistemi tüm kanal seviyelerinde diğer gruplardan daha az rezin uzaklaştırdığı ve şekillendirme süresi olarak da en kısa şekillendirme süresine sahip döner sistem olduğu bildirilmiş; daha az rezin uzaklaştırması azalan tapera sahip olması ve maksimum yiv çapının 0.8 mm olmasıyla ilişkilendirilmiştir. Bu tez çalışmasında da bu bulgulara paralel olarak TruNatomy™ döner sisteminin tüm kanal seviyelerinde diğer döner sistemlere göre daha az rezin uzaklaştırdığı ve en kısa şekillendirme süresine sahip döner sistem olduğu bulunmuştur. Silva ve ark.[235] tarafından çekilmiş insan dişleri üzerinde yapılan benzer bir çalışmada da ProTaper Gold döner sisteminin TruNatomy™ döner sistemine göre koronal bölgede daha çok dentin uzaklaştırdığı bildirilmiştir. Kabil ve ark.[100] TruNatomy™, Reciproc, Reciproc Blue, ProTaper Next ve XP-endo Shaper döner sistemlerinin şekillendirme yeteneklerini kanal transportasyonu oluşturmaları ve merkezde kalma oranları açısından değerlendirmiş, TruNatomy™ sisteminin kanalın apikal, orta ve koronal üçlüsünde ProTaper Next ve XP-endo Shaper ile benzer şekillendirme yeteneğine sahip olduğu bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında da 1. ve 2. mm seviyelerinde döner sistemlerin rezin blokta merkezde kalma oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış; TruNatomy™ döner sisteminin merkezde kalma oranının tüm ölçüm noktalarında VDW.ROTATE™ döner sistemi ile benzer olduğu bulunmuştur.

Guedes ve ark.[81] VDW.ROTATE™, Reciproc Blue, RACE EVO ve R-Motion döner sistemlerinin şekillendirme yetenekleri çekilmiş dişler üzerinde mikro-BT yardımıyla değerlendirilmiş, VDW.ROTATE™ döner sisteminin oluşturduğu

transportasyon miktarının ve merkezde kalma oranının, değerlendirilen diğer döner sistemlerle benzer sonuçlar ortaya koyduğu bulunmuştur. Bu benzerlik, döner sistemlerin üretildiği benzer ısıl işlem prosedüründen geçen NiTi alaşımın şekillendirme yeteneklerine etkisi ile ilişkilendirilmiştir. TruNatomy™, VDW.ROTATE™ ve ProTaper Gold döner sistemlerinin şekillendirme yeteneği 3B baskı dişler üzerinde KIBT yardımıyla değerlendirilmiş, VDW.ROTATE™ döner sisteminin kanal alanı ve hacmi gibi parametrelerdeki değişiklikler açısından diğer döner sistemlerle arasında hiçbir fark gözlenmemiştir.[236] Pit ve ark.[237] tarafından şekillendirme yetenekleri değerlendirilen VDW.ROTATE™, TruNatomy™, ProTaper Gold ve Reciproc Blue döner sistemlerinin çekilmiş dişler üzerinde KIBT kullanılarak uzaklaştırılan dentin miktarı ve şekillendirme süresi karşılaştırılmış; TruNatomy™ ve VDW.ROTATE™ döner sistemlerinin diğer döner sistemlerden daha az dentin uzaklaştırdığı ve TruNatomy™ döner sisteminin en kısa sürede şekillendirme sağlayan sistem olduğu bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında uzaklaştırılan rezin miktarı olarak değerlendirildiğinde 1. mm seviyesi hariç diğer tüm seviyelerde TruNatomy™ döner sisteminin VDW.ROTATE™ döner sisteminden daha az rezin uzaklaştırdığı bulunmuştur. Bu yönüyle bu tez çalışmasının sonuçları Pit ve ark.'nın çalışmasının sonuçlarından farklılık göstermektedir.

Kataia ve ark.[238] Endostar E3 Azure ve AF F One Blue NiTi döner sistemlerinin şekillendirme yeteneklerinin J şekilli şeffaf rezin bloklar üzerinde ImageJ görüntü işleme yazılıyla kanal transportasyon miktarı yönünden incelendiği çalışmada hem sürekli rotasyonda hem de resiprokal harekette her iki döner sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte, her iki döner sistemin de koronal alanda yüksek transportasyon oluşturdukları gözlenmiş, bu durum her iki sistemin de .06 tapera sahip eğe barındırmasının esnekliği azaltabileceğiyle ilişkilendirilmiştir. Bu tez çalışmasında .06 tapera sahip eğe barındıran Endostar E3 Azure döner sisteminin 9. ve 10. mm seviyelerinde .04 tapera sahip eğe barındıran EdgeFile® X7 döner sisteminden daha az, .04v tapera sahip eğe barındıran TruNatomy™ döner sistemiyle benzer transportasyon oluşturduğu bulunmuştur. Rebeiz ve ark.[111] Endostar E3 Azure NiTi döner sisteminin şekillendirme yeteneğini hem sürekli rotasyonda hem de resiprokal harekette J şekilli şeffaf rezin bloklar kullanarak Adobe Photoshop görüntü işleme yazılımıyla kanal transportasyon miktarı yönünden incelemiş, tüm kanal seviyelerinde resiprokal

hareketin sürekli rotasyona kıyasla orijinal kanal eğriliğine daha iyi uyum sağladığını ve şekillendirme için daha az zaman gerektirdiğini bildirmişlerdir.

Versiani ve ark.[114] EdgeFile® X7, iRaCe ve XP-endo Shaper döner sistemlerinin şekillendirme yetenekleri çekilmiş dişler üzerinde mikro-BT yardımıyla değerlendirilmiş; her üç döner sistemin de benzer şekillendirme yeteneğine sahip olduğu ve mandibular kesici dişlerin uzun oval şekilli kanallarını tamamen prepare edemedikleri bildirilmiştir. Çekilmiş insan dişleri üzerinde yapılan benzer bir başka çalışmada da EdgeFile® X7, ProTaper Gold ve XP-endo Shaper döner sistemlerinin şekillendirme yetenekleri kanal transportasyon miktarı ve merkezde kalma oranları açısından KIBT ile incelenmiş, EdgeFile® X7 döner sisteminin tüm kök seviyelerinde ProTaper Gold döner sistemine göre daha az apikal transportasyon oluşturduğu ve daha iyi merkezde kalma yeteneğine sahip olduğu bildirilmiştir.[239] Bununla birlikte EdgeFile® X7 ve XP-endo Shaper döner sistemleri arasında anlamlı bir fark bulunmamış, bu iki döner sistemin ProTaper Gold döner sisteminden daha iyi şekillendirme yeteneğine sahip olması Max-Wire ve Fire-Wire alaşımlarının daha yüksek esnekliğe sahip olmasıyla açıklanmıştır.

Bu tez çalışmasında farklı NiTi döner sistemlerin şekillendirme yeteneği şeffaf rezin bloktan uzaklaştırılan rezin miktarı bakımından değerlendirildiğinde TruNatomy™ döner sisteminin tüm kanal seviyelerinde en az rezin uzaklaştıran sistem olması azalan tapera, 0.8 mm'lik maksimum yiv çapına ve yüksek esneklik sağlayan özel ısıl işleme sahip olması ile ilişkilendirilmektedir. Benzer şekilde .04 tapera, 1 mm'lik maksimum yiv çapına ve daha kısa çalışma uzunluğuna sahip olan EdgeFile® X7 döner sisteminin TruNatomy™ döner sisteminden daha fazla rezin uzaklaştırmasının yüksek kesme etkinliği göstermesi ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Benzer kesit tasarımına ve benzer tapera sahip VDW.ROTATE™ ve Endostar E3 Azure döner sistemlerinin yalnızca apikal bölgede uzaklaştırılan rezin miktarı olarak aralarında anlamlı fark bulunması, Endostar E3 Azure döner sisteminin 30/.04'lük Basic File No. 3 eğesini içermesi ile açıklanabilir.

Farklı NiTi döner sistemlerin şekillendirme yetenekleri transportasyon miktarı olarak değerlendirildiğinde TruNatomy™ döner sisteminin 8. ve 9. mm seviyeleri hariç diğer tüm seviyelerde diğer döner sistemlere göre daha az transportasyon oluşturması merkezden sapmış kare kesite, azalan değişken tapera ve yüksek esneklik sağlayan özel ısıl işleme sahip olmasıyla ilişkilendirilmektedir. Koronal bölgede artan transportasyon

oluşturma isteği ise orifis şekillendirici eğe barındırması ve koronalde düzleşme yaratmasıyla açıklanabilmektedir. VDW.ROTATE™ döner sisteminin benzer kesit tasarımına ve benzer tapera sahip Endostar E3 Azure döner sistemine göre 2. ve 3. mm seviyelerinde daha az transportasyon oluşturması Endostar E3 Azure döner sisteminin 30/.04'lük Basic File No. 3 eğesini içermesi ile açıklanmaktadır. Endostar E3 Azure döner sisteminin 9. ve 10. mm seviyelerinde EdgeFile® X7 döner sisteminden daha az transportasyon oluşturması TruNatomy™ döner sistemine benzer şekilde orifis şekillendirici bir eğe barındırmasıyla ilişkilendirilmiştir.

Bu tez çalışmasında farklı NiTi döner sistemlerin şekillendirme yeteneği şeffaf rezin blokta merkezde kalma oranları bakımından değerlendirildiğinde EdgeFile® X7 döner sisteminin 5., 6., ve 7. mm seviyelerinde yani orta üçlüde Endostar E3 Azure döner sistemine göre daha az merkezde kalması döner sistemlerin tasarım farklılıklarından ve kullanılan alaşım özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. EdgeFile® X7 döner sisteminin Endostar E3 Azure döner sistemine göre daha yüksek hızlarda kullanılması ve 3 kesici kenarlı parabolik kesitinin 2 kesici kenarlı modifiye S kesite göre şekillendirme sırasında şeffaf rezin blokta kanalın orijinal konumundan sapmasıyla ilişkilendirilmektedir.

Farklı NiTi döner sistemlerin şekillendirme yetenekleri şekillendirme süresi olarak değerlendirildiğinde EdgeFile® X7 döner sisteminin en uzun sürede şekillendirme sağlayan döner sistem olması diğer döner sistemlere göre fazladan eğe barındırmasıyla açıklanmaktadır. TruNatomy™ döner sisteminin ise diğer döner sistemlere göre sisteminin en kısa sürede şekillendirme sağlayan döner sistem olması diğer döner sistemlere göre daha düşük tapera sahip olmasıyla açıklanabilir.

Farklı NiTi döner sistemlerinin kesme etkinlikleri ve şekillendirme yeteneklerinin değerlendirildiği bu tez çalışmasında değerlendirilen parametreler açısından karşılaştırılan döner sistemler arasında anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Bu bağlamda sıfır hipotezi reddedilmiştir. Hem kesme etkinliğinin hem de şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesi için standart örneklerin kullanılması ve hassas ölçümlerle verilerin eldesi NiTi döner sistemler arasındaki küçük farklılıkları istatiksel olarak anlamlı hale getirmiştir. Bu nedenle pleksiglas örnekler üzerinde kesme etkinliğinin ve şeffaf rezin bloklar üzerinde şekillendirme yeteneğinin dijital olarak değerlendirilmesinin, karşılaştırmaları sağlamak adına uygun birer yöntem oldukları

bildirilmektedir. Bu tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde değerlendirilen NiTi döner sistemler arasında kesme etkinliği ve şekillendirme yeteneği açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar olmasına rağmen, bu çalışmanın sonuçlarının doğrudan klinik ortama uyarlanması klinik şartların farklı parametreler içermesinden dolayı hatalı sonuçlar doğurabilir. Bu nedenle elde edilen sonuçların klinik ortama uyarlanırken dikkatli bir şekilde yorumlanması; NiTi döner sistemlerin kesme etkinliklerinin ve şekillendirme yeteneklerinin değerlendirilmesi için in-vitro ve in-vivo daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Çalışmamızda kesme etkinliği testinden elde ettiğimiz sonuçlara bakıldığında en çok alan ve derinlik kesen döner aletin diğer döner aletlerden farklı olarak 3 kesici kenarlı kesit tasarımına sahip olan EdgeFile X3® C2 döner aletinin olması, kesit tasarımının kesme etkinliği üzerinde etkisi olduğu göstermektedir.
- Fire-Wire alaşımının diğer alaşımlara göre daha yüksek yüzey sertliği kazandırarak ve pleksiglas örnekler üzerinden daha az sapmasını sağlayarak kesme etkinliği bakımından EdgeFile X3® C2 döner aletine anlamlı bir farklılık kazandırmış olabileceği düşünülmektedir.
- Çalışmamızda şekillendirme yeteneği testinden elde ettiğimiz sonuçlara bakıldığında; apikal bölgede diğer sistemlere göre daha az transportasyon oluşturan, transportasyon oluşturma miktarları açısından benzer şekillendirme yeteneğine sahip TruNatomy™ ve VDW.ROTATE™ döner sistemlerinin eğimli kanallarda apikal şekillendirmede daha başarılı ve güvenli sonuçlar elde edilebileceği görülmektedir.
- Koronal bölgede en az rezin uzaklaştıran değişken tapera sahip TruNatomy™ döner sistemi ve .04 tapera sahip EdgeFile X7® döner sisteminin klinik koşullarda diğer döner sistemlere göre periservikal dentini daha az uzaklaştırarak minimal invaziv şekillendirme sağlayabilecekleri öngörülebilir.
- Özellikle kanalın orta bölgesinde diğer sistemlerden daha az merkezde kalma oranına sahip olan, kanalın iç eğiminde diğer sistemlerden daha çok transportasyona neden olan EdgeFile X7® döner sisteminin şekillendirme sırasında strip perforasyon oluşturabileceği sonucuna varılmıştır. Klinik kullanımda EdgeFile X7® döner sisteminin kullanılacağı vakalarda şekillendirme sırasında strip perforasyon oluşma riskinin göz önünde bulundurulması, kullanım protokollerinin dikkatlice takip edilmesi önerilmektedir.
- Endostar E3 Azure döner sisteminin orta ve koronal bölgede diğer döner sistemlerden yüksek merkezde kalma oranına sahip olmasından, oluşturulan

transportasyon miktarı olarak da TruNatomy™ döner sistemine benzer sonuçlar göstermesinden bu döner sistemin güvenli bir şekillendirme sağlayacağı, strip perforasyon ve düzleşme gibi prosedürel hataların oluşumunu minimize edeceği anlamı çıkarılabilir.

- Şekillendirme süresi olarak en kısa şekillendirme süresine sahip olan TruNatomy™ döner sisteminin klinisyenlere şekillendirme sırasında irrigasyon ve aktivasyon için daha çok zaman kazandırabileceği; döner aletlerin daha az sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalarak döngüsel yorgunluğa bağlı alet kırığı oluşma riskinin azaltabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKÇA

1. Vakili-Gilani P, Tavanafar S, Saleh ARM, Karimpour H. Shaping ability of three nickel-titanium rotary instruments in simulated L-shaped canals: OneShape, Hero Shaper, and Revo-S. BMC Oral Health. 2021;21(1):378.

2. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endod Topics. 2005;10(1):30-76.

3. Taschieri S, Necchi S, Rosano G, Del Fabbro M, Weinstein R, Machtou P. Advantages and limits of nickel-titanium instruments for root canal preparation. A review of the current literature. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2005;115(11):1000-5.

4. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod. 1988;14(7):346-51.

5. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. J Endod. 2006;32(11):1031-43.

6. Yguel-Henry S, von Stebut J. Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear. J Endod. 1994;20(8):367-72.

7. Ba-Hattab R, Pröhl A-K, Lang H, Pahncke D. Comparison of the shaping ability of GT® Series X, Twisted Files and AlphaKite rotary nickel-titanium systems in simulated canals. BMC Oral Health. 2013;13(1):72.

8. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. J Endod. 1995;21(3):146-51.

9. Alfadley A, Alrajhi A, Alissa H, Alzeghaibi F, Hamadah L, Alfouzan K, et al. Shaping Ability of XP Endo Shaper File in Curved Root Canal Models. Int J Dent. 2020;2020:4687045.

10. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. 2012;45(11):1027-34.

11. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. J Endod. 2011;37(9):1293-5.

12. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2011;37(7):997-1001.

13. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. Endod Topics. 2013;29(1):3-17.

14. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. Int Endod J. 2018;51(10):1088-103.

15. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974;18(2):269-96.

16. Baratto-Filho F, Leonardi DP, Zielak JC, Vanni JR, Sayão-Maia SM, Sousa-Neto MD. Influence of ProTaper finishing files and sodium hypochlorite on cleaning and shaping of mandibuldar central incisors--a histological analysis. J Appl Oral Sci. 2009;17(3):229-33.

17. Lin LM, Rosenberg PA, Lin J. Do procedural errors cause endodontic treatment failure? J Am Dent Assoc. 2005;136(2):187-93; quiz 231.

18. Arias A, Peters OA. Present status and future directions: Canal shaping. Int Endod J. 2022;55(Suppl 3):637-55.

19. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. J Endod. 2004;30(8):559-67.

20. Gopikrishna V. Grossman's Endodontic Practice. 14th ed. New Delhi: Wolters Kluwer Health (India); 2021. p.268, 351, 353.

21. Peters OA, Peters CI, Basrani B. Cleaning and Shaping of the Root Canal System. In: Berman LH, Hargreaves KM, Rotstein I, editors. Cohen's Pathways of the Pulp. 12th ed. St. Louis, Missouri Elsevier; 2021. p. 236-303.

22. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. Endod Dent Traumatol. 1997;13(2):51-64.

23. Tepel J, Schäfer E. Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. Dent Traumatol. 1997;13(5):201-10.

24. Miserendino LJ, Brantley WA, Walia HD, Gerstein H. Cutting efficiency of endodontic hand instruments. Part 4. Comparison of hybrid and traditional instrument designs. J Endod. 1988;14(9):451-4.

25. Lopes HP, Elias CN, Mangelli M, Lopes WSP, Amaral G, Souza LC, et al. Buckling Resistance of Pathfinding Endodontic Instruments. J Endod. 2012;38(3):402-4.

26. Schäfer E, Tepel J. Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion. Int Endod J. 1996;29(5):302-8.

27. Azim AA, Michaelson P. Endodontic Armamentarium. In: Torabinejad M, Fouad AF, Shabahang S, editors. Endodontics: Principles and Practice. 6th ed. London: Elsevier; 2021. p. 117-36.

28. Chu D, Lockwood C. The effectiveness of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation for non-surgical endodontic therapy: a systematic review protocol. JBI Database Syst Rev Implement Rep. 2015;13(6):127-38.

29. Liu SB, Fan B, Cheung GS, Peng B, Fan MW, Gutmann JL, et al. Cleaning effectiveness and shaping ability of rotary ProTaper compared with rotary GT and manual K-Flexofile. Am J Dent. 2006;19(6):353-8.

30. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. J Appl Phys. 1963;34(5):1475-7.

31. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc. 1971;82(6):1373-5.

32. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. J Dent Res. 1975;54(1):89-96.

33. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. Int Endod J. 2000;33(4):297-310.

34. Otsuka K, Wayman CM. Shape Memory Materials. Cambridge: Cambridge University Press; 1999. p.3.

35. Miyazaki S, Otsuka K. Deformation and transition behavior associated with the R-phase in Ti-Ni alloys. Metall Mater Trans A. 1986;17(1):53-63.

36. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. J Endod. 2013;39(2):163-72.

37. Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. Braz Oral Res. 2018;32(suppl 1):e67.

38. Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. Endod Topics. 2013;29(1):42-54.

39. Shen Y, Haapasalo M. Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. J Endod. 2008;34(5):606-10.

40. Kim HC, Cheung GS, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. J Endod. 2008;34(6):743-7.

41. Plotino G, Grande NM, Falanga A, Di Giuseppe IL, Lamorgese V, Somma F. Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques. Int Endod J. 2007;40(11):852-8.

42. Veltri M, Mollo A, Mantovani L, Pini P, Balleri P, Grandini S. A comparative study of Endoflare-Hero Shaper and Mtwo NiTi instruments in the preparation of curved root canals. Int Endod J. 2005;38(9):610-6.

43. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy--a new concept of endodontic files and its implementation. J Endod. 2010;36(4):679-90.

44. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 2007;33(10):1212-6.

45. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2010;36(10):1653-7.

46. Praisarnti C, Chang JW, Cheung GS. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. J Endod. 2010;36(8):1354-7.

47. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J. 2004;37(4):229-38.

48. Saber SE, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. Int Endod J. 2015;48(2):131-6.

49. Bürklein S, Mathey D, Schäfer E. Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals. Int Endod J. 2015;48(8):774-81.

50. Liang Y, Yue L. Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. Int J Oral Sci. 2022;14(1):12.

51. Shen Y, Winestock E, Cheung GS, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 4: an electropolished instrument. J Endod. 2009;35(2):197-201.

52. Liu Y, Chen X, McCormick PG. Effect of low temperature ageing on the transformation behaviour of near-equiatomic NiTi. J Mater Sci. 1997;32(22):5979-84.

53. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. Prog Mater Sci. 2005;50(5):511-678.

54. Viana AC, Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010;110(4):527-33.

55. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. J Endod. 2012;38(1):105-7.

56. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira JF, Jr., Inojosa IF, Lopes WS, et al. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. J Endod. 2013;39(4):516-20.

57. Pirani C, Paolucci A, Ruggeri O, Bossù M, Polimeni A, Gatto MR, et al. Wear and metallographic analysis of WaveOne and reciproc NiTi instruments before and after three uses in root canals. Scanning. 2014;36(5):517-25.

58. Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, El-Mowafy O, Tompson B, Basrani B. Torsional profiles of new and used 20/.06 GT series X and GT rotary endodontic instruments. J Endod. 2009;35(9):1278-81.

59. Bardsley S, Peters CI, Peters OA. The effect of three rotational speed settings on torque and apical force with vortex rotary instruments in vitro. J Endod. 2011;37(6):860-4.

60. Silva EJ, Sá L, Belladonna FG, Neves AA, Accorsi-Mendonça T, Vieira VT, et al. Reciprocating versus rotary systems for root filling removal: assessment of the apically extruded material. J Endod. 2014;40(12):2077-80.

61. Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the mechanical properties of ProTaper Next Nickel-titanium rotary files. J Endod. 2014;40(11):1830-4.

62. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. J Endod. 2013;39(12):1585-8.

63. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. J Endod. 2010;36(1):147-52.

64. Shen Y, Zhou H, Campbell L, Wang Z, Wang R, Du T, et al. Fatigue and nanomechanical properties of K3XF nickel-titanium instruments. Int Endod J. 2014;47(12):1160-7.

65. Silva EJ, Tameirão MD, Belladonna FG, Neves AA, Souza EM, De-Deus G. Quantitative Transportation Assessment in Simulated Curved Canals Prepared with an Adaptive Movement System. J Endod. 2015;41(7):1125-9.

66. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. Int Endod J. 2013;46(8):720-9.

67. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, et al. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. Int Endod J. 2018;51(6):705-13.

68. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. J Endod. 2016;42(5):782-7.

69. Campbell L, Shen Y, Zhou HM, Haapasalo M. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. J Endod. 2014;40(4):562-5.

70. Bürklein S, Börjes L, Schäfer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. Int Endod J. 2014;47(5):470-6.

71. Burroughs JR, Bergeron BE, Roberts MD, Hagan JL, Himel VT. Shaping ability of three nickel-titanium endodontic file systems in simulated S-shaped root canals. J Endod. 2012;38(12):1618-21.

72. Acosta EC, Resende PD, Peixoto IF, Pereira É S, Buono VT, Bahia MG. Influence of Cyclic Flexural Deformation on the Torsional Resistance of Controlled Memory and Conventional Nickel-titanium Instruments. J Endod. 2017;43(4):613-8.

73. Rodrigues CT, Duarte MA, de Almeida MM, de Andrade FB, Bernardineli N. Efficacy of CM-Wire, M-Wire, and Nickel-Titanium Instruments for Removing Filling Material from Curved Root Canals: A Micro-Computed Tomography Study. J Endod. 2016;42(11):1651-5.

74. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. J Endod. 2012;38(3):398-401.

75. Peng W, Zeng W, Zhang Y, Shi C, Quan B, Wu J. The Effect of Colored Titanium Oxides on the Color Change on the Surface of Ti-5Al-5Mo-5V-1Cr-1Fe Alloy. J Mater Eng Perform. 2013;22(9):2588-93.

76. Jia Z, Zeng W, Zhang Y, Shi C, Quan B, Wu J. The color changes and tensile properties of oxidized Ti–6A1–2Mo–1.5Cr–2Zr–2Sn–2Nb alloy. J Alloys Compd. 2015;640:488-96.

77. Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazaeri B, Buttar R, Wang Z, et al. ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use. J Endod. 2015;41(6):937-42.

78. Elnaghy AM, Elsaka SE. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. 2016;49(11):1073-8.

79. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. J Endod. 2015;41(10):1718-24.

80. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. J Endod. 2017;43(8):1360-3.

81. Guedes IG, Rodrigues RCV, Marceliano-Alves MF, Alves FRF, Rôças IN, Siqueira Jr JF. Shaping ability of new reciprocating or rotary instruments with two cross-sectional designs: An ex vivo study. Int Endod J. 2022;55(12):1385-93.

82. Klymus ME, Alcalde MP, Vivan RR, Só MVR, de Vasconselos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. Clin Oral Investig. 2019;23(7):3047-52.

83. de Carvalho KKT, Petean IBF, Silva-Sousa AC, de Camargo RV, Mazzi-Chaves JF, Silva-Sousa YTC, et al. Impact of several NiTi-thermally treated instrumentation systems on biomechanical preparation of curved root canals in extracted mandibular molars. Int Endod J. 2022;55(1):124-36.

84. Martins JNR, Nogueira Leal Silva EJ, Marques D, Ginjeira A, Braz Fernandes FM, De Deus G, et al. Influence of Kinematics on the Cyclic Fatigue Resistance of Replicalike and Original Brand Rotary Instruments. J Endod. 2020;46(8):1136-43.

85. Chan WS, Gulati K, Peters OA. Advancing Nitinol: From heat treatment to surface functionalization for nickel-titanium (NiTi) instruments in endodontics. Bioact Mater. 2023;22:91-111.

86. Hou XM, Yang YJ, Qian J. Phase transformation behaviors and mechanical properties of NiTi endodontic files after gold heat treatment and blue heat treatment. J Oral Sci. 2020;63(1):8-13.

87. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. J Endod. 2014;40(8):1190-3.

88. Azim AA, Piasecki L, da Silva Neto UX, Cruz ATG, Azim KA. XP Shaper, A Novel Adaptive Core Rotary Instrument: Micro-computed Tomographic Analysis of Its Shaping Abilities. J Endod. 2017;43(9):1532-8.

89. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. Int Endod J. 2016;49(5):483-93.

90. Theisen W, Schuermann A. Electro discharge machining of nickel–titanium shape memory alloys. Mater Sci Eng A. 2004;378(1):200-4.

91. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. J Endod. 2016;42(1):156-9.

92. Ataya M, Ha JH, Kwak SW, Abu-Tahun IH, El Abed R, Kim HC. Mechanical Properties of Orifice Preflaring Nickel-titanium Rotary Instrument Heat Treated Using T-Wire Technology. J Endod. 2018;44(12):1867-71.

93. Razcha C, Zacharopoulos A, Anestis D, Mikrogeorgis G, Zacharakis G, Lyroudia K. Micro-Computed Tomographic Evaluation of Canal Transportation and Centering Ability of 4 Heat-Treated Nickel-Titanium Systems. J Endod. 2020;46(5):675-81.

94. Seracchiani M, Reda R, Zanza A, D'Angelo M, Russo P, Luca T. Mechanical Performance and Metallurgical Characteristics of 5 Different Single-file Reciprocating Instruments: A Comparative In Vitro and Laboratory Study. J Endod. 2022;48(8):1073-80.

95. Pedullà E, Canova FS, La Rosa GRM, Naaman A, Diemer F, Generali L, et al. Influence of NiTi Wire Diameter on Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Different Heat-Treated Endodontic Instruments. Materials (Basel). 2022;15(19).

96. Peters OA, Arias A, Paqué F. A Micro-computed Tomographic Assessment of Root Canal Preparation with a Novel Instrument, TRUShape, in Mesial Roots of Mandibular Molars. J Endod. 2015;41(9):1545-50.

97. Donnermeyer D, Viedenz A, Schäfer E, Bürklein S. Impact of new cross-sectional designs on the shaping ability of rotary NiTi instruments in S-shaped canals. Odontology. 2020;108(2):174-9.

98. Bürklein S, Donnermeyer D, Hentschel TJ, Schäfer E. Shaping Ability and Debris Extrusion of New Rotary Nickel-Titanium Root Canal Instruments. Materials (Basel). 2021;14(5).

99. Cavalli D, Toia CC, Flores Orozco EI, Khoury RD, Cardoso F, Alves MC, et al. Effectiveness in the Removal of Endotoxins and Microbiological Profile in Primary Endodontic Infections Using 3 Different Instrumentation Systems: A Randomized Clinical Study. J Endod. 2017;43(8):1237-45.

100. 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. J Endod. 2021;47(3):477-84.

101. 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. J Endod. 2021;47(6):976-81.

102. Dentsply Maillefer. 2019. TruNatomy™: True, Natural, Anatomy. https://assets.dentsplysirona.com/flagship/en/explore/endodontics/brochure/trunatomy/END-TruNatomy-Brochure.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

103. Dentsply Maillefer. 2019. TruNatomy™: Directions For Use. https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/endodontics/product-categories/full-solutions/trunatomy-

solution/ifu/END-IFU-TRUNATOMY-EN-2019-11.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

104. Dentsply Maillefer. 2020. TruNatomy™: Shaping Sequence. https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/regions-countries/north-america/product-procedure-brand/endodontics/brands/trunatomy/END-TipCard-TruNatomy-NAM.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

105. Sivas Yilmaz Ö, Keskin C, Aydemir H. Comparison of the Torsional Resistance of 4 Different Glide Path Instruments. J Endod. 2021;47(6):970-5.

106. al-Omari T, El-Farraj H, Arıcan B, Atav Ateş A. Apical debris extrusion of full-sequenced rotary systems in narrow ribbon-shaped canals. Aust Endod J. 2022;48(2):245-50.

107. Keskin C, Sivas Yilmaz Ö, Keleş A, Inan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of Rotate instrument with reciprocating and continuous rotary nickel-titanium instruments at body temperature in relation to their transformation temperatures. Clin Oral Investig. 2021;25(1):151-7.

108. VDW. 2019. VDW.ROTATE™: NiTi Root Canal File. https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Aufbereitung/Rotierende-Aufbereitung/ROTATE/VDW-Dental-ROTATE-Product-Broschure-1-EN.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

109. VDW. 2019. VDW.ROTATE™: Instruction For Use. https://lp.dentsplysirona.com/en/vdw-ifu/asset-detail-page.html/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/endodontics/vdw/product-categories/preparation/vdw-rotate/ifu/END-IFU-VDW-ROTATE-multilingual-2019-05.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

110. VDW. 2019. VDW.ROTATE™: Step by Step. https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Aufbereitung/Rotierende-Aufbereitung/ROTATE/VDW-Dental-ROTATE-Step-by-Step-Card-EN.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

111. Rebeiz J, Hachem CE, Osta NE, Habib M, Rebeiz T, Zogheib C, et al. Shaping ability of a new heat-treated NiTi system in continuous rotation or reciprocation in artificial curved canals. Odontology. 2021;109(4):792-801.

112. Poldent. 2021. Endostar E3 Azure: Brochure. https://www.endostar.eu/wp-content/uploads/2021/04/EN_Endostar-E3-Azure_brochure.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

113. Poldent. 2022. Endostar E3 Azure: Instruction For Use. https://www.endostar.eu/wp-content/uploads/2022/02/IFU-Endostar-E3-Azure_EN_v3_2.2022.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

114. Versiani MA, Carvalho KKT, Mazzi-Chaves JF, Sousa-Neto MD. Micro-computed Tomographic Evaluation of the Shaping Ability of XP-endo Shaper, iRaCe, and EdgeFile Systems in Long Oval-shaped Canals. J Endod. 2018;44(3):489-95.

115. Sowjanya T, Parvathaneni KP, Raju T, Varma NM, Dondapati GD, Podili S. Comparative evaluation of apically extruded debris using three different thermomechanically heat treated file systems with two different motions: An in vitro study. J Conserv Dent. 2022;25(3):269-73.

116. Özlek E, Gündüz H. Effectiveness of different rotary file systems in removing the root canal filling material: A micro-computed tomography study. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2021;15(4):273-8.

117. EdgeEndo. 2021. EdgeFile® X3: Directions For Use. https://web.edgeendo.com/wp-content/uploads/sites/12/2019/06/EdgeFile-X3-DFU.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

118. Gambarini G, Galli M, Seracchiani M, Di Nardo D, Versiani MA, Piasecki L, et al. In Vivo Evaluation of Operative Torque Generated by Two Nickel-Titanium Rotary Instruments during Root Canal Preparation. Eur J Dent. 2019;13(4):556-62.

119. Sharroufna R, Mashyakhy M. The Effect of Multiple Autoclave Sterilization on the Cyclic Fatigue of Three Heat-Treated Nickel-Titanium Rotary Files: EdgeFile X7, Vortex Blue, and TRUShape. Biomed Res Int. 2020;2020:8826069.

120. EdgeEndo. 2021. EdgeFile® X7: Brochure. https://www.henryschein.nl/images/assets/X7%20Sterile.%20A4%20Brochure.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

121. EdgeEndo. 2021. EdgeFile® X7: Directions For Use. https://web.edgeendo.com/wp-content/uploads/sites/12/2019/06/EdgeFile-X7-DFU.pdf. Erişim tarihi: 01.01.2023

122. Lambrianidis T. Ledging and blockage of root canals during canal preparation: causes, recognition, prevention, management, and outcomes. Endod Topics. 2006;15(1):56-74.

123. Siqueira JF, Jr. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. Int Endod J. 2001;34(1):1-10.

124. al-Omari MA, Dummer PM. Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. J Endod. 1995;21(3):154-8.

125. Garg N, Garg A. Textbook of Endodontics. 4th ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt. Limited; 2018. p.348, 350, 354.

126. Nagy CD, Bartha K, Bernáth M, Verdes E, Szabó J. The effect of root canal morphology on canal shape following instrumentation using different techniques. Int Endod J. 1997;30(2):133-40.

127. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. J Endod. 2007;33(10):1155-62.

128. Alrahabi M. Comparative study of root-canal shaping with stainless steel and rotary NiTi files performed by preclinical dental students. Technol Health Care. 2015;23(3):257-65.

129. Taşdemir T, Aydemir H, Inan U, Unal O. Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. Int Endod J. 2005;38(6):402-8.

130. Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. Int Endod J. 2005;38(11):802-9.

131. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. 2003;36(4):262-6.

132. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. J Endod. 2005;31(1):40-3.

133. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. J Endod. 2000;26(3):161-5.

134. Gu Y, Zhou P, Ding Y, Wang P, Ni L. Root canal morphology of permanent three-rooted mandibular first molars: Part III--An odontometric analysis. J Endod. 2011;37(4):485-90.

135. Schäfer E, Lau R. Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. J Endod. 1999;25(6):427-30.

136. Schäfer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. J Endod. 2008;34(2):198-200.

137. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PM, de Figueiredo JA, Peters OA. Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. J Endod. 2013;39(12):1634-8.

138. Kazemi RB, Stenman E, Spångberg LS. The endodontic file is a disposable instrument. J Endod. 1995;21(9):451-5.

139. Plotino G, Giansiracusa Rubini A, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of Reciproc and waveOne reciprocating instruments. J Endod. 2014;40(8):1228-30.

140. Deari S, Zehnder M, Al-Jadaa A. Effect of dentine cutting efficiency on the lateral force created by torque-controlled rotary instruments. Int Endod J. 2020;53(8):1153-61.

141. Pedullà E, Leanza G, La Rosa GRM, Gueli AM, Pasquale S, Plotino G, et al. Cutting efficiency of conventional and heat-treated nickel-titanium rotary or reciprocating glide path instruments. Int Endod J. 2020;53(3):376-84.

142. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. Int Endod J. 1995;28(2):68-76.

143. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. J Endod. 1995;21(8):418-21.

144. Newman JG, Brantley WA, Gerstein H. A study of the cutting efficiency of seven brands of endodontic files in linear motion. J Endod. 1983;9(8):316-22.

145. Giansiracusa Rubini A, Plotino G, Al-Sudani D, Grande NM, Sonnino G, Putorti E, et al. A new device to test cutting efficiency of mechanical endodontic instruments. Med Sci Monit. 2014;20:374-8.

146. Schäfer E, Bürklein S, Donnermeyer D. A critical analysis of research methods and experimental models to study the physical properties of NiTi instruments and their fracture characteristics. Int Endod J. 2022;55(S1):72-94.

147. Haïkel Y, Serfaty R, Lwin TT, Allemann C. Measurement of the cutting efficiency of endodontic instruments: a new concept. J Endod. 1996;22(12):651-6.

148. Pedullà E, La Paglia P, La Rosa GRM, Gueli AM, Pasquale S, Jaramillo DE, et al. Cutting efficiency of heat-treated nickel–titanium single-file systems at different incidence angles. Australian Endodontic Journal. 2021;47(1):20-6.

149. al-Omari MA, Dummer PM, Newcombe RG. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. Int Endod J. 1992;25(2):57-66.

150. Vinothkumar TS, Miglani R, Lakshminarayananan L. Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. J Endod. 2007;33(11):1355-8.

151. Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paqué F, Kopper PM, Vier-Pelisser FV. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. Int Endod J. 2014;47(6):505-13.

152. Orhan K. Micro-computed Tomography (micro-CT) in Medicine and Engineering. Cham: Springer Nature; 2020. p.1.

153. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J Endod. 1975;1(8):255-62.

154. Bürklein S, Poschmann T, Schäfer E. Shaping ability of different nickel-titanium systems in simulated S-shaped canals with and without glide path. J Endod. 2014;40(8):1231-4.

155. Hülsmann M. A critical appraisal of research methods and experimental models for studies on root canal preparation. Int Endod J. 2022;55(S1):95-118.

156. Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J. 2006;39(3):196-202.

157. Shi L, Wagle S. Comparing the Centering Ability of Different Pathfinding Systems and Their Effect on Final Instrumentation by Hyflex CM. J Endod. 2017;43(11):1868-71.

158. Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. J Endod. 1987;13(5):243-5.

159. Calhoun G, Montgomery S. The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. J Endod. 1988;14(6):273-7.

160. Hülsmann M, Gambal A, Bahr R. An improved technique for the evaluation of root canal preparation. J Endod. 1999;25(9):599-602.

161. Bürklein S, Jäger PG, 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. Int Endod J. 2017;50(10):983-90.

162. Hülsmann M. Research that matters – canal preparation, retreatment and working length studies. Int Endod J. 2013;46(4):293-5.

163. Hülsmann M. Effects of mechanical instrumentation and chemical irrigation on the root canal dentin and surrounding tissues. Endod Topics. 2013;29(1):55-86.

164. Mizrahi SJ, Tucker JW, Seltzer S. A scanning electron microscopic study of the efficacy of various endodontic instruments. J Endod. 1975;1(10):324-33.

165. Michetti J, Maret D, Mallet JP, Diemer F. Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. J Endod. 2010;36(7):1187-90.

166. Acar B, Kamburoğlu K, Tatar İ, Arıkan V, Çelik HH, Yüksel S, et al. Comparison of micro-computerized tomography and cone-beam computerized tomography in the detection of accessory canals in primary molars. Imaging Sci Dent. 2015;45(4):205-11.

167. Ghavami-Lahiji M, Davalloo RT, Tajziehchi G, Shams P. Micro-computed tomography in preventive and restorative dental research: A review. Imaging Sci Dent. 2021;51(4):341-50.

168. Drukteinis S, Peciuliene V, Dummer PMH, Hupp J. Shaping ability of BioRace, ProTaper NEXT and Genius nickel-titanium instruments in curved canals of mandibular molars: a MicroCT study. Int Endod J. 2019;52(1):86-93.

169. Dahlén G. Culture-Based Analysis of Endodontic Infections. In: Fouad AF, editor. Endodontic Microbiology. 2nd ed. New Delhi: Wiley-Blackwell; 2017. p. 51-79.

170. Svensäter G, Bergenholtz G. Biofilms in endodontic infections. Endod Topics. 2004;9(1):27-36.

171. Miserendino LJ, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM. Cutting efficiency of endodontic instruments. Part II: Analysis of tip design. J Endod. 1986;12(1):8-12.

172. Anderson JV, Corcoran JF, Craig RG. Cutting ability of square versus rhombus cross-sectional endodontic files. J Endod. 1985;11(5):212-7.

173. de Vasconcelos RA, Arias A, Peters OA. Lateral and axial cutting efficiency of instruments manufactured with conventional nickel-titanium and novel gold metallurgy. Int Endod J. 2018;51(5):577-83.

174. de Arruda Santos L, López JB, de Las Casas EB, de Azevedo Bahia MG, Buono VT. Mechanical behavior of three nickel-titanium rotary files: A comparison of numerical simulation with bending and torsion tests. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014;37:258-63.

175. Di Giuseppe I, Di Giuseppe D, Malagnino VA, Silla EP, Somma F. Conditioning of root canal anatomy on static and dynamics of nickel-titanium rotary instruments. G Ital Endod. 2015;29(2):58-64.

176. Çiçek E, Aslan MA, Akkoçan O. Comparison of the Resistance of Teeth Instrumented with Different Nickel-Titanium Systems to Vertical Root Fracture: An In Vitro Study. J Endod. 2015;41(10):1682-5.

177. Felt RA, Moser JB, Heuer MA. Flute design of endodontic instruments: its influence on cutting efficiency. J Endod. 1982;8(6):253-9.

178. Gambarini G, Seracchiani M, Piasecki L, Valenti Obino F, Galli M, Di Nardo D, et al. Measurement of torque generated during intracanal instrumentation in vivo. Int Endod J. 2019;52(5):737-45.

179. Chi C-W, Lai EH-H, Liu C-Y, Lin C-P, Shin C-S. Influence of heat treatment on cyclic fatigue and cutting efficiency of ProTaper Universal F2 instruments. Journal of Dental Sciences. 2017;12(1):21-6.

180. Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. Int Endod J. 1999;32(2):108-14.

181. Himel VT, Levitan ME. Use of nickel titanium instruments for cleaning and shaping root canal systems. Tex Dent J. 2003;120(3):262-8.

182. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Kunststoffe als Modellmaterial in der Endodontie. Dtsch Zahnarztl Z. 1993;48:736-8.

183. Hillary N, Triaminingsih S, Indrani DJ. The effect of K2SO4 solution on type III gypsum surface roughness. Journal of Physics: Conference Series. 2017;884(1):012043.

184. Miserendino LJ, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM. Cutting efficiency of endodontic instruments. Part 1: A quantitative comparison of the tip and fluted regions. J Endod. 1985;11(10):435-41.

185. Hennequin M, Andre J-F, Botta G. Dentin removal efficiency of six endodontic systems: A quantitative comparison. J Endod. 1992;18(12):601-4.

186. Yguel-Henry S, Vannesson H, von Stebut J. High precision, simulated cutting efficiency measurement of endodontic root canal instruments: influence of file configuration and lubrication. J Endod. 1990;16(9):418-22.

187. Peters OA, Laib A, Rüegsegger P, Barbakow F. Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. J Dent Res. 2000;79(6):1405-9.

188. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. Int Endod J. 1999;32(3):165-70.

189. Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. J Endod. 1998;24(11):736-9.

190. Rzhanov EA, Belyaeva TS. Design features of rotary root canal instruments. ENDO. 2012;6:29-39.

191. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. J Endod. 2008;34(2):190-3.

192. Tocci L, Plotino G, Al-Sudani D, Rubini AG, Sannino G, Piasecki L, et al. Cutting efficiency of instruments with different movements: a comparative study. J Oral Maxillofac Res. 2015;6(1):e6.

193. Alovisi M, Pasqualini D, Musso E, Bobbio E, Giuliano C, Mancino D, et al. Influence of Contracted Endodontic Access on Root Canal Geometry: An In Vitro Study. J Endod. 2018;44(4):614-20.

194. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;96(6):757-63.

195. Venkatesh K, Varghese E. Comparative evaluation of cutting efficiency, cyclic fatigue, corrosion resistance, and autoclave cycle effects of three different file systems: An in-vitro micro-CT and metallurgy analysis. Int J Oral Health Sci. 2022;14(6):551-60.

196. Kataia EM, Nagy MM, Kataia MM, Khalil HF. Cutting efficiency of two heat-treated files in rotation and reciprocation motions. Bulletin of the National Research Centre. 2021;45(1):120.

197. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent. 2001;14(5):324-33.

198. Elisa A, Soares A, Limoeiro AG, Cintra F, Frozoni M, Campos G. Cutting efficiency of ProDesign R, Reciproc Blue and WaveOne Gold reciprocating instruments. Research Society and Development. 2021;10:1.

199. Siqueira Junior JF, Rôças IDN, Marceliano-Alves MF, Pérez AR, Ricucci D. Unprepared root canal surface areas: causes, clinical implications, and therapeutic strategies. Braz Oral Res. 2018;32(suppl 1):e65.

200. Siqueira JF, Lopes HP. Chemomechanical Preparation. In: José F. Siqueira J, Rôças IN, editors. Treatment of Endodontic Infections. 2nd ed. London: Quintessence Publishing; 2022. p. 257-306.

201. Siqueira JF, Jr., Rôças IN. Clinical implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. J Endod. 2008;34(11):1291-301.e3.

202. Pacheco-Yanes J, Gazzaneo I, Campello AF, Marceliano-Alves MF, Estrela C, Bueno MR, et al. Planned Apical Preparation Using Cone-Beam Computed Tomographic Measures: A Micro-Computed Tomographic Proof of Concept in Human Cadavers. J Endod. 2022;48(2):280-6.

203. da Silva PB, Duarte SF, Alcalde MP, Duarte MAH, Vivan RR, da Rosa RA, et al. Influence of cervical preflaring and root canal preparation on the fracture resistance of endodontically treated teeth. BMC Oral Health. 2020;20(1):111.

204. Keskin C, Demiral M, Sarıyılmaz E. Comparison of the shaping ability of novel thermally treated reciprocating instruments. Restor Dent Endod. 2018;43(2):e15.

205. Weine FS, Kelly RF, Bray KE. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. J Endod. 1976;2(10):298-303.

206. Dummer PM, Alodeh MH, al-Omari MA. A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks. Int Endod J. 1991;24(2):63-6.

207. Goldman M, Sakurai-Fuse E, Turco J, White RR. A silicone model method to compare three methods of preparing the root canal. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1989;68(4, Part 1):457-61.

208. Spenst A, Kahn H. The use of a plastic block for teaching root canal instrumentation and obturation. J Endod. 1979;5(9):282-4.

209. Lim KC, Webber J. The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. Int Endod J. 1985;18(4):240-6.

210. Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. J Endod. 2011;37(10):1398-401.

211. Schäfer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. J Endod. 2002;28(3):211-6.

212. Kartal N, Cimilli HK. The degrees and configurations of mesial canal curvatures of mandibular first molars. J Endod. 1997;23(6):358-62.

213. Cunningham CJ, Senia ES. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. J Endod. 1992;18(6):294-300.

214. Eldeeb ME, Boraas JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. Int Endod J. 1985;18(1):1-7.

215. Spyropoulos S, Eldeeb ME, Messer HH. The effect of Giromatic files on the preparation shape of severely curved canals. Int Endod J. 1987;20(3):133-42.

216. Lim KC, Webber J. The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. Int Endod J. 1985;18(4):233-9.

217. De-Deus G, Simões-Carvalho M, Belladonna FG, Versiani MA, Silva E, Cavalcante DM, et al. Creation of well-balanced experimental groups for comparative endodontic laboratory studies: a new proposal based on micro-CT and in silico methods. Int Endod J. 2020;53(7):974-85.

218. Ahmed HMA, Versiani MA, De-Deus G, Dummer PMH. A new system for classifying root and root canal morphology. Int Endod J. 2017;50(8):761-70.

219. Anderson J, Wealleans J, Ray J. Endodontic applications of 3D printing. Int Endod J. 2018;51(9):1005-18.

220. Dioguardi M, Troiano G, Laino L, Lo Russo L, Giannatempo G, Lauritano F, et al. ProTaper and WaveOne systems three-dimensional comparison of device parameters after the shaping technique. A micro-CT study on simulated root canals. Int J Clin Exp Med. 2015;8(10):17830-4.

221. Gok T, Capar ID, Akcay I, Keles A. Evaluation of Different Techniques for Filling Simulated C-shaped Canals of 3-dimensional Printed Resin Teeth. J Endod. 2017;43(9):1559-64.

222. Karatekin A, Keleş A, Gençoğlu N. Comparison of continuous wave and cold lateral condensation filling techniques in 3D printed simulated C-shape canals instrumented with Reciproc Blue or Hyflex EDM. PLoS One. 2019;14(11):e0224793.

223. Reymus M, Fotiadou C, Kessler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 3D printed replicas for endodontic education. Int Endod J. 2019;52(1):123-30.

224. Ordinola-Zapata R, Monteiro Bramante C, Gagliardi Minotti P, Cavalini Cavenago B, Gutmann JL, Moldauer BI, et al. Micro-CT evaluation of C-shaped mandibular first premolars in a Brazilian subpopulation. Int Endod J. 2015;48(8):807-13.

225. Reymus M, Stawarczyk B, Winkler A, Ludwig J, Kess S, Krastl G, et al. A critical evaluation of the material properties and clinical suitability of in-house printed and commercial tooth replicas for endodontic training. Int Endod J. 2020;53(10):1446-54.

226. Bolanos OR, Sinai IH, Gonsky MR, Srinivasan R. A comparison of engine and air-driven instrumentation methods with hand instrumentation. J Endod. 1988;14(8):392-6.

227. Paradella T, Bottino M. Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. Brazilian Dental Science. 2012;15.

228. Simpsy GS, Sajjan GS, Mudunuri P, Chittem J, Prasanthi NN, Balaga P. Shaping ability of reciprocating motion of WaveOne and HyFlex in moderate to severe curved canals: A comparative study with cone beam computed tomography. J Conserv Dent. 2016;19(6):578-82.

229. Berutti E, Alovisi M, Moccia E, Carossa M, De Caro G, Roccuzzo A, et al. Micro-computed tomographic evaluation of endodontic ledge position in relation to canal curvatures. BMC Oral Health. 2022;22(1):482.

230. Loch C, Schwass DR, Kieser JA, Fordyce RE. Use of micro-computed tomography for dental studies in modern and fossil odontocetes: Potential applications and limitations. NAMMCO Sci Publ. 2018;10.

231. Anderson PJ, Yong R, Surman TL, Rajion ZA, Ranjitkar S. Application of three-dimensional computed tomography in craniofacial clinical practice and research. Aust Dent J. 2014;59 Suppl 1:174-85.

232. Bakry S, Boghdadi R, Ahmed G, Shaker O, Lecturer A, Head. Effect of Reciprocating versus Rotary Instrumentation on Post- endodontic Pain and Endotoxins Level in Infected Root Canals: A Randomised Clinical Trial. 2021:347.

233. Saleh AM, Vakili Gilani P, Tavanafar S, Schäfer E. Shaping ability of 4 different single-file systems in simulated S-shaped canals. J Endod. 2015;41(4):548-52.

234. Kim H, Jeon SJ, Seo MS. Comparison of the canal transportation of ProTaper GOLD, WaveOne GOLD, and TruNatomy in simulated double-curved canals. BMC Oral Health. 2021;21(1):533.

235. Silva E, 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. J Endod. 2022;48(5):650-8.

236. Falakaloğlu S, Silva E, Topal B, İriboz E, Gündoğar M. Shaping ability of modern Nickel-Titanium rotary systems on the preparation of printed mandibular molars. J Conserv Dent. 2022;25(5):498-503.

237. Piț A-B, Borcean I-A, Vărgatu I-A, Mai A, Shyblak M, Mokdad S, et al. 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(3).

238. Kataia EM, Nagy MM, Kataia MM, Khalil HF. Shaping ability of two heat treated rotary NiTi instruments using different kinematics/in vitro study. Bulletin of the National Research Centre. 2021;45(1):42.

239. Majumdar T, Chowdhury M, Mukherjee S, Mazumdar P. Cone-beam computed tomography assessment of root canal transportation and evaluation of canal centering using Protaper Gold, XP Endoshaper, and Edgefile X7. Endodontology. 2022;34(2):121-6.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı-Soyadı: Onur KÖMEÇ

Uyruk: Türkiye Cumhuriyeti

Yabancı Dil: İngilizce

II. Eğitim

Derece	**Okul**	**Yıl**
İlkokul	Bartın Çaydüzü Fevzi Çakmak İlköğretim Okulu	2001-2006
Ortaokul	Bartın İnönü İlköğretim Okulu	2006-2009
Lise	Bartın Anadolu Öğretmen Lisesi	2009-2013
Lisans-Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013-2018

III. Mesleki Deneyim

Görev Unvanı	**Görev Yeri**	**Yıl**
Araştırma Görevlisi	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı	2020-2023

IV. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

V. Bilimsel İlgi Alanları

VI. Bilimsel Etkinlikleri