



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI TEKNİKLERLE ÜRETİLMİŞ NİKEL-TİTANYUM GİRİŞ YOLU EĞELERİNİN TORSİYONEL DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Özlem SIVAS YILMAZ

**Samsun
Eylül-2020**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI TEKNİKLERLE ÜRETİLMİŞ NİKEL-TİTANYUM GİRİŞ YOLU EĞELERİNİN TORSİYONEL DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Özlem SIVAS YILMAZ

**Danışman
Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR**

**Samsun
Eylül-2020**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübesiyle bana her zaman yol gösterip beni destekleyen, tezimin her aşamasında beni yönlendiren ve yardımını esirgemeyen değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Hikmet Aydemir'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve klinik tecrübelerinden faydalandığım, her konuda bana destek olan ve emeği geçen, başta Sayın Prof. Dr. Ebru Özsezer DEMİRYÜREK ve Prof. Dr. Uğur İNAN olmak üzere tüm saygıdeğer Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine

Uzmanlık eğitimim boyunca benden desteğini hiç esirgemeyen, bütün bilgi ve birikimleriyle her zaman yanımda olan bana her daim yol gösteren, sorduğum her soruyu sabırla ve özveriyle bıkmadan usanmadan yanıtlayan endodonti adına bana çok şey öğreten ve yanımda olan, bir abla olarak gördüğüm Doç. Dr. Cangül KESKİN'e,

Bölümdeki tüm asistan arkadaşlarıma ve tüm Endodonti Anabilim Dalı personeline,

Hayatımın her anında yanımda olan maddi manevi yardımlarıyla ve destekleriyle beni okutan, bu günlere getiren canım aileme;

Bu sürecin başından beri her daim yanımda olan, en kötü günlerimde bile elimi bırakmayan, bana sonsuz sabır, anlayış ve sevgi gösteren, beraber bir hayatı göğüslediğim sevgili eşim Eren Yılmaz'a

Ve hayatıma yeni katılan geldikleri günden itibaren herşeyi güzelleştiren ve değiştiren ikizlerim Mehmed Fatih ve Mustafa Mert'e

TEŞEKKÜRLERİMLE...

Bu çalışma, PYO.DIS.1904.18.018 proje numarası ile Ondokuzmayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

FARKLI TEKNİKLERLE ÜRETİLMİŞ NİKEL-TİTANYUM GİRİŞ YOLU EĞELERİNİN TORSİYONEL DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı; değişik teknikler ile üretilmiş dört farklı giriş yolu eğesinin (Mtwo'nun ilk eğesi, ProGlider, R-Pilot ve Rotate) torsiyonel dayanımlarının karşılaştırılmalı olarak incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Özel olarak tasarlanmış bir test cihazı kullanılarak, 20 adet Mtwo (10/04), 20 adet ProGlider (16/02-08), 20 adet R-Pilot (12.5/04) ve 20 adet Rotate (15/04) olmak üzere dört farklı giriş yolu eğelerinden toplam 80 adet eğenin torsiyonel dayanımları karşılaştırılmak üzere test edildi. Elde edilen veriler, tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ve post hoc Tukey testi kullanılarak %5 anlamlık düzeyinde istatistiksel olarak analize tabi tutuldu. Ayrıca, test edilen örneklerin kırık bölge ve hatları, taramalı elektron mikroskobunda çeşitli büyütme altında incelendi.

Bulgular: Gruplar arası ortalama torsiyonel dayanım değerlerinden en yüksek değer R-Pilot grubunda, en düşük değerin ise Rotate grubunda olduğu gözlemlendi. R-Pilot ve Rotate gruplarının kendi aralarındaki ve diğer gruplara göre olan bu farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($P < 0.05$) belirlendi. Bununla birlikte Mtwo ilk eğesi grubu ile ProGlider grubunun torsiyonel dayanım değerleri arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($P > 0.05$). Ayrıca, Mtwo grubundaki eğelerin tüm gruplar içerisinde en düşük dönme açısı değerine sahip olduğu, diğer gruplardaki eğelerin dönme açısı değerleri ile ilişkili bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlendi. ($P < 0.05$).

Sonuç: Torsiyonel dayanım değerlerindeki farklılıklar, eğelerin dönme açılarındaki farklılıklar başta olmak üzere, eğelerin üretim şekilleri ve tasarım özellikleriyle ilişkilendirilebilir.

Anahtar Kelimeler: Giriş yolu, Nikel-Titanyum, Torsiyonel Dayanım

Özlem SIVAS YILMAZ, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, 2020

ABSTRACT

EVALUATION OF TORSIONAL RESISTANCE OF NICKEL-TITANIUM GLIDE PATH INSTRUMENTS MANUFACTURED WITH DIFFERENT TECHNIQUES

Aim: The aim of this study was to compare the torsional strengths of four different glide path files produced with different techniques.

Material and Methods: 20 Mtwo (10/.04), 20 ProGlider (16/.02-08), 20 R-Pilot (12.5/.04) and 20 Rotate (15/.04) glide path instruments were tested for torsional strength using a custom-designed testing device. Data were analyzed using 1-way analysis of variance (One-way ANOVA) and Tukey post hoc tests with 5% significance level. The fracture regions and lines of tested specimens were examined under various magnifications with scanning electron microscope.

Results: Among the groups, it was observed that the highest value of average torsional strengt values was in the R-Pilot group and the lowest value was in the Rotate group. It was determined that these differences between R-Pilot and Rotate groups and among other groups were statistically significant ($P < 0.05$). However, the difference between the torsional strength values of Mtwo first file and ProGlider groups was not statistically significant ($P > 0.05$). Also, in all the groups of files in Mtwo group that has the lowest value angle of rotation, rotation angle values associated with the file in the other groups was determined that these differences are statistically significant ($P < 0.05$).

Conclusion: The differences in the torsional resistances might be associated with their different design features and manufacturing processes.

Keywords: Glide Path, Nickel-Titanium, Torsional Resistance

**Özlem SIVAS YILMAZ, Specialty Thesis
Ondokuz Mayıs University – Samsun, 2020**

SİMGELER VE KISALTMALAR

A_f	: Austenit bitiş sıcaklığı
CM	: Controlled Memory (kontrollü şekil hafızası)
EDM	: Elektronik Boşaltımı İşlemi
H-tipi	: Hedström tipi
ISO	: International Standardization Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)
K-tipi	: Kerr-tipi
M_s	: Martensit başlangıç sıcaklığı
M_f	: Martensit bitiş sıcaklığı
MR	: Martensit reoryantasyon
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
NiTi	: Nikel-Titanyum
Ncm	: Newtoncentimeter (Newtonsantimetre)
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SIM	: İndüklenen martensit transformasyon
Rpm	: Revolutions per Minute (Dakikadaki devir sayısı)
RTTR	: Tersine çevrilebilir dönüşüm sıcaklığı
TTR	: Kritik dönüşüm sıcaklığı

İÇİNDEKİLER

ÖZET	v
ABSTRACT	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı	3
2.2. Kök Kanal Preparasyonu	4
2.2.1. Kök Kanal Preparasyonu Tarihçesi	5
2.2.2. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan NiTi Eğeler	7
2.2.3. NiTi Döner Alet Eğe Sistemleri	8
2.2.4. NiTi Döner Alet Eğeleri	12
2.3. Endodontide ‘Giriş Yolu’	24
2.3.1. ‘Giriş Yolu’ Tanımı ve Önemi	25
2.3.2. Giriş Yolu Hazırlama Teknikleri	27
2.4. Çalışmamızda Kullanılan Eğeler	35
2.4.1. Mtwo 10.04	35
2.4.2. ProGlider	36
2.4.3. R-Pilot	37
2.4.4. Rotate	38
2.5. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar	39
2.5.1. NiTi Eğelerde Görülen Kırılmalar	40
3. MATERYAL VE METOT.....	51
3.1. Örneklerin Seçimi ve Çalışma İçin Hazırlanması	51
3.2. Torsiyonel Test Aşaması	53
3.3. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi	54
3.4. İstatiksel Analiz	54
4. BULGULAR.....	55
5. TARTIŞMA.....	59
5.1. Test Sisteminin Değerlendirilmesi	61
5.2. Torsiyonel Test Değerlerinin Karşılaştırılması	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	78
KAYNAKLAR.....	79
ÖZGEÇMİŞ	97

1. GİRİŞ

Nikel-titanyum (NiTi) döner eğeler, paslanmaz çelik el eğeleri ile karşılaştırıldığında NiTi döner eğeler ile yapılan Kök kanal preparasyonu daha hızlı ve kolay olmakla birlikte kök kanal morfolojisinde el eğeleriyle yapılan preparasyondan daha az iatrojenik hatalara sebep olmaktadır¹. Ancak NiTi döner eğelerin klinisyenler için endişe kaynağı olan en büyük dezavantajı klinik kullanım sırasında herhangi bir fiziksel değişiklik göstermeyip klinik bir belirti vermeden aniden kırılmalarıdır^{2,3}.

Torsiyonel ya da döngüsel yorgunluğa bağlı olarak ortaya çıkan NiTi eğelerdeki kırılmalar döner aletlerin ana problemidir⁴. Döngüsel yorgunluk, NiTi döner eğelerinin ömrünü belirleyen önemli bir faktör olup, kurvatürlü kanalda eğenin rotasyonuna bağlı olarak tekrarlanan basma ve çekme gerilimlerine maruz kalması sonucu ortaya çıkar^{3,5,6}. Torsiyonel yorgunluk ise kanal eğesinin kesici kenarları ile dentin duvarları arasında oluşan sürtünme kuvvetleri sonucu, eğenin sapı kanalda dönmeye devam ederken, uç kısmının kanalda kilitlenmesi sonucunda oluşur. Ortaya çıkan metal yorgunluğunun şiddetinin, eğenin torsiyonel dayanım eşiğini aşmasının eğenin kırılmasına yol açtığı belirtilmiştir⁷.

Endodonti de giriş yolunun oluşturulması, şekillendirme hatalarının, alet kırıklarının önlenmesi için önerilen oldukça önemli bir klinik prosedürdür⁸⁻¹⁰. Giriş yolu veya rehber yol; kök kanalının girişinden apikal foramene kadar düzenli bir açıklığın sağlanması olarak tanımlanmaktadır. Bu klinik adımın, alet kırığı insidansını azaltarak NiTi döner eğeler ile yapılan preparasyonun güvenilirliğini arttırdığı gösterilmiştir^{10,11}.

Giriş yolu, geleneksel paslanmaz çelik el eğeleri ile veya küçük boyutta, daha küçük taper açısına sahip NiTi döner ege sistemleri ile oluşturulabilir¹². Giriş yolu hazırlığında NiTi döner ege sistemlerinin kullanılması Kök kanal preparasyonunu da kolaylaştırır. El eğeleri kullanarak oluşturulan giriş yolu, özellikle kalsifiye ve/veya şiddetli kurvatürlü kanallara sahip dişlerde, klinisyenler için zor ve zaman alıcı olabilir¹³. Bu nedenle son yıllarda giriş yolu hazırlanması için NiTi döner eğeler önerilmektedir, aynı zamanda giriş yolu hazırlığında NiTi döner eğeler kullanılmasının orjinal kök kanal morfolojisinin korunmasını sağladığı, kök kanal tedavisi sonrası postoperatif ağrıyı azalttığı ve alet kırıklarının önlenmesinde etkili olduğu yapılan çalışmalarda tespit edilmiştir^{9,13-15}.

Giriş yolu hazırlığı için kullanılan NiTi döner eğeleri, preparasyonun başlangıcında kullanıldığı için özellikle kalsifiye kök kanallarındaki torsiyonel başarısızlığa karşı hassastır^{16,17}. Bu nedenle, bu dezavantajı en aza indirmek için, üreticiler çeşitli kesitleri, tasarımları ve termomekanik özellikleri olan yeni eğeler geliştirmişlerdir¹⁸.

Bu çalışmanın amacı ise farklı tekniklerle üretilmiş giriş yolu eğelerinin torsiyonel dayanımlarını değerlendirmektir. Çalışmanın sıfır hipotezi ise farklı tekniklerle üretilmiş giriş yolu eğelerinin torsiyonel dayanımları arasında herhangi bir farkın olmayacağıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

Kök kanal tedavisinin amacı, nekrotik ve enfekte dokuların tamamen uzaklaştırılması, kök kanal boşluğunun biyomekanik olarak hazırlanması (temizleme, şekillendirme, dezenfeksiyon) ve kök kanalının uygun materyaller ile hastaya rahatsızlık vermeyecek şekilde sızdırmaz bir biçimde doldurularak periradiküler dokuların iyileşmesini böylece hastaların doğal dişlerini fonksiyonel ve estetik olarak korunmasını sağlamaktır¹⁹.

Kök kanal sisteminin hazırlanması kök kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biri olarak kabul edilmektedir²⁰. Başarılı kök kanal tedavinin esası, apikal foramene zarar vermeden, orjinal kök kanal morfolojisinin korunarak, apikalden koranale doğru genişleyen bir form oluşturulması^{20,21}, kök kanal sisteminin irrigasyonunun ve dezenfeksiyonunun kök kanalları içinde kalmasına gayret edilerek, periradiküler dokularda irritasyon veya enfeksiyona sebep olunulmamasıdır²².

Başarılı bir endodontik tedavinin esasının, ilk zamanlarda kök kanallarının preparasyonu ve irrigasyonu, dezenfeksiyonu, obturasyonu üçlemesine bağlı olduğu, günümüzde ise, teşhis-tedavi planlaması, anatomi-morfoloji bilgisi, debridman, dezenfeksiyon, obturasyon, sızdırmaz bir koronal restorasyon ve periapikaldeki patolojinin üç boyutlu olarak değerlendirilebilmesi gibi daha geniş ilkelere dayandığı belirtilmiştir. Ayrıca, tedavi öncesi dişlerdeki periapikal lezyon varlığının, radyolojik apekten yaklaşık olarak 1-2 mm yukarıda sonlanan homojen bir kök kanal dolgusunun ve sızdırmaz bir koronal restorasyonunun primer kök kanal tedavisinin sonucunu istatistiksel olarak anlamlı derecede etkileyen faktörler olduğu bildirilmiştir²³. Kök kanal tedavisi sonrası klinik ve radyolojik olarak endodontik tedavinin başarısının değerlendirilmesi ise ilgili dişte herhangi bir semptom olmaması, şişlik ve sinüs yolu gibi enfeksiyon belirtilerinin olmayışı, dişin fonksiyon görebilmesi ve radyografik olarak sağlıklı olması gibi faktörlere bağlıdır²⁴⁻²⁶.

2.2. Kök Kanal Preparasyonu

Kök kanal sisteminde bulunan mikrobiyal patojenlerin uzaklaştırıldığı Kök kanal preparasyonu endodontik tedavinin en önemli aşamasıdır²⁰. Kanal dezenfeksiyonu, mekanik debridman, kanal içi irrigasyon ajanları ve medikamanların kullanılmasıyla sağlandığı için hem irrigasyon ajanlarının etkinliğini arttırmak, dezenfeksiyonu kolaylaştırmak hem de daha sonra kök kanal dolgusunun yerleştirilmesi için yeterli yer sağlamak için kök kanal boşluğunun büyütülmesi ve genişletilmesi esastır³. Bu nedenle Kök kanal preparasyonu enfeksiyonu ortadan kaldıran temel aşamadır.

Kök kanal preparasyonunun ana amacı, periradiküler hastalığın önlenmesi ve/veya hastalığın mevcut olduğu durumlarda iyileşmenin teşvik edilmesini sağlamak üzere, kök kanalından enfekte ve nekrotik dokuların uzaklaştırılması, irrigasyon ajanlarının ve medikamanların etkinliği için yeterli boşluk oluşturulması, apikal kanal anatomisinin lokasyonunun ve bütünlüğünün korunması, kök kanal sistemine iatrojenik hasar oluşturmaktan kaçınılması, kök kanal dolgusunun yerleştirilmesini kolaylaştıracak hazırlığın yapılması, periradiküler dokuların irritasyon veya enfeksiyonundan kaçınılması, dişin uzun dönem fonksiyonuna izin vermek için sağlam kök dentininin korunmasıdır²². Kök kanal tedavinin en zor basamağı olarak bilinen bu aşama için, literatürde enstrümantasyon, hazırlık, preparasyon, genişletme ve şekillendirme gibi çeşitli terimler kullanılmaktadır.

Kök kanal preparasyon formlarının tanımlanmasında yetkin araştırmacılar Schilder, her bir kök kanal sisteminin diğerinden farklı olduğu, bu nedenle her bir Kök kanal preparasyonunun aynı olamayacağı, şekillendirmenin her kök kanalının bireysel ve benzersiz anatomisine göre değil aynı zamanda son kök kanal dolgusunda kullanılacak olan uygun teknik ve malzeme ile ilgili olarak yapılması gerektiğini belirtmiştir. Pulpa ölümü ve ardından nekrozun kök kanal boşluğunu savunmasız bir hale getirdiği, bol miktarda besin kaynağına sahip ideal sıcaklık ve nemli ortamın mikroorganizmaların çoğalmasını kolaylaştırdığı belirtilmiştir²³. Primer endodontik enfeksiyonlara neden olan fırsatçı oral bakteriler kök kanal boşluğunda sıvı bir fazda veya kök kanal duvarlarına yapışan yoğun bakteri toplulukları halinde bulunan biyofilme benzeyen çok katmanlı topluluklar oluşturmaktadır. Aksesuar kanal, istmus, lateral kanal ve daha bir çok farklı oluşum barındıran ve her bir dişe özgü kök kanal anatomisiyle karmaşık bir ortam

bulunduran kök kanal sisteminin tamamının mekanik olarak temizlenebilmesi,sistemin tamamına ulaşılmasının mümkün olamayacağı belirtilmiştir²⁵.

2.2.1. Kök Kanal Preparasyonu Tarihçesi

Kök kanalının temizlenmesi,şekillendirilmesi ve bu amaçla kullanılan kanal aletlerinin gelişimini ilgilendiren modern endodonti'nin temellerinin çok büyük oranda 20. yüzyılın ikinci yarısından sonra atıldığı gözlenmektedir.

Diş hekimliğinin ampirik dönemi olarak kabul edilen 1687-1805 yılları arasında, modern diş hekimliğinin kurucularından biri olan Fauchard, 1728 yılında yayımlanan 'The Surgeon Dentist' adlı kitabında dişlerin kök kanallarının hazırlanması ve pulpanın koterizasyonu için aletler tanımlasa da, o zamanlar literatürde Kök kanal preparasyonunun sistematik bir açıklaması belirtilmemiştir²⁷. Endodontik aletlerin 1800 yılına kadar olan tarihini araştıran Lilley, ilkel el aletleri, ekskavatörler gibi bazı enstrümanlar ile endodontik tedavi için kullanılan ince ve esnek aletlerin varlığı tespit edilmiştir²⁸.

Tarihte ilk endodontik el aletlerini geliştiren ve 1833 yılında yuvarlak bir teli işleyerek (başlangıçta saatlerdeki yaylar, daha sonra piyano telleri) kök kanal pulpa dokusunu çıkartmak için kullanılacak olan aletin (broach) Edward Maynard tarafından geliştirildiği belirtilmiştir^{29,30}. Açılmış bir sinirin tedavisinin, sinirin çıkarılması, kök kanalının temizlenmesi ve sonrasında altın ile doldurulması gerekliliği 1839 yılında Baker tarafından tanımlanmıştır³¹. Yine, 1852'de Arthur adlı araştırmacının üzerinde bir çakı ile çentikler oluşturarak sinir dokusunu çıkaracak alet "broach" ile kök kanalını genişletmek için küçük el aletleri kullandığı tespit edilmiştir^{29,32,33}. Kök kanalının doldurulmasında güta-perka konlarının kullanımının 1867 yılında Bowman tarafından önerildiği belirtilmiştir³⁴.

Kök kanal aletlerinin standardizasyonu 1929'da Trebitsch tarafından ve 1958'de tekrar Ingle tarafından önerilmiş olsa da, kök kanal aletleri için Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO) spesifikasyonları 1974'ten önce yayınlanamamıştır³⁵.

Endodonti de döner eğlerinin kullanımının ilk açıklamasının Oltramare tarafından yapıldığı, anguldurvalara yerleştirilebilen dikdörtgen kesitli ince enstrümanların (iğneler/teller) kök kanalında apikal foramene kadar yerleştirildikten sonra rotasyona başlanması, alet kırılmalarını önlemek için eğri kök kanallarında sadece ince enstrümanların kullanılması gerekliliğini belirttiği bildirilmiştir²². Yine Kök kanal

preparasyonu için 360° rotasyon yapabilen ilk endodontik anguldurmayı 1889'da geliştiren William H. Rollins'ın, bu aletlere yerleştirilebilen özel olarak tasarlanmış enstrümanları tanıttığı, alet kırıklarını önlemek için rotasyon hızının 100 r.p.m de sınırlanması gerektiğini belirttiği açıklanmıştır²². İlerleyen yıllarda benzer prensipler kullanılarak çeşitli döner sistemler geliştirilmiş ve pazarlanmıştır.

Avusturyalı W&H şirketi (Bürmoos, Austria) tarafından 1928'de ucuna takılan eğenin rotasyonel ve vertikal hareketinin bir kombinasyonunu sağlayabilen ters açılı bir anguldruva geliştirilmiştir. Sonrasında Avrupa'da 1958'de dikey bir hareketle çalışan Racer anguldurvası (W&H) ve 1964'te 90° resiprokal hareketle çalışan Giromatic'in (MicroMega, Besançon, Fransa) pazarlanmasıyla endodontik anguldurvalar Avrupa'da popüler hale gelmiştir. Yine kombine dikey ve 90° rotasyon hareketine sahip Endolift (Kerr, Karlsruhe, Almanya) gibi diğer endodontik anguldurvalar ve benzer aletler, geleneksel endodontik anguldurvaların bu dönemde pazarlanmıştır. Bu dönem sınırlı rotasyon veya vertikal hareketle çalışan döner eğelerin tamamında paslanmaz çelikten yapılmış eğeler kullanılmıştır²².

Fransa'da Levy tarafından kısmen esnek harekete sahip ilk endodontik eğe olan Canal Finder System (Laser Medical Technology) (şimdi S.E.T., Gröbenzell, Almanya tarafından piyasaya sürüldü) tanıtılmasıyla modifiye edilmiş endodontik el aletleri dönemi başlamıştır. Lateral titreşimli hareketlere sahip Excalibur anguldurvası (W&H) ve yukarıya doğru hareketlere sahip olan Endoplaner (Microna, Spreitenbach, İsviçre) modifiye edilmiş endodontik el aletlerinin örnekleridir²².

Kök kanal preparasyonunda, ultrasonun kullanımı Richman tarafından tarif edilmiş olsa da, esas olarak 1980'de Martin & Cunningham tarafından geliştirildiği, yine, 1984 yılında ilk sonik cihazların piyasaya sürüldüğü belirtilmiştir^{36,37}.

Kök kanal preparasyonunda ve dezenfeksiyonunda lazer cihazların kullanılması için 1971'ten günümüze çok sayıda çalışmalar yapılmıştır. Ayrıca, birkaç farklı versiyonda iyonofrez, elektrocerrahi cihazları (Endox, Lysis, Münih, Almanya), Lussi ve ark.nın enstrümantal olmayan tekniği (NIT) veya elektrofizik aletler ile kök kanallarının bir vakum pompası kullanılarak temizlenmesi ve doldurulması için tanımlanmıştır^{22,38}.

Daha sonraki yıllarda ise NiTi'den yapılmış eğeler Kök kanal preparasyonunda kullanılmaya başlanmıştır.

2.2.2. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan NiTi Eğeler

Tarihçe

NiTi alaşımlar, 1960'lı yılların başında W. F. Buehler tarafından geliştirilmiştir. W. F. Buehler, NiTi alaşımları deniz kuvvetleri laboratuvarındaki (Naval Ordnance Laboratory) uzay programı için geliştirmiştir. Aynı zamanda metalürji uzmanı olan W. F. Buehler, manyetik olmayan, tuza ve suya dirençli alaşımları araştırdığı sırada NiTi alaşımları bulmuştur³⁹. Termodinamik özelliğe sahip olan bu intermetalik alaşım, kontrollü bir ısı işleme tabi tutulmuştur ve bu alaşımın şekil hafızası özelliğine sahip olduğu gözlemlenmiştir³⁹. W. F. Buehler tarafından bulunan, benzersiz şekil hafızası ve deformasyondan sonra yük ortadan kalktığı andan itibaren orjinal şekillerine geri dönebilen süper elastiklik özelliklerine sahip bu alaşım, içinde olan Nikel (Ni), Titanyum (Ti) elementlerin ve üretildiği laboratuvarın (NOL; Naval Ordnance Laboratory) kısaltmalarından esinlenilerek Nitinol olarak adlandırılmıştır^{40,41}.

NiTi alaşımlar, diş hekimliğinde ilk kez 1971 yılında Andreasen ve Hilleman tarafından ortodontik tel üretiminde düşük elastikiyet modülü, şekil hafızası özelliği ve esnekliği nedeniyle kullanılmıştır⁴². Civjan ve arkadaşları, 1975 yılında NiTi alaşımlardan endodontik eğelerin üretimini kavramsallaştıran ilk kişiler olmuşlardır⁴³. Ortodontik tel işlenerek yapılan ilk el tipi NiTi enstrümanlar 1988 yılında ise Walia ve arkadaşları tarafından kök kanal tedavisinde kullanılmak üzere tanıtılmış, böylece endodontide yeni bir dönem başlamıştır⁴⁴.

Daha sonra NiTi sistemlerin üretimindeki teknolojik gelişmeler, aktif parçaların konfigürasyonundaki önemli değişiklikler, heliks açısı ve kesme açısındaki değişiklikler, aynı enstrümanın farklı taper açılarında üretilmesine olanak sağlamış, bu enstrümanlar artık 1958'de manuel enstrümanlar için yayınlanan ISO standartlarından farklı standartlara tabi tutulmuştur⁴⁵.

Uzun yıllar boyunca bu enstrümanların tasarımında yapılan değişikliklerdeki temel amaç, bu enstrümanların kesme etkinliklerini arttırmak ve özellikle kırılma risklerini azaltmak, enstrümanların klinik kullanım özelliklerini değiştirmek olmuştur. Şu anda, farklı NiTi alaşımları ile üretilmiş, ısı işlem görmüş veya farklı şekilde üretilmiş, hem süperelastisite hem de şekil hafızası özelliğine sahip olan, rotasyonel veya resiprokal hareket yapabilen 160'dan fazla döner NiTi endodontik eğe sistemi mevcuttur.

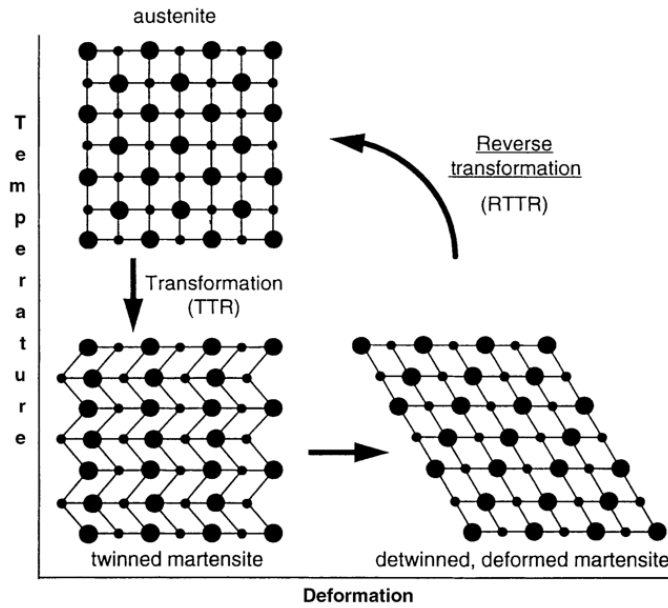
2.2.3. NiTi Döner Alet Eğe Sistemleri

Endodontide kullanılan NiTi alaşımı, kütleli olarak yaklaşık % 56 nikel, % 44 titanyumdan ibaret olup, eşdeğer atom oranı (1:1) içermektedir⁴⁵.

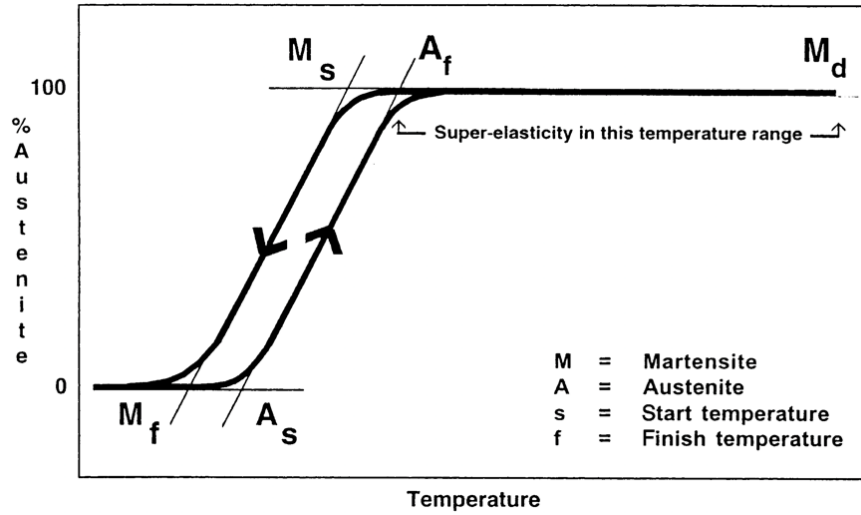
NiTi alaşımları, diğer metalik alaşımlara benzer şekilde çeşitli kristal formlarda bulunabilirler ve NiTi alaşımlara uygulanan sıcaklık veya basınç bu alaşımların kristal formunda ve mekanik özelliklerinde önemli değişiklikler meydana getirebilirler.

NiTi alaşımlar üç farklı kristal yapıda bulunmaktadır⁴⁶. Austenit NiTi, kompleks kütle merkezli kübik yapıdadır, yüksek sıcaklıklarda ve düşük stres değerlerinde bulunur. Martensit NiTi monoklinik olarak adlandırılan kompleks yapıdadır, düşük sıcaklıklarda ve yüksek stres değerlerinde bulunmaktadır. R faz ise eşkenar dörtgen yapısındaki ara fazdır. R fazı ısıtma sürecinde martensitten austenite ve soğutma sürecinde austenitten martensite geçişte oluşmaktadır⁴⁷.

NiTi alaşımların, yüksek sıcaklık aralıklarında (100° C) kristal yapısı, austenit veya ana faz olarak adlandırılan kompleks kütle merkezli kübik yapıdır (Şekil 1). NiTi alaşım, kritik dönüşüm sıcaklığı aralığı (TTR) ile soğutulduğunda kristal yapısında bir dönüşüm meydana gelir ve bu duruma martensitik dönüşüm denir. Bu dönüşümün miktarı, başlangıç (Ms) ve bitirme (Mf) sıcaklığının bir fonksiyonudur. Bu dönüşüm alaşımların fiziksel özelliklerinde değişiklik meydana getirir ve alaşıma şekil hafızası özelliği katar⁴⁵. Martensitik dönüşüm, Şekil 2’de gösterilmiştir (Şekil 2).



Şekil 1. NiTi alaşımının martensitik dönüşümünün şematik gösterimi ve şekil hafıza etkisi (Tompson⁴⁵’dan)

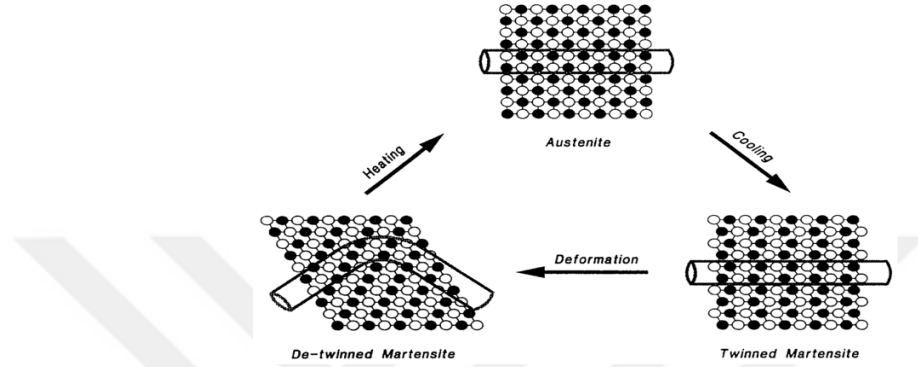


Şekil 2. Martensitik dönüşümün histerezi (Tompson⁴⁵, dan)

Dışarıdan herhangi bir kuvvet uygulanmadan, sadece sıcaklık ile gerçekleşen faz dönüşümü sonucu oluşan faz martensit fazdır. Bu faz dönüşümü sonucunda alaşım içindeki kafes yapısı austenit dizilimden martensit dizilimine dönüşmektedir. Bu dizilim hekzagonal bir kafes yapısı içermektedir. Oluşan bu faza ikizlenmiş martensit faz (twinned martensite) denilmektedir. Alaşım içinde oluşan ikizlenmiş martensit yapısına dışarıdan bir kuvvet uygulanmadıkça alaşımda makro boyutta bir şekil değişimi gözlenmemektedir.

İkizlenmiş martensit, düşük sıcaklıkta kuvvet uygulanarak deforme edilirse, deformasyon ve ikizlenmenin bir arada görüldüğü deforme olmuş ikizlenmiş martensit fazına dönüşmektedir. Bu dönüşüm sırasında dış kuvvet uygulandığı için alaşımda şekil değişimi gözlenmektedir. Bu durumda alaşım üzerindeki kuvvet kaldırılrsa dahi sıcaklık düşük olduğu için alaşım orjinal haline dönememektedir. Bu dönüşüm için ekstra enerji gerekmektedir. Bu enerji de ısı olarak verilmektedir. Deformasyon, alaşımın TTR'nin üzerine ısıtılmasıyla tersine çevrilebilmektedir (ters dönüşüm sıcaklığı veya RTTR) sonuç olarak NiTi alaşım tekrar orjinal ana yapıya austenit faza dönmektedir ve alaşımın özellikleri de yüksek sıcaklık değerlerine göre geri dönmektedir⁴⁸ (Şekil 1). Komşu atom düzlemleri arasındaki toplam atom hareketi, normal atomik kafes düzenlemelerine bakıldığında, tam bir interatomik mesafeden daha azdır. Bu olay şekil hafızası olarak adlandırılmaktadır ve kuvvet uygulanarak yerinden edilmiş atomları önceki konumlarına geri çekmek için güçlü, yönlü ve enerji yüklü elektron bağları oluşturarak

alaşımın önceki şekline dönmesini sağlamaktadır (Şekil 3). Bu dönüşümün etkisi ani olmaktadır. NiTi alaşımları belirli bir sıcaklıkta belirli bir forma sokmak için şekil hafızası etkisi kullanmak mümkündür. NiTi alaşımlar, dönüşüm sıcaklığı boyunca ısıtıldığında, orjinal şeklini geri kazanacaktır. Endodonti açısından bakacak olursak NiTi alaşımlar üzerindeki herhangi bir deformasyon, 125°C'nin üzerinde ısıtmak suretiyle giderilebilmektedir⁴¹.



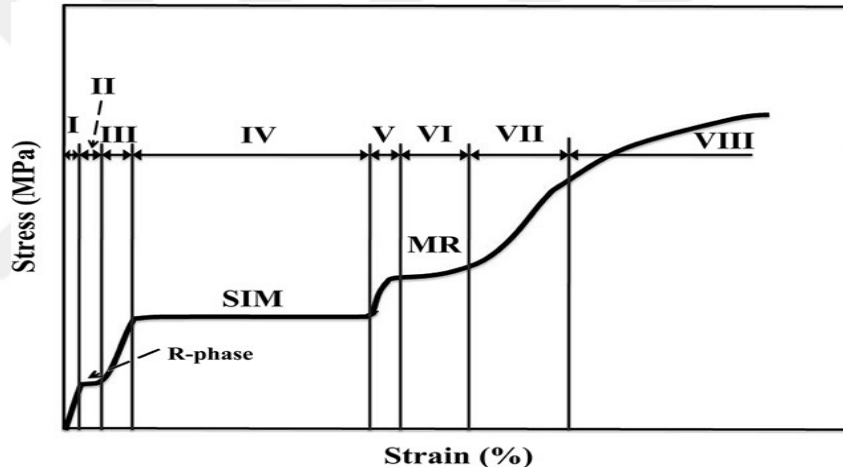
Şekil 3. NiTi alaşımının şekil hafızası etkisinin şematik gösterimi (Tompson⁴⁵'dan)

NiTi alaşımlar süperelastisite ve şekil hafızası özelliklerine sahiptir. NiTi alaşımların süperelastisite özellikleri stres ile indüklenen martensit transformasyon (SIM) aralığında, şekil hafızası özellikleri ise martensit reoryantasyon (MR) aralığında görülmektedir. NiTi alaşımlar süperelastisite özelliğine sahip olan metaller olduğu için basınç uygulanması paslanmaz çeliklerde görüldüğü gibi normal oranda gerilme ile sonuçlanmamaktadır. NiTi alaşımların süperelastisitesi paslanmaz çelik ile kıyaslandığında deformasyonların %8'e kadar geri kazanılabilir olmasını sağlar ki bu durum paslanmaz çeliklerde %1 ile sınırlanmaktadır⁴⁷. Bu benzersiz özellik, stresle indüklenen martensit dönüşümünün bir sonucudur. Bu demek oluyor ki dış stresler, NiTi alaşımın austenit fazda olan kristal formunu gerilimi artırmadan daha fazla stres barındırabilen martensitik fazda olan kristal yapıya dönüştürmektedir. Bu NiTi alaşımın dönüştüğü martensitik fazdaki benzersiz kristal yapısı NiTi alaşıma süperelastisite (NiTi alaşımın deformasyondan sonra orjinal şekline dönme kabiliyeti) özelliği katmaktadır. NiTi alaşımlardan üretilen endodontik eğeler şu anda kurvatürlü kanallarda rutin olarak kullanılabilen, yeterli esneklik ve dayanıklılığa sahip olan, kolayca temin edilebilen ve uygun fiyatlı malzemelerdir. Süperelastisite, austenit ve martensit fazlar arasında tersinir bir faz dönüşümü ile birlikte ortaya çıktığı için, NiTi alaşımın imalat işlemleri sırasındaki

dönüşüm sıcaklıkları, alaşımın bileşimine karışan yabancı metaller ve ısıtma işlemdeki küçük değişikliklerle değişebilen mekanik özellikler NiTi alaşımın belirgin özellikleri üzerinde kritik bir etkiye sahip olduğu görülmektedir⁴⁹. NiTi alaşımların bu belirgin özelliği endodontik eğelerin üretiminde bir devrim oluşturmuştur.

NiTi alaşımların şekil hafızası özelliği, martensit fazında deforme olan bir NiTi alaşımının, ısı verilerek tamamen geri döndürülebilir bir gerilmeye uğraması olarak tanımlanmaktadır⁴⁵.

NiTi alaşımların mekanik davranışları ve deformasyon mekanizması stresle uyarılan martensit transformasyon (SIM), martensit reoryantasyon (MR) ve plastik deformasyon olmak üzere üç safha ile açıklanmaktadır. NiTi alaşımların süperelastik özellikleri SIM aralığında ve şekil hafızası özellikleri ise MR aralığında görülmektedir⁵⁰ (Şekil 4).



Şekil 4. Eş atomlu NiTi alaşımların stres gerinim grafiğinin şematik çizimi (Zhou⁵⁰'dan)

Eş atomlu NiTi alaşımın stres gerinim grafiği; austenitin elastik deformasyon aşaması; austenitten R faza dönüşüm aşaması, R fazın stresle indüklenen elastik deformasyon aşaması, SIM sebebiyle R fazdan martensite dönüşüm aşaması, martensitin elastik deformasyonu, MR aşaması; reoryantasyonlu martensitin doğrusal olmayan deformasyon aşaması, reoryantasyonlu martensitin plastik deformasyonu olmak üzere 8 aşamadan oluşmaktadır.

Geçmiş yıllarda konik bir preparasyon yaparak kanalın orjinal şeklini korumak için çoğunlukla paslanmaz çelik enstrümanlar kullanılmaktaydı. Paslanmaz çelik enstrümanların kullanım sırası kanalın apikal kısmından başlayarak koranal kısma doğru ilerlemektedir. Her ne kadar farklı tasarımlara sahip olan paslanmaz çelik eğeler

kullanılıp, farklı preparasyon teknikleri önerilmiş olsa da bu yaklaşım kanallarda özellikle kurvatürlü kanallarda ideal bir kök kanalı preparasyonunu yerine getirememektedir⁵¹. Aynı zamanda paslanmaz çelik enstrümanların sertliğine bağlı olarak özellikle de şiddetli kurvatüre sahip olan kanallarda perforasyon, apikal transportasyon, strip perforasyon, basamak oluşması, kullanılan enstrümanların kırılması gibi iatrojenik durumlara sebep olmaktadır⁵². Paslanmaz çelik enstrümanlar ile ortaya çıkabilecek iatrojenik hasarların en önemli nedeninin, enstrümanların çaplarının artmasıyla sertliğinin artmasına bağlı olabileceği belirtilmiştir⁵³.

Geçtiğimiz yıllarda döner NiTi enstrümanların geliştirilmesi ile Kök kanal preparasyonunda değişiklikler meydana gelmiştir^{51,54}. NiTi endodontik enstrümanlar, kök kanallarını gerektiği miktarda şekillendirme ve kök kanal boşluğunun orjinal yapısını koruma kabiliyetine sahiptir⁵². NiTi alaşımların kristal fazlarını değiştirme özellikleri onlara olağanüstü esneklik sağlamaktadır. Süperelastisite, yüksek elastikiyet, üstün düzeyde kesme etkinliği ve yorulma dirençleri NiTi döner enstrümanların kendine has özelliklerindendir^{45,55}. NiTi döner enstrümanlar, perforasyon, apikal transportasyon gibi birçok klinik problemin insidansını büyük ölçüde azalttığı için endodontistler arasında hızla kabul görmüş ve kök kanallarının orjinal şeklini koruyabilmeleri sebebiyle paslanmaz çelik el eğelerine tercih edilmeye başlanmıştır^{56,57}.

2.2.4. NiTi Döner Alet Eğeleri

NiTi döner ege sistemleri bir çok faktöre göre sınıflandırılmıştır. Zupanc ve arkadaşları tarafından 2018 yılında NiTi eğeler, faz bileşim özelliklerine ve alaşımlarına göre farklı ve güncel bir sınıflama ile kategorize edilmişlerdir (Tablo 1).

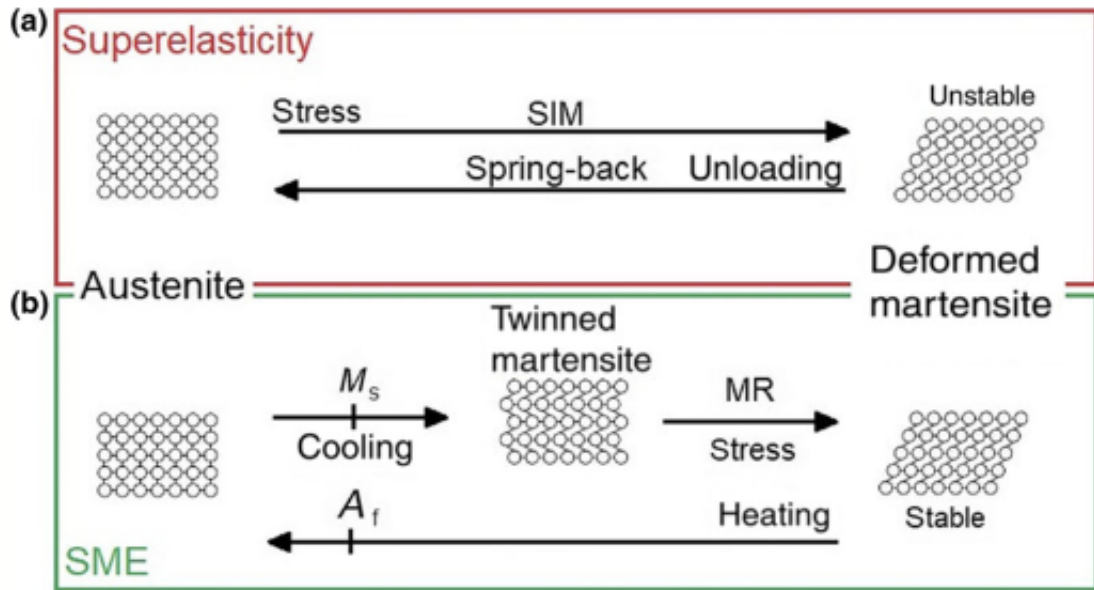
Austenit NiTi Alaşımlar

NiTi alaşımların süperelastisite özelliğini kullanabilmek için, NiTi enstrümanların esas olarak austenit fazından oluşması gerekir^{50,58}. Austenit fazı stres ile martensite dönüşebilmektedir, örneğin bir enstrümanın kurvatürlü bir kök kanalına yerleştirilmesi esnasında austenit fazı martensite dönüşmektedir. Bu etki stres kaynaklı martensit dönüşüm olarak adlandırılmaktadır. Austenit kübik kristal kafes yapısının, martensitik monoklinik kristal kafes yapısına dönüşümü, NiTi alaşımlardaki deformasyonların %8'e kadar tamamen geri kazanılmasını sağlamaktadır⁴⁵. Stres kaynaklı martensit fazında mevcut sıcaklık sabit olmadığından, endodontik aletin geri

çekilmesi durumunda austenit fazına ve dolayısıyla enstrümanın orjinal şekline geri dönüşümüne neden olmaktadır (Şekil 5), örneğin kurvatürlü bir kök kanalına yerleştirilen bir enstrüman geri çekildiğinde austenit fazına ve dolayısıyla enstrüman da orjinal haline geri dönmektedir.

- Geleneksel NiTi Alaşımlar

Geleneksel NiTi endodontik enstrümanlar yaklaşık kütleli olarak % 56 nikel ve % 44 titanyum içermektedir⁴⁵. Af vücut sıcaklığının altındadır^{59,60}. Bu nedenle geleneksel NiTi enstrümanları esas olarak austenit fazından oluşmaktadır ve süperelastik özelliklere sahiptir⁴⁵. Ayrıca bu enstrümanlar iki ucundan bükülmek yerine işlenerek üretilmektedirler⁴⁵. Bu işleme süreci, NiTi enstrümanların yüzeyinde kırılma direnci, kesme etkinliği ve korozyona karşı direnç gibi özelliklerinin üzerinde olumsuz etkilere sahip olduğu düşünülen kusurların açığa çıkmasına yol açabilmektedir^{3,45,61,62}.



Şekil 5. Martensitik dönüşümler. A) Af sıcaklığının (A_f) üzerindeki ortam sıcaklığında süperelastisite. B) Şekil hafızası etkisi. MR için SIM dönüşümünden daha az stres gerekir (M_s = Martensit başlangıç sıcaklığı) (Zupanc⁵⁸,tan)

Tablo 1. NiTi eğerlerin faz bileşim özelliklerine ve alaşımlarına göre sınıflaması

Alaşım	Faz Bileşimi / Özellik	NiTi Ege Sistemi
Geleneksel NiTi Alaşım	Austenit -süperelastik	Mtwo OneShape Protaper Universal
Elektropolisaj İşlemi		RaCe, BioRace, iRace F360, F6 Skytaper
R-Faz	Austenit -süperelastik -bükülmüş	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF (not twisted)
M-Wire	Az miktarda R-Faz ve martensit içeren austenit -süperelastik -R-fazı ile iki aşamalı stres kaynaklı dönüşüm	ProFile Vortex ProFile GT Series X ProTaper Next Reciproc WaveOne
CM Wire	Değişken miktarlarda R-faz ve austenit içeren martensit -kontrollü hafıza etkisi -deforme edilebilme, psödoplastik	Hyflex CM THYPOON Infinite Flex NiTi Files V-Taper 2H Hyflex EDM
Gold heat-treated Blue heat-treated	-şekil-hafıza etkisi -üstün esneklik -Geliştirilmiş döngüsel yorulma direnci -kırılma esnasında daha büyük rotasyon açısı -daha düşük maksimum tork	ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue Reciproc Blue
MaxWire	Martensit (20°), austenit (35°) -şekil-hafıza etkisi -süperelastik	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

-Elektropolisaj İşlemi

Elektropolisaj işlemi, metal yüzeylerin parlaklığı arttırmak ve daha pürüzsüz bir yüzey elde etmek için elektro-kimyasal olarak son fazda uygulanan bir yüzey bitirme işlemidir^{63,64}.

NiTi enstrümanların üretimi sırasında yapılan elektropolisaj işlemi, daha önce yapılan işleme sürecinden kaynaklanan yüzey düzensizlikleri, çatlaklar ve rezidüel stresleri gidermek için uygulanmaktadır. Bu işlemin kırılma direncini, kesme etkinliğini ve korozyon direncini arttırdığı bilinmektedir^{63,65}. Bazı çalışmalar ise elektropolisaj işleminin, mikroçatlakların, yüzey kalıntılarının ve işleme sürecinde oluşan frez izlerinin azaltılabileceğini ancak bu işlemin mikroçatlakların gelişimini engelleyemediğini açıkça ortaya koymuştur^{62,66}.

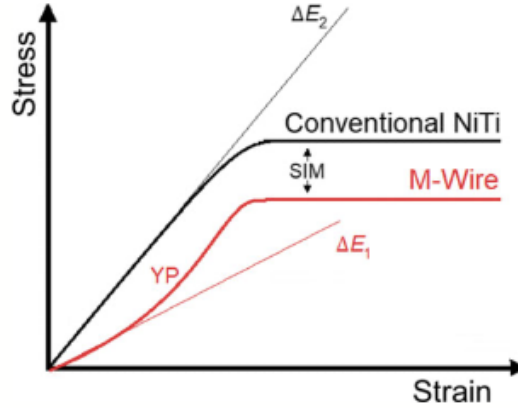
Yapılan bir çok çalışma, elektropolisaj işlemi gören enstrümanlara karşın elektropolisaj işlemi görmeyen enstrümanların döngüsel yorgunluğa karşı daha gelişmiş bir direnç gösterdiğini belirtmektedir^{61,62,64}. Bu bulgular değerlendirilerek kırık yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizleri yapıldığında elektropolisaj işlemi görmemiş enstrümanlardaki mikroçatlakların oluklar boyunca uzandığı ortaya çıkarken, elektropolisaj işlemi görmemiş enstrümanlardaki mikroçatlakların ise ince, düzensiz, zikzaklı bir çatlak paterni sergilediği görülmüştür⁶¹. Sadece Bui ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elektropolisaj işleminin döngüsel yorgunluğa direnci önemli ölçüde azalttığı belirtilmiştir⁶⁷.

-M-Wire Alaşımı

Gelişmiş döngüsel yorulma direncine sahip daha esnek bir NiTi alaşımı üretmek amacıyla 2007 yılında tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirilmiştir. Yeni geliştirilen NiTi alaşımı M-Wire olarak adlandırılmıştır⁶⁸. M-Wire'in ısıl işlemi için başlangıç materyali kütleli olarak % 55.8 ± 1.5 nikel (Ni), % 44.2 ± 1.5 titanyum (Ti) ve % 1'den az eser elementlerden oluşan bir Nitinol bileşimidir⁵⁸.

M-Wire'in Af sıcaklığının 43-50° C civarında olduğu ve sonuç olarak konvansiyonel NiTi ve vücut sıcaklığındaki Af değerinin oldukça üstünde olduğu ve M-Wire'in klinik koşullar altında tamamen austenit faz içermediği belirlenmiştir^{59,69}. Bu sonuçlara göre çeşitli metalürjik laboratuvar tetkikleri (örneğin DSC, XRD ve SEM) uygulanmıştır ve M-Wire alaşımının vücut sıcaklığında sadece austenit değil az miktarda martensit ve R-Fazı'da içerdiği ortaya koyulmuştur^{59,70}. M-Wire alaşımının

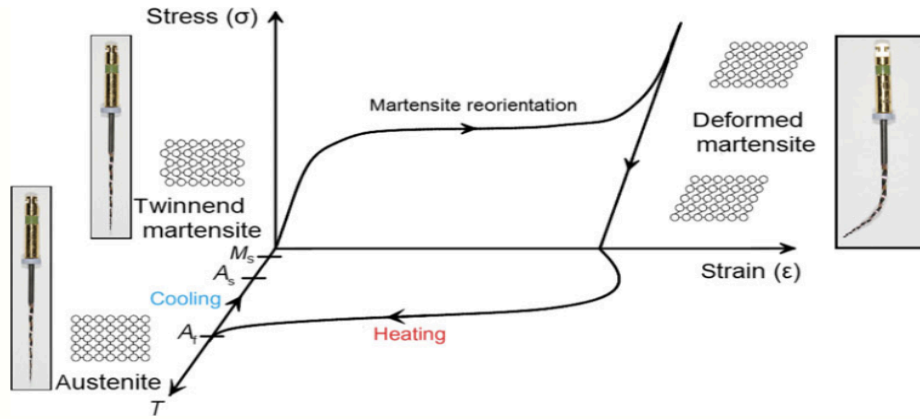
süperelastisite özelliğini korumasının içeriğindeki bu fazlara bağlı olduğu bilinmektedir⁷¹.



Şekil 6. Konvansiyonel NiTi (ΔE_2) ile karşılaştırıldığında M-Wire'in (ΔE_1) daha düşük bir başlangıç elastik modülü ile sonuçlanan, konvansiyonel NiTi (siyah) ve M-Wire'in (kırmızı) şematik stres-gerinme diyagramı. Stres platosu, SIM dönüşümünden kaynaklanmaktadır. (Zupanc⁵⁸'tan)

M-Wire alaşımı, geleneksel olarak işlenmiş NiTi alaşımlardan daha fazla esneklik göstermektedir^{59,72}. Martensit ve R-Fazının elastik modüllerinin austenitten daha düşük olduğu bilinmekte olduğu için M-Wire alaşımının gelişmiş esnekliğinin bu iki fazın alaşımın içerisindeki varlığına bağlı olduğu bilinmektedir. Ek olarak M-Wire'in stress-gerinim eğrisinin, SIM dönüşümünden önce strese bağlı bir R-faz oluşumunun meydana geldiğini gösteren belirgin bir durum oluşturduğu tespit edilmiştir^{59,73} (Şekil 6). Sonuç olarak, M-Wire yükleme eğrisinin başlangıçta geleneksel NiTi ile karşılaştırıldığında daha düşük bir eğim gösterdiği ve yine geleneksel NiTi ile karşılaştırıldığında daha düşük bir elastiklik modülüne sahip olduğu bilinmektedir^{59,73}. Ayrıca, stress-gerinim diyagramı, M-Wire'da martensit dönüşümü indüklemek için geleneksel NiTi alaşımından daha az stres gerektiğini göstermektedir^{59,73}.

Torsiyonel dayanımları karşılaştırılabilir özelliğini korurken, M-Wire alaşımı, geleneksel NiTi alaşımına kıyasla döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli bulunmuştur⁷¹⁻⁷³. M-Wire alaşımının iyileştirilmiş yorulma direnci, M-Wire alaşımında ki martensitik fazın daha iyi uyarlanması sebebiyle yorulmaya bağlı mikroçatlak oluşumuna artan dirençle açıklanabilmektedir⁷⁴ (Şekil 7).



Şekil 7. Martensitik NiTi eğelerin (örneğin Hyflex CM) şekil hafızasını gösteren stres-gerinim-sıcaklık diyagramı. Stres platosu MR'dan kaynaklanmaktadır. (Zupanc⁵⁸,tan)

-R-Fazı

M-Wire'in tanıtımından kısa bir süre sonra 2008 yılında SybronEndo (Orange, CA, ABD), Twisted File (TF) adlı yeni bir NiTi döner sistemi oluşturmak için bir üretim süreci geliştirmiştir. TF'nin üretim prosedürü üç yeni yöntem içermektedir: R-fazında ısıtım işlemi, metal telin bükülmesi ve özel bir yüzey programlanması⁷⁵. Bükme işlemi, işlenmemiş bir NiTi telinin austenit formundan özel bir termal işlem vasıtasıyla R-Fazına dönüştürülmesi ile gerçekleştirilmektedir. R-Fazı düşük bir kayma direncine sahiptir ve bu fazda ki dönüşüm gerilimi martensit dönüşümünün onda biri kadardır⁴⁴. Sonuç olarak R-fazında bükme işlemine izin veren plastik deformasyona neden olmak için daha az stres gerekmektedir⁷⁶. Bükme işleminden sonra, TF yeni şeklini korumak için ek ısıtım işlemleriyle austenit formuna geri dönüştürülmektedir⁷⁶.

Bu süreç devam ederken özel R-Faz teknolojisine sahip iki NiTi sistemi daha tanıtıldı; K3XF, TF Adaptive; SybronEndo. TF ve TF Adaptive (TFA)'in aksine, K3XF enstrümanları bir R-Faz ısıtım işlemi geçirdikten sonra geleneksel işleme yöntemiyle üretilmektedir. İki ucundan bükülerek üretilmiş olan TFA enstrümanları, kanal içi torsiyonel kuvvetlere bağlı olarak, enstrümanların rotasyon veya resiprokasyon hareketlerine izin veren yeni bir uyarlanmış hareket teknolojisinde kullanılmaktadır.

DSC (Diferansiyel tarama kalorimetrisi) analizi, R-Fazı enstrümanlarının Af sıcaklığının 18-25° C aralığında olduğunu göstermiştir, bu durum bu enstrümanların ağız ortamında çoğunlukla süperelastik austenit içerdiğini göstermektedir^{69,76,77}.

Birçok çalışmada R-Fazı enstrümanları, ısıtım işlemi uygulanmayan geleneksel NiTi enstrümanlarla karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç ve esneklik göstermektedir^{47,68,75,76}.

TF enstrümanlarının yük-sapma (load- deflection) eğrisi, yüklenme esnasında geleneksel NiTi enstrümanlardan daha düşük bir plato içeren daha dar bir gerilme histerezi gösterir bu durum SIM oluşumunu indüklemek için daha az stres gerektiğini gösterirken daha fazla austenit martensite dönüştürülebilir^{47,76,78}. R-Fazlı enstrümanların esnekliğinin daha fazla olmasından dolayı R-Fazlı enstrümanlar ile yapılan

geleneksel NiTi enstrümanlar ile yapılanlara göre daha az kanal transportasyonuna neden olarak, kök kanal anatomisine daha uygun bir preparasyon sağlar^{79,80}.

R-Fazı enstrümanları, M-Wire enstrümanlar ile karşılaştırıldığında benzer döngüsel yorulma dirençleri ortaya koymaktadırlar⁸¹. Torsiyonel dayanım ile ilgili olarak R-Fazı enstrümanlar, torsiyonel başarısızlıkta daha büyük bir sapma açısına sahiptir, ancak geleneksel NiTi ve M-Wire enstrümanlarla karşılaştırıldığında maksimum torkun azaldığı tespit edilmiştir⁸²⁻⁸⁴.

Martensitik NiTi Alaşım

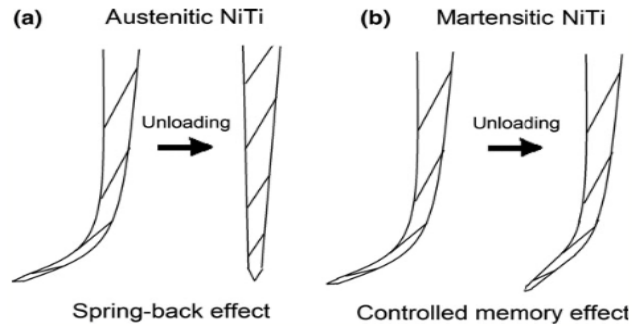
Martensitik NiTi alaşımlar, austenit alaşımlardan daha yumuşak ve daha biçimlendirilebilir alaşımlardır. Ayrıca martensitik alaşımlar kolayca deforme olabilir ve ısıtım işlemi uygulandığında şekil hafızası özelliği göstermektedir. Martensit fazında ki mikroçatlak oluşumuna karşı bu fazda direncin, stabil bir austenit fazından daha üstün olduğu bildirilmiştir⁸⁵. Shen ve arkadaşları, belirli bir martensit oranına sahip hibrit bir bileşimin (austenit-martensit), yorulma direncinin daha iyi olabileceği ihtimalinin daha yüksek olduğunu düşünmüştür⁴⁷. Esas olarak martensit fazı içeren endodontik enstrümanlar üretmek için NiTi alaşımının dönüşüm (transformasyon) sıcaklıkları yükseltilmelidir (örneğin termomekanik bir işlem ile). Bu sıcaklıktan yukarıda NiTi enstrümanlar austenit yapıdadır. Soğuduğunda ise meydana gelen ardışık austenit-martensit dönüşümü martensit başlangıç sıcaklığının altında gerçekleşmektedir. Bu faz dönüşümü sonucunda alaşım içindeki kafes yapısı austenit dizilimden martensit dizilimine dönüşmektedir. Bu dizilimde hekzagonal bir kafes yapısı içermektedir. Oluşan bu faza ikizlenmiş martensit faz denir. Alaşım içinde oluşan ikizlenmiş martensitlere dışarıdan bir kuvvet uygulanmadıkça alaşımda makro boyutta bir şekil değişimi gözlenmemektedir. İkizlenmiş martensit yapısı plastik olarak deforme olabilir, bu da

kafes yapısının bozulmasına neden olmaktadır. İkizlenmiş martensitten deforme olmuş ikizlenmiş martensit yapısına dönüşüm MR olarak adlandırılır. SIM'e benzer şekilde MR deformasyonların %8'e kadar geri kazanılabilir olmasına sağlamaktadır⁵⁸.

Deforme olmuş enstrümanın, Af sıcaklığının yukarısına ısıtılmasıyla (örneğin otoklavlama) enstrüman birincil austenit duruma geri dönerek orjinal şeklini geri kazanacaktır (Şekil 7). Bu yüzden martensit enstrümanlar psödoplastiktir, ısıtıldığı zaman şekil hafızası özelliği göstermektedir⁵⁸.

-CM WIRE

2010 yılında piyasaya sürülen CM Wire enstrümanlar, ne vücut sıcaklığında ne de oda sıcaklığında süperelastik özelliklere sahip olmayan ilk termomekanik işlem görmüş NiTi alaşımlarıdır⁸⁶. CM Wire alaşımları, modifiye edilmiş faz bileşimleri sebebiyle, martensit varyantların yeniden yönlendirilmesinden dolayı deforme olabilirler⁴⁷. Bu nedenle, austenit NiTi enstrümanların aksine, CM Wire enstrümanları kurvatürlü kök kanallarının hazırlanması sırasında tam olarak düzleşme eğiliminde değildirler (Şekil 8). Üreticiye göre bu kontrollü bellek etkisi, preparasyon hatalarının görülme sıklığını azaltmaktadır⁸⁷. Ancak, Hyflex CM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland) için süperelastik NiTi enstrümanlara (konvansiyonel NiTi, R-faz, M-Wire) kıyasla bir çok çalışmada daha az kanal transportasyonu yaptığı doğrulanamamıştır⁸⁸⁻⁹⁰. Hyflex CM'nin sadece Revo-S (Micro-Mega, Besancon, Fransa), ProTaper Next (Dentsply Sirona Endodonti, Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ile karşılaştırıldığında kök kanallarını daha az düzleştirdiği ve daha çok orjinal şeklini, koruduğu görülmüştür^{88,89}.



Şekil 8. a) Austenit NiTi alaşımların şekil hafızası etkisi. b) Martensitik NiTi alaşımların kontrollü bellek etkisi (Zupanc⁵⁸'tan)

Yapılan DSC analizleri, CM Wire enstrümanların Af sıcaklığının kanal içi sıcaklığın (47-55° C) üzerinde olduğunu göstermiştir^{69,91}. Iacono ve diğ. (2017) ilk defa kullanılan HyFlex CM enstrümanlarının Af sıcaklıklarının 32-37° C civarında olduğunu bildirirken, daha önce kullanılmış HyFlex CM enstrümanlarının Af sıcaklığının yaklaşık 54-61° C olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte Hyflex CM ve Typhoon CM enstrümanlarının (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT, USA) XRD analizi, hem yeni hem de kullanılmış CM Wire enstrümanlarının, oda sıcaklığında az miktarda R-fazına sahip bir austenit ve martensit bileşimi ortaya koyduğunu bildirilmiştir^{69,91,92}.

CM Wire aletleri, M-Wire ve geleneksel NiTi enstrümanlara göre daha fazla esnektir⁹³⁻⁹⁵. CM Wire enstrümanlardaki geliştirilmiş esneklik, temel olarak, martensitik enstrümanlarda MR (deforme olmuş ikizlenmiş martensit) oluşumunu indüklemeye yönelik kritik stresin, austenit enstrümanlarda SIM oluşumunu (austenitten deforme martensit) indüklemek için gereken kritik strese göre çok daha düşük olmasından kaynaklanmaktadır (Şekil 4). Artmış esnekliğin kesme etkinliğine olumsuz yönde etkilediği düşünülmese de, Hyflex CM enstrümanları, elektropolisaj işlemi yapılmış enstrümanlara ve konvansiyonel NiTi enstrümanlarına kıyasla, lateral olarak daha iyi bir kesme etkinliğine sahip olduğu bilinmektedir^{96,97}.

CM Wire enstrümanları, M-Wire ve geleneksel NiTi enstrümanlar ile karşılaştırıldığında CM Wire enstrümanlarının döngüsel yorgunluk direncinin diğerlerinden belirgin bir şekilde daha fazla olduğu görülmüştür^{95,98,99}. CM Wire enstrümanlarının, M-Wire ve geleneksel NiTi enstrümanlara göre torsiyonel başarısızlıkta daha büyük bir sapma açısı sergilemesine rağmen maksimum tork değerlerinin benzer olduğu görülmüştür^{84,100}.

-Elektrik Boşaltımı ile İşleme (Hyflex EDM)

Coltene / Whaledent, CM Wire'dan üretilen başka bir NiTi döner sistemi olan Hyflex EDM'yi piyasaya sürdü. Hyflex EDM, elektronik deşarj işlemi (EDM) ile üretilen ilk endodontik enstrümandır¹⁰¹. Üreticiye göre bu yenilikçi işleme prosesi, NiTi enstrümanların yüzeyini sertleştirmeli ve bu özellikte NiTi enstrümanlara kırılma direnci ve üstün kesme etkinliği sağlamaktadır¹⁰².

EDM, titreşimli elektriksel deşarj yoluyla, hassas materyalin çıkarılmasını sağlayan iyi bilinen temassız bir işleme prosedürüdür^{103,104}. EDM için, hem işleme takımı

(elektrot) hem de işlenen parçalar elektriksel olarak iletken olmalıdır¹⁰⁴. Yalıtkan bir sıvıya gömülü olan, işleme aleti yeterince küçük boşluk oluşana kadar işlenen parçaya doğru hareket ettirilir, bunun sonucunda uygulanan voltaj yalıtkan sıvıyı iyonize edebilmektedir¹⁰³. EDM, geleneksel işleme prosesinde olduğu gibi işlenen parça ile doğrudan temas gerektirmez bu da mekanik stres olasılığını ortadan kaldırmaktadır¹⁰⁵.

EDM, çoklu klinik uygulamalardan sonra bile enstrümanın sağlamlığından ödün vermeyen krater benzeri bir yüzey üretmektedir¹⁰¹. Yeni Hyflex EDM enstrümanları için transformasyon sıcaklıkları Ms, As ve Af, değişen bir faz kompozisyonu olduğunu belirten Hyflex CM'den daha yüksek bulundu⁹². Hyflex EDM'nin XRD analizi martensit ve önemli miktarda R-fazından oluştuğunu, Hyflex CM'in ise martensit ve austenit karışımı olduğunu ortaya koymuştur⁹². Hyflex EDM enstrümanlarında da tespit edilebilen R fazının, Ti3Ni4 çökmesi sonucu oluşan eskimiş NiTi alaşımlarında meydana geldiği bilinmektedir⁹². Hyflex EDM enstrümanlarında austenit fazın yokluğu, Hyflex CM (% 21 ° C) ile karşılaştırıldığında artan austenit başlangıç sıcaklığına (% 42 ° C) göre açıklanabilmektedir^{91,92}.

Bu bulgulara göre, çeşitli çalışmalar, Hyflex EDM'nin; Hyflex CM, M-Wire ve geleneksel NiTi enstrümanlar ile karşılaştırıldığında belirgin bir şekilde artmış döngüsel yorulma direnci gösterdiğini kanıtlanmıştır^{92,95,106}. Hyflex EDM'in elastikiyetinin diğer CM Wire enstrümanlar ile benzer olduğu bulunmuştur^{92,95}. Hyflex EDM'nin, orjinal kök kanal anatomisine koruyarak, kök kanalının merkezinde konumlanmış bir kök kanalı hazırlığı sağladığı bildirilmiştir¹⁰⁷. Ek olarak, Hyflex EDM enstrümanlarının kırılma esnasında daha büyük bir rotasyon açısı gösterdiği saptanırken, kırılmaları için M-Wire enstrümanlarından daha düşük bir tork gerektiği belirlenmiştir¹⁰⁸. Azaltılmış austenit fazına rağmen, Hyflex EDM enstrümanları, geleneksel olarak üretilen CM Wire enstrümanlarından daha yüksek bir sertlik sergilemektedir, bu da EDM'nin üretim metodunun yüzey sertleştirme etkisini kanıtlamaktadır⁹².

-Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Enstrümanlar

2011 yılında, Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, ABD), belirgin bir mavi renge sahip ilk endodontik enstrüman olan ProFile Vortex Blue'yu tanıtmıştır. Günümüzde ise iki Gold ve üç Blue ısıtılabilir işlem görmüş NiTi sistemi mevcuttur. Bunlardan ikisi rotasyonel hareket (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, Dentsply Sirona Endodonti), diğer ikisi ise resiprokal hareket (Reciproc Blue, VDW; Rotate, VDW; WaveOne Gold, Dentsply

Sirona Endodontics) yapmaktadır. Bu enstrümanlar aynı zamanda kontrollü bellek etkisi sergiler ve deforme edilebilmektedir¹⁰⁹. CM Wire ve Gold, Blue arasındaki temel fark, Blue ısıtıl işlem görmüş enstrümanlar, özel bir işleme sonrası ısıtıl işleminden geçmeden önce aşındırılmaktadır⁹³.

Vortex Blue enstrümanlarında, işleme sonrası ısıtıl işlemin bir sonucu olarak yüzeyde kalan ayırt edici mavi renkten gözle görülebilir bir titanyum oksit tabakasının sorumlu olduğu bilinmektedir¹¹⁰. Vortex Blue için Af vücut ısısı (38.5 ° C) civarında olduğu, Ms ise yaklaşık 31 ° C olduğu tespit edilmiştir¹¹¹. Blue ısıtıl işlem görmüş aletler, M-Wire aletlerinden daha az Vickers yüzey sertliği sergilemiştir¹¹². Blue ısıtıl işlem görmüş enstrümanların kontrollü bellek davranışı göz önüne alındığında, daha düşük dönüşüm sıcaklıklarına rağmen, bu enstrümanların M-Wire'dan daha fazla miktarda kararlı martensit faz içerdiği bu sebeple daha yumuşak ve biçimlendirilebilir bir NiTi alaşımına yol açtığı düşünülmektedir. Şu anda bu varsayımı doğrulamak için faz bileşimini XRD, metalografik inceleme veya SEM ile inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Altın ısıtıl işlem görmüş enstrümanların yüzeyindeki ayırt edici renkten bir yüzey katmanı da sorumlu olabilmektedir. ProTaper Gold'un DSC analizi, Af sıcaklığının yaklaşık olarak 50 ° C olduğunu ortaya çıkarmıştır¹¹³. Bu durum bu enstrümanların ayrıca klinik koşullar altında çoğunlukla martensit veya R-fazı içerdiğini göstermektedir. Gold ve Blue ısıtıl işlem görmüş tüm enstrümanlar, geleneksel NiTi ve M-Wire enstrümanlarına kıyasla daha fazla esneklik ve yorulma direnci göstermiştir^{106,109,112,114,115}. Bu durum bu enstrümanların martensit faz içermelerine bağlanmaktadır. Sadece Hyflex EDM enstrümanları, ProTaper Gold, WaveOne Gold ve Reciproc Blue ile karşılaştırıldığında belirgin şekilde artmış bir döngüsel yorulma direncine sahiptir^{106,116}. Gold ve Blue ısıtıl işlem görmüş NiTi enstrümanlarının tamamı, şiddetli bir kurvatüre sahip olan kök kanallarında bile kök kanallarının orjinal şeklini koruyarak bir

oluşturmaktadır¹⁰⁷. ProTaper Gold'un Hyflex EDM ve ProTaper Universal'den (Dentsply Sirona) önemli ölçüde daha yüksek bir torka sahip olduğunu bildirirken, Hyflex EDM'nin distorsiyon açısının daha artmış olduğu saptanmıştır. ProTaper Gold'un lateral olarak kesme hareketlerinde ProTaper Universal'den daha etkili olduğu bulunmuştur¹¹⁷. Bu durum azalan mikrosertliği telafi edebilecek Gold ve Blue ısıtıl işlem görmüş enstrümanların daha sert olan yüzey katmanı ile açıklanabilmektedir⁷².

MaxWire

Son zamanlarda, FKG Dentaire, diğer alaşımlardan farklı termomekanik işlem görmüş klinik uygulamada hem şekil hafızası etkisini hem de süperelastisiteyi birleştiren ilk endodontik NiTi alaşımı olan Max-Wire (Martensite-Austenit-elektropolish-fileX) adlı bir NiTi alaşımını tanıtmıştır. Şu anda, MaxWire'dan üretilmiş iki enstrüman mevcuttur; XP-Endo Shaper ve XP-Endo Finisher (her ikisinde FKG Dentaire). Bu enstrümanlar oda sıcaklığında M-fazlarında (martensitik hal) nispeten düz olsalar da, intrakanal sıcaklığa maruz kaldıklarında A-faza (austenit hal) dönüşüm nedeniyle kavisli bir şekle dönüşmektedirler¹¹⁸. Bu nedenle, bu enstrümanlar kök kanalına yerleştirildiği zaman (M-Faz- A-Faza dönüşüm) şekil hafızası gösterir ve preparasyon esnasında da süperelastisiteye sahiptir. Bu kavisli şeklin kanal düzensizliklerine adapte olma potansiyeli olduğu için kompleks kök kanalı anatomisine sahip olan kök kanallarının hazırlanmasına kolaylık sağladığı düşünülmektedir¹¹⁸.

XP-Endo Shaper, Hyflex CM, Vortex Blue ve iRaCe (FKG Dentaire) ile karşılaştırıldığında döngüsel yorulma direncinin istatistiksel olarak anlamlı derecede artmış olduğu saptanmış ve FlexMaster (VDW) ile karşılaştırıldığında daha az torsiyonel dirence sahip olduğu görülmüştür^{119,120}. XP-endo Shaper enstrümanının düşük konikliğe sahip özel tasarımının (0.01) döngüsel ve torsiyonel direncini önemli ölçüde etkilediğine değinilmelidir. Daha küçük çapın döngüsel yorgunluğu arttırdığı ve NiTi döner enstrümanların torsiyonel direncini azalttığı iyi bilinmektedir^{94,121}.

NiTi alaşımın termomekanik işlemler görmesi, klinik şartlarda martensit veya R-Fazının ortaya çıkmasına yol açan faz bileşimlerinde değişimler meydana gelmesine olanak sağlamaktadır. M-Wire ve R-Faz enstrümanları austenit bir durum sağlarken, CM Wire, Gold ve Blue ısı işlem görmüş enstrümanlar önemli miktarda martensitten oluşmaktadırlar. Austenit enstrümanlar, süperelastik özelliklere sahiptir ve kırılma sırasında yüksek tork değerleri ortaya çıkarmaktadırlar. Bu nedenle, bu enstrümanlar düz veya hafif kavisli kök kanallarını şekillendirmeye uygunluk sağlamaktadırlar. Ek olarak, austenit alaşımın giriş yolu enstrümanlarında kullanılması, bu enstrümanların daha küçük çaplarından kaynaklanan azalmış tork direncini telafi edebilmektedir. Martensit fazın miktarının artmasına bağlı olarak, martensit enstrümanlar, döngüsel yorulmaya karşı artmış bir direnç göstermekle birlikte daha esnektirler ve daha büyük bir rotasyon açısına sahiptirler ancak kırılma esnasında daha düşük tork göstermektedirler. Döngüsel

yorgunluğun şiddetli kurvatüre sahip kök kanallarında ve kompleks kök kanal anatomilerinde daha çok görüldüğü bilinmektedir. Bu sebeple, şiddetli kavisli kök kanallarında martensitik enstrümanlar tercih edilmelidir. Ayrıca dahası martensitik enstrümanlar, basamakları atlamaya çalışırken faydalı olabilecek niteliktedirler¹¹⁸.

2.3. Endodontide ‘Giriş Yolu’

Kök kanal lokalizasyonlarının belirlenmesi ve kök kanallarının ön genişletmelerinin planlanması, kanal preparasyonunun ilk aşamalarıdır ve bu aşamalar sırasında klinisyenler sıklıkla prosedürel zorluklarla karşılaşmaktadırlar¹²². Bu tür problemler arasında kök kanallarının lokalizasyonu, giriş kavitesi preparasyonu, prosedürel hatalar meydana gelmeden kök kanallarının genişletilmesi, çalışma boyunun belirlenmesi ve Kök kanal preparasyonu esnasında korunması yer almaktadır. Kök kanal sistemi birden fazla boyutta kurvatüre sahip olabilir ve sahip olduğu köklerden önemli ölçüde daha fazla karmaşık bir yapı gösterebilmektedir²⁰.

İki boyutlu radyografiler, farklı boyutlardaki kök kanal anatomilerini ortaya çıkarmakta başarısızlık göstermektedirler^{20,123}. Kök kanallarının birden fazla boyutta kurvatüre sahip olması, uzun ve ince kök kanallarının el eğeleri veya NiTi döner enstrümanlarla preparasyonu bir çok prosedürel hataya sebep olabilmektedir¹²⁴. Bu problemler arasında, eğe kırılması, basamak oluşumu, strip perforasyon, apikal perforasyon gibi sıkıntılı durumlar yer almaktadır. Bu hataların tümü kök kanal sisteminin yetersiz debridmanına ve bu duruma bağlı olarak endodontik tedavinin başarı oranlarının azalmasına yol açabilmektedir²². Schilder tarafından belirlenen kök kanal şekillendirmesine yönelik prosedürler kök kanal şekillendirmesinde ana hatlarıyla belirtilen hedeflere ulaşabilmek ve işlemsel hataların oluşumunu azaltmak için geliştirilmiştir²⁰.

Standart preparasyon, birden çok el enstrümanları ve reamerlar kullanılarak geliştirilmiştir²⁰. Step-back tekniği, ilk olarak kök kanalının apikal bölümünün hazırlanmasını, ardından da sızdırmaz bir şekilde kök kanal dolgusu elde etmeyi kolaylaştırmak için koronal genişletmeyi içermektedir¹²⁵. Crown-down tekniği kanal girişinde daha büyük enstrümanlar kullanarak preparasyona başlangıcı ve ardından kök kanal girişinden apekse doğru ilerledikçe daha küçük enstrümanlar kullanılmasını belirtmektedir¹²⁶. Balanced-force tekniğinde ise kurvatürlü kanalların, modifiye edilmiş paslanmaz çelik eğeler kullanılarak şekillendirilmesi sağlanmıştır¹²⁶. Kavisli kanalların

ideal şekilde şekillendirilmesiyle ilgili işlemsel sorunların çoğu, paslanmaz çelik eğelerin sertliğinden kaynaklanmaktadır¹²⁷.

NiTi döner eğelerinin piyasaya sürülmesi kurvatürlü kanallarda dentin duvarları üzerinde daha az lateral kuvvet uyguladığı için endodonti de büyük bir yenilik meydana getirmiştir. NiTi enstrümanlar, paslanmaz çelik enstrümanlardan daha güçlü ve daha esnek olmasına rağmen, elastik sınırlar dahilinde kırılmalar meydana gelebilmektedir⁴⁴. Alet kırılması, daha önceki kullanımlarda meydana gelen kalıcı deformasyonun hiçbir belirtisi olmadan gerçekleşebilir ve hatta daha önce hiç kullanım olmadan bile alet kırılması meydana gelebildiği bildirilmiştir^{2,128,129}. Alet kırılması, NiTi döner enstrümanlarının klinik kullanımı sırasında ortaya çıkan en yaygın prosedür hatasıdır¹³⁰. Kök kanal anatomisinin orjinal şeklini korumak ve NiTi döner enstrümanların kırılmasını önlemek için giriş yolu oluşturulması önerilmiştir. Giriş yolu hazırlığı, özet olarak pulpanın ve debrislerin kök kanal sisteminden daha iyi uzaklaştırılmasını, belirlenen çalışma boyunun preparasyon esnasında korunmasını, tedavi süresinin kısalmasını, kök kanalının orjinal şeklinin korunmasını ve alet kırıklarının azalmasını sağlamaktadır^{98,131}.

2.3.1. ‘Giriş Yolu’ Tanımı ve Önemi

Giriş yolu, kanalın koronal girişinden radyografik apekse veya elektronik apeks bulucularla belirlenen kök kanalının sonlanım noktasına kadar uzanan kök kanallarının düz ve engelsiz yolu olarak tanımlanır¹⁰. Giriş yolunun korunması kanalda sırayla kullanılan enstrümanlardan sonra tekrarlanabilen düz bir yola sahip olmak demektir¹¹. Giriş yolu, kök kanal anatomisinde önceden mevcutsa keşfedilmeli veya mevcut değilse hazırlanmalıdır. Giriş yolu, kısa veya uzun, dar veya geniş, esasen düz veya kurvatürlü olabilmektedir.

Kanalın orjinal şeklini korumak özellikle de şiddetli kurvatüre sahip olan kök kanallarını hazırlarken zorlayıcıdır. Önceden K-tipi el eğeleri kök kanallarının ön genişletmesi için kullanılıyordu ancak K-tipi el eğelerinin ön genişletmede kullanılışı koronal ve apikal kurvatürlerin önemli ölçüde düzleşmesine sebep olmakta ve orjinal kök kanal anatomisinde önemli ölçüde sapmalar meydana getirmektedir⁹.

Mevcut tüm NiTi döner enstrümanları, kesici olmayan uçlara ve aşırı esnekliğe sahip olmaları sebebiyle bu enstrümanlar kök kanallarına ilk girişte kullanılmak amacıyla tasarlanmamışlardır¹³². Bergmans ve arkadaşları, kök kanalı hazırlığı esnasında kök kanalına bir el eğeyi yerleştirmeden döner bir alet kullanılmaması gerektiğini

bildirmiştir¹³³. Roland ve ark. kök kanalını ön genişletmenin alet kırığı insidansını azalttığını bildirmiştir¹³⁴. Küçük boyutlu el eğelerinin kullanılması kök kanal girişinden apekse kadar bir açıklık olduğunu onaylamak ve NiTi enstrümanlarının pasif olarak takip edebilmesi için yeterli bir alan sağlamak amacıyla kullanılmakta ve bu da döner NiTi enstrümanların kullanım güvenliğini büyük boyutta arttırmaktadır¹³⁵. Endodontik tedavi ihtiyacı olan dişlerde özellikle ileri yaşlarda kanal içi kalsifikasyonlar (dentikeller) meydana gelebilmektedir¹⁰. Kanal içi bulunan dentikellerin boyutu, 50 mikrondan birkaç mm'ye kadar değişebilir ve kanal duvarları boyunca herhangi bir seviyede bulunabilirler¹³⁶. Klinisyenin mekanik hazırlığa başlamadan önce küçük el eğeleri ile pulpa taşları ve dentikelleri aşarak apekse ulaşması, kök kanalının koronalinden apekse kadar bir açıklık oluşmasını sağlayarak retreatment ihtiyacının en önemli sebebi olan basamak oluşma riskini azaltmaktadır¹³².

Peters ve arkadaşlarının çekilmiş olan dişleri kullanarak yaptıkları çalışmada, Kök kanal preparasyonu esnasında uygun bir giriş yolu oluşturulduğu zaman dar kanallarda yüksek kuvvetler uygulandığında bile eğe kırılmalarının olmadığı rapor edilmiştir¹³⁷. Etkili bir giriş yolu oluşturulmasının, NiTi döner bir eğenin ortalama ömrünü neredeyse 6 kat uzatabileceği gibi aynı zamanda torsiyonel stresi de azalttığı gösterilmiştir¹³⁸. Patino ve arkadaşlarının 2005 yılında yaptıkları çalışmada, manuel olarak hazırlanmış giriş yolunun NiTi döner enstrümanların kırılma oranı üzerindeki etkisini araştırılmışlardır. Bu araştırmacılar, tasarım türlerinde fark olmayan üç farklı giriş yolu eğe sistemini ((K3, ProFile ve ProTaper) 30°'den daha büyük bir kurvatüre sahip olan kök kanallarında test ederek, giriş yolu olmayan gruplarda %26, giriş yolu oluşturulan gruplarda ise %12 kırılma gözledikleri, giriş yolu eğesinin kullanımının alet kırılmasını önemli ölçüde azalttığını belirtmişlerdir⁸. Klinikte tek bir kez kullanıldıktan eğeleri inceleyen bir araştırma da ise giriş yolu oluşturulmadığı taktirde eğelerdeki distorsiyon oranının ve kırılma sıklığının yüksek olduğu bulunmuştur¹²⁹.

NiTi enstrümanlarının eşit olmayan ileri ve geri hareketler toplamı olan resiprokal hareketlerde kullanılması, alet kırılma riskinin azaltılmasının başka bir yolu olabileceği açıklanmıştır¹³⁹. Berutti ve arkadaşlarının 2012 yılında yaptıkları bir çalışmada, giriş yolu hazırlandıktan sonra Wave One tek eğe sisteminin kullanımının kök kanal anatomisinin orjinal yapısında daha az modifikasyonlara sebep olduğu ve çalışma boyuna daha kolay ulaşıldığı belirtilmiştir¹⁴⁰.

2.3.2. Giriş Yolu Hazırlama Teknikleri

Günümüzde bir giriş yolu oluşturmanın şart olduğu kabul edilmekle beraber istenen sonucu elde etmek için uygun bir giriş yolu preparasyonu gereklidir. West'e göre düzenli ve sürekli bir giriş yolu oluşturmak için izlenmesi gereken 4 adet yol vardır¹⁰.

1. Kök kanal ağzını tespit etmek. Kök kanal preparasyonuna başlamadan önce dikkatlice ele alınması gereken önemli bir faktördür. Kök kanallarının bulunmasında büyütme ve aydınlatma faydalı unsurlardır.
2. Kök kanalını radyolojik apekse kadar izlemek. Sonraki önemli faktör radyolojik apekse ulaşmaktır. Radyolojik apeks, başarılı bir giriş yolu için ön koşul olan foraminal açıklığı garanti eder.
3. Üçüncü önemli faktör, klinisyenin neden radyolojik apekse kadar kanalı takip edemediğini anlamaktır. Bundan sorumlu 4 olası sebep olabilir:
 - A. Kanal tıkanması
 - B. Eğenin kurvatürünü kanalın kurvatürünün taklit edememesi
 - C. Ucunda çok geniş olan eğe çapı
 - D. Şaftında çok geniş olan eğe çapı
4. Sürekli bir giriş yolu oluşturmak için dördüncü yol, 4 manuel hareketi anlamak ve ustalaşmaktır.

Paslanmaz Çelik K-tipi El Eğesi

Bir çok araştırmacı, giriş yolunu hazırlamak için paslanmaz çelik K-tipi el eğelerini önermiştir^{10,138,139}. Giriş yolunu oluşturmak için paslanmaz çelik el eğelerinin ve K-tipi el eğelerinin, NiTi döner eğe sistemlerine kıyasla avantajları şunlardır:

- K-tipi eğeler giriş yolu oluştururken daha iyi hassasiyet sağlar¹⁴¹;
- Kırılma potansiyeli daha azdır¹⁴¹;
- Küçük boyutta bir K-tipi el eğesi kanaldan çıkarıldığında, eğe genellikle kanalın şeklini alır bu durumda klinisyeni kanalda bulunan mevcut kurvatürlere karşı uyarır^{138,141};
- Paslanmaz çelik el eğelerinin sertliği, giriş yolu oluşturulmasında, kanal tıkanıklığı ve kalsifikasyonları aşmada yardımcı olur^{132,141};

- Daha az maliyet;
- Giriş yolu oluşturmak için özel bir el eğenine ihtiyaç duyulmaması.

Paslanmaz çelik K-tipi el eğelerinin 1 mm başlangıç genliği ile vertikal olarak ileri-geri hareketlerle kullanılmasını önermektedir, böylece dentin duvarı aşılırken, eğe yavaş yavaş apikal olarak ilerlemektedir¹⁴². Çok dar kanallarda, eğenin hareketine engel olan dentini çıkarmak ve ayrıca bir hareket alanı oluşturmak için ‘saat kurma’ hareketi önerilmektedir¹⁰. ‘Saat kurma’ hareketi, eğenin kanalda vertikal olarak ileri doğru ilerlediği sırada (30°-60°) saat yönünde ve saat yönünün tersi yönde hareketi olarak tanımlanmaktadır. Kanal içerisinde önceden eğim verilmiş bir eğe maksimum dirençten daha kısa bir süre ilerletildiğinde bir hareket zarfı meydana gelir ve ardından eğe aynı anda saat yönünde döndürülerek çıkarılmaktadır^{10,20,142}. Schilder, ön eğim verilmiş el eğeleri kullanmanın gerekliliğini vurgulamıştır²⁰. Burada kısaca Schilder’in ‘envelope motion’(sarma hareketi) tanımına değinecek olursak, önceden eğim verilmiş bir eğenin kök kanal duvarlarıyla alternatif veya aralıklı teması sonucu oluşan hareket alanı olarak adlandırılmaktadır²⁰. Ön eğim verilmiş eğenin kanal içinde rotasyonu ile oluşan hareket alanı ile birlikte eğe kanaldan çıkarıldığı zaman kanalın yan duvarlarında rastgele temas noktalarına değdiği için daha büyük boyuta sahip eğelerin kök kanal şeklini takip edilmesi için kök kanalını yavaş yavaş genişletmektedir. Bu teknik irrigasyon solüsyonlarındaki debrislerin uzaklaştırılmasını kolaylaştırmaktadır²⁰. Hem Schilder hem de West eğeyi apikal olarak basınç uygulayarak zorlamak yerine kök kanal şeklini takip etmenin çok önemli bir durum olduğunu vurgulamışlardır^{10,20}.

Berutti ve ark. giriş yolu preparasyonundan sonra kanalın çapının, kanalı hazırlamak için kullanılan ilk döner eğenin apikal boyutundan en az bir büyük boyutta olması gerektiğini savunmaktadırlar¹³⁸. West ise en az ‘super loose’ kavramıyla tanımladığı aşırı serbest boyutta bir 10’luk K el eğesi önermektedir¹⁰. 10’luk K-tipi el eğesinin çapından daha büyük bir giriş yolu gerekli olması durumunda 15’lik ve daha büyük çapta enstrümanların basamak oluşturma riskini en aza indirmek için ‘balanced force’ hareketinin kullanılması tavsiye edilmektedir¹⁴³. ‘Balanced force’ hareketi kanal aletinin saat yönünde hafif bir basınç uygulanarak kök kanalı içerisine yerleştirilmesini ve ardından saat yönünün tersinde hafif bir basınç uygulayarak kesme hareketi yapılmasını içerdiği için kanal aleti kök kanalı dışına çıkamamaktadır. Bu harekette saat yönünde hareket esnasında, eğenin bıçakları dentini keser ve hafif apikal basınç

uygulanarak yapılan saat yönünün tersine hareket esnasında ise gevşek dentin eğenin yivlerine toplanır. Bu hareket enstrüman apikal olarak ilerletilebildiği için birkaç kez tekrarlanabilir. Daha geniş çaplı bir giriş yolu oluşturulduktan sonra enstrüman saat yönünde döndürülerek kanaldan çıkarılmaktadır¹⁰.

Bir giriş yolu oluşturulduğunu doğrulamak için 15 veya 20'lik K-tipi bir el eğesinin çalışma uzunluğuna kolayca ulaşabilmesi gerekebilmektedir. 15 veya 20'lik K-tipi bir ege çalışma boyuna 1 mm mesafeden rotasyon yapmaksızın çalışma boyuna ilerletilebilmelidir. Bu aşamadan sonra çalışma boyuna 2 mm mesafeden rotasyon yapmaksızın çalışma boyuna ilerletilebilmelidir. Aynı şekilde 5 mm'ye rotasyon yapmadan çalışma boyuna ilerletilebiliyorsa giriş yolu varlığı onaylanmaktadır¹⁴⁴.

Giriş yolu oluşturmak için önerilen diğer el aletleri arasında Antaeos Stiff "C" eğesi (Schwed, Kew Gardens, NY, ABD), C eğesi (Dentsply / Tulsa Dental Specialties, Oklahoma, ABD), C eğesi (Roydent, Hoboken, NJ, ABD), C + eğesi (Dentsply / Maillefer Ballaigues, İsviçre), D finder (Mani, Tochigi-ken, Japonya), Hi-5 eğesi (Miltex, York, PA), Pathfinder CS (SybronEndo, Glendora, CA), Pathfinder SS (SybronEndo, Orange, Kaliforniya, ABD), S finder (JS Dental, Sendoline, Ridgefield, CT), Sert K eğesi (Brasseler, Savannah, GA), Flexofile (Dentsply / Maillefer) ve Senseus ProFinder (Dentsply / Maillefer) mevcuttur. Yukarıda bahsedilen enstrümanlar, farklı apikal boyutlara, enine kesitlere, koniklik açlarına, oluk tasarımlarına sahiptir¹⁴⁵.

El eğeleri ile giriş yolu hazırlamanın dezavantajları şunlardır:

- Operatör yorgunluğu
- El yorgunluğu
- Giriş yolu hazırlığı için gereken sürenin artması⁹
- Daha büyük boyuttaki eğelerin kullanılmasıyla kök kanal morfolojisinde sapmaların ortaya çıkması^{9,10}
- Orjinal kanal anatomisinde daha büyük değişiklik^{9,14}
- Artmış apikal debris ekstrüzyonu¹⁴⁶

Resiprokasyon Yapan Anguldurvalarla El Eğelerinin Kullanımı

Bu teknik, resiprokasyon yapan anguldurvalara yerleştirilmiş küçük numaralı K-tipi eğelerle giriş yolunun hazırlanmasını içermektedir¹⁴⁷. Anguldurvaya yerleştirilmeden önce küçük numaralı bir K-tipi ege kullanılarak çalışma boyu belirlenmektedir. K-tipi

eğ e ile her bir kanal için yaklaşık 15-30 saniye boyunca resiprokasyon hareketi yapılmaktadır. Daha sonra ardışık olarak daha büyük boyuttaki K-tipi eğeler apikal bölgedeki tıkanma riskini azaltmak için sırasıyla kanala yerleştirilmektedir. Eğelerin göreceli olarak sertliği sebebiyle Van der Vyver apikal transportasyonu önlemek için giriş yolu preparasyonu sırasında apeksten 1 mm kısa olacak şekilde kanala 20'lik K-tipi bir eğ e yerleştirmeyi önermektedir¹⁴⁴. M4 (SybronEndo) ve Endo-Express (Essential Dental Systems, NJ, ABD) anguldurvalar saat yönünde ve saat yönünün tersinde 30° hareketle çalışmak üzere üretilmişlerdir. NSK Ti-Max Ti35L 10: 1 anguldurvası da (NSK, Nakanishi, Japonya) 90° açıyla resiprokasyon yaparak çalışmaktadır¹⁴⁴.

Bir giriş yolu preparasyonu için resiprokasyon yapan anguldurvalarla birlikte paslanmaz çelik K-tipi eğ e kullanmanın;

Avantajları

- Preparasyon zamanını kısaltmaktadır
- Hekimin yorgunluğunu azaltmaktadır
- Özellikle birden fazla düzlemde kurvatürlü kanallarda el yorgunluğunun azaltılabilmesi
- NiTi döner aletleri ile yapılan giriş yolu preparasyonu yöntemleri ile karşılaştırıldığında daha düşük alet kırılma riski oluşturmaktadır

Dezavantajları:

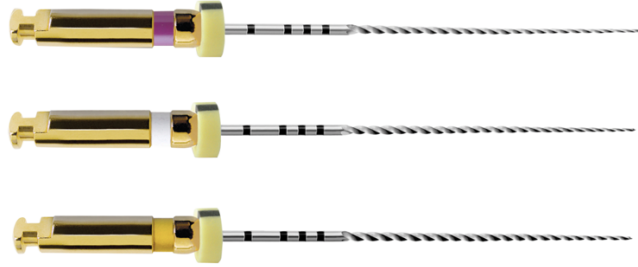
- Özel bir anguldurvaya duyulan ihtiyaç
- 15'lik K-tipi el aletinden büyük aletler kullanıldığında apikal transportasyon riski^{144,147}
- Klinisyenin kök kanallarında gerekenden uzun süre çalışmasının bir sonucu olarak daha fazla dentin kaldırma riski¹⁴⁸
- Dokusal hissin azalması
- Anguldurvanın apikal bölgeye kuvvet uygulanarak yerleştirilmesi sonucu apikal bölgeden debris ekstrüzyonu riski¹⁴⁷

NiTi Döner Alet Eğeleri

PathFiles

PathFile NiTi döner aletleri (Dentsply/Maillefer) 2009 yılında özellikle giriş yolu perparasyonu amacıyla piyasaya sürülmüştür. PathFile NiTi döner eğe sistemi 21 mm, 25mm ve 31 mm uzunluklarında mevcut 3 enstrümandan oluşmaktadır. Kare kesite ve % 2 taper açısına sahiptir bu özellik döngüsel yorulmaya karşı direnç ve esneklik sağlamaktadır aynı zamanda kesme verimini de arttırmaktadır. Uç açısı 50°'dir ve uç noktası kesici olmayan yüzeye sahiptir. Bu özellik basamak oluşturma riskini azaltmaktadır (Şekil 9).

PathFile No.1 (mor) ISO 13 uç boyutuna, PathFile No.2 (beyaz) ISO 16 uç boyutuna ve PathFile No.3 (sarı) ISO 19 uç boyutuna sahiptir. Uç boyutundaki kademeli artış, eğenin ilerlemesini kolaylaştırmaktadır. Üreticiler, PathFile No.1'in sadece kök kanal çalışma uzunluğunu belirlemek için 10'luk K-tipi boyutunda bir eğe kullanıldıktan sonra önermektedirler⁹.



Şekil 9. PathFiles (%2 taper açısı): ISO 13 (mor), ISO 16 (beyaz) ve ISO 19 (sarı) (Cassim¹⁴⁹,den)

X-PLORER™ Canal Navigation NiTi Files

Giriş yolu preparasyonu için 2010 yılında tanıtılan X-PLORER™ (Clinician's Choice Dental Products Inc., New Milford, USA) NiTi döner eğe sistemi 3 enstrümandan oluşmaktadır (Şekil 10). Her biri 21 mm ve 25 mm uzunluklara sahiptir. Bu enstrümanların kesme yüzeyleri, taper açıları ve kesitleri diğer sistemlerden farklı olarak tasarlanmıştır. Bu enstrümanların kesme yüzeyi apikal 10 mm'lik bölüm ile sınırlıdır bu durum yüzey temasını ve torsiyonel başarısızlığı azaltır aynı zamanda dokunsal hissi arttırmaktadır. Kesmeyen ucu ise 75°'lik uç açısını sahiptir. Üreticiler kanalın çalışma boyuna ulaşmak için 8 veya 10'luk bir el eğesi kullanıldıktan sonra X-PLORER serisinin kullanılmasını önermektedir. İlk X-PLORER enstrümanı ISO 15 uç boyutuna ve üçgen

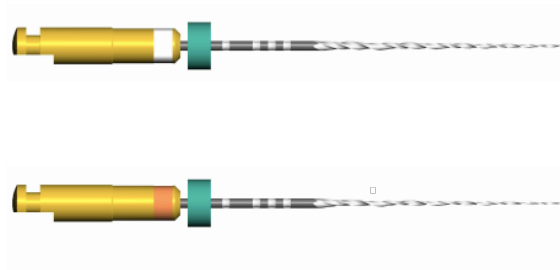
kesite sahip olan % 1 taper açısına sahiptir. İkincisi ise % 1 taper açısına ve kare kesitli bir ISO 20 uç boyutuna sahiptir. Üçüncüsü, % 2 taper açısına ve kare kesitli bir ISO 20 uç boyutuna sahiptir. Azaltılmış taper açısı esnekliği artırır ve enstrümanların apikal olarak ilerlemesini kolaylaştırmaktadır. X-PLOERER sistemlerinin el aletleri de mevcuttur¹⁵⁰.



Şekil 10. X-PLOERER™ Canal Navigation NiTi Files: ISO 15 (%1 taper)(beyaz, 01 işaretli), ISO 20 (%1 taper) (sarı, 01 işaretli) ve ISO 20 (%2 taper) (sarı, 02 işaretli) (Cassim¹⁴⁹, den)

G-Files (Micro-Mega, Besancon, France)

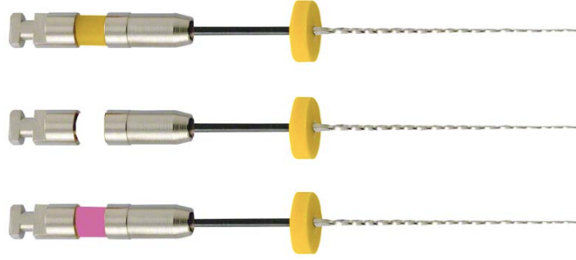
Giriş yolu oluşturmak amacıyla kullanılan bu giriş yolu enstrümanları 2011 yılında tanıtılmıştır. Bu sistem 21mm, 25mm ve 29mm uzunluğa sahip iki enstrümandan oluşmaktadır (Şekil 11). Uç boyutları ISO 12 ve ISO 17'dir. Ayrıca kesmeyen ucu eğenin ilerlemesine yardımcı olmak için asimetrik tasarlanmıştır. % 3'lük taper açısına sahiptir. Bu enstrümanların kesitleri, debrislerin toplanmasına yardımcı olmak ve torsiyonel başarısızlığı azaltmak için üç farklı yarıçapta bıçaklara sahiptir. Eğeler kesme etkinliğinin artırılması için yüzeylerine elektropolisaj işlemi uygulanmıştır. Üreticiler çalışma boyuna ulaşmak için 10'luk bir el eğesi kullanıldıktan sonra G-Files kullanılmasını önerir¹⁵¹.



Şekil 11. G-Files (%3 taper): ISO 12 (turuncu) ve ISO 17 (beyaz) (Cassim¹⁴⁹, den)

EndoWave Mechanical Glide Path

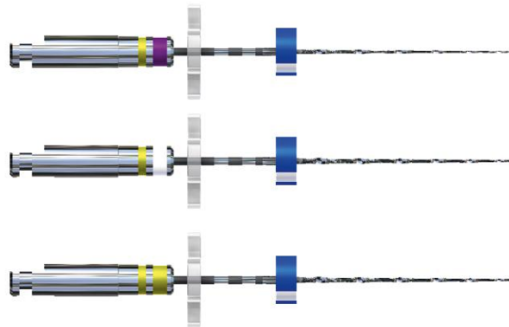
EndoWave Mechanical Glide Path (MGP) (J Morita, California, USA) giriş yolu preparasyonu için kullanılabilecek üç enstrümandan oluşmaktadır (Şekil 12). EndoWave MGP No.1 (mor) eğe ISO 10 uç boyutuna, No.2 (beyaz) eğe ISO 15 uç boyutuna ve No.3 (sarı) eğe ISO 20 uç boyutuna sahiptir. Her üç cihaz da % 2 sabit taper açısına sahiptir ve 800 rpm'de 30 gcm veya 0.3 Ncm torkta döndürülebilmektedir¹⁴⁹.



Şekil 12. EndoWave Mechanical Glide Path Files (%2 taper): ISO (mor), ISO 15 (beyaz) ve ISO 20 (sarı)(Cassim¹⁴⁹,den)

Scout-RaCe Files

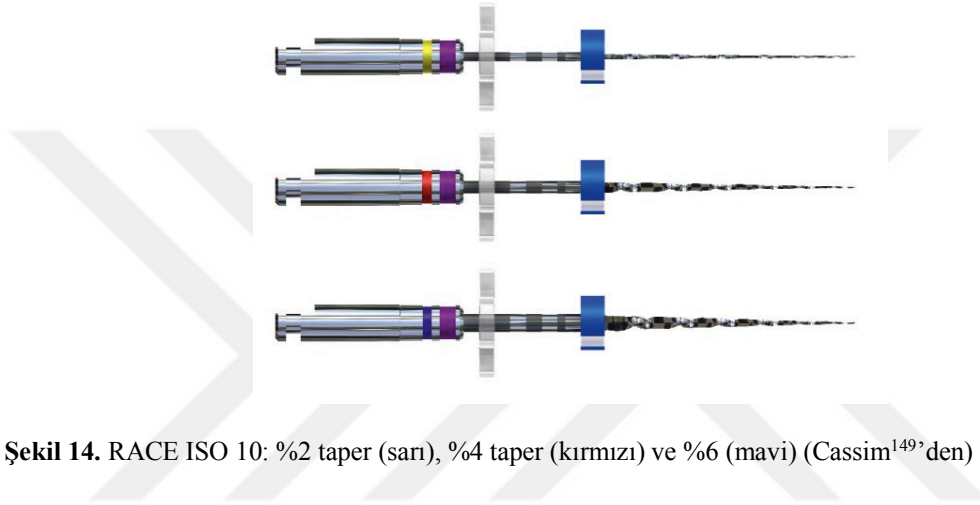
Scout-RaCe (FKG) (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) enstrümanları üçgen bir enine kesite ve % 2 taper açısına sahip olan ayrıca üretim sırasında oluşan herhangi bir düzensizliği gidermek için elektropolisaj işleminden geçmiş olan enstrümanlardır (Şekil 13). Bu sistem RaCe yiv tasarımlı (alternatif kesici kenarlar) ve kesici olmayan uca sahip 3 enstrümandan oluşmaktadır. Bu 3 enstrüman sırasıyla 10 (mor), 15 (beyaz) ve 20 (sarı) ISO uç boyutlarına sahiptir. Üreticiler çalışma uzunluğuna 06 veya 08 boyutlarında bir enstrüman ile ulaştıktan sonra sıralı bir şekilde (600 rpm) Scout-RaCe (FKG) enstrümanlarının kullanılmasını önermektedir¹⁴⁹.



Şekil 13. Scout RaCe Files (%2 taper): ISO 10 (mor), ISO 15 (beyaz) ve ISO 20 (sarı) (Cassim¹⁴⁹,den)

RaCe ISO 10

RaCe ISO 10 (FKG Dentaire), FKG'nin bir diğer sistemidir ve taper açısı kademeli olarak artan üç enstrümandan oluşmaktadır: % 2 (sarı), % 4 (kırmızı) ve % 6 (mavi) (Şekil 14). Hepsi aynı apikal çapa sahip olmakla beraber apikal çapları 0.1 mm'dir. Bu enstrümanların kullanımı için ana endikasyonlar daralmış ve oblitere olmuş kök kanallarının yanı sıra koronalde ani kurvatür gösteren kanallardır¹⁴⁹. Bu sistemde bulunan enstrümanlar kök kanallarının izlenmesine olanak sağlıyor ayrıca artan taper açısına sahip olmaları sebebiyle ön genişletme sağlamaktadırlar.



Şekil 14. RACE ISO 10: %2 taper (sarı), %4 taper (kırmızı) ve %6 (mavi) (Cassim¹⁴⁹ den)

Giriş yolu hazırlığı için NiTi döner eğre kullanmanın avantajları

- Daha kısa bir çalışma süresi⁹
- Kök kanalının orjinal morfolojisinde daha az değişiklik ve kök kanal sapmalarında azalma (basamak, apikal transportasyon ve zip oluşumu)^{9,14}
- Daha az klinisyen yorgunluğu
- Azalmış ölçüde apikal debris ekstrüzyonu¹⁴⁶
- Daha az post-operatif ağrı¹⁴
- Öğrenmesi kolay bir teknik olması⁹

Giriş yolu hazırlığı için NiTi döner eğre kullanmanın dezavantajları

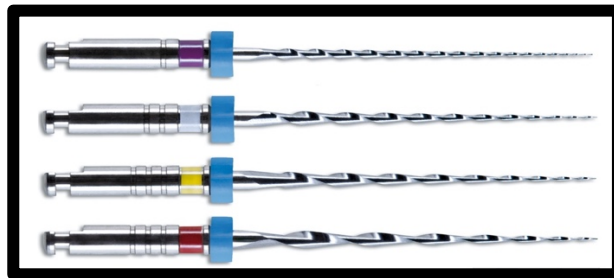
- Ek maliyet
- Alet kırığı riskinin artması
- Azalmış parmak hassasiyeti

2011'de Van der Vyver ayrıca giriş yolu hazırlığı için kombine edilmiş bir yöntem tanımladı: paslanmaz çelik K-tipi eğeler (boyut 06-10' a kadar), bir saat kurma tekniği kullanılarak çalışma uzunluğuna sırayla ilerletilmektedir, aletler daha sonra resiprokasyon yapan bir anguldurvaya yerleştirilerek hazırlanan ilk giriş yoluna yerleştirilmektedir. Bundan sonra ki adım NiTi döner PathFiles (Dentsply /Maillefer) sistemi kullanılarak giriş yolu preparasyonunun tamamlanmasıdır¹⁴⁴.

2.4. Çalışmamızda Kullanılan Eğeler

2.4.1. Mtwo 10.04

Çoğu döner NiTi sistemden farklı bir enstrümantasyon stratejisi öneren Mtwo sistemi (VDW, Munich, Almanya) kanal girişinden apekse kadar tüm kanalın çalışma boyunda preparasyonuna izin veren S şeklinde bir kesit tasarımına sahiptir. Ayrıca her enstrüman kendinden sonra kullanılacak enstrüman için daha fazla dentin dokusu kaldırılmasına gerek kalmadan bir giriş yolu oluşturmaktadır¹⁵². Mtwo uzun ve neredeyse dikey spiraller oluşturan iki kesici kenara sahiptir ve bu durum enstrümanın kanal içindeki ilerlemesinin daha iyi kontrol edilmesini sağlamaktadır¹⁵³. Kesme verimliliğini arttırmak ve enstrümanın kanalda ilerlemesini kolaylaştırmak için kesici kenarların arka kısımları keskindir. Ayrıca kesici kenarlar, aletin uç noktasına yaklaştıkça birbirlerine daha yakın konuma gelmektedirler buna bağlı olarak apikal bölgede daha hassas bir kesme hareketi elde edilir ve servikal üçlüde ise kesme etkinliğinin artması sağlanmaktadır. Yine aynı sebebe bağlı olarak eğenin yivlerinde debris birikimini ve vidalama etkisini azaltarak kullanım güvenliği sağlamaktadır^{154,155}. Mtwo sistemi dentin kaldırılması ve en az radyal temas sağlanması için maksimum alana sahiptir. Kor genişliği, enstrümanın dayanıklılığından ödün vermeden maksimum esneklik göstermesi için tasarlanmıştır.



Şekil 15. Mtwo döner ege sistemi ve Mtwo 10.04 egesi (Mtwo broşüründen¹⁵⁶)

Mtwo NiTi döner sistemi değişken çaplara ve taper açılara sahip 7 enstrümandan oluşmaktadır. Mtwo sistemin temel setini (standart set) 10.04, 15.05, 20.06, 25.06 olmak üzere 4 adet enstrüman oluşturmaktadır. Diğer enstrümanlar ise 30.05, 35.04 ve 40.04'tür.

Geleneksel enstrümanlar .02 veya % 2 taper açısına sahiptir, yani enstrümanın uzunluğu boyunca her 1 mm'de çapı 0,02 mm artmaktadır. Ancak Mtwo sistemi farklı taper açılara sahiptir.

Farklı taper açılara sahip Mtwo® enstrümanlarının avantajları:

- Kök kanalının koranal bölümünde bulunan engellerin ISO el eğelerine kıyasla daha büyük çaplı bir eğe kullanılarak hızlı ve erken bir şekilde aşılması sağlanır ve apikal üçlüye doğrudan ve kolay erişim sağlanır.
- Sadece birkaç enstrüman kullanılarak kök kanalı hızlı ve verimli bir şekilde hazırlanır
- Etkili bir irrigasyon için arttırılmış konik şekillendirme

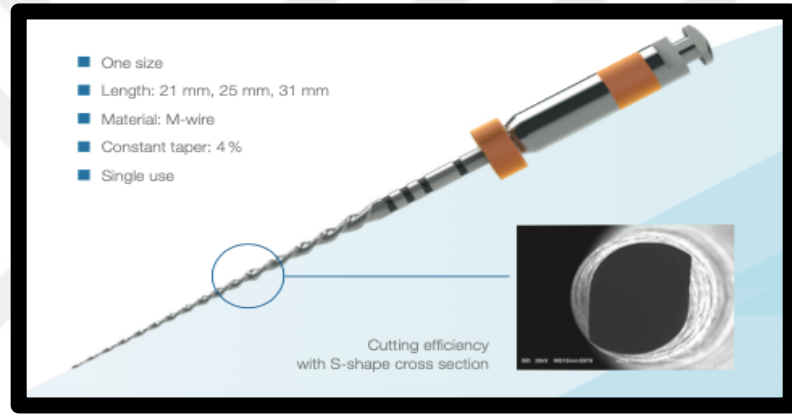
Ayrıca Mtwo 10.04 ve 15.05 enstrümanlarına sahip tek NiTi sistemidir. Yani ISO boyutlarına göre çapı 10, taper açısı .04 olan ve çapı 15 ve taper açısı .05 olan enstrümanlara sahip olan tek sistemdir. Kök kanal preparasyonunun başlangıcında kullanılan bu enstrümanlar giriş yolu hazırlığı ve oluşturulmasında, kök kanallarının şekillendirilmesinde ve apikal üçlüye ulaşmada çok etkilidir (Şekil 15)^{131,153,156}.

2.4.2. ProGlider

ProGlider (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) döngüsel yorulma direncini ve esnekliğini geliştiren ısıtılabilir bir M-Wire NiTi alaşımı kullanılarak üretilmiştir^{115,157,158}. ProGlider diğer giriş yolu eğelerinin aksine sabit taper açılı olmayan, uzunluğu boyunca %2'den %8'e değişen progresif taper açısına ve kare şekilli yatay bir kesite sahip olan tek eğeden oluşan döner eğe sistemidir¹⁵⁹.

Progresif taper açısına sahip olması sebebiyle giriş yolu hazırlığında kendinden sonra kullanılacak olan döner enstrümanlar için daha geniş koranal ön genişletme sağlamaktadır^{161,162}. ProGlider şiddetli kurvatüre sahip olan kök kanalları da dahil olmak üzere çoğu kök kanalı için uygundur¹¹. ProGlider sistemi, manuel giriş yolu eğelerine kıyasla orjinal kök kanal anatomisinde daha az değişiklik oluşturmaktadır aynı zamanda

R-Pilot sistemin üretim sırasında geçirdiği termomekanik işlem, geleneksel NiTi alaşımına kıyasla daha esnek ve yorgunluk kaynaklı kırıklara karşı daha dirençli olan üstün bir alaşım ile sonuçlanmaktadır^{59,167}. Ayrıca yapılan çalışmalarda, R-Pilot NiTi giriş yolu eğelerinin yapay S şeklinde bir kanalda resiprokasyon hareketiyle kullanıldığında üstün bir döngüsel yorulma direncine sahip olduğu görülmüştür¹⁶⁵. Bu nedenle R-Pilot sistemi klinik açıdan yüksek kırılma direncine sahip olduğu için güvenli kabul edilmekle beraber yüksek oranda esnekliğe sahip oldukları için orjinal kök kanal anatomisinde daha az değişiklik oluşturmaktadırlar. Ayrıca giriş yolu hazırlığı sırasında daha az prosedürel hatalara sebep olduğu bildirilmektedir¹⁶⁸. Ege 21, 25, 31 mm uzunluklarda bulunabilmektedir¹⁶⁶ (Şekil 17).



Şekil 18. R-Pilot giriş yolu eğesinin S-şekilli kesiti (R-Pilot broşüründen¹⁶⁶)

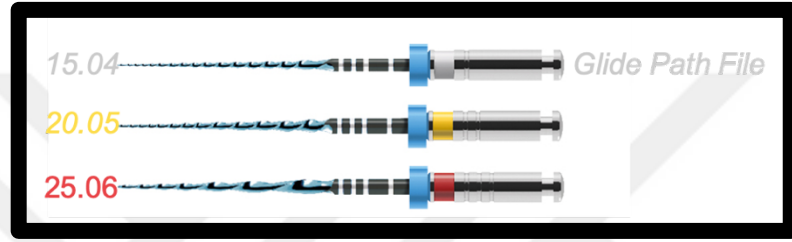
2.4.4. Rotate

Rotate (VDW, Münih, Almanya) döner ege sistemi kısa bir süre önce piyasaya sürülmüştür (Şekil 19). Gösterdiği özellikler ile Mtwo döner ege sistemini güncellemektedir ve rotasyon yapmaktadır. Mtwo döner ege sistemine göre azaltılmış ege sayısı, termal ısı işlem görmüş alaşımı ve arttırılmış ege esnekliği ile Mtwo döner ege sisteminden ayrılmaktadır¹⁶⁹. Rotate döner ege sistemi kesme verimliliğini optimize etmek ve uygulama esnasında vidalanma eğilimini sınırlandırmak için çift kesici kenara sahip S şeklinde kesit tasarımı mevcuttur. S kesitininin merkezlenmesi sistemdeki farklı boyuttaki eğeler arasında farklılık göstermektedir.

Rotate enstrümanlarının NiTi kısmı iki farklı renge sahiptir. Yivsiz şaft boyunca gri bir renk vardır ve yivli kısım mavi bir renge sahiptir. Üreticiye göre, renk farklılaşması öğütme sonrası ısı işlem sırasında oluşturulan oksit tabakasının bir

sonucudur. Bu oksit tabakasının kalınlığı oluklar ve şaftın geri kalanı arasında farklıdır. İki kat oksit tabakası ışığa farklı tepki verdiğiinden, iki farklı renk yapılmaktadır. Eğe sadece bir kez ısıtıl işlem görmektedir. Yivli parça ile şaft arasında ısıtıl işlem farkı yoktur¹⁷⁰.

Reciproc Blue, Blue wire teknolojisi hariç olmak üzere şekli ve tasarımıyla ilgili Reciproc enstrümanları ile aynıdır. Isıl işlem, enstrümanın rengini Vortex Blue ve Reciproc Blue enstrümanlarına benzer şekilde veren bir titanyum oksit tabakasının oluşumuyla sonuçlanmaktadır^{153,169}. Blue termomekanik işlemin cihazların yorulma direncini arttırdığı bildirilmiştir¹¹².



Şekil 19. Rotate döner eğe sisteminin standart seti ve Rotate 15.04 glide path eğesi

Rotate NiTi döner eğe sistemi değişken çaplara ve taper açlarına sahip 6 enstrümandan oluşmaktadır. Rotate sistemin temel setini (standart set) 15.04, 20.05, 25.06 olmak üzere 3 adet enstrüman oluşturmaktadır. Diğer enstrümanlar ise 30.06, 35.06 ve 40.06'dır¹⁶⁹.

2.5. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar

Endodontik tedavinin primer amacı kök kanal sistemindeki mikroorganizmaları kemo-mekanik preparasyon yoluyla elimine ederek, kök kanalının apikal ve koronalinde hermetik bir tıkama sağlamaktır. Bu sayede periapikal iyileşme gerçekleşir ve yeniden enfeksiyon oluşumu önlenmektedir²³. Ancak giriş kavitesi hazırlanması, Kök kanal preparasyonu, kök kanallarının irrigasyonu ve kök kanal obturasyonu dahil herhangi bir tedavi basamağında çeşitli komplikasyonlar meydana gelebilmektedir²³. Kök kanallarının kemo-mekanik olarak temizlenip şekillendirilmesi esnasında da prosedürlere yeterince dikkat edilmemesi Kök kanal preparasyonu sırasında komplikasyonlara neden olmaktadır.

Kök kanallarının preparasyonu sırasında meydana gelebilecek komplikasyonlar¹⁷¹:

Reversible Komplikasyonlar

- Kök kanallarının tıkanması (blokaaj)
- Alet kırılması

İrreversible Komplikasyonlar

- Transportasyon
- Basamak (Ledge)
- Zip (Fermuar)
- Dirsek (Elbow)
- Perforasyon
- Periapikal dokularda hasar/ Flare-up oluşumu

2.5.1. NiTi Eğelerde Görülen Kırılmalar

Kanal preparasyonu esnasında preparasyon hataları (zip, ledge, transportasyon, perforasyon) meydana gelebilmektedir. Hem paslanmaz çelik hem de NiTi endodontik enstrümanlar, kök kanal duvarı üzerinde lateral kuvvetlere maruz kaldıkları için kavisli bir kök kanalı içinde düzleşme eğilimindedir. Bu lateral kuvveti en aza indirmek ve kök kanal merkezli bir hazırlık sağlamak için, endodontik enstrümanların temel gereksinimi büyük ölçüde esnekliktir^{172,173}. Endodontik motorlarla çalışan NiTi endodontik enstrümanlarla Kök kanal preparasyonunun, paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla önemli ölçüde daha az kanal transportasyonu ve daha az preparasyon hatası ile sonuçlandığı gösterilmiştir^{55,56}.

NiTi endodontik enstrümanların, paslanmaz çelik enstrümanlara kıyasla artan torsiyonel dayanımı sebebiyle daha esnek (flexible) olduğu bulunmuştur⁴⁴. Bu gelişmiş özellikler, motorla çalışan endodontik enstrümanlarda önemli bir gelişime sebep olmuştur. NiTi enstrümanların tasarımındaki değişikliklerin yanı sıra üreticiler, kırılmaya karşı dirençli ve arttırılmış esnekliğe sahip enstrümanlar üretmek için NiTi alaşımlarının mekanik özelliklerini de geliştirmek amacıyla bir takım işlemler uygulamışlardır. NiTi alaşımlara ısı, mekanik ve yüzey işleme dahil olmak üzere çeşitli özel üretim prosedürleri uygulanmaktadır. Buna rağmen hiç bir materyal hatasız değildir ve bir enstrüman nihai mukavameti aşıldığında veya çatlak bir materyalin geri kalan sağlam kesiti normal çalışma yükünü taşıyamayacak kadar büyüyüpse kırılır⁵⁸. Kök kanalında kırılan bir alet

hasta ve dolayısıyla hekim için endişe vericidir. Çünkü çoğu hasta metalik bir parçayı bağ dokularıyla temas halinde olmasa da dişlerinde tutmak istemez. Bu durum hekim veya klisnisyen tarafından kötü yönetilirse hasta tarafından dava açılması gibi durumlarla sonuçlanabilir. Bu sebeple NiTi eğe sistemlerinin klinik kullanım sırasında kırılması istenmeyen bir durum olarak güncelliğini korumaktadır¹²⁸.

NiTi Eğelerin Kırılma Mekanizması

NiTi alaşımının paslanmaz çeliğe kıyasla gelişmiş esnekliğine rağmen, NiTi endodontik eğelerin kırılması klinik uygulamada bir sorun olmaya devam etmektedir^{7,128,133}. Bir enstrümandaki yivlerin yıpranması, bozulması, kullanım ömrünün dolmasının ve kırılmasının habercisi olmakla beraber bu işaretler NiTi döner eğelerden ziyade paslanmaz çelik el eğelerinde daha sık görülmektedir¹⁷⁴. NiTi döner eğelerin herhangi bir deformasyon işareti olmadan kırılabileceği görülmüştür⁷. Anlaşılan o ki, kırılma enstrümanın elastik limiti dahilinde, önceden kalıcı bir deformasyonun herhangi bir görünür belirtisi olmadan meydana gelebilmektedir^{174,175}. Bu nedenle gözle yapılan kontrol kullanılmış NiTi enstrümanlarını değerlendirmek için güvenilir bir yöntem değildir.

NiTi döner eğelerin kırılması 2 koşulda gerçekleşmektedir: döngüsel yorgunluk ve torsiyonel başarısızlık⁷. Yaygın olarak torsiyonel başarısızlık (%55.7) döngüsel yorgunluktan (% 44.3) daha fazla başarısızlığa neden olur. Döngüsel yorgunluk, bir eğe kurvatürlü bir kanalda döndüğünde ortaya çıkmaktadır ve bu hareket esnasında tekrarlanan basınç ve çekme gerilmelerine maruz kalmaktadır. Döngüsel yorgunluk, NiTi eğelerinin ömrünü belirleyen bir önemli bir faktör olarak gösterilmiştir. Bir döner endodontik eğenin yorulma ömrü, kurvatürlü bir kök kanalına yerleştirildiği zaman maruz kaldığı esneme derecesiyle ilişkilidir, bir eğe büyük miktarda esnemeye maruz kalırsa beklenenden daha kısa bir ömre sahip olması muhtemeldir^{3,5,6}.

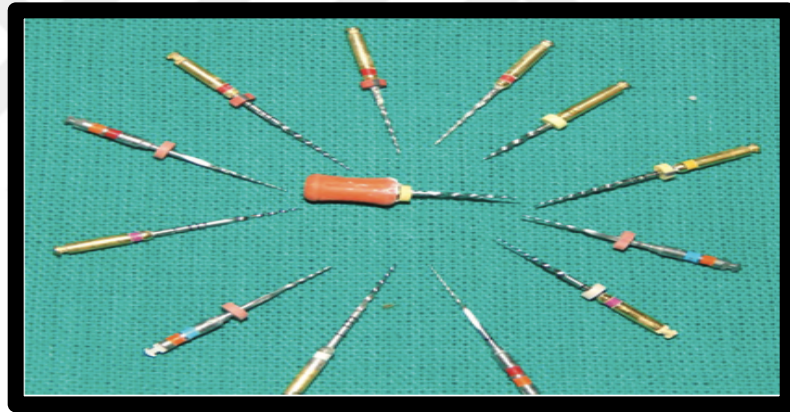
Klinik olarak, kurvatürlü kök kanallarında döngüsel yorgunluk daha sık görülürken, torsiyonel başarısızlık düz bir kanalda bile ortaya çıkabilmektedir¹²⁸. Torsiyonel başarısızlık, eğenin sapı dönmeye devam ederken eğenin ucu kanalda kilitlendiğinde ortaya çıkan metal yorgunluğunun şiddetinin eğenin torsiyonel dayanım eşiğini aştığı durumlarda eğenin kırılmasına yol açmaktadır⁷. Torsiyonel stresin kanal duvarındaki her kesme işlemi esnasında meydana geldiği bilinmelidir. Endodontik

eğelerin torsiyonel dayanımını; taper açısı, alet tasarımı, metal alaşım kombinasyonu ve rijiditesi, üretim araçları, esneklik, şekil ve rotasyon yönü gibi birçok faktör etkileyebilmektedir¹⁷⁶. Endodontik aletlerin torsiyonel testleri, kırılma esnasındaki maksimum tork ve dönme açısı ölçülerek yapılmaktadır.

Kırılmaya Neden Olan Faktörler

-Alet Tasarımı

NiTi döner enstrümanlar, dentin teması ve kesme şeklini etkileyen farklı fonksiyonel özelliklere sahip çeşitli tiplerde bulunmaktadır. Bu enstrümanların yapısal özellikleri ve mekanik tasarımları kırılmaya yatkınlıkları üzerinde kesin bir etkiye sahiptir(Şekil 20)¹⁷⁷. Özellikle boyut, taper açısı ve kesme oluklarının derinlikleri torsiyonel ve döngüsel kırılma özelliklerini etkileyen önemli faktörlerdir^{177,178}.



Şekil 20. Farklı şekillerde kırılmış NiTi döner eğeler (Tewari¹⁷⁹'den)

-Boyut

Farklı boyutlarda ve yiv tasarımlarında NiTi döner eğelerin yorulma direncine ilişkin yapılan bir çalışma, daha büyük boyuta sahip olan eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı oldukça duyarlı olduğunu ortaya koymuştur¹⁸⁰. Bir enstrümanın kesit çapının artması sonucunda döngüsel yorgunluğa karşı daha az direnç gösterdiği belirtilmiştir¹⁷⁸. Bir aletin büyüklüğü ve konikliği arttıkça, rotasyon sırasında üretilen torkun arttığını ve kırılma süresinin azaldığını tespit edilmiştir^{7,181}.

-Taper

NiTi eğelerin taper açısı eğelerin kırılması için gerekli olan kuvvet miktarını da etkilemektedir. Farklı NiTi döner eğelerin periyodik kırılma testlerinde .06 taper açısına sahip enstrümanların kırılmalarına karşı .04 taper açısına sahip enstrümanlara göre daha az dirençli olduğu tespit edilmiştir¹⁷⁷. Yani bu demek oluyor ki döner eğelerin kanalda sıkışma ve vidalanma eğilimi aynı taperlı fakat daha küçük uç çaplı eğelerde artmakta ve alet ucunun torsiyonel olarak aşırı yüke maruz kalmasına neden olmaktadır¹⁸². Farklı geometrik tasarımlardaki NiTi döner enstrümanlarda meydana gelen kırık tipleri incelenmiş ve kırılan aletlerin çok büyük bir yüzdesinin (%21) farklı taper açısına sahip olduğu, çok daha düşük bir yüzdesinin (%7) ise sabit taper açılı olduğu bulunmuştur⁵. Bu durum farklı taper açılı eğelerden oluşan NiTi döner eğelerin sabit taper açılı eğelerle kıyaslanması sonucu kanal duvarlarıyla olan teması azaltarak hem torsiyonel hem de döngüsel yorgunluğun azalmasını sağlamasıyla açıklanmaktadır¹⁸³. Aynı zamanda farklı taper açısına sahip NiTi döner eğelerin başarısızlıkları genel olarak kırık olma eğilimindeyken sabit taper açısına sahip olan enstrümanların başarısızlıklarının gevşeme deformasyonları olma eğiliminde olduğu belirtilmiştir⁵. Gevşeme deformasyonlarını bir özelliği olarak gösteren eğeler, kendiliğinden kırılan eğelere göre kullanım için daha güvenli olmaktadır.

-Kesici yivleri derinlikleri

Derin kesme yivleri ve değişken taper açısına sahip olan enstrümanlar, tüm uzunlukları boyunca hızla değişen kesit çaplarına sahiptir. Bu enstrümanlar, metal yorgunluğuna ve kırılmaya daha yatkın duruma getiren yüksek tork değerleri oluşturmaktadır. Ancak sığ kesici yivlere ve sabit açılı tapera sahip olan sabit biçimde şekillendirilmiş kesit alanları olan enstrümanlar kırılmaya karşı daha dirençlidir. Bunun sebebi kullanım sırasında ortaya çıkan torsiyonel ve bükülme streslerinin bu enstrümanların tüm uzunluğu boyunca eşit bir şekilde dağılmasından kaynaklanmaktadır^{5,177}.

- Alet Kullanımı (Kullanım Sayısı)

2007'den bu yana, Birleşik Krallık'taki 'Sağlık Bakanlığı', çapraz enfeksiyon ve prion bulaşması ile ilgili nedenlerden dolayı tüm endodontik eğelerin tek kullanımlık

olması gerektiğini belirtmiştir¹⁸⁴. Ancak diğer Avrupa bölgelerinde böyle bir düzenleme yoktur ve ege kullanım sayısı operatörün takdirindedir. Üreticiler ise yakın zamanda eğerlerin sadece tek kullanımlık olması gerektiğini ve otoklavlama sırasında yeni eğerlerde tekrar kullanmayı önleyen özellikler olduğunu belirtmişlerdir (Şekil 21).



Şekil 21. Bir WaveOne™ NiTi döner eğerinin (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), şaftında sterilizasyondan sonra yeniden kullanılmasını önlemek için genişleyen renk kodlu plastik kılıfı görülmektedir (McGuigan¹⁸⁵, dan)

NiTi enstrümanların kırılmasının kaç kez kullanıldığından ziyade kullanım şekillerinden daha fazla etkilendiğini belirten çalışmalar vardır¹⁸⁶. Bununla birlikte eğerlerin nasıl kullanıldığına bakılmaksızın, NiTi döner eğerleri tekrarlayan kullanımlarda azalmış bir eğilme direncine maruz kalır ve daha önce kullanılmış olan bir enstrümanın kırılması için gereken tork, yeni enstrümanlarla karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha düşüktür¹⁸⁷.

Ayrıca şaşırtıcı bir şekilde, kullanım sayısı ile enstrüman kırılma sıklığı arasında klinik olarak bir ilişki bulunamayan çalışmalarda vardır¹⁸⁸. Yeni enstrümanların bile ilk kullanımda kırılabildiği bilinmektedir (%0.9)². Yeni enstrümanların kırılma sebebinin, üretim hatalarına, operatör hatalarına ve karmaşık kanal anatomisine bağlı olabileceği düşünülmektedir¹⁸⁶.

-Kanal Morfolojisi ve Diş Tipi

NiTi döner enstrümanlarının döngüsel yorulma testi, kırılmanın, simüle edilmiş kök kanallarındaki en büyük kurvatürün görüldüğü noktaya karşılık gelen maksimum bükülme noktasında meydana geldiğini göstermiştir. Spesifik olarak bu testler kurvatür açısı arttıkça ve kurvatür yarıçapı azaldıkça enstrümanın kırılması için daha az sayıda döngü olduğunu göstermiştir^{52,128,189}. Enstrümanların çoğunun kanalın apikal üçte birlik kısmında kırıldığı tespit edilmiştir çünkü bu alan maksimum kurvatürün ve en küçük çapın olduğu alandır¹⁹⁰. Apikal üçte birlik kısımda bir enstrümanın kırılma olasılığının koronal üçte birlik kısımdan 33 kat, kökün orta üçte birlik kısmından 6 kat daha fazla olduğu belirlenmiştir¹⁹⁰. Kök kanallarının apikal üçte birlik kısmında enstrüman kırıklarında gözlenen artış birçok çalışmada doğrulanmıştır, kurvatürlü kanallarda kullanılan NiTi döner bir enstrümanın maruz kaldığı kurvatür açısı ne kadar fazla ise enstrümanın kullanım ömrü o kadar kısalmaktadır^{191,192}.

Kök kanal anatomisi ne kadar karmaşık olursa, torsiyonel başarısızlık o kadar artmaktadır¹⁹³. Kanal kurvatürünün yarıçapı genellikle molar dişlerde azalmaktadır, bu da enstrümanın torsiyonel kuvvetlere karşı gösterdiği direnci azaltmaktadır¹⁹⁴. Bu durum da klinik olarak enstrüman kırıklarının, molar dişlerde premolarlara oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla (3 kattan daha fazla) olduğu tespit edilmiştir¹⁹⁰. Ek olarak, maksiller molar bir dişin meziobukkal kanalında bir eğenin kırılma olasılığı, distobukkal kanaldan üç kat daha büyük olduğu bilinmektedir. Benzer şekilde, mandibular molar bir dişin meziobukkal kanalında bir eğenin kırılma olasılığı (daha büyük kurvatür açısı) meziolingual kanaldan daha büyük olduğu bilinmektedir¹⁹⁰.

-Manuel Preparasyon

El aletleri apikal foramene doğru ilerlerken döner aletlerin izleyebileceği düz ve açık bir geçiş yolu oluşturabilir. Döner eğeler kullanmadan önceki adımda kullanılan küçük çaplı paslanmaz çelik el eğeleri ile yapılan Kök kanal preparasyonunun, kurvatürlü kanalların hazırlanması esnasında döner enstrümanların kırılma insidansını önemli ölçüde azalttığı gösterilmiştir^{8,134,138}. Roland ve ark. ile Patino ve ark. çekilmiş kurvatürlü kök kanallarına sahip olan azı dişlerinde kök kanallarını genişletmek amacıyla küçük çaptaki el enstrümanlarını kullanmışlardır^{8,134}. Berutti ve ark. ise rezin bloklardaki

standart kurvatürlü kök kanallarında 20'lik bir el enstrümanı kullanarak döner eğeler için bir giriş yolu oluşturmuştur¹³⁸. Yapılan bu çalışmaların tümü kök kanallarının küçük boyuta sahip ince el eğeleriyle manuel olarak genişletilmesinin, döner eğelerin kırılma insidansını önemli ölçüde azalttığını göstermiştir^{8,134,138}. Bu nedenle hekimlerin döner aletleri bir giriş yolu oluşturduktan sonra kullanılması önerilmektedir.

-Dönüş Hızı Ve Tork Kontrolü

Kök kanal preparasyonu sırasında hem dönme hızını hem de torku kontrol etmek amacıyla elektrikli endodontik motorlar geliştirilmiştir. Böylelikle bir eğe üzerindeki tork, sabit bir hızla dönen, önceden belirlenmiş bir düzeye ulaştığında, motor otomatik olarak eğenin dönme yönünü tersine çevirir ve enstrümanın kök kanalına kilitlenip kırılmadan önce çıkmasına izin verir¹³⁸. Yapılan bir çalışmada dönme hızının, çekilmiş molar dişlerde kök kanal hazırlanmasında kullanılan NiTi döner enstrümanların başarısızlığı üzerindeki etkisine değinilmiş ve eğe deformasyonunun ve kırılmasının daha yüksek dönme hızlarında (dakikada 333 dönüş) düşük dönme hızlarından dakikada (167 dönüş) dört kat daha muhtemel olduğu tespit edilmiştir¹⁹⁵. Düşük torklu motorlarda kullanılan eğelerin (< 1 N/cm) yüksek torklu motorlarda kullanılanlara (> 3 N/cm) göre daha dirençli olduğunu bulmuştur¹⁹⁶. Bu nedenle hekimler kök kanalı hazırlığı sırasında düşük dönme hızlarında ayarlanmış elektrikli motorları ve düşük tork seviyelerini kullanmalıdırlar.

-Crown-Down Tekniği

Crown-down preparasyon tekniği, önce kanalın koronal bölümünün genişletilmesi daha sonra küçük çaplı enstrümanlar kullanılarak kanalın apikal bölümünün genişletilmesi prensibine dayanır. Bu tekniğin avantajı, enfekte olmuş koronal dentin ve tikanıkları apikal preparasyon ve kademeli bir şekilde artan kanal genişletmesinden önce ortadan kaldırmasıdır. Blum ve ark. tarafından, mandibular kesici dişlerin kök kanallarının NiTi döner eğeler ile step-back ve crown-down tekniği kullanılarak hazırlandığı bir çalışmada araştırmacılar crown-down tekniği ile daha az tork ve vertikal kuvvetler oluştuğunu ve aynı zamanda preparasyonun erken aşamalarında dentin ile daha az temas ederek daha az stres oluşturduğunu saptanmışlardır¹⁹⁷. Bu sonuçlarla da crown-down preparasyon tekniğinde torsiyonel yorgunluk nedeniyle oluşan

alet kırılma insidansının azaldığı gösterilmiştir¹³⁴. Bu durum NiTi döner eğelerinde yapılan kırılma testlerinde, kırıkların uç kısma yakın bölümlerde ortaya çıkma eğiliminde olduğunu göstermesi bakımından önemlidir⁷. Ayrıca çekilmiş molar dişler üzerinde kök kanallarının preparasyonu için kullanılan NiTi döner eğelerin başarısızlığı üzerine yapılan bir çalışmada, 20 ve 25'lik çaplara sahip enstrümanlarda daha çok kırık ve distorsiyon meydana geldiği ve çoğu enstrümanın apikal uçtan 1 ve 3 mm arasında kırıldığı tespit edilmiştir¹⁹⁵. Ek olarak çekilmiş dişlerdeki 210 adet kurvatürlü kök kanal kanalını hazırlamak için crown-down tekniği ile kullanılan döner eğelerin başarısızlığının iki ayrı araştırmasında enstrümanlarda hiç bir kırık meydana gelmediği ve sadece iki enstrümanın deforme olduğu tespit edilmiştir^{191,198}. Bu nedenle hekimler crown-down tekniğini NiTi döner enstrümanlarla birlikte standart bir prosedür olarak uygulamalıdır.

-Temizleme ve Sterilizasyon İşlemi

Sterilizasyon işleminin enstrümandaki kırılma direnci üzerindeki etkisi iyi anlaşılamamıştır. Bazı çalışmalar kırılma direnci üzerinde sterilizasyonun etkisinin olmadığını göstermiştir¹⁷⁶. Ancak bazı çalışmalar ise önemli değişikliklerin olduğunu öne sürmektedirler¹⁹⁹. Isıl işlem prosedürleri metal yorgunluğuna neden olmaktadır. Bununla birlikte bu çalışmalar klinik koşulları simüle etmez. Ancak otoklav sterilizasyonu eğenin yüzey yapısında değişiklik oluşturarak kesme etkinliğinde azalmaya neden olmaktadır²⁰⁰.

%5.25'lik NaOCl içine daldırılmış enstrümanların, döngüsel yorgunluk direncine maruz kaldıklarında daha az kırılma direncine sahip oldukları görülmüştür²⁰¹. NaOCl enstrümanlardan organik kalıntıları temizlemektedir. Geniş antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğu bilinmektedir. Enstrümanların NaOCl ile etkin bir şekilde temizlenebilmesi için, enstrümanların korozyonu sonucunda oluşabilecek potansiyel hasara karşı dengeli olması gerekmektedir. Taramalı elektron mikroskobu kullanılarak yapılan bir çalışma, enstrümanların % 2,5'luk NaOCl'de 12 saat ve 48 saat boyunca daldırılmasından sonra hiçbir korozyon ürününün oluşmadığını göstermiştir²⁰². 1 saat boyunca ultrasonik %1'lik NaOCl içine daldırılan NiTi enstrümanlardan çok az miktarda titanyum salındığı tespit edilmiştir²⁰³. Sonuç olarak endodontik eğelerin temizlenmesinde, kök kanallarının preparasyonu sırasında lubrikasyon ve irrigasyonda kullanılan NaOCl korozyona neden olması eğelerin mekanik özelliklerini etkileyip,

kırılmalarına neden olabilmektedir²⁰⁴. Ancak NaOCl'in eğelerin döngüsel yorgunluğunu ve torsiyonel direncini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilemediği gösterilmiştir²⁰⁵.

-Döner Enstrümanların Manipülasyonu

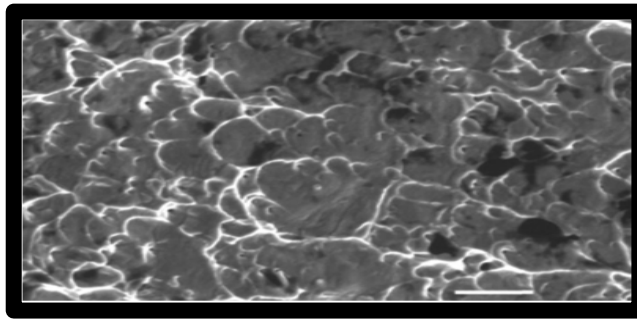
NiTi döner enstrümanların kök kanallarının hazırlanması esnasında manipüle edilme şekli son derece önemlidir. Preparasyon esnasında döner eğelere uygulanan döngüsel bir aksiyal hareketin enstrümanların erken kırılmasını önlemede önemli olduğu gösterilmiştir²⁰⁶. Kök kanal preparasyonu esnasında eğelerin kanal içerisinde pecking (gagalama) hareketiyle kullanılması, eğelerin dentin duvarlarına saplanmasını ve tork tarafından üretilen döngüsel yorgunluğu önlemenin önemli bir yolu olarak belirtilmiştir^{7,181}. Eğelerin kanal içerisinde “pecking” (gagalama) hareketiyle kullanılmasının, ege üzerinde oluşan yükün lokalize bir alan yerine uzunluğu boyunca yayılmasına yol açtığından ege nin yorulmaya karşı ömrünü arttırdığı belirtilmiştir^{177,207}. NiTi döner enstrümanların döngüsel yorgunluğu statik ve dinamik pecking hareket koşullarında test edilmiş ve pecking hareketinin mesafesi arttıkça kırılma süresinin arttığı görülmüştür²⁰⁷. Kök kanalı hazırlığı sırasında aşırı tork gelişimini önlemek için apikal yönde yapılan hafif bir ileri geri hareketinin (pumping), eğelerin kırılma insidansını azalttığı tespit edilmiştir¹⁹⁸. NiTi döner enstrümanlar ile kanal hazırlığı esnasında enstrümanların bu hareketler ile kullanılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

-Operatör Deneyimi

Araştırmalar, NiTi döner enstrümanların tecrübesiz operatörlerde tecrübeli olanlara göre daha fazla kırıldığını tespit etmişlerdir^{198,208}. Döner eğeler, kök kanal duvarına saplandıkları ve kilitlendikleri zaman onları yüksek tork seviyelerine maruz bırakan kök kanallarına vidalanma eğilimindedirler^{198,208,209}. Operatörün, enstrümanların kök kanal duvarlarına saplanma ve kilitleme eğilimlerini algılama ve yönlendirme yeteneği, yalnızca deneyim ile elde edilebilecek bir beceridir. Preklinik eğitimlerinin ege kırılmalarını önlemek için çok önemli olduğu bilinmektedir²⁰⁹. Bu nedenle deneyimsiz operatörler, bu eğeleri hasta üzerinde kullanmadan önce öğrenme deneyimleri olarak preklinik eğitimleri almalı, sonra deneyim kazandıkça klinik pratikte dikkatli bir şekilde ilerlemelidirler.

-Fabrikasyon İşlemi

Kök kanal enstrümanlarının incelenmesi, Kök kanal preparasyonuna başlanmadan önce yapılmalıdır. Çünkü bazen doğal üretim kusurlarından kaynaklanan alet kırıkları görülebilmektedir. İmalat işlemi sırasında, oksit parçacıkları gibi çeşitli partiküller metal yüzeye dahil edilir. Bu yabancı maddeler metal içerisinde bulunarak gren sınırlarında zayıflamaya sebep olabilir, çeşitli mikroçatlakların başlamasında ve çoğalmasında bir kümelenme bölgesi olarak işlev görebilmektedirler²¹⁰. Ayrıca metal yüzeye oksijen, azot, hidrojen, karbon dahil edilmesinden ötürü NiTi döner enstrümanların yüzeyinde mikroboşluklar oluşmaktadır (Şekil 22)¹⁸⁸. Oluşan bu defektler boyunca başka çatlaklar da yayılabilir²¹¹. Yüzey düzensizlikleri daha büyük taper açısına sahip enstrümanlar gibi karmaşık prosedürler kullanılarak üretilen enstrümanlarda daha fazla bulunur²¹². Eğelerin çalışan kısımlarındaki yüzey pürüzlülüğünün döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini etkiledikleri ve daha az pürüzlü yüzeyi olan eğelerin kırılmaya daha dirençli oldukları belirtilmiştir⁶⁴. Çatlakların eğenin vertikal yönüne dik olarak yayıldığı sonucuna varılmıştır²¹³. Eğelerde biriken dentin debrislerinin çatlakların genişlemesine neden olabileceği gözlemlenmiştir²¹⁴. Eğelerin ısı işlemleri gibi çeşitli üretim prosedürleri, çatlaklara neden olarak bazı bölgelerde eğelerin kırılmasına yol açabilmektedir⁶⁵. Bu alanlar eğenin yüklenmesine ve boşaltılmasına maruz kaldığında, martensit ve austenit arasında faz geçişi ile sonuçlanmaktadır. Bu durum da enstrümanın mekanik özelliklerini daha da fazla etkilemektedir²¹⁵. Enstrümanın direncini arttırabilecek bazı yöntemler vardır. Bu yöntemler arasında elektroliz yolu ile parlatma yöntemi, kimyasal buharlar yolu ile titanyum nitrür biriktirilmesi ve fiziksel buhar biriktirme, iyon implantasyonu ve kriyojenik işlemler sayılabilmektedir²¹⁶⁻²¹⁸.



Şekil 22. Bir ProTaper döner eğenin kırık yüzeyinin SEM analizi, flexural kırılmaya gösteren uzun çukur alanları nikel titanyum oksitler ikinci faz partiküllerini gösterir (Tewari¹⁷⁹, den)

“Electropolishing” uygulanan eğelerin uygulanmayan aynı boyut ve ebattaki eğelere göre dđngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin %117 daha fazla olduğu belirtilmektedir⁶⁴. Elektropolishing uygulanmış eğeler uygulanmayan eğelere göre dđngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç göstermekte iken torsiyonel direnç aısından karşılaştırıldığında ise pek fark görülmemektedir. Yüzey defektleri, metal katlanmaları “electropolishing” işleminden sonra da görülebilmektedir⁶².

Giriş yolu eğeleri kanalda kullanılan ve torsiyonel kuvvet ile ilk karşılaşılan enstrümanlar olduğu için giriş yolu eğelerinin torisyonel dayanımlarını araştırılmalı ve öğrenilmelidir. Bu sebeple bu tezin amacı 4 farklı giriş yolu eğesinin torsiyonel dayanımlarını belirlemek ve karşılaştırmaktır.

Tezimizin hipotezi 4 farklı giriş yolu eğesinin torsiyonel dayanımları arasında fark olmayacağdır.

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Bilimsel Araştırmalar Kurulu tarafından PYO.DİŞ.1904.18.018 no'lu proje ile desteklenmiştir. Bu tezin hazırlık aşamalarından örneklerin seçimi ve hazırlanması, torsiyonel test aşaması ve istatistiksel analiz kısımları Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim dalında gerçekleştirilmiştir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi ise Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde (KİTAM) yapılmıştır.

3.1. Örneklerin Seçimi ve Çalışma İçin Hazırlanması

Çalışmamızda, torsiyonel dayanımlarını değerlendirmek üzere 4 farklı Ni-Ti giriş yolu eğe sistemi kullanıldı (Şekil 23, 24, 25, 26) (Tablo 2).



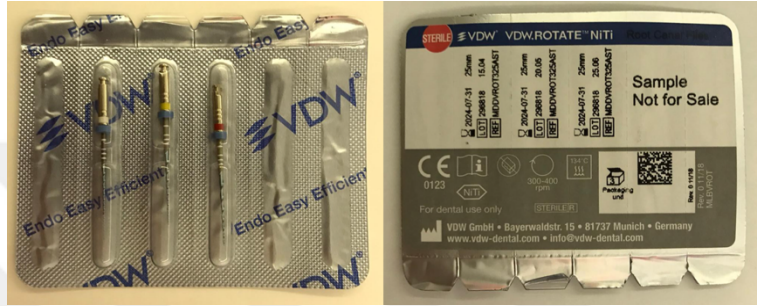
Şekil 23. Mtwo 10.04 eğesi



Şekil 24. ProGlider giriş yolu eğesi



Şekil 25. R-Pilot giriş yolu eğesi



Şekil 26. Rotate 15.04 eğesi

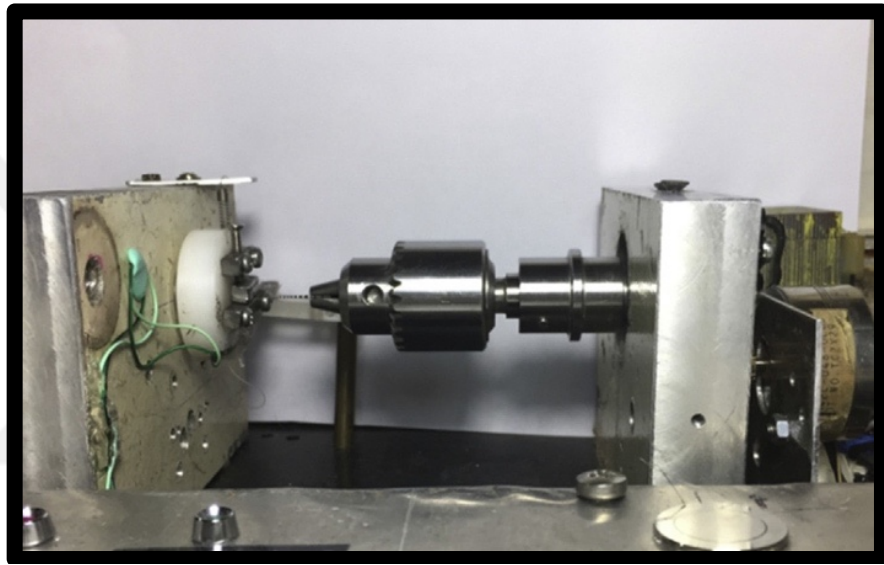
Tablo 2. Çalışmada kullanılan giriş yolu döner ege sistemleri

Döner Ege Sistemi	Üretim Şekli	Firma Adı	Boyut
Mtwo	Geleneksel NiTi	VDW/Almanya	10/04
ProGlider	M-Wire NiTi	Dentsply/İsviçre	16/02
R-pilot	M-Wire NiTi	VDW/Almanya	12.5/04
Rotate	Blue-Wire NiTi	VDW/Almanya	15.04

Bu çalışmada; Mtwo ilk eğesi (10/.04), ProGlider (16/.02), R Pilot (12.5/.04) ve Rotate (15/.04) olmak üzere uzunluğu 25 mm olan 4 farklı giriş yolu döner ege sistemlerinin her birinden 20'ser adet olmak üzere toplam 80 adet Ni-Ti ege kullanıldı. Test aşamasına geçilmeden önce her bir enstrüman kusur ve deformiteler açısından x20 büyütmede bir stereomikroskop (SMZ745T, Nikon, Tokyo-Japan) altında incelendi. Test edilmek üzere temin edilen eğelerin hiç birinde herhangi bir sorunla karşılaşılması sonucu eğelerin tamamı çalışmaya dahil edildi.

3.2. Torsiyonel Test Aşaması

Ni-Ti eğerlerin torsiyonel dayanımlarını incelemek üzere, özel olarak tasarlanıp yaptırılan test cihazı Şekil 27’de gösterilmektedir (Termosam, Samsun, Türkiye). Test edilen her bir enstrümanın uç ve sap kısımları 2 karşılıklı parça kullanılarak 3 er mm’lik kısımlarından kelepçelendi. Enstrümanlardan Mtwo, ProGlider ve Rotate giriş yolu eğerine, kırılma meydana gelene kadar dakikada 2 devir olacak şekilde saat yönünde, R-Pilot giriş yolu eğerine ise saat yönünün tersinde dakikada 2 devir olacak şekilde torsiyonel kuvvet uygulandı.



Şekil 27. Özel tasarlanmış torsiyonel test cihazı

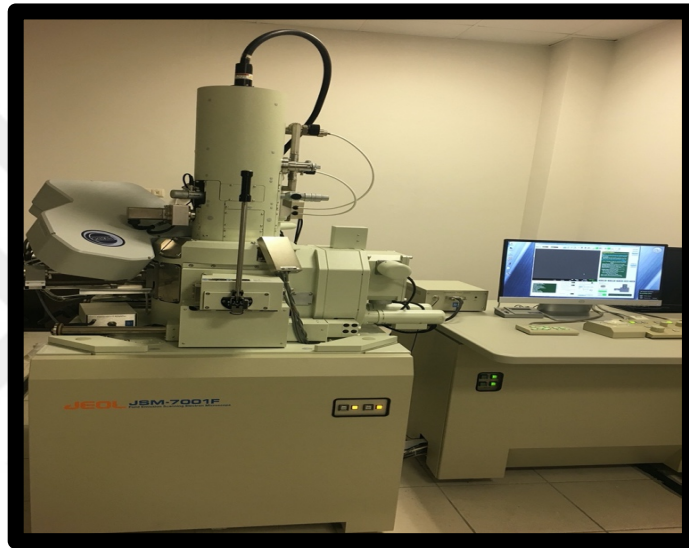
Nihai torsiyonel dayanımı (Ncm) ve başarısızlıktaki dönme açısı ($^{\circ}$) izlendi ve kaydedildi (Şekil 28).



Şekil 28. Torsiyonel test cihazında izlenen parametreler

3.3. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi

Torsiyonel dayanım testi sonrası kırılan enstrümanların kırık hattındaki topografik yapı değişiklikleri, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknik Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan taramalı elektron mikroskobu (JEOL, JSM-7001F, Tokyo, Japonya) altında incelendi (Şekil 29). Kırık eğeler, üzerindeki yağ ve debris kalıntılarını temizlemek üzere önce alkole batırılmış bond fırçası ile silindikten sonra içerisinde etil alkol bulunan ultrasonik cihaz içerisinde 30 dakika bekletildi. Değişik büyütme altında (x50 ve x300) kırık eğe yüzeylerinin fotomikrografları alındı.



Şekil 29. Çalışmamızda kullandığımız SEM cihazı

3.4. İstatiksel Analiz

Çalışmada ki verilerin istatiksel analizinde SPSS yazılımı (IBM Corp, Armonk, NY) kullanıldı. Araştırma kapsamındaki tüm veriler için öncelikle tanımlayıcı istatistikler elde edildi. Normal dağılım gösteren uygulamalar ile ilgili tanımlayıcı istatistikler, n, ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri olarak ifade edildi. Torsiyonel dayanım test verilerinin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro-Wilk Normallik testi ($P > 0.05$) ile değerlendirildi. Çalışmada 4 grubun torsiyonel başarısızlık gösterdiği açı değerlerinin değerlendirilmesi için tek yönlü varyans analizi ve post hoc Tukey testi uygulandı. Açı değerlerindeki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için post hoc Tukey testi uygulandı. Nihai torsiyonel dayanımları verilerinin değerlendirilmesi için Kruskal-Wallis H testi uygulandı. Tüm bulgular $P < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Torsiyonel test cihazında test edilen 4 farklı gruba ait eğerler için torsiyonel başarısızlık görülen tork (Ncm) değerleri ve açı (°) değerleri arasında istatistiki olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Tablo 3, Şekil 30 ve Şekil 31’de her bir grup için torsiyonel başarısızlık görülen tork (Ncm) ve açı (°) değerleri ile karşılaştırılmasını gösterilmektedir.

Gruplar arası ortalama torsiyonel dayanım değerlerinden en yüksek değerin R-Pilot grubunda, en düşük değerin ise Rotate grubunda olduğu gözlemlendi. R-Pilot ve Rotate gruplarının kendi aralarındaki ve diğer gruplara göre olan bu farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($P < 0.05$) belirlendi. Bununla birlikte Mtwo ilk egesi grubu ile ProGlider grubunun torsiyonel dayanım değerleri arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($P > 0.05$). Torsiyonel başarısızlık anında gözlenen rotasyon açısı değerleri için yapılan istatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). Rotate’in ortalama en yüksek açı değerini (315.5 ± 94.5) göstererek kırıldığı tespit edilmiştir. Mtwo’nun ise ortalama en düşük açı değerinde (180.18 ± 105.39) kırıldığı tespit edilmiştir. Mtwo ve Rotate grubu ile hem ProGlider hem R-Pilot grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark varken ($p < 0.05$), ProGlider ile R-pilot grupları arasında benzerlik tespit edilmiştir.

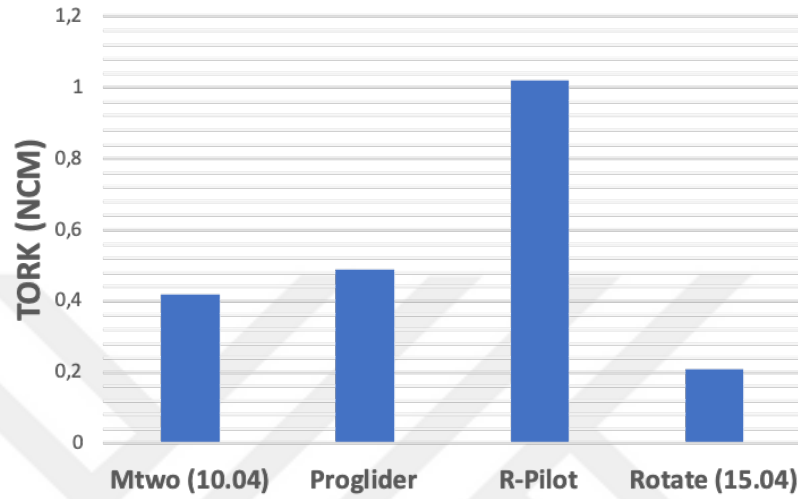
Tablo 3: Test edilen enstrümanların tork ve rotasyon açısının ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar	Tork (Ncm)	Rotasyon Açısı (°)
Mtwo (10.04)	0.42 ± 0.20^a	180.18 ± 105.39^a
ProGlider	0.49 ± 0.24^a	248.00 ± 90.00^b
R-Pilot	1.02 ± 0.58^b	245.5 ± 75.5^b
Rotate	0.21 ± 0.16^c	315.5 ± 94.5^c

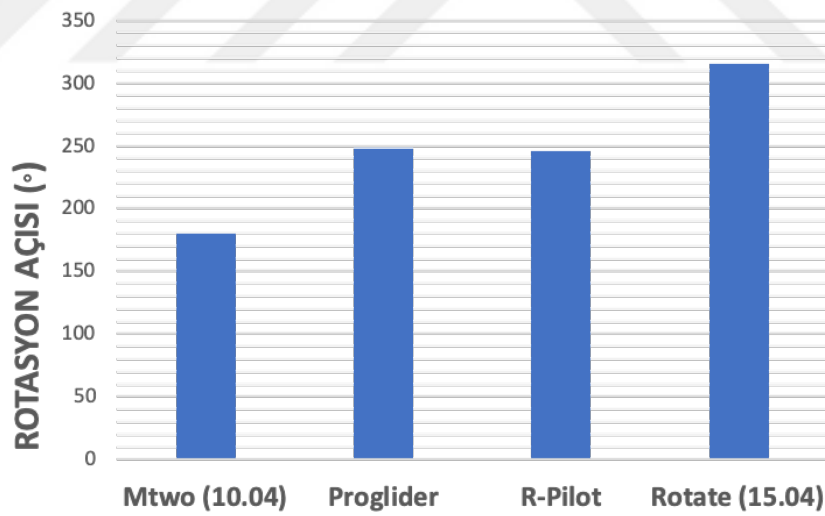
*Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu göstermektedir ($P < 0.05$)

Tüm numunelerin SEM analiz fotomikrografları incelendiğinde, merkeze yakın eğri çukurlar ve dairesel aşınma çizgileri gibi torsiyonel başarısızlığın benzer ve tipik özellikleri saptanmıştır. Enstrümanların lateral görünüşleri, olukların dönüş açısı değerleri ile orantılı olarak deformasyonu göstermiştir (Şekil 32) (Şekil 33) (Şekil 34) (Şekil 35)

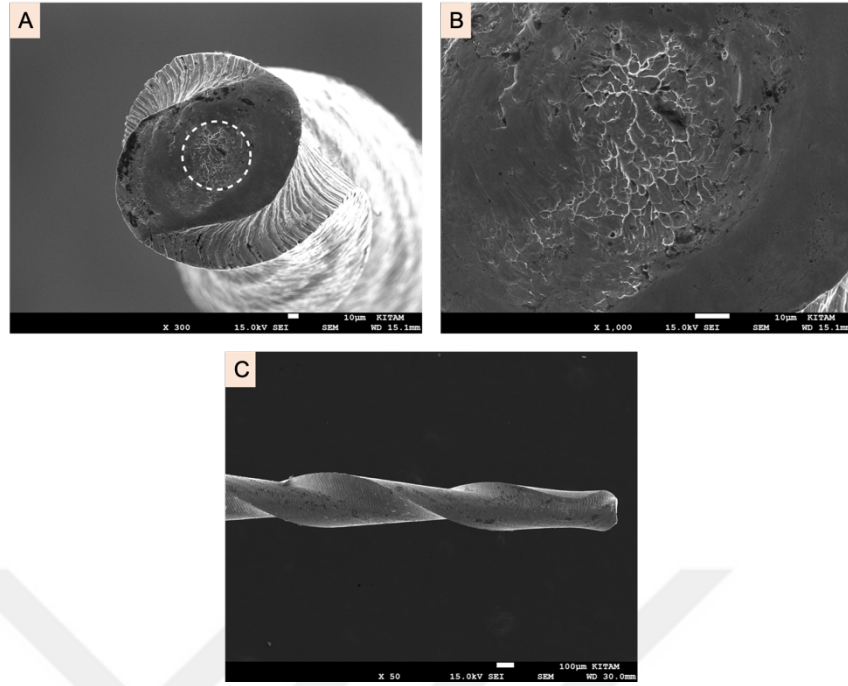
Ayrıca kırık eğelerin D3 seviyesindeki kesitlerinin ek bir incelemesi Autodesk 2018 (Autodesk, Autocad, Kaliforniya/ABD, 2018) programıyla yapılmıştır. Bu incelemeye göre Rotate 15.04 ($34.296 \mu\text{m}^2$)'ün en büyük kesit alanına sahip olduğu bunu R-Pilot ($28.850 \mu\text{m}^2$), Mtwo 10.04 ($27.945 \mu\text{m}^2$) ve ProGlider'ın ($27.421 \mu\text{m}^2$) izlediği tespit edilmiştir.



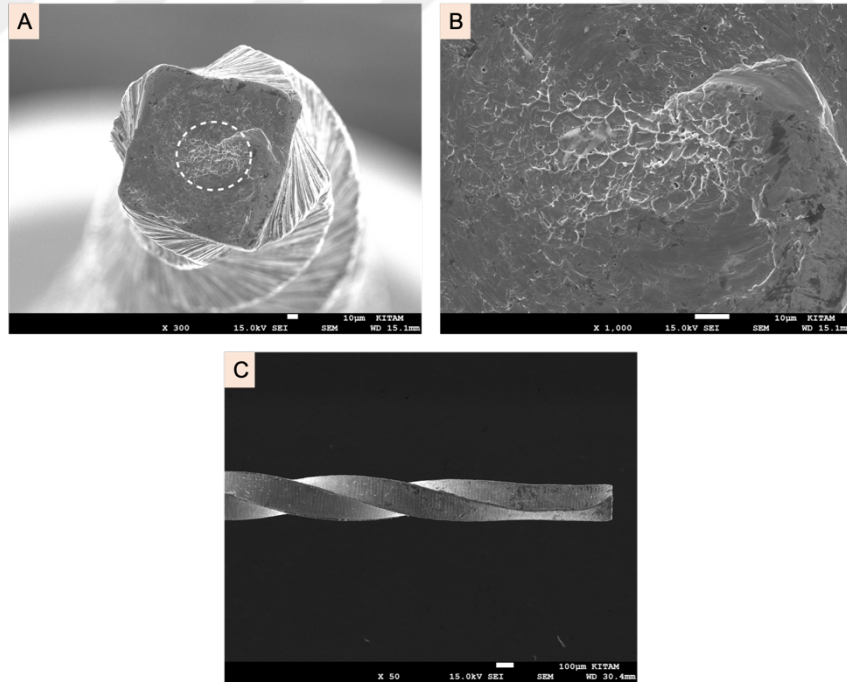
Şekil 30. Kullanılan eğelerin kırıldıkları tork (Ncm) değerlerinin şematik gösterimi



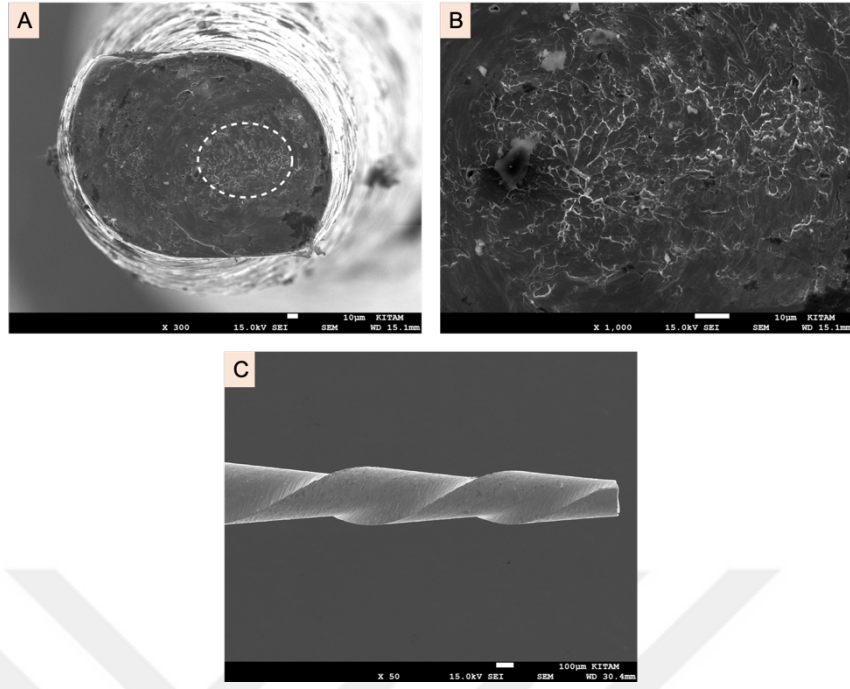
Şekil 31. Kullanılan eğelerin rotasyon açısı (°) değerlerinin şematik gösterimi



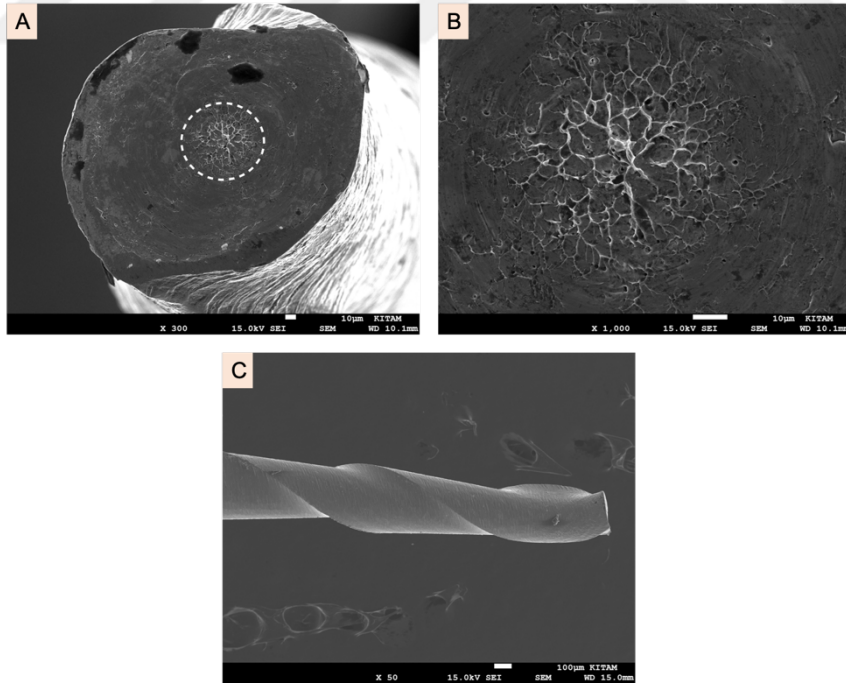
Şekil 32. Mtwo 10.04 egesinin SEM analiz görüntüsü A:Kırık yüzeyin genel SEM görüntüsü (300x büyütme) B: Daha yüksek büyütmede kırık yüzeyin SEM görüntüsü (1000x büyütme) C: Olukların deformasyonunun 50x büyütmede görüntüsü



Şekil 33. ProGlider giriş yolu egesinin SEM analiz görüntüsü A:Kırık yüzeyin genel SEM görüntüsü (300x büyütme) B: Daha yüksek büyütmede kırık yüzeyin SEM görüntüsü (1000x büyütme) C: Olukların deformasyonunun 50x büyütmede görüntüsü.



Şekil 34. R-Pilot giriş yolu eğesinin SEM analiz görüntüsü A:Kırık yüzeyin genel SEM görüntüsü (300x büyütme) B: Daha yüksek büyütmede kırık yüzeyin SEM görüntüsü (1000x büyütme) C: Olukların deformasyonun 50x büyütmede görüntüsü



Şekil 35. Rotate 15.04 eğesinin SEM analiz görüntüsü A:Kırık yüzeyin genel SEM görüntüsü (300x büyütme) B: Daha yüksek büyütmede kırık yüzeyin SEM görüntüsü (1000x büyütme) C: Olukların deformasyonun 50x büyütmede görüntüsü

5. TARTIŞMA

Kök kanal preparasyonu sırasında kanalın orjinal morfolojisinin korunması zorunludur^{8,16}. Bu sebeple kök kanal sisteminin preparasyonu ve hazırlanması endodontik tedavinin en önemli aşaması olarak kabul edilmektedir. Çünkü endodontik tedavide bu basamakların bundan sonraki işlemlerin etkinliği üzerinde bir etkisi vardır^{20,52}. Kök kanalını etkili ve güvenli bir şekilde prepare etmek için çok sayıda farklı teknik, cihaz ve eğe geliştirilmiştir. Bunlar arasında preparasyon tekniğinin modifikasyonu, kök kanal eğelerinin geliştirilmesi, irrigasyon cihazlarının ve çeşitli intrakanal medikamanların kullanımı vardır. NiTi alaşımının eğe üretiminde kullanılması ve NiTi döner eğe sistemlerinin kullanılmaya başlanması da böyle bir girişimdir. Günümüzde, NiTi döner eğe sistemlerinin endodontik uygulamalarda preparasyon komplikasyonlarını engellediği ve preparasyon süresini kısaltarak klinisyenlere kolaylık sağladığı için yaygın olarak kullanılmaktadır²¹⁹.

Kurvatuürlü kanalların paslanmaz çelik eğeler kullanılarak preparasyonlarında paslanmaz çeliğin rijiditesi sebebiyle zip ve kanal transportasyonu gibi komplikasyonlar sıklıkla meydana gelmektedir⁴⁵. NiTi döner eğe sistemlerinin yüksek elastik davranışlarının temelinde NiTi alaşımların gösterdiği yüksek gerilme dayanımı yatar²²⁰. Paslanmaz çelik eğeler ile kurvatuürlü kök kanallarının preparasyonu sırasında, paslanmaz çelik enstrümanların sertliği nedeniyle zip ve kanal transportasyonu gibi prosedür hatalar meydana gelebilmektedir⁴⁵. NiTi döner eğeleri ile Kök kanal preparasyonu sadece daha kolay ve hızlı olmakla kalmaz, aynı zamanda kök kanal morfolojisinde el eğeleriyle yapılan şekillendirmeden daha az iatrojenik hataya neden olur ve kök kanalının hazırlanması gereken süreyi kısaltır²²¹. Ayrıca preparasyon esnasında apikalden daha az debrisin itilmesini sağlamakta ve dolayısıyla postoperatif ağrıyı azaltmaktadırlar²².

Kanal preparasyonu esnasında kanal içinde eğe kırılması endodontik tedavinin sonucunu olumsuz yönde etkileyebilecek endodontik tedavinin en sık görülen komplikasyonlarından biridir^{222,223}. Genellikle kırılmış eğeler kanalın apikal bölümüne erişimi engeller bu nedenle temizleme ve şekillendirme işlemlerinin etkinliğini tehlikeye atabilmektedirler²²⁴.

Alet kırılması, NiTi döner eğe sistemlerinin ana problemidir. NiTi döner eğe sistemleri, diğer endodontik eğelerle karşılaştırıldığında esneklik ve dayanıklılıkları artmış olsa da hala klinik koşullarda kırılmaktadır^{5,7,219,222}. NiTi alaşımının, paslanmaz

çeliğe kıyasla daha düşük esneme dayanımı ve nihai gerilme mukavemeti nedeniyle, NiTi eğeleri, paslanmaz çelik eğelerden daha düşük bir kuvvette kırılmaya daha duyarlıdır^{225,226}. Dahası NiTi eğeler, kırılma öncesinde herhangi bir fiziksel değişiklik göstermeyip klinik bir belirti vermeden kırılmaktadırlar. NiTi kanal eğeleri torsiyonel ve döngüsel yorgunluk sınırlarını aşarak kırılabilmektedirler¹²⁸. Bu sınırların aşılmasında kullanıcı tecrübesi, kullanım şekli (tork ve hız), kanal kurvatürü, ege dizaynı ve kullanım tekniği, kullanım sayısı, üretim tekniği ve kanalda önceden giriş yolu oluşturup oluşturulmaması gibi iatrojenik faktörler yer almaktadır^{2,222}.

NiTi döner ege sistemlerinin kırılması farklı mekanizmalarla ortaya çıkabilir: döngüsel yorgunluk, torsiyonel başarısızlık²²⁷. Torsiyonel başarısızlık (% 55.7) döngüsel yorgunluktan (% 44.3) daha sık görülmektedir. Bir döner endodontik egeinin ömrü, kurvatürlü bir kök kanalına yerleştirildiğinde esneme derecesi ile ilişkili olabilmektedir ve enstrümanın daha büyük esneklik göstermesi beklenenden daha kısa bir ömre yol açabilmektedir^{128,228}. Klinik olarak, kurvatürlü kök kanallarında döngüsel yorgunluk daha sık görülürken, torsiyonel başarısızlık düz bir kanalda bile ortaya çıkabilmektedir^{128,219}. Torsiyonel başarısızlık, egeinin sapı dönmeye devam ederken egeinin ucu veya başka bir bölümü kanalda kilitlendiğinde meydana gelmektedir. Çünkü bu noktada sürtünme artar, daha sonra aşırı torka maruz kalan enstrümanı döndürmek için yüksek tork gerekmektedir. Bu yüksek stres, dentin uzaklaştırılmasında direncin düşük olduğu düz kanallarda klinik olarak önemli olmasa da kurvatürlü ve kalsifiye kanallarda bu direnç yüksektir, enstrüman uç kısmına yakın bir bölgede dentine saplanabilmektedir²²⁹. Sonuç olarak metal yorgunluğunun şiddetinin egeinin torsiyonel dayanım eşiğini aştığı durumlarda, yani metalin elastiklik sınırının aşılması durumunda alet kırılması meydana gelmesi kaçınılmazdır²³⁰.

Giriş yolu; kök kanalının girişinden apikal foramene kadar düzenli bir açıklığın sağlanması olarak tanımlanmaktadır^{10,11}. Kök kanalında daha büyük boyutlu kanal eğeleri kullanılmadan önce bir düzgün bir açıklık sağlamak için giriş yolu oluşturularak kök kanalı büyütülmektedir²³¹. Bu klinik adım torsiyonel stresi ve dolayısıyla NiTi enstrümanların kırılma ihtimalini azaltmak için önemlidir^{10,11}.

Giriş yolu, geleneksel paslanmaz çelik el eğeleri ile veya küçük uç boyutları ve daha küçük konikliğe sahip NiTi döner ege sistemleriyle de hazırlanabilmektedir¹². Giriş yolu enstrümanları kök kanallarında ilk kullanılan enstrümanlar olduğu için dar ve

daralmış kök kanallarında yüksek düzeyde torsiyonel kuvvetlere maruz kalır ve torsiyonel başarısızlığa karşı hassasiyet gösterir²³². Giriş yolu enstrümanları kök kanallarında kullanılan ilk aletler olduğu için eğer bu aşamada alet kırığı meydana gelip kırılan parça çıkartılamazsa kök kanalı gerektiği gibi temizlenemez ve endodontik tedavinin başarısı tehlikeye atılmış olur⁹⁸. Dahası, bugünlerde piyasaya hakim olan tekli giriş yolu enstrümanları, çoklu giriş yolu enstrüman sistemlerinden daha yüksek torsiyonel kuvvetlere maruz kalmaktadır⁵⁹. Bu sebeple, giriş yolu eğelerinin torsiyonel dayanımlarının test edilmesi ve değerlendirilmesi önemlidir.

Bu çalışmanın amacı NiTi alaşımlarından üretilen ve sık kullanılan 4 farklı giriş yolu enstrümanının torsiyonel direncini test etmek ve değerlendirmektir. Çalışmamızın hipotezi reddedildi çünkü test edilen enstrümanların torsiyonel dayanım değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulundu.

5.1. Test Sisteminin Değerlendirilmesi

Torsiyonel kırılma meydana gelmesi için enstrümanın uç kısmının bir kola veya menteşeye sabitlenmesi ve aletin shaft kısmına enstrümanın kırılma direncini aşacak şekilde bir rotasyon yükü (tork) uygulanması gerekmektedir. Bu uygulanan tork kuvveti enstrümanın kırılma direncini aşarsa torsiyonel kırılma meydana gelmektedir. Endodontik enstrümanların torsiyonel kırılması, mekanik testler veya klinik kullanım ile incelenebilmektedir. Laboratuvar testlerinin bulgularını, klinik bir durumla ilişkilendirmek, aletin kırılmasını sağlamak için birlikte hareket eden değişkenlerin fazlalığı sebebiyle zor olsa da , endodontik enstrümanların mekanik özelliklerini araştırmak, klinisyen için geçerli bilgiler sunmak açısından önemlidir^{233,234}. Mekanik testler 2 parametre ile ölçülebilmektedir: saat yönünde veya saat yönünün tersi yönünde maksimum tork ve açısal sapma. Maksimum tork, kırılmadan önceki maksimum torsiyonel direnç ve açısal sapma ise kırılmadan önceki uzun eksen boyunca dönme açısı olarak tanımlanmaktadır²³⁵.

Bu çalışmada Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) 28 numaralı şartnamede açıklanan prosedüre göre monotonik bir torsiyonel dayanım test cihazı kullanılmıştır²³⁶. Bu test kırılmadan önce her cihazın desteklediği maksimum torsiyonel dayanım ve dönme açısına ilişkin doğru bilgi sağlamıştır, güvenli ve etkili klinik kullanımları için kesin tork değerlerini tespit etmiştir^{17,229}. Ayrıca bu yöntemin avantajı, Kök kanal preparasyonu

boyunca enstrümanların tekrarlayan kilitlenmesini taklit etmek için sürekli olarak torsiyonel bir stresin üretilmesidir^{237,238}.

Mtwo, ProGlider ve Rotate giriş yolu eğelerine uygulanan tork, sebebiyle saat yönünde, R-Pilot giriş yolu eğelerine uygulanan tork ise enstrümanın spiral oluklarının yönü sebebiyle saat yönünün tersine uygulanmıştır⁴. Bu çalışmada R-Pilot giriş yolu eğesi için torsiyon testi, enstrüman saat yönünün tersine dönerken maksimum torsiyonel dayanımı ve açısal rotasyonu değerlendirilmiştir. Resiprokasyon hareketi yapmak üzere tasarlanmış enstrümanlar sabit bir torsiyon testinin klinik uygulamasını yansıtmışığı için test etme tekniğine itiraz edilebilir. Ancak klinik şartlarda, resiprokasyon hareketi peşpeşe saat yönünde ve saat yönünün tersinde hareketlerle tam bir rotasyonu üç aşamada gerçekleştirerek torsiyonel stresi en aza indirmektedir⁴. Bu sebeple bu test, yüksek düzeyde torsiyonel kuvvet altında enstrümanın torsiyonel davranışını değerlendirmiştir²³⁹. Bu çalışmada torsiyon testi, enstrümanların klinik kullanımlarından çok farklıydı. Bu çalışmada dönme hızı klinik ayarlardan çok farklı kullanıldı yani kullanılan test tekniği klinik kullanımı yansıtmaz ama bununla birlikte bu yöntem sabit bir torsiyonel stres üretme ve önceki çalışmalarla karşılaştırılabilir doğru sonuçlar sağlama avantajına sahiptir¹⁰⁶. Çünkü, tüm gruplar için belli ve standartlaşmış olan yüksek torsiyonel yük koşullarını sağlamıştır^{4,108}. Ayrıca giriş yolu prosedürleri esnasında, eğe ucunun kök kanalında kilitlenmesini önlemek amacıyla pecking motion (gagalama hareketi) önerilmektedir^{9,16}. Bununla birlikte bu çalışmada statik model bütün enstrümanlar için kesin bir koşul sağlamak ve klinik bir durumda tamamen öznel olan enstrümanlara eksenel yönde uygulanan kuvvet miktarı, eğelerin hareket genliği gibi tüm değişkenleri azaltmak amacıyla kullanılmıştır^{4,240}. Ayrıca kuvvetin ve yönün standardizasyonu torsiyon testlerinde doğru sonuçlar alınmasını sağlamak için esastır^{229,240}.

Torsiyonel dayanımı ve endodontik eğelerin klinik kullanım performanslarını, NiTi alaşımının tipi, eğelerin kesit şekli ve alanı, konikliği, taper açısı, eğelerin uç boyutu, üretim teknikleri gibi faktörler etkilemektedir^{241,242}. Torsiyonel dayanımı etkileyen bir başka faktör Çapar ve ark'nın 2015 yılında yaptığı bir çalışmada gösterilmiştir⁹⁸. Yazarlar torsiyonel dayanım uygulamadan önce eğelerin bir kısmının 3 mm'lik kısımlarını ve diğer kısmının ise 5 mm'lik uç kısımlarını sabitlemişlerdir. 3 mm'lik kısımdan sabitlenen eğeler ile 5 mm'lik kısımdan sabitlenen eğeler karşılaştırıldıklarında 3 mm'lik kısımdan

sabitlenen enstrümanların kırılmaya daha yatkın oldukları tespit edilmiştir⁹⁸. Bu sebeple bu çalışmada eğeler 3 mm'lik uç kısımlarından sabitlenmiştir. Ayrıca 3 mm'lik kenetlenmenin başka bir sebebi ise enstrümanların farklı taper açısı ve uç boyutlarına rağmen D3 seviyelerinde benzer çap değerlerine sahip olmalarıdır. Mtwo 10.04'ün ve ProGlider egesinin D3'te 0,22 mm çap değeri gösterdiği, R-Pilot ve Rotate 15.04'ün sırasıyla 0,245 mm ve 0,27 mm çap değeri gösterdiği bilinmektedir.

5.2. Torsiyonel Test Değerlerinin Karşılaştırılması

Literatürde torsiyonel dayanım ile ilgili bir çok çalışma mevcuttur. Ancak giriş yolu eğelerinin torsiyonel dayanımları hakkında sınırlı sayıda çalışma vardır. Ayrıca piyasaya yeni sürülen ve çalışmamızda kullandığımız Rotate 15.04 giriş yolu egesinin torsiyonel dayanımı hakkında henüz yapılmış bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Mevcut çalışmanın sonuçları R-Pilot giriş yolu egesinin en yüksek torsiyonel dayanıma sahip olduğunu, Mtwo 10.04 ve ProGlider giriş yolu eğeleri arasında torsiyonel dayanım açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ve Rotate 15.04 egesinin en küçük torsiyonel dayanıma sahip olduğu tespit edilmiştir. Üretim yöntemi ve NiTi alaşımı, eğelerin torsiyonel ve döngüsel dayanımlarını etkilemektedir⁵⁸. Mevcut çalışmada Mtwo 10.04 geleneksel NiTi'den, ProGlider ve R-Pilot M-Wire alaşımından, Rotate 15.04 ise Blue-Wire alaşımından imal edilmiştir. M-Wire alaşımından üretilen enstrümanların benzer tasarım özelliklerine sahip geleneksel NiTi'den üretilen enstrümanlara kıyasla benzer ve daha yüksek torsiyonel dayanım değerleri gösterdiği bildirilmiştir^{59,238}

Kırık yüzeylerin SEM analizleri değerlendirildiğinde farklı teknik ve tasarım özelliğine sahip eğeler olmasına rağmen rotasyon merkezinde eş zamanlı aşınma izleri ve çukur alanlar olmak üzere benzer kusurlar ortaya çıkarmıştır. Merkezde ki aşınma izleri torsiyonel kırılmanın tipik özellikleri olarak kabul edilmektedir⁴. 50x büyütmede alınan kırık alet parçalarının lateral görüntüleri kırık seviyesine yakın kırılmadan önce ters burulma (sarma) deformasyonu göstermiştir. Ek olarak lateral görünümde daha yüksek deformasyon açısı gösteren eğelerin spiral oluklarındaki deformasyonlarının daha dikkat çekici olduğu görülmüştür.

İnan ve Keskin'in 2019 yılında yaptıkları çalışmada ProGlider (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland), One G (Micro-Mega, Besancon, France) ve Hyflex EDM (Coltene-Whaledent, Altstätten, Switzerland) giriş yolu eğelerinin torsiyonel

dayanımları değerlendirilmiştir²⁴³. Her grupta 15 adet giriş yolu eğesi bulunan çalışmada kullanılan torsiyonel test düzeneği ve metodu çalışmamızla aynıdır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre Hyflex EDM ve ProGlider giriş yolu eğeleri benzer torsiyonel dayanım değerleri göstermiştir ve One G giriş yolu eğesinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek torsiyonel dayanım değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir.

Üretim yöntemi ve NiTi alaşımı, eğelerin torsiyonel ve döngüsel dayanımlarını etkilemektedir⁵⁸. İnan ve Keskin'in çalışmasında One G geleneksel NiTi'den, ProGlider M-Wire alaşımından ve Hyflex EDM ise CM alaşımından imal edilmiştir⁵⁸. M-Wire alaşımından üretilen enstrümanların, geleneksel NiTi'den üretilen enstrümanlara kıyasla benzer veya daha yüksek torsiyonel dayanım değerleri gösterdiği rapor edilmiştir^{59,238}. Bu çalışmanın sonuçları, M-Wire alaşımından yapılmış R-Pilot giriş yolu eğesi en yüksek torsiyonel dayanım değerine sahip olduğundan ve geleneksel NiTi'den üretilen Mtwo 10/04'ten de daha yüksek torsiyonel dayanım değerleri gösterdiğinden çalışmamızla benzer sonuçlar göstermektedir.

Torsiyonel dayanım değerlerindeki farklılıklar farklı uç boyutu, taper açısı, kesit tasarımı ve enstrümanların kesit alanından etkilenebilmektedir. Bazı araştırmacılar tarafından kesit alanının, eğelerin torsiyonel dayanımı üzerinde uç çapından ve taper açısından daha önemli bir etki gösterdiği vurgulanmıştır²⁴⁴. Her iki çalışmada da, tek bir değişkenin kesin etkisini ölçmek için her bir spesifik enstrümanın torsiyonel dayanımına katkıda bulunabilecek diğer faktörlerin ortadan kaldırılması mümkün değildi. Enstrümanların D3 seviyesindeki enine kesitlerinde yapılan bir incelemede Hyflex EDM'nin en büyük kesit alanına (yaklaşık 29.000 μm^2) sahip olduğu ardından ProGlider (yaklaşık 26.500 μm^2) ve One G' (yaklaşık 19.500 μm^2) geldiği tespit edilmiştir. Bu çalışmada ise Rotate en büyük kesit alanına sahipken (28.850 μm^2) ardından R-Pilot (28.580 μm^2), Mtwo 10.04 (27.945 μm^2) ve ProGlider (27.421 μm^2) takip etmektedir. Artan bir çekirdek kütlesi olmayan daha yüksek bir taper açısı ve daha büyük bir kesit alanı, artan torsiyonel başarısızlık ile değerlendirilmiştir^{4,245}. Bu çalışmada en yüksek taper açısına sahip enstrüman olan Rotate (15/04) grubu en düşük torsiyonel dayanımı gösterdiği için bir önceki cümlede verilen bilgiyi desteklemektedir. Ayrıca eğelerin enine kesit şekillerinin torsiyonel kuvvetler altında gerilim dağılımlarını değiştirerek torsiyonel dayanıma katkıda bulunan başka bir faktör olduğu da yapılan çalışmalarda belirtilmiştir²⁴⁶. Dikdörtgen ve kare kesitlere sahip olan enstrümanlar, üçgen kesit

şekillerine sahip olan enstrümanlara kıyasla daha büyük torsiyonel dayanım ile ilişkilendirilmiştir²⁴⁵. One-G eğesi asimetrik bir kesit şekline sahipken, ProGlider'ın kare kesiti ve Hyflex EDM'nin apikal kısımda kuadratik-trapeziodal, koronal ve orta kısımda üçgen şekle yakın kesit şekline sahip olmak üzere değişken kesit şekli, ProGlider ve Hyflex EDM'nin yüksek torsiyonel dayanım kuvveti ile ilişkilendirilebilir. Bu yönde kıyaslandığında bu çalışma ile benzer sonuçlar görülmemektedir. S şekilli yatay kesite sahip olan R-Pilot giriş yolu eğesinin kare şekilli kesite sahip olan ProGlider'dan ve yine S şekilli kesit tasarımına sahip olan Mtwo ve Rotate'den daha büyük torsiyonel dayanıma sahip olduğu saptanmıştır. Sonuçlarda ki bu farklılık torsiyonel dayanımın eğelerin kesit tasarımından başka üretim şekilleri, taper açısı gibi faktörlerden de etkilenmesine bağlanabilir. ProGlider ve One G enstrümanları arasında anlamlı bir fark yokken Hyflex EDM en yüksek açı değerlerini göstermiştir. Bizim çalışmamızda ise ProGlider ve R-Pilot arasında anlamlı bir fark yokken, Rotate en yüksek açı değerini göstermiştir. Daha öncede bahsedildiği gibi daha yüksek rotasyon açısı değerleri güvenlik faktörü ve avantaj olarak kabul edildiği için aynı zamanda klinik olarak yüksek bir rotasyon açısı enstrümanın görünür deformasyonuna sebep olup klinisyenleri eğenin bir başka yükte kırılabileceği konusunda uyardığı için Hyflex EDM, Rotate giriş yolu enstrümanları dar ve daralmış kök kanallarında giriş yolu hazırlanması için tavsiye edilebilmektedir.

Lee ve ark, 2019 yılında yaptıkları çalışmada One G (#14/ .03; Micro-Mega, Besancon, France), ProGlider (#16/progressive taper; Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland), ve EdgeGlidePath (#16/progressive taper; Edge Endo, Albuquerque, NM) giriş yolu eğelerinin (her bir gruptan 15 adet olmak üzere) döngüsel yorgunlukları, torsiyonel dayanımları ve bükülme sertliklerini değerlendirmişlerdir²⁴⁷. Torsiyonel dayanım için kullandıkları test düzeneği ve metodu bizim çalışmamızla birebir aynı olmasına rağmen tek fark eğelerin 2 adet polikarbonat rezin blok kullanılarak sabitlenmiş olmasıdır. Torsiyonel dayanım test değerleri karşılaştırıldığında ise One G, ProGlider ve Edge Glide Path File'den daha yüksek torsiyonel dayanım göstermiştir. One G en yüksek açısal sapmayı göstermiştir bunu Edge Glide Path File izlemiştir ve en küçük açısal sapmayı ProGlider göstermiştir. Bu çalışmanın sınırlamalarıyla ilgili olarak ısıl işlem görmüş giriş yolu eğeleri daha yüksek döngüsel yorulma direnci gösterir ama daha düşük torsiyonel dayanım göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda ise ısıl işlem görmüş

Rotate (15/04) giriş yolu eğesi en düşük torsiyonel dayanımı göstermiştir. Bu yönden karşılaştırıldığında çalışmamızın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Lopes ve ark'nın 2011 yılında yaptığı çalışmada pathfinding enstrümanlar olan C⁺ eğesi, C Pilot eğesi ve konvansiyonel K tipi eğelerin her birinden 10 adet kullanarak torsiyonel özelliklerini değerlendirmişlerdir²³⁵. C⁺ eğesi işlenerek, C Pilot eğesi ve konvansiyonel K tipi eğe bükülerek üretilmektedir. Enstrümanların tümü 10 boyutunda ve 25 mm uzunluğunda olan enstrümanlardan seçilmiştir. C Pilot eğesi ve konvansiyonel K tipi eğe 0,02 taper açısına ve . C⁺ eğesi ise uçtan ilk 4 mm'de 0,04 taper'a geri kalan bölümde ise 0,02 taper açısına sahiptir. Bu çalışmadaki test düzeneği ve uygulaması bizim çalışmamızla benzerdir. Bizim çalışmamızla benzer şekilde nihai torsiyonel dayanım değeri ve açısal başarısızlık karşılaştırılmıştır. Lopes ve ark'nın yaptığı çalışmada enstrümanın D3'teki (enstrümanların uç kısmından sabitlendiği nokta) çapı artarsa torsiyonel başarısızlık görülen açısal sapma değeri azalır diye belirtmişler ve C egesinin D3'te en yüksek çapa sahip olmasına rağmen en düşük açısal sapma gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla benzer değildir. Bu çalışmada D3'te en yüksek çapa Rotate eğesi sahip olmasına rağmen en yüksek açısal sapma da bu eğe de görülmüştür.

Mevcut çalışmada Rotate 15.04 giriş yolu eğesi tüm gruplar içerisinde en yüksek dönme açısı değerine sahipken, ProGlider ve R-Pilot giriş yolu eğeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamış ve Mtwo 10.04 giriş yolu egesinin tüm gruplar içerisinde istatistiksel olarak anlamlı olarak en küçük dönüş açısına sahip olduğu saptanmıştır. Rotate 15.04'ün en yüksek dönme açısına sahip oluşu diğer enstrümanlara kıyasla daha yüksek yumuşaklığa sahip olması ile açıklanabilir. Ayrıca Rotate 15.04'ün yüksek dönme açısına sahip oluşu üretim sürecinde kullanılan NiTi alaşımının mavi ısıtılma işleminden geçmesiyle bu enstrümanın deformasyon kapasitesini ve esnekliğini arttırmasıyla açıklanabilmektedir¹¹². Birçok yazar endodontik enstrümanların torsiyonel başarısızlığını etkileyen ana parametrenin maksimum tork değil torsiyonel başarısızlıktaki açısal sapma olduğunu düşünmektedir^{182,248}. Bunun sebebi, klinik kullanım sırasındaki açısal sapma (başarısızlık dereceleri veya açılar), torsiyonel başarısızlık ile alakalı bir güvenlik faktörü olarak işlev görebilmektedir. Bir eğenin dayanabileceği açısal sapma ne kadar yüksek olursa, torsiyonel başarısızlık görülmeden önce elastik ve plastik deformasyon oranı o kadar yüksek olmaktadır. Bu özellik bir

güvenlik faktörü olarak görev görür, çünkü uygulanan tork, torsiyonel direncin altında kalacaktır ve ege kanaldan çıkarıldıktan sonra gözlenen plastik deformasyon (kesici spirallerde görülen açılma) kırılma riski konusunda bir uyarı sağlamaktadır.

Dar bir kanal prepare edilirken, klinisyenin küçük bir eğenin (örneğin #8 veya #10) uç kısmının hareketsiz kaldığını algılanması genellikle çok zordur. Sonuç olarak küçük eğeler için açılma sapma değerleri maksimum torktan daha önemli olabilir. Hazırlık esnasında, giriş yolu eğeleri sık sık kanaldan çıkartılarak shaftı boyunca plastik deformasyonlar için dikkatlice incelenmelidir.

Alcalde ve ark'nın 2018 yılında giriş yolu enstrümanları kullanarak yaptıkları çalışmada birkaç NiTi alaşımından üretilen giriş yolu enstrümanlarının torsiyonel dayanımı değerlendirilmiştir²⁴⁹. Her grupta 8'er adet olmak üzere ProGlider (M-Wire), Hyflex GPF (Coltene-Whaledent, Altstätten, Switzerland) (Konvansiyonel NiTi alaşım ve şekil hafızalı alaşım), Logic (Easy Equipamentos Odontológicos, Belo Horizonte, Brazil) (Konvansiyonel NiTi alaşım ve şekil hafızalı alaşım), ve Mtwo (Konvansiyonel NiTi alaşım) giriş yolu enstrümanları kullanılmıştır. Torsiyonel dayanımları test etmede kullanılan sistem ve metod çalışmamızla benzerdir. Bu çalışma da en düşük rotasyon açısına sahip giriş yolu enstrümanı ProGlider (16/02) olarak tespit edilmiştir. Ardından Mtwo (10/04) gelmektedir. Bu çalışmada daha küçük taper açısına sahip enstrümanların en yüksek dönme açısına sahip olduğu not edilmiştir. Bizim çalışmamızda Rotate (15/04) giriş yolu enstrümanlarının olduğu grupta en yüksek rotasyon açısı değerleri saptanmıştır. Ayrıca bu çalışmada en yüksek rotasyon açıları Logic CM (25/01) ve Hyflex GPF CM(15/02 ve 20/02)'de tespit edilmiştir ve bu durumun iki eğeye de ısıtma işlem uygulanmasından kaynaklandığı düşünülmektedir^{59,91,106,108,242}. Bu sonuç çalışmamızla benzerdir çünkü bizim çalışmamızda ısıtma işlem uygulanıp Blue-Wire alaşımından yapılan Rotate giriş yolu enstrümanları daha yüksek dönme açısına sahiptirler. Ayrıca bu çalışmada nihai torsiyonel dayanım değerleri karşılaştırıldığında Logic (25/01)'in tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek torsiyonel dayanım değerine sahip olduğu diğer gruplar arasında ise ProGlider, Mtwo, Logic CM, Hyflex GPF CM torsiyonel dayanım değerine göre anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda da R-Pilot en yüksek tork değerine sahipken Mtwo ve ProGlider arasında anlamlı bir fark bulunamaması yönünden çalışmamız ile benzer sonuçlar göstermektedir.

Bu sonuçlar muhtemelen NiTi döner eğelerinin torsiyonel özelliklerini etkileyen farklı kesitsel tasarımlar, NiTi alaşımının tipi, uç boyutu ve taper açısı ile ilişkilidir^{47,94,106,250}.

Ayrıca D3'teki kesit alanlarının alan yazılım programı vasıtasıyla ölçülmesi sonucu Mtwo 10.04 eğesinin D3'te saptanan kesit alanının ($36.980 \mu\text{m}^2$) ProGlider giriş yolu eğesinden ($30.823 \mu\text{m}^2$) büyük olduğu saptanmıştır. Bu sonuçlar çalışmamız ile benzerdir. Ayrıca önceki çalışmalar, enine kesit alanları küçük olan eğelerin daha düşük torsiyonel dayanıma sahip olduğunu belirtmiştir^{4,94,108,245}. Bu bilgi çalışmamız tarafından desteklenmemektedir. Ayrıca kesitsel tasarımlar torsiyonel kuvvet altındaki stres dağılımını değiştirmekte ve bu da torsiyonel dayanımı ve kırılma yatkınlığını etkilemektedir²⁵¹.

Santos ve ark 2018 yılında yaptıkları çalışmada R-Pilot ve WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) NiTi giriş yolu resiprokasyon sistemlerinin torsiyonel dayanımlarını değerlendirmişlerdir²³¹. Her grupta 10'ar adet enstrüman kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre R-Pilot giriş yolu eğesinin torsiyonel dayanım değerleri WaveOne Gold Glider'dan anlamlı olarak büyüktür. Uçtan 3 mm'lik kısımda eğelerin cihaza kenetlendiği yerde, WaveOne Gold Glider'ın konikliği yaklaşık% 2'dir^{107,114}. R-Pilot'un konik kısmı% 4'tür. Bu nedenle, R-Pilot ve WaveOne Gold Glider enstrümanlarının D3'teki kesit çapları, sırasıyla yaklaşık 0.245 mm ve 0.210 mm'dir. Bu nedenle, daha büyük çaplı (R-Pilot) enstrümanın daha önceki çalışmalarda gösterildiği gibi kırılması için daha büyük torsiyonel kuvvet gerektirmektedir^{119,120,249}. Ayrıca, WaveOne Gold Glider, M-Wire alaşımına kıyasla daha fazla esnekliği olan bir termomekanik işleminden geçirilmiş yeni bir NiTi alaşımı içermektedir^{82,107}.

Önceki çalışmalar, enstrümanın esnekliği ne kadar fazlaysa, torsiyonel dayanımın o kadar düşük olduğunu göstermiştir^{120,250}. Bu sonuçlar bizim çalışmamız ile uyumludur. Bizim çalışmamızda R-Pilot en büyük torsiyonel dayanım değerine sahiptir ve aralarında anlamlı bir fark olmayan ProGlider ve Mtwo' dan istatistiksel olarak anlamlı derecede büyüktür. R-Pilot (0.245) ve ProGlider (0.22) enstrümanlarının her ikisinde M-Wire alaşımından yapılmıştır. Bu yüzden bunları D3 kesitinde çaplarına göre karşılaştıracak olursak R-Pilot enstrümanın tork değerinin ProGlider'dan büyük olması bu çalışma ile uyumludur. Isıl işlem görmüş alaşımların torsiyonel dayanımları görmemiş olanlara göre daha yüksektir. Bu yüzden R-Pilot enstrümanının torsiyonel dayanım

değerinin Mtwo'nın ilk enstrümanından yüksek olması çalışmanın sonuçları ile uyumludur. Açısal rotasyon değerlerini karşılaştıracak olursak WaveOne Gold Glider'in torsiyonel başarısızlık anında izlenen açı değerlerinin anlamlı olarak R-Pilot'tan büyük olduğu tespit edilmiştir. WaveOne Gold Glider'in daha büyük açısal rotasyonu NiTi alaşım üretim işlemlerindeki farklılıklardan meydana gelebilir. Termomekanik işlemlerle sağlanan daha büyük esneklikler enstrümanların deformasyon kapasitesini artırabilir^{82,107}. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla uyumludur çünkü ısıtma işlemi görüp Blue-Wire alaşımından üretilen geçirdiği termomekanik işlemler ile daha büyük esnekliğe sahip olan Rotate grubu en büyük açı değerlerini göstermektedir.

Alcalde ve ark'nın 2017 yılında yaptıkları çalışmada 3 farklı termal ısıtma işlemi görmüş Ni-Ti enstrümanının torsiyonel dayanımı ve döngüsel yorgunluğu değerlendirilmiştir. 20'şer adet Resiproc 25.08, Prodesign 25.06 ve WaveOne Gold 25.07 enstrüman kullanılmıştır²⁵². Torsiyonel test düzeneği ve metodu bizim çalışmamızla benzerdir. Resiprokasyon hareketi yapan bu enstrümanlara çalışmamızda olduğu gibi saat yönünün tersinde torsiyon kuvveti uygulanmıştır.

Alcalde ve ark'nın 2017 yılında yaptıkları diğer bir çalışmada ise farklı NiTi alaşımlardan üretilen resiprokasyon hareketi yapan tek ege sistemlerinin torsiyonel ve döngüsel dayanımları değerlendirilmiştir²⁴⁹. Torsiyonel test düzeneği ve metodu çalışmamızla benzerdir. Egelere saat yönünün tersinde rotasyon hareketi uygulanmıştır.

Acosta ve ark'nın 2017 yılında 30'ar adet Typoon (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT), Hyflex CM (HF; Coltene/Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH), Race (FKG, La- Chaux De Fonds, Switzerland) ve Protaper Universal F2 (F2; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) kullanılarak yaptıkları çalışmada şekil hafızalı ve konvansiyonel Ni-Ti enstrümanların torsiyonel direnci üzerinde döngüsel deformasyonun etkisi araştırılmıştır²⁴². Çalışmada kullanılan torsiyonel test mekanizması bizim çalışmamız ile benzerdir. Bu çalışmada kontrol grubu enstrümanlarının torsiyonel dayanımını değerlendirirken üçgen dış bükey bir kesite sahip olan, D3 kesitinde çapı daha büyük olan ve daha büyük helikal açılara sahip olan enstrümanlardan daha yüksek tork değerleri beklenebileceği bildirilmiştir²⁵³. Bu çalışmada en yüksek tork değeri PTU F2 enstrümanında saptanmıştır. Bizim çalışmamızla karşılaştırıldığında D3'teki çapı en

büyük olan eğe Rotate olmasına rağmen aynı zamanda tüm enstrümanlar arasında tork değeri en yüksek olan giriş yolu eğesi R-Pilot'tır.

Bahia ve ark'nın 2006 yılında yaptıkları çalışmada taklit edilmiş klinik kullanımın Ni-Ti endodontik döner eğelerin torsiyonel dayanımı üzerindeki etkisi araştırılmıştır²²⁹. Toplam 180 adet eğe kullanılmıştır; 0.04 ve 0.06 taper açısına sahip olan ProFile (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) enstrümanlarından #20, #25, #30 boyutunda olmak üzere toplam 30 set. Kontrol grubundaki enstrümanlar direk torsiyonel teste tabi tutulurken diğer iki gruptan ilki yorulma ömrünün yarısına kadar diğeri ¾'ne kadar kullanılmış sonra torsiyonel teste tabi tutulmuştur. Torsiyonel test düzenekleri benzerdir. Bu çalışmada kırılma sırasında maksimum torkun eğe çapıyla (boyut-taper) orantılı olarak artma eğiliminde olduğu tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan enstrümanlar aynı taper açısına ve sabit bir şekilde artan boyuta sahip olmadıkları için çalışmamızın sonuçları karşılaştırılabilir değildir.

Elnagy ve Elsaka'nın 2018 yılında yaptıkları çalışmada XP-endo Shaper'ın vücut sıcaklığında birkaç NiTi döner enstrümanla kıyasla torsiyonel dayanımı değerlendirilmiştir¹¹⁹. Vücut sıcaklığında XP-endo Shaper, TRUShape (TRS; 30.06, Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, USA), ProFile Vortex (PV; 30.04, Dentsply Tulsa Dental Specialties), ve FlexMaster (FM; 30.04, VDW GmbH, Munich, Germany) nikel titanyum döner enstrümanlar kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan torsiyonel test düzeneğinde farklılıklar mevcuttur. Her enstrümanın 5 mm ucundan sabitlemek için ışıkla sertleşen rezin kompozit kullanılarak doldurulan metal bir blok kullanılmıştır. (Grandio; Voco, Cuxhaven, Germany)²³⁷. Enstrümanlar 5 mm ucundan sabitlenmiştir. Enstrümanların sabitlendiği metal blok torsiyon testi esnasında 37° C' de bir salin solüsyon içeren cam kabın içine (VWR Scientific, Chicago, IL, USA) yerleştirilmiştir. Her bir sistem için endodontik tork kontrollü motor (X-Smart; Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) kullanılarak 300 devir / dakikada otomatik durdurma modu devreye girene kadar (1.0 Ncm) otomatik olarak durdurulmuş ve motor otomatik olarak durdurulduğunda bu bir start-stop yükleme döngüsü olarak sayılmıştır. Burulma direnci, her bir enstrüman için kırılmadan önce yük uygulamalarının sayısı sayılarak tahmin edilmiştir. Bu çalışmanın materyal-metodu çalışmamız ile benzerlik göstermemektedir.

2017 yılında Goo ve ark'nın yaptıkları çalışmada çeşitli ısıt işlem görmüş NiTi döner eğelerin mekanik özellikleri araştırılmıştır⁹⁵. Enstrümanların bükülme sertlikleri,

döngüsel yorgunlukları ve torsiyonel dayanımları değerlendirilmiştir. Çalışmada kullanılan torsiyonel test metodu ile bizim çalışmamız arasında farklılıklar mevcuttur. Enstrümanlar 5 mm'lik uç kısımlarından sabitlenmişlerdir. Her bir enstrümana kırılana kadar dakikadaki devir sayısı 20 (20 rpm) olacak şekilde torsiyonel kuvvet uygulanmıştır. Bu çalışmanın sonuçları bizim sonuçlarımız hem aynı bölgeden sabitlenmediği hem farklı dönme hızı uygulandığı için aynı zamanda bu çalışmada aynı boyutta olan 5 farklı eğe test edildiği için karşılaştırılabilir değildir. Bu çalışmanın yazarlarına göre ADA spesifikasyonunda önerilen 3 mm'lik sabitleme paslanmaz çelik eğeler için verilmiştir ve paslanmaz çelik eğeler döner eğelerden hızlı değildir ayrıca eğelerin ortak kırılma seviyesi göz önüne alındığında torsiyonel yük uygulamak için apikal 5 mm'lik kısımlardan sabitlenmesi gerektiğini savunmaktadırlar. Ayrıca, şartname tarafından önerilen 2 rpm'lik dönme hızı yerine 20 rpm'lik dönme hızı uygulanmıştır. Bu çalışmanın yazarlarına göre el eğelerinden daha hızlı hareket eden NiTi enstrümanlarının öneriden daha hızlı bir şekilde test edilmesi gerekebilmektedirler. Son zamanlarda, Ha ve ark. dönme hızının NiTi enstrümanlarının burulma dayanımını etkilemediğini bildirdiği öğrenildiği için 20 rpm'lik hız uygulanmıştır²⁵⁴.

2017 yılında Ha ve ark'nın yaptıkları çalışmada NiTi enstrümanların torsiyonel dayanımı üzerinde rotasyonel hızın etkisi incelenmiştir²⁵⁴. Hepsi #25.06 boyutuna sahip olan 3 farklı eğe seçilmiştir. Torsiyonel testler, 2 madde dışında ADA 28 numaralı şartnameye göre gerçekleştirilmiştir. İlk olarak enstrümanlar 5 mm'lik uç kısımlarından sabitlenmiştir ve ADA şartnamesinde 2 rpm olan dönme hızı farklı hızlarda uygulanarak değiştirilmiştir. Rotasyon hızların 2, 60, 350, 600 rpm olarak değiştirilerek her gruba uygulanmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde NiTi döner enstrümanların torsiyonel dayanımının, rotasyon hızının değişmesinden etkilenmeyeceği tespit edilmiştir. Ayrıca bu çalışmanın yazarları NiTi döner eğelerin torsiyonel testleri için çok daha yüksek hızlar uygulanmasının kesinlikle daha uygun olacağını düşünmektedirler. Bu çalışmanın sonuçları uygulanan rotasyon hızları ve enstrümanların sabitlendikleri noktalar farklı oldukları için çalışmamız ile karşılaştırılabilir sonuçlar değildir.

Kaval ve ark'nın 2016 yılında yaptıkları çalışmada çeşitli alaşım özelliklerine sahip yeni NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk ve torsiyonel dayanımlarını değerlendirmişlerdir¹⁰⁶. Hyflex EDM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland), Protaper Gold (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK) ve Protaper Universal

(Dentsply Tulsa Dental Specialties) olmak üzere hepsi #25.08 boyutuna sahip olan 3 farklı NiTi ege sistemi seçilmiştir. Çalışmada kullanılan torsiyonel test düzeneği ve metodu çalışmamızla benzerdir.

2018 yılında Silva ve ark'nın yaptıkları çalışmada blue ısıt işlem görmüş resiprokasyon hareketi yapan enstrümanların torsiyonel dayanımları test edilmiştir²⁵⁰. Test düzenekleri çalışmamızla benzerdir. M-Wire alaşımından üretilen Reciproc (VDW, Munich, Germany) ile Blue Wire alaşımından üretilen Reciproc Blue'nun (VDW, Munich, Germany) torsiyonel dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada araştırmacılar Reciproc Blue'nun torsiyonel dayanımının M-Wire alaşımından üretilmiş Reciproc'tan daha düşük olduğunu tespit etmişlerdir ($P<0.05$). Bu bulgular M-Wire alaşımının torsiyonel başarısızlığa Blue Wire alaşımından daha dirençli olduğunu ve kırılmaya karşı daha yüksek bir direnç sergilediğini göstermektedir. Mevcut çalışmada da Blue Wire alaşımından üretilen Rotate 15.04 enstrümanı tüm gruplar içerisinde istatistiksel anlamlı ölçüde en düşük torsiyonel dayanımı gösterirken ($P<0.05$) M-Wire alaşımından üretilen R-Pilot ise en yüksek torsiyonel dayanımı göstermiştir ($P<0.05$). Çalışmaların sonuçları benzerdir. Bu durum üretim sürecinde kullanılan alaşım türü ile ilişkilendirebilmektedir. Önceki çalışmalar, mavi ısıt işlem görmüş alaşımın geleneksel M-Wire alaşımından daha fazla esnekliğe ve daha düşük burulma yüküne sahip olduğunu göstermiştir^{109,112}

Silva ve ark 2019 yılında yaptıkları çalışmada ısıt işlemin NiTi eğerlerin torsiyonel dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmiştir²⁵⁵. Test düzenekleri çalışmamız ile benzerdir. Sadece 2 farklı sıcaklıkta değerlendirilmesi sebebiyle farklılık göstermektedir.

Tokita ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada ProFile döner eğerlerinin yüksek hızlı dijital video görüntüleme ile görselleştirilen rotasyon veya resiproskasyon hareketinin dinamik torsiyonel ve döngüsel kırılma davranışı incelenmiştir²⁵⁶. Torsiyonel test düzeneği ve metodu çalışmamızdan farklıdır. Rotasyon hareketi tork kontrolü olmadan 300 rpm'de yapılmıştır. Resiprokasyon hareketi ise öncelikle 90° kesici olmayan yöne ardından tork kontrolü olmadan 180° kesme yönüne döndürülmüştür. Eğerler çalışmamızdan farklı olarak video ile görüntülemeyi kolaylaştırmak amacıyla 10 mm'lik uç kısımlarından gömülmüştür. ProFile eğerine hem rotasyon hem resiprokasyon hareketi yaptırılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda yazarlar resiprokasyon hareketinin hem

torsiyonel hem döngüsel yüklerde daha yüksek torsiyonel dayanım ve döngüsel yorulma direnci sağladığını tespit etmiştir. Bizim çalışmamızda resiprokasyon hareketi yapan R-Pilot giriş yolu enstrümanının rotasyon hareketi yapan ProGlider, Mtwo ve Rotate'den istatistiksel olarak anlamlı derece yüksek torsiyonel dayanım göstermesi sebebiyle iki çalışmanın sonuçlar uyumludur.

Camps ve ark'nın 1994'de Nitinol enstrümanların ve Canal Master U paslanmaz çelik eğesinin torsiyonel ve sertlik özelliklerini araştırdıkları çalışma literatürde rastlanan ilk torsiyonel çalışmasıdır²⁵⁷. Her grupta 10 adet olmak üzere Canal Master U(CMU-SS) ve Canal Master U (CMU-NiTi) enstrümanları kullanılmıştır. Torsiyonel testler esnasında Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) 28 numaralı şartnameye uyulduğu belirtilmiştir. Bir torkmetre cihazı (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ile eğelerin torsiyonel dayanımları test edilmiştir. Eğeler cihaza 3 mm ucundan sabitlenmiş olup saat yönünde ve saat yönünün tersinde dakikada 2 (2 rpm) devir yapmış ve kırıldığı andaki tork değeri tork metresinde gösterilen değer olarak g/cm cinsinden kaydedilmiştir. Ayrıca dönme açısı içinde yine cetvelde gösterilen değer kayıt altına alınmıştır. Çalışmalar eğelerin 3 mm uçlarından sabitlenmesi yönünden benzer olsa da bizim çalışmamızda ve güncel torsiyonel çalışmalarında tork değerleri Ncm cinsinden ölçülmektedir.

Frota ve ark'nın 2014 yılında yaptıkları çalışmada resiprokasyon hareketi yapan tek ege sistemlerinin ve rotasyon hareketi yapan ege sistemlerinin torsiyonel dayanımı ve döngüsel yorgunlukları karşılaştırmıştır²⁵⁸. Resiprokasyon hareketi yapan grupta Wave One ve Reciproc tek ege sistemleri, rotasyon hareketi yapan grupta Mtwo ve Protaper Universal ege sistemleri yer almaktadır. Torsiyonel test metodu ve düzeneği bizim çalışmamızla tamamen farklıdır. Enstrümanlar kontrol edilebilir bir hız ve torkta Resipro Silver (VDW) endodontik motor ile test edilmiştir. Motor rotasyon yapan enstrümanlar için sabit bir 280 rpm hızda ve 230 gcm'lik bir torkta çalıştırılmıştır. Resiprokasyon hareketi yapan enstrümanlar için WaveOne sisteminde WAVEONE ALL modu ve Reciproc sistemindeki eğeler için RECIPROC ALL modu kullanılmıştır. Motor aktivasyonundan ege kırılmasına kadar geçen süre dijital bir zamanlayıcıya kaydedildi. Döngü sayısı,rotasyon yapan enstrümanların (280 rpm) dönme hızlarının, 60 (saniye) ile bölünerek, ege kırılmasına kadar geçen zamanla çarpılarak elde edilmiştir. Resiprokasyon yapan sistemler için, kırılmaya kadar geçen zamanın değeri 10 ile çarpılmıştır çünkü elektrik motoru resiprokasyon yapan eğeler için saniyede 10 devir gerçekleştirmiştir. Test

edilen enstrümanların yarısında ($n = 10$), simüle edilen kanalın aksiyal yer değiştirmesini destekleyen cihaz çalıştırılmıştır. Cihaz uygun şekilde konumlandırıldığında, ana şalter açılmıştır. Düşük hızda bir el eğesi/ eğelerinden oluşan bir set, pecking motion hareketini yeniden üretmek için pnömatik sistem tarafından güçlendirilmiş ve her yönde 1,5 mm ileri geri hareketler meydana getirmiştir. Her enstrüman, enstrümantasyon sırasında kılavuz bir yol görevi gören 1 mm derinliğinde bir yivin içinden geçmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre torsiyonel dayanım, resiprokasyon hareketi yapan enstrümanlar için rotasyon hareketi yapan sistemlere kıyasla, preparasyon sırasında aksiyal yer değiştirmeden bağımsız olarak daha yüksektir. Her ne kadar bu çalışma ile torsiyonel test metodlarımız farklı olsa bizim çalışmamızda çoğu standart torsiyonel çalışmasında olduğu gibi aksiyel yer değiştirme faktörü gözardı edilsede bu çalışmanın aksiyal yer değiştirmeden bağımsız verilen sonuçları çalışmamız ile uyumludur. Bizim çalışmamızda resiprokasyon hareketi yapan R-Pilot tek eğe sisteminin rotasyon hareketi yapan ProGlider, Mtwo ve Rotate'den istatistiksel olarak anlamlı derecede torsiyonel dayanımının yüksek olduğu belirlenmiştir. Ayrıca bu çalışmanın torsiyonel test metodu ile ilgili bazı sıkıntılar vardır. Üreticilere göre, Reciproc sistemi saat yönünde ve saat yönünün tersine yaklaşık 300 devir / dakika hızında, iki hareket arasındaki 120° farkla dönmektedir^{155,259}. WaveOne sistemi Reciproc sistemine benzer, ancak dönüş hızı daha yüksek, 350 rpm'dir^{155,259,260}. Sürekli rotasyon yapan sistemin dönme hızı daha düşük (280 rpm) olmasına rağmen, resiprokasyon hareketi sırasında dönme hızı sabit değildir, çünkü elektrik motoru sürekli dönme sistemlerinde meydana gelenlerin aksine, dönüş yönünde dönüşünde bazı mekanik sınırlamalar vardır⁴. Bu nedenle, her iki dönüş yönündeki hızlanma ve yavaşlama işlemi, cihaz üzerinde daha az gerginlik yaratır ve bu nedenle daha yüksek değerler elde edilmesini sağlayabilmektedir²⁰⁷. Ayrıca, Gavini ve ark., RECIPROC ALL modu saniyede 10 kez pistonlu hareket, yani saniyede 3,33 devir gerçekleştirir. Bu nedenle, RECIPROC ALL modu, üretici tarafından belirtildiği gibi 200 dev / dak (saniyede 3,33 devir) hızında dönmektedir²⁵⁹. Bu, Li ve ark. ve Kim ve diğ., daha düşük bir hızda kullanılan aletlerin yorulma kırılmasına daha dirençli olduğunu bulmuşlardır^{4,207}. Bununla birlikte, WaveOne sisteminin üreticisi, sistemin saniyede kaç ileri geri hareket hareketi gerçekleştirebildiği konusunda hiçbir bilgi vermemektedir⁶⁰. Oysa bizim kullandığımız test düzeneğinde dakikadaki devir sayıları ve uygulanan

torsiyonel yük her bir eğe sistemi için sabittir ve bilinmektedir. Ayrıca bu çalışmada torsiyonel başarısızlık anında dönme açısında hesaplanmamıştır.

Schafer ve ark'nın 2001 yılında yaptıkları çalışmada endodontik enstrümanların tasarım dizaynları ve özellikleri arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir⁵⁵. 5 farklı kesit şekline (kare, üçgen, eşkenar dörtgen, S-şeklinde ve H-tipi) sahip prototiplerin tasarım özellikleri, bükülme ve kırılma dirençleri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre S şekilli ve H-tipi yatay kesite sahip olan enstrümanların diğer gruplardan daha düşük açısal sapma gösterdiği belirlenmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçları ile benzerlik göstermemektedir. Çünkü bizim çalışmamızda S şekilli tasarıma sahip olan Mtwo en düşük açısal rotasyonu göstermiştir ancak yine S şekilli tasarıma sahip olan Rotate en yüksek açısal rotasyona sahiptir. Bu şekilde farklı sonuçlar çıkması Schafer ve ark'nın çalışmasında oluk sayıları da göz alınarak prototiplerin kullanılması veya bizim çalışmamızda farklı şekilde ısıl işlem görmüş enstrümanların karşılaştırılmasından, D3'teki kesit çaplarının farklı olmasından kaynaklanabilmektedir.

Bonessio ve ark'nın 2014 yılında yaptıkları çalışmada WaveOne Endodontik enstrümanların sonlu elemanlar analizini değerlendirerek, M-Wire ve NiTi alaşımları arasında bir karşılaştırma yapmıştır²⁶¹. Geleneksel NiTi alaşımının M-Wire alaşımdan daha düşük torsiyonel dayanıma sahip olduğunu sonuçlarda görülmüştür. Çalışmanın sonuçları çalışmamız ile uyumludur.

Lopes ve ark'nın 2013 yılında geleneksel NiTi alaşımı, M-Wire alaşımı ve R-fazda bulunan NiTi alaşımından yapılan döner enstrümanların mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır²⁴⁰. Bu çalışmada kullanılan test düzeneği ve metodu çalışmamızla benzerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre R-fazından oluşan K3XF enstrümanı daha büyük açısal sapma ve en büyük torsiyonel dayanım değerini göstererek en iyi performansı göstermiştir. M-Wire alaşımından imal edilen endodontik enstrümanları geleneksel NiTi alaşımından yapılanlara göre daha esnek ve yorulmaya karşı daha dirençli hale getirebilecek fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir⁵⁹. Bununla birlikte, bu çalışmanın yazarlarına göre ProFile Vortex enstrümanları diğer enstrümanlara kıyasla özellikle geleneksel NiTi alaşımlardan imal edilen K3 enstrümanına göre daha düşük torsiyonel dayanım ve açı sergilemiş kendinden beklenen performansı gösterememiştir⁷¹. Bu sonuçlar bizim çalışmamızda en yüksek torsiyonel dayanım ve en büyük açı değerlerini M-Wire ve Blue-Wire alaşımlar gösterdiği için ve geleneksel NiTi alaşımdan

imal edilen Mtwo'dan istatistiksel olarak büyük olduğu için çalışmamız ile benzerlik göstermemektedir. Çalışmalardaki farklılıkların test edilen enstrümanların kesit alanı ve tasarımın yanı sıra boyutlar ve spirallerin sayısı da dahil olmak üzere tasarım özelliklerinde farklılıklar göstermesinden kaynaklanmış olması muhtemeldir^{55,244,246}.

NiTi endodontik enstrümanların dinamik torsiyonel resistansı üzerine Park ve ark'nın 2010 yılında yaptıkları çalışma, güncel torsiyonel test çalışmaları ve bizim mevcut çalışmamızın torsiyonel test düzeneği ve metodu yönünde birçok farklılıklar içermektedir²³⁷. Öncelikle Park ve ark'nın çalışmasında sadece torsiyonel dayanım değerlendirebilmek ve döngüsel yorgunluğun etkisini gözardı edebilmek için, eğerlere düz bir şekilde (yani bükülmeden) tekrarlayan torsiyonel stres uygulanmıştır. İçinde küp şeklinde (5 mm³) bir boşluğa sahip olan metal bloktaki boşluk kalıbın içine ışıkla sertleşen bir rezin kompozit doldurulmuş (Premise Flowable; Kerr, Orange, CA) ve metal blok sabitlenmiştir. Otomatik durma mekanizması devreye sokulan tork kontrollü bir endodontik motor (X-Smart; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ile uygulanan tork maksimum 1.0 Nc.m ile sınırlandırılmıştır. Her bir enstrüman önceden ayarlanmış torka ulaşana kadar ve motor otomatik olarak duruncaya kadar 300 rpm'de çalıştırılmıştır. Bu bir star-stop yükleme döngüsü olarak sayılmıştır. Motorun tekrar çalışmasına izin verilmiş ve işlem tekrarlanmıştır. Her bir enstrüman için kırılmadan önceki bu tür yük uygulamalarının sayısı kaydedilmiştir. Kök kanal enstrümanının ve kök kanallarının göreceli büyüklüğü Kök kanal preparasyonu sırasında enstrüman üzerindeki torsiyonel yüklerin miktarını etkileyecektir¹⁶¹. Dar kök kanallarında küçük boyuta sahip enstrümanlar sıkışıp 'taper lock' denilen bir etki oluşturmaktadır. Taper lock etkisi görülen bir enstrümanın shaftını döndürmek için gereken tork alışımin kayma dayanımını aşabilir ve enstrümanın uç kısmına yakın bir yerde kayma meydana gelebilmektedir¹⁶¹. Bu çalışmada yazarlar NiTi döner enstrümanların torsiyonel başarısızlığını klinik durumlarda tekrarlanan bu taper lock etkisine bağlamışlardır. Bizim çalışmamız ve güncel torsiyonel çalışmalar ADA 28 numaralı şartnamede de belirtildiği gibi 2 rpm tork uygulayarak enstrümanların nihai torsiyonel dayanımını incelemiş olsa da bu çalışma da yazarlar bu metodun tekrarlanan taper lock etkisi sebebiyle kırılma riskini değerlendirmedini savunurlar. Bu sebeple bu çalışmada kanal preparasyonu esnasında döner bir eğin tekrar tekrar kilitlenmesini simüle etmek için tek tip bir torsiyonel stresi tekrar tekrar uygulamışlardır. Yine bu çalışmanın yazarlarına göre kırılmaya karşı daha

fazla sayıda yük uygulama döngüsü, eğenin torsiyonel başarısızlığına karşı daha yüksek bir direnç gösterecektir ve böyle bir yükleme koşulunun, NiTi döner eğelerinin torsiyonel direncini klinik olarak daha iyi yansıtacağı düşünölmektedir. Bu çalışmanın yazarları bu çalışmayı NiTi enströmanların dinamik torsiyonel direncini bir dereceye kadar klinik ile ilişkilendiren (yani torsiyonel yükünün tekrarlayan uygulamaları) değerlendiren ilk çalışma olarak göstermişlerdir. Oysa bu çalışma da her kök kanalının genişliği ve buna bağlı olarak kök kanalındaki taper lock etkisi aynı olmayacağından standardizasyon sorunu olduğunu düşünmekteyiz.

Ayrıca literatürde bizim çalışmamızdan farklı konuları incelese de NiTi döner eğe sistemleriyle yapılmış ve bizim torsiyonel test metodu ve düzeneğimiz ile benzer birçok çalışmaya rastlanmıştır ^{93,121,162,178,202,262-268}.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sonuçlarına göre NiTi döner eğelerle giriş yolu oluşturulmasında torsiyonel dayanımları test edildiğinde R-Pilot giriş yolu eğesinin tüm gruplar içerisinde en yüksek torsiyonel dayanımın gösterdiği tespit edilmiştir.

ProGlider giriş yolu enstrümanı ve Mtwo'nun ilk egesi arasında torsiyonel dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gösterilmektedir.

Çalışmamızda giriş yolu eğelerimizin torsiyonel başarısızlık anındaki açılma değerleri incelendiğinde en büyük rotasyon açısı Rotate grubunda saptanmıştır.

SEM incelemesi ile gözlenen merkeze yakın eğri çukurlar ve dairesel aşınma çizgileri ile torsiyonel başarısızlığa bağlı kırık oldukları tespit edilmiştir.

Kırık eğelerin her bir grubundan alınan numunelerin D3'teki kesit alanları AutoCAD programıyla incelenerek tespit edilmiş, en yüksek çap Rotate egesinde saptanmıştır.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar klinik koşullara dikkatle uyarlanmalıdır. Çünkü NiTi döner eğelerin klinik kullanımları sırasında kök kanallarında karşılaşacakları bir çok etkenden sadece biri değerlendirilmiştir. Ancak NiTi eğelerin kanal içerisinde preparasyonu sırasında döngüsel yorgunlukları da içeren kırılma mekanizmalarını etkileyecek bir çok etken bulunmaktadır. Giriş yolu eğelerinin klinik kullanımlarda torsiyonel başarısızlığa bağlı etkileri farklı deneysel modellerde farklı sonuçlar gösterebilmektedir.

NiTi eğelerin klinikte güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için üretici ve araştırmacılar, ADA ve ISO tarafından test metodlarının ve cihazlarının standardizasyonuna ihtiyaç duymaktadır. İleride yapılacak olan torsiyonel test cihazları çevresel şartların da göz önüne alarak testlerin klinik koşulları daha iyi yansıtmak ortamlarda yapılması daha anlaşılır test sonuçların elde edilmesini sağlayabilmektedirler.

KAYNAKLAR

1. Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *J Endod* 2009;35(7):938-943.
2. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC, Jr. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2003;29(10):664-666.
3. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod* 2007;33(12):1433-1437.
4. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod* 2012;38(4):541-544.
5. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod* 2006;32(1):61-65.
6. Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod* 2013;39(3):389-393.
7. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-165.
8. Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31(2):114-116.
9. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, et al. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod* 2009;35(3):408-412.
10. West JD. The endodontic Glidepath: "Secret to rotary safety". *Dent Today* 2010;29(9):86, 88, 90-83.
11. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. Endodontic canal preparation: innovations in glide path management and shaping canals. *Dent Today* 2014;33(7):118-123.
12. Gambarini G, Plotino G, Sannino G, Grande NM, Giansiracusa A, Piasecki L, et al. Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. *Odontology* 2015;103(1):56-60.
13. D'Amario M, Baldi M, Petricca R, De Angelis F, El Abed R, D'Arcangelo C. Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. *J Endod* 2013;39(12):1581-1584.
14. Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, Mancini L, Cemenasco A, Cantatore G, et al. Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. *J Endod* 2012;38(3):389-393.
15. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *J Endod* 2014;40(12):2053-2056.

16. De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, Alves Vde O, Silva EJ, Rodrigues E, et al. Scouting Ability of 4 Pathfinding Instruments in Moderately Curved Molar Canals. *J Endod* 2016;42(10):1540-1544.
17. Arias A, Singh R, Peters OA. Differences in torsional performance of single- and multiple-instrument rotary systems for glide path preparation. *Odontology* 2016;104(2):192-198.
18. Karatas E, Arslan H, Buker M, Seckin F, Capar ID. Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 2016;49(4):361-364.
19. Udoe CI, Jafarzadeh H, Aguwa EN, Habibi M. Flare-up incidence and related factors in Nigerian adults. *J Contemp Dent Pract* 2011;12(2):120-123.
20. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974;18(2):269-296.
21. Alves Vde O, Bueno CE, Cunha RS, Pinheiro SL, Fontana CE, de Martin AS. Comparison among manual instruments and PathFile and Mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod* 2012;38(1):117-120.
22. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*. 2005;10(1):30-76.
23. Tomson PL, Simon SR. Contemporary Cleaning and Shaping of the Root Canal System. *Prim Dent J* 2016;5(2):46-53.
24. Seltzer S, Bender IB, Turkenkopf S. Factors Affecting Successful Repair after Root Canal Therapy. *J Am Dent Assoc* 1963;67:651-662.
25. Heling B, Kischinovsky D. Factors affecting successful endodontic therapy. *J Br Endod Soc* 1979;12(2):83-89.
26. Weiger R, Axmann-Krcmar D, Lost C. Prognosis of conventional root canal treatment reconsidered. *Endod Dent Traumatol* 1998;14(1):1-9.
27. Fauchard P. *Tractat von den Zähnen*. Heidelberg: Reprint Huthig-Verlag, 1984.
28. Lilley JD. Endodontic instrumentation before 1800. *J Br Endod Soc* 1976;9(2):67-70.
29. Bellizzi R, Cruse WP. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 3. *J Endod* 1980;6(5):576-580.
30. Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc* 1976;93(1):78-87.
31. Baker MC, Ashrafi SH, Van Cura JE, Remeikis NA. Ultrasonic compared with hand instrumentation: a scanning electron microscope study. *J Endod* 1988;14(9):435-440.
32. Curson I. History and Endodontics. *Dent Pract Dent Rec* 1965;15:435-439.
33. Grossman LI. Pioneers in endodontics. *J Endod* 1987;13(8):409-415.
34. Cruse WP, Bellizzi R. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 1. *J Endod* 1980;6(3):495-499.

35. Hülsmann M. Zur Geschichte der Wurzelkanalauf-bereitung. *Endodontie* 1996; 5: 97–112.
36. Martin H, Cunningham W. Endosonics--the ultrasonic synergistic system of endodontics. *Endod Dent Traumatol* 1985;1(6):201-206.
37. Richman MJ. The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection. *J Dent Med* 1957; 12:12–18.
38. Lussi A, Nussbacher U, Grosrey J. A novel noninstrumented technique for cleansing the root canal system. *J Endod* 1993;19(11):549-553.
39. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng* 1967;1:105–20.
40. Lee B, Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakes RS (1988) Thermomechanical study of NiTi alloys. *J Biomed Mater Res* 22, 573 – 88.
41. Serene T.P. Nickel-titanium instruments: application in endodontics. *Application in Endodontics*. 1995: 1-5.
42. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82(6):1373-1375.
43. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res* 1975;54(1):89-96.
44. 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):346-351.
45. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33(4):297-310.
46. Brantley WA. Orthodontic wires. In Brantley WA, Eliades T, eds. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*, 52–6. Stuttgart: Thieme; 2001:77–103.
47. 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):163-172.
48. Acar E, Oktay T. Havacılık Ve Uzay Uygulamalarında Şekil Hafızalı Alaşımlar. *Omer Halisdemir University Journal of Engineering Sciences* 2018;Volume 7, Issue 1, 335-349 Derleme / Review
49. Yoneyama T, Kobayashi C. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti-Ni shape memory alloys. In: Yoneyama T, Miyazaki S, eds. *Shape Memory Alloys for Biomedical Applications*. Cambridge: Woodhead Publishing Limited; 2009:297–305.
50. Zhou B, Zhou Y, K Tang. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *J Nutr Health Aging* 2014 Apr;18(4):441-8.
51. Elizabeth, M., Hand instrumentation in root canal preparation. *Endod Topics*, 2005;10(1):163–167.
52. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004;30(8):559-567.

53. Craig RG, Mc Ilwain ED, Peyton FA. Comparison of theoretical and experimental bending and torsional moments of endodontic files and reamers. *J Dent Res* 1967;46(5):1058-1063.
54. Kapalas A, Lambrianidis T. Factors associated with root canal ledging during instrumentation. *Endod Dent Traumatol* 2000;16(5):229-231.
55. Schafer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 2001;27(4):299-303.
56. Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2002;35(6):514-521.
57. Tasdemir 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):402-408.
58. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schafer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J* 2018;51(10):1088-1103.
59. Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, Oliveira, II, Gonzalez BM, Buono VT, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2012;45(5):469-474.
60. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(8):567-572.
61. 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):1653-1657.
62. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33(10):1212-1216.
63. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schafer E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic Acid and sodium chloride solutions. *J Endod* 2008;34(2):208-211.
64. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod* 2016;42(6):965-968.
65. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 2001;27(8):516-520.
66. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod* 2007;33(6):712-714.

67. 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):190-193.
68. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34(8):1003-1005.
69. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(11):1566-1571.
70. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35(11):1589-1593.
71. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34(11):1406-1409.
72. 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.
73. Pereira ES, Gomes RO, Leroy AM, Singh R, Peters OA, Bahia MG, et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater* 2013;29(12):e318-324.
74. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2010;36(7):1205-1209.
75. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(3):401-403.
76. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2011;44(3):253-258.
77. Braga LC, Magalhaes RR, Nakagawa RK, Puente CG, Buono VT, Bahia MG. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 2013;46(5):458-465.
78. Liaw YC, Su YY, Lai YL, Lee SY. Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131(5):578 e512-578.
79. Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the Degree of Root Canal Transportation and Canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and Conventional Stainless Steel K Files using Spiral Computed Tomography: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract* 2017;18(6):463-469.
80. Reddy PJ, Kumar VS, Aravind K, Kumar HT, Vishal MB, Vizaikumar VN, et al. Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *J Clin Diagn Res* 2014;8(12):ZF01-03.

81. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *J Endod* 2012;38(5):667-669.
82. Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *Int Endod J* 2017;50(11):1077-1083.
83. Wycoff RC, Berzins DW. An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *J Endod* 2012;38(8):1118-1120.
84. Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod* 2011;37(11):1572-1575.
85. McKelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack propagation in Nitinol, a shape-memory and superelastic endovascular stent material. *J Biomed Mater Res* 1999;47(3):301-308.
86. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2012;38(11):1535-1540.
87. Hyflex Broşür. Hyflex, http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlex-CM/downloads/allgemein/6846_05-13_HyFlex_CM_EN.pdf, 2020. Erişim tarihi: 14.08.20
88. Marceliano-Alves MF, Sousa-Neto MD, Fidel SR, Steier L, Robinson JP, Pecora JD, et al. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *Int Endod J* 2015;48(12):1129-1136.
89. Saber SE, Nagy MM, Schafer 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):131-136.
90. Rubio J, Zarzosa JI, Pallares A. A Comparative Study of Shaping Ability of four Rotary Systems. *Acta Stomatol Croat* 2015;49(4):285-293.
91. 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):720-729.
92. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvardi L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J* 2017;50(3):303-313.
93. Pereira ES, Viana AC, Bueno VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod* 2015;41(1):67-71.
94. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39(1):101-104.
95. Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedulla E, Kim HC. Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2017;43(11):1872-1877.

96. Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paque 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):505-513.
97. 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):1634-1638.
98. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *J Endod* 2015;41(4):535-538.
99. AlShwaimi E. Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni-Ti technology compared to a file made from M-wire file. *Int Endod J* 2018;51(1):112-117.
100. Chang SW, Shim KS, Kim YC, Jee KK, Zhu Q, Perinpanayagam H, et al. Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of V taper 2 and V taper 2H rotary NiTi files. *Scanning* 2016;38(6):564-570.
101. 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):483-493.
102. HyflexEDM broşür https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf, 2020. Erişim tarihi: 14.08.20
103. Bojorquez B, Marloth RT, Es-Said OS. Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis*. 2002;9, 93–7.
104. Daneshmand S, Kahrizi EF, Abedi E, Abdolhosseini MM. Influence of machining parameters on electro discharge machining of NiTi shape memory alloys. *Int J Electrochem Sci* 2013;8,3096–104.
105. Singh S, Maheshwari S, Pandey PC (2004) Some investigations into the electric discharge machining of hardened tool steel using different electrode materials. *J Mat Proc Techn* 149,272–7.
106. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *J Endod* 2016;42(12):1840-1843.
107. Ozyurek T, Uslu G, Gundogar M, Yilmaz K, Grande NM, Plotino G. Comparison of cyclic fatigue resistance and bending properties of two reciprocating nickel-titanium glide path files. *Int Endod J* 2018;51(9):1047-1052.
108. Pedulla 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):156-159.
109. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2014;40(9):1451-1453.

110. Hu W, Whitten B, Sedgley C, Svec T. Effect of three NiTi files on transportation of the apical foramen. *Int Endod J* 2014;47(11):1064-1071.
111. 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):937-942.
112. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. *J Endod* 2017;43(3):462-466.
113. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *J Endod* 2015;41(7):1134-1138.
114. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keles A. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, WaveOne Gold Glider, and ProGlider glide path instruments. *Clin Oral Investig* 2018;22(9):3007-3012.
115. Topcuoglu HS, Topcuoglu G, Duzgun S. Resistance to cyclic fatigue of PathFile, ScoutRaCe and ProGlider glide path files in an S-shaped canal. *Int Endod J* 2018;51(5):509-514.
116. Gundogar M, Ozyurek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *J Endod* 2017;43(7):1192-1196.
117. 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):577-583.
118. XPendoFinisherBroşür https://www.fkg.ch/sites/default/files/FKG_XPendo%20Solutions_Brochure_EN_WEB_201902.pdf, 2020. Erişim tarihi: 14.08.20
119. Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2018;51(5):572-576.
120. Silva E, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AS, Antunes HDS, Cavalcante DM, et al. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. *J Endod* 2018;44(1):168-172.
121. Melo MC, Pereira ES, Viana AC, Fonseca AM, Buono VT, Bahia MG. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J* 2008;41(4):329-338.
122. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod* 2007;33(10):1155-1162.
123. Kartal N, Cimilli HK. The degrees and configurations of mesial canal curvatures of mandibular first molars. *J Endod* 1997;23(6):358-362.
124. 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.
125. Mullaney TP. Instrumentation of finely curved canals. *Dent Clin North Am* 1979;23(4):575-592.

- 126.Fava LR. The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. *J Endod* 1983;9(2):76-80.
- 127.Goldberg F, Araujo JA. Comparison of three instruments in the preparation of curved root canals. *Endod Dent Traumatol* 1997;13(6):265-268.
- 128.Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23(2):77-85.
- 129.Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am* 2004;48(1):55-67.
- 130.Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J* 2006;39(3):171-178.
- 131.Uroz-Torres D, Gonzalez-Rodriguez MP, Ferrer-Luque CM. Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *J Endod* 2009;35(5):699-702.
- 132.Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J* 2007;52(1 Suppl):S52-63.
- 133.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):324-333.
- 134.Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GH, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2002;28(7):543-545.
- 135.Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod* 2003;29(9):567-575.
- 136.Goga R, Chandler NP, Oginni AO. Pulp stones: a review. *Int Endod J* 2008;41(6):457-468.
- 137.Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J* 2003;36(2):86-92.
- 138.Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod* 2004;30(4):228-230.
- 139.You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36(12):1991-1994.
- 140.Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, Alovise M, Cantatore G, Castellucci A, et al. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J Endod* 2012;38(1):101-104.
- 141.Mounce R. Endodontic K-files: invaluable endangered species or ready for the Smithsonian? *Dent Today* 2005;24(7):102, 104.

142. West J. Endodontic update 2006. *J Esthet Restor Dent* 2006;18(5):280-300.
143. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG, Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod* 1985;11(5):203-211.
144. Van der Vyver PJ. Creating a glide path for rotary NiTi instruments: Part one. *Endod Practice* 2011 February: 40-3.
145. Allen MJ, Glickman GN, Griggs JA. Comparative analysis of endodontic pathfinders. *J Endod* 2007;33(6):723-726.
146. Greco K, Carmignani E, Cantatore G. A comparative study between manual and mechanic pre-flaring techniques. Paper presented to the Fifteenth Biennial Congress of the European Society of Endodontology; 2011 Sept 14-17; Rome, Italy.
147. Kinsey B, Mounce RE. Safe and efficient use of the M4 safety hand- piece in endodontics. *Roots* 2008; 4: 36-40
148. Wagner MH, Barletta FB, Reis Mde S, Mello LL, Ferreira R, Fernandes AL. NSK reciprocating handpiece: in vitro comparative analysis of dentinal removal during root canal preparation by different operators. *Braz Dent J* 2006;17(1):10-14.
149. Cassim I, van der Vyver PJ. The importance of glide path preparation in endodontics: a consideration of instruments and literature. *SADJ* 2013;68(7):322, 324-327.
150. Nahmias Y, Cassim I, Glassman G. "Own the Canal"-The Importance of a Reproducible Glide Path. *Oral Health* 2013; May: 74-82.
151. Gunes B, Yesildal Yeter K. Effects of Different Glide Path Files on Apical Debris Extrusion in Curved Root Canals. *J Endod* 2018;44(7):1191-1194.
152. 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):852-858.
153. 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):e67.
154. 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):610-616.
155. Burklein S, Hinschitzka K, Dammaschke T, Schafer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J* 2012;45(5):449-461.
156. Mtwo broşür. <https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/mtwo/>, 2020. Erişim tarihi: 14.08.20
157. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2015;48(9):894-901.

- 158.Uslu G, Ozyurek T, Inan U. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProGlider and One G Glide Path Files. *J Endod* 2016;42(10):1555-1558.
- 159.Berutti E, Alovisei M, Pastorelli MA, Chiandussi G, Scotti N, Pasqualini D. Energy consumption of ProTaper Next X1 after glide path with PathFiles and ProGlider. *J Endod* 2014;40(12):2015-2018.
- 160.ProGliderbroşür.<https://www.dentsplysirona.com/en-ca/products/endodontics/glide-path-shaping/ProGlider-learn-more.html>, 2020. Erişim tarihi: 14.08.20
- 161.Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003;36(2):93-99.
- 162.Nakagawa RK, Alves JL, Buono VT, Bahia MG. Flexibility and torsional behaviour of rotary nickel-titanium PathFile, RaCe ISO 10, Scout RaCe and stainless steel K-File hand instruments. *Int Endod J* 2014;47(3):290-297.
- 163.Alovisei M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino D, Scotti N, Bianchi CC, et al. Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *Int Endod J* 2017;50(4):387-397.
- 164.Paleker F, van der Vyver PJ. Glide Path Enlargement of Mandibular Molar Canals by Using K-files, the ProGlider File, and G-Files: A Comparative Study of the Preparation Times. *J Endod* 2017;43(4):609-612.
- 165.Uslu G, Ozyurek T, Yilmaz K, Gundogar M. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile nickel-titanium glide path files in artificial canals with double (S-shaped) curvature. *Int Endod J* 2018;51(5):584-589.
- 166.R-Pilot broşür. <https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/r-pilot/>, 2020. Erişim tarihi: 14.08.20
- 167.Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schafer E, Cantatore G, Tripi TR. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J* 2010;43(10):866-873.
- 168.Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J* 2012;45(7):614-618.
- 169.VDW Rotate Broşür. <https://www.vdw-dental.com/en/service/brochure-downloads/>, 2019. Erişim tarihi: 14.08.20
- 170.Ertugrul IF, Orhan EO. Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel Rotate instrument. *Microsc Res Tech* 2019;82(12):2042-2048.
171. Priyanka J. Common Complications in Endodontics. 1th ed. Switzerland: Springer International Publishing; 2018. p 87-90.
- 172.Craig RG, McIlwain ED, Peyton FA. Bending and torsion properities of endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1968;25(2):239-254.
- 173.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):527-533.

174. Zuolo ML, Walton RE, Murgel CA. Canal Master files: scanning electron microscopic evaluation of new instruments and their wear with clinical usage. *J Endod* 1992;18(7):336-339.
175. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int* 1997;28(6):397-402.
176. Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod* 2000;26(2):76-80.
177. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006;32(1):55-57.
178. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31(3):183-186.
179. Tewari RK, Kapoor B, Kumar A, Kumar MS, Andrabi S. Fracture of rotary nickel titanium instruments. *J Oral Res Rev* 2017;9(1):37-44
180. Di Fiore PM. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc* 2007;138(2):196-201; quiz 249.
181. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25(6):434-440.
182. Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *J Endod* 1997;23(4):217-220.
183. Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod* 2005;31(2):120-123.
184. Letters S, Smith AJ, McHugh S, Bagg J. A study of visual and blood contamination on reprocessed endodontic files from general dental practice. *Br Dent J* 2005;199(8):522-525; discussion 513.
185. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J* 2013;214(7):341-348.
186. Shen Y, Haapasalo M, Cheung GS, Peng B. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *J Endod* 2009;35(1):129-132.
187. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J* 2006;39(9):716-723.
188. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30(10):722-725.
189. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006;39(10):755-763.

190. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod* 2006;32(11):1048-1052.
191. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2000;33(3):204-207.
192. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *J Endod* 2011;37(6):758-763.
193. Peters OA, Kappeler S, Bucher W, Barbakow F. Engine-driven preparation of curved root canals: measuring cyclic fatigue and other physical parameters. *Aust Endod J* 2002;28(1):11-17.
194. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod* 2003;29(1):55-57.
195. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod* 1999;25(11):752-754.
196. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod* 2001;27(12):772-774.
197. 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):108-114.
198. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J* 2001;34(6):471-475.
199. Viana AC, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39(9):709-715.
200. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR. Evaluation of two root canal preparation and obturation methods: the Mc Spadden method and the use of ProFile-Thermafil. *Minerva Stomatol* 1999;48(1-2):29-38.
201. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J* 2006;39(9):693-699.
202. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 1998;24(11):731-735.
203. Busslinger A, Sener B, Barbakow F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. *Int Endod J* 1998;31(4):290-294.
204. Linsuwanont P, Parashos P, Messer HH. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2004;37(1):19-28.
205. O'Hoy PY, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J* 2003;36(11):724-732.

- 206.Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986;61(2):192-196.
- 207.Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 2002;28(6):448-451.
- 208.Yared G, Sleiman P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;93(1):92-96.
- 209.Yared G, Bou Dagher F, Kulkarni K. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96(2):229-233.
- 210.Marending M, Lutz F, Barbakow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J* 1998;31(1):57-62.
211. LeMay I. Failure mechanisms and metallography: A review. In: McCall J, French P, editors. *Metallography in Failure Analysis*. New York: Plenum Press; 1978. p. 1-31.
- 212.Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod* 2005;31(12):882-885.
- 213.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):40-43.
- 214.Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2004;30(5):339-341.
- 215.Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39(2):119-126.
- 216.Schafer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2002;35(10):867-872.
- 217.Schafer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod* 2002;28(12):800-802.
- 218.Kim JW, Griggs JA, Regan JD, Ellis RA, Cai Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2005;38(6):364-371.
- 219.Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics* 2009;16(1):1-26
- 220.Pettiette MT, Delano EO, Trope M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *J Endod* 2001;27(2):124-127.
- 221.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):255-262.

- 222.Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. J Endod 2006;32(11):1031-1043.
- 223.Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PM. Management of intracanal separated instruments. J Endod 2013;39(5):569-581.
- 224.Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. Int Endod J 2005;38(2):112-123.
- 225.Anusavice KJ. Phillips's Science of Dental Materials. 12th ed. Missouri: Saunders; 2012. p 200-203
- 226.Ronald S, Ferracane J, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. 14th ed. St Louis: Elsevier Mosby; 2018. p 150-172
- 227.Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. Int Endod J 1997;30(1):1-7.
- 228.Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 2002;28(11):765-769.
- 229.Bahia MG, Melo MC, Buono VT. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006;101(5):675-680.
- 230.Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J 2003;36(4):262-266.
- 231.Santos CB, Simoes-Carvalho M, Perez R, Vieira VTL, Antunes HS, Cavalcante DF, et al. Torsional fatigue resistance of R-Pilot and WaveOne Gold Glider NiTi glide path reciprocating systems. Int Endod J 2019;52(6):874-879.
232. Council on Dental Materials. Instruments and equipment. Revised American National Standards Institute/American Dental Association specification no. 28 for root canal files and reamers, type K (revised 2008). Chicago, IL: American Dental Association; 2008.
- 233.Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. Quintessence Int 2010;41(6):479-488.
- 234.Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2009;35(11):1469-1476.
- 235.Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, Moreira EJ, Mangelli M, et al. Torsional properties of pathfinding instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2011;112(5):667-670.
- 236.Council on Dental Materials. Instruments and equipment. Revised American National Standards Institute/American Dental Association specification no. 28 for root canal files and reamers, type K (revised 2008). Chicago, IL: American Dental Association; 2008. .
- 237.Park SY, Cheung GS, Yum J, Hur B, Park JK, Kim HC. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2010;36(7):1200-1204.

238. Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsion and bending properties of OneShape and WaveOne instruments. *J Endod* 2015;41(4):544-547.
239. Kim JW, Ha JH, Cheung GS, Versluis A, Kwak SW, Kim HC. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod* 2014;40(10):1671-1675.
240. 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):516-520.
241. Magalhaes RR, Braga LC, Pereira ES, Peixoto IF, Buono VT, Bahia MG. The impact of clinical use on the torsional behavior of Reciproc and WaveOne instruments. *J Appl Oral Sci* 2016;24(4):310-316.
242. Acosta EC, Resende PD, Peixoto IF, Pereira ES, 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):613-618.
243. Inan U, Keskin C. Torsional Resistance of ProGlider, Hyflex EDM, and One G Glide Path Instruments. *J Endod* 2019;45(10):1253-1257.
244. Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod* 2010;36(8):1394-1398.
245. Baek SH, Lee CJ, Versluis A, Kim BM, Lee W, Kim HC. Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics. *J Endod* 2011;37(9):1283-1286.
246. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod* 2000;26(7):414-417.
247. Lee JY, Kwak SW, Ha JH, Abu-Tahun IH, Kim HC. Mechanical Properties of Various Glide Path Preparation Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2019;45(2):199-204.
248. Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1996;22(7):341-345.
249. Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, Tanomaru-Filho M, Vasconcelos BC, So MVR, et al. Torsional fatigue resistance of pathfinding instruments manufactured from several nickel-titanium alloys. *Int Endod J* 2018;51(6):697-704.
250. Silva E, Hecksher F, Antunes HDS, De-Deus G, Elias CN, Vieira VTL. Torsional Fatigue Resistance of Blue-treated Reciprocating Instruments. *J Endod* 2018;44(6):1038-1041.
251. Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF. A mathematical model for describing the mechanical behaviour of root canal instruments. *Int Endod J* 2011;44(1):72-76.
252. Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, de Vasconcelos BC, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, et al. Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. *Clin Oral Investig* 2018;22(4):1865-1871.

253. Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod* 2004;30(10):716-718.
254. Ha JH, Kwak SW, Kim SK, Sigurdsson A, Kim HC. Effect from Rotational Speed on Torsional Resistance of the Nickel-titanium Instruments. *J Endod* 2017;43(3):443-446.
255. Silva E, Giraldes JFN, de Lima CO, Vieira VTL, Elias CN, Antunes HS. Influence of heat treatment on torsional resistance and surface roughness of nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 2019;52(11):1645-1651.
256. Tokita D, Ebihara A, Miyara K, Okiji T. Dynamic Torsional and Cyclic Fracture Behavior of ProFile Rotary Instruments at Continuous or Reciprocating Rotation as Visualized with High-speed Digital Video Imaging. *J Endod* 2017;43(8):1337-1342.
257. Camps J, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. *J Endod* 1994;20(8):395-398.
258. da Frota MF, Espir CG, Berbert FL, Marques AA, Sponchiado-Junior EC, Tanomaru-Filho M, et al. Comparison of cyclic fatigue and torsional resistance in reciprocating single-file systems and continuous rotary instrumentation systems. *J Oral Sci* 2014;56(4):269-275.
259. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GT, Kawakami DA. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod* 2012;38(5):684-687.
260. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39(2):258-261.
261. Bonessio N, Pereira ES, Lomiento G, Arias A, Bahia MG, Buono VT, et al. Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-Wire and NiTi alloys. *Int Endod J* 2015;48(5):441-450.
262. Camara AS, de Castro Martins R, Viana AC, de Toledo Leonardo R, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *J Endod* 2009;35(1):113-116.
263. Vieira EP, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Effect of lateral pressure motion on the torsional behavior of rotary ProTaper Universal instruments. *J Endod* 2011;37(8):1124-1127.
264. Vieira EP, Nakagawa RK, Buono VT, Bahia MG. Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaper Universal instruments after multiple clinical use. *Int Endod J* 2009;42(10):947-953.
265. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2007;33(5):589-593.
266. Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, El-Mowafy O, Thompson B, Basrani B. Torsional profiles of new and used 20/.06 GT series X and GT rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35(9):1278-1281.

267. Al Raeesi D, Kwak SW, Ha JH, Sulaiman S, El Abed R, Kim HC. Mechanical Properties of Glide Path Preparation Instruments with Different Pitch Lengths. *J Endod* 2018;44(5):864-868.
268. Almeida GC, Guimaraes LC, Resende PD, Buono VTL, Peixoto IFC, Viana ACD. Torsional behaviour of Reciproc and Reciproc blue instruments associated with their martensitic transformation temperatures. *Int Endod J* 2019;52(12):1768-1772.



ÖZGEÇMİŞ

I-Bireysel Bilgiler

Adı –Soyadı : Özlem SIVAS YILMAZ
Doğum yeri ve tarihi : SAMSUN- 14/11/1992
Uyruğu : T.C.
Medeni durumu : Evli
Askerlik durumu : -
İletişim adresi ve telefonu : Atakum/SAMSUN- 0362 312 19 19
Yabancı dili : İngilizce

II- Eğitimi

Derece	Okul	Yıl
İlk/Orta	Terme İlköğretim Okulu	1998-2006
Lise	Terme Bülent Çavuşoğlu Anadolu Lisesi	2006-2010
Lisans/Yüksek Lisans	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011-2016

III-Mesleki Deneyimi

Görev Ünvanı	Görev Yeri	Yıl
Araş. Gör.	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017-2020

IV-Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

European Society of Endodontology (ESE)

V-Bilimsel İlgi Alanları

Yayınları:

1-Keskin C., Sivas Yılmaz Ö., İnan U. Apically Extruded Debris Produced During Glide Path Preparation Using R-Pilot, WaveOne Gold Glider and ProGlider in Curved Root Canal. Australian Endodontic Journal. 2020.

2- Keskin C., Sivas Yılmaz Ö., Keleş A., İnan 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. Clinical Oral Investigations. 2020.

3- Sariyilmaz, E., Sivas Yılmaz Ö., Keskin C., Keles, A. Effect of sodium hypochlorite and chlorhexidine irrigating solutions and their inactivating agents on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. Bio-Medical Materials and Engineering 2019, 30, 279-285.

4- Keskin C., Sivas Yılmaz Ö., Inan, U., Özdemir Ö. Postoperative pain after glide path preparation using manual, reciprocating and continuous rotary instruments: a randomized clinical trial. International Endodontic Journal 2019, 52, 579-587.

5- Inan U., Keskin C., Sivas Yılmaz, Ö., Baş G. Cyclic fatigue of Reciproc Blue and Reciproc instruments exposed to intracanal temperature in simulated severe apical curvature. Clinical Oral Investigation 2019, 23, 2077-2082.

6-8. Uluslararası Endodonti Sempozyumu 2018. Demiryürek Ö. E. , Yılmaz S. Ö. , Yalçın O. , Abacı H. S. Türkiye’ De Ki Endodontistlerin 2018 Yılı Antibiyotik Farkındalığı: Bir Anket Çalışması. Sözlü Bildiri, Adana, Türkiye

7-8. Uluslararası Endodonti Sempozyumu 2018. Sivas Yılmaz, Ö., Keskin C., Aydemir H. Maksiller Lateral Kesici Dişlerde Görülen Dens In Dente Anomalilerinin Endodontik Tedavisi: Vaka Serisi

8-8.Uluslararası Endodonti Sempozyumu 2018. Sivas Yılmaz, Ö., Keskin C., Aydemir H. Sodyum Hipoklorit ve Klorheksidin İrrigasyon Solüsyonlarının ve Onların İnaktif Edici Ajanlarının MTA’nın Push-Out Bağlanma Dayanımı Üzerindeki Etkisi

9-8.Uluslararası Endodonti Sempozyumu 2018. Sivas Yılmaz, Ö., Keskin C., Aydemir H. Endodontik Kaynaklı Periapikal Lezyonlu Dişlerin Cerrahi Olmayan Endodontik Tedavileri: Vaka Serisi