


Endodontik Şekillendirmede Kullanılan Güncel Nikel Titanyum Enstrümanların Öne Çıkan Metalürjik ve Tasarımsal Özellikleri

Prominent Metallurgical and Design Properties of Contemporary Nickel-Titanium Instruments Used in Endodontic Shaping

Ekim Onur ORHAN^{1,2}

 <https://orcid.org/0000-0002-8755-2558>

¹ Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Translasyonel Tıp Uygulama ve Araştırma Merkezi, Eskişehir, Türkiye

² Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti A.D., Eskişehir, Türkiye

ÖZET

Kök kanalını şekillendirmesi için nikel titanyum alaşımından (NiTi) üretilmiş enstrümanlar kullanılmaktadır. NiTi alaşımlarının elastik deformasyon sınırlarının, paslanmaz çelik alaşımına göre yüksek olması nedeniyle kök kanal anatomisinin karmaşık doğası için metalürjik yapısı önemli bir avantaj oluşturmaktadır. Tork kontrollü motor tahrikli kullanılan NiTi enstrümanlar, el ile kullanılan konvansiyonel paslanmaz çelik enstrümanlar ile karşılaştırıldığında şekillendirme sırasındaki prosedürel hata insidansını azalttığı için kök kanal hazırlığının kalitesini iyileştirmektedir. Ancak, klinisyenler çok sayıda marka ve model alternatifinin bulunduğu nitelikli malzemelerin seçiminde kararsız kalabilmektedir. Güncel olarak, "256 farklı motor tahrikli NiTi enstrümanı alternatifi"nin mevcut olduğu bilinmektedir. Doğal olarak yüzlerce farklı marka ve model alternatifi bulunan NiTi enstrümanlarının özneliklerinin derlenmesi mümkün görünmemektedir. Ana hedef, günlük dişhekimliği pratiğinde kullanılan NiTi enstrümanlardaki son teknolojik güncellemelere disiplinler arası bir perspektiften bakabilmektir. Bu doğrultuda amaç, klinisyenler için, güncel NiTi enstrümanlarının marka veya modelden bağımsız olarak öne çıkan metalürjik ve tasarımsal özneliklerinin bilimsel kanıtlar ile derlenmesidir.

Anahtar sözcükler: Endodonti, enstrüman tasarımı, metalürji, nikel titanyum

ABSTRACT

Instruments made by nickel-titanium alloy (NiTi) are used for the root canal shaping. Since the elastic deformation limits of NiTi alloys are higher than that of stainless-steel alloys, their metallurgical character is a significant advantage for the complex nature of root canal anatomy. Torque-controlled, engine-driven NiTi instruments improve the quality of root canal preparation as they reduce the incidence of procedural errors during shaping compared to hand-held conventional stainless-steel instruments. However, it may be confused in the selection of such these materials, where there are many brand and model alternatives. Currently, it is known that 256 different alternatives of engine-driven NiTi instruments are existed. Inherently, it does not simple to review the characteristics of NiTi instruments, which have hundreds of different brands and models. The main goal is to view at the current technological updates in NiTi instruments used in day-to-day dental practice from an interdisciplinary perspective. In concordance, the aim is to review the prominent metallurgical and design features of current NiTi instruments, regardless of brand or model, with scientific evidence for clinicians.

Keywords: Endodontics, instrument design, metallurgy, nickel-titanium

GİRİŞ

Günümüzde, kök kanalını şekillendirmesi için nikel titanyum alaşımdan (NiTi) üretilmiş enstrümanlar kullanılmaktadır (McSpadden 2007). NiTi alaşımlarının elastik deformasyon sınırlarının, paslanmaz çelik alaşımına göre yüksek olması nedeniyle kök kanal anatomisinin karmaşık doğası için metalürjik yapısı önemli bir avantaj oluşturmaktadır (Thompson 2000). Tork kontrollü olarak motor tahrikli kullanılan bu tür enstrümanlar, el ile kullanılan konvansiyonel paslanmaz çelik enstrümanlar ile karşılaştırıldığında şekillendirme sırasındaki prosedürel hata insidansını azalttığı için kök kanal hazırlığının kalitesini iyileştirdiği yönünde raporlar mevcuttur (Cheung ve ark. 2009, Bürklein ve ark. 2013).

Sağlık sektöründe nitelikli malzemenin seçimi, sağlık hizmeti sunucularının gündelik olarak karşılaştığı önemli bir sorundur (Adulin ve ark. 2015). Ancak, klinisyenler çok sayıda marka ve model alternatifinin bulunduğu nitelikli malzemelerin seçiminde kararsız kalabilmektedir (Büyüközkan ve Göçer 2019). Spesifik olarak, Endodontik tedavi özelinde şekillendirme aşamasında kullanılan kök kanal enstrümanları çok sayıda farklı alternatifi barındırmaktadır. Güncel olarak, "256 farklı motor tahrikli NiTi enstrümanı alternatifi" nin mevcut olduğu bildirilmektedir (<http://rootcanalanatomy.blogspot.com/search/label/Preparation%20Systems>). Endodontik NiTi enstrümanların kısa zaman içerisinde kaydettiği yüksek çeşitliliğin doğal bir sonucu olarak klinisyenler ve temel disiplinler arasında bir boşluk oluşabilir. Bu boşluğun kapanmasına ise kanıta dayalı güncel bilgilerin periyodik olarak derlenmesi katkıda bulunabilir. Ana hedef, günlük dişhekimliği pratiğinde kullanılan NiTi enstrümanlardaki son teknolojik güncellemelere disiplinler arası bir perspektiften bakabilmektir. Bu doğrultuda amaç, klinisyenler için, güncel NiTi enstrümanlarının marka veya modelden bağımsız olarak öne çıkan metalürjik ve tasarımsal özelliklerinin bilimsel kanıtlar ile derlenmesidir.

Neden NiTi alaşım şekillendirme enstrümanları yapısında tercih ediliyor?

Kök kanalının şekillendirilmesi sırasında kök kanalı içerisinde basamak veya tekrarlayan basamak oluşumu, perforasyon ya da kanaldan debriz taşıma gibi komplikasyonlar meydana gelebilir (Zupanc ve ark. 2018). Hem paslanmaz çelik hem de NiTi alaşımdan üretilen endodontik enstrümanlar, eğimli bir kök kanalı

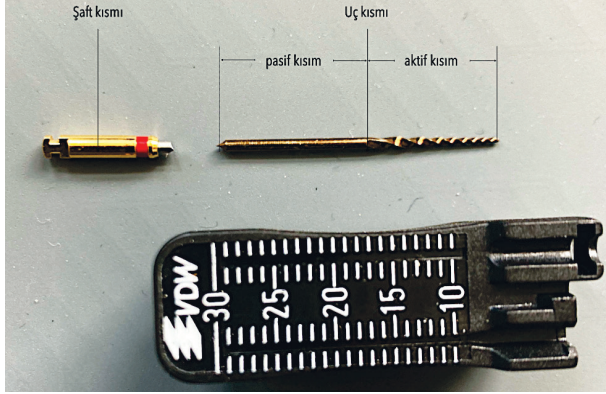
içerisinde düzleşme eğilimindedir ve bu da kök kanal duvarları üzerinde lateral bir stres oluşumuna neden olmaktadır (Glossen ve ark. 1995). Bu lateral stresi en aza indirmek ve merkezlenmiş bir şekillendirme yapabilmek için endodontik enstrümanların temel gereksinimi yüksek esnekliktir (Viana ve ark. 2010). Motor tahrikli NiTi endodontik enstrümanlarla kök kanal hazırlığının paslanmaz çelik el aletlerine göre anlamı oranda daha az kanal transportasyonu ve daha az şekillendirme hatasına yol açtığı rapor edilmiştir (Glossen ve ark. 1995, Short ve ark. 1997, Schafer 2001, Schafer ve Lohmann 2002).

Bir şekillendirme enstrümanının kırılması nasıl gerçekleşir?

Paslanmaz çelik alaşıma göre NiTi alaşımının yüksek esneme limitlerine rağmen, NiTi endodontik enstrümanların şekillendirme esnasında ansızın kırılması demotiv edici bir sorundur (Gutmann ve Gao 2012). Motor tahrikli NiTi enstrümanların çalışması sırasında kırılması temelde iki şekilde karşımıza çıkmaktadır;

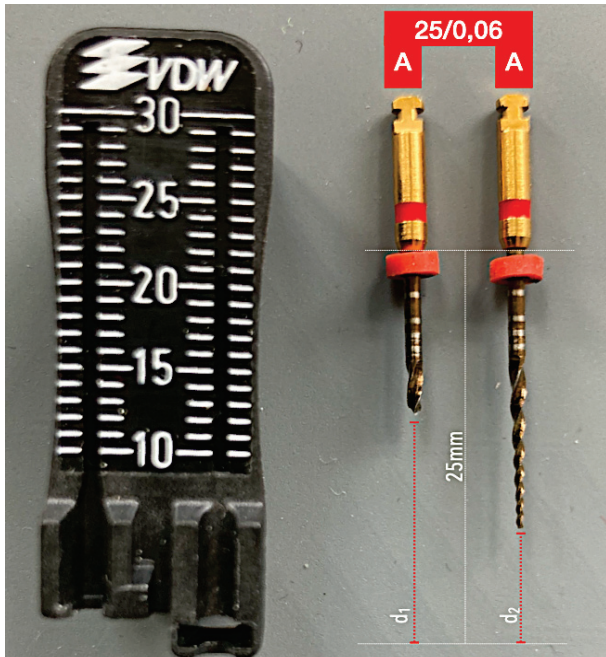
- I. Burkulma (Torsiyonel) türünde stres aşımı nedeni deformasyon limitlerin aşılması
- II. Döngüsel yorgunluk nedeni deformasyon limitlerin aşılmasıdır (Shen ve ark. 2013).

Doğal olarak bir enstrümanın rotasyonel kinematiklerle kök kanal duvarlarında kesme meydana getirebilmek için yüzeye temas etmesi gerekir. Kesme amaçlı her bir temas, sürtünme ve sıkışma kuvvetlerinden dolayı enstrüman yapısının strese maruz kalmasına neden olmaktadır (Martin ve ark. 2003). Enstrümanın maruz kaldığı stresin yoğunlaştığı yerlerde, şaft kısmına bakan bölüm çizgisel hareketine devam ederken, uç kısmına bakan bölümün hareketi örselenebilir (Martin ve ark. 2003) (Şekil 1). Bir başka ifade ile kök kanal duvarlarına vidalanma durumu ortaya çıkabilir. Böyle bir durumda enstrümanın elastik sınırının aşılmasına bağlı olarak deformasyona ve kopmalara neden olmaktadır (Martin ve ark. 2003). Kök kanal enstrümanları için özel olarak hazırlanmış uluslararası standartlar maksimum burkulma dayanım miktarını (maksimum tork değeri) ve kopmaya kadar yapmış olduğu açığı hesaplamayı sağlayan test yöntemlerini tanımlamışlardır (ADA/ANSI 2008, ISO 3630 2019).

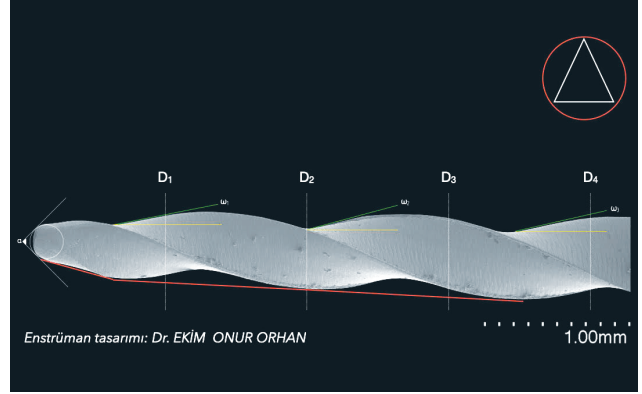


Şekil 1. Scope RS (25/0,06; Gtech Dizayn Ltd., Yozgat, Türkiye) enstrüman örneğinde NiTi bir enstrümanın şaft kısmı ve uç kısmının gösterimi (4.5x büyütme, yazar arşivi).

İkinci olarak NiTi enstrümanlar kurvatürlü kök kanallarında ya da fırçalama hareketiyle yapılan şekillendirme sırasında döngüsel olarak yorulma eğilimindedir (Gao ve ark. 2010). Her bir enstrümanın karakteristik bir döngüsel yorulma değer aralığı mevcuttur (Gao ve ark. 2010). Daha basit bir ifade ile, bir tel parçasını tekrarlayan bir hareketle farklı yönlerde sürekli bükmeye çalışıldığında büküm odağında kırılma meydana gelir. Bu kırılma döngüsel yorulma nedeniyle kırılmazdır. Kırıldığı nokta ise odaksal mikro çatlakların oluştuğu ve kristalografik metal kafesin düzlemsel olarak ayrıldığı alandır (Gao ve ark. 2010) (Şekil 2). Enstrümanların döngüsel yorulma direnci genellikle bir kırılma meydana gelene kadar geçen süre ile veya kırılmaya kadar yaptığı döngü sayısı ile ölçülmektedir (Orhan ve ark. 2021).



Şekil 2. İki aynı Scope RS (25/0,06; Gtech Dizayn Ltd., Yozgat, Türkiye) enstrüman örneğinde (A) döngüsel yorulma testi sonrasında farklı seviyelerden kırılma durumunun gösterimi (4.5x büyütme, yazar arşivi).



Şekil 3. Yazarın longitudinal planda bir NiTi enstrüman tasarım çalışmasının ekran görüntüsü. Görsele yer alan kırmızı çizgi; koniklik açıları, D1-D4; aktif kısım adımları (1 mm), α; uç açısı, ω1-ω3; kesme açıları 30x büyütme.

NiTi enstrümanların kırılma direncini etkileyen faktörler aşağıdaki gibi sıralanabilir (Vasconcelos ve ark. 2016, Dosanjh ve ark. 2017, Grande ve ark. 2017, Zupanc ve ark. 2018);

- Eşit atomlu NiTi alaşımın spesifik modifikasyonları
- Enstrümanın kesit ve adım tasarımı
- Koniklik (taper) açısı veya enstrüman çapı
- Uygulama basıncı
- Statik veya dinamik uygulama çalışma tekniği
- Yükelenen kinematik hareketler
- Ortam sıcaklığı
- Ortamdaki irrigasyon solüsyonunun türü
- Deneysel test modelleri arasındaki farklılıklar

Bir şekillendirme enstrümanının tasarımına ait anahtarlar nelerdir?

Tasarımlar, enstrümanların kesme, merkezleme, debriz atımı verimliliğini etkilemektedir (Baumann 2004). Mounce (2004)' a göre bir şekillendirme enstrümanının öne çıkan tasarımsal unsurları aşağıdaki gibi sıralanabilir (Şekil 3):

- Koniklik (taper) açısı
- Enstrüman kor (çekirdek) çapı
- Kesit geometrisi
- Aktif adım ya da oluk sayısı veya sıklığı
- Yüzey kesme açısı (Rake açısı)
- Uç bitim şekli
- Toplam longitudinal uzunluk
- Parsiyel longitudinal uzunluklar (aktif kısım, pasif kısım, şaft kısmı)

Temelde, daha büyük enstrüman çapı ile maksimum burkulma dayanım miktarını artarken esneklik azalır (Melo ve ark. 2008). Buna bağlı olarak, küçük koniklik

değerine sahip enstrümanların döngüsel yorulma direncini artırmıştır (Bahia ve Buono 2005).

Güncel NiTi sistemlerinde "S-şekli (iki bıçaklı), karmaşık şekilli (iki ve üç bıçaklı); "üçgen şekil (üçlü bıçak)"; "dışbükey üçgen şekil (üçlü bıçak)" ve "üçlü U şekli (radyal alanları bulunan üç bıçak)" olarak kesit tasarımları kullanılmaktadır (Baumann 2004).

NiTi alaşımının metalürjik özellikleri nelerdir?

NiTi alaşımı, 'Amerikan Denizcilik Dairesi' Ar-Ge laboratuvarlarında geliştirilmiştir (Buehler ve ark. 1963). Bu alaşım eşit ağırlıklı oranda nikel ve titanyum elementleri içermektedir. (Thompson 2000). NiTi tipik olarak, metal alaşımlarda tanımlanan katı hal fazlarına sahiptir (Shen ve ark. 2013).

Bu derlemede üzerinde sıkça durulacak NiTi yapısındaki kristaller yapılar ya da katı hal fazları aşağıdaki gibidir (Shen ve ark. 2013);

- I. Östenit fazı (Kübik kristal (B2) yapısına sahip yüksek sıcaklık fazı)
- II. Martenzit fazı (Monoklinik kristal (B190) yapısına sahip düşük sıcaklık fazı)

NiTi alaşımı ya da $Ti_{48}Ni_{52}$ elde etmek için gerekli koşullardan bir tanesi yüksek sıcaklıkta yaşlandırmaktadır (Örneğin 400 °C) (Zel'dovich ve ark. 1997). NiTi alaşımının üretimi sırasında bu esas fazlar ile bazı dönüşüm fazları ortaya çıkmaktadır (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). İkame elementlerin varlığı veya ani termal değişikliklerin katkıda bulunduğu süreçte farklı faz dönüşümleri izlenebilir (Zel'dovich ve ark. 1997). Üretim stratejileri içerisinde NiTi alaşımların mekanik dayanımlarını arttırma adına gerçekleştirilen birtakım termogravimetrik üretimsel detaylar (faz dönüşüm sıcaklıkları, kristal ya da çekirdek dağılımları gibi) patentler altında korunmaktadır (Zinelis ve ark. 2010).

NiTi alaşımının içerisindeki katı hal fazları ve dağılımları, mekanik dayanımını ve etkinliğini doğrudan etkileyen bir faktördür (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). Örneğin, bir NiTi alaşımı yoğunluklu olarak östenitik durumdaysa, daha fazla rijidite gösterir, bir başka ifade ile daha az esneklik gösterir (Zhou ve ark. 2013). Eğer Martenzitik durumda ise, daha yumuşaktır, kolaylıkla deforme edilebilir ve şekil hafızasına sahiptir (Zhou ve ark. 2013). Martenzitik durumda olan enstrümanlarının, Östenitik durumda olanlara göre *daha*

yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018).

Enstrüman üretimine hazır ham NiTi çubuklar ham madde tedarikçileri tarafından soğuk olarak işlenir (Zinelis ve ark. 2007). Soğuk işleme bağlı alaşım yapısındaki kristaller, kafes şeklindeki uzaydaki dizilimlerinde ait kusurlar barındırmaktadır (Zinelis ve ark. 2007). Bazı NiTi enstrüman üreticileri, bu soğuk işleme ait kusuru en aza indirebilmek için kristal yapılarını mekanik stres altında ve/veya termal uygulamalar ile yeniden düzenlemektedirler (Otsuka ve Ren 2005, Zinelis ve ark. 2007). Literatürde, "Isıl işlem görmüş (heat-treated) NiTi alaşım" ifadesi bu anlama gelmektedir. Isıl işlem görmüş NiTi alaşımının, ısıl işlem görmemiş NiTi alaşımından daha yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Zinelis ve ark. 2007, 2010).

Endodontik şekillendirme enstrümanlarında kullanılan NiTi alaşım çeşitleri nelerdir?

NiTi alaşımların metalürjik yapılarına göre enstrümanların özellikleri Tablo 1'de özetlenmiştir. Literatürde, Endodontik NiTi enstrümanların yapısal kategorizasyonu normal koşullarda sahip oldukları faza yoğunluklarına ve işleme yöntemleri göz önüne alınarak yapılmaktadır (Zupanc ve ark. 2018). NiTi alaşımların metalürjik yapılarına göre aşağıdaki başlıklar altında incelenebilir:

A. Östenitik durumdaki NiTi alaşımlar (kronolojik sıralanmıştır)

- 1- Süperelastik NiTi (Konvansiyonel NiTi) alaşımı
- 2- Elektroparlatma ile yüzey modifikasyonu uygulanmış NiTi alaşımlar
- 3- M-wire® alaşımlar
- 4- R-faz durumundaki Östenitik NiTi alaşımlar

B. Martenzitik durumdaki NiTi alaşımlar (kronolojik sıralanmıştır)

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

Tablo 1. Nikel titanyum alaşım özelliklerine göre enstrümanların özellikleri.

	NiTi alaşımlar	Burkulma tipi deformasyona direnç	Döngüsel yorulmaya karşı direnç	Korozyona karşı direnç	Merkezeleme etkinliği	Kesme etkinliği
Östenitik alaşımlar	Konvansiyonel NiTi	Yüksek	Düşük	Düşük	Düşük	Yüksek
	Elektroparlatma ile yüzey modifikasyonu uygulanmış Konvansiyonel NiTi	Yüksek	Düşük	Yüksek	Düşük	Yüksek
	M-wire®	Yüksek	Orta	Yüksek*	Orta	Yüksek
	R-faz	Düşük	Orta	Yüksek*	Orta	Düşük
Martenzitik alaşımlar	CM-wire®	Orta	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Orta
	EDM-wire®	Orta	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Yüksek
	Gold-wire®	Orta	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Yüksek
	Blue-wire®	Orta	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Yüksek
	Max-wire®	Düşük	Yüksek	Yüksek*	Yüksek	Bilinmiyor

- * Kategorilerin ticari temsilcilerinde elektroparlatma işlemi uygulandığı için "korozyona karşı direnç" bu kategoride "yüksek" olarak ifade edilmiştir.

Östenitik durumdaki NiTi alaşımlar

Geleneksel NiTi alaşımların elemental mikroanalizlerine baktığımızda, ağırlıkça %56 Ni ve %44 Ti içerdiği görülmektedir (Thompson 2000). Ayrıca, bu alaşımlar östenitik halde bulunmaktadır ve "süperelastik" özelliklere sahiptir (Thompson 2000). "Süperelastik" terminolojisi literatürdeki ilk ifade edilmiş biçimi itibarıyla halen süregelmektedir (Ninan ve Berzins 2013). Aslında, konvansiyonel östenitik NiTi alaşımlar, paslanmaz çelik alaşımlara göre çok esnek olduğu için literatürde bu ünvanı almıştır. Halbuki, günümüzde konvansiyonel NiTi alaşımından çok daha yüksek elastik limitlere ulaşan martenzitik enstrümanlar mevcuttur (Ninan ve Berzins 2013).

Östenitik enstrümanın nihai şeklini verebilmek için ya da tasarımı işleyebilmek için aşındırarak şekillendirme yapılmaktadır (Thompson 2000). Enstrümana horizontal yönde yapılan aşındırma ya da taşlayarak öğütme sürecinin bir dezavantajı enstrüman yüzeyinin zayıflamasına neden olduğu bilinen bir dezavantajdır (Thompson 2000, Kuhn ve ark. 2001, Lopes ve ark. 2016). Bu zayıf yüzey yapısı, mikron boyutlarda çatlaklar ve düzensizliklerin oluşması nedeniyle enstrümanın kesme etkinliğinin azalmakta, kırılmaya karşı direncin düşmesine veya korozyona karşı direncin azalmasına neden olmaktadır (Thompson 2000, Kuhn ve ark. 2001, Lopes ve ark. 2016). Bu nedenle, yüzey enerjisini düşürmek ve düzensizleri giderebilmek için son yüzey bitirme işlemi olan elektroparlatma (EP) uygulanmaktadır (Anderson ve ark. 2007, Cheung ve ark. 2007). Böylece, enstrüman yüzeyindeki taşlama işleminin neden olduğu düzensizlikleri, çatlakları ve artık stres bir miktar giderilmektedir (Anderson ve ark. 2007, Cheung ve ark. 2007). EP uygulanmış NiTi alaşımların, kırılmaya karşı direnci, kesme etkinliğini ve korozyona karşı direnci bir miktar iyileştirdiği rapor edilmiştir (Kuhn ve ark. 2001).

Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) tarafından 2007 yılında patentli bir termomekanik üretim prosedürü

geliştirmiş ve bu NiTi alaşıma M-Wire® adı verilmiştir. Döngüsel yorulma direncini ve esnekliği artırılan bu yeni alaşım içeriği, ağırlıkça %55,8 Ni, %44,2 Ti ve eser elementlerden oluşmaktadır (Berendt 2007). M-Wire® fizyolojik sıcaklıklarda Östenitik durumda olmakla birlikte, az miktarda da Martenzitik ve R dönüşüm fazlarını içermektedir (Alapati ve ark. 2009). M-Wire®, konvansiyonel SE NiTi alaşıma göre elastik limitleri daha yüksektir (Gao ve ark. 2012). Konvansiyonel NiTi ile M-Wire® karşılaştırılmasında, torsiyonel maksimum direnç değerleri benzerken, döngüsel yorulma direnci karşı daha yüksek direnç gösterdiği rapor edilmiştir (Johnson ve ark. 2008, Gao ve ark. 2012).

Kavo-Kerr grubu altında yer alan SybronEndo (Orange, CA, ABD) tarafından 2008 yılında "R fazı"nda enstrüman alaşımı tanıtılmıştır. Daha açık bir ifade ile, "R fazı" bir NiTi alaşımın esnekliğini artırma amaçlı katı halin termal işlenmesi sırasında ortaya çıkan bir fazdır (Zel'dovich ve ark. 1997). Spesifik sıcaklıklarda Nitinol ikame metal iyonlar ile beslendiğinde, Martenzitik öncesi eşkenar dörtgen bir faz oluşumu gerçekleştirilmektedir (Zel'dovich ve ark. 1997). Bu faza rhombohedral faz ya da kısaca R fazı adı verilmektedir (Zel'dovich ve ark. 1997). Yumuşak bir yapı sergileyen R fazındaki NiTi çubukları, diğer östenitik durumdaki enstrümanlardan farklı olarak longitudinal yönde aşındırma yapılır (Larsen ve ark. 2009). Tasarım süreci, kesit şekli verilen çubukların burkulması (büküm) ile devam eder (Larsen ve ark. 2009). Tasarımı işlenen enstrüman nihai şeklini korumak için ek termal süreçlerle Östenit faza kısmen geri dönüştürülür (Hou ve ark. 2011). Son yüzey işlemesi olan EP uygulandıktan sonra süreç sonlandırılır (Larsen ve ark. 2009). Geliştirilmiş esnekliğin bir sonucu olarak, R fazındaki enstrümanlar, geleneksel NiTi döner sistemlere göre daha az kanal transportasyonu ve daha yüksek merkezleme yeteneğine sahiptir (Gambarini ve ark. 2008, Hashem ve ark. 2012, Rejula ve ark. 2017). Ancak R fazındaki enstrümanlar, M-Wire® enstrümanlara benzer döngüsel yorulma direnci sergilemektedirler

(Gambarini ve ark. 2008, Larsen ve ark 2009)

Martenzitik durumdaki NiTi alaşımlar

Martenzitik durumdaki NiTi alaşımı, östenitten daha yumuşak, kolaylıkla deforme edilebilir ve şekil hafızasına sahiptir (Zhou ve ark. 2013). Döngüsel yorulma ve kırılma direncinin Martenzitik fazın yoğunlukta olduğu alaşımlarda, Östenit fazdan daha üstün olduğu rapor edilmiştir (McKelvey ve Ritchie 2001). Esas olarak martenzitik ağırlıklı endodontik enstrümanlar üretebilmek için NiTi alaşımının termal işlemlerin modifikasyonu gerekmektedir (örneğin termomekanik işlemlerle) (Shen ve ark. 2013).

Martenzitik enstrümanlarını anlayabilmek için bu özel faz varyantını anlamak gereklidir. Martenzitik alaşımların eldesini ifade etmek gerekirse, NiTi alaşımının ısıtılma evresinde, Östenitik anafaz ya da B2 kristali karakteristik Östenit bitim sıcaklık eşiği aşılanaya kadar sıcaklık artırılması ile süreç başlamaktadır (Zupanc ve ark. 2018). Daha sonra soğuma evresine alındığında, Martenzitik faz ya da B190 kristalleri ani soğutulma sırasındaki spesifik dip sıcaklıklarda yoğunluklu olarak serbest kalmaktadır (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). Bu dip sıcaklıklar Martenzitik bitim sıcaklık eşiği aşılanaya kadar ani soğutulularak gerçekleşmektedir (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). Bu özel termal sürece "martenzitik ikizleme" adı verilmektedir. Martenzitik ikizleme ile nihai Martenzitik kristal yoğunluklu kafes yapısı, Östenitik yapıya göre daha düşük simetri ve varyasyonlu dizilim göstermektedir. (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). Her alaşımın gösterdiği özneliksel sıcaklık dönüşüm değerleri farklı olduğu için, ikizleme ile Martenzitik faz dönüşümü sağlanan NiTi enstrümanların tasarımında bir bozulma olmaksızın, her alaşım yeni ve farklı bir karakter kazanmaktadır. (Shen ve ark. 2013, Zupanc ve ark. 2018). 'Kaack' prensibine göre, ikizleme ile oluşturulan Martenzitik bir alaşım stres altında belirli bir limite kadar plastik bir deformasyona uğradığında (yaklaşık %8 düzeyde), Östenitik bitim sıcaklık eşiği aşılanaya kadar sıcaklık yükseltgenmesi ile yeniden ilk şeklini geri kazanabilir (Kaack 2002). Bazı tescilli NiTi enstrüman üreticileri, "otoklavlama sonrası ya da kaynamış su içerisinde deforme olan enstrüman şeklinin yeniden eski halini alabildiği" yönünde ifadeler kullanmaktadır. Gerçekleşen bu durum, aslında "Kaack" tarafından açıklanmış "Martenzitik reoryantasyon" fenomenidir (Kaack, 2002).

Şekil hafızası bulunan CM-wire® (Controlled Memory NiTi), NiTi enstrüman tasarımında kullanılmak üzere çoğunlukla Martenzitik durumda (yoğunlukta) tescillenmiş ilk alaşımdır (Zhou ve ark. 2012). CM-wire®,

üretildiği 2010 yılından bu yana yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda Östenitik alaşım alternatiflerinin tamamına göre daha esnek olduğu ve yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Shen ve ark. 2011, 2012, Plotino ve ark. 2014, Goo ve ark. 2017, Soares ve ark. 2017). R fazındaki enstrümanlarda görülen ve yüksek esnekliğin olumsuz kesme verimliliği ile sonuçlandığı durumların, CM-wire® enstrümanlarda Martenzitik faz yoğunluklarından dolayı etkilenmediği de rapor edilmiştir (Morgental ve ark. 2013, Peters ve ark. 2014). Ayrıca, CM-wire® enstrümanlarında burkulma tipi yorgunluk değer aralığı, Östenitik durumdaki enstrümanlar ile benzeşmektedir (Casper ve ark. 2011, Peters ve ark. 2012).

Coltene Whaledent Inc. (Altstätten, İsviçre) tarafından 2016 yılında yeni bir yöntem ile CM-wire® alaşımına tasarım işlenmiştir. Bu yeni yöntem "elektrik deşarjlı işleme (EDM) teknolojisidir (Pirani ve ark. 2016). Üreticisine göre, EDM-wire® ile üretilen enstrümanın yüzeyi daha sert olmaktadır ve EDM-wire® enstrümanlarının bu sayede kırılma/kopma/ayrılma direnci ve kesme verimliliği artırmaktadır (Hyflex EDM resmi internet sayfası, https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf). Prensip olarak EDM, atımlı bir elektrik deşarjı ünitesi ile "hassas bir malzemenin şekillendirilmesine olanak tanıyan temassız bir işleme prosedürüdür" (Bojorquez ve ark. 2002, Daneshmand ve ark. 2013). Geleneksel fiziksel temasla aşındırma işleminde görülen düzensiz stresler kaynaklı zayıf yüzey yapıları (Thompson 2000, Kuhn ve ark. 2002, Lopes ve ark. 2016), EDM ile elimine edilmektedir (Bojorquez ve ark. 2002, Daneshmand ve ark. 2013, Pirani ve ark. 2016). Her ne kadar EDM-wire®, özünde bir CM-wire® dan işlenmiş bir yapı olsa da, üretimindeki mekanik temas ve streslerin en aza inmesi faz dağılımını da etkilemiştir (Pirani ve ark. 2016, Iacono ve ark. 2017). Karşılaştırmalı gözlemsel çalışmalarda, EDM-wire® örneklerinin, CM-wire®, M-wire®, ve Östenitik durumdaki örneklerle göre ortalama döngüsel yorulma direncinin yüksek olduğu rapor edilmiştir (Kaval ve ark. 2016, Pedulla ve ark. 2016, Pirani ve ark. 2016, Goo ve ark. 2017, Iacono ve ark. 2017).

Günümüzde en çok Martenzitik durumda bulunan enstrümanlar Gold-wire® ve Blue-wire® alaşımlardan üretilmektedir. Blue-wire®, mavi renkli Martenzitik durumda, Gold-wire® ise sarı renkli Martenzitik durumda farklı tescilli alaşımlardır. Bu tescilli alaşımlar 2011 yılında, Dentsply Sirona (Balleagues, İsviçre) tarafından tanıtılmıştır. Gold-wire® ve Blue-wire® enstrümanlar CM-wire® da olduğu gibi şekil hafızası sergilemektedirler

(Plotino ve ark. 2014). Gold-wire® ve Blue-wire® alaşımların, CM-wire® ile arasındaki temel farklılık "post-machine thermal processing" olarak anılan tasarım uygulandıktan sonra tescilli ısı işleme tabii tutulmalarıdır (Pereira ve ark. 2015). Bu da yüzey yapılarının sertliğini yükseltgeyen bir faktördür (Gao ve ark. 2012). Gold-wire® ve Blue-wire® da yüzey yapı modifikasyonuna bağlı olarak, kesme etkinliği, kırılmaya karşı direnci yüksektir (Gao ve ark. 2012). Blue-wire®'daki karakteristik mavi rengin temelinde titanyum oksit tabakasının sorumlu olduğu bilinmektedir (Hu ve ark. 2014). Ancak, Gold-wire® enstrümanların sarı renkli yapıları, yine sarı renkli olan CM-wire® ile benzeşmektedir (Hyflex CM resmi internet sayfası. Erişim tarihi: Haziran 28, 2021. URL: http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlex-CM/downloads/allgemein/6846_05-13_HyFlex_CM_EN.pdf).

Bütün Gold-wire® ve Blue-wire® alaşımlardan üretilen enstrümanlar, geleneksel NiTi, M-wire®, ve R faz enstrümanlarına göre yüksek esneklik ve yorulma direnci göstermektedir (Gao ve ark. 2012, Nguyen ve ark. 2014, Plotino ve ark. 2014, Hieawy ve ark. 2015, Elnaghy ve Elsaka 2017, Elnaghy ve Elsaka 2018, Kaval ve ark. 2016, De-Deus ve ark. 2017, Ertuğrul ve Orhan 2019, Orhan ve ark. 2021). Günümüzde, faz dönüşüm sıcaklıkları CM-wire®, Gold-wire® ve Blue-wire® alaşımlara çok yakın karakteristiklere sahip farklı Martenzitik durumda çokça enstrüman ve alaşım marka patentlemeleri de bulunmaktadır. Bu derleme içerisinde genel karakteristikleri benzeştiklerinden dolayı her bir patente yer verilmemiştir.

FKG Dentaire (La Chaux-de-Fonds, İsviçre) tarafından 2017 yılında hem Martenzitik şekil hafızası hem de Östenitik süperesneklik özelliklerinin bir araya getirildiği yeni bir NiTi alaşımı olan Max-Wire® tanıtılmıştır. Max-Wire® üretiminde NiTi termomekanik bir süreçten geçirilmektedir. Üretici bilgisine göre, Max-Wire® enstrümanları oda sıcaklığında Martenzitik durumda iken, kanal içi sıcaklığa maruz kaldıklarında Östenitik duruma dönüşmektedir (XP-endo Finisher resmi web sitesi, http://www.fkg.ch/sites/default/files/201610_fkg_xp_endo_finisher_b_rochure_v2_en_web_0.pdf). Daha küçük enstrüman çaplarının döngüsel yorgunluğu direncini arttırdığı ve aksine burkulma direncini azalttığı

bilinmektedir (Ninan ve Berzins 2013). Bu prensiplerden dolayı Max-Wire® enstrümanları çok düşük çap ve koniklik ile tasarlanmaktadır. Literatürde Max-Wire® enstrümanları ile yapılmış çok sınırlı çalışma bulunmaktadır. Sınırlı bilgiler dahilinde, Max-Wire® enstrümanlarının, CM-Wire®, Blue-Wire®, Max-Wire® ve konvansiyonel NiTi enstrümanlara göre daha yüksek döngüsel yorulma direnci olduğu, Buna karşın burkulma tipi direncin düşük olduğu bilinmektedir (Elnaghy ve Elsaka 2017, Elnaghy ve Elsaka 2018; Silva ve ark. 2018)

SONUÇ

NiTi enstrümantasyon sistemleri kök kanal hazırlığını kolaylaştırmaktadır. Bir başka ifade ile, bu sistemler ile kök kanallarının güvenli, etkin ve kısa sürede şekillendirilmesi mümkün olabilmektedir. Güncel NiTi enstrümanlar için yenilikçi metalürjik alaşımlar, kök kanal anatomisine saygılı tasarımlar ile başarısızlıklara karşı epey yol kat edildiği söylenebilir. Yine de klinik uygulamalarda, bir NiTi enstrüman türü seçimi uygulama yapılacak olguya göre karar verilmelidir. Unutulmamalıdır ki her vakaya uygun ne tek tip bir alaşım ne de tasarım mevcuttur. Kök kanalının başlangıç boyutları, apeksin konumu, kurvatürün şiddeti ve adedi, kalibrasyon eğitimleri, ulaşılabilirlik ve görüş alanı, zaman, izolasyonun kalitesi, primer tedavinin yenilenmesi, süt kanal tedavileri gibi değişkenlerin enstrüman türünün seçiminde dikkate alınması gerekir. Ayrıca, bu gelişmiş şekillendirme sistemlerinin klinikte yetkin olmayan (kalibrasyonsuz) kullanımlar, uygun olmayan uygulama basıncı veya tekniği, çok tekrarlı kullanım döngüsü gibi nedenlerle şekillendirme sırasında enstrüman kırılmalarına neden olmaktadır. Genel olarak kök kanalının şekillendirmesi sırasında ortaya çıkan komplikasyonlar esas hedefimiz olan kök kanal temizliği ve dezenfeksiyonunu daha komplike hale getirmektedir. Klinisyenlerin güncel şekillendirme sistemlerini "önerilen uygulama tekniği" ile kullanmaları ve "tek kullanımlık (disposable)" olarak enstrümanlarını kullanmaları mevcut uygulamada ideal yaklaşımdır. İdealden uzaklaşıldığında kaybedilen bir organın veya işlevinin eskisi gibi yerine getirilmesi her zaman mümkün olmayacağı gibi bundan dolayı ilk söylenebilecek "pardon" anlamını içeren sayısız ifade de yeterli güce sahip olmayacaktır.

KAYNAKLAR

- Adunlin G, Diaby V, Xiao H. Application of multicriteria decision analysis in health care: a systematic review and bibliometric analysis. Health expect 2015;18:1894-1905.
- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. J Endod 2009;35:1589-1593.

- American National Standard/American Dental Association specifications No. 28—January 2008. Root canal files and reamers, type K.
- Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33:1212–1216.
- Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endod* 2005;100:249–255.
- Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am* 2004;48:55–67.
- Berendt C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147 A1. 2007.
- Bojorquez B, Marloth RT, Es-Said OS. Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Eng Fail Anal* 2002;9:93–7.
- Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys* 1963;34:1475–1477.
- Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2013;46:590–597.
- Büyükoğuzkan G, Göçer F. Smart medical device selection based on intuitionistic fuzzy Choquet integral. *Soft computing* 2019;23:10085–10103.
- Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel–titanium rotary and stainless-steel hand filing techniques. *J Endod* 2009;35:938–943.
- Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod* 2007;33:1217–1221.
- 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;8:3096–3104.
- De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, Grande NM. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc Files. *J Endod* 2017;43:462–466.
- Dosanji A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2017;43:823–826.
- Elnaghy A, Elsaka S. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Investig* 2018;22:1433–1437.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2018;51:572–576.
- Ertuğrul İF, Orhan EO. Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE instrument. *Microsc Res Tech* 2019;82:2042–2048.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003–1005.
- 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;38:398–401.
- Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 1995;21:146–151.
- Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedulla E, Kim HC (2017) Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2017;43:1872–1877.
- Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, Somma F. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2017;43:1157–1160.
- Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2012;45:113–128.
- Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod* 2012;38:996–1000.
- 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;41:1134–1138.
- 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;44:253–258.
- Hu W, Whitten B, Sedgley C, Svec T. Effect of three NiTi files on transportation of the apical foramen. *International Endodontic Journal* 2014;47:1064–1071.
- Hyflex CM resmi internet sayfası (Erişim tarihi: 26.06.2021). URL: http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlex-CM/downloads/allgemein/6846_05-13_HyFlex_CM_EN.pdf
- Hyflex EDM resmi internet sayfası (Erişim tarihi: 26.06.2021). URL: https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf
- Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Giorgini L, Prati C. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J* 2017;50:303–313.
- International Organization for Standardization. Dentistry—Root-canal Instruments—Part 1: General requirements and test methods. ISO 3630–1, 2019.

- 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;34:1406–1409.
- Kaack M. *Elastische Eigenschaften von NiTi-Formgedächtnis-Legierungen* (Ph.D. Thesis). Bochum, Germany: Ruhr Universität, Bochum. 2002.
- 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;42:1840–1830.
- Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28:716–720.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:401–403.
- 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;42:965–968.
- Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:262–266.
- McKelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory material nitinol. *Metall. Mater Trans A: Phys Metall Mater Sci* 2001;32A:731–743
- McSpadden J. *Mastering endodontic instrumentation*. Chattanooga: Cloudland Institute; 2007: 1–197.
- Melo MC, Pereira ES, Viana AC, Fonseca AM, Bueno VT, Bahia MG. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J* 2008;41:329–338.
- 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;39:1634–1638.
- Mounce RE. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent Clin North Am*. 2004;48:137-57.
- Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod* 2014;40:1190–1193.
- Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39:101–104.
- Orhan EO, Ertuğrul İF, Tosun S. Monotonic torsional resistance and fatigue resistance of novel SCOPE RS instruments. *Microsc Res Tech* 2021;84:62-70.
- Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni based shape memory alloys. *Prog Mater Sci* 2005;50:511–678.
- Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, Rapisarda E. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod* 2016;42:156-159.
- Pereira ES, Viana AC, Bueno VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod* 2015;41:67–71.
- Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2012;45:1027–1034.
- Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Prati C. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2016;49:483-493.
- Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontol* 2014;102:31–35.
- 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 Prac* 2017;18:463–469.
- Schafer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel- titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endod* 2001;92:215–220.
- Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile - Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2002;35:505–513.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M (2011) Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37:997–1001.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38:376–380.
- 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;39:163–172.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod* 1997;23:503–507.
- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297–310.
- Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AS, Antunes HDS, Cavalcante DM, Elias CN, De-Deus G. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *J Endod* 2018;44:168-172.
- Soares RG, Lopes HP, Elias CN, Viera MVB, Vieira VTL, de Paula CB, Alves FRF. Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *ENDO – Endodontic Practice Today* 2017;11:271–277.

- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297–310.
- Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod* 2016;42:782–787.
- Versiani MA. The root canal anatomy project (Erişim tarihi: 26.06.2021). URL: <http://rootcanalanatomy.blogspot.com/search/label/Preparation%20Systems>
- Viana AC, Craveiro C, de Melo M, de Azevedo G, 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: 527–533.
- XP-Endo Finisher resmi internet sayfası Erişim tarihi: Haziran 28, 2021. URL: [http:// www.fkg.ch/sites/default/files/201610_fkg_xp_endo_finisher_brochure_v2_en_web_0.pdf](http://www.fkg.ch/sites/default/files/201610_fkg_xp_endo_finisher_brochure_v2_en_web_0.pdf).
- Zel'dovich V, Sobyana G, Novoselova TV. Martensitic transformations in TiNi alloys with Ti₃Ni₄ precipitates. *J Phys IV France*. 1997;7:299-304.
- Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics* 2013;29:42–54.
- Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol & Endod* 2007;103:843–847.
- Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J* 2010;43:125–123
- Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J* 2018;51:1088–1103.