

Bölüm 2

ENDODONTİDE KULLANILAN DÖNER ALET SİSTEMLERİ

Deniz YANIK¹

GİRİŞ

Endodontik tedavinin primer amacı, tüm kanal sisteminin eksiksiz bir şekilde temizlenmesi ve akabinde sızdırmaz bir şekilde doldurulmasıdır. Kök kanallarının mekanik preperasyonunda tüm vital, nekrotik pulpa dokusunun ve enfekte dentinin uzaklaştırılması gerekmektedir. Kanal sisteminin uygun ve eksiksiz bir şekilde preperasyonu endodontik tedavinin uzun dönem başarısı ile doğrudan ilgilidir. Geleneksel olarak endodontik tedavide kanal preperasyonu paslanmaz çelik el eğeleri ile gerçekleştirilir. Fakat bu eğelerin mekanik özelliklerine bağlı bazı limitasyonları bulunmaktadır. Bunların arasında en önemlisi, kanal formunun korunamaması ve kanalda perforasyon veya basamak gibi endodontik tedavinin başarısız olmasıyla sonuçlanabilecek komplikasyonlara neden olmasıdır. Aynı zamanda komplike kanal sistemlerinin el eğeleri ile preperasyonu, endodontik tedavinin klinik süresini uzatmaktadır.¹⁻⁴

Nikel-titanyum (NiTi) döner enstrümanların gelişimi endodonti bilimi için devrim niteliği taşır. NiTi enstrümanlar, endodontide kanal preperasyonunu farklı bir düzeye taşıdığı gibi, komplike kanal sistemlerinin daha hızlı ve daha az komplikasyon riskiyle gerçekleştirilmesine olanak sağladı.¹

NiTi döner alet sistemleri geliştikçe, çeşitli mekanik özelliklerini inceleyen pek çok çalışma yapıldı.²⁻⁴ Bu sistemlerin farklı diş morfolojilerinde doğru preperasyonu sağlayacak yapısal gelişimleri hala devam etmektedir. Enstrümanların hem morfolojisi hem alaşımı hem de preperasyondaki çalışma prensibi gelişmekte, değişmektedir. Günümüzde ortalama 180'in üzerinde farklı özelliklere sahip döner enstrüman sistemi bulunmakta ve bu sayı gün geçtikçe artmaktadır.^{3,4} Yapılan çalışmalar ve teknoloji ışığında, kanal sisteminin yapısını koruyan, apikalden debris taşırmayan, kırılmayan, yeterli kesme işlemini gerçekleştiren ideal bir kanal eğesi arayışı devam etmektedir.

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Antalya Bilim Üniversitesi, deniz.yanik@antalya.edu.tr

1.DÖNER ENSTRÜMANLARIN GELİŞİMİ

Endodontik tedavide mekanik preperasyonun amaçları arasında, tüm kanal sisteminin canlı veya nekrotik pulpa dokusunun ve enfekte olan dentin dokusunun uzaklaştırılması, kimyasal irrigasyon ajanlarının kanal sisteminin apikal kısmına ulaşması, kanal medikamentleri ve dolgu materyali için uygun ve yeterli alan oluşturulması, kök yapılarının karakteristiğinin korunması sayılabilir.^{5,6} Endodontik preperasyonda paslanmaz çelikten üretilen el eğeleriyle preperasyonu, döner alet sistemlerinin gelişiminden önce oldukça fazla kullanılmaktaydı. Fakat, kök kanal sisteminin paslanmaz çelik eğelerle preperasyonunda, kanalda basamak oluşumu, perforasyon, kanal trajesinin ve apikal foramenin transportasyonu, aşırı eğimli kanallarda alet kırılması gibi dezavantajlar bulunmaktadır.^{1,2-5} Bu yüzden kanal duvarlarına ve kanal eğimine uyum sağlayan superelastisite özelliğine sahip NiTi alaşımlı enstrümanların gelişimiyle komplikasyon riskini azaltan preperasyon imkânı doğdu.³

Endodontide preperasyona bakışı değiştiren NiTi döner enstrümanların gelişimi, klinik kullanımdaki yeri ve yaygınlığı, farklı klinik tablolara uygunluğu için güncellenmesi belli bir zaman dilimini kapsar.^{3,4} İlk üretilen döner alet enstrümanları, güncel olanlarından hem alaşım hem preperasyona yaklaşım hem de hareket prensipleri açısından farklılık gösterdi. NiTi alaşımları geliştirilmesi 1960'lı yıllarda askeri amaçlarla gerçekleşti. Daha sonra, optimal mekanik karakteristiğine dayanarak bu alaşımın medikal alanda da kullanımına ilişkin çalışmalar hız kazandı.¹ NiTi alaşımı diş hekimliğinde ilk ortodontik tellerin üretilmesinde kullanıldı.² NiTi alaşımının biyouyumluluk, superelastisite, şekil hafızası etkisi gibi mekanik özelliklerine bağlı endodontik tedavide kullanılan eğelerin üretiminde kullanılması düşünülmüştür.⁵ NiTi alaşımının endodontik döner enstrümanların gelişimde kullanılmasından bu yana endodontik tedavinin başarısı önemli ölçüde artmıştır.¹⁻³

Geliştirilen ilk döner sistemlerden biri LightSpeed enstrümanlarıdır. Tüm set #20 ile #100 arasındaki eğelerden oluşur. Enine kesit şekli ekskavatör ihtiva eden yuvarlak olarak tasvir edilir. Profile (Dentsply) esnek bir şarta sahiptir. Taper açısı #0.04 ve #0.06 olan eğeler içerir. Enine kesiti U şeklindedir, önerilen kullanım hızı 150 ile 300 rpm arasında değişmektedir.⁶ Hero 642 (MicroMega) sistemi negatif rake açısına sahiptir. Enine kesiti H-tipi eğeye benzer. Açılımı "rotasyonda yüksek elastisite (high elasticity in rotation-HERO)" anlamına gelen bu sistem göreceli olarak yüksek esneklik özelliğine sahiptir. Protaper sistemi (Dentsply) basit bir çalışma prensibine dayanır; üç adet şekillendirme, üç adet bitirme eğesi olmak üzere altı eğeden oluşur. Enine kesiti konveks üçgene benzer. Radyal alan içer-

mez.^{6,7} Aynı eğe üzerinde farklı taper açıları bulunur. Şekillendirme eğeleri, kuro-nale doğru artan taper açısına sahipken, bitirme eğelerinin kuro-nale doğru taper açısı azalır. K3 (SybronEndo) sistemi vidalanmayı engelleyen radyal alan içerir. Pozitif rake açısı daha iyi bir kesme etkinliği sağlar. Flexmaster (VDW) sisteminde #0.02, #0.04, #0.06 taper açılarında eğeler bulunur, enine kesiti üçgen şekillidir. Radyal alan içermez, çok iyi kesme yeteneği vardır. RACE (FKG) üçgen kesitli bir eğe sistemidir. Yüzey özellikleri elektropolishing işlemi ile güçlendirilmiştir.⁸

Döner enstrümanların yüzey özellikleri en önemli parametrelerden birini oluşturur. Çünkü materyalin yüzeyinde oluşan mikroçatlaklar ilerleyerek alet kırığıyla sonuçlanabilir. Enstrümanlar yüzey özelliklerini aşındırma veya asit ile dağlama gibi prosedürlerle elde ederler.⁶⁻⁹

Görüldüğü üzere, NiTi döner enstrümanlar farklı uç boyutu, taper açısı, enine kesit dizaynı, radyal alan varlığı, pozitif veya negatif rake açısı, heliks açısı gibi parametrelerle üretilirler ve esneklik, kesme etkinliği, kırılma direnci gibi özellikleri yapısal formüllerindeki değişikliklerle güçlendirilmeye çalışılır.^{3,4}

2.DÖNER ENSTRÜMANLARIN ALAŞIM ÖZELLİKLERİ

2.1.NiTi Alaşımı

Nikel, titanyum ve Naval Ordnance Laboratuvarı'nın kısaltması olan 'nيتينol' olarak da adlandırılan alaşım ağırlık olarak %55 oranda nikel, %45 oranda titanyum içerir. Endodontide döner enstrümanların üretilmesinde alaşım olarak NiTi alaşımını önemli kılan iki ana özelliği bulunur; döngüsel yorgunluğa yüksek direnç ve superelastisite.^{3,6,8} Superelastisite özelliği eğimli kanallarda devamlı rotasyon hareketi sırasında sağlıklı bir şekilde çalışmasını sağlar. Ayrıca bu alaşımın şekil hafızası etkisi ve kritik sıcaklıkta şekil iyileşmesi özelliğiyle endodontik tedavide kullanımda büyük avantaj sağlamaktadır. NiTi eğeler, paslanmaz çelik eğelere göre üç kat daha esnektir.^{4,6,8} Yüksek oranda bükmede bile plastik deformasyon görülmez.⁹ NiTi alaşım austenitik ve martensitik fazlardan oluşan spesifik bir kristal yapısına sahiptir.¹⁰ Alaşım kararlı bir kristal yapıdadır. Mikroyapısında kübik bir kafes bulunur. Bu ana faz yapısına austenitik faz denir. Alaşım belli bir sıcaklık aralığında bulunduğunda atomik yapısında değişiklik oluşur. Dolayısıyla elastisite modulusunda farklılaşma görülür. Kristal yapısı martensitik faza geçer. Özetle alaşım düşük ısıda martensitik fazdayken, ısıtmayla austenitik faza geçer. Ara formda kısa bir sıcaklık aralığında R-faz oluşur.¹¹⁻¹⁴ Alaşımın faz dönüşümleri şekil hafızası özelliğinin oluşmasını sağlar.⁹ Martensitik fazda bulunan bir NiTi alaşıma eğer bir kuvvet uygulanmazsa, makroyapısında bir farklılık göstermez. Eğer kuvvet altında kalırsa makroyapıda bir transformasyon oluşur. Ardından de-

forme alaşım belli bir sıcaklığın üzerine çıkartılırsa deformasyon ortadan kalkar ve ana faz olan austenitik faza döner. Şekil hafızası kaskadı tamamlanmış olur.¹² Sıfır noktasında austenitik fazda bulunan NiTi kanal eğesi, kanal içinde çalışırken oluşan kuvvetler sonucu martensitik faza geçebilir. Fakat kuvvet ortadan kalkınca plastik deformasyon görülmezsizin orijinal ana formuna geri gelir. Superelastisite karakteristiği de bu özellikten gelir. Fazla kuvvet altında bile plastik deformasyon oluşmadan yapısal bütünlüğünü koruduğu için NiTi alaşım superelastiktir. Ayrıca martensitik fazın daha baskın olduğu NiTi alaşımın daha esnek, yorgunluk direncinin daha yüksek olduğu gösterildi.¹⁵⁻¹⁹

2.2. Isıl İşlem Görmüş Alaşımlar

Döner aletlerin üretildiği NiTi alaşımın faz transformasyonunu optimize etmek ve daha uygun mikroyapı oluşturabilmek için ısıl ve mekanik işlemlere tabii tutulur. Bunun sonucunda R-faz, memory-wire (M-wire), ve controlled memory-wire (CM-wire), max-wire, gold ve blue alaşımlar elde edildi.¹⁰

2.2.1. M-wire Alaşımı

M-wire alaşımı NiTi alaşımdan üretilen bir telin ısıl işlem prosedürlerinden geçirilmesiyle elde edilir. Bu alaşım hem R-fazı hem de martensitik fazı içerir. Örnek olarak Protaper Next, ProFile Vortex WaveOne (Dentsply) ve Reciproc (VDW) eğe sistemleri verilebilir. Geleneksel NiTi alaşımına göre M-wire daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahiptir.²¹

2.2.2. CM-wire Alaşımı

Controlled memory-wire (CM-wire) daha farklı basamaklar içeren ısıl ve mekanik prosedürlerin uygulanmasıyla elde edilir. CM-wire alaşımında şekil hafızası özelliği daha geri plandadır, buna karşın esneklik özelliği göreceli olarak oldukça yüksektir. CM-wire alaşımı eğenin kanala yerleştirilmeden önce bükülmesine izin verir, dolayısıyla daha az kanal transportasyonu ve daha fazla merkezlenme yeteneği izlenir.²⁰⁻²² Örnek olarak Hyflex-CM (Coletene) eğe sistemi verilebilir.

2.2.3. R-faz Alaşım

Eğе alaşımında ana faz olarak austenitik faz yerine R-fazın oluşturulmasıyla, R-faz eğeler elde edildi. Bu eğe sistemine örnek olarak Twisted file and K3XF (Sybron Endo) verilebilir.^{3,4}

2.2.4. Max-wire Alaşımı

Max-wire olarak adlandırılan, martensitik, austenitik, electropolishing-flex componentlerine sahip olan alaşım XP-endo ailesine ait eğelerin üretilmesinde kullanıldı. Örnek olarak; XP-endo Shaper, XP-endo Finisher, XP-endo Finisher

Retreatment (FKG) verilebilir. Bu alışımda 35 derece ve üzerindeki sıcaklıklarda martensitik fazdan austenitik faza geçiş olur ve enstrüman, kanalda dönüş sırasında dentin duvarlarına değecek yarım çember formunda spesifik bir şekil alır. Bu yapı sayesinde kanalda eksentrik devamlı rotasyon hareketi oluşur.^{4,23} (2A). XP-endo Finisher eğesi 0.25'lik bir uç çapına sahipken, hiç taper açısı göstermez. Bu eğenin üretiminde, dokunulmayan kanal duvarlarının, irrigasyonla beraber temizlenmesi amaçlanmıştır.

2.2.5. EDM (Elektriksel Deşarj İşleme)

2016 yılında piyasaya sürülen başka bir alışıım üretim sistemi de mühendislikte sıklıkla kullanılan 'spark-erozyon' teknolojisini kullanan elektriksel deşarj işleme (electrical discharge machining-EDM) sistemidir. Bu sisteme örnek olarak Hyflex EDM (Coltene) verilebilir.^{3,4} Bu sistemde iletken bir sıvı ile kontrollü elektrik akımı sayesinde alışımda temassız bir termal erozyon oluşur. Bu işleme metalin üzerinde erime alanları oluşur ve bazı bölümler buharlaşır. Daha sonra bir dizi ısı ve mekanik işleme döngüsel yorgunluk direnci arttırılmış bir alışıım elde edilir.^{24,25}

2.2.6. Gold-wire Alışıımı

Metalürjik olarak ısı işlem görmüş bir başka alışıım formu da gold alışıımdır. Gold alışıım, materyalin ısıtma sonucu yavaş bir şekilde soğutulmasıyla üretilir.²³ Alışıımın yüzeyinde ortalama 100-120 nm arasında oksit tabakası oluşur.⁴ Bu özellik alışıımın M-wire alışııma göre daha esnek olmasını sağlar. Gold alışıımdan üretilmiş eğelere örnek olarak Protaper Gold ve Waveone Gold (Dentsply) verilebilir. Waveone gold boyut ve enine kesit olarak Waveone sistemine göre daha optimize edilmiştir.¹³ Protaper Next sisteminin sahip olduğu merkez-dışı dizayna sahiptir. Protaper Gold, Protaper Universal dizaynına sahiptir. Progresif taper ve konveks üçgen formunda enine kesite sahiptir.¹⁴

2.2.6. Blue-wire Alışıımı

Blue alışıım göreceli olarak yeni geliştirilmiş bir alışıım türüdür. Blue alışıımın üretiminde daha farklı bir ısı işlem uygulanır buna bağlı olarak alışıımda yeni bir moleküler yapı oluşurken, bu sürece bağlı alışııma karakteristik rengini veren, ortalama 60-80 nm kalınlığında mavi oksit yüzey tabakası oluşur.^{4,15} Bu alışııma örnek olarak Recipro Blue (VDW) ve Vortex Blue (Dentsply) örnek verilebilir.

3. DÖNER ENSTRÜMANLARIN HAREKET KİNEMATİĞİ

Döner alet sistemleri farklı hareket kinematığına sahiptir. Sabit dönme hareketinin kanal içinde eğe üzerinde oluşturduğu stresi kontrol edebilmek ve klinik kullanımı optimize edebilmek için farklı açılara ve farklı yönlerde hareket prensiple-

rine sahip ve bıçaklarının kesme yönü bu açılara ve yöne bağlı çeşitli eğe sistemleri geliştirilmiştir. Bunlar devamlı rotasyonun yanında, resiprokasyon, adaptif hareket ve vertikal vibrasyondur.^{3,4,5,26,27}

3.1. Devamlı Rotasyon

Devamlı rotasyon ilk dizayn edilen hareket kinematığıdır ve hala piyasada bulunan eğe sistemlerinin çoğu bu kinematik ile çalışır. Bu sistemde NiTi eğe kanal içinde tam tur (360°) dönerek çalışır. Bu hareket ile diğer kinematiklere göre enstrüman üzerinde maksimum stres oluşur. Devamlı rotasyon yapan eğe sistemleri de sentrik ve eksentrik olarak iki farklı gruba ayrılır.^{3,4}

Eksentrik devamlı rotasyonda devamlı rotasyon yapan eğeler yapısal morfolojileri gereği kanal içinde asimetrik yani eksentrik hareket gerçekleştirirler. Twisted File (Sybron Endo), Protaper Next (Dentstply) ve XP-endo Shaper (FKG) eğe sistemleri eksentrik rotasyona örnektir. Bu hareket sırasında döner enstrüman kanalda yılanvari bir salınma hareketi yapar. Bu hareketle özellikle oval veya düzensiz kesite sahip kanal morfolojilerinde efektif temizleme yapması ve dokunulmayan kanal duvarları alanının azaltılması amaçlanmıştır.^{26,27}

3.2. Resiprokasyon

Devamlı rotasyonda eğe üzerine gelen stresi azaltmak için resiprokasyon hareketi geliştirilmiştir. Resiprokasyon, farklı eğe sistemlerinde farklı açılarda ve yönde (saat yönü veya saat yönü tersinde) gerçekleşir. Rotasyon açıları saat yönü tersinde 120 derece ile 270 derece arasındayken, saat yönünde 60 derece ile 90 derece arasındadır. Bu hareket kinematığıyla endodontik tedavide kanal preperasyonunda bir dizi döner enstrüman kullanımı yerine tek eğe düşüncesi gelişmiştir.^{3,18,20} Tek eğe prensibiyle çalışan resiprokasyon yapan eğeler kanal içinde gagalama (pecking-motion) hareketiyle kullanılır. Döner enstrüman kanalda ilk kullanımda kural kısmında ileri-geri hareket edilerek salınımla çalıştırılır. Ardından bu pecking-motion hareketi eğe orta ve apikal kısımlara ulaştırılacak şekilde genişletilerek kullanılır. Resiprokasyon hareket prensibiyle çalışan ve tek enstrüman içeren sistemlere örnek olarak Resiproc (VDW) ve WaveOne (Dentsply) verilebilir. Bu iki sistem de sentrik resiprokasyon yapar; saat yönü tersinde rotasyona başlar, WaveOne 170 derece ile, Reciproproc 150 derece ile, kesme işlemini saat yönü tersinde gerçekleştirir. Dentinde oluşan vidalanma (screw-in) etkisini azaltmak için saat yönünde WaveOne 50 derece, Reciproproc 30 derece, dönüş yapar. Bu dönüş sırasında dentinde kesme oluşmaz. Çoğu eğe sistemi saat yönü tersinde keser, örneğin Reciproproc, Resiproc Blue (VDW), WaveOne, WaveOne Gold (Dentstply), ProDesign (Easy). Bazı sistemler saat yönünde kesme yapar, örneğin Genius (Ultradent), ProDesign S (Easy). Resiprokasyon hareketi egede daha düşük germe ve basma stresi oluşturduğu için yorgunluk direnci artar.^{18,20,28}

3.3. Adaptif Hareket

Devamlı rotasyon ve resiprokasyon hareketinin kombinasyonuyla çalışan sistemler adaptif hareket kinematığı olarak adlandırılır. İki hareket sisteminin de pozitif yanlarını elde etmeyi amaçlar. Bu ege sistemlerine örnek olarak Twisted File Adaptive (Sybron Endo) enstrüman sistemi örnek olarak verilebilir.^{15,28} Bu hareket kinematığına sahip bir motor olan Elements (Sybron Endo) egeyle çalışması sırasında fazla kuvvet algılandığında otomatik resiprokasyon hareketine geçmektedir. Sürekli rotasyon hareketinde her 600 derece dönüşte bir enstrüman hafifçe duraklar, bu hareketle egeğin kristal yapısında oluşan stresin düzenlenmesi amaçlanmıştır. Yorgunluk direncini arttırmak amaçlı Optimum Tork Revers (OTR) sistemi (Morita) resiprokasyon sisteminin avantajlarını elde ederken dezavantajlarını minimalize eder. Sürekli rotasyonda tork ölçümü gerçekleşir, eger önceden belirlenen eşiği aşarsa enstrüman 90 derece saat yönü ve 90 derece saat yönü tersinde salınma hareketi yapar. Tork düzeyinde düşüş olduğunda devamlı rotasyon hareketine devam eder. Bu sistem aktif kesme açısına sahip tüm NiTi ege sistemlerinde kullanılabilir.²⁵⁻²⁸

4. DÖNER ENSTRÜMANLARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Döner enstrümanların üretildiği alaşım, üretilme şekli, ısıl işlem görüp görmediği, döner aletin hareket kinematığı mekanik özelliklerini etkiler. Mekanik özellikler, döner enstrümanın kanalda efektif bir şekilde çalışmasını ve tercih edilebilirliği etkilediği gibi, yorgunluk direncine bağlı olarak kanalda kırılarak başarısız olmasına da neden olabilir.^{3,7,8,11-18} Endodontik tedavi sırasında döner aletlere bağlı başarısızlığın en önde gelen sebebi kanalda alet kırılmasıdır. Döner enstrümanın endodontik tedavi başarısını direkt olarak etkileyen diğer mekanik özellikleri arasında; merkezlenme yeteneği, şekillendirme yeteneği, döngüsel yorgunluk direnci, torsiyonel direnç sayılabilir.^{20,29,30,31} Bu mekanik özellikler, döner enstrümanın alaşımı, uç yapısı ve çapı, uç yapısının kesme özelliği, enine kesit şekli, makro yapısı, kristal yapısı, taper açısı, taper açısı özelliğinin sabit veya değişken olması, hareket prensibi gibi parametrelerden etkilenir. İdeal bir kanal egesinin kanalın orijinal formunu koruyabilen, eğimli ve dar kanal formuna uyum sağlayabilen bir esneklikte olması, aynı zamanda zorlanmadan ve yeterli bir şekilde kanalda preperasyonu sağlayabilecek dirençte olması gerekmektedir.^{20,32}

4.1. Döngüsel Yorgunluk Direnci

Döner hareketle çalışan egeler torsiyonel veya fleksural modda kırılırlar. Torsiyonel kırılma egeğin ucunun kanalda sabit kalması ve shaft kısmının dönmeye devam etmesiyle oluşan kırılmadır. Fleksural kırılma, egeğin kanal içinde sürekli

dönmesi dolayısıyla dönme yorgunluğunun oluşması ve sonunda da kırılmanın gerçekleşmesi şeklinde tanımlanır.^{33,34} Eğelerin kırılma sebebinin %93 oranda bu mekanizma olduğu gösterildi.¹¹ Bu kırılma mekanizması, özellikle eğelerin birden fazla klinik kullanımları söz konusu olduğunda daha belirgin bir şekilde ortaya çıkmaktadır.

Döner enstrümanların kanal içinde çalışması sırasında oluşan istenmeyen basıncı ve germe kuvvetlerini etkileyen döngüsel yorgunluk zamanla artar. Döngüsel yorgunluğun belirtileri eğe üzerinde en fazla eğenin kurvatürünün en eksentrik kısmında izlenir.³³ Fleksural yorgunluğa bağlı kırılma hiçbir zaman sıfır olmaz, fakat alışımlar üzerinde yapılan değişiklikler ve hareket mekaniğiyle optimize edilmeye çalışılır. Döngüsel yorgunluk direncini etkileyen değişkenler üç grupta toplanır: kanal anatomisini ilgilendiren faktörler; kanalın çok dar veya kurvatürünün fazla olması, enstrümanla ilgili faktörler; alışım özelliği, yapısal özellikleri vs, preparasyonu tekniği ve stratejisi.⁴ Ayrıca giriş kavitesi dizaynı, aletin kanal içindeki dönme hızı, hareket kinematiki de döngüsel yorgunluk direncinde etkilidir.^{3,20,34} Kanala girişin açılı olması, alet üzerinde daha fazla stres oluşturduğu için döngüsel yorgunluk direncini düşürür.³⁴

Resiprokasyon hareketinde, yorgunluk direncinin geliştiği, özellikle döngüsel yorgunluk direncinin arttığı ve devamlı rotary harekete kıyasla eğe üzerinde oluşan stresin daha az olduğu bildirildi.¹⁵ Resiprokasyon hareketinde, döngüsel yorgunluk direncinin artmasına bağlı kırık insidansında azalma gözlenir. Bunun sebebi resiprokasyonda kök kanalında bulunan alet üzerinde gerilim ve kompresyon kuvvetlerinin azalması olarak gösterildi.¹⁷ Hatta bu fark o kadar belirgindi ki, önceki bir çalışmada fleksural kırılma direncinin resiprokasyon hareketinde, devamlı rotasyona göre iki kat fazla olduğu gösterildi.¹⁸

4.2. Torsiyonel Yorgunluk Direnci

Torsiyonel kırılma, döner enstrümanın apikal ucunun dentin duvarlarına saplandığında ve hareketi engellendiğinde, kuronal ve orta kısmının dönmeye devam etmesi sonucu oluşan kırılma tipidir.^{32,35,36} Torsiyonel kırılmayı etkileyen faktörler fleksural kırılma ile benzerdir. Endodontik tedavi sırasında eğelerin kullanım stratejisi üzerine gelen kuvveti etkiler. Örneğin rehber yol oluşturulması, kuronal bölgenin genişletilmesi, kuron-down veya step-back tekniğinin tercih edilmesi, precking-motion hareketinin sıklığı ve amplitütü, hareket kinematiki gibi pek çok faktör direnci etkiler. Yüksek taper açısına sahip döner enstrümanların geniş bir bölümünün dentine saplanması durumuna taper-lock etkisi denir. Bu durumun oluşmasını dolayısıyla torsiyonel kuvvetlerin artmasıyla torsiyonel kırılmasının görülmesini engellemek için kuron-down yaklaşımı önerilmektedir.^{33,34}

Ayrıca alaşım türü de torsiyonel direnç için önemli bir parametredir. Blue ve gold alaşımın, ısı işlem görememiş NiTi alaşıma göre daha yüksek bükülme direnci ve döngüsel yorgunluk direnci gözlemlendi. Gold ve blue alaşım arasında ise, Gold alaşımın daha iyi sonuçları rapor edildi.²⁵

4.3. Bükülme Yeteneği (Esneklik)

Metalik malzemelerin çoğu, belirli sınırlar içinde, meydana gelen deformasyonun uygulanan kuvvetle doğru orantılı olduğu bir elastik davranış sergiler. Uygulanan kuvvet ve oluşan deformasyon arasındaki ilişki Hooke yasası olarak adlandırılır. Eğer uygulanan kuvvet limiti (yield point) aşarsa plastik deformasyon oluşur. Hooke yasasına göre metal alaşımlarının çoğu %0,1 ile %0,2 arasında bir elastik deformasyon gösterir. Superelastik özellik gösteren NiTi alaşım %8'lik bir elastik deformasyon yeteneğine sahiptir. Enstrümanların esnekliğinin değerlendirilmesinde, ISO 3630-1 tarafından belirlenen bükme testine göre, bir endodontik enstrümanın esnekliği, ucunun 3 mm'lik bir torna aynasına sıkıştırılması ve 45 derecelik bir açısız sapma uygulanmasıyla değerlendirilir. Aleti bükmek için oluşturulan kuvvet, eğilme direnci olarak kaydedilir. Düşük bükülme sonuçları, malzemenin yüksek esnekliğinin göstergesidir.^{37,38}

4.4. Şekillendirme ve Merkezlenme Yeteneği

Kanalın doğru ve eksiksiz bir şekilde şekillendirilmesi endodontik tedavinin ana amaçlarından biri olduğu için döner alet sistemlerinin kanalda güvenli ve yeterli bir şekilde dentin uzaklaştırması gerekmektedir. NiTi enstrümanların, enine kesit dizaynı, yiv genişliği, taper açısı, heliks açısı gibi parametreleri malzemenin merkezlenme ve şekillendirme yeteneğini etkiler. Kanal enstrümanının şekillendirme yeteneği kanalın orijinal formunu koruması, enfekte dentinin tamamını kaldırırken sağlam dentinde minimal preparasyon yapması, kanalda herhangi bir perforasyona ve basamağa neden olmadan şekillendirme yapmasıyla da ilgilidir. Genel olarak hareketin aplütütünün azaltılması yani enstrümanın daha düşük salınım yapması iyatrojenik hataların azalmasına yol açar.³⁹⁻⁴³

Esnek döner enstrümanlar eğri kanalda çalışırken, düzleşme eğiliminde oldukları için, orijinal kanal formunun değişmesine sebep olabilirler. Döner enstrümanlarla preparasyon sonrası kanalın düzleşmesi ve apikal foramenin transportasyonu görülebilir. Kanal preparasyonu sırasında orijinal kanal morfolojisinin korunması kanal tedavisinin başarısı ile doğrudan ilişkilidir. Döner enstrümanın merkezlenme ve şekillendirme yeteneği, preparasyonu öncesi ve sonrasındaki micro-bilgisayarlı tomografi (micro-BT) görüntülerinin karşılaştırılması ile ölçülür. Geleneksel NiTi alaşım, M-wire ve gold alaşımın şekillendirme yeteneği incelendiğinde, gold ve M-wire alaşımın daha düşük apikal transportasyon gösterdiği

izlendi, aynı şekilde gold ve blue alaşım karşılaştırıldığında yine gold alaşımın daha az transportasyon gösterdiği bildirildi.^{43,44} Alaşımın kanalda çalışmadan önce bükülerek şekil vermeye izin vermesi apikalde daha konservatif bir dentin preperasyonu sağlar.³⁸

5. DEBRİS EKSTRÜZYONU VE POST-OPERATİF AĞRI ÜZERİNE ETKİ

Döner enstrümanların debris ekstrüzyonu ve post-operatif ağrı üzerine olan etkileri birbiriyle bağımlı sonuçlar doğurur. Farklı enstrümantasyon tekniklerine bağlı apikalden ekstrüze olan debris, periodontal ligamentten nöropeptit salınmasına neden olur. Ayrıca kanal boşluğundan apikal dokulara taşınan debris bu bölgenin enfekte olmasına ve inflamasyon gelişmesine sebep olabilir.²⁹ Böylelikle ağrı hissedilir. Post-operatif ağrı ve debris ekstrüzyonunun enstrümantasyonla ilgili parametrelerinin en önemlisi hareket kinematığıdır. Ayrıca çoklu veya tek eğe sistemi ile çalışması da ağrı ve debris ekstrüzyonu üzerinde etkilidir.^{3,40,41} Post-operatif ağrı hastanın yaşam kalitesini etkileyen oldukça önemli bir parametredir ve literatürde prevalansı en yüksek %58 olarak bildirilmiştir.³⁰ NiTi döner enstrümanların genel olarak el eğelerine göre daha az debris taşıdığı gösterildi.³¹ Döner enstrümanların arasındaysa tek eğe sistemlerinin çoklu eğe sistemlerine göre daha fazla debris taşıdığı bilinmektedir.³⁹ Devamlı rotasyon hareketi sarmal taşıyışı olarak görev yapmakta ve kuraldeki debrisin apikale taşınmasına neden olduğu düşünülmektedir.⁴⁰ Fakat literatürde farklı sonuçlar bildirilmiştir.^{31,40-42} Hangi eğe sisteminin, hangi hareket kinematığının daha fazla debris taşıdığı ve post-operatif ağrıya neden olduğu konusunda tam bir ortak görüş bulunmamaktadır.

SONUÇ

NiTi alaşımlı döner enstrümanların gelişimi etkinliğini arttırmış, tedavi süresini kısaltmış, preperasyonu kolaylaştırmıştır. Ancak bu enstrümanların kanalda kırılması, tedavinin başarı şansını oldukça büyük bir oranda etkileyen bir durum olarak varlığını sürdürmektedir. Enstrümanda kullanılan alaşımlarının özelliklerinin geliştirilmesi veya daha uyumlu alaşımların üretilmesi döner enstrümanların kullanımının doğurduğu komplikasyonların azalması ve başarının daha da artmasıyla sonuçlanacaktır. Hali hazırda var olan döner enstrüman sistemlerinin, farklı klinik vakalarda doğru seçimi ve doğru kullanımı da endodonti tedavinin başarısını artırır, komplikasyonların oluşmasını azaltacaktır.

KAYNAKLAR

1. Peters, O. A. (2008). Rotary Instrumentation: An Endodontic Perspective.
2. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *Journal of American Dental Association*. 1971;82(6):1373-5.
3. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments in Endodontics: Mechanical Characteristics, Testing and Future Perspective—An Overview. *Bioengineering*; 2021;8(12):218.
4. Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEDL, Freire LG, Iglecias EF, Candeiro GTDM. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*; 2018;32.
5. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*; 1988;14:346–351.
6. Berman LH, Hargreaves KM. (2020). *Cohen's Pathways of the Pulp*. Elsevier Health Sciences.
7. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics*; 1997;23:141–145.
8. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of Endodontics*; 2007;33(10):1217- 1221.
9. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Johnson WB. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*; 2009;35(11):1589-1593.
10. Hou XM, Yang YJ, Qian J. Phase transformation behaviors and mechanical properties of NiTi endodontic files after gold heat treatment and blue heat treatment. *Journal of Oral Science*; 2021;63(1):8-13.
11. Cheung GS, Peng B, Bian Z, et al. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*. 2005;38:802–809.
12. Martins S, Silva JD, Garcia PR, Viana AC, Bueno VT, Santos LA. Influence of cyclic loading in NiTi austenitic and R-phase endodontic files from a finite element perspective. *Clinical Oral Investigations*; 2022;1-9.
13. Ozyurek T. Cyclic fatigue resistance of reciproc, waveone, and waveone gold nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*; 2016;42:1536-1539.
14. Uygun AD, Kol E, Topcu MK, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal*; 2016;49:494-499.
15. 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. *Journal of Endodontics*; 2017;43:462-466.
16. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *International Endodontic Journal*; 2017;50(2):143–52.
17. 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. *Journal of Endodontics*; 2013;39(2):258–261.
18. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GTDM, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of Endodontics*; 2012;38(5):684–687.
19. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, et al. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *Journal of endodontics*; 2016;42(5):782-787.
20. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a retained instrument on treatment outcome: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*; 2010;36:775–780.

21. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al- Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal*; 2011;44(4):337-341.
22. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MA et al. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *International Endodontic Journal*; 2017; 51(6):705-713.
23. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—A review. *International Endodontic Journal*. 2018;51:1088–1103.
24. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*; 2017;50(3):303-313.
25. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of Endodontics*; 2016;42(1):156-159.
26. Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *International Endodontic Journal*; 2015;48(2):162-70.
27. Zuolo ML, Zaia AA, Belladonna FG, Silva EJ, Souza EM, Versiani MA et al. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in ovalshaped canals. *International Endodontic Journal*; 2018; 51(5):564-571.
28. Adigüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of waveone and waveone gold small, primary, and large instruments. *Journal of Endodontics*; 2017;43(4):623-627.
29. Caviedes-Bucheli J, Castellanos F, Vasquez N, Ulate E, Munoz HR. The influence of two reciprocating single-file and two rotary-file systems on the apical extrusion of debris and its biological relationship with symptomatic apical periodontitis. A systematic review and meta-analysis. *International Endodontic Journal*; 2016;49(3):255-270.
30. Sathorn C, Parashos P, Messer H. The prevalence of postoperative pain and flare-up in single- and multiple-visit endodontic treatment: a systematic review. *International Endodontic Journal*; 2008;41(2):91-99.
31. Topçuoglu, HS, Akti A, Tunkay O, Dinçer AN, Duzgun S, Topçuoglu G. Evaluation of debris extruded apically during the removal of root canal filling material using ProTaper, D-RaCe, and R-Endo rotary nickel-titanium retreatment instruments and hand files. *Journal of Endodontics*; 2014;40(12):2066-2069.
32. Gambarini G, Seracchiani M, Zanza A, Miccoli G, Del Giudice A, Testarelli, L. Influence of shaft length on torsional behavior of endodontic nickel–titanium instruments. *Odontology*; 2020;109:568–573.
33. Di Nardo, D.; Gambarini, G.; Seracchiani, M.; Mazzoni, A.; Zanza, A.; Giudice, A.; D'Angelo, M.; Testarelli, L. Influence of different cross-section on cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments with same heat treatment: An in vitro study. *Saudi Endodontic Journal*; 2020;10:221–225.
34. Pedullà E, La Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim HC, Generali L, Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. *Journal of Endodontics*; 2020;46:431–436.
35. Abu-Tahun IH, Kwak SW, Ha JH, Kim HC. Microscopic features of fractured fragment of nickel-titanium endodontic instruments by two different modes of torsional loading. *Scanning*; 2018; 9467059.
36. Tokita, D.; Ebihara, A.; Nishijo, M.; Miyara, K.; Okiji, T. Dynamic Torque and Vertical Force Analysis during Nickel-titanium Rotary Root Canal Preparation with Different Modes of Reciprocal Rotation. *Journal of Endodontics*; 2017;43:1706–1710.
37. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, Gambarini G. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*; 2011;37:1293–1295.
38. Nasser SN, Guo WG. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and

- temperatures. *Mechanics of Material*; 2006;38:463-74.
39. Ahn SY, Kim HC, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: A systematic review of in vitro studies. *Journal of Endodontics*; 2016;42:1009-1017.
 40. Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *Journal of Endodontics* 2012;38:850-852.
 41. Pasqualini D, Corbella S, Alovise M, Taschieri S, Del Fabbro M, Migliaretti G, et al. Postoperative quality of life following single-visit root canal treatment performed by rotary or reciprocating instrumentation: a randomized clinical trial. *International Endodontics Journal*; 2016;49:1030-1039.
 42. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part I: historic perspectives and current applications. *Journal of endodontics*; 2015;41:1778-1783.
 43. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper Next, and ProTaper Universal in curved canals. *Journal of Endodontics*; 2015;41:1718–1724.
 44. Keskin C, Demiral M, Saryılmaz E. Comparison of the shaping ability of novel thermally treated reciprocating instruments. *Restorative dentistry & Endodontics*; 2018;43(2).

