

Bölüm 7

NİKEL TİTANYUM DÖNER EĞELERDE KIRILMAYA ETKİ EDEN FAKTÖRLER

Kübra GÜRLER¹

GİRİŞ

Günümüzde endodontik tedavide kullanılan eğeler paslanmaz çelik ya da nikel titanyum (NiTi) alaşımdan üretilmektedir. NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelere göre daha kısa sürede ve etkin kök kanal şekillendirmesi yapabilmesinin yanı sıra transportasyon, basamak ve zip gibi iatrojenik hata riskini de azaltması sebebiyle piyasaya sunulmuştur. Bununla birlikte NiTi eğelerin avantajlarına rağmen en büyük dezavantajı kullanım sırasında çeşitli sebeplerle meydana gelen kırıklardır. NiTi eğelerde meydana gelen kırıklar eğenin kullanım sayısına, dizaynına, üretim şekline, çalışma hızı ve torkuna, kök kanalının kurvatür açısı ve yarıçapına, kanal şekillendirmesi sırasındaki baskı ve gerilmelere, sterilizasyon tekniğine ve hekimin kullanım şekline bağlı olarak oluşabilmektedir(Hülsmann, Peters & ark., 2005).

OPERATÖRLE İLGİLİ FAKTÖRLER

Birçok dental işlem gibi, kök kanal tedavisi de yeterli eğitim ve el becerisi gerektiren bir dizi hassas ve titiz manipülasyon içermektedir. Bu nedenle operatörün beceri ve yeterliliği ile ilgili faktörler eğe kırılmasına katkıda bulunanların en önemlileri arasında sıralanmaktadır(Cheung, Oh & ark., 2013). Uygulayıcıların, her biri kendi tasarımına, kendi mekanik özelliklerine ve kendi kullanım kılavuzuna sahip olan, sürekli gelişen çeşitli eğeler arasından seçim yapmaları gerekir. Seçim yapıldıktan sonra klinisyenin eğeleri, kullanım şekillerini ve üreticinin tavsiyelerini öğrenmesi şarttır. NiTi eğeler kanalın morfolojisi ile ilgili daha az dokusal geribildirim sağlar, bu nedenle farklı bir farkındalık gerekir. Bu boşluğu doldurmak için yeterli in vitro eğitim gereklidir(Yared, Bou Dagher & ark., 2002). Eğe üzerine çok fazla apikale yönlendirilmiş kuvvet uygulayarak kök kanalında agresif penetrasiyondan kaçınmak, döner bir eğenin bir kök kanalı içine ne zaman

¹ Öğr. Gör. Dr., Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD., gurlerkubra@hotmail.com

saplanacağını algılayıp burulma aşırı yüklenmesinden önce ne zaman çekileceğini hesaplamak ve döngüsel yorgunluk kırıklarına yol açabilecek çok kurvatürlü kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında eğe üzerine uygulanan stresin farkında olmak, çekilmiş dişler üzerinde pratik yaparak geliştirilebilecek ve kademeli klinik tecrübe ile artabilecek becerilerdir (Saber, 2008). Buna rağmen, bir klinisyenin performansı iş yüküne ve fiziksel yorgunluğa bağlı olarak zaman içinde bir dereceye kadar değişebilir (Briseño, Kremers & ark., 1993). Buna ek olarak, operatör, şüpheli bir deformasyon gösteren veya şekillendirilmesi zor bir kök kanalında kullanılmış bir eğeyi atmak için tahminlerini geliştirmelidir.

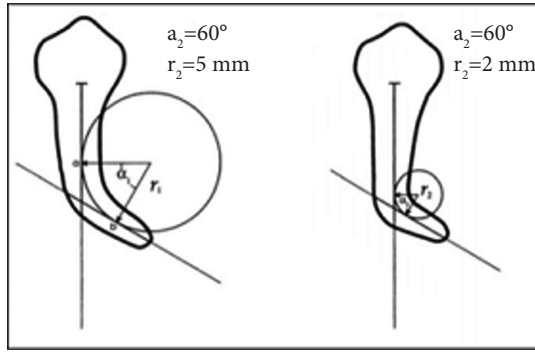
ANATOMİK FAKTÖRLER

Giriş Kavitesi

Yeterli bir giriş kavitesi engelsiz bir şekilde tüm kök kanallarına erişime izin vermesi ve eğeleri doğrudan apekse veya ilk kurvatür noktasına yönlendirmek için bir huni görevi görmelidir (Peters, 2008). Kavite duvarları veya kök kanalının koronal üçlüsündeki uzaklaştırılmamış dentin omuzları, geçilmesi gereken kurvatür sayısını ve şiddetini artırarak kanal şekillendirmesi sırasında eğelere uygulanan stresi artırabilir ve eğelerin kırılmasına neden olabilir (Roda, 2006). Diğer taraftan, giriş kavitesinin pulpa odasının sınırları dışına doğru genişletilmesi eğelerin kök kanallarına girişini engelleyebilir ve uçlarının kazara bükülmesine yol açabilir. Günümüzde, üstün büyütme ve aydınlatma sağlayan dental operasyon mikroskopunun yaygın kullanımı, pulpa morfolojisine uygun olarak mümkün olduğu kadar diş yapısını korumak amacıyla her vaka için özel olarak tasarlanmış minimal invaziv giriş kaviteleri kavramına yol açmıştır (Moore, Verdelis & ark., 2016). Kavite duvarının çevresel olarak geniş okluzal konikliği, kök kanal ağzlarının konumuna, kanalların yönüne ve şekline bağlı olarak, yalnızca gerektiğinde kavite duvarlarının seçici olarak konikleştirilmesiyle değiştirilmiştir (Peters, 2008). Bununla birlikte, anektodal kanıtlar, bu gibi minyatür giriş kavitelerinin, en azından deneyimli ve yetenekli klinisyenler tarafından tedaviler mikroskop altında gerçekleştirildiğinde, ege kırılma ihtimalini arttırmadığını göstermektedir. Paslanmaz çelik eğeler, kök kanalına yerleştirilmeleriyle ilgili olarak, düz bir hatta giriş elde etmek için oldukça fazla dikkat gerektiren NiTi eğelerine kıyasla birçok avantaja sahiptir. Paslanmaz çelik eğeler, erişilmesi zor kanallara girmeleri için önceden bükülebilir; şekil hafızalı eğeler dışında, NiTi eğelerinin tam olarak bükülmesi çok zordur. Buna ek olarak, paslanmaz çelik el eğeleri esnek NiTi eğelerin aksine, engellerle ilgili üstün dokusal geri bildirim sağlar.

Kök Kanal Anatomisi

Eğme kırığı riski, kompleks kök kanal anatomisi olan vakalarda artmış görünmektedir(Peters, Peters & ark., 2003). Kırıklar molarlarda, premolarlardan veya anterior dişlerden daha sık görülür(Wang, Ge & ark., 2014). Ayrıca maksiller ve mandibular molarların meziyobukkal kök kanalında görülme olasılığı diğer kök kanallarından daha fazladır(Iqbal, Kohli & ark., 2006). Bu bulgular, molar kök kanal sisteminin genel morfolojik kompleksliği ve her dişe ait birden fazla kanalın varlığı ile açıklanabilir. Ancak birincil sebep, büyük olasılıkla bu kök kanallarının kurtatürüdür. Bir kök kanalının kurtatürü, açısı ve yarıçapı ile tanımlanmaktadır(Pruett, Clement & ark., 1997). Açık ne kadar genişse ve yarıçap ne kadar küçükse kurtatür o kadar fazla olur. Bu iki parametre birbirinden bağımsız olarak değişebilir. Bu nedenle iki kök kanalı aynı açığa sahip olabilir ancak çok farklı kurtatür yarıçaplarına sahip olmaları mümkündür (Şekil 1).



Şekil 1. Pruett ve arkadaşlarına göre ölçülen eğrilik açısı ve yarıçapı (Pruett, Clement & ark., 1997)

Herhangi bir kök kanalının preparasyonu sırasında eğme kesme stresine ek olarak, bir eğme stresi de uygulanır. Eğme rotasyon yaptıkça, dış kurtatürlü yüzeye yakın gerilim ve iç kurtatürlü yüzeye yakın kompresyon ile tekrarlanan gerilim ve kompresyon döngülerine maruz kalır. Bu tekrarlanan döngüsel yük, çatlak başlangıcına sebep olabilir ve nihayetinde eğenin kırılması ile sonuçlanabilir(Cheung, Oh & ark., 2013). Ex vivo çalışmalar, kök kanal kurtatürünün, hem burulmaya sebep olacak aşırı yük hem de döngüsel yorgunluk nedeniyle NiTi döner eğelerinin kırılma oranını artırabileceğini ve klinik çalışmaların da bu bulguları desteklediğini göstermiştir(Wang, Ge & ark., 2014). Açık arttıkça, özellikle 30 °'den daha fazla olduğunda ve yarıçap azaldıkça kırılma riski artmaktadır ve yarıçapın kırılma üzerinde daha belirgin bir etkisi olduğu görülmüştür(Patiño, Biedma & ark., 2005). Ayrıca, kök kanalının koronal veya orta üçlüsündeki erken

bir kurvatürün apikal bir kurvatüre kıyasla kırığa yol açma olasılığı daha yüksektir(Lopes, Vieira & ark., 2013). Çünkü döngüsel yorgunluğun en yoğun olduğu alandaki eğenin çapı, ilk iki kurvatürde daha fazladır. Eğelerin kurvatürlü bir kök kanalı içinde statik bir pozisyonda tutulmaması, döngüsel yorgunluğun eğenin belirli bir kısmına yoğunlaştırılmaması için sürekli aksiyal yönde hareket ettirilmesi önerilmektedir(Gambarra-Soares, Lopes & ark., 2013). Ayrıca, eğeler bir kez kullanıldıktan sonra çok kompleks, kalsifiye veya keskin kurvatürlü kanallarda kullanılmamalıdır.

EĞEYLE İLGİLİ FAKTÖRLER

Eğelerin ham maddeleri, tasarımı ve üretim süreçleri, ege kırılmalarında önemli bir etkiye sahiptir(McSpadden, 2007).

Yakın zamanda yapılan çalışmalar, NiTi döner eğelerin klinik kullanım sırasında paslanmaz çelik el eğelerinden daha sık kırıldığını göstermektedir(Iqbal, Kohli & ark., 2006).

NiTi alaşımının şekil hafızası nedeniyle, bu tür eğelerin çoğu burulmak yerine frezelenir(Shen, Zhou & ark., 2013). Bu işlem, bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi (CAD-CAM) ile karmaşık şekillerin oluşturulmasına izin veren, ancak aynı zamanda freze olukları, çatlaklar, pitler ve metal geçiş bölgeleri gibi yüzey kusurlarının oluşumu ile sonuçlanabilen bir işlemdir(Chianello, Specian & ark., 2008). Bu düzensizliklerin stres konsantrasyon noktaları gibi davranıp çatlakların başlatılmasını sağlayabileceği ve bu şekilde eğeleri kırılmaya daha yatkın hale getirebileceği varsayılmaktadır(Alapati, Brantley & ark., 2003). Argon, bor veya azot iyonlarının implantasyonu, termal nitritasyon, plazmaya daldırma, derin kuru kriyojenik muamele ve elektrocilalama gibi çeşitli yöntemler, bu yüzey kusurlarını azaltmak ve sonuç olarak eğelerin kırılmaya karşı direncini arttırmak için uygulanmıştır(Praisarnti, Chang & ark., 2010). Ancak çoğu durumda sonuçsuz kalmıştır(Gutmann and Gao, 2012).

Frezelenmiş eğelere yüzey modifikasyonları uygulamak yerine, ham NiTi alaşımlarına veya tamamlanan eğelere ilave termomekanik işlemler uygulanmasının daha etkili olduğu ve eğelerin esnekliğini ve yorgunluk direncini arttırdığı görülmektedir(Kaval, Capar & ark., 2016). Bununla birlikte, genel olarak daha esnek NiTi eğeler burulmaya neden olacak yüke karşı daha az dirençlidir(Shen, Zhou & ark., 2013).

NiTi alaşımların üretim aşamasında, oksit parçaları gibi çeşitli parçaların metalin içerisine girmeleri alaşımın yapısında zayıflığa neden olmaktadır. Bu parçacıkların göreceli konsantrasyonu, alaşımın metalurjik kalitesini gösterebilir(Alapati, Brantley & ark., 2005).

Bir eğenin enine kesit alanı da kırılmasını etkileyebilir(McSpadden, 2007). Bu alan, eğenin büyüklüğü, koniklik açısı ve özel tasarımı da dahil olmak üzere diğer bir dizi parametre ile belirlenir(Parashos, Gordon & ark., 2004). Enine kesit alanının eğenin apikal çapının veya koniklik açısının arttırılmasıyla artması, burulma sonucu oluşacak kırıklara karşı direnci arttırırken, aksi bulgular da bildirilmiş olmasına rağmen döngüsel yorgunluğa karşı direnci azaltmıştır(Peters and Paqué, 2010). Eğe kırığının in vivo temel nedeni ile ilgili kesin kanıtların bulunmaması durumunda (burulma aşırı yüklenmesi, döngüsel yorgunluk ya da her ikisinin kombinasyonu), daha küçük eğelerin klinik kullanım sırasında daha sık kırıldığı gözle çarpılmaktadır(Inan and Gonulol, 2009).

Yiv sayısı veya derinliği artırılarak oluşturulan bir eğe tasarımıyla, eğenin enine kesit alanı daha da azaltılabilir(McSpadden, 2007). Daha derin yivler stres konsantrasyonunu artırıyor gibi görünse de gövde / yiv oranı, kırık oluşumuna katkıda bulunan bir faktör gibi görünmemektedir(Biz and Figueiredo, 2004). Enine kesitteki ani değişiklikler aynı zamanda stres konsantrasyon noktaları olarak görev yapabilir ve çatlak başlangıcına neden olabilir(McSpadden, 2007). Ayrıca, dentin duvarı ile temas eden geniş metal alanlar (örneğin radyal alanlar) kullanım sırasındaki sürtünmeyi artırarak eğenin kırılma riskini arttırırlar(Xu, Eng & ark., 2006).

Orijinal eğeler, köklü şirketler tarafından en yüksek kalite standartlarına göre üretilse bile, tüm yeni eğeleri, ilk kullanımdan önce üretim defektlerini görmek ve yalnızca makroskopik görünüşte orijinal eğelere benzeyen sahte eğeleri tespit edebilmek için büyütme altında incelemek gerekir (Boutsoukis and Lambriandis, 2018).

TEKNİK VE KULLANIMLA İLGİLİ FAKTÖRLER

Tork Kontrollü Motorların Kullanımı

Günümüzde elektrikli motorlar, esas olarak sabit bir dönme hızını koruyabildiklerinden ve aynı zamanda eğelere uygulanan maksimum torku sınırlayabildiklerinden, döner enstrümantasyon için hava kontrollü motorlardan daha fazla önerilmektedir(Bortnick, Steiman & ark., 2001). Elektrikli motorların kullanılması, düşük hız düşük torklu enstrümantasyon konseptinin yaygınlığına paralel olarak artmıştır(Gambarini, 2001). NiTi döner eğelerinin üreticileri, genellikle dakikada 250 ila 600 devir (rpm) aralığında olan belirli bir dönme hızı önermektedir. Ancak bunun eğe kırıkları üzerindeki etkisi tartışmalıdır. Bazı çalışmalar eğe kırığını etkilemediğini bildirirken diğerleri artan hızda kırıklarda bir artış olduğunu bildirmiştir(Martin, Zelada & ark., 2003). Ayrıca, motorla kullanılan NiTi eğelerinde yorgunluk kırıkları elle kullanılan aynı eğelere kıyasla daha sık görülür. Çünkü

el eğeleri çok daha düşük bir hızda rotasyon yaparlar(Cheung, Bian & ark., 2007). Döngüsel yorgunluğun dönme hızından etkilenmediğini belirten çalışmalar bile, bir eğenin sınırlı bir yorgunluk ömrüne sahip olması nedeniyle, daha yüksek bir dönme hızının, kök kanal şekillendirmesini hızlandırırken aynı zamanda bu yaşam süresini daha kısa sürede tükettiğini kabul etmektedir(Pruett, Clement & ark., 1997).

Tork, dönme hızından daha az komplike bir parametredir. Eğenin sürtünmeyi aşması ve dönmeye devam etmesi için eğeye uygulanan dönme kuvvetinin bir ölçüsüdür. Elektrikli motorlar sabit bir dönme hızını sürdürmeye çalıştıklarından, eğeye uygulanan tork, sırayla, eğe bıçakları ve dentin arasındaki temas alanı ve eğenin kullanımı ile belirlenen sürtünmeye bağlı olarak sürekli değişebilir. Temas alanı esas olarak hem eğenin hem de kök kanalının boyutundan, koniklik açısından ve enine kesit alanının şeklinden etkilenir. Eğenin kök kanalı içine agresif olarak yerleştirilmesi gibi eğelerin hatalı kullanılması da sürtünmeyi ve gerekli torku artırır. Uygulanabilecek maksimum tork, eğenin plastik deformasyona veya kırılmaya uğramadan, uygulanan baskıya dayanma kabiliyeti ile sınırlıdır. Kırık oluşturabilecek maksimum tork, eğeler arasında farklılık gösterir ve eğenin kesit alanı ile birlikte artar(Ullmann and Peters, 2005). Üreticiler genellikle her bir eğe için uygun olan maksimum tork değerini belirler. Bu değer genellikle daha küçük ve daha az koniklik açısına sahip eğeler için daha düşük, daha büyük ve daha fazla koniklik açısına sahip olanlar için daha yüksektir. Buna ek olarak, önerilen değerler hiç kullanılmamış eğeler içindir, daha önce kullanılmış eğeler için bu değerlerin azaltılması gerekebilir(Gambarini, 2001). Motorla kullanılan NiTi eğeler başlangıçta sadece sürekli rotasyon yaparak kullanılmıştır. Resiprokasyon fikri, sadece çok küçük bir el aleti ve bir adet resiprokasyon yapan NiTi eğesi kullanılarak kök kanal şekillendirmesini öneren Yared (2008) tarafından yeniden ortaya atılmıştır. Bu hareketin NiTi eğelerinin ömrünü uzattığına ve devamlı rotasyona kıyasla döngüsel yorgunluğa karşı direnç gösterdiğine inanılmaktadır(Ahn, Kim & ark., 2016). Her ne kadar döngüsel yorgunluğa karşı direnci ölçmek için kullanılan bu yöntem, devamlı rotasyonda ve resiprokasyonda belirgin şekilde farklı olsa da sonuçlar doğrudan karşılaştırılamayabilir. Nominal ve gerçek dönüş hızı arasındaki fark da bu sonuçları etkileyebilir(Fidler, 2014).

Enstrümantasyon Tekniği

Enstrümantasyon tekniği eğe kırılmaları üzerinde etkilidir(Roland, Andelin & ark., 2002). Sürtünmeyi azaltmak ve kırılma riskini en aza indirmek amacıyla döner NiTi eğelerinin büyük çoğunluğu için crown-down tekniğinin kullanılması tavsiye edilmektedir(Peters, 2004). Burulma aşırı yüklenmesini önlemek ve yorulma ömrünü uzatmak için tekniğe ilişkin olarak, hafif apikal basınç, sürekli aksiyel

hareket ve kök kanalı içinde kısa süreli kullanım önerilmektedir(Gambarra-Soares, Lopes & ark., 2013). Genel olarak, deneyimsiz kullanıcıların belli bir sistemi, tavsiye edilen eğe kullanım sırasına uygun olarak kullanmaları tavsiye edilmektedir. Ancak farklı sistemlerin eğeleri bireysel klinik ihtiyaçları karşılamak için hibrit protokollerle kombine edilebilmekte ve bu da belli bir uzmanlık düzeyi gerektirmektedir. NiTi döner eğelerin dentine saplanmasını engellemek ve sonuç olarak burulma sonucu oluşan kırığı önlemek amacıyla NiTi döner eğe serisini kullanmadan önce kök kanalının apikal ucuna kesintisiz ulaşımı sağlayacak bir kayma yolu oluşturulabilir. Bu kayma yolu, küçük boyutlu paslanmaz çelik el eğeleri veya özel olarak tasarlanmış döner NiTi eğeler ile hazırlanabilir. Kayma yolu oluşturmak için özel olarak tasarlanmış döner NiTi eğeler, bazı çalışmalara göre avantajlar sunarken, diğerlerine göre bu avantajları sağlamazlar ve NiTi eğelerinin tipik sınırlamalarına sahip olabilirler(Alovisi, Cemenasco & ark., 2017). Resiprokasyon yapan NiTi eğelerinin, daha önce belirlenmiş bir kayma yolu olmadan hem in vitro hem de klinik kullanım sırasında eğe kırığı oranını arttırmadan güvenli bir şekilde çalışma uzunluğuna ulaşabildiği iddia edilmiştir(Rodrigues, De-Deus & ark., 2016).

Eğelerin Kullanım Sayısı ve Sterilizasyon Prosedürleri

Kök kanal eğelerinin ve özellikle NiTi eğelerin artan maliyetlerinden dolayı, güvenle kullanılabilceği sayı hala devam eden bir tartışma konusudur. Alaşımın tipi, eğenin tasarımı ve boyutu ve vakanın zorluğu, bir eğenin ne zaman atılacağına karar vermek için sıklıkla dikkate alınan parametrelerdir(Cheung, Peng & ark., 2005). NiTi döner eğelerinin uzun süreli klinik kullanımının, sonraki in vitro testler sırasında döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini azalttığı görülmektedir(P-lotino, Grande & ark., 2006). Bu nedenle, kurvatürlü kök kanallarının preparasyonu sırasında döngüsel yorgunluk dirençleri daha düşük olduğu için daha büyük eğeler daha küçük eğelerden daha önce atılmalıdır(Bahia and Buono, 2005). Kırılmadan önceki kullanımların sayısı çok değişkendir ve deneyimli klinisyenlerin elinde ilk kullanım sırasında bile kırılma meydana gelebilir(Arens, Hoen & ark., 2003). Bu nedenle, operatör yeterliliği ve kök kanal anatomisi gibi diğer değişkenlerin, eğe kırılma oranının çok daha önemli belirleyicileri olabileceği görülmektedir(Parashos, Gordon & ark., 2004). Döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri azaldığı için eğelerin tekrar kullanılmaması gerektiği sonucuna varmış yazarlar bile kanal içi kırığı olmayan aynı eğe setini kullanarak on klinik vaka hazırlamayı başarmıştır(Gambarini, 2001). Ayrıca, tekrarlayan yüklenme işleminin NiTi eğesinin yorulma ömrü üzerindeki etkisine ilişkin daha önceki görüşlerin aksine, daha yeni çalışmalar kalıcı deformasyona neden olmayan hafif burulma önyüklemesinin, gerçekte hem burulma direncini hem de sonraki yüklenme sırasında dön-

güsel yorgunluğa karşı direnci artırabileceğini göstermiştir(Cheung, Oh & ark., 2013). Bu etki klinik kullanım sırasında kırılma riskini azaltabilir, ancak sonuç çeşitli eğe türleri arasında farklılık gösterebilir(Ha, Kim & ark., 2015). Bu nedenle, tüm kanıtlar göz önüne alındığında, NiTi eğelerin çoklu kullanımı, mekanik açıdan klinik olarak kabul edilebilir olmakla birlikte, güvenli bir kullanım alanı önermek imkansızdır(Parashos, Gordon & ark., 2004). Tüm endodontik eğeler, yıpranma belirtilerini incelemek için yeniden kullanılmadan önce büyütme altında dikkatlice incelenmelidir. Paslanmaz çelik eğelerle ilgili olarak, herhangi bir parlak işaret, yivlerin arasında pürüzlü alanlar, açılmış alanlar, keskin bükülme alanları veya herhangi bir kalıcı bozulma veya korozyon aşırı yorgunluğun göstergesidir ve yaklaşmakta olan kırığa karşı bir uyarıdır. NiTi eğelerinin benzer deformasyonları da onları atmak için bir işaret olarak kabul edilmelidir. Bununla birlikte, NiTi eğelerin orijinal şekilleri daha karmaşık veya asimetrik olabilir ve düz alanlarla birleştirilmiş ters yönde yivler, değişken sarmal açılar veya pitler ve merkez dışı enine kesit alanı içerebilirler(Peters, Peters & ark., 2006). Bu özellikler yaklaşmakta olan kırılma belirtileri ile karıştırılmamalıdır. Buna ek olarak, “şekil hafızalı” alaşımdan yapılan eğeler kullanım sırasında orijinal şeklinden biraz uzaklaşabilir. Ters yöne geri sarma görüldüğünde veya ısı işlem sonrası eğenin orijinal şekline dönmemesi durumunda, bu, eğenin atılması için bir işaret olarak düşünülmelidir. Bu nedenle, klinisyen hangi eğenin atılması gerektiğini doğru bir şekilde belirlemek için eğenin orijinal şeklini ve üretici tarafından belirtilen özel kuralları göz önünde bulundurmalıdır. Yine de, NiTi eğeleri, genel olarak gözle görülebilir bir deformasyon olmadan bile kırılabilmektedir(Shen, Haapasalo & ark., 2009). Eğeler ilk kullanımdan önce, üretici tarafından önceden sterilize edilmiş kapalı ambalajlarda teslim alınmadığı sürece her kullanımdan önce temizlenmeli ve sterilize edilmelidir. Paslanmaz çelik eğelerle ilgili olarak, özellikle daha büyük eğeler için otoklav sterilizasyonunu takiben % 5 sodyum hipoklorit (NaOCl) içinde 10 kez bekletildikten sonra burulma direncinde küçük bir azalma bildirilmiştir(Mitchell, James & ark., 1983). Sodyum hipokloritte bekletilmeden 10 ila 40 kez otoklav sterilizasyonu yapılmasından sonra da benzer küçük bir etki bulunmuştur(Hilt, Cunningham & ark., 2000). Ancak her iki durumda da fark klinik olarak anlamlı olmayabilir. Çoklu sterilizasyon döngüleri, korozyon ve defektler de dahil olmak üzere NiTi eğelerde yüzey değişikliklerine neden olabilir ve ayrıca yüzeyleri örten pasif titanyum oksit tabakasındaki değişikliklerden dolayı yüzey pürüzlülüğünü artırabilir. Bununla birlikte, bu yüzey değişiklikleri eğe kırığı ile net bir şekilde ilişkilendirilmemiştir (Thierry, Tabrizian & ark., 2000). Hem kuru ısı hem de otoklav sterilizasyonun, çeşitli NiTi eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci üzerinde olumsuz bir etkisi görülmemiştir(Zhao, Shen & ark., 2016). Ancak bu hepsi için geçerli değildir. Ayrıca burulma direnci ile ilgili tu-

tarsız sonuçlar da yayınlanmıştır. Bazı eğelerin burulma direnci üzerinde etkisi görülmemişken diğerlerinde düşüş göstermiştir(King, Roberts & ark., 2012). Klinik önemi sorgulanmasına rağmen, sterilizasyonun eğeler üzerinde yararlı etkisi de bildirilmiştir(Mize, Clement & ark., 1998). Belirli eğe türlerinin hem döngüsel yorgunluk direncinin hem de burulma direncinin, sterilizasyonun ardından özellikle de tekrarlanan döngülerden sonra arttığı bulunmuştur(Zhao, Shen & ark., 2016). Bu nedenle kuru ısı veya otoklav sterilizasyonu, bir ısıl işlem biçimi olarak işlev görebilir.

Yıkama Solüsyonları ve Kayganlaştırıcı Maddeler

Eğeler kök kanalları içinde kullanılmaları sırasında yıkama solüsyonları ile temas geçebilirler. Öncelikle, kuru bir kök kanalında asla enstrümantasyon yapılmamalıdır. Çünkü aşırı sürtünme, eğenin kırılmasına neden olabilir. Üreticiler, eğeye uygulanan stresi azaltmak için, NiTi eğelerle birlikte jel bazlı kayganlaştırıcıların kullanılmasını tavsiye etmektedir(Anderson, Joyce & ark., 2006). Bu jellerin doğrudan eğenin kesici kısmına veya pulpa odasına uygulanması tavsiye edilmektedir. Deneysel kanıtlar bu jellerin kullanımını desteklememektedir. Eğeyle kök kanal duvarı arasındaki sürtünmeyi azaltmakta başarısız olurlar ve hatta bazı durumlarda sürtünme kuru kök kanalıyla karşılaştırıldığında artabilir(Boessler, Peters & ark., 2007). Sulu solüsyonlar veya distile su bu amaç için çok daha etkilidir ve ayrıca dentin debrislerini, jeller tarafından yapılması muhtemel olmayan bir fonksiyon olan eğelerin yivlerinden de temizleyebilirler(Zehnder, 2006). Buna ek olarak, jel tipi kayganlaştırıcıların çoğu çeşitli şelatörler içerir ve sulu şelatör solüsyonlarına benzer şekilde, sodyum hipoklorit ile güçlü bir şekilde etkileşime girebilir ve serbest klorini çok hızlı bir şekilde tüketebilir(Zehnder, Schmidlin & ark., 2005). Şelatör solüsyonları kayganlaştırıcı olarak sudan yalnızca biraz daha iyi olduğu için, etki esas olarak mekanik lubrikasyonla olabilir(Boessler, Peters & ark., 2007). Yani dentinin kimyasal olarak yumuşaması nedeniyle ortaya çıkmaz. Bu nedenle, enstrümantasyon sırasında kök kanalları ve pulpa odası yıkama solüsyonlarıyla ve tercihen kayganlaştırma sağlamanın yanı sıra bakteri öldürme ve doku kalıntılarını çözme gibi birçok amaca hizmet edebilecek sodyum hipoklorit ile yıkanmalıdır(Zehnder, 2006). Sodyum hipoklorit ve diğer yıkama solüsyonlarının kök kanal eğeleri üzerindeki olası koroziv etkisi ek bir endişe kaynağıdır(Sonntag and Peters, 2007). Enstrümantasyon sırasında sadece eğenin kesme kısmının irrikanla temas etmesi muhtemeldir. Paslanmaz çelik eğelerin veya NiTi eğelerinin in vitro ortamda % 5 sodyum hipoklorit veya % 17 EDTA (Etilen diammin tetraasetik asit) çözeltisinde, uzun süreli (1–24 saat) ve kısmi olarak (sadece kesici kısmı) bekletilmesi, tespit edilebilir herhangi bir korozyona neden olmamış ve eğelerin yorgunluk direncini azaltmamıştır(Smith, 2007). Benzer bulgu-

lar, önceden ısıtılmış (50 ° C) % 5 sodyum hipokloritte 5 dakika boyunca kısmi bekletme veya oda sıcaklığında % 2,5'lik bir çözelti içinde tekrarlanan 5 dakikalık bekletme işleminden sonra rapor edilmiştir(Bulem, Kececi & ark., 2013). Buna ek olarak, % 2,5 sodyum hipoklorit ile kullanılan paslanmaz çelik el eğelerinde hiçbir yüzey korozyonu belirtisi bulunamamıştır(Zinelis and Margelos, 2002). Eğelerin kullanım sonrası sterilizasyondan önceki temizlik sırasında sodyum hipoklorit içerisinde bekletilmesinin daha belirgin bir etkiye sahip olduğu görülmektedir. Ancak çalışmalar arasında önemli bir tutarsızlık vardır. Korozyon, NiTi eğelerinin oda sıcaklığında veya önceden ısıtılmış (50 ° C) % 5 NaOCl'de 5 veya 30 dakika bekletilmesinden sonra ortaya çıkmaya başlar ve bekletme süresi artabilir(Peters, Roehlike & ark., 2007). Düşük konsantrasyonlu (% 1) bir solüsyon, NiTi eğelerini aşındırmamış veya 2,5 saatlik bir kümülatif maruziyetten sonra burulma direncini veya döngüsel yorgunluk direncini azaltmamıştır. Ancak bir gece solüsyonda bekletme (18 saat), çeşitli ege türleri arasında farklılıklar olmasına rağmen net korozyon belirtileri oluşturmaktadır(O'hoy, Messer & ark., 2003). Son olarak, döngüsel yorgunluk testi sırasında eğeleri vücut sıcaklığında (37 ° C), % 5'lik bir sodyum hipoklorit çözeltisinde çok kısa bir süre bekletme sonuçları etkilemiyor gibi görünmektedir(Elnaghy and Elsaka, 2017). Sodyum hipokloritte kısmi ve tamamen bekletme arasındaki temel fark, egeenin sapının da solüsyon içine daldırılıp daldırılmamasıdır. Bazı ege tiplerinin sapı kesme kısmından farklı bir metalden yapılır ve bir sodyum hipoklorit çözeltisinde iki metalin aynı anda bulunması iyon salınımını etkileyebilir ve korozyon işlemini hızlandırabilecek galvanik reaksiyonlar üretebilir(Smith, 2007). Düşük pH'lı çözeltiler korozyon açısından agresif görünmezken önceden ısıtılmış solüsyonlar (60 ° C) eğelerde sadece küçük bir korozyon bulunsu bile yorgunluk direncini azaltmaktadır(Peters, Roehlike & ark., 2007). Elektrocilalama veya fiziksel buhar depolama ile yapılan yüzey işlemleri, normal tuzlu su ile temas sırasında korozyonu azaltabilir, ancak sodyum hipoklorit varlığında korozyona neden olabilir(Peters, Roehlike & ark., 2007). Bununla birlikte, farklı markalar arasında ve aynı markanın farklı eğeleri arasında korozyon olması durumunda farklılıklar olabileceği unutulmamalıdır(O'hoy, Messer & ark., 2003). Klinik kullanım sırasında sadece korozyondan kaynaklanan doğrulanmış bir ege kırığı raporu yoktur.

KAYNAKLAR

1. Ahn, S.-Y., H.-C. Kim and E. Kim (2016). Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. *Journal of endodontics* 42(7): 1009-1017.
2. Alapati, S. B., W. A. Brantley, T. A. Svec, J. M. Powers and J. C. Mitchell (2003). Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* 29(10): 667-669.

3. Alapati, S. B., W. A. Brantley, T. A. Svec, J. M. Powers, J. M. Nusstein and G. S. Daehn (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontics* 31(1): 40-43.
4. Alovisi, M., A. Cemenasco, L. Mancini, D. Paolino, N. Scotti, C. Bianchi and D. Pasqualini (2017). Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *International endodontic journal* 50(4): 387-397.
5. Anderson, D. N., A. P. Joyce, S. Roberts and R. Runner (2006). A comparative photoelastic stress analysis of internal root stresses between RC Prep and saline when applied to the Profile/GT rotary instrumentation system. *Journal of Endodontics* 32(3): 222-224.
6. Arens, F. C., M. M. Hoen, H. R. Steiman and G. C. Dietz Jr (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* 29(10): 664-666.
7. Bahia, M. G. A. and V. T. L. Buono (2005). Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 100(2): 249-255.
8. Biz, M. and J. Figueiredo (2004). Morphometric analysis of shank-to-flute ratio in rotary nickel-titanium files. *International Endodontic Journal* 37(6): 353-358.
9. Boessler, C., O. A. Peters and M. Zehnder (2007). Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *Journal of endodontics* 33(3): 280-283.
10. Bortnick, K. L., H. R. Steiman and A. Ruskin (2001). Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *Journal of endodontics* 27(1): 57-59.
11. Boutsioukis, C. and T. Lambrianidis (2018). Factors affecting intracanal instrument fracture. *Management of Fractured Endodontic Instruments*, Springer: 31-60.
12. Briseño, B., L. Kremers, G. Hamm and C. Nitsch (1993). Comparison by means of a computer-supported device of the enlarging characteristics of two different instruments. *Journal of Endodontics* 19(6): 281-287.
13. Bulem, U. K., A. D. Kececi and H. E. Guldaz (2013). Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *Journal of Applied Oral Science* 21(6): 505-510.
14. Cheung, G., Z. Bian, Y. Shen, B. Peng and B. Darvell (2007). Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *International endodontic journal* 40(3): 169-178.
15. Cheung, G., B. Peng, Z. Bian, Y. Shen and B. Darvell (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal* 38(11): 802-809.
16. Cheung, G. S.-P., S.-H. Oh, J.-H. Ha, S. K. Kim, S.-H. Park and H.-C. Kim (2013). Effect of torsional loading of nickel-titanium instruments on cyclic fatigue resistance. *Journal of endodontics* 39(12): 1593-1597.
17. Chianello, G., V. L. Specian, L. C. F. Hardt, D. P. Raldi, J. L. Lage-Marques and S. M. Habitante (2008). Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: a SEM study. *Brazilian dental journal* 19(2): 109-113.
18. Elnaghy, A. and S. Elsaka (2017). Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *International endodontic journal* 50(10): 991-998.
19. Fidler, A. (2014). Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. *Journal of Endodontics* 40(7): 990-994.
20. Gambarini, G. (2001). Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Australian Endodontic Journal* 27(3): 99-104.
21. Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics* 27(12): 772-774.
22. Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal* 34(5): 386-389.

23. Gambarra-Soares, T., H. P. Lopes, J. C. M. Oliveira, L. C. Souza, V. T. L. Vieira and C. N. Elias (2013). Dynamic or static cyclic fatigue tests: which best determines the lifespan of endodontic files? *Endodontic Practice Today* 7(2).
24. Gutmann, J. and Y. Gao (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International endodontic journal* 45(2): 113-128.
25. Ha, J. H., S. K. Kim, G. S. P. Cheung, S. H. Jeong, Y. C. Bae and H. C. Kim (2015). Effect of alloy type on the life-time of torsion-preloaded nickel-titanium endodontic instruments. *Scanning* 37(3): 172-178.
26. Hilt, B. R., C. J. Cunningham, C. Shen and N. Richards (2000). Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *Journal of Endodontics* 26(2): 76-80.
27. Hülsmann, M., O. A. Peters and P. M. Dummer (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics* 10(1): 30-76.
28. Inan, U. and N. Gonulol (2009). Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of endodontics* 35(10): 1396-1399.
29. Iqbal, M. K., M. R. Kohli and J. S. Kim (2006). A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of endodontics* 32(11): 1048-1052.
30. Kaval, M. E., I. D. Capar and H. Ertas (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of Endodontics* 42(12): 1840-1843.
31. King, J., H. Roberts, B. E. Bergeron and M. Mayerchak (2012). The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *International endodontic journal* 45(2): 156-161.
32. Lopes, H. P., M. V. Vieira, C. N. Elias, J. F. Siqueira Jr, L. S. Gonçalves and T. Vieira (2013). Location of the canal curvature and its influence on the resistance to fatigue fracture of two rotary nickel-titanium endodontic instruments. *ENDO (Lond Engl)* 7(1): 53-58.
33. Martin, B., G. Zelada, P. Varela, J. Bahillo, F. Magán, S. Ahn and C. Rodríguez (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* 36(4): 262-266.
34. McSpadden, J. T. (2007). Mastering endodontic instrumentation. *Chattanooga, TN: Cloudland Institute*: 51-52.
35. Mitchell, B. F., G. A. James and R. C. Nelson (1983). The effect of autoclave sterilization on endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 55(2): 204-207.
36. Mize, S. B., D. J. Clement, J. P. Pruett and D. L. Carnes Jr (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 24(12): 843-847.
37. Moore, B., K. Verdelis, A. Kishen, T. Dao and S. Friedman (2016). Impacts of contracted endodontic cavities on instrumentation efficacy and biomechanical responses in maxillary molars. *Journal of endodontics* 42(12): 1779-1783.
38. O'hoy, P., H. Messer and J. Palamara (2003). The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *International endodontic journal* 36(11): 724-732.
39. Parashos, P., I. Gordon and H. H. Messer (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics* 30(10): 722-725.
40. Patiño, P. V., B. M. Biedma, C. R. Liébana, G. Cantatore and J. G. Bahillo (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics* 31(2): 114-116.
41. Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics* 30(8): 559-567.
42. Peters, O. A. (2008). Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *Endodontic Practice Today* 2(2).

43. Peters, O. A. and F. Paqué (2010). Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence International* 41(6).
44. Peters, O. A., C. I. Peters and B. Basrani (2006). Cleaning and shaping of the root canal system. *Pathways of the Pulp* 9: 290-357.
45. Peters, O. A., C. I. Peters, K. Schonenberger and F. Barbakow (2003). ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International endodontic journal* 36(2): 93-99.
46. Peters, O. A., J. O. Roehlike and M. A. Baumann (2007). Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 33(5): 589-593.
47. Plotino, G., N. M. Grande, E. Sorci, V. Malagnino and F. Somma (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal* 39(9): 716-723.
48. Praisarnti, C., J. W. Chang and G. S. Cheung (2010). Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. *Journal of endodontics* 36(8): 1354-1357.
49. Pruett, J. P., D. J. Clement and D. L. Carnes Jr (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 23(2): 77-85.
50. Roda, R. S. (2006). Nonsurgical retreatment. *Pathways of the Pulp*: 944-1010.
51. Rodrigues, E., G. De-Deus, E. Souza and E. J. N. L. Silva (2016). Safe mechanical preparation with reciprocation movement without glide path creation: result from a pool of 673 root canals. *Brazilian Dental Journal* 27(1): 22-27.
52. Roland, D. D., W. E. Andelin, D. F. Browning, G.-H. R. Hsu and M. Torabinejad (2002). The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 28(7): 543-545.
53. Saber, S. E.-D. M. (2008). Factors influencing the fracture of rotary nickel titanium instruments. *Endodontic Practice Today* 2(4).
54. Shen, Y., M. Haapasalo, G. S.-p. Cheung and B. Peng (2009). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part I: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *Journal of endodontics* 35(1): 129-132.
55. Shen, Y., H.-m. Zhou, Z. Wang, L. Campbell, Y.-f. Zheng and M. Haapasalo (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 39(7): 919-923.
56. Shen, Y., H.-m. Zhou, Y.-f. Zheng, B. Peng and M. Haapasalo (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 39(2): 163-172.
57. Smith, M. S. (2007). Sodium Hypochlorite's Effect on Nickel-titanium Rotary Instruments and Its Effect on Resistance to Fracture.
58. Sonntag, D. and O. A. Peters (2007). Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *Journal of endodontics* 33(4): 442-446.
59. Thierry, B., M. Tabrizian, O. Savadogo and L. H. Yahia (2000). Effects of sterilization processes on NiTi alloy: surface characterization. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 49(1): 88-98.
60. Ullmann, C. J. and O. A. Peters (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 31(3): 183-186.
61. Wang, N.-N., J.-Y. Ge, S.-J. Xie, G. Chen and M. Zhu (2014). Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: a retrospective clinical study. *Cell biochemistry and biophysics* 70(2): 1091-1095.
62. Xu, X., M. Eng, Y. Zheng and D. Eng (2006). Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *Journal of Endodontics* 32(4): 372-375.

63. Yared, G., F. Bou Dagher, P. Machtou and G. Kulkarni (2002). Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *International endodontic journal* 35(1): 7-12.
64. Zehnder, M. (2006). Root canal irrigants. *Journal of endodontics* 32(5): 389-398.
65. Zehnder, M., P. Schmidlin, B. Sener and T. Waltimo (2005). Chelation in root canal therapy reconsidered. *Journal of Endodontics* 31(11): 817-820.
66. Zhao, D., Y. Shen, B. Peng and M. Haapasalo (2016). Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel–Titanium instruments. *International Endodontic Journal* 49(10): 990-995.
67. Zinelis, S. and J. Margelos (2002). Failure mechanism of Hedstroem endodontic files in vivo. *Journal of endodontics* 28(6): 471-473.