Acta Odontologica Turcica
The official journal of Gazi University Faculty of Dentistry

DOI: https://doi.org/10.17214/gaziaot.1446990

Özgün araştırma makalesi

Farklı glide path eğelerinin kullanma protokollerini değiştirerek döngüsel kırılma dayanımlarının araştırılması

Fatih Uçar,[1] **Hüda Melike Bayram**[2]

[1]Endodonti Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Afyon, Türkiye, [2]Endodonti Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Tokat, Türkiye

Özet

Amaç: Bu çalışmanın amacı; farklı giriş yolu eğelerinin kullanım hızı değiştirildiğinde döngüsel yorgunluk dirençlerini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmaya 20 adet PathFile, 20 adet Easy Path, 20 adet Trunatomy Glider ve 20 adet HyFlex EDM eğesi dahil edildi. 4 farklı giriş yolu eğesi, farklı hızlarda kullanılmak üzere 2 alt gruba ayrıldı (n=10). Döngüsel yorgunluk direnci testleri 60°'lik kurvatür açısı, 5 mm kurvatür yarıçapı, 1 mm kanal iç çapına sahip yapay paslanmaz çelik kanallarda gerçekleştirildi. Eğelerin kırılma zamanı video kayıt sistemi ile kaydedildi ve kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayıları (KKTS) hesaplandı. Kırık yüzeyler kırılma tiplerinin belirlenmesi için taramalı elektron mikroskobu (TEM) ile incelendi. Veriler; Mann-Whitney U Testi ve Kruskal Wallis Varyans analizi ile değerlendirildi (α=0.05).

Bulgular: Her iki hız grubunda da; hem süre hem de KKTS açısından; Easy Path ve PathFile, Hyflex EDM ve Trunatomy Glider'a göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahipti (p<0.005). Bütün eğelerin 1000 rpm hızda üretici firmanın önerdiği 300/500 rpm hızlara göre daha kısa sürede kırıldığı gözlendi. 1000 rpm hızda üretici firmanın önerdiği kullanım hızına göre KKTS'si istatistiksel olarak anlamlı artan tek eğe PathFile idi (p<0.005).

Sonuç: Giriş yolu eğelerinin üretici talimatından daha yüksek hızda kullanılmaları kırılana kadar geçen süreyi azaltırken, döngü sayısını etkilememektedir.

Anahtar Kelimeler: Endodonti; kök kanal tedavisi; nikel titanyum

Kaynak Göstermek İçin: Uçar F, Bayram HM. Farklı glide path eğelerinin kullanma protokollerini değiştirerek döngüsel kırılma dayanımlarının araştırılması. ActaOdontolTurc 2025;45(3):114-121

Editör: Bağdagül Helvacıoğlu Kıvanç, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

Yayın hakkı: © 2025 Uçar ve Bayram. Bu eserin yayın hakkı Creative Commons Attribution License ile ruhsatlandırılmıştır. Sınırsız kullanım, dağıtım ve her türlü ortamda çoğaltım, yazarlar ve kaynağın belirtilmesi kaydıyla serbesttir.

Finansal Destek: Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (2021/14 proje numarası).

Çıkar Çatışması: Bulunmamaktadır.

[Abstract in English is at the end of the manuscript]

Giriş

Endodontik giriş yolu (glide path), kanal ağzından kök apeksine kadar düzgün, muhtemelen dar ve kavisli bir yol olarak tanımlanır.[1] Giriş yolunun oluşturulması, kanal anatomisinin değerlendirilmesine ve kanalın apikal kısmına düzgün girişin sağlanmasına yardımcı olduğundan dolayı; şekillendirme hatalarının ve alet kırıklarının önlenmesi için önemli bir klinik prosedürdür.[2]

Giriş yolu, paslanmaz çelik el eğeleri veya küçük apikal çap ve taper açısına sahip nikel-titanyum (NiTi) eğe sistemleri ile oluşturulabilir. Paslanmaz çelik el eğeleri ile giriş yolu oluşturmak özellikle kalsifiye ve/veya eğri kanallara sahip dişlerde, NiTi eğe sistemlerine kıyasla daha zor ve zaman alıcıdır. Ayrıca paslanmaz çelik el eğeleri; daha fazla kanal transportasyonuna, apikalden daha fazla miktarda debrisin ekstrüze olmasına, daha fazla postoperatif ağrı insidansına ve iyileşmenin gecikmesine neden olabilirler.[3] Bu dezavantajlardan dolayı; özellikle kavisli kanallarda, NiTi eğeleri kullanılarak giriş yolu oluşturulması önerilmektedir.[4]

NiTi eğelerin yapılarında meydana gelen deformasyonun belirti göstermemesinden dolayı daha yüksek bir kırılma insidansına sahip olduğu bilinmektedir. NiTi eğelerdeki kırılmalar; döngüsel

Makale gönderiliş tarihi: 4 Mart 2024; Yayına kabul tarihi: 20 Eylül 2024.
*İletişim: Dr. Öğr. Üyesi Fatih UÇAR, Endodonti Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Afyon, Türkiye
e-posta: fatihucar9442@gmail.com

yorgunluğun neden olduğu kırık ve torsiyonel kırık olmak üzere iki şekilde tanımlanmıştır. Torsiyonel kırıklar eğenin kesici kenarları ile dentin duvarları arasında oluşan sürtünme kuvvetleri sonucu, eğenin gövde kısmı kanal içerisinde dönmeye devam ederken, uç kısmının kanalda kilitlenmesi sonucunda oluşur. Döngüsel yorgunluk kırılması, eğimli bir kanalda maksimum bükülme noktasında tekrarlayan sıkıştırma ve çekme gerilmelerin eğe üzerinde birikmesi sonucu oluşur.[5]

PathFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğe sistemi %2 konikliğe, ISO 13, 16 ve 19 uç boyutuna sahip 3 eğeden oluşmaktadır ve geleneksel NiTi alaşımdan üretilmektedir. Dört kesici kenara sahip olan bu eğeler kare kesitte tasarlanmışlardır.[2]

Easy Path (Poldent, Warsaw, Polonya), yenilikçi Amber HT ısıl işlem teknolojisi uygulanarak üretilen tek eğeli glide path eğesidir. ISO 14 uç boyutuna, şafta doğru azalan %4 konikliğe, iki kesici kenara, modifiye S enine kesit tasarımına sahiptir. Easy Path, rotasyon hareketi, resiprokal hareket (90<CW<270-30<CCW<90) ve kompleks hareket olmak üzere üç tip harekette kullanılabilecek şekilde tasarlanmıştır.[6]

TruNatomy Glider (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre), ISO 17 uç boyutuna, ortalama %2 konikliğe, 14 mm aktif kesme yivlerine, merkezlenmiş paralel kenar kesit tasarıma sahip tek eğeli glide path eğe sistemidir. Diğer tüm geleneksel glide path eğelerinde maksimum 1.1 mm olan eğe çapı bu eğenin gövde boyunca gerileyen değişken konikliği sebebiyle 0.8 mm'dir.[7]

HyFlex EDM (Coltene/Whaledent, Altstätten, İsviçre) glide path eğesi, temassız termal erozyon alarak adlandırılan elektrikli boşaltma işleme (EDM) teknolojisi kullanılarak, şekil hafızası özelliğine sahip NiTi alaşımdan üretilen eğe sistemidir. HyFlex EDM giriş yolu eğesi ISO 15 uç boyutuna ve %3 konikliğe sahip olup kesitsel tasarımı; uçta dörtgen, ortada yamuk ve koronale doğru üçgen şeklinde gövdesi boyunca değişen yapıdadır.[8]

NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmasını; kanalın eğrilik açısı ve yarıçapı, eğelerin hareket kinematiği, alaşım tipi, çap ve kesit tasarımı, dönme hızı ve tork gibi birçok faktör etkileyebilmektedir.[9] Literatürde kullanım hızının eğelerin döngüsel yorgunluk direncine etkisi ile ilgili birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen PathFile, Easy Path, TruNatomy Glider ve HyFlex EDM giriş yolu eğelerinin farklı kullanım hızlarında döngüsel yorgunluk direncini inceleyen çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın amacı; farklı glide path eğelerinin kullanım protokolleri değiştirildiğinde döngüsel yorgunluk dirençlerini değerlendirmektir. Çalışmamızın h_0 hipotezleri;

1. Kullanılan giriş yolu eğelerinin kullanım hızının döngüsel yorgunluk dirençlerini etkilemeyeceğidir,
2. Kullanılan giriş yolu eğeleri arasında döngüsel yorgunluk direnci açısından farklılık olmayacağıdır.

Gereç ve Yöntem

Çalışma öncesinde; 4 farklı eğenin, üreticinin önerdiği 300 ve 500 rpm hızda ve 1000 rpm yüksek hızda kullanımını içeren toplam 8 grup oluşturuldu; örneklem sayısını belirlemek amacıyla G*Power 3.1.9.2 programı kullanılarak, 0.40 etki boyutunda, %5 hata payında, %80 güç ile en az 80 numune kullanılması gerektiği bulundu (%95 güven aralığı, α=0.05).[10]

Çalışmada; PathFile (16.02), Easy Path (14.04), TruNatomy Glider (17.02) ve HyFlex EDM (15.03) olmak üzere 4 farklı giriş yolu eğesi kullanıldı. Eğeler, yüzeyinde defekt veya düzensizlik bulunması ihtimaline karşı stereomikroskop (Olympus BX43; Olympus Co., Tokyo, Japan) ile X20 büyütme altında incelendi. 4 farklı eğe üreticinin önerdiği 300 ve 500 rpm hız ve 1000 rpm yüksek hız olmak üzere 2 alt gruba ayrıldı (n=10). Gruplar Tablo 1'de gösterildi.

Çalışmamızda; Pruett ve ark.[11] tarafından belirtilen kriterlere göre oluşturulan, 60° kurvatür eğimine, 5 mm'lik kurvatür yarıçapına ve eğelerin serbest dönüşüne izin verecek şekilde tüm uzunluk boyunca 1 mm iç çapa sahip paslanmaz çelikten meydana getirilmiş 20 mm uzunluğunda yapay kanal kullanıldı. Kurvatürün merkezi, kanalın sonlandığı yerin 5 mm'lik koronal kısmında yer almaktadır.

Çalışmada standardizasyonu sağlamak amacıyla; paslanmaz çelik blok ve tork kontrollü endodontik motor X-Smart IQ (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre), dinamik döngüsel yorgunluk test cihazı üzerinde sabitlenerek kullanıldı. Eğeler, kanal içerisinde dönerken eksenel hareketin mesafesini, hızını ve süresini kontrol eden dijital işlemciye sahip dinamik döngüsel yorgunluk test cihazı yukarı ve aşağı eksenel hareketleri oluşturdu. Eğeler; oda sıcaklığında (22 °C ± 1 °C) yapay kanala 17 mm'ye kadar yerleştirildi ve eksenel hareketlerin genliği, salınımlar arasında yaklaşık 2 sn olacak şekilde 3 mm olarak ayarlandı. Eğeler 20 mm olan çalışma uzunluğuna ulaştı ve 17 mm'ye geri döndü.

NiTi eğelerin sürtünme kuvvetlerini azaltmak amacıyla yapay kanalda sentetik yağ (WD-40 Company, Milton Keynes, UK) kullanıldı. Eğelerin kırılma anının görülebilmesi ve eğelerin yörüngesini sınırlandırmak için paslanmaz çelik bloğun üstü camla kapatıldı. Eğe kırılana kadar geçen süre saniye cinsinden, bilgisayar programı verilerinden ve video kayıt cihazı sayacından tespit edildi. Her eğe için kırılma meydana gelinceye kadar olan tur sayısı (KKTS) hesaplandı. Bu hesaplama için Kırılma Tur Sayısı (KTS)= [Eğelerin

Tablo 1. *Döngüsel Yorgunluk Testi Dönme Hızları*

Eğeler	Yüksek hız grubu (rpm)	Firmanın önerdiği hız grubu (rpm)
PathFile	1000	300
Endostar EasyPath	1000	500
TruNatomy Glider	1000	500
HyFlex EDM	1000	300

© 2025 Uçar ve Bayram

dakikada yaptığı tur sayısı (rpm) x süre (sn)]/60 formülü kullanıldı. Her eğenin kırılan parçasının uzunluğu dijital kumpas ile ölçüldü.

Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) Analizi

Her gruptan iki eğe kırılma tipini belirlemek amacıyla TEM cihazı ile incelenmek üzere rastgele seçildi. Kırık eğeler üzerindeki yağ ve metal debris kalıntıları içerisinde etil alkol bulunan ultrasonik cihazda 30 dakika bekletilerek uzaklaştırıldı. Kırık eğe yüzeylerinden değişik büyütmeler altında fotomikrograflar alındı.

İstatistiksel analiz

Çalışmamızda verilerin istatistiksel analizi için yazılım programı kullanıldı (SPSS Inc., version 22.0, Chicago, IL, Amerika). Kategorik verilerin gösteriminde sayı (%), ölçümsel verilerin gösteriminde ise ortanca, çeyrekler arası mesafe (IQR) kullanıldı. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi kullanılarak değerlendirildi. Normal dağılıma uymadığı görülen verilerin karşılaştırılmasında ikili gruplarda Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi, ikiden fazla değişkenli gruplarda Kruskal-Wallis varyans analizi testleri uygulandı, farklılıkların kaynağını belirlemek için Tukey post-hoc analiz kullanıldı. $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Bulgular

Tablo 2; PathFile, Easy Path, Trunatomy Glider ve HyFlex EDM'in kırılana kadar geçen süre değerlerinin ortalamalarını ve çeyrekler arası aralıklarını göstermektedir. 300 ve 500 rpm kullanım hızı grubunda PathFile ve Easy Path arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0.05$), Trunatomy Glider ve HyFlex EDM'in kırılana kadar geçen süresi PathFile ve Easy Path'e göre anlamlı derecede düşüktü ($p<0.001$). Ayrıca Trunatomy Glider'ın kırılana kadar geçen süresi HyFlex EDM'e göre anlamlı derecede düşüktü ($p<0.001$).

Tablo 2. *Çalışmamızda Kullandığımız Eğeler İçin Kırılana Kadar Geçen Süreler (saniye)*

	300/500 rpm		1000 rpm		
Eğe	**Ortanca**	**IQR**	**Ortanca**	**IQR**	**P**
PathFile	2516.5 [a]	2341-2699	1123.5 [a]	1093-1226	**<0.001***
Easy Path	2664 [a]	2316-2825	1304 [a]	1209-1349	**<0.001***
Trunatomy Glider	449 [b]	397-602	208 [b]	132-257	**<0.001***
HyFlex EDM	1165.5 [c]	1147-1234	349.5 [b]	301-388	**<0.001***
P	**<0.001***	**<0,001***			

** 0.05 anlamlılık düzeyi (p<0.05)*
Sütun içindeki farklı üstsimge harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

Tablo 3. *Çalışmada Kullanılan Eğelerin KKTS Değerleri*

	300/500 rpm		1000 rpm		
Eğe	**Ortanca**	**IQR**	**Ortanca**	**IQR**	**P**
PathFile	12582.45 [a]	11704.9-13494	18724.95 [a]	18216.6-20433.3	**0.002***
Easy Path	22199.95 [b]	19300-23541.6	21733.3 [a]	20150-22483.3	0.821
Trunatomy Glider	3741.65 [c]	3308.3-5016.6	3466.6 [b]	2200-4283.3	0.226
HyFlex EDM	5827.5 [d]	5734.9-6169.9	58248 [b]	5016.6-64666	0.705
P	**<0.001***	**<0.001***			

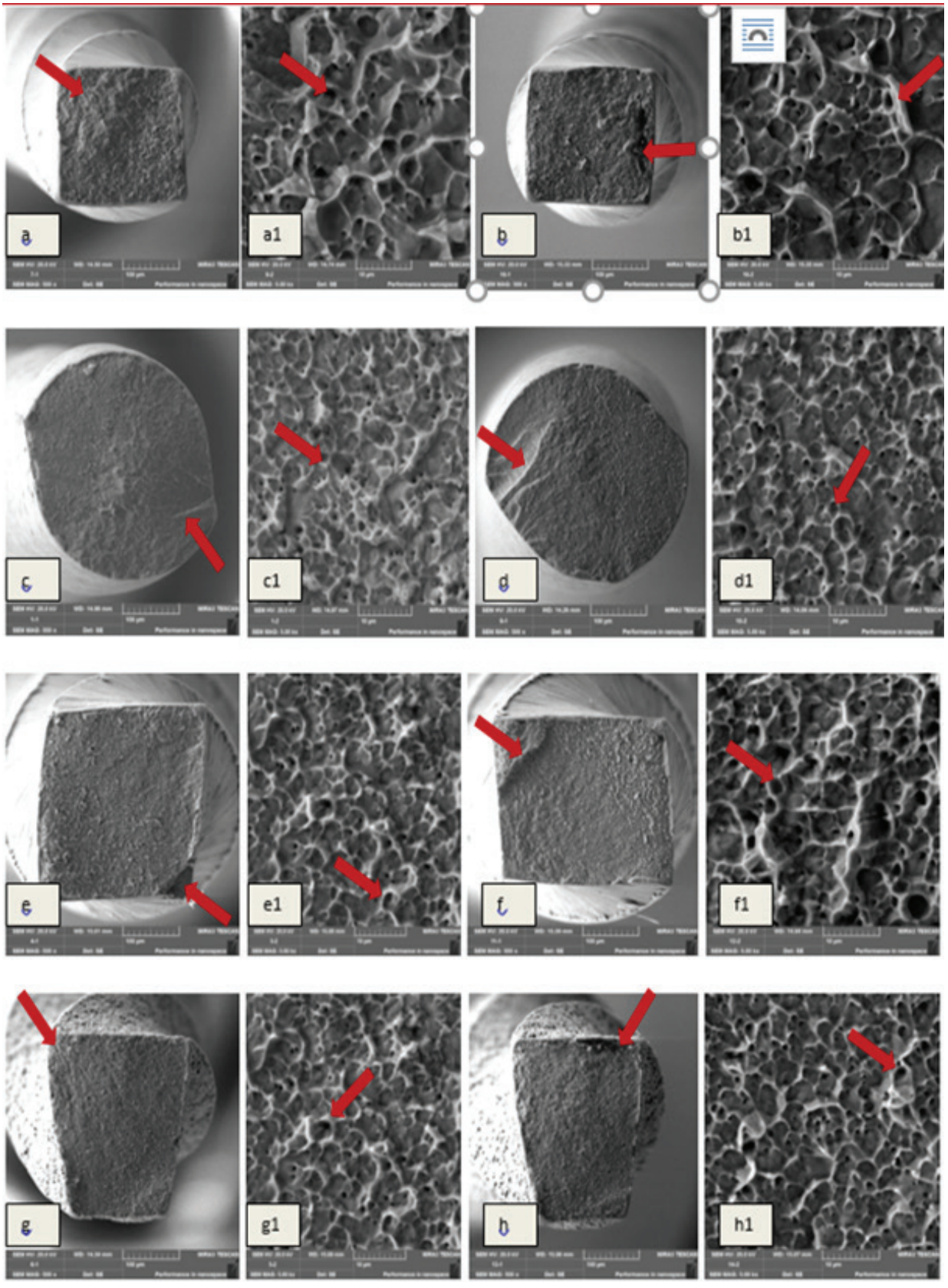
** 0.05 anlamlılık düzeyi (p<0.05)*
Sütun içindeki farklı üstsimge harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

Tablo 4. *Çalışmada Kullanılan Eğelerin Kırılan Parçaların Ortalama Uzunlukları (mm)*

	300/500 rpm		1000 rpm		
Eğe	**Ortanca**	**IQR**	**Ortanca**	**IQR**	**P**
PathFile	6.9 [a]	6.8-7	7.35 [a]	6.8-7.6	0.305
Easy Path	7.95 [b]	7.9-8.3	7.6 [a]	7.4-8.2	0.075
Trunatomy Glider	6.8 [a]	6.6-7.1	7.1 [a]	6.7-7.4	0.285
HyFlex EDM	7.3 [a]	7.2-7.6	7.4 [a]	7.2-7.9	0.853
P	**<0.001**	0.065			

** 0.05 anlamlılık düzeyi (p<0.05)*
Sütun içindeki farklı üst simge harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

© 2025 Uçar ve Bayram



Resim 1. *Eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonrası kırık yüzeylerinin değişik büyütmeler altında TEM görüntüleri; (a,a1) 300 rpm hızda kullanılan PathFile eğesi (b,b1) 1000 rpm hızda kullanılan PathFile eğesi (c,c1) 500 rpm hızda kullanılan EasyPath eğesi (d,d1) 1000 rpm hızda kullanılan EasyPath eğesi (e,e1) 500 rpm hızda kullanılan Trunatomy Glider eğesi (f,f1) 1000 rpm hızda kullanılan Trunatomy Glider eğesi (g,g1) 300 rpm hızda kullanılan HyFlex EDM eğesi (h,h1) 1000 rpm hızda kullanılan HyFlex EDM eğesi. Kırmızı ok ile gösterilen bölgeler döngüsel yorgunluk sonucu oluşan tipik yorgunluk çizgilerini ve mikro gözenekleri göstermektedir.*

© 2025 Uçar ve Bayram

1000 rpm kullanım hızı grubunda PathFile ve Easy Path arasında ve Trunatomy Glider ile HyFlex EDM arasında kırılana kadar geçen süre açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi (p>0.05). Trunatomy Glider ve HyFlex EDM'in kırılana kadar geçen süresi PathFile ve Easy Path'e göre anlamlı derecede düşüktü (p<0.001). Eğelerin kendi arasında ise kırılana kadar geçen ortalama süreler, 4 eğede de, 1000 rpm kullanım hızı grubunda, 300 ve 500 rpm kullanım hızı grubuna göre anlamlı derecede düşüktü (p<0.001).

Döngüsel yorgunluk dirençleri test edilen eğelerin KKTS değerlerinin ortalamaları ve çeyrekler arası aralıkları Tablo 3'de gösterilmiştir. 300 ve 500 rpm kullanım hızı grubunda eğelerin KKTS değerlerleri arasında anlamlı derecede farklılık gözlendi (p<0.001). Ortalama KKTS değeri en yüksek Easy Path'de en düşük olarak da Trunatomy Glider'da gözlendi (p<0.001).

1000 rpm kullanım hızı grubunda PathFile ve Easy Path arasında ve Trunatomy Glider ile HyFlex EDM arasında KKTS açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi (p>0.05). Trunatomy Glider ve HyFlex EDM'in KKTS değerlerinin PathFile ve Easy Path'e göre anlamlı derecede düşüktü (p<0.001). Eğelerin KKTS değerleri kendi arasında karşılaştırıldığında ise, 300 ve 500 rpm kullanım hızı grubunda, 1000 rpm kullanım hızı grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değer sergileyen tek eğe PathFile eğesiydi (p<0.05).

Eğelerin kırılan parçalarının ortalama uzunlukları Tablo 4'de gösterilmiştir. 300 ve 500 rpm kullanım hızı grubunda PathFile, TruNatomy Glider ve HyFlex EDM arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmezken (p>0.05), Easy Path diğer eğelere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede büyük fraktür uzunluğunu göstermiştir (p<0.001). 1000 rpm kullanım hızı grubunda kırılan parçalarının ortalama uzunlukları incelendiğinde hiçbir eğe arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık meydana gelmedi (p>0.05).

TEM analizi bulguları

TEM analizi ile elde edilen yorgunluk ve kırık başlangıç çizgileri, pürüzlü yüzey ve mikro gözeneklerin var oluşu kırılmaların döngüsel yorgunluk nedeniyle oluştuğunu göstermektedir (Resim 1).

Tartışma

NiTi alaşım, paslanmaz çeliğe kıyasla daha düşük nihai çekme ve akma dayanımına sahip olduğundan NiTi eğeler, paslanmaz çelik eğelere göre düşük yüklerde kırılmaya meyillidirler.[12] NiTi eğeler; döngüsel yorgunluk, torsiyonel stres ya da her ikisinin kombinasyonu sonucu kırılabilirler. Bu kırıkların oluşmasında hekimin bilgi ve deneyimi, kanalın eğim derecesi ve yarıçapı, eğenin üretim şekli ve dizaynı, kullanım sayısı, kullanım şekli (tork ve hız) ve giriş yolu oluşturup oluşturulmaması gibi faktörler önemli rol oynamaktadır.[13]

Kırık oluşumunu etkileyen faktörlerden olan dönme hızının NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğu üzerindeki etkisi belirsizliğini korumaktadır.[13] Bu çalışmanın amacı, dönüş hızı değişiminin giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk direncine etkisini incelemektir.

NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk direncini; uygulanan termomekanik işlemler, metalurjik özellikleri, tasarım özellikleri gibi faktörler etkilediğinden,[9] çalışmamızda farklı alaşıma, uç çapına, kesit tasarımına ve konikliğe sahip PathFile, Easy Path, TruNatomy Glider ve HyFlex EDM NiTi giriş yolu eğelerini kullandık.

Dönüş hızı değişiminin giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk direncine etkisinin değerlendirildiği çalışmada ilk sıfır hipotezi, değişen kullanım hızları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için reddedilmiştir. İkinci sıfır hipotezi, eğeler arasında döngüsel yorgunluk direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu için reddedilmiştir.

Daha yüksek dönme hızının; preparasyon süresini azaltması,[9,14] özellikle eğimli kanallarda eğenin kök kanal duvarı ile temas süresini ve temas alanını azaltarak vidalama kuvvetlerinin neden olduğu stres oluşumunun derecesini azaltması, daha düşük dönüş hızına göre avantajları olarak belirtilmektedir.[15] Ateş ve ark.[16] üreticinin kök kanal şekillendirme için 800-1000 rpm'de, retreatment işleminde ise 1000-2500 rpm'de çalışmasını önerdiği XP-endo Shaper® (FKG Dentaire SA, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) eğesini 1000 rpm ve üreticinin tavsiye ettiği aralığın üzerinde olan 3000 rpm hızda döngüsel yorgunluk testine tabii tutmuşlarıdır. Çalışmamızda, bu çalışmanın metodolojisinden yararlanarak eğeleri; üreticinin tavsiye ettiği 300 ve 500 rpm hızlarda ve üretici aralığının üzerinde olan 1000 rpm hızda kullandık.

NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk direncini değerlendirmek için yapılan testler statik veya dinamik olarak gerçekleştirilebilir. Dinamik testler, eğe yapay kanal içerisinde klinik kullanımdaki "pecking" (gagalama) hareketini taklit edecek şekilde belirli genliklerle ileri geri hareket ettirilerek, maksimum bükülme noktasında gerilim/sıkıştırma kuvvetleri eğe şaftı boyunca dağılacak şekilde gerçekleştirilir.[17] İleri geri hareketin döngüsel yorgunluk direncini etkilediğini gösteren çalışmalarda klinik koşulları simüle etmek için bu hareket genliğinin 1-3 mm/sn'ye ayarlanması tavsiye edilmiştir.[18] Çalışmamız; klinik koşulları daha iyi yansıttığı için, 3 mm/sn genlikte ileri geri hareket yapan dinamik döngüsel test düzeneği ile gerçekleştirilmiştir.

Pruett ve ark.'nın[11] tarif ettiği yapay kanal oluşturma yönteminin, standardizasyon sağlayarak sonuçlara etki edebilecek faktörleri en aza indirgemek açısından daha yararlı olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada Pruett yöntemine göre belirlenen 60º eğrilik açısı, 5 mm eğrilik yarıçapına sahip paslanmaz çelik kanallar kullanılmıştır.

Eğelerin dönme hızının, özellikle eğimli kanallarda kırılma insidansını etkilediği ifade edilmektedir.[19]. Li

© 2025 Uçar ve Bayram

ve ark.[20] ProFile eğelerinin, farklı dönme hızlarında ve çeşitli packing mesafelerinde döngüsel yorgunluklarını değerlendirdikleri çalışmalarında hızın artmasıyla birlikte kırılana kadar geçen sürenin azaldığını ortaya koymuşlardır. Lopes ve ark.[21] ProTaper Universal eğelerini 300 ve 600 rpm hızlarda döngüsel yorgunluk testine tabii tutmuşlar ve dönme hızındaki artışın kırılma süresini azalttığını ortaya koymuşlardır. Bu sonuçlar birkaç nedene bağlanabilir. Bir eğimde eğe her döndüğünde, metalde eğilme gerilimi oluşturur. Belirli sayıda dönüşten sonra biriken gerilimden dolayı metal kırılır. Birim zamanda daha fazla dönüş ve dolayısıyla daha fazla gerilim meydana geldiğinden, kırılma yüksek hızlarda daha erken gerçekleşir.[20] Ayrıca, NiTi alaşımının diğer metalik alaşımlarla karşılaştırıldığında atipik termomekanik davranışına bağlı olarak sıcaklığı dönme hızıyla orantılı olarak artar, bu durum döngüsel yorgunluğa bağlı kırık oluşum süresini kısaltır.[22] Bizim çalışmamızda 1000 rpm kullanım hızı grubundaki eğeler; gerilimin birikmesinin daha kısa sürmesinden ve sıcaklık artışından dolayı 300 ve 500 rpm kullanım hızı grubundaki eğelere göre daha kısa sürede kırılmış olabilir.

Kümülatif bir değer olan KKTS, dönme hızı ile, döngüsel yorgunluğa bağlı kırık meydana gelene kadar geçen sürenin çarpılmasıyla hesaplanır.[23] Eğelerin farklı hızlardaki döngüsel yorgunluk dirençlerini ve etkinliklerini araştıran bir çalışmada döngüsel yorgunluk dirençlerinin KKTS değeri ile karşılaştırılmasına bağlı olarak hızın döngüsel yorgunluk direncini etkilemediği ifade edilmektedir.[9] Bizim çalışmamızda Easy Path, HyFlex EDM ve Trunatomy Glider'ın farklı kullanım hızları arasında KKTS değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamasının nedeni, daha yüksek hızların kırık oluşması için gereken tur sayısına ulaşılacak süreyi azaltması olabilir.[24]

NiTi alaşımın sahip olduğu metalurjik özellik ısı değişimlerine bağlı olarak döngüsel yorgunluk direncini etkileyebilir.[25] Geleneksel NiTi alaşıma sahip eğeler ile ısıl işlem görerek üretilen eğelerin, farklı sıcaklıklarda döngüsel yorgunluk direçlerinin karşılaştırıldığı çalışmada, sıcaklık artışının; ısıl işlem görmüş eğelerde, geleneksel NiTi alaşımdan üretilen eğelere göre döngüsel yorgunluk direncini daha çok azalttığı ifade edilmiştir.[26] Bizim çalışmamızda geleneksel NiTi alaşımdan yapılmış PathFile'nın, hızın artmasıyla meydana gelen muhtemel ısı artışından ısıl işlem görmüş diğer eğelerden daha az etkilendiğini düşünmekteyiz. PathFile bu yüzden diğer eğelerden farklı olarak 1000 rpm hızda 300 rpm hıza göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek KKTS sergilemiş olabilir.

NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk ömrünü; alaşıma uygulanan ısıl işlem, eğenin heliks açısı, kesit şekli, uç boyutu ve taper gibi faktörler etkileyebilmektedir.[27] Üç mikroyapısal faza sahip olan NiTi alaşımın mekaniksel özelliği, faz oranlarına bağlı olarak değişeceğinden, son yıllarda ısıl işlem sayesinde martensit ve R-faz oranı artırılarak döngüsel yorgunluk direçlerini geliştirilmiş NiTi alaşımlar üretilmiştir.[28] Östenit yapıdan daha yumuşak özellik sergileyen martensit ve R-faz içeriği artırılmış eğelerin daha üstün döngüsel yorgunluk direnci sergilediği ifade edilmektedir.[29] EasyPath'in üretici firmanın iddia ettiği ısıl işlem ile artırılmış martensit içeriğine sahip olması, çalışmamızda en yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemesini açıklayabilir.

Iacono ve ark.[30] HyFlex EDM eğelerinin yapısal özelliklerini inceledikleri çalışmada diferansiyel taramalı kalorimetre (DSC) analizine göre bu eğelerin oda sıcaklığında ve vücut sıcaklığında östenit yapı içermediğini belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada Trunatomy eğelerinin DSC analizinde oda sıcaklığında, tamamen martensit ve R-faz yapısını değil östenit yapıyı da barındırdığı ifade edilmiştir.[31] Çalışmamızda HyFlex EDM'in Trunatomy Glider'a göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemesinin, HyFlex EDM'in Trunatomy Glider'a göre oda sıcaklığında döngüsel yorgunluğa direnci artıran martensit yapıya daha fazla oranda sahip olmasından kaynaklanabileceğini düşünüyoruz.

NiTi eğelerin maksimum stres noktasında sahip oldukları daha büyük metal kütle hacminin, döngüsel yorgunluk direncini etkilediği ifade edilmektedir.[32] Sung ve ark.[32] G File ve PathFile ile yaptıkları çalışmada G2'in G1'den, PathFile #3'ün de PathFile #2 PathFile #1'den daha düşük döngüsel yorgunluk sergilediğini bulmuşlardır. Kim ve ark.[33] ise uç noktada aynı boyuta sahip Reciproc R25, WaveOne Primary ve ProTaper F2 ile yaptıkları çalışmada Reciproc R25'in döngüsel yorgunluk direncinin WaveOne Primary'den yüksek olmasının D5 noktasında Reciproc R25'in daha küçük alana sahip olmasından kaynaklandığını ifade etmişlerdir. Özyürek ve ark.[34] M-Wire alaşıma sahip ProGlider ile geleneksel alaşıma sahip Path File eğelerinin döngüsel yorgunluk direçlerini test ettikleri çalışmalarında bizim çalışmamızla benzer şekilde geleneksel NiTi alaşıma sahip giriş yolu eğesinin ısıl işlem uygulanmış alaşıma sahip olandan daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediğini bulmuşlardır. Bu sonucun eğelerin farklı kesit ve tasarım özelliklerinden kaynaklanabileceğini ifade etmişlerdir. Elnaghy ve Elsaka[35] ise, ProGlider ve PathFile eğelerinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında çalışmamızdan farklı olarak maksimum stres noktasında daha büyük metal kütle hacmine sahip ProGlider'ın döngüsel yorulma direncinin PathFile'dan daha yüksek olduğunu belirlemişlerdir.[35] Bu sonuç, bu çalışmanın, çalışmamızdan farklı olarak 90° eğriliğe sahip yapay kanallarda ve statik olarak gerçekleştirilmesinden kaynaklanıyor olabilir. Çalışmamızda da hem yüksek hız grubunda hem üreticinin önerdiği kullanım hızı grubunda, geleneksel NiTi alaşıma sahip PathFile'in ısıl işlem görmüş Trunatomy Glider ve HyFlex EDM'e göre maksimum bükülme noktasında metal kütle hacminin bariz şekilde az olması daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemesine neden olmuş olabilir.

© 2025 Uçar ve Bayram

Kesit tasarımının döngüsel yorgunluğa etkisini değerlendiren bir çalışmada, çift S-şekil kesitine sahip eğelerin, eğe yüzeyi ile yapay kanal duvarları arasındaki kütle ve temas noktalarının azalmasına bağlı olarak daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediği ifade edilmiştir.[36] Kim ve ark.[33] aynı NiTi alaşım, hareket kinematiği, boyut ve konikliğe sahip Reciproc R25 ve WaveOne Primary'in döngüsel yorgunluk yorgunluk dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında S-şekilli kesit tasarımına sahip Reciproc R25'in içbükey üçgen kesit tasarımına sahip WaveOne Primary'dan daha üstün döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğunu bulmuşlardır. Biz de Easy Path'in hem 300 ve 500 rpm kullanım hızı grubunda hem de 1000 rpm kullanım hızı grubunda en yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemesinde modifiye S kesit tasarımına sahip olmasının etkili olduğunu düşünüyoruz.

Döngüsel yorgunluk sonuçları hem saniye hem de KKTS parametresi kullanılarak değerlendirilen çalışmada, eğeler arasında kırılmaya kadar geçen süre değerlendirmesinde anlamlı farklılık oluşmazken sonuçlar kırılana kadar geçen döngü sayısı olarak karşılaştırıldığında anlamlı farklılıklar oluşmuştur.[37] Çalışmamızda benzer şekilde, 300 ve 500 rpm kullanım hızı grubunda süre açısından en yüksek döngüsel yorgunluğu sergileyen PathFile ile EasyPath arasındaki anlamlı olmayan farklılığın, döngü sayısı açısından değerlendirildiğinde EasyPath'in PathFile'dan anlamlı derecede yüksek döngüsel yorgunluk göstermesiyle sonuçlanmasının sebebi PathFile'ın 300 rpm ve Easy Path'in ise 500 rpm olmak üzere farklı hızlarda kullanılmasıyla açıklanabilir.

Döngüsel yorulma testinde düzeneğin standartlaştırılmış kurulumu, eğeler üzerinde benzer stres noktaları oluşturabilir ve kırık parçanın uzunlukları benzer olabilir;[38] ancak eğelerin alaşım özelliklerine ve kesit tasarımına bağlı olarak sergiledikleri farklı eğilme momentleri, maksimum stres noktalarının yerini değiştirebilir ve farklı eğeler için farklı kırık parça uzunlukları gözlemlenebilir.[39] Arslan ve ark.[40] ProTaper Universal, Revo-S ve HyFlex eğe sistemlerinin koronal flaring eğelerinin 60° eğriliğe sahip yapay kanalda döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında ProTaper Universal Sx eğesinde diğer eğelerden anlamlı derecede daha uzun kırık oluştuğunu bulmuşlardır. Bu durumun ProTaper Sx'in maksimum stres noktasının daha koronal olarak oluşmasına neden olacak D6 ve D9 arasında %19'luk bir konikliğe sahip olan tasarımından kaynaklanabilceğini ifade etmişlerdir. Bu çalışmada Easy Path'de diğer eğelere göre anlamlı derecede daha uzun kırık parça oluşmasının sebebinin, yapay kanalın eğe üzerinde yarattığı stres noktasında diğer eğelerden daha büyük konikliğe sahip olması olduğunu düşünüyoruz.

Çalışmamızın limitasyonları, yapay kanalı elde ettiğimiz paslanmaz çelik alaşım her ne kadar klinik değişkenleri azaltsa da dentin dokusu ile arasındaki farklardan dolayı çalışmadan elde edilecek veriler klinik koşulları tamamen yansıtamayabilir. Ayrıca çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik yapay kanal eğelerin çaplarını simüle etmeyip sabit 1 mm genişlikte tasarlandı. Bu yüzden, deneyimizin döngüsel yorgunluk verilerini, kullandığımız yapay kanalın iç çapı ile kullandığımız eğelerin çapı arasındaki uyumsuzluğun olumsuz etkileyebileceği bilinmelidir. Bu nedenle hız değişiminin döngüsel yorgunluk direncine etkisinin tam olarak anlaşılabilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Sonuç

Kullanım hızı arttığında bütün eğelerin kırılana kadar geçen süresi kısaldığından eğelerin klinik kullanımı sırasında bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

Hem süre hem de KKTS değerleri açısından her iki grupta da en yüksek döngüsel yorgunluk direncini sergileyen EasyPath eğimli kanallarda giriş yolu eğesi olarak öncelikli tercih olabilir. Hız arttığında KKTS değeri yükselen tek eğe olan PathFile; yüksek hızın, preparasyon süresini azaltması ve kanal içerisinde eğe üzerindeki stres oluşumunun derecesini azaltması avantajından yararlanmak için 1000 rpm hızda güvenle kullanılabilir.

Kaynaklar

1. West, J. Endodontic update 2006. J Esthet Restor Dent, 2006; 18:280-00.

2. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, *et al.* Use of nickel- titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. J Endod 2009;35:408-12.

3. Gambarini G, Plotino G, Sannino G, Grande NM, Giansiracusa A, Piasecki L, *et al.* Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. Odontology 2015;103:56-60.

4. Alovisi M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino D, Scotti N, Bianchi C, *et al.* Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. Int Endod J 2017;50:387-97.

5. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2009;35:1469-76.

6. Endostar EP Easy Path Instruction for Use Endostar EP Easy Path AMBER HT Technology by Poldent-Innovative Heat Treatment Technology Developed by Poldent. www. poldent.pl,

7. Van der Vyver PJ, Vorster M, Peters OA. Minimally invasive endodontics using a new single-file rotary system. Int Dent African Ed 2019;9:6-20.

8. Nishijo M, Ebihara A, Tokita D, Doi H, Hanawa T, Okiji T. Evaluation of selected mechanical properties of NiTi rotary glide path files manufactured from controlled memory wires. Dent Mater J 2018;37:549-54.

9. Pedullà E, Plotino G, Grande N, Scibilia M, Pappalardo A, Malagnino VA, *et al.* Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of M two instruments. Int Endod J 2014;47:514-9.

10. Thu M, Ebihara A, Maki K, Miki N, Okiji T. Cyclic fatigue resistance of rotary and reciprocating nickel-titanium instruments subjected to static and dynamic tests. J Endod 2020;46:1752-57.

11. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 1997;23:77-85.

12. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2011;37:1013-16.

© 2025 Uçar ve Bayram

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

14. Carlesi T, Plotino G, Colangeli M, Pappalardo A, Malagnino VA. Influence of rotation speed of Mtwo files on root canal instrumentation time with different canal curvatures. Iran Endod J 2021;16:38-42.

15. Kyaw MS, Ebihara A, Kasuga Y, Maki K, Kimura S, Htun PH, *et al*. Influence of rotational speed on torque/force generation and shaping ability during root canal instrumentation of extracted teeth with continuous rotation and optimum torque reverse motion. Int Endod J 2021;54:1614-22.

16. Ates AA, Arican B, Ounsi HF. Influence of rotational speed and glide path on cyclic fatigue resistance of XP-endo shaper. Niger J Clin Pract 2020;23:1443-48.

17. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Siqueira JF Jr, Mangelli M, Lopes WS, *et al*. Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. J Endod 2013;39:693-96.

18. Uslu G, Özyürek T, İnan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of ProGlider and One G glide path files. J Endod 2016;42:1555-8.

19. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. J Endod 2000;26:68-71.

20. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. J Endod 2002;28:448-51.

21. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JCM, Siqueira Jr JF. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 2009;35:1013-6.

22. Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. Mater Sci Eng A Struct Mater 2004;378:24-33.

23. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. J Endod 2006;32:55-7.

24. Kitchens Jr GG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2007;33:52-4.

25. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, *et al*. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. J Endod 2017;43:1157-60.

26. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. J Endod 2016;42:782-7.

27. Arias A, Perez-Higueras J, de La Macorra J. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. Int Endod J 2014;47:257-63.

28. Ha J-H, Kim SK, Cohenca N, Kim H-C. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. J Endod 2013;39:389-93.

29. Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. J Endod 2014;40:1494-7.

30. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, *et al*. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. Int Endod J 2017;50:303-13.

31. Son G. Comparison of torsional and cyclic fatigue resistance of various nickel-titanium single-file systems (tez). Graduate School, Yonsei University; 2020.

32. Sung SY, Ha JH, Kwak SW, Abed RE, Byeon K, Kim HC. Torsional and cyclic fatigue resistances of glide path preparation instruments: G-file and PathFile. Scanning. 2014;36:500-6.

33. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. J Endod 2012;38:541-4.

34. Özyürek T, Uslu G, İnan U. A comparison of the cyclic fatigue resistance of used and new glide path files. J Endod 2017;43:477-80.

35. Elnaghy A, Elsaka S. Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel–titanium rotary instruments. Int Endod J 2015;48:894-901.

36. Faus-Llácer V, Hamoud-Kharrat N, Marhuenda Ramos MT, Faus-Matoses I, Zubizarreta-Macho Á, Ruiz Sánchez C, *et al*. Influence of the geometrical cross-section design on the dynamic cyclic fatigue resistance of NiTi endodontic rotary files—An *In Vitro* Study. J Clin Med 2021;10:4713.

37. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G, *et al*. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. Odontology 2018;106:408-13.

38. Oh S-R, Chang S-W, Lee Y, Gu Y, Son W-J, Lee W, *et al*. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;109:622-8.

39. 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;42:1840-3.

40. Arslan H, Karataş E, Capar ID, Özsu D, Doğanay E. Effect of ProTaper Universal, Endoflare, Revo-S, HyFlex coronal flaring instruments, and Gates Glidden drills on crack formation. J Endod 2014;40:1681-3.

Evaluation of cyclic fracture strengths by changing the usage protocols of different glide path files

Abstract

Objective: This study aimed to evaluate the cyclic fatigue resistance of different glide-path files when the rpm changes.

Materials and Method: In the study, 20 files from each of PathFile, Easy Path, Trunatomy Glider, and HyFlex EDM were used. The files were divided into 2 subgroups to be used at different speeds (n=10). Cyclic fatigue resistance tests were subjected on stainless steel canals with a curvature angle of 60°, curvature radius of 5 mm, and canal inner diameter of 1 mm. The failure times of the files were recorded with a video recording system. The number of cycles until failure (KKTS) was calculated. The fractured surfaces of the files were examined under a scanning electron microscope (SEM). Data were evaluated using Mann-Whitney U Test and Kruskal Wallis analysis of variance (α=0.05).

Results: In both speed groups, Easy Path and PathFile had higher cyclic fatigue resistance than Hyflex EDM and Trunatomy Glider, both in terms of time and number of cycles until failure ($p<0.005$). It was observed that all files failed in a shorter time at 1000 rpm compared to the usage speeds recommended by the manufacturer. PathFile was the only file with a statistically significant increase in the number of cycles until failure, at a speed of 1000 rpm, according to the usage speed recommended by the manufacturer ($p<0.005$).

Conclusion: The time to fracture of the files used at higher speeds decreased, but the number of cycles to fracture was not affected.

Keywords: Endodontics; root canal therapy; nickel titanium

© 2025 Uçar ve Bayram