

Özgün araştırma makalesi

Kullanılmış ve yeni Revo-S nikel titanyum eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırılması

Koray Sürme ¹, Hayri Akman ¹,

Hatice Büyükozer Özkan ², Kürşat Er ^{3*}

¹Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, ²Endodonti Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi, Alanya, ³Endodonti Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, Akdeniz Üniversitesi, Antalya, Türkiye

ÖZET

AMAÇ: Bu çalışmanın amacı, yapay kanallar kullanılarak yeni ve kullanılmış Revo-S nikel titanyum döner ege sisteminin döngüsel yorgunluk (DY) dirençlerinin karşılaştırılmasıdır.

GEREÇ VE YÖNTEM: Her gruptan 12 adet olmak üzere toplam 72 adet yeni ve 2 defa klinikte kullanılmış Revo-S SC1 (25/06), Revo-S SC2 (25/04) ve Revo-S SU (25/06) eğeler çalışmaya dahil edildi. DY direnci testleri için iç çapı 1.5 mm olan, 60° eğrilik açısı ve 5 mm eğrilik yarıçapına sahip olan kavisli bir yapay kanal içeren paslanmaz çelik blok kullanıldı. Deney sistemi distile su ile dolduruldu ve ortam sıcaklığı 35 ± 1 °C sıcaklıkta sabit tutuldu. Eğeler kırılma gerçekleşene kadar yapay kanal içinde çalıştırıldı. Her ege için kırılma gerçekleşene kadar geçen süre kronometre ile kaydedildi ve eğelerin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayısı hesaplandı. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi ve post-hoc Tukey testi kullanılarak değerlendirildi.

BULGULAR: Eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı ortalama tur sayısı en yüksek yeni SC2 ege grubunda (912.3 ± 76.8), en düşük ise kullanılmış SU ege grubunda (204.2 ± 59.6) bulundu. SC1 ve SC2 eğeler için yeni ve kullanılmış eğeler arasında DY direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmez iken ($p>0.05$), SU ege grubunda anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$).

SONUÇ: Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde; klinik kullanım sonrasında tüm eğelerin DY direncinde azalma olduğu ancak bu azalmanın sadece SU ege grubunda önemli olduğu bulundu.

ANAHTAR KELİMELER: Döngüsel yorgunluk direnci; nikel titanyum, endodonti

KAYNAK GÖSTERMEK İÇİN: Sürme K, Akman H, Büyükozer Özkan H, Er K. Kullanılmış ve yeni Revo-S nikel titanyum eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırılması. Acta Odontol Turc 2023;40(1):17-21

Makale gönderiliş tarihi: 10 Aralık 2021; Yayına kabul tarihi: 5 Nisan 2022
*İletişim: Prof. Dr. Kürşat Er, Akdeniz Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye;
E-posta: kursater@akdeniz.edu.tr

EDİTÖR: Güven Kayaoğlu, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

YAYIN HAKKI: © 2023 Sürme ve ark. Bu eserin yayın hakkı [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) ile ruhsatlandırılmıştır. Sınırsız kullanım, dağıtım ve her türlü ortamda çoğaltım, yazarlar ve kaynağın belirtilmesi kaydıyla serbesttir.

FINANSAL DESTEK: Bulunmamaktadır.

ÇIKAR ÇATIŞMASI: Bulunmamaktadır.

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

GİRİŞ

Kök kanallarının şekillendirilmesi amacıyla paslanmaz çelik eğelere göre daha gelişmiş ve dayanıklı olan nikel-titanyum (NiTi) alaşımdan üretilmiş kanal eğeleri 1988 yılında piyasaya sürülmüştür.^{1,2} Günümüzde kullanımı popüler hale gelmiş ve birçok NiTi ege sistemi üretilmiştir. Bunların endodontik klinik prosedürlerde kullanılması, manuel paslanmaz çelik eğelere kıyasla; kök kanalı şeklinin orijinal formunu koruma, basamak oluşumunu azaltma ve daha kısa bir sürede şekillendirmeyi tamamlama gibi birçok avantajı bulunmaktadır.³ Bununla birlikte, bu eğelerin kullanımları sırasında beklenmedik bir şekilde kırılabilmesi önemli bir risk oluşturmaktadır. Oluşan kırılmalar torsiyonel ve döngüsel mekanizma ile gerçekleşmektedir.^{4,5} Döngüsel yorgunluk (DY), eğelerin eğimli kanallarda sürekli olarak bükülmesi sonucu eğelerde deformasyona ve gerilmeye yol açması sonucu meydana gelmektedir.⁶ Oluşan bu kırılmaları önlemek için üreticiler NiTi eğelerin metalurjik özelliklerini (farklı yüzey işlemleri, ısıl işlem ve üretim tekniklerinde değişiklikler gibi) değiştirmek ve iyileştirmek için girişimlerde bulunmuşlardır.³ Bazı araştırmacılar^{7,8} DY'nin eğeler üzerinde zamanla zayıflamaya neden olduğunu ve bu nedenle NiTi eğelerin tek kullanımdan sonra atılmasını önermektedir. Diğer bazı araştırmacılar^{9,10} ise, NiTi eğelerin birden fazla sayıda kullanımının güvenli olduğunu; ancak ege yorgunluğunda bir miktar artış meydana geldiğini bildirmiştir.

Revo-S (Micro-Mega, Besançon, Fransa) NiTi döner ege sistemi geleneksel NiTi alaşımı kullanılarak asimetrik bir kesit geometrisi ile üretilmiştir. Üretici, bu geometri sayesinde eğenin üzerinde fazla miktarda stres oluşmadan kanal boyunca kolay bir şekilde ilerlenebileceğini ve debriserlerin koronale doğru taşınabileceğini iddia etmiştir. Revo-S sistemi 3 şekillendirme ve

temizleme eğesi içerir: SC1, kanalın koronal üçte ikisini genişletmek için kullanılan 25/.06 nolu bir eğedir; SC2, çalışma boyunda kullanılan 25/.04 nolu bir eğedir ve SU çalışma boyunda kullanılan 25/.06 nolu bir eğedir. Sistemde ek olarak 30/.06, 35/.06 ve 40/.06 nolu kullanımı opsiyonel olan eğeler de mevcuttur.^{11,12}

Üretici, Revo-S sistemindeki eğelerin birden çok kez kullanılabilirliğini önermektedir; ancak, bu eğelerin birden çok kez kullanımının DY direnci üzerine etkileri ile ilgili çalışmalar^{10,11} kısıtlıdır. Bu çalışmanın amacı, Revo-S eğe sisteminde kontrol olarak yeni eğeler ile karşılaştırıldığında eğelerin birden çok kez kullanımının DY üzerindeki etkilerini değerlendirmektir. Sıfır hipotezimiz yeni ve kullanılmış ilgili eğe sisteminin DY direnci üzerine herhangi bir etkisinin olmayacağı şeklindedir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada, toplam 72 adet yeni ve kullanılmış; Revo-S SC1 (25/.06), Revo-S SC2 (25/.04) ve Revo-S SU (25/.06) eğeler kullanıldı. Her grup 12 eğeden oluşmaktaydı. Çalışma öncesinde, tüm yeni eğeler üretim hatası açısından dental operasyon mikroskobu (Zumax OMS2380; Suzhou, Çin) x10 büyütmede kullanılarak incelendi. Klinikte iki defa büyük azı dişi tedavisinde kullanılan eğeler ile 'kullanılmış eğe' grubu oluşturuldu. Eğeler, tek bir klinisyen tarafından (H.B.Ö) hastaların aşırı eğime sahip olmayan büyük azı dişleri üzerinde kullanılmıştır. Klinik kullanımda; pulpa odası ve kök kanallarında %2.5 NaOCl çözültisi kullanılarak irrigasyon yapıldı. Çalışma boyu, #10 K-tipi eğe kullanılarak belirlendi. Belirlendikten sonra SC1 eğe ile çalışma boyunun 2/3'ünde şekillendirme yapıldı. Çalışma boyunda SC2 ve SU eğeler kullanılarak kanal şekillendirmesi tamamlandı. Kullanılmış eğe grubundaki eğeler hastada kullanıldıktan sonra 30 dakika, 134 °C sıcaklıkta bir otoklav sterilizasyon döngüsüne tabi tutuldu (18 dak. sterilizasyon ve 12 dak. kurutma; Statim 5000; SciCan, Canonsburg, PA, ABD). İkinci kullanımdan sonra da aynı otoklav döngüsü tekrarlandı.

Statik DY testleri; iç çapı 1.5 mm olan, 60° eğrilik açısı ve 5 mm eğrilik yarıçapına sahip olan kavisli bir yapay kanal içeren özel yapım paslanmaz çelik blok

üzerinde gerçekleştirildi. Sistemin sabit olması için bir tutucu kol kullanılarak, eğeler bir endodontik motor (X-Smart Plus; Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ile üreticinin önerilerine uygun olarak 350 rpm hızda ve 2 N/cm torkta çalıştırıldı. Çalışma boyu tüm eğe gruplarında 18 mm olarak belirlenmiştir. Kanal içi sıcaklığı simüle etmek amacıyla, deney ortamı distile su ile doldurulmuş ve deney düzeneğini 35 ± 1 °C sıcaklıkta sabit tutabilecek bir ısıtma sistemi hazırlandı. Eğelerin yapay kanallardan dışarı çıkmasını önlemek ve eğelerin kırıldığı anı gözlemleyebilmek için paslanmaz çelik bloğun önü cam ile kapatıldı. Tüm eğeler kırılma gerçekleşene kadar yapay kanal içinde çalıştırıldı. Her eğe için kırılma gerçekleşene kadar geçen süre kronometre ile kaydedildi. Eğelerin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayısı (KKTS), dönme hızı (rpm) ile geçen süre (dak.) çarpılarak hesaplandı.

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS 24 (IBM, Chicago, IL, ABD) paket programı kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin normalliğini ve varyans homojenliğini değerlendirmek için sırasıyla Shapiro-Wilk testi ve Levene testi kullanıldı. Verilerin istatistiksel analizi için tek yönlü varyans analizi testi ve Tukey testi kullanıldı. P<0.05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

Yeni ve kullanılmış Revo-S SC1, SC2 ve SU eğeleri için KKTS ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 1'de gösterilmiştir. En yüksek DY direnci; yeni SC2 eğe grubunda iken, en düşük DY direnci kullanılmış SU eğe grubunda gözlemlendi ve ortalama KKTS sayıları sırası ile 912.3 ± 76.8 ve 204.2 ± 59.6'dir. Çalışmada yer alan eğelerin KKTS ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edildi (p<0.05). Her 3 eğe grubunda da yeni eğelerin DY dirençlerinin kullanılmış eğelere göre daha fazla olduğu bulundu. KKTS açısından yeni ve kullanılmış eğeler arasında SU grubu için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunduğu (p<0.05), SC1 ve SC2 grupları için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı gözlemlendi (p>0.05).

Tablo 1. Eğelerin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının ortalama, standart sapma değerleri ve yeni ile kullanılmış eğelerin arasındaki ortalama fark değerleri

Grup	n	Ortalama ± SS	Ortalama fark	Kullanım ömründe azalma (%)	%95 Güven aralığı		p ^s
					Alt sınır	Üst sınır	
Revo-S SC1							
Yeni	12	454.1 ± 75.8	49.1	-10.8	-50.4	148.6	0.698
Kullanılmış	12	405 ± 109.5					
Revo-S SC2							
Yeni	12	912.3 ± 76.8	37.5	-4.1	62.0	137.0	0.877
Kullanılmış	12	874.8 ± 105.4					
Revo-S SU							
Yeni	12	318 ± 55.6	113.8	-35.8	14.30	213.3	0.016
Kullanılmış	12	204.2 ± 59.6					

^spost-hoc Tukey testi. SS: Standart sapma. F=152.29; p<0.001

Tablo 2. Gruplar arasındaki çoklu karşılaştırmalar için eğelerin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının ortalama fark değerleri

Grup	Ortalama fark	%95 Güven aralığı		p ^s	
		Alt sınır	Üst sınır		
Revo-S SC1 (Yeni)	Revo-S SC2 (Yeni)	-458.3	-557.8	-358.8	0.000
	Revo-S SC2 (Kullanılmış)	-420.8	-520.2	-321.3	0.000
	Revo-S SU (Yeni)	136.1	36.6	235.6	0.002
	Revo-S SU (Kullanılmış)	249.9	150.4	349.4	0.000
Revo-S SC1 (Kullanılmış)	Revo-S SC2 (Yeni)	-507.3	-606.8	-407.8	0.000
	Revo-S SC2 (Kullanılmış)	-469.8	-569.3	-370.3	0.000
	Revo-S SU (Yeni)	87.0	-12.5	186.5	0.120
	Revo-S SU (Kullanılmış)	200.8	101.3	300.3	0.000
Revo-S SC2 (Yeni)	Revo-S SU (Yeni)	594.3	494.8	693.8	0.000
	Revo-S SU (Kullanılmış)	708.2	608.7	807.7	0.000
Revo-S SC2 (Kullanılmış)	Revo-S SU (Yeni)	556.8	457.3	656.3	0.000
	Revo-S SU (Kullanılmış)	670.7	571.2	770.2	0.000

^spost-hoc Tukey testi.

Eğeler için KCTS ortalamaları arasındaki fark, standart sapma ve Tukey testi P değerleri Tablo 2'de gösterilmiştir. Kullanılmış SC1 eğeler grubu ile yeni SU eğeler grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmez ($p>0.05$) iken, diğer eğeler grubları arasında anlamlı bir fark tespit edildi ($p<0.05$).

TARTIŞMA

Kök kanal tedavisi sırasında; pulpanın çıkartılması, kanal içerisindeki mikroorganizmaların ve ürünlerinin temizlenmesi tedavinin başarısı için önemlidir.^{13,14} Kök kanal tedavisi sırasında karşılaşılabilen en ciddi problemlerden biri eğenin kanal içerisinde kırılmasıdır. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında eğelerde meydana gelen kırılmalar tedavinin prognozunu önemli şekilde etkilemekte ve başarı şansını düşürmektedir.¹⁵

Bu çalışmada, tekrarlayan kullanım sonrasında eğelerin DY dirençlerini değerlendirmek amacı ile, klinikte iki adet molar dişin kök kanal tedavisinde kullanılmış ve her kullanımdan sonra 134 °C sıcaklıkta otoklav ile sterilize edilmiş eğeler kullanılmıştır.

Klinisyenler, ekonomik nedenlerle NiTi eğeleri ilk kullanımdan sonra çöpe atmak yerine otoklav sterilizasyonundan sonra tekrar kullanmayı tercih edebilmektedirler.¹⁶ Çoğu eğeler için üreticiler, eğelerde oluşan kırılmanın önüne geçebilmek için genellikle NiTi eğelerde tek kullanımı önermektedir. Revo-S eğeler sisteminde kanal eğimine bağlı olarak eğenin birden fazla kez kullanılabilmesi üretici tarafından belirtilmiştir. Araştırmacılar, NiTi döner eğelerin kırılmaya duyarlılığının, tekrarlanan kullanımla arttığını belirtmişlerdir.^{9,17} Ounsi ve ark.¹⁸ ProTaper Universal kanal eğelerinin yorgunluk direncinin, klinikte 2 kez kullanımdan sonra önemli ölçüde azaldığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada; klinikte 2 kez kullanılmış ve yeni eğelerin DY dirençleri karşılaştırılmıştır. Her 3 eğeler grubunda da 2 kez klinik kullanım sonrasında eğelerin DY dirençlerinde azalma gözlenmiştir. Bu azalma; SC1 ve SC2 eğeler için sırasıyla %10.8 ve %4.1'dir ve kullanılmış eğeler ile yeni eğeler arasında DY direnci açısından istatistiksel bir fark bulunmamaktadır. SU eğeler tipinde kullanılmış ve yeni eğeler arasında %35.8'lik bir DY direnci farkı tespit edilmiştir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu nedenle çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir. Bazı araştırmacılar^{9,19} taper arttıkça kırılabilirliğin artacağını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da bu sonuçları destekler şekilde SU kanal eğesi grubunda en düşük DY direnci gözlenmiştir. Keskin ve ark.²⁰ kullanılmış ve yeni ProTaper Universal kanal eğelerinin DY dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın bulgularına benzer şekilde, üç kez klinik kullanım sonrasında geniş apikal çaplı F2 ve F3 kanal eğelerinin DY dirençlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azaldığını; ancak S1, S2 ve F1 eğelerinde bu azalmanın istatistiksel olarak önemli olmadığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda eğenin konisitesinin artmasıyla DY direncinin azaldığı ve .04 açılı eğelerin .06 açılı eğelere göre daha fazla DY direnci gösterdiği bildirilmiştir.⁹ Benzer şekilde, bu çalışmada da .04 açılı SC2 kanal eğesi en yüksek DY direncine sahip eğeler olarak bulunmuştur.

Bu çalışmada DY testinin belirli bir standardizasyonunda gerçekleştirilmesi için Pruett ve ark.²¹ tarafından tarif edilmiş, paslanmaz çelikten oluşturulmuş yapay kanal yöntemi kullanılmıştır. Bu standart kanalların kullanılması, çalışmanın sonuçlarına etki edebilecek diğer faktörleri en aza indirmek açısından daha yararlı olduğu bildirilmiştir.²² Yapay kanal; sabit bir kanal eğim açısına ve eğim yarı çapına sahiptir. Eğeler üzerinde oluşan stres, eğrilik yarıçapı ile ters orantılıdır. Eğrilik yarıçapı ne ka-

dar küçülürse, kanal eğimi o kadar ani olur. Yasar ve ark.²³ Revo-S eğelerin DY direncinin hem eğrilik çapı hem de eğe boyutuna bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada eğrilik açısı 60° ve eğrilik yarıçapı 5 mm olan yapay bir kanal kullanılmıştır.

Laboratuvar çalışmalarında DY testleri statik ya da dinamik test düzenekleri ile yapılmaktadır. Dinamik model klinik koşulları daha iyi yansıtsa da birçok DY çalışmasında statik model kullanılmıştır.^{24,25} Keleş ve ark.²⁶ eğeler dinamik modelde elde edilen tur sayılarının statik modele kıyasla daha yüksek olduğunu bildirmelerine rağmen, test edilen eğelerin DY dirençleri arasındaki sıralamanın hem statik hem de dinamik modelde benzer olarak gözlemlendiğini bildirmiştir. Literatürdeki bu bilgiler ışığında bu çalışmada da statik DY test metodu kullanılmıştır.

DY testleri genellikle oda sıcaklığında yapılmaktadır;^{27,28} ancak kanal içi sıcaklık yaklaşık 10 °C daha yüksektir (~35 °C), bu durum yapılan testlerin sonuçlarını etkileyebilir.²⁹ Yapılan bazı çalışmalarda^{30,31} klinik koşulları simüle etmek için kanal içi sıcaklık derecesi dikkate alınarak DY testleri uygulanmıştır. Canlı ortamda kanal içi sıcaklığın yaklaşık 35 °C olduğu ve irrigasyon solüsyonlarının kanal içine gönderildikten 30 ila 60 sn sonra vücut sıcaklığına ulaştığı gösterilmiştir.^{29,32} Bu çalışmada, vücut sıcaklığını simüle etmek amacıyla deney düzeneği distile su ile doldurulmuş ve ortam sıcaklığını 35 ± 1 °C olarak sabitleyen bir ısıtıcı kullanılmıştır.

Bu çalışmada olduğu gibi, yapay kanal üzerinde gerçekleştirilmiş tüm DY dayanımı karşılaştırma çalışmaları *in vivo* şartları tamamen kopyalayamamaktadır. Çalışmalardaki bu sınırlılık nedeniyle standardize deney düzeneği kullanılarak bir çıkarım yapılmaktadır. Kullanımı opsiyonel olan, daha büyük apikal çaplara sahip #30/.06, #35/.06 ve #40/.06 eğelerin çalışmaya dahil edilmemiş olması bir diğer sınırlılık olarak görülebilir. Ayrıca, seçilen eğeler klinik kullanımda SC1, SC2, SU sırası ile kullanılmaktadır. Bu çalışmada, DY testi sürecinde her birisi için standart bloklar kullanılmıştır. Klinik kullanımda, SU eğe aslında diğer iki egeden sonra kullanılacağı için daha geniş bir kanalda kullanılacaktır. Bu açıdan SU eğe grubunda DY direnci fazla tespit edilmiş olabilir. Bu da sınırlamalardan birisi olarak kabul edilebilir.

SONUÇ

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde, 2 kez klinik kullanım sonrasında Revo-S SU kanal eğelerinin DY dayanımında önemli bir azalma olurken, SC1 ve SC2 kanal eğelerinin DY dirençlerinde önemli bir azalma olmamaktadır. Bu nedenle, tekrarlayan klinik kullanımlar sonrasında özellikle Revo-S SU eğelerde meydana gelebilecek kırılmalara karşı dikkatli olunmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Schafer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. J Endod 2004;30:432-5.

2. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod 1988;14:346-51.
3. Es-Souni M, Es-Souni M, Brandies HF. On the transformation behaviour, mechanical properties and biocompatibility of two niti-based shape memory alloys: NiTi42 and NiTi42Cu7. Biomaterials 2001;22:2153-61.
4. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. J Endod 2010;36:147-52.
5. Kitchens GG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2007;33:52-4.
6. Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. J Endod 2002;28:540-2.
7. Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LS. The endodontic file is a disposable instrument. J Endod 1995;21:451-5.
8. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. Dent Today 2001;20:60-7.
9. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. Int Endod J 2001;34:386-9.
10. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. Int Endod J 1999;32:115-9.
11. Basrani B, Roth K, Sas G, Kishen A, Peters OA. Torsional profiles of new and used Revo-S rotary instruments: an *in vitro* study. J Endod 2011;37:989-92.
12. Yeter KY, Evcil MS, Ayranci LB, Ersoy I. Weight of apically extruded debris following use of two canal instrumentation techniques and two designs of irrigation needles. Int Endod J 2013;46:795-9.
13. Basmadjian-Charles CL, Farge P, Bourgeois DM, Lebrun T. Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. Int Dent J 2002;52:81-6.
14. Siqueira JF, Rocas IN. Clinical implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. J Endod 2008;34:1291-1301.
15. Shahabinejad H, Ghassemi A, Pishbin L, Shahravan A. Success of ultrasonic technique in removing fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals and its effect on the required force for root fracture. J Endod 2013;39:824-8.
16. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated nickel-titanium instruments. Int Endod J 2016;49:990-5.
17. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2005;31:183-6.
18. Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2007;33:737-41.
19. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. Int Endod J 2006;39:716-23.
20. Keskin NB, Özyürek T, Uslu G, İnan U. Cyclic fatigue resistance of new and used ProTaper universal and ProTaper next nickel-titanium rotary instruments. Saudi Endod J 2018;8:82-6.
21. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 1997;23:77-85.
22. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. Int Endod J 1999;32:115-9.
23. Yasar S, Ersahan S, Aydın C. Cyclic fatigue of Revo-S nickel-titanium rotary instruments in artificial canals with two different radii of curvature. Clin Dent Res 2019;43:125-30.
24. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. Int Endod J 2006;39:755-63.

25. Ertuğrul İF, Orhan EO. Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE instrument. *Microsc Res Tech* 2019;82:2042-8.
26. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J* 2019;52:880-6.
27. Lopes H, Lopes W, Vieira V, Elias C, Cunha R. Evaluation of the flexibility, cyclic fatigue, and torsional resistance of rotary endodontic files made of different nickel-titanium alloys. *Int J Dent Oral Sci* 2016;8:1-5.
28. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *J Endod* 2017;43:462-6.
29. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *J Endod* 2015;41:1112-5.
30. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod* 2016;42:782-7.
31. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2017;43:823-6.
32. Zeltner M, Peters OA, Paque F. Temperature changes during ultrasonic irrigation with different inserts and modes of activation. *J Endod* 2009;35:573-7.

Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new Revo-S nickel-titanium files

ABSTRACT

OBJECTIVE: The aim of this study was to compare the cyclic fatigue resistance of the new and used Revo-S nickel-titanium rotary file system using simulated canals.

MATERIALS AND METHOD: A total of 72 new and twice clinically used Revo-S SC1 (25/.06), Revo-S SC2 (25/.04), and Revo-S SU (25/.06) files, 12 from each group, were included in the study. For the cyclic fatigue resistance tests, a stainless-steel block with an inner diameter of 1.5 mm, a curved simulated canal with a 60° angle of curvature, and a radius of curvature of 5 mm was used. The test system was filled with distilled water and the temperature was kept constant at 35 ± 1 °C. The files were rotated in the simulated canal until fracture occurred. The time until fracture occurred for each file was recorded with a stopwatch and the number of cycles of the files to the fracture was calculated. Data were evaluated using 1-way analysis of variance and post-hoc Tukey test.

RESULTS: The mean number of cycles of the files to the fracture was found to be the highest in the new SC2 group (912.3 ± 76.8), and the lowest in the used SU group (204.2 ± 59.6). While there was no statistically significant difference in cyclic fatigue resistance between new and used files for SC1 and SC2 files ($p > 0.05$), a significant difference was found for SU ($p < 0.05$).

CONCLUSION: Within the limitations of this study; it was found that there was a decrease in cyclic fatigue resistance of all files after clinical use, but this decrease was significant only in the SU file group.

KEYWORDS: Cyclic fatigue resistance; nickel titanium; endodontics