

**T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

Tez Yöneticisi
Dr. Öğr. Üyesi İrem ÇETİNKAYA

**FARKLI ÖZELLİKLERE SAHİP NİKEL-TİTANYUM
REHBER YOL EĞELERİNİN BURULMA, EĞİLME VE
BURKULMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

(Uzmanlık Tezi)

Araş. Gör. Feyyaz ÇELİKER

Bu çalışma 2021/92 nolu proje olarak Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri tarafından desteklenmiştir.

EDİRNE-2022

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan, sevgisini, samimiyetini ve desteğini her zaman hissettiren değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi. İrem ÇETİNKAYA'ya;

Tecrübelerini ve yardımlarını esirgmeden tüm samimiyetiyle destek olan, yanında çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli hocam Prof. Dr. Özgür ER'e;

Öneri ve yardımlarıyla ihtiyaç duyduğum her an desteğini gördüğüm, bilgisiyle yol gösteren değerli hocam Doç. Dr. Burhan Can ÇANAKÇI'ya;

Asistanlığım boyunca desteklerini ve sevgilerini esirgemeyen mezun olan ve olmayan bölüm arkadaşlarıma;

Bilgisini ve yardımlarını benimle her zaman büyük samimiyetle paylaşan Dr. Öğr. Üyesi Mediha BÜYÜKGÖZE DİNDAR'a;

Aynı mesleği paylaştığım ve paylaşmadığım tüm yakın dostlarıma;

Her daim desteklerini ve güvenlerini bana hissettiren, büyük bir özveri ve sevgiyle beni yetiştiren aileme;

Sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Arş. Gör. Feyyaz ÇELİKER

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ	1
REHBER YOL TANIMI	3
REHBER YOL TEKNİĞİ	4
REHBER YOL' UN ÖNEMİ	5
ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN REHBER YOL EĞELERİ	5
GEREÇ ve YÖNTEM	9
BULGULAR	15
TARTIŞMA	19
SONUÇ	31
ÖZET	32
SUMMARY	33
KAYNAKÇA	35

SİMGELER VE KISALTMALAR

ark.	: Arkadaşları
dk	: Dakika
gf	: gram/force(gram/kuvvet)
ISO	: International Standardization Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)
Mm	: Milimetre
N.cm	: Newton Santimetre
N	: Newton
Ni-Ti	: Nikel –Titanyum
PF	: PathFile
PG	: ProGlider
RP	: R-Pilot
rpm	: Dönme hızı
SEM	: Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskobu)
WOG	: Wave One Gold
%	: Yüzde
>	: Büyüktür

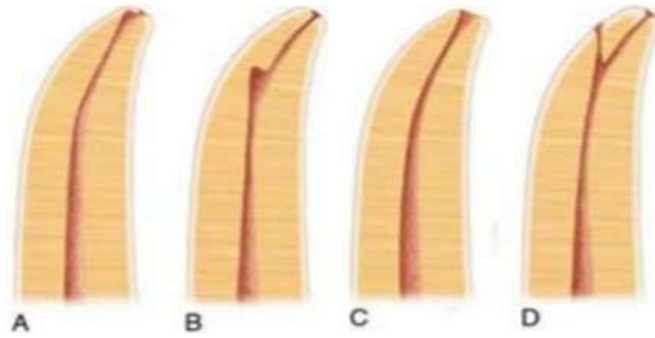
GİRİŞ VE AMAÇ

Kök kanal tedavisinin temel hedefi, enfekte dentini uzaklaştırırken kök kanal anatomisi ile uyumlu bir kemomekanik şekillendirme yapılması ve doku dostu materyallerle kök kanallarının doldurulması ile bu tedavi sonucunda dişlerin ağızda fonksiyon görmeye devam etmesini sağlamaktır.

Endodontik tedavinin başarısı temel olarak bakteriyel eliminasyonun yeterliliğine bağlıdır (1). Kök kanalı anatomisini koruyarak yapılacak mekanik preparasyon direkt olarak bakterileri uzaklaştırmada etkili olmakta ayrıca irrigasyon solüsyonlarının etkili kullanımına ve sızdırmaz bir kök kanal dolgusu oluşturmaya yardımcı olmaktadır. Mekanik şekillendirme ve irrigasyon solüsyonları birlikte kullanılarak yapılan kemomekanik şekillendirme başarılı kök kanal tedavisi için temel basamak görevi görmektedir. Bu amaçla geleneksel paslanmaz çelik eğeler ve nikel titanyum eğeler kullanılabilir. Nikel-titanyum (NiTi) döner eğeler, paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla hekim kaynaklı oluşabilecek hataları en aza indirerek tedavinin başından itibaren daha kolay ve daha hızlı şekillendirme yapılmasına yardımcı olur (2). NiTi eğeler süper elastiktir ve elastik limitlerini aşmadan önce paslanmaz çelik eğelerden çok daha fazla esneyebilmektedir (3). Bu esneklik, apikal transportasyonu en aza indirirken kurvatürlü kanalların hazırlanmasına olanak sağlayan önemli bir özelliktir (4). Bu artan esnekliğe rağmen, NiTi eğelerde kırılma hala bir endişe kaynağıdır ve beklenmedik şekilde ortaya çıkabilir (5). Üreticiler, eğelerin kırılması konusunda fikir verecek olası kusurlar için sürekli olarak kullanıcılar tarafından kontrol edilmelerini tavsiye eder. Bununla birlikte, NiTi döner eğelerin önceden herhangi bir görünür kusur veya deformasyon olmaksızın kırılabileceği

endişesi var olmaya devam etmektedir (6). Kırılma, NiTi döner eğelerin klinik kullanımı sırasında ortaya çıkan en yaygın prosedür hatasıdır (7).

Kök kanal tedavisi sırasında eğelerin kırılması sonucu kök kanal tedavisinin başarısı şansı azalmaktadır. Kırılan ege kırıldığı bölgeye (koronal, orta ve apikal üçlü), kırılan ege uzunluğuna ve kanal tedavisi sırasındaki kırılma aşamasına bağlı olarak tedavinin uzun süreli prognozuna etki etmektedir çünkü kırılan ege kemomekanik şekillendirmenin etkin yapılamamasına ve hermetik tıkaçın sağlanamamasına neden olmaktadır. Ayrıca şekillendirme sırasında hekimler tarafından yapılan hatalardan bir diğeri apikal transportasyon ve kök kurvatürünün düzleşmesidir. Kök kanal duvarlarından eşit dentin kaldırılamaması sonucu kök kanalının orijinal kurvatürü bozulmakta ve apikal transportasyon oluşmaktadır. Apikal transportasyon sonucu kök kanalının apikal kısmından enfekte dentin uzaklaştırılmaz; zipping, ledge ve perforasyon oluşma ihtimali artmaktadır. Bunun sonucunda kök kanal tedavisinde istenen hermetik tıkaç sağlanamamaktadır. Bu hataların oluşmaması için mekanik şekillendirme sırasında hekimlerin bazı önlemler alması gerekmektedir. NiTi döner eğelerle şekillendirmenin güvenli yapılabilmesi için önerilen temel prosedürlerden olan koronal genişletme ve ön genişletme yapılarak bir rehber yol oluşturmak, kök kanallarının konikliğinin bozulmasını, şekil sapmalarını ve eğelerin kırılmasını önlemektedir (6, 8-10).



Şekil 1: A) Apikal zip, B) Ledge C) Perfore olan apikal zip D) Perfore olan ledge.

Koronal genişletme (preflaring), dar kanal girişinin rahatlamasını ve eğelerin koronal bölgede daha az strese maruz kalmasını sağlayarak şekillendirme sırasında güvenli hareket etmelerine yardımcı olmaktadır. Ayrıca irrigasyon solüsyonu miktarını arttırarak ve apikale doğru daha fazla ulaşmasını sağlayarak kemomekanik şekillendirmenin aktif yapılmasına yardımcı olmaktadır.



Şekil 2: Koronal Genişletme (preflaring)

Rehber yol oluşturulması, kendinden sonra kullanılacak eğeler için kanal duvarlarındaki engelleri ortadan kaldırarak hem şekillendirmenin etkinliğinin artmasını hem de yıkama solüsyonlarının kök ucuna kadar gitmesini sağlayarak başarılı bir kök kanal tedavisi için gerekli olan daha temiz ve anatomi ile uyumlu kök kanal tedavisi yapılmasına yardımcı olmaktadır. Şekillendirme sırasında birçok avantaj sunan rehber yol oluşturmak için kullanılan eğelerin özellikle dar ve kurvatürlü kanallarda apikale güvenli bir şekilde ulaşabilmesine izin veren mekanik özelliklere sahip olması gerekir. Bu eğeler apikale ilk ulaşan eğeler oldukları için, tıkanıklıkları açmak için belirli bir sertlikte ve kırılma direncinde olmaları gerekirken kurvatürleri atlaması için belirli bir eğilme ve burkulma direncine de sahip olması gerekmektedir (11).

Rehber yol manuel olarak geleneksel paslanmaz çelik eğeler ve motorlu bir sistemle çalışan NiTi rehber yol eğeleri kullanılarak oluşturulabilmektedir. Kök kanal tedavisinde kullanılan geleneksel paslanmaz çelik el eğeleri ile rehber yol hazırlamak zaman alıcı ve zor olabileceğinden, günümüzde döner eğelerle kullanılabilen farklı özelliklere sahip birçok NiTi rehber yol eğesi üretilmiştir (10). Bu eğeler yapıldıkları telin özellikleri, uygulanan ısı işlemlerin farklılığı, kesiti, çapı, kor yapısı ve tasarım özellikleri gibi ayırt edici faktörlerle farklı özellikler, avantaj ve dezavantajlar kazanmaktadır.

REHBER YOL TANIMI

Rehber yol, kök kanal ağzından fizyolojik kök ucuna kadar var olan ya da oluşturulan düz bir tünel olarak tanımlanmaktadır (12). Kök kanal şekillendirmesinin ilk adımıdır (13) ve esas şekillendirme tamamlanmadan önce eğelerin kök kanalları içinde takılmadan rahatça kullanılması için önerilmektedir (14). 10 numaralı ege, "süper gevşek" biçimde kanal ağzından basit, tekrarlanabilir ve öngörülebilir bir şekilde kanal duvarları boyunca ilerleyip apikal

daralım noktasına (minör çap) ulaştığında bir rehber yol elde edilir (11, 15). Bazı durumlarda, rehber yol, daha küçük eğeler (06 veya 08 numara) kullanılarak elde edilebilir, böylece 10 numaralı bir eğenin çalışma boyuna ulaşmasına izin veren yeterli bir alan oluşturulmaktadır (16). Rehber yol, kanal anatomisi nedeniyle doğal olarak mevcut olabilir veya dar kanallarda aktif kanal hazırlığı ile oluşturulabilmektedir (17). Doğal rehber yolu olan kanallarda ek ön şekillendirme ihtiyacı bulunmazken ikinci durumda, bir ön şekillendirme prosedürü olarak tanımlanabilir (12, 18). Rehber yol, doğal ya da sonradan oluşturulan haliyle, ne kadar geniş ise şekillendirme esnasında kullanılan eğelerdeki vidalama etkisinden dolayı oluşan eğenin kırılma ihtimali o kadar az olmaktadır (13).

REHBER YOL TEKNİĞİ

West (11) güvenli bir rehber yol için dört basamaktan oluşan prosedür önermiştir;

- 1. Kök kanal ağzlarını tespit etme:** Şekillendirmeye başlamadan önce dikkat edilmesi gereken önemli bir faktördür.
- 2. Kök kanallarını radyolojik apekse kadar izlemek.**
- 3. Klinisyenin radyolojik apekse ulaşamadığında neden ulaşamadığını anlaması:** Bu durum için olası dört faktör vardır:
 - A. Kanal tıkanması.
 - B. Eğe kurvatürünün kanalın kurvatürünü taklit edememesi.
 - C. Eğenin uç çapının çok geniş olması.
 - D. Eğenin shaft kısmının çok geniş olması.
- 4. Sürekli bir giriş yolu oluşturmak için dördüncü yol, 4 manuel hareketi anlamak ve ustalaşmaktır.**

Önerilen 4 manuel hareket aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

- A) Takip et:** Kanalın girişini belirlemek ve kanala girişi zorlaştıran engelleri ortadan kaldırıp apikale kadar ulaşmak.
- B) Düzleştir:** Apeks noktası belirlendikten sonra, kullanılan eğenin kanal içinde rahatça hareket edebilecek şekilde gevşeyene kadar yavaş ve dengeli hareketlerle kanal duvarlarını düzleştirmek.
- C) Envelope of motion:** Schilder'in tanımladığı “**envelope of motion**” hareketi ile zorlanılan noktada durmak, eğeyi küçük sağa sola hareketlerle rahat hareket edebilecek şekilde gevşetip kanal içinde ilerlemeye çalışmak.
- D) Denge:** Rehber yolu genişletmek için daha büyük numaralı eğeyi saat yönünde ve saat yönünün tersine doğru dengeli hareketlerle kullanmak.

REHBER YOL' UN ÖNEMİ

Rehber yol oluşturmak, eğelerin üzerindeki “taper lock” etkisinin azaltmak (19), kırılmasını önlemek ve orijinal kök kanal anatomisini korumak (6, 8-10) için çok önemlidir, bu sayede kök kanal tedavisinde mekanik şekillendirmenin başarılı bir şekilde tamamlanmasını sağlamaktadır (20). Berutti (21) bir rehber yol oluşturulduğunda kök kanal anatomisinde daha az değişiklik olduğunu öne sürmüştür. Diğer çalışmalarda da rehber yol eğesi kullanımının kendinden sonra kullanılan eğelerin merkezde kalma kabiliyetini arttırdığı (22) ve kanal kurvatüründe daha az değişikliğe sebep olduğu (23) bulunmuştur, bu sayede transportasyon riskinin azaldığı öne sürülmüştür (24). Rehber yol oluşturulması, sonraki eğelerin şekillendirme sürelerinde azalmayı (25), daha az debris taşırılmasını (26) ve buna bağlı olarak post operatif ağrıda azalmayı sağlamaktadır (27). Ayrıca rehber yol oluşturulması sonraki eğelere uygulanan burulma stresini de azaltmaktadır (6, 28).

Rehber yol hazırlanması paslanmaz çelik ve NiTi eğeler ile yapılabilmektedir. Paslanmaz çelik eğelerle rehber yol hazırlanması zor ve zaman kaybettiricidir (29). Motorlu bir sistem kullanarak NiTi eğeler ile rehber yol hazırlamanın manuel hazırlamaya göre kurvatürü koruma (9), daha az transportasyon (25), daha hızlı preparasyon ve operatöre daha az bağlı olma gibi avantajları vardır (30). Bu özelliklerin kök kanal tedavisi sırasında yarattığı avantajlardan dolayı üreticiler, farklı tasarımlar, ısıl işlemler ve kinematik özellikleri deneyerek rehber yol NiTi eğelerin geliştirilmesine ilgi göstermişlerdir.

ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN OLAN REHBER YOL EĞELERİ

Resiprokal hareketle çalışan Wave One Gold (WOG) rehber yol eğesi (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) üretici tarafından “Gold” olarak adlandırılan termo-mekanik işlem görmüş bir alaşımdan yapılmıştır. İki kesme kenarı, 0,15 mm uç çapı, % 2-6 artan değişken konikliğe sahip, paralel kenar yatay kesitli bir egedir. Üreticiye göre uygulanan özel işlem sayesinde esnekliği artmış ve kırılabilirliği azaltılmıştır (Şekil 3) (31).



Şekil 3: Wave One Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre),
(<https://www.dentsplysirona.com/en-us/shop/waveone-gold-glider-file.html>)

Sürekli rotasyonla çalıştırılan, yakın zamanda piyasaya sürülen VDW ROTATE (RT) (VDW, Münih, Almanya) rehber yol eğesi, 0.15 mm uç çapına ve sabit bir % 4 konikliğe sahip bir rehber yol eğesidir. Bu eğe sistemi gördüğü özel “Blue-Wire” ısıl işlem sayesinde daha düşük kırılma oranına ve daha fazla esnekliğe sahiptir. Çift kanatlı uyarlanmış S-şekilli kesit tasarımı sayesinde kesme etkinliği artırılmış ve vidalama etkisi azaltılmıştır (Şekil 4) (32).



Şekil 4: ROTATE (VDW, Münih, Almanya), (<https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/vdwrotate/>)

Yakın zamanda üretilen ve rotasyonel hareketle çalışan TruNatomy (Dentsply Sirona, Ballaigue, İsviçre) rehber yol eğesi 0.17 mm uç çapına ve %2 konikliğe sahip, paralel kenar yatay kesitli bir egedir (33). Bu eğeler, üretici tarafından bildirilen yeni bir ısıl işlem prosedürü nedeniyle geleneksel ısıl işlem tekniği ile üretilen eğe sistemlerine göre dört kat daha fazla elastikiyete ve yorulma direncine sahiptir (Şekil 5) (34).



Şekil 5: TruNatomy (Dentsply, İsviçre), (<https://www.dentsplysirona.com/en-us/shop/trunatomy-glider.html>)

Rotasyonel hareketle çalışan Scope RS (SC) (ScopeEndo, Yozgat, Türkiye) rehber yol eğesi 0.17mm uç çapına ve %3 konikliğe sahiptir. Dört kesme kenarı ile kesiciliği artmış, uygulanan “Gold” ısıl işlemi ile de kırılma dayanımı ve esnekliği artmıştır (Şekil 6) (35).



Şekil 6: Scope (ScopeEndo, Türkiye), (<https://scopeendo.com.tr/narrow/>)

Şekillendirilmeyen kök kanalları minimal genişliğe ve düzensiz dentin duvarlarına sahiptir. Bu nedenle kanalların bulunması, engellerin aşılması ve rehber yol hazırlığı için seçilen eğeler genellikle ince ve esnektir (36, 37). Bu eğelerin karşılaşılabilecekleri zorluklar (dentin duvarına sıkışma, zipping yapma, kurvatürü dönememe vb.) nedeniyle apikale güvenle ulaşabilmelerini sağlayan mekanik özelliklere sahip olmaları gerekir. Kök kanal tedavisinde kullanılan eğelerin performansını etkileyebilecek mekanik özellikler arasında döngüsel yorulma, burulma, eğilme ve burkulma direnci sayılabilir (38).

Endodontik eğeler kurvatürlü bir kanalda çalıştırıldığında, iki kırık tipinden biri olan “Döngüsel Yorgunluk Kırığı” meydana gelir. Kurvatürlü kanallarda eğimin olduğu yerde eğenin bir tarafında sıkışma bir tarafında gerilme meydana gelir. Bu gerilim/sıkışma döngüleri maksimum eğrilik noktasında eğelerde kırılmalara sebep olur (39). Döngüsel yorulma direnci, bir eğenin belirli bir yükleme koşulu altında kırılma meydana gelene kadar dayanabileceği döngü sayısını içerir (38). NiTi endodontik eğelerin döngüsel yorgunluğundan oluşabilecek kırıkları, eğeler üzerindeki deformasyonlar gözle görülmediğinden ve kalıcı olduğundan dolayı önceden belirlemek oldukça zordur (40).

Bir diğer kırılma çeşidi olan “Burulma Kırılması”, eğenin ucu kanalda hareketsiz hale geldiğinde ve eğenin shaft kısmına, bu eğenin burulma kırılmasına karşı direncini aşacak şekilde bir dönme yükü uygulandığında meydana gelir (38). Kısaca, eğenin uç kısmı kanalda sıkıştığında endodontik motor tarafından shaft kısmı dönmeye devam ettiğinde oluşmaktadır.

Endodontik tedavide kullanılan eğeler için önemli bir özellik de “esneklik”tir. Esneklik, bir endodontik eğenin uzun eksenine dik yönde uygulanan bir kuvvet sonucu elastik eğilmesi olarak tanımlanabilir (41). Eğe, kullanım sırasında eğimi geçecek kadar esnek olmalı ve ardından kanal şeklini iatrojenik olarak değiştirmeden eğimli kanal duvarları boyunca çalışabilmelidir (36, 42).

“Burkulma” bir eğeye eğenin direncini aşan sıkıştırma kuvveti geldiğinde meydana gelen, eğenin ani şekilde bir yana doğru bükülmesi olarak tanımlanır (Şekil 7) (43). Bu durum esneklikten farklıdır, çünkü esneklik eğenin eksenine dik (paralel olmayan) bir yükün uygulanmasıyla ilgilidir (41). Dar kök kanallarının geçişi sırasında eğe kanal duvarları arasında sıkışana kadar apikal olarak yönlendirilir ve ardından hafif apikal basınçla saat kurma veya çeyrek tur çevirme/çekme hareketi uygulanır ve bu hareketlerin tekrarı, eğenin dar kalsifiye kanal içinde ilerlemesini sağlar (42). Yeterli burkulma direncine sahip rehber yol eğeleri, hem kanal ağızlarına hem de kanalın apikal üste birine erişimi kolaylaştırabilmektedir (44).



Şekil 7: Burkulma direnci şematik gösterimi (42).

Rehber yol eğelerinin etkinliği kesit tasarımı, alışım tipi, ısıl işlem, uç geometrisi ve operatör becerisi dahil olmak üzere çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (36). Üretim basamağında farklı özellikler bir araya getirilerek eğelerin şekillendirme performansları arttırılmaya çalışılmaktadır. Yenilikçi NiTi rehber yol eğelerin mekanik davranışını ve bu yeniliklerin ege performansı üzerindeki etkilerini anlamak, klinisyenin ideal klinik sonucu elde etmek için vakaya uygun ege seçimi için gerekli hale gelmiştir (45). Üreticiler farklı tekniklerle, farklı kinematikle çalışan, farklı tasarım ve özellikte eğeler üretmiş olsa da bütün rehber yol eğelerinin kullanım amaçları aynıdır ve çalışma boyuna giden ilk ege oldukları için benzer zorluklarla karşılaşmaktadır. Bu sebeple burulma, eğilme ve burkulma direnci gibi egeenin mekanik performansını etkileyen özellikleri, rehber yol eğelerinin maruz kaldığı stresleri taklit eden standart düzeneklerle (ISO 3630-1, 2019) ölçülüp karşılaştırılabilmektedir. Çalışmamızın amacı, farklı özellik ve kinematikle çalışan rehber yol eğelerinin burulma, eğilme ve burkulma dirençlerinin karşılaştırarak klinisyenlere vakaya göre ege seçimi hakkında bilgi vermektir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda farklı özelliklere sahip rehber yol eğelerinin eğilme ve burkulma direnci testleri ile kırık yüzeylerin SEM ile fraktografik analizi Trakya Üniversitesi Teknoloji Araştırma Geliştirme Merkezi (TÜTAGEM)'nde yapıldı. Burulma direnci testi ise SCOPE Endodontik Sistem Araştırma Merkezi (Yozgat, Türkiye)'nde yapıldı.

Örneklerin Hazırlanması

Bu tez çalışması Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda planlandı. Bu kapsamda farklı özelliklere sahip dört farklı rehber yol eğesi kullanıldı (Tablo 1). Çalışmada kullanılan bütün eğeler stereomikroskop ile $\times 20$ büyütme altında incelendi ve yüzeyinde üretimden kaynaklanabilecek defekt veya düzensizlik olan eğeler çalışmaya dahil edilmedi. Çalışma da dört farklı rehber yol eğesi için üç farklı mekanik test mevcuttu. Örnek literatürler incelenerek yapılan güç analizinde, güç %90, yanılma olasılığı α : 0.05 ve etki büyüklüğü $d=1,249$ olarak alındığında her bir çalışma grubuna 12 örneğin dahil edilmesi planlandı. Her ege sisteminden 36 adet olmak üzere toplam 144 ege üç farklı mekanik teste tabi tutuldu.

Tablo 1: Çalışmamızda kullanılan eğeler ve üretim özellikleri.

WOG	Dentsply, İsviçre	M-Wire + “Gold” ısıl işlem	15/02-06
ROTATE	VDW, Almanya	Blue-Wire	15/04
TruNatomy	Dentsply, İsviçre	Özel Isıl İşlem	17/02
Scope	ScopeEndo, Türkiye	Geleneksel NiTi + “Gold” ısıl işlem	17/03



Şekil 8: WOG Rehber Yol Eğesi.



Şekil 9: ROTATE Rehber Yol Eğesi.



Şekil 10: TruNatomy Rehber Yol Eğesi.



Şekil 11: Scope Rehber Yol Eğesi.

Burulma Direnci Testi

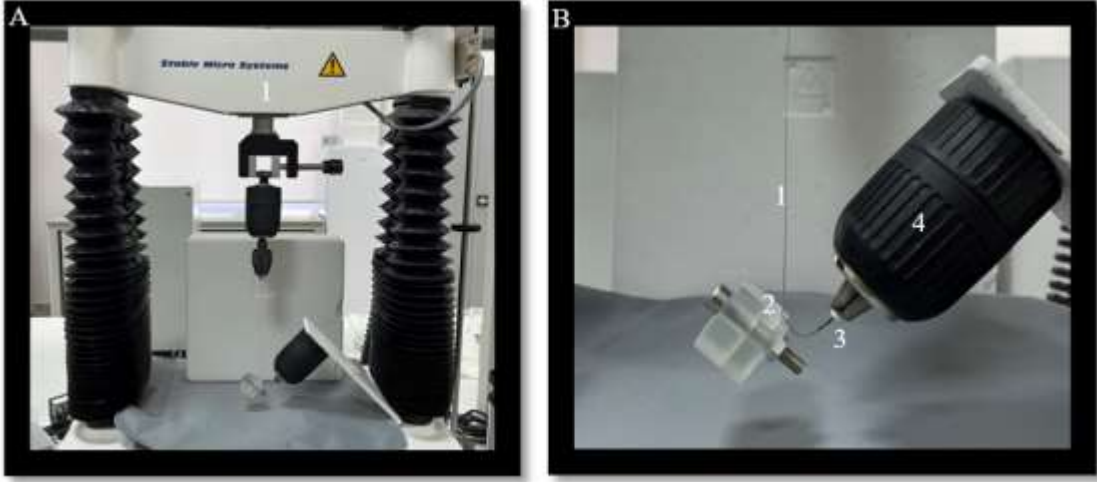
Burulma direnci testi ISO 3630-1 spesifikasyonuna (2019) ve daha önce yayınlanmış çalışmalara göre gerçekleştirildi (17, 46). Testler için bilgisayar ara yüzü torsiyometre cihazı kullanıldı. Eğelerin shaft kısmı torsiyometre cihazına, 3mm'lik uç kısmı bir aparat ile sabitlendi. Test TruNatomy, ROTATE, Scope eğeleri için saat yönünde, WOG için saat yönünün tersine, dakikada 2 devir olacak şekilde gerçekleştirildi. Kırılana kadar maksimum tork (Ncm) ve derece cinsinden açılmal sapma kaydedildi.



Şekil 12: Burulma Direnci Test Cihazı (Scope Endodontic System, Tork Test Cihazı); 1: Tork gösterge ekranı, 2: Eğenin şaft kısmını sabitleme bölgesi 3:Eğenin 3mm'lik uç kısmını sabitleme bölgesi.

Eğilme Direnci Testi

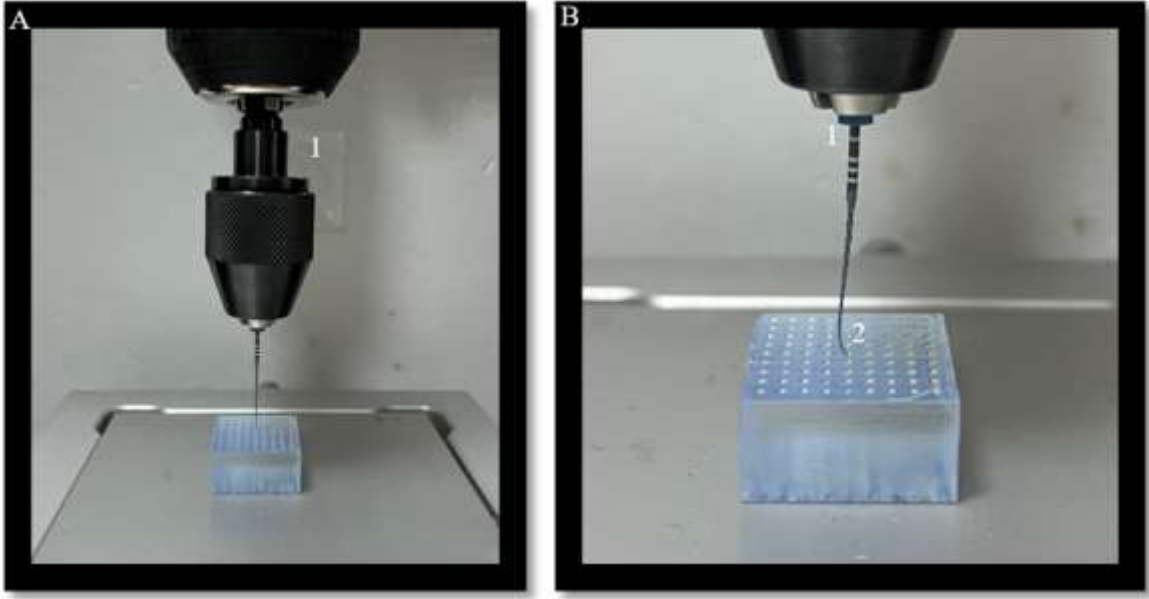
Eğilme direnci testi, ISO 3630-1 (2019) spesifikasyonuna ve daha önce yayınlanmış çalışmalara göre üniversal bir test cihazı kullanılarak gerçekleştirildi (17). Testi standartlara uygun gerçekleştirmek için düzenek kuruldu. Eğelerin 3mm'lik uç kısmı bilgisayar destekli 3 boyutlu katı modelleme ve tasarım yazılımı (SolidWorks, 2020) ile üretilen 3D reçine printerda (Formlabs Form 3 SLA printer, Berlin, Germany) basılan özel bir tutucu yardımıyla sabitlendi ve sabitlendiği noktaya bir tel bağlandı. Eğelerin şaft kısmı ise bir “jakob mandren” kullanılarak 45° lik eğimde sabitlendi. 50 N'luk kuvvet 15mm/dk hızla tel yardımıyla eğenin uç kısmına uygulandı ve 45° elastik yer değişirme (eğenin sabitlenen 3mm'lik uç kısmının şaft kısmı ile aynı düzleme geldiği nokta) elde edilene kadar devam ettirildi, elde edilen değerler “gf” biriminde kaydedildi.



Şekil 13: Eğilme direnci test düzeneği: A1: Tekstür Analiz Cihazı, B1: Çekme kuvvetinin uygulandığı tel, B2: 3mm’lik sabitleme noktası, B3:Eğenin şaft kısmı, B4:Eğenin istenilen açıda durmasını sağlayan “jakob mandren”.

Burkulma Direnci Testi

Bu testte yük, universal test cihazı kullanılarak her bir ege için uzun eksenine paralel olacak şekilde uygulanmıştır. Maksimum burkulma yükü (elastik yanıl deformasyon) daha önce yayınlanmış çalışmalara göre gerçekleştirildi (17, 38, 42). Eğenin şaft kısmı bir mandren yardımıyla test cihazına bağlandı. Eğenin uç kısmı ise 3D reçine printerda (Formlabs Form 3 SLA printer, Berlin, Germany) basılan akrilik bir yüzeyde açılan 0,5 mm derinliğinde ve 1mm çaplı bir oluğa yerleştirildi. 50N’luk kuvvet 1mm/dk hızında uygulandı ve egede 1mm’lik sıkışma meydana geldiğinde kuvvet kaydedildi.



Şekil 14: A1:Eğenin şaft kısmını sabitleyene mandren, B1: Eğenin şaft kısmının sabitlenmesi, B2: Eğe ucunun yerleştirildiği oluk ve meydana gelen lateral deformasyon.

İstatistiksel Analiz

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Eğelere göre normal dağılım eğilme direnci, burkulma direnci, tork ve açı değerlerinin karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD ve Tamhane's T2 testleri ile incelendi. Analiz sonuçları ortalama \pm standart sapma şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,050$ olarak alındı.

BULGULAR

Tablo 2: Eğe gruplarındaki ortalama tork değerleri (Ncm).

	Gruplar	Ort.±s.sapma (Ncm)	Test istatistiği	<i>p</i>
Tork	WOG	0,583 ± 0,094	F=1,432	0,246
	ROTATE	0,525 ± 0,087		
	TruNatomy	0,575 ± 0,075		
	Scope	0,592 ± 0,090		

Eğelere gore burulma kırığı gorlen maksimum tork değerleri (Ncm) değerleri Tablo 2’de gosterilmiştir. WOG eğesinin ortalaması 0,583, ROTATE eğesinin ortalaması 335,0, TruNatomy eğesinin ortalaması 370,0, Scope eğesinin ortalaması 334,2 olarak bulundu. Eğelere arasında tork değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,050$).

Tablo 3:Eğe gruplarındaki ortalama açısal rotasyon değerleri (°).

	Gruplar	Ort.±s.sapma (°)	Test istatistiği	<i>p</i>
Aı	WOG	347,5 ± 29,9 ^{ab}	F=3,702	0,018
	ROTATE	335,0 ± 23,2 ^a		
	TruNatomy	370,0 ± 41,3 ^b		
	Scope	334,2 ± 21,9 ^a		

Eğelere göre açılma rotasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (Tablo 3) ($p < 0,050$). TruNatomy eğesi ortalama en yüksek açılma rotasyon değerine ($370,0 \pm 41,3$) sahip olan eğedir. En düşük ortalama açılma rotasyon değeri Scope ($334,2 \pm 21,9$) ve ROTATE ($335,0 \pm 23,2$) eğelerinde gözlemlendi ve iki eğe grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,050$). WOG eğesinin ortalama açılma rotasyon değeri ($347,5 \pm 29,9$) TruNatomy eğesinden daha düşük, ROTATE ve Scope eğelerinden yüksek çıkmış ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,050$).

Tablo 4: eğelere göre ortalama eğilme direnci değerleri (gf).

	Gruplar	Ort.±s.sapma (gf)	Test istatistiği	p
Eğilme direnci	WOG	$98,7 \pm 4,4^c$	F=805,265	$<0,050$
	ROTATE	$101,0 \pm 4,6^c$		
	TruNatomy	$62,1 \pm 3,6^b$		
	Scope	$263,1 \pm 14,4^a$		

Eğelere göre eğilme direnci ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0,050$). WOG eğesinin ortalaması 98,7, ROTATE eğesinin ortalaması 101,0, TruNatomy eğesinin ortalaması 62,1 ve Scope eğesinin ortalaması 263,1 olarak elde edildi. En yüksek eğilme direnci ortalaması Scope eğesinden elde edilmişken en düşük ortalama değerse TruNatomy eğesinden elde edildi.

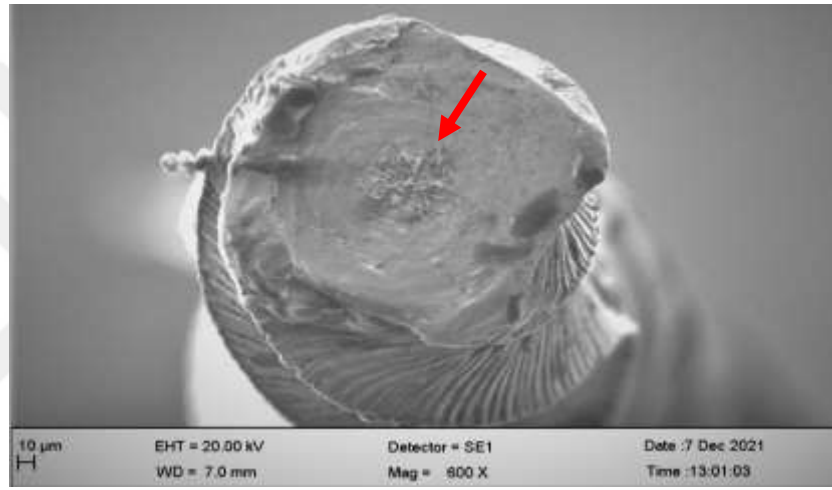
Tablo 5: Eğelere göre ortalama burkulma direnci değerleri (gf).

	Gruplar	Ort.±s.sapma (gf)	Test istatistiği	p
Burkulma direnci	WOG	$33,6 \pm 4,1^a$	F=154,196	$<0,05$
	ROTATE	$79,9 \pm 9,0^b$		
	TruNatomy	$44,7 \pm 7,2^c$		
	Scope	$94,6 \pm 11,6^d$		

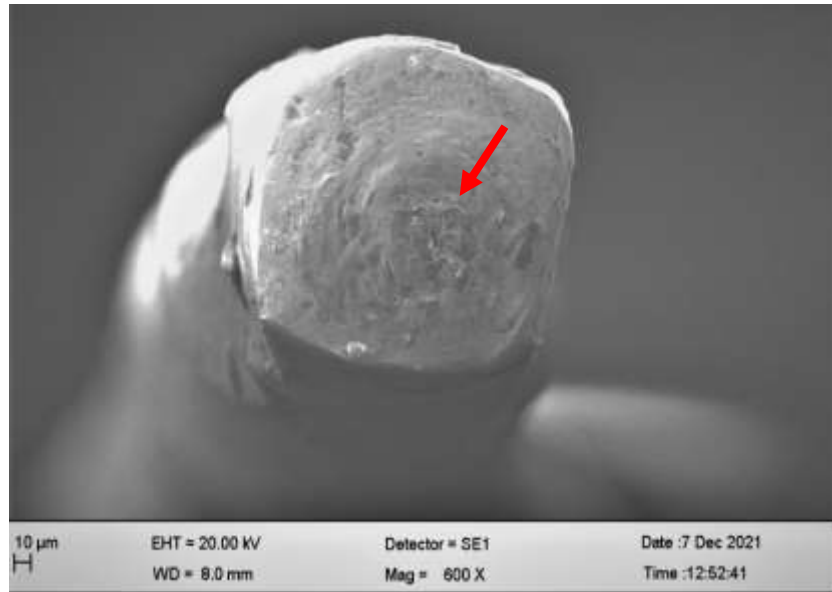
Eğelere göre ortalama burkulma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,050$). WOG eğesinin ortalaması 33,6, ROTATE eğesinin ortalaması 79,9, TruNatomy eğesinin ortalaması 44,7 ve Scope eğesinin ortalaması 94,6 olarak elde edildi. En yüksek burkulma direnci ortalaması Scope eğesinden elde edilirken en düşük ortalama değerse WOG eğesinden elde edildi.

SEM görüntüleri üzerinde yapılan fraktografik analiz sonucunda eğelerin burulma stresi ile kırıldığı tespit edildi. Burulma kırılmalarında, kırılma öncesinde malzemede plastik

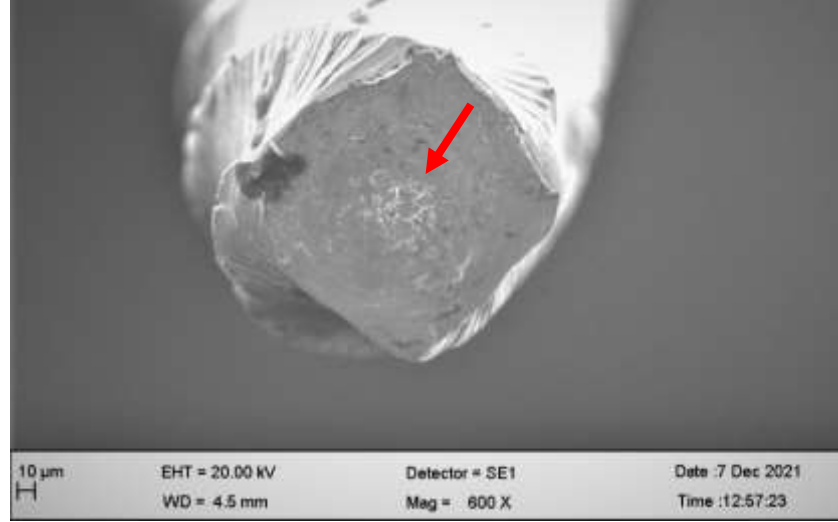
deformasyon meydana gelmelidir. Çünkü burulma kırılmaları NiTi alaşımın plastik deformasyon sonucunda tamponlayamadığı stresler sonucu oluşur. Eğenin ucunun sıkışması ve shaft kısmının dönmeye devam etmesi ile oluşan küçük çatlaklar birleşir ve döngüsel kırıkların aksine yavaş ilerleyerek tüm yüzeye yayılır, bu yayılma sonucunda kırılma yüzeyinde mat ve ortasında lifli bir görüntü oluşur (Her şekilde küçük oklarla gösterildi) (47). Kırık yüzeylerin SEM analizleri değerlendirildiğinde farklı teknik ve tasarım özelliğine sahip eğeler olmasına rağmen rotasyon merkezinde eş zamanlı aşınma izleri ve çukur alanlar olmak üzere benzer kusurlar ortaya çıkarmıştır. Merkezdeki aşınma izleri torsiyonel kırılmanın tipik özellikleri olarak kabul edilmektedir (48).



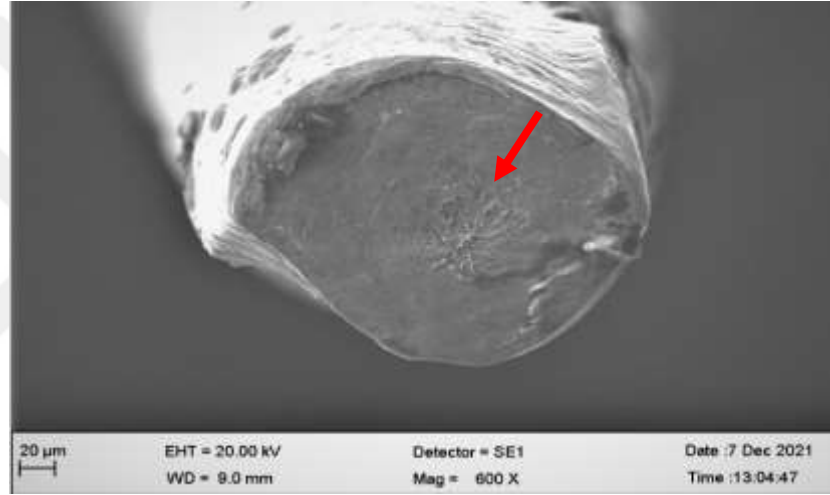
Şekil 15: Burulma kırığı sonrası WOG eğesinin SEM görüntüsü.



Şekil 16: Burulma kırığı sonrası ROTATE eğesinin SEM görüntüsü.



Şekil 17:Burulma kırığı sonrası TruNatomy eģesinin SEM görüntüsü.



Şekil 18:Burulma kırığı sonrası Scope eģesinin SEM görüntüsü.

TARTIŞMA

Dar ve eğimli kanallarda apikale ulaşmak zor ve stresli bir iştir. Bu tür kanallarda apikale ulaşmaya çalışırken tedavi sonucunu olumsuz etkileyen basamak oluşumu, perforasyon ve eğe kırığı gibi komplikasyonlar meydana gelmektedir (17). Bu tür komplikasyonlar tedavinin prognozunu etkilediği için önlenmesi adına paslanmaz çelik eğeler yerini yeni alaşımlar, farklı tasarımlar, farklı üretim şekillerine ve bunların kombine şekilde denendiği yeni üretilere bırakmıştır. Bu denemeler sonucunda NiTi döner eğe sistemleri farklı üstün özellikler kazanmakta ve tedavi sırasında hekime bazı avantajlar sağlamaktadır (45).

Paslanmaz çelik el eğelerine göre NiTi döner eğeler ile daha hızlı ve güvenli preparasyon yapılırken, hekim kaynaklı hatalar daha az ortaya çıkmaktadır (2). NiTi eğelerin klinik endodontik uygulamaya girmesi, kök kanal boşluğunun mekanik olarak hazırlanmasını kolaylaştırmakta (49) ve paslanmaz çelik eğelerle daha çok ortaya çıkan ledge, zip, transportasyon, perforasyon gibi komplikasyonların azalmasını sağlamaktadır (50). NiTi döner eğelerin paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla bir diğer avantajı, eğenin kanalın merkezinde kalarak şekillendirmeyi kanalın orijinal şeklini koruyarak tamamlanmasına yardımcı olmasıdır (14). Ayrıca artan esneklikleri sayesinde daha az apikal transportasyon ve kanalın orijinal kurvatürüne daha uygun bir preparasyon yapılmasını sağlamaktadırlar (4). Bu avantajların yanı sıra en önemli dezavantajları, NiTi eğelerin paslanmaz çelik eğelere göre kanal içinde daha fazla rotasyon hareketi ile şekillendirme yapması ve burulma ve/veya bükülme streslerine daha fazla maruz kalmasıdır (51). Eğeler bu streslere bağlı olarak herhangi gözle görünür bozulma belirtisi göstermeden aniden kırılabilmektedir (5, 7). NiTi eğelerin şekillendirme sırasında kırılması kullanımları sırasında ortaya çıkan en yaygın problem olduğu belirtilmektedir (5, 7).

Kök kanallarında şekillendirmeye bağlı hatalar olmadan güvenli çalışabilmek ve eğe kırığı insidansını azaltmak için alınması gereken bazı önlemler vardır. Bu önlemlerin bir tanesi de NiTi döner eğelerle şekillendirmeden önce rehber yol hazırlanmasıdır (14, 52). Küçük eğe tasarımının doğasında bulunan şekillendirme sırasında maruz kaldığı yüklere minimum direnç, düşük kırılma direnci ve kesme etkinliğindeki değişkenlik sebebiyle dar ve kurvatürlü kanallarda rehber yol hazırlanması ile ilgili komplikasyonlara neden olabilmektedir (36). Rehber yol eğelerinin daha küçük çaplarda ve koniklikte üretilmelerine rağmen mekanik performansı en az şekillendirmede kullanılanlar kadar iyi olmalıdır. Sonuç olarak, dar ve kurvatürlü kök kanallarında rehber yol oluşturmak için kullanılan endodontik eğeler, güvenli apikal ilerlemeye ve ideal şekillendirmeye izin veren mekanik özelliklere sahip olmalıdır (36-38). Rehber yol eğelerinden yüksek esneklik, yüksek burkulma direnci ve burulma testinde yüksek tork ile açısal sapma değerleri beklenmektedir (17).

Eğelerin klinik performanslarını değerlendirmek çok önemlidir. Kök kanal tedavisinde kullanılan eğelerin şekillendirme performansını değiştirebilecek mekanik özellikler arasında döngüsel yorulma, burulma, eğilme ve burkulma yüküne karşı direnç sayılabilir (38). Döngüsel yorgunluk genellikle eğelerin eğimli kanal içinde uzun süreli kullanımı sonucunda meydana gelir. Eğimli kanallarda dönme sırasında eğe, bir tarafında sıkışma bir tarafında gerilmenin neden olduğu farklı streslere maruz kaldığı için deformasyona uğrayarak kırılmaktadır (39). Özellikle çapın ve konikliğin fazla olduğu eğeler dentin duvarlarına daha çok temas ettiği için daha fazla döngüsel yorgunluktan etkilenmektedir (53, 54). Rehber yol eğeleri ise genellikle kanalı mekanik olarak şekillendirmekten ziyade dar ve kalsifiye kanallarda apekse ulaşmayı hedeflediğinden döngüsel yorgunluk streslerine daha az maruz kalmaktadır, bu sebeple döngüsel yorgunluk direnci rehber yol eğeleri için diğer mekanik özelliklere göre daha az öneme sahiptir. Bu nedenle çalışmamızda rehber yol eğelerinin burulma, eğilme ve burkulma dirençleri değerlendirildi.

Rehber yol eğeleri kök kanal tedavisinde kullanılan, çalışma boyuna giden ilk eğeler olduklarından özellikle dar ve kalsifiye kanallarda burulma streslerine oldukça fazla bir şekilde maruz kalırlar. Rehber yol eğelerinin burulma direncini ölçmek ve karşılaştırmak için tüm eğe sistemlerini klinik ortamı eşit şartlarda taklit edecek standart test yöntemleri ile değerlendirmek önemlidir (29). Bu amaçla burulma direnci testi ISO 3630-1 (2019) spesifikasyonuna ve daha önce yayınlanmış çalışmalara göre standart bir test yöntemi kullanılarak gerçekleştirildi (17, 46). Klinikte burulma kırıkları meydana gelse de mekanik testlerle de bu kırıklar oluşturulabilmekte ve bu testlerde maksimum tork ve açısal sapma ölçülebilmektedir. Maksimum tork, kırılmadan önceki maksimum burulma direnci ve açısal sapma ise kırılmadan

önceki uzun eksen boyunca dönme açısı olarak tanımlanmaktadır (37). Çalışmamızda hem maksimum tork hem de maksimum açısal sapma ölçüldü. Deney düzeneğinde eğelerin uçları 3 mm'de sabitlendi ve kırılma meydana gelene kadar rotasyon kuvveti uygulandı. Başka bir çalışmada eğeleri uçları 5 mm'de sabitlemiş ve burulma testi uygulanmıştır (55). Eğelerde metal kütlesi arttıkça burulma direnci artmaktadır, 5 mm'de eğeler kırılmaya daha dirençli oldukları için çalışmada 3 mm tercih edilmiştir (56). WOG eğeleri 170° saat yönü tersine, 50° saat yönünde hareketle çalışmaktadırlar (57). Bu eğeler klinikte saat yönünde ve saat yönünün tersine hareketle üç aşamada 360° dönüşü tamamlar ve bu da maruz kaldıkları burulma stresi miktarını azaltmaktadır(58-60). WOG eğeleri için klinik kullanımın aksine test standardizasyonunu sağlamak ve önceki çalışmalarla karşılaştırılabilir veriler elde etmek için sürekli rotasyon kuvveti uygulanmıştır (48, 61). Eğenin çalışma prensibi dikkate alınarak bu kuvvet spiral olukların yönüne göre saat yönünün tersine doğru uygulandı (58). Bu eğelerin yüksek bir burulma kuvveti altında burulma davranışının değerlendirilmesi klinik kullanımlarından farklıydı ve standart test yönteminde bu eğelere klinik kullanıma göre daha fazla burulma kuvveti uygulanmıştır (29).

Özellikle kurvatürlü kanallarda endodontik tedavide şekillendirme işlemleri sırasında kök kanal anatomisinin orijinal formunu korumak klinisyenler için zorlu bir iştir (62). Bu nedenle kemomekanik hazırlık için ilk adım olarak kabul edilen işlem olan rehber yol hazırlama sırasında meydana gelen şekillendirme ile ilgili hataların ve anatomik sapmaların en aza indirilmesi istenmektedir (63). Çünkü kanal genişletildikçe kurvatür düzelir ve çalışma boyuna giden ilk eğe kanalın en kurvatürlü halinde yol alır. Rehber yol hazırlama prosedürlerini gerçekleştirirken orijinal kurvatürünü korumak ve transportasyonu önlemek için yüksek bir esneklik de gereklidir, bu özellik eğilme direnci testi ile değerlendirilmektedir (19, 64).

Klinisyenin kanal anatomisi ile ilk teması olduğu için kök kanallarının bulunması tedavi için önemli bir adımdır. Kanalların bulunması sonrasında klinisyen kanal sayısını doğrulayabilir, kanalın en apikal kısmına engelsiz erişim sağlayabilir ve anatomik olarak kanalın apikal çapını ölçebilir (65). Dar kök kanallarının genişletilmesi için kullanılan endodontik eğeler, ideal olarak küçük boyutlar sergilemeli ve apikal ilerleme sırasında üzerlerine uygulanan yüklere dayanabilmeleri için burulma ve burkulmaya karşı mekanik dirence sahip olmalıdır (36, 37, 44). Dar ve kurvatürlü kök kanallarının açılması sırasında eğe kanal duvarlarına sıkışana kadar apikal olarak itilir ve ardından hafif apikal basınçla saat kurma veya çeyrek çevirme/çekme hareketi uygulanır (42). Bu hareketlerin tekrarı, eğenin küçük bir kalsifiye kanal içinde ilerlemesini sağlar. (42).

Burkulma, bir eğeye uygulanan apikal sıkıştırma kuvvetinin eğenin direncini aşması durumunda meydana gelen, ani bir yana doğru bükülmesi olarak tanımlanır (19, 29, 66). Burkulma direnci dar ve kalsifiye kanallarda eğenin apikale ulaşmasını sağlayan önemli bir özelliktir (19, 42, 53). Düşük burkulma direncine sahip eğeler (6, 8 ve 10 numaralı paslanmaz çelik K-tipi eğeler vb.) deformasyona karşı hassastır ve kanalda apikale uygulanan kuvvete karşı direnç gösteremedikleri için apikal olarak ilerleyebilme yeteneğinden yoksundur (38). Uygun burkulma direnci hem kanalların bulunmasını kolaylaştırabilmekte hem de dar ve kurvatürlü kanallarda eğenin apikal yönde ilerlemesini kolaylaştırmaktadır (29, 44). Rehber yol eğelerini maruz kaldığı stresler göz önüne alındığında çalışmamızda eğelerin klinik performanslarını karşılaştırmak için burulma, eğilme ve burkulma dirençleri değerlendirmiştir.

Eğilme direnci testi ve burkulma direnci testi, ISO 3630-1 spesifikasyonuna ve daha önce yayınlanmış çalışmalara göre evrensel bir test makinesi kullanılarak gerçekleştirildi (17). Bu çalışmada ki testlerde 50N'luk yük hücresi kullanıldı. Farklı çalışmalarda farklı yük hücreleri kullanılmıştır (20N, 1000N) (17, 64, 67). Yük hücresi ölçülebilecek maksimum kuvveti ölçmektedir. Bu yük hücrelerinin farkı, ölçüm hassasiyetlerinin farklı olmasıdır (68). Farklı yük hücreleri kullanılarak yapılacak ölçümlerde oluşacak farklılıkların göz ardı edilebilecek kadar az sapma göstermesi nedeniyle çalışmalarda farklı yük hücrelerinin kullanıldığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda burulma direnci testinde iki farklı veriye bakıldı. Bunlardan birincisi eğeler kırılana kadar uygulanan maksimum tork miktarı ikincisi ise kırılma meydana gelene kadar ki açısal sapmadır. Burulma direnci testinin ilk sonucu olan maksimum tork miktarında eğeler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.

Önceki çalışmalarda burulma direncini etkileyen faktörler arasında eğe çapı, konikliği, kesit tasarımı ve NiTi alaşımın özelliği sıralanmıştır (19, 29, 37, 42). NiTi alaşımın esnekliğinin arttıkça burulma direncinin azaldığı önceki çalışmalarda bildirilmiştir (69, 70). Başka çalışmalarda eğelere ait kor çapı-uç çapı-koniklik değerleri arttığında burulma direncinin arttığı bildirilmiştir (17, 48, 61). Bu çalışmada kullanılan eğeler farklı özelliklere sahiptir. Bu özelliklerden bazıları burulma direncine karşı avantaj sağlarken bazıları ise dezavantaj sağlar. Burulma direnci testinin sonuçlarına göre eğeler arasında anlamlı bir fark olmaması bu özelliklerin birbirini dengelemesi ile açıklanabilir.

Burulma direnci değerlendirilirken iki parametre ölçülse de performansı değerlendiren en önemli faktör açısal sapmadır (37, 71-73). Açısal sapma, kırık oluşmadan önce en yüksek elastik ve plastik deformasyon anını göstermektedir. Bu görüntü eğeler için "güvenlik faktörü" olarak adlandırılmaktadır (29, 74). Güvenlik faktörü, sürekli uygulanan burulma stresi

sonucunda eğenin yivlerinde açılma ile karakterizedir. Bu deformasyon, uygulanan kuvvetlerin sonucunda eğenin kırılma riskine dair klinisyeni uyarmaktadır (37).

TruNatomy eğesi en yüksek açısal sapma değerine sahipken, en düşük açısal sapma değerı ROTATE ve Scope eğelerinde gözlemlendi. Kırılmaya karşı yüksek açısal sapma gösteren eğenin daha fazla esnekliğe ve deformasyon kapasitesine sahip olduğu bildirilmiştir (75, 76). TruNatomy eğesinin gösterdiği yüksek açısal sapma değerinin bu eğenin esnekliğinden kaynaklandığı dşnlebilir. TruNatomy eğesi istatistiksel olarak WOG eğesinden anlamlı olarak daha yüksek esnekliğe sahipken açısal sapma değerı anlamlı olarak yüksek değildi. WOG ve ROTATE eğeleri benzer esneklik değerlerine sahipken WOG eğesi istatistiksel olarak anlamlı olmasa da ROTATE eğesinden daha yüksek açısal sapma sergiledi. Bir diğer eğemiz olan Scope eğesi WOG-ROTATE eğelerinden daha az esnek olmasına rağmen açısal sapma değerinde bu iki eğeden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. Açısal sapma ve esneklik arasındaki farklılığın eğilme ve burulma direnci testinde eğelere farklı yönlerde kuvvet uygulanması ile eğelerin farklı streslere maruz kalmış olmasına bağlı olduğu dşnlmektedir. Eğelerin gördüğü ısıtılma işlemleri ve sahip oldukları tasarım farklılıklarına bağlı olarak farklı yönlerde uygulanan kuvvetlere farklı direnç değerleri göstermiş olabilir.

Farklı çalışmalarda eğelerin tork değerleri ile açısal rotasyon değerleri arasında ters bir ilişki olduğu ileri srlmştir (37, 77, 78). Ancak bu çalışmada ve başka çalışmalarda maksimum tork değerleri ve açısal rotasyon arasında ters orantı bulunamadı (29, 75). Bu durumun çalışmalarda kullanılan eğelerin birbirinden farklı özelliklere (koniklik, kesit alanı, alaşım tipi, özel ısıtılma işlemleri vb.) sahip olmasından kaynaklandığı dşnlmektedir.

Lopes ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmada c farklı rehber yol eğesinin burulma dirençleri karşılaştırılmıştır (37). Bu alışmada C Pilot (uç çapı 0.10 mm, koniklik %2), konvansiyonel paslanmaz elik eğe (uç çapı 0.10mm, koniklik %2) ve C+ (uç çapı 0.10 mm, konikliği ilk 4 mm'de %4 geri kalan kısmında %2) eğeleri kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan test yöntemi bizim çalışmamızla benzerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre C+ eğesi en yüksek tork değerine sahiptir ve bu sonuç D3 noktasındaki çapının diğer gruplardan yüksek olmasına atfedilmiştir. Ayrıca en düşük açısal sapma değerı de aynı eğede bulunmuştur ve bu sonuç da aynı sebebe atfedilmiştir. Çalışmada D3 apı arttığında açısal rotasyon değerinin düştüğü dşnlmştir. Bizim alışmamızda ki sonuçlar bu çalışmadan farklıdır ve bu farklılığın çalışmamızda kullanılan eğelerin burulma dirençlerinin eğelerin gördüğü özel ısıtılma işlemlerden ve farklı tasarımlardan etkilenmesinden kaynaklandığı dşnlmektedir.

Eğilme direnci testinin sonuçlarına göre en yüksek eğilme direnci SCOPE eğesinde en düşük eğilme direnci ise TruNatomy eğesinde gözlemlendi. WOG ve ROTATE eğeleri arasında

anlamalı bir fark ortaya çıkmadı. Eğilme direnci, eğelerin kesit tasarımı, kor çapı, koniklik ve NiTi alaşımın özelliklerinden etkilenebilir (17, 79, 80). Bu çalışmada kullanılan eğelerin alaşım tipleri Tablo 1’de, kesit tasarımları ve D4, D8 VE D16’da ki çapları Tablo 6’de gösterilmiştir.

Tablo 6. Eğelerin kesit tasarımları ve belirli noktalardaki çapları(mm)

	Kesit tasarımı	D₀	D₁	D₃	D₄	D₈	D₁₆
WOG	Paralelkenar	0.15	0.17	0.22	0.26	0.41	0.85
ROTATE	S şekilli	0.15	0.19	0.27	0.31	0.47	0.79
TruNatomy	Paralelkenar	0.17	0.19	0.23	0.25	0.33	0.49
Scope	Paralelkenar	0.17	0.21	0.26	0.29	0.41	0.65

Scope eğesi en yüksek eğilme direnci ile en az esnek eğedir. Bu sonuç Scope eğesinin geleneksel alaşım özelliğinden kaynaklı olabilir. Scope eğesinde WOG ile benzer şekilde uygulanan altın ısıtılma işleminden kaynaklı bir esneklik beklenebilirdi. WOG’da ki daha fazla olan esnekliğin sebebinin yapısındaki M-Wire alaşımdan kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Önceki çalışmalarda M-Wire alaşımların geleneksel alaşımlardan daha büyük esnekliğe sahip olduğu gösterilmiştir (81, 82). Eğilme direnci testinde kuvvet uygulanırken eğeler daha ince olan uç tarafa yakın kısımlardan eğilmeye başlarlar. WOG eğesi D8 noktasına kadar Scope eğesinden daha düşük çap değerlerine sahiptir ve bu özellik de WOG eğesinde daha fazla esneklik sağlamış olabilir. Eğe uzunluğu boyunca benzer çaplara sahip olmalarına rağmen Scope ve ROTATE eğeleri arasındaki farklılık ROTATE eğesindeki Blue-Wire ısıtılma işleminin ve S şekilli kesit tasarımının sağladığı esneklikten kaynaklı olabilir. Blue-Wire ısıtılma işleminin geleneksel alaşımlara göre daha fazla esneklik sağladığı önceki bir çalışmada bildirilmiştir (76). Önceki çalışmalar kesit tasarımı ne kadar büyük olursa, eğenin esnekliğinin o kadar az olduğunu göstermiştir (80, 82). Scope eğesi paralel kesit tasarımı ile S şekilli ROTATE eğesinden daha büyük kesit tasarımına sahiptir.

Eğilme direnci testinin sonuçlarına göre WOG ve ROTATE eğeleri arasında esneklik açısından anlamlı bir fark bulunamadı. WOG eğesi M-Wire alaşımından üretilmiş, altın ısıtılma işlemi görmüş ve paralel kesit tasarımına sahipken, ROTATE eğesi Blue-Wire alaşımından üretilmiş ve S kesit tasarımına sahiptir. M-Wire ve Blue Wire alaşımlarının burulma dirençlerini karşılaştıran bir çalışma, M-Wire’in Blue Wire’den daha yüksek burulma direncine ve daha düşük esnekliğe sahip olduğunu bulmuştur (69). Başka bir çalışmada M-Wire olan R-pilot rehber yol eğesinin burulma direnci ROTATE rehber yol eğesinin burulma direncinden

daha yüksek bulunmuştur (29). Esnekliğin burulma direncini etkilediği ve daha esnek olan eğelerin burulma direncinin daha düşük olduğu (71, 77) düşünüldüğünde ve her ne kadar bütün parametreler izole edilemese de Blue-Wire alaşımların M-Wire alaşımlardan daha esnek olduğu düşünülebilir. WOG eğesindeki altın ısıtma işlemi ona diğer M-Wire alaşımlara göre daha fazla esneklik sağlar (17). Öte yandan WOG eğesinin paralel kesit tasarımı esnekliğinde bir azalmaya sebep olabilir. Bütün bu parametreler dikkate alındığında esneklik direncine etki eden birçok faktör olmasına rağmen, WOG ve ROTATE eğelerinin sahip olduğu bazı özelliklerin yarattığı avantajlar ve bazı özelliklerin neden olduğu dezavantajlar birbirini dengelediği için benzer esneklik direnci gösterdikleri söylenebilir.

TruNatomy eğesinin üretimi diğer geleneksel döner eğelerin 1,2 mm çapına kıyasla 0,8 mm çapında daha küçük bir ilk tel ile başlamaktadır. Ege üretimindeki frezeleme sonrası termal işlemler, daha fazla esneklik sağlamak için daha da özelleştirilmiştir. Bu esneklik seviyesi, yiv tasarımının doğal esnekliğiyle beraber kanalları daha küçük çaplarda şekillendirmek için tercih edilmiştir. Her ne kadar paralel kesit tasarımı TruNatomy eğesinin esnekliğinde bir azalmaya sebep olsa da, uygulanan özel ısıtma işlemleri ve ege uzunluğu boyunca konikliği en az ege olarak daha düşük çapa sahip olması bu egenin diğerlerine göre daha esnek olmasına neden olmuş olabilir.

Burkulma direnci testinin sonuçlarına göre eğeler burkulma direnci yüksek olandan düşük olana doğru aşağıdaki gibi sıralanmıştır; Scope > ROTATE > TruNatomy > WOG. Elde edilen bu sonuçlar, kullanılan eğelerin farklı boyutları, incelikleri ve üretildikleri NiTi alaşımın mekanik davranışları ile açıklanabilir (42). Daha yüksek eğilme direnci, çap ve konikliğe sahip olan eğelerin daha yüksek burkulma direncine sahip olduğu önceki çalışmalarda belirtilmiştir (38, 42). Burkulma kuvveti eğelerin uzun eksenine uygulandığı için özellikle eğelerin en ince kısmı olan uç taraflarında lateral deformasyon meydana gelir. Bundan dolayı bu ince taraftaki ege çapının burkulma direnci üzerinde etkili olduğu söylenebilir. Önceki çalışmalarda eğelerin ince olan uç taraftaki çapının egenin burkulma direncini etkileyen önemli bir faktör olduğu vurgulanmıştır (17, 42, 71). Çalışmamızda kullanılan eğelerin D1 ve D3 noktalarındaki çapları Tablo 6'da gösterilmiştir. Ege uzunluğunun ilk 3mm'sinde ki ortalama çapı en yüksek olan ege Scope egesi, en düşük olan ege ise WOG egesidir. ROTATE egesinin aynı bölgedeki ortalama çapı TruNatomy egesinden daha büyüktür.

Lopes ve ark. (17) yaptığı çalışmada rijitlik arttıkça burkulma direncinin de artacağı belirtilmiştir. Scope egesinde görülen yüksek burkulma direnci esnekliğinin az olması ile açıklanabilir. WOG ve TruNatomy eğeleri ile karşılaştırıldığında ilk 3mm' de ki çapının bu iki egeden yüksek olması bu sonucu destekler niteliktedir. Ancak ROTATE egesi ile

karşılaştırıldığında bu bölgedeki çapının daha küçük olduğu görülmektedir. Buna rağmen ROTATE eğesinden daha yüksek burkulma direnci sergilemesi ROTATE egesinin esnekliğinin daha yüksek olması ile açıklanabilir.

WOG ve ROTATE eğeleri benzer esneklik değerlerine sahip olmalarına rağmen ROTATE egesinde burkulma direnci istatistiksel olarak daha yüksektir. ROTATE egesindeki daha yüksek burkulma direncinin sebebi bu egenin ilk 3mm'de ki ortalama çapının WOG egesinden daha yüksek olması ile açıklanabilir.

Burkulma direnci testinde dikkat çekici olan sonuç TruNatomy egesinin daha yüksek esnekliğine rağmen burkulma direncinin WOG egesinden yüksek olmasıdır. Bu sonuç TruNatomy egesinin ilk 3mm'de ki çapının yüksek olması ve kendisine uygulanan özel ısıtma işlemi ile açıklanabilir.

Lopes *ve ark.* 2012 yılında yaptıkları bir çalışmada üç farklı rehber yol egesinin burkulma dirençlerini karşılaştırmışlardır (42). Bu çalışmada C+(uç çapı 0.10 mm, konikliği ilk 4 mm'de %4 geri kalan kısmında %2), C-Pilot(uç çapı 0.10mm, konikliği %2), PathFile (PF)(uç çapı 0.13mm, konikliği %2) rehber yol eğeleri kullanılmıştır. C+ ve C-Pilot eğeleri paslanmaz çelik telden, PF NiTi alaşımdan üretilmiştir. Bu çalışmada kullanılan test yöntemi bizim çalışmamızla benzerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek burkulma direnci C+ egesinde en düşük burkulma direnci PF egesinde bulunmuştur. Bu sonucun C+ egesinin ilk 4 mm'de ki yüksek konikliği ve NiTi alaşımdan üretilmiş PF egesinin yüksek esnekliği ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızda ki sonuçlarla benzerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak esnekliği en az olan Scope egesi en yüksek burkulma direncine sahiptir ve benzer esnekliğe sahip olmalarına rağmen ROTATE egesi daha büyük uç çapına sahip olduğu için WOG egesinden daha yüksek burkulma direncine sahiptir. Bizim çalışmamızın bu çalışma ile farklılığı diğerlerinden daha esnek olan TruNatomy egesinin WOG egesinden daha yüksek burkulma direncine sahip olmasıdır ki bu durumun uç çapının WOG egesinden daha yüksek olması ve sahip olduğu özel ısıtma işleminden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Ha *ve ark.* 2019 yılında yaptıkları çalışmada üç farklı rehber yol egesinin burkulma dirençlerini dinamik ve statik modda karşılaştırmışlardır (66). Bu çalışmada M-Wire alaşımdan yapılmış ProGlider(PG), M-Wire alaşımdan yapılmış ve altın ısıtma işlemi görmüş WOG ve geleneksel NiTi alaşımdan üretilmiş PF eğeleri kullanılmıştır. Bu çalışmada bizim yaptığımız çalışmadan farklı olarak testler dinamik modda da yapılmıştır. Test sonuçlarına göre PG ve WOG eğelerinin dinamik modda statik moda göre daha yüksek burkulma direncine sahip olduğu bulunmuştur ve bu sonucun dönme kinetiğinin eğelerin sertliğini arttırmasından

kaynaklandığı ileri sürülmüştür. PF egesinde iki test modu arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. WOG egesi her iki test modunda da en düşük burkulma direncine sahiptir ve bu durum egenin görmüş olduğu altın ısıl işlem sayesinde kazandığı esnekliğe atfedilmiştir. Bu sonuç kısmen bizim çalışmamızla uyumludur. Bizim çalışmamızda altın ısıl işlem görmüş olan WOG egesi en düşük burkulma direncine sahipken, diğer altın ısıl işlem görmüş Scope egesi en yüksek burkulma direncine sahiptir. Bu farklılık Scope egesinin apikal birkaç mm' de ki boyutu ve çapının diğer gruplardan yüksek olması ile açıklanabilir. Apikal çapı ve boyutu yüksek olan eğeler daha büyük burkulma direnci göstermektedirler (38).

Lopes *ve ark.* 2012 yılında yaptığı bir diğer çalışmada üç farklı rehber yol egesinin mekanik özellikleri (döngüsel yorulma, burulma, eğilme, burkulma direnci) karşılaştırılmıştır (38). Bu çalışmada paslanmaz çelik telden üretilen C-Pilot (uç çapı 0.10mm), NiTi alaşımdan üretilen PF (uç çapı 0,13 mm) ve Scout RaCe (uç çapı 0.10 mm) eğeleri kullanılmıştır. Bu üç egenin de konikliği uç kısmından itibaren %2 oranında artmaktadır. Bu çalışmada kullanılan test yöntemi bizim çalışmamızla benzerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre C-Pilot eğeleri diğer iki gruba göre daha yüksek burkulma direnci ve eğilme direncine sahiptir. Bu durumun paslanmaz çelik telden NiTi alaşımından daha yüksek elastikiyet modülüne sahip olmasından kaynaklandığı ileri sürülmüştür. Bu sonuç Lopes'in diğer çalışmasında (42) bahsedildiği gibi küçük farklılıklar da olsa bizim çalışmamızın sonuçlarıyla örtüşmektedir.

Elnaghy *ve ark.* 2014 yılında yaptığı çalışmada iki farklı rehber yol egesinin mekanik özellikleri karşılaştırılmıştır (19). Bu çalışmada M-Wire NiTi alaşımdan üretilmiş PG (uç çapı 0.16mm, konikliği %2-8) ve geleneksel NiTi alaşımdan üretilmiş PF (uç çapı 0.16mm, konikliği %2) eğeleri kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre PG egesi PF egesine göre daha yüksek yorulma direncine, burulma direncine ve esnekliğe sahiptir. Bu sonucun M-Wire alaşımın, geleneksel alaşımlara göre daha üstün esnekliğine ve kırılma dayanımı ile ilgili olduğu düşünülmüştür. M-Wire alaşımlarda gözlemlenen küçük martensit tane boyutunun, özellikle tork direnci ve aşınma direnci gibi mekanik özelliklerine katkıda bulunduğu bildirilmektedir (45, 83). İki ege arasında burkulma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu benzerliğin eğelerin benzer incelikleri ve boyutlarıyla ilgili olduğu düşünülmüştür. Bizim çalışmamızda ikisi de altın ısıl işlem görmesine rağmen M-Wire alaşımdan üretilen WOG egesi, geleneksel alaşımdan üretilen Scope egesinden daha yüksek esneklik değerlerine sahiptir. M-Wire alaşımı daha yüksek burulma direncine sahip olmasına rağmen WOG ve Scope eğelerinin burulma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durumun eğelerin uç çapının ve konikliklerinin farklılığıyla ilişkili olduğu düşünülebilir.

Lopes *ve ark.* 2020 yılında yaptıkları çalışmada üç farklı rehber yol egesinin burulma, eğilme ve burkulma dirençleri karşılaştırılmıştır (17). Bu çalışmada PG(uç çapı 0.16mm, konikliği %2-8), R-Pilot(RP) (uç çapı 0.125mm, konikliği %4) ve WOG(uç çapı 0.15mm, konikliği %2-6) eğeleri kullanılmıştır. Bu üç ege de M-Wire alaşımdan üretilmiştir ve WOG egesine altın ısıtma işlemi uygulanmıştır. Çalışmada kullanılan test yöntemleri bizim çalışmamızla benzerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre WOG egesi daha düşük eğilme direncine sahiptir yani daha esnektir. Eğelerin sahip olduğu eğilme direnci kesit tasarımı, kor çapı, koniklik ve NiTi alaşımın özellikleriyle ilgilidir. Bu çalışmada bizim çalışmamıza benzer olarak eğelerin D4, D8 ve D16 noktalarındaki çapı ölçülmüştür. Çapı daha büyük olan ege daha büyük eğilme direncine sahiptir. Bir diğer özellik olan kesit tasarımı ne kadar büyük olursa egenin sahip olduğu eğilme direnci de o oranda yüksek olur. Paralel kesit tasarımına sahip WOG ve dikdörtgen kesit tasarımına sahip olan PG, S kesit tasarımına sahip RP' ye göre daha büyük kesit tasarımına sahiptir. Çalışmada kullanılan eğeler farklı özelliklere sahip olduğundan ve değişkenler izole edilemediğinden bu sonucu yorumlamak çalışmanın limitasyonu olarak belirtilmiştir. Ancak WOG egesinin esnekliğinin daha fazla olmasının daha çok gördüğü altın ısıtma işleminden kaynaklandığı düşünülmüştür. Bizim çalışmamızda altın ısıtma işlemi görmüş Scope egesi en az esnekliğe sahip olan egedir ve bu görüşün aksine esneklikte ege çapının önemli olduğunu düşündürmektedir. Ayrıca bu çalışma da kesit tasarımı daha büyük olsa bile PG egesinin RP egesine göre ege uzunluğu boyunca daha küçük çapa sahip olduğu için daha esnek olduğu ileri sürülmüştür. Bizim çalışmamızda da benzer olarak TruAnatomy egesinin paralel kesit tasarımına sahip olmasına rağmen daha esnek olması ege uzunluğu boyunca daha küçük çapa sahip olmasına bağlanmıştır. Sonuç olarak benzer sınırlamalardan kaynaklı olarak bizim çalışmamızda da sonuçlar net olarak yorumlanamamıştır.

Bu çalışmanın bir diğer sonucu olarak esnekliği fazla olan WOG egesi daha düşük burkulma direncine sahiptir. Ayrıca RP uç çapı daha küçük olmasına rağmen her mm' de artan konikliği ona daha fazla burkulma direnci sağlamıştır. Bizim çalışmamızda çıkan sonuçlar da eğelerin farklı esnekliklerine ve çaplarına bağlı yorumlanmıştır. Scope egesi ROTATE egesi ile benzer çapa sahip olmasına rağmen esnekliğinin daha az olmasından dolayı daha yüksek burkulma direncine sahiptir.

Çalışmada burulma direnci testinin sonuçlarına göre RP egesi diğer iki gruba göre daha büyük burulma direncine sahiptir. Bu durumun RP egesinin D3 noktasındaki çapının daha yüksek olması ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Ayrıca PG ve WOG eğeleri benzer kesit tasarımına ve çap değerlerine sahip olmalarına rağmen WOG egesinin daha düşük burulma direncine sahip olması gördüğü altın ısıtma işlemi atfedilmiştir. Bizim yaptığımız çalışmada

kullanılan eğelerin burulma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmedi. Bu sonucun çalışmada kullanılan eğelerin burulma direncini etkileyen özelliklerinin birbirini dengelemesiyle ilişkili olduğu düşünölmektedir.

Yılmaz ve ark.'nın 2021 yılında yaptıkları çalışmada dört farklı rehber yol eğesinin burulma direncini ve açısai rotasyonunu karşılaştırılmıştır (29). Bu çalışmada Mtwo(uç çapı 0.10mm, konikliği %4), PG(uç çapı 0.16mm, konikliği %2-8), RP (uç çapı 0.125mm, konikliği %4) ve ROTATE (uç çapı 0.15mm, konikliği %4) eğeleri kullanılmıştır. Mtwo eğesi geleneksel NiTi alaşımdan, PG ve RP eğeleri M-Wire alaşımdan üretilmiştir. ROTATE eğesi ise Blue-Wire alaşımdan üretilmiştir. Çalışmada kullanılan test yöntemi bizim çalışmamızla benzerdir. Çalışmada en yüksek tork değeri RP eğesinde, en düşük tork değeri ROTATE eğesinde bulunmuştur. RP eğesinin yüksek burulma direnci D3 noktasındaki metal kütesinin fazlalığına atfedilmiştir. ROTATE eğesi D3 noktası yüksek olmasına rağmen daha düşük burulma direnci göstermiştir ve bu sonuç Blue-Wire alaşımın yüksek esnekliğine atfedilmiştir. Ayrıca ROTATE eğesi RP eğesi ile benzer D3 çapına sahip olmasına rağmen daha düşük burulma direnci göstermiştir ve bu sonuç M-Wire alaşımın Blue-Wire alaşımdan daha yüksek burulma direncine sahip olmasına bağlanmıştır.

Çalışmanın bir diğer sonucuna göre en yüksek açısai rotasyon değeri ROTATE eğesinde, en düşük açısai rotasyon değeri Mtwo eğsinde bulunmuştur. ROTATE eğesinde ki yüksek açısai rotasyon değerinin eğenin esnekliği ve sünekliliği ile ilgili olduğu düşünölmüştür.

Bizim çalışmamızda M-Wire'dan üretilen WOG eğesi ve Blue-Wire'dan üretilen ROTATE eğesi arasında tork değerleri ve açısai rotasyon değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermedi. Blue-Wire alaşımın yüksek esnekliği ve M-Wire alaşımın yüksek burulma direncine rağmen bu sonucun WOG eğesinin gördüğü altın ısıl işlemden ve eğelerin sahip olduğu farklı çap-koniklik değerlerinden kaynaklandığı düşünölebilir.

Çalışmamızın sonuçlarının klinik durumu net olarak taklit edemediğini belirtmekte fayda vardır. Bu çalışmada standart test yöntemleriyle değerlendirilen mekanik özellikleri klinikte etkileyen başka faktörler de vardır. Öncelikle dikkat edilmesi gereken önemli nokta testlerin klinik kullanımın aksine statik modda yapılmasıdır. Öte yandan kök kanalının koşulları (darlığı, eğimi, kanal içi düzensizlikler vb.), hekim deneyimi, irrigasyon solüsyonu varlığı ve sıcaklığı gibi faktörlerde eğelerin mekanik dayanımını etkileyen faktörlerden sayılabilir. Klinik durumu taklit etmek için bu testlerin kanal içi sıcaklıkta yapılmasını öneren çalışmalar olsa da aşağıdaki nedenlerden dolayı testleri oda sıcaklığında yapmayı tercih ettik.

1. Eĝenin klinik olarak kök kanal duvarlarıyla temas ettiği kısa srenin, değerlendirilen sonuçlara etki edebilecek kristal değişiklikleri indkleyecek bir noktada sıcaklığı yükseltmesi ve stabilize etmesi olası değildir (84).
2. Oda sıcaklığında yaygın olarak kullanılan irrigasyon solüsyonu ve dentinin termal yalıtım etkinliği muhtemelen eĝenin klinik olarak vücut sıcaklığına ulaşmasını engeller (17).
3. ISO 3630-1, bu çalışmada gerçekleştirilen testler sırasında kanal içi sıcaklığın kullanımından bahsetmemektedir.

Çalışmamızın bir diğer limitasyonu çalışmada kullanılan rehber yol eğlerinin farklı tel özelliklerine, uç çapına, konikliğe ve tasarım özelliklerine sahip olmasından dolayı farklı parametreler izole edilemediğinden sonuçları net olarak yorumlamak mümkün olmamıştır.

Gelecek çalışmalarda klinik durumu daha iyi taklit eden test düzeneklerinin kullanılması ve birbirine daha benzer özelliklere sahip rehber yol eğlerinin kullanılması daha doğru sonuçlar elde etmek adına önemlidir.

SONUÇ

Çalışmanın limitasyonları dahilinde;

Eğelerin burulma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır.

Burulma kırığı meydana geldiği anda en yüksek açışal sapma değeri TruNatomy egesinde ortaya çıkmıştır ve bu sonuç WOG egesinden istatistiksel olarak anlamlı değilken, diğer gruplardan anlamlı olarak yüksektir.

Eğilme direnci en yüksek ege Scope egesi iken, en düşük ege TruNatomy egesidir.

Scope egesi en yüksek burkulma direncine sahipken en düşük burkulma direnci WOG egesinde bulunmuştur.

Her egenin özellikleri ayrı ayrı değerlendirildiğinde avantajlar ve dezavantajlar sunmaktadır. Bir egenin kurvatürlü kanalları kanal anatomisini koruyarak şekillendirmesi için esnekliğinin fazla olması gerekirken kalsifiye ve dar kanallarda ilerleyebilmesi için burkulma direncinin yüksek, rijitliğinin fazla olması istenebilmektedir. Klinisyenin çalışmalardan elde edilen sonuçları göz önünde bulundurularak klinik kullanım için vakaya göre uygun rehber yol egesi seçilmesi önerilmektedir.

ÖZET

Çalışmamızın amacı farklı özelliklere sahip NiTi rehber yol eğelerinin burulma, eğilme ve burkulma dirençlerinin standart test yöntemleriyle karşılaştırılmasıdır.

Çalışmada her bir gruptan 12 adet olmak üzere; Wave One Gold(15/02-06), ROTATE(15/04), TruNatomy(15/02) ve Scope(17/03) rehber yol eğeleri kullanıldı. Burulma, eğilme ve burkulma direnci testleri ISO 3630-1 spesifikasyonuna göre standart test yöntemleri kullanılarak gerçekleştirildi. Ayrıca burulma direnci testinde kırılmadan hemen önceki açılma sapma değeri de ölçüldü. Burulma direnci testinde kırılan eğelerin kırık yüzeyleri SEM altında incelendi. Eğelere göre normal dağılan eğilme direnci, burkulma direnci, tork ve açı değerlerinin karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD ve Tamhane's T2 testleri ile incelendi. Önem düzeyi $p < 0,050$ olarak alındı.

Eğelerin burulma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmadı. Burulma kırığı meydana geldiği anda en yüksek açılma sapma değeri TruNatomy eğesinde ortaya çıkmıştır ve bu sonuç WOG eğesinden istatistiksel olarak anlamlı değilken, diğer gruplardan anlamlı olarak yüksektir. Eğilme direnci en yüksek eğe Scope eğesi iken, en düşük eğe TruNatomy eğesidir. Scope eğesi en yüksek burkulma direncine sahipken en düşük burkulma direnci WOG eğesinde bulundu.

Rehber yol eğelerinin mekanik özellikleri, üretim şekilleri ve tasarım özelliklerinden etkilenmektedir. Klinik kullanım için vakaya göre uygun rehber yol eğesi seçilmesi gerekmektedir.

Anahtar kelimeler: Rehber yol, burulma, eğilme, burkulma.

COMPARISON OF TORSIONAL, BENDING AND BUCKLING RESISTANCE OF NICKEL-TITANIUM GLIDE PATH WITH DIFFERENT PROPERTIES

SUMMARY

The aim of our study is to compare the torsional, bending and buckling strengths of NiTi glide path files with different properties with standard test methods.

In the study, 12 from each group; Wave One Gold(15/02-06), ROTATE(15/04), TruNatomy(15/02) and Scope(17/03) glide path were used. Torsional, bending and buckling strength tests were performed using standard test methods according to the ISO 3630-1 specification. In addition, the angular deflection value just before the break in the torsional strength test was also checked. The fracture surfaces of the files that were broken in the torsional strength test were examined under SEM. One-way Analysis of Variance was used to compare normally distributed bending strength, buckling strength, torque and angle values according to the files, and multiple comparisons were examined with Tukey HSD and Tamhane's T2 tests. Significance level was taken as $p < 0.050$.

There was no statistically significant difference between the torsional strength of the files. The highest angular deviation value at the time of the torsional fracture occurred in the TruNatomy file, and this result was not statistically significant from the WOG file, but was significantly higher than the other groups. The file with the highest bending strength is the

Scope file, while the TruAnatomy file is the lowest. The Scope file had the highest buckling strength, while the lowest buckling strength was found in the WOG file.

Mechanical properties of glide path files are affected by production methods and design features. For clinical use, the appropriate guide file should be selected according to the case.

Key words: Glide path, torsional, bending, buckling.



KAYNAKÇA

1. Siqueira Jr JF. Aetiology of root canal treatment failure: why well- treated teeth can fail. *International Endodontic Journal*. 2001;34(1):1-10.
2. Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *Journal of Endodontics*. 2009;35(7):938-43.
3. Serene T, Adams J, Saxena A. *Nickel-Titanium Instruments: Applications in endodontics*. St. Louis Missouri, USA: Ishiyaku Euroamerica. Inc, 112p. 1995.
4. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Carlos E. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1995;21(3):146-51.
5. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1997;23(2):77-85.
6. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2005;31(2):114-6.
7. Spanaki- Voreadi A, Kerezoudis N, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni–Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *International Endodontic Journal*. 2006;39(3):171-8.

8. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2004;30(4):228-30.
9. 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. *Journal of Endodontics*. 2009;35(3):408-12.
10. D'Amario M, Baldi M, Petricca R, De Angelis F, El Abed R, D'Arcangelo C. Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. *Journal of Endodontics*. 2013;39(12):1581-4.
11. West JD. The endodontic Glidepath: "Secret to rotary safety". *Dentistry Today*. 2010;29(9):86, 8, 90-3.
12. West J. Manual versus mechanical endodontic glidepath. *Dentistry Today*. 2011;30(1):136, 8, 40 passim-, 8, 40 passim.
13. Ha J-H, Park S-S. Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restorative Dentistry&Endodontics*. 2012;37(4):215-9.
14. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent*. 2001;14(5):324-33.
15. Yared G. Canal preparation using only one Ni- Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*. 2008;41(4):339-44.
16. Plotino G, Nagendrababu V, Bukiet F, Grande NM, Veettil SK, De-Deus G, et al. Influence of negotiation, glide path, and preflaring procedures on root canal shaping—terminology, basic concepts, and a systematic review. *Journal of Endodontics*. 2020;46(6):707-29.
17. Lopes W, Vieira V, Silva EL, Silva MD, Alves F, Lopes H, et al. Bending, buckling and torsional resistance of rotary and reciprocating glide path instruments. *International Endodontic Journal*. 2020;53(12):1689-95.
18. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. Endodontic canal preparation: new innovations in glide path management and shaping canals. *Dentistry Today*. 2014;33(7):118-23.
19. Elnaghy A, Elsaka S. Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel–titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2015;48(9):894-901.

20. Gunes B, Yeter KY. Effects of different glide path files on apical debris extrusion in curved root canals. *Journal of Endodontics*. 2018;44(7):1191-4.
21. Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, Alovise M, Cantatore G, Castellucci A, et al. Root canal anatomy preservation of Wave One reciprocating files with or without glide path. *Journal of Endodontics*. 2012;38(1):101-4.
22. Keskin C, Sarıyılmaz E, Demiral M. Shaping ability of Reciproc Blue reciprocating instruments with or without glide path in simulated S-shaped root canals. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2018;12(1):63.
23. Vorster M, van der Vyver PJ, Paleker F. Canal transportation and centering ability of Wave One Gold in combination with and without different glide path techniques. *Journal of Endodontics*. 2018;44(9):1430-5.
24. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *Journal of Endodontics*. 2014;40(12):2053-6.
25. Vorster M, van der Vyver PJ, Paleker F. Influence of glide path preparation on the canal shaping times of Wave One Gold in curved mandibular molar canals. *Journal of Endodontics*. 2018;44(5):853-5.
26. Pasqualini D, Mollo L, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Migliaretti G, et al. Postoperative pain after manual and mechanical glide path: a randomized clinical trial. *Journal of Endodontics*. 2012;38(1):32-6.
27. Topçuoğlu H, Düzgün S, Akpek F, Topçuoğlu G, Aktı A. Influence of a glide path on apical extrusion of debris during canal preparation using single- file systems in curved canals. *International Endodontic Journal*. 2016;49(6):599-603.
28. Abu-Tahun IH, Kwak SW, Ha J-H, Sigurdsson A, Kayahan MB, Kim H-C. Effective establishment of glide-path to reduce torsional stress during nickel-titanium rotary instrumentation. *Materials*. 2019;12(3):493.
29. Yılmaz ÖS, Keskin C, Aydemir H. Comparison of the Torsional Resistance of 4 Different Glide Path Instruments. *Journal of Endodontics*. 2021;47(6):970-5.
30. Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, Mancini L, Cemenasco A, Cantatore G, et al. Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. *Journal of Endodontics*. 2012;38(3):389-93.

31. https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/en_GB/Endodontics/Obturation/Paper_Points/WaveOne_Gold_Absorbent_Points/WaveOne%20GOLD%20Brochure%202015.pdf.
32. <https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Aufbereitung/Rotierende-Aufbereitung/ROTATE/VDW-Dental-ROTATE-Step-by-Step-Card-EN.pdf>.
33. <https://assets.dentsplysirona.com/flagship/en/explore/endodontics/brochure/trunatomy/END-TruAnatomy-Brochure.pdf>.
34. Uslu G, Gundogar M, Özyurek T, Plotino G. Cyclic fatigue resistance of reduced-taper nickel-titanium (NiTi) instruments in doubled-curved (S-shaped) canals at body temperature. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2020;14(2):111.
35. https://scopeendo.com.tr/wp-content/uploads/2021/03/RS_katalog.pdf.
36. Allen MJ, Glickman GN, Griggs JA. Comparative analysis of endodontic pathfinders. *Journal of Endodontics*. 2007;33(6):723-6.
37. Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, Moreira EJ, Mangelli M, et al. Torsional properties of pathfinding instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2011;112(5):667-70.
38. Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF, Soares RG, Souza LC, Oliveira JC, et al. Mechanical behavior of pathfinding endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2012;38(10):1417-21.
39. Cheung GS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2007;16(1):1-26.
40. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2000;26(3):161-5.
41. Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nikel-Titanium Instruments Applications in Endodontics: Ishiyaku EuroAmerica*; 1995.
42. Lopes HP, Elias CN, Mangelli M, Lopes WS, Amaral G, Souza LC, et al. Buckling resistance of pathfinding endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2012;38(3):402-4.
43. Beer FP, Johnston E, DeWolf J, Mazurek D. *Mechanics of Materials*. New York. 1992.

44. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *Journal of Endodontics*. 2007;33(10):1155-62.
45. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2012;38(3):398-401.
46. Orhan E, Ertuğrul İF, Tosun S. Monotonic torsional resistance and fatigue resistance of novel SCOPE. 2021.
47. González-Velázquez JL. *Fractography and failure analysis*: Springer; 2018.
48. 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. *Journal of Endodontics*. 2012;38(4):541-4.
49. de Melo Ribeiro MV, Silva-Sousa YT, Versiani MA, Lamira A, Steier L, Pécora JD, et al. Comparison of the cleaning efficacy of self-adjusting file and rotary systems in the apical third of oval-shaped canals. *Journal of Endodontics*. 2013;39(3):398-401.
50. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*. 2004;30(8):559-67.
51. Pasqualini D, Scotti N, Tamagnone L, Ellena F, Berutti E. Hand-operated and rotary ProTaper instruments: a comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. *Journal of Endodontics*. 2008;34(3):314-7.
52. 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: The Journal of Scanning Microscopies*. 2014;36(5):500-6.
53. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*. 2001;34(5):386-9.
54. Fife D, Gambarini G, Britto L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;97(2):251-6.
55. Elnaghy A, Elsaka S. Torsional resistance of XP- endo Shaper at body temperature compared with several nickel- titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2018;51(5):572-6.

56. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *Journal of Endodontics*. 2015;41(4):535-8.
57. Fidler A. Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. *Journal of Endodontics*. 2014;40(7):990-4.
58. Santos C, Simões- Carvalho M, Perez R, Vieira V, Antunes H, Cavalcante D, et al. Torsional fatigue resistance of R- Pilot and Wave One Gold Glider NiTi glide path reciprocating systems. *International Endodontic Journal*. 2019;52(6):874-9.
59. Plotino G, Ahmed HMA, Grande NM, Cohen S, Bukiet F, Joe J. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part II: properties and effectiveness. 2015;41(12):1939-50.
60. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G, Joe J. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part I: historic perspectives and current applications. 2015;41(11):1778-83.
61. Pedullà E, Savio FL, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of Endodontics*. 2016;42(1):156-9.
62. You S-Y, Kim H-C, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Lee W. Shaping ability of reciprocating motion in curved root canals: a comparative study with micro-computed tomography. *Journal of Endodontics*. 2011;37(9):1296-300.
63. Alovise 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. *International Endodontic Journal*. 2017;50(4):387-97.
64. Martins JN, Silva EJNL, Marques D, Pereira MR, Arantes-Oliveira S, Martins RF, et al. Evaluation of Design, Metallurgy, Microhardness, and Mechanical Properties of Glide Path Instruments: A Multimethod Approach. *Journal of Endodontics*. 2021.
65. Cohen S. Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp*. 1998.
66. Ha J-H, Kwak SW, Versluis A, Kim H-C. Buckling Resistance of Various Nickel-Titanium Glide Path Preparation Instruments in Dynamic or Static Mode. *Journal of Endodontics*. 2020;46(8):1125-9.
67. Scelza P, Harry D, SILVA LEd, Barbosa IB, Scelza MZ. A comparison of two reciprocating instruments using bending stress and cyclic fatigue tests. *Brazilian Oral Research*. 2015;29:1-7.

68. Mitchell RAJEM. Misalignment sensitivity test for load cells. 1991;31(2):140-3.
69. Silva EJNL, Hecksher F, dos Santos Antunes H, De-Deus G, Elias CN, Vieira VTL. Torsional fatigue resistance of blue-treated reciprocating instruments. *Journal of Endodontics*. 2018;44(6):1038-41.
70. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, de Siqueira Zuolo A, dos Santos Antunes H, Cavalcante DM, et al. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *Journal of Endodontics*. 2018;44(1):168-72.
71. Kwak S-W, Ha J-H, Lee W, Kim S-K, Kim H-C. Buckling resistance, bending stiffness, and torsional resistance of various instruments for canal exploration and glide path preparation. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2014;39(4):270-5.
72. Kell TM. Torsional Profiles of New and Used 20/. 06 GT Series X and GT Rotary Endodontic Instruments with a Quantitative Analysis of Both Alloys: University of Toronto; 2009.
73. Elias C, Lopes H. *Materiais dentários: ensaios mecânicos*. São Paulo: Santos. 2007:266.
74. Choi J, Oh S, Kim Y-C, Jee K-K, Kum K, Chang S. Fracture resistance of K3 nickel-titanium files made from different thermal treatments. *Bioinorganic Chemistry and Applications*. 2016;2016.
75. Alcalde M, Duarte MAH, Bramante CM, Tanomaru- Filho M, Vasconcelos B, Só M, et al. Torsional fatigue resistance of pathfinding instruments manufactured from several nickel- titanium alloys. *International Endodontic Journal*. 2018;51(6):697-704.
76. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of Endodontics*. 2017;43(3):462-6.
77. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira Jr JF, Inojosa IF, Lopes WS, et al. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *Journal of Endodontics*. 2013;39(4):516-20.
78. Silva E, Giraldes J, de Lima C, Vieira V, Elias C, Antunes H. Influence of heat treatment on torsional resistance and surface roughness of nickel- titanium instruments. *International Endodontic Journal*. 2019;52(11):1645-51.

79. Zhang E-W, Cheung GS, Zheng Y-F. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *Journal of Endodontics*. 2010;36(8):1394-8.
80. Fukumori Y, Nishijyo M, Tokita D, Miyara K, Ebihara A, Okiji T. Comparative analysis of mechanical properties of differently tapered nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Dental Materials Journal*. 2018;37(4):667-74.
81. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010;36(7):1205-9.
82. Pereira E, Peixoto I, Viana A, Oliveira I, Gonzalez B, Buono V, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2012;45(5):469-74.
83. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*. 2012;38(1):105-7.
84. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*. 2000;33(4):297-310.
85. c *Journal*. 2000;33(4):297-310.

Ek 1

FARKLI ÖZELLİKLERE SAHİP NİKEL-TİTANYUM REHBER YOL EĞELERİNİN BURULMA, EĞİLME VE BURKULMA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI.docx

ORIGINALITY REPORT

5%

SIMILARITY INDEX

PRIMARY SOURCES

1	acikbilim.yok.gov.tr Internet	148 words — 2%
2	cocukergen2020.com Internet	25 words — < 1%
3	dergipark.org.tr Internet	23 words — < 1%
4	www.gecekitapligi.com Internet	19 words — < 1%