



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ DÖNER SİSTEM
NİTİ EĞELERİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞA BAĞLI
KIRILMA DİRENÇLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Neslihan Büşra KESKİN

**Samsun
Şubat 2015**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ DÖNER SİSTEM
NİTİ EĞELERİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞA BAĞLI
KIRILMA DİRENÇLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt.Neslihan Büşra KESKİN

Danışman

Doç.Dr.Uğur İNAN

Samsun

Şubat 2015

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Neslihan Büşra KESKİN tarafından Doç Dr Uğur İNAN danışmanlığında hazırlanan "**Farklı Yöntemlerle Üretilmiş Döner Sistem NiTi Eğelerin Döngüsel Yorgunluğa Bağlı Kırılma Dirençlerinin İncelenmesi**" başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 26 /02 /2015 tarihinde yapılan sınav ile Endodonti Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : ProfDr Ahmet SERPER , Hacettepe Üniversitesi

Üye : Doç Dr Uğur İNAN (Danışman), Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç Dr Umut TUNGA, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Yrd Doç Dr Nihan GÖNÜLOL, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Yrd Doç Dr Hakan GÖKTÜRK , Gaziosmanpaşa Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

26/02/2015

Doç Dr Aydın HİM
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübesiyle bana her zaman yol gösterip destekleyen, en zor günlerimde bana sahip çıkan, tezimin isminden başlayarak her aşamasında büyük özveri ile emeğini ve yardımını esirgemeyen, 4 yıllık asistanlık hayatım boyunca ve bundan sonraki mesleki hayatımda öğrencisi olmaktan daima gurur duyacağım, danışman hocam Sayın Doç.Dr. Uğur İNAN'a,

Çalışmamızın gerçekleşmesinde, PYO.DIS.1904.14.003 proje numarası ile destek sağlayan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Destek Komisyonuna

Tezimin düzenek kısmının yapım aşamasında büyük katkısı bulunan ve bana her konuda büyük yardımı dokunan asistan arkadaşım Araştırma Görevlisi Özgür KESKİN'e

Tezimin istatistiksel verilerinin hesaplanmasında katkısı bulunan Ondokuz Mayıs Üniversitesi öğretim üyesi Yrd.Doç.Naci MURAT'a ve tezimin SEM görüntülerinin alınmasında yardımcı olan Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi öğretim üyesi Yrd.Doç.Ersan ÇİÇEK'e

Tezimin düzenleme aşamasında büyük katkısı bulunan ve bana her konuda büyük yardımları dokunan asistan arkadaşlarım Araştırma Görevlisi Esra DEMİR'e, Fatma FURUNCUOĞLU'na, Halit FURUNCUOĞLU'na

Doktora eğitimime başladığım andan itibaren, bana her türlü konuda destek olan ve üzerimde emeği geçen saygıdeğer Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Görevlilerine ayrıca, destekleri ve dostlukları ile doktora eğitimim süresince her an birlikte olduğum Anabilim Dalımızdaki çalışma arkadaşlarıma,

Üniversite ve doktora hayatım süresince desteklerini her zaman arkamda hissettiğim, karşılıksız sevgi ve fedakârlıklar ile beni bugünlere getiren, dualarını hiçbir zaman eksik etmeyen aileme,

Her zaman desteğiyle yanımda olan, bana sonsuz sabır ve anlayış gösteren, sevgili eşim, Etkin KESKİN'e

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMLE...

ÖZET

FARKLI YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ DÖNER SİSTEM NİTi EĞELERİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞA BAĞLI KIRILMA DİRENÇLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Çalışmamızda, klinik koşulları taklit edecek nitelikte ve özel olarak tasarlanmış dinamik bir model üzerinde 5 farklı üretim şekline sahip döner NiTi eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarının karşılaştırılması amaçlandı.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada, her bir döner sistem NiTi eğeden 30 adet olmak üzere toplam 150 adet ege kullanıldı. Bu 30 adet ege ise, kanal kurvatür açısı 60^0 ve yarıçapı 2 mm, 5 mm ve 8 mm olan üç ayrı yapay kanalda kullanılmak üzere 3 alt gruba ayrıldı (n=10). Döngüsel yorgunluk deney düzeneğine sabitlenen aletlere, klinik kullanımı taklit etmek amacıyla 3 mm/sn hızla ileri-geri hareketler yaptırıldı. Tüm eğeler, yapay kanallarda kırılıncaya kadar devamlı rotasyon hareketi ile döndürüldü. Her bir ege için kırılıncaya kadarki tur sayısı egenin dönme hızı ve kırıldığındaki süre ile çarpılarak hesaplandı. Elde edilen verilere Kolmogorov-Smirnov testi uygulandı ve verilerin normal dağılım gösterdiği gözlemlendi. Daha sonra verilere tek ve çift yönlü varyans analizi ve Tamhane çoklu karşılaştırma testleri uygulandı.

Bulgular: Bu çalışmanın sonucuna göre CM üretimli Typhoon ege sistemi, her üç kanalda da diğer ege sistemlerine göre anlamlı derecede daha dayanıklı bulunmuştur. RaCe ege grubu zor ($r=2$ mm) kanalda döngüsel yorgunluğa karşı en az dayanıklı ege grubu olarak bulunmuştur. Kırık yüzeyler tarama elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiş ve kırılmanın döngüsel yorgunluğa bağlı olduğu teyit edilmiştir.

Sonuç: Üretim şekilleri, NiTi eğelerinin döngüsel yorgunluklara karşı dayanıklılıklarını etkileyen önemli faktörlerden biri olarak gözlenmiştir. Ayrıca, yapay kanalların yarıçapının da kırılma direnci üzerine etkili olduğu bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Döngüsel yorgunluk, Dinamik test modeli, Kurvatür yarıçapı, NiTi eğeler.

Neslihan Büşra KESKİN, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Şubat -2014

ABSTRACT

EVALUATION OF CYLIC FATIGUE RESISTANCE OF DIFFERENT ROTARY NITI FILES PRODUCED BY DIFFERENT MANUFACTURED METHODS

Aim: The aim of this study was to compare the cyclic fatigue resistance of rotary NiTi files, produced with 5 different manufacturing methods on specially designed dynamic model which simulated clinical conditions.

Material and Method: In this study, total of 150 files, consisting of 30 files for each rotary NiTi file system were used. The 30 files of each group were divided into 3 subgroups to be used in artificial canals with an angle of curvature 60° and radii of curvature of 2 mm, 5 mm, 8 mm (n:10). The files are fixed on a cyclic fatigue testing device and moved back and forth with a speed of 3 mm/sec to simulate the clinical conditions. All files were rotated in the artificial canals until fracture occurred. The number of cycles to fracture was calculated by multiplying time to fracture and rotational speed. Kolmogorov-Smirnov test showed that the data were normally distributed and then one and two way analysis of variance and Tamhane multiple comparison tests applied.

Results: According to the results of this study, CM wire Typhoon system was significantly more resistant to cyclic fatigue compared to the other file systems. In all three artificial canals, RaCe group was the least resistant file system to cyclic fatigue in difficult (r=2 mm) canal. The fracture surfaces were analyzed with scanning electron microscope SEM and confirmed that the cause of fracture was flexural fatigue.

Conclusions: Manufacturing method is the one of the most important factor over/on cyclic fatigue resistance, also the radius of curvature effects the cyclic fatigue subsequently.

Keywords: Cyclic Fatigue, Dynamic test model, Radius of curvature, NiTi Files.

Neslihan Büşra KESKİN, PhD Thesis

Ondokuz Mayıs University- Samsun, February-2014

SİMGELER VE KISALTMALAR

ANSI: American National Standards Institute

ADA: Amerikan Dişhekimleri Birliği

CM: Controlled Memory

H-Tipi: Hedström

MR: Martensitic reorientation

NOL: Naval Ordnance Laboratory

NiTi: Nikel titanyum

PV: ProFile Vortex

PTN: ProTaper Next

RaCe: Reamer with Alternating Cutting Edge

SEM: Scanning Electron Microscope

SAF: Self-adjusting File

SIM: Stress-induced martensitic

SE-wire: Superelastic wire

TF: Twisted Files

WO: WaveOne

Wt: Weight

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
İNGİLİZCE ÖZET	v
SİMGE VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Kanallarının Preparasyonu	3
2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler	3
2.2.1. Paslanmaz Çelik El Eğeleri	3
2.2.2. NiTi Eğeler	6
2.2.3 NiTi Döner Ege Sistemleri	9
2.2.4 Çalışmamızda Kullanılacak NiTi Döner Ege Sistemleri	12
2.3. NiTi Aletlerde Oluşan Kırılmalar	18
2.3.1. Kırılmaya neden olan faktörler	21
2.3.2. Kırılma Çeşitlerine Göre Test Düzenekleri	27
3. MATERYAL VE METOT	34
3.1. Örneklerin Hazırlanması	34
3.2. Döngüsel Yorgunluk Test Cihazı	35
3.3. Yapay Kanalların Hazırlanması	38
3.4. Döngüsel Yorgunluk Testleri	41
3.5. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	41
3.6. İstatistiksel Analiz	42

4. BULGULAR	43
4.1. Kurvatür Yarıçapına Göre NiTi Eğelerin Karşılaştırılması	43
4.2. Döner NiTi Eğelerin Farklı Kurvatür Yarıçaplarında Karşılaştırılması	45
5. TARTIŞMA	49
5.1. Döngüsel Yorgunluk Test Sisteminin Seçimi	49
5.2. Yapay Kanalların Seçimi	51
5.3. NiTi Eğelerin Döngüsel Yorgunluğa Karşı Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	63
KAYNAKLAR	64
ÖZGEÇMİŞ	74

1.GİRİŞ

Endodontide başarı, kök kanal sisteminin temizlenip şekillendirilmesinin ne kadar iyi yapıldığına bağlıdır (Carrotte, 2004a). Kakehashi ve ark. (1965) pulpal ve endodontik problemlerin kök kanal sisteminin mikrobiyal kontaminasyonu ile ilişkili olduğu sonucuna varmışlar ve o zamandan günümüze endodontide, mikroorganizmaların kök kanal sisteminden eliminasyonuna odaklanılmıştır (Carrotte, 2004b).

Genel olarak kök kanal tedavisi hastalıklı veya enfekte pulpa dokusunun uzaklaştırılmasını, kök kanal sisteminin enstrümantasyonunu, ve medikasyonunu ve kök kanalının doldurulması işlemlerini kapsamaktadır (Bergenholtz ve ark., 2009). El ve döner aletlerle preparasyonun ve irrigasyonun amacı; nekrotik ve vital dokuları, kök kanal sisteminde oluşan dentin talaşlarını kaldırmak, preparasyon ve optimal irrigasyon ile ideal bir şekillendirme ve uyumlu bir kanal dolgusunun yapılmasını sağlamaktır (Svec, 2008).

Nikel titanyum (NiTi) eğelerin endodontide kullanımı ile kök kanal preparasyonunda önemli değişiklikler olmuştur (Peters ve Paque, 2010). NiTi eğeler, paslanmaz çelik eğelere göre daha esnek (Walia ve ark., 1988), dentini kaldırmada daha etkili ve kanal orijinal formunu korumada daha üstündür (Hülsmann ve ark., 2005). Ayrıca, hekim açısından çalışma zamanını azaltmaktadır (Hülsmann ve ark., 2001).

NiTi eğelerin paslanmaz çelik eğelerden daha dayanıklı olduğu bildirilmesine rağmen, tedavi sırasında karşılaştıkları baskı ve gerilmelerin döngüsel yorgunluğa yol açarak aletlerde ani kırılma veya distorsiyonlar meydana getirdiği bildirilmiştir (Haikel ve ark., 1999; Thompson, 2000). Kök kanal eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri: Alet boyutu, kanal kurvatür açısı, kanal kurvatür çapı, eğenin şekli ve boyutu, genişletme tekniği ve kök kanalının anatomisi, aletin dönme hızı ve torku, kullanıcının deneyimi ve kullanım sayısı gibi birçok faktöre bağlıdır (Pruett ve ark., 1997). Kök kanal tedavilerinde, kanal boşluğunun biyomekanik preparasyon işlemi için uygulanan şekillendirme yöntemleri ve bu yöntemlerle uyumlu kanal eğelerini geliştirme çabaları günümüzde de devam etmektedir. Bu amaçla eğelerin tasarım şekillerindeki değişikliklerin yanı sıra üretim şekilleri ve NiTi alaşımın geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar da yapılmaktadır.

Çalışmamızın amacı, 60° kurvatür açısına sahip 2, 5 ve 8 mm yarıçaplara sahip yapay kanallarda eĒenin aēız içerisindeki çalışmasını taklit eden dinamik bir model üzerinde beş farklı üretim şekliyle üretilmiş NiTi eēelerin dngsel yorgunluēa baēlı kırılma dirençlerinin incelenmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanallarının Preparasyonu

Endodontinin öncelikli amaçları; pulpal boşluğun tamamen temizlenmesi ve apikalde sıkı bir tıkama sağlanacak şekilde kök kanalının tamamen doldurulmasıdır (Peters ve Peters, 2006; Svec, 2008). Cerrahi olmayan kök kanal tedavisinin başarısının; kök kanal sisteminin çok iyi temizlenip şekillendirilmesine, üç boyutlu olarak doldurulmasına ve çok iyi uyumlu, sızdırmaz bir koronal restorasyonun yapılmasına bağlı olduğu bildirilmiştir (Glickman ve Gutmann, 1992; Carrotte, 2004a).

Kök kanallarının doldurulmasından önce kanalların şekillendirilmesi ve temizlenmesi gerekmektedir. Kök kanal preparasyonunu aseptik koşullar altında endodontik aletler ve irrikanların kullanımı ile gerçekleştirilmektedir (Bergenholtz ve ark., 2009). Kök kanal şekillendirilmesi kök kanal tedavi sürecindeki en önemli aşamalardan birisidir. Kök kanallarının şekillendirilmesinin birincil amacı, canlı veya nekrotik pulpa dokusu, mikroorganizmalar, yumuşak ve enfekte dentin talaşları gibi sert dokuların kök kanalından uzaklaştırılmasıdır. Temizlenme ve şekillendirme işlemleri sırasında kullanılan yıkama solüsyonlarının da yardımıyla, kök kanalından enfekte pulpa dokusu artıkları ve mikroorganizmalar uzaklaştırılır ve dişlerin mikrobiyal enfeksiyon için uygun bir rezervuar görevi görmesi engellenmiş ve iyileşme için elverişli bir ortam yaratılmış olur (Hülsmann ve ark., 2005). Şekillendirme işleminin ikinci amacı ise, en dar yeri fizyolojik foramenapikale olan ve koronal kısma doğru gittikçe genişleyen konik bir kanal formu elde edilmesi, bu sayede uygulanacak kanal dolgu materyalinin etkin olarak kök kanalına yerleştirilmesine olanak sağlaması ve üç boyutlu doldurma işleminin gerçekleştirilebilmesidir (Schilder, 1974).

2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler

2.2.1 Paslanmaz Çelik El Eğeleri

Endodontik aletler ilk olarak 18. Yüzyılın sonlarına doğru basit el aletleri olarak ortaya çıkmış ve Edward Maynard tarafından pulpa dokusunun ekstirpasyonu için ilk endodontik el aleti geliştirilmiştir (Grossman, 1976; Bellizzi ve Cruse, 1980).

1885'te Gates gliddenfrezleri, 1915'te ise K-tipi eğeleri tanıtılmıştır. Eğeler 1929'da Trebitsch tarafından, ardından 1958'de Ingle tarafından standardize edilmesine rağmen 1974'ten önce ISO 3630-1(International Organization for Standardization) standartlarında yayınlanmamıştır. Esas olarak reamer, K-tipi ve H-tipi eğe olarak üç tip eğe bulunmaktadır (Schafer, 1997; Hülsmann ve ark., 2005).

K-Tipi Eğeler

K-tipi eğeler ilk olarak 1915 yılında Kerr firması tarafından tasarlanmışlardır. Kerr sözcüğünün baş harfi eğeye adını vermiştir. K-tipi eğe ve reamerlar kök kanallarını şekillendirmede kullanılan en eski enstrümanlardır. Enine kesiti kare ya da üçgen olan çelik telin saat yönünün tersine bükülmesiyle elde edilir (Schafer, 1997; Carrotte, 2004c). Bu tasarım, eğenin bükülme ve kırılma direncini arttırmaktadır. Üçgen kesitli bir telin az bükülmesiyle spiralleri az sayıda ve aralıklı olan eğeye reamer adı verilir. K-tipi reamerlar, eğelerden daha az sayıda kesici kenara sahiptir ve bunlar arasındaki açı 10° - 30° arasındadır. Bu eğeler kanal içerisinde saat yönünde çeyrek tur dönüş yaptırılıp geri çekilerek kullanılır. K-tipi eğelerin spiral sayısı reamerların iki katıdır. Uzun aksları boyunca yivleri arasındaki açı 25° - 40° arasındadır. Bu nedenle reamerlar gibi dönme hareketiyle kullanılmak üzere dizayn edilmişlerdir (Schafer, 1997).

Hedström eğeler

Hedström (Hedstroem) eğe ya da H-tipi eğe, enine kesiti yuvarlak olan çelik telin üzerinde çentikler açılarak üretilir. Eğenin kesici kenarları ile uzun eksen arasındaki açı 60° - 65° arasındadır; bu açı da alete itme ve çekme hareketinde kısmen agresif karakter kazandırır. H-tipi eğelerin bıçak dizaynı aynı zamanda rotasyon hareketinde eğenin yapısal zayıflığına neden olmaktadır. Bunun nedeni yüzeyde oluşturulan derin çentiklerin bükülme direncini belirleyen merkezdeki metal hacmini azaltmasıdır. H-tipi eğelerin kesme etkinliği K-tipi eğelerden daha iyidir; bu nedenle oval ya da eliptik kesitli kanallarda çevresel eğeleme için tercih edilmektedirler (Schafer, 1997). Paslanmaz çelik kanal eğeleri grubu içerisinde gütaperkanın uzaklaştırılmasında en etkili aletler H-tipi eğelerdir. Bu işlem için uygun bıçak keskinliği nedeniyle H-tipi eğeler sıklıkla kullanılmaktadır (Carrotte, 2004c; Bergenholtz ve ark., 2009).

Paslanmaz çelik eğelerin çapraz kesitlerinde değişiklikler yapılarak aletlerin çap genişlikleri azaltılmış, dolayısıyla esneklikleri artırılmaya çalışılmıştır. Paslanmaz çelik esaslı bu aletlere örnek olarak Flexicut, K- Flexofile, Flexoreamer, K-Flex, Flex-R eğeleri verilmektedir (Schafer, 1997).

Paslanmaz çelik eğelerle yapılan enstrümantasyonların bazı problemlere yol açabileceği bildirilmiştir (Svec, 2008):

1. İstenilen şekle ulaşmak için çok fazla eğeye ihtiyaç duyulması ve bunun sonucu olarak kanal preparasyon zamanının artması
2. Her son preparasyonunun şekli farklı olacağından obtürasyonun nasıl olacağına sezilememesi
3. Eğenin çapı arttıkça aletin esnekliğinin azalmasıyla kanalda transportasyonların oluşması
4. Gates-Glidden gibi geleneksel koronal genişletme frezlerinin kullanılmasıyla fazla miktarda dentin kaldırılması

Paslanmaz çelik eğeler rijit aletlerdir ve büyüklükleri arttıkça rijiditeleri de artmaktadır. Eğeleme esnasında özellikle eğri kanallarda dengeleyici kuvvetler ile orijinal şekline dönme isteğiyle sonuçlanmaktadır. Bu durumdan dolayı eğeleme esnasında kurvatürlü kanallarda kökün iç ve dış kısımlarından fazla eğeleme yapıldığından, düz bir kanal formu oluşmaktadır (Bergenholtz ve ark., 2009).

Özellikle, dar ve eğri kök kanallarında, paslanmaz çelik esaslı el eğelerinin kullanımıyla kanal orjinal formundan sapmalar meydana gelmekte (Short ve ark., 1997); bu da 'tıkanma, basamak, perforasyon' gibi istenmeyen şekil değişikliklerine neden olmaktadır (Glossen ve ark., 1995; Bergenholtz ve ark., 2009). Çeşitli çalışmalar, paslanmaz çelik eğelerin NiTi eğelere göre kanalda daha fazla transportasyon yaptıklarını belirtmişlerdir (Glossen ve ark., 1995; Gambarini, 2000; Gergi ve ark., 2010). Bu tür olumsuzluklar, kanalda prepare edilmemiş alan bırakmakta, düzensiz kanal şekli yaratmakta ve kanalın dezenfeksiyonunu ve dolumunu zorlaştırmaktadır. Bu olumsuzlukların ortadan kaldırılması amacıyla, NiTi esaslı yüksek elastisiteye ve şekil hafızasına sahip döner sistemler kullanıma sunulmuştur (Bergenholtz ve ark., 2009).

Paslanmaz çelik eğelerden NiTi döner sistem eğelere geçiş endodontide çok önemli bir aşama olmuştur (Fishelberg ve Pawluk, 2004). NiTi'nin superelastisite özelliği, bu eğelerin daha esnek olmasını (Walia ve ark., 1988), kanalın orijinal formuna daha iyi uyum sağlamasını (Hülsmann ve ark., 2005), kırılma ve aşınmaya karşı daha dirençli olmasını sağlamaktadır (Svec, 2008). NiTi döner aletler, kanalın tıkanması, dirsek, basamak, transportasyon ve perforasyon oluşumu gibi birçok problemin görülme sıklığında azalma olmasını sağlamıştır (Glossen ve ark., 1995; Dietz ve ark., 2000; Peters ve Peters, 2006). NiTi eğelerin kullanımı ile paslanmaz çelik aletlerle preparasyona göre daha iyi temizlenme ve şekillendirme sağlandığı ve düzgün bir şekilde apikal stop oluşturulduğu ve daha düzgün kanal duvarları elde edildiği bildirilmiştir (Fishelberg ve Pawluk, 2004).

2.2.2. NiTi Eğeler

NiTi alaşımlar 'NİTİNOL' olarak tanınırlar. Nitinol; metalurji uzmanı Buehler ve ark. (1963) tarafından "NAVAL ORDNANCE LABORATORY" merkezinde keşfedilmiştir. Nitinol ismi Nikel elementinin ilk hecesi olan 'Ni', Titanyumun ilk hecesi olan 'Ti' ve keşfedildiği yer olan "NAVAL ORDNANCE LABORATORY "(NOL) 'un birleştirilmesiyle oluşmaktadır (Buehler ve ark., 1963). Nitinol; atom sayıları eşit olmakla beraber kütle olarak % 56 Nikel, % 44 Titanyumdan oluşmaktadır (Buehler ve ark., 1963; Schafer, 1997).

Waila ve ark. (1988) elastik modülüsü düşük olan ortodontik Nitinol telini 15 numaralı kanal eğesi olarak kullanmaya başlamış ve 15 numaralı paslanmaz çelik eğesine göre 2-3 kez daha dayanıklı olduğunu tespit etmiştir. Böylelikle NiTi alaşımın kök kanal eğelerin üretiminde kullanılmaya başlanması endodonti için önemli bir gelişme olmuştur.

Burkulma elastiklik limiti paslanmaz çeliğe göre 2-3 kat daha yüksek olan NiTi alaşımların elastikiyet modülü paslanmaz çeliklere göre belirgin oranda düşüktür. Bu özellik, şekillendirme işlemi sırasında NiTi eğelerinin kanal duvarlarına daha az kuvvet uygulamasını sağlamaktadır (Walia ve ark., 1988; Thompson, 2000; Hülsmann ve ark., 2005).

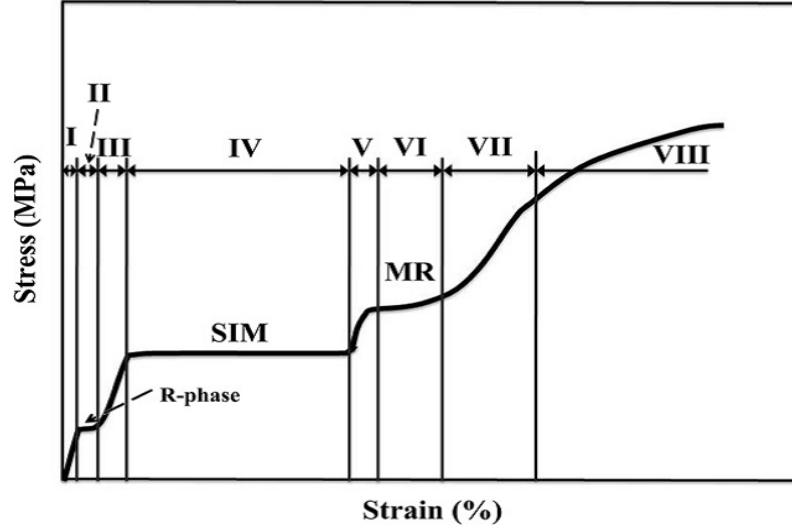
NiTi alaşımların özellikleri; kimyasal birleşimler, faz değişiklikleri, metallerin kimyasal içerikleri gibi internal faktörlere ve fabrikasyon özellikleri (soğuk uygulama, yumuşatma) gibi eksternal faktörlere bağlıdır. Eğelerin metallik özelliklerini bilmek kök kanal tedavisi esnasında kanalın yapısına göre hangi eğenin daha uygun olacağının tespit edilmesine yardımcı olmaktadır (Brantley ve ark., 2002).

NiTi alaşımların kütlesel oranları %56 wtNi, %44wtTi'dur. Atom oranları ise 1:1'dir (Thompson, 2000; Wang ve ark., 2006). Süperelastisite ve Şekil hafızası zellikleri NiTi alaşımların en önemli 2 özelliğidir. Materyal belirli bir deformasyona uğradıktan sonra üzerindeki etki kalkınca, orijinal Şekline dönebilme yeteneği gösterir. NiTi aletlerin moleküler düzeyde 'austenit', 'martensit' ve 'R' fazı diye adlandırılan üç farklı kristal yapıda fazları bulunmaktadır (Brantley, 2008). NiTi alaşımının Şekil hafızası özelliği; sabit ve devamlı sıcaklıkta, alaşıma uygulanan baskı sonucu, austenit faz martensit faza geçmekte ve bu fazda alaşım hafif bir kuvvetle burkulabilmektedir. Kuvvetin ortadan kalkmasıyla, metal austenit faza dönmekte ve kanal aleti eski Şeklini almaktadır (Gambarini, 2000; Bergenholtz ve ark., 2009).

Materyal martensit fazda iken yumuşak, biçimlendirilebilir ve kolay deforme olmakta, austenit fazda ise; kübik yapıda, yüksek sıcaklıkta ve az stres altında sert bir halde bulunmaktadır (Wang ve ark., 2006; Brantley, 2008; Peters ve ark., 2012).

Eę atomlu NiTi alaşımların mekanik davranışları sekiz aşamada gösterilmektedir ve alaşımın deformasyonuna göre 3 farklı tipte sınıflandırılmaktadır (Şekil 1):

1. "Stress-induced martensitic (SIM, faz 4) transformation"
2. "Martensitic reorientation" (MR, faz 6)
3. "Plastik deformasyon" (faz 8).



Şekil 1. NiTi alaşımlarının stres-gerinim grafiği (Zhou'dan,2013)

Stres-gerinim eğrisindeki SIM aralığında metalin süperelastisite özelliğe sahip olduğu, MR aralığında ise şekil hafızasına sahip olduğu belirtilmektedir (Zhou ve ark., 2013).

NiTi eğerlerinin süperelastisite özelliklerinin olması, kök kanallarının kompleks anatomilerinin takibinde, korunmasında ve dirsek, perforasyon oranlarının azaltılmasında yararlıdır ve bu özellik ise NiTi eğerlerin, endodontik enstrüman olarak kullanılmasındaki en önemli sebeplerden birisidir (Thompson, 2000; Lyon, 2001). Süperelastisite özelliği metalin geri dönüşümlü SIM aralığında gerçekleşmekte, bu süreç ise çalışma sıcaklıkları ve martensite dönüşmesi için bitiş sıcaklığı arasındaki ısı farklılıklarından ve strese bağlı olarak gerçekleşmektedir (Brantley, 2008). Geleneksel döner aletlerin hepsi vücut sıcaklığında bulunan austenit fazda kullanılmaktadır. Kanalda strese maruz kaldıklarında SIM fazına geçer ve gerilme direnci altında daha elastik bir materyale dönüşür (Zhou ve ark., 2013).

NiTi alaşımları mekanik açıdan önemli kılan diğer bir özellik şekil hafızasının olmasıdır. NiTi eğerler martensit fazda deforme olduklarında, dönüşüm sıcaklığının üstüne çıktığında eski şekline dönmektedir (Thompson, 2000).

Austenit ve martensit fazlarının ısıtma ve soğutma işlemleriyle tersiyer dönüşümleri esnasında metale şekil verilebilen ara faz olarak bilinen R-fazı bulunmaktadır. R-fazında NiTi alaşım bükülebilir hale gelmekte daha sonra tekrar ısıtma-soğutma işleminden geçerek austenit yapıya geri döndürülmektedir (Gambarini ve ark., 2008b; Brantley, 2008). R-fazındaki metallerin young modulusları austenit fazdan daha düşük olduğu için iyi süperelastisite ve şekil hafızası özelliği göstermektedir. Bu sebeple R-fazında üretilen metallerin daha esnek olduğu bildirilmiştir (Cheung, 2007; Gambarini ve ark., 2008a; Zhou ve ark., 2013).

2.2.3. NiTi DÖNER EĞE SİSTEMLERİ

NiTi esaslı döner aletler, eğri kök kanallarında bile etkili ve hızlı bir şekillendirilmenin yapılmasına olanak sağlamaktadır. NiTi döner sistem eğeler, paslanmaz çelik el eğeleriyle karşılaştırıldığında daha hızlı, kanal orijinal formunu koruyan, daha yuvarlak ve daha konservatif bir şekillendirme yapılmasına izin vermektedir (Glossen ve ark., 1995; Gambill ve ark., 1996).

1990'lardan beri piyasalarda kullanılan NiTi kanal eğeleri, geçmişten günümüze sürekli gelişmekte olan fonksiyon ve tasarım özelliklerine göre 5 nesil altında toplanmıştır (Haapasalo ve Shen, 2013).

1. Nesil Eğeler

1990'ların başından itibaren endodonti pratiğine çeşitli NiTi döner ege sistemleri tanıtılmıştır. Bu sistemlerin birçoğu bugün kullanımdan kalkmıştır (Peters ve Peters, 2011). Tüm 1. Nesil NiTi döner sistem eğeleri pasif kesen radyal alanlara ve sabit konisiteye (taper) sahiptir ve iyi bir preparasyon için fazla sayıda eğeye ihtiyaç duymaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013).

İlk döner sistem NiTi ege, 1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından tasarlanmıştır. Daha sonra 1994'de ProFile sistemi piyasaya sürülmüştür. Bu eğeler pasif kesen radyal alanlara ve % 4 ve % 6 sabit konisiteye sahiptir (Bryant ve ark., 1999; Ruddle ve ark., 2013). U şeklinde kesite ve nötral ya da negatif kesme açısına sahip olmaları eğelerin pasif kesme hareketi yaparken dentinde sıkışmasını önlemektedir (Haapasalo ve Shen, 2013). Bu gruptaki sistemlerden LightSpeed ise uzun

ince gövdesi, kesmeyen uç tasarımı ve kısa kesici kısmı ile diğerlerinden farklılık göstermektedir ve apikal bölgenin preparasyonu için tasarlanmıştır (Senia ve Wildey, 2005).

2.Nesil Eğeler

1990'larının sonundan itibaren 2. Nesil NiTi döner sistem eğeler piyasaya sürülmüştür. 2.Nesil eğelerin kesme etkinliğini artırmak amaçlı radyal alanı olmayan keskin kenarlı aktif eğeler üretilmiştir. Az eğe kullanımıyla kanalların tamamının preparasyonu amaçlanmıştır. Eğenin uzun aksı ile kesici yüzey arasındaki açı kullanım esnasında vidalama etkisini azaltmak amacıyla birinci nesil eğelere göre daha azdır. Kesme etkinliklerini arttırmak amacıyla pozitif kesme açısı ile tasarlanmışlardır. K3 ve değişken tapera sahip olan ProTaper döner sistem eğeleri bu nesile örnek verilebilir (Haapasalo ve Shen, 2013).

Üretici firmalar eğelerin yüzey durumlarının eğelerin kırılmasında etkili olduklarını keşfetmişler ve eğelerin kırılmasına karşı yüzey özelliklerini güçlendirmek ve kesme etkinliklerini arttırmak için iyon implantasyonu (Gavini ve ark., 2010) ve “elektropolishing” (Cheung ve ark., 2007) gibi yüzey kaplamaları gerçekleştirmişlerdir. Mekanik özelliklerini geliştirmek ve üretim aşamasında oluşan yüzey defektlerini azaltmak amacıyla eğelerin üzerine “elektropolishing” uygulanarak üretilen BioRaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds,Switzerland) eğeleri de bu nesle aittir (Cheung ve ark., 2007b; Lopes ve ark., 2010b).

3.Nesil Eğeler

3.Nesil'de NiTi aletlerin metallurjik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır. NiTi eğelerin kırılmaya dirençlerini arttırmak amaçlı eğelerin dönüşüm ısıları üzerinde uyarlamalar yapılmıştır. 2007 yılından itibaren NiTi alaşımı mikroyapısal olarak en uygun hale getirmek için birçok yeni termomekanik işlemler ve üretim şekilleri geliştirilmiştir. “M-wire” 2007 yılında NiTi alaşıma ısı uygulaması işlemleri ile üretilmiştir. “Controlled Memory (CM Wire)” ise alaşımın özel termomekanik işlemler sonrası şekil hafızasının kontrol edilerek eğelerin aşırı esnek olmasını sağlayan bir yöntemdir. 2008 yılında ise SybronEndo, ısısal işlemler sonrası ortaya çıkan faz

transformasyonu (R-Fazı) sonrası NiTi telin bükülebilir hale geldiği bir yöntem geliştirmiştir. Klasik yöntemle NiTi eğeler yontularak üretilirken, bu yöntemde bükülebilmektedir (Haapasalo ve Shen, 2013) .

3. Nesil eğelere ProFile GT Series X, ProFileVortex (PV), Vortex Blue (M-wire), Twisted Files (TF. R-Fazı) ve HyFlex CM, Typhoon Infinite Flex NiTi (CM Wire) örnek verilebilir.

4.Nesil Eğeler

4.Nesil eğelere kadar NiTi eğeler devamlı rotasyon yaparak kullanılmaktaydı. Resiprokal hareket ise; saat yönüne ve tersine hareket ile çalışabilen tam bir rotasyonu birkaç turda tamamlamak suretiyle kanal preperasyonu yapan özel imal edilmiş endodontik motorların oluşturduğu hareket şekli olarak tanımlanmaktadır. Başlangıçta, tüm resiprokal hareket yapan motorlar saat yönü ve saat yönünün tersine 90⁰ açıyla çalışırken daha sonraları farklı açılarla dönen sistemler üretilmiştir (Haapasalo ve Shen, 2013).

Yared (2008), ProTaper F2 eğesinin resiprokasyon hareketi ile kullanımını önermiş ve tek kullanımlık eğelerle metal yorgunluğunun daha az olacağını bildirmiştir. Ancak bu eğelerin resiprokasyon hareketi ile kullanımı gerçekleşmemiş, 2011 yılında resiprokasyon hareketi ile çalışan sistemler piyasaya sürülmüştür. Bunlardan ikisi; Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ve WaveOne (WO, Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)'dir. Bu ege sistemlerinin kullanımı, üretici firmaların talimatına göre, tek ege ile preperasyonun tamamlanacağı şeklindedir. Bütün enstrümanlar ısı uygulaması işlemlerinden geçirilerek geliştirilmiş olan "M-wire"NiTi telinden üretilmiştir (Saber ve ark., 2014).

Çalışma şekli ve tasarım olarak yeni bir yaklaşım gösteren "Self-adjusting File" (SAF; ReDent-Nova, Raanana, İsrail) eğeleri de 4.nesil ege grubunda tanımlanmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013). SAF; içi boş kafesli bir yapıya sahip olup kök kanallarına üç boyutlu adaptasyonu sağlamaktadır. Yukarı aşağı çalışma sistemi ile titreşim hareketi yaparak dentin duvarlarını aşındırır ve özel aparatı ile kök kanalı içine

irrigasyonsolüsyonu göndererek etkili bir şekilde smear tabakasını ve debrisini uzaklaştırır (Metzger ve ark., 2010)

5. Nesil Eğeler

5. nesil eğeler, rotasyon merkezi veya kütle merkezi herhangi bir kesitte asimetric olacak şekilde tasarlanmıştır. Rotasyonda eğeler, eğenin uzunluğu boyunca dengeli dalga hareketi gerçekleştirecek şekilde tasarlanmıştır. Revo-S, OneShape ve ProTaper Next (PTN) döner sistem eğeleri 5. nesil eğe grubu olarak tanımlanmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013; Ruddle ve ark., 2013).

Asimetric kesitli Revo-S yılanı hareketi ile penetrasyonu kolaylaştırma ve eğe üzerine gelen torsiyonel stresleri azaltma eğilimindedir. PTN; değişken taper, M-wire teknolojisi ve asimetric rotasyon (offset) tasarımını içeren 3 farklı özeliği bir araya getirir ve eğelerin tasarım özellikleri debrisinlateral olarak sıkıştırılmasını ve kök kanal sistemine hapsedilmesini azaltmaktadır. OneShape ise, devamlı rotasyon hareketi yapan tek eğe sistemidir ve bıçak yüzeyi boyunca değişen kesitleri mevcuttur (Haapasalo ve Shen, 2013).

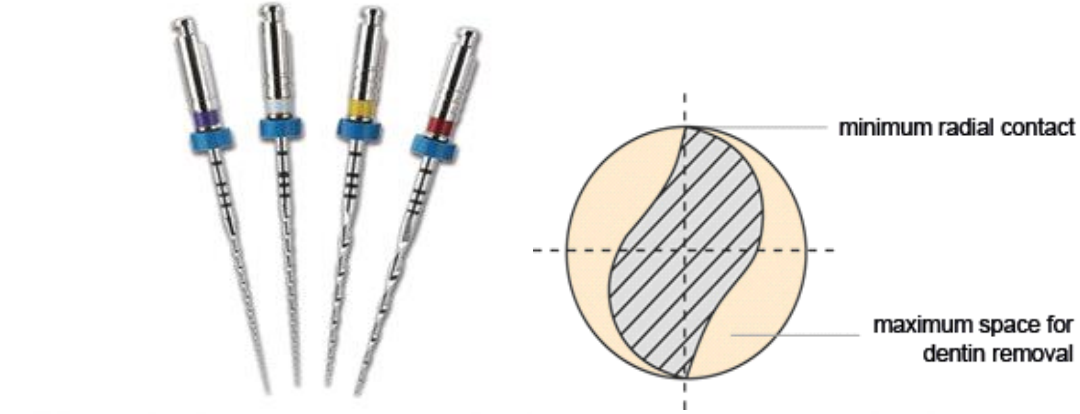
2.2.4. Çalışmamızda Kullanılacak NiTi Döner Eğe Sistemleri

Mtwo Döner NiTi Sistemi

Mtwo (VDW, Münih, Almanya) endodontik aletler 2003 yılında piyasaya çıkan NiTi döner aletlerdir. Mtwo sisteminin diğer döner sistemlerden en büyük farkı, modifiye step-back tekniği ile kullanılmasıdır. Üretici firma bunu “single length technique” (tek uzunluk tekniği) olarak tanımlamaktadır. Bu sistemin temel seti boyutları ISO 10-40 ve konisiteleri 0.04 ve 0.07 arasında değişen sekiz adet aletten oluşmaktadır.

Sap kısmındaki renkli halka ISO standardına göre eğenin boyunu göstermektedir. Ayrıca sap kısmındaki oyuk halkalar aletin taper açısını göstermektedir; tek halka 0.4 taper, iki halka 0.5 taper, üç halka, 0.6 taper ve dört halka 0.7 taper anlamına gelmektedir. Aletler 21 mm, 25 mm ve 31 mm boylarda mevcuttur. Mtwo

enine kesiti iki kesici bıçağı olan “S” şeklindedir ve kesici olmayan ucu vardır. Bu “S” şeklinin,debrislerin alınması için yeterli boşluk sağlayacağı ileri sürülmektedir (Şekil 2).



Şekil 2. Mtwo Döner NiTi Sistemi ve kesiti

Kesme açısı (rake angle), bir eğenin uzun aksına dik alınan enine kesiti ile kesici kenar arasında oluşan açıdır (Senia ve ark., 1996). Kesme açısı döner aletlerde kesme etkinliğini belirleyen önemli özelliklerdendir. Mtwo sistemi, pozitif kesme açısına sahiptir. Dentin kaldırmak için maksimum boşluk oluşturacak şekilde pozitif kesme açılı kesici kenarlar minimum radial kontakta (Dobo-Nagy ve ark., 2002). Sarmal açısı (helical angle, flüte angle), uzunlamasına kesitte aletin kesici kenarı ile dentin duvarı arasında oluşan açıdır. Sarmal açısı aletin vida adımıyla ilgilidir. Vida adımı arttıkça sarmal açısı da daha açık olacaktır (Plotino ve ark., 2006). Bir aletin sarmal açısı sadece kesme etkinliğini değil, ayrıca mekanik direncini ve dinamik özelliklerini de belirlemektedir. Mtwo eğelerinin sarmal açısı değişkendir ve her eğe için spesifiktir. Büyük numaralı eğelerde sarmal açısı daha büyüktür ve küçük numaralara doğru bu açı azalmaktadır. Bu durum büyük numaralı eğelerin kesme etkinliklerini ve küçük numaralı eğelerin ise mekanik direnci arttırmaktadır. Vida adımı eğenin uç kısmından sapına doğru derinleşmektedir, böylece debrisin koronale atılma kapasitesi artmaktadır. Ayrıca büyük numaralı eğelerde (20.06, 25.06) aynı alet üzerinde sarmal açısı değişkendir ve uç kısmından sapına doğru artmaktadır. Değişken sarmal açısı aletin kanal içerisinde vidalanma eğilimini azaltmaktadır. Küçük numaralı aletlerin kanal içerisinde kendiliğinden ilerlemesi çalışma boyunca ulaşabilmek için istenen bir özelliktir (Mtwo ürün broşürü, 2014).

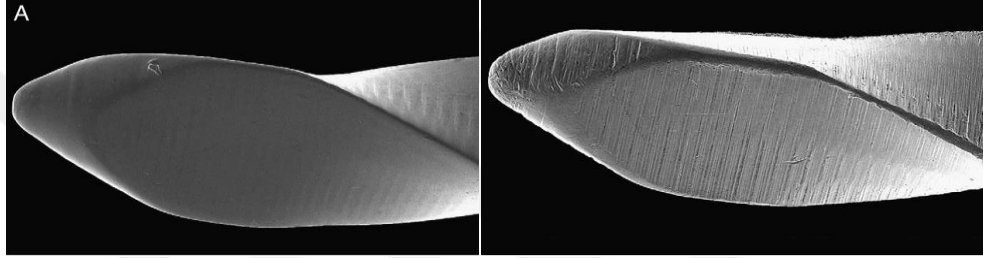
RaCe (Reamer with Alternating Cutting Edge) Döner NiTi Sistemi

İkinci nesil NiTi döner eğe sistemidir. Üretici firma, RaCe (FKG, Chaux de Fonds, İsviçre) eğeleri ile güvenli, kolay ve devamlı dönme hareketinin yüklenmeleri sebebiyle oluşan limitleri hafifletmeye yönelik bir gelişim amaçladıklarını belirtmiştir. RaCe eğeleri üçgen kesite ve pozitif kesme açısına sahiptir (Schafer ve Oitzinger, 2008). RaCe eğeleri vidalı şekilde hazırlanmamış olup, sıralı değişen keskin kenarları olan böylelikle eğenin vidalanma sorununu engelleyen bir yapıda tasarlanmıştır. RaCe eğeleri ile endodonti pratiğinde az bir çalışma torku ve dalgalı kesme kenarları ile vidalanma hareketini ve sıkışmayı elimine etmek, keskin köşeler ile optimum kesme etkisi yaratmak, üçgen kesit ve dalgalı kesme kenarları ile de etkili bir şekilde dentin artıklarının boşaltılması amaçlanmaktadır (Schafer ve Vlassis, 2004).

NiTi eğelerin yüzey özellikleri kırılmalara karşı direnç sağlamaktadır. Çünkü çoğu kırılma yüzeydeki defektlerden veya aşırı stres varlığından kaynaklanmaktadır (Bahia ve Buono, 2005). Eğelerin üretim aşamasında metal yüzeyin üzerindeki düzensizlikler rezidüel stres alanları oluşturmasıyla metal üzerinde defektler meydana getirmektedir. Bu rezidüel stresler eğenin üzerine gelen baskı ve gerilme kuvvetleri ile metalin kırılmasına neden olmaktadır (Kuhn ve ark., 2001). Bu nedenlerle üretici firmalar yüzey özelliklerini güçlendirmek, kesme etkinliğini arttırmak amaçlı iyon implantasyonu (Rapisarda ve ark., 2000) ve “elektropolishing” (Cheung ve ark., 2007b) gibi yüzey kaplamaları uygulamışlardır.

RaCe eğeleri; aletin mekanik özelliklerini geliştirmek ve yüzey defektlerini azaltmak, çatlakları ortadan kaldırmak amacıyla geleneksel yontulma işleminden sonra elektropolishing uygulamasından geçmektedir (Tripi ve ark., 2006; Anderson ve ark., 2007; Boessler ve ark., 2009; Lopes ve ark., 2010b; Gutmann ve Gao, 2012). Katot içeren elektrolit solüsyona anot görevi gören enstrümanın batırılmasıyla kimyasal olay gerçekleşmektedir. Solüsyondaki akım geçmeye başladığında eğe yüzeyi çözülmeye başlamakta ve koruyucu film tabakası gibi yüzeyi homojen bir oksit tabakası kaplamaktadır. Böylelikle yüzeydeki çıkıntılı defektler ortadan kalkmaktadır (Anderson ve ark., 2007; Gutmann ve Gao, 2012).

RaCe eğeleri kırılmayı ve korozyonu azaltmak amacıyla elektrokimyasal olarak parlatılır (Kuhn ve ark., 2001; Tripi ve ark., 2006). Böylelikle metalin üstünde düz ve pürüzsüz bir yüzey oluşmaktadır (Şekil 3). Bu işlem, üretim aşamasında oluşan yüzey çatlaklarını ortadan kaldırmakta ve içlerine dolan dentin parçacıklarının birikmesini önlemektedir. Bu tür birikmelerin lokalize gerilme güçleri ile eğelerde kırıklara yol açabileceği ileri sürülmektedir (Anderson ve ark., 2007; Cheung ve ark., 2007b). ‘Elektropolishing’ yüzey işleminin eğenin döngüsel yorgunluğa karşı direncini arttırdığı çalışmalarla da desteklenmiştir (Kuhn ve ark., 2001; Tripi ve ark., 2006; Anderson ve ark., 2007; Boessler ve ark., 2009; Lopes ve ark., 2010b).



Şekil 3. Elektropolishing uygulanan (a) ve uygulanmamış (b) RaCe eğesi (Lopes'den, 2010)

Twisted Files Döner NiTi Sistemi

Geleneksel NiTi eğeler, yontulma işleminden geçerek üretildiklerinden metaller üzerinde mikro çatlaklar meydana gelmektedir. Bu mikro çatlaklar eğe üzerinde aşırı torsiyonel veya döngüsel yorgunluğa maruz kaldıklarında kırılma noktası oluşturur (Mounce, 2004). TF (SybronEndo, Orange CA, Amerika) bu tip öğütme işleminden geçmemektedir. Bu eğeler tescilli bir işlem olan ısıtma ve soğutma işlemleriyle R-fazı denilen bir hale geçmektedir (Gambarini ve ark., 2008b; Haapasalo ve Shen, 2013). Bu faz, NiTi alaşımının austenit ve martensit fazları arasındaki süperelastisitesi ve şekil hafızası iyi olan bir fazdır. Young modulusü austenit fazdan daha düşüktür. Böylelikle metal R-fazında daha esnek bir yapıda üretilir (Gambarini ve ark., 2008a). Metalin yontulma işlemine gerek kalmadan bükülmesini sağlayan bir ara fazdır. Metal büküldüğünde eğe üzerinde ısıtma soğutma işlemleri tekrarlanarak eğenin yeni bir şekil kazanması ve austenit faza dönüşümü gerçekleştirilir. Metalin kristal yapısını ısıtma soğutma işlemleriyle en uygun hale getirilerek, fabrikasyon aşamasında

oluşan internal stresler elimine edilmiş olmaktadır (Gambarini ve ark., 2011; Gutmann ve Gao, 2012). Üreticiler R-fazındaki işlem ile metalin bükülmesinin, enstrümanın esnekliğini ve döngüsel yorgunluğa direncinin artırdığını iddia etmektedirler (Hou ve ark., 2011; Stern ve ark., 2012). R-fazı teknolojisi sayesinde NiTi eğelerin moleküler faz yapısı ve özellikleri iyileştirilir, yüzey sertliği artırılır (Mounce, 2008). Ayrıca, kanalın merkezinde kalma ve özellikle eğri kanallarda transportasyon miktarının azaldığı da belirtilmektedir (Gergi ve ark., 2010).

Ayrıca TF eğesinin yüzey kalitesini arttırmak için, TF eğesi deoksidasyon işleminden geçirilmiştir. Bu özellik ile eğenin sağlamlığı artmaktadır. TF eğesinin güçlendirilmiş yapısı sayesinde diğer ege gruplarında karşılaşılan yalpalama hareketi bu ege sisteminde azaltılmıştır. TF eğeleri üçgen kesitlidir ve “crown down” tekniği ile kullanılmaktadır (Şekil 4) (TF ürün broşürü, 2014).

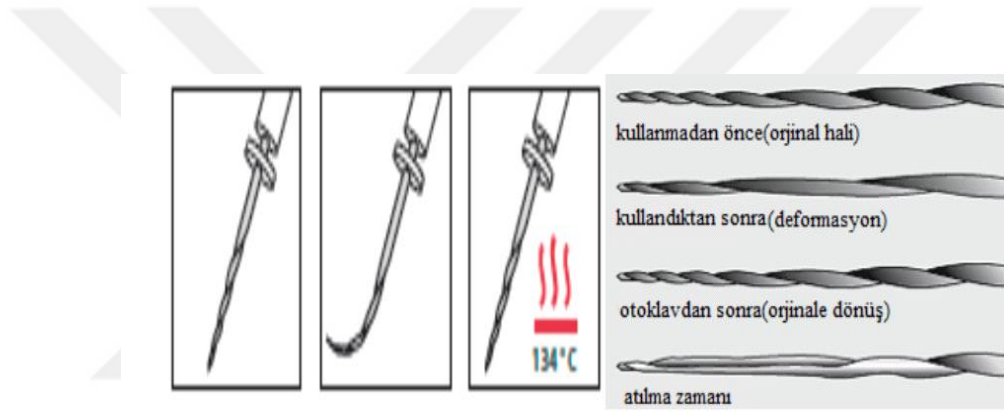


Şekil 4. Twisted file eğeleri

TYPHOON™ Infinite Flex Döner NiTi Sistemi

Typhoon NiTi eğeleri 2011 yılında piyasaya sürülmüş olup CM Wire üretim şekline sahip 3. nesil ege grubundandır. CM eğelerinin geleneksel NiTi eğelere göre Ni oranı daha düşüktür (%52); böylelikle materyal daha fazla süperelastisite özelliği kazanmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013). CM eğeleri, materyalin hafızasını kontrol eden, eğeyi daha esnek hale getiren özel termomekanik işlemler sonucu üretilmektedir. Fakat CMeğe gruplarında, diğer NiTi eğelerin sahip olduğu şekil hafızası özelliği mevcut değildir. Geleneksel eğeler vücut sıcaklığında austenit fazda bulunurken

CMeğeleri martensitik fazda bulunmaktadır (Shen ve ark., 2013; Zhou ve ark., 2013). Martensitik formdaki NiTi eğelerin yorgunluğa dirençleri daha fazladır; çatlaklar martensitik formda austenit forma göre daha yavaş ilerlemektedirler (Shen ve ark., 2012). Alet bu fazda kolaylıkla deforme olmakta ve dönüşüm sıcaklığının üzerinde tekrar eski şeklini alabilmektedir. Bu sebeplerden dolayı, CM eğelerinin faza dönüşüm sıcaklıkları arttırılmıştır. Eğeler kırılma ve metal yorulmasına karşı iyi direnç gösterir. CM eğelerin geleneksel eğelere göre yorulmalara karşı yaklaşık %300 daha dirençli oldukları iddia edilmektedir (Shen ve ark., 2011a; Shen ve ark., 2013). Eğeler kullanıldıkça spirallerinde düzleşme olur. Fakat ısı uygulandığında (Otoklavda 134⁰ C) eski orijinal formlarını geri kazanırlar (Şekil 5).

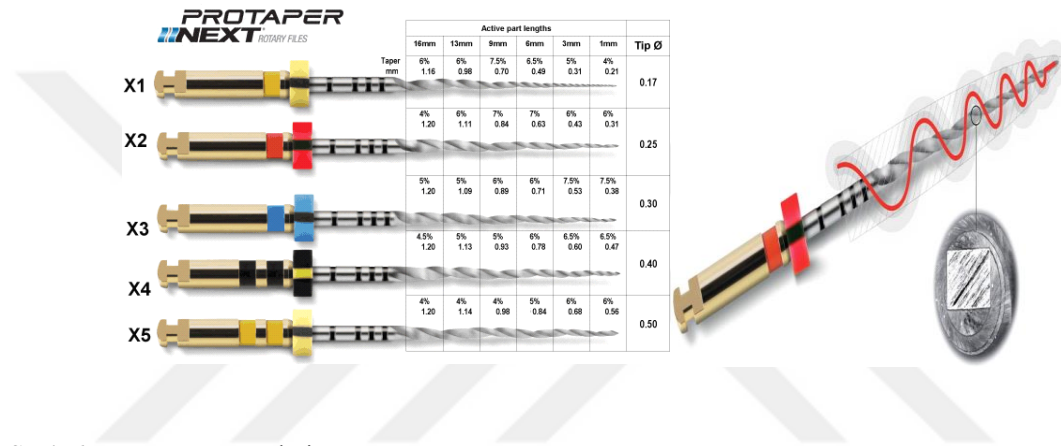


Şekil 5. Controlled Memory eğeleri

PROTAPER NEXT Döner NiTi Sistemi

PTN, offset dizayn olarak tanımlanan 5. jenerasyon eğelerindedir. PTN; M-wire teknolojisi ile üretilmektedir (Haapasalo ve Shen, 2013; Ruddle ve ark., 2013). M-wire teknoloji; NiTi eğelerin esnekliğini ve döngüsel yorgunluklara karşı direncini arttırmak amacıyla metal üzerinde birtakım ısıl değişimlerin uygulanmasıyla oluşmaktadır (Gambarini ve ark., 2008b; Shen ve ark., 2011b). Metalin süperelastisitesini arttırmak amacıyla klinik koşullarda metalin bulunma fazı, martensit faz olacak şekilde üretilmiştir (Alapati ve ark., 2009). Materyalin yapısına uygulanan ısıl işlemlerin sonucu martensitik oranı arttırılmış, daha esnek bir yapı elde edilmiş ve mekanik özellikleri geliştirilmiştir (Gambarini ve ark., 2011).

PTN eğeler değişken taper ve “offset” tasarım özelliklerine sahiptir. Bu offset tasarım, eğenin aktif kısmının mekanik bir dalga şeklinde hareket etmesini sağlar. Bu hareket ile kütlesi merkezde bulunan sabit taperlı bir eğeye göre dentinle eğe arasındaki teması azaltır (Şekil 6). Taper kilitlemeleri; vidalama etkisi, tork gibi eğe üzerinde oluşacak istenmeyen etkileri azaltır. Bu eğe tasarımı, debrisin lateral olarak sıkıştırılmasını ve kök kanal sistemine hapsedilmesini azaltmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013; Ruddle ve ark., 2013).



Şekil 6. ProtaperNext eğeleri

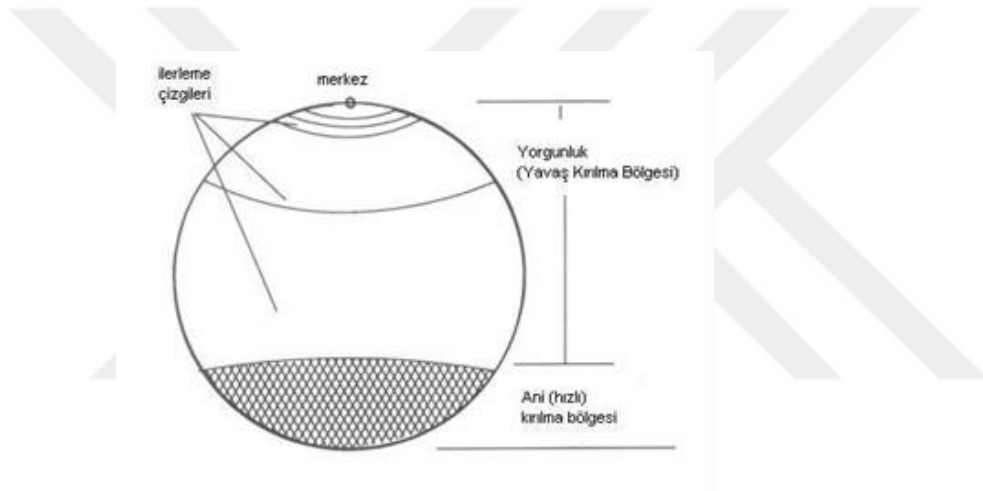
2.3 NiTi Eğelerde Oluşan Kırılmalar

Döner sistem, NiTi eğelerin sağladığı avantajlara rağmen, bu aletlerle ilgili olarak karşılaşılan en önemli sorun, bunların klinik kullanım sırasında kırılmalarıdır (Pruett ve ark., 1997; Sattapan ve ark., 2000a; Martin ve ark., 2003; Fishelberg ve Pawluk, 2004; Peters, 2004; Hülsmann ve ark., 2005; Spili ve ark., 2005; Peters ve Peters, 2006; Ray ve ark., 2007; Wei ve ark., 2007; Schafer ve Oitzinger, 2008; Bergenholtz ve ark., 2009; Lopes ve ark., 2009; Plotino ve ark., 2009).

Paslanmaz çelik eğeler genellikle kırılmadan önce hekimin de gözle tespit edebileceği şekilde deforme olurlar. Deforme olmuş bir alet genellikle metalin elastik limitinin aşılmasından dolayı burkulma ve çözülme gösterir. Böyle durumdaki bir alet kesinlikle kullanılmamalıdır. NiTi eğeler elastik limitini aşmadan önce paslanmaz çelik eğelerden daha fazla süperelastisite ve esneklik göstermektedir (Walia ve ark., 1988;

Parashos ve Messer, 2006). Ancak bu eğelerde, NiTi alaşımlardaki artmış esnekliğe rağmen, beklenmedik bir anda herhangi bir belirti gözlenmeden kırılma meydana gelmektedir. Gözle inceleme metodu, NiTi eğeleri incelemede kullanılan güvenilir bir yöntem değildir (Pruett ve ark., 1997; Parashos ve Messer, 2006).

Bir alet, eğer son dayanma gücü aşılsa veya çatlak kalan sağlam materyal kesitinin normal kullanım yüküne dayanımının üzerine çıkarsa, o alet kırılacaktır (Shen ve ark., 2009). Orijin alan çatlak yüzeyi metal rotasyon yaptıkça çatlak yüzeyi çizgisel olarak stres birikimine bağlı olarak artacaktır (Kuhn ve ark., 2001; Sachs, 2005; Tripi ve ark., 2006) (Şekil 7).



Şekil 7. Yüzey özelliklerinin makroskopik görüntüsü (Sachs, 2005'den uyarlanmıştır)

Klinik olarak kullanılan NiTi eğelerinin kanal içerisinde maruz kaldığı stresler yorgunluğa sebep olmaktadır. NiTi eğeler, yüksek kesme yeteneği ve esnekliğinden dolayı kök kanallarının preparasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır (Parashos ve Messer, 2006; Bouska ve ark., 2012). Eğelerin kullanımına bağlı olarak aletler üzerinde baskı ve gerilmeler yorulmaya sebep olmakta, yorulma ise belirti vermeden eğelerin kırılması gibi komplikasyonlara sebep olmaktadır (Haikel ve ark., 1999; Sattapan ve ark., 2000a; Thompson, 2000; Fishelberg ve Pawluk, 2004). Böylelikle alet kırılması, kök kanal tedavisinin başarısını tehlikeye atan önemli bir sorun olmaktadır (Cheung, 2007; Schafer ve Oitzinger, 2008).

Döner NiTieğeler genellikle iki şekilde kırılır (Sattapan ve ark., 2000a; Fishelberg ve Pawluk, 2004; Cheung ve ark., 2005; Di Fiore, 2007):

- Döngüsel yorgunluk
- Torka bağlı kırılma

Döngüsel yorgunluk, bir cismin tekrar tekrar aynı yönde eğilip bükülerek zorlanması sonucunda oluşur. Örneğin eğri bir kanalda döner aletler eğimin dış tarafında gerilme kuvvetlerine maruz kalırken, iç tarafta ise sıkışma kuvvetlerine maruz kalır. Bu kuvvetler kanal aletlerinde alet kanal içerisinde yukarı-aşağı hareket ederken farklılıklar gösterebilir (Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999; Mounce, 2004). Döngüsel yorgunluğun miktarı; alet boyutu, kanal kurtatür açısı ve yarıçapına bağlıdır (Pruett ve ark., 1997).

Torka bağlı (torsiyonel) kırılma, aletin ucunun kanalda sıkışıp, gövdesinin dönmeye devam ettiği ve böylece aletin ucunun kırılması için yeterli dönme momenti oluştuğu durumda meydana gelmektedir (Peters ve Peters, 2006). Bu durum, genellikle ege aşırı basınçla kullanıldığında, döner NiTi egeenin ucu apikalde sıkıştığında, aşırı kuvvet uygulandığında, metalin elastik limitinin aşılmasıyla oluşur (Sattapan ve ark., 2000b; Martin ve ark., 2003). Bu tip kırılmaları önlemek için tork kontrollü motorların kullanılması gereklidir (Mounce, 2004).

Bunun dışında Wei ve ark. (2007), torsiyonel ve döngüsel yorgunluğun bir arada bulunduğu üçüncü bir kırılma şekli tanımlamışlardır. Eğri bir kök kanalı içerisinde dönerken kanal duvarı boyunca sürtünen ve dentini kesen bir alet aynı anda hem torsiyonel hem de eğilme streslerine maruz kalabilir (Kim ve ark., 2008) ve bu değerler kök kanalının boyutu, aletlerin tasarım ve kullanım şekline göre değişkenlik gösterir. Bir alet üzerindeki çok çeşitli stresi analiz etmek kolay değildir ve alet kırılmasına yorgunluk ve kesme stresleri birlikte etkili olabilir (Galvao Barbosa ve ark., 2007). Klinik olarak kullanılmış egeelerin değerlendirildiği çalışmada bazı aletlerin kırık yüzeylerinde hem döngüsel yorgunluk hem de torsiyonel kırılma özellikleri gözlenmiştir (Wei ve ark., 2007).

2.3.1. Kırılmaya Neden Olan Faktörler

Kök kanal tedavisinde kullanılan aletlerin kırılması endodontik tedavinin başarısı için engel teşkil edecek önemli bir sorundur. Bunun sonucunda da aletlerin tasarımında, kullanım şeklinde ve üretim yöntemlerinde değişiklikler olmuştur.

Kırılmaya neden olan faktörler preparasyon tekniği, aletlerin tasarımı, büyüklüğü, fabrikasyon işlemi, aletlerin kullanım hızı (Martin ve ark., 2003), kanal şekli (Pruett ve ark., 1997), kullanım sayısı (Yared ve ark., 2000) ve temizleme ve sterilizasyon işlemleri olarak sınıflandırılabilir (Martin ve ark., 2003; Parashos ve Messer, 2006). Bütün bu özellikler NiTi döner alet sistemlerinin güvenli kullanımı ve performanslarını etkilemesi açısından önemli olmaktadır (Gambarini ve ark., 2011).

Preparasyon Tekniği

Alet kırılmalarını azaltmak için; kanalı genişletmeye başlamadan önce kullanılacak aletler üzerindeki torsiyonel stresi azaltmak amacıyla 15-20 numaralı eğelerle çalışma boyutunda preparasyon yapılmalıdır (Sattapan ve ark., 2000b).

“Crown-down” preparasyon, koronal dentinin kolay kaldırılmasına izin vermesi ve çalışma boyunun herhangi bir temizleme ve şekillendirme sırasında korunmasını sağlaması nedeniyle yararlı bir tekniktir (Walsch, 2004). “Crown-down” yöntemi, kullanılan preparasyon tekniği veya eğe tipinden bağımsız olarak etkin bir şekilde, kanal preparasyonuna olanak sağlar. Bununla birlikte, “Crown-down” tekniğinde öncelik koronal kısım genişletildiğinden eğe üzerine binen stres azalacak, bundan dolayı alet kırıkları da azalacaktır. Koronal genişletme ile apikal kısımda eğenin üzerine gelen stresin de azaldığı bildirilmiştir (Gambarini, 2000).

Eğelerin Kullanım Hızı

Kırılma yorgunlukları, eğenin rotasyon esnasında kümülatif bir birikme sonucu meydana gelmektedir (Yao ve ark., 2006). Rotasyon hızının enstrümanların kırılma yorgunlukları üzerine etkisinin olduğu tartışmalıdır (Parashos ve Messer, 2006). Pruet ve ark. (1997) Lightspeed eğelerini farklı hızlarda karşılaştırmış ve rotasyon hızlarının döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığını

göstermiştir. De-Deus ve ark. (2010), ProTaper F2 eğesinin rotasyon hızlarının karşılaştırıldığı çalışmalarında ise düşük hızda çalışılan eğelerin daha fazla rotasyon yaptığı görülmüştür. Pedulla ve ark. (2013b) ise Mtwo eğelerinde hızın döngüsel yorgunluğa karşı anlamlı bir fark oluşturmadığını belirtmişlerdir.

Birçok araştırmacı, rotasyon hızının kurvatürlü kanallarda alet kırılmalarını etkilemesini, kanal duvarı ile eğe arasında oluşan temasın kırılma için yeterli baskı ve gerilme stresi oluşturmasına bağlamışlar ve yüksek hızın materyalin kullanım ömrünü azalttığını bildirmişlerdir (Dietz ve ark., 2000; Li ve ark., 2002; Martin ve ark., 2003). Lopes ve ark. (2009) yüksek hızda eğenin sıcaklığının düşük hıza göre daha çabuk arttığını, bu sıcaklık artışının yüzey geriliminin artışına böylelikle daha erken kırılmalara sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Sterilizasyonun Etkisi

Endodontinin öncelikli amaçlarından biri kök kanal sistemindeki bakterileri elimine etmek ve enfekte olan pulpayı uzaklaştırmaktır. Şekillendirme sırasında kullanılan aletlerin çapraz enfeksiyonu önlemek amacıyla steril edilmeleri gerekmektedir (Fishelberg ve Pawluk, 2004).

Diş hekimliği literatüründe, farklı sterilizasyon yöntemlerinin NiTi alaşımının yapısı üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. Viana ve ark. (2006) kuru ısı, formaldehit buharı ve otoklav kullanmış olup, bu işlemlerin eğelerin elastik özellikleri, esneklik ve yüzeylerinde değişikliğe neden olmadığını bildirmişlerdir. Bergenholtz ve ark. (2009), eğelerin sterilizasyon sonrası klinik performanslarında herhangi bir farklılık gözlemlenmezken; Hilfer ve ark. (2011) ise eğelerin sertliğinde artma, elastikiyette ve kesme etkinliğinde azalma ve yüzeyde pürüzlülükler gibi bir takım değişiklikler gözlemlenmiştir. Otoklavda steril edilmiş eğelerin kırılmaya karşı dirençleri incelendiğinde, sterilizasyon işlemlerinin kırılmaya anlamlı bir şekilde etki etmediği tespit edilmiştir (Hilt ve ark., 2000; Casper ve ark., 2011).

Fabrikasyon İşlemi

NiTi alaşımının fabrikasyon işlemleri sırasında, metal içinde oluşabilecek okside tanecikler NiTi alaşımında zayıflamaya neden olabilir. Döner NiTi aletlerin yüzeyinde oluşan boşlukların alaşım içinde çözünen oksijen, nitrojen, karbon ve hidrojen olduğu düşünülmektedir (Alapati ve ark., 2005). Ayrıca fabrikasyon işlemleri sıklıkla alet üzerinde çatlaklar, oluklar, çukurcuklar oluşmasına neden olabilir (Kuhn ve ark., 2001; Alapati ve ark., 2005). Bu bölgeler stres artırıcı alanlardır ve klinik kullanım sırasında aletin kırılmasına yol açar (Kuhn ve ark., 2001). Bu nedenle bazı üreticiler kimyasal bir yüzey bitirme işlemi (elektropolishing) ile metal yüzeyinin daha düzgün hale gelmesini sağlayarak döner NiTi aletlerin kırılma direncini arttırmaya çalışmışlardır (Tripi ve ark., 2006). Bu işlemle bıçaklar aşırı keskin hale getirilerek tork ihtiyacı azaltılmaktadır. Ayrıca bu işlem sayesinde korozyona karşı direnç artmakta ve metal yüzeydeki çatlaklar mikro düzeyde kalarak deformasyon olasılığı azaltılmaktadır. Ayrıca aletlerin daha esnek, kırılmaya karşı daha dirençli olması ve kesme etkinliğinin artırılması amacıyla yeni üretim şekilleri geliştirilmiştir (Larsen ve ark., 2009).

2007 ve 2008 yılında piyasaya çıkan ikinci nesil NiTi eğelere kadar eğelerin üretilme şekli ve üretildiği metalde büyük bir değişiklik yapılmamıştır. İlk olarak 2007 yılında NiTi alaşım “Dentsply” firması tarafından termal işleminden geçirilmiş ve daha esnek ve kırılmaya karşı daha dirençli olduğu öne sürülen “M-Wire” NiTi alaşım geliştirilmiştir (Larsen ve ark., 2009; Gambarini ve ark., 2011).

2008 yılında ise “SybronEndo” firması daha farklı bir teknoloji ile TF isimli eğe sistemini piyasaya sürmüştür. TF, ham NiTi eğenin ısıtma-soğutma işlemlerinden geçirilmesi ve austenit fazdan R-Fazı isimli ara faza geçmesi ile üretilmiştir. R-Fazında NiTi alaşım bükülebilir hale gelmekte, daha sonra tekrar ısıtma-soğutma işleminden geçerek austenit yapıya geri döndürülmektedir (Gambarini ve ark., 2008b). Üretici firma TF eğelerin geleneksel NiTi alaşım ile üretilen ve yontulma işleminden geçen eğelere göre daha esnek ve kırılmaya karşı daha dirençli olduğunu öne sürmektedir.

Son olarak da “CM” NiTi eğeler piyasaya sürülmüştür. Bu eğelerin materyalin hafıza etkisini kontrol eden bir teknoloji ile üretildiği ve kırılmaya karşı klasik yöntemle üretilen eğelerden daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir (Plotino ve ark., 2011).

Eğelerin Tasarımı

Eğenin kesit şekli ve alanı, döngüsel ve torsiyonel yorgunluğa karşı dirençlerini etkileyen faktörlerdendir. Endodontik eğelerin eğilme özellikleri belirgin şekilde kesitsel tasarımlardan etkilenmektedir. Kesit alanının büyümesi sonucunda eğeler torsiyonel eğilme kuvvetlerine karşı daha dirençli fakat yorulma dayanımına karşı daha az dirençli hale gelmektedir (Parashos ve Messer, 2006).

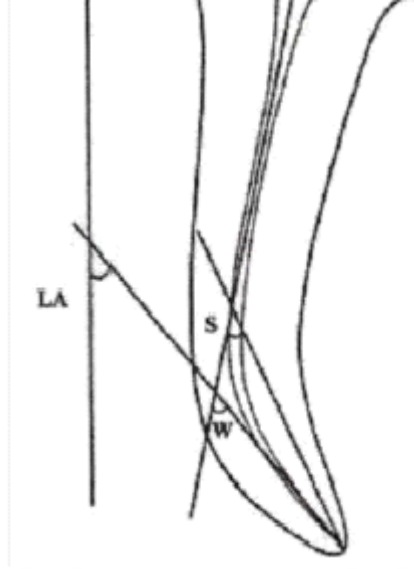
Kullanım Sayısı

Yorulmuş enstrüman büküldüğünde, yüzeydeki çatlaklar ile ilişkili olarak kırıklar ortaya çıkar (Pruett ve ark., 1997). NiTi aletlerin klinik olarak uzun süre kullanımlarının aletin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini anlamlı bir şekilde azalttığı çalışmalarda bildirilmiştir (Gambarini, 2001b; Fife ve ark., 2004; Plotino ve ark., 2006; Aydın ve ark., 2010; Inan ve ark., 2011; Arias ve ark., 2014). Aydın ve ark. (2010) kullanılmış ve kullanılmamış RaCe eğelerini karşılaştırdıkları çalışmada, klinik olarak kullanılan eğelerin 18% -51% arasındöngüsel yorgunluğakarşı dirençlerinin azaldığını bildirmişlerdir. Wolcott ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada, eğelerin 4 kez kullanımına kadar kırılma insidansında bir artma olmadığını belirtmişlerdir. Gambarini ve ark. (2001b) ise kurvatürlü molarlarda eğelerin on kez güvenli olarak kullanılacağını bildirmişlerdir. Fife ve ark. (2004) alet kırılmalarında, uzun süre tekrar kullanılmalarının yanısıra iatrojenik hatalar ve yanlış kullanımlar gibi önemli faktörlerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. Farklı bulgular ve tavsiyeler, NiTi enstrümanların kullanım sayısının enstrümanın özellikleri, kanal morfolojisi ve hekimin becerisine bağlı olduğunu göstermektedir (Parashos ve Messer, 2006). Bunun yanı sıra kırılma sıklıklarını azaltmak için NiTi eğelerini tek kullanımlık olmasını öneren çalışmalarda mevcuttur (Arens ve ark., 2003; Inan ve Gonulol, 2009). Döngüsel yorgunluktan kaynaklanan kırılmalar daha fazla olduğundan eğeler kullanılmadan önce kontrol edilmeli, sarmal yapıları açılan ve deforme olan eğeler kullanılmamalıdır.

Kurvatür Yarıçapı ve Açısı

Döngüsel yorgunluk baskı ve gerilme streslerinin tekrarlanması sonucu oluşmaktadır. Endodontik eğeler kurvatürlü kanallarda dönerken baskı ve gerilme streslerine maruz kalır ve buda eğeler üstünde stres birikimine neden olur. Eğelerin shaftının yarısı kurvatürün dış tarafında gerilmeye, diğer yarısında iç tarafında baskıya maruz kalmaktadır. Böylelikle her bir rotasyon hareketinde eğe üzerinde kurvatürlü kanallarda baskı ve gerilmeler meydana gelmektedir (Pruett ve ark., 1997).

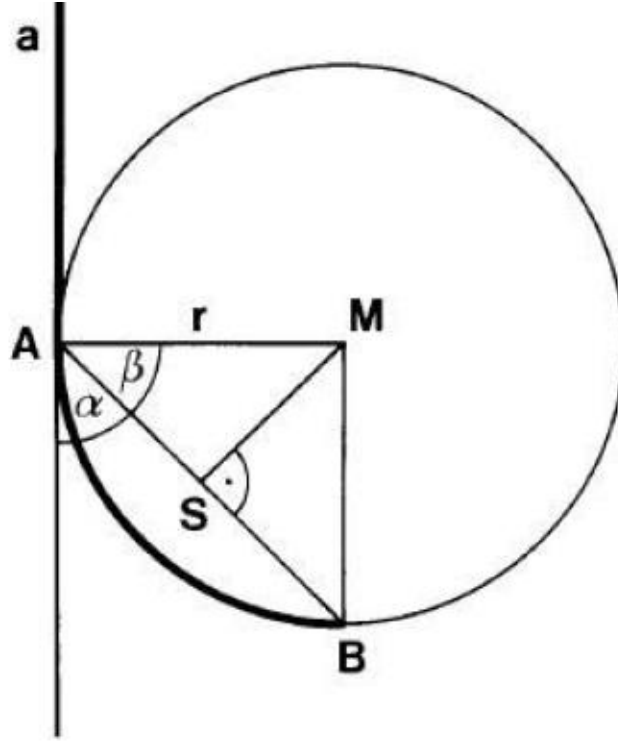
Eğelerin üzerinde oldukça yıpratıcı etkileri bulunan kurvatürlü bölgelerin derecesi 1971 yılında Schneider tarafından belirlenmiş ve bu belirlenen dereceye göre nicel bir zorluk sınıflandırması yapılması amaçlanmıştır. Schneider yönteminde, pulpa odasından itibaren kanalın uzun aksına paralel bir doğru çizilmektedir. İkinci bir doğru foramen apikaleden başlayıp birinci doğrunun kök kanalının gidişini terk ettiği en apikal bölüme doğru çizilmiş ve birinci ve ikinci doğrunun kesiştiği yerdeki açı ölçülüp kanalın kurvatür derecesi olarak belirlenmiştir (Schneider, 1971). Weine (1982), Schneider'in yöntemine bir alternatif metot geliştirerek kök kanalını apikal ve koronal olarak iki farklı bölgede değerlendirmiş, kanalın girişinden itibaren çizdiği doğru ile apikal bölümden başlayarak apikal üçlüye doğru çizdiği doğrunun kesişme noktasında oluşan açıyı kurvatür açısı olarak belirlemiştir. Kurvatür derecesinin belirlenmesinde Hankins ve El Deeb (1996) uzun aks (LongAxis) yöntemini geliştirmiştir. Apikal üçlüde kanal boyunca çizilen doğru ile kökün uzun aksı arasında kalan açı değerlendirilmiştir (Şekil 8).



Şekil 8: W:Weine açısı S: Schneider açısı LA: Uzun Eksen açısı (Günday ve ark.'dan, 2005)

Zaman içerisinde kök kanalında endodontik tedavi yapabilmenin zorluk düzeyi belirlenirken kökün açısal olarak belirlenen eğim derecesi kadar kurvatürün uzunluğunun da önemli olduğu tespit edilmiştir (Pruett ve ark., 1997). Kyomen ve ark. (1994) maksimum kurvatür yüksekliğini, kök kanal kurvatürlerinin ölçümü için parametre olarak tanımlamışlardır.

Pruett ve ark. (1997), “Radius of Curvature” parametresi ile eğimli bölümün uzunluğunu basit bir matematiksel işleme dayandırarak ortaya koymuşlardır. Buna göre, A ve B noktaları arasındaki S mesafesinin uzunluğu ve α açısı, yani Schneider açısı, bilindiği takdirde kurvatür yarıçapı hesaplanabilir (Şekil 9).



Şekil 9: Kurvatür Yarıçapı. a: Kanal eğesi, r: Yarıçap M: Çemberin merkezi A:Kurvatur başlangıç noktası B: Eğe ucu S: Eğe ucu ile kurvatürün başlangıç noktası arası uzaklık α : Schneider açısı

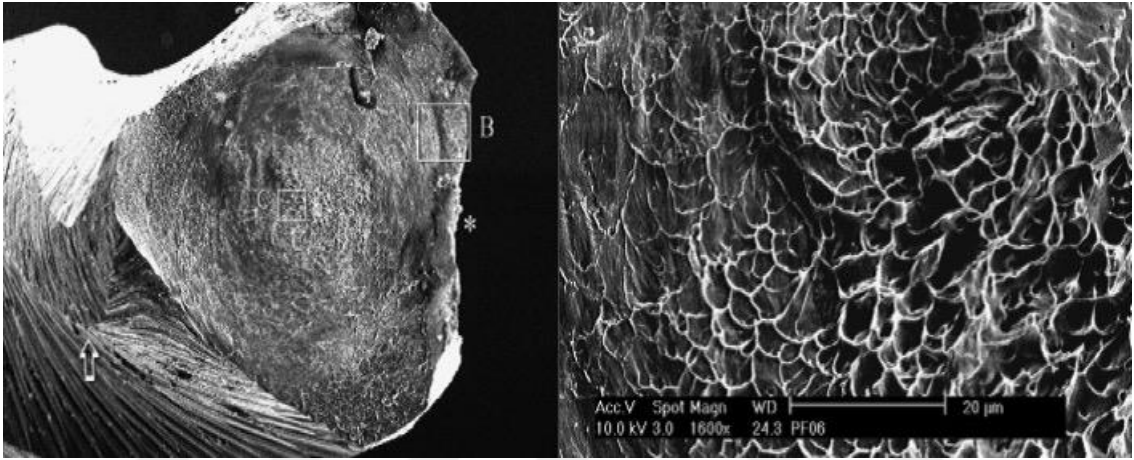
Pruet ve ark. (1997), aynı kurvatür açısına sahip iki dişin farklı kurvatür yarıçaplarına sahip olabileceklerini ve küçük yarıçapa sahip dişte daha fazla döngüsel yorgunluğa maruz kaldığını ve kurvatür yarıçapı ve açının birbirinden bağımsız olduğunu belirtmiş, kurvatür yarıçapı azaldığında alet üzerinde oluşan stres ve gerilmelerin arttığını ifade etmişlerdir. Böylelikle aletlerin yorulmaya karşı dirençleri de azalmaktadır.

2.3.2. Kırılma Çeşitlerine Göre Test Düzenekleri

Torsiyonel Yorgunluk Testleri

ISO/ANSI (American National Standards Institute) standartlarının tanımlamasına göre torsiyonel yorgunluk testi; enstrümanın 3 mm'lik ucu test düzeneğine yerleştirilerek, saat yönünde veya saat yönüne ters yönde bükülmesiyle gerçekleştirilir (ISO 3630-1, 2008).

Kırık parça yüzeyleri SEM (Scanning Electron Microscope) görüntüleri alınarak incelenir. Sattapan ve ark. (2000a) yaptıkları çalışmada; paslanmaz çelik eğeleri torsiyonel yorgunluk testine tabi tutmuşlar ve kırık yüzeylerin SEM görüntülerine bakmışlardır. Görüntülerde, kırık yüzeylerde, aşırı kayma gerilmesine maruz kalınmasından dolayı kırık yüzeyin kenarlarında eğik çukurlaşmalar görülmektedir. Kırık alanına bitişik oluklarda plastik deformasyon oluşumuyla, kırık merkezinde eş merkezli dairelerle çevrilmiş fibröz bir görünüm sergilenmektedir (Şekil:10).



Şekil 10: Torsiyonel kırılmaların SEM üzerindeki görüntülenmesi (Cheung'den, 2009)

Materyal, üzerinde aşırı stres birikmesiyle en son kayma mukavemetini aştığında plastik deformasyona uğrar. Birçok çalışma makroskopik olarak incelenen enstrümanlarda, plastik deformasyon görüldüğü zaman torsiyonel kırılma gerçekleştirdiğini iddia etmektedirler (Sattapan ve ark., 2000a; Parashos ve ark., 2004; Cheung ve ark., 2005). Bununla birlikte torsiyonel kırılma gerçekleşen enstrümanların her zaman plastik deformasyona uğramadığını belirten yayınlar da mevcuttur (Cheung ve ark., 2005; Wei ve ark., 2007).

Döngüsel Yorgunluk Testleri

“Döngüsel yorgunluk”; kurvatürlü kanalda NiTi aletlerin devamlı dönmesi sonucu oluşan kırılma şeklinde tanımlanmaktadır (Sattapan ve ark., 2000a). Eğenin, kurvatürlü kanalda dönmesiyle eğenin yüzeyinde devamlı baskı ve gerilmeler oluşmakta ve burkulmalar görülmektedir. Dönme esnasında burkulmalardan kaynaklanan yorulmaların oluşturduğu kırıklar, NiTi eğelerin klinikte

kırılmalarının %44-91'ini oluşturmaktadırlar (Cheung ve ark., 2005; Spanaki-Voreadi ve ark., 2006; Wei ve ark., 2007).

Birçok kök kanalı belli bir açıda eğimli olduğundan, döner sistem eğelerin kırılmaya eğimli olmaması bir avantajdır. Bu nedenle son yıllarda çeşitli markaların döner NiTi eğeleri için çok sayıda “döngüsel yorgunluğa direnç” çalışması yapılmıştır. Tüm bu çalışmalar, eğenin yorgunluğa bağlı kırılma oluşmadan belli bir eğimdeki yapay kanal içerisinde ne kadar zaman döneceği üzerine kurulmuştur (Cheung, 2009) .

NiTi eğelerin bir kurvatürde döndürülebileceği 4 yöntem bulunmaktadır (Cheung, 2009):

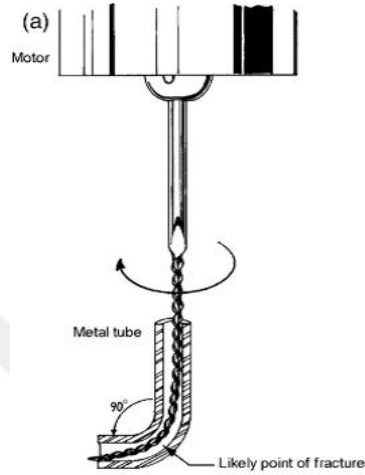
- 1) Eğri metal tüp
- 2) Oluklu iki parçalı bloktan oluşan test düzeneği
- 3) Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği
- 4) Döner bir aleti 3 noktada eğimlendiren düzenek

Eğri Metal Tüp

Serene ve ark. (1995), eğri metal tüplerde sıkışma olmaksızın ilk çıkan NiTi eğelerine rotasyon yaptırılarak kırılmalarını test etmişlerdir (Şekil 11). Yaptıkları çalışmada; NiTi enstrümanların K-Tipi paslanmaz çelik eğelere göre anlamlı derecede kırılana kadar daha fazla rotasyon yaptığı görülmüştür.

Pruett ve ark. (1997), enstrümanların aynı boyutta eğilmelerini sağlamak için eğri metal tüplerin kurvatür yarıçaplarını standardize etmiştir. Bu yöntem diğer araştırmacılar tarafından farklı parametreler eşliğinde kullanılmaktadır. Örneğin araştırmacılar 1mm veya 2 mm çaplı metal tüp kullanırken (Yared ve ark., 2000; Lopes ve ark., 2007) bazı araştırmacılar ise paslanmaz çelik yerine cam tüp kullanmaktadırlar (Anderson ve ark., 2007; Galvao Barbosa ve ark., 2007).

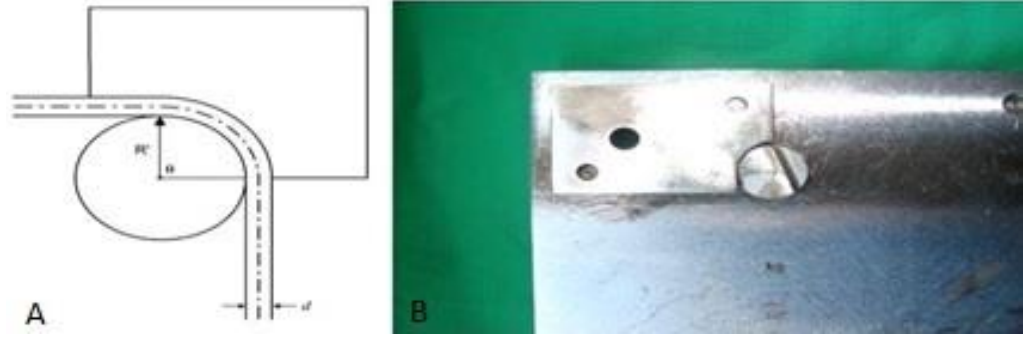
Ancak bu deneysel tasarımın bazı dezavantajları vardır. Aynı tüp eğelerin farklı boyutlarını test etmek için kullanılmaktadır. Küçük numaralı eğeler, tüp içinde daha gevşek durmalarından dolayı daha az gerilmeye uğrarlar. Böylelikle ufak numaralı eğeler orantısız olarak büyük numaralı eğelerden daha uzun ömürlü olduğu sonucunu verebilmektedir (Bahia ve Buono, 2005; Cheung, 2006).



Şekil 11. Eğri metal tüpün görünümü (Cheung'den,2009)

Oluklu 2 Parçalı Bloktan Oluşan Test Düzenegi

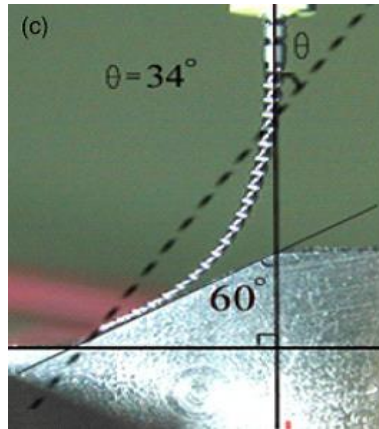
Haikel ve ark. (1999) tarafından NiTi döner sistem eğelerini test etmek için yapılmıştır. Bu sistem; üzerinde yapay kanal görevi gören 'V' şekilli oluk olan 2 parçalı silindirik bloktan oluşmaktadır (Şekil 12). Eğenin bu oluğa yerleştirilerek serbest olarak dönmesi sağlanır. NiTi aletler test edilirken sürtünme dolayısıyla ısı açığa çıkacağından çalışmalarda kayganlaştırıcı kullanılmıştır (Plotino ve ark., 2006; Tripi ve ark., 2006; Inan ve ark., 2007). Bu düzenekte en önemli nokta, eğenin oluğa tam uyumlu olmaması durumunda gerçek kurvatür çapının değişmesiyle eğe yüzeyindeki zorlanma ve eğenin ömrünün etkilenme olasılığıdır (Cheung, 2009).



Şekil 12. Oluklu 2 Parçalı Bloktan Oluşan Test Düzeneği. A. Şematik çizim (Cheung'den, 2009), B. Düzeneğin görüntüsü.

Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği

Li ve ark. (2002) eğilendirilmiş düzleme karşı NiTi eğelerine rotasyon yaptırarak eğelerin döngüsel yorgunluklarını incelemişlerdir (Şekil 13). Metal yüzeyin eğim açısı eğenin eğrilik yarıçapına bağlı olarak değişebilmektedir. Bu test metodu kolay uygulanabilmekte ve endomotorların vertikal 'pecking' hareketini kapsayabilmektedir. Bu test metodunda farklı marka NiTi eğelerin eğrilik yarıçapları değişkenlik gösterdiğinden dolayı yüzey gerilme genliğinin hesaplanması zordur. Böylelikle eğilendirilmiş düzlem açısı ile enstrümanın yorulma ömrü arasında belirli bir ilişki olmadığı belirlenmiştir (Low ve ark., 2006).



Şekil 13. Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği (Cheung'den, 2009)

Dönen Bir Aleti 3 Noktada Eğilendiren Düzenek

Cheung ve ark. (2007a) 2 mm çapında 3 adet düz silindirik şekilli paslanmaz çelik pinler kullanarak eğeleri eğilendirmişlerdir (Şekil 14). 3 noktada eğme aracı dönen enstrümanın eğilmesini etkilemek için kullanılmaktadır. 3 noktalı bükülme testlerinde NiTi tellerin bu şekilde sabitlenerek kullanımının dairesel bir eğrilik oluşturduğu söylenmektedir. Ancak NiTi endodontik eğelerin kesit tasarımları birbirinden farklıdır. Eğelerin farklı bükülme özellikleri ayrıca, aynı eğeninkoronal ve apikal bölgelerindeki bükülme özelliklerinin uyumlu olmaması da eğenin orijinal formundan sapmasına neden olmaktadır.



Şekil 14. Dönen bir aleti 3 noktada eğilendiren düzenek (Plotino ve ark.'dan, 2009)

Döngüsel yorgunluk testleri statik veya dinamik olarak yapılmaktadır. Statik testte; enstrüman sabit uzunlukta aksiyel (ileri-geri) salınım yapmadan dönmektedir. Dinamik testte ise; enstrüman kanal içerisinde ileri-geri hareket etmektedir. Bu ileri-geri hareketin anlamlı bir şekilde aletlerin ömrünü uzattığı bildirilmiştir (Li ve ark., 2002; Yao ve ark., 2006; Ray ve ark., 2007). Statik testte eğe aksiyel (ileri-geri) yönde hareket etmediğinden dolayı eğenin mikroyapısındaki değişikliklere sebep olan baskı ve gerilmelerden kaynaklanan stres değişikliklerinin eğenin tek bir alanında toplanmakta olduğu ifade edilmiştir. Dinamik testte ise; eğe kanal kurvatürü boyunca aksiyel yönde hareket ettiğinden dolayı stresin eğenin şaftı boyunca dağılmasına izin vermektedir. Böylelikle aynı yerde stres yoğunlaşması önleneğenin ömrünün uzadığı iddia edilmektedir (Rodrigues ve ark., 2011; Lopes ve ark., 2013).

NiTi döner sistem eğeler son yıllarda endodonti pratiğinde popülarite kazanmış ve endodontik tedavide standart eğeler olarak kullanıma girmiştir. Klasik yöntemle üretilmiş eğelerin yanı sıra, son yıllarda üretici firmalar daha esnek ve kırılmaya daha dirençli aletler üretebilmek için çalışmaktadırlar. Bu çalışmanın amacı, kök kanallarını şekillendirme esnasında, kanal preparasyonu için tasarlanmış farklı yöntemlerle üretilmiş döner sistem NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma dirençlerini dinamik test ile belirleyip, değerlendirmektir. Böylece kök kanal preparasyonunda kullanılacak döner sistem eğelerin hangisinin daha dayanıklı olduğu, yeni üretim şekillerinin klasik yöntemle üstünlük sağlayıp sağlamadığı araştırılacaktır.



3. MATERYAL VE METOT

3.1 Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda, kök kanal preparasyonunda kullanılmak üzere farklı yöntemlerle üretilmiş olan 25.06 boyutunda 5 farklı döner sistem NiTi eğeleri kullanılmıştır (Tablo 1).

Tablo 1. Çalışmada kullanılan NiTi ege sistemleri ve özellikleri

Döner sistem ege	Üretim Şekli	Boyut	Firma Adı
Mtwo	Geleneksel NiTi	25.06	VDW, Münih, Almanya
RaCe	Elektrokimyasal yüzey işlemi yapılmış NiTi	25.06	FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre
ProTaperNext	M-Wire Teknolojisi	25.06	Dentsply Maillefer, Ballaquiés, İsviçre
Twisted Files	R-Fazı Teknolojisi	25.06	SybronEndo, Orange CA, ABD
Typhoon CM	“Controlled-memory wire” teknolojisi	25.06	Clinician’s Choice Dental Products, New Milford CT, ABD

Bu çalışmada, her bir döner sistem NiTi eğeden 30 adet olmak üzere toplam 150 adet ege kullanıldı (Şekil 15). Bu 30 adet ege ise, kanal kurvatür yarıçapı 2 mm, 5 mm ve 8 mm olan üç ayrı yapay kanalda kullanılmak üzere 3 alt gruba ayrıldı (n=10). Deney grupları Tablo 2’de özetlenmektedir.



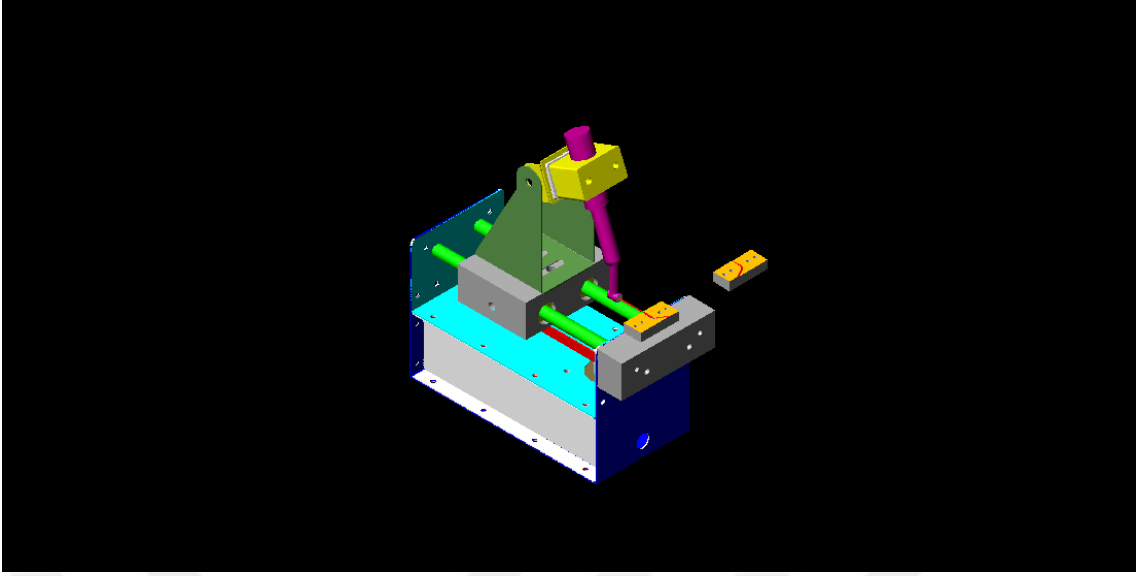
Şekil 15. Çalışmada kullanılan farklı yöntemlerle üretilmiş NiTi sistemleri

Tablo 2. Deney grupları

Grup	Yapay Kanal Yarıçapı (mm)	Döner Sistem NiTi Eğe
1-5	2	Mtwo; RaCe; TF; Typhoon; PTN
6-10	5	Mtwo; RaCe; TF; Typhoon; PTN
11-15	8	Mtwo; RaCe; TF; Typhoon; PTN

3.2 Döngüsel Yorgunluk Test Cihazı

Çalışmamızda kullanılan döner sistem NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini ölçmek amacıyla klinik şartları taklit edecek tarzda bir cihaz tasarlandı (Şekil 16). Sistem, eklenen bir dijital ekran ile istenilen bilgilerin girilebileceği ve eğelerin kırıldığı andaki zamanı saniye cinsinden cihazın ekranına aktaracak şekilde tasarlandı. Cihaz üzerinde eğelerin kaç saniye ileri-geri hareket yapabileceği ayarlanabilmekte, başlangıç noktası hesaplanması ve sensör ayarı yapılabilmektedir. Cihaz, eğe dönmeye başladığı andan kırılana kadar ekranda zamanı saniye olarak göstermekte ve kırıldığı anda durmaktadır.

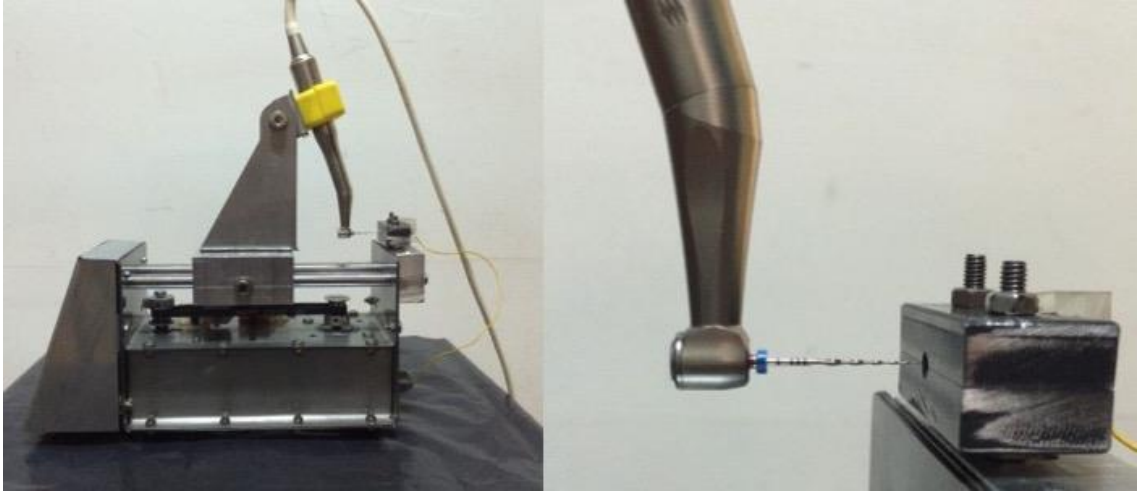


Şekil 16. Döngüsel yorgunluk test cihazının AutoCad bilgisayar programındaki üç boyutlu görünümü

Eğelerin sabitlenerek test işlemine tabi tutulması amacıyla tork ve hız ayarlı 6:1 redüksiyona sahip mikromotor ve angldruva (VDW Silver Reciproc, VDW Münih, Almanya), test cihazına bağlanarak kullanıldı (Şekil 17 ve 18).



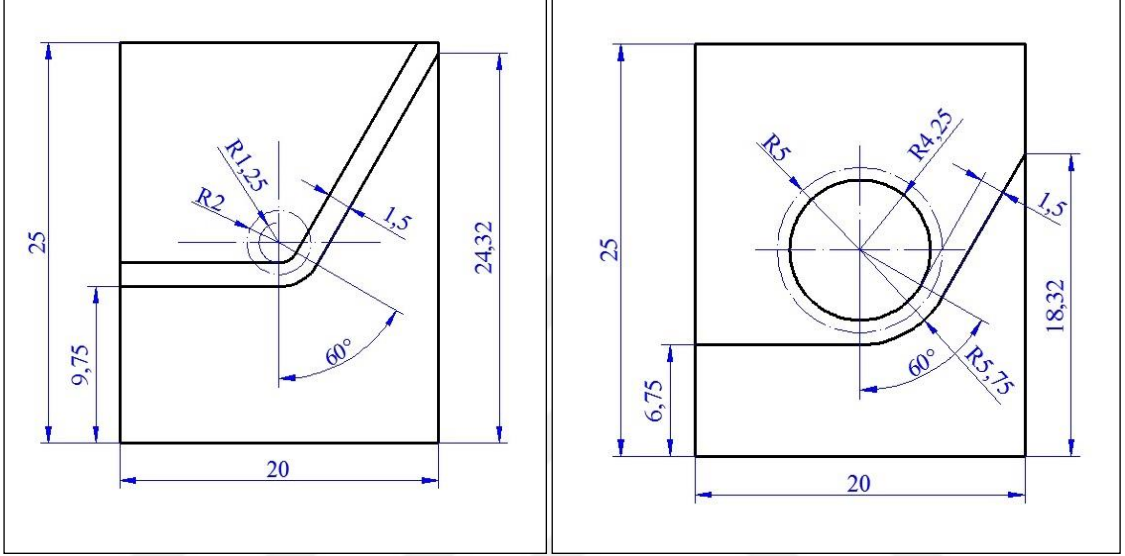
Şekil 17. Döngüsel yorgunluk test cihazı



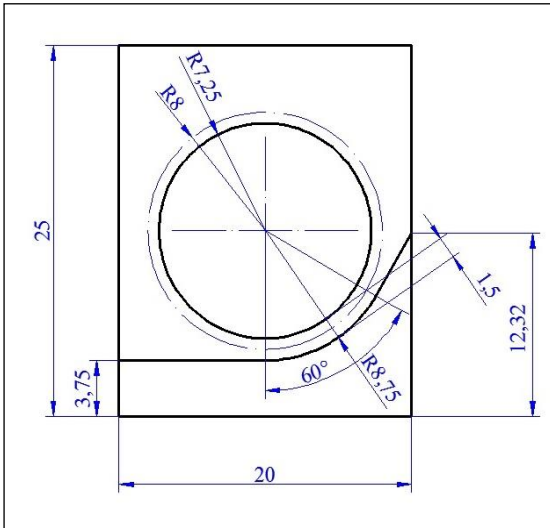
Şekil 18. Döngüsel yorgunluk test cihazı

3.3 Yapay Kanalların Hazırlanması

Çalışmamızda kullandığımız yapay kanalların matematiksel hesaplanması ve çizimi bilgisayar ortamında AutoCad (Autodesk Inc., ABD) programı ile gerçekleştirildi (Şekil 19 ve 20).

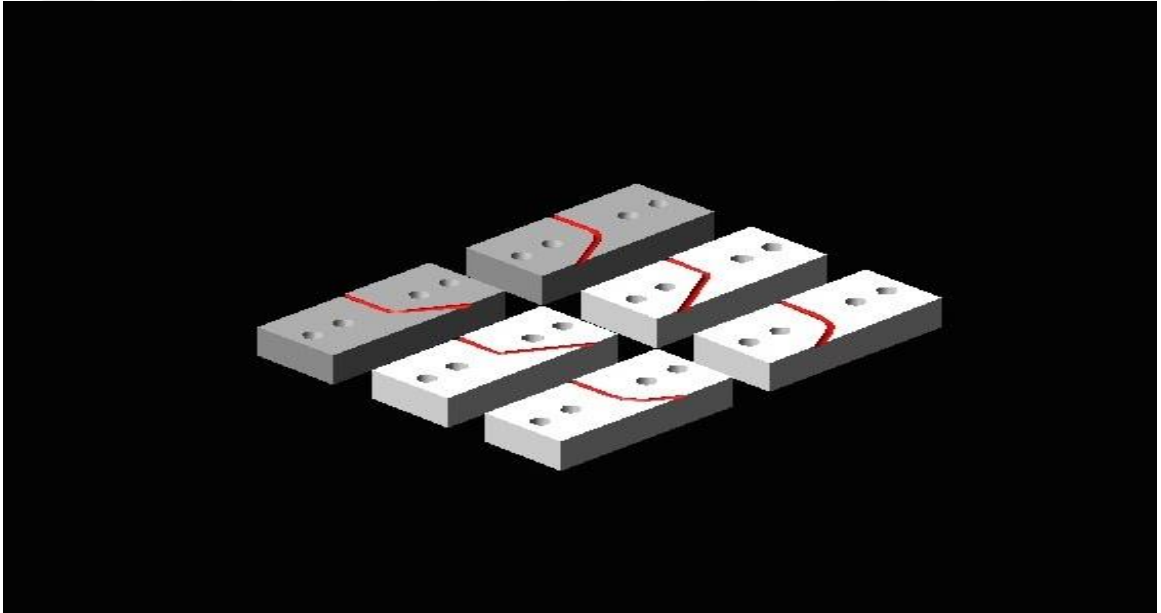


Şekil 19. Kurvatur yarıçapları 2 mm ve 5 mm olan yapay kanalın AutoCad bilgisayar programındaki çizimi



Şekil 20. Kurvatur yarıçapı 8mm olan yapay kanalın AutoCad bilgisayar programındaki çizimi

Yapay kanallar, d6ng6sel yorgunluğun test edilmesi için, eğimli k6k kanal şeklini taklit edecek şekilde aşınmaya dayanıklı paslanmaz elik bloklar içerisinde hazırlandı. CNC makineleri ile cihaz aşındırma yoluyla çalışma için belirlenen kriterlerde ekillendirildi (Şekil 21). Negatif kalıplardan paslanmaz elik bloklar içerisinde yapay kanallar oluşturuldu. Bloklar 2 eş parçanın birbirlerine geçebileceği şekilde yapıldı. Paslanmaz elik blokların kanal eğrilik yarıçapı ve açısı Pruett ve ark. (1997) tarafından belirlenen kriterlere g6re tasarlandı. Çalışmamızda kullanılmak amacıyla, 60⁰ eğrilik açısına ve 2 (14 mm), 5 (17 mm) ve 8 (20 mm) mm yarıçaplarına ve 1,5 mm kanal genişliğine sahip olmak 6zere 3 adet yapay kanal bloğu 6retildi (Şekil 22, 23 ve 24).



Şekil 21. Kanal kurvat6r açısı 60°, kurvat6r yarıçapı 2 ,5 ve 8 mm olan yapay kanalların 3 boyutlu modellenmesi



Şekil 22. Kanal kurtatür açısı 60°, kurtatür yarıçapı 2 mm olan yapay kanal



Şekil 23. Kanal kurtatür açısı 60°, kurtatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanal



Şekil 24. Kanal kurtatür açısı 60°, kurtatür yarıçapı 8 mm olan yapay kanal

3.4 Döngüsel Yorgunluk Testleri

Her ege, kutusundan çıkarıldıktan sonra başka bir işleme tabi tutulmadan 6:1 redüksiyonlu endodontik mikromotor (VDW Silver Reciproc, VDW Münih, Almanya) kullanılarak üretici firmaların önerdiği hızda ve tork değerinde kullanıldı (Tablo 3).

Tablo 3. Çalışmada kullanılan eğeler için üretici firmaların önerdiği hız ve tork değerleri

Eğeler	Dönme Hızı (rpm)	Tork Değeri (Ncm)
Mtwo	280	2,3
RaCe	600	1
Typhoon	400	2-2,75
Twisted Files	500	5
Protaper Next	300	4-5,2

Döngüsel yorgunluk deney düzeneğine sabitlenen aletlere, klinik kullanımı taklit etmek amacıyla 3 mm/sn hızla ileri geri hareketler yaptırıldı. Tüm eğeler, 60° kurvatür açısı ve yarıçapı 2 mm, 5 mm ve 8 mm'lik yapay kanallarda kırılıncaya kadar devamlı rotasyon hareketi ile döndürüldü. Angldruva başlığına yerleştirilen NiTi eğelerin, serbest dönüşünü kolaylaştırmak ve sürtünme kuvvetlerini minimuma indirmek amacıyla paslanmaz çelik blok içindeki yapay kanala akışkanlık derecesi yüksek, sentetik bir yağ olan WD-40 (Milton Keynes, İngiltere) kullanıldı. Kırıldığı zaman cihaz otomatik olarak durdu ve ekrandaki süre saniye cinsinden kaydedildi. Her bir ege için kırılıncaya kadarki tur sayısı aşağıdaki formüle göre hesaplandı:

$$\text{Kırılıncaya kadarki tur sayısı} = \text{Dönme hızı (rpm)} \times \text{Süre (dk)}$$

3.5 Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Kırılan parçalar alet gruplarına göre ayrıldı ve her gruptan 2 ege kırılma tipi açısından SEM cihazı ile incelendi. Bu amaçla Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Ahmet Erdoğan Araştırma Merkezinde bulunan SEM görüntüleme cihazı (Quanta™ 450 FEG, FEI, Oregon, Amerika) kullanıldı. Eğelerin kırık yüzeyi farklı büyütme oranlarında incelendi ve fotoğraflar alındı. SEM fotoğraflarında kırık başlangıç noktaları ve

yorgunluk çizgilerinin varlığı ile kırılmanın döngüsel yorgunluk nedeniyle oluştuğu teyit edildi.

3.6 İstatistiksel Analiz

Elde edilen veriler Ondokuz Mayıs Üniversitesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda IBM SPSS 21 (Chicago, IL, Amerika) istatistik programı kullanılarak analiz edildi. Elde edilen verilere Kolmogorov-Smirnov testi uygulandı ve verilerin normal dağılım gösterdiği gözlemlendi. Daha sonra verilere tek ve çift yönlü varyans analizi ve Tamhane çoklu karşılaştırma testleri uygulandı.



4. BULGULAR

Bu bölümde her bir kurvatür yarıçapında döner sistem NiTi ege grupları arasındaki fark ve her bir NiTi ege grubunun 3 ayrı yapay kanalda kırılıncaya kadarki tur sayıları arasındaki fark incelendi. Her bir kurvatür yarıçapında gruplar arasında fark olup olmadığını tespit etmek amacıyla çift yönlü varyans analizi kullanıldı. Uygulanan tüm testlerde yanılma düzeyi olarak $\alpha = 0,05$ belirlendi. İstatistiksel açıdan anlamlı bir farklılığın göstergesi olarak $p < 0,05$ değeri kabul edildi.

4.1. Kurvatür Yarıçapına Göre NiTi Egelelerin Karşılaştırılması

Çalışmamızda $r=8$ mm yarıçapındaki yapay kanalda kullanılan egelelerin kırılıncaya kadarki tur sayıları Tablo 4’de gösterilmektedir.

Tablo 4. Kanal kurvatür yarıçapı 8 mm olan yapay kanalda döner NiTi egelelerin kırılıncaya kadarki ortalama tur sayıları

Gruplar	Kırılıncaya kadarki ortalama tur sayısı	Standart sapma (\pm)	n
Mtwo	5777,9	615,05	10
PTN	4149,5	772,26	10
TF	4230,5	1240,8	10
Typhoon	25077,33	7554,45	10
RaCe	4396	834,93	10

Varyans analizlerinden sonra ege gruplarının 2’li karşılaştırılması post-hoc testlerden Tamhane testi ile gerçekleştirildi. Bunun sonucunda Typhoon grubundaki egelelerin kırılmaya karşı en dirençli grup olduğu gözlemlendi ve diğer ege grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Mtwo grubundaki egelelerin kırılıncaya kadarki ortalama tur sayıları PTN, RaCe ve TF gruplarından sayısal olarak daha yüksek olmasına rağmen, yalnızca Mtwo-PTN grupları arasındaki fark anlamlı ($p < 0,05$) bulundu. Mtwo-RaCe, Mtwo-TF, TF-RaCe, PTN-TF, PTN-RaCe grupları arasındaki fark ise önemsiz bulundu.

Kanal kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanallarda tüm gruplarda kanal eğriliğindeki artışın, eğelerin kırılma sürelerini azalttığı gözlemlenmiştir (Tablo 5).

Tablo 5. Kanal kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanalda döner NiTi eğelerin kırılıncaya kadarki ortalama tur sayıları ve standart sapmaları

Gruplar	Kırılıncaya kadarki ortalama tur sayısı	Standart sapma (\pm)	n
Mtwo	4691,2	598,35	10
PTN	2717	446,13	10
TF	3775,8	849,83	10
Typhoon	11747,8	3703,95	10
RaCe	3223	585,34	10

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda Typhoon grubundaki eğelerin kırılmaya karşı en dirençli grup olduğu gözlemlendi ve diğer ege grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Mtwo grubunun kırılıncaya kadarki tur sayısı PTN, RaCe ve TF gruplarından sayısal olarak daha yüksek olmasına rağmen, Mtwo-PTN, Mtwo-RaCe grupları arasındaki fark anlamlı ($p < 0,05$); Mtwo-TF grupları arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Bunun dışında, PTN-RaCe ve PTN-TF grupları arasındaki fark da önemsiz bulundu.

Kanal kurvatür yarıçapı 2 mm olan yapay kanallarda tüm gruplarda kanal eğriliğinin artışının, eğelerin kırılma sürelerini azalttığı gözlemlenmiştir (Tablo 6).

Tablo 6. Kanal kurvatür yarıçapı 2 mm olan yapay kanalda döner NiTi eğelerin kırılıncaya kadarki ortalama tur sayıları ve standart sapmaları

Gruplar	Kırılıncaya kadarki ortalama tur sayısı	Standart sapma (\pm)	n
Mtwo	4285,7	1127,97	10
PTN	2641,5	876,5	10
TF	3604,3	717,23	10
Typhoon	7918,9	2209,14	10
RaCe	2236	520,47	10

Gruplar arası farklılıkları belirlemek için yapılan Tamhane testi sonucunda, Typhoon grubundaki eğerlerin kırılmaya karşı en dirençli grup olduğu gözlemlendi ve diğer eğer grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Mtwo grubunun kırılıncaya kadarki tur sayısı PTN, RaCe ve TF gruplarından sayısal olarak daha yüksek olmasına rağmen, yalnızca Mtwo-RaCe grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Mtwo-PTN, Mtwo-TF ve PTN-RaCe grupları arasındaki fark ise önemsizdir. Bunun dışında TF-RaCe grupları arasında da anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$).

4.2. Döner NiTi Eğerlerin Farklı Kurvatür Yarıçaplarında Karşılaştırılması

Tüm eğer gruplarında kanal yarıçapı azaldıkça eğerlerin kırılıncaya kadarki tur sayılarında (kırılma dirençlerinde) azalma tespit edildi. Tur sayılarında azalma tespit edilmesine rağmen Mtwo (Tablo 7) ve TF (Tablo 8) eğer grupları farklı kurvatür yarıçapları arasındaki kırılma dirençleri bakımından anlamlı bir fark olmadığı görüldü.

Tablo 7. Mtwo döner sistem NiTi eğerlerin farklı kurvatür yarıçaplarındaki kırılma direnci

Kanal kurvatür yarıçapı (mm)	Ortalama	Standart sapma(\pm)	n
2	4285,7	1127,97	10
5	4691,2	598,35	10
8	5777	615,05	10

Tablo 8. TF döner sistem NiTi eğerlerin farklı kurvatür yarıçaplarındaki kırılma direnci

Kanal kurvatür yarıçapı (mm)	Ortalama	Standart sapma(\pm)	n
2	3604,3	717,23	10
5	3775,8	849,8	10
8	4230,5	1240,75	10

PTN (Tablo 9) eğer grubunun 8mm-5mm, 8mm-2mm'lik kanallar arasında anlamlı ($p < 0,05$) fark görülürken 5mm-2mm'lik kanallar arasındaki fark önemsiz bulundu.

Tablo 9. PTN döner sistem NiTi eğelerin farklı kurvatür yarıçaplarındaki kırılma direnci

Kanal kurvatür yarıçapı (mm)	Ortalama	Standart sapma(\pm)	n
2	2641,5	876,5	10
5	2717	446,13	10
8	4149,5	772,25	10

Typhoon (Tablo 10) ve RaCe (Tablo 11) eğe grubunda 8mm- 2mm'lik kanallar arasında anlamlı ($p < 0,05$) fark var iken 8mm-5mm ve 5mm-2mm'lik kanallar arasındaki fark önemsiz bulundu.

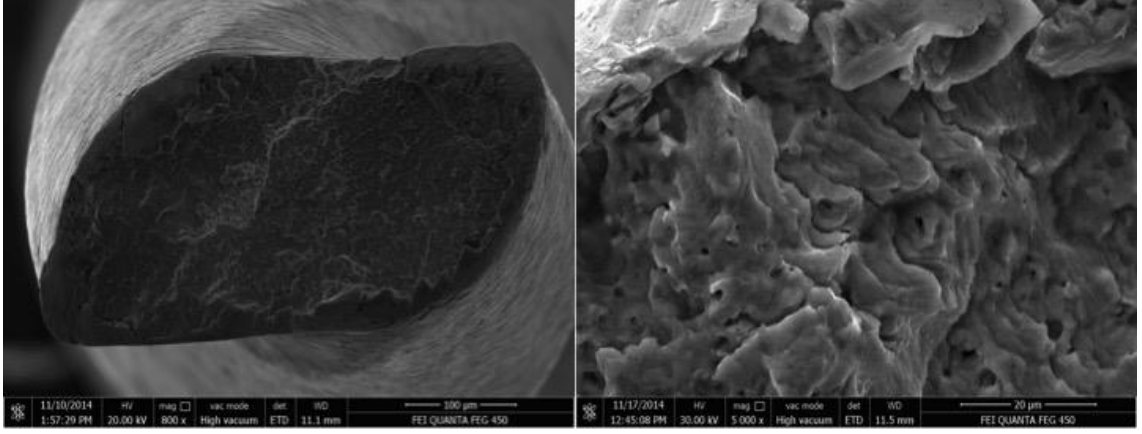
Tablo 10. Typhoon döner sistem NiTi eğelerin farklı kurvatür yarıçaplarındaki kırılma direnci

Kanal kurvatür yarıçapı (mm)	Ortalama	Standart sapma(\pm)	n
2	7918,9	2209,14	10
5	11747,8	3703,95	10
8	25077,33	7554,45	10

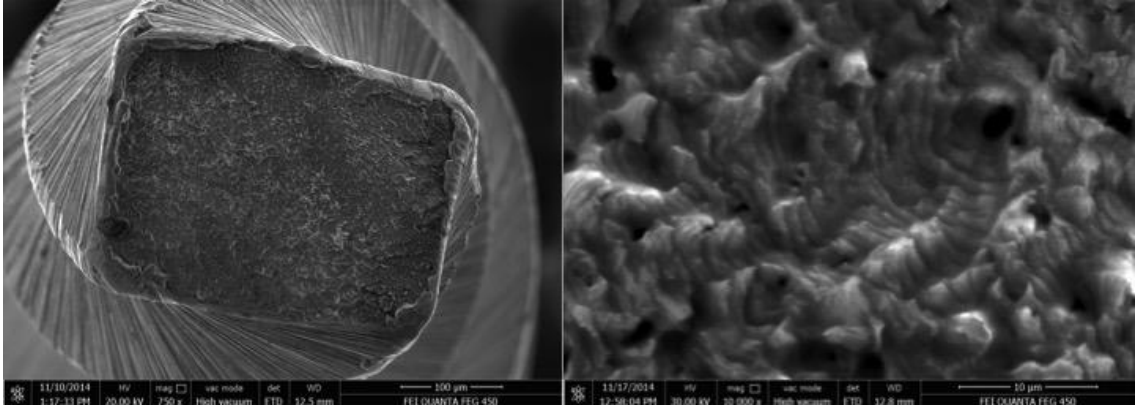
Tablo 11. RaCe döner sistem NiTi eğelerin farklı kurvatür yarıçaplarındaki kırılma direnci

Kanal kurvatür yarıçapı (mm)	Ortalama	Standart sapma(\pm)	n
2	2236	520,47	10
5	3223	585,34	10
8	4396	834,93	10

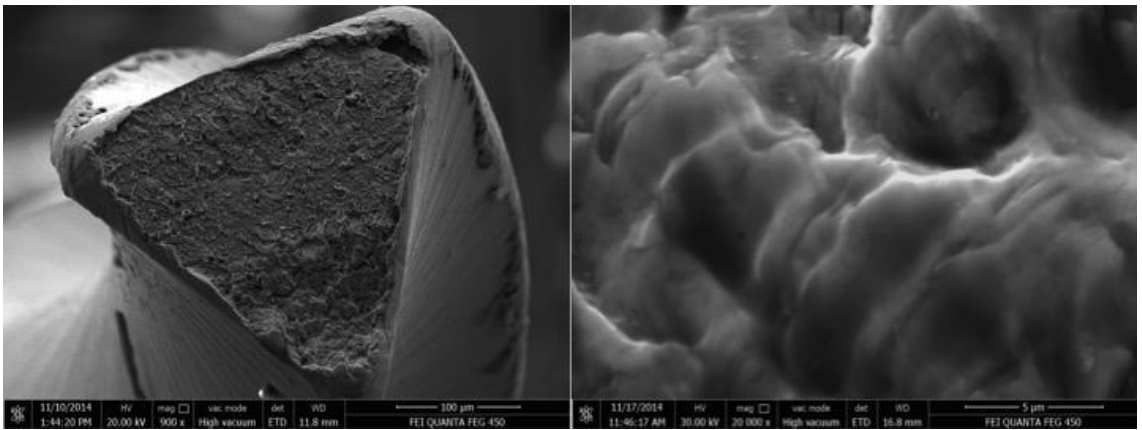
Gruplardan alınan tarama elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinde ise yorgunluk çizgileri gözlemlendi ve eğelerin döngüsel yorgunluk sonucunda kırıldıkları teyit edildi (Şekil 25,26,27,28,29).



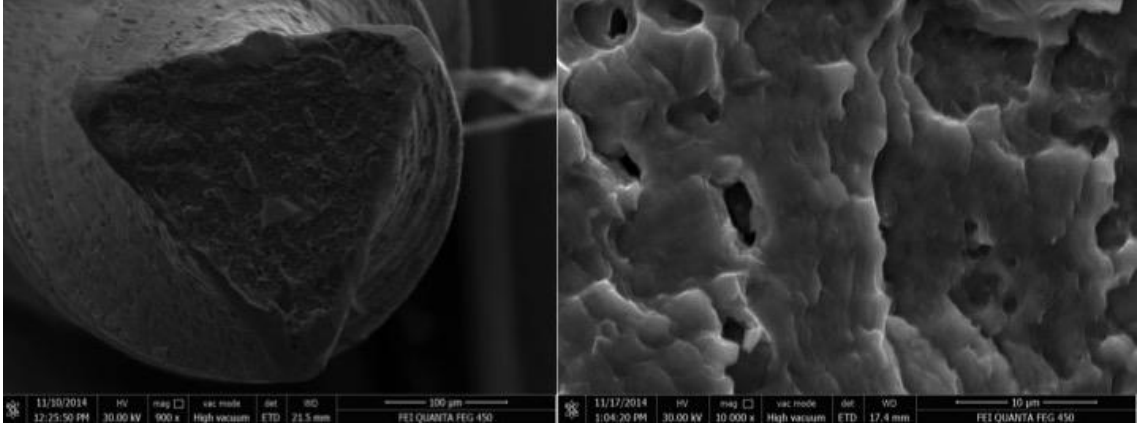
Şekil 25. Kırılan Mtwo egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (800X ve 5000X büyütmelerde)



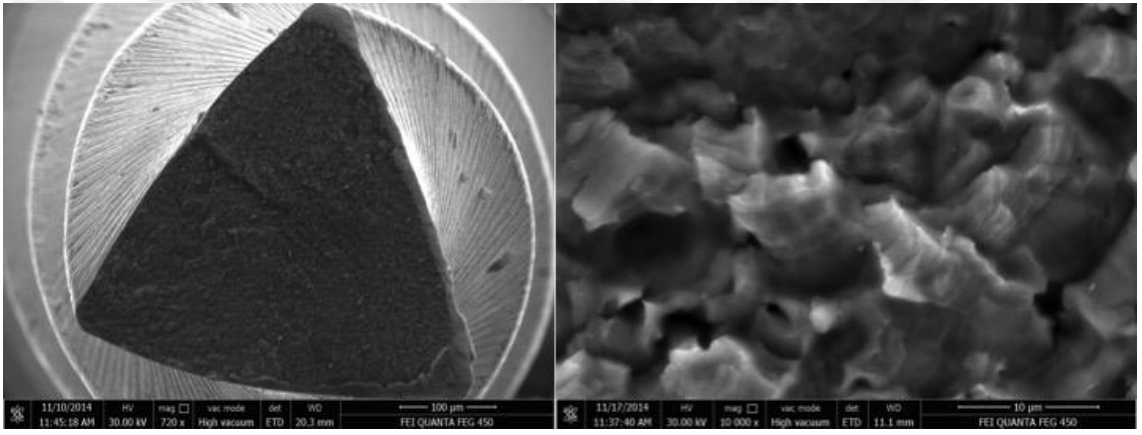
Şekil 26. Kırılan PTN egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (750X ve 10.000X büyütmelerde)



Şekil 27. Kırılan RaCe egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (900X ve 20.000X büyütmelerde)



Şekil 28. Kırılan TF eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (900X ve 10.000X büyütmelerde)



Şekil 29. Kırılan Typhoon eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (720X ve 10.000X büyütmelerde)

5. TARTIŞMA

Kök kanal sistemindeki mevcut olan mikrobiyal patojenleri uzalaştırmak için yapılan kök kanal preperasyonları kanal tedavisinin en önemli basamaklarından birisidir. Kanal dezenfeksiyonu; medikamanlar ve irrigasyon ajanlarıyla sağlanmaktadır. Kök kanal preperasyonu ile medikamanların kök kanallarına rahatça uygulanması ve irrigasyon solüsyonlarının kök kanal boşluğuna daha iyi ulaşması sağlanmakta ve kök kanal dolgu materyali için boşluk hazırlanmış olmaktadır (Cheung, 2007).

Kök kanal preperasyonu için kullanılan eğeler paslanmaz çelikten ve NiTi'den yapılmaktadır. Paslanmaz çelik eğeler genellikle manuel olarak kullanılmaktadır. Paslanmaz çelik eğelerin kırılmadan önce elastik limiti aşarak deforme olmakta ve hekim tarafından sarmal yivlerin aralarının açıldığı, büküldüğü görülmektedir (Gutmann ve Lovdahl, 2011). NiTi eğeler, paslanmaz çelik eğelerde görülen problemleri azaltmak amacıyla geliştirilmiştir (Haikel ve ark., 1999). NiTi eğeler, paslanmaz çelik eğelere göre daha esnektir ve daha az kanal transportasyonu ve basamak oluşturmakta, daha hızlı ve etkili preperasyon sağlamaktadır. Bu esnekliğe rağmen NiTi'lerde eğe kırılması sıkça karşılaşılan bir sorundur (Gutmann ve Lovdahl, 2011). Alet kırıkları; kullanım sayısına, tasarımına, üretim şekline, hızına, torkuna preperasyon esnasındaki baskı ve gerilmelere, kurvatür açısı ve yarıçapına, sterilizasyon tekniğine ve hekimin kullanım deneyimi ile bağlı olarak ilişkilendirilmektedir (Hülsmann ve ark., 2005).

5.1. Döngüsel Yorgunluk Test Sisteminin Seçimi

Kanal preperasyonu sırasında oluşan alet kırılmaları döngüsel veya torsiyonel yorgunluk ya da her ikisinin birleşiminden kaynaklanabilmektedir (Wei ve ark., 2007). Klinik kullanım esnasında alet kırılmalarının en önemli sebeplerinden biri materyalin yorgunluğudur (Plotino ve ark., 2009). Bir aletin, son dayanma gücü aşırsa veya bir çatlak, kalan sağlam materyal kesitinin normal kullanım yükünün dayanımının üzerine çıkarsa, o alet kırılacaktır. NiTi döner eğeler, sürekli döngüsel bir yüklemeye tabi tutulduğunda, yük değişimleriyle birlikte belirli bir döngü sayısından sonra kırılma meydana gelmektedir. Uygulanan yükün eğe üzerindeki değişken dağılım büyüklüğü, tek bir uygulamada görünür bir fiziksel defektin

oluşumuna yetmeyecek kadar küçük boyutlu olabilir. Alet üzerinde meydana gelen hasar, eğerin sonuçta kırılmasına sebep olan kümülatif mikroyapısal değişimleri içermektedir. Sattapan ve ark. (2000a) kırılan eğerlerin kırılma çeşitlerini değerlendirmişler % 55,7'nin torsiyonel kırılma ile % 44,3'ünün döngüsel yorgunlukla kırılmalarının gerçekleştiğini, bunun sebebi olarak, klinik kullanım esnasında küçük numaralı eğerlerin apikalde torsiyona daha az dirençli olduğundan kaynaklandığını belirtmişlerdir. Peng ve ark. (2005) kırılan eğerleri analiz ettikleri çalışmada kırılma çeşidinin çoğunlukla döngüsel yorgunluktan kaynaklandığını tespit etmişlerdir. Cheung ve ark. (2005) klinik kullanım esnasında kırılan eğerlerin %93'ünün döngüsel yorgunluktan kaynaklandığını belirtmişlerdir. İnan ve Gönülol (2009) ise kullanım esnasında kırılan eğerlerin %71.58'inin döngüsel yorgunluktan kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA), paslanmaz çelik eğerlerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğunu değerlendirmek amacıyla mekanik test prosedürlerini ortaya koyan No:28 şartnamesini hazırlamıştır. Aynı testler ISO tarafından 0.2 koniklik açısına sahip paslanmaz çelik el eğerlerinde de kullanılmıştır. Günümüzde birçok döngüsel yorgunluk testi uygulanmaktadır. Bugüne kadar döner NiTi eğerlerin döngüsel yorulmaya bağlı dirençleriyle ilgili herhangi bir test tarif edilmemiştir. ISO ve ADA halen büyük koniklik açısına sahip döner NiTi eğerlerle ilgili bir test standardı geliştirmek için çalışmaktadırlar. Üreticiler, bilim adamları ve klinisyenler eğerlerin güvenli ve etkili klinik kullanımı için böyle bir teste ihtiyaç duymaktadırlar. Böylece döner NiTi eğerlerin mekanik özellikleri ile ilgili net bilgiler elde edilecek ve deneysel değerlendirmeler herkes tarafından kabul edilebilir olacaktır (Plotino ve ark., 2009).

Günümüze kadar yapılan birçok döngüsel yorgunluk çalışması, iyi kontrol edilen deney şartları altında statik bir model kullanılarak yapılmıştır. Bununla birlikte, klinik şartların daha tatminkar bir benzerini taklit etmesi bakımından, aksiyel hareketi de içeren dinamik bir çalışma modelinin kullanılmasının daha iyi sonuçlar sağlayacağı düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalarda eğerlerin marka ve üretim şekillerine bakılmaksızın dinamik testin statik teste göre eğerlerin kırılma sayısına kadarki tur sayılarını anlamlı derecede arttırdığı bildirilmiştir (Li ve ark., 2002; Lopes ve ark., 2010a; Rodrigues

ve ark., 2011; Lopes ve ark., 2013). Statik test modelinde eğe aksiyel (ileri-geri) olarak hareket etmediğinden baskı ve gerilme stresleri tek bir alanda toplanmaktadır. Bu kümülatif stresler mikroyapısal değişiklikleri indüklemektedirler. Dinamik test modelinde ise eğe aksiyel olarak hareket ettiğinden stress eğenin şaftı boyunca dağılmaktadır. Araştırmacılar, bu stress birikiminin önlenmesi ile eğenin kırılmaya karşı direncinin güçlendiğini belirtmektedirler (Galvao Barbosa ve ark., 2007; Rodrigues ve ark., 2011; Lopes ve ark., 2013). Bu nedenle, birçok çalışma, döngüsel yorgunluk testlerini dinamik test modeli üzerinde gerçekleştirmişlerdir (Li ve ark., 2002; Yao ve ark., 2006; Galvao Barbosa ve ark., 2007; Ray ve ark., 2007; Kramkowski ve Bahcall, 2009; Lopes ve ark., 2010a; Rodrigues ve ark., 2011; Lopes ve ark., 2013).

Dinamik test modellerinde, eğelere uygulanan ileri-geri (pecking motion) hareketinin eğelerin kırılmalarını engellemede önemli bir yeri olduğu çalışmalarda vurgulanmıştır (Dederich ve Zakariasen, 1986; Li ve ark., 2002; Yao ve ark., 2006). Li ve ark. (2002) klinik koşulları taklit etmek ve aleti esnek pozisyonda tutmak amacıyla ileri-geri mesafenin 1, 2 ve 3 mm ile sınırlandırılması gerektiğini belirtmişlerdir. İleri-geri hareketinin mesafesi arttıkça aletin kırılmasına kadar oluşan zamanının da arttığı belirtilmiş ve ileri-geri hareket esnasında, alet kurvatürlü kanalda daima stress altında olduğundan, ileri-geri mesafenin artmasıyla aletin yüksek stres alanlarının olduğu bölgelere geçiş sürelerinin de artacağı ifade edilmiştir. Genellikle yapılan çalışmalarda, dinamik test modellerinde ileri-geri mesafeyi saniyede 3 mm olarak belirlenmiştir (Yao ve ark., 2006; Ray ve ark., 2007). Biz de çalışmamızda klinik kullanımı taklit eden dinamik döngüsel yorgunluk test cihazını kullandık ve ileri-geri hareket yapan mesafeyi 3 mm olarak belirledik.

5.2. Yapay Kanalların Seçimi

Yapay kanalların, döngüsel yorgunluk testinde kullanılacak eğelere göre standart oluşturarak yapılması, döngüsel yorgunluk testinin doğru ve güvenilir bir şekilde gerçekleşmesi için önemlidir. Döngüsel yorgunluk testleri için çekilmiş diş örnekleri, klinik şartları daha iyi yansıtmalarına rağmen, çalışmaların amacı NiTi eğelerin fiziksel özelliklerini tam olarak incelemek olduğundan çekilmiş dişler ideal bir model oluşturamamaktadırlar. Çünkü anatomik olarak herhangi iki kök kanalı hiçbir zaman özdeş değildir (Plotino ve ark., 2009). Yapılan çalışmalarda, çekilmiş dişler dışında bir model seçilmesinin nedeni, mevcut koşulları mümkün olduğu kadar

standardize etmek ve döngüsel yorgunluk dışında, deneyin amacını etkileyen diğer parametrelerin etkisini minimuma indirmektir (Yared ve ark., 1999).

Yapılan çalışmalarda araştırmacılar, yapay kanal olarak iç çapları, kanal eğrilik açıları ve yarıçapları farklı cam tüp (Anderson ve ark., 2007; Galvao Barbosa ve ark., 2007), eğri metal tüp (Pruett ve ark., 1997; Yared ve ark., 1999; Yared ve ark., 2000; Chaves Craveiro De Melo ve ark., 2002; Yao ve ark., 2006; Lopes ve ark., 2007; Bui ve ark., 2008), oluklu bloklar (Haikel ve ark., 1999; Gambarini, 2001b; a; Fife ve ark., 2004; Inan ve ark., 2007) kullanmışlardır. Bazı araştırmacılar ise; çalışmalarında eğik düzlemden yararlanmışlardır (Li ve ark., 2002; Kitchens ve ark., 2007; Peters ve ark., 2007; Ray ve ark., 2007).

Anderson ve ark. (2007) cam tüpleri alev yardımıyla bir metal silindirin etrafında bükmüş ve kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanallar elde etmişlerdir. Bu çalışmada, maksimum kurvatür noktası eğenin ucundan 5 mm uzaklıkta ve kurvatür açıları 45^0 ve 90^0 olacak şekilde tasarlanmıştır. Barbosa ve ark. (2007) ise kurvatür yarıçapı 5 mm ve 45^0 kurvatür açısına sahip olan cam tüp kullanmışlardır.

Eğri metal tüp şeklindeki deney düzeneği ilk olarak Pruett ve ark. (1997) tarafından kullanılmıştır. Yapay kanallar 0,83 mm iç çapa sahip 18 G (gauge) paslanmaz çelik iğnelere yapılmıştır. Kurvatür açısı 30^0 , 45^0 ve 90^0 ve yarıçapı 2 mm ve 5 mm olan bu kanallarda eğenin ucundan maksimum kurvatüre olan uzaklık 7 mm olarak hesaplanmıştır. Yao ve ark. (2006) iç çapı 2 mm olan paslanmaz çelik tüplerden kanal kurvatür açısı 60^0 ve yarıçapı 5 mm olan kanallar elde etmişlerdir. Lopes ve ark. (2007) iç çapı 1,04 mm ve kurvatür yarıçapı 6 mm olan yapay kanallar kullanmışlardır. Kanalların 10,6 mm'lik kısmı düz, 9,4 mm'lik kısmı ise eğimli olacak şekilde toplam 20 mm uzunluğuna sahip yapay kanallar tasarlanmıştır. Bui ve ark. (2008) yapmış oldukları çalışmada 16 G paslanmaz çelik iğnelere yapılmış 30^0 , 45^0 ve 60^0 kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanallar kullanmışlardır.

Eğri metal tüp kullanımında; ege uyumunun iyi olmadığı kanallarda eğenin boşlukta titremesi ve bunun da stresin boyutunda değişime ve sonuçlarda farklılığa sebep olma durumu yaşanmaktadır. Küçük numaralı eğeler, tüp içinde daha gevşek durmalarından dolayı daha az gerilmeye uğramaktadır. Böylelikle ufak numaralı

eğeler oransız olarak büyük numaralı eğelerden daha uzun ömürlü olduğu sonucunu vermektedir (Bahia ve Buono, 2005).

Konkav oluklu bloklar ise, yapay kanalları taklit ederek eğelere rehberlik etmektedirler. Eğenin cihazın içindeki derinliğini kontrol etmek güçtür. Bu düzenekte en önemli nokta, aletin oluğa tam uyumlu olmaması durumunda gerçek kurvatür çapının değişmesiyle alet yüzeyindeki zorlanma ve aletin ömrünün etkilenme olasılığıdır (Cheung, 2007). Haikel ve ark. (1999) tarafından ilk olarak NiTi eğelerini test etmek amacıyla denenmiştir. 5 ve 10 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip 'v' şekilli oluk olan 2 parçalı silindir bloklar kullanılmıştır. Gambarini ve ark. (2001b) 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip üzerinde yapay kanal görevi gören 'V' şekilli oluk olan 2 parçalı silindir blok sistemini tasarlamışlardır. İnan ve ark. (2007) ise 5 ve 10 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip 2 parçalı silindir blok sistemini kullanmışlardır.

Eğik düzlem kullanılarak yapılan döngüsel yorgunluk testi çalışmalarında, düzleme karşı NiTi eğelerine rotasyon yaptırılarak eğelerin döngüsel yorgunlukları hesaplanmaktadır. Bu düzenek kolay oluşturulmakta ve vertikal olarak ileri-geri hareketi gerçekleştirmektedir. Bu düzenekte, kurvatür açısı markalara göre değişebileceğinden yüzey gerinim genliğinin hesaplanması zordur. Bununla birlikte, eğik düzlemin açısı ile aletin yorulma ömrü arasında bir ilişki bulunmamıştır (Cheung, 2007). Li ve ark. (2002) 37⁰, 40.5⁰, 45⁰ ve 48⁰'lik kurvatür açısı oluşturarak eğeleri statik ve dinamik olarak 3 farklı hızda rotasyon hareketi yaptırarak eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarını incelemişlerdir. Ray ve ark. (2007) yapmış oldukları çalışmada eğeleri 15⁰'lik kurvatür açısı ile eğimli düzlemde saniyede 1,5 mm'lik aksiyel hareket ile test etmişlerdir. Kitchens ve ark. (2007) 25⁰, 28⁰ ve 33,5⁰'lik kurvatür açıları ile eğelerin eğik düzlemde döngüsel yorgunluklarını incelemişlerdir.

Kanalın eğimli kısmında eğe üzerine gelen baskı ve gerilme kuvvetlerinin büyüklüğü, kurvatürlü kanalların geometrik özelliklerine (yarıçap uzunluğu, açısı, ark boyutu ve konumu) bağlıdır (Rodrigues ve ark., 2011). Kök kanalında meydana gelen gerilme kuvvetleri kök kanalının en fazla eğim gösterdiği bölgede yoğunlaşan uygulama kuvvetlerine bağlıdır. Böylelikle, eğe üzerine gelen stresler en yoğun olarak kanalın kurvatürlü bölgesinde oluşmaktadır. Çalışmalar, kanal kurvatür açısı (Pruett ve ark., 1997; Martin ve ark., 2003; Bui ve ark., 2008; Bhagabati ve ark., 2012) ve

kurvatür yarıçapı değişiminin eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarını etkilemekte önemli bir yere sahip olduğunu belirtmiştir (Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999; Zelada ve ark., 2002; Grande ve ark., 2006; Inan ve ark., 2007; Castello-Escriva ve ark., 2012).

Çalışmamızda, paslanmaz çelik bloklar içerisinde yapay kanallar oluşturuldu. Bloklar 2 eş parçanın birbirlerine geçirilebileceği şekilde yapıldı. Paslanmaz çelik blokların kanal kurvatür yarıçapı ve açısı Pruet ve ark. (1997) tarafından belirlenen kriterlere göre tasarlandı. Çalışmamızda, yapay kanalların kurvatür açısı 60^0 , kurvatür yarıçapları ise zorluk derecesine göre 2 mm (zor, eğri), 5 mm (orta) ve 8 mm (düz) olarak belirlendi. Bu çalışmada, kurvatür açısı sabit tutularak kurvatür yarıçapı değişiminin eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıkları üzerine olan etkisinin görülmesi amaçlanmıştır. Yapay kanalların uzunlukları; standardizasyonu sağlamak amacıyla kanalların eğimli kısmına kadar eşit tutulmuş ve 10 mm olarak hesaplanmıştır. Çünkü kanalın düz gelen kısımlarında eğe üzerine herhangi bir stres gelmemekte ve eğenin döngüsel yorgunluğunu etkilememektedir. Yarıçapların uzunluğuna göre kalan eğimli kısımların uzunlukları değişmektedir. Böylelikle eğimli kanalların eğim farklılıklarından kaynaklanan eğelerin kırılmaları üzerine oluşan streslerin yansımaları daha net görülmektedir. Kanalların diğer parametreleri sabit olduğundan sadece eğimli kısımların yarıçapları farklı olduğundan çalışmamızda kurvatür yarıçapının önemini ortaya çıkarmaya çalıştık.

Haikel ve ark. (1999) enstümanın genişliği; taperı, büyüklüğü, eğenin yorulma ömrünü anlamlı derecede etkilediğini belirtmektedirler. Kanaldaki maksimum eğilme noktasındaki genişlik arttıkça eğenin kırılma zamanı azalmaktadır. Yazarlar bu durumu, eğenin taperı ve büyüklüğünün artmasının aletin yaşam ömrünü kısalttığı yönünde değerlendirmektedir (Haikel ve ark., 1999; Gambarini, 2001b). Sonuç olarak eğelerin kırılma sıklıkları; eğelerin dizaynına (taper, büyüklüğü, yüzey özellikleri, sarmal sayısı), üretim şekline, enstrüman tekniğine ve kanalların anatomik özelliklerinin hepsine birden bağlıdır (Ray ve ark., 2007).

5.3. NiTi Eğelerin Döngüsel Yorgunluğa Karşı Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması

NiTi eğelerin kök kanal tedavilerinde preparasyon amacıyla kullanımına başlanılmasından beri, eğelerin kanal içerisinde kırılması endodontik tedavinin başarısı için önemli bir sorun olmaktadır. İdeal kök kanal eğeleri esnek ve kırılmaya karşı dirençli olmalıdır. Eğelerin kırılma sorununu azaltmak amacıyla üretici firmalar aletlerin tasarımında, kullanım şeklinde ve üretim yöntemlerinde değişiklikler oluşturmaktadırlar.

Geleneksel yöntemle üretilen eğelerde, fabrikasyon işleminden geçirildikten sonra eğenin yüzeyinde oluk ve çatlaklar meydana gelebilmekte ve eğenin yapısının bozulmasını tetikleyerek kırılmalara sebep olabilmektedir (Cheung ve ark., 2005). Bu yorulma çatlakları, genellikle eğenin çalışma yüzeyinde oluşmaktadır. Yüzeydeki pürüzlülüklerin giderilmesi ile eğelerin çatlak başlangıç noktaları engellenmekte ve yorulmaya dirençleri arttırılmış olmaktadır (Cheung ve ark., 2007). Elektropolishing uygulanması ile yüzeydeki pürüzlülükler yok edilerek eğelerin kullanım ömürlerinin arttırıldığı çalışmalarda belirtilmiştir (Tripi ve ark., 2006; Anderson ve ark., 2007). Cheung ve ark. (2007b) ise yüzeye elektropolishing uygulamasının eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini arttırmadığını belirtmişlerdir.

Tripi ve ark. (2006) RaCe eğelerini elektropolishing uygulanmış ve uygulanmamış olarak karşılaştırmışlar ve elektropolishing uygulanan eğelerin anlamlı olarak daha dayanıklı olduklarını tespit etmişlerdir. Barbosa ve ark. (2008) elektropolishing uygulanmış ve uygulanmamış 25/0.6 K3 eğelerini, 45⁰ kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanalda döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışma sonucunda elektropolishing uygulanmış eğeler ile uygulanmamış eğeler arasında döngüsel yorgunluğa direnç açısından anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişler, bu bulguları SEM görüntüleri ile de desteklemişlerdir. Bui ve ark. (2008) ise Profile 25/0.4 eğelerini elektropolishing uygulanmış ve uygulanmamış olarak karşılaştırmışlar ve elektropolishing uygulanan eğelerin anlamlı derecede döngüsel yorgunluğa karşı daha az dayanıklı olduğu tespit edilmiştir. Yazar bu sonucu, elektropolishing uygulamasının hassas bir işlem olduğunu ve farklı marka eğelerin, mekanik özellikleri üzerinde değişik etkiler yaratabileceğini belirtmişlerdir.

Lopes ve ark. (2010); RaCe eğe grubunun yeni nesli olan, koniklik, alet sıralamasında farklılık gösteren BioRace BR5C eğelerinin elektropolishing uygulanmış ve uygulanmamış olarak oluşturulan eğe gruplarının döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırarak değerlendirmişlerdir. Elektropolishing uygulanmış BR5C eğe grubu, elektropolishing uygulanmamış BR5C eğe grubuna göre anlamlı derecede daha fazla dayanıklı çıkmıştır. Kırılana kadar gerçekleşen tur sayısı ise %124 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Elektropolishing uygulanan eğelerin kırılma yüzeyleri incelendiğinde çatlak yüzeylerin düzensiz, zikzaklar şeklinde gözlenmiş, elektropolishing uygulanmamış eğe gruplarında ise çatlaklar, üretim esnasında oluşan olukları takip ederek boylu boyunca uzanmaktadır. Bu düzensiz zikzakların, tanecikler arasında oluşan çatlakların meydana gelme şekliyle özdeş olduğu belirtilmektedir (Bui ve ark., 2008; Lopes ve ark., 2010b). Bu çalışmaların sonucu olarak, eğelerin diğer mekanik özellikleri sabit tutulup hassas bir elektropolishing kimyasal kaplaması uygulandığında eğelerin dayanıklılığının arttığı sonucuna varılabilmektedir.

Vadhana ve ark. (2014) 25/06 RaCe ve Mtwo eğelerini 60⁰ kurvatür açısına ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal kullanarak statik model üzerinde eğelerin döngüsel yorgunluklara karşı dirençlerini karşılaştırmışlardır. Mtwo eğesi RaCe eğe grubuna göre anlamlı derecede döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli bulunmuştur. Vadhana ve ark. (2014) bu sonucu etkileyen faktörlerden birinin, eğelerin kesitlerindeki farklılık olduğunu belirtmişlerdir. Race eğesi üçgen kesitli olduğundan Mtwo eğesine göre daha fazla köşeli yüzeye sahiptir. Bu da ufak gerilmelerle yorulmayla sonuçlanan küçük alanlarda stress artmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Dinamik model üzerinde yaptığımız çalışmamızda 5 mm'lik kanalda Mtwo ve RaCe eğelerini karşılaştırdığımızda ortaya çıkan bulgular, Vadhana'nın bulgularını desteklemektedir. Çalışmamızda, Mtwo ve RaCe eğelerini 8 mm ve 2 mm'lik kanallarda da karşılaştırdığımızda eğelerin 8 mm'lik kanalda aralarında fark bulunmazken Mtwo eğesi 2 mm'lik kanalda daha dayanıklı çıkmıştır. Bu sonuçlardan RaCe eğesi'nin kanalın eğimi arttıkça dayanıklılığı, çalışmamızdaki diğer eğe gruplarına göre daha fazla azalmaktadır.

Eğelerin yüzey işlemlerinin güçlendirilmeye çalışılmasından sonra, kırılmaya karşı dirençlerini arttırmak amacıyla metallerin dönüşüm ısılarıyla ilgili değişiklikler

üretici firmalar tarafından yapılmıştır. Termomekanik işlemler NiTi eğelerin dönüşüm özelliklerini ve mikroyapısını etkilemektedir (Yao ve ark., 2006). 2007 yılından itibaren NiTi alaşımı mikroyapısal olarak en uygun hale getirmek için birçok yeni termomekanik işlemler ve üretim şekilleri geliştirilmiştir. “M-wire” 2007 yılında NiTi alaşımına ısı uygulanması işlemleri ile üretilmiştir. 2008 yılında ise “SybronEndo” firması ısıtma ve soğutma işlemleriyle R-fazı denilen arafazda NiTi telin bükülebilir hale geldiği bir yöntem geliştirmiştir. R-fazı teknolojisi sayesinde NiTi eğelerin moleküler faz yapısı ve özellikleri iyileştirilerek, yüzey sertliğinin artırıldığı belirtilmiştir.

Johnson ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada 3 farklı Nitinol oranı içeren Profile eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarını incelemişler ve M-Wire ile üretilmiş olan Profile ege grubunun diğer gruplara göre anlamlı derecede döngüsel yorgunluğa karşı dirençli olduğunu tespit etmişlerdir. Kramokowski ve Bahcall (2009) aynı tasarıma ve farklı üretim şekline sahip M-Wire üretilmiş Profile GTX ve geleneksel üretilmiş Profile eğelerinin döngüsel yorgunluklarını karşılaştırdıkları çalışmada ise eğerler arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Al-Hadlaq ve ark. (2010) M-wire üretilmiş GTX, geleneksel yöntemle üretilmiş olan GT ve Profile eğelerinin döngüsel yorgunluklara karşı dayanımlarını karşılaştırmışlardır. GTX eğeleri döngüsel yorgunluğa karşı, diğer ege grubuna göre anlamlı derecede daha fazla dayanıklı çıkmıştır. Araştırmacının bu eğeleri seçmesinin sebebi eğerlerin taperi, büyüklükleri ve kesitleri bakımından karşılaştırılabilir olmasıdır. Gao ve ark. (2010) PV eğerlerinin M-Wire ve süperelastik wire (SE-wire) üretim şekillerinin döngüsel yorgunluğa dayanımını karşılaştırmışlar ve M-Wire üretim şekli ile üretilen eğerlerin oldukça dayanıklı olduğu sonucuna varılmışlardır. Genel olarak döngüsel yorgunluk testleri yapılırken eğerlerin yüzey durumları, geometrik dizaynları ve mikroyapıları saptanarak yapılmaktadır. Gao ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada ise, eğerlerin geometrik dizaynları ve yüzey özellikleri aynıdır. Bununla birlikte eğerlerin döngüsel yorgunluklara dayanıklılıkları, üretim teknikleri ve kimyasal bileşimlerinin etkilenmesiyle sonuçlanan mikroyapısıyla alakalı olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmalarda kullanılan aletlerin tasarım ve boyutlarının aynı olduğu düşünüldüğünde farklı üretim şekillerinin bu farkları yarattıkları düşünülebilmektedir.

Gambarini ve ark. (2008) 10'ar adet 25/0.6 TF ve K3 eğelerini, 10'ar adet de 20/ 0.6 K3 ve M-Wire üretim şekli olan GTX eğelerini 2 grup olacak şekilde 60 derece kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal kullanarak eğelerin yeni üretim şekillerinin döngüsel yorgunluğa karşı dayanımlarını arttırıp arttırmadığını incelemek amaçlı çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda TF eğeleri geleneksel üretilmiş olan K3 eğelerine göre anlamlı derecede dayanıklı iken, K3 eğeleri GTX eğeleriyle arasında anlamlı bir farklılık olmamasına rağmen daha fazla tur sayısı yapmıştır. Yazar TF eğelerinin daha dayanıklı olmasının sebebini R fazında ısıl işlemle üretilmesini sebep olarak gösterirken, M-Wire üretimi olan GTX eğelerinin durumu hakkında yorumda bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda ise kurvatür açısı 60^0 ve yarıçapı 2, 5 ve 8mm olan yapay kanallarda 25.06 tapera 10'ar adet M-Wire üretilen PTN ve R fazı üretilen TF eğeleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Larsen ve ark. (2009) 0.4 ve 0.6 tapera sahip 20 ve 25 numaralı R fazı ile üretilen TF, M-Wire ile üretilen Profile GTX ve geleneksel yöntem ile üretilen Profile ve elektropolishing uygulanan Endosequence eğelerinin 60^0 kurvatür açısına ve 3 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanalda döngüsel yorgunluğa karşı dayanımlarını karşılaştırmışlardır. GTX eğelerinin diğer eğe gruplarına göre anlamlı derecede daha fazla tur sayısı gerçekleştirdikleri hesaplanmıştır. TF eğesi, Endosequence eğesine göre anlamlı derecede dayanıklı bulunmuş fakat geleneksel yöntemle üretilen Profile eğesi ile arasındaki fark önemsiz bulunmuştur. Endosequence eğe grubu elektropolishing uygulanmasına rağmen diğer eğe gruplarından daha az dayanıklı bulunmuştur.

Bouska ve ark. (2012) 5 eğe grubundan oluşan 30/0.6 mm tapera sahip olan TF, ProFile, GTX, EndoSequence, PV 30'ar adet eğeleri 60^0 kurvatür açısına ve 3 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip olan paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanallarda kırılıncaya kadar rotasyon hareketi yaptırmış ve kırılıncaya kadarki tur sayıları hesaplanmıştır. M-Wire üretim şekline sahip olan GTX ve PV eğelerinin ve R fazında üretilmiş eğelerden olan TF eğelerinin, diğer eğe gruplarına göre daha fazla döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri olduğu tespit edilmiştir. Yazar bu sonuçlar için eğelerin farklı üretim şekilleri ve farklı tasarımlardan kaynaklanabileceğini ifade etmiştir. Castello-Escriva ve ark. (2012) ProTaper F2, WO 25.08 ve TF 25.08 oluşan 184 adet eğeyi 4 farklı kanalda statik test altında eğelerin döngüsel yorgunluklara karşı dirençlerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada TF 25.08 eğesinin ProTaper F2

eğesine göre daha dayanıklı olduğu belirtilmiştir. Yazar bunun sebebi olarak TF eğesinin ısıl işlem ile bükülerek üretilmesinden, bu üretim şekli ile çatlakların yavaş ilerlemesine sebep olan doğal tanecikli yapının olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Bu çalışmaya göre kurvatür yarıçapı arttıkça rotasyon miktarının azaldığı çünkü eğenin geniş kesit alanının olduğu yerde kıvrıldığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamıza göre kurvatür yarıçapı arttıkça eğelerin kırılıncaya kadarki tur sayılarında artış gözlenmiştir. Bu bulgumuz diğer çalışmalarla da örtüşmektedir (Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999; Zelada ve ark., 2002; Grande ve ark., 2006; Inan ve ark., 2007; Castello-Escriva ve ark., 2012).

Pedulla ve ark. (2011) 60⁰'lik kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip olan yapay kanalda 25/06 Mtwo, TF ve Revo S SU eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini inceledikleri çalışmada TF eğesinin Mtwo eğesine göre daha fazla tur sayısı gerçekleştirdiğini görmüş fakat bu farkın anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Bhagabati ve ark. (2012) 25/0.6 TF eğelerini geleneksel yöntemle üretilen ProFile (PF), Mtwo ve K3 eğeleri ile 45⁰ ve 90⁰'lik kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip olan yapay kanallarda döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri incelenmiştir. Her iki yapay kanalda da TF eğeleri diğer ege gruplarına göre anlamlı derecede daha fazla tur sayısı yapmıştır. Mtwo ege grubu ise en az tur sayısı yapan ege grubu olarak tespit edilmiştir. Araştırmacı TF eğelerinin daha dayanıklı çıkmasının sebebi olarak; geleneksel yöntemle üretilen eğelerde aletin yüzeyinde defektler ve mikroçatlaklar oluştuğunu, bunların stres konsantrasyon alanlarına sebep olduğunu, böylelikle bunların kırılmaya sebep olduğunu belirtmiştir. Bu çalışma kurvatür açısı arttıkça tur sayısının anlamlı derecede azaldığını göstermiştir. Pedulla ve ark. (2013) 180 adet, 4 farklı markaya sahip resiprokal hareketle çalışan Reciproc R25 ve WO ve devamlı rotasyon hareketi yapan 25/0.6 tapera sahip Mtwo ve TF eğelerini her grup eğeyi kendi içinde 3 gruba ayırarak resiprokal ve devamlı rotasyon hareketi (1:300 rpm) modlarında 60⁰'lik kurvatür açısı ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip olan yapay kanalda döngüsel yorgunluklarını test etmişlerdir. TF eğesi 3 dönme hareketinde yüksek çıkmasına rağmen Mtwo ve Reciproc eğelerine göre anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Çalışmamızda her üç kanalda da Mtwo ve TF eğeleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamasına rağmen Mtwo eğesinin gerçekleştirdiği tur sayısı daha fazla bulunmuştur. Bulgularımızın farklı çıkmasının sebebi olarak bu paragraftaki üç çalışmanın döngüsel yorgunluk testlerinin statik test

ile yapılmış olabileceğindedir. Mtwo eğesinin statik durumdaki döngüsel yorgunluğa dayanıklılıklılığı, dinamik teste göre daha az olabilmektedir. Ege statik konumda iken gelen stresleri tek bir noktada TF eğesi kadar kompanse edemeyebilmektedir.

Kim ve ark. (2010) TF, RaCe, ProTaper F1 ve Helix eğelerini 6 mm kurvatür yarıçapı ve 40 derece kurvatür açısına sahip yapay kanalda, eğelerin kırılıncaya kadar dönme tur sayılarını karşılaştırmışlardır. TF eğe grubunun diğer eğe gruplarına göre anlamlı derecede daha dayanıklı olduğu tespit edilmiştir. Rodrigues ve ark. (2011) 25/0.6 TF ve RaCe eğelerini 6 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip akrilik bloklarda statik ve dinamik (2 saniyede 3 mm) test metotlarını kullanarak, döngüsel yorgunluklara karşı dirençlerini karşılaştırmışlardır. TF eğesinin statik ve dinamik testlerde döngüsel yorgunluğa karşı RaCe eğesine göre anlamlı derecede dayanıklı olduğu sonucuna varılmıştır. Yazara göre, TF eğesinin ısıl işlem ile bükülerek üretilmesi ve eğenin yüzey özelliklerinin (heliks açısı, spirallerinin sayısı ve dizilişi) performansını olumlu şekilde etkilediğini belirtmektedir. Çalışmamızda ise, 8 ve 5 mm'lik yapay kanallarda 25.06 benzer üçgen kesitlere sahip TF ile RaCe eğeleri arasında anlamlı farklılık bulunmamış, 2 mm'lik kanalda ise TF eğesi RaCe eğesine göre anlamlı derecede dayanıklı çıkmıştır. Rodrigues'in bulguları ile bizim çalışmamızın bulguları arasındaki farklılıkların kurvatür yarıçapı farklılığına ve dinamik test modelinde uygulanan ileri-geri hareketlerin saniyedeki ilerleme mesafesinin farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Li ve ark. (2002) çalışmalarında ileri-geri mesafenin artması eğelerin kırılıncaya kadarki zamanı arttırdığını belirtmişlerdir. Bu bulgu Rodrigues'in bulguları ile bizim bulgularımız arasındaki farklılığı da ortaya koymaktadır. Ayrıca çalışmamızda, 2 mm'lik kanalda ise 25.06 TF eğesi RaCe eğesine göre anlamlı derecede daha dayanıklı çıkmıştır. R fazı ile üretilen TF eğesinin daha eğimli kanalda elektropolishing uygulanan RaCe eğesine göre daha dayanıklı olduğu sonucuna varılabilir.

Hou ve ark. (2011) TF eğelerinin bükülme esnasındaki termal değişimlerini incelemişlerdir. TF eğelerinin üretim şekliyle dolaylı olarak daha esnek olduğu ve faz dönüşüm sıcaklıklarının arttırıldığını belirtmişlerdir. Faz dönüşüm sıcaklıklarının eğelerin mekanik özelliklerini etkiledikleri sonucunu çıkartmışlardır. Ha ve ark. (2013) aynı geometrik dizayna sahip, üretim şekilleri farklı olan geleneksel yöntem ile üretilmiş K3 ve R-fazı ile üretilmiş K3XF eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı

dirençlerini karşılamışlardır. 45⁰ kurvatür açısına ve 6 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal ile yarım saniyede 4 mm'lik ileri-geri hareket yapan dinamik test cihazı kullanılmıştır. K3XF eğesi, döngüsel yorgunluğa karşı K3 eğesine göre anlamlı derecede dirençli bulunmuştur.

2011 yılında, şekil hafızası olmayan CM Wire eğeleri üretici firmalar tarafından piyasaya sürülmüştür. Üretici firmalar, süperelastik tellerden yapılan bu eğelerin geleneksel eğelere göre daha esnek ve kırılmalara karşı daha dirençli olduklarını iddia etmektedirler (Peters ve ark., 2007). Geleneksel eğeler ağız ortamında ve oda sıcaklığında austenite yapıdadır. CM eğelerinin ise oda sıcaklığında martensit ve austenit fazların karışımları arasında olmasıyla şekil hafızası elde edilmiştir. Martensit faz austenite faz ile karşılaştırıldığında daha az serttir. Bu sebeple şekil hafızası özelliği olan eğeler martensit yapıya getirilerek sertlikleri azaltılmıştır. Sertliği azalan eğelerin kırılmalara karşı dirençleri değişmektedir (Shen ve ark., 2011). Martensit fazda olan eğe kolayca deforme olabilmektedir. CM eğeleri dönüşüm sıcaklıkları üstüne çıktığında ise şekil hafızasına dönerek metallerin özelliklerini tekrar yansıtmaktadır (Peters ve ark., 2012).

Testarelli ve ark. (2011) yapmış oldukları çalışmada Hyflex (CM) eğesinin ProFile, Hero ve EndoSequence eğelerine göre anlamlı bir şekilde daha esnek olduğu sonucuna varmışlardır. Zhou ve ark. (2012) da yapmış oldukları çalışmada CM eğelerinin geleneksel eğelere göre daha esnek oldukları sonucuna varmışlardır. Ninan ve Berzins (2013) CM grubu eğelerinden HyFlex CM, and Phoenix Flex eğelerini, geleneksel yöntemle üretilmiş olan ProFile ISO and K3 eğeleri ile ve M-Wire üretilmiş GTX and PV eğelerine torsiyon ve bükülme testleri yapılmış ve CM eğelerinin diğer eğe gruplarına göre anlamlı olarak daha esnek olduğu görülmüştür.

Peters ve ark. (2007) CM eğelerinin geleneksel eğelere göre %300-800 arası daha fazla kırılmalara dayanıklı olduğu sonucuna varmışlardır. Bu çalışma da kurvatür açısı arttıkça gerinimin arttığı ve CM eğelerinde daha az yüzey gerilimi olduğu bildirilmiştir. Cheung ve Darvell (2007) geleneksel eğelerde yüzey gerinim genliği ile yorulma arasında ilişki olduğunu belirtmiştir. CM eğe gruplarında birden fazla çatlak merkezi olduğu geleneksel eğe gruplarında ise tek bir çatlak merkezi olduğu görülmüştür. Fazla çatlak merkezi olmasına rağmen CM eğelerinin mekanik özelliklerinden ve çatlaklara karşı yorulma eşikleri yüksek olduğundan dolayı daha

dayanıklı olduğu sonucuna varılmıştır. Martensitik formda austenite göre çatlaklar daha az ilerlemektedirler, stress-induced martensitic formun çatlağın büyüme oranını azalttığı bildirilmiştir (Gambarini, 2001a; Peters ve ark., 2007).

Elnaghy (2014), 45 derecelik kurvatür açısına ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip yapay kanalda 25.06 taper for PTN X2, TF, HF (CM) ve PT 20.07 F1 eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. TF diğer ege gruplarına göre anlamlı derecede daha dayanıklı bulunmuştur. PTN ise HF egesine göre daha dayanıklı çıkmasına karşın aralarındaki fark önemsiz bulunmuştur. Yazar, TF egesinin R fazında üretilmesinden ve yüzey özelliklerinin iyileştirilmesinden dolayı daha dayanıklı olduğu sonucuna varmıştır. Bu üretim şeklinin çatlakların yavaş oluşmasına ve ilerlemesine katkı sağladığını düşünmektedir. Bizim çalışmamız ise 60⁰'lik kurvatür açısında ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip kanalda TF ile PTN arasında anlamlı bir farklılık bulunmamasına rağmen PTN egesi TF egesine göre daha az tur sayısı gerçekleştirmiştir. Bunun sebebi olarak PTN egesinin kesitinin dikdörtgen olması ve asimetrik rotasyon hareketi yapması, M-Wire üretimi olmasına rağmen kanal içinde daha fazla strese maruz kalmasına sebep olabilmektedir. Çalışmamızda CM egesi olan Typhoon diğer ege gruplarına göre anlamlı bir farklılıkla daha dayanıklı çıkmıştır. TF ve RaCe ege gruplarının kesiti Typhoon ege grubunun kesitine benzer özellik göstermesine rağmen Typhoon ege grubunun diğer gruplara göre anlamlı derecede dayanıklı çıkması üretim şekli farklılığından kaynaklanabilmektedir. Eğelerin üretim şekilleri farklılıklarının yanısıra kesitleri, spiral sayıları, kesici yüzey kenarları da eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarını etkilemektedir.

Çalışmamızda Typhoon ege grubunun diğer ege gruplarına göre anlamlı derecede kırılıncaya kadar daha fazla tur sayısı gerçekleştirdiği görülmüştür. Bu sonuçlar 3 yapay kanalda da geçerlidir. CM eğelerin diğer yöntemlerle üretilmiş eğelere göre daha esnek ve kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğu sonucuna varılmıştır. Klinik kullanımlarda CM eğeleri kanalların kurvatür eğimine bakılmaksızın çalışmamızdaki diğer ege gruplarına göre daha güvenli bir şekilde kullanılabilceği sonucu çıkarılabilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Bu çalışmada, kurvatür yarıçapı düz ($r=8$ mm), orta ($r=5$ mm) ve eğri ($r=2$ mm) kanallarda kullanılan tüm NiTi ege gruplarında döngüsel yorgunluğa bağlı olarak değişik oranlarda kırılma gözlenmiştir.
- Kanalin kurvatür yarıçapı (r) miktarının eğerlerin kırılmaya karşı dayanımları üzerine önemli etkisi olduğu gözlenmiştir.
- Tüm gruplarda, kanal kurvatür yarıçapı azaldıkça, eğerin maruz kaldığı döngüsel metal yorgunluğunun daha fazla ve dolayısıyla eğerin ömrünün daha kısa olduğu gözlenmiştir.
- Eğeler arasında döngüsel yorgunluğa karşı en dayanıklı ege Typhoon ege grubu olarak bulunmuş ve diğer tüm gruplarla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
- Düz ($r=8$ mm) ve orta ($r=5$ mm) derecede olan kanallarda kırılıncaya kadar gerçekleşen ortalama tur sayısı en az M-Wire üretim şekliyle yapılan ve asimetrik rotasyon hareketi gerçekleştiren PTN ege grubunda görülmüştür.
- Eğri ($r=2$) mm olan zor kanalda ege grupları arasında kırılıncaya kadar gerçekleşen ortalama tur sayısı en az yüzeyi elektropolishing kaplamalı olan RaCe ege grubunda görülmüştür.
- Yapılan SEM incelemesinde kırık yüzeylerde yorgunluk çizgileri gözlenmiş ve eğerlerin döngüsel yorgunluk nedeniyle kırıldığı teyit edilmiştir.
- Döngüsel yorgunluk testinin ve yapay kanalların hazırlanmasının ADA veya ISO tarafından standardize edilmesi ve klinik koşulları taklit etmek amacıyla dinamik test yapılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- Al-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(2):305-307.
- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1589-1593.
- Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *J Endod.* 2005;31(1):40-43.
- Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212-1216.
- Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC, Jr. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2003;29(10):664-666.
- Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J.* 2014;47(3):257-263.
- Aydin C, Inan U, Tunca YM. Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(3):e131-134.
- Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;100(2):249-255.
- Barbosa FO, Gomes JA, de Araujo MC. Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2008;34(12):1533-1536.
- Bellizzi R, Cruse WP. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 3. *J Endod.* 1980;6(5):576-580.
- Bergenholtz G, Hørsted-Bindslev P, Reit C. *Textbook of Endodontology.* Place, Wiley, Published 2009; 11(169-90).
- Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(4):515-518.
- Boessler C, Paque F, Peters OA. The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *J Endod.* 2009;35(1):102-106.
- Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *J Endod.* 2012;38(5):667-669.
- Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. *J Endod.* 2002;28(11):774-778.
- Brantley WA, *Endodontics Instruments And Armamentarium B.* Introduction Of Nickel-Titanium Alloy To Endodontics: Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. Editors. *Ingle's Endodontics 6 Ed.,* Hamilton, BC Decker Inc. 2008; 26 (800-812).

- Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J*. 1999;32(3):155-164.
- Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *J Appl Phys* 1963;34(5):1475-1477.
- Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod*. 2008;34(2):190-193.
- Carrotte P. Endodontics: Part 1. The modern concept of root canal treatment. *Br Dent J*. 2004b;197(4):181-183.
- Carrotte P. Endodontics: Part 5. Basic instruments and materials for root canal treatment. *Br Dent J*. 2004c;197(8):455-464; quiz 505.
- Carrotte P. Endodontics: Part 7. Preparing the root canal. *Br Dent J*. 2004a;197(10):603-613.
- Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod*. 2011;37(11):1572-1575.
- Castello-Escriva R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Roman-Richon S, Faus-Llacer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod*. 2012;38(11):1521-1524.
- Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Bueno VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002;28(11):765-769.
- Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *Int Endod J*. 2007a;40(8):612-618.
- Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*. 2005;38(11):802-809.
- Cheung GSP. Low-cycle fatigue of nickel–titanium. Rotary root-canal instruments
The University of Hong Kong, Hong Kong, PhD thesis, 2006.
- Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod*. 2007b;33(10):1217-1221.
- Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics*. 2009;16(1):1-26.
- De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*. 2010;43(12):1063-1068.
- Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1986;61(2):192-196.

- Di Fiore PM. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(2):196-201; quiz 249.
- Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2000;26(2):68-71.
- Dobo-Nagy C, Serban T, Szabo J, Nagy G, Madlena M. A comparison of the shaping characteristics of two nickel-titanium endodontic hand instruments. *Int Endod J.* 2002;35(3):283-288.
- Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J.* 2014;47(11):1034-1039.
- Fife D, Gambarini G, Britto Lr L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97(2):251-256.
- Fishelberg G, Pawluk JW. Nickel-titanium rotary-file canal preparation and intracanal file separation. *Compend Contin Educ Dent.* 2004;25(1):17-18, 20-12, 24; quiz 25, 47.
- Galvao Barbosa FO, Ponciano Gomes JA, Pimenta de Araujo MC. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33(12):1477-1480.
- Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol.* 2000;16(3):95-100.
- Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001a;27(12):772-774.
- Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001b;34(5):386-389.
- Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008a;105(6):798-800.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008b;34(8):1003-1005.
- Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J.* 2011;44(4):337-341.
- Gambill JM, Alder M, del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod.* 1996;22(7):369-375.
- 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. *J Endod.* 2010;36(7):1205-1209.
- Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MA, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010;36(7):1183-1186.

- Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod.* 2010;36(5):904-907.
- Glickman GN, Gutmann JL. Contemporary perspectives on canal obturation. *Dent Clin North Am.* 1992;36(2):327-341.
- Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21(3):146-151.
- Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006;39(10):755-763.
- Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1976;93(1):78-87.
- Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J.* 2012;45(2):113-128.
- Gutmann JL, Lovdahl PE, 2011. Chapter 10 - Problem-Solving Clinical Techniques in Enlarging and Shaping the Root Canal, in: Lovdahl, J.L.G.E. (Ed.), *Problem Solving in Endodontics (Fifth Edition)*. Mosby, Saint Louis, pp. 195-208.
- Günday M, Sazak H, Garip Y. (2005). A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access angle in curved canals. *J Endod* 11: 796-798.
- Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod.* 2013;39(3):389-393.
- Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics.* 2013;29(1):3-17.
- Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25(6):434-440.
- Hankins PJ, ElDeeb ME. An evaluation of the Canal Master, balanced force, and step-back techniques. *J Endod.* 1996;22(3):123-130.
- Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2011;37(1):72-74.
- Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod.* 2000;26(2):76-80.
- Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011;44(3):253-258.

- Hülsmann M, Schade M, Schafers F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*. 2001;34(7):538-546.
- Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*. 2005;10(1):30-76.
http://www.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/produkte/en/enmtwo_produkt_rev8.2014.
http://www.sybronendo.com/cms-filesystem-action?file=/sybronendo/pdf/TF_Brochure.2014.
- Inan U, Aydin C, Demirkaya K. Cyclic fatigue resistance of new and used Mtwo rotary nickel-titanium instruments in two different radii of curvature. *Aust Endod J*. 2011;37(3):105-108.
- Inan U, Aydin C, Tunca YM. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;104(6):837-840.
- Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod*. 2009;35(10):1396-1399.
- International Organization for Standardization. Dentistry – Root-canal instruments – Part 1: General requirements and test methods. In: ISO 3630-1, 2008.
- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*. 2008;34(11):1406-1409.
- Kakehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ. The Effects of Surgical Exposures of Dental Pulp in Germ-Free and Conventional Laboratory Rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;20(340-349).
- Kim HC, Cheung GS, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod*. 2008;34(6):743-747.
- 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(1):147-152.
- Kitchens GG, Jr., Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2007;33(1):52-54.
- Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod*. 2009;35(3):404-407.
- Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*. 2001;27(8):516-520.
- Kyomen SM, Caputo AA, White SN. Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. *J Endod*. 1994;20(7):332-337.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009;35(3):401-403.

- Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002;28(6):448-451.
- Lopes HP, Britto IM, Elias CN, Machado de Oliveira JC, Neves MA, Moreira EJ, Siqueira JF, Jr. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010a;110(3):401-404.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Siqueira JF, Jr., Mangelli M, Lopes WS, Vieira VT, Alves FR, Oliveira JC, Soares TG. Fatigue Life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod.* 2013;39(5):693-696.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, Debelian G, Siqueira JF, Jr. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010b;36(10):1653-1657.
- Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JC, Siqueira JF, Jr. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(7):1013-1016.
- Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* 2007;33(1):55-57.
- Low D, Ho AW, Cheung GS, Darvell BW. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2006;32(6):545-548.
- Lyon KF. Endodontic instruments for root canal therapy. *Clin Tech Small Anim Pract.* 2001;16(3):139-150.
- Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, Rodriguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):262-266.
- Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy--a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod.* 2010;36(4):679-690.
- Mounce R. Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review. *Dent Today.* 2004;23(2):119-120, 124-116, 128; quiz 129.
- Mounce R. A new method of canal enlargement. *Dent Today.* 2008;27(5):94, 96, 98-99.
- Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013;39(1):101-4.
- Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004;30(10):722-725.
- Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031-1043.

- Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod.* 2011;37(8):1139-1142.
- Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013a;39(2):258-261.
- Pedulla E, Plotino G, Grande NM, Scibilia M, Pappalardo A, Malagnino VA, Rapisarda E. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of Mtwo instruments. *Int Endod J.* 2013b; 47(6): 514-9.
- Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J.* 2005;38(8):550-557.
- Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30(8):559-567.
- Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45(11):1027-1034.
- Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int.* 2010;41(6):479-488.
- Peters OA, Peters CI. Cleaning and shaping of the root canal system: Stephen Cohen, Kenneth M. Hargreaves, editors. *Pathways of the Pulp.* 9th Ed., Elsevier Mosby 2006;9(290-310).
- Peters OA, Peters CI. Cleaning and shaping of the root canal system: Stephen Cohen, Kenneth M. Hargreaves, editors. *Pathways of the Pulp.* 10th Ed., Elsevier Mosby 2011;9(320-7).
- Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2007;33(5):589-593.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1469-1476.
- 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(9):716-723.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.
- Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89(3):363-368.
- Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod.* 2007;33(12):1469-1472.
- Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2011;37(11):1553-1557.

- Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The Shaping Movement 5th Generation Technology. *Dent Today*. 2013; 32(4): 94-9.
- Saber SE, Nagy MM, Schafer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*. 2014; 48(1): 109-14.
- Sachs N. Understanding the surface features of fatigue fractures: How they describe the failure cause and the failure history. *J Fail Anal Prev* 2005;5(2):11-15.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*. 2000a;26(3):161-165.
- Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod*. 2000b;26(3):156-160.
- Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*. 1997;13(2):51-64.
- Schafer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2008;34(2):198-200.
- Schafer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*. 2004;37(4):229-238.
- Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974;18(2):269-296.
- Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1971;32(2):271-275.
- Senia SE, Johnson B, McSpaddwn J. The crown-down technique: a paradigm shift. Interview by Donald E. Arens. *Dent Today*. 1996;15(8):38-47.
- Senia SE, Wildey WL. The LightSpeed root canal instrumentation system. *Endod Topics*. 2005;10(1):148-150.
- Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics*. Place, Ishiyaku EuroAmerica, Published 1995.
- Shen Y, Cheung GS, Peng B, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. *J Endod*. 2009;35(1):133-136.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011a;37(7):997-1001.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2012;38(3):376-380.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011b;37(11):1566-1571.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2013;39(2):163-172.

- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod.* 1997;23(8):503-507.
- Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J.* 2006;39(3):171-178.
- Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod.* 2005;31(12):845-850.
- Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F. Changes in centring and shaping ability using three nickel-titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography (muCT). *Int Endod J.* 2012;45(6):514-523.
- Svec TA., *Endodontics Instruments And Armamentarium C. Instruments For Cleaning And Shaping*: Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. Editors. *Ingle's Endodontics 6 Ed.*, Hamilton, BC Decker Inc. 2008; 26 (813-848).
- Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, Gambarini G. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod.* 2011;37(9):1293-5.
- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297-310.
- Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102(4):e106-114.
- Vadhana S, SaravanaKarthikeyan B, Nandini S, Velmurugan N. Cyclic fatigue resistance of RaCe and Mtwo rotary files in continuous rotation and reciprocating motion. *J Endod.* 2014;40(7):995-999.
- Viana AC, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):709-715.
- Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14(7):346-351.
- Walsch H. The hybrid concept of nickel-titanium rotary instrumentation. *Dent Clin North Am.* 2004;48(1):183-202.
- Wang Y, Ren X, Otsuka K. Shape memory effect and superelasticity in a strain glass alloy. *Phys Rev Lett.* 2006;97(22):225703.
- Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007;33(3):276-279.
- Weine FS. Initiating endodontic therapy in posterior teeth. Part II. Maxillary molars. *Compend Contin Educ Dent.* 1982;3(6):455-464.
- William A. Brantley. *Endodontics Instruments And Armamentarium B. Introduction Of Nickel-Titanium Alloy To Endodontics*: Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. Editors. *Ingle's Endodontics 6 Ed.*, Hamilton, BC Decker Inc. 2008; 802-839.

- Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, Meyers J. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod.* 2006;32(12):1139-1141.
- Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* 2006;32(1):55-57.
- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-344.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J.* 2000;33(3):204-207.
- Yared GM, Dagher FEB, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* 1999;32(2):115-119.
- Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magan 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(7):540-542.
- Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics.* 2013;29(1):42-54.
- Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38(11):1535-1540.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Neslihan Büşra Keskin

Doğum Yeri: Samsun, Türkiye

Doğum Tarihi: 04.11.1986

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller:

İngilizce (ÜDS, 75)

Eğitim Durumu:

Sinop Cumhuriyet İlköğretim Okulu, (İlköğretim), 1997

Sinop Anadolu Lisesi (Ortaöğretim), 2001

Çorum Fen Lisesi (Lise), 2004

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2010 (Lisans)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, 2014
(Doktora)

Çalıştığı Kurumlar:

Eskişehir Han Toplum Sağlığı Merkezi, 2011(Diş Hekimi)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, 2011-
2014 (Arş. Gör.)

İletişim Bilgileri:

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı,
Kurupelit, Samsun, Türkiye

Telefon: 0505-5253037

E-posta: ozerolbkeskin@gmail.com