

**ÜÇ FARKLI Ni-Ti DÖNER ALET SİSTEMİNİN METAL YORGUNLUĞU VE
KOROZYONA KARŞI DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Elif Bahar ÇAKICI

**Endodonti Anabilim Dalı
Tez Yöneticisi:
Doç. Dr. K.Meltem ÇOLAK TOPÇU**

Doktora Tezi – 2011

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**ÜÇ FARKLI Ni-Ti DÖNER ALET SİSTEMİNİN METAL YORGUNLUĞU VE
KOROZYONA KARŞI DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Elif Bahar ÇAKICI

**Tez Yöneticisi
Doç. Dr. K. Meltem ÇOLAK TOPÇU**

**Doktora Tezi
Erzurum-2011**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	II
KISALTMALAR	III
ÖZGEÇMİŞ	V
ÖZET	VI
SUMMARY	VIII
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	3
GEREÇ VE YÖNTEM	34
BULGULAR	43
TARTIŞMA	84
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	102
KAYNAKLAR	104

TEŞEKKÜR

Tüm doktora çalıőmam süresince çok değerli bilgileriyle bana yol gösteren, yardım, destek ve deneyimlerini esirgemeyen tez danıőmanım değerli hocam Doç. Dr. K. Meltem ÇOLAK TOPÇU' ya teőekkürü bir borç bilirim. Saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mustafa KÖSEOğLU baőta olmak üzere tüm Endodonti Anabilim Dalı'nda görevli hocalarıma, araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma, Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ hocama őükranlarımı sunarım. Tezimin her aşamasında değerli bilgilerini, yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Akgün ALSARAN'a, Arő. Gör. Çiğdem ALBAYRAK ve Arő. Gör. Ebru Emine DEMİRI'ye teşekkür ederim. Tüm hayatım ve doktora çalıőmam boyunca maddi ve manevi olarak her an yanımda ve destek olan aileme ve sevgili eőim Dr. Fatih ÇAKICI'ya en içten teőekkürlerimi sunarım.

Araő. Gör. Dt. Elif Bahar ÇAKICI

KISALTMALAR

ADA	: American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)
Ag	: Gümüş
AgCl	: Gümüş klorür
Ark	: Arkadaşları
Br	: Brom
Cl	: Klor
CNC	: Computer Numerical Control (Sayısal Kontrollü Bilgisayar)
CVD	: Chemical Vapor Deposition (Kimyasal Buhar Çöktürme)
E corr	: Korozyon potansiyeli
HCl	: Hidroklorür
HeroShaper	: High Elasticity in Rotation Shaper
HF	: Hidrojen florür
H₂SO₄	: Hidrojen peroksit
I corr	: Korozyon akımı
ISO	: International Standardization for Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)
mV	: Milivolt
M	: Molar
Mm	: Milimetre
nA	: Nanoamper

NaOCl	: Sodyum-hipoklorit
NaOH	: Sodyum hidroksit
Ni-Ti	: Nikel-Titanyum
Nitinol	: Nikel Titanyum Naval Ordnance Laboratory
Nm	: Nanometre
r	: Yarıçap
RaCe	: Reamer with Alternating Cutting Edges
Rpm	: Rotation per minute (dakikadaki devir sayısı)
SEM	: Scanning Elektron Microscopy
TF	: Twisted files
TiO	: Titanyum oksit
TiO₂	: Titanyum dioksit
Ti₂O₃	: Dtitanyum-trioksit
uA	: Mikroamper
V	: Volt

ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Erzurum'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Erzurum'da tamamladım. 2006 yılında Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olduktan sonra aynı yıl Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım. Halen aynı bölümde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktayım.

ÖZET

Üç Farklı Ni-Ti Döner Alet Sisteminin Metal Yorgunluğu ve Korozyona Karşı Dirençlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı, üç farklı Ni-Ti döner ege sisteminin, kök kanal eğiminin metal yorgunluğu üzerine ve anodizasyon işleminin metal yorgunluğu ve korozyon direnci üzerine etkilerinin incelenmesidir. Çalışma iki aşamada gerçekleştirilmiştir.

Birinci aşamada, üç farklı Ni-Ti döner ege sisteminden (HeroShaper, RaCe ve TF) toplam 120 adet kanal egesi (ISO 25/.04 taper) seçildi ve bunlar içerisinde 60 tanesinin yüzeyleri anodizasyon işlemiyle kaplandı. Tüm ege grupları iki farklı eğime sahip suni kanallarda test edildi. Kırılıncaya kadar geçen süre (saniye) kaydedildi ve her ege için tur sayısı hesaplandı.

Çalışmanın ikinci aşamasında, anodizasyon işleminin korozyon direnci üzerindeki etkisi incelendi. Ege grupları 37 C°'de %5'lik NaOCl içerisinde korozyon açısından değerlendirildi.

Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak analiz edildi. Tüm ege gruplarında, kanal eğimindeki artışla beraber metal yorgunluğuna bağlı başarısızlık da arttı. Ege tipleri içerisinde, en yüksek metal yorgunluğu direnci TF eğerlerinde, en düşük direnç de RaCe eğerlerinde görüldü.

Ege tipleri arasında, anodizasyon işleminin farklı etkileri gözlemlendi. Bu işlemle HeroShaper ve RaCe eğerlerinde metal yorgunluğu direnci azalırken, TF eğerlerde artış kaydedildi.

Korozyon testi sonuçlarına göre, anodizasyon işlemi sonrasında yalnızca HeroShaper eğerlerde korozyona karşı direnç arttı. Anodizasyon işleminin RaCe ve TF eğerlerde korozyon direncini olumsuz etkilediği görüldü.

Anahtar Kelimeler: HeroShaper, RaCe, Twisted File, Ni-Ti, döner sistem eğerler, dögüsel metal yorgunluğu, kanal eğimi, anodizasyon, korozyon.

SUMMARY

Comparative Evaluation of Cyclic Fatigue and Corrosion Resistance of Three Different Nickel-Titanium Instruments

The aim of this study is to investigate the cyclic fatigue of three different Ni-Ti rotary files under two different root canal curvatures and the effect of anodisation on cyclic fatigue and corrosion resistance.

A total of 120 Ni-Ti rotary instruments (ISO 25/.04 taper) from 3 brands (HeroShaper, RaCe and TF) were selected and 60 of them were anodized then all of them were tested in simulated root canals with two different curvatures. The time until fracture was recorded and the number of cycles were calculated for each group.

In the second part of this study, the effect of anodisation on corrosion resistance was assessed. The file groups tested in 5% NaOCl solution at 37 C°.

The results were analyzed by statistically. For all groups, the cyclic fatigue failure increased with increasing the curvature of root canal. Among the file types, TF instruments were the most resistance to cyclic fatigue and RaCe instruments had the lowest results.

The effect of anodisation was different among file groups. At HeroShaper and RaCe files, the resistance of cyclic fatigue was decreased but at TF it was increased.

Anodisation had positive effect only HeroShaper files about corrosion resistance. It had negative effect on RaCe and TF file groups.

KeyWords: HeroShaper, RaCe, Twisted File, Ni-Ti, rotary system files, cyclic fatigue, canal curvature, anodisation, corrosion.

GİRİŞ

Endodontik tedavi sayesinde hastaların doğal dişleri fonksiyonel ve estetik açıdan ağızda korunabilmektedir. Klinik olarak endodontik tedavinin en önemli kısmını pulpa ve kök kanal tedavileri oluşturmaktadır. Başarılı bir tedavi için uygun giriş kavitesi hazırlandıktan sonra kök kanallarının temizlenmesi, şekillendirilmesi, kanal dezenfeksiyonu ve kanalın hermetik olarak sıkıca doldurulması gerekmektedir.

Endodontik tedavi sırasında kullanılan geleneksel paslanmaz çelik kanal eğeleri, özellikle eğimli kök kanallarında kullanıldıklarında, yetersiz preparasyon ve çeşitli istenmeyen durumlara neden olabilmektedirler. Bu nedenle Ni-Ti alaşımlarından üretilen, el ile kullanılan kanal eğeleri üretilmiştir. Zamanla bu eğelerin etkinliğini artırmak ve vakitten tasarruf sağlamak amacıyla döner sistemler geliştirilmiştir.

Ni-Ti kanal eğelerinin, tam turlu döner sistemlerle kullanılmaları sırasında, aniden kırılması endodontik tedavinin başarısını olumsuz yönde etkileyen, istenmeyen bir durumdur.

Makine mühendisliği alanında, kullanılan malzemenin ömrünü uzatmak ve dayanıklılığını artırmak amacıyla malzemeye çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bu uygulamalar arasında en sık kullanılan işlem anodizasyon ile yüzey kaplanmasıdır.

Enstrumantasyon sırasında dentin duvarlarının rahat şekillendirilmesi, debrisin uzaklaştırılması ve kanal dezenfeksiyonu amacıyla çeşitli etkileri bulunan kanal yıkama solüsyonları kullanılmaktadır.

Bizim çalışmamızın amacı, Ni-Ti eğeler arasındaki tasarım ve üretim aşamasındaki farklılıkların, yapılan yüzey işleminin eğimli kanallarda kullanıldığında oluşan döngüsel yorgunluğa karşı kanal eğesinin ömrünü uzatmada etkili olup olmadığının ve NaOCl solüsyonu içerisinde Ni-Ti eğelerin korozyon eğilimi ve yüzey kaplama işleminin eğenin korozyona karşı direncini etkileyip etkilemediğinin araştırılmasıdır.

GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavinin en önemli kısmını oluşturan mekanik preparasyon işlemlerinde, tüm enfekte pulpa dokusu, bakteri ve bakteri endotoksinleri kök kanal sisteminden uzaklaştırılmalıdır.¹

Mayo ve ark.² yaptıkları bir çalışmada, endodontik başarısızlıkların nedenini incelemişler, başarısızlıkların %58'den fazlasının nedeninin kök kanallarının şekillendirme yetersizliğinden dolayı tam olarak doldurulamaması olduğunu belirtmişlerdir.

Başarılı bir endodontik tedavi için ayrıca, hekimin klinik tecrübesinin yanı sıra yeterli düzeyde kök kanal anatomisi bilgisine de sahip olması gerekmektedir. Özellikle eğimli kök kanallarında çalışmak düz kanallara kıyasla zor ve zahmetlidir. Mesio-distal yöndeki kök eğimleri alınan radyografilerde kolaylıkla tespit edilebilirken bukko-lingual yöndeki eğimler saptanamamaktadır. Diş anatomileri göz önüne alındığında, üst 2. büyük azı dişlerinin palatinal kök kanalları %37 oranında palatinala, alt orta ve yan keser dişlerin kanalları ise %13 oranında labial yöne eğimlidir.³

Cunningham ve Senia⁴, hem mesio-distal hem de bukko-lingual yönde radyografi olarak alt büyük azı dişlerinin eğimlerini incelemişler; bukkal yönde yapılan incelemeyle mesio-bukkal kanal eğimini ortalama 28.7°, mesio-lingual kanal eğimini ise 27.2° olarak bildirmişlerdir. Bukko-lingual yönde yapılan incelemeyle; mesio-bukkal kanalın ortalama 21°, mesio-lingual kanalın ise ortalama 19.7° eğimli olduğunu belirtmişlerdir.

Bone ve Moule⁵, yaptıkları çalışmada üst büyük azı dişlerinin palatinal köklerinin %85 oranında bukko-palatinal yönde eğimli olduklarını bulmuşlardır.

Bu nedenle, radyografilerle tespit edilemeyen farklı kök kanal eğimleri ve varyasyonları olduğu daima göz önüne alınarak kanal preparasyonu yapılmalıdır.^{6,7}

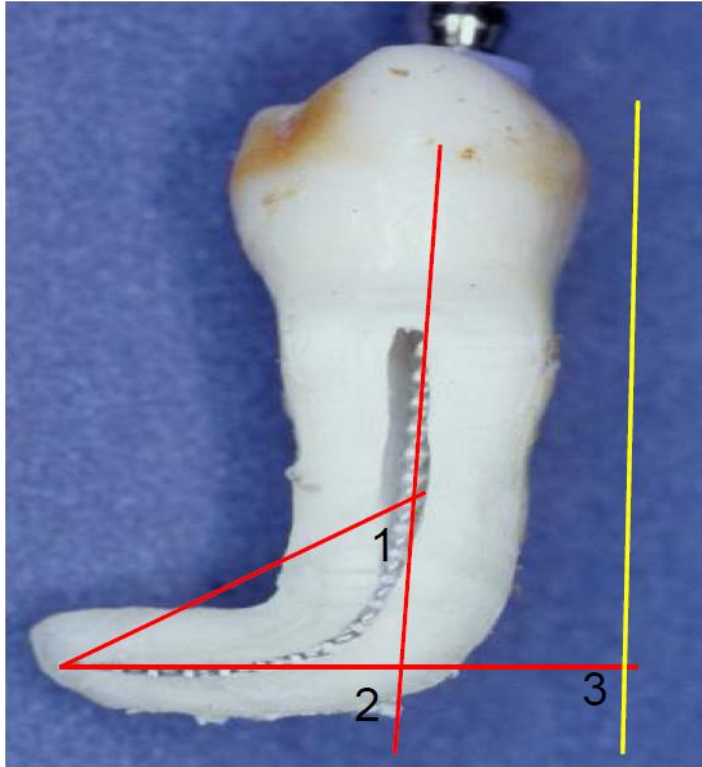
Endodontik tedavi sırasında kullanılacak yöntem ve ege sistemleri açısından kanalın eğimi oldukça önemlidir. Kök kanal eğiminin belirlenmesi amacıyla birkaç yöntem geliştirilmiştir.

Kök Kanal Eğimi Ölçüm Yöntemleri

1. Schneider Yöntemi: Bu yöntemde; kanal ağzının orta noktasından kanalın ortasını takip eden bir çizgi çizilir. Bu çizginin kök kanalını terk ettiği nokta ile kökün uç kısmı başka bir çizgi ile birleştirilir. Bu çizgilerin kesiştiği noktada oluşan iç açı kanalın eğim derecesini verir⁸ (Şekil-1).

2. Weine Yöntemi: Bu yöntemde ise; kanal ağzından başlayarak kanalı takip eden düz bir çizgi çizilir. İkinci bir çizgi de kanalın eğiminin başladığı nokta ile kök ucu arasına çizilir. Bu doğruların kesiştiği yerdeki açı kanalın eğiminin derecesini gösterir⁹ (Şekil-1).

3. Long Axis Teknik: Hankins ve El Deeb¹⁰, Schneider ve Weine yöntemleriyle yapılan ölçümlerde kök kanallarının 1/3 kuronal kısmındaki farklılıkların apikal bölgedeki gerçek eğimi etkileyebileceğini, bu durumun da preparasyon öncesi ve sonrasında elde edilen açısal değerleri değiştirebileceğini ileri sürmüşlerdir. Araştırmacılar bu durumu önlemek ve apikal bölgedeki eğimi doğru ölçmek amacıyla Long Axis Tekniğini (LAT) geliştirmişlerdir. Bu yöntemle eğim belirlenirken dişin uzun aksına paralel bir çizgi çizilir. Kanal eğiminin başladığı nokta ile kök ucu arasına çizilen ikinci çizgi ile ilk çizginin kesiştiği noktadaki açı eğim açısını verir (Şekil 1).



Şekil 1: Kök kanal eğimi ölçüm yöntemleri

Bu üç yöntem arasında en çok kullanılan, Schneider Yöntemi'dir. Schneider'a⁸ göre eğri kök kanalları 3 guruba ayrılır:

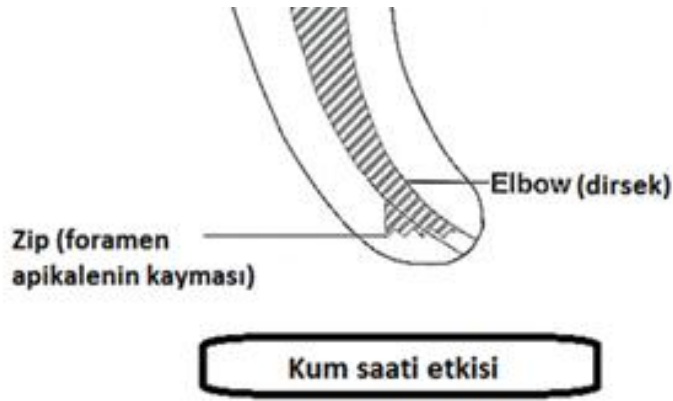
1-Kolay kök kanalları: Düz ve geniş olan kanallardır, kanal eğimi 10°'den küçüktür.

2-Orta zorluktaki kök kanalları: Kanal eğimi 10° -25° arasında olan kanallardır.

3-Zor kök kanalları: Dar kanallardır ve eğimi 25°'den daha fazladır.¹¹

Özellikle dar ve eğri kök kanallarının paslanmaz çelik eğeler kullanılarak şekillendirilmesi zordur. Bu kanallarda preparasyon işlemi zaman alıcıdır ve apikal bölgede küçük boyutlu aletlerle sınırlı kalmaktadır.¹² Küçük numaralı paslanmaz çelik aletlerde göreceli bir esneklik gözlenirken özellikle ISO 25 numaradan daha büyük aletlerde esneklik söz konusu değildir. Bu nedenle eğimli kanallarda bu eğeler ön eğim verilerek kullanılır. Ancak ön eğim verilen kanal eğesi eski durumuna dönebilmek için apikal kısımda eğimin dışına doğru, kökün ortasında ise eğimin içine doğru basınç uygulayarak bu bölgelerde istenmeyen genişletmelere neden olmaktadır. Bunun sonucunda ise kök kanal anatomisi uygun olmayan şekilde bozulmaktadır.¹³

Ayrıca, paslanmaz çelik kanal eğeleri, esnekliklerinin kısıtlı olmasından dolayı eğri kök kanallarında, kök kanalının bazı bölgelerinin dokunulmamış kalmasına, bazı bölgelerinin ise aşırı genişletilmesine yol açmaktadır. Kum saatinin dirsek (elbow) olarak adlandırılan dar ucu aynı zamanda kanalın en dar kısmını oluşturur (Şekil 2). Dirsekten apikale doğru ilerledikçe, kum saatinin diğer ucunun, foramen apikalenin kanal eğiminin dış duvara doğru taşınmasıyla gözyaşı damlası şeklini alması gözlemlenir ki bu şekil değişikliğini Weine, 'zip' olarak adlandırmıştır (Şekil 2). Dirsekten kurala doğru ise kök kanalının eğimin iç duvarına doğru transportasyonu ile tehlikeli bir bölgenin oluştuğu gözlemlenir. Bu transportasyonun çok fazla olması 'strip' perforasyonlara neden olur.¹⁴



Şekil 2: İstenmeyen apikal durumlar (elbow ve zip)

Bu gibi olumsuz durumları önlemek amacıyla öncelikle paslanmaz çelik eğelerin çapraz kesitleri değiştirilerek aletlerin çap genişlikleri azaltılmış böylece esneklikleri artırılmaya çalışılmış ve yeni oluşturulan bu aletler paslanmaz çelik esaslı esnek kanal aletleri olarak adlandırılmıştır.¹¹ Ancak kök kanallarına daha iyi uyum sağlayacak ve yapıları nedeniyle daha az komplikasyona neden olacak materyallerden yapılan yeni alet arayışlarına devam edilmiştir.

1980'lerde Ni-Ti alaşımların diş hekimliğine kazandırılması sonucunda el ile kullanılan Ni-Ti enstrumanlar geliştirilmiştir. Fakat Ni-Ti el aletlerinin dentini kesme kapasitelerindeki yetersizlik nedeniyle oluşan uzun çalışma süresi, hekim ve hasta için yorucu olması ve zaman kaybettirmesi gibi olumsuz özelliklerinden dolayı özel redüksiyonlu angldruvasına takılarak kullanılan Ni-Ti döner alet sistemleri piyasaya sürülmüştür.¹¹

Ni-Ti Alaşımlarının Genel Özellikleri

1961 yılında Noval Ordinance Laboratuvar'ında çalışan Dr.Muzzey Ni-Ti'un şekil hafızası olduğunu tesadüfen keşfetmiş ve nikel-titanyum metalleri ile bu laboratuvarın isminin baş harfleri kullanılarak oluşturulan 'nitinol' kelimesi tanıtım ismi olarak kullanılmıştır.¹¹

Nitinol, ilk olarak denizaltılarında anten üzerindeki diskin dalış çıkışlarda sabit kalması amacıyla kullanılmıştır. Buehler ve Wang¹⁵ tarafından nitinolün korozyona direnci araştırılmış, okyanus ortamında bile korozyona karşı direncinin yeterli ve etkili olduğu gösterilmiştir.

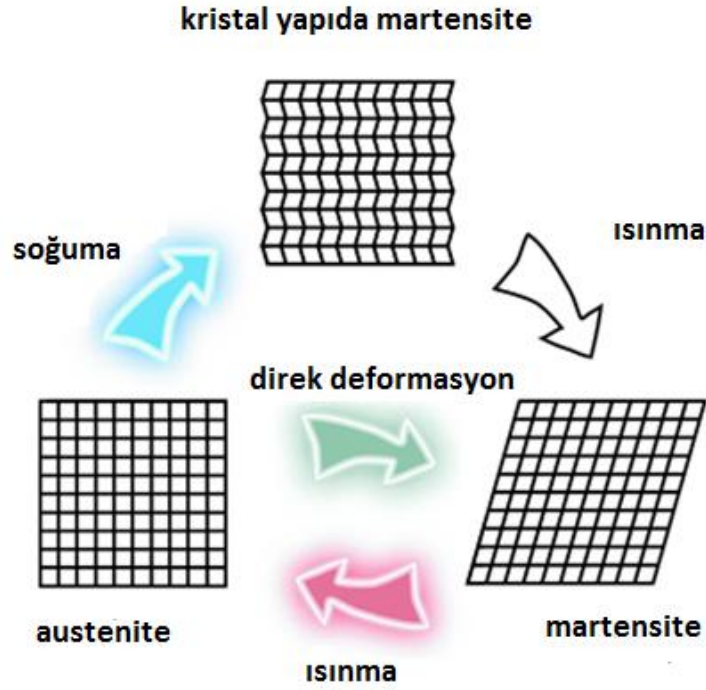
Ni-Ti Alaşımların Metarürjik ve Fiziksel Özellikleri

Ortodontik tel ve endodontik kanal aletlerinin üretiminde kullanılan alaşım ağırlık olarak yaklaşık % 55 Nikel, % 45 Titanyum içerir ve '55-nitinol' olarak adlandırılır.¹⁶

Kristal fiziği alanında uzman olan Dr.Wang, alaşımın atomik düzeyde değişiklikler sonucu şekil hafızası özelliğini elde ettiğini bulmuştur. Metal katı halde bile bazı faz değişikliklerine sahiptir. Bu faz değişiklikleri 'martensite' ve 'östenite (austenite)' olarak adlandırılır. Metalin bu faz değişimi ısı ve stres fonksiyonu şeklindedir.¹¹

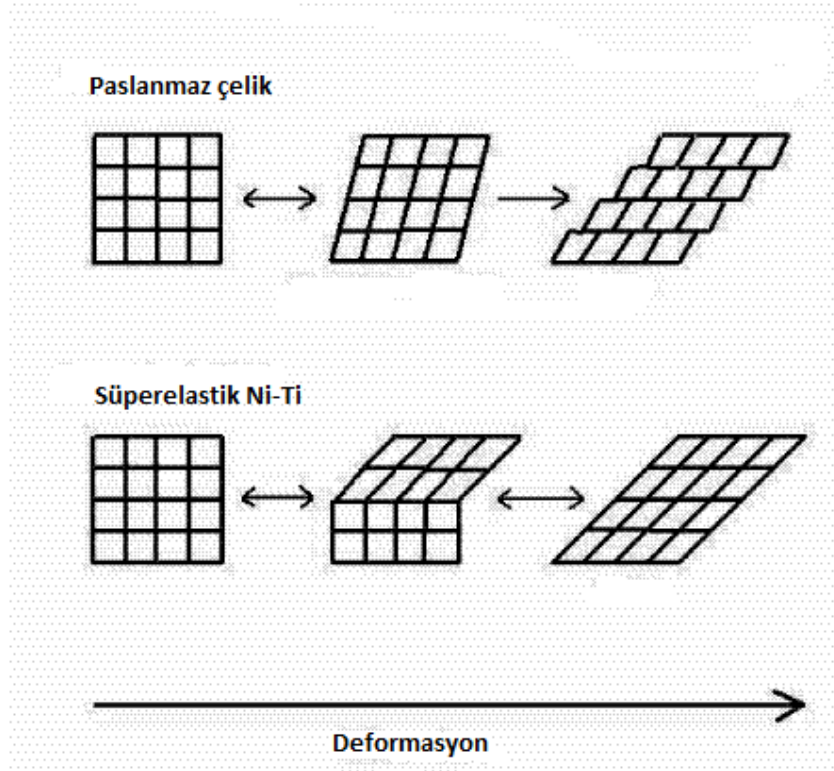
Isıya bağlı martensitik dönüşüm: Ni-Ti 100°C'ye kadar östenit fazdadır. Belirli bir dereceye kadar soğutulduğunda kristal yapıda martensitik dönüşüm meydana gelir. Bu durum alaşımın fiziksel özelliklerinde değişime sebep olur ve şekil hafızası özelliği kazandırır.¹⁷

Deformasyondan sonra alaşımın belirli bir sıcaklığa kadar ısıtılmasıyla, alaşım eski özelliklerine geri dönerek östenit yani orijinal yapısını geri kazanır. Bu fenomene *şekil hafızası* adı verilir. Şekil hafızası, elektronların çekim gücü ile atomların önceki konumlarına geri dönmesi olarak tanımlanır ve çok kısa sürede gerçekleşir. Endodontik Ni-Ti alaşım aletler 125°C üzerinde ısıtılarak eski şekilleri kazandırılabilir^{16, 18, 19} (Şekil 3).



Şekil 3: Isıya bağlı martensitik dönüşüm

Strese bağlı martensitik dönüşüm: Kanal şekillendirilmesi gibi durumlarda stres uygulanması sonucu da östenitten martensitik faza geçiş görülebilir. Birçok metalde kuvvet uygulanmasıyla kayma sonucu kalıcı deformasyon oluşurken Ni-Ti alaşımlarda martensitik dönüşüm meydana gelir. Kuvvet uygulandığında alaşım, östenit fazdan martensitik faza geçer ve kuvvet ortadan kaldırıldığı zaman deformasyon öncesindeki östenit yapısını geri kazanır. Bu durum *süper elastik davranış* olarak tanımlanır.¹⁶ Ni-Ti alaşımların süper elastikliği % 8'e kadar olan bükülmelerin tamamen düzelmesini sağlar. Bu oran paslanmaz çelik için maksimum %1'dir. Bakır-çinko, bakır-alüminyum, altın-kadmiyum ve nikel-nobium gibi alaşımların da süper elastik özelliği olmasına rağmen Ni-Ti alaşımları en yüksek biyouyumluluğa sahiptir ve korozyona mükemmel dayanıklılık gösterirler¹⁵ (Şekil 4).



Şekil 4: Strese bağlı martensitik dönüşüm

Ni-Ti Alaşımının Endodonti Alanında Kullanılması

Kanal aleti olarak Ni-Ti alaşımın kullanımını ilk düşünen ve öneren Civjan ve ark.²⁰ olmasına rağmen, Ni-Ti eğeleri ilk kez tasarlayarak klinik kullanıma sunan Walia ve ark.²¹ olmuştur.

Endodontik Ni-Ti Kanal Aletlerinin Üretimi

Ni-Ti aletlerin üretimleri, paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha karmaşıktır. Ni-Ti eğelerin bükülme yerine mekanik şekillendirmeye üretilmesi gerekir. Süper elastik özelliğinden dolayı kalıcı deformasyona uğramadığı sürece spiral formunu korur. Ancak Ni-Ti eğeleri bükmeye çalışmak muhtemelen aletin kırılmasına sebep olur.²²

Düz olarak üretilmiş bir Ni-Ti tel CNC makinesine yerleştirilir. Üç adet dönen ve kesen silindir teker sistemine sabitlenir. Bu tekerlerden biri eğenin şeklini, biri taper açısını, sonuncusu ise sap kısmındaki uzunluk çizgilerini belirler. Bu işleme bağlı olarak eğe yüzeyinde çeşitli defektler meydana gelmektedir. Bu defektler:

- 1- Yüzey çatlakları

2- İşleme (çekme) izleri

3-Metal çapakları olarak adlandırılır.

RaCe Ni-Tİ eğelerinde olduğu gibi bazı enstrumanlar electropolishing gibi yüzey bitim işlemi uygulanarak kullanıma sunulur. Bu yüzey bitim işlemi çekme izleri ve metal çapakları gibi üretim esnasında oluşan izleri azaltır.²³

Başarılı klinik performanslarına rağmen Ni-Ti kanal aletlerinin kullanıldığı preparasyonlarda, hekimin apikal bölgede dokunma hissinin kaybolması, aletin kanalda sıkışmasının hissedilememesi sonucu deformasyon ve kırılma riskinin yüksek olması ve normalden fazla kullanıldıklarında hiçbir belirti vermeden kanalda kırılabilmesi gibi dezavantajları da vardır.²⁴ Kanal aletinin kırılması herhangi bir kalıcı deformasyon görülmeden tipik olarak kanal preparasyonu sırasında aniden meydana gelir.²⁵⁻²⁷

Ni-Tİ döner enstrumanların kırılmalarına etki eden faktörler:

- dönüş hızı
- kök eğiminin çapı ve derecesi
- enstruman tasarımı
- enstrumantasyon tekniği
- çalışılan tork değeri
- operatörün becerisi
- metal yorgunluğu'dur.^{28, 29}

Yapılan araştırmalarda, kullanılan tork kontrollü elektrikli mikromotorların hızlarının enstrumanların kırılmaları üzerindeki etkisi incelenmiştir. Bu çalışmalar arasında, Martin ve ark.²⁶ yaptıkları araştırmada, hız farkının enstruman kırılması üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtilirken, birçok çalışmada hızın enstruman kırılması üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir.^{28, 30-32}

Araştırmaların bazılarında karşılaştırma kırılma süreleri üzerinden yapılırken bazılarında eğinin tur sayısı değerlendirilmiştir. Kanal eğimindeki artışın ise döngüsel metal yorgunluğunu olumsuz etkilediği bildirilmiştir.^{26, 28, 32-34}

Metal Yorgunluğu

Ni-Ti döner aletlerde çalışma esnasında oluşan mekanik hasar ve kırılmalar;

- döngüsel yorgunluk

-statik torsiyonel yorgunluk

-dinamik torsiyonel yorgunluk sonucu meydana gelir.

Döngüsel yorgunluk, kanal aletinin, belirli bir kısmında tekrarlayan sıkışma (compression) ve gerilme (tension) kuvvetlerine maruz kalması sonucu oluşur. Bir kanal eğesi büküldüğü zaman eğenin bükülme noktasının dış yüzeyinde gerilme, iç yüzeyinde ise eş zamanlı olarak sıkışma meydana gelir. Eğri kanallarda sürekli tekrarlayan bu gerilme-sıkışma döngüsü zamanla metalde yorgunluğa neden olur ve sonuçta kırılmanın belki de en önemli nedenini oluşturur.

Statik torsiyonel yorgunluk, eğenin bir ucu kök kanalında sıkıştığında diğer ucunun rotasyon hareketine devam etmesi sonucu oluşan yorgunluktur. Özellikle dar kanallarda hekimin basınç uygulayarak çalışması sonucunda meydana gelir.

Dinamik torsiyonel yorgunluk ise kanal aletinin kesici kenarları ile dentin duvarı arasında oluşan sürtünme kuvvetlerinin neden olduğu durumdur.³⁵⁻³⁷

Araştırmalar sonucunda, döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılan enstruman sayısının torsiyonel yorgunluk nedeniyle kırılan enstruman sayısından daha fazla olduğu belirtilmiştir.³⁸⁻⁴²

Yapılan çalışmalar sonucunda döngüsel yorgunluğun oluşmasında en önemli faktörün kanal kurvatür yarıçapı olduğu gösterilmiştir. Kurvatür yarıçapı küçüldükçe kırılma riski artmaktadır. Bunun yanı sıra kanal eğesinin boyutu, tepe açısı (konisite) ve kanal kurvatür derecesi de döngüsel yorgunluğu etkileyen diğer faktörlerdir. Aletin kalınlığı, tepe açısı ve kanal eğiminin şiddeti arttıkça döngüsel metal yorgunluğu da artar ve kırılma daha kısa sürede gerçekleşir.^{29, 43-45}

Kanal eğelerinde yorgunluğa bağlı kırılma 3 aşamada meydana gelir:

1.aşama; yüzeyde oluşan ve çatlak başlangıcı (inisiyasyonu) denilen yüzey düzensizlikleridir.

2.aşama; çatlak başlangıcı, materyalin uygulanan strese dayanamaması sonucunda yüzey haline döner.

3.aşama; uygulanan stresin devam etmesiyle çatlak yüzeyi haline gelen bölgeden kırılma meydana gelir.

Eğimli kök kanalında kanal eğesi her dönüşte esnemektedir. Dönme işlemiyle kanal aletinin eğim dışındaki kısmı gerilirken eğimin iç kısmındaki bölgesi sıkışmaktadır.

Devamlı tekrar eden gerilme-sıkışma döngüsü zamanla döngüsel yorgunluğa sebep olmakta ve kırılmada en büyük nedeni oluşturmaktadır.^{28, 29, 46}

Bir kuvvetin metal veya başka bir malzemede meydana getirdiği şekil değişikliğine '*deformasyon*' adı verilir. Kuvvet ortadan kaldırıldığında materyal eski şekline geri dönüyorsa yani geçici şekil değişikliği meydana gelmişse bu tür deformasyon '*elastik deformasyon*' olarak adlandırılır. Elastik deformasyonda bağlar gerilir fakat atomlar birbiri üzerinde kaymazlar. Kuvvetin malzemenin şeklini kalıcı olarak değiştirdiği deformasyona ise '*kalıcı (plastik) deformasyon*' denir. Kalıcı deformasyon kanal eğelerinde yivlerde açılma şeklinde gözlemlenir. Ni-Ti kanal eğeleri, alaşımın özelliğinden dolayı yüksek elastik deformasyon özelliği göstermesinin yanı sıra eğenin kanalda sıkışıp zorlanmasına bağlı olarak yivlerde kalıcı deformasyonlar da oluşabilmektedir.⁴⁷

Sattapan ve ark^{48, 49}, na göre, torsiyonel yorgunluk sonucu kırılan eğelerde kırılma noktasına yakın bölgelerde kalıcı deformasyon görülürken, döngüsel yorgunluk sonucu oluşan kırılmalarda kırılma noktası bölgesinde bu tür deformasyon belirtileri görülmemektedir.

Kırık yüzeylerin SEM altında incelenmesi sonucu oluşan kırığın bariz biçimde sünek (dövülgen) bir tarzda olduğu ve yüzeyde çok sayıda mikro kabarcık şeklinde hava boşlukları olduğu görülmektedir. Bunun sebebi olarak eğenin üretimi sırasında meydana gelen oksit parçacıklarının bu mikro boşlukların oluşmasında etken olabileceği ileri sürülmüştür.⁵⁰

Endodontik Eğelerde Yorgunluk Testi

Endodonti pratiğinde kullanılan Ni-Ti eğeler ve paslanmaz çelik aletler için bazı mekanik test cihazları mevcut olmasına rağmen metal yorgunluğu gibi dinamik testler için uygun cihazlar henüz geliştirilememiştir.^{18, 51, 52}

28 no'lu ADA spesifikasyon sistemi .02 tepe açılı el aletleri için düzenlenmiştir. Bu spesifikasyonda döner alet sistemlerinin sahip olması gereken kriterler belirtilmemiştir. El aletleriyle çalışırken, gerilimsel yorgunluk önemli bir sorundur ve küçük çaplı eğeler büyük çaplılara göre daha kolay kırılır. Döner aletlerde ise bu durumun tersi söz konusudur. Eğimli kanalların preparasyonu sırasında döngüsel metal yorgunluğu nedeniyle büyük çaplı eğeler küçük çaplı olanlara göre daha kolay kırılır. Bu nedenle el

aletleri için yazılmış olan 28 no'lu spesifikasyon döner aletler için geçerli değildir. Döner Ni-Ti sistemler için profesyonel bir dental kurum tarafından hazırlanmış yazılı standartlara ihtiyaç olduğu belirtilmektedir.⁵³

Ayrıca, ADA 28 no'lu spesifikasyonda, eğimli kanalların preparasyonu esnasında kanal eğelerinin kırılması ve metal yorgunluğu yanı sıra kanal geometrisi de göz önüne alınmamaktadır. Eğri kanallardaki eğimin sebep olduğu sürekli döngüsel metal yorgunluğu, çalışma esnasında aletlerin ani olarak kırılmasının belki de en önemli nedenidir. Ni-Ti döner aletler sürekli döngüsel yüklemeye tabi tutulduğunda belirli bir dönüş sayısından sonra kırılma meydana gelir. Eğenin kırılmasına sebep olan hasar birikmiş mikro-yapısal değişimleri içerir. Total mekanik hasarın % 50-90'ına döngüsel yorgunluğun sebep olduğu ileri sürülmektedir.¹⁸

Metal yorgunluğu deneyleri için klinik şartları yansıtabilmenin en iyi yolu çekilmiş diş örnekleri olmasına rağmen, Ni-Ti eğelerin fiziksel özelliklerinin tam olarak saptanması amacıyla çekilmiş dişlerin kullanılması ideal bir model oluşturmaz. Çünkü bir dişin kanal anatomisi hiçbir zaman diğer bir dişin kanal anatomisiyle özdeş değildir. Bu yüzden, çekilmiş dişler dışında bir model seçilerek, mevcut koşulları mümkün olduğunca standardize edilip döngüsel yorgunluk dışında deneyin amacını etkileyen diğer parametrelerin etkisini minimuma indirmek amaçlanır.⁴⁴

Korozyon

Endodontik tedavinin başarısı açısından, mekanik preparasyonla birlikte etkili kanal irrigasyonu da oldukça önemlidir. Irrigasyon solusyonları, kanaldaki debris uzaklaştırmalarının yanı sıra mekanik şekillendirmeyi de kolaylaştırırlar. Bazı irrigasyon solusyonlarının pulpa ve dentin dokularını çözebilme ve dezenfeksiyon özellikleri vardır. Ayrıca, preparasyon sırasında kanal aletlerinin dentini kaldırmasına da yardımcı olurlar.⁵⁴

İrrigasyon amacıyla kullanılan bu solusyonların kanal aletleri üzerine birtakım kimyasal ve elektrokimyasal etkileri olabilmekte ve kanal eğeleri yüzeyinde çukurcuk ve poroziteyle kendini gösteren korozyona sebep olabilmektedirler.⁵⁵

Korozyon, çevrenin etkisiyle, bir maddenin yüzeyinden başlayarak gelişen bozunma olarak tarif edilebilir.⁵⁶ Başka bir deyişle korozyon, bir metalin kimyasal ve

elektrokimyasal reaksiyonlarla kendi yüzeyi ve kendi içinde yıkıcı bir saldırıya uğramasıdır. Fiziksel nedenlerle yıpranma korozyon olarak adlandırılmamalıdır.⁵⁷

Korozyon terimi metaller için kullanılır ve ana hatlarıyla elektrokimyasal bir olaydır.⁵⁶ Bir metalin korozyonu, o metali element halinden, çözülmüş bir metal haline veya yüzey tabakası şeklinde bir bileşiğe dönüştüren reaksiyonların tümüdür.⁵⁸

Korozyonun Nedeni

Doğada metaller bileşik halinde bulunur ve birçok fiziksel ve kimyasal işlemde geçerek ayrıştırılırlar. Üretilen metaller ise kararlı durumları olan bileşik haline geri dönme eğilimindedirler. Bu nedenle buldukları ortamın elemanlarıyla reaksiyona girerek iyonik duruma geçerler sonrasında da başka bir maddeyle birleşerek bileşik oluşturabilirler. Bunun sonucunda da kimyasal değişime veya bozunmaya uğramış olurlar. Bu şekilde, metalin ilk haline geri dönüş evresi, metalin korozyonu olarak adlandırılan süreçtir.⁵⁹

Demirin paslanması olayı bir korozyondur ve analiz edilecek olursa demir oksit olduğu görülür. Doğal demir filizi de aynı şekilde demir oksittir. Yani paslanma (korozyon) olayı ile demir doğadaki haline geri dönmüş olur.⁵⁸

Korozyonda, metal oksitlenirken metal olmayan elementler ise indirgenir ve yüzeyde pasif bir tabaka meydana getirir. Bunlar korozyon ürünü olarak adlandırılırlar. Metal yüzeyini ya bozunmaktan korur ya da olayın gelişmesini hızlandırırlar.⁶⁰

Mekanizmasına Göre Korozyon Türleri:^{57, 58}

1-Üniform (Homojen Dağılımlı) Korozyon: Tüm metal yüzeyinde eşit olarak görülen korozyon tipidir. Geride iz veya tortu bırakır. Diğer korozyon çeşitlerine göre ağırlık kaybı fazladır. Ancak alınan önlemlerle en zararsız korozyon çeşidi haline gelmiştir.

2-Galvanik Korozyon: İki metal veya alaşımın bir elektrolite maruz kalarak birleşmesiyle meydana gelen korozyon şeklidir. İki farklı metal arasında elektrik akımı oluşur. Metallerden daha soy olanı katod, daha aktif olan ise anod olur ve sadece anod korozyona uğrar.

3-Pitting (Çukurcuk) Korozyonu: Lokalize bir korozyon şeklidir. Korozyon dar bir bölgede yoğunlaşır. Metal yüzeyinde farklı boyutlarda çukurcuklar oluşması şeklinde kendini gösterir. Çukurcukların büyümesi ile metalde delinme görülebilir. Pitting

korozyonu Cl ve Br iyonlarının bulunduğu ortamlarda sıkça görülür. Gizlice oluşan ve en yıkıcı korozyon türüdür. Metal yüzeyinde kütleli azalma az olmasına rağmen metal bir veya birçok noktadan delinerek özelliğini kaybeder.

4-Aralık Korozyonu: Metal yüzeyindeki yarıklar içinde veya örtünmüş yerlerde görülür. Dar bölgelerdeki durgun çözeltiler ve aralıklarla ilgili korozyondur.

5-Erozyon Korozyonu: Metal ile koroziv ortam arasında hareket nedeniyle metalin aşınma ya da parçalanma hızının artmasıyla oluşur. Mekanik yıpranma veya aşınma söz konusudur.

6-Taneler Arası Korozyon: Tanelerin ara yüzeyleri tepkimelere çok yatkındır. Örgülerin sınırlarındaki ya da buna bitişik yerlerdeki yerel aşınmalara taneler arası korozyon denir.

7-Seçimli Korozyon: Bir alaşımın sadece bir bileşenin özellikle korozyondan etkilenmesi şeklinde görülen korozyon tipidir.

Materyal seçimi, çevre değişikliği, inhibitör kullanılması, tasarım değişiklikleri, kaplama kullanılması ve katodik koruma, korozyonu engelleyecek veya en azından azaltacak faktörler arasında sayılabilir.⁵⁷

Titanyumun Korozyonu

Titanyum metali son derece reaktiftir ve oksijene karşı yüksek eğilim gösterir. Metal yüzeyinin hava ve nemle teması yüzeyde hızlı bir şekilde oksit film tabakası oluşmasına neden olur. Zarar görmüş bir oksit tabakası, ortamda çok az miktarda oksijen veya nem varlığında bile hemen yenilenebilir. Bu tabaka tipik olarak TiO₂'dir. Doğal olarak oluşan bu filmin kalınlığı 10 nm'dir, gözle görülemez ancak kimyasal olarak çok dirençlidir. Ayrıca hidrojene karşı da etkili bir bariyerdir.⁶¹

Bazı çalışmalarda ise titanyumun korozyona karşı direncinin azaldığı ortamlar gösterilmiştir. Düşük pH ve ortamda florür varlığının korozyonu artırdığı bildirilmiştir.^{62, 63}

Nikelin Korozyonu

Nikel ve alaşımları, koroziv ortamlara, yüksek sıcaklıklara ve yüksek gerilmelere karşı son derece dirençli oldukları için modern sanayide önemli bir yere sahiptirler. Nikel, birçok ortamda korozyona karşı oldukça dirençlidir. Bu nedenle özel alaşımlar geliştirmek için çok uygun bir metaldir.⁵⁸

Ancak, nikel kendi başına sitotoksik bir materyaldir. Buna karşın Ni-Ti alaşımının bir yüzey işlemi ile okside edilmesi sonucu yüzeyde biriken TiO₂ tabakası, nikelin bu etkisinin ortaya çıkmasını engeller.¹¹

Ni-Ti Alaşımların Korozyonu:

Ni-Ti alaşımları genel olarak korozyona dirençlidir. Tek tek değerlendirildiğinde hem nikel hem de titanyum korozyon direnci oldukça yüksek metallerdir. Ancak aralarındaki potansiyel fark korozyon davranışlarını önemli ölçüde etkiler. Galvanik seriye bakıldığında titanyumun potansiyelinin nikelden daha yüksek olduğu görülür. Bu nedenle galvanik bir etkileşim olduğunda nikel, anodik olarak etkilenecek korozyona uğrar.

Ayrıca insan sağlığı açısından da nikel önemli bir elementtir. Ni-Ti alaşımlardaki nikel iyonlarının salınımı ile nikel alerjisi oluşturma riski mevcuttur. Ancak, ağız ortamında bulunan ortodontik nikel-titanyum tellerin incelendiği bir çalışmada, nikelin kısa süreli kullanımlarında iyon salınımının insan sağlığı açısından zararlı seviyede olmadığı belirtilmiştir.⁶⁴

Kanal İrrigasyon Solusyonlarının Etkisi

Kanal irrigasyon solusyonlarının kimyasal etkileri kanal aletlerinin performanslarını etkileyebilmektedir. Korozyon sonucu yüzeyde oluşan çukurcuklar ve porozite eğenin kesme kapasitesini azaltmaktadır. Bu nedenle Ni-Ti kanal eğelerinin yıkama solusyonlarından etkilenmemesi istenmektedir.¹¹ Oluşan korozyon sonucu kesme etkinliğinin azalmasının yanı sıra kırılmaya karşı direncin düştüğü de yapılan çalışmalarda bildirilmektedir.⁶⁵⁻⁶⁷

Paslanmaz çelik eğelerde bahsedilen çukurcuk korozyonunun olduğu ve kanal aletinin kesme etkinliğinin azaldığı yapılan çalışmalarda gösterilmektedir.^{66, 67}

Dartar ve ark.⁶⁸ dört farklı kanal yıkama solusyonunda paslanmaz çelik eğelerin korozyon hızlarını ölçmüşler ve kanal aletleri üzerinde çukurcuk korozyonu oluşan bölgeler tespit etmişlerdir. Ortalama olarak en yüksek korozyon hızının klorheksidin glukonat solusyonunda olduğu bildirilmiştir.

Ni-Ti eğelerin metal parlaklığı ve yüzey heterojenitesi korozyona uğramalarına neden olabilmektedir. Ağız ortamındaki vücut ısısı, tükürük elektrolitleri veya yıkama solusyonları gibi klinik durumları taklit eden şartlarda yapılan çalışmalarda, Ni-Ti alaşımların korozyona eğimli olduğu rapor edilmektedir. Diğer çalışmalarda ise Ni-Ti alaşımların, paslanmaz çeliklere göre korozyona daha yatkın olduğunu gösteren herhangi bir bulguya rastlanmamaktadır.⁶⁹⁻⁷²

Ortodontik Ni-Ti tellerle yapılan çalışmada, tellerin oral sıvılar veya klorid solusyonlarında korozyona uğradığı bildirilmektedir. Telin klorid solusyonuna bağlı olarak yüzeyinde oluşan korozyon nedeniyle kullanılamaz hale geldiği belirtilmektedir.⁷¹

Schwanger ve ark.⁷³ 37°C'de %1'lik NaOCl solusyonunu kullanarak yaptıkları çalışmada Ni-Ti telin fleksibilitesinde bir değişiklik olmadığını belirtmektedirler.

Kuhn ve ark.⁷⁴ yorgunluğa bağlı başarısızlıklarda oluşan fraktürlerin eğenin kesici yüzeyinde meydana gelen çatlak başlangıcı ve bu durumun da eğenin aksiyal merkezi boyunca ilerlemesi ile oluştuğunu bildirmektedirler.

Literatürde eğelerin korozyona bağlı başarısızlıklarıyla ilgili rapor bulunmasa da metalde öncelikle korozyona bağlı çukur ve yarıklar oluşmakta daha sonra yorgunluk meydana gelmektedir. Böylece kırılma mekanizması, yorgunluğa bağlı başarısızlıktan, korozyona bağlı yorgunluğa dönüşmektedir.⁷⁵

Anodizasyon (Anodik Oksidasyon)

Anodizasyon, doğal veya özel bir ortamın koşulları ile karşı karşıya bırakıldığında, bir metal yüzeyi üzerindeki ileri aşamada oksidasyonu yavaşlatabilecek veya önleyebilecek bir koruyucu oksit filmi veya katmanının bir metal yüzeyi üzerinde oluşturulması için gerçekleştirilen kontrollü bir oksidasyondur.⁷⁶

Anodizasyon genellikle alüminyum, magnezyum ve titanyum gibi hafif metaller üzerinde gerçekleştirilir. Anodik oksidasyon, sisteme akım verilmesiyle çözelti içerisinde bulunan asit ve suyun iyonlarına ayrışması ve bu iyonlardan negatif yüklü

olan oksijen anyonlarının pozitif kutup olan anoda çekilerek, metal yüzeyinde reaksiyon oluşturmaktadır. Bu işlemle, anot malzeme yüzeyinde oksit tabakası oluşmakta ve oluşan oksit tabakası malzemenin korozyon ve aşınmaya karşı direncini artırmaktadır. Ayrıca, metal yüzeyinde oluşacak diğer reaksiyonları önlemede de büyük rol oynar.⁷⁷

Anodizasyon işlemi alkali veya asit elektrolitte yapılabilir. Alkali çözeltilerde yapılan anodizasyon sonucu elde edilen oksit film tabakası asit elektrolite göre daha pöröz yapıdadır. Alkali çözeltide yapılan elektrokimyasal yöntemin uzun sürelerde gerçekleşmesi de önemli bir dezavantajdır.⁷⁸ Literatürde alkali çözeltilerde yapılan titanyum anodizasyonuna ait pek fazla bilgiye rastlanmamaktadır.⁷⁹

Asit elektrolitte yapılan anodizasyonlarda genellikle daha homojen film tabakası elde edilmiştir. Asit elektrolit olarak en çok sülfirik, hidroklorik ve fosforik asitler kullanılmıştır⁷⁹.

Titanyumun Anodizasyonu

Mekanik özelliklerinin çok iyi olmasına rağmen zayıf tribolojik özelliklerinden dolayı, özellikle sürtünme ve aşınmanın önemli olduğu durumlarda titanyum ve alaşımlarının kullanımı sınırlı kalmaktadır. Bu nedenle titanyum ve alaşımlarına yüzey sertliğini, aşınma direncini ve korozyon dayanımını artıracak şekilde çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bunlar arasında; anodizasyon, aktif-reaktif buharlaştırma, reaktif doğru akım manyetron sıçratma, vurumlu lazer reaktif buharlaştırma, iyon demeti sıçratma yöntemi, plazma destekli kimyasal buhar biriktirme (CVD), sprey proliz, atomsal tabaka biriktirme, metal-organik buhar biriktirme, sol-jel tekniği, termal buharlaştırma, vurumlu lazer biriktirme ve termal oksidasyon yöntemleri sayılabilmektedir.⁸⁰⁻⁸³

Bu yöntemler arasında özellikle elektrokimyasal yöntemler kurulum kolaylığı ve yüksek kristalin film oluşturma rahatlığı gibi üstün özellikleri nedeniyle daha çok tercih edilirler.⁷⁸

Anodizasyon tekniği bazı avantajlarından dolayı öne çıkan bir yöntemdir. Uygulaması kolaydır ve maliyeti düşüktür. Kaplama yapılan metalin şekli ne olursa olsun homojen bir tabaka elde edilebilmesini sağlar. Ayrıca elektrolit, gerilim ve akım gibi işlem parametrelerinin değişimine bağlı olarak oluşan oksit filmin kristal şekli ve kalınlığı gibi özelliklerinin değiştirilebilmesi mümkündür.⁸⁴

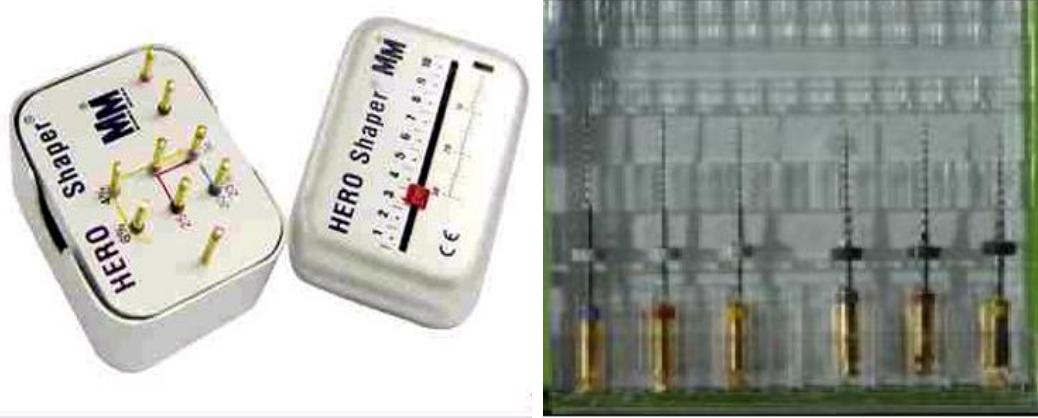
Atmosfer ortamında titanyum yüzeyinde kendiliğinden bir oksit tabakası meydana gelir. Titanyumun korozyon direncinin yüksek olmasının nedeni metal yüzeyinde oluşan bu doğal oksit tabakasıdır. Oluşan oksit film tabakası tipik olarak TiO_2 'dir fakat Ti_2O_3 ve TiO gibi oksitlerin karışımı da oluşabilir. Bu film tabakanın kalınlığı 10 nm'den azdır ve gözle görülmez. Koroziv ortamlarda son derece kararlı ve yüksek direnç gösteren TiO_2 filminin mekanik özellikleri iyi değildir ve sürtünme karşısında aşınarak kırılmaktadır. Ayrıca, seyreltik asit ve alkali çözeltilerde, sıcak ve konsantre HCl , H_2SO_4 , $NaOH$ ve HF içerisinde çözünür.^{85, 86} Ancak bu çözülmeye rağmen metal, anodik oksidasyon işlemi ile tekrar kararlı hal alır. Yüzeyde pasif bir oksit filmi oluşturularak altta kalan metalin hızla çözünmesine engel olunur.⁷⁹ Anodizasyon işlemiyle metal yüzeyinde doğal olarak oluşan oksit tabakasından daha kalın ve yoğun oksit tabakası elde edilir.

Çalışmamızda Kullandığımız Ni-Ti Döner Sistemler

HeroShaper (High Elasticity in Rotation Shaper)

Micro-Mega (Besançon, Fransa) firması tarafından 2001 yılında üretilmiştir. Kor yapısı kalınlaştırılarak kırılmaya karşı daha dayanıklı hale getirildiği üretici firma tarafından belirtilmektedir. Metal yorgunluğu meydana geldiği zaman eğenin helezonik yapısı gevşeyerek düzleşmektedir. Eğeler pozitif kesme açısında 3 kesici kenara sahiptir. Üretici firma her eğenin 10 sn kullanım ile yeterli şekillendirme yaptığını ve kesme yüzeylerindeki helezonik açının enstrumani vidalama etkisinden koruduğunu ve debrislerin kuronale doğru çıkışını sağladığını belirtmektedir. Eğenin ucu aktif değildir böylece rotasyon süresince eğeyi kanal merkezinde tutarak yol gösterici görevi görür.

Sistemde 20, 25 ve 30 numaralı, .04 ve .06 taper açılı toplam 6 adet eğe bulunmaktadır (Şekil 5).



Şekil 5: HeroShaper endobox ve eğe seti

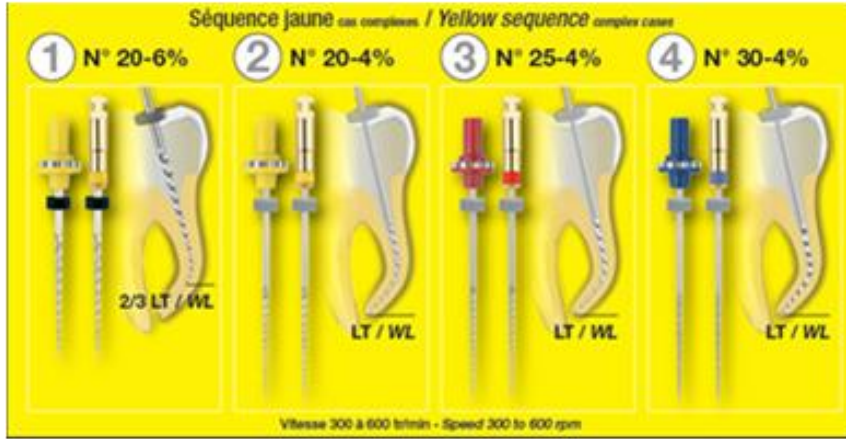
Üretici firma .02 taper açılı enstrümanların sistemde yer almayışının nedenini .04 taper açılı eğelerin artırılmış esneklikleri sayesinde apikale kadar güvenle kullanılabilmesi şeklinde açıklamaktadır.

Ayrıca eğenin aktif olan kesici kısmının uzunluğu azaltılarak eğe ile kanal duvarı arasındaki temas sınırlandırılmış ve esnekliğin de artması sağlanmıştır.

Tavsiye edilen çalışma hızı 300-600 rpm arasındadır. Tüm döner alet sistemlerde olduğu gibi crown-down metodu uygulanır. 10 numaralı kanal eğesiyle radyografi alınarak veya apex bulucu ile çalışma boyu tespit edildikten sonra kanal eğimine göre vakanın şiddeti belirlenerek uygun preparasyon sırası belirlenir.

1-Zor Vakalar (Sarı Seri)

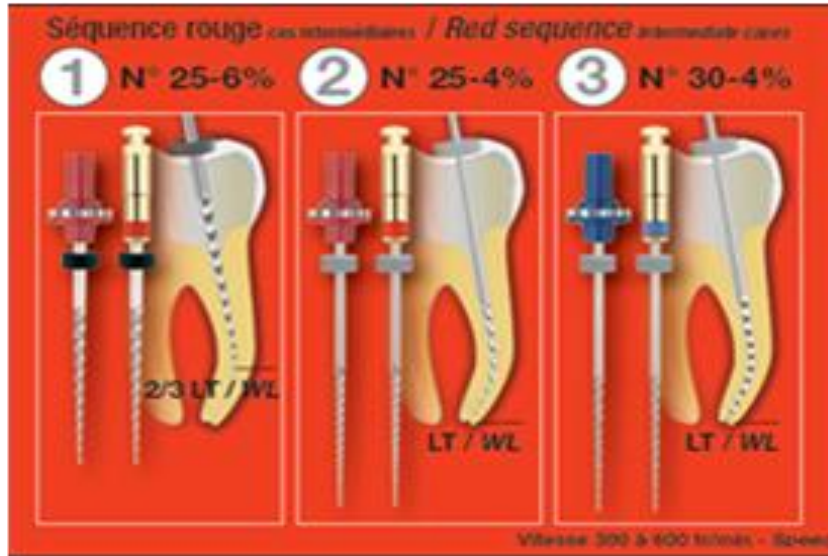
.06 taper açılı 20 numaralı eğe ile preparasyona başlanır ve çalışma uzunluğunun 2/3'üne kadar şekillendirme yapılır. .04 taper açılı 20 numaralı eğe ile çalışma uzunluğunda preparasyon yapılır. Daha sonra .04 taper açılı 25 ve .04 taper açılı 30 numaralı eğeler çalışma boyunda kullanılarak preparasyon bitirilir (Şekil 6).



Şekil 6: Zor vakalar için sarı seri (LT/WL: Çalışma boyu)

2-Orta Zorluktaki Vakalar (Kırmızı Seri)

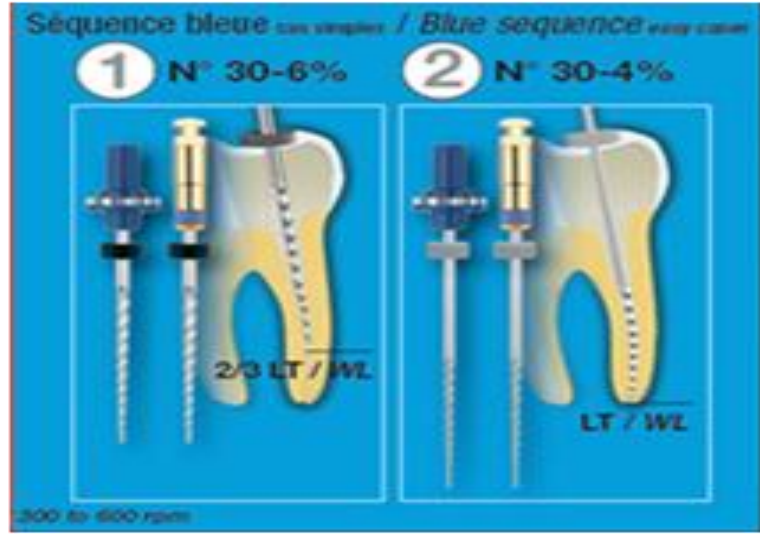
.06 taper açılı 25 numaralı eğe ile çalışma uzunluğunun 2/3'üne kadar preparasyon yapılır. Daha sonra .04 taper açılı 25 ve .04 taper açılı 30 numaralı eğeler sırası ile çalışma uzunluğunda kullanılarak preparasyon tamamlanır (Şekil 7).



Şekil 7: Orta zorluktaki vakalar için kırmızı seri (LT/WL: Çalışma boyu)

3-Kolay Vakalar (Mavi Seri)

.06 taper açılı 30 numaralı eğe ile çalışma uzunluğunun 2/3'üne kadar çalışılır. Daha sonra .04 taper açılı 30 numaralı eğe ile çalışma uzunluğunda şekillendirme yapılarak işlem tamamlanır (Şekil 8).

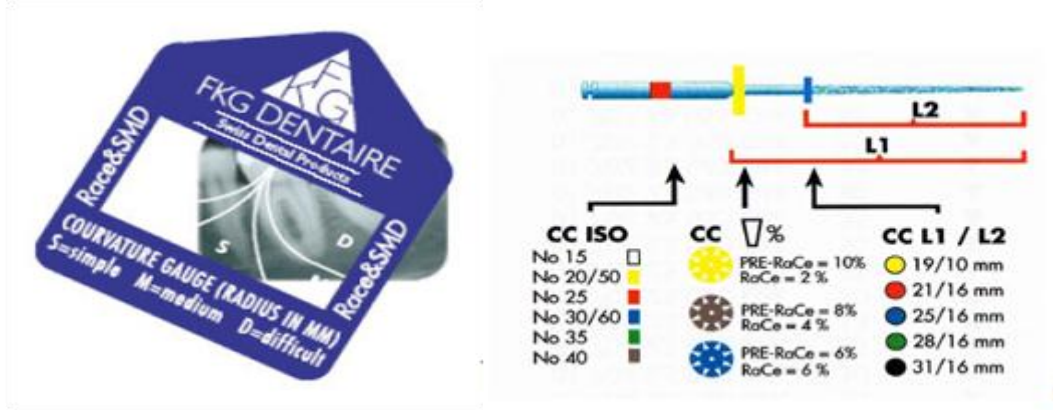


Şekil 8: Kolay vakalar için mavi seri (LT/WL: Çalışma boyu)

RACE (Reamer with Alternating Cutting Edges)

FKG dentaire (La-chauxde fonds, İsviçre) firması tarafından üretilmiştir. Eğe kontrolünün rahat sağlanabilmesi için kesici olmayan uca sahiptir. Alternatif yivleri sayesinde yüksek torka ihtiyaç duymadan çalışma zamanı azalmıştır. Üretici firma, daha az çalışma torku ve dalgalı kesici kenarlar ile vidalanma etkisi ve sıkışmayı elimine etmeyi ve sistemdeki enstruman sayısını azaltarak zamandan tasarruf sağlamayı amaçlamıştır.

Yüzey şekillendirmesi elektrokimyasal cila ile yapıldığı için üretici firma metal yorgunluğu ve bükülmeye karşı daha dirençli olduğunu iddia etmektedir. Metal yorgunluğunu gösteren sekiz adet koparılabılır hafıza diski mevcuttur. Ayrıca paketlerde eğri kanalın eğimini belirlemek için hekime yardımcı olacak ölçüm cetveli de bulunmaktadır (Şekil 9).



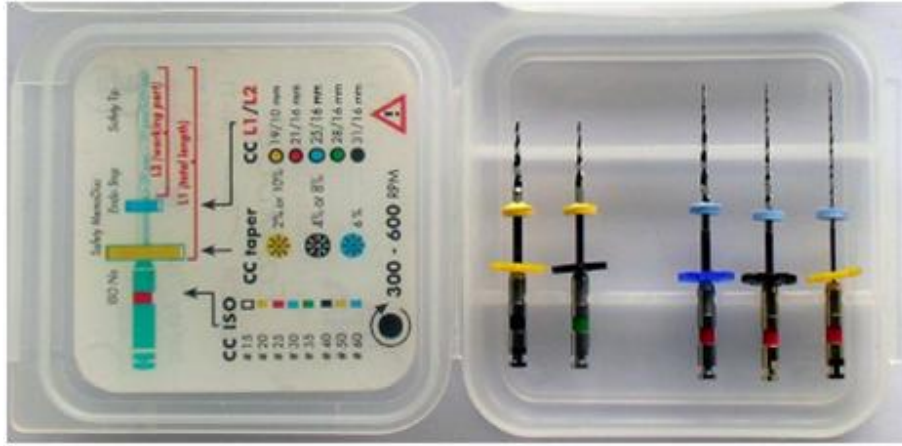
Şekil 9: kanal eğimi ölçüm cetveli

Sistem, .02 taper açılı (sarı stoper), .04 taper açılı (siyah stoper), .06 taper açılı (mavi stoper), .08 taper açılı (siyah stoper), ve .10 taper açılı (sarı stoper) olmak üzere toplam 5 adet eğeden oluşmaktadır. Kit içerisinde kolay, orta ve zor kanal tespiti için aç kartı mevcuttur.

Tavsiye edilen çalışma hızı 300-600 rpm olup crown-down ve step-back teknikleri kullanılır.

1-Kolay ve Orta Zorluktaki Vakalarda Kullanımı (Easy RaCe Serisi)

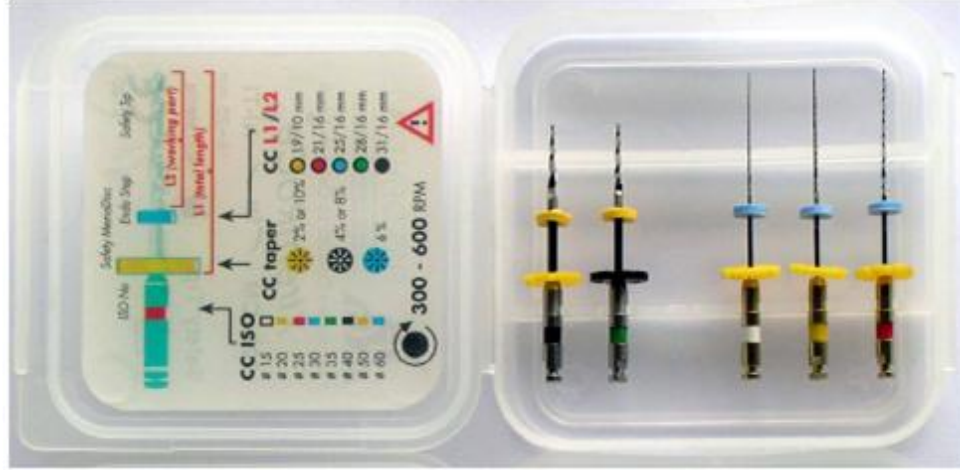
10 numaralı eğe ile yaklaşık çalışma boyu kadar ilerlenerek yol tayin edilir. Kanal girişinin hazırlanması için yani kuronal ve orta üçlünün preparasyonunda Pre-RaCe 40/.10 ve 35/.08 eğeler kullanılır. Radyografi veya apeks bulucular çalışma boyu tespit edildikten sonra 25/.06 eğe ile herhangi bir direnç hissedilinceye kadar veya çalışma boyuna ulaşana kadar preparasyon yapılır. Daha sonra 25/.04 eğe ile işleme devam edilir. Gerek duyulursa 25/.02 eğe kullanılabilir. Rekapütülasyon tavsiye edilmektedir (Şekil 10).



Şekil 10: Easy RaCe serisi

2-Zor Vakalarda Kullanımı (Xtreme RaCe Serisi)

Kanal girişi easy RaCe serisindeki gibi hazırlandıktan sonra aynı şekilde çalışma boyu tespit edilir. Xtreme set eğeleri 15/02 > 20/02 > 25/02 step-back tekniği ile kullanılarak çalışma boyunda preparasyon tamamlanır (Şekil 11).



Şekil 11: Xtreme RaCe serisi

TWISTED FİLES (TF)

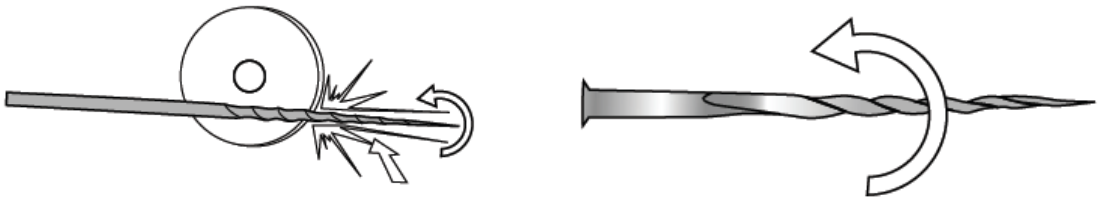


Şekil 12: TF eğe seti

2008 yılında Sybron firması tarafından endodonti ailesine katılan TF (Kaliforniya, Amerika) eğeler için üretici firmanın bildirdiği, bu eğeleri diğer Ni-Ti döner sistem eğelerinden ayıran belli başlı özellikler şunlardır;

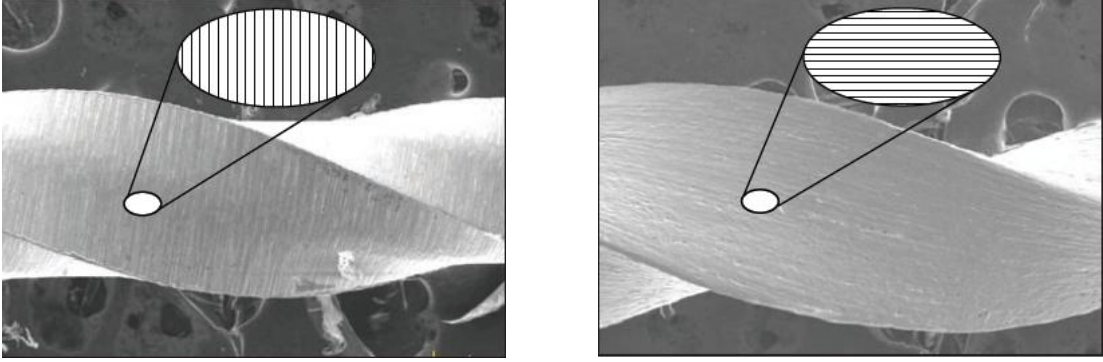
R- Faz Isıl İşlem Teknolojisi: Bu teknoloji ile üretilmiş tek Ni-Ti kanal eğesidir. Ni-Ti'un özelliklerini ve moleküler fazını optimize etmek için bu tescilli teknoloji kullanılmıştır. Sonuçta oluşan kristal yapı modifikasyonu, elastikiyeti ve kırılmaya dayanımı maksimize eder.

Burgu Dizayn: Normalde Ni-Ti eğeler torna tezgahında tıraşlanarak üretilmektedirler. Bu durum eğenin yüzeyinde mikro çatlak noktaları oluşmasına sebep olabilmektedir. TF eğeler ise burğu yöntemiyle üretilirler. Burma işlemi eğeyi daha dayanıklı hale getirirken, granül yapısını optimize eder ve mikro kırılmaların oluşumunu azaltır (Şekil 13).



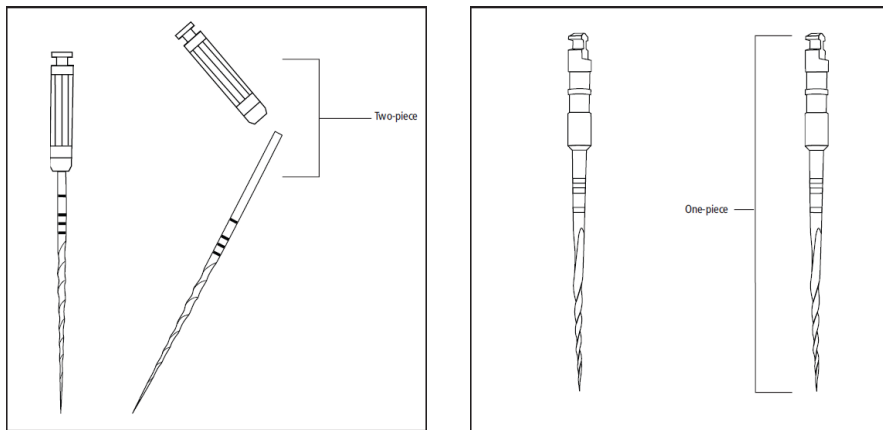
Şekil 13: TF eğelerin burğu tasarımı

Geliştirilmiş Yüzey İşlemi: Twisted eğelerin özel yüzey koşullandırma işlemi, ege yüzeyi bitim işleminde altındaki granül yapısının sağlamlığını bozmayacak şekilde yapılır. Bu da eğenin sertliğini ve kenarların keskinliğini korur. Elektropolishing işlemi eğenin kesici bıçaklarını körleştirir oysa TF eğelere uygulanan özel yüzey koşullandırma işlemi eğenin keskinliğini ve yapısal bütünlüğünü korur (Şekil 14).



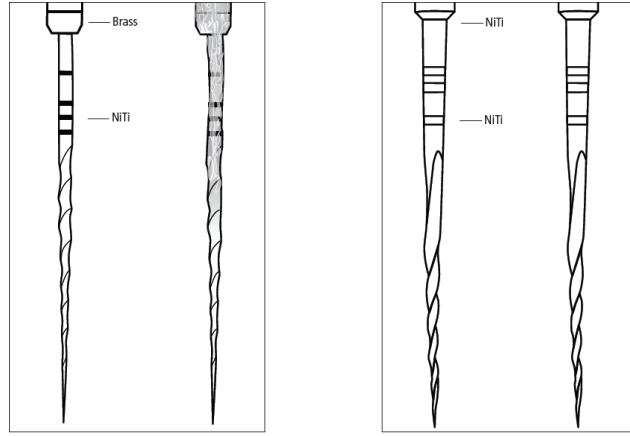
Şekil 14: TF eğelerin bıçak yüzeyi görüntüsü

Ayrıca en uç noktadan başlangıç kısmına kadar (eğe ve sap kısmı) tek bir parçadan oluşmaktadır. Ege kısmı ve sap kısmı iki farklı materyalden üretildiğinde yüksek torsiyonel kuvvetler karşısında bağlantı noktasından kırılma oluşabilirken TF eğeler tek parçadan üretildiğinden bu risk ortadan kalkar (Şekil 15).



Şekil 15: Tek parçadan üretilen TF eğe

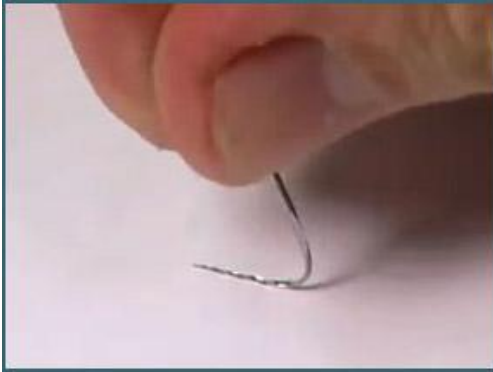
Ayrıca iki parçalı tasarımda, sap kısmı Ni-Ti alaşımından üretilmemiş ise bu iki farklı metal arasında galvanik korozyon oluşabilir (Şekil 16).



Şekil 16: Galvanik korozyon

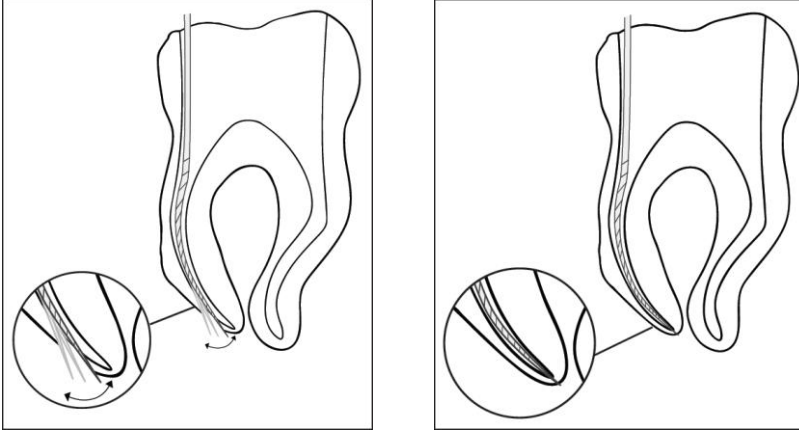
Birçok Ni-Tİ döner sistemden farklı olarak bir uygulamada sadece üç adet eğe kullanımıyla preparasyonun bitirilmesi daha pratiktir ve zamandan tasarruf sağlar.

Firmanın iddialarına göre R-Faz ısıtım teknolojisi sayesinde dünyadaki en esnek ve kırılma dayanımı yüksek kanal eğesidir. Sahip olduğu özel burgu tasarımı, mikro kırılmaları minimize eder (Şekil 17).



Şekil 17: TF eğeler diğer Ni-Ti eğelere göre %70 daha esnektir.

Üretici firma, TF eğelerin, geleneksel Ni-Ti eğelerden %70 daha fazla esnek olduğunu bildirmektedir. Bu elastikiyet eğeyi kanal merkezinde tutarak, apikal transportasyon ve perforasyon gibi istenmeyen durumların oluşmasını önler (Şekil 18).



Şekil 18: İstenmeyen apikal transportasyon ve perforasyon

Üretici firma tavsiyesi 2 , 3 tork ve 500 rpm hızda kullanılmalıdır.

Dar kanallar için küçük asorti paket .04, .06, .08 taper açılı eğeleri içerir.

Geniş kanallar için büyük asorti paket .06,.08,.10 taper açılı eğeleri içerir.

TF eğelerin kullanımında .08/25 numaralı eğe ile preparasyona başlanır, kanalın giriş kısmı çalışma boyuna ulaşmadan genişletildikten sonra yıkama ve rekapitülasyon işlemi yapılır. Eğe üzerindeki artıklar temizlenir. Daha sonra aynı eğe ile tüm çalışma boyunca çalışılır. İkinci adımda, .06/30 numaralı eğe ile aynı şekilde preparasyon yapılır.

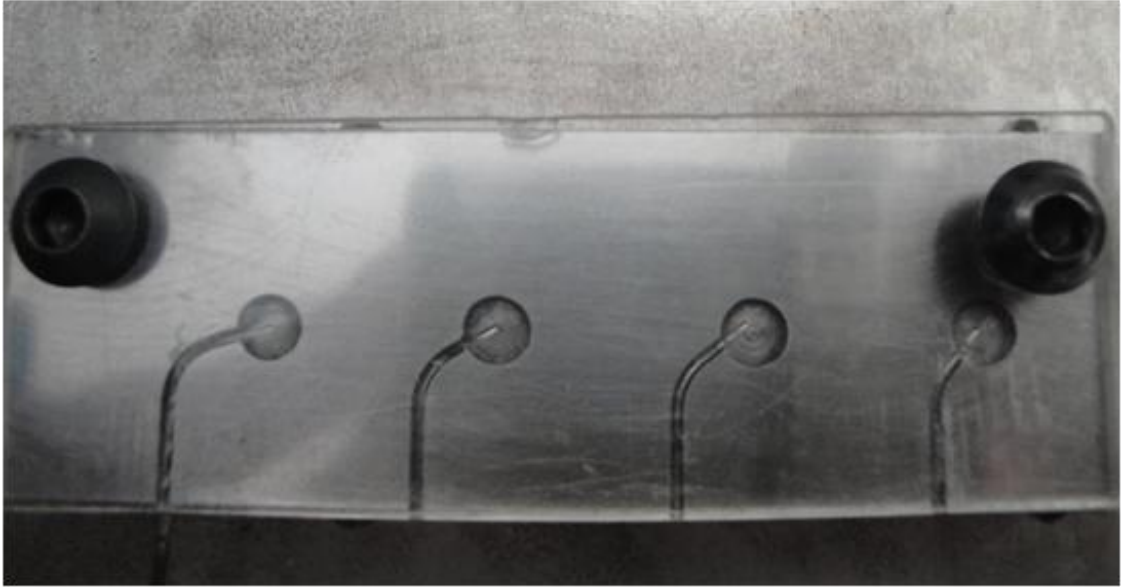
30 numaradan büyük apikalli kanallarda son şekillendirme için sırasıyla .06/35 ve .04/40 numaralı eğeler kullanılır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız iki aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada RaCe, HeroShaper ve Twisted Files kanal eğeleri metal yorgunluğu testine tabi tutulurken, ikinci aşamada % 5'lik NaOCl içerisindeki korozyon dirençleri değerlendirilmiştir.

Metal Yorgunluğu Testi

Mühendislik alanında birçok malzeme için geliştirilen yorgunluk testi cihazları olmasına rağmen, endodontik kanal eğelerinde yorgunluğun değerlendirilebilmesi için henüz kabul edilebilir standart bir test cihazı veya yöntemi bulunmamaktadır. Konu ile ilgili yapılan çalışmalarda Ni-Ti döner sistem kanal eğelerinin metal yorgunluklarının değerlendirilmesi için çeşitli deney düzenekleri hazırlanmıştır. Bizim çalışmamızda, Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü tarafından hazırlanan deney düzeneği kullanıldı (Şekil 19). Deney düzeneğindeki eğimli kanallar dört farklı açıda olacak şekilde CNC tezgâhında paslanmaz çelik bir blok üzerine oluklar açılarak işlendi.



Şekil 19: Paslanmaz çelik blok üzerinde açılan suni kanallar (Açı değerleri soldan-sağa 37°, 30°, 26°, 20°)

Çalışma boyları her kanal için 16 mm olarak belirlendi. Kanallar, girişten itibaren ilk 8 mm'de düz, 8 mm'den sonra eğimli olacak şekilde hazırlandı. Kurvatür yarıçapı her kanal için 5 mm ve eğim açısı (α) sırasıyla 20°, 26°, 30°, 37°, kanal çapı ve derinliği ise 1 mm olarak tasarlandı.

Bu eğimli kanalları temsil eden oluklar içerisinde eğe çalışma boyunda yerleştirilerek yorgunluk testi uygulandı. Çalışma sırasında kanal eğesinin kayarak oluğun dışına çıkmasını engellemek amacıyla paslanmaz çelik düzenek üzerine aynı boyutlarda cam fiber hazırlanarak sağ ve sol üst köşelerden vidalama yöntemiyle düzlem üzerine sabitlendi. Böylece hem eğe kanal içerisinde kalarak çalışma boyunca yörüngesini korumuş oldu hem de şeffaf olduğu için eğenin kırılma anı net olarak gözlemlenebildi. 1/100 saniyeli kronometre kullanılarak eğeler kırılıncaya kadar geçen süreler kaydedildi (Şekil 20).



Şekil 20: Düzenek üzerine vidalama yöntemiyle sabitlenen fiber glass ve dönme süresinin kaydedildiği 1/100 saniyeli kronometre

Çalışmamızda düzenek üzerinde bulunan bu eğimli kanallardan, orta derecede eğri kök kanallarını temsil etmesi için 20°, zor kök kanallarını temsil etmesi için ise 37° olan açılar tercih edildi.

Eğeler, X-Smart (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) tork kontrollü endodontik motor ve 1/16 redüksiyonlu angldruvaya takılarak kullanıldı (Şekil 21).



Şekil 21: X-Smart (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) tork kontrollü endodontik motor

Üretici firma tavsiyeleri göz önünde bulundurularak sabit hız ve tork değeri tüm eğeler için 500 rpm ve 2 olarak standardize edildi.

Hiçbir işlem yapılmamış kanal eğelerinden SEM görüntüleme cihazı (JSM 6400- Scanning Electron Microscope, Jeol, Tokyo, Japonya) ile yüzey görüntüleri alındı.

Testin Uygulanışı

Metal yorgunluğu testi için hepsi .04 taper açılı, 25 numaralı RaCe, HeroShaper ve TF eğeler her birinde 10'ar adet olacak şekilde 6 guruba ayrıldı:

1. Gurup: 10 adet RaCe .04/25 numaralı eğe (20° eğimli kanal için)
2. Gurup: 10 adet HeroShaper .04/25 numaralı eğe (20° eğimli kanal için)
3. Gurup: 10 adet TF .04/25 numaralı eğe (20° eğimli kanal için)
4. Gurup: 10 adet RaCe .04/25 numaralı eğe (37° eğimli kanal için)
5. Gurup: 10 adet HeroShaper .04/25 numaralı eğe (37° eğimli kanal için)
6. Gurup: 10 adet TF .04/25 numaralı eğe (37° eğimli kanal için)

1, 2 ve 3. gurupta bulunan eğelerle 2 tork, 500 rpm hızda, 20° eğimli, 4, 5 ve 6. gurupta bulunan eğelerle ise yine 2 tork, 500 rpm hızda, 37° eğimli kanallarda çalışıldı.

Eğimli kanalların bulunduğu deney düzeneği vidalama ve mıkmatıslarla hareket etmeyecek şekilde zemine sabitlendi. X-smart kolu ve anglıruva, aksı okluzal düzleme ve başlığı da yandan bakıldığında yatay düzleme paralel olacak şekilde vidalı kol yardımıyla sabitlendi.

Kanal eğesi anglıruvaya takılıp, çalışma boyunda kanala yerleştirildi. Eğenin dönmeye başlaması ile aynı anda kronometre çalıştırılıp eğe kırıldığı anda durdurularak kırılıncaya kadar ki dönme süresi saniye olarak kaydedildi. Bu süre değerlerinden eğenin kırılıncaya kadar yapmış olduğu tur sayısı hesaplandı. Her eğe değişiminde kayganlaştırıcı jel yenilendi.

Kayganlaştırıcı jel olarak, Ni-Ti döner sistemler için VDW firması tarafından üretilmiş FileCare jel (Münih, Almanya) kullanıldı (Şekil 22).



Şekil 22: FileCare lubrikant jel

Kırılan eğerlerin yüzeyindeki kayganlaştırıcı jel, ultrasonik temizleyici vasıtasıyla temizlenerek kırık yüzeylerinden SEM görüntüleri alındı.

Anodizasyon (Anodik Oksidasyon) İşlemi

Her döner sistem ege gurubundan 10'ar adet olmak üzere RaCe, HeroShaper ve TF .04/25 numaralı kanal eğerlerine anodizasyon işlemi uygulanarak yüzeyleri oksit tabakası ile kaplandı. Kaplama işlemi 25°C'de, 2 M asetik asit çözeltisi içinde, 10 V akımda, 5 dakika süre ile yapıldı.

İşlem için çift cidarlı bir kap kullanıldı. Bu iki cidar arasından 25°C ısıdaki su devridaim yaptırılarak işlem boyunca çözelti ısısının 25°C'de sabit tutulması sağlandı. Çözelti homojenitesi için karıştırıcı düzenek yerleştirildi. Anodizasyon işleminde kanal egesi pozitif uca (anot), katot olarak kullanılan paslanmaz çelik silindir ise negatif uca bağlanarak tüm yüzeyin homojen olarak kaplanması sağlandı.

Oksit tabakası ile kaplanmış bu eğerlerden de SEM ile yüzey görüntüleri alındı.

Bu şekilde yüzeyleri anodizasyon işlemi ile kaplanan eğerler guruplara ayrılarak, aynı yorgunluk düzeneğinde 20° ve 37° eğimli kanallarda yorgunluk testine tabi tutuldu.

1. Gurup: 10 adet RaCe .04/25 numaralı anodize edilmiş ege (20° eğimli kanal için)
2. Gurup: 10 adet HeroShaper .04/25 numaralı anodize edilmiş ege (20° eğimli kanal için)
3. Gurup: 10 adet TF .04/25 numaralı anodize edilmiş ege (20° eğimli kanal için)
4. Gurup: 10 adet RaCe .04/25 numaralı anodize edilmiş ege (37° eğimli kanal için)
5. Gurup: 10 adet HeroShaper .04/25 numaralı anodize edilmiş ege (37° eğimli kanal için)
6. Gurup: 10 adet TF .04/25 numaralı anodize edilmiş ege (37° eğimli kanal için)

Aynı şekilde, eğeler çalışma boyunca kanala yerleştirildi. Eğenin dönmeye başlaması ile aynı anda kronometre çalıştırılıp eğe kırıldığı anda durdurularak kırılana kadar ki dönme süresi saniye olarak kaydedildi. Bu değerlerden de eğenin kırılıncaya kadar yapmış olduğu tur sayısı hesaplandı. Her eğe değişiminde kayganlaştırıcı jel yenilendi.

Kırılan eğelerin yüzeyindeki kayganlaştırıcı jel, ultrasonik temizleyici vasıtasıyla temizlenerek kırık yüzeylerinden SEM görüntüleri alındı.

Korozyon Testi

Korozyon testinde Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölüm Laboratuvarı'nda bulunan Gamry G750 (Pensilvanya, Amerika) cihazı kullanılarak potansiyodinamik tarama yapıldı (şekil 23).



şekil 23: Gamry G750 cihazı

Cam kap içerisinde kanal eğesi, referans elektrot ve karşıt elektrottan oluşan üçlü korozyon ünitesi hazırlandı (Şekil 24). Referans elektrot Ag/AgCl, karşıt elektrot ise grafitti. Firmanın belirttiği şekilde uçlar eğe ve elektrotlara bağlandıktan sonra -1 volt / +1 volt potansiyel aralığında 2 milivolt/sn tarama hızında ölçüm yapıldı.

Çözelti olarak White Med firmasının ürettiği %5'lik NaOCl çözeltisi kullanıldı. İşlem boyunca çözelti ısısı vücut ısısı olan 37°C'de sabit tutuldu. Hiçbir işlem yapılmayan HeroShaper, RaCe ve TF eğeler ile yüzeyleri anodizasyon işlemiyle kaplanmış HeroShaper, RaCe ve TF eğeler korozyon testine tabi tutuldu. Elde edilen değerler bilgisayar ortamında kaydedilerek değerlendirildi.



Şekil 24: Cam kap içinde, kanal eğesi, referans elektrot ve karşıt elektrottan oluşan üçlü korozyon ünitesi

BULGULAR

Çalışmamızda kullanılan üç farklı döner alet sistemine ait .04/25 numaralı eğeler, deney düzeneğinde test edilerek kırılana kadar geçen süreler ve hız ve süre bilgileri kullanılarak hesaplanan tur sayısı değerleri tablolarda gösterilmektedir.

Tablo 1’de işlemsiz HeroShaper, RaCe ve TF eğelerin, deney düzeneğinde 20° eğimli kanalda, kırılıncaya kadar geçen süre değerleri saniye olarak belirtilmiştir. Tablo 2’de bu eğelerin kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri görülmektedir.

Tablo 3’de işlemsiz HeroShaper, RaCe ve TF eğelerin, deney düzeneğinde 37° eğimli kanalda, kırılıncaya kadar geçen süre değerleri saniye olarak belirtilmiştir. Tablo 4’de bu eğelerin kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri görülmektedir.

Tablo 5’de kaplama yapılmış HeroShaper, RaCe ve TF eğelerin, deney düzeneğinde 20° eğimli kanalda, kırılıncaya kadar geçen süre değerleri saniye olarak belirtilmiştir. Tablo 6’de bu eğelerin kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri görülmektedir.

Tablo 7’de kaplama yapılmış HeroShaper, RaCe ve TF eğelerin, deney düzeneğinde 37° eğimli kanalda, kırılıncaya kadar geçen süre değerleri saniye olarak belirtilmiştir. Tablo 8’de bu eğelerin kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri görülmektedir.

Tablo 1: 20° eğimli kanalda, işlemsiz enstrümanlara ait saniye olarak süre değerleri

	HeroShaper 25/.04	RaCe 25/.04	TF 25/.04
1	345,68	423,69	1313,09
2	459,94	409,47	1087,66
3	396,50	310,49	679,03
4	441,56	392,85	769,12
5	557,41	422,50	669,19
6	468,44	470,00	554,28
7	431,63	331,31	901,22
8	471,94	353,53	477,59
9	544,47	310,03	883,16
10	459,03	330,00	815,59
ORTALAMA	457,66	375,39	814,99

Tablo 2: 20° eğimli kanalda, işlemsiz enstrümanlara ait tur sayısı değerleri

	HeroShaper 25/.04	RaCe 25/.04	TF 25/.04
1	2880,67	3530,75	10942,42
2	3832,83	3412,25	9063,83
3	3304,17	2587,42	5658,58
4	3679,67	3273,75	6409,33
5	4645,08	3520,83	5576,58
6	3903,67	3916,67	4619
7	3596,92	2760,92	7510,17
8	3932,83	2946,08	3979,92
9	4537,25	2583,58	7359,67
10	3825,25	2750	6796,58
ORTALAMA	3813,83	3128,25	8791,58

Tablo 3: 37° eğimli kanalda, işlemsiz enstrümanlara ait saniye olarak süre değerleri

	HeroShaper 25/.04	RaCe 25/.04	TF 25/.04
1	76,00	29,28	50,88
2	66,28	26,34	88,19
3	59,66	29,29	58,68
4	56,28	34,31	81,44
5	69,09	37,90	76,19
6	72,72	26,31	67,00
7	61,91	36,00	66,28
8	60,87	21,90	81,34
9	62,21	30,88	85,40
10	58,88	38,00	63,63
ORTALAMA	64,39	31,02	71,90

Tablo 4: 37° eğimli kanalda, işlemsiz enstrümanlara ait tur sayısı değerleri

	HeroShaper 25/.04	RaCe 25/.04	TF 25/.04
1	633,33	244	424
2	552,33	219,5	734,92
3	497,17	244,08	489
4	469	285,92	678,67
5	575,75	315,83	634,92
6	606	219,25	558,33
7	515,92	300,00	552,33
8	507,25	182,50	677,83
9	518,42	257,33	711,67
10	490,67	316,67	530,25
ORTALAMA	536,58	258,50	599,17

Tablo 5: 20° eğimli kanalda, kaplama yapılmış enstrümanlara ait saniye olarak süre değerleri

	HeroShaper 25/.04	RaCe 25/.04	TF 25/.04
1	517,31	507,44	1421,69
2	516,35	417,12	1668,59
3	485,81	478,25	628,00
4	180,32	297,66	2160,03
5	604,81	264,00	2219,01
6	463,65	441,66	898,11
7	302,09	279,37	1093,91
8	594,88	343,96	1390,91
9	291,88	766,53	727,72
10	247,28	660,00	629,44
ORTALAMA	420,44	445,60	1283,74

Tablo 6: 20° eğimli kanalda, kaplama yapılmış enstrümanlara ait tur sayısı değerleri

	HeroShaper 25/.04	RaCe 25/.04	TF 25/.04
1	4310,92	4228,67	11847,42
2	4302,92	3476,00	13904,92
3	4048,42	3985,42	5233,33
4	1502,67	2480,50	18000,25
5	5040,08	2200,00	18491,75
6	3863,75	3680,50	7484,25
7	2517,42	2328,08	9115,92
8	4957,33	2866,33	11590,92
9	2432,33	6387,75	6064,33
10	2060,67	5500,00	5245,33
ORTALAMA	3503,67	3713,33	10697,83

Tablo 7: 37° eğimli kanalda, kaplama yapılmış enstrümanlara ait saniye olarak süre değerleri

	HeroShaper 25/.04	RaCe 25/.04	TF 25/.04
1	30,44	16,85	102,72
2	29,60	20,54	76,00
3	28,34	28,78	91,44
4	49,59	14,25	41,30
5	15,28	20,44	97,00
6	11,65	18,22	107,19
7	17,47	30,65	112,87
8	30,37	20,07	85,41
9	38,22	14,60	108,00
10	48,03	20,31	63,78
ORTALAMA	29,90	20,47	88,57

Tablo 8: 37° eğimli kanalda, kaplama yapılmış enstrümanlara ait tur sayısı değerleri

	HeroShaper 25/.04	RaCe 25/.04	TF 25/.04
1	253,67	140,42	856,00
2	246,67	171,17	633,33
3	236,17	239,83	762,00
4	413,25	118,75	344,17
5	127,33	170,33	808,33
6	97,08	151,83	893,25
7	145,58	255,42	940,58
8	253,08	167,25	711,75
9	318,50	121,67	900,00
10	400,25	169,25	531,50
ORTALAMA	249,16	170,58	738,08

Bulguların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, istatistiksel olarak normal veya normale yakın dağılım göstermediği için parametrik testlerden herhangi biri kullanılmadı. Sonuçlar non-parametrik testlerden biri olan Mann-Whitney testi kullanılarak değerlendirildi.

20° eğimli kanalda işlemsiz HeroShaper, RaCe ve TF eğelerin bulguları

İşlemsiz eğelerin, 20° eğimli kanalda çalışılarak elde edilen süre ve tur sayısı değerlerine bakıldığında en düşük süre ve tur sayısı değerleri RaCe eğelerinde görülmektedir. En yüksek değerler ise TF eğelerine aittir.

TF eğelerin standart sapması diğer ege guruplarıyla karşılaştırıldığında daha geniş bir aralığa sahiptir.

Ortalama süre ve tur sayısı değerlerine bakıldığında, TF eğelerinin en yüksek ortalamaya sahip olduğu görülürken, en düşük ortalama değerinin RaCe eğelere ait olduğu görülmektedir (Tablo 9,10).

Bu guruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, tur sayısı ve döngü süresi açısından ege gurupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 11,12).

Tablo 9: 20° eğimli kanalda, işlemsiz eğe guruplarına ait ortalama süre değerleri ile maksimum ve minimum döngü süreleri (sn)

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer (sn)	Maksimum değer (sn)
HeroShaper	457,6600	62,38775	345,68	557,41
RaCe	375,3870	55,71225	310,03	470,00
TF	814,9930	249,04059	477,59	1313,09

Tablo 10: 20° eğimli kanalda, işlemsiz eğe guruplarına ait ortalama tur sayısı değerleri ile maksimum ve minimum tur sayıları

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
HeroShaper	3813,8340	519,89598	2880,67	4645,08
RaCe	3128,2250	464,26889	2583,58	3916,67
TF	6791,6080	2075,33881	3979,92	10942,42

Tablo 11: 20° eğimli kanalda, işlemsiz eğe guruplarına ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması ($p<0,05$)

	HeroShaper	RaCe	TF
HeroShaper	-	,008	,000
RaCe	,008	-	,000
TF	,000	,000	-

Tablo 12: 20° eğimli kanalda, işlemsiz ege guruplarına ait tur sayısı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması ($p<0,05$)

	HeroShaper	RaCe	TF
HeroShaper	-	,008	,000
RaCe	,008	-	,000
TF	,000	,000	-

37° eğimli kanalda işlemsiz HeroShaper, RaCe ve TF eğerlerin bulguları

İşlemsiz eğerlerin, 37° eğimli kanalda çalışılarak elde edilen süre ve tur sayısı değerlerine bakıldığında, 20° eğimli kanalda olduğu gibi en düşük süre ve tur sayısı değerleri RaCe eğerlerinde görülmektedir. En yüksek değerler ise TF eğerlerine aittir.

TF eğerlerin standart sapması diğer ege guruplarıyla karşılaştırıldığında daha geniş bir aralığa sahiptir.

Ortalama süre ve tur sayısı değerlerine bakıldığında, TF eğerlerinin en yüksek ortalamaya sahip olduğu görülürken, en düşük ortalama değerinin yine RaCe eğerlerine ait olduğu görülmektedir (Tablo 13-14).

Bu guruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, tur sayısı ve döngü süresi açısından HeroShaper ve RaCe ege gurupları ile TF ve RaCe ege gurupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlıyken ($p<0.05$) HeroShaper ve TF ege gurupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$) (Tablo 15,16).

Tablo 13: 37° eğimli kanalda, işlemsiz ege guruplarına ait ortalama süre değerleri ile maksimum ve minimum döngü süreleri (sn)

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer (sn)	Maksimum değer (sn)
HeroShaper	64,3900	6,42600	56,28	76,00
RaCe	31,0210	5,42607	21,90	38,00
TF	71,9030	12,41298	50,88	88,19

Tablo 14: 37° eğimli kanalda, işlemsiz eğe guruplarına ait ortalama tur sayısı değerleri ile maksimum ve minimum tur sayıları

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
HeroShaper	536,5840	53,54837	469,00	633,33
RaCe	258,5080	45,21762	182,50	316,67
TF	599,1920	103,44286	424,00	734,92

Tablo 15: 37° eğimli kanalda, işlemsiz eğe guruplarına ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması ($p<0,05$)

	HeroShaper	RaCe	TF
HeroShaper	-	,000	,121
RaCe	,000	-	,000
TF	,121	,000	-

Tablo 16: 37° eğimli kanalda, işlemsiz eğe guruplarına ait tur sayısı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması ($p<0,05$)

	HeroShaper	RaCe	TF
HeroShaper	-	,000	,121
RaCe	,000	-	,000
TF	,121	,000	-

Kanal eğiminin etkisinin incelenmesi

Her ege gurubu kendi içinde 20° ve 37° eğimli kanallarda kırılıncaya kadar geçen süre ve tur sayısı açısından karşılaştırıldı.

Tablolarda, HeroShaper, RaCe ve TF ege guruplarının tümünde çalışılan kanalın eğiminin, süre ve tur sayısı açısından büyük farklılık yarattığı ve ortalama değerlere bakıldığında kanal eğimindeki artışın, egeenin kullanım ömrünü oldukça azalttığı görülmektedir (Tablolar sırasıyla: Tablo 17, 18 / 19, 20 / 21, 22).

Tüm ege gurupları için eğimdeki artışın neden olduğu egeenin kullanım süresi ve tur sayısındaki azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmektedir ($p<0.05$) (Tablo 23).

Tablo 17: İşlemsiz HeroShaper ege gurubuna ait süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
20°	457,6600	62,38775	345,68	557,41
37°	64,3900	6,42600	56,28	76,00

Tablo 18: İşlemsiz HeroShaper ege gurubuna ait tur sayısı değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
20°	3813,8340	519,89598	2880,67	4645,08
37°	536,5840	53,54837	469,00	633,33

Tablo 19: İşlemsiz RaCe ege gurubuna ait süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
20°	375,3870	55,71225	310,03	470,00
37°	31,0210	5,42607	21,90	38,00

Tablo 20: İşlemsiz RaCe eğe gurubuna ait tur sayısı değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
20°	3128,2250	464,26889	2583,58	3916,67
37°	258,5080	45,21762	182,50	316,67

Tablo 21: İşlemsiz TF eğe gurubuna ait süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
20°	814,9930	249,04059	477,59	1313,09
37°	71,9030	12,41298	50,88	88,19

Tablo 22: İşlemsiz TF eğe gurubuna ait tur sayısı değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
20°	6791,6080	2075,33881	3979,92	10942,42
37°	599,1920	103,44286	424,00	734,92

Tablo 23: İşlemsiz eğe guruplarında kanal eğiminin etkisinin istatistiksel olarak karşılaştırılması ($p<0,05$)

	HeroShaper	RaCe	TF
p (süre)	,000	,000	,000
p (tur sayısı)	,000	,000	,000

Anodizasyon İşleminin Etkisinin İncelenmesi

20° eğimli kanalda işlemsiz HeroShaper, RaCe ve TF ve kaplama yapılmış HeroShaper, RaCe ve TF eğelerinin bulguları

Anodizasyon yüzey işlemi yapılmış HeroShaper eğeler ile hiçbir işlem yapılmayan HeroShaper eğelerin 20° eğimli kanalda yapmış oldukları tur sayısı ve kırılıncaya kadar geçen süre değerleri karşılaştırıldığında, yapılan yüzey işleminin eğenin ömrünü azalttığı görülmektedir (Tablo 24-25).

İstatistiksel olarak değerlendirildiğinde bu azalma anlamlı değildir ($p>0.05$) (Tablo 30).

Tablo 24: 20° eğimli kanalda işlemsiz HeroShaper ve kaplama yapılmış HeroShaper eğe gurubuna ait süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz HeroShaper	457,6600	62,38775	345,68	557,41
kaplama yapılmış HeroShaper	420,4380	151,77501	180,32	604,81

Tablo 25: 20° eğimli kanalda işlemsiz HeroShaper ve kaplama yapılmış HeroShaper eğe gurubuna ait tur sayısı değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz HeroShaper	3813,8340	519,89598	2880,67	4645,08
kaplama yapılmış HeroShaper	3503,6510	1264,79049	1502,67	5040,08

Race eğe guruplarına ait 20° eğimli kanaldaki sonuçlar değerlendirildiğinde işlemsiz eğelere ait değerlerin ortalamasının, kaplama yapılan eğelere ait değerlerin

ortalamasından daha düşük olduğu görülmektedir. Yapılan anodizasyon işleminin eğerin kullanım ömrünü uzattığı düşünülebilir (Tablo 26,27). Ancak istatistiksel değerlendirme sonucuna bakıldığında bu değişim anlamlı görülmemektedir ($p>0,05$) (Tablo 30).

Tablo 26: 20° eğimli kanalda işlemsiz RaCe ve kaplama yapılmış RaCe eğer gurubuna ait süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
İşlemsiz RaCe	375,3870	55,71225	310,03	470,00
kaplama yapılmış RaCe	445,5990	165,83398	264,00	766,53

Tablo 27: 20° eğimli kanalda işlemsiz RaCe ve kaplama yapılmış RaCe eğer gurubuna tur sayısı değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz RaCe	3128,2250	464,26889	2583,58	3916,67
kaplama yapılmış RaCe	3713,3250	1381,95062	2200,00	6387,75

TF eğe gurupları değerlendirildiğinde, kaplama yapılan eğelere ait değerlerin ortalamasının, işlemsiz TF eğelerin değerlerinin ortalamasından daha yüksek olduğu görölmektedir. Aynı zamanda kaplama yapılmış eğelerin minimum değeri ve maksimum değeri işlemsiz TF eğelerin minimum ve maksimum değerinden de yüksektir (Tablo 28, 29).

İki eğe gurubuna ait değerler istatistiksel olarak değerlendirildiğinde, guruplar arasındaki bu farklılığın anlamlı olmadığı ($p=0,070$) RaCe ve HeroShaper eğe guruplarına ait p değerleriyle karşılaştırıldığında ise daha anlamlı olduğu görölmektedir. (Tablo 30).

Tablo 28: 20° eğimli kanalda işlemsiz TF ve kaplama yapılmış TF eğe gurubuna süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz TF	814,9930	249,04059	477,59	1313,09
kaplama yapılmış TF	1283,7410	593,78699	628,00	2219,01

Tablo 29: 20° eğimli kanalda işlemsiz TF ve kaplama yapılmış TF eğe gurubuna ait tur sayısı değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz TF	6791,6080	2075,33881	3979,92	10942,42
kaplama yapılmış TF	10697,8420	4948,22633	5233,33	18491,75

Tablo 30: 20° eğimli kanalda yapılan çalışma sonuçlarına göre anodizasyon işleminin etkisinin istatistiksel olarak karşılaştırılması ($p<0,05$)

	HeroShaper	RaCe	TF
p (süre)	1,000	0,450	0,070
p (tur sayısı)	1,000	0,450	0,070

37° eğimli kanalda işlemsiz HeroShaper, RaCe ve TF ve kaplama yapılmış HeroShaper, RaCe ve TF eğelerinin bulguları

Anodizasyon yüzey işlemi yapılmış HeroShaper eğeler ile hiçbir işlem yapılmayan HeroShaper eğelerin 37° eğimli kanalda yapmış oldukları tur sayısı ve kırılıncaya kadar geçen süre değerleri karşılaştırıldığında, yapılan yüzey işleminin eğenin ömrünü azalttığı görülmektedir (Tablo 31, 32). İstatistiksel olarak değerlendirildiğinde bu azalma oldukça anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 37).

Tablo 31: 37° eğimli kanalda işlemsiz HeroShaper ve kaplama yapılmış HeroShaper eğe gurubuna ait süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz HeroShaper	64,3900	6,42600	56,28	76,00
kaplama yapılmış HeroShaper	29,8990	12,86668	11,65	49,59

Tablo 32: 37° eğimli kanalda işlemsiz HeroShaper ve kaplama yapılmış HeroShaper eğe gurubuna ait tur sayısı değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz HeroShaper	536,5840	53,54837	469,00	633,33
kaplama yapılmış HeroShaper	249,1580	107,22359	97,08	413,25

RaCe eğe guruplarına ait değerlere bakıldığında HeroShaper eğelerinde olduğu gibi, yapılan yüzey kaplama işleminin RaCe eğelerin kullanım ömrünü azalttığı görülmektedir (Tablo 33, 34). Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$) (Tablo 37).

Tablo 33: 37° eğimli kanalda işlemsiz RaCe ve kaplama yapılmış RaCe eğe gurubuna ait süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
İşlemsiz RaCe	31,0210	5,42607	21,90	38,00
kaplama yapılmış RaCe	20,4710	5,41800	14,25	30,65

Tablo 34: 37° eğimli kanalda işlemsiz RaCe ve kaplama yapılmış RaCe eğe gurubuna tur sayısı değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz RaCe	258,5080	45,21762	182,50	316,67
kaplama yapılmış RaCe	170,5920	45,14960	118,75	255,42

TF eğelere bakıldığında ise, kaplama yapılan eğelere ait değerlerin ortalamasının işlemsiz eğelere ait değerlerin ortalamasından daha yüksek olduğu görölür (Tablo 35, 36). Eğenin kullanım süresindeki ve tur sayısındaki bu artış, istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 37).

Tablo 35: 37° eğimli kanalda işlemsiz TF ve kaplama yapılmış TF eğe gurubuna süre (sn) değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz TF	71,9030	12,41298	50,88	88,19
kaplama yapılmış TF	88,5710	22,63535	41,30	112,87

Tablo 36: 37° eğimli kanalda işlemsiz TF ve kaplama yapılmış TF eğe gurubuna ait tur sayısı değerleri

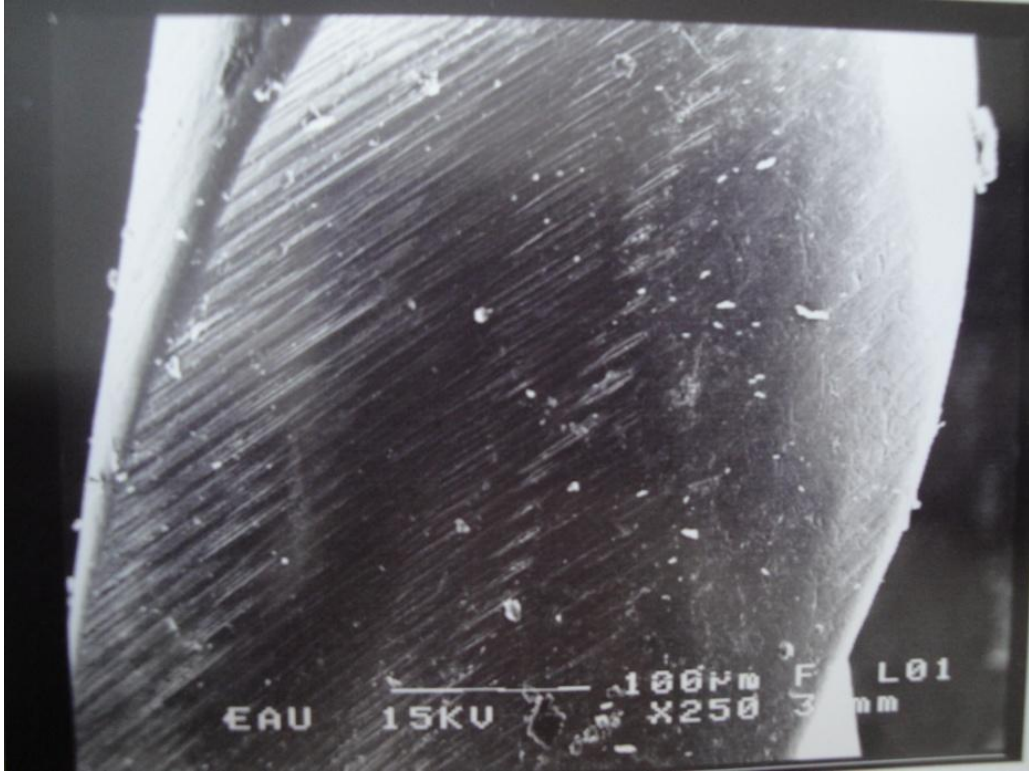
	Ortalama	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
işlemsiz TF	599,1920	103,44286	424,00	734,92
kaplama yapılmış TF	738,0910	188,62680	344,17	940,58

Tablo 37: 37° eğimli kanalda yapılan çalışma sonuçlarına göre anodizasyon işleminin etkisinin istatistiksel olarak karşılaştırılması ($p<0,05$)

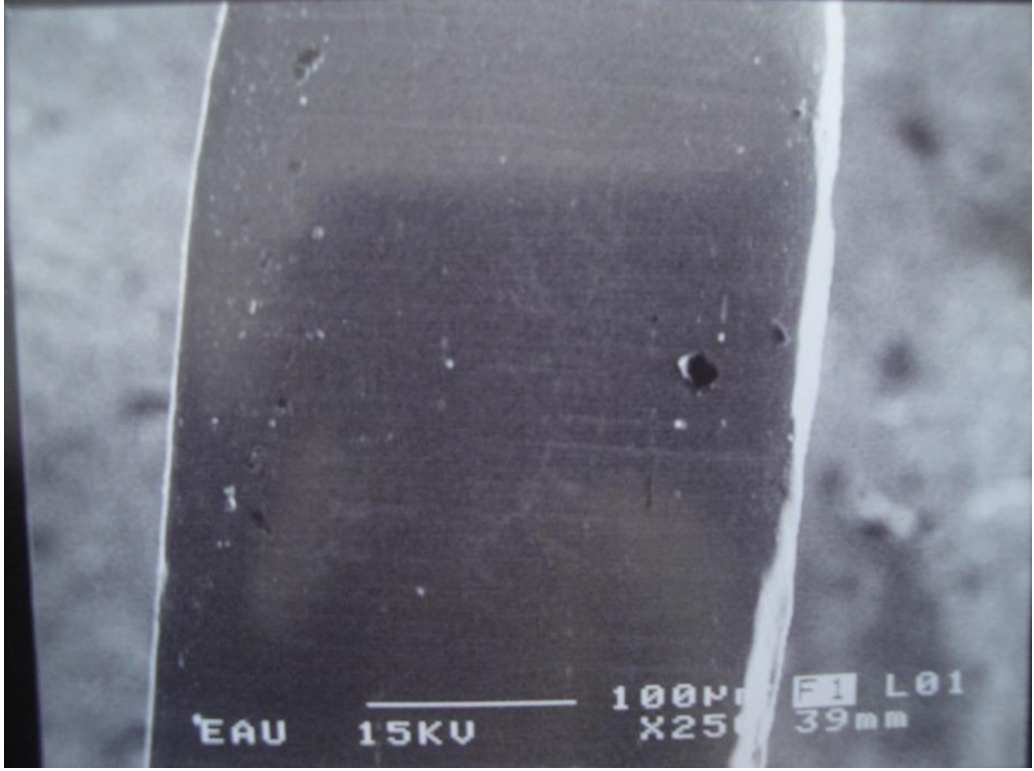
	HeroShaper	RaCe	TF
p (süre)	0,000	0,001	0,041
p (tur sayısı)	0,000	0,001	0,041

SEM Görüntülerinin İncelenmesi

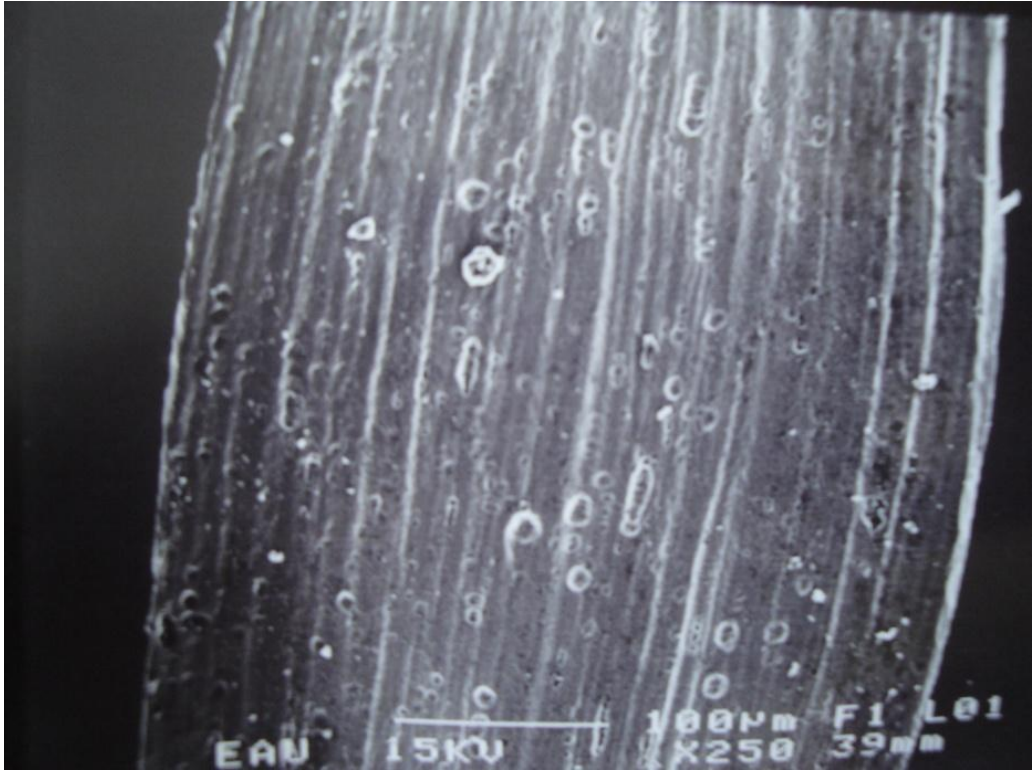
SEM görüntülerine bakıldığında, hiçbir işlem yapılmamış HeroShaper ve TF eğelerin yüzeylerinde imalattan gelen izler belirginken, RaCe eğelerin yüzeyleri pürüzsüzdür. RaCe eğelerde imalat aşamasında electropolishing işlemi yapıldığı için eğe yüzeyinde olması muhtemel çapak ve pürüzler görülmemektedir. Eğe tiplerinin üçünün üzerinde de partiküller bulunmakta, özellikle TF eğelerinde kabarcık şeklinde görüntüler vardır. Bu görüntünün nedeni üretim aşamasındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. TF eğeler diğer Ni-Ti eğelerden farklı olarak R-Faz ısıl işlem teknolojisiyle üretilmektedir. Bu ısıl işlem metalde pöröz bir yapı oluşturmasına rağmen metalin dayanıklılığını son derece artıran bir üretim şeklidir. Yorgunluk testi sonuçlarımız da bu durumu destekler niteliktedir (Şekil 25, 26, 27).



Şekil 25: İşlemsiz HeroShaper eğenin yüzey görüntüsü



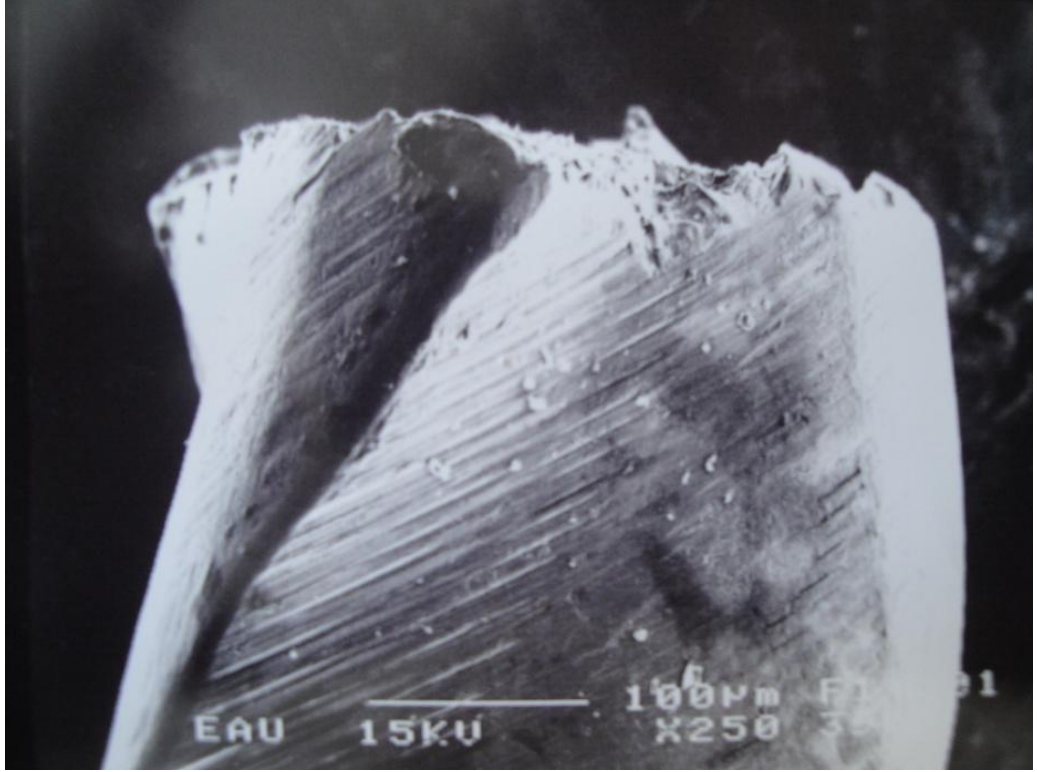
Şekil 26: İşlemsiz RaCe eğenin yüzey görüntüsü



Şekil 27: İşlemsiz TF eğenin yüzey görüntüsü

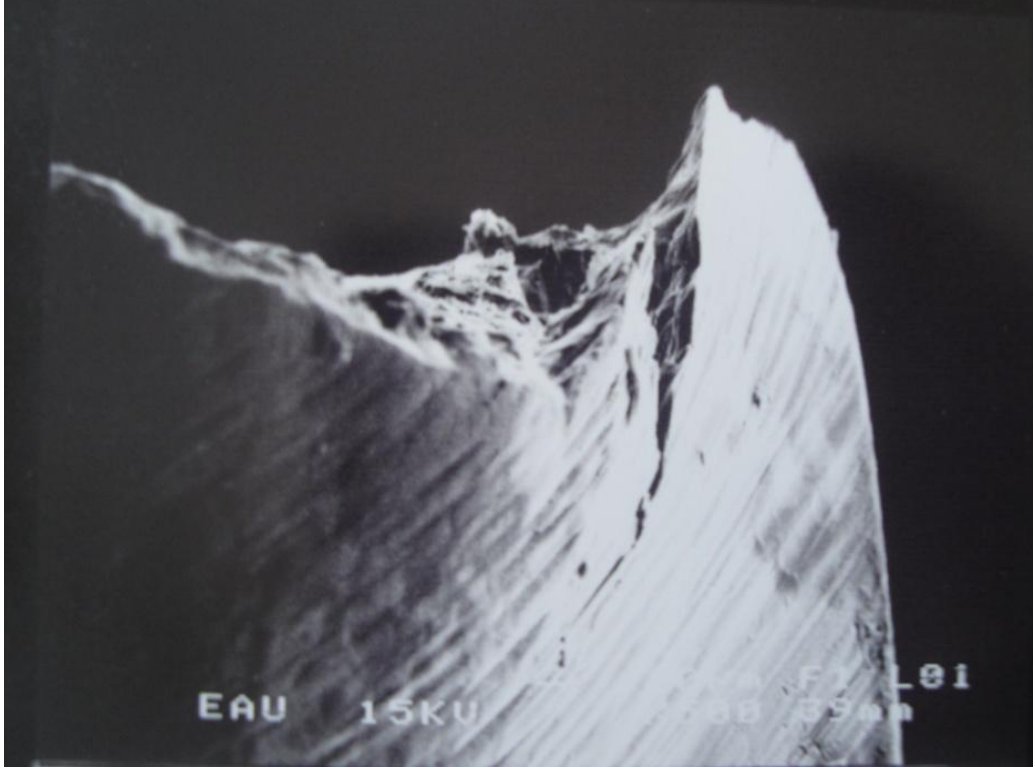
İşlemsiz HeroShaper Eğelerinin Kırık Yüzey İncelemeleri

Kırılan HeroShaper işlemsiz eğenin görüntüsüne bakıldığında, yorulma esnasında oluşan plastik deformasyon nedeniyle hem kabuklanma hem de sıvanma şeklinde görüntüler oluşmuştur. Kırılma kesitinin alt kısımlarında çatlak oluşumları belirgindir (Şekil 28).



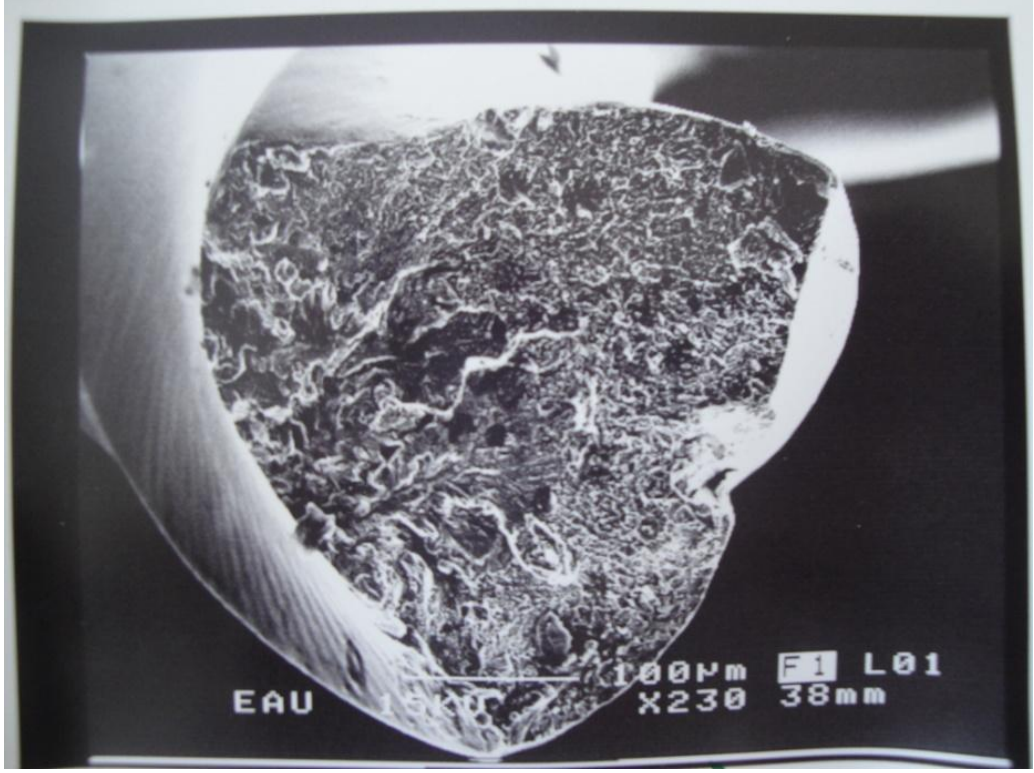
Şekil 28: Kırılan işlemsiz HeroShaper eğe

Oluşan çatlak belirgin olup, yüksek yük nedeniyle meydana geldiği açıktır. Çatlağın kenarlarında plastik deformasyon oluşumu net olarak görülmektedir (Şekil 29).



Şekil 29: Kırılan işlemsiz HeroShaper ege

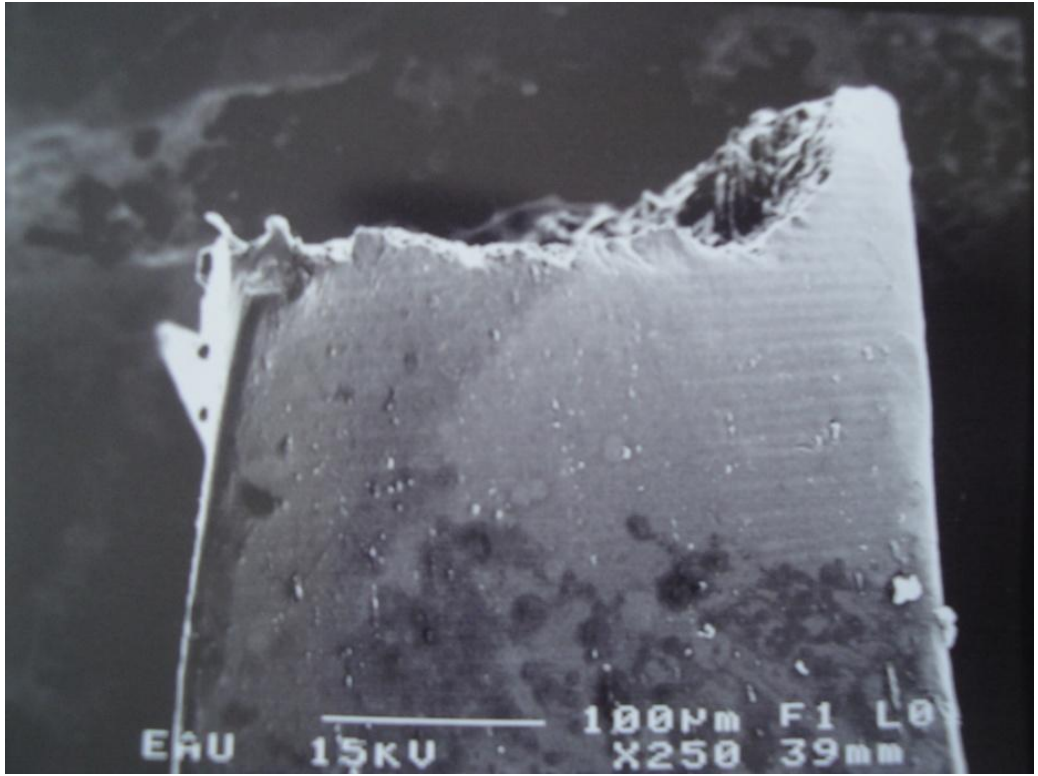
Kırılma kesiti incelendiğinde, süngerimsi yapı şeklinde bir görüntü olduğu görülmüştür. Çatlak başlangıç yerleri belirgindir. Kırılma esnasında yüzeye birbirine temas ettiği için ege yüzeyinde kabuk şeklinde partiküller tespit edilmiştir (Şekil 30).



Şekil 30: Kırılan işlemsiz HeroShaper ege kırık yüzeyi

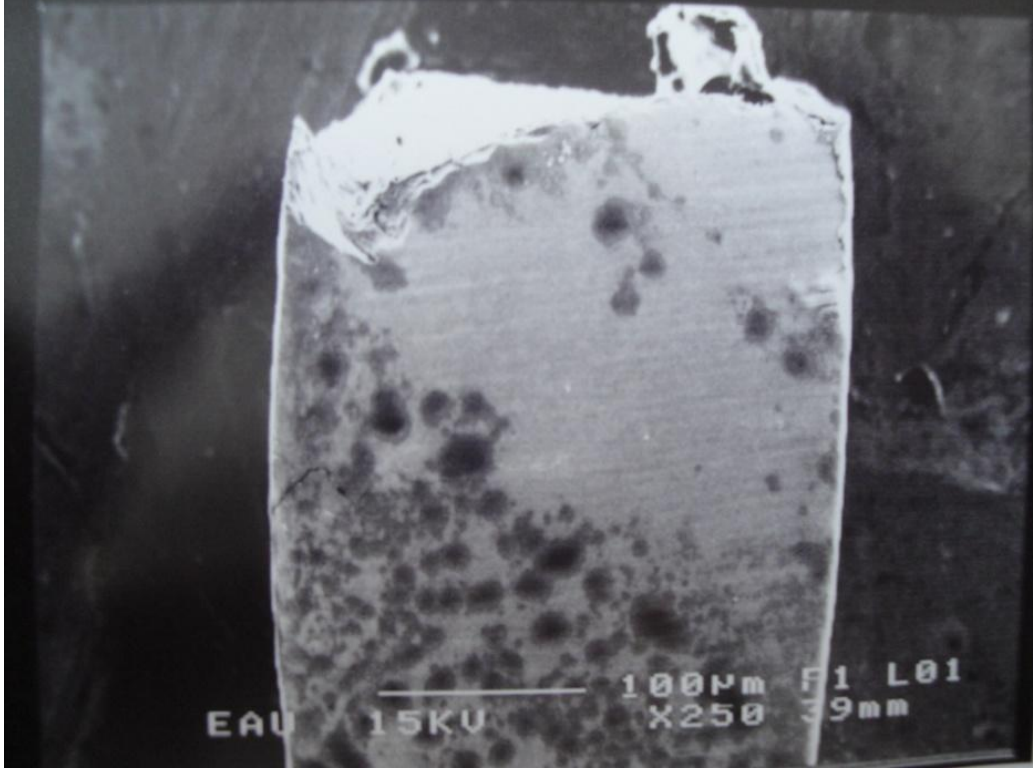
İşlemsiz RaCe Eğelerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

Eğenin kenarlarında plastik deformasyon izleri belirgindir. Ege yüzeyinde iç kısma çökmüş gibi bir deformasyon oluşmuştur. Çatlak, eğenin kesici bıçak kısmının en keskin noktasından başlamıştır. Bu durum, eğelerin bıçak tasarımlarındaki geometrik özelliklerinin metal yorgunluğu açısından önemli olabileceğini düşündürmektedir (Şekil 31).



Şekil 31: İşlemsiz RaCe eğenin yüzey görüntüsü

Egede kırılmanın meydana geldiği noktaların dışında, eğenin alt kısımlarında da çatlak oluşumlar gözlenmiştir. Bunun nedeni olarak eğelere uygulanan yükün moment şeklinde olması gösterilebilir. Çatlak kenarlarında, kalıp yüzeyine sürtünmeden dolayı sıvanma oluşmuştur (Şekil 32).



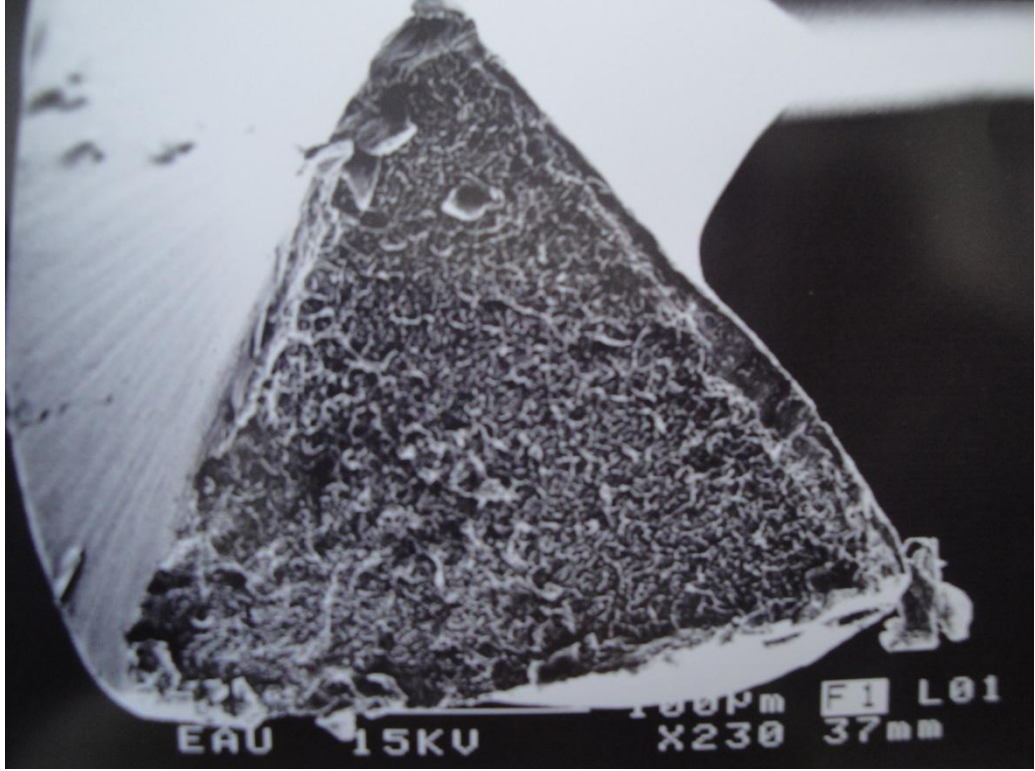
Şekil 32: İşlemsiz RaCe eğenin yüzey görüntüsü

Kırılma kesiti incelendiğinde yırtılma şeklinde çatlağın ilerlediği görülmektedir. İlk çatlak başlangıç yeri pürüzsüzdür. Son kırılma bölgesinde yüzeydeki düzgünlük kaybolmuştur (Şekil 33).



Şekil 33: Kırılan işlemsiz RaCe eğerinin kırık yüzeyi

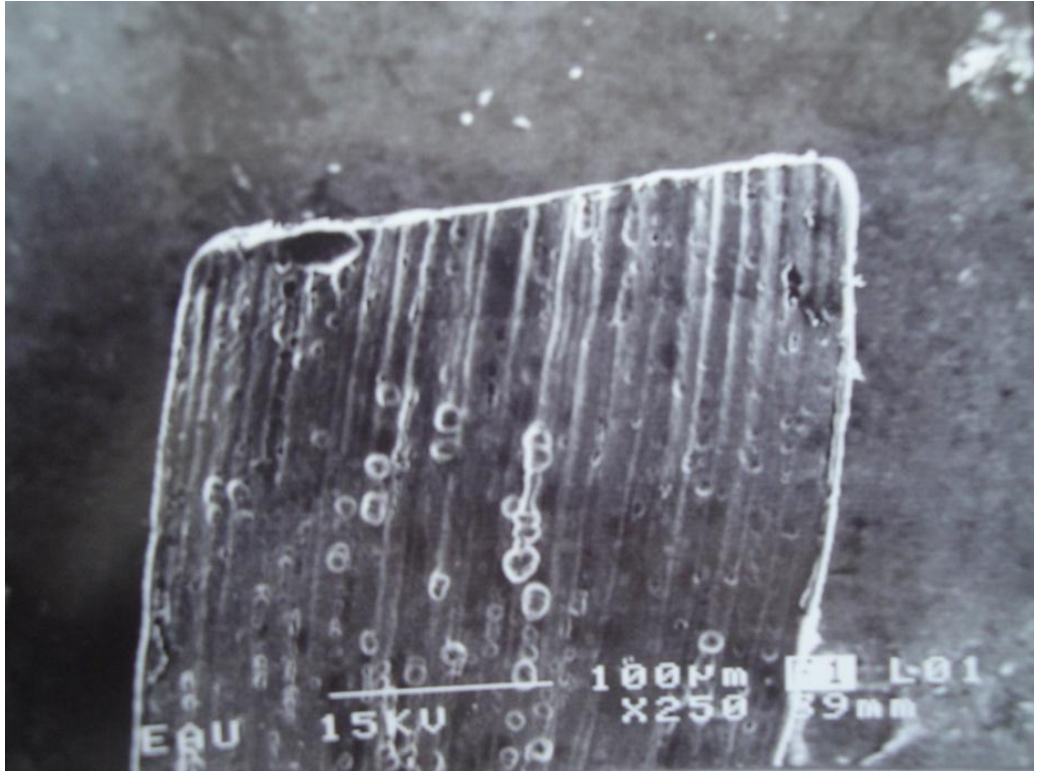
Çatlak belirli boya gelene kadar gevrek karakterde ilerlemiş, daha sonra sünek bir davranış göstermiştir (Şekil 34).



Şekil 34: Kırılan işlemsiz RaCe eğenin kırık yüzeyi

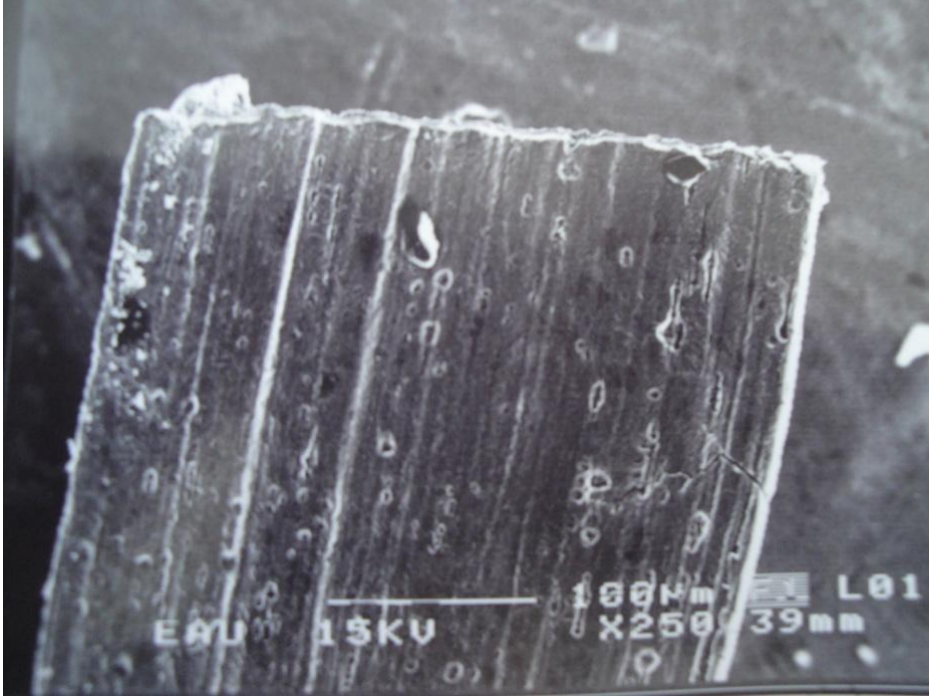
İşlemsiz TF Eğelerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

Kırık kesitinde herhangi bir deformasyon izine rastlanmamaktadır. Kırılma belirli bir açı ile olmuştur. Yüzeyde imalattan gelen boşluklar belirgin olup büyük bir ihtimalle çatlak başlangıcına da sebep olmuştur (Şekil 35).

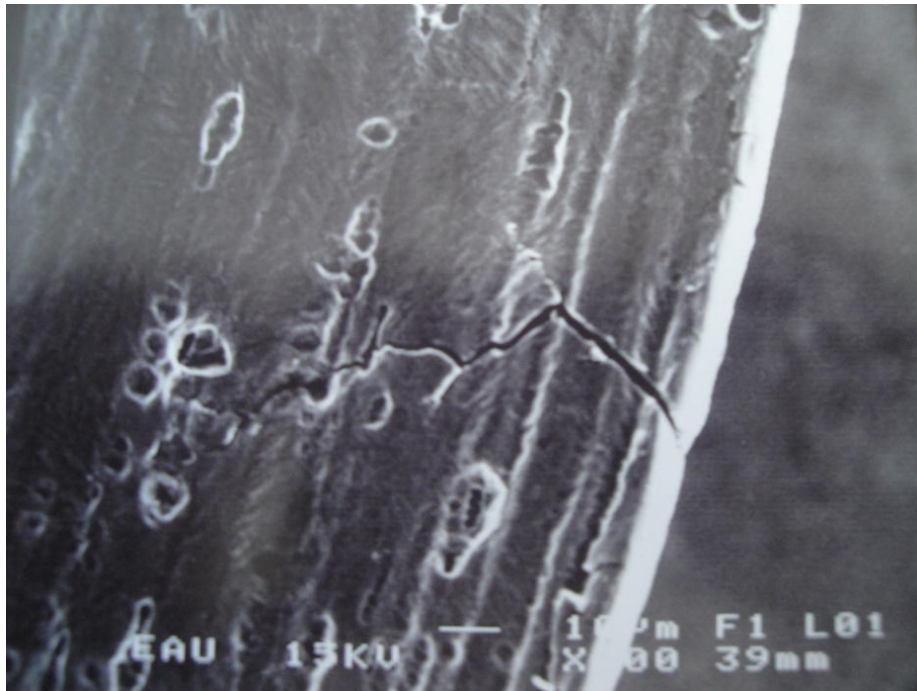


Şekil 35: İşlemsiz TF eğenin yüzey görüntüsü

RaCe eğerinde olduğu gibi kırılma bölgesinin alt kısmında belirgin bir şekilde çatlak oluştuğu görölmektedir (Şekil 36, 37). Kırılma kesitinde sıvanma meydana gelmiştir (Şekil 36).



Şekil 36: İşlemsiz TF eğenin yüzey görüntüsü



Şekil 37: Şekil 36'daki eğe yüzeyinde görölen çatlak oluşumu

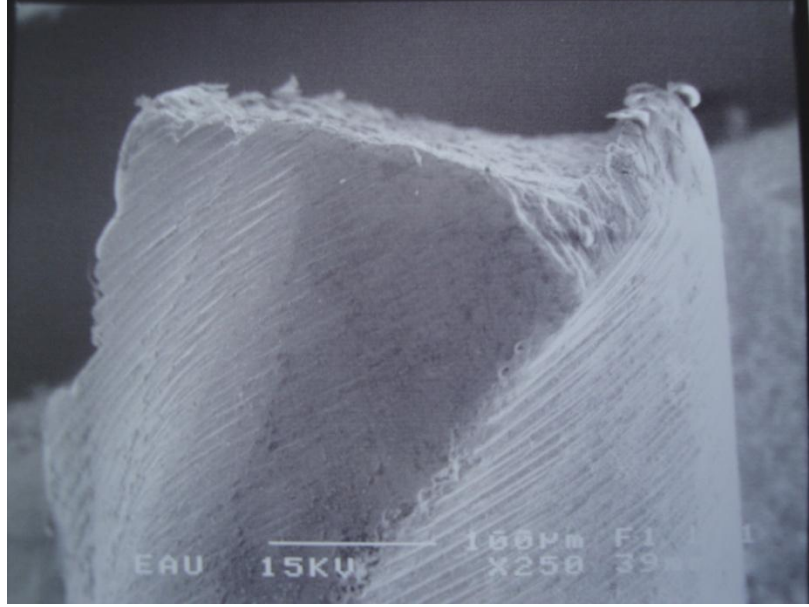
Eğenin köşelerinde açıklar şeklinde sıvanma olmuştur. Eğenin kenar kısımlarında çatlak pürüzsüz ilerlerken, orta kısımlarda katmanlar şeklinde ilerlemiştir. Çatlak birçok yerden başlamış ve ilerlemiştir (Şekil 38).



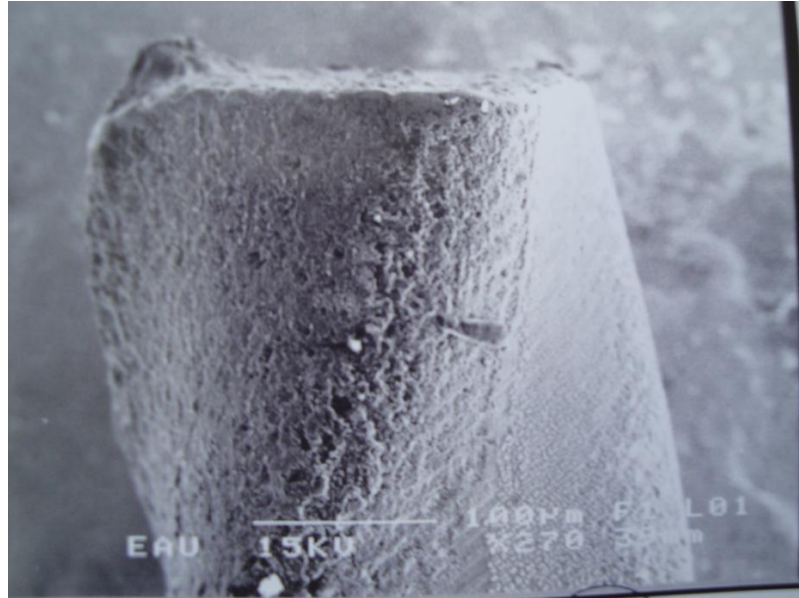
Şekil 38: Kırılan işlemsiz TF eğenin kırık yüzeyi

Kaplama Yapılmış HeroShaper Eğelerin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

Kaplama sonrası kırılma görüntüleri işlemsiz eğelere ait kırılma görüntüleriyle benzer şekildedir. Yine kırılma kesitlerinde plastik deformasyon izleri belirgindir. Kaplamadan dolayı yüzeyde gözenekli yapılar oluşmuş, bunlarda yorulma direncinin azalmasına neden olmuştur (Şekil 39, 40).

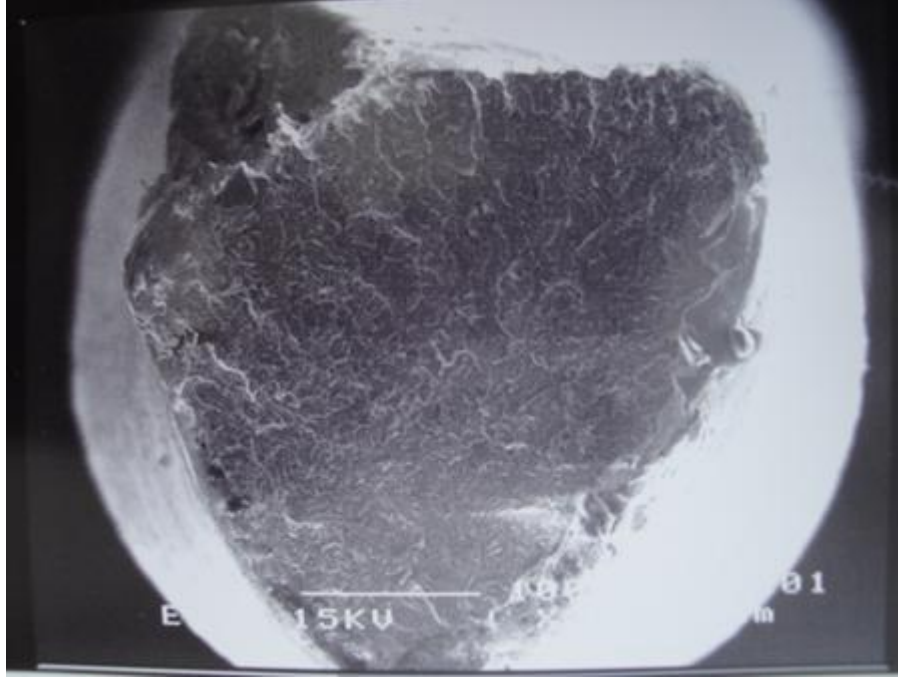


Şekil 39: Kaplama yapılmış HeroShaper eğenin yüzey görüntüsü



Şekil 40: Kaplama yapılmış HeroShaper eğenin yüzey görüntüsü

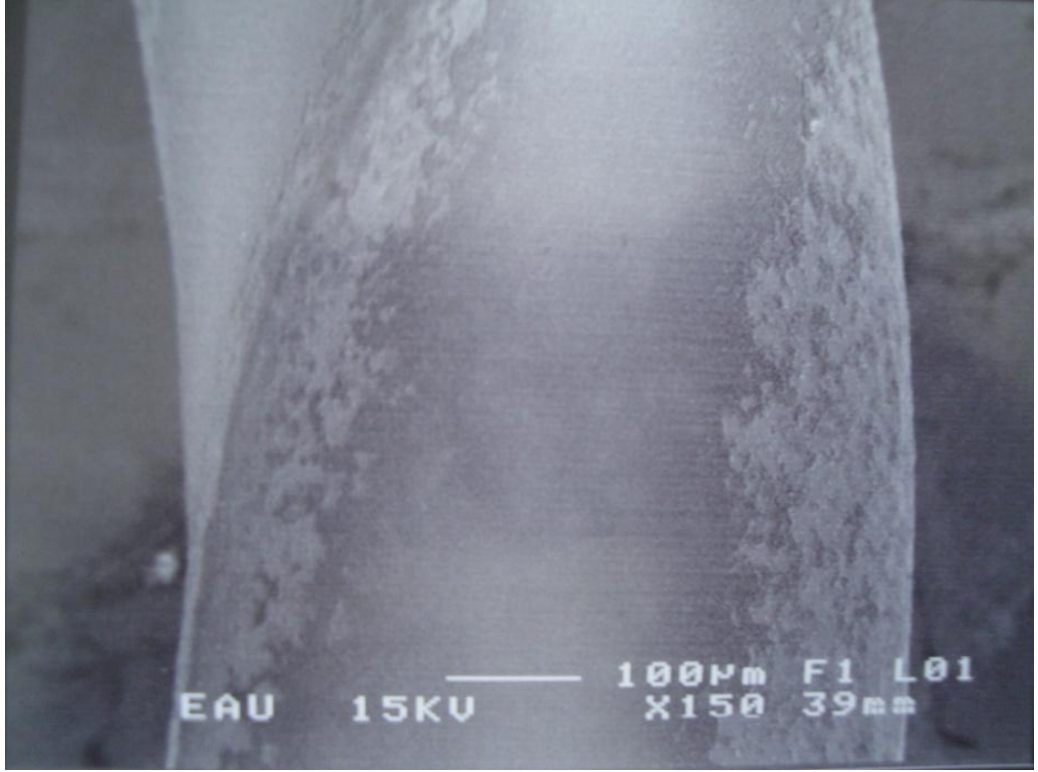
Kırılma kesitlerinde kaplama belirgin olup kırılma esnasında kırılan uçların birbirine sürtmesi nedeniyle kesit üzerine sıvanmıştır (Şekil 41).



Şekil 41: Kırılan kaplama yapılmış HeroShaper e-ğenin kırık yüzeyi

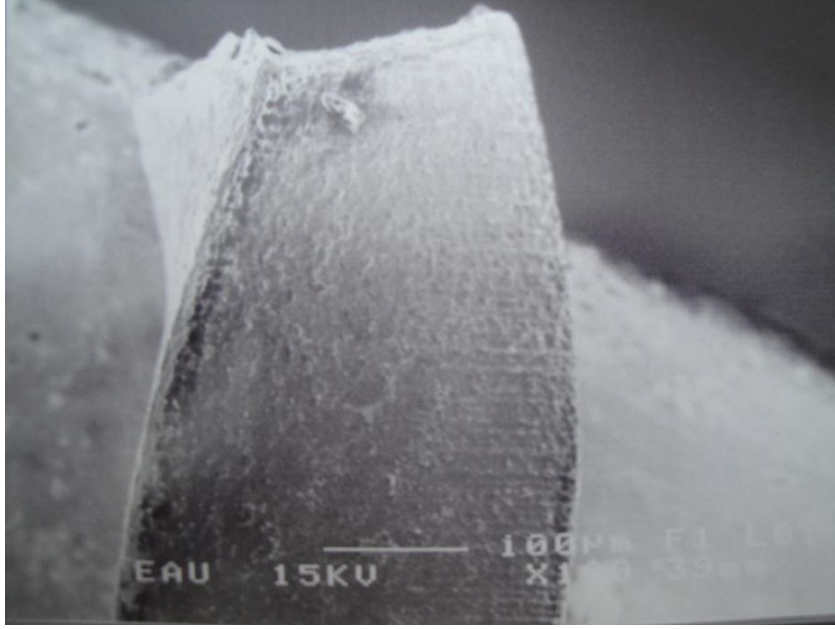
Kaplama Yapılmış RaCe Eğelerin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

Kaplama özellikle keskin kenarlar üzerinde sıvanmış durumdadır. Aşınma nedeniyle suni kanaldan veya eğeden kopan partiküller bu sıvanan yapının üzerine yapışmıştır (Şekil 42).



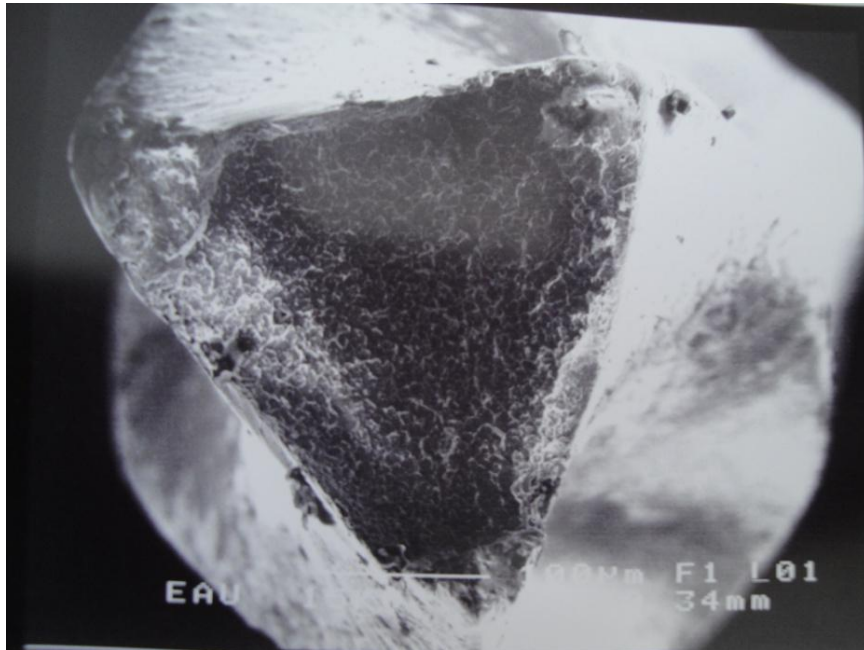
Şekil 42: Kaplama yapılmış RaCe eğenin yüzey görüntüsü

Kırılma kesitinde plastik deformasyon belirgindir. Ayrıca kaplama nedeniyle oluşan gözenekli yapı özellikle keskin kenarlarda belirgindir (Şekil 43).



Şekil 43: Kaplama yapılmış RaCe eğenin yüzey görüntüsü

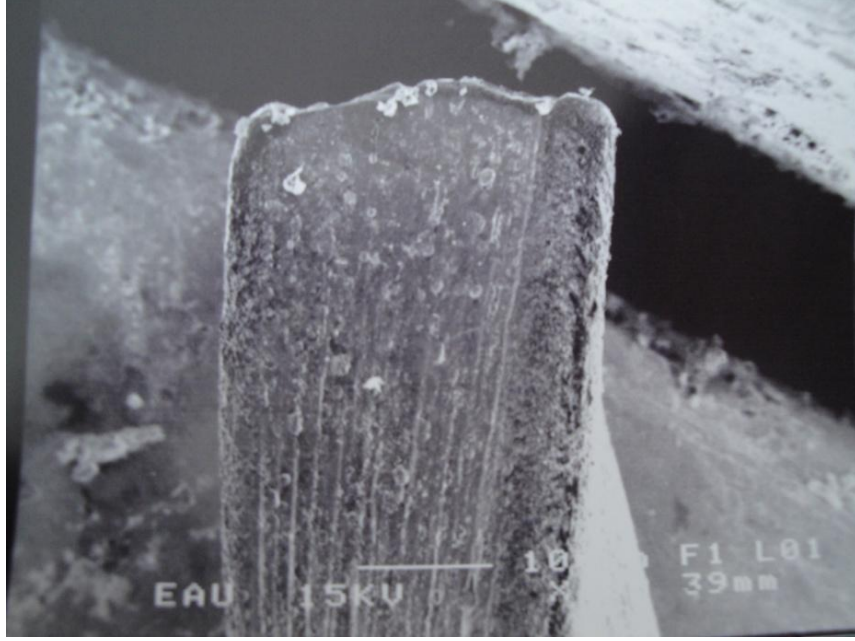
Kırılma kesiti nispeten gevrek kırılmaya yakındır (Şekil 44).



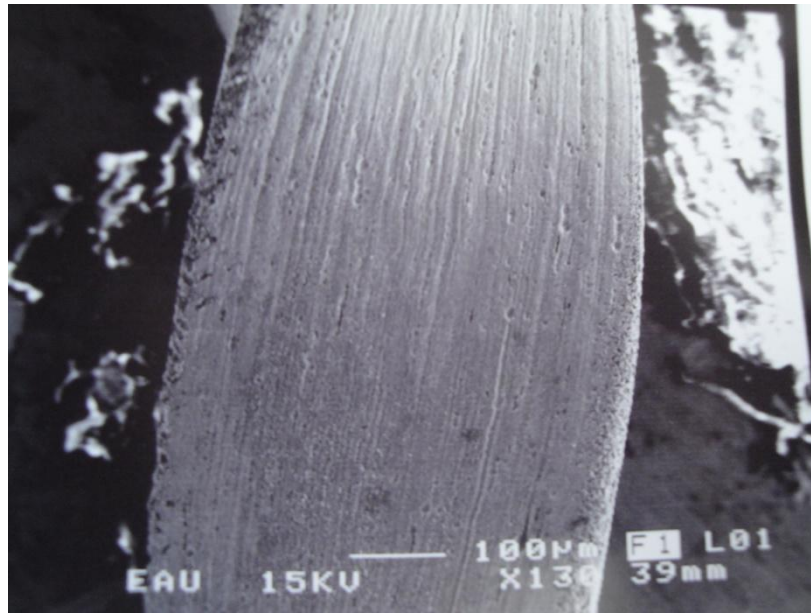
Şekil 44: Kaplama yapılmış RaCe eğenin kırık yüzeyi görüntüsü

Kaplama Yapılmış TF Eğelerin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

Kaplama sonrası yüzey oldukça pürüzlü bir hal almıştır. Keskin kenarlarda plastik deformasyon izleri belirgin olup yırtılma şeklindedir (Şekil 45,46).

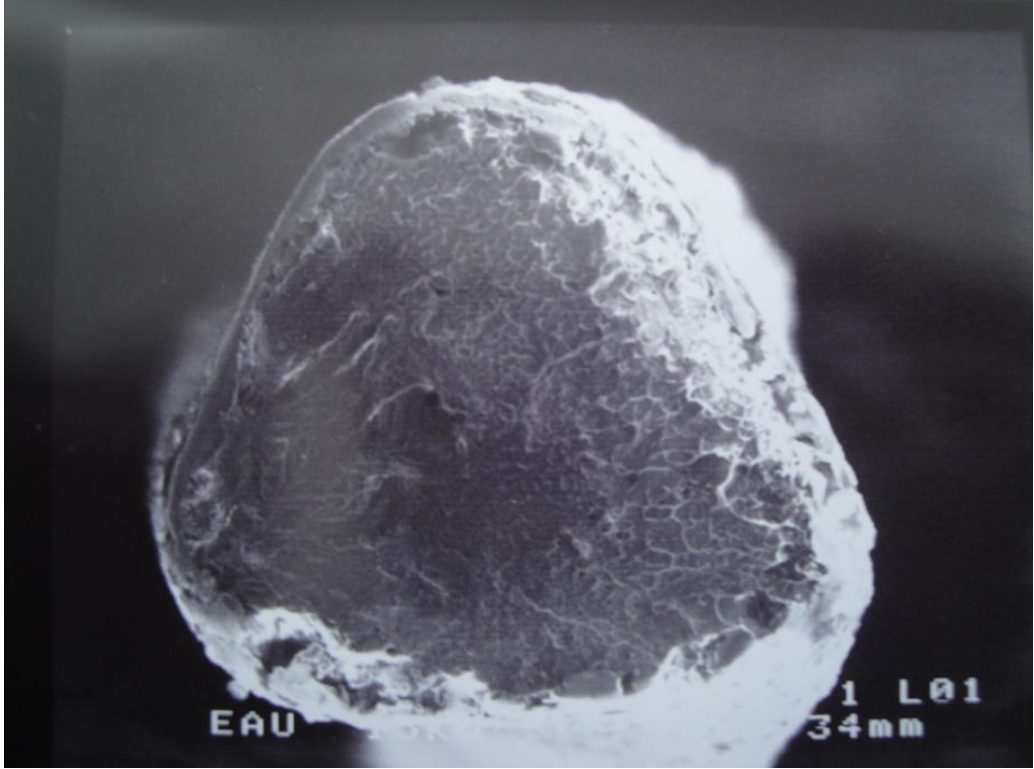


Şekil 45: Kaplama yapılmış TF eğenin yüzey görüntüsü



Şekil 46: Kaplama yapılmış TF eğenin yüzey görüntüsü

Kesitte kaplama kalınlığı belirgindir. Kapsama bütun yüzey boyunca homojen olarak gerçekleşmiştir. Bu durum zaten yorulma sonuçlarında olumlu olarak kendini göstermiştir. Çatlak tek bir yerden, kenar kısımdan başlamış ve ilerlemiştir. Çatlak ilerleme bölgesi pürüzsüz diğeri ise yırtılma şeklindedir (Şekil 47).



Şekil 47: Kapsama yapılmış TF eğenin kırık yüzey görüntüsü

Korozyon Testinin Değerlendirilmesi

Korozyon testleri sonucunda anodizasyon işleminin, HeroShaper eğe gurubu için olumlu etki yaptığı görölmüştür. Anodize edilmiş HeroShaper eğeler daha soy bir davranış göstermiş hem akım hem de gerilim olarak pozitif değerler almıştır.

RaCe ve TF eğelerde ise anodizasyon işleminin eğelerin korozyon dirençlerini azaltmıştır. Özellikle RaCe eğelerde bu azalma miktarı büyüktür. TF eğelerde ise değerler işlemsiz eğelerin değerlerine oldukça yakındır (Tablo 38).

Tablo 38: Korozyon testi sonuçları

	Hero (işlemsiz)	Hero (anodize)	RaCe (işlemsiz)	RaCe (anodize)	TF (işlemsiz)	TF (anodize)
E corr	-237,0 mV	42,40mV	414 mV	-310 mV	-119 mV	-216 mV
I corr	4,020 uA	14,80 uA	132,0 nA	335,0 nA	801,0 nA	1,070 uA

TARTIŞMA

Başarılı bir kök kanal tedavisinde kök kanallarının, ideal kanal dolgusunun yapılabilmesi için orijinal kanal şekline ve eğimine uygun, en dar yeri fizyolojik foramen ve en geniş yeri kanal girişi olan konik formda hazırlanması gerekmektedir.⁸⁷ Bu amaçla birçok ege sistemi kullanıma sunulmuştur. Bu sistemlerden çalışmamızda kullandığımız Ni-Ti döner ege sistemlerinde, kullanım sırasında rotasyona bağlı olarak oluşan döngüsel stres ve deformasyonlar eğerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir.

Üretim aşamasında, Ni-Ti eğerler tornada traşlanarak üretildiği için yüzeylerinde üretime bağlı defektler görülebilmektedir. Kullanım sırasında stresle karşılaştığı zaman bu defektler ilerleyerek kırılma meydana getirebilmektedir. Paslanmaz çelik eğerler ise telin çekilip burulmasıyla elde edilirler (hedstrome eğerler hariç). Bu nedenle yüzeylerinde defekt veya çatlak başlangıcı görülme ihtimali yok veya çok azdır. Birçok çalışmada Ni-Ti alaşımın metalurjisi ile kanal eğerinin performansı arasındaki ilişki araştırılmıştır.^{21, 28, 88-90}

Çalışmalarda kullanılan Ni-Ti döner ege sistemleri

Bugüne kadar geliştirilen birçok Ni-Ti ege sistemleri çalışmalarda kullanılmış, metal yorgunluğuna karşı dirençleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Son 15 yılda yapılan çalışmalara baktığımızda Pruett ve ark. Lightspeed eğerin metal yorgunluklarını değerlendirmişlerdir.²⁸

Bundan iki yıl sonra Yared ve arkadaşları, çekilmiş molar dişlerde preparasyon yaptıktan sonra ProFile eğerin metal yorgunluklarını ANSI/ADA standartlarında araştırmışlardır.⁴⁴ Aynı araştırmacılar, yine ProFile enstrumanları kullanarak 60 adet maksiler ve mandibular molar diş kök kanal tedavisi yaptıktan sonra ANSI/ADA standartlarına göre metal yorgunluklarını değerlendirmişlerdir.⁴⁵

Bunu izleyen birkaç yıl boyunca farklı araştırmacılar tarafından yürütülen birçok çalışmada ProFile eğerin metal yorgunlukları test edilmiştir.^{29, 31, 91, 92}

Yared ve ark.⁹², ProFile eğerin başarısızlığında yüksek ve düşük tork değerlerinin etkisini incelemişlerdir. Bir başka araştırmacı, endodontik enstrumanların metal

yorgunluklarını statik ve dinamik olarak değerlendirdiği çalışmasında ProFile eğeleri kullanmıştır.³⁸

Daha sonraki yıllarda Ni-Ti döner alet sistemlerin var olan olumlu özelliklerini artırarak daha başarılı sistemler geliştirmeyi planlayan çalışmalar sonucu yeni tasarımlı farklı Ni-Ti döner sistemler endodontik kullanıma sunulmuş ve çalışmalarda yer almaya başlamıştır.

Bu çalışmalardan birinde, ProFile ve Quantec enstrumanların yorgunluk dirençleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.⁸⁹

Fife ve ark.⁹³ ProTaper Ni-Ti enstrumanların klinik kullanım sonrası metal yorgunluklarını karşılaştırmışlardır. Yine başka bir çalışmada ProTaper eğelerin torsiyonel ve fleksural yorgunluk değerlendirilmesi yapılmıştır.³³

Farklı Ni-Ti döner sistem eğelerin metal yorgunluklarını araştıran bir başka çalışmada ise ProFile, RaCe, K3, Hero ve Mtwo eğeler değerlendirilmiştir.⁹⁴

Cheung ve Darvell⁹⁵, farklı çapraz kesitli eğelerin metal yorgunluklarını değerlendirdikleri çalışmalarında ProFile, K3, HeroShaper ve FlexMaster eğeleri kullanmışlardır.

Ni-Ti eğelerinin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla yapılan yüzey polisaj işlemleri endodontik eğelerin üretim aşamalarında yer almaya başlamıştır. Üretilen RaCe eğeler electropolishing yüzey işlemi yapılmış olarak kullanıma sunulmaktadır. Bu yüzey işleminin etkileri de çalışmalara konu olmuştur.

Bir çalışmada farklı Ni-Ti enstrumanlarla birlikte *electropolishing* RaCe eğeleri ile non-electropolishing RaCe eğelerinin döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır.⁹⁴

Cheung ve ark.⁹⁶ da .04 taper açılı, 25 numaralı, electropolishing yapılmış ve yapılmamış eğelerin torsiyonel, döngüsel yorgunlukları ve kesme etkinliklerini karşılaştıran bir çalışma yapmışlardır.

Lopes ve ark.⁹⁷, yaptıkları çalışmalarında electropolishing yüzey işleminin metal yorgunluğu üzerindeki etkisini araştırmışlardır.

2008 yılından sonra endodonti ailesine katılan TF eğeler, üretimdeki farklılıkları ve firmanın alanında tek olduğunu iddia ettiği mükemmel özelliklerinden dolayı araştırmalarda yer almaya başlamıştır.

Plotino ve ark.⁹⁸ metal yorgunluğu testi için tasarlanmış suni kanalda farklı Ni-Ti eğelerin yörgülerinin ölçüldüğü çalışmalarında, EndoSequence, ProFile, Mtwo, K3, FlexMaster, HeroShaper, RaCe ve TF eğeleri kullanmışlardır.

Larsen ve ark.⁹⁹ yeni nesil Ni-Ti enstruman olan TF eğelerle geleneksel sistem olan EndoSequence enstrumanların, farklı eğime sahip suni kanallardaki metal yorgunluklarını araştırmışlardır. Yine başka bir çalışmada, Ni-Ti enstrumanların üretimlerindeki farklılığın metal yorgunlukları üzerindeki etkisi araştırılırken, temel Ni-Ti enstrumanlar, electropolishing yapılmış olanlar ve twisted eğeler karşılaştırılmıştır.¹⁰⁰

Aynı şekilde, Hyeon-Cheol Kim ve ark.¹⁰¹ yaptıkları çalışmalarında temel Ni-Ti eğeler ile TF eğelerin metal yorgunluğunu ve oluşan kırığın karakteristiğini karşılaştırmalı olarak değerlendirmişler.

Biz çalışmamızda geleneksel Ni-Ti döner sistemi olarak Hero 642'nin daha güncel modifikasyonu olan HeroShaper, yüzey polisaj işlemi yapılarak kullanıma sunulan RaCe ve R-Faz ısıtım işlem teknolojisi ile üretilen ve geleneksel Ni-Ti eğelerden son derece farklı olduğu iddia edilen TF eğelerini kullandık. Eğeler arasındaki üretim, yüzey bitim işlemi ve tasarımdan kaynaklanan farklılıkların etkisini ve enstrumanların metal yorgunluğu ve korozyon açısından birbirlerine göre üstünlükleri olup olmadığını ve bunlar gibi istenmeyen durumları önleme veya azaltmada yüzey kaplama işleminin etkisini araştırdık.

Çalışmamızda taper açısı ve eğe numarasından kaynaklanan farklılıkları elimine ederek bir standart sağlamak amacıyla döner eğe sistemlerinin sadece .04 taper açılı ve 25 numaralı eğelerini çalışmamıza dahil ettik. Çünkü hem HeroShaper hem de Race sistemlerinde preparasyon .04 taper açılı eğe ile tüm çalışma boyunca çalışılarak bitirilmektedir.

Metal yorgunluğu konusunda yapılan çalışmalarda, kanal eğelerinin fleksural ve torsiyonel yorgunlukları değerlendirilmiştir. Torsiyonel yorgunluğun incelendiği bir çalışmada eğenin uç kısmı sabit tutularak dönme işlemi başlatılmış, tork ve uygulanan kuvvetin kırılma üzerindeki etkileri araştırılmıştır.¹⁰² Fleksural yorgunluk çalışmalarında ise enstruman eğimli bir halde serbest dönüş yapmaktadır. Eğenin, eğimin iç kısmında kalan bölgesinde sıkışma olur. Eğe döndükçe bu kısım kurvatürün dışına doğru döner ve sıkışma olan bu kısımda bu sefer de gerilme kuvveti meydana gelir. Eğe her tur attıkça birbirini takip eden bu sıkışma ve gerilmeler metalde

yorgunluk oluşturur. Yapılan çalışmalarda eğenin kırılıncaya kadar yapmış olduğu tur sayısı, dönüş süresi ve kırılma sonrası oluşan defektler değerlendirilmiştir.^{29, 103, 104}

Biz çalışmamızda eğimli kök kanallarının preparasyonuna bağlı olarak meydana gelen ve kırılmaya sebep olan fleksural yorgunluğu araştırdık.

ADA tarafından endodontik aletlerde bulunması gereken fiziksel özellikler, tasarım özellikleri ve endodontik aletlere yönelik mekanik test prosedürlerini içeren bir şartname hazırlanmıştır. Bu 28 no'lu spesifikasyonda detayları bildirilen test işlemleri statik bir modüle dayanmaktadır. Aletin uç kısmı sabitlenerek kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanır ve oluşan torsiyonel yorgunluğa karşı gösterdiği kırılma dirençleri bu modüle göre hesaplanır. Bu nedenle Ni-Ti eğelerin statik yükleme karşısındaki dirençlerini belirlemek için başvurulması gereken bir referanstır. Bunun yanı sıra bu spesifikasyon döner sistem Ni-Ti eğelerin dinamik özelliklerinin test edilmesi için yeterli ve uygun değildir. Döner sistemlerde kanal aletleri çalışma sırasında belirli bir hızda döndürülerek kullanılırlar. Bu nedenle döner sistem eğeler test edilirken, uç kısımlarının sabitlenmesinin aksine serbest şekilde dönmeleri sağlanmalıdır.

Ayrıca ADA 28 no'lu spesifikasyonda test prosedürleri bildirilirken kanal eğimi göz önünde bulundurulmadığı için eğimli kanallarda çalışılırken kanal aletinde meydana gelen metal yorgunluğu değerlendirilmeye dahil edilmemiş bir parametredir. Oysa kanal kurvatürlerinin neden olduğu sürekli tekrarlanan döngüsel yorgunluk olayı, döner sistem eğelerinin aniden kırılmasında belki de en önemli faktördür.^{18, 53}

Bazı çalışmalarda, kullanım sırasında eğelerin gözle incelenerek deformasyon, yivlerde gevşeme veya bozulmalar görülmesi durumunda kullanımdan çıkarıldığı belirtilmiştir.^{34, 41, 90, 105} Zaten klinik kullanım sırasında, eğede gözle görülebilen bir deformasyon olduğunda eğe kullanım dışı bırakılmaktadır. Esas olarak, hekimi ve hastayı zor durumda bırakan, eğenin hiçbir belirti vermeden preparasyon sırasında kanal içerisinde ani kırılmalarıdır. Ni-Ti enstrumanların gözle görülür bir deformasyon göstermeden, kullanım sırasında aniden kırıldığını bildiren çalışmalar mevcuttur.^{90, 105}

Sattapan ve ark.⁴⁹ yaptıkları çalışmalarında hem torsiyonel hem fleksural yorgunluğu değerlendirmişlerdir. Torsiyonel kuvvet uygulanarak kırılan eğelerde kırık noktası ile sap arasındaki bölgelerde distorsiyonlar görülmüş ancak kanal eğimine bağlı oluşan fleksural yorgunluk sonucu kırılan eğelerde bu tür deformasyonlara rastlanmamıştır.

Kanal eğelerinin fleksural yorgunluğunu değerlendirdiğimiz çalışmamızda, eğeler klinikte hiç kullanılmadan direk test düzeneğinde metal yorgunluğu açısından değerlendirildi. Böylece eğelerde kullanıma bağlı oluşabilen farklı deformasyonlar elimine edilmiş oldu. Çalışmamızın sonucunda kırılan eğelerden alınan SEM görüntülerinde deformasyon belirtileri yalnızca kırık kenarlarda görüldü. Ege yüzeyinde herhangi bir deformasyona rastlanmadan aniden kırıldığı belirlendi.

Test Düzenekleri

Dederich ve Zakariasen³⁶ döner sistemlerdeki döngüsel metal yorgunluğunu değerlendirmek için kalın duvarlı, 1 mm çapında ince bir boruyu ısıtıp eğim vererek orta şiddette eğri suni bir kanal elde etmişlerdir. Kanal eğimine ait kesin parametreler belirtmemişlerdir.

Tarihsel gelişimine baktığımızda, kanal eğiminin belirlenmesi Schneider⁸ tarafından tarif edilmiştir. Ancak Schneider yönteminde yalnızca eğim açısı bildirilmiştir.

Eğim açısı ve eğimin iç kısmında oluşan çemberin yarıçapı gibi kriterler daha sonradan Pruett ve ark.²⁸ tarafından belirlenmiştir. Bu kriterler eğimin karakteristik özelliklerini belirleyen yaygın olarak kabul gören parametreleri oluşturmaktadır.

Kurvatur yarıçapının küçük olması kanal formunda ani ve sert bir kıvrılma olduğu anlamına gelir. Bu iki parametre birbirinden bağımsızdır.²⁸

Bu kriterler esas alınarak çeşitli test düzenekleri hazırlanmıştır. Bu düzeneklerden bazıları, cam veya metalden yapılmış, farklı çaplarda, farklı eğim açısı ve kurvatur yarıçapına sahip silindirik tüpler şeklindedir. Anderson ve ark.¹⁰⁶ çalışmalarında 1,2 mm çapında cam bir tüp kullanmışlardır. Cam tüp, metal bir silindir üzerinde ısıtılarak 45° ve 90° eğimler verilmiş ve kurvatur yarıçapı 5 mm olarak belirlenmiştir.

Yine başka bir çalışmada, 45° eğimli, 5 mm yarıçaplı cam tüp kullanılmıştır.¹⁰⁷

Bazı çalışmalarda ise suni kanalları temsil etmesi için paslanmaz çelikten metal tüpler yapılmıştır. Bir çalışmada 0.83 mm çaplı, kurvatur yarıçapı 2 mm ve 5 mm olan, 30°, 45° ve 90° eğimli metal silindirik tüp fabrikasyon olarak üretilerek kullanılmıştır.²⁸

108

Yared ve ark.^{44, 45} da aynı şekilde 2 mm çapında ve 90° eğim açısına sahip metal tüpleri test düzeneği olarak kullanmışlardır.

Başka bir çalışmada da 60° eğimli, 5 mm kurvatür yarıçapı olan metal tüp suni kanal olarak kullanılmıştır.¹⁰⁹

Lopes ve ark.¹¹⁰ da yaptıkları çalışmada silindirik metal tüp kullanmışlar, kurvatür açısını tüpün iç kısmındaki konkav yüzey esas alınarak belirlediklerini bildirmişlerdir.

Yine aynı araştırmacılar¹¹¹ statik ve dinamik testlerle ProTaper Universal eğelerin metal yorgunluklarını değerlendirirken metal silindirik tüpler kullanmışlardır.

Metal tüplerde yapılan çalışmalarda, eğenin kırılma anının net bir şekilde gözlenememesi, tüp içerisindeki eğeye istenilen eğimin verilememesi ve eğenin orijinal düz şekline geri dönme eğilimi göstermesi gibi istenmeyen durumlarla karşılaşmaktadır. Eğe, metal tüpün eğimin dışında kalan duvarını takip ederek, artan bir açı ve daha büyük bir yarıçapa sahip olan farklı bir yörüngeye yerleşmiş olur.¹¹²

Cam veya metal tüpün iç çapı eğenin çapından geniştir ve bu geniş çaptan dolayı eğe tüp içinde dönme hareketi yaparken, suni kanalın yapımı sırasında belirlenmiş olan kurvatür açısı ve yarıçapı gibi parametrelere uymadan, tahmin edilemeyen bir yörünge izler. Kullanılan eğenin kalınlığı ve taper açısı değiştikçe tüp içerisinde izlediği yörünge de eğeden eğeye değişecektir. Eğer aynı çapa sahip enstrumanlar test düzeneğinde farklı yörüngeler izlerse, eğe gurupları arasında yapılan direk karşılaştırma işleminin kabul ettirilmesi zor olabilir ve elde edilen sonuçlar tutarlılığını ve güvenini yitirir.¹¹²

Başka bir problem de tüpün çapı enstrumana göre geniş olduğundan eğeye bol gelir ve dönüş esnasında eğede titreşimler, eğenin yörüngesi dışında istenmeyen yönlere hareket etmesi gibi olumsuz sonuçlar meydana gelir. Eğe üzerinde farklı yönde ve büyüklükte stresler oluşur. Bu değişen stres ve gerilimler oluşan metal yorgunluğu açısından her eğe gurubu için farklı sonuçlar doğurur.¹¹²

Bu gibi olumsuzlukları ortadan kaldırmak için Cheung ve Darvell¹⁰⁴,ın ileri sürdükleri yöntemde enstrumana üç adet paslanmaz çelik pin arasında eğim vermişler, çapları 2 mm olan, sertlik derecesi oldukça yüksek paslanmaz çelikten yapılmış silindir şeklindeki üç pini, horizontal yönde ayarlanabilen akrilik pullar üzerine monte etmişlerdir. Düzeneğe yerleştirilen eğeye, pinlerin pozisyonları değiştirilerek istenen açıda eğim verilerek rotasyon esnasında eğenin uç kısmının pozisyonunu koruyan en alttaki silindir pinin üzerine V şeklinde küçük bir oluk açılarak dönme hareketi sırasında eğenin kaymasının engellenmesini amaçlamışlardır.

Zinelis ve ark.¹¹³ enstrumanların yorgunluklarını değerlendirdikleri çalışmalarında benzer bir düzenek tasarlamışlar, eğeyi belirlenen eğimde tutmak için iki adet sert çelik silindirik pin kullanmışlardır. Enstrumanları, özel bir eğim açısı ve kurvatür yarıçapı belirlenmeden, 5 mm eğim kavsine sahip düzenekte 200 rpm hızda test etmişlerdir.

Yapılan bir diğer çalışmada metal yorgunluğu sonucu kırılan eğelerin kırık yüzeylerinde fraktografik analiz yapan Cheung ve Dervell¹¹⁴ de aynı şekilde eğelere 3 adet sert çelik pin arasında eğim vermişler ve yorgunluk sonucu oluşan kırılma sonrası kırık yüzeyleri incelemişlerdir.

Ni-Ti teller üzerinde, 3 nokta eğim verme yöntemiyle yapılan bir çalışmada, bu zorlamanın dairesel bir eğim oluşturduğu bildirilmektedir.¹¹⁵ Kök kanallarında görülen eğim dairesel değildir.

Farklı eğelerin farklı bükülme özellikleri veya aynı eğenin kuronal ve apikal kısmı arasındaki farklı bükülme özellikleri, pinler arasında farklı bir yörünge belirleyebilir.

Konu ile ilgili bazı çalışmalarda ise daha farklı bir düzenek geliştirilmiştir. Bu düzenek, üzerine oluk açılmış konkav şekilli tavlanmış çelik blok ve konveks şekilli tavlanmış çelik silindirden oluşmaktadır. Bu iki parça birlikte tutulup sabitlendiğinde, enstrumana eğim verilmesi sağlanmaktadır.^{29, 33, 43, 91, 93, 116-118}

Bu sistemde oluk açılmış konkav blok, suni kanalda enstrumana yol gösterici rol oynar. Eğenin dönüş yaptığı yörünge, eğenin aksı boyunca değil, oluğun dış yüzeyi boyunca olur. Bu durum farklı taper açısına sahip eğelerde farklı yörüngelerin oluşmasıyla sonuçlanır.¹¹²

Eğе, değışen taper açısından dolayı konveks silindire kararsız bir şekilde temas eder. Bu durum kurvatürün açısı ve yarıçapının tekrar edilebilir olmasını engeller. Ayrıca bu cihazda enstrumanın derinliğini tam olarak kontrol etmek de zordur, bu yüzden eğenin eğimin merkezinde kalan noktası sürekli olarak değışebilir.¹¹²

Geliştirilen diğer bazı test düzenekleri ise, metal bir blok üzerine belirli çap ve derinlikte, istenen eğime sahip oluklar açarak suni bir kanal oluşturulması şeklindedir.

Larsen ve ark.⁹⁹ metal blok üzerinde, 1,5 mm çap genişliği olan ve orta noktasında 60° eğim açısına sahip ve 3 mm kurvatür yarıçaplı, silindirik suni kanalda enstrumanları test etmişlerdir. Paslanmaz çelikten yapılan blok sistemin üzeri vidalı akrilik bir plaka ile kapatılmıştır. Böylece enstrumanın, dönüş esnasında kanaldan dışarı çıkması engellenip istenen yörüngede çalışması sağlanabilir, enstrumanın rotasyonu ve kırılma

anı net bir şekilde gözlenebilir ve açılabilen vidalı sistem sayesinde kırılan parçası uzaklaştırılabilir. Ancak, oluşturulan silindirik formdaki kanal, enstrumanı kusursuz bir yörüngede tutamaz ve enstrumanları aynı derinlikte yerleştirmek zor olur.

Diğer bazı çalışmalarda, bu olumsuz durumları gidermek için, enstrumanın boyutu ve taper açısıyla uyumlu suni kanallar üretilmiştir.¹¹⁹⁻¹²² Her suni kanal, her eğe için taper açısı ve boyutuna göre özel olarak dizayn edilmiştir. Bu şekilde üretim, farklı döner Ni-Ti enstrumanların kesin ve tekrarlanabilir bir yörüngeyi takip edebilmesini garanti eder.⁹⁸

Test düzeneği üzerinde enstrumanlar yorgunluk testine tabi tutulurken eğe ile suni kanal arasındaki sürtünmeyi engellemek, bu sürtünme sonucu oluşabilecek ısı ve stresleri de önleyebilmek için kayganlaştırıcı jel kullanılmaktadır. Kimi çalışmalarda bu amaçla sentetik yağlar ve özel yağlar,^{99, 101, 123-125} özellikle test düzeneği olarak metal tüp kullanılan çalışmalarda sürtünmeyi önlemek için gliserin kullanılmıştır.^{110, 111, 126} Biz çalışmamızda bu amaçla Ni-Ti döner sistemler için üretilmiş FileCare jel kullandık.

Çalışmamızda, 1/100 saniyeli kronometre kullanarak her bir eğe için kırılıncaya kadar geçen süreyi kaydettik. Böylece saniyenin yüzde biri gibi oldukça hassas bir ölçüm yapılmış oldu.

Kırılma ile ilgili yapılan araştırmalarda, eğelerin kırık yüzeyleri incelenerek kırılma tipi ve yüzeylerde oluşan çatlak tipleri değerlendirilmeye çalışılmış ve bu amaçla SEM görüntüleme yönteminden yararlanılmıştır. SEM görüntüleme yönteminin stereo mikroskoptan daha detaylı bilgi verdiği belirtilmiştir.^{34, 40, 94, 106}

Çalışmalarda kullanılan enstrumanlar, klinik şartların tam olarak yansıtılması amacıyla önce klinikte hastalar üzerinde veya çekilmiş insan dişleri üzerinde belirli sayıda kullanıldıktan sonra yorulma testlerine tabi tutulmuştur. Yared ve ark.⁴⁴ 134 adet çekilmiş mandibular molar insan dişi kullanmışlardır.

Fife ve ark.⁹³ ProTaper eğeleri içeren 2 grup oluşturmuş, birinci gruptaki eğeleri 2 kez, ikinci gruptaki eğeleri 4 kez molar dişlerin kanal preparasyonunda kullandıktan sonra döngüsel yorgunluklarını araştırmışlardır.

Gambarini²⁹, ProFile eğeleri 10 klinik vakada crown-down yöntemi ile kullandıktan sonra döngüsel yorgunluklarını değerlendirmiştir.

Bu çalışmalarda olduğu gibi enstrumanların klinik ortamda hasta üzerinde veya çekilmiş dişlere kanal preparasyonu yapılarak kullanılması doğal olarak oluşan stresleri

en doğru şekilde yansıtır. Çünkü doğal diş anatomisi, kanalların eğim derecesi, mine ve dentinin sertliği bireyden bireye ve diştten dişe göre değişen bir etkidir. Dolayısıyla eğelerin insan dişleri üzerinde kullanımıyla, her bir eğeye uygulanan kuvvetin şiddeti, yönü ve eğede oluşturduğu gerilme ve sıkışma gibi stresler farklılık arz edecektir. Bu durumda deneyin şartlarının her eğe için standart olması gereği yerine getirilememiş olacaktır. Bu nedenle çalışmamızda daha önce hiç kullanılmamış eğeleri kullandık ve tüm guruplar için test şartlarını sabit tuttuk.

Çalışmamızda, yukarıda bahsedilen test düzenekleri ve bu düzeneklerin bahsedilen dezavantajlarından dolayı en son geliştirilen ve son yıllarda yapılan çalışmalarda^{99, 112, 123} çoğunlukla tercih edilen paslanmaz çelik test düzeneğinin farklı bir modifikasyonunu kullandık. Paslanmaz çelik blok üzerine suni kanalların açıldığı bu düzende, eğe dönüş esnasında yörüngesinden ayrılmadan test edildi. Böylece pin ve tüplü düzeneklerde olduğu gibi dönüş sırasında eğenin kaymasına bağlı olarak oluşan farklı yön ve şiddetteki istenmeyen stresler elimine edildi. Test düzeneğinin üzerini kapatan fiber cam sayesinde dönüş sırasında eğe kanal içinde kaldı ve eğenin kırılma anı net bir şekilde gözlemlendi.

Kanalın Eğiminin Etkisi

Endodontik tedavi esnasında meydana gelen enstruman kırılmalarının en büyük nedeni olan metal yorgunluğunda, çalışılan kanalın eğiminin ve eğimin yarıçapının önemli bir faktör olduğu birçok çalışma ile bildirilmektedir.

Pruett ve ark.²⁸ Lightspeed Ni-Ti eğelerini kullanarak yaptıkları çalışmalarında, kanal eğiminin metal yorgunluğu üzerindeki etkisini araştırmışlardır. 30°, 45° ve 60° eğime sahip ve kurvatür yarıçapı 2 ve 5 mm olan paslanmaz çelik tüpler içerisinde kanal eğelerine serbest dönüş yaptırılarak kırılma süreleri kaydetmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, kanalın kurvatür yarıçapı azaldıkça eğelerin dayanma süreleri de azalmıştır. Ayrıca kanal eğimi arttıkça kırılma olayı daha erken gerçekleşmiştir. Elde edilen bu farklı sonuçlar istatistiksel olarak da anlamlı bulunmuştur.

Kanal eğiminin etkisini araştıran başka bir çalışmada, Mtwo ve Protaper enstrumanlar, eğim açısı 60° ve yarıçapı 2 mm ve 5 mm olan iki farklı eğrilikteki suni kanallarda metal yorgunluğu açısından değerlendirilmiş ve kanal kurvatür yarıçapının

istatistiksel olarak önemli olduğu bildirilmiştir. Kurvatür yarıçapı küçük olan kanalda kırılma olayı daha erken olmuştur.¹²⁰

İnan ve ark.¹²⁷ yaptıkları çalışmada, 5 mm ve 10 mm kurvatür açısına sahip iki farklı eğimdeki kanalda ProTaper enstrumanların metal yorgunluklarını değerlendirmişlerdir. 5 mm yarıçapı olan eğri kanalda enstruman kırılmaları daha erken görülmüş ve bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

ProFile GT ve ProFile GT X eğelerinin kullanıldığı farklı bir çalışmada, kanal eğeleri kurvatür yarıçapı 5 mm olan 45° ve 60° eğimli kanallarda metal yorgunluğu açısından değerlendirilmiştir. 45° eğimli kanalda önemli bir farklılık görülmezken, 60° eğimli kanalda iki farklı tasarımlı ege arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark belirlenmiştir.¹²⁸

Başka bir çalışmada, dört farklı Ni-Ti ege sistemi (ProTaper, ProFile, HeroShaper, Mtwo) 3 farklı kurvatüre sahip kanallarda metal yorgunluğu açısından değerlendirilmiştir. 25°, 35° ve 45° eğime sahip kanallarda yapılan çalışmada, kanal eğimi arttıkça enstrumanda oluşan stresin arttığı ve metal yorgunluğunun olumsuz yönde etkilendiği sonucuna varılmıştır.¹²³

Bizim çalışmamızın sonucu da yapılan tüm bu çalışmaları destekler niteliktedir. Sonuçlar değerlendirildiğinde tüm ege gurupları için kanal eğimindeki artışın kanal egesinin dayanma süresini belirgin ölçüde azalttığı görüldü. TF, HeroShaper ve RaCe eğelerinin 37° eğimli kanaldaki dönüş süreleri ve tur sayıları, 20° eğimli kanaldaki değerlere göre oldukça düşüktü. Bu azalma istatistiksel olarak da anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Çalışılan kanalda eğim arttıkça egenin maruz kaldığı stres de artmaktadır. Ege kanalda her tur attıkça oluşan sıkışma ve gerilme kuvvetleri kanal eğimine paralel olarak artmaktadır. Artan gerilme ve sıkışmalar egenin yapısında daha büyük deformasyonlar oluşturarak egenin kullanım ömrünü azaltmaktadır.

Enstruman Tasarımının Etkisi

Metal yorgunluğu konusunda yapılan çalışmalarda üretilen farklı döner sistem eğelerinin, kullanım ömürleri açısından, aralarında bir fark olup olmadığı araştırılmıştır.^{94,99-101}

Profile, K3, Hero, Mtwo, electropolishing RaCe ve non-electropolishing RaCe eğelerin kullanıldığı bir çalışmada tüm ege gurupları için test parametreleri aynı olup, kanal eğimi 45°, kurvatür yarıçapı 5 mm ve dönüş hızı 300 rpm olarak belirlenmiştir. Her ege gurubundan yalnızca 25 numara .06 taper açılı kanal eğeleri çalışmaya dahil edilmiştir. Böylece egenin kalınlığı ve taper açısı gibi değişkenler de tüm deney gurupları için sabit tutulmuştur. Sonuçlar değerlendirildiğinde en yüksek değer Profile eğelerinde görülürken en düşük değer non-electropolishing RaCe eğeleri için kaydedilmiştir. Ege gurupları arasında görülen bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunduğundan, çapraz kesit geometrisi ve yüzey özellikleri gibi tasarım farklılıklarının metal yorgunluğunu etkileyen önemli faktörler olduğu belirtilmiştir.⁹⁴

Larsen ve ark.⁹⁹ yaptıkları çalışmalarında, yeni nesil Ni-Ti eğelerin geleneksel eğelere göre, metal yorgunluğu açısından üstünlüklerinin olup olmadığını araştırmışlardır. Bu amaçla farklı üretim özelliklerine sahip TF ve Profile GT X serisi eğeler ile geleneksel Profile ve EndoSequence eğelerini karşılaştırmışlardır. Diğer çalışmalarda olduğu gibi tüm test parametreleri tüm ege gurupları için aynı değerlerde tutulmuştur. Sonuçlara bakıldığında Profile GT X serisi eğelerinin diğer tüm ege guruplarından daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir ($p<0.001$). 25/.04 TF eğeler kırılmaya karşı EndoSequence eğelerden daha dayanıklı bulunmuştur ($p<0.05$). Ancak TF eğeler ile Profile eğeler arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir ($p>0.05$).

Yapılan bir başka çalışmada da farklı metotlar kullanılarak üretilen K3, Profile, RaCe ve TF eğelerin farklı çapraz kesit alanlarının metal yorgunluğu üzerine olan etkileri araştırılmıştır. Çalışmada 25 numara .06 taper açısına sahip eğeler 60° kanal eğimi ve 5 mm kurvatür yarıçapı olan suni kanalda, TF eğeler 500 rpm ve diğer tüm eğeler 300 rpm hızlarda serbest dönüş yaptırılarak test edilmiş ve kırılıncaya kadar geçen süreler kaydedilmiştir. Farklı hızlar kullanıldığı için tüm eğelerin yapmış oldukları tur sayıları hesaplanmış ve değerlendirmeler tur sayıları üzerinden yapılmıştır. Sonuçlara bakıldığında, en düşük çapraz kesit alanına sahip olan TF eğeler en yüksek

kırılma direnci gösterirken en yüksek çapraz kesit alanına sahip olan K3 eğelerin ise en düşük kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir. İstatistiksel değerlendirmede, çapraz kesit alanı ile metal yorgunluğuna bağlı başarısızlık arasında önemli bir ilişki olduğu belirtilmiştir¹⁰⁰ ($p<0.05$).

Yapılan başka bir çalışmada aynı şekilde geleneksel yöntemlerle üretilen Ni-Ti eğeler ile burulma (twisted) metodu ile üretilen TF eğeler metal yorgunluğu açısından karşılaştırılmıştır. Bu amaçla çalışmada 25 numrara .06 taper açılı TF, RaCe, Helix ve Protaper F1 eğeleri kullanılmıştır. Eğeler, 40° eğimli kanalda 300 rpm hızda serbest dönüş yaptırılarak kırılıncaya kadar geçen süreler kaydedilmiştir. Sonuçlar değerlendirildiğinde, TF eğelerin metal yorgunluğuna karşı diğer tüm eğelerden daha yüksek direnç gösterdiği bildirilmiş ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur¹⁰¹ ($p<0.05$).

Bizim çalışmamızda, hem 20° hem de 37° eğimli kanallardaki sonuçlara bakıldığında en yüksek metal yorgunluğu direnci TF eğelerinde görüldü. HeroShaper ve RaCe eğeler ile TF eğeleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak oldukça anlamlı bulundu ($p<0.05$). Bizim sonuçlarımız TF eğelerin kullanıldığı diğer çalışmaların sonuçlarını destekler niteliktedir.⁹⁹⁻¹⁰¹ TF eğelerinin yüksek metal yorgunluğu direncinin nedeninin, R-faz ısıtım işlem teknolojisiyle üretilmelerine bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

RaCe eğelerinin kullanıldığı bir çalışmada RaCe eğelerinin sonuçlarının Hero 642 eğelerinden daha yüksek dirence sahip olduğu bildirilmektedir.⁹⁴ Bizim çalışmamızda ise hem 20° hem de 37° eğimli kanallardaki sonuçlara bakıldığında metal yorgunluğuna karşı en düşük direnç RaCe eğelerinde kaydedildi.

Farklı eğe sistemlerine ait kanal eğeleri arasında görülen bu farklılığın nedenini, eğenin geometrik şekil özellikleri, çapraz kesit alanı ve tasarım farklılığına bağlı olarak esneklik ve direnç özelliklerinin birbirinden farklı olmasına bağlamaktayız.

Ni-Ti alaşımlarının mekanik özelliklerinin geleneksel metalurji kurallarıyla uyum göstermediği bildirilmektedir. Paslanmaz çelik eğelerin fiziksel özellikleri iyi bilindiği için stres esnasında kırılma direnci önceden tahmin edilebilir. Ancak bu durum, mekanik strese maruz kaldığında kristal yapısında değişken deformasyonlara uğrayan Ni-Ti alaşımlar için geçerli değildir.¹²⁹

Anodizasyonun Etkisi

Anodizasyon, mühendislik alanında en sık kullanılan yüzey kaplama yöntemidir. Çeşitli malzemeler, yüzeyleri kaplanarak korozyon ve aşınmaya karşı daha dirençli hale getirilir. Kaplamanın renkli olması da ayrıca kullanım alanı sağlar.

Anodizasyon işlemiyle metal yüzeyinin kaplanması, diş hekimliğinde implant alanında kullanılan bir yöntemdir. İmplant yüzeyi kaplanarak osseointegrasyonu kolaylaştırmak amaçlanır.

Yapılan bu yüzey işleminin, Ni-Ti eğeler için bir fark oluşturup oluşturmayacağını araştırdığımız bu çalışmamızda farklı eğe gurupları için farklı sonuçlar kaydettik.

Yapılan anodizasyon işlemi, 20° eğimli kanaldaki değerlere bakıldığında HeroShaper eğeler için kullanım süresini azaltırken RaCe ve TF eğelerin kullanım süresini artırdı. Ancak bu artma ve azalma istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0.05$).

37° eğimli kanaldaki değerlere bakıldığında ise, HeroShaper ve RaCe eğelerin kullanım süresi azalırken, TF eğelerin kullanım süresinin arttığı görüldü. Eğelerin kullanım sürelerinde görülen bu artma ve azalmalar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Korozyon testinin sonuçlarına bakıldığında, sonuçlar bize Ni-Ti alaşımından elde edilmiş eğeler için anodizasyon uygulamalarına dikkat edilmesi gerektiğini göstermiştir. Özellikle eğenin geometrisine göre anodizasyon işlemi olumsuz davranışlar gösterebilir. Anodizasyon işlemi esnasında eğenin geometrisinin kompleks olması, yüzeyde homojen ve sürekli kalınlıkta bir oksit tabakasının oluşmasını engellemiştir. Bu durum da korozyon direncine olumsuz olarak etki etmiştir.

Farklı eğe guruplarının farklı bulgular sergilemesinin nedeninin, eğelerin tasarım farklılıkları ve/veya üretim aşamasında, üretim şeklinden kaynaklanan farklılıklar olabileceğini düşünmekteyiz.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

HeroShaper, RaCe ve TF Ni-Ti döner sistem eğelerinin metal yorgunluğunu, iki farklı eğime sahip kanallarda değerlendirdiğimiz çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- 1) Her üç ege gurubu kendi içerisinde değerlendirildiğinde kanal eğimindeki artış, eğenin döngüsel metal yorgunluğunda artışa neden olup kullanım ömrünü azaltmıştır. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).
- 2) Aynı eğim derecesine sahip kanalda farklı sistem eğelerinin döngüsel metal yorgunluğu değerlendirildiğinde, hem 20° hem de 37° eğimli kanalda en yüksek yorgunluk direnci TF eğelerde kaydedilmiştir. Bunu HeroShaper eğeleri takip etmiş ve en düşük kullanım ömrü RaCe eğelerinde gözlenmiştir.
- 3) Yapılan anodizasyon işlemi, 20° eğimli kanaldaki ortalama değerlere bakıldığında HeroShaper eğelerinin kullanım ömrünü azaltırken, RaCe ve TF eğelerinin kullanım ömrünü artırmıştır. Ancak bulunan bu sonuç istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>0.05$).
- 4) Yapılan anodizasyon işlemi, 37° eğimli kanaldaki ortalama değerlere bakıldığında HeroShaper ve RaCe eğelerinin kullanım ömrünü azaltırken, TF eğelerinin kullanım ömrünü artırmıştır. Bulunan bu sonuç istatistiksel olarak oldukça anlamlıdır ($p<0.05$).
- 5) Anodizasyon işlemi yalnızca HeroShaper eğelerde korozyona direnci artırmış, RaCe ve TF eğelerde korozyon direncini olumsuz etkilemiştir.

Endodontik Ni-Ti ege sistemlerinin gelişim sürecine bakıldığında endodonti pratiği adına olumlu gelişmeler gözlemlenmektedir. İleri düzeyde araştırmalar ve teknolojik gelişmelerle döner Ni-Ti ege sistemlerinde gerek üretim metotları gerekse ege tasarımları açısından birçok gelişme kaydedilmiştir.

Döner Ni-Ti sistemlerdeki eğelerin çapraz kesit alanı, bıçak şekli, kesim yüzeyleri ve açıları gibi geometrik özelliklerini içeren tasarım farklılıkları ve üretim aşamasındaki farklılıkların, eğenin esneklik, dayanıklılık ve eğri kanallarda kullanıma bağlı olarak görülen metal yorgunluğuna karşı direnci gibi mekanik özellikleri üzerindeki etkilerinin ileri düzeyde çalışmalarla araştırılması gerektiğini

düşünmekteyiz. Endodontik eğelerin geometrik özelliklerinin, eğenin dayanıklılığı ve kullanım ömrü açısından bir fark oluşturup oluşturmadığı incelenmelidir. Bunun yanı sıra, üretim şeklinin ne derece önemli olduğu ve ne gibi pozitif özellikler sağladığı araştırılmalıdır.

Çalışmamıza başlarken, literatürde bu konuda yapılmış herhangi bir çalışmaya rastlamadık. İleri düzeyde araştırmalar yapılarak gerek anodizasyon gerekse diğer yüzey işlemlerinin endodontik eğeler üzerine olumlu ya da olumsuz etkileri araştırılmalıdır.

Ni-Ti eğeler için geçerli olan ADA 28 no'lu spesifikasyonu, gelişmekte olan döner sistemler için yeterli olmadığından, kanal eğelerine ait fiziksel özelliklerinin ayrıca kanal eğelerinin dinamik özelliklerinin araştırılmasında kullanılacak test cihazı ve kriterlerinin kabul gören bir otorite tarafından belirlenmesi gerektiği açıktır.

KAYNAKLAR

1. Saunders EM. Hand instrumentation in root canal preparation. *Endod Top* 2005;10:163-67.
2. Mayo CV, Montgomery S, de Rio C. A computerized method for evaluating root canal morphology. *J Endod* 1986;12:2-7.
3. Ingle JJ, Himel VT, Hawrish CE, Glickman GN, Serene T, Rosenberg PA, et al. Endodontic Cavity Preparation. In Ingle JJ, Bakland LK, ed. *Endodontics*. Hamilton: BC Decker, 2002:405-571.
4. Cunningham CJ, Senia ES. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *J Endod* 1992;18:294-300.
5. Bone J, Moule AJ. The nature of curvature of palatal canals in maxillary molar teeth. *Int Endod J* 1986;19:178-86.
6. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2000;26:68-71.
7. Dummer PM, Alodeh MH, Doller R. Shaping of simulated root canals in resin blocks using files activated by a sonic handpiece. *Int Endod J* 1989;22:211-5.
8. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971;32:271-5.
9. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod* 1975;1:255-62.
10. Hankins PJ, ElDeeb ME. An evaluation of the Canal Master, balanced force, and step-back techniques. *J Endod* 1996;22:123-30.
11. Küçükay ES, Küçükay I, Küçükay B. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri. İstanbul: Promat A.Ş., 2004:75.
12. Eldeeb ME, Boraas JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *Int Endod J* 1985;18:1-7.
13. Haznedaroglu F. Nikel-Titanyum Döner Aletlerle kök kanalı şekillendirilmesi: HERO 642 yöntemi. *Malatya Dişhek Oda Derg* 1999;17:8-10.
14. Küçükay ES, Küçükay I, Küçükay B. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri İstanbul: Promat A.Ş., 2004:20-21.

15. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng* 1968;1:105-08.
16. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297-310.
17. Wang FE, Alperin HA, Pickart SJ. Mechanism of Tini Martensitic Transformation and Crystal-Structures of Tini-Ii and Tini-Iii Phases. *J Appl Phys* 1972;43:97-112.
18. Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nicel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics*. St Louis MO,USA: Ishiyaku Euro America, Inc., 1995.
19. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Prog Mater Sci* 2005;50:511-678.
20. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res* 1975;54:89-96.
21. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346-51.
22. Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol* 1997;13:51-64.
23. Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer P. Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *J Endod* 2005;31:460-3.
24. Torabinejad M, Walton RE. *Endodontics Principles and Practice*. St.Luis, Missouri: Elsevier, 2009:204-216.
25. Marending M, Lutz F, Barbakow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J* 1998;31:57-62.
26. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:262-6.
27. Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31:114-6.
28. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77-85.

29. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001;34:386-9.
30. Bortnick KL, Steiman HR, Ruskin A. Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *J Endod* 2001;27:57-9.
31. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J* 2001;34:47-53.
32. Kitchens GG, Jr., Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2007;33:52-4.
33. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31:183-6.
34. Troian CH, So MV, Figueiredo JA, Oliveira EP. Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endod J* 2006;39:616-25.
35. Brantley WA, Luebke NH, Luebke FL, Mitchell JC. Performance of engine-driven rotary endodontic instruments with a superimposed bending deflection: V. Gates Glidden and Peeso drills. *J Endod* 1994;20:241-5.
36. Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986;61:192-6.
37. Luebke NH, Brantley WA, Sabri ZI, Luebke FL, Lausten LL. Physical dimensions, torsional performance, bending properties, and metallurgical characteristics of rotary endodontic instruments. VI. Canal Master drills. *J Endod* 1995;21:259-63.
38. 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;28:448-51.
39. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod* 2006;32:61-5.
40. 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;33:276-9.
41. Shen Y, Haapasalo M, Cheung GSP, Peng B. Defects in Nickel-Titanium Instruments after Clinical Use. Part 1: Relationship between Observed Imperfections and Factors Leading to Such Defects in a Cohort Study. *J Endod* 2009;35:129-32.

42. 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;35:133-6.
43. 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;25:434-40.
44. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 1999;32:115-9.
45. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2000;33:204-7.
46. Sotokawa T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J Endod* 1988;14:75-82.
47. Himel VT, Mcspadden JT, Goodis HE. Instruments, Materials and Devices. In Cohen S, Hargreaves KM, ed. *Pathways of the pulp*. St. Louis, Mosby, 2006:233-89.
48. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000;26:156-60.
49. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161-5.
50. Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J* 2006;39:171-8.
51. Cohen S, Burns RC. *Pathways of the Pulp*. St. Louis, Mosby-Year book Inc, 1994:206.
52. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Delrio CE. A Comparison of Root-Canal Preparations Using Ni-Ti Hand, Ni-Ti Engine-Driven, and K-Flex Endodontic Instruments. *J Endod* 1995;21:146-51.
53. New American Dental Association Specification no. 28 for endodontic files and reamers. Council on Dental Materials and Devices. *J Am Dent Assoc* 1976;93:813-7.
54. Alacam T. Kök kanallarının irrigasyonu. In Alacam T, ed. *Endodonti*. Ankara: Barış yayınları, 2000:289-312.

55. Mueller HJ. Corrosion determination techniques applied to endodontic instruments - irrigating solutions systems. *J Endod* 1982;8:246-52.
56. Gil FJ, Sanchez LA, Espias A, Planell JA. In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int Dent J* 1999;49:361-67.
57. Uhlig H. *Corrosion and Corrosion Control*. Second ed. New York. London. Sydney. Toronto: John Wiley and Sons Inc 1971:10-16.
58. Üneri S. *Korozyon ve Önlenmesi*. 1998.
59. Jones DA. *Principles and Prevention of Corrosion*. 2nd Ed. New jersey: Prentice Hall Inc., 1996.
60. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1993:473- 488.
61. Kuphasuk C, Oshida Y, Andres CJ, Hovijitra ST, Barco MT, Brown DT. Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys. *J Prosthet Dent* 2001;85:195-202.
62. Kedici SP, Aksut AA, Kilicarslan MA, Bayramoglu G, Gokdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil* 1998;25:800-08.
63. Nakagawa M, Matsuya S, Shiraishi T, Ohta M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. *J Dent Res* 1999;78:1568-72.
64. Cioffi M, Gilliland D, Ceccone G, Chiesa R, Cigada A. Electrochemical release testing of nickel-titanium orthodontic wires in artificial saliva using thin layer activation. *Acta Biomater* 2005;1:717-24.
65. Costa C, Alonso FN, Marcelo S "Corrosion Morphometric analysis in three nickel-titanium rotary instruments.", February 2000 (çevrimiçi) [<http://ecler.bvs.br/scielo.php>] 21 Ekim 2011.
66. Barrs JT, Miller DA, Howard JR, Gilbert JL, Lautenschlager EP. The evaluation of corrosion in stainless steel endodontic files. *Northwest Dent Res* 1996;7:27-31.
67. Stokes OW, Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod* 1999;25:17-20.

68. Dartar Oztan M, Akman AA, Zaimoglu L, Bilgic S. Corrosion rates of stainless-steel files in different irrigating solutions. *Int Endod J* 2002;35:655-9.
69. Sarkar NK, Schwaninger B. The in vivo corrosion of Nitinol wire. Abstract 1035, *J Dent Res* 1980;59:528.
70. Clinard K, Vonfraunhofer JA, Kuftinec MM. The Corrosion Susceptibility of Modern Orthodontic Spring Wires. *J Dent Res* 1981;60:628-28.
71. Edie JW, Andreasen GF, Zaytoun MP. Surface Corrosion of Nitinol and Stainless-Steel under Clinical Conditions. *Angle Orthod* 1981;51:319-24.
72. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nicel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics. St Louis MO,US AIshiyaku Euro America, Inc. 1995:100-7.
73. Schwaninger B, Sarkar NK, Foster BE. Effect of Long-Term Immersion Corrosion on the Flexural Properties of Nitinol. *Am J Orthod* 1982;82:45-49.
74. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 2001;27:516-20.
75. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J* 2004;37:705-10.
76. http://www.yuzeyislemler.com/15kitap/anodik_02.htm (çevrimiçi) 24 Mayıs 2011".
77. Şişmanoğlu T. Anodik Oksidasyon Yöntemiyle 2024, 6082 ve 7075 Kalite Alüminyum Alaşımlarının Yüzey Özelliklerinin Geliştirilmesi. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Metalurji ve Malzeme Mühendisliği, Yüksek Lisans Tezi İstanbul, 2009.
78. Lu F, Yang Y. Synthesis of Nano-Network Structured Titanium Dioxide Films on Titanium-Coated Substrates by Anodic Oxidation, National Chung Hsing University, 2003.
79. Prusi A, Arsov L, Haran B, Popov BN. Anodic behavior of Ti in KOH solutions - Ellipsometric and micro-Raman spectroscopy studies. *J Electrochem Soc* 2002;149:491-98.
80. Brunette DM, Tengwall B, Textor M, Thomsen P. *Titanium in Medicine*. Heidelberg: Springer Verlag, 2001.

81. Long M, Rack HJ. Titanium alloys in total joint replacement - a materials science perspective. *Biomaterials* 1998;19:1621-39.
82. Castaneda L, Alonso JC, Ortiz A, Andrade E, Saniger JM, Banuelos JG. Spray pyrolysis deposition and characterization of titanium oxide thin films. *Mater Chem Phys* 2003;77:938-44.
83. Mantzila AG, Prodromidis MI. Development and study of anodic Ti/TiO₂ electrodes and their potential use as impedimetric immunosensors. *Electrochim Acta* 2006;51:3537-42.
84. Park IS, Woo TG, Jeon WY, Park HH, Lee MH, Bae TS, et al. Surface characteristics of titanium anodized in the four different types of electrolyte. *Electrochim Acta* 2007;53:863-70.
85. Lawrence JK. *ASM Metals Handbook*, Volume 13, 1992.
86. Guleryuz H, Cimenoglu H. Effect of thermal oxidation on corrosion and corrosion-wear behaviour of a Ti-6Al-4V alloy. *Biomaterials* 2004;25:3325-33.
87. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974;18:269-96.
88. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28:716-20.
89. 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;28:765-9.
90. Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J* 2005;38:550-7.
91. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod* 2001;27:772-4.
92. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J* 2001;34:471-5.
93. 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;97:251-6.

94. 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:e106-14.
95. Cheung GS, Darvell BW. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *Int Endod J* 2007;40:626-32.
96. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod* 2007;33:1217-21.
97. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36:1653-7.
98. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. Measurement of the trajectory of different NiTi rotary instruments in an artificial canal specifically designed for cyclic fatigue tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:e152-6.
99. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:401-3.
100. Oh SR, Chang SW, Lee Y, Gu Y, Son WJ, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109:622-8.
101. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2010;36:147-52.
102. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 2003;29:15-9.
103. O'Hoy PY, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J* 2003;36:724-32.
104. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *Int Endod J* 2007;40:612-8.
105. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC, Jr. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2003;29:664-6.

106. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33:1212-6.
107. 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;33:1477-80.
108. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL, Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998;24:843-7.
109. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006;32:55-7.
110. 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;35:1013-6.
111. Lopes HP, Britto IM, Elias CN, Machado de Oliveira JC, Neves MA, Moreira EJ, et al. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:401-4.
112. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:1469-76.
113. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:843-7.
114. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis. *Int Endod J* 2007;40:619-25.
115. Wick A, Vohringer O, Pelton AR. The bending behavior of NiTi. *J Phys Iv* 1995;5:789-94.
116. 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;100:249-55.

117. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J* 2006;39:693-9.
118. de Castro Martins R, Bahia MG, Buono VT, Horizonte B. The effect of sodium hypochlorite on the surface characteristics and fatigue resistance of ProFile nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;102:e99-105.
119. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J* 2006;39:716-23.
120. 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;39:755-63.
121. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2007;40:45-51.
122. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003-5.
123. Lee MH, Versluis A, Kim BM, Lee CJ, Hur B, Kim HC. Correlation between experimental cyclic fatigue resistance and numerical stress analysis for nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2011;37:1152-7.
124. 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:e131-4.
125. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *Int Endod J* 2010;43:226-30.
126. 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;43:1063-8.

127. Inan U, Aydın 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;104:837-40.
128. 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;35:404-7.
129. Toker T. Farklı Döner Alet Sistemlerinde Kullanılan Ni-Ti Eğelerin Mekanik Özelliklerinin Karşılatırmalı Değerlendirilmesi. GATA Askeri Tıp Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi Ankara, 2007.