

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak  
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya  
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;  
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA TEZİ**

**KÖK KANALI PREPARASYONU VE STERİLİZASYON  
İŞLEMLERİNİN GELENEKSEL VE HAFIZA  
KONTROLLÜ NİKEL TİTANYUM EĞELERİN FİZİKSEL  
ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİN  
İNCELENMESİ**

**SAFA ARMAĞAN**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. FARUK HAZNEDAROĞLU**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA PROGRAMI**

**İSTANBUL-2019**

**TEZ ONAYI****DOKTORA TEZİ ONAYI**

Istanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı Endodonti Programında Doktora öğrencisi Safa Armağan'ın tarafından Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu'nun danışmanlığında hazırlanan "Kök Kanalı Preparasyonu ve Sterilizasyon İşlemlerinin Geleneksel ve Hafıza Kontrollü Nikel Titanyum Egelerin Fiziksel Özellikleri Üzerindeki Etkilerin İncelenmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 18.10.2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı-Danışman**  
Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti  
Anabilim Dalı



**Jüri**  
Prof.Dr. Raif Erişen  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı



**Jüri**  
Prof.Dr. Hakan Özbaş  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti  
Anabilim Dalı



**Jüri**  
Prof.Dr. Jale Tanalp  
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı



**Jüri**  
Prof.Dr. Mustafa Lütfi Övençoğlu  
İst.Teknik Üniversitesi Kimya Met.Fak.  
Metalurji ve Mal.Müh.AD



## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.



Safa Armağan



## İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Öğrenciliğimden bugüne dek bana, disiplini, çalışkanlığı, prensipli olmayı, hayatta ve akademik alanda başarılı olabilmeyi öğreten, her konuda desteğini hissettiğim **Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu** 'na,

Tez izleme komitemde bulunan, tezimin hazırlanması süresinde bana destekte bulunan İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Hakan Özbaş'a** ve Yeditepe üniversitesi diş hekimliği Fakültesi endodonti anabilim dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Jale Tanalp'e**,

Doktora sürecim boyunca desteklerini esirgemeyen İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalındaki hocalarıma,

Tez çalışmalarım sırasında bana destek olan **Prof. Dr. Mustafa Lütfi Öveçoğlu'na**

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan çalışma arkadaşlarım Dr. Mustafa Pekmezci, Dr. Alper Can Topuz, Dt. Gülsüm Kutlu Basmacı ve ismini yazamadığım tüm çalışma arkadaşlarıma,

Benim üzerimde en çok emeği olan aileme,

Her zaman yanımda olan ve desteğini hep hissettiğim eşim Merve Örmeci Armağan'a çok teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER .....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	x
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	xii
ÖZET .....	xiii
ABSTRACT.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. KEMOMEKANİK PREPARASYONUN ÖNEMİ.....	3
2.2. KEMOMEKANİK PREPARASYONDA KULLANILAN ALETLER .....	4
2.2.1. Paslanmaz çelik aletler.....	5
2.2.1.1. Tirnerfler .....	6
2.2.1.2. Reamerlar .....	6
2.2.1.3. K-file .....	6
2.2.1.4. Hedstroem. ....	6
2.2.2. Nikel titanyum eğeler.....	7
2.3. NİKEL TİTANYUM ALAŞIMI.....	9
2.3.1. Nikel titanyum aletlerde yüzey işlemleri .....	10
2.3.2. Nikel titanyum aletlerde ısıl işlemler .....	11
2.3.2.1. M-Wire .....	11
2.3.2.2. R Fazı .....	11
2.3.2.3. CM Wire.....	12
2.3.2.4. EDM (Electrical discharge machining).....	13
2.3.2.5. Max Wire .....	13
2.4. ŞEKİLLENDİRME SIRASINDA MEYDANA GELEN KOMPLİKASYONLAR .....	13

2.5. KÖK KANALLARINDA ALET KIRILMASI.....	15
2.5.1. Kök kanallarında alet kırılmasının nedenleri .....	16
2.5.2. Kök kanallarında alet kırılmasını etkileyen faktörler .....	16
2.5.2.1. Hekime ilişkin faktörler .....	16
2.5.2.2. Dişle ilişkin faktörler.....	16
2.5.2.3. Çalışma tekniği ve kullanılan alete dayalı faktörler.....	17
2.5.2.4. Şekillendirme tekniğine dayalı faktörler .....	20
2.5.2.5. Sterilizasyon işlemlerine dayalı faktörler.....	20
2.5.2.6. Kullanılan yıkama solüsyonlarına dayalı faktörler .....	21
2.5.2.7. Aletin çapı ve kullanım sayısına bağlı faktörler .....	21
2.5.3. Kanal aletlerinin kırılma mekanizmaları.....	22
2.5.3.1. Torsiyonel kırılma.....	22
2.5.3.2. Fleksural kırılma .....	23
2.5.4. Kök kanallarında alet kırılmasının prognoza etkileri.....	23
2.6. ÇALIŞMAMIZDA ŞEKİLLENDİRMEDE KULLANILAN SİSTEMLER .....	24
2.6.1. Revo-S Döner Alet Sistemi.....	24
2.6.2. Hyflex CM Döner Alet Sistemi .....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	28
3.1. Grupların Oluşturulması .....	28
3.2. Dişlerin Seçimi.....	29
3.3. Dişlerin Hazırlanması .....	30
3.4. Deneylelerin Yapılışı .....	31
3.4.1. Ön Şekillendirme .....	31
3.4.2. Deney gruplarının oluşturulması.....	31
3.4.3. Dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerinin yapılışı.....	32
3.4.3.1. Ultrasonik banyo .....	32
3.4.3.2. Sterilizasyon.....	33
3.5. Örneklerdeki Fiziksel Değişimlerin İncelenmesi.....	34
3.6. Değerlendirme Kriterleri.....	37
4. BULGULAR.....	38
4.1. Uç deformasyonu : .....	48
4.2. Kesici kenar deformasyonu: .....	49
4.3. Debris:.....	50



4.4. Mikroçatlak: .....	51
5. TARTIŞMA .....	52
KAYNAKLAR .....	60
ETİK KURUL KARARI .....	78
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	79
ÖZGEÇMİŞ .....	80



**TABLolar LİSTESİ**

Tablo 4-1: Grup 1(Revo-S) ve Grup 2 (Hyflex CM)'ye ait uç deformasyonu değerleri	38
Tablo 4-2: Grup 1(Revo-S) ve Grup 2 (Hyflex CM)'ye ait kesici kenar deformasyonları değerleri .....	38
Tablo 4-3: Grup 1(Revo-S) ve Grup 2 (Hyflex CM)'ye ait debris değerleri .....	38
Tablo 4-4: Grup 1(Revo-S) ve Grup 2 (Hyflex CM)'ye ait mikroçatlak değerleri .....	39
Tablo 4-5: Grup 1 (Revo-S) ve grup 2 (Hyflex CM)'ye ait uç deformasyonu varlığı ....	48
Tablo 4-6:Grup 1 (Revo-S) ve grup 2 (Hyflex CM)'ye ait kesici kenar deformasyonu varlığı .....	49
Tablo 4-7: Grup 1 (Revo-S) ve grup 2 (Hyflex CM)'ye ait debris varlığı .....	50
Tablo 4-8:Grup 1 (Revo-S) ve grup 2 (Hyflex CM)' ye ait mikroçatlak varlığı.....	51

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.2-1: Revo-S sistemine ait döner alet eğeleri.....	25
Şekil 2.2-2: Revo-S sistemine ait eğelerin yatay kesiti (Bürklein, Börjes ve ark. 2014)	25
Şekil 2.2-3: Hyflex CM sistemine ait döner alet eğeleri.....	26
Şekil 2.2-4: Hyflex CM sistemine ait döner alet eğesinin yatay kesiti (Bürklein, Börjes ve ark. 2014) .....	26
Şekil 2.2-5: Kullanım sonrası bozulan spiral yapının eski haline dönmesi (Coltene Endo 2014).....	27
Şekil 2.2-6: Hyflex CM sisteminin hafıza kontrollü (controlled memory) özelliği (Coltene Endo 2014).....	27
Şekil 3-1: Schneider tekniğine göre kanal eğim açısının hesaplanması .....	30
Şekil 3-2: Kuronlarından ayrılan mandibular molar dişler.....	30
Şekil 4-1: İlk kullanım öncesinde silikon taşıyıcı parçalar üzerinde Revo-S eğeleri .....	39
Şekil 4-2: Altıncı kullanım sonrasında silikon taşıyıcı parçalar üzerinde Revo-S eğeleri .....	40
Şekil 4-3: İlk kullanım öncesi silikon taşıyıcı parçalar üzerinde Hyflex CM eğeleri.....	40
Şekil 4-4: Altıncı kullanım sonrasında silikon taşıyıcı parçalar üzerinde Hyflex CM eğeleri.....	41
Şekil 4-5: Geleneksel Ni-Ti eğelerin (Revo-S) bulunduğu grup 1'e ait bir örneğin (A) kullanım öncesi görünümü. (B) 1.kullanım sonrası, kesici kenarda deformasyon görülmekte. (C) 3.kullanım sonrası, daha ileri deformasyon ve inorganik debris varlığı görülmekte. (D) 6. kullanım sonrası, sarmal yapıda bozulma, kesici kenar ve uç deformasyonu görülmekte. X150 .....	42
Şekil 4-6: Hafıza kontrollü Ni-Ti eğelerin (Hyflex CM) bulunduğu grup 2'ye ait bir örneğin, (A) kullanım öncesi görünümü . (B) 1. Kullanım sonrası uç deformasyonu görülmekte. (C) 3. Kullanım sonrası daha ileri deformasyon görülmekte. (D) 6. Kullanım sonrası sarmal yapıda bozulma ve kesici kenar deformasyonu görülmekte. X500.....	43
Şekil 4-7: Geleneksel Ni-Ti eğelerin (Revo-S) bulunduğu grup 1'e ait bir örneğin (A) kullanım öncesi görünümü. (B) 1. Kullanım sonrası deformasyon, debris yada mikroçatlak görülmemekte. (C) 3. Kullanım sonrası inorganik debris varlığı	

görülmekte. (D) 6. Kullanım sonrası sarmal yapıda bozulma ve uç ve kesici kenarda deformasyonlar görülmekte. X150 .....	44
Şekil 4-8: Hafıza kontrollü Ni-Ti eğelerin (Hyflex CM) bulunduğu grup 2'ye ait bir örneğin (A)kullanım öncesi görünümü. (B) 1. Kullanım sonrası ve (C) 3. Kullanım sonrası deformasyon görülmemekte. (D) 6. Kullanım sonrası sarmal yapıda bozulma, uç ve kesici kenar deformasyonları görülmekte. X150 .....	45
Şekil 4-9: Geleneksel Ni-Ti eğelerin (Revo-S) bulunduğu Grup 1'e ait 6. Kullanım esnasında kırılan örneğe ait X50 görüntü. ....	46
Şekil 4-10 : Çalışmamızda görülen çeşitli mikroçatlak türleri .....	47



**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

Ni-Ti: Nikel titanyum

%: Yüzde

IAF: Initial apical file- Başlangıç eğesi

mm: Milimetre

no: Numara

°: Derece

°C: Santigrat derece

As: Östenit başlangıç sıcaklığı

Af: Östenit bitiş sıcaklığı

Ms: Martensit başlangıç sıcaklığı

Mf: Martensit bitiş sıcaklığı

CM: controlled memory- Hafıza kontrollü

EDM: Electrical Discharge Machining

rpm: Rotation per minute - Dakikadaki devir sayısı

## ÖZET

Armağan, S. (2019). Kök kanalı preparasyonu ve sterilizasyonu işlemlerinin geleneksel ve hafıza kontrollü nikel titanyum eğelerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerin incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Nikel titanyum döner alet sistemleri, geleneksel paslanmaz çelik el aletlerine göre, avantajları olması nedeniyle, kök kanallarının şekillendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bununla birlikte, torsiyonel ve döngüsel stresler bu aletlerde de kırılmalara neden olabilmektedir. Bu nedenle, Ni-Ti aletlerin fiziksel dirençlerini arttırmak amacıyla çeşitli ısıl işlemler yapılarak üretilen, yeni nesil aletler kullanıma sunulmuştur. Bunlardan biri de hafıza kontrollü nikel titanyum eğelerdir.

Ni-Ti aletler, ekonomik nedenlerle klinikte birçok kez kullanılmaktadır. Bu işlemler sırasında karşılaşılan torsiyonel ve döngüsel stresler, sterilizasyon işlemleri ve yıkama solüsyonları fiziksel değişimlere yol açmaktadır. Bunun sonucunda da, alet kırıkları meydana gelmektedir. Bu çalışmamızda çoklu kullanımların geleneksel ve hafıza kontrollü Ni-Ti eğeler üzerinde yarattığı fiziksel değişimlerin incelenmesi amaçlanmıştır.

Hyflex CM (Coltene-whaledent, Altstätten, İsviçre) ve Revo-S (Micrometa, Besancon, Fransa) eğeleri, çekilmiş dişler üzerinde, tıpkı klinik koşullardaki gibi toplam altı kez kanal şekillendirilmesinde kullanılmış ve 1., 3. ve 6. kullanımda meydana gelen fiziksel değişimleri scanning elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir.

Çalışmamızın bulgularına göre, kullanım sayısı arttıkça aletlerde görülen deformasyon miktarında artış saptanmıştır. Aletlerin uç kısımda görülen deformasyon ve mikroçatlak oluşumu yönünden, hafıza kontrollü nikel titanyum döner alet eğeleri, geleneksel nikel titanyum döner alet eğelerine göre daha üstün bulunmuştur. Yüzeyde kalan debris açısından incelendiğinde her iki grupta da organik debris rastlanmamıştır.

Anahtar Kelimeler: hafıza kontrollü nikel titanyum, geleneksel nikel titanyum, deformasyon, mikroçatlak, SEM

## ABSTRACT

Armağan S. (2019). Investigation of the effects of root canal preparation and sterilization processes on physical properties of conventional and memory controlled nickel titanium files. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. PhD Thesis. İstanbul.

Nickel-titanium rotary systems are widely used to shape root canals, as they are more advantageous than conventional steel files. However, torsional and cyclic stresses also cause fractures in these instruments. Therefore, in order to increase the physical resistance of Ni-Ti instruments, a new generation of instruments produced by various heat treatments were introduced. One of them is controlled memory nickel titanium instruments.

Ni-Ti instruments have been used many times in the clinic for economic reasons. These torsional and cyclic stresses, sterilization procedures and irrigation solutions lead to physical changes. As a result, instruments fractures occurs. The aim of study is investigate the physical changes caused by multiple uses on conventional and memory controlled Ni-Ti files.

Hyflex CM (Coltene-whaledent, Altstatten, Switzerland) and Revo-S (Micromega, Besancon, France) files were used to shape canals on extracted teeth six times in total, as in clinical conditions and the physical changes occurring in the 1st, 3rd and 6th usage were examined by scanning electron microscope.

According to the findings of our study, the amount of deformation seen in the instruments increased as the number of uses increased. Controlled-memory nickel-titanium rotary instruments were superior to conventional nickel-titanium rotary instruments in terms of deformation and microcrack formation at the end of the instruments. When the surface debris was examined, no organic debris was found in both groups.

**Key Words:** controlled-memory nickel-titanium, conventional nickel-titanium, deformation, microcrack, SEM

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavinin amacı; pulpa veya periapikal doku hastalığı bulunan dişlerin, kemomekanik preparasyon ve sızdırmaz bir dolum yapılarak, iyileşmesini sağlamaktır (Schilder 1974). Kök kanalı şekillendirilmesi için kullanılan aletlerde, yıllar içerisinde, değişimler meydana gelmiştir. Günümüzde, geleneksel paslanmaz çelik el aletlerine göre, komplikasyon risklerinin göreceli az oluşu, fleksibilite, kanal anatomisine uyumluluk gibi birçok avantajları bulunması sebebiyle nikel titanyum döner alet sistemleri daha çok tercih edilmektedir.

Söz konusu avantajlarına rağmen, Ni-Ti sistemlerin klinik kullanım sırasında, karşılaştıkları döngüsel ve torsiyonel stresler, kırılmaya neden olabilmektedir (Peters 2004, Plotino ve ark. 2009). Kök kanallarında alet kırılması, özellikle dar ve eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında karşılaşılan, önemli bir komplikasyondur (Yared ve ark. 2002). Kök kanalı içerisinde kırılan parça, foramen apikaleye ulaşmayı engelleyebilmekte, kemomekanik preparasyonda yetersizliğe neden olabilmektedir (Haikel ve ark. 1999, Cohen ve Burns 2000, Ward ve ark. 2003, Ankrum ve ark. 2004). Mekanik streslerin yanında, ekonomik nedenlerle aynı aletlerin tekrarlayan kullanımları, dezenfeksiyon, sterilizasyon işlemleri ve kullanılan yıkama solüsyonlarının da, eğelerin yüzeyleri üzerinde deformasyon oluşumunda etki gösteren faktörler olduğu gösterilmiştir (Spagnuolo ve ark. 2012, Casper ve ark. 2011, Valois ve ark. 2008, Alfoqom alazemi ve ark. 2015). Alet yüzeylerinde oluşan deformasyon ve mikroçatlakların alet kırıklarında predispozan faktörler olarak rol oynadığı gösterilmiştir (Kuhn ve ark. 2001).

Son yıllarda Ni-Ti kanal aletlerinin kırılma direncinin ve klinik etkinliğinin artırılmasına yönelik üretim yöntemlerinde pek çok gelişmeler sağlanmıştır. Bu bağlamda, ısıl işlemlerle aletlerin mikroyapısını değiştirmeye yönelik çalışmalar sonucu hafıza kontrollü nikel titanyum eğeler üretilmiştir. Bu yeni yapıdaki eğelerin, geleneksel nikel titanyum aletlere göre, önceden şekil verebilmek, artan fleksibilite, ve döngüsel yorgunluk direncinde artış gibi avantajları olduğu bir çok çalışmada bildirilmiştir. (Johnson ve ark. 2008, Peixoto ve ark. 2010, Peters ve ark. 2007, Mckelvey ve Ritchie 2001).

Bu çalışmada, aynı uç çapı ve taper açısına sahip olan, geleneksel nikel titanyum döner alet sistemi Revo-S SU (#25/.06) S (Micromega, Besancon, Fransa) ve hafıza



kontrollü nikel titanyum döner alet sistemi Hyflex CM #25/.06 (Coltene-whaledent, Altstatten, İsviçre) eğeleri kullanılmıştır.

Çalışmamızın amacı; klinik koşullarda kullanılan, geleneksel ve hafıza kontrollü nikel titanyum eğelerde, tekrarlayan kullanımlar sonucunda meydana gelen fiziksel değişikliklerin, scanning elektron mikroskobu ile incelenmesidir.



## 2. GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavide başarı, doğru bir tanıdan sonra, uygun bir kemomekanik preparasyon ve kök kanal sisteminin üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulmasına bağlıdır. Kemomekanik preparasyon, kök kanallarının aletlerle şekillendirilmesi ve aynı zamanda yıkama solüsyonlarının antimikrobiyal etkisinin birleşimidir.

### 2.1. KEMOMEKANİK PREPARASYONUN ÖNEMİ

Kök kanalı tedavisinde kemomekanik şekillendirmede amaç, kök kanalı içerisindeki canlı veya nekrotik dokuları uzaklaştırmak ve aynı zamanda kök kanalı sistemi içerisinde bulunan mikroorganizmaların eliminasyonunu sağlamaktır (Peters 2004). Geri dönüşümsüz pulpa iltihabına sahip dişlerde canlı pulpa dokusunun çıkarılması, enfekte bir kök kanalına sahip dişlerde bakterileri uzaklaştırmak için mekanik şekillendirme en önemli basamaklardan biridir. Birçok çalışmada antimikrobiyal yıkama solüsyonları kullanılmamasına rağmen kök kanalı sistemi içerisindeki bakteri varlığının azaldığı görülmüş ve bu durum mekanik şekillendirmeye dayandırılmıştır (Byström ve Sundqwist 1981, Siquera JF 1999). Aynı zamanda bu çalışmalara ek olarak yapılan çalışmalarda da, güçlü antimikrobiyal etkili yıkama solüsyonlarının mekanik şekillendirmenin yanı sıra kullanılması gerektiği önerilmiştir (Byström ve Sundqwist 1985).

Kök kanal tedavisinde mekanik şekillendirme oldukça önemli bir yer tutsa da, kanal sisteminin oldukça karmaşık anatomisi sebebiyle, kanal duvarlarının önemli bir kısmının şekillendirilemediğini gösteren çalışmalar mevcuttur (Peters OA 2001). İrigasyon, bu sebeple vazgeçilmez bir kanal tedavisi protokolü aşaması olması gerekir. Yıkama solüsyonları, organik dokuların çözünmesi, enfeksiyon odaklarının eliminasyonu ve şekillendirme esnasında oluşan debrisin uzaklaştırılmasında önemli bir yere sahiptir.

Kök kanalı şekillendirmesinin hedeflerinden biri de, yıkama solüsyonlarının apikale kadar ulaşabilmesi ve yeterli, gerekli düzeyde dezenfeksiyon sağlayabilmesidir. Bu sebeple, kök kanalının apikal kısmının şekillendirmesi konusunda birçok çalışma bulunmaktadır. Bunlardan biri olan Senia ve arkadaşlarının (1971) yaptığı çalışmada ISO 30 numaralı 0.02 taperlı standart eğelerle yapılmış apikal

şekillendirmeye sahip dişlerde yıkama solüsyonlarının apikal bölgeye penetrasyonunun en az düzeyde olduğu belirtilmiştir.

Biyolojik hedeflere ulaşmanın yanında, kök kanalının sızdırmaz olarak doldurulabilmesi için kök kanal boşluğunun belirli kriterlere uygun olarak şekillendirilmesi gerekir (Young ve ark. 2007). İdeal bir şekillendirmenin mekanik prensipleri şunlardır:

Kök kanalı, en dar yeri apikal kısım, en geniş yeri kural kısmı olacak şekilde konik bir formda şekillendirilmelidir.

Apikal foramenin bütünlüğü bozulmamalı, kök içindeki yeri değiştirilmemelidir.

Kök kanalının morfolojisine saygı duyularak, orijinal formuna sadık olarak şekillendirilmelidir.

Kök kanallarının preparasyonu sırasında uyulması gereken prensipleri Schilder (1974) iki başlık altında şöyle açıklamıştır;

Mekanik kurallar;

- Apikal foramenden giriş kavitesine ulaşan koniklik sağlanmalı
- Bu konik formun en dar yeri apikal foramen olmalı
- Kanalın orijinal şeklini bozmadan preparasyon yapılmalı
- Foramen apikalenin orijinal pozisyonu ve şekli değiştirilmemeli
- Apexteki açıklık kanal tedavisi basamaklarına engel olmayacak kadar dar olmalı

Biyolojik kurallar;

- Kanal şekillendirmesi esnasında kök sınırları dışına çıkılmamalı
- Foramen apikaleden periapikal dokulara doğru debris itilmemeli
- Kanal boşluğunun içerisindeki tüm dokular uzaklaştırılmalı
- Kanal içi medikamentler için yeterli boşluk yaratılmalı

## **2.2. KEMOMEKANİK PREPARASYONDA KULLANILAN ALETLER**

Tarihte 18. yüzyılda kök kanalı şekillendirmesi için aletler kullanılmaya başlansa da, sistematik olarak aletlerin belirli bir düzen ve sırada kullanılması Ingle (1961) tarafından öne sürülmüştür. 1961'den sonra paslanmaz çelik el aletleri ile yapılan step back tekniği yıllarca ve hatta günümüzde hala kullanılmaktadır (Waplinton ve Mcrobert 2014). El aletleri ile şekillendirmenin yavaş hızda dönen bir motorla

desteklenmesi 1885 yılında Gates glidden frezlerinin kullanılmasıyla gerçekleşmiştir. Kök kanalı şekillendirilmesi amacıyla kullanılan aletler 3 grupta incelenebilir (Himel ve ark. 2006 p.238):

Grup 1: El ve parmak ile kullanılan kanal aletleri (k-file, hedstroem, turnerf)

Grup 2: Düşük hızda kullanılan aletler (Gates-glidden frezleri, peeso reamer)

Grup 3: Anguldruva ile kullanılan aletler. Nikel titanyum döner alet eğelerinin kullanımının artmasıyla birlikte çok sayıda alet bu gruba girmiştir.

Kanal şekillendirmesinde kullanılan el aletleri günümüzde paslanmaz çelik ve nikel titanyum alaşımlardan üretilmektedir (Himel ve ark. 2006).

### **2.2.1. Paslanmaz çelik aletler**

Bu eğeler kullanım ve üretim şekillerine göre sınıflandırılmış ve isimlendirilmişlerdir.

**2.2.1.1. Tirnerfler :** Kök kanalı içerisinde pulpa dokusunu çıkarmak için tasarlanmışlardır (Peters ve Peters 2006 p.302). Basınç altında kırılmaya direnci az olduğu için şekillendirme amacıyla kullanımı tercih edilmez (Weine 1995 p.306). Nikel titanyum döner aletlerin kullanımının artmasıyla tirnerflerin kullanımı önemsizleşmiştir.

**2.2.1.2. Reamerlar:** Kök kanalı şekillendirilmesinde 1900'lü yılların başlarından itibaren kullanılmıştır. kanalda direnç hissedildiği yerde 120° döndürülerek geri çekilir ve bu hareketle dentini keser (Krell 2009 p.210). Reamer ile eğeleme yapıldığında düşük etkinlik gösterir (Weine 1996 p.308).

**2.2.1.3. K-file:** K file eğeler ilk defa 1915 yılında üretilmiştir. K-reamer eğeler üçgen kesitli, K-file eğeler kare kesitli bir telin bükülmesiyle üretilmektedir.ISO sembollerinden dörtgen şeklinde gösterilir (Peters ve Peters 2006 p.302). Önceleri karbon çelikten daha sonra paslanmaz çelikten üretilmiştir. Paslanmaz çelik eğeler karbon çelik eğelere göre daha esnek, daha kesici, korozyona ve ısıya daha dayanıklı olduğundan dolayı tercih edilmiştir (Ingle ve Taintor 1985). K file eğeler 90° döndürülüp çekilerek kullanılır ve eğeleme de yapılabilir. Bu eğenin eğri kanallarda ileri geri hareketi basamak oluşumu veya apikalde tıkanma gibi komplikasyonlara sebebiyet verebilir (Weine 1995 p. 308).

Reamer ve hedstroem eğelere göre mekanik direnci daha fazladır (Weine 1995 p.308, Krell 2009 p.210).

Daha sonra flexicut, K-flexo, K-Flex gibi modifikasyonları üretilmiştir.

**2.2.1.4. Hedstroem:** H file eğeler enine kesiti yuvarlak olan bir telin tornalanması ile üretilmektedir. Bükülmeyle üretilen k file eğelere kıyasla daha çok kırılma riskiyle karşı karşıya kalınmaktadır. Yalnızca eğeleme hareketinde kesme sağlarken, reaming hareketinde torsiyonel kuvvetlere direnci az olduğundan kırılma meydana gelebilir (Svec 2008 p.821). Geniş kanalların şekillendirilmesi için kullanımı önerilmektedir (Weine 1995 p.311, Peters ve Peters 2006 p.303). Hedstroem eğelerin de S eğeler ve unifile gibi modifikasyonları mevcuttur (Svec 2008 p.822, Krell 2009 p.211).

El eğeleriyle kök kanalı şekillendirmenin zorluğu ve uzun sürmesi sebebiyle motorla çalışan ege sistemleri kullanılması görüşü ortaya çıkmıştır. 1885 yılında Gates glidden eğeleri kullanıma sunulmuştur. Eğelere düşük bir hızda rotasyonel hareket sağlayan endodontik motorlar geliştirilmiş ve zamanla bu motorlara vertikal hareket kabiliyeti

eklenmiştir. 1964 yılında Giromatic (Micromega, Besancon, Fransa) 90° resiprokal ve manuel kontrol edilebilen vertikal hareket sağlayan sistemiyle oldukça popüler olmuştur.

### **2.2.2. Nikel titanyum eğeler**

Walia ve arkadaşları 1988'te niti telinden kanal eğesi üretmesi bu alaşımın endodontiye girişini sağlamıştır. Ni-Ti alaşımından üretilen bu eğeler süperelastik özellikte, daha esnek ve daha dirençli yapıya sahiptir. Süper elastiklik, kuvvet uygulandıktan sonra, orijinal formuna dönmesi özelliğidir. Alaşımın paslanmaz çeliğe kıyasla elastiklik modülü çok daha düşük olduğu için daha esnek ve bükülme kuvvetlerine daha dayanıklıdır (Thompson 2000). Paslanmaz çelik eğelerin kullanıldığı döner alet sistemlerinin terk edilmesindeki en önemli sebeplerden biri, paslanmaz çelik eğelerin düşük esneklik özelliğidir. Özellikle eğimli kanallarda oluşabilecek komplikasyonlara karşı yeterli esnekliğe sahip olduğu düşünülen Ni-Ti alaşıma sahip eğelerin kullanımı oldukça avantajlı görülmüştür. Süperelastik özelliğe sahip olan Ni-Ti eğeler sayesinde kanalın orijinal aksından sapmaların olmadığı yada en az düzeyde olduğu gözlenen çalışmalar yapılmıştır (Esposito ve Cunningham 1995; Glosson ve ark. 1995). Bu gelişmelerden sonra endodontide Ni-Ti eğelerin yeri önemli ölçüde artmıştır. Kesme etkinliğinin, kırılmaya karşı dirençlerinin artırılması için günden güne gelişmeler devam etmektedir. Ancak yine de klinikte kullanımı sırasında beklenmedik alet kırıklarına sebep olması hala bir sorun oluşturmakta ve bunlara yeni çözümler aranmaktadır (Peters 2004, Plotino ve ark. 2009). Bu çözüm arayışları; alaşımın değiştirilmesi, çeşitli ısıl işlemler uygulanması, yüzey işlemleri olarak gösterilebilir. Alaşım özellikleri yada eğe dizaynlarında yapılan değişikliklerle birçok farklı döner alet sistemi piyasaya sunulmuştur. Her sistemin kendine ait avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (Haapasalo ve Shen 2013).

#### **Birinci nesil döner alet sistemleri**

Bu sistemlerden bazıları Profile, lightspeed, GT ve Quantec'tir. Sabit koniklik açısı, çok fazla sayıda eğeye sahip olmaları ve pasif kesici radyal alan özellikleri sistemlerin ortak özellikleridir.

#### **İkinci nesil döner alet sistemleri**

Bu nesilde en önemli farklılıklar, daha kolay kullanım sağlamak amacıyla eğe sayılarının azalması ve eğelerin altif kesici kenarlara sahip olmalarıdır. Bu nesildeki

sistemlerin eğelerinde pozitif rake açısına geçiş yapılarak kesme etkinlikleri artırılmak hedeflenmiştir. Vidalanma riskinin azaltılması amacıyla bu eğeler, yivler arasındaki mesafeler değişik olacak şekilde dizayn edilmiştir. Bu nesilde Protaper, Biorace, Endosequence sistemleri piyasaya sunulmuştur. Biorace sistemi diğerlerinden farklı olarak eğelerin yzeylerindeki defektlerin azaltılması amacıyla elektropolishing uygulaması yapmış ve kırılma riskinin azaltılmasını hedeflemiştir. Kırılma riskinin azaltılması için çalışmalar yapılmış ve iyon implantasyonu ve elektropolishing gibi işlemler üzerine yoğunlaşılmıştır (Anderson ve ark. 2007, Gavini ve ark 2010).

#### Üçüncü nesil döner alet sistemleri

Bu nesil sistemlerde yorgunluk dayanımlarının artırılması amacıyla nikel titanyum alaşımının metalürjisinde farklılıklar yapılmıştır. Çeşitli ısıl işlemlerden geçirilen nikel titanyum alaşımlı tellerden eğeler üretilmiştir.

2007 yılında M-wire üretilmiştir. 2008 yılında Sybron Endo burma hareketiyle üretilen plastik deformasyon gösteren nikel titanyum eğeler üretmiştir. Twisted file yada K3 sistemler bu eğelere örnektir.

2010 yılında ise CM teli ile üretilen eğeler piyasaya sunulmuştur. Bu alaşıma sahip eğeler oldukça üstün esneklik özelliklere sahipken diğer niti eğelerdeki şekil hafızası özelliğine sahip değildir. Hyflex yada Thyphoon CM bu alaşımlı eğelere örnektir.

#### Dördüncü nesil döner alet sistemleri

Bu nesil döner alet sistemleri devamlı rotasyon hareketi yerine tekrarlayan ileri geri rotasyon hareketi olan resiprokal olarak çalışan eğe sistemleridir. Özellikle eğimli ve dar kanalların şekillendirilmesi esnasında eğeler üzerinde oluşan streslerin azaltılması amacıyla saat yönünde ve saat yönünün tersinde hareketler birlikte kullanılmıştır. Bu sayede kanal eğelerinin beklenmedik kırıklarının da azaldığı bildirilmiştir (Varela-Patino ve ark. 2010).

Bu sistemde Waveone ve Reciproc eğeleri piyasaya sunulmuştur. Ortak özelliklerinden biri de resiprokal hareketin yanında M wire teknolojisi ile üretilmiş olmalarıdır.

#### Beşinci nesil döner alet sistemleri

Bu nesil sistemde rotasyon hareketi esnasında eğenin aktif çalışan kısmı boyunca gezen bir hareket dalgası oluşurmaktadır. Bu yılanı hareket sayesinde şekillendirme boyunca debrisin kanal dışına atılabilmesi ve dentine eğenin saplanmaması sağlanmıştır. Bu sisteme örnek olarak Revo-S, Oneshape ve Protaper Next verilebilir.

### 2.3. NİKEL TİTANYUM ALAŞIMI

Nikel titanyum kanal eğerlerinde kütle olarak %56'sı nikel, %44 titanyumdan oluşmaktadır. Bu alaşımın en önemli özelliği süperelastik ve şekil hafızası özelliklerine sahip olmalarıdır. Nikel titanyum alaşımlı metaller süperelastik bir metal olarak paslanmaz çeliğe kıyasla stres karşısında daha az zorlanırlar. Paslanmaz çelik elastik deformasyona %1 oranında izin verirken, nikel titanyum alaşımlar %8 oranına kadar plastik deformasyon göstermeden dayanabilmektedir. Ni-Ti alaşımı östenit, martensitik ve R fazı olmak üzere 3 adet mikroyapısal faz içermektedir. Metalin mekanik özelliklerini belirleyen de bu fazların göreceli oranlarıdır (Shen, Zhou, Zheng ve ark. 2013). Süperelastiklik ve şekil hafızası gibi avantajlı özellikler, sıcaklık yada stress gibi etkenlerle tetiklenen faz geçişlerinin bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Östenit fazdaki metal stres altında, kristal yapıdaki değişikliklerle daha dayanıklı olan martensit faza geçiş yaparlar. Bu kristal yapı eski haline dönmesiyle süperelastik özellik ortaya çıkar. Bu metallerin üretimi esnasında yapılan değişiklikler yada uygulanan ısı işlemlere bağlı olarak fazlar arası geçiş ısısı değişmektedir (Shen, Zhou, Zheng ve ark. 2013). Bu farklılıklar ise metallerin mekanik özelliklerinin değişmesine ve gelişmesine imkan sağlar.

Nikel titanyum alaşımların kristal yapısı yüksek sıcaklıkta östenit fazda stabil şekildedir. Isı düşürüldüğünde martensit faza geçiş yapan metalde kristal yapı değişiklik göstermiş olur. Isı düşürülmesi gibi stres altında da aynı şekilde faz geçişleri yaşanır. Martensitik fazdaki nikel titanyum bir metal alaşımın östenit faza geçişin başladığı sıcaklık ve geçişin bittiği sıcaklıklar bellidir. Geçişin bittiği sıcaklıkta yada daha üstündeki sıcaklıklarda faz dönüşümü sağlanmış olup süperelastik özellik göstermeye başlar. Aynı şekilde östenit fazdaki nikel titanyum bir metal alaşım soğutulduğunda martensit faza geçiş sağlanır. Bu geçişin başladığı ve tamamlandığı sıcaklıklar bellidir. Sıcaklık östenit değişim sıcaklığının (AF) üzerindeyse alaşım östenit (sert) fazdadır. Sıcaklık martensit değişim sıcaklığının (MF) altındaysa alaşım martensit (yumuşak) fazdadır (Zhou ve ark. 2013). Bu değişim sıcaklıklarında ısı ve/veya mekanik özel işlemler sayesinde yapılacak değişiklikler, alaşımların mekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla kullanılabilir (McCornick ve ark. 1993, Miyazaki ve Otsuka 1986, Alapati ve ark. 2009).

Faz değişim sıcaklıklarında yapılan değişimler ve uygulanan ısı işlemler ile alaşımların fazları değiştirilebilir. 450-550 °C' de uygulanacak sıcaklık ile birlikte verilen enerjiş



sayesinde alaşım atomları yeniden dzenlenerek kristal yapısındaki hataları gidermektedir. Bu sayede ısıl işlem gormuş niti alaşımlar daha yuğsek faz değişim sıcaklarına ve daha yuğsek dngysel kuvvet direncine sahiptir (Zinelis ve ark. 2007).

Geleneksel soperelastik nikel titanyum dner alet sistemleri eğeleri için faz geçişinin tamamlandığı sıcaklık oda sıcaklığı veya daha altında bir değerde iken, hafıza kontrollu (CM) nikel titanyum dner alet sistemleri eğeleri için faz geişinini tamamlandığı sıcaklık vucut sıcaklığının uştunedir. Buna dayanarak geleneksel Ni-Ti eğeler klinik kullanımları esnasında ostenit, hafıza kontrollu eğeler martensit fazdadır. Martensit fazdaki bir metal yumuşak şekillendirilebilir bir halde iken ostenit fazda oldukça serttir (Shen, Zhou, Zheng ve ark. 2013).

### **2.3.1. Nikel titanyum aletlerde yuğzey işlemleri**

Nikel titanyum alaşımdaki kanal eğelerinde birçok komplikasyon ve soruna ozum olmanın yanı sıra en buyuk sorun şekillendirme sırasında meydana gelen beklenmedik alet kırıklarındır. Dngysel yorgunluk ve torsiyonel yorgunluk kırılmaların en buyuk sebebidir (Peters 2004, Plotino ve ark. 2009). Aletin kullanım sıklığı ve sayısı, kanalın eğimi, darlığı, aletin dizaynı gibi pek çok kriter de kırılmalar için diğer sebepler olarak sıralanabilir (Young ve ark. 2007).

Nikel titanyum esaslı dner alet eğeleri genellikle tornalanarak uştilmekte ve bu uşretim şeklinin alet yuğzeyleri uşzerinde defektler bıraktığı duşunulmektedir (Thompson 2000). Bu duşzensizliklerin ise aletlerin kullanım esnasında streslerin yoğunlaştığı alanlar olacağı ve kırılmalara sebebiyet verebileceği bildirilmiştir (Khun ve ark. 2001, Alapati ve ark. 2005). Puruşsuz bir yuğzeyin elde edilmesiyle aletin kırılmalara karşı direncinin artırılması hedeflenmiştir.

Boessler ve arkadaşları, 2009 yılında yaptığı çalışmada elektropolishingi, materyalin yuğzeyinden ince bir tabakanın kaldırılması için elektrik akımının olduğu iyon yuğklu bir sıvıya batırılması işlemi olduğunu belirtmiştir. Bu işlem anotta materyalin ozunmesi, katotta indirgenme reaksiyonu esasına dayanır. Buylece maddenin yuğzeyi daha homojen ve puruşsuz bir yapı halini alır. Streslerin birikim noktaları azaltılmış olur (Gutmann ve Gao 2012).

EP yapılmış ve yapılmamış Biorace aletlerinin dngysel yorgunluğunun incelendiği araştırmada, Lopes ve ark. 2010 yılında EP'nin istatiktiksel olarak anlamlı derecede direnci artırdığını ortaya koymuşlardır.

Bu konuda birçok çalışma yapılmış, genel olarak EP'nin döner alet eğeleri üzerinde pozitif etkileri olduğu kabul edilmiştir (Gutmann ve Gao 2012).

### **2.3.2. Nikel titanyum aletlerde ısıl işlemler**

Eğelerin mekanik özelliklerinin geliştirilebilmesi amacıyla 2000li yılların başlarında itibaren ısıl işlemler uygulanmaya başlanmış ve eğelerin esnekliklerinin arttığı sonucu bulunmuştur (Khun ve ark. 2001, Khun ve Jordan 2002, Yahata ve ark. 2009, Hayashi ve ark. 2007). Üreticiler oldukça karmaşık ve uygun ısıl işlemleri dikkatle uygulamak zorundadır. Alapati ve arkadaşları 2009'da, Khun ve arkadaşları 2001'de, Zinelis ve arkadaşları 2007'de uygun olmayan derecelerde yapılan işlemlerin, aletlerin süperelastik özelliklerinin kaybına ve rekristalizasyona neden olduğunu bildirmişlerdir.

#### **2.3.2.1. M-Wire**

2007 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu teknoloji ile Vortex Blue, Profile Vortex, Waveone gibi döner alet sistemleri geliştirilmiştir. Geleneksel nikel titanyum alaşımında bir tele belirli bir basınçta bir dizi ısıl işlem uygulanması sonucu elde edilir. M-wire bir eğenin östenit değişim sıcaklığının yaklaşık 50 °C olduğu belirtilmiştir (Alapati ve ark. 2009, Pereira ve ark. 2012, Ye ve Gao 2012, Braga ve ark. 2014). Bu bilgi ışığında m-wire bir aletin vücut sıcaklığında kullanılırken martensit ve R-faz içerdiği de ortaya konmuştur (Alapati ve ark. 2009, Pereira ve ark. 2012, Ye & Gao 2012). Bu sebeple, süperelastik özelliğini muhafaza etmektedir (Johnson ve ark. 2008).

Bu işlemler sayesinde geleneksel Ni-Ti alaşımlı aletlere kıyasla, özellikle döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılığın arttığı birçok çalışmada gösterilmiştir (Gambarini ve ark. 2008, Larsen ve ark. 2009, Al-Hadlaq ve ark. 2010, Ye ve ark. 2012).

#### **2.3.2.2. R Fazı**

SybronEndo 2008 yılında östenit fazlı bir metalin belirli ısıtma ve soğutma işlemlerinden sonra martensit faza geçiş sırasında, çok dar bir ısı aralığında ortaya çıkan bir ara faz olan R fazına dönüştürüldüğünü bildirmiştir. Bu fazdaki aletler bükülerek üretilmektedir. Bu sayede kesilerek üretim sırasında meydana gelebilecek yüzey düzensizliklerinin doğurabileceği olumsuzluklar giderilmiştir. Aletler R fazına dönüştürülür, bükülerek şekil verildikten sonra ilave bir termal protokol sonrası tekrar östenit faza dönüştürülür.

Geleneksel olarak üretilmiş diğer nikel titanyum eğerlere kıyasla torsiyonel kuvvetlere direnç artmıştır (Gambarini ve ark. 2009).

Yapılan çalışmalarda R fazından üretilen eğerlerin daha esnek ve yorgunluk dirençlerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Shen ve ark. 2013, Ha ve ark. 2013, Gambarini ve ark. 2008). Esneklik özelliğinin artması ile R fazında üretilen eğerlerin transportasyona daha az sebep olduğu belirtilmiştir (Gergi ve ark. 2010).

Ayrıca bükülerek üretilen bu eğerlerin, ani kırılmalardan çok, plastik deformasyona uğrayarak makroskopik belirtiler vermesi önlem alınabilmesi açısından önemli bir özelliktir.

### 2.3.2.3. CM Wire

2010 yılında esneklik özellikleri geliştirilmiş olarak sunulan yeni bir Ni-Ti alaşımıdır. Piyasaya sürülmüş Hyflex ve Thypoon döner alet sistemleri bu alaşımdan üretilmişlerdir. Özel bir termomekanik işleminden geçirilerek üretilen bu eğerler şekil hafızası özelliği göstermezler. Bu özellik sayesinde, östenit Ni-Ti aletlere kıyasla kanal şekillendirmesi sırasında düzleşme eğilimi göstermezler. Bu sayede kırılmaya karşı direnç, esneklik ve kanal şekillendirmesi sırasında merkezde kalma özellikleri güçlendirildiği öne sürülmüştür.

Hafıza kontrollü Ni-Ti aletlerin, geleneksel Ni-Ti aletlere göre %300-800 oranda daha dayanıklı olduğu, daha yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğu ve daha esnek bir yapıya sahip olduğu iddia edilmektedir (Pereira ve ark. 2015, Shen ve ark. 2012, Plotino ve ark. 2012).

Üstün esneklik özelliklerinin kesim etkinliğinde olumsuzluk yaratacağı düşünülerek yapılan çalışmalarda, geleneksel Ni-Ti aletlere kıyasla daha iyi bir kesim etkinliğine sahip olduğu ortaya konmuştur (Morgental ve ark. 2013, Peters ve ark. 2014).

Şekil hafızası özelliği göstermemesi kanala girmeden önce aletin ön eğilendirme yapılabilmesini sağlar. Bu özellik ile üretici firma tarafından daha güvenli bir kullanım sağladığı öne sürülmüştür. Bu eğerlerde bir başka özellik sterilizasyon sırasında maruz kaldığı ısı ile açılan ve düzleşen yivlerin eski yapısına dönebilmesidir. Bu orijinal yapıya dönüş gerçekleşmezse üretici firma tarafından eğerlerin tekrar kullanımı önerilmemektedir.

Fazlar arası geçiş sıcaklıkları hafıza kontrollü Ni-Ti eğerlerde 55°C, M-Wire eğerlerde 50°C, R-fazı eğerlerde 17°C ve geleneksel süperelastik Ni-Ti eğerlerde ise 16-31°C'dir.

Shen, Zhou, Zheng ve ark.'nın (2013) yaptığı çalışmada geleneksel Ni-Ti esaslı döner alet eğeleri vücut sıcaklığında östenit fazdayken, hafıza kontrollü Ni-Ti döner alet eğeleri martensit fazdadır.

#### **2.3.2.4. EDM (Electrical discharge machining)**

Coltene / Whaledent tarafından üretilerek piyasaya Hyflex EDM olarak sürülmüştür. Temassız bir yüzey işleme prosedürü uygulanan hafıza kontrollü bir sistemdir. Eğenin yüzey sertliğinin artırılması sayesinde kesme etkinliğinin ve kırılma direncinin artırılması amaçlanmıştır. Geleneksel tornalama işlemi yerine temas gerektirmeyen bir teknoloji kullanılması alet üzerinde oluşacak stresten kaçınılmasını sağlar (Iacono ve ark. 2017).

CM wire eğelerle kıyaslandığında esneklik açısından benzer sonuçlar veren Hyflex EDM, merkezde kalan bir kanal şekillendirmesine de olanak verdiği gösterilmiştir (Iacono ve ark. 2017, Pinheiro ve ark. 2018, Venino ve ark. 2017). Geleneksel, M wire ve hafıza kontrollü eğelere kıyasla, artan döngüsel yorgunluk direnci çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Pedullà ve ark. 2016, Pirani ve ark. 2016).

#### **2.3.2.5. Max Wire**

FKG Dentaire tarafından şekil hafızası ve süperelastiklik özelliklerini gösteren özel ısıl işlem görmüş niti alaşımları üretmiş ve XP-endo shaper ve XP-endo finisher adında piyasaya sunmuştur. Bu aletler kök kanalı içerisinde sıcaklık değişimi sebebiyle faz değiştirerek kıvrımlı bir yapıya ulaşırlar. Bu yapının kanal anatomisinin düzensizliklerine daha iyi adapte olabileceği iddia edilmektedir. Döngüsel yorgunluk direncinin yüksek ancak torsiyonel direncinin düşük olduğunu ortaya koyan çalışmalar mevcuttur (Elnaghy ve Elsaka 2018, Silva ve ark. 2018). Bu özelliklerin 0.01 koniklik açısına sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Ninan ve Berzins 2013).

### **2.4. ŞEKİLLENDİRME SIRASINDA MEYDANA GELEN KOMPLİKASYONLAR**

Kök kanallarını şekillendirirken kullanılan aletlerin nitelikleri veya prosedürel hatalar sebebiyle çeşitli komplikasyonlar meydana gelebilir. Bu komplikasyonlar, Torabinejad ve Lemon (2009) tarafından şöyle sınıflandırılmışlardır.

1. Giriş kavitesi hazırlanırken meydana gelen perforasyonlar
2. Kanal şekillendirme ve temizleme sırasında meydana gelen perforasyonlar

Bu grupta bulunan komplikasyonların sebebi, kanal aletleri ile kanal anatomisine uygun çalışılmamasından kaynaklanmaktadır. Paslanmaz çelik ya da nikel titanyum aletler kanal içerisinde çalışırken kanal duvarlarına yan kuvvetler uygulamakta ve kanalı düzleştirme eğilimindedirler. Bu aletlerin esnekliklerinde sağlanacak olan artış sayesinde, aletlerin düzleşme eğiliminden vazgeçmesi ve kanal duvarlarına lateral kuvvetler uygulamaması sağlanacaktır (Viana ve ark. 2010). Nikel titanyum döner alet sistemleriyle yapılan şekillendirmenin, paslanmaz çelik eğelerle yapılanlara kıyasla kanal anatomisine daha saygılı olduğu bildirilmiştir (Schafer ve ark. 2004, Schafer & Lohmann 2002).

- a. Perforasyon: Kök kanalının mekanik olarak hazırlanması sırasında kanal boşluğunun kökün yan duvarından periodontal aralığa açılması durumudur. Genellikle kanal içerisinde oluşmuş bir basamağı atlayarak orijinal kanal formuna ulaşmak için aşırı kuvvet uygulanması sonucu meydana gelir (West ve ark. 1994).
- b. Zip: Özellikle eğimli kök kanallarında yeterince esnek olmayan kanal aletlerinin kullanımı sonrasında orijinal apikal formdan saparak kum saati şeklinin oluşması durumudur. Küçük çaplı kanal aletleri yeterli esnekliği göstermektedir. Ancak ISO 25 numaradan daha büyük eğelerde esneklik önemli ölçüde kaybedilmektedir. Bu eğeler eğimli kanallarda kullanılırken aletin eski haline dönme isteği doğrultusunda eğimin dış yüzeyinden daha fazla, iç yüzeyinden daha az madde kaldırılır. Bu durumda apikalde meydana gelen kum saati formu, ideal bir yıkamanın ve sızdırmaz bir kanal dolgusunun yapılabilmesini engeller.
- c. Dirsek: Zip oluşumu sonrası meydana gelen kum saati formunun en dar yeri, çentiğin kural kısmını temsil eden daralımdır.
- d. Basamak: Esnek olmayan ve keskin kanal aletlerinin özellikle rotasyon hareketi kullanılması sonucu eğimin dış duvarında meydana gelir. Kanal aletinin kuvvet vererek kullanılmasıyla meydana gelen basamak, belirlenen çalışma boyunun kaybedilmesine ve kemomekanik preparasyonun yarım kalmasına sebep olur (Jafarzadeh ve Abbot 2007). Basamak oluşumunda kanal eğiminin derecesi ve kullanılan kanal aleti dizaynı etkilidir (Hüllsmann ve Schafer 2013). Kök kanalına düz bir giriş sağlanmaması, yeterli yıkama yapılmaması, eğelerin çalışırken ön eğimlendirme yapılmaması, aşırı kuvvet uygulanması ve teşhis

röntgeninde varsa kanal eğiminin belirlenmemesi basamak oluşumunun hazırlayıcı sebepleridir (Kapalas ve Lambrianidis 2000).

- e. Yer değiştirme: İnternal ve eksternal yer değiştirme temel olarak kanalın orijinal formundan sapma durumudur. İnternal transportasyon kanal merkezinin lateral olarak bir yöne kaymasıdır. Eksternal transportasyon ise foramen apikalenin yerinin değişmesi veya genişletilmesi durumudur (Peters ve ark. 2003).
  - f. Alet kırılması: Kök kanalının şekillendirilmesi sırasında kullanılan aletlerin bir kısmının kanal içinde kalması durumudur.
3. Kanal dolgusu sırasında meydana gelen komplikasyonlar
    - Eksik kanal dolgusu
    - Taşkın kanal dolgusu
    - Dikey kök kırıkları
  4. Post boşluğu hazırlanırken meydana gelen komplikasyonlar

## **2.5. KÖK KANALLARINDA ALET KIRILMASI**

Kanal aletlerinin yanlış veya fazla sayıda kullanılması sonucu, yada dişe bağlı faktörlerin etkisi ile ortaya çıkabilir. Öncelikle mikroçatlaklar oluşur. Bu mikroçatlakların belirli kristal yapı ve düzlemlerde ilerlemesi ile birlikte kırılma meydana gelene dek çatlak hatlarının yayılımı devam eder (Gao ve ark. 2010).

Kanal çapının göreceli olarak dar olduğu veya kanal eğim açısı yüksek olduğu dişlerde alet kırılması riski daha yüksektir. Eğelerin kırılması döngüsel yorgunluk veya torsiyonel kuvvetlere bağlı gelişebildiği gibi, bu iki etkenin kombinasyonu sonucu da ortaya çıkabilir. Döngüsel yorgunluk eğelerin kanallarda çalışırken maruz kaldığı gerilim ve baskı kuvvetleri sonucu ortaya çıkar. Torsiyonel kuvvetler ise eğenin ucunun kanal içerisinde sıkıştığı ancak eğenin kalanının kanal içerisinde dönmeye devam ettiği durumlarda eğelerin maruz kaldığı kuvvetlerdir.

Alet kırılmasının, kanal tedavisi prognozunu etkileyip etkilemeyeceği birçok etkene bağlıdır. Kırılan alet, kök kanalı şekillendirmesi ve dezenfeksiyon işlemlerinin yeterli yapılamamasına sebep olabilir (Haikel ve ark. 1999, Cohen ve Burns 2000, Ward ve ark. 2003, Ankrum ve ark. 2004). Tedavi öncesi dişte periapikal lezyon varlığı, prognozu etkileyen en önemli faktör olarak belirtilmiştir (Grossman 1969, Spili ve ark. 2005). Aletin kanalda kırıldığı yer, kırıldığı andaki kemomekanik preparasyonun

aşaması, yanından geçilerek kök ucuna ulaşılabilirliği, efektif bir yıkama ve sızdırmaz bir kanal dolgusuna izin verip vermediği gibi birçok kriter prognozu etkileyebilir.

### **2.5.1. Kök kanallarında alet kırılmasının nedenleri**

Kanal tedavisinde şekillendirmede kullanılan aletin alaşımı yada kullanılan teknik ne olursa olsun, her türlü alet tedavi sırasında kırılabilir (Roda ve Gettleman 2006 p.982). Esneklik ve dayanıklılık açısından yeterli olmayan aletler yanlış kullanıldığında kanal içinde kırılması söz konusu olabilir (Torabinejad ve Lemon 2009). Bu aletler eğeler ve spreaderların uçları, lentülo, gates glidden frezleri, termomekanik güta-perka kompaktörleri olabilir (Parashos ve Messer 2006, Roda ve Gettleman 2006 p.982). Son yıllarda, Ni-Ti döner alet sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması sonucu alet kırılma komplikasyonu daha sık yaşanmaya başlamıştır (Parashos ve Messer 2004). En sık kırılma sebebi aletin yanlış veya fazla kullanımıdır (Gambarini 2001). Şekillendirme sırasında döner alet eğesine uygulanan fazla vertikal kuvvet aletin vidalanması, sıkışması veya aşırı strese maruz kalmasına sebep olacağı için kırıklara yol açar (Roda ve Gettleman 2006 p.982, Torabinejad ve Lemon 2009).

### **2.5.2. Kök kanallarında alet kırılmasını etkileyen faktörler**

#### **2.5.2.1. Hekime ilişkin faktörler**

Kanal aletlerinin kırılmasına yol açan birçok etkenlerden biri de operatör deneyimidir (Barbakow ve Lutz 1997, Mandel ve ark. 1999, Yared ve ark. 2001). Operatörün seçtiği sistem, uygulamanın şekli, aletin kullanım sayısı gibi verdiği kararların yanında, çalışma esnasında aletin vidalandığını hissedebilmesi için tecrübesi de oldukça önemlidir (Mandel ve ark. 1999, Parashos ve ark. 2004). Yapılan araştırmalarda aletlerin kırılma insidansının farklılık göstermesinin sebebi olarak da operatör deneyimi düşünülmüştür (Parashos ve Messer 2006).

#### **2.5.2.2. Dişle ilişkin faktörler**

Kemomekanik preparasyona ait hedeflerde başarıya ulaşmak düz kanal yapısına sahip dişlerde daha kolayken, eğri veya dar kanallarda daha güçtür. Bu tip kanallara sahip dişlerde şekillendirme esnasında aletlerde aşınma kırılma ve deformasyon görülmesi ihtimali daha fazladır (Haikel ve ark. 1999, Ankrum ve ark. 2004, Krell 2009). Kanal anatomisinin karmaşık yapısı aletlerde kırılmaya sebep olan stresin

birikmesinde en önemli faktörlerden biridir (Barbakow ve Lutz 1997, Thompson ve Dummer 1997, Sattapan ve ark. 2000, Peters ve Barbakow 2002, Shen ve ark. 2009). Genellikle eğri ve ince kanallara sahip olan büyük azı dişleri yatay kesitte de oval veya kurdele şeklinde olduğundan şekillendirmesi zor ve alet kırığı açısından en riskli dişlerdir (Cunningham ve Senia 1992, Parashos ve Messer 2004, Knowles ve ark. 2006, Al-fozuan 2003). Alet kırığının en çok meydana geldiği dişler alt büyük azı dişlerinin mezial kökleri ve üst büyük azı dişlerinin meziobukkal kökleridir (Hülsmann ve Schinkel 1999, Cunningham ve Senia 1992, Suter ve ark. 2005, Skyttner 2007). Bunun sebeplerinden biri yüksek eğim açılı ve dar yarıçaplı kök kanallarına sahip olmaları, bir diğeri de radyografilerde farkedilemeyen proksimal yönde bulunan eğimlerdir (Schafer ve ark. 2002).

### **2.5.2.3. Çalışma tekniği ve kullanılan alete dayalı faktörler**

#### **Kanal aletlerinin metalurjisine dayalı faktörler**

Kök kanal aletlerinin maruz kaldığı kuvvet aletin elastikiyet sınırını aştığı anlarda kanal aleti kırılabilir (Torabinejad ve Lemon 2009). Ni-Ti kanal aletleri paslanmaz çelik aletlere kıyasla çok daha esnek ve kırılmaya dirençlidir (Walia ve ark. 1988, Ankrum ve ark. 2004). Ancak Ni-Ti aletler de belli miktarda esnedikten sonra distorsiyon ve kırıklara sebebiyet vermektedir (Ankrum ve ark. 2004). Ni-Ti aletlerde beklenmedik kırıkların oluşmasının sebeplerinden biri de paslanmaz çelik aletlerin aksine, gözle görünür defektlerin oluşmamasından dolayı kırılmasının tahmin edilememesidir (Sattapan ve ark. 2000, Parashos ve ark. 2004, Shen ve ark. 2006, Shen ve ark. 2007, Alomairy 2009). Çalışmalarda paslanmaz çelik el aletlerinin kırılma oranı ortalama %1.6 iken (Crump ve Natkin 1970, Kerekes ve Tornstad 1979, Pettiette ve ark. 2002); Ni-Ti döner alet eğelerinde %1.0 olarak gösterilmiştir (Pettiette ve ark. 2002, Al-fouzan 2003, Schafer ve ark. 2004).

#### **Kanal aletlerinin üretim sürecine dayalı faktörler**

Kanal aletinin metalik özelliklerinin yanında, üretim süreci, uygulanan yüzey işlemleri veya üreticinin kullanım talimatları aletin kırılmasında önemli rol oynar (Brantley 2008 p.800-810). Aletler üretim sonrasında yüzeylerinde düzensizlikler meydana gelebilir ve bu defektler korozyon veya kırılmaya etken oluşturabilir (Walia ve ark. 1988, Schafer 1997, Sattapan ve ark. 2000, Tripi ve ark. 2001, Cheung ve ark. 2005). Metaldeki kırılmalar yüzeyde oluşan mikroçatlakların



oluşması ve ilerleyerek birleşmesi sonucunda oluşur. Üretim sürecinde uygulanan yüzey işlemleri, aletlerin korozyona ve kırılmaya karşı dirençlerini geliştirmek için uygulanan bir yöntemdir (Bonaccorso ve ark. 2008). Elektropolishing kontrollü bir elektrokimyasal işlem sayesinde mekanik özelliklerin geliştirilmesi, yüzey defektlerinin, aletin ucunda yada kesici kenarlarındaki düzensizliklerin giderilmesi amacıyla uygulanan bir yüzey parlatma işlemidir (Anderson ve ark. 2007, Bonaccorso ve ark. 2008).

Üretim esnasında uygulanan ısıl işlemler ise aletin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır (Rapisarda ve ark. 2000, Kuhn ve Jordan 2002, Yahata ve ark. 2009, Gambarini ve ark. 2011). Isıl işlemler alaşımın mikroyapısını değiştirmeden, aletlerin faz dönüşüm ısılarını değiştirerek mekanik özelliklerini artırır (Brantley 2008 p.810). Kuhn ve Jordan (2002) yaptığı araştırma sonucu 600°'i geçen sıcaklıklarda yapılan ısıl işlemlerin, metalin süperelastik özelliğini yitirmesine sebep olduğu, 400° ye kadar yapılan ısıl işlemlerin ise metalin özelliklerini geliştirdiğini belirtmiştir. Isıl işlemlerin kanal aletlerinde esneklikleri ve dayanıklılığı artırdığı bilinmektedir (Zinelis ve ark. 2007, Yahata ve ark. 2009, Gambarini ve ark. 2011).

### **Kanal aletinin tipi**

Şekillendirmede kullanılan el aletlerinden k tipi ve reamerlar bükülerek, hedstroem ise özel makinelerde kesilerek üretilirler. Bu eğeler kıyaslandığında, torsiyonel direnç farklı olmamasına rağmen, makinede işlenerek üretilen eğelerde kırılmadan önce daha az plastik deformasyon görüldüğünden daha dikkatli olunmalıdır (Seto ve ark 1990, Peters 2004).

K tipi eğeler plastik deformasyon gösterdikten sonra saat yönünde çevrilirse kırılma gerçekleşir. Kanal aleti kanal duvarına saplantıktan sonra rotasyon kuvveti uygulandığında alet kırılır. Bu eğeler saat yönünde ve tersi yönde de kırılabilirler. Sadece saat yönünün tersi kuvvetlere daha dirençsiz olduklarından dikkatli olunmalıdır (Himel ve ark. 2006 p.239-240).

H tipi eğeler ise rotasyon hareketiyle kullanıldığında kanal duvarlarına vidalanarak sıkışıp kırılabilirler (Hülsmann ve Schinkel 1999, Himel ve ark. 2006 p.239-240).

### **Kanal aletlerinin dizaynı**

Kanal aletlerinin dizaynı ve yatay kesitte şekli, aletin kırılmaya direncini etkilemektedir (Alapati ve ark. 2004, Parashos ve ark. 2004, Parashos ve Messer 2006, Shen ve ark. 2006, Shen ve ark. 2009). Yared ve ark. (2001) yaptıkları araştırmada yatay kesit dizaynında yapılacak değişiklikler ile alet ve kanal duvarı arasında kontağın azaltılarak torsiyonel kırılmaların azaltılabileceğini belirtmişlerdir.

Üretim şekillerine bağlı olarak k tipi eğelerin kırılma oranı, hedstroem eğelerin kırılma oranından düşük bulunmuştur. K tipi eğeler bükülerek üretildiği için kırılmadan önce yivleri açılarak kırılmaya karşı görsel olarak bir kontrol sağlar. Hedstroem eğelerde bu durum söz konusu değildir. Beklenmedik kırıkların oluşması bu sebeple daha olasıdır (Himel ve ark. 2006 p.240). Yine de, dizayn farklılıklarının kırılma oranında değişiklik yaratmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (Ankrum ve ark. 2004).

Günümüzde kullanımı oldukça artan Ni-Ti kanal aletlerinde dizayna ait, yatay kesitin şekli, alaşım özellikleri, uç dizaynı, rake açısı, bıçak sayısı, bıçak tasarımı gibi bir çok faktör kesme etkinliğinde önemlidir (Himel ve ark. 2006 p.245-246).

Kanal aletinin dizaynında göz önünde bulundurulması gereken faktörler şunlardır; Kanal aleti ile kanal duvarlarının sürekli teması engellenmelidir.

Yiv sayısı azaltılmalı, debris çıkışına izin veren yapıda olmalıdır.

Aletin yatay kesitte asimetric olması, aletin kanal merkezinde kalmasını sağlar.

Şekillendirme sırasında vidalanmayı engelleyebilmek amacıyla sarmal açısı benzer yiv sayısı azaltılmalıdır.

Pozitif rake açısına sahip eğelerde şekillendirme ve kesme daha aktiftir (Himel ve ark. 2006 p.247-248).

### **Kemomekanik preparasyonda uygulanan tork değeri**

Aletin kullanımı sırasındaki torku, deformasyonunu ve kırılmasını etkileyen bir faktördür (Haikel ve ark. 1999, Sattapan ve ark. 2000, Yared ve ark. 2002). Yüksek tork değerlerinde, aletin kanal duvarlarına saplanması ve deformasyon göstermesi kırılma ihtimalini artırmaktadır. Düşük tork değerlerinde ise kanalın kesme etkinliği kısıtlanır ve kanal içerisinde ilerlemesi zorlaşır. Bu durumda hekimin ilerleyebilmek için alet üzerinde vertikal kuvvet uygulaması sonucu alette kırılma meydana gelebilir (Yared ve ark. 2002). Aynı zamanda benzer tork değerlerinde büyük

yarıçaplı aletlerde kırılma, küçük yarıçaplı aletlere kıyasla daha kolay meydana gelir (Guilford ve ark. 2005).

#### **Kemomekanik preparasyonda uygulanan hız değeri**

Ni-Ti döner sistemlerin eğelerinde ideal hız aralığının 150-350 rpm olduğu belirtilmektedir (Krell 2009). Hızın kırılmaya etkisi konusu, birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen henüz kesinlik kazanmamıştır (Parashos ve Messer 2006). Bazı araştırmacılar etkisi olmadığı yönünde (Poulsen ve ark. 1995, Yared ve ark. 2002), bazı araştırmacılar ise etkisi olduğu yönünde görüş bildirmişlerdir (Zelada ve ark. 2002, Martin ve ark. 2003). Bu konuda alet kırığı riskini azaltmak açısından en güvenli yol, üretici talimatlarına uymaktır.

#### **Kemomekanik preparasyonda lubrikant kullanımı**

Kemomekanik preparasyonda hedeflere ulaşabilmek için şekillendirme esnasında kanalın kuru olmaması gerekir. Yıkama solüsyonlarının yada lubrikantların kullanımı aletin etkinliğini artırmada, debrisin çıkışında, sürtünme direncinin azaltılmasında önemli bir rol oynar (Peters ve Peters 2006 p.323, Torabinejad ve Lemon 2009). Boessler ve arkadaşlarının (2009) yaptıkları çalışmada aköz tipte lubrikantların viskoz tipte olanlara kıyasla, alet üzerindeki torsiyonel yük, maksimum tork ve güç değerlerini düşürmede çok daha etkili olduğunu belirtmişlerdir.

#### **2.5.2.4. Şekillendirme tekniğine dayalı faktörler**

Kanal aletinin deformasyonunda şekillendirme tekniği de önemli bir yer tutar (Terauchi ve ark. 2006, Shen ve ark. 2009). Günümüzde kademeli olarak çalışma boyuna ulaşılan, önce büyük açılı eğelerin ardından küçük açılı eğelerin kullanıldığı crown down yöntemi tercih edilmektedir (Blum ve ark. 1999). Kanal aletleri üzerindeki stresin azaltılmasında, preflaring ve yeterli bir giriş kavitesi oluşturulmasının yararlı olacağı gösterilmiştir. Preflaring işleminin yapılmasının eğeler üzerinde sürtünme kuvvetinin ve torsiyonel stresin azaltılmasında etkili olduğu gösterilmiştir (Roland ve ark. 2002, Berrutti ve ark. 2004). Şekillendirme sırasında giriş kavitesine temas eden eğelerde ise kırılma olasılığının yüksek olduğu belirtilmektedir (Roda ve Gettleman 2006 p.984).

#### **2.5.2.5. Sterilizasyon işlemlerine dayalı faktörler**

Sterilizasyon işlemlerinin eğeler üzerindeki etkilerini araştıran çalışmalarda farklı sonuçlar mevcuttur. Rapisarda ve ark. (1999), otoklavla steril edilen aletlerde kesme

etkinliğinde azalma ve yüzeysel özelliklerde değişiklik meydana geldiğini bildirmişlerdir. Alexandrou ve ark. (2006), 11 kez steril edilen Ni-Ti aletlerde pürüzlülük ve debris miktarlarında artış olduğunu göstermişlerdir. Sterilizasyon işlemlerinin aletlerin kırılması üzerine etkisi olmadığını gösteren araştırmalar da mevcuttur (Silvaggio ve ark. 1997, Mize ve ark. 1998, Viana ve ark. 2006, Casper ve ark. 2011). Schafer (2002), aletlerin kesme etkinliklerinin değişmediğini, Silvaggio ve ark. (1997) aletlerin kırılma oranının artmadığını, Viana ve ark. (2006) sterilizasyon işlemlerinin niti aletlerin mikrosertlik ve mekanik özelliklerinde değişiklik yapmadığını bildirmişlerdir.

#### **2.5.2.6. Kullanılan yıkama solüsyonlarına dayalı faktörler**

Endodontik tedavilerde en çok kullanılan yıkama solüsyonu sodyum hipoklorit (NaOCl) oldukça koroviz bir ajandır (Parashos ve ark. 2003). Kanal eğelerinin korozyona uğraması, aletlerin kırılmasında etkili bir faktördür (Bonaccorso ve ark. 2008). Kemomekanik preparasyon, dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerinde, korozyon mekanizması aktifleşir (O'hoy ve ark. 2003, Parashos ve Messer 2006). NaOCl'nin paslanmaz çelik aletlerde çok fazla olumsuz etkisi olmadığı bildirilirken (Schafer ve Lau 1999, Haikel ve ark. 1998), Ni-Ti aletlerde korozyon gözlemlendiği bildirilmiştir (O'hoy ve ark. 2003, Berutti ve ark. 2006, Bonaccorso ve ark. 2008, Ametrano ve ark. 2011). Bonaccorso ve ark 2008, elektropolishing görmüş Ni-Ti eğelerde bile kimyasal oksidasyon meydana geldiğini, Ametrano ve ark 2011, NaOCl ve etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) ile temastan sonra alet yüzeylerinde topografik düzensizlikler ve değişiklikler görüldüğünü bildirmiştir. Haikel ve ark. (1998), NaOCl'nin Ni-Ti kanal eğelerinde kesme etkinliğinin azalmadığını, kırılma riskini artırmadığını, Darabara ve ark (2004) ise Ni-Ti kanal eğelerinin korozyona çok dirençli olduğunu bildirmişlerdir.

#### **2.5.2.7. Aletin çapı ve kullanım sayısına bağlı faktörler**

Kanal aletlerinin çapı arttıkça torsiyonel kırılmaya direncin arttığı (Yared ve ark. 2003, Guilford ve ark. 2005), flexural kırılmaya direncin azaldığı bildirilmiştir (Pruett ve ark. 1997, Haikel ve ark. 1999). Yine de Borgula (2005) ve Miyai ve ark (2006), metal alaşımların özellikleri ve klinik koşulların çok fazla çeşitlilik göstermesi sebebiyle bu ilişkinin daima geçerli olmadığını belirtmişlerdir.

Kanal aletlerinin kullanım sayıları ile ilgili pekçok araştırma yapılmış ve tavsiyeler verilmiş olsa da, aletlerin kaç kez kullanılması gerektiğine dair net bir sayı yoktur (Yared ve ark. 2000, Patino ve ark. 2005, Al-fouzan 2003, Krell 2009, Gambarini 2001). Tekrar kullanılacak olan aletlerin yüzeylerinde gözle görülen bir defekt bulunmasa bile scanning electron mikroskobu (SEM) görüntülerinde mikroçatlak ve yüzey deformasyonları farkedilebilir. Bu yüzden defekt görülme bile her alet belli sayıda kullanılmalıdır (Pruett ve ark. 1997). Çok defa kullanılan aletlerde kesme etkinliği, bıçaklar köreldiği için azalır ve kanal duvarlarına saplanabilir. Bu sebepten torkun artması ve ilerleme sağlanabilmek için alete gösterilen kuvvet aletin kırığına sebep olur (Grossman 1969, Torabinejad ve Lemon 2009).

İlk kullanım sonrası kesme etkinliği yarı yarıya azalan kanal aletlerinin yalnız bir kez kullanılması önerilmektedir (Zinman 2006 p.432).

### **2.5.3. Kanal aletlerinin kırılma mekanizmaları**

Endodontik tedavide kullanılan Ni-Ti döner aletler dönüş hareketi esnasında torsiyonel streslere ve yorgunluğa maruz kalırlar (Pruett ve ark. 1997, Haikel ve ark. 1999, Berutti ve ark. 2003). Bu stresler aletlerin kırılmasına 2 tipte sebep olurlar. Bunlar torsiyonel kırılma ve fleksural kırılma olarak adlandırılır.

#### **2.5.3.1. Torsiyonel kırılma**

Kanal aletlerinin uç veya herhangi bir noktası, kanal içerisinde kendinden daha dar çapta bir alana sıkışır ve dönme hareketi devam ederse, torsiyonel kırılma oluşur. (Gambarini 2000, Yared ve ark. 2002). Genellikle kanal şekillendirilmesi esnasında kanal aletine aşırı kuvvet uygulanması ile fazla torsiyonel yükler meydana gelir. Bu aşırı miktarda oluşan tork, aletin elastik limitini aştığında önce plastik deformasyon ardından kırılma oluşur (Blum ve ark. 1999, Gambarini 2000, Peters ve ark. 2003). Kırık uca yakın bölgelerde yivlerin bozulduğu ve makroskobik olarak distorsiyonlar gözlenebildiği belirtilmiştir (Shen ve ark. 2006).

Kanal aletinin çapı kanal boşluğunun çapından büyük ise (Roland ve ark. 2002), alete uygulanan kuvvet fazla ise (Kobayashi ve ark. 1997), kanal aletinin kesici yüzeyleri kanal duvarlarına vidalanırsa (Blum ve ark. 1999) torsiyonel kırılma meydana gelecektir.

Sattapan ve ark. (2000) ve Alapati ve ark (2005), Ni-Ti döner aletlerdeki kırılmaların esas sebebinin aşırı torsiyonel yükler olduğunu, torsiyonel kırılmaların fleksural kırılmalara göre daha çok meydana geldiğini bildirmişlerdir.

### **2.5.3.2. Fleksural kırılma**

Kanal aleti şekillendirme esnasında baskı ve gerilim kuvvetlerine maruz kaldığında oluşan fleksural stres, kanal aletinde meydana gelen yorgunluğun en önemli nedenidir (Pruett ve ark. 1997). Bu fleksural stres sonucunda metal bütünlüğü bozulduğunda, fleksural kırılmalar meydana gelir. Bu tip kırılmalarda, genellikle eğimli kanallarda bükülmenin en büyük olduğu alanda meydana gelir.

Sattapan ve ark. (2000), %55,7 oranında torsiyonel, %44,3 oranında fleksural kırılmaların meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu kırıklardan korunabilmek için, kanal aletlerinin hafif dokunuşlarla fazla kuvvet uygulanmadan kullanılması gerektiği belirtilmiştir (Sattapan ve ark. 2000).

### **2.5.4. Kök kanallarında alet kırılmasının prognoza etkileri**

Kök kanallarında beklenmeyen alet kırılması şekillendirme esnasında özellikle dar ve eğimli kanallarda meydana gelen önemli bir komplikasyondur (Yared ve ark. 2002). Kök kanalı içerisinde kırılan parça şekillendirme ve dezenfeksiyonda yetersizlik meydana getirebilmekte, apekse ulaşmayı engelleyebilmektedir (Haikel ve ark. 1999, Cohen ve Burns 2000, Ankrum ve ark. 2004). Böyle bir durumda kanal aletinin kök kanalından çıkarılması tercih edilir. Şekillendirme ve temizliği engelleyen kırık alet, prognozu olumsuz etkileyebilir (Sjögren ve ark. 1990, Parashos ve Messer 2006).

Birçok araştırmacı kanalda kırık alet varlığının tedavi sonucunu etkileyip etkilemediğini değerlendirmiştir. Grossman (1969) ve Kerekes ve Tronstad (1979), özellikle periapikal lezyonlu dişlerde kırık alet varlığının olumsuz etkisi olduğunu, Sjögren ve ark. (1990) ise iyileşme üzerinde bir etkisi olmadığını savunmuşlardır.

Birçok çalışmada prognozu etkileyen unsurun dişin operasyon öncesi periapikal lezyon varlığı olduğu belirtilmiştir (Grossman 1969, Spili ve ark. 2005).

Kanal aleti kırılan dişlerin prognozu mikrobiyal kontrolün sağlanıp sağlanamamasına bağlıdır. Prognoz apikal kısmın ne kadar temizlenebildiğine, doldurulabildiğine, yapılacak kanal dolgusunun kırık aleti ne kadar kapsayabildiğine, aletin bypass edilip edilmediğine, aletin hangi seviyede ve hangi aşamada kırıldığına bağlı olarak değişkenlik gösterecektir (Spili ve ark. 2005, Torabinejad ve Lemon 2009). Kırık aletin

prognozu etkilemediği en iyi durum, kanal şekillendirilmesinin son aşamalarında çalışma boyunca büyük bir aletin kırıldığı durum olarak düşünülmektedir. En zayıf prognoz ise yeterli temizlik yapılamadan apeksten kısa veya taşkın şekilde kırılmış aletlerde olduğu ileri sürülür (Torabinejad ve Lemon 2009).

Kırık aletin kanaldan çıkarılması tercih edilse de, dişte aşırı madde kaybı olması da prognozu olumsuz etkileyen bir faktördür (Souter ve Messer 2005, Suter ve ark. 2005). Kırık aletin apekte kırılarak kanal dolgusunun bir parçası gibi görev görmesi durumunda başarı oranının, uygun kanal tedavili dişlerdeki başarı oranları kadar yüksek olduğu belirtilmiştir (Crump ve Natkin 1970).

Rahimi ve Parashos (2009) tarafından, kırık aletin çıkarılması sırasında dişe daha çok zarar verileceği düşünülüyorsa, vital bir dişte kanal tedavisi yapılıyorsa yada kemomekanik preparasyon tamamlanmaya yakinken bir alet kırığı yaşandıysa, kırılan parçanın kanal içinde bırakılabileceği belirtilmiştir.

Bir dişte kırık alet mevcut ise, ortograd yoldan çıkarmak mümkün değilse ve diş asemptomatik değilse, apikal rezeksiyon ve retrograd dolgu yapılarak başarı elde edilebilir (Torabinejad ve Lemon 2009).

## **2.6. ÇALIŞMAMIZDA ŞEKİLLENDİRMEDE KULLANILAN SİSTEMLER**

### **2.6.1. Revo-S Döner Alet Sistemi**

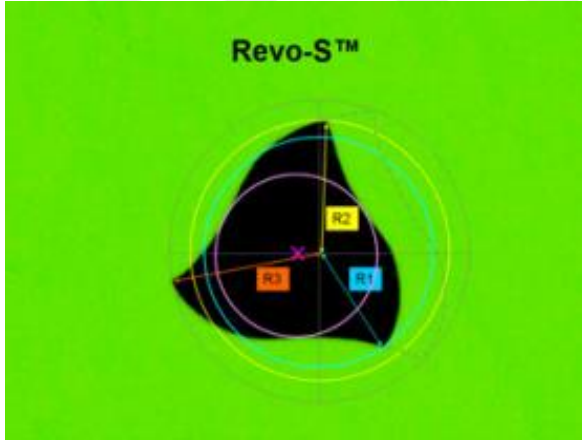
Bu sistemde üç adet şekillendirici eğe bulunmaktadır. İlk şekillendirici ege (SC1) kök kanalının üçte ikisinde kullanılan ISO #25 numarada 0.06 koniklik açılı ve 21 mm. uzunluğunda egedir. Çalışma boyunca kullanılan ilk ege ISO #25 numarada 0.04 koniklik açılı (SC2) egesi, çalışma boyunca kullanılan ikinci egesi de (SU) #25 numarada 0.06 koniklik açılı egedir. Bu iki ege de 25 yada 29 mm. uzunluğunda olabilir. Egelelerin kesitleri asimetrik üçgen şeklinde tasarlanmıştır. Bunun nedeni kanal duvarlarında çalıştığı süre boyunca alette oluşacak stresi en aza indirmeye çalışmaktır (Basrani ve ark. 2011). Üretici firma tarafından kanal şekillendirilmesinin ve debrisin kanal dışına atılmasının kolaylaştırıldığı belirtilmektedir. Sistemin apikal şekillendirmeye devam edilmesi istenen durumlar için 30, 35, 40 numaraları egeleleri bulunmaktadır.

Şekillendirme sırasında alet çalışırken oluşturduğu yılsarı hareket sayesinde debrisin kanaldan çıkışı, apikale ilerleme kolaylığı ve alet üzerindeki stres azalması sağlanmıştır.

Kanalda sıkışma ve debrisin apikalden itilmesi durumlarına karşı bir önlem olarak da düşünülmektedir.



Şekil 2.2-1: Revo-S sistemine ait döner alet eğeleri



Şekil 2.2-2: Revo-S sistemine ait eğelerin yatay kesiti (Bürklein, Börjes ve ark. 2014)

### 2.6.2. Hyflex CM Döner Alet Sistemi

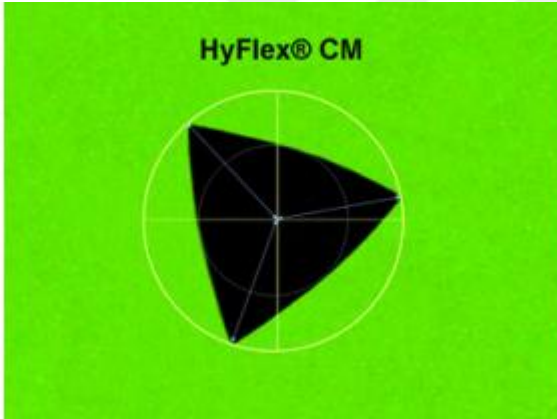
Hyflex CM (Coltene-whaledent, Altstatten, İsviçre), geleneksel Ni-Ti alaşımlardan farklı olarak nikel oranı daha düşük olan CM Ni-Ti telinden üretilmiştir (Bürklein, Börjes ve ark. 2014). Bu sistemde özel bir üretim tekniği kullanılarak maddenin hafıza özellikleri kontrol altına alınır (Gutmann ve Gao 2012). Aletin uc kesici olmayan formda ve genellikle kesiti üçgendir. Kesiti kare olan tek eğesi uç çapı ISO #25 numara ve 0.04 koniklik açısına sahip olmaktadır. Üretici firma bu sistemdeki eğelerin artan esnekliği sayesinde kanalın anatomisine daha uygun bir şekillendirme yapılabildiğini iddia etmektedir. Transportasyon, basamak ve perforasyon gibi yaşanabilecek komplikasyonların riskinin en aza indirildiğini, paslanmaz çelik eğeler gibi önceden



kıvrılabilmesi özelliği ile ulaşması güç kanalların kolaylıkla şekillendirildiğini ve oluşan basamakların aşılabileceğini belirtmişlerdir. Üretici firma aynı zamanda diğer sistemlerdeki aletlere kıyasla kırılma dirençlerinin %300 arttığını iddia etmektedir (Coltene Endo 2014). Kullanım esnasında oluşan deformasyonların, 134°C’de sterilizasyondan sonra eğenin orijinal formuna dönerek kaybolduğunu belirtmişlerdir.



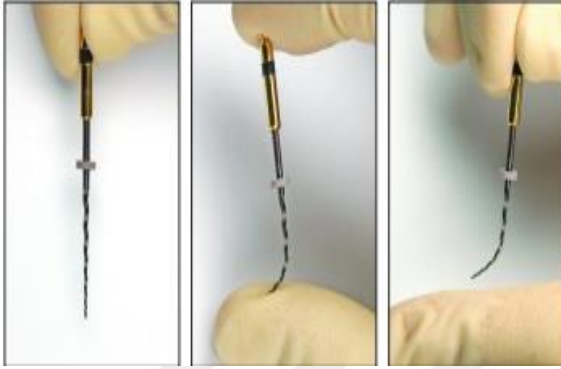
Şekil 2.2-3: Hyflex CM sistemine ait döner alet eğeleri



Şekil 2.2-4: Hyflex CM sistemine ait döner alet eğesinin yatay kesiti (Bürklein, Börjes ve ark. 2014)



**Şekil 2.2-5: Kullanım sonrası bozulan spiral yapının eski haline dönmesi (Coltene Endo 2014)**



**Şekil 2.2-6: Hyflex CM sisteminin hafıza kontrollü (controlled memory) özelliği (Coltene Endo 2014)**

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışma öncesinde İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 12.04.2018 tarih ve 68 sayılı numarası ile onay alınmıştır. Çalışmamızda kullanılan scanning elektron mikroskobu görüntülemeleri ise İstanbul Teknik Üniversitesi Metalurji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünde yapılmıştır.

Çalışmamızda iki farklı metalurjik yapıya sahip olan nikel titanyum döner alet sistemi kullanılmıştır. Bunlar, geleneksel nikel titanyum döner alet eğesi olan Revo-S (SU) #25/.06 ve hafıza kontrollü (controlled memory) nikel titanyum döner alet eğesi olan Hyflex CM #25/.06'dır.

Çalışmamızda, mekanik stres, dezenfeksiyon ve sterilizasyon gibi rutin işlemlerin kanal eğeleri üzerine neden olabileceği değişimleri değerlendirebilmek için, her bir örneğin kullanım öncesi başlangıç durumu, kontrol olarak kabul edilmiştir.

#### 3.1. Grupların Oluşturulması

Çalışmamız ile ilgili G\*power 3.1 programı ile yapılan güç analizinde çalışma gruplarının Mean scores attributed arasında etki büyüklüğü 0,54 (alfa hata olasılığı=0.05); güç değeri 0.8 alınarak yapılan örneklem genişliği analizinde toplam alınması gerekli örnek sayısı 20 ( her gruba 10 örnek) olarak bulunmuştur.

Bu saptamalar doğrultusunda çalışmamızda her birinde 10'ar adet Revo-S (SU) #25/.06 ve Hyflex CM #25/.06 bulunan iki adet grup oluşturulmuştur.

Grup 1 : (Revo-S (SU) #25/.06)) (400 rpm 0.8Ncm)

Grup 2 : (Hyflex CM #25/.06) (500 rpm 2.4 Ncm)

Bu eğeler üretici firma talimatlarına uygun olarak standart şekillendirme protokolüyle kullanılmış ve standart bir dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerine tabi tutulmuştur. Buna göre aynı eğeler kullanım öncesi, 1. kullanım sonrası, 3. kullanım sonrası ve 6. kullanım sonrasında her seferinde aynı pozisyonda olacak şekilde

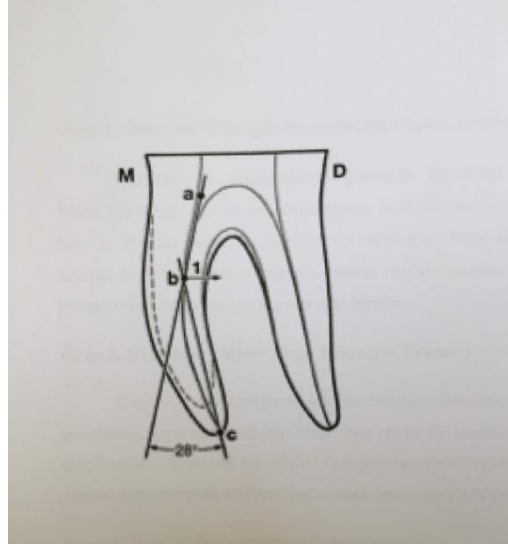
belirlediğimiz kriterler uyarınca scanning elektron mikroskopunda incelenmiş ve elde edilen sonuçlar kaydedilmiştir.

### 3.2. Dişlerin Seçimi

Çalışmamızda kullanılacak olan eğeler, klinik koşullarda karşı karşıya kalacakları mekanik stresi benzeştirmek amacıyla çekilmiş insan dişleri üzerinde kullanılmıştır. Bu amaçla İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndan çekim nedenleri bilinmeyen 60 adet alt molar insan dişi temin edilmiş ve işlemler bu dişlerin meziobukkal (MB) ve meziolingual (ML) kanallarında gerçekleştirilmiştir.

Dişlerin seçiminde aşağıdaki kriterler esas alınmıştır:

- Kök ucu gelişimi tamamlanmış olması
- Daha önce kanal tedavisi görmemiş olması
- İç ve/veya dış rezorpsiyon gözlenmemiş olması
- Dişlerde herhangi bir anatomik anomali bulunmaması
- Kök kanalının devamlılığının perforasyon, kalsifikasyon gibi herhangi bir etkenle bozulmuş olmaması
- Dişlerde çatlak, kırık bulunmaması
- Schneider (1971) tekniğine göre belirlenen kök eğiminin 15°'den küçük, 25°'den büyük olmaması
- Initial apical file (IAF)'ın ISO #10 numaradan küçük, ISO #15 numaradan büyük olmaması
- Meziobukkal ve meziolingual kanalların farklı foramenle sonlanması



**Şekil 3-1: Schneider tekniğine göre kanal eğim açısının hesaplanması**

### **3.3. Dişlerin Hazırlanması**

Paralel teknikle alınan radyografiler sonucunda meziobukkal ve meziolingual kanalların farklı foramenle sonlandığı belirlenen dişler, ISO #10 K tipi eğenin ucu kök ucunda görülene kadar ilerletilerek çalışma boyu tespiti yapıldıktan sonra, standardizasyon sağlamak amacıyla, çalışma boyları 16 mm. olacak şekilde su soğutması altında separe yardımıyla kuronlarından ayrılmış (Şekil 3-2), çalışma kolaylığı sağlamak amacıyla akrilik bloklara gömülmüştür. Ardından akrilik bloklara birer numara verilmiştir.



**Şekil 3-2: Kuronlarından ayrılan mandibular molar dişler**

### 3.4. DeneYlerin Yapılışı

#### 3.4.1. Ön Şekillendirme

Deneyde kullanılan eğelerin uygulanmasından önce, akrilik bloklara gömülen 60 kökün 60 MB ve 60 ML olmak üzere toplam 120 adet kanalı, standart bir ön hazırlık aşamasından geçirilmiştir. Öncelikle ISO #10 K tipi eğe ile önceden yıkama solüsyonu doldurulmuş kanalda kanal açıklığını kontrol edilmiş, ardından ISO #15 numara K tipi eğe çalışma boyuna kadar kullanılarak rehber yol hazırlığı yapılmış ve apikal açıklık kontrol edilmiştir. Rehber yol sağlandıktan sonra Revo-S şekillendirme ve temizleme egesi 1(SC1) (#25/.06) ile çalışma boyunun yarısına kadar, ardından Revo-S şekillendirme ve temizleme egesi 2 (SC2) (#25/.04) ile çalışma boyu tamamında şekillendirme yapılmıştır. 120 adet kanalın tümü daha önce kullanılmamış yeni bir Revo-S SC1 ve SC2 egesi ile şekillendirilmiştir.

#### 3.4.2. Deney gruplarının oluşturulması

Çalışmamızda analiz edilen Revo-S (SU) (#25/.06) (n:10) ve Hyflex CM (#25/.06) (n:10) ile her birinde 10'ar adet eğe bulunan iki adet deney grubu oluşturulmuştur. Bu eğerler #25/.04 boyutunda yukarıda açıklandığı gibi ön şekillendirme yapılmış 120 adet kanalda, son apikal şekillendirme (#25/.06) için kullanılmıştır.

Grup 1 : (Revo-S (SU) #25/.06)) (400 rpm 0.8Ncm)

Grup 2 : (Hyflex CM #25/.06) (500 rpm 2.4 Ncm)

Deneyde kullanılan eğerlerin işlemler sırasında karışmasını engellemek amacıyla her iki grup için ayrı silikon taşıyıcı parçalar kullanılmıştır (Şekil 4-1, 4-2, 4-3, 4-4). Silikon taşıyıcılar c tipi silikon ölçü maddesinden üretilmiş, karıştırılarak hazırlanan silikon ölçü maddesi bir yüzey üzerine yayılmış, bu silikon üzerine eğerler sap kısımlarından gömülmüştür. Silikon sertleştikten sonra eğerlerin yerleştirileceği, iki ayrı taşıyıcı parçada toplam 20 adet yuvaya numara verilmiştir. Yapılan işlemlerin sonrasında, eğerler silikon taşıyıcı parçalar üzerinde yerlerine konularak, karışmaları engellenmiştir. Eğerler, kullanım öncesinde yapılan scanning elektron mikroskobu incelemesi için orijinal paketlerinden çıkarılmış, numaralandırılmış ve inceleme yapıldıktan sonra kendi numaralarına karşılık gelen yuvalara alınmıştır.

Her bir gruptaki aynı eğeler ile, ardışık olarak, toplamda 6 kez farklı dişlerde şekillendirme yapılmıştır. Ancak bunlardan 1., 3. ve 6. kullanım sonrası incelemeye alınmıştır. Toplam 6 şekillendirmenin 3'ü meziobukkal, 3'ü meziolingual kanalda yapılmıştır. Bu randomizasyon için bilgisayarlı otomatize randomizasyon program (random.org) kullanılmıştır.

Tüm şekillendirme işlemleri aynı elektrikli endomotor (VDW Silver; VDW, Münih, Almanya) yardımıyla ve tek bir operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. Eğeler üretici firmaların talimatları doğrultusunda, tork ve hız değerlerinde kullanılmıştır.

Her iki grupta da; tüm şekillendirme protokolü boyunca, nikel titanyum döner alet eğelerinin genel kullanım koşullarına dikkat edilerek, basınç uygulamadan, pasif ileri geri hareketlerle ve kanal boyunca kademeli olarak şekillendirme yapılmıştır. Eğeler kanaldan her çıkarıldığında ve her ege değişiminde, kanallar 1 ml. %5.25 NaOCl (Chloraxid %5.25, CerKamed, Stalowa Wola, Polonya) ile plastik şırınga ve 30 gauge yandan delikli endodontik yıkama iğnesi (NaviTip, Ultradent, South Jordan, UT,USA) ile yıkanmış, şekillendirme boyunca kanallar NaOCl ile dolu halde tutulmuştur. Eğelerin kanal içerisinde 10 saniyeden fazla tutulmamasına özen gösterilmiştir. Eğelerin kanal içerisinde sıkışması söz konusu olduğunda, ege kanaldan çıkarılmış, kanal içerisinde yıkama yapıp, ISO #15 K tipi ege ile apikal açıklık kontrol edilmiştir. Şekillendirme kanal boyuna 3 kez ulaşıldıktan ve çevresel egeleme yapıldıktan sonra tamamlanmıştır. Eğeler, kullanımları boyunca, kanaldan her çıkarıldıklarında, endodontik sünger yardımıyla artıklardan temizlenmiştir.

### **3.4.3. Dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerinin yapılışı**

Her bir kullanımdan sonra, aynı dişin MB ve ML kanallarında kullanıldıktan sonra iki gruba ait iki ege, dezenfektan (Mikrozid AF Liquid, Schülke, Norderstedt, Almanya) emdirilmiş endodontik süngerler yardımıyla kaba mekanik temizliği yapılmıştır.

#### **3.4.3.1. Ultrasonik banyo**

Eğeler silikon taşıyıcı parçalara alınarak deterjanlı su ( %2 neodisher mediclean, Dr. Weigert, Hamburg, Almanya) içerisinde (55°C, 5 dakika, 35 kHz) ultrasonik

banyodan (Biosonic UC125,Coltene-whaledent, Altstatten, İsviçre) geçirilmiştir. (Şekil 3-3) Ardından akan suyun altında durulanan eğeler havlu yardımıyla kurulanmıştır.



**Şekil 3-3: Çalışmamızda kullanılan ultrasonic temizleme cihazı**

#### **3.4.3.2. Sterilizasyon**

Kurularak aynı pakete konulan eğeler, otoklavda 134°C’de 30 psi basınçta 35 dakika (20 dakika sterilizasyon, 15 dakika kurutma) sterilize edilmiştir (Sterilix Vacuum Plus; Reverberi, Barco, İtalya). Eğelerin karışmaması amacıyla sterilizasyon paketlerine eğelerin numaraları yazılmıştır. (Şekil 3-4)

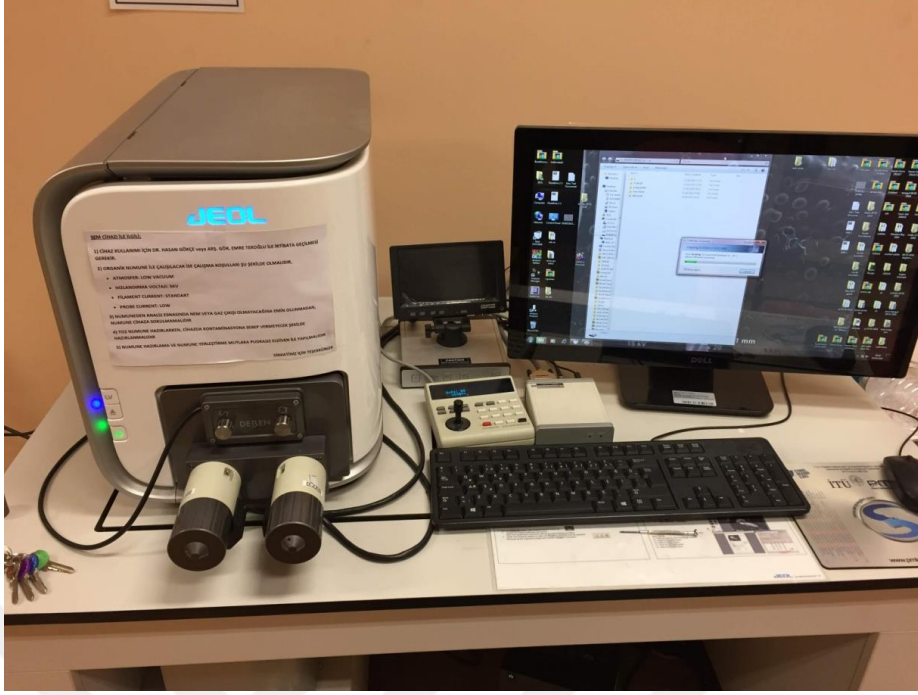




**Şekil 3-4: Sterilizasyon öncesi paketlenmiş örnekler**

### **3.5. Örneklerdeki Fiziksel Değişimlerin İncelenmesi**

Çalışmamızda ardışık kullanım ve sterilizasyon işlemlerinden geçirilen eğelerin yüzeylerinde meydana gelen fiziksel değişimler scanning electron mikroskobu (SEM) ile analiz edilmiştir (JCM-6000 BENCHTOP SEM, JEOL, Tokyo, Japonya) (Şekil 3-5).

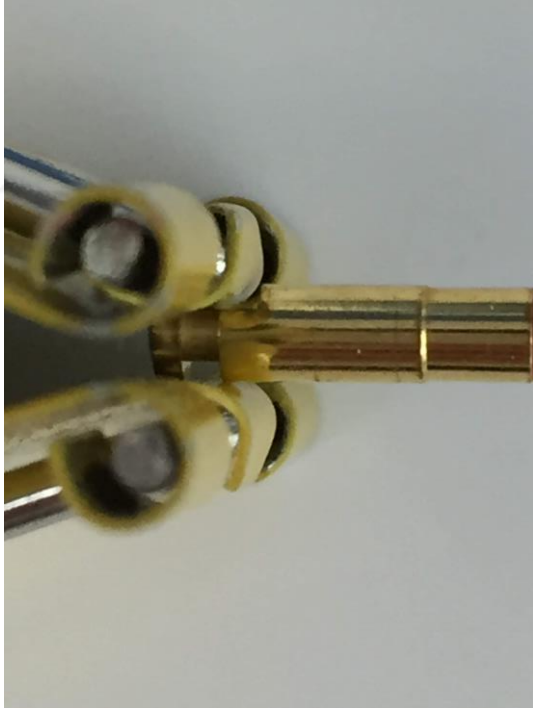


**Şekil 3-5: SEM cihazı**

İncelemeler aletlerin sırasıyla kullanım öncesinde, 1., 3. Ve 6. kullanım sonrasında yapılmıştır. Eğeler kullanıldıktan ve sterilizasyon işlemlerinden geçirildikten sonra, steril halde paketlerinden çıkarılmış ve incelenecek yüzeylerine temas edilmeksizin SEM cihazına alınmıştır. İncelenen eğeler diğer kullanımlar için silikon taşıyıcı parçalara alınmıştır. Eğelerin her incelemede aynı yüzeylerinin incelenebilmesi için eğelerin her seferinde standart bir pozisyonda tutulabildiği bir metal SEM örnek tutucu kullanılmıştır (Şekil 3-6). Bu SEM örnek tutucu, eğelerin şaft bölgesindeki yuvarlak ve düz bölgelerinden eğeyi tutarak her seferinde aynı pozisyonda olmasını sağlamıştır (Şekil 3-7).



**Şekil 3-6: SEM örnek tutucusu**



**Şekil 3-7: SEM örnek tutucusu bağlantısı**

İncelemeler aletlerin uç 5 mm.'lik bölgede yapılmıştır. Her seferinde X20, X150, X500 ve X1000 büyütmelemlerde mikrofotograflar alınmıştır. Kullanım öncesi yapılan ilk görüntüleme aletlerin kullanım öncesi durumlarını, uçlarının, kesici kenarlarının ve sarmal yapılarının orijinal halini belirlemek için yapılmış, bu kontrol olarak kabul edilmiştir.

Eğeler belirlenen kriterler doğrultusunda bir metalurjist ve bir endodontist olmak üzere iki araştırmacı tarafından belirlenen kriterlere göre incelenmiştir.

### 3.6. Değerlendirme Kriterleri

Çalışmamızda mekanik stres, dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerinin eğelerde getirdiği fiziksel ve görsel değişimlerin değerlendirilmesinde scanning elektron mikroskopundan yararlanılmış ve aşağıdaki kriterlere göre değerlendirilmiştir.

- Uç deformasyonu: Eğenin ucunda düzleşme, bozulma
- Kesici kenar deformasyonu: Eğelerin kesici kenarlarında çentikleşme, dalgalanma ve/veya orijinal sarmal yapının bozulması
- Debris: Yüzeyler üzerinde eklentiler, organik/inorganik kalıntılar
- Mikroçatlak: Mikro düzeyde eğe yüzeyindeki ayrılmalar

### İstatistiksel analiz

İstatistiksel analizler için SPSS15.0 paket programından faydalanılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (sıklık ve yüzde dağılımları) yanı sıra nitel verilerin gruplar arasındaki karşılaştırmalarında Fisher gerçeklik testi kullanılmıştır. Gözlemciler içi (intraclass) ve Gözlemciler arası (interclass) uyumu belirlemede ağırlıklı Kappa testi ile belirlenmiştir. Ölçümler arasındaki değişim gruplara göre kıyaslanırken Repetitive Measure ve Ki Kare Trend analizinden yararlanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamızda, Gruplar (grup I: Revo-S SU #25/.06 döner alet eğesi, grup II: Hyflex CM #25/.06 döner alet eğesi) arasında, kullanım sayısına bağlı olarak, deformasyon, debrıs ve mikroçatlak gibi değerlendirme kriterleri yönünden elde edilen bulgularımız aşağıda verilmekte ve Tablo 4-1, 4-2, 4-3, 4-4' te gösterilmektedir .

Çalışmamızda, 6. Kullanım sırasında kırılan, Grup 1'e ait bir adet (Revo-S SU #25/.06 ) döner alet eğesi dışında, alet kırığına rastlanmamıştır.

	0.kullanım	1.Kullanım	3.kullanım	6.kullanım
<b>Revo-S</b>	<b>0/10</b>	<b>4/10</b>	<b>7/10</b>	<b>10/10</b>
<b>Hyflex CM</b>	<b>0/10</b>	<b>1/10</b>	<b>1/10</b>	<b>6/10</b>

**Tablo 4-1: Grup 1(Revo-S) ve Grup 2 (Hyflex CM)'ye ait uç deformasyonu değerleri**

	0.kullanım	1.kullanım	3.kullanım	6.kullanım
<b>Revo-S</b>	<b>0/10</b>	<b>5/10</b>	<b>7/10</b>	<b>10/10</b>
<b>Hyflex CM</b>	<b>0/10</b>	<b>1/10</b>	<b>2/10</b>	<b>10/10</b>

**Tablo 4-2: Grup 1(Revo-S) ve Grup 2 (Hyflex CM)'ye ait kesici kenar deformasyonları değerleri**

	0.kullanım	1.kullanım	3.kullanım	6.kullanım
<b>Revo-S</b>	<b>0/10</b>	<b>1/10</b>	<b>4/10</b>	<b>1/10</b>
<b>Hyflex CM</b>	<b>0/10</b>	<b>0/10</b>	<b>3/10</b>	<b>2/10</b>

**Tablo 4-3: Grup 1(Revo-S) ve Grup 2 (Hyflex CM)'ye ait debrıs değerleri**

	0.kullanım	1.kullanım	3.kullanım	6.kullanım
Revo-S	0/10	2/10	5/10	6/10
Hyflex CM	0/10	0/10	1/10	1/10

**Tablo 4-4: Grup 1(Revo-S) ve Grup 2 (Hyflex CM)'ye ait mikroçatlak değerleri**



**Şekil 4-1: İlk kullanım öncesinde silikon taşıyıcı parçalar üzerinde Revo-S eğeleri**



**Şekil 4-2: Altıncı kullanım sonrasında silikon taşıyıcı parçalar üzerinde Revo-S eğeleri**



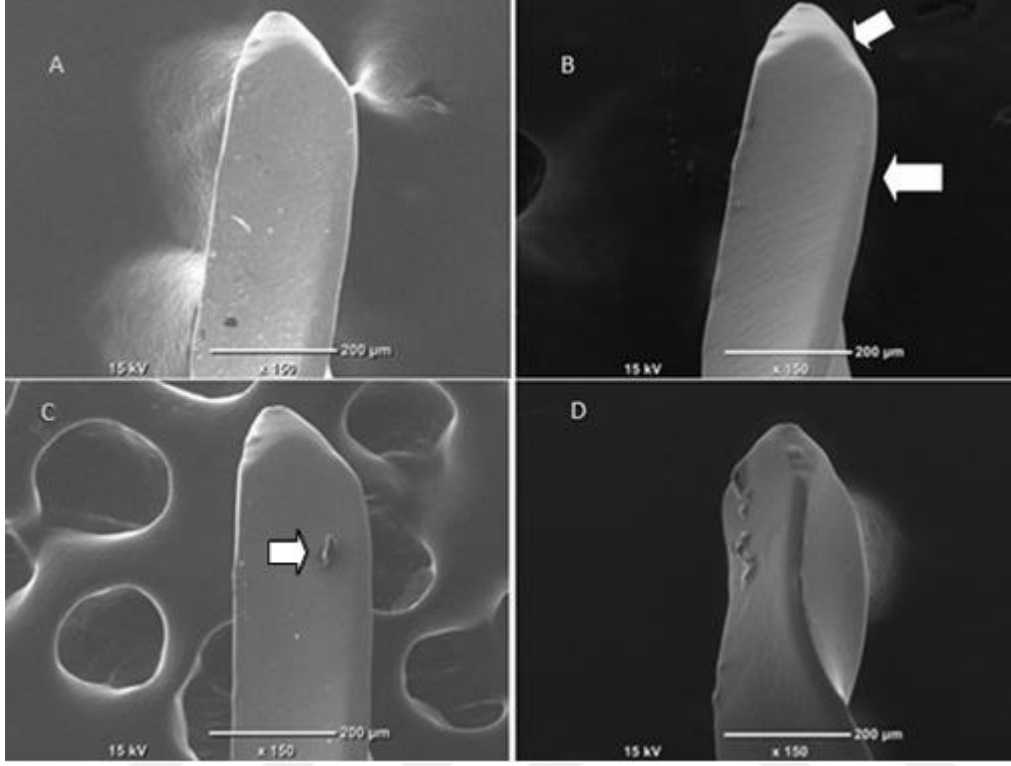
**Şekil 4-3: İlk kullanım öncesi silikon taşıyıcı parçalar üzerinde Hyflex CM eğeleri**



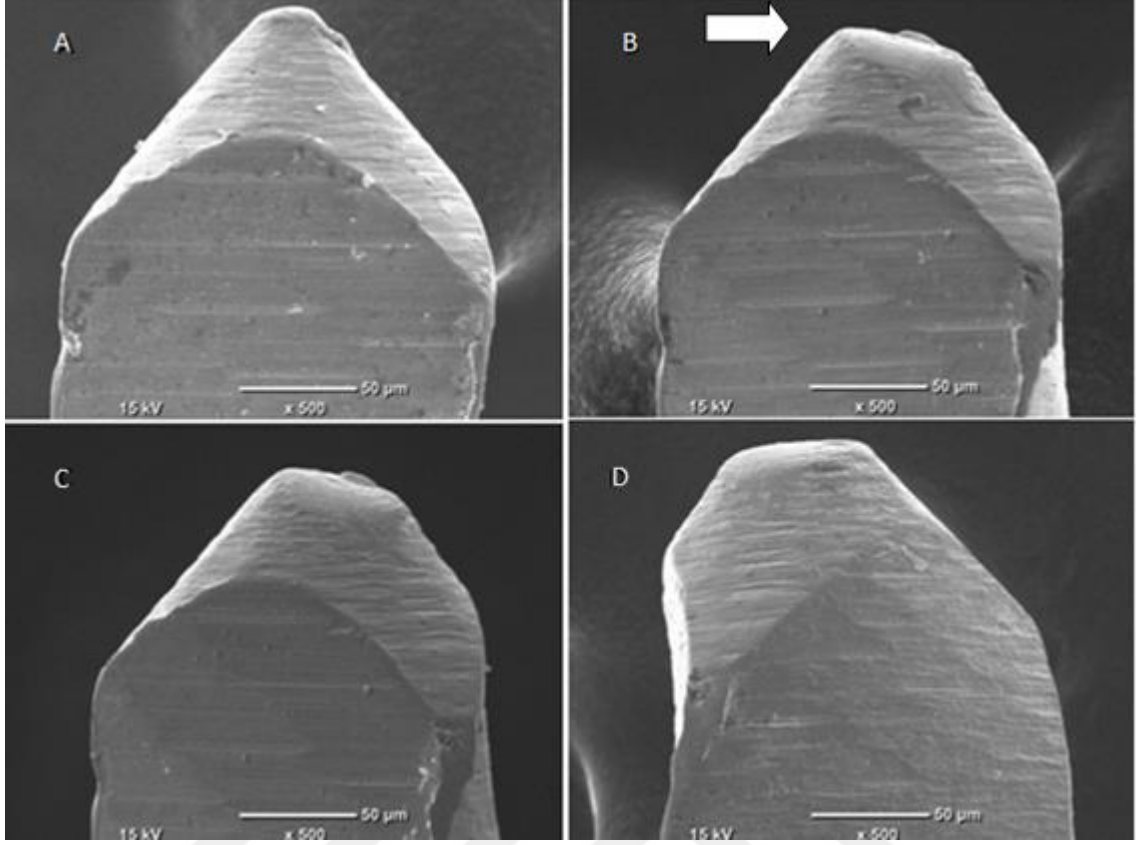


**Şekil 4-4: Altıncı kullanım sonrasında silikon taşıyıcı parçalar üzerinde Hyflex CM eğeleri**

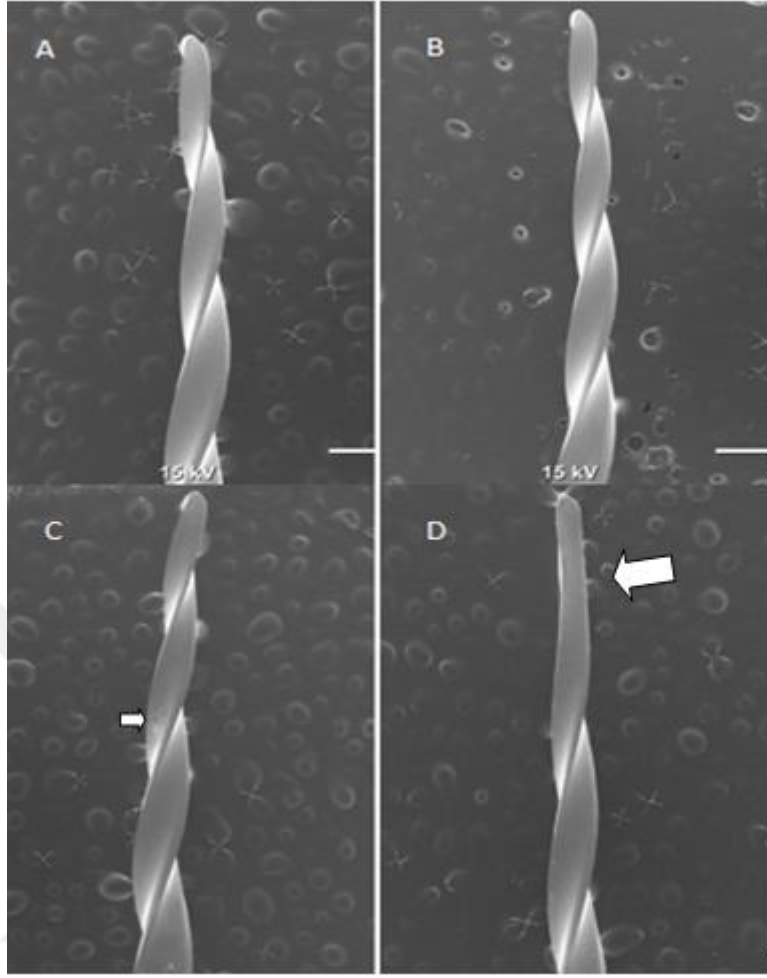




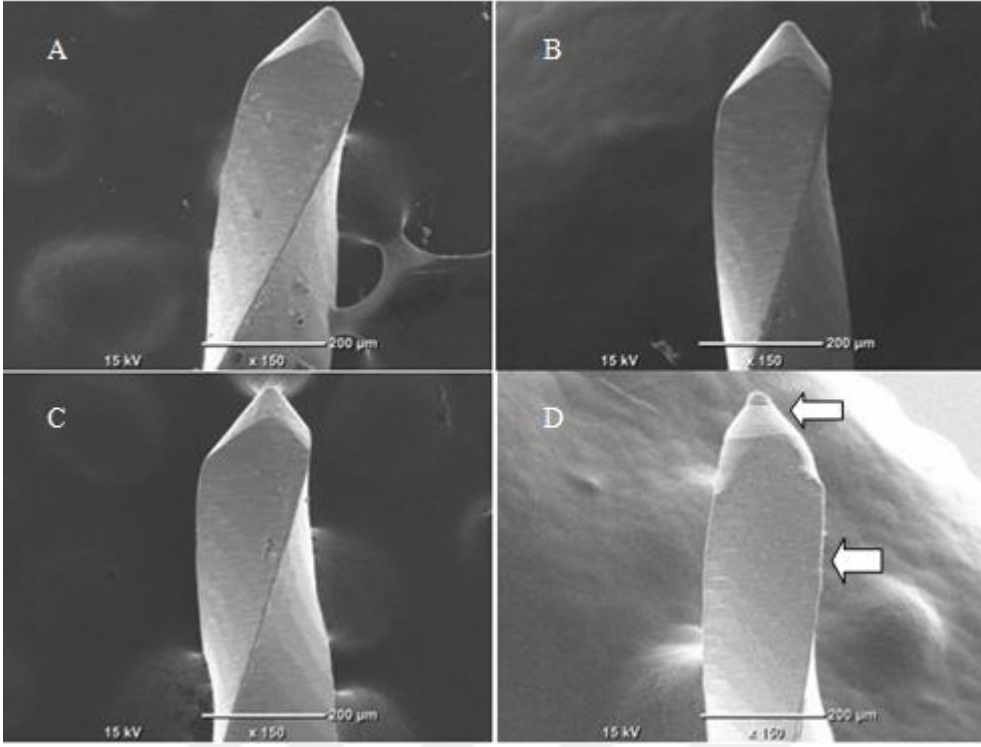
**Şekil 4-5: Geleneksel Ni-Ti eğelerin (Revo-S) bulunduğu grup 1'e ait bir örneğin (A) kullanım öncesi görünümü. (B) 1.kullanım sonrası, kesici kenarda deformasyon görülmekte. (C) 3.kullanım sonrası, daha ileri deformasyon ve inorganik debris varlığı görülmekte. (D) 6. kullanım sonrası, sarmal yapıda bozulma, kesici kenar ve uç deformasyonu görülmekte. X150**



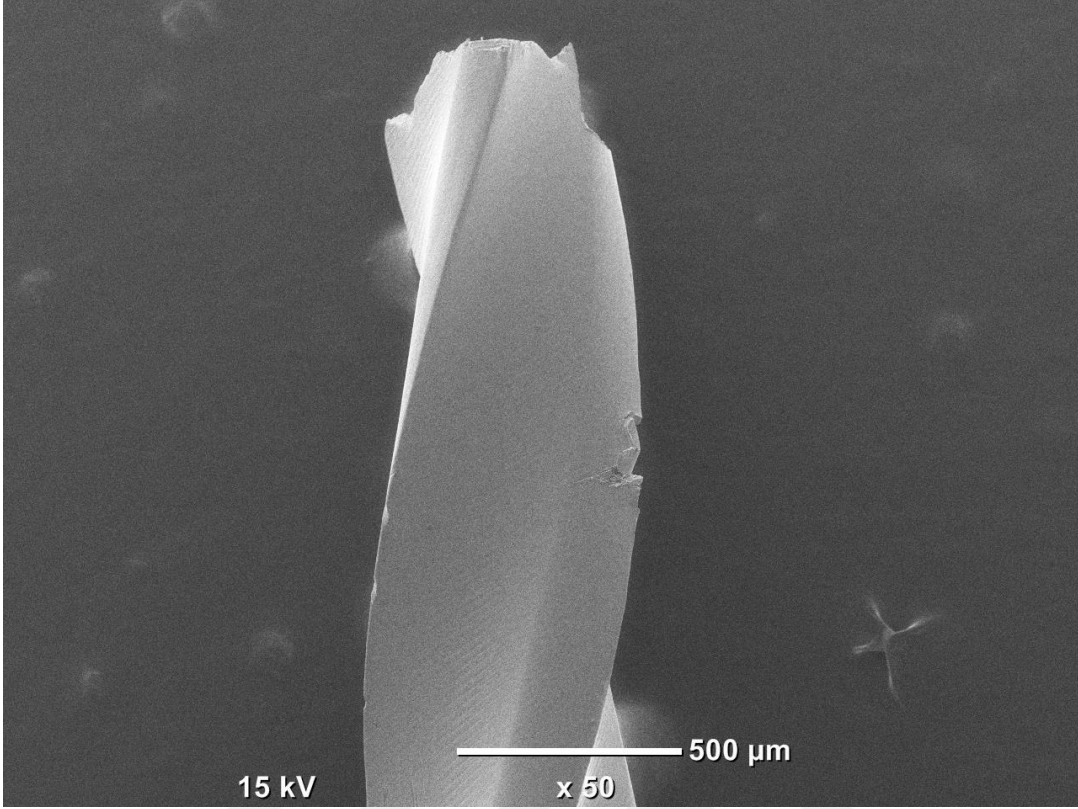
**Şekil 4-6: Hafıza kontrollü Ni-Ti eğelerin (Hyflex CM) bulunduğu grup 2'ye ait bir örneğin, (A) kullanım öncesi görünümü . (B) 1. Kullanım sonrası uç deformasyonu görülmekte. (C) 3. Kullanım sonrası daha ileri deformasyon görülmekte. (D) 6. Kullanım sonrası sarmal yapıda bozulma ve kesici kenar deformasyonu görülmekte. X500**



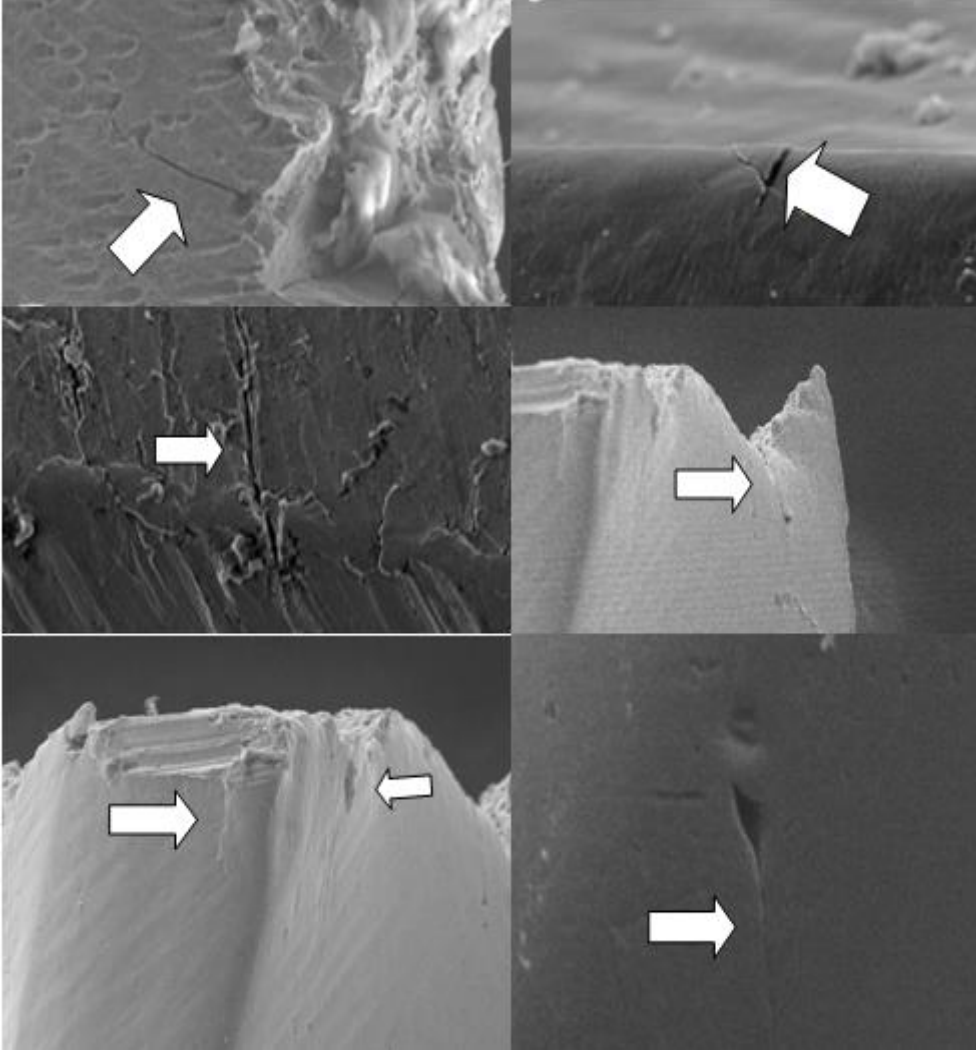
**Şekil 4-7: Geleneksel Ni-Ti eğelerin (Revo-S) bulunduğu grup 1'e ait bir örneğin (A) kullanım öncesi görünümü. (B) 1. Kullanım sonrası deformasyon, debris yada mikroçatlak görülmemekte. (C) 3. Kullanım sonrası inorganik debris varlığı görülmekte. (D) 6. Kullanım sonrası sarmal yapıda bozulma ve uç ve kesici kenarda deformasyonlar görülmekte. X150**



**Şekil 4-8:** Hafıza kontrollü Ni-Ti eğelerin (Hyflex CM) bulunduğu grup 2'ye ait bir örneğin (A)kullanım öncesi görünümü. (B) 1. Kullanım sonrası ve (C) 3. Kullanım sonrası deformasyon görülmemekte. (D) 6. Kullanım sonrası sarmal yapıda bozulma, uç ve kesici kenar deformasyonları görülmekte. X150

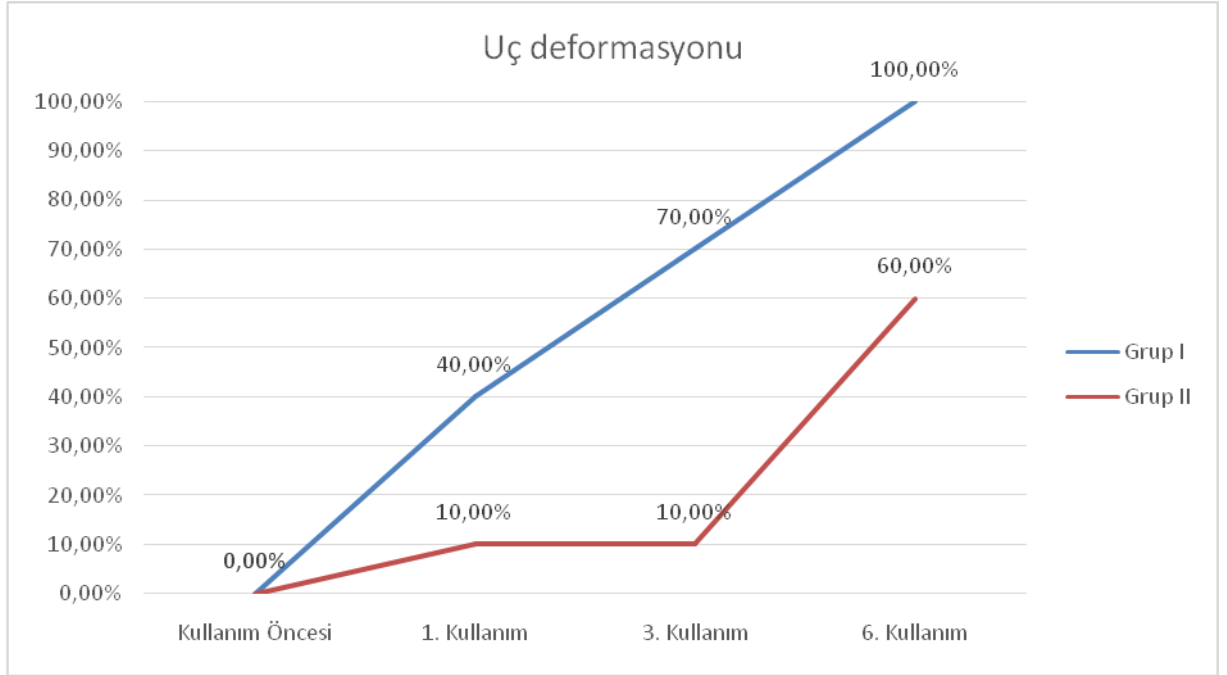


**Şekil 4-9: Geleneksel Ni-Ti eğelerin (Revo-S) bulunduğu Grup 1'e ait 6. Kullanım esnasında kırılan örneğe ait X50 görüntü.**



**Şekil 4-10 : Çalışmamızda görülen çeşitli mikroçatlak türleri**

#### 4.1. Uç deformasyonu :



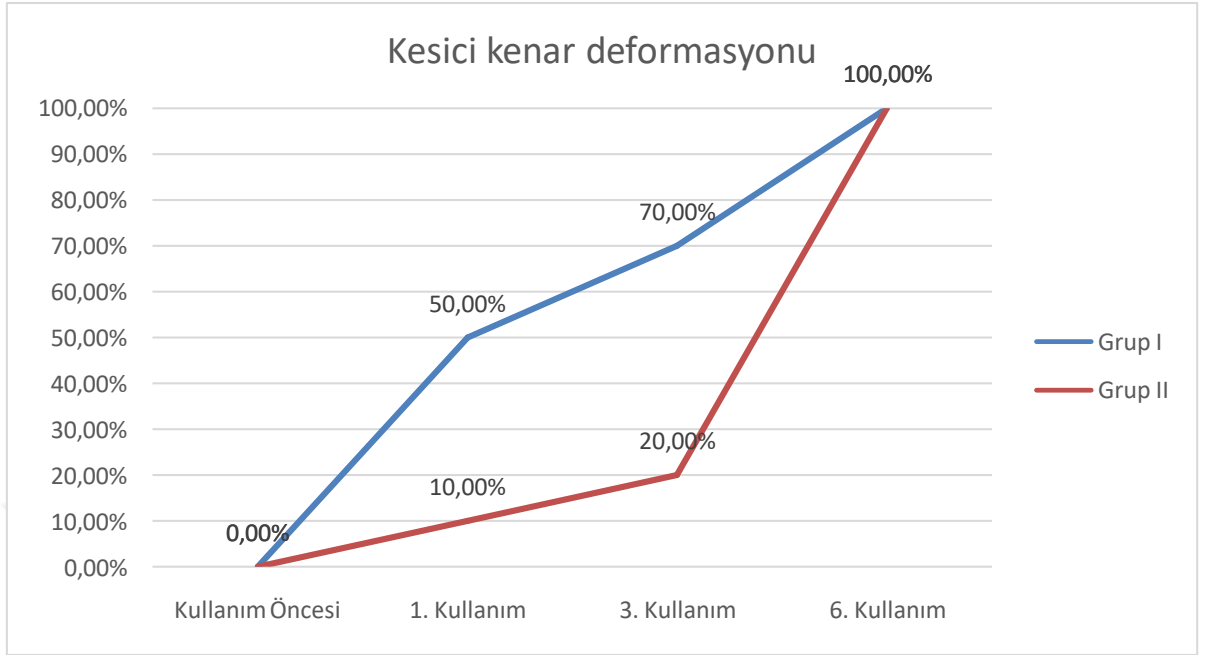
**Tablo 4-5: Grup 1 (Revo-S) ve grup 2 (Hyflex CM)'ye ait uç deformasyonu varlığı**

Grup 1 ve grup 2 karşılaştırıldığında, kullanımlar sonrasında yapılan incelemelerin tümünde, 1. Grupta daha fazla uç deformasyonu saptanmıştır. 3. ve 6. kullanım sonrasında, 1. Grup (Revo-S döner alet sistemi) ile 2. Grup (Hyflex CM döner alet sistemi) ile arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0,004$ ).

Grup 1 (Revo-S döner alet sistemi) 'de ilk kullanım sonrasında 4 örnekte uç deformasyonu oluşumu görülmüştür (Şekil 4-5). Kullanım sayısı arttıkça uç deformasyonu gözlenen örnek sayıları artmış olup, 3. kullanım sonrası ( $p=0,016$ ) ve 6. kullanım sonrasında ( $p=0,002$ ) gözlenen bu artış, istatistiksel olarak da anlamlı şekilde farklı bulunmuştur.

Grup 2 (Hyflex CM döner alet sistemi) 'de ilk kullanım ve üçüncü kullanım sonrasında yalnızca 1 örnekte, altıncı kullanım sonrasında örneklerin 6'sında uç deformasyonu gözlenmiştir (Şekil 4-6). 6. Kullanım sonrasındaki incelemede, deformasyon gösteren ege sayısındaki artış da, istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur ( $p=0,031$ ).

#### 4.2. Kesici kenar deformasyonu:



**Tablo 4-6:Grup 1 (Revo-S) ve grup 2 (Hyflex CM)'ye ait kesici kenar deformasyonu varlığı**

Bunun yanında iki grup karşılaştırıldığında, 1. grupta (Revo-S döner alet sistemi) kesici kenar deformasyonu görülen eğelerin sayısında daha fazla bir artış saptanmış olup, 2. grup (Hyflex CM döner alet sistemi) ile, 1. kullanım sonrasında ( $p=0,028$ ) ve 3. kullanım sonrasında ( $p=0,004$ ) arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. 6. Kullanım sonrasında, iki gruba ait örneklerin tümünde, kesici kenar deformasyonu gözlenmiş olup, farklılık gözlenmemiştir.

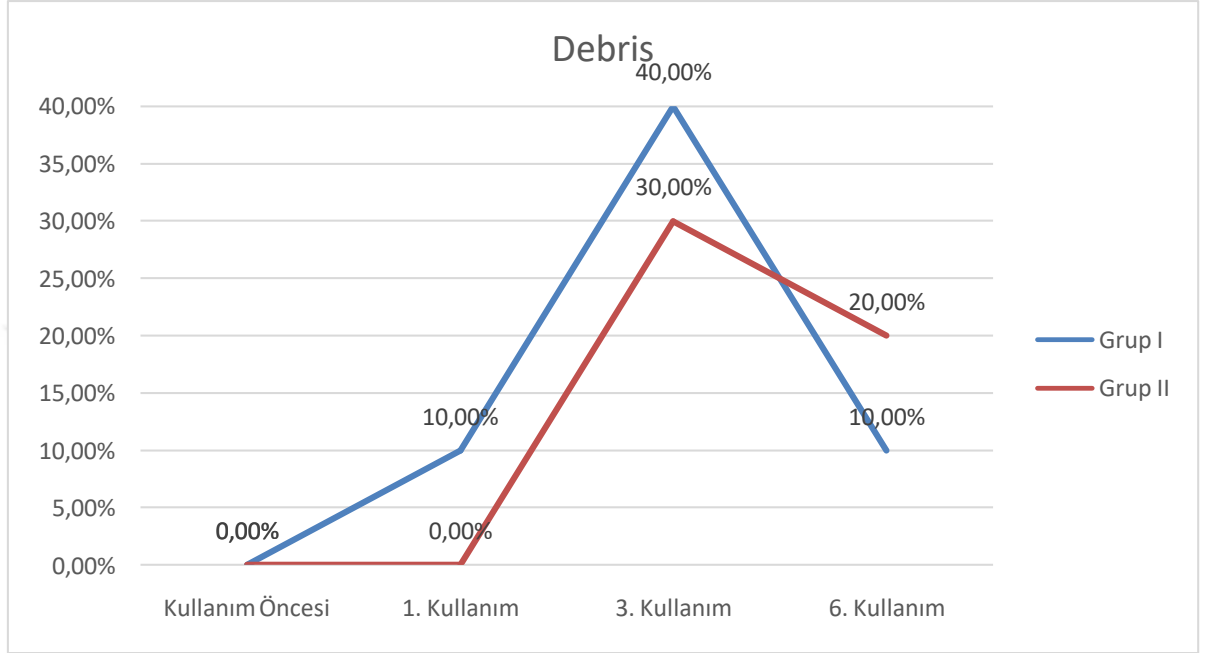
Grup 1 (Revo-S döner alet sistemi)'e ait örneklerde hemen ilk kullanım sonrasında, 5 örnekte, altıncı kullanım sonrasında ise tüm örneklerde kesici kenar deformasyonu gözlenmiştir (Resim 4-7). Grup 1'de 3. kullanım sonrası ( $p=0,016$ ) ve 6. kullanımlar sonrasında ( $p=0,002$ ) gözlenen bu artış da, istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı bulunmuştur.

Grup 2 (Hyflex CM döner alet sistemi)'ye ait örneklerde ilk kullanım sonunda yalnızca 1 örnekte, 3. kullanım sonrasındaki incelemede 2 örnekte kesici kenar deformasyonu gözlenmiştir. Altıncı kullanım sonunda örneklerin tümünde kesici kenar deformasyonu



saptanmıştır (Şekil 4-8). 6. Kullanım sonrasında gözlenen artış da, istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklılık göstermiştir ( $p=0,002$ ).

### 4.3. Debris:



**Tablo 4-7: Grup 1 (Revo-S) ve grup 2 (Hyflex CM)'ye ait debris varlığı**

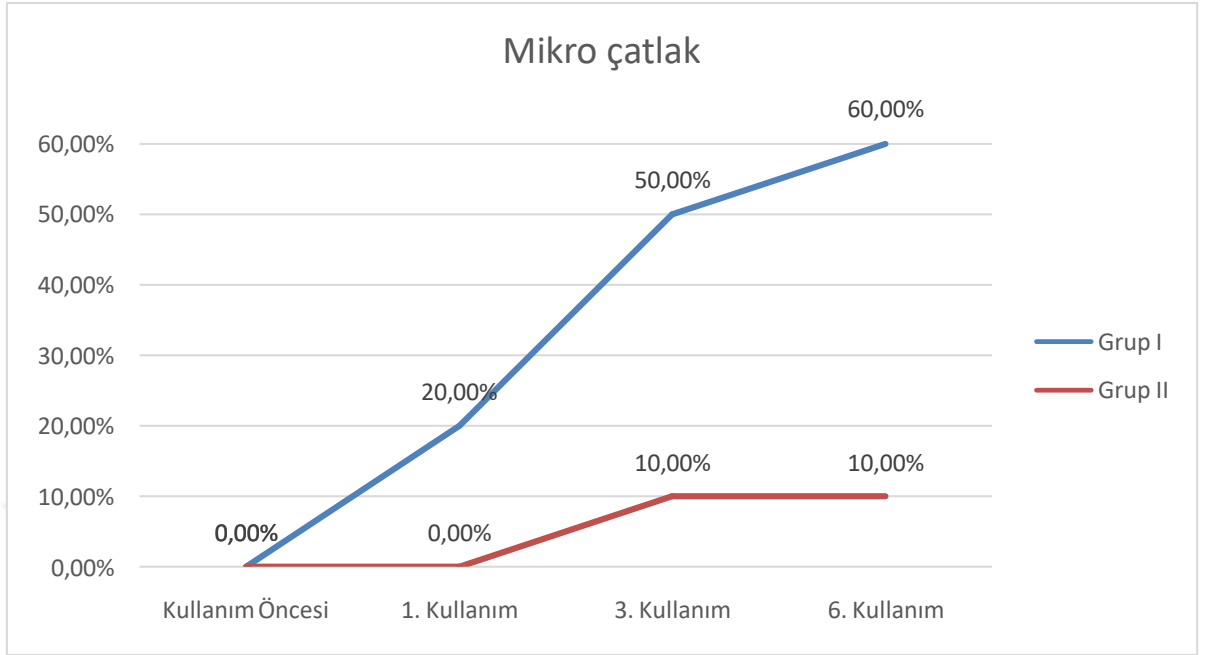
Çalışmamızda incelenen örnekler üzerinde yapılan Enerji Dispersiv Spektrum (EDS) incelemesi sonucunda, hiçbir örnekte organik debris varlığına rastlanmamıştır. Buna karşılık kullanımlar sonrasında, her iki grupta da bazı örneklerde, eser miktarda metalik debris varlığı gözlenmiştir.

Gruplar, debris varlığı yönünden karşılaştırıldığında da, 3. Kullanım sonrasında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır ( $p= 0,029$ ).

Grup 1 (Revo-S döner alet sistemi)'e ait örneklerde en fazla debris varlığına 3. kullanım sonunda rastlanmıştır (Şekil 4-5). Ancak kullanım sayıları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ( $p=0,125$ ).

Grup 2 (Hyflex CM döner alet sistemi)'ye ait örneklerde 3. ve 6. kullanım sonrasında bazı örneklerde debris varlığına rastlanmıştır. Ancak kullanım sayıları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. ( $p= 0,50$ ).

#### 4.4. Mikroçatlak:



**Tablo 4-8:Grup 1 (Revo-S) ve grup 2 (Hyflex CM)' ye ait mikroçatlak varlığı**

1. ve 2. gruplar karşılaştırıldığında, 3. kullanım sonrasında ( $p= 0,028$ ) ve 6. kullanım sonrasında ( $p=0,012$ ), gruplar arasında mikroçatlak görülme sıklığı yönünden istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılıklar gözlenmiştir.

Grup 1 (Revo-S döner alet sistemi)'e ait örneklerde; ilk kullanım sonunda 2 örnekte, 3. kullanım sonrasında 5 örnekte, 6. kullanım sonunda da ise 6 örnekte mikroçatlak oluşumu görülmüştür(Şekil 4-9, Şekil 4-10). Kullanım sayısı arttıkça, mikroçatlak oluşumunda da paralel bir artış gözlenmiştir. 6. kullanım sonrası görülen artış da, istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı bulunmuştur ( $p=0,031$ ).

Grup 2 (Hyflex CM döner alet sistemi)'ye ait örneklerde ilk kullanım sonrasında mikroçatlak oluşumu gözlenmemiştir. 3. kullanım sonrasında, tek bir eğe dışında, yine mikroçatlak oluşumuna rastlanmamıştır. 6. kullanım sonrasında da, 3. Kullanımda çatlak görülen eğe dışında, kalan diğer örneklerde de mikroçatlağa rastlanmamıştır. Sonuç olarak, bu grupta kullanımlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p= 1$ ).

## 5. TARTIŞMA

Kanal tedavisi aşamalarından kök kanalı şekillendirilmesi esnasında yaşanan alet kırılması olayı sık gözlenebilen bir komplikasyondur (Parashos ve ark. 2004) . Bu alet kırıkları, kanal içerisinde kırıldığı yere, şekillendirme esnasında hangi aşamada gerçekleştiğine, kanalın ve özellikle apikal 1/3'lük kısmın temizlenebilirliği gibi kriterlere bağlı olarak prognozu olumsuz yönde etkileyebilir (Ankrum ve ark. 2004). Nikel titanyum döner alet eğelerinin klinikte ekonomik sebeplerle tekrarlayan kullanımları mevcuttur. Bu kullanımlar esnasında ve sonrasında aletler maruz kaldığı mekanik stresler, yıkama solüsyonları, dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemleri etkisiyle deformasyon göstermektedir. Aletlerin gösterdiği bu deformasyonlar ve mikroçatlak oluşumlarının, kullanım esnasında beklenmeyen kırıklar için predispozan faktörler olduğu bilinmektedir (Kuhn ve ark. 2001, Parashos ve ark. 2004).

Nikel titanyum döner alet eğelerinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanarak birçok yenilik yapılmaktadır. Aletlerin dizayn, alaşım özellikleri, üretim metotları değişiklikleri ve uygulanan yüzey işlemler ve ısıl işlemler bu yeniliklere örnek olarak gösterilebilir.

Özel bir ısıl işlemle üretilen hafıza kontrollü Ni-Ti eğelerin üstün fiziksel özelliklere sahip olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir. Geleneksel nikel titanyum eğelere kıyasla hafıza kontrollü eğeler, %300-800 arasında oranlarda daha dirençli bulunmuştur (Bürklein ve ark. 2014, Seago ve ark. 2015).

Bu çalışmamızın amacı, aynı klinik koşullarında, mekanik strese, yıkama solüsyonlarına, dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerine maruz kalan geleneksel ve hafıza kontrollü nikel titanyum döner alet eğelerinin çoklu kullanımlar sonrasında intakt yüzey özelliklerine kıyasla meydana gelen değişimleri gözlemlemektir.

Kemomekanik preparasyonda kullanılan aletlerin fiziksel özelliklerinin ve yüzey değişimlerinin incelenmesi amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların bir kısmında, metal bloklarda döngüsel yorgunlukların kıyaslanması (Zhao ve ark. 2015, Grande ve ark. 2006) yada akrilik bloklarda şekillendirme yapıldıktan sonra eğelerin incelenmesi gibi methodlar izlenmiştir (Arantes ve ark. 2014, Yamazaki-arazaki ve ark. 2012). Ancak bu çalışmalarda incelenen eğeler, klinik koşullarda kullanılmamaktadır.

Bizim çalışmamızda; geleneksel ve hafıza kontrollü nikel titanyum döner alet eğelerini klinik koşullarda karşılaştırabilmek için, çekilmiş insan dişlerinin kullanımı tercih edilmiştir. İki gruba ait tüm eğeler, aynı kökte benzer iki kanal bulunması nedeniyle, standardizasyon sağlayabilmek amacıyla mandibular molar dişlerin mezial kanallarında kullanılmıştır. Hülsmann ve Schinckel'in (1999) çalışmasında da belirtildiği üzere, mandibular mezial kanalların dar ve kıvrık olması da bu tür çalışmalarda bu dişlerin seçilmesinde bir etken olarak düşünülmektedir. Farklı foramenlerle sonlanan kanallara sahip dişler çalışmada kullanılmıştır. Bu kanalların ortak foramenle sonlanmalarının, şekillendirme esnasında ilk kullanılan egede daha fazla stres oluşturabileceği düşünüldüğü için, bu dişlerin çalışma dışında bırakılmıştır. Klinikte en çok rastlanan çıkan zorluk derecesinde dişler olmasından dolayı Schneider 15° ile 25° eğime sahip dişler kullanılmıştır. Standardizasyon sağlayabilmek amacıyla, anatomik farklılıklar gösterebileceği düşünüldüğü için eğeler, aynı sayıda meziobukkal ve meziolingual kanalda kullanılmışlardır.

Eğelerin klinik koşullarda kullanım sonrasında yüzey deformasyonları gösterdiği bilinmektedir. Birçok çalışmada bu defektlerin ve mikroçatlakların alet kırılmalarında hazırlayıcı faktörler olduğu gösterilmiştir (Kuhn ve ark. 2001). Bu sebeple aletler öncelikle intakt yüzey özelliklerinin belirlenebilmesi amacıyla kullanım öncesinde steril paketlerinden açıldıkları anda scanning elektron mikroskopunda incelenmiştir. Ardından aynı eğeler birinci, üçüncü ve altıncı kullanımlarından sonra 4 kriter üzerinden SEM'de incelenmiştir. Benzer çalışmalarda belirtildiği gibi, eğelerin en çok strese maruz kalacağı düşünülen eğelerin uç ve kesici kenarlarındaki deformasyonları, oluşan mikroçatlakların varlığı ve ege üzerindeki debris varlığı kalitatif olarak incelenmiştir.

Nikel titanyum eğelerin yüzey deformasyonlarının incelendiği çalışmalarda dental operasyon mikroskobu, stereomikroskop, mikro CT, atomik güç mikroskobu (AFM) ve scanning elektron mikroskobu (SEM) kullanılmıştır (Alapati ve ark. 2003, Neskovic ve ark. 2010, Sağlam ve Görgül 2015, Shen ve ark. 2015). Çalışmamızda çok yüksek büyütme oranları ile imkanı vermesi, metalik yüzeylerde detaylı inceleme ve metalurjik analiz imkanı sağlaması ve örneklerde herhangi bir değişikliğe yol açmadan tekrarlayan incelemelere olanak sağladığı için, benzer bir çok çalışmada olduğu gibi

SEM kullanımı tercih edilmiştir (Tripi ve ark. 2001, Troian ve ark. 2006, Luzi ve ark. 2010, Kim ve ark. 2013, Arantes ve ark. 2014, Park ve ark. 2014).

Çalışmamızda; benzer bir çok çalışmada olduğu gibi, eğelerin en çok strese maruz kaldığı bilinen apikal 1/3'lük kısımları incelenmiştir (Arantes ve ark. 2014, Spagnuolo ve ark. 2012, Pirani ve ark. 2014, Hanan ve ark. 2015). Eğelerin 5 mm.'lik uç bölümü, uç yapısı ve kesici kenar yüzey özelliklerinde, aletin kullanım öncesi haline göre meydana gelen değişimler yönünden, kalitatif olarak değerlendirilmiştir. Eğelerin, kullanım öncesinde, SEM incelemesinde elde edilen uç ve kesici kenar görüntüleri, kullanımlar sonrasında oluşacak deformasyonları değerlendirebilmek için kontrol olarak kullanılmıştır. SEM incelemesinde her bölgeden X20, X150, X500 ve X1000 büyütmelemlerle mikrofotografılar alınmıştır. Aletlerin her seferinde aynı yüzeylerinin incelenebilmesi için, eğelerin SEM cihazına aynı açı ile yerleştirilebilmesi amacıyla bir SEM örnek tutucusu kullanılmıştır. Bu örnek tutucu, egeenin endomotora bağlandığı şaft bölümündeki düz kısımdan tutarak her seferinde aynı açı ile görüntüleme imkanı sağlamıştır. Eğelerin spiral yapıları bozulmadıkça, alınan mikrofotografıların aynı açıyı sağladığı görülebilmektedir. Kullanımlar sonrasında ise orjinal spiral yapılarındaki deformasyonlar görülebilmekte, özellikle de 6. kullanım sonrasında alınan görüntülerde, değişiklikler açıkça izlenebilmektedir.

Literatürdeki benzer çalışmalarda uygulanan kullanım sayıları incelendiğinde, 1 den 9 kullanıma kadar değişen sayılar mevcuttur. Pirani ve arkadaşları (2014) çekilmiş tek köklü insan dişlerinde birinci, ikinci ve üçüncü kullanımlardan sonra inceleme yapmıştır. Arantes ve arkadaşları (2014) farklı rotary sistemleri incelediği çalışmasında SEM görüntülemesi öncesinde aletleri akrilik bloklarda 5 kez kullanmıştır. Hanan ve arkadaşları (2015) resiprokal nikel titanyum aletleri bir kez kullandıktan sonra SEM' de incelemiştir. Subha ve Sikri (2011) çalışmalarında 4 farklı Ni-Ti eğeyi kıyasladıkları çalışmada aletleri MB kanallarda 5 kez kullanmış ve yüzey değişimlerini SEM' de incelemişlerdir. Çalışmamızda eğeler toplam altı kez kullanılmıştır. Bu seçim yapılırken eğelerin; ilk kullanımın tek köklü bir dişte, üç kullanımın bir molar dişte, altı kullanımının ise iki molar dişte kullanımdan sonra meydana gelebilecek değişimlerin gözlenebilmesi hedeflenmiştir (Tripi ve ark. 2001).

Standardizasyon sağlayabilmek amacıyla, hafıza kontrollü ve geleneksel nikel titanyum aletlerin aynı boyut ve taper da olması amaçlanmıştır. Bu sebeple Hyflex CM

#25/.06 ve Revo-S SU (#25/.06) eğeleri seşilmiştir. Biręok dđner alet sisteminde son apikal şekillendirmede kullanımı đnerilen #25/.06 boyutu seşilmiştir.

şekillendirme esnasında nikel titanyum dđner alet eğelerinin kullanılması esnasında uyulması gereken genel prensiplere ve üretici firma đnerilerinin (tork ve devir değerleri) uygulanmasına özen gđsterilmiřtir. Bunlar: aletler crown down tekniği ile kullanılmış, dđz çizgi girişi sağlanmış, rehber yol hazırlığı yapılmış, apikal yđnde basınę uygulanmadan, şekillendirme boyunca kanal boşluğu yıkama solüsyonu ile dolu olacak şekilde ęalıřılmıřtır. ęalıřmada her iki gruba ait örneklerin de benzer koşullarda ve zorluk derecelerinde kullanımını sağlanarak incelenmesi amağlanmıştır. Bu sebeple ęalıřmada kullanılan tüm kanalların SC1 eğesi ile kural, SC2 eğesi ile apikal hazırlıkları yapılmıştır. Sonuç olarak SEM’de incelenen her iki guruba ait 20 adet eğe Önceden #25/.04 standart boyutta şekillendirilmiş ve son apikal şekillendirmeye hazır hale getirilmiş 60 adet dişin 120 kök kanalında kullanılmıştır.

Nikel titanyum dđner alet eğelerinin, ekonomik sebeplerden dolayı tekrarlayan kullanımlarıyla karşılaşılmaktadır. Kullanım sonrasında ęapraz enfeksiyonun önlenebilmesi amacıyla aletler temizlik, dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerinden geğerler. Bu ęalıřmamızda da örnekler; literatürde önerildiği gibi, endosüngerler yardımıyla mekanik olarak temizlendikten sonra, ultrasonik banyo yardımıyla debrislere arındırılmış ve otoklav ile sterilize edilmiştir (Parashos ve ark. 2004). ęapraz enfeksiyona sebep olabilecek organik debrislere eğeler üzerindeki düzensizliklere tutunabileceği düşünölmüş ve yapılan ęalıřmalarda kullanım sonrasında ultrasonik banyo ve sterilizasyon işlemlerinden geğmesine rağmen steril olmayan örnekler bulunmuştur (Alexandrou ve ark. 2006, Valois ve ark. 2008). ęalıřmamızda gözlenen debrislere tümünden EDS analizleri yapılmış ancak organik debrise rastlanmamıştır. İnorganik debrislere eğelerin başka kısımlarından yüzeye tutulduğu düşünölmüş, metalin koruyula aynı EDS analizi sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Bu sonuçlar ışığında, yapılan temizlik, dezenfeksiyon ve sterilizasyon protokolünün yeterli olduğu ve kullanılan her iki gruba ait eğelerin yüzey özelliklerinin debrislere tutulumuna elverişli olmadığı görölmektedir.

Nikel titanyum kanal aletlerinin kırılma direnęlerine ve yüzey yorgunluklarına, sterilizasyon ve dezenfeksiyon işlemlerinin ve yıkama solüsyonu olarak kullanılan sodyum hipokloritin (NaOCl) etkisini incelemek amacıyla biręok ęalıřma yapılmıştır

(Spagnuolo ve ark. 2012, Casper ve ark. 2011, Valois ve ark. 2008, Alfoqom alazemi ve ark. 2015). Nikel titanyum alaşımdaki eğelerde sterilizasyonun etkileri konusunda çalışmalarda görüş birliği bulunmamaktadır. Eğelerin kırılma direnci üzerinde etkisi bulunmadığını (Bulem ve ark. 2013, Mize ve ark. 1998), kırılma direncini artırdığını (Plotino ve ark. 2012, Viana ve ark. 2006) ve azalttığını (Hilfer ve ark. 2011) gösteren çalışmalar mevcuttur.

Yıkama solüsyonu olarak kullanılan NaOCl'nin nikel titanyum eğelerin fiziksel ve mekanik özelliklerini negatif yönde etkilediğini, korozyona sebep olabildiğini ve eğe yüzeylerinde mikropittinglere yol açabildiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (Peters ve ark. 2007, Sarkar ve ark. 1983, O'hoy ve ark. 2003) . Sterilizasyona ek olarak NaOCl'nin etkilerini inceleyen çalışmalar yapılmıştır (Bulem ve ark. 2013). Çalışmamızda örneklerde korozyona rastlanmamış ve meydana gelen deformasyonların kullanım esnasındaki streslere bağlı olabileceği düşünülerek NaOCl'nin etkisi net olarak belirtilememiştir. Çalışmamızda amaçlanan doğrultuda, klinik koşulların taklit edilebilmesi için gerekli dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerinin örneklerin tümüne aynı protokolle uygulanması sebebiyle sterilizasyon ve yıkama solüsyonların etkileri ayrıca bir değerlendirme kriteri olarak alınmamıştır.

Çalışmamızda iki gruba ait eğelerde de, kullanım sayısı arttıkça deformasyon ve mikroçatlak görülme oranları artmıştır. Tekrarlayan kullanımların spiral yapılarda bozulmaya, eğenin kesici kenarlarında ve uç kısmında deformasyonlara, aşınmaya ve düzensizliklere sebep olduğu görülmüştür. Kullanım sayısının artmasıyla, defekt oluşumu artışını ortaya koyan benzer çalışmalarla, uyumlu sonuçlar alınmıştır (Svec ve Powers 2002, Zuolo ve Walton 1997). Bulgularımızla paralel olarak, Basrani ve ark. (2011), Revo-S eğelerinin torsiyonel profilini incelemiş ve tekrarlayan kullanımlar sonrasında eğelerin kırılana dek sağladığı rotasyon açısının önemli derecede düştüğünü bildirmiştir.

Çalışmamızda geleneksel nikel titanyum döner alet eğesi olarak seçilen Revo-S SU eğesi hafıza kontrollü nikel titanyum döner alet eğesi olarak seçilen Hyflex CM'ye kıyasla uç deformasyonu, kesici kenar deformasyonu ve mikroçatlak oluşumu bakımından anlamlı derecede farklılık göstermiştir.

1 kullanım sonrasında 4 Revo-S SU döner alet eğesi uç deformasyonu gösterirken yalnızca 1 Hyflex CM eğesi uç deformasyonu göstermiştir. Kesici kenar

deformasyonu gösteren 5 Revo-S SU döner alet eğesi bulunurken sadece 1 Hyflex CM eğesinde kesici kenarlarda deformasyon gözlenmiştir. 2 Revo-S SU döner alet eğesinde mikroçatlak gözlenirken, Hyflex CM eğelerinde bir kez kullanıldıktan sonra mikroçatlak oluşumu gözlenmemiştir.

3 kullanım sonrasında inceleme yapıldığında Hyflex CM eğelerinin aksine, Revo-S SU döner alet eğelerinin yarısından fazlasında uç ve kesici kenarlarda deformasyon gözlenmiştir. Mikroçatlak gösteren Revo-S SU döner alet eğesi sayısı 5 olmuştur.

6 kullanım sonrasında tüm Revo-S SU eğelerinde uç ve kesici kenarlar deforme olmuştur. 6 örnekte mikroçatlak gözlenmiştir. Hyflex CM eğelerinde ise spiral yapıların sterilizasyon sonrası eski haline gelmemesi ile birlikte tüm örneklerde kesici kenar deformasyonu gözlemiştir. Altı kullanım sonrasında uç deformasyonu göstermeyen 4 örnek bulunmaktadır. Yalnızca bir Hyflex CM örneğinde mikroçatlak oluşumu gözlenmiştir.

Bu sonuçlara göre Hyflex CM eğeleri geleneksel nikel titanyum döner alet sistemine göre daha üstün sonuçlar vermiştir. Özellikle birinci ve üçüncü kullanımlardan sonra deformasyon ve mikroçatlak gözlenme oranları arasında ciddi farklılıklar bulunmaktadır. Literatürde hafıza kontrollü nikel titanyum eğelerin, geleneksel nikel titanyum aletlerle kıyaslandığı birçok çalışma ile benzer sonuçlar elde edilmiştir (Johnson ve ark. 2008, Peixoto ve ark. 2010, Peters ve ark. 2007, Mckelvey ve Ritchie 2001). Döngüsel yorgunluk direnci çalışmalarında hafıza kontrollü döner alet eğeleri geleneksel nikel titanyum eğelere kıyasla daha üstün bulunmuştur (Shen ve ark. 2011,2012, Plotino ve ark. 2012). Santos ve arkadaşlarının (2013) sonlu elemanlar analizi çalışmasında da hafıza kontrollü nikel titanyum eğeler geleneksel nikel titanyum eğelere göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Braga ve ark.'larının (2014) da yaptığı çalışmada hafıza kontrollü eğelerin geleneksel Ni-Ti'lere kıyasla %390 daha dirençli olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızın da bulguları bu araştırmacılarla uyumludur

Eğelerin yüzeylerindeki düzensiz alanların çatlakların başlangıç noktaları olarak rol oynadığı ve bu çatlakların kullanım esnasında oluşan streslerle kırığa dönüşebildiği belirtilmiştir (Kuhn ve ark. 2001). Buna paralel olarak daha az yüzey düzensizliği gösteren eğelerde döngüsel yorgunluk direnci daha yüksek bulunmuştur (Lopes ve ark. 2016). Yüzey düzensizliklerinin artışının klinik kullanım esnasında alet kırılması



mekanizması üzerinde etkisi olduğunu gösteren çalışmalar da benzer sonuçlar ortaya koymuştur (Alapati ve ark. 2005, Eggert ve ark. 1999, Yokoyama ve ark. 2004). Bizim çalışmamızda, yalnızca bir adet Revo S SU eğesi 6. kullanımda kırılmıştır. Kırılan bu eğenin 3. kullanım sonrası incelemesinde; uç ve kesici kenar deformasyonu ve mikro çatlak olduğu saptanmıştır. Bu bulgumuz da, çatlakların kullanım esnasında oluşan streslerle kırığa dönüşebildiğini bildiren Kuhn ve arkadaşlarının (2001) bulgularıyla uyumludur.

Nikel titanyum döner alet eğelerinin deformasyonları ve bozulmalarını inceleyen birçok çalışma bulunmasına rağmen, bu aletlerin kaç kez güvenli şekilde kullanılacağına ilişkin literatürde ortak bir görüş bulunmamaktadır. Dört molar dişte kullanıldıktan sonra eğelerin kırılma insidanslarının artmadığını bildiren çalışmalar olmakla birlikte (Yared ve ark. 2000), nikel titanyum döner alet eğelerinin güvenli şekilde yalnızca bir kez kullanılabilceğini savunan çalışmalar da mevcuttur (Sonntag ve Peters 2007). Bunun yanında çok sayıda çalışma klinik kullanımlardan sonra döngüsel yorgunluk dirençlerinin düştüğünü göstermiştir (Gambarini 2001, Bahia ve Buono 2005, Plotino ve ark. 2006, Vieira ve ark. 2008).

Hyflex CM döner alet sistemine ait eğeler kullanım esnasında plastik deformasyon göstermeleri ve orjinal sarmal yapılarında bozulmalar olması durumunda dahi, sterilizasyon sırasında maruz kaldığı sıcaklık sayesinde orjinal yapılarına dönebilirler. Üretici firma, tekrarlayan kullanımlar sonrasında sterilizasyon işleminden orjinal sarmal yapısında çıkmayan bir eğenin kullanılmamasını önermektedir (Coltene Endo 2014). Bu özelliği sayesinde alet kırığı ihtimalini düşürmektedir. Çalışmamız sonuçlarında, üretim teknolojisine dayanarak, tekrarlayan kullanımı üretici firma tarafından desteklenen hafıza kontrollü eğelerin, birden fazla kez güvenli olarak kullanılabilceği gösterilmiştir. Buna paralel olarak, Shen ve arkadaşları da (2013) bizim bulgularımızla uyumlu bir şekilde Hyflex CM eğelerin 3 kullanım sonrasında kırılma ihtimallerinin düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Elektropolishing yüzey düzensizliklerini ve defekt oluşumunu azaltan bir yüzey işlemidir (Anderson ve ark. 2007). Elektropolishing görmesine rağmen Revo-S SU eğelerinin ilk kullanım sonrasında daha az yüzey düzensizliği gösterdiği görülmüştür. Yapılmış çalışmalarda buna benzer sonuçlar görülmüştür (Qaed ve ark. 2018). Buna ek olarak kullanım sayısı arttıkça Revo-S eğeleri Hyflex CM eğelere kıyasla çok daha fazla

deforme olmuştur. Yüzey işlemleri görmüş olmasına rağmen, geleneksel nikel titanyum döner alet eğeleri hafıza kontrollü nikel titanyum döner alet eğeleri kadar dirençli olmadığı gözlenmiştir.

Çalışmamızın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Çalışmamızda #25/.06 eğeler, hafif eğime sahip kök kanallarında kullanılmıştır. Daha yüksek eğime sahip olan veya tamamen düz kök kanallarında kullanımın sonuçları nasıl etkileyebileceğinin, başka bir çalışmanın konusu olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca daha küçük çap ve taper'e sahip eğeler kullanılmış olsaydı sonuç nasıl etkilenirdi? Bu konuda da, ileri çalışmalara gerek olduğu kanaatindeyiz.

Çalışmamızın sınırları içinde şu sonuçlar elde edilmiştir : hafıza kontrollü Ni-Ti döner alet eğeleri, geleneksel Ni-Ti eğelere göre fiziksel streslere daha dayanıklıdır ve daha az deformasyon göstermişlerdir. Bu bulgumuza dayanarak hafıza kontrollü nikel titanyum döner alet eğelerinin en az üç kez güvenli olarak kullanılabilceğini düşünüyoruz. Üçüncü kullanım sonrası her iki grup eğelerde de değişen derecelerde deformasyonlar gözlenmiştir. Standart dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemleri mekanik temizlik yönünden yeterli olup, bu işlemlerden geçen eğeler üzerinde herhangi bir organik artık kalmadığı saptanmıştır. 6. kullanımdan sonra eğelerin tümünde kesici kenar deformasyonu görülmüştür. Çalışmamızda sadece 1 adet Revo S SU eğesi, 6. kullanımda kırılmış olmakla birlikte, her iki tip eğede de 3. kullanımından sonra kırık riskinin arttığını düşünmekteyiz .

## KAYNAKLAR

1. Alapati S.B., Brantley W.A., Svec T. A., Powers J.M., Nusstein J.M., Daehn G.S (2004). Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, **30**, 339-41.
2. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC (2003). Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J Endod*, **29(10)**: 667-669
3. Alapati SB, Brantley WA, svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod*, **31**:40-43.
4. Alapati, S.B., Brantley, W.A., Iijima, M., Clark, W., A., Kovarik, L., Buie, C., Liu, J., Ben Johnson, W. (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod*, **35**, 1589-1593.
5. Alapati, S.B., Brantley, W.A., Svec, T.A., Powers, J.M., Nusstein, J.M., Daehn, G.S. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod*, **31**, 40-43.
6. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK (2006). SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*, **32(7)**:675-9
7. Alexandrou, G., Chrissafis, K., Vasiliadis, L., Pavlidou, E., Polychroniadis, E.K. (2006). Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, **39**, 770-8.
8. Alfoqom Alazemi M, Bryant S, Dummer P. (2015). Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization. *Int. Endod. J*, **48(6)**: 593-601.
9. Al-Fouzan, K.S. (2003). Incidence of rotary Profile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *Int Endod J*, **36**, 864-867.

10. Al-Hadlaq S. M. S., AlJarbou F. A., AlThumairy R. I. (2010). Evaluation of Cyclic Flexural Fatigue of M-Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* **36**, 305–307,.
11. Alomairy, K.H. (2009). Evaluating two techniques on removal of fractured rotary nickel-titanium instruments from root canals: An in vitro study. *J Endod*, **35**, 559-62.
12. Ametrano, G., Anto, V.D., Di Caprio, M.P., Simeone, M., Rengo, S., Spagnuolo, G. (2011). Effect of sodium hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on rotary 115 nickel-titanium instruments evaluated using atomic force microscopy. *Int Endod J*, **44**, 203-9.
13. Anderson ME, Price JW, Parashos P. (2007). Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel–Titanium Endodontic Instruments. *J Endod*, **33(10)**:1212-6.
14. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. (2004). K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod*, **30(4)**:234-37.
15. Arantes WB, da Silva CM, Lage Marques JL, Habitante S, da Rosa LCL, de Medeiros JMF. (2014). SEM analysis of defects and wear on Ni–Ti rotary instruments. *Scanning*, **36(4)**: 411-418.
16. Bahia MGA, Buono VT. (2005). 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*, **100**:249–55.
17. Barbakow, F., Lutz, F. (1997). The lightspeed preparation technique evaluated by swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J*, **30**, 46-50.
18. Basrani B, Roth K, Sas G, Kishen A, Peters OA (2011). Torsional profiles of new and used revo-s rotary instruments: an in vitro study. *J Endod*, **37(7)**:989-92
19. Basrani B, Roth K, Sas G, Kishen A, Peters OA. (2011). Torsional profiles of new and used revo-s rotary instruments: an in vitro study. *J Endod*, **37(7)**:989-92.
20. Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: Protaper versus Profile. *J Endod*, **29**, 15-9.

21. Berutti, E., Negro, A.R., Lendini, M., Pasqualini, D. (2004). Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of protaper rotary instruments. *J Endod*, **30**, 228-230.
22. Blum, J.Y., Cohen, A., Machtou, P., Micallef, J.P. (1999). Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*, **32**, 24-31.
23. Boessler, C., Paque, F., Peters, O.A. (2009). The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *J Endod*, **35**, 102-106.
24. Bonaccorso, A., Schafer, E., Condorelli, G.G., Cantatore, G., Tripi, T.R. (2008). Chemical analysis of Nickel-Titanium Rotary Instruments with and without 117 Electropolishing after Cleaning Procedures with Sodium Hypochlorite. *J Endod*, **34**, 1391-1395.
25. Borgula, L. (2005). Rotary Nickel-titanium instrument fracture: an experimental and SEM based analysis. [D Clin Dent (Endo)]. Melbourne: University of Melbourne, 2005.
26. Braga LC, Faria Silva AC, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. (2014). Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, **40(9)**:1494-7.
27. Braga LC, Faria Silva AC, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. (2014). Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, **40(9)**:1494-7
28. Brantley, W.A. (2008). Introduction of Nickel-titanium alloy to endodontics. *İçinde: Ingle's Endodontics 6*, Hamilton, BC Decker Inc. P.800-811.
29. Bulem ÜK, Kececi AD, Guldaz HE. (2013). Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Appl Oral Sci*, **21**:505-10.
30. Bürklein S, Börjes L, Schafer E. (2014). Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, **47**:470-6

31. Byström, A., Sundqvist G. (1985). The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J*, **18**, 35-40.
32. Byström, A., Sundqvist, G. (1981). Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scandinavian Journal of Dental Research*, **89**, 321-328.
33. Casper R, Roberts H, Roberts M, Himel V, Bergeron B. (2011). Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod*, **37**: 1572–1575.
34. Cheung, G.S., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y., Darvell, W. (2005). Defects in protaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*, **38**, 802-9.
35. Coltene Endo. HyFlex CM – Controlled memory NiTi files. 2014. File sequence step by step card.
36. Crump, M.C., Natkin, E. (1970). Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *Journal Of the American Dental association*, **80**, 1341-7.
37. Cunningham, C.J., Senia, E.S. (1992). A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *J Endod*, **18**, 294-300.
38. Darabara, M., Bourithis, L., Zinelis, S., Papadimitrou, G.D. (2004). Susceptibility to localized corrosion of stainlesssteel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J*, **37**, 705-10.
39. E. Schäfer, D. Lohmann. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 2. (2002). Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J*, **35**, 514–21.
40. E. Schäfer, U. Schulz-Bongert, G. Tulus. (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J. Endod*, **30**, 432–435.
41. Eggert C, Peters O, Barbakow F. (1999). Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod*, **25**(7):494-7.

42. Elnaghy A1, Elsaka. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. (2018). *S2Clin Oral Investig*, **22(3)**:1433-1437.
43. Esposito PT, Cunningham CJ (1995). A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*, **21**: 173–176.
44. Gambarini G. (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high-torque endodontic motors. *J Endod*, **27**:772–4.
45. Gambarini G., Grande N. M., Plotino G., Somma F., Garala M., De Luca M., Testarelli L. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J. Endod*, **34**, 1003–5.
46. Gambarini, G. (2000). Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endodon Dent Traumatol*, **16**, 95-100.
47. Gambarini, G. (2001a). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod*, **27**, 772-4.
48. Gambarini, G. (2001b). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J*, **34**, 386-9.
49. Gambarini, G., Plotino, G., Grande, N.M., Al-Sudani, D., De Luca, M., Testarelli, M. (2011). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J*, **44**, 337-41.
50. Gambarini, G., Pompa, G., Di Carlo, S., De Luca, M., Testarelli, L. (2009). An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Australian Endodontic Journal*, **35**, 70-72.
51. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, **36(7)**:1205-09.
52. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MA, Caldeira CL. (2010). Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. **J Endod**, **36(7)**:1183-1186
53. Gergi R., Rjeily J. A., Sader J., Naaman A. (2010). Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of Twisted Files, Pathfile-ProTaper System,

- and Stainless Steel Hand K-Files by Using Computed Tomography. *J. Endod*, **36**, 904–907.
54. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE (1995). A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven and K-Flex endodontic instruments. *J Endod*, **21**:146–151.
55. Grossman, L.I. (1969). Guidelines for prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **28**, 746-52.
56. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD (2005). A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod*, **31**, 468-470.
57. Gutmann, J.L., Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*, **45**, 113-128.
58. Gutmann, J.L., Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*, **45**, 113-128.
59. Ha J. H., Kim S. K., Cohenca N., Kim H. C. (2013). Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J. Endod*, **39**, 389–393.
60. Haapasalo M, Shen Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics*, **29(1)**:3-17.
61. Haikel, Y., Serfaty, R., Bateman, G., Senger, B., Allemann, C. (1999) Dynamic and cyclic fatigue of engine driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, **25**,434-40.
62. Haikel, Y., Serfaty, R., Wilson, P., Speisser, J.M., Allemann, C. (1998a). Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod*, **24**, 736-9.
63. Haikel, Y., Serfaty, R., Wilson, P., Speisser, J.M., Allemann, C. (1998b). Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod*, **24**,731-5.



64. Hanan ARA, Meireles DAd, Sponchiado Júnior EC, Hanan S, Kuga MC, Bonetti Filho I. (2015). Surface Characteristics of Reciprocating Instruments Before and After Use-A SEM Analysis. *Braz. Dent. J*, **26(2)**: 121-127.
65. Hayashi, Y., Yoneyama, T., Yahata, Y., Miyai, K., Doi, H., Hanawa, T., Ebihara, A., Suda, H. (2007). Phase transformation behaviour and bending properties of 101 hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, **40**, 247-253.
66. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. (2011). Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod*, **37(1)**:72-74.
67. Himel, V.T., McSpadden, J.T., Goodis, H.E. (2006). Instrument, materials and devices. İçinde Keiser K, editor. *Pathways of the pulp*. 9th ed. Mosby: Elsevier; 238-89.
68. Hülsmann M, Schinkel I. (1999). Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Endod Dent Traumatol*, **15**:252-8.
69. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvardi L, Gandolfi MG, Giorgini L, Prati C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*. **50(3)**:303-313.
70. Ingle, J.I. (1961). A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surgery Oral Medicine and Oral Pathology*, **14**, 83-91.
71. Ingle, J.I., Taintor, J.F. (1985). *Endodontics*. Third ed. Lea & Febiger, Philadelphia, p:100-22.
72. Jafarzadeh, H., Abbott P.V. (2007) Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod*, **33**, 1155-1162.
73. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*, **34(11)**:1406–09.
74. Johnson E., Lloyd A., Kuttler S., Namerow K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J. Endod*, **34**, 1406–9.

75. Kapalas A., Lambrianidis T. (2000). Factors associated with root canal ledging during instrumentation. *Endod. Dent. Traumatol* **16 (5)**: 229–231.
76. Kerekes, K., Tronstad, L. (1979). Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *J Endod*, **5**, 83-90.
77. Kim HC, Hwang YJ, Jung DW, You SY, Kim HC, Lee W. (2013). Micro Computed Tomography and Scanning Electron Microscopy Comparisons of Two Nickel– Titanium Rotary Root Canal Instruments Used With Reciprocating Motion. *Scanning*, **35(2)**: 112-118.
78. Knowles, K.I., Hammond, N.B., Biggs, S.G., Ibarrola, J.L. (2006). Incidence of instrument separation using Lightspeed rotary instruments. *J Endod*, **32**, 14-6.
79. Kobayashi, C., Yoshioka, T., Suda, H. (1997). A new motor-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod*, **23**, 751-4.
80. Krell, K.V.(2009). Endodontic instruments. İçinde M. Torabinejad, RE Walton (4th Ed) Endodontics Principles and Practice. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 204-215.
81. Kuhn G., Jordan L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickeltitanium endodontic instruments. *J Endod*, **28**, 716-720.
82. Kuhn, G., Tavernier, B., Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickeltitanium endodontic instruments failure. *J Endod*, **27**, 516-520.
83. Larsen C. M., Watanabe I., Glickman G. N., He J. (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J. Endod* **35**, 401–3.
84. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. (2016). Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*, **42(6)**:965-8
85. Lopes, H.P., Elias, C.N., Vieira, V.T., Moreira, E.J., Marques, R.V., de Oliveira, J.C., Debelian, G., Siqueira, J.F.Jr. (2010). Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, **36**, 1653-1657.
86. Luzi A, Forner L, Almenar A, Lena C. (2010). Microstructure alterations of rotary files after multiple simulated operative procedures. *Med Oral Patol Oral CirBucal*, **15(4)**: e658-662.

87. M. Hülsmann, E. Schafer. (2013). Endodontide Problemler: Etiyoloji, Tanı ve Tedavi. Quintessence Yayıncılık,
88. Mandel, E., Adib-Yazdi, M., Benhamou, L. M., Mesgouez, C., Sobel, M. (1999). Rotary Ni-Ti profile systems for prepreparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J*, **32**,436-43.
89. Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S. Ve ark. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, **36**, 262-6.
90. McCormick PG, Liu Y, Miyazaki S. (1993). Intrinsic thermal- mechanical behaviour associated with the stress-induced martensitic transformation in NiTi. *Mater Sci Eng A*, **167**:51–56.
91. Mckelvey AL, Ritchie RO. (2001). Fatigue-crack growth behavior in the super elastic and shape-memory alloy nitinol. *Metal Mater Trans A*, **32A**:731-43.
92. Miyai, K., Ebihara, A., Hayashi, Y., Doi, H., Suda, H., Yoneyama, T. (2006). Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, **39**, 119-26.
93. Miyazaki S., Otsuka K., Imai T., Igo Y (1986). Effect of cyclic deformation on the pseudoelasticity characteristics of Ti-Ni alloys. *Met Trans A*, **17**:115-120.
94. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel– titanium endodontic instruments. *J Endod*, **24(12)**:843-47.
95. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PM, de Figueiredo JA, Peters OA (2013). Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. *J Endod*, **39(12)**:1634-8.
96. Nešković J, Damjanov M, Živković S, Grga Đ, Koruga Đ, Kojić D (2010). Deformations of the manual endodontic instruments during root canal instrumentation. *Stomatol. Glas. Srb*, **57(1)** : 21-29.
97. Ninan E, Berzins DW. (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. **39(1)**:101-4.
98. O'Hoy P.Y.Z., Messer H.H., Palamara J.E. (2003). The effect of cleaning procedures on fractures properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J*, **36**, 724-32.

99. Parashos P, Linsuwanont, Messer HH. (2004). A cleaning protocol for rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Australian Dental Journal*, **49**(1):20-27.
100. Parashos, P., Gordon, I., Messer, H.H. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*, **30**, 722-5.
101. Parashos, P, Linsuwanot, P., Messer, H.H. (2003). Effective cleaning protocols for rotary nickel-titanium files. *Aust Endod J*, **29**, 23-4.
102. Parashos, P, Messer, H.H. (2004). Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. *Int Endod J*, **37**, 249-59.
103. Parashos, P, Messer, H.H. (2006). Rotary instrument fracture and its consequences. *J Endod*, **32**, 1031-1043.
104. Park SK, Kim YJ, Shon WJ, You SY, Moon YM, Kim HC, Lee W. (2014). Clinical efficiency and reusability of the reciprocating nickel-titanium instruments according to the root canal anatomy. *Scanning*, **36**(2): 246-251.
105. Patino, P.V., Biedma, B.M., Liebana, C.R., Cantatore, G., Bahillo, J.G. (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*, **31**, 114-6.
106. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, Rapisarda E. (2016). Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *J Endod*, **42**(1):156-9.
107. Peixoto ÍFC, Pereira ÍSJ, Silva JG, et al. (2010). Flexural fatigue and torsional resistance of Profile GT and Profile GT series X instruments. *J Endod*, **36**:741-4.
108. Pereira E. S. J., Peixoto I. F. C., Viana a C. D., Oliveira I. I., Gonzalez B. M., Buono V. T. L., a Bahia M. G. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int. Endod. J*, **45**, 469-74.
109. Pereira, É.S., Viana, A.C., Buono, V.T., Peters, O.A., Bahia, M.G. (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod*, **41**, 67-71.

110. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *Int Endod J*, **45(11)**:1027–34.
111. Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paqué F, Kopper PM, Vier-Pelisser FV. (2014). Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J*, **47(6)**:505-13.
112. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. (2007). Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod*, **33**:589–593.
113. Peters, O.A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*, **30**, 559-567.
114. Peters, O.A., Barbakow, F. (2002). Dynamic torque and apical forces of Profile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J*, **35**, 379-89.
115. Peters, O.A., Laib, A., Göhring, T.N., Barbakow, F. (2001). Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J Endod*, **27**, 1-6.
116. Peters, O.A., Peters, C.I. (2006). Cleaning and shaping the root canal system. İçinde Keiser K, editor. Pathways of the pulp . 9th ed. Mosby: Elsevier; 290-348.
117. Peters, O.A., Peters, C.I. (2006). Cleaning and shaping the root canal system. İçinde Keiser K, editor. Pathways of the pulp . 9th ed. Mosby: Elsevier; 290-348.
118. Peters, O.A., Peters, C.I., Schönenberger, K., Barbakow, F. (2003). ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by Micro CT. *Int Endod J*, **36**, 86-92.
119. Pettiette, M.T., Conner, D., Trope, M. (2002). Procedural errors with the use of nickeltitanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *J Endod*, **28**, 259.
120. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, Vasconcelos BC. (2018). Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *Int Endod J*. **51(6)**:705-713.

121. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Prati C. (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. **49(5)**:483-93.
122. Pirani C, Paolucci A, Ruggeri O, Bossù M, Polimeni A, Gatto MRA, Gandolfi MG, Prati C. (2014). Wear and metallographic analysis of Wave One and reciproc NiTi instruments before and after three uses in rootcanals. *Scanning*, **36(5)**: 517-525.
123. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. (2012). Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, **38(2)**: 222-225.
124. Plotino G, Grande NM, Sorci E, et al. (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*, **39**:716–23.
125. Plotino, G., Grande, N.M., Cordaro, M., Testarelli, L., Gambarini, G. (2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, **35**, 1469-1476.
126. Poulsen, W.B., Dove, S.B., Del Rio, C.E. (1995). Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod*, **21**, 609-12.
127. Pruett, J.P., Clement D.J., Carnes D.L.Jr. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endodod*, **23**, 77-85.
128. Qaed NA, Mourshed BD, Al-Shamiri HM, Alaizari N, Alhamdah SS. (2018). The Effect of surface topographical changes of two different surface treatments rotary instrument. *J Clin Exp Dent*, **10(1)**:e49-e53.
129. Rahimi, M., Parashos, P. (2009). A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *Int Endod J*, **42**, 264-70.
130. Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Condorelli, G.G. (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Endodod*, **88**, 343-7.
131. Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Fragalk, I., Condorelli, G.G. (2000). The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting

- efficiency. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endodod*, **89**, 363-8.
- 132.Roda, R.S., Gettleman, B.H. (2006). Nonsurgical Retreatment.İçinde Keiser K, editor. Pathways of the pulp . 9th ed. Mosby: Elsevier; 983-992.
- 133.Roland, D.D., Andelin, W.E., Browning, D.F., Hsu, G-H.R., Torabinejad, M. (2002). The effect of preflaring on the rates of separation for 0,04 taper Ni-Ti rotary instruments. *J Endod*, **28**, 543-5.
- 134.Sağlam BC, Görgül G. (2015). Evaluation of surface alterations in different retreatment nickel titanium files: AFM and SEM study. *Microsc. Res. Tech*, **78(5)**: 356-362.
- 135.Santos Lde A, Bahia MG, de Las Casas EB, Buono VT. (2013). Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *J Endod*, **39**:1444-7
- 136.Sarkar NK., Redmond W., Schwaninger B., Goldberg AJ. (1983). The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. *J Oral rehabil*, **10**:121-8.
- 137.Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. (2000). Defect in rotary nickel titanium files after clinical use. *J. Endod*, **26**:161-5
- 138.Sattapan, B., Nervo, G.J., Palamara, J.E.A., Messer, H.H. (2000a). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endodod*, **26**, 161-5.
- 139.Sattapan, B., Palamara, J.E.A., Messer, H.H. (2000b). Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod*, **26**, 156-60.
- 140.Schäfer, E. (2002). Effect of heat sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, **35**, 867-72.
- 141.Schäfer, E.(1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*, **13**, 51-64.
- 142.Schäfer, E., Diez, C., Hoppe, W., Tepel, J. (2002). Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod*, **28**, 211- 216.
- 143.Schäfer, E., Lau, R. (1999). Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*, **25**, 427-30.

144. Schäfer, E., Schulz-Bongert, U., Tulus, G. (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel-titanium rotary instrumentation : a clinical study. *J Endod*, **30**, 432-5.
145. Schilder, H. (1974) Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, **18**, 269-296.
146. Schneider SW. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **32**:271-275
147. Seago ST, Bergeron BE, Kirkpatrick TC, et al. (2015). Effect of repeated simulated clinical use and sterilization on the cutting efficiency and flexibility of Hyflex CM nickel-titanium rotary files. *J Endod*, **41**:725-8
148. Senia E. S., Marshall F. J., Rosen S. (1971). The solvent action of sodium hypochlorite on pulp tissue of extracted teeth. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol*, **31**, 96– 103.
149. Seto, B.G., Nicholls, J.I., Harrington, G.W. (1990). Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J Endod*, **16**, 355.
150. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. (2013). HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J*, **46(8)**:720-9.
151. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. (2012b). Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod* **38(3)**: 376-380.
152. Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazeera B, Buttar R, Wang Z, Zheng Y-f, Haapasalo M. (2015). ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J. Endod*, **41(6)**: 937-42.
153. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod*, **37(11)**: 1566-1571.
154. Shen Y., Zhou H.-M., Wang Z., Campbell L., Zheng Y., Haapasalo M. (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J. Endod* **39**, 919–23.
155. Shen, Y., Bian, Z., Cheung, G.S., Peng, B. (2007). Analysis of defects in Protaper Hand- Operated Instruments after Clinical Use. *J Endod*, **33**, 287-290.



156. Shen, Y., Cheung, G.S., Bian, Z., Peng, B. (2006). Comparison of defects in Profile and Protaper Systems after clinical use. *J Endod*, **32**, 61-65.
157. Shen, Y., Coil, J.M., Haapasalo, M. (2009). Defects in Nickel-Titanium after clinical use. Part:3 A 4- Year Retrospective Study from an undergraduate Clinic. *J Endod*, **35**, 193-196.
158. Shen, Y., Haapasalo, M., Cheung, G.S., Peng, B. (2009). 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*, **35**, 129-132.
159. Shen, Y., Winestock, E., Cheung, G.S., Haapasalo, M. (2009). Defects in NickelTitanium after clinical use. Part 4: An electropolished Instrument . *J Endod*, **35**, 197- 201.
160. Shen, Y., Zhou, H.M., Zheng, Y.F., Peng, B., Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*, **39**, 163-172.
161. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AS, Antunes HDS, Cavalcante DM, Elias CN, De-Deus G. (2018). Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. *J Endod*, **44(1)**:168-172.
162. Silvaggio, J., Hicks, M.L. (1997). Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod*, **23**, 731-4.
163. Siqueira J. F., Lima K. C., Magalhães F. a, Lopes H. P., de Uzeda M. (1999). Mechanical reduction of the bacterial population in the root canal by three instrumentation techniques. *J. Endod*, **25**, 332–335,
164. Sjögren, U., Hagglund, B., Sundqvist, G., Wing, K. (1990). Factors affecting the long term results of endodontic treatment. *J Endod*, **16**, 498-504.
165. Skyttner, B. (2007). Endodontic instrument separations. Evaluation of a patient cases series with separated endodontic instruments and factors related to the treatment regarding separated instruments. *Karolinska Institutet*; Stockholm.
166. Sonntag D, Peters OA. (2007). Effect of prion decontamination protocols on nickel titanium rotary surfaces. *J Endod*, **33**: 442-6.
167. Souter, N.J., Messer, H.H. (2005). Complications associated with fractured file removal using an ultrasonik technique. *J Endod*, **31**, 450-452.

168. Spagnuolo G, Ametrano G, D'antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, Amato M. (2012). Effect of autoclaving on the surfaces of tin -coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, **45**:1148-55.
169. Spili, P., Parashos, P., Messer, H.H. (2005). The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*, **31**, 845-850.
170. Subha N., Sikri VK. (2011). Comparative evaluation of surface changes in four Ni-Ti instruments with successive uses - An SEM study. *J Conserv Dent*, **14(3)**:282-6.
171. Suter, B., Lussi, A., Sequeira, P. (2005). Probability of removing fractured instruments from root canals. *Int Endod J*, **38**, 112-23.
172. Svec TA, Powers JM. (2002). The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod*, **28**:105-7.
173. Svec, T.A. (2008). Instruments for cleaning and shaping. İçinde: Ingle's Endodontics 6. BC Decker Inc, Hamilton. 813-839.
174. Terauchi, Y., O'Leary, L., Suda, H. (2006). Removal of separated files from root canals with a new file removal system: Case reports. *J Endod*, **32**, 789-97.
175. Thompson, S.A. (2000). An overview of nickel-titanium alloy used in dentistry. *Int Endod J*, **33**, 297-310.
176. Thompson, S.A., Dummer, P.M. (1997). Shaping ability of 0.4 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1 and Part 2. *Int Endod J*, **30**, 1-15.
177. Torabinejad, M., Lemon, R.R. (2009). Procedural Accidents. İçinde M. Torabinejad, RE Walton (4th Ed) Endodontics Principles and Practice. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 322-339.
178. Tripi TR, Bonaccorso A, Tripi V, Condorelli GG, Rapisarda E. (2001). Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. *J. Endod*, **27(12)**: 782-785.
179. Troian C, Só M, Figueiredo J, Oliveira E. (2006). Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int. Endod. J*, **39(8)**: 616-625.
180. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. (2008). Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod*, **34**:859-62.

181. Varela-Patino P., Ibanez-Parraga A., Rivas-Mundina B., Cantatore G., Otero X. L., and Martin-Biedma B. (2010). Alternating versus Continuous Rotation: A Comparative Study of the Effect on Instrument Life. *J. Endod*, **36**, 157–159.
182. Venino PM, Citterio CL, Pellegatta A, Ciccarelli M, Maddalone M. (2017). A Micro-computed Tomography Evaluation of the Shaping Ability of Two Nickel-titanium Instruments, HyFlex EDM and ProTaper Next. *J Endod*. **43(4)**:628-632.
183. Viana A. C. D., M. Chaves Craveiro de Melo, M. Guiomar de Azevedo Bahia, V. T. Lopes Bueno. (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol*. **110**, 527–33.
184. Viana, A.C.D., Gonzalez, B.M., Bueno, V.T.L., Bahia, M.G.A. (2006). Influence of sterilization on the mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, **39**, 709-15.
185. Vieira EP, Franc, a EC, Martins RC, et al. (2008). Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, **41**: 163–72.
186. Walia, H.M., Brantley, W.A., Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, **14**, 346-51.
187. Waplington, M., McRobert, A.S. (2014). Shaping the root canal system. *British Dental Journal*, **216**, 293-297.
188. Weine, S.F. (1995). Endodontic Therapy. 5th ed. Missouri, Canada: Mosby
189. West, J.D., Roane, J.B., Georig, A.C. (1994). Cleaning and Shaping the Root Canal System In: Cohen S, Burns RC. Pathways of the Pulp. 6 th. Ed. Mosby St. Louis Missouri, 179-218.
190. Yahata, Y., Yoneyama, T., Hayashi, Y., Ebihara, A., Doi, H., Hanawa, T., Suda, H. (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, **42**, 621-626.
191. Yared G.M, Bou Dagher FE, Machtou P. (2000). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J*, **33(3)**:204-7.
192. Yared, G.M., Bou Dagher, F.E., Machtou, P. (2001). Influence of rotational, torque and operator's proficiency on Profile failures. *Int Endod J*, **34**, 47-53.

193. Yared, G.M., Dagher, F.E., Machtou, P., Kulkarni, G.K. (2002). Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of greater taper files. *Int Endod J*, **35**, 7-12.
194. Yared, G.M., Kulkarni, G.K., Ghossayn, F. (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*, **36**, 764-9.
195. Ye J., Gao Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J. Endod*, **38**, 105-7.
196. Yokoyama KI, Kaneko K, Yabuta E, Asaoka K, Sakai JI. (2004). Fracture of nickel titanium superelastic alloy in sodium hypochlorite solution. *Mater sci eng*, **369**:43-48
197. Young, G.R., Parashos, P., Messer, H.H. (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian Dental Journal*, **52** , S52-S63
198. Zelada, G., Varela, P., Martin, B., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod*, **28**, 540-2.
199. Zhou, H., Peng, B., Zheng, Y. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*, **29**, 42-54.
200. Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K., Papadimitriou, G.D. (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, **103**, 843-847.
201. Zinman, E.J. (2006). Endodontic records and legal responsibilities. İçinde: Keiser K, editor. *Pathways of the pulp* . 9th ed. Mosby: Elsevier; 400-457.
202. Zuolo ML, Walton RE. (1997). Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int*, **28**(6):397-402.

## ETİK KURUL KARARI



T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı :266

12.04.2018

Konu : Prof.Dr.Faruk Haznedaroğlu

Sayın Prof.Dr.Faruk Haznedaroğlu  
Endodonti Anabilim Dalı

İlgili: İÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nın 02/03/2018 gün ve 83524 sayılı yazısı

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2018/27 dosya nolu "Kök kanalı preparasyonu ve sterilizasyon işlemlerinin geleneksel ve hafıza kontrollü nikel titanyum eğelerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerin incelenmesi" başlıklı çalışma kurulumuzun 12/04/2018 tarih ve 68 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr. Gamze Aren  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik  
Araştırmalar Etik Kurul Başkan Yardımcısı

Eki: İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

## İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

kök kanalı preparasyonu ve sterilizasyon işlemlerinin geleneksel ve hafıza kontrollü nikel titanyum eğelerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerin incelenmesi

### ORJİNALLIK RAPORU

<b>%5</b>	<b>%3</b>	<b>%1</b>	<b>%4</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<b>Submitted to Istanbul University</b> Öğrenci Ödevi	<b>%2</b>
<b>2</b>	<b>Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi</b> Öğrenci Ödevi	<b>%1</b>
<b>3</b>	<b>acikarsiv.ankara.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<b>&lt;%1</b>
<b>4</b>	<b>www.ankaramedicaljournal.com</b> İnternet Kaynağı	<b>&lt;%1</b>
<b>5</b>	<b>Submitted to Gazi University</b> Öğrenci Ödevi	<b>&lt;%1</b>
<b>6</b>	<b>library.neu.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<b>&lt;%1</b>
<b>7</b>	<b>www.science.gov</b> İnternet Kaynağı	<b>&lt;%1</b>
<b>8</b>	<b>AZAKLI, Hatice Nur, YILDIRIM, Metin, BELLİ, Şeyda and EMRE, Funda Kaya. "Oral Kavite</b>	<b>&lt;%1</b>

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Safa	<b>Soyadı</b>	Armağan
<b>Doğ.Yeri</b>	Isparta	<b>Doğ.Tar.</b>	07.03.1991
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>TC Kim No</b>	47269262626
<b>Email</b>	safarmgn@gmail.com	<b>Tel</b>	05379115473

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>		
<b>Yük.Lis.</b>		
<b>Lisans</b>	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
<b>Lise</b>	Isparta Süleyman Demirel Fen Lisesi	2009

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Orta	Orta	Orta	65	

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>ALES Puanı</b>	88,70877	89,38201	75,13398
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office	İyi
Adobe Photoshop	Orta

### Yayımları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

### Özel İlgi Alanları (Hobileri):