

T.C.  
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ  
ASKERİ TIP FAKÜLTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI DÖNER ALET SİSTEMLERİNDE KULLANILAN  
Ni-Ti EĞELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMALI DEĞERLENDİRİLMESİ**

**TARIK TOKER**

Diş Tbp. Bnb.

**DOKTORA TEZİ**

ANKARA

2007

**GATA Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne:**

"Farklı döner alet sistemlerinde kullanılan Ni-Ti eğelerin mekanik özelliklerinin karşılaştırılmalı değerlendirilmesi" konulu bu çalışma jürimiz tarafından Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : Prof. Diş Tbp. Kd. Alb. Veli ASLANALP

Üye : Prof. Diş Tbp. Kd. Alb. Kemal KARAKURUMER

Üye : Prof. Dr. Ahmet SERPER

H.Ü. Diş Hek. Fak. Endodonti BD.

Üye : Doç. Diş Tbp. Kd. Alb. Yaşar M. TUNCA

Üye : Yrd. Doç. Diş Tbp. Bnb. Güneş ŞAHİNKESEN

**ONAY:**

Diş Tbp. Bnb. Tank TOKER' in 21/06/2007 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

**Enstitü Müdürü**

Kemal DAĞALP  
Prof. Tbp. Tuğgeneral  
Sağ. Bil. Enst. Müdürü

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kurulu' nun 31 Ocak 2006 gün ve 178 sayılı oturum kararı gereği Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanlığı'nda yapılmıştır.

Doktora tezimin hazırlanması esnasında beni yönlendiren, bilgi birikimi, deneyim ve desteği ile bana yardımcı olan tez danışmanım ve değerli hocam Prof. Dr. Veli Aslanalp'e,

Doktora eğitimim sırasında bana bilgi ve deneyimlerini aktaran ve SEM çalışmalarım için bana yardımcı olan Doç. Dr. Yaşar M. Tunca'ya,

Doktora tezimin hazırlanmasında bitmek bilmeyen enerjisiyle her aşamasında yanımda olan arkadaşım Yrd. Doç. Dr. Cumhuri Aydın'a,

Tezimin istatistiksel değerlendirmeleri ve analizlerini gerçekleştiren sevgili arkadaşım Öğr.Yzb. Mesut Akyol'a ve CorelDraw çizim programıyla dijital şekillendirme ölçüm ve analizleri konusunda bana çok yardımcı olan CorelDraw uzmanı arkadaşım sevgili Fatma Efe'ye,

Tezimin önemli bir bölümünü oluşturan test cihazının geliştirilmesinde bana her türlü teknolojik ve insani yardımı sağlayan 3.Ana Bakım Merkezi Komutanlığı'nın değerli müdürü Ord.Alb. Süreyya Özalp ve teknik ekibine,

Tez çalışmam boyunca yakın ilgi, yardım ve desteklerini gördüğüm tüm Diş Hastalıkları ve Tedavisi kliniği personeline ve aileme teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

**TARIK TOKER**

## ÖZET

### **Farklı döner alet sistemlerinde kullanılan Ni-Ti eğelerin mekanik özelliklerinin karşılaştırmalı değerlendirilmesi,**

Bu çalışmada, son yıllarda geliştirilen yeni jenerasyon Ni-Ti döner alet sistemlerinden olan ProTaper (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve HEROShaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa) Ni-Ti eğelerin, crown-down kök kanal preparasyonu yöntemiyle sabit eğimli şeffaf akrilik bloklardaki şekillendirme etkinliklerinin ve döngüsel yorgunluk test cihazı kullanılarak mekanik direnç özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın şekillendirme aşamasında, eğimli kök kanal şeklini taklit eden toplam 60 adet .02 koniklik açısına sahip, hazır şeffaf akrilik bloklar üzerinde her iki grup döner sistem eğelerinin şekillendirme etkinlikleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Şekillendirme öncesi ve sonrası görüntülerin elde edilmesi için Direkt Dijital Görüntüleme yöntemi kullanılmıştır. Kaydedilen bu şekillendirme öncesi ve sonrası görüntüler bir bilgisayar programında karşılaştırılarak daha önceden yerleştirilmiş olan milimetrik cetvel sayesinde kalibre edilip, belirlenen noktalarda ölçümler yapılmıştır. Çalışmamızın bulgularına göre, eğimli akrilik blok kanallarında HEROShaper Ni-Ti esaslı döner alet sistemi, şekillendirme etkinliği bakımından diğer sisteme göre istatistiksel açıdan daha anlamlı sonuçlar vermiştir. Çalışmamızın ikinci aşamasında, ProTaper ve HEROShaper döner sistem Ni-Ti eğelerin karşılaştırmalı döngüsel metal yorgunluğu yapılması amacıyla, Gambarini tarafından geliştirilen test cihazının benzer bir prototipini kullandık. Bu çalışmamızda, test aparatında ProTaper grubundan 40 ve HEROShaper .grubundan da 40 olmak üzere toplam 80 adet Ni-Ti ege kullanılmıştır. Bu çalışmada elde ettiğimiz sonuçlara göre, HEROShaper .04/25 grubu, ProTaper F2 grubuna göre istatistiksel anlamda daha dirençli olmakla birlikte HEROShaper .04/30 ile ProTaper F3 grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık saptanamamıştır.

**Anahtar Kelimeler :** ProTaper, HEROShaper, nikel-titanyum, kök kanal preparasyonu, döner sistem eğeler, taklit kanallar, döngüsel yorgunluk testi.

**Destekleyen Kurumlar :**T.C. Genel Kurmay Başkanlığı Gülhane Askeri Tıp Akademisi Araştırma Bilimsel Kurul Başkanlığı.

**Yazar Adı** : Tarık TOKER

**Danışman** : Veli ASLANALP

## SUMMARY

### **The Comparative Evaluation of Mechanical Characteristics of Ni-Ti Files Which are Used in Different Rotary Systems,**

The aim of this study was to evaluate comparatively the shaping effects of ProTaper and HEROShaper nickel-titanium rotary system instruments, which both have been newly designated and produced in recent years, on transparent resin simulated curved canal blocks and the cyclic fatigue metal resistance of the same rotary systems on a test device which was produced by the aid of a computer aided design program with our own affords according to the original size prototype that was initially introduced and developed by Gambarini. We used sixty transparent resin simulated canal blocks which was consisting of 30 for each group in the first 'shaping ability stage' of our study. Before and after the shaping preparation procedure, images were taken by using "direct digital imaging" method. The preoperative images were superimposed over the postoperative images with a special computer graphic software program and measurements were performed directly on the obtained images. According to our results, HEROShaper system performed statistically more acceptable shaping forms than its counterpart. In the second stage of our investigation, we used a simulated cyclic fatigue test device that was produced by the aid of a computer numerically controlled technique according to the original size and shape which was initially developed by Gambarini. We evaluated comparatively the cyclic fatigue metal resistance of totally 80 finishing size ProTaper and HEROShaper groups. According to the results of the study, HEROShaper instruments were statistically more steady under test conditions than its counterpart smaller size group but there was no statistically significant difference regarding the larger size groups between the two trademarks.

**Keywords** : ProTaper, HEROShaper, nickel-titanium, root canal preparation, rotary files, simulated canals, cyclic fatigue testing.

**Supported by** : Gülhane Military Medical Academy Research Scientific Committee

**Author** : Tarık TOKER

**Counsellor** : Veli ASLANALP

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFA .....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iiv
İNGİLİZCE ÖZET .....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR .....	ix
ŞEKİLLER.....	x
TABLolar .....	xii
GİRİŞ .....	1
GENEL BİLGİLER .....	4
2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı.....	4
2.1.1. Mekanik Prensipler .....	4
2.1.2. Biyolojik Prensipler .....	5
2.2. Kök Kanal Tedavisi Sırasında Oluşan İyatrojenik Hatalar .....	6
2.3. Kök Kanallarının Eğim Dereceleri .....	8
2.4. Kök Kanalı Eğimi Ölçüm Yöntemleri .....	8
2.5. Kök Kanal Şekillendirilmesi Sırasında Oluşan Değişiklikleri	
Önemeye Yönelik Çalışmalar .....	10
2.5.1. Kanal Aletinde Yapılan Değişiklikler .....	10
2.5.2. Ara Numaraların Oluşturulması.....	11
2.5.3. Kanal Aletlerinin Önceden Bükülerek Kullanılması .....	11
2.5.4. Aletlerin Geometrik Şekillerinde Yapılan Değişiklikler .....	12
2.5.5. Bıçak Uzunluğunun Azaltıldığı Kanal Aletleri .....	14
2.5.6. Kanal Aletlerinin Alaşımlarında Yapılan Değişiklikler .....	14
2.6. Eğri Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Teknikler.....	18
2.7. Endodontide Kanal Aletlerinin Motorla Kullanımı .....	22
2.7.1. Motorla Kullanılan Ni-Ti Aletlerde Crown-Down Tekniği.....	25
2.8. Ni-Ti Esaslı Döner Aletlerin Genel Özellikleri .....	26
2.9. Ni-Ti Esaslı Döner Aletlerde Döngüsel Metal Yorgunluğu .....	27

2.10. ProTaper Döner Esaslı Ni-Ti Sistemi.....	31
2.10.1. Enstrüman Tasarımı.....	33
2.10.2. ProTaper Ni-Ti Sistem ile Kanal Preparasyonu .....	34
2.11. HEROShaper Döner Esaslı Ni-Ti Sistemi.....	37
2.11.1. Enstrüman Tasarımı.....	38
2.11.2. HEROShaper Ni-Ti Sistem ile Kanal Preparasyonu .....	39
GEREÇ VE YÖNTEM .....	42
BULGULAR.....	59
TARTIŞMA .....	87
SONUÇLAR .....	103
KAYNAKLAR.....	105

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Ni-Ti	: Nikel-Titanyum
HERO	: Dönüş esnasında yüksek esneklik (High Elasticity in Rotation)
NİTİNOL	: Nikel Titanyum Naval Ordnance Laboratory
ISO	: Uluslararası Standartlar Organizasyonu (International Standardization Organization)
CAD	: Bilgisayar Yardımıyla Tasarım (Computer Aided Design)
CAM	: Bilgisayar Yardımıyla Üretim (Computer Aided Manufacturing)
CNC	: Sayısal Kontrollü Bilgisayar (Computer Numerically Controlled)
RPM	: Rotary Per Minute (Dakikadaki Dönü Sayısı)
ADA	: Amerikan Dişhekimleri Birliği (American Dental Association)
GATA	: Gülhane Askeri Tıp Akademisi
USA	: United States of America (Amerika Birleşik Devletleri)
SEM	: Scanning Electron Microscopy

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
2.1. Kök kanalı eğimi ölçüm yöntemlerinin şematize edilmesi.....	9
2.2. ProTaper Ni-Ti sistem kanal eğeleri .....	32
2.3. ProTaper Ni-Ti eğe çapraz kesit SEM görüntüsü .....	33
2.4. HEROShaper Ni-Ti eğe sistemi .....	38
2.5. HEROShaper Ni-Ti eğe çapraz kesit SEM görüntüsü .....	38
3.1. Dijital fotoğraf makinesi ve şeffaf akrilik blokların sabitlenmesini sağlayan düzenek .....	43
3.2. Şeffaf akrilik blokların sabitlenen dijital makine ile görüntülenmesi ..	44
3.3. Şeffaf akrilik bloğun şekillendirme öncesi ve sonrası görüntüleri .....	45
3.4. Şeffaf akrilik blok üzerindeki ölçüm noktaları (apikal görüntü).....	46
3.5. Şeffaf akrilik bloklarda şekillendirme esnasında kullanılan kayganlaştırıcı Glyde.....	47
3.6. ProTaper starter kit.....	48
3.7. X-Smart tork kontrollü endodonik motor ve angldrüva.....	49
3.8. HEROShaper Ni-Ti esaslı döner sistem eğeleri .....	50
3.9. Şeffaf akrilik blok üzerinde eğimin iç ve dış kısmındaki ölçüm noktaları .....	53
3.10. Döngüsel metal yorgunluğu test cihazı ve tork kontrollü Endodontik motor düzeneği.....	55
3.11. Ni-Ti eğelerin serbestçe dönmesini sağlayan metal yiv sistemi.....	56
3.12. Döner sistem Ni-Ti enstrumanların döngüsel metal yorgunluğu sonucu kırılma sürelerinin kronometre ile hesaplanması .....	57
4.1. ProTaper F1 ve F2 numaralı kanal aletlerinde meydana gelen Kırıklar .....	73
4.2. HEROShaper .04/25 ve .04/30 numaralı kanal aletlerinde oluşan deformasyonlar .....	74
4.3. ProTaper Ni-Ti esaslı döner aletler ile şekillendirilen görüntülere bir örnek .....	75

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
4.4. HEROShaper Ni-Ti esaslı döner aletler ile şekillendirilen görüntülere bir örnek .....	76
4.5. Döngüsel yorgunluk testinde kırılan HEROShaper Ni-Ti kanal eğesi örnekleri .....	80
4.6. Döngüsel yorgunluk testinde kırılan ProTaper Ni-Ti kanal eğesi örnekleri .....	81
4.7. ProTaper F2 enstruman örneğine ait kırık yüzeyinin SEM görünümü .....	82
4.8. ProTaper F2 enstruman örneğine ait kırık yüzeyinin daha detaylı SEM görünümü .....	83
4.9. ProTaper F3 enstruman kırık yüzeyinin SEM görünümü .....	83
4.10. ProTaper F3 enstruman kırık yüzeyinin daha detaylı SEM görünümü .....	84
4.11. HEROShaper .04/25 enstruman kırık yüzeyinin SEM görünümü .....	84
4.12. HEROShaper .04/25 enstruman kırık yüzeyinin daha detaylı SEM görünümü .....	85
4.13. HEROShaper .04/30 enstruman kırık yüzeyinin SEM görünümü .....	85
4.14. HEROShaper .04/30 enstruman kırık yüzeyinin daha detaylı SEM görünümü .....	86

## TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
2.1. Bazı döner sistem Ni-Ti aletlerin kronolojisi.....	25
4.1. 1.Ölçüm Noktası Bulguları .....	65
4.2. 2.Ölçüm Noktası Bulguları .....	66
4.3. 3.Ölçüm Noktası Bulguları .....	67
4.4. 4.Ölçüm Noktası Bulguları.....	68
4.5. 5.Ölçüm Noktası Bulguları.....	69
4.6. 6.Ölçüm Noktası Bulguları.....	70
4.7. 7.Ölçüm Noktası Bulguları.....	71
4.8. ProTaper ve HEROShaper döner sistem Ni-Ti kanal aletlerinin kırılma zamanları ve tur sayıları .....	77
4.9. ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti eğelerin kırılana kadar yaptıkları ortalama tur sayıları ve standart sapma değerleri .....	78

## 1. GİRİŞ

Endodontik tedavinin başarısı, doğru teşhis, kök kanallarının etkin bir şekilde temizlenmesi, şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu, apikal ve kuralde sıkı bir tıkama sağlayacak şekilde doldurulmasına bağlıdır (56).

Kök kanallarının şekillendirilmesi, endodontik tedavinin başarısına etki eden önemli aşamalardan birini oluşturmaktadır (219). Bu nedenle, kök kanalı anatomisinin muhtemel tüm konfigürasyonlarının klinisyenler tarafından bilinmesi, kök kanalının şekillendirilmesinde ve dolayısıyla endodontik tedavinin başarısında önemli bir rol oynamaktadır (184). Endodontik başarısızlıkların nedenlerini inceleyen Mayo ve ark. (126), yaptıkları çalışmada, başarısızlıkların %58'den fazlasının kök kanal sisteminin şekillendirme yetersizliğinden dolayı tam olarak doldurulamamasına bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

Genel olarak, dar ve eğri kanalların paslanmaz çelik eğelerle şekillendirilmesi zaman alıcı ve zor olmasının yanısıra apikal genişletmenin nispeten küçük boyutlu aletlerle sınırlandırılmasını gerektirmektedir (63). Paslanmaz çelik aletler, küçük numaralarda göreceli bir esneklik gösterirken özellikle "International Standardization for Organization" (ISO) 25 no'dan daha büyük aletlerde esneklikten bahsetmek mümkün değildir. Bu aletler, eğri bir kök kanalına yerleştirildiğinde eski durumlarına dönebilmek için kökün apikal kısmında eğimin dışına doğru, orta kısmında ise eğimin içine doğru bir basınç uygulayarak bu bölgelerde arzu edilmeyen genişletmelere sebep olmaktadır (88).

Kök kanal sisteminin kompleks yapısı genellikle iki boyutlu radyograflarla tamamen görülemez. Aynı zamanda hekimin saptayamadığı eğimlerin göreceli olarak yaygın şekilde görülmesi, kanal eğiminin radyografik olarak tahmin edildiği ve daha sonra kanal aletinin önceden bükülerek kullanıldığı tekniklerin etkinliği hakkındaki soru işaretlerini

arttırmaktadır (184, 194). Bu görünmeyen eğimler, temizleme ve şekillendirme işlemlerinde önemli rol oynar, çünkü bukko-lingual yönde eğim gösteren bir kanalın şekillendirilmesi sırasında eğimin önceden saptanamaması neticesinde çeşitli komplikasyonlar oluşabilmektedir (163).

Özellikle eğri bir kök kanalının şekillendirilmesi esnasında, apikal foramenin veya kanalın orijinal konumundan başka bir konuma nakli (transportasyon), apikal zip, dirsek, basamak oluşumu, perforasyonlar, kanalın tıkanmasına bağlı çalışma boyu kaybı ve kanalın düzleşmesi gibi telafisi zor olan değişimler meydana gelebilmektedir (41, 56). Bu nedenle, son 30 yıl boyunca, eğri kanalların preparasyonunu elverişli hale getirebilmek için çok sayıda kök kanalı şekillendirme tekniği geliştirilmiştir. Tüm bu gelişmelere rağmen kanal preparasyonu sıkıcı olmaya, zaman almaya ve istenmeyen anatomik sapmalar oluşturmaya devam etmiştir (41). Eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde bu tür istenmeyen değişiklikleri azaltmak için, daha esnek kök kanal aletlerinin üretilmesi gündeme gelmiştir. Esneklikteki bu artış, geleneksel paslanmaz çelik aletlerin modifiye edilmesiyle veya kanal aletlerinin yapısında nikel-titanyum (Ni-Ti) gibi yeni alaşımların hizmete sunulmasıyla elde edilmiştir (192).

Ni-Ti alaşımlar, alaşımın özelliğinden dolayı, endodontide geniş kullanım alanı bulmuştur. Ni-Ti esaslı el aletlerinin dentini aşındırma yeteneklerinin yetersizliğinden dolayı Ni-Ti esaslı döner aletlerin geliştirilmesi gündeme gelmiştir. Özel redüksiyonlu angldrivasına takılıp sabit bir hızda döndürülerek çalıştırılan esnek Ni-Ti esaslı döner aletlerle kök kanallarının orijinal seyrinde ve daha kısa sürede şekillendirildiği ileri sürülmektedir (3, 4, 6). Aynı zamanda, Ni-Ti esaslı eğelerle yapılan şekillendirmelerin, kanalda daha az zip, perforasyon, transportasyon ve çentik oluşumuna sebebiyet verdiği çeşitli araştırmalarla saptanmıştır (64, 73, 129, 193).

Ni-Ti eğelerin kök kanal preparasyonundaki avantajlarının yanısıra, sınırlı bir uygulama tecrübesi ve döner sistemle kullanılan eğelerin oluşturduğu potansiyel riskler hakkında yeterli bir literatür çalışması ve bilgi birikimi bulunmaması nedeniyle bu yeni teknolojinin kullanımı konusunda

çok dikkatli olunmalıdır. Ni-Ti eğelerin paslanmaz çelik eğelerden daha dayanıklı olduğu bildirilmesine rağmen, redüksiyonlu angldruva ile kanalda çalışılırken eğelerin üzerinde oluşan rotasyonel streslere bağlı olarak ani kırılma veya distorsiyonlar oluşmaktadır. Şayet ege, kök kanalında preparasyon yaparken dentin duvarına saplanır ve dönü hareketi devam ederse muhtemelen kırılır veya ege spiralleri distorsiyona maruz kalır. Kırılan parçaların kanaldan çıkarılması kolay değildir ve endodontik tedavinin geleceğini riske sokabilir.

Kök kanallarının eğimli bölgelerinde döner sistem Ni-Ti eğelerle preparasyon yapılırken eğenin sürekli olarak maruz kaldığı gerilme ve sıkışma kuvvetleri, sonuçta eğenin kırılmasına yol açacak şekilde yıkıcı mekaniksel bir yorgunluğa sebep olur. Döner sistem Ni-Ti eğelerin uzun süreli olarak kanalda kullanımları, dentin duvarıyla ege arasındaki temas yüzeyinin artmasına ve sonuç olarak eğenin, yüksek tork etkisiyle kırılmasına veya distorsiyonuna sebep olmaktadır (147, 155, 183).

Bu çalışmada, son yıllarda geliştirilen yeni nesil Ni-Ti döner alet sistemlerinden olan ProTaper (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve HEROShaper (High Rotation in Elasticity) (Micro-Mega, Besançon, Fransa) Ni-Ti eğelerin, crown-down kök kanal preparasyonu yöntemiyle şeffaf akrilik bloklardaki temsili eğimli kanallar üzerinde şekillendirme etkinliklerinin ve cyclic fatigue (döngüsel yorgunluk) test cihazı kullanılarak mekanik direnç özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

Başarılı bir kök kanal tedavisi, tüm kanal ağızlarını içine alan giriş kavitesinin açılmasından sonra kök kanallarının temizlenmesi, şekillendirilmesi, bakterilerden arındırılması ve kanalın üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulması esasına dayanmaktadır (176, 217). Geçmiş yıllarda kök kanallarında kullanılan kimyasal maddeler üzerinde çok çeşitli araştırmalar yapılmış olmakla birlikte günümüzde, araştırmacıların çoğu, başarılı bir endodontik tedavinin, dolgudan önce kök kanallarının ideal şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesine dayandığını kabul etmektedirler (176, 217, 218). Temizleme ve şekillendirme esnasında, canlı veya nekrotik pulpa dokusunun tamamen çıkarılmasının yanısıra, bakteriler ve yan ürünleriyle kontamine olan dentinin de kök kanallarından uzaklaştırılması gerekmektedir. Bununla birlikte, kanal duvarları boyunca mevcut tüm düzensizlikler giderilip antibakteriyel yıkama solüsyonları kullanılarak kanal dezenfeksiyonu sağlanmalıdır. Kök kanal preparasyonu, orijinal kök kanal şekline bütünüyle uyum gösterecek ve kanal dolgu maddelerinin kolayca uygulanmasına imkan verecek şekilde yapılmalıdır. Ancak bu şekilde hazırlanan kök kanalları, sızdırmaz bir şekilde doldurulabilir (176, 219).

Schilder (176), kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi esnasında dikkat edilmesi gereken kuralları iki ana başlık altında toplamıştır:

#### 2.1.1. Mekanik Prensipler

- Kök kanalı, kök ucundan kuronale doğru gittikçe genişleyen düzgün konik bir formda hazırlanmalıdır,
- Apikal foramen, bu konik şeklin en dar yerini oluşturmalıdır,
- Apikal foramenin fizyolojik şekli korunarak orijinal pozisyonunda tutulmalıdır,

- Kök kanalının orijinal şekli ve eğimi muhafaza edilmelidir.

### **2.1.2. Biyolojik Prensipler**

- Mekanik temizleme ve şekillendirme, fizyolojik apikal foramen sınırlarını aşmamalıdır,
- Kanal preparasyonu sırasında oluşan artıklar, apikal foramenden periapikal bölgeye doğru itilmemelidir,
- Kanalın temizleme ve şekillendirme işlemleri tek seansta bitirilmelidir,
- Kanal içi dezenfeksiyonu da uygulanarak pulpa dokusu, bakteriler ve nekrotik artıklar kök kanal sisteminden tümüyle uzaklaştırılmalıdır.

Kök kanal boşluğunun içerdiği sayısız yan kanalları, kör sonlanan divertikülleri, anatomik bağlantı ağları ve aksesuar kanalları ile çok karmaşık bir yapıya sahip olduğu Fischer (68), Hess (94), ve Meyer (127) tarafından gösterilmiştir.

Kanal dezenfeksiyonunun sağlanması ve kök kanallarının etkin bir şekilde yıkanması için kanal duvarlarındaki düzensizlikler giderilmeli, böylece yıkama solüsyonlarının etkinlikleri artırılmalıdır. Kök kanallarının hermetik bir şekilde doldurulabilmesi için kanalların orijinal seyrini bozmadan şekillendirilmesi gerekir (176, 184, 219). Eğri kök kanallarında şekillendirme işlemi sırasında meydana gelen düzleşme sonucunda, kanalın en dar yeri sıklıkla apikalden kurala doğru yer değiştirir (28, 176). Bu yer değiştirme sonucunda oluşan tersine çevrilmiş koni şeklindeki düzensiz bölge nedeniyle kanalın doldurulma işlemi zorlaşmaktadır (28).

Bir çok araştırmacı, kök kanal duvarındaki dentinin 1-2 mm derinliğe kadar mikroorganizmalar ve endotoksinleri ile enfekte olabileceğini göstermiştir (97, 218). Eğri kök kanallarında şekillendirme işlemi sırasında orijinal kanal seyrinin eğimin dış tarafına kayması sonucu kök kanal duvarının konkav kısmından kaldırılamayan enfekte doku artıkları ve bakteriler, tedavinin başarısızlığına neden olabilmektedir. Ancak

şekillendirme işlemi, diş kökünün direncini düşürecek şekilde aşırı miktarda da yapılmamalıdır (97, 131, 144).

## 2.2. Kök Kanal Tedavisi Sırasında Oluşan İyatrojenik Hatalar

Cunningham ve Senia (52), kök kanal sisteminin anatomisini inceledikleri radyolojik çalışmada, kök kanallarının mezyo-distal yöne olduğu gibi bukko-lingual yöne doğru da eğim gösterdiğini ve tüm kök kanallarının %85'inde eğrilik olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca araştırmacılara göre bir çok kök kanalı, ikinci ve hatta üçüncü bir eğime sahip olabilmektedir (52). Vertucci (210), aynı konuyla ilgili yaptığı bir araştırmada, kök kanallarının sadece %3'ünün düz seyrettiğini ve % 33'ünün de hem dar hem de aşırı eğri olduğunu bildirmiştir.

Eğri ve dar kanallara sahip dişlerde şekillendirme sırasında bir çok güçlük karşılaşılmaktadır. Kök kanallarının eğriliği, darlığı ve karmaşık anatomik yapısı ideal formda bir kanal şekli oluşturmamızı zorlaştırmaktadır (194, 221).

Kök kanalı içinden her yönde eşit miktarda madde kaldırılarak hem kanalın orijinal eğriliği hem de kanalın seyri korunmalıdır (176). Weine (218), eğri kanallarda şekillendirme işlemi sırasında, kanal aletinin düzleşme eğiliminden dolayı kök kanal formunda perforasyona kadar varabilen istenmeyen değişikliklerin oluştuğunu bildirmiştir.

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kanal anatomisinin bilinmemesi, kanalların eğim gösterebilmesi ve kullanılan aletler üzerinde yeteri kadar kontrol sağlanamaması nedeniyle özellikle tehlikeli bölgelerden aşırı derecede dentin kaldırılması ile istenmeyen hatalı şekillendirmeler meydana gelebilir (1). En çok karşılaşılan preparasyon hataları şunlardır:

**Zip (Fermuar):** Eğri bir kanal içine yerleştirilen kök kanal eğeleri kanal şekline uyum sağlasalar bile elastik hafızalarından dolayı ilk hallerine dönme eğilimindedirler (219). Eğelerin çapları arttığında esneklikleri azalacağı için bu eğilim daha belirgin hale gelmektedir. Bu durum, hatalı preparasyonların

oluşumunda büyük önem taşımaktadır (63, 67). Kanala ilk yerleştirilen eğe fizyolojik apikal forameni geçtiğinde ve bu uzunlukta daha geniş çaplı eğelerle şekillendirmeye devam edildiğinde veya kanal eğriliğindeki düzleşmeye bağlı olarak çalışma boyunca meydana gelen kısaltmalar dikkate alınmadığında kök kanalının ucunda düzensiz ve geniş bir alan oluşmaktadır. Bu alan mezyo-distal yönde kum saatine, enine kesitlerde ise su damlasına benzemektedir (221). Eğer bir zip oluşumu söz konusuysa, kök kanalının en dar yeri fizyolojik apikal foramen olmayacaktır ve bu bölgenin konik şekilli güta-perka ile veya ısıtılmış güta-perka yöntemleriyle tam bir apikal tıkaç oluşturacak şekilde doldurulması imkansız hale gelir (153).

**Elbow (Dirsek):** Zip oluşumunun kuralinde yani eğriliğin ortalarında meydana gelen kum saati şeklinin en dar bölgesidir (219).

**Transportasyon (Yer Değiştirme):** Orijinal kanal yolunun veya apikal foramenin hatalı eğeleme sonucu yer değiştirmesidir. Eliptik veya kök perforasyonu şeklinde görülebilir.

**Ledge (Çentik veya Basamak):** Önceden eğim verilmemiş bir kanal eğesi eğri bir kök kanalına yerleştirilirse eğe orijinal kanalda ilerlerken zorlanır. Kanal eğelerinin çapları arttıkça esneklikleri azalacağından gereğinden fazla bir kuvvet uygulandığı takdirde dentin duvarında çentik ya da basamak oluşur. Bu çentik, kanal eğelerinin apikale kadar ilerlemesini engelleyerek çalışma boyunun azalmasına da neden olur. Çentik oluşan kanallarda esnek olmayan kanal eğeleriyle zorlama yapılırsa perforasyon oluşabilir.

**Perforasyon (Delinme):** Her zaman bir transportasyon veya basamak sonrasında oluşmaktadır. Basamağı aşmak için uygulanan fazla kuvvet, sementi de aşarak periodontal aralığa ulaşan delinmeye sebep olur (221).

Kök kanal preparasyonu esnasında meydana gelen bu tür mekanik hatalar kanal morfolojisini değiştireceği için kök kanalının orijinal şekline uygun biçimde şekillendirilmesi mümkün olmamaktadır (176, 215).

### **2.3. Kök Kanallarının Eğim Dereceleri**

Kök kanallarının eğiminin belirlenmesinde, geleneksel yöntemlerle alınan radyograflarda, mezyo-distal yöndeki kök eğimleri kolaylıkla tespit edilebilmesine rağmen bukko-lingual yöndeki kök eğimleri saptanamamaktadır. Kendi üzerine eğim yaparak izdüşüm sorunu yaratan bu grup dişler arasında, bazı alt ve üst kesici ve küçük azılarla, bazı üst büyük azı dişleri yer almaktadır. Örneğin üst ikinci büyük azıların palatinal kökleri %37 oranında damak yönüne, alt orta ve yan kesiciler %13 oranında dudak yönüne eğim gösterirler (102).

Bone ve Moule (24), 1986'da yaptıkları bir çalışmada, üst büyük azıların palatinal köklerinde %85 oranında bukko-palatinal yönde eğim olduğunu bildirmişlerdir. Pineda ve Kuttler (142) ise bu oranı %81 olarak bulmuşlardır. Cunningham ve Senia (52), alt büyük azıların kök eğimlerini, hem mezyo-bukkal hem de bukko-lingual yönden aldıkları radyograflarla incelemişlerdir. Bukkal yönden yapılan incelemede, mezyo-bukkal kanalın eğiminin ortalama  $28.7^{\circ}$ , mezyo-lingual kanalın eğiminin ise ortalama  $27.2^{\circ}$  olduğunu bildirmişlerdir. Bukko-lingual yönde yapılan incelemede ise, mezyo-bukkal kanalın ortalama  $21^{\circ}$ , mezyo-lingual kanalın ise ortalama  $19.7^{\circ}$  eğime sahip olduğunu tespit etmişlerdir.

Bu nedenlerle, kök kanallarının radyograflarda izlenemeyen pek çok varyasyonlar içerdikleri daima hatırdta tutulmalı, her dişin anatomik ve morfolojik özellikleri gözönüne alınarak kanal preparasyonu yapılmalıdır (58, 60).

### **2.4. Kök Kanalı Eğimi Ölçüm Yöntemleri**

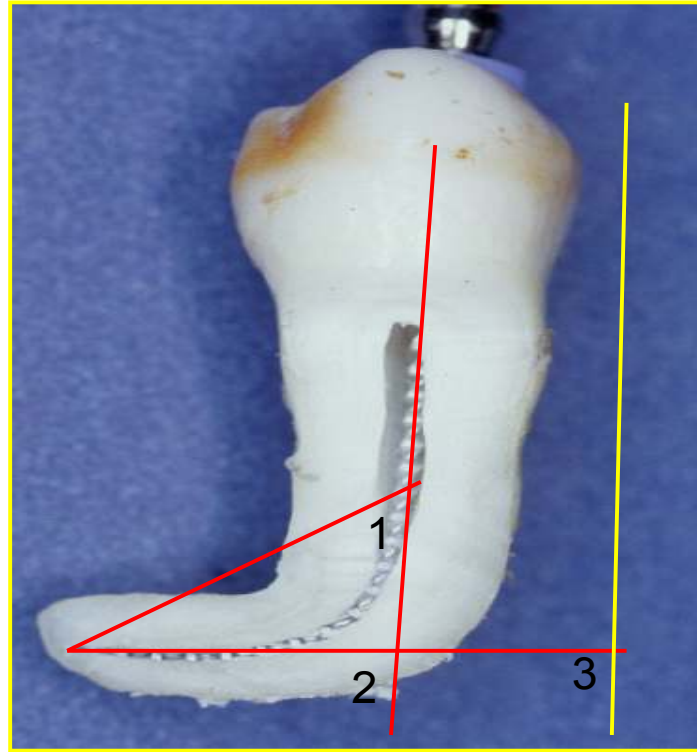
Bu konuda çeşitli araştırmacıların geliştirdikleri farklı yöntemler bulunmaktadır. Bunlar:

1. Schneider Yöntemi

## 2. Weine Yöntemi

### 3. Long Axis Teknik (LAT) olarak sınıflandırılabilir.

**1. Schneider Yöntemi:** Kök kanallarının eğimlerini ölçmek için en çok kullanılan yöntemdir (178). Bu yöntemde, kanal ağzının ortasından, kök kanalının ortasını takip eden bir çizgi çizilir. Bu çizginin kök kanalını terkettiği nokta ile kök ucu, ikinci bir çizgi ile birleştirilir. Bu doğruların kesiştiği noktadaki iç açının derecesi, kanalın eğim derecesini gösterir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Kök kanalı eğimi ölçüm yöntemlerinin şematize edilmesi: Schneider'e göre (1), Weine'a göre (2), Long Axis Teknik'e göre (3)(179).

**2. Weine Yöntemi:** Bu yöntemde (219), kanal ağzından kök kanalını takip eden düz bir çizgi çizilir. İkinci bir çizgi de kök ucuyla eğimin başladığı nokta arasında çizilir. Bu doğruların kesiştiği noktadaki açı kanalın eğimini vermektedir (Şekil 2.1).

**3. Long Axis Teknik:** Hankins ve El Deeb (86), bu iki yöntemle yapılan açı ölçümleri sırasında kök kanallarının kural 1/3'ündeki farklılıkların apikal bölgedeki gerçek eğimi etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Bu durumun kök kanalı preparasyonu öncesi ve sonrasında elde edilen açısal değerleri doğrudan değiştireceğini düşünmüşlerdir. Araştırmacılar, açısal değer farklılıklarını önlemek ve kök kanalının apikalindeki eğimi kusursuz ölçmek amacıyla Long Axis tekniğini (LAT) geliştirmişlerdir. Bu yöntemde dişin uzun eksenine paralel bir çizgi çizilir ve kök ucuyla eğimin başladığı nokta arasında çizilen doğrunun bu çizgiyle kesiştiği nokta eğim açısını verir (Şekil 2.1).

## **2.5. Kök Kanal Şekillendirilmesi Sırasında Oluşan Değişiklikleri Önlemeye Yönelik Çalışmalar**

Kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan kanal aleti ne kadar elastik ise kök kanal seyrine o kadar kolay uygunluk gösterecektir. Kanal aletinin elastikiyetini, üretildiği materyalin özellikleri ve aletin ISO büyüklüğü belirler (99). Aletin ISO büyüklüğü arttıkça elastikiyeti azalır. Yüksek elastikiyet daha az karşıt kuvvet ile karşılaşılması anlamına gelir. Sonsuz elastikiyete sahip bir materyal mevcut olmadığından karşıt kuvvetler ve bununla birlikte zorunlu olarak oluşan istenmeyen kanal değişiklikleri tamamıyla önlenemez. Bu durumda asıl amaç, kök kanallarını şekillendirirken bu tür değişiklikleri mümkün olduğunca en az düzeyde tutmak olmalıdır (228).

Araştırmacılar bu amaca yönelik birçok yöntem geliştirmişlerdir. Bunlardan bazıları şu şekilde sıralanabilir:

**2.5.1. Kanal Aletinde Yapılan Değişiklikler:** Svec ve Wang (188), eğri kök kanallarında yapılan şekillendirmelerde aletin bükülme derecelerinin transportasyonu etkilediğini bildirmişlerdir. Kanal aletinin şeklinin modifiye edilmesiyle istenmeyen bu değişiklikler azaltılmaya çalışılmıştır.

Kanal aletlerinin eğri kök kanallarının daha çok dışbükey kısmından madde kaldırması, kanal aletinin bir yüzeyinin törpülenerek kütleştirilmesi

yoluyla kompanse edilmeye çalışılmıştır. Özellikle alt büyük azıların mesial köklerinin distal yüzeyinde strip perforasyonların oluşumunu önlemek amacıyla, kanal aletinin kök kanalının bifurkasyon kısmına komşu olan bölümünün kesici özelliği törpülenerek ortadan kaldırılmıştır.

Bu şekilde modifiye edilmiş bir kanal aleti ile yalnızca 'filing' (eğeleme) hareketi mümkündür. Kök kanalının iki ayrı yöne doğru olan eğimi, aleti modifiye etmekle kompanse edilemezken, kanal içinde çalışırken kanal aletinin yanlışlıkla rotasyonu, aletin çalışan ve çalışmayan kısmının istenmeden yer değiştirmesine yol açabilmektedir. Bu nedenlerle teorik olarak uygulanabilir gibi görünen bu yöntemin pratikte uygulanabilirliği kısıtlanmıştır.

**2.5.2. Ara Numaraların Oluşturulması:** Koniklik açılarının sabitliğinden yararlanılarak kanal aletlerinin uçlarının 0.5 veya 1 mm kısaltılarak ara aletlerin oluşturulması gündeme gelmiştir. Sözcüğüme, %2 tepe açılı 10 numara bir kanal aleti 0.5 mm kısaltılırsa 11 numara, 1 mm kısaltılırsa 12 numara kanal aleti oluşturulur.

Kanal aletinin ucundan kısaltma yapılarak ara numaraların üretilmesi, bu şekilde modifiye edilen kanal aletinin uç kısmında düzensizliklere, bu da şekillendirme sırasında kanal aletinin orijinal kanal formundan sapmasına neden olabilmektedir (228).

### **2.5.3. Kanal Aletlerinin Önceden Bükülerek Kullanılması:**

Elastikiyeti az olan kanal aletlerinin kök kanal eğriliğine uyum gösterebilmeleri için önceden bükülmeleri önerilmektedir (218, 228). Kök kanallarının seyrindeki çeşitlilik, kanal aletinin önceden bükülmesi yöntemi kullanılarak, kök kanal yolunun tam olarak izlenmesini güçleştirmektedir. Hekimin tam olarak bilemediği orijinal kök kanal seyrine, kanal aletini önceden bükerek uyum sağlamanın kolay olmayacağı bildirilmiştir (228).

Yeşilsoy ve ark. (228), elektron mikroskopunda yaptıkları bir çalışmada, çıplak elle bükülen aletlerin zarara uğramadığını, fakat epitelin skuamöz hücreleri ve tırnak keratininden oluşan debrisle kaplandığını, bu

yüzden aletlerin, yıkanmış eldiven kullanarak veya steril bir gaz tampon arasında bükülmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Hasarsız büküm için Maillefer firması Flexobend adıyla bir el aleti de üretmektedir.

Kanal aletinin önceden bükülmesiyle, aletin yetersiz çalışmasından dolayı genişletmenin etkinliği kısıtlanır. Bu durum, dentin talaşlarının kök ucuna hareket ederek fizyolojik foramenin tıkanmasına ve çalışma uzunluğunda bir kaybın oluşmasına neden olabilir (188, 228).

**2.5.4. Aletlerin Geometrik Şekillerinde Yapılan Değişiklikler:** Eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde ortaya çıkan düzleşme, ledge, zip veya elbow gibi istenmeyen oluşumların önlenmesi için paslanmaz çelik alaşımdan oluşan kanal aletlerinin kesitlerinde birtakım değişiklikler yapılarak, aletlerin elastikiyetleri arttırılmaya çalışılmıştır. Bu aletlerle yapılan bazı araştırmalarda, eğri kök kanallarının şekillendirilmesinin geleneksel reamer ve K tipi eğeye (Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kıyasla daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (73, 97, 169, 218).

**Flexoreamer:** Burularak elde edilen bu alet, üçgen kesite sahiptir. Maillefer firması tarafından 15-40 ISO boyutlarında 1981'den beri üretilmektedir. Aletin çalışan bölümünde 16 sarmal ve kesmeyen bir uç tasarımına sahiptir. Bıçakları ile uzun ekseni arasında, şaftta komşu bölgede 32°, aletin uç bölgesinde 23°'lik açı vardır. 'Reaming' hareketi ile kullanıldığında, önemli bir kesme etkinliğine sahip olduğu bildirilmiştir (100).

**K-Flex File:** Kerr firması 1982'de, K-Flex eğe olarak adlandırdığı, kare ve üçgen formlardan farklı, yeni bir kanal aleti tasarımı ortaya atmıştır. Bu aletler, kesiti eşkenar dörtgen olan açılı bir telin burulmasıyla şekillendirilirler. Derin ve sığ oluk şekli, sadece elastikiyeti arttırmaz, aynı zamanda debris taşımalarını da kolaylaştırır. K tipi eğenin tasarımındaki bu değişiklik, ileride ortaya çıkacak hibrid kanal aletlerinin müjdecisi olarak yorumlanabilir.

Hibrid kanal aletleri terimi, hem geleneksel K tipi eğelerin dayanıklılık ve çok yönlülük özelliklerini, hem de H tipi eğelerin yüksek kesme özelliklerini kendi bünyesinde taşıyan aletler için kullanılır. Bu tür aletler, K ve H tipi eğelerin tasarımlarındaki değişikliklerle elde edilirler (110).

**K-Flexofile:** Bu alet de burularak elde edilir, üçgen kesite ve kesmeyen bir uç tasarımına sahiptir. Flexoreamer gibi, Maillefer firması tarafından 15-40 ISO boyutlarında 1981'den beri üretilmektedir. Aletin çalışan bölümünde 29 sarmal vardır. Bıçakları ile uzun eksen arasında, aletin uç bölgesinde 30°, şafta yakın bölgede 45° açı vardır. 'Reaming' hareketi ile kullanıldığında, Flexoreamer gibi önemli bir kesme etkinliğine sahip olduğu bildirilmiştir.

Schäfer ve ark. (168) tarafından yapılan bir çalışmada, dönme hareketi ile elde kullanılan kanal aletlerinin eğri kök kanallarında başarılı şekillendirme yapabilmesinde, aletin ucunun kesmeyen tipte olmasının önemi ortaya çıkmıştır. Bu çalışmada, kesmeyen uca sahip paslanmaz çelik esaslı esnek kanal aletleri (Flexoreamer Batt tip, K-Flexofile Batt tip), 35 numaraya kadar yapılan şekillendirmeler sonucunda, Ni-Ti K tipi eğeye göre, özellikle eğimin iç yüzünde daha iyi sonuçlar ortaya koymuşlardır.

**Flexicut:** 1989 yılında VDW firması tarafından üretilmiştir. Üçgen kesit formuna sahiptirler. Bıçakları ile uzun eksen arasında, aletin uç bölgesinde 24°, şafta yakın bölgede 45° açı vardır. Aletin çalışan bölümünde 24-26 adet sarmal vardır.

Kanal aletlerinin pilot uçlarının sivri olmasının, kök kanal duvarlarında zip ve ledge gibi oluşumlara neden olabileceği düşünülerek, uçları yuvarlatılmış kanal aletleri geliştirilmiştir. Flexoreamer ve K-Flexofile, bu düşünceyle Maillefer firması tarafından üretilmişlerdir. Roane ve ark. (149) tarafından 1985'te geliştirilen, parabol kesite sahip, Flex-R eğeleri de kesmeyen küt ucuyla karakterize olan kanal aletlerindedir. Birçok araştırmada, küt uçlu kanal aletlerinin, geleneksel sivri uçlu kanal aletlerine kıyasla daha üstün oldukları bildirilmiştir (37, 97, 169, 195, 218).

Schäfer ve ark. (168), yaptıkları araştırmada, K-Flex eğenin geleneksel paslanmaz çelik 'reamer'lardan, K tipi eğelerden, Flexicut'tan daha iyi kesme etkinliğine sahipken; Flexoreamer'dan ve K-Flexofile'dan ise daha az kesme etkinliğine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

### **2.5.5. Bıçak Uzunluğunun Azaltıldığı Kanal Aletleri:**

Bu aletler, 16 mm'ye varan uzunlukta düz yüzeyli silindirik bir şaft sahiptir. Bu ince ve uzun şaft sayesinde elastikiyetleri arttırılmış, böylece kanal aletinin eğri kök kanalının seyrine uyması kolaylaştırılmıştır (82, 195). Bu gruba en iyi örnek, Wildey ve Senia (222) tarafından tanıtılan Canal Master kanal aletleridir. Bu aletler, makina ile işlenerek elde edilirler ve sahip oldukları 1 mm kesmeyen rehber uçlar, rekaptülasyon ihtiyacını azaltmayı sağlar. Bazı özelliklerinden dolayı Gates Glidden frezlere benzetilmişlerdir. Şaftın daha ufak olmasından dolayı debrisin birikebileceği daha geniş alan bulunması, kanalların tıkanma olasılığını azaltır. Aynı zamanda bıçak kısmının ufak olmasından dolayı da, enerjinin daha etkili kullanımı sağlanır.

Yapılan bazı araştırmalarda, çalışan kısmı kısa olan bu kanal aletlerinin, eğri kök kanallarının merkezinde kaldıkları ve orijinal kanal şeklinde değişikliklere yol açmadıkları bildirilmiştir (82, 179, 195, 222). Bu kanal aletlerinin, kök kanalının merkezinde kaldıkları fakat aletin şeklinden dolayı şekillendirme işlemi sonucunda, apikalden kuronale doğru paralel seyreden silindir şeklinde bir kanal boşluğu elde edildiği bildirilmiştir. Bu yüzden, idealde hedeflenen konik kök kanal formuna ulaşabilmek için, geleneksel konik formdaki kanal aletleriyle tekrar genişletme işlemine gerek duyulduğu bildirilmiştir (187, 222).

### **2.5.6. Kanal Aletlerinin Alaşımlarında Yapılan Değişiklikler**

#### **Nitinol'ün Tarihçesi:**

Ni-Ti alaşımı 1960'ların başlarında Amerika Birleşik Devletleri'nin Maryland kentinde Amerikan Deniz Kuvvetleri adına yürütülen bir uzay araştırma programı için manyetik olmayan, tuza dirençli ve su geçirmez alaşımlar üzerinde çalışan bir metalurji uzmanı olan W.F. Buehler tarafından geliştirilmiştir. Geliştirilen alaşıma, nikel, titanyum ve geliştirildiği laboratuvar olan Naval Ordnance Laboratory isimlerini temsilen Nitinol adı

verildi. Bu alaşım ağırlık bakımından %55 nikel ve %45 titanyum içermektedir (172).

Laboratuar üyelerinden Dr. Muzzey, bir toplantı sırasında pipo akmağıyla Nitinol şeriti ısıtmış ve daha sonra şeritin eski şekline döndüğüne tanık olmuştur. Böylelikle Ni-Ti alaşımının şekil hafızasına sahip olduğu tesadüfen keşfedilmiştir. şekil hafızası, ısı, elektromanyetik alan ve fiziksel kuvvet gibi etkenlerle alaşımın şeklinin değişmesine rağmen etken ortadan kalkınca orijinal şeklin hatırlanması özelliğidir. Ni-Ti alaşımı, diğer şekil hafızalı alaşımlar olan bakır-alüminyum-nikel, bakır-çinko-alüminyum ve demir-manganez-silikon alaşımları içinde en kullanışlı şekil hafızalı alaşım olarak değerlendirilir (100).

Ni-Ti alaşımın süperelastikiyet özelliği optimum 37<sup>0</sup>C bir ısı limitinin üzerinde gerçekleşmektedir. Böylece Ni-Ti esaslı alaşımda oluşan herhangi bir deformasyon, alaşımın 125<sup>0</sup>C ısıtılmasıyla geri döndürülebilmektedir. Kristal fiziği alanında bir uzman olan Dr. Wang, alaşımın şekil hafızası özelliğini atomik düzeydeki değişiklikler sonucu elde ettiğini bulmuştur. Metal katı iken dahi bazı faz değişikliklerine sahiptir. Bu faz değişiklikleri 'martensite' ve 'austenite' adını alırlar (179).

Çeşitli metal kompozisyonları için, yaklaşık (-)50<sup>0</sup>C ile (+)166<sup>0</sup>C arasındaki geçiş ısısının altında metal 'martensite' fazındadır. Bu safhada metal istenildiği şekilde bükülebilir. Metal eski şeklini almaz fakat metal ısıtıldığında diğer faza geçer ve hafıza özelliğini kazanarak eski haline döner. Metal 'austenite' fazındayken, atomları daha yoğun ve daha düzenli şekilde sıralanmıştır, alaşıma hafıza özelliğini bu ultrastrüktürel yapı kazandırır.

Alaşımın şekil hafızası özelliği dışında süperelastikiyet, fizyolojik uyumluluk, yüksek yorgunluk direnci, termal şekil değişikliği, stres sürekliliği, elektrik direnci, manyetik rezonans uyumu gibi nitelikleri de bulunur. Nikel kendi başına sitotoksik bir materyal olmasına karşın Ni-Ti alaşımının bir yüzey işlemi ile okside edilmesiyle yüzeyinde biriken titanyum dioksit tabakası nikelin bu etkisinin ortaya çıkmasını engeller.

Kullanım amacına göre çeşitli fiziko-kimyasal işlemlerle Nitinolün yüzey özelliklerinin değiştirilebilmesi sayesinde bir çok sektörde kullanım alanı bulmuştur. Örneğin, F-14 savaş uçaklarının bazı parçalarının yapımında, güvenlik sektöründe, duştaki aşırı ısı artışlarında suyu kesmeyi sağlayan termostat aygıtlarının yapımında, robot teknolojisinde, tıp ve dişhekimliği alanlarında da kullanılmaktadır.

Pek çok metal süperelastikiyet yeteneğine sahipken sadece Ni-Ti alaşımları kimyasal ve biyolojik olarak insan vücudu ile uyumludur. Nitinol, bu özelliğinden yararlanılarak kalp duvarındaki delikleri kapamak için kullanılan atrial-septal defekt oklüzyon sistemlerinde kullanılır. Bu sistemler sayesinde 20-35 mm çapındaki atrial defektler cerrahi işlem gereksizdir transkateter yöntemiyle kapatılabilmektedir. Nitinol ayrıca, radyologların meme tümörlerinin yerini saptamada kullandıkları cihazlarda ve endoskopik aletlerde de kullanılmaktadır (110, 113).

Endodontide Ni-Ti tarihçesine baktığımızda, Civjan ve ark.'nın (44), Ni-Ti alaşımından yararlanmayı 1975 yılında önerdiklerini görmekteyiz. Ancak konuyla ilgili ilk ciddi çalışma, 1988 yılında Walia ve ark. (216) tarafından yapılmıştır. Walia ve ark. (215), ilk olarak 'Nitinol' denilen 0.002 inch çapındaki bir ortodontik telden kesiti üçgen olan 15 numara bir kanal aleti yapmışlar ve bu kanal aletlerinin avantajlarını bildirmeleriyle Ni-Ti esaslı kanal aletleri endodontik tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır.

Nitinol kanal aletleri S ve U şekilli konfigürasyonlarda, K tipi ve Hedström aletler olarak üretilmişlerdir. Paslanmaz çelik esaslı kanal aletlerine kıyasla çok daha elastik olmaları nedeniyle bir çok araştırmacı tarafından Nitinol kanal aletlerinin eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanımı önerilmektedir (10, 62, 73, 82, 179).

Endodonti pratiğinde Ni-Ti kanal aletlerinin süperelastikiyet özelliği büyük önem taşımaktadır. Yüksek elastikiyet modülüne sahip olmalarının bir sonucu olarak bu aletler, eğri kök kanallarında paslanmaz çelik esaslı aletler gibi kolaylıkla zarar görüp deforme olmamaktadırlar. Bu özellikleri

sayesinde Ni-Ti kanal aletlerini eğri kök kanallarında kullanırken önceden bükmeye gerek kalmamaktadır (228).

Walia (215) ve Tepel ve Schafer (191), yapmış oldukları araştırmalarda, Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin paslanmaz çelik esaslı olanlara oranla kırılmaya karşı çok daha dirençli olduklarını bulmuşlardır.

Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin in vivo şartlarda ısı, yıkama solüsyonları veya tükürük elektrolitleri gibi etkenler karşısındaki hassasiyetleri literatürde incelenmiş ve bu konuda bir çok karşıt görüş ileri sürülmüştür (61, 125, 159, 179). Ni-Ti alaşımının, belirtilen şartlarda korozyona eğiliminin olduğunu bildiren çalışmaların yanısıra (38, 159, 179), Nitinolün paslanmaz çeliğe kıyasla daha fazla korozyona uğradığını gösteren bir kanıt bulunmadığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (67, 168). Stokes ve ark. (186), paslanmaz çelik eğeleri ve Ni-Ti esaslı eğeleri %5.25 NaOCl solüsyonu içine daldırarak karşılaştırmışlar ve aralarında korozyon bakımından önemli bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Ni-Ti esaslı kanal aletlerini üretimi sırasında uygulanan frezleme işlemi nedeniyle bıçak yüzeylerinde yapısal defektler (üretim hataları) ve metal parlamalarının olduğu bazı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (166, 179, 215). Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin yüzeylerindeki metal parlamaları ve düzensizlikler, bu aletlerin aşınmasına ortam hazırlamaktadır (174).

Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin bıçak yüzeylerinde veya kenarlarında bulunabilen yapısal defektler nedeniyle bu aletlerin kesme yeteneklerinin de oldukça azalabileceği düşünülmektedir. Ni-Ti esaslı K tipi kanal aletleri ile esnek paslanmaz çelik esaslı kanal aletlerinin kesme yetenekleri, Walia (216), Schafer ve Hoppe (166)'un araştırmalarında belirttikleri gibi oldukça farklıdır.

İleri-geri eğeleme hareketiyle kullanılan Ni-Ti esaslı Hedström veya K tipi kanal aletlerinin kesme yeteneği, aynı şekil ve özellikteki paslanmaz çelik esaslı kanal aletlerinin sadece %40'ı kadardır (168). Yapılan bazı

araştırmalar da, kesme yeteneği açısından paslanmaz elik esaslı kanal aletlerinin en etkili aletler olduğunu ileri surmektedir (166, 174, 216).

Literatürde Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin kesme yeteneği hakkında farklı görüşler bildirilmiştir (10, 73, 82, 100, 216). Bazı araştırmacılara göre, Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin kullanımı paslanmaz elik esaslı olanlara kıyasla daha etkili olmakta, kök kanalları daha hızlı şekillendirilebilmekte (10, 62) ve eğri kök kanallarında kanal merkezinde kalma kolaylaşmaktadır (48, 73, 82). Haller ve ark. (85), Ni-Ti esaslı kanal aletleri kullanıldığında, esnek paslanmaz elik kanal aletlerine kıyasla eğri kök kanallarının daha merkezde kalacak şekilde ve daha dairesel olarak şekillendirildiğini bildirmişlerdir. Buna karşın diğer bazı çalışmalarda, paslanmaz elik esaslı, yuvarlatılmış uçlu kanal aletlerinin eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde, Ni-Ti esaslı olanlara kıyasla daha üstün oldukları gösterilmiştir (100, 216).

Eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde, Ni-Ti esaslı K tipi kanal aletlerinin kullanılması uygun olmadığını savunan araştırmacılar da bulunmaktadır. Bu düşünceye göre, istenilen genişlikte kanal çapına ulaşmak için Ni-Ti kanal aletleri kullanıldıktan sonra aynı ISO büyüklüğüne sahip iki veya üç kanal aletinin daha kullanımı gerekmektedir (166, 167).

Bu görüşü destekleyen Gambill ve ark. (73), paslanmaz elik ve Ni-Ti esaslı K tipi kanal aletlerinin kesme etkinliklerini karşılaştırmışlar ve aynı şekillendirme tekniği uygulandığında, Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin paslanmaz elik esaslı kanal aletlerine kıyasla daha az transportasyona yol açmalarının Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin yüksek esneklikleri değil, düşük kesme etkinliklerine bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

## **2.6. Eğri Kök Kanallarının şekillendirilmesinde Kullanılan Teknikler:**

Eğri kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında orijinal kanal seyrinde ortaya çıkan istenmeyen değişiklikleri önlemek amacıyla, çok sayıda elle uygulanan şekillendirme tekniği geliştirilmiştir (23, 99, 222).

Kanal aletlerinin döndürme hareketiyle kullanılmalarının, ileri-geri eğeleme hareketine göre daha iyi sonuçlar verdiği 1969 yılında Vessey (211) tarafından bildirilmiştir. Daha sonraki yıllarda, döndürme hareketine dayalı bir çok şekillendirme tekniği geliştirilmiştir. Canal Master (222), step-down (172), balanced-force (149), modifiye double-flared (162) ve crown-down-pressureless (129) teknikleri bunlardan başlıcalarıdır.

### **Step-Back Tekniği**

Weine (219) tarafından tanıtılan ve kendisinin ismiyle anılan bir yöntem olarak bilinmesine karşın ilk kez 1969 yılında Clem tarafından tanıtılan bir yöntemdir. Fizyolojik foramen apikalenin orijinal şeklini korumayı ve apikalden kuronale doğru gittikçe genişleyen konik formda bir kök kanal şeklinin oluşturulmasını amaçlayan, apikalden kuronale doğru yapılan şekillendirme tekniklerinin ilkidir.

Eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde geniş bir kullanım alanı bulmuş (213) ve daha sonra modifiye edilmiştir (218). Ancak yapılan bazı çalışmalarda, step-back tekniği kullanılarak şekillendirilen eğri kök kanallarında elbow, zip, strip perforasyon, kanal düzleşmesi, çalışma uzunluğu kaybı (168, 219), konik kanal şeklinin oluşturulamaması (219) ve foramen apikalenin yerinin değişmesi (218) gibi istenmeyen sonuçların ortaya çıktığı gösterilmiştir.

### **Step-Down Tekniği**

Georig ve ark. (76) tarafından geliştirilen bu teknikte, önce kuronal giriş hazırlanarak kök ucuna daha kolay bir giriş sağlanmaya çalışılır ve daha sonra, apikal kısımda step-back tekniği uygulanır. Step-down tekniği, crown-down-pressureless ve step-back tekniklerinin bir kombinasyonudur. Kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında uygulanan yıkama solüsyonlarının, kullanılan her kanal aleti ile, apikal bölgeye doğru taşınması ve mikroorganizmaların mümkün olduğunca yok edilmesi amaçlanır.

Luiten ve ark. (119), dört şekillendirme yönteminin kanal formunda meydana getirdiği değişiklikleri çekilmiş dişler üzerinde incelemiştir. Step-back ile K tipi, crown-down ile K tipi, Shaper-Sonic ve Ni-TiMatic şekillendirme yöntemlerini karşılaştırmışlardır ve kanal transportasyonu açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

### **Balanced-Force Tekniği**

Roane ve ark. (149) tarafından geliştirilen, kök kanalı boyunca her yüzeyden dengeli olarak madde kaldırılmasını amaçlayan bir tekniktir. Balanced-force tekniğinde, kanal aleti kök kanalına yerleştirilirken, saat yönünde en fazla 180<sup>0</sup> döndürülmekte ve kanal aleti kök kanalının içindeyken saat yönünün tersine 120<sup>0</sup> döndürülerek şekillendirme yapılmaktadır.

Tekniğin uygulanması sırasında, kanal aletlerinin üzerlerindeki debrisin (sert ve yumuşak doku artıkları) temizlenmesi gerekmektedir. Kanal aletinin bu şekilde dengeli olarak kullanılmasının, çok eğri kanallarda bile, kanal aletinin ucunu kök kanalının ortasında tutacağı ve böylece orijinal kanal şeklinin değişmesini önleyeceği ileri sürülmüştür (149). Yapılan çalışmalarda özellikle eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde, balanced-force tekniğinin avantajları gösterilmiştir (20, 37, 218).

Bununla birlikte, bu teknikle dentini aşındırma etkinliğinin diğer birçok yönetime göre daha az olduğu bildirilmiştir. Apikal 1/3'lük kısımda istenilen şekillendirme tamamlandıktan sonra, orta ve kural 1/3'lük kısımların şekillendirilmesinde, istenirse Gates-Glidden frezleri kullanılabilir. Kök kanalının Gates-Glidden frezleri kullanılarak şekillendirilen kısmı ne kadar uzunsu ve el aletleriyle şekillendirilecek apikal kısım ne kadar az kalıyorsa, balanced-force tekniğinin de o kadar etkin olacağı vurgulanmıştır (149). Ancak, çok eğri kök kanallarında Gates-Glidden frezlerinin kullanımı sınırlı olmaktadır (12). Ayrıca, şekillendirme işlemi sırasında bu aletlere fazla basınç uygulandığı takdirde, alet kırığı, strip perforasyon, kök kırığı gibi ciddi komplikasyonların oluşma tehlikesi artmaktadır (149).

## **Double Flared Yöntemi**

Fava (67), kök kanal tedavisi sırasında, kök kanal sistemi içinde bulunan mikroorganizmaların ve doku artıklarının kök ucundan dışarıya taşmasını en aza indirmek amacıyla double-flared yöntemini tanıtmıştır. Ayrıca, şekillendirme sırasında kanal aletleri her zaman kök kanalı boşluğunun her tarafına temas edemeyebilir. Bu durumda, bu bölgedeki mikroorganizmaların yok edilmesi, ancak yıkama solüsyonlarının etkinliği ile gerçekleşebilir. Double flared yönteminde de bu duruma dikkat çekilerek, şekillendirme sırasında bol miktarda yıkama solüsyonunun uygulanması önerilmektedir.

Saunders ve ark. (162), modifiye double-flared tekniğini üç değişik kanal şekillendirme yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Birinci grubu oluşturan kanallar, flexofile ve balanced forced yöntemi ile, ikinci ve üçüncü gruplar ise flexogates ve Canal master U aletlerinin firmaların önerileri doğrultusunda kullanılarak şekillendirilmişlerdir. Şekillendirme sonrası elde edilen sonuçlar, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını göstermiştir. Elde edilen bulgulara göre araştırmacılar, modifiye double-flared tekniğinin eğri kök kanallarının şekillendirmesinde etkili olduğunu bildirmişlerdir.

## **Crown-down Pressureless Tekniği**

Öncelikle kanalın 2/3 kuronal bölümünde ön genişletme işlemi yapılarak, apikal bölgeye daha rahat ulaşılmanın hedeflendiği bir tekniktir. Kuronalde oluşturulan bu rezervuar bölge sayesinde, yıkama solüsyonunun etkinliği artırılarak, kontamine dentin talaşlarının apikal bölgeye ulaşmadan elimine edilmesi sağlanır (129).

Şekillendirmenin başlangıcında 35 numara K tipi eğe kullanılır. Morgan ve Montgomery (129), apikalden debris çıkışını en aza indirmek amacıyla geliştirilen crown-down pressureless yönteminin, geleneksel şekillendirme yöntemlerine göre daha etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Uygulanması zor bir yöntem olan bu teknikle apikale geçiş sırasında basamak oluşma tehlikesi vardır. Konik formda kanal şekillendirilmesini amaçlayan tekniklerin tüm avantajlarını içeren bu teknikle, daha az miktarda debrisin apikalden dışarı taşırıldığı bildirilmiştir. Bununla birlikte, Gates-Glidden frezleri kullanılarak motorla yapılan genişletme sonucu, furkasyon bölgesinde strip perforasyon oluşma riski bulunmaktadır (168).

### **Canal Master Tekniği**

Özel olarak üretilen Canal Master U kanal aletlerinin, doğrusal eğeleme esasına dayanarak kullanılmasıyla uygulanan bir yöntemdir. Wildey ve Senia (222) tarafından önerilen bir şekillendirme tekniğidir.

Canal Master U kanal aletlerinin, elle kullanılan ve döner aygıtlara takılarak kullanılan iki tipi bulunmaktadır (9). Elle kullanılan aletler 20-80 numara arasında, döner aygıtlarla kullanılan tipi ise 50-100 numara arasındadır. Klasik kanal aletlerindeki 16 mm'lik kesici kısım 1-2 mm'ye indirilmiştir (77, 112, 135, 137).

Canal Master aletleri ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda, üzerinde oluşan deformasyonların kolaylıkla fark edilememesi nedeniyle yüksek kırılma tehlikesine dikkat çekilmiştir (177). Hankins ve El Deeb (86, 87), geleneksel kanal aletlerinin kullanıldığı step-back tekniğine göre canal master aletleri ile şekillendirme yönteminin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla kanal düzleşmesine yol açtığını bildirmişlerdir.

Zuolo ve ark. (230), step-back ile K-flex eğe, balanced forced ile Flex-R file ve Canal Master U şekillendirme yöntemlerinin kanal şekillendirme etkilerini histolojik yöntemle karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar, istatistiksel olarak her üç grup arasında anlamlı bir farka rastlamadıklarını bildirmişlerdir. Beer (11), eğri kök kanallarında Canal Master U aletleriyle çalışırken sıklıkla apikal bölgenin dentin talaşlarıyla tıkanıldığını bildirmiştir.

### **2.7. Endodontide Kanal Aletlerinin Motorla Kullanımı**

Son yıllarda, daha önce de kullanılan döner aletlerle kök kanalı şekillendirme yöntemleri, Ni-Ti kanal aletlerinin olumlu özelliklerini de arkasına alarak geliştirilmiş ve kök kanalı şekillendirmesinde yeni bir kavram

olarak “düşük devirli motorla çalışan Ni-Ti esaslı döner aletler” gündeme gelmiştir. Kök kanal preparasyonunun kalitesini arttırmak, zorlukların üstesinden gelmek ve kanal preparasyon süresini azaltmak için geliştirilen döner Ni-Ti aletlerin kullanılması, kök kanal şekillendirmesinde bir devrim yaratmıştır (13, 16, 25).

İlk özel endodonti angldrivası 1899'da Rollins tarafından tanıtılmıştır. Rollins, özel tasarlanmış angldrivada tirnerf benzeri kaba kanal aletlerini, dakikada 100 devir gibi düşük bir hızda döndürerek kullanmış, böylece, kanal aletlerinden ince olanlarının kırılmasını önlemeye çalışmıştır. Bu gelişmeyi, 1928 yılında, W+H firmasının ürettiği Endo-cursor adlı angldrivanın piyasaya sürülmesi izlemiştir (100).

1958 yılında Racer angldrivanın dişhekimliğinde kullanılmasıyla, endodontide, motorla gerçekleştirilen kök kanalı şekillendirilmesi devri başlamıştır. Racer sisteminde, angldrivaya takılan aletin 1 mm'lik mesafede yukarı-aşağı hareket etmesi sağlanmıştır (175). Kerr firması, Endo-lift adlı özel angldrivasının ucuna takılan kanal aletlerinin, yukarı-aşağı doğru hareket ederken aynı zamanda sağa-sola da dönmesini sağlamıştır (111, 167).

1984 yılında Levy'nin (113) Canal Finder şekillendirme sistemini tanıtmasıyla ilk kez motorla kullanılan, kaba ve sert dönme hareketiyle çalıştırılmayan bir şekillendirme sistemi kullanılmaya başlanmıştır. Angldriva, ucuna takılan modifiye edilmiş Hedström kanal aletine dikey vuruşlar yaptırırken aynı zamanda çeyrek tur sağa-sola hareket ettirmektedir. Daha sonraki yıllarda Canal Finder sistemini, değişik hareket prensiplerine sahip olan Excalibur, Endo-planer, Intra-Endo ve Canal Leader 2000 izlemiştir (181).

Son zamanlarda, kanal aletlerinin yapımında kullanılan alaşımlardaki yenilikler (179) ve kanal aletlerinin şeklinde yapılan değişiklikler (177) ile kök kanalının şekillendirilmesi teknikleri daha da geliştirilmiştir.

Willey ve Senia'nın (222), 1989 yılında Canal Master adlı kanal aletini tanıtması, Ni-Ti esaslı Canal Master U sisteminin gelişimine ve daha

sonra bu yenilikler sayesinde, ilki Lightspeed olmak üzere Ni-Ti esaslı döner sistemlerin gelişmesine yol açmıştır.

Döner aletlerle kök kanalı şekillendirme yöntemlerinin en önemli ortak özellikleri, kullanılan kanal aletlerinin Ni-Ti alaşımından yapılmış olması; şekillendirmenin, kurondan apikale doğru yapıldığı crown-down tekniği ve devamlı rotasyon hareketiyle kullanılmalarıdır. Bu teknikle, daha yuvarlak kök kanalları ve daha az düzleşme elde edilirken, apikalden periapikal dokulara itilen debris miktarı da azaltılabilir (8).

Döner alet sistemleriyle şekillendirme yapılırken, redüksiyonlu angldrular kullanılmaktadır. Bu angldrular sayesinde, kanal aletlerinin dönme hızı devamlı olarak sabit tutulmaktadır (16). Bu aletlerle kullanılan devir sayısı 150-2000 rpm arasında değişmektedir (76). Kanal aletlerinin, tork kontrollü elektrikli motor ve redüksiyonlu angdruva ile kullanılmaları, bir mikromotora takılı angdruva ile kullanılmalarına göre daha emniyetlidir. Hava tribünlü mikromotorların hızını kontrol etmek daha zor olduğundan, alet kırılmalarına daha çok yol açarlar. Aletlerin, üretici firmaların tavsiye ettiği hızlarda kullanılmaları önemlidir (42).

Döner sistem Ni-Ti eğeler, "yüksek açılı endodontik aletler" olarak da tanımlanmaktadır. ISO tepe açısı, sistemin çeşidine göre %2, %4, %6, %8, %10 ve %12'ye kadar değişebilir. Örnek olarak, tepe açısı %6 olan bir alette, her 1mm'de 0.06mm'lik çap artışı söz konusudur (21). Bu kanal aletlerindeki açı artışı, şekillendirme yönteminde amaçlanan, en dar yeri fizyolojik apikal foramende olan ve kuronale doğru giderek genişleyen huni şeklinde bir form elde etmeye yardımcı olmaktadır (16).

Döner sistem Ni-Ti aletlerin şekillendirme yeteneklerini, şeffaf resin bloklardaki yapay kanallarda (47, 63, 64) ya da çekilmiş insan dişlerinde (34, 67) inceleyen bir çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda, aşırı eğimli kanallarda bile kanal şeklinin korunduğu onaylanırken, döner aletlerin kanal dolgusu için ideal şekilde açıldırılmış kanal formu oluşturdukları da gösterilmiştir (30). Ayrıca, döner Ni-Ti aletlerle yapılan kanal şekillendirmesinin, el aletleri ile yapılanlara göre daha hızlı olduğu sonucuna

varılmıştır (47, 51). Tablo 2.1’de bazı döner sistem Ni-Ti aletlerin kronolojisi ve genel karakteristik özellikleri görülmektedir.

Tablo 2.1. Bazı döner sistem Ni-Ti aletlerin kronolojisi.

<i>Eğ</i>	<i>Yıl</i>	<i>Çapraz-kesit</i>	<i>Konisite (%)</i>	<i>Uç</i>
<b>NT Engine</b>	1991	Modifiye H-eğ	02	Pilot
<b>LightSpeed</b>	1992	U-eğ	00	Pilot
<b>ProFile</b>	1993	U-eğ	02-06	Pilot
<b>Quantec</b>	1996	Modifiye K-eğ	02-12	Çeşitli
<b>GT döner</b>	1998	U-eğ	04/06-12	Pilot
<b>Hero 642</b>	1999	Modifiye H-eğ	02-06	Modifiye aktif
<b>RaCe</b>	1999	Modifiye K-eğ	02-10	Pilot
<b>FlexMaster</b>	2000	Modifiye K-eğ	02-06	Modifiye aktif
<b>ProTaper</b>	2001	Modifiye K-eğ	Çoklu değişken	Modifiye aktif
<b>K3</b>	2001	Modifiye K-eğ	02-10	Pilot
<b>K2</b>	2002	Modifiye U-eğ	02-08	Pilot

### 2.7.1. Motorla Kullanılan Ni-Ti Aletlerde Crown-Down Tekniği

Döner sistem Ni-Ti aletlerde kullanılan Crown-Down tekniği, genel olarak elle kullanılan aletlerde uyguladığımız Crown-Down pressureless tekniğine benzemektedir. Bu teknikte, giderek azalan eğ numaraları ve kesit çapları kullanılarak basamaklı olarak apikale ilerlenir. Bir sonraki daha küçük numaralı eğ, kanalın daha derin bölgesinde kesme işlemini gerçekleştirirken her bir eğin temas yüzeyi azaltılmış olur.

Kök kanal preparasyonunda apikal genişletme, tüm apikal kanal bölgesinde, optimal irrigasyon etkinliği ve en üst düzeyde antimikrobiyal aktivitenin sağlanması amacıyla mekanik olarak yapılması gereken bir işlemdir. Crown-down tekniği sayesinde kural engeller ortadan kaldırılır, eğin penetrasyonu kolaylaşır, kanal kurvatürleri azalır ve apikal preparasyon sırasında çalışma boyu kaybı en aza indirgenir. Aynı zamanda irrigasyonun, kanal preparasyonunun derinliklerine penetrasyonu sağlanarak apikal 1/3’e yaklaşmadan önce mikroorganizmalar kemomekanik olarak

ortamdan uzaklaştırılır ve böylece iyatrojen yolla apikal kontaminasyon engellenmiş olur. Herbir eğin dentin duvarına temas yüzeyinin azalması, işlem sırasındaki torsiyonel yükleri azaltırken aynı zamanda kesme etkinliğini ve güvenliğini de arttırmaktadır (7, 8).

## **2.8. Ni-Ti Esaslı Döner Aletlerin Genel Özellikleri**

Ni-Ti esaslı el aletlerinin çok daha elastik olmaları nedeniyle, özellikle dar ve eğri kök kanallarında kullanılmalarının oldukça avantajlı olduğu; fakat çalışma etkinliklerinin az olmasından dolayı, şekillendirme işleminin uzun sürdüğü görülmüş ve böylece Ni-Ti esaslı döner aletlerin kullanımı gündeme gelmiştir.

ISO standartlarına göre aletlerin koniklik açıları .02 olarak belirlenmiştir (218). Bu nedenle geleneksel kanal aletlerinde, kanal aletinin çapı her milimetrede .02 artış gösterirken Ni-Ti esaslı döner aletlerde bu kuralın dışına çıkmış ve .04, .06 koniklik açısına sahip kanal aletleri üretilmiştir (92, 93). Hatta bazı şekillendirme sistemlerinde .19'a varan koniklik açısına sahip kanal aletleri bulunmaktadır (93, 146, 154).

Ni-Ti alaşımların, paslanmaz çelik gibi diğer alaşımlara göre en önemli üstünlükleri, biyolojik olarak daha uyumlu olmaları, yüksek korozyon direncine sahip olmaları ve süperelastisite göstermeleridir. Süperelastisite, metal alaşımlarının önemli düzeyde bir deformasyondan sonra, yük kaldırıldığında orijinal şekillerine dönebilmeleri özelliğini ifade eder. Bu alaşımlar, diğer materyallere göre geri dönüşümsüz plastik deformasyon olmadan 10 kat fazla gerilebilirler. Bunun aksine, paslanmaz çelik gibi diğer metaller, bu etki altında plastik deformasyona bağlı olarak kalıcı şekil değişikliklerine maruz kalırlar (179, 185). Camps ve Pertot (39), bu konuda yaptıkları bir çalışmada, Ni-Ti paslanmaz çelikten daha az kalıcı deformasyon gösterdiğini bulmuşlardır.

Yapılan çalışmalarda, Ni-Ti aletlerin orijinal kanal anatomisine daha iyi uyum sağladıkları ve preparasyon sırasında kanalın transportasyon ve

perforasyon riskinin daha az olduğu görülmüştür. Bunun yanısıra, Ni-Ti aletlerle yapılan preparasyonların daha verimli olduğu, daha az kuvvet gerektirdiği ve preparasyon süresinin en az %20 daha kısa olduğu öne sürülmüştür (179).

Ni-Ti esaslı kanal aletleri kırılmaya karşı daha dirençlidirler. Yapılan bir araştırmada, 35 numaralı paslanmaz çelik esaslı bir kanal aletinin 30, Ni-Ti esaslı kanal aletinin ise 250 döndürme hareketinden sonra kırıldığı bildirilmiştir (179).

Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin esnek yapılarından dolayı, kanal duvarına aşırı sürtünmeleri azdır ve kanal şeklini çok az değiştirirler. Bu durum, Ni-Ti kanal aletlerinin, dentini kesme yeteneklerinin de kısıtlı olduğunu göstermektedir (215, 218).

Ni-Ti esaslı döner aletlerin crown-down tekniğine göre kullanılmaları önerilmektedir. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında, Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin daha önce belirtilen şekil özellikleri nedeniyle, kök kanal duvarıyla aktif olarak temasta olan kısmı kanal aletinin ucu olmamakta, çalışan bölümün orta kısmı olmaktadır. Kanal duvarıyla temasta olan bu kısım ne kadar az ise, kanal aletinin kök kanalı içinde sıkışma riski ve kınılma olasılığı da o kadar düşük olmaktadır. Bu nedenle, kesinlikle aşırı baskı uygulanmadan, hafif dokunuşlarla kök kanalı içinde ilerlenmesi gerekmektedir (92, 146).

## **2.9. Ni-Ti Esaslı Döner Aletlerde Döngüsel Metal Yorgunluğu**

Paslanmaz çelik eğelere göre yüksek dayanıklılık ve esneklik özelliklerine sahip olmasına rağmen döner sistem Ni-Ti aletlerde “kırılma” olayı, hala ciddi bir sorun olma özelliğini sürdürmektedir. Bu aletlerin klinik kullanım esnasında ani olarak kırıldığı bilinmektedir. Endodontik uygulamalarda kullanılan Ni-Ti eğeler ve paslanmaz çelik aletler için bazı mekanik test cihazları mevcut olmasına rağmen klinik kullanıma yönelik

metal yorgunluk testleri ve özellikle dinamik testler için uygun cihazlar henüz geliştirilmemiştir (46, 79, 179).

American Dental Association (ADA), dişhekimliği alanında kullanılan bazı malzemelerin belirli kurallara göre test edilmesi için bir spesifikasyon sistemi tanımlamıştır. Örneğin, 28 no'lu ADA spesifikasyon sistemi, elle kullanılan .02 tepe açılı eğeler için statik bir modüle göre düzenlenmiştir. Ancak, döner sistemle kanal preparasyonu esnasında karşılaşılan farklı mekanik dinamikler, tamamen farklı test şartları ve parametrelerinin kullanılmasını gerektirmektedir. Eğimli kanalların preparasyonu esnasında, döngüsel metal yorgunluğun bir sonucu olarak büyük çaplı eğeler küçük çaplılara göre daha kolay kırılır. Bununla birlikte el aletleriyle çalışılırken gerilimsel yorgunluk, potansiyel olarak daha büyük bir sorundur. Bu durumda ise küçük çaplı eğeler, büyük çaplılara göre daha kolay kırılır. Dolayısıyla şu an için döner sistem Ni-Ti ege üreticileri, profesyonel bir dental kurum tarafından hazırlanmış yazılı standartlara tabi değildir (50).

Tüm Ni-Ti döner sistemler, aletlerin kanala yerleştirilmeden önce belirli bir tur sayısında çalıştırılmasını gerektirmektedir. ADA 28 no'lu spesifikasyon sistemi, eğimli kanalların preparasyonu esnasında, döner aletlerin kırılması ve metal yorgunluğunun yanısıra kanal geometrisini de gözönüne almamaktadır. Kanal eğimlerinin sebep olduğu sürekli döngüsel metal yorgunluğu, aletlerin çalışma esnasında ani olarak kırılmasında belki de en önemli faktördür. Ni-Ti döner aletler, sürekli döngüsel bir yüklenmeye tabi tutulduğunda, yük değişimleriyle birlikte belirli bir dönü sayısından sonra kırılma meydana gelir. Uygulanan yükün alet üzerindeki değişken dağılım büyüklüğü, tek bir uygulamada görünür bir fiziksel defektin oluşumuna yetmeyecek kadar küçük boyutlu olabilir. Alet üzerinde meydana gelen hasar, esasında, aletin sonuçta kırılmasına sebep olan kümülatif mikroyapısal değişimleri ihtiva etmektedir. Total mekanik hasarın %50-90'ından döngüsel yorgunluğun sorumlu olduğu ileri sürülmektedir (179).

Metal yorgunluğuna bağlı mekanik hasarlar yaygın olarak meydana gelmekle beraber aynı zamanda önceden farkedilmeden olduğu için büyük tehlike arz etmektedir. Bu nedenle, Ni-Ti aletlerle preparasyon esnasında, kanalda ileri-geri yönde yapılan manevraların aletin ömrünü bariz biçimde uzatması beklenmektedir. Bununla beraber, Ni-Ti döner aletlerin ileri-geri hareket modunda çalışırken veya statik durumda iken total ömür sürelerine ilişkin pek az bilimsel veri yayınlanmıştır (40, 122, 179, 215).

Döner sistem Ni-Ti aletlerde, kanal preparasyonu esnasında oluşan mekanik hasar ve kırılmaların sebepleri döngüsel, statik torsiyonel ve dinamik torsiyonel yorgunluktur.

Döngüsel yorgunluk, kanal eğesinin belirli bir bölgesi üzerinde eğenin sürekli olarak tekrarlayan sıkışma (compression) ve gerilme (tension) kuvvetlerine maruz kalmasıyla meydana gelir. Bir eğe büküldüğü zaman, bükülme noktasının dış yüzündeki metal parçası gerilme kuvvetlerine maruz kalırken iç yüzeyindeki metal parçası eş zamanlı olarak sıkışır. Kök kanalının eğimli bölgesinde, bu tekrarlayan gerilme-sıkışma döngüsü, zaman geçtikçe aletin döngüsel yorgunluğunu artırır ve sonuç olarak kırılmasında belki de en önemli rolü oynar.

Statik torsiyonel yorgunluk, aletin bir ucu rotasyon yaparken diğer ucunun kök kanalı içinde sıkışması sonucu meydana gelir. Bu durum özellikle, eğenin ucu kanal içinde bir noktada sıkıştığı anda angldrüvanın kanal eğesini döndürmeye devam etmesi sonucunda oluşmaktadır.

Dinamik torsiyonel yorgunluk ise kanalda dönmekte olan eğenin kesici kenarlarıyla dentin duvarı arasında oluşan sürtünme kuvvetlerinin neden olduğu metal yorgunluğudur. Eğenin kesici kenarlarıyla dentin duvarı arasındaki sürtünme yüzeyi ne kadar fazla olursa dinamik torsiyonel yorgunluk da o oranda artmaktadır (26, 55, 118).

Klinik kullanım esnasında döner sistem endodontik eğelerde meydana gelen gerilme kuvvetleri, kök kanal geometrisine ve kök kanalının en fazla eğim gösterdiği bölgede yoğunlaşan uygulama kuvvetlerine

bağlıdır. Yapılan çalışmalar, döner sistem Ni-Ti eğelerde döngüsel yorgunluğun meydana gelmesinde, kanal kurvatür yarıçapının en önemli faktör olduğunu ortaya koymaktadır. Kurvatür yarıçapı küçüldükçe kırılma riski artmaktadır. Bunun yanı sıra, kök kanalında birden fazla kurvatür olduğunda, bu faktör daha da önem kazanmaktadır. Diğer önemli faktörler ise, Ni-Ti eğe boyutu, tepe açısı (konisite) ve kanal kurvatür derecesidir. Büyük boyutlu ve tepe açısı daha büyük olan eğeler, aşırı eğimli kanallarda kullanıldıklarında, daha az bir dönü sayısını takiben kırılırlar. İnsanlarda mandibular molarlarda, birden fazla kanal kurvatürünün bulunma ihtimalinin yüksek olması (%30) ve bu kurvatürlerin genellikle apikal üçlüde, ortalama olarak apikal foramenden 2.2 mm. mesafede bulunması ihtimali, döner sistem Ni-Ti eğelerin daha üstün fiziksel özelliklere sahip olması gereğini ortaya koymaktadır. Sattapan ve ark.na göre, torsiyonel yorgunluğa maruz kalan eğeler, kırılma noktasına yakın olan bölgelerde daimi deformasyon belirtileri göstermektedir. Bununla beraber, döngüsel yorgunluk sonucu kırılan eğeler, genellikle, kırılma noktası civarında plastik deformasyon belirtileri göstermemektedir (71, 72, 90, 225, 226).

Eğenin kesici yüzeyleriyle kanal duvarı arasında sıkışan dentin talaşlarının, alet kırılmasında önemli bir rol oynadığı gösterilmiştir. Kırık yüzeylerinin SEM altında incelenmesi, meydana gelen kırığın, bariz biçimde sünek (dövülgen) bir tarzda olduğunu ve kırık yüzeyinde çok fazla mikrokabarcık formunda hava boşlukları oluştuğu sonucunu ortaya koymaktadır. Bunun muhtemel bir sebebi olarak, metal eğenin üretim aşamasında meydana gelen oksit partiküllerinin, bu mikro boşlukların oluşumunda tetikleyici bir rol oynadığı ileri sürülmüştür (212).

Günümüze kadar yapılan bir çok döngüsel yorgunluk çalışması, iyi kontrol edilen deney şartları altında statik bir model kullanılarak yapılmıştır. Bununla birlikte, klinik şartların daha tatminkar bir benzerini taklit etmesi bakımından, döngüsel aksiyal hareketi de içeren dinamik bir çalışma modelinin kullanılmasının daha iyi sonuçlar sağlayacağı düşünülmektedir. Çünkü yapılan çalışmalar, aksiyal hareketin, döner sistem Ni-Ti eğelerinin ömrünü bariz biçimde uzattığını ortaya koymaktadır (27, 109, 148, 206).

Metal yorgunluğu deneyleri için çekilmiş diş örnekleri, klinik şartları daha iyi yansıtmasına rağmen, şayet çalışmanın amacı, Ni-Ti eğelerin fiziksel özelliklerini tam olarak saptamak ise, çekilmiş dişler ideal bir model değildir. Çünkü, herhangi 2 kök kanalı, anatomik olarak hiçbir zaman özdeş değildir. Yapılan çalışmalarda, çekilmiş dişler dışında bir modelin seçilmesinin nedeni, mevcut koşulları mümkün olduğu kadar standardize etmek ve döngüsel yorgunluk dışında, deneyin amacını etkileyen diğer parametrelerin etkisini minimuma indirmektir (225).

## **2.10. ProTaper Döner Esaslı Ni-Ti Eğe Sistemi**

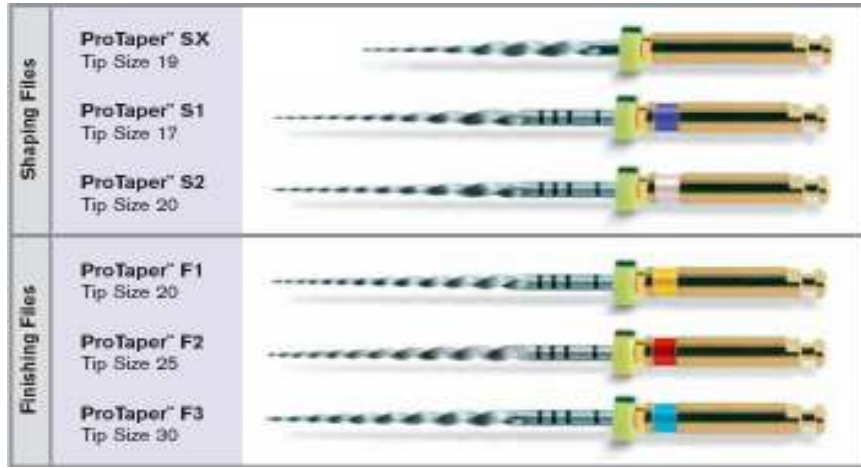
Son yıllarda, diğer tüm bilim dalları ile beraber endodontik tedavi de, etkileyici bir gelişme süreci içerisinde bulunmaktadır. Özellikle operasyon mikroskobu, döner sistem Ni-Ti kanal eğeleri ve diğer yeni gelişmelerin sayesinde günümüzde daha başarılı biçimde ve daha kısa sürede kök kanal preparasyonları yapılabilmektedir. ProTaper sistem, Ni-Ti eğeler konusunda yeni bir nesli temsil etmektedir. Bu yeni Ni-Ti sistemi, bir grup endodonti uzmanı ile Dentsply-Maillefer firmasının işbirliği sayesinde geliştirilmiştir ve diğer döner sistem Ni-Ti eğelerle karşılaştırıldığında, tamamen yeni ve farklı tasarım özellikleri göstermektedir.

ProTaper Ni-Ti eğe sistemi, temel olarak, aşırı derecede eğimli, dar ve zor kök kanallarının eğetasyonunu kolaylaştırmak amacıyla geliştirilmiştir. Tamamen farklı ve yeni eğe geometrisi, yüksek bir preparasyon etkinliği ve kullanım emniyeti sağlamaktadır. ProTaper sistem eğeleri, yüksek esneklik ve benzersiz kesim etkinliği sayesinde, total kanal preparasyonu aşamalarını birkaç adımda ve birkaç kanal eğesi ile bitirebilecek özelliğe sahiptirler (124, 156).

ProTaper Ni-Ti eğe seti, crown-down tekniğine uygun olarak, 3 kuronal şekillendirme ve 3 apikal bitim eğesi olmak üzere toplam 6 adet kanal eğesi içermektedir. Şekillendirme eğeleri, kesici bıçak uzunluğu boyunca artış gösteren konisite çapları ile karakterizedir ve bu sayede, kök kanalında, her eğenin belirli bir kanal bölümünde kontrollü ve emniyetli bir

kesim etkinliği sağlanmaktadır. Yani her şekillendirme eğesinin kendine 6zgü bir kuronal kesim etkinliği mevcuttur. ProTaper sistemin bitim eğeleri ise 20, 25 ve 30 numara olmak üzere 3 farklı uç çapına ve eğenin son 3 mm'sinde sabit bir konisite artışına sahiptirler (şekil 2.2) (156).

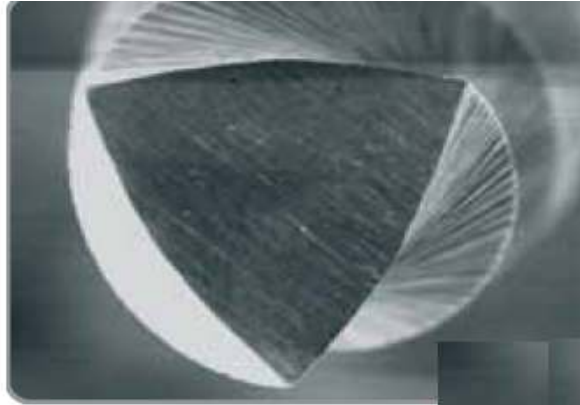
ProTaper Ni-Ti sistem eğeleri, uçtan itibaren artan konisiteye, modifiye edilmiş aktif eğe uçlarına, farklı eğe boyutlarına, farklı bir çapraz-kesit tasarımına, değişken helezon açısına ve özellikle posterior bölgede kullanımı kolaylaştıran kısa eğe saplarına sahiptirler.



şekil 2.2. ProTaper Ni-Ti sistem kanal eğeleri(156).

Bu farklı özelliklerden en çok göze çarpanı, bir kanal eğesi boyunca çoklu değişkenlik gösteren konisite artışıdır. Diğer döner sistem Ni-Ti kanal eğeleri incelendiğinde, bunların sabit bir konisite artışına sahip olduğu ve gerekli etkinliği sağlamak için bir seri eğenin bir arada kullanılması gerektiği anlaşılır. ProTaper sistemde ise, bir eğe üzerinde, kök kanalının belirli bir bölgesinde preparasyon yapılması amacıyla farklı konisite değerleri mevcuttur. Bunun yanı sıra, modifiye edilmiş eğe uçları, kanal eğesinin kanalda daha güvenli ilerlemesini sağlarken aynı zamanda, aktif dentin kesimi yapan bölgenin dışında diğer bölgelerde aşırı strese maruz kalmasını da engeller (17, 18).

ProTaper sistemin sahip olduğu yeni dışbükey üçgen çapraz-kesit tasarımı, kanal preparasyonu esnasında dentin duvarı ile kesici bıçak yüzeyi arasındaki sürtünmeyi azaltarak oldukça yüksek bir kesim etkinliği sağlamaktadır (Şekil 2.3). Bu tasarım, aynı zamanda, kök kanal preparasyonu esnasında kanal eğesi üzerinde sürtünmeden dolayı oluşan torsiyonel gerilme kuvvetlerini de azaltarak kanalın daha kısa zamanda şekillenmesini sağlar. ProTaper sistemdeki yeni tasarım özellikleri, kesim etkinliğini arttıran, debrisin kanal dışına daha kolay çıkmasını sağlayan ve bu şekilde eğeın kanalda vida gibi saplanıp kalmasını engelleyen değişken helezon açısı ve dengeli helezon adımlarıdır. Arka grup dişlerde daha kolay preparasyon sağlamak amacıyla eğe sapları 15 mm'den 12.54 mm'ye indirilmiştir.



Şekil 2.3. ProTaper Ni-Ti eğe çapraz kesit tasarımı (SEM görüntüsü)(156).

### 2.10.1. ProTaper Ni-Ti Eğe Tasarımı

ProTaper sistemin şekillendirme eğeleri SX, S1 ve S2 olarak adlandırılır. Sap kısmında siyah halkası olan SX, şekil olarak Eyfel kulesine benzer. Aktif kesici bıçak mesafesi 14 mm olup 0.19 mm uç çapına sahiptir. Diğer şekillendirme eğelerine göre SX'in progressif kesit çapı daha büyüktür. D0 ile D9 noktaları arasındaki konisite artışı 9 farklı değer içermektedir. SX'in bu kompleks eğe tasarımı, kök kanalının kural bölgesinin daha kısa sürede ve etkili biçimde preparasyonuna olanak

sağlar ve kanal ağızlarını, tüm kanal boyutuna erişimi kolaylaştıracak şekilde genişletir. Bu eğe, yumuşak bir fırçalama hareketiyle kullanılır ve klasik endodontik tedavide, Gates-Glidden frezlerinin yerini tutmak amacıyla tasarlanmıştır.

S1 şekillendirme eğesinin sapında mor bir halka, S2'nin sapında ise beyaz bir halka olup uç çapları sırasıyla 0.19 mm ve 0.20 mm'dir. Her iki eğe da, SX kadar bariz olmamakla birlikte, aktif çalışma boyutunda artış gösteren konisiteye sahiptir. S1'de, D1 mesafesinde konisite artış oranı %2 iken D14 mesafesinde bu oran %11'dir. S2'de ise D1 mesafesinde oran %4 iken D14 mesafesinde %11.5'tir. S1, esas olarak kök kanalının kuronal bölgesinde etkili iken S2, kanalın orta üçlüsünde daha etkilidir.

Bitirme eğeleri olan F1, F2 ve F3, sırasıyla sarı, kırmızı ve mavi tanımlama halkalarına sahiptirler. Uç çapları, D0 mesafesinde sırasıyla 0.20, 0.25 ve 0.30 mm'dir. Her üç eğenin de D0-D3 mesafeleri arasındaki konisite artış oranları sabittir ve sırasıyla %7, %8 ve %9'dur. Bu kanal eğelerinin geri kalan aktif çalışma boyutlarında ise azalan bir konisite tasarımı mevcuttur. Bu tasarım, Ni-Ti eğenin esnekliğini artırırken aynı zamanda, kanalın kuronal bölgesinde şekillendirme eğeleri ile önceden verilmiş olan formun bozulmasını da engeller. Bu sayede, crown-down tekniğine uygun olarak, kök kanalında apikalden kuronale doğru gittikçe genişleyen konik bir kanal formu elde edilir (156).

### **2.10.2. ProTaper Ni-Ti Sistem ile Kanal Preparasyonu**

ProTaper Ni-Ti sistemi, kompleks ve standart vakalarda kısa sürede, etkili ve önceden tahmin edilebilir bir şekilde kök kanal preparasyonuna imkan sağlayan bir sistemdir. Ni-Ti sistem üreticileri, muhtemel komplikasyonların önlenmesi için sık sık kanal eğelerinin kontrol edilmesi gerektiğini belirtmelerine rağmen eğeler, önceden gözle görülür kalıcı bir deformasyon belirtisi olmaksızın aniden kırılabilir. Bu yüzden, üretici firmalar, kırılma riskini en aza indirmek için tork kontrollü endodontik motorların kullanımını tavsiye etmektedir. Sistemi en faydalı şekilde kullanmak için tecrübe ve rutin kullanım önemli olmasına rağmen bazı

durumlarda, tecrübeli endodontistler bile, tavsiye edilen tork değerleriyle çalışırken bu tür kazalar yaşayabilmektedirler. Bu açıdan bakıldığında, yeni kök kanal eğelerinin kullanımı bile kırılma riskini bariz olarak azaltmaktadır. Akıldan çıkarılmaması gereken husus, Ni-Ti sistemlerle çalışırken, kesinlikle apikal yönde aşırı kuvvet uygulanmamalı, yalnızca yumuşak bir fırçalama hareketi uygulanmalıdır.

Başarılı bir endodontik tedavi için, kullanılan Ni-Ti sistem ve tekniğinden bağımsız olarak, ideal bir giriş kavitesi preparasyonu çok önemlidir. Giriş kavitesi açıldıktan sonra, yardımcı SX eğesi ile kanalın kuronal üçte ikilik kısmı genişletilir. Apikal yönde doğrusal bir erişim sağlandıktan sonra pulpa odası, visköz bir şelatör veya irrigasyon solusyonu ile doldurulur. Tedaviden önce alınan radyograflerin rehberliğinde, standart ISO .02 konisiteli 10 ve 15 numara K tipi el eğeleriyle, çalışma boyutuna ulaşıp ulaşamadığı kontrol edilir. Kök kanallarının eğimli olduğu durumlarda, K tipi el eğelerine ön eğim vermek gereklidir. Bununla birlikte, bu preparasyon yönteminde, K tipi el eğeleri, kök kanalının üçte ikilik kısmında sınırlı bir geçiş gösterebilir. Böyle bir durumda, 10 ve 15 numara K tipi eğeler, kanalda bir engelle karşılaşınca kadar ilerletilir ve durduğu noktadaki çalışma boyutu mesafesi, ProTaper S1 ve S2 eğelerine aktarılır.

Kök kanal açıklığı doğrulandıktan sonra, kanalın üçte ikilik kuronal bölgesini genişletmek için önce S1, daha sonra S2 eğeleri kullanılır. Şekillendirme işlemine başlamadan önce pulpa odası %5.25'lik NaOCl solusyonu ile doldurulur. ProTaper şekillendirme eğeleri, kanal geçiş yolunda pasif olarak aşırı kuvvet uygulanmadan rahat şekilde ilerletilmelidir. İşlem sırasında emniyet ve etkinliği arttırmak için S1 ve S2 eğeleri, lateral yönde kuronal bölgedeki dentini uzaklaştırmak için bir fırça gibi kullanılmalıdır. Bu fırçalama hareketi, şekillendirici ege bıçaklarının daha kolay ve aktif dentin kesimi yapmasını sağlayan daha geniş bir yanal alan oluşturur.

Eğeler, belirli aralıklarla kanaldan çıkarılarak üzerinde biriken dentin talaşları, eğenin hangi bölgesinin aktif kesim yaptığını gözlemlemek için incelenmeli ve temizlenmelidir. Şekillendirici eğelerin kullanımını takiben kanal irrigasyonu yapılmalı ve 10 numara K tipi eğeyle kanal açıklığı tekrar kontrol edilmelidir. Kural olarak, 15 numara K tipi eğenin ulaştığı noktaya kadar S1 ve S2 eğeleriyle basınç uygulanmadan birkaç kez preparasyon yapıp kural genişletme işlemi tamamlanır.

Kök kanalının kural üçte ikilik kısmı genişletildikten sonra en önemli adım, apikal üçlünün genişletilmesidir. Pulpa odası visköz bir şelasyon ajanıyla doldurulup apikal bölgedeki kanal açıklığı kontrol edildikten sonra, kök kanalı, en az 15 numara K tipi boyutuna kadar genişletilir. Çalışma boyutunda kanal açıklığı tespit edildikten sonra pulpa odası yine NaOCl solüsyonu ile doldurulur. Bu aşamada kanal preparasyonu, bir veya daha fazla ProTaper bitirme eğesinin yumuşak bir basınçla, fırçalama hareketi oluşturmayacak tarzda kullanılmasıyla tamamlanabilir. F1 eğesi, kanal çalışma boyutuna ulaşacak şekilde birkaç kez kanalda kullanılır ve çıkarılarak apikal bölüm, dentin talaşları açısından kontrol edilir. F1'den sonra kanal tekrar irrigate edilerek debris uzaklaştırılır. ProTaper F1 eğesinin kullanımını takiben 20/.02 K tipi eğe kanala yerleştirilerek apikal foramen çapı kontrol edilir. Şayet 20 numara K tipi eğe, gevşek kalmadan tam olarak apikal bölgeye oturuyorsa kanal şekillendirmesi tamamlanmış kabul edilir. Şayet 20 numara K tipi eğe gevşek kalıyorsa, 25/.02 boyutu kullanılır ve apikal bölgeye tam oturuyorsa doldurma işlemine geçilir. Bu boyut da kısa kalıyorsa, bitirme eğesi olarak ProTaper 25/.08 F2 eğesi, hatta gerekiyorsa 30/.09 F3 eğesi kullanılır. Şayet 30 numara K tipi eğe de apikalde gevşek kalıyorsa, apikal kanal preparasyonunu tamamlamak için alternatif Ni-Ti döner sistem veya el eğeleri kullanılmalıdır.

ProTaper sistem kullanılarak oluşturulan kanal şekilleri, son kullanılan eğe boyutuna uygun güta perka master kon ve vertikal kondensasyon yöntemiyle kolayca doldurulmaya elverişli kanallardır (22, 139, 155, 156).

## 2.11. HEROShaper Döner Esaslı Ni-Ti Eğe Sistemi

Döner sistem Ni-Ti kanal eğeleriyle kök kanal preparasyonunda başarıyı arttırmaya yönelik çeşitli jenerik düşünce tarzları geliştirilmiştir.

Bunlar:

- Kanal eğesinde aktif kesici kısmın koniklik açısının büyük olması, crown-down tekniğinin kullanımı için daha elverişlidir.
- Eğenin dönüş hızı düşük olmalıdır. (350-600 rpm)
- Çalışma esnasında angldruvaya apikal yönde çok az basınç uygulanmalıdır.
- İleri-geri yöndeki bu yumuşak hareketler, kanal eğesi ile dentin yüzeyi arasındaki sürtünmeyi de en aza indirger.

Radyal alanlara sahip olmayan ilk döner sistem Ni-Ti kanal eğe tasarımı olan HERO 642 (Micro-Mega, Besançon, Fransa)'nin kullanımı esnasında, kesin olarak uyulması gereken bazı kurallar geliştirilmiştir:

1. Vakanın zorluk derecesi, kanal kurvatür miktarı ve dentinin mineralizasyon durumuna göre belirlenir.

2. Sistemdeki her bir eğenin konisite değeri için uygun kanal penetrasyonu yapılmalıdır.

3. Kanalın kuronal bölgesinin çevresel genişletilmesi, fırçalama hareketiyle gerçekleştirilir (214).

Son yıllarda, bu prensipler doğrultusunda, aynı üçgen-heliks çapraz kesit tasarımına sahip, HERO 642'nin bir üst nesli olan HEROShaper Ni-Ti sistemi geliştirilmiştir (Şekil 2.4). Bu tasarımdaki anahtar modifikasyonlar, eğenin koniklik açısına göre farklılık gösteren kesici bıçakların eğim açısı ve aktif kesici kısmın uzunluğudur. Bu parametrelerin değıştirilmesiyle, her bir konisite değeri için en uygun dayanıklılık, etkinlik ve esneklik elde edilir.

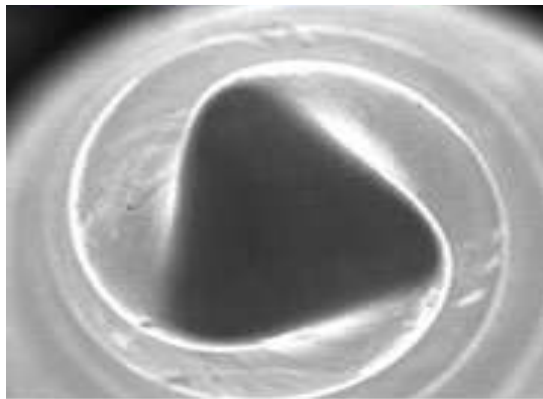


Şekil 2.4. HEROShaper Ni-Ti ege sistemi (214).

### 2.11.1. HEROShaper Ni-Ti Ege Tasarımı

HEROShaper Ni-Ti sisteminde, iki farklı konisite değeri (.06 ve .04) ve üç farklı uç çapına (20, 25 ve 30 numara) sahip 6 adet ege mevcuttur. Tüm eğerler, pozitif kesme açılı üçgen-heliks çapraz kesit tasarımına sahiptir (Şekil 2.5).

Ege yüzeyindeki kesici bıçakların eğim açısını arttırmak veya azaltmak, eğin kesim aktivitesini ve dolayısıyla sürekli rotasyon esnasındaki klinik performansını etkiler. Eğin ortasından geçen eksenle kesici bıçak kenarı arasındaki açı küçüldükçe kesim etkinliği artar. Bu açının küçük olması, eğin üzerindeki olukların eğimini de azaltarak dentin artıklarının daha kolay ve kısa zamanda ortamdaki uzaklaşmasını sağlar.



Şekil 2.5. HEROShaper Ni-Ti ege üçgen-heliks çapraz kesit tasarımı (SEM görüntüsü) (214).

Eğenin aktif kesici kısmının uzunluğu, davranış özelliklerini değiştiren başka bir parametredir. Kesici kısmın uzunluğunun azaltılması, eğe ile kanal duvarı arasındaki teması sınırlayacağı için aynı zamanda esnekliğin de artmasını sağlar.

### **2.11.2. HEROShaper Ni-Ti Sistem ile Kanal Preparasyonu**

HEROShaper tekniğinde, öncelikle büyük konisiteye sahip bir eğe ile preparasyona başlanır. Bunu, apikalden kuronale düzgün genişleyen uniform bir şekil elde etmek için daha küçük konisiteli eğeler takip eder. Kesici kısmın tüm yüzeyi nadir olarak kanal duvarı ile temas eder. Eğe ucu inaktiftir ve sürekli rotasyon esnasında kök kanalında, eğeyi kanal merkezinde tutacak bir yol gösterici görevi görür. Kullanılan Ni-Ti eğeler, kök kanallarının eğimli olduğu bölgelerde, merkez kanal ekseninden kaydadeğer bir sapma göstermeyecek şekilde preparasyon yapar.

Kök kanallarının apikal bölge anatomileri, oval veya yassı olacak biçimde çeşitli derecelerde varyasyon gösterebilir. Kök kanalında çalışma boyutuna ulaşıldıktan sonra, fırçalama hareketi yaparak tüm kanal duvarlarını şekillendirmek gereklidir.

Operasyon tekniğinde, klinik vakanın zorluk derecesini saptamak için, kök kanalının çapı ve kanal kurvatürü kriterlerine bakılır. Operasyon öncesinde alınan radyografiler de vakanın zorluğu hakkında hekime yardımcı olur.

Basit vakalarda, ilk olarak 30/.06 boyutlu ve daha sonra 30/.04 boyutlu kanal eğeleri kullanılır. 15 numara K tipi eğe, küçük kanal kurvatürlerinde ve yeteri kadar geniş lümeni olan kanallarda apekse kadar kolayca ulaşır.

Orta derecede zorlu vakalarda uygulama protokolu, 25/.06, 25/.04 ve 30/.04 şeklindedir. Bu vakalarda, daha bariz bir kanal kurvatürü ve daha yoğun mineralize bir kanal lümeni mevcuttur. 10 numara K tipi eğe ile apekse ulaşmak zor olabilir.

Zor vakalarda ise sıralama, 20/.06, 20/.04, 25/.04 ve 30/.04 şeklindedir. Bu vakalarda, ciddi bir kanal kurvatürü ile birlikte yoğun bir dentin

mineralizasyonu mevcuttur ve çok ince K tipi eğelerle bile apekse ulaşmak zor olabilir.

HEROShaper döner sistem Ni-Ti eğeleri, 600 rpm'yi geçmeyecek şekilde sabit bir tur sayısı, tork ve tur sayısı ayarı yapılabilen redüksiyonlu bir mikromotor ve angdruvayla kullanılır. Kanal eğesi, kök kanalına, kullanım sırasına uygun şekilde ve mesafede yerleştirildikten sonra çok hafif bir apikal basınçla kullanılmalıdır. Tüm kanal preparasyon işlemleri sırasında bol irrigasyon yapılmalı ve kanalda biriken debris ve dentin talaşları sürekli olarak ortamdaki uzaklaştırılmalıdır. Komplike vakalarda, her bir preparasyon fazı arasında, 10 numara K tipi eğe ile rekapitülasyon yapılması önerilmektedir.

Erişkin azı dişlerinin özellikle mezyal ve bukkal kanal ağızları genellikle dar ve mineralizedir. Kök kanal eksenlerinin de eğimli olduğu bu gibi durumlarda, dikkatsizce yapılan preparasyonlar komplikasyonlara neden olabilir. Kanal ağızlarının yeteri kadar genişletilmesi, sonuç olarak kanal preparasyonunu ve dolguyu kolaylaştırmaktadır. HEROShaper sisteminde, bu gibi durumlar için özel olarak geliştirilmiş 15 mm uzunluğunda, 25/12 boyutunda Endoflare kanal eğeleri mevcuttur. Endoflare, kanalın kural üçlüsünü genişletmek için kullanılır ve 3 mm'den fazla penetrasyon yapılmamalıdır. Endoflare ile kanal ağızı genişletildikten sonra diğer HEROShaper eğeleriyle rutin işlemlere devam edilir.

Apikal üçlü preparasyonu için bazı komplike vakalarda, üç kesici kenarlı üçgen heliks tasarıma sahip HEROShaper sisteminin özel bir parçası olan HERO Apical eğeleri kullanılır. Bu eğelerin, dentin talaşlarını kolayca uzaklaştıran ve eğenin sıkışmasını önleyen uzun kesici bıçak ve oluk tasarımı yanında eğri kanallarda kullanımı kolaylaştıran 4mm'lik kısa çalışma boyutu vardır. HERO Apical, 30/06 veya 30/08 boyutlarıyla özellikle geniş apikal kök kanallarının bitim preparasyonları için oldukça uygundur (35).

Bu çalışmamızda, farklı eğe tasarımlarına sahip yeni jenerasyon Ni-Ti esaslı döner alet sistemlerinden olan ProTaper ve HEROShaper sistemlerini kullanarak öncelikle bu 2 farklı eğe sisteminin şeffaf akrilik bloklardaki yapay

eğimli kanallar üzerinde mekanik Şekillendirme etkinliklerini ve daha sonra, Gambarini modeline uygun olarak tasarlayıp geliŐtirdiđimiz test cihazı ile Ni-Ti eğelerin döngüsel metal yorgunluk özelliklerini karşılaştırmalı olarak incelemeyi amaçladık.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Şekillendirme Yeteneği Testi

Bu çalışmada kullanılan ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti esaslı döner sistem eğelerin şekillendirme ve döngüsel yorgunluk testleri, GATA Dişhekimliği Bilimleri Merkezi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiş ancak döngüsel yorgunluk test cihazı, 3.Ana Bakım Merkezi Komutanlığı'ndaki (Etlik/Ankara) proje geliştirme atölyesinde üretilmiştir.

Çalışmamızda, şekillendirme yeteneğinin test edilmesi için, eğimli kök kanal şeklini taklit eden toplam 60 adet 18 mm kanal boyunda, taban kenarı 1 cm, yüksekliliği 4 cm, apikal foramen boyutu ISO 15 ve ortalama kanal kurvatürü 34-35° olan, .02 tepe açısına sahip hazır şeffaf akrilik bloklar (Maillefer, Balaique, İsviçre) kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan bloklar, her birinde 30 adet şeffaf akrilik blok bulunan 2 gruba ayrılmıştır. Buna göre:

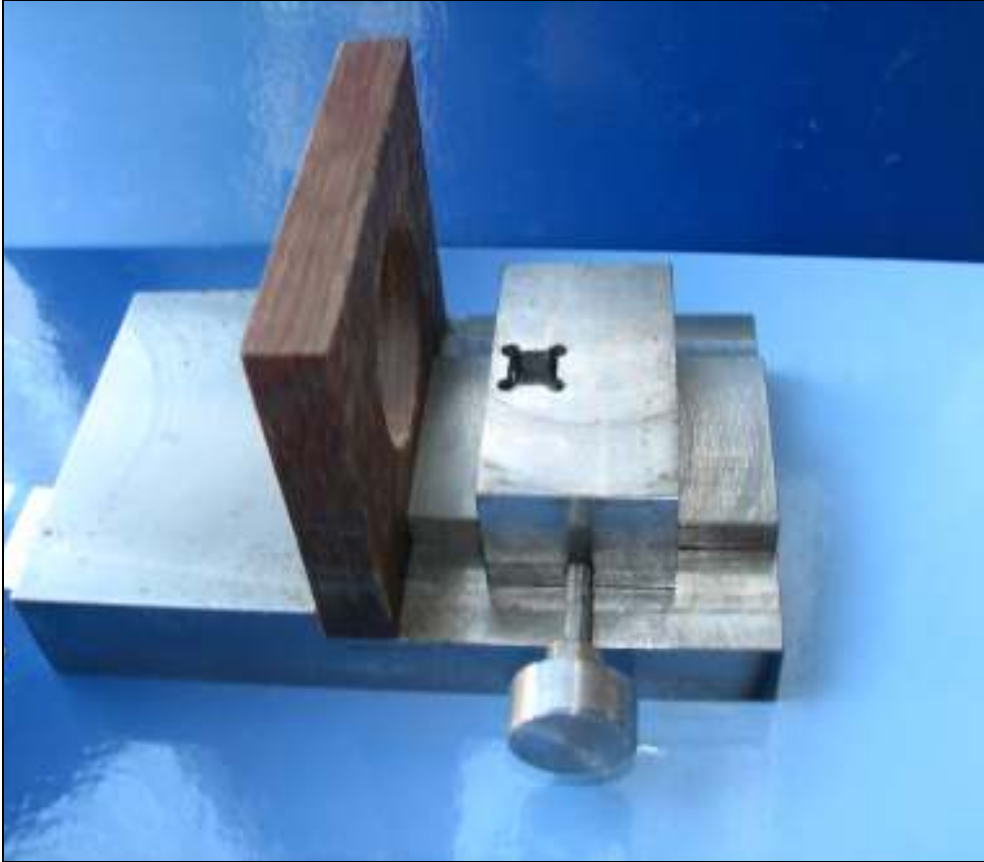
1. Grup: "ProTaper" Ni-Ti esaslı döner alet sistemi,
2. Grup: "HEROShaper" Ni-Ti esaslı döner alet sistemi.

Çalışmada, farklı Ni-Ti esaslı döner alet sistemlerinin eğimli kök kanallarının şekillendirilmesindeki etkinlikleri direkt dijital görüntüleme yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Bu yöntemde, şeffaf akrilik blokların şekillendirme öncesi ve sonrası görüntüleri dijital fotoğraf makinası (Canon Dijital Kamera, Canon S2 IS, Canon INC. Tokyo, Japonya) kullanılarak elde edilmiş ve bilgisayar ortamına (Acer TravelMate 4000) aktarılmıştır.

### 3.1.1. Şeffaf Akrilik Blokların Sabitlenmesi

Şeffaf akrilik blokların şekillendirme öncesi ve sonrası görüntülerinin standart ve tekrar edilebilir bir yöntemle alınabilmesi için, dijital fotoğraf makinesinin ve şeffaf akrilik blokların sabitlenmesini sağlayan özel bir düzenek oluşturulmuştur (Şekil 3.1). Objektif lens başlığına sabitlenen bu özel düzenek sayesinde akrilik blokların objektif önünde her defasında sabit kalması sağlanmıştır. Şeffaf akrilik bloklar, istenilen odaklamaya ayarlanarak net bir görüntü elde edilmesi için, yatay doğrultuda vidalı bir kol yardımıyla hareket edip sabitlenebilen bir parça üzerine yerleştirilmiştir. Sabitlenen akrilik blokların, ilk görüntülerinin alınmasından önce, blokların arkasına sabitlenen milimetrik cetvel sayesinde bilgisayara kaydedilecek görüntülerin kalibrasyonu ve ölçüm noktalarının sabitliği sağlanmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Dijital fotoğraf makinesi ve şeffaf akrilik blokların sabitlenmesini sağlayan düzenek.



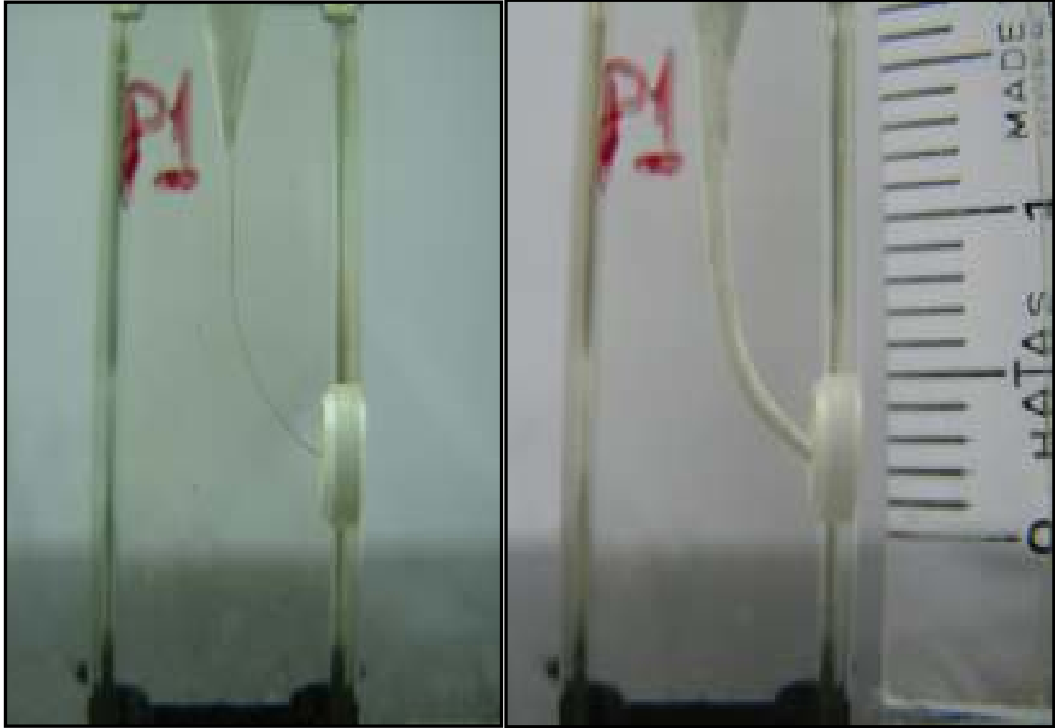
Şekil 3.2. Şeffaf akrilik blokların sabitlenen dijital fotoğraf makinesiyle görüntülenmesi.

Şekillendirme öncesi ve sonrası çekilen görüntüler, dijital kamerada makro büyütme kullanılarak elde edilmiş ve alınan bu görüntüler, kameranın ayarlarını bilgisayardan kontrol etmeyi ve düzenlemeyi sağlayan bilgisayar programı (Canon Remote Control, Version 2.7., Canon INC., Tokyo, Japonya) ile bilgisayara, 5.3 Megapiksel çözünürlükte (2592 X 1944 pixel), her bir grup için oluşturulmuş klasörlere numaralandırılarak kaydedilmiştir.

Elde edilen işlem öncesi ve sonrası akrilik blok görüntüleri, çakıştırma ve ölçümlerin yapılacağı bilgisayar programına (CorelDraw X3, Version 13.0.0.576, Corel Corporation) aktarılmıştır.

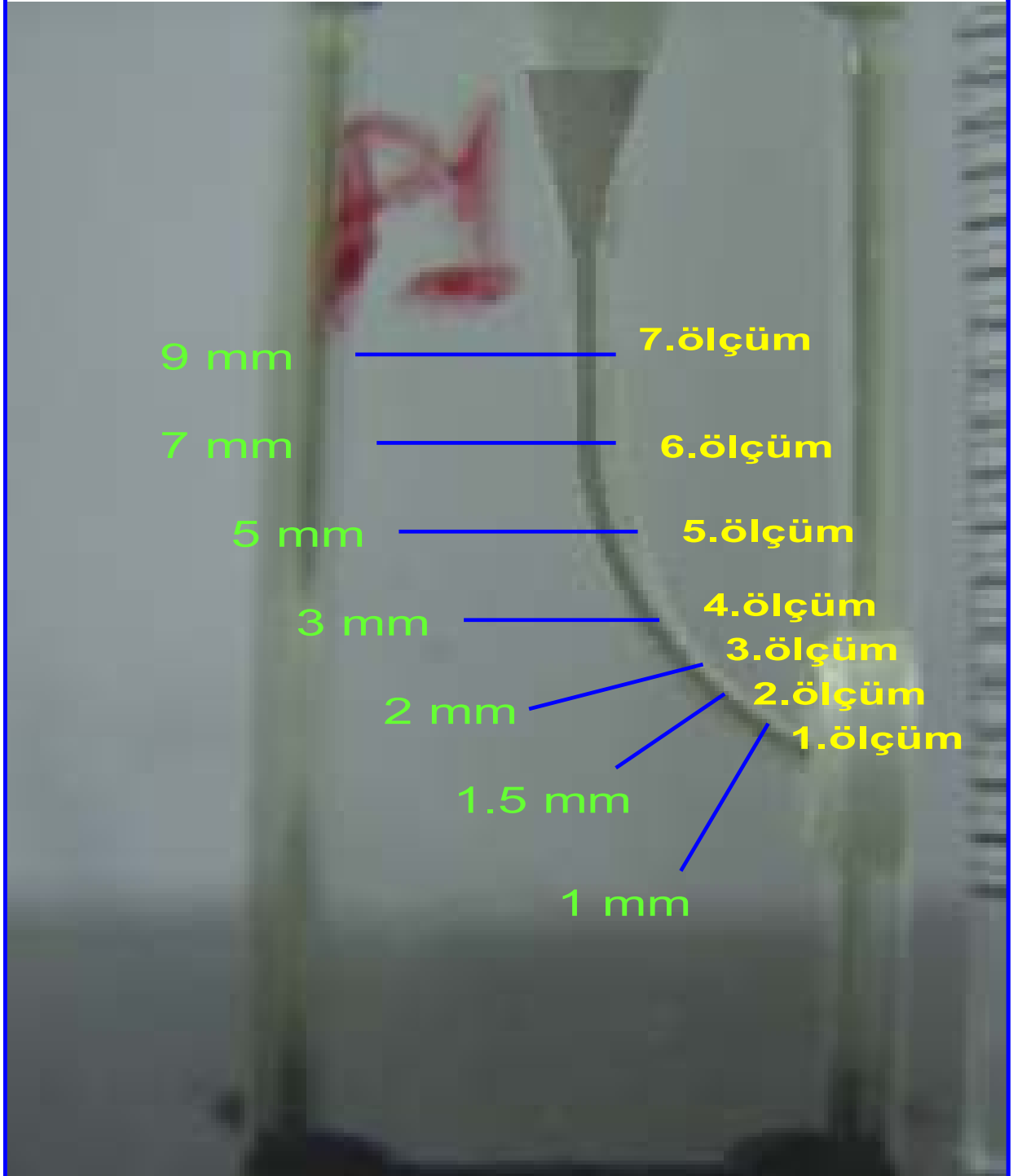
Daha önceden yerleştirilmiş olan milimetrik cetvel sayesinde kalibre edilen görüntüler üzerinden belirlenen noktalarda, kanalın merkezinden

geçen eksene dik olacak şekilde (apikalden 1, 1.5, 2, 3, 5, 7 ve 9 mm uzaklıkta) toplam 7 adet ölçüm yapılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Şeffaf akrilik bloğun şekillendirme öncesi ve sonrası görüntüleri.

Şekillendirme öncesi ve sonrası alınan dijital görüntüler birbiriyle karşılaştırılarak elde edilen görüntü formatı, CorelDraw bilgisayar programı formatına dönüştürüldükten sonra, ölçüm yapılması için belirlenen noktalar üzerinde, kanalın merkezinden geçen eksene dik olacak şekilde milimetrenin onbinde biri hassasiyetinde ölçümler yapılarak kaydedilmiştir. Ölçüm noktaları belirlenirken, şeffaf akrilik bloğun kenarına sabitlenen ve tüm preparasyon işlemleri boyunca yeri değişmeyen milimetrik cetvelden yararlanılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Şeffaf akrilik blok üzerindeki ölçüm noktaları (apikal görüntü).

### 3.1.2. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemlerinin Uygulanması

Çalışmada uygulanan yöntemler, aynı araştırmacı tarafından ve her alet bir kez kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ni-Ti esaslı döner aletlerin tümü, bu amaçla özel olarak üretilmiş olan elektrikli bir mikromotor ve redüksiyonlu angldruva ile kullanılmıştır.

Bu işlemler sırasında mikromotor devri, üretici firmaların önerdiği devir/dakika olarak ayarlanmış ve çalışmanın tümünde aynı devirde çalışılmıştır. Şeffaf akrilik bloklar ise, masa tipi mengeneye bağlanarak şekillendirme işlemi sırasında sabitliği sağlanmıştır.

Tüm gruplarda kanallar ISO 10 numaralı K tipi eğe ile çalışma boyuna ulaşıp ulaşılmadığı kontrol edilmiştir. Daha sonra, kanalın içine, enjektör yardımıyla saf su konmuştur. Bu işlem, her alet kullanımından sonra 2 cc olarak tekrar edilmiş, kanalların şekillendirme sırasında kuru kalmamasına dikkat edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan ProTaper ve HEROShaper döner sistem Ni-Ti eğeler, Glyde (Dentsply International Inc., York, PA, USA) ile beraber kullanılarak, akrilik bloklardaki suni kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında ortaya çıkabilecek dezavantajlar önlenmeye çalışılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Şeffaf akrilik bloklarda şekillendirme esnasında kullanılan kayganlaştırıcı Glyde.

Her bir alet değişiminden sonra, ISO 10 numaralı K tipi eğe ile Şeffaf bloklardaki kanalların tıklalı olup olmadıkları s¼rekli kontrol edilmiştir. Őekilendirme yapılırken, basınç yapmaktan kaçınlmış ve üretici firmanın ürün ile ilgili tavsiyelerine uyulmuştur.

### 1.Grup

Bu grupta yer alan 30 adet Şeffaf akrilik blok, ProTaper Starter Kit ile üretici firmanın önerdiği, 'orta ve uzun kök kanallarının Şekillendirilmesinde ProTaper kullanımı' yöntemine göre Şekillendirilmiştir (154) (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. ProTaper Starter Kit.

### Yöntemin Uygulanışı

Her bir Şeffaf akrilik blok için yeni ProTaper Starter Kit düşük torklu elektrikli mikromotor ve 1/16 redüksiyonlu X-Smart (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) angldruva ile kullanılmıştır (Şekil 3.7). ProTaper Ni-Ti eğelerin her biri için X-Smart tork kontroll¼ mikromotorun hafızasında kayıtlı

tork ayarları uygulanmıştır. Buna göre, bütün ProTaper Ni-Ti eğeleri 300 devir/dakika 'da :

S1 için tork değeri (T) =3.5,

S2 için tork değeri (T) =1.6,

F1 için tork değeri (T) =2,

F2 için tork değeri (T) =2.5 olacak şekilde kullanılmıştır.



Şekil 3.7. X-Smart tork kontrollü endodontik motor ve angldrüva.

ProTaper Ni-Ti eğeler ile şeffaf akrilik bloklar üzerinde şekillendirme işlemi yapılırken:

\* S1 Ni-Ti eğe, kanal içinde dirençle karşılaşınca kadar kanal uzunluğunun 3/4'ünden daha kısa olacak şekilde kullanılmıştır,

\* ISO 10 numaralı bir K tipi eğe ile çalışma boyu tesbit edilmiştir,

\* S1 Ni-Ti eğe ile bir yada birkaç kullanım ile çalışma boyuna ulaşılmıştır,

\* S2 Ni-Ti eğe ile çalışma boyunda çalışılmıştır,

\* F1 ve F2 Ni-Ti eğeleri ile çalışma boyunca çalışılarak şekillendirme işlemi tamamlanmıştır.

## 2.Grup

Bu grupta yer alan 30 adet şeffaf akrilik blok, HEROShaper Ni-Ti eğeler ile üretici firmanın önerdiği 'Zor kök kanallarının şekillendirilmesinde HEROShaper kullanımı' yöntemine göre şekillendirilmiştir (93) (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. HEROShaper Ni-Ti esaslı döner sistem eğeleri.

## Yöntemin Uygulanışı

Her bir şeffaf akrilik blok için, yeni bir HEROShaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa) Ni-Ti eğe, yine düşük torklu elektrikli mikromotor ve 1/16 redüksiyonlu X-Smart (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) angidruva ile 300 devir/dakika ayarında kullanılmıştır. Buna göre:

\* 20/.06 no. HEROShaper Ni-Ti esaslı eğe ile kanalın çalışma boyunun 2/3 'ne kadar çalışılmıştır,

- \* ISO 10 numaralı K tipi eğe ile çalışma boyu tespit edilmiştir,
- \* 20/.04 no. HEROShaper Ni-Ti esaslı eğe ile kanalın çalışma boyunda çalışılmıştır,
- \* 25/.04 no. HEROShaper Ni-Ti esaslı eğe ile kanalın çalışma boyunda çalışılmıştır,
- \* 30/.04 no. HEROShaper Ni-Ti esaslı eğe ile kanalın çalışma boyunda çalışılarak preparasyon tamamlanmıştır.

### **3.1.3. Çalışmada Gz nne Alınan Kriterler**

Çalışmamızda kullanılan kanal şekillendirme yöntem ve aletlerinin etkinliklerini değerlendirmek amacıyla, kanalın orijinal şeklinde meydana gelen değişiklikler, aşağıdaki kriterler kullanılarak belirlenmiştir :

- 1) Kanalın genişleme yönü:
  - a) Eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarı,
  - b) Eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarı.
- 2) Toplam genişleme miktarı,
- 3) Transportasyon miktarı,
- 4) Merkezde kalma oranı,
- 5) şekillendirme süresi,
- 6) Kanal aleti deformasyonu ve kırılma oranı.

### 3.1.4. Değerlendirmede Uygulanan Yöntemler

Yukarda belirtilen değerlendirmeye katılan kriterler, aşağıda açıkladığı şekilde hesaplanmıştır.

#### 1) Kanalın genişleme yönü:

Kanalın genişleme yönünün değerlendirilmesi için, şeffaf akrilik blok üzerinde, eğimli kök kanalının bir benzerini temsil edecek şekilde dış ve iç kısımlar belirlenmiş ve ölçümler buna göre yapılmıştır.

a) Eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarı (D).

D1 ile D2 arasındaki mesafe ölçülmüş ve kaydedilmiştir. şekillendirme öncesi ve sonrası kanalın dış kısmında oluşan mesafe "D" değerini vermektedir.

b) Eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarı (İ).

İ1 ile İ2 arasındaki mesafe ölçülmüş ve kaydedilmiştir. şekillendirme öncesi ve sonrası kanalın iç kısmında oluşan mesafe "İ" değerini vermektedir(şekil 3.9).

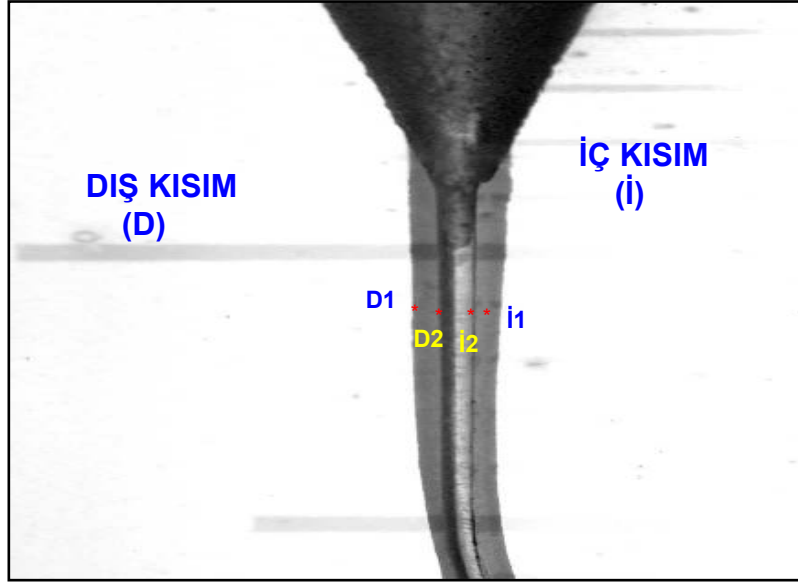
#### 2) Toplam genişletme miktarı (T).

Eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarının milimetrik değeri (D) ile eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarının milimetrik değerinin (İ) toplamı "T" değerini vermektedir.  $T = D + İ$

#### 3) Transportasyon miktarı (Z).

$$Z = |D - İ|$$

Eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarının milimetrik değeri ile, eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarının milimetrik değerinin arasındaki farkın mutlak değeri "Z" değerini vermektedir. Bu formüle göre '0' sonucunun elde edilmesi, şekillendirme işlemi sonucunda orijinal kanal seyriden sapma olmadığı anlamına gelmektedir.



Şekil 3.9. Şeffaf akrilik blok üzerinde eğimin dış ve iç kısmındaki ölçüm noktaları.

#### 4) Merkezde kalma oranı (M).

$$D < İ \text{ ise } M = D/İ$$

Eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarı, iç kısmından kaldırılan madde miktarından küçükse, merkezde kalma oranı eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarının iç kısmından kaldırılan madde miktarına bölünmesi ile hesaplanmıştır.

$$D > İ \text{ ise } M = İ/D$$

Eğer eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarı, eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarından büyükse, merkezde kalma oranı, eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarının dış kısmından kaldırılan madde miktarına bölünmesi ile hesaplanmıştır. Bu formüle göre '1' sonucunun elde edilmesi, kanal aletinin, kök kanal boşluğunun merkezinde kaldığını göstermektedir.

### **5) Kök kanalının Şekillendirme süresinin belirlenmesi :**

Şekillendirme süresi, bir kronometre (Omega, Bienne, İsviçre) ile 2 gruptaki her blok için ölçülerek kaydedilmiştir. Ni-Ti eğe değişimleri ve kanalların yıkanma işlemi sreye dahil edilirken eğeler üzerindeki lastik rondellerin çalışma uzunluğuna getirilmesi bu süre içine dahil edilmemiŐtir.

### **6) Kanal aleti deformasyonu ve kırılma oranı:**

Her iki deney grubundaki Ni-Ti kanal eğelerinin, Şekillendirme sonrasında dijital kamera ile görüntüleri çekilerek, orijinal Őekilleriyle karŐılaŐtırılmıŐ ve kaç numaralı kanal aletinde deformasyon veya kırılma olduğu kaydedilmiştir.

## **3.2. Döngüsel Metal Yorgunluğu Testi**

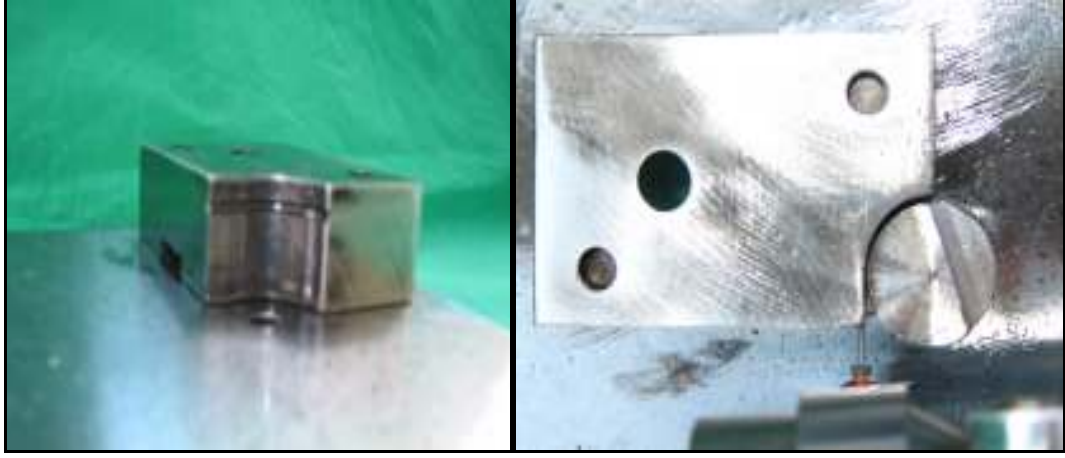
Çalışmamızda, ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti eğeleri üzerinde döngüsel yorgunluk testinin yapılması amacıyla, Gambarini (71) tarafından geliştirilen test cihazının bir benzeri, 3.Ana Bakım Merkezi Komutanlığı'na (Etlik/Ankara) bağlı CNC (Computer Numerically Controlled) teknolojisine sahip proje geliŐtirme atölyesinde geliştirilmiştir. Cihazın, öncelikle 3 boyutlu bir tasarım modeli, SolidWorks CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) bilgisayar programı ile (SolidWorks Corporation, Version 8, 300 Baker Avenue, Concord, MA, USA) izilerek özel kağıt Őablonlar zerine teknik resim formatında aktarıldıktan sonra CNC atölyesinde üretimi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.10).

Çalışmamızda, Ni-Ti döner sistem eğelerin sabitleyerek test işlemine tabi tutulması amacıyla düşük torklu elektrikli mikromotor ve 1/16 redüksiyonlu X-Smart angldruva kullanıldı. Şekil 3.10'da görüldüğü gibi, düzenek üzerinde, sol tarafta, angldruvanın vertikal yaklaŐım mesafesini ayarlamak ve istenildiği seviyede sabitlemek amacıyla vidalı bir mil ve sağ tarafta ise, çalışma esnasında vibrasyon meydana gelmemesi için angldruva baŐlıęını sabitleyen ikinci bir vidalı mil mevcuttur.



Şekil 3.10. Gambarini modeline uygun olarak tasarlanan döngüsel metal yorgunluğu test cihazı ve tork kontrollü endodontik motor düzeneği.

Angldrüva başlığına yerleştirilen Ni-Ti eğeler, sabit bir dönü sayısı ile ve serbestçe dönmelerini sağlamak amacıyla eğimli bir diş kökü kanalını taklit edecek şekilde aşınmaya dayanıklı paslanmaz çelik blok üzerinde hazırlanan V şeklindeki suni bir yiv içerisine yerleştirilip 10 mm kurvatür yarıçaplı metal bir silindir blok vasıtasıyla sıkıştırılarak eğenin yiv içerisinde kalması sağlandıktan sonra döngüsel metal yorgunluğu testine tabi tutuldu (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Ni-Ti eğelerin serbestçe dönmesini sağlayan paslanmaz çelik metal yiv sistemi.

Burada, ortalama 34-35° eğimli bir kök kanalını taklit etmek amacıyla 10 mm kurvatür yarıçapına sahip silindir blok kullanılmıştır. Yiv içerisine yerleştirilen eğeye arzu edilen eğim açısını veren silindir bloğudur ve kurvatür yarıçapı küçüldükçe eğim açısı artmakta ve dolayısıyla eğeler, daha fazla döngüsel yorgunluk kuvvetlerine maruz kalarak daha kısa zamanda kırılmaktadır. Çalışmamızda, 20 adet ProTaper F2, 20 adet ProTaper F3, 20 adet HEROSHaper 25/.04 ve 20 adet HEROSHaper 30/.04 olmak üzere toplam 80 adet döner sistem Ni-Ti eğe kullanılmıştır. Boyutları birbirine yakın olduğu için ProTaper F2 grubuyla HEROSHaper 25/.04 grubu ve ProTaper F3 grubuyla HEROSHaper 30/.04 eğe grupları arasında kıyaslama yapılmıştır. Serbest dönüşü kolaylaştırmak ve sürtünme kuvvetlerini minimuma indirmek amacıyla paslanmaz çelik blok üzerindeki yiv boşluğuna Glyde uygulandıktan sonra tüm Ni-Ti eğeler, angldruva başlığına monte edilerek yivin içine yerleştirilip 350 rpm sabit tur sayısı ile işleme tabi tutulmuştur. Çalışma esnasında, yivli metal blok ve Ni-Ti eğelerin aşırı ısınmasını önlemek amacıyla kırılma gerçekleşene kadar tüm eğeler üzerine soğuk hava spreyi tatbik edilmiştir. Her bir eğe, kırılma olayı gerçekleşene kadar yivli metal blok içinde döndürülmüş ve her eğenin kırılma süresi, net görüş alanı sağlayan yüksek bir aydınlatma ortamında kronometre ile hesaplanarak kaydedilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. ProTaper ve HEROShaper döner sistem Ni-Ti enstrumanların döngüsel metal yorgunluğu sonucu kırılma sürelerinin kronometre ile hesaplanması

### 3.3. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler için SPSS for Windows (Ver. 13.00, SPSS Inc., IL., USA) paket programı kullanılmıştır. Araştırma kapsamındaki tüm veriler için öncelikle tanımlayıcı istatistikler elde edildi. Tüm tanımlayıcı istatistikler, ortalama  $\pm$  standart sapma şeklinde gösterildi. Araştırmada elde edilen verilerin öncelikle tümel olarak, daha sonra ise grup bazında normal dağılıma uygunlukları (Shapiro-Wilk) test edildi. Her iki Ni-Ti ege grubu için normal dağılıma uygunlukları, Shapiro-Wilk analiz sonuçları ile ve grafiksel olarak incelendi. Verilerin büyük bir çoğunluğu normal dağılıma uymadığından non-parametrik testler uygulandı. Elde edilen verilerin, şekillendirme deneyinde, grupların her seviyeye ait ölçüm sonuçları, Mann-Whitney U testi ile

değerlendirildi. Döngüsel yorgunluk deneyinde ise, ikili karşılaştırmalarda Bağımsız Örneklem t testi (Student's t testi) kullanılarak sonuçlar değerlendirildi. Uygulanan tüm testlerde yanılma düzeyi olarak  $\alpha = 0.05$  belirlendi. İstatistiksel açıdan anlamlı bir farklılığın göstergesi olarak  $p \leq 0.05$  değeri kabul edildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Şekillendirme Yeteneği Çalışma Bulguları

#### 4.1.1 1. Ölçüm Noktasında Elde Edilen Sonuçlar

Şekillendirme yeteneği çalışmamızda elde edilen bulgulara göre, 1. ölçüm noktasında (1.mm), eğimin iç kısmından, ProTaper Ni-Ti eğe grubu ile HEROShaper eğe grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla madde kaldırılmıştır ( $Z=5.361$ ;  $p<0.001$ ). Eğimin dış kısmından da, ProTaper grubu ile HEROShaper grubuna göre anlamlı ölçüde daha fazla madde kaldırılmıştır ( $Z=6.655$ ;  $p<0.001$ ).

1.ölçüm noktasındaki toplam genişletme miktarı değerlendirildiğinde, ProTaper Ni-Ti eğe grubu ile meydana gelen genişleme miktarının, HEROShaper grubu ile oluşan genişleme miktarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla olduğu görülmektedir ( $Z=6.654$ ;  $p<0.001$ ).

ProTaper eğe grubunda, 1.mm'deki transportasyon miktarının HEROShaper grubuna göre istatistiksel açıdan daha fazla olduğu görülmektedir. Transportasyon değeri 0'a ne kadar yakın olursa sonuç daha anlamlı olarak kabul edildiği için, ilk ölçüm noktasında HEROShaper Ni-Ti eğe grubunun transportasyon açısından daha anlamlı olduğu anlaşılmaktadır ( $Z=5.930$ ;  $p<0.001$ ). Transportasyon yönü olarak değerlendirildiğinde, ProTaper grubunda eğimin dışına doğru, HEROShaper eğe grubunda ise kanalın apikalinde yer alan eğimin içine doğrudur.

Merkezde kalma oranı değerlendirildiğinde, ProTaper eğe grubunda, HEROShaper eğe grubuna göre istatistiksel açıdan anlamlı ölçüde daha fazla merkezden uzaklaşma saptanmıştır ( $Z=5.699$ ;  $p<0.001$ ). Merkezde kalma oranı değeri 1'e ne kadar yakın olursa sonuç o kadar anlamlı olarak kabul edildiği için, merkezde kalma oranında da HEROShaper grubu istatistiksel açıdan daha anlamlı görünmektedir (Tablo 4.1, Grafik 4.1).

#### 4.1.2. 2. Ölçüm Noktasında Elde Edilen Sonuçlar

Çalışmamızda, 2. ölçüm noktasında(1.5mm) uygulanan crown-down şekillendirme yöntemi ile ProTaper ve HEROShaper eğe grupları arasında eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $Z=0.955$ ;  $p=0.340$ ). Eğimin dış kısmından ise, ProTaper grubunda, HEROShaper grubuna göre istatistiksel açıdan daha fazla madde kaldırıldığı anlaşılmaktadır ( $Z=4.883$ ;  $p<0.001$ ).

Bu ölçüm noktasındaki toplam genişletme miktarı değerlendirildiğinde, ProTaper grubunun HEROShaper grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla genişleme oluşturduğu saptanmıştır ( $Z=5.701$ ;  $p<0.001$ ).

Transportasyon değerine baktığımızda, ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti eğe grupları arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı anlaşılmaktadır ( $Z=0.155$ ;  $p=0.877$ ). Aynı şekilde, 2.ölçüm noktasındaki merkezde kalma oranları incelendiğinde, her 2 eğe grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır ( $Z=0.547$ ;  $p=0.584$ ) (Tablo 4.2, Grafik 4.2).

#### 4.1.3. 3. Ölçüm Noktasında Elde Edilen Sonuçlar

Yaptığımız çalışmada, 3. ölçüm noktasında (2.mm), eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarı, istatistiksel olarak ProTaper grubunda, HEROShaper grubuna göre anlamlı ölçüde daha fazla bulunmuştur ( $Z=5.947$ ;  $p<0.001$ ). Eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarında da, ProTaper grubu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fazlalık saptanmıştır ( $Z=6.655$ ;  $p<0.001$ ).

Toplam genişleme miktarına baktığımızda, yine ProTaper eğe grubunda HEROShaper grubuna göre, istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla genişleme değeri görülmektedir ( $Z=6.655$ ;  $p<0.001$ ).

3. ölçüm noktamızdaki transportasyon değerini incelediğimizde,

HEROShaper eğe grubunun, istatistiksel olarak ProTaper grubuna oranla daha anlamlı bir sonuç verdiği görölmektedir ( $Z=5.553$ ;  $p<0.001$ ). Transportasyon yönü olarak değerlendirildiğinde, her 2 grupta da aynı olmak üzere, kanalın apikal bölgesindeki eğimin dışına doğrudur.

Ni-Ti eğe grupları arasındaki merkezde kalma oranları incelendiğinde, HEROShaper grubunun ProTaper grubuna göre, istatistiksel olarak daha anlamlı bir sonuç verdiği anlaşılmaktadır ( $Z=3.940$ ;  $p<0.001$ ) (Tablo 4.3 , Grafik 4.3).

#### **4.1.4. 4.Ölçüm Noktasında Elde Edilen Sonuçlar**

Çalışmamızda, 4. ölçüm noktasındaki bulguları incelediğimizde, eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarının, ProTaper grubunda, HEROShaper grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla olduğu görölmektedir ( $Z=6.657$ ;  $p<0.001$ ). Kanal eğiminin dış kısmında da, kaldırılan madde miktarı, ProTaper grubunda, HEROShaper grubuna oranla istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazladır ( $Z=6.654$ ;  $p<0.001$ ).

Toplam genişleme miktarı incelendiğinde ise, yine ProTaper grubunun HEROShaper grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla genişleme oluşturduğu görölmektedir ( $Z=6.655$ ;  $p<0.001$ ).

4.ölçüm noktasında, HEROShaper grubundaki transportasyon değeri, ProTaper grubuna oranla istatistiksel olarak daha anlamlıdır ( $Z=5.612$ ;  $p<0.001$ ). Transportasyon yönü olarak değerlendirildiğinde, her 2 grupta da aynı olmak üzere, kanal eğiminin dışına doğrudur.

Merkezde kalma oranlarına bakıldığında, yine bu ölçüm noktasında, HEROShaper grubunun ProTaper grubuna göre istatistiksel olarak daha anlamlı olduğu görölmektedir ( $Z=4.628$ ;  $p<0.001$ ) (Tablo 4.4, Grafik 4.4).

#### **4.1.5. 5.Ölçüm Noktasında Elde Edilen Sonuçlar**

Çalışmamızda, 5. ölçüm noktasında, eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarı, ProTaper eğe grubunda, HEROShaper grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla görülmektedir ( $Z= 6.654$ ;  $p<0.001$ ). Eğimin dış kısmından da, ProTaper grubunda kaldırılan madde miktarı HEROShaper grubuna oranla istatistiksel açıdan daha fazladır ( $Z=6.242$ ;  $p<0.001$ ).

Toplam genişleme miktarı değerlendirildiğinde, ProTaper grubu, HEROShaper grubuna göre istatistiksel açıdan anlamlı ölçüde daha fazla bulunmuştur ( $Z=6.655$ ;  $p<0.001$ ).

Bu ölçüm noktasında, HEROShaper grubu ile elde edilen transportasyon değeri ProTaper grubuna göre yine istatistiksel olarak daha anlamlıdır ( $Z=6.314$ ;  $p<0.001$ ). Transportasyon yönü değerlendirildiğinde ise, ProTaper grubunda eğimin iç kısmına, HEROShaper grubunda ise eğimin dış kısmına doğudur.

Merkezde kalma oranlarına bakıldığında, yine HEROShaper grubunun diğer gruba göre istatistiksel olarak daha anlamlı olduğu saptanmıştır ( $Z=5.544$ ;  $p<0.001$ ) (Tablo 4.5, Grafik 4.5).

#### **4.1.6. 6.Ölçüm Noktasında Elde Edilen Sonuçlar**

Çalışmamızda, 6. ölçüm noktasında, eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarı, ProTaper grubunda, HEROShaper grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla bulunmuştur ( $Z=6.661$ ;  $p<0.001$ ). Eğimin dış kısmında da elde edilen değer, ProTaper grubunda diğer gruba göre istatistiksel olarak daha fazladır ( $Z=6.654$ ;  $p<0.001$ ).

Toplam genişleme miktarı değerlendirildiğinde, istatistiksel açıdan yine ProTaper grubu HEROShaper grubuna oranla anlamlı olarak daha fazladır ( $Z=6.654$ ;  $p<0.001$ ).

Transportasyon değerine bakıldığında, HEROShaper grubu diğer gruba göre istatistiksel olarak daha anlamlı grlmektedir. Transportasyon yönü olarak değerlendirildiğinde, her 2 grupta da kanal eğiminin dışına doğru olduğu saptanmıştır ( $Z=5.198$ ;  $p<0.001$ ).

Merkezde kalma oranları açısından, bu ölçüm noktasında, HEROShaper grubunun ProTaper grubuna göre istatistiksel olarak daha anlamlı olduğu anlaşılmaktadır ( $Z=2.129$ ;  $p<0.033$ ) (Tablo 4.6, Grafik 4.6).

#### **4.1.7. 7. lm Noktasında Elde Edilen Sonuçlar**

Çalışmamızda incelediğimiz 7. ve son ölçüm noktasında, eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarı, ProTaper grubunda, HEROShaper grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla bulunmuştur ( $Z=5.353$ ;  $p<0.001$ ). Eğimin dış kısmında da, ProTaper grubu lehinde diğer gruba oranla istatistiksel olarak anlamlı ölçüde fazla madde kaybı göze çarpmaktadır ( $Z=6.655$ ;  $p<0.001$ ).

Toplam genişleme miktarı değerlendirildiğinde, bu ölçüm noktasındaki dış ve i madde kaybı miktarlarının toplamı olarak hesaplandığı için, ProTaper grubunun HEROShaper grubuna göre istatistiksel anlamda üstünlüğü söz konusudur ( $Z=6.655$ ;  $p<0.001$ ).

Bu noktadaki transportasyon değeri, yine genel olarak saptandığı şekilde, HEROShaper grubunda diğer gruba göre istatistiksel olarak daha anlamlı bir sonuç vermiştir ( $Z=6.100$ ;  $p<0.001$ ). Transportasyon yönü olarak değerlendirdiğimizde ise, her 2 grupta da kanal eğiminin dışına doğru olduğu grlmektedir.

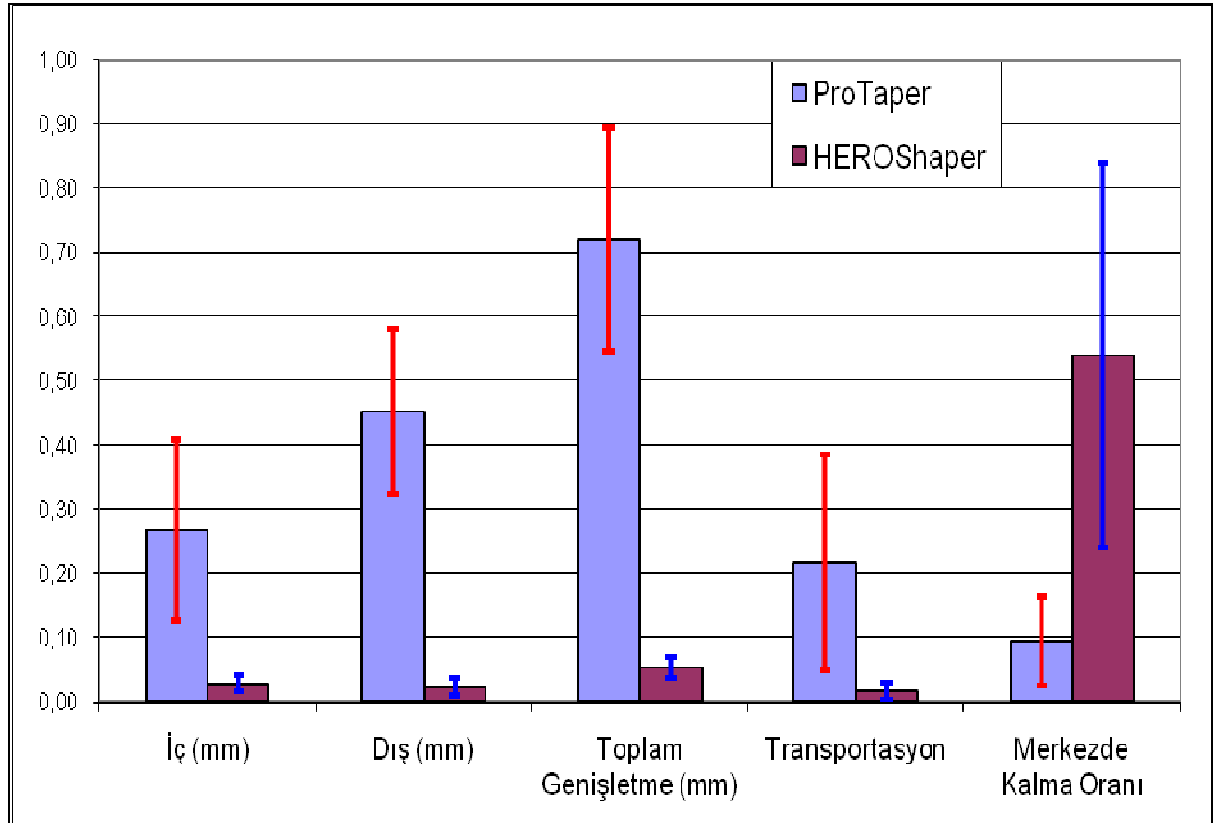
Son lm noktasındaki merkezde kalma oranlarına bakıldığında ise, ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti eğe grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptanmıştır ( $Z=0.532$ ;  $p=0.595$ ) (Tablo 4.7, Grafik 4.7).

#### **4.1.8. Kök Kanalının Şekillendirme Sresinin Belirlenmesi**

Kök kanalının Şekillendirme işleminin, Ni-Ti esaslı döner alet sistemlerinin herbiri ile, 'Crown-Down pressureless' tekniğiyle kullanılan Ni-Ti esaslı el aletlerine kıyasla, istatistiksel olarak anlamlı lde daha kısa sürede tamamlandığını gösteren pek çok bilimsel çalışma mevcuttur (53, 59, 66, 69, 103, 129). Yaptığımız Şekillendirme çalışmasında da, ProTaper Ni-Ti eğe grubu ile bir Şeffaf rezin blokun Őekillendirilme süresi yaklaşık 1.40 dk, HEROShaper grubuyla ise 1.33 dk olduğu için her 2 grup arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ( $p>0.05$ ).

Tablo 4.1. 1.Ölçüm Noktası Bulguları.

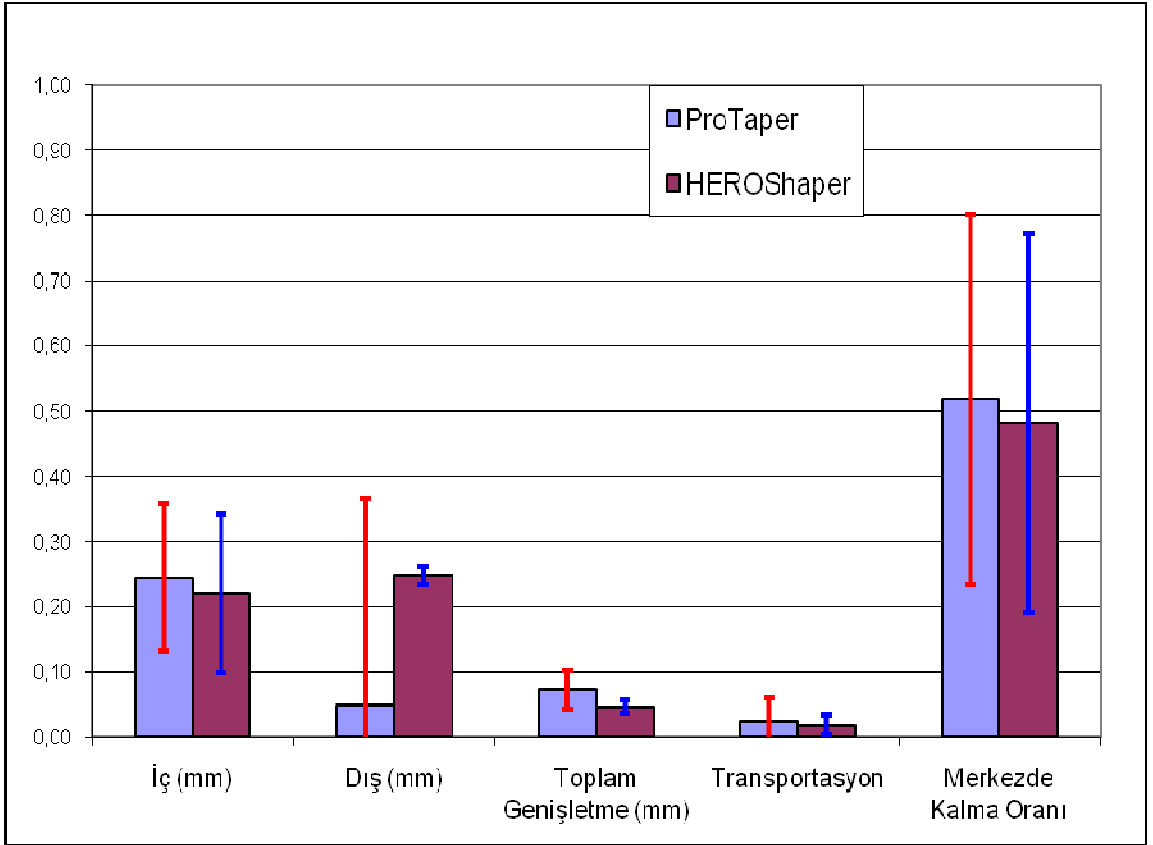
1.ÖLÇÜM NOKTASI BULGULARI (1.mm)	ProTaper		HEROShaper		İstatistik	
	Ort.	Sd.	Ort.	Sd.	Z	p
<i>Eğimin İç Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.2680	0.1397	0.0298	0.0125	5.361	<0.001
<i>Eğimin Dış Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.4517	0.1285	0.0242	0.0140	6.655	<0.001
<i>Toplam Genişletme Miktarı (mm)</i>	0.7197	0.1741	0.0540	0.0157	6.654	<0.001
<i>Transportasyon</i>	0.2163	0.1680	0.0172	0.0136	5.930	<0.001
<i>Merkezde Kalma Oranı</i>	0.0950	0.0688	0.5400	0.2991	5.699	<0.001



Grafik 4.1. ProTaper ve HEROShaper gruplarına ait 1.ölçüm noktası bulguları.

Tablo 4.2. 2.Ölçüm Noktası Bulguları.

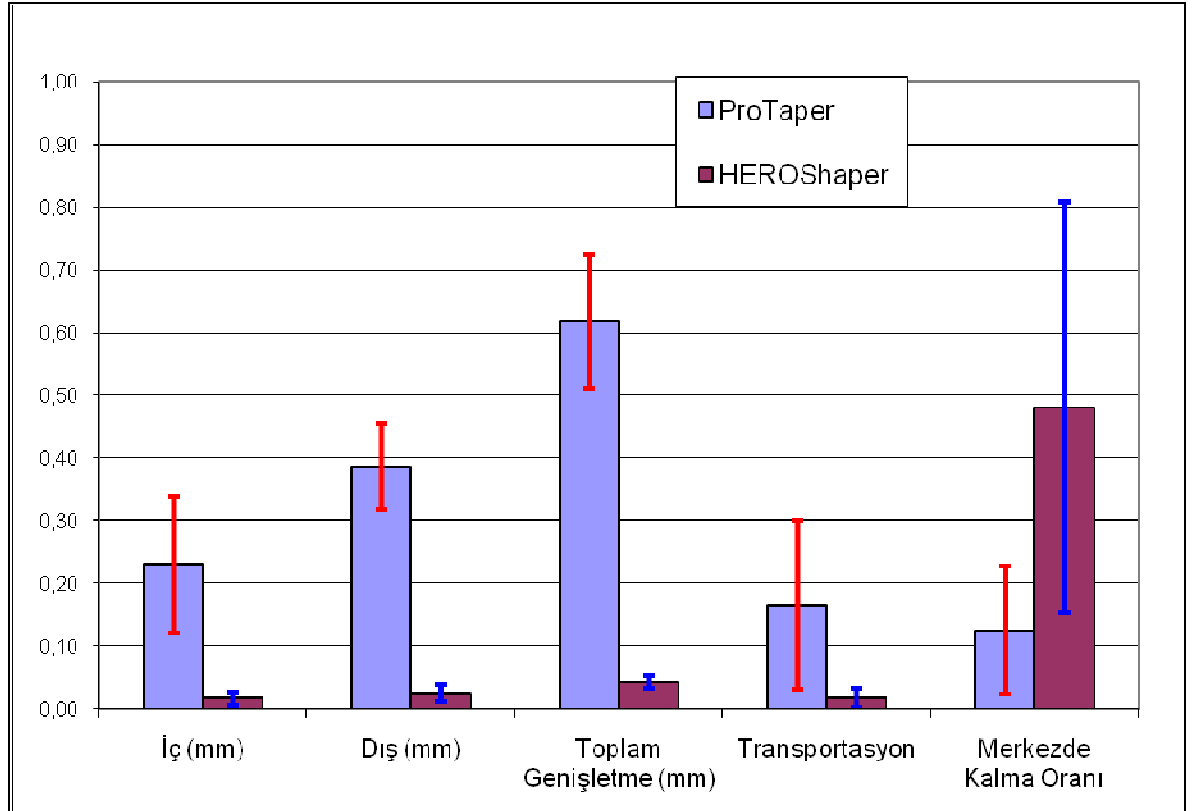
2.ÖLÇÜM NOKTASI BULGULARI (1.5mm)	ProTaper		HEROShaper		İstatistik	
	Ort.	Sd.	Ort.	Sd.	Z	p
<i>Eğimin İç Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.2450	0.1120	0.2200	0.1213	0.955	0.340
<i>Eğimin Dış Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.0486	0.3164	0.2477	0.0138	4.883	<0.001
<i>Toplam Genişletme Miktarı (mm)</i>	0.0730	0.0302	0.0467	0.0092	5.701	<0.001
<i>Transportasyon</i>	0.0247	0.0366	0.0190	0.0149	0.155	0.877
<i>Merkezde Kalma Oranı</i>	0.5182	0.2837	0.4814	0.2905	0.547	0.584



Grafik 4.2. ProTaper ve HEROShaper gruplarının 2.ölçüm noktası bulguları.

Tablo 4.3. 3.Ölçüm Noktası Bulguları.

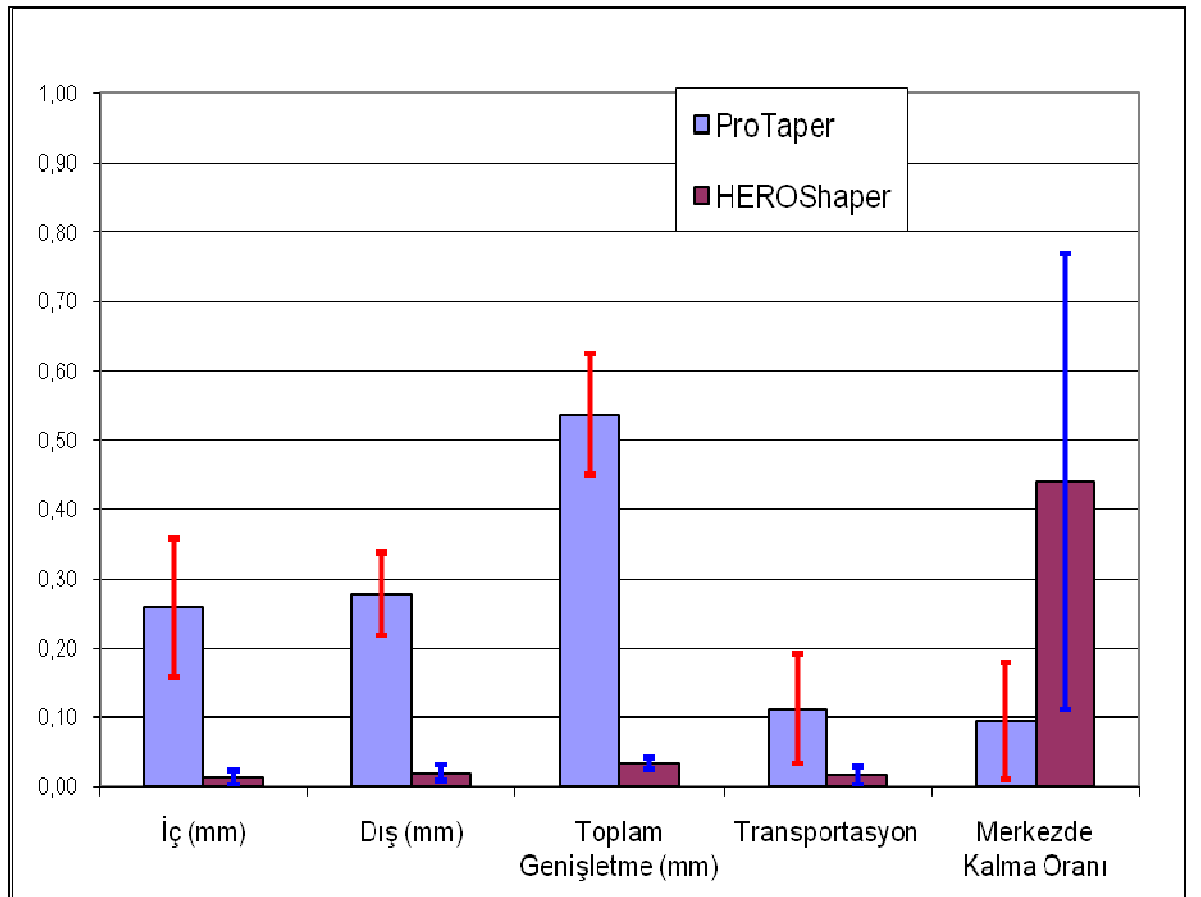
3.ÖLÇÜM NOKTASI BULGULARI (2.mm)	ProTaper		HEROShaper		İstatistik	
	Ort.	Sd.	Ort.	Sd.	Z	p
<i>Eğimin İç Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.2306	0.1090	0.0169	0.0112	5.947	<0.001
<i>Eğimin Dış Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.3865	0.0678	0.0252	0.0135	6.655	<0.001
<i>Toplam Genişletme Miktarı (mm)</i>	0.6172	0.1074	0.0421	0.0099	6.655	<0.001
<i>Transportasyon</i>	0.1656	0.1349	0.0178	0.0162	5.553	<0.001
<i>Merkezde Kalma Oranı</i>	0.1260	0.1018	0.4807	0.3281	3.940	<0.001



Grafik 4.3. ProTaper ve HEROShaper gruplarına ait 3.ölçüm noktası bulguları.

**Tablo 4.4. 4.Ölçüm Noktası Bulguları.**

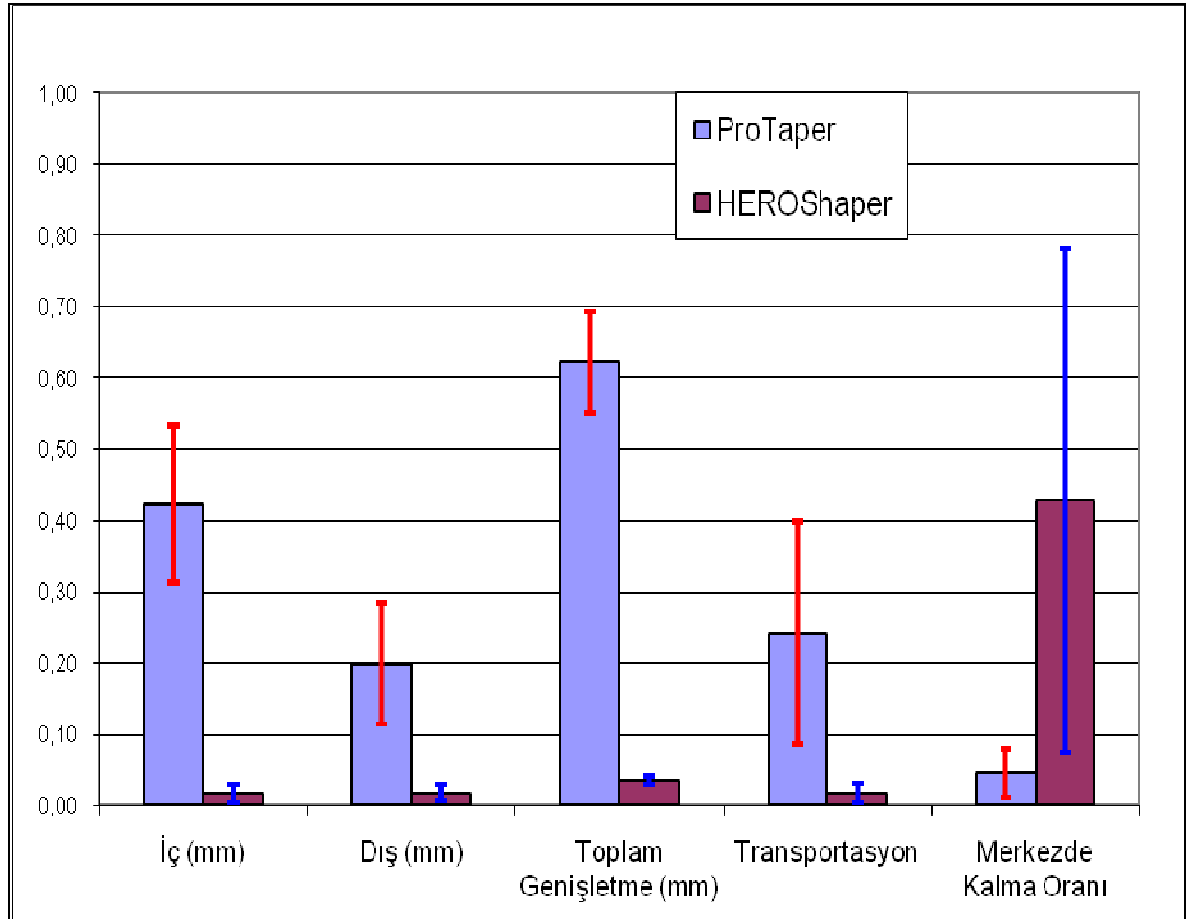
4.ÖLÇÜM NOKTASI BULGULARI (3.mm)	ProTaper		HEROShaper		İstatistik	
	Ort.	Sd.	Ort.	Sd.	Z	p
<i>Eğimin İç Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.2586	0.0991	0.0136	0.0102	6.657	<0.001
<i>Eğimin Dış Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.2782	0.0594	0.0191	0.0114	6.654	<0.001
<i>Toplam Genişletme Miktarı (mm)</i>	0.5369	0.0874	0.0328	0.0078	6.655	<0.001
<i>Transportasyon</i>	0.1123	0.0801	0.0158	0.0135	5.612	<0.001
<i>Merkezde Kalma Oranı</i>	0.0946	0.0837	0.4397	0.3287	4.628	<0.001



**Grafik 4.4. ProTaper ve HEROShaper gruplarına ait 4.ölçüm noktası bulguları.**

Tablo 4. 5. 5.Ölçüm Noktası Bulguları.

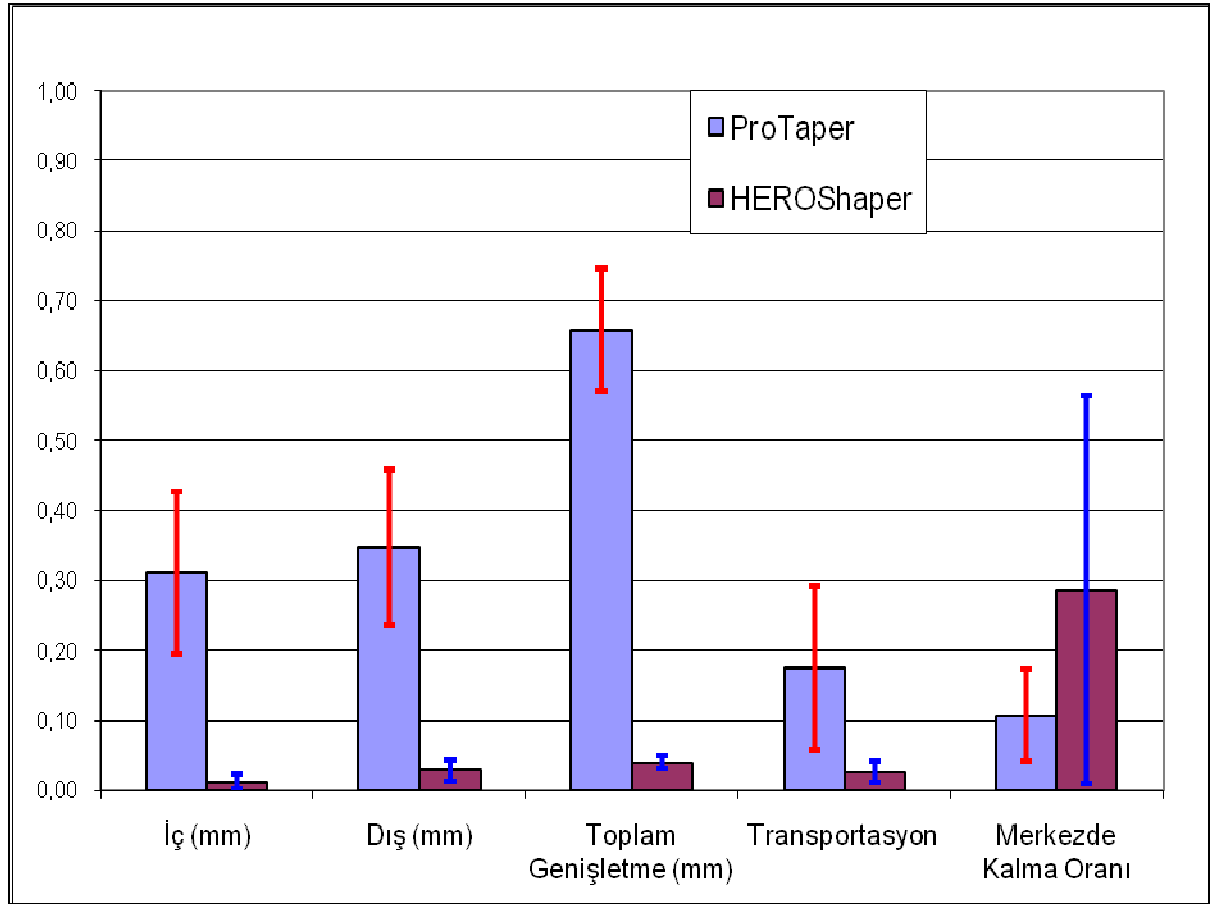
5.ÖLÇÜM NOKTASI BULGULARI (5.mm)	ProTaper		HEROShaper		İstatistik	
	Ort.	Sd.	Ort.	Sd.	Z	p
<i>Eğimin İç Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.4231	0.1096	0.0176	0.0120	6.654	<0.001
<i>Eğimin Dış Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.1996	0.0852	0.0178	0.0116	6.242	<0.001
<i>Toplam Genişletme Miktarı (mm)</i>	0.6227	0.0710	0.0355	0.0062	6.655	<0.001
<i>Transportasyon</i>	0.2422	0.1564	0.0176	0.0141	6.314	<0.001
<i>Merkezde Kalma Oranı</i>	0.0458	0.0341	0.4287	0.3536	5.544	<0.001



Grafik 4.5. ProTaper ve HEROShaper eğe gruplarına ait 5.ölçüm noktası bulguları.

Tablo 4.6. 6.Ölçüm Noktası Bulguları.

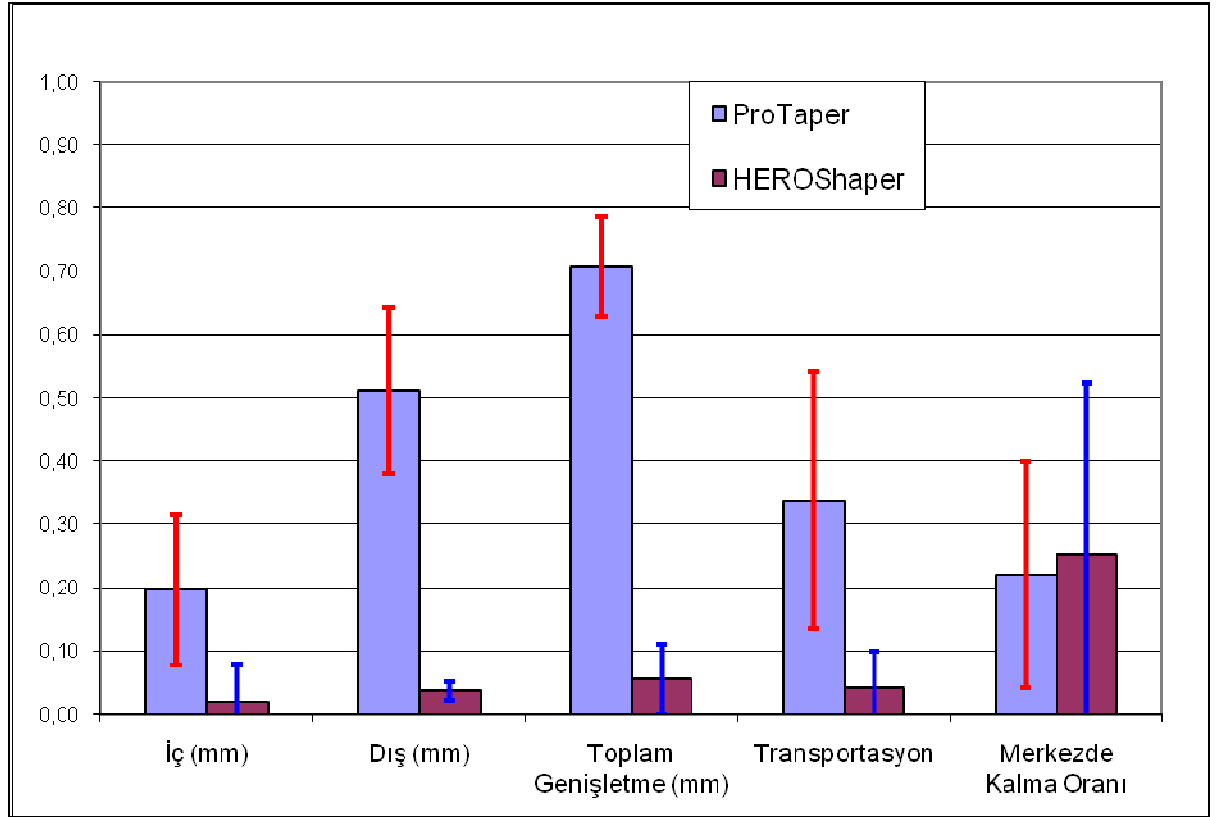
6.ÖLÇÜM NOKTASI BULGULARI (7.mm)	ProTaper		HEROShaper		İstatistik	
	Ort.	Sd.	Ort.	Sd.	Z	p
<i>Eğimin İç Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.3113	0.1155	0.0116	0.0110	6.661	<0.001
<i>Eğimin Dış Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.3467	0.1118	0.0287	0.0151	6.654	<0.001
<i>Toplam Genişletme Miktarı (mm)</i>	0.6581	0.0880	0.0403	0.0085	6.654	<0.001
<i>Transportasyon</i>	0.1746	0.1172	0.0259	0.0153	5.198	<0.001
<i>Merkezde Kalma Oranı</i>	0.1069	0.0662	0.2864	0.2770	2.129	0.033



Grafik 4.6. ProTaper ve HEROShaper gruplarının 6.ölçüm noktası bulguları.

Tablo 4.7. 7.Ölçüm Noktası Bulguları.

7.ÖLÇÜM NOKTASI BULGULARI (9.mm)	ProTaper		HEROShaper		İstatistik	
	Ort.	Sd.	Ort.	Sd.	Z	p
<i>Eğimin İç Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.1960	0.1186	0.0188	0.0610	5.353	<0.001
<i>Eğimin Dış Kısmından Kaldırılan Madde Miktarı (mm)</i>	0.5115	0.1315	0.0362	0.0155	6.655	<0.001
<i>Toplam Genişletme Miktarı (mm)</i>	0.7075	0.0793	0.0550	0.0567	6.655	<0.001
<i>Transportasyon</i>	0.3377	0.2037	0.0405	0.0576	6.100	<0.001
<i>Merkezde Kalma Oranı</i>	0.2195	0.1794	0.2521	0.2711	0.532	0.595

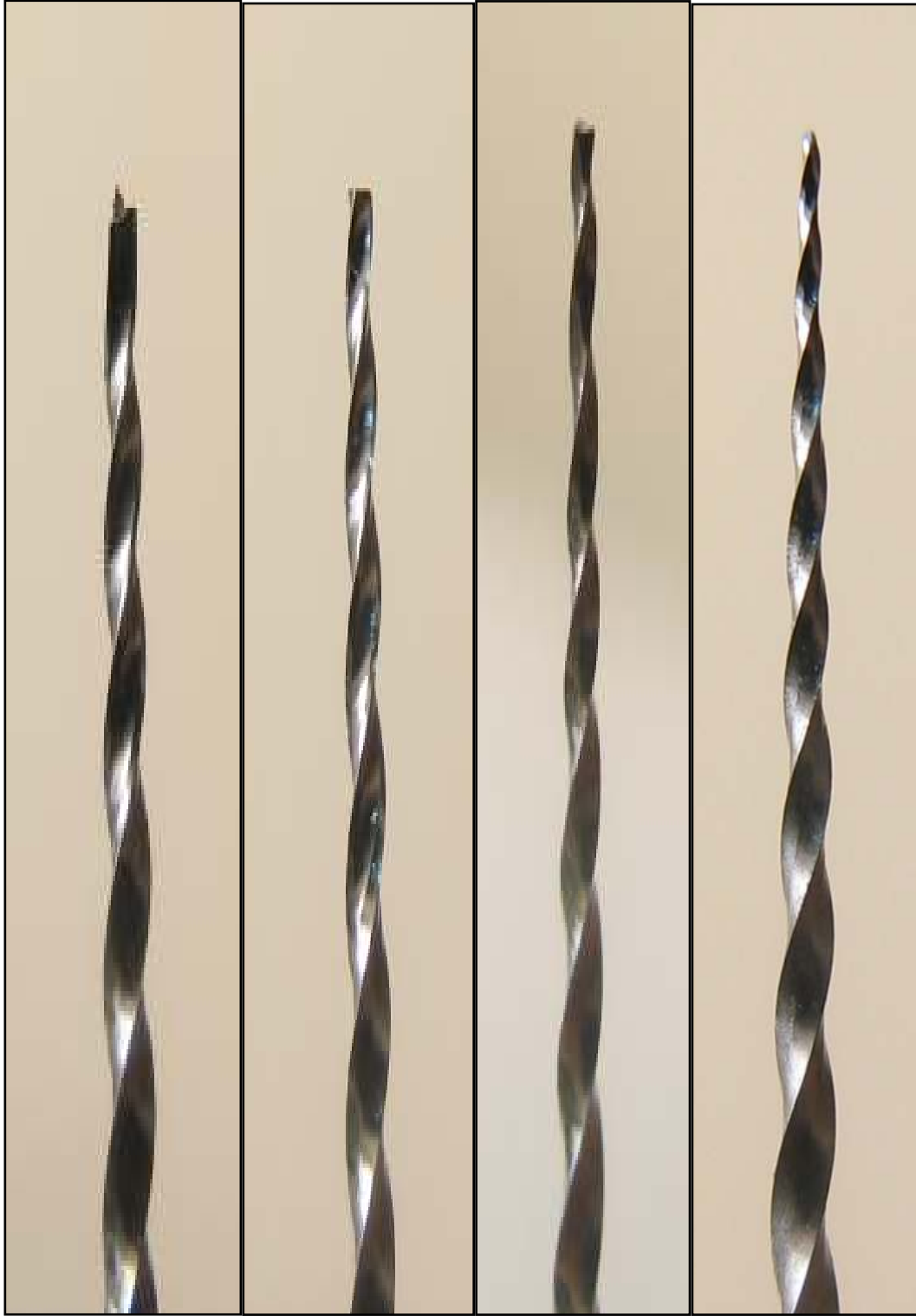


Grafik 4.7. ProTaper ve HEROShaper gruplarına ait 7.ölçüm noktası bulguları.

#### **4.1.9. Kanal Aleti Deformasyonu ve Kırılma Oranı**

Toplam 60 adet endodontik şeffaf rezin blok üzerinde yaptığımız şekillendirme işlemi süresince, ProTaper döner esaslı Ni-Ti eğe grubunda, 2 adet F1 ve 2 adet F2 numaralı olmak üzere toplam 4 kanal aletinde kırılma meydana gelmiş fakat hiçbir kanal aletinde deformasyon bulgusuna rastlanmamıştır (Şekil 4.1). HEROShaper döner esaslı Ni-Ti eğe grubunda ise, 4 adet .04/25 numaralı kanal aletinde ve 2 adet .04/30 numaralı kanal aletinde olmak üzere toplam 6 kanal aletinde deformasyon gözlenmiş fakat hiçbir HEROShaper kanal aletinde kırılma meydana gelmemiştir (Şekil 4.2).

Çalışma esnasında alet kırılması veya deformasyonu meydana geldiği saptandığı zaman, kanal aletinin kırıldığı şeffaf rezin blok ve deformasyon oluşan kanal aleti yenisiyle değiştirilmek suretiyle şekillendirme işlemi kaldığı yerden devam ettirilmiştir.



**Şekil 4.1. ProTaper F1 ve F2 numaralı kanal aletlerinde meydana gelen kırıklar.**



**Şekil 4.2. HEROShaper .04/25 ve .04/30 numaralı kanal aletlerinde oluşan deformasyonlar.**



**Şekil 4.3. 'ProTaper' Ni-Ti esaslı döner aletler ile şekillendirilen ve CorelDraw çizim programı ile çakıştırılan görüntülere bir örnek.**



**Şekil 4.4. 'HEROShaper' Ni-Ti esaslı döner aletler ile şekillendirilen ve CorelDraw çizim programı ile karşılaştırılan görüntülere bir örnek**

## 4.2. Döngüsel Yorgunluk Çalışma Bulguları

20 adet ProTaper F2, 20 adet ProTaper F3, 20 adet HEROShaper .04/25 ve 20 adet HEROShaper .04/30 numaralı döner esaslı Ni-Ti kanal eğeleriyle yaptığımız döngüsel metal yorgunluğu çalışmamızda elde edilen her kanal aletine ait kırılma zamanları ve tur sayıları Tablo 4.8'de görülmektedir.

Tablo 4.8. ProTaper ve HEROShaper döner sistem Ni-Ti kanal aletlerinin kırılma zamanları ve tur sayıları.

350 rpm	ProTaper				HEROShaper			
	F2 (dk)	TUR	F3 (dk)	TUR	.04/25 (dk)	TUR	.04/30 (dk)	TUR
1	1.41,60	592	1.45,11	613	2.19,25	812	1.52,13	654
2	1.33,22	543	1.02,29	363	4.18,41	1507	2.05,00	729
3	1.06,61	388	0.57,44	335	7.37,38	2668	1.17,38	451
4	1.25,35	498	1.02,69	365	5.40,11	1984	2.00,06	700
5	1.05,35	381	1.29,54	522	1.47,02	624	1.32,28	538
6	1.26,84	506	1.38,58	575	4.57,95	1738	2.03,06	718
7	1.43,52	604	1.40,33	585	6.26,58	2255	1.53,33	661
8	1.09,02	402	1.29,35	521	4.32,42	1589	1.23,04	484
9	1.30,71	529	1.55,07	671	2.58,35	1040	1.54,08	665
10	1.08,94	402	3.17,62	1152	3.55,06	1371	2.05,08	729
11	1.02,02	362	1.58,05	688	1.12,85	425	1.24,01	490
12	1.11,70	418	1.45,57	616	4.22,05	1528	1.36,03	560
13	1.09,10	403	2.08,12	747	5.01,05	1756	2.15,88	792
14	1.30,25	526	1.05,22	380	3.58,78	1393	2.12,45	772
15	1.40,66	587	1.35,43	556	4.10,61	1462	1.44,24	608
16	1.20,35	468	2.01,61	709	4.25,81	1550	2.24,25	841
17	1.08,68	400	1.38,20	573	4.44,51	1659	2.14,52	784
18	1.28,85	518	1.45,67	616	5.10,08	1809	1.48,11	630
19	1.48,55	633	2.05,13	730	4.03,08	1418	2.08,03	747
20	1.10,03	408	1.50,47	644	6.23,17	2235	2.03,34	719

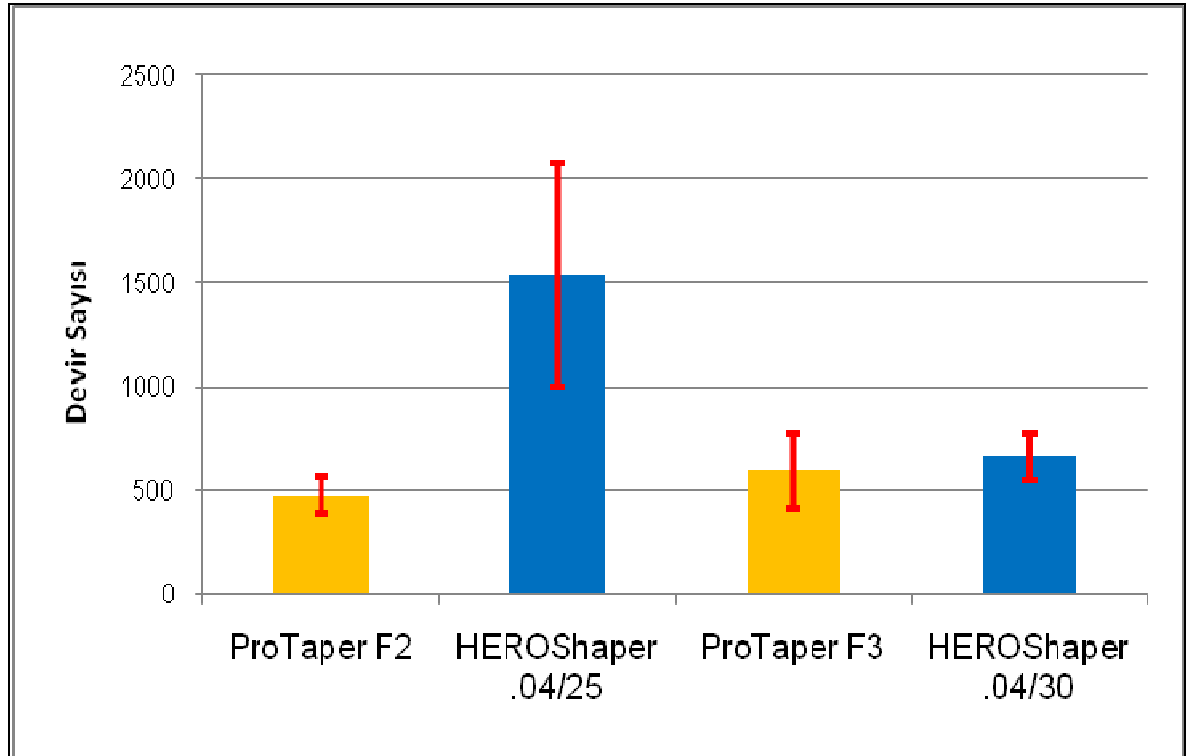
Her kanal aleti, 350 rpm sabit tur sayısı ve 3.5 Ncm tork değeriyle döndürüldüğü için, hesaplanan kırılma süreleri basit bir matematik işlemi vasıtasıyla tur sayısına çevrilmiştir. Çalışmamızda, ProTaper F2 ve

HEROShaper .04/25 numaralı döner esaslı Ni-Ti eğe grubu ile ProTaper F3 ve HEROShaper .04/30 numaralı eğe grubunu karşılaştırdık.

Çalışmada elde edilen veriler istatistiksel olarak gruplandırılıp analiz edildikten sonra ortaya çıkan sonuç, Tablo 4.9 ve Grafik 4.8'de görülmektedir.

**Tablo 4.9. ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti eğelerin kırılana kadar yaptıkları ortalama tur sayıları ve standart sapma değerleri.**

	<b>ORTALAMA (KIRILANA KADAR YAPILAN TUR SAYISI)</b>	<b>SD</b>
<b>ProTaper F2</b>	<b>478,40</b>	<b>85,69</b>
<b>HEROShaper .04/25</b>	<b>1541,15</b>	<b>541,60</b>
<b>ProTaper F3</b>	<b>598,05</b>	<b>180,10</b>
<b>HEROShaper .04/30</b>	<b>663,60</b>	<b>111,33</b>



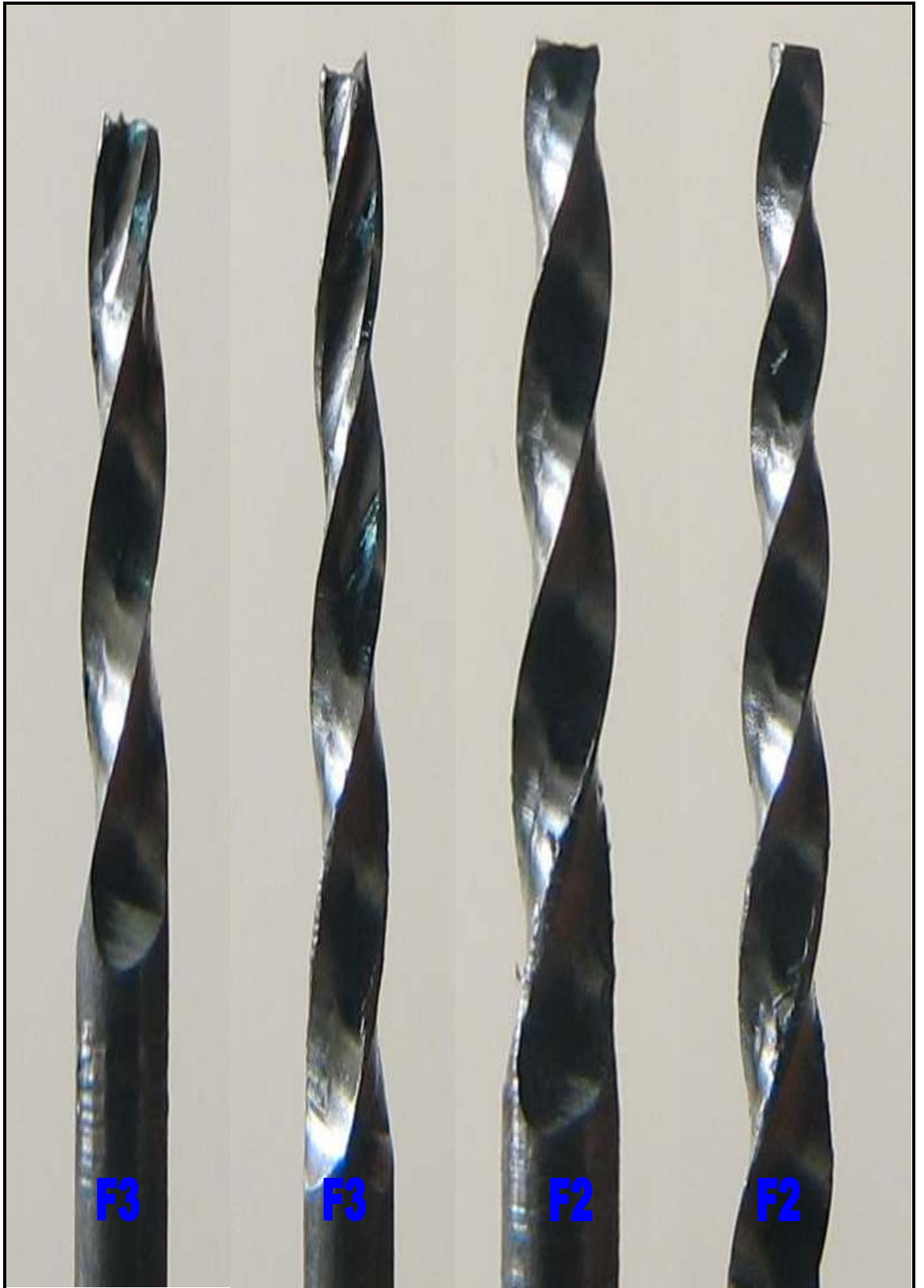
**Grafik 4.8. ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti eğelerin kırılana kadar yaptıkları tur sayıları.**

Elde edilen bulgular incelendiğinde, ProTaper F2 Ni-Ti eğe grubundaki ortalama  $478.40 \pm 85.69$  tur sayısı ile HEROShaper .04/25 numaralı Ni-Ti eğe grubundaki ortalama  $1541.15 \pm 541.60$  tur sayısı arasındaki yaklaşık 1063 tur sayılılık farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ( $t=8.668$ ;  $p<0.001$ ), ancak ProTaper F3 ile HEROShaper .04/30 numaralı eğe grubu arasındaki yaklaşık 65 tur sayılılık farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ( $t=1.385$ ;  $p>0.001$ ) görölmektedir.

Çalışmamızda kırılan HEROShaper Ni-Ti esaslı döner sistem kanal eğelerine ait örnekler Şekil 4.5'te, ProTaper Ni-Ti kanal eğelerine ait örnekler ise Şekil 4.6'da görölmektedir. Kırılan eğelerin dikkatli biçimde incelenmesi sonucunda, hiçbir döner sistem eğenin spiral ve olukları üzerinde plastik deformasyon bulgusuna rastlanmamıştır.

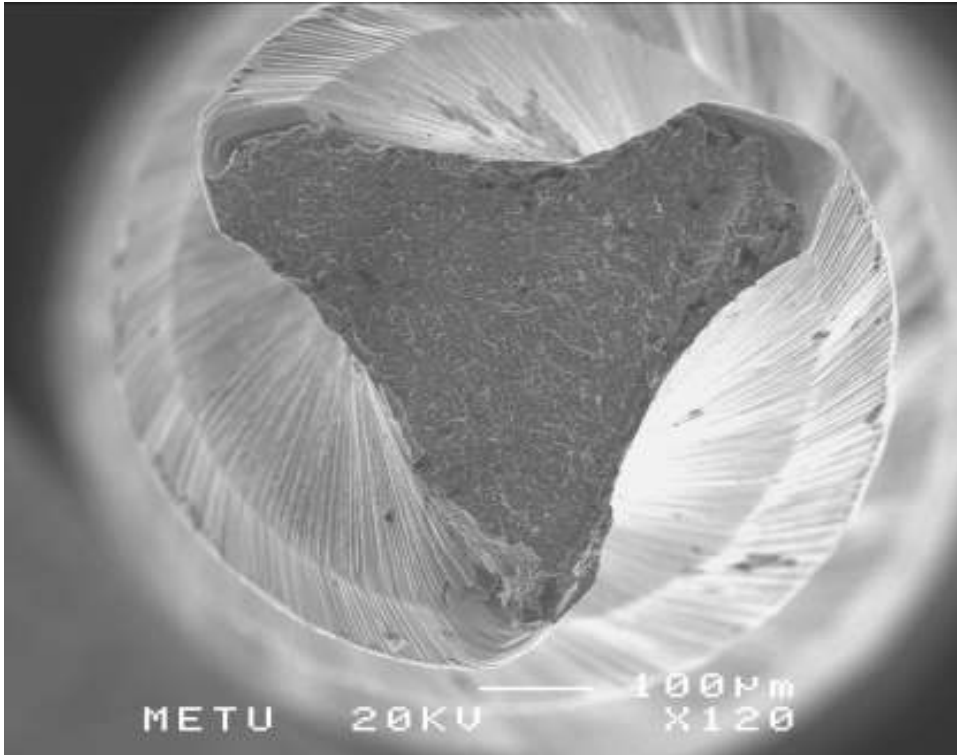


Şekil 4.5. Döngüsel yorgunluk testinde kırılan HEROShaper Ni-Ti kanal eğesi örnekleri.

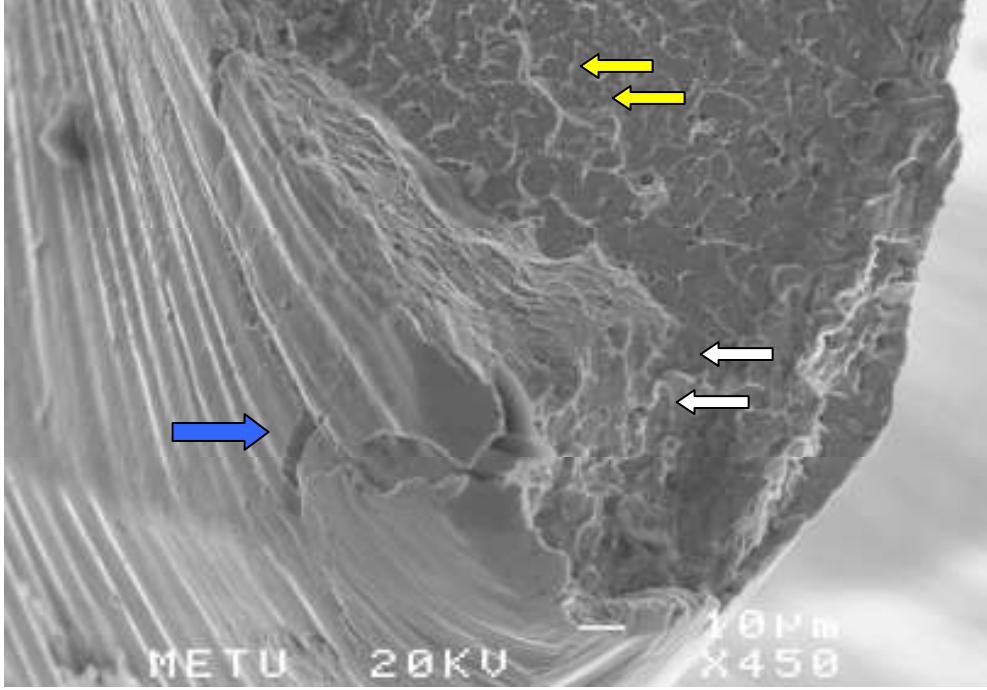


Şekil 4.6. Döngüsel yorgunluk testinde kırılan ProTaper Ni-Ti kanal eğesi örnekleri.

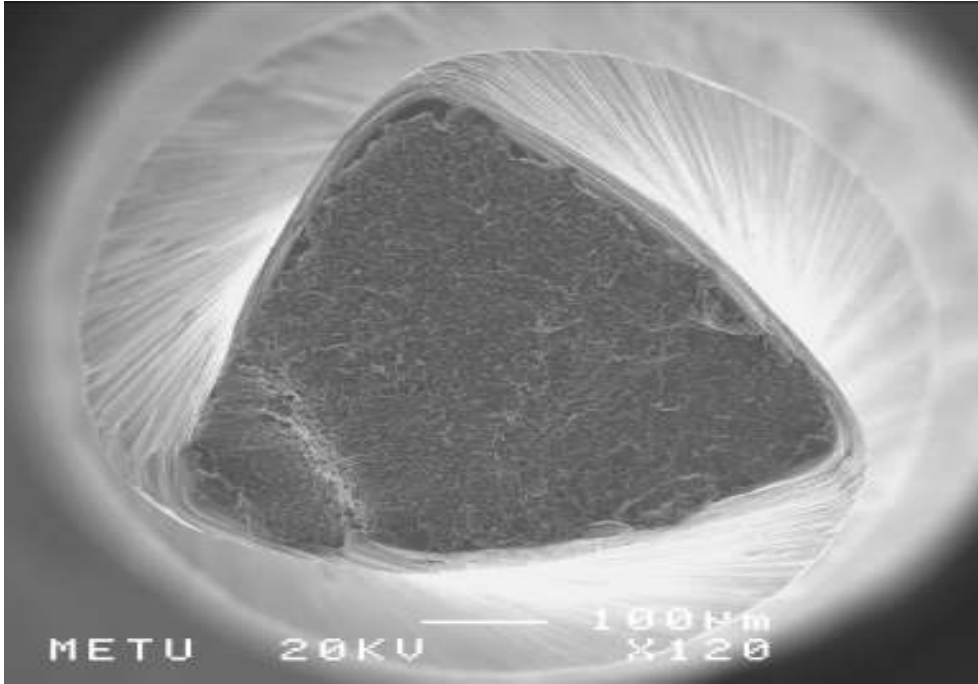
Döngüsel yorgunluk deney düzeneğinde kırılan ProTaper F2, F3 ve HEROShaper .04/25, .04/30 ege gruplarından rastgele seçilen birer örnek, kırık tipinin incelenmesi amacıyla SEM (Scanning Electron Microscopy) çalışması için hazırlandı. Kırılan ege örnekleri, aktif çalışma boyutunun başlangıcındaki shaft bölgelerinden düzgün biçimde kesilerek kırık yüzeyleri üzerindeki organik ve inorganik yabancı maddelerden temizlenmesi amacıyla titrasyon işlemine tabi tutuldu ve SEM incelemesi yapıncaya kadar %99'luk izopropil alkol (GATA Eczacılık Bilimleri Merkezi) içinde bekletildi. Bu şekilde hazırlanan örnekler, Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ) Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü SEM Laboratuvarı'ndaki elektron tarama mikroskobu (JSM 6400- Scanning Electron Microscope, Jeol, Tokyo, Japonya) altında incelendi. Elde ettiğimiz sonuçlar aşağıdaki şekillerde görülmektedir.



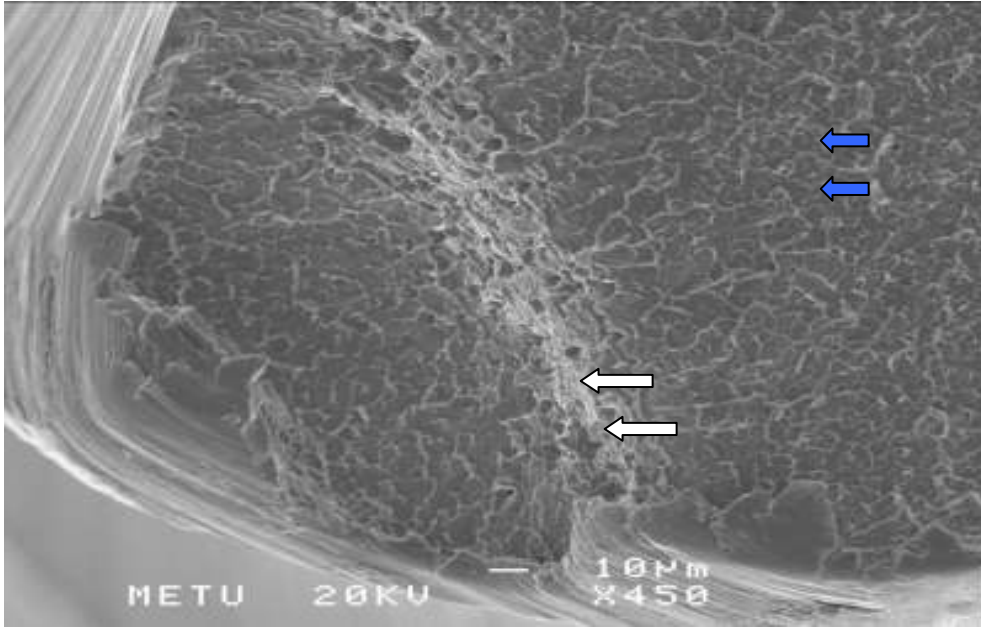
Şekil 4.7. ProTaper F2 ege örneğine ait kırık yüzeyinin SEM görünümü (X120 büyütme).



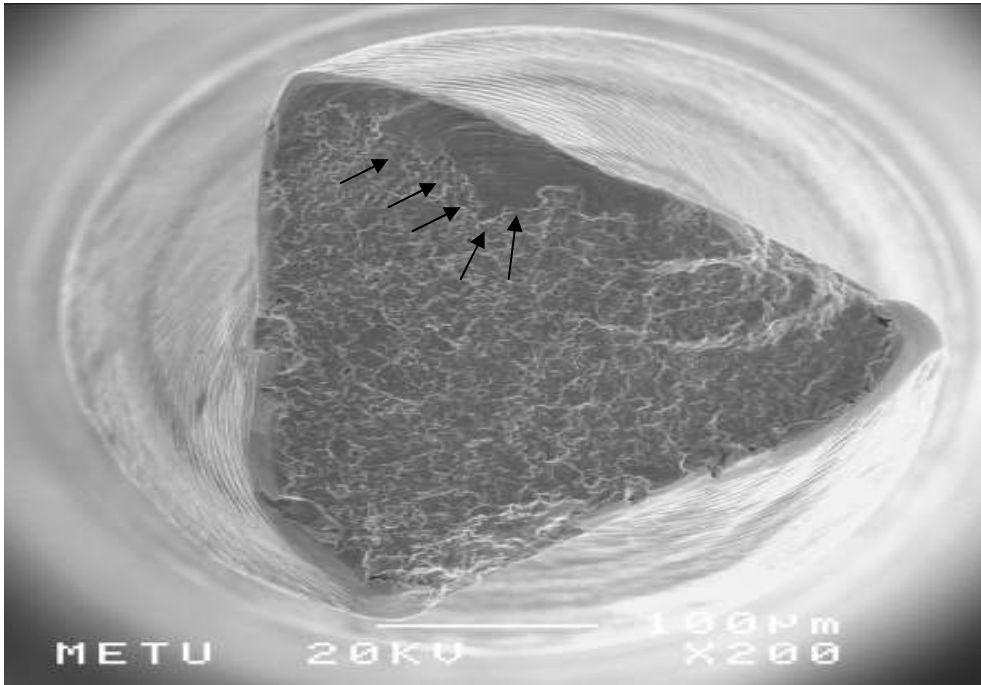
Şekil 4.8. ProTaper F2 eğe örneğine ait kırık yüzeyinin daha detaylı SEM görünümü (Mavi ok: İkincil kırık hattı, Sarı oklar: Kırık yüzey üzerinde karakteristik sünek kırık görünümü veren çukurcuk ve tepcickler, Beyaz oklar: Birincil kırık hattı başlangıcı)(X450 büyütme).



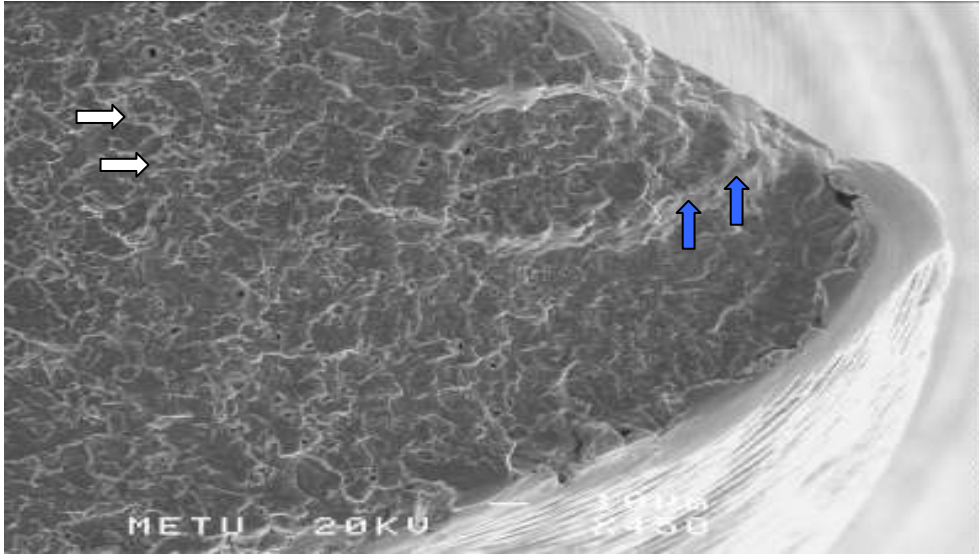
Şekil 4.9. ProTaper F3 eğe kırık yüzeyinin SEM görünümü (X120 büyütme).



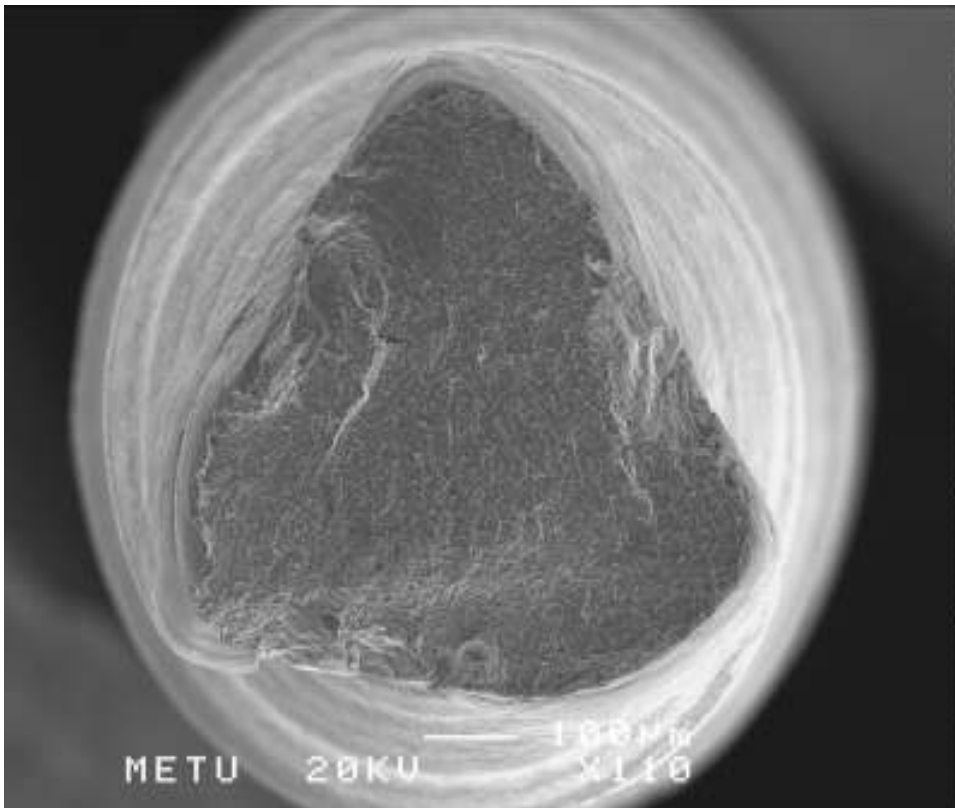
Şekil 4.10. ProTaper F3 eĝe kırık yüzeyinin daha detaylı SEM görünümü ( Mavi oklar: Tipik sünek kırık görünümüne ait tepelik ve çukurcuklar, Beyaz oklar: Birincil kırık hattı başlangıcı )(X450 büyütme).



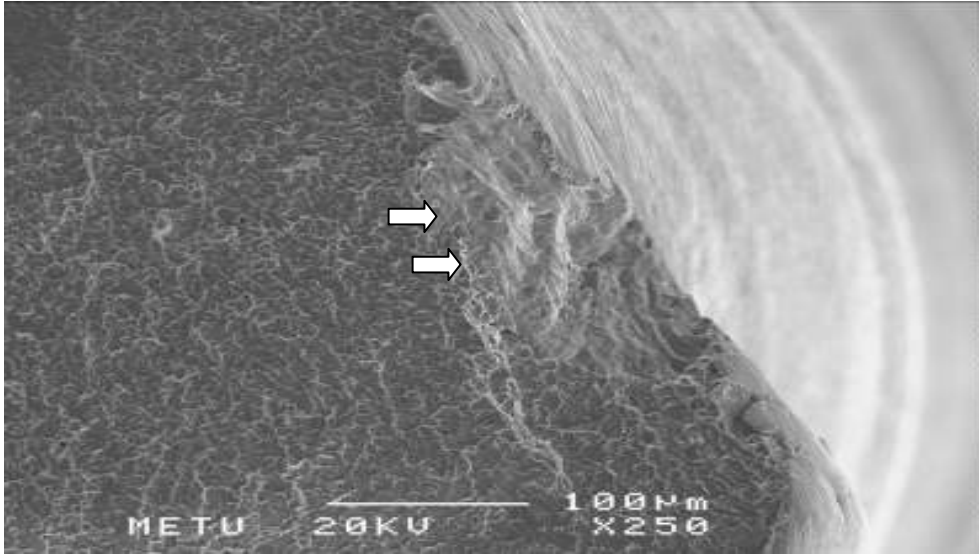
Şekil 4.11. HEROShaper .04/25 eĝe kırık yüzeyinin SEM görünümü ( Siyah oklarla çevrili geniş kenar yüzeyi, kırılan fragmanlar arasındaki makaslama aşırı kuvvet yüklenmesine bağlı sektörel bir kırık yüzeyidir)( X200 büyütme).



Şekil 4.12. HEROShaper .04/25 eğe kırık yüzeyinin daha detaylı SEM görünümü ( Beyaz oklar: Tipik sünek kırık görünümüne ait tepelik ve çukurcuklar, Mavi oklar: Birincil kırık hattı) (X450 büyütme).



Şekil 4.13. HEROShaper .04/30 eğe kırık yüzeyinin SEM görünümü (X110 büyütme).



Şekil 4.14. HEROShaper .04/30 eğe kırık yüzeyinin daha detaylı SEM görünümü (Beyaz oklar, majör bir kırık hattını göstermektedir)(X250 büyütme).

Her iki döner sistem eğe grubuna ait kırık örneklerinin SEM altında incelenmesi sonucu elde ettiğimiz bulgular, deney düzeneği koşulları altında karşılaşılan en yaygın kırık mekanizmasının, sünek tipte bir kırılmaya yol açan eğe yüzeyinde tek noktadaki aşırı yüklenme sonucu meydana geldiğini ortaya koymaktadır ve bu konuda, kullanılmış ve yeni ProTaper döner sistem eğelerinde klinik şartlarda meydana gelen kırıklar üzerinde geniş çaplı bir araştırma yürüten Voreadi ve ark.'nın (212) elde ettiği sonuçlarla tutarlılık göstermektedir.

## 5. TARTIŞMA

Başarılı bir endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri, kök kanal sisteminin biyomekanik olarak şekillendirilmesidir. Yapılan araştırmalar, kök kanal preparasyonu sonrasında kanal dolgusunun rahatlıkla yapılabileceği formda bir kanal şeklinin oluşturulması gerektiğini ortaya koymaktadır. Klinik uygulamalarda görülen kök kanal dolgu işlemlerindeki başarısızlıkların çoğu yetersiz ve uygun olmayan şekilde yapılmış kanal genişletme işlemlerine bağlıdır. Yetersiz şekillendirilmiş göreceli olarak basit kök kanallarının doldurulması, preparasyonu başarı ile tamamlanmış daha kompleks kök kanallarının doldurulmasından daha zordur (104, 176, 221). Kök kanal şekillendirilmesinin nihai amacı, orijinal kanal şekline ve eğimine uygun, en dar yeri fizyolojik apikal foramen ve en geniş yeri kanal ağzı olan konik bir kanal formu hazırlamaktır (176). Eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında orijinal kanal eğriliğinin korunması ve özellikle apekte ve kök eğiminin iç kısmında kanal formunu bozabilecek düzleşme eğiliminin önlenmesi gerekmektedir (1, 219).

Erişkin insan dentisyonunda kök kanal eğrilikleri sıklıkla karşılaşılan bir durumdur (33, 180, 220). Kanal eğriliklerinin mevcudiyetinde kök kanal sistemi ile ilişkili olarak endodontik tedavi zorlaşmaktadır (1, 190). Özellikle eğimli kök kanallarında ortaya çıkan preparasyon hatalarının daha fazla esnekliğe sahip kanal aletlerinin kullanımı ile azaltılabileceği fikri oldukça güçlenmiştir (3, 4). Son yıllarda, Ni-Ti alaşımından yapılmış düşük elastisite modülüne sahip ve paslanmaz çelik eğelerle kıyaslandığında esnekliği daha fazla olan kök kanal aletleri geliştirilmiştir. Walia ve ark. (215), nikel-titanyumdan yapılmış aletlerin üstün kırılma dirençlerinden dolayı eğimli kök kanallarının preparasyonunda daha faydalı olacağını ileri sürmüşlerdir.

Çeşitli kök kanal aletlerinin ve birlikte kullanılan şekillendirme yöntemlerinin kök kanalındaki etkinliklerini kök kanalının orijinal formu ile karşılaştırarak değerlendiren araştırmalarda, çekilmiş dişlerden (15, 19, 99,

105, 134) veya akrilik rezin bloklardan (36, 49, 60, 170, 189, 203, 204) yararlanılmıştır.

Kök kanal şekillendirme yöntemlerinin kök kanalındaki etkinliklerinin incelendiği çalışmalarda deney materyalinin mikrosertliği önem kazanmaktadır (51). Bu çalışmalarda çekilmiş dişlerin kullanılması, klinik koşullara uygun olması ve elde edilen sonuçların kliniğe uyarlanabilmesi açısından bir avantaj olarak gözükmemektedir (196). Şeffaf akrilik blokların şekillendirilmesi, bir dezavantaj olarak, akriliğin mikrosertliğinin dentinden daha az olması dolayısıyla (195) çekilmiş dişlere nazaran daha az kuvvet gerektirmektedir. Bununla birlikte, akrilik bloktan farklı olarak dentinin mikrosertliğinin kanalın farklı bölgelerinde ve değişik dişler arasında farklılıklar göstermesi doğal dişlerin bu konudaki üstünlüğünün önemini azaltmaktadır.

Şeffaf akrilik blokların şekillendirilmesi esnasında sürtünmeden kaynaklanan ısının akrilikte erimeye neden olması ve oluşan akrilik debrisin (115) yıkama solüsyonları ile uzaklaştırılmasındaki güçlüğün etkisiyle kanalın tıkanma eğilimi gösterebilmesi (65) akrilik blokların dezavantajıdır. Akrilik bloklarda mikrosertliğin standart olması, farklı şekillendirme yöntemlerinin karşılaştırılmasında daha güvenilir bir metodolojiye imkan vermektedir. Bununla birlikte, akrilik bloklarda elde edilen sonuçların kliniğe uyarlanması esnasında akriliğin dezavantajları gözönüne alınarak daha dikkatli olunmalıdır (181).

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda bazı araştırmacılar da (197), döner aletlerin akrilik bloklarda kullanılmasının dezavantajlarını gözönünde bulundurarak bu modellerle çalışılırken kaydırıcı solüsyonların kullanımıyla bu dezavantajların azaltılabileceğini öne sürmektedirler. Bu nedenle, yaptığımız çalışmada, kullandığımız döner sistem Ni-Ti eğelerin şekillendirme ve döngüsel metal yorgunluğu aşamalarında Glyde kullanılmıştır.

Bu tür çalışmalarda, şekillendirilecek olan yapay veya doğal kök kanallarının gruplar arasındaki anatomik standardizasyonu son derece

önemlidir. Doğal dişlerin kök kanallarında birden fazla sayıda ve her yöne doğru eğim bulunabilmekte ve kanal genişlikleri oldukça farklı olabilmektedir, bu nedenle, doğal dişler kanal anatomileri bakımından oldukça kompleks yapıdadırlar (94) ve deney gruplarının bu açıdan standardizasyonu oldukça zordur. Şeffaf akrilik blokların en büyük avantajı ise standart kanal boyu, eğimi ve şekline sahip olmalarıdır (89, 159, 215).

Şeffaf akrilik bloklar ile doğal dişler üzerinde yapılan çalışmalarda elde edilen benzer sonuçlardan dolayı akrilik blokların bu tür çalışmalarda alternatif bir deney materyali olarak kullanılabilceği bildirilmiştir (30, 31, 32, 199, 200). Coleman ve ark. (47), 1996 yılında Ni-Ti ve paslanmaz çelik esaslı kanal aletlerini doğal dişlerde test ederek değerlendirmişlerdir. Bu araştırmacılar, aynı çalışmayı, bir yıl sonra şeffaf akrilik bloklar üzerinde tekrarlamışlar ve benzer sonuçların alındığını bildirmişlerdir (49).

Dummer ve ark. (60), doğal dişlerde görülen anatomik farklılıklardan dolayı şeffaf akrilik bloklarda yapılan çalışmaların daha güvenilir bir karşılaştırmaya izin verdiğini bildirmişlerdir. Thompson ve Dummer (196, 198, 201, 202, 205) ile Bryant ve ark. (30, 31, 32), Ni-Ti döner aletlerin etkinliklerini belirlemek için şeffaf akrilik bloklar kullanmışlar ve bu tür blokların aletlerin etkinliklerinin incelenmesinde güvenilir olduklarını belirtmişlerdir. Weine (219) da, yeni bir şekillendirme yöntemi veya aletini değerlendirirken şeffaf akrilik bloklar üzerindeki etkilerinin kesinlikle gözönünde bulundurulması gerektiğini bildirmiştir.

Şeffaf akrilik blokların mikrosertliğinin ve anatomik özelliklerinin standart olması (3, 4, 115), deney sürecinin gözlemlenebilmesinin mümkün olması, enfeksiyon kontrolünün gerekmemesi (221) ve şeffaf akrilik bloklarla yapılan çalışmaların doğal dişlerde tekrarlandığında benzer sonuçların alındığının bildirilmesi (30, 31, 32, 49, 199, 201) bizi, bu çalışmanın şekillendirme testi aşamasında, şeffaf akrilik bloklar kullanmaya sevk etmiştir.

Kök kanal sisteminin kompleks yapısı içinde, farklı derece ve şekillerdeki eğimler, mekanik olarak şekillendirilmesi en zor olan kök kanal

formlarını oluşturmakta ve genellikle iki boyutlu radyografilerle tamamen görülememektedirler. Bu görünmeyen eğimler, temizleme ve şekillendirme işlemlerinde önemli rol oynar; çünkü bukkal-lingual yönde eğim gösteren bir kanalın şekillendirilmesi sırasında, eğimin önceden saptanamaması neticesinde çalışma boyu kaybı, kanal transportasyonu veya strip perforasyon komplikasyonları oluşabilir (163).

Çalışmamızda kullandığımız deney düzeneği sayesinde, şekillendirme öncesi ve sonrasında akrilik blokların yapay kök kanallarının standart şartlarda dijital fotoğraflarının çekilebilmesi ve bu görüntülerin özel bir çizim programı yardımıyla karşılaştırılabilmesi mümkün olmuştur. Kullanılan görüntü analizi bilgisayar programı sayesinde, ekran üzerindeki görüntüler üzerinde doğrudan ölçüm yapılabilmektedir. Dolaylı olarak yapılan, örneğin kağıda basma veya dia projeksiyonu yardımıyla (95) elde edilen ölçümlerde ortaya çıkabilecek hataların böylece önüne geçilmiştir. Ayrıca, çok küçük bir alandaki değişikliklerin saptanmasını gerektiren bu değerlendirme yöntemiyle, minimal değişiklikler bile programın büyütme, istenilen noktaya odaklama, negatif veya renkli görüntüler elde edilebilme özellikleri sayesinde detaylı olarak saptanabilmiş ve ölçülebilmektedir.

Çalışmamızda değerlendirilen ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti esaslı döner alet sistemlerinin seçiminde, endodonti dalında kendini kanıtlamış firmaların daha önceden piyasaya sürdükleri Ni-Ti esaslı döner alet sistemlerinden daha gelişmiş ve en son çıkan ürünleri olması (93, 154, 224) rol oynamıştır. Aynı şekilde, çalışmamızda kullanılan Ni-Ti esaslı döner alet sistemleri, üretici firmaların, zor kanalların şekillendirilmesinde önerdikleri yöntem esas alınarak kullanılmıştır (93, 154, 224).

Çalışmamızda kullandığımız ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti esaslı döner sistem kanal aletleriyle kök kanalı şekillendirme yöntemlerinin şeffaf akrilik bloklar üzerindeki yapay kanalların orijinal şeklinde oluşturdukları değişiklikler, kök kanal eğiminin dış ve iç kısımdan kaldırılan madde miktarı, toplam genişleme miktarı, transportasyon miktarı ile yönü ve kök kanalının merkezi şeklini koruma oranları, kök kanalı seyri boyunca 7 farklı noktada

ölçüm yapılarak değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Değerlendirilen her 2 sistemde de, kanal seyri de değişiklikler ortaya çıkmış ve kanal seyri boyunca eğimin içinden ve dışından kaldırılan madde miktarı dağılımının oldukça farklı olduğu saptanmıştır.

Kök kanallarından kaldırılan madde miktarı, kullanılan döner aletlerin şekline ve kanal içindeki penetrasyon derinliğine bağlıdır. ProTaper Ni-Ti eğelerin konveks üçgen kesitleri, aletin kesme etkinliğini arttırmaktadır. HEROShaper kanal eğelerinde sabit olan tepe açıları, ProTaper eğelerde .02 ila .19 arasında değişmektedir ve bu tepe açısı, kanalın aynı seviyesinde kullanılan diğer tüm eğelerden daha büyüktür. Dolayısıyla, kaldırılan madde miktarı da, diğer çalışmalarda bildirilen miktarlardan daha fazladır ve bu durum, aletin kanal içinde uzun süre kullanılmasına bağlanabilir (103, 209, 229). Aynı seviyelerde kullanılan diğer döner sistem kanal aletlerinden daha sert olan ProTaper Ni-Ti eğelerin, apikal seviyede dış kurvatürden, orta üçlüde ise iç kurvatürden daha fazla madde kaldırdığını rapor eden çalışmalar bulunmaktadır (133, 229).

Ünal ve ark. (54), 34-35<sup>0</sup> eğimli yapay kök kanallarına sahip şeffaf akrilik bloklar üzerinde ProTaper ve ProFile döner esaslı Ni-Ti kanal eğeleriyle yaptıkları şekillendirme çalışmasında, ProFile grubunda kanalların daha dengeli genişletildiğini, ProTaper grubunda ise daha fazla madde kaybı ve transportasyonda artış olduğunu bildirmişlerdir.

Schafer ve ark. (170), 28-35<sup>0</sup> eğimli şeffaf akrilik bloklarda ProTaper ve RaCe döner sistem Ni-Ti kanal aletlerini kullanarak yaptıkları şekillendirme çalışmasında, RaCe grubunun transportasyon ve merkezde kalma oranları açısından daha başarılı olduğunu, ProTaper grubunun ise kanal kurvatürünün dış tarafında daha fazla transportasyon ve orijinal kanal seyriinden sapma oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Perez ve ark. (136), 34-35<sup>0</sup> eğimli yapay kanallara sahip şeffaf akrilik bloklarda, paslanmaz çelik döner sistem ENDOFlash kanal eğeleri ve HEROShaper Ni-Ti kanal eğeleriyle yaptıkları şekillendirme çalışmasında,

HEROShaper grubunun orijinal kanal kurvatürüne daha sadık kaldığını ve daha az transportasyon oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada ise, şeffaf akrilik bloklar üzerindeki ölçüm noktaları genel olarak değerlendirildiğinde, 1.ölçüm noktasında transportasyon yönünün ProTaper grubunda kanal eğiminin dışına, HEROShaper grubunda eğimin içine doğru ve merkezde kalma oranının HEROShaper grubunda daha istikrarlı olduğunu; 2.ölçüm noktasında her 2 parametre açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını; 3.ölçüm noktasında her 2 eğe grubunda transportasyon yönünün kanal eğiminin dışına doğru ve merkezde kalma oranının HEROShaper grubunda daha istikrarlı olduğunu; 4.ölçüm noktasında transportasyon yönünün her 2 grupta da kanal eğiminin dışına doğru ve merkezde kalma oranının HEROShaper grubunda daha istikrarlı olduğunu; 5.ölçüm noktasında transportasyon yönünün ProTaper grubunda kanal eğiminin içine, HEROShaper grubunda eğimin dışına doğru ve merkezde kalma oranının HEROShaper grubunda daha istikrarlı olduğunu; 6.ölçüm noktasında transportasyon yönünün her 2 grupta da kanal eğiminin dışına doğru ve merkezde kalma oranının HEROShaper grubunda daha istikrarlı olduğunu; 7.ölçüm noktasında ise transportasyon yönünün yine her 2 grupta kanal eğiminin dışına doğru fakat merkezde kalma oranında her 2 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını görmekteyiz.

ProTaper döner sistem Ni-Ti eğeleriyle yapılan şekillendirme çalışmalarında genellikle uygulama tekniğinden dolayı kanal duvarının dış kısmında daha fazla madde kaybı görülmekte ve transportasyon yönü de dışa doğru olmaktadır. Yaptığımız çalışmada ise 5.ölçüm noktasında ProTaper grubunda transportasyon yönünün içe doğru olduğunu görmekteyiz. Bunun muhtemel sebeplerinin, operatörün tecrübe eksikliği, cihaza aşırı apikal baskı yapılması ve uygulama sırasında şeffaf akrilik blokun masa tipi mengine de yerinden oynamış olabileceği ihtimallerini düşünmekteyiz. Normal şartlarda diğer noktalarda olduğu gibi 5.ölçüm noktasında da, crown-down preparasyon tekniği göz önüne alındığında transportasyon yönünün dışa doğru olması beklediğimiz bir durumdu.

Çalışmamızda, standardizasyonu sağlamak amacıyla ProTaper Ni-Ti eğe grubunda kullandığımız her eğe için üretici firmanın önerdiği tork değerlerini ve yine üretici firmanın tavsiye ettiği motor düzeneğini kullandığımız halde HEROShaper grubunda, elimizde üretici firmanın önerdiği sistem bulunmadığı için her egede standart bir tork değeriyle yine X-Smart endodontik motor düzeneğini kullandık. Normalde, farklı marka döner sistem Ni-Ti eğeleriyle böyle bir şekillendirme çalışması yapıldığında, her firmanın kendi ürünleri için önerdiği motor düzeneği, çalışma hızı ve tork değerlerine sadık kalınarak uygulanan çalışmaların daha gerçekçi sonuçlar verebileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullandığımız şeffaf akrilik bloklardaki 34-35<sup>0</sup> eğime sahip oldukça zor kanallarda üretici firmaların önerdiği doğrultuda çalışmamıza rağmen, yalnızca 4 adet ProTaper kanal aletinde kırık meydana gelmesini, sistemleri daha iyi tanımak adına, çalışma öncesi denemeler yapmış olmakla birlikte, birçok literatür çalışmasında belirtildiği gibi bu tür döner sistem aletleriyle çalışılırken aniden kırılma meydana geldiğini gösteren klinik çalışmaların varlığına bağlamaktayız. Bu da, Ni-Ti esaslı döner alet sistemleriyle çalışmaya başlamadan önce, çekilmiş insan dişleri üzerinde pratik yapmanın gerekliliğini göstermektedir.

Yaptığımız şekillendirme çalışmasında, kanal şekillendirme süresi açısından ProTaper ile HEROShaper Ni-Ti esaslı döner aletlerinin kullanıldığı gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmamakla beraber en kısa şekillendirme HEROShaper grubu ile elde edilmiştir. HEROShaper Ni-Ti döner alet sisteminde kullanılan kanal aletlerinde saptanan yüksek deformasyon oranının, bu aletlerin üretiminde uygulanan saat yönünün tersine oluşturulan bükümlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Üretici firma, aletlerde uygulanan saat yönünün tersine oluşturulan bükümlerin, alet kırılmasını önlemeye yönelik olduğunu bildirmiştir (93).

ProTaper Ni-Ti esaslı döner aletlerinin kök kanallarının şekillendirilmesinde etkin olduğu birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (103, 121, 134, 139, 170, 171, 229).

Çalışmamızın bulgularına göre, incelenen her 2 döner sistem Ni-Ti eğe grubu ile kök kanalını şekillendirme uygulamaları arasında, biyomekanik preparasyon sonrası istenilen ideal kök kanal şekliinden sapmalar saptanmayan herhangi bir grup yoktur.

Çalışmamızda değerlendirilen ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti döner aletler, yeni geliştirildikleri ve kısa bir süre önce piyasaya sürüldükleri için, literatürde bunların şekillendirme yeteneklerini inceleyen ve mukayese eden çalışma sayısı sınırlıdır (15, 119, 123, 164, 170, 171). Az sayıdaki bu çalışmalarda da, yaptığımız çalışmada incelenen özellikler hakkında fazla bulgu yoktur (36, 103, 121, 134, 139). Bu nedenle yapabileceğimiz karşılaştırmalar sınırlı kalmaktadır.

Endodontik uygulamalarda, özellikle kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında alet kırılması ciddi bir sorun oluşturmaktadır. Paslanmaz çelik aletlerin kırılmadan önce genellikle deforme olmaları nedeniyle dişhekimleri tarafından fark edilip elden çıkarılması mümkün olmaktadır. Deforme olmuş bir kanal aleti, genellikle, metalin elastik limitinin aşıldığını gösteren bükülmüş bölgeler ve sarmal yiv açılımlarına sahiptir ve bu tür aletlerin derhal atılması gerekir. Bu sorunların üstesinden gelmek amacıyla, son yıllarda geliştirilen Ni-Ti endodontik aletler ise, özellikle eğimli kök kanallarının şekillendirilmesinde büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Ni-Ti eğeler, süperelastik olup paslanmaz çelik aletlere göre çok yüksek esneme potansiyeline sahiptirler (179, 215). Metal esnekliği, özellikle eğimli kök kanallarında şekillendirme esnasında tranportasyonun azalmasını sağlayan önemli bir mekanik özelliktir (79). Bununla birlikte, Ni-Ti eğelerdeki bu artan esnekliğe rağmen alet kırılması, sık karşılaşılan bir sorun olma özelliğini sürdürmektedir ve bu aletlerin, çalışma esnasında hiçbir daimi deformasyon belirtisi göstermeden birdenbire kırıldığı bildirilmiştir (46, 55, 71, 72, 160, 161, 179). Bu nedenle, paslanmaz çelik aletlerde geçerli olan gözle muayene kriterleri, Ni-Ti eğelerin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem değildir.

Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA), endodontik aletlerin asgari seviyede sahip olması gereken fiziksel özellikleri, mekanik test prosedürlerini

ve tasarım gereksinimlerini ortaya koyan bir spesifikasyon (No:28) şartnamesi hazırlamıştır (50). Ancak, bu şartnamede detayları belirtilen test işlemleri, statik bir modüle dayanmaktadır. Aletler, uç kısımları sabitlenerek kırılma meydana gelinceye kadar torsiyonel yüklenmeye tabi tutulup kırılma dirençleri bu statik modüle göre hesaplanmaktadır. Bu nedenle, 28 no'lu ADA şartnamesi, statik bir yüklenme ortamında Ni-Ti el aletlerinin minimum direnç gereksinimlerini saptamak için başvurulması gereken bir referanstır (40, 122, 179, 215). Bununla birlikte, bu şartname, döner sistem Ni-Ti eğelerin dinamik özelliklerinin test edilmesi için yeterli ve uygun bir referans değildir. Tüm döner sistem Ni-Ti eğeleri, kök kanalına yerleştirilmeden önce, daha önceden belirlenen bir rpm hızında döndürülerek uygulanmak durumundadır. Bu nedenle döner sistem aletlerinin test edilmesi için, aletlerin uç kısımlarının statik olarak sabitlenmesi değil, aksine serbest şekilde dönmelerinin sağlanması gereklidir. 28 no'lu ADA şartnamesi, test işlemleri yapılırken kanal geometrisini göz önünde bulundurmadığı için, eğimli kök kanallarının preparasyonu esnasında döner sistem eğelerin çalıştırıldığı eğimli koşullardaki metal yorgunluğu ve kırılma parametrelerini de hesaba katmamaktadır. Dolayısıyla, kök kanal kurvatürlerinin sebep olduğu sürekli tekrarlanan döngüsel metal yorgunluğu fenomeni, döner sistem elemanlarının aniden kırılmasında belki de en önemli faktördür (179, 183).

Döner sistem Ni-Ti eğelerin kök kanal preparasyonu esnasında deforme olmasında veya kırılmasında esasen birçok faktör etkilidir. Bazı araştırmacılar için (78, 147), eğenin dönüş hızı, kırılma olayında önemli bir faktör olarak kabul edilmezken, bazı araştırmacılar (58, 70), eğimli kök kanallarında eğe kırılmasında dönüş hızını önemli bir faktör olarak göstermişlerdir. Eğelerin dönüş hızının artması, eğe ile kanal duvarı arasındaki sürtünme kuvvetlerinin artmasına ve dolayısıyla, düşük hızda dönüş yapan bir eğeye göre daha kolay kırılmasına sebep olmaktadır (70, 160, 161). Klinik şartlar altında kök kanal preparasyonu esnasında kırılan ve aynı zamanda plastik deformasyona uğrayan döner sistem eğelerde, bu tür komplikasyonların meydana gelme oranı, sistemi kullanan operatörün dikkat ve yeteneği ile kök kanal anatomisi gibi faktörlerle de ilişkilidir (2, 5, 227).

Yaptığımız çalışmada, ProTaper ve HEROShaper grubuna ait tüm döner sistem eğelerini 350 rpm sabit dönü hızıyla kullandığımız ve hız parametresini devre dışı bıraktığımız için incelemeye dahil etmedik.

Bir döner sistem eğesinin tahmini ömrü, toplam çalışma süresince yaptığı belirli bir dönü sayısı ile ilişkilidir. Doğal olarak, düşük bir dönüş hızı, eğenin ömrünün uzaması ve daha büyük bir dönüş sayısını tamamladıktan sonra kırılması anlamına gelir (225).

Klinik olarak, bir döner sistem eğenin metal yorgunluğu, eğimli bir kök kanalına uygulandığında, kanalın eğim derecesi ile yakından ilgilidir. Kanal kurvatürü fazla olduğunda, eğenin maruz kaldığı döngüsel metal yorgunluğu daha fazla ve dolayısıyla ömrü daha kısa olmaktadır (147).

Sattapan ve ark. (161) tarafından yürütülen bir çalışmada, aşırı torsiyonel kuvvetlere maruz bırakılarak kırılan eğelerde, kırık noktasıyla sap kısmı arasındaki bölgede deformasyon bulguları gözlenmiş, bununla birlikte, kanal eğimine bağlı metal yorgunluğundan dolayı kırılan eğelerde ise bu tür deformasyonlara rastlanmamıştır. Yaptığımız çalışmada da, döngüsel metal yorgunluğuna bağlı olarak kırılan hiçbir ege üzerinde, kırık hattı ile sap kısmı arasında bu tür deformasyon belirtilerine rastlamadık.

Ege direncinin, kök kanallarının relatif olarak düzgün veya hafifçe eğimli olmasına bağlı olarak değiştiği açıkça görülmektedir. Düzgün kök kanallarında, her bir eğeyi, kırılma korkusu olmadan yüksek dönüş hızıyla en az 20 defa kullanmak mümkünken, eğimli kanallarda kırılma riskini minimuma indirmek için eğeler en düşük hızla kullanılmalıdır. Kanal eğesinin kırılma riski, eğenin dönüş hızı ve kanalın kurvatür açısıyla ilişkilidir (124).

Serene ve ark. (179), 90<sup>0</sup> eğime sahip ve yarıçapları belirtilmemiş çelik tüpler kullanarak yaptıkları bir çalışmada, paslanmaz çelik ve Ni-Ti el aletlerini, kırılma meydana gelene kadar döndürerek teste tabi tutmuşlar ve sonuçta, aynı şartlar altında, 40 no. paslanmaz çelik aletlerin 20'den daha az devir sayısında kırılırken aynı boyuttaki çeşitli Ni-Ti eğelerin kırılmadan 450 devir yapabildiğini saptamışlardır.

Yared ve ark. (225), benzer bir test cihazı kullanarak, ProFile .06 boyutlu döner aletlerde döngüsel yorgunluğu test ettiler. Bu çalışmada, kullanılmamış kontrol grubu eğeleri için kırılana kadar yapılan tur sayıları, 1260'tan (15 no. eğeler) 900'e (40 no. eğeler) kadar değişiyordu. Elde ettikleri bu değerler, eğelerin benzer klinik koşullar altında test edilmesinden sonra da değişmedi. Daha sonra, kontrol grubu eğelerini, klinik şartlar altında molar dişler üzerinde test ettikleri eğe grubuyla mukayese ettiler ve döngüsel yorgunluk direnci açısından her iki grup arasında bariz bir farklılığın olmadığını bildirdiler.

Heikel ve ark. (90), yaptığımız çalışmada olduğu gibi, 90° eğime sahip ancak hem 5 mm, hem de 10 mm yarıçaplı metal silindirler içeren farklı bir test düzeneğini kullanarak yaptıkları bir çalışmada, 15/.04 boyutlu ProFile Ni-Ti eğelerin 10 mm yarıçaplı silindirde yaklaşık 2800 tur yaparak; 40/.04 boyutlu eğelerin ise 5 mm yarıçaplı silindirde yaklaşık 500 tur yaparak kırıldığını saptadılar. Aynı şekilde, 15/.06 boyutlu ProFile Ni-Ti eğelerin 10 mm yarıçaplı silindirde yaklaşık 2800 turdan sonra kırıldığını, ancak 40/.06 boyutlu eğelerin 5 mm yarıçaplı silindirde yaklaşık 223 turdan sonra kırıldığını saptadılar. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, yaptığımız çalışmada elde ettiğimiz sonuçlarla tutarlılık göstermektedir.

Yaptığımız metal yorgunluğu çalışmasında, eğimli kök kanallarını taklit eden yivli metal blok düzeneği üzerinde ProTaper ve HEROShaper döner sistem Ni-Ti eğe gruplarının her ikisinde de, klinik koşullarda daha uzun süre kullanıldığı ve döngüsel streslere daha uzun süre maruz kaldığı için bitim grubu eğelerini kullandık. Bu şekilde, her iki eğe grubunda da, kanal preparasyonunda en son kullanılan bitim eğelerinin gösterdiği mekanik kırılma direncini ve kırık yüzeylerinin fraktografik özelliklerini daha gerçekçi biçimde inceleyerek yansıtmayı amaçladık. Uç çapları ve boyutları birbirine yakın olduğundan, ProTaper F2 ile HEROShaper .04/25 eğe grubunu, ve uç çapları daha büyük olan ProTaper F3 ile HEROShaper .04/30 eğe grubunu birbirleriyle test ettik. Elde ettiğimiz bulgulara göre, ProTaper F2 ile HEROShaper .04/25 eğeler arasında kırılma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğunu, ancak ProTaper F3 ile HEROShaper

.04/30 eğeleri arasında ise anlamlı bir farklılık olmadığını saptadık. Bu bulgular ışığında, eğelerin uç çapları ve boyutları arttığında kırılma dirençleri azalmakta, daha küçük uç çapı olan ve daha esnek eğeler ise klinik koşullar altında eğimli kök kanallarında daha fazla mekanik direnç göstermektedir.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre, ProTaper F3 grubunun F2 grubuna göre daha fazla tur yaparak kırıldığı yani daha dirençli olduğu görölmekte ve bu durum, boyut arttığı zaman eğenin daha kısa sürede kırıldığı teziyle çelişki yaratmaktadır. Aslında ProTaper ve HEROShaper Ni-Ti grupları arasındaki ikili mukayesede istatistiksel açıdan bir sorun gözükmediği halde, ProTaper F3 ve F2 grupları karşılaştırıldığında çelişki ortaya çıkmaktadır. Bunun muhtemel sebepleri, HEROShaper sisteminde eğeler sabit bir tepe açısı artışı gösterdiği halde ProTaper grubunda F3 ve F2 eğeler apikal bölümlerde çoklu değişken tepe açısı artışına sahip olmaları ve farklı Ni-Ti eğe sistemlerindeki esneklik ve direnç özelliklerinin de birbirinden farklı olmasıdır. Dolayısıyla, ProTaper F3 eğelerin apikal bölümlerindeki çoklu değişkenlik gösteren tepe açısı değerlerinin, esneklik katsayılarının farklı olmasının ve belki de üretim aşamasındaki fabrikasyon hataların bu sonucun ortaya çıkmasında etkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Büyük tepe açısı ve uç çaplarına sahip döner sistem Ni-Ti eğeler, küçük olanlara nazaran daha az tur sayısından sonra kırılırlar ve şayet kurvatür yarıçapları küçültölmezse, metal ömrü yaklaşık %400 oranında azalmaktadır. Heikel ve ark. (90), HERO eğelerini kullanarak yaptıkları başka bir çalışmada da benzer sonuçlar elde etmişler ve kendi bulgularının, GT döner sistem eğeleriyle yapılan diğer testlerde alınan sonuçlarla tutarlılık gösterdiğini belirtmişlerdir.

Grande ve ark. (81), Mtwo ve ProTaper döner sistem Ni-Ti eğeleri üzerinde, eğe tasarımının döngüsel metal yorgunluğu testinde eğe ömrünü nasıl etkilediğini saptamak için yaptıkları bir araştırmada, eğelerin dönüşü esnasında maksimum stres noktasındaki metal hacminin metal ömrünü etkilediğini ve bu noktada metal hacmi arttıkça kırılma direncinin azaldığını bildirmişlerdir.

Plotino ve ark. (143), oval bir kök kanalını taklit eden, 60<sup>0</sup> kurvatür açılı ve 5 mm kurvatür yarıçaplı suni metal kanala sahip döngüsel yorgunluk test aparatı üzerinde Mtwo döner sistem Ni-Ti eğelerini kullanarak yaptıkları bir çalışmada, preparasyon esnasında uygulanan fırçalama hareketinin kırılma direncine olan etkisini incelemişlerdir. Sonuç olarak, küçük boyutlu eğelerde lateral fırçalama hareketinin kırılma direncini etkilemediğini, ancak daha büyük boyutlu eğelerde uygulanan lateral fırçalama veya baskı hareketinin, metal ömrünü %19'a varan oranlarda azalttığını saptamışlardır.

Döner sistem Ni-Ti eğelerdeki döngüsel metal yorgunluğu çalışmalarında önde gelen araştırmacılardan biri olan Gambarini (71), kullanılmış ve kullanılmamış ProFile Ni-Ti döner sistem eğeler üzerinde yaptığı bir çalışmada, bir grup yeni eğeyi 10 klinik vaka üzerinde pasif preparasyon ve crown-down tekniği ile kullanmış ve sonra bu kullanılmış eğelerin ve bir grup hiç kullanılmamış eğenin kırılma dirençlerini, test aparatını kullanarak mukayese etmiştir. Sonuç olarak, kullanılmış ProFile Ni-Ti eğelerin kırılma direncinin bariz bir şekilde azaldığını, bununla birlikte her bir eğenin, herhangi bir defekt belirtisi göstermeden 10 klinik vaka üzerinde başarılı biçimde kullanılabildiğini ileri sürmüştür.

Döner sistem Ni-Ti endodontik eğelerin klinik koşullar altında gösterdikleri performansın değerlendirilmesinde, her bir eğe sistemine ait çapraz-kesit tasarımlarının da, henüz tam olarak açıklık kazanmamakla birlikte önemli bir rol oynadığı bilinmektedir. Her bir sisteme ait farklı üretim işlemleri, farklı mekanik davranış özelliklerinin ortaya çıkmasına sebep olabilir. Horn (98), Ni-Ti alaşımların bazı mekanik özelliklerinin geleneksel metalurji kurallarıyla uyum göstermediğini ileri sürmüştür. Bu araştırmacıya göre, paslanmaz çelik metallerin sertlik ve esneklik gibi fiziksel özellikleri iyi bilindiği için stres esnasında kırılma direnci gibi diğer mekanik özellikleri de önceden tahmin edilebilir. Bununla birlikte, bu tür basit ilişkiler, mekanik strese maruz kaldığında kristal yapısında değişken deformasyonlara uğrayan Ni-Ti alaşımlar için geçerli değildir. Dolayısıyla, Ni-Ti alaşımların bu yapısal değişimleri esnasında, özellikle şiddetli ve ani stres değişimleri söz konusu

olduğunda, kırılma direnci dramatik olarak azalabilir ve beklenmedik kırılmalar meydana gelebilir.

Voreadi ve ark. (212), ProTaper döner sistem Ni-Ti eğelerin klinik kullanım koşulları altında deformasyon ve kırılma mekanizmasını incelemek için geniş kapsamlı bir çalışma yürütmüşlerdir. Bu çalışmada, araştırmacılar, çeşitli dişhekimlerinden topladıkları, klinik kullanım esnasında kırılmış veya plastik deformasyona uğramış toplam 46 adet ProTaper eğesini, hiç kullanılmamış bir eğe setini kontrol grubu olarak kullanarak SEM tekniği ile incelemişlerdir. İnceleme sonucunda, toplanan kullanılmış eğelerin %17.4'ünün yalnızca plastik deformasyonlu olduğu, %8.7'sinin plastik deformasyonlu olarak kırıldığı ve %74'ünün ise plastik deformasyon belirtisi olmadan kırıldığı, bununla birlikte, kullanılmamış eğe grubunda hiçbir defekt bulgusuna rastlanmadığı bildirilmiştir. Kırılan eğe yüzeylerinin SEM incelemesi sonucunda, sünek (dövülgen) metal yorgunluğuna bağlı olarak yüzeysel çukurcuk ve tepeciklerin oluşturduğu tipik çukurcuklu yırtık görünümünün mevcut olduğu saptanmıştır. Sonuç olarak araştırmacılar, ProTaper döner sistem Ni-Ti eğelerde klinik şartlar altında meydana gelen kırıkların, sünek tipte bir kırılmaya yol açacak şekilde eğe üzerinde tek bir noktada aşırı stres yüklenmesine bağlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Voreadi ve ark. tarafından saptanan klinik şartlar altında kırılmış ProTaper eğelerine ait SEM bulguları, Alapati (2) ve Cheung (43) tarafından yürütülen araştırmalarla da desteklenmiştir. Yaptığımız çalışmada da, döngüsel metal yorgunluğu deney düzeneğinde kırılan her iki gruba ait eğe örneklerinin SEM altında incelenmesi sonucu elde ettiğimiz kırık tipi bulguları, Voreadi ve ark.'nın elde ettiği bulgularla tutarlılık göstermektedir.

ProTaper Ni-Ti eğeleri üzerinde yürütülen başka bir çalışmada (227), klinik şartlar altında çoğu eğenin, deneyimsiz operatörler tarafından özellikle aşırı apikal baskıyla kullanılması neticesinde aşırı torsiyonel dirençlere bağlı olarak kırıldığı bildirilmiştir. Bunun yanısıra, endodontik motorda kullanılan tork değerinin, yalnızca apikal yönde uygulanan kuvvetle değil, aynı zamanda, operasyon öncesi kök kanal hacmiyle de ilişkili olduğu

saptanmıştır. Dolayısıyla, relatif olarak dar kök kanallarının preparasyonu, döner sistem eğelerin aşırı torsiyonel yüklere maruz kalmasına sebep olur (141, 147). Döner sistem eğelerin kullanılmasından önce, kök kanallarının el aletleriyle manuel preparasyon yapılarak genişletilmesinin, torsiyonel yükleri önemli ölçüde azalttığı için ProTaper eğelerin kullanım ömrünü uzatabileceği ileri sürülmüştür (18).

Yaptığımız literatür taramalarında, yeni nesil döner sistem Ni-Ti eğe gruplarından olan ProTaper ve HEROShaper gruplarının döngüsel metal yorgunluğu açısından birbiriyle mukayese edildiği herhangi bir çalışmaya rastlamadık. Yalnızca, ProTaper ve HEROShaper sistemlerinin başka marka döner sistem elemanlarıyla test edildiği birkaç çalışma tespit ettik. Bu nedenle, şekillendirme yeteneği çalışmasında olduğu gibi, döngüsel metal yorgunluğu çalışmasında da, referans gösterebileceğimiz ve mukayese yapabileceğimiz veri grupları sınırlı kalmaktadır.

Son yıllarda piyasaya sürülen yeni nesil döner sistem Ni-Ti eğelerin geleneksel manuel preparasyon eğelerinden farklı şekilde, sahip oldukları farklı çapraz-kesit tasarımları, tepe açıları ve klinik kullanım modülleri gereğince yeni bir 'endodontik alet' kategorisine sokulmaları her geçen gün daha büyük bir gereklilik arz etmektedir. Bu nedenle, döner sistem eğeler için farklı minimum üretim, tasarım ve mekanik özellik gereksinim kriterleri içeren yeni bir spesifikasyon ve dökümantasyon sınıflamasına ihtiyaç vardır. Herşeyden önce, ADA tarafından geliştirilen ve statik bir mekanik test modülüne dayanan 28 no'lu spesifikasyon sistemi, döner sistem eğelerin dinamik karakteristikleri için artık uygun bir sistem olmadığından tamamen değiştirilmelidir. Aynı şekilde, döner sistem eğelerin özellikle eğimli kök kanallarının preparasyonu esnasında, esnekliğini ve direncini arttırmaya yönelik alaşımsal komponent oranlarının değiştirilmesi veya farklı metal komponentlerinin ilave edilmesi ve eğelerin aktif kesici bıçak yüzey özelliklerinin değiştirilmesine yönelik birçok laboratuvar ve klinik çalışmanın yapılması gerekmektedir.

Döner sistem Ni-Ti eğelerin esneklik ve dayanıklılığını arttırmaya yönelik daha çok çalışma yapılması gerekliliğinin yanısıra özellikle üretim aşamasında meydana gelen hataların da eğelerin ömrünü etkilediği düşüncesindeyiz. Üretim aşamasında defekt oluşan ve firma tarafından kontrol edilmeden piyasaya sürülen Ni-Ti eğelerin klinik kullanım esnasında komplikasyon oluşturma riski de artar. Bu sistemlerin klinik ortamda hasta üzerinde kullanılmadan komplikasyon riskini en aza indirmek için operatörlerin mümkünse üretici firmalar tarafından klinik öncesi yeterli bir eğitime tabi tutulması ve operatörlerin de üretici firmaların tavsiyelerine titizlikle uyması gerektiği kanaatindeyiz.

## 6. SONUÇLAR

Şekillendirme yeteneği çalışmasında incelediğimiz ProTaper ve HEROShaper döner sistem Ni-Ti eğeleri ile elde edilen sonuçlar üzerinde Mann-Whitney U istatistiksel analiz testiyle yapılan işlemler sonucunda apikal, orta üçlü ve kuronal bölgelerde kanal transportasyonu ve merkezde kalma oranları açısından genel olarak HEROShaper grubunun ProTaper grubuna göre istatistiksel açıdan daha anlamlı sonuçlar verdiği anlaşılmaktadır ( $p<0.001$ ). Toplam genişleme miktarı açısından ise ProTaper döner sistem Ni-Ti eğeleri istatistiksel olarak daha anlamlı sonuçlar vermiştir ( $p<0.001$ ).

Kök kanalının tamamı göz önüne alındığında, çalışmamızın şartları altında, eğimli kanallara sahip şeffaf akrilik bloklarda, HEROShaper Ni-Ti esaslı döner alet sistemi istenilen kanal formuna sahip şekillendirme sağlamıştır. Kanal boyunca büyük iyatrojenik hatalara rastlanmamış ve arzu edilen konik form oluşturulmuştur. Bununla birlikte, her iki döner sistem eğe grubunda da, bazı ölçüm noktalarında istenilen formdan sapmalar saptanmış ve arzu edilen konik form oluşturulamamıştır.

Yaptığımız çalışmada, ProTaper Ni-Ti eğe grubunda alet kırılması gözlenmiş fakat deformasyona rastlanmamış, HEROShaper grubunda ise alet kırılması olmayıp yalnızca deformasyon saptanmıştır.

Bu çalışmada kullandığımız akrilik şeffaf bloklardaki orijinal kanal şeklinde, şekillendirme sonrasında meydana gelen minor değişiklikler dahi çalışmamızda kullanılan deney düzeneği sayesinde tesbit edilebilmiştir. Deney düzeneğine dahil olan yüksek çözünürlüğe sahip makro çekim özellikli dijital kamera ve kullanılan bilgisayar programı, çok hassas ölçüm ve detaylı bir inceleme yapılabilmesine olanak sağlamıştır.

Döngüsel metal yorgunluğu çalışmasında ise, uç çapları ve eğe boyutları açısından aynı grupta yer alan döner esaslı ProTaper F2 ve

HEROShaper .04/25 Ni-Ti eğeleriyle elde edilen verilerin Student's t istatistiksel analiz yontemiyle değerlendirilmesi sonucunda, yine HEROShaper eğe grubu, deney duzeneğinde daha fazla tur yaparak kırıldığı iwin istatistiksel aawdan daha anlamlı sonuqlar vermiş ( $p<0.001$ ), bununla beraber daha btyuk uq çaplı eğe grupları arasında istatistiksel aawdan anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ( $p>0.001$ ).

## 7. KAYNAKLAR

1. Abou-Rass, M., Frank, A. L., Glick, D. H., The anticurvature filing method to prepare the curved canal, J. Am. Dent. Assoc, 101, 792-94, 1980.
2. Alapati, S. B., Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers J. M., SEM observations of Ni-Ti rotary endodontic instruments that fractured during clinical use, J. Endod, 30, 40-43, 2005.
3. Al-Omari, M. A. O., Dummer, P. M. H., Newcombe, R. G., Comparison of six files to prepare simulated root canals, Part 1, Int. Endod. J, 25, 57- 66, 1992.
4. Al-Omari, M. A. O., Dummer, P. M. H., Newcombe, R. G., Comparison of six files to prepare simulated root canals, Part 2, Int. Endod. J, 25, 67-81, 1992.
5. Ankrum, M. T., Hartwell, G. R., Truitt, J. E., K3 Endo ProTaper and ProFile systems:breakage and distortion in severely curved roots of molars, J. Endod, 30, 234-237, 2004.
6. Archer, R., Reader, A., Nist, R., Beck, M., Meyers, W, An invivo evaluation of the efficiency of ultrasound after step-back preparation in mandibular molars, J. Endod, 18, 549-52, 1992.
7. Atalay, R., Eğri kanallarda farklı preparasyon tekniklerinin değerlendirilmesiyle ilgili bir araştırma. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Endodonti Bilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara, 1994.
8. Backman, C. A., Oswald, R. J., Pitts, D. L., A radiographic comparison of two root canal instrumentation techniques, J. Endod, 18, 19-24, 1992

9. Barkins, W., Montgomery, S., Evaluation of thermofil obturation of curved canals prepared by the Canal Master U system, *J. Endod*, 18, 285-89, 1992.
10. Beer, R., Baumann, M. A., *Praktische Endodontie*. München, Wien, Baltimore: Urban and Schwarzenberg, 1994.
11. Beer, R., Maschinelle vs Handinstrumentierung des Wurzelkanals: das Canal Master-System. *Zahnarztl Welt*, 102, 856-61, 1993.
12. Beer, R., Optimale Wurzelkanalaufbereitung.:Weiche Technik führt zum Ziel. *Philip J*, 6, 261-7, 1992.
13. Behr, K., Nickel -Titan Instrumente. *Endodontie Journal*, 2, 6-11, 2003.
14. Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Beullens, M., Wevers, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Smooth versus active tapered shaft design using Ni-Ti rotary instruments, *Int. Endod. J*, 35, 820-8, 2002.
15. Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Beullens, M., Wevers, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Progressive versus constant tapered shaft design using Ni-Ti rotary instruments, *Int. Endod. J*, 36, 288-95, 2003.
16. Bertrand, M. F., Pegurier, L. L., Medioni, E., Muller, M., Bolla, M., Curved molar root canal preparations using Hero 642 rotary nickel-titanium instruments. *Int. Endod. J*, 34, 631-6, 2001.
17. Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., Ibba, A., Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of Ni-Ti rotary instruments:ProTaper versus ProFile. *J. Endod*, 29, 15-19, 2003.

18. Berutti, E., Negro, A. R., Lendini, M., Pasqualini, D., Influence of manual preflaring and torque on the failure of ProTaper rotary instruments, *J. Endod*, 30, 228-230, 2004.
19. Blum, J. Y., Cohen, A., Machtou, P., Micallef, J. P., Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile Ni-Ti rotary instruments, *Int. Endod. J*, 32, 24-31, 1999.
20. Blum, J. Y., Machtou, P., Micallef, J. P., Analysis of forces developed during preparations: Balanced force concept, *Int. Endod. J*, 30, 386-96, 1997b.
21. Blum, J. Y., Paraby, E., Micallef, J. P., Analysis of forces developed during obturations:warm vertical compaction, *J. Endod*, 2, 91-6,1997a.
22. Blum, J. Y., Machtou, P., Ruddle, C. J., Micallef, J. P., The analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments, *J. Endod*, 29, 567-575, 2003.
23. Bou Dagher, F. E., Yared, G. M., Comparison of three files to prepare curved root canals. *J. Endod*, 21, 264-265, 1995.
24. Bone, J., Moule, A. J., The nature of curvature of palatal canals in maxillary molar teeth. *Int. Endod. J*, 19, 178-186, 1986.
25. Brankin, G. W., Wenckus, C. S., Flexibility/ torsional properties of nickel titanium and stainless steel files. *J. Endod*, 19 (abst.), 193, 1993.
26. Brantley, W. A., Luebke, H., Luebke, F. L., Mitchell, J. C., Performance of engine-driven rotary endodontic instruments with a superimposed bending deflection. *J. Endod*, 20, 241-245, 1994.
27. Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers, J. M., Grentzer, T. H., Differential scanning calorimetric studies of Ni-Ti rotary endodontic instruments. *J. Endod*, 28, 567-572, 2002.

28. Briseno, B., Einfluss verschiedener Wurzelkanalinstrumente bzw Aufbereitungssysteme auf die Präparation gekrümmter Wurzelkanäle. *Endodontie*, 1, 279-90, 1992.
29. Briseno, B. M., Sonnabend, E., The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an in vitro study. *Int. Endod. J.*, 24, 15-23, 1991.
30. Bryant, S. T., Dummer, P. M., Pitoni, C., Bourba, M., Moghal, S., Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int. Endod. J.*, 32, 155-64, 1999.
31. Bryant, S. T., Thompson, S. A., Al-Omari, M. A., Dummer, P. M., Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals, Part 2, *Int. Endod. J.*, 31, 282-89, 1998.
32. Bryant, S. T., Thompson, S. A., Al-Omari, M. A. O., Dummer P. M. H., Shaping ability of ProFile rotary Nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals, Part 1, *Int. Endod. J.*, 31, 275-81, 1998a.
33. Burns, R. C., Buchanan, L. S., Tooth morphology and access openings. Cohen S., Burns R.C., *Pathways of the pulp* 6<sup>th</sup> ed, St. Louis, 128-178, 1994.
34. Calas, P., Comtesse, C., Deveaux, E., Torsional properties of a new rotary Ni-Ti file, HERO 642(abs). *J. Endod.*, 25, 296, 1999.
35. Calas, P., HEROShapers:the adapted pitch concept. *Endod. Top.*, 10, 155-162, 2005.
36. Calberson, F. L. G., Deroose, C. A. J. G., Hommez, G. M. G., De Moor, R. J. G., Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin canals. *Int. Endod. J.*, 37, 613-23, 2004.

37. Calhoun, G., Montgomery, S., The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. *J. Endod*, 14, 273-79, 1988.
38. Camps, J., Macouin, G., Pertot, W. J., Effects of the Flexogates and Canal Master U on root canal configuration in simulated curved canals. *Int. Endod. J*, 27, 21-5, 1994.
39. Camps, J. J., Pertot, W. J., Levallois, B., Relationship between file size and stiffness of nickel titanium instruments. *Endod. Dental. Traumotol*, 11, 270-273, 1995.
40. Camps, J. J., Pertot, W. J., Torsional and stiffness properties of canal master U stainless steel and nitinol instruments. *J. Endod*, 20, 395-398, 1994.
41. Carvalho, L. A. P., Bonetti, I., Borges, M. A. G., A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. *J. Endod*, 25, 807-810, 1999.
42. Chan, A. W. K., Cheung, G. S. P., A comparison of stainless steel and nickel-titanium K-files in curved root canals, *J. Endod*, 22 (abst), 192, 1996
43. Cheung, G. S. P., Peng, B., Bian, Z., Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use:fractographic examination, *Int. Endod. J*, 38, 802-809, 2005.
44. Civjan, S., Huget, E. F., de Simon L. B., Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) alloys, *1.Dent. Res*, 54, 89-96, 1975.
45. Cohen, S., Burns Re., *Pathways of the Pulp* 5th edn, St.Louis, Mosby, 1991.
46. Cohen, S., Burns, R. C., *Pathways of the pulp* 6<sup>th</sup> ed, St. Louis, Mosby-Year Book Inc, 206, 1994.

47. Coleman, C. L., Svec, T. A., Rieger, M. R., Suchina, J. A., Wang, M. M., Glickman, G. N., Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging, *J. Endod*, 22, 603-7, 1996.
48. Coleman, C. L., Svec, T. A., Rieger, M. R., Wang, M., Suchina, J. A., Glickman, G. N., Stainless steel vs. nickel-titanium K-files: analysis of instrumentation in curved canals, *J. Endod*, 21(abst.), 221, 1995.
49. Coleman, C. L., Svec, T. A., Analysis of ni-ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals, *J. Endod*, 23, 232-35, 1997.
50. Council on Dental Materials and Devices, New ADA Specification No:28 for endodontic files and reamers, *J. Am. Dent. Assoc*, 93, 813-818, 1976.
51. Craig, R. G., Gehring, P. E., Peyton, F. A., Relation of structure to microhardness of human dentin, *J. Dent. Res*, 38, 624-630, 1959.
52. Cunningham, C. J., Senia, E. S., A three-dimensional study of canal curvatures in the mandibular molars, *J. Endod*, 18, 294-300, 1992.
53. Çelik, Ü. G., Comparison of the shaping ability of Ni-Ti hand files and rotary Ni-Ti files in curved root canals, *Hac. Ün. Sağ. Bil. Ens. Doktora tezi*, Ankara, 2001.
54. Çelik, Ü. G., Keçeci, A. D., Üreyen, B. A., Comparison of the shaping abilities of two rotary and hand instruments in simulated root canals, *G. Ü. Dişhek. Fak. Derg*, 23, 11-16, 2006.
55. Dederich, D. N., Zakariasen, K. L., The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol*. 61, 192-196, 1986.

56. Deplazes, P., Peters, O., Barbakow, F., Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and hand instruments, *J. Endod*, 27, 196-202, 2001.
57. Di Andreth, M., Ellis, R. A., Fagundes, D., The effectiveness of hand and rotary files to maintain canal curvature:a comparison, *J. Endod*, 21(abst.), 236, 1995.
58. Dietz, D., Di Fiore, P., Bahcall, J., Effect of rotational speed on the fracture of Ni-Ti rotary files, *J. Endod*, 26, 68-71, 2000.
59. Dolan, D. W., Craig, R. G., Bending and torsion of endodontic files with rhombus cross sections, *J. Endod*, 8, 260-264, 1982.
60. Dummer, P. M. H., Alodeh, A., DoHer, R., Shaping of simulated root canals in resin block using files activate by a sonic handpiece, *Int. Endod. J*, 22, 211-25, 1989.
61. Edie, J., Andreasen, G., Surface corrosion of Nitinol and stainless wires. *J. Dent. Res*, 59A( abst.), 528, 1980.
62. Edie, J. W., Andreasen, G. F., Zaytoun, M. P., Surface corrosion of Nitinol and stainless steel under clinical conditions, *Angle Orthod*, 51, 319-24, 1981.
63. Eldeeb, M. E., Boraas, J. C., The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals, *Int. Endod. J*, 18, 1-7, 1985.
64. Elliot, L. M., Curtis, R. V., Pitt Ford, T. R., Cutting pattern of nickel-titanium files using two preparation techniques. *Endod. Dent. Traumatol*, 14, 19-25, 1998.

65. Engin E., Düşük devirli mikromotorda ve elde kullanılan Ni-Ti esaslı kanal aletlerinin kök kanallarının şekillendirilmesine etkilerinin karşılaştırılması, İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Endodonti Bilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 2001.
66. Esposito, P. T., Cunningham, C. J., A comparison of canal preparation with Ni-Ti and stainless steel instruments, *J. Endod*, 21, 173-176, 1995.
67. Fava, L. R. G., The double-flared technique: an alternative for bio-mechanical preparation, *J. Endod*, 9, 76-80, 1983.
68. Fischer, G., Über die feinere Anatomie der Wurzelkanäle menschlicher Zähne. *Dtsch Mschr Zahnheilk*, 25, 544-52, 1907.
69. Frank, A. L., An evaluation of the Giromatic endodontic handpiece. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol*, 24, 419-421, 1967.
70. Gabel, W. P., Hoen, M., Steiman, H. R., Pink, F. E., Effect of rotational speed on Ni-Ti file distortion, *J. Endod*, 25, 752-754, 1999.
71. Gambarini, G., Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use, *Int. Endod. J*, 34, 386-389, 2001.
72. Gambarini, G., Torsional and cyclic fatigue of ProFile Ni-Ti rotary instruments, *J. Evol. Dent*, 2, 4-14, 1999.
73. Gambill, J. M., Alder, M., Del Rio, C. E., Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-files instrumentation using computed tomography, *J. Endod*, 22, 369-75, 1996.
74. Garala, M., Kuttler, S., Hardigan, P., Carmi, S., Dorn, S., A comparison of the minimum canal wall thickness remaining following preparation using two nickel-titanium rotary systems, *Int. Endod. J*, 36, 636-42, 2003.

75. Gençoğlu, N., Günday, M., Garip, Y., Eğri kanallarda değişik kanal genişletme tekniklerinin incelenmesi, Türk endodonti derneği 4. Uluslararası endodonti kongresi, Ankara, 1994.
76. Georig, A., Michelich, R. J., Schultz, H. H., Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique, J. Endod, 8, 550-54, 1982.
77. Gilles, J. A., del Rio, C. E., A comparison of the Canal Master endodontic instrument and K-type files for enlargement of curved root canals, J. Endod, 16, 561-5, 1990.
78. Glickman, G., Niquel-titanio en endodoncia. Operatoria Dental Endodoncia, 1, 3-8, 1997.
79. Glosson, C. R., Haller, R. H., Dove, S. B., Del Rio, C. E., A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-flex endodontic instruments, J. Endod, 21, 146-51, 1995.
80. Gonzalez-Rodriguez, P. M., Ferre-Luque C. M., A comparison of Profile, Hero 642, and K3 instrumentation systems in teeth using digital imaging analysis, Oral Surg. Oral. Med. Oral. Pathol, 97, 112-5, 2004.
81. Grande, N. M., Plotino, G., Pecci, R., Cyclic fatigue resistance and three dimensional analysis of instruments from two Ni-Ti rotary systems, Int. Endod. J, 39, 755-763, 2006.
82. Griesinger, H. R., Hannig, M., Albers, H. K., Erfolgreiche Aufbereitung stark gekrümmter Wurzelkanäle- Die korono-apikale Technik. Zahnarztl Welt, 102, 842-9, 1993.
- 83.Gt Rotary Files kullanım kılavuzu, Ballaigues, İsviçre, Mallefer Instruments SA, 1999.

84. Gutierrez, J. H., Garcia, J., Microscopic and macroscopic investigation on results of mechanical preparation of root canals, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol, 25, 108-16, 1968.
85. Haller, R. H., Glosson, C. R., Dove, S. B., del Rio, C. E., Nickel-titanium hand and engine-driven root canal preparations: A comparison study, J. Endod, 20(abst.), 209, 1994.
86. Hankins, P. J., El Deeb, M. E., An evaluation of the Canal Master, balanced force and step-back technique, J. Endod, 17(abst.), 193, 1991.
87. Hankins, P. J., El Deeb, M. E., An evaluation of the Canal Master, balanced – force and step - back technicque, J. Endod, 22, 123-30, 1996.
88. Haznedaroğlu, F., Nikel-titanyum döner aletlerle kök kanalı şekillendirilmesi: Hero 642 yöntemi, Malatya Dişhek. Oda Derg, 17, 8-10, 1999.
89. Heidemann, D., Die Wurzelfüllung-manuell-maschinell. Dtsch Zahnarztl Z, 44, 414-416, 1989.
90. Heikel, Y., Safety, R., Bateman, G., Senger, B., Alleman, C., Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary Ni-Ti endodontic instruments, J. Endod, 25, 434-440, 1999.
91. Hermann, H. W., Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle-Eine Modifikation der Crown-down Technik unter Verwendung des Profile 04 Systems, Endodontie, 1, 41-54, 1998.
92. Hero 642 kullanım kılavuzu, Oberursel, Almanya, Micro Mega AG, 1998.
93. <http://www.micro-mega.com/anglais/produits/heroshaper/index.php> [08/03/2007].

94. Hess, W., The anatomy of the root canals of the permanent dentition. London, J. Bale Discussion Ltd, 1925.
95. Himel, V. T., Ahmed, K. M., Wood, D. M., Alhadainy, H. A., An evaluation of nitinol and stainless steel files used by dental students during a laboratory proficiency exam, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol, 79, 232-37, 1995.
96. Himel, V. T., Moore, R. E., Hicks, V. E., The effects which three endodontic files have on canal shape, J. Endod, 20(abst.), 204, 1994.
97. Horiba, N., Maekawa, Y., Matsumoto, T., Nakamura, H., A study of the distribution of endotoxin in the dentinal wall of infected root canals, J. Endod, 16, 331-34, 1990.
98. Horn, A., Instructional video. ProFile .04 taper series 29 rotary instruments, Tulsa Dental Products, 1994.
99. Hülsmann, M., Schade, M., Schafers, F., A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments, Int. Endod. J, 34, 538-46, 2001.
100. Hülsmann, M., Zur Geschichte der Wurzelkanalaufbereitung. Endodontie, 2, 97-112, 1996.
101. Ingle, J. I., Backland, L. K., Endodontics 4<sup>th</sup> edn, Baltimore, Williams & Wilkins, 1994.
102. Ingle, J. I., Backland, L. K., Peters, D. L., Buchanan, L. S., Mullaney, T. P., Endodontic cavity preparation, In: Ingle J. I., Backland L. K.(eds): Endodontics. 4<sup>th</sup> ed. Lea&Febiger, Malvern, USA, 92-227, 1994.
103. Iqbal, M. K., Firic, S., Tulcan, J., Karabucak, B., Kim, S., Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper Ni-Ti rotary instruments, Int. Endod. J, 37, 359-64, 2004.

104. Jungmann, C. L., Uchin, R. A., Bucher, J. F., Effect of instrumentation on the shape of the root canal, J. Endod, 1, 66-69, 1975.
105. Karagöz-Küçükay, I., Ersev, H., Engin-Akçakoca, E., Küçükay, S., Gürsoy, T., Effect of rotational speed on root canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments, J. Endod, 29, 447-49, 2003.
106. Kartal, N., Cimilli, H., The degrees and configurations of mesial canal curvatures on natural human teeth, J. Endod, 21, 557-60, 1995.
107. Kartal N. & Yanıkoğlu, F. C., Root canal morphology of mandibular incisors, J. Endod, 18, 562-564, 1992.
108. Keçeci, A. D., Eğri kanalların genişletilmesinde kullanılan üç manuel yöntemin intraoral dijital radyografi yardımıyla karşılaştırılması, Ege Ün. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İzmir, 1997.
109. Kuhn, G., Tavernier, B., Jordan, L., Influence of structure on Ni-Ti endodontic instruments failure, J. Endod, 27, 516-520, 2001.
110. Küçükay, E. S., Küçükay, I., Yılmaz, B., Kök kanallarının Şekillendirme Yöntemleri, İstanbul, Promat, 2004.
111. Lehman, J. W., Gerstein, H., An evaluation of a new mechanized endodontic device: The Endolift, Oral Surg. Oral Pathol. Oral Med, 41, 417-24, 1982.
112. Leseberg, D. A., Montgomery, S., The effects of Canal Master, Flex-R and K-Flex instrumentation on root canal configuration, J. Endod, 17, 59-65, 1991.
113. Levy, G. , Une nouvelle instrumentation pur realiser mecaniquement l'ensemble de la procedure endodontique:le canal fincter. Rev Franc Endod, 3, 11-8, 1984.

114. Lim, K. C., Webber, J., The effect of root canal preparation on the curved root canal, *Int. Endod. J*, 18, 233-39, 1985.
115. Lim, K. C., Webber, J., The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape, *Int. Endod. J*, 18, 240-46, 1985.
116. Lim, S. S., Stock, C. J. R., The risk of perforation in the curved canal anticurvature filing compared with the step-back technique, *Int. Endod. J*, 20, 33-39, 1987.
117. Lin, J., Glickman, G. N., Comparative evaluation of various canal shaping techniques using the Safety Hedstrom, *J. Endod*, 21, Abstract #26, 1995.
118. Luebke, N. H., Brantley, W. A., Sabri, Z. I., Luebke, F. L., Lausten, L. L., Physical dimensions, torsional performance, bending properties and metallurgical characteristics of rotary endodontic instruments, *J. Endod*, 21, 259-263, 1995.
119. Luiten, D. J., Morgan, L.A., Baumgartner, J. E., Marshall, J. G., A comparasion of four instrumentation techniques on apical canal transportation, *J. Endod*, 21, 26-32, 1995.
120. Lumley, P. J., A comparison of dentine removal using safety or conventional Hedstrom files, *Endod. Dent. Traumatol*, 13, 65-8, 1997.
121. Mario, V., Mollo, A., Pini, P. P., Ghelli, L. F., Balleri, P., In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files, *J. Endod*, 30, 163-6, 2004.
122. Marsicovetere, E. S., Burgss, J. O., Clement, D. J., Torsional testing of the lightspeed Ni-Ti instruments, 21, 48-66, 1997.

123. Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J. G., Magan, F., Ahn, S., Rodriguez, C., Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments, *Int. Endod. J*, 36, 262-66, 2003.
124. Martin, D., Amor, J., Machtou, P., Mechanized endodontics: The ProTaper system principles and clinical protocol, 31, 33-42, 2002.
125. Mayhew, M. J., Kusy, R. P., Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*, 93, 232-6, 1988.
126. Mayo, C. V., Montgomery, S., Del Rio, C., A computerized method for evaluating root canal morphology, *J. Endod*, 12, 2-7, 1986.
127. Meyer, W., Die Anatomie der Wurzelkanäle, dargestellt an mikroskopischen Rekonstruktionsmodellen. *Dtsch Zahnarztl Z*, 25, 1064-77, 1970.
128. Mohseni, K. K., Nikel-Titanyum el ve döner aletlerin eğri kök kanallarının şekillendirilmesindeki etkinliklerinin şeffaf akrilik bloklarda incelenmesi, İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Endodonti Bilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 2000.
129. Morgan, L. F., Montgomery, S., An evaluation of the crown-down pressureless technique, *J. Endod*, 10, 491-98, 1984.
130. Mullaney, T. P., Instrumentation of finely curved canals, *Dent. Clin. North. Am*, 23, 575-92, 1979.
131. Nair, R., Sjögren, U., Krey, G., Kahnberg, K. E., Sundquist, G., Intraradicular bacteria and fungi in root-filled asymptomatic human teeth with therapy-resistant lesions: a long-term light and electronmicroscopic follow-up study, *J. Endod*, 16, 580-88, 1990.
132. [http://www.mailefer.ch/web\\_en/result.asp?produit=3](http://www.mailefer.ch/web_en/result.asp?produit=3) [12/03/2007].

133. Park, H., A comparison of Greater Taper Files, ProFiles and stainless steel files to shape curved root canals, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol*, 91, 715-718, 2001.
134. Paque, F., Musch, U., Hülsmann, M., Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments, *Int. Endod. J*, 38, 8-16, 2005.
135. Pearson, K., Burgess, J., Sema, E. S., Torsional testing of Canal Master-U hand instruments, *J. Endod*, 18, 379-382, 1992.
136. Perez, F., Peli, J. F., Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals:stainless steel EndoFlash and Ni-Ti HEROShaper, *Int. Endod. J*, 38, 637-644, 2005.
137. Pertot, W. J., Camps, J. J., Damiani, M. G., Transportation of curved canals prepared with Canal Master U , Canal Master U Ni-ti and step-back technique, *Int. Endod. J*, 27(abst.), 105-6, 1994.
138. Peters, O. A., Laib, A., Gohring, T. N., Barbakow, F., Changes in root canal geometry after preparation assessed by high resolution computed tomography, *J. Endod*, 27, 1-6, 2001a.
139. Peters, O. A., Peters, C. I., Schonenberger, K., Barbakow, F., ProTaper rotary root canal preparation:effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT, *Int. Endod. J*, 36, 86-92, 2003.
140. Peters, O. A., Schönenberger, K., Laib, A., Effect of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computer tomography, *Int. Endod. J*, 34, 221-30, 2001b.
141. Peters, O. A., Peters, C. I., Schönenberger, K., Barbakow, F., ProTaper rotary root canal preparation:assessment of torque and force in relation to canal anatomy, *Int. Endod. J*, 36, 93-99, 2003.

142. Pineda, F., Kuttler, Y., Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7275 root canals, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol*, 33, 101-110, 1972.
143. Plotino, G., Grande, N. M., Sorci, E., Influence of a brushing working motion on the fatigue life of Ni-Ti rotary instruments, *Int. Endod. J*, 40, 45-51, 2007.
144. Poertzel, E., Petschelt, A., Bakterien in der Wurzelkanalwand bei Pulpagangran. *Dtsch Zahnarztl Z*, 41, 772-7, 1985.
145. Pongione, G., Gambarani, G., Bossu, M., Bending and torsional properties of GT rotary files: a comparative study (abstract), *Int. Endod. J*, 33, 162, 2000.
146. Profile .04 kullanım kılavuzu, Ballaigues, İsviçre, Maillefer Instruments SA, 1997.
147. Pruett, J. P., Clement, D. J., Carnes, D. L. Jr., Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments, *J. Endod*, 23, 77-85, 1997.
148. Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Condorelli, G. G., Torrisi, L., Wear of Ni-Ti endodontic instruments evaluated by SEM, *J. Endod*, 27, 588-592, 2001.
149. Roane, J. B., Sabala, C. L., Duncanson, M. G., The balanced force concept for instrumentation of curved canals, *J. Endod*, 11, 203-11, 1985.
150. Roig-Cayon, M., Basilio-Monne, J., Abos-Herrandiz, R., Brau-Aguade, E., Canalda-Sahli, C., A comparison of molar root canal preparations using six instruments and instrumentation techniques, *J. Endod*, 23, 383-6, 1997.
151. Roig-Cayon, M., Brau-Aguade, E., Canaldi-Sahli, C., Moreno-Aguado, V., A comparison of molar root canal preparations using Flexofile,

- Canal Master U and Heliapical instruments, *J. Endod*, 20, 495-9, 1994.
152. Rowan, M. B., Nicholls, J. I., Steiner, J., Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files, *J. Endod*, 22, 341-5, 1996.
  153. Royal, J. R., Donnelly, J. C., A comparison of maintenance of canal curvature using balanced force instrumentation with three different file types, *J. Endod*, 21, 300-304, 1995.
  154. Ruddle, C. J., Shaping the future of Endodontics: The Protaper: Newsletter, Dentsply Maillefer, 6-22, 2002.
  155. Ruddle, C. J., Cleaning and shaping the root canal system, In: *Pathways of the pulp*. 8<sup>th</sup> ed, St. Louis, Mosby, 231-91, 2001.
  156. Ruddle, C. J., The ProTaper endodontic system, *Endod. Pract*, 5, 34-44, 2002.
  157. Ruiz-Hubard, E. E., Gutman, J. L., Wagner, M. J., A quantitative assessment of canal debris forced periapically during root canal instrumentation using two different techniques, *J. Endod*, 13, 554-58, 1987.
  158. Sabala, J. L., Roane, J. B., Southard, L. Z., Instrumentation of curved canals using a modified tipped instrument: a comparison study, *J. Endod*, 14, 59-64, 1988.
  159. Sarkar, N. K., Schwaninger, B., The in vivo corrosion of Nitinol wire, *J. Dent. Res*, 59A( abst.), 528, 1980.
  160. Sattapan, B., Palamara, J., Messer, H., Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files., *J. Endod*, 26, 156-160, 2000b.

161. Sattapan, B., Nervo, G., Palamara, J., Messer, H., Defects in Ni-Ti endodontic rotary files after clinical usage, *J. Endod*, 26, 161-165, 2000a.
162. Saunders, W. P., Saunders, E. M., Effect of noncutting tipped instruments on the quality of root canal preparation using a modified double-flared technique, *J. Endod*, 18, 32-6, 1992.
163. Schafer, E., Diez, C., Hoppe, W., Tepel, J., Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth, *J. Endod*, 28, 211-6, 2002.
164. Schafer, E., Dzepina, A., Danesh, G., Bending properties of rotary nickel-titanium instruments, *Oral. Surg.Oral. Med. Oral. Pathol*, 96, 757-63, 2003.
165. Schafer, E., Fritzenschaft, B., Vergleichende Untersuchung zweier permanent rotierender W urzelkanalaufbereitungssysteme auf Nickel - Titan- Basis, *Endodontie*, 3, 213-226, 1999.
166. Schafer, E., Hoppe, W., Wurzelkanalinstrumente aus Titan-Aluminium, NickelTitan ader Edelstahl. *Zahnarztl Welt*, 104, 612-16, 1995.
167. Schafer, E., Tepel, J., Hoppe, W., Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion, Part 2, Instrumentation of curved canals, *J. Endod*, 21, 493-7, 1995.
168. Schafer, E., Tepel, J., Cutting efficiency of Hedström, S and U files made of various alloys in filling motion, *Int. Endod. J*, 29, 302-8, 1996.
169. Schafer, E., Tepel, J., Formveränderungen gekrümmter Wurzelkanäle nach standardisierter Aufbereitung. *Deutsch Zahnarztl Z*, 48, 653-8, 1993.

170. Schafer, E., Vlassis, M., Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe, Part 1, Shaping ability in simulated curved canals, *Int. Endod. J*, 37, 229-38, 2004.
171. Schafer, E., Vlassis, M., Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe, Part 2, Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth, *Int. Endod. J*, 37, 239-48, 2004.
172. Schafer, E., Auswirkungen verschiedener Sterilisationsverfahren auf die Schneidleistung von Wurzelkanalinstrumenten. *Dtsch Zahnarztl Z*, 50, 150-53, 1995.
173. Schafer, E., Das Instrumentarium zur manuellen Wurzelkanalaufbereitung Teil3: Spezielle Wurzelkanalinstrumente, *Endodontie*, 1, 39-49, 1996.
174. Schafer, E., Root canal instruments for manual use: a review, *Endod. Dent. Traumatol*, 13, 51-64, 1997.
175. Schaller, H., Götze, W., Schommer, G., Vergleichende Untersuchungen über den Dentinabrieb und die Dentinoberfläche nach Bearbeitung mit maschinell angetriebenen Systemen zur Wurzelkanalaufbereitung. *Dtsch Zahnarztl Z*, 42, 784- 8, 1987.
176. Schilder, H., Cleaning and shaping the root canal, *Dent. Clin. North Am*, 18, 269-96, 1974.
177. Schilder, H., Revolutionary new concepts in endodontic instruments sizing, *Glt. Endo*, 7, 166-72, 1993.
178. Schneider, S. S., A comparison of canal preparations in straight and curved root canals, *Oral Surg*, 32, 271-275, 1971.

179. Serene, T. P., Adams, I. D., Saxena, A., Nickel-titanium instruments. Applications in endodontics, St. Louis, Ishiyaku, EuroAmerica Inc, 1995.
180. Skidmore, A. E., Bjorndal, A. M., Iowa, I. C., Root canal morphology of the human mandibular first molar, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol, 32, 778-784, 1971.
181. Smith, R. B., Edmunds, D. H., Comparison of two endodontic handpieces during the preparation of simulated root canals, Int. Endod. J, 30, 369-380, 1997.
182. Smith, R. B., Edmunds, D. H., Comparison of two endodontic handpieces during the preparation of root canals in extracted human teeth, Int. Endod. J, 31, 22-31, 1998.
183. Sotokawa, T., An analysis of clinical breakage of root canal instruments, J. Endod, 14, 76-82, 1988.
184. Southard, D. W., Oswald, R. J., Natkin, E., Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique, J. Endod, 13, 479-89, 1987.
185. Stoeckel, D., Yu, W., Superelastic Ni-ti Wire. Wire, J. Int, 3, 45-50, 1991.
186. Stokes, O. W., Fiore, P. M., Barss, J. T., Koerber, A., Gilbert, J. L., Lautenschlager, E. P., Corrosion in Stainless-Steel and Nickel-Titanium Files, J. Endod, 25, 17-20, 1999.
187. Suter, B., Das Canal-Master-U-System zur Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle in Theorie und Praxis, Endodontie, 3, 105-13, 1994.
188. Svec, T. A, Wang, M., The effect of instrument precurving on transportation in simulated curved canals, J. Endod, 24, 122-24, 1998.

189. Szep, S., Gerhardt, T., Leitzbach, C., Heidemann, L. W. D., Preparation of severely curved simulated root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments, *Clin. Oral. Invest*, 5, 17-25, 2001.
190. Tang, M. P. F., Stock, C. J. R., An in vitro method for comparing the effects of different root canal preparation techniques on the shape of curved root canals, *Int. Endod. J*, 22, 49-54, 1989.
191. Tepel, J., Schafer, E., Cutting efficiency of Hedström, S and U files made of various alloys in filling motion, *Int. Endod. J*, 29, 302-8, 1996.
192. Tepel, J., Schafer, E., Hoppe, W., Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion, Part 3, Resistance to bending and fracture, *J. Endod*, 23, 141-145, 1997.
193. Tharuni, S. L., Parameswaran, A., Sukumaran, V. G., A comparison of canal preparation using the K-file and Lightspeed in resin blocks, *J. Endod*, 22, 47-56, 1996.
194. Thomas, R. P, Moule, A. J, Bryant, R., Root canal morphology of maxillary permanent first molar teeth at various ages, *Int. Endod. J*, 26, 257-67, 1993.
195. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of ProFile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 1, *Int. Endod. J*, 30, 1-7, 1997a.
196. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of Mity Roto 3600 and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 2, *J. Endod*, 24, 135-42, 1998.
197. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 1, *Int. Endod. J*, 31, 259-67, 1998.

198. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 2, *Int. Endod. J.*, 31, 268-74, 1998.
199. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part I, *J. Endod.*, 23, 698-702, 1997.
200. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of Lights speed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 2, *J. Endod.*, 23, 742-47, 1997.
201. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of NT engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 2, *Int. Endod. J.*, 30, 270-78, 1997.
202. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of Mity Roto 3600 and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 1, *J. Endod.*, 24, 128-34, 1998.
203. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 1, *Int. Endod. J.*, 33, 248-54, 2000.
204. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 2, *Int. Endod. J.*, 33, 255-61, 2000.
205. Thompson, S. A., Dummer, P. M., Shaping ability of NT engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, Part 1, *Int. Endod. J.*, 30, 262-69, 1997c.
206. Thompson, S. A., An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry, *Int. Endod. J.*, 33, 297-310, 2000.

207. Thompson, S. A., Al-Omari, A. O., Dummer, P. M., Assessing the shape of root canals: an in vitro method using microradiography, *Int. Endod. J*, 28, 61-7, 1995.
208. Uysal Kaptan, R. F., Nikel-titanyum ve paslanmaz çelik kanal aletlerinin eğri kök kanallarının preparasyonundaki etkinliklerinin bilgisayarlı dental radyografi yöntemiyle incelenmesi, İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Endodonti Bilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 1999.
209. Veltri, M., Mollo, A., Pini, P. P., Ghelli, L. F., Balleri, P., In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files, *J. Endod*, 30, 163-166, 2004.
210. Vertucci, F. J., Root canal anatomy of permanent teeth, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol*, 589-99, 1984.
211. Vessey, R. A., The effect of filling versus reaming on the shape of the prepared root canal, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol*, 27, 543-5, 1969.
212. Voreadi, A. P., Kerezoudis, N. P., Zinelis, S., Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use:fractographic analysis, *Int. Endod. J*, 39, 171-178, 2006.
213. Voss, A., Die Aufbereitung des gekrümmten Wurzelkanals. *Deutseher Zahnarzte Kalender*, Hanser, München, Wien, 1995.
214. Vulcain, J. M., Calas, P., The three wave concept of HERO 642, *Endod. Pract*, 2, 20-31, 1999.
215. Walia, H., Brantley, W. A., Gerstein, H., An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files, *J. Endod*, 14, 346-51, 1988.
216. Walia, H., Costas, J., Brantley, W., Gerstein, H., Torsional ductility and cutting efficiency of the Nitinol file, *J. Endod*, 15(abst.), 174, 1989.

217. Walton, R. E., Current concepts of canal preparation, *Dent. Clin. North Am*, 36, 309-25, 1992.
218. Weine, F. S., *Endodontic Therapy*. 5 th edn, St. Louis, Missouri, Mosby, 305-394, 1996.
219. Weine, F. S., Kelly, R. F., Lio, P. J., The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape, *J. Endod*, 1, 255-62, 1975.
220. Weine, F. S., Healey, H. J., Gerstein, H., Evanson, L., Precurved files and incremental instrumentation for root canal enlargement, *J. Canad. Dent. Assn*, 4, 55-157, 1970.
221. West, J. D., Roane, J. B., Georig, A. C., Cleaning and Shaping the Root Canal System, In: Cohen, S., Burns, R.C., (eds.), *Pathways of the Pulp*, G.ed, Mosby, St. Louis, Missouri, 179-218, 1994.
222. Wildey, W. L., Senia, E. E., A new root canal instrument and instrumentation technique: A preliminary report, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol*, 67, 198-207, 1989.
223. Wolcott, J., Himel, V. T., Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files, *J. Endod*, 23, 217-20, 1997.
224. XtremRaCe:FKG document's ref. -99.7AA.20.02A.AN144.
225. Yared, G. M., Bou Dagher, F. E., Machtou, P., Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use, *Int. Endod. J*, 32, 115-119, 1999.
226. Yared, G. M., Bou Dagher, F. E., Machtou, P., Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use, *Int. Endod. J*, 33, 204-207, 2000.

227. Yared, G. M., Dagher, F. E. B., Kulkarni, K., Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol, 96, 229-233, 2003.
228. Yeşilsoy, C., Koren, L. Z., Bolanos, O. R., Morse, D. R., A scanning electron microscopic examination of surface changes obtained from two variable methods of precurving files: a clinical observation, J. Endod, 12, 408-13, 1986.
229. Yun, H. H., Kim, S. K., A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals, Oral surg. Oral Med. Oral Pathol, 95(2), 228-33, 2003.
230. Zuolo, M. L., Walton, R. E., Imura, N., Histologic evaluation of three endodontic instrument/preparation techniques, Endod. Dent Traumatol, 8, 125-29, 1992.