

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

**FARKLI DÖNEN NİKEL TİTANYUM EĞELERİN TEMİZLEME VE
ŞEKİLLENDİRME ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Mehmet Özgür UYANIK

**Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Yönetmeliğinin Endodonti Programı İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ Olarak Hazırlanmıştır.**

**ANKARA
2005**

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

**FARKLI DÖNEN NİKEL TİTANYUM EĞELERİN TEMİZLEME VE
ŞEKİLLENDİRME ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Mehmet Özgür UYANIK

**Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Yönetmeliğinin Endodonti Programı İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ Olarak Hazırlanmıştır.**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Fügen TAŞMAN**

**ANKARA
2005**

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Endodonti Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Fügen TAŞMAN
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: Prof. Dr. Veli DURMAZ
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Hatice DOĞAN
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Mehmet Ali ONUR
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: Prof. Dr. Sema BELLİ
(Selçuk Üniversitesi)

Onay:

Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukardaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.

TEŞEKKÜR

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı üyeleri sayın hocalarıma tezimi hazırlarken gösterdikleri anlayıştan dolayı içtenlikle teşekkür ederim.

Tez danışmanım sayın Prof . Dr. Fügen TAŞMAN'a doktora hayatım boyunca gösterdiği sonsuz paylaşım ve yardımlarından dolayı,

Deney aşamaları sırasında gösterdikleri sonsuz anlayış ve yardımdan dolayı Hacettepe Üniversitesi Tıp fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Burçe MOCAN ÖZGEN'e,

Tez çalışmam boyunca bilgisiyle ve sonsuz sabrıyla yardımını esirgemeyen Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç.Dr. Zafer ÇEHRELİ'ye teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Her an desteklerini yanımda hissettiğim ailem ve eşim Bahar Uyanık'a çok teşekkür ederim.

ÖZET

Uyanık, MÖ. Farklı Dönen Nikel Titanyum Eğelerin Temizleme Ve Şekillendirme Özelliklerinin İn vitro Olarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti (Diş) Programı, Doktora Tezi, Ankara 2005. Bu çalışmanın amacı, bilgisayarlı tomografi kullanarak tasarım olarak farklılık gösteren ProTaper, RaCe ve Hero Shaper dönen Ni-Ti şekillendirme tekniklerinin preparasyon etkinlikleri hacim, yüzey alanı, sapma, kaldırılan dentin miktarı ve çalışma zamanı açısından karşılaştırmaktır. Bu çalışmada, periodontal nedenlerle çekilmiş alt birinci molarların eğimli mesial kanalları kullanıldı. Her gruba 10 kanal düşecek şekilde ayrılan 3 grup, Hero Shaper, ProTaper ve RaCe dönen Ni-Ti eğe sistemleri kullanılarak şekillendirildi. Şekillendirme öncesi ve sonrasında elde edilen bilgisayarlı tomografi kesitlerinde, 3D-Doctor ve Canvas 9 yazılımları aracılığıyla hacim, yüzey alanları ve sapma ölçümleri gerçekleştirildi. Çalışma süreleri, dijital bir kronometre ile irrigasyon ve aletlerin değişim süreleri dahil edilerek elde edildi. Çalışmanın sonucunda, Protaper sisteminin, Hero Shaper sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla dentin kaldırdığı tespit edilirken, ProTaper ve RaCe arasında hacim yönünden anlamlı fark gözlenmedi. Yüzey alanı bakımından ise gruplar arasındaki farkın anlam taşımadığı bulundu. Apikal ve orta üçlüde gruplar arasında sapma yönünden fark gözlenmemiş olup koronal yönde sapmayı en fazla RaCe sistemi oluşturmaktadır. Buna bağlı olarak, kümülatif sapmanın da RaCe sisteminde görüldü. Çalışma süreleri yönünden gruplar arası istatistiksel olarak herhangi anlamlı fark gözlenmedi.

Anahtar kelimeler: ProTaper, RaCe, Hero Shaper, bilgisayarlı tomografi, hacim, yüzey alanı, sapma, çalışma zamanı

ABSTRACT

Uyanik, MO. The in vitro evaluation of cleaning and shaping features of different rotary nickel titanium instruments, Hacettepe University Health Science Institute, Program of Endodontics (Dentistry), PhD Thesis, Ankara 2005. The aim of this study is to compare the preparation efficiency of ProTaper, RaCe and Hero Shaper rotary Ni-Ti instrumentation systems, different in designs, by the means of volume, surface area, dentinal tissue removed, transportation and working time using computed tomography. In this study, the mesial canals of mandibular first molars extracted due to the periodontal diseases was used. It was separated into 3 groups, each has 10 canals. The canals was prepared by using ProTaper, RaCe and Hero Shaper rotary Ni-Ti instrumentation systems. In cross-sections of computed tomography obtained from pre- and post-preparations, volume, surface areas and transportation measurements was realized by 3D-Doctor and Canvas 9 softwares. Working time was managed with dijital cronometre including irrigation and file changing times. In the result of this study, while it is observed that ProTaper rotary system is removed significantly more dentin from Hero Shaper rotary instrumentation system, there is no significant difference between ProTaper and RaCe statistically. For surface areas, there is no significant difference to compare the groups. RaCe rotary Ni-Ti instrumentation system shows more transportation not only in coronal regions but also cumulatively. There is no significant difference in the apical and middle thirds in the means of transportation. There is no statistical difference for working time.

Key words: ProTaper, RaCe, Hero Shaper, computed tomography, volume, surface area, transportation, working time

İÇİNDEKİLER

Onay Sayfası	iii
Teşekkür	iv
Özet	v
Abstract.....	vi
İçindekiler.....	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Resimler Dizini	ix
Grafikler Dizini.....	x
Tablolar Dizini	xi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Kök Kanal Şekillendirmesinde Kullanılan Alaşımlar	3
2.1.1. Nikel Titanyum (Ni-Ti) Alaşımının Özellikleri.....	4
2.1.2. Nikel Titanyum Alaşımında Korozyon ve Sterilizasyon	6
2.1.3 Nikel Titanyum Alaşımı ve Alerji.....	7
2.2. Kök Kanalının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler	7
2.2.1. El Eğeleri.....	7
2.2.2. Dönen Eğeler	8
2.3. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemleri	13
2.4. Kök Kanallarının Nikel Titanyum Dönen Aletlerle Şekillendirilmesinde Dikkat Edilmesi Gereken Durumlar	16
2.5. Çalışmamızda Kullanılan Sistemler	18
2.6. Kök Kanal Şekillendirme Çalışmalarında Kullanılan Yöntemler	23
3.GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1. Hacim Ve Yüzey Alanı Hesaplamaları	25
3.2. Kümülatif Sapmanın Hesaplanması	28
3.3.Çalışma Zamanının Hesaplanması.....	28
3.4. İstatistik Değerlendirme.....	28
4. BULGULAR.....	29
5. TARTIŞMA.....	38
6. SONUÇLAR	45
7. KAYNAKLAR	46

KISALTMALAR VE SİMGELER

Ni-Ti	Nikel titanyum
GG	Gates glidden frez
NaOCl	Sodyum hipoklorit
SEM	Elektron Tarama Mikroskobu
mm	Milimetre
ISO	Uluslararası Standardlar Organizasyonu
PVD	Fiziksel buhar depozisyonu

RESİMLER DİZİNİ

Resim 2.1. Kesici olmayan ve kesici uç	10
Resim 2.2. Radyal alan	11
Resim 2.3. Yatay kesitte radyal alan	11
Resim 2.4. Kesme (rake) açıları	12
Resim 2.5. Farklı açılarda pozitif kesme açıları	12
Resim 2.6. Değişken helikal açıları	13
Resim 2.7. Düz giriş	17
Resim 2.8. ProTaper	19
Resim 2.9. ProTaper eğe özellikleri	21
Resim 2.10. ProTaper Şekillendirici ve bitirici eğeleriyle oluşan kanal şekilleri	22
Resim 2.11. Hero Shaper	22
Resim 2.12. RaCe	23
Resim.4.1. Şekillendirme öncesi (kırmızı) ve sonrası (mavi) 3 boyutlu izlenimi	29
Resim.4.2. Şekillendirme öncesi ve sonrası kesitlerin bilgisayar tomografi görüntüleri	30

GRAFİK DİZİNİ

Grafik 2.1. Ni-Ti transformasyon grafiği.	4
Grafik 4.1. Üç gruptaki her kanala ait şekillendirme öncesi ve sonrasındaki hacim değerleri (mm ³).	29
Grafik 4.2. ProTaper, Hero Shaper, RaCe sistemlerinin oluşturdukları kanal boşluklarının mm ³ cinsinden değerleri	29
Grafik 4.3. Apikal yönde 1. mm'den alınan kesitin her dişte şekillendirme öncesi ve sonrasındaki yüzey alanı değişimler	34
Grafik 4.4. Şekillendirme öncesi ve sonrasında gruplar arası yüzey alanlarının karşılaştırılması.	35
Grafik 4.5. Deney gruplarında sapma değerleri	35
Grafik 4.6. Sapma miktarları	36

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 4.1. Kaldırılan dentin miktarlarının ortalama değerleri.	32
Tablo 4.2. Alınan her kesitte oluşan yüzey alanı değişiminin şekillendirme öncesi ve sonrasındaki ortalama değerleri (mm ²)	33
Tablo 4.3. Sapma miktarları (mm).....	36
Tablo 4.4. Deney gruplarında apikal, orta ve koronal bölgelerdeki sapma miktarları (mm)	37
Tablo 4.5. Çalışma süreleri	37

GİRİŞ

Kök kanal tedavilerinin temel amacı, kron ve kök pulpasının çıkarılmasını takiben kök kanallarının mekanik olarak genişletilip mikroorganizmalardan arındırılarak, kök ucuna kadar üç boyutlu olarak doldurulmasıdır (Ruddle, 2002).

Kök kanallarının temizleme ve şekillendirilmesi, mekanik ve biyolojik olarak gerçekleştirilen bir işlem olup kök kanal tedavisinin en önemli aşamasıdır. Bu amaçla, kök kanalının tüm artıkları uzaklaştırılarak dezenfeksiyonu sağlanmalı ve pozisyonuna sadık kalınarak kök kanalına konik bir form verilmelidir. Kök kanalını gutta perka ve pat ile hermetik ve üç boyutlu bir şekilde doldurmak için en doğru kanal şekli, kanalın en uç noktasında en küçük, kanal ağzında ise en büyük olan konik şekildir (Saunders ve Saunders, 2003). Bu amaçla, son 20 yılda, küçük endodontik alet ve preparasyon sistemi geliştirilmiştir.

Nikel titanyum (Ni-Ti), oldukça küçük elastisite modülü ve kolayca şekil alabilme yeteneği nedeniyle kırılmaya karşı direnci daha üstün bir alaşımdır (Thompson, 2000). Günümüzde yüksek tork gücüne sahip, düşük devirli mikromotor benzeri cihazlarla veya aynı özelliklere sahip elektrikli motorlarla çalışan Ni-Ti preparasyon sistemlerinin gelişimi kök kanal tedavisinin başarısını olumlu yönde etkilemiştir (Glickman 2000). Dental literatürde, bu sistemlerin kanal şekillendirme özelliklerini inceleyen birçok çalışmaya rastlamak mümkündür.

Şekillendirme öncesi ve sonrasında, çeşitli faktörlerin değerlendirilmesi amacıyla farklı deneysel yöntemler kullanılmıştır. Bilgisayarlı tomografi, bu yöntemlerden birisi olup, dişlerde yapısal değişikliğe uğramadan kesit alınabilmesi ve üç boyutlu incelemeye olanak tanınması nedeniyle diğer geleneksel yöntemler karşısında önemli bir üstünlük sağlamaktadır (Gambill,1996)

Bu çalışmanın amacı, farklı tasarım özelliklerine sahip ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaiques, Switzerland), Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, France) ve RaCe (FKG Dentaire, Fonds, Switzerland) sistemleri ile sağlanan kanal şekillendirme özelliklerinin kanal boşluğu, yüzey alanları, sapma miktarı ve çalışma zamanı bakımından, bilgisayarlı tomografi kullanarak değerlendirmesidir.

GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisi tüm dokuların, bakterilerin, bakteriyel ürünlerin ve substratların kök kanal sisteminden uzaklaştırılmasını, kök kanal dolgusunun yerleştirilmesini kolaylaştırmak için kök kanal sisteminin şekillendirilmesini ve şekillendirilmiş kök kanalının doldurulmasını içerir (Schilder, 1974; Ingle, 1994; Weine, 1996; Regan ve Gutmann, 2002)

Geleneksel olarak temizleme, şekillendirme ve doldurma şeklinde bilinen endodontik triad (üçleme), oldukça yaygın kabul gören bir tedavi yaklaşımıdır. Öte yandan, “temizleme ve doldurmayı kolaylaştırmak için şekillendirme” felsefesi, kök kanal tedavisinin esas amacı olan, kompleks kök kanal sisteminden mikroorganizmaların uzaklaştırılmasını hedeflediğinden daha doğru bir tedavi yaklaşımı olarak görünebilir. Sonuç olarak, biyomekanik şekillendirme, diş yapısı ve kanal şekli korunarak elde edilmelidir (Regan ve Guttman 2002).

Schilder'e göre (1974), kanal preparasyonunun temel amacı, kök kanal sistemini, organik artıklardan temizlemek ve tüm kök kanal boşluğunu üç boyutlu ve hermetik bir şekilde doldurabilmek için şekillendirmektir. Kök kanal şekillendirmesi yumuşak ve sert dokuları teşkil eden pulpa dokusunu, mikroorganizmaları, pulpa taşı ve dentikellerin uzaklaştırılmasıyla sağlanır. Hastalıklı ve enfekte dokunun uzaklaştırılmasında diş ve periapikal dokuların yanı sıra, hastanın sistemik sağlığına ilişkin bir komplikasyona yol açılmaması da tedavinin önemli aşamalarındandır. Kanal şekillendirmesi, kanalı etkin bir biçimde doldurulmasını sağlamak ve böylece dişin, mikrobiyal enfeksiyonlara karşı rezervuar teşkil etmesini önlemek açısından da önem taşır (Saunders ve Saunders, 2003).

Biyolojik yönden incelendiğinde, temizleme ve şekillendirmenin temel amacı, kök kanal sistemini pulpadan, bakterileri ve endotoksinlerden arındırmak şeklinde tanımlanır (West ve Roane, 1998) . Temizleme ve şekillendirmenin mekanik amaçları:

1. Devamlı uca doğru incelen preparasyon
2. Orijinal kök kanal anatomisinin korunması

3. Foramenin lokalizasyonun korunması
4. Foramenin olabildiğince dar olması şeklinde özetlenmiştir (Ruddle 2002).

Kanal preparasyonu akıcı olmalı, apikal yönde progresif olarak daralmalıdır (Allison 1979). Bitirilmiş bir kanal preparasyonunda kanal ağzının başlangıcından, apikale doğru alınan her yatay kesitin çapı, kanalın apikal terminusundaki en dar yatay kesit çapı kadar azalmalıdır (Ruddle 2002). Giriş kavitesi koronal yönde, preparasyonun en geniş boyutlarını teşkil etmelidir. Bir istisna olarak, dar bir kanalda veya kökün dış konkavitesinin belirgin olduğu kanalda veya her iki durumda, koronal üçte ikilik bölgede, preparasyon paralellik gösterebilir. Bununla birlikte, apikal üçlüde, uca doğru incelen yapı mutlaka oluşturulmalıdır (Schilder 1974).

Kanal sistemleri, onları koruyan köklerden daha fazla geometrik şekil ve kurvatür gösterirler. Buna rağmen diş kök kurvatürleri de dikkate alınmalı ve temizlemeyi sağlayacak gerektiği kadar dentin kaldırılmalı, özellikle çok köklü dişlerin furkal bölgelerinde olabilecek maksimum düzeyde dentin bırakılmalıdır (Abou-Rass 1980, Kessler 1983, McCann 1990).

Foramenin kaybı veya yer değiştirmesi, endodontik başarısızlığın en büyük nedenlerindedir. Bu nedenle, ideal bir şekillendirme sağlayabilmek için apikal forameninin herhangi sapma olmaksızın genişletmesi gerekmektedir. (Dummer 1984).

Apikal preparasyon, olabildiğince küçük olmalı ve üç boyutlu uzaydaki pozisyonunu korumalıdır (Schilder, 1976).

2.1. Kök Kanal Şekillendirmesinde Kullanılan Alaşımlar

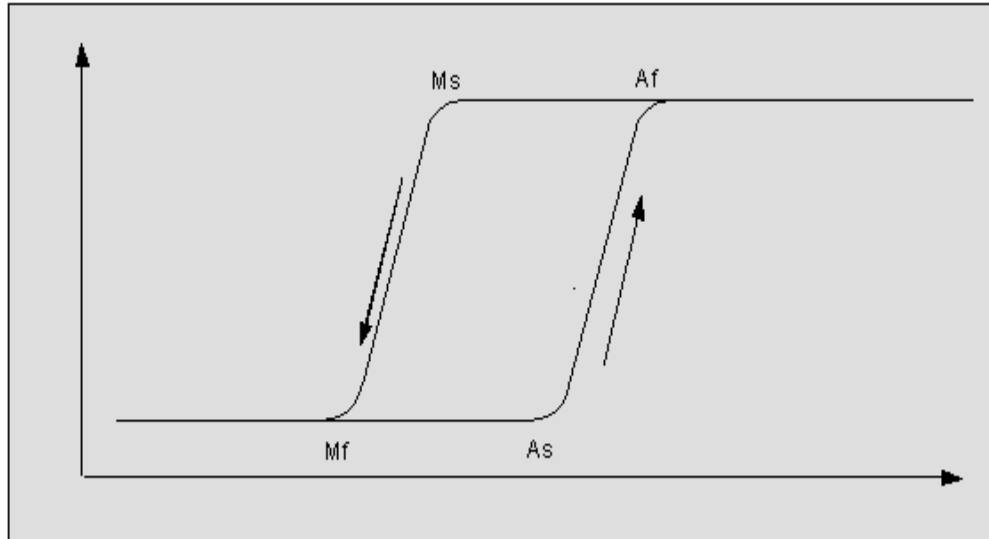
Modern kök kanal aletleri, paslanmaz çelik ve nikel titanyumdan üretilmişlerdir. Karbon çelik instrumanlar korozyona dayanıksız olmaları nedeniyle tekrar steril edilemeyen tek kullanımlı aletlerdir. Krom-nikel çelik ve V-4 çelik daha yeni alaşımlar olup, geliştirilmiş esneklik ve şekillendirme özelliklerine sahiptirler (Al –Omari ve Dummer, 1992). Diğer yeni bir alaşım olan titanyum aliminyum superelastik özelliklere sahip olmamakla birlikte, konvansiyonel paslanmaz çelikten daha esnektir. Bununla birlikte, titanyum

alüminyumun kesme etkinliği açısından herhangi bir avantajı bulunamamıştır (Saunders ve Saunders, 2003).

Nikel titanyum (Ni-Ti), ağırlıkça %55 Ni ve %45 Ti (Nikelden azaltılarak %2 'den az Co eklenebilir), aynı sayıda Ni ve Ti atomu kullanılarak alaşım elde edilir. En sık bilinen tipi Nitinol 55'dir. Diğer bir tipi ise Nitinol 60 olup %5 daha fazla Ni içerir. Bu alaşım el eğerleri için kullanılmış olmakla birlikte farklı özelliklerinden dolayı, (düşük şekil hafıza etkisi, artan ısı muamesi ve artan sertlik) Nitinol 55'den daha az kullanışlıdır (Civjan, 1975).

2.1.1. Nikel Titanyum (Ni-Ti) Alaşımının Özellikleri

Ni-Ti paslanmaz çelikten daha yumuşaktır. Düşük elastisite modülüne sahip Ni-Ti, sert, esnek bir alaşım olup şekil hafızası ve süperelastisiteye sahiptir (Thompson, 2000). Şekil hafızası ve süperelastisite, diğer dişhekimliği disiplinlerinde olduğu gibi endodontide de Ni-Ti alaşımları ile elde edilen başarının temel nedenidir. Düşük ısıdaki fazı martensitik veya daughter faz olup yüksek derecedeki fazı austenitik veya parent fazdır (Baumann, 2004).



Grafik 2.1. Ni-Ti transformasyon grafiği. (Mf: Son martensite, Ms: başlangıç martensitesi, Af: son austenite, As: başlangıç austenite)

Bu organizasyon ısı ve stres ile değiştirilebildiğinden ısı değişiklikleri üretim işlemleri esnasında kullanılır. Öte yandan, kök kanal tedavisi, Ni-Ti eğelerde stres oluşturabilir. Strese bağlı martensitik transformasyon, ses hızı içinde austenitik fazdan martensitik faza doğru yer değişimine neden olur. Bu da, şekildeki değişimlerin yanı sıra, hacim ve yoğunlukta da bir takım değişikliklere yol açmaktadır. Daimi deformasyon oluşmadan strese direnç gösterme yeteneği superelastisite olarak bilinir (önceki durumuna geri dönme). Superelastisite, sadece Ni-Ti'e özgü bir özellik değildir. CuZn, CuAl, AuCd ve NiNb alaşımları da superelastisite göstermekle birlikte, daha az biouyumludurlar (Glickman ve Koch, 2000).

Superelastisite zaman içerisinde kaybedilen bir özelliktir. İlk deformasyonda, %8'lik gerilim tam olarak karşılanabilir. 100 deformasyondan sonra bu tolerans %6'ya, 100000 deformasyondan sonra ise %4 civarına düşmektedir (Baumann 2004).

Ni-Ti eğenin herhangi bir deformasyon işareti olmaksızın orijinal formuna geri dönmesi hafıza etkisi olarak bilinir. Bununla birlikte, klinisyenin farkı olmadan ani bir fraktür oluşabilir (Baumann 2004).

Ni-Ti'nin Vickers hardness (sertlik) değeri, 300-350 V arasında olup, yine aynı değeri 530 V olan paslanmaz çelikten oldukça düşüktür. Her iki değer de koronal (70 V) ve kök kanal dentininden (30-35 V) daha da yüksektir (Sedgley 1992). Serene ve ark. (1995), Ni-Ti aletlerde kesici kenarların aletlerin korundan daha yumuşak olduğunu göstermişlerdir. Buna göre, Ni-Ti eğelerin daha düşük kesme etkinliği, paslanmaz çelik eğelere göre daha düşük olup daha fazla aşınma göstermeleri nedeniyle eğelerin sık değişimi gerekmektedir. Ni-Ti aletlerin kesme etkinliğini tam olarak değerlendirilememiş olmakla birlikte, sonuç olarak paslanmaz çelik eğelerden %50 daha azdır (Schafer 1998). Ni-Ti eğelerinin diğer bir dezavantajı, daimi rotasyon halidir. Bu nedenle, modern endodontik eğeler daha büyük koniklik ile kullanılır. Bu durum, kesme etkinliği ile birlikte aşınmayı da arttırdığından, Ni-Ti eğeler bazı hekimler için tek kullanımlık hale gelmiştir.

2.1.2. Nikel Titanyum Alaşımında Korozyon ve Sterilizasyon

Ağız ortamı (vücut ısı, tükürük ve kan), Ni-Ti alaşımlarının korozyonuna neden olur (Canaldi-Sahli, 1998). Titanyumdan zengin ürünlerdeki korozyon pitleri bazı yazarlar tarafından rapor edilmiş olsa da, Edie ve ark. korozyon bakımından elektron tarama mikroskobu (SEM) altında veya oksijen varlığı altında yüzey karakteristiğinde herhangi fark göstermemişlerdir (Edie, 1981; Rondelli, 1999). Amerikan ordusunun yaptığı testlerde, Ni-Ti'nin iyi korozyon direnci sahip olduğunu ve deniz çevresinde iyi performans gösterdiği bulmuşlardır (Buehler, 1968).

Dişhekimliği literatüründe, farklı sterilizasyon yöntemlerinin Ni-Ti alaşımının yapısı üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. Mayhew ve ark. (1988), kuru ısı, formaldehit buharı ve otoklav kullanmış olup, elastik özellikler, esneklik, sapma oranları ve yüzeyin değişmediği bulunmuştur. Bir başka grup, sterilizasyon sonrası klinik performansta herhangi bir farklılık göstermezken diğer araştırmacılar artan sertlik, elastisitede azalma ve yüklenme ve boşalmada bir takım değişiklikler gözlemlemişlerdir (Smith, 1992; Kapilla 1992)

Endodontik aletlerde yapılan çalışmalar, bir takım değişikliklerin varlığını ispatlamış olmakla birlikte klinik açıdan anlam taşımamaktadır (Yared, 2001; Briseno Marroquin, 1999). Kuru ısı ve otoklav buharının paslanmaz çelik ve Ni-Ti eğelerde yarattığı sertleşme değerleri ISO (International Standard Organization) sınırları içindedir (Canaldi-Sahli, 1998). Bu sonuçlar başka eğelerle yapılan sterilizasyonun bükme momentini çok az değiştirdiğini gösteren bir başka çalışmayla da doğrulanmıştır (Briseno Marroquin, 1999). Sodyum hipokloritin (NaOCl) klinik kullanımı ve tekrar eden sterilizasyon, eğelerin kırılmasına neden olan rotasyon sayısının azalmasına yol açmamaktadır (Yared, 2001). Bir spektroskopi çalışmasında, tekrarlayan ısı sterilizasyonun aletlerin yüzey yapısını değiştirdiğini ve yüzeydeki oksijen miktarını artırıp Ni-Ti eğelerinin kesme yeteneğini azalttığı gösterilmiştir (Rapisarda, 1999). Farklı konsantrasyondaki NaOCl'in etkisi incelendiğinde 30 ve 60 dk. sonra test edilen Lightspeed eğelerden, anlamlı oranda titanyum çözüldüğü izlenmiştir (Busslinger, 1998). Klinik koşullarda bu miktarlara

ulaşılması mümkün olmamakla birlikte, clean stand içinde dezenfeksiyon için kullanılan NaOCl, 30 dk. sonra bu sonuçlara neden olabilir. Schafer ve ark. (2002), sterilizasyon öncesi NaOCl ile temizleme yapıp otoklavla tekrar eden sterilizasyon uygulamasının PVD kaplı Ni-Ti eğelerin kesme etkinliğini değiştirmediğini göstermişlerdir.

2.1.3 Nikel Titanyum Alaşımı ve Alerji

Nikel geniş yayılım gösteren bir alerjen olmasına rağmen Ni-Ti'nin biyoyumlu olduğu ve alerjen etkisi yaratmadığı görülmüştür (Basketter, 1993). Bu durum, nikel ve titanyum eşit oransallığı olarak açıklanmıştır (Baumann, 2004).

2.2. Kök Kanalının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler

2.2.1. El Eğeleri

Yaklaşık 100 yıldır elle kanal preparasyonu için üretilen hem paslanmaz çelik hem de Ni-Ti eğeler benzer özellikler taşımaktadırlar. Esas olarak reamer, K-tip eğe ve H tip eğe olarak üç tip eğe bulunmaktadır. Bu üç eğenin ortak özelliği kesme uzunluklarının 16 mm olması ve çaplarının her mm'de 0.02 mm artmasıdır. Bu çap artışına %2 koniklik (taper) terimi kullanılır. Örneğin 25 nolu bir alet uçta 0.25 mm kalınlığa sahiptir. Kesme kenarlarının sonunda çap $16 \times 0.02 = 0.32$ mm daha kalın olacaktır (0.57mm). Ayrıca, kesici kenarlar her zaman eşit aralıklarla yerleşir. Kesme kenarları kanal duvarlarıyla olan açıları farklıdır (reamer 20 derece, K-tip eğe 40 derece, H-tip eğe 60 derece). Reamer'lar, K-tip eğelere göre daha az kesme kenarına sahip, güvenilir el aletleridir. K-tip eğe, daha fazla vidalanma etkisi gösterdiğinden, bu eğelerin 180 derece döndürülmemesi gerekmektedir (Baumann 2004).

Ni-Ti eğelerinin üretimi, bazı doğal zorluklarından dolayı farklılıklar taşır. Orijinal Ni-Ti telinin üretimi, dk.da 220 ft hızda karbit frez veya silikon karbit disklerle (paslanmaz çeliğin aşınması oldukça fazladır) yüksek oranda klorinatlanmış kesme yağı altında gerçekleştirilmelidir. Paslanmaz çelik K-tip eğelerde ve reamerlarda yapılan bükme (çevirme) işlemleri, superelastik

özelliklere ve hafıza etkisinden dolayı imkansızdır. Bu nedenle Ni-Ti, makineyle veya bilenerek üretilmektedir (Thompson, 2000).

Paslanmaz çelik eğelerle yapılan instrumentasyonlar bazı problemlere yol açabilir:

1. İstenilen şekle ulaşmak için çok fazla alete ve basamağa ihtiyaç duyulması ve bunun sonucu olarak kanal preparasyon zamanının artması
2. Her son preparasyonunun şekli farklı olacağından obturasyonun nasıl olacağına sezilememesi
3. Aletin çapı arttıkça aletin esnekliğinin azalmasıyla kanal sapmalarının oluşması.
4. Gates-Glidden gibi geleneksel koronal genişletme frezlerinin kullanılmasıyla fazla dentin kaldırılması (Ingle 2001).

Kanalların temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında iatrojenik hasarlar oluşabilir. En sık rastlanan iatrojenik hasarlar, 'stripping' ve 'zipping'tir. Kök kanal sistemi, her zaman kökün merkezinde kalmayabilir. Kanal duvarlarının uniform prepare edebilmesi için iç duvarların fazla instrumante edilmesiyle 'stripping' oluşur. Mandibular molarların mesial köklerinin koronal kısımlarının distal yüzeylerinde esas olarak rastlanan bir problemdir. Bu bölgedeki diş yapısının gelişigüzel kaldırılması strip perforasyon oluşturacaktır. Böyle bir durumdan kaçınmak amacıyla şekillendirme, diş anatomisi göz önünde bulundurularak yapılmalı ve fazla genişletilmekten kaçınılmalıdır. 'Zipping' ise metalin doğasında olan sertliği nedeniyle, kanal aletinin eğimli kanallarda kanalı düzleştirme çabası sonucu konveks kısımda konkav kısımdan daha fazla preparasyon yapılmasıdır. Oluşan kum saati görüntüsünün doldurulması oldukça güçtür. Aynı yönde preparasyon devam ederse perforasyon oluşabilir (Saunders ve Saunders 2003)

2.2.2. Dönen Eğeler

Nikel titanyum endodontik dönen aletler, paslanmaz çelik aletlerle ilişkili problemlerin üstesinden gelebilmek için ve iatrojenik hataları giderebilmek için üretilmişlerdir. Son birkaç yılda kök kanal preparasyonu

amacıyla dönen nikel titanyum aletlere doğru artan eğilim, piyasada birçok instrumentasyon sisteminin doğmasına neden olmuştur (Bryant, 1998). Günümüzde bilinen en önemli dönen Ni-Ti eğe sistemleri arasında ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), GT (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), Quantec (Analytic Endodontics, Orange, CA), K³ (Analytic Endodontics, Orange, CA), RaCe (FKG Dentaire, Fonds, Switzerland), Hero 642 (Micro-Mega, Besançon, France), Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, France) sayılabilir. Hem elektrikli, hem de hava ile çalışabilen redüksiyonlu, düşük hızlı mikromotorlarla kullanılabilen değişken açılı ve esnek nikel titanyum aletlerin üretilmesi, hekimlerin, artan hız ve etkinlikle önceden tahmin edilebilir kanal şekilleri oluşturmalarını sağlamıştır (Revathi 2001)

Yeni teknoloji uyarınca, kök kanalının tümü Ni-Ti dönen eğelerle genişletilmelidir. Ni-Ti dönen eğelerin bu kabiliyeti aletin yapısından ve dizaynından kaynaklanır (Glickman, 2000). Eğe dizaynlarının farklılık gösterdiği bazı özellikler, uç ve koniklik (taper) dizaynları, radyal alanlar, kesme (rake) açıları, helikal açıları ve sarmal (pitch) yapısıdır (Glickman, 2000; Koch, 2002; Koch, 2002; Küçükay 2004).

Uç dizaynı olarak iki tip dikkati çekmektedir (Koch, 2002; Küçükay 2004). Dönen eğelerdeki kesici uçlar çok agresiftirler. Kesici uçlar, dar ve kalsifiye kanallara girme kabiliyeti olsa da iki ciddi sakınca doğurmaktadırlar. Bunların ilki, kök dışına eğenin çıkmasıdır. Kesici olmayan bir uçla kök dışına çıkmak, kök ucunda düzgün bir yuvarlak oluşturur ve bu, non-standardize bir gutta perkayla doldurularak kolaylıkla giderilebilir. Bununla birlikte, kesici uçlarla oluşturulan perforasyon, kök ucunun elips bir şekil almasına neden olarak tamiri ve obturasyonu zor bir komplikasyona neden olur. İkinci sakınca, kesici uçlu eğelerin sapma oluşturma potansiyelidir (Glickman, 2000). Eğenin, kök ucunda uzun süre tutulmasıyla sapma oluşabilir. Teorik olarak kesici uç, kök ucuna gelindiğinde hemen geri çekilirse sapma oluşturmaz. ProFile, GT ve K³ kesici olmayan uç taşır. Üçüncü jenerasyondan ProTaper, Hero Shaper kesici uca sahiptir (Koch, 2002).



Resim 2.1. Kesici olmayan ve kesici uç

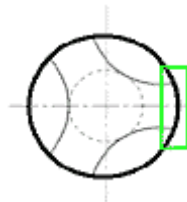
Eğe dizaynında diğer bir özellik de koniklikdir (Koch, 2002). Kök kanalını Őekillendirmede iki seğenek bulunmaktadır. İlk seğenek, aynı konikliğe ve farklı apikal uç ęaplarına sahip eğelerle kök kanalını Şekillendirmektir. Sabit koniklikteki (.02) değişken uç ęaplarına sahip el eğeleri bu duruma bir örnek teşkil edebilir. Başka bir örnek ise .04 ProFile ve Hero 642 sabit konikliğe sahip fakat değişken uç ęaplı eğelerdir. İkincisi, değişken veya artan konikliği tercih eden ekoldür. Bu eğeler, apikal uç boyutları eş fakat .04'den .12' ye değişen konikliklere sahiptirler (GT ve Quantec). Değişken veya artan konikliğin arkasında temel yatan mantık, birbirini takip eden her eğenin sadece kanal duvarının minimal yüzeyine temas etmesidir. Böylece sürtünme direnci azalacak ve eğenin ęalışmasında daha az torka ihtiyaç duyulacaktır. Protaper artan gövdesi üzerinde progresiv olarak artan bir konikliğe sahiptir. Bunun temel avantajı, torsiyonel yüklemenin azaltılmasıdır (Koch, 2002).

Diğer bir kritik dizayn özelliği de radyal alan konseptidir. Radyal alan (radial land), aksiyel olarak merkezi aksdan, yivler arasında, mümkün olduğu kadar kesici kenardan uzak bir yüzeydir (Küçükay 2004). Eğeyi kanalın merkezinde tutan kesici olmayan uç ve radyal alan kombinasyonudur (ProFile). Radyal alanların değerlendirilmesindeki diğer bir kriter de bıçak desteğidir. Birçok dönen eğe kordaki materyalin kütlesinden dayanıklılığını alır. Periferel dayanıklılık radyal alan genişliğini arttırarak bir eğeye eklenebilir (K^3)(Koch, 2002).



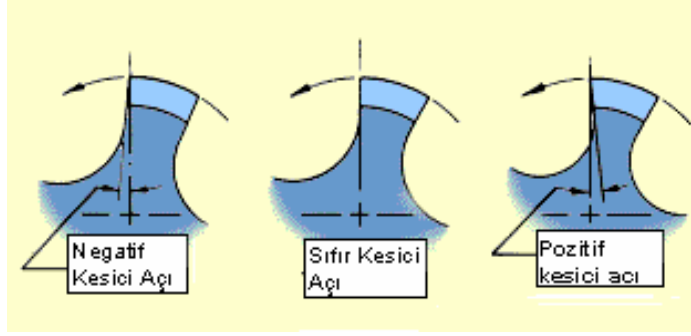
Resim 2.2. Radyal alan

Rotary eğeler ya tam radyal alanlara sahiptirler, ya da radyal alanlar eğenin içine gömülüdür. Bunlardan hangisinin en iyi alan tipi olduğuna ilişkin tartışmalar dişhekimliği literatüründe halen devam etmektedir. Tam alan olmasını savunan yazarlar, eğenin etkin olarak merkezde kalmasını düşünürlerken gömülü alanlı eğeler daha az sürtünme direncine işaret etmektedirler (Koch, 2002)

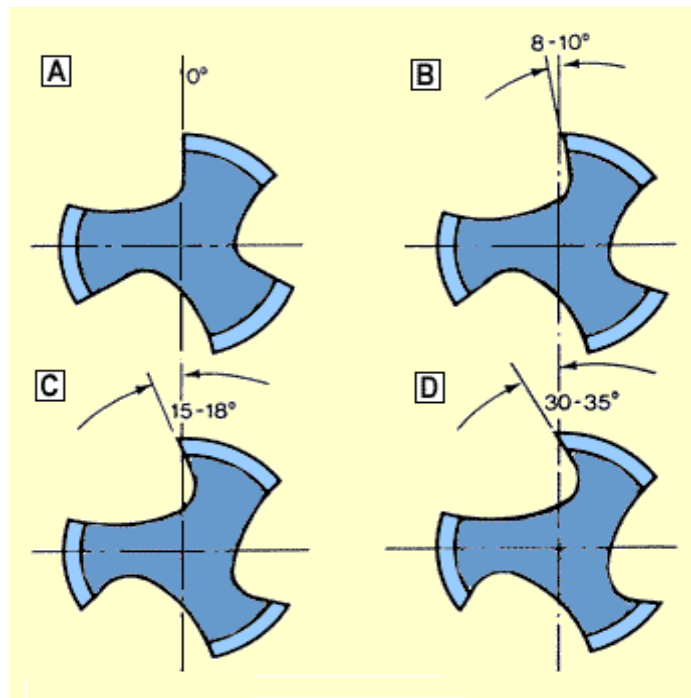


Resim 2.3. Yatay kesitte radyal alan

Kesme (rake) açıları da önemli bir parametre olup bir aletin kesme etkinliğini belirlemektedir. Kesme (rake) açısı aletin uzun aksına dik olan kesitle kesici yüzeyin oluşturduğu açıdır. Kesici açı ise, eğenin kesici kenara dik kesildiğindeki çap ile kesici kenar arasındaki açıdır (Koch, 2002). Pozitif kesme (rake) açısı, nötral kesme (rake) açılarından daha etkin kesecektir. Çoğu konvansiyonel endodontik ege negatif ve nötral kesme (rake) açısı gösterir. Negatif kesme (rake) açısı daha az agresiftir fakat eğenin kesiciliği gövde dizaynıyla değiştirilebilir (Küçükay 2004). Örneğin, ProTaper, negatif kesme (rake) açısına sahiptir. Modifiye K bıçağı ve progresiv konikliği sayesinde kesiciliği etkindir. Bununla birlikte ideal kesme (rake) açısının tam pozitif olması yerine çok az pozitif olması da önerilmiştir. Tam pozitif kesme (rake) açısı, dentinin delinmesine ve kazınmasına; ve buna bağlı kırılmalara sebep olabilir. K³ ve Hero Shaper hafif pozitif kesme (rake) açısına sahip üçüncü jenerasyon eğelerdir.



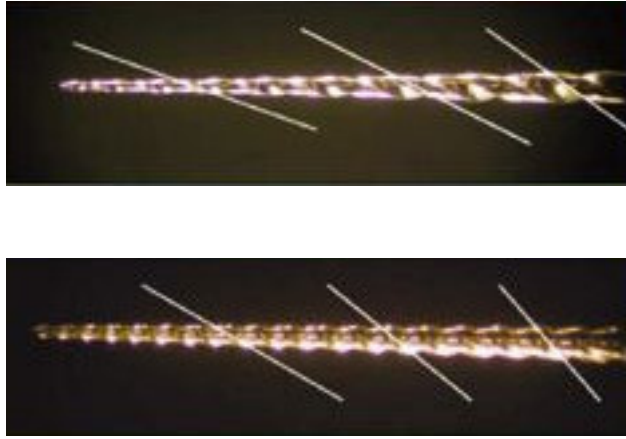
Resim 2.4. Kesme (rake) açıları



Resim 2.5. Farklı açılarda pozitif kesme açıları

Helikal yiv açıları rotary eğelerin performansını arttıran diğer bir özelliktir. Helikal açı, kesici kenarla eğenin uzun aksı arasındaki açıdır (Koch, 2002; Küçükay 2004). Bu avantajı taşıyan ilk dönen eğe GT'dir. Dönen ege kanalda iken, dentinal debriserin çabuk ve etkin bir biçimde uzaklaşması arzu edilir. Sabit helikal yiv açısına sahip eğerler, debrisin özellikle eğenin koronal kısmında birikmesine neden olur. Çalışma boyunca aynı helikal açı gösteren eğerler vidalanma kuvvetlerine karşı daha savunmasızlardır. Yiv açısının değişken olmasıyla debrisi daha etkin uzaklaştırılır ve eğenin kanal

içine vidalanma olasılığı azalır. K^3 ve Hero Shaper, uçtan apikale artan bir helikal açılama gösterir. Bu dizayn sonucunda, debrisin üstün bir şekilde uzaklaştırılması sağlanır. RaCe eğesinde, çalışma boyu boyunca spiral ve spiral olmayan kısımların kullanılmasıyla rotasyonel torqu azaltan alternatif helikal dizayn geliştirmiştir. Bu dizayn özelliği, eğenin kanal içine sıkışma olasılığını azaltır.



Resim 2.6. Değişken helikal açıları

İncelenecek son özellik sarmal yapısıdır (pitch). Sarmal, uzunluk birimi başına spiral sayısıdır. Sabit sarmal ve sabit helikal açı kanalın içine sıkışmayı sağlar. Sabit koniklikteki eğeler kullanıldığında, bu durum, özellikle belirgindir (Koch, 2002; Küçükay 2004). Hero Shaper eğesi, taper miktarı arttıkça azalan sarmal sayısı gösterir.

2.3. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemleri

Kanal şekillendirme için iki temel teknik bulunmaktadır (Saunders ve Saunders 2002): Step-back (apikalden koronale) ve crown-down (koronalden apikale). 'Step-back' preparasyon, koronal genişletme ile konservatif apikal preparasyonu içermektedir. Çalışmalar 'step-back'i tatmin edici bir kök kanal şekillendirme yöntemi olduğunu göstermekle birlikte, zaman alıcı olup prosedüral hatalara açıktır (Blum, 1999). Bunun tersi olan 'crown-down' metodu, diş hekimleri arasında gittikçe artan bir popülariteye sahiptir. Koronal üçlünün genişletilmesiyle başlayan 'crown-down' metodu, apikal preparasyon

ile tamamlanır. 'Crown-down' preparasyon, koronal dentinin kolay kaldırılmasına izin vermesi ve çalışma boyunun herhangi bir temizleme ve şekillendirme sırasında korunmasını sağlaması nedeniyle yararlı bir tekniktir (Walsch, 2004). 'Crown-down' metodu, kullanılan preparasyon tekniği veya ege tipinden bağımsız olarak etkin bir şekilde, kanal preparasyonuna olanak sağlar. Bununla birlikte, Ni-Ti eğelerdeki stres limitlerine ve artırılmış konik yapısına bağlı olarak tüm Ni-Ti rotary sistemlerin ana prensibi 'crown-down' preparasyondur. Step-back ile hekim dar bir kanala 20 no. veya 25 no. kanal aletini soktuğunda kanal içinde bir sıkışma hisseder. Çoklukla, sıkışmanın apikal üçlüde olduğu düşünülür. Oysa, ege, kökün koronal yarısında kalmıştır. 'Crown-down' tekniği kullanıldığında servikal yapı elimine edilmiş ve koronal dentin pasif olarak daha büyük eğelerle kaldırılmış olur. Böylece daha küçük eğelerin apikal üçlüye ulaşması kolaylaşıp, kanal apikal üçlüsündeki tactile duyu artar. Ege koronal üçlü yerine sadece apikal üçlüde sıkışarak ve daha ideal proprioseptif özelliklere sahip olur.

Ek olarak, crown-down tekniği endodontik irrigant olarak kullanılan sodyum hipokloritin etkinliğinin artışına neden olmaktadır. Bu yöntem sayesinde, irrigantın apikal bölgeye daha hızlı ve daha derin penetrasyonu sağlanır. Apikal üçlüde, sodyum hipokloritin mevcudiyeti, antimikrobial etkinliğinin artışına ve doku çözme özelliğinin etkinleşmesine neden olacaktır.

Irrigant etkinliğinin artışı, debrisin koronal yönde hareket etmesini sağlayan dönen ege dizaynı ile birleştiğinde postoperatif komplikasyon riski azalacaktır. Geleneksel step-back tekniğinde, periapikal olarak debrisin itilmesine neden olan bir piston etkisi gelişmektedir. Dönen aletler ve 'crown-down' tekniğiyle kullanımı sonucunda ise doku ve debris apikal olarak itilmekten çok, koronal olarak çekilmektedir.

Regan ve Gutmann (2002) crown-down preparasyonun klinik ve biyolojik yararlarını aşağıdaki şekilde sıralamışlardır:

- Pulpa taşının kolaylıkla uzaklaştırılması
- Koronal interferenslerin kaldırılmasına bağlı olarak aletlerin tactile duyularının artması
- Aletlerin kanal içinde apikale hareketinin artması

- Koronal üçlüde minimal diş temasına bağlı olarak kolaylaşan çalışma boyu tespiti
- İrrigant penetrasyonu için boşluğun artması ve böylece koronal olarak debris hareketinin artması
- Koronal üçlüdeki pulpa dokusunun kolay kaldırılması
- Kök eğimlerine ve kanal bileşimlerine düz giriş
- Kök kanal duvarına temasın azaltılmasıyla alet bozulmalarının ve kırılmalarının önlenmesi
- Kanal engellerinin azalması
- Kontamine ve enfekte dokunun kök kanal sisteminden hızla uzaklaştırılması
- Debris hareketinin koronal yönde olmasıyla, debrislerin apikal yönde itilmesinin en aza indirgenmesi
- Debrisin apikalden çıkmasıyla oluşan postoperatif ağrının azalması
- Artan irrigant penetrasyonu sayesinde daha iyi doku çözünmesi
- Şelat ajanlarının daha iyi temasıyla kolay smear tabakası uzaklaştırılması
- İrrigant penetrasyonuna bağlı olarak kanal düzensizliklerinin dezenfeksiyonun sağlanabilmesi

Saunders (2003), crown-down tekniğinde dönen nikel titanyum eğelerin kullanım şu şekilde aşağıdaki gibi özetlemiştir:

- Kanalın koronal kısmına düz girişin sağlanması
- Kanal yolunun küçük bir ISO el kanal eğesi ile belirlenmesi
- Eğe kanala girerken, kullanım sırasında ve kanaldan çıkartılırken sabit hızda kullanılmalı
- Çok küçük basınçla ve yavaşca kanal içine sokulmalı
- Kök kanalı içinde rotasyon durdurulmamalı ve yeniden başlatılmamalı
- Kullanım esnasında kanal içinde bir lubrikantla küçük vertikal aşağı ve yukarı hareketle kullanılmalı. Kuru kanalda çalışılmamalı (Dönen eğe, irrigantı kanal derinliklerine taşıyacaktır).

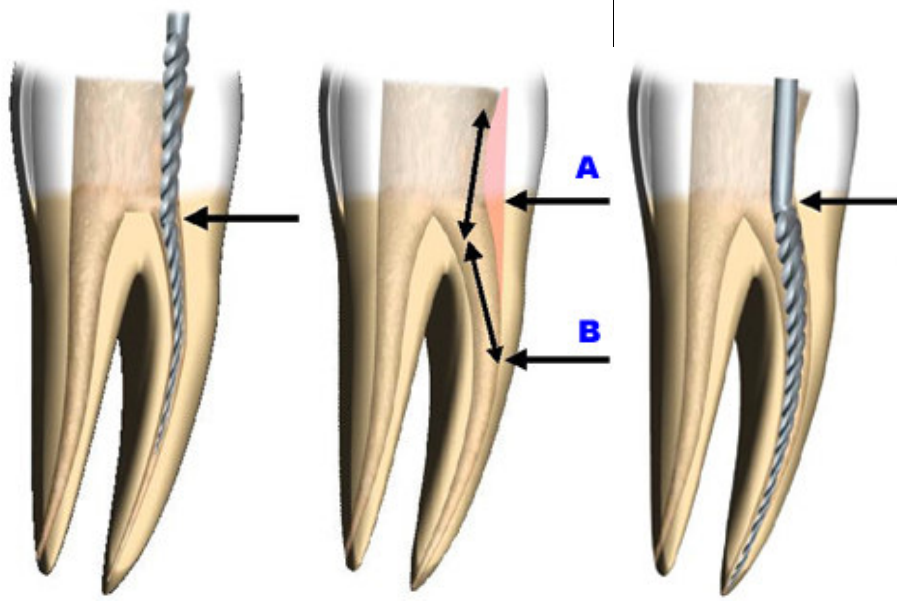
- Her kullanım sırası, 5-7 sn kullanılmalı, alet steril gazlı bez ile temizlenmeli ve kanal bol miktarda irriga edilmeli
- Aşırı eğimli kanallarda kullanılan aletler atılmalı
- Deformasyona uğrayan tüm aletler atılmalı (büyüteçle inceleme yapılmalı)
- Genelde, tüm aletler, eğim, kanal çapı, alet üzerindeki basınç ve aletin boyutuna bağlı olarak 8-10 kullanımdan sonra atılmalı

2.4. Kök Kanallarının Nikel Titanyum Dönen Aletlerle Şekillendirilmesinde Dikkat Edilmesi Gereken Durumlar

Özel olarak dizayn edilmiş redüksiyonlu yüksek torklu mikromotorların kullanıldığı mekanize veya rotary instrumantasyonun gelişimi, kök kanalını şekillendirme ve kanal kurvaturüne sadık kalma konusunda endodonti pratiğine hız ve etkinlik kazandırmıştır (Thompson, 2000). Tork kontrollü elektrikli motorların gelişimi ile birlikte şekil hafızalı alaşımlardan üretilmiş dönen aletlerle temizleme ve şekillendirme, tedavi standardı haline gelecektir (Revathi, 2001)

Ruddle (2002), dönen eğelerle yapılan şekillendirmeyi etkileyen faktörleri şu şekilde sıralamıştır:

1. Düz giriş
2. Kanalın yatay kesit çapı
3. Kök kanal anatomisi
4. Hız ve kanal eğesi sıralaması
5. Lubrikasyon ve basınçsız dokunma



Resim 2.7. Düz giriş

Nikel titanyum aletler, yol bulmak, dar kalsifiye kanalları açmak veya eğimli kanalları şekillendirmek veya basamakları by-pass etmek için kullanılmazlar. Bu aşırı esnek aletlere uygunsuz basınç uygulamak, eğenin kırılmasına yol açabilir. Bu durum, nikel titanyumun daha az yatay dayanıklılığa (longitudinal strength) sahip olmasına atfedilebilir ve basıncın eğeyi zorladığı noktada hasar oluşabilir (Thompson, 2000; Revathi 2001) Paslanmaz çelik aletler sahip oldukları sertliklerinden ötürü yol bulucu olarak kullanılabilir. Örneğin 15 no K-tip paslanmaz çelik eğe ile kanal bulunması veya basamağın bypass edilmesi/kaldırılması sonrasında, dönen eğeler kullanılabilir. Paslanmaz çelik eğeler, daha radyopak olup çalışma boyu tespitinde daha iyi sonuç gösterirler (Ingle, 2001).

Redüksiyonlu, yavaş hızlı ve nikel titanyum dönen mikromotorların doğru konumda kullanımı alet üzerindeki aşırı bükülmeyi azaltacağından, mikromotor başı her zaman her kanalın uzun aksına dik tutmalıdır. Nikel titanyum dönen aletlere çok az apikal basınç uygulanmalı, hiçbir zaman zorlanmamalıdır ve daima her zaman bir lubrikantla kullanılmalıdır (Ingle, 2001).

Ani eğimler, s-şekilli kanal sistemleri ve birleşen kanallar nikel titanyum dönen eğelerin kullanımının kaçınılması gereken durumlardır. Bu tarz

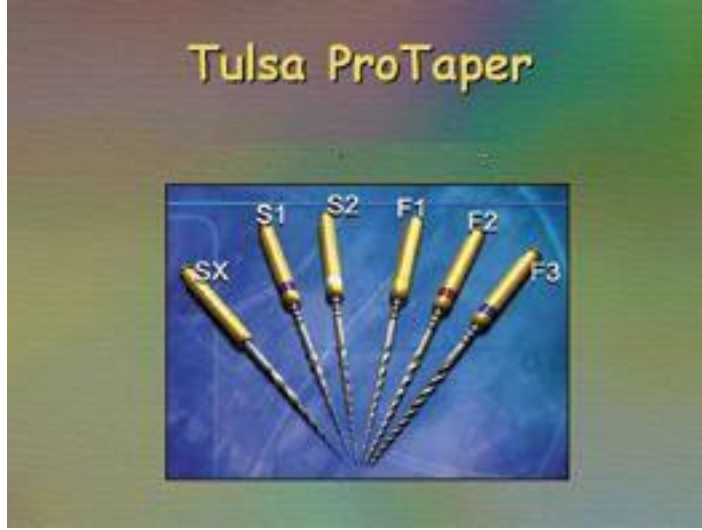
vakalarda Ni-Ti eğeler kırılabilir. Ni-Ti ege herhangi bir kanal sistemi içinde döndüğünde, stres birikimine maruz kalır. Bu şekilde mikromotordan çıkarılan ege titreme haline geçecektir. Bu durumda ege bir daha kullanılmayarak atılmalıdır. Ni-Ti, uygunsuz bir yüke maruz kaldığında, metal kristalin faz deformasyonuna uğrar ve yapısal olarak daha zayıf hale gelebilir. Çoğu vakada genellikle görünür veya metalin yorulduğunu gösteren hiçbir makroskopik işaret yoktur. Tekrar eden sterilizasyon da, Ni-Ti egenin kesme etkinliğinde ve yüzeyel yapısında değişikliklere neden olarak yapısal zayıflıklara ve kırılmalara yol açabilir. Esasen bir Ni-Ti ege herhangi bir bulgu vermeden kullanılmaz hale gelebilir. Dolayısıyla, bir Ni-Ti egenin ne kadar kullanılacağını tahmin etmek mümkün değildir (Pruett, 1997; Rapisarda, 1999; Ingle 2001).

Ni-Ti aletler tamamen güvenli değildir. Özellikle eğimli kök kanallarındaki rotasyon sırasında uygunsuz veya kötü kullanımına bağlı olarak gelişen aşırı stres Ni-Ti eğelerin tüm esnekliğine rağmen yorulmasına ve kırılmasına neden olacaktır.(Rowan, 1996; Zuolo, 1997) Bu nedenle kullanılan aletlerin sıklıkla kontrol edilmesi ve üreticinin tavsiyelerine uyularak aletlerin kullanılması, aletlerin olası bozulmalarının önlemeye yardımcı olabilir (Pruett, 1997).

2.5. Çalışmamızda Kullanılan Sistemler

ProTaper sistemi (Dentsply/Maillefer, Ballaiques, Switzerland), Dr. Clifford Ruddle, Dr. John West, Dr. Pierre Machtou ve Dr. Ben Johnson tarafından geliştirilmiş ve Dentsply/Maillefer'den François Aeby ve Gilbert Rota tarafından dizayn edilmiş bir nikel titanyum ege sistemidir (Ruddle, 2002). ProTaper sistemi 6 aletten oluşmaktadır. 'Crown-down' prosedürü için 3 şekillendirme egesi ve preparasyonun derin şeklini sağlayan, orta üçlüden 1/3 apikal kısma düzgün geçişi oluşturan ve apikal şekli veren 3 bitirme egesinden oluşur. Kök kanalının özel kısımlarında kontrollü bir kesme gücüne izin veren şekillendirici eğeler, kesme bıçaklarının uzunluğu boyunca artan bir koniklikle karakterizedir. Bitirme egeleleri farklı çaplar (20, 25, 30) ve

apikal preparasyonu bitirmek için apikal 3 mm nin üzerinde sabit bir tapera sahiptir (Ruddle, 2001).



Resim 2.8. ProTaper

ProTaper sistemle birlikte gelen yenilikler şu şekilde sıralanabilir (Clauder, 2004):

- Progresiv koniklik
- Modifiye edilmiş rehber uç
- Çeşitli çapta uçlar
- Değişik helikal açı ve sarmallar
- Eğelerin sap kısmı (mikromotor içinde kalan kısım) kısalığı
- Aletlerin kesiti

ProTaper, bir eğeyle kök kanalının spesifik bölümlerini şekillendirmeyi mümkün kılan, %3,5 dan %19 a kadar değişkenlik gösteren konikliğe sahip eğelerden oluşur. Sistemin diğer özelliği, modifiye rehber uçun ve çeşitli çaplarda uçlarının bulunmasıdır. Modifiye rehber uç hekimin kanalı daha iyi takip etmesine yardım eder ve değişken çaptaki uçlar, stres birikimine yol açmadan eğelerin kesme işleminin gerçekleşmesine olanak tanır. ProTaper instrumanlar konveks üçgen yatay kesite sahiptir. Kesme etkinliğini artıran bu dizayn, kesici bıçak ile dentin arasındaki teması azaltır. Bu işlemle torsiyonel geriliminin ve kök kanalının genişlemesi için uygulanan basıncın azalması

sağlanmış olur. Pasif kesme ve fırçalama hareketini yapan radyal alanlar, diğer eğelerin geometrileriyle karşılaştırıldığında, ProTaper sistemin torsiyonel gerilimi azaltan ve sistemin etkinliğini artıran aktif kesme hareketiyle çalıştığı görülmektedir. Sadece F3 eğesi, fleksibilitayı artırmak için azaltılmış bir U-şeklinde bir kesite sahiptir. Ayrıca bu aletin kanaldaki çapının yatay sıkışmasını önlemek ve debrislerin kök kanalından daha iyi uzaklaştırılması için olanak sağlayan, kesme hareketini geliştiren bu yeni dizayn, değişken helikal açılı ve dengelenmiş sarmallı bir alettir.

Eğе sapının uzunluğu tedaviyi başarısız kılabilen zor posterior alanlarda daha iyi bir giriş sağlamak için 15 mm'den 12,54 mm'e indirilmiştir. Eğeler 21 ve 25 mm uzunlukta mevcuttur.

ProTaper sisteminde 6 Ni-Ti eğenin birincisi, yardımcı şekillendirici eğe, Shaper X veya SX olarak adlandırılır. SX'in 14 mm kesici bıçağı vardır ve uç çapı 0,19 mm dir. ProTaperın şekillendirici eğelerinin hepsi, artan konikliğe sahiptir. Bu artış SX'te maksimum düzeydedir. D6, D7, D8 ve D9'daki çapın yatay kesiti %11, %14,5, %17 ve %19 artışla 0,50, 0,70, 0,90 ve 1,10 mm'e artış gösterir. D0'dan D9'a SX in koniklik artışı toplam %3,5'dan %19'a 9 farklı koniklikle sınırlıdır. Karmaşık eğe dizaynı kanal girişinin relokasyonuna ve kök kanalının koronal yüzeyinin ideal ve etkin şekillendirilmesine olanak tanımaktadır. Fırçalama hareketiyle kullanılan bu eğe, GG frezlerin yerine geçmek için dizayn edilmiştir. GG eğelerde 4 no'ya tekabül eden D10'nun çapı 1,11 mm'dir. Shaping 1'in (S1) sapında eflatun, S2 nin sapında ise beyaz bir halka bulunur. S1'in uç çapı 0,19 mm, S2' ninki 0,20 mm'dir. Artışları SX kadar agresif olmasa da, her iki eğede artan konikliğe sahiptir. S1'in konikliği D1'de %2 den, D14'de %11'e artış gösterir. S2'de D1'de %4'den, D14'de %11,5'a artış görülür. İki eğe karşılaştırıldığında S1 koronal, S2 ise kök kanalının orta kısmına şekil vermek için dizayn edilmiştir. Bu aletler başlangıç genişletmesini takiben, çalışma boyuna ulaşması nedeniyle gittikçe artarak apikal bölgeyi şekillendirir.

F1, F2 ve F3'ün saplarında sarı, kırmızı ve mavi halkalar bulunmakta olup uç çapları sırasıyla 0,20, 0,25 ve 0,30 dur. Üç aletin de D0'dan D3'e ilk 3mm'lik kısmında sabit bir koniklik vardır. Bu bölgede F1'in %7, F2'nin %8 ve

F3'ün %9 konikliği bulunmaktadır. Kesici bıçağın mevcut uzunluğu üzerinde ters bir koniklik bulunabilir. Azalan koniklik, eğenin flexibilitasını artırır ve instrumanın gövdesinde geniş bir çapın gerekliliğini ortadan kaldırır. Bu aletler, apikal bölgeyi genişletmek için üretilmiş olup ek olarak orta bölgeyi de şekillendirirler (Ruddle, 2005).



Resim 2.9. ProTaper eğe özellikleri

Ingle (2001), ProTaper'ın avantajlarını şu şekilde sıralamaktadır:

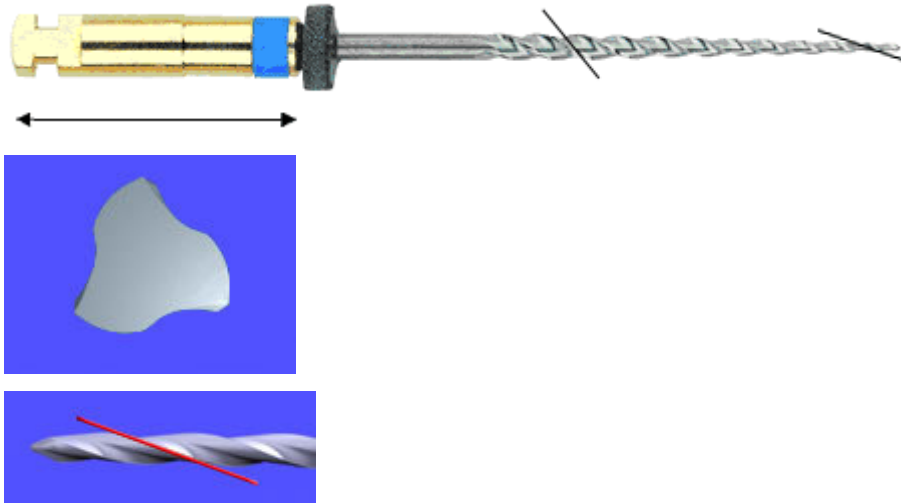
1. Çoklu konik dizaynı, esnekliği geliştirdiğinden kesme etkinliği eğimli ve dar kanallarda artar.
2. Dengeli sarmal yapısı ve helikal açılar, aletin kanal içine vidalanmasını önlerken debrisin koronal olarak uzaklaşmasına yardım eder.
3. Hem şekillendiriciler hem de bitiriciler kanaldan debrisi ve yumuşak dokuyu uzaklaştırır ve düzgün devam eden bir taper ile preparasyonun bitmesi sağlanır.
4. Üçgensel yatay kesit güvenliği, kesme etkinliğini ve tactile duyuyu artırırken eğe ile dentin arasındaki lateral temas alanını azaltır.

5. Modifiye edilmiş uç yapısı sayesinde rehber yolu kolaylıkla, kanal duvarlarına saplanmadan takip edebilir.



Resim 2.10. ProTaper Şekillendirici ve bitirici eğeleriyle oluşan kanal şekilleri

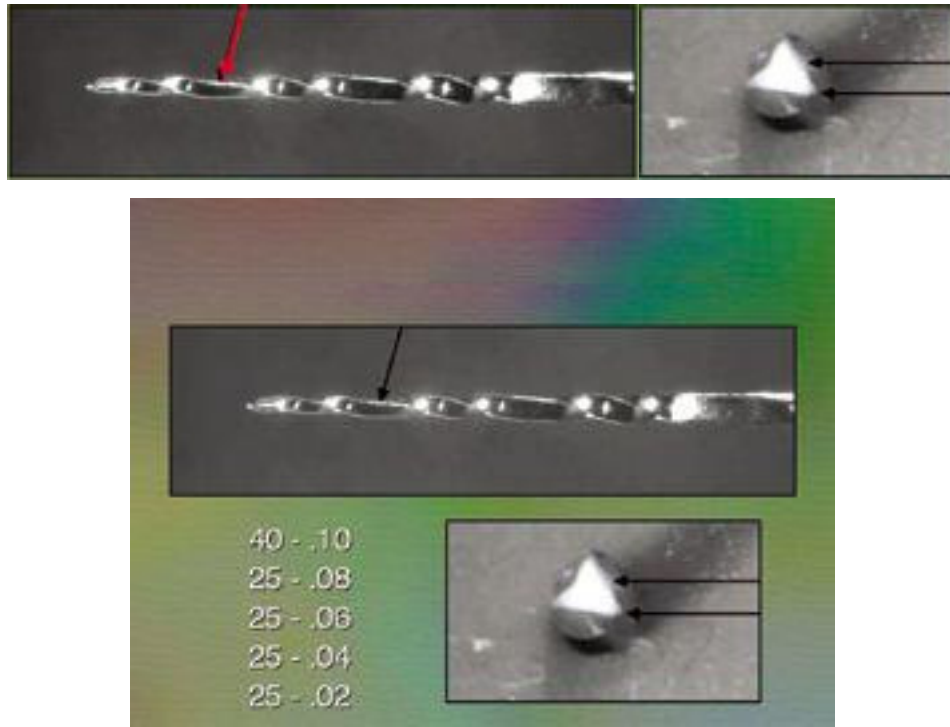
Hero Shaper ise, değişken sarmal yapısı ve değişken helikal açısına ek olarak kesici olmayan uç ve pozitif kesme (rake) açısıyla, eğimli ve kalsifiye kanallarda bile sadece 4 eğe ile genişletmeyi öngören 3. nesil bir rotary eğe sistemidir (Calas, 2005).



Resim 2.11. Hero Shaper

RaCe, ("reamer with alternating cutting edges" kelimelerinin baş harflerinden türetilmiştir) iki farklı kesici kenarın tek bir eğede bulunduğu bir sistemdir. Bununla birlikte, kesici gövdesi kısa olup (8 mm) ve alternatif spiral dizaynı bulunmaktadır. Değişken sarmalı boyunca değişken helikal açılara sahiptir. Kanal içinde sürtünme direncini azaltmak ve böylece torku azaltmak

için tasarlanmış eğelerdir. Dizayn özellikleri ve kısa gövdesi 500 rpm'de çalışmasına izin verir (Baumann, 2005).



Resim 2.12. RaCe

2.6. Kök Kanal Şekillendirme Çalışmalarında Kullanılan Yöntemler

Kök kanal sisteminin morfolojik özelliklerinin incelenmesinde kullanılan klasik in vitro metodlar örneklerde geri dönüşümsüz değişikliklere yol açmakta ve ya sadece iki boyutlu görüntüler elde edilmesine izin vermektedir (Rhodes, 1999). Pulpanın gösterilmesi, kanal dolgularının incelenmesi veya boya penetrasyon çalışmaları için kullanılan geleneksel yöntemler arasında, demineralizasyon, dehidratasyon ve metil salisilat ile temizleme işlemlerini içeren şeffaştırma yöntemi ve kesitlendirme yöntemi sayılabilir (Tagger,1975). Kök kanal şekillendirmesinin etkileri, seri kesitler üzerinde incelenebilir (Bramante, 1987). Ancak bu teknik, gömülmüş kök kesitlerinin orijinal konumuna oturtulabileceği bir düzeneğe ihtiyaç duymaktadır. Bir başka metod da kesitlerin fotoğraflanmasıyla üç boyutlu olarak yeniden yapılandırma (rekonstrüksiyon) tekniğidir (Hirano, 1995). Ancak kesitlere dik yapılan görüntüleme, kesit kalınlığına ve boşluğuna bağlı olarak

kısıtlanmaktadır. Öte yandan radyografik teknikler, invaziv ve destrüktif olmamaları nedeniyle özel bir avantaja sahiptirler. Böylece, kök kanal tedavisinin her aşamasında kanalın görüntülenmesi sağlanır (Dowker, 1997). Bununla birlikte, bir veya iki görüntüyle elde edilen veriler kök kanal boşluğunda doğru ölçümlerin alınması için yetersiz kalmaktadır. Kanal sisteminin transvers görüntüleri, dişin kesitlenmesi ile alınmaktadır. X-ray mikrotomografi (XMT), geleneksel bilgisayarlı aksiyel tomografinin minyatürize edilmiş şeklidir. Destruktif olmayıp, üç boyutlu görüntüler elde edilmesine olanak tanır (Dowker, 1997). Nielsen ve ark. ilk defa 1995'te akrilik bloklara gömülmüş dişlerdeki kök kanallarının görüntülenmesinde endüstriyel XMT'yi kullanmışlardır. XMT ve bilgisayarlı tomografi, endodontik görüntülemenin geleneksel in vitro tekniklerine göre önemli avantajlara sahiptir. Özellikle herhangi bir oryantasyonda bile yüzey veya kesit olarak iç yapının görüntülenebilmesi, kök kanal sisteminin morfolojik özelliklerinin daha kolay incelenmesine olanak tanımaktadır. Bu yöntemle apikal kanal sistemi karmaşıklığı da görüntülenebilir. Verilerin elde edilme ve rekonstrüksiyon hızı, kök kanal sisteminin anatomisinin ve sağlam dişin üç boyutlu morfolojik özelliklerinin matematiksel analizinin değerlendirilebilmesine izin verir. Benzer şekilde, endodontik tedavinin başarısızlığı nedeniyle veya ilişkili sebeplerle çekilmiş kanal tedavili dişlerin incelenebilmesinin yanı sıra, kök kanal tedavisinin başarısında etkin olan faktörlerin değerlendirilmesinde potansiyel etkinliği bulunmaktadır. Destruktif olmayan görüntüleme, görüntülerin doğru superpozisyonu sayesinde, şekillendirme etkilerinin incelenebilmesine olanak tanır. Örneğin, şekillendirme esnasında kanalın doğal eğiminin kaybı gibi durumların değerlendirmesinde tekrarlı tarama kullanılabilir (Dowker, 1997; Rhodes 1999)

Çalışmamızın amacı, tasarım olarak farklılık gösteren ProTaper, RaCe ve Hero Shaper dönen Ni-Ti şekillendirme tekniklerinin preparasyon etkinlikleri hacim, yüzey alanı, transportasyon, kaldırılan dentin miktarı ve çalışma zamanı açısından karşılaştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda periodontal nedenlerle çekilmiş alt birinci insan azılarının mesial kanalları kullanıldı (n=30). Dişlerin mesial köklerinde ayrı iki apikal çıkışın olması göz önüne alındı. Dişler, üzerlerindeki doku artıkları temizlenmesini takiben deneyler yapılana dek +4 °C'de serum fizyolojik içinde bekletildi. Dişlerin giriş kaviteleri, su spreyi altında yuvarlak elmas frez kullanılarak geleneksel yöntemlerle açıldı. Kanalların her birinin eğim açılarının ve kanalların tıkalı olup olmadığını tespit etmek için ISO 10 No'lu K-tipi eğe ile radyograflar alındı. Kanalların gelişiminin tamamlanmış olmasına ve Schneider (1971) tarafından tanımlanan eğrilik kriterlerine göre 20°-35° arasında bir eğim açısında olmalarına dikkat edildi.

Dişler her grupta 10 kanal olacak şekilde, eğim açıları dikkate alınarak üç gruba ayrılarak şeffaf akrilik (Orthoplast, Vertex, Zeist, Netherlands) bloklara gömüldü. Şekillendirme öncesinde akrile gömülmüş dişler kanal şeklinin belirlenmesi için bilgisayarlı tomografi cihazı (Toshiba TSX-002A, Tochigi-Ken, Japan) ile tarandı. Her dişin apikal uç kısmından koronal kanal girişine kadar seri şekilde 1 mm kalınlığında yatay kesit görüntüleri elde edildi.

Preparasyon öncesi kesit görüntüleri bu şekilde alındıktan sonra kanalların şekillendirilmesi aşamasına geçildi. 1. grup Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, France) ile, 2. grup ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), 3.grup RaCe (FKG Dentaire, Fonds, Switzerland) ile şekillendirildi. Şekillendirme sonrasında, bilgisayarlı tomografiden elde edilen görüntülerle hacim, yüzey alanı ve sapma hesaplamaları yapıldı.

3.1. Hacim Ve Yüzey Alanı Hesaplamaları

Ölçümlerin gerçekleştirilmesi için aşağıdaki aşamalar uygulandı:

1. Üzerinde ölçüm yapılacak dişlerin 3 boyutlu olarak modellenmesi
2. Kanal preparasyonu öncesi ve sonrasında dişlerin üç boyutlu uzaydaki konumlarının üst üste bindirilmesi.
3. Üst üste bindirilmiş dişlerin kesitlerinin elde edilmesi.
4. Elde edilen kesitlerden yararlanılarak ölçümlerin yapılması.

Yukarıdaki aşamalardan 1, 2 ve 3 maddeleri için 3D-Doctor 3.5.050106 (Able Software, USA) yazılımı, d maddesi için Canvas 9 (ACD Systems, Inc., USA) yazılımı kullanıldı.

1. Dişlerin 3 boyutlu olarak modellenmesi:

Dişlerin 3 boyutlu sayısal görüntülerinin elde edilmesi için, DICOM formatındaki kesit görüntüleri 3D-Doctor yazılımına alındı. Her diş için ayrı ayrı seçim bölgeleri (ROI: Region of Interest) kullanıldı. Yazılım, ROI dışındaki görüntüleri, işlemlerin geri kalanı boyunca dikkate almamaktadır. Bu sayede dişlerin birbirinden bağımsız olarak modellenmesi sağlandı. ROI işleminden sonra, diş dokusunu hava boşluğundan ve destek (akrilik blok) malzemesinden ayırıştırabilmek için Interactive Segment komutu kullanıldı. Görüntülerde Hounsfield Unit'e (Hounsfield Unit (HU), bilgisayarlı tomografi imajlarının grilik değerlerine derecelendirilmesiyle oluşmaktadır. Siyah teorik olarak havayı, beyaz ise en yoğun kemiği gösterir) göre değerlerinin minimum ve maksimum sınırları ayarlanarak diş dokusu havadan ve destek malzemesinden (akrilik blok) ayırıştırıldı. Ayırıştırma yapılmış kesit bilgisi ile "Complex Surface Rendering" yöntemi kullanılarak 3 boyutlu rekonstrüksiyon gerçekleştirildi. 3 boyutlu hale getirme işlemi, 4 farklı şekilde yapılabilmektedir: 1. 'boundary rendering', yani sınırdaki 3 boyutlu hale getirme; 2. 'surface rendering', yani yüzeyde 3 boyutlu hale getirme; 3. 'complex surface rendering', yani karmaşık yüzeyi 3 boyutlu hale getirme ve son olarak 4. 'volume rendering', yani hacmi 3 boyutlu hale getirme. Bu işlemlerde 'boundary rendering'den 'volume rendering'e doğru kalite artarken, bilgisayarın işlem hızı yavaşlamaktadır. 3 boyutlu modele iki kez "Smooth" (yüzeyi daha düzgün hale getirme işlemi) işlemi uygulanmasıyla modelin son hali elde edildi. Bu modeller "*.stl" formatında transfer edildi. Bu aşamada, kanalların şekillendirme öncesi ve sonrası hacim hesaplamaları ve şekillendirme sonrası oluşan hacim miktarından, şekillendirme öncesi hacim miktarının çıkarılmasıyla kaldırılan dentin miktarı ölçümleri elde edildi.

2. Dişlerin üst üste bindirilmesi:

Bu amaçla, elde edilen modeller 3D-Doctor yazılımına transfer edildi. Burada modeller uzayda üst üste getirilerek rotasyona tabi tutuldu. Bu işlemlerin bir kaç kez tekrarlanması ve sonuçların gözlemlenmesi ile modellerin uzayda aynı konuma ve doğrultuya sahip olmaları sağlandı.

3. 3D-Doctor'da her iki modelin kesitlerinin elde edilmesi:

Üst üste bindirilen 3 boyutlu modeller, ölçüm yapılmasına olanak tanımamaktadır. 3D yazılımları kullanarak tam istenecek noktalar arasında ölçüm yapmak çok zahmetli ve zaman alan bir işlemdir. Bu nedenle 3 boyutlu nesnelerin tekrar dilimlere ayrılarak, 2 boyutlu şekilde rahat ölçülebilmesi sağlanmıştır.

Bu amaçla üst üste bindirilmiş şekilde 3D-Doctor'da bulunan diş modellerine "Cutting 3D Contours" işlemi uygulandı. Bu sayede diş modellerinin her ikisinden de 1 mm aralıklarla kesit görüntüleri elde edildi. Bu kesitler "*.iges" formatında transfer edildi. Böylece her kanal için 1 mm aralıkla, şekillendirme öncesi ve sonrasına ait tam olarak üst üste oturan kesit verileri elde edilmiş oldu.

4. Kesitler üzerinde ölçüm yapılması:

Kesitler üzerinde ölçüm yapmak için Canvas 9 yazılımı kullanıldı. Bu yazılımın kanalların "*.iges" formatındaki kesitlere aktarılarak numaralandırıldı. Daha sonra birim çembere göre 0 derece, 90 derece, 180 derece ve 270 derece hatlarında, dişin preparasyon öncesi ve sonrası hali arasındaki uzaklıklar ölçüldü ve ölçümler veri tabanına kaydedildi.

Kesitler üzerinde yalnızca 4 açıda yapılan ölçümler, çalışmada elde edilebilecek verilerin büyük kısmının ihmal edilmesi anlamına gelmektedir. Zira, kanal kesitleri amorf şekillere sahip olup, 4 ekseninde yapılan ölçümler kesin bir saptama yapılmasını engellemektedir. Öte yandan, 360 derecede bir ölçüm yapılması, performanslı değildir. Bu amaçla, elde edilebilecek verilerin olanak olduğunca çoğuna ulaşabilmek için, 4 açıda yapılan ölçümlerin yanı sıra, her kesitin yüzey alanı da ölçüldü. Canvas yazılımı bu

değeri otomatik olarak ve büyük hassasiyetle hesaplayabilmektedir. Böylece şekillendirme öncesi ve sonrası arasında sadece uzaklık değil, kanal kesitinin yüzey alanı anlamında da karşılaştırma yapılarak veri kaybı azaltıldı.

3.2. Kümülatif Sapmanın Hesaplanması:

4 açıda yapılan ölçümler, her kesit için anlam taşımakla birlikte, kanalın tümünün genişleme miktarı ve yönü konusunda net bir bilgi verememektedir. Bu bilgiye ulaşabilmek amacı ile, bir kanala ait her kesitte yapılan ölçümler, her eksende ayrı ayrı olmak üzere toplandı ve kesit sayısına bölündü. Böylece her açıda kaydedilen ortalama genişleme saptanmış oldu. 4 açıda elde edilen yer değiştirme vektörlerinin toplanması ile kanalın merkezinin "ortalama yer değiştirmesi" hesaplandı. Bu yer değiştirmenin yönünü tespit edebilmek için, 0 derece açısı Doğu (D), 90 derece açısı Kuzey (K), 180 derece açısı Batı (B), 270 derece açısı Güney (G) olarak kodlandı. Bu sonuca göre, vektör toplamın birim çemberde gösterdiği açı, yönler şeklinde ifade edilebildi.

3.3. Çalışma Zamanının Hesaplanması

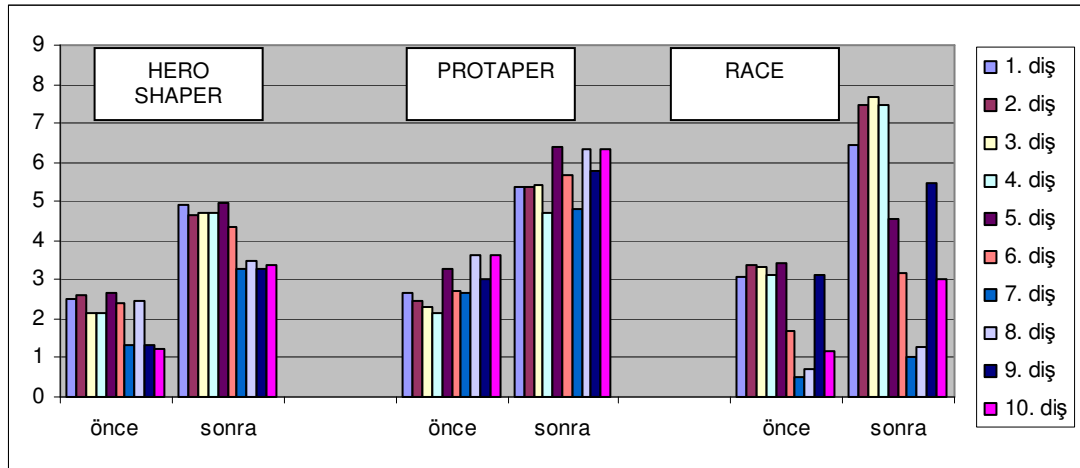
Üç teknikte şekillendirilen, her kanala ait çalışma süresi, elektronik kronometre ile kaydedildi. Alet değişimi ve irrigasyon esnasında geçen zaman da çalışma sürelerine dahil edildi.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

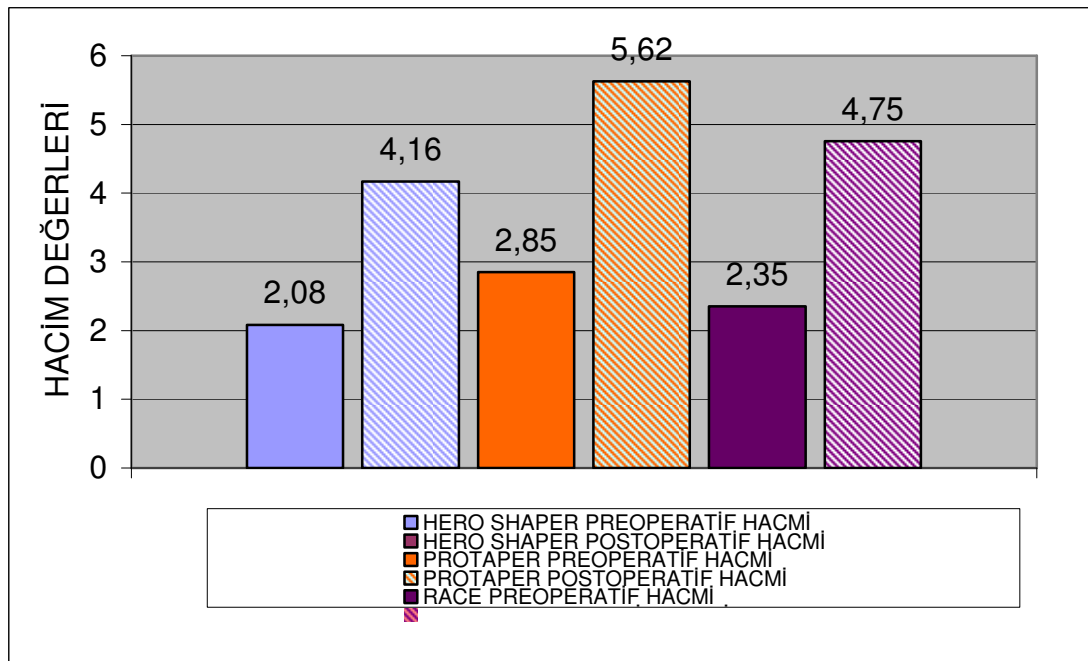
Şekillendirme öncesi ve sonrası hacim ve yüzey değişiklikleri arasındaki farkın değerlendirilmesinde bağımlı gruplar t-testi, gruplar arası şekillendirme öncesi ve sonrası farkların değerlendirilmesinde ise tek yönlü ANOVA ve Welch's ANOVA testi kullanıldı ($P=0.01$).

BULGULAR

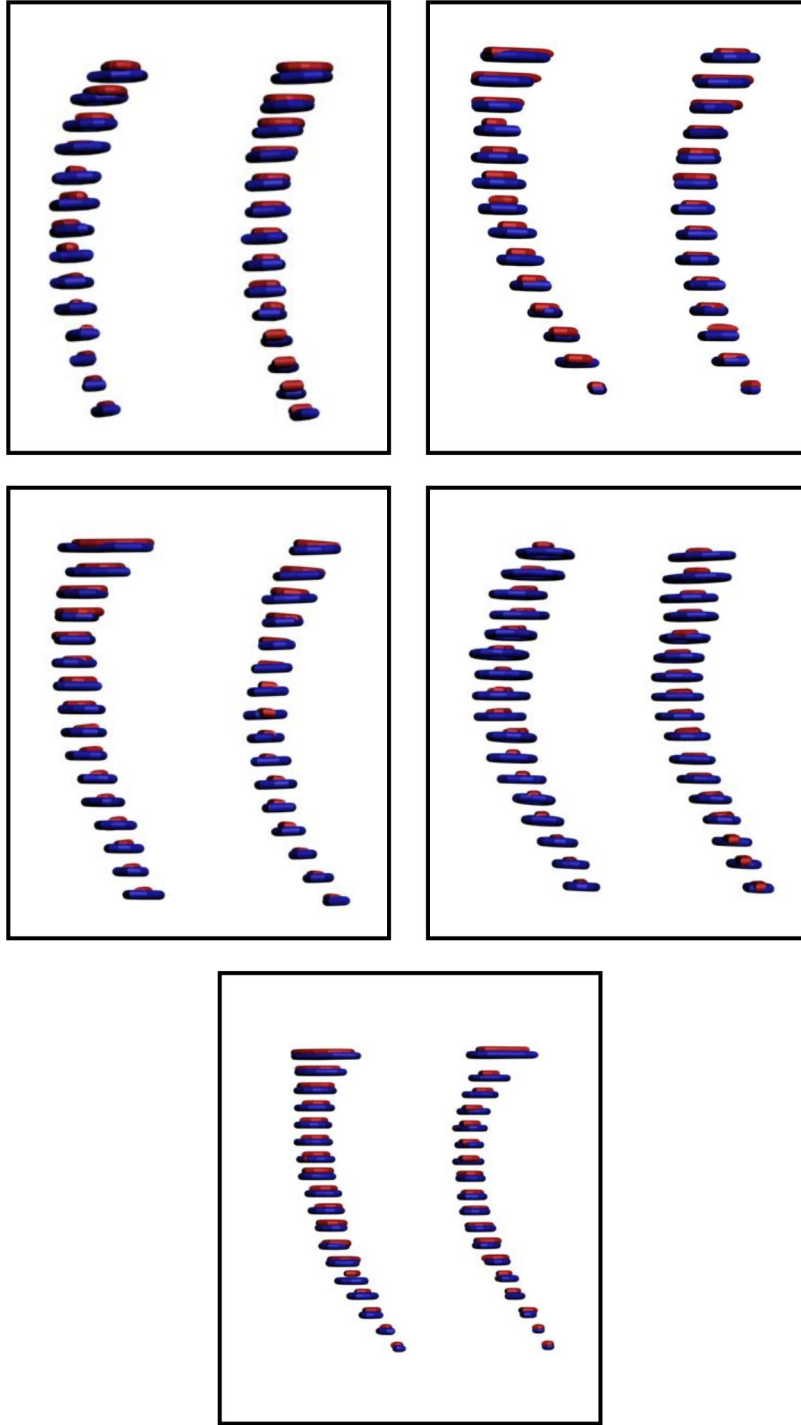
ProTaper, Hero Shaper ve RaCe sistemlerinin şekillendirme öncesi ve sonrası oluşturdukları kanal boşlukları arasındaki fark (hacim) istatistiksel yönden anlamlı bulundu (t-testi, $p < 0.01$). (Grafik 4.1, 4.2).



Grafik 4.1. Deney gruplarında her kanala ait şekillendirme öncesi ve sonrasındaki hacim değerleri (mm^3)



Grafik 4.2. ProTaper, Hero Shaper, RaCe sistemlerinin preoperatif ve postoperatif ortalama hacim değerleri (mm^3).



Resim. 4.1. Şekillendirme öncesi (kırmızı) ve sonrası (mavi) 3 boyutlu izlenimi



Resim. 4.2. Şekillendirme öncesi ve sonrası kesitlerin bilgisayar tomografi görüntüleri

Şekillendirme sonrası oluşan kanal boşluğu hacminin şekillendirme öncesindeki kanal hacminden çıkarılmasıyla elde edilen kaldırılan dentin değerlerinin gruplar arasında karşılaştırılmasında, ProTaper ile Hero Shaper arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, her iki grubun, RaCe ile arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı değildi (tek yönlü ANOVA testi, $p < 0.01$), (Tablo 4.1). Gruplar arası değerlerin numerik karşılaştırılmasında en fazla dentinin ProTaper Ni-Ti eğe sistemleriyle uzaklaştırıldığı, en az dentinin ise Hero Shaper sistemi ile kaldırıldığı görüldü.

Tablo 4.1. Kaldırılan dentin miktarlarının ortalama değerleri (mm^3).

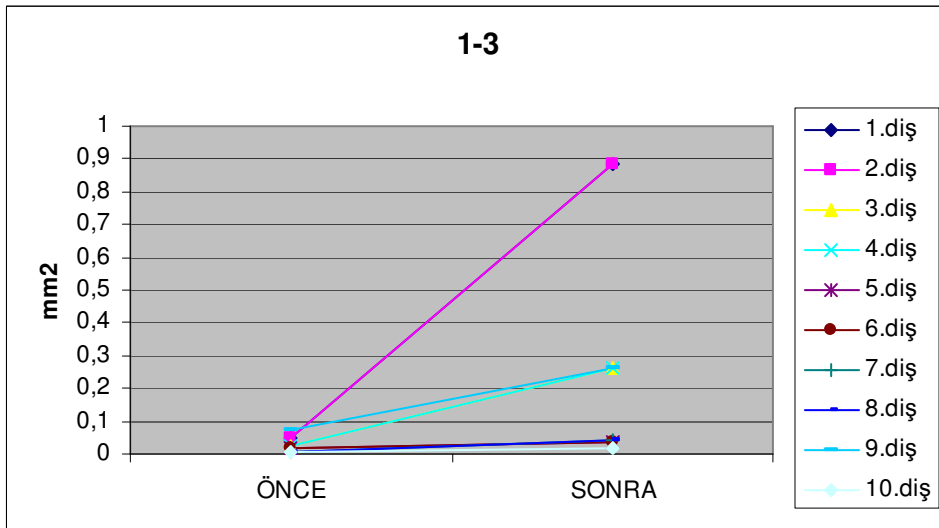
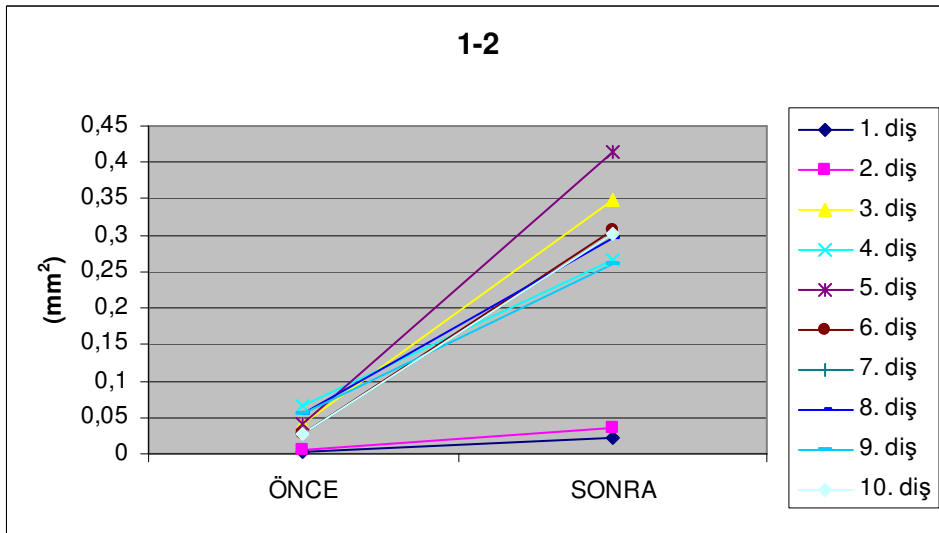
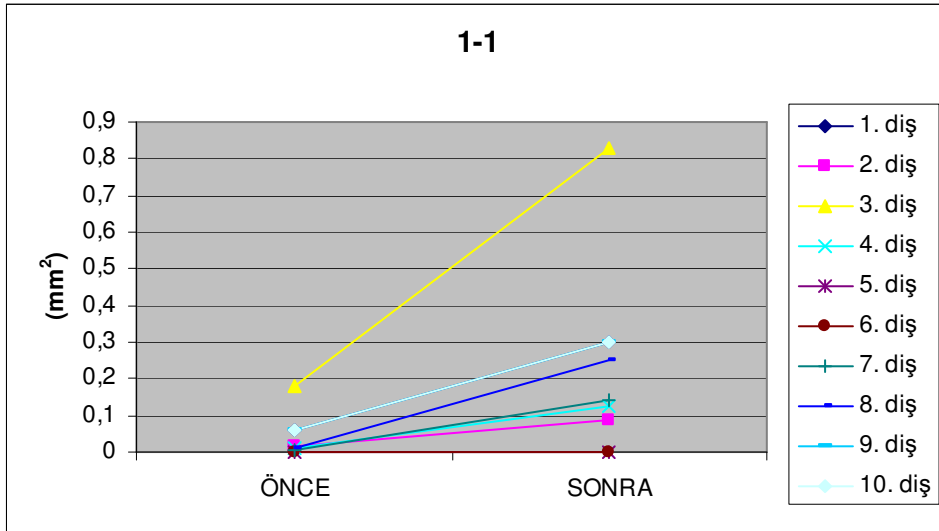
GRUPLAR	ORTALAMA	STANDARD SAPMA
HERO SHAPER	2.08	0.45
PROTAPER	2.77	0.28
RACE	2.40	1.53

Her üç deney grubunda, şekillendirme öncesi ve sonrasında kesitlerde oluşan grup içi yüzey alanı farklarının anlamlılık gösterdiği tespit edildi (t-testi, $P < 0.01$). Buna göre, şekillendirme sonrası yapılan ölçümlerde belirgin bir artış söz konusu olmuştur (Tablo 4.2).

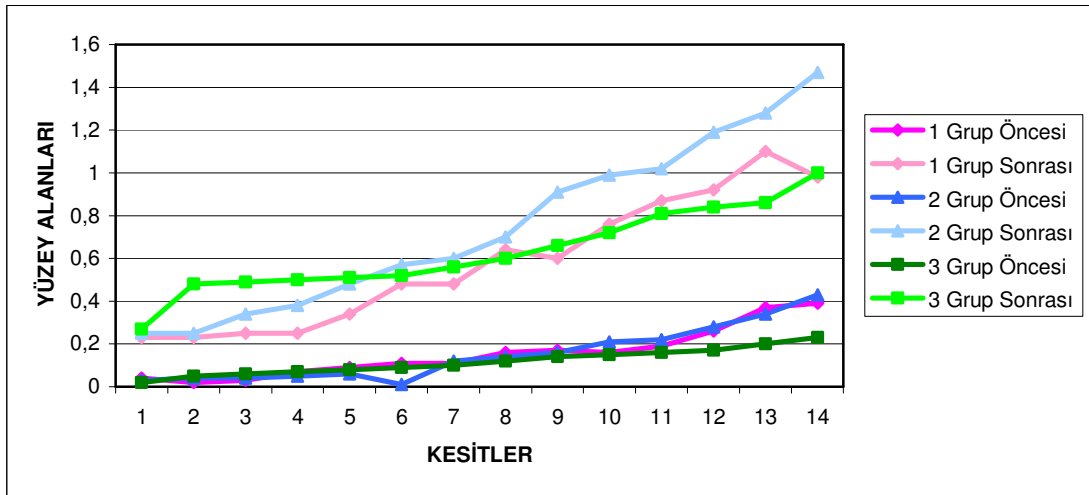
Gruplar arasında her kesit için şekillendirme öncesi ve sonrasındaki yüzey alanı ölçümleri tek yönlü ANOVA ve Welch's ANOVA istatistik testine tabi tutulduğunda anlamlı bir farklılığa rastlanılmadı ($p > 0.01$), (Grafik 4.3.,4.4).

Tablo 4.2. Alınan her kesitte oluşan yüzey alanı değişiminin şekillendirme öncesi ve sonrasındaki ortalama değerleri (mm²)

KESİT	GRUPLAR	ORTALAMA	STANDARD SAPMA
1	HERO SHAPER	0.19	0.18
	PROTAPER	0.22	0.11
	RACE	0.25	0.32
2	HERO SHAPER	0.20	0.18
	PROTAPER	0.22	0.10
	RACE	0.28	0.63
3	HERO SHAPER	0.22	0.14
	PROTAPER	0.30	0.15
	RACE	0.34	0.55
4	HERO SHAPER	0.24	0.13
	PROTAPER	0.33	0.16
	RACE	0.36	0.34
5	HERO SHAPER	0.28	0.19
	PROTAPER	0.42	0.20
	RACE	0.35	0.29
6	HERO SHAPER	0.38	0.27
	PROTAPER	0.47	0.29
	RACE	0.42	0.28
7	HERO SHAPER	0.38	0.35
	PROTAPER	0.48	0.27
	RACE	0.46	0.29
8	HERO SHAPER	0.48	0.25
	PROTAPER	0.55	0.26
	RACE	0.48	0.30
9	HERO SHAPER	0.51	0.22
	PROTAPER	0.74	0.56
	RACE	0.52	0.35
10	HERO SHAPER	0.60	0.43
	PROTAPER	0.77	0.46
	RACE	0.57	0.38
11	HERO SHAPER	0.67	0.44
	PROTAPER	0.80	0.47
	RACE	0.65	0.41
12	HERO SHAPER	0.69	0.49
	PROTAPER	0.90	0.44
	RACE	0.67	0.41
13	HERO SHAPER	0.73	0.52
	PROTAPER	0.94	0.44
	RACE	0.71	0.37
14	HERO SHAPER	0.78	0.43
	PROTAPER	1.01	0.51
	RACE	0.77	0.47

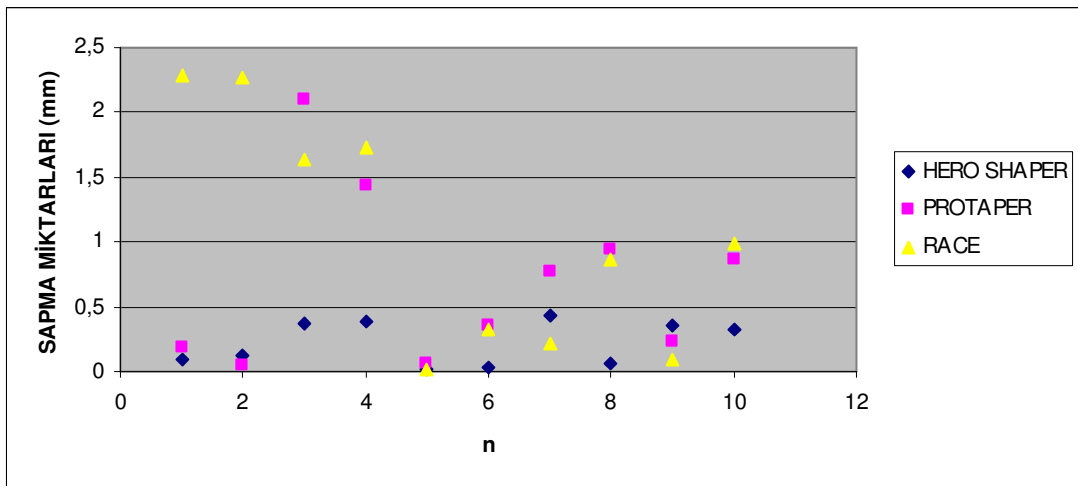


Grafik 4.3. Apikal yönde 1. mm'den alınan kesitin her dişte şekillendirme öncesi ve sonrasındaki yüzey alanı değişimleri



Grafik 4.4. Şekillendirme öncesi ve sonrasında ölçülen yüzey alanı değerleri (mm²).

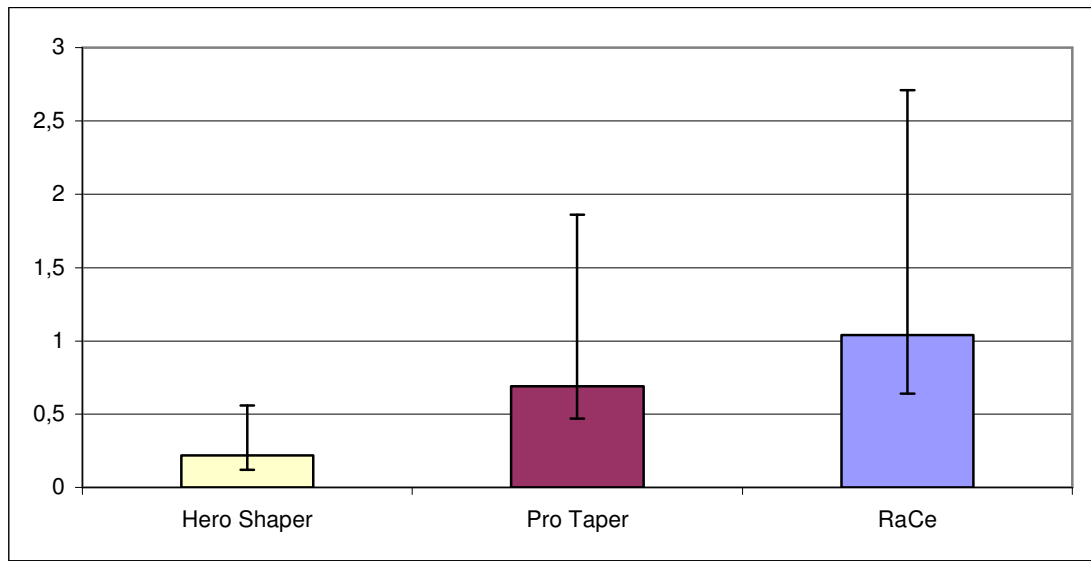
Çalışmamızda, sapma ölçümleri yönünden deney grupları arasında yapılan istatistiksel karşılaştırmada anlamlı bir farklılık tespit edildi (tek yönlü ANOVA testi, $p < 0.05$). Buna göre RaCe sisteminin Hero Shaper grubuna kıyasla anlamlı düzeyde sapmaya yol açtığı görülmekteydi ($p < 0.01$). (Tablo 4.3)



Grafik 4.5. Deney gruplarında ölçülen sapma değerleri (mm).

Tablo 4.3. Sapma miktarları (mm)

GRUPLAR	N	ORTALAMA	STANDARD SAPMA
HERO SHAPER	10	0.22	0.17
PROTAPER	10	0.70	0.67
RACE	10	1.04	0.89



Grafik 4.6. Deney gruplarındaki ortalama sapma miktarları (mm)

Apikal ve orta üçlüdeki sapma düzeyleri dikkate alındığında, gruplar arasında anlamlı düzeyde bir fark bulunmazken, koronal üçlüde RaCe ve Hero Shaper arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır ($p < 0.05$). (Tablo 4.4)

Tablo 4.4. Deney gruplarında apikal, orta ve koronal bölgelerdeki sapma miktarları (mm)

GRUPLAR	APİKAL ORTALAMA	ORTA ORTALAMA	KORONAL ORTALAMA
HERO SHAPER	0.24	0.23	0.18
PROTAPER	0.80	0.70	0.56
RACE	0.67	0.83	1.40

Çalışma süreleri yönünden karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel yönden anlamlı bir farklılığa rastlanılmamıştır (t-testi, $p < 0.001$).

Tablo 4.5. Çalışma süreleri

GRUPLAR	N	ÇALIŞMA SÜRESİ (sn)	STANDARD SAPMA
HERO SHAPER	10	167,4	15,7
PROTAPER	10	198,4	13,4
RACE	10	210.7	15,5

TARTIŞMA

Endodontik tedavilerin temel amacı, canlı ve nekrotik diş pulpasını tedavi ederek doğal dişin işlevsel ömrünü uzatmaktır. Kanal preparasyonu, kanal tedavisinin başarısında en önemli basamaklarından biri olarak kabul edilir. Bu işlem, kök kanal sisteminin mekanik temizliğinin yanında medikamentler için gerekli boşluğun ve uygun kanal dolgusu için gerekli kanal geometrisinin oluşturulmasını içermektedir (Alaçam, 2000)

Son yıllarda kök kanal preparasyonunu daha kolay ve kısa süreli hale getirmek için pek çok alet, cihaz ve preparasyon tekniği geliştirilmiştir. Özellikle Ni-Ti alaşımının dönen aletlerde kullanımı, preparasyonun bitimi için gerekli zamanı azaltma, hekim yorgunluğunu minimuma indirme ve işlevsel hataları azaltabilme özelliklerinden dolayı kök kanal tedavisinde önemli bir devrim olarak kabul edilmektedir (Thompson, 1998). Günümüze dek birçok Ni-Ti dönen sistem piyasaya sunulmuştur. Bu sistemler esas olarak kesici yüzeylerinin tasarımı ve eğelerin koniklikleriyle farklılık gösterirler (Koch 2002)

Çalışmamızda tasarım olarak farklılık gösteren ProTaper, RaCe ve Hero Shaper dönen Ni-Ti şekillendirme tekniklerinin preparasyon etkinlikleri hacim, yüzey alanı, transportasyon, kaldırılan dentin miktarı ve çalışma zamanı açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda kullanılan dönen Ni-Ti ege sistemleri üretici firma önerileri ve konu ile ilgili yapılmış çalışmalar göz önünde bulundurularak kullanılmıştır.

Dönen Ni-Ti eğerlere ilişkin in vitro çalışmalar, çekilmiş insan dişlerinde veya şeffaf akrilik bloklardaki yapay kök kanallarında yapılmaktadır. Plastik bloklardaki yapay kanallar, kök kanal çapı, uzunluğu ve eğim açısı gibi standart koşullarda alet tipi ve sıralamaları arasında karşılaştırmalara olanak tanımaktadır. Ancak bu yöntem, doğal dişlerin yüzey yapısı, sertliği ve yatay kesit özelliklerini yansıtamamaktadır (Rhodes, 1999). Çekilmiş dişlerden alınan yatay kesitlerle yapılan çalışmalarda, plastik bloklardaki tüm gözlemler doğrulanabilmektedir. Kök kanallarının temizleme yeteneğine ilişkin

çalışmalar sadece çekilmiş dişlerde gerçekleştirilebilmektedir (Hülsmann 2003).

Kök kanal preparasyonu etkinliğinin değerlendirilmesinde, birçok in vitro teknik kullanılmıştır. Yayınlanan çalışmalarda elektron mikroskobu (Schafer ve Zapke, 2000), radyografik teknik (Ünal 2001), histolojik teknik (Walker ve del Rio, 1989), seri kesit alma (Bramante 1987), bilgisayarlı tomografi (Gambil 1996) ve bilgisayarlı mikrotomografinin (Rhodes, 1999) kullanıldığı görülmektedir. Dental literatürde benzer amaçla sık kullanılan yöntemlerden biri olan seri kesit alma tekniği, temel olarak Bramante (1987)'nin ortaya koyduğu ve günümüze kadar çeşitli modifikasyonlara uğrayarak gelmiş bir yöntemdir (Kuttler 2001). Bu teknikte, akrilik bloklara gömülmüş dişlerden apikal-koronal yönde kesitler alınarak fotoğraflanır. Ardından alınan kesitler tekrar birleştirilip kanal genişletme işlemi yapılarak fotoğraflama aşamasına geçilir. Tekniğin son aşamasında preparasyon öncesi ve sonrasında alınan kesitlerin fotoğrafları karşılaştırılarak değerlendirmeler tamamlanır (Bramante, 1987). Bu tekniğin temel dezavantajı, kök kesitlerinin yeniden konumlandırılabilmesi için mufla sistemine duyulan ihtiyaçtır. Ayrıca, preparasyon esnasında bilinönceden tahmin edilemeyen doku değişiklikleri ve madde kayıpları meydana gelebilmektedir. Son zamanlarda bilgisayarlı tomografi ve bilgisayarlı mikrotomografi, preparasyon tekniklerinin etkinliğini ve özelliklerini değerlendirmede ön plana çıkmaktadır. Her iki teknik de, invaziv olmamaları ve çalışma sırasında örneklerin bütünlüğünü korumaları nedeniyle tercih sebebi olmaktadır. İki ve üç boyutlu görüntülerden bilgisayarlı tomografi ve bilgisayarlı mikrotomografi kullanılarak yüklü miktarda veri elde edilebilmesi mümkündür. Bu görüntüler hem nicelik hem de nitelik olarak sağlanabilir. Bu avantajları göz önünde bulundurularak, çalışmamızda bilgisayarlı tomografi tekniğinden yararlanılmıştır (Rhodes, 1999)

Dental literatürde, farklı Ni-Ti dönen kanal eğelerininin şekillendirme özelliklerini inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızda üç farklı üretici tarafından piyasaya sunulmuş güncel eğe sistemleri (ProTaper, Hero Shaper, RaCe) incelenmiştir. Her üç eğe sistemi de az eğe sayısı ile kanal

genişletilmesine olanak sağlayan üçüncü jenerasyon dönen Ni-Ti sistemlerdir.

Veltri ve ark. (2004) ProTaper ve GT eğelerinin şekillendirme özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, gerek dentinin uzaklaştırılması gerekse çalışma boyu değişimlerinde anlamlı fark bulmazken, ProTaper sisteminin daha az sürede preparasyon yaptığını rapor etmişlerdir. Radyografik bir platform ve kontrast vasatı kullanılarak yapılan bu çalışma, uzaklaştırılan dentin miktarını lineer olarak belirlemiş olmasına rağmen, çalışmamızda kullandığımız ProTaper eğelerinin kaldırdığı dentin miktarı ölçümleriyle benzerlik taşımaktadır. Çalışmamızdaki hacim ölçümleri, üç boyutlu modelleme yapılarak bilgisayar analizi sonucunda elde edilmiştir.

Peters ve ark. (2003) bilgisayarlı mikrotomografi kullandııkları çalışmalarında, hacim, yüzey alanı ve transportasyon yönünden ProTaper sisteminin ciddi işlevsel hatalar oluşturmadan üst molar kanallarını genişlettiklerini ve dar kanallarda geniş kanallara göre daha etkili olabileceklerini rapor etmişlerdir. Üst molarların mesiobukkal, distobukkal ve palatinal kanallarında yapılan bu çalışmada bulunan ortalama 1.40-1.76 mm³lük uzaklaştırılmış dentin miktarı, çalışmamızda kullanılan alt molarların mesial kanallarından elde edilen ortalama değerden (2.60 mm³) oldukça düşüktür. Bu farkın kullanılan diş tipi ve preparasyon tipinden kaynaklanması mümkündür. Peters ve ark.'nın çalışmasından farklı olarak, bu çalışmada son apikal eğe olarak F2 yerine F3 eğesi ile preparasyon tamamlanmıştır. Ayrıca, 25 No'lu K-tip %2 sabit konikliğe ait kanal eğesinde kesici yüzeye ait hacmin teorik olarak 5 mm³ olduğu bilinmektedir. Değişken konik açlarına ve 0.25 mm uç çapına sahip F2 eğesinde hacim daha yüksek olduğundan, daha fazla dentinin uzaklaştırılması beklenen bir sonuçtur. Peters ve ark.'nın çalışmasında, yüzey alanı hesaplamaları yapılmış olmakla birlikte çalışmamızda olduğu gibi her kesite ait karşılaştırmalar yerine toplam yüzey alanı değerlendirilmiştir. Çalışmamızda farklı sistemlerle, aynı kesitlerde oluşan yüzey alanlarının karşılaştırması amaçlandığından, toplam yüzey alan karşılaştırması yapılmamıştır. ProTaper sisteminin şekillendirme özelliklerini inceleyen bu çalışmada Peters ve ark. sapma yönünden de ölçümler

gerçekleştirmişlerdir. Ağırlık merkezinin x, y ve z koordinatlarındaki konumuna göre şekillendirme öncesi ve sonrası sapmanın incelendiği çalışmadaki elde edilen değerler, çalışmamızda ProTaper elde edilen sapma değerlerine göre daha küçüktür. Bunun nedeni ProTaper sistemde son eğe olarak F3'ün kullanılması olabilir.

Yun ve Kim (2005), dört dönen kök kanal eğe sistemini (ProFile, GT, Quantec, ProTaper) karşılaştırdıkları çalışmalarında, ProTaper eğelerin eğimli kanal duvarlarından daha fazla dentin kaldırdığını bulmuşlardır. Bu sonuç, çalışmamızda ProTaper ile elde edilen hacim değerleriyle benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda ProTaper sisteminin RaCe ve Hero Shaper sistemlerine göre kaldırdığı dentin miktarının daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Yoshimine ve ark. (2005) S şekilli eğime sahip yapay kanallarda yaptıkları karşılaştırmalı çalışmada, ProTaper kanal eğelerinin K3 ve RaCe kanal eğelerine göre daha geniş kanallar oluşturabileceklerini iddia ederek, K3 ve RaCe eğelerinin karmaşık kanallarda apikal preparasyon için daha uygun olduğunu ileri sürmüşlerdir. Her ne kadar teorik olarak S şekilli eğim gibi karmaşık kanal düzensizliklerinde dönen Ni-Ti eğe sistemlerinin kullanımı önerilmese de, klinik olarak bu durumlarla karşılaşıldığı bir gerçektir. Çalışmamızda elde edilen in vitro değerler, ProTaper'ın klinik olarak daha fazla kanal boşluğu oluşturduğu sonucunu desteklemektedir. Çalışmamızda RaCe eğe sistemiyle elde edilen sapma değerlerinin koronal yönde oluşan aşırı sapmadan kaynaklandığını düşünülmektedir.

Paque ve ark. (2005) ProTaper ve RaCe dönen Ni-Ti eğe sistemlerini kanal eğim değişiklikleri, kök kanal duvarlarının temizlenmesi ve çalışma süresi yönünden mufla sistemi kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, her iki sistemin de orijinal kök kanal eğimini koruduğunu rapor etmişler ve kullanım açısından güvenli olduğunu ileri sürmüşlerdir. Çalışma zamanı yönünden değerlendirildiğinde, ProTaper'in istatistiksel olarak anlamsız düzeyde hızlı bir şekillendirme sağladığı sonucu çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Paque ve ark. çalışmalarında, ProTaper'ın koronal bölgede daha geniş boşluk oluşturduğu da rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da

yüzey alanı bakımından özellikle orta ve koronal üçlü bölgesinde daha fazla doku uzaklaştırıldığı gözlenmiş, ancak bu durum istatistiksel olarak anlamlılık göstermemiştir.

Schafer ve Vlassis (2004) yapay kanallarda gerçekleştirdikleri karşılaştırmalı çalışmalarda ProTaper ve RaCe sistemlerini değerlendirmişler ve RaCe sisteminin, ProTaper'a göre orijinal kanal eğimini daha iyi koruduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca ProTaper eğelerinin eğimin dış kısmına doğru daha fazla yer değiştirme gösterdiğini de rapor etmişlerdir. Çalışmamızda çekilmiş dişler kullanılmış olup, sapma açısı yönünden test sistemleri arasında anlamlı bir farklılığa rastlanılmamıştır. Schafer ve Vlassis'in bulguları değerlendirildiğinde, çalışma zamanın açısından, RaCe sisteminin ProTaper'a göre daha az zamanda şekillendirmeyi tamamlaması, çalışmamızda elde edilen bulgularla kontrast teşkil etmektedir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak Schafer ve Vlassis'in çalışmasında daha az sayıdaki RaCe egesiyle preparasyonun tamamlanabilmesi, bu durumun sebebi olarak düşünülebilir.

Bergmans ve ark. (2003) ProTaper ve K³ ege sistemlerini sapma yönünden inceledikleri çalışmalarında ProTaper egesinin K³ egesine göre daha az sapmaya yol açtığı halde, progresif konik yapısından dolayı koronal bölgede daha fazla madde kaybı oluşturduğunu gözlemleyerek özellikle furkasyon bölgesindeki preparasyon sırasında dikkatli olunması gerektiğini ileri sürmüşlerdir. Çalışmamızda sapma yönünden ProTaper ege sisteminin güvenli olduğunu saptanmıştır.

Perez ve ark. (2005) paslanmaz çelik Endoflash (KaVo, Biberach, Germany) eğelerini ve Hero Shaper Ni-Ti kanal eğelerini yapay kök kanallarında karşılaştırdıkları çalışmalarında, Hero Shaper sisteminin daha az kanal transportasyon riski taşıdığını ve kanal merkezinde daha iyi kaldığını tespit etmişlerdir. Bu çalışma, Hero Shaper eğelerinin kanal duvarı eğiminin hem iç hem de dış kısımlarında dengeli bir şekillendirme yaptığını göstermiştir. Çalışmamızda Hero Shaper'ın diğer sistemlere göre sapma yönünden daha iyi sonuçlar verdiği, ancak kaldırdığı dentin miktarı yönünden daha yetersiz kaldığı görülmektedir.

Veltri ve ark. (2005) çekilmiş dişlerde radyografik olarak inceledikleri Mtwo (Sweden&Martina, Padova, Italy) ve Hero Shaper sistemleri arasındaki şekillendirme özellikleri açısından bir fark bulamamışlar ve eğimli kanallarda bu sistemlerin etkin olabileceklerini düşünmüşlerdir. Preparasyon zamanının da incelendiği bu çalışmanın bulguları, araştırmamızdaki sonuçlarla benzerlik taşımaktadır.

ProTaper, Hero Shaper ve RaCe Ni-Ti dönen ege sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmamızda, hacim yönünden her kesitte preparasyon öncesi ve sonrası arasında belirgin bir fark tespit edilmiştir. Her üç şekillendirme sisteminden hacim olarak en fazla dentin kaldıran ege sisteminin sırasıyla ProTaper, RaCe ve Hero Shaper olduğu görülmektedir. ProTaper ve Hero Shaper arasında hacim yönünden istatistiksel olarak anlamlı bulunan farklılığın ProTaper kanal eğelerindeki değişken çoklu konik yapısından kaynaklandığı düşünülebilir. ProTaper, çoklu konik açısı yapısından dolayı koronalde %11 konikliğe kadar çıkmaktadır. Öte yandan Hero Shaper, en fazla %6'lık sabit konikliğe sahiptir. RaCe eğelerinin ise sadece ilk giriş eğeleri %8 ve %10 konik açılı eğelere sahiptir. ProTaper kanal eğelerinin oluşturduğu boşluğun daha büyük olması bu bilgilerle açıklanabilir.

Yüzey alanları açısından değerlendirildiğinde, her sistemin kendi içinde preparasyon öncesi ve sonrası görüntülerinde önemli farklılıklar oluşmuştur. Her üç ege sisteminde yüzey alanları yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa rastlanılmamıştır. Hacim olarak tespit edilen istatistiksel anlamlılığın karşısında, yüzey alanları yönünden herhangi bir farklılığa rastlanılmaması, her kesitin tek tek değerlendirilmiş olmasıyla açıklanabilir. Hacim, üç boyutlu modelleme sonucunda hesaplanırken yüzey alanı her kesitin iki boyutlu olarak bilgisayar programına taşınması sonucunda hesaplanmıştır.

Çalışmamızda koronal, orta ve apikal üçlüdeki sapma ölçümlerinin yanı sıra toplam üç boyutlu olarak tüm kanal boyunca sapma ölçümleri de gerçekleştirilmiştir. Böylece, sapmanın asıl gerçekleştirildiği kanal bölgesi de tespit edilebilmiştir. Ayrıca, Bramante tekniği (Bramante, 1987) ve bu

teknikten modifiye edilmiş muflalama tekniklerinde (Kuttler, 2001) kullanılan ve belirli milimetrelerde yapılan ölçümler yerine çalışmamızda apikal, orta ve koronal bölgeden alınan ve her bölgenin 5 kesitinden yapılan ölçümlerin ortalamaları x, y, z koordinat sistemine yerleştirilerek sapma miktarları belirlenmiştir. Bu yöntem ile üç boyutlu düzlemde tüm kanal boyunca oluşan sapma miktarı da belirlenebilmiştir. Ayrıca, sapma miktarlarının ölçüldüğü bilgisayarlı tomografi çalışmalarında eğimin iç ve dış kısmındaki dış sınırlarından olmak üzere sadece iki ölçüm yapılmaktadır. Bu durum, diğer yönlerden gerçekleştirilecek sapmaların gözden kaçmasına ve hatalı yorumların yapılmasına neden olmaktadır. Bunun önlenmesi için çalışmamızdaki ölçümler, dışın dış sınırları dikkate alınmaksızın dört yönden yapılmış ve sadece preparasyon öncesi ve sonrası görüntülerin üst üste bindirilmesiyle gerçekleştirilmiştir. Preparasyon öncesi ve preparasyon sonrası elde edilen görüntüler, aynı seviyedeki kesitlerin birbirleri üzerine yerleştirilmesini takiben dört farklı açıdan ölçüme (0°, 90°, 180°, 270°) tabi tutulmuştur. Bu çalışma metodu, Bergmans ve ark. (2001; 2003) yaptıkları çalışmaların yöntemleriyle benzerlikler taşımaktadır.

Sapma yönünden incelendiğinde, RaCe Ni-Ti sisteminin koronal bölgede en fazla sapsmaya yol açtığı, apikal ve orta bölgedeki sapma miktarlarında ise istatistiksel bir farklılığın bulunmadığı tespit edildi. Bu durum, RaCe kanal eğe sisteminde, %8 ve %10 koniklikteki eğelerin Ni-Ti alaşımı yerine paslanmaz çelik olmasından kaynaklanabilir.

Çalışmamızda tüm kanal boyunca oluşan sapma, en fazla RaCe sisteminde gözlenmiş olup, bunu ProTaper ve Hero Shaper sistemleri takip etmektedir. RaCe ve Hero Shaper arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı olup RaCe ile oluşturulan koronal yöndeki değişim, bu bulguların esas nedenidir.

Dönen Ni-Ti sistemlerinin çalışma zamanı bakımından, el aletleri karşısında olan üstünlükleri pek çok çalışmada ortaya konulmuştur (Gambill, 1996; Garip ve Günday, 2001; Taşdemir, 2005). Çalışmamızda en kısa sürenin Hero Shaper ile elde edildiği, bunu ProTaper ve RaCe sistemlerinin takip ettiği görülmektedir. Bununla birlikte, her üç sistem arasında istatistiksel

olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Çalışma süreleri arasında tespit edilen küçük farklılıklar, sistem içinde kullanılan eğe sayısına bağlanabilir.

SONUÇLAR

1. ProTaper, kabul edilebilir bir koniklik oluştururken, anlamlı düzeyde dentinin kaldırılmasına da olanak tanımaktadır. Ancak, özellikle furkasyonu belirgin ve dar çaplı köklerde kullanımına dikkat edilmelidir.
2. Koronal bölgedeki en yüksek sapma miktarı RaCe sistemiyle elde edilmiş olup, ilk kullanılan eğelerinin paslanmaz çelik olması bir dezavantaj olarak kabul edilebilir. %8 ve %10 konikliğe sahip bu eğelerin yerine, farklı frez veya eğelerin kullanımı daha uygun bir yaklaşım olabilir.
3. Hero Shaper ile yapılan şekillendirme sonucunda obturasyon için yeterli bir koniklik oluşmadığı gözlemlenmiştir. Bu durum, Hero Shaper sisteminde koronal genişletme için ek eğelere ihtiyaç duyulabileceğini düşündürmektedir. Bu da, üreticinin ileri sürdüğü “az sayıda ege ile preparasyonu tamamlayabilme” savını doğrulamakta yetersiz kalmaktadır.
4. Apikal ve orta üçlüde, çalışmamızda test edilen sistemlerin sapma miktarları yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa rastlanılmamıştır.
5. Çalışmamızda test edilen sistemler arasında, kesitlerin yüzey alanları yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa rastlanılmamıştır.

KAYNAKLAR

1. Abou-Rass M, Frank A, Glick D. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal, J Am Dent Assoc 101, 792, 1980.
2. Alaçam T. Kök Kanal Preparasyon Yöntemleri. "Endodonti" (Ed. Alaçam T) 'de, II. Baskı, Barış Yayınları, Ankara, 2000 s. 451-494
3. Allison CA, Weber CR, Walton RE. The influence of the method of canal preparation on the quality of the apical and coronal obturation. J Endod.5, 298, 1979.
4. Al-Omari MA, Dummer PM. Comparison of the six files to prepare simulated root canals. Int Endod. J. 25, 57-66, 1992)
5. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. J Endod.30(4),234-7,2004
6. Barroso JM, Guerisoli DM, Capelli A, Saquy PC, Pecora JD. Influence of cervical preflaring on determination of apical file size in maxillary premolars: SEM analysis. Braz Dent J. 16(1), 30-4. 2005
7. Baumann MA. Nickel-titanium: Options and Challenges. Dent Clin North Am. 48, 55-67, 2004.
8. Baumann MA. Reamer with alternatting cutting edges: concepts and clinical application. Endodontics topics, 10, 176-9, 2005
9. 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(4), 288-95, 2003

10. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *Int Endod J.* 2001 Jul;34(5):390-8.
11. Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod.*, 13, 243-245, 1987.
12. Blum JY, Machtou P, Micallef JB. Location of contact areas on rotary ProFile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int Endod J*, 32, 108-114, 1999.
13. Calas P. Hero Shapers: The adapted pitch concept. *Endodontics topics*, 10, 155-163, 2005.
14. Clauder T, Baumann MA. ProTaper NT system. *Dent Clin North Am.* 48(1), 87-11, 2004
15. Calberson FL, Deroose CA, Hommez GM, De Moor RJ. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J.* 37(9), 613-23, 2004.
16. Canaldi-Salhi C. Brau-Aguade E, Sentis Vilalta J. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J* 31, 48-52, 1998.
17. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential application of certain nickel-titanium alloys. *J Dent Res.* 54(1), 89-96, 1975.
18. Dowker SEP, Davis GR, Elliott JC. X-ray microtomography; nondestructive three dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *OSOMOPOR Endod*, 83, 510-516, 1997.
19. Dummer PMH, McGinn JH, Rees DG. The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. *Int Endod J.* 17, 192, 1984.

20. Edie JW, Andreasen GF, Zaytoun MP. Surface corrosion of Nitinol and stainless steel under clinical conditions. *Angle Orthod* 51, 319-324, 1981.
21. Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, Prati C. SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 37(12), 832-9, 2004.
22. Gambill JM, Alder M, del Rio CE Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography *J Endod.* 22(7), 369-75, 1996.
23. Garip Y, Günday M. The use of computed tomography when comparing nickel titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *Int Endod J.* 34, 452-7, 2001.
24. Glickmann GN, Koch KA. 21st-century endodontics. *JADA* 131, 39-46, 2000
25. Hubscher W, Barbakow F, Peters OA. Root-canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. *Int Endod J.* 36(11), 740-7, 2003
26. Hülsmann M, Gressmann G, Schafers F. A comparative study of root canal preparation using Flexmaster and Hero 642 rotary instruments. *Int Endod J.* 36, 358-66, 2003.
27. Hulsman M, Bluhm V. Efficacy, cleaning ability and safety of different rotary Ni-Ti instruments in root canal retreatment. *Int Endod J.* 37(7), 468-76, 2004.
28. Ingle JI, Bakland LK, Peters DL, Buchanan LS, Mullaney TP. Endodontic Cavity Preparation. "Endodontics" (Ed. Ingle JI ve Bakland LK)'de IV. Baskı, Williams ve Wilkins Inc., Baltimore, 1994, s. 180-197.

29. Ingle JI, Himel VT, Hawrish CE, Glickmann GN, Serene T, Rosenberg PL, Buchanan LS, West JD, Ruddle CJ, Camp JH, Roane JB, Cecchini CM. Endodontic Cavity Preparation. "Endodontics" (Ed. Ingle JI ve Bakland LK)'de V.baskı, BC Decker Inc, Hamilton-london, 2001, 405-570
30. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S. Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 37(6), 359-64, 2004.
31. Kessler JR, Peters DD, Lorton L. Comprasion of the relative risk of molar root perforations using various endodontic instrumantation techniniques. *J Endod*), 439, 1983.
32. Koch K, Brave D. The ultimate rotary file. *Oral Health*, March, 59-64, 2002.
33. Koch K, Brave D. Real world endo. Design features of rotary files and how they effect clinical performance. *Oral Health*, February, 39-49, 2002.
34. Kuttler S, Garala M, Perez R, Dorn S. Introducing the Endodontic Cube. A predictable and reproducible system designed for evaulation of root canal anatomy and canal preparation. *J Endod*, 27, 533-6, 2001.
35. Küçükay ES, Küçükay I, Yılmaz B. Kök Kanalını Şekillendirme Yöntemleri, II. Baskı, Promat A.Ş, İstanbul 2004.
36. Lyroudia K, Mikrogeorgis G, Bakaloudi P, Kechagias E, Nikolaidis N, Pitas I. Virtual endodontics: three-dimensional tooth volume representations and their pulp cavity access. *J Endod.* 28(8), 599-602, 2002.
37. Mc Cann JT, Keller DL, LaBounty GL. Remaining dentin/cementum thickness after hand or ultrasonic instrumentation. *J Endod*, 16(3), 109, 1990.

38. Paque F, Musch U, Hulsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J.* 38(1), 8-16, 2005.
39. Paque F, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with Endo-Eze AET: changes in root canal shape assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J.* 38(7), 456-64, 2005.
40. Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J.* 38(8), 550-7. 2005.
41. Perez F, Schoumacher M, Peli JF. Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel ENDOflash and nickel-titanium HERO Shaper. *Int Endod J.* 38(9), 637-44, 2005.
42. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 36(2):93-9, 2003.
43. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 36(2), 86-92, 2003.
44. Peters OA, Schonenberger K, Laib A. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 36(2), 86-92, 2003.
45. Peters OA, Laib A, Gohring TN, Barbakow F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J Endod.* 27(1), 1-6, 2001.
46. Prati C, Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S. Appearance of the root canal walls after preparation with Ni-Ti rotary instruments: a comparative SEM investigation. *Clin Oral Investig.* 8(2), 102-10, 2004.

47. Pruett JB, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel titanium endodontic instruments. *J Endod*, 23, 77-80, 1997.
48. Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer P. Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *J Endod*. 31(6), 460-3, 2005.
49. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Guido G. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel titanium endodontic files. *Oral Surg*. 88, 343-347, 1999
50. Regan JD, Gutmann JL. Preparation of Endodontics. "Harty's Endodontics" (Ed.) 'de s. 77-91.
51. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J*. 32(3), 165-70, 1999.
52. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV A comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography. *Int Endod J*. 33(3), 279-85, 2000.
53. Rondelli G Vicentini B. Localized corrosion behaviour in simulated human body fluids of commercial orthodontic wires. *Biomaterials*, 20, 785-792,1999.
54. Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel titanium endodontic files. *J Endod*, 32, 341, 1996.
55. Ruddle CJ. The ProTaper technique: endodontics made easier. *Dent Today*. 20(11), 58-64, 66-8, 2001.
56. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today*. 2001 Oct;20(10):60-7.

57. Ruddle CJ. Cleaning and Shaping the Root Canal System. "Pathways of the Pulp" (Ed. Cohen S., Burns RC.)'da VIII. Baskı, Mosby Inc., 2002, s. 231-291.
58. Ruddle CJ. The ProTaper technique. *Endodontics topics*, 10, 187-191, 2005.
59. Saunders WP, Saunders E. Root Canal Instrumentation. "Textbook of Endodontics" (Ed. Bergenholz G., Horsted-Bindslev P., Reit C.)'de I. Baskı, Blackwell Publishing Ltd. 2003s. 231-261.
60. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 18, 332-5, 1992.
61. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments. "Application in Dentistry" de, 2. baskı, Ishiyaku Euro-America,1995.
62. 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(4), 239-48, 2004.
63. 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(4), 229-38, 2004.
64. Schafer M, Zapke K. A comparative scanning electron microscope of the efficacy of manual and automated instrumentation of root canals. *J Endod.* 26(11), 660-664), 2000
65. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal system. *Dent. Clin. North Am.* 18(2), 269, 1974.
66. Schilder H. Canal debridment and disinfection. "Pathways of the Pulp" (Ed. Cohen S., Burns RC.) I.baskı, Mosby Inc., 1976.

67. Taşdemir T. Hero 642 yönteminin klasik bir kök kanalı şekillendirme yöntemiyle karşılaştırmalı olarak in vitr incelenmesi. Doktora tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2003.
68. Thompson SA. An overview of the nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 33, 297-310, 2000.
69. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Quantec rotary nickel-titanium instruments in simulated canals. *Int Endod J*, 31(4), 268-274, 1998
70. Ünal GÇ. Nikel titanyum esaslı turla ve elle kullanılan aletlerin eğri kök kanallarının preparasyonundaki etkinliklerin karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara, 2001.
71. Veltri M, Mollo A, Mantovani L, Pini P, Balleri P, Grandini S. A comparative study of Endoflare-Hero Shaper and Mtwo Ni-Ti instruments in the preparation of curved root canals. *Int Endod J*. 38(9), 610-6, 2005.
72. Veltri M, Mollo A, Pini PP, Ghelli LF, Balleri P. In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. *J Endod*. 30(3), 163-6, 2004.
73. Walker TL, del Rio CE. Histological evaluation of ultrasonic and sonic instrumentation of curved root canals. *J Endod* 15(2), 49-59, 1989.
74. Weine FS. The use of non ISO-tapered instruments for canal flaring. *Compend. Dent. Educ.* 17, 651-657, 1996.
75. West JD, Roane JB. Cleaning and Shaping The Root Canal System. "Pathways of the Pulp" (Ed. Cohen S. Burns RC.)'da VII. Baskı, Mosby, 1998, s.

76. Yoshimine Y, Ono M, Akamine A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 31(5), 373-5, 2005.
77. Yun HH, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 95(2), 228-33, 2003.
78. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usages nickel titanium versus stainless steel. *Quintessence Int,* 28, 397-400, 1997.