

T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**GENÇ SÜREKLİ DİŞLERDE  
PROTAPER ROTARY SİSTEMİNİN ETKİNLİĞİNİN  
MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

**HİLAİ SİLLELİOĞLU**

Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ

ANKARA  
Haziran 2011

T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**GENÇ SÜREKLİ DİŞLERDE  
PROTAPER ROTARY SİSTEMİNİN ETKİNLİĞİNİN  
MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

**Hilal SİLLELİOĞLU**

Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ

Bu tez Gazi Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-03/2007-11 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA  
Haziran 2011

T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Pedodonti Anabilim Dalı Doktora Programı  
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından  
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi ~~7.08~~ 23.08 2011

İmza

Ünvanı Adı ve Soyadı

.... Üniversitesi

Prof. Dr. Aleu Alacan  
Jüri Başkanı

İmza

Ünvanı Adı ve Soyadı

Prof. Dr. Neşe Akal  
.... Üniversitesi

İmza

Ünvanı Adı ve Soyadı

Prof. Dr. Nurhan Öztay  
.... Üniversitesi

İmza

Ünvanı Adı ve Soyadı

Prof. Dr. Neşem Tekgörek  
Hacettepe.... Üniversitesi

İmza

Ünvanı Adı ve Soyadı

.... Üniversitesi

## İÇİNDEKİLER

<b>Kabul ve Onay</b>	<b>I</b>
<b>İçindekiler</b>	<b>II</b>
<b>Şekiller, Resimler, Grafikler</b>	<b>IV</b>
<b>Tablolar</b>	<b>VI</b>
<b>Semboller, Kısaltmalar</b>	<b>VII</b>
<b>Önsöz</b>	<b>VIII</b>
<b>1.GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>3</b>
2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı	3
2.1.1. Mekanik Prensipler	4
2.1.2. Biyolojik Prensipler	4
2.2. Genç Sürekli Dişlerin Kök Kanal Dentin Özellikleri	5
2.3.Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Alaşımlar	7
2.3.1. Nikel Titanyum (Ni-Ti) Alaşımının Özellikleri	7
2.4. Kök Kanalının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler	10
2.4.1. El Eğeleri	10
2.4.2. Dönen Eğeler	12
2.5. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemleri	16
2.6. Kök Kanalının Şekillendirilmesi Sırasında Oluşan İyatrojenik Hatalar	19
2.7. Kök Kanalının Nikel Titanyum Dönen Aletlerle Şekillendirilmesinde Dikkat Edilmesi Gereken Durumlar	20
2.8. ProTaper Döner Esaslı Ni-Ti Eğe Sistemi	22
2.8.1. ProTaper Ni-Ti Eğe Tasarımı	26
2.8.2. ProTaper Ni-Ti Eğe Sistemi ile Kök Kanal Şekillendirmesi	28
2.9. Kök Kanal Şekillendirme Çalışmalarında Kullanılan Yöntemler	31

<b>2.9.1. Mikro Bilgisayarlı Tomografi (<math>\mu</math>BT) Sistemi</b>	<b>32</b>
<b>2.9.1.1. SkyScan 1174 Sistemine Genel Bakış</b>	<b>34</b>
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>39</b>
<b>3.1. Örneklerin Hazırlanması</b>	<b>39</b>
<b>3.2. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemlerinin Uygulanması</b>	<b>41</b>
<b>3.2.1. Ni-Ti El Eğesi Grubundaki Uygulamalar (1.Grup)</b>	<b>42</b>
<b>3.2.2. ProTaper Dönen Eğe Sistemi Grubundaki Uygulamalar (2.Grup)</b>	<b>43</b>
<b>3.3. Mikro Bilgisayarlı Tomografi İşlemleri</b>	<b>47</b>
<b>3.4. İstatistiksel Değerlendirme</b>	<b>55</b>
<b>4. BULGULAR</b>	<b>57</b>
<b>4.1. Kök Kanalında Meydana Gelen Hacimsel Değişiklikler</b>	<b>65</b>
<b>4.2. Kök Kanalında Prepare Edilmemiş Yüzey Alanı Miktarı</b>	<b>69</b>
<b>4.3. Kök Kanalının Merkez Hattında Meydana Gelen Sapma Miktarı</b>	<b>71</b>
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>73</b>
<b>6. SONUÇ</b>	<b>90</b>
<b>7. ÖZET</b>	<b>92</b>
<b>8. SUMMARY</b>	<b>94</b>
<b>9. KAYNAKLAR</b>	<b>96</b>
<b>10. EKLER</b>	<b>114</b>
<b>11. ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>116</b>

## ŞEKİLLER, RESİMLER, GRAFİKLER

<b>Şekil 1:</b> Taper değerinin şematik gösterimi (Taper = $D2-D1 / 16$ mm)	<b>11</b>
<b>Şekil 2:</b> ProTaper eğelerin etkin kesim bölgelerinin şematik gösterimi	<b>23</b>
<b>Şekil 3:</b> ProTaper eğeler ile kök kanalında etkin kesim yapılan bölgeler	<b>30</b>
<b>Şekil 4:</b> Röntgen ışını, nesne ve detektör ilişkisi	<b>36</b>
<b>Şekil 5:</b> $\mu$ BT'de yeniden yapılandırma	<b>36</b>
<b>Şekil 6:</b> SkyScan 1174 cihazının içyapısı	<b>38</b>
<b>Resim 1:</b> ProTaper Ni-Ti eğelerin çoklu değişkenlik gösteren konisite artışı	<b>24</b>
<b>Resim 2:</b> ProTaper eğelerin modifiye edilmiş ege uçları	<b>25</b>
<b>Resim 3:</b> ProTaper eğelerin dışbükey üçgen çapraz kesit tasarımı	<b>25</b>
<b>Resim 4:</b> ProTaper eğelerin değişken helezon açısı	<b>26</b>
<b>Resim 5:</b> SkyScan 1174 sistemi	<b>34</b>
<b>Resim 6:</b> Çalışmada kullanılan örnekler	<b>40</b>
<b>Resim 7:</b> ISO 10 numaralı K-tipi ege ile bir örnekten meziodistal ve bukkolingual yönlerden alınan dijital radyografik görüntü	<b>40</b>
<b>Resim 8:</b> Mikro bilgisayarlı tomografi ( $\mu$ BT) cihazı (SkyScan 1174 compact Micro CT, Kontich, Belgium)	<b>41</b>
<b>Resim 9:</b> K-tipi Ni-Ti el eğeleri (Nitiflex <sup>®</sup> , Maillefer, Dentsply, Ballaigues, İsviçre)	<b>42</b>
<b>Resim 10:</b> ProTaper dönen kök kanal aletleri (Maillefer, Dentsply, Ballaigues, İsviçre)	<b>43</b>
<b>Resim 11:</b> X-Smart tork kontrollü endodontik motor ve angldrüva	<b>44</b>
<b>Resim 12:</b> Glyde kayganlaştırıcı jel	<b>47</b>

(Dentsply International Inc., York, PA, USA)	
<b>Resim 13:</b> Tarama için mikro bilgisayarlı tomografi ( $\mu$ CT) cihazına örneklerin yerleştirilmesi	<b>48</b>
<b>Resim 14a-b:</b> a- Hacimsel verilerin rekonstrükte edilmiş görüntüsü b- Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitlerin bmp formatında dönüştürülmüş görüntüsü	<b>49</b>
<b>Resim 15:</b> Dönüştürülen kesitlerin 3D-Doctor yazılımına alınması	<b>50</b>
<b>Resim 16:</b> 3D-Doctor yazılımında görüntülerin incelenmesi	<b>51</b>
<b>Resim 17:</b> Ayırıştırılan kesitlerin “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirilmesi	<b>52</b>
<b>Resim 18a-b-c:</b> a- Preparasyon öncesi $\mu$ BT görüntüsü b- Preparasyon sonrası $\mu$ BT görüntüsü c- Preparasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılmış $\mu$ BT görüntüsü.	<b>53</b>
<b>Resim 19:</b> Dişin dış yüzeyinden ayırıştırılarak elde edilen kanal görüntüleri	<b>54</b>
<b>Resim 20a-I:</b> Ni-Ti el eğesi grubunda (1.Grup) preparasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılmış tüm örneklerin üç boyutlu görüntüleri	<b>59</b>
<b>Resim 21a-I:</b> ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubunda (2.Grup) preparasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılmış tüm örneklerin üç boyutlu görüntüleri	<b>62</b>
<b>Grafik 1:</b> Gruplara ve kanal şekline göre işlem öncesi ve işlem sonrası hacim değişiklikleri	<b>68</b>
<b>Grafik 2:</b> Gruplara ve kanal şekline göre dokunulmamış bölge oranları	<b>70</b>
<b>Grafik 3:</b> Gruplara ve kanal şekline göre merkez hatta meydana gelen sapma miktarları	<b>72</b>

## TABLÖLAR

<b>Tablo 1:</b> SkyScan 1174 sisteminin özellikleri	<b>37</b>
<b>Tablo 2:</b> ProTaper eğelerinin kullanıldığı tork değerleri	<b>44</b>
<b>Tablo 3:</b> ProTaper eğelerinin kullanım sırası	<b>46</b>
<b>Tablo 4:</b> Çalışmada kullanılan tüm örneklerin preparasyon öncesi ve sonrası $\mu$ BT ile ölçülen kanal hacim değerleri	<b>63</b>
<b>Tablo 5:</b> Çalışmada kullanılan tüm örneklerin preparasyon öncesi ve sonrası $\mu$ BT ile ölçülen prepare edilmemiş yüzey alanı miktarları ve merkez hatta meydana gelen sapma miktarları	<b>64</b>
<b>Tablo 6:</b> Gruplara ve kanal şekline göre preparasyon öncesi ve preparasyon sonrası hacim değişiklikleri ( $\text{mm}^3$ )	<b>65</b>
<b>Tablo 7:</b> Dar ve geniş kanallar içerisinde gruplara göre hacimdeki değişim miktarının dağılımı ( $\text{mm}^3$ )	<b>66</b>
<b>Tablo 8:</b> Gruplar içerisinde dar ve geniş kanallara göre hacimdeki değişim miktarının dağılımı ( $\text{mm}^3$ )	<b>66</b>
<b>Tablo 9:</b> Dar ve geniş kanallar içerisinde gruplara göre hacimdeki değişimlerin yüzdesel dağılımı (%)	<b>67</b>
<b>Tablo 10:</b> Gruplar içerisinde dar ve geniş kanallara göre hacimdeki değişimlerin yüzdesel dağılımı (%)	<b>67</b>
<b>Tablo 11:</b> Dar ve geniş kanallar içerisinde gruplara göre dokunulmamış bölge oranlarının yüzdesel dağılımı (%)	<b>69</b>
<b>Tablo 12:</b> Gruplar içerisinde dar ve geniş kanallara göre dokunulmamış bölge oranlarının yüzdesel dağılımı (%)	<b>70</b>
<b>Tablo 13:</b> Dar ve geniş kanallar içerisinde gruplara göre merkez hatta meydana gelen sapma miktarları (mm)	<b>71</b>
<b>Tablo 14:</b> Gruplar içerisinde dar ve geniş kanallara göre merkez hatta meydana gelen sapma miktarları (mm)	<b>72</b>

## SEMBOLLER, KISALTMALAR

**Ni-Ti:** Nikel-Titanyum

**$\mu$ BT:** Mikro Bilgisayarlı Tomografi

**$\mu$ m:** Mikrometre

**Nitinol:** Nikel Titanyum Naval Ordnance Laboratory

**CuZn:** Bakır-Çinko

**CuAl:** Bakır-Alüminyum

**AuCd:** Altın-Kadmiyum

**V:** Vickers Sertlik Birimi

**mm:** Milimetre

**NaOCl:** Sodyum Hipoklorit

**ft/dk:** Feet/Dakika

**ISO:** International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)

**sn:** Saniye

**XMT:** X-ray Mikro Tomografi

**BT:** Bilgisayarlı Tomografi

**SMI:** Structure Model Index (Yapı Model Endeksi)

**rpm :** Rotary Per Minute (Dakikadaki Dönü Sayısı)

**kW:** KiloWatt

**DICOM:** Digital Imaging and Commumation in Medicine

**BMP:** Bit Map Picture

*Aileme...*

*Dostlarına...*

## 1. 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.<sup>1-6</sup>

Kök kanallarının temizlenmesi 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 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.<sup>1-7</sup>

Bu amaçla, son 20 yılda, pek çok endodontik alet ve preparasyon sistemi geliştirilmiştir. Nikel titanyum (Ni-Ti), oldukça küçük elastisite modülü ve kolayca şekil alabilme yeteneği nedeniyle kırılmaya karşı direnci üstün olan bir alaşımdır.<sup>8-10</sup> 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.<sup>10,11</sup>

Kök ucu yeni kapanmış genç sürekli dişlerde kanalların geniş olması, etkilenmiş kanal duvarlarının yeterli miktarda kaldırılmamasına sebep olur. Bu kanallarda büyük numaralı eğeler kullanılarak yeterli kanal genişletmesinin yapılması büyük önem taşımaktadır. Ayrıca bu tip

hastalarda yaş grubu sebebiyle uyum problemleri, yetersiz ağız açıklığı gibi zorluklar da mevcuttur.<sup>12</sup>

Günümüzde, Ni-Ti dönen kök kanal preparasyon sistemlerinin kanal şekillendirme özelliklerini inceleyen birçok çalışmaya rastlamak mümkündür.<sup>13-63</sup> Ancak genç sürekli dişlerde bu sistemlerin etkinliğinin araştırıldığı çalışmalara rastlanmamaktadır.

Kök kanal preparasyonunun değerlendirildiği çalışmalarda, şekillendirme öncesi ve sonrasında, çeşitli faktörlerin değerlendirilmesi amacıyla farklı deneysel yöntemler kullanılmıştır.<sup>13-70</sup> Mikro Bilgisayarlı Tomografi ( $\mu$ BT) bu yöntemlerden birisi olup, dişlerde yapısal değişikliğe sebep olmadan kesit alınabilmesi ve üç boyutlu incelemeye olanak tanınması nedeniyle diğer geleneksel yöntemler karşısında önemli bir üstünlük sağlamaktadır.<sup>71-93</sup>

Genç sürekli dişlerde, Ni-Ti dönen sistemlerin etkinliğinin araştırıldığı ve üç boyutlu incelemeye olanak tanıyan  $\mu$ BT yönteminin kullanıldığı çalışmaya rastlanmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, genç sürekli dişlerde farklı tasarım özelliklerine sahip ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi (Dentsply Maillefer, Ballaiques, Switzerland) ve Ni-Ti el eğesi ile sağlanan kök kanal şekillendirme özelliklerinin kanal boşluğu hacmi ve yüzey alanı açısından  $\mu$ BT kullanılarak değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

Başarılı bir kök kanal tedavisi, tüm kanal ağızlarını içine alan giriş kavitesinin açılmasından sonra kök kanallarının temizlenmesi, şekillendirilmesi, bakterilerden arındırılması ve kanalın üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulması esasına dayanmaktadır.<sup>3,94-96</sup>

Kök kanallarının temizlenmesinde kullanılan kimyasal maddeler üzerinde çok çeşitli araştırmalar yapılmış olmakla birlikte, günümüzde araştırmacılar, başarılı bir endodontik tedavinin kök kanal dolgusundan önce kök kanallarının ideal şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesine dayandığını kabul etmektedirler.<sup>2,94-96</sup>

Temizleme ve şekillendirme esnasında, canlı veya nekrotik pulpa dokusunun tamamen çıkarılmasının yanı sıra, bakteriler ve yan ürünleriyle kontamine olan kök dentinin de kök kanallarından uzaklaştırılması gerekmektedir. Bununla birlikte, kanal duvarları boyunca mevcut tüm düzensizlikler giderilip antibakteriyel yıkama solüsyonları kullanılarak kanal dezenfeksiyonu sağlanmalıdır. Kök kanal şekillendirmesi, orijinal kök kanal şekline bütünüyle uyum gösterecek ve kanal dolgu maddelerinin kolayca uygulanmasına imkan verecek şekilde yapılmalıdır. Ancak bu şekilde hazırlanan kök kanalları, sızdırmaz bir şekilde doldurulabilir.<sup>94-97</sup>

Schilder,<sup>94</sup> kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi esnasında dikkat edilmesi gereken kuralları iki ana başlık altında toplamıştır:

#### 2.1.1. Mekanik Prensipler

- Kök kanalı, kök ucundan koronale doğru gittikçe genişleyen düzgün konik bir formda hazırlanmalıdır.
- Apikal foramen, bu konik şeklin en dar yerini oluşturmalıdır.
- Apikal foramenin fizyolojik şekli korunarak orijinal pozisyonunda tutulmalıdır.
- Kök kanalının orijinal şekli ve eğimi muhafaza edilmelidir.

#### 2.1.2. Biyolojik Prensipler

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

Kanal dezenfeksiyonunun sağlanması ve kök kanallarının etkin bir şekilde yıkanması için kanal duvarlarındaki düzensizlikler giderilmeli, böylece yıkama solüsyonlarının etkinlikleri artırılmalıdır. Kök kanallarının hermetik bir şekilde doldurulabilmesi için kanalların orijinal seyrini bozmadan şekillendirilmesi gerekir.<sup>94,96-98</sup>

Birçok araştırmacı, kök kanal duvarındaki dentinin 1-2 mm derinliğe kadar mikroorganizmalar ve endotoksinleri ile enfekte olabileceğini göstermişlerdir.<sup>2,97-99</sup> Eğri kök kanallarında şekillendirme işlemi sırasında orijinal kanal seyrinin eğimin dış tarafına kayması sonucu kök kanal duvarının konkav kısmından kaldırılamayan enfekte doku artıkları ve bakteriler, tedavinin başarısızlığına neden olabilmektedir. Ancak şekillendirme işlemi, diş kökünün direncini düşürecek şekilde aşırı miktarda da yapılmamalıdır.<sup>99,100</sup>

Kök ucu yeni kapanmış genç sürekli dişlerde kanalların geniş olması, etkilenmiş kanal duvarlarının yeterli miktarda kaldırılamamasına sebep olabilmektedir. Bu tip kanallarda yeterli kanal genişletmesinin yapılması büyük önem taşımaktadır.<sup>12</sup>

## **2.2. Genç Sürekli Dişlerin Kök Kanal Dentin Özellikleri**

Dentin dokusu yapımı; fetal dönemin 8. haftasında differansiye olmamış mezenşimal hücrelerin odontoblastlara farklılaşması ile başlamaktadır. Dentin dokusu; dişin kök kısmında sement dokusu ile kron kısmında ise mine dokusu ile çevrelenmiş, pulpa dokusunu tamamen saran amorf ve avasküler yapıda minarelize olmuş bağ dokusudur. Dişi oluşturan

bileşenler içinde en büyük kütleye sahiptir. Bir yandan yapısında bulunan dentin tübüleri sayesinde difüzyon bariyeri görevi yaparak pulpa dokusunun sağlığının korunmasına yardımcı olurken bir yandan da dişin mekanik bütünlüğünün korunmasına yardımcı olmaktadır.<sup>96</sup>

Genç sürekli dişlerde dentin daha ince ve dentin tübüleri daha geniştir. Geniş dentin tübüleri, dentinin bakteri geçirgenliğini arttıran önemli bir faktördür.<sup>101</sup> Dentin tübüleri ilk oluştuğunda yaklaşık 4 µm çapa sahip iken; zamanla tübüler duvara dentin birikimi sonucunda çaplarında azalma gözlenmektedir. Mine-dentin birleşiminde yaklaşık 2 µm'dir ve yaşla birlikte belirgin bir azalma göstermemektedir. Kök boyunca dentin tübüllerinin çapları 2,5-3 µm arasında (geniş çap genç dişlerde gözlenmektedir); pulpaya komşu bölgelerde ise 3-4 µm arasındadır (geniş çap genç dişlerde gözlenmektedir). Yaşla birlikte dentin tübül içerikleri kademeli olarak kalsifiye olmaktadır.<sup>102</sup>

Dentin üretimi hayat boyu devam eden bir süreçtir. Primer dentin, dentin kütesinin en geniş kısmını teşkil eden ve dişin formasyonu sırasında nispeten yüksek hızlarda üretilen dentin matrisidir Primer dentin formasyonu apikal açıklığın kapanmasıyla sona erer ve daha sonra sekonder dentin formasyonu başlar. Odontoblastlar tarafından primer dentine göre daha düşük hızlarda salgılanan ve primer dentinin pulpal yüzünde depolanan sekonder dentin, primer dentine göre daha fazla kalsifiye bir yapıya sahiptir. Kimyasal irritanlar, çürük restoratif işlemler, atrizyon veya diğer travmalar gibi değişik uyaranlara cevaben dişin hayatı boyunca şekillenen dentin matrisi ise tersiyer dentindir. Genç sürekli dişlerde yalnızca primer dentin mevcut iken yaşla birlikte sekonder ve tersiyer dentin oluşumu pulpa odasının küçülmesine, kök kanalının ise daralmasına neden olmaktadır.<sup>102,103</sup>

### **2.3. Kök Kanal Şekillendirmesinde Kullanılan Alaşımalar**

Modern kök kanal aletleri, paslanmaz çelik ve nikel titanyumdan üretilmişlerdir. Karbon çelik enstrümanlar korozyona dayanıksız olmaları nedeniyle tekrar steril edilemeyen tek kullanımlık aletlerdir. Krom-nikel çelik ve V-4 çelik daha yeni alaşımlar olup, geliştirilmiş esneklik ve şekillendirme özelliklerine sahiptirler.<sup>13</sup> Diğer yeni bir alaşım olan titanyum alüminyum süperelastik özelliklere sahip olmamakla birlikte, konvansiyonel paslanmaz çelikten daha esnektir. Bununla birlikte, titanyum alüminyumun kesme etkinliği açısından herhangi bir avantajı bulunamamıştır.<sup>7</sup> Metal alaşımlarındaki bilimsel ve teknolojik gelişmeler, daha güçlü ve esnek yeni jenerasyon endodontik aletlerin yapılmasını gündeme getirmiştir.<sup>8</sup> Walia ve arkadaşları,<sup>104</sup> kanal eğelerinin eğilme ve bükülme sırasında daha fazla elastik fleksibiliteye sahip olan Ni-Ti alaşımdan yapılmasını önermiştir. Nikel-titanyum endodontik eğeler, tanıtıldığından bu yana alaşımın elastik özelliği nedeniyle endodontik aletlerin üretiminde gittikçe artan oranda kullanılmaktadır.<sup>15</sup>

#### **2.3.1. Nikel Titanyum (Ni-Ti) Alaşımının Özellikleri**

Nitinol olarak adlandırılan alaşım, ağırlıkça %55 nikelden ve %45 titanyumdan oluşmaktadır ve nikel yerine ağırlıkça %2'den az karbon kullanılabilir. Bu sayede yaklaşık eş sayılı Ni ve Ti atomları birleştirilmiş yani "equiatomic" bir alaşım oluşturulmuş olur.

Nitinol 55 olarak bilinen alaşım endodonti pratiğinde oldukça popölerdir. Diğer bir alaşım ise yaklaşık %5 daha fazla Ni içeren Nitinol 60'dır ve daha çok el tipi eğelerde kullanılır. Nitinol 60 alaşımı daha serttir, daha az Şekil hafızası özelliğine sahiptir ve ısıyla daha fazla Őekillendirilebilir, ancak endodontik kullanım için çok uygun değildir.<sup>9</sup> Ni-Ti alaşımlar, paslanmaz çelikten daha yumuşaktır, ısıyla Şekil değişimine uğramaz, düşük elastisite modölüne sahiptir, daha sert, esnek ve sağlamdır.<sup>9,105</sup>

Alaşımın daimi deformasyona uğramaksızın streslere direnç gösterebilme yeteneğine "süperelastisite" denir. Bu özellik, belirli sıcaklık aralığında gerçekteşmektedir. Klinik uygulamalarda bu elastik davranış, 23-36C°de gerçekteşebilir.<sup>8,104</sup> Süperelastisite özelliği sadece Ni-Ti alaşımlarda değil, aynı zamanda daha az biyoyumlu olan bakır-çinko (CuZn), bakır-alüminyum (CuAl) ve altın-kadmiyum (AuCd) gibi alaşımlarda da mevcuttur. Alaşımın süperelastisite özelliği kullanımla azalır. İlk kullanımda, gerilimin %8'i abzorbe edilebilirken; bu oran 100. kullanımda %6'ya, 100000. kullanımda ise %4'e kadar düşer. Ni-Ti eğeler kalıcı deformasyon bulgusu göstermeksizin orjinal Şekline geri döner ve bu özelliğe hafıza etkisi (*memory effect*) denir.<sup>9</sup>

Ni-Ti eğeler, stres altında mikroskobik faz değişikliklerine uğrayarak yapısal olarak daha zayıf hal alabilir.<sup>106</sup> Ni-Ti eğelerin maksimum kaç kere ve kaç kanal preparasyonunda kullanılabileceği hakkında net bilgi yoktur. Bununla birlikte, kırılma çoğunlukla, alet hiçbir bulgu vermeden aniden gerçekteşir. Ni-Ti'nin Vickers sertlik değeri 300-350 V civarındadır. Bu değer paslanmaz çelikte 530 V, koronal dentinde 70 V ve kök kanal dentininde 30-35 V kadardır.<sup>107</sup> Ni-Ti enstrümanların yüzeyi homojen değildir ve kesici

kenarlar enstrümanın kor kısmına göre daha yumuşaktır.<sup>8</sup> Bu bulgu, Ni-Ti eğelerin, kesme etkinliğinin paslanmaz çelik eğelerden daha az olduğunu ve aşınmasının daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu nedenle Ni-Ti eğeler daha sık değiştirilmelidir. Ni-Ti eğelerin kesme etkinliği, paslanmaz çelik eğelerin yaklaşık 1/2'si veya 2/3'ü kadardır. Ni-Ti el tipi eğelerin dezavantajları nedeniyle, dönen tarzda daha büyük açılı modern tip Ni-Ti eğeler geliştirilmiştir. Bu sayede turla kullanılan Ni-Ti eğelerde kesme etkinliği artmıştır. Kesme etkinliğinin artması, aletteki aşınmayı da arttırdığı için klinisyenlerin bazıları Ni-Ti eğeleri tek kullanımlık olarak kabul etmektedirler.<sup>10,108,109</sup>

Ağız ortamındaki sıcaklığın, kan ve tükürük içerisindeki tuz ve elektrolitlerin Ni-Ti alaşımların korozyonuna neden olabileceği bildirilmiştir.<sup>110</sup> Ancak yapılan bazı araştırmalarda da, Ni-Ti'nin iyi korozyon direnci gösterdiğini ve oksijen temasıyla yüzey özelliklerinde bir değişim oluşmadığı gösterilmiştir.<sup>111,112</sup> Sterilizasyonun ve sodyum hipoklorit (NaOCl) kullanımının Ni-Ti alaşımlar üzerine etkilerini araştırmak için yapılan çalışmalarda, farklı sterilizasyon tekniklerinin metalin yapısında çok az veya hiçbir olumsuz fiziksel değişikliğe neden olmadığı belirtilmiştir.<sup>113,114</sup> Metal yapısında oluşan değişikliklerin (esneklikte azalma, eğilme momentinde değişiklikler, kesme yeteneğinde azalma, titanyumun çözünmesi) minimal olduğu ve bu değişikliklerin klinik uygulamaları olumsuz yönde etkilemediği gösterilmiştir.<sup>114,115</sup>

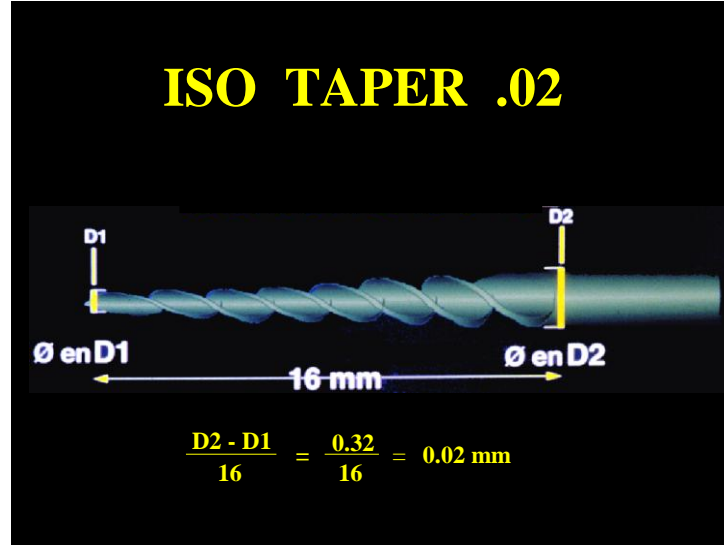
Nikel bilinen en alerjen metallardan biridir ve insan fibroblastlarının mitozuna engel olur.<sup>116</sup> Ni-Ti alaşımların içeriğindeki nikel ve titanyumun eş atomlu oranı, alaşımların biyouyumluluğunu arttırarak alerjen özelliğini ortadan kaldırmaktadır.<sup>117</sup>

Paslanmaz çelik eğelerle karşılaştırıldığında, Ni-Ti eğelerin; daha az eğilme momentine sahip oldukları ve tork sonrası daha az kalıcı deformasyon oluştuğu, daha iyi metal hafızası sergiledikleri, daha sağlam oldukları ve klinik ömürlerinin daha uzun olduğu gösterilmiştir. Ni-Ti eğelerin diğer bir avantajı ise geleneksel paslanmaz çelik eğelerin 1/4-1/5'i kadar elastisite modülüne sahip olmalarıdır.<sup>118</sup> Fakat, Ni-Ti eğeler paslanmaz çelik eğelere göre daha az etkin kesim yapmaktadırlar. Kesim etkinliğindeki bu azalma Ni-Ti'nin düşük elastisite modülüne sahip olmasına ve buna bağlı olarak kanal yüzeyiyle temas eden noktaların azalmasına bağlanabilir.<sup>118,119</sup>

## **2.4. Kök Kanalının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler**

### **2.4.1. El Eğeleri**

Elle kök kanal preparasyonu için üretilen paslanmaz çelik ve 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 uzunluklarınının 16 mm olması ve çaplarınının her mm'de 0,02 mm artmasıdır. Bu çap artışı için %2 koniklik (taper) terimi kullanılır. Taper, eğenin en uç noktasından 1'er mm yukarı doğru giderken eğenin çapında gözlenen değişiktir (Şekil 1).



Şekil 1: Taper değerinin şematik gösterimi (Taper = $D2-D1/16\text{mm}$ )  
(Dentsply Maillefer'den temin edilmiştir.)

Ayrıca, kesici kenarlar her zaman eşit aralıklarla yerleşir. Kesme kenarlarının kanal duvarlarıyla olan açıları farklıdır (reamer 20 derece, K-tip eğe 40 derece, H-tip eğe 60 derece). Reamerlar, 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.<sup>10</sup>

Ni-Ti eğelerinin üretimi, bazı doğal zorluklarından dolayı farklılıklar taşır. Orijinal Ni-Ti telinin üretimi, dakikada 220 ft/dk hızda karbit frez veya silikon karbit disklerle yüksek oranda klorinatlanmış kesme yağı altında gerçekleştirilmelidir. Paslanmaz çelik K-tip eğelerde ve reamerlarda yapılan bükme (çevirme) işlemi, Ni-Ti'nin süperelastik özelliği ve hafıza etkisinden dolayı imkansızdır. Bu nedenle Ni-Ti eğeler, makineyle veya bilenerek üretilmektedir.<sup>9</sup>

## 2.4.2. Döner Eğeler

Ni-Ti endodontik döner aletler, paslanmaz elik aletlerle ilişkili problemlerin üstesinden gelebilmek için ve iyatrojenik hataları giderebilmek için üretilmişlerdir. Son yıllarda kök kanal preparasyonu amacıyla döner Ni-Ti aletlerin kullanılmasındaki artış, piyasada birçok yeni eğe sisteminin doğmasına neden olmaktadır.<sup>17</sup>

Günümüzde bilinen döner Ni-Ti eğe sistemleri arasında ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), GT (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), Quantec (Analytic Endodontics, Orange, CA), K<sup>3</sup> (Analytic Endodontics, Orange, CA), RaCe (FKG Dentaire, Fonds, Switzerland), Hero 642 (Micro-Mega, Besançon, France) ve Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, France) sayılabilir. Hem elektrikli, hem de hava ile çalışabilen redüksiyonlu, düşük hızlı mikromotorlarla kullanılabilen değişken açılı ve esnek Ni-Ti aletlerin üretilmesi, hekimlerin, artan hız ve etkinlikle önceden tahmin edilebilir kanal şekilleri oluşturmalarını sağlamaktadır.<sup>35,120,121</sup>

Ni-Ti döner eğelerin bu kabiliyeti aletin yapısından ve dizaynından kaynaklanmaktadır.<sup>11</sup> Eğe dizaynlarının farklılık gösterdiği özellikler, uç ve koniklik (*taper*) dizaynları, radyal alanlar, kesme (*rake*) açıları, helikal açıları ve sarmal (*pitch*) yapısıdır.<sup>11,122,123</sup>

Uç dizaynı, kesici ve kesici olmayan uç olarak iki tiptir.<sup>123</sup> Dönen eğelerdeki kesici uçlar çok agresiftirler. Kesici uçlar, dar ve kalsifiye kanallara girme kabiliyetinin yanı sıra iki ciddi sakınca doğurmaktadırlar. Bunların ilki, kök dışına eğenin çıkmasıdır. Kesici olmayan bir uçla kök dışına çıkıldığında, kök ucunda düzgün bir yuvarlak oluşur 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. Ayrıca, kesici uçlu eğelerin sapma oluşturma potansiyeli vardır.<sup>11</sup> Eğenin, kök ucunda uzun süre tutulmasıyla sapma oluşabilir. Teorik olarak kesici uç, kök ucuna gelindiğinde hemen geri çekilirse sapma oluşturmaz. ProFile, GT ve K<sup>3</sup> kesici olmayan uç taşır. Üçüncü jenerasyondan ProTaper, Hero Shaper kesici uca sahiptir.<sup>122,123</sup>

Eğе dizaynında diğеr bir özellik de koniklikdir. Kök kanalını şekillendirmede iki seçenek bulunmaktadır. İlk seçenek, sabit konikliğe ve farklı apikal uç çaplarına sahip eğelerle kök kanalını şekillendirmektir. Hero 642 ve ProFile sabit konikliğe sahip fakat değişken uç çaplarına sahip eğelerdir. İkinci seçenek ise, değişken veya artan konikliği tercih eden ekoldür. Bu eğelerin apikal uçları %4'den %12'ye değişen konikliklere sahiptirler (ProTaper, GT ve Quantec). Değişken veya artan konikliğin arkasında yatan temel mantık, birbirini takip eden her eğenin sadece kanal duvarının minimal yüzeyine temas etmesidir. Böylece sürtünme direnci azalacak ve eğenin çalışmasında daha az torca ihtiyaç duyulacaktır. ProTaper eğeler progresiv olarak artan bir konikliğe sahiptir. Bunun temel avantajı, torsiyonel yüklemenin azaltılmasıdır.<sup>122</sup>

Diğer bir kritik dizayn özelliği de radyal alan konseptidir. Radyal alan, aksiyel olarak merkezi aksta, yivler arasında, mümkün olduğu kadar kesici kenardan uzak bir yüzeydir. Eğeyi kanalın merkezinde tutan kesici olmayan uç ve radyal alan kombinasyonudur (ProFile). Radyal alanların değerlendirilmesindeki diğer bir kriter de bıçak desteğidir. Birçok dönen eğe dayanıklılığını kordaki materyalin kütlesinden alır. Bir eğenin radyal alan genişliği arttırılarak periferal dayanıklılığı arttırılabilmektedir.<sup>123</sup>

Rotary eğeler ya tam radyal alanlara sahiptirler, ya da radyal alanlar eğenin içine gömülüdür. Bunlardan hangisinin en iyi radyal alan tipi olduğuna ilişkin tartışmalar diş hekimliği literatüründe halen devam etmektedir. Tam radyal alan olmasını savunan yazarlar, eğenin etkin olarak merkezde kalmasını düşünürlerken gömülü radyal alanlı eğeler daha az sürtünme direncine işaret etmektedirler.<sup>122,123</sup>

Kesme açıları da önemli bir parametre olup bir aletin kesme etkinliğini belirlemektedir. Kesme 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. Pozitif kesme açısı, nötral kesme açılarından daha etkin kesme potansiyeline sahiptir. Çoğu konvansiyonel endodontik eğe negatif ve nötral kesme açısı gösterir. Negatif kesme açısı daha az agresiftir fakat eğenin kesiciliği gövde dizaynıyla değiştirilebilir. Örneğin, ProTaper, negatif kesme açısına sahiptir. Modifiye K bıçağı ve progresiv konikliği sayesinde kesiciliği etkindir. Bununla birlikte ideal kesme açısının tam pozitif olması yerine çok az pozitif olması da önerilmiştir. Tam pozitif kesme açısı, dentinin delinmesine, kazınmasına ve buna bağlı

kırılmalara sebep olabilir. K<sup>3</sup> ve Hero Shaper hafif pozitif kesme açısına sahip üçüncü jenerasyon eğelerdir.<sup>120,122,123</sup>

Helikal yiv açıları rotary eğelerin performansını arttıran diğer bir özelliktir. Helikal açı, kesici kenarla eğenin uzun aksı arasındaki açıdır. Dönen ege kanalda iken, dentinal debrislerin çabuk ve etkin bir biçimde uzaklaşması arzu edilir. Sabit helikal yiv açısına sahip eğeler, debrisin özellikle eğenin koronal kısmında birikmesine neden olur. Sabit helikal açı gösteren eğeler vidalanma kuvvetlerine karşı daha savunmasızlardır. Yiv açısının değişken olmasıyla debris daha etkin uzaklaştırılır ve eğenin kanal içine vidalanma olasılığı azalır. K<sup>3</sup> ve Hero Shaper, apikale doğru artan bir helikal açılanma gösterir. Bu dizayn sonucunda, debrisin üstün bir şekilde uzaklaştırılması sağlanır. RaCe egesinde, spiral ve spiral olmayan kısımların kullanılmasıyla rotasyonel torku azaltan alternatif helikal dizayn geliştirilmiştir. Bu dizayn özelliği, eğenin kanal içine sıkışma olasılığını azaltmaktadır.<sup>11,122,123</sup>

İncelenen son özellik sarmal (*pitch*) yapısıdır. Sarmal, her bir uzunluk birimi başına düşen spiral sayısıdır. Sabit sarmal ve sabit helikal açı kanalın içine sıkışmayı sağlar. Sabit koniklikteki eğeler kullanıldığında, bu durum, özellikle belirgindir. Hero Shaper egesi, taper miktarı arttıkça azalan sarmal sayısı gösterir.<sup>122,123</sup>

## 2.5. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemleri

Kök kanal şekillendirmesi için iki temel teknik bulunmaktadır.<sup>4,7,124</sup> “Step-back” (apikalden koronale) ve “Crown-down” (koronalden apikale).

Step-back preparasyon, koronal genişletme ile konservatif apikal preparasyonu içermektedir. Çalışmalar Step-back tekniği tatmin edici bir kök kanal şekillendirme yöntemi olduğunu göstermekle birlikte, bu teknik zaman alıcı olup işlemsel uygulama hatalarına açıktır.<sup>125</sup> 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.<sup>3-5,7</sup> Crown-down preparasyon, koronal dentinin kolay kaldırılmasına izin vermesi ve çalışma boyunun temizleme ve şekillendirme sırasında korunmasını sağlaması nedeniyle yararlı bir tekniktir. Crown-down metodu, kullanılan eğe tipinden bağımsız olarak etkin bir şekilde kanal preparasyonuna olanak sağlar. Bununla birlikte, Ni-Ti eğelerdeki stres limitlerine ve arttırılmış koniklik yapısına bağlı olarak tüm Ni-Ti dönen eğe sistemlerinin ana prensibi Crown-down preparasyondur. Step-back tekniğinde hekim dar bir kanala ISO 20 no. veya 25 no. kanal aletini soktuğunda kanal içinde bir sıkışma hisseder. Çoklukla, sıkışmanın apikal üçlüde olduğu düşünülmektedir. Oysa eğe, kökün koronal yarısında kalmıştır. Crown-down tekniği kullanıldığında servikal yapı elimine edilmiş ve koronal dentin pasif olarak daha büyük eğelerle kaldırılmış olmaktadır. Böylece daha küçük eğelerin apikal üçlüye ulaşması kolaylaşıp, kanal apikal üçlüsündeki el hassasiyeti artmaktadır.<sup>3-5,7,124</sup>

Crown-down tekniği endodontik irrigant olarak kullanılan NaOCl'nin etkinliğinin artışına neden olmaktadır. Bu yöntem sayesinde, irrigantın apikal bölgeye daha hızlı ve daha derin penetrasyonu sağlanmaktadır. Apikal çlde, NaOCl'nin mevcudiyeti, antimikrobiyal etkinliğinin artışına ve doku çözme özelliğinin etkinleşmesine neden olacaktır. Irrigant etkinliğinin artışı, debrisin koronal yönde hareket etmesini sağlayan dönen eğe dizaynı ile birleştiğinde postoperatif komplikasyon riski azalacaktır. Geleneksel Step-back tekniğinde, periapikal olarak debrisin itilmesine neden olan bir piston etkisi gelişmektedir. Dönen aletlerin Crown-down tekniğiyle kullanımı sonucunda ise doku ve debris apikal olarak itilmekten çok, koronal olarak çekilmektedir.<sup>3-5,7,96</sup>

İngle ve Bakland<sup>4</sup> Crown-down preparasyonun klinik ve biyolojik yararlarını aşağıdaki şekilde sıralamışlardır:

- Pulpa taşının kolaylıkla uzaklaştırılması,
- Koronal interferenslerin kaldırılmasına bağlı olarak aletlerin kullanımında el hassasiyetinin artması,
- Aletlerin kanal içinde apikale hareketlerinin artması,
- Koronal üçlüde minimal doku temasına bağlı olarak kolaylaşan çalışma boyu tespiti,
- Irrigant penetrasyonu için boşluğun artması ve böylece koronal olarak debris hareketinin artması,
- Koronal çldeki pulpa dokusunun kolay kaldırılması,
- Kök eğimlerine ve kanal birleşimlerine düz giriş,
- Kök kanal duvarına temasın azaltılmasıyla alet bozulmalarının ve kırılmalarının önlenebilmesi,
- 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 sağlanabilmesidir.

Saunders ve Saunders<sup>7</sup> Crown-down tekniğinde dönen nikel titanyum eğelerin kullanımını şu şekilde özetlemiştir:

- Kanalın koronal kısmına düz bir giriş sağlanmalıdır.
- Kanal yolu küçük bir ISO el kanal eğesi ile belirlenmelidir.
- Eğe kanala girerken, kullanım sırasında ve kanaldan çıkartılırken sabit hızda kullanılmalıdır.
- Eğe çok küçük basınçla ve yavaşça kanal içine sokulmalıdır.
- Kök kanalı içinde rotasyon durdurulmamalı ve yeniden başlatılmamalıdır.
- Kullanım esnasında kanal içinde bir lubrikantla küçük, vertikal aşağı ve yukarı hareketle kullanılmalıdır. Kuru kanalda çalışılmamalıdır (Döner eğe, irrigantı kanal derinliklerine taşıyacaktır).
- Her kullanım sırasında eğe, 5-7 sn. kullanılmalı, alet steril gazlı bez ile temizlenmeli ve kanal bol miktarda irrigate edilmelidir.
- Aşırı eğimli kanallarda kullanılan aletler atılmalıdır.

- Deformasyona uğrayan tüm aletler atılmalıdır (büyüteçle inceleme yapılmalıdır).
- Genelde, tüm aletler, eğim, kanal çapı, alet üzerindeki basınç ve aletin boyutuna bağlı olarak 8-10 kullanımdan sonra atılmalıdır.

## **2.6. Kök Kanal Tedavisi Sırasında Oluşan iyatrojenik Hatalar**

Cunningham ve Senia,<sup>126</sup> kök kanal sisteminin anatomisini inceledikleri radyolojik çalışmada, kök kanallarının meziodistal yöne olduğu gibi bukkolingual yöne doğru da eğim gösterdiğini ve tüm kök kanallarının %85'inde eğrilik olduğunu bildirilmişlerdir. Ayrıca araştırmacılara göre birçok kök kanalı, ikinci ve hatta üçüncü bir eğime sahip olabilmektedir. Vertucci,<sup>127</sup> aynı konuyla ilgili yaptığı bir araştırmada, kök kanallarının sadece %3'ünün düz seyrettiğini ve %33'ünün de dar ve aşırı eğri olduğunu bildirmiştir. Eğri ve dar kanallara sahip dişlerde şekillendirme sırasında birçok güçlük karşılaşılmaktadır. Kök kanallarının eğriliği, darlığı ve karmaşık anatomik yapısı ideal formda bir kanal şekli oluşturmamızı zorlaştırmaktadır.<sup>128,129</sup> Kök kanalı içinden her yönde eşit miktarda madde kaldırılarak kanalın orijinal eğriliği ve seyri korunmalıdır.<sup>94</sup> Weine,<sup>2</sup> eğri kanallarda şekillendirme işlemi sırasında, kanal aletinin düzleşme eğiliminden dolayı kök kanal formunda perforasyona kadar varabilen istenmeyen değişikliklerin oluştuğunu bildirmiştir. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kanal anatomisinin bilinmemesi, kanalların eğim gösterebilmesi ve kullanılan aletler üzerinde yeteri kadar kontrol sağlanamaması nedeniyle özellikle tehlikeli bölgelerden aşırı derecede dentin kaldırılması ile istenmeyen hatalı şekillendirmeler meydana gelebilmektedir.<sup>130</sup>

En çok karşılaşılan preparasyon hataları; zip (fermuar), elbow (dirsek), transportasyon (yer değiştirme), ledge (çentik/basamak) ve perforasyondur. Kök kanal preparasyonu esnasında meydana gelen bu tür mekanik hatalar kanal morfolojisini değiştireceği için kök kanalının orijinal şekline uygun biçimde şekillendirilmesi mümkün olmamaktadır.<sup>94,104</sup>

## **2.7. Kök Kanallarının Nikel Titanyum Dönen Aletlerle Şekillendirilmesinde Dikkat Edilmesi Gereken Durumlar**

Özel olarak dizayn edilmiş redüksiyonlu yüksek torklu mikromotorların kullanıldığı dönen enstrümantasyonun gelişimi, kök kanalını şekillendirme ve kanal kurvatürüne sadık kalma konusunda endodonti pratiğine hız ve etkinlik kazandırmıştır. Tork kontrollü elektrikli motorların gelişimi ile birlikte şekil hafızalı alaşımlardan üretilmiş dönen aletlerle temizleme ve şekillendirme, tedavi standardı haline gelecektir.<sup>9,131</sup>

Ruddle,<sup>5</sup> dönen eğerle 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

Ni-Ti aletler yol bulmak, dar kalsifiye kanalları açmak, eğimli kanalları şekillendirmek veya basamakları kaldırmak için kullanılmazlar. Bu aşırı esnek aletlere uygunsuz basınç uygulamak, eğenin kırılmasına yol açabilir. Ni-Ti'nin daha az yatay dayanıklılığa sahip olmasından dolayı basıncın eğeyi zorladığı noktada hasar oluşabilmektedir.<sup>9,131-133</sup> Paslanmaz çelik aletler sahip oldukları sertliklerinden ötürü yol bulucu olarak kullanılabilir. Örneğin 15 no K-tip paslanmaz çelik eğe ile kanal bulunması veya basamağın kaldırılması sonrasında, dönen eğeler kullanılabilir.<sup>132,133</sup> Ayrıca, paslanmaz çelik eğeler daha radyopak olup çalışma boyu tespitinde daha iyi sonuç göstermektedirler.<sup>96,118</sup>

Ni-Ti'nin, redüksiyonlu, yavaş hızlı dönen mikromotorlar ile doğru konumda kullanımı alet üzerindeki aşırı bükülmeyi azaltacağından, mikromotor başı her zaman kanalın uzun aksına dik tutmalıdır. Ni-Ti dönen aletlere çok az apikal basınç uygulanmalı, hiçbir zaman zorlanmamalı ve daima bir lubrikantla kullanılmalıdır.<sup>96,131-138</sup>

Ani eğimler, S-şekilli kanal sistemleri ve birleşen kanallar Ni-Ti dönen eğelerin kullanımının kaçınılması gereken durumlardır. Bu tarz kanallarda Ni-Ti eğeler kırılabilir.<sup>139-141</sup> Ni-Ti eğe herhangi bir kanal sistemi içinde döndüğünde, stres birikimine maruz kalır. Bu şekilde mikromotordan çıkarılan eğe titreme haline geçecektir. Bu durumda eğe bir daha kullanılmayarak atılmalıdır. Ni-Ti, uygunsuz bir yüke maruz kaldığında, metal kristalin faz deformasyonuna uğrar ve yapısal olarak daha zayıf hale gelebilir. Tekrar eden sterilizasyon, Ni-Ti eğenin kesme etkinliğinde ve yüzeyel yapısında değişikliklere neden olarak yapısal zayıflıklara ve kırılmalara yol açabilir.<sup>139</sup> Genellikle bir Ni-Ti eğe, metalin yorulduğunu gösteren hiçbir

makroskopik bulgu vermeden kullanılmaz hale gelebilir. Dolayısıyla, bir Ni-Ti eğenin ne kadar kullanılacağını tahmin etmek mümkün değildir.<sup>106,114,140</sup>

Ni-Ti aletler tamamen güvenli değildir. Özellikle eğimli kök kanallarındaki dönme sırasında uygunsuz veya kötü kullanımına bağlı olarak gelişen aşırı stres Ni-Ti eğelerin tüm esnekliğine rağmen yorulmasına ve kırılmasına neden olmaktadır.<sup>141,142</sup> Bu nedenle kullanılan aletlerin sıklıkla kontrol edilmesi ve üreticinin tavsiyelerine uyularak aletlerin kullanılması, aletlerin olası bozulmalarının önlenmesinde yardımcı olabilir.<sup>106,143-148</sup>

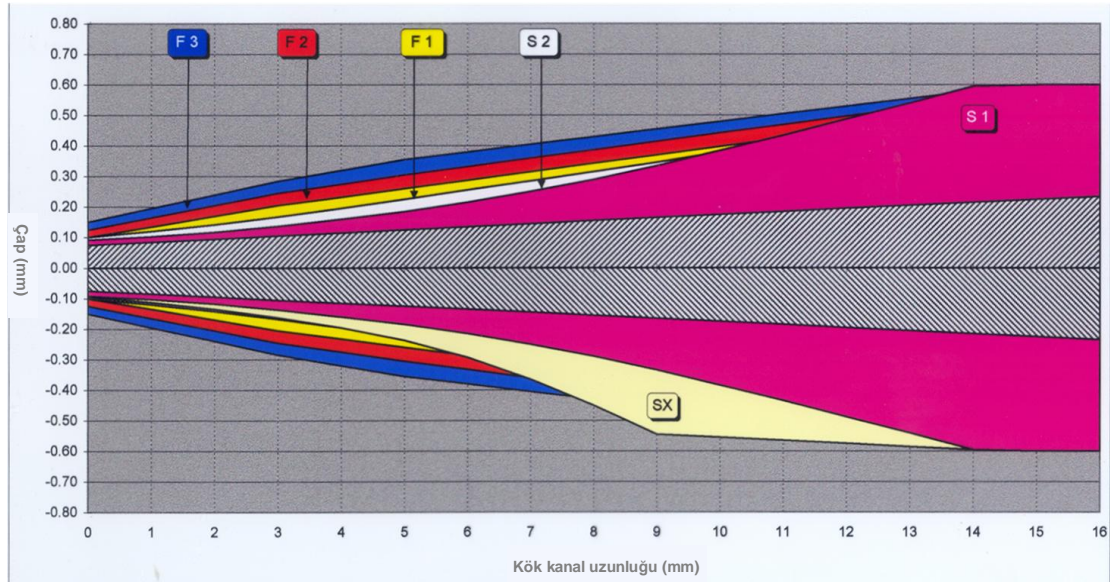
## **2.8. ProTaper Döner Esaslı Ni-Ti Eğe Sistemi**

Döner sistem Ni-Ti kanal eğeleri ve diğer yeni gelişmelerin sayesinde günümüzde daha başarılı biçimde ve daha kısa sürede kök kanal tedavileri yapılabilmektedir. ProTaper sistem (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA), Ni-Ti eğeler konusunda yeni bir nesli temsil etmektedir. Bu yeni Ni-Ti eğe sistemi, bir grup endodonti uzmanı ile Dentsply-Maillefer firmasının işbirliği sayesinde geliştirilmiştir ve diğer döner sistem Ni-Ti eğelerle karşılaştırıldığında, tamamen yeni ve farklı tasarım özellikleri göstermektedir.<sup>120,132,143,144</sup>

ProTaper Ni-Ti eğe sistemi, temel olarak, aşırı derecede eğimli, dar ve zor kök kanallarının preparasyonunu kolaylaştırmak amacıyla geliştirilmiştir. Tamamen farklı ve yeni eğe geometrisi, yüksek bir preparasyon etkinliği ve kullanım emniyeti sağlamaktadır. ProTaper sistem eğeleri, yüksek esneklik ve benzersiz kesim etkinliği sayesinde, tüm kanal preparasyonu

aşamalarını birkaç adımda ve birkaç kanal eğesi ile bitirebilecek özelliğe sahiptirler.<sup>61,120,131,132</sup>

ProTaper Ni-Ti eğe seti, Crown-down tekniğine uygun olarak, 3 koronal şekillendirme ve 3 apikal bitim eğesi olmak üzere toplam 6 adet kanal eğesi içermektedir. Şekillendirme eğeleri, kesici bıçak uzunluğu boyunca artış gösteren konisite çapları ile karakterizedir ve bu sayede, kök kanalında, her eğenin belirli bir kanal bölümünde kontrollü ve emniyetli bir kesim etkinliği sağlanmaktadır. Yani her şekillendirme eğesinin kendine özgü bir koronal kesim etkinliği mevcuttur. ProTaper sistemin bitim eğeleri ise 20, 25 ve 30 numara olmak üzere 3 farklı uç çapına ve eğenin son 3 mm'sinde sabit bir konisite artışına sahiptirler (Şekil 2).<sup>120,131,132,143</sup>



**Şekil 2: ProTaper Ni-Ti eğelerin etkin kesim bölgelerinin şematik gösterimi (Dentsply Maillefer'den temin edilmiştir.)**

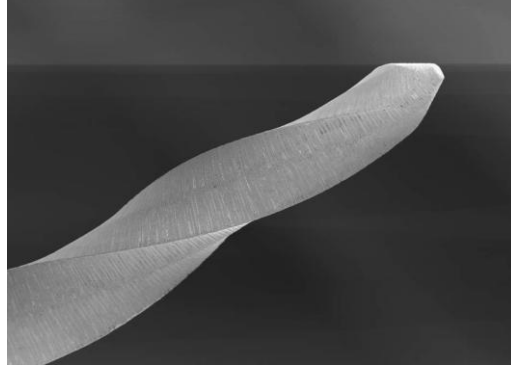
ProTaper Ni-Ti sistem eğeleri, uçtan itibaren artan konisiteye, modifiye edilmiş aktif ege uçlarına, farklı ege boyutlarına, farklı bir çapraz kesit tasarımına, değişken helezon açısına ve özellikle posterior bölgede kullanımı kolaylaştıran kısa ege saplarına sahiptirler.<sup>120</sup> Ayrıca arka grup dişlerde daha kolay preparasyon sağlamak amacıyla ege sapları 15 mm'den 12,54 mm'ye indirilmiştir.<sup>131,132,140,143</sup>

Bu farklı özelliklerden en çok göze çarpanı, bir kanal eğesi boyunca çoklu değişkenlik gösteren konisite artışıdır (Resim 1). Diğer döner sistem Ni-Ti kanal eğeleri incelendiğinde, bunların sabit bir konisite artışına sahip olduğu ve gerekli etkinliği sağlamak için bir seri eğenin bir arada kullanılması gerektiği anlaşılmaktadır. ProTaper sistemde ise, bir ege üzerinde, kök kanalının belirli bir bölgesinde preparasyon yapılması amacıyla farklı konisite değerleri mevcuttur.<sup>120,131-133,140,143</sup>



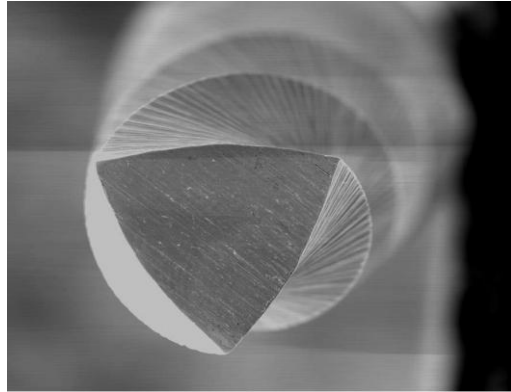
**Resim 1: ProTaper eğelerin çoklu değişkenlik gösteren konisite artışı  
(Dentsply Mallefer'den temin edilmiştir.)**

Bunun yanı sıra, modifiye edilmiş ege uçları (Resim 2), kanal eğesinin kanalda daha güvenli ilerlemesini sağlarken aynı zamanda, aktif dentin kesimi yapan bölgenin dışında diğer bölgelerde aşırı strese maruz kalmasını da engellemektedir.<sup>120,131-133,143</sup>



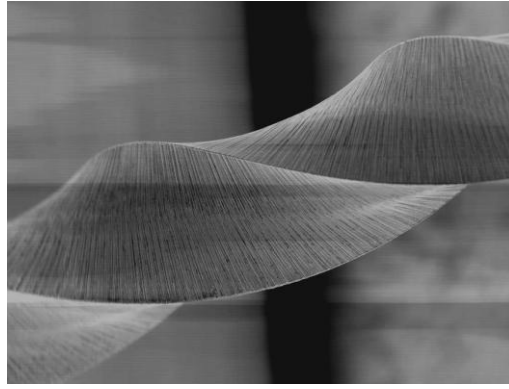
**Resim 2: ProTaper eğelerin modifiye edilmiş eğe uçları  
(Dentsply Maillefer'den temin edilmiştir.)**

ProTaper sistemin sahip olduğu dışbükey üçgen çapraz kesit tasarımı (Resim 3), kanal preparasyonu esnasında dentin duvarı ile kesici bıçak yüzeyi arasındaki sürtünmeyi azaltarak oldukça yüksek bir kesim etkinliği sağlamaktadır. Bu tasarım, aynı zamanda, kök kanal preparasyonu esnasında kanal eğesi üzerinde sürtünmeden dolayı oluşan torsiyonel gerilme kuvvetlerini de azaltarak kanalın daha kısa zamanda şekillenmesini sağlamaktadır.<sup>24,120,131-133,143</sup>



**Resim 3: ProTaper eğelerin dışbükey üçgen çapraz kesit tasarımı  
(Dentsply Maillefer'den temin edilmiştir.)**

ProTaper sistemdeki yeni tasarım özellikleri, kesim etkinliğini arttıran, debrisin kanal dışına daha kolay çıkmasını sağlayan ve bu şekilde eğenin kanalda vida gibi saplanıp kalmasını engelleyen değişken helezon açısı ve dengeli helezon adımlarıdır (Resim 4).<sup>120,131,132,143</sup>



**Resim 4: ProTaper eğelerin değişken helezon açısı  
(Dentsply Maillefer'den temin edilmiştir.)**

#### 2.8.1. ProTaper Ni-Ti Eğe Tasarımı

ProTaper sistemin şekillendirme eğeleri SX (*Shaper X*), S1 (*Shaper 1*) ve S2 (*Shaper 2*) olarak adlandırılır. Sap kısmında siyah tanımlama halkası olan SX, şekil olarak Eyfel kulesine benzer. Aktif kesici bıçak mesafesi 14 mm olup 0,19 mm uç çapına sahiptir. Diğer şekillendirme eğelerine göre SX'in progressif kesit çapı daha büyüktür. D0 ile D9 noktaları arasındaki konisite artışı 9 farklı değer içermektedir. SX'in bu kompleks eğe tasarımı, kök kanalının koronal bölgesinin daha kısa sürede ve etkili biçimde preparasyonuna olanak sağlar ve kanal ağzlarını, tüm kanal boyutuna erişimi kolaylaştıracak şekilde genişletir. Bu eğe, yumuşak bir fırçalama hareketiyle

kullanılır ve klasik endodontik tedavide, Gates-Glidden frezlerinin yerini almak amacıyla tasarlanmıştır.<sup>120,131-133</sup>

S1 şekillendirme eğesinin sapında mor, S2'nin sapında ise beyaz bir tanımlama halkası olup uç çapları sırasıyla 0,19 mm ve 0,20 mm'dir. Her iki ege de, SX kadar bariz olmamakla birlikte, aktif çalışma boyutunda artış gösteren konisiteye sahiptir. S1'de, D1 mesafesinde konisite artış oranı %2 iken D14 mesafesinde bu oran %11'dir. S2'de ise D1 mesafesinde oran %4 iken D14 mesafesinde %11'dir. S1, esas olarak kök kanalının koronal bölgesinde etkili iken S2, kanalın orta üçlüsünde daha etkilidir. S1, kendinden sonra kullanılacak eğeler için giriş yolu sağlarken S2, kanala birinci bitirme eğesini (*Finisher 1*) güvenle yerleştirmek için kanalda yer hazırlar.<sup>120,131,132,143</sup>

Bitirme eğeleri olan F1 (*Finisher 1*), F2 (*Finisher 2*) ve F3 (*Finisher 3*) sırasıyla sarı, kırmızı ve mavi tanımlama halkalarına sahiptirler. Uç çapları, D0 mesafesinde sırasıyla 0,20; 0,25 ve 0,30 mm'dir. Her üç eğenin de D0-D3 mesafeleri arasındaki konisite artış oranları sabittir ve sırasıyla %7, %8 ve %9'dur. Bu kanal eğelerinin geri kalan aktif çalışma boyutlarında ise azalan bir konisite tasarımı mevcuttur. Bu tasarım, Ni-Ti eğenin esnekliğini arttırırken aynı zamanda, kanalın koronal bölgesinde şekillendirme eğeleri ile önceden verilmiş olan formun bozulmasını da engeller. Bu sayede, Crown-down tekniğine uygun olarak, kök kanalında apikalden koronale doğru gittikçe genişleyen konik bir kanal formu elde edilir.<sup>131,132,143</sup> Ayrıca, geniş kök kanallarının şekillendirilmesi için mevcut ProTaper bitirme eğelerine ek olarak uç çapları 0,40 ve 0,50 olan F4 ve F5 bitirme eğeleri üretilmiştir.<sup>40,58,144</sup>

### 2.8.2. ProTaper Ni-Ti Eğe Sistemi ile Kök Kanal Şekillendirmesi

ProTaper Ni-Ti sistemi, kompleks ve standart vakalarda kısa sürede, etkili ve önceden tahmin edilebilir bir Şekilde kök kanal preparasyonuna imkan sağlayan bir sistemdir. Ni-Ti sistem üreticileri, muhtemel komplikasyonların önlenmesi için sık sık kanal eğelerinin kontrol edilmesi gerektiğini belirtmelerine rağmen eğeler, önceden gözle görülür kalıcı bir deformasyon belirtisi olmaksızın aniden kırılabilir. Bu yüzden, üretici firmalar, kırılma riskini en aza indirmek için tork kontrollü endodontik motorların kullanımını tavsiye etmektedir. Ayrıca Ni-Ti sistemlerle çalışılırken, kesinlikle apikal yönde aşırı kuvvet uygulanmamalı, yalnızca yumuşak bir fırçalama hareketi uygulanmalıdır.<sup>143,146,147</sup>

Başarılı bir endodontik tedavi için, kullanılan Ni-Ti sistem ve tekniğinden bağımsız olarak, ideal bir giriş kavitesi preparasyonu çok önemlidir. Giriş kavitesi açıldıktan sonra, yardımcı SX eğesi ile kanalın koronal 2/3'lk kısmı genişletilir. Apikal yönde doğrusal bir erişim sağlandıktan sonra pulpa odası, viskoz bir irrigasyon solüsyonu ile doldurulur. Tedaviden önce alınan radyografilerin rehberliğinde, standart ISO .02 konisiteli 10 ve 15 numara K-tipi el eğeleriyle, çalışma boyutuna ulaşılıp ulaşılamadığı kontrol edilir. Kök kanallarının eğimli olduğu durumlarda, K-tipi el eğelerine n eğim vermek gereklidir. Bununla birlikte, bu preparasyon yönteminde, K-tipi el eğeleri, kök kanalının 2/3'lk kısmında sınırlı bir geçiş gösterebilir. Böyle bir durumda, 10 ve 15 numara K-tipi eğeler, kanalda bir engelle karşılaşıncaya kadar ilerletilir ve durduğu noktadaki çalışma boyutu mesafesi, ProTaper S1 ve S2 eğelerine aktarılır. Kök kanal açıklığı doğrulandıktan sonra, kanalın 2/3'lk koronal bölgesini genişletmek için önce

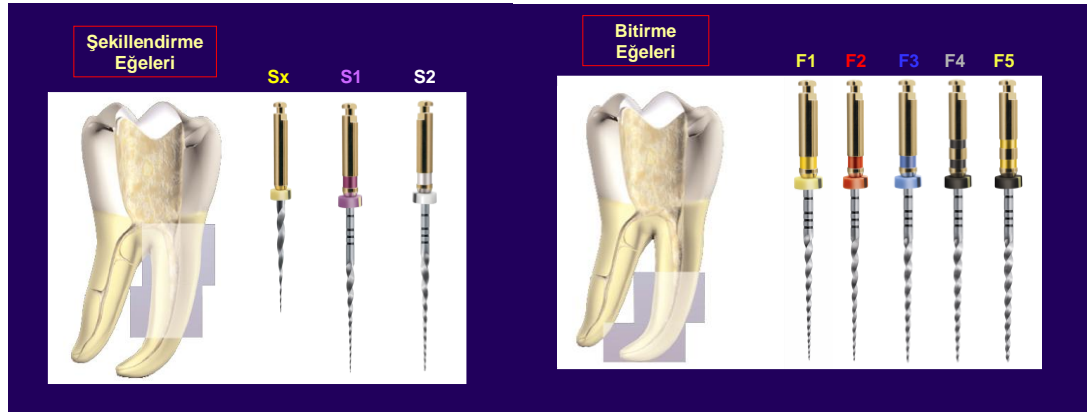
S1, daha sonra S2 eğeleri kullanılır. Şekillendirme işlemine başlamadan önce pulpa odası %2,25'lik NaOCl solüsyonu ile doldurulur. ProTaper şekillendirme eğeleri, kanal geçiş yolunda pasif olarak aşırı kuvvet uygulanmadan rahat şekilde ilerletilmelidir. İşlem sırasında emniyet ve etkinliği arttırmak için S1 ve S2 eğeleri, lateral yönde koronal bölgedeki dentini uzaklaştırmak için bir fırça gibi kullanılmalıdır. Bu fırçalama hareketi ile şekillendirici ege bıçaklarının daha kolay ve aktif dentin kesimi yapmasını sağlayan daha geniş bir alan oluşturulmaktadır.<sup>120,131,132</sup>

Eğeler, belirli aralıklarla kanaldan çıkarılarak üzerinde biriken dentin talaşları, eğenin hangi bölgesinin aktif kesim yaptığını gözlemlemek için incelenmeli ve temizlenmelidir. Şekillendirici eğelerin kullanımını takiben kanal irrigasyonu yapılmalı ve 10 numara K-tipi egeyle kanal açıklığı tekrar kontrol edilmelidir. Kural olarak, 15 numara K-tipi eğenin ulaştığı noktaya kadar S1 ve S2 eğeleriyle basınç uygulanmadan birkaç kez preparasyon yapıp koronal genişletme işlemi tamamlanır.<sup>120,131-133,143</sup>

Kök kanalının koronal 2/3'lük kısmı genişletildikten sonra en önemli adım, apikal üçlünün genişletilmesidir. Pulpa odası viskoz bir şelasyon ajanıyla doldurularak apikal bölgedeki kanal açıklığı kontrol edildikten sonra, kök kanalı, en az 15 numara K-tipi ege boyutuna kadar genişletilir. Çalışma boyutunda kanal açıklığı tespit edildikten sonra pulpa odası yine NaOCl solüsyonu ile doldurulur. Bu aşamada kanal preparasyonu, bir veya daha fazla ProTaper bitirme eğesinin yumuşak bir basınçla, fırçalama hareketi oluşturmayacak tarzda kullanılmasıyla tamamlanabilir. F1 eğesi, kanal çalışma boyutuna ulaşacak şekilde birkaç kez kanalda kullanılır ve çıkarılarak apikal bölüm, dentin talaşları açısından kontrol edilir. F1'den sonra kanal

tekrar irrije edilerek debris uzaklaştırılır. ProTaper F1 eğesinin kullanımını takiben 20/.02 K-tipi eğe kanala yerleştirilerek apikal foramen çapı kontrol edilir. 20 numara K-tipi eğe, gevşek kalmadan tam olarak apikal bölgeye oturuyorsa kanal şekillendirmesi tamamlanmış kabul edilir.<sup>120,131,132</sup>

Şayet 20 numara K-tipi eğe gevşek kalıyorsa, bitirme eğesi olarak sırayla ProTaper F2 (25/.08), F3 (30/.09), F4 (40/.06) ve F5 (50/.05) eğeleri apikal foramen çapı kontrol edilerek kullanılır (Şekil 3). Gevşek kalmadan tam olarak apikal bölgeye yerleşen K-tipi eğenin numarasına denk gelen ProTaper eğesine kadar genişletme yapıldığında kanal şekillendirmesi tamamlanmış kabul edilir.<sup>120,131,132,143</sup>



Şekil 3: ProTaper eğeler ile kök kanalında etkin kesim yapılan bölgeler

ProTaper sistem kullanılarak oluşturulan kanal şekilleri, son kullanılan eğe boyutuna uygun guta-perka ana kon ve vertikal kondensasyon yöntemiyle kolayca doldurulmaya elverişli kanallardır.<sup>125,131-133</sup>

## 2.9. Kök Kanal Şekillendirme Çalışmalarında Kullanılan Yöntemler

Günümüze kadar, *in-vitro* kök kanal şekillendirme çalışmalarında preparasyon tekniklerinin etkinliklerini değerlendirmek amacı ile çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Bunlar; histoloji, SEM, radyografi, şeffaflaştırma, stereomikroskop ve BT yöntemleridir. Değerlendirme yöntemlerindeki farklılıklar, aynı preparasyon teknikleri ile yapılan çalışmalarda bile farklı sonuçların alınmasına neden olmaktadır. Her yöntemin kendine ait avantaj ve dezavantajları mevcuttur.<sup>71</sup>

Seri kesit alma, histolojik teknik ve elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalarda köklerin preparasyon öncesi kayıtları bulunmadığı için, preparasyon sonrası ölçümler ile karşılaştırma yapılamamaktadır. Bu da sonuçlarda yanılığa neden olmaktadır.<sup>71,149,150</sup> Diş hekimliği literatüründe sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri olan seri kesit alma tekniği, temel olarak Bramante'nin<sup>64</sup> ortaya koyduğu ve günümüze kadar çeşitli modifikasyonlara uğrayarak gelmiş bir yöntemdir. Bu teknikte, akrilik bloklara gömülmüş dişlerden alınan apikal-koronal yönde kesitler 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.<sup>64,149</sup> Bu tekniğin temel dezavantajı, kök kesitlerinin yeniden konumlandırılabilmesi için mufla sistemine duyulan ihtiyaçtır. Ayrıca, preparasyon esnasında önceden tahmin edilemeyen doku değişiklikleri ve madde kayıpları meydana gelebilmektedir.<sup>149</sup>

Radyografik teknikler, invaziv ve destrüktif olmamaları nedeniyle özel bir avantaja sahiptirler. Böylece, kök kanal tedavisinin her aşamasında kanalın görüntülenmesi sağlanmaktadır. Ancak preparasyon çalışmalarında, standart olarak radyografilerin alınamaması, banyo şartlarındaki değişimlerin görüntüye yansımaları ve radyografilerin iki boyutlu olması gibi faktörlerin, kök kanallarındaki transportasyon ve basamak oluşumu gibi komplikasyonların gizlenmesine ve bu sebeple sonuçların hatalı çıkmasına neden olduğu bildirilmiştir. Kök kanal sisteminin transvers görüntüleri, dişin kesimlenmesi ile alınmaktadır. Geleneksel bilgisayarlı aksiyel tomografinin minyatürize edilmiş şekli olan X-ray mikro tomografi (XMT), destrüktif olmayıp, üç boyutlu görüntüler elde edilmesine olanak tanımaktadır.<sup>150</sup> Nielsen ve arkadaşları,<sup>151</sup> ilk defa 1995'te akrilik bloklara gömülmüş dişlerdeki kök kanallarının görüntülenmesinde endüstriyel XMT'yi kullanmışlardır. Sonuç olarak, XMT ve Bilgisayarlı Tomografi (BT), endodontik görüntülemenin geleneksel in-vitro tekniklerine göre önemli avantajlara sahiptirler. Son zamanlarda,  $\mu$ BT endodontik araştırmalarda gelecek vaat eden bir yöntem olarak öne çıkmaktadır.<sup>71,152</sup>

### 2.9.1. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ( $\mu$ BT) Sistemi

BT ve  $\mu$ BT görüntüleri nesnelere alınarak düzlemsel kesitler aracılığıyla elde edilir.<sup>71,79</sup>  $\mu$ BT ile yapılan ilk çalışmalar yetersiz çözünürlük<sup>16</sup> ve projeksiyon hataları<sup>151</sup> sebebiyle başarısız olmuştur. Ancak günümüzde, preparasyon öncesi ve sonrası üç boyutlu örneklerinin değerlendirilmesi sağlayan daha uygun ölçüm yazılımları mevcuttur.<sup>66,73,74,81,86</sup> Yazılım ve donanımdaki önemli gelişmeler sonucunda kesit kalınlığı azalmıştır. Geleneksel BT aralıkları yaklaşık 1,5 mm<sup>16</sup> civarında iken;  $\mu$ BT sistemleri için

bu aralıklar 81  $\mu\text{m}$ <sup>71</sup>, 34  $\mu\text{m}$ <sup>66</sup> ve 12,5  $\mu\text{m}$ <sup>152</sup> gibi daha düşük değerlere ulaşmıştır. 100  $\mu\text{m}$  çözünürlüğe sahip  $\mu\text{BT}$ 'nin, dişlere zarar vermeden 3 boyutlu görüntülerinin elde edilmesinde yararlı bir teknik olduğu kanıtlanmıştır.<sup>79,150-152</sup>

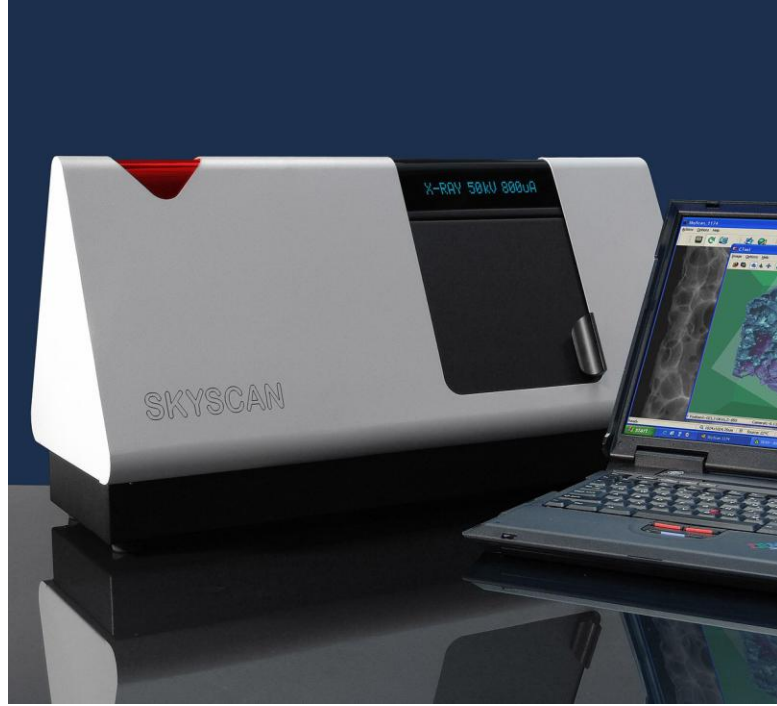
Ayrıca  $\mu\text{BT}$ , hacim ve yüzey alanı gibi temel geometrik parametrelerin ve Yapı Model Endeksi (*Structure Model Index-SMI*) ile kanal şekli ve kalınlığı gibi ek tanımlayıcıların ölçümüne izin vermektedir.<sup>66,79</sup>

Bununla birlikte, her bir örneğin  $\mu\text{BT}$  ile taranması ve üç boyutlu modelinin oluşturulması için uzun bir süreye ihtiyaç duyulması, çalışmaların örnek sayısının az olmasına yol açan bir dezavantajdır.<sup>66,68,71,151,153-155</sup>

Diş hekimliği literatüründe,  $\mu\text{BT}$  tekniği kullanılarak kök kanal enstrümantasyon tekniklerinin değerlendirildiği çalışmalar<sup>16,71-93</sup> mevcuttur. Ancak, pulpa odası ve kök kanallarının hacmi üzerinde önemli bir etkiye sahip olan erupsiyon derecesi ve hastanın yaşı gibi faktörler ile ilgili hiçbir bilgi yoktur.<sup>68</sup>

### 2.9.1.1. SkyScan 1174 Sistemine Genel Bakış

Masa üstü kompakt bir  $\mu$ BT sistemi olan “SkyScan 1174”  $\mu$ BT cihazının (Resim 5) detay bilgileri “SkyScan Kullanıcı Kılavuzu”ndan alınan bilgilerle aşağıdaki şekilde verilmektedir.



**Resim 5: SkyScan 1174 sistemi (SkyScan Kullanıcı kılavuzu)**

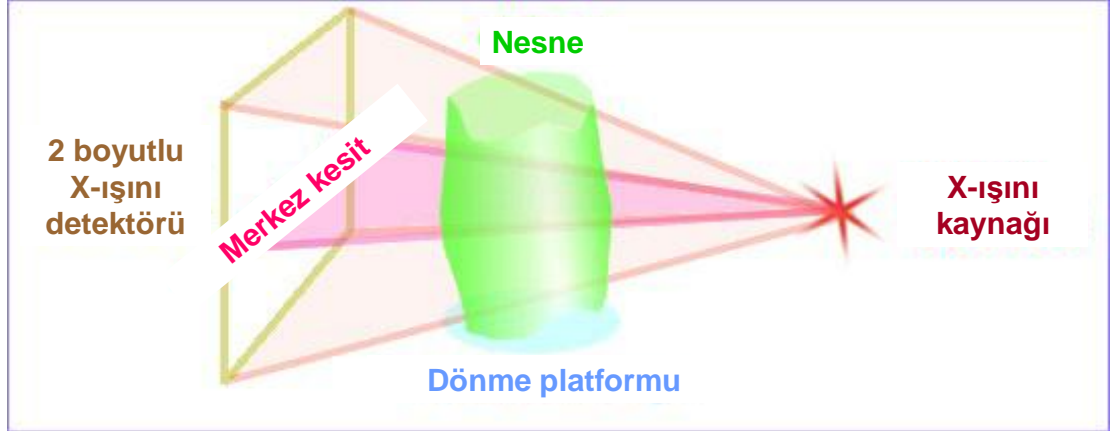
$\mu$ BT x-ışınlarını kullanarak kesitsel görüntüler alan ve bu görüntüleri birleştirerek nesnelerin üç boyutlu görüntülerini elde eden bir cihazdır. Mikro terimi burada cihazın aldığı kesitsel görüntülerin mikrometre cinsinden ifade edilmesinden kaynaklanır. Bu sistem ilk kez 1980'lerin

başında Jim Elliott tarafından geliştirilmiş ve ilk olarak 50 mm piksellik boyutta tropik bir yılan incelenmiştir.

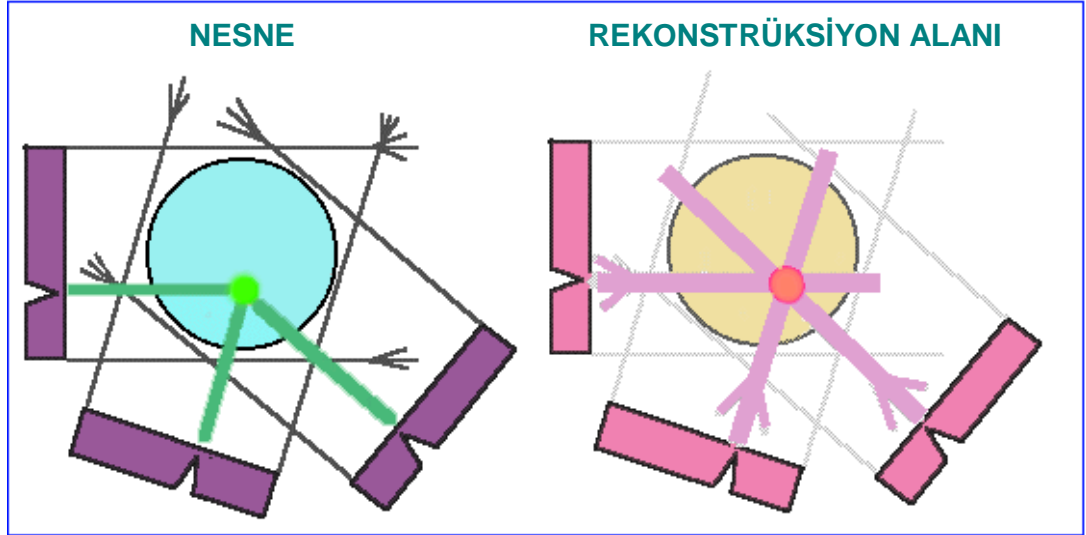
Geleneksel optik veya elektron mikroskopisi bir numune yüzeyinin veya ince dilimlerin iki boyutlu görüntülerini göstermeye yardımcı olur. Ancak, çoğu durumda orijinal üç boyutlu nesne yapıları hakkında, iki boyut bilgisine dayanarak bir sonuç çıkartılamaz.

Nesne yapılarının üç boyutlu bilgileri, ışık mikroskopunda dilimler şeklinde elde edilen iki boyutlu bilgilerin üç boyutlu bir yapı modeline dönüştürülmesiyle elde edilebilir. Ancak bu yöntem sadece kullanışsız değil aynı zamanda nesnenin, hazırlama tekniği ile değiştirilebileceğinden ve dilimler arasındaki uzaklığın üç boyutlu bilgisinin kaybolmasından dolayı çok güvenilir değildir.

Bir konvansiyonel radyografi sistemi bütün üç boyutlu içyapıların iki boyutlu görüntülerini üretir ama iki boyutlu görüntülemeye derinlik bilgisi tamamen bozular (Şekil 4). Sadece bir tomografi sistemi örnek hazırlama veya kimyasal sabitleme olmadan üç boyutlu nesne yapılarını görüntülememizi ve ölçmemizi sağlar (Şekil 5). Tipik olarak, geleneksel tıbbi BT tarayıcıların uzaysal çözünürlüğü 1-2 mm'dir ve bu 1-10 mm<sup>3</sup> voksel (hacim elemanı) boyutuna denk gelir.



Şekil 4: Röntgen ışını, nesne ve detektör ilişkisi (SkyScan Kullanıcı kılavuzu)



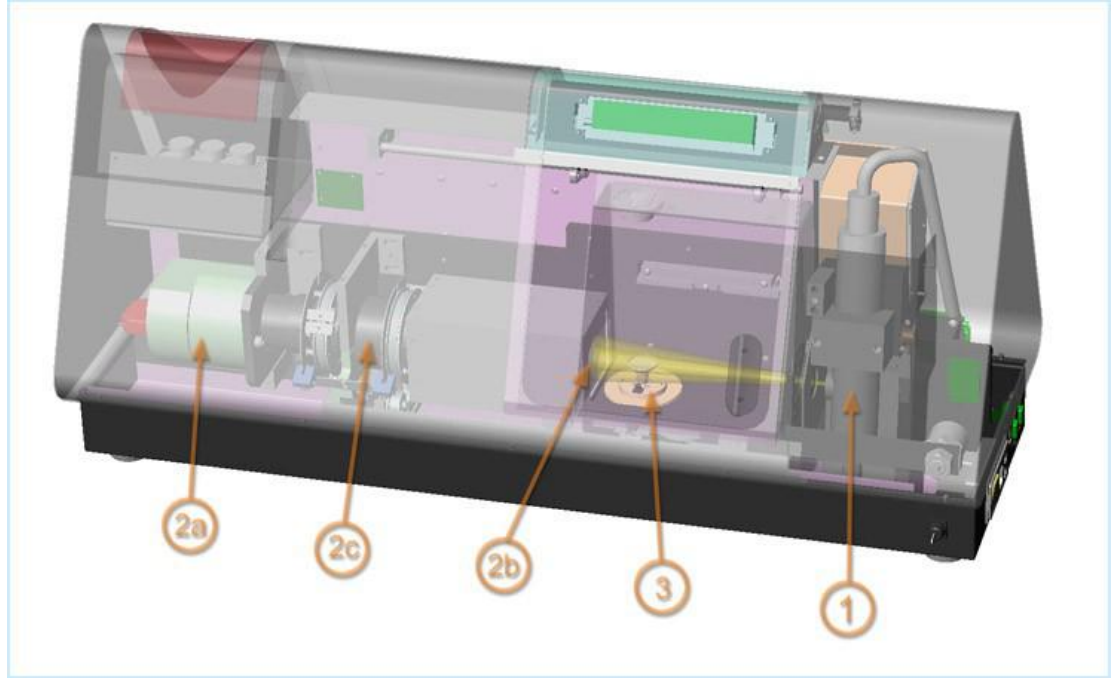
Şekil 5:  $\mu$ BT’de yeniden yapılandırma (SkyScan Kullanıcı kılavuzu)

$\mu$ BT sistemi uzaysal çözünürlüğü 7-8 derece geliştirme olanağı sunmaktadır. “SkyScan 1174” neredeyse  $1 \times 10^{-6}$  mm<sup>3</sup> voksel boyutuna denk gelen 10  $\mu$ m.den daha küçük bir uzaysal çözünürlüğe ulaşmaya izin vermektedir (Tablo 1). “Makro” BT tarayıcılarda olduğu gibi, içyapı tamamen bozulma olmadan yeniden oluşturulup analiz edilebilir.

**Tablo 1: SkyScan 1174 sisteminin özellikleri**

<b>Tarama alanı</b>	6,5-30 mm çap ve 53-80 mm uzunluk
<b>Röntgen Kaynağı</b>	20–50 KV, 40W
<b>Röntgen Detektörü</b>	1280x1024x12 bit röntgen kamerası ve bilgisayara doğrudan bağlantı için FireWire (IEEE 1394) çıkışı.
<b>Uzaysal çözünürlük</b>	6-30 mikron nominal çözünürlük (voksel boyutu), 12 mikron tipik düşük kontrast çözünürlük (%10 MTF)
<b>Yeniden Yapılandırma Algoritması</b>	Volumetrik (konik ışın) geometrisine sahip gelişmiş Feldkamp algoritması ile yeniden yapılandırma
<b>Tarama zamanı</b>	512x512x512 piksel hacim için tipik olarak 2-15 dk. veya 1024x1024x1024 piksel hacim için 5-40 dk.
<b>Radyasyon güvenliği</b>	Cihaz yüzeyinde herhangi bir yerde <1uSv/h

Bu sistem; bir x-ışını kaynağı, röntgen tarayıcıya görüntü iletimini sağlayan röntgen kamerası, röntgen tarayıcı (CCD sensör) ile görüntüsünü alacağımız nesnenin ve x-ışını kaynağının konumlandırılmasını sağlayan ilgili elektronik devrelerden oluşur (Şekil 6).



**Şekil 6: SkyScan 1174 cihazının içyapısı (SkyScan Kullanıcı kılavuzu).**

**1-Röntgen kaynağı**

**2-Röntgen kamerası**

**2a-Röntgen tarayıcı (CCD sensör)**

**2b-İnce toz parlayıcı ekran**

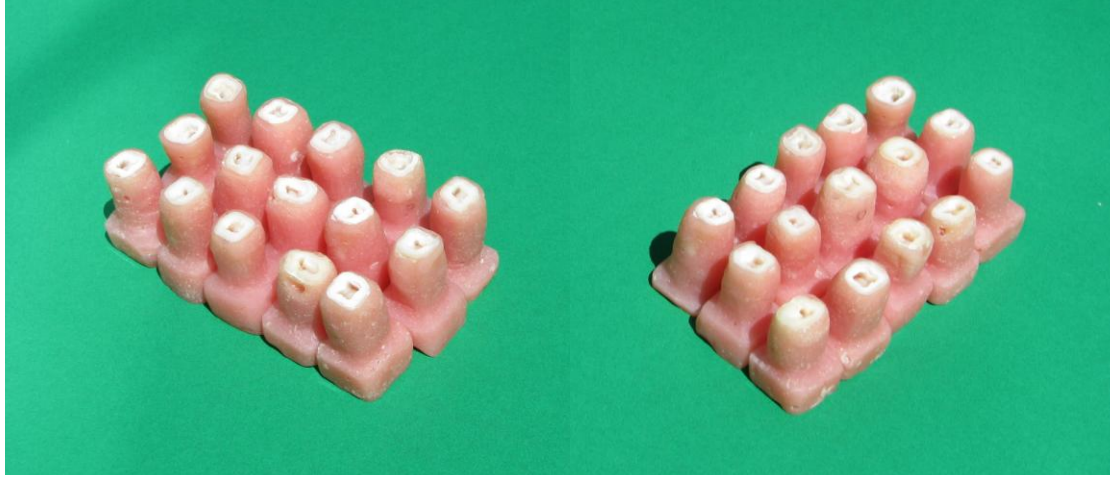
**2c-Makro lens**

**3-Görüntüsünü alacağımız nesnenin ve x-ışını kaynağının konumlandırılmasını sağlayan ilgili elektronik devre**

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada, 15-18 yaş grubundaki bireylere ait, sosyoekonomik ve sosyokültürel nedenlerden dolayı çekim endikasyonu konulan, apeksi kapanmış, kök anomalisi ve rezorpsiyonu olmayan, çekilmiş 30 adet alt ve üst 2.molar diş kullanıldı. Dişlerin üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları bir küret aracılığı ile temizlendi. Makroskobik olarak gözle inceleme yapılarak dişlerin kökleri apikal kapanma, eksternal rezorpsiyon, kırık, çatlak ve çürük açısından değerlendirildi. Temizlenen dişler laboratuvar işlemleri yapıncaya kadar +4°C'de serum fizyolojik içinde bekletildi. Hazırlanan 2 cm çapındaki silindirik standart kalıpların tam merkezine dişler yerleştirildi ve kalıpların içerisine şeffaf akrilik rezin (Orthoplast, Vertex, Zeist, Netherlands) dökülerek örnekler hazırlandı. Geleneksel yöntemlerle su soğutması altında yuvarlak elmas frez kullanılarak dişlerin endodontik giriş kaviteleri açıldı ve *'turner'* yardımı ile pulparı çıkarıldı. Çalışma boyu referanslarının belirlenebilmesi için dişlerin kronları mine-dentin birleşiminin 2 mm koronalinden bir separe yardımı ile uzaklaştırıldı (Resim 6). İşlemlere başlamadan önce tüm dişlerde kanallara ISO 10 numaralı K-tipi eğe yerleştirilerek meziodistal ve bukkolingual yönlerden dijital radyografik görüntüleri alındı (Resim 7). Dijital radyografik görüntüleri incelenerek kök kanalında tıkanıklık, rezorpsiyon olup olmadığı ve apikal kapanma kontrol edildi. Çalışma boyunca ISO 15 numaralı K-tipi eğe ile apikal sıkışma hissedilen dişler, apeksi kapanmış olarak kabul edildi.



**Resim 6: Çalışmada kullanılan örnekler**



**Resim 7: ISO 10 numaralı K-tipi eğe ile bir örnekten meziyodistal ve bukkolingual yönlerden alınan dijital radyografik görüntü**

Akrilik rezine gömülmüş dişler, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'nda  $\mu$ BT cihazı (SkyScan 1174 compact Micro CT, Kontich, Belgium) ile taranarak şekillendirme öncesi kayıtlar alındı (Resim 8). Preparasyon öncesi kesit görüntüleri bu şekilde alındıktan sonra kanalların şekillendirilmesi aşamasına geçildi. Çalışmada uygulanan yöntemler, aynı araştırmacı tarafından ve her kanal aleti bir kez kullanılarak gerçekleştirildi.



Resim 8: Mikro bilgisayarlı tomografi ( $\mu$ BT) cihazı (SkyScan 1174 compact Micro CT, Kontich, Belgium)

### 3.2. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemlerinin Uygulanması

Örnekler, rastgele olarak her birinde 15 diş bulunan 2 deney grubuna (n=15) ayrıldı. 1.Grup Ni-Ti el eğesi (Nitiflex®, Maillefer, Dentsply, Ballaigues, İsviçre); 2.Grup ProTaper dönen eğe sistemi (Maillefer, Dentsply, Ballaigues, İsviçre) ile şekillendirildi.

### 3.2.1. Ni-Ti El Eğesi Grubundaki Uygulamalar (1.Grup)

Kök kanalları 15-60 no'lu K-tipi Ni-Ti el eğeleri (Nitiflex<sup>®</sup>, Maillefer, Dentsply, Ballaigues, İsviçre) (Resim 9) ile geleneksel "step-back" tekniği kullanılarak şekillendirildi. Kanal eğeleri tespit edilen çalışma boyunda lastik rondeller ile işaretlendi. Genişletme işlemine dişlerin kanal genişliklerine, göre çalışma boyuna kadar ulaşan en büyük numaralı eğe ile başlandı. Sıra ile üç boy büyük numaralı eğeeye kadar çalışma boyunda genişletme yapıldı. Çalışma boyunda kullanılan en büyük numaralı kanal eğesi apikal master eğe olarak kabul edildi. Sıra bir sonraki numaralı eğeeye geçtikçe çalışma boyu 1'er mm kısaltılarak kök kanal şekillendirilmesi apikal 3 mm'ye kadar sürdürüldü.



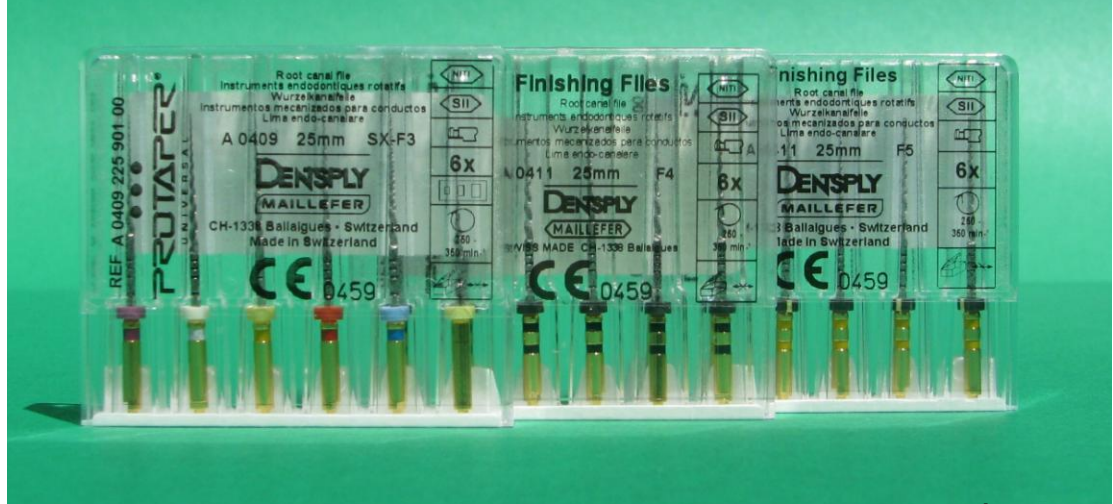
**Resim 9: K-tipi Ni-Ti el eğeleri (Nitiflex<sup>®</sup>, Maillefer, Dentsply, Ballaigues, İsviçre)**

Preparasyon boyunca her bir eğe değişimi arasında 2 ml %2,25'lik NaOCl solüsyonu kullanılarak kök kanal irrigasyonu yapıldı. Kanal eğeleri kanalda rahat hareket etmeye başladıktan sonra diğer eğeeye geçildi

ve kanallarda basamak oluşumunu önlemek için ara safhalarda 20 no'lu kanal eğesi kullanılarak kontrol yapıldı.

### 3.2.2. ProTaper Dönen Eğe Sistemi Grubundaki Uygulamalar (2.Grup)

ProTaper dönen kök kanal aletleri (Maillefer, Dentsply, Ballaigues, İsviçre) (Resim 10) ile üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda kök kanal şekillendirmesi yapıldı.



Resim 10: ProTaper dönen kök kanal aletleri (Maillefer, Dentsply, Ballaigues, İsviçre)

ProTaper Ni-Ti esaslı döner eğeler, bu amaçla özel olarak üretilmiş olan X-Smart tork kontrollü motor ve angldrüva (Resim 11) ile üretici firmanın önerdiği 250 rpm devir ve aşağıdaki tork değerlerinde kullanıldı (Tablo 2). Şekillendirme yapılırken, basınç uygulamaktan kaçınıldı ve üretici firmanın ürün ile ilgili tavsiyelerine uyuldu.



Resim 11: X-Smart tork kontrollü endodontik motor ve angldrüva

Tablo 2: ProTaper eğelerinin kullanıldığı tork değerleri

Kullanılan Eğe Tipi	Tork Değeri (N.cm)
SX	3-4 N.cm
S1	
S2	1-1,5 N.cm
F1	1,5-2 N.cm
F2	
F3	2-3 N.cm
F4	
F5	

Yardımcı SX eğesi ile kanalın koronal 2/3'lük kısmı genişletildi. Çalışma boyutu ProTaper S1 ve S2 eğelerine aktarıldıktan sonra, S1 eğesi ile çalışma uzunluğuna bir ya da iki hareketle ulaşıldı, daha sonra S2 eğesi kullanıldı. Kök kanalının koronal 2/3'lük kısmı genişletildikten sonra en önemli adım, apikal üçlünün genişletilmesidir.

Apikal bölgedeki kanal açıklığı kontrol edildikten sonra, kök kanalı, en az 15 numara K-tipi eğe boyutuna kadar genişletildi. Bu aşamada kanal preparasyonu, bir veya daha fazla ProTaper bitirme eğesinin yumuşak bir basınçla, fırçalama hareketi oluşturmayacak tarzda kullanılmasıyla tamamlanabilir. F1 eğesi, kanal çalışma boyutuna ulaşacak şekilde birkaç kez kanalda kullanıldı ve çıkarılarak apikal bölüm, dentin talaşları açısından kontrol edildi.

ProTaper F1 eğesinin kullanımını takiben kanala 20 numara K-tipi eğe yerleştirilerek apikal foramen çapı kontrol edildi. Sırayla F2, F3, F4 ve F5 eğeleri apikal foramen çapı kontrol edilerek kullanıldı (Tablo 3). Gevşek kalmadan tam olarak apikal bölgeye yerleşen K-tipi eğenin numarasına denk gelen ProTaper eğesine kadar genişletme yapıldığında kanal şekillendirmesi tamamlanmış kabul edildi.

**Tablo 3: ProTaper eğelerinin kullanım sırası**

<b>Kullanılan Eğe</b>	<b>Çalışma Boyutu</b>
şekillendirme Eğesi (S1) (uç boyutu 10#; açılanma: %2–11)	14mm
SX Eğe (açılanma: %3,5–19)	8 mm
şekillendirme Eğesi (S1) (uç boyutu 10#; açılanma: %2–11)	Çalışma boyutunda
şekillendirme Eğesi (S2) (uç boyutu 15#; açılanma: %2–11)	Çalışma boyutunda
Bitirme Eğesi (F1) (uç boyutu 20#; açılanma: %7)	Çalışma boyutunda
Bitirme Eğesi (F2) (uç boyutu 25; açılanma: %8)	Çalışma boyutunda
Bitirme Eğesi (F3) (uç boyutu 30; açılanma: %9)	Çalışma boyutunda
Bitirme Eğesi (F4) (uç boyutu 40#; açılanma: %6)	Çalışma boyutunda
Bitirme Eğesi (F5) (uç boyutu 50#; açılanma: %5)	Çalışma boyutunda

Çalışmamızda kullanılan ProTaper döner sistem Ni-Ti eğeler, lubrikant olarak Glyde kayganlaştırıcı jel (Dentsply International Inc., York, PA, USA) (Resim 12) ile beraber kullanıldı ve kanalların şekillendirme sırasında kuru kalmamasına dikkat edildi. şekillendirme işlemi sırasında her kanal aleti değişiminde, kök kanalları Glyde kayganlaştırıcı jel ve 2 ml %2,25'lik NaOCl solüsyonu ile yıkandı.



**Resim 11: Glyde kayganlaştırıcı jel  
(Dentsply International Inc., York, PA, USA)**

Şekillendirme sonrasında örnekler tekrar  $\mu$ BT cihazı (SkyScan 1174 compact Micro CT, Kontich, Belgium) ile tarandı.

### **3.3. Mikro Bilgisayarlı Tomografi İşlemleri**

Yürütülen çalışmada; örneklerin Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'nda  $\mu$ BT cihazı ile taranmasıyla elde edilen şekillendirme öncesi ve sonrası kayıtlarının 3 boyutlu yeniden yapılandırma ve ölçüm işlemleri Ay Tasarım Limited Şirketi'nde gerçekleştirildi.

Çalışmada; preparasyon öncesi ve sonrası kök kanal hacimleri, bu hacimler arasındaki yüzdesel farklılıklar, prepare edilmemiş yüzeylerin toplam yüzeye oranı, kanalın merkez hattında meydana gelen sapma miktarları incelendi. Preparasyon sonrası kök kanalında meydana gelen hacimsel değişiklikler hem miktar hem de yüzde olarak incelendi. Hacim

miktarındaki değişiklik, preparasyon öncesi kanal hacmi ile preparasyon sonrası kanal hacminin farkının alınmasıyla hesaplanırken; kök kanal hacmindeki artış oranları bu hacim farkının kanalın ilk hacmine oranlanmasıyla hesaplandı.

Örnekler tarama için  $\mu$ BT cihazına (SkyScan 1174 compact Micro CT, Kontich, Belgium) yerleştirildi (Resim 13). Cihaz 50 kW güçle 1,3 Mega Piksel kamera yardımıyla, her bir örnekten 21 mikron boyutunda toplam 850-900 kesit alındı.



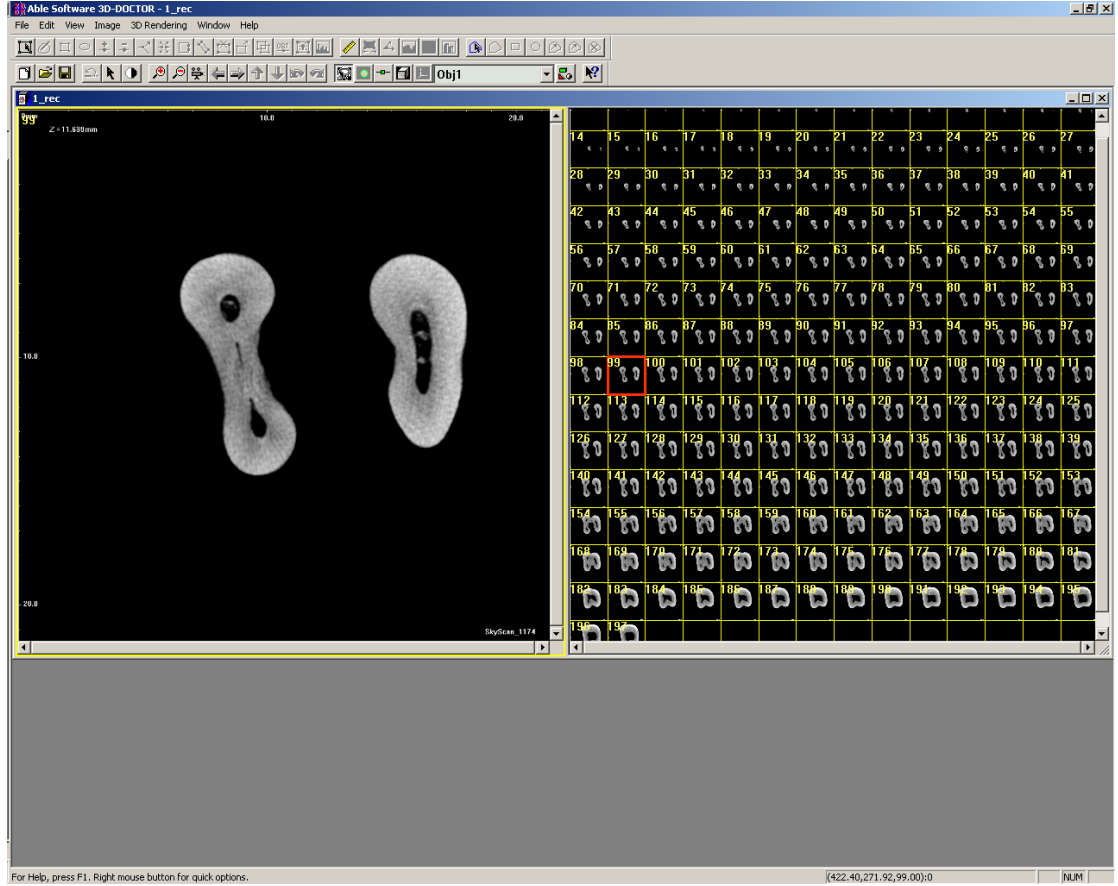
**Resim 13: Tarama için mikro bilgisayarlı tomografi ( $\mu$ CT) cihazına örneklerin yerleştirilmesi**

Micro CT görüntülerinden üç boyutlu modellerin elde edilmesi, öncesi ve sonrası modellerin karşılaştırılması, yapılan karşılaştırma sonucunda gerekli ölçümlerin yapılması amacıyla Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bilgisayardan ve Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından yararlanıldı.



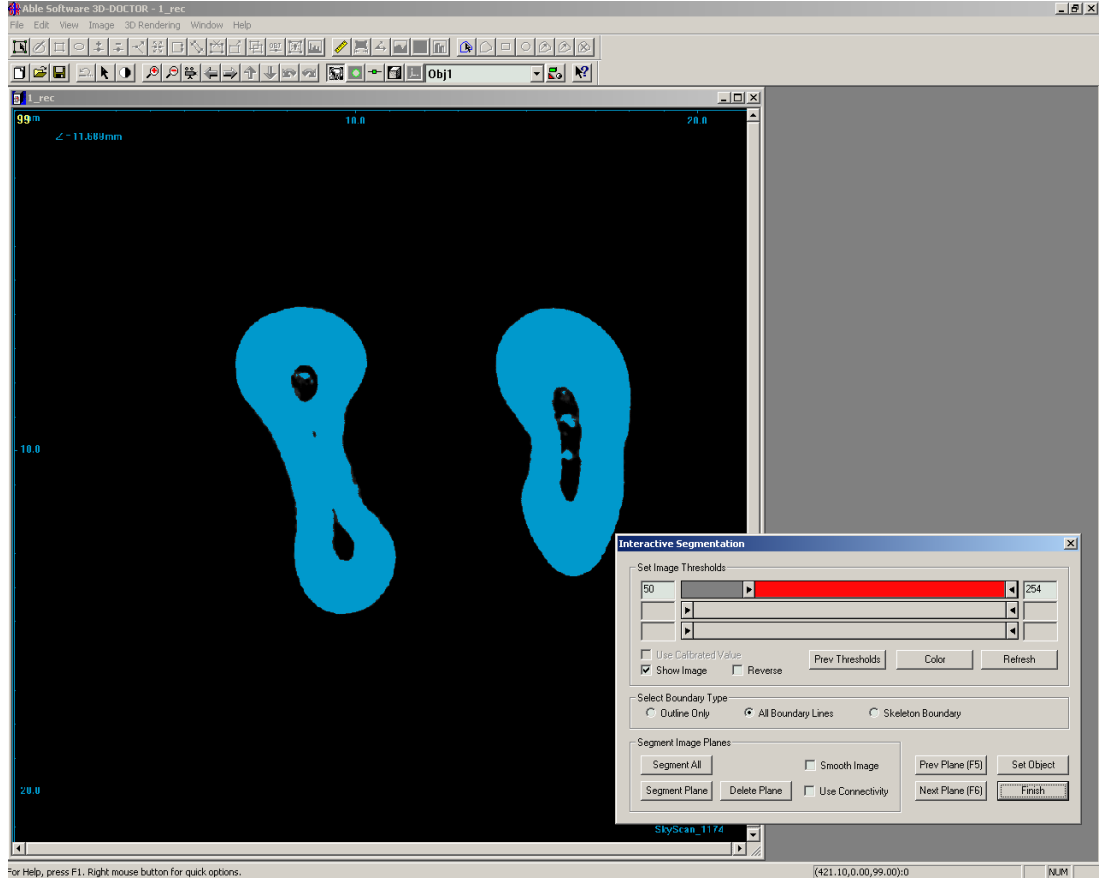
**Resim 14a-b: a- Hacimsel verilerin rekonstrükte edilmiş görüntüsü b- Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitlerin bmp formatında dönüştürülmüş görüntüsü**

Daha sonra hacimsel veri 0,021 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi (Resim 14a). Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, bmp formatında dönüştürüldü (Resim 14b). Dönüştürülen kesitler 3D-Doctor yazılımına alındı (Resim 15).



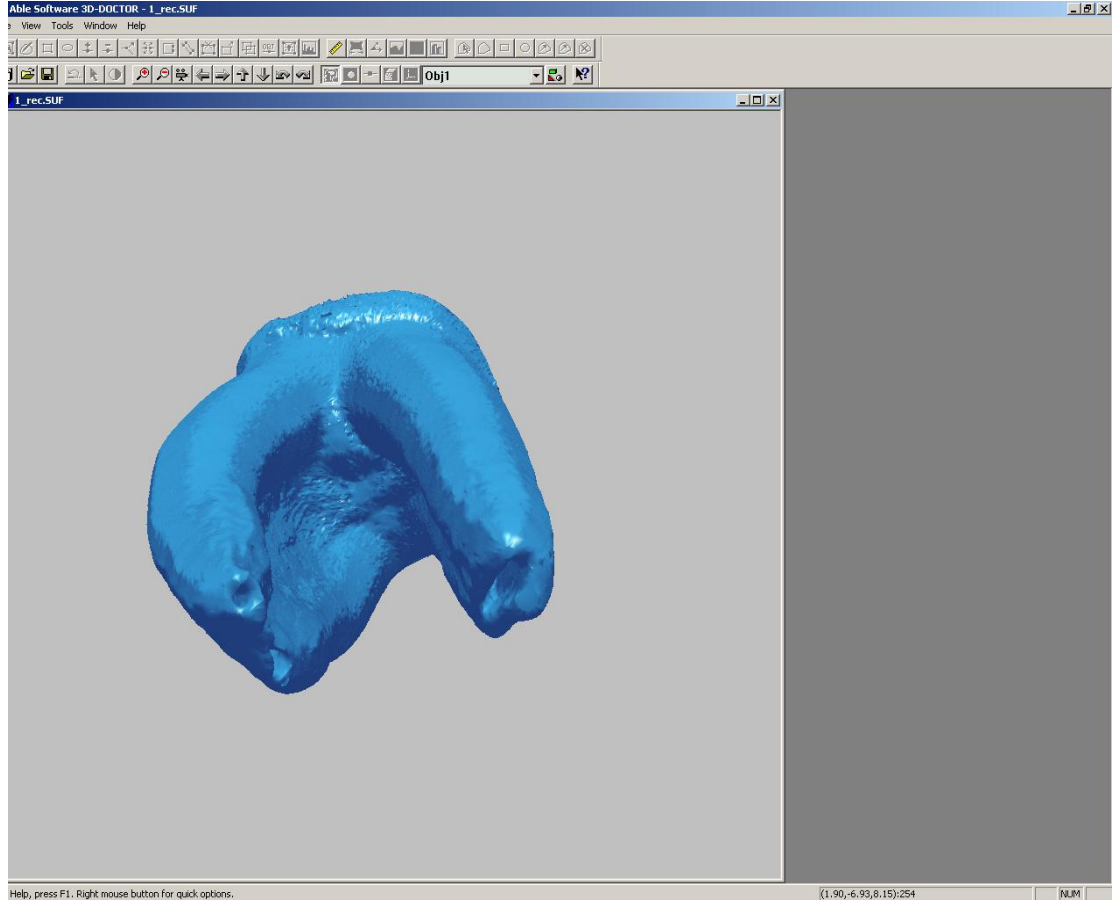
**Resim 15: Dönüştürülen kesitlerin 3D-Doctor yazılımına alınması.**

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir (Resim 16).



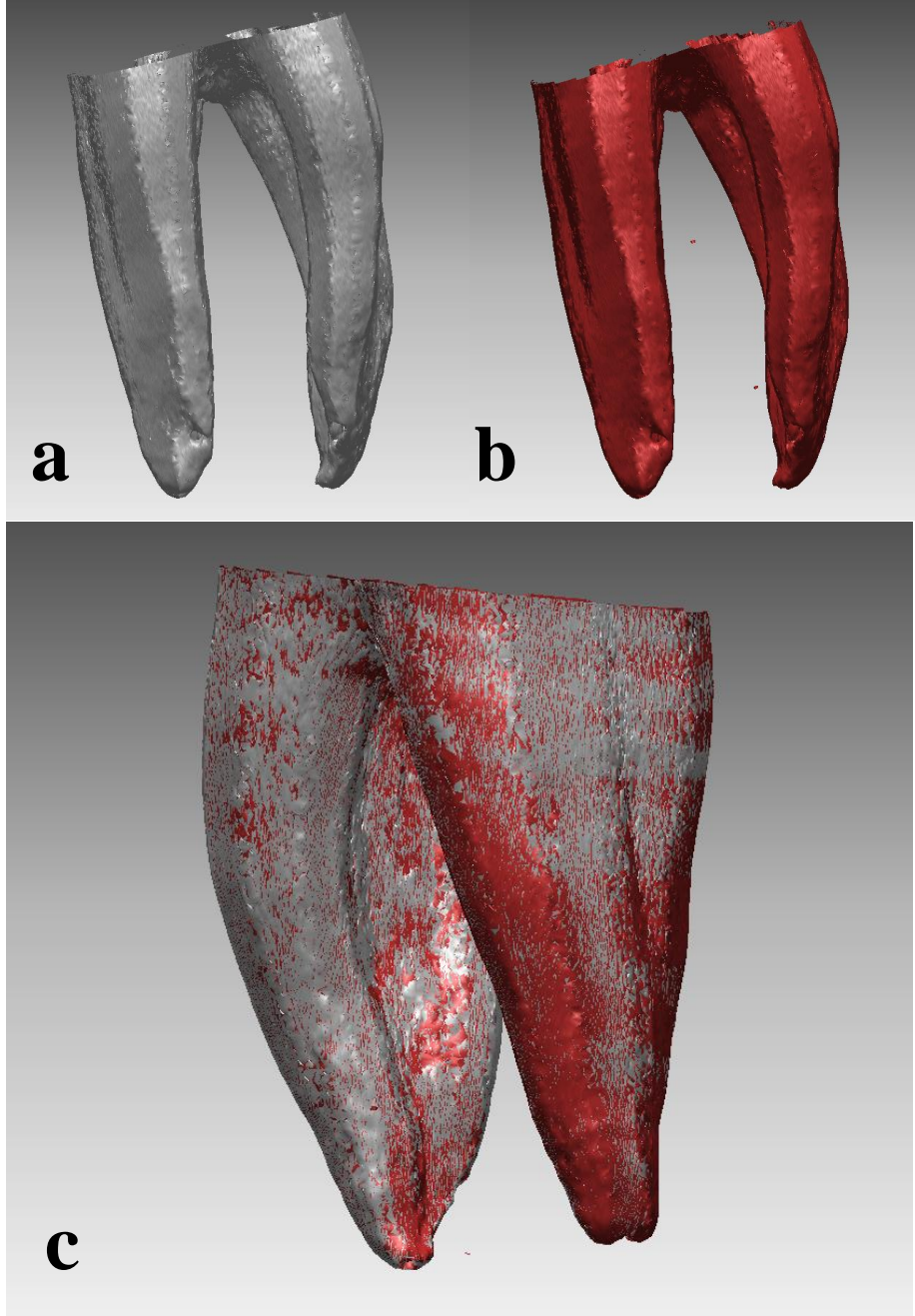
**Resim 16: 3D-Doctor yazılımında görüntülerin incelenmesi.**

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi (Resim 17). 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında dönüştürüldü. Aynı işlem tüm öncesi ve sonrası diş görüntüleri için tekrarlandı.



**Resim 17: Ayrıştırılan kesitlerin “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirilmesi.**

Preparasyon öncesi ve sonrasına ait elde edilen modeller, .stl formatında dönüştürüldükten sonra Rhinoceros yazılımına alındı. Burada dişlerin sabit kalan dış kısımlarındaki referans noktalarının kullanılmasıyla, modeller çakıştırıldı (Resim 18a-b-c).



**Resim 18a-b-c:** a- Preparasyon öncesi  $\mu$ BT görüntüsü b- Preparasyon sonrası  $\mu$ BT görüntüsü c- Preparasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılmış  $\mu$ BT görüntüsü. (Gri alanlar preparasyon öncesi, kırmızı alanlar preparasyon sonrasına ait  $\mu$ BT görüntüleridir.)

Çakıştırma işleminden sonra, modeller arasında standardizasyon sağlanması amacıyla modellerin üst ve kök kısmından eşit miktarda kesildi. Akabinde diş modeli içinde serbestleşen kanal modelleri dişin dış yüzeyinden ayrıştırıldı (Resim 19). Bu sayede kanallar üzerinde bağımsız ölçüm yapma şansı yakalandı.



**Resim 19: Dişin dış yüzeyinden ayrıştırılarak elde edilen kanal görüntüleri (Gri alanlar preparasyon öncesi, kırmızı alanlar preparasyon sonrasına ait  $\mu$ BT görüntüleridir.)**

Mevcut Rhinoceros komutları ve özellikleri sayesinde, elde edilen kanal modellerinin hacimleri ve hacimleri arasındaki yüzdesel farklılıklar ölçülebildi. Ayrıca, her kanalın ağırlık merkezi saptanabildiğinden, ağırlık merkezleri arasındaki lokasyon değişimi hesaplanabildi.

Yine önceki hali ve sonraki hali arasındaki kesişim, Boolean Intersection komutu sayesinde ayrıştırılabildi ve bu sayede prepare edilmemiş yüzeylerin toplam yüzeye oranı hesaplanabildi.

Çalışmada kullanılan üst 2. molar dişlerin palatinal ve alt 2. molar dişlerin distal kanalları geniş kanallar; üst 2. molar dişlerin bukkal (meziobukkal ve distobukkal) ve alt 2. molar dişlerin mezial (meziobukkal ve meziolingual) kanalları ise dar kanallar olarak kabul edildi. Bu şekilde tanımlanan dar ve geniş kanallar için gruplar arası ve grup içi değerlendirmeler yapıldı.

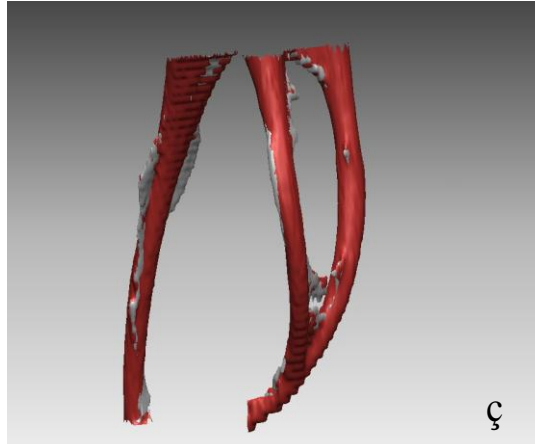
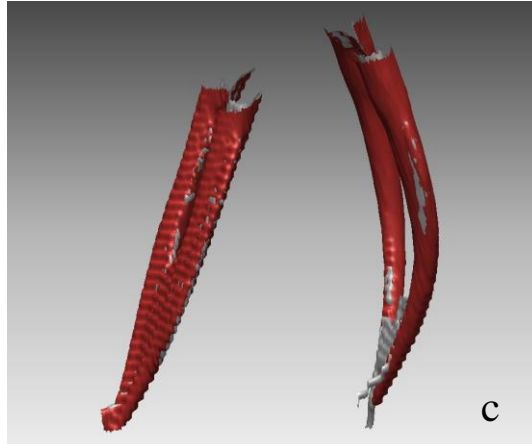
### **3.4. İstatistiksel Değerlendirme**

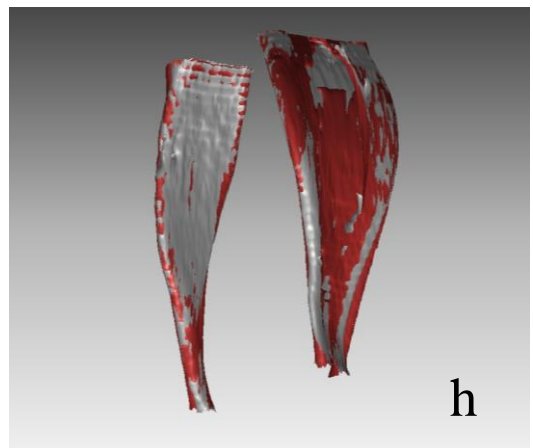
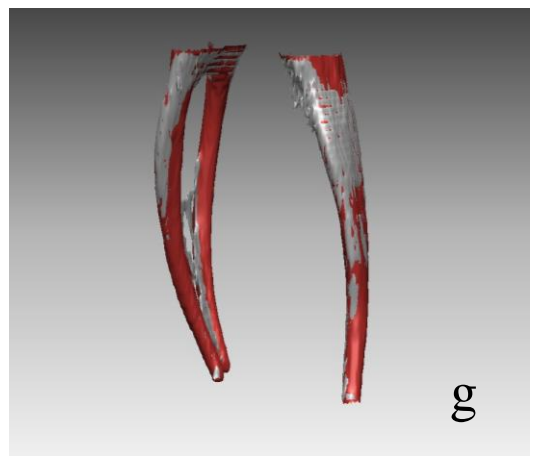
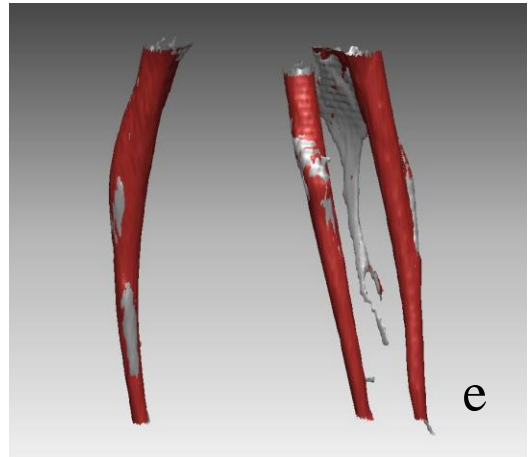
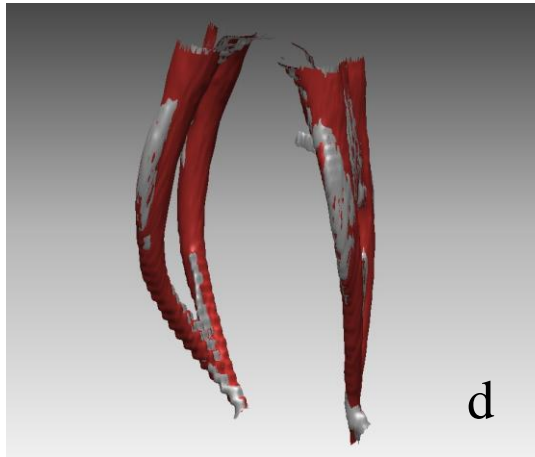
Verilerin analizi “SPSS for Windows 11.5” paket programında yapıldı. Sürekli değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler sürekli değişkenler için ortalama  $\pm$  standart sapma veya ortanca (en az-en çok) olarak gösterildi. Gruplar arasında ortalamalar yönünden farkın önemliliği Student’s t-testi ile

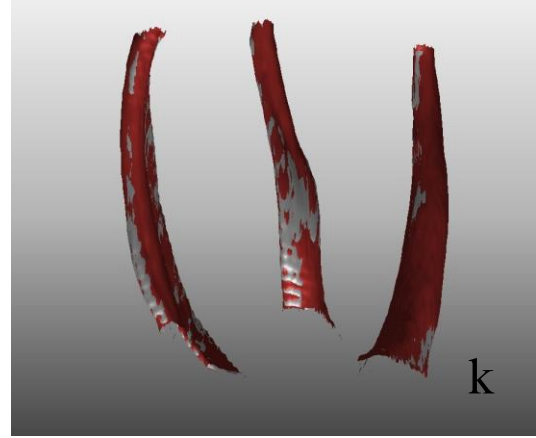
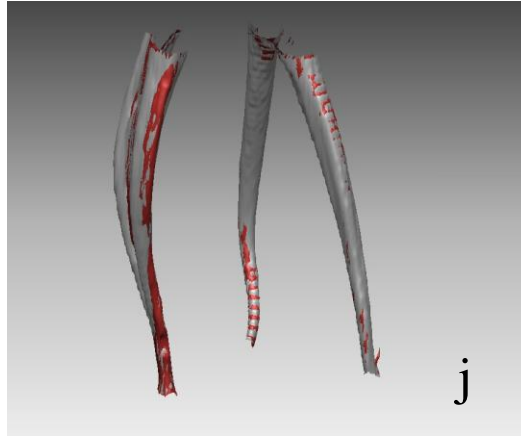
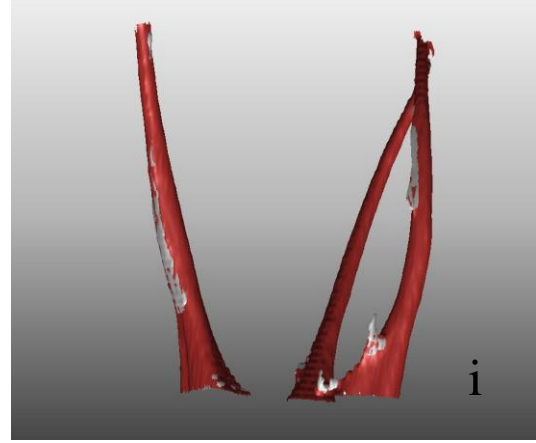
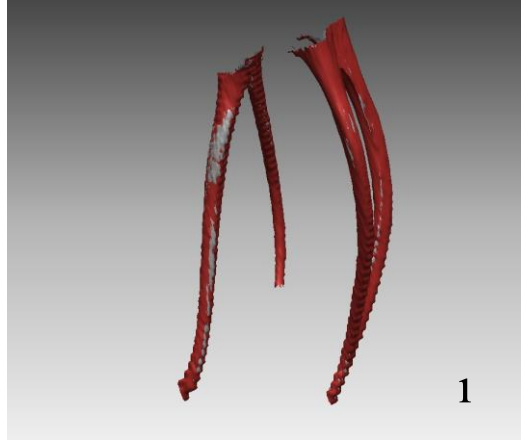
ortanca değerler yönünden farkın önemliliği ise Mann Whitney U testiyle araştırıldı. Gruplar içerisinde ortalamalar yönünden farkın önemliliği Bağımlı t-testi ile değerlendirilirken ortanca değerler yönünden farkın önemliliği Wilcoxon İşaret testi kullanılarak değerlendirildi.  $p < 0,05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

#### 4. BULGULAR

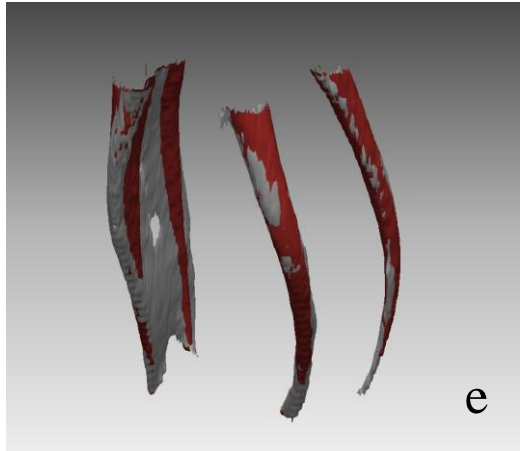
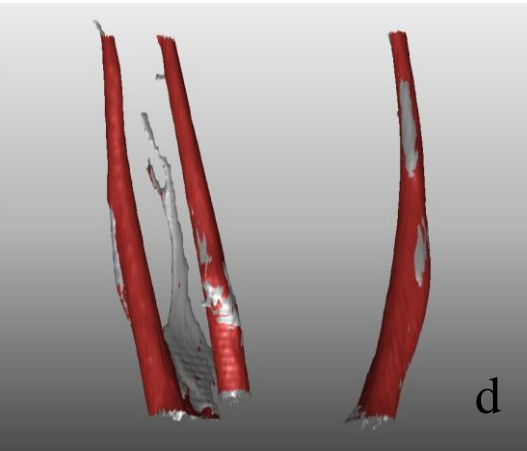
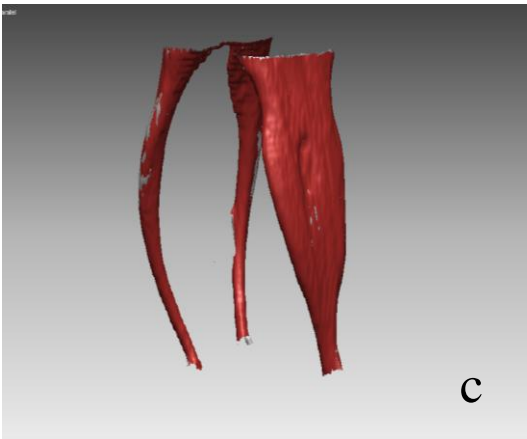
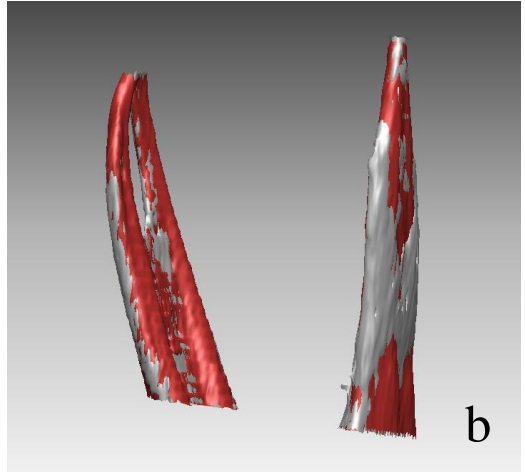
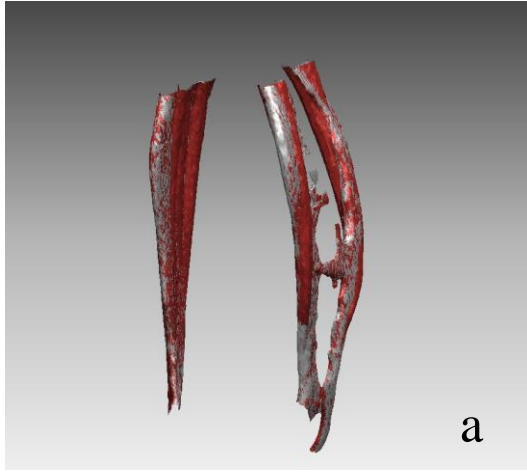
Değerlendirmeler örneklerin preparasyon öncesi ve sonrası  $\mu$ BT yöntemiyle elde edilen üç boyutlu görüntüleri kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 20a-l, 21a-l; Tablo 4-5)

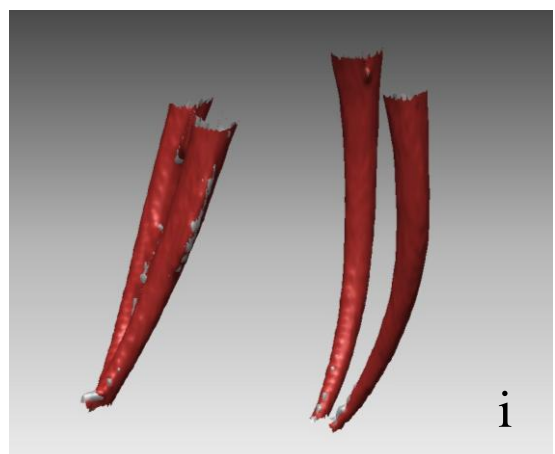
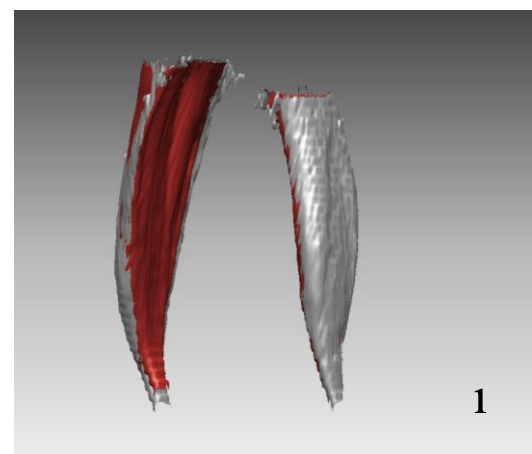
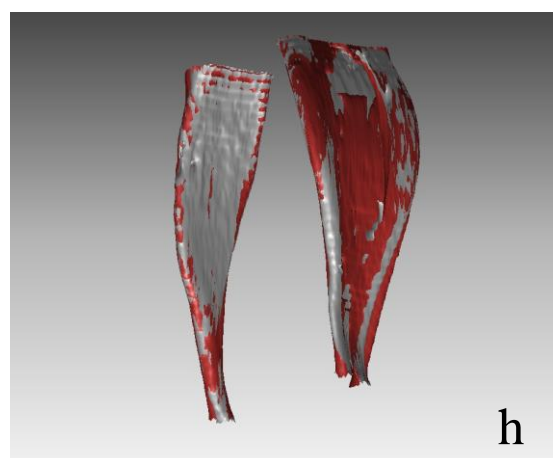
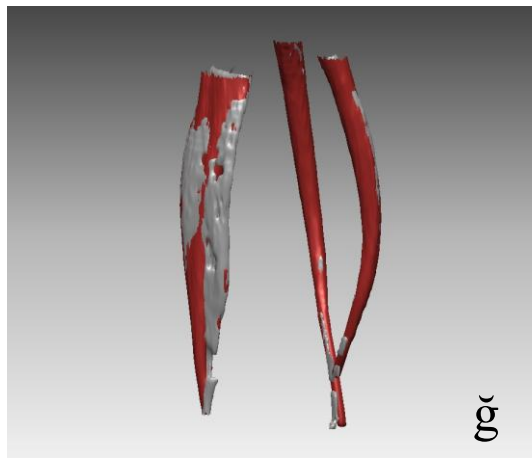
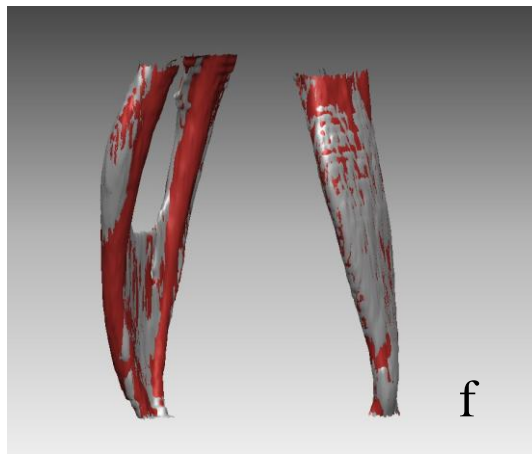






**Resim 20a-l: Ni-Ti el eğesi grubunda (1.Grup) preparasyon öncesi ve sonrası çakıştırılmış tüm örneklerin üç boyutlu görüntüleri (Gri alanlar preparasyon öncesi, kırmızı alanlar preparasyon sonrasına ait  $\mu$ BT görüntüleridir.)**







**Resim 21a-l: ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubunda (2.Grup) preparasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılmış tüm örneklerin üç boyutlu görüntüleri (Gri alanlar preparasyon öncesi, kırmızı alanlar preparasyon sonrasına ait  $\mu$ BT görüntüleridir.)**

**Tablo 4: Çalışmada kullanılan tüm örneklerin preparasyon öncesi ve sonrası  $\mu$ BT ile ölçülen kanal hacim değerleri**

Gruplar	Örnek no.	Geniş kanallar				Dar kanallar			
		Prep. öncesi hacim	Prep. sonrası hacim	Hacim farkı (mm <sup>3</sup> )	Hacim değişimi (%)	Prep. öncesi hacim	Prep. sonrası hacim	Hacim farkı (mm <sup>3</sup> )	Hacim değişimi (%)
(1.Grup) El eğesi grubu	1	8,66093	14,74437	6,08344	70,24	4,75136	10,39638	5,64502	118,81
	2	7,85912	15,40514	7,54602	96,02	6,54042	12,85244	6,31202	96,51
	3	8,93472	15,98574	7,05102	78,92	6,48572	12,76353	6,27781	96,79
	4	11,33902	16,86914	5,53012	48,77	14,65588	19,02451	4,36863	29,81
	5	7,07693	13,38599	6,30906	89,15	6,05295	17,04867	10,99572	181,66
	6	11,34772	18,42955	7,08183	62,41	15,66432	20,20665	4,54233	29,00
	7	13,18608	28,77708	15,591	118,24	7,61106	17,00689	9,39583	123,45
	8	15,91455	21,06152	5,14697	32,34	22,53448	26,62784	4,09336	18,16
	9	11,89846	16,20949	4,31103	36,23	10,67827	14,06545	3,38718	31,72
	10	11,29302	16,89904	5,60602	49,64	14,65588	19,02451	4,36863	29,81
	11	7,30422	19,41778	12,11356	165,84	9,69846	15,975	6,27654	64,72
	12	10,11337	18,12715	8,01378	79,24	6,18311	15,43535	9,25224	149,64
	13	7,95921	15,60514	7,64593	96,06	6,54042	12,85244	6,31202	96,51
	14	8,79115	9,93193	1,14078	12,98	22,50784	30,16135	7,65351	34,00
	15	15,43603	21,51714	6,08111	39,40	15,66465	17,59937	1,93472	12,35
(2.Grup) ProTaper grubu	1	17,66308	22,98406	5,32098	30,12	28,12125	33,22873	5,10748	18,16
	2	16,61705	20,17522	3,55817	21,41	11,39496	14,18378	2,78882	24,47
	3	13,55001	24,51786	10,96785	80,94	9,87447	23,06889	13,19442	133,62
	4	5,45044	11,15745	5,70701	104,71	3,84456	11,14099	7,29643	189,79
	5	10,84774	18,56263	7,71489	71,12	9,1207	24,30162	15,18092	166,44
	6	12,44678	19,22219	6,77541	54,44	10,78932	16,25837	5,46905	50,69
	7	15,23055	24,51786	9,28731	60,98	11,87447	22,13489	10,26042	86,41
	8	16,80688	20,31859	3,51171	20,89	16,23042	24,70724	8,47682	52,23
	9	6,74601	14,16253	7,41652	109,94	12,15698	17,18841	5,03143	41,39
	10	15,55603	21,51214	5,95611	38,29	15,66465	17,59937	1,93472	12,35
	11	20,07567	27,02007	6,9444	34,59	18,34368	20,70544	2,36176	12,88
	12	7,45064	11,16045	3,70981	49,79	7,84456	11,36499	3,52043	44,88
	13	13,02711	16,93709	3,90998	30,01	11,34797	16,20547	4,8575	42,81
	14	9,35317	14,70562	5,35245	57,23	19,5796	23,95022	4,37062	22,32
	15	11,83286	16,29491	4,46205	37,71	10,67827	14,06545	3,38718	31,72

**Tablo 5: Çalışmada kullanılan tüm örneklerin preparasyon öncesi ve sonrası  $\mu$ BT ile ölçülen prepare edilmemiş yüzey alanı miktarları ve merkez hatta meydana gelen sapma miktarları**

Gruplar	Örnek no.	Geniş kanallar		Dar kanallar	
		Prepare Edilmemiş Yüzey Alanı Miktarı (%)	Merkez Hatta Meydana Gelen Sapma Miktarı (mm)	Prepare Edilmemiş Yüzey Alanı Miktarı (%)	Merkez Hatta Meydana Gelen Sapma Miktarı (mm)
(1. Grup) El eğesi grubu	1	35,6186	0,547045	21,01388	0,627327
	2	37,76741	0,20415	56,28498	0,395044
	3	37,76741	0,20415	56,28498	0,395044
	4	52,24138	0,347955	63,93661	0,144473
	5	35,40546	0,154712	30,93903	0,258264
	6	54,9048	0,318256	62,8987	0,283716
	7	18,86268	0,142943	36,33633	0,956672
	8	53,12695	0,28059	62,3391	0,082476
	9	48,797	0,225406	51,60899	0,173586
	10	52,24138	0,347955	63,93661	0,144473
	11	24,00735	0,254913	46,54265	0,41531
	12	40,68287	0,635166	25,28206	1,785382
	13	37,76741	0,20415	56,28498	0,395044
	14	76,23318	1,0178	66,03567	0,52387
	15	56,10837	0,215275	73,99542	0,378473
(2. Grup) ProTaper grubu	1	77,85036	0,119648	68,07925	0,018463
	2	54,73117	0,105971	53,60687	0,226705
	3	55,08854	0,080932	36,53879	0,552905
	4	29,8153	0,208393	9,686864	0,114462
	5	48,56494	0,675771	55,32109	0,87186
	6	47,92207	0,6718	50,44235	0,240295
	7	55,08854	0,080932	36,53879	0,552905
	8	66,48499	0,063354	78,48771	0,06898
	9	40,62153	0,537618	45,55347	0,308976
	10	56,10837	0,215275	73,99542	0,378473
	11	15,36247	0,462505	10,0974	0,089808
	12	29,8153	0,208393	9,686864	0,114462
	13	54,29632	0,236096	56,90498	1,90251
	14	56,23323	0,266041	72,12344	0,239408
	15	48,797	0,225406	51,60899	0,173586

#### 4.1. Kök Kanalında Meydana Gelen Hacimsel Değişiklikler

Çalışma sonucunda, her iki grupta da tüm kanallarda preparasyon öncesi ve sonrası kanal hacim farkı ve hacmindeki artış oranları istatistiksel olarak anlamlı bulundu (Tablo 6) ( $p<0,001$ ).

Tablo 6: Gruplara ve kanal şekline göre preparasyon öncesi ve preparasyon sonrası hacim değişiklikleri (mm<sup>3</sup>)

Gruplar	Ölçümler	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
EI Eğesi Grubu	Geniş Kanal PÖ	15	10,40	±2,87	10,11	7,08	15,91	<0,001
	Geniş Kanal PS	15	17,44	±4,29	16,87	9,93	28,78	
	Dar Kanal PÖ	15	11,27	±6,02	9,70	4,75	22,53	<0,001
	Dar Kanal PS	15	17,41	±5,28	17,01	10,40	30,16	
ProTaper Grubu	Geniş Kanal PÖ	15	13,04	±5,47	13,03	5,45	26,76	<0,001
	Geniş Kanal PS	15	18,88	±4,83	19,22	11,16	27,02	
	Dar Kanal PÖ	15	13,26	±6,82	11,35	3,84	28,12	<0,001
	Dar Kanal PS	15	19,43	±6,03	17,60	11,14	33,23	

N: Denek Sayısı, ss: Standart Sapma, PÖ: Preparasyon Öncesi, PS: Preparasyon Sonrası,

<sup>a</sup> Bağımlı t-testi.

Gerçekleştirilen çalışmada, preparasyon sonrası kök kanalında meydana gelen hacimsel değişiklikler hem miktar hem de yüzde olarak incelendi (Tablo 7-10, Grafik 1).

**Tablo 7: Dar ve geniş kanallar içerisinde gruplara göre hacimdeki değişim miktarının dağılımı (mm<sup>3</sup>)**

Ölçümler	Gruplar	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
Geniş Kanal	El Eğesi	15	7,04	±3,30	6,31	1,14	15,59	0,290
	ProTaper	15	5,84	±2,77	5,71	0,26	10,97	
Dar Kanal	El Eğesi	15	6,14	±2,59	6,28	1,93	11,00	0,977
	ProTaper	15	6,17	±4,42	5,03	0,48	15,18	

N: Denek Sayısı, ss: Standart Sapma, <sup>a</sup> Student's t-testi.

**Tablo 8: Gruplar içerisinde dar ve geniş kanallara göre hacimdeki değişim miktarının dağılımı (mm<sup>3</sup>)**

Gruplar	Ölçümler	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
El Eğesi	Geniş Kanal	15	7,04	±3,30	6,31	1,14	15,59	0,323
	Dar Kanal	15	6,14	±2,59	6,28	1,93	11,00	
ProTaper	Geniş Kanal	15	5,84	±2,77	5,71	0,26	10,97	0,648
	Dar Kanal	15	6,17	±4,42	5,03	0,48	15,18	

N: Denek Sayısı, ss: Standart Sapma, <sup>a</sup> Bağımlı t-testi.

**Tablo 9: Dar ve geniş kanallar içerisinde gruplara göre hacimdeki değişimlerin yüzdesel dağılımı (%)**

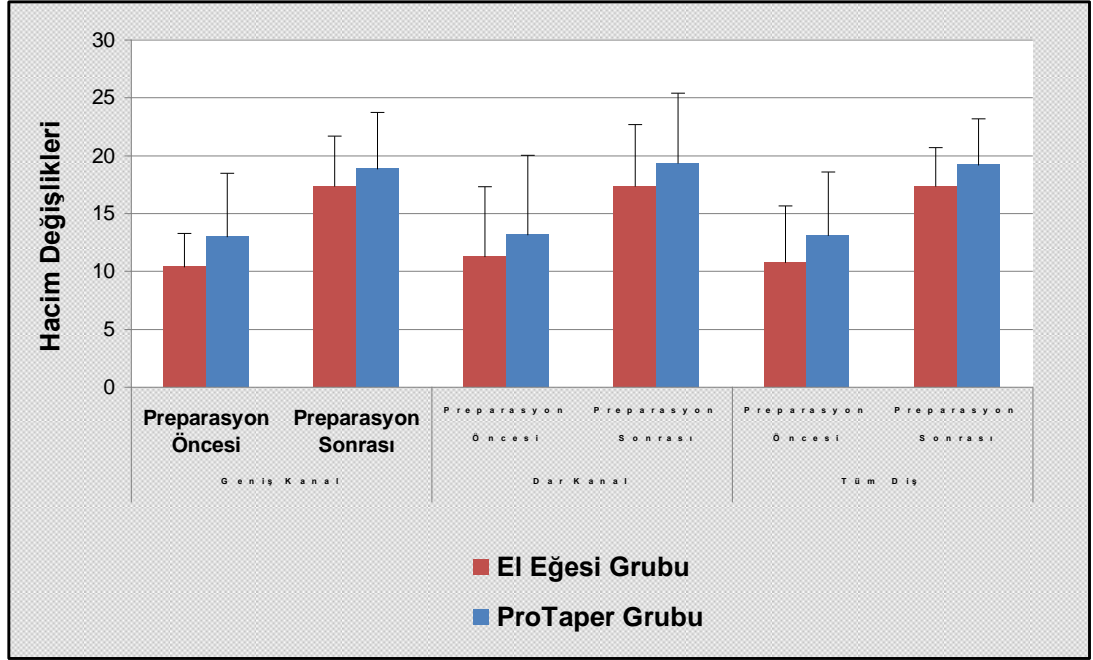
Ölçümler	Gruplar	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
Geniş Kanal	El Eğesi	15	72,80	±39,24	70,24	12,98	165,84	0,290
	ProTaper	15	56,23	±34,41	54,44	0,98	109,94	
Dar Kanal	El Eğesi	15	78,18	±60,98	64,72	12,35	209,75	0,794
	ProTaper	15	71,88	±69,43	41,39	1,97	189,79	

N: Denek Sayısı, ss: Standart Sapma, <sup>a</sup> Student's t-testi.

**Tablo 10: Gruplar içerisinde dar ve geniş kanallara göre hacimdeki değişimlerin yüzdesel dağılımı (%)**

Gruplar	Ölçümler	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
El Eğesi	Geniş Kanal	15	72,80	±39,24	70,24	12,98	165,84	0,706
	Dar Kanal	15	78,18	±60,98	64,72	12,35	209,75	
ProTaper	Geniş Kanal	15	56,23	±34,41	54,44	0,98	109,94	0,232
	Dar Kanal	15	71,88	±69,43	41,39	1,97	189,79	

N: Denek Sayısı, ss: Standart Sapma, <sup>a</sup> Bağımlı t-testi.



**Grafik 1: Gruplara ve kanal şekline göre işlem öncesi ve işlem sonrası hacim değişiklikleri**

Hem Ni-Ti el eğesi grubu (1.Grup) ve ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubu (2.Grup) arasında hem de gruplar içinde (dar ve geniş kanallar) değerlendirme yapıldığında kanal hacim farkı ve hacmindeki artış oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte en fazla hacim artışı Ni-Ti el eğesi grubunun geniş kanallarında, en az hacim artış oranı ise ProTaper grubunun geniş kanallarında gözlemlendi.

## 4.2. Kök Kanalında Prepare Edilmemiş Yüzey Alanı Miktarı

Hem Ni-Ti el eğesi grubu (1.Grup) ile ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubu (2.Grup) arasında hem de gruplar içinde dar ve geniş kanallar arasında yapılan değerlendirmelerde, prepare edilmemiş yüzey alanı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 11-12, Grafik 2) ( $p>0,05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Ni-Ti el eğesi grubundaki geniş kanallarda prepare edilmemiş yüzey alanı miktarının belirgin şekilde daha az olduğu gözlemlendi.

**Tablo 11: Dar ve geniş kanallar içerisinde gruplara göre dokunulmamış bölge oranlarının yüzdesel dağılımı (%)**

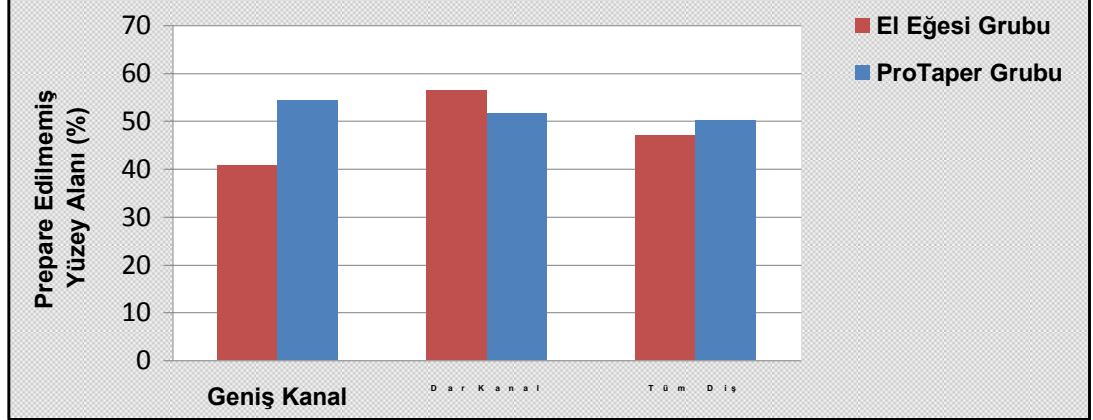
Ölçümler	Gruplar	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
Geniş Kanal	El Eğesi	15	44,10	±14,27	40,68	18,86	76,23	0,233
	ProTaper	15	49,12	±15,39	54,30	15,36	77,85	
Dar Kanal	El Eğesi	15	51,58	±16,12	56,28	21,01	74,00	0,653
	ProTaper	15	47,24	±23,00	51,61	9,69	78,49	

**N:** Denek Sayısı, **ss:** Standart Sapma, <sup>a</sup> Mann Whitney U testi.

**Tablo 12: Gruplar içerisinde dar ve geniş kanallara göre dokunulmamış bölge oranlarının yüzdesel dağılımı (%)**

Gruplar	Ölçümler	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
El Eğesi	Geniş Kanal	15	44,10	±14,27	40,68	18,86	76,23	0,041
	Dar Kanal	15	51,58	±16,12	56,28	21,01	74,00	
ProTaper	Geniş Kanal	15	49,12	±15,39	54,30	15,36	77,85	0,609
	Dar Kanal	15	47,24	±23,00	51,61	9,69	78,49	

**N:** Denek Sayısı, **ss:** Standart Sapma, <sup>a</sup> Wilcoxon İşaret testi.



**Grafik 2: Gruplara ve kanal şekline göre prepare edilmemiş yüzey alanı oranları**

### 4.3. Kök Kanalının Merkez Hattında Meydana Gelen Sapma Miktarı

Hem Ni-Ti el eğesi grubu (1.Grup) ve ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubu (2.Grup) arasında hem de gruplar içinde (dar ve geniş kanallar) yapılan değerlendirmelerde, kök kanalının merkez hattında meydana gelen sapma miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 13-14, Grafik 3) ( $p>0,05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte en fazla sapma Ni-Ti el eğesi grubundaki dar kanalların merkez hattında meydana geldi.

**Tablo 13: Dar ve geniş kanallar içerisinde gruplara göre merkez hatta meydana gelen sapma miktarları (mm)**

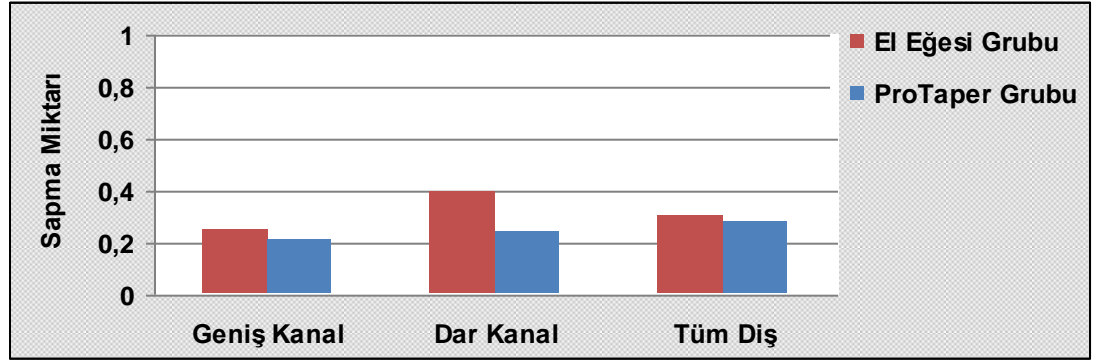
Ölçümler	Gruplar	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
Geniş Kanal	El Eğesi	15	0,34	±0,23	0,25	0,14	1,02	0,345
	ProTaper	15	0,28	±0,21	0,22	0,06	0,68	
Dar Kanal	El Eğesi	15	0,46	±0,43	0,40	0,08	1,79	0,233
	ProTaper	15	0,39	±0,48	0,24	0,02	1,90	

**N:** Denek Sayısı, **ss:** Standart Sapma, <sup>a</sup> Mann Whitney U testi.

**Tablo 14: Gruplar içerisinde dar ve geniş kanallara göre merkez hatta meydana gelen sapma miktarları (mm)**

Gruplar	Ölçümler	N	Ortalama	ss	Ortanca	En Az	En Çok	<i>p-değeri</i> <sup>a</sup>
El Eğesi	Geniş Kanal	15	0,34	±0,23	0,25	0,14	1,02	0,532
	Dar Kanal	15	0,46	±0,43	0,40	0,08	1,79	
ProTaper	Geniş Kanal	15	0,28	±0,21	0,22	0,06	0,68	0,691
	Dar Kanal	15	0,39	±0,48	0,24	0,02	1,90	

**N:** Denek Sayısı, **ss:** Standart Sapma, <sup>a</sup> Wilcoxon İşaret testi.



**Grafik 3: Gruplara ve kanal şekline göre merkez hatta meydana gelen sapma miktarları**

## 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 basamaklardan 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.<sup>2-5,7,156-158</sup>

Kök kanalının şekillendirilmesinde, şekillendirme öncesi kanal geometrisinin etkin rol oynadığı bildirilmiştir.<sup>19,157,158</sup> Kök kanalı eğimi arttıkça, kemomekanik preparasyon güçleşmekte ve şekillendirme hatalarının sıklığı artmaktadır.<sup>6,159</sup> Preparasyon öncesi kanal anatomisi şekillendirilememiş alanlar göz önüne alındığında daha da önem kazanmaktadır.<sup>76</sup> Canlı mikroorganizmaların dentin kanallarına penetre olup kök kanal tedavisi sırasında yaşamlarını sürdürebildiği bilindiği için, şekillendirilmiş yüzey kavramının klinik önemi de farklı bir anlam kazanmaktadır.<sup>160</sup> Bu nedenle, mekanik olarak mikroorganizmaların uzaklaştırılabileceği<sup>161</sup> irrigasyon ve dezenfeksiyonun optimal biçimde uygulanabileceği<sup>5</sup> daha büyük apikal numaralarla sonlandırılan şekillendirmeler önerilmektedir. Avrupa Endodonti Derneği tarafından yayınlanan bildirmede, bir kanalın tam olarak temizlenip şekillendirilmiş kabul edilmesi için, preparasyonun kanalın tüm çeperini kaplaması gerektiği bildirilmiştir.<sup>162</sup> Birçok araştırmacı, kök kanal duvarındaki dentinin 1-2 mm derinliğe kadar mikroorganizmalar ve endotoksinleri ile enfekte olabileceğini göstermişlerdir.<sup>2,97-99</sup> Dişlerde sekonder ve tersiyer dentin

oluşumunun hayat boyu devam etmesi; pulpa odasının küçülmesine ve kök kanalının daralmasına neden olmaktadır.<sup>102,103</sup> Bu sebeple genç sürekli dişlerde dentin daha ince, dentin tübüleri daha geniştir ve geniş dentin tübüleri, dentinin bakteri geçirgenliğini arttıran önemli bir faktördür.<sup>101</sup> Kök ucu yeni kapanmış genç sürekli dişlerde kanalların geniş olması, etkilenmiş kanal duvarlarının yeterli miktarda kaldırılamamasına sebep olabilmektedir. Bu tip kanallarda yeterli kanal genişletmesinin yapılması büyük önem taşımaktadır.<sup>12</sup> Ancak şekillendirme işlemi, diş kökünün direncini düşürecek şekilde aşırı miktarda da yapılmamalıdır.<sup>99-100</sup> Diş hekimliği literatüründe; olgun sürekli dişlerde kök kanal tedavisinin değerlendirildiği pek çok çalışma<sup>13-93</sup> mevcut iken; apikal gelişimini tamamlamış genç sürekli dişlerde kök kanal tedavisinin incelendiği herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Apikal gelişimini yeni tamamlamış genç sürekli dişler üzerinde gerçekleştirilen bu çalışmanın, pedodonti alanına katkı sağlayacağı düşünülmüştür.

Sürekli dişler, sürmelerinden yaklaşık 3 yıl sonra apikal gelişimlerini tamamlarlar. Genellikle 11,7-12,7 yaş aralığında süren 2.molar dişlerin apikal gelişimleri 15-16,5 yaş civarında tamamlanır.<sup>163</sup> Bu çalışmada, 15-18 yaş grubundaki bireylere ait, apikal gelişimini tamamlamış genç 2.molar dişler kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan dişlerin apikal gelişimini tamamlayıp tamamlamadığı; daha önce gerçekleştirilen *in-vitro* çalışmalar göz önüne alınarak; makroskobik olarak gözle inceleme, meziodistal ve bukkolingual yönlerden alınan dijital radyografilerin incelenmesi ve ISO 15 numaralı K-tipi eğe ile apikal sıkışma hissedilmesiyle tayin edilmiştir.<sup>50,53,82</sup>

Kök kanal şekillendirmesinin değerlendirildiği *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. Çekilmiş dişlerden alınan yatay kesitlerle gerçekleştirilen çalışmalarda, plastik bloklarda yapılan tüm gözlemler doğrulanabilmektedir.<sup>39,44,45,50,71</sup> Daha önce gerçekleştirilen *in-vitro* çalışmalar göz önüne alınarak yürütülen çalışmada, çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır.

Yürütülen benzer çalışmaların ışığında, tüm dişlerde kök kanallarına ISO 10 numaralı K-tipi eğe yerleştirilerek meziodistal ve bukkolingual yönlerden dijital radyografik görüntüleri alınıp çalışma boyları tespit edilmiştir.<sup>21,39</sup>

Kök kanal tedavisinde irrigasyon tedavinin prognozu açısından büyük önem taşımaktadır. Endodonti pratiğinde en sık kullanılan irrigasyon solüsyonu olan NaOCl, %0,5-5,25 arasında değişen farklı konsantrasyonlarda kullanılmaktadır.<sup>96,164-166</sup> Günümüzde NaOCl'nin hangi konsantrasyonunun klinik uygulamalarda daha etkin olduğuna dair ortak bir görüş bulunmamaktadır.<sup>164-169</sup> Spratt ve arkadaşları,<sup>170</sup> yaptıkları *in-vitro* bir çalışmada kanal tedavisinde dirençli bakterilerin oluşturduğu biyofilm tabakalarına %2,25'lik NaOCl'nin genel olarak en etkin solüsyon olduğunu belirtmişlerdir. Son yıllarda yapılan çalışmaların pek çoğunda

NaOCl solüsyonunun %2,5 ve %2,25'lik konsantrasyonları kullanılmıştır.<sup>40,90,171-176</sup> Yürütülen çalışmada, %2,25'lik NaOCl solüsyonu kullanılarak kök kanal irrigasyonu yapılmıştır.

Endodontik uygulamalarda, özellikle kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında alet kırılması ciddi bir sorun oluşturmaktadır. Paslanmaz çelik aletlerin kırılmadan önce gözle görülür deformasyon göstermeleri sebebiyle diş hekimleri tarafından fark edilip kullanımdan çıkarılması mümkün olmaktadır. Deforme olmuş bir kanal aleti, genellikle metalin elastik limitinin aşıldığını gösteren bükülmüş bölgeler ve sarmal yiv açılımlarına sahiptir ve bu tür aletlerin tekrar kullanılmaması gerekir. Bu sorunların üstesinden gelmek amacıyla, son yıllarda geliştirilen Ni-Ti endodontik aletler ise, özellikle eğimli kök kanallarının şekillendirilmesinde büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Ni-Ti eğeler, süperelastik olup paslanmaz çelik aletlere göre çok yüksek esneme potansiyeline sahiptirler.<sup>8,104</sup> Metal esnekliği, özellikle eğimli kök kanallarında şekillendirme esnasında transportasyonun azalmasını sağlayan önemli bir mekanik özelliktir.<sup>15</sup> Bununla birlikte, Ni-Ti eğelerdeki esneklik artışına rağmen alet kırılması, sık karşılaşılan bir sorun olma özelliğini sürdürmektedir ve bu aletlerin, çalışma esnasında hiçbir daimi deformasyon belirtisi göstermeden birdenbire kırıldığı bildirilmiştir.<sup>5,109,119,136,137</sup> Bu nedenle, paslanmaz çelik aletlerde geçerli olan gözle muayene kriterleri, Ni-Ti eğelerin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem değildir. Döner sistem Ni-Ti eğelerin kök kanal preparasyonu esnasında deforme olmasında veya kırılmasında esasen birçok faktör etkilidir. Bazı araştırmacılar<sup>106,118</sup> için eğenin dönüş hızı, kırılma olayında önemli bir faktör olarak kabul edilmezken; bazı araştırmacılar<sup>134,135</sup> eğimli kök kanallarında eğe

kırılmasında dönüş hızını önemli bir faktör olarak göstermişlerdir. Eğelerin dönüş hızının artması, ege ile kanal duvarı arasındaki sürtünme kuvvetlerinin artmasına ve dolayısıyla düşük hızda dönüş yapan bir eğeye göre daha kolay kırılmasına sebep olmaktadır.<sup>109,119,135</sup> Klinik şartlar altında kök kanal preparasyonu esnasında kırılan ve aynı zamanda plastik deformasyona uğrayan döner sistem eğelerde, bu tür komplikasyonların meydana gelme oranı, sistemi kullanan operatörün dikkat ve yeteneği ile kök kanal anatomisi gibi faktörlerle de ilişkilidir.<sup>138,139</sup> Bu bilgilerin ışığı altında gerçekleştirilen çalışmada, her kanal eğesi bir kez kullanılmıştır.

Standardize *in-vitro* bir çalışma yürütmek amacıyla; üretici firma önerileri ve konu ile ilgili yapılmış çalışmalar göz önünde bulundurularak, uygulanan yöntemler aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir.<sup>39,40,44,53,62</sup>

Döner Ni-Ti sistemlerinin çalışma zamanı bakımından, el aletleri karşısında olan üstünlükleri pek çok araştırmacı tarafından ortaya konulmuştur.<sup>16,18,33</sup> Velttri ve arkadaşları,<sup>30</sup> 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. Bu bilgiler ışığında, gerçekleştirilen araştırmada çalışma zamanı parametresi değerlendirme dışı bırakılmıştır.

Modern kök kanal aletleri, paslanmaz çelik ve Ni-Ti'den üretilmişlerdir. Elle kök kanal preparasyonu için üretilen Ni-Ti eğeler, paslanmaz çelik eğelere benzer özelliklere sahip olmalarının yanı sıra, Ni-Ti alaşımının elastik özelliği nedeniyle gittikçe artan oranda kullanılmaktadırlar.<sup>15</sup> Ni-Ti eğeler paslanmaz çelik eğelerle karşılaştırıldığında, daha az kalıcı deformasyon ve daha iyi metal hafızası sergiledikleri gösterilmiştir.<sup>118</sup>

Gambill ve arkadaşları,<sup>16</sup> Ni-Ti el eğeleri ile paslanmaz çelik el eğelerinin preparasyon etkinliğini BT ile değerlendirdikleri çalışmada, Ni-Ti el eğelerinin daha az kanal transportasyonuna sebep olduğunu ve daha az zaman gerektirdiğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde, Garip ve Günday,<sup>18</sup> BT yöntemi ile eğimli plastik kanallarda Ni-Ti ve paslanmaz çelik el eğelerinin etkinliğini araştırdıkları çalışmada, Ni-Ti el eğeleri ile yapılan preparasyonda yeterli genişletmenin yanında daha az transportasyon ve sapma oluştuğunu rapor etmişlerdir. Yürütülen araştırmada, genç sürekli dişlerde geleneksel el eğeleme ile kök kanalı şekillendirilmesinde yapılan çalışma grubunda Ni-Ti el eğelerinin kullanılması tercih edilmiştir. Çalışma sonucunda, geniş kök kanallarına sahip genç sürekli dişlerde Ni-Ti el eğelerinin kullanılması ile yeterli preparasyonun sağlanabildiği bulgulanmıştır.

“Step-back” ve “crown-down” kök kanal şekillendirmesi için kullanılan temel tekniklerdir.<sup>124</sup> Her iki tekniğin kullanım oranlarının değerlendirildiği çalışmalar göz önüne alındığında oranların ülkelere göre farklılık gösterdiği gözlenmektedir.<sup>177-179</sup> Al-Omari<sup>179</sup> 2004 yılında yaptığı

çalışmasında, hekimler tarafından %52,7 oranında “step-back” tekniğinin kullanıldığını belirtmiştir. Jenkins ve arkadaşları,<sup>177</sup> İngiltere’de 720 diş hekiminin katılımıyla gerçekleştirdikleri anket çalışmasında, hekimlerin yaklaşık yarısının kök kanal şekillendirme yöntemi olarak “step-back” tekniğini tercih ettiğini bildirmişlerdir. Hommez ve arkadaşları<sup>178</sup> ise 2003 yılında gerçekleştirdikleri çalışmalarında, “step-back” tekniğinin %31,2 oranla en sık tercih edilen kök kanal şekillendirme yöntemi olduğunu rapor etmişlerdir. Gerçekleştirilen araştırmanın Ni-Ti el eğesi grubundaki (1.Grup) dişlerin kök kanalları geleneksel “step-back” tekniği ile şekillendirilmiştir.

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, hekimin yorgunluğunu en aza indirmeye ve işlevsel hataları azaltabilme özellikleri ile kök kanal tedavisinde önemli bir devrim olarak kabul edilmektedir.<sup>32,43,121-123,131,146</sup> Bazı araştırmacılar, döner alet kullanımının daha az zaman gerektirdiğini, daha az dentin uzaklaştırdığını ve bu durumun çocuk hastalarda avantaj sağladığını belirtmişlerdir.<sup>29,34,41</sup> Günümüzde çeşitli firmalara ait farklı özelliklerde birçok Ni-Ti dönen sistem piyasada mevcuttur. Günümüzde sıklıkla tercih edilen dönen sistemlerden bazıları: ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), GT (Dentsply Maillefer, Ballaquies, Switzerland), Quantec (Analytic Endodontics, Orange, CA), K<sup>3</sup> (Analytic Endodontics, Orange, CA), RaCe (FKG Dentaire, Fongs, Switzerland), Hero 642 (Micro-Mega, Besançon, France) ve Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, France)’dir. Bu sistemler esas olarak kesici yüzeylerinin tasarımı ve eğelerin

koniklikleriyle farklılık gösterirler.<sup>122</sup> Tasarım olarak farklılık gösteren üçüncü jenerasyon dönen Ni-Ti sistemlerden biri olan ProTaper Ni-Ti esaslı döner aletlerinin kök kanallarının şekillendirilmesinde etkin olduğu birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir.<sup>23,25-28,32,58</sup> Gerçekleştirilen çalışmada da, geniş kök kanallarına sahip genç sürekli dişlerde ProTaper sistemi ile yeterli preparasyon sağlanabildiği sonucuna varılmıştır.

ProTaper sistemini piyasadaki diğer sistemlerden ayıran en belirgin özellik eğenin standart bir açılanma göstermeyip %3,5 ile %19 arasında değişen bir açılanmaya sahip olmasıdır. Bu farklılık sayesinde şekillendirme sırasında kanalın ulaşılan yüzey miktarının arttığı belirtilmektedir. Şekillendirme eğeleri uç kısımdan koronal kısma doğru aşırı artan bir açılanma gösterirken, bitirme eğelerinin bu açılanması daha düşüktür. Bu özellik sayesinde artan açılanma ile orta ve apikal üçlü bölgelerinde eğelerin daha esnek; azaltılmış açılanma sayesinde ise kırılmaya dirençli ve daha dayanıklı olmalarının sağlandığı düşünülmektedir.<sup>180</sup>

Uyanık ve arkadaşları,<sup>35</sup> Hero Shaper, RaCe ve ProTaper'ın kanal genişletme etkinliklerini BT ile karşılaştırmışlar ve ProTaper sisteminin daha fazla dentin kaldırdığını bildirmişlerdir. ProFile ve ProTaper eğelerin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada, ProFile ile genişletilen köklerde ProTaper ile genişletilen köklerden daha fazla prepare edilmemiş alan kaldığı bildirilmiştir.<sup>36</sup>

Guelzow ve arkadaşlarının,<sup>31</sup> kök kanal şekillendirmesinde 6 farklı Ni-Ti dönen sistem ile el eğelerini karşılaştırdıkları çalışmada, kullanılan tüm sistemlerin hızlı ve kabul edilebilir şekillendirme yaptıklarını, ancak ProTaper sisteminin daha düzenli ve kanal çapları ile uyumlu şekillendirme yaptığını bildirmişlerdir.

Yun ve Kim,<sup>23</sup> ProFile, GT, Quantec ve ProTaper'in şekillendirme özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada, eğimli kanallarda en az miktarda transportasyona neden olan sistemin ProTaper olduğunu bildirmişlerdir. Moore ve arkadaşları,<sup>85</sup> üç ayrı preparasyon tekniğini (Grup 1- paslanmaz çelik K-tipi eğe, Grup 2- paslanmaz çelik K-tipi eğe ile birlikte FlexMaster, Grup3- ProTaper ile birlikte FlexMaster) µBT kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda, paslanmaz çelik eğelerin apikal bölgede daha fazla transportasyon oluşturduğunu, ProTaper ve FlexMaster sistemlerinin ise deneyimi az operatörlerin kullanımında bile daha az iyatrojenik hataya sebep olabileceğini bildirmişlerdir. Gekelman ve arkadaşları<sup>82</sup> da ProTaper ve GT sistemlerinin deneyimsiz diş hekimliği öğrencileri tarafından kullanımını hem radyolojik olarak ve hem de µBT ile değerlendirdikleri çalışma sonucunda, her iki sistemin de deneyimsiz diş hekimliği öğrencileri tarafından güvenle kullanılabilceğini belirtmişlerdir.

Veltri ve arkadaşları,<sup>30</sup> ProTaper ve GT sistemlerinin şekillendirme özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada, her iki sistemin de çalışma boyunca değişikliğe ve sapmaya sebep olmadığını bildirmişlerdir. Paque ve arkadaşları<sup>32</sup> ile Foschi ve arkadaşları,<sup>181</sup> benzer şekilde ProTaper sisteminin orjinal kök kanal kurvatürünü koruyarak güvenli bir

preparasyon sağladığını; fakat smear tabakasının ve debrisin uzaklaştırılmasında yetersiz olduğunu rapor etmişlerdir. Williamson ve arkadaşlarının,<sup>54</sup> SEM ile üç farklı Ni-Ti sistemin (ProTaper, ProFile GTve EndoSequence) temizleme etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmada, kök kanalındaki debrisin uzaklaştırılmasında üç sistemin de benzer etki gösterdiğini bildirmişlerdir.

Aguiar ve arkadaşları,<sup>44</sup> ProTaper ve Ni-Ti el eğelerinin preparasyon etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmada, apikal bölgenin şekillendirilmesinde en etkili eğelerin F2 ve F3 olduğunu ileri sürmüşlerdir. Baratto-Filho ve arkadaşları<sup>169</sup> da çalışmalarında F1, F2, ve F3 eğeleri ile apikal üçlüde etkin bir preparasyon ve temizlik sağlandığını rapor etmişlerdir.

Günümüzde, Ni-Ti dönen kök kanal preparasyon sistemlerinin kanal şekillendirme özelliklerinin incelendiği birçok çalışmaya<sup>13-63,71-93,159</sup> rastlamak mümkün iken; genç sürekli dişlerde bu sistemlerin etkinliğinin araştırıldığı çalışmaya rastlanmamaktadır. Yürütülen çalışmada, genç sürekli dişlerde kök kanalı şekillendirilmesinde, tasarım olarak farklılık gösteren üçüncü jenerasyon dönen Ni-Ti sistemlerden biri olan ProTaper sisteminin etkinliği değerlendirilmiştir. Ayrıca, ProTaper sisteminin tercih edilmesinin bir diğer sebebi ise geniş kök kanallarının şekillendirilmesi için yeni geliştirilmiş, uç çapları daha büyük F4 ve F5 bitirme eğelerinin varlığıdır. Çalışmada, geniş kök kanallarına sahip genç sürekli dişlerde son ege olarak ProTaper F4 ve F5

bitirme eğelerinin kullanımıyla yeterli preparasyon sağlandığı sonucuna varılmıştır.

Elayouti ve arkadaşları,<sup>40</sup> oval kanallarda büyük numaralı eğelerin etkinliğini inceledikleri çalışmada, iki farklı Ni-Ti sistemini (ProTaper, Mtwo) ve Ni-Ti el eğesini karşılaştırmışlardır. Büyük numaralı eğelere sahip olan ProTaper ve Mtwo sistemlerinin geniş kanallarda Ni-Ti el eğesine göre daha etkili bir preparasyon sağladığını rapor etmişlerdir.

Kunert ve arkadaşları,<sup>58</sup> ProTaper F3 ve F4 eğelerini apikal transportasyon yönünden değerlendirdikleri çalışmada, ProTaper sistemine yeni eklenen daha büyük çapa sahip F4 eğesinin bukkolingual yönde transportasyona yol açabildiğini ve özellikle kurvatürlü kanalların apikal uçlusu şekillendirilirken F4 eğesinin dikkatli kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Kök kanal şekillendirmesi için kullanılan temel tekniklerden "crown-down", koronal dentinin kolay kaldırılmasına izin vermesi ve çalışma boyunun temizleme ve şekillendirme sırasında korunmasını sağlaması nedeniyle yararlı bir tekniktir.<sup>3-5,7,124</sup> Ayrıca, Ni-Ti eğelerdeki stres limitlerine ve arttırılmış koniklik yapısına bağlı olarak tüm Ni-Ti dönen eğe sistemlerinin ana prensibi "crown-down" preparasyondur.<sup>5,7,96</sup> Yürütölen araştırmanın ProTaper dönen eğe sistemi grubundaki (2.Grup) dişlerin kök kanalları "crown-down" tekniği kullanılarak şekillendirilmiştir.

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kuru kalmaması için, ProTaper dönen sistem Ni-Ti eğelerin Glyde kayganlaştırıcı jel gibi bir lubrikant ile beraber kullanılması önerilmektedir.<sup>182-184</sup> Yapılan çalışmada kullanılan ProTaper dönen sistem Ni-Ti eğeler, kanala yerleştirilmeden önce lubrikant olarak Glyde kayganlaştırıcı jele bulanarak kullanılmıştır.

Kök kanal sisteminin morfolojik özelliklerinin incelenmesinde kullanılan klasik *in-vitro* metotlar örneklerde geri dönüşümsüz değişikliklere yol açmakta veya sadece iki boyutlu görüntüler elde edilmesine izin vermektedir.<sup>64,149,150</sup> Son zamanlarda BT ve  $\mu$ BT, 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 BT ve  $\mu$ BT kullanılarak yüklü miktarda veri elde edilebilmesi mümkündür.  $\mu$ BT ile elde edilen görüntüler hem nicelik hem de nitelik bakımından gerçeğe en yakın verileri elde etmemizi sağlamaktadır.<sup>71,72,81,155,185,186</sup>

BT tekniği ile kesme işlemi yapmadan değişik seviyelerden alınan enine kesit görüntüleri incelenebilmektedir. Ancak, yapılan kök kesiti çalışmalarında, BT görüntülerinde kanallardaki keskin kenarlar düzleşebilmekte, kök kanal boşluğu ile kök kanal duvarları arası kontrast farkı yetersiz olabilmekte, bu da transportasyon miktarının ayrıntılı biçimde ölçümünü engellemektedir.  $\mu$ BT ise yüksek çözünürlüğü nedeniyle kök

kanal preparasyon yöntemini değerlendirmede kullanılan en başarılı yöntem olarak kabul edilmektedir.<sup>74,81,155</sup>  $\mu$ BT cihazı kullanılmasının sağladığı diğer bir avantaj ise dişlerden hacimsel veri elde edilebilmesidir.<sup>72,185</sup> Bu avantajlarının yanı sıra, araştırmacıların da çalışmalarında belirttikleri gibi, her bir örneğin  $\mu$ BT ile taranması ve üç boyutlu modelinin oluşturulması için uzun bir süreye ihtiyaç duyulması; maliyetli bir işlem olması gibi dezavantajları da mevcuttur.<sup>66,68,71,151,155</sup> Genç sürekli dişlerde, Ni-Ti dönen sistemlerin etkinliğinin araştırıldığı ve üç boyutlu incelemeye olanak tanıyan  $\mu$ BT yönteminin kullanıldığı çalışmaya rastlanmamaktadır. Bu avantajlar göz önünde bulundurularak yürütülen çalışmada, genç sürekli dişlerde farklı tasarım özelliklerine sahip ProTaper dönen esaslı Ni-Ti eğe sisteminin kök kanal şekillendirme özellikleri  $\mu$ BT kullanılarak değerlendirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda çeşitli firmalara ait farklı  $\mu$ BT cihazları (SMX-90CT, Shimadzu, Kyoto, Japan<sup>93</sup>; General Electric Locus SP, Model MS 8X-90/CAB, General Electric Medical Systems, London, ON, Canada<sup>92</sup>; SkyScan 1072, SkyScan bvba, Aartselaar, Belgium<sup>72,77,79,84,85,87-89</sup>; mCT-40, Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland<sup>91</sup>; mCT-20, Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland<sup>66,73-76,82,90</sup>; BIR non-destructive Testing Lab, Lincolnshire, IL, USA<sup>78</sup>; micro-CT, SMX-225CT-SV, Shimadzu, Japan<sup>83</sup>) kullanılmıştır. Gerçekleştirilen çalışmada SkyScan  $\mu$ BT cihazı (SkyScan 1174 compact Micro CT, Kontich, Belgium) kullanılmıştır.

Peters ve arkadaşları,<sup>76</sup>  $\mu$ BT kullandıkları çalışmalarında, ProTaper sistemi ile kök kanal şekillendirmesi yapılan üst molar bir dişte

hacim değişimi, prepare edilen yüzey alanı ve merkez aks sapması parametrelerini değerlendirmişlerdir. Tüm köklerde hacim ve yüzey alanında istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğunu, geniş kök kanallarının preparasyonunda istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha az hacim artışı gözlendiğini bildirmişlerdir ( $p < 0,05$ ). Merkez aks sapması 0,02-0,40mm arasında belirlenmiş ve kanal tipinden bağımsız olduğu rapor edilmiştir. Yrtlen *in-vitro* alışmada benzer sonuçlar elde edilmekle birlikte, geniş kök kanalların preparasyonunda ProTaper sistemi ile istatistiksel olarak anlamlı olmayacak şekilde daha az hacim artışı gözlenmiştir. Bu sonucun, araştırmada kullanılan sistemlerin farklı manüplasyon özelliklerine sahip olmalarından kaynaklanabileceği dşnlmektedir. Yüzey alanı ve merkez aks sapması açısından ProTaper sisteminde dar ve geniş kanallar arasında istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde herhangi bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Paque ve arkadaşları,<sup>86</sup> FlexMaster, GT, Lightspeed, ProFile, ProTaper ve Ni-Ti K-tipi el eğeleri ile yapılan preparasyonun apikal geometriye etkisini  $\mu$ BT ile değerlendirdikleri çalışmada; GT sisteminde apikalde prepare edilmeyen yüzey alanının diğer sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Kök kanalında meydana gelen en fazla hacim artışının ProTaper ve Ni-Ti K-tipi el eğeleri ile yapılan preparasyon sonrası gözlendiğini bildirmişlerdir. Diğer beş sistemden farklı olarak ProTaper grubunda en fazla hacim artışına palatinal kanalda rastlanmıştır. Gerçekleştirilen çalışmada yapılan değerlendirmelerde, benzer şekilde, ProTaper ve Ni-Ti K-tipi el eğeleri ile yapılan preparasyon sonrası meydana gelen hacimsel artış açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Paque ve arkadaşlarının<sup>86</sup> yürüttükleri çalışma sonuçlarından farklı olarak geniş kanallarda Ni-Ti el eğesi grubunda ProTaper grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte daha fazla hacim artışı gözlenmiştir. Bu farklılığın sebebinin, araştırmanın daha geniş kanallara sahip genç sürekli dişler üzerinde yürütülmüş olmasıyla ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Paque ve arkadaşları<sup>90</sup> 2010 yılında gerçekleştirdikleri *in-vitro* çalışmada, alt molar dişlerin oval distal kanallarında paslanmaz çelik el eğeleri ile ProTaper sisteminin preparasyon etkinliğini  $\mu$ BT tekniğini kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışmada %59,6 ile %79,9 oranları arasında değişen prepare edilmemiş alanların, kullanılan eğe ve teknikten bağımsız olarak gerçekleştiğini ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığını bildirmişlerdir. Kök kanalında meydana gelen hacim artışının da tüm gruplarda benzer bulunduğu rapor edilmiştir ( $p<0,001$ ). Yürütülen çalışmada, Paque ve arkadaşlarının<sup>90</sup> yaptıkları çalışmaya paralel olarak gruplar arasında hacim ve yüzey alanı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Ancak bu çalışmada, prepare edilmemiş kanal yüzey alanların oranları %40,6 ile %56,2 arasında değişmektedir. Yüzey alanlarındaki bu farklılığın, Paque ve arkadaşlarının<sup>90</sup> yaptıkları çalışmada el eğesi grubunda kullanılan son eğe 40 no., ProTaper grubunda ise F4 iken; gerçekleştirilen çalışmada sırasıyla 60 no. ve F5 olması ile açıklanabileceği düşünülmektedir.

Yin ve arkadaşları<sup>93</sup> 2010 yılında, C şekilli kanallara sahip 24 adet alt molar diş üzerinde yürüttükleri çalışmada, ProTaper sistem ile paslanmaz çelik el eğelerinin preparasyon etkinliklerini  $\mu$ BT ile değerlendirmişlerdir. El eğeleri ile yapılan preparasyonlarda daha fazla dentin uzaklaştırıldığını ve daha az prepare edilmemiş yüzey alanının oluştuğunu; ProTaper sisteminde ise daha kısa sürede preparasyonun tamamlandığını, daha az apikal trasportasyon ve perforasyon gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Gerçekleştirilen çalışmada benzer şekilde, el eğeleri ile yapılan preparasyonlarda, geniş kanallarda daha fazla dentin uzaklaştırıldığı ve daha az prepare edilmemiş yüzey alanı oluştuğu tespit edilmiştir. Fakat hem el eğeleri ile ProTaper arasında, hem de dar ve geniş kanallar arasında yapılan değerlendirmelerde hacim ve yüzey alanı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Diş hekimliği alanındaki *in-vitro* araştırmalarda, çalışma örneklerinin  $\mu$ BT ile taranması ve üç boyutlu modellerinin oluşturulması maliyetli ve zaman alıcı bir yöntemdir. Ancak,  $\mu$ BT ile elde edilen görüntüler yüksek çözünürlüğü sayesinde hem nicelik hem de nitelik bakımından gerçeğe en yakın verileri elde etmemizi sağlamaktadır ve kök kanal preparasyon yöntemlerinin değerlendirilmesinde kullanılan en başarılı yöntem olarak kabul edilmektedir.

Yürütülen çalışmada; genç sürekli dişlerde ProTaper dönen Ni-Ti ege sistemi ve Ni-Ti el egesi ile sağlanan kök kanal şekillendirme özellikleri; kök kanalında meydana gelen hacimsel değişiklikler, kök kanalında prepare edilmemiş yüzey alanı miktarı ve kök kanalının merkez

hattında meydana gelen sapma miktarı parametreleri ile değerlendirilmiş ve iki sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ( $p>0,05$ ). Çalışmada değerlendirilen tüm parametreler açısından birbirleri ile paralel sonuçlara varılmıştır.

Dönen Ni-Ti sistemlerinin çalışma zamanı bakımından, el aletleri karşısında olan üstünlükleri bilinmektedir. Bu bilginin ışığında; ProTaper sisteminin, genç sürekli dişlerde kök kanal tedavisi sırasında seans süresinin kısılması açısından çocuk hasta gruplarında önemli bir avantaj sağlayacağı düşünülmektedir. Ancak bu avantajının yanı sıra, dönen sistemlerin ek ekipman gerekliliği maliyeti arttıran olumsuz bir faktördür.

## 6. SONUÇ

Genç sürekli dişlerde, farklı tasarım özelliklerine sahip ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi ve Ni-Ti el eğesi ile sağlanan kök kanal şekillendirme özelliklerinin kök kanalında meydana gelen hacimsel değişiklikler, kök kanalında prepare edilmemiş yüzey alanı miktarı ve kök kanalının merkez hattında meydana gelen sapma miktarı açısından  $\mu$ BT yöntemiyle değerlendirildiği çalışmada, şu sonuçlar elde edildi:

1. Ni-Ti el eğesi grubu (1.Grup) ve ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubunda (2.Grup) tüm kanallarda preparasyon öncesi ve sonrası kanal hacim farkı ve hacmindeki artış oranları istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,001$ ). Her iki sistemin de genç sürekli dişlerde benzer şekillendirme sağladığı sonucuna varıldı.
2. Hem Ni-Ti el eğesi grubu (1.Grup) ve ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubu (2.Grup) arasında hem de gruplar içinde (dar ve geniş kanallar) değerlendirme yapıldığında, kanal hacim farkı ve hacmindeki artış oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p > 0,05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte en fazla hacim artışı Ni-Ti el eğesi grubunun geniş kanallarında, en az hacim artış oranı ise ProTaper grubunun geniş kanallarında gözlemlendi.
3. Hem Ni-Ti el eğesi grubu (1.Grup) ve ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubu (2.Grup) arasında hem de gruplar içinde (dar ve geniş kanallar) yapılan değerlendirmelerde, prepare edilmemiş yüzey alanı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p > 0,05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Ni-Ti el eğesi grubundaki geniş kanallarda

prepare edilmemiş yüzey alanı miktarının belirgin şekilde daha az olduğu bulguları.

2. ve 3. maddelerdeki sonuçların, araştırmada kullanılan sistemlerin farklı manüplasyon özelliklerine sahip olmalarından kaynaklanabileceği düşünüldü.

4. Hem Ni-Ti el eğesi grubu (1.Grup) ve ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubu (2.Grup) arasında hem de gruplar içinde (dar ve geniş kanallar) yapılan değerlendirmelerde, kök kanalının merkez hattında meydana gelen sapma miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte en fazla sapma Ni-Ti el eğesi grubundaki dar kanalların merkez hattında gözlemlendi.
5. Çalışmada değerlendirilen tüm parametreler açısından birbirleri ile paralel sonuçlar bulguları. Şekillendirme etkinliği açısından iki sistem arasında herhangi bir fark olmadığı; bunun yanında ProTaper sisteminin, genç sürekli dişlerde kök kanal tedavisi sırasında seans süresinin kısalması açısından çocuk hasta gruplarında önemli bir avantaj sağlayacağı kanaatine varıldı. Ancak, sistemin kullanımında gerekli olan ek ekipman ihtiyacının maliyeti arttıran bir faktör olduğu gözlemlendi.
6. Araştırmada kök kanal preparasyon yöntemlerinin etkinliklerini değerlendirmek amacı kullanılan  $\mu$ BT yöntemi, maliyetli ve zaman alıcı bir yöntem olmasının yanı sıra gerçeğe en yakın verileri elde etmemizi sağlayan güvenilir bir yöntem olarak kabul edildi.

## 7. ÖZET

Kök kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti dönen sistemlerin başarısı ve güvenilirliği birçok çalışma ile kanıtlanmıştır. Ancak kök ucu yeni kapanmış genç sürekli dişlerde kullanımına dair yeterli bilgi mevcut değildir. Bu çalışmanın amacı, ProTaper sistemi ve Ni-Ti el eğesi ile genç sürekli dişlerde kanal şekillendirme özelliklerinin; kök kanal hacim değişiklikleri, prepare edilmemiş yüzey alanı ve kanalın merkez hattında meydana gelen sapma miktarları açısından Mikro Bilgisayarlı Tomografi ( $\mu$ BT) kullanılarak değerlendirilmesidir.

Çalışmada, 15-18 yaş arası hastalardan çekilen 30 adet 2.molar diş kullanılmıştır. 1.Grup (Ni-Ti el eğesi): Geleneksel “step-back” tekniği ile %2,25’lik NaOCl irrigasyon solüsyonu kullanılarak kök kanal şekillendirmesi yapılmıştır. 2.Grup (ProTaper sistemi): Glyde kayganlaştırıcı jel ve %2,25’lik NaOCl solüsyonu birlikte kullanılarak “crown-down” tekniği ile kök kanal şekillendirmesi yapılmıştır. Kök kanal şekillendirmeleri öncesi ve sonrasında dişlerin  $\mu$ BT yöntemiyle kayıtları alınmıştır. Bu çalışmada; preparasyon öncesi ve sonrası kök kanal hacimleri, bu hacimler arasındaki yüzdesel farklılıklar, prepare edilmemiş yüzeylerin toplam yüzeye oranı, kanalın merkez hattında meydana gelen sapma miktarları incelenmiş ve istatistiksel analizleri yapılmıştır.

Çalışma sonucunda, her iki grupta da tüm kanallarda preparasyon öncesi ve sonrası kanal hacmi farkı ve hacmindeki artış oranları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Hem Ni-Ti el eğesi grubu

ile ProTaper dönen Ni-Ti eğe sistemi grubu arasında, hem de gruplar içinde (dar ve geniş kanallar) değerlendirme yapıldığında kanal hacmi farkı, hacmindeki artış oranları, prepare edilmemiş yüzey alanı ve kök kanalının merkez hattında meydana gelen sapma miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Apeksi kapalı genç sürekli dişlerin kök kanal tedavisinde, ProTaper sisteminin el eğelemesine alternatif olabileceği, seans süresinin kısalması açısından çocuk hasta gruplarında önemli bir avantaj sağlayacağı düşünölmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** ProTaper, Mikro Bilgisayarlı Tomografi ( $\mu$ BT), Genç Sürekli Diş

## 8. SUMMARY

The success and reliability of the Ni-Ti rotary systems used in the root canal treatment had proven with several studies. However, there is not enough information present with the use of the Ni-Ti rotary systems in young permanent teeth with closed apices. The purpose of this study was to evaluate the root canal volume changes, unprepared surface area and deviation from the center line of the canal by shaping properties of ProTaper system and Ni-Ti hand files with micro-computed tomography ( $\mu$ CT) in young permanent teeth.

In the study, 30 second permanent molar teeth extracted from patients 15-18 years of age were used. 1. Group (Ni-Ti hand files): the root canal preparation was made with the conventional step-back technique with 2.25 % NaOCl irrigation solution. 2. Group (ProTaper system): the root canal preparation was made with the crown-down technique with Glyde lubricant gel and 2.25 % NaOCl irrigation solution. The data was recorded by  $\mu$ BT before and after the root canal shaping. In this study, before and after root canal preparation, the root canal volume changes, the percentage differences between these volumes, unprepared surface area ratio of the total surface and amount of deviation from the center line were evaluated with the recorded data and analyzed statistically.

According to the results of this study, the increase of amount and percentage of the root canal volume before and after preparation for all canals in both groups was statistically significant ( $p < 0,001$ ). When the

evaluation is made between Ni-Ti hand files group and ProTaper Ni-Ti rotary system group and within groups (narrow and wide canals), for the root canal volume changes, the percentage differences between these volumes, unprepared surface area ratio of the total surface and amount of deviation from the center line; there was no statistically significant difference ( $p > 0.05$ ).

The ProTaper system can be an alternative to preparation with hand files in root canal treatment of young permanent teeth with closed apices, due to shortening the duration of the session in child patients which is a significant advantage.

**Key Words:** ProTaper, Micro Computed Tomography ( $\mu$ BT), Young Permanent Teeth

## 9. KAYNAKLAR

1. Grossman LI. Endodontic Practice. 10th ed. Philadelphia: Lea and Febiger; 1988.
2. Weine FS. Endodontic Therapy. 5th ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 1996. p. 305-94.
3. Alaçam T. Endodonti. 2. Baskı. Ankara: Barış Yayınları; 2000.
4. Ingle JI, Bakland L. Endodontics. 5th ed. Philadelphia: Lea and Febiger; 2002.
5. Ruddle CJ. Cleaning and Shaping the Root Canal System. In: Cohen S., Burns RC, editors. Pathways of the Pulp. 8th ed. St. Louis: Mosby Inc; 2002. p. 231-91.
6. Weine FS. Endodontic Theraphy. 6th ed. Missouri: Mosby; 2004.
7. Saunders WP, Saunders E. Root Canal Instrumentation. In: Bergenholz G, Horsted-Bindslev P, Reit C, editors. Textbook of Endodontics. 1st ed. Oxford, England: Blackwell Publishing Ltd; 2003. p. 231-61.
8. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics. St. Louise: Ishiyaku EuroAmerica; 1995. p. 1-112.
9. Thompson SA. An overview of the nickel-titanium alloys used in dentistry. Int Endod J 2000; 33: 297-310.
10. Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. Dent Clin N Am 2004; 48: 55-67.
11. Glickmann GN, Koch KA. 21st-century endodontics. JADA 2000; 131: 39-46.
12. Ridell K. Endodontic treatment in young permanent teeth. Prevalence, quality and potential risk factors. Swed Dent J Suppl 2008; 193: 9-58.
13. Al-Omari MA, Dummer PM. Comparison of the six files to prepare simulated root canals. Int Endod J 1992; 25: 57-66.

14. Atalay R. Eğri kanallarda farklı preparasyon tekniklerinin değerlendirilmesi ile ilgili bir araştırma. Doktora. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1994.
15. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparation using NiTi hand, NiTi engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. J Endod 1995; 21: 146-51.
16. Gambill JM, Alder M, del Rio CE Comparison of nickel titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. J Endod 1996; 22: 369-75.
17. Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Int Endod J 1999; 32: 155-64.
18. 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 2001; 34: 452-7.
19. Peters OA, Kappeler S, Bucher W, Barbakow F. Engine-driven preparation of curved root canals: a platform to assess physical parameters. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2001; 111: 834-42.
20. Uyanık Ö. Farklı Dönen Nikel Titanyum Eğelerin Temizleme ve Şekillendirme Özelliklerinin in-vitro Olarak İncelenmesi. Doktora. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2005.
21. Iqbal MK, Maggiore F, Suh B, Edwards KR, Kang J, Kim S. Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. J Endod 2003; 29: 587-91.
22. Wu MK, van der Sluis LW, Wesselink PR. The capability of two hand instrumentation techniques to remove the inner layer of dentine in oval canals. Int Endod J 2003; 36: 218-24.
23. 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 2003; 95: 228-33.

24. Calberson FL, Deroose CA, Hommez GM, De Moor RJ. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J* 2004; 37: 613-23.
25. 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* 2004; 37: 359-64.
26. Mario V, Mollo A, Pini PP, Ghelli LF, Balleri P. In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. *J Endod* 2004; 30: 163-6.
27. Schafer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe, Part 1, Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2004; 37: 229-38.
28. 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* 2004; 37: 239-48.
29. Silva LAB, Leonardo MR, Nelson-Filho P, Tanomaru JMG. Comparison of rotary and manual instrumentation techniques on cleaning capacity and instrumentation time in deciduous molars. *J Dent Child* 2004; 71: 45-47.
30. Veltri M, Mollo A, Pini PP, Ghelli LF, Balleri P. In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. *J Endod* 2004; 30: 163-6.
31. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrument for root canal preparation. *Int Endod J* 2005; 38: 743-52.
32. Paque F, Musch U, Hülsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J* 2005; 38: 8-16.

33. Tasdemir T, Aydemir H, Inan U, Unal O. Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. *Int Endod J* 2005; 38: 402-8.
34. Nagaratna PJ, Shashikiran ND, Subbreddy VV. In vitro comparison of NiTi rotary instruments and stainless steel hand instruments in root canal preparations of primary and permanent molar. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2006; 24: 186-91.
35. Uyanık OM, Cehreli ZC, Mocan OB, Dagli TF. Comparative evaluation of three nickel-titanium instrumentation systems in human teeth using computed tomography. *J Endod* 2006; 32: 668-71.
36. Schirrmeister JF, Strohl C, Altenburger MJ, Wrbas KT, Hellwig E. Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 101: 807-13.
37. Hartmann MS, Barletta FB, Camargo Fontanella VR, Vanni JR. Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. *J Endod* 2007; 33: 962-5.
38. Limongi O, de Albuquerque DS, Baratto Filho F, Vanni JR, de Oliveira EP, Barletta FB. In vitro comparative study of manual and mechanical rotary instrumentation of root canals using computed tomography. *Braz Dent J* 2007; 18: 289-93.
39. Aguiar CM, Camara AC. Radiological evaluation of the morphological changes of root canals shaped with ProTaper for hand use and the ProTaper and RaCe rotary instruments. *Aust Endod J* 2008; 34: 115-9.
40. Elayouti A, Chu AL, Kimionis I, Klein C, Weiger R, Löst C. Efficacy of rotary instruments with greater taper in preparing oval root canals. *Int Endod J* 2008; 41: 1088-92.
41. Kummer TH, Calvo MC, Cordeiro MMR, Vieira RS, Rocha MJC. Ex vivo study of manual and rotary instrumentation techniques in human

primary teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105: 84-92.

42. Mahran AH, AboEl-Fotouh MM. Comparison of effects of ProTaper, HeroShaper, and Gates Glidden Burs on cervical dentin thickness and root canal volume by using multislice computed tomography. *J Endod* 2008; 34: 1219-22.
43. Tu MG, Chen SY, Huang HL, Tsai CC. Endodontic shaping performance using nickel-titanium hand and motor ProTaper systems by novice dental students. *J Formos Med Assoc* 2008; 107: 381-8.
44. Aguiar CM, de Andrade Mendes D, Camara AC, de Figueiredo JA. Evaluation of the centring ability of the ProTaper Universal rotary system in curved roots in comparison to Nitiflex files. *Aust Endod J* 2009; 35: 174-9.
45. Aguiar CM, Mendes Dde A, Camara AC, Figueiredo AP. Assessment of canal walls after biomechanical preparation of root canals instrumented with Protaper Universal rotary system. *J Appl Oral Sci* 2009; 17: 590-5.
46. Bonaccorso A, Cantatore G, Condorelli GG, Schafer E, Tripi TR. Shaping ability of four nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod* 2009; 35: 883-6.
47. Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *J Endod* 2009; 35: 938-43.
48. Gu YX, Zhu YQ, DU R. A comparative study of three different rotary nickel titanium systems in the preparation of curved molar canals. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2009; 18: 147-51.
49. Koçak MM, Yaman SD. Comparison of apical and coronal sealing in canals having tapered cones prepared with a rotary NiTi system and stainless steel instruments. *J Oral Sci* 2009; 51: 103-7.

50. Kuzekanani M, Walsh LJ, Yousefi MA. Cleaning and shaping curved root canals: Mtwo vs ProTaper instruments, a lab comparison. *Indian J Dent Res* 2009; 20: 268-70.
51. Unal GC, Maden M, Savgat A, Onur Orhan E. Comparative investigation of 2 rotary nickel-titanium instruments: protaper universal versus protaper. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107: 886-92.
52. Vahid A, Roohi N, Zayeri F. A comparative study of four rotary NiTi instruments in preserving canal curvature, preparation time and change of working length. *Aust Endod J* 2009; 35: 93-7.
53. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int Endod J* 2009; 42: 22-33.
54. Williamson AE, Sandor AJ, Justman BC. A comparison of three nickel titanium rotary systems, EndoSequence, ProTaper universal, and profile GT, for canal-cleaning ability. *J Endod* 2009; 35: 107-9.
55. de Alencar AH, Dummer PM, Oliveira HC, Pécora JD, Estrela C. Procedural errors during root canal preparation using rotary NiTi instruments detected by periapical radiography and cone beam computed tomography. *Braz Dent J* 2010; 21: 543-9.
56. Fleming CH, Litaker MS, Alley LW, Eleazer PD. Comparison of classic endodontic techniques versus contemporary techniques on endodontic treatment success. *J Endod* 2010; 36: 414-8.
57. Iqbal MK, Floratos S, Hsu YK, Karabucak B. An in vitro comparison of Profile GT and GTX nickel-titanium rotary instruments in apical transportation and length control in mandibular molar. *J Endod* 2010; 36: 302-4.
58. Kunert GG, Camargo Fontanella VR, de Moura AA, Barletta FB. Analysis of apical root transportation associated with ProTaper

Universal F3 and F4 instruments by using digital subtraction radiography. *J Endod* 2010; 36: 1052-5.

59. Li Z, Yu JT, Shou FY, Li L, Wu HB. Comparative study on the shaping ability of canals with 2 new nickel-titanium rotary instruments. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2010; 19: 100-3.
60. Madureira RG, Forner Navarro L, Llena MC, Costa M. Shaping ability of nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109: 136-44.
61. Martins Rde C, Bahia MG, Buono VT. Geometric and dimensional characteristics of simulated curved canals prepared with proTaper instruments. *J Appl Oral Sci* 2010; 18: 44-9.
62. Taha NA, Ozawa T, Messer HH. Comparison of three techniques for preparing oval-shaped root canals. *J Endod* 2010; 36: 532-5.
63. Özer SY. Comparison of root canal transportation induced by three rotary systems with noncutting tips using computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 111: 244-50.
64. Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod* 1987; 13: 243-5.
65. Walker TL, del Rio CE. Histological evaluation of ultrasonic and sonic instrumentation of curved root canals. *J Endod* 1989; 15: 49-59.
66. Peters OA, Laib A, Rügsegger P, Barbakow F. Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. *J Dent Res* 2000; 79: 1405-9.
67. Schafer M, Zapke K. A comparative scanning electron microscope of the efficacy of manual and automated instrumentation of root canals. *J Endod* 2000; 26: 660-4.
68. Hannig C, Krieger E, Dullin C, Merten HA, Attin T, Grabbe E, Heidrich G. Volumetry of human molars with flat panel-based volume CT in vitro. *Clin Oral Investig* 2006; 10: 253-7.

69. Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int Endod J* 2009; 42: 463-75.
70. Sberna MT, Rizzo G, Zacchi E, Capparè P, Rubinacci A. A preliminary study of the use of peripheral quantitative computed tomography for investigating root canal anatomy. *Int Endod J* 2009; 42: 66-75.
71. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J* 1999; 32: 165-70.
72. 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; 34: 390-8.
73. Peters OA, Laib A, Göhring TN, Barbakow F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J Endod* 2001; 27: 1-6.
74. Peters OA, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J* 2001; 34: 221-30.
75. Hübscher W, Barbakow F, Peters OA. Root-canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. *Int Endod J* 2003; 36: 740-7.
76. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J* 2003; 36: 86-92.
77. Lee JK, Ha BH, Choi JH, Heo SM, Perinpanayagam H. Quantitative three-dimensional analysis of root canal curvature in maxillary first molars using micro-computed tomography. *J Endod* 2006; 32: 941-5.
78. Peru M, Peru C, Mannocci F, Sherriff M, Buchanan LS, Pitt Ford TR. Hand and nickel-titanium root canal instrumentation performed by dental students: a micro-computed tomographic study. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 1555-61.

79. Plotino G, Grande NM, Pecci R, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Three-dimensional imaging using microcomputed tomography for studying tooth macromorphology. *Eur J Dent Educ* 2006; 10: 52-9.
80. Benyo B, Szilagyi L, Haidegger T, Kovacs L, Nagy-Dobo C. Detection of the root canal's centerline from dental micro-CT records. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009; 2009: 3517-20.
81. Gao Y, Peters OA, Wu H, Zhou X. An application framework of three-dimensional reconstruction and measurement for endodontic research. *J Endod* 2009; 35: 269-74.
82. Gekelman D, Ramamurthy R, Mirfarsi S, Paque F, Peters OA. Rotary nickel-titanium GT and ProTaper files for root canal shaping by novice operators: a radiographic and micro-computed tomography evaluation. *J Endod* 2009; 35: 1584-8.
83. Kato A, Ohno N. Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. *Clin Oral Investig* 2009; 13: 43-6.
84. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. A microcomputed tomography scanning study of root canal space: changes after the ultrasonic removal of fractured files. *J Endod* 2009; 35: 125-8.
85. Moore J, Fitz-Walter P, Parashos P. A micro-computed tomographic evaluation of apical root canal preparation using three instrumentation techniques. *Int Endod J* 2009; 42: 1057-64.
86. Paque F, Ganahl D, Peters OA. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod* 2009; 35: 1056-9.
87. Park JW, Lee JK, Ha BH, Choi JH, Perinpanayagam H. Three-dimensional analysis of maxillary first molar mesiobuccal root canal configuration and curvature using micro-computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: 437-42.

88. Rodrigues FP, Li J, Silikas N, Ballester RY, Watts DC. Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. *Dent Mater* 2009; 25: 47-55.
89. Somma F, Leoni D, Plotino G, Grande NM, Plasschaert A. Root canal morphology of the mesiobuccal root of maxillary first molars: a micro-computed tomographic analysis. *Int Endod J* 2009; 42: 165-74.
90. Paque F, Balmer M, Attin T, Peters OA. Preparation of oval-shaped root canals in mandibular molars using nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomography study. *J Endod* 2010; 36: 703-7.
91. Peters OA, Boessler C, Paque F. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J Endod* 2010; 36: 1068-72.
92. Roggendorf MJ, Legner M, Ebert J, Fillery E, Frankenberger R, Friedman S. Micro-CT evaluation of residual material in canals filled with Activ GP or GuttaFlow following removal with NiTi instruments. *Int Endod J* 2010; 43: 200-9.
93. Yin X, Cheung GS, Zhang C, Masuda YM, Kimura Y, Matsumoto K. Micro-computed tomographic comparison of nickel-titanium rotary versus traditional instruments in C-shaped root canal system. *J Endod* 2010; 36: 708-12.
94. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974; 18: 269-96.
95. Walton RE. Current concepts of canal preparation. *Dent. Clin. North Am* 1992; 36: 309-25.
96. Ingle JI, Himel VT, Hawrish CE, Glickman GN, Serene T, Rosenberg PA, et al. *Endodontic Cavity Preparation*. 5th ed. Hamilton, London: BC Decker Inc; 2002.

97. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod* 1975; 1: 255-62.
98. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *J Endod* 1987; 13: 479-89.
99. Horiba N, Maekawa Y, Matsumoto T, Nakamura H. A study of the distribution of endotoxin in the dentinal wall of infected root canals. *J Endod* 1990; 16: 331-34.
100. Nair R, Sjogren U, Krey G, Kahnberg KE, Sundquist G. Intraradicular bacteria and fungi in root-filled asymptomatic human teeth with therapy-resistant lesions: a long-term light and electronmicroscopic follow-up study. *J Endod* 1990; 16: 580-88.
101. Cameron AC, Widmer RP. *Handbook of pediatric dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Elsevier, Mosby; 2008. p. 95-113.
102. Salentijn LM, Klyvert MH. *Dental and oral tissues an introduction*. 3rd ed. Maryland, USA: Williams&Wilkins; 1990. p. 204-33.
103. Yıldırım S. Transforming growth factor-beta1'in pulpa tedavilerinde kullanılabilirliğinin histopatolojik olarak incelenmesi. Doktora. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2000.
104. Walia H, Brentley W, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988; 14: 346-50.
105. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential application of certain nickeltitanium alloys. *J Dent Res* 1975; 54: 89-96.
106. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DLJ. Cyclic fatigue testing of nickeltitanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23: 77-85.
107. Craig RG, Peyton FA. The microhardness of enamel and dentin. *J Dent Res* 1958; 37: 661-68.
108. Schafer E, Lau R. Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. *J Endod* 1999; 25: 427-30.

109. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in Ni-Ti endodontic rotary files after clinical usage. *J. Endod* 2000; 26: 161-65.
110. Canaldi-Sahli 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* 1998; 31: 48-52.
111. Edie JW, Andreasen GF, Zaytoun MP. Surface corrosion of Nitinol and stainless steel under clinical conditions. *Angle Orthod* 1981; 51: 319-24.
112. Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in nitinol alloy. *J Endod* 1996; 22: 543-46.
113. Smith GA, von Fraunhofer JA, Casey GR. The effect of clinical use and sterilization on selected orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 102: 153-59.
114. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Guido G. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1999; 88: 343-47.
115. Kapila S, Haugen JW, Watanabe LG. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 102: 120-26.
116. Basketter DA, Briatico-Vangosa G, Kaestner W, Lally C, Bontinck WJ. Nickel, cobalt and chromium in consumer products: a role in allergic contact dermatitis. *Contact Dermatitis* 1993; 28: 15-25.
117. Putters JL, Kaulesar SuKul GM., de Zeeuw GR, Bijma A, Besselink PA. Comperative cell culture effects of shape memory metal (nitinol), nickel and titanium: a biocompatibility estimation. *Eur Surg Res* 1992; 24: 378-82.
118. Coleman CL, Svec TA, Rieger MR, Suchina JA, Wang MM, Glickman GN. Analysis of nickel titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging. *J Endod* 1996; 22: 603-07.

119. Sattapan B, Palamara J, Messer H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000; 26: 156-60.
120. Clauder T, Baumann MA. ProTaper NT system. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 87-111.
121. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004; 30: 559-67.
122. Koch K, Brave D. Real world endo. Design features of rotary files and how they effect clinical performance. *Oral Health* 2002; 92: 39-49.
123. Koch K, Brave D. The ultimate rotary file. *Oral Health* 2002; 92: 59-63.
124. Saunders S. Presidential address to the British Association for the Study of Community Dentistry, Winchester, April 2002. *Community Dent Health* 2002; 19: 120-3.
125. 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* 1999; 32: 108-14.
126. Cunningham CJ, Senia ES. A three-dimensional study of canal curvatures in the mandibular molars. *J Endod* 1992; 18: 294-300.
127. Vertucci FJ. Root canal anatomy of permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; 58: 589-99.
128. Thomas RP, Moule AJ, Bryant R. Root canal morphology of maxillary permanent first molar teeth at various ages. *Int Endod J* 1993; 26: 257-67.
129. West JD, Roane JB, Georig AC. Cleaning and Shaping the Root Canal System. In: Cohen S, Burns RC, editors. *Pathways of the Pulp*. 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 1994. p. 179-218.
130. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved canal. *J Am Dent Assoc* 1980; 101: 792-94.
131. Ruddle CJ. The ProTaper technique: endodontics made easier. *Dent Today* 2001; 20: 58-64, 66-8.

132. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: Geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today* 2001; 20: 60-7.
133. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: Assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003; 36: 93-9.
134. Dietz D, Di Fiore P, Bahcall J. Effect of rotational speed on the fracture of Ni-Ti rotary files. *J Endod* 2000; 26: 68-71.
135. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE. Effect of rotational speed on Ni-Ti file distortion. *J Endod* 1999; 25: 752-4.
136. Gambarini G. Torsional and cyclic fatigue of ProFile Ni-Ti rotary instruments. *J Evol Dent* 1999; 2: 4-14.
137. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001; 34: 386-9.
138. Yared G, Bou Dagher F, Kulkarni K. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2003; 96: 229-33.
139. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo ProTaper and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod* 2004; 30: 234-7.
140. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure of ProTaper rotary instruments. *J Endod* 2004; 30: 228-30.
141. Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1996; 22: 341-5.
142. Zuolo ML, Walton RE, Imura N. Histologic evaluation of three endodontic instrument/preparation techniques. *Endod Dent Traumatol* 1992; 8: 125-9.
143. Ruddle CJ. The ProTaper technique. *Endodontic Topics* 2005; 10: 187-90.
144. da Silva KT, Grazziotin-Soares R, Limongi O, Irala LE, Salles AA. Wear promoted in the apical third of simulated canals after

- instrumentation with ProTaper universal system. *J Appl Oral Sci* 2009; 17: 501-7.
- 145.** Ruddle CJ. Endodontic canal preparation: breakthrough cleaning and shaping strategies. *Dentistry Today* 1994; 13: 44-9.
- 146.** Ruddle CJ. Nickel-titanium rotary systems: Review of existing instruments and geometries. *Dentistry Today* 2000; 19: 86-95.
- 147.** Ruddle CJ. Current concepts for preparing the root canal system. *Dentistry Today* 2001; 20: 76-83.
- 148.** West JD. Introduction of a new rotary endodontic system: progressively tapered files. *Dentistry Today* 2001; 20: 50-7.
- 149.** Hirano Y, Aoba T. Computer-assisted reconstruction of enamel fissures and carious lesions of human premolars. *J Dent Res* 1995; 74: 1200-5.
- 150.** Dowker SEP, Davis GR, Elliott JC. X-ray microtomography; nondestructive three dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *OSOMOPOR Endod* 1997; 83: 510-6.
- 151.** Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod* 1995; 21: 561-8.
- 152.** Bjørndal L, Carlsen O, Thuesen G, Darvann T, Kreiborg S. External and internal macromorphology in 3D-reconstructed maxillary molars using computerized X-ray microtomography. *Int Endod J* 1999; 32: 3-9.
- 153.** Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater* 2007; 23: 539-48.
- 154.** Nair MK, Nair UP. Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *J Endod* 2007; 33: 1-6.
- 155.** Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci* 2009; 1: 177-88.
- 156.** Stock CJR, Gulabivala K, Walker RT, Goodman JR. *Endodontics*. 2nd ed. London, UK: Mosby-Wolfe; 1997.

157. Küçükay ES, Küçükay I, Yılmaz B. Kök Kanalını Şekillendirme Yöntemleri. 2. Baskı. İstanbul: Promat A.Ş; 2004.
158. Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 6th ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc; 1994.
159. Lim KC, Webber J. The effect of root canal preparation on the curved root canal. *Int Endod J* 1985; 18: 233-9.
160. Peters LB, van Wilkenhoff AJ, Buijs JF, Wesselink PR. Effects of instrumentation, irrigation and dressing with calcium hydrokside on infection in pulpless teeth with periapical bone lesions. *Int Endod J* 2002; 35: 13-21.
161. Dalton BC, Orstavik D, Phillips C, Pettiette M, Trope M. Bacterial Reduction with Nickel-Titanium Rotary Instrumentation. *J Endodon* 1998; 11: 763-7.
162. European Society of Endodontology. Undergraduate curriculum guidelines for endodontology. *Int Endod J* 1992; 25: 169-72.
163. Forrester DJ, Wagner ML, Fleming J. Pediatric dental medicine. Philadelphia: Lea & Febiger: 1981.
164. Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics* 2005; 10: 77-102.
165. Canoğlu H. Farklı irrigasyon ve preparasyon tekniklerinin süt dişlerinde daimi kanal tedavisi üzerine etkisinin in-vitro koşullarda incelenmesi. Doktora. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2006.
166. Patil CR, Uppin V. Effect of endodontic irrigating solutions on the microhardness and roughness of root canal dentin: An in vitro study. *Indian J Dent Res* 2011; 22: 22-7.
167. Berutti E, Marini R. A scanning electron microscopic evaluation of the debridement capability of sodium hypochlorite at different temperatures. *J Endod* 1996; 22: 467-70.
168. Berutti E, Marini R, Angeretti A. Penetration ability of different irrigants into dentinal tubules. *J Endod* 1997; 23: 725-7.

- 169.** Baratto-Filho F, Leonardi DP, Zielak JC, Vanni JR, Sayão-Maia SM, Sousa-Neto MD. Influence of ProTaper finishing files and sodium hypochlorite on cleaning and shaping of mandibular central incisors- a histological analysis. *J Appl Oral Sci* 2009; 17: 229-33.
- 170.** Spratt DA, Pratten J, Wilson M, Gulabivala K. An in vitro evaluation of the antimicrobial efficacy of irrigants on biofilms of root canal isolates. *Int Endod J* 2001; 34: 300-7.
- 171.** Bonsor SJ, Nichol R, Reid TM, Pearson GJ. An alternative regimen for root canal disinfection. *Br Dent J* 2006; 201: 101-5.
- 172.** Huth KC, Quirling M, Maier S, Kamereck K, Alkhayer M, Paschos E, Welsch U, Miethke T, Brand K, Hickel R. Effectiveness of ozone against endodontopathogenic microorganisms in a root canal biofilm model. *Int Endod J* 2009; 42: 3-13.
- 173.** Hu X, Peng Y, Sum CP, Ling J. Effects of concentrations and exposure times of sodium hypochlorite on dentin deproteination: attenuated total reflection Fourier transform infrared spectroscopy study. *J Endod* 2010; 36: 2008-11.
- 174.** Alves FR, Almeida BM, Neves MA, Moreno JO, Rôças IN, Siqueira JF Jr. Disinfecting oval-shaped root canals: effectiveness of different supplementary approaches. *J Endod* 2011; 37: 496-501.
- 175.** Baca P, Junco P, Arias-Moliz MT, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM. Residual and antimicrobial activity of final irrigation protocols on *Enterococcus faecalis* biofilm in dentin. *J Endod*. 2011 Mar;37(3):363-6.
- 176.** Rôças IN, Siqueira JF Jr. Comparison of the in vivo antimicrobial effectiveness of sodium hypochlorite and chlorhexidine used as root canal irrigants: a molecular microbiology study. *J Endod* 2011; 37: 143-50.
- 177.** Jenkins SM, Hayes SJ, Dummer PM. A study of endodontic treatment carried out in dental practice within the UK. *Int Endod J* 2001; 34: 16-22.

- 178.** Hommez GM, Braem M, De Moor RJ. Root canal treatment performed by Flemish dentists. Part 1. Cleaning and shaping. *Int Endod J* 2003; 36: 166-73.
- 179.** Al-Omari WM. Survey of attitudes, materials and methods employed in endodontic treatment by general dental practitioners in North Jordan. *BMC Oral Health* 2004; 4: 1.
- 180.** Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2003; 36: 288-95.
- 181.** 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 NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2004; 37: 832-9.
- 182.** Peters OA, Boessler C, Zehnder M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *Int Endod J* 2005; 38: 223-9.
- 183.** Kum KY, Kazemi RB, Cha BY, Zhu Q. Smear layer production of K3 and ProFile Ni-Ti rotary instruments in curved root canals: a comparative SEM study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 101: 536-41.
- 184.** Uroz-Torres D, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM. Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *J Endod* 2009; 35: 699-702.
- 185.** Kim E, Kim KD, Roh BD, Cho YS, Lee SJ. Computed tomography as a diagnostic aid for extracanal invasive resorption. *J Endod*. 2003; 29: 463-5.

## **10. EKLER**

**Teşekkür**

**104**

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerinin yanı sıra içtenliği ve samimiyeti ile hep yanımda olan çok değerli danıŐman hocam Prof.Dr.Ayşegül ÖLMEZ'e;

Yürütölen çalışmada bana destek veren; bilgi ve deneyimlerini benimle paylaŐan değerli hocalarım Prof.Dr.Alev ALAÇAM, Prof.Dr.Meryem TEKÇİÇEK, Prof.Dr.Hamdi ÇELİK, Doç.Dr.İlkan TATAR ve Doç.Dr.Özgür UZUN'a;

Bu zorlu yolculukta bana emek veren hocalarım Prof.Dr.Tezer ULUSU, Prof.Dr.Neşe AKAL, Prof.Dr.Nurhan ÖZTAŞ, Prof.Dr.Özlem TULUNOğLU, Doç.Dr.Haluk BODUR'a ve tüm asistan arkadaşlarıma;

Her zaman yanımda olan can dostum Dr.Dt.Didem ATABEK'e;

Varlıkları ile hayatıma mutluluk ve huzur katan tüm dostlarıma;

Mutluluk, başarı, sıkıntı ve hayallerimi sonsuz sevgi ve fedakârlıklarıyla hep destekleyen, bana daima inanan ve maddi manevi yanımda olan canım aileme;

SONSUZ TEŐEKKÜRLER...

## 11. ÖZGEÇMİŞ

**Adı:** Hilal

**Soyadı:** SİLLELİOĞLU

**Doğum Yeri ve Tarihi:** Balıkesir, 1981

### Eğitimi

**Doktora:** Gazi Üniversitesi Pedodonti Anabilim Dalı (2006-2011)

**Üniversite:** Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (1999-2004)

**Lise:** Balıkesir Lisesi (Yabancı Dil Ağırlıklı Lise) (1995-1999)

**Ortaokul:** Bigadiç Cumhuriyet Lisesi (1992-1995)

**İlkokul:** Bigadiç İlkokulu (1987-1992)

**Yabancı Dili:** İngilizce

### Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

1. Türk Pedodonti Derneği Ankara Şubesi

### Bilimsel Etkinlikleri

#### Projeler

1. G.Ü. BAP 03/2007-11 “Geleneksel El Eğeleri ve Protaper Dönen Kök Kanal Aletleriyle Yapılan Egeleme İşlemlerinin Etkinliğinin Değerlendirilmesi”

## **Yayınlar**

1. Alaçam A, Odabaş ME, Tüzüner T, **Sillelioğlu H**, Baygın O. Clinical and radiographic outcomes of calcium hydroxide and formocresol pulpotomies performed by dental students. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009 Nov; 108(5):e127-33.
2. Atabek D, **Sillelioglu H**, Olmez A. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. Oper Dent. 2010 May-Jun; 35(3):362-9.

## **Posterler ve Sözlü Sunumlar**

1. **Sillelioğlu H**, Baygın Ö, Tulunoğlu Ö. Dişlerdeki altı farklı sayı ve şekil anomalisi nedeniyle: 40 olgu raporu.15. Türk Pedodonti Derneği Kongresi. 17-21 Ekim 2007, Antalya. (Poster Sunumu)
2. Alaçam A, Odabaş M.E, Tüzüner T, **Sillelioğlu H**, Baygın Ö. Clinical and radiographical outcomes of three pulpotomy techniques performed by dental students. 22. Congress of the International Association of Paediatric Dentistry, 17-20 Haziran 2009, Münih, Almanya. (Poster Sunumu)
3. Atabek D, **Sillelioğlu H**, Olmez A. A new polishing material; nano-technology liquid polish. 22. Congress of the International Association of Paediatric Dentistry, 17-20 Haziran 2009, Münih, Almanya. (Poster Sunumu)
4. Ulusu T, Odabaş M.E, Tüzüner T, **Sillelioğlu H**, Baygın Ö. Retention and caries prevention of a resin-based sealant and a glass-ionomer used as a fissure sealant: a clinical study. 22. Congress of the International Association of Paediatric Dentistry, 17-20 Haziran 2009, Münih, Almanya. (Poster Sunumu)

5. Atabek D, **Sillelioğlu H**, Ölmez A. Adeziv sistemlerin farklı zaman aralıklarında Mineral Trioksit Agregat'a bağlanma kuvveti. 17. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 20-23 Mayıs 2010, Mardin. (Sözlü Sunum)
6. Öztaş N,Atabek D, Çınar Ç, **Sillelioğlu H**, Bani M. Çocuklarda enjeksiyon ağrısının azaltılması: yeni bir topikal anestezi tekniği. 7. European Academy of Paediatric Dentistry Interim Seminar and Workshop, 31 Mart-2 Nisan 2011, İstanbul. (Poster Sunumu)
7. Odabaş M.E, Alaçam A, **Sillelioğlu H**, Deveci C. A comparison of mineral trioxide aggregate and ferric sulphate pulpotomies performed by dental students. 7. European Academy of Paediatric Dentistry Interim Seminar and Workshop, 31 Mart-2 Nisan 2011, İstanbul. (Poster Sunumu)
8. **Sillelioğlu H**, Çınar Ç, Ölmez A. Maturogenesis: Olgu Raporu. 7. European Academy of Paediatric Dentistry Interim Seminar and Workshop, 31 Mart-2 Nisan 2011, İstanbul. (Poster Sunumu)

### **Bilimsel Etkinlikler**

1. Estetik Diş Hekimliği Akademisi Derneği 8. Ankara Bilimsel Konferansı, 13 Mart 2005, Ankara.
2. 15. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 17-21 Ekim 2007, Antalya.
3. 22. Congress of the International Association of Paediatric Dentistry, 17-20 Haziran 2009, Münih, Almanya.
4. 17. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 20-23 Mayıs 2010, Mardin.
5. 18. Türk Pedodonti Derneği Bilimsel Kongresi, 1-3 Nisan 2011, İstanbul.
6. 7. European Academy of Paediatric Dentistry Interim Seminar and Workshop, 31 Mart-2 Nisan 2011, İstanbul.

### **Sertifikalar**

1. Frialit-2 İmplant Sistemi Teorik ve Pratik Kursu, 19-20 Haziran 2004, Ankara.
2. Dentsply Maillefer Rotary sistem Teknik Eğitimi, 20 Haziran 2007, Ankara.
3. Bilinçli Sedasyon Derneği, Bilinçli Sedasyon Kursu, 24 Mart 2008, Konya.