



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI FAZLARDA VE SİSTEMLERDE ÜRETİLEN  
Nİ-Tİ DÖNER EĞE SİSTEMLERİNİN APİKALDEN  
TAŞAN DEBRİS MİKTARI YÖNÜNDEN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Yasemin HAKSEVER**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Fatmagül Zıraman**

**ANKARA  
2020**

**FARKLI FAZLARDA VE SİSTEMLERDE ÜRETİLEN  
Nİ-Tİ DÖNER EĞE SİSTEMLERİNİN APİKALDEN  
TAŞAN DEBRİS MİKTARI YÖNÜNDEN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Yasemin HAKSEVER**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Fatmagül Zıraman**

**ANKARA**

**2020**

## ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Fazlarda ve Sistemlerde Üretilen Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Apikalden Taşan Debris Miktarı Yönünden Karşılaştırılması” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tezdanışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı: Yasemin HAKSEVER

Tarih :

İmza :

# KABUL VE ONAY

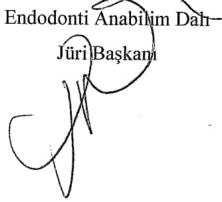
ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ UZMANLIK PROGRAMI

Çerçevesinde yürütölmüş olan “Farklı Fazlarda ve Sistemlerde Üretilen NiTi Döner Eğe Sistemlerinin Apikalden Taşan Debris Miktarı Yönünden Karşılaştırılması” konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

**Tez Savunma Tarihi :**  
01.12.2020

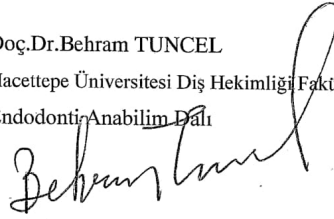
Prof.Dr.Fatma Gül ZIRAMAN  
Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Faköltesi  
Endodonti Anabilim Dalı  
Jüri Başkanı



Doç.Dr.Berkan ÇELİKTEN  
Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Faköltesi  
Endodonti Anabilim Dalı



Doç.Dr.Behram TUNCEL  
Hacettepe Üniversitesi Dış Hekimliği Faköltesi  
Endodonti Anabilim Dalı



# İÇİNDEKİLER

|                                                                                   |             |
|-----------------------------------------------------------------------------------|-------------|
| <b>ETİK BEYAN</b>                                                                 | <b>iii</b>  |
| <b>KABUL VE ONAY</b>                                                              | <b>iii</b>  |
| <b>İÇİNDEKİLER</b>                                                                | <b>iiiv</b> |
| <b>ÖNSÖZ</b>                                                                      | <b>vii</b>  |
| <b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b>                                                    | <b>vii</b>  |
| <b>ŞEKİLLER</b>                                                                   | <b>viii</b> |
| <b>ÇİZELGELER</b>                                                                 | <b>x</b>    |
| <b>1. GİRİŞ</b>                                                                   | <b>1</b>    |
| 1.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi                                           | 2           |
| 1.2. Kök Kanal Boşluğunun Temizlenmesi ve Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler | 3           |
| 1.3. Kemomekanik Preparasyonun Prensipleri                                        | 3           |
| 1.3.1. Kök kanallarının preparasyonu sırasında uyulması gereken prensipler        | 4           |
| 1.4. Kök Kanal Preparasyon Yöntemleri                                             | 5           |
| 1.4.1. Apikalden Koronale Genişletme Yöntemleri                                   | 6           |
| 1.4.2. Koronalden Apikale Doğru Genişletme Yöntemleri                             | 6           |
| 1.5. Ni-Ti Alaşımlar ile İlgili Genel Bilgiler                                    | 6           |
| 1.6. Nİ-Tİ Alaşımların Metalürjik ve Mekanik Özellikleri                          | 8           |
| 1.7. Nİ-Tİ Alaşımların Yapısal Özellikleri                                        | 9           |
| 1.8. Şekil Hafızalı (Controlled Memory Effect) Alaşımlar                          | 11          |
| 1.9. Süperelastik Alaşımlar                                                       | 12          |
| 1.10. Ni-Ti Döner Enstrümanların Dizayn Özelliklerindeki Gelişmeler               | 14          |
| 1.10.1. Birinci Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri                             | 14          |
| 1.10.2. İkinci Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri                              | 14          |
| 1.10.3. Üçüncü Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri                              | 15          |
| 1.10.4. Dördüncü Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri                            | 15          |
| 1.10.5. Beşinci Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri:                            | 16          |
| 1.11. Çalışmamızda Kullanılan Nİ-Tİ Döner Alet Sistemleri                         | 16          |
| 1.11.1. ProTaper Universal Döner Alet Sistemi                                     | 16          |
| 1.11.2. Protaper Gold Döner Alet Sistemi                                          | 19          |
| 1.11.3. One Shape Döner Alet Sistemi                                              | 20          |
| 1.11.4. One Curve Döner Alet Sistemi                                              | 21          |
| 1.12. Periapikal Dokulara Endodontik Tedavi Sonrası Debris Çıkışı                 | 23          |
| 1.12.1. Debris Çıkışına Etki Eden Faktörler                                       | 23          |
| 1.13. Postoperatif Ağrı Çeşitleri                                                 | 24          |
| 1.13.1. Flare-up                                                                  | 24          |
| 1.13.2. Kök Kanal Tedavisinden Sonra Meydana Gelen Postoperatif Ağrı              | 24          |
| 1.13.3. Kök Kanal Tedavisinden Sonra Meydana Gelen Ağrıyı Etkileyen Faktörler     | 25          |
| <b>2. GEREÇ VE YÖNTEM</b>                                                         | <b>27</b>   |
| 2.1. Örneklerin Seçilmesi ve Çalışma İçin Dişlerin Hazırlanması                   | 27          |
| 2.2. Deney Düzeneklerinin Hazırlanması                                            | 28          |
| 2.3. Dişlerin Gruplara Ayrılması ve Kök Kanal Şekillendirmesi                     | 31          |
| 2.3.1. Grup 1 (ProTaper Universal)                                                | 32          |
| 2.3.2. Grup 2 (ProTaper Gold)                                                     | 33          |

|                                                                                                            |           |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.3.2. Grup 3 (One Shape)                                                                                  | 34        |
| 2.3.4. Grup D (One Curve)                                                                                  | 34        |
| 2.4. Taşan Debris Ağırlığının Belirlenmesi                                                                 | 35        |
| 2.5. Sonuçların İstatistiksel Yöntemlerle Değerlendirilmesi                                                | 35        |
| <b>3. BULGULAR</b>                                                                                         | <b>37</b> |
| 3.1. Kruskal Wallis H Testi Sonuçları                                                                      | 38        |
| 3.2. Protaper Universal ve Protaper Gold Sistemlerinin Taşan Debris Miktarı<br>Açısından Karşılaştırılması | 38        |
| <b>4. TARTIŞMA</b>                                                                                         | <b>40</b> |
| <b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>                                                                             | <b>50</b> |
| <b>ÖZET</b>                                                                                                | <b>52</b> |
| <b>SUMMARY</b>                                                                                             | <b>53</b> |
| <b>KAYNAKÇA</b>                                                                                            | <b>54</b> |
| <b>ÖZGEÇMİŞ</b>                                                                                            | <b>68</b> |



## ÖNSÖZ

Farklı fazlarda ve sistemlerde üretilen Ni-Ti döner ege sistemlerinin apikalden taşan debris miktarı yönünden karşılaştırılmasını amaçladığım çalışmamın, her aşamasında yardımlarını esirgemeyen, bana uzmanlık eğitimim boyunca her konuda yol gösteren değerli hocam Sayın Prof. Dr. Fatmagül ZIRAMAN' a,

Fakülte bünyesinde bulunduğum süre boyunca desteklerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Meltem Dartar Öztan ve Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Tez çalışmamdaki yardımlarından dolayı Doç. Dr. Berkan ÇELİKTEN'e

Uzmanlık eğitimim boyunca bu zorlu süreçte aynı yolda ilerlediğimiz, her zaman ve her koşulda yanımda olan olan eşkıdemli asistan arkadaşlarımdan Somaye FARAJI ve Yağmur Eda GÜLTEKİN'e,

Hayatım boyunca her zaman ve her ne olursa olsun ilgi ve sevgileri ile bana destek veren, bu günlerime gelmemde en büyük pay sahibi olan sevgili aileme teşekkürlerimi sunarım.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|       |                                                |
|-------|------------------------------------------------|
| <     | Küçük                                          |
| >     | Büyük                                          |
| ISO   | International Organization for Standardization |
| Ni-Ti | Nikel Titanyum                                 |
| NSAİ  | Non steroidal antiinflamatuvar ilaç            |
| mm    | Milimetre                                      |
| ark.  | Arkadaşları                                    |
| NaOCl | Sodyum hipoklorit                              |
| G     | Gauge                                          |
| dk    | Dakika                                         |
| sn    | Saniye                                         |
| N/cm  | Newton santimetre                              |
| rpm   | Dakikadaki tur sayısı                          |
| %     | Yüzde                                          |
| SPSS  | Statistical Package for Social Sciences        |
| NaCl  | Sodyum klorür                                  |
| PTU   | ProTaper Universal                             |
| PTG   | Protaper Gold                                  |
| OS    | One Shape                                      |
| OC    | One Curve                                      |
| SAF   | Self Adjusting File                            |
| SEM   | Scanning Electron Microscope                   |
| As    | Östenit başlangıç sıcaklığı                    |
| Af    | Östenit bitiş sıcaklığı                        |
| Ms    | Martensit başlangıç sıcaklığı                  |
| Mf    | Martensit bitiş sıcaklığı                      |
| CM    | Controlled memory- Hafıza kontrollü            |

## ŞEKİLLER

|                                                                                                                                                                                                      |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 1.1.</b> Sıcaklık etkisiyle gerçekleşen östenit-martensit faz dönüşümün şematik gösterimi (Zupanc ve ark., 2018)                                                                            | 10 |
| <b>Şekil 1.2.</b> Şekil hafıza etkisi ve süperelastiklik mekanizmasının şematik olarak gösterimi Düz ok, şekil hafıza yolunu; çizgili ok, ise süperelastiklik yolunu (stres kaynaklı) göstermektedir | 12 |
| <b>Şekil 1.3.</b> Martensit ve Östenit faz dönüşümleri ve Af-Md süperelastik bölgesi                                                                                                                 | 13 |
| <b>Şekil 2. 1.</b> Schneider yöntemi                                                                                                                                                                 | 27 |
| <b>Şekil 2.2.</b> Dişlerin digital kumpas yardımıyla ölçülmesi                                                                                                                                       | 28 |
| <b>Şekil 2.3.</b> Ağırlık ölçümü için kullanılan hassas terazi                                                                                                                                       | 29 |
| <b>Şekil 2.4.</b> Debris biriktirmek için hazırlanan düzenek elemanları                                                                                                                              | 30 |
| <b>Şekil 2.5.</b> Teflon bantla örtülmüş deney düzeneği                                                                                                                                              | 30 |
| <b>Şekil 2. 6.</b> X Smart Plus Endodontik Motor                                                                                                                                                     | 31 |
| <b>Şekil 2.7.</b> Endo-Eze (Ultradent Navitip Sideport) İrrigasyon İğnesi                                                                                                                            | 32 |
| <b>Şekil 2.8.</b> ProTaper Universal (Sx-F3)                                                                                                                                                         | 33 |
| <b>Şekil 2.9.</b> ProTaper Gold (Sx-F3)                                                                                                                                                              | 33 |

|                                                                                               |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 2.10.</b> One Shape şekillendirme eğesi                                              | 34 |
| <b>Şekil 2.11.</b> One Curve şekillendirme eğesi                                              | 35 |
| <b>Şekil 3.1.</b> Şekillendirme sistemlerine göre taşan debris miktarı dağılımı               | 38 |
| <b>Şekil 3.2.</b> Şekillendirme sistemlerine göre debris ağırlığı miktarının şematik dağılımı | 39 |



## ÇİZELGELER

**Çizelge 1. 1.** Endodontik aletlerin üretiminde kullanılan Ni-Ti alaşımlar ve yapısal özellikleri (Zupanc ve ark., 2018) 13

**Çizelge 3. 1.** Apikalden Taşan Debris Miktarı  
(Ortalama/Minimum/Maksimum/Standart Sapma Değerleri) (n:15) 37

**Çizelge 3.2.** Taşan debris miktarı Protaper Universal ve Protaper Gold grupları arasında (mg) 39

## 1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin esas amacı, kök kanallarında bulunan enfekte dentin, nekrotik veya canlı pulpa artıkları, mikroorganizmalar ve bunların ürünlerinin uzaklaştırılarak, kök kanal sistemine irrigasyon solüsyonu ve kanal içi medikamanların yerleşebileceği bir rezervuar alan oluşturmaktır (Peters ve ark., 2004). Kök kanal şekillendirmesi sırasında bazen dentin talaşları, pulpa dokusu artıkları, mikroorganizmalar, nekrotik dokular ve irriganlar periapikal bölgeye taşabilmektedir (Hülsmann ve ark., 2005). Bu durum, inflamasyonu tetikleyerek postoperatif ağrıya neden olup, periapikal iyileşmenin gecikmesi gibi istenmeyen sonuçlara yol açabilir (Seltzer ve Naidorf, 2004). Bu nedenle kök kanal sisteminin temizlenmesi ve şekillendirilmesi aşaması kanal tedavisinin en önemli basamaklarından (Haapasalo ve ark., 2005).

Kök kanal tedavisinin bu kritik aşaması için çeşitli araçlar ve teknikler geliştirilmiştir. Yapılan birçok çalışmada, kanal tedavisinin başarısının şekillendirme tekniklerinden ve kullanılan enstrümanlardan bağımsız olarak, apikalden taşan debris miktarına bağlı olduğu gösterilmiştir (Seltzer ve Naidorf, 2004; Martin ve Cunningham, 1982; Fairbourn ve ark., 1987; McKendry, 1990; Myers ve Montgomery, 1991; Al-Omari ve Dummer, 1995; Beeson ve ark., 1998; Hinrichs ve ark., 1998; Reddy ve Hicks, 1998; Ferraz ve ark., 2001; Lambrianidis ve ark., 2001). Apikalden taşan debris miktarının ise kullanılan eğenin tasarım şekline, uç çapına, hareketine ve şekillendirme tekniğine göre değişebileceği bildirilmiştir (Myers ve Montgomery, 1991; Al-Omari ve Dummer, 1995; Bürklein ve Schäfer, 2012; Koçak ve ark., 2013; Caviedes-Bucheli ve ark., 2016).

Kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında kanalın doğal şeklini ve anatomisini bozmadan, apikal foramenin orijinal konumunu koruyarak çalışmak çok önemlidir (Schilder 1974).

Günümüzde kanal preparasyonunun daha hızlı ve etkin yapılması için döner eĒe sistemleri kullanılmaktadır. Her geçen dönem farklı teknolojilerle geliştirilen Ni-Ti eĒe sistemleri piyasaya sunulmaktadır. Elle yapılan genişletmeye göre hekime ve hastaya kısa sürede daha konforlu bir tedavi seansı sunmaktadır (Reddy ve ark., 1998). Bu da döner eĒe sistemlerinin pek çok zelliĒinin (kırılma dayanımı, rezistansı, şekillendirme yeteneĒi, dentinde oluřturduĒu mikro çatlak, apikalden debris ekstrüzyonu) araştırmacılar tarafından merak edilen bir konu olmuştur.

Döner alet sistemlerinin de tedavi esnasında kök kanalı içinden debris ve irrigasyon solüsyonlarının taşırmasına neden olduĒu bilinmektedir. Hangi sistemin ya da hangi sistemlerin kombine kullanımının periapikal dokuya daha az debris tařırdıĒı hâlâ incelenen konulardan biridir.

Apikalden taşan debris miktarını inceleyen birçok çalışma da oluşturulmuş farklı düzenekler bulunmaktadır. Bu düzenekler kurulurken en önemli unsurlar standardizasyon ve hassas ölçüm yapılmasıdır. Apikal foramenin geniřliĒi, çalışma boyu kaybı, mevcut kanal kurvatürü, dentinin yapısal özellikleri, kullanılan preparasyon tekniĒi, kullanılan eĒe sistemleri, uygulanan irrigasyon sistemi ve operatörün el hassasiyeti gibi debris taşmasını etkileyen pek çok faktör bu konudaki çalışmaların önemini artırmaktadır.

### **1.1. Kök Kanallarının şekillendirilmesi**

Kök kanal tedavisinin başarısı birçok faktöre baĒlı olmakla birlikte, kemomekanik preparasyon kök kanal tedavisinin en önemli basamaklarından biridir. Kök kanallarının preparasyonları yalnızca mekanik bir girişim olarak dşnlmeyip, aynı zamanda biyolojik ilkeler doĒrultusunda ele alınır. Grossman'ın verdiĒi isimle biyomekanik preparasyon, kanal tedavisindeki diĒer tüm işlemlerin başarısını etkilemektedir. Bununla birlikte mekanik temizlemeyi, irrigan ve ilaç kullanımı için yeterli boşluk yaratılmasını ve kanal geometrisinin kanal dolgusu için en uygun şekile getirilmesini içerir.

Kök kanallarında doğru alet kullanımı, ilaç tedavisine daha az ihtiyaç duyularak daha kısa sürede sonuca ulaşmayı sağlamaktadır (Peters, 2004). Klinik başarı ise kök kanal sisteminin olabildiğince boşaltılması ve etkili bir şekilde doldurulmasını sağlayan, gereç ve yöntemlerin uygulanmasına bağlıdır (Alaçam ve ark., 2012).

Nekrotik dokular, pulpa artıkları ve mikroorganizmaların kaldırılması kemomekanik preparasyonunun önemli bir parçasıdır. Kök kanal şekillendirme işlemi hekimin kanal dolgusunu kolaylıkla yerleştirebileceği yeterli 3 boyutlu bir boşluğun oluşturulmasıdır. Tam bir boşaltma sağlandığında organik materyalle birlikte mikroorganizmalar da fiziksel olarak uzaklaştırılarak mekanik dezenfeksiyon elde edilir.

### **1.2. Kök Kanal Boşluğunun Temizlenmesi ve Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler**

- Grup 1: El aletleri (Turnerfler, K-tipi ve H-tipi eğeler)
- Grup 2: Düşük hızlı aletler (Gates-Glidden ve Peeso-Reamer)
- Grup 3: Motorla kullanılan Ni-Ti döner aletler.
- Grup 4: Kök kanalına üç boyutlu bir şekilde adapte olabilen döner aletler (Self Adjusting File)
- Grup 5: Motorla kullanılan resiprokal aletler
- Grup 6: Ultrasonik aletler (Metzger ve ark., 2011)

### **1.3. Kemomekanik Preparasyonun Prensipleri**

Kök kanal tedavisinde kemomekanik preparasyon ile amaçlanan, kök kanal sistemi içindeki mikroorganizmaları elimine ederek canlı veya nekrotik pulpa dokusunu ortamdan uzaklaştırmaktır (Peters ve ark., 2004). Enfekte kök kanalında bakteri eliminasyonunu sağlayan en önemli aşamalardan biri mekanik

şekillendirmedi. Byström ve Sundqvist, (1981)'in yaptığı çalışmada kök kanallarının antimikrobiyal yıkama solüsyonları kullanılmadan sadece serum fizyolojik ile yıkanmasının ardından bakteri varlığının 100-1000 kat arasında azaldığı görülmüş ve bu durum mekanik şekillendirmeye dayandırılmıştır. Dalton ve ark. (1998), yaptıkları çalışmada farklı yöntemlerle yapılan mekanik şekillendirme sonrasında dişlerin %72'sinde bakteri varlığının devam ettiğini bildirmişlerdir. Bundan dolayı bakteri eliminasyonunun tam olarak sağlanması amacıyla mekanik şekillendirmenin yanı sıra güçlü antimikrobiyal ajanların kullanılması da önerilmektedir (Byström ve ark., 1985).

### **1.3.1. Kök kanallarının preparasyonu sırasında uyulması gereken prensipler**

#### **Biyolojik Hedefler**

- Kanal şekillendirmesi sırasında kök sınırları dışına çıkılmamalıdır.
- Foramen apikaleden periapikal dokulara doğru debris itilmemelidir.
- Kanal boşluğunun içindeki tüm enfekte doku artıkları uzaklaştırılmalıdır.
- Kanal içi medikamentler için yeterli boşluk oluşturulmalıdır (Schilder, 1974).

#### **Mekanik Hedefler**

Kök kanalının kemomekanik preparasyonu, biyolojik hedeflere ulaşabilmek ve sızdırmaz bir kök kanalı dolgusu yapabilmek için kök kanalının şekillendirilmesini kapsamaktadır (Young ve ark., 2007).

Schilder, 1974 yılında her kökün özgün anatomisine sadık kalınarak kanalın şekillendirilmesi gerektiğini bildirmiş ve ideal bir şekillendirmenin mekanik hedeflerini belirlemiştir.

- Kök kanalı apekten başlayıp koronale doğru artan konik bir formda şekillendirilmeli,

- Kök kanalının orijinal formunu bozmadan şekillendirme yapılmalı,
- Apikal foramenin yeri değiştirilmemeli,
- Apikal foramen, olabildiğince az şekillendirilmeli ve kanalın en dar yeri olmalıdır (Schilder, 1974).

#### 1.4. Kök Kanal Preparasyon Yöntemleri

Kök kanal preparasyonunda günümüze kadar farklı yöntemler kullanılmıştır. Bunlar el eğeleri ile preparasyon, döner sistemlerle kök kanal preparasyonu, sonik ve ultrasonikler ile preparasyon, lazer sistemlerinin kullanımı ve enstrüman kullanılmayan teknik (Non-instrumental teknik) olarak özetlenebilir.

Kök kanallarının şekillendirilmesinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar şu şekilde üç gruba ayrılabilir (Ove ve Peters, (2011):

- **El aletleri kullanılarak yapılan şekillendirme yöntemleri**
- **Döner aletlerin kullanıldığı şekillendirme yöntemleri**
- **Hibrit teknik:** Yukarıda yer alan tekniklerin birkaçının bir arada kullanılmasıyla geliştirilen teknikler

Klinik uygulamalarda en yaygın kullanıma sahip ve en çok kabul gören teknikler arasında; el eğeleri ile preparasyon, farklı Ni-Ti döner alet sistemleri ile preparasyon ve bu iki tekniğin kombinasyonudur (Hibrit teknik).

Şekillendirme esnasında genişletme sırası apikalden koronele veya koronaldan apikale doğru olacak şekilde iki farklı yol izlenebilir.

#### **1.4.1. Apikalden Koronale Genişletme Yöntemleri**

Standardize, Step-back, Balanslı Kuvvet (Roane) gibi yöntemlerle şekillendirmeye apikalden başlanır. Kanal boyu saptandıktan sonra eğeler küçük numaradan büyüğe doğru kullanılarak kök kanalına konik form verilir.

#### **1.4.2. Koronalden Apikale Doğru Genişletme Yöntemleri**

Crown-Down, Step-Down, Double Flared (Fava), Canal Master, Antikurvatur gibi yöntemlerde ise eğeler büyükten küçüğe doğru kullanılarak, öncelikle koronal bölge şekillendirilir. Bu yöntemde amaç önce koronal genişletme sağlanarak kökün apikal üçlüsüne engelsiz bir biçimde ulaşmaktır.

Ayrıca bu yöntemler arasındaki “crown-down” şekillendirme tekniğı, Ni-Ti döner eğe sistemlerin kullanım prensibini oluşturmaktadır (Ruddle 2002; Alaçam ve ark., 2012).

#### **1.5. Ni-Ti Alaşımlar ile İlgili Genel Bilgiler**

Ni-Ti alaşımı, 1960’larda uzay programı için araştırma yapan metalürji uzmanı olan W. F. Buehler tarafından keşfedilmiştir. Bu alaşımın manyetik olmayan, sudan etkilenmeyen, dayanıklı olan bir alaşım arayışı sırasında, şekil hafızası olduğı ortaya konularak keşfedilmiştir. Alaşım, yapısına katılan metallerin isimlerinden yola çıkılarak nitinol adı verilmiştir: Geliştirilen bu alaşım, elementlerin ilk heceleri (Ni-Ti) ile keşfedildiğı yer olan “Naval Ordnance Laboratory”ın ilk harflerinin (NOL) birleştirilmesiyle oluşturulan “NİTİNOL” ismi verilmiştir (Buehler ve ark., 1963; Baumann, 2004).

Ni-Ti alaşımların kullanım alanları genel olarak endüstriyel ve medikal uygulama alanları olmak üzere iki gruba ayrılır. Ni-Ti alaşımların tarihçesine

bakıldığında Diş hekimliği alanında alaşım ilk olarak ortodontik tedavi için ark teli olarak kullanılmaya başlanmıştır. Civjan ve ark., 1975 yılında yaptıkları çalışmada alaşımın uygun fiziksel özelliklerinden dolayı endodonti pratiğinde Ni-Ti alaşımının kullanımı fikrini ortaya atmışlardır (Civjan ve ark., 1975).

Bu çalışmaların üzerine 1988 yılında Walia ve ark., ilk olarak el aletlerini dizayn etmiş ve klinik kullanım için Nitinol 0.02 inch çapındaki üçgen kesitli ortodontik telden 15 numara bir Nitinol kanal aleti üretmişlerdir (Walia ve ark., 1988). Bu şekilde Ni-Ti esaslı kanal aletleri endodontik tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır (Andreasen, 1978).

Ni-Ti eğelerin üretimi klasik paslanmaz çelik eğelerden daha farklı ve daha karmaşıktır. Paslanmaz çelikten üretilen K-tipi eğeler ve reamerlar bükme (çevirme) işlemiyle üretilirler. Ni-Ti alaşımlar ise genellikle bükülme yerine kesilerek üretilmektedir.

Ni-Ti alaşımından üretilen döner aletler bu işlemler sırasında aletin yüzeyinde düzensizlikler oluşturmaktadır. Bu düzensizliklerin klinik kullanım sırasında stresin yoğunlaşması ile kırık başlangıç noktası olabileceği düşünülmüştür (Kuhn ve ark., 2001; Alapati ve ark., 2005). Çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak aletlerde pürüzsüz bir yüzey elde edilip, kırığa karşı direcin artırılması amaçlanmıştır. Yapılan çalışmalarda Ni-Ti alaşımından yapılan eğelerin paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha yüksek kırılma direncine ve daha düşük elastik modülüne sahip olduğu görülmüştür (Haapasalo ve Shen, 2013).

Motorla kullanılan Ni-Ti eğeleri, elle kullanılan eğelere kıyasla şekillendirme esnasında orijinal kanal anatomisini daha çok koruduğu bildirilmiştir (Uyanik ve ark., 2006). Ni-Ti eğelerin dar veya eğri kanallarda daha kolay uyum sağladığı kanal transportasyonu, basamak oluşumu, zip ve perforasyon gibi işleme bağlı hataların daha az oluştuğu görülmüştür (Bishop ve Dummer, 1997; Alaçam ve ark., 2012). Kök kanal şekillendirilmesi esnasında daha az zaman harcanması, hekime kolaylık

sağlaması ve kök kanalındaki debrisı kolaylıkla uzaklaştırması sayesinde motorla çalışan Ni-Ti eğelerinin daha çok tercih edilmesine neden olmuştur.

Fakat klinik kullanımda gerilim faktörlerinin sebep olduğu döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılma riski taşımaktadırlar (Sattapan ve ark., 2000; Bergmans ve ark., 2001; Young ve Van Vliet, 2005). Klinikte kullanımı sırasında beklenmedik alet kırıkları riski hâlâ bir sorun oluşturmaktadır (Peters, 2004; Plotino ve ark., 2009). Ni-Ti alaşımlarının mikro yapısını ve dönüşüm davranışını optimize etmek, esnekliklerini ve kırılma direncini artırmak için farklı termomekanik işlemler ve eğe tasarımları uygulanmıştır (Ye ve Gao, 2012; Hieawy ve ark., 2015; Uygun ve ark., 2016).

#### **1.6. Nİ-Tİ Alaşımların Metalürjik ve Mekanik Özellikleri**

Ni-Ti alaşımların, yaygın olarak kullanım şekli yaklaşık olarak %56 nikel, %44 titanyumdan oluşur (Thompson, 2000). Bazı Ni-Ti alaşımlarda ağırlıkça %2 oranında kullanılan kobalt, nikelle yer değiştirebilmektedir. Bu oranlar değişebildiği gibi bu durum alaşımların özelliklerine de yansır. En sık olarak bilinen bu alaşım 55-Nitinol olarak adlandırılmaktadır. Diğer bir tipi ise el eğelerinin yapımında kullanılan 60-Nitinol olup daha fazla oranda nikel içermektedir. Düşük şekil hafıza etkisi ve artan sertlik gibi yetersiz özelliklerinden dolayı 55-Nitinol'den daha az kullanışlıdır. (Civjan ve ark., 1975).

Nitinol alaşımlar süperelastik özelliğe sahiptir. Deformasyona uğradıktan sonra yükün kalkması ile birlikte orijinal şekillerine geri dönebilir. Kırılma direncinin daha yüksek olması, hafıza özelliği ve daha esnek olması gibi nedenlerle endodontik alanda Ni-Ti eğelerinin kullanımı yaygınlaşmıştır (Haapasalo ve Shen, 2013).

Yüksek sıcaklık değerlerinde (100°C) Ni-Ti alaşımlarının kristal yapısı stabildir ve bu sıcaklığa kadar “östenit faz” veya “ana faz” olarak adlandırılır. Ni-Ti alaşımlar belirli bir kritik ısı değişim aralığına kadar soğutulduğunda alaşımların elektron

bağlanmasında farklılıklar oluşur ve bu farklılıkların bir sonucu olarak alaşımın kristal yapısında değişiklik meydana gelir.

### 1.7. Nİ-Tİ Alaşımların Yapısal Özellikleri

Ni-Ti alaşımı, ısı ve stres fonksiyonuna bağlı olarak 3 mikroyapısal faz içermektedir. Bu faz değişiklikleri Östenit, Martensit ve R fazı olarak adlandırılır. Bu fazların göreceli oranları metalin mekanik özelliklerini belirlemektedir (Shen ve ark., 2013; Thompson, 2000; Brantley, 2008).

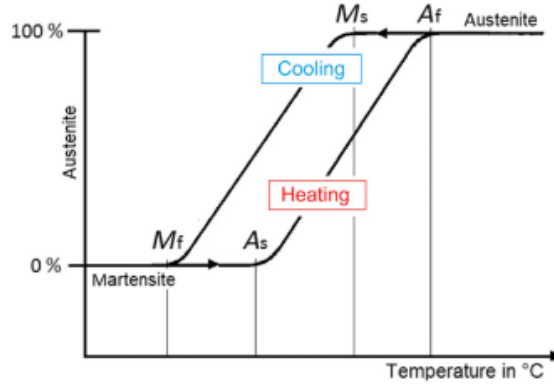
**Östenit Faz:** Kristal yapısı kompleks bir gövde merkezli kübik kafes yapıya sahiptir. Östenit fazda Ni-Ti sert ve dayanıklıdır (Shen ve ark., 2013). Daha yüksek sıcaklıklarda ve daha düşük streslerde görülür. Östenit fazda atomlar daha yoğun ve daha düzenli şekilde sıralanmıştır (Thompson, 2000; Shen ve ark., 2013). Bu fazın kristal yapısının dışarıdan sıcaklık, deformasyon ya da her ikisinin birlikte uygulanmasıyla kristal yapı martensite dönüşür.

**Martensit Faz:** Kristal yapısı monoklinik kafes yapıya sahiptir. Düşük simetri gösteren karmaşık bir yapıya sahiptir. Östenit fazın aksine düşük sıcaklıklarda ve yüksek streslerde görülür (Shen ve ark., 1991). Martensitik formda Ni-Ti alaşımları daha yumuşak ve daha kolay şekil verilebilir (Zhou ve ark., 2012).

Östenit ve martensit Ni-Ti birbirinden oldukça farklı özellikler gösterir (Thompson, 2000). Faz dönüşümleri öncesindeki ve sonrasındaki bölgelerin sadece kristal yapıları değişirken, kimyasal yapıları değişmez.

Şekilde görüldüğü gibi (Şekil 1.1) Yüksek sıcaklıkta östenit fazda bulunan alaşımın ani soğutulmasıyla birlikte  $M_s$  (martensit başlama, start) sıcaklığında martensit dönüşüm başlar ve  $M_f$  (martensit bitiş, finish) sıcaklığında ise martensit dönüşüm tamamlanır.

Alaşım martensit fazdayken sıcaklığın tekrar artırılması durumunda, alaşım  $A_s$  (austenit başlama) sıcaklığında östenit faza dönüşmeye başlar ve  $A_f$  (austenit bitiş) sıcaklığında ise yapı tamamen östenit yapıya geçerek östenit dönüşüm tamamlanır (Mihalcz, 2001; Daniel, 201; Arghavani, 2010; Otsuka, 2005).



**Şekil 1.1.** Sıcaklık etkisiyle gerçekleşen östenit-martensit faz dönüşümün şematik gösterimi (Zupanc ve ark., 2018)

**Ara Faz (R fazı):** Östenit ve martensit fazları arasında, geri dönüşümlü olarak görülebilen bir fazdır, Ni-Ti alaşımlar martensitik faz dönüşümünde kübik kafes yapısından, monoklinik kafes yapısına geçiş sırasında veya tam tersine östenitik faz dönüşümlerinde ortaya çıkan R-faz olarak belirtilen özel bir geçiş fazıdır. Romboidal bir yapıya sahiptir (Shen ve ark., 2013). Romboidal yapının oluşmasına neden olan faktörler alaşımın aşırı nikel içermesi, farklı alaşım eklenmesi, termomekaniksel işlemler ve termal döngüler olarak sıralanabilir.

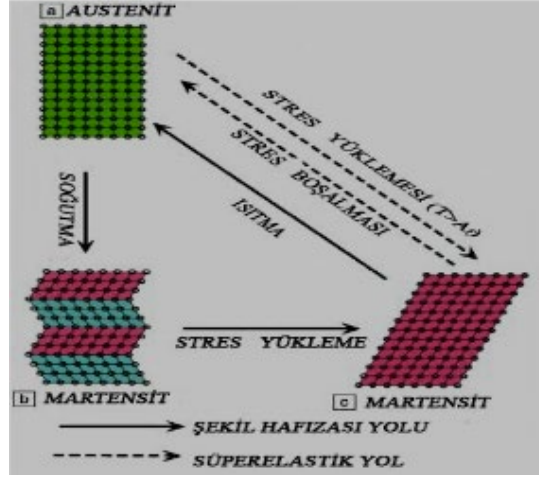
SybronEndo firması, ilk defa R-faz teknolojisiyle üretilen “Twisted File” enstrümanını piyasaya sunmuştur. Yapılan çalışmalarda R fazından üretilen eğelerin geleneksel Ni-Ti eğelere göre daha esnek ve döngüsel yorgunluk dirençlerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Shen ve ark., 2013; Ha ve ark., 2013; Gambarini ve ark., 2008). Esneklik özelliğinin artması ile birlikte R fazında üretilen eğelerin transportasyona daha az sebep olduğu belirtilmiştir (Gergi ve ark., 2010).

Bu fazdaki aletler bükülerek üretilmektedir. Bu sayede kesilerek üretim sırasında meydana gelebilecek yüzey düzensizliklerinin doğurabileceği olumsuzluklar giderilmiştir. Ayrıca bükülerek üretilen bu eğelerin ani kırılmalarından çok plastik deformasyona uğrayarak makroskopik belirtiler vermesi önlem alınabilmesi açısından önemli bir özelliktir.

R-faz alaşımlardan üretilmiş materyaller östenit ve martensit fazından daha düşük elastikiyet modülüne sahip olduğundan şekil hafızası ve süperelastisite özelliği daha iyidir (Gambarini ve ark., 2008).

### **1.8. Şekil Hafızalı (Controlled Memory Effect) Alaşımlar**

Alaşımlardaki şekil hafıza özelliği, ilk kez 1932 yılında Chang ve Read tarafından Altın- Kadmiyum (Au-Cd) alaşımları üzerine yapılan bir çalışma sırasında görülmüştür. Yüksek sıcaklıkta östenit fazında olan alaşım, düşük sıcaklıkta martensit yapıya geçiş yaptıktan sonra, üzerine uygulanan kuvvetle deformasyona uğrar ve şekil değiştirir; daha sonra tekrar ısıtıldığında östenit fazına geçerek eski şeklini tekrar kazanır, bu olaya şekil hatırlama olayı; alaşımın bu özelliğine ise “şekil hafıza özelliği (shape memory effect)” denir (Şekil 2.2).

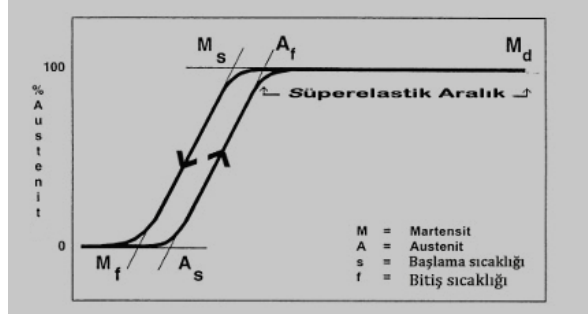


**Şekil 1.2.** Şekil hafıza etkisi ve süperelastiklik mekanizmasının şematik olarak gösterimi. Düz ok, şekil hafıza yolunu; çizgili ok, ise süperelastiklik yolunu (stres kaynaklı) göstermektedir.

### 1.9. Süperelastik Alaşımlar

Alaşımlardaki süperelastik özellik, ilk kez 1932 yılında İsveçli fizikçi Gustav Arne Ölander Au-Cd alaşımının süperelastiklik davranışını keşfetmiştir. Kök kanal tedavisinin preparasyon aşamasında, kompleks kanal anatomilerinin korunmasında, basamak oluşumunda ve perforasyon gibi oluşabilecek komplikasyon risklerini azaltmak amacıyla Ni-Ti alaşımlarının süperelastisite özelliğinden faydalanılmaktadır (Lyon ve ark., 2001; Thompson ve ark., 2000).

Ni-Ti alaşımın  $A_f$  (austenit bitiş) sıcaklığı üzerinde iken, önemli düzeyde mekanik kuvvete uğradıktan sonra martensitik dönüşüm gerçekleşir ve deformasyon meydana gelir. Yük kaldırıldığında oluşan martensit faz, östenit fazına geri döner ve alaşımda deformasyonun tamamen kaybolarak orijinal şekillerine döner. Alaşımın bu yeteneğine “süperelastisite” denir. Şekil hafızalı alaşımların süperelastik özelliğinin kullanılabilmesi için alaşımın sıcaklığının östenit bitiş sıcaklığı üzerinde olması ön koşuldur. Şekil hafızalı alaşımların süperelastik özellik gösterdiği Af-Md (gerilmenin neden olduğu martensit) bölgesi şekilde gösterilmiştir (Şekil 1.3) (Dilibal ve ark., 2005).



**Şekil 1.3.** Martensit ve Östenit faz dönüşümleri ve Af-Md süperelastik bölgesi

**Çizelge 1. 1.** Endodontik aletlerin üretiminde kullanılan Ni-Ti alaşımlar ve yapısal özellikleri (Zupanc ve ark., 2018)

| Alaşım                                                                              | Faz içeriği/özellikleri                                                             | Ni-Ti sistemleri                                                              |
|-------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|
| Konvansiyonel Ni-Ti Enstrümanlar                                                    | Östenitik faz, süperelastik                                                         | Mtwo<br>OneShape<br>ProFile<br>ProTaper Universal                             |
| Elektropolisaj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar                                    | Östenitik faz, süperelastik                                                         | RaCe, BioRaCe, iRace<br>F360, F6 Skytaper                                     |
| R-Faz Ni-Ti Enstrümanlar                                                            | Östenitik faz, süperelastik                                                         | Twisted File<br>Twisted File Adaptive<br>K3XF                                 |
| M-Wire Ni-Ti Enstrümanlar                                                           | Östenitik fazın yanında az miktarda R faz ve Martensitik faz                        | ProFile Vortex<br>ProFile GT Series X<br>ProTaper Next<br>Reciproc<br>WaveOne |
| Controlled Memory (CM) Wire ve Elektriksel Deşarj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar | Martensitik fazın yanında az miktarda östenik faz ve R faz<br>Şekil hafıza özelliği | Hyflex CM<br>THYPOON Infinite Flex NiTi<br>Files<br>V-Taper 2H<br>Hyflex EDM  |
| Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Enstrümanlar                                   | Şekil hafıza özelliği<br>Süperelastik özellik<br>Üstün döngüsel yorgunluk direnci   | ProTaper Gold<br>WaveOne Gold<br>ProFile Vortex Blue<br>Reciproc Blue         |
| Max Wire Ni-Ti Enstrümanlar                                                         | 20°C Martensitik<br>35 °C Östenitik<br>Şekil hafıza ve süperelastik özellik         | XP-endo Finisher<br>XP-endo Shaper                                            |

## **1.10. Ni-Ti Döner Enstrümanların Dizayn Özelliklerindeki Gelişmeler**

Ni-Ti döner eğe sistemleri hem fonksiyon hem tasarım özellikleri açısından günümüze kadar devamlı değişim göstermiş olup bu özelliklerine göre 5 jenerasyon altında toplanmıştır (Bryant ve ark., 1999; Haapasalo ve ark., 2013)

### **1.10.1. Birinci Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri**

İlk döner Ni-Ti aleti Dr. John McSpadden tarafından 1992 yılında tasarlanan Profile (Dentsply, Maillefer, Switzerland) sistemi olup 0.02 tapera sahiptir. Özellikle eğelerin kesme etkinliğinin artması amacı ile Dr. Johnson, Dr. McSpadden ile beraber ilk olarak geniş konisiteli eğeler kullanmıştır. (Haapasalo ve Shen, 2013). LightSpeed (Discus Dental, Culver City, CA), K3-Quantec (Sybron Endo, Orange, CA), Greater Taper (GT) eğe sistemleri de bu jenerasyon içerisinde yer almaktadır. Eğelerde kök kanal preparasyonu sırasında meydana gelen kırıkları önlemek amacıyla materyalin çapraz kesit dizaynında değişiklikler yapılması öngörülmüştür. U şeklinde oluklara ve bu oluklarda da radyal alana sahip aletler üretilmiştir. Bu alanlar sayesinde eğelerin kanal duvarında sıkışması engellenmeye çalışılmıştır (Haapasalo ve Shen, 2013).

### **1.10.2. İkinci Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri**

2001 yılında ikinci jenerasyon Ni-Ti döner eğe sistemleri klinik kullanıma sunulmuştur. İlk jenerasyondaki eğeler gibi pasif kesme özelliğine sahip radyal alanları ve sabit koniklik açıları mevcut olup, İkinci jenerasyon eğelerde ilk jenerasyondan farklı olarak radyal alan olmaksızın aktif kesici kenarlara sahip olması ve daha az sayıda eğe ile şekillendirmenin tamamlanmasıdır (Bryant ve ark., 1999; Haapasalo ve ark., 2013).

Bu jenerasyonda daha az sayıda eğe kullanılması ile kök kanal preparasyonu yapılması amaçlanmıştır. Bu dizayn şekline örnek olarak ProTaper Universal

(Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland), K3 (SybronEndo, Orange, CA), Endo Sequence (Brasseler USA, Savannah, GA) ve BioRace (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) serisi verilebilir. 1. ve 2. jenerasyon eğeler geleneksel süperelastik Ni-Ti telden imal edilmiştir. Af sıcaklık değerleri 16°C ila 31°C arasındadır. Dolayısıyla klinik koşullarda yani normal oda veya ağız içi çalışma sıcaklığında östenit fazda bulunurlar (Zhou ve ark., 2012).

### **1.10.3. Üçüncü Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri**

Bu sistemlerin ayırtıcı özelliği Ni-Ti alaşımın metalürjik karakterinin geliştirilmesiyle üretilmiş olmalarıdır. 3. jenerasyon eğeler de dâhil olmak üzere daha sonra gelen jenerasyonlar yeni jenerasyon eğeler olarak adlandırılmaktadır. Isıl işlem uygulaması, alaşımın faz değişimine etkisi nedeniyle yorgunluk direncinin artırılmasını sağlar. Bu jenerasyonda Ni-Ti döner eğe sistemlerinin kırılmaya karşı dirençlerinin artırılması amaçlanmıştır (Liu ve ark., 1994).

Bu çalışmalar sonucunda M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD) CM-Wire (DS Dental, Johnson City, TN, ABD) ve R-fazında (SybronEndo, Orange, CA, ABD) tellerden yapılmış eğeler elde edilmiştir.

### **1.10.4. Dördüncü Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri**

4. jenerasyon eğelere kadar piyasada bulunan Ni-Ti döner eğe sistemleri, kök kanal prepasyonu sırasında devamlı rotasyon hareketi yaparak çalışmaktaydı. Bu jenerasyon resiprokasyon hareketini esas almaktadır. Racer ve Giromatic, ilk resiprokasyon hareketiyle çalışan endodontik motorlardır. Çalışmalar neticesinde 2011 yılında Reciproc (VDW Munich, Almanya) ve Wave One (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), tek eğe resiprokasyon şekillendirme sistemleri olarak piyasaya sunulmuştur (Ruddle ve ark., 2012).

#### **1.10.5. Beşinci Jenerasyon Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri:**

Bu jenerasyondaki eğelerde özel olarak farklı bir dizayn şekli kullanılmıştır. 5. jenerasyonunda kütle ve rotasyon merkezi, eğeler üzerinde alınan bir kesitte asimetrik olacak şekilde dizayn edilmesi beşinci jenerasyonun en temel karakteristiğidir. Rotasyon esnasında dengelenmiş dizayna sahip eğeler, çalışan kısım uzunlukları boyunca gezinen mekanik bir dalga hareketi veya bir nevi yılan benzeri dönme (kıvrılma) hareketi yapmaktadır.

Bu tasarım sayesinde eğe ile dentin arasında en az seviyede çalışma noktası teması sağlanmıştır (Hashem ve ark., 2012). Bu sayede kök kanalı duvarları arasındaki sıkışma minimize edilmektedir. Bu jenerasyona örnek olarak Revo-S (Micro Mega, Basençon, France), One Shape (Micro Mega, Basençon, France) ve Protaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) verilebilir (Haapasalo ve ark., 2013).

#### **1.11. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Döner Alet Sistemleri**

##### **1.11.1. ProTaper Universal Döner Alet Sistemi**

Ni-Ti döner eğe sistemleri arasında aletin çalışan kısmı boyunca değişken koniklik açılara sahip ilk sistem ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre)'dir. ProTaper eğe sisteminin özelliklerinden en çok göze çarpanı, bir kanal eğesi boyunca çoklu değişkenlik gösteren taper açısı artışıdır. ProTaper sistemde bir eğe üzerinde, kök kanalının belirli bir bölgesinde preparasyon yapılması amacıyla farklı taper açısı değerleri bulunmaktadır (Ruddle ve ark., 2001; Ruddle ve ark., 2005; Martins ve ark., 2010).

PTU, kanalda takılmadan ilerleyebilmeye olanak sağlayan modifiye rehber uca ve aletin diğer bölümlerinde stres birikimine yol açmadan kanal içinde belirli

alanlarda kesme etkinliği sağlayan değişken uç yapılarına sahiptir. PTU eğeleri dış bükey konveks üçgensel ęapraz kesite sahiptir. Bu dizayn sayesinde aletin kesici kenarı ile dentin arasındaki temas alanı azalır ve kesme etkinliği artırılmış olur. PTU sisteminde eğeler değişken heliks açısına ve dengeli sarmal yapıya sahip olduklarından kesme etkinliği artar, debris koronal yönde kanal dışına daha kolay taşınır ve eğenin kanal içinde sıkışması engellenir (Clauder ve Baumann, 2004).

ProTaper Ni-Ti eğe seti, Crown-down tekniğine uygun olarak 3 adet şekillendirme eğesi (SX, S1, S2) ve 3 adet bitirme eğesi (F1, F2, F3) olmak üzere 6 eğeden oluşmaktadır. Daha sonra bu eğelere F4 ve F5 olmak üzere iki eğe daha eklenmiştir. Piyasada 21, 25 ve 31 mm uzunluğa sahip eğe ęeřitleri mevcuttur (Clauder ve Baumann, 2004).

### **şekillendirme eğeleri**

şekillendirme eğeleri, kesici bıçakları boyunca uzanan ve giderek artan taper açıları sayesinde kanalın belirli bir alanına etki ederek şekillendirilmesine yardımcı olur. Her şekillendirme eğesinin kendine özgü bir koronal kesim etkinliği mevcuttur (Ruddle, 2001, 2005).

- 1) ProTaper Universal SX (Shaper X):** Herhangi bir renk kodu yoktur. Kesici kısmının uzunluğu 14 mm olmakla birlikte toplam uzunluğu 19 mm'dir. Eğenin apikal ęapı 0,19 mm'dir. Tüm PTU eğelerinde olduğu gibi SX eğesi de artan koniklik ağılarına sahiptir ve bu artış SX eğesinde en yüksektir. D0 ęapı 0,19 iken D14'teki ęapı 1,20 mm'dir. D0-D9 arasında %4'ten %19'e doğru artan 9 farklı taper açısı değerine ve diğer şekillendirme eğelerine kıyasla daha hızlı taper oranına sahiptir. Bu sayede kök kanalının koronal bölgesini daha etkili ve kısa sürede genişleterek ęalıřma boyuna daha kolay erişilmesini sağlar (Ruddle, 2001, 2005; Vaudt ve ark., 2007). Bu eğe, klasik endodontik tedavide Gates-Glidden frezlerinin yerini almak amacıyla tasarlanmıştır ve fırçalama hareketi ile kullanılır (Martins ve ark., 2010; Clauder ve Baumann, 2004).

- 2) ProTaper Universal S1 (Shaper 1):** Eğenin sap kısmında mor renk kodu bulunur. Kesici kısmın uzunluğu 14 mm'dir. Eğenin uç çapı 0,17 mm iken D14'teki çapı 1,20 mm'dir. Eğenin taper açısı %2'den %11'e doğru artan şekilde değişir ve özellikle kanalın koronal 1/3'ünün şekillendirilmesi için tasarlanmıştır (Ruddle, 2001; Vaudt ve ark., 2007).
- 3) ProTaper Universal S2 (Shaper 2):** Eğenin sap kısmındaki renk kodu beyazdır. Kesici kısmın uzunluğu 14 mm'dir. Eğenin uç çapı 0,20 mm iken D14'teki çapı 1,20 mm'dir. Eğenin taper açısı %4'ten %11,5'e doğru artan şekilde değişir ve S1 ege ile birlikte kanalın koronal 2/3'ünün ve apikal 1/3'nün şekillendirilmesini sağlar (Ruddle, 2001; Vaudt ve ark., 2007).

### Bitim eğeleri

Bitim eğeleri, koronal şekillendirme tamamlandıktan sonra kanalın apikal şekillendirmesi için kullanılır. Kesici kısımlarının uzunluğu 16 mm'dir. Apikal; ilk 3 mm'de sabit, sonrasında gittikçe azalan taper açısı değerleri sayesinde koronal kısma dokunmadan serbestçe apikal bölgeye ulaşır. Apikal çapın genişliğine göre istenen eğeye ulaşıncaya kadar şu sıra takip edilir (Ruddle, 2001, 2005):

- 1) ProTaper Universal F1 (Finisher 1):** Eğenin renk kodu sarıdır. Apikal çapının genişliği 0,20 mm'dir. Eğenin 3 mm'lik kısmının taper açısı değeri sabit %7'dir.
- 2) ProTaper Universal F2 (Finisher 2):** Eğenin renk kodu kırmızıdır. Apikal çapının genişliği 0,25 mm'dir. Eğenin 3 mm'lik kısmının taper açısı değeri sabit %8'dir. F3, F4 ve F5 bitirme eğeleri diğer eğelerin aksine U şeklinde bir çapraz kesite sahiptir ve bu durum eğenin esnekliğini artırmaktadır. Bu sayede aletin kesme etkinliği artar, debris kanalda koronal yönde ilerler ve eğenin saplanma riskinin önüne geçilmiş olur (Clauder ve Baumann, 2004). Her üç alet de D0-D3 noktaları arası sabit koniklik açılara sahiptir. D3 noktasından sonra bu değerler azalmaktadır. Azalan koniklik açıları aletin esnekliğinin sürekli olmasını sağlar ve aleti daha büyük bir çap etrafında dönmekten korur.

- 3) ProTaper Universal F3 (Finisher 3):** Eğenin renk kodu mavidir. Apikal çapının genişliği 0,30 mm'dir. Eğenin 3 mm'lik kısmının taper açısı değeri sabit %9'dur.
- 4) ProTaper Universal F4 (Finisher 4):** Eğenin renk kodu çift şeritli siyahtır. Apikal çapının genişliği 0,40 mm'dir. Eğenin 3 mm'lik kısmının taper açısı değeri sabit %6'dır.
- 5) ProTaper Universal F5 (Finisher 5):** Eğenin renk kodu çift şeritli sarıdır. Apikal çapının genişliği 0,50 mm'dir. Eğenin 3 mm'lik kısmının taper açısı değeri sabit %5'tir.

PTU sisteminde şekillendirme eğeleri olan SX, S1 ve S2'nin fırçalama hareketiyle, bitirme eğeleri olan F1, F2, F3, F4 ve F5'in sadece içeri ve dışarı hareketle kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Ruddle, 2001). Üretici firma tarafından redüksiyonlu, yüksek torklu, elektrikli endomotor ile 250-300 rpm arasındaki hız değerlerinde kullanımı önerilmiştir. Tork değerleri ise SX ve S1 için 3-4 N.cm, S2 için 1-1,5 N.cm, F1 için 1,5-2 N.cm, F2, F3, F4 ve F5 için ise 2-3 N.cm şeklindedir (Ruddle, 2001).

### **1.11.2. Protaper Gold Döner Alet Sistemi**

Protaper Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), son zamanlarda piyasaya sürülmüş yeni bir eğe sistemidir. ProTaper Gold eğe sistemi, ProTaper Universal eğe sistemi ile aynı geometrik özelliklere (dışbükey üçgen kesiti, değişken taper açısı, kesici olmayan uç yapısı vb.) sahiptir. Gold Wire teknolojisi ile eğelerin imalat sonrası özel bir ısıtma işleminden geçirilerek daha esnek ve kırılmaya daha dirençli hâle getirildiği iddia edilmiştir (Ruddle ve ark., 2014; Protaper Gold Brochure, 2014).

Bununla birlikte Protaper Gold'un metalürjisi, ısıtma işlem modifikasyonu ile geliştirilerek daha fazla esneklik (ortalama %24) ve döngüsel yorgunluğa karşı daha fazla direnç özellikleri kazanmıştır (ProTaper Gold Brochure, 2014).

ProTaper Universal eğelerinin 1 aşamalı faz dönüşümü varken ProTaper Gold eğelerinin 2 aşamalı spesifik faz dönüşüm davranışı ve yüksek östenit faz bitiş (Af) sıcaklıkları vardır (Hieawy ve ark., 2015; Uygun ve ark., 2016). Martensitik dönüşüm, termomekanik işlemlere bağlı olarak tek aşamalı dönüşüm (A-M) veya 2 aşamalı dönüşüm (A-R-M) nedeniyle oluşur (Otsuka & Ren, 2005). 1 aşamalı dönüşüm (A-M) Ni bakımından zengin Ni-Ti alaşımlarında olurken 2 aşamalı dönüşüm (A-R-M) ek ısı işleminden sonra gerçekleşir.

ProTaper Universal 'in Af sıcaklığı vücut sıcaklığının altıdayken (16°C -31°C arası) (Miyai ve ark., 2006; Alapati ve ark., 2009; Shen ve ark., 2011), Protaper Gold'un Af sıcaklığı kontrollü hafıza teline (Controlled Memory Wire) benzer olarak vücut sıcaklığından yüksektir (55°C) (Shen ve ark., 2013; Hieawy ve ark., 2015). Bunun sonucunda da ProTaper Universal eğeleri klinik kullanım sırasında östenit fazında bulunurken (Malzeme oldukça sert ve güçlüdür.), ProTaper Gold eğeleri martensit fazındadır (Malzeme yumuşak, esnek ve kolaylıkla önceden eğimlendirilebilir.) (Plotino ve ark., 2017).

ProTaper Gold 'un daha esnek ve döngüsel yorgunluğa daha dirençli oluşu, kanal eğrilğine kolaylıkla uyum sağlamasına yol açar. Eğe kanaldan çıkarıldıktan sonra bile kanal şeklini alabilir.

ProTaper Gold eğelerinin kazandığı bu özellikler dışında eğe boyutları, eğe kullanım sırası, motor ayarları ve dolum yöntemleri açısından ProTaper Universal 'den farkı yoktur (West, 2015).

### **1.11.3. One Shape Döner Alet Sistemi**

One Shape döner alet eğe sistemi (Micro Mega, Besançon, FR) Mikro Mega firması tarafından üretilen saat yönünde devamlı rotasyon yapan sistemler arasında tek eğe kullanan sistemidir. One Shape eğeler geleneksel Ni-Ti alaşımdan

üretilmektedir (Shen ve ark., 2006). Enstrüman kanalda üç boyutlu kesme etkinliği sağlayan asimetrik yatay bir çapraz kesite sahiptir. Aletin ilk kısmı değişken üç kesici kenara sahip üçgensel kesite sahiptir. İkinci kısmın çapraz kesiti koronale ilerledikçe iki kesici kenara sahip olur. Koronal kısmın çapraz kesitinde ise R eğelere benzer şekilde “S” şekilli iki kesici kenar bulunur. Bu dizaynın eğenin vidalanmasını engellediği iddia edilmektedir (Bürklein ve ark., 2011; Haapasalo ve Shen, 2013; Dagna ve ark., 2014).

Uç kısmının çapı 0,25 mm olup OS ege, alet boyunca sabit %6 koniklik açısına sahiptir (Saber ve ark., 2015). Sistemde isteğe göre kullanılabilen üçgensel kesite ve sabit %6 koniklik açısına sahip apikal çapları 0,30 mm ve 0,37 mm olan One Shape Apical 1 ve One Shape Apical 2 apikal bitirme eğeleri de bulunmaktadır. 25 no.lu ege için tavsiye edilen hız ve tork değerleri 350-450 rpm ve 2.5-4.0 N.cm iken apikal bitirme eğeleri için bu değerler 350-450 rpm ve 1 N.cm’ dir (Burklein ve ark., 2014). Ege kesici olmayan uç tasarımına sahiptir. Eğelerin kanalda gagalama hareketiyle kullanılması önerilmektedir (Mittal ve ark., 2015).

Aynı firmanın çıkardığı koronal 1/3 genişletmeyi sağlayan Endo Flare egesi de mevcuttur. Yüzey cilalama (electropolishing) işlemine tabi tutulmuştur. Koronal kök kanalını genişletmeye yönelik olan ege koronal 3 mm’yi genişletmek için dizayn edilmiştir. Daha az stres altında çalışmaya olanak sağlar. Pozitif kesme açısına sahip bu alet bıçak uzunluğu 15 mm çalışma uzunluğu 10 mm’dir. %12 koniklik dercesine sahip Endo Flare üretici firmanın önerdiği Rotasyon hızı: 300-600 rpm aralığında maksimum tork ise 3 N.cm olmak üzere dizayn edilmiştir. Kanal tedavisinde koronal genişletme için kullanılan Taper açısı koronalde etkili bir genişletme sağlayacak şekilde %12’dir. Özellikle Gates-Glidden frezlerine göre az riskli ve etkili bir egedir.

#### **1.11.4. One Curve Döner Alet Sistemi**

One Curve (Micro Mega, Besançon, France) döner alet sistemi, kanalın tüm uzunluğunun tek bir ege ile şekillendirilmesini sağlayan tek kullanımlık, döner ege

sistemidir. One Curve, merkezleme kabiliyetini ve kesme verimliliğini artırmak için bıçak aracılığıyla değişken kesit tasarımına sahip tek bir eğe sistemidir. Değişken koniklik açılı sürekli dönen Rotary sistemle çalışır. One Curve, üretici firma tarafından yakın zamanda piyasaya sürülen ve C-Wire ısıtma işlem teknolojisi ile üretilen yeni nesil bir kök kanal eğesidir.

Bu yeni alaşım C-Wire olarak adlandırılır ve eğe için kontrollü hafıza özelliği sunar. Ayrıca eğenin üreticisi C-Wire teknolojisinin kök kanalına daha kolay ulaşımı için eğe önceden bükme yeteneğini sağlar ve eğimli kanallardaki kök kanal anatomisini korur. Firma ısıtma işlem görmüş Resiprokal sistemlere göre %33, çoklu eğe sistemlerine göre ise %59 daha hızlı olduğunu belirtmiştir. Bu sayede daha kısa sürede şekillendirme yapılabileceğini ve irrigasyona ayrılacak zamanın artmasını sağlamaktadır. Yapılan çalışmalarda aynı firmanın geçmişte çıkarmış olduğu aynı alet tasarımına sahip One Shape eğesine göre önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediğini göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçları, yeni One Curve endodontik aletlerinin döngüsel yorgunluğa One Shape eğelerine göre yaklaşık 2,4 kat daha fazla direnç gösterdiğini göstermiştir.

Üretici firma tarafından tavsiye edilen hız ve tork değerleri 300 rpm ve 2.5 N.cm' dir. Aynı firmanın çıkardığı koronal genişletme için kullanılan One Flare eğesi T-Wire teknolojisiyle üretilen ısıtma işlem uygulanan bir Ni-Ti döner alet sistemidir. Üretici firmanın önerdiği rotasyon hızı 250-400 rpm olup maksimum tork: 3 N.cm olmak üzere dizayn edilmiştir. Koronal kök kanalını genişletmeye yönelik olan One Flare eğesi koronal 4 mm'yi genişletmek için dizayn edilmiştir. Isıtma işlem görmemiş Endo Flare eğesi ile kıyaslandığında %50 daha esnek olduğu belirtilmiştir. Koronal giriş kısıtlamalarını ortadan kaldırmak için tedavinin başında kullanılması önerilen bu eğe, bir sonraki aşamada kullanılacak olan bitirme eğesinin daha az stres altında çalışmasına olanak sağlar (Micro Mega Brochure, 2018; Yılmaz ve ark., 2019).

## **1.12. Periapikal Dokulara Endodontik Tedavi Sonrası Debris Çıkışı**

Endodontik tedavinin en önemli aşamalardan bir tanesi, kök kanallarının içerisindeki dentinin temizlenmesi, enfekte veya nekrotik doku kalıntılarının ortamdan uzaklaştırılmasıdır (Sundqvist G, 1976). Şekillendirme sırasında irriganlar, bakteri, dentin artıkları ve nekrotik dokulardan oluşan debris, periapikal inflamasyona ve tedavi sonrası ağrıya sebebiyet verecek şekilde periradikuler dokulara taşınabilirler ve bu durum tedavi sonrası ağrılara sebep olabileceği için önem taşımaktadır (Seltzer ve Naidorf, 2004).

### **1.12.1. Debris Çıkışına Etki Eden Faktörler**

1. Apikal Çap ve Açıklığın Apikalden Debris Çıkışı Üzerine Etkisi
2. Çalışma Boyu ve Eğenin Apikal Foramene Olan Uzaklığının Apikalden Debris Çıkışı Üzerine Etkisi
3. Kök Kanal Eğiminin Apikalden Debris Çıkışı Üzerine Etkisi
4. Alet Tasarımının Apikalden Debris Çıkışı Üzerine Etkisi
5. İrrigasyon İğnelerinin Uç Çapları ve Şekillerinin Apikalden Debris Çıkışı Üzerine Etkisi
6. İrrigasyon Sistemlerinin Apikalden Debris Çıkışı Üzerine Etkisi
7. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Yöntemlerin Apikalden Debris Çıkışı Üzerine Etkisi
  - a. El Aletleri ile Yapılan Ekstrüzyon Çalışmaları
  - b. Döner Alet Kullanılarak Yapılan Ekstrüzyon Çalışmaları

### **1.13. Postoperatif Ağrı Çeşitleri**

#### **1.13.1. Flare-up**

Flare-up, şişlik ve ağrıyla karakterize bir durumdur. Endodontik flare-up kök kanal tedavisine başlandıktan veya devam eden bir tedaviden sonra gelişen, asemptomatik pulpal veya periapikal hastalıkların akut olarak şiddetlenmesi olarak tanımlanabilir (Morse ve ark., 1986; Walton ve Fouad, 1992; Siqueira, 2003). Seanslar arasında flare-up oluşumunun nedenleri pulpa ve periapikal dokulara mekanik, kimyasal ve/veya mikrobiyal hasar nedeniyle olabilmektedir (Stashenko ve ark., 1998). Dişte sinüs yolu, abse, preoperatif ağrı, cinsiyet ve yaş gibi çeşitli faktörler flare-up oluşum sıklığını etkileyebilmektedir (Morse ve ark., 1986; Imura ve Zuolo, 1995; Siqueira ve ark., 2002). Vital pulpal dişlerde flare-up oluşma sıklığı nekrotik pulpal dişlere göre daha azdır (Walton ve Fouad, 1992). Mikrobiyal etmenler iatrojenik faktörlerle birleştiğinde ise flare-up daha kolay ortaya çıkmaktadır (Siqueira, 2003).

#### **1.13.2. Kök Kanal Tedavisinden Sonra Meydana Gelen Postoperatif Ağrı**

Postoperatif ağrı, endodontik prosedürler sonrası ortaya çıkabilen ve istenmeyen bir durumdur (Ercan ve Kaya, 2005). Kök kanal tedavisinden sonra ağrının ortaya çıkışı bakteriyel, mekanik, kimyasal ve immünolojik birçok faktöre bağlı olabilir (Turner, 1901; Seltzer ve Naidorf, 1985). Kök kanal tedavisi, tedavi prosedürleri esasında ağrılı bir işlem değilken tedavinin bitiminden sonraki süreçte ağrı ortaya çıkabilmektedir (Harrison ve ark., 1983). Endodontik tedaviden sonraki ağrıyı araştıran ilk çalışmalar postoperatif ağrı sıklığının %15-25 arasında değiştiğini bildirmiştir (O'Keefe, 1976; Harrison ve ark., 1983).

Kanal tedavisi dişte var olan ağrıyı gidermek açısından büyük öneme sahiptir. Kanal tedavisinden önce ölçülen ağrının sıklığı %54 iken tedaviden 24 saat sonra bu

değer %40'lara gerilemektedir. Yaklaşık iki hafta sonra ise ağrı neredeyse tamamen ortadan kalkmaktadır (Pak ve White, 2011).

Kanal tedavisinden sonra ortaya çıkan ağrıyı engellemek çok fazla mümkün olmamaktadır (Sathorn ve ark., 2008). Kök kanal tedavisinden sonra çeşit nedenlere bağlı olarak periapikal alanda oluşan enflamasyon postoperatif ağrıyı tetiklemektedir (Seltzer, 1986).

### **1.13.3. Kök Kanal Tedavisinden Sonra Meydana Gelen Ağrıyı Etkileyen Faktörler**

1. Seans Sayısı
2. Diş ve Lokalizasyonu
3. Cinsiyet ve Yaş
4. İrrigasyon Solüsyonları, Teknikleri ve İrrigasyon Solüsyonlarının Apikal Ekstrüzyonu
5. Medikaman Kullanımı
6. Mekanik Preparasyon
7. Obtürasyon Tekniği
8. Non-Odontojenik Ağrılar
9. İltihabi Mediatörler

Birçok faktör kanal tedavisinden sonra ortaya çıkan postoperatif ağrıyı etkilemektedir (Ertan ve ark., 2010).

Kök kanal tedavisinin başarısını etkileyen faktörlerden biri kemomekanik şekillendirmenin uygun şekilde yapılmasıdır. Her dönem klinisyenlerin kök kanal şekillendirilmelerini daha efektif ve hızlı yapabilmeleri için farklı teknolojilerle geliştirilen döner ege sistemleri piyasaya sunulmuştur. Klinisyenler arasında bu döner ege sistemlerinin apikalden ne kadar debris taşırdığı merak konusu olmuştur. Tüm bu sistemlerin apikalden çıkan debris miktarı açısından karşılaştırılması ve buna

bağlı olarak sistemlerin akut alevlenme oluşturma potansiyellerinin karşılaştırılması kuşkusuz büyük yarar sağlayacaktır.

Bu in vitro çalışmanın amacı; ProTaper Universal, ProTaper Gold, One Shape ve One Curve döner eğe sistemlerini kullanarak, her grubun hareket şekli ve alet tasarımı g z önüne alınarak apikalden taşan debris miktarının karşılaştırılmasıdır.

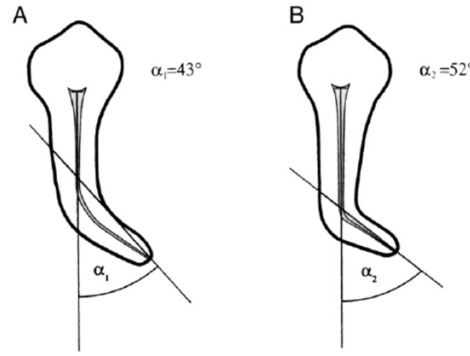


## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

### 2.1. Örneklerin Seçilmesi ve Çalışma İçin Dişlerin Hazırlanması

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'nun 28.01.2019 tarihli 20/06 sayılı onayı ile yapıldı.

Çalışmamızda ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş, çürüksüz, restoratif işlem görmemiş 60 adet insan alt santral dişi kullanılmıştır. Ayrıca apikal gelişimini tamamlamamış, kök kırığı mevcut olan, kalsifiye veya birden fazla kök kanalı bulunduran dişler çalışmaya dâhil edilmemiştir. Dişlerin eğrilik açısının 10 dereceden küçük olmasına dikkat edilmiştir. Bu açı değeri her bir diş için Schneider yöntemi ile belirlendi (Şekil 2.1). Bu yöntem kanal eğriliğinin başladığı nokta ve apikal forameni birleştiren çizgi ile kanalın uzun eksenine paralel çizgi kesiştirilir. Bu iki çizgi arasında kalan açı “kanal eğrilik derecesi”dir (Schneider, 1971).



Şekil 2. 1. Schneider yöntemi

Çekilen dişler 24 saat %0,1 timol solüsyonunda bekletilmiştir. Dişlerin üzerindeki diş taşları, organik debris ve yumuşak dokular, kavitron (Cavitron, Siemens, Germany) ve periodontal küret (#3-4 Gracey, Nordent, USA) vasıtasıyla dişlerin kök yüzeylerine zarar vermeden dikkatlice temizlendi ve dişler çalışmada kullanılıncaya kadar distile suda ve oda sıcaklığında bekletildi.

Dişler, çalışmaya kadar Dişlerin tek bir kanala sahip olduklarından emin olmak için dişler stereomikroskop (Zeiss Stemi, Jena, Almanya) yardımıyla x30 büyütmede incelendi.

Dişlerin boyları 12 mm olacak şekilde dijital kumpas yardımıyla ölçülüp daha sonra dişlerin kuronları su soğutması altında micracut cihazı (Micracut 201, Metkon, Bursa) ile kesilerek uzaklaştırıldı (Şekil 2.2). Sonrasında acretör kullanılarak elmas rond frez ile giriş kaviteleri açıldı. Apikal çapları standardize edebilmek için köklere iki kat tırnak cilası sürülerek 10 numaralı K tipi (Dentsply Maillefer) eğe ile apeksten 1 mm çıkıldı. Bu şekilde 0,12 mm çapa sahip standart bir yuvarlak apikal açıklık elde edildi. Daha sonra kanal boyunu belirlemek için 15 numaralı K tipi (Dentsply Maillefer) el eğesi kanalda ilerletildi. Eğe ucunun apikal foramenden görüldüğü mesafe ölçüldü, çalışma boyu ise bu boydan 1 mm kısa olarak belirlendi.

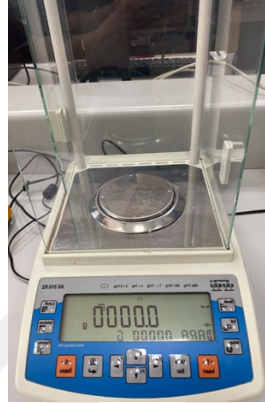


**Şekil 2.2.** Dişlerin digital kumpas yardımıyla ölçülmesi

## **2.2. Deney Düzeneklerinin Hazırlanması**

Çalışmamızda ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), ProTaper Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), One Shape (Micro Mega, Besançon France) ve One Curve (Micro Mega, Besançon France) döner alet sistemlerinin apikalden taşıdıkları debris miktarlarının incelenmesi için Myers ve Montgomery tarafından tarif edilen deneysel model

kullanıldı (Myers ve Montgomery, 1991). Kullanılacak olan eppendorf tüpler yanılma payı 0,00001 g olan hassas terazi (Schimadzu AUW-220D, Tokyo, Japonya) (Şekil 2.3) kullanılarak tartıldı. Tartma işlemi her tüp için 3 kez tekrarlanmış ve çıkan 3 sonucun ortalaması alındı.



**Şekil 2.3.** Ağırlık ölçümü için kullanılan hassas terazi

Çalışma düzeneğimiz için öncelikle 60 tane eppendorf tüpün (Eppendorf-Elkay, Shrewbury, MA, USA) kapağı kesilerek sıcak bir siman spatülü yardımıyla kapağa delikler açıldı. Kesilmiş dişlerin kuronları mine sement hizasında eppendorf kapaklarına siyanoakrilat yapıştırıcı kullanılarak sabitlenip, pembe mumla sızdırmaz bir şekilde çevrildi.

Daha sonra kesilen bu kapak deneyde kullanılacak ve önceden tartılmış olan orijinal eppendorf tüpünün kapağı açılarak o kapağın yerine yerleştirildi (Şekil 2.4).



**Şekil 2.4.** Debris biriktirmek için hazırlanan düzenek elemanları

Böylece hem kullanılacak olan eppendorf tüpün kapağının herhangi bir zarar alması önlenmiş hem de tartılmış olan eppendorf tüplerin ağırlıkları sabit kalmıştır.

Ayrıca iç ve dış hava basıncını eşitlemek için 27 gauge'luk bir enjektör iğnesi kapağı delecek ve tüpün içine ulaşacak şekilde yerleştirildi. Oluşturulan bu eppendorf tüp-diş düzeneği, teflon bantla sarıldı (Şekil 2.5). Bu şekilde koronal yönde taşan sıvı ve debrisin tüp içine sızmaması sağlanarak, operatörün dışarıdan taşan debris miktarını görmesi engellendi.



**Şekil 2.5.** Teflon bantla örtülmüş deney düzeneği

### 2.3. Dişlerin Gruplara Ayrılması ve Kök Kanal Şekillendirmesi

Dişler her bir grupta 15 diş (n=15) olmak üzere rastgele 4 gruba ayrıldı.

Şekillendirme işlemi öncesinde tüm dişler 15 numaralı K tipi (Dentsply Maillefer) el eğeleri kullanılarak çalışma boyuna ulaşıldı. Kanallar 1ml distile su ile yıkandı.

Kök kanallarının şekillendirilmesi, üretici firmaların talimatları doğrultusunda X-Smart Plus (Dentsply, Maillefer Ballaigues, Switzerland) endodontik motor (Şekil 2.6) kullanılarak Crown-down yöntemiyle ProTaper Universal (Dentsply Maillefer), ProTaper Gold (Dentsply Maillefer), One Shape (Micro-Mega), One Curve (Micro-Mega) döner eğe sistemleri kullanılarak yapıldı.



**Şekil 2. 6.** X Smart Plus Endodontik Motor

Şekillendirme sırasında tek eğeli gruplarda her 3 gagalama hareketinden sonra, çok eğeli gruplarda ise her eğe geçişinde 1ml distile su kullanılarak yandan delikli irrigasyon iğneleri (Ultradent, NaviTip Sideport) ile irrigate edildi (Şekil 2.7).



**Şekil 2.7.** Endo-Eze (Ultradent Navitip Sideport) İrrigasyon İğnesi

Her grupta bu uygulama tekrarlanıp apikal açıklık sürekli olarak kontrol edildi. Şekillendirme sonrasında eppendorf tüpler deney düzeneğinden ayrılmadan hemen önce kök ucunda kalmış olabilecek olan debris artıkları, 1 ml distile su ile yıkanarak kök ucuna doğru sıkılıp eppendorf tüp içine birikmesi sağlandı. Her bir döner alet en fazla üç kanalda kullanıldıktan sonra yenisiyle değiştirildi. Final apikal çap 0,25 mm olarak belirlendi. Çalışma sırasında yapılan tüm işlemler tek bir araştırmacı tarafından yapıldı.

### **2.3.1. Grup 1 (ProTaper Universal)**

Bu gruptaki dişler ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) sistemi (Şekil 2.8) kullanılırken üretici firmanın talimatları doğrultusunda X-Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) endodontik motoru ile gerçekleştirildi (Şekil 2.6). 250 rpm devir ile ve sistemdeki her eğe için değişebilen farklı tork değerleri kullanıldı. Öncelikle Sx ile koronal 1/3'lük kısım şekillendirildi. Ardından S1 ve S2 eğeler ile şekillendirme gerçekleştirildi. Daha sonra 15 numaralı eğe ile çalışma boyuna kadar ilerlendi. S1 ve S2 eğeleri kullanılarak preparasyon yapıp son olarak F1 ve F2 eğeler çalışma boyunda kullanılarak şekillendirme tamamlandı.



**Şekil 2.8.** ProTaper Universal (Sx-F3)

### 2.3.2. Grup 2 (ProTaper Gold)

Bu gruptaki dişlerin kök kanal şekillendirmesi ProTaper Gold (Dentsply Maillefer) eğeler kullanılarak X-Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) endodontik motoru ile gerçekleştirildi. Eğe üretici firmanın talimatları doğrultusunda “ProTaper Gold” programı kullanılarak çalışıldı ve aynı numaralı ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) eğelerle olduğu gibi, aynı prosedür uygulandı. (Şekil 2.9)



**Şekil 2.9.** ProTaper Gold (Sx-F3)

### 2.3.2. Grup 3 (One Shape)

Bu gruptaki dişlerin kök kanal şekillendirilmesi, X-Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) endodontik motorun programında üretici firmanın talimatları doğrultusunda 350 rpm devir ve 2.5 N.cm tork ile şekillendirme gerçekleştirildi. One Shape (Micro Mega, Besançon, France) eğe sistemi ile şekillendirme yapılırken öncelikle 15 numaralı K tipi (Dentsply Maillefer) el eğesi ile çalışma boyuna ulaşıldıktan sonra Endo Flare (Micro Mega, Besançon, France) eğesi ile koronal 1/3'lük kısım şekillendirildi. Sonrasında çalışma boyunun 2/3'ü kadar bir uzunlukta One Shape (Micro-Mega) eğesi ile çalışma boyuna ulaşana dek her seferde ileri geri 3 gagalama hareketi ile apikal yönlü bir kuvvet uygulanmadan alet kanal içinde ilerletildi. Eğenin ilerlemesi için daha fazla apikal basınç gerekli olduğunda ve bir dirençle karşılaşıldığında eğe, kanaldan çıkartılarak distile su ile kanal irriga edilip yivler arasında biriken debris uzaklaştırılarak çalışma boyuna ulaşıp şekillendirme bitirildi (Şekil 2.9).



Şekil 2.10. One Shape şekillendirme eğesi

### 2.3.4. Grup D (One Curve)

Bu grupta da üretici firmanın talimatları doğrultusunda 300 rpm devir 2,5 cm tork ile X-Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) endodontik

motoru kullanılarak şekillendirme yapıldı. Aynı numaralı One Shape (Micro-Mega) ege sistemine benzer şekilde şekillendirme tamamlandı.



**Şekil 2.11.** One Curve şekillendirme egesi

#### **2.4. Taşan Debris Ağırlığının Belirlenmesi**

Şekillendirme işlemi tamamen bittiğinde kullanılan eppendorf tüpler kapağı açık şekilde 5 gün boyunca 68° sıcaklıktaki etüvde (Nüve FN-500; Yapılcan Ltd, Şti, Ankara, Türkiye) bekletilerek tüplerin içindeki yıkama solüsyonlarının buharlaşması sağlandı. Sıvı buharlaştırıldıktan sonra kuru debris içeren eppendorf tüpler hassas terazide her tüp 3 kez tartılarak bu değerlerin ortalamaları alındı.

Elde edilen ağırlık ortalaması son ağırlık olarak belirlendi. Taşan debris miktarının ağırlığının hesaplanması için son ağırlıktan ilk ağırlık (tüplerin boş ağırlıkları) çıkarılarak taşan debrisin ağırlığı saptandı.

#### **2.5. Sonuçların İstatistiksel Yöntemlerle Değerlendirilmesi**

Araştırmada kullanılacak istatistiksel analizler IBM SPSS 20.0 paket programı ile incelendi. Elde edilen verilerin normal dağılıma uygunluğu görsel (Histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemler (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) kullanılarak değerlendirildi. Veriler normal dağılmadığı grupların ikili

karşılaştırmalarında Mann Whitney U Testi kullanıldı. Grupların ikili karşılaştırmalarında istatistiksel anlamlılık değeri  $p<0,05$  olarak belirlendi.



### 3. BULGULAR

Çalışmamızda 4 grup oluşturuldu. Her grup 15 örnek olacak şekilde rastgele ayrıldı ve numaralandırıldı. Kök kanal tedavisinde kullanılan dört farklı döner alet sisteminin apikalden taşıdığı debris miktarını incelediğimiz çalışmamızda verilerin istatistiksel değerlendirmeleri yapılmıştır.

1. Grup: ProTaper Universal NiTi Döner Eğe Sistemi
2. Grup: ProTaper Gold NiTi Döner Eğe Sistemi
3. Grup: One Shape NiTi Döner Eğe Sistemi
4. Grup: One Curve NiTi Döner Eğe Sistemi

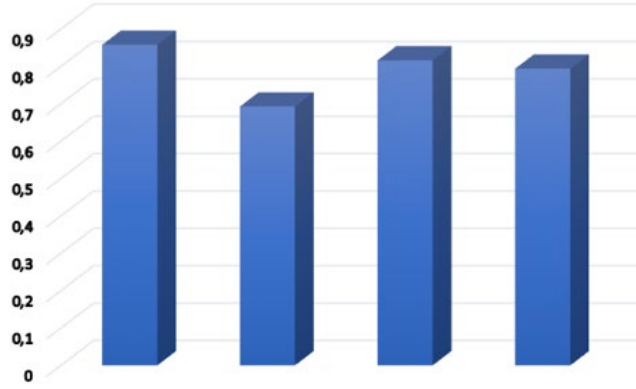
Bu anlamda yaptığımız çalışmada, taşan debris ağırlıkları bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Apikalden taşan debris miktarı sonuçlarına göre debris çıkışının en az olduğu grup ProTaper Gold (Dentsply Maillefer) en fazla olduğu grup ise ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) 'dir. Kruskal Wallis H Testi Sonuçlarına göre Çizelge 3.1'de şekillendirme sistemlerine göre taşan debris miktarlarını, Şekil 3.1 ise şekillendirme sistemlerine göre taşan debris miktarlarının ortalama değerlerinin dağılımını göstermektedir. Şekil 3.2 ise şekillendirme sistemlerine göre debris ağırlığı miktarının şematik dağılımını göstermektedir.

**Çizelge 3. 1.** Apikalden Taşan Debris Miktarı (Ortalama/Minimum/Maksimum/Standart Sapma Değerleri) (n:15)

| GRUP               | DEBRİS MİKTARI (mg)     |                  |
|--------------------|-------------------------|------------------|
|                    | Ortalama±Standart Sapma | Minimum-Maksimum |
| PROTAPER UNIVERSAL | 0,858±0.250             | 1,240-0,410      |
| PROTAPER GOLD      | 0,692±0.145             | 0,930-0,460      |
| ONE SHAPE          | 0,816±0,355             | 1,580-0,060      |
| ONE CURVE          | 0,794±0,347             | 1,270-0,100      |

### 3.1. Kruskal Wallis H Testi Sonuçları

#### ORTALAMA TAŞAN DEBRİS MİKTARI (mg)



|                             | ProTaper Universal | Protaper Gold | One Shape | One Curve |
|-----------------------------|--------------------|---------------|-----------|-----------|
| Ortalama debris miktarı(mg) | 0,858              | 0,692         | 0,816     | 0,794     |

Şekil 3.1. Şekillendirme sistemlerine göre taşan debris miktarı dağılımı

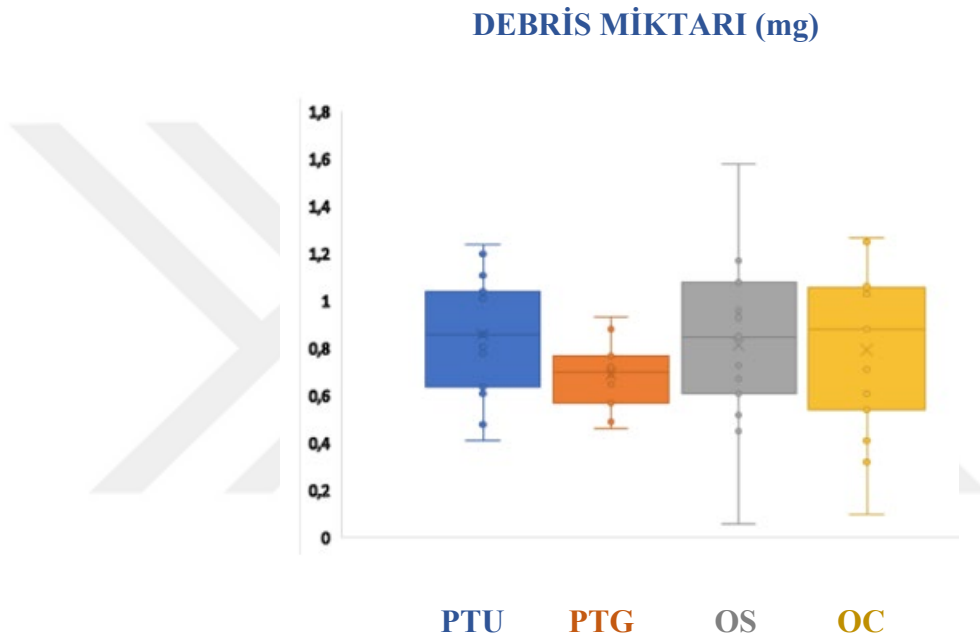
### 3.2. Protaper Universal ve Protaper Gold Sistemlerinin Taşan Debris Miktarı Açısından Karşılaştırılması

Taşan debris miktarı bakımından Protaper Universal (Dentsply Maillefer) ve Protaper Gold (Dentsply Maillefer) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p=0,047$ ). Tablo 2 de şekillendirme sistemlerine göre taşan debris miktarı bakımından Protaper Universal ve Protaper Gold grupları arasındaki ikili karşılaştırmalarında Protaper Gold'un daha az debris taşırdığını ifade etmektedir.

**Çizelge 3.2.** Taşan debris miktarı Protaper Universal ve Protaper Gold grupları arasında (mg)

| GRUP                | PROTAPER UNIVERSAL<br>Ortalama±Standart Sapma | PROTAPER GOLD<br>Ortalama±Standart Sapma | p             | Z      |
|---------------------|-----------------------------------------------|------------------------------------------|---------------|--------|
| DEBRİS MİKTARI (mg) | 0,858±0.250                                   | 0,692±0.145                              | <b>*0,047</b> | -1,930 |

\*p<0.05, Mann Whitney U Test Sonucu



**Şekil 3.2.** Şekillendirme sistemlerine göre debris ağırlığı miktarının şematik dağılımı

Taşan debris miktarı açısından gruplar kendi içerisinde kıyaslandığında çoktan aza doğru ProTaper Universal (Grup 1), One Shape (Grup 3), One Curve (Grup 4), ProTaper Gold (Grup 2), şeklinde sıralanmaktadır. Yapılan istatistik analiz sonucunda, gruplar arasında debris taşkınlığı değerlendirildiğinde ProTaper Universal eğe sistemi, ProTaper Gold eğe sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş. Diğer gruplar arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır.

#### 4. TARTIŞMA

Kök kanal sisteminin kemomekanik preparasyonu kök kanal sterilizasyonunun en önemli basamağıdır (Haapasalo ve ark., 2005). Kök kanallarının şekillendirilmesi ve yıkanması sırasında apikal forameniden periapikal dokulara doğru itilen debris, yıkama solüsyonu ve mikroorganizmalar periapikal dokularda tedavi sonrasında ağrı veya şişlik oluşturabilirler. Bu durum sonucunda endodontik tedavinin gidişatı ve ileriye dönük prognozu olumsuz yönde etkilenir (Ruiz-Hubard ve ark., 1985). Özellikle asemptomatik periradiküler lezyona sahip enfekte dişlerde konak savunması ve mikrobiyal yapı arasında bir denge bulunmaktadır. Kemomekanik işlemler sırasında kök kanalında bulunan mikroorganizmaların apikalden taşması, konak ve mikrobiyal yapı arasındaki dengeyi, konak savunmasını aleyhine kaydırmaktadır (Siqueira ve ark., 2003) ve bu durum akut alevlenmeye (flare-up) sebep olmaktadır (Seltzer ve Naidorf, 1985).

Çalışmamızda çeşitli eğe sistemlerinin apikalden debris taşıma miktarlarını kıyaslayarak flare-up oluşumuna neden olan bu olumsuz durumun en aza indirgenmesi amaçlanmıştır.

Apikalden debris ekstrüzyonunun ölçüldüğü birçok çalışma yapılmış ve bu konuyla ilgili çok farklı deney düzenekleri kullanılmıştır. Ancak en çok kabul gören 1991 yılında Myers ve Montgomery'in önerdiği düzenektir (Myers ve Montgomery, 2001). Biz de araştırmamızda ilk olarak Myers ve Montgomery (1991) tarafından kullanılmış olan ve Ferraz ve ark. tarafından modifiye edilen deney düzenegini kullandık.

Araştırmacılar, deney düzeneklerinde sıklıkla cam veya eppendorf tüplerini debris toplama kabı olarak kullanmayı tercih etmişlerdir. Camın ağırlığından dolayı hassas terazideki sapma göz önüne alındığında ölçümlerimizin daha güvenilir olabilmesi için daha hafif olan plastik eppendorf tüpleri çalışmamızda tercih edilmiştir.

Bu düzeneğin en önemli eksikliği Myers ve Montgomery tarafından da daha önce belirtildiği gibi periapikal basıncı taklit edememesidir. Yapılan bazı çalışmalarda periodontal ligamentin debris ekstrüzyonuna karşı gösterdiği periapikal basıncı taklit etmek için çiçek süngerini veya %1,5'lik agar jel gibi materyaller kullanmışlardır (Hachmeister ve ark., 2002; Altundasar ve ark., 2011; Lu ve ark 2013).

Ancak bu materyallerin kullanımında deney sonuçlarını olumsuz yönde etkileyebileceği kanısına varılmıştır. Yapılan bir çalışmada çiçek süngerini kullanımında, süngerin irrigasyon solüsyonunu ve debris emmesi ve bunun sonucunda da kuru debris miktarının ölçülmesinde hatalı sonuçlara neden olabileceği bildirilmiştir (Hachmeister ve ark., 2002). %1,5'lik agar jelin kullanılmasında da deney esnasında uygulama güçlüğüne ve periapikal dokuları tam olarak taklit edemediği rapor edilmiştir (Lu ve ark., 2013). Çoğu yöntemin yeterince yerleşmemiş olması ve güvenilirliğinin şüpheli olması nedeniyle, birçok çalışmada olduğu gibi bizim de çalışmamızda periapikal bölgeyi taklit eden herhangi bir yöntem kullanılmamıştır (Ozsu ve ark 2014, Koçak ve ark 2016, Zan ve ark 2017).

Yapılan çalışmalarda diş seçimi kriterleri arasında Azar ve Ebrahimi, mandibular molarlarının mesiobukkal kanallarını kullanırken Uezu ve ark. premolarları, Tanalp ve ark. ise alt kesici dişleri kullanmayı tercih etmişlerdir. Kök kanallarının düz oluşu ve eğelerin preperasyon sırasında dentin yüzeyine daha fazla temas etmesi için dar ve düz kanallara sahip mandibuler santral dişler kullanmayı tercih ettik. Çekilmiş dişler üzerinde yapılan çalışmaların olumsuz yanlarından biri dişlerdeki mikrosertlik farkı olduğu bildirilmiştir. Yumuşak bir dentin dokusuna sahip dişte, sert dentin dokusuna sahip olana kıyasla daha kolay dentin kaldırılacağı, bunun da apikal taşkınlığın miktarını etkileyeceği savunulmuştur (Tanalp ve ark 2006).

Bazı araştırmacılar apikal taşkınlık çalışmalarında rezin modeller kullanmışlardır (Ruiz-Hubard ve ark 1987, Lee ve ark 1991, Kum ve ark 2000). Ancak bu çalışmalarda rezinin dentin tabaksının yerine geçemeyeceği ve aynı

zamanda eğelerin kullanımı esnasında ortaya çıkan ısı miktarı nedeniyle rezinin daha fazla yumuşaması gibi dezavantajlar oluşacağından rezin modelleri tercih edilmemiştir (Karataş ve ark., 2016). Bu nedenlerden dolayı bu çalışmada çekilmiş insan dişi kullanılmasının daha uygun olduğu düşünülmüştür.

Dişler seçilirken tek bir apikal foramene sahip, kök ucunda çatlak, kırık, rezorpsiyon olmayan ve önceden restorasyon görmemiş dişler tercih edilmiştir. Ayrıca dişlerin kanallarının eğimlerinin standart hâle getirilmesi için Schneider yöntemi (Schneider, 1991) ile deney öncesi eğimleri belirlenmiş, 0-10 derece eğim aralığına sahip düz köklü dişler kullanılmıştır.

Çekilmiş dişler çeşitli araştırmacılar tarafından farklı saklama koşullarında muhafaza edilmiştir. Araştırmacılar saklama solüsyonu olarak %10'luk formol, %0,1'lik timol, serum fizyolojik, sodyum hipoklorit, distile su ve salin solüsyonu gibi çeşitli solüsyonlar kullanmışlardır (Fairbourn ve ark., 1987; Al-Omari ve Dummer, 1995; Taşdemir ve ark., 2010). Çalışmamızda kullanılan çekilmiş dişler dezenfeksiyon amacı ile %0,1 timol solüsyonunda bekletilmiştir.

Tınaz ve ark (2005), dişin apikal açıklığının artmasının debris çıkışına etkisini incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada apikal açıklık ile taşan debris arasında doğru bir orantı olduğunu göstermişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız dişlerin apikal açıklığı 10 numaralı K tipi el eğeleri ile kontrol edilmiş ve apikal çapın sabitlenmesi için köklerin apikal uç kısmına 2 kat tırnak cilası sürülmüş ve tekrar 10 numaralı K tipi el eğesi ile kök ucundan 0,5 mm çıkılmıştır (Parirokh ve ark., 2012). Sonuç olarak her bir kökte 0,12 mm çapa sahip yuvarlak ve standart bir apikal açıklık oluşturulmuştur.

İrrigasyon yapılırken kullanılan enjektör iğnesinin apikale ne mesafede konumlandığı ne tür bir irrigasyon iğnesinin kullanıldığı, irrigasyonun etkinliği ve basıncı açısından önemlidir (Ram, 1977; Hsieh ve ark., 2007).

Yapılan çalışmalarda irrigasyon için genellikle 27 veya 30 G iğne ucuna sahip dental enjektör kullanılmıştır (Altundasar ve ark., 2011; Koçak ve ark., 2016). Ancak Yandan delikli irrigasyon iğnesinin geleneksel dental iğneye kıyasla daha az apikal debris ve sıvı taşkınlığına yol açtığı bildirilmiştir (Altundasar ve ark 2011).

Yapılan çoğu çalışmada kapalı uçlu, yandan tek delikli iğne kök kanallarının irrigasyonu için en güvenli tasarım olarak kabul edilmektedir (Zehnder, 2006; Boutsoukis ve ark., 2010; Shen ve ark., 2010). Bu nedenden dolayı irrigasyon prosedürü standardize edilmiş olup çalışmamız da dental enjektör yerine bütün gruplarda kapalı uçlu, yandan tek delikli irrigasyon iğnesi kullanılmıştır. İğne ucu duvarlar arasına sıkışmayacak şekilde yerleştirilmiş ve en fazla apikalden 1mm geride kalacak şekilde uygulanmıştır.

Yapılan bazı apikalden taşan debris miktarı çalışmalarında yıkama solüsyonu olarak klinik kullanımı en yaygın olan NaOCl kullanılmıştır (Lambrianidis ve ark., 2001; Madhusudhana ve ark., 2010; Altundasar ve ark., 2011; Uzunoglu ve Görduysus, 2013). Bazı araştırmacılar ise debris biriken kapta NaOCl kristalleri oluşturması nedeniyle NaOCl'in debris ağırlığını etkileyebileceğini öne sürmüşler ve distile su kullanımını tercih etmişlerdir (Hinrichs ve ark., 1998; Leonardi ve ark., 2007; De-Deus ve ark., 2010; Silva ve ark., 2016). Çalışmamızda klinik olarak sıkça kullanılan %5,25'lik NaOCl'a taşan debris çözmesi ve de NaOCl'nin kristal yapılar oluşturarak, debris ağırlığına etkisi olabileceği düşünülerek kullanımı tercih edilmemiştir.

Ayrıca tüm şekillendirme işlemleri bittikten sonra önceki çalışmalarda önerildiği gibi kök ucunda yapışan debrisleri tüpte toplamak için, eppendorf tüpler deney düzeneğinden ayrılmadan hemen önce kök ucunda kalmış olabilecek olan debris artıkları, 1 ml distile su ile yıkanarak kök ucuna doğru sıkılıp eppendorf tüp içine birikmesi sağlandı. (Fairbourn ve ark., 1987; Kustarci ve ark., 2008; Bürklein ve Schäfer, 2012).

Apikal ekstrüzyon çalışmalarında araştırmacılar, deney düzeneklerinde sıvıyı uzaklaştırmak amacıyla çeşitli yöntemler denemişlerdir. Al-Omari ve Dummer oda sıcaklığında 1 ay, Ruiz Hubard ve arkadaşları 110°C’ de 4 dk bekleterek sıvıyı buharlaştırmışlardır. Tanalp ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada liyofilizasyon yöntemini uygulamıştır. Fairbourn ve ark., ortamın neminin dahi apikalden çıkan debris miktarı üzerinde etkisi olabileceğini düşündüklerinden deneylerinde kullandıkları alüminyum kuronları 90°C’de 1 saat etüvde kurutmuşlardır, Ferraz ve ark., santrifüj tüplerini 68°C’de 5 gün boyunca bekleterek kurutmuşlardır. Diğer birçok çalışmada da 68-70°C’de 5-7 gün boyunca sıvının buharlaştırılması için etüvde bekletilmiştir (Zan ve ark., 2017; Pawar ve ark., 2017; Güneş ve ark., 2018; Koçak ve ark., 2016). Kuru sıcak hava fırınları homojen bir ısıda buharlaşmayı sağlamaktadır. Bizim de çalışmamızda irrigasyon solüsyonunu buharlaştırmak için eppendorf tüplerini 70°C’de 5 gün boyunca etüvde bekletildi. Yapmış olduğumuz çalışmada deney düzenekleri, başlangıç aşamasından tartım aşamasına kadar nem, sıcaklık ve basınç değerleri standart olan laboratuvar ortamında muhafaza edilmiş ve bu şekilde ortam şartlarının deney sonuçlarına etkisi ortadan kaldırılmıştır.

Genel anlamda düşünüldüğünde döner alet sistemlerinin tasarımları, kanal duvarlarından aşındırdıkları debris koronale doğru taşımaya uygun olacak şekilde dizayn edilmiştir. Bu yüzden konu ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda el aletleriyle kıyaslanan döner aletler apikalden daha az debris taşırmışlardır (Kuštarcı ve ark., 2008; De-Deus ve ark., 2010; Beeson ve ark., 1998; Reddy ve Hicks, 1998; Ferraz ve ark., 2001). Bu nedenle çalışmamızda el aletleri kullanılmamış olup güncel Ni-Ti döner enstrümanlar tercih edilmiştir.

Yapılan birçok apikal ekstrüzyon çalışmalarında birbirinden farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu durum seçilen metoda, çalışma yapılan dişin özelliklerine, seçilen eğe sisteminin kinematik farklılığına, kesitsel ve metalürjik özelliklerine ve eğe sayısına bağlı olarak değişebilmektedir (De-Deus ve ark., 2015; Silva ve ark., 2016).

Literatürde birçok Ni-Ti döner alet sistemleriyle yapılmış apikalden taşan debris miktarı ile ilgili çalışma bulunmaktadır. Kanal şekillendirilmesinde kullanılan tüm eğe sistemlerinin ve preparasyon tekniklerinin periapikal dokulara debris taşıdığı aşikârdır. Yapılan birçok çalışmada hiçbir yöntemin debris ekstrüzyonunu tamamen engellemediğini göstermiştir (Reddy ve Hicks 1998; Mangalam ve ark., 2002; Tanalp ve ark., 2006; Kustarci ve ark. 2008; Logani ve Shah 2008; Elmsallati ve ark., 2009; De-Deus ve ark., 2010; Nayak ve ark., 2014).

Üretilen yeni Ni-Ti eğe sistemlerinin endodontik kullanımı yaygınlaştıkça apikal taşkınlık çalışmaları da bu aletler üzerine odaklanmıştır. Klinik şartlarda apikalden debris taşması hâlinde akut alevlenme (flare-up) oluşma potansiyeli artacağından güncel sistemler ve geliştirilmiş düzeneklerle yapılan çalışmalar büyük yarar sağlayacaktır.

Çalışmaların bazılarında bizim de kullandığımız eğelere benzer sistemler kullanılmıştır. Ancak ProTaper Universal, ProTaper Gold, One Shape ve One Curve eğelerinin hepsinin dâhil olduğu bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürdeki bu bilgiler ışığında farklı eğe sayısı, tasarım ve çalışma prensipleri olan, değişik üretim süreçlerine tabi tutulmuş 4 farklı Ni-Ti döner alet sistemi araştırmamızda karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız ProTaper Universal eğe sistemi, apikalden taşan debris One Shape, One Curve ve ProTaper Gold eğe sistemlerine göre daha fazla taşıdığı görülmüştür. Ancak çıkan debris miktarı sadece ProTaper Gold eğe sistemi ile istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

ProTaper Universal eğe sisteminin, kesitsel olarak radyal alanı bulunmadığı ve bu alan bulunmadığı için daha fazla kesme hareketine sahip olduğu bildirilmiştir (Hargraves ve Cohen, 2013). ProTaper Universal eğe sisteminin fazla kesme etkinliğinin bulunmasının, geleneksel Ni-Ti alaşım telinden üretilmiş olmasına, üçgensel enine kesitine, keskin olmayan uç yapısına ve çoklu taper açısına sahip olmasına bağlanmıştır (Koçak ve ark., 2015; West, 2015). Ayrıca eğe sistemlerinde

radyal alanın bulunması debrisin bu alanda birikmesine, sonrasında bu alandan koronal bölgeye iletilmesine neden olmaktadır. Debris miktarının radyal alanda birikimini azaltmak için her ege değişimi sonrasında operatörün egeyi spançla silmesi önerilir.

Bizim de çalışmamızda bulduğumuz sonuçlara göre ProTaper Universal ege sisteminin daha fazla debris çıkarmasının sebebi olarak egenin radyal alanının bulunmaması, geleneksel Ni-Ti alaşım telinden üretilmesi ve keskinliğinin fazla olması nedenleriyle ilişkili olabileceği düşünülmüştür.

Koçak ve ark. (2015)'nin çalışmalarında ProTaper Universal ve ProTaper Next incelenmiş olup, ProTaper Universal' in anlamlı derecede daha çok apikal debris taşkınlığına neden olduğu bulunmuştur. Benzer olarak Kustarci ve ark. (2008), Tasdemir ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada ProTaper Universal ege sisteminin anlamlı olarak daha çok debris taşkınlığına sebep olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçları bizim çalışmamıza benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda ProTaper Gold ege sistemi diğer ege sistemlerine göre en az debris taşıran sistem olmuştur. PTG ege sistemi Gold Wire teknolojisi ile üretilmiştir Ayrıca bu sistem dış bükey üçgen kesiti sayesinde ege bıçağı ile dentin arasındaki dönme sürtünmesini azaltırken kesme işlemini geliştirir. Bu yeni Gold Wire teknolojisi ile üretilen egelelerin imalat sonrası özel bir ısıl işleminden geçirilerek daha esnek ve kırılmaya daha dirençli hale getirildiği belirtilmiştir (Ruddle ve ark 2014, ProTaper Gold Brochure 2014).

Ayrıca bu esneklik dentin duvarlarına daha az temas ederek diğer gruplara göre daha az debris ekstrüzyonuna neden olabileceğini savunmuşlardır (Gao ve ark., 2012; Ye ve ark., 2012). ProTaper Gold' un özellikle sürtünmeyi azaltıcı mekanik tasarımı sayesinde debrisin yukarı yönde çıkmasına neden olabilecek dentin duvarı ile arasındaki boşlukların oluşması sayesinde daha az debris taşırmış olabileceği düşünülmüştür.

Karataş ve ark. (2016), yapmış oldukları çalışmada alt çene premolar dişler kullanılarak ProTaper Gold, Wave One Gold, ProTaper Universal ve Wave One eğe sistemleri apikal ekstrüzyon açısından değerlendirildiği çalışmada, ProTaper Universal anlamlı olarak en çok apikal debris taşkınlığı ile ilişkili sistem bulunmuştur. Bizim sonuçlarımıza benzer olarak, ProTaper Gold sistemi ile ProTaper Universal arasında anlamlı olarak ProTaper Gold eğe sisteminin daha az debris taşıdığı bildirilmiştir. Yine benzer olarak Çakıcı ve ark. (2016), yapmış oldukları çalışmada alt mandibular molar dişlerin mezial kanalları kullanılarak ProTaper Gold, ProTaper Next, ProTaper Universal ve Resiproc eğelerinin apikal ekstrüzyon miktarlarının değerlendirildiği bir çalışmada, tüm sistemler kanal preparasyonu sırasında apikal debris ekstrüzyona neden olmuştur. Bununla birlikte ProTaper Gold, ProTaper Next ve RECIPROC sistemleri, ProTaper Universal sisteminden önemli ölçüde daha az debris ekstrüzyonuna yol açmıştır.

Çalışmamızda geleneksel Nİ-Tİ alaşımlardan üretilen ProTaper Universal ve One Shape arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamasına rağmen One Shape rakamsal olarak daha başarılı bulunmuştur.

Küçükylmaz ve ark. (2015)'nin yapmış oldukları çalışmada ProTaper Universal, One Shape ve Resiprokal sisteminin apikalden taşıdıkları debris miktarını karşılaştırmışlardır. PTU ve OS arasında taşıdıkları debris miktarı açısından anlamlı bir fark görülmezken, bu sistemlerin Resiproc sistemine göre daha fazla debris çıkardıkları görülmüştür. Bu çalışmada çıkan sonuçlara göre çalışma zamanı olarak Resiproc sistemin daha kısa sürede tamamlamış olmasına ve kesitsel tasarımlarından kaynaklandığını öne sürmüşlerdir. Başka bir çalışmada ise Mittal ve ark. (2015)'nin One Shape ve ProTaper Universal eğelerinin apikal ekstrüzyon miktarlarını incelediği çalışmada ProTaper Universal eğelerinin One Shape eğelerine göre daha fazla bakteriyel ekstrüzyona neden olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamıza benzerlik göstermektedir.

Isıl işlem görmüş teknolojiyle geliştirilen ProTaper Gold ve One Curve eğe sistemleri eski geleneksel Nİ-Tİ alaşıma sahip olan ProTaper Universal ve One

Shape eğe sistemlerine kıyasla rakamsal olarak daha az debris taşırırıştır. Yeni geliştirilen teknolojiler sayesinde eğelerde, gelişmiş esneklik ve kanallara daha kolay erişim sunan ısıl işlem teknolojisi kullanılmıştır bu özellik, aletin metalürjik özelliğini ön plana çıkarmasını sağlayarak daha az debrisye neden olmuş olabilir.

One Shape döner eğe sistemi Mikro Mega firması tarafından üretilen saat yönünde devamlı rotasyon yapan sistemler arasında tek eğe kullanan sistemdir.

Koronal kısmının çapraz kesitinde Resiproc eğelere benzer şekilde “S” şekilli iki kesici kenar bulunur. Bu dizaynı sayesinde vidalama hareketi yapmayarak debrisin koronale doğru atıldığı idda edilmektedir. (Bürklein ve ark., 2011; Haapasalo ve Shen, 2013; Dagna ve ark., 2014). One curve ise aynı firmanın çıkarttığı bir eğe sistemi olup dizaynlarının benzer olduğu bilinmektedir. One Curve eğe sistemi C-Wire teknolojisiyle üretilmiş olup, One Shape eğesine kıyasla mekanik özelliklerini geliştirme potansiyeline sahip olduğunu göstermiştir. One Shape cihazları geleneksel östenit 55-Ni-Ti’den yapılırken One Curve, varsayılan bir kontrol bellekli Ni-Ti alaşımından yapılır. Son derece esnek ve döngüsel yorgunluğa dirençli hâle gelen termomekanik bir işlemle üretilmiştir (Ninan ve ark., 2013; Shen ve ark., 2013).

One Shape ve One Curve eğeleri arasında anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen rakamsal olarak bir miktar One Shape eğesinin daha fazla debris ekstrüzyonuna sebep olması One Curve tek eğe sistemin, gelişmiş esneklik ve kanallara daha kolay erişim sunan C-Wire ısıl işlem teknolojisi kullanılarak üretilmiş olması, kullanılan aletin metalürjik özelliğinden kaynaklanmış olabileceğini düşündürmektedir.

Yaptığımız literatür taramasında One Shape ve One Curve tek eğe sistemlerinin debris miktarı yönünden kıyaslayan bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenlerden dolayı diğer literatürlerle çalışmamızın sonuçları kıyaslanamamaktadır.

Elde ettiğimiz verilere göre Döner tek eğeli sistemler ile çok eğeli sistemler kendi aralarında ProTaper Universal ve ProTaper Gold, One Shape ve One Curve grupları karşılaştırılmıştır. Tüm eğe sistemlerinin tek bir çatı altında karşılaştırılması eğe sistemlerinin mekaniklerinin kinematiklerinin ve dizaynlarının farklı parametrelere sahip olmasından dolayı standartize edilememektedir.

Çalışmalar arasında elde edilen farklılıklar; farklı çalışma protokollerinden, aletlerin farklı hazırlama tekniklerinden, çalışma yapılan dişlerin uzunluğundaki varyasyonlardan, seçilen eğe sisteminin kinematik özelliklerinden, kesitsel ve metalürjik özelliklerine ve eğe sayısına bağlı değişebilmektedir (De-Deus ve ark., 2015; Silva ve ark., 2016). Bu nedenle araştırmacılar apikal debris ekstrüzyonunu azaltmak için tüm ilgili faktörlerin dikkate alınması kanısına varmışlardır.

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda ProTaper Universal, ProTaper Gold, One Shape ve One Curve şekillendirme sistemleri kullanılarak apikalden taşan debris miktarları açısından döner aletleri kıyaslanmıştır. Elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmıştır:

1. Çalışmamızda kullanılan tekli ve çoklu eğe sistemlerin hepsinde kinematik, tasarım ve metalürjik farklılıklara rağmen apikalden debris taşıdığı görülmüştür.
2. Şekillendirme sistemlerine göre taşan debris miktarı açısından gruplar arasında yapılan değerlendirmede debris çıkışının en az olduğu grup ProTaper Gold, en fazla olduğu grup ProTaper Universal 'dir.
3. Şekillendirme sistemlerine göre taşan debris miktarı bakımından gruplar arası ikili karşılaştırma sonuçlarına göre;
  - ProTaper Universal ve One Shape grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır.
  - ProTaper Gold ve One Curve grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.
  - One Shape ve One Curve grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır.
  - ProTaper Universal ve ProTaper Gold grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. ProTaper Gold uygulanan grupta, ProTaper Universal grubuna göre anlamlı derecede daha az debris taşıdığı izlenmiştir.
4. Isıl işlem gören eğelerle yapılan şekillendirmeler ısı işlem görmeyen eğeler ile yapılan şekillendirmelere kıyasla daha az debris çıkışı görülmüştür.
5. Benzer alet metalürjisine sahip tek eğe ve çok eğe sistemleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.
6. Taşan debris miktarını hesaplamak amacıyla kurulan düzeneklerin hiçbirinde periapikal basınç taklidi ve ortam koşulları standartizasyonunu

sağlamak mümkün değildir. Ancak sistemler eşit şartlarda kıyaslandığı için elde edilen sonuçların klinisyenler açısından yararlı olacağını düşünmekteyiz.



## ÖZET

### Farklı Fazlarda ve Sistemlerde Üretilen Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Apikalden Taşan Debris Miktarı Yönünden Karşılaştırılması

Çalışmamızın amacı alt çene santral dişlerinde ProTaper Universal, ProTaper Gold, One Shape ve One Curve kullanılarak yapılan preparasyon sonrasında apikalden taşan debris miktarının değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda 60 adet ortodontik ve periodontal nedenlerle yeni çekilmiş mandibular santral insan dişleri kullanılmıştır. Dişler, uygulanacak kök kanal preparasyon yöntemlerine göre her bir grupta 15 diş olacak şekilde 4 gruba ayrılmıştır. Giriş kavitelerinin açılmasından sonra bir ISO 15 no.lu K tipi eğe kök ucunda görününceye kadar kanal içinde ilerletilmiştir. Eğenin apekte görüldüğü andaki boyundan 1 mm kısa olarak çalışma boyu belirlenmiştir. Taşan debris miktarını incelemek için özel olarak hazırlanan eppendorf tüplere dişler yerleştirilerek preparasyon yapılmıştır. Grup 1’de ProTaper Universal, grup 2’de ProTaper Gold, grup 3’te One Shape grup 4’te ise One Curve rotary eğe sistemleri kullanılarak preparasyonlar tamamlanmıştır. Kuru debris ağırlığının tespiti amacıyla tüplerin her biri  $10^{-5}$ ’e duyarlı hassas terazi ile ölçülmüştür. Apikalden taşan debris miktarlarının incelenmesinde elde edilen veriler IBM SPSS 20.0 paket programı kullanılarak değerlendirilmiştir.

Ölçüm sonuçları arasındaki farklılıklar test edilirken Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testi, hangi grupların birbirinden farklı olduğunu tespit etmek amacıyla Mann Whitney U testi kullanılmış ve p değerinin 0,05’ten küçük olduğu değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Bulgularımızın sonuçlarına göre apikalden taşan debris miktarı en fazla ProTaper Universal grubunda en az ise ProTaper Gold grubunda görülmüştür. One Curve grubu One Shape grubuna göre daha az debris taşımıştır fakat aralarında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ( $p=0,983$ ).

**Anahtar Sözcükler:** Apikal Ekstrüzyon, Debris, Döner Ni-Ti Alet, Kök Kanal Preparasyonu.

## SUMMARY

### **Comparison Of Ni-Ti Rotary File Systems Produced In Different Phases And Systems In Terms Of The Amount Of Debris Extruded From The Apical**

The purpose of our study is the evaluation of apically extruded debris after using ProTaper Universal, ProTaper Gold, One Shape and One Curve at mandibular santral teeth.

In our study we use 60 human mandibular santral teeth that pullout with periodontal and orthodontic reasons. Teeth are seperated into 4 group with 15 teeth as preparation system. After the initial cavity has opened an K file apply throught the canal until the file can be seen at the tip of the root. The working lenght has determine 1 mm shorter than that. The teeth are places into special eppendrof tube to examine the extruded debris after the preperation. The preperation has accomplished with ProTaper Universal in group 1, ProTaper Gold in group 2, One Shape in group 3 and One Curve in group 4. To determine the dry debris weight evert vial we use precision balance with the  $10^{-5}$  sensitivity. IBM SPSS 20.0 has been used for statistical evaluation of apically extruded debris.

Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk test has been used to test difference of results. To determine which group is differ than the other groups Mann Whitney U test has been used and  $p < 0,05$  has specify for the statically signficaant.

The result of our study larger amount of apically extruded debris has evaluated at ProTaper Universal group and than ProTaper Gold group. There is no significant difference between One Curve and One Shape groups but these two group has less extruded debris. ( $p=0,983$ ).

**Keywords:** Apically extrusion, Debris, Ni-Ti rotary instrument, Root canal preparation.

## KAYNAKÇA

- ALAÇAM A, (2012) Endodonti. 2. Basım, Özyurt Matbaacılık, Ankara. 358-461.
- AL-OMARI MAO, DUMMER PMH (1995). Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. *J Endod*, **21(4)**: 154-158.
- ALONSO-EZPELETA L. O., GASCO-GARCIA C., CASTELLANOS-COSANO L., MARTÍN-GONZALEZ J., LOPEZ-FRÍAS F. J. VE SEGURA-EGEA J. J (2012). Postoperative pain after one-visit root-canal treatment on teeth with vital pulps: comparison of three different obturation techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **17 (4)**: e721-727.
- ALTUNDASAR E, NAGAS E, UYANIK O, SERPER A (2011). Debris and irrigant extrusion potential of 2 rotary systems and irrigation needles *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Oct, **112(4)**: 31–5.
- ANDREASEN GF, MORROW RE (1978). Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod*, **73(2)**:142-151.
- ATTAL N. VE BOUHASSIRA D (1999). Mechanisms of pain in peripheral neuropathy. *Acta Neurologica Scandinavica*, **100 (173)**: 12-24.
- AZAR GHESHLAGHI N, EBRAHIMI G (2015). Apically-Extruded Debris Using The ProTaper System. *Aust Endod J*, **31(1)**:21–3.
- BAUGH D, WALLACE J (2005). The role of apical instrumentation in root canal treatment: a review of the literature. *J Endod*, **31(5)**:333–340.
- BEESON TJ, HARTWELL GR, THORNTON JD, GUNSOLLEY JC (1998). Comparison of debris extruded apically in straight sanals: Conventional filing Versus Profile .04 Taper Series 29. *Endod J*, **24(1)**: 18-22.
- BERGMANS L, VAN CLEYNENBREUGEL J, WEVERS M, LAMBRECHTS P (2001). Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent*, **14(5)**: 324-33.
- BERMAN L. H. (1985). Dentinal sensation and hypersensitivity. A review of mechanisms and treatment alternatives. *J Periodontol*, **56(4)**: 216-222.
- BERNAL L.I.B (2004) Cyclic Behavior of Superelastic Nickel-Titanium and nickel titanium-chromium shape memory alloys, *Georgia Institute of Technology, Master Thesis*, 142p,

- BIDAR M, RASTEGAR AF, GHAZIANI P, NAMAZIKHAH MS (2004). Evaluation of apically extruded debris in conventional and rotary instrumentation techniques. *J Calif Dent Assoc*, **32(9)**: 665-71.
- BISHOP K, DUMMER P (1997). A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals. *International Endodontic Journal*, **30(1)**: 25-34.
- BORGES ÁH, PEREIRA TM, PORTO AN, DE ARAÚJO ESTRELA CR, PEDRO FLM, ARANHA AMF, ET AL (2016). The influence of cervical preflaring on the amount of apically extruded debris after root canal preparation using different instrumentation systems. *J Endod*, **42(3)**: 465-9.
- BOUSIOUKIS C, LAMBRIANIDIS T, KASTRINAKIS E (2009). Irrigant flow within a prepared root canal using various flow rates: a Computational Fluid Dynamics study. *Int Endod J*, **42(3)**: 144-55.
- BRÄNNSTRÖM M. VE ASTRÖM A (1972). The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. *Int Dent J*, **22(2)**: 219-25.
- BRANTLEY WA (2008). Endodontics Instruments And Armamentarium B. Introduction Of Nickel-Titanium Alloy To Endodontics: Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. Editors. Ingle's Endodontics 6 Ed., Hamilton, *BC Decker Inc*, **26(4)**: 800-12
- BRYANT ST, DUMMER PM, PITONI C, BOURBA M, MOGHAL S (1999). Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J*, **32(3)**: 155-64.
- BUEHLER WJ, GILFRICH JV, WILEY RC (1963). Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *J Appl Phys*, **34(5)**: 1475-77.
- BURKLEIN S, BENTEN S, SCHÄFER E (2014) Quantitative evaluation of apically extruded debris with different single-file systems: Reciproc, F360 and OneShape versus Mtwo. *Int Endod J*, **47(5)**: 405-409.
- BURKLEIN S, SCHÄFER E (2012). Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod*, **38(6)**: 850-852.
- BURKLEIN S., HILLER C., HUDA M. VE SHÄFER E (2011). Shaping ability and cleaning effectiveness of Mtwo versus coated and uncoated EasyShape instruments in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, **44 (5)**: 447-457.
- BUURKLEIN S, BENTEN S, SCHÄFER E (2013) Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, **46(6)**: 590-7.

- BYSTROM A, CLAEISSON R, SUNDQVIST G (1985). The antibacterial effect of camphorated paramonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of infected root canals. *Endod Dent Traumatol*, **1(5)**: 170-5.
- BYSTROM A, SUNDQVIST G (1981). Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J Dent Res*, **89(4)**: 321-8.
- CAKICI F, CAKICI EB, KUCUKEKENCİ FF, UYGUN AD, ARSLAN H (2016). Apically Extruded Debris During Root Canal Preparation Using ProTaper Gold, ProTaper Universal, Protaper Next, And Reciproc Instruments. *Int J Artif Organs*, **39(3)**: 128–131.
- CAVIEDES-BUCHELI J, CASTELLANOS F, VASQUEZ N, ULATE E, MUNOZ H (2016). The influence of two reciprocating single-file and two rotary-file systems on the apical extrusion of debris and its biological relationship with symptomatic apical periodontitis. A systematic review and meta-analysis. *International Endodontic Journal*, **49(3)**: 255-70.
- CIVJAN S, HUGET EF, DESIMON LB (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res*, **54(1)**: 89-96.
- CLAUDER T, BAUMANN MA (2004). ProTaper NT system. *Dent Clin North Am*, **48(3)**: 87-111.
- DAGNA A, RENATA CA, VISAI L, SELAN L, COLOMBO M, BIANCHI S, POGGIO C (2012). Antibacterial efficiency of conventional and single-use Ni-Ti endodontic instruments: an in vitro microbiological evaluation. *The International journal of artificial organs*. **10(4)**: 362-68
- DALTON BC, ØRSTAVIK D, PHILLIPS C, PETTIETTE M, TROPE M (1998). Bacterial Reduction With Nickel Titanium Rotary Instrumentation. *J Endod*, **24(3)**: 763-7.
- DANIEL J. FERNANDES, RAFAEL V. PERES, ALVARO M. MENDES, AND CARLOS N. ELIAS (2011). Understanding the shape-memory alloys used in orthodontics, *International scholarly research network*, **16(4)**: 572-6,
- DE-DEUS G ET AL (2010). Assessment of apically extruded debris produced by the single-file ProTaper F2 technique under reciprocating movement, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **1(10)**: 390-394.
- DE-DEUS G, SILVA EJNL, VIEIRA VTL, BELLADONNA FG, ELIAS CN, PLOTINO G, ET AL (2017). Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *J Endod*. **43(3)**: 462–6.
- DELAEY L, KRISHNAN R, TAS H, WARLIMONT H (1974). Thermoelasticity, pseudoelasticity and the memory effects associated with martensitic transformations. *J Mater Sci*, **9(9)**: 1521-1535.

- DHINGRA A, RUHAL N, MIGLANI A (2015). Evaluation of single file systems Reciproc, Oneshape, and WaveOne using cone beam computed tomography—an in vitro study. *J Clin Diagn Res*, **9(4)**: 30-34.
- DILIBAL S. Nikel-Titanyum Şekil Bellekli Alaşım Üretimi ve Şekil Bellek Eğitimi (2005), Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 115 sayfa, İstanbul.
- DUMMER PM, MCGINN JH, REES DG (1984). The position and topography of the apical canal construction and apical foramen, *Int Endod J*, **17(1)**: 92-8.
- EHSANI M, FARHANG R, HARANDI A, TAVANAFAR S, RAOOF M, GALLEDAR S (2016). Comparison of Apical Extrusion of Debris by Using Single-File, Full-Sequence Rotary and Reciprocating Systems. *J Dent*, **13(6)**: 394-9.
- ELMSALLATI EA, WADACHI R, SUDA H (2009). Extrusion of debris after use of rotary nickel-titanium files with different pitch: A pilot study. *Aust Endod J*, **35(4)**: 65-69.
- ELNAGHY AM, ELSAKA SE (2015). Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, **49(11)**: 1073-1078.
- ERCAN E., KAYA, S. (2005). Tek ve iki seansta yapılan kanal tedavilerinde postoperatif ağrının değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Der*, **2(4)**: 89-93.
- ERTAN T., SAHINKESEN, G., TUNCA, Y.M (2010). Kök kanal tedavisi sonunda duyulan ağrının değerlendirilmesi. *Ağrı*, **22(4)**: 159-164.
- FAIRBOURN DR, MCWALTER GM, MONTGOMERY S (1987). The effect of four preparation techniques on the amount of apically extruded debris. *J Endod*. **13(3)**: 102-8.
- FERRAZ CCR, GOMES N V., GOMES BPFA, ZAIA AA, TEIXEIRA FB, SOUZA-FILHO FJ (2001). Apical extrusion of debris and irrigants using two hand and three engine-driven instrumentation techniques. *Int Endod J*. **34(5)**: 354-358.
- GAGLIARDI J, VERSIANI MA, DE SOUSA-NETO MD, PLAZAS-GARZON A, BASRANI B (2015). Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in curved canals. *J Endod*, **41(10)**: 1718-1724.
- GAMBARINI G, GEROSA R, DE LUCA M, GARALA M, TESTARELLIL (2008). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* **105(6)**: 798-800,
- GAO Y, GUTMANN JL, WILKINSON K, MAXWELL R, AMMON D (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of Pro- File Vortex rotary instruments. *J Endod*, **38(3)**: 398-401.

- GAVINI G, CALDEIRA CL, AKISUE E, CANDEIRO GT, KAWAKAMI DA (2012). Resistance To Flexural Fatigue Of Reciproc R25 Files Under Continuous Rotation And Reciprocating Movement. *J Endod*, **38(3)**: 684-687.
- GERGI R, OSTA N, BOURBOUZE G, ZGHEIB C, ARBAB-CHIRANI R, NAAMAN A (2015). Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J*, **48(2)**: 162-170.
- GLENNON J. P., NG Y. L., SETCHELL D. J. VE GULABIVALA K (2004). Prevalence of and factors affecting postpreparation pain in patients undergoing two-visit root canal treatment. *Int Endod J*, **37 (1)**: 29-37
- GS. SEM (2005). Observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod*, **31(2)**: 40–3.
- GUNEŞ B, YETER KY (2020). The effect of cervical preflaring on the apical debris extrusion of single or multiple rotary Ni-Ti files. *Niger J Clin Pract*, **23(5)**: 10-4.
- GUNEŞ B, YETER KY (2018). Effects of Different Glide Path Files on Apical Debris Extrusion in Curved Root Canals. *J Endod*, **44(7)**: 1191–4.
- GYSI A. (1900). An attempt to explain the sensitiveness of dentine. *Brit J Dental Sci*, **43(4)**: 865-868.
- HAAPASALO M, ENDAL U, ZANDI H, COIL JM (2005). Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics* **10(4)**: 77-102.
- HAAPASALO M, SHEN Y (2013). Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics* **29(5)**: 3-17.
- HACHMEISTER DR, SCHINDLER WG, WALKER WA, 3RD, THOMAS DD (2002). The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod*, **28(3)**: 86-90.
- HASHEM AAR, GHONEIM AG, LUTFY RA, FODA MY, OMAR GAF (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod*, **38(7)**: 996-1000.
- HERTEL S. A. (1995). [Do neonates and small infants feel pain]. *Nord Med*, **110 (11)**: 273-274.
- HIEAWY A, HAAPASALO M, ZHOU H, WANG Z-J, SHEN Y (2015). Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of Endodontics*, **41(7)**: 1134-8.

- HINRICHS RE, WALKER WA, SCHINDLER WG (1998). A comparison of amounts of apically extruded debris using handpiece-driven nickel-titanium instrument systems. *Journal of Endodontics*, **24(2)**: 102-6.
- HOU X, YAHATA Y, HAYASHI Y, EBİHARA A, HANAWA T, SUDA H (2011). Phase transformation behaviour and bendine property of twisted nickel–titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, **44(3)**: 253-8.
- HSIEH Y. D., GAU C. H., KUNG WU S. F., SHEN E. C., HSU P. W. VE FU E (2007). Dynamic recording of irrigating fluid distribution in root canals using thermal image analysis. *Int Endod J*, **40 (1)**: 11-17.
- HULSMANN M, PETERS OA, DUMMER PMH (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top*, **10(1)**: 30–76.
- IMURA N, ZUOLO M (1995). Factors associated with endodontic flare-ups: a prospective study. *International Endodontic Journal*, **28(5)**: 261-5.
- IQBAL M, KURTZ E, KOHLI M (2009). Incidence and factors related to flare-ups in a graduate endodontic programme. *Int Endod J*. **42(2)**: 99-104.
- KARATAS E, ARSLAN H, KIRICI D, ALSANCAK M, CAPAR I (2016). Quantitative evaluation of apically extruded debris with Twisted File Adaptive instruments in straight root canals: reciprocation with different angles, adaptive motion and continuous rotation. *Int Endod J*, **49(4)**: 382–5.
- KARATASS E, ERSOY II, GUNDUZ HA, UYGUN AD, KOL E, CAKICI F (2016). Inflence of instruments used in root canal preparation on amount of apically extruded debris. *Artif Organs*. **40(8)**: 774–777.
- KECECI D, ÇELİK D (2004), Endodontide Akut Alevlenmeler (Flare-up). *Acta Odontol Turc*, **21(1)**: 61-7.
- KENNETH FL (2001). Endodontic instruments for root canal therapy. *Clin Tech Small Anim Pract*. **16(4)**: 139–50.
- KIRCHHOFF AL, FARINIUK LF, MELLO I (2015), Apical extrusion of debris in flat-oval root canals after using different instrumentation systems. *J Endod*, **41(2)**: 237–41.
- KOCAK M, CICEK E, KOCAK S, SAGLAM B, FURUNCUOGLU F (2016), Comparison of ProTaper Next and HyFlex instruments on apical debris extrusion in curved canals. *Int Endod J*, **49(10)**: 996-1000.
- KOCAK MM, CICEK E, KOCAK S, SAGLAM BC, YILMAZ N (2015). Apical Extrusion Of Debris Using ProTaper Universal And Protaper Next Rotary Systems. *International Endodontic Journal*, **48(4)**: 283–286.

- KUÇUKYILMAZ E, SAVAŞ S, SAYGILI G, UYSAL B (2015). Assessment of apically extruded debris and irrigant produced by different nickel-titanium instrument systems. *Brazilian Oral Research*, **29(1)**: 1-6.
- KUHN G, TAVERNIER B, JORDAN L (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*. **27(8)**: 516-520.
- KUSTARCI A, AKDEMİR N, SISO SH, ALTUNBAS D (2008). Apical extrusion of intracanal debris using two engine driven and step-back instrumentation techniques: an in-vitro study. *European Journal of Dentistry* **2(4)**: 233-9.
- LAMBRIANIDIS T, TOSOUNIDOU E, TZOANOPOULOU M (2001). The effect of maintaining apical patency on periapical extrusion. *J Endod*, **27(11)**: 696–698.
- LEONARDI LE, ATLAS DM, RAIDEN G (2007). Apical extrusion of debris by manual and mechanical instrumentation. *Braz Dent J*, **18(5)**: 16-19.
- LIN LM, RICUCCI D, LIN J, ROSENBERG PA (2009). Nonsurgical Root Canal Therapy of Large Cyst-like Inflammatory Periapical Lesions and Inflammatory Apical Cysts. *J Endod*. **35(5)**: 607–15.
- LİU Y, MCCORMICK PG. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi-II. Effect of transformation cycling. *Acta Metall Mater* 7:2407-13, 1994.
- LOGANI A, SHAH N (2008). Apically extruded debris with three contemporary Ni-Ti instrumentation systems: an ex vivo comparative study. *Indian J Dent Res*, **19(3)**: 182-5
- LU Y, WANG R, ZHANG L, LI H, ZHENG Q, ZHOU X, ET AL (2013). Apically extruded debris and irrigant with two N i-T i systems and hand files when removing root fillings: a laboratory study. *Int Endod J*, **46(12)**: 1125–30.
- LYON KF (2001). Endodontic instruments for canal therapy. *Clin Tech Small Anim Pract*, **16(3)**: 139-50.
- M. ALTUNSOY, E. OK, B. G. NUR, A. KALKAN, E. KUÇUKYILMAZ (2015). Farklı Kök Kanal Şekillendirme Tekniklerinin Simüle Açık Apeksli Dişlerden Üçlü Antibiyotik Patını Kaldırmadaki Etkinliklerinin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, **21(2)**: 95-100,
- MACHADO L, SAVI M (2003). Medical applications of shape memory alloys. *Braz J Med Bio Res* **36(6)**: 683-691.
- MADHUSUDHANA K, MATHEW VB, REDDY NM (2010). Apical extrusion of debris and irrigants using hand and three rotary instrumentation systems An in vitro study. *Contemp Clin Dent*, **1(4)**: 234-6.

- MANGALAM S, RAO CV, LAKSHMIN ARAYANAN L (2002). Evaluation of apically extruded debris and irrigant using three instrumentation techniques. *Endodontology*, **14(3)**: 19–23.
- MARCHESAN MA, LLOYD A, CLEMENT DJ, MCFARLAND JD, FRIEDMAN S (2018). Impacts of contracted endodontic cavities on primary root canal curvature parameters in mandibular molars. *J Endod* **44(3)**: 1558-1562.
- MARTIN VE CUNNINGHAM (1982). MARTIN H, Cunningham WT. An evaluation of postoperative pain incidence following endosonic and conventional root canal therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **54(4)**: 74-6.
- MARTINS RC, BAHIA MG, BUONO VT (2010). Geometric and dimensional characteristics of simulated curved canals prepared with proTaper instruments. *J Appl Oral Sci* **18(3)**: 44-9.
- MCKENDRY DJ (1990). Comparison Of Balanced Forces, Endosonic And Step-Back Filling Instrumentation Techniques: Quantification Of Extruded Apical Debris. *J Endod*, **16(2)**: 24- 27.
- MERSKEY H. VE WATSON G. D. (1979). The lateralisation of pain. *Pain*, **7 (3)**: 271-280.
- MIHALCZ, I (2001). Fundamental characteristics and design method for nickel-titanium shape memory alloy, *Periodica polytechnic Ser. Mech. Eng.* **45(1)**: 75-86.
- MITTAL R, SINGLA MG, GARG A, DHAWAN A (2015). A Comparison of Apical Bacterial Extrusion in Manual, ProTaper Rotary, and One Shape Rotary Instrumentation Techniques. *J Endod*, **41(3)**: 2040-4.
- MICRO-MEGA. THE ONE CURVE (MICRO MEGA) BROCHURE (2018). Available at: <http://Micro Mega.com/wp-content/uploads/2018/03/ Brochure-One-Curve-EN-1>.
- MIYAI K, EBIHARA A, HAYASHI Y, SUDA H, YONEYAMA T (2006). Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, **39(2)**: 119-26.
- MORSE DR, KOREN LZ, ESPOSITO JV, GOLDBERG JM, BELOTT RM, SINAI IH (1986). Asymptomatic teeth with necrotic pulps and associated periapical radioluscencies: relationship of flare-ups to endodontic instrumentation, antibiotic usage and stress in three different time periods. *International journal of Psychosomatic Research*, **33(5)**: 82-87.
- MYERS GL, MONTGOMERY S (1991). A comparison of weights of debris extruded apically by conventional filing and canal master techniques. *J Endod*, **7(6)**: 275–9.
- NAYAK G, SINGH I, SHETTY S, DAHIYA S (2014). Evaluation of apical extrusion of debris and irrigant using two new reciprocating and one continuous rotation single file systems. *J Dent*, **11(3)**: 302–9.

- NINAN E, BERZINS DW (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel–titanium rotary instruments. *J Endod*. **39(1)**: 101–4.
- OTSUKA, K., REN, X (2005). Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys, *Progress in materials science*, **50(3)**: 511–678.
- OVE A. PETERS CIP (2011). Cleaning and Shaping of the Root Canal System. In: Cohen's Pathways of the Pulp. Eds: Kenneth M. Hargreaves SC, 10th. St. Louis: *Mosby Inc*, **45(3)**: 316-31.
- OWATZ C. B., KHAN A. A., SCHINDLER W. G., SCHWARTZ S. A., KEISER K. VE HARGREAVES K. M (2007). The incidence of mechanical allodynia in patients with irreversible pulpitis. *J Endod*, **33 (5)**: 552-556.
- PAK JG, WHITE SN (2011). Pain prevalence and severity before, during, and after root canal treatment: a systematic review. *J Endod*. **37(4)**: 429-438.
- PARIROKH M, JALALI S, HAGHDOOST AA, ABBOTT PV (2012). Comparison of the effect of various irrigants on apically extruded debris after root canal preparation. *J Endod*, **38(2)**: 196–9.
- PARK SK, KIM YJ, SHON WJ, YOU SY, MOON YM, KIM HC, LEE W (2014). Clinical efficiency and reusability of the reciprocating nickel–titanium instruments according to the root canal anatomy. *Scanning*, **36(2)**: 246-51.
- PAWAR AM, PAWAR M, KFIR A, THAKUR B, MUTHA P, BANGA KS (2017). Effect of glide path preparation on apical extrusion of debris in root canals instrumented with three single-file systems: An ex vivo comparative study. *J Conserv Dent*, **20(2)**: 110-118.
- PEDULLÀ E, GRANDE NM, PLOTINO G, GAMBARINI G, RAPISARDA E (2013). Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, **39(2)**: 258-261.
- PEREIRA ES, GOMES RO, LEROY AM, SINGH R, PETERS OA, BAHIA MG, BUONO VT (2013). Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dental Materials*, **29(12)**: 318-24.
- PÉREZ-HIGUERAS JJ, ARIAS A, DE LA MACORRA JC, PETERS OA (2014). Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *J Endod*, **40(3)**: 1477-1481.
- PETERS OA. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* **30(4)**: 559–67.
- PLOTINO G, GRANDE NM, BELLIDO MM, TESTARELLI L, GAMBARINI G (2017). Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *Journal of Endodontics*, **43(2)**: 200-2.

- PONGIONE G, POMPA G, MILANA V, DI CARLO S, GIANISIR- ACUSA A, NICOLINI E, DE ANGELIS F (2012). Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol*, **3(5)**: 119-122.
- RAJ P. P (2000). Practical management of pain. St. Louis: Mosby. S:125-128
- RAM Z, (1977). Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, **44(2)**: 306-12.
- REDDY SA, HICKS ML (1998). Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J Endod*, **24(3)**: 180–3.
- ROANE JB, SABALA CL, DUNCANSON JR MG (1985). The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*; **11(4)**: 203-211.
- RUDDLE C. Canal preparation: single-file shaping technique (2012). *Dent Today*, **31(1)**: 124-126.
- RUDDLE CJ, MACHTOU P, WEST JD (2014). Endodontic canal preparation: new innovations in glide path management and shaping canals. *Dent Today*, **33(6)**: 118-23.
- RUDDLE CJ (2001). The ProTaper endodontic system: Geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today*, **20(4)**: 60-7.
- RUDDLE CJ (2005). The ProTaper technique. *Endodontic Topics*, **10(1)**: 187-90.
- RUIZ-HUBARD EE, GUTMANN JL, WAGNER MJ (1987). A quantitative assessment of canal debris forced periapically during root canal instrumentation using two different techniques. *J Endod*, **13(3)**: 554-558.
- SABER S. E., NAGY M. M. VE SCHAFER E (2015). Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, **48 (1)**: 109-114.
- SATHORN C, PARASHOS P, MESSER H (2005). The prevalence of post-operative pain and flare-up in single- and multiple- visit endodontic treatment: A systematic review, *Internayional Endodontic Journal*, **41(3)**: 91-99.
- SATTAPAN B, NERVO GJ, PALAMARA JE, MESSER HH (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, **26(3)**: 161-5.
- SCHILDER H (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*, **18(2)**: 269–96.
- SCHNEIDER SW (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, **32(2)**: 271–5.

- SELTZER S, NAIDORF IJ (1985). Flare-ups in endodontics: I. *Etiological factors. J Endod*, **11(11)**: 472–8.
- SELTZER S, NAIDORF IJ (1985). Flare-ups in endodontics: II. Therapeutic measures. *J Endod* **11(3)**: 559-67.
- SERAFIN M, DE BIASI M, FRANCO V, ANGERAME D (2019). *In vitro* comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape. *Odontology*, **107(4)**: 196-201.
- SHARMA A (2019). Assessment of causes of failures in endodontic therapy A clinical study. *Article O*, **4(1)**: 4–6.
- SHEN Y, GAO Y, QIAN W, RUSE ND, ZHOU X, WU H, ET AL (2010). Three-dimensional numeric simulation of root canal irrigant flow with different irrigation needles. *J Endod*. **36(5)**: 884–9.
- SHEN Y, QIAN W, ABTIN H, GAO Y, HAAPASALO M, 2012. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, **38(3)**: 376-80.
- SHEN Y, ZHOU H-M, ZHENG Y-F, CAMPBELL L, PENG B, HAAPASALO M (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, **37(11)**: 1566-71.
- SHEN Y, ZHOU H-M, ZHENG Y-F, PENG B, HAAPASALO M (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*, **39(2)**: 163-172.
- SILVA EJ, CARAPIÁ MF, LOPES RM, BELLADONNA FG, SENNA PM, SOUZA EM, ET AL (2016). Comparison of apically extruded debris after large apical preparations by full-sequence rotary and single-file reciprocating systems. *Int Endod J*, **49(7)**: 700-5.
- SIQUEIRA J. Microbial causes of endodontic flare-ups (2003). *Int Endod J*, **36(7)**: 453–63.
- SIQUEIRA JR JF, RÔÇAS IN, FAVIERI A, MACHADO AG, GAHYVA SM, OLIVEIRA JCM, ABAD EC (2010). Incidence of postoperative pain after intracanal procedures based on an antimicrobial strategy. *J Endod*, **28(6)**: 457–460.
- STASHENKO P, TELES R, D'SOUZA R (1998). Periapical inflammatory responses and their modulation. *Crit Rev Oral Biol Med*. **9(4)**: 498–521
- STOECKEL D, YU W (1991). Superelastic Ni--Ti Wire. *Wire J Int*, **24(3)**: 45-50.
- SEN O, OZLEK E (2017). Evaluation of the Apically Extruded Debris Associated With the Use of Different Single-File Systems. *Van Tıp Derg*, **24(4)**: 216-220

- TANALP J, GUNGOR T (2014). Apical extrusion of debris: a literature review of an inherent occurrence during root canal treatment. *Int Endod J*, **47(4)**: 211-221
- TANALP J, KAPTAN F, SERT S, KAYAHAN B, BAYIRL G (2006). Quantitative evaluation of the amount of apically extruded debris using 3 different rotary instrumentation systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **101(2)**: 250-7.
- TASDEMİR T, ER K, ÇELİK D, AYDEMİR H (2010). An in vitro comparison of apically extruded debris using three rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Dental Sciences*, **5(3)**: 121-5.
- TAŞDEMİR T, CEYHANLI KT (2006). Üç farklı döner alet tekniğinin apikalden itilen yıkama solüsyonu ve debris yönünden karşılaştırılması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **16(2)**: 33-6.
- THOMPSON SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000;33(4):297-310.
- TINAZ AC, ALACAM T, UZUN O, MADEN M, KAYAOGU G (2005). The effect of disruption of apical constriction on periapical extrusion. *J Endod*, **31(7)**: 533-535.
- TOPCUOGLU HS, AKTI A, TUNCAY O, DİNÇER AN, DUZGUN S, TOPCUOGLU G (2014). Evaluation of debris extruded apically during the removal of root canal filling material using ProTaper, D-RaCe, and R-Endo rotary nickel-titanium retreatment instruments and hand files. *J Endod*, **40(12)**: 2066-9
- TOPCUOGLU HS, DUZGUN S, AKPEK F, TOPCUOGLU G, AKTI A (2016). Influence of a glide path on apical extrusion of debris during canal preparation using single-file systems in curved canals. *Int Endod J*, **49(6)**: 599-603.
- TOPCUOGLU HS, USTUN Y, AKPEK F, AKTI A, TOPCUOGLU G (2016). Effect of coronal flaring on apical extrusion of debris during root canal instrumentation using single-file systems. *Int Endod J*, **49(4)**: 884-889.
- TORABINEJAD M, EBY WC, NAIDORF IJ (1985). Inflammatory And Immunologicalaspects Of The Pathogenesis Of Human Periapical Lesions. *J Endod*, **11(5)**: 479-488.
- TUFENKCI P, YILMAZ K, ADIGUZEL M (2020). Effects of the endodontic access cavity on apical debris extrusion during root canal preparation using different single-file systems. *Restor Dent Endod*, **45(3)**: e33
- UEZU MKN, BRITTO MLB, NABESHIMA CK, PALLOTTA RC. Comparison of debris extruded apically and working time used by ProTaper Universal rotary and ProTaper retreatment system during gutta-percha removal. *J Appl Oral Sci*, **18(4)**: 542-545.

- USLU G, OZYUREK T, YILMAZ K, GUNDOGAR M, PLOTINO G (2018). Apically extruded debris during root canal instrumentation with Reciproc Blue, HyFlex EDM, and XP- endo Shaper nickel-titanium files. *J Endod*, **44(5)**: 856–9.
- UYANIK MO, CEHRELI ZC, MOCAN BO, DAGLI FT (2006). Comparative evaluation of three nickel- titanium instrumentation systems in human teeth using computed tomography. *Journal of Endodontics*, **32(7)**: 668-71.
- UYGUN A, KOL E, TOPCU M, SECKIN F, ERSOY I, TANRIVER M (2016). Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal*, **49(5)**: 494-9.
- UZUNOGLU E, GORDUYSUS M (2013). Apical extrusion of debris and irrigant using novel preparation systems. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, **15(4)**, 423-7.
- VANDE VISSE JE, BRILLIANT JD (1975). Effect of irrigation on the production of extruded material at the root apex during instrumentation. *J Endod*, **1(7)**: 243–6.
- VAUDT J., BITTER K., NEUMANN K. VE KIELBASSA A. M (2009). Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int Endod J*, **42 (1)**: 22-33.
- WALIA H, BRANTLEY WA, GERSTEIN H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, **14(7)**: 346-351.
- WALTON R, FOUAD A (1992). Endodontic interappointment flare-ups: a prospective study of incidence and related factors. *J Endod*, **18(4)**: 172-177.
- WANG FE, PICKART SJ, ALPERIN HA (1972). Mechanism of the TiNi martensitic transformation and the crystal structures of TiNi-II and TiNi-III phases. *J Appl Phys*. **43(3)**: 97-112
- WEBBER J, MACHTOU P, WIHELM PERTOT, KUTTLER S, WEST J (2007). The Wave One single-file reciprocating system. *Int Endod J -African Edition*, **2(1)**: 52-57.
- WEST J (2015). Ni-Ti Goes Gold" Ten Clinical Distinctions". *Dentistry Today*, **34(4)**: 66-71.
- YE J, GAO Y (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*, **38(2)**: 105-7.
- YILMAZ K, OZYUREK T, USLU G (2019). Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of One Curve, Hyflex Edm, Waveone Gold and Reciproc Blue Nickel-Titanium Rotary Files at Intra-Canal Temperature. *Cumhuriyet Dent J*, **22(1)**: 42-47.

YOU S-Y, BAE K-S, BAEK S-H, KUM K-Y, SHON W-J, LEE W (2010). Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion incurred root canals. *J Endod*, **36(12)**: 1991–4.

YOUNG GR, PARASHOS P, MESSER HH (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J*, **52(3)**: 52–63.

ZAN APR, HUBBEZOĞLU I, TANALP J (2017). Evaluation of different instrumentation systems for apical extrusion of debris. *7tepe klinik*, **13(1)**: 7-12

ZEHNDER M (2006). Root canal irrigants. *J Endod*, **32 (5)**: 389-398.

ZHOU H-M, SHEN Y, ZHENG W, LI L, ZHENG Y-F, HAAPASALO M (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod*, **38(11)**: 1535-1540.

## ÖZGEÇMİŞ

### I- Bireysel Bilgiler

Adı : Yasemin  
Soyadı : Haksever  
Doğum yeri ve tarihi : Diyarbakır 07.05.1990  
Uyruğu : T.C.  
Medeni durumu : Bekar  
İletişim adresi ve telefonu : İlkbahar Mah. Galip Erdem Cad.  
Sinpaş Marina Sitesi Kule3/159  
Çankaya/Ankara 05548683636  
Elektronik Posta : ysmn\_hk@hotmail.com

### II- Eğitimi

2017-2020 : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı, ANKARA  
2010-2015 : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,  
ANKARA  
2006-2010 : Özel Amid Lisesi, DİYARBAKIR

### III-Yabancı Dil

İngilizce