

**T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI ULTRASONİK UÇLAR KULLANILARAK  
KIRILMIŞ EĞE PARÇALARINDA İKİNCİL KIRIK  
OLUŞTURMAK İÇİN GEREKEN SÜRELERİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Fatma ATASEVER ÇAKMAK**

**Endodonti Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Dr. Öğr. Üyesi Halit ALADAĞ**

**ERZURUM  
2022**

# İÇİNDEKİLER

|                                                                |            |
|----------------------------------------------------------------|------------|
| <b>İÇİNDEKİLER .....</b>                                       | <b>I</b>   |
| <b>TEŞEKKÜR .....</b>                                          | <b>III</b> |
| <b>ÖZET .....</b>                                              | <b>IV</b>  |
| <b>ABSTRACT.....</b>                                           | <b>V</b>   |
| <b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....</b>                    | <b>VI</b>  |
| <b>ŞEKİLLER DİZİNİ.....</b>                                    | <b>VII</b> |
| <b>TABLolar DİZİNİ .....</b>                                   | <b>IX</b>  |
| <b>1.GİRİŞ .....</b>                                           | <b>10</b>  |
| <b>2.GENEL BİLGİLER.....</b>                                   | <b>12</b>  |
| 2.1.Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Enstrümanlar .....    | 12         |
| 2.1.1.Paslanmaz Çelik Kanal Enstrümanları .....                | 12         |
| 2.1.2 Nikel Titanyum Kanal Enstrümanları.....                  | 13         |
| 2.1.2.1 Nikel Titanyum Enstrümanların Genel Özellikleri.....   | 13         |
| 2.1.2.2 Döner Sistem NiTi Enstrümanlar .....                   | 19         |
| 2.2 NiTi Enstrümanlarda Kırılma .....                          | 25         |
| 2.2.1. NiTi Enstrümanların Kırılma Mekanizmaları.....          | 25         |
| 2.2.2 NiTi Enstrümanlarda Kırılmaya Neden Olan Faktörler ..... | 26         |
| 2.2.3. Kırık Enstrümanın Prognoza Etkisi ve Yaklaşım .....     | 28         |
| 2.2.4. Kırık Enstrüman Çıkarma Teknikleri .....                | 29         |
| 2.2.4.1. Masseran Tekniği.....                                 | 30         |
| 2.2.4.2. Meitrac Enstrüman Sistemi.....                        | 31         |
| 2.2.4.3. Endo Extractor Sistem .....                           | 32         |
| 2.2.4.4. Instrument Removal Sistem (IRS).....                  | 32         |
| 2.2.4.5. Separated Instrument Retrieval (SIR).....             | 33         |

|                                                                                       |           |
|---------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.2.4.6. Ultrasonik Teknik .....                                                      | 33        |
| 2.2.5. Kırık Enstrüman Çıkarırken Oluşan Komplikasyonlar .....                        | 36        |
| 2.2.5.1. Aşırı Dentin Kaybı ve Diş Yapısının Zayıflatılması .....                     | 36        |
| 2.2.5.2. Kök Perforasyonu .....                                                       | 36        |
| 2.2.5.3. Basamak Oluşumu .....                                                        | 36        |
| 2.2.5.4. Kırık Parçanın Apikalden Ekstrüzyonu .....                                   | 36        |
| 2.2.5.5. Kırık Enstrüman Parçasının Tekrardan Kırılması (İkincil Kırık Oluşumu) ..... | 37        |
| <b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>                                                      | <b>39</b> |
| 3.1. Dentin Blokların Hazırlanması .....                                              | 39        |
| 3.2. Kırık Enstrüman Parçalarının Hazırlanması .....                                  | 40        |
| 3.3. Grupların Oluşturulması .....                                                    | 41        |
| 3.4. Çalışma Düzeneklerinin Hazırlanması.....                                         | 44        |
| 3.5. İstatistiksel Analiz.....                                                        | 46        |
| <b>4. BULGULAR.....</b>                                                               | <b>47</b> |
| <b>5. TARTIŞMA.....</b>                                                               | <b>51</b> |
| <b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>                                                      | <b>61</b> |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>                                                                | <b>62</b> |
| <b>EKLER .....</b>                                                                    | <b>76</b> |
| <b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ .....</b>                                                           | <b>76</b> |
| <b>EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU .....</b>                                              | <b>77</b> |

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışma sürem boyunca benden bilgi, tecrübe ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, saygıdeğer danışman hocam; Dr. Öğretim Üyesi Halit ALADAĞ'a

Akademik katkılarıyla bana yol gösteren, her zaman her konuda ilgisini ve desteğini hissettiğim, bilgi ve tecrübesinden faydalandığım Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Ertuğrul KARATAŞ'a

Endodonti eğitimim boyunca öğrendiklerimi borçlu olduğum hocalarım Prof. Dr. Mustafa KÖSEOĞLU'na, Prof. Dr. K. Meltem ÇOLAK'a, Dr. Öğr. Üyesi Aziz Şahin ERDOĞAN'a, Dr. Öğr. Üyesi Meltem SÜMBÜLLÜ'ye

Çalışmamın istatistiksel analizlerinde bana güler yüzüyle yardımcı olan Dr. Öğr. Üyesi Aycan Mutlu YAĞANOĞLU'na

Benim için çok değerli olan, desteklerini her zaman hissettiğim ve yanımda olan, her konuda yardımlarını esirgemeyen Nuray AKBIYIK'a ve Hatice SAĞLAM'a, uzmanlık sürem boyunca birlikte çalıştığım bütün araştırma görevlisi çalışma arkadaşlarıma

Beni büyük bir emek, fedakârlık ve özveriyle yetiştiren, hayatımın her döneminde olduğu gibi uzmanlık eğitim sürecim boyunca tüm zorlukları benimle göğüsleyen, bana destek olan, arkamda oldukları için kendimi güçlü ve sevgi dolu hissettiğim annem Hatice ATASEVER'e, babam Metin ATASEVER'e ve sevgili kardeşim Büşra ATASEVER'e

Uzmanlık sürem ve tez yazım sürecimde en büyük destekçim ve yardımcım olan yol arkadaşım, sevgili eşim Nevzat ÇAKMAK'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### Farklı Ultrasonik Uçlar Kullanılarak Kırılmış Eğe Parçalarında İkincil Kırık Oluşturmak için Gereken Sürelerin Karşılaştırılması

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı E7, E7D, E8, E8D ultrasonik uçlarının, Reciproc R25 ve Reciproc Blue R25 eğelerinde ikincil kırık oluşturma sürelerini belirlemek ve karşılaştırmaktır.

**Materyal ve Metot:** E7, E7D, E8 ve E8D ultrasonik uçları ile 40 adet Reciproc R25 ve 40 adet Reciproc Blue R25 eğesi kullanıldı. Her biri 10 adet eğeden oluşan 8 grup oluşturuldu. Eğeler apikalden 4,5 mm uzunluğunda kesildi ve iki düz dentin bloğu kullanılarak sıkıştırıldı. İkincil kırık oluşturmak için ultrasonik uçlar uygulandı ve süreler kaydedildi. Veriler istatistiksel olarak analiz edildi.

**Bulgular:** Reciproc R25 eğe grubunda E7 ve E8 ultrasonik uçları, E7D ve E8D ultrasonik uçlarından daha kısa sürede ikincil kırık oluşumuna neden olmuştur ( $p<0,05$ ). Reciproc Blue R25 eğe grubunda E7 ve E7D ultrasonik uçları, E8 ve E8D ultrasonik uçlarından daha kısa sürede ikincil kırık oluşumuna neden olmuştur ( $p<0,05$ ). Eğelerden bağımsız olarak E7 ultrasonik ucu, E8D'den daha kısa sürede ikincil kırık oluşturmuştur ( $p<0,05$ ). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. İkincil kırık oluşumu Reciproc R25 eğesinde, Reciproc Blue R25 eğesinden daha uzun sürede gerçekleşti ( $p<0,05$ ).

**Sonuç:** Kullanılan eğeye uygulanan ısı işlem prosedürünün ve ultrasonik ucun özelliklerinin ikincil kırık meydana gelme süreleri üzerinde etkilidir.

**Anahtar Kelimeler:** İkincil kırık, kırık enstrüman, Reciproc, Reciproc Blue, ultrasonik, ultrasonik uç

## ABSTRACT

### Comparison of Time Required to Create Secondary Fracture of Separated File Fragments by Using Different Ultrasonic Tips

**Aim:** The aim of this study was to determine and compare the secondary fracture time of E7, E7D, E8, E8D ultrasonic tips in Reciproc R25 and Reciproc Blue R25 files.

**Material and method:** E7, E7D, E8 and E8D ultrasonic tips and 40 Reciproc R25 and 40 Reciproc Blue R25 files were used. Eight groups, each consisting of 10 files, were formed. The apical 4,5 mm of the instruments was cut and sandwiched between two straight dentin blocks. Ultrasonic tips were applied to create secondary fractures of the fragments and times were recorded. The data were analyzed statistically.

**Results:** In the Reciproc R25 file group, E7 and E8 ultrasonic tips caused secondary fracture formation in a shorter time than E7D and E8D ultrasonic tips ( $p < 0.05$ ). In the Reciproc Blue R25 file group, E7 and E7D ultrasonic tips caused secondary fracture formation in a shorter time than E8 and E8D ultrasonic tips ( $p < 0.05$ ). Regardless of the files, the E7 ultrasonic tip produced a secondary fracture in less time than the E8D ( $p < 0.05$ ). There was no statistically significant difference between the other groups. Secondary fracture formation occurred in the Reciprocal R25 file for a longer time than the Reciprocal Blue R25 file ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** The heat treatment procedure applied to the used file and the characteristics of the ultrasonic tip affect the secondary fracture formation times.

**Key Words:** Secondary fracture, broken file, Reciproc, Reciproc Blue, ultrasonics, ultrasonics tip

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

|             |   |                                              |
|-------------|---|----------------------------------------------|
| <b>Af</b>   | : | Östenit bitiş sıcaklığı                      |
| <b>As</b>   | : | Östenit başlangıç sıcaklığı                  |
| <b>GG</b>   | : | Gates Glidden                                |
| <b>EDM</b>  | : | Elektrik Deşarj İşlemi                       |
| <b>IRS</b>  | : | Instrument Removal Sistem                    |
| <b>Mf</b>   | : | Martensit bitiş sıcaklığı                    |
| <b>Ms</b>   | : | Martensit başlangıç sıcaklığı                |
| <b>MR</b>   | : | Martensitik Reoryantasyon                    |
| <b>NiTi</b> | : | Nikel Titanyum                               |
| <b>SIM</b>  | : | Stresle İndüklenen Matensitik Transformasyon |
| <b>SIR</b>  | : | Seperated Instrument Retrieval               |
| <b>TF</b>   | : | Twisted File                                 |
| <b>TTR</b>  | : | Kritik Dönüşüm Sıcaklığı                     |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

| <u>Şekil No</u>                                                                                                                                   | <u>Sayfa No</u> |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|
| Şekil 2.1. NiTi faz dönüşümü .....                                                                                                                | 14              |
| Şekil 2.2. Martensitik Dönüşüm .....                                                                                                              | 15              |
| Şekil 2.3. NiTi şekil hafızası özelliği .....                                                                                                     | 16              |
| Şekil 2.4. Stres-Gerinim Eğrisi .....                                                                                                             | 17              |
| Şekil 2.5. Şekil hafızası ve Süperelastisite özelliği .....                                                                                       | 18              |
| Şekil 2.6. Masseran Kit.....                                                                                                                      | 31              |
| Şekil 2.7. Meitrac Enstrüman Sistemi .....                                                                                                        | 32              |
| Şekil 2.8. Endo Extractor Sistem.....                                                                                                             | 32              |
| Şekil 3.1. Dentin blokların hazırlanması için kullanılan elmas frez ve mandren .....                                                              | 39              |
| Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan Resiproc R25 eğesi .....                                                                                       | 40              |
| Şekil 3.3. Çalışmamızda kullanılan Resiproc Blue R25 eğesi .....                                                                                  | 40              |
| Şekil 3.4. Çalışmamızda kullanılan E7 Ultrasonik Uç .....                                                                                         | 41              |
| Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan E7D Ultrasonik Uç .....                                                                                        | 42              |
| Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan E8 Ultrasonik Uç .....                                                                                         | 42              |
| Şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan E8D Ultrasonik Uç .....                                                                                        | 43              |
| Şekil 3.8. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik cihaz.....                                                                                          | 43              |
| Şekil 3.9. Çalışma düzeneği .....                                                                                                                 | 45              |
| Şekil 3.10. Çalışmanın düzeneğinin şematik gösterimi.....                                                                                         | 46              |
| Şekil 4.1. Reciproc R25 ve Reciproc Blue R25 Eğelerinde E7D, E7, E8D, E8<br>Ultrasonik Uçlarının İkincil Kırık Oluşturma Sürelerinin Grafiği..... | 48              |
| Şekil 4.2. Ultrasonik Uçların İkincil Kırık Oluşturma Sürelerinin Ortalama±Standart<br>Sapma Değerlerinin Grafiği .....                           | 49              |

Şekil 4.3. Reciproc R25 ve Reciproc Blue R25 Eğre Gruplarında İkincil Kırık Oluşma

Sürelerinin Ortalama±Standart Sapma Değerlerinin Grafiği..... 50



## TABLÖLAR DİZİNİ

| <b><u>Tablo No</u></b>                                                                                                                        | <b><u>Sayfa No</u></b> |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------|
| <b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan ultrasonik uçlar ve özellikleri.....                                                                   | 41                     |
| <b>Tablo 3.2.</b> Çalışmada oluşturulan gruplar .....                                                                                         | 44                     |
| <b>Tablo 4.1.</b> Ultrasonik uçların Reciproc R25 (WDV) eğesinde ikincil kırık oluşturma süreleri.....                                        | 47                     |
| <b>Tablo 4.2.</b> Ultrasonik uçların Reciproc Blue R25 (WDV) eğesinde ikincil kırık oluşturma süreleri.....                                   | 48                     |
| <b>Tablo 4.3.</b> E7, E7D, E8, E8D ultrasonik uçlarına ait ikincil kırık oluşturma sürelerinin ortalama ve standart sapma değerleri.....      | 49                     |
| <b>Tablo 4.4.</b> Reciproc ve Reciproc Blue kanal enstrümanlarında ikincil kırık oluşma sürelerinin ortalama ve standart sapma değerleri..... | 50                     |

## 1.GİRİŞ

Endodontik tedavinin amacı, kök kanal boşluğunun mekanik ve kimyasal olarak temizlenip, şekillendirilmesi sonrası sızdırmaz bir şekilde tamamen doldurulmasıdır.<sup>1</sup> Tedavinin başarısı birçok faktöre bağlı olsa da en önemli aşamalardan biri kanal şekillendirilmesidir.<sup>2</sup> Kanal şekillendirilmesi sırasında çeşitli komplikasyonlar görülebilir ve komplikasyonlardan biri de kanal içerisinde enstrüman kırılmasıdır.<sup>3, 4</sup> Kırık enstrümanlar; karbon veya paslanmaz çelik eğeler, nikel-titanyum (NiTi) döner enstrümanlar, peeso reamerlar, gates-glidden frezler, spreaderlar ve irrigasyon iğneleri vs. olabilir.<sup>4-7</sup>

Nikel Titanyum (NiTi) döner enstrümanlar 1990'lı yıllarda kullanılmaya başlanmış olup günümüzde kök kanal şekillendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>2, 8</sup> NiTi alaşımları ile üretilen, farklı ısı işlemler uygulanmış ve farklı özelliklere sahip, rotasyon veya resiprokasyon hareketi ile çalışabilen çok sayıda farklı döner enstrümantasyon sistemi mevcuttur.<sup>9</sup> NiTi döner enstrümanların kullanılmasıyla kanal şekillendirilmesinin daha hızlı ve daha kolay yapılmasının yanı sıra transportasyon, perforasyon ve basamak oluşumu gibi iatrojenik hatalarda azalmalar olmuştur.<sup>10</sup> Ancak NiTi enstrümanların, kullanımı sırasında herhangi bir fiziksel deformasyon göstermeden aniden kırılmaları hala büyük bir dezavantajdır.<sup>11, 12</sup> NiTi enstrümanların kırılmasında hekimin deneyimi ve becerisi, enstrümanın kullanım tekniği, kullanım sayısı, enstrümanın tasarımı, sterilizasyon döngülerinin sayısı ve kanalın anatomik konfigürasyonu gibi pek çok faktör rol oynamaktadır.<sup>13</sup> Sıklıkla kanalın apikal kısmında meydana gelen kırık, genellikle enstrümanın yanlış veya aşırı kullanımından kaynaklanır.<sup>14-17</sup>

Kırık enstrüman parçası, kök kanal sistemini tıkayarak kanalın temizliği, şekillendirilmesi ve ideal bir şekilde kanal doldurulmasını engeller.<sup>18, 19</sup> Endodontik

tedavinin başarısını artırmak için kırık enstrüman parçasının kanaldan uzaklaştırılması önemlidir.<sup>20</sup> Kök kanal sistemi içerisinde kırılan veya sıkışan materyalleri uzaklaştırmak için çok sayıda yöntem geliştirilmiştir.<sup>21-25</sup> Bir çalışmada kırık enstrüman parçalarının uzaklaştırılmasında en yüksek başarı oranına sahip yöntemin, operasyon mikroskobu altında ultrasonik uçların kullanılmasının olduğunu gösterilmiştir.<sup>26</sup> Bu teknikte ultrasonik uçlar ile kırık parçaya ultrasonik enerji iletilerek, kırık parçanın yerinden serbestleştirilmesi ve kanaldan çıkarılması sağlanır.<sup>26-28</sup>

Kırık enstrüman parçalarının, kök kanalından uzaklaştırılması sırasında basamak oluşumu, aşırı dentin kaybı, kök perforasyonu, kırık parçanın kök dışına itilmesi ve kırık parçanın yeniden kırılması gibi komplikasyonlar oluşabilir.<sup>29-31</sup> Ultrasonik uçların kullanımı sırasında ikincil kırıkların oluşma ihtimali daha fazladır çünkü ultrasonik ucun kırık parçaya teması kaçınılmazdır.<sup>32-34</sup> İkincil kırık sonucunda oluşan daha küçük enstrüman parçalarının uzaklaştırılması daha zordur.<sup>30, 34</sup>

Kırık enstrüman parçalarının kanaldan çıkarılması için günümüze kadar farklı yöntemler denenmiş ve kullanılan yöntemlerin çeşitli dezavantajları nedeniyle ideal bir yöntem belirlenememiştir.

Çalışmamızın amacı farklı enstrüman sistemlerinde, farklı özelliklere sahip ultrasonik uçların ikincil kırık oluşturmaları için gereken süreleri karşılaştırmak ve ultrasonik uçların ikincil kırık oluşumu üzerine olan etkisini değerlendirmektir.

## 2.GENEL BİLGİLER

Uzun yıllardır, endodontik tedavinin başarısı için kanalları şekillendirme, temizleme ve kök kanal sisteminin üç boyutlu olarak doldurulması konusunda evrensel bir görüş vardır.<sup>35</sup>

Kanal preparasyonunun temel amacı, kök kanal sistemini organik artıklardan temizlemek ve tüm kök kanal boşluğunu üç boyutlu ve hermetik bir şekilde doldurabilmek için şekillendirmektir.<sup>36</sup> Kök kanal sisteminin mekanik preparasyonu, irrigasyon ve antibakteriyel ajanların, bakteri ve bakteri ürünlerini ortadan kaldırması için uygun kanal boşluğu yaratır.<sup>37</sup> Kanal preparasyonu, kanalın temizlenmesi ve dolumunu doğrudan etkilemektedir.<sup>38</sup> Bu yüzden kök kanal tedavisinin en önemli basamaklarından biridir.<sup>36, 38</sup>

### 2.1.Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Enstrümanlar

Endodontik tedavide 18. yüzyılın sonlarına kadar ilkel el aletleri , ekskavatörler, bazı demir koterler ve çok az sayıda bulunan ince ve esnek aletler kullanılmaktaydı<sup>39</sup>. Edwin Maynard, 1838 yılında, saat yayını incelterek bir turnerf gibi kullanmayı başarmıştır.<sup>40</sup> Arthur ,1852 yılında küçük eğeler kullanarak kanalları genişletmiştir.<sup>41</sup>

Kanal enstrümanları, 1960 yılına kadar karbon çelikten üretilmiştir.<sup>42</sup> Ancak fiziksel deformasyona uğramadan sterilize edilebilmesi ve daha yüksek korozyon direncine sahip olmaları sebebiyle paslanmaz çelik enstrümanlar, zamanla karbon çelik enstrümanların yerini almıştır.<sup>42, 43</sup>

#### 2.1.1.Paslanmaz Çelik Kanal Enstrümanları

Geleneksel paslanmaz çelikten üretilmiş el aletleri esas olarak reamerlar, K-tipi eğeler ve H-tipi eğeler olmak üzere üç tiptir.<sup>37, 42</sup>

İlk olarak 1915 yılında K tipi eğeler tanıtılmıştır.<sup>37</sup> Enine kesiti kare veya üçgen olan çelik tellerin kendi ekseni etrafında burulmasıyla elde edilen reamerlar ve K-tipi

eğeler, kanal preparasyonunda kullanılan en eski enstrümanlardır.<sup>44</sup> H-tipi eğeler ise silindirik yapıli telin freze edilmesi ile ise H-tipi eğeler elde edilir.

Enstrümanların kesici kenarları ile uzun aksları arasındaki açlı eğelerin çalışma hareketini etkilemektedir. Bu açılar reamerlar için 10°-30°, K-tipi eğeler için 25°-40° ve H-tipi eğeler için ise 60°-65°'dir.<sup>45, 46</sup> Bu yüzden reamerlar ve K-tipi eğeler rotasyon, H-tipi eğeler ise eğeleme hareketi ile kullanılmaktadır.<sup>42</sup>

Geleneksel paslanmaz çelik eğeler ile yapılan enstrümantasyonların, eğimli kanallarda transportasyon gibi problemlere neden olması daha esnek kök kanal eğelerinin üretimini gündeme getirmiştir.<sup>47, 48</sup> Bu amaçla farklı firmalar Flexicut, Flexoreamer, K-Flex eğe ve K-Flexofile gibi eğeleri üretmiştir.<sup>42</sup> Ancak bu eğelerinde istenen sonuçları vermemesi, farklı alaşımların kullanılmasını gereklilik haline getirmiştir.<sup>49, 50</sup>

### **2.1.2 Nikel Titanyum Kanal Enstrümanları**

Nikel Titanyum alaşımı 1963 yılında, Buehler ve arkadaşları tarafından ABD'de 'Naval Ordinance Laboratory (NOL)' merkezinde keşfedilmiştir.<sup>51</sup> Alaşımı oluşturan Nikel ve Titanyum elementlerinin ilk hecesi ve üretildiği merkezin (Naval Ordinance Laboratory (NOL)) kısaltması birleştirilerek 'NİTİNOL' ismi verilmiştir.<sup>52</sup>

İlk olarak 1971 yılında, Andreasen ve Hillman tarafından diş hekimliği alanında, ortodontik tellerin üretiminde kullanılmıştır.<sup>53</sup> Walia ve arkadaşları, 1988 yılında bir ortodontik teli kullanarak elde ettikleri ilk NiTi endodontik enstrümanı tanıtmıştır.<sup>54</sup>

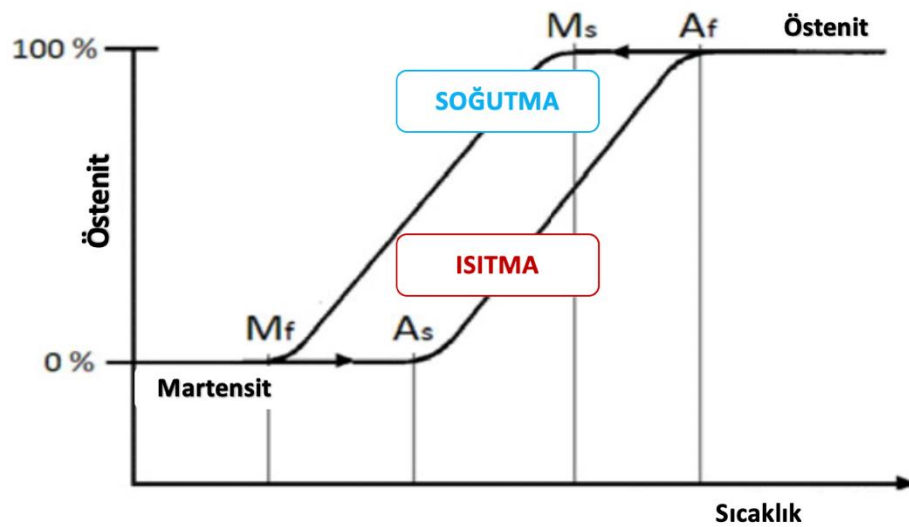
#### **2.1.2.1 Nikel Titanyum Enstrümanların Genel Özellikleri**

Nitinol alaşımı; eşdeğer atom sayısına (1/1) sahiptir ve kütleli olarak %56 Nikel, %44 Titanyum içermektedir.<sup>42, 51</sup>

NiTi alaşımlar östenit, martensit ve R fazı olmak üzere 3 farklı mikroyapısal fazda bulunmaktadır.<sup>55</sup> Bu alaşımlar farklı kristal yapılarda farklı özelliklere sahiptir. Basınç veya sıcaklık uygulandığında, alaşımın mekanik özelliklerinde ve kristal yapısında

değişiklikler meydana gelebilir.<sup>56</sup> Alaşım yüksek sıcaklık derecelerinde ve daha az stress altında, kübik ve kafes şeklindeki kristal yapıda olan östenit fazda bulunurken; düşük sıcaklık derecelerinde ve yüksek stress altında ise monoklinik bir yapıda olan martensit fazdadır.<sup>14, 56-59</sup> Martensit ve östenit faz arasında dar bir sıcaklık aralığında oluşan faz ise R fazdır ve ‘rhombohedral’ bir yapıya sahiptir.<sup>56</sup>

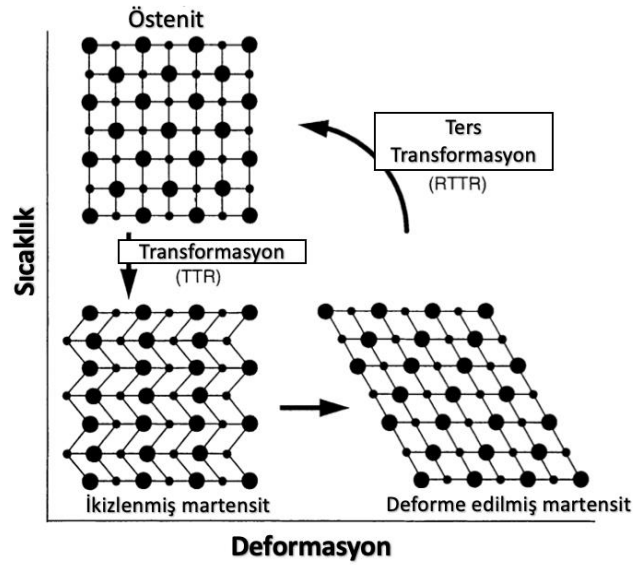
NiTi alaşımların faz bileşimi ve buna bağlı olarak mekanik özellikleri ortam sıcaklığı ve alaşımın ısıtılıp soğutulması ile ilgilidir (Şekil 1.1).<sup>60</sup> Martensit fazdaki NiTi alaşımı ısıtıldığında östenite dönmeye başlar ve bu dönüşümün başladığı sıcaklığa ‘östenit başlangıç sıcaklığı (As)’, dönüşümün tamamlandığı sıcaklığa ise ‘östenit bitiş sıcaklığı (Af)’ denir.<sup>58</sup> Bu durum Af ve üzerindeki sıcaklıklarda alaşımın şekil hafızası dönüşümünün tamamlayacağı ve süperelastisite özelliğini göstereceği anlamına gelmektedir.<sup>58</sup> Süperelastisite bir materyalin akma dayanımının ötesinde deforme olduktan sonra uygulanan kuvvet kaldırıldıktan sonra esas şeklini tekrar kazanma yeteneğidir.<sup>61</sup>



Şekil 2.1. NiTi faz dönüşümü<sup>60</sup>

Östenit NiTi alaşımı, kritik dönüşüm sıcaklığı aralığında (TTR) soğutulursa kristal yapıda martensitik dönüşüm olarak bilinen bir değişiklik olur (Şekil 2.2.).<sup>56</sup> Bu dönüşümün başladığı sıcaklığa ‘martensit başlangıç sıcaklığı (Ms)’, tamamlandığı sıcaklığa ise ‘martensit bitiş sıcaklığı (Mf)’ adı verilir.<sup>56, 62</sup> Bu fenomen, alaşıma şekil hafızası özelliği de katan, farklı fiziksel özellikler meydana getirir.<sup>56, 63</sup>

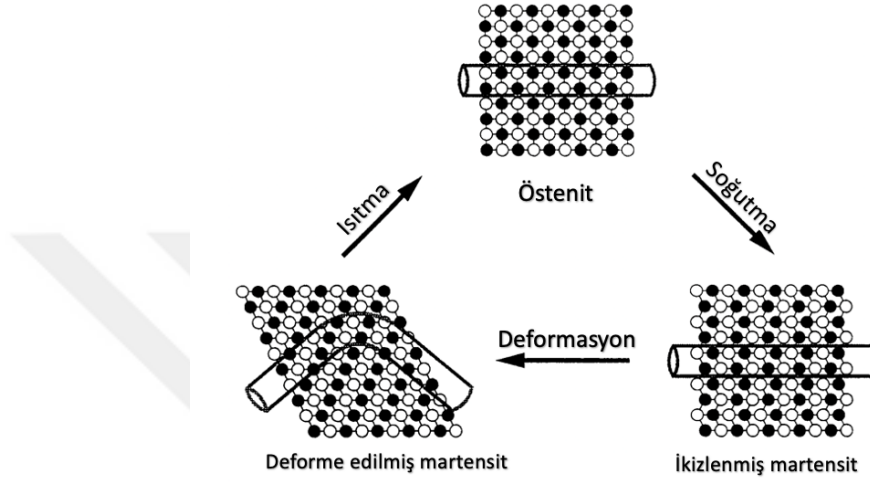
NiTi alaşımı, Af değerinin üzerindeki sıcaklıklarda östenit fazdadır, yani serttir ve süperelasitite özelliğini gösterir.<sup>64</sup> Mf değerinin altındaki sıcaklıklarda ise martensit fazdadır, yani yumuşak, biçimlendirilebilir, kolayca deforme edilebilir ve şekil hafızası özelliğine sahiptir.<sup>64</sup> Martensit faz, östenit faza göre daha üstün döngüsel yorulma direncine sahiptir.<sup>58</sup>



Şekil 2.2. Martensitik Dönüşüm<sup>56</sup>

Herhangi bir dış kuvvet uygulanmadan sadece sıcaklık ile faz dönüşümü gerçekleştirilirse, alaşım içindeki östenit dizilim yapısı martensit dizilime dönüşmektedir. Hekzagonal dizilime sahip bu faz, ikizlenmiş martensit faz olarak bilinmektedir ve dışarıdan bir kuvvet uygulanmadığı sürece gözle görülür bir şekil değişikliği gözlenmemektedir.

İkizlenmiş martensit faza kuvvet uygulanırsa, deforme edilmiş martensit faza dönüşür ve kuvvet uygulandığı için alaşımda şekil değişikliği meydana gelmektedir. Alaşım, TTR'nin üzerinde ısıtılırsa (ters dönüşüm sıcaklığı veya RTTR) deformasyon, tersine çevrilerek, östenit faza dönmektedir.<sup>65</sup> Bu olay şekil hafızası olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.3.).

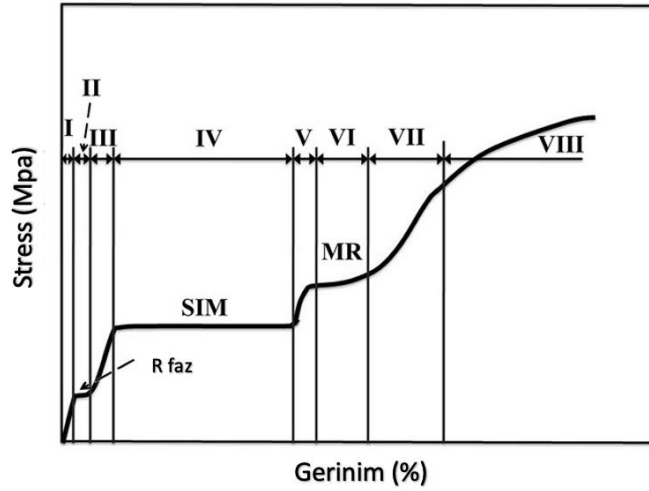


**Şekil 2.3.** NiTi şekil hafızası özelliği<sup>56</sup>

NiTi alaşımların mekanik davranışları sekiz safhada gösterilmektedir (Şekil 2.4.).<sup>64</sup> Bu fazlar;

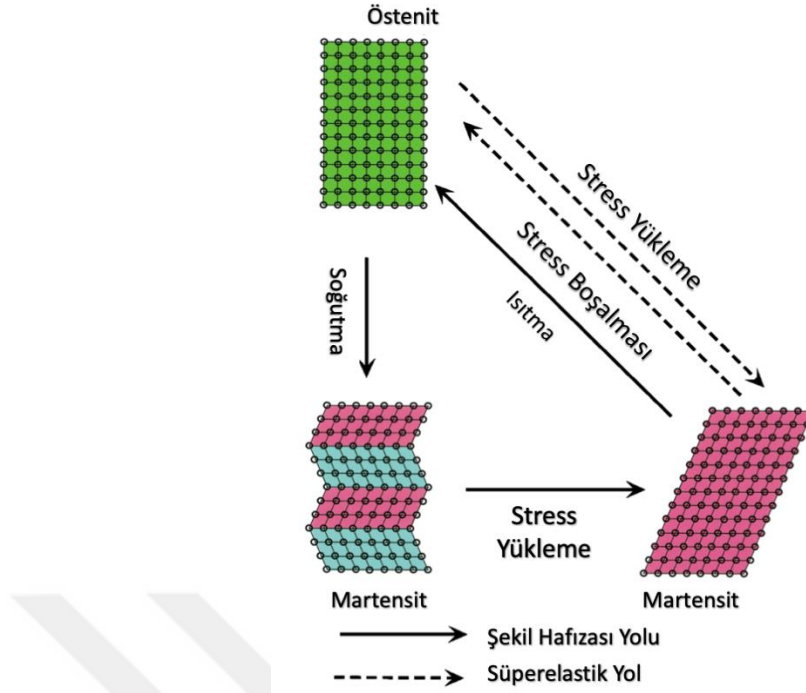
- i. Östenit fazın elastik deformasyon safhası,
- ii. Östenit fazdan R fazına dönüşüm safhası,
- iii. R fazın stresle indüklenen elastik deformasyon safhası,
- iv. Stresle indüklenen martensitik transformasyon (SIM) sebebiyle R fazdan martensit faza dönüşüm safhası,
- v. Martensit fazın elastik deformasyonu,
- vi. Martensit fazın reoryantasyon safhası (MR),
- vii. Reoryantasyonlu martensit fazın doğrusal olmayan deformasyon safhası
- viii. Reoryantasyonlu martensitin plastik deformasyonu şeklindedir.

NiTi alaşımlar, şekil hafızası ve süperelastisite olmak üzere iki önemli özelliğe sahiptir. Stres-gerinim eğrisindeki stres ile indüklenen martensitik dönüşüm (SIM) aralığında süperelastisite özellikleri, martensit reoryantasyon (MR) aralığında ise şekil hafızası özellikleri görülmektedir.<sup>64</sup>



**Şekil 2.4.** Stres-Gerinim Eğrisi<sup>64</sup>

Şekil hafızası özelliği, martensit fazda deforme olan alaşımın, dönüşüm sıcaklığının üzerinde ısı verilerek tamamen eski şekline dönmesi olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.5.). Şekil hafızası özelliği kullanılarak NiTi alaşımlara, belirli bir sıcaklıkta belirli bir biçim verilmesi mümkündür. Alaşım, dönüşüm sıcaklığı boyunca ısıtıldığı zaman, orijinal şeklini tekrar kazanacaktır (Şekil 2.3.).<sup>56</sup> Endodontik açıdan düşünüldüğü zaman NiTi enstrümanlardaki herhangi bir deformasyon, 125 °C'nin üzerinde ısıtılarak ortadan kaldırılabilir.<sup>14</sup> Süperelastisite özelliği de benzer şekilde östenit ve martensit fazlar arasındaki geri dönüşümlü faz değişimi sebebiyle ortaya çıkmaktadır.<sup>8</sup>



**Şekil 2.5.** Şekil hafızası ve Süperelastisite özelliği<sup>67</sup>

NiTi alaşımların endodontik enstrümanlarda kullanılmasının en önemli sebeplerinden biri süperelastisite özelliğidir; çünkü bu özellik eğelere esneklik kazandırarak perforasyon ve basamak oluşumu gibi iatrojenik hataları azaltmaktadır.<sup>68</sup> Paslanmaz çeliklerde deformasyonların %1'i geri kazanılabilirken, NiTi alaşımların süperelastisitesi sayesinde deformasyonların %8'i geri kazanılabilmektedir.<sup>58</sup> Süperelastisite özelliği, SIM aralığında görülmektedir ve bu süreç çalışma sıcaklıkları ve martensit faza dönüşüm için bitiş sıcaklığı arasındaki sıcaklık farklılıkları ve stresle ilişkili olarak gerçekleşmektedir.<sup>69</sup> Geleneksel döner enstrümanların hepsi klinikte (vücut sıcaklığında) östenitik fazda kullanılır.<sup>64</sup> NiTi enstrümanlar kanala yerleştirildikten sonra strese maruz kaldıklarında, SIM safhasına geçerek yüksek gerilme direnci altında daha esnek bir materyale dönüşmektedir.<sup>70</sup>

NiTi alaşımların R fazı, martensitten östenite ısıtılarak veya östenitten martensit soğutularak, çok dar bir zaman aralığında meydana gelebilmektedir.<sup>58</sup> Bu fazda Young's

modülü östenit fazdan daha düşüktür ve bu alaşıma direnç ve esneklik kazandırmaktadır.<sup>64</sup>

NiTi enstrümanlar süperelastisite, yüksek esneklik, üstün kesme etkinliği ve yorulma dirençleri gibi önemli özelliklere sahiptir.<sup>56, 71</sup> NiTi alaşımlar kanalın esas formunu koruyarak daha konservatif bir kanal preparasyonu yapılmasına izin vermektedir.<sup>72, 73</sup> Ayrıca kullanılan eğe sayısının azalması preparasyon için harcanan zamanı kısaltmaktadır.<sup>74, 75</sup> Bu avantajlarından dolayı NiTi enstrümanlar günümüzde kök kanallarının preparasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır.

### **2.1.2.2 Döner Sistem NiTi Enstrümanlar**

NiTi alaşımından yapılmış el eğeleri, yetersiz dentin kesme etkinliği ve yetersiz çalışma etkinliği sebebiyle zamanla yerini motorla çalışan NiTi döner eğe sistemlerine bırakmıştır. NiTi enstrümanların süperelastisite özelliği, enstrümanın çapı ve sertliği arasındaki ilişkiyi azaltarak, daha büyük taper açısına sahip enstrümanların kullanılmasına izin vermiştir ve böylece kanal preparasyonun daha hızlı yapılmasını sağlamıştır.<sup>37, 72, 76</sup>

NiTi döner enstrümanlar ilk olarak 1990'lı yıllarda geliştirilmiş ve zamanla farklı boyut, taper ve çaplara sahip çeşitli NiTi döner enstrümanlar tanıtılmıştır.<sup>9, 77</sup> Alaşımın tipi, taper açısı ve kesit tasarımı gibi farklılıklar enstrümanın özelliklerini değiştirmektedir.<sup>77</sup>

Son zamanlarda NiTi alaşımının mekanik özelliklerini iyileştirmek, döngüsel yorgunluk direnci ve esnekliğini artırmak amacıyla çeşitli ısıl işlemler uygulanmaktadır.<sup>56, 58, 78, 79</sup>

Döner sistem NiTi enstrümanlar, çeşitli özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır. Zupanc ve arkadaşları, 2018 yılında NiTi enstrümanları alaşım ve faz bileşim özelliklerine göre sınıflandırmışlardır.<sup>60</sup>

## Östenitik NiTi Alaşımlar

NiTi alaşımlar, östenit fazında süperelastisite özelliğine sahiptirler.<sup>64</sup> Östenit fazdaki bir NiTi enstrüman, bir strese maruz kaldığında martensit faza geçebilmektedir ve bu durum stres kaynaklı martensitik dönüşüm (SIM) olarak adlandırılmaktadır.<sup>60</sup>

Stres kaynaklı martensit dönüşüm fazında mevcut sıcaklık sabit olmadığı için, stres ortadan kaldırıldığında (eğimli bir kanala yerleştirilen NiTi enstrümanın geri çekilmesi gibi) alaşım östenit faza geri dönerek, orijinal şeklini almaktadır.<sup>60</sup>

### Konvansiyonel NiTi Alaşımlar;

Konvansiyonel NiTi enstrümanlar kütleli olarak yaklaşık %56 Nikel ve %44 Titanyum içermektedir.<sup>56</sup> Östenit bitiş sıcaklığı ( $A_f$ ), vücut sıcaklığının altındadır ve bu yüzden konvansiyonel NiTi enstrümanlar esas olarak östenit fazında bulunur ve süperelastisite özelliğine sahiptirler.<sup>56, 80, 81</sup>

Konvansiyonel NiTi enstrümanlar bükülmek yerine taşlanarak üretilmektedir ve bu işlem NiTi enstrümanların yüzeyinde kırılma direnci, kesme etkinliği ve korozyon direnci üzerinde olumsuz etkilere sebep olabilmektedir.<sup>56, 82-85</sup>

### Elektropolisaj İşlemi;

Elektropolisaj işlemi, metal yüzeylerinin daha pürüzsüz ve parlak olmasını sağlayan elektro-kimyasal bir yüzey bitirme işlemidir.<sup>86-88</sup> Taşlama işleminin neden olduğu yüzey düzensizliklerini, çatlaklarını ve rezidüel stresi ortadan kaldırmak için uygulanmaktadır ve bu işlemle kırılma direnci, kesme etkinliği ve korozyon direncinin artırılması amaçlanmıştır.<sup>84, 86, 89</sup>

Çalışmalar elektropolisaj işlemi uygulanan enstrümanların, elektropolisaj işlemi görmemiş enstrümanlardan daha yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğunu göstermektedir.<sup>82, 85, 87, 88</sup>

## M-Wire Alaşım;

Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) tarafından 2007 yılında, daha üstün döngüsel yorulma direncine sahip ve daha esnek bir alaşım üretmek amacıyla tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirmiştir ve bu alaşım M-Wire olarak adlandırılmaktadır.<sup>90</sup>

M-Wire alaşımının Af değerinin 43-50° C civarında olduğu bulunmuştur.<sup>81, 91-94</sup> Bu değer vücut sıcaklığının üzerinde olduğu için M-Wire alaşımlar klinik şartlarda tamamen östenit fazda bulunmazlar ve az miktarda martensit ve R-fazı da içermektedirler.<sup>81, 91, 94</sup> Bu yüzden alaşım süperelastisite özelliğini korumaktadır ve aynı zamanda konvansiyonel alaşımlara göre daha esnektir.<sup>81, 95-98</sup>

Reciproc (WDV), M-Wire alaşımdan üretilmiş bir resiprokal tek eğe sistemidir.<sup>99</sup> Reciproc (WDV) eğeleri, saat yönü ve saat yönünün tersinde dönererek kanal içerisinde ilerlemektedir.<sup>100</sup> Resiprokal hareket saat yönünün tersi ve saat yönünde dönüş ile gerçekteşir.<sup>99</sup> Enstrüman ilk olarak saat yönünün tersinde geniş açıyla döner ve kanalda ilerler daha sonra saat yönünde dar bir açıyla dönererek kanalda serbestleşir.<sup>101</sup> Kesme yönü açısının daha büyük olması enstrümanın kanal içerisinde ilerlemesini sağlamaktadır ve bu şekilde birkaç dönüş ile 360°'lik tam tur gerçekteşmektedir.<sup>101</sup> Resiprokal hareketin, enstrümanın kök kanalının içerisinde sıkışmasını ve eğe üzerindeki stressleri azalttığı, transportasyonu önlediği ve gutta-perkanın kanaldan uzaklaştırılmasında daha etkili olduğu gösterilmiştir.<sup>102-104</sup>

S çapraz kesitine sahip bu sistem, 3 eğeden oluşur;<sup>99</sup>

R25; 0.25 mm'lik çap ve apikal 3 mm'lik bölümde %8 konikliğe sahiptir.

R40; 0.40 mm'lik çap ve apikal 3 mm'lik bölümde %6 konikliğe sahiptir.

R50; 0.50 mm'lik çap ve apikal 3 mm'lik bölümde %5'lik konikliğe sahiptir.

Preparasyona başlamadan önce, kök kanalının genişliğine göre üç eğeden birinin seçilmesi yeterlidir; çalışma boyuna ISO 20 numaralı el eğesi veya daha küçük numaralı eğelerle ulaşılabilirse R25, ISO 20 numaralı el eğesi kanalda kolaylıkla ilerliyor ve çalışma boyuna ulaşıyorsa R40, ISO 30 numaralı el eğesi çalışma boyuna kolaylıkla ilerliyorsa R50 kullanılması üretici tarafından önerilmiştir.<sup>105</sup>

Tek eğe resiprokal sistemler; Ni-Ti enstrümanların esneklik, kanalın doğal anatomisinin korunması, apikalden daha az debris taşması gibi avantajlarına ek olarak kullanım kolaylığı ve zamandan tasarruf da sağlamaktadır.<sup>106-108</sup>

R fazı;

SybronEndo (Orange, CA, ABD), 2008 yılında Twisted File (TF) isimli bir döner sistemi üretmek için , üç yeni yöntem içeren bir üretim prosedürü geliştirmiştir.<sup>60</sup> R faz çok dar bir sıcaklık aralığında meydana gelmektedir ve R faz enstrümanlar klinik koşullarda ve vücut sıcaklığında östenit fazda bulunmaktadır.<sup>58, 109</sup>

Uygulanan yeni ısıl işlem dizisi sayesinde R fazı enstrümanlar, geleneksel NiTi enstrümanlara göre daha üstün esneklik ve döngüsel yorulma direnci göstermektedir.<sup>58, 90, 109, 110</sup>

### **Martensitik Alaşımalar**

Martensitik alışımlar, östenitik alışımlara göre daha yumuşaktır, kolayca biçimlendirilebilir ve ısıtıldığında şekil hafızası özelliğini göstermektedir.<sup>60</sup> Martensitik fazdaki alışımların yorgunluk ve çatlak direnci konusunda, stabil östenit fazındaki alışımlardan daha üstün özellik sergiledikleri gösterilmiştir.<sup>111</sup>

Endodontik enstrümanların esas olarak martensit fazını içermesi için termomekanik işlemlerle dönüşüm sıcaklıklarının yükseltilmesi gerekmektedir.<sup>60</sup> NiTi endodontik enstrümanlar, Af değerinin üzerindeki sıcaklıklarda östenit fazındadır ve soğutulduklarında Mf altındaki sıcaklıklarda martensit faza dönüşüm meydana

gelmektedir. Bu dönüşüm sırasında östenit kafes yapısı, hekzagonal bir dizilime sahip olan ikizlenmiş martensit faza dönüşmektedir ve bu fazda gözle görülebilen şekil değişikliği yoktur.<sup>56</sup> Dışarıdan bir kuvvet uygulandığında ikizlenmiş martensit yapısı, plastik deformasyona uğrayarak, deforme olmuş martensit yapısına dönüşür ve bu dönüşüm MR olarak adlandırılmaktadır. Deforme olmuş NiTi endodontik kanal enstrümanları, Af değerinin üzerindeki sıcaklıklarda ısıtıldığında orijinal şeklini geri kazanmaktadır ve bu nedenle martensitik alaşımlar şekil hafızası etkisine sahiptir ve psödoplastiktir.<sup>60</sup>

#### CM-Wire (Kontrollü Bellek) Alaşımlar;

İlk olarak 2010 yılında üretilmiş olan CM-Wire alaşımlar, ne oda sıcaklığında ne de vücut sıcaklığında süperelastik özellik göstermeyen, ilk NiTi endodontik enstrümanlardır.<sup>112</sup>

CM-Wire alaşımının Af değerinin, kanal içi sıcaklığın üzerinde olduğu (47-55 ° C) bulunmuş ve bu sebeple oda sıcaklığında östenit, martensit ve R fazı bileşiminden oluşabileceği belirtilmiştir.<sup>93, 113, 114</sup> Bu kanal enstrümanlarına ön eğim verilebilmektedir ve bu durum kanal preparasyonu sırasında transportasyonun azalmasına ve daha merkezi bir kanal preparasyonu yapılmasına izin vermektedir.<sup>58, 115, 116</sup>

#### Elektrik Deşarjı ile İşleme (EDM);

Coltene firması 2016 yılında, elektrik deşarj işlemi (EDM) ile üretilen ilk endodontik kanal enstrümanı olan Hyflex EDM'i piyasaya tanıtmıştır.<sup>117</sup> EDM, darbeli elektriksel deşarj yoluyla hassas bir şekilde materyal uzaklaştırılmasına izin veren temassız bir işleme prosedürüdür.<sup>118, 119</sup> Bu üretim yöntemi sayesinde enstrümanlara mükemmel mekanik özellikler sağlayan ve kesme etkinliklerini artıran pürüzlü ve sert bir yüzey oluşmaktadır.<sup>114, 117, 120</sup>

Hyflex EDM'in martensit ve önemli miktarlarda R-fazı içerdiği bulunmuştur.<sup>114</sup> Çalışmalar bu enstrümanların, geleneksel NiTi, M-Wire ve Hyflex CM kanal enstrümanlarına kıyasla daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini ortaya çıkarmıştır.<sup>114, 117, 120-122</sup> Hyflex EDM'in düşük östenit fazına rağmen, konvansiyonel CM alaşım eğerlerinden daha yüksek sertliğe sahip olmaları ise EDM işleminin etkisiyle oluşan yüzey sertliğine dayandırılmaktadır.<sup>60, 114</sup>

#### Gold ve Blue Isıl İşlem;

Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, ABD) 2011 yılında Mavi renge sahip ilk endodontik enstrüman olan ProFile Vortex Blue'yu üretmiştir.<sup>60</sup> Gold ve Blue ısıtma işlemi ile CM-Wire ısıtma işlemi arasındaki temel fark, bu enstrümanlara ısıtma işlemi uygulanmadan önce yüzeylerinin aşındırılmasıdır.<sup>60</sup> Bu yeni ısıtma işlemi prosedürü sayesinde enstrümanlara tekrarlayan ısıtma soğutma işlemi uygulanmış ve bunun sonucunda yüzeydeki titanyum oksit tabakası kalınlaşarak enstrümanın renginde değişikliğe sebep olmuştur.<sup>123</sup>

Bütün Blue ve Gold ısıtma işlemi görmüş kanal enstrümanları, geleneksel NiTi ve M-Wire enstrümanlara kıyasla daha üstün yorgunluk direnci ve esnekliğe sahiptirler.<sup>96, 124</sup>

Reciproc Blue (WDV), yenilikçi bir ısıtma işlemi kullanılarak üretilen bir tek eksenli sistemdir.<sup>125, 126</sup> Bu ısıtma işlemi, moleküler yapının değiştirilerek enstrümanın döngüsel yorgunluk direncini ve esnekliğini artırmanın yanı sıra enstrümana mavi renk vermektedir.<sup>125, 127</sup>

S çapraz kesimine sahip bu eksenli sistemi, Reciproc (WDV) gibi üç eksenli oluşmaktadır;<sup>127</sup>

R25; 0.25 mm'lik çap ve apikal üç mm'lik bölümde %8 konikliğe sahiptir.

R40; 0.40 mm'lik çap ve apikal 3 mm'lik bölümde %6 konikliğe sahiptir.

R50; 0.50 mm'lik çap ve apikal 3 mm'lik bölümde %5'lik konikliğe sahiptir.

Enstrümanlar saniyede on resiprokal hareket olacak şekilde bir motor ile çalışmaktadır.<sup>128</sup> Enstrüman kesme yönünde dönerek, kanal içerisinde ilerler ve dentini keser daha sonra ters yönde dönerek enstrüman kanal içerisinde serbeşleştirilir.<sup>128</sup>

Matensitik fazı sayesinde Reciproc Blue eğesine ön eğim verilebilmektedir.<sup>129</sup> Ayrıca ısı işlem sebebiyle Reciproc Blue enstrümanının yüzeyindeki oksit tabakası oluşmaktadır ve bu tabakanın enstrümanın korozyon direncini artırabileceği belirtilmiştir.<sup>129, 130</sup>

### **MaxWire Alaşım**

FKG Dentaire, son zamanlarda, MaxWire (Martensit-Austenite- Elektropolish-Flex) adı verilen şekil hafızası ve süperelastisiteyi birleştiren ilk endodontik NiTi alaşımı tanıtmıştır.

Bu enstrümanlar oda sıcaklığında martensit fazda bulunmakta ve kanal içi sıcaklıkta östenit faza dönüşerek eğimli bir şekil almaktadır.<sup>131</sup> Bu eğimli şekli sayesinde kanal düzensizliklerine uyum sağlayarak, karmaşık kanal morfolojisine sahip kök kanallarının preparasyonunda kolaylık sağladığı düşünülmektedir.<sup>131</sup>

## **2.2 NiTi Enstrümanlarda Kırılma**

Günümüzde, kök kanal preparasyonunda sıklıkla NiTi döner enstrümanlar kullanılmaktadır.<sup>34</sup> Bu enstrümanlar esneklik, üstün kesme etkinliği gibi pek çok avantaj sunmasına rağmen, bu enstrümanlarla ilgili en büyük sorun, kullanım sırasında kırılmalarıdır.<sup>4, 132</sup> Çalışmalar NiTi enstrümanların, paslanmaz çelik enstrümanlardan daha fazla kırıldığını göstermiştir.<sup>133, 134</sup>

### **2.2.1. NiTi Enstrümanların Kırılma Mekanizmaları**

NiTi enstrümanlar döngüsel yorgunluk, torsiyonel yorgunluk veya her ikisinin kombinasyonu sebebiyle kırılmaktadır.<sup>14, 135</sup>

Torsiyonel yorgunluğa bağlı kırık, enstrümanın gövdesini kanalda dönmeye devam ederken uç kısmının kanalda sıkışması durumunda, NiTi enstrümanın elastik limitinin aşılması sonucu ortaya çıkmaktadır.<sup>135, 136</sup> Torsiyonel yorgunluk nedeniyle oluşan kırıklar, sıklıkla plastik deformasyon belirtileri gösterir ve bu kırıkların oluşmasını önlemek için tork kontrollü motorların kullanılması önerilmektedir.<sup>13, 137, 138</sup>

Özellikle eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında, maksimum eğim noktasında tekrarlayan gerilme-sıkışma kuvvetleri enstrümanın döngüsel yorgunluğunu artırır ve sonuç olarak döngüsel yorgunluğa bağlı kırıklar meydana gelmektedir.<sup>2, 4, 135, 139</sup> Bu tip kırıklarda plastik deformasyon belirtileri görülmemektedir.<sup>82, 135, 140-142</sup> Döngüsel yorgunluğun, enstrüman kırılmasında en önemli etken olabileceği düşünülmektedir.<sup>14, 15, 143</sup>

Eğimli bir kanalda dönerken, kanal duvarı boyunca sürtünerek dentini kesen bir kanal enstrümanı aynı anda hem döngüsel hem de torsiyonel strese maruz kalabilmektedir.<sup>144</sup> Bu yüzden torsiyonel ve döngüsel yorgunluğun birlikte görüldüğü üçüncü bir kırık tipi de tanımlanmıştır.<sup>145</sup>

### **2.2.2 NiTi Enstrümanlarda Kırılmaya Neden Olan Faktörler**

NiTi enstrümanlarda kırık çoğunlukla aşırı veya yanlış kullanım sebebiyle meydana gelmektedir.<sup>17, 135</sup>

Operatör deneyimi ve eğitiminin, kırık enstrüman insidansı ile ilişkili önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir.<sup>146-149</sup>

Kök kanalının karmaşık anatomisi de enstrüman üzerindeki stress brikimini ve kırılma insidansını etkilemektedir.<sup>31, 54, 150, 151</sup> Yapılan çalışmalarda kanalın apikal bölgesinde ve molar dişlerin meziobukkal kanallarında enstrüman kırılma riskinin daha yüksek olduğu bulunmuştur.<sup>133, 152</sup>

Kanal enstrümanının boyutu arttıkça, enstrümanın dönmesi sırasında üretilen torkun arttığı ve daha kısa sürede kırıldığı bildirilmiştir.<sup>131, 135</sup> Daha geniş kesit ve çapa sahip enstrümanlar, kanal preparasyonu sırasında, torsiyonel kuvvetlere daha fazla direnç göstermektedirler.<sup>153, 154</sup>

NiTi enstrümanların kırılmasını önlemek için, kullanılırken çok fazla apikal basınç uygulanmaması ve ‘gagalama’ hareketiyle birlikte kullanılması gerekmektedir.<sup>155</sup> Ayrıca ‘Crown-down’ tekniğiyle yapılan preparasyonlarda koronal bölgenin genişletilmesiyle, enstrüman üzerindeki torsiyonel kuvvet azalacak ve kırılma riski azalacaktır.<sup>156, 157</sup>

Taper açısı, uç çapı ve kanal genişliği gibi farklı faktörler, enstrüman üzerinde meydana gelen tork kuvvetini etkilemektedir.<sup>158</sup> Yüksek tork değerlerinde, enstrümanların kanal duvarına saplanması ve deforme olması ve kırılma riskini artırmaktadır; fakat düşük tork değerlerinde de kesme etkinliği azalacağı için uygulanan kuvvetin artırılmasıyla kırılma meydana gelebilmektedir.<sup>159</sup>

NiTi enstrümanların üretim işlemleri sırasında uygulanan farklı işlemlerin, enstrüman kırıkları üzerindeki etkileri araştırıldığında, alaşım yapısının, farklı ısı işlemlerin, üretim sürecinde uygulanan yüzey bitirme işlemlerinin ve oluşan defektlerin enstrümanların kırılması üzerinde etkisi olduğu bulunmuştur.<sup>160-167</sup> Isıl işlem uygulanan NiTi enstrümanların döngüsel yorgunluk direnci ve esnekliklerinin arttığı bilinmektedir.<sup>168</sup> M-Wire NiTi enstrümanlar ve geleneksel NiTi enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırıldığı bazı çalışmalarda, M-Wire alaşıma sahip NiTi enstrümanların daha fazla döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu görülmüştür.<sup>97, 110, 169</sup> Farklı ısı işlem yöntemleriyle üretilmiş Resiproc ve Resiproc Blue enstrümanlarının karşılaştığı çalışmalarda, Resiproc Blue’nun, Resiproc’a göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu bulunmuştur.<sup>126, 170, 171</sup>

Enstrümanların temizleme ve sterilasyon prosedürlerinin ve kullanım sayısının da kırılmalara neden olabileceği düşünülmektedir.<sup>164, 172, 173</sup>

### **2.2.3. Kırık Enstrümanın Prognoza Etkisi ve Yaklaşım**

Günümüzde kök kanalların preparasyonunda genellikle NiTi enstrümanlar kullanılmaktadır. NiTi enstrümanların kullanımıyla birlikte zipping, basamak oluşumu, perforasyon ve transportasyon gibi iatrojenik hatalar minimum düzeye indirilebilmektedir.<sup>72, 73</sup> Ancak bu avantajlarına rağmen NiTi enstrümanlar, herhangi bir belirti vermeden kırılmakta<sup>174</sup> ve bu durum klinik bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Çalışmalar NiTi enstrümanların kırılma insidansının, paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha yüksek olduğunu göstermektedir.<sup>133, 175</sup>

Kök kanallarında kırılmış enstrüman parçaları, kanalın yeterli bir şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesini ve apikal bölgeye ulaşımı engelleyerek, kök kanal tedavisinin başarısızlığına neden olabilmektedir.<sup>4, 29, 151, 176-180</sup> Kırık enstrümanın kök kanal tedavisinin başarısına olan etkisini inceleyen bazı çalışmalar iyileşmeyi etkilemediğini öne sürerken, bazı çalışmalar da kırık enstrümanın, özellikle apikalde bulunan bir lezyon varlığında, iyileşmeyi olumsuz yönde etkileyeceğini bildirmişlerdir.<sup>177, 181-185</sup>

Enstrüman kırıklarının, kanal preparasyonunun hangi aşamasında meydana geldiği önemlidir; prognoz kanalın apikal bölgesinin temizliği ve doldurulabilirliği ve kanalın mikrobiyal kontrolüne bağlıdır.<sup>178, 186</sup>

Kırık NiTi enstrüman parçaları, kanaldan uzaklaştırılabilir,<sup>4</sup> by-pass edilebilir,<sup>187</sup> kanalda bırakılarak kanalın koronal kısmı doldurabilir<sup>182, 184</sup> veya cerrahi olarak uzaklaştırılabilir.<sup>176</sup>

Enstrüman kırıkları, sıklıkla kökün apikal bölgesinde ve eğimli kanallarda görülmektedir.<sup>26, 151, 152, 157</sup> NiTi enstrümanların yüksek kırık insidansları nedeniyle,

hekimler sıklıkla kırık enstrümanların uzaklaştırılmasını gerektiren klinik vakalarla karşılaşmaktadır.<sup>31</sup>

#### 2.2.4. Kırık Enstrüman Çıkarma Teknikleri

Kırık enstrümanların kanaldan uzaklaştırılması için, günümüze kadar çok sayıda teknik ve materyal geliştirilmiş olmasına rağmen, bu tekniklerin çoğu dişten fazla miktarda madde uzaklaştırılmasına sebep olabilir ve uzun çalışma süresi gerektirebilir; bu yüzden kanaldan kırık enstrümanın uzaklaştırılması için standart bir teknik geliştirilememiştir.<sup>24, 29, 188-190</sup> Kırık enstrüman parçasına, koronalden düz ve güvenli bir erişim sağlanabiliyorsa, kırık enstrüman genellikle başarılı bir şekilde uzaklaştırılmaktadır.<sup>29, 191, 192</sup>

Kırık enstrüman parçasının etrafındaki dentini yumuşatarak, enstrüman parçasının uzaklaştırılmasına yardımcı olan alelerin yerleştirilmesini kolaylaştırmak için EDTA kullanılması önerilmektedir.<sup>193</sup> Geçmişte iyodin triklorit, hidroklorik asit, sülfirik asit, nitrik asit, nitrohidroklorit asit, iyodin kristalleri, potasyum iyodin ve demir klorit solüsyonu gibi solüsyonlar, metal parçanın kasıtlı korozyonu için kullanılmıştır.<sup>194</sup> Ancak periapikal dokular için irritan olan bu solüsyonlar günümüzde kullanılmamaktadır.<sup>194</sup>

Kanalda kırılmış enstrüman parçasının uzaklaştırılması için gerekli prosedürlere başlamadan önce, farklı açılardan alınmış radyografiler incelenmelidir.<sup>28</sup> Bütün teknikler için koronal erişim ilk adımdır ve yüksek devirli, uzun cerrahi frezlerle kanal ağzına düz bir giriş yapılır.<sup>28</sup> Radiküler erişim için ise ilk olarak el eğeleri kullanılarak, Gates Glidden (GG) frezler için yeterli bir alan yaratılır. GG frezler kırık parçaya radiküler erişim ve kanalda düzgün bir koniklik oluşturulması için küçükten büyüğe doğru ve 'fırçalama hareketiyle' kullanılmalıdır.<sup>28, 195</sup>

Kanalın en uygun biçimde prepare edildiği durumlarda kırık parçanın uzaklaştırılması için ilk seçenek olarak ultrasonik yöntem tercih edilmektedir.<sup>28</sup> GG

frezler, kırık enstrüman parçasının çevresinde ultrasonik uç için yeterli boşluğun bulunmadığı durumlarda, modifiye edilerek (uç kısmından möllenerek) bir ‘sahneleme platformu’ oluşturmak için kullanılmaktadır.<sup>191, 196</sup> Sahneleme platformu, kırık enstrüman parçasının tahmini en yüksek kesit çapından daha büyük bir GG frez kullanılarak oluşturulur ve eğer başarılı bir şekilde uygulanırsa büyütme ve aydınlatma ile birlikte, kırık parçanın en koronal kısmının görüntülenmesi sağlanır.<sup>28</sup> Kanal iyice yıkanıp kurutularak kırık enstrüman parçasının görülmesi kolaylaştırılabilir.

Kırık enstrüman parçasının çıkarılmasından önce diğer kanal ağızları kapatılarak, kırık parçanın diğer kanallara kaçması engellenmelidir.

Günümüze kadar Masseran kit,<sup>197</sup> örme tekniği, wire loop tekniği,<sup>23</sup> ultrasonik sistem,<sup>25, 27, 198</sup> canal finder tekniği,<sup>194</sup> endosafety teknikleri,<sup>199</sup> tüp ve hedstroem tekniği,<sup>200</sup> core paste tekniği,<sup>201</sup> blunt needle tekniği,<sup>201</sup> Instrument Removal Sistem (IRS)<sup>28</sup> gibi pek çok farklı sistem, kırık enstrüman parçalarını uzaklaştırmak için kullanılmıştır.

#### **2.2.4.1. Masseran Tekniği**

Masseran kiti, kırık enstrümanlar, gümüş konlar veya postlar gibi metal nesnelerin kök kanalından uzaklaştırılması için tasarlanmıştır ve uzun yıllardır kullanılmaktadır.<sup>21</sup> Genellikle kanalın düz bölgelerinde bulunan kırık enstrümanları uzaklaştırmak için kullanılan bu sistem, ekstraktör tüpü ve trepan frezlerden oluşmaktadır.<sup>179, 198</sup> Farklı çaplarda 14 adet trepan frez bulunur ve saat yönünün tersinde kullanılarak hem kırık enstrüman parçasının ortaya çıkmasını hem de ekstraktörler için boşluk oluşturulmasını sağlamaktadırlar.<sup>202, 203</sup> Trepan frezlerin çapları 1,1- 2,4 mm arasında, ekstraktör tüplerin dış çapı ise yaklaşık 1,2- 2,5 mm arasında değişmektedir ve bu durum geniş kanallara sahip olan anterior dişlerle kullanımını sınırlamaktadır.<sup>28, 203</sup>

Masseran kit, kırık enstrüman parçasına güçlü bir şekilde retansiyon sağlamaktadır.<sup>204</sup> Ancak yapılan çalışmalar fazla miktarda dentin uzaklaştırarak, kök yapısını zayıflatıldığını ve perforasyon riskini artırdığını göstermektedir.<sup>203, 205</sup> Masseran kitin, kırık enstrüman parçasına kolay bir şekilde ulaşılabilen düz kanallarda kullanılması önerilmektedir.<sup>28, 203-206</sup>



**Şekil 2.6.** Masseran Kit<sup>207</sup>

#### **2.2.4.2. Meitrac Enstrüman Sistemi**

Meitrac enstrüman sistemi, kanal içerisinde kırılmış enstrümanların ve postların uzaklaştırılması için geliştirilmiş bir sistemdir.<sup>208</sup> Ulaşılması zor bölgelerdeki enstrüman parçalarını uzaklaştırabildiği bildirilmiştir.<sup>28</sup>

Daha invaziv çalışmaya izin vererek ve diş yapısının korunmasını sağlayarak, 0,95-1,50 mm çapa sahip enstrüman parçalarını güvenle uzaklaştırabileceği bildirilmiştir.<sup>208</sup>



**Şekil 2.7. Meitrac Enstrüman Sistemi<sup>209</sup>**

#### **2.2.4.3. Endo Extractor Sistem**

Endo-Extractor Sistem, kırık enstrüman ve gümüş konların kanaldan uzaklaştırılması için geliştirilmiş bir sistemdir.<sup>210</sup> İç çapı 0.80 mm olan trepan frez ve ekstraktörden oluşan kit, minimum basınç uygulanarak, kırık parçaya her noktadan eşit kuvvet uygulamayı amaçlamaktadır.<sup>210</sup>



**Şekil 2.8. Endo Extractor Sistem<sup>209</sup>**

#### **2.2.4.4. Instrument Removal Sistem (IRS)**

Gümüş konlar, kırık enstrümanlar gibi kanal içi engellerin uzaklaştırılması amacıyla Ruddle tarafın geliştirilmiş olan bu sistem, mikrotüp ve mikrotüp içerisine yerleştirilen bir vidadan oluşmaktadır.<sup>28</sup> Ultrasonik yöntemin başarısız olduğu gösterilen durumlarda, kökün düz veya kurvatürlü bölgelerinde kırılmış enstrümanları uzaklaştırmak için kullanılabilmektedir.<sup>191, 211</sup>

Siyah, kırmızı ve sarı olmak üzere üç farklı mikrotüp bulunmaktadır.<sup>28</sup> Siyah olan 1.0 mm dış çapa sahiptir ve geniş kanallarda veya dar kanallların koronal kısmında kırık

enstrüman bulunan dişlerde kullanılmaktadır.<sup>212</sup> Kırmızı olan 0.80 mm, sarı olan 0.60 mm dış çapa sahiptir ve kökün daha apikal bölgelerinde kullanılmak için tasarlanmıştır.<sup>212</sup> Her mikrotüpün ucunun yan tarafında kırık enstrümanın koronal kısmını tutmak için 45° eğimli bir pencere bulunmaktadır.<sup>28</sup> Mikrotüp kanal içersine yerleştirildikten sonra, vida içine yerleştirilerek kırık parçanın tutulması sağlanır ve mikrotüp ve vida saat yönünün tersinde döndürülerek, kırık enstrüman parçası kanaldan uzaklaştırılmaktadır.<sup>28, 212</sup>

#### **2.2.4.5. Separated Instrument Retrieval (SIR)**

Farklı büyüklükte ekstraktör tüpleri, akseleratör, bonding ajan, enstrümana dayanak sağlamak için çeşitli destek materyalleri ve eğimli bir hemostat içeren S.I.R System kiti, kırık enstrüman parçalarının kanaldan uzaklaştırılması için geliştirilmiştir.<sup>213</sup> Kırık parçanın koronal bölümü ultrasonik sistem veya trepan frezler ile açığa çıkarıldıktan sonra, ekstraktör tüp kırık enstrümana adeziv materyal ile yapıştırılır ve sertleştikten sonra koronale doğru hareket ettirilir ve böylece kırık enstrüman parçası, kanaldan uzaklaştırılabilmektedir.<sup>179, 213</sup>

#### **2.2.4.6. Ultrasonik Teknik**

Ultrasonik, insan işitme aralığının üzerinde, 20 kHz frekansa sahip bir ses enerjisidir.<sup>214</sup> Orijinal ultrasonik ünitelerde frekans 25-40 kHz arasında bulunmaktadır.<sup>215</sup> Zamanla daha düşük kesme gerilimine sahip ve böylece diş yüzeyinde daha az değişikliğe neden olan, düşük frekanslı (1-8 kHz) ultrasonik el aletleri geliştirilmiştir.<sup>216-223</sup> Ultrasonik sistemler iki temel yöntem ile üretilmektedir.<sup>224-226</sup> İlk yöntem, manyetostriksiyondur ve elektromanyetik enerjinin mekanik enerjiye dönüşümü ile meydana gelmektedir.<sup>214</sup> Manyetokonstriksiyon ile üretilen ultrasonik üniteler, eliptik (sekiz rakamı şeklinde) bir hareket yaratmaktadır ve cerrahi veya cerrahi olmayan endodontik tedavi için uygun değildir.<sup>214</sup> İkinci yöntem ise piezoelektrik bir prensibe dayanmaktadır.<sup>214</sup> Elektrik yükü uygulandığında boyut değiştiren kristal yapı

kullanılmaktadır ve kristalin deformasyonu ısı oluşmadan mekanik salınımına dönüştürülmektedir.<sup>215</sup> Piezoelektrik üniteler, endodonti için ideal olan, ileri-geri ‘piston benzeri’ doğrusal bir hareketle çalışmaktadır.<sup>214</sup>

Ultrasonik ünitelerin endodontide kullanımı, ilk olarak 1957 yılında, Richman tarafından öne sürülmüştür.<sup>227</sup> İlerleyen zamanlarda Martin ve Cunningham, ‘endosonik’ terimini kullanarak ve kök kanallarının preparasyonu ve dezenfeksiyonunda ultrasonik sistemi kullanmışlardır.<sup>228, 229</sup>

Günümüzde endodonti kliniğinde ultrasonik sistemler; pulpa taşlarının uzaklaştırılması, kalsifiye kanal orifislerinin bulunması, kanal içerisinde kırılmış enstrümanların uzaklaştırılması, post ve gümüş konların uzaklaştırılması, irrigasyon solüsyonlarının aktivasyonu, guta perkanın ultrasonik kondensasyonu, mineral trioksit agregatın (MTA) yerleştirilmesi, kök kanal preparasyonu ve cerrahi endodontide kullanılmaktadır.<sup>214</sup>

Ultrasonik yöntemle kırık enstrüman çıkarma tekniğinde, kırık enstrüman parçasına ultrasonik enerji iletilerek, kırık parçanın yerinden serbestleşmesi ve kanaldan uzaklaştırılması sağlanır.<sup>26-28</sup> Ultrasonik sistem; kırık enstrüman çıkarmak için ilk olarak el eğeleri, spreaderlar gibi kanal enstrümanlarına enerji verilerek kullanılmıştır.<sup>27</sup> Günümüzde ise ultrasonik sistem için özel olarak dizayn edilmiş ultrasonik uçlar üretilmiştir.<sup>28</sup> Bu uçlar farklı dizaynlara ve boyutlara sahiptir.<sup>214</sup> Titanyum ultrasonik uçların kanal içerisinde daha güvenli ve yumuşak bir kesme etkinliği sağladığı bildirilmiştir.<sup>28</sup> Yapılan bir çalışmada daha keskin uca ve daha küçük çapa sahip ultrasonik uçların, kırık enstrüman parçalarını kanaldan uzaklaştırmada daha kısa çalışma süresine sahip olduğu ve diş yapısını koruduğu görülmüştür.<sup>230</sup>

E4, E4D, E5, E6, E7, E7D, E8, E8D, E15D (NSK) endodonti kliniğinde kullanılmak için tasarlanmış farklı dizayn ve boyutta ultrasonik uçlardır. Kanal

duvarlarının genişletilmesi, kök kanallarının temizliği, lateral kondensasyon ve kanal içi tıkanıklıkların uzaklaştırılmasında kullanılmaktadır.<sup>231</sup>

Kırık enstrüman parçasının kanaldan uzaklaştırılması için ultrasonik yöntemin uygulanma aşamaları şu şekildedir:<sup>28</sup>

- İlk olarak koronal ve radiküler erişim sağlanmalı ve ‘sahneleme platformu’ oluşturulmalıdır.
- Kırık parçaya ulaşabilecek uygun çap ve boyuttaki ultrasonik uç seçilmelidir.
- Ultrasonik uç kırık parçaya yakın bir şekilde yerleştirilerek, düşük güç ayarında ve irrigasyonsuz şekilde çalıştırılmalıdır.
- Ultrasonik uç saat yönünün tersinde (saat yönünde döndürülen istisna durumlar dışında) hareket ettirilerek, dentin uzaklaştırılmalı ve kırık parçanın koronal birkaç milimetrelilik kısmı açığa çıkarılmalıdır.
- Tipik olarak ultrasonik ucun kullanımı sırasında, kırık parça gevşemeye ve sonra dönmeye başlamaktadır.
- Ultrasonik enerji verilen ucun, eğe ile kanal duvarı arasına nazikçe girmesi, sıklıkla kırık parçanın aniden kanal dışına çıkmasına neden olmaktadır.

Ultrasonik yöntemin kırık eğe parçalarının uzaklaştırılmasında çok başarılı bir teknik olduğu bildirilmiştir.<sup>20, 27, 198</sup> Yapılan bir çalışmada ultrasonik teknik, kırık enstrümanların uzaklaştırılmasında; kavisli kanallarda %93,3 ve düz kanallarda %95,2 oranında başarı sergilemiştir.<sup>232</sup> Başka bir çalışmada ise kırık enstrümanların kanaldan çıkarılması için kullanılan yöntemler arasında, araştırmaya katılanların çoğunun (%84.6) ultrasonik tekniği tercih ettiği görülmüştür.<sup>233</sup> Ultrasonik cihazlar kullanılırken, dental operasyon mikroskobu ile birlikte çalışmanın, başarı oranını arttırdığı bulunmuştur.<sup>234</sup>

Ultrasonik tekniklerin kullanımının nispeten daha kolay ve kırık enstrüman parçasını etkili ve başarılı bir şekilde kök kanalından uzaklaştırdığı bildirilmiştir.<sup>29, 198, 233, 235</sup>

### **2.2.5. Kırık Enstrüman Çıkarırken Oluşan Komplikasyonlar**

#### **2.2.5.1. Aşırı Dentin Kaybı ve Diş Yapısının Zayıflatılması**

Kırık enstrümanı çıkarma prosedürüne başlamadan önce, kırık parçaya düz bir erişim sağlanmalıdır.<sup>236</sup> Çoğu yöntem, kök kanalının ek olarak prepare edilmesini gerektirir ve bunun için sıklıkla Gates Glidden (GG) frezler kullanılmaktadır.<sup>236</sup> Bu durum aşırı dentin kaybıyla sonuçlanabilmektedir ve kırık enstrüman parçası kök kanalının ne kadar derindeyse, uzaklaştırılan dentin miktarı da o kadar fazla olmakta ve kök yapısı zayıflamaktadır.<sup>237, 238</sup>

#### **2.2.5.2. Kök Perforasyonu**

Kök perforasyonu sık görülen komplikasyonlardan biridir ve fazla miktarda dentin uzaklaştırılması sonucu ortaya çıkmaktadır.<sup>233</sup> Özellikle ince köklü dişlerde ve furkasyon bölgesine yakın alanlarda dikkatli çalışılmalıdır.<sup>236</sup> Alt molar dişlerde yapılan bir çalışmada, kırık enstrüman parçalarını uzaklaştırmak için Masseran kit kullanımının, kökte perforasyon riskini artırdığı bildirilmiştir.<sup>203</sup>

#### **2.2.5.3. Basamak Oluşumu**

Basamak oluşumu sık karşılaşılan ve kök kanalının istenilen çalışma uzunluğunda prepare edilmesini ve doldurulmasını engelleyen bir komplikasyondur.<sup>29</sup> Ayrıca basamak oluşumu, potansiyel bir stress yoğunluğu alanı oluşturarak, vertikal kök kırıklarına sebep olabilmektedir.<sup>176</sup>

#### **2.2.5.4. Kırık Parçanın Apikalden Ekstrüzyonu**

Kırık parçanın apikale itilmesi veya apikalden ekstrüzyonu sıklıkla, kullanılan aletlere aşırı basınç uygulanması veya ultrasoniklerin enstrümanın çevresi yerine, üzerine uygulanması sonucu ortaya çıkan bir komplikasyondur.<sup>236</sup>

#### 2.2.5.5. Kırık Enstrüman Parçasının Tekrardan Kırılması (İkincil Kırık Oluşumu)

Kırık enstrümanı parçasını kanaldan uzaklaştırma işlemi sırasında kırık parça tekrar kırılabilmekte ve tedavi daha karmaşık bir hale gelebilmektedir.<sup>236</sup> Bu komplikasyonun görülme ihtimali, ultrasonik kullanımında daha sık görülmektedir.<sup>33, 239</sup>

Ultrasonik kullanımı sırasında ultrasonik ucun kırık enstrümana teması kaçınılmazdır ve bu durum ikincil kırıklarla sonuçlanabilmektedir.<sup>29, 34</sup> İkincil kırık oluşumundan kaçınmak için ultrasonik uçlar düşük güç ayarında ve irrigasyonsuz kullanılmalıdır.<sup>236</sup>

NiTi tellerinin 200° C'nin üzerinde, psödoelastisitesi azalır ve sertliği artar, bu esneklik kaybı da eğeyi kırılmalara daha duyarlı hale getirmektedir.<sup>34, 240</sup> Ultrasonik kullanılırken kanal içerisindeki sıcaklık artışı, dış kök yüzeyindeki artıştan birkaç kat yüksek olabilmektedir.<sup>241</sup> Kökün dış yüzeyindeki 10° C'nin üzerindeki sıcaklık artışı, periodontal dokularda ciddi hasarlara sebep olmaktadır.<sup>242</sup> Kökün dış yüzeyindeki sıcaklık 46° C'ye ulaştığında, kanal içindeki sıcaklık 200° C'ye yaklaşmaktadır ve bu durum kırık enstrüman parçalarının ikincil kırıklara daha duyarlı hale gelmesini sağlamaktadır.<sup>34</sup> Sıcaklık artışı ultrasonik ucun tipine, güç ayarına, kullanım süresine ve soğutucu kullanımına bağlı olarak değişmektedir.<sup>31, 243</sup>

İkincil kırık oluşumuna neden olan diğer faktör ise döngüsel yorgunluktur ve eğerin tekrarlanan gerilim ve sıkıştırma kuvvetlerine maruz kalması sonucu oluşmaktadır.<sup>34, 244</sup> Ultrasonik ucun yüksek frekanstaki dalgaları, kanal içerisindeki kırık enstrümana iletmesi, enstrüman üzerinde döngüsel yorgunluğa neden olabilmektedir.<sup>34</sup>

Terauchi ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada kanal eğiminin dış tarafında dentin desteğine sahip örneklerin, dentin desteği bulunmayanlara göre ikincil kırıklara daha dirençli olduğu bulunmuştur.<sup>34</sup> Bu yüzden bu çalışmanın bulgularına göre;

ikincil kırık oluşumunu önlemek için, eğri kanallarda ultrasonik uçların kanalın iç duvarına uygulanması, ultrasonik ucun çevresel olarak kullanılmaması ve 60 saniyeden uzun süreli uygulanmaması önerilmektedir.<sup>34</sup>

Farklı bir çalışmada ise .08 tapera sahip kanal enstrümanlarının, .06 ve .04 tapera sahip kanal enstrümanlarına göre ikincil kırıklara daha dirençli olduğu gözlenmiştir.<sup>245</sup>



### 3. MATERYAL VE METOT

Bu tez araştırması Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu Başkanlığı tarafından onaylandı. (EK; Tarih: 06.11.2020, Toplantı No: 6, Karar No:35) Tez çalışmamız Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklendi.

#### 3.1. Dentin Blokların Hazırlanması

Periodontal nedenlerle çekilen, çürüksüz 16 adet mandibular molar diş kullanıldı. Dentin blokları, Terauchi ve arkadaşlarının<sup>34</sup> kullandığı protokol takip edilerek hazırlandı. Her bir diştten bir adet dentin blok oluşturuldu. İkincil kırık oluşumu düz dentin bloklarında daha kısa sürede gerçekleştiğinden çalışmamızda düz dentin blokları hazırlandı.<sup>34</sup> Bir elmaz frez yardımıyla, molar dişlerin kronlarından 6 mm uzunluğunda, 3 mm derinliğinde ve 4 mm genişliğinde dentin bloklar oluşturuldu. Her bir grup için ikişer adet dentin blok kullanılmıştır.



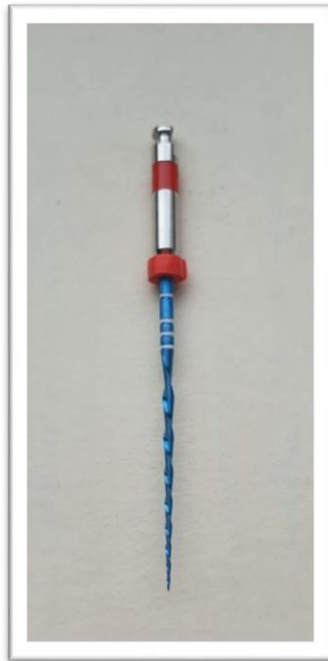
**Şekil 3.1.** Dentin blokların hazırlanması için kullanılan elmaz frez ve mandren

### 3.2. Kırık Enstrüman Parçalarının Hazırlanması

Çalışmamızda kırk adet Reciproc R25 (WDV) ve kırk adet Reciproc Blue R25 (WDV) eğesi kullanılmıştır. Kanalda kırılmış enstrüman parçasını taklit etmek amacıyla, her bir eğe apikalden 4,5 mm uzunluğunda kesildi.



Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan Resiproc R25 eğesi



Şekil 3.3. Çalışmamızda kullanılan Resiproc Blue R25 eğesi

### 3.3. Grupların Oluşturulması

Çalışmamızda ikincil kırık oluşumuna etkilerini değerlendirmek üzere 4 farklı ultrasonik uç kullanıldı (Tablo 3.1.). Her bir ultrasonik ucun, iki farklı eğe sistemindeki ikincil kırık oluşturma sürelerini karşılaştırmak amacıyla toplam 8 grup oluşturuldu (Tablo 3.2.). Daha önce Terauchi ve arkadaşlarının yaptığı çalışma prosedürü takip edilerek her grupta 10 adet eğe olacak şekilde gruplar belirlendi.<sup>34</sup>

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan ultrasonik uçlar ve özellikleri

| Ultrasonik Uç | Firma Adı | Özelliği          | Çalışma Boyu |
|---------------|-----------|-------------------|--------------|
| E7            | NSK       | Elmas kaplı değil | 16 mm        |
| E7D           | NSK       | Elmas kaplı       | 16 mm        |
| E8            | NSK       | Elmas kaplı değil | 26 mm        |
| E8D           | NSK       | Elmas kaplı       | 26 mm        |



**Şekil 3.4.** Çalışmamızda kullanılan E7 Ultrasonik Uç



**Şekil 3.5.** Çalışmamızda kullanılan E7D Ultrasonik Uç



**Şekil 3.6.** Çalışmamızda kullanılan E8 Ultrasonik Uç



Şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan E8D Ultrasonik Uç



Şekil 3.8. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik cihaz

**Tablo 3.2.** Çalışmada oluşturulan gruplar

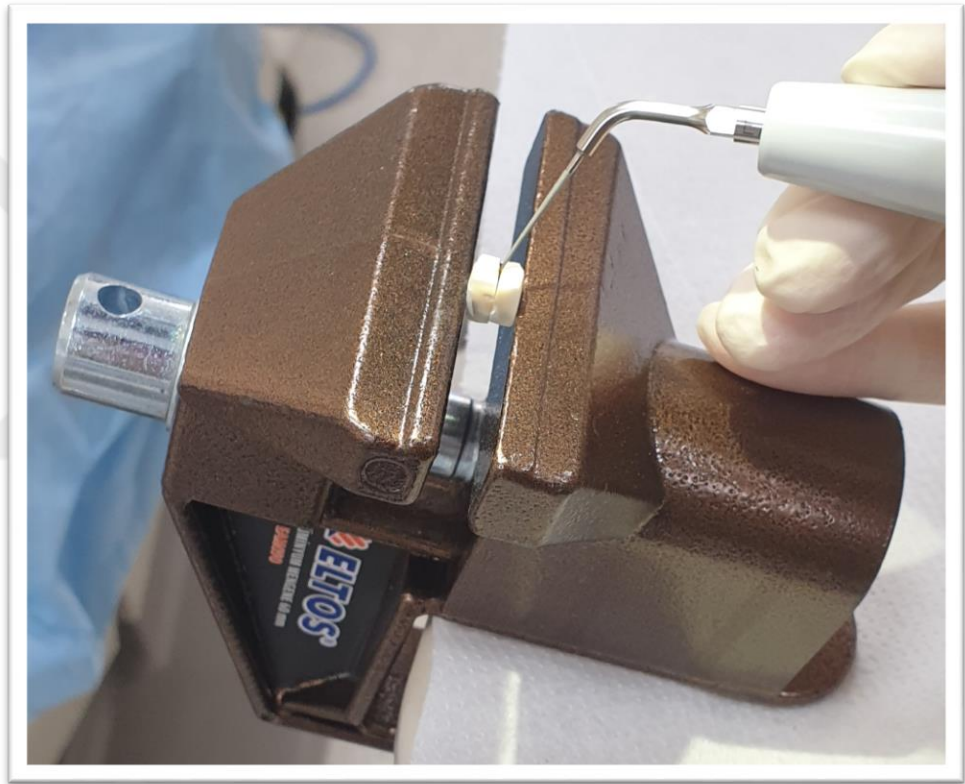
| Grup Numarası | N(Grup sayısı) | Ultrasonik Uç Tipi | Kullanılan Eğe             |
|---------------|----------------|--------------------|----------------------------|
| Grup 1        | 10             | E7 (NSK)           | Resiproc R25<br>(WDV)      |
| Grup 2        | 10             | E7 (NSK)           | Resiproc Blue R25<br>(WDV) |
| Grup 3        | 10             | E7D (NSK)          | Resiproc R25<br>(WDV)      |
| Grup 4        | 10             | E7D (NSK)          | Resiproc Blue R25<br>(WDV) |
| Grup 5        | 10             | E8 (NSK)           | Resiproc R25<br>(WDV)      |
| Grup 6        | 10             | E8 (NSK)           | Resiproc Blue R25<br>(WDV) |
| Grup 7        | 10             | E8D (NSK)          | Resiproc R25<br>(WDV)      |
| Grup 8        | 10             | E8D (NSK)          | Resiproc Blue<br>(WDV)     |

### 3.4. Çalışma Düzeneginin Hazırlanması

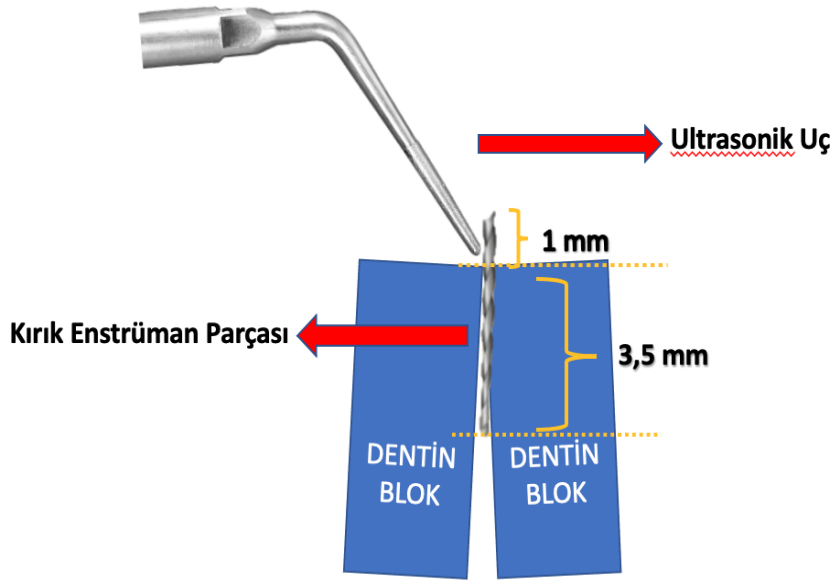
Her bir kırık enstrüman parçasını tutmak için iki adet dentin bloğu kullanıldı. Dentin bloklarını sabit tutmak için küçük bir çelik mengene kullanıldı ve bu işlem sırasında dentin bloklarını sabit tutmak için mengeneye bir tork anahtarı kullanılarak yaklaşık 50 Ncm’lik bir kuvvet uygulandı. Kanal içerisinde kırılmış enstrüman

parçalarını taklit etmek amacıyla kırık parçaların apikal 3,5 mm'lik kısmı dentin blokları içerisinde, koronal 1 mm'lik kısmı ise dentin bloklarının dışında tutuldu.

Ultrasonik uçlar, ultrasonik cihaz (Varios 370, NSK) yardımıyla endodontik modda (güç 10) aktive edildi. Ultrasonik uç, kırık enstrüman parçası ve dentin blok arasında ileri geri hareketlerle, ikincil kırık oluşana kadar kullanıldı. Her bir eğe parçası için ikincil kırık oluşma süreleri kaydedildi. Bütün prosedürler operasyon mikroskobu (Zeiss Pico; Zeiss, Oberkochen, Almanya) altında gerçekleştirildi.



**Şekil 3.9.** Çalışma düzeneği



**Şekil 3.10.** Çalışmanın düzeneğinin şematik gösterimi

### 3.5. İstatistiksel Analiz

Elde edilen kırılma sürelerinin tüm çalışma grupları için ortalama değeri, standart sapma ve istatistiksel analizleri SPSS 22.0.0 (Statistical Package for Social Science) programı kullanılarak hesaplanmıştır. Verilerin analizinde ikiden fazla grubun karşılaştırılması için tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA), ikili karşılaştırmalar için bağımsız örneklerde t testi kullanılmıştır. İstatistiksel değerlendirmelerdeki anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak kabul edilmiştir.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamızda dört farklı ultrasonik uç (E7, E7D, E8, E8D) ile iki farklı eğes grubunda (Recirproc R25 ve Recirpoc Blue R25) ikincil kırık oluşturulmuş ve farklı ultrasonik uçların ikincil kırık oluşturma süreleri değerlendirilmiştir.

Ultrasonik uçların, Recirproc R25 (WDV) egesinde ikincil kırık oluşturma sürelerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1.'de verilmiştir. E7-E8 ultrasonik uçları arasında ve E7D-E8D ultrasonik uçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ancak E7 ve E8 ultrasonik uçları, E7D ve E8D ultrasonik uçlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha kısa sürede ikincil kırık oluşumuna neden olmuştur.

**Tablo 4.1.** Ultrasonik uçların Recirproc R25 (WDV) egesinde ikincil kırık oluşturma süreleri

| Ultrasonik Uç | N  | Ortalama±Standart Sapma |
|---------------|----|-------------------------|
| E7            | 10 | 15,49±3,18 <sup>a</sup> |
| E7D           | 10 | 24,09±4,53 <sup>b</sup> |
| E8            | 10 | 13,63±4,30 <sup>a</sup> |
| E8D           | 10 | 25,98±7,11 <sup>b</sup> |

\*Aynı sütunda farklı küçük harf bulunduran ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,05$ ).

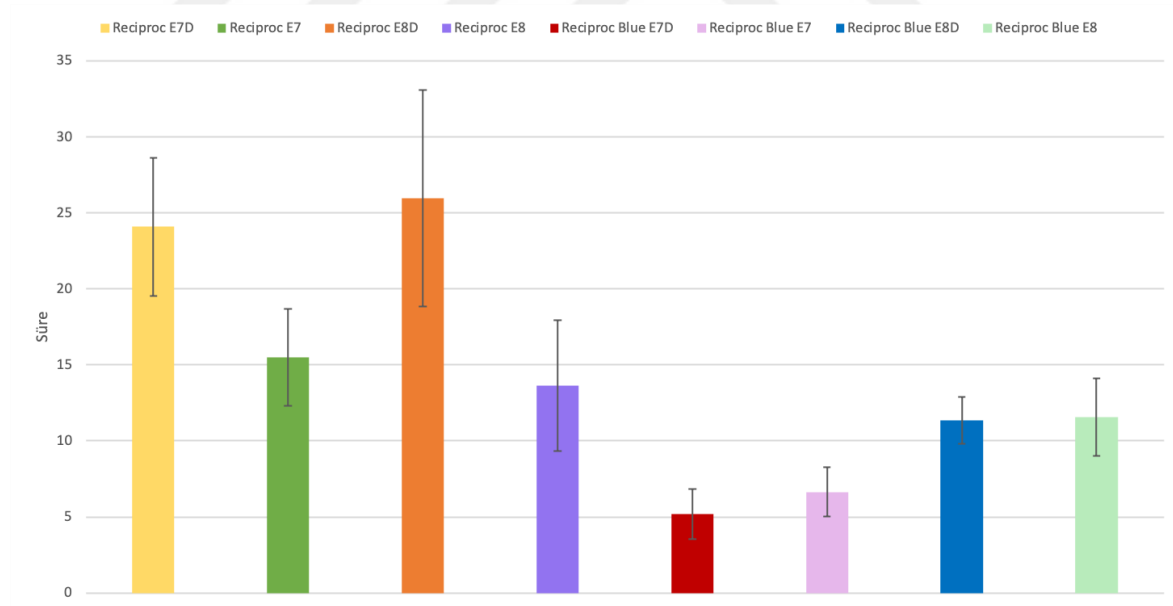
Ultrasonik uçların Recirproc Blue R25 (WDV) egesinde ikincil kırık oluşturma sürelerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.2.'de verilmiştir. E7-E7D ultraosnik uçları arasında ve E8-E8D ultrasonik uçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. E7 ve E7D ultrasonik uçları, E8 ve E8D ultrasonik

uçlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha kısa sürede ikincil kırık oluşumuna neden olmuştur.

**Tablo 4.2.** Ultrasonik uçların Reciproc Blue R25 (WDV) eğesinde ikincil kırık oluşturma süreleri

| Ultrasonik Uç | N  | Ortalama±Standart Sapma |
|---------------|----|-------------------------|
| E7            | 10 | 6,64±1,61 <sup>a</sup>  |
| E7D           | 10 | 5,16±1,64 <sup>a</sup>  |
| E8            | 10 | 11,36±2,53 <sup>b</sup> |
| E8D           | 10 | 11,34±1,53 <sup>b</sup> |

\*Aynı sütunda farklı küçük harf bulunduran ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,05$ ).



**Şekil 4.1.** Reciproc R25 ve Reciproc Blue R25 Eğelerinde E7D, E7, E8D, E8 Ultrasonik Uçlarının İkincil Kırık Oluşturma Sürelerinin Grafiği

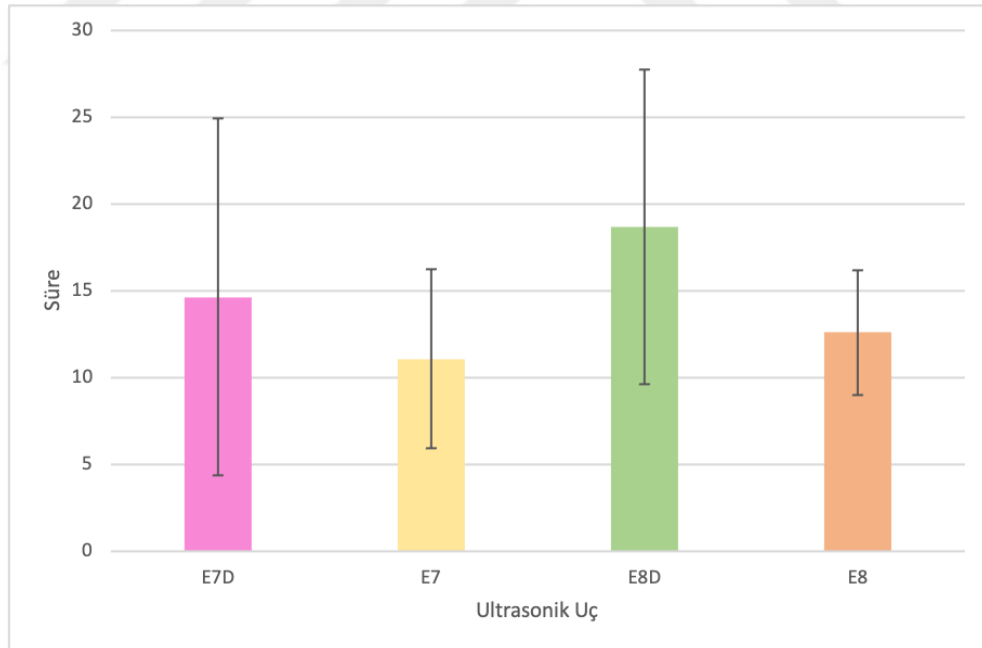
Farklı eğe tipleri dikkate alınmadan E7, E8, E7D, E8D ultrasonik uçlarına ait sürelerin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.3.'te verilmiştir. Sadece E7 ve

E8D ultrasonik uçları istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p = 0,011$ ). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ )

**Tablo 4.3.** E7, E7D, E8, E8D ultrasonik uçlarına ait ikincil kırık oluşturma sürelerinin ortalama ve standart sapma değerleri

| Ultrasonik Uç | N  | Ortalama±Standart Sapma   |
|---------------|----|---------------------------|
| E7            | 20 | 11,07±5,16 <sup>a</sup>   |
| E7D           | 20 | 14,63±10,25 <sup>ab</sup> |
| E8            | 20 | 12,60±3,59 <sup>ab</sup>  |
| E8D           | 20 | 18,66±9,03 <sup>b</sup>   |

\*Aynı sütunda farklı küçük harf bulunduran ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,05$ ).



**Şekil 4.2.** Ultrasonik Uçların İkincil Kırık Oluşturma Sürelerinin Ortalama±Standart Sapma Değerlerinin Grafiği

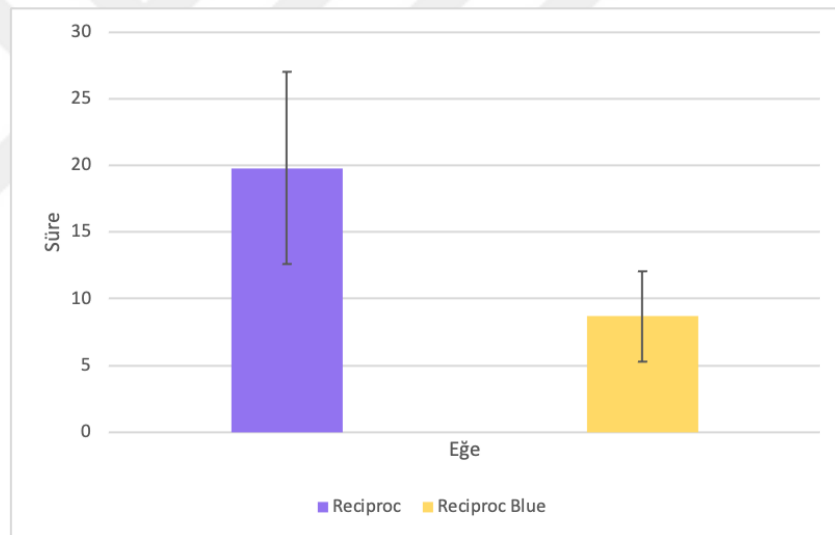
Farklı ultrasonik uç tipleri dikkate alınmadan Reciproc R25 ve Reciproc Blue R25 enstrümanlarında oluşan ikincil kırık süreleri Tablo 4.4.'te verilmiştir. Reciproc Blue

grubunda, Reciproc grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha kısa sürede ikincil kırık oluşmuştur ( $p = 0,00$ ).

**Tablo 4.4.** Reciproc ve Reciproc Blue kanal enstrümanlarında ikincil kırık oluşma sürelerinin ortalama ve standart sapma değerleri

| Eğ                | N  | Ortalama±Standart Sapma |
|-------------------|----|-------------------------|
| Reciproc R25      | 40 | 19,80±7,21 <sup>a</sup> |
| Reciproc Blue R25 | 40 | 8,68±3,38 <sup>b</sup>  |

\*Aynı sütunda farklı küçük harf bulunduran ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,05$ ).



**Şekil 4.3.** Reciproc R25 ve Reciproc Blue R25 Eğ Gruplarında İkincil Kırık Oluşma Sürelerinin Ortalama±Standart Sapma Değerlerinin Grafiği

## 5. TARTIŞMA

Kanal preparasyonunun amacı, kök kanal sistemini temizlemek ve şekillendirmektir.<sup>36</sup> Paslanmaz çelik enstrümanlara karşı daha fazla esneklik ve daha fazla kesme etkililiğine sahip NiTi döner enstrümanlar, kök kanal sisteminin mekanik preparasyonu için sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>34, 246</sup>

NiTi alaşımı sıcaklığa bağlı olarak östenit, martensit ve R-faz olmak üzere üç farklı mikro yapıda bulunmaktadır.<sup>58</sup> Östenit fazda daha sert, martensit ve R-fazda ise daha esnektir ve kolayca deforme olabilmektedir.<sup>247</sup> Geleneksel NiTi alaşımları oda sıcaklığında östenit fazla bulunmaktadır.<sup>247</sup> Günümüzde NiTi alaşımın özelliklerini geliştirmek için çeşitli termomekanik işlemler geliştirilmiştir.<sup>58, 248, 249</sup> Bu sayede NiTi enstrümanlar martensit, R-fazı veya karışık formda da tutulabilmektedir.<sup>58, 248</sup> Shim ve arkadaşları<sup>247</sup> geleneksel NiTi enstrümanlarla, termomekanik işlem görmüş çeşitli enstrüman sistemlerinin elastik modülleri karşılaştırdıklarında; termomekanik ısıtma işlem uygulanmış kanal enstrümanlarının, geleneksel NiTi enstrümanlardan daha düşük elastik modülüne sahip olduklarını bulmuştur. Bu sonuç geleneksel NiTi enstrümanlardan daha esnek olduklarını göstermektedir.<sup>247</sup> Reciproc (WDV), enstrümana daha fazla esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci sağlayan M-Wire alaşımdan üretilmiş bir tek eğme sistemidir.<sup>97, 99, 250, 251</sup> Reciproc Blue (WDV), Reciproc'tan (WDV) sonra döngüsel yorgunluk direncini artırmak için, yeni bir ısıtma işlem uygulanarak geliştirilmiş bir tek eğme sistemidir.<sup>125</sup> Bu ısıtma işlem sonucunda eğme mavi rengini almaktadır.<sup>125, 127</sup> Reciproc (WDV) ve Reciproc Blue (WDV) sistemleri, resiprokal hareket ile çalışır, S şeklinde çapraz kesite sahiptir ve 0.25 mm, 0.40 mm ve 0.50 mm'lik çapa sahip 3 eğden oluşmaktadır.<sup>100, 127</sup>

Bazı çalışmalar, resiprokal hareketin daha az transportasyona sebep olduğunu, enstrümanın kök kanalı içerisinde daha az strese maruz kaldığını ve gıda-perkaların

kanaldan uzaklaştırılmasında daha etkilini olduğunu belirtmiştir.<sup>103, 104</sup> Ayrıca tek eğe resiprokal sistemler; NiTi enstrümanların sağladığı kanalın doğal anatomisinin korunması, apikalden taşan debris miktarının daha az olması, esneklik gibi avantajlarının yanında kullanım kolaylığı ve zaman tasarrufu gibi ek avantajlara da sahiptir.<sup>107, 108</sup> Bu sebeplerle günümüzde kanal preprasyonunda sıklıkla kullanılan Reciproc R25 (WDV) ve Reciproc Blue R25 (WDV) eğeleri çalışmamızda kullanılmıştır.

Terauchi ve arkadaşları<sup>252</sup> yaptıkları çalışmada 5,7 mm üzerindeki boyutlarda olan kırık enstrümanların sadece ultrasonik kullanılarak kanaldan uzaklaştırılamadığını belirtmişlerdir. Buna karşın 4,6 mm'den kısa olan kırık enstrümanların %94'ü yalnızca ultrasonik kullanılarak kanaldan uzaklaştırılabilmektedir.<sup>252</sup> Bu yüzden çalışmamızda kırık enstrüman parçasının boyu, klinik olarak sadece ultrasonik yöntemle kanaldan uzaklaştırılabilecek bir boyut olan 4,5 mm şeklinde belirlenmiştir.

Çalışmamızda iki farklı eğe (Reciproc R25 (WDV), Reciproc Blue R25(WDV)) ve dört farklı ultrasonik uç (E7 (NSK), E7D (NSK), E8 (NSK), E8D (NSK)) kullanılmıştır. E7 ve E7D ultrasonik uçları 16 mm çalışma boyuna sahiptir, E8 ve E8D ultrasonik uçları 26 mm çalışma boyuna sahiptir. E7D ve E8D ultrasonik uçları elmas kaplıdır ve E7 ve E8 ultrasonik uçlarında elmas kaplama bulunmamaktadır. Üretim sürecinden ve materyalden kaynaklanabilecek farklılıkları standardize etmek için aynı marka eğe ve ultrasonik uç tercih edilmiştir.

Kırık eğe parçalarında ikincil kırık oluşmasıyla ilgili daha önce Terauchi ve arkadaşları<sup>34</sup> ve Arslan ve arkadaşları<sup>245</sup> tarafından yapılmış olan iki çalışmada, her bir grup için eğe sayısı 10 olarak belirlenmiştir. Bu iki araştırmanın, çalışma protokolü takip edilerek çalışmamızda her bir grup için 10 adet eğe kullanılmıştır. Kırık enstrüman parçaları, koronal 1 mm'lik bölümü dışarıda kalacak şekilde düz dentin blokları arasına bir mengene yardımıyla sıkıştırılmıştır. Ultrasonik uç, eğenin koronal 1 mm'lik

bölümüne ileri geri hareketlerle ikincil kırık oluşana kadar uygulanmıştır ve ikincil kırık oluşma süreleri kaydedilmiştir. Terauchi ve arkadaşları<sup>34</sup> yaptığı çalışmada, ikincil kırık oluşumu düz dentin bloklarında daha kısa sürede gerçekleştiğini belirtmiştir. Arslan ve arkadaşları<sup>245</sup> farklı taperdaki enstrümanlardaki ikincil kırık oluşma sürelerini karşılaştırdıkları çalışmada daha hızlı ikincil kırık oluşturmak için ultrasoniği yüksek güç ayarında kullanmıştır. Çalışmamızda farklı tip ve boyuttaki ultrasonik uçların, kırık enstrüman parçalarında ikincil kırık oluşturma sürelerini karşılaştırmak amaçlanmıştır ve klinik bir durum taklit edilmemiştir. Bu yüzden daha kısa sürede ikincil kırık oluşumu için düz dentin blokları tercih edilmiştir ve yüksek güç ayarında kullanılmıştır.

NiTi döner enstrümanlar perforasyon ve transportasyon gibi komplikasyonların oluşma riskini azaltmasının yanı sıra, kök kanal preprasyonun daha etkili ve kısa sürede yapılmasını sağlamaktadır.<sup>10, 253</sup> Bu avantajlarına rağmen NiTi enstrümanlar, klinik kullanım sırasında hiçbir belirti vermeden kırılabilmektedir.<sup>135</sup> Kanal preparasyonu sırasında enstrüman kırılma sıklığının %0,05- % 5 arasında değiştiği çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir.<sup>178, 254, 255</sup> Kanalda kırılmış enstrüman parçaları, kanalın yeterince temizlenmesini ve şekillendirilmesini engelleyerek, kök kanal tedavisinin başarısını olumsuz etkilemektedir.<sup>4, 29, 151, 176-180</sup> Kırık enstrüman parçası, kanalda bırakılarak kanalın koronal bölümü doldurulabilir, by-pass edilebilir veya kanaldan uzaklaştırılabilir.<sup>4, 176, 182, 184, 187</sup> Kırık enstrümanın by-pass edilmesi bazı çalışmalarda bir başarı kriteri olarak belirtilse de bazı çalışmalar sadece kırık enstrümanın kanaldan uzaklaştırılmasını başarı olarak kabul etmişlerdir.<sup>7, 26, 194</sup>

Kırık enstrümanların kanaldan uzaklaştırılması için pek çok yöntem geliştirilmiştir. Günümüzde ultrasonik cihazların kullanımının, kırık parçaların kanaldan uzaklaştırılmasında yüksek başarı oranları gösterdiği bildirilmiştir.<sup>29, 132, 256</sup>

Ultrasonik, insan işitme aralığının üzerinde, 20 kHz frekansa sahip bir ses enerjisidir.<sup>214</sup> İlk olarak 1957 yılında, Richman tarafından endodontide kullanımı öne sürülmüştür.<sup>227</sup> Ultrasonik üniteler endodonti kliniğinde; pulpa taşlarının uzaklaştırılması, kalsifiye kanal orifislerinin bulunması, kanal içerisinde kırılmış enstrümanların uzaklaştırılması, post ve gümüş konların uzaklaştırılması, irrigasyon solüsyonlarının aktivasyonu, guta perkanın ultrasonik kondenzasyonu, mineral trioksit agregatın (MTA) yerleştirilmesi, kök kanal preprasyonu ve endodontik cerrahi gibi pek çok alanda kullanılmaktadır.<sup>214</sup> Özellikle kırık enstrüman parçalarının kanaldan uzaklaştırılmasında, ultrasonik yöntemlerin operasyon mikroskobu ile kullanımının başarı oranı yüksek güvenilir bir tedavi olduğu belirtilmektedir.<sup>26, 29, 232</sup> Gençoğlu ve arkadaşları<sup>232</sup> düz ve kurvatürlü kanallarda kırık enstrümanların uzaklaştırılması için kullanılan farklı yöntemlerin başarısını araştırmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre kırık enstrüman parçalarının kanaldan uzaklaştırılmasında ultrasonik teknik kurvatürlü kanallarda %93,3, düz kanallarda ise %95,2 oranında başarılı bulunmuştur.<sup>232</sup>

Kırık parçanın uzaklaştırılması sırasında perforasyon oluşumu, kırık parçanın apikalden çıkması, basamak oluşumu, aşırı madde kaybı oluşması, diş dokusunun zayıflaması ve kırık parçanın tekrardan kırılması (ikincil kırık) gibi komplikasyonlar görülebilmektedir.<sup>232, 236, 257, 258</sup> Özellikle ultrasonik teknik kullanılırken, ultrasonik ucun kırık enstrüman parçasına temas etmesi muhtemeldir ve bu durum ikincil kırık oluşmasına neden olabilmektedir.<sup>29, 34</sup> Günümüzde kırık enstrüman parçalarının uzaklaştırılması, kanal tıkanıklıklarının açılması, postların uzaklaştırılması gibi amaçlarla kullanmak için bir çok farklı ultrasonik uç üretilmiştir. Ancak ultrasonik uç tiplerinin özellikleriyle ilgili yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Daha önceki çalışmalarda ultrasonik uçların kesme verimliliği, post ve kırık enstrümanların kanaldan uzaklaştırılmasındaki etkinliği gibi konular araştırılmıştır ancak farklı tipteki ultrasonik

uçların ikincil kırık oluşumuna etkisini araştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden çalışmamızda kök kanallarından kırık enstrüman parçalarının uzaklaştırılmasında, güncel bir teknik olan ultrasonik yöntemin kullanılması sırasında ortaya çıkabilecek olan ikincil kırık oluşumuna kullanılan ultrasonik uç tipinin etkisi araştırılmıştır.

Çalışmamızda ultrasonik uçların kırık enstrüman parçalarına uygulanmasıyla, dentin bloklarında kahverengi alanlar görülmüştür ve durum ısı oluşumunu göstermektedir. Benzer bir çalışmada<sup>34</sup> da ultrasonik aktivasyon sırasında ısı oluşumu sonucu dentin bloklarında meydana gelen kahverengi alanlar tespit etmişlerdir. Kapilla ve arkadaşları<sup>240</sup> kuru hava strelizasyonu sonucu NiTi tellerinin özelliklerini incelemişlerdir ve yaklaşık 200 °C veya üzerindeki sıcaklıkların NiTi tellerinin pseudoelastisitesini azalttığını gözlemlemişlerdir. Bu durum NiTi tellerinin sertliğinin artmasına ve esneklik kaybı sonucunda NiTi tellerinin kırılmaya daha hassas hale gelmesine neden olmaktadır.<sup>34, 240</sup>

Ultrasonik uçlar kullanılırken oluşan kanal içerisindeki sıcaklık artışı, dış kök yüzeyindeki sıcaklık artışının bir kaç katı kadar fazla olabilmektedir.<sup>241</sup> Kök yüzeyindeki sıcaklık 46°C'ye ulaştığında, kanal içerisindeki sıcaklık muhtemelen 200°C civarında olabilmektedir bu durum da NiTi enstrümanların özelliklerini değiştirerek, enstrümanı ikincil kırık oluşumuna daha yatkın hale getirebilir.<sup>34</sup>

Madarati ve arkadaşları<sup>241</sup> ultrasoniklerle kırık enstrümanların kanaldan uzaklaştırılması sırasında hava akımı kullanmanın, kök yüzeyindeki ısı oluşumunu azalttığını gözlemlemişlerdir. Yine bu çalışmanın sonuçlarına göre hava akımı olmadan kullanılan ultrasonik uçlar (ET 40D (Satelec/Acteon) ve CPR 5 (Obtura-Spartan)) kök yüzeyinde yaklaşık 11°C'lik bir sıcaklık artışına neden olmuştur.<sup>241</sup> Kökün dış yüzeyindeki 10°C ve üzerindeki sıcaklık artışları komşu periodontal dokularda önemli hasarlara yol açabilmektedir.<sup>242</sup> Sıcaklık artışı soğutma kullanılıp kullanılmamasına,

ultrasonik uç tipine, güç ayarına ve kanal içerisinde kullanılan süreye bağlı olarak değişmektedir.<sup>31, 243</sup> Hashem ve arkadaşları<sup>259</sup> ultrasonik yöntemle kırık enstrümanların uzaklaştırılmasında, iki farklı ultrasonik uç kullanarak dış kök yüzeyindeki ısı artışını araştırmışlardır. Bu çalışmanın sonuçları farklı ultrasonik uçların, kök yüzeyinde farklı miktarda sıcaklık artışına neden olduğunu göstermiştir.<sup>259</sup> Kullanılan ultrasonik ucun elmas kaplı olup olmaması, ultrasonik ucun çapı, kullanıldığı güç ayarı ve dentin kalınlığı gibi faktörler dış kök yüzeyinde oluşan ısı artışını etkilemektedir.<sup>33, 259</sup> Bu sonuçlar bize farklı ultrasonik uçların kanal içerisinde farklı derecelerde ısı oluşturabileceğini ve bu durumun ikincil kırık oluşumunda etkili olabileceğini düşündürmektedir.

Cottle ve arkadaşları<sup>260</sup> yuvarlak şekilli dört farklı ultrasonik ucun kesme verimliliğini değerlendikleri çalışmada; elmas kaplamalı BUC-1 (Obtura Spartan, Fenton, MO) ultrasonik ucunun, elmas kaplaması olmayan diğer B&L-3 (B&L Biotech), BL-2 (B&L Biotech) ve START-X #2 (Dentsply Maillefer) ultrasonik uçlarından daha fazla dentin uzaklaştırmıştır. Yine bu çalışmanın sonuçlarına göre START-X #2 (Dentsply Maillefer) ultrasonik ucu yüksek güç değerinde kullanıldığında bile BUC-1 (Obtura Spartan, Fenton, MO) ultrasonik ucundan daha fazla dentin kesme verimliliği göstermemiştir.<sup>260</sup> Bu durum daha büyük boyutlardaki ultrasonik enstrümanların ucundaki aktivasyonun (enerjinin), ince uçlu ultrasonik enstrümanlara göre daha düşük olmasıyla açıklanmıştır.<sup>260</sup>

Çalışmamızın sonuçlarına göre; farklı eğe tipleri dikkate alınmadan E7, E7D, E8 ve E8D ultrasonik uçlarının ikincil kırık oluşturma süreleri karşılaştırıldığında E7 ultrasonik ucu, E8D ultrasonik ucundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha kısa sürede ikincil kırık oluşumuna neden olmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Farklı eğe gruplarında ultrasonik uçların ikincil kırık oluşturma süreleri karşılaştırıldığında ise Reciproc Blue R25 eğesi grubunda; E8 ve

E8D ultrasonik uçları, E7 ve E7D ultrasonik uçlarından daha uzun sürelerde ikincil kırık oluşumuna sebep olmuştur.

Çalışmamızda kullanılan E8 ve E8D ultrasonik uçları, E7 ve E7D ultrasonik daha uzundur bu durum yukarıda belirtildiği gibi daha büyük boyutlardaki enstrümanların, uç kısmındaki ultrasonik enerjinin daha düşük olmasından kaynaklanmış olabilir. Ayrıca Lea ve arkadaşları<sup>261</sup> ultrasonik scaler uçlar ile yaptıkları çalışmada; aşınma sonucu uzunluğu azalan ultrasonik scaler ucun daha kısa amplitüde sahip olduğunu göstermiştir. Bu sonuç daha uzun ultrasonik bir ucun daha büyük bir amplitüde sahip olduğunu düşündürür. E8 -E8D ultrasonik uçlarının daha uzun bir amplitüde sahip olması birim zamanda kırık enstrüman parçasına olan temasını azaltmış ve böylece kırık enstrüman parçasında birim zamanda daha az ısı oluşumu ve metal yorgunluğu oluşturmuş olabilir. Bu durum uzun ultrasonik uçların, kısa ultrasonik uçlara göre daha uzun sürede ikincil kırık oluşturmasını açıklayabilir. Ancak bu konuyla ilgili ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmamızda dentin bloklar kullanılmıştır ve bu yüzden sonuçlarımız klinik bir durumu yansıtmamaktadır. Klinik olarak kanal çapı, kanal anatomisi, kırık ege parçası etrafındaki dentin miktarı gibi faktörler değerlendirilememiştir ve bu klinik faktörler ultrasonik uçların etkisini değiştirebilir.

Zirkonyum nitrit kaplı, elmas kaplı ve düz paslanmaz çelik ultrasonik uçların kesme etkinliğinin değerlendirildiği bir çalışma elmas kaplı ultrasonik ucun daha fazla kesme etkinliği gösterdiği belirtilmiştir.<sup>262</sup> Madarati ve arkadaşlarının<sup>33</sup> çalışmasına göre ise elmas kaplı bir uç olan CPR 5 (Obtura Spartan, Fenton, MO) dış kök yüzeyindeki sıcaklığı titanyum bazlı bir uç olan CPR 6'dan (Obtura Spartan, Fenton, MO) daha fazla derecede artırmıştır. Önceki çalışmalar daha çok ultrasonik uçların dentin kesme

etkinliğini değerlendirmiştir ve ultrasonik uçların ikincil kırık oluşumu üzerine etkilerini gösteren bir çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden sonuçlarımızı karşılaştıramadık.

Ultrasonik uçların dentin kesme etkinliğini değerlendiren farklı çalışmalar; elmas kaplamalı ultrasonik uçların dentini kesmede daha etkili olduğunu göstermiştir.<sup>260, 262</sup> Bu sonuçlar, elmas kaplamalı bir ultrasonik ucun, kırık enstrüman parçası üzerinde daha fazla ısı artışına neden olabileceği ve bu sebeple enstrümanı ikincil kırık oluşumuna daha yatkın hale getirebileceği düşünölebilir. Fakat çalışmamızın sonuçlarına göre Reciproc R25 eğesi grubunda; E7 ve E8 ultrasonik uçları, E7D ve E8D ultrasonik uçlarından daha kısa sürede ikincil kırık oluşumuna neden olmuştur. Bu durum elmas kaplamaları ultrasonik uçların kullanım sırasında aşınması<sup>263</sup> ve etkinliğini bir miktar kaybetmesiyle açıklanabilir. Ancak bu konuyla ilgili yapılacak ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Kırık enstrüman parçalarının ultrasonik uçlar yardımıyla kanaldan uzaklaştırılması sırasında, ultrasonik ucun kırık enstrüman parçasıyla teması, eğede döngösel yorgunluk oluşturabilir ve bu durum kırık eğe parçasını ikincil kırık oluşumuna daha yatkın hale getirebilmektedir.<sup>34</sup> Çalışmamızda farklı ultrasonik uç tipleri dikkate alınmadan Reciproc R25 (WDV) ve Reciproc Blue R25 (WDV) kanal enstrümalarında ikincil kırık oluşma süreleri değerlendirildiğine; Reciproc Blue R25'te, Reciproc R25'ten anlamlı derecede daha kısa sürede ikincil kırık oluştuğu gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Keskin ve arkadaşları<sup>171</sup> Reciproc Blue R25 (WDV) eğesinin döngösel yorgunluk direncini, WaveOne Gold Primary (25.07) (Dentsply Maillefer) ve Reciproc R25 (WDV) kanal eğelerinin döngösel yorgunluk dirençleriyle karşılaştırdıkları çalışmada; Reciproc Blue R25'in en yüksek döngösel yorgunluk direncine sahip olduğunu bulmuşlardır. Topçuoğlu ve arkadaşları<sup>126</sup> yaptığı çalışmada ise S şekli kanallarda Reciproc (WDV) ve Reciproc Blue (WDV) eğelerinin döngösel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmış ve Reciproc Blue'nun S-şekli kanallarda daha yüksek döngösel yorgunluk direncine sahip olduğu

bulunmuştur. Bu konuyla ilgili yapılmış birçok çalışma Reciproc Blue (WDV)'nin, Reciproc'tan (WDV) daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğunu göstermiştir.<sup>126, 171, 264-266</sup> Bu durum Reciproc R25'in, Reciproc Blue R25'e göre ikincil kırık oluşumuna daha yatkın olduğunu düşündürebilir. Ancak çalışmamızın sonuçlarına göre ikincil kırık oluşumu, Reciproc Blue R25 egesinde Reciproc R25 egesine göre daha kısa sürede meydana gelmiştir. Plotino ve arkadaşları<sup>129</sup> farklı sıcaklıkların kanal enstrümanlarının döngüsel yorgunluk direncine etkisini değerlendirmişlerdir ve ortam sıcaklığının artması enstrümanların döngüsel yorgunluk direncini azalttığını belirtmişlerdir. Vieira ve arkadaşları<sup>267</sup> blue ısıtma işlem görmüş kanal enstrümanlarının 20°C ve 37°C sıcaklıklarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır ve Reciproc Blue'nun (WDV) 37°C'de daha düşük döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini bulmuşlardır.

Pedulla ve arkadaşları<sup>268</sup> farklı erişim açıları Reciproc ve Reciproc Blue kanal eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmıştır. Küçük açılarda Reciproc Blue daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterirken; daha büyük açılarda Reciproc egesi, Reciproc Blue egesinden daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir.<sup>268</sup>

Çalışmamızın sonuçları, kırık enstrüman parçalarına ultrasonik enerji uygulandığı için, daha önce yapılmış olan döngüsel yorgunluk direncini değerlendiren çalışmalarla doğrudan karşılaştırılamamaktadır. Çalışmamızda kırık enstrüman parçalarına ultrasonik ucu uygulanmasıyla ortaya çıkan sıcaklık artışı eğelerin döngüsel yorgunluk direncini azaltarak ikincil kırıklara daha yatkın hale gelmesine sebep olabilir. Sıcaklık artışı, Reciproc Blue egesinde Reciproc egesine göre döngüsel yorgunluk direncini daha fazla miktarda azaltmış olabilir. Ancak bununla ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Ward ve arkadaşları<sup>29</sup> ultrasonik ile kırık enstrüman parçalarının kanaldan uzaklaştırılması sırasında kırık enstrümanın tekrar kırılarak, kökte daha küçük bir eğe parçası kalabildiğini belirtmiştir. Daha küçük boyutlardaki enstrümanların kök kanalından uzaklaştırılması büyük enstrüman parçalarına göre daha zordur.<sup>28, 30, 31</sup> Bu yüzden kırık enstrüman parçalarının kanaldan uzaklaştırılması sırasında ikincil kırık oluşumundan kaçınmak önemlidir.

Terauchi ve arkadaşları<sup>34</sup> kanal eğiminin dış tarafında dentin desteğine sahip örneklerin, dentin desteği bulunmayanlara göre ikincil kırıklara daha dirençli olduğu bulunmuştur.<sup>34</sup> Bu yüzden bu çalışmanın bulgularına göre; ikincil kırık oluşumunu önlemek için, eğri kanallarda ultrasonik uçların kanalın iç duvarına uygulanması, ultrasonik ucun çevresel olarak kullanılmaması ve 60 saniyeden uzun süreli uygulanmaması önerilmektedir.<sup>34</sup>

Arslan ve arkadaşları<sup>245</sup> ise .08 tapera sahip kanal enstrümanlarının, .06 ve .04 tapera sahip kanal enstrümanlarına göre ikincil kırıklara daha dirençli olduğu gözlenmiştir.

Kırık enstrüman parçalarının kök kanalından uzaklaştırılması sırasında istenmeyen bir durum olan ikincil kırık oluşumu tedavinin başarısını olumsuz etkileyebilmektedir. Literatürde bu konuyla ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır ve daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı ultrasonik uçların, kanal içerisinde kırılmış iki farklı enstrüman üzerindeki ikincil kırık oluşturma sürelerini karşılaştırdığımız mevcut çalışmanın koşulları ve sınırlamaları dahilinde;

Kullanılan eğeye uygulanan ısıtma işlem prosedürünün ve ultrasonik ucun özelliklerinin ikincil kırık meydana gelme süreleri üzerinde etkili olduğu tespit edilmiştir.

Kırık enstrüman parçalarının, kök kanallarından uzaklaştırılması sırasında, enstrümanın özellikleri iyi bilinmeli ve ikincil kırık oluşumunu kolaylaştıran faktörlerin farkında olarak dikkatli çalışılmalıdır. Ayrıca kırık parçaların kanaldan uzaklaştırılması için daha uzun boylu ve elmas kaplamalı ultrasonik uçların kullanımının daha güvenli olduğunu düşünmekteyiz.

Kanal içerisinde kırılmış enstrüman parçalarını uzaklaştırmak için güvenilir yöntemler belirlemek ve komplikasyon oluşumunu azaltmak amacıyla, farklı tipteki ultrasonik uçların ikincil kırık oluşumuna etkisini değerlendiren ileri araştırmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

## KAYNAKLAR

1. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1984;58(5):589-599.
2. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics*. 2004;30(8):559-567.
3. Walton RE, Torabinejad M. *Principles and practice of endodontics*: Saunders; 2002.
4. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*. 2006;32(11):1031-1043.
5. Fors U, BERG JO. Endodontic treatment of root canals obstructed by foreign objects. *International endodontic journal*. 1986;19(1):2-10.
6. Chenail BL, Teplitsky PE. Orthograde ultrasonic retrieval of root canal obstructions. *Journal of endodontics*. 1987;13(4):186-190.
7. Cheung GS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2007;16(1):1-26.
8. Yoneyama T, Kobayashi C. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti-Ni shape memory alloys. *Shape memory alloys for biomedical applications*: Elsevier; 2009:297-305.
9. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research*. 2018;32.
10. Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *Journal of endodontics*. 2009;35(7):938-943.
11. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz Jr GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2003;29(10):664-666.
12. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):541-544.
13. McGuigan M, Louca C, Duncan H. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *British dental journal*. 2013;214(7):341-348.
14. Serene TP AJ, Saxena A. Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics. *Ishiyaku EuroAmerica*. 1995.
15. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997;23(2):77-85.
16. Schrader C, Ackermann M, Barbakow F. Step-by-step description of a rotary root canal preparation technique. *International endodontic journal*. 1999;32(4):312-320.
17. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal*. 2001;34(5):386-389.
18. Cohen S, Burns RC. Vías de la pulpa. 2002.
19. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1999;25(6):434-440.
20. Fu M, Zhang Z, Hou B. Removal of broken files from root canals by using ultrasonic techniques combined with dental microscope: a retrospective analysis of treatment outcome. *Journal of endodontics*. 2011;37(5):619-622.

21. Masserann J. New method for extracting metallic fragments from canals. *L'Information dentaire*. 1972;54(43):3987-4005.
22. Gettleman BH, Spriggs KA, ElDeeb ME, Messer HH. Removal of canal obstructions with the Endo Extractor. *Journal of endodontics*. 1991;17(12):608-611.
23. Roig-Greene JL. The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid. *Journal of endodontics*. 1983;9(9):394-397.
24. Fors U, Berg J-O. A method for the removal of broken endodontic instruments from root canals. *Journal of endodontics*. 1983;9(4):156-159.
25. Souyave L, Inglis A, Alcalay M. Removal of fractured endodontic instruments using ultrasonics. *British Dental Journal*. 1985;159(8):251-253.
26. Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. *International Endodontic Journal*. 2005;38(2):112-123.
27. Krell KV, Fuller MW, Scott GL. The conservative retrieval of silver cones in difficult cases. *Journal of endodontics*. 1984;10(6):269-273.
28. Ruddle CJ. Nonsurgical retreatment. *Journal of Endodontics*. 2004;30(12):827-845.
29. Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *Journal of Endodontics*. 2003;29(11):756-763.
30. Shen Y, Peng B, Cheung GS-p. Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;98(5):605-610.
31. Hülsmann M, Schinkel I. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dental Traumatology*. 1999;15(6):252-258.
32. Ford HP. *Endodontics: problem-solving in clinical practice*: CRC Press; 2002.
33. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *Journal of endodontics*. 2008;34(9):1089-1092.
34. Terauchi Y, O'Leary L, Yoshioka T, Suda H. Comparison of the time required to create secondary fracture of separated file fragments by using ultrasonic vibration under various canal conditions. *Journal of endodontics*. 2013;39(10):1300-1305.
35. Ruddle CJ. Endodontic triad for success: the role of minimally invasive technology. *Dent Today*. 2015;34(5):76-80.
36. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974;18:269-296.
37. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics*. 2005;10(1):30-76.
38. Peters OA, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International endodontic journal*. 2001;34(3):221-230.
39. Lilley J. Endodontic instrumentation before 1800. *International Endodontic Journal*. 1976;9(2):67-70.
40. Anthony LP, Grossman LI. A brief history of root-canal therapy in the United States. *The Journal of the American Dental Association*. 1945;32(1):43-50.
41. Curson I. History and endodontics. *The Dental practitioner and dental record*. 1965;15:435-439.
42. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*. 1997;13(2):51-64.

43. Stenman E. *Effects of sterilization and endodontic medicaments on mechanical properties of root canal instruments*: Department of Dental Technology, University of Umeå; 1977.
44. Carrotte P. Endodontics: Part 5 Basic instruments and materials for root canal treatment. *British dental journal*. 2004;197(8):455-464.
45. Hoppe W, Schäfer E, Tepel J. Instrumentarium und Konzept für die manuelle Wurzelkanalaufbereitung. *Zahnärztl Welt*. 1993;102:764.
46. Ingle JJ, Leif K. Endodontics. 4th. *Malvern: Williams & Wilkins*. 1994:233.
47. Dolan DW, Craig RG. Bending and torsion of endodontic files with rhombus cross sections. *Journal of endodontics*. 1982;8(6):260-264.
48. Krupp JD, Brantley WA, Gerstein H. An investigation of the torsional and bending properties of seven brands of endodontic files. *Journal of endodontics*. 1984;10(8):372-380.
49. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *Journal of endodontics*. 1995;21(8):418-421.
50. Yaman SD. Endodontide kullanılan kök kanal aletleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;19(3):51-57.
51. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley R. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of applied physics*. 1963;34(5):1475-1477.
52. Toptaş E, Akkuş N. Şekil hafızalı alaşımlar ve endüstriyel uygulamaları. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*. 2007;4(4):15-22.
53. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *The Journal of the American Dental Association*. 1971;82(6):1373-1375.
54. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics*. 1988;14(7):346-351.
55. Brantley WA. Orthodontic wires. In: Brantley WA, E, eds. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*, 52-6. Stuttgart: Thieme; 2001:77-103.
56. Thompson S. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*. 2000;33(4):297-310.
57. Wang Y, Ren X, Otsuka K. Shape memory effect and superelasticity in a strain glass alloy. *Physical review letters*. 2006;97(22):225703.
58. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(2):163-172.
59. Stoeckel D, Yu W. Superelastic Ni--Ti Wire. *Wire journal international*. 1991;24(3):45-50.
60. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schafer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J*. Oct 2018;51(10):1088-1103.
61. Nemat-Nasser S, Guo W-G. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. *Mechanics of materials*. 2006;38(5-6):463-474.
62. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*. 1968;1(1):105-120.

63. Wang FE, Pickart SJ, Alperin HA. Mechanism of the TiNi Martensitic Transformation and the Crystal Structures of TiNi-II and TiNi-III Phases. *Journal of Applied Physics*. 1972;43(1):97-112.
64. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic topics*. 2013;29(1):42-54.
65. Emre A, OKTAY T. HAVACILIK VE UZAY UYGULAMALARINDA ŞEKİL HAFIZALI ALAŞIMLAR. *Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*. 2018;7(1):335-349.
66. Viana A, Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Bueno VT. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;110(4):527-533.
67. Otsuka K, Kakeshita T. Science and technology of shape-memory alloys: new developments. *mrs bulletin*. 2002;27(2):91-100.
68. 139–150. KFEifrcCTSAP.
69. Brantley WA EIAABION-TATEIJ, Bakland LK, Baumgartner JC. Editors. Ingle's Endodontics 6 Ed., Hamilton, BC Decker Inc. 2008; 26 (800-812).
70. Torrisi L. The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field. *Bio-medical materials and engineering*. 1999;9(1):39-47.
71. Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics*. 2001;27(4):299-303.
72. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Carlos E. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1995;21(3):146-151.
73. Gambill JM, Alder M, Carlos E. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *Journal of endodontics*. 1996;22(7):369-375.
74. Liu S-B, Fan B, Cheung G, et al. Cleaning effectiveness and shaping ability of rotary ProTaper compared with rotary GT and manual K-Flexofile. *American journal of dentistry*. 2006;19(6):353-358.
75. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbassa A. Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel–titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *International endodontic journal*. 2009;42(1):22-33.
76. Bergmans L LPRciIBG, Bindsløv PH, C Reit eds . Textbook of Endodontology. 2 th ed. Wiley-Blackwell; 2010.p. 169-192.
77. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics*. 2013;29(1):3-17.
78. Frick CP, Ortega AM, Tyber J, et al. Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 2005;405(1-2):34-49.
79. Wagner MF, Nayan N, Ramamurty U. Healing of fatigue damage in NiTi shape memory alloys. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2008;41(18):185408.
80. Brantley W, Svec T, Iijima M, Powers J, Grentzer T. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002;28(8):567-572.
81. Pereira E, Peixoto I, Viana A, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2012;45(5):469-474.

82. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2007;33(10):1212-1216.
83. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of endodontics*. 2007;33(10):1217-1221.
84. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*. 2001;27(8):516-520.
85. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2010;36(10):1653-1657.
86. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel–titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *Journal of endodontics*. 2008;34(2):208-211.
87. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2016;42(6):965-968.
88. Lopes H, Elias C, Vieira M, Vieira V, Inojosa I, Ferreira L. Influence of the surface roughness on the torsional resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *ENDO–Endodontic Practice Today*. 2017;11:51-55.
89. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel–titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of Endodontics*. 2008;34(2):190-193.
90. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of endodontics*. 2008;34(8):1003-1005.
91. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1589-1593.
92. Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1494-1497.
93. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1566-1571.
94. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of endodontics*. 2012;38(1):105-107.
95. Montalvão D, Alçada FS. Numeric comparison of the static mechanical behavior between profile GT and profile GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2011;37(8):1158-1161.
96. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(3):398-401.
97. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2008;34(11):1406-1409.

98. Pereira ES, Gomes RO, Leroy AM, et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dental Materials*. 2013;29(12):e318-e324.
99. Dental V. Reciproc Family RECIPROC Product card.
100. Dental V. Reciproc Family Product card.
101. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J*. Jul 2012;45(7):614-618.
102. Bernardes RA, Rocha EA, Duarte MAH, et al. Root canal area increase promoted by the EndoSequence and ProTaper systems: comparison by computed tomography. *Journal of Endodontics*. 2010;36(7):1179-1182.
103. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *Journal of endodontics*. 1987;13(10):479-489.
104. Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics*. 1985;11(5):203-211.
105. Dental V. RECIPROC User Card.
106. Pettiette MT, Delano EO, Trope M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and Nickel-titanium hand files. *Journal of endodontics*. 2001;27(2):124-127.
107. Reddy SA, Hicks ML. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *Journal of endodontics*. 1998;24(3):180-183.
108. Bane K, Faye B, Sarr M, Niang SO, Ndiaye D, Machtou P. Root canal shaping by single-file systems and rotary instruments: a laboratory study. *Iranian endodontic journal*. 2015;10(2):135.
109. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2011;44(3):253-258.
110. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(3):401-403.
111. McKelvey A, Ritchie R. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 2001;32(3):731-743.
112. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(11):1535-1540.
113. Shen Y, Coil J, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International endodontic journal*. 2013;46(8):720-729.
114. Iacono F, Pirani C, Generali L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International endodontic journal*. 2017;50(3):303-313.
115. Pinheiro S, Alcalde M, Vivacqua-Gomes N, et al. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *International endodontic journal*. 2018;51(6):705-713.
116. Kishore A, Gurtu A, Bansal R, Singhal A, Mohan S, Mehrotra A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2017;20(3):161.
117. Pirani C, Iacono F, Generali L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge

- machined NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. 2016;49(5):483-493.
118. Bojorquez B, Marloth R, Es-Said O. Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis*. 2002;9(1):93-97.
  119. Daneshmand S, Kahrizi EF, Abedi E, Abdolhosseini MM. Influence of machining parameters on electro discharge machining of NiTi shape memory alloys. *Int. J. Electrochem. Sci*. 2013;8(3):3095-3104.
  120. Pedullà E, Savio FL, Boninelli S, et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of endodontics*. 2016;42(1):156-159.
  121. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of endodontics*. 2016;42(12):1840-1843.
  122. Goo H-J, Kwak SW, Ha J-H, Pedullà E, Kim H-C. Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(11):1872-1877.
  123. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang Z-j, Maezono H, Haapasalo M. Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *Journal of endodontics*. 2016;42(6):961-964.
  124. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(4):623-627.
  125. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(7):1192-1196.
  126. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue and Reciproc Files in an S-shaped Canal. *J Endod*. Oct 2017;43(10):1679-1682.
  127. Dental V. Reciproc Family RECIPROCBblue Product card.
  128. Yared G. Reciproc blue: the new generation of reciprocation. *Giornale italiano di endodonzia*. 2017;31(2):96-101.
  129. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, et al. Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. *Journal of endodontics*. 2018;44(10):1549-1552.
  130. Pérez P, Salmi G, Muñoz A, Monge M. Influence of yttria additions on the oxidation behaviour of titanium prepared by powder metallurgy. *Scripta Materialia*. 2009;60(11):1008-1011.
  131. S. F. The Xp-Endo Finisher File Brochure. In: La Chaux- de Fonds S, ed; 2020.
  132. Terauchi Y, O'Leary L, Kikuchi I, et al. Evaluation of the efficiency of a new file removal system in comparison with two conventional systems. *Journal of endodontics*. 2007;33(5):585-588.
  133. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of endodontics*. 2006;32(11):1048-1052.
  134. Bergmans L, Dent VCJ, Dr I, DR I. PHD, & Lambrechts P, DDS, PHD. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: Rationale, performance and safety. *American Journal of Dentistry*. 2001;14(5):324-333.
  135. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*. 2000;26(3):161-165.

136. Martin B, Zelada G, Varela P, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2003;36(4):262-266.
137. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi TR. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J*. Oct 2010;43(10):866-873.
138. Mounce R. Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review. *Dent Today*. Feb 2004;23(2):119-120, 124-116, 128; quiz 129.
139. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*. Oct 2004;30(10):722-725.
140. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J*. Apr 2002;35(4):379-389.
141. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod*. Jan 2010;36(1):157-159.
142. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod*. Jan 2006;32(1):61-65.
143. Sotokawa T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J Endod*. Feb 1988;14(2):75-82.
144. Kim HC, Cheung GS, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod*. Jun 2008;34(6):743-747.
145. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod*. Mar 2007;33(3):276-279.
146. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P, Kulkarni G. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *International Endodontic Journal*. 2002;35(1):7-12.
147. Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *International endodontic journal*. 2003;36(3):161-165.
148. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*. 2001;34(1):47-53.
149. Barbakow F, Lutz F. The 'Lightspeed' preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *International Endodontic Journal*. 1997;30(1):46-50.
150. Thompson S, Dummer P. Shaping ability of ProFile. 04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *International endodontic journal*. 1997;30(1):1-7.
151. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of endodontics*. 2004;30(4):234-237.
152. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of endodontics*. 2011;37(6):758-763.

153. López FU, Fachin EV, Fontanella VRC, Barletta FB, Só MVR, Grecca FS. Apical transportation: a comparative evaluation of three root canal instrumentation techniques with three different apical diameters. *Journal of endodontics*. 2008;34(12):1545-1548.
154. Turpin Y, Chagneau F, Vulcain J. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*. 2000;26(7):414-417.
155. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of endodontics*. 2002;28(6):448-451.
156. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental Traumatology: Review article*. 2000;16(3):95-100.
157. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2005;31(2):114-116.
158. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2000;26(3):156-160.
159. Yared G, Kulkarni G. Failure of Profile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *International endodontic journal*. 2002;35(6):536-541.
160. Brantley WA CW, Kovarik L, Iijima M, Alapati S, Liu J, Johnson WB. STEM observations of NiTi wires for rotary endodontic instruments. *J Dent Res* 2008;87 (AADR Abstracts): Abstract No. 595.T.
161. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2004;30(5):339-341.
162. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*. 2005;38(11):802-809.
163. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2002;28(10):716-720.
164. Linsuwanont P, Parashos P, Messer H. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2004;37(1):19-28.
165. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Fragalkc I, Condorellid GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2000;89(3):363-368.
166. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2009;42(7):621-626.
167. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Jun 2007;103(6):843-847.
168. Ruddle CJ. Single-file shaping technique: achieving a gold medal result. *Dent Today*. 2016;35(1):1-7.
169. Al-Hadlaq SM, AlJarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2010;36(2):305-307.

170. Generali L, Puddu P, Borghi A, et al. Mechanical properties and metallurgical features of new and ex vivo used Reciproc Blue and Reciproc. *Int Endod J*. Feb 2020;53(2):250-264.
171. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. *J Endod*. Aug 2017;43(8):1360-1363.
172. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino V, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2006;39(9):716-723.
173. Viana A, Gonzalez B, Buono V, Bahia M. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2006;39(9):709-715.
174. Kosa DA, Marshall G, Baumgartner JC. An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. *Journal of Endodontics*. 1999;25(6):441-445.
175. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*. Oct 2001;14(5):324-333.
176. Souter NJ, Messer HH. Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *Journal of Endodontics*. 2005;31(6):450-452.
177. Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *Journal of endodontics*. 1990;16(10):498-504.
178. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *Journal of endodontics*. 2005;31(12):845-850.
179. Roda RS. Nonsurgical retreatment. *Pathways of the Pulp*. 2006:944-1010.
180. Rocke H, Guldener P. Obstruktion des Wurzelkanals. *Endodontologie, 3rd edn. Stuttgart: Thieme Verlag*. 1993:293-312.
181. Ingle JI LR, Glick DH. Indications and Contraindications for Endodontic Surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1964;18:97-113.
182. Crump MC, Natkin E. Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *The Journal of the American Dental Association*. 1970;80(6):1341-1347.
183. Grossman LI. Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1969;28(5):746-752.
184. Fox J, Moodnik R, Greenfield E, Atkinson J. Filing root canals with files radiographic evaluation of 304 cases. *The New York state dental journal*. 1972;38(3):154-157.
185. Kerekes K, Tronstad L. Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *Journal of endodontics*. 1979;5(3):83-90.
186. Torabinejad M, Walton RE. *Endodontics: Principles and Practice*. St. Louis: Saunders: Elsevier; 2009.
187. Cohen S, Hargreaves K. *Pathways of the Pulp*. St. Louis: Mosby: Elsevier; 2006.
188. Nehme WB. Elimination of intracanal metallic obstructions by abrasion using an operational microscope and ultrasonics. *Journal of endodontics*. 2001;27(5):365-367.
189. Hülsmann M. Removal of silver cones and fractured instruments using the Canal Finder System. *Journal of endodontics*. 1990;16(12):596-600.

190. Hülsmann M, Stryga F. Comparison of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. *Journal of Endodontics*. 1993;19(3):141-145.
191. Ruddle C. Nonsurgical endodontic retreatment. *Pathways of the Pulp*. 2002.
192. 6. GFTrobiEP.
193. Cattoni M. Common failures in endodontics and their correction. Paper presented at: Dental Clinics of North America, 1963.
194. Hülsmann M. Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Dental Traumatology*. 1993;9(6):223-237.
195. Ruddle CJ. Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp*. 2002.
196. Carr GB. CS, Burns RC. *Pathways of the pulp*. 7th ed; 1998.
197. Masserann J. Translation of entfernen metallischer fragmente aus wurzelkanälen, by Jean Masserann, which describes a technique for the removal of metallic fragments which remain lodged in root canals. *J Br Endod Soc*. 1971;5:55-59.
198. Nagai O, Tani N, Kayaba Y, Kodama S, Osada T. Ultrasonic removal of broken instruments in root canals. *International endodontic journal*. 1986;19(6):298-304.
199. Wong R, Cho F. Microscopic management of procedural errors. *Dental Clinics of North America*. 1997;41(3):455-479.
200. Suter B. A new method for retrieving silver points and separated instruments from root canals. *Journal of endodontics*. 1998;24(6):446-448.
201. Bergenholtz G, Hörsted-Bindslev P, Reit C. *Textbook of endodontology*: John Wiley & Sons; 2013.
202. Thirumalai AK, Sekar M, Mylswamy S. Retrieval of a separated instrument using Masserann technique. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2008;11(1):42.
203. Yoldas O, Oztunc H, Tinaz C, Alparslan N. Perforation risks associated with the use of Masserann endodontic kit drills in mandibular molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;97(4):513-517.
204. Friedman S, Stabholz A, Tamse A. Endodontic retreatment—case selection and technique. Part 3. Retreatment techniques. *Journal of Endodontics*. 1990;16(11):543-549.
205. Simon S, Machtou P, Tomson P, Adams N, Lumley P. Influence of fractured instruments on the success rate of endodontic treatment. *Dental update*. 2008;35(3):172-179.
206. Okiji T. Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments. *Journal of endodontics*. 2003;29(7):466-467.
207. Micro Mega Masseran Kit. Available at: <https://www.yumpu.com/fr/document/view/563592/die-masserann-kits-micro-mega>.
208. Hager & Meisinger GmbH; Neuss G. MEITRAC I-III Endo Safety Systems Catalog.
209. . Available at: <https://www.scottsdental.com/amfile/file/download/file/6871/product/24129/>.
210. Products RD. Endo-Extractor System Catalog.
211. CJ. R. Ruddle on retreatment, 4-part DVD series. James Lowe Productions/Studio 2050, producers. Santa Barbara: Advanced Endodontics, 2004.
212. Ruddle CJ. Broken instrument removal. The endodontic challenge. *Dentistry today*. 2002;21(7):70.

213. Munce CJ. The S.I.R. system: separated instrument retrieval using various-diameter, dead-soft bonded tubes. *Dent Today*. Jan 2002;21(1):64-71.
214. Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *Journal of endodontics*. 2007;33(2):81-95.
215. Stock CJ. Current status of the use of ultrasound in endodontics. *Int Dent J*. Jun 1991;41(3):175-182.
216. Ahmad M, Ford TRP, Crum LA. Ultrasonic debridement of root canals: an insight into the mechanisms involved. *Journal of Endodontics*. 1987;13(3):93-101.
217. Layton CA, Marshall JG, Morgan LA, Baumgartner JC. Evaluation of cracks associated with ultrasonic root-end preparation. *Journal of endodontics*. 1996;22(4):157-160.
218. Laurichesse J. La technique de l'appui parietal (TAP). *Rev Fr Endod*. 1985;4:19-37.
219. Ahmad M, Roy R, KAMARUDIN AG, Safar M. The vibratory pattern of ultrasonic files driven piezoelectrically. *International endodontic journal*. 1993;26(2):120-124.
220. Lumley P, Walmsley A, Marquis P. Effect of air inlet ring opening on sonic handpiece performance. *Journal of dentistry*. 1994;22(6):376-379.
221. Lloyd A, Jaunberzins A, Dummer P, Bryant S. Root-end cavity preparation using the MicroMega Sonic Retro-prep Tip™. SEM analysis. *International endodontic journal*. 1996;29(5):295-301.
222. Von Arx T, Kurt B, Ilgenstein B, Hardt N. Preliminary results and analysis of a new set of sonic instruments for root-end cavity preparation. *International endodontic journal*. 1998;31(1):32-38.
223. von Arx T, Kurt B. Root-end cavity preparation after apicoectomy using a new type of sonic and diamond-surfaced retrotip: a 1-year follow-up study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1999;57(6):656-661.
224. Walmsley A. Ultrasound and root canal treatment: the need for scientific evaluation. *International Endodontic Journal*. 1987;20(3):105-111.
225. Lumley P, Walmsley A, Laird W. An investigation into cavitation activity occurring in endosonic instrumentation. *Journal of Dentistry*. 1988;16(3):120-122.
226. Laird W, Walmsley A. Ultrasound in dentistry. Part 1—biophysical interactions. *Journal of dentistry*. 1991;19(1):14-17.
227. Richman MJ. The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection. *J Dent Med*. 1957;12:12-18.
228. Martin H, Cunningham W. Endosonic endodontics: the ultrasonic synergistic system. *International dental journal*. 1984;34(3):198-203.
229. Martin H, Cunningham\* W. Endosonics—the ultrasonic synergistic system of endodontics. *Dental Traumatology*. 1985;1(6):201-206.
230. Shiyakov KK, Vasileva RI. Effectiveness in the curve of eight types of endosonic tips for broken instruments removal. *Journal of IMAB—Annual Proceeding Scientific Papers*. 2014;20(5):595-600.
231. 2017/18 NPP. Oral Hygiene Catalog.120,121.
232. Gencoglu N, Helvacioglu D. Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instruments from root canal systems. *European journal of dentistry*. 2009;3(2):90.
233. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJ. Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intra-canal fracture of endodontic instruments. Part 2. *Int Endod J*. Dec 2008;41(12):1079-1087.

234. Nevares G, Cunha RS, Zuolo ML, da Silveira Bueno CE. Success rates for removing or bypassing fractured instruments: a prospective clinical study. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):442-444.
235. Wei X, Ling J, Gao Y, Huang X, Li X. Management of intracanal separated instruments with the microsonic technique and its clinical outcome. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stomatology*. 2004;39(5):379-381.
236. Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PM. Management of intracanal separated instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(5):569-581.
237. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. A microcomputed tomography scanning study of root canal space: changes after the ultrasonic removal of fractured files. *Journal of Endodontics*. 2009;35(1):125-128.
238. Madarati A, Qualtrough A, Watts D. Vertical fracture resistance of roots after ultrasonic removal of fractured instruments. *International endodontic journal*. 2010;43(5):424-429.
239. Pitt Ford TR RJ, Pitt Ford HE. . *Root canal retreatment*. In: *Endodontics: Problem-solving in Clinical Practice*. London: Martin Dunitz; 2002.
240. Kapila S, Haugen JW, Watanabe LG. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1992;102(2):120-126.
241. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Efficiency of a newly designed ultrasonic unit and tips in reducing temperature rise on root surface during the removal of fractured files. *Journal of endodontics*. 2009;35(6):896-899.
242. Sweatman TL, Baumgartner JC, Sakaguchi RL. Radicular temperatures associated with thermoplasticized gutta-percha. *Journal of endodontics*. 2001;27(8):512-515.
243. Marsicovetere ES, Clement DJ, Carlos E. Morphometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium Lightspeed instrument system. *Journal of endodontics*. 1996;22(5):231-235.
244. RC H. *Mechanics of Materials*; 1997.
245. Arslan H, Yıldız ED, Taş G, Akbiyık N, Topçuoğlu HS. Duration of ultrasonic activation causing secondary fractures during the removal of the separated instruments with different tapers. *Clinical oral investigations*. 2020;24(1):351-355.
246. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*. 2008;41(4):339-344.
247. Shim K-S, Oh S, Kum K, Kim Y-C, Jee K-K, Chang SW. Mechanical and metallurgical properties of various nickel-titanium rotary instruments. *BioMed research international*. 2017;2017.
248. Peters OA, de Azevedo Bahia MG, Pereira ESJ. Contemporary root canal preparation: innovations in biomechanics. *Dental Clinics*. 2017;61(1):37-58.
249. Choi J, Oh S, Kim Y-C, Jee K-K, Kum K, Chang S. Fracture resistance of K3 nickel-titanium files made from different thermal treatments. *Bioinorganic chemistry and applications*. 2016;2016.
250. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(7):997-1001.
251. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2010;36(7):1205-1209.

252. Terauchi Y, Sexton C, Bakland LK, Bogen G. Factors affecting the removal time of separated instruments. *Journal of Endodontics*. 2021.
253. El Batouty KM, Elmallah WE. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(9):1290-1292.
254. Knowles KI, Hammond NB, Biggs SG, Ibarrola JL. Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2006;32(1):14-16.
255. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, et al. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of endodontics*. 2006;32(12):1139-1141.
256. Shahabinejad H, Ghassemi A, Pishbin L, Shahravan A. Success of ultrasonic technique in removing fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals and its effect on the required force for root fracture. *Journal of Endodontics*. 2013;39(6):824-828.
257. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *Journal of endodontics*. 1999;25(1):6-8.
258. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics*. 1989;15(11):512-516.
259. Hashem AAR. Ultrasonic vibration: temperature rise on external root surface during broken instrument removal. *Journal of endodontics*. 2007;33(9):1070-1073.
260. Cottle E, Kulild JC, Walker MP. A comparison of dentin cutting efficiency of 4 round-tipped ultrasonic instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(8):1051-1053.
261. Lea SC, Landini G, Walmsley AD. The effect of wear on ultrasonic scaler tip displacement amplitude. *Journal of clinical periodontology*. 2006;33(1):37-41.
262. Lin YH, Mickel AK, Jones JJ, Montagnese TA, González AF. Evaluation of cutting efficiency of ultrasonic tips used in orthograde endodontic treatment. *J Endod*. Apr 2006;32(4):359-361.
263. Liao Y-S, Lin T-C, Lee M-S, et al. Optimal parameters of dental ultrasonic instrument diamond coating for enamel removal. *Journal of Dental Sciences*. 2015;10(2):128-132.
264. Özyürek T, Uslu G, Yılmaz K, Gündoğar M. Effect of glide path creating on cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium files: a laboratory study. *Journal of endodontics*. 2018;44(6):1033-1037.
265. Serafin M, De Biasi M, Franco V, Generali L, Angerame D. Influence of different motions on the cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue endodontic instruments. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*. 2019;22(5):449.
266. Inan U, Keskin C, Yilmaz ÖS, Baş G. Cyclic fatigue of Reciproc Blue and Reciproc instruments exposed to intracanal temperature in simulated severe apical curvature. *Clinical oral investigations*. 2019;23(5):2077-2082.
267. Vieira TM, Cardoso RM, Alves NCC, et al. Cyclic Fatigue Resistance of Blue Heat-Treated Instruments at Different Temperatures. *International Journal of Biomaterials*. 2021;2021.
268. Pedullà E, La Rosa GRM, Boninelli S, Rinaldi OG, Rapisarda E, Kim H-C. Influence of different angles of file access on cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue instruments. *Journal of endodontics*. 2018;44(12):1849-1855.

## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

|                                          |
|------------------------------------------|
| <b>Kişisel Bilgiler</b>                  |
| <b>Adı Soyadı:</b> Fatma Atasever Çakmak |
| <b>Doğum tarihi:</b>                     |
| <b>Doğum Yeri:</b>                       |
| <b>Medeni Hali:</b>                      |
| <b>Uyruğu:</b>                           |
| <b>Adres:</b>                            |
| <b>Tel:</b>                              |
| <b>Faks:</b>                             |
| <b>E-mail:</b>                           |
| <b>Eğitim</b>                            |
| <b>Lise:</b>                             |
| <b>Lisans:</b>                           |
| <b>Yüksek lisans:</b>                    |
| <b>Yabancı Dil Bilgisi</b>               |
| <b>İngilizce:</b>                        |
| <b>Almanca:</b>                          |
| <b>Rusça:</b>                            |
| <b>Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar</b>     |
| -                                        |
| <b>İlgi Alanları ve Hobiler</b>          |
|                                          |

## EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Sayı : 35

06.11.2020

### ENDODONTİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

19.10.2020 tarih ve 14 sayılı yazınız ekinde gönderilen ve Dr. Öğr. Üyesi Halit ALADAĞ danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Fatma ATASEVER tarafından yürütülecek olan *“Farklı Ultrasonik Uçlar Kullanılarak Kırılmış Eğe Parçalarında İkincil Kırık Oluşturmak İçin Gereken Sürelerin Karşılaştırılması”* başlıklı Uzmanlık Tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM  
Tel : (442) 2360942



T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 06/11/2020  
Oturum Sayısı: 06/ 2020

KARAR

|                        |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
|------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| SORUMLU<br>ARAŞTIRMACI | Dr. Öğr. Üyesi Halit ALADAĞ<br>Arş. Gör. Dt. Fatma ATASEVER                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| Araştırmanın Açık Adı  | <i>Farklı Ultrasonik Uçlar Kullanılarak Kırılmış Eğe Parçalarında İkincil Kırık Oluşturmak İçin Gereken Sürelerin Karşılaştırılması</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| Karar No               | 35.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
| Alınan Karar           | Dr. Öğr. Üyesi Halit ALADAĞ danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Fatma ATASEVER tarafından yürütülecek olan “ <i>Farklı Ultrasonik Uçlar Kullanılarak Kırılmış Eğe Parçalarında İkincil Kırık Oluşturmak İçin Gereken Sürelerin Karşılaştırılması</i> ” başlıklı Uzmanlık Tez Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcut oybirliği ile karar verildi. |