

**T.C.**  
**FIRAT ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**RESİPROKAL HAREKET YAPAN DÖRT FARKLI NİKEL  
TİTANYUM EĞE SİSTEMİNİN STERİLİZASYONA BAĞLI  
DÖNGÜSEL YORGUNLUĞUNUN KARŞILAŞTIRMALI  
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**  
**Bayram ÇELİKEL**

**TEZ DANIŞMANI**  
**Dr. Öğr. Üyesi Faruk ÖZTEKİN**

**Bu çalışma Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından  
DHF. 20.01 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**ELAZIĞ**  
**2020**

## ONAY SAYFASI

Prof. Dr. Fahrettin GÖKTAŞ

Dekan V.

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Dr. Öğr. Üyesi Mevlüt Sinan OCAK

Endodonti Anabilim Dalı Başkanı

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Dr. Öğr. Üyesi Faruk ÖZTEKİN**

Danışman

Uzmanlık Tez Değerlendirme Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Özkan ADIGÜZEL (D.Ü)

Dr. Öğr. Üyesi Faruk ÖZTEKİN (F.Ü)

Dr. Öğr. Üyesi Mevlüt Sinan OCEK



## ETİK BEYAN

Kendime ait çalışmalar ile bu tez çalışmasını gerçekleştirdiğimi, çalışmaların planlanmasından, bulgularının elde edilmesine ve yazım aşamasına kadar tüm aşamalarında etiğe aykırı davranışım olmadığını, bu tezdeki tüm bilgileri ve verileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması içinde yer alan ancak bu tez çalışmasının bulguları arasında yer almayan verilere, bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Bayram ÇELİKEL

27.06.2020

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Faruk ÖZTEKİN

Danışman

Endodonti Anabilim Dalı

ELAZIĞ

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, tez yazım süresince desteklerini benden esirgemeyen, bilgi ve sabrı ile bana yol gösteren saygıdeğer hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Faruk ÖZTEKİN'e,

Çalışmama destek sağlayan Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Destek Komisyonu'na,

Uzmanlık eğitimim boyunca her türlü tecrübesini ve desteğini esirgemeyen anabilim dalı başkanımız Sayın Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mevlüt Sinan OCAK'a,

Uzmanlık eğitiminde her türlü destek bilgi ve tecrübesini esirgemeyen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Tuba GÖK'e,

Tüm eğitim hayatım boyunca bana desteklerini esirgemeyen sevgili annem ve babama,

En içten teşekkürlerimi ve saygılarımı sunuyorum...

Bayram ÇELİKEL

Elazığ-2020

## İÇİNDEKİLER

|                                                                  |            |
|------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>ONAY SAYFASI</b>                                              | <b>ii</b>  |
| <b>TEŞEKKÜR</b>                                                  | <b>iv</b>  |
| <b>İÇİNDEKİLER</b>                                               | <b>v</b>   |
| <b>TABLO LİSTESİ</b>                                             | <b>vii</b> |
| <b>KISALTMALAR LİSTESİ</b>                                       | <b>ix</b>  |
| <b>1. ÖZET</b>                                                   | <b>1</b>   |
| <b>2. ABSTRACT</b>                                               | <b>4</b>   |
| <b>3. GİRİŞ</b>                                                  | <b>7</b>   |
| 3.1. Kök Kanallarının Preparasyonu                               | 8          |
| 3.2. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Eğeler                 | 9          |
| 3.2.1. Paslanmaz Çelik El Eğeleri                                | 11         |
| 3.2.2. Nikel-Titanyum Eğeler                                     | 14         |
| 3.2.3. NiTi Döner Ege Sistemleri                                 | 18         |
| 3.3. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Ege Sistemleri           | 23         |
| 3.3.1. WaveOne Gold (WOG)                                        | 23         |
| 3.3.2. Reciproc (R)                                              | 25         |
| 3.3.3. Reciproc Blue                                             | 27         |
| 3.4. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşan İyatrojenik Hatalar | 31         |
| 3.4.1. Transportasyon (Yer Değiştirme)                           | 31         |
| 3.4.2. Alet Kırıkları                                            | 37         |
| 3.5. Döngüsel Yorgunluğu Etkileyen Etmenler                      | 38         |
| 3.5.1. Eğrilik açısı ve yarıçapı                                 | 38         |
| 3.5.1.1. Kök Eğriliği Açısı                                      | 38         |
| 3.5.1.2. Eğrilik Açısı ve Eğrilik Yarıçapı                       | 39         |
| 3.5.2. Ege Tasarımı                                              | 40         |
| 3.5.3. Yüzey Koşulları                                           | 41         |
| 3.5.4. Dönme Hızı                                                | 41         |
| 3.5.5. Preparasyon Tekniği                                       | 42         |
| 3.5.6. Kullanım sayısı                                           | 43         |
| 3.5.7. Sterilizasyon prosedürü                                   | 43         |

|                                                   |           |
|---------------------------------------------------|-----------|
| <b>4. MATERİYAL VE METOT</b>                      | <b>46</b> |
| 4.1. Örneklem Sayısı                              | 46        |
| 4.2. Örneklerin Hazırlanması                      | 46        |
| 4.3. Yapay Kanalların Hazırlanması                | 48        |
| 4.4. Döngüsel Yorgunluk Test Düzeni               | 48        |
| 4.5. Sterilizasyon Tekniğı Ve Sıcaklık Ayarlaması | 49        |
| 4.6. İstatistiksel Değerlendirme                  | 49        |
| <b>5. BULGULAR</b>                                | <b>51</b> |
| <b>6. TARTIŞMA</b>                                | <b>59</b> |
| <b>7. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>                       | <b>67</b> |
| <b>8. KAYNAKLAR</b>                               | <b>69</b> |
| <b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>                                | <b>79</b> |

## TABLO LİSTESİ

|                                                                                                             |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 1.</b> Kanal Preparasyonunun Temel Hedefleri ve Dikkat Edilmesi Gereken Kurallar                   | 9  |
| <b>Tablo 2.</b> Deneydeki Grupların Dağılımı                                                                | 47 |
| <b>Tablo 3.</b> Döngüsel Yorgunluk Testi (63)                                                               | 49 |
| <b>Tablo 4.</b> Kırık parça uzunluğunun Eğe Türü, Sıcaklık ve Sterilizasyona Göre Karşılaştırılması         | 52 |
| <b>Tablo 5.</b> Eğe Türlerine Göre Kırık Parça Uzunluğunun Sıcaklık ve Sterilizasyona ile Karşılaştırılması | 54 |
| <b>Tablo 6.</b> Kırılma Tur Sayısının Eğe Türü, Sıcaklık ve Sterilizasyona Göre Karşılaştırılması.          | 55 |
| <b>Tablo 7.</b> Eğe Türlerine Göre Kırılma Tur Sayısının Sıcaklık ve Sterilizasyon ile Karşılaştırılması    | 57 |

## ŞEKİL LİSTESİ

|                  |                                                                                                                                               |    |
|------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 1.</b>  | K Tipi Eğeler                                                                                                                                 | 12 |
| <b>Şekil 2.</b>  | H Tipi Eğeler                                                                                                                                 | 13 |
| <b>Şekil 3.</b>  | Reamer Tipi Eğeler                                                                                                                            | 13 |
| <b>Şekil 4.</b>  | NiTi Tipi Eğeler                                                                                                                              | 14 |
| <b>Şekil 5.</b>  | NiTi Alaşımların Martensitik Transformasyon Diyagramı                                                                                         | 15 |
| <b>Şekil 6.</b>  | NiTi alaşımların şekil hafızası diyagramı                                                                                                     | 16 |
| <b>Şekil 7.</b>  | NiTi alaşımların stres gerinim grafiği                                                                                                        | 17 |
| <b>Şekil 8.</b>  | NiTi alaşımın transformasyon sıcaklıkları                                                                                                     | 18 |
| <b>Şekil 9.</b>  | WaveOne Gold Eğeler                                                                                                                           | 25 |
| <b>Şekil 10.</b> | Reciproc Eğeler                                                                                                                               | 27 |
| <b>Şekil 12.</b> | TF Adaptive Eğesi Çapraz Kesiti                                                                                                               | 30 |
| <b>Şekil 13.</b> | Kök Kanal Transportasyonu                                                                                                                     | 31 |
| <b>Şekil 14.</b> | Kök Kanal Transportasyonu sırasında görülen iyatrojenik hatalar<br>1. Eğenin kanal içerisindeki yerleşimi 2. Basamak 3. Zip 4.<br>Perforasyon | 33 |
| <b>Şekil 15.</b> | Basamak Oluşumu                                                                                                                               | 33 |
| <b>Şekil 16.</b> | Zip Oluşumu                                                                                                                                   | 34 |
| <b>Şekil 17.</b> | Dirsek Oluşumu                                                                                                                                | 34 |
| <b>Şekil 18.</b> | Perforasyon Oluşumu                                                                                                                           | 35 |
| <b>Şekil 19.</b> | Strip Perforasyon Oluşumu                                                                                                                     | 36 |
| <b>Şekil 20.</b> | Schneider yöntemi                                                                                                                             | 39 |
| <b>Şekil 21.</b> | Schneider yöntemi                                                                                                                             | 40 |
| <b>Şekil 22.</b> | CNC Makinelerinde Üretilen Yapay Kanal                                                                                                        | 48 |
| <b>Şekil 23.</b> | Çalışmada Kullanılan Eğelerin Dağılımı                                                                                                        | 51 |
| <b>Şekil 24.</b> | Kırık parça uzunluğunun Eğe Türlerine Göre Karşılaştırılması                                                                                  | 52 |
| <b>Şekil 25.</b> | Kırık parça uzunluğunun Sıcaklığa Göre Karşılaştırılması                                                                                      | 53 |
| <b>Şekil 26.</b> | Kırılma Tur Sayısının Eğe Türlerine Göre Karşılaştırılması                                                                                    | 55 |
| <b>Şekil 27.</b> | Kırılma Tur Sayısının Sıcaklığa Göre Karşılaştırılması                                                                                        | 56 |
| <b>Şekil 28.</b> | Eğenin Kırık Parça Uzunluğu ile Kırılma Tur Sayısının İlişkisi                                                                                | 58 |

## KISALTMALAR LİSTESİ

|                     |                                                 |
|---------------------|-------------------------------------------------|
| <b>Af</b>           | : Ostenitik dönüşüm bitiş sıcaklığı             |
| <b>As</b>           | : Ostenitik dönüşüm başlangıç sıcaklığı         |
| <b>°C</b>           | : Santigrat Derece                              |
| <b>CAA</b>          | : Canal Access Angle                            |
| <b>CM-wire</b>      | : Control Memory                                |
| <b>CNC</b>          | : Computer Numerical Control                    |
| <b>Elbow</b>        | : Dirsek                                        |
| <b>H tipi</b>       | : Hedström                                      |
| <b>IQR</b>          | : Inter Quantile Range                          |
| <b>KTS</b>          | : Kırılma Tur Sayısı                            |
| <b>Ledge</b>        | : Basamak                                       |
| <b>ML</b>           | : Orta/Geniş kanallar                           |
| <b>mm</b>           | : Milimetre                                     |
| <b>MR</b>           | : Martensit Reoryantasyon                       |
| <b>Ni-Ti</b>        | : Nikel Titanyum                                |
| <b>NOL</b>          | : Naval Ordnance Laboratory                     |
| <b>NTDES</b>        | : NiTi Döner Eğe Sistemleri                     |
| <b>PTN</b>          | : ProTaper Next                                 |
| <b>R</b>            | : Reciproc                                      |
| <b>Rpm</b>          | : Revolutions per minute                        |
| <b>SIM</b>          | : Stresle indüklenen martensitik transformasyon |
| <b>SM</b>           | : Dar kanallar                                  |
| <b>Sn</b>           | : Saniye                                        |
| <b>Sy</b>           | : Saat yönü                                     |
| <b>Syt</b>          | : Saat yönü tersi                               |
| <b>TF Adaptive:</b> | Twisted File Adaptive sistem                    |
| <b>WO</b>           | : WaveOne                                       |
| <b>WOG</b>          | : WaveOne Gold                                  |
| <b>Zip</b>          | : Eliptikasyon                                  |

## 1. ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı sterilizasyonun ve sıcaklık farkının WaveOne Gold, Reciproc, Reciproc Blue ve Twisted File Adaptive döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkisini incelemektir.

Çalışma kapsamında 4 farklı eğe sisteminden 40'ar adet olmak üzere toplamda 160 adet eğe kullanılmıştır. Her bir eğe sisteminde paketinden yeni çıkarılmış materyaller ve hiç kullanılmadan bir defa sterilize edilmiş materyaller kullanılmıştır. Aynı zamanda bu çalışma 20 °C ve 39 °C olacak şekilde iki farklı sıcaklık ortamında tekrarlanmıştır. Autocad programında tasarlanan yapay kanal, CNC (computer numerical control) makineleri ile paslanmaz çelik bloklardan aşındırma yapılarak elde edilmiştir. Statik döngüsel yorgunluk düzeneği için 1,5 mm iç çapa, 60° kurvatür eğimine ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay bir kanal kullanılmıştır. Yapay kanalın kurvatürü, kanalın sonlandığı yerin 5 mm'lik koronal kısmında yer almaktadır. Eğeler 19 mm'den sabitlenerek standart hale getirilip işlem yapılmıştır. Eğelerin kırılma zamanı dijital kronometre ile kaydedildi ve dönme hızı ile çarpılarak tur sayıları sayısal olarak hesaplandı. Her bir eğe için kırılma gerçekleşinceye kadarki tur sayısı aşağıdaki formüle göre hesaplandı: Kırılma Tur Sayısı (KTS)= [Dönme hızı (rpm) x Süre (sn)]/60

İstatistiksel analiz için SPSS 22 programı kullanılmıştır. Kategorik verilerin gösteriminde sayı (%), ölçümsel verilerin gösteriminde ortanca ve çeyrekler arası mesafe (IQR) kullanılmıştır. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro Wilk testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Normal dağılıma uymadığı görülen verilerin karşılaştırılmasında ikili gruplarda Mann-Whitney U testi, ikiden fazla değişkenli gruplarda Kruskal Wallis testleri uygulanmış olup, farklılıkların kaynağını

belirlemek için Tukey post-hoc analiz kullanıldı.  $p<0,05$  istatistiksel olarak önemli kabul edilmiştir.

Eğе türüne göre eğenin kırık parça uzunluğu mukayese edildiğinde gruplar arasında istatistiksel açıdan önemli farklılık olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ). Bu farklılığın ise Twisted File Adaptive ile Reciproc Blue hariç tüm gruplar arasındaki farktan kaynaklandığı bulunmuştur. Çıkan sonuca göre kırık parça uzunlukları Reciproc>WaveOne Gold>Reciproc Blue=Twisted File Adaptive şeklinde sıralanmaktadır. Sıcaklık ile kırık parça uzunluğu karşılaştırıldığında 20°C'deki eğelerin kırık parça uzunluğu, 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p=0,012$ ). Dört farklı eğe için ayrı ayrı değerlendirildiğinde; 20 °C'deki kırık parça uzunluğu, 39°C'deki kırık parça uzunluğundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Reciproc ve Reciproc Blue eğe grubu için sterilize edilmiş eğelerin kırık parça uzunluğu, sterilize edilmemiş eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Eğe türüne göre eğenin kırılma tur sayısı mukayese edildiğinde gruplar arasında istatistiksel açıdan önemli farklılık olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ). Bu farklılığın ise Reciproc Blue ile diğer üç eğe arasındaki farktan kaynaklandığı bulunmuştur. Kırılma tur sayısı parametresi bakımından çalışmadaki değerlere göre Reciproc Blue>Reciproc=WaveOne Gold=Twisted File Adaptive şeklinde sıralanmaktadır. Sıcaklık ile kırılma tur sayısı karşılaştırıldığında 20°C'deki eğelerin kırılma tur sayısı, 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Dört farklı eğe için ayrı ayrı değerlendirildiğinde 20 °C'deki KTS, 39°C'deki KTS'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Reciproc ve Reciproc Blue eğe grubu için sterilize edilmiş eğelerin KTS'leri, sterilize edilmemiş eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur.

Sonuç olarak Reciproc Blue eğesinin dgsel yorgunluk direncinin diğer eğelerden yüksek olduğu bulunmuştur. Düşük sıcaklığın dgsel yorgunluk direncini arttırdığı grlmştr.

**Anahtar Kelimeler:** WaveOne Gold, Reciproc, Reciproc Blue ve Twisted File Adaptive, Dgsel Yorgunluk



## 2. ABSTRACT

### **A COMPARATIVE EVALUATION OF THE STERILIZATION-BASED CYCLIC FATIGUE OF FOUR DIFFERENT NICKEL TITANIUM FILE SYSTEM WITH RECIPROCAL MOVEMENTS**

The aim of this thesis study is to examine the effect of sterilization and temperature difference on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc, Reciproc Blue and Twisted File Adaptive rotary file systems.

Within the scope of the study, a total of 160 files were used, 40 of which from 4 different file systems. In each file system, freshly unpacked materials and materials sterilized once were used. At the same time, this study was repeated in two different temperature environments as 20 ° C and 39 ° C. The artificial channel designed in the AutoCAD program was obtained by etching from stainless steel blocks with CNC (computer numerical control) machines. An artificial channel made of stainless steel with an inner diameter of 1.5 mm, a curvature of 60 ° and a curvature radius of 5 mm was used for the static cyclic fatigue mechanism. The curvature of the artificial canal is located in the 5 mm coronal part where the canal ends. The files were fixed at 19 mm and standardized and processed. Time to fracture of the files was recorded using a digital stopwatch and the number of laps was obtained numerically by multiplying by the rotation speed. The number of turns until fracture occurs for each file was calculated according to the following formula: Breaking Turns Number (KTS) =  $[\text{Rotation speed (rpm)} \times \text{Time (sec)}] / 60$

SPSS 22 program was used for statistical analysis. Number (%) was used in the display of categorical data, and the median and interquartile distance (IQR) were used in displaying the measurable data. Whether the data showed normal distribution was evaluated using the Shapiro Wilk test. The Mann-Whitney U test was used in

paired groups and the Kruskal-Wallis tests in groups with more than two variables were used to compare the data that were found to be incompatible with normal distribution, and Tukey's test for post-hoc analysis was used to see where the differences originated.  $p < 0.05$  was considered statistically significant.

When the fracture length of the file was compared according to the type of file, it was observed that there was a statistically significant difference between the groups ( $p < 0.001$ ). It was found that this difference was caused by the difference between all groups except Twisted File Adaptive and Reciproc Blue. According to the result, the broken piece lengths are listed as Reciproc > WaveOne Gold > Reciproc Blue = Twisted File Adaptive. When the temperature and the broken piece length are compared, the broken piece length of the files at 20 ° C was found to be significantly higher than the files at 39 ° C ( $p = 0.012$ ). When evaluated separately for four different files; The broken piece length at 20 ° C was found to be significantly higher than the broken piece length at 39 ° C. For the Reciproc and Reciproc Blue file groups, the fracture length of the sterilized files was significantly higher than the non-sterilized files. When the number of turns of the file was compared according to the file type, it was seen that there was a statistically significant difference between the groups ( $p < 0.001$ ). This difference is due to the difference between Reciproc Blue and the other three files. According to the values in the study in terms of the number of breaking turns parameter, it is listed as Reciproc Blue > Reciproc = WaveOne Gold = Twisted File Adaptive. When the temperature and the number of breaking turns were compared, the number of breaking turns of the files at 20 ° C was found to be significantly higher than the files at 39 ° C ( $p < 0.001$ ). When evaluated separately for four different files, the CTS at 20 ° C was found to be significantly higher than the

CTS at 39 ° C. For the Reciproc and Reciproc Blue file groups, the CTS values of the sterilized files were significantly higher than the non-sterilized files.

As a result, it was found that the cyclic fatigue resistance of the Reciproc Blue file was higher than the other files. Low temperature has been shown to increase resistance to cyclic fatigue.

**Key Words:** WaveOne Gold, Reciproc, Reciproc Blue and Twisted File Adaptive, Cyclic Fatigue



### 3. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biri kök kanal preparasyonudur (1, 2). Bu aşamada vital ve nekrotik doku enfekte olmuş kök dentini ile beraber kanaldan uzaklaştırılmaktadır. Yapılan bu endodontik tedavinin başarılı sayılabilmesi için kök kanal preparasyonu esnasında kök kanalının apikalden koronale konik bir formda genişletilmesi, işlem yapılırken de kanalın orijinal formunun bozulmaması gereklidir (2).

Paslanmaz çelikten yapılmış olan endodontik eğeler rijit, esnek olmayan, düz metallerdir. Bu aletler eğimli kök kanalına tam olarak uyum sağlayamaz ve düz şekilde konumlanırlar (3). Bundan dolayı, aletin temas ettiği alanda düzensiz bir güç dağılımı meydana gelir (4, 5). Sonuçta; eğimli kanalların şekillendirilmesi esnasında kanal transportasyonu, basamak, zip, perforasyon veya alet kırılması gibi iyatrojenik hataların oluşma ihtimali artar. Kök kanalının orijinal yapısında istenmeyen değişiklikleri engellemek amacıyla paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha esnek olan Nikel-Titanyum (NiTi) kök kanal enstrümanları imal edilmiştir. NiTi el eğelerinin dentini kesme becerilerinin düşük olması sebebiyle şekillendirmenin uzun sürmesi NiTi döner aletlerin geliştirilmesine neden olmuştur. Fakat yapılan araştırmalar, şekillendirme esnasındaki NiTi döner aletlerin orijinal forma geri dönme isteğinin kanalın anatomisinde değişikliklere neden olabileceğini göstermiştir (6). Bundan dolayı klinik şartlar altında daha esnek NiTi alaşımlar imal edebilmek için termomekanik işlem prosedürleri geliştirilmiştir.

NiTi döner eğelerin en büyük dezavantajı tedavi esnasında kırılmasıdır (7). Kırılmalar torsiyonel de olabilir döngüsel yorgunluk nedenli de olabilir ama döngüsel yorgunluk, aletin kırılmasındaki baskın mekanizmadır (8).

Hekimler ekonomik nedenlerden dolayı NiTi döner eğeleri kırılma riskine rağmen tekrar tekrar kullanmaktadır (9). Bazı çalışmalarda, NiTi döner eğelerin tekrarlı klinik kullanımının döngüsel yorgunluk direncini düşürdüğü bulunmuş olmasına rağmen (10, 11), döner NiTi aletlerin on defa kullanılabileceğini veya dört molar dişin kanal preparasyonunun mümkün olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (12, 13). Sonuçta, dental literatürde NiTi döner sistem eğelerinin kaç defa kullanılması gerektiği hakkında ortak bir görüş bulunmamaktadır (14).

Sterilizasyonun, enstrümanların kırılması üstündeki etkisi, literatürde hala bir fikir birliğine varılmadığı için belirsizdir (15, 16). Fakat NiTi enstrümanların kırılmasında önemli bir etken olarak görülmektedir (17).

Bu tez çalışmasının amacı sterilizasyonun ve sıcaklık farkının WaveOne Gold, Reciproc, Reciproc Blue ve Twisted File Adaptive döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkisini incelemektir.

### **3.1. Kök Kanallarının Preparasyonu**

Kök kanal tedavisindeki en önemli adımlardan biri kök kanal preparasyonudur (2). Kök kanal tedavisinin başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için; kök kanal sistemindeki enfekte olmuş inorganik ve organik debrisin mümkün olduğu kadar uzaklaştırılması, oradaki mikroorganizmaların yok edilmesi ve biyolojik yapıya uyumlu malzemeler yardımı ile kök kanalının hermetik olarak doldurulması gerekmektedir (18). Bununla beraber, kök kanal preparasyonu esnasında kök kanalı apikal uçtan koronal uca doğru konik bir şekilde genişletilirken, kanalın kendi orijinal yapısının korunması gereklidir (2).

Kanal preparasyonunun temel hedefleri ve uygulama sırasında dikkat edilmesi şart olan başlıca kurallar Tablo 1’de özetlenmiştir (2, 17, 19).

**Tablo 1.** Kanal Preparasyonunun Temel Hedefleri ve Dikkat Edilmesi Gereken Kurallar

| <b>Kök Kanal Preparasyonunun Hedefleri</b>                                                  |                                                                                       |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>1. Kök kanallarındaki nekrotik ve vital dokuyu uzaklaştırmak</b>                         |                                                                                       |
| <b>2. İrrigasyon ve medikasyonun yapılabilmesi için yetecek miktarda alan temin etmek</b>   |                                                                                       |
| <b>3. Kanalın kök yapısına ve kanal sistemine iyatrojenik zarar vermekten kaçınmak</b>      |                                                                                       |
| <b>4. Kanal doldurma işlemini kolaylaştırmak</b>                                            |                                                                                       |
| <b>5. Periradiküler dokuların irritasyonundan ve enfeksiyonundan kaçınmak</b>               |                                                                                       |
| <b>6. Dişin uzun dönem fonksiyonda kalmasına izin verecek şekilde kök dentinini korumak</b> |                                                                                       |
| <b>Dikkat Edilmesi Gereken Kurallar</b>                                                     |                                                                                       |
| <b>Mekanik Kurallar</b>                                                                     | <b>Biyolojik Kurallar</b>                                                             |
| <b>1. Apekten giriş kavitesine kadar süren koniklik sağlanmalı</b>                          | <b>1. Şekillendirme kök sınırları içinde yapılmalı</b>                                |
| <b>2. Apikal foramen bu konik yapının en dar kısmını oluşturmali</b>                        | <b>2. Apikal foramenden periapikal dokulara doğru nekrotik debris geçişi olmamalı</b> |
| <b>3. Kanal preparasyonu orijinal kanal anatomisini korumalı</b>                            | <b>3. Kök kanal boşluğundaki bütün dokular uzaklaştırılmalı</b>                       |
| <b>4. Apikal foramenin anatomisi ve orijinal yapısı bozulmamalı</b>                         | <b>4. İntrakanal medikamentler için yeterli boşluk yaratılmalı</b>                    |
| <b>5. Apikal açıklık kanal tedavisi basamaklarına müsaade edebilecek kadar dar olmalı</b>   |                                                                                       |

### **3.2. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Eğeler**

Kök kanal aletleri 1960 senesine kadar karbon çelik alaşımından imal edilmiştir (20). Fakat hem kök kanal şekillendirmesi sırasında hem de sterilizasyon işleminin kendisi bu alaşımdan yapılmış eğelerde aşınmaya, yıpranmaya ve yanmaya sebep olduğundan eğeler tek kullanımlık şeklinde üretilmişlerdir. Karbon çeliklerin bu şekilde dezavantajları olduğu için paslanmaz çelik el eğelerinin kullanımına geçilmiştir. Bu şekilde paslanmaz çelik kullanılması aletlerin gelişimine önemli derecede katkıda bulunmuştur (21). Stenman bir çalışmada aletlerin sterilizasyonunun, preparasyon sırasında kullanılan hem paslanmaz çelik hem de

karbon elik kök kanal enstrümanlarının kırılmaya karşı direnci ve kesme etkinliği üzerindeki etkisini incelemiştir. Bu incelemede sterilizasyonun karbon elik aletlerde önemli derecede korozyona sebep olduğu belirlenirken, paslanmaz elik aletlerin mekanik fonksiyonlarında önemli bir etki yapmadığı gözlemlenmiştir (22).

Son dönemde, paslanmaz elik aletlerin yapısı gereği esnek olmadığı görülmüş ve aletlerin imalatında nikel-titanyum (NiTi) alaşımı kullanılmıştır. Bu son gelişme, kanal şekillendirmesinde büyük ilerlemelere sebep olmuş ve böylece NiTi döner aletler imal edilmeye başlanmıştır. Kök kanal preparasyonu, NiTi döner eğeler ile paslanmaz elik el eğelerine nazaran daha kısa sürmekte ve daha az hata gerçekleşmektedir (12, 23, 24). NiTi aletler, zip, basamak veya perforasyon gibi hatalara neden olmadan orijinal kanal yapısını sürdürebilmektedir (25, 26).

Bu gelişmeler olurken üretici bir firma kanal aletlerinin yapımında titanyum-alüminyum alaşımı kullanmıştır. Bu alaşım ağırlık olarak takribi %90 titanyum ve %5 alüminyumdan meydana gelmektedir. Manuel olarak kullanım için reamer, K-file ve Hedstrom file şekli bulunmaktadır. Titanyum-alüminyum aletler konvansiyonel paslanmaz elik eğelerle kıyaslandığında daha esnektir, ama kesme etkinlikleri konvansiyonel paslanmaz elik aletlerinki ile neredeyse aynıdır. Ayrıca titanyum-alüminyum alaşımı nikel titanyum alaşımı gibi, süper elastik özelliklere sahip değildir (20).

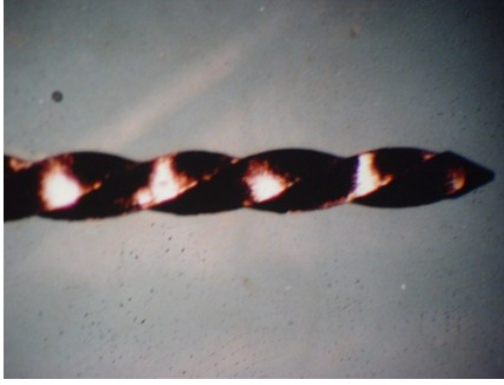
Netice olarak, NiTi döner sistem eğeleri içinde barındırdıkları sperelastikiyet ve şekil hafızası özelliklerinden dolayı son zamanlarda kullanılan en popüler kök kanal aletleridir.

### 3.2.1. Paslanmaz Çelik El Eğeleri

Onsekizinci yy'ın sonlarına doğru Edward Maynard kendi bulduğu icadı olarak yuvarlak bir teli çentiklemek suretiyle endodontik el aleti geliştirmiş ve pulpa dokusunu çıkarmıştır (27). 1885 senesinde Gates Glidden frezleri, 1915 senesinde ise K tipi eğeler piyasaya çıkmıştır. Paslanmaz çelikten üretilmiş olan H tipi, K tipi ve remaerlar şeklinde üç tip eğe ile kök kanal hazırlığı yapılmaktadır (2, 17).

K tipi eğeler 1915 senesinde Kerr firması tarafından tasarlanmıştır. Bu eğeler kök kanal preparasyonunda kullanılan en eski eğelerdendir. Bu eğeler enine kesiti üçgen veya kare olan çelik bir telin saat yönünün tersine döndürülmesi ile meydana gelir (28, 29). K tipi eğelerin spiralleri arasında mesafe fazla olduğundan dolayı dentinin kaldırılmasında daha etkilidir (30). K tipi eğelerin kesici kenar açısı  $25^{\circ}$ -  $40^{\circ}$  arasındadır. Bahsedilen bu eğeler preparasyon işlemi sırasında saat yönünde çeyrek tur döndürüldükten sonra geri çekilerek kullanılır (28). Bu şekilde çalışma sistemi, preparasyon sırasında kanalın transportasyon riskini azaltır ve eğenin kanal içerisinde santralde bulunmasını kolaylaştırır (30).

K tipi eğeler sürekli olarak geliştirilmiş ve bu eğelerin bir çeşidi olan K-flex eğeleri 1982 senesinde yine aynı firma tarafından imal edilmiştir. K-flex eğeler, bıçak ve spiral yapısından ötürü konvansiyonel K tipi eğelerden daha esnektir ve kesme etkinliklerinin değişiminden ötürü kalıntıların çıkarılmasında daha etkililerdir (28, 29).



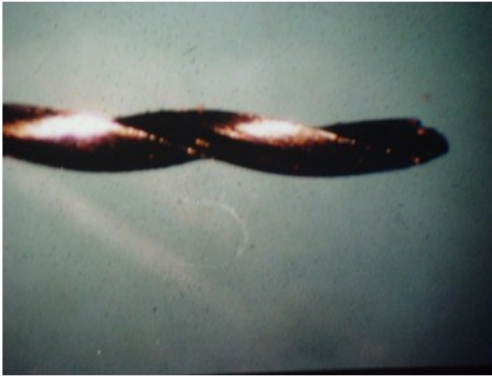
**Şekil 1.** K Tipi Eğeler (31)

H tipi (hedström) eğeler enine kesit görüntüsü yuvarlak olan paslanmaz çelik tellerin burulmasıyla elde edilir. H tipi eğelerin uzun eksenine ile kesici kenarı arasında  $60^{\circ}$ - $65^{\circ}$ 'lik bir açı bulunmaktadır. Bu durum bu eğelerin agresif dentin kaldırılmasında etkili olmasına neden olur. Kor çapları küçük olmasından ve bıçak dizaynından dolayı rotasyon hareketi yapılırken kırılmaya karşı dirençleri düşüktür. Bundan dolayı itme-çekme hareketi şeklinde kullanılmaları gerekmektedir. Kırılmaya karşı dirençsiz oldukları için dar ve kurvatürlü kanallarda H tipi eğelerin kullanılmaları tavsiye edilmez. H tipi eğelerin doğrusal hareket yaparken kesme etkinliğinin, K tipi ve reamerlardan daha iyi olmasından ötürü özellikle çevresel eğeleme için tercih edilmektedir (28).



**Şekil 2. H Tipi Eğeler (31)**

Reamerler, üçgen bir telin spiral şeklinde yontulmasıyla meydana gelir. Reamerlar her 1 mm'lik kısımda yarım veya bir kesici kenara sahip oldukları için diğer eğelere nazaran kesiciliği daha az olan kenarları vardır. Kök kanal preparasyonu esnasında çeyrek tur dönüş yapılıp, debris kanaldan dışarı çıkartabilmek maksadıyla geri çekme metodu kullanılır. Eğenin sertliği boyutun artmasıyla arttığı için, kurvatürlü kanallarda apikal transportasyona sebep olmaktadır. Reamerlerin kesme etkinlikleri, diğer eğelerle kıyaslandığında daha az olduğu için rutin kullanımı önerilmemektedir (29).



**Şekil 3. Reamer Tipi Eğeler (31)**

### 3.2.2. Nikel-Titanyum Eğeler

Metalurjist W.E. Buehler 1960'ların başında bir deniz mühimmat laboratuvarında bir uzay araştırma programı için tuza karşı dirençli olan, su geçirmeyen ve manyetik olmayan bir alaşım geliştirmiştir. Buna elementlerin ilk heceleri (Ni-Ti) ile ilk bulunduğu yer olan “Naval Ordnance Laboratory”un ilk harflerinin (NOL) entegre edilmesiyle meydana getirilen ‘NİTİNOL’ adı verilmiştir (32).

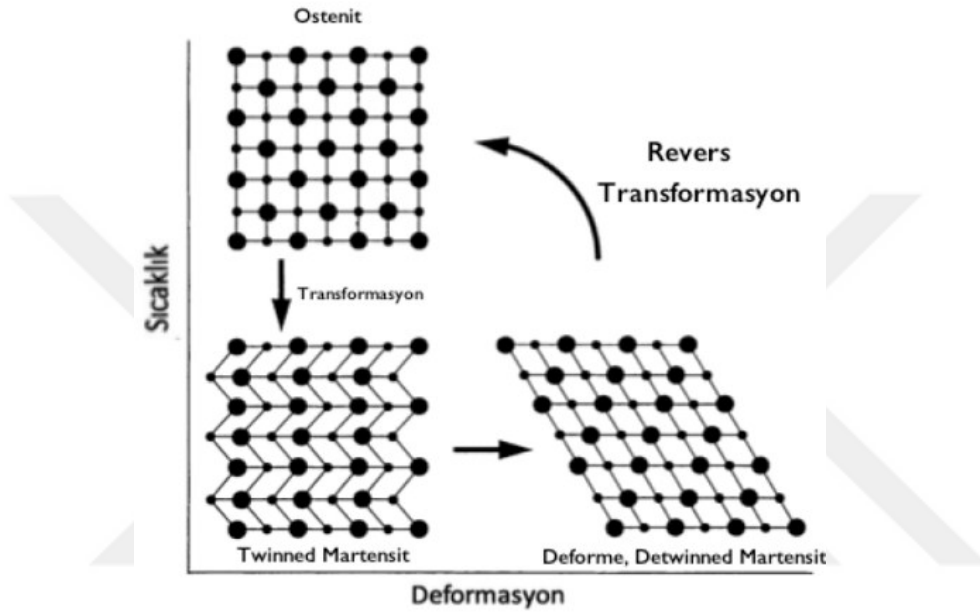
Kök kanal preparasyonu sırasında kullanılan nitinol maddesi; atom sayıları eşit olacak şekilde %56 Nikel ve %44 Titanyumdan oluşmaktadır. Bu maddenin jenerik adı 55-Ni-Ti-nol'dur. Atomik bağlanma yapılarında çeşitli değişiklikler yapılmak suretiyle kristalografik dizilimlerinde ve mekanik özelliklerinde çeşitlilik meydana getirilebilir (33).



**Şekil 4.** NiTi Tipi Eğeler (31)

NiTi alaşımlar “austenit”, “martensit” ve “R fazı” olarak üç farklı kristal yapıda bulunmaktadır (33). Yüksek sıcaklıklarda (100 °C) NiTi'nin kristal yapısı sabittir. Kütle merkezli kübik örgü yapısı “ostenit faz” veya “ana faz” şeklinde isimlendirilir. NiTi alaşımlar için kritik ısı değerleri aralığı vardır ve bu değerlere

kadar soğutulduğunda; alaşımın akma dayanımı, esneklik ve elektriksel dirençlilikte önemli değişiklikler meydana gelir. Sıcaklığın azaltılması, alaşımın kristal dokusunda bir takım değişiklikler oluşturarak martensitik dönüşüme sebep olur (Şekil 5). Bu durum, alaşımın fiziksel özelliklerinde bir farklılaşmaya sebebiyet verir ve alaşım şekil hafızası fonksiyonuna sahip olur (34).

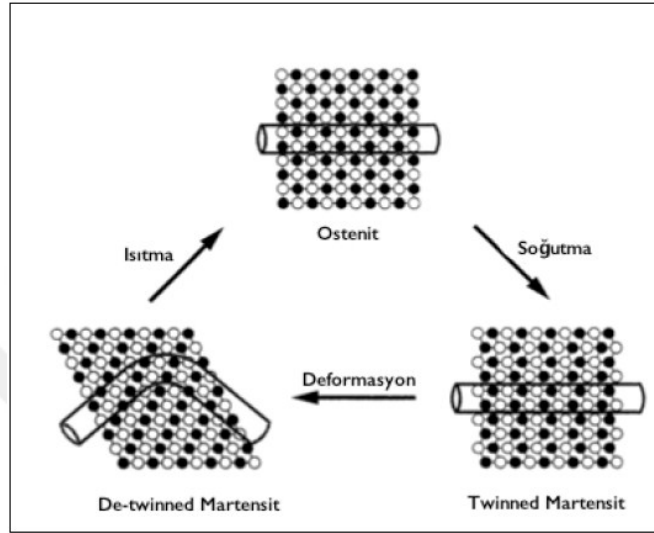


**Şekil 5.** NiTi Alaşımların Martensitik Transformasyon Diyagramı (33)

Alaşım içerisinde oluşan bu dönüşüm, makaslama biçiminde bir dönüşümdür. Bu işlem sonrası hekzagonal sıkı bir örgü dokusu gösteren ikiz martensit formu oluşur. Dışardan herhangi bir güç uygulanmadığı sürece makroskobik şekilde değişiklik olmaz. Martensit şekli deforme edildiğinde de-twinned martensit şekline evrilir (Şekil 6). Martensit formdaki NiTi alaşımı, ostenit forma kıyasla daha yumuşaktır ve daha kolay şekil verilir (33).

Nitinol alaşımı ostenit fazda kübik şekilde olup, düşük strese ve yüksek sıcaklıkta serttir (35, 36). Bu yapının martensit fazı ise, ostenit faza kıyasla daha düşük bir young modülüne daha fazla akma direncine sahip olan monoklinik yapıya sahip

olup daha düşük sıcaklıkta bir fazdır. Bu özellik, martensit fazın çok düşük bir gerilimde bile rahatlıkla deforme olmasına neden olmaktadır. Martensit faz plastik deformasyon gösterebildiğinden, yüksek stres altında eğerlerin kırılma ihtimalini düşürür (37).

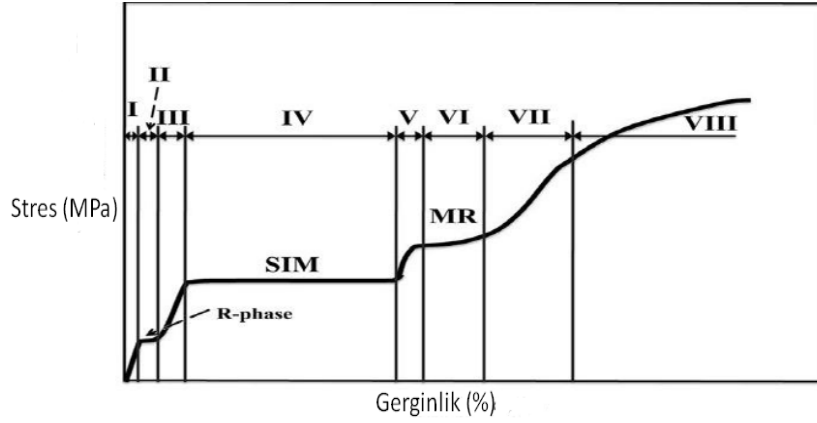


**Şekil 6.** NiTi alaşımların şekil hafızası diyagramı (33)

Kök kanal sisteminin hazırlanması gibi stres uygulamaları, alaşımın ostenit yapıdan martensitik yapıya dönüşümüne sebep olur. NiTi alaşımlara dışardan bir güç uygulandığında kalıcı şekil değişikliği yerine, stres yüklemesi sebebiyle martensitik değişim oluşur (33).

NiTi alaşımların mekanik davranışları sekiz safhadan oluşmaktadır ve alaşımın deformasyonuna göre;

1. Stresle indüklenen martensitik transformasyon (SIM),
2. Martensit reoryantasyon (MR) ve
3. Plastik deformasyon şeklinde üzere 3 farklı tipte sınıflandırılmaktadır (38).

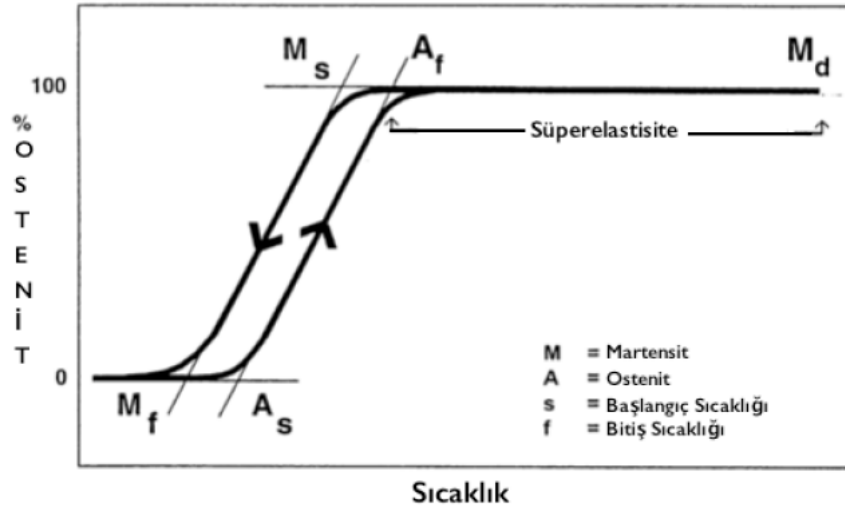


**Şekil 7.** NiTi alaşımların stres gerinim grafiği (33)

NiTi alaşımın stres gerinim grafiğinde gösterilen safhalar şunlardır:

- I. Ostenitin elastik deformasyon safhası,
- II. Ostenitin R fazına dönüşüm safhası,
- III. R fazın stresle uyarılan elastik deformasyon safhası,
- IV. SIM nedeniyle R fazdan martensite dönüşüm safhası,
- V. Martensitin elastik deformasyonu,
- VI. Martensit reoryantasyon safhası (MR),
- VII. Reoryantasyonlu martensitin doğrusal olmayan deformasyon safhası,
- VIII. Reoryantasyonlu martensitin plastik deformasyonu (38).

Alaşımların deformasyonu, maddenin transformasyon sıcaklığı üstündeki bir sıcaklık derecesine çıkarılması ile ortadan kalkar ve ostenit fazına geri döner (33). Bu değişimin ilk meydana geldiği sıcaklık ostenitik dönüşüm başlangıç sıcaklığı ( $A_s$ ), bu olayın bittiği sıcaklık ise ostenitik dönüşüm bitiş sıcaklığı ( $A_f$ ) şeklinde isimlendirilir. Ostenit dönüşüm son sıcaklığı üzerinde NiTi alaşım şekil hafızası transformasyonunu bitirmiş olur ve süperelastik özelliklerini gösterir (Şekil 8). Sonuçta, martensitik NiTi ısıtıldığında ostenitik faza, ostenitik NiTi soğutulduğunda martensitik faza dönüşür (39).



**Şekil 8.** NiTi alaşımanın transformasyon sıcaklıkları (33)

### 3.2.3. NiTi Döner Eğe Sistemleri

Nikel-Titanyum döner eğe sistemleri (NTDES), en komplike kanal yapılarında bile kırılmaya karşı iyi direnç gösterir. Yeni NTDES'lerin üretimi yapılırken klinik uygulamalar ve ideal çalışma parametreleri göz önünde bulundurularak tasarlanmaktadır. Endodonti alanında 1990 yıllarından beri kullanılan NTDES'ler, hem işlev hem de dizayn özellikleri bakımından günümüze değin sürekli değişim göstermiştir. NTDES'ler özelliklerine göre 5 jenerasyona ayrılmaktadır (40).

Birinci jenerasyon eğeler ilk olarak 1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından oluşturulmuştur. Bu tasarlanan Quantec eğelerinin 0.02 taper açısı bulunmaktadır. Bu eğeler pratikte çok farklı bir vizyon katmasına karşın, kırılmaya karşı dirençleri düşük bulunmuştur ve bir takım direnç problemleri yaşanmıştır (40). Bundan iki yıl sonra Dr. Johnson, pasif radyal alanı olan 0.04 taper açılı seriyi ve ondan da kısa bir süre sonra 0.06 taper açılı "ProFile Sistemi" ve "Orifice Shaper" ları bulmuştur (40-42). Eğelerin dizaynında enine kesitte üç eşit "U" şekilli oluk vardır ve bu olukların hemen yanında radyal alanlar bulunmaktadır. Bu eğeler aktif olmayan

kesme hareketi yaptığı esnada radyal alanlar, eğelerin dentin içine gömülmesini engellemektedir (40). Bu grupta aynı zamanda Dr. William Wildey ve Dr. Steve Senia'nın geliştirdiği "LightSpeed" eğeleri de yer almaktadır (40). Lightspeed eğelerin tasarımları incelendiğinde, uzun ince bir gövdesinin, kesici olmayan gövde kısmının ve kısa kesici uç kısmının olduğu görülür ve bu da onun ayırt edici özelliğini oluşturmaktadır. Gövde kısımlarının çok ince olması ve NİTİ alaşımından üretilmesi eğelere esneklik katmıştır. Kesici özelliği olmayan uzun gövde kısmı, aletin kanal içinde merkezi konumda sabitlenmesini sağlayarak çok fazla dentin kaldırmadan daha büyük çapta apikal preparasyon yapılmasını temin eder (43).

İkinci jenerasyonun piyasaya çıkma yılı 2001'dir. Bu jenerasyondaki eğelerin en önemli farkı, birinci jenerasyon eğelerinde bulunan nötral yada negatif kesme kenarlarının yerine radyal alansız aktif kesici kenarlarının bulunmasıdır (40, 42). Dahası bu jenerasyonda, preparasyon aşaması için daha az sayıda eğenin kullanılması amaçlanmıştır. Bu jenerasyondaki eğelerin uzun eksenleri ile kesici yüzeyleri arasında bulunan açı, birinci jenerasyondaki eğelerden daha azdır. Bu durum vidalanma etkisinin büyük oranda azaltılmasına yardım eder. McSpadden'in tasarladığı K3 tipi ikinci jenerasyon eğeler, pozitif kesme açısı olarak dizayn edildiği için kesme etkinliği daha yüksektir (40).

Birinci jenerasyonda bulunan Quantec ile ikinci jenerasyonda bulunan K3 eğeleri arasındaki farklar şu şekildedir (40);

- ✓ K3 benzersiz enine kesit dizaynına sahiptir,
- ✓ K3'ün daha yüksek kesme etkinliği bulunmaktadır,
- ✓ K3'ün pozitif kesme açısı bulunmaktadır.

Bu jenerasyonda bulunan eğeler aşağıda listelenmiştir (40).

- ✓ ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre),
- ✓ K3 (SybronEndo, Orange CA, Amerika),
- ✓ Mtwo (VDW, Münih, Almanya),
- ✓ EndoSequence ve BioRaCe (FKG; Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre).

NTDES'nin yüzey durumlarının kırılma üzerine etkisinin bulunduğu görülmüş ve firmalar bu malzemelerin yüzey yapılarını daha iyi duruma getirmek ve kesme etkinliklerini yükseltebilmek maksadıyla iyon implantasyonu uygulaması (44) ve elektroparlatma gibi yöntemler geliştirmişlerdir (45-47). BioRaCe döner ege sistemleri buna örnek olarak gösterilebilir (48, 49).

Üçüncü jenerasyon eğelerin üretilmesine katkı sağlayan olay NİTİ metalürjisindeki gelişmelerdir. NİTİ alaşımlarına termal müdahalelerle dönüşüm sıcaklıklarında revizyonlar yapılarak, NTDES'nin kırılmaya karşı dirençlerinde artışa sebep olması amaçlanmıştır (50). 2007 senesinde NİTİ alaşımlarına ısıl müdahaleler yapılarak M-wire fazı tanımlanmıştır. M-wire alaşımı, konvansiyonel NiTi telinden yapılan malzemelere kıyasla daha esnek ve yorulmaya karşı daha fazla dayanıklı hale getiren mekanik ve fiziksel fonksiyonlara sahiptir (51). ProFile T Serisi X eğeleri, yeni M-wire Ni-Ti yapısı kullanılarak meydana getirilen ilk müstahzar endodontik döner ege sistemidir. M-wire'dan üretilen ve şekil hafızası fonksiyonu olan ProFile Vortex Blue eğelerinin, konvansiyonel süper elastik NiTi ürünlerde bulunmayan mavi renkli titanyum oksit kaplı yüzey tabakası bulunmaktadır (52, 53).

SybronEndo firması 2008 senesinde, paslanmaz çelik K tipi eğeler ve reamerlar'ın üretildiği tekniklerle aynı yöntemle R fazında burularak üretilen Twisted File (TF) Adaptive eğelerini üretmiştir (40). R fazdaki alaşımdan üretilen NTDES'i TF ve K3XF'dir (38).

2010 yılında esnek özellikleri olan NiTi alaşımı, CM-wire (Control Memory) üretilmiştir. CM NiTi eğeleri, materyalin hafızasını kontrol eden ve öteki NTDES’lerde bulunan şekil hafızası olmadan özel bir termomekanik yöntem uygulanarak üretilen eğelerdir. Bunun sayesinde CM NiTi eğeleri oldukça esnektirler (40). CM-wire’den üretilen döner ege sistemleri; Hyflex CM ve Typhoon CM’ dir. Bu eğelerin üçgen kesiti bulunmaktadır (40).

Dördüncü jenerasyon eğeler kullanıma başlayana kadar NTDES’ler prepasyon boyunca sürekli rotasyon hareketi ile çalışmaktaydı. Son dönemlerde, resiprokal hareket gündeme gelmiştir (54). Resiprokasyon hareketi; paslanmaz çelik eğelerde kullanılan, saat yönüne ve tersine, ileri-geri sürekli tekrarlayan hareket için tanımlanan çalışma biçimidir. En başlarda bütün pistonlu motorlar saat yönünde ve saat yönünün tersi yönde 90°’lik eşit açıyla resiprokasyon hareketi yapıyorken, giderek daha farklı ve küçük rotasyon açıları kullanılmıştır (40).

2011 yılında M-wire’den meydana getirilen ve resiprokasyon hareketinde bulunan Reciproc ve WaveOne eğeleri tek ege sistemi olarak piyasada yerini almıştır (55).

Beşinci jenerasyonda rotasyon merkezi ve kütle, eğeler üzerinde yapılan bir kesitte asimetrik olacak biçimde tasarlanmıştır. Bu dizayn yönteminin bulunduğu döner ege sistemlerinin ticari örnekleri; Revo-S ve ProTaper Next’dir (40). Tek ege sistemi olarak piyasaya sürülen OneShape ve TRUShape 3D Conforming eğeler de “offset” (asimetrik) tasarıma sahip beşinci jenerasyon eğelerdir (56).

Asimetrik dizaynı olan Revo-S eğeleri yılanvari bir harekette bulunarak dentin delinmesini kolaylaştırır ve vidalama tesirinin küçülmesinden ötürü ege üzerine

gelecek torsiyonel stresleri düşürür. PTN üç farklı özelliği aynı anda bünyesinde barındırır (40):

- ✓ Tek bir eğede hem azalan hem de artan bir taper açısı,
- ✓ M-wire alaşımından üretilmiş olma
- ✓ Offset tasarıma sahip olması

PTN eğelerin bu özellikleri, preparasyon esnasında dentin debrisinin lateral olarak sıkıştırılması ve kanal içerisine hapsedilme ihtimalini azaltmaktadır (40).

Rotasyon hareketi yöntemi ile çalışan OneShape eğesinin yatay kesitleri eğe boyunca farklılık göstermektedir. Eğenin 3 tane kesici kenardan oluşan tasarımı, orijinal kanal yapısına uygun şekillendirme yapılmasına imkan tanır. Kanal eğesinin 2 kesici kenara sahip olan kısmı, koronal kısımda en iyi düzeyde kesmek ve yukarıya doğru debris çıkışını kolaylaştırmak üzere özel dizaynedilmiştir (57). Yakın dönemde, bir firma başka bir termomekanik işlem görmüş ve klinik uygulamada hem süper esnekliği hem de şekil bellek etkisini birleştiren ilk endodontik ürün olan Max-Wire adlı NiTi alaşımı piyasaya sunmuştur. Max-Wire'dan yapılmış sadece iki ürün bulunmaktadır; XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher. Bu ürünler, oda sıcaklığında martensitik fazda nispeten düz iken, kök kanal sistemi içerisinde ostenit faza dönüşümü nedeniyle eğri şekle dönüşürler (58, 59).

### **3.3. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Eğe Sistemleri**

Çalışmamızda dört farklı eğe sistemi kullanılmıştır. Bunlar WaveOne GOLD, RECIPROC, RECIPROC BLUE ve TWISTED FILE ADAPTIVE olarak sıralanabilir.

#### **3.3.1. WaveOne Gold (WOG)**

WaveOne Gold (WOG) bir dişe ait kanalları şekillendirebilen tek eğe sistemidir ve WaveOne (WO) eğe sistemine benzer metotla çalışır (60). Yapılan çalışmalar tek eğe sistemi ile şekillendirilen kanalların daha önce şekillendirilmemiş bir kanalı güvenli ve düzgün bir şekilde hazırlama konusunda %80 daha başarılı olduğunu göstermiştir (1).

WaveOne Gold (WOG) bir dişe ait birçok kanalı genişletebilen tek eğe sistemidir ve WaveOne (WO) eğe sistemine benzer metotla çalışır (60). Yapılan çalışmalar tek eğe sistemi prensibi ile çalışan bir aletin daha önce hazırlanması yapılmamış bir kanalı güvenli ve düzgün bir şekilde hazırlama konusunda %80 daha başarılı olduğunu göstermiştir (1). Bununla beraber çeşitli çalışmalar sterilizasyon süreci ne olursa olsun birçok eğe kullanan sistemlerin çapraz kontaminasyon riski taşıdığını bulmuştur (61).

WOG eğe sistemi, WO eğe sistemine kıyasla kök kanal anatomisine daha iyi uyum gösteren Small (sarı, 20/07), Primary (kırmızı, 25/0.07), Medium (yeşil, 35/0.06) ve Large (beyaz, 45/0.05) türleri olmak üzere 4 farklı egeden oluşan bir sistemdir. Her eğe D1-D3 noktaları arasında sabit koniklik açısına sahipken, bu değer aletin öteki kısmında azalmaktadır. Genel olarak herhangi bir kanala şekil verebilmek için Primary egeinin yeterli olduğu belirtilmektedir (60).

WOG eğelerin offset paralel kenar bir çapraz kesiti bulunmaktadır. Bu tasarım, herhangi bir çapraz kesitte eğenin bir ya da iki noktadan dentine temas etmesine yardımcı olmakta ve WO eğelere kıyasla daha fazla güvenlik ve kesme etkinliği sağlamaktadır. Buna ek olarak debrisin koronale doğru hareketi daha kolay hale gelmiş olup, eğenin vidalanma etkisi azaltılmıştır. WOG eğelerde kanalda daha kolay ilerlemeyi sağlayan yeni tasarlanmış yarı aktif uç bulunmaktadır (60).

Bu sistemdeki eğeler ideal düzeyde klinik uygulama sağlayan faz geçiş noktası içeren farklı bir çeşit NiTi alaşımdan üretilmiştir. Yeni olan bu alaşıma Gold-Wire denmektedir. Gold-wire alaşıma sahip WOG Primary eğenin, M-wire alaşımdan üretilmiş WO Primary eğeye kıyasla %80 daha esnek, döngüsel yorgunluğa karşı %50 daha dayanıklı ve %23 daha etkili olduğu söylenmektedir (60).

Patentli apraz kesit ve spermetal yapı, uygulayıcıdan kaynaklanan hataları düşürürken bununla birlikte anatomik anlamda uzun, kavisli ve dar kanallarda daha rahat hazırlık yapılabilmesine imkan tanımaktadır (60).

Resiprokasyon temeline göre alışan WOG saat yönünün tersi yönde 150° dönerken, saat yönünde 30° dönmektedir. Sonuç olarak 3 döngüde bir tur tamamlanmaktadır. Bundan dolayı rotasyon hareketi prensibine göre çalışan eğelere nazaran daha güvenli ve daha hızlı preparasyon yapılabilmektedir (62, 63).

WOG eğenin sahip olduğu resiprokasyon hareketi, çeşitli avantajlara sahiptir;

- ✓ Saat yönünün tersine doğru hareket, eğelerin elastik limitlerinin altındadır.
- ✓ Birbirine eşit olmayan resiprokasyon açıları yardımıyla eğeler basınç uygulamaya gerek kalmadan kolay bir şekilde çalışma boyuna ilerlemektedir (64).

- ✓ Birbirine eşit olmayan resiprokasyon açıları yardımıyla debrisin koronale hareketi kolaylaştırılmıştır (65).

Bu avantajlarla beraber güvenlik ve kesme etkinliği artmakta, üç boyutlu preparasyon ve dezenfeksiyon daha kolay duruma gelmektedir (60).



Şekil 9. WaveOne Gold Eğeler (31)

### 3.3.2. Reciproc (R)

Reciproc (R) eğe sistemi 2011 senesinde tek eğe sistemi şeklinde üretilmiştir. R sisteminde de eğeler M-wire alaşımdan üretilmiştir ki bu alaşım eğelere yüksek miktarda esneklik ve direnç sağlamaktadır. Eğelerin çapraz kesitine bakıldığında “S” biçiminde olduğu görülür. Eğelerin kesici olmayan uçları bulunmaktadır. Bu eğelerin üç farklı boyutu bulunmaktadır (Şekil 10).

- ✓ Dar olan kanallar için kullanılan R25 (25/0.08) eğelerin D1-D3 noktaları arasında %8 koniklik açısı bulunmaktadır. Enstrümanın geriye kalan kısmında açı gittikçe azalmaktadır. Eğenin ucu apikalde 0.25 mm genişliğinde iken D16 noktasında ise 1.05 mm’dir (66).

- ✓ Orta genişlikteki kanallar için R40 (40/0.06) eğelerin D1-D3 noktaları arasında %6 koniklik açısı bulunmaktadır. Enstrümanın geriye kalan kısmında açı gittikçe azalmaktadır. Eğenin ucu apikalde 0.40 mm genişliğinde iken D16 noktasında ise 1.10 mm'dir (66).
- ✓ Geniş kanallar için R50 (50/0.05) eğelerin D1-D3 noktaları arasında %5 koniklik açısı bulunmaktadır. Enstrümanın geriye kalan kısmında açı gittikçe azalmaktadır. Eğenin ucu apikalde 0.50 mm genişliğinde iken D16 noktasında ise 1.17 mm'dir (66).

Eğelerin numaraları arttıkça koniklik açıları da azalmaktadır. Alet saniyede 5 kez (300 rpm) resiprokasyon yapmaktadır (1, 40).

Eğelerin sarmalları resiprokasyon hareketine izin verecek şekilde ters konumlanmıştır ve bundan dolayı rotasyon hareketi prensibine göre çalışan diğer eğelerden ayrılabilir. Bu sistemde eğeler saat yönünün tersine 150° dönüş hareketi yaparken, saat yönüne de 30° dönmektedir. Resiprokasyon hareketinin çalışma prensibinden de bilineceği üzere bir çeşit koruyucu mekanizma olarak; saat yönüne yapılan hareket, saat yönünün tersine yapılan hareket sayesinde eğenin dentine saplanması engellenmektedir. Buna ek olarak resiprokasyon hareketi eğenin döngüsel yorgunluğunu ve eğenin üzerinde biriken stresi azaltıp eğenin merkezi konumda kalmasını kolaylaştırmaktadır (66).

Kök kanal preparasyonu esnasında kanallarda aşırı kurvatür varsa bu durum eğelerin çok fazla gerilmelerine, aynı zamanda da döngüsel yorgunluğa neden olmaktadır (67-69). Resiprokasyon prensibine göre çalışan tek eğeli sistemlerde, bir ege birden fazla eğenin yapması gereken çok fazla işi tek başına yaptığından dolayı

çok aşırı strese ve döngüsel yorgunluğa maruz kalmaktadır. Bundan dolayı bu eğelerin tek kullanımlık olması tavsiye edilmektedir (70, 71).



**Şekil 10. Reciproc Eğeler (31)**

### **3.3.3. Reciproc Blue**

Tek eğe sistemi ile çalışan Reciproc Blue resiprokal hareket yapmaktadır (72). Reciproc eğe sisteminin ısıt işlemlerden geçmesiyle üretilmiştir (73). Isıl işlem sonrası eğe mavi renge bürünmüştür (Şekil 11). Üretici firmanın belirttiğine göre Reciproc Blue, Reciproc eğesine kıyasla daha elastiktir ve döngüsel yorgunluğa karşı direnci iki misli daha fazladır.

Reciproc Blue eğeleri, önceden herhangi bir prosedüre tabi tutulmadan ve bir kılavuz yol meydana getirmeden kullanılabilen eğelerdir. Kanalların çoğunluğunu; kanalın boyutu, kanal eğriliğinin derecesi veya kanal kalsifikasyonu durumundan bağımsız olarak istenilen boyuta ve konikliğe getirmek için yalnızca bir alet gerekmektedir.

Reciproc eğe sistemindeki gibi Reciproc Blue eğe sisteminde de üç enstrüman bulunur:

- ✓ Reciproc Blue 25; uç çapı 0.25mm ve ilk 3mm'sinin koniklik açısı %8'dir.

- ✓ Reciproc Blue 40; uç çapı 0.40mm ve ilk 3mm'sinin koniklik açısı %6'dır.
- ✓ Reciproc Blue 50; uç çapı 0.50mm ve ilk 3mm'sinin koniklik açısı %5'tir.

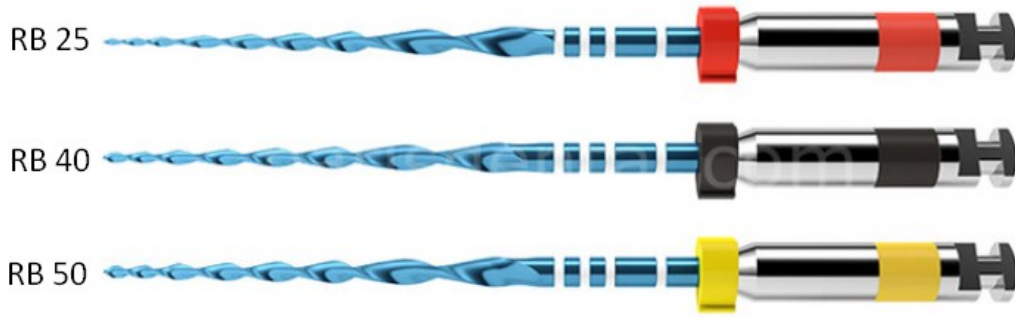
Reciproc Blue'nun kesitsel görüntüsü "S" şekline benzemektedir. Eğenin iki kesici kenarı ve bir kesici olmayan kenarı bulunmaktadır. Reciproc Blue eğelerinin uç kısmın 3 mm yukarısından başlayacak şekilde gerileyen koniklik açısı bulunmaktadır.

Reciproc Blue eğeleri resiprokasyon hareketi yapan motorlarla beraber kullanılır. Ege kesme istikametinde döndüğü zaman kanal boyunca ilerler ve kesmek amacıyla dentin ile birleşir. Sonrasında ters yönde dönüş yaparak aletin rahatlaması sağlanır. Bu hareketler döngüsel olarak tekrar eder ve saniyede 10 defa döngü yapılır.

Eğeyi üreten firma hangi eğenin hangi kanalda kullanılması gerektiği ile ilgili yol gösterici kılavuz yayınlamıştır.

- ✓ #30 K tipi ege ile aktif olmadan çalışma boyuna ulaşılabiliriyorsa Reciproc Blue 50'nin,
- ✓ #20 K tipi ege ile aktif olmadan çalışma boyuna ulaşılabiliriyorsa Reciproc Blue 40'ın,
- ✓ #20 K tipi eğenin aktif olmadan çalışma boyuna ulaşamadığı kanallarda da Reciproc Blue 25'in kullanılabileceği belirtilmiştir.

Bu ege kanal içerisinde gagalama hareketi prensibine göre çalışır. Ege kendi çalışma mekanizması sayesinde kanal içerisinde zaten ilerlemektedir, bundan dolayı bunun dışında bir güç uygulanmamalıdır ve eğenin kanal içinde ilerlemesi 3-4 mm'yi geçmemelidir. Gagalama hareketi üç defa yapıldıktan sonra ege, kök kanalının içinden çıkarılmalı ve biriken debris artıklarından temizlenmeli, aynı zamanda kanal da yıkanmalıdır. Bu durum ideal çalışma boyuna ulaşana kadar sürmelidir (74).



**Şekil 11. Reciproc Blue Eğeler (31)**

#### **2.3.4. Twisted File Adaptive Sistemi**

Twisted File Adaptive sistem (TF Adaptive) kendine has motoru (TF Adaptive Elements Motor) yardımıyla daima rotasyon ve resiprokasyon hareketlerinin birleşimini prensip edinmektedir. Eğer eğe üzerinde bir stres görülmezse eğe sürekli rotasyon hareketi ile çalışmakta, böylece daha iyi bir kesme tesiri ve debris uzaklaştırılması sağlanmaktadır. Zira enstrümanın çapraz kesiti ve yivleri saat yönünde daha iyi performans göstermesi amacıyla imal edilmiştir. Eğenin dentinle sıkı bir temas durumuna geçmesi ve eğe üzerinde stres oluşması halinde ise resiprokasyon hareketine geçiş yapmaktadır. Sonuç olarak kanal genişletilmesi esnasındaki eğeye bağlı başarısızlıkların engellenmesi amaçlanmıştır. Sistemin adaptif hareket ile çalışması ve eğenin esnekliği yardımıyla eğeye gelen yük azaldığı için sistemin burulmaya karşı dayanıklılığın arttığı iddia edilmektedir (63, 75, 76).

Eğer kanal içerisinde herhangi bir stresle karşılaşılmazsa, eğe saat yönünde  $600^\circ$  açıyla döner, durur ve tekrar rotasyon yapar ( $600^\circ$  saat yönü (sy)/ $0^\circ$  saat yönü tersi (syt)). Eğer kanal içinde stresle karşılaşır, karşılaştığı strese bağlı olarak değişik derecelerde ( $550^\circ$  sy / $10^\circ$  syt,  $500^\circ$  sy/ $20^\circ$  syt,  $450^\circ$  sy/ $30^\circ$  syt,  $400^\circ$  sy/ $40^\circ$  syt,  $370^\circ$  sy/ $50^\circ$  syt) resiprokasyon hareketi yaparak çalışır (56, 75).

TF Adaptive sistem esas anlamda dar kanallara göre ve daha geniş kanallara göre meydana getirilmiş 3 eğeden oluşmaktadır.

Dar kanallar için (Dar (SM))

1. SM1: Apikal çapı 0.20 mm olup koniklik derecesi %4'tür.
2. SM2: Apikal çapı 0.25 mm olup koniklik derecesi %6'dır.
3. SM3: Apikal çapı 0.35 mm olup koniklik derecesi %4'tür.

Daha geniş kanallar için (Orta/Geniş (ML))

1. ML1: Apikal çapı 0.25 mm olup koniklik derecesi %8'dir.
2. ML2: Apikal çapı 0.35 mm olup koniklik derecesi %6'dır.
3. ML3: Apikal çapı 0.50 mm olup koniklik derecesi %4'tür.

TF Adaptive sisteminin, Reciproc ve WaveOne gibi resiprokasyonla çalışan diğer aletlere göre kanal anatomisinden daha az sapmaya sebep olduğu bildirilmiştir (76). TF Adaptive eğe sisteminin çapraz kesiti üçgen biçimindedir (Şekil 12).



**Şekil 12.** TF Adaptive Eğesi Çapraz Kesiti (31)

### 3.4. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşan İyatrojenik Hatalar

Kök kanal tedavisinin başarılı sayılabilmesi için apikalden koronale doğru ilerleyen koniklik oluşturulması, orijinal kanal yapısının korunması ve apikal foramen ile periapikal dokular arasındaki konumsal ilişkinin sürdürülebilmesi gerekmektedir. Bunlara rağmen endodontik aletler ise eğimli olmayan, düz malzemelerdir. Bu aletler eğimli olan kök kanalına yeterince uyum gösteremez ve düz şekilde konumlanırlar (3). Bundan dolayı, aletin temas ettiği yerdeki güç dağılımı düzensiz olur (4, 5). Bu durumda, eğimli kanalların şekillendirilmesi aşamasında kanal transportasyonu, zip, basamak, perforasyon veya alet kırılması gibi prosedürel hataların oluşma ihtimali artar.

#### 3.4.1. Transportasyon (Yer Değiştirme)

Kanal şekillendirme aletlerinin doğru olmayan biçimde kullanımı veya aletin kendi orijinal düz yapısına dönme eğilimi sonucunda kanal duvarının daha çok tek taraflı olarak eğilenmesi ile meydana gelmektedir. Bu eğileme kanalın apikal yarısında kanal eğiminin dış kısmından, koronal yarısında ise eğimin iç kısmından daha fazla olarak yapılmaktadır. Sonrasında kanal merkezinin yana doğru kaydığı görülür. Kanalın eğim açısı azalır kanal düzleşmektedir (68, 77).

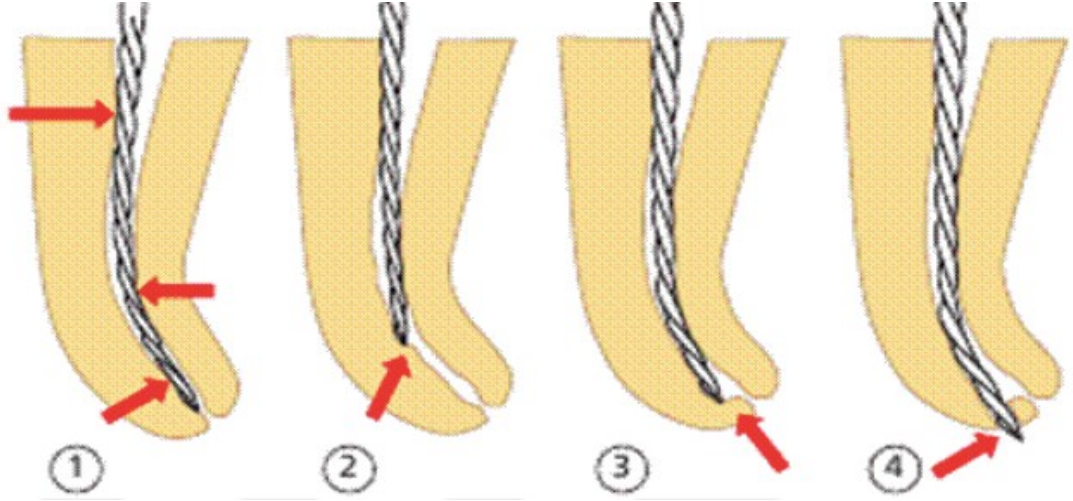


**Şekil 13.** Kök Kanal Transportasyonu (78)

Bazı uygulamalar ve nedenler kök kanal transportasyon riskini arttırmaktadır. Bunlar aşağıda listelenmiştir.

- ✓ Tasarımı yeterli düzeyde yapılmamış giriş kaviteleri nedeniyle şekillendirme esnasında eğelerin kavite duvarları tarafından yanlış yönlendirilmesi ve bundan dolayı çalışma kontrolünün kaybı,
- ✓ Kök kanal aletlerinin alaşım yapısı (paslanmaz çelik eğeler NiTi eğelere göre daha fazla transportasyon riski taşırlar) ve tasarım özellikleri (enine kesit tasarımı, yiv sayısı ve eğiklik açısı),
- ✓ Kesici ve sivri uç yapısı olan aletlerin kullanılması,
- ✓ Aletlerin kök kanalı içerisinde kuvvet uygulanarak kullanılması,
- ✓ Enstrümantasyon yönteminin etkileri,
- ✓ Şekillendirme sırasında yeterince irrigasyon yapılmaması,
- ✓ Uygulayıcıya bağlı faktörler (deneyim),
- ✓ Kanalın eğim açısı ve eğimin yarıçapı (genel anlamda, eğim derecesi arttıkça ve eğim yarıçapı azaldıkça, kanal transportasyonu riski de artmaktadır) (68, 77, 79, 80).

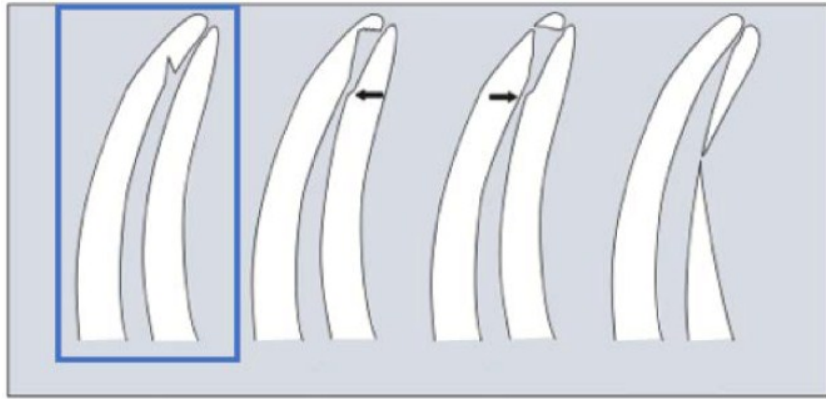
Kök kanallarında meydana gelen apikal transportasyon sonucunda dirsek, basamak, strip perforasyon, zip, perforasyon, apikal foramen hasarı gibi düzensiz defektler meydana gelebilir (Şekil 14).



**Şekil 14.** Kök Kanal Transportasyonu sırasında görülen iyatrojenik hatalar 1. Eğinin kanal içerisindeki yerleşimi 2. Basamak 3. Zip 4. Perforasyon (29)

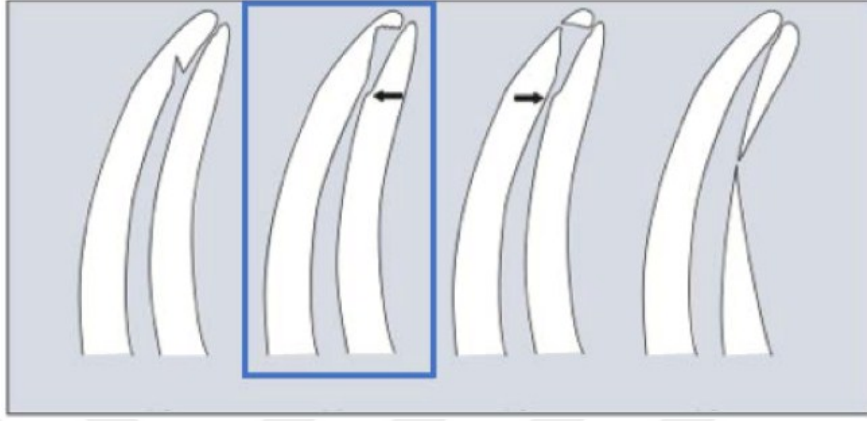
**Basamak (Ledge):** Kanal aletlerinin apikal uca kadar yerleştirilmelerine engel olan, kök kanal duvarında oluşan düzensizliktir (Şekil 15) (81).

Kök kanalında basamak bilhassa esnek olmayan, keskin ucu olan malzemelerin rotasyon hareketiyle kullanılarak preparasyon yapılması esnasında meydana gelmektedir. Basamak, eğimin dış duvarında düzlem şeklinde de meydana gelebilir. Kanalin apikal bölümünün tıkanması sebebiyle çoğunlukla bypass yapmak zordur (17). Basamak oluşumu eğimin derecesi ve aletlerin tasarımı ile yakından ilişkilidir (82-84).



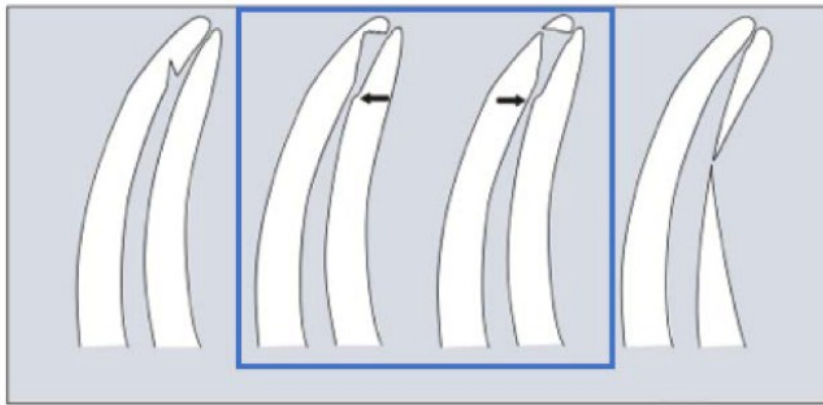
**Şekil 15.** Basamak Oluşumu (29)

**Zip (Eliptikasyon):** Kanalin apikal bölümünün yer değiştirmesi ve yeniden konumlanmasıdır. Zip şeklini anlatmak için “gözyaşı” ve kum saati” terimleri de kullanılabilmektedir (Şekil 16) (17).



**Şekil 16.** Zip Oluşumu (29)

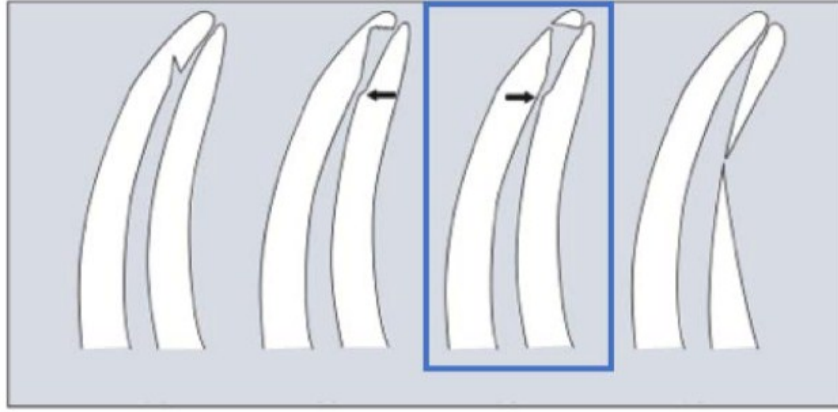
**Dirsek (Elbow):** Apikalde eğimin dış duvarında, koronalde eğimin iç duvarında yapılan düzensiz genişletme neticesinde oluşan, maksimum eğrilik noktasındaki kök kanalının en dar bölgesini göstermektedir. Dirsek oluşumu ile meydana gelen düzensiz ve yetersiz koniklik, kök kanalının apikal bölümünün iyi bir şekilde temizlenmesini ve doldurulmasını engellemektedir (Şekil 17) (17).



**Şekil 17.** Dirsek Oluşumu (29)

**Perforasyon:** Patolojik ya da mekanik birtakım durumlar neticesinde kök kanal sistemi ile dişin eksternal yapıları arasında bir ilişkinin oluşmasıdır (Şekil 18) (81).

Perforasyon bilhassa esnek olmayan, keskin ucu olan aletlerin rotasyon hareketiyle kullanılması sonucu meydana gelmektedir. Kök kanalı perfore olduğu zaman, kök sementi hasar görür ve periodontal ligamentin enfeksiyonu veya irritasyonu meydana gelir ve bunu tıkmak çok zor olmaktadır. Şayet perforasyonun apikalindeki bölgeye ulaşamazsa, perforasyonlar orijinal kök kanalının bir kısmının preparasyonunun eksik kalmasına neden olur (17).

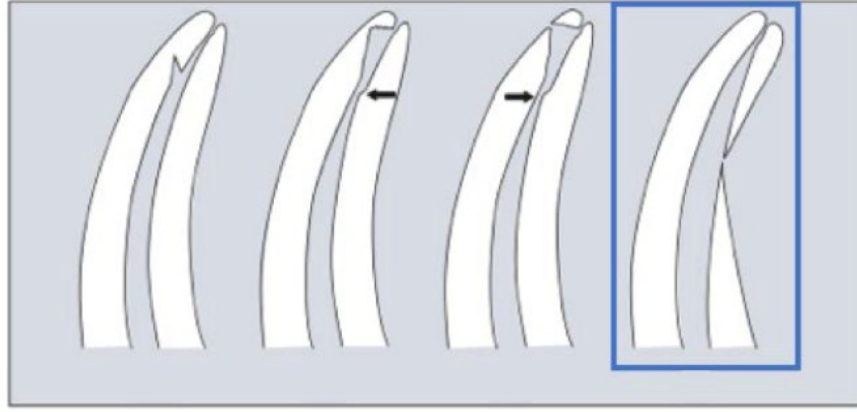


**Şekil 18.** Perforasyon Oluşumu (29)

**Strip Perforasyon:** Kanal duvarının, dişin yan duvarı ile tamamen penetrasyonu şeklinde tarif edilmektedir (Şekil 19) (81).

Strip perforasyon, kanal kurvatürünün iç duvarı boyunca düzleşmesi ve çok fazla alet teması sonucu oluşur. Bu kökün orta kısmındaki perforasyon kök sementinin zarar görmesi ve periodontal ligamentin enfeksiyonu ile neticelenebilir ve bunu tıkmak çok zordur (17).

Köklerin furkal bölgeyi gören radiküler duvarları çoğu zaman aşırı incedir ve strip perforasyon oluşma ihtimali daha fazla olduğundan bu bölgeye “tehlikeli bölge” adı verilmektedir (17).



**Şekil 19.** Strip Perforasyon Oluşumu (29)

**Apikal Foramen Hasarı:** Apikal foramenin translokasyonu ve genişlemesi; çalışma boyunun yanlış tespit edilmesi, eğimli kök kanalının düzleşmesi ve aşırı preparasyon neticesinde oluşur. Apikal stop kaybolduğundan dolayı, irrigantların ve dolum malzemelerinin apikalden taşması sonucu periradiküler dokular zarar görür (17).

**Apikal Tıkanma:** Debris veya dokuların tıkaç oluşturması sonucu gelişmektedir. Bunun sonucunda kök kanal açıklığı ve çalışma boyu kaybolur. Tıkaç oluşan lokalizasyonun apikali dezenfekte edilemez (17).

### 3.4.2. Alet Kırıkları

Preparasyon esnasında kullanılan bütün malzemeler türünden ve kullanıldığı alaşımından bağımsız olarak stres altındadır. Bu stresler kırıklara neden olabilir. Aletlerin kırılmalarından sorumlu iki mekanizma vardır (7, 15, 85):

- ✓ *Torsiyonel kırılma:* Rotasyon esnasında enstrümanın ucu veya başka bir kısmı kanalda sıkıştığında oluşur. Sıkışan alet uygulanan tork tarafından kırılır. Torsiyonel yükler sebebiyle çatlamış olan enstrümanların genellikle plastik deformasyon gibi belirtileri bulunmaktadır (7).
- ✓ *Döngüsel yorgunluk:* Tekrarlanan döngüsel metal yorgunluğu olgusu, aletlerin kırılmasında en önemli etken olabilir (15, 23, 86). Enstrümanlar eğimli kanallara koyulduğunda, deforme olur ve alette gerilme oluşur. Eğimin dışındaki aletin gövdesinin yarısı gerilim durumunda iken, eğimin içindeki gövdenin yarısı sıkışma halindedir. Sonuçta, her dönme ekseninin bir tam gerilme-sıkışma döngüsünden geçmesine sebep olur (87). Eğimli kanallardaki rotasyon ile oluşan bu tekrarlanan gerilme-sıkışma döngüsü, bir süre sonra enstrümanın döngüsel yorgunluğunu arttırır ve aletin kırılmasına sebep olabilir (14, 68). NiTi endodontik enstrümanların döngüsel yorgunluğundan oluşabilecek kırıkları, aletler üzerindeki deformasyonlar gözle görülmediğinden ve kalıcı olduğundan dolayı önceden belirlemek oldukça zordur (7).

Peng ve ark. (2005), kırık aletlerin çoğunun sebebinin eğilmeye bağlı kırılmalar sonucunda olduğunu ifade etmiştir (88). 2005 senesinde yapılan bir çalışmada, eğelerin %93'ünün döngüsel yorgunluk sebebiyle başarısız oldukları

bulunmuştur (8). Bundan dolayı döngüsel yorgunluk, aletin kırılmasındaki baskın mekanizmadır.

### **3.5. Döngüsel Yorgunluğu Etkileyen Etmenler**

Döngüsel yorgunluğu etkileyen etmenler:

- ✓ Eğrilik açısı ve yarıçapı
- ✓ Eğe tasarımı
- ✓ Yüzey koşulları
- ✓ Dönme hızı
- ✓ Preparasyon tekniği
- ✓ Kullanım sayısı
- ✓ Sterilizasyon prosedürü şeklinde sıralanabilir.

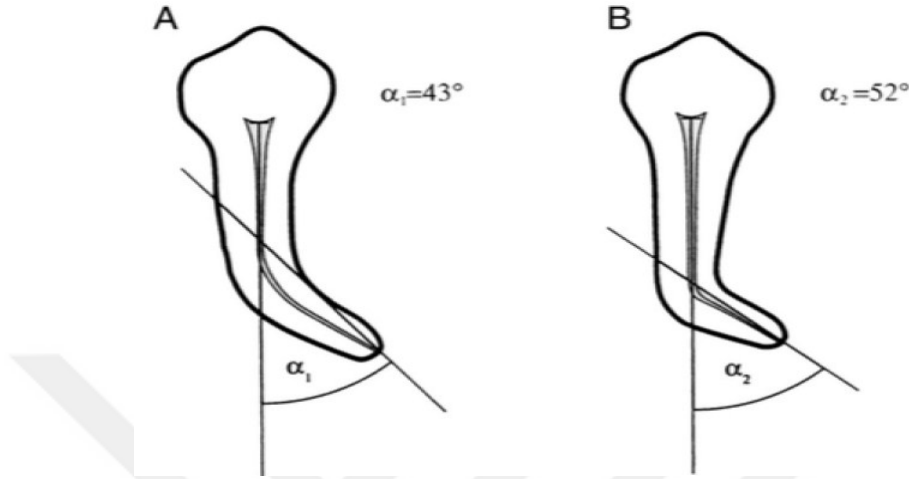
#### **3.5.1. Eğrilik açısı ve yarıçapı**

Kanal eğriliği iki bilim insanı tarafından tanımlanmıştır. Schneider'in tanımladığı “kök eğriliği açısı” ve Pruett'in tanımladığı “eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapı” şeklinde iki ayrı metot bulunmaktadır.

##### **3.5.1.1. Kök Eğriliği Açısı**

Kanal eğriliği, Schneider tarafından 1971 senesinde tanıtımı yapılan metot kullanılarak tanımlanmıştır. Fakat, bu metotla kanal eğriliğini tanımlamak amacıyla yalnızca bir tek parametre kullanılmıştır. Schneider metodunda kök eğrilik derecesini tayin edebilmek amacıyla, kanalın uzun eksenine paralel olan bir çizgi oluşturulur. Apikal foramenden, birinci çizginin kanalın uzun ekseninden ayrılmaya başladığı

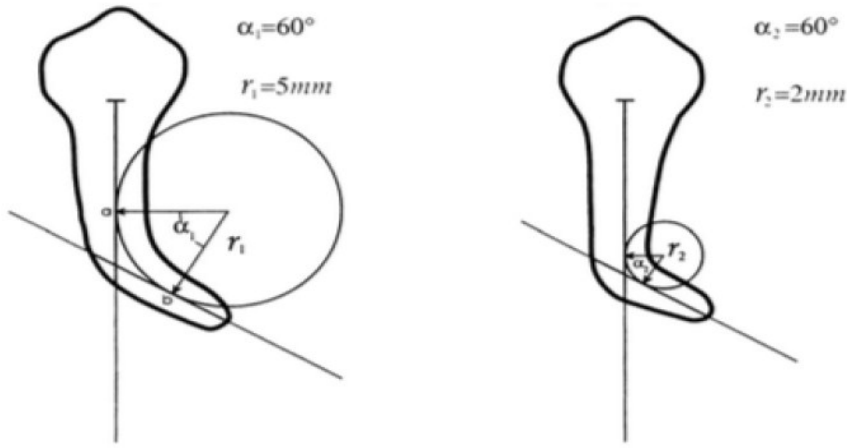
noktaya ikinci bir çizgi daha çekilir. Bu iki çizginin kesiştiği noktada oluşan açı ‘kök eğriliği açısı’ şeklinde adlandırılmaktadır (Şekil 20) (89).



Şekil 20. Schneider yöntemi (23)

#### 3.5.1.2. Eğrilik Açısı ve Eğrilik Yarıçapı

Kök kanal eğriliğini Pruett ve ark. ‘eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapı’ olarak iki parametre ile daha doğru şekilde tanımlamışlardır (23). Bu parametreleri tayin edebilmek amacıyla, kanalın koronal düz kısmının uzun eksenini boyunca düz bir çizgi çekilir. İkinci çizgi ise kanalın apikal düz kısmının uzun eksenini boyunca çekilir. Çizilen bu çizgilerin ikisinde de kanal eğriliğinin başladığı ve bittiği bir sapma noktası bulunmaktadır. Kanalın eğimli kısmı iki noktadan da teğet geçen birer daire ile belirlenir. Eğrilik açısı, bu iki nokta arasındaki dairenin yayı gören merkez açısıdır. Bir başka açıdan bakılınca eğrilik açısı, dairenin merkezinde kesişen sapma noktalarından çizilen dik çizgilerin meydana getirdiği açı ile açıklanabilir. Bu çizgilerin uzunluğu, çizilen dairenin yarıçapıdır ve milimetre cinsinden tanımlanan bu yarıçap aynı zamanda eğrilik yarıçapıdır (Şekil 21) (23).



**Şekil 21.** Schneider yöntemi (23)

Eğrilik yarıçapı aynı zamanda eğriliğin şiddetini de göstermektedir. Aynı eğim açısı olan kanallarda, eğrilik yarıçapı ne kadar küçülürse, kanal eğriliği de o kadar artar ve kanal sapması o kadar ani olur (23).

Pruett ve ark. eğrilik yarıçapı azaldığında alet üzerinde meydana gelen gerilme ve stresin arttığını ve daha fazla döngüsel yorgunluğa maruz kaldıklarını belirtmişlerdir (23).

Günday ve ark. yaptıkları bir araştırmada ‘kanal giriş açısı’ (CAA) şeklinde yeni bir parametre tanımlamışlardır. CAA yönteminde, kanal girişi ve apeks, bir çizgi ile birleştirilir ve bu çizgi ile koronalden geçen çizgi arasındaki açı, kanal giriş açısı olarak belirlenmektedir. Çalışmada, Schneider tekniğine göre aynı eğrilik derecesi bulunsa bile kanal şekillerinin farklı olmasından ötürü kurvatür mesafesi, kurvatür yüksekliği ve CAA açılarının farklı olabileceği ifade edilmiştir (90).

### 3.5.2. Eğe Tasarımı

Bir enstrümanın döngüsel yorgunluğunu veya torsiyonel kırılma direncini kesit alanı ve eğe dizaynı da etkileyebilir. Çapı büyük enstrümanlar küçük olanlardan daha fazla döngüsel yorgunluğa uğrarlar çünkü stres birikimi onlarda daha fazladır (23, 85,

87). Buna rağmen büyük enstrümanların klinik uygulamada daha güvenli veya daha güçlü olduğu düşünülmemelidir (12, 23).

### **3.5.3. Yüzey Koşulları**

Yüzeydeki pürüzlerin elektrokimyasal metotlarla kaldırılmasına elektropolisaj denmektedir. Bu yöntem sırasında metalin deforme ve amorf olan dış tabakası kaldırılıp, kontaminasyonsuz ve rezidüel streslerden uzaklaştırılmış bir yüzey tabakası ortaya çıkmaktadır.

Bu işlemden sonra metalin pürüzsüz yüzeyinin ortaya çıkması NiTi materyalinin yüksek döngüsel yorgunluk direncinin olmasına yardımcı olmaktadır (91, 92). Fakat bu yöntem sonrasında kullanılan döner aletlerin, eğelerinin kırılmasını engellemede herhangi bir faydası olduğu ya da olmadığı literatür açısından belirli değildir. Yapılan bir çalışmada, elektropolisaj yöntemi ile NiTi döner aletlerin döngüsel yorgunluk direncinin arttığı ifade edilmiştir (46). Ancak öte yandan diğer çalışmalarda elektropolisajın faydalı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (45, 93, 94).

Pürüzsüz bir yüzey elde etmek için nitrür kaplama diye bir metot da kullanılmaktadır (95, 96). Enstrümanın yüzeyinde toplanan ince, sert titanyum nitrit filminin, aşınmaya ve yıpranmaya dirençli olduğu ve tekrarlanan kullanımın ardından kesici kenarların bütünlüğünü ve yüzey düzgünlüğünü koruduğu bulunmuştur (95).

### **3.5.4. Dönme Hızı**

Dönme hızının NiTi aletlerinin döngüsel yorulma üstündeki etkileri konusunda bazı tartışmalar bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada, 750 rpm ve 2000 rpm arasındaki dönüş hızlarının döngüsel yorgunluk direncine herhangi bir etkisinin bulunmadığı belirtilmiştir (23). Yapılan başka çalışmalarda, 200 rpm ya da 350 rpm

ile çalışılan eğeler ile kıyaslandığında, 100 rpm'de kullanılan eğelerin en uzun yorulma ömürlerinin olduğu ve eğe kırılması ile deformasyonunun daha az olduğu bulunmuştur (94, 97). Yapılan başka bir araştırmada, daha yüksek rotasyon hızlarında daha az deformasyon olduğu bulunmuştur (98). Fakat bu çalışmada kanallarda önceden bir ön genişletme işlemi yapılmamıştır ve eğeler daha fazla sürtünme yüküne ve torsiyonel strese maruz kalmıştır (99).

Bazı çalışmalar neticesinde ise enstrümanların çalışma hızının kırılma döngüsü sayısını etkilemediği bulunmuştur, fakat daha yüksek hızlar kırılmadan önce en fazla siklus sayısına ulaşmak için gereken süreyi azaltmaktadır (100-102). Yapılan diğer çalışmaların (103-105) bu durumun tam tersini iddia etmesinin nedeni değişken test koşulları, farklı operatörler ve farklı alet türleri ile alakalı olabilir. Sonuç olarak, hızın etkisi şu anda kesinleşmiş değildir (106).

### **3.5.5. Preparasyon Tekniği**

NiTi döner enstrümanların kullanımından önce kanal içerisinde ön genişletme işleminin yapılması yani kılavuz yol oluşturulması torsiyonel kırılma ihtimalini azaltır (107, 108). Fakat bu işlemler yapılsa bile, eğimli bir kök kanalında döngüsel yorgunluktan ötürü kırılma, özellikle yüksek hızda dönen enstrümanlar için hala büyük risk oluşturmaktadır (45).

Hareket sırasında döngüsel yük sadece belirli bir konum yerine aletin belirli bir uzunluğuna yayıldığı için Pecking şeklinde yapılan hareketin çoğunlukla eğelerin yorulma ömrünü arttırdığı gösterilmiştir (109, 110). Ayrıca, pecking hareketi esnasında 'firçalama hareketi' olarak isimlendirilen lateral kuvvet uygulaması küçük boyutlu eğeler üzerinde olumsuz etki göstermesine karşın, büyük boyutlu eğelerin yorulma direnci üzerinde belirgin bir etkisi olmadığı görülmektedir (111).

### **3.5.6. Kullanım sayısı**

Tekrarlanan kullanım ardından NiTi döner aletlerde plastik deformasyon görülmemesine rağmen kırılma görülebilir (112). Bundan dolayı, görsel inceleme NiTi aletlerin değerlendirilmesi için güvenilir bir yöntem değildir (113). Sonuçta eğelerin bir defa kullanılması önerilmiştir (103).

Yorgun aletler tekrar kullanıldığında, yüzey çatlaklarıyla bağlantılı kırıklar meydana gelebilir (23). Döner NiTi enstrümanların klinik kullanımının uzun sürmesi döngüsel yorgunluk direncini ciddi anlamda azaltır (10, 11, 114-116). Svec ve Powers (2002) yaptıkları bir çalışmada tek kullanımdan sonra bütün eğelerde deformasyon tespit etmişlerdir (16). Fakat, bazı çalışmalar, döner NiTi enstrümanların on defa kullanılabileceğini veya dört molar dişin preparasyonunda sorun olmayacağını bildirmiştir (12, 13, 117). Dahası, Parashos ve ark. (2004) ege kullanım sayısı ve kırılma sıklığı arasında bir ilişki bulamadıklarını belirtmişlerdir (14). Üretici firmalar ise aşırı eğimli bir kanalın preparasyonunun ardından, aletlerin tekrar kullanılmamasını önermektedirler (118). Sonuç olarak, literatürdeki bu farklı durumlardan, döner NiTi enstrümanların kullanım sayısının, alet özellikleri, kanal morfolojisi ve operatör becerisi de dahil olmak üzere çeşitli değişkenlere bağlı olacağı neticesine ulaşılabilir (106). Bundan dolayı kırılma sıklığını azaltmak için döner NiTi enstrümanlarının bir kere kullanılması gerektiği literatür tarafından desteklenmemektedir (103).

### **3.5.7. Sterilizasyon prosedürü**

Kök kanal tedavisinin kemomekanik preparasyon basamağında kullanılan aletlerin çapraz enfeksiyon riskini engellemek maksadıyla sterilize edilmesi gerekmektedir (119). Sterilizasyon prosedürlerinin, NiTi eğelerin mikroyapısı ve mekanik özellikleri üzerine tesirlerini araştıran birçok çalışma yapılmıştır. NiTi enstrümanların korozyona uğraması potansiyel olarak mekanik özelliklerini etkileyebilir ve kırılmaya neden olabilir. Yapılan bir araştırmada; enstrümanların temizliğinde ve kök kanal preparasyonu sırasında lubrikasyon ve dezenfeksiyon amaçlı kullanılan sodyum hipoklorit (NaOCl) irrigasyon solüsyonu, eğelerin mekanik özelliklerini etkilediği ve kırılmaya meyillerini artırdığı görülmüştür (120). Haikel ve ark. (121) ise yaptıkları bir araştırmada NaOCl'nin, enstrümanların mekanik özelliklerinde ve kesme etkinliğinde herhangi bir değişime sebep olmadığını ifade etmişlerdir. Mize ve ark. (122) sterilizasyonun NTDES'e üzerine olan etkisini inceledikleri bir araştırmada; buhar sterilizasyonu uygulanmış eğelerin kırılma dirençleri üzerinde anlamlı bir fark gözlemlediklerini ifade etmişlerdir. Melo ve ark. (123) tarafından yapılan bir çalışmada beş defa kuru-ısı sterilizasyonu uygulanmış, Ni-Ti eğelerinin mikroyapısındaki sertlik artışından dolayı yorulmaya karşı direncin fazla olduğu gösterilmiştir. Hilfer ve ark. (124) ise sterilizasyon sonrası eğelerin mikroyapısındaki sertlikte artış, yüzey yapısında deformasyonlar ve esneklikte azalma gibi değişiklikler raporlamışlardır.

Sterilizasyonun enstrümanların kırılması üstündeki etkisi, alanyazında hala bir fikir birliğine varılmadığı için belirsizdir (15, 16). Fakat NiTi enstrümanların kırılmasında önemli bir etken olarak görülmektedir (17).

Yapılan bazı araştırmalarda, otoklav sterilizasyonunun NiTi enstrümanlarının yorulma ömrü üzerindeki etkisi araştırılmış ve anlamlı bir etki bulunamamıştır (18,

122). Diğer taraftan bazı çalışmalarda da otoklavdaki sterilizasyon döngülerinin mekanik fonksiyonlar üzerinde hiçbir olumsuz etkisi bulunmadığını belirtilmiştir (13, 125, 126). Bununla beraber, sterilizasyon döngüleri sonrası NiTi aletlerinin yorulma ömrünün arttığını bulan araştırmalar da bulunmaktadır (125, 127). Hilfer ve ark. (2011) Twisted File ve GT files eğelerinin farklı sterilizasyon döngüleri sonrası döngüsel yorgunluk direncini test etmişler ve GT files 20.04, 20.06 ve Twisted File 25.04 eğelerinde anlamlı bir farklılık görülmezken, TF 25.06 eğesinin döngüsel yorgunluk direncinin azaldığını belirtmişlerdir (124). Pedulla ve ark. (2018) ise Hyflex CM eğelerinin döngüsel yorgunluk direncinin sterilizasyon ya da sodyum hipokloritten etkilenmediğini, Twisted File sisteminin ise sodyum hipokloritten etkilenmediğini fakat üç sterilizasyon siklusu sonrası döngüsel yorgunluk direncinin düştüğünü bulmuşlardır (128).

Korozyon, NiTi enstrümanların mekanik özelliklerini etkileyerek kırılmalara sebebiyet verebilir. Bu durum kök kanallarının döner NiTi eğeler ile preparasyonu esnasında kök kanalı irrigantı ve lubrikant olarak kullanılan sodyum hipokloritle (NaOCl) ilişkilidir. Fakat, NaOCl'in NiTi enstrümanların döngüsel yorgunluk direncini belirgin şekilde azaltmadığı (129, 130) ve NiTi enstrümanlarının çatlak veya korozyonuna sebep olma ihtimalinin az olduğu gösterilmiştir (131).

## 4. MATERYAL VE METOT

### 4.1. Örneklem Sayısı

Al-Obaida ve ark.'nın (151) 2019'da yaptıkları çalışma örnek alınarak, çalışma öncesinde dört grup arasında önemli bir fark belirleyebilmek amacıyla G Power programıyla yapılan örneklem sayısı hesaplamada güç %80 olarak kabul edilince toplam 96 eğerin yeterli olduğu hesaplanmıştır (%95 güven aralığı,  $\alpha=0.05$ ).

### 4.2. Örneklerin Hazırlanması

Bu tez çalışması, Fırat Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı'nda tasarlanmıştır. Bu çalışma kapsamında; kök kanal preparasyonu esnasında kullanılmak üzere çeşitli yüzey kesit özelliklerine, çeşitli metalürjik özelliklere ve çalışma ilkelerine sahip olarak imal edilen 4 farklı NTDES kullanılmıştır. Araştırmada kullanılan tüm eğeler stereomikroskop ile X20 büyütme altında incelenmiş ve yüzeyinde defekt veya düzensizlik bulunan eğeler çalışmadan dışlanmıştır. Deney düzeneklerinde, her bir NTDES'de 40 tane olmak üzere toplam 160 adet ege kullanılmıştır.

Her bir ege sisteminde paketinden yeni çıkarılmış materyaller ve hiç kullanılmadan bir defa sterilize edilmiş materyaller kullanılmıştır. Aynı zamanda bu çalışma 20 °C ve 39 °C olacak şekilde iki farklı sıcaklık ortamında tekrarlanmıştır (Tablo 2).

**Tablo 2.** Deneydeki Grupların Dağılımı

|                      | Hiçbir İşlem | Sterilize edilmiş | Sıcaklık     |
|----------------------|--------------|-------------------|--------------|
| <b>WaveOne Gold</b>  | 10           | 10                | <b>20 °C</b> |
|                      | 10           | 10                | <b>39 °C</b> |
| <b>Reciproc (R)</b>  | 10           | 10                | <b>20 °C</b> |
|                      | 10           | 10                | <b>39 °C</b> |
| <b>Reciproc Blue</b> | 10           | 10                | <b>20 °C</b> |
|                      | 10           | 10                | <b>39 °C</b> |
| <b>Twisted File</b>  | 10           | 10                | <b>20 °C</b> |
| <b>Adaptive (TF)</b> | 10           | 10                | <b>39 °C</b> |

Deney Grupları:

**Grup 1: WaveOne Gold (Dentsply)(Boyut 25; .07 taper)**

WaveOne GOLD, D1'den D3'e sabit bir 0.7 konikliğe ve dentin korumayı sağlayan D4'den D16'ya aşamalı olarak azalan bir konik tasarıma (.07, .06 ve .03) sahiptir. Ofset paralelkenar şeklinde bir kesiti bulunmaktadır.

**Grup 2: Reciproc (VDW, Munich, Germany)(Boyut 25; .08 taper)**

Reciproc, en ucundan 3. mm'sinden başlayarak gerileyen bir şekilde .08'lik bir konikliğe sahiptir

**Grup 3: Reciproc Blue (VDW GmbH, Munich, Germany)(Boyut 25; .08 taper)**

Reciproc Blue, en ucundan 3. mm'sinden başlayarak gerileyen bir şekilde .08'lik bir konikliğe sahiptir

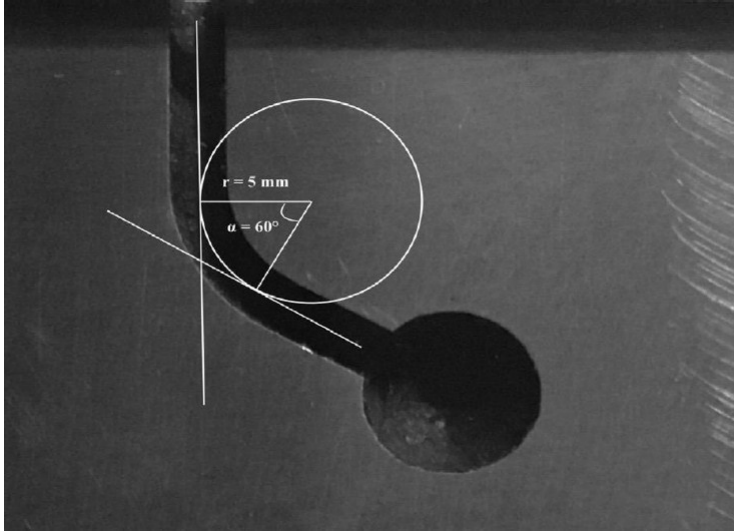
**Grup 4: Twisted File Adaptive (Sybron Endo, Glendora, CA)(Boyut 23; .06 taper)**

Twisted File Adaptive, sürekli olarak .06'lık konikliğe sahiptir. Üçgen şeklinde bir kesite sahiptir.

#### 4.3. Yapay Kanalların Hazırlanması

Araştırmamızda kullanılan, kurvatür yarıçapı 5 mm olan paslanmaz çelik yapay kanalların ölçülerinin hesaplanması ve çizime aktarılması Autocad (Autodesk Inc., Amerika) bilgisayar programı yardımı ile yapılmıştır.

Autocad programında oluşturulan yapay kanal, CNC makineleri ile paslanmaz çelik bloklardan aşındırma yapılarak meydana getirildi (Şekil 22). Statik döngüsel yorgunluk düzeneği için Pruett ve ark. tarafından oluşturulan kriterlere göre oluşturulan, 1,5 mm iç çapa, 60° kurvatür eğimine ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelikten meydana getirilmiş yapay bir kanal kullanılmıştır. Yapay kanalın kurvatürü, kanalın sonlandığı yerin 5 mm'lik koronal kısmında yer almaktadır. Eğeler 19 mm'den sabitlenerek standart hale getirilip işlem yapılmıştır (128).



Şekil 22. CNC Makinelerinde Üretilen Yapay Kanal (128)

#### 4.4. Döngüsel Yorgunluk Test Düzeneği

Araştırmamızda kullanılan döner NiTi ege sistemlerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini ölçmek maksadıyla oluşturulan paslanmaz çelik blok ve endodontik motoru sabit tutan bir düzenek oluşturuldu. Eğelerin sabitlenerek test işlemine tabi

tutulması maksadıyla tork ve hız ayarlı, 1/16 redüksiyona sahip X-Smart angıldrüva ve paslanmaz çelik blok, test cihazına bağlanarak kullanıldı.

**Tablo 3.** Döngüsel Yorgunluk Testi (63)

| Eğeler                     | Dönme Hızı (rpm) |
|----------------------------|------------------|
| WaveOne Gold               | 350              |
| Reciproc (R)               | 300              |
| Reciproc Blue              | 300              |
| Twisted File Adaptive (TF) | 400              |

Bütün enstrümanlar, 60° eğrilik açısı, 5 mm eğrilik yarıçapı olan eğimli yapay kanalda kırılma meydana gelinceye kadar sürekli rotasyon hareketi ile döndürüldü. Başlığına konulan NiTi enstrümanların, serbest dönüşünü kolaylaştırmak ve sürtünme kuvvetlerini en aza indirmek maksadıyla paslanmaz çelik blok içindeki yapay kanalda sentetik bir yağ olan WD-40 kullanıldı. Eğe kırıldığında zaman sayacı durduruldu ve ekrandaki süre saniye türünden kaydedildi. Her bir eğe için kırılma meydana gelinceye kadar olan tur sayısı aşağıdaki formüle göre hesaplandı:

$$\text{Kırılma Tur Sayısı (KTS)} = [\text{Dönme hızı (rpm)} \times \text{Süre (sn)}] / 60$$

Ayrıca, her bir eğenin kırılan parçasının uzunluğu dijital kumpas ile ölçüldü.

#### 4.5. Sterilizasyon Tekniği Ve Sıcaklık Ayarlaması

Sterilizasyon işlemleri Nüve OT23B (Nüve Sanayi Malz. İmalat ve Tic. A.Ş., İstanbul, Türkiye) otoklavda 134° C’de 20 dakika süreyle yapıldı.

#### 4.6. İstatistiksel Değerlendirme

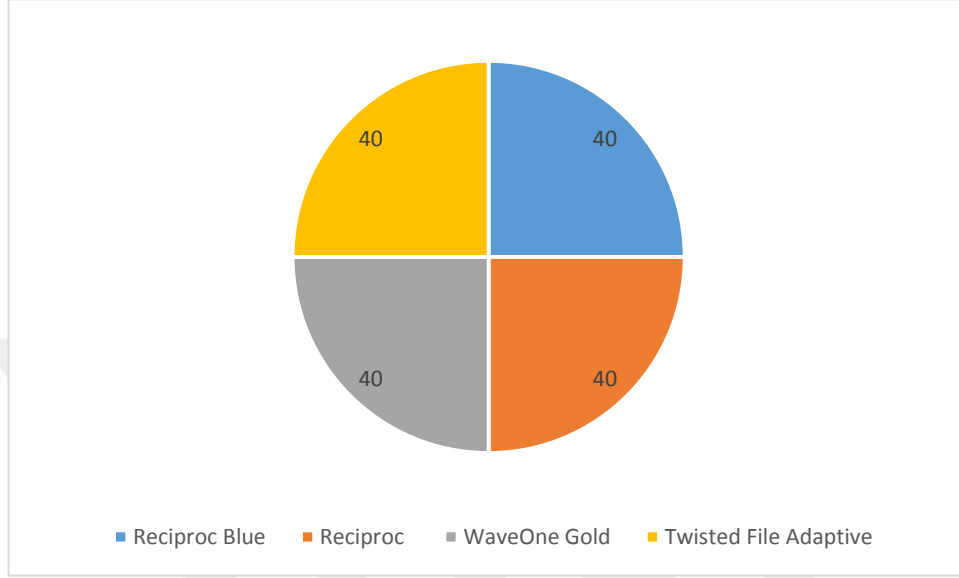
İstatistiksel analiz için var olan bir yazılım programı kullanılmıştır (SPSS Inc., version 22.0, Chicago, IL, Amerika). Kategorik verilerin gösteriminde sayı (%), ölçümsel verilerin gösteriminde ise ortanca, çeyrekler arası mesafe (IQR) kullanılmıştır. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro Wilk testi

kullanılarak değerlendirilmiştir. Normal dağılıma uymadığı görülen verilerin karşılaştırılmasında ikili gruplarda Mann-Whitney U testi, ikiden fazla değişkenli gruplarda Kruskal Wallis testleri uygulanmış olup, farklılıkların kaynağını belirlemek için Tukey post-hoc analiz kullanılmıştır.  $p < 0,05$  istatistiksel olarak önemli kabul edilmiştir.



## 5. BULGULAR

Çalışmada 40 Reciproc Blue, 40 Reciproc, 40 WaveOne Gold ve 40 Twisted File Adaptive olmak üzere toplam 160 eğe kullanılmıştır (Şekil 23).



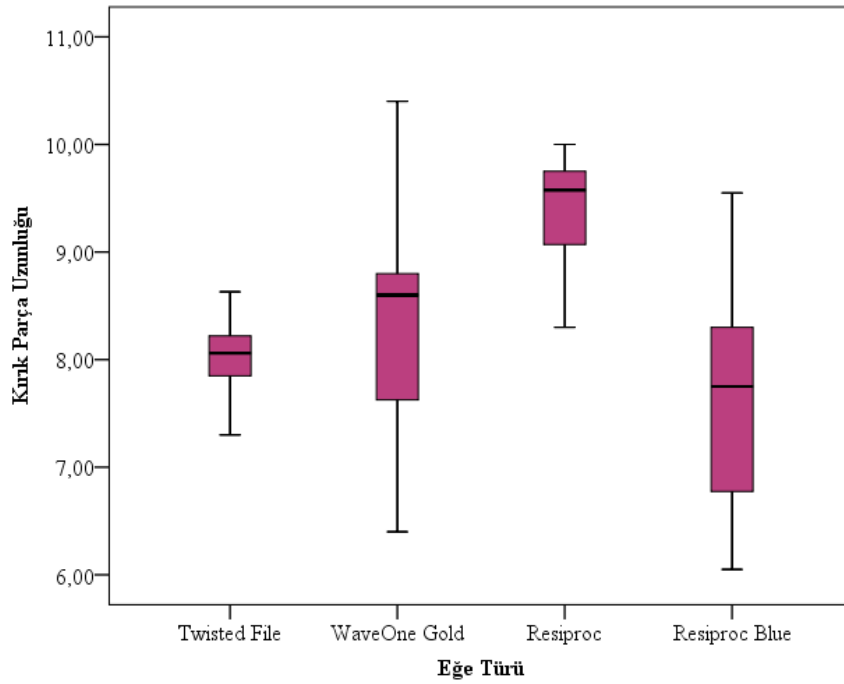
**Şekil 23.** Çalışmada Kullanılan Eğelerin Dağılımı

Eğе türüne göre eğenin kırık parça uzunluğu karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık olduğu bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Bu farklılığın ise Twisted File Adaptive ile Reciproc Blue hariç tüm gruplar arasındaki farktan kaynaklandığı bulunmuştur. Çıkan sonuca göre kırık parça uzunlukları  $\text{Reciproc} > \text{WaveOne Gold} > \text{Reciproc Blue} = \text{Twisted File Adaptive}$  şeklinde sıralanmıştır. (Şekil 24). Sıcaklık ile kırık parça uzunluğu karşılaştırıldığında 20°C'deki eğelerin kırık parça uzunluğu, 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p=0,012$ ) (Şekil 25). Eğelerin sterilize edilme durumu ile kırık parça uzunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ( $p=0,450$ ) (Tablo 4).

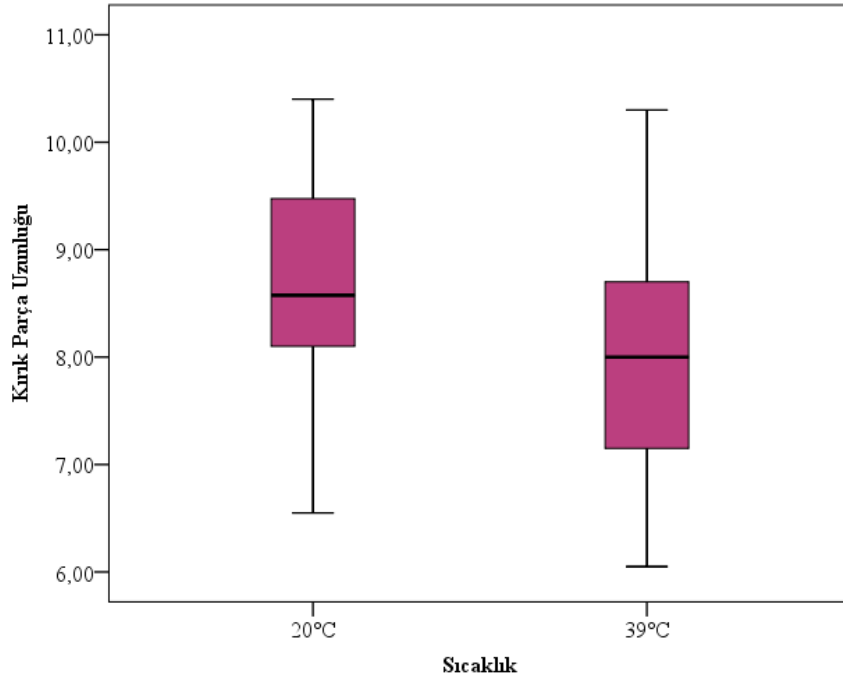
**Tablo 4.** Kırık parça uzunluğunun Eğe Türü, Sıcaklık ve Sterilizasyona Göre Karşılaştırılması

|                      |                     | Kırık parça uzunluğu |           | p                |
|----------------------|---------------------|----------------------|-----------|------------------|
|                      |                     | Ortanca              | IQR       |                  |
| <b>Eğe Türü</b>      | Twisted File        | 8,06 <sup>a</sup>    | 7,85-8,22 | <b>&lt;0,001</b> |
|                      | WaveOne Gold        | 8,60 <sup>b</sup>    | 7,63-8,80 |                  |
|                      | Reciproc            | 9,58 <sup>c</sup>    | 9,07-9,75 |                  |
|                      | Reciproc Blue       | 7,75 <sup>a</sup>    | 6,77-8,30 |                  |
| <b>Sıcaklık</b>      | 20°C                | 8,58                 | 8,10-9,48 | <b>0,012</b>     |
|                      | 39°C                | 8,00                 | 7,15-8,70 |                  |
| <b>Sterilizasyon</b> | Sterilize Edilmemiş | 8,38                 | 7,70-8,78 | 0,450            |
|                      | Sterilize Edilmiş   | 8,37                 | 7,80-9,38 |                  |

\*Farklı üst karakter harfler gruplar arasındaki anlamlı farklılığı ifade etmektedir



**Şekil 24.** Kırık parça uzunluğunun Eğe Türlerine Göre Karşılaştırılması



**Şekil 25.** Kırık parça uzunluğunun Sıcaklığa Göre Karşılaştırılması

Dört farklı eğe için de ayrı ayrı değerlendirildiğinde 20°C'deki kırık parça uzunluğu, 39°C'deki kırık parça uzunluğundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Reciproc ve Reciproc Blue ege grubu için sterilize edilmiş eğerin kırık parça uzunluğu, sterilize edilmemiş eğerlerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (Tablo 5).

**Tablo 5.** Eğe Türlerine Göre Kırık Parça Uzunluğunun Sıcaklık ve Sterilizasyona ile Karşılaştırılması

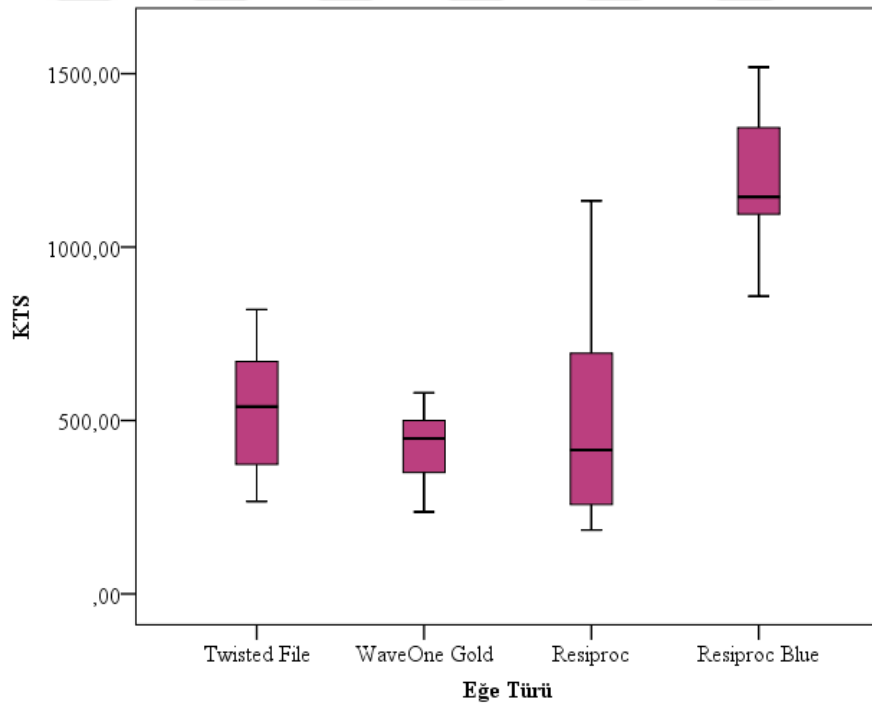
|                       |                     | Kırık para uzunluğu |           | p      |
|-----------------------|---------------------|----------------------|-----------|--------|
|                       |                     | Ortanca              | IQR       |        |
| Twisted File Adaptive |                     |                      |           |        |
| Sıcaklık              | 20°C                | 8,12                 | 7,97-8,39 | 0,049  |
|                       | 39°C                | 7,98                 | 7,70-8,20 |        |
| Sterilizasyon         | Sterilize Edilmemiş | 8,08                 | 7,88-8,26 | 0,820  |
|                       | Sterilize Edilmiş   | 8,03                 | 7,85-8,21 |        |
| WaveOne Gold          |                     |                      |           |        |
| Sıcaklık              | 20°C                | 8,70                 | 8,55-8,83 | 0,007  |
|                       | 39°C                | 7,63                 | 7,25-8,70 |        |
| Sterilizasyon         | Sterilize Edilmemiş | 8,70                 | 8,15-8,78 | 0,341  |
|                       | Sterilize Edilmiş   | 8,35                 | 7,50-8,83 |        |
| Reciproc              |                     |                      |           |        |
| Sıcaklık              | 20°C                | 9,63                 | 9,50-9,78 | 0,011  |
|                       | 39°C                | 9,07                 | 8,68-9,73 |        |
| Sterilizasyon         | Sterilize Edilmemiş | 9,15                 | 8,68-9,68 | 0,021  |
|                       | Sterilize Edilmiş   | 9,65                 | 9,50-9,78 |        |
| Reciproc Blue         |                     |                      |           |        |
| Sıcaklık              | 20°C                | 8,13                 | 7,80-8,45 | <0,001 |
|                       | 39°C                | 6,85                 | 6,50-7,68 |        |
| Sterilizasyon         | Sterilize Edilmemiş | 6,93                 | 6,53-8,02 | 0,013  |
|                       | Sterilize Edilmiş   | 7,98                 | 7,60-8,48 |        |

Eğe türüne göre eğenin kırılma tur sayısı karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ). Bu farklılığın ise Reciproc Blue ile diğer   eğe arasındaki farktan kaynaklandığı bulunmuştur. Bu duruma göre Reciproc Blue>Reciproc≈WaveOne Gold≈Twisted File Adaptive olarak bulunmuştur (şekil 26). Sıcaklık ile kırılma tur sayısı karşılaştırıldığında; 20°C’deki eğelerin kırılma tur sayısı, 39°C’deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p<0,001$ ) (şekil 27). Sterilize edilme durumu ile kırılma tur sayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p=0,073$ )(Tablo 6).

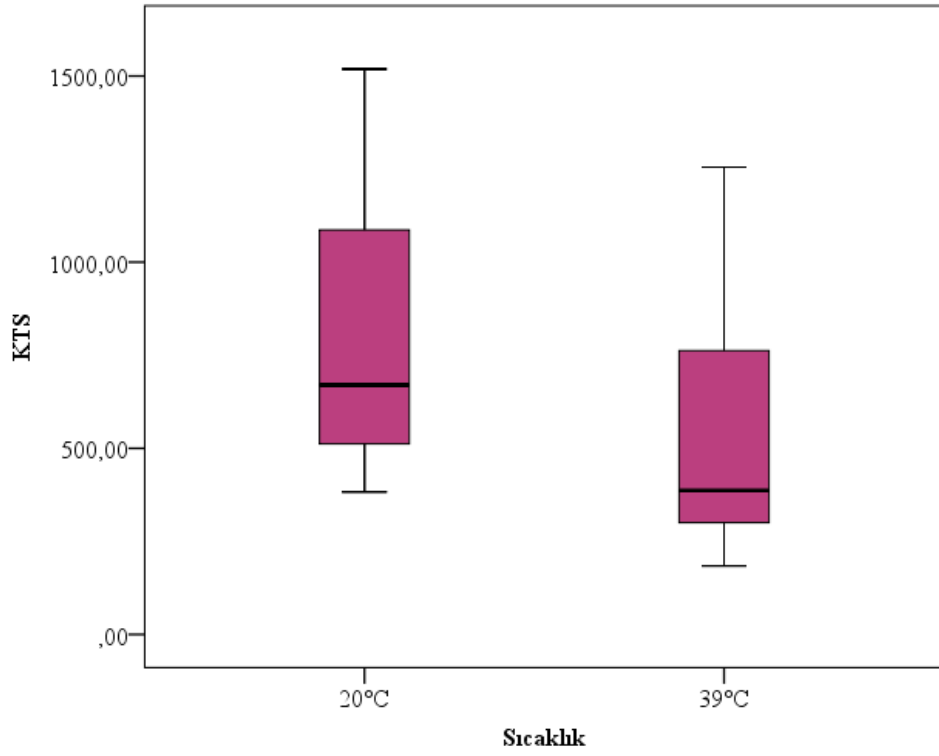
**Tablo 6.** Kırılma Tur Sayısının EĒe Türü, Sıcaklık ve Sterilizasyona Göre Karşılaştırılması.

|                      |                       | KTS                  |                | p                |
|----------------------|-----------------------|----------------------|----------------|------------------|
|                      |                       | Ortanca              | IQR            |                  |
| <b>EĒe Türü</b>      | Twisted File Adaptive | 540,00 <sup>a</sup>  | 266,67-820,00  | <b>&lt;0,001</b> |
|                      | WaveOne Gold          | 448,33 <sup>a</sup>  | 236,67-580,00  |                  |
|                      | Reciproc              | 415,08 <sup>a</sup>  | 184,17-1133,33 |                  |
|                      | Reciproc Blue         | 1144,67 <sup>b</sup> | 858,50-1518,67 |                  |
| <b>Sıcaklık</b>      | 20°C                  | 670,00               | 382,50-1518,67 | <b>&lt;0,001</b> |
|                      | 39°C                  | 386,67               | 184,17-1255,17 |                  |
| <b>Sterilizasyon</b> | Sterilize Edilmemiş   | 482,50               | 184,17-1286,33 | 0,073            |
|                      | Sterilize Edilmiş     | 553,33               | 260,67-1518,67 |                  |

\*Farklı üst karakter harfler gruplar arasındaki anlamlı farklılığı ifade etmektedir



**Şekil 26.** Kırılma Tur Sayısının EĒe Türlerine Göre Karşılaştırılması



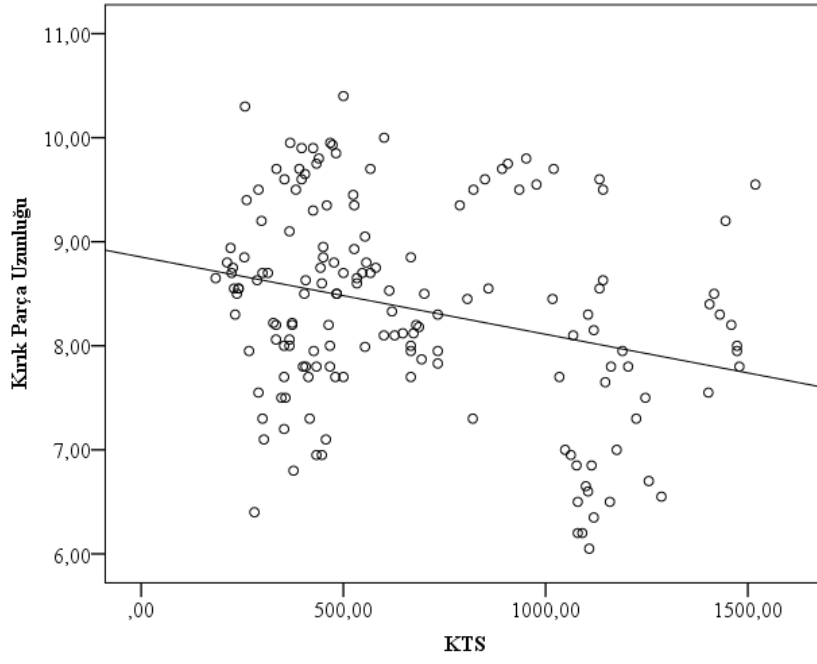
**Şekil 27.** Kırılma Tur Sayısının Sıcaklığa Göre Karşılaştırılması

Dört farklı ege için de ayrı ayrı değerlendirildiğinde 20°C'deki KTS, 39°C'deki KTS'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Reciproc ve Reciproc Blue ege grubu için sterilize edilmiş eğerlerin KTS'leri, sterilize edilmemiş eğerlerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (Tablo 7).

**Tablo 7.** Eğe Türlerine Göre Kırılma Tur Sayısının Sıcaklık ve Sterilizasyon ile Karşılaştırılması

|                       |                     | KTS     |                 | P      |
|-----------------------|---------------------|---------|-----------------|--------|
|                       |                     | Ortanca | IQR             |        |
| Twisted File Adaptive |                     |         |                 |        |
| Sıcaklık              | 20°C                | 670,00  | 526,67-820,00   | <0,001 |
|                       | 39°C                | 373,33  | 266,67-666,67   |        |
| Sterilizasyon         | Sterilize Edilmemiş | 646,67  | 266,67-820,00   | 0,659  |
|                       | Sterilize Edilmiş   | 513,33  | 333,33-733,33   |        |
| WaveOne Gold          |                     |         |                 |        |
| Sıcaklık              | 20°C                | 491,67  | 433,33-580,00   | <0,001 |
|                       | 39°C                | 350,00  | 236,67-566,67   |        |
| Sterilizasyon         | Sterilize Edilmemiş | 448,33  | 236,67-580,00   | 0,779  |
|                       | Sterilize Edilmiş   | 441,67  | 280,00-556,67   |        |
| Reciproc              |                     |         |                 |        |
| Sıcaklık              | 20°C                | 694,17  | 382,50-1133,33  | <0,001 |
|                       | 39°C                | 257,83  | 184,17-473,17   |        |
| Sterilizasyon         | Sterilize Edilmemiş | 318,75  | 184,17-600,67   | 0,001  |
|                       | Sterilize Edilmiş   | 630,42  | 260,67-1133,33  |        |
| Reciproc Blue         |                     |         |                 |        |
| Sıcaklık              | 20°C                | 1344,42 | 1068,17-1518,67 | <0,001 |
|                       | 39°C                | 1102,17 | 858,50-1255,17  |        |
| Sterilizasyon         | Sterilize Edilmemiş | 1116,33 | 1048,33-1286,33 | 0,024  |
|                       | Sterilize Edilmiş   | 1328,83 | 858,50-1518,67  |        |

Eğenin kırık parça uzunluğu ile kırılma tur sayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $r=-0,090$ ,  $p=0,260$ ) (Şekil 28).



**Şekil 28.** EĞenin Kırık Parça Uzunluğu ile Kırılma Tur Sayısının İlişki

## 6. TARTIŞMA

Başarılı bir endodontik tedavi kök kanal sisteminin temizlenmesi ve şekillendirilmesini içeren bir dizi işleme bağlı olarak meydana gelmektedir (132). Paslanmaz çelik aletlere göre daha gelişmiş, güçlü ve esnek olan nikel titanyum (NiTi) aletleri diş hekimliği pratiğine 1990'ların başlarında girmiştir ve halen diş hekimleri tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Sonrasında piyasaya çok çeşitli NiTi eğe sistemleri girmiştir (132, 133). Ni-Ti eğe sistemlerinin kök kanal tedavilerinde kullanılması ile birçok fayda ve avantaj sağlanmış olmasına rağmen meydana getirdiği bir takım riskler de bulunmaktadır. NiTi eğelerin, kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kanal içerisinde beklenmedik kırılmaları ciddi bir sorun teşkil etmekte ve kök kanal tedavisinin başarısını etkilemektedir. Klinikte NiTi aletleri dönme sırasında iki farklı şekilde kırılmaktadır: Burulma ile meydana gelen kırılmalar ve döngüsel yorulmaya bağlı kırılmalar (134, 135).

Döngüsel kırık; aletin kanal kurvatürü içerisinde sıkışmadan serbestçe dönmesi esnasında, periyodlar halinde oluşan bükme ve çekme gerilimi neticesinde görülen metal yorgunluğuna bağlı meydana gelen kırılmadır (135, 136). Dönme sırasında eğenin iç yüzeyi bükülürken dış yüzeyi ise gerilir. Motorla kullanılan NiTi aletlerinin döngüsel kırığı, kanal kurvatürünün çapına, açısına ve enstrümanın boyutu ve konisitesine bağlıdır. Bunların içerisinde kanal kurvatürü çapı, döngüsel kırık oluşmasına etki eden ana faktör olarak dikkati çekmektedir (23, 137, 138). Metal yorgunluğun meydana gelmesinde diğer bir etken de kök kanal enstrümanlarının sterilizasyon işlemlerinde termal döngüye maruz kalmasıdır (18, 139). Bununla birlikte literatürde sterilizasyon esnasında oluşan termal döngünün nikel titanyum

endodontik enstrümanlar üzerinde böyle bir etkisi olduğuna dair bir görüş birliği bulunamamıştır (126, 140).

Bu çalışmada eğe türüne göre eğenin kırık parça uzunluğu karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ). Bu farklılığın ise Twisted File Adaptive ile Reciproc Blue hariç tüm gruplar arasındaki farktan kaynaklandığı bulunmuştur. Çıkan sonuca göre kırık parça uzunlukları Reciproc>WaveOne Gold>Reciproc Blue=Twisted File Adaptive şeklinde sıralanmaktadır. Karataşlıoğlu'nun 2015 yılında yapmış olduğu çalışmada M-teli, R-Faz tel ve CM-telinden üretilmiş altı farklı döner eğe sisteminin şekillendirme yetenekleri ve döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Bu çalışmada aynı zamanda kırık parça uzunluğu da hesaplanmıştır. Çalışma sonucuna göre Twisted File Adaptive eğesi ile Reciproc eğesi arasında kırık parça uzunluğu açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (141). Yılmaz ve ark. tarafından 2019 yılında yapılan çalışmada farklı eğe sistemlerinin kanal içi sıcaklıkta döngüsel yorgunluk dirençleri ve kırık parça uzunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada One Curve Hyflex EDM, WaveOne Gold, Reciproc Blue eğeleri karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak WaveOne Gold ve Reciproc Blue eğeleri arasında kırık parça uzunluğu açısından anlamlı farklılık bulunamamıştır (142). Topçuoğlu ve ark. tarafından 2017 yılında yapılmış çalışmada 3 farklı (WaveOne Gold, Reciproc ve WaveOne) eğe türü döngüsel yorgunluk açısından karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak eğe türleri arasında kırık parça uzunluğu açısından anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (143). Topçuoğlu ve ark. tarafından aynı yılda yapılan bir başka çalışmada Reciproc Blue ve Reciproc eğelerinin döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre de iki eğe türü arasında kırık parça uzunluğu açısından istatistiksel olarak anlamlı

bir ilişki bulunamamıştır (72). Keskin ve ark. tarafından 2017 yılında yapılan çalışmada 3 farklı eğe türü (Reciproc, Reciproc Blue ve WaveOne Gold) döngüsel yorgunluk açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmada eğelerin kırılma tur sayıları ve kırık parça uzunluğu karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak eğe türleri arasında kırık parça uzunluğu açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (144). Adıgüzel ve Tüfenkçi tarafından 2018 yılında yapılan çalışmada WaveOne, Reciproc ve Twisted File Adaptive eğelerinin döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre eğeler arasında kırık parça uzunluğu açısından anlamlı farklılık bulunmamıştır (145). Plotino ve ark. tarafından 2012 senesinde yapılan çalışmada Reciproc ve WaveOne Primary eğelerinin döngüsel yorgunluğu karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre eğeler arasında kırık parça uzunluğu açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (146). Pedulla ve ark. tarafından 2018 yılında yapılan çalışmada Reciproc ile Reciproc Blue eğelerinin döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre iki eğe arasında kırık parça uzunluğu açısından anlamlı farklılık bulunmamıştır (147). Araştırmamızda döngüsel yorgunluk sebebi ile kırılan parçaların uzunluklarını mukayese ettiğimizde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuş olmasına rağmen gruplar arasındaki maksimum sayısal farklılığın ise 1,83 mm den daha az olduğu belirlenmiştir. Bütün enstrümanlar D4-D6 düzeylerinden olmak üzere ortalama apikalden 5 mm yukarıda kırılmaya maruz kalmıştır. Bu seviye bütün eğelerin aynı boyda çalıştıkları göz önüne alınırsa kanal kurvatürünün hemen hemen merkezine veya 2 mm den daha az değerinde alt veya üstüne karşılık gelmektedir. Bu nokta eğenin maksimum düzeyde strese maruz kaldığı bölgedir (23, 75, 148, 149). Eğeler arasında kırık parça uzunluğu açısından anlamlı farklılığın olma nedeni ise örneklem sayımızın yeterli olması ile alakalı olabilir ancak her

ihtimale karşı bu konuda daha fazla ve daha büyük örneklemli çalışmaların yapılması literatürdeki bu karışıklığı önleyecektir.

Bizim çalışmamızda sıcaklık ile kırık parça uzunluğu karşılaştırıldığında 20°C'deki eğelerin kırık parça uzunluğu, 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Farklı derecelerdeki kırılma uzunlukları tüm eğeler için ayrı ayrı değerlendirildiğinde de aynı şekilde 20°C'deki eğelerin kırık parça uzunluğu 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Plotino ve ark. tarafından 2017 yılında yapılan bir çalışmada ProTaper Gold ve ProTaper Universal eğelerinin 20°C'deki ve 35°C'deki döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre her iki sıcaklıkta ölçülen kırık parça uzunluğu açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (150). Çalışmamızın sonuçlarının literatür ile farklı olmasının nedeni referans alınan sıcaklık değerleri ve kullanılan ege sistemlerinin farklı olması ile ilgili olabilir. Bu karışıklığın önlenmesi için aynı referans değerleri ile standardize edilmiş ve aynı ege sistemlerinin kullanıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bizim çalışmamızda bütün eğeler toplu halde değerlendirildiğinde sterilize edilme durumu ile kırık parça uzunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Fakat ayrı ayrı incelendiğinde ise Reciproc ve Reciproc Blue eğeleri için sterilize edilmiş eğelerin kırık parça uzunluğu, sterilize edilmemiş eğelerin kırık parça uzunluğundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Fakat Twisted File Adaptive ve WaveOne Gold eğeleri için sterilize edilme durumu ile kırık parça uzunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Plotino ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada dört farklı ege (K3, Mtwo, Vortex, K4 prototypes) türü sterilize edilme durumlarına göre döngüsel yorgunluk açısından değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya göre tüm eğelerin sterilize

edilme durumlarına göre kırık parça uzunluğu açısından karşılaştırıldığında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (18). İnan ve ark. tarafından 2011 yılında yapılan çalışmada yeni ve kullanılmış eğelerin (Mtwo eğesi) döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre 5 mm'lik kurvatür yarıçapı olan eğeler için eski olması ya da yeni olması ile kırık parça uzunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (136). Çalışmamızda da literatüre benzer şekilde tüm eğeler birlikte değerlendirildiğinde sterilizasyonun, kırık parça uzunluğuna etkisi anlamlı bulunmamıştır. Ancak Reciproc ve Reciproc Blue eğelerinde sterilizasyonun kırık parça uzunluğuna anlamlı etkisinin olması bu eğe türlerinin yapısı ile alakalı olabilir.

Eğе türüne göre eğenin kırılma tur sayısı karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Bu farklılığın ise Reciproc Blue ile diğer üç eğe arasındaki farktan kaynaklandığı saptanmıştır. Bu duruma göre Reciproc Blue>Reciproc≈WaveOne Gold≈Twisted File Adaptive olarak bulunmuştur. Al-Obaida ve ark. tarafından 2019 yılında yapılan çalışmada WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc, Reciproc Blue ve Twisted File Adaptive eğelerinin döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada da bizim çalışmamıza benzer şekilde Reciproc Blue grubundaki eğelerin kırılma tur sayıları, diğer eğelerden anlamlı şekilde fazla bulunmuştur (151). Keskin ve ark.'ı tarafından 2017 yılında yapılan çalışmada 3 farklı eğe türü (Reciproc, Reciproc Blue ve WaveOne Gold) kırılma tur sayıları ve kırık parça uzunluğuna bakılarak döngüsel yorgunluk açısından karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak eğe türleri arasında, kırılma tur sayısı açısından anlamlı farklılık bulunmuştur. Bu farklılık tüm gruplar arasındaki farktan kaynaklanmıştır ve Reciproc Blue eğesinin kırılma tur sayısı diğerlerinden anlamlı şekilde fazla bulunmuştur (144). Topçuoğlu ve ark. tarafından 2017 yılında yapılmış olan çalışmada 3 farklı (WaveOne

Gold, Reciproc ve WaveOne) eğe türü döngüsel yorgunluk açısından karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak WaveOne Gold eğesinin kırılma tur sayısı Reciproc eğesinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde fazla bulunmuştur (143). Topçuoğlu ve ark. tarafından aynı yılda yapılan bir başka çalışmada Reciproc Blue ve Reciproc eğelerinin döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre Reciproc Blue eğesinin kırılma tur sayısı Reciproc eğesinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (72). İnan ve ark. tarafından 2019 yılında yapılan çalışmada Reciproc Blue ile Reciproc arasındaki döngüsel yorgunluk karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak Reciproc Blue eğesinin kırılma tur sayısı Reciproc eğesinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (152). Çalışmamızın sonuçlarının Reciproc Blue eğesinin en yüksek kırılma tur sayısına sahip olması açısından literatür ile benzerlik gösterdiği söylenebilir.

Sıcaklık ile kırılma tur sayısı karşılaştırıldığında; 20°C'deki eğelerin kırılma tur sayısı, 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Farklı derecelerdeki kırılma tur sayıları tüm eğeler için ayrı ayrı değerlendirildiğinde de aynı şekilde 20°C'deki eğelerin kırılma tur sayıları, 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. De Vasconcelos ve ark. tarafından 2016 yılında yapılan bir çalışmada farklı eğe türlerinin (Protaper Universal, Hyflex CM, TRUShape, Vortex Blue) iki farklı derecede (20°C ve 37°C) döngüsel yorgunluğa etkisi incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre tüm eğeler için düşük derecede görülen kırılma tur sayısı yüksek derecede görülen kırılma tur sayısından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (153). Plotino ve ark. tarafından 2017 senesinde yapılan çalışmada ProTaper Gold ve ProTaper Universal eğeleri için ayrı ayrı değerlendirildiğinde 20°C'deki kırılma tur sayısı, 35°C'deki kırılma tur sayısından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (150).

Peters ve ark. tarafından 2007 yılında yapılan çalışmada ise ProFile ve RaCe Files eğelerinin %5,25'lik sodyum hipoklorit ile farklı iki sıcaklıkta (21°C ve 60°C) sterilize edilmesi sonucu döngüsel yorgunlukları bir kontrol grubu ile karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak, eğelerin ısıtılmış sodyum hipoklorit ile temastan sonra döngüsel yorgunluğa karşı direnci azalmıştır (154). Çalışmamızın sıcaklık ile kırılma tur sayısının karşılaştırıldığı sonuçlar literatür ile uyumlu bulunmuştur.

Sterilizasyonun enstrümanların kırılması üstündeki etkisi, literatürde hala fikir birliğine varılamadığı için belirsizdir (15, 16). Fakat NiTi enstrümanların kırılmasında önemli bir etken olarak görülmektedir (17). Bizim çalışmamızda bütün eğeler toplu halde değerlendirildiğinde sterilize edilme durumu ile kırılma tur sayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Fakat ayrı ayrı incelendiğinde ise Reciproc ve Reciproc Blue eğeleri için sterilize edilmiş eğelerin kırılma tur sayısı, sterilize edilmemiş eğelerin kırılma tur sayısından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Ancak Twisted File Adaptive ve WaveOne Gold eğeleri için sterilize edilme durumu ile kırılma tur sayısı arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Plotino ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada dört farklı eğe (K3, Mtwo, Vortex, K4 prototypes) türü sterilize edilme durumlarına göre döngüsel yorgunluk açısından değerlendirilmiştir. Sonuç olarak sadece K4 prototip grubunda bulunan eğelerden sterilize edilmiş olanların kırılma tur sayısı, sterilize edilmemiş olanlardan anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (18). Yolağiden ve Aydın tarafından 2016 yılında yapılan çalışmada FlexMaster türü bir eğenin sterilize edilme durumuna göre döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Sterilize edilen eğeler 5 defa steril edilmiştir. Sonuç olarak FlexMaster eğesi sterilize edildikten sonra kırılma tur sayısı artmıştır (155). İnan ve ark. tarafından 2011 yılında yapılan çalışmada yeni ve kullanılmış eğelerin

(Mtwo eğesi) döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre 5 mm’lik kurvatür yarıçapı olan eğeler için yeni olan eğelerin kırılma tur sayısı, eski eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (136). Döngüsel yorgunluk ile ilgili daha önceki raporlar klinik kullanımın kırılma döngülerinin sayısını azalttığını ortaya koymuştur (11, 114, 156). Plotino ve ark. kullanılmış ve yeni Mtwo cihazlarının döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırmış ve kullanılan aletlerde döngüsel yorgunluk direncinin #40.04 aletler hariç yenileri ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde düşük olduğunu bildirmiştir (156). Mize ve ark. tarafından 1998 yılında yapılan çalışmada otoklav sterilizasyonunun bir sonucu olarak ısıl işlemin, sıklık yorgunluğun etkisini azaltarak NiTi aletlerin ömrünü uzatma kabiliyeti değerlendirilmiştir. Sonuç olarak otoklav sterilizasyonunun, NiTi enstrümanlarının yorulma ömrü üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı bulunmuştur (122). Viana ve ark. tarafından yapılan ProFile NiTi enstrümanların beş defa otoklav sterilizasyonu sonrası döngüsel kırığa karşı direncinin önemli ölçüde arttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada, sterilizasyon yapılmış enstrüman grubunda yeni enstrümanlara göre daha az dönüş sayılarında döngüsel kırık meydana geldiği tespit edilmiştir (125). Literatürde bu konuda hala bir konsensüs sağlanamamış durumdadır. Bunun nedenlerinden biri çalışmaların kurgulanma şartlarında bir standardizasyonun olmaması ve aynı eğe türünün kullanılmamış olmasından kaynaklı olabilir.

## 7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar aşağıda listelenmiştir:

1. Eğe türüne göre eğenin kırık parça uzunluğu karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ). Çıkan sonuca göre kırık parça uzunlukları Reciproc>WaveOne Gold>Reciproc Blue=Twisted File Adaptive şeklinde sıralanmaktadır.
2. Sıcaklık ile kırık parça uzunluğu karşılaştırıldığında 20°C'deki eğelerin kırık parça uzunluğu 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p=0,012$ ).
3. Sterilize edilme durumu ile kırık parça uzunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ( $p=0,450$ ).
4. Dört farklı eğe için de ayrı ayrı değerlendirildiğinde 20°C'deki kırık parça uzunluğu, 39°C'deki kırık parça uzunluğundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p=0,012$ ). Reciproc ve Reciproc Blue eğe grubu için sterilize edilmiş eğelerin kırık parça uzunluğu sterilize edilmemiş eğelerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p=0,021$ ,  $p=0,013$ ).
5. Eğe türüne göre eğenin kırılma tur sayısı karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ). Bu duruma göre Reciproc Blue>Reciproc≈WaveOne Gold≈Twisted File Adaptive olarak bulunmuştur.
6. Sıcaklık ile kırılma tur sayısı karşılaştırıldığında 20°C'deki eğelerin kırılma tur sayısı 39°C'deki eğelerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p<0,001$ ).

7. Sterilize edilme durumu ile kırılma tur sayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ( $p=0,073$ ).
8. Dört farklı eğe için de ayrı ayrı değerlendirildiğinde  $20^{\circ}\text{C}$ 'deki KTS,  $39^{\circ}\text{C}$ 'deki KTS'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p= 0,012$ ). Reciproc ve Reciproc Blue eğe grubu için sterilize edilmiş eğelerin KTS'leri, sterilize edilmemiş eğelerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p= 0,001$ ,  $p=0,024$ ).
9. Eğelerin kırık parça uzunluğu ile kırılma tur sayısı arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $r=-0,090$ ,  $p=0,260$ ).
10. Eğe türleri arasında Reciproc Blue'nin diğerlerine göre daha dirençli olduğu düşünüldüğünde bu tür dirençli eğe sistemlerinin klinik kullanımda arttırılması kanal tedavisi esnasında kırılmaya bağlı oluşabilecek komplikasyonları önleyebilir.
11. Düşük sıcaklıkta eğenin döngüsel yorgunluk direncinin arttığı gerçeğinden hareketle, kanal tedavisi işlemi sırasında eğenin sıklıkla soğuk su yardımı ile derecesinin düşürülmesi kırılmayı önleyebilir.
12. Sterilizasyonun döngüsel yorgunluk direnci üzerindeki etkisi net bir şekilde aydınlatılamamış olması daha büyük ve standart araştırmalara ihtiyaç olduğunu gösterebilir.

## 8. KAYNAKLAR

1. Ruddle CJ. Endodontic canal preparation: WaveOne single-file technique. *Dent Today*. 2012;31(1):124-6.
2. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin N Am*. 1974;18(2):269-96.
3. Wildey WL, Senia ES, Montgomery S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio*. 1992;74(4):499-507.
4. Kyomen SM, Caputo AA, White SN. Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. *J Endod*. 1994;20:332-7.
5. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG, Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*. 1985;11(5):203-11.
6. Nagaraja S, Sreenivasa Murthy BV. CT evaluation of canal preparation using rotary and hand NI-TI instruments: An in vitro study. *J. Conserv. Dent.*. 2010;13(1):16-22.
7. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*. 2000;26(3):161-5.
8. Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*. 2005;38(11):802-9.
9. Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the United States. *J Endod*. 2009;35(9):1193-7.
10. Fife D, Gambarini G, Britto Lr L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio, oral radiology, and endodontology*. 2004;97(2):251-6.
11. Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio, oral radiology, and endodontics*. 2005;100(2):249-55.
12. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J*. 1999;32(2):115-9.
13. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J*. 2000;33(3):204-7.
14. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*. 2004;30(10):722-5.
15. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments. Applications in endodontics. St. Louis, MO: Ishiyaku EuroAmerica; 1995.
16. Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod*. 2002;28(2):105-7.
17. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*. 2005;10(1):30-76.

18. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(2):222-5.
19. West JD. Endodontic failures marked by lack of three-dimensional seal. *The Endodontic report.* 1987;9-12.
20. Schafer E, Tepel J. Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion. *Int Endod J.* 1996;29(5):302-8.
21. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Cohen's Pathways of the Pulp. In: Cohen S, Hargreaves KM, editors. *Instruments, Materials and Devices.* 10 ed. St. Louis: : Mosby; 2011. p. 223-82.
22. Stenman E. Effects of sterilization and endodontic medicaments on mechanical properties of root canal instruments. Umea: *Odontological Dissertations No. 8:* University of Umea; 1977.
23. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.
24. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25(6):434-40.
25. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995;21(4):173-6.
26. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21(3):146-51.
27. Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc (1939).* 1976;93(1):78-87.
28. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dent Traumatol.* 1997;13(2):51-64.
29. Carrotte P. Endodontics: Part 5 Basic instruments and materials for root canal treatment. *Br Dent J.* 2004;197(8):455-64.
30. Lyon KF. Endodontic Instruments for Root Canal Therapy. *Clinical Techniques in Small Animal Practice.* 2001;16(3):139-50.
31. Cagay Sevensan G. Farklı Nikel Titanyum Eğelerin Eğimli Kanallarda Apikal Debris Taşkınlığına Etkisinin Değerlendirilmesi. Zonguldak: Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2018.
32. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of Low- Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *J Appl Phys.* 1963;34(5):1475-7.
33. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297-310.

34. Wang FE, Pickart SJ, Alperin HA. Mechanism of the TiNi Martensitic Transformation and the Crystal Structures of TiNi- II and TiNi- III Phases. *J Appl Phys.* 1972;43(1):97-112.
35. Wang Y, Ren X, Otsuka K. Shape memory effect and superelasticity in a strain glass alloy. *Physical review letters.* 2006;97(22):225703.
36. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45(11):1027-34.
37. Zadno R, Duerig TW. Linear superelasticity in cold- worked NiTi. In: Duerig TW, Melton KN, Stockel D, Wayman CM, editors. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys.* London: Butterworth-Heinemann.; 1990. p. 414.
38. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38(11):1535-40.
39. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163-72.
40. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics.* 2013;29(1):3-17.
41. Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J.* 1999;32(3):155-64.
42. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement: fifth-generation technology. *Dent Today.* 2013;32(4):94, 6-9.
43. Steve Senia E, Wildey WL. The LightSpeed root canal instrumentation system. *Endod Topics.* 2005;10(1):148-50.
44. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MA, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010;36(7):1183-6.
45. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007;33(10):1217-21.
46. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212-6.
47. Bonaccorso A, Schafer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi TR. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J Endod.* 2008;34(11):1391-5.
48. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(10):1653-7.

49. 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. *J Endod.* 2016;42(6):965-8.
50. McCormick PG, Liu Y. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling. *Acta Metallurgica et Materialia.* 1994;42(7):2407-13.
51. Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, Oliveira, II, Gonzalez BM, Buono VT, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012;45(5):469-74.
52. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2014;40(9):1451-3.
53. 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. *J Endod.* 2012;38(3):398-401.
54. Kim JW, Ha JH, Cheung GS, Versluis A, Kwak SW, Kim HC. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod.* 2014;40(10):1671-5.
55. Saber SE, Nagy MM, Schafer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2015;48(1):109-14.
56. Capar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49(2):119-35.
57. OneShape brochure (OneShape;Micro-Mega, Besançon, Fransa) [Available from: [https://www.guneydis.com/tr/yonetim/upload/1453212002\\_oneshape\\_tr\\_v1\[1\].pdf](https://www.guneydis.com/tr/yonetim/upload/1453212002_oneshape_tr_v1[1].pdf).
58. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schafer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J.* 2018;51(10):1088-103.
59. XP-endo finisher brochure (XP-endo Finisher, FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) [Available from: [http://www.fkg.ch/sites/default/files/201610\\_fkg\\_xp\\_endo\\_finisher\\_brochure\\_v2\\_en\\_web\\_0.pdf](http://www.fkg.ch/sites/default/files/201610_fkg_xp_endo_finisher_brochure_v2_en_web_0.pdf) .
60. Ruddle CJ. Single-File Shaping Technique: Achieving a Gold Medal Result. *Dent Today.* 2016;35(1):98, 100, 2-3.
61. Letters S, Smith AJ, McHugh S, Bagg J. A study of visual and blood contamination on reprocessed endodontic files from general dental practice. *Br Dent J.* 2005;199(8):522-5; discussion 13.
62. You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010;36(12):1991-4.
63. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J.* 2012;45(9):802-6.

64. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-44.
65. De-Deus G, Brandao MC, Barino B, Di Giorgi K, Fidel RA, Luna AS. Assessment of apically extruded debris produced by the single-file ProTaper F2 technique under reciprocating movement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio, oral radiology, and endodontics.* 2010;110(3):390-4.
66. Yared G. Canal Preparation with Only One Reciprocating Instrument Without Prior Hand Filing: A New Concept. 2011 [Available from: [http://www.moderndentistrymedia.com/mar\\_april2012/Yared.pdf](http://www.moderndentistrymedia.com/mar_april2012/Yared.pdf).
67. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 2003;36(2):86-92.
68. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30(8):559-67.
69. Schafer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod.* 2004;30(6):432-5.
70. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod.* 2012;38(4):541-4.
71. Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Bianchi S. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc, and WaveOne: An in vitro comparative study. *J. Conserv. Dent.* 2014;17(3):250-4.
72. Topcuoglu HS, Topcuoglu G. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue and Reciproc Files in an S-shaped Canal. *J Endod.* 2017;43(10):1679-82.
73. Gundogar M, Ozyurek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *J Endod.* 2017;43(7):1192-6.
74. Kafdağ Ö. Waveone Gold, Reciproc Blue Ve Xp-Endo Finisher R Eğelerinin Kök Kanal Dolgusu Temizleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi : Bir Mikro Bilgisayarlı Tomografi Çalışması. Kayseri: T.C. Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2019.
75. Gambarini G, Testarelli L, De Luca M, Milana V, Plotino G, Grande NM, et al. The influence of three different instrumentation techniques on the incidence of postoperative pain after endodontic treatment. *Annali di stomatologia.* 2013;4(1):152-5.
76. Gergi R, Arbab-Chirani R, Osta N, Naaman A. Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2014;40(8):1223-7.
77. SCHÄFER E, DAMMASCHKE T. Development and sequelae of canal transportation. *Endod Topics.* 2006;15(1):75-90.
78. Bürklein S, Schäfer E. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod Topics.* 2013;29(1):110-24.
79. Young G, Parashos P, Messer H. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J.* 2007;52:S52-63.

80. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge Formation: Review of a Great Challenge in Endodontics. *J Endod.* 2007;33(10):1155-62.
81. Endodontists AAO. Glossary of Endodontic Terms. 8 ed. Chicago: American Association of Endodontists; 2012.
82. BERGENHOLTZ G, LEKHOLM U, MILTHON R, HEDEN G, ÖDESJÖ B, ENGSTRÖM B. Retreatment of endodontic fillings. *Eur J Oral Sci.* 1979;87(3):217-24.
83. Greene KJ, Krell KV. Clinical factors associated with ledged canals in maxillary and mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio.* 1990;70(4):490-7.
84. Kapalas A, Lambrianidis T. Factors associated with root canal ledging during instrumentation. *Endodontics & dental traumatology.* 2000;16:229-31.
85. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(3):183-6.
86. Sotokawa T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J Endod.* 1988;14(2):75-82.
87. Crandall SH, Dahl NC, Lardner TJ. An introduction to the mechanics of solids. 2 ed. New York: McGraw-Hill; 1972.
88. Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J.* 2005;38(8):550-7.
89. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology.* 1971;32(2):271-5.
90. Gunday M, Sazak H, Garip Y. A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access angle in curved canals. *J Endod.* 2005;31(11):796-8.
91. Suresh S. Fatigue of Materials. 2 ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press; 1998.
92. Collins JA. Failure of Materials in Mechanical Design: Analysis, Prediction, Prevention. New York, NY: John, Wiley & Sons; 1993.
93. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod.* 2008;34(2):190-3.
94. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod.* 2007;33(6):712-4.
95. Schafer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod.* 2002;28(3):211-6.
96. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. *J Endod.* 2003;29(2):132-4.
97. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):262-6.

98. Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod.* 2001;27(2):93-5.
99. Sextro W. *Dynamical Contact Problems with Friction.* 2 ed. Berlin: SpringerVerlag; 2007.
100. Walsch H. The hybrid concept of nickel-titanium rotary instrumentation. *Dent Clin N Am.* 2004;48(1):183-202.
101. Canalda-Sahli C, Brau-Aguade E, Berastegui-Jimeno E. A comparison of bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J.* 1996;29(3):185-9.
102. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006;39(2):119-26.
103. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC, Jr. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2003;29(10):664-6.
104. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J.* 2001;34(1):47-53.
105. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J.* 1999;32(6):436-43.
106. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031-43.
107. Vessey RA. The effect of filing versus reaming on the shape of the prepared root canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio.* 1969;27(4):543-7.
108. Jungmann CL, Uchin RA, Bucher JF. Effect of instrumentation on the shape of the root canal. *J Endod.* 1975;1(2):66-9.
109. Colombo M, Gagliani M, Rossetti S. Shaping ability of two engine-driven Nickel-Titanium instruments in extracted molar roots. The 9th Biennial Congress of the ESE1999.
110. Griffiths I, Bryant ST, Dummer PMH. A study of simulated canal shapes produced by Quantec LX instruments at predetermined stages. The 9th Biennial Congress of the ESE1999.
111. Powell SE, Wong PD, Simon JHS. A comparison of the effect of modified and nonmodified instrument tips on apical canal configuration. Part II. *J Endod.* 1988;14(5):224-8.
112. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 1997;28(6):397-402.
113. Bergmans L, 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. *American journal of dentistry.* 2001;14:324-33.

114. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J*. 2001;34(5):386-9.
115. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *J Endod*. 2004;30(6):410-2.
116. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*. 2003;36(11):764-9.
117. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J*. 2002;35(4):379-89.
118. Jodway B, Hulsmann M. A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K3 rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*. 2006;39(1):71-80.
119. Fishelberg G, Pawluk JW. Nickel-titanium rotary-file canal preparation and intracanal file separation. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2004;25(1):17.
120. Linsuwanont P, Parashos P, Messer H. Cleaning of rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. 2004;37(1):19-28.
121. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser J, Allemann C. Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod*. 1998;24(11):736-9.
122. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL, Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1998;24(12):843-7.
123. de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002;28(11):765-9.
124. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeanson BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod*. 2011;37(1):72-4.
125. Viana AC, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*. 2006;39(9):709-15.
126. Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod*. 1997;23(12):731-4.
127. Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002;28(11):765-9.
128. Pedulla E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite and/or Sterilization. *J Endod*. 2018;44(4):648-53.
129. O'Hoy PY, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J*. 2003;36(11):724-32.
130. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod*. 2011;37(8):1139-42.

131. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J*. 2004;37(10):705-10.
132. Madarati A, Watts D, Qualtrough A. Factors contributing to the separation of endodontic files. *Br Dent J*. 2008;204(5):241.
133. Ertas H, Capar ID, Arslan H, Akan E. Comparison of cyclic fatigue resistance of original and counterfeit rotary instruments. *Biomedical engineering online*. 2014;13(1):67.
134. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*. 1988;14(7):346-51.
135. Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three- dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary systems. *Int Endod J*. 2006;39(10):755-63.
136. Inan U, Aydin C, Demirkaya K. Cyclic fatigue resistance of new and used Mtwo rotary nickel- titanium instruments in two different radii of curvature. *Australian Endodontic Journal*. 2011;37(3):105-8.
137. Inan U, Aydin C, Tunca YM. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;104(6):837-40.
138. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod*. 2003;29(1):55-7.
139. Spagnuolo G, Ametrano G, D'antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, et al. Effect of autoclaving on the surfaces of TiN- coated and conventional nickel–titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2012;45(12):1148-55.
140. Canalda- Sahli C, Brau- Aguadé E, Sentis- Vilalta J. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K- files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J*. 1998;31(1):48-52.
141. Karataşlıoğlu E. Farklı Üretim İşlemleri Kullanılarak Üretilmiş Yeni Nesil Nikel-Titanyum Döner Eğe Sistemlerinin Şekillendirme Yeteneklerinin Ve Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi [Doktora Tezi]. Gaziantep: Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2015.
142. Yılmaz K, Özyürek T, Uslu G. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of One Curve, Hyflex EDM, WaveOne Gold and Reciproc Blue Nickel-Titanium Rotary Files at Intra-canal Temperature. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2019;22(1):42-7.
143. Topçuoğlu HS, Düzgün S, Aktı A, Topçuoğlu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J*. 2017;50(7):713-7.
144. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. *J Endod*. 2017;43(8):1360-3.
145. Adıgüzel M, Tüfenkçi P. Waveone, reciproc ve twisted file adaptive döner sistem eğelerin çift kurvatürlü (S-şekilli) kanallarda döngüsel yorulma dirençlerinin karşılaştırılması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2018;28(2):199-203.

146. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J.* 2012;45(7):614-8.
147. 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. *J Endod.* 2018;44(12):1849-55.
148. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio, oral radiology, and endodontics.* 2008;105(6):798-800.
149. Elnaghy A. Response: Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2015;48(11):1101.
150. Plotino G, Grande NM, Bellido MM, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod.* 2017;43(2):200-2.
151. Al-Obaida MI, Merdad K, Alanazi MS, Altwaijry H, AlFaraj M, Alkhamis AA, et al. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of 5 Heat-treated Nickel-titanium Reciprocating Systems in Canals with Single and Double Curvatures. *J Endod.* 2019;45(10):1237-41.
152. Inan U, Keskin C, Sivas Yilmaz Ö, 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):2077-82.
153. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *J Endod.* 2016;42(5):782-7.
154. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of Immersion in Sodium Hypochlorite on Torque and Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments. *J Endod.* 2007;33(5):589-93.
155. Yolağiden M, Aydın C. Sterilizasyonun Niti Flexmaster Kök Kanal Eğelerinin Döngüsel Yorgunluğuna Etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2016;43(3):135-40.
156. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino V, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):716-23.

## 9. ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Elazığ'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Elazığ'da tamamladı. 2007 yılında Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesine başladı. 2012 yılında mezun oldu. 2013 -2017 yılları arasında Malatya Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesinde diş hekimi olarak çalıştı. 27 Eylül 2017 tarihinden itibaren Fırat Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalında eğitimime devam etmekteyim.

