



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**KULLANICI DENEYİMİNİN FARKLI TEKNOLOJİLERLE  
ÜRETİLEN DÖNER NİKEL-TİTANYUM TEK EĞE  
SİSTEMLERİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞU  
ÜZERİNDEKİ ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**OĞuzhan YALÇIN**

**Samsun**

**Mart-2020**





ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**KULLANICI DENEYİMİNİN FARKLI TEKNOLOJİLERLE  
ÜRETİLEN DÖNER NİKEL-TİTANYUM TEK EĞE  
SİSTEMLERİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞU  
ÜZERİNDEKİ ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**OĞuzhan YALÇIN**

**Danışman  
Doç. Dr. Umut TUNGA**

**Samsun  
Mart-2020**



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince her daim yanımda olan, bilgi ve tecrübesiyle bana her zaman yol gösterip destekleyen, tezimin her aşamasında beni yönlendiren ve yardımını esirgemeyen değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr.Umut TUNGA'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve klinik tecrübelerinden faydalandığım, her konuda bana destek olan ve emeği geçen, başta anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR ve Sayın Prof. Dr. Ebru Özsezer DEMİRYÜREK olmak üzere tüm saygıdeğer Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Lisans ve uzmanlık eğitimim boyunca pratik ve teorik anlamda bilgi ve birikimlerini her zaman benimle paylaşan, tecrübelerinden yararlanma fırsatı bulduğum ve tez çalışmam sırasında birçok yardımı dokunan Medeniyet Üniversitesi öğretim üyesi Doç. Dr. Taha ÖZYÜREK'e,

Tez çalışmamın çeşitli aşamaları sırasında ki yardımlarından dolayı Uzm. Dt. Can TOPKARA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve klinik personellerine,

Hayatım boyunca her anımda ve kararımdayanımda olan, maddi ve manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan ve bugünlere gelmemi sağlayan canım aileme,

Tanıdığım ilk günden itibaren her zaman yanımda olan, sevgisini ve desteğini hep hissettiğim ve daima hayatımda olmasını dilediğim eşim Buket Bircan YALÇIN'a

TEŞEKKÜRLERİMLE...

**Bu çalışma, PYO.DIS.1904.18.011 proje numarası ile Ondokuzmayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.**

## ÖZET

### KULLANICI DENEYİMİNİN FARKLI TEKNOLOJİLERLE ÜRETİLEN DÖNER NİKEL-TİTANYUM TEK EĞE SİSTEMLERİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞU ÜZERİNDEKİ ETKİSİ

**Amaç:** Kullanıcı deneyiminin farklı teknolojilerle üretilmiş döner nikel-titanyum eğe sistemlerinin döngüsel yorgunlukları üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

**Materyal ve Metot:** Döner NiTi eğeler ile kök kanal preparasyonu deneyimi olmayan klinik staj öğrencisi (grup 1), lisansüstü düzeyde endodonti eğitimi almakta olan araştırma görevlileri (grup 2) ve endodonti uzmanları (grup 3) olmak üzere 10'ar kişilik üç farklı grup oluşturuldu. Her bir operatör 1 adet WaveOne Gold Primary (Dentsply Maillefer, İsviçre) ve 1 adet Hyflex EDM Onefile (Coltene, İsviçre) döner sistem NiTi eğesi kullanmak üzere çalışmada toplam da 80 adet döner sistem NiTi eğesi kullanıldı. Her eğe farklı deneyime sahip operatör tarafından tek sefer rezin blokta bulunan kurvatürlü yapay kanalın preperasyonunda kullanıldıktan sonra eğeler, 60 °'lik kurvatür açısı ve 5 mm'lik kanal kurvatür çapına sahip yapay kanalı olan metal bloklarda kırılmacaya kadar döndürüldü. Döngüsel yorgunluk test işlemi vücut sıcaklığında gerçekleştirildi. Kırık tipinin belirlenmesi için eğelerin kırılma yüzeylerinden taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında fotomikrografler alındı. Elde edilen verilere uygun istatistiksel analizler yapıldı.

**Bulgular:** Deneyim düzeylerine göre ayrılan kullanıcı grupları arasında her iki eğe grubunda da istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülememiştir ( $P < 0, 05$ ). Herhangi bir preparasyon işleminde kullanılmadan döngüsel yorgunluk testi yapılan kontrol grubu her iki eğe türünde de tüm kullanıcı gruplarına göre daha yüksek yorgunluk direnci göstermiştir. Hyflex EDM, WaveOne Gold'a göre tüm gruplarda daha yüksek yorgunluk dayanımı göstermiştir ( $P < 0, 05$ ).

**Sonuç:** Kullanıcı deneyiminin eğelerin döngüsel yorgunluğu üzerine etkisi bulunamamıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Deneyim; Döngüsel yorgunluk; Kullanıcı; NiTi

Oğuzhan YALÇIN, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, 2020

## ABSTRACT

### THE EFFECT OF THE OPERATOR EXPERIENCE ON CYCLIC FATIGUE OF ROTATING NICKEL-TITANIUM SINGLE FILE SYSTEMS PRODUCED WITH DIFFERENT TECHNOLOGIES

**Aim:** The present study aimed to evaluate the effect of operator experience on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium file systems produced with different technologies.

**Material and Methods:** Three different experience groups of 10 people were formed. These are: clinical internship student without experience in root canal preparation with rotary NiTi files (group 1), research assistants receiving postgraduate endodontics education (group 2) and endodontics specialists (group 3). Each operator used 1 WaveOne Gold Primary (Dentsply Maillefer, Switzerland) and 1 Hyflex EDM Onefile (Coltene, Switzerland) rotary system NiTi file. A total of 80 rotary system NiTi files were used. After each file was used by the operator who have different experience in the preparation of the artificial curved root canal in the resin block, the files were rotated until they were broken in metal blocks with a 60 ° curvature angle and 5 mm canal curvature diameter. The test was carried out at body temperature. The fracture surfaces of the file to determine the type of fracture scanning electron microscope (SEM) photomicrographs were taken under. Data were statistically analyzed.

**Results:** There was no statistically significant difference between the operator groups separated by experience levels in both file groups ( $P < 0,05$ ). The control group which underwent cyclic fatigue testing without using any preparation process showed higher fatigue resistance in both file types compared to all operator groups. Hyflex EDM showed higher fatigue resistance in all groups than WaveOne Gold ( $P < 0,05$ ).

**Conclusion:** No effect of operator experience on cyclic fatigue of files was found.

**Keywords:** Cyclic fatigue; Experience; Operator; NiTi

Oğuzhan YALÇIN, Specialty Thesis

University of Ondokuz Mayıs – Samsun, 2020

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|               |   |
|---------------|---|
| <b>%</b>      | : Yüzde   |
| <b>°C</b>     | : Santigrat Derece  |
| <b>sn</b>     | : Saniye  |
| <b>mm</b>     | : Milimetre   |
| <b>NaOCl</b>  | : Sodyum hipoklorit   |
| <b>NiTi</b>   | : Nikel-Titanyum  |
| <b>Rpm</b>    | : Revolutions per Minute (Dakikadaki devir sayısı)                                    |
| <b>SEM</b>    | : Taramalı elektron mikroskobu  |
| <b>K-tipi</b> | : Kerr-tipi   |
| <b>CM</b>     | : Controlled Memory (kontrollü şekil hafızası)  |
| <b>ISO</b>    | : International Standardization Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) |
| <b>H-tipi</b> | : Hedström tipi   |
| <b>HEDM</b>   | : HyFlex Electrical Discharge Machine   |
| <b>KKTS</b>   | : Kırılıncaya kadar yapılan tur sayısı  |
| <b>Ncm</b>    | : Newtoncentimeter (Newtonsantimetre)   |
| <b>WOG</b>    | : WaveOne Gold  |
| <b>WO</b>     | : WaveOne   |
| <b>PTU</b>    | : ProTaper Universal  |
| <b>PTN</b>    | : ProTaper Next   |



## **İÇİNDEKİLER**

|  |             |
|--|-------------|
| <b>ÖZET</b> .....  | <b>v</b>    |
| <b>ABSTRACT</b> .....  | <b>vi</b>   |
| <b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....                               | <b>vii</b>  |
| <b>İÇİNDEKİLER</b> .....   | <b>viii</b> |
| <b>1. GİRİŞ</b> .....  | <b>1</b>    |
| <b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....                                     | <b>3</b>    |
| 2.1. Kök Kanallarının Preparasyonu .....                           | 3           |
| 2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler ..... | 3           |
| 2.2.1. Paslanmaz Çelik El Aletleri.....                            | 3           |
| 2.2.2. Nikel-Titanyum Eğeler.....                                  | 5           |
| 2.2.3. NiTi Döner Eğe Sistemleri .....                             | 7           |
| 2.2.4. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Eğe Sistemleri .....     | 12          |
| 2.2.5. NiTi Eğelerde Meydana Gelen Kırılmalar .....                | 15          |
| 2.2.6. NiTi Eğelerde Kırılmaya Etki Eden Faktörler.....            | 16          |
| 2.2.7. Kırılma Çeşitlerine Göre Test Düzenekleri.....              | 24          |
| <b>3. MATERYAL VE METOT</b> .....                                  | <b>29</b>   |
| 3.1. Kullanıcıların Seçilmesi ve Gruplandırılması .....            | 29          |
| 3.2. Çalışmanın Deney Grupları.....                                | 30          |
| 3.3. Akrilik Blokların Preparasyonu.....                           | 31          |
| 3.4. Döngüsel Yorgunluk Testleri .....                             | 33          |
| 3.5. SEM Analizi .....   | 35          |
| 3.6. İstatistiksel Analiz .....                                    | 36          |
| <b>4. BULGULAR</b> .....   | <b>37</b>   |
| <b>5. TARTIŞMA</b> .....   | <b>46</b>   |
| 5.1. Test Gruplarının ve Sisteminin Seçimi .....                   | 46          |
| 5.2. Çalışma Verilerinin Karşılaştırılması .....                   | 50          |
| <b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....                                  | <b>57</b>   |
| <b>KAYNAKLAR</b> .....   | <b>58</b>   |
| <b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....  | <b>70</b>   |

## 1. GİRİŞ

Kök kanal sisteminin etkili bir şekilde temizlenip şekillendirilmesi endodontik başarıda önemli bir yere sahiptir.<sup>1</sup> Kök kanal sisteminin kemomekanik preparasyonu, mekanik enstrümantasyon ve antibakteriyel solüsyonların kombine kullanılması ile sağlanır. Mekanik enstrümantasyon yapılarak; enfekte organik ve inorganik dokuların bir kısmı uzaklaştırılır, böylece irrigasyon solüsyonlarının kök kanal sistemine rahatça ulaşmasını sağlayarak etkin bir dezenfeksiyona olanak tanır. Bu işlemlerden sonra, mikroorganizmaların kök kanal sistemine giriş sağlayabileceği potansiyel yolları elimine etmek ve çoğalmalarına engel olmak için üç boyutlu hermetik bir kök kanal dolgusu ve koronal restorasyon yapılır.<sup>2</sup>

Günümüzde endodontik enstrümanlar paslanmaz çelik ya da Nikel-Titanyum (NiTi) alaşımından üretilmektedir. Kök kanal sisteminin mekanik preparasyonu sırasında kullanılan paslanmaz çelik eğeler, özellikle kurvaturolü kanallarda çeşitli iatrojenik hatalara neden olabildiğinden, esneklik ve şekil hafıza özelliği olan NiTi eğeler üretilmiştir.<sup>3</sup> Nikel-titanyum (NiTi) eğelerin kök kanal preparasyonunda kullanımı endodonti pratiğinde önemli yenilikler sağlamıştır.<sup>4</sup> NiTi alaşıma sahip eğelerin paslanmaz çelik eğelere kıyasla esneklikleri ve kesme etkinlikleri daha iyidir.<sup>5</sup> Ayrıca NiTi eğeler preparasyon sırasında kanalın orijinal formunu daha iyi korurlar ve NiTi eğelerle daha kısa sürede preparasyon gerçekleştirilebilmektedir.<sup>6,7</sup>

NiTi eğelerin birçok avantajı olmasına rağmen, maksimum esneklik limitinde gerilme/sıkışma döngülerine bağlı olarak kök kanal içerisinde kırılmaları en önemli sorunlarından biridir.<sup>8</sup> Rotasyon hareketi yapan NiTi döner eğe sistemlerinin kırılması; burulmadan dolayı torsiyonel yorgunluk, bükülme olayından dolayı döngüsel yorgunluk sonucunda ya da bu iki yorgunluğun birleşiminden kaynaklanır.<sup>9,10</sup> Kök kanallarının hazırlanması sırasında kullanılan NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa dayanımları kanal kurvatur açısı, kurvatur çapı, eğenin şekli ve boyutu, genişletme tekniği, kök kanalının anatomisi, aletin dönme hızı ve torku, kullanıcının deneyimi ve kullanım sayısı gibi çeşitli faktörlere bağlıdır.<sup>11</sup>

Bu çalışmanın amacı ise kullanıcı deneyiminin farklı teknolojiler ile üretilmiş NiTi döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma direnci üzerine etkisini incelemektir. Çalışmamızın sıfır hipotezi ise kullanıcı deneyiminin farklı teknolojiler ile

Üretilmiş tek eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma direnci üzerine herhangi bir etkisinin olmayacağıdır.



## 2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisi; nekrotik ve enfekte dokunun kök kanal sisteminden uzaklaştırılması, mikrobiyal çoğalmayı önlemek için kök kanallarının kemomekanik preparasyonu ve şekillendirilmiş kök kanallarının obturasyonu safhalarından oluşmaktadır.<sup>12</sup>

Kök kanal tedavisinin başarısı, kök kanallarının orijinal anatomisine uygun olarak şekillendirilmesi ve etkili irrigasyon solüsyonlarının kullanılması ile ulaşılamayan yan kanalların dezenfeksiyonundan sonra biyolojik olarak uyumlu ve boyutsal stabiliteye sahip kanal dolgu materyali ile apikale kadar sızdırmaz bir şekilde doldurulmasına bağlıdır.<sup>13</sup>

### 2.1. Kök Kanallarının Preparasyonu

Kök kanal tedavisinin amacı; tüm pulpa dokusunun, kök kanalındaki bakteri ve ürünlerinin uzaklaştırılmasının yanı sıra, kök kanal sisteminin düzgün bir şekilde kapatılmasını sağlamaktır. Bu amaca ulaşmak için etkili temizlik ve şekillendirme yapılması önemlidir.<sup>14,15</sup> Kemo-mekanik protokolün bir parçası olan mekanik şekillendirme ve irrigasyon işlemleri eşzamanlı olarak gerçekleştirilmelidir.<sup>12</sup>

Kök kanal tedavisinde en önemli aşamalardan birisi olan mekanik şekillendirmenin iki amacı bulunmaktadır;

- ❖ Irrigasyon ajanlarının uygulanması ve medikamanlar için uygun boşluk oluşturarak kök kanal sistemindeki vital veya enfekte pulpa dokularını uzaklaştırmak,
- ❖ Apikal bölgeden koronal kısma doğru gittikçe genişleyen konik bir kanal formu oluşturulup, kök kanal dolgu maddesinin hermetik bir şekilde kök kanallarına yerleştirilmesini sağlamaktır.<sup>13,16</sup>

### 2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler

#### 2.2.1. Paslanmaz Çelik El Aletleri

18. yüzyılın sonlarında Edward Maynard yuvarlak bir teli çentikleyerek endodontik el aleti geliştirip pulpa dokusunun ekstirpasyonunu sağlamıştır.<sup>17</sup> 1885 yılında gates glidden frezleri, 1915 yılında ise K tipi eğeler tanıtılmıştır. Paslanmaz

çelikten üretilen K tipi, H tipi ve reamerlar olmak üzere üç tip eğe ile kök kanal preparasyonu yapılmaktadır.<sup>13,18</sup>

### **Reamer**

Reamerlar üreticiye ve ISO boyutlarına bağlı olarak, kare veya üçgen kesitlerden yapılmaktadır.<sup>19</sup> Aletin çalışma ucuna spiral bir form vermek üzere büküldüklerinden, boşlukların bütünlüğü zarar görmeyecek ve burulma kırılmasına karşı yüksek direnç gösterecektir.<sup>13,20</sup> Reamerların çalışma uçlarında mm başına 1/2 ila 1 kesme bıçağı vardır ve bu nedenle K-File'lara göre daha az kesme bıçağına sahiptir.<sup>19</sup> Kök kanal preparasyonu sırasında çeyrek tur rotasyon yaptırıldıktan sonra debris kanal dışına çıkartmak için geri çekme hareketi uygulanır. Reamerların kesme etkinliklerinin diğer eğelere kıyasla az olmasından dolayı rutin kullanımı artık önerilmemektedir.<sup>21</sup>

### **K Tipi Eğeler**

Reamerlar gibi K tipi eğeler de ISO boyutlarına bağlı olarak kare bir telin bükülmesiyle üretilen aletlerdir.<sup>19</sup> Ayrıca, K tipi eğeler ve reamerlar burulma kırılmasına karşı nispeten yüksek bir dirence sahiptir.<sup>20</sup> K tipi eğelerin çalışma uçlarında 1 1/2 ila 2 1/2 kesme bıçağı bulunmaktadır. Bu nedenle, K tipi eğelerin üzerinde, uygun büyüklükteki bir reamera göre yaklaşık iki misli spiral vardır.<sup>13,19</sup>

K tipi eğelerin bükülmesine karşı ortalama direnç, reamerlara göre daha azdır. Tork ve açısal sapma ile ilgili olarak, çoğu durumda K tipi eğeler aynı markanın reamerlarından daha büyük açısal sapmalara ulaşır.<sup>20</sup> Açısal sapma klinik koşullar altında, ucu bükülen enstrümanın daha fazla döndürülmesi durumunda ki kırılma riski hakkında bilgiler verir. Bu nedenle, klinik koşullarda burulma kırılması riski K tipi eğeler için reamerlara göre daha azdır.<sup>22</sup>

K tipi eğelerde kesici kenar açısı reamerlardan farklı olarak 25°- 40° arasındadır. Bu eğeler preparasyon sırasında saat yönünde çeyrek tur döndürüldükten sonra geri çekilerek kullanılmak üzere tasarlanmıştır.<sup>22</sup> Bu şekilde, preparasyon sırasında kanalın transportasyon riskini düşürmek ve eğenin kanal içerisinde merkezde kalmasını kolaylaştırmak hedeflenmiştir.<sup>23</sup>

## **H Tipi (Hedström) Eğeler**

Hedström (H Tipi) eğelerin kesme bıçakları, yuvarlak bir paslanmaz çelik telin yontularak işlenmesiyle oluşturulur. Böylece H tipi eğelerin yivleri, bir vida gibi spiral oluşturur.<sup>24</sup>

H tipi eğelerde, kesici kenar ile aletlerin uzun eksenindeki açı yaklaşık  $60^{\circ}$  -  $65^{\circ}$  arasındadır. Bu nedenle H tipi eğeler, doğrusal eğeleme hareketi için tasarlanmıştır.<sup>19,25</sup> Kor çapları küçük olduğundan ve bıçak dizaynından dolayı rotasyon hareketinde kırılmaya karşı dirençleri düşüktür. Pozitif kesme açıları nedeniyle, kanal içinde ege ile yapılan geri çekme hareketi sırasında yalnızca bir yönde kesme işlemi yaparlar.<sup>22</sup> Bu aletler dairesel kesitli boşluklardan yapıldığı için keskin kesici kenarlara sahiptir.<sup>19</sup> Doğrusal hareketlerde kullanılırlarsa, reamerlardan ve K tipi eğelerden çok daha verimlidirler. K tipi eğelerden daha fazla kök kanal dentini keserler.<sup>26,27</sup>

### **2.2.2. Nikel-Titanyum Eğeler**

1960'lı yıllarda, Amerika Deniz Kuvvetleri adına yürütülen deniz mühimmat laboratuvarında bir uzay araştırması programı sırasında metalurjist olan W.E. Buehler tarafından su geçirmeyen, tuza karşı dirençli ve manyetik özellikte olmayan bir alaşım geliştirilmiştir. Geliştirilen bu alaşıma, elementlerin ilk heceleri (Ni-Ti) ile keşfedildiği yer olan "Naval Ordnance Laboratory"un ilk harflerinin (NOL) birleştirilmesiyle oluşturulan 'NİTİNOL' ismi verilmiştir.<sup>28</sup>

Kök kanal tedavisinde kullanılan nikel-titanyum alaşımları, ağırlık olarak yaklaşık %56 nikel ve % 44 titanyum içerir. Bazı NiTi alaşımlarında, küçük bir yüzde olarak (ağırlıkça < %2) nikel yerine kobalt eklenebilir. Sonuçta ortaya çıkan kombinasyon, ana bileşenlerin bire bir atomik bir oranıdır (eşdeğerli) ve diğer metalik sistemlerde olduğu gibi, alaşım çeşitli kristalografik formlarda bulunabilir. Bu alaşımlar için genel terim 55-Nitinol'dür. Mekanik özelliklerinde ve alaşımın kristalografik düzeninde önemli değişikliklere neden olan atomik bağ türlerini değiştirme konusunda doğal yetenekleri vardır. Bu değişiklikler sıcaklık ve stresin bir fonksiyonu olarak ortaya çıkar. Klinik diş hekimliği ile ilgili olan iki önemli özellik, NiTi alaşımının östenit fazdan martensit faza geçişi sonucu meydana gelir; Bu özellikler şekil hafızası ve süperelastisitedir.<sup>29</sup>

Nikel-titanyum alaşımlar üç farklı kristal yapıda bulunmaktadır. Östenit NiTi kompleks, kütle merkezli kübik yapıdadır ve yüksek sıcaklıklarda ve düşük stres

değerlerinde bulunur. Martensit fazda NiTi, monoklinik olarak adlandırılan kompleks yapıdadır ve östenit fazın tam tersi olarak düşük sıcaklıklarda ve yüksek stres değerlerinde bulunur. R faz ise eşkenar dörtgen yapısındaki ara fazdır. R fazı ısıtma sırasında martensitten östenite ve soğutma sırasında östenitten martensite geçişte oluşur.<sup>30</sup>

NiTi alaşımının yüksek sıcaklık aralıklarında (100° C) kristal yapısı östenit fazdır. Sıcaklığın belirli bir aralıkta düşürülmesi veya soğutulması ile kristal yapısında martensitik dönüşüm olarak bilinen bir değişiklik meydana gelir. Bu dönüşüm alaşımın fiziksel özelliklerinde bir değişikliğe neden olur. NiTi alaşımı martensitik fazda östenit fazdan daha elastiktir.

Deformasyon, alaşımı ısıtmak suretiyle tersine çevrilebilir, bunun sonucunda NiTi alaşımının özellikleri önceki yüksek sıcaklık değerlerine geri döner. Alaşım, böylece tekrar östenit faza geçmiş olur. Bu fenomen, şekil hafızası olarak adlandırılır ve yerinden edilmiş atomları önceki konumlarına geri çekmek için güçlü, yönlü ve enerjik elektron bağları oluşturarak alaşımın önceki şekline dönmesini sağlar. Bu dönüşümün etkisi anidir.

Östenitik fazdan martensitik faza geçiş, kök kanalı hazırlığı sırasında stres uygulamasının bir sonucu olarak da ortaya çıkabilir. Çoğu metalde, uygulanan kuvvet belirli bir miktarı aştığında kalıcı deformasyon meydana gelir. Bununla birlikte, NiTi alaşımlarında kalıcı deformasyon yerine stres kaynaklı bir martensitik dönüşüm oluşur ve bunun sonucunda süperelastisite meydana gelir.<sup>29</sup> Süperelastisite özelliği sayesinde NiTi alaşımlar strese maruz kaldığında diğer metallere oranla daha fazla gerilme gösterir.<sup>31</sup>

NiTi eğerlerin klinik kullanımı ile ilgili olarak, süperelastisite özellikleri çok önemlidir. Düşük elastikiyet modülünün bir sonucu olarak, NiTi eğerler sert kavisli kanallarda kullanıldığında kalıcı bir deformasyona maruz kalmazken, paslanmaz çelik eğerler kolayca kalıcı deformasyona uğrar. Öte yandan bu süper elastik özellikler, bazı yazarların savunduğu gibi, NiTi eğerler eğri kanallarda kullanılmadan önce eğeye ön eğim verilmesini gerektirmez.<sup>32,33</sup>

Paslanmaz çelik eğerler bükülerek oluşturulurken NiTi eğerler bükülmek yerine işlenerek üretilir. NiTi alaşımlar süper elastikiyeti nedeniyle neredeyse hiç deforme olmadığından, spiral oluşturmak için saat yönünün tersine bükülmesi imkânsızdır.

Büyük olasılıkla, spiral oluşturmak için yoğun şekilde büküldüklerinde kırılma meydana gelecektir.<sup>22</sup>

NiTi eğeler kök kanallarını şekillendirmedeki avantajları sayesinde endodontik tedavilerde üstünlük kazanmışlardır. Sertlik testlerinde NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelere kıyasla çok daha esnek bulunmuştur.<sup>34</sup>

NiTi eğelerin esneklikleri sayesinde eğimli kanallarda daha merkezi kanal şekliyle birlikte kanalda daha az transportasyon meydana gelir ve daha geniş apikal genişletme için büyük numaralı eğelerin kullanılmasına imkan tanır.<sup>35,36</sup> Kök kanallarının hazırlanmasında NiTi eğelerin kullanımı paslanmaz çelik eğeler ile kıyaslandığında daha hızlıdır.<sup>36</sup>

### **2.2.3. NiTi Döner Eğe Sistemleri**

Kök kanallarının hazırlanması el aletleri veya döner aletler kullanılarak yapılmaktadır. 20. yüzyılın sonlarına kadar endodontik kanal aletleri paslanmaz çelikten üretilmekteydi.<sup>29</sup> Ancak zamanla NiTi alaşımından üretilen eğeler paslanmaz çelik el eğelerine göre daha üstün özelliklere sahip olduğu için, kök kanal tedavisi pratiğinde daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır. NiTi alaşımların ilk üretilen nesillerinden bu yana alet tasarımı anlamında; üretimde ve alaşım işleme aşamasında önemli ölçüde gelişme kaydedilmektedir.<sup>5</sup>

NiTi döner eğelere, zorlu anatomik şartlara rağmen dayanıklılıklarını kaybetmeden etkili bir kesicilik gösterebilmeleri için çeşitli değişimler uygulanmıştır. Ancak, bu farklı döner eğe sistemlerinin her birinin güçlü ve zayıf taraflarının bulunduğu bilinmelidir. Eğelerin özelliklerini üretimde kullanılan metal, eğenin koniklik açısı ve kesit yapısı belirler. NiTi döner eğeler ilk tanıtımından itibaren günümüze kadar 5 nesil olarak üretilmiş olup bu nesillerde üretilen eğeler farklı yapılara ve tasarımlara sahiptir.<sup>37</sup>

#### **1. Nesil Eğeler**

İlk döner NiTi kanal aleti 0.02 koniklik açısı ile Dr. John McSpadden tarafından tasarlanmıştır ve 1992 yılında pazara sunulmuştur. Bu aletler dişhekimlerinin enstrümantasyon şeklini değiştirmeye başlasa da, hekimler preperasyon sırasında alet kırılmalarıyla ilgili problemler yaşamaktaydı. 1994 yılında, Dr. Johnson, ProFile olarak bilinen 0.04 koniklik açısına sahip yeni bir eğe serisini ve kısa süre sonrada 0.06



koniklik açısına sahip seriyi sunmuştur. Bu nesilde bulunan eğelerin yatay kesitlerine bakıldığında, eğe şaftının etrafında U şeklinde eşit büyüklükte boşluklara sahip üç oluk gözlenmektedir. Bu olukların alt bölgesinde radyal alanlar bulunmaktadır. Bu düz alan sayesinde eğelerin kök dentinine saplanması önlenirken, aynı zamanda eğenin bu sayede pasif bir kesme işlemi yapması sağlanır.

Dr. Johnson, daha fazla koniklik açısına sahip eğeler geliştirerek ISO 0.02 konik açılı eğelerin paradigmasını kırmıştır. Bu yüzden Dr. Johnson ve Dr. McSpadden NiTi döner eğe sistemlerinin babası olarak kabul edilmektedir. Bu neslin diğer örnekleri; Quantec (Tycom, Irvine, CA, ABD), Greater Taper eğeler (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), LightSpeed (Discus Dental, Culver City, CA, ABD) NiTi döner alet sistemleridir.<sup>37</sup>

## 2. Nesil Eğeler

Aletlerin gelişimini anlamak için, tüm birinci nesil NiTi döner eğe sistemlerinin pasif kesme işlemi yapan radyal alanlara, tüm eğe uzunluğu boyunca sabit koniklik açısına sahip oldukları ve yeterli kanal preperasyonuna ulaşmak için birkaç eğenin birlikte kullanılması gerektiğini bilmek faydalı olacaktır. 1990'ların sonunda, yeni nesil NiTi döner eğeleri piyasaya sürülmüştür. Bu nesil aletlerin 1. Nesile göre kritik ayrımları, radyal alanları olmayan aktif bir şekilde kesme kenarlarına sahip olmaları ve bir kanalı tam olarak prepare etmek için daha az alete ihtiyaç duymalarıdır.

Bu nesil NiTi döner eğe sistemleri, diğer tüm pasif ya da aktif kesici NiTi eğelerinin aksine, tek bir eğe üzerinde artan ve azalan şekilde değişken koniklik açısına sahip ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) NiTi döner eğelerini içermektedir.

Birinci nesil döner eğe sistemleri nötr veya hafif negatif kesme açılına sahipti. Bazı ikinci nesil sistemler pozitif kesme açısıyla tasarlanmıştır ve pozitif kesme açısı bu sistemlere daha fazla kesme verimi sağlamıştır [ör. McSpadden tarafından icat edilen K3 sistemi (SybronEndo, Orange, CA, ABD)].<sup>37</sup>

Üretici firmalar eğelerin yüzey özelliklerinin eğelerin kullanımı sırasında meydana gelen kırılmaları üzerinde etkili olduğunu bulmuşlardır ve bu yüzden eğelerin kesme etkinliklerini arttırmak ve yüzey özelliklerini geliştirmek için eğelere iyon kaplaması ile elektriksel cilalama (electropolishing) gibi yüzey işlemlerini uygulamışlardır.<sup>38,39</sup> Bu yüzden BioRaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre)

eğe sistemlerinin de mekanik özelliklerini iyileştirmek ve üretim sırasında meydana gelen yüzey defektlerini en aza indirmek amacıyla eğelerin yüzeylerine elektriksel cilalama işlemleri yapılmıştır.<sup>39,40</sup>

### 3. Nesil Eğeler

Üçüncü nesil NiTi döner eğe sistemlerinin ortaya çıkmasında NiTi alaşımların metalürjisinin geliştirilmesi önemli rol oynamıştır. 2007'den bu yana, NiTi alaşımlarının mikro yapısını optimize etmek için birkaç yeni termomekanik işlem ve üretim teknolojileri geliştirilmiştir.<sup>37</sup> Üreticiler tarafından eğelere ısıtma ve soğutma işlemleri uygulayarak NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri artırılıp, kurvatürlü kanallarda güvenli bir preperasyon gerçekleştirebilmelerine olanak sağlanmaya çalışılmıştır.<sup>41</sup> 3. Nesil eğelere örnek olarak HyFlex CM (Coltene Whaledent, Altstätten, İsviçre), K3XF (SybronEndo, Orange, CA, ABD), ProFile GT X Serisi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), ProFile Vortex ve Vortex Blue (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), TYPHOON™ Infinite Flex NiTi (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT) ve Twisted Files (SybronEndo, Orange, CA, ABD) sayılabilir.

2007 yılında M-wire (SportsWire, Langley, OK) teknolojisi tanıtılmıştır. M-wire alaşımlar NiTi alaşımlara bir dizi ısıtma işlemi uygulanarak üretilmektedir. Dentsply'nin ProFile GT Series X, ProFile Vortex ve Vortex Blue M-wire alaşımdan üretilen eğe sistemleridir. Yeni M-wire NiTi alaşımdan üretilen ve piyasada satılan ilk endodontik döner aletler, GT Series X eğeleridir. Bu eğeleri ise ikincil olarak 2009'da Dentsply Tulsa Dental tarafından tanıtılan ProFile Vortex eğeleri izlemiştir. Vortex ve klasik ProFile eğeleri arasındaki en büyük fark, Vortex eğelerinin marjinal genişliğe sahip olmamasıdır, ancak uç boyutları ve incelticiler her iki dosyada da benzerdir. M-wire özellikteki NiTi döner alet olan Vortex Blue eğeleri, geleneksel superelastic (SE) NiTi aletlerinde görülmeyen eşsiz bir "mavi renk" göstermektedir. Vortex Blue eğelerinin "mavi renkli" oksit yüzey katmanı, özel bir üretim sürecinin sonunda elde edilmektedir. Vortex Blue eğelerinin sert özellikteki titanyum oksit yüzey katmanı, eğenin kesme verimliliğini ve aşınma direncini arttırmaktadır.

CM Wire (DS Dental, Johnson City, TN), 2010 yılında endodonti alanında tanıtılan esnek özelliklere sahip yeni bir NiTi alaşımdır. CM Wire teknolojisi eğelere üstün elastikiyet özelliği sağlamasının yanında, diğer NiTi döner eğelerden farklı olarak

şekil hafızası olmama özelliğini kazandırmıştır. Hem HyFlex hem de TYPHOON CM cihazları CM Wire'dan üretilmiştir. HyFlex ve TYPHOON CM eğe sistemleri üçgen kesitsel tasarıma sahiptir.<sup>37</sup>

#### 4. Nesil Eğeler

Kök kanallarını genişletmek için kullanılan ve piyasada bulunan NiTi eğeler genellikle endodontik motorlarda sürekli rotasyon hareketi ile çalışmaktadır. Günümüzde NiTi döner eğelerin paslanmaz çelik el eğelerine göre kırılma riskinin daha fazla olduğu bilinmektedir. Endodontik motorların sürekli rotasyon hareketi ile çalışmasının bu riski arttırdığı düşünülmektedir.<sup>42</sup> Bu durumu önlemek için kanal preparasyonlarının resiprokasyon hareketi ile gerçekleştirilmesi önerilmiştir.<sup>43</sup>

Resiprokasyon hareketi, herhangi bir öne arkaya hareketin karşılıklı olarak tekrarlanması olarak tanımlanmaktadır. 1958'den beri paslanmaz çelik el eğeleri klinik olarak resiprokasyon hareketi ile kullanılmıştır. Başlangıçta tüm endodontik resiprokal motorlar, eğeleri saat yönünde (SY) ve saat yönünün tersine (SYT) 90 ° olacak şekilde eşit açılarda döndürerek çalışmaktaydılar. Zamanla, pazardaki neredeyse tüm resiprokal sistemler SY / SYT rotasyonunun eşit ama daha küçük açılarını kullanmaya başlamışlardır. M4 (SybronEndo, Orange, CA, ABD), Endo-Eze AET (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ve Endo-Express (Essential Dental Systems, South Hackensack, NJ, ABD), 30 ° lik küçük ve eşit SY / SYT dönüş açıları kullanan resiprokal sistemlere örnektir.

2008 yılında Dr. Ghassan Yared, resiprokal olarak çalışan 25 mm çap ve 0.08 koniklik açısına sahip tek bir ProTaper eğesinin neredeyse her kanalı en iyi şekilde şekillendirmesini sağlayacak eşit olmayan SY / SYT açılarını geliştirmiştir.<sup>44</sup> 2011 yılında, hem WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) hem de Reciproc (VDW, Münih, Almanya) tek eğe şekillendirme konsepti olarak piyasaya sürülmüştür. Her iki eğe sistemi de M-Wire teknolojisi ile üretilmiştir.<sup>37</sup>

WaveOne, ikinci ve üçüncü nesil eğelerin tasarım özelliklerinin, eğeye eşit olmayan açılarda resiprokal hareket yaptıran endodontik motorlar ile kullanılmasının birleşimini temsil eder. Genel olarak üç resiprokasyon hareketinden sonra, eğe 360° veya bir tam daire döndürülmüş olacaktır. Bu yeni resiprokal hareket, eğenin kanal içinde daha kolay ilerlemesini, verimli bir şekilde kesme işlemi yapmasını ve debrisin kanaldan etkili bir şekilde çıkmasını sağlamaktadır.<sup>44</sup> WaveOne eğe sistemi tek eğe ve

tek kullanımlık bir konsepttir. Stratejik olarak, herhangi bir kanalı tamamen hazırlamak için genellikle yalnızca bir eğe kullanılır.

WaveOne eğelerin D1-D3 arası bölümünde % 8'lik sabit koniklik açısı bulunur, oysa D4-D16 arası kademeli olarak azalan benzersiz bir konik tasarıma sahiptirler. WaveOne eğelerinin tasarım özelliği, eğin aktif kısımları boyunca ters heliks açısı ve iki farklı kesitlerinin olmasıdır. D1-D8 arası bölgede modifiye konveks üçgen kesit, D9-D16 arası bölgede ise konveks üçgen kesit gözlenmektedir. WaveOne NiTi döner eğeler eğin kök kanalı içerisinde güvenli bir şekilde ilerlemesini sağlayan, kesici olmayan modifiye korumalı uça sahiptir.<sup>45</sup>

### 5. Nesil Eğeler

Beşinci nesil NiTi döner eğeler “offset” dizayna ve asimetric kütle merkezine sahip eğelerdir. Bu nesil eğeler dönme sırasında çalışan kısmı boyunca dalga hareketine benzer bir hareket oluştururlar. Beşinci nesil eğeler offset tasarımları sayesinde, değişken koniklik açısına sahip ProTaper eğelerinde olduğu gibi, kanal preperasyonu sırasında kök kanal duvarları ile eğeler arasında oluşabilecek sıkışmaları minimum değerlere düşürmektedirler.<sup>46</sup> Revo-S (Micro-Mega, Besançon, Fransa), One Shape (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ve ProTaper NEXT (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) bu nesil eğelere örnek gösterilebilir.

ProTaper Next, ProTaper Universal'ın varisi olarak piyasaya sürülmüştür. PTN eğeleri, değişken koniklik açısı, M-wire teknolojisi ve offset tasarım gibi üç önemli tasarım özelliğinin bir araya gelmesidir. Offset tasarım eğelerin kök kanalı içerisinde vidalanmasına, kilitlemesine ve eğelerin üzerinde istenmeyen boyutlarda tork kuvvetlerinin oluşmasına engel olmaktadır. Ayrıca offset tasarım debrisin laterale yığılmasını ve kök kanallarının tıkanmasını önleyici etki gösterir.

Revo-S eğe sistemlerinde SC, SC1, SC2 olmak üzere üç adet şekillendirme eğesi bulunmaktadır. Revo-S eğeler asimetric bir kesite sahiptir. Bu asimetric kesit sayesinde eğe dönme sırasında “yılanvari” hareket yapar ve böylece eğe üzerinde biriken torsiyonel stres azaltılmış olur.

One Shape Micro-Mega (Besançon, Fransa) tarafından, sürekli rotasyon hareketi ile çalışan tek eğe kullanılarak kök kanallarının prepare edilmesi ilkesiyle üretilmiştir. One Shape NiTi döner eğeler değişik kesitlere sahip bıçakları sayesinde kanallarda üç bölgede aktif kesim işlemi yapmaktadır. İlk bölgede değişken üç kesici

kenar bulunurken, ikinci bölgede üçten ikiye doğru azalan kesici kenar, üçüncü bölgede (koronal) ise iki kesici kenar bulunmaktadır.<sup>37</sup>

#### 2.2.4. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Eğe Sistemleri

##### WaveOne Gold

WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), Dentsply'in tescilli ısıtılma işlemleri kullanılarak üretilmiş süper elastik bir NiTi eğesidir. Gold prosedür, işlenmiş NiTi eğelerin ısıtılma işlemine tabi tutulduğu ve yavaşça soğutulduğu bir üretim sonrası prosedürdür. Teknik açıdan bakıldığında, ısıtılma işlemi uygulanması dönüşüm sıcaklıklarını değiştirir (östenitik faz başlangıç ve bitiş) ve bunun alet özellikleri üzerinde olumlu bir etkisi vardır. Bu süreç, eğeye altın rengini verirken, daha da önemlisi, eğenin gücünü ve esnekliğini önemli ölçüde artırır.

WaveOne GOLD tek eğe resiprokasyon sisteminin Small (20.07, sarı), Primary (25.07, kırmızı), Medium (35.06, yeşil) ve Large (45.05, beyaz) olmak üzere dört boyutta eğesi vardır (Şekil 1). Bu eğelerin 21, 25 ve 31mm uzunluklara sahip çeşitleri bulunmaktadır. Bu eğe sisteminin çeşitli apikal boyutlara ve koniklik açılara sahip olması, klinisyene günlük uygulamada yaygın olarak karşılaşılan daha geniş boyuttaki apikal çapları ve endodontik anatomiyi klinik olarak hazırlama yeteneği verir.<sup>47</sup>



Şekil 1. WaveOne Gold Döner Eğe Sistemi – Julian Webber<sup>47</sup> ' den

Değişken ve indirgen koniklik açısı, preparasyonun koronal kapsamı olan D8'den daha büyük diş yapısını koruyarak daha konservatif şekilli bir kanal şekillendirmesi sağlar (Şekil 2).



Şekil 2. WaveOne Gold Primary Eğesinin Koniklik Açısı Dizaynı - Julian Webber<sup>47</sup> 'den

WaveOne GOLD eğeleri yatay kesitinde, paralel kenar görünümüne ve kanal duvarıyla temas halinde iki adet 85° kesme kenarına sahiptir. WaveOne Gold Primary ise off-centred (merkez dışı) ve yalnızca bir kesici kenarın kanal duvarıyla temas ettiği bir yatay kesite sahiptir (Şekil 3).



Şekil 3. WaveOne Gold Kesit Görüntüsü - Julian Webber<sup>47</sup> 'den

WaveOne Gold resiprokasyon ilkesiyle çalışırken 1 tam turu, saat yönünün tersi yönünde 150° ve saat yönünde 30° hareket ederek 3 turda gerçekleştirir. Bu

resiprokasyon hareketi devamlı rotasyon hareketi ile çalışmakta olan eğelere göre daha hızlı ve daha güvenli şekillendirme imkânı sunmaktadır.<sup>47</sup>

### HyFlex EDM

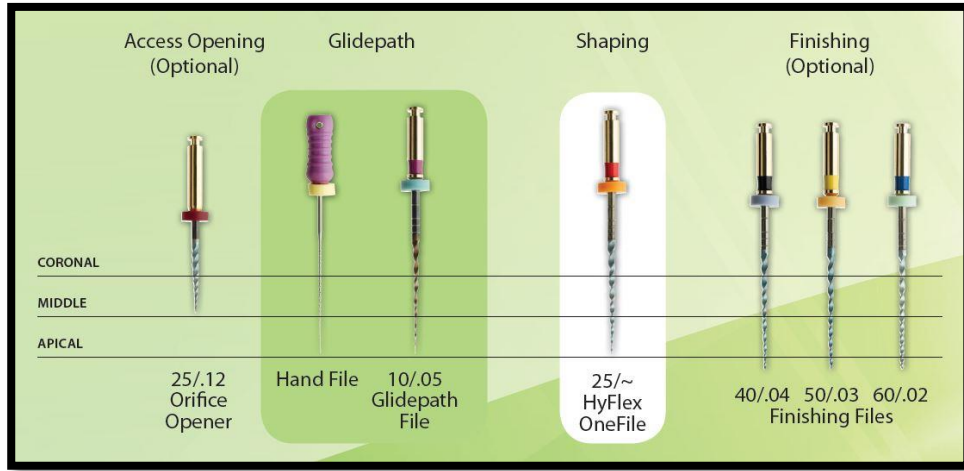
2010 yılında, kontrollü şekil hafızası (CM) özelliği olan HyFlex CM NiTi döner eğeleri (Coltene Whaledent, Altstätten, İsviçre) tanıtıldı. CM wire, östenit / martensit geçiş sıcaklığının yaklaşık 50 °C kaydırılması için NiTi tellerinin termal işleme maruz bırakılmasıyla elde edilir. Böylece ağız sıcaklığında stabil bir martensitik mikro yapı sağlanmış olur.<sup>48</sup> Bu işlem, eğelere yüksek döngüsel yorgunluk direnci ve kullanım sırasında kolayca bükülme olanağı sağlar. Ayrıca eğeye, dönüşüm sıcaklığının üzerinde ısıtmak suretiyle orjinal şeklini geri kazanma imkanı verir.<sup>49</sup>

HyFlex EDM (HFEDM) eğeleri de, HyFlex CM eğeleri gibi esnekliği ve döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde arttırdığı kanıtlanmış olan kontrollü şekil hafızası (CM) özelliğine sahiptirler.<sup>50,51</sup> HFEDM şu anda elektriksel boşaltma yöntemi (EDM) ile üretilen tek alettir. Tasarımları, shaftın yakınında kabaca üçgen biçiminde (esneklik ve yorulma direnci ileten) eğenin uç bölgesinde ise dikdörtgen olan (burulma direnci veren) değişken bir enine kesit ile karakterize edilmektedir (Şekil 4).



Şekil 4. HyFlex EDM Değişken Enine Kesit Dizaynı

HFEDM eğe sistemi 6 çeşit egeden oluşmaktadır. Bunlar; 25 / .12 (Orifice Açıcı), 10 / .05 (Glidepath Eğesi), 25 / .08 (OneFile), 40/04, 50/02 ve 60 / 02 (Finishing Eğeleri)'dir. HFEDM OneFile, 4 mm'lik apikal kısmında .08 koniklik açısına, geri kalan kısımda ise .04 koniklik açısına sahiptir. Diğer eğeler sabit koniklik açısına sahiptir (Şekil 5).<sup>52,53</sup>



Şekil 5. HyFlex EDM Döner Eğe Sistemi - Amorim<sup>54</sup> 'den

HFEDM, elektriksel boşaltma yöntemi (EDM) kullanılarak üretilmiştir. EDM, herhangi bir sertlikteki her türlü iletken malzemeyi (örn; metal, alaşım, grafit, seramik vb.) yüksek hassasiyetle üretmek için kullanılabilir.<sup>55</sup> Bu prosedür sırasında, işlenen parça ile elektrotlar arasında bir kıvılcım oluşturularak işlenen parçanın şekli değiştirilir. Bu işlemde başlatılan kıvılcımlar, işlenen parçanın üst katmanında bulunan parçaları eritir ve buharlaştırır.<sup>53</sup>

EDM tekniği düz olmayan sert bir yüzey oluşmasına imkân sağlayarak eğenin kesme etkinliğini arttırmaktadır. Üretici firma HFEDM eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı geleneksel eğelere göre 700% daha dirençli olduğunu belirtmektedirler. Ayrıca HFEDM'in, benzer boyut ve koniklik açısından M-Wire ve CM-Wire eğelere kıyasla döngüsel yorgunluğa karşı çok daha fazla dirençli olduğu da iddia edilmiştir.<sup>52,53</sup>

### 2.2.5. NiTi Eğelerde Meydana Gelen Kırılmalar

NiTi alaşımın paslanmaz çeliğe kıyasla çok daha fazla esnek olmasına rağmen, NiTi endodontik aletlerin kırılması klinik uygulamada bir sorun olmaya devam etmektedir.<sup>11,41,42</sup> Döner NiTi aletlerinin kırılması, torsiyonel kırılma, döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma ve bu iki kırılma tipinin beraber görüldüğü kombine tip olmak üzere üç farklı şekilde gerçekleşir.<sup>9,42</sup>

Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma eğimli kanallarda eğenin belirli bir bölgede tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması sonucu oluşur. Eğe büküldüğünde, bükülme noktasının iç tarafında sıkışma, dış tarafında ise gerilme kuvvetleri eş zamanlı olarak meydana gelir. Kök kurvatür bölgesinde sürekli tekrarlanan



gerilme ve sıkışma kuvvetleri zamanla eğenin döngüsel yorgunluğunda artışa neden olur ve eğenin kırılmasına yol açar.<sup>56</sup> Döngüsel yorgunluk direnci genellikle kırılma meydana gelene kadar geçen süre ile veya döngü sayısı (NCF) hesaplanarak ölçülür.

Eğenin ucu veya başka bir kısmı kanal içerisine sıkıştığında, aletin kanal içerisinde boştaki kalan kısmı dönmeye devam eder ve NiTi endodontik aletin elastik limitinin aşılmasına neden olur. Bunun sonucunda torsiyonel kırılma meydana gelir.<sup>57</sup> Bu tip kırılmaların önüne geçmek için tork kontrolü olan motorlar kullanılması gerektiği bildirilmiştir.<sup>58</sup> Endodontik aletlerin torsiyonel kırılma testleri, kırılma sırasındaki maksimum tork ve dönme açısı ölçülerek gerçekleştirilir.

Bu iki tip kırılma dışında torsiyonel ve döngüsel yorgunluğun bir arada görüldüğü üçüncü bir kırılma tipi tanımlanmıştır. Eğri bir kanalda kök kanal preparasyonu sırasında, eğe torsiyonel ve döngüsel streslere aynı anda maruz kalabilir ve eğenin maruz kaldığı bu stresin miktarı eğenin dizaynı, kullanım şekli ve kök kanal anatomisine göre farklılık göstermektedir.<sup>59</sup> Ancak bir eğe üzerindeki stresleri analiz etmek zordur.<sup>60</sup> Klinik kullanım sonrası egede meydana gelen kırık yüzeyler incelendiğinde torsiyonel ve döngüsel kırılmaya dair bulgular görülmüştür.<sup>9</sup>

### **2.2.6. NiTi Eğelerde Kırılmaya Etki Eden Faktörler**

Kök kanal sisteminin hazırlanmasında kullanılan NiTi döner eğelerin kırılmasına birçok faktör etki etmektedir. Bu faktörlere kullanılan eğelerin tasarımı, büyüklüğü ve kullanım hızı, eğenin kullanım sayısı, kullanıcı deneyimi, kurvatür yarıçapı ve açısı, temizleme ve sterilizasyon işlemleri örnek gösterilebilir.

#### **Alet Tasarımı**

Eğelerin tasarımı ve yatay kesit alanı, kanal preparasyonu sırasında yüke maruz kaldıklarında ki stres dağılımını etkileyerek eğenin, döngüsel ve torsiyonel yorgunluk direncini etkileyebilmektedir. Büyük yarıçapa sahip eğeler, daha kısa sürede döngüsel yorgunluğa maruz kalırlar ve bu eğeler üzerindeki stress birikmesi daha fazla olmaktadır.<sup>11,61,62</sup> Bununla birlikte, eğelerin çapındaki ve kesit alanındaki artış, torsiyonel yorgunluğa karşı oluşan dirence katkı sağlayabilirler. Değişken koniklik açısına sahip eğeler, sabit koniklik açısına sahip eğelere göre kanal duvarlarına daha az noktada temas etmektedirler. Bu da değişken koniklik açısına sahip eğelere torsiyonel ve döngüsel kırılmaya karşı daha fazla direnç sağlamaktadır.<sup>63</sup>

Eğe üzerinde bulunan yüzey defektleri kırılma direncini etkilemesiyle beraber, preparasyon yapan yüzeyin elastik limit sınırını da değiştirmektedir. NiTi eğeler yüzeylerine elektroparlatma işlemi uygulanmasıyla daha pürüzsüz bir yüzeye sahip olmaktadır. Bu sayede NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direnci artmaktadır.<sup>64</sup>

Yorulma direncini etkileyen faktörlerden biri de eğelerin kesit şeklidir. Endodontide kullanılmakta olan aletlerin fiziksel özellikleri kesit şekline göre değişmektedir. Kare ve eşkenar dörtgen yatay kesitlere sahip olan iki paslanmaz çelik eğe kıyaslandığında kare kesite sahip eğenin, eşkenar dörtgen kesite sahip eğeye göre daha yüksek eğilme momentine sahip olduğu belirtilmiştir.<sup>65</sup> Bu sonuç kesitsel şekil ile eğilme momenti arasında bağlantı olduğunu göstermektedir. Eğelerin konkav ya da konveks kesit şekillerine sahip olmaları da fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Konveks kesite sahip olan Protaper eğeleri konkav kesite sahip olan Profile eğelerine göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahiptir.<sup>66</sup>

### **Fabrikasyon İşlemleri**

NiTi döner eğelerin üretimi sırasında alaşımda oluşan oksitlenmiş moleküller alaşımın yapısında zayıflığa neden olabilmektedir. Bu moleküllerin oksijen, nitrojen, karbon ve hidrojen olduğu düşünölmektedir.<sup>67</sup> Bununla birlikte, üretim aşamasında eğenin yapısında çatlaklar, oluklar ve çukurlar meydana gelebilmektedir.<sup>67,68</sup> Bazı üreticiler bu yapısal bozukluklardan kaçınmak için eğelere ek yüzey işlemleri (elektropolisaj) uygulamaktadırlar.<sup>69</sup> Bu ek işlemler sayesinde korozyona karşı daha dirençli, daha keskin yüzeylere sahip ve minimum düzeyde çatlak bulunduran eğeler elde edilmektedir. Aynı amaçlarla farklı yöntemler geliştirilmeye devam edilmektedir.<sup>70</sup>

Gelişmiş döngüsel yorgunluk direncine sahip daha esnek bir NiTi alaşımı üretmek amacıyla, 2007 yılında özel bir termomekanik üretim prosedürü geliştirilmiştir. 2007 yılında geliştirilen bu NiTi alaşımı M-Wire olarak adlandırılmıştır.<sup>71</sup> Bu üretim prosedüründe eğeler üretilmeden önce özelliklerini geliştirmek için NiTi alaşıma ısıl işlemler uygulanmaktadır. Ulaşılmak istenen amaç, geleneksel NiTi alaşımdan üretilenlere kıyasla daha fazla esnekliğe sahip ve döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli aletler üretmektir.<sup>70</sup> Yapılan bazı çalışmalar ile, M-Wire'in geleneksel NiTi alaşımına kıyasla döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli olduğunu destekler sonuçlar bulunmuştur.<sup>70,72,73</sup>

2008 yılında, M-Wire'in tanıtımından kısa bir süre sonra SybronEndo (Orange, CA, ABD), Twisted File (TF) adlı yeni bir döner NiTi ege sistemi oluşturmak için başka bir üretim süreci geliştirmiştir. TF'nin üretim prosedürü 3 yeni yöntem içerir: R-fazında ısıtma işlemi, metal telin bükülmesi ve özel bir yüzey formu oluşturulmasıdır.<sup>70</sup> R-fazında olan ege artık bükülebilir ve ısıtma-soğutma işlemlerine tekrar maruz kaldığında östenit faza geçebilmektedir.<sup>71</sup> Yapılan bazı çalışmalarda R-fazında bulunan egelelerin, ısıtma işlemi uygulanmayan geleneksel NiTi egeleler ile karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç gösterdiği ve daha fazla esnekliğe sahip olduğu belirtilmiştir.<sup>74</sup>

2010 yılında piyasaya sürülen controlled memory (CM) NiTi alaşım, ne oda ne de vücut sıcaklığında süper elastik özelliklere sahip olmayan ilk termomekanik işlem görmüş NiTi endodontik alaşımdır.<sup>75</sup> Modifiye faz bileşimi nedeniyle, CM Wire egeleleri martensit varyantlarının şekil hafızası özelliğinin egeyi eski şekline yönlendirilmesinden dolayı deforme olabilir.<sup>76</sup> Bu nedenle, östenitik NiTi egelelerin aksine, CM Wire ege sistemleri eğri kök kanallarının preperasyonu sırasında tam olarak düzleşme eğiliminde değildirler. Üreticiye göre, bu kontrollü hafıza etkisinin preperasyon hatalarının görülme sıklığını azaltması beklenmektedir.<sup>74</sup> CM Wire egeleleri, M Wire ve martensitik fazda bulunan geleneksel NiTi egelelere kıyasla belirgin şekilde artmış bir döngüsel yorgunluk direncine sahiptir.<sup>77,78</sup>

Coltène / Whaledent, daha sonra CM Wire'dan üretilen bir başka döner NiTi sistemi olan Hyflex EDM'yi piyasaya sürmüştür. Hyflex EDM, elektriksel boşaltma yöntemi (EDM) ile üretilen ilk endodontik alettir.<sup>52</sup> Bu prosedür sırasında, işlenen parça ile elektrotlar arasında bir kıvılcım oluşturularak işlenen parçanın şekli değiştirilir. Bu işlemde başlatılan kıvılcımlar, işlenen parçanın üst katmanında bulunan parçaları eritir ve buharlaştırır.<sup>53</sup> Üreticiye göre, bu yenilikçi işleme prosedürü NiTi egesinin yüzeyini sertleştirerek, kırılma direnci ve üstün kesme verimliliği sağlamalıdır.

2011'de Dentsply (Maillefer, Ballaigues, İsviçre), belirgin bir mavi renge sahip ilk endodontik enstrüman olan ProFile Vortex Blue'yu tanıtmıştır. Şuan piyasada iki Gold ve iki Blue renge sahip ısıtma işlemi görmüş NiTi ege sistemi mevcuttur. Bunlar ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc Blue (VDW, Münih, Almanya) döner ege

sistemleridir.<sup>74</sup> Bütün Gold ve Blue ısıl işlem görmüş eğeler, geleneksel NiTi ve M-Wire eğelere kıyasla daha fazla esneklik ve yorulma direnci göstermiştir.<sup>79,80</sup>

Son zamanlarda FKG Dentaire (La Chaux-de-Fonds, İsviçre), klinik uygulamada hem şekil hafızası etkisini hem de süper esnekliği birleştiren ilk endodontik NiTi alaşımı olan Max Wire (Martensite-Östenit-elektropolish-fileX) adlı başka bir özel termomekanik işlem görmüş NiTi alaşımını tanıtmıştır. Şu anda, Max Wire'dan üretilmiş XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher olmak üzere iki çeşit ege vardır (her ikisi de FKG Dentaire). Bu eğeler oda sıcaklığında M-fazlarında (martensitik durum) nispeten düz olsalar da, A-faza (östenitik durum) dönüşümü nedeniyle kanal içi sıcaklığa maruz kaldıklarında kavisli bir şekle dönüşürler. Bu nedenle, bu aletler kök kanalına (M fazından A fazına) yerleştirildiğinde bir şekil hafızası sergilerler ve preperasyon sırasında süper esnekliğe sahiptirler. Kavisli şeklin, eğenin kanal düzensizliklerine adapte olma potansiyeli ile karmaşık bir kök kanalı morfolojisinin preperasyonunu mümkün kıldığı iddia edilmektedir.<sup>74</sup>

### **Preperasyon Tekniği**

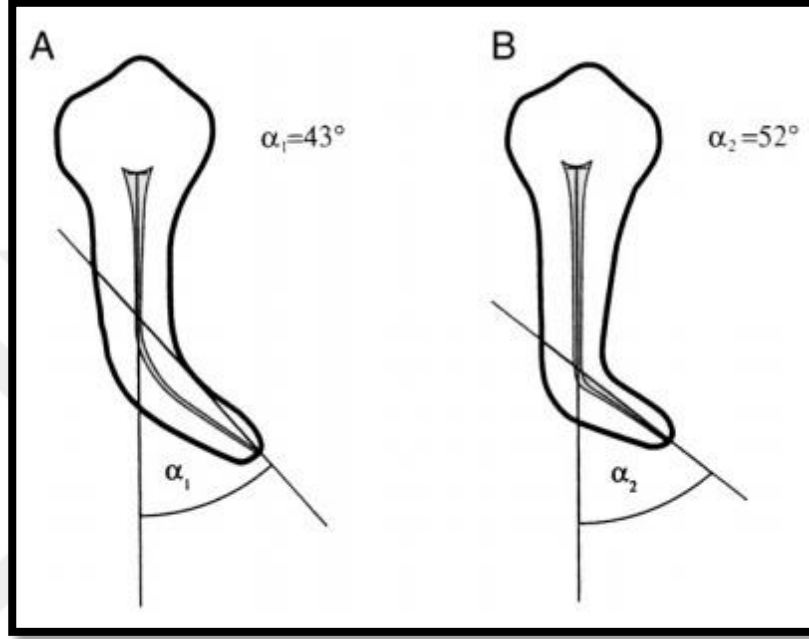
Döner NiTi ege sistemleri ile kök kanal preperasyonuna başlamadan önce 15 ve 20 numaralı el eğeleri ile çalışma uzunluğu boyunca preperasyon yapılarak döner NiTi eğelerde oluşabilecek torsiyonel yük azaltılmalıdır.<sup>81</sup>

Kök kanal preperasyonu sırasında çalışma uzunluğunun korunması ve koronal dentinin uzaklaştırılması açısından crown-down tekniğinin etkin bir preperasyon yöntemi olduğu belirtilmiştir.<sup>82</sup> Bu preperasyon tekniği ile koronal kısım genişletildiğinden eğenin maruz kalacağı torsiyonel kuvvet azalacak ve eğenin kırılma riski düşecektir.<sup>83</sup>

### **Kanal Konfigürasyonu**

Tork kontrollü motorlar ile kullanılan NiTi döner aletlerin kırılma direnci, kullanılmakta olan kanalların kurvatür açısı ve yarıçapı gibi faktörlere bağlıdır.<sup>57</sup> 1971 yılında Schneider, kanal kurvatür eğimini derece cinsinden bir açı kullanarak sadece tek bir parametre ile tanımlamıştır.<sup>84</sup> Bir çemberin açısı ve yarıçapı Pruett ve arkadaşları tarafından kök kanal kurvatürünün özelliklerini tanımlamak için yaygın olarak kabul edilen referans parametreleri olarak belirlenmiştir. Bu çalışma, kanal kurvatürü parametrelerini daha kesin bir şekilde tanımlamıştır ve daha sonra genellikle endodontik

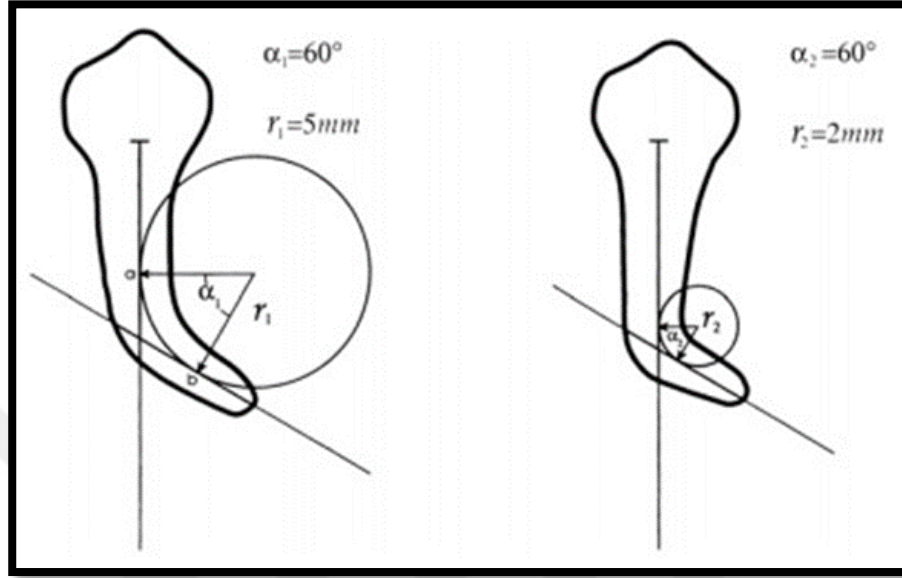
araştırmalarda bu parametreler kullanılmıştır.<sup>11</sup> Kök kurvatürünün derecesini belirlemek için Schneider, ilk olarak kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çizmiştir. Daha sonra apikal foramenden, kanal kurvatürünün başladığı noktaya doğru ilk çizgiyle keşişmek üzere ikinci bir çizgi çizmiştir. Oluşan aı, kök kurvatür açısı olarak tanımlanmıştır (şekil 6).<sup>85</sup>



**şekil 6.** Schneider tarafından tek parametre ile tanımlanan ve sadece aı ile kanal kurvatrn belirlemek için kullanılan metod. Bu yöntemle ölçüldüğünde 43° açıya sahip A ve 52° açıya sahip B, Pruett tarafından tanımlanan metotla 60° açıya denk gelmektedir. Kanal kurvatürünün lokasyonu ölçülen açıyı da etkilemektedir - Pruett ve ark.<sup>11</sup>, dan

Herhangi bir kök kanalı eğriliğinin şekli, Pruett ve arkadaşları tarafından iki parametre kullanılarak daha doğru tanımlanmıştır: kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı (şekil 7).<sup>11</sup> Bu parametreleri belirlemek için, kanalın koronal düz kısmının uzun eksenini boyunca çizgi çizilir. Kanalın apikal düz kısmının uzun eksenini boyunca ikinci bir çizgi çizilir. Kanalların, eğriliğin başlaması veya bitmesi için sapma gösterdiği bu çizgilerin her birinde bir nokta vardır. Kanalın kavisli kısmı, bu iki noktaya teğet olan bir daire ile temsil edilir. Kurvatür açısı, bu iki nokta arasındaki dairenin yayındaki aıdır. Bu çizgilerin uzunluğu dairenin yarıçapıdır ve milimetre cinsinden kanal kurvatürünün yarıçapını tanımlar. Kurvatür yarıçapı ne kadar küçükse, kanal sapması o kadar ani olur. Kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı parametreleri birbirinden bağımsızdır.<sup>85</sup> Kurvatür

yarıçapının azalması eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinin azalmasına neden olmaktadır.<sup>86</sup> Kurvatür yarıçapının eğe yüzeyi üzerindeki gerilimin ana belirleyicisi olduğu düşünülmektedir.<sup>87</sup>



Şekil 7.Pruett tarafından belirtilen metotta kanal konfigürasyonu, kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı parametreleri kullanılarak tanımlanmıştır - Pruett ve ark.<sup>11</sup>'dan

### Tork Kontrollü Motorların Kullanımı

Endodontik motorun kök kanal preperasyonu sırasında ürettiği tork; preoperatif kanal genişliğine, dişhekimi tarafından uygulanan apikal kuvvete, kanal aletinin çapına, kesit tasarımına, aletin kullanım sayısına, üretim prosedürüne ve eğe ile kök kanal duvarları arasındaki temas alanına bağlıdır.<sup>88</sup> Yüksek torklu bir endodontik motor kullanılırsa, kanal aletine özgü tork limiti (kırılma sınırı) yüksek ihtimalle aşılabileceğinden, aletin kanal içerisinde kırılma riski artar. Eğer kanal preperasyonu sırasında uygulanan tork kuvveti eğelerin dayanabileceği üst sınırı aşmazsa, eğenin kanal içerisinde kırılma riski de azaltılmış olur. Kanal preperasyonu sırasında tork kontrollü motorlar kullanılarak, eğenin üzerinde oluşan tork kuvveti önceden belirlenen değere ulaştığında motor çalışmayı durdurup geri döner ve böylece eğe üzerinde aşırı tork kuvveti oluşması önlenmektedir.<sup>83</sup> Daha önce gerçekleştirilen çalışmada, tork kontrollü motor kullanılmasının özellikle NiTi döner eğeleri kullanarak kanal preperasyonu gerçekleştirmeye yeni başlayan hekimlerin, işlem sırasında eğe kırma oranlarını düşürdüğü belirtilmiştir.<sup>6</sup>

### **Dönme Hızı**

Döner eğe sistemlerinin optimum hızı, üreticinin önerilerine göre aletler arasında farklılık gösterir. Kök kanalı preperasyonu sırasında çalışma boyuna güvenle ulaşabilmek için optimum hızı kullanmak önemlidir. Bir aletin kesitsel tasarımı, kor çapı, koniklik açısı, kesme açısı, alaşımı ve uç dizaynı gibi faktörler eğenin kök kanalı içerisindeki ilerleyişini etkiler. Bundan dolayı, kanal aletinin kullanılabilceği en uygun hızı belirlemek için tüm bu faktörler göz önüne alınmalıdır.<sup>89</sup>

Dönme hızının, döner NiTi kanal aletlerinin kırılma dayanımı üzerine etkisi ile ilgili literatürde farklı görüşler vardır. Yared ve ark.<sup>90</sup>, ProFile döner eğe sistemini düşük hızda (150 Rpm) kullandıklarında, eğede hiçbir deformasyon, sıkışma ve kırılma olmadığını, ancak daha yüksek bir hızda (250-350 Rpm) kullanıldığında zaman genellikle sıkışma olduğunu belirtmişlerdir. Zelada ve ark.<sup>86</sup>, kök kanal kurvatürünün ve dönme hızının, NiTi döner eğe sistemlerinin kırılmasında en önemli faktörlerden ikisi olduğunu bildirmişlerdir. De-deus ve ark.<sup>43</sup> Protaper Universal (PTU) eğe sisteminden F2 eğesinin düşük hızda kullanıldığında, yüksek hızda kullanılmasına göre daha fazla kırılma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Lopes ve ark.<sup>91</sup> yaptıkları çalışmada yüksek hızlarda kullanılan eğelerin sıcaklığının düşük hızlarda kullanılan eğelere göre daha fazla artış gösterdiğini bulmuşlardır. NiTi alaşımlarının kullanım süresi sıcaklık ile ters orantı göstermektedir. Sıcaklık arttıkça, yüzey gerilimi artmaktadır ve NiTi döner eğelerin yorgunluk direnci düşüş göstermektedir.<sup>92</sup> Ancak LightSpeed eğelerle yapılan başka bir çalışmada farklı hız değerleri kullanılmış ve kullanılan hızın eğelerin döngüsel yorgunluğa dirençleri üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı gözlenmiştir. Benzer şekilde Mtwo ile yapılan çalışmalarda da dönme hızının eğelerin döngüsel yorgunluğu üzerinde etkisinin olmadığı belirtilmiştir.<sup>93</sup>

### **Kullanım Sayısı**

Birçok çalışmada, klinikte uzun süre kullanılan NiTi döner kanal aletlerinin döngüsel yorgunluğu karşı direncinin önemli ölçüde azaldığı bildirilmiştir.<sup>63,94,95</sup> Ancak, literatürde kaç kullanım sonrası NiTi döner eğelerinin değiştirilmesi gerektiği konusunda fikir birliği yoktur. Yared ve ark.<sup>96</sup> ProFile eğeleri ile gerçekleştirdikleri in vivo çalışmalarında, 4 büyük azı dişin kanal preperasyonu sırasında kullanılmış eğeler ile hiç kullanılmamış eğeler arasında döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinde istatistiksel olarak bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar ProFile eğelerinin

ortalama 3 kanallı 4 büyük azı dişte kanal preperasyonu için güvenle kullanılabilceğini rapor etmişlerdir.<sup>96</sup> Buna karşılık, Wolcott ve ark. gerçekleştirdikleri in vivo çalışmalarında toplam da 4652 kanal preperasyonu için kullandıkları ProTaper Universal NiTi döner eğelerinin 4 kanala kadar kullanmanın güvenli olduğunu bildirmişlerdir.<sup>97</sup> Yapılan çalışmalarda bildirilen farklı bulgular ege kırılmalarının kullanım sayısı ile doğrudan ilişkili olmadığını göstermektedir. Alet tasarımı, mekanik özellikler, kullanıcı hekimin deneyimi ve kanal konfigürasyonu eğelerin kullanım sayısı üzerine etkili faktörlerdendir.<sup>56</sup>

### **Sterilizasyon ve Dezenfeksiyon Etkisi**

Kök kanal tedavisinin kemomekanik preperasyonu sırasında kullanılan eğeler, çapraz enfeksiyonu önlemek amacıyla işlem sonrası sterilize edilmelidir.<sup>98</sup> Sterilizasyon işlemlerinin NiTi döner eğeler üzerindeki etkilerini araştırmak için birçok çalışma yapılmıştır. NiTi eğelerin korozyona uğraması, mekanik özelliklerini olumsuz olarak etkileyebilir ve eğelerin kanal preperasyonu sırasında kırılmasına neden olabilir. Yapılan bir çalışmada; aletlerin temizliğinde ve kök kanal preparasyonu sırasında dezenfeksiyon amaçlı kullanılan irrigasyon solüsyonu olan sodyum hipoklorit (NaOCl)'in, aletlerin mekanik özelliklerini etkileyerek, kanal preperasyonu sırasında kırılmaya yatkınlıklarını arttırdığı rapor edilmiştir.<sup>99</sup> Haikel ve ark.<sup>100</sup> ise bu çalışmanın aksine NaOCl'nin, aletlerin mekanik özellikleri ve kesme etkinliği üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Mize ve ark.<sup>101</sup> sterilizasyonun NiTi döner eğeler üzerine olan etkisini araştırdıkları bir çalışmada; buhar sterilizasyonu ile steril edilmiş eğelerin kırılma dirençlerinde anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Hilfer ve ark.<sup>102</sup> ise sterilizasyon işlemleri sonrası eğelerin yüzey yapısında deformasyonlar, mikroyapısındaki sertlikte artış ve buna bağlı olarak esneklikte azalma gibi değişiklikler bildirmişlerdir.

### **Kullanıcı Deneyimi**

Mandel ve ark.<sup>103</sup> tarafından yapılan bir çalışmada, operatörün ProFile NiTi döner eğelerin kırılmaları üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Sonuçlar, 'öğrenme dönemi' sırasında 'uygulama dönemi' nden daha fazla sayıda eğenin bozulmaya uğradığını göstermiştir. Ayrıca Yared ve ark.'nın yaptığı başka bir çalışmada da tork kontrollü endodontik motorların kullanılmasının NiTi döner eğeleri kullanma

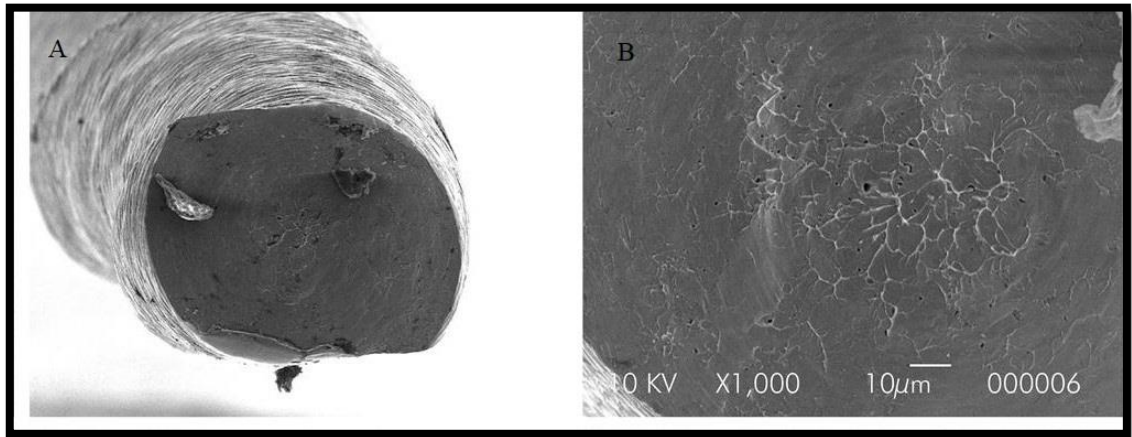


konusunda tecrübeli olan hekimlere çok avantaj sağlamadığını belirtirken, bu eğeleri yeni kullanmaya başlayan hekimlerin fazla tork kuvveti uygulamasının önüne geçilerek eğe kırılmalarına olumlu etkisi olabileceği belirtilmiştir.<sup>6</sup> Bu; öğrenme ve deneyim yoluyla yetkinliğin artırılmasının, döner eğeler ile kanal preperasyonu tekniğine hakim olmanın gerekliliğini ve önemini doğrulamıştır.<sup>103</sup>

## 2.2.7. Kırılma Çeşitlerine Göre Test Düzenekleri

### Torsiyonel Yorgunluk Testi

Torsiyonel yorgunluk test düzeneği ISO/ANSI beyannamesinde; reamerlar ve paslanmaz çelik kanal eğelerinin 3 mm'lik uç kısmının sabitlendikten sonra saat yönünde veya tersi yönde döndürülmesi olarak belirtilmiştir. ISO/ANSI beyannamesinde tanımlanan bu test düzeneği NiTi kanal aletlerinin mekanik özelliklerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen bir çok çalışmada kullanılmıştır. Paslanmaz çelik kanal aletlerinin torsiyonel yorgunluğa bağlı oluşan kırık yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu altında alınan görüntüleri spesifikdir. Monotik makaslama stresinin aşırı yüklenmesi sonucu kırık yüzeyinin merkezinde mikro gözenekler görülmektedir. Ayrıca kırık yüzeylerinde kırılma bölgesine bitişik bulunan olukların plastik deformasyona uğraması sonucu, kırık merkeziyle eş merkezli daireler ile çevrilmiş fibröz bir görünüm meydana gelmektedir (Şekil 8).<sup>104</sup>



**Şekil 8.**(A) Torsiyonel kırılma sonucu oluşan pürüzsüz yüzey (B) Merkezde bulunan pürüzlü bölgenin X1000 büyütme altında mikrogözenekli yapısı - Vivan ve Alcalde<sup>105</sup> 'den

## **Döngüsel Yorgunluk Testleri**

Dederich ve Zakariasen<sup>106</sup> 1986'da, kurvatürlü kanallarda sürekli rotasyon hareketi yapan endodontik motorlarla kullanılan eğelerde metal yorgunluğu ve ardından kırılmanın potansiyel bir problem olduğunu vurgulamıştır. Messer, kurvatürlü kanallarda sürekli rotasyon hareketi yapan bir NiTi döner kanal aletinin kırılmasını “döngüsel yorgunluk” olarak tanımlamıştır. Kurvatürlü bir kanalda rotasyon hareketi yapmakta olan eğe yüzeyine döngüsel bir stres, yani kurvatürün iç yüzeyinde sıkıştırma ve dış yüzeyinde gerilme kuvvetleri eşit olarak uygulanmaktadır. Klinik kullanım sırasında meydana gelen kırılmaların %44-91'ini döngüsel yorgunluğa bağlı meydana gelen kırılmalar oluşturmaktadır.<sup>42,107</sup> NiTi döner aletlerinin döngüsel yorgunluk direncini test etmek için kullanılan cihazlar, aletlerin farklı geometrik eğriler kullanılarak kırılana kadar dönmesini sağlar.<sup>85</sup>

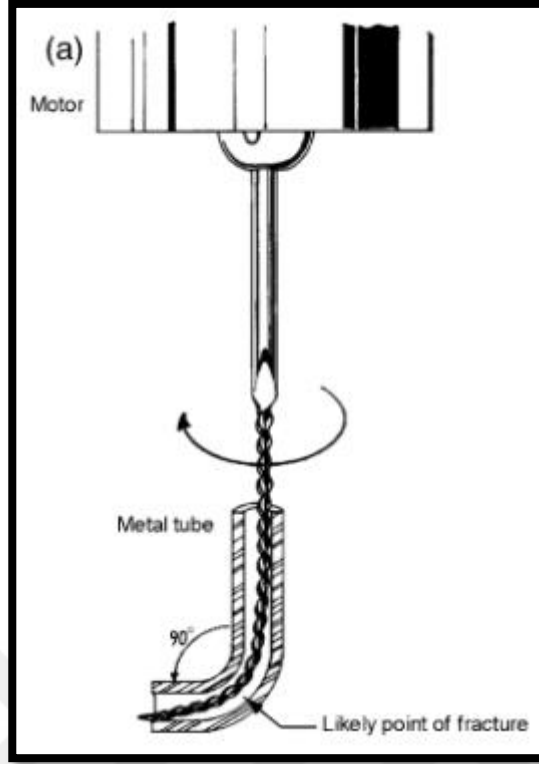
Döngüsel yorgunluk testleri için 4 metot kullanılmıştır;

1. Eğri metal tüp
2. Oluklu blok düzeneği
3. Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği
4. Dönen bir eğeyi üç noktada eğimlendiren düzeneğe.<sup>87</sup>

## **Eğri Metal Tüp**

Serene<sup>108</sup> bazı NiTi kanal eğelerinin döngüsel yorgunluğunu sıkışma olmadan kurvatürlü bir metal tüpte test etmiştir ve genellikle NiTi eğelerin kırılmadan önce K tipi paslanmaz çelik eğelere göre çok daha fazla sayıda rotasyon yaptıklarını göstermiştir. Pruett ve ark.<sup>11</sup> aletlerin aynı ölçüde kurvatürlü olmasını sağlamak amacıyla eğri metal tüp için kurvatür yarıçapını standartlaştırarak benzer bir düzeneğe ile LightSpeed eğelerini (LightSpeed Technology, San Antonio, TX, ABD) test etmiştir. Kurvatür yarıçapının genel yorgunluk direnci üzerinde kurvatür açısından daha derin bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur.<sup>11</sup>

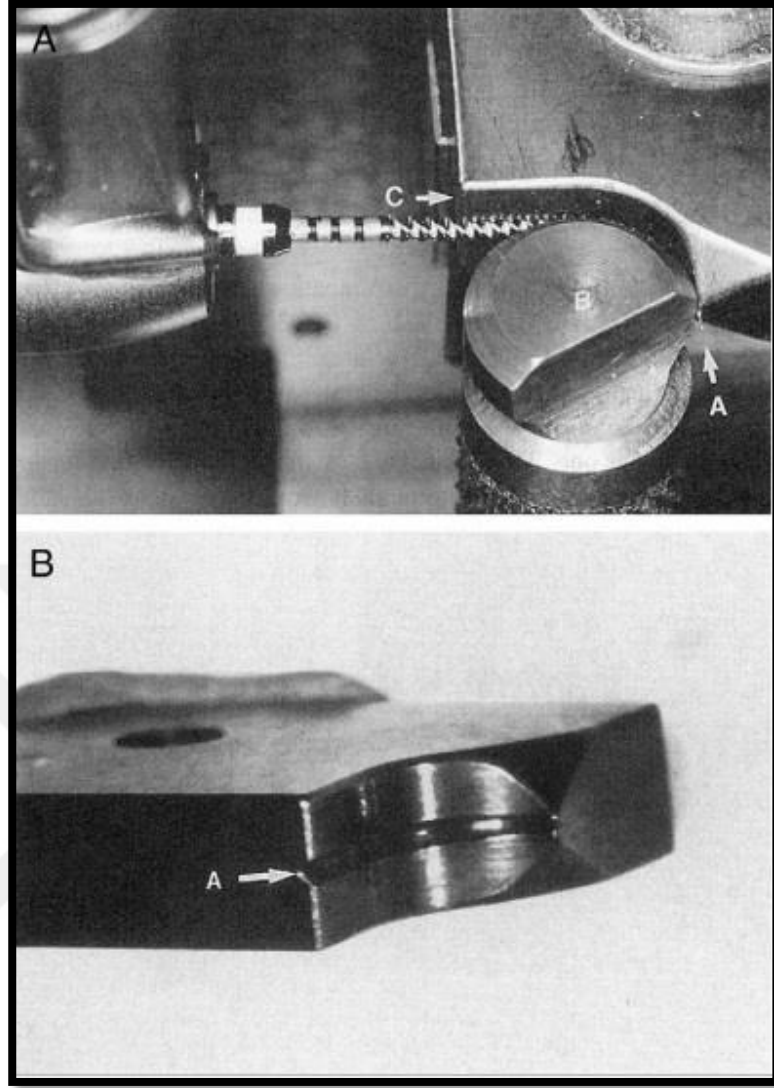
Ancak bu test düzeneği için bazı dezavantajlar bulunmaktadır. Aynı tüp çeşitli boyutlardaki eğeleri test etmek için kullanıldığından, küçük bir eğe metal tüpte daha gevşek durur ve daha az gerilime maruz kalır. Çünkü küçük eğeler için etkili kurvatür yarıçapı, geniş bir eğeye göre daha büyük olmaktadır. Bu sınırlama eğri metal tüpte test edilen küçük eğelerin daha uzun yorulma ömrü göstermesine neden olacaktır.<sup>109,110</sup>



Şekil 9.Eğri metal tüp düzeneği - Cheung<sup>87</sup> 'dan

### Oluklu Blok Düzeneği

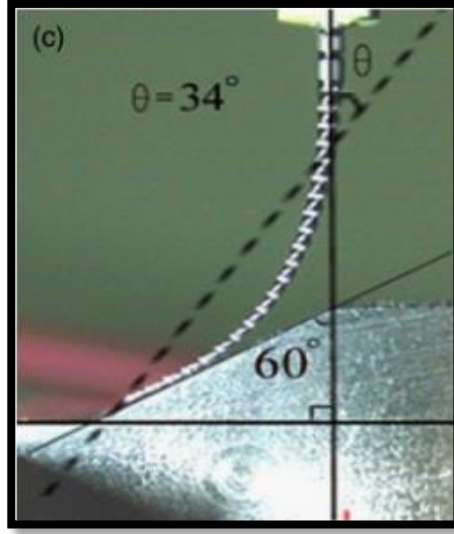
İlk olarak Haikel'in paslanmaz çelik aletleri test etmek için önerdiği oluklu blok düzeneği, daha sonra NiTi döner eğelerin test edilmesi için uyarlanmıştır. Düzenek çelik bir blok içerisinde kök kanalını simüle eden V şeklinde bir oluktan (yapay kanal) oluşmaktadır (Şekil 10). Bu oluk paslanmaz çelik eğelerin rahatça dönebileceği şekilde tasarlanmıştır. Düzeneğin tasarlanan ilk şeklinde, eğelerin rotasyonu sırasında oluşan ısıyı dağıtmak amacıyla, düzeneğe soğuk hava akımı uygulanmıştır.<sup>61,111</sup> İlk çalışmalar, soğutma amacıyla herhangi bir sıvı ya da lubrikant maddesinin kullanılmasından bahsetmemiştir.<sup>112,113</sup> Ancak daha sonra gerçekleştirilen çalışmalarda ise test sırasında bir çeşit lubrikant ajan kullanıldığı belirtilmiştir.<sup>62,114,115</sup> NiTi döner eğelerin yapay kanal içerisindeki uyumu yüzey gerilimini böylece yorgunluk direncini etkileyebilmektedir. Bunu önlemek amacıyla, Grande ve grubu her alet için özel bir yapay kanal tasarlamışlardır. Yapay kanallar, iç çapı test edilecek aletin çapından 0.2 mm daha büyük olacak şekilde tasarlanmıştır.<sup>114,116,117</sup>



Şekil 10.Oluklu Blok Düzeneği - Plotino<sup>85</sup> 'dan

### Eğilendirilmiş Düzleme Karşı Dönme Düzeneği

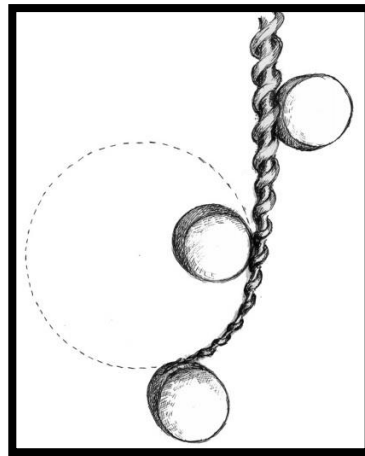
Bir çalışma bazı NiTi döner eğerlerinin yorgunluk direncini, aleti eğimli ve parlatılmış metal bir yüzeyde rotasyon yaptırarak incelemiştir (Şekil 11).<sup>118</sup> Bu test yönteminin kurulması kolaydır ve tork kontrollü motorların "gagalama" hareketine izin vermektedir. Ancak bu test düzeneğinde, eğrilik yarıçapı değişebileceğinden yüzey gerilimi genliğinin tahmin edilmesi oldukça zordur. Bu yüzden eğilendirilmiş düzlemin açısı ile NiTi döner eğerlerinin yorgunluk direnci arasında kesin bir bağlantı bulunamamıştır.<sup>119</sup>



Şekil 11.Eğilendirilmiş düzleme karşı dönme düzeneği - Cheung<sup>87</sup> 'dan

### Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğilendiren Düzenek

Bu yorulma testi yöntemi, endodontik literatür için oldukça yenidir, ancak bu prensip mühendislik bağlamında uzun zamandır kullanılmaktadır. NiTi döner eğelerde dairesel eğriliği sağlayabilmek için düzenekte 3 adet 2 mm çapında pin kullanılmıştır.<sup>2</sup> Aletin uç kısmına denk gelen pinde hazırlanan küçük V şekilli bir oluk, rotasyon sırasında aletin ucunun konumunu korumaktadır.<sup>120</sup> Eğelerin yüzey gerilimi genliği bu test düzeneği sayesinde tahmin edilebilmektedir. NiTi döner eğelerin koronal ve apikal kısımlarının bükülme özelliklerinin farklı olmasından dolayı eğenin, pinler arasında orjinal formu değişebilir (Şekil 12).<sup>85</sup>



Şekil 12.Dönen bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek - Plotino<sup>85</sup> 'dan

### 3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada kullanıcı deneyiminin farklı teknolojiler ile üretilen döner NiTi tek ege sistemlerinin döngüsel yorgunluğu üzerindeki etkisi incelenmiştir. Çalışmamız Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından (PYO.DIS.1904.18.011) tarafından desteklenmiştir.

#### 3.1. Kullanıcıların Seçilmesi ve Gruplandırılması

Çalışmamızda ki kullanıcı grupları Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyeleri, asistanları, öğrencileri ve serbest çalışmakta olan endodonti uzmanlarından oluşmaktadır. Çalışmaya 22-57 yaş aralığında 16'sı erkek, 14'ü kadın olmak üzere toplam 30 kullanıcı dahil edildi.

Kullanıcılar mesleki deneyimlerine göre her bir grupta 10 kişi olacak şekilde 3 ana gruba ve 1 kontrol grubuna aşağıdaki şekilde ayrılmıştır:

1. Birinci kullanıcı grubu, paslanmaz çelik el eğeleri ile kanal tedavisi konusunda pratik deneyimi olan ancak daha önce NiTi döner eğeler ile kanal preparasyonu gerçekleştirilmemiş çalışmaya gönüllü olarak katılmayı kabul eden klinik uygulama öğrencileri
2. İkinci kullanıcı grubu, endodonti anabilim dalında 1 yıldan fazla süredir çalışmakta olan, çalışmaya gönüllü olarak katılmayı kabul eden araştırma görevlileri
3. Üçüncü kullanıcı grubu, 2 yıldan uzun süredir uzman olarak çalışmakta olan endodonti anabilim dalı öğretim üyeleri ve serbest endodonti uzmanlarından çalışmaya gönüllü olarak katılmayı kabul edenler
4. Kontrol grubu, herhangi bir kullanıcı tarafından kanal preparasyonu gerçekleştirilmeden döngüsel yorgunluk testi uygulanacak ege grubu

Kullanıcılara başlangıç aşamasında çalışmanın detayları ve amacı anlatıldı. Kullanıcılar arasında standardizasyonu sağlamak amacı ile kanal preparasyon prosedürleri uygulanmadan önce tüm kullanıcılara sözlü olarak aktarıldı.

### 3.2. Çalışmanın Deney Grupları

Bu çalışma kapsamında; kök kanal preparasyonu sırasında kullanılmak üzere farklı üretim teknolojilerine, yüzey kesit özelliklerine, metalürjik özelliklere ve çalışma prensiplerine sahip olan 2 farklı NiTi döner tek ege sistemi kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan bütün eğerler stereomikroskop altında X20 büyütme ile incelenmiş ve yüzeyinde defekt veya düzensizlik olan eğerler çalışma dışı bırakılmıştır. Deney düzeneklerinde, her bir kullanıcı grubunda ve kontrol grubunda 10 adet WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve 10 adet Hyflex EDM (Coltene Whaledent, Altstätten, İsviçre) olmak üzere toplamda 80 adet NiTi döner ege kullanılmıştır (Tablo 1).

Deney Grupları:

Grup 1: WaveOne Gold Primary; bu ege kanal preparasyonu ve döngüsel yorgunluk testi sırasında üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 350 Rpm hız ve 'WaveOne All' programında kullanılmıştır (Şekil 13).

Grup 2: Hyflex EDM One File; bu ege kanal preparasyonu ve döngüsel yorgunluk testi sırasında üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 400 Rpm hız ve 2.5 Ncm tork değerlerinde kullanılmıştır (Şekil 14).

**Tablo 1.**Çalışmada kullanılan döner ege sistemleri ve özellikleri

| Döner Sistem Ege     | Üretim Şekli                 | Boyutu | Firma                         |
|----------------------|------------------------------|--------|-------------------------------|
| WaveOne Gold Primary | Gold Wire                    | 25/07  | Dentsply<br>Maillefer/İsviçre |
| Hyflex EDM OneFile   | Electric Discharge Machining | 25/~   | Coltene<br>Whaledent/İsviçre  |

Çalışmamıza dahil edilen her kullanıcı hem WaveOne Gold hem de Hyflex EDM NiTi döner ege sistemleri ile kanal preparasyonu gerçekleştirmişlerdir.



Şekil 13. WaveOne Gold Primary NiTi döner ege

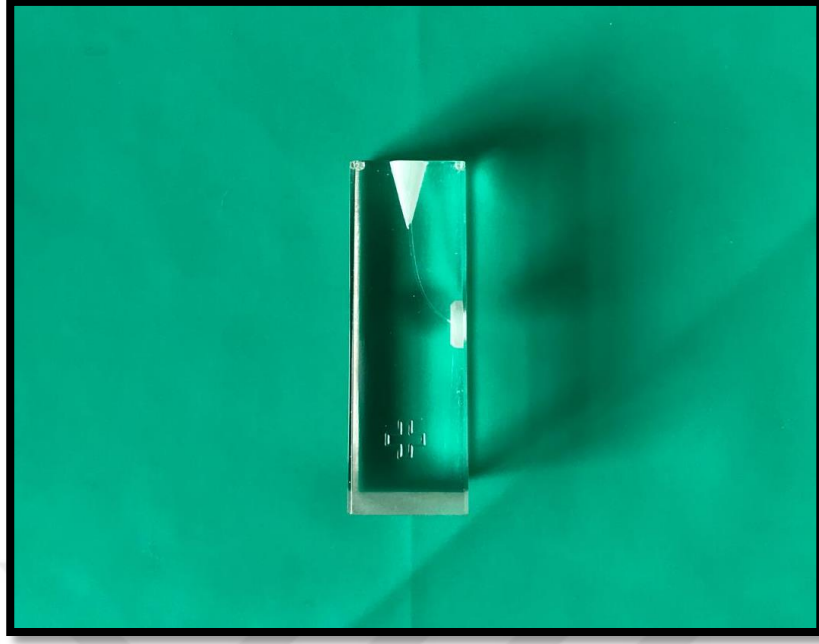


Şekil 14. Hyflex EDM One File NiTi döner ege

### 3.3. Akrilik Blokların Preparasyonu

Kanal preparasyonu için kullanıcılar arasında standardizasyonu sağlamak amacıyla içerisinde J şekilli yapay kanal bulunan şeffaf akrilik bloklar (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanılmıştır (Şekil 15). Çalışmamızda her kullanıcı grubu için 20 adet olmak üzere toplamda 60 adet şeffaf akrilik blok kullanılmıştır. Bloklarda bulunan yapay kanallar J şeklindedir, apikal uç çapları ISO #15 ebatındadır ve .02 artan sabit koniklik açısına sahiptir.





Şekil 15.Çalışmamızda kullandığımız akrilik bloklar

Çalışmamızda akrilik blokların kullanıcılar tarafından preparasyonu sırasında ve kullanım sonrası eğelere uygulanan döngüsel yorgunluk testlerinde endodontik motor olarak VDW Reciproc Gold (VDW, Münih, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 16).

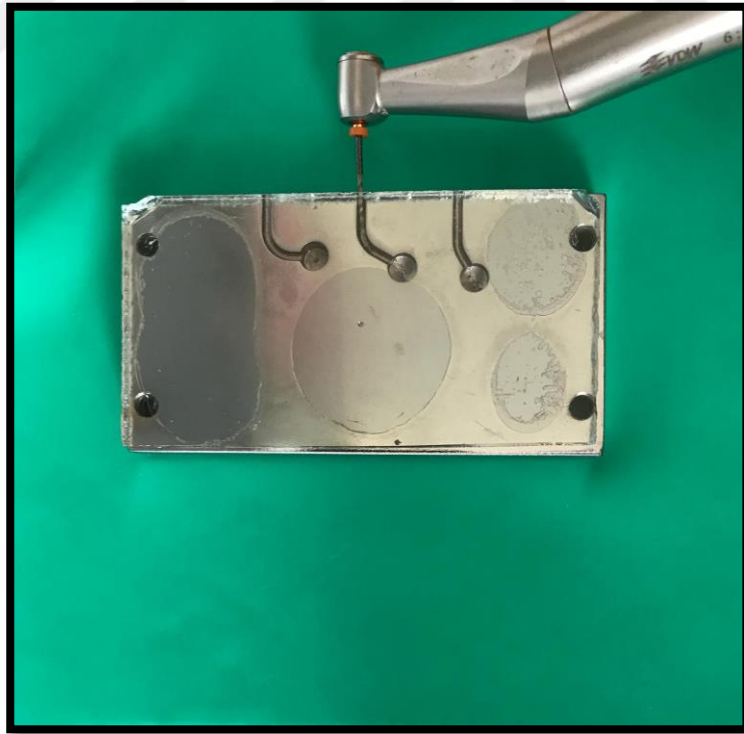


Şekil 16.Çalışmamızda kullandığımız VDW Reciproc Gold endodontik motor

Kullanıcılara preparasyon işlemine başlamadan önce standardizasyonu sağlamak amacıyla preparasyon prosedürü sözlü olarak aktarılmıştır. Her kullanıcı tarafından döner eğe kullanmadan önce #15 K-tipi (VDW, Münih, Almanya) el eğesi ile çalışma boyuna ulaşarak akrilik blokların açıklıkları kontrol edilmiştir. Daha sonra çalışmamızda kullanılan NiTi döner tek eğe sistemleri ile çalışma boyuna ulaşana kadar vertikal ileri geri hareketler ile preparasyon gerçekleştirilmiştir. Eğeler, her 3 mm'lik ilerlemeden sonra kanaldan çıkarılarak üzerindeki artıklar gazlı bir bez yardımıyla temizlenmiştir. Kanal her seferinde %5.25'lik NaOCl solüsyonu ile yıkanmıştır.

### 3.4. Döngüsel Yorgunluk Testleri

Döngüsel yorgunluk testleri sırasında 60° kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal içeren paslanmaz çelik bir blok kullanılmıştır (Şekil 17). Bloğun ön yüzü şeffaf bir camla kapatılmıştır. Böylece hem eğe kanal içerisinde kalarak çalışma boyunca yörüngesini kaybetmedi hem de şeffaf olduğu için kırılma anı net olarak gözlemlenebilmiştir.



Şekil 17. Döngüsel yorgunluk testleri sırasında kullandığımız paslanmaz çelik blok

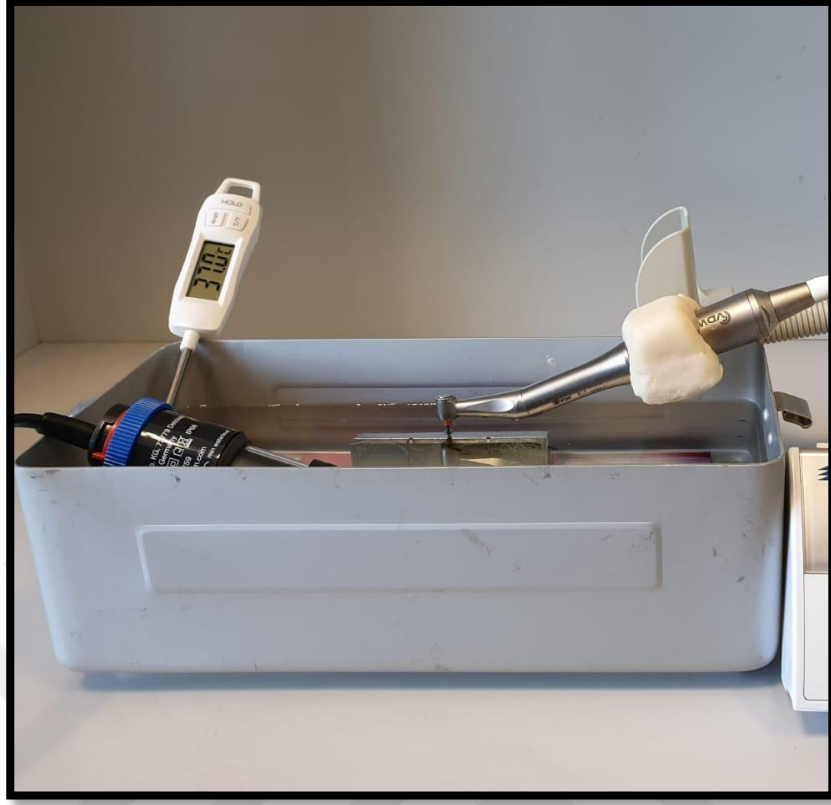
Çalışmamızda kanal içi şartları sağlayabilmek için sıcaklık olarak 37° C olan vücut sıcaklığı kullanılmıştır. Vücut sıcaklığını simüle edebilmek amacıyla döngüsel yorgunluk test düzeneğinin metal kabı %5.25'lik NaOCl solüsyonu ile doldurulmuş ve solüsyon ısıtıcı vasıtasıyla bu sıcaklık değerlerine ulaştırılmıştır. Sıcaklık değeri dijital termometre ile kontrol edilmiştir. Çalışmamızda ısıtıcı olarak sabit sıcaklık değerleri sağlayabilen elektrikli ısıtıcı (Eheim Jager, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 18).



Şekil 18.Çalışmada kullanılan elektrikli ısıtıcı

Çalışmada standartizasyonu sağlamak amacıyla yapay kanal ve endodontik motor uygun paralellik sağlanarak sabitlendi. Eğeler, ilk olarak kullanıcılar tarafından akrilik blokların preperasyonu için kullanıldı. Daha sonra kullanıcı gruplarına göre ayrılan bu eğeler ve kontrol grubu eğeleri, döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kırılana kadar kullanıldı ve kırılma zamanı dijital kronometre ile saniye cinsinden kaydedildi (Şekil 19). Kırık parçaların uzunlukları dijital kumpas ile ölçüldü. Eğelerin kırılma anına kadar yaptığı tur sayısı (KYTS) aşağıda verilen formül yardımıyla hesaplanmıştır.

KYTS: Eğelerin dakikada yaptığı tur sayısı (rpm) x süre (sn)/60



Şekil 19. Statik döngüsel yorgunluk test düzeneği

### 3.5. SEM Analizi

Her kullanıcı grubundan 2 adet WaveOne Gold ve 2 adet Hyflex EDM eğe kırık tiplerini taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmek üzere ayrıldı. Eğeler, inceleme öncesi debris artıklarını uzaklaştırmak amacıyla alkolle temizlendi ve daha sonra etil alkol içerisinde 30 dk ultrasonik aktivasyon yapıldı. Kırık eğe yüzeylerinden, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknik Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan SEM (JEOL, JSM-7001F, Tokyo, Japonya) cihazı ile çeşitli büyütme oranlarında fotomikrografiler alındı (Şekil 20).



Şekil 20.Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı

### 3.6. İstatistiksel Analiz

Kırık uzunluğu ve eğelerin kırılana kadar yaptığı tur sayısı verilerin normal dağılıp dağılmadığının anlaşılması için verilere ilk önce Shapiro-Wilk testi uygulandı. Verilerin normal dağılmadığı belirlendi. Bu nedenden dolayı parametrik olmayan test grubundan Kruskal-Wallis testi ile her iki eğe türünde de kullanıcı grupları ve kontrol gruplarında elde edilen tur sayıları arasındaki fark istatistiksel olarak belirlendi. Tüm işlemler %95 güven aralığında ve IBM-SPSS 21.0 (IBM SPSS, Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapıldı.

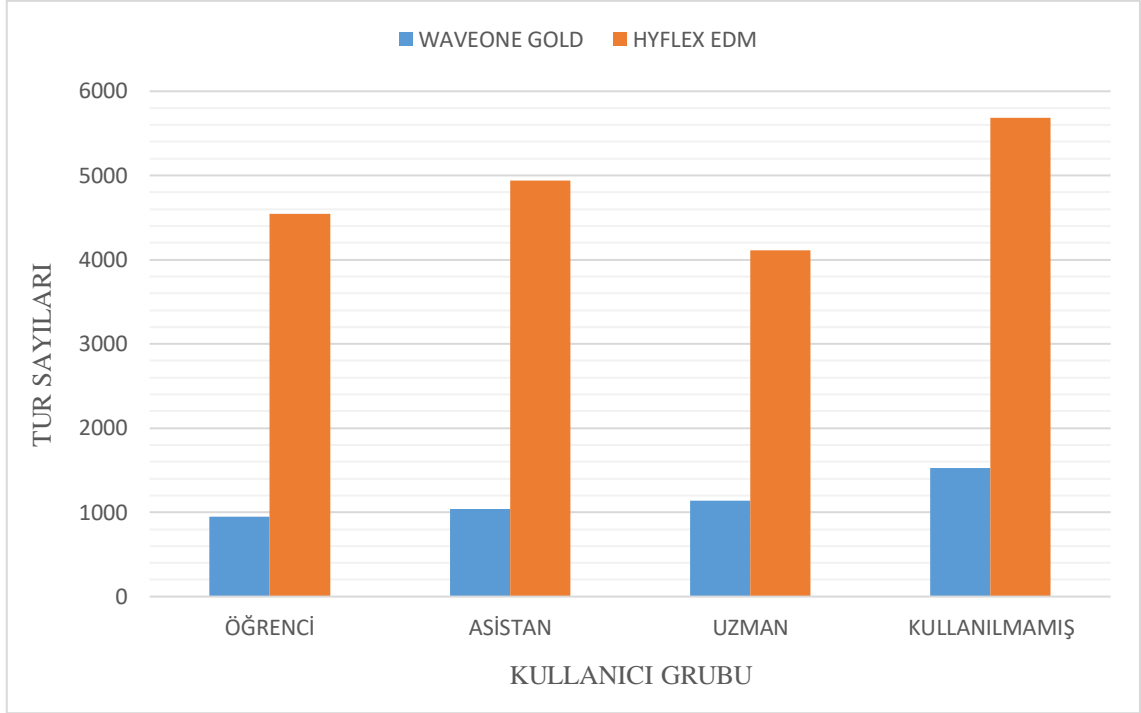
#### 4. BULGULAR

Tablo 2 her bir grupta eğerlerin kırılma gerçekleşinceye kadar ki tur sayısını ve standart sapma değerlerini göstermektedir. Deneyim düzeyine göre ayrılan gruplarda WaveOne Gold eğerler ile yapılan deneylerde en yüksek değerler Uzman grubunda ( $1141,09 \pm 323,79$ ), en düşük değerler Öğrenci grubunda ( $945,86 \pm 216,94$ ) görülmüştür. Hyflex EDM eğerler ile yapılan deneyde ise en yüksek değerler Asistan grubunda ( $4936,38 \pm 1249,34$ ), en düşük değerler Uzman grubunda ( $4108,45 \pm 1648,69$ ) görülmüştür. Deneyim düzeylerine göre ayrılan kullanıcı grupları arasında her iki ege grubunda da istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülememiştir ( $P < 0,05$ ). Kontrol grubu her iki ege grubunda da diğer tüm kullanıcı gruplarına göre en yüksek yorgunluk dayanımı göstermiştir (WaveOne Gold:  $1525,55 \pm 163,32$ , Hyflex EDM:  $5682,28 \pm 1378,93$ ). Hyflex EDM, WaveOne Gold'a göre tüm gruplarda daha yüksek yorgunluk dayanımı göstermiştir ( $P < 0,05$ ).

**Tablo 2.** Test edilen NiTi eğerlerin kullanıcı gruplarına göre kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısının ortalama ve standart sapma değerleri

|               | WOG                          | HEDM                         | P-<br>değeri |
|---------------|------------------------------|------------------------------|--------------|
|               | Tur Sayısı ve Standart Sapma | Tur Sayısı ve Standart Sapma |              |
| Öğrenci       | $945,86 \pm 216,94^{ax}$     | $4542,32 \pm 1069,90^{bx}$   | $< 0.05$     |
| Asistan       | $1042,05 \pm 376,10^{ax}$    | $4936,38 \pm 1249,34^{bx}$   | $< 0.05$     |
| Uzman         | $1141,09 \pm 323,79^{ax}$    | $4108,45 \pm 1648,69^{bx}$   | $< 0.05$     |
| Kullanılmamış | $1525,55 \pm 163,32^{ay}$    | $5682,28 \pm 1378,93^{by}$   | $< 0.05$     |
| P- değeri     | $< 0.05$                     | $< 0.05$                     |              |

\* Farklı harflerle gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak fark vardır ( $P < 0.05$ ) (<sup>a,b</sup> satırlar için; <sup>x,y</sup> sütunlar için).

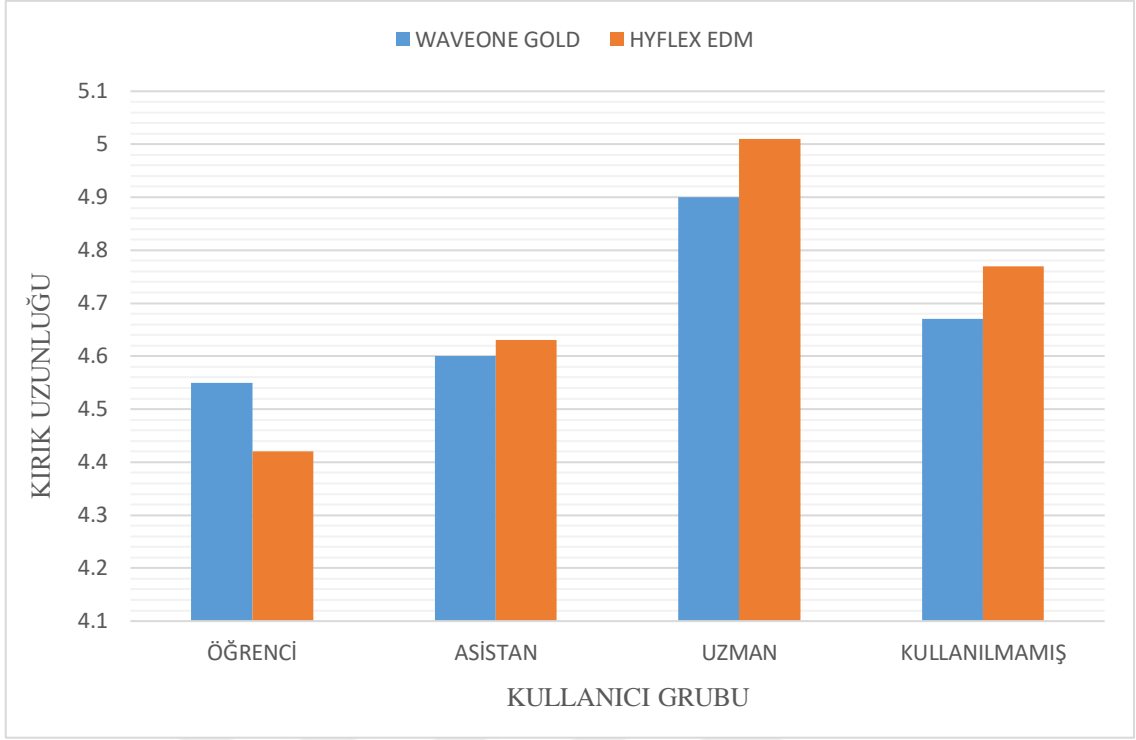


**Şekil 21.** Kullanılan eğelerin operatör grubuna göre kırılana kadar yaptıkları tur sayılarının şematik gösterimi

Kırık segmentlerin ortalama uzunlukları çalışma sırasında kullanılan eğelerin yapay kanal kurvatürü içinde doğru konumlandırılıp konumlandırılmadığını değerlendirmek amacıyla kaydedilmiştir. Tablo 3 de kırık segmentlerin uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri belirtilmiştir. Kırık segmentlerin ortalama uzunlukları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $P > 0,05$ ).

**Tablo 3.** Çalışmada kullanılan NiTi eğelerin kırık uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri milimetre (mm)

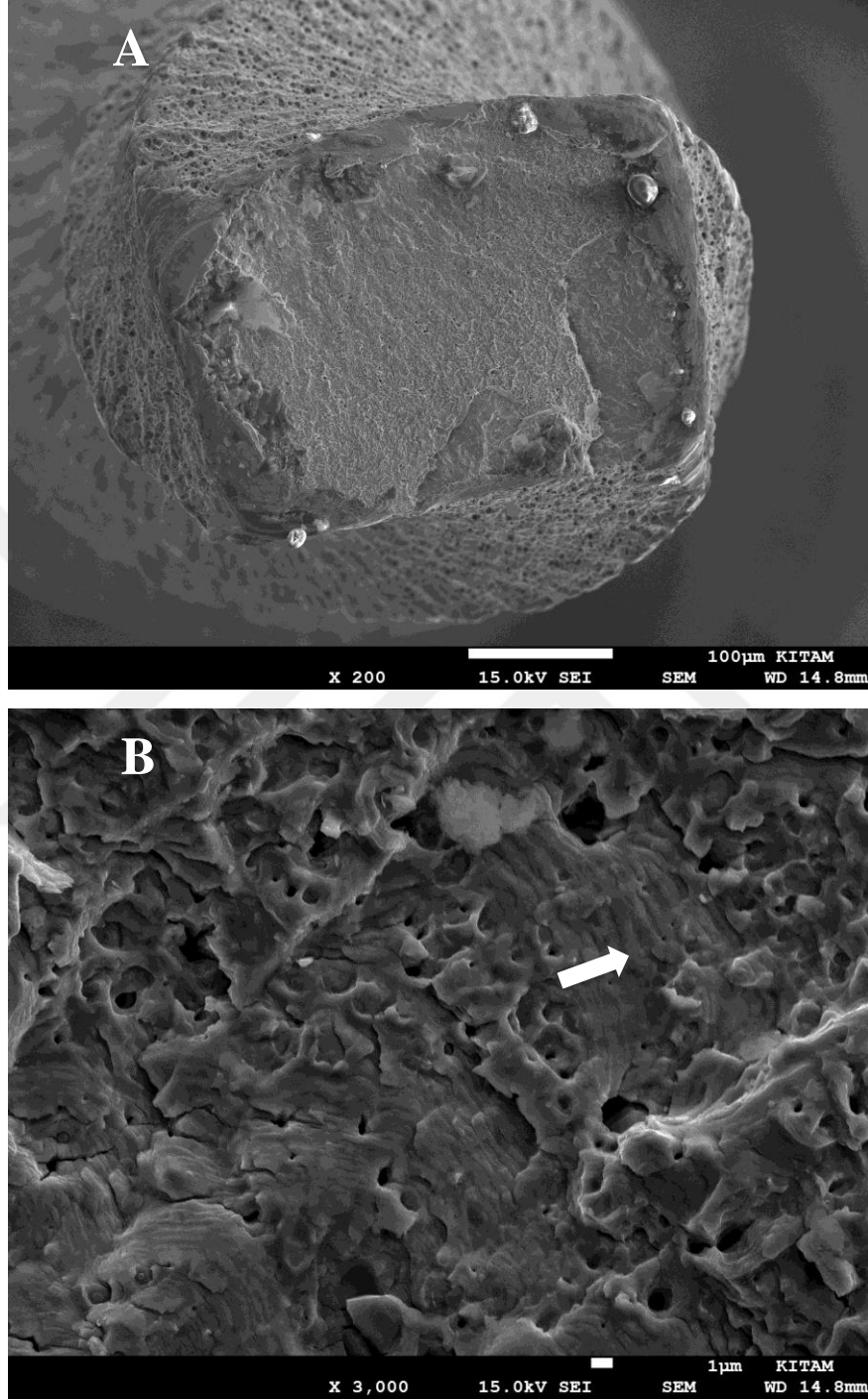
|                 | WOG                                 | HEDM                                | P- değeri |
|-----------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-----------|
|                 | Kırık Uzunlukları ve Standart Sapma | Kırık Uzunlukları ve Standart Sapma |           |
| Öğrenci         | 4,55 ± 1,55                         | 4,42 ± 1,82                         | < 0.05    |
| Asistan         | 4,60 ± 1,16                         | 4,63 ± 1,99                         | < 0.05    |
| Uzman           | 4,90 ± 1,32                         | 5,01 ± 1,73                         | < 0.05    |
| Kullanılmamış   | 4,67 ± 1,52                         | 4,77 ± 1,14                         | < 0.05    |
| <b>P-değeri</b> | > 0.05                              | > 0.05                              |           |



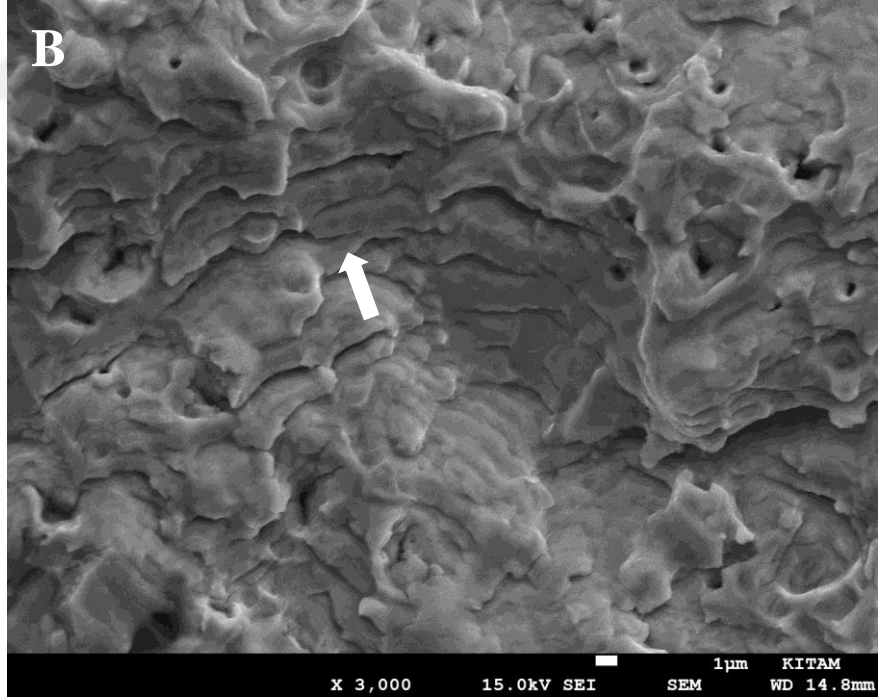
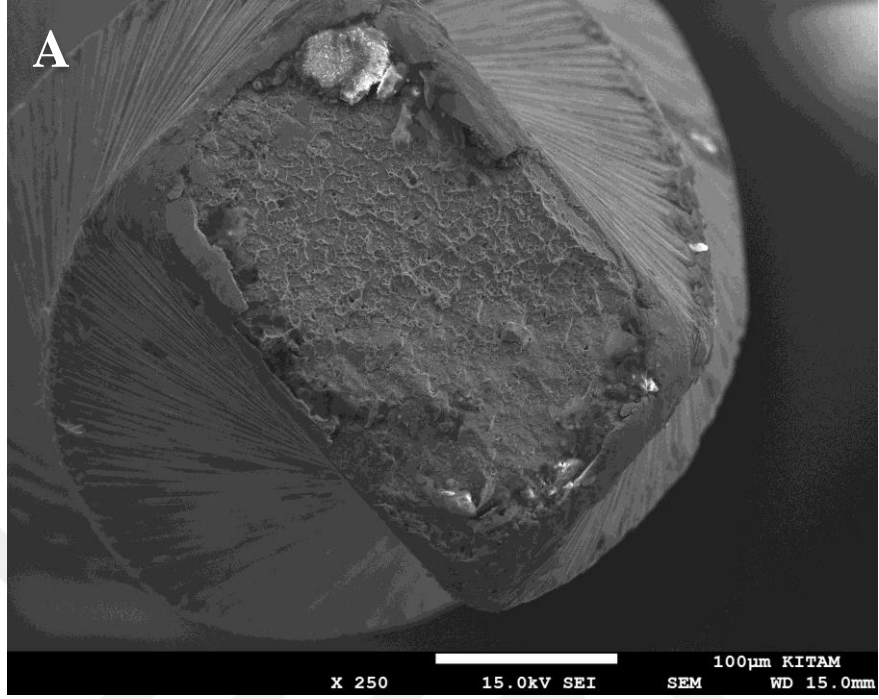
**Şekil 22.**Kırık uzunluklarının milimetre (mm) cinsinden şematik gösterimi

Her kullanıcı grubundan SEM analizi için ayrılan eğerlerden çeşitli büyütmelelerde alınan fotomikrografileerde pürüzlü yüzey, mikro gözenekler ve yorgunluk çizgilerinin görülmesi kırılmaların döngüsel yorgunluğa bağlı olarak geliştiğini göstermektedir. (Şekil 23, 24, 25, 26, 27, 28)

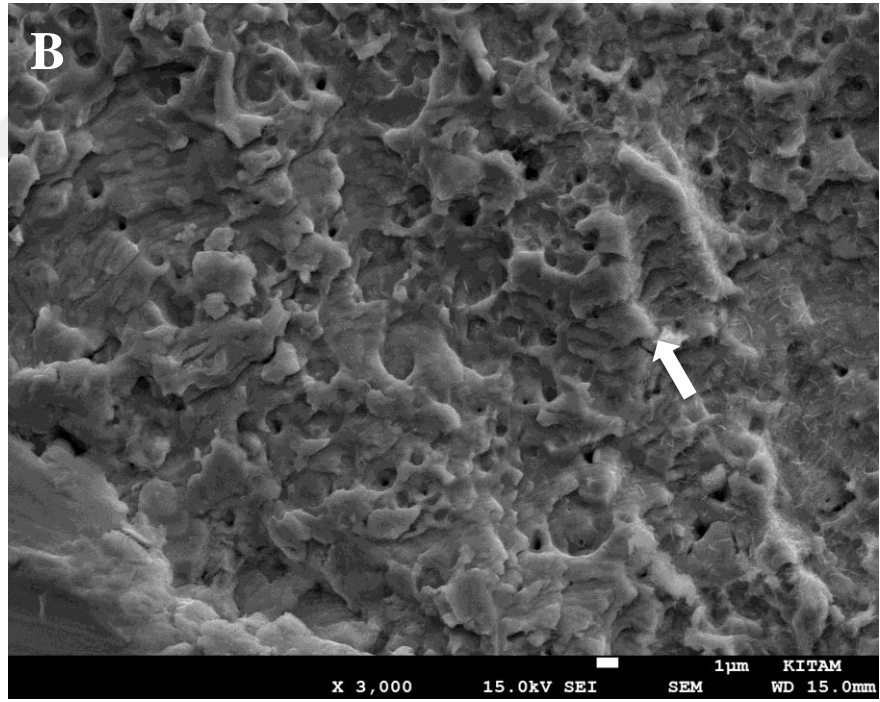
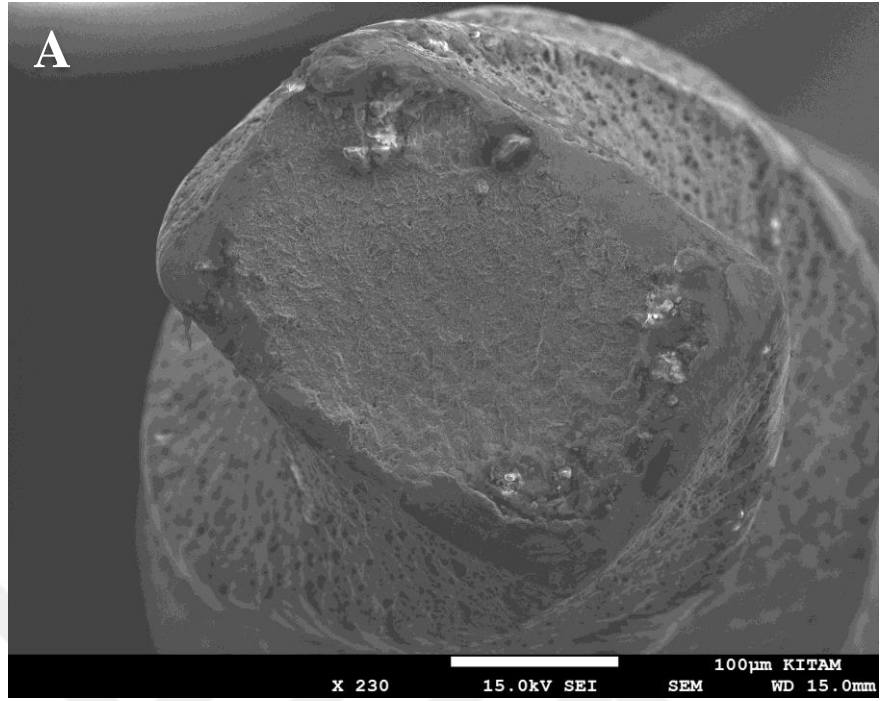




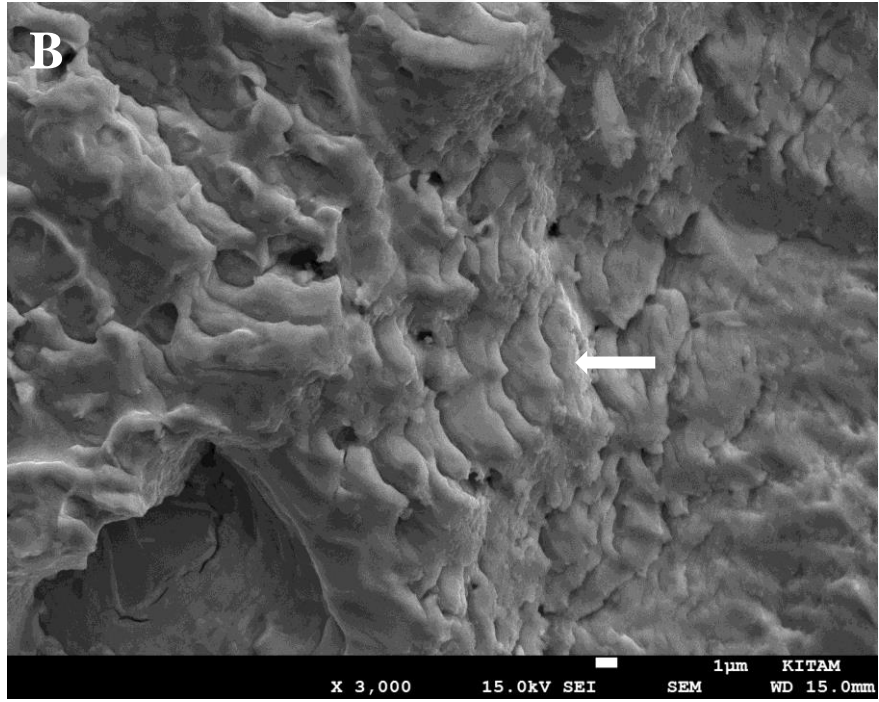
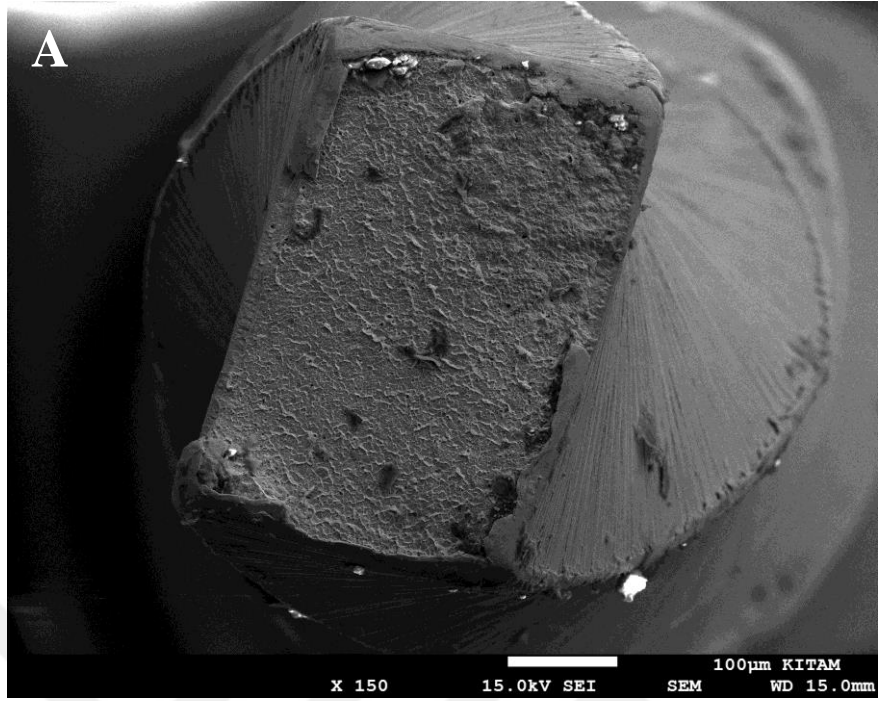
**Şekil 23.**Kullanıcı grubu öğrenci olan Hyflex EDM eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü **A:** Kırık yüzeyinin genel görüntüsü (X200 büyütmede) **B:** Daha yüksek büyütmede yorgunluk çizgileri (ok) gözlenmektedir (X3000)



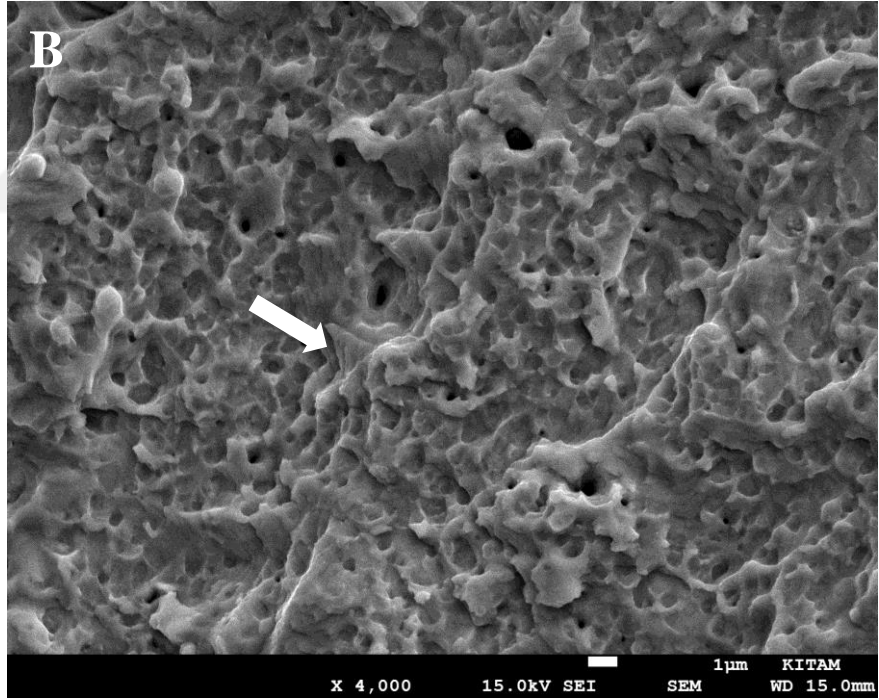
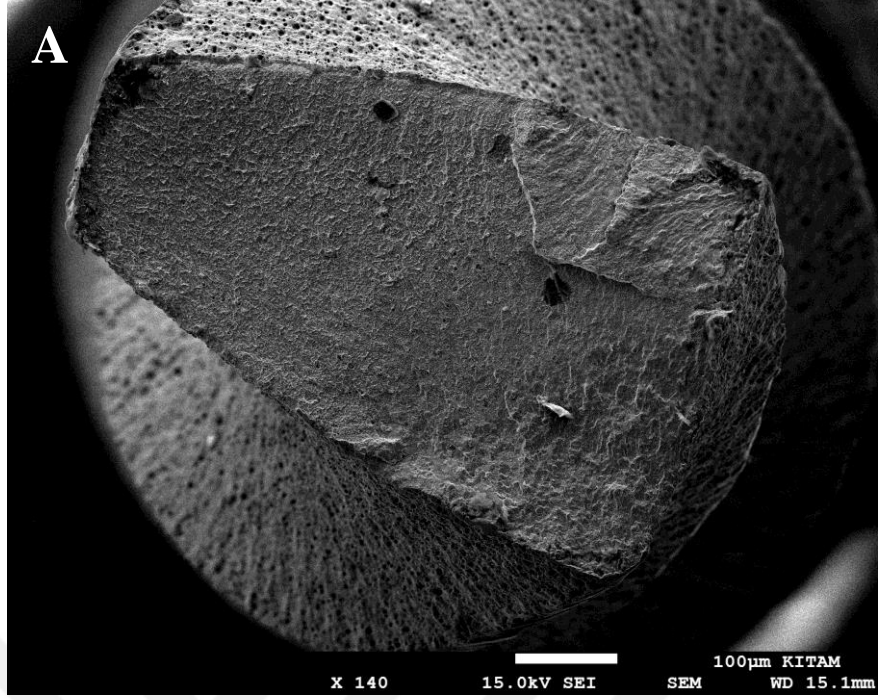
**Şekil 24.** Kullanıcı grubu öğrenci olan WaveOne Gold eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü **A:** Kırık yüzeyinin genel görüntüsü (X250 büyütmede) **B:** Daha yüksek büyütmede yorgunluk çizgileri (ok) gözlenmektedir (X3000)



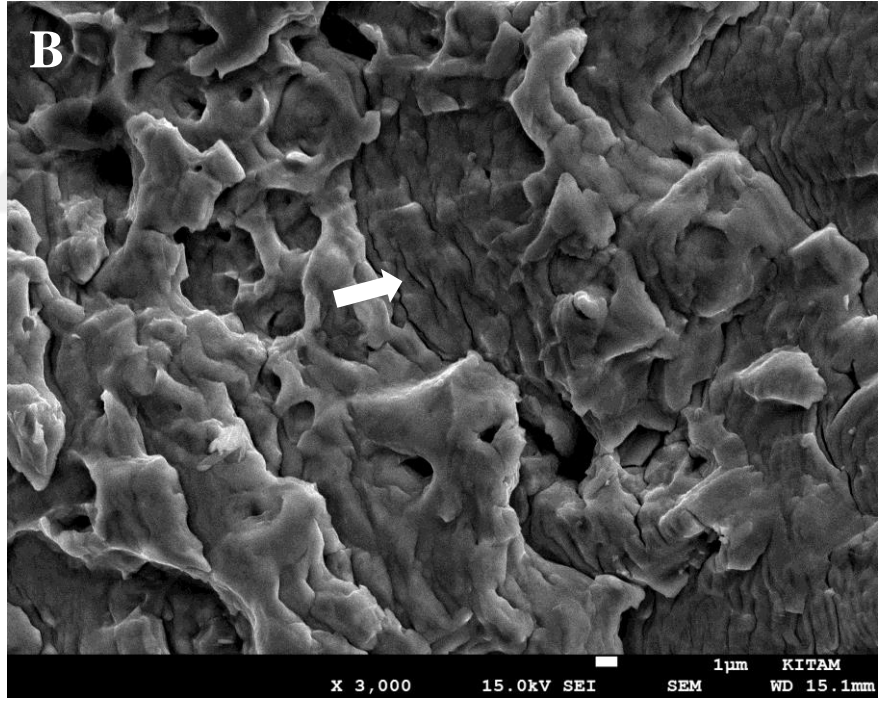
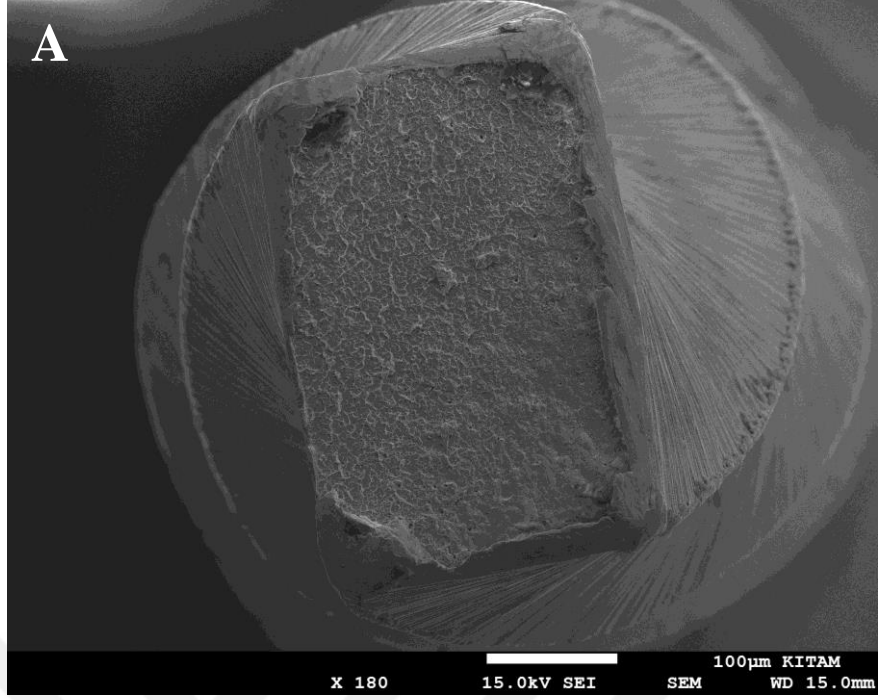
**Şekil 25.**Kullanıcı grubu asistan olan Hyflex EDM eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü **A:** Kırık yüzeyinin genel görüntüsü (X230 büyütmede) **B:** Daha yüksek büyütmede yorgunluk çizgileri (ok) gözlenmektedir (X3000)



**Şekil 26.** Kullanıcı grubu asistan olan WaveOne Gold eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü **A:** Kırık yüzeyinin genel görüntüsü (X150 büyütmede) **B:** Daha yüksek büyütmede yorgunluk çizgileri (ok) gözlenmektedir (X3000)



**Şekil 27.** Kullanıcı grubu uzman olan Hyflex EDM eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü **A:** Kırık yüzeyinin genel görüntüsü (X140 büyütmede) **B:** Daha yüksek büyütmede yorgunluk çizgileri (ok) gözlenmektedir (X4000)



**Şekil 28.** Kullanıcı grubu uzman olan WaveOne Gold eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü **A:** Kırık yüzeyinin genel görüntüsü (X180 büyütmede) **B:** Daha yüksek büyütmede yorgunluk çizgileri (ok) gözlenmektedir (X3000)

## 5. TARTIŞMA

Başarılı bir endodontik tedavi için kök kanal sisteminin temizlenmesi ve şekillendirilmesini içeren bir dizi işlem gerçekleştirilmelidir.<sup>121</sup> Paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha gelişmiş, güçlü ve esnek olan NiTi enstrümanlar diş hekimliğine 1990'ların başlarında sunulmuş ve günümüzde diş hekimleri tarafından yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir. Yıllar içerisinde piyasaya çeşitli NiTi eğe sistemleri sunulmuştur.<sup>121,122</sup>

NiTi eğe sistemlerinin kök kanal tedavilerinin uygulanmasında sağladıkları avantajların yanında oluşturduğu bir takım riskler de bulunmaktadır. NiTi eğelerin kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında kanal içerisinde beklenmedik kırılmaları ciddi bir problemdir ve kök kanal tedavisinin başarısını riske eder. Dönme esnasında NiTi enstrümanların kırıkları ile klinikte iki farklı şekilde karşılaşılır: Burulma ile meydana gelen kırıklar ve döngüsel yorulmaya bağlı kırıklar.<sup>5,116</sup> Döngüsel kırık enstrümanın kanal kurvatürü içerisinde sıkışmadan serbestçe dönmesi esnasında periyodlar halinde oluşan bükme ve çekme gerilimi sonucunda meydana gelen metal yorgunluğuna bağlı gerçekleşen kırılmadır.<sup>116,123</sup>

NiTi eğelerde meydana gelen kırıklar eğenin kullanım sayısına, tasarımına, üretim şekline, çalıştırma hızı ve torkuna, kök kanalının kurvatür açısı ve yarıçapına, preparasyon esnasındaki baskı ve gerilmelere, sterilizasyon tekniğine, hekimin kullanım şekli ve deneyimine bağlı olarak oluşabilmektedir.<sup>18</sup>

### 5.1. Test Gruplarının ve Sisteminin Seçimi

Çalışmamızda akrilik bloklarda bulunan yapay kanalların preparasyonu için farklı deneyim düzeylerine sahip; öğrenci, asistan ve uzman olmak üzere 3 kullanıcı grubu oluşturulmuştur. Daha önce kullanıcı deneyiminin endodontik tedavi üzerindeki etkisini inceleyen bazı çalışmalar gerçekleştirilmiştir.<sup>103,124,125</sup> İlk olarak Mandel ve ark. kullanıcı deneyiminin eğe kırıkları üzerine etkisini araştırmak amacıyla 2 endodontist ve 3 pratisyen diş hekiminden oluşan operatörler ile bir çalışma gerçekleştirmiştir.<sup>103</sup> Başka bir çalışmada, Mesgouez ve ark. kullanıcı deneyiminin NiTi döner eğeler ile gerçekleştirilen preparasyon süresi üzerine etkisini deneyimli ve deneyimsiz olmak üzere 2 farklı kullanıcı grubu ile değerlendirmiştir.<sup>124</sup> Munoz ve ark.<sup>125</sup> ise kullanıcı deneyiminin NiTi döner eğeler ile kanal preparasyonu üzerine etkisini diş hekimliği

öğrencileri ve endodonti asistanları olmak üzere 2 farklı kullanıcı grubu ile incelemiştir. Daha önce; öğrenci, asistan ve uzmandan oluşan 3 farklı deneyim düzeyinin endodontik tedavi üzerine etkisinin bir arada incelendiği bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda bu üç kullanıcı grubunun döner NiTi eğelerin döngüsel yorguluğa bağlı kırılmaları üzerindeki etkisinin araştırılması planlanmıştır.

Çalışmamızda kanalların preparasyonu sırasında şekil, boyut, kurvatur açısı ve kurvatur yarıçapı açısından kullanıcılar arasında standardizasyonunu sağlayabilmek için yapay kanal içeren akrilik bloklar kullanılmıştır. Farklı kullanıcıların deneyim düzeyini karşılaştıran çalışmalarda deneysel koşulların standardizasyonu önemli bir husustur. Çekilmiş diş kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalarda, dişlerin anatomik çeşitliliği nedeniyle standardizasyonu sağlamak oldukça zordur. Doğal dişlerde kök kanal boyu, genişliği, dentin sertliği, düzensiz kalsifikasyonlar yada pulpa taşları, apikal restriksiyonun yeri ve büyüklüğü, kanal eğiminin açısı, yarıçapı ve lokasyonu çeşitlilik göstermektedir. Akrilik rezin bloklar ise dentin sertliği, kanal boyu, kanal genişliği, kanal eğiminin derecesi, lokasyonu ve açısı bakımından standardizasyon sağlamaktadır. Daha önce Weine ve ark. ile Dummer ve ark. akrilik bloklar ile çalışmalar gerçekleştirmiş ve akrilik blokların endodontik preparasyonun ve tekniklerinin analizinde ideal bir test modeli olarak güvenilirliğini göstermişlerdir.<sup>126,127</sup> Şekillendirme etkinliğini inceleyen birçok çalışmada da akrilik bloklar kullanılmaya devam edilmiştir.<sup>128-130</sup>

Daha önce yapılan çalışmalarda endodontik aletlerin döngüsel yorgunluk direnci, çeşitli statik ve dinamik modellerde incelenmiştir. Statik modeller ile gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk deneylerinde, kanal aleti sabit bir çalışma boyunda eğilendirilir ve daha sonra kırılma gerçekleşinceye kadar döndürülür.<sup>2</sup> Dinamik modeller ile gerçekleştirilen deneylerde ise, statik model deneyine ek olarak kanal aleti aksiyal hareketler gerçekleştirmektedir.<sup>106</sup> Li ve ark.<sup>118</sup> statik ve dinamik test modellerinde birçok kanal aletinin in vitro olarak döngüsel yorgunluk direncinin araştırıldığını belirtmişlerdir. Gavini ve ark.<sup>131</sup> test modelinin doğru belirlenmesinin deney düzeneği için önemini araştırdıkları bir çalışmada dinamik modelin statik modele göre bazı kısıtlamalarının olduğunu bildirmişlerdir. Gerçekleştirilen yatay hareketin genliği ve hızı, dinamik test modeli üzerinde standart hale getirilebilir. Ancak bu değişkenler klinik koşullarda tamamen öznedir. Statik model yapay kanal içerisinde



kesin bir yörüngeye izin verir, yatay hareketin kontrolü manuel olarak sağlandığı için tamamen subjektiftir ve sonuçlar klinik uygulama ile tutarlı ve tekrarlanabilir olmaktadır.<sup>132,133</sup> Çalışmamızda eğelerin yapay kanal içerisine doğru bir şekilde ve her seferinde aynı derinlikte konumlandırılabilmesi amaçlandığı için tutarlı ve tekrarlanabilir olması nedeniyle statik model kullanılmıştır.

Döngüsel yorgunluk ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı kanal kurvatür açıları ve yarıçaplarına sahip eğri cam tüp,<sup>60,134</sup> eğri metal tüp,<sup>11,135-138</sup> oluklu bloklar<sup>61,94,139</sup> ve eğik düzlemler<sup>118,140,141</sup> kullanılmıştır.

Anderson ve ark.<sup>134</sup>, alevle ısıttıkları cam tüpleri metal bir silindir yardımıyla bükerek 1,2 mm iç çapa ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip olan kanallar oluşturmuşlardır. Çalışmada, 45° ve 60° olmak üzere iki farklı kurvatür açısına sahip cam tüp kullanılmıştır. Cam tüplerle gerçekleştirilen başka bir çalışmada kurvatür yarıçapı 5 mm, kurvatür açısı 45° olarak tasarlanmıştır. Tüpün kanal iç çapı belirtilmezken, kurvatür maksimum noktasının 3 mm ve 7 mm arasında olduğu bildirilmiştir.<sup>60</sup>

Pruett ve ark., 18 gauge (G) paslanmaz çelik iğneleri kullanarak 0.83 mm iç çapa sahip metal tüp yapısında yapay kanallar tasarlamışlardır. Maksimum kurvatür noktası 7 mm olan bu tasarımda 35°, 45° ve 90° kurvatür açısı ile 2 ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip çeşitli eğri metal tüpler oluşturulmuştur.<sup>11</sup> De Melo ve ark.<sup>136</sup> yaptıkları bir çalışmada 40 mm uzunluğunda ve 1,6 mm iç çapa sahip paslanmaz çelik iğneler kullanarak 45° kurvatür açısı, 5 mm kurvatür yarıçapı olan yapay kanallar tasarlamışlardır. Yao ve ark.<sup>137</sup> ise iç çapı 2 mm olan paslanmaz çelik iğnelere 5 mm kurvatür yarıçapı ve 60° kurvatür açısına sahip yapay kanal içeren eğri metal tüpler geliştirmişlerdir.

Ancak bu deneysel tasarımın büyük bir dezavantajı bulunmaktadır. Aynı metal tüp çeşitli ebatlardaki aletleri test etmek için kullanıldığından, küçük ve yapay kanala daha gevşek oturan bir alet, büyük ebatlı alete göre eğrilik yarıçapı daha fazla olacağı için daha az gerilir. Gerilme genliği, metalin düşük devirli yorgunluğunu düzenleyen bir faktör olduğundan, döner aletlerin yorulma ömrünü, metal borunun eğrilik yarıçapının bir fonksiyonu olarak rapor eder.<sup>109,110,142</sup> Bu nedenle, özellikle kanala gevşek oturan küçük boyutlu aletlerin, büyük boyutlu aletlerden daha fazla yorgunluk direnci

göstermesi muhtemeldir.<sup>95,143</sup> Bu etki, dişhekimliği literatüründe bu yöntem kullanılarak bildirilen tüm raporlarda göz ardı edilmiştir.<sup>87</sup>

Bazı çalışmalar, yivli bir içbükey paslanmaz çelik blok ve dışbükey paslanmaz çelik silindirin bir araya sabitlenmesiyle oluşan yapay bir kanal kullanmıştır.<sup>61,62,144</sup> İçbükey blok, kanal aletlerini yönlendirmek için farklı kurvatür yarıçapları ve açılara sahip V formunda bir çentik içermektedir. Larsen ve ark.<sup>70</sup>, yaptıkları çalışmada kanal aletlerini 1,5 mm iç genişlik çapına, 3 mm'lik kurvatür yarıçapı ve 60°'lik kurvatür açısına sahip yapay kanal içeren metal bir blokta test etmişlerdir. Ancak bu test düzeneğinde metal blokta bulunan yivli silindirik kanalın, aleti kesin bir yörüngede sınırlayamadığı ve aletleri her seferinde aynı derinlikte yerleştirmenin zor olabileceği belirtilmiştir.<sup>87</sup>

Li ve ark. eğimli bir karbon-çelik blok kullanmış ve Pruett ve arkadaşlarının yaptığı gibi kurvatür yarıçapını dikkate almadan Schneider metodu ile yalnızca kurvatür açısını hesaplamıştır. 37°, 40.5°, 45° ve 48° olmak üzere dört farklı kurvatür açısı kullanmışlardır.<sup>11,84,118,144</sup> Kitchens ve ark.<sup>140</sup> yaptığı çalışmada, test sırasında aleti sabit bir düzlemde tutmak için cilalı paslanmaz çelik bloğun yüzeyine 2 mm genişliğinde bir oluk açılmıştır. Schneider metodu ile ölçüm yaparak 25°, 28° ve 33.5° olmak üzere üç farklı kurvatür açısı kullanılmışlardır.<sup>140</sup> Ancak aletin yorulma ömrü ile eğik düzlemin açısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır.<sup>2</sup>

Çalışmamızda akrilik blokların preparasyonunda kullanılan eğelere uygulanacak döngüsel yorgunluk testlerinde aletleri kesin bir yörüngede sınırlayabildiği ve eğelerin her seferinde aynı derinliğe yerleştirilmesine imkan sağlayabildiğinden dolayı paslanmaz çelik bloklar içerisinde oluşturulan yapay kanallar kullanılmıştır. Yapay kanalların tasarımı sırasında Pruett ve ark. tarafından yapılan çalışmanın kriterleri göz önüne alınarak kurvatür yarıçapı ve açısı oluşturulmuştur.<sup>11</sup> Buna göre yapay kanalın kurvatür açısı 60° kurvatür yarıçapı ise 5 mm olarak belirlenmiştir. Test düzeneğinin üzeri şeffaf bir cam ile kapatılarak hem eğe sabit bir yörüngede tutulmuş hem de eğenin kırılma anı net bir şekilde gözlenebilmiştir.

İlk olarak Cunningham ve Balekjian, 1980 yılında gerçekleştirdikleri in vivo çalışmaya göre kanal içi sıcaklığın dışın büyüklüğüne, konumuna ve ortam sıcaklığına bağlı olarak 31° ile 33.5° C arasında değişen sıcaklık değerlerinde olduğunu bildirilmiştir. Bununla birlikte, Cunningham ve Balekjian tarafından elde edilen

bulguların detayları ve kullanılan kesin yöntemler makalelerinde açıklanmamıştır.<sup>145</sup> De Hepmtinne ve ark.<sup>146</sup> ise 2015 yılında kanal içi sıcaklıklarla ilgili güncel bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. İn vivo olarak gerçekleştirilen bu çalışmaya göre kanal içi sıcaklığın  $35.0^{\circ} \pm 1.0^{\circ} \text{C}$  olduğu bildirilmiştir. Literatürde sadece bu iki çalışma in vivo olarak intrakanal sıcaklıkları incelemiştir ve bu çalışmalarda, kanal preparasyonu sırasındaki kanal içi sıcaklığı dikkate almamıştır. Bu çalışmaların her ikisi de endodontik tedavi sırasında ki irrigasyon ile ilgilidir ve mekanik kök kanal preparasyonunu göz ardı etmişlerdir.<sup>147</sup> Daha yeni alaşımların, önceki döner alet nesillerinde kullanılan geleneksel östenitik malzemelerinkinden çok daha yüksek dönüşüm sıcaklıklarına sahip olduğuna ve aslında vücut sıcaklığına yakın değerlerde dönüştürülebileceğine inanılmaktadır.<sup>76,148</sup> Plotino ve ark.<sup>149</sup> yaptıkları çalışmada Protaper Univesal (PTU) ve Protaper Gold (PTG) kanal aletlerinin oda sıcaklığı ve kanal içi sıcaklık altındaki döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Buna göre PTU eğelerin kanal içi sıcaklıkta oda sıcaklığına göre daha düşük yorgunluk direnci gösterdiğini, Gold alaşıma sahip olan PTG eğelerinin ise dönüşüm sıcaklığının kanal içi sıcaklıktan daha yüksek olması dolayısıyla bu sıcaklık değişiminden etkilenmediğini bildirmişlerdir.<sup>149</sup> De Vasconcelos ve ark.<sup>147</sup> dört farklı ege sisteminin döngüsel yorgunluk direncini oda sıcaklığı ve  $37^{\circ} \text{C}$  olan vücut sıcaklığında karşılaştırmışlardır. Buna göre tüm deney gruplarının  $37^{\circ} \text{C}$ 'de yorgunluk direncinde belirgin bir düşüş gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda da bu bilgiler göz önünde bulundurularak kanal içi ortamı daha iyi taklit edebilmek ve bu ortama uygun sonuçlar elde edebilmek için vücut sıcaklığı olan  $37^{\circ} \text{C}$  altında döngüsel yorgunluk deneyleri gerçekleştirilmiştir.

## **5.2. Çalışma Verilerinin Karşılaştırılması**

Çalışmamızın sonuçlarına göre döngüsel yorgunluk direnci en yüksek olan grup herhangi bir kanal preparasyonunda kullanılmadan döngüsel yorgunluk testi uyguladığımız kontrol grubu bulunmuştur. Kullanıcı grupları arasında WaveOne Gold eğelerle gerçekleştirilen deneyde en yüksek değer uzman grubunda, Hyflex EDM eğelerle gerçekleştirilen deneyde ise asistan grubunda görülsede kullanıcı grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Hyflex EDM NiTi döner eğeler, WaveOne Gold NiTi döner eğelere göre tüm gruplarda daha yüksek yorgunluk direnci göstermişlerdir.

Knowles ve ark.<sup>150</sup> , 24 aylık aralıklarla prelinik öğrencileri tarafından tedavi edilen 3.543 kanalı değerlendirmişlerdir. İncelenen kanallarda meydana gelen eğe kırılmaları Lightspeed kanal eğeleri için % 1.3 idi. Hanni ve ark.<sup>151</sup> , 40 prelinik öğrencisi tarafından kanal tedavisi uygulanan 87 vakayı incelediklerinde, hiçbir eğe kırılması meydana gelmediğini bildirmişlerdir. Ancak bu çalışmada eğelerin kullanım sayıları belirtilmemiştir.<sup>151</sup> Bu öğrencilerin yoğun bir prelinik eğitim aldıklarını ve aletleri klinik olumsuz etkileri olmadan kırma olanağına sahip olduklarını vurgulamak önemlidir.<sup>152</sup> Shen ve ark.<sup>153</sup> , lisans öğrencileri tarafından gerçekleştirilen kök kanal tedavilerini inceledikleri çalışmaların ilkinde ProFile Vortex eğelerin kırılma oranını % 0.3 olarak bildirmişlerdir. Bir sonraki çalışmada, 2,203 Profile Vortex eğesi arasından yalnızca 1 eğe de (% 0,05) kırılma meydana geldiğini belirtmişlerdir. Son zamanlarda yapılan bir çalışma da 3. ve 4. sınıf lisans öğrencileri tarafından gerçekleştirilen vakalarda NiTi rotary ve resiprokal döner eğeler için alet kırılması meydana gelmediğini göstermiştir. Bu çalışmaya dahil edilen 715 vakanın Amerikan Endodontistler Birliği vaka seçme kılavuzlarına uygun olduğu; dişlerin primer endodontik tedavisi olduğu ve karmaşık anatomiler göstermediği belirtilmiştir.<sup>154</sup>

Iqbal ve ark.<sup>155</sup> , 4.685 vakada uzmanlık öğrencileri tarafından 4 yıllık sürede tedavi edilen 10,237 kanalı değerlendirilmişlerdir. Farklı NiTi döner eğe sistemlerinin kullanıldığı bu süreçte (Light Speed, ProTaper, ProFile, GT Taper ve K3); genel alet kırılma oranlarının diş seviyesinde % 1.68, kök düzeyinde ise % 0.67 olduğunu bildirmişlerdir. Shen ve ark.<sup>156</sup> , WaveOne resiprokal NiTi döner eğelerin uzmanlık öğrencileri tarafından kullanılması sırasında meydana gelen eğe kırılmalarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmaya göre, WaveOne eğelerin kök kanal preparasyonu sırasında tek sefer kullanımını sonrası yapılan değerlendirme de endodonti kliniklerinden ilkinde 85 vakadan 1'inde (% 1,17), ikincisinde 90 vakadan 1'inde (% 1,11) eğe kırılması meydana geldiğini, üç endodonti kliniğinde ise eğe kırılması meydana gelmediğini bildirmişlerdir.

Bazı çalışmalar ise endodonti uzmanları tarafından klinik kullanımdan sonra eğelerin kırılma oranını değerlendirmişlerdir. Sattapan ve ark.<sup>42</sup> , 6 aylık bir süre zarfında toplanan Quantec NiTi döner eğelerini incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre uzmanlar tarafından kullanılan bu eğelerde meydana gelen kırılma oranının % 21 olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, yazarlar eğe dizisinin tam olarak

kullanıldığını ya da her eğenin kullanım sayısını belirtmemişlerdir. Bu çalışmanın önemli bir yönü, eğelerin kesim etkinliğinde klinik olarak azalma gözlemlendiğinde veya deformasyon belirtileri tespit edildiğinde atılmasıdır.<sup>42</sup> Döner NiTi eğelerin kırılma oranını değerlendiren diğer çalışmalar, giriş yolu oluşturulduktan sonra Mtwo döner ege sistemi için % 1.98, Light Speed eğeleri için % 3.7, ProTaper Universal eğeleri için % 2.4, Twisted Files Adaptive için % 0,83 gibi daha iyi oranda kırılma sonuçları bildirmişlerdir.<sup>157-160</sup>

Aynı şekilde, endodonti uzmanları tarafından kullanılan resiprokal aletlerle yapılan son üç çalışma benzer sonuçlar göstermiştir.<sup>156,161,162</sup> Bu yeni çalışmalarda değerlendirilen resiprokal hareketler ile çalışan hem WaveOne hem de Reciproc kanal eğeleri için alet kırılma oranları düşük olarak bildirilmiştir. Geçmişte koronal genişletme ya da giriş yolu oluşturulması işlemlerinin yapılması ege kırılmalarını önlemek için tavsiye edilirken, resiprokal ege sistemleri böyle adımlar gerektirmemektedir.<sup>152,163</sup> Bu, preparasyon süresini ve ege kırılma riskini azalttığından dolayı, klinisyenler için önemli bir avantaj olarak düşünülebilir.<sup>152</sup>

Klinik kullanım üzerine yapılan bu çalışmalar lisans ve lisansüstü öğrenciler arasında ege kırılmaları insidansı olarak endodonti uzmanları ile ilgili yapılan çalışmalara benzer sonuçlar göstermektedir. Coelho ve ark., bu sonuçların benimsenen vaka seçiminden (genellikle komplike olmayan vakaların birincil tedavileri), prosedürler sırasında endodonti uzmanı öğretim üyelerinin yardımından ve yoğun prelinik eğitimden kaynaklanıyor olabileceğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, son birkaç yılda ege kırılmaları insidansının düştüğüne dikkat çekmişlerdir. Alet yüzeyinin daha iyi işlenmesi, yeni termomekanik ve kinematik işlemler, vaka seçimi bu sonuçların elde edilmesine katkıda bulunmuş olabilir.<sup>152</sup>

Daha önce gerçekleştirilen bu çalışmalar ışığında varılan çıkarımlar çalışmamızın sonuçlarına göre farklı deneyim düzeyine sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemesini desteklemektedir. Çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla yapay kanal içeren akrilik bloklar kullanılarak anatomik varyasyonlardan kaynaklı oluşabilecek zorluklar elimine edilmiştir. Ayrıca günümüzde klinik kullanımda daha çok tercih edilen yeni nesil ısıl işlem görmüş ege sistemleri tercih edilerek döngüsel yorgunluğa daha dayanıklı eğeler kullanılmıştır. Coelho ve ark.<sup>152</sup>'nin belirttiği gibi bu faktörlerin gruplar arasındaki deneyim

farklılıklarının etkisini minimuma indirdiğini düşünmekteyiz. Endodontik kanal aletlerinin termomekanik ve kinematik özelliklerinin her geçen gün daha da gelişmesi ile eğe kırılmaları üzerinde ki deneyim etkisinin giderek azaldığı sonucuna varılabilir.

Mandel ve ark.<sup>103</sup> 2 endodontist ve 3 pratisyen diş hekiminden oluşturdukları kullanıcı grubu ile operatör deneyiminin eğe kırılmaları üzerine etkisini incelemişlerdir. Mandel ve ark. bu çalışmada Profile NiTi döner eğe sistemini kullanmışlardır. Çalışmada kanal preparasyonu için toplamda 125 akrilik blok kullanılmış ve 125 numune, her biri 25 akrilik bloktan oluşan A, B, C, D ve E olmak üzere beş gruba bölünmüştür. Her grup farklı bir operatör tarafından desteklenmiş ve operatörler iki endodontist ve üç pratisyen diş hekimi içermektedir. Bu 25 bloktan ilk 13 bloğun preparasyonunu “öğrenme dönemi” kalan 12 bloğun preparasyonunu ise “uygulama dönemi” olarak belirlemişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre “öğrenme dönemi” boyunca pratisyen dişhekimlerine göre daha deneyimli olan endodontistlerde alet kırılmalarının daha az görüldüğünü belirtmişlerdir. “Uygulama süresi” boyunca ise, tekniği daha az verimli kullanan C (pratisyen dişhekim) operatörü hariç, tüm operatörlerin benzer sonuçlar gösterdiklerini bildirmişlerdir. Mandel ve ark.<sup>103</sup> göre elde edilen sonuçlar, yeni tekniğe hakim olma zorunluluğu ile öğrenme ve deneyim yoluyla operatör yeterliliğini arttırmanın önemini göstermektedir.

Munoz ve ark.<sup>125</sup> diş hekimliği öğrencileri ve endodonti asistanlarının NiTi döner eğeler ile kanal preparasyonu deneyimini karşılaştırdıkları bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Buna göre kanal preparasyonu sırasında öğrenciler arasında, endodonti asistanlarına göre 2 kat daha fazla alet kırılması meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu verinin kullanıcı deneyimiyle ilgili olabileceğini belirtmişlerdir.

Yared ve ark.<sup>6</sup> dönme hızı, tork değeri ve operatör deneyiminin Greater Taper (GT) döner NiTi eğelerin deformasyon ve kırılmaları üzerine etkisini araştıran bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmaya katılan üç operatör arasında alet kırılmaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen, sonuçlara göre deneyimsiz operatör grubunda daha fazla eğe kırılması meydana geldiğini bildirmişlerdir. Yared ve ark. bu sonucu deneyimsiz operatörün muhtemel olarak GT döner aletleri üzerine aşırı apikal baskı uygulamasına ve / veya eğleri kanalda çok uzun süre kullanmasına bağlamışlardır. Kullanıcılar arasında istatistiksel olarak fark

bulunmamasının ise preparasyon tekniklerine uyulmasıyla birlikte prelinik eğitim ve deneyimin önemini gösterdiğini bildirmişlerdir.

Mesgouez ve ark.<sup>124</sup> yaptıkları çalışmada operatör deneyiminin döner NiTi eğeler ile gerçekleştirilen kanal preparasyonunun süresi üzerine etkisini araştırmışlardır. 2 deneyimli ve 2 deneyimsiz olmak üzere 4 operatör ile gerçekleştirilen bu çalışmanın sonuçlarına göre deneyimli operatörlerin daha kısa sürede preparasyon gerçekleştirdiklerini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda da, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmasada kullanıcı grupları arasında WaveOne Gold eğelerde en yüksek döngü sayısı diğer çalışmalara uygun olarak en deneyimli grup olan uzman grubunda, en az döngü sayısı ise en az deneyimli grup olan klinik uygulama öğrencileri grubunda görülmüştür. İstatistiksel olarak anlamlı fark görülmemesini ise tüm gruplarda üretici firmaların talimatlarına uygun olarak ve aynı standartlarda preparasyon gerçekleştirilmesine bağlayabiliriz.

Pedulla ve ark.<sup>164</sup> rotasyon ve resiprokal hareketler ile çalışan glide path eğelerinin kesme verimliliğini değerlendirdikleri çalışmada Hyflex EDM glide path eğelerin kesme verimliliğinin WaveOne Gold glide path eğelere göre daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda Hyflex EDM grubu eğelerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasada kullanıcı grupları arasında en düşük verilerin uzman grubunda görülmesini Hyflex EDM eğelerin kesme verimliliğinin düşük olması, dolayısıyla en deneyimli grup olan uzmanların daha hızlı preparasyon gerçekleştirmek isterken eğeleri daha fazla yorgunluğa maruz bırakmalarına bağlayabiliriz.

Çalışmamızda uzman kullanıcı grubu diğer kullanıcı gruplarına göre resiprokal hareket ile çalışan WaveOne Gold eğelerde daha başarılı sonuçlar gösterirken, sürekli rotasyonel hareket ile çalışan Hyflex EDM eğelerde ise diğer gruplara göre daha kötü sonuçlar göstermişlerdir. Daha önce endodonti uzmanları tarafından kullanılan resiprokal aletlerle yapılan son üç çalışmada da bunu destekler şekilde düşük oranda eğe kırılmaları görülmüştür.<sup>156,161,162</sup> Bu sonuçların endodonti uzmanlarının diğer kullanıcı gruplarına göre resiprokal hareket ile çalışan kanal aletlerinin kullanımında daha tecrübeli olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Daha önce yapılan çalışmalara göre klinik kullanımın, NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk direnci üzerinde olumsuz etkisi vardır. Gambarini<sup>94</sup>, 10 kez klinik kullanımdan sonra ProFile eğeleri için kırılma direncinde önemli bir azalma olduğunu

bildirmiştir. Ayrıca, Plotino ve ark. Mtwo döner eğelerin molar dişlerde 10 kez kullanılmasını önermişler ancak döngüsel yorgunluk direncinde bir düşüş olduğunu da belirtmişlerdir.<sup>114</sup> Aydın ve ark.<sup>165</sup> , RaCe döner eğelerin klinik kullanımından sonra yorulma ömründe %18 ila %51 arasında bir azalma olduğunu bildirmişlerdir. Fife ve ark.<sup>139</sup> PTU döner eğelerinin uzun süre tekrar kullanılmasının, cihazların kırılma direncini olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Ounsi ve ark.<sup>166</sup> , PTU döner eğelerin yorulma direncinin, iki klinik uygulama sonrasında önemli ölçüde azaldığını bildirmiştir. NiTi döner eğelerin kullanım sayısını araştıran çalışmalar arasındaki farklar, her çalışmada test edilen NiTi eğelerin farklı markalar olması nedeniyle olabilir. Yaptığımız çalışmaya göre, diğer çalışmalarını destekler nitelikte her iki eğe türünde de önceden kanal preparasyonu yapılmamış kontrol grubunda diğer gruplara göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gözlenmiştir.

Gündoğar ve Özyürek<sup>167</sup>; Reciproc Blue, OneShape, Hyflex EDM ve WaveOne Gold NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluklarını karşılaştırmış ve elde ettikleri sonuçlara göre Hyflex EDM eğelerin diğer tüm eğe sistemlerine göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada yapay kanal olarak 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal kullanılmıştır.<sup>167</sup> Özyürek ve ark.<sup>168</sup> ise WaveOne Gold, Hyflex EDM, Reciproc Blue ve 2Shape NiTi döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada 45° ve 90° olmak üzere iki farklı kurvatür açısı kullanılmıştır. 45° kurvatür açısı ile gerçekleştirilen deney sonuçlarına göre Hyflex EDM, WaveOne Gold'a göre daha fazla döngüsel yorgunluk direnci gösterirken, 90° kurvatür açısı ile gerçekleştirilen deneyde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.<sup>168</sup>

Termomekanik işlemler sık sık NiTi alaşımların transformasyon özelliklerini ve mikro yapılarını geliştirerek döngüsel yorgunluğa direnci arttırmak amacıyla uygulanmaktadır.<sup>169</sup> Çalışmamızda da diğer çalışmalarını destekler nitelikte, elektriksel boşaltma yöntemi ile üretilen Hyflex EDM eğe sistemi daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir.

Üretim sırasında uygulanan termomekanik işlemlerin dışında döngüsel yorgunluğa etki eden başka faktörler de bulunmaktadır. Bazı çalışmalar resiprokasyon hareketi ile sürekli rotasyon hareketini karşılaştırmış ve resiprokasyon hareketinin



döngüsel yorgunluk direncini pozitif yönde etkilediğini bildirmişlerdir.<sup>43,47</sup> Ancak bizim çalışmamıza göre sürekli rotasyon hareketiyle çalışan Hyflex EDM eğesi, resiprokasyon hareketi ile çalışan WaveOne Gold eğelerine göre döngüsel yorgunluk direnci konusunda daha üstün bulunmuştur. Bizim çalışmamıza benzer şekilde daha önce yapılan bir çalışmada Hyflex EDM eğesi, resiprokasyon hareketi ile çalışan Resiproc ve WaveOne eğelerinden daha üstün döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir.<sup>53</sup>

Yaptığımız çalışmada eğe kırılmaları yaklaşık olarak eğelerin apikal uç bölgesinin 5 mm' lik kısmında gerçekleşmiştir. Bu sonuç eğe kırılmalarının eğenin maksimum fleksiyona maruz kaldığı bölge olan kurvatür merkezinde meydana geldiğini göstermektedir. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar daha önce gerçekleştirilen çalışmalara uygun bulunmuştur.<sup>170,171</sup>

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekilde özetlenebilir:

- ❖ Bu çalışmada 3 farklı deneyim düzeyine sahip kullanıcı grupları arasında döngüsel yorgunluk direnci üzerine etki olarak istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir.
- ❖ Üretici firmaların talimatlarına ve kök kanal tedavisi prosedürlerine uyarak kanal preparasyonu gerçekleştirilmesi eğe kırılmaları üzerindeki deneyim etkisini minimuma düşürmektedir.
- ❖ Kök kanal preparasyonu sonrası NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk direncinde azalma meydana gelmektedir.
- ❖ Eğelerin üretildiği alaşımın fiziksel özellikleri, üretim aşamasında uygulanan işlemler ve tasarım farklılıkları döngüsel yorgunluk direncini etkilemektedir.
- ❖ Eğelerin kırık yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde yorgunluk ve kırık başlangıç çizgileri, pürüzlü yüzey ve mikro gözenekler izlenmesi, eğelerin döngüsel yorgunluğa bağlı olarak kırıldıklarını ispatlamıştır.
- ❖ Yeni üretilen NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunlukları, kanal genişletme yetenekleri ve diğer özellikleri ile ilgili birçok çalışma yapılmakta olup, kullanıcıların bunlar üzerine etkisini araştıran çalışma sayısı çok azdır. Kullanıcı deneyiminin NiTi döner eğeler üzerine etkilerinin değerlendirileceği daha fazla sayıda in vitro ve klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

## KAYNAKLAR

1. Carrotte P. Endodontics: Part 7. Preparing the root canal. *Br Dent J.* 2004; 197(10): 603-613.
2. Cheung G.S., Darvell B.W. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *Int Endod J.* 2007; 40(8): 612-618.
3. Gutmann J., Lovdahl P. Problem-solving clinical techniques in enlarging and shaping the root canal. In: Dolan J., eds. *Problem Solving in Endodontics.* 5th Edition. Saint Louis: Elsevier Mosby; 2011. p 195-208.
4. Peters O.A., Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int.* 2010; 41(6): 479-488.
5. Walia H.M., Brantley W.A., Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 14(7): 346-351.
6. Yared G.M., Dagher F.E., Machtou P., Kulkarni G.K. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J.* 2002; 35(1): 7-12.
7. Hulsmann M., Schade M., Schafers F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J.* 2001; 34(7): 538-546.
8. Plotino G., Grande N.M., Cordaro M., Testarelli L., Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35(11): 1469-1476.
9. Wei X., Ling J., Jiang J., Huang X., Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007; 33(3): 276-279.
10. Pedulla E., Lo Savio F., Boninelli S., Plotino G., Grande N.M., Rapisarda E., La Rosa G. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments. *Int Endod J.* 2015; 48(11): 1043-1050.
11. Pruett J.P., Clement D.J., Carnes D.L., Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997; 23(2): 77-85.
12. Waplington M., McRobert A.S. Shaping the root canal system. *Br Dent J.* 2014; 216(6): 293-297.
13. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974; 18(2): 269-296.
14. Siqueira J.F., Jr., Rocas I.N., Alves F.R., Silva M.G. Bacteria in the apical root canal of teeth with primary apical periodontitis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 107(5): 721-726.
15. Sakamoto M., Siqueira J.F., Jr., Rocas I.N., Benno Y. Molecular analysis of the root canal microbiota associated with endodontic treatment failures. *Oral Microbiol Immunol.* 2008; 23(4): 275-281.
16. West J. Endodontic failures marked by lack of three-dimensional seal. *The Endodontic Report.* 1987: 9-12.

17. Grossman L.I. Endodontics 1776–1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Ass.* 1976; 93(1): 78-87.
18. Hülsmann M., Peters O.A., Dummer P.M. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics.* 2005; 10(1): 30-76.
19. Weine F.S. *Endodontic therapy.* 6th ed. St Louis: CV Mosby; 2003.
20. Tepel J., Schäfer E., Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod.* 1997; 23(3): 141-145.
21. Carrotte P. Endodontics: Part 5 Basic instruments and materials for root canal treatment. *Br Dent J.* 2004; 197(8): 455-464.
22. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dent Traumatol.* 1997; 13(2): 51-64.
23. Lyon K.F. Endodontic instruments for root canal therapy. *Clin Tech Small Anim Pract.* 2001; 16(3): 139-150.
24. Tronstad L. *Clinical endodontics: a textbook.* Stuttgart: Thieme; 2009.
25. Hoppe W., Schäfer E., Tepel J. Instrumentarium und Konzept für die manuelle Wurzelkanalaufbereitung. *Zahnärztl Welt.* 1993; 102(1): 764.
26. Machian G.R., Peters D.D., Lorton L. The comparative efficiency of four types of endodontic instruments. *J Endod.* 1982; 8(9): 398-402.
27. Yguel-Henry S., Vannesson H., Von Stebut J. High precision, simulated cutting efficiency measurement of endodontic root canal instruments: influence of file configuration and lubrication. *J Endod.* 1990; 16(9): 418-422.
28. Buehler W.J., Gilfrich J., Wiley R. Effect of low - temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of applied physics.* 1963; 34(5): 1475-1477.
29. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33(4): 297-310.
30. Brantley W.A. Endodontics Instruments And Armamentarium B. Introduction Of Nickel-Titanium Alloy To Endodontics. In: Ingle J. I., Bakland K. L., Baumgartner C. J., eds. *Ingle's Endodontics 6th Ed.* Hamilton: BC Decker Inc; 2008. p 800-812.
31. Buehler W.J., Wang F.E. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering.* 1968; 1(1): 105-120.
32. Glosson C.R., Haller R.H., Dove S.B., Carlos E. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995; 21(3): 146-151.
33. Yesilsoy C., Koren L.Z., Bolanos O.R., Morse D.R. A scanning electron microscopic examination of surface changes obtained from two variable methods of precurving files: a clinical observation. *J Endod.* 1986; 12(9): 408-413.

34. Camps J., Pertot W.J. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. *J Endod.* 1994; 20(8): 395-398.
35. Esposito P.T., Cunningham C.J. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995; 21(4): 173-176.
36. Gambill J.M., Alder M., Carlos E. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod.* 1996; 22(7): 369-375.
37. Haapasalo M., Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics.* 2013; 29(1): 3-17.
38. Gavini G., Pessoa O.F., Barletta F.B., Vasconcellos M., Caldeira C.L. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010; 36(7): 1183-1186.
39. Cheung G.S., Shen Y., Darvell B.W. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007; 33(10): 1217-1221.
40. Lopes H.P., Elias C.N., Vieira V.T., Moreira E.J., Marques R.V., de Oliveira J.C.M., Debelian G., Siqueira Jr J.F. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010; 36(10): 1653-1657.
41. Gutmann J., Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J.* 2012; 45(2): 113-128.
42. Sattapan B., Nervo G.J., Palamara J.E., Messer H.H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000; 26(3): 161-165.
43. De - Deus G., Moreira E., Lopes H., Elias C. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J.* 2010; 43(12): 1063-1068.
44. Yared G. Canal preparation using only one Ni - Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008; 41(4): 339-344.
45. Berutti E., Chiandussi G., Paolino D.S., Scotti N., Cantatore G., Castellucci A., Pasqualini D. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod.* 2012; 38(4): 505-509.
46. Hashem A.A.R., Ghoneim A.G., Lutfy R.A., Foda M.Y., Omar G.A.F. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012; 38(7): 996-1000.
47. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots.* 2015; 6(3): 34-40.
48. de Arruda Santos L., de Azevedo Bahia M.G., de Las Casas E.B., Buono V.T.L. Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *J Endod.* 2013; 39(11): 1444-1447.

49. Davis J.R. Nickel, cobalt, and their alloys. Cleveland: ASM international; 2000.
50. Pongione G., Pompa G., Milana V., Di Carlo S., Giansiracusa A., Nicolini E., et al. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Annali di stomatologia*. 2012; 3(3-4): 119-122.
51. Testarelli L., Plotino G., Al-Sudani D., Vincenzi V., Giansiracusa A., Grande N.M., Gambarini G. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod*. 2011; 37(9): 1293-1295.
52. Pirani C., Iacono F., Generali L., Sassatelli P., Nucci C., Lusvarghi L., Gandolfi M., Prati C. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2016; 49(5): 483-493.
53. Pedullà E., Savio F.L., Boninelli S., Plotino G., Grande N.M., La Rosa G., Rapisarda E. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod*. 2016; 42(1): 156-159.
54. Amorim L.S. Comparative analysis of root canal anatomy after mechanical preparation with hyflex CM TM and hyflex EDM TM. Universidade de Lisboa Faculdade de Medicina Dentária, Lisboa, Tese de mestrado, 2016, 4.
55. Payal H., Choudhary R., Singh S. Analysis of electro discharge machined surfaces of EN-31 tool steel. *Journal of Scientific and Industrial Research*. 2008; 67(12): 1072-1077.
56. Parashos P., Messer H.H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*. 2006; 32(11): 1031-1043.
57. Martin B., Zelada G., Varela P., Bahillo J., Magán F., Ahn S., Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2003; 36(4): 262-266.
58. Mounce R. Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review. *Dent Today*. 2004; 23(2): 119-120, 124-116, 128; quiz 129.
59. Kim H.-C., Cheung G.S.-P., Lee C.-J., Kim B.-M., Park J.-K., Kang S.-I. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod*. 2008; 34(6): 743-747.
60. Barbosa F.O.G., Gomes J.A.d.C.P., de Araújo M.C.P. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2007; 33(12): 1477-1480.
61. 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): 434-440.
62. Ullmann C.J., Peters O.A. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2005; 31(3): 183-186.
63. Yared G., Kulkarni G., Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*. 2003; 36(11): 764-769.

64. Collins J.A. Failure of materials in mechanical design: analysis, prediction, prevention. 2nd ed. New Jersey: John Wiley & Sons; 1993.
65. Camps J., Pertol W. Relationship between file size and stiffness of stainless steel instruments. *Dent Traumatol.* 1994; 10(6): 260-263.
66. Berutti E., Chiandussi G., Gaviglio I., Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod.* 2003; 29(1): 15-19.
67. Alapati S.B., Brantley W.A., Svec T.A., Powers J.M., Nusstein J.M., Daehn G.S. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* 2005; 31(1): 40-43.
68. Kuhn G., Tavernier B., Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001; 27(8): 516-520.
69. Tripi T.R., Bonaccorso A., Condorelli G.G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radio and Endod.* 2006; 102(4): e106-e114.
70. Larsen C.M., Watanabe I., Glickman G.N., He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35(3): 401-403.
71. Gambarini G., Grande N.M., Plotino G., Somma F., Garala M., De Luca M., Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008; 34(8): 1003-1005.
72. Johnson E., Lloyd A., Kuttler S., Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *J Endod.* 2008; 34(11): 1406-1409.
73. Pereira E.S., Gomes R.O., Leroy A.M., Singh R., Peters O.A., Bahia M.G., Buono V.T. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater.* 2013; 29(12): e318-e324.
74. Zupanc J., Vahdat - Pajouh N., Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *Int Endod J.* 2018; 51(10): 1088-1103.
75. Zhou H., Peng B., Zheng Y.F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics.* 2013; 29(1): 42-54.
76. Shen Y., Zhou H.-m., Zheng Y.-f., Peng B., Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013; 39(2): 163-172.
77. Shen Y., Qian W., Abtin H., Gao Y., Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011; 37(7): 997-1001.
78. Plotino G., Testarelli L., Al-Sudani D., Pongione G., Grande N.M., Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology.* 2014; 102(1): 31-35.
79. Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2016; 42(10): 1536-1539.

80. Elnaghy A., Elsaka S. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J.* 2017; 50(10): 991-998.
81. Sattapan B., Palamara J.E., Messer H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod.* 2000; 26(3): 156-160.
82. Walsch H. The hybrid concept of nickel-titanium rotary instrumentation. *Dental Clinics.* 2004; 48(1): 183-202.
83. Gambarini G. Rationale for the use of low - torque endodontic motors in root canal instrumentation: Review article. *Dent Traumatol.* 2000; 16(3): 95-100.
84. Schneider S.W. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol.* 1971; 32(2): 271-275.
85. Plotino G., Grande N.M., Cordaro M., Testarelli L., Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35(11): 1469-1476.
86. Zelada G., Varela P., Martín B., Bahillo J.G., Magán F., Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28(7): 540-542.
87. Cheung G.S. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics.* 2007; 16(1): 1-26.
88. Turpin Y., Chagneau F., Vulcain J. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod.* 2000; 26(7): 414-417.
89. McSpadden J.T. Mastering endodontic instrumentation. Chattanooga: Cloudland Institute; 2007. p. 51-52.
90. Yared G., Bou Dagher F., Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J.* 2001; 34(1): 47-53.
91. Lopes H.P., Ferreira A.A., Elias C.N., Moreira E.J., de Oliveira J.C.M., Siqueira Jr J.F. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009; 35(7): 1013-1016.
92. Tobushi H., Nakahara T., Shimeno Y., Hashimoto T. Low-cycle fatigue of TiNi shape memory alloy and formulation of fatigue life. *J. Eng. Mater. Technol.* 1999; 122(2): 186-191.
93. Parashos P., Gordon I., Messer H.H. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004; 30(10): 722-725.
94. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001; 34(5): 386-389.
95. Bahia M.G.A., Buono V.T.L. 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 and Endod.* 2005; 100(2): 249-255.



96. Yared G., Dagher F.B., Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J.* 2000; 33(3): 204-207.
97. Wolcott S., Wolcott J., Ishley D., Kennedy W., Johnson S., Minnich S., Meyers J. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod.* 2006; 32(12): 1139-1141.
98. Fishelberg G., Pawluk J.W. Nickel-titanium rotary-file canal preparation and intracanal file separation. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995).* 2004; 25(1): 17-18, 20-12, 24; quiz 25, 47.
99. Linsuwanont P., Parashos P., Messer H. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2004; 37(1): 19-28.
100. 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): 736-739.
101. Mize S.B., Clement D.J., Pruett J.P., Carnes Jr D.L. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1998; 24(12): 843-847.
102. Hilfer P.B., Bergeron B.E., Mayerchak M.J., Roberts H.W., Jeansonne B.G. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2011; 37(1): 72-74.
103. Mandel E., Adib-Yazdi M., Benhamou L.M., 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): 436-443.
104. Luebke N.H., Brantley W.A. Torsional and metallurgical properties of rotary endodontic instruments. II. Stainless steel Gates Glidden drills. *J Endod.* 1991; 17(7): 319-323.
105. Vivan R.R., Alcalde M.P., Candeiro G., Gavini G., Caldeira C.L., Duarte M.A.H. Torsional fatigue strength of reciprocating and rotary pathfinding instruments manufactured from different NiTi alloys. *Braz Oral Res.* 2019; 33(1): 97-103.
106. Dederich D.N., Zakariasen K.L. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol.* 1986; 61(2): 192-196.
107. Cheung G., Peng B., Bian Z., Shen Y., Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005; 38(11): 802-809.
108. Serene T.P. Nickel-titanium instruments: application in endodontics. *Application in Endodontics.* 1995: 1-5.
109. Schijve J. *Fatigue of structures and materials.* Dordrecht: Springer Science & Business Media; 2001.
110. Suresh S. *Fatigue of materials.* Cambridge: Cambridge university press; 1998.
111. Haikel Y., Gasser P., Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endod.* 1991; 17(5): 217-220.

- 112.Peters O.A., Kappeler S., Bucher W., Barbakow F. Engine - driven preparation of curved root canals: measuring cyclic fatigue and other physical parameters. *Aust Endod J.* 2002; 28(1): 11-17.
- 113.Hübscher W., Barbakow F., Peters O.A. Root canal preparation with FlexMaster: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003; 36(12): 883-890.
- 114.Plotino G., Grande N.M., 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): 716-723.
- 115.Vieira E., França E., Martins R., Buono V., Bahia M. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel - titanium instruments. *Int Endod J.* 2008; 41(2): 163-172.
- 116.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): 755-763.
- 117.Plotino G., Grande N., Sorci E., Malagnino V., Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2007; 40(1): 45-51.
- 118.Li U.-M., Lee B.-S., Shih C.-T., Lan W.-H., Lin C.-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002; 28(6): 448-451.
- 119.Low D., Ho A.W., Cheung G.S., Darvell B.W. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2006; 32(6): 545-548.
- 120.Wick A., Vöhringer O., Pelton A.R. The bending behavior of NiTi. *Journal de Physique IV.* 1995; 5(C8): C8-789-794.
- 121.Madarati A., Watts D., Qualtrough A. Factors contributing to the separation of endodontic files. *Br Dent J.* 2008; 204(5): 241-245.
- 122.Ertas H., Capar I.D., Arslan H., Akan E. Comparison of cyclic fatigue resistance of original and counterfeit rotary instruments. *Biomedical engineering online.* 2014; 13(1): 67-72.
- 123.Inan U., Aydin C., Demirkaya K. Cyclic fatigue resistance of new and used Mtwo rotary nickel - titanium instruments in two different radii of curvature. *Aust Endod J.* 2011; 37(3): 105-108.
- 124.Mesgouez C., Rilliard F., Matossian L., Nassiri K., Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *Int Endod J.* 2003; 36(3): 161-165.
- 125.Munoz E., Forner L., Llena C. Influence of operator's experience on root canal shaping ability with a rotary nickel-titanium single-file reciprocating motion system. *J Endod.* 2014; 40(4): 547-550.

126. Weine F.S., Kelly R.F., Lio P.J. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* 1975; 1(8): 255-262.
127. Dummer P., Alodeh M., Al - Omari M. A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks. *Int Endod J.* 1991; 24(2): 63-66.
128. Berutti E., Paolino D.S., Chiandussi G., Alovise M., Cantatore G., Castellucci A., Pasqualini D. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J Endod.* 2012; 38(1): 101-104.
129. Bürklein S., Poschmann T., Schäfer E. Shaping ability of different nickel-titanium systems in simulated S-shaped canals with and without glide path. *J Endod.* 2014; 40(8): 1231-1234.
130. Saleh A.M., Gilani P.V., Tavanafar S., Schäfer E. Shaping ability of 4 different single-file systems in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2015; 41(4): 548-552.
131. Gavini G., Caldeira C.L., Akisue E., de Miranda Candeiro G.T., Kawakami D.A.S. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod.* 2012; 38(5): 684-687.
132. Wan J., Rasimick B.J., Musikant B.L., Deutsch A.S. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel - titanium instruments. *Aust Endod J.* 2011; 37(3): 122-127.
133. Higuera O., Plotino G., Tocci L., Carrillo G., Gambarini G., Jaramillo D.E. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod.* 2015; 41(6): 913-915.
134. Anderson M.E., Price J.W., Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007; 33(10): 1212-1216.
135. Yared G., Dagher F.B., Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* 1999; 32(2): 115-119.
136. de Melo M.C.C., de Azevedo Bahia M.G., Bueno V.T.L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28(11): 765-769.
137. Yao J.H., Schwartz S.A., Beeson T.J. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* 2006; 32(1): 55-57.
138. Bui T.B., Mitchell J.C., Baumgartner J.C. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod.* 2008; 34(2): 190-193.
139. Fife D., Gambarini G., Britto L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radio and Endod.* 2004; 97(2): 251-256.
140. Kitchens Jr G.G., Liewehr F.R., Moon P.C. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007; 33(1): 52-54.
141. Ray J.J., Kirkpatrick T.C., Rutledge R.E. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod.* 2007; 33(12): 1469-1472.

- 142.Lampman S. ASM Handbook Vol. 19: Fatigue and Fracture. Ohio: ASM International; 1996.
- 143.Cheung G. Low-cycle fatigue of nickel-titanium rotary root-canal instruments. The University of Hong Kong, Hong Kong, PhD thesis, 2006.
- 144.Li U.-M., SHIN C.-S., Lan W.-H., Lin C.-P. Application of nondestructive testing in cyclic fatigue evaluation of endodontic Ni-Ti rotary instruments. *Dent Mater J.* 2006; 25(2): 247-252.
- 145.Cunningham W.T., Balekjian A.Y. Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol.* 1980; 49(2): 175-177.
- 146.de Hemptinne F., Slaus G., Vandendael M., Jacquet W., De Moor R.J., Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *J Endod.* 2015; 41(7): 1112-1115.
- 147.de Vasconcelos R.A., Murphy S., Carvalho C.A.T., Govindjee R.G., Govindjee S., Peters O.A. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod.* 2016; 42(5): 782-787.
- 148.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): 119-126.
- 149.Plotino G., Grande N.M., Bellido M.M., Testarelli L., Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod.* 2017; 43(2): 200-202.
- 150.Knowles K.I., Hammond N.B., Biggs S.G., Ibarrola J.L. Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments. *J Endod.* 2006; 32(1): 14-16.
- 151.Hänni S., Schönenberger K., Peters O.A., Barbakow F. Teaching an engine - driven preparation technique to undergraduates: initial observations. *Int Endod J.* 2003; 36(7): 476-482.
- 152.Coelho M.S., de Azevêdo Rios M., da Silveira Bueno C.E. Separation of Nickel-Titanium Rotary and Reciprocating Instruments: A Mini-Review of Clinical Studies. *Open Dent J.* 2018; 12(1): 864-872.
- 153.Shen Y., Coil J.M., Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *J Endod.* 2009; 35(2): 193-196.
- 154.Coelho M.S., Card S.J., Tawil P.Z. Safety assessment of two hybrid instrumentation techniques in a dental student endodontic clinic: A Retrospective Study. *J Dent Educ.* 2017; 81(3): 333-339.
- 155.Iqbal M.K., Kohli M.R., Kim J.S. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod.* 2006; 32(11): 1048-1052.
- 156.Shen Y., Coil J.M., Mo A.J., Wang Z., Hieawy A., Yang Y., Haapasalo M. WaveOne rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2016; 42(2): 186-189.

157. Ramirez-Salomon M., Soler-Bientz R., de la Garza-González R., Palacios-Garza C.M. Incidence of Lightspeed separation and the potential for bypassing. *J Endod.* 1997; 23(9): 586-587.
158. Ehrhardt I.C., Zuolo M.L., Cunha R.S., De Martin A.S., Kherlakian D., de Carvalho M.C.C., Bueno C.E.d.S. Assessment of the separation incidence of mtwo files used with preflaring: prospective clinical study. *J Endod.* 2012; 38(8): 1078-1081.
159. Wu J., Lei G., Yan M., Yu Y., Yu J., Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *J Endod.* 2011; 37(6): 758-763.
160. Gambarini G., Piasecki L., Di Nardo D., Miccoli G., Di Giorgio G., Carneiro E., Al-Sudani D., Testarelli L. Incidence of deformation and fracture of Twisted File Adaptive instruments after repeated clinical use. *Journal of oral & maxillofacial research.* 2016; 7(4): 5-11.
161. Cunha R.S., Junaid A., Ensinas P., Nudera W., da Silveira Bueno C.E. Assessment of the separation incidence of reciprocating WaveOne files: a prospective clinical study. *J Endod.* 2014; 40(7): 922-924.
162. Plotino G., Grande N., Porciani P. Deformation and fracture incidence of R ecipro instruments: a clinical evaluation. *Int Endod J.* 2015; 48(2): 199-205.
163. Berutti E., Negro A.R., Lendini M., Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod.* 2004; 30(4): 228-230.
164. Pedullà E., Leanza G., La Rosa G., Gueli A., Pasquale S., Plotino G., Rapisarda E. Cutting efficiency of conventional and heat - treated nickel-titanium rotary or reciprocating glide path instruments. *Int Endod J.* 2019; 53(3): 376-384.
165. Aydin C., Inan U., Tunca Y.M. Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radio and Endod.* 2010; 109(3): e131-e134.
166. Ounsi H.F., Salameh Z., Al-Shalan T., Ferrari M., Grandini S., Pashley D.H., Tay F.R. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007; 33(6): 737-741.
167. Gündoğar M., Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne gold, and Reciproc blue nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2017; 43(7): 1192-1196.
168. Özyürek T., Gündoğar M., Uslu G., Yılmaz K., Staffoli S., Grande N., Plotino G., Polimeni A. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology.* 2018; 106(4): 408-413.
169. Hieawy A., Haapasalo M., Zhou H., Wang Z.-j., Shen Y. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *J Endod.* 2015; 41(7): 1134-1138.

170. Bhagabati N., Yadav S., Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012; 38(4): 515-518.
171. Elnaghy A. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel - titanium rotary files. *Int Endod J.* 2014; 47(11): 1034-1039.



## ÖZGEÇMİŞ

### I-Bireysel Bilgiler

Adı –Soyadı : Oğuzhan YALÇIN  
Doğum yeri ve tarihi : İSTANBUL- 18/08/1993  
Uyruğu : T.C.  
Medeni durumu : Evli  
Askerlik durumu : Yapıldı  
İletişim adresi ve telefonu : Atakum/SAMSUN- 0362 312 19 19  
Yabancı dili : İngilizce

### II- Eğitimi

| Derece               | Okul   | Yıl       |
|----------------------|--|-----------|
| İlk/Orta             | Şakire Sadi Obdan<br>İlköğretim Okulu                    | 1999-2007 |
| Lise                 | Suat Terimer Anadolu<br>Lisesi                           | 2007-2011 |
| Lisans/Yüksek Lisans | Ondokuz Mayıs<br>Üniversitesi Diş Hekimliği<br>Fakültesi | 2011-2016 |

### III-Mesleki Deneyimi

| Görev Ünvanı | Görev Yeri   | Yıl       |
|--------------|--|-----------|
| Araş. Gör.   | Ondokuz Mayıs<br>Üniversitesi Diş Hekimliği<br>Fakültesi | 2017-2020 |

### IV-Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

European Society of Endodontology (ESE)

### V-Bilimsel İlgi Alanları

Yayınları:

1- Yalçın O. , Demiryürek Ö. E. Üç Kanallı Üst Çene Birinci Küçük Azı Dişinin Endodontik Tedavisi: Olgu Sunumu. Journal of International Dental Sciences. 2018; 4(2): 108-111

2- 8. Uluslararası Endodonti Sempozyumu 2018. Demiryürek Ö. E. , Yılmaz S. Ö. , Yalçın O. , Abacı H. S. Türkiye’ De Ki Endodontistlerin 2018 Yılı Antibiyotik Farkındalığı: Bir Anket Çalışması. Sözlü Bildiri, Adana, Türkiye

3- 8. Uluslararası Endodonti Sempozyumu 2018. Özyürek T. , Demiryürek Ö. E. , Yalçın O. , Özgenç Y. Protaper Next Eğelerin Deformasyon ve Kırılma İnsidansı: Klinik Değerlendirme. Sözlü Bildiri, Adana, Türkiye

4- 8. Uluslararası Endodonti Sempozyumu 2018. Demiryürek Ö. E. , Yalçın O. , Timur H. A. , Külünk Ş. Travma Sonucu Alt ve Üst Çenede Meydana Gelen Çoklu Dentoalveolar Yaralanmaların Tedavisinde Multi-Disipliner Bir Yaklaşım: Olgu Sunumu. Poster Sunumu, Adana, Türkiye

