

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI KALİTEDE ÜRETİLEN NİTİ KANAL EĞELERİNE
STERİLİZASYON YAPILMA SAYISININ
KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ

ABDULLAH AHMED MOHAMMED OBAİD

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. EMRE BODRURLU

ZONGULDAK

2025

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI KALİTEDE ÜRETİLEN NİTİ KANAL EĞELERİNE
STERİLİZASYON YAPILMA SAYISININ
KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ

ABDULLAH AHMED MOHAMMED OBAİD

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. EMRE BODRURLU

ZONGULDAK

2025

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim sürecinde bana rehberlik eden, bilgisini ve deneyimlerini paylaşarak daima yanımda olan, öğrencisi olduğum için gurur ve onur duyduğum tez danışmanım ve sevgili hocam Prof. Dr. Emre BODRURLU'ya içten teşekkürlerimi sunarım.

Akademik ve klinik tecrübeleriyle eğitimime önemli katkılarda bulunan, vizyonumu genişleten Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Sevinç AKTEMÜR TÜRKER'e en derin şükranlarımı ifade etmek isterim.

Eğitimim boyunca değerli klinik bilgilerini paylaşarak deneyimimi zenginleştiren kıymetli hocalarım Prof. Dr. Murat KOÇAK, Prof. Dr. Sibel KOÇAK, Prof. Dr. Baran Can SAĞLAM ve Dr. Öğr. Üyesi Ecehan HAZAR'a teşekkür ederim. Ayrıca, klinik tecrübelerini paylaşarak bana destek olan Dr. Öğr. Üyesi Ahmet HAZAR'a minnettarım. İstatistiksel analizlerin yapılmasında yardımcı olan sayın Doç. Dr. Gediz GEDUK'a şükranlarımı iletmek isterim.

Eğitimim süresince birlikte çalışma fırsatı bulduğum, klinik hayatımı daha keyifli hale getiren ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum başta Dt. Melisa USLU olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimim öncesinde ve sırasında bana her daim destek olan, aldığım her kararda yanımda duran ve bugünlere ulaşmamda en büyük paya sahip olan canım annem, babam ve kardeşlerime en derin sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Abdullah Ahmed Mohammed OBAİD

Aralık 2024, Zonguldak

ÖZET

Abdullah Ahmed Mohammed OBAİD, Farklı Kalitede Üretilen NiTi Kanal Eğelerine Sterilizasyon Yapılma Sayısının Kırılma Direncine Etkisi. Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Zonguldak, 2024.

Amaç: Çalışmamızın amacı, CE belgesine sahip olan ve olmayan iki farklı jenerasyon NiTi kanal eğelerinin otoklavla sterilizasyon sayısı ile kırılma dirençleri arasındaki ilişkilerini karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntemler: Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Çalışmada, toplam 128 adet nikel-titanyum kanal eğesi kullanıldı. Çalışma kapsamında, iki farklı jenerasyonda üretilmiş CE belgeli (ProTaper Universal, AF Blue R3 File) ve CE belgesiz kanal eğeleri (G-Super Gold eğesi, G-One Blue eğesi) değerlendirildi. Eğeler, kırılma dayanımlarının ölçülmesi amacıyla her grupta 8 eğe olacak şekilde dört gruba ayrıldı. Her bir alt grup, otoklav ile sterilizasyon yapılma sayısına göre ayrıldı. (n=8) Kırılma testi, paslanmaz çelik yapay kanal kullanılarak gerçekleştirilmiş ve eğelerin kırılmalarındaki tur sayıları ile kırık parça uzunlukları kaydedildi. Elde edilen veriler, uygun istatistiksel analiz yöntemleriyle değerlendirildi.

Bulgular: Geleneksel tip NiTi eğelerin, M-Wire üretilen eğelere göre kırılma direnci daha yüksek çıktı. CE belgeli eğelerin CE belgesiz eğelere göre kırılma dayanımı daha yüksek belirlendi. Buna göre, ProTaper eğesinin kırılma dayanımı yüksek çıktı. Sterilizasyon sayısı arttıkça tüm kanal eğe gruplarında kırılma dayanımlarında düşüş görüldü. 4. Sterilizasyondan sonra tüm eğe gruplarında belirgin bir düşüş saptandı. En düşük kırılma direnci AF Blue R3 eğesinde görülürken, AF Blue R3 eğesi en yüksek kırılma direnci gösterdi. Kırılan eğe uzunluğuna bakıldığında ise, en fazla AF Blue R3 olduğu saptandı.

Sonuç: Geleneksel üretilen eğeler ile CE belgesi olmayanlara kırılma direnci daha yüksek çıkması nedeniyle kanal şekillendirme işlemlerinde kırılma potansiyeli yüksektir. Dördüncü sterilizasyon döngüsünden sonra anlamlı bir düşüş görüldü.

Anahtar kelimeler: NiTi eğeler, Sterilizasyon Yapılma Sayısı, Kırılma Direnci, CE belgesi

ABSTRACT

Abdullah Ahmed Mohammed OBAID, The Effect Of The Number Of Sterilizations On The Fracture Resistance Of NiTi Canal Files Fabricated In Different Qualities. Zonguldak Bülent Ecevit University, Institute of Health Sciences, Department of Endodontics, PhD Thesis, Zonguldak, 2024

Objective: The aim of this study was to compare the relationship between the number of autoclave sterilisations and fracture resistance of two different generations of NiTi canal instruments, one with and one without CE certification.

Materials and Methods: This study was carried out in the research laboratory of Ondokuz Mayıs University, Faculty of Dentistry. A total of 128 nickel-titanium root canal files were used in the study. Two different generations of CE-certified (ProTaper Universal, AF Blue R3 File) and non-CE-certified root canal files (G-Super Gold file, G-One Blue file) were evaluated. The files were divided into four groups of 8 files in each group to measure their fracture resistance. Each subgroup was categorised according to the number of autoclave sterilisations (n=8). The fracture test was performed using a stainless steel artificial canal, and the number of cycles at fracture and the length of the broken fragments were recorded. The data obtained were evaluated by appropriate statistical analysis methods.

Results: The fracture resistance of conventional NiTi files was higher than that of M-Wire files. CE certified files were found to have a higher fracture resistance than non-CE certified files. Accordingly, the fracture resistance of the ProTaper file was high. As the number of sterilizations increased, the fracture resistance of all groups of NiTi root canal files decreased. After the 4th sterilization, a significant decrease was seen in all file groups. The AF Blue R3 file had the lowest fracture resistance while the AF Blue R3 file had the highest fracture resistance. In terms of broken file length, Protaper universal was found to be the most abundant.

Conclusion: The potential for fracture in canal preparation processes is high due to the higher fracture resistance of conventional files and non-CE certified files. A significant decrease was seen after the fourth sterilization cycle.

Keywords: NiTi files, Number of Sterilization, Fracture Resistance, CE Certification.

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	iii
ÖNSÖZ	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİL DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	x
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı	3
2.2. Kök Kanallarının Preparasyonu	3
2.3. Kök Kanallarının Preparasyonunda Kullanılan Eğeler	4
2.3.1. Geleneksel eğe sistemleri.....	4
2.3.2. Nikel-titanyum eğeler	5
2.4. NiTi Döner Ege Sistemleri	8
2.4.1. Birinci nesil eğeler	8
2.4.2. İkinci nesil eğeler.....	9
2.4.3. Üçüncü nesil eğeler.....	9
2.4.4. Dördüncü nesil eğeler	11
2.4.5. Nesil eğeler	12
2.5. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Ege Sistemleri.....	13
2.5.1. Protaper universal.....	13
2.5.2. G-Super gold	16
2.5.3. Fanta AF blue R3 eğe	17
2.5.4. G-One blue eğe	18
2.6. NiTi Eğelerde Oluşan Kırılmalar	19
2.6.1. Alet kırılmasına katkıda bulunan faktörler	21
2.6.1.1. Alet boyutu ve kesit şekli.....	21
2.6.1.2. Kök kanal anatomisi.....	21
2.6.1.3. Enstrümantasyon tekniği	22
2.6.1.4. Tork kontrollü motorların kullanımı	23
2.6.1.5. Dönme hızı	24

2.6.1.6. Kullanım sayısı.....	25
2.6.1.7. Sterilizasyonun etkisi	25
2.7. Kırılma Çeşitlerine Göre Test Düzenekleri.....	26
2.7.1. Torsiyonel yorgunluk.....	26
2.7.2. Döngüsel yorgunluk.....	27
2.7.2.1 Kavisli metal boru	28
2.7.2.2 Düzeneği olan oluklu blok	29
2.7.2.3 Eğimli yüzeye karşı dönme düzeni	29
2.7.2.4 Üç noktada eğilen döner eğe düzenek.....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Örneklerin Hazırlanması	31
3.2. Döngüsel Yorgunluk Test Cihazı ve Yapay Kanal	33
3.3. SEM Analizi	35
3.4. İstatistiksel analiz	36
4. BULGULAR.....	37
4.1. SEM Analizine Ait Bulgular	41
5. TARTIŞMA	43
6. SONUÇLAR	50
7. KAYNAKLAR	51
8. EKLER	64
Ek 1: İntihal Raporu	64
9. ÖZGEÇMİŞ	65

ŞEKİL DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
1. Nikel-titanyum Faz Dönüşümü	6
2. Eş atomlu NiTi alaşımlarının stres-gerinim grafiğinin sembolik olarak gösterimi .	6
3. ProTaper Universal eğeler.....	14
4. ProTaper Universal eğelerinin enine kesiti, üçgen formu,.....	14
5. G-Super Gold döner ege sistemi	17
6. Fanta AF Blue döner ege sistemi	18
7. G- One Blue ege sistemi	19
8. NİTİ döner aletler için çeşitli döngüsel testi yöntemleri ve her durumda yüzey geriliminin tahmini: (a) Kavisli metal boru (b) 2. Düzeneği olan oluklu blok (c) 3. Eğimli yüzeye karşı dönme düzeni (d) 4. Üç noktada eğilen döner ege düzenek.....	28
9. Kullanılan eğelerin görselleri (ege markaları)	33
10. Döngüsel yorgunluk test cihazının yan görünümü.....	34
11. Döngüsel yorgunluk testi ve yapay kanal simülasyon cihazı.....	34
12. 60° kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal.....	35
13. SEM cihazı	35
14. Farklı sterilizasyon seviyelerinde dört farklı ege grubunun ortalama KYTS (Kırılma Anına Kadar Yaptığı Tur Sayısı) değerleri.....	40
15. Farklı sterilizasyon seviyelerinde dört farklı ege grubunun kırılma uzunluklarını göstermektedir.	41
16. SEM analizi ile incelenen kırılan ProTaper Universal egesinin kırık yüzey görüntüsü. (X200 ve X2500 büyütme).....	41
17. SEM analizi ile alınan G-Super Gold NiTi egesinin kırık yüzeyine ait görüntü. (X200 ve X2500 büyütme).....	42
18. SEM analizi sonucunda elde edilen G-One Blue egesinin kırık yüzey görüntüsü. (X200 ve X3000 büyütme).....	42
19. SEM analizi ile elde edilen AF Blue R3 egesinin kırık yüzeyine ait görüntü. (X200 ve X3000 büyütme).....	42

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
1. G-Super Gold eğesine ait boyut, uzunluk ve renk verileri.....	18
2. Fanta AF Blue eğesine ait boyut, uzunluk ve renk verileri.....	19
3. G- One Blue eğelerine ait boyut, uzunluk ve renk verileri	20
4. Çalışma grupların şablonu.....	33
5. Deney gruplarının eğe kırılma ortalama ve standart sapma değerleri	40



SİMGELER ve KISALTMALAR

$^{\circ}\text{C}$: Santigrat Derece
Af	: Ostenitik dönüşüm bitiş sıcaklığı
ANSI	: American National Standards Institute
As	: Ostenitik dönüşüm başlangıç sıcaklığı
CM	: Controlled Memory
Dk	: Dakika
H-tipi	: Hedström Tipi
ISO	: Uluslararası Standartlar Organizasyonu
KYTS	: Kırılma Anına Kadar Yaptığı Tur Sayısı
LS	: LightSpeed
mm	: Milimetre
MR	: Martensite Reorientation
Ncm	: Newton Santimetre
NiTi	: Nikel Titanyum
Nm	: Nanometre
NTDES	: Nikel Titanyum Döner Eğe Sistemi
Rpm	: Revolution Per Minute
s	: Saniye
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SIM	: Stress Induced Martensite
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences

1.GİRİŞ

Kök kanal tedavisinde ana amaç, periapikal çevrenin sağlığını korunmasını sağlamak veya hastalıklı apikal periodonsiyumun iyileşmesini mümkün kılmaktır. Endodontik tedavi sürecinin en önemli adımlarından biri, kök kanalının şekillendirilmektedir. Bu tedavinin hazırlanmasında hem mekanik aletlerin hem de kimyasal irrigasyonun birlikte kullanılması gereklidir (1, 2).

Kök kanal preparasyonunda nikel-titanyum (NiTi) döner eğelerin kullanımı, el eğelerine kıyasla daha hızlı, pratik ve düşük preparasyon hata oranına sahip olması nedeniyle, daha yüksek başarı oranlarının elde edilmesine olanak tanımaktadır (3, 4). Ancak, NiTi döner eğeler bazen beklenmeyen kırılma riskiyle karşı karşıya kalabilmektedir (5). NiTi döner eğeler, çoğunlukla torsiyonel stres veya döngüsel yorgunluk kaynaklı iki ayrı mekanizmanın etkisiyle kırılabilmektedir (6).

Torsiyonel yorgunluk nedeniyle kırılma, aletin kök kanalı içinde dönüşü sırasında ucu veya bir kısmının kanal içinde sıkışması sonucu ortaya çıkmaktadır. Aşırı torsiyonel strese bağlı olarak kırılan enstrümanlar, genellikle plastik deformasyon belirtileri sergilemektedir (5). Döngüsel yorgunluk sonucu kırılmalar ise genellikle plastik deformasyon işaretleri olmadan gerçekleşmektedir (7). Bu durum, aletin eğimli kök kanalında sürekli tekrarlanan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalmasından dolayı ortaya çıkmaktadır (8). NiTi eğelerde oluşan kırıklar; kullanım sıklığı, tasarım özellikleri, üretim tekniği, çalışma hızı ve tork değerleri, kök kanalının eğim açısı ve yarıçapı, kanal şekillendirme sırasında uygulanan kuvvet ve stres, sterilizasyon yöntemi ve hekimin kullanım tekniği gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Ancak, döngüsel yorgunluk, ege kırılmalarının en temel nedenlerinden biri olarak görülmektedir (9).

CE belgesi, Avrupa Birliği ülkeleri arasında ticarete yaygın olarak kullanılan bir uygunluk işaretidir. Avrupa Ekonomik Alanı'nda serbest dolaşımı sağlanan ürünlerde yer alan bu belge, ürünlerin belirlenen sağlık, güvenlik ve çevresel koruma standartlarına uygun olduğunu ve bu uygunluğun yetkililer tarafından kontrol edilerek onaylandığını ifade eder. Ancak piyasada CE belgesi taşıyan ya da taşımayan pek çok ürün bulunmakta olup, kırılma dirençleri hakkında yeterli bilgiye rastlanmamaktadır.

NiTi döner aletlerin ne kadar süreyle kullanılabileceği konusunda günümüzde ortak bir fikir bulunmamaktadır (10). Bazı firmalar, eğelerin tek kullanımlık olması

gerektiğini önerirken, genellikle yüksek maliyetler nedeniyle eğeler otoklav sterilizasyonundan sonra tekrar kullanılmaktadır (11). Sterilizasyon, dezenfeksiyon veya irrigasyon esnasında meydana gelen kimyasal tepkimeler, aletlerin korozyona uğramasına veya zarar görmesine ve erken kırılmalarına sebebiyet verebilir. Eğenin döngüsel yorgunluk direnci, enstrümanın yapısı, işlem hızı, kullanılan irrigasyon solüsyonları ve otoklav sterilizasyonu gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir (12).

Çalışmamızın amacı, CE belgesi sahip olan ve olmayan iki farklı jenerasyon NiTi kanal eğelerinin Otoklavla sterilizasyon sayısı ile kırılma dirençleri arasındaki ilişkisini karşılaştırmaktır



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

Kanal tedavisi gerektiğinde, dişin koronal ve kök pulpasındaki organik ve inorganik artıkların temizlenmesi, kök kanalının apeksten ve koronalden biyouyumlu bir materyalle tamamen doldurulması ve kalıcı bir restorasyon yapılması hedeflenmektedir (13). Bu işlemlerin eksiksiz gerçekleştirilmesi, dişin sağlıklı çevre dokularıyla birlikte uzun süre ağızda kalmasını ve estetik ile fonksiyonel işlevlerini sürdürebilmesini sağlamaktadır (13, 14).

2.2. Kök Kanallarının Preparasyonu

Kök kanallarının şekillendirilmesi, kök kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biri olarak kabul edilmektedir(15). Bu işlemin temel amacı, kök kanallarını etkili bir şekilde temizleyip dezenfekte ederek bakteriyel toksinleri, mikroorganizmaları ve enfekte doku kalıntılarını ortamdan uzaklaştırmak ve irrigasyon solüsyonlarının etkinliğini artırmaktır. Ayrıca, kanalın sızdırmaz bir şekilde doldurulabilmesi için uygun bir form kazandırmak da hedeflenmektedir (16).

Schilder (1974) (1), kök kanallarının şekillendirilmesi ve temizlenmesiyle ilgili uyulması gereken prensipleri iki ana grupta ele almaktadır:

Mekanik prensipler;

- Kökün apikalinden koronal giriş kavitesine kadar devamlılık gösteren konik bir form oluşturulmalıdır.
- Konik yapının en dar kısmı apikal foramen olmalıdır.
- Kök kanal şekillendirilmesi, kanalın doğal anatomik yapısına uygun şekilde yapılmalıdır.
- Apikal foramenin şekli ve konumu korunmalıdır.
- Apikal açıklığın mümkün olduğunca küçük kalması sağlanmalıdır.

Biyolojik prensipler;

- Şekillendirme sadece kök sınırları içinde yapılmalıdır.
- Nekrotik materyalin apikal foramenden periapikal bölgeye taşınması önlenmelidir.
- Kök kanalında bulunan tüm doku kalıntıları tamamen temizlenmelidir.
- Kanal içine yerleştirilecek ilaçlar ve kök kanal dolum materyallerine yeterli alan sağlanmalıdır.

2.3. Kök Kanallarının Preparasyonunda Kullanılan Eğeler

2.3.1. Geleneksel eğe sistemleri

Kök kanallarının şekillendirilmesi, döner sistem eğelerden önce paslanmaz çelik ve NiTi malzemelerden üretilmiş çeşitli el eğeleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Bu eğelerin kesici uçları toplamda 16 mm uzunluğunda olup, her milimetrede 0.02 mm artan düzenli bir koniklik göstermektedir. Bu tasarım, eğenin uç kısmı (D1) ile son kesici kısmı (D16) arasında 0.32 mm'lik bir çap farkı oluşturur. El eğeleri, farklı renk kodları ile tanımlanır ve genellikle 21, 25 ve 31 mm uzunluklarında üretilmektedir. Kök kanal şekillendirme işlemleri ise K-tipi, H-tipi ve reamer olarak bilinen üç çeşit paslanmaz çelik eğe kullanılarak yapılmaktadır (9, 17).

K-Tipi eğeler, mekanik kök kanal hazırlığında kullanılan en eski eğe türlerinden biridir ve 1915 yılında Kerr firması tarafından tasarlanmaktadır. Bu eğeler, çelik telin kare veya üçgen kesitli olarak saat yönünün tersine burulmasıyla üretilmektedir (18, 19). K tipi eğeler, spiral aralıklarının geniş olması nedeniyle dentin çıkarmada etkilidir. Bu eğelerin kesici kenar açısı genellikle 25° ile 40° arasındadır. Preparasyon sırasında, K tipi eğeler çeyrek tur saat yönünde döndürülüp ardından geri çekilerek kullanılmaktadır. Bu yöntem, kanalın taşınma riskini azaltır ve eğenin kanal içinde merkezde kalmasını kolaylaştırmaktadır (20)

H Tipi Eğeler (Hedström) eğeler paslanmaz çelik tellerin dairesel kesitle şekillendirilmesiyle üretilmektedir. Kesici kenarlarının uzun eksenle oluşturduğu 60°-65°'lik açı, dentin dokusunun etkili bir şekilde çıkarılmasına katkıda bulunmaktadır. Küçük çekirdek çapları ve bıçak tasarımları nedeniyle H tipi eğelerin dönme hareketleri sırasında kırılmaya karşı direnci düşüktür, bu da itme-çekme tekniğinin

kullanılmasını gerektirmektedir. H tipi eğelerin kırılmaya yatkınlığı nedeniyle dar veya eğimli kanallarda kullanılmasından kaçınılması önerilmektedir. K tipi eğeler ve reamerlere kıyasla doğrusal harekette üstün kesme verimliliği nedeniyle çevresel eğeleme için H tipi eğeler tercih etmektedir (19).

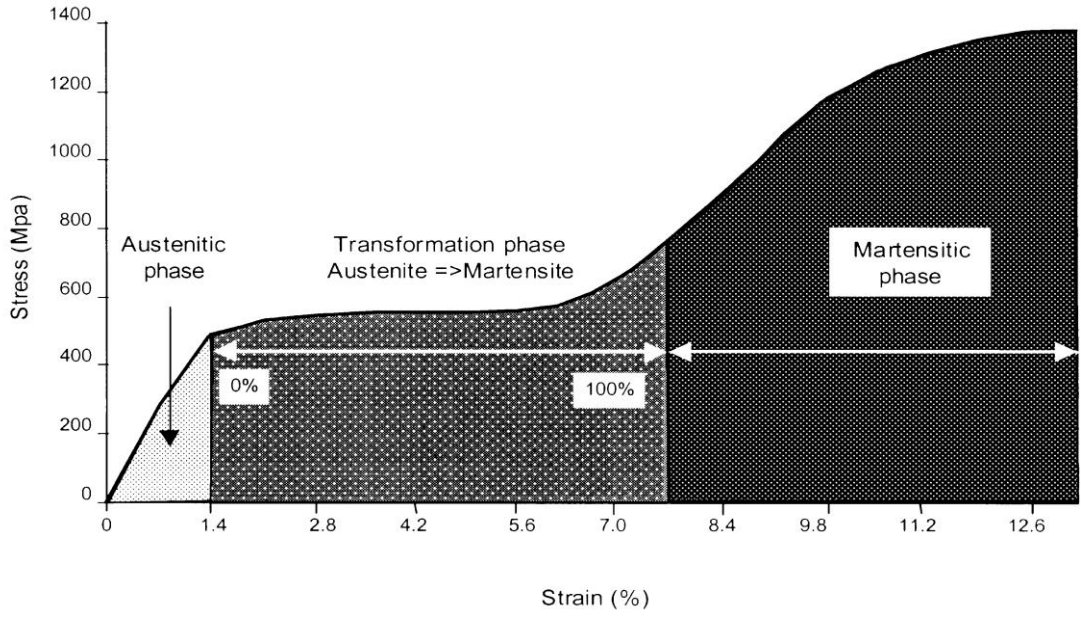
Reamerler, üçgen kesitli bir telin spiral formda bükülmesiyle üretilmektedir. Diğer eğelere kıyasla, genellikle 1 mm'lik bölüm başına yalnızca ½ veya 1 kesme kenarı bulunmasıyla daha az kesme kenarı sunmaktadır. Kök kanalı hazırlığı sırasında rotasyon sonrasında reameri geri çekmek ve kanaldan artıkları temizlemek için çeyrek tur hareketi yapılmaktadır. Ancak, aletin boyutu büyüdükçe sertliği artmakta ve bu durum eğimli kanallarda apikal sapmalara yol açabilmektedir. Reamer, diğer eğelere kıyasla daha az etkili olduğundan, günümüzde rutin kullanımı önerilmemektedir (18).

2.3.2. Nikel-titanyum eğeler

Metalurji uzmanı W.F. Buehler, 1960'ların başında Deniz Mühimmat Laboratuvarı'nda uzay programı için manyetik özellik taşımayan ve tuz ile suya dayanıklı bir alaşım geliştirmektedir (21). Bu intermetalik alaşım, belirli bir ısı işlemine tabi tutulduğunda şekil hafızası özelliği kazanmaktadır (21). Bu keşfedilen alaşım, içeriğindeki elementlerin kısaltmalarından oluşturulan "Nitinol" adıyla anılmaktadır. "Ni" nikel, "Ti" titanyum ve "NOL" ise "Naval Ordnance Laboratory" ifadesini temsil etmektedir. Nitinol, nikel ve titanyumun şekil hafızası ve süperelastik özelliklerine sahip bir intermetalik alaşım ailesini temsil etmektedir (21).

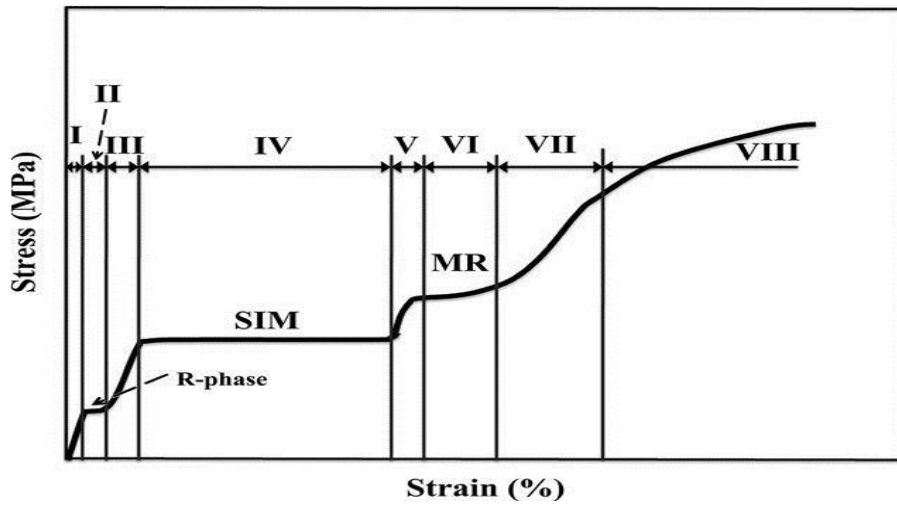
Walia ve ark. (1988) tarafından kök kanal eğelerinin üretiminde nikel-titanyum ark teli kullanılarak NiTi eğelerin endodontik tedavide kullanılmaya başlanması, kök kanal tedavisinde önemli bir yenilik olarak değerlendirilmektedir. NiTi alaşımı, %56 nikel ve %44 titanyum içeriğine sahip olup, 1:1 atomik oranıyla çeşitli kristalografik yapılar oluşturabilme yeteneği göstermektedir (22).

Nikel-titanyum alaşımları üç çeşit kristal yapıya sahiptir: Austenit NiTi, Martensit NiTi ve R fazı. Austenit NiTi, yüksek sıcaklık ve düşük stres koşullarında karmaşık kütle merkezli kübik bir yapıdadır. Martensit NiTi, düşük sıcaklık ve yüksek stres altında oluşan monoklinik olarak adlandırılan karmaşık bir yapıdadır. R fazı ise, martensitten austenite geçişte ısıtma veya austenitten martensite dönüşte soğutma sırasında oluşan eşkenar dörtgen yapıya sahiptir (23).



Şekil 1. Nikel-titanyum Faz Dönüşümü (23).

NiTi alaşımlarının mekanik nitelikleri ve deformasyon mekanizması üç farklı kategoride sınıflandırılmaktadır (Şekil 1). Bu kategoriler stresle uyarılan martensit dönüşümü (SIM), martensit yeniden yönlendirme (MR) ve plastik deformasyon safhalarını içermektedir. Ni-Ti alaşımlarında süperelastik özellikler, stres etkisiyle oluşan martensit dönüşümü (SIM) sırasında, şekil hafızası özellikleri ise martensit yeniden yönlendirme (MR) aşamasında ortaya çıkmaktadır (24).



Şekil 2. Eş atomlu NiTi alaşımlarının stres-gerinim grafiğinin sembolik olarak gösterimi (24).

Eş atomlu NiTi alaşımının stres-gerinim grafiği, şu sekiz aşamadan oluşmaktadır:

- I. Austenitin elastik deformasyon süreci,
- II. Austenitten R fazına geçiş aşaması,
- III. R fazın stresle tetiklenen elastik deformasyonu,
- IV. Stresle uyarılan martensit dönüşümü (SIM) nedeniyle R fazdan martensite geçiş,
- V. Martensitin elastik deformasyon evresi,
- VI. Martensit yeniden yönelme (MR) aşaması,
- VII. Reoryantasyon geçiren martensitin doğrusal olmayan deformasyon süreci,
- VIII. Reoryantasyona uğramış martensitin plastik deformasyon süreci (25).

NiTi alaşımlarının en temel iki özelliği, süperelastisite ve şekil hafızasıdır. Süperelastisite, NiTi alaşımlarının önemli bir şekil değişikliğine uğramasına rağmen, uygulanan yük kaldırıldığında orijinal şekline geri dönebilme yeteneğidir. Bu özellik, stres-gerinim grafiğinde SIM aralığında belirginleşirken, şekil hafızası özelliği MR aralığında kendini göstermektedir(20).

Endodontide NiTi alaşımlarının kullanılmasının temel nedenlerinden biri, bu alaşımların süperelastisite özelliğine sahip olmaktadır. Bu özellik, NiTi enstrümanlara daha fazla esneklik kazandırır ve kök kanal preparasyonu sırasında karmaşık kök kanal yapılarının daha az basmak ve perforasyon oluşumu riskiyle karşılaşmasını sağlamaktadır (20, 22).

Nikel-titanyumun süperelastik yapısı, %8'e kadar oluşan gerilmelerin tamamen geri kazanılmasına olanak tanımaktadır. Bu özellik, çoğu alaşımda %1'in altında kalan gerilme aralığına kıyasla, nikel-titanyumun daha geniş bir gerilme aralığını kapsadığını göstermektedir. Martensit aşamasında deformasyona uğrayan bir nikel-titanyum alaşımı, ısıtma işlemiyle tamamen orijinal şekline geri döndürülebilir. Bu özelliğe "şekil hafızası" denir ve NiTi alaşımlarının önemli bir karakteristiğidir (22).

Nikel-titanyum eğeler, endodontik uygulamalarda tercih edilir çünkü kök kanallarını şekillendirme konusunda sağladıkları avantajlara sahiptirler. Sertlik testleri, NiTi eğelerin paslanmaz çelik eğelere kıyasla oldukça fazla esneklik sunduğunu göstermektedir. Bu esneklik, eğilme ve bükülme direnci açısından, paslanmaz çelik eğelere oranla üç kat daha fazladır (12). NiTi eğelerin esnekliği, eğimli kanallarda daha merkezi bir kanal şekli oluşturarak transportasyon riskini azaltmaktadır (26, 27). Ayrıca, daha büyük çaplı eğelerin kullanılmasıyla apikal

preparasyonun genişletilmesi sağlanabilmektedir. Kök kanallarının tedavisinde NiTi eğelerin, paslanmaz çelik eğelere göre preparasyon aşamasının daha kısa sürede tamamlanmasına imkan tanımaktadır (27).

2.4. NiTi Döner Eğe Sistemleri

Kök kanallarının şekillendirilmesi, manuel eğeler veya döner eğeler aracılığıyla gerçekleştirilmektedir. 1990'larında, ilk NiTi döner eğe sistemi satışa sunulmaktadır (22). NiTi döner eğelerin, manuel eğelere göre kök kanallarında daha az transportasyona yol açtığı tespit edilmektedir. NiTi döner eğe sistemleri, karmaşık kanal anatomilerine sahip kök kanallarında bile kırılmaya karşı dayanıklılık sağlarken, aynı zamanda etkin kesim yapabilmeleri için sürekli olarak geliştirilmektedir. Bu eğe sistemleri, klinik uygulamalar ve optimum çalışma standartları göz önüne alınarak dizayn edilmektedir (28, 29). 1990'lardan itibaren endodonti pratiğinde kullanılan NiTi döner eğe sistemleri, işlevsellik ve tasarım açısından sürekli yenilenmiş ve bu gelişim süreçlerine göre 5 farklı jenerasyona ayrılmaktadır (30).

2.4.1. Birinci nesil eğeler

İlk NiTi döner eğeler, 0.02 taper açısı ile Dr. John McSpadden tasarlamış olduğu ve 1992 yılında endodontik uygulamalarda kullanılmaya başlanmaktadır. Bu aletler, diş hekimlerinin şekillendirme tekniklerine yenilikçi bir bakış açısı getirmiş, ancak kırılma dayanıklılığı konusunda bazı problemler ortaya çıkmaktadır (30). 1994 yılında Dr. Johnson, ProFile 0.04 konik serisi olarak adlandırılan bir eğe grubunu tanıtmaktadır. Bunu takiben, ProFile 0.06 konikleri ve "Orifice Shaper" adlı eğeler piyasaya sunulmaktadır (31). Bu eğeler, konik bir NiTi telin shaftı boyunca eşit aralıklarla oluşturulan üç U şeklindeki olukla tasarlanmaktadır. Bu "klasik" tasarımda, her oluğun yanında "radyal alan" adı verilen işlenmemiş bir alan bulunmaktadır. Bu düz alan, eğenin dentin içinde sıkışmasını önlerken, kesme işlemi pasif bir şekilde gerçekleşmektedir (30).

LightSpeed eğeler, apikal preparasyon işlemlerinde kullanılan özel bir tasarıma sahiptir. Uzun, ince ve kesici olmayan gövdeleri, eğenin esnekliğini artırırken kanalın büyük bir kısmında kesme işlemi yapılmasını engellemektedir. Ancak, LightSpeed

eğeler yuvarlak ve paralel preparasyon duvarları oluşturmaktadır. Koronale doğru konik bir preparasyon elde edebilmek için, bu eğelerin step-back tekniğiyle birlikte daha fazla sayıda kullanılmasını gerekmektedir (30).

2.4.2. İkinci nesil eğeler

İlk nesil eğeler, pasif kesici kenarlara, radyal alanlara, sabit artan bir taper açısına ve preparasyonu tamamlamak için fazla sayıda eğeye ihtiyaç duyan bir tasarıma sahiptir (30). Buna karşılık, ikinci nesil eğeler radyal alanlara sahip olmayan aktif kesici kenarlarla tasarlanmıştır ve tam bir preparasyon için daha az sayıda eğe gerekmektedir (30). Kesici kenar ile uzun eksen arasındaki açı azaltılarak vidalanma etkisi minimize edilmiş, pozitif kesme açısı ise bu eğelere yüksek kesme verimliliği kazandırmaktadır (30). Bu kategoride ProTaper, K3, Mtwo, EndoSequence eğe sistemleri ve yüzey defektlerini azaltarak mekanik özellikleri iyileştirmek amacıyla “electropolishing” adı verilen yüzey bitirme işlemi uygulanmış BioRace sistemi bulunmaktadır (32, 33). Çalışmalar, bzu yüzey bitirme işleminin üretim sırasında oluşan çatlakların ilerlemesini engellediğini, yüzey pürüzlülüğünü azalttığını ve döngüsel yorgunluğa karşı direnci artırdığını göstermektedir (34, 35).

2.4.3. Üçüncü nesil eğeler

NiTi metalürjisindeki gelişmeler, 3. jenerasyon olarak adlandırılan eğelerin üretimine olanak sağlamaktadır. Bu jenerasyonda NiTi eğelere termal işlem uygulamalarıyla NiTi alaşımlarının faz dönüşüm sıcaklıkları üzerinde düzenlemeler yapılmış ve böylece NTDES'nin kırılma direncinin artırılması çalışılmaktadır (36). 2007'den itibaren, NiTi alaşımlarının mikro yapısını iyileştirmek amacıyla çeşitli yeni termomekanik süreçler ve modern üretim teknolojileri tasarlanmaktadır (37). 2007 yılında, Nitinol alaşımlarına uygulanan çeşitli ısıl işlemler sonucunda M-Wire fazı tanımlanmaktadır. M-Wire alaşımı, geleneksel NiTi telinden üretilen endodontik aletlere kıyasla geliştirilmiş fiziksel ve mekanik özellikler sunarak, artırılmış esneklik ve döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç sağlamaktadır (38). M-Wire NiTi alaşımından üretilen döner endodontik eğe sistemi, ProFile T Serisi X eğeleri adıyla piyasaya sunulan ilk ticari ürün olarak tanıtılmaktadır. M-Wire fazını kullanan diğer sistemler arasında ProFile Vortex ve ProFile Vortex Blue (Dentsply Maillefer, İsviçre) bulunmaktadır. Ayrıca, M-

Wire alaşımından üretilen ProFile Vortex eğeleri, değişken heliks açısına sahip olarak tasarlanmaktadır. ProFile Vortex ve klasik ProFile eğeleri, apikal çap boyutu ve taper açısı yönünden benzerlik göstermelerine rağmen, enine kesit tasarımları bu iki sistem arasındaki en belirgin farkı oluşturmaktadır (30).

M-wire kullanılarak üretilen ve Şekil hafızası özelliğine sahip olan ProFile Vortex Blue eğeleri, klasik NiTi alaşımlarda mevcut olmayan mavi renk görünümünü sağlayan titanyum oksit kaplamalı bir yüzey ile tasarlanmaktadır (39, 40). Bu sert titanyum oksit kaplama, ProFile Vortex Blue'nun kesme verimliliğini, aşınma direncini, kırılmaya karşı dayanıklılığını ve esnekliğini artırarak ProFile Vortex'e kıyasla üstün performans göstermesini sağlamaktadır (41).

2008 yılında SybronEndo firması, paslanmaz elik K-tipi eğeler ve reamerların üretim yöntemlerine benzer bir teknikle, R fazında Őekillendirilen Twisted File (TF) eğelerini üretmektedir (25). R fazı alaşımdan üretilen NTDES sistemleri arasında Twisted File (TF) ve K3XF (SybronEndo, Orange CA, ABD) bulunmaktadır (25). K3 döner eğe sistemlerinin tasarımı, SybronEndo tarafından güncellenerek 2011 yılından itibaren K3XF adıyla piyasaya sunulmaktadır. K3 ve K3XF eğeleri Şekil olarak benzer olsalar da, K3XF eğelerine üretim sürecinde ısıl işlem uygulanmaktadır (42). Üretici firma, K3XF'nin nc radyal alana ve değişken açılara sahip olmasının, eğenin esnekliğini artırdığı ve döngüsel yorgunluğa karşı direncini yükselttiğini belirtmektedir. TF eğelerinin üretim sürecinde, alaşımların nanokristal yapısı değiştirilerek i stresler giderilmekte ve yüzey özelliklerini geliştirmek amacıyla deoksidasyon işlemi gerçekleştirilmektedir (30). 2010 yılında, esnek özellikleriyle dikkat çeken CM-Wire (Control Memory) adı verilen NiTi alaşımı piyasaya sürülmektedir. CM NiTi eğeleri, özel bir termomekanik işleme Şekil hafızası özelliği olmaksızın, materyalin hafızasını kontrol eden bir yapıda üretilmektedir. Bu zellikleri sayesinde, CM NiTi eğeleri son derece yüksek esneklik sunmaktadır (43)

CM Wire (DS Dental, Johnson City, TN), 2010 yılında endodontik kullanım için geliştirilen, esnekliğiyle ne çıkan yeni bir NiTi alaşımıdır. CM NiTi eğeleri, malzeme hafızasını kontrol eden ve eğelere yüksek düzeyde esneklik kazandıran özel bir termomekanik süreçle üretilmektedir. Bununla birlikte, diğer NiTi eğelerinde bulunan Şekil hafızası özelliği bu sistemde mevcut değildir. HyFlex ve TYPHOON CM cihazlarının her ikisi de CM Wire alaşımı kullanılarak üretilmektedir. Ticari olarak temin edilebilen SE Nİ-Tİ döner aletlerin büyük çoğunluğunun yaygın olarak kullanılan %54,5-57 Nİ ağırlık oranından daha düşük bir ağırlık yüzdesi nikel (%52 Nİ ağırlık) sergilemektedir. HyFlex aletleri üçgen kesitli bir tasarıma

sahiptir. 2011 yılında piyasaya sürülen TYP CM eğeleri üçgen kesitli ve 12 mm uzunluğunda kesme oluğuna sahiptir (30). Zhou ve ark. (25) gerçekleştirdiği bir çalışmada, CM NiTi tellerinin yapısal ve mekanik özellikleri incelenmiş ve CM-Wire eğelerin, geleneksel süper elastik eğelere kıyasla daha düşük nikel içeriğine sahip olduğu belirlenmektedir. CM-Wire kullanılarak üretilen döner ege sistemleri arasında Hyflex CM (Coltene-Whaledent, İsviçre) ve Typhoon CM (Clinician's Choice Dental Products, ABD) bulunmaktadır. 2011 yılında piyasaya sürülen bu eğeler, üçgen kesitli bir tasarıma sahiptir (30, 42).

2.4.4. Dördüncü nesil eğeler

4. jenerasyona kadar piyasada bulunan NiTi döner ege sistemi, kök kanal hazırlığı sırasında sürekli rotasyon hareketi ile çalışıyordu. Ancak son zamanlarda, resiprokal hareket, NiTi alaşımları ve tork kontrollü endodontik motorların geliştirilmesiyle popülerlik kazanmıştır (44). Resiprokasyon hareketi, 1958 yılından itibaren paslanmaz çelik eğelerle klinik uygulamalarda kullanılan, saat yönü ve saat yönünün tersine tekrarlayan ileri-geri hareket biçimi olarak tanımlanmaktadır. İlk resiprokal hareketle çalışan motorlar, saat yönünde ve tersinde 90°'lik eşit açılarla çalışırken, zamanla daha küçük ve farklı rotasyon açıları tercih edilmeye başlanmaktadır. Günümüzde, rotasyon hareketini 30°'lik açılarla gerçekleştiren M4 (SybronEndo, Orange CA, ABD), Endo-Eze AET (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ve Endo-Express (Essential Dental Systems, NJ, ABD) gibi resiprokal hareketle çalışan motorlar sistemleri kullanılmaktadır (30).

2008 yılında Yared, #25/0.08 ProTaper F2 egesini, saat yönünde 144° ve ters yönde 72° gibi eşit olmayan açılarla resiprokasyon hareketiyle kullanmıştır. Bu yaklaşım, tek ege sistemi ile alet kırılmalarını azaltmayı hedeflemiş ve aynı zamanda tek ege sistemlerinin geliştirilmesine öncülük etmektedir. Bununla birlikte, ProTaper F2 eğeleri bu tür bir kullanım için tasarlanmamaktadır (30). 2011 yılında, M-Wire teknolojisiyle üretilen ve resiprokal hareket prensibiyle çalışan Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğeleri, piyasada tek ege sistemi olarak sunulmaktadır (30, 45).

WaveOne, saat yönünde ve saat yönünün tersinde farklı büyüklükteki açılarla resiprokal hareket yaparak çalışan ve ikinci ile üçüncü jenerasyon ege tasarım özelliklerini bir araya getiren modern bir endodontik sistemdir. Ters yöndeki açısının saat yönündeki açının beş katı olması, ege'nin elastik sınırının aşılmasını önlemek için özel olarak

tasarlanmaktadır. Bu hareket mekaniği, her üç resiprokal döngüde bir eğenin tam 360° dönüş yapmasını sağlamaktadır. Bu yenilikçi tasarım, eğenin kök kanalı içerisinde daha rahat ilerlemesini, kesme performansını artırmasını ve kanal içindeki debrisin etkin bir şekilde dışarı taşınmasını mümkün kılmaktadır (47). WaveOne, tek ege sistemi ve tek kullanımlık bir enstrüman olarak tasarlanmaktadır.

Reciproc döner ege sistemleri, 11 mm'lik kısa bir şafta sahip olmasıyla diğer birçok enstrümandan ayrılır. Enine kesit tasarımı S şeklinde olup, saat yönünde ve saat yönünün tersinde farklı rotasyon açılarıyla çalışmaktadır. Bu açı farklılıkları, vidalama etkisini önleyerek enstrümanın kök kanallarında rahatça ilerlemesini sağlamaktadır (30).

Self-Adjusting File (SAF; ReDent-Nova, Raanana, İsrail), 1,5 veya 2,0 mm çapında, sıkıştırılabilen, duvarları ince ve sivri bir silindir şeklinde tasarlanmış, 120 µm kalınlıktaki NiTi kafeslerden oluşan yenilikçi bir ege sistemidir. SAF, ileri-geri hareket mekanizmasıyla çalışarak dakikada 3000 ila 5000 titreşim üretir. Bu süreçte, özel olarak tasarlanmış bir sulama cihazı (VATEA, ReDent-Nova), silikon bir tüp aracılığıyla eğeye bağlanır ve irriganın düşük hızda sürekli olarak akışını sağlamaktadır (46, 47).

2.4.5. Nesil eğeler

NiTi döner ege sistemlerinin 5. jenerasyonu, eğelerin enine kesitinde kütle ve rotasyon merkezinin asimetrik olarak konumlandırıldığı bir tasarım sunmaktadır. Bu yenilikçi yapı, eğelerin daha etkin kesim yapmasını ve kök kanallarında stabil bir şekilde ilerlemesini sağlamaktadır. Bu tasarımı kullanan döner ege sistemleri; Revo-S (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ve ProTaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) örnek olarak verilebilmektedir (48). Ayrıca, tek ege sistemi olarak geliştirilen OneShape (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ve TRUShape 3D Conforming eğeler (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) de bu "offset" (asimetrik) tasarım prensibini benimseyen 5. jenerasyon ege sistemleri arasında yer almaktadır (49).

Asimetrik tasarımı ile Revo-S eğeleri, yılanı bir hareket sağlayarak dentin penetrasyonunu kolaylaştırırken, vidalama etkisini minimuma indirerek ege üzerindeki torsiyonel streslerin azalmasına katkıda bulunmaktadır. ProTaper Next (PTN), üç temel özelliği bir arada sunan yenilikçi bir döner ege sistemidir: tek bir egede artan ve azalan taper açılarının bir arada bulunması, M-Wire alaşımı ile üretilmesi ve asimetrik "offset" tasarıma sahip olmaktadır. PTN eğelerindeki bu özellikler, Kök kanal şekillendirilmesi

sırasında dentin debrisinin yan duvarlara sıkışma veya kanal içinde birikme riski önemli ölçüde azaltılmaktadır. (30).

Rotasyon hareketi ile çalışan OneShape eğesi, eğe boyunca değişen yatay kesit tasarımına göstermektedir. Eğenin üç kesici kenardan oluşan bölümü, kök kanalının orijinal anatomisine uygun şekillendirme yapmaya olanak tanımaktadır. Koronal kısmında iki kesici kenara sahip olan tasarımı ise, optimal kesim performansı ve debrisin yukarı yönlü etkili bir şekilde taşınmasını sağlamak amacıyla geliştirilmektedir (30)

2016 yılında, FKG Dentaire firması, şekil hafızası ve süperelastik özellikleri bir arada sunan termomekanik işleme geliştirilmiş MaxWire isimli NiTi alaşımını tanıtmaktadır. Bu alaşım, oda sıcaklığında martensit fazında düz bir yapı sergilerken, vücut sıcaklığında austenit fazına geçiş yaparak kıvrımlı bir forma dönüşür ve kök kanal duvarlarına tam uyum sağlamaktadır. Bu dönüşüm, enstrümanların kök kanal anatomisindeki düzensizliklere adapte olmasına olanak tanır ve karmaşık kanal morfolojilerinin daha etkin bir şekilde şekillendirilmesini mümkün kılmaktadır. Bu yenilikçi teknolojiyi kullanan cihazlar arasında XP-endo Finisher, XP-endo Finisher R ve XP-endo Shaper bulunmaktadır. (30, 50).

2.5. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Eğe Sistemleri

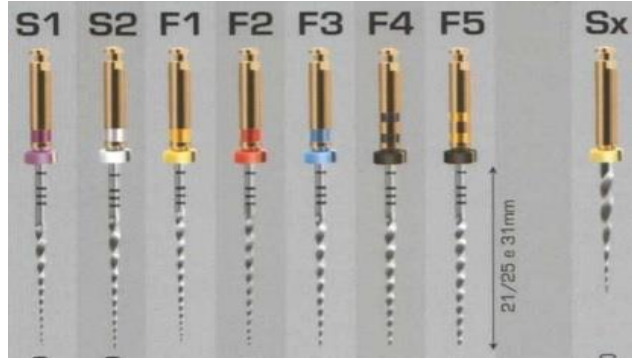
2.5.1. Protaper universal

ProTaper, Dentsply tarafından geliştirilmiş ve Dr. Clifford Ruddle, Dr. John West ile Dr. Pierre Machtou'nun tasarımını yaptığı yenilikçi bir NiTi döner eğe sistemidir. Sistem, farklı aşamalarda kullanılan çeşitli eğelerden oluşmaktadır:

Şekillendirme Eğeleri: SX, S1 ve S2, kanalın genişletilmesi ve şekillendirilmesi için kullanılmaktadır.

Bitirme Eğeleri: F1, F2, F3, F4 ve F5, apikal şekillendirme ve bitirme işlemleri için tasarlanmaktadır.

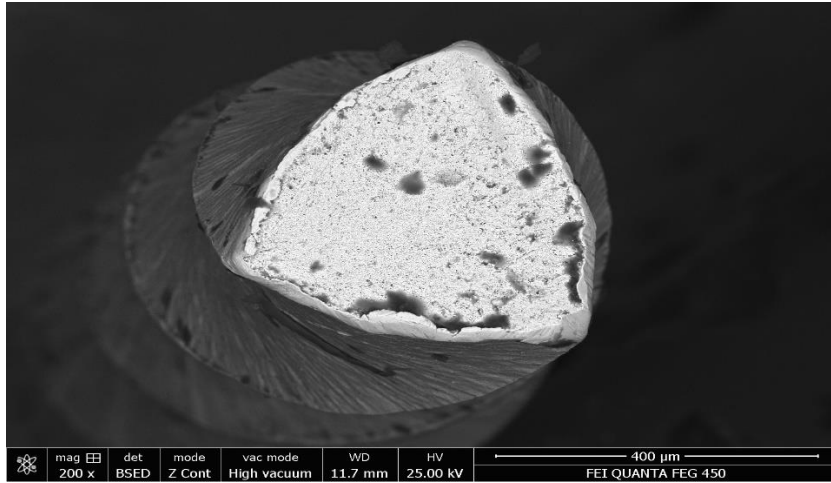
Retreatment Eğeleri: D1, D2 ve D3, yeniden kök kanal tedavisi sırasında kullanılmak üzere geliştirilmektedir. ProTaper eğeleri, genellikle crown-down yöntemi ile genişletme yapmak için kullanılmaktadır (Şekil-5). Bu eğeler, 21, 25 ve 31 mm olmak üzere üç farklı uzunluk seçeneğiyle üretilmekte olup, işlemler genellikle 250-350 devir/dakika hızında çalışan endodontik motorlar kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Bu özellikleriyle ProTaper sistemi, etkili ve güvenli bir kanal preparasyonu sağlamaktadır (51).



Şekil 3. ProTaper Universal eğeler (51)

ProTaper döner eğe sisteminin özelliği, değişen uç çapları ve kesim yapılan alan boyunca farklı taper oranlarıdır. Bu değişken taperlar, dentinde daha az temas alanı oluşturarak aletteki stres birikimini azaltır ve kesme etkinliğini artırmaktadır (31, 52).

Kesildiğinde enine kesit, konveks üçgen şeklinde bir yapıya sahiptir (Resim-4). Bu sistem, preparasyon sırasında kesici yüzey ile dentin duvarı arasındaki temas alanını minimuma indirerek sürtünmeyi azaltmayı sağlamaktadır. Bu sayede, aletin kesme verimliliği artarken, sürtünmeye bağlı oluşan gerilme kuvvetleri de önemli ölçüde azaltılmaktadır (53).



Şekil 4. ProTaper Universal eğelerinin enine kesiti, üçgen formu,

ProTaper Universal eğeleri, farklı heliks açıları ve sabit vidalama adımıyla dikkat çekmektedir. Bu özellikler, eğenin yivlerinde biriken kalıntıların kanal dışına atılmasını kolaylaştırırken, aynı zamanda eğenin kanal içinde sıkışmasını veya kanal duvarına yapışmasını önlemektedir (54).

ProTaper Universal eğeleri, aktif kesim özelliği ve radyal destek alanı bulunmayan özel bir tasarımla tasarlanmaktadır. Bu tasarım, eğenin kanalın merkezinde kalmasını sağlarken aynı zamanda dentin içinde sıkışmasını engellemektedir. Yüksek kesme etkinliği ve radyal alanın olmaması, kök dentininde preparasyon sırasında mikro çatlak oluşma riskini artırabilmektedir (55).

Sistemin ilk eğesi olan SX, koronal genişletme işlemi için tasarlanmış bir yardımcı şekillendirme eğesidir. Bu eğe, sonraki eğelerin kök kanalı içerisinde kökün apikal üçlüsüne ulaşmasını kolaylaştırmak için tercih edilmektedir. SX eğesinin aktif çalışma uzunluğu 14 mm, toplam uzunluğu ise 19 mm'dir. Uç kısmında, D0'da çapı 0,19 mm iken, D14'te bu çap 1,190 mm'ye ulaşır. D6, D7, D8 ve D9 seviyelerindeki çaplar sırasıyla 0,50 mm, 0,70 mm, 0,90 mm ve 1,10 mm'dir. Bu eğenin taper oranları aynı seviyelerde sırasıyla %11, %14,5, %17 ve %19'dur. SX'in konikliği D0'da %3,5 olarak başlayıp, D9 seviyesine ilerledikçe hızla artarak %19 oranına ulaşmaktadır. Bu tasarım, eğenin koronal genişletme sırasında yüksek verimlilik sağlamasını mümkün kılmaktadır. ProTaper sistemindeki eğeler arasında, koniklik oranında en büyük artışı SX eğesi göstermektedir. Bu tasarım, eğenin kanal genişletme ve şekillendirme işleminin hızlı ve verimli bir şekilde tamamlanmasını mümkün kılmaktadır. Bu eğe, Gates-Glidden frezlerinin yerine geçecek şekilde tasarlanmaktadır. SX eğesinin üzerinde bir tanımlayıcı halka bulunmamaktadır. Şekillendirme eğelerinden S1, mor renkte bir halka ile, S2 ise beyaz renkte bir halka ile tanımlanmaktadır. S1 eğesi artan bir taper oranına sahip olsa da, bu artış SX kadar belirgin değildir. S1'in uç çapı 0,185 mm, S2'nin ise 0,2 mm'dir. S1, kanalın koronal üçlüsünü genişletmek için tasarlanırken, S2 kanalın orta üçlüsünü genişletme amacı taşımaktadır. Her iki eğe de yarı aktif uç tasarımı ile dikkat çeker ve bu özellik, kanal boyunca güvenli ve kontrollü bir şekilde ilerlemelerini sağlamaktadır (56).

F1, F2 ve F3 bitirme eğeleri, sırasıyla sarı, kırmızı ve mavi halkalarla tanımlanır ve kanal preparasyonunun tamamlanması için kullanılmaktadır. Bu eğeler, sırasıyla 0,20 mm, 0,25 mm ve 0,30 mm uç çaplarına sahip olup, taper oranları %7, %8 ve %9 olarak tasarlanmaktadır. Bu özellikleri, farklı kanal boyutlarına uygun hassas bir şekillendirme ve bitirme işlemi sağlamaktadır. Bu bitirme eğeleri, uç bölgelerinde (D0-D3 aralığında) sabit bir koniklik oranına sahiptir. D3 noktasından sonra koniklik oranının azalması, koronal bölgedeki gereksiz dentin kaybını önlerken, aynı zamanda eğenin esnekliğini artırır. Bunun yanı sıra, eğeler kesici olmayan uç tasarımına sahip olup, kök kanalında güvenli ve kontrollü ilerleme sağlamaktadır (57). Bitirme eğeleri, öncelikli olarak kanalın apikal bölgesini şekillendirmekle birlikte, aynı zamanda orta üçlüyü genişletmek için de

kullanılmaktadır. Kök kanalının şekillendirilmesinde kullanılacak eğe, kanalın genişliğine bağlı olarak seçilmektedir. Daha geniş kanalların preparasyonu için ise F4 ve F5 bitirme eğeleri geliştirilmiş olup, bu eğeler daha büyük çaplı kanalların etkili bir şekilde şekillendirilmektedir (57).

2.5.2. G-Super gold

G-Super Gold Döner Eğeler, diş kliniklerinde endo motor kullanılarak kök kanalı tedavisinde kullanılan aletlerdir. Bu eğeler, çeşitli koniklikte tasarımlar ve en yeni altın ısı işlem teknolojisi ile üretilmektedir. Özellikleri arasında altın ısı aktivasyon teknolojisi sayesinde daha esnek ve güvenli olmaları bulunur. Çeşitli konik tasarımlar, artıkları daha kolay dışarı çıkarmayı ve dentini maksimum düzeyde korumayı sağlamaktadır.

Özellikler

- **Altın Isı Aktivasyon Teknolojisi:** Eğelere daha fazla esneklik ve güvenlik kazandırır.
- **Çeşitli Konik Tasarım:** Artıkları dışarı çıkarmayı kolaylaştırır ve dentini en üst düzeyde korumaktadır.

Tablo 1. G-Super Gold eğesine ait boyut, uzunluk ve renk verileri.

Boyut	Uzunluk	Renk
SX	19 mm	Turuncu
S1	21/25 mm	Mor
S2	21/25 mm	Beyaz
F1	21/25 mm	Sarı
F2	21/25 mm	Kırmızı
F3	21/25 mm	Mavi
SX-F3	21/25 mm	Karışık



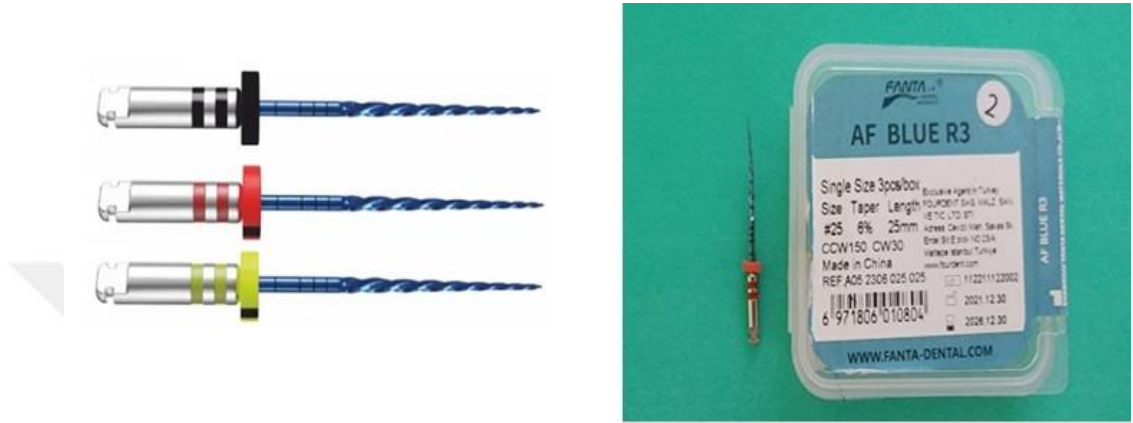
Şekil 5. G-Super Gold döner eğe sistemi

2.5.3. Fanta AF blue R3 eğe

Fanta AF Blue R3 egesi, M-Wire teknolojisiyle üretilmiş olup, bu sayede esnekliği artırılarak kesme direnci iyileştirilmektedir. Resiprokal hareket prensibiyle çalışan bu tek eğe sistemi, saat yönünün tersine 150° ve saat yönüne 30° hareket ederek optimum performans sunmaktadır. Bu hareket deseni, 360° saat yönü tersine kullanıldığında mükemmel debris uzaklaştırma yeteneği sunmaktadır. Bunun yanı sıra, kare kesitli yapısı ve yukarı yönlü yiv tasarımı, döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç göstermesine olanak tanımaktadır. Eğe, esnekliğini artırırken kesme verimliliğini de korur. Döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençlidir. Tüm AF BLUE RESIPROC R3 eğeler kare kesitli olup, yiv kesitleri yukarı doğru tasarlanmıştır. Eğeler, 25 mm uzunluğunda ve 6 açılı sistemine sahiptir. Fanta AF Blue R3 eğeleri, farklı boyut ve renk kodlarıyla sınıflandırılır. Her biri belirli bir kanal genişliği ve uzunluğu için tasarlanmaktadır. Bu çeşitlilik, farklı kanal anatomilerine uyum sağlamayı kolaylaştırır ve etkin bir preparasyon süreci sunar. Renk kodları, eğerlerin çap ve taper oranlarına göre hızlı ve doğru seçim yapılmasını sağlamaktadır. Aşağıda bu eğerlerin detayları Tablo halinde sunulmaktadır.

Tablo 2. Fanta AF Blue eğesine ait boyut, uzunluk ve renk verileri

Boyut	Uzunluk	Renk
20/06	25 mm	Sarı
25/06	25 mm	Kırmızı
40/06	25 mm	Siyah



Şekil 6. Fanta AF Blue döner eğe sistemi

2.5.4. G-One blue eğe

G-One Blue File, kök kanal tedavilerinde kullanılan bir nikel-titanyum (NiTi) döner eğe sistemidir. Bu eğe, kanal preparasyonu sürecinde kullanılan bir alet olup, endodontik tedaviye yardımcı olmak amacıyla tasarlanmaktadır. G-One Blue eğe, nikel-titanyum alaşımından üretilmiş ve özgü bir tasarımla geliştirilmektedir. Eğenin üzerinde bulunan kesici uçlar, kök kanalını etkili bir şekilde şekillendirmeye yardımcı olmaktadır. S şeklindeki kesit, her türlü kök kanalına kolaylıkla ulaşabilmektedir. Mavi ısı aktivasyon teknolojisi, daha güvenli ve esnek çalışma imkanı sunmaktadır. Ayrıca, daha iyi kesme verimliliğine sahip çeşitli konik tasarım, doğru sap boyutu ile tüm endo motorlara iyi uyum sağlamaktadır. İleri geri hareketle çalışmak, gerilimden kaynaklanan döngüsel yorgunluk riskini azaltmaktadır.

G-One Blue File Özellikleri

- **Malzeme:** Nİ-Tİ alaşımı
- **Kesici Uçlar:** Kök kanalını etkili şekilde şekillendirme
- **S Kesiti:** Her türlü kök kanalına ulaşabilme

- **Mavi Isı Aktivasyon Teknolojisi:** Daha güvenli ve esnek çalışma
- **Çeşitli Konik Tasarım:** Daha iyi kesme verimliliği
- **Doğru Sap Boyutu:** Tüm endo motorlara uyum sağlar
- **İleri Geri Hareket:** Döngüsel yorgunluk riskini azaltma.

Aşağıda bu eğelerin detayları Tablo 3’de sunulmuştur:

Tablo 3. G- One Blue eğelerine ait boyut, uzunluk ve renk verileri

Boyut	Uzunluk	Renk
25/08	21/25 mm	Kırmızı
40/06	21/25 mm	Siyah
50/05	21/25 mm	Sarı



Şekil 7. G- One Blue eğe sistemi

2.6. NiTi Eğelerde Oluşan Kırılmalar

Kök kanalında kullanılan döner nikel-titanyum aletlerin kırılma riski, endodontik işlemlerde tedavi başarısını etkileyen önemli bir komplikasyon olarak görülmektedir. Kırılmalar genellikle kanalın apikal üçte gerçekleşmektedir ve kalan parçalar, özellikle dar kanallarda, çıkarılması zor bir hal almaktadır (58-60). Kanal içinde kalan bu parçalar, kök kanal sisteminin temizlenmesini, şekillendirilmesini ve etkili bir şekilde sızdırmazlık sağlanmasını engelleyerek tedavi başarısını tehlikeye atabilmektedir (61, 62).

Döner aletlerin üreticileri, kullanıcıyı kırılmadan önce uyarabilecek kusurlar açısından sürekli olarak kontrol edilmelerini önermektedir. Bununla birlikte, döner nikel-titanyum aletlerin önceden herhangi bir kalıcı, gözle görülür kusur veya deformasyon olmaksızın herhangi bir ön belirti vermeden kırılma ihtimali konusundaki endişeler sürmektedir. Ayrıca, çelik aletlerin aksine, nikel-titanyum aletlerde metal yorgunluğunun erken belirtileri genellikle gözle tespit edilememektedir. Bu sebeple, her ne kadar görünür muayene tavsiye edilse de, kırılmayı önlemek amacıyla nikel-titanyum aletlerin değerlendirilmesinde ideal bir yol gibi görünmemektedir (63).

Döner aletlerin kırılması iki farklı şekilde gerçekleşir Torsiyonel yorulma nedeniyle veya döngüsel yorulma nedeniyle (60). Torsiyonel kırılma, el aletinin dönme hareketine devam ettiği sırada, aletin ucu veya bir kısmının kök kanalında sıkışması sonucu oluşmaktadır. Bu durum meydana geldiğinde ve metalin elastiklik sınırı aşıldığında aletin kırılması kaçınılmaz hale gelmektedir. Bu tip kırık, enstrümantasyon sırasında aşırı apikal kuvvet uygulanmasıyla ilişkilendirilmektedir (64).

Eğilme nedeniyle yorulmaya bağlı kırılma, metal yorgunluğu nedeniyle oluşur. Alet kanala bağlanmaz, ancak maksimum bükülme noktasında kırılma meydana gelene kadar serbestçe döner (64). Özellikle kavisli kanallarda kullanıldıklarında, alet üzerindeki stres daha da artar ve torsiyonel kırılma riski yükselmektedir. Bu durum, kavisli kanalların aletin üzerinde düzensiz bir yük oluşturmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. (65)

Tork, enstrümanların kırılma sıklığını etkileyebilecek başka bir parametredir. Yüksek bir tork üreten motor kullanıldığında, enstrümanın kırılma noktasını aşmak mümkün olabilmektedir. Potansiyel bir çözüm, her döner enstrüman için maksimum izin verilen tork sınırı içinde çalışacak düşük torklu bir endodontik motor kullanmaktır. Düşük torklu motorlar, enstrümanın motordan üretilen tork seviyelerine dayanması gerektiğinde dönmeyi durdurur ve ardından ters yönde dönmeye başlar, böylece kırılmayı önlemektedir (66).

2.6.1. Alet kırılmasına katkıda bulunan faktörler

2.6.1.1. Alet boyutu ve kesit şekli

Kesit şekli, eğenin büyüklüğünü ve eğe ile dentin duvarları arasındaki temas alanını ve ayrıca kesme verimliliğini belirlemektedir. Eğenin dentin duvarlarıyla temas eden yüzey alanının artması, kesilen dentin miktarında orantılı bir artışa neden olmaktadır. Sonuç olarak daha fazla sürtünme olur ve yorulmuş bir eğenin ömrü kısalmaktadır (67). İki tip endodontik eğe kesiti bulunmaktadır. Aktif aletlerde aktif kesici bıçaklar bulunurken, pasif aletlerde kesici kenar ile oluk arasında radyal bir alan bulunmaktadır. Radyal alan tüm yüzeyi boyunca kanal duvarına temas etmektedir (68). Genel olarak aktif aletler daha etkili ve agresif kesim yapmaktadır. Pasif aletler, gerçek bir kesme işlemi gerçekleştirmek yerine genellikle dentin üzerinde kazıma veya parlatma etkisi yaratmaktadır (69).

Döner eğenin boyutu, kaç kez kullanılması gerektiğini belirlemek. Eğenin çapı arttıkça, gevşemek veya kırılmak için gereken kuvvet de artmaktadır (70). Bununla birlikte, birçok kez kullanılan klinik olarak büyük aletler büyük bir özenle tekrar kullanılmalı veya atılmaktadır. Eşkenar dörtgen enine kesit tasarımına sahip aletlerin, kare kesitli olanlara göre eğilme kuvvetine karşı daha düşük direnç gösterdiği belirtilmiştir. Bu durum, kesit tasarımının aletin esnekliği ve yapısal dayanıklılığı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymaktadır (71). Ayrıca, S şeklindeki eğeler ve H tipi kesit tasarımları, üçgen kesitli eğelere kıyasla başarısızlığa karşı daha düşük direnç göstermektedir. Bu durum esneklik ve toplu bakış açısıyla açıklansa da bazı kesit şekilleri diğerlerinden daha büyük temas alanlarına sahip olduğundan temas yüzeyi özellikle klinik vakalarda dikkate alınmaktadır. Klinik olarak, eğenin konikliği arttıkça dentinle temas yüzeyi genişler ve bu durum kırılmaya karşı direncin azalmasına neden olmaktadır. Kesitin iç çekirdeğinin alanı arttıkça modelin torca daha dayanıklı olduğu gösterilmektedir (72, 73).

2.6.1.2. Kök kanal anatomisi

Kök kanal morfolojisinin karmaşıklığı arttıkça, endodontik aletlerin kırılma riskinin de yükseldiği genel bir kabul görmektedir. Azı dişlerinde daha yüksek endodontik aletlerin kırılması prevalansı bildirilmişti, özellikle mandibular azı

dişlerinin mesial köklerinde (74, 75). Ayrıca, kanalın apikal birinde riski, koronal ve orta üçte birlik kısımlara göre daha yüksektir. Eğrilik arttıkça eğeler daha fazla yorulur ve çoğu eğimli kanal dar olduğu için dentin duvarları ile temas yüzeyi daha fazladır. Klinik uygulamalarda, bir aletin metal yorgunluğu, eğimli bir kök kanalında maruz kaldığı bükülme derecesi ile doğrudan ilişkilendirilebilmektedir. Kanalların eğriliği belirgin olduğunda, aletin döngüsel yorgunluğu daha fazladır ve bu nedenle yaşam beklentisi daha düşüktür (65).

Açı ve eğrilik yarıçapı parametreleri, iki kanal aynı eğrilik açısına sahip olsalar bile farklı eğrilik yarıçaplarına sahip olacak şekilde bağımsızdır, bu da bazı eğrilerin diğerlerinden daha keskin olduğunu göstermektedir (76). Bu nedenle, kanal eğriliğinin yarıçapı, eğrilik açısının kendisinden daha önemlidir. Eğrilik yarıçapı azaldıkça ege ayrılma oranının arttığı bildirilmektedir (77). Kök kanal anatomisiyle ilgili faktörler birçok değişkenin etkisi göz önüne alındığında, eğrilik yarıçapının döner ege başarısızlığında in önemli etkenlerden biri olduğu kabul edilmektedir. Dar eğrilik yarıçapları, aletin üzerinde daha fazla stres oluşturarak kırılma riskini artırabilmektedir (78).

2.6.1.3. Enstrümantasyon tekniği

İlk çalışmalar, daha küçük aletlerin (15 ve 20 boyutlu) klinik veya simüle edilmiş kullanımda muhtemelen nispeten küçük kesit üzerindeki stresin bir sonucu olarak kolayca bozulmaya eğilimli olduğunu göstermektedir; bu nedenle bunların tek kullanımlık, tek kullanımlık aletler olarak değerlendirilmesi tavsiye etmektedir (79, 80). Daha küçük aletlerin kırılmaya yatkınlığı, muhtemelen aletin ve kök kanalının nispi boyutundan kaynaklanmaktadır. Kanalın çalışma uzunluğunda 15 veya 20 boyuta önceden genişletilmesi, alette oluşan burulma gerilimini azaltacak ve dolayısıyla aletin kırılma olasılığını azaltmaktadır (64, 81).

Apikal preparasyondan önce kanalın koronal kısmının genişletilmesinin, enstrüman kırığı insidansını da azaltacağı gösterilmektedir. NiTi motor eğeleri kullanılmadan önce çalışma uzunluğunda tercihen 20 (minimum 15) boyutunda desteklemektedir. Alet üzerine uygulanan tork miktarının sınırlandırılması, kesme kırılmalarına karşı bir koruma mekanizması sağlayabilmektedir. Bu sınırlandırma, aletin üzerinde oluşan aşırı mekanik stresin azaltılmasına yardımcı olarak kırılma riskini düşürmektedir (68, 77). Eğimli kök kanallarında dönme ve bükülme etkisiyle

oluşan yorgunluk kaynaklı başarısızlık, özellikle yüksek hızda çalışan döner aletlerde hala ciddi bir sorun olarak devam etmektedir. Bir gagalama hareketini dahil etmek genellikle yorulma ömrünü uzatıyor gibi görünmektedir, çünkü döngüsel yük sadece belirli bir yerde hareket etmek yerine aletin bir uzunluğuna yayılmaktadır (82, 83). Bu tür gagalama hareketi, genellikle 'fırçalama hareketi' olarak adlandırılır ve çoğu durumda aletin yorulma direnci üzerinde belirgin bir etki yaratmıyor gibi görünmektedir, ancak nispeten büyük boyutlu eğeler (MTwo, boyut 25, 0,06 koniklik) (bu sistemdeki diğer küçük araçların yanı sıra) olumsuz etkilenmiş gibi görünmektedir (84). Klinik olarak bir el aletinde veya elle kullanılan NiTi eğelerin benzer bir kırılma oranına sahip olduğu ancak kırılma mekanizmasında bir fark olduğu ve manuel olarak çalıştırılan aletlerin motorla karşılaştırıldığında kesme nedeniyle kırılma olasılığının daha yüksek olduğu bildirilmektedir (85).

Bir enstrümanın tekrar kullanılması potansiyel olarak daha yüksek bir kırılma riski taşımaktadır. Bir aletin metal yorgunluğuna karşı dayanıklılığı, Herhangi bir belirgin hasar belirtisi göstermeksizin, tekrar eden klinik kullanımlar sonucunda zayıflayabilmektedir (86-88). Bunun tersi de doğrudur. NiTi eğelerin simüle edilmiş ön kullanımı (dönme bükme yoluyla), gerekli torkun yanı sıra dönüş açısını da nihai kesme kırılmasına kadar azaltacaktır (89, 90). Bu nedenle, tüm NiTi motor eğelerinin tek kullanımlık aletler olarak ele alınmasına yönelik bir öneri mevcuttur. Aletler kırılmalara karşı bağışık olmasa da, tek hastada kullanılması, kullanımda olan bir döner aletin kırılmasını önlemek için olumlu bir hamle olabilmektedir. Ek bir avantaj, çapraz enfeksiyon kontrolünün kolaylaştırılmaktadır. Döner bir aletin manuel olarak çalıştırılması yerine motor yardımıyla kullanılması, kırılma olasılığını doğrudan etkilemiyor gibi görünse de, kırılmanın meydana gelme biçimi üzerinde önemli bir etki yaratabileceği düşünülmektedir (85).

2.6.1.4. Tork kontrollü motorların kullanımı

Genel olarak, bir aletin çapı ne kadar küçükse, aletin burulma mukavemeti o kadar düşük olur, ancak dönme açısı veya kırılmaya kadar olan bükülme açısı aletin boyutuyla orantılı olmayabilmektedir (91). Farklı alet markaları, muhtemelen kesit şekli ve alanındaki farklılıktan dolayı eşit olmayan bir torsiyonel mukavemeti göstermektedir (92). Bu nedenle, uygulanan tork malzemenin nihai mukavemetinin altında sınırlıysa, aletin burulma (kesme) başarısızlığı önlemek mümkündür.

Devresine sahip olan ve el aletine verilen maksimum torku sınırlayan 'tork kontrollü' motor olarak adlandırılan bir tür elektrik motorunun piyasaya sürülmesine yol açmaktadır (66). Önceden ayarlanmış tork (üretici tarafından çeşitli boyutlar ve motor eğeleri için motorun devresine önceden programlanmış) elde edildiğinde, motor ya durur ya da cihazda aşırı stres birikmesini önlemek için otomatik olarak geri vitese ayarlanmaktadır. Bu tür tork kontrollü bir motorun kullanılmasının, özellikle erişimi sınırlı kanallarda çalışan deneyimsiz bir kullanıcı için, alet kırılma oranını azalttığı kanıtlanmaktadır. (93, 94). Genellikle daha az miktarda kırılmaya neden olacak deneyimli kullanıcılar, cihaz üzerindeki bu tür bir kontrolden fazla yararlanmayabilmektedir. Bununla birlikte, otomatik ters fonksiyonun sık sık devreye girmesi, malzemenin torsiyonel yorgunluğu riski taşımaktadır (95, 96).

2.6.1.5. Dönme hızı

NiTi aletlerinin yorulma kırığı oluşumu üzerindeki etkisiyle ilgili olarak, dönme hızına dair çeşitli görüşler mevcuttur. Bazı araştırmalar, örneğin LightSpeed cihazlarının paralel şaftı üzerine yapılan bir çalışma, 750 ile 2000 rpm arasındaki dönme hızlarının yorulma kırığı oluşumu üzerinde belirgin bir etkisinin bulunmadığını ifade etmektedir (65). Diğerleri, en uzun yorulma ömrünün eğelerde olduğunu göstermiştir (ProFile'in yivli kısmı için; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) 200 veya 350 rpm hızlarına kıyasla 100 rpm'de döndürülmüştür (97) ve bu eğe kırılması ve deformasyonunun daha düşük bir dönüş hızında meydana gelme olasılığı daha düşüktür (98, 99). Başka bir çalışma, daha yüksek dönme hızlarında daha az miktarda deformasyon bildirmektedir (100). Bununla birlikte, bu çalışma, büyük kökleri numuneden hariç tuttu ve kanalın ön genişlemesi yapılmadı (kanal uzunluğunu ölçmek için 10 K boyutu dışında). Sonuç (daha yüksek miktarda deformasyon gösteren) daha büyük bir sürtünme yükü ile açıklanmaktadır.

İki yüzey arasındaki sürtünme katsayısı yüzeylerin hareket halindeki bağlı hızına bağlı olduğundan, hareketli yüzeyin hızı arttıkça sürtünme katsayısı azalır (101). Dolayısıyla daha yavaş hareket eden yüzeyin daha düşük burulma direncine maruz kaldığını gösterir. Yorulma kırılması için, gerilme veya gerinim genliği ile ilgili olduğundan ve başarısızlıktan önceki yük döngülerinin sayısı olarak ifade edildiğinden, dönme hızı, diğer faktörler çalışmadıkça yorulma davranışını etkilememektedir (102, 103). NiTi aletlerinin yorulma ömrünün sıcaklığın etkisiyle

azaldığı bilinmektedir. Ortam veya lokal sıcaklığın yükselmesi, aletin metal yorgunluğuna olan direncini düşürerek kullanım ömrünü kısaltmaktadır. Döngüsel yükün daha düşük bir frekansı durumunda, stres kaynaklı dönüşümün gizli ısısı daha düşük bir oranda geliştirilecek ve çevreye ısı dağılımı için zaman olacaktır, bu da NiTi cihazlarının daha uzun bir ömrü açıklamaktadır (104, 105).

2.6.1.6. Kullanım sayısı

Kırık oluşumuyla ilgili kullanım sayısı üzerine yapılan araştırmalarda hala ortak bir görüşe ulaşılamamaktadır. Çok faktörlü bir klinik problem olduğundan, bir eğe ile kaç vaka ve hatta kanal hazırlanabileceğini kimse bekleyemez ve tavsiye etmemektedir (106). 15 Küçük el aletlerinin ikiden fazla kullanılmaması önerilmektedir. Bununla birlikte, en küçük aletler bile, özellikle gözle görülür bozulmanın olduğu yerlerde, kırılma korkusu olmadan birçok kez kullanılamamaktadır (107). Yared *ve ark.* Profile aletlerinin simüle edilmiş kanallarda kırılmadan on defaya kadar kullanılabilmesini bulmaktadır (108). Simüle edilmiş kanallarda kullanım sıklığının çekilen dişlere göre farklı olduğu açıktır. Yapılan bir klinik çalışma, ProTaper döner eğelerin en az dört kez güvenli bir şekilde yeniden kullanılabilmesini göstermektedir (69). Bununla birlikte, klinik olarak belirli sayıda kullanım önermek hala çok zordur. Bireysel kanallar anatomik olarak aynı değildir ve eğe kırılmasını etkileyen diğer tüm faktörler vardır. Bir aletin kırılma zamanını öngörmek oldukça zordur. Sonuç olarak, mutlak güvenlik için tek kullanım tavsiye etmektedir (109).

2.6.1.7. Sterilizasyonun etkisi

NiTi aletlerin yorgunluk ömrü üzerinde buhar sterilizasyonunun etkisi incelenmiş ve belirgin bir etki tespit edilememektedir (110). Diğer çalışmalar da bir otoklavda uygulanan sterilizasyon döngülerinin, aletlerin mekanik özelliklerini olumsuz etkilemediğini göstermektedir (111-113). Ancak, de Melo *ve ark.* (114), beş döngü kuru ısı sterilizasyonu uygulandıktan sonra (1 saat boyunca 170°C ve ardından 1 saat boyunca fırında yavaş soğutma) NiTi cihazlarının yorgunluk ömründe iyileşme gözlemlenmiş ve bunu sterilizasyon işlemi sonrası malzemedeki mikro sertlikteki artışa bağlamaktadır. Yüksek sıcaklıkta (170°C) uzun süre (1 saat, ardından yavaş soğutma)

yapılan bu işlem, üretim sürecinden kaynaklanan martensitin azalmasına yardımcı olabilir, bu da sertlikteki artışı kısmen açıklayabilmektedir (115).

Malzemenin (alt) yüzey mikro yapısı, yorulma davranışı lehine sterilizasyon işlemi ile de değiştirilebilmektedir (112). Tekrarlanan otoklav sterilizasyonu sonrasında, daha düşük ısılarda ve kısa süreli uygulamalar nedeniyle sertlikte aynı düzeyde bir artış gözlemlenmemektedir. Son dönemlerde gerçekleştirilen bir çalışma., bir NiTi eğesinin ısıl işleminin (0,5 saat boyunca 430 °C'ye kadar) yorulma direncini artırdığını göstermektedir (116). Bu sıcaklık aralığı, aslında, endüstrideki süper elastik özelliğini optimize etmek için tipik olarak nikel açısından zengin bir NiTi alaşımının (endodontik NiTi motor eğeleri genellikle %50.8 atomik Ni içeren alaşımdan yapılır) yaşlandırma işlemi için kullanılmaktadır. Bir üretici, ürününün yorulma direncini artırmak için ısıl işlem ilkesini benimsemiş gibi görünse de klinik ortamda gerekli sıcaklığa ulaşılması pek olası değildir. Bu nedenle, sterilizasyondan sonra, özellikle bir otoklavın kullanıldığı durumlarda, NiTi eğelerinin özellikleri üzerinde çok az zararlı etki beklenmektedir (117).

2.7. Kırılma Çeşitlerine Göre Test Düzenekleri

2.7.1. Torsiyonel yorgunluk

Torsiyonel yorgunluk, materyalin yapısını bozan kuvvetin süre gözetmeksizin belirlenmesi sürecidir (118). Klinik bir örnek üzerinden düşünersek, bir endodontik alet apikal bölgede takılı kaldığında ve endo motor yüksek tork ile çalıştığında, bu durumda meydana gelen kuvvet torsiyonel kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Torsiyonel yorgunluk, şekillendirme işlemi sırasında oluşan torkun, eğeyi burkulumaya zorlaması ve bu süreçte eğenin elastik limitlerinin aşılması durumudur (119). Bu kuvvet, malzemenin nihai gerilme dayanımını aştığında kırılmalar oluşmaktadır. Akma dayanımı noktasının üzerinde bir kuvvet uygulandığında, plastik deformasyon ve sonuç olarak kırılma (separasyon) oluşabilmektedir (120). Bu nedenle, torsiyonel kuvvetlere maruz kalan bir NiTi eğesi, döngüsel yorgunluğa oranla daha belirgin yapısal deformasyonlar gösterebilmektedir (121).

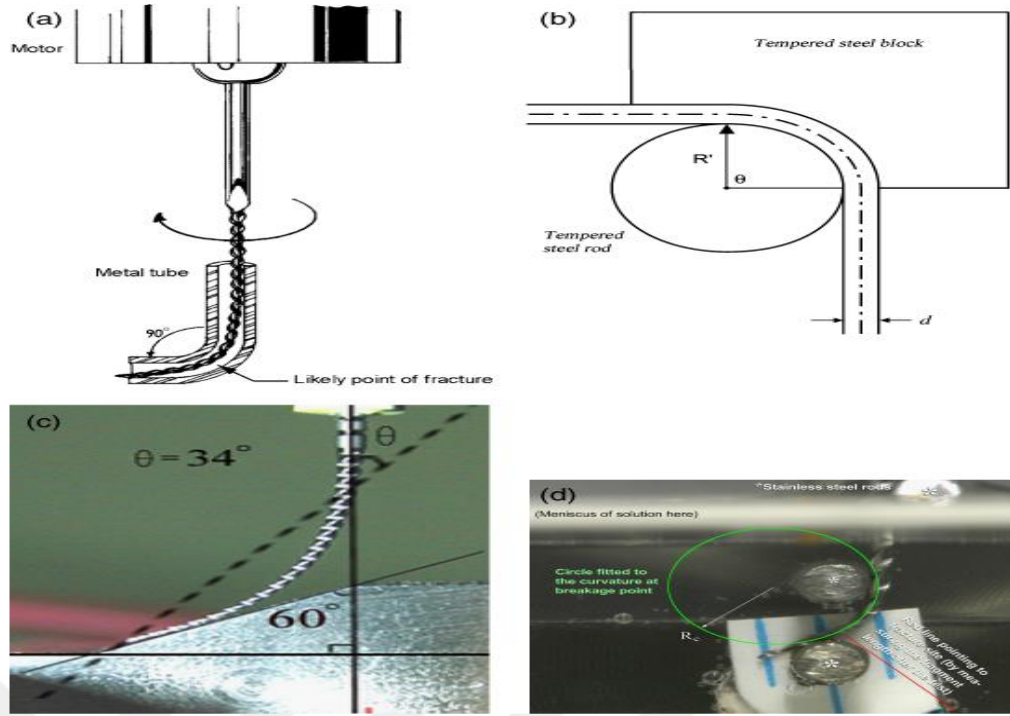
2.7.2. Döngüsel yorgunluk

Döngüsel yorgunluk' terimi, Messer'in grubu tarafından yapılan açıklamadan sonra, NiTi aletlerinin eğimli bir kanalda sürekli rotasyon sonucu kırılmasını tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır (122). Eğrilik nedeniyle dönen bir alet, yüzeyinde zıt yönlerde (eşit büyüklükte gerilim ve sıkıştırma) döngüsel bir yüklemeye, yani sinüs fonksiyonu şeklinde, maruz kalmaktadır. Klinik olarak kırılan NiTi motor eğerlerinin yaklaşık %44-91'inin kırılma nedeni, döngüsel yüklemeye bağlı olan bu tür rotasyonel eğilme olarak belirtilmektedir (123, 124). Çoğu kök kanalı belirli bir eğime sahip olduğundan, döngüsel kırılmalara karşı duyarsız döner eğerler kullanmak büyük bir avantaj sunmaktadır (124).

Bu durum son birkaç yılda endodontide çeşitli NiTi motor eğe markalarının "döngüsel direnci" olarak adlandırılan raporların sayısında artışa yol açmaktadır. Döngüsel kırılması meydana gelmeden önce ne kadar süre (zaman veya devir sayısı açısından) süreceğini belirlemek için aletin bir eğrilik içindeki dönüşünü simüle etmeye çalışılmaktadır (117)

Dönen Ni-Ti aletine eğrilik kazandırmak için dört yöntem anlatılmıştır (Şekil 8):

1. Kavisli metal boru
2. Düzeneği olan oluklu blok
3. Eğimli yüzeye karşı dönme düzeni
4. Üç noktada eğilen döner eğe düzenek (117)



Şekil 8. NİTİ döner aletler için çeşitli dögüsel testi yöntemleri ve her durumda yüzey geriliminin tahmini: (a) Kavisli metal boru (b) Düzeneği olan oluklu blok (c) Eğimli yüzeye karşı dönme düzeni (d) Üç noktada eğilen döner eğe düzenek (117).

2.7.2.1 Kavisli metal boru

Serene ve ark., erken dönem NiTi eğelerinin "kırılma dönüşü" kapasitesini, kavisli bir metal tüp içinde herhangi bir bağlanma olmaksızın test etmişlerdir (Şekil 8a). Araştırmaları, NiTi cihazlarının, genellikle kırılmadan önce K tipi paslanmaz çelik eğelere oranla çok daha fazla sayıda dönüşe dayanabildiği gösterilmektedir (117). Ne yazık ki, yöntem, NiTi cihazlarının dögüsel ömrünün en eski raporunda zayıf bir şekilde tanımlanmaktadır. Benzer bir kurulum kullanarak, Pruett ve ark. (65), bükülmüş metal tüpü için eğrilik yarıçapını standartlaştırdı (cihazın aynı ölçüde eğimli olduğunu varsayarak) ve LightSpeed cihazını test etti (LightSpeed Technology, San Antonio, TX, ABD). Eğrilik yarıçapının, aletin dögüsel ömrü üzerinde kırılma açısına Eğrilik yarıçapının, aletin dögüsel ömrü üzerinde kırılma açısına kıyasla daha belirgin bir etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir (65).

Bu deneysel tasarım büyük bir sınırlamaya sahiptir. Çeşitli boyutlardaki aletlerin test edilmesi için aynı tüp kullanıldığından, küçük bir alet daha az zorlanacak, çünkü etkin eğrilik yarıçapı daha büyük bir alete göre daha büyük olacaktır. Gerinim

genliği metalin düşük döngülü yorulmasını belirleyen bir faktör olduğundan (125, 126). Döner aletlerin döngüsel ömrünü, metal bir tp içinde eğrilik yarıçapına bağlı bir fonksiyon olarak raporlamak, gerçek yorgunluk koşullarını abartma eğilimi gösterebilmektedir. Bu nedenle, daha büyük aletler yerine daha küçük aletler için orantısız olarak daha uzun bir döngüsel ömrü (veya daha fazla 'döngüsel direnci') olması muhtemeldir (127, 128).

2.7.2.2 Düzeneği olan oluklu blok

İlk olarak Haikel (128) tarafından paslanmaz elik aletlerin test edilmesi amacıyla geliştirilen blok ve çubuk düzeni, NiTi döner eğelerin test edilmesine uyarlanmaktadır (73). Bu düzenek, boyutuna uygun bir elik çubuğun yerleştirildiği bir elik blok ve V Şeklinde bir oluğa (yapay kanal) sahiptir. Alet, bu oluk içinde sınırlandırılmıştır ancak serbestçe dönebilme özelliğine sahiptir (Şekil 8b). Orijinal açıklamada, herhangi bir ısıyı dağıtmak için düzeneğin üzerinden soğuk bir hava akımı geçirildi (73). NiTi aletleri söz konusu olduğunda, ısı kaynaklarının, alet ile yapay kanal duvarı arasındaki sürtünmeyi, malzemenin içindeki fazlar arasındaki arayüzün hareketinden kaynaklanan i sürtünmeyi ve ters dönüşümün gizli ısısını (strese bağlı martensitten östenite geri dönen) içerebileceğine dikkat etmektedir. İlk çalışmalarda herhangi bir soğutma sıvısı veya yağlayıcı kullanımından bahsedilmemektedir (129). Son raporlar ise test sırasında bir tür yağlama kullanıldığını ortaya koymuştur (88, 130). Yüzey gerilimi, çubuğun ve dönen aletin (127), çaplarından hesaplanabilir (Şekil 8b).

2.7.2.3 Eğimli yüzeye karşı dönme düzeni

NiTi motor eğelerinin döngüsel dayanıklılığı, eğimli ve pürüzsüz bir metal yüzey üzerinde çalıştırılarak analiz edilmektedir. (82). Aletin eğrilik yarıçapını kontrol etmek amacıyla metal yüzeyin eğim açısı değiştirildi (Şekil 8c). Bu test yöntemi, kolay bir kurulum gerektirir ve dikey bir "gagalama" hareketini içerebilmektedir (evrensel bir test makinesi kullanılarak otomatik hale getirilebilmektedir). Ancak, eğrilik yarıçapının test edilen yüzeyler arasında değişiklik göstermesi nedeniyle, Yüzey geriliminin genliğini doğru bir Şekilde öngörmek güçtür. NiTi cihazı tarafından

varsayılan markadan diğerine eğim açısı türetilmemektedir (131). Bu nedenle, eğik düzlemin açısıyla aletin döngüsel ömrü arasında net bir ilişki kurulamamaktadır.

2.7.2.4 Üç noktada eğilen döner ege düzenek

Bu döngüsel testi yöntemi endodonti literatüründe oldukça yeni olmasına rağmen prensip mühendislik bağlamında uzun süredir kullanılmaktadır. Döner alete bir eğrilik kazandırmak için üç noktalı bir bükme cihazı kullanılmıştır (132, 133); Bu yöntemle aletin yüzeyindeki gerinim genliği her bir numune için tahmin edilebilir (Şekil 2d). Yüzey gerinim genliği ile döngüsel ömrü arasındaki ilişki (yani gerinim-ömür ilişkisi veya döngüsel ömrünün gerinim genliği ile değişimi) daha sonra belirlenmektedir (103). Böyle bir analiz yöntemi kullanıldığında, NiTi aletlerinin döngüsel davranışı, birkaç bin devirde birinciden ikinciye geçişle birlikte düşük döngülü ve yüksek döngülü bir döngüsel bölgesi içeren çoğu metalik malzemeye benzer görünmektedir.

Çalışmamızın amacı, CE belgesine sahip olan ve olmayan iki farklı jenerasyon NiTi kanal eğelerinin otoklavla sterilizasyon sayısı ile kırılma dirençleri arasındaki ilişkilerini karşılaştırmaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Çalışmada, toplamda 128 nikel-titanyum kanal eğesi kullanılmıştır. Çalışmada, iki farklı jenerasyona ait CE belgeli (geleneksel yöntemle üretilmiş ProTaper Universal ve M-Wire teknolojisiyle üretilmiş AF Blue R3 eğeleri) ve CE belgesi olmayan (geleneksel yöntemle üretilmiş G-Super Gold ve M-Wire teknolojisiyle üretilmiş G-One Blue eğeleri) kanal eğeleri değerlendirildi.

Eğelerin kırılma dayanımlarını ölçmek amacıyla, CE belgeli ve CE belgesiz eğeler olarak iki ana gruba ayrıldı. Bu gruplar da, geleneksel üretilmiş NiTi ve M-wire tipi eğeler olarak alt gruplara sınıflandırılmıştır. Tüm eğe grupları otoklavda 121C' de 20 dakikalık sterilizasyon işlemi sayısına göre, dört alt grup şeklinde 8 eğe bulunacak şekilde oluşturuldu.

Bu konuda Wang Zi ve ark., Alajemi ve ark., İsmail ve ark. ile Mohammad ve ark. tarafından yapılan çalışmaların verileri [148-151] esas alınarak, G-power analiz programında Alpha = 0.05 ve 0.95'lik güç katsayıları dikkate alınarak minimum gözlem sayıları hesaplandı. (G-power 3.1.9.7). Standardizasyonu sağlamak adına, her bir döner eğe sisteminden #25 boyutundaki eğeler seçildi.

Tablo 4. Çalışma grupların şablonu.

NiTi EĞELER	CE BELGELİ EĞELER								CE BELGESİZ EĞELER							
	GELENEKSEL TİP				M-WİRE TİPİ				GELENEKSEL TİP				M-WİRE TİPİ			
	PROTAPER UNİVERSAL				AF BLUE R3 EĞESİ				G-SUPER GOLD EĞESİ				G-ONE BLUE EĞESİ			
STERİLİZASYON SAYISI	1.	2.	3.	4.	1.	2.	3.	4.	1.	2.	3.	4.	1.	2.	3.	4.

Her kanal eğesi, üretici firmanın önerilerine uygun olarak aşağıdaki şekilde kullanıldı:

1. ProTaper Universal: (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) Üretici firmanın önerilerine uygun olarak Elements Motor ile 300 devir/dakika hızında ve 2.5 tork değerinde kullanıldı.

2. G-Super Gold eğesi: (Zhengzhou Golden Supplier Endodontic Instruments, Çin) Üretici firmanın önerilerine uygun olarak Elements Motor ile 300 devir/dakika hızında ve 2.5 tork değerinde kullanıldı.

3. G-One Blue File: (Shenzhen Medical Instruments, Çin) NiTi döner eğelerin yapay paslanmaz çelik kanallara sabitlenmesi, tork ve hız kontrolü sağlayan VDW Gold endodontik motorun 6:1 redüksiyonlu VDW Gold angulduruvası ile test düzeneğinde gerçekleştirildi.

4. Fanta AF Blue R3 eğesi: (Tianjin Ruixin Medical Equipment, Çin) NiTi döner eğelerin yapay paslanmaz çelik kanallara sabitlenmesi, tork ve hız kontrolü sağlayan VDW Silver endodontik motorun 6:1 redüksiyonlu VDW Silver angulduruvası ile test düzeneğinde gerçekleştirildi. Tüm eğeler, üretici firmanın önerdiği uygun tork ve hız değerleriyle yapay paslanmaz çelik kanallarda kırılma anına kadar test edildi. Kırılma anına kadar geçen süre, dijital bir kronometre ile saniye cinsinden ölçülerek kaydedildi. Her bir eğenin kırılma noktasına kadar gerçekleştirdiği tur sayısı şu formülle hesaplandı:

$$\text{Tur sayısı} = \text{Dönme hızı (rpm)} \times \text{Süre (sn)} / 60$$

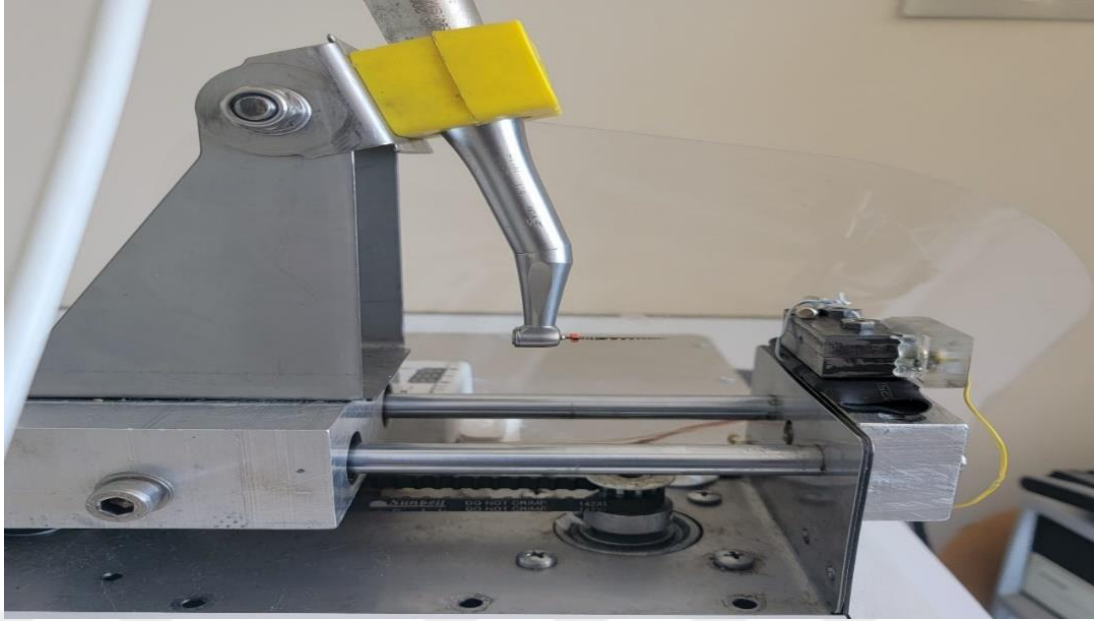
Ayrıca, kırık parçaların uzunlukları dijital kumpas kullanılarak ölçüldü ve kaydedildi.



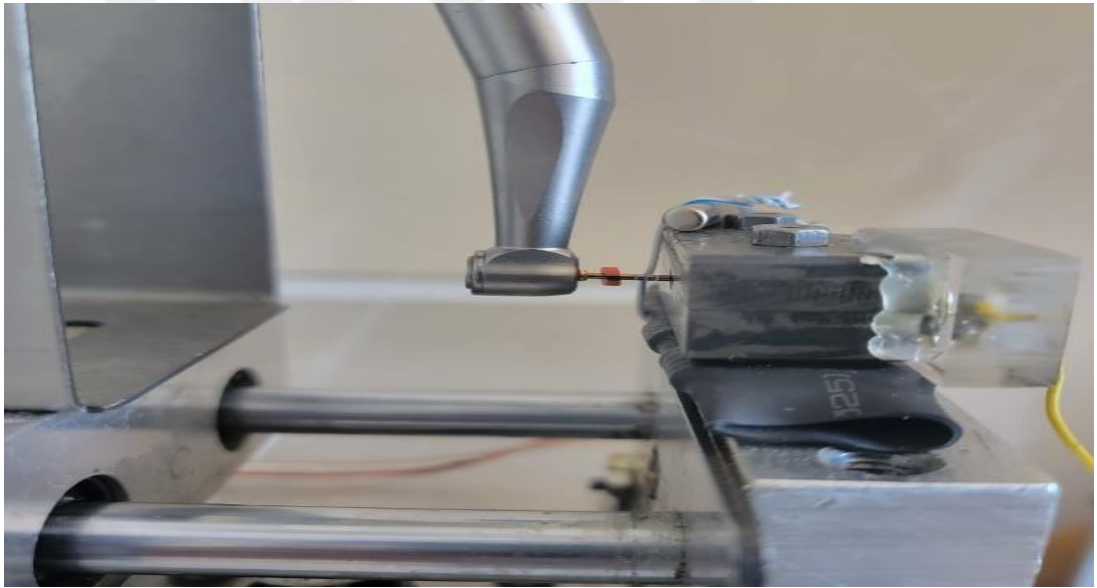
Şekil 9. Kullanılan eğelerin görselleri (eğe markaları)

3.2. Döngüsel Yorgunluk Test Cihazı ve Yapay Kanal

Çalışmamızda Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliğinin fakültesi Bilimsel Araştırma projelerinden, üretilen cihaz, tez çalışmamız için kullanıldı. Cihaz dinamik döngüsel yorgunluk test cihazıdır ve dijital ekranından ileri geri hareket miktarı yani hız ayarı yapılabilmektedir. Cihaz dijital ekranında kırılıncaya kadar geçen zamanı saniye cinsinden göstermekte ve kırıldığında durarak sesli uyarı vermektedir. Kırık uzunlukları dijital bir mikro kumpas kullanılarak ölçüldü.

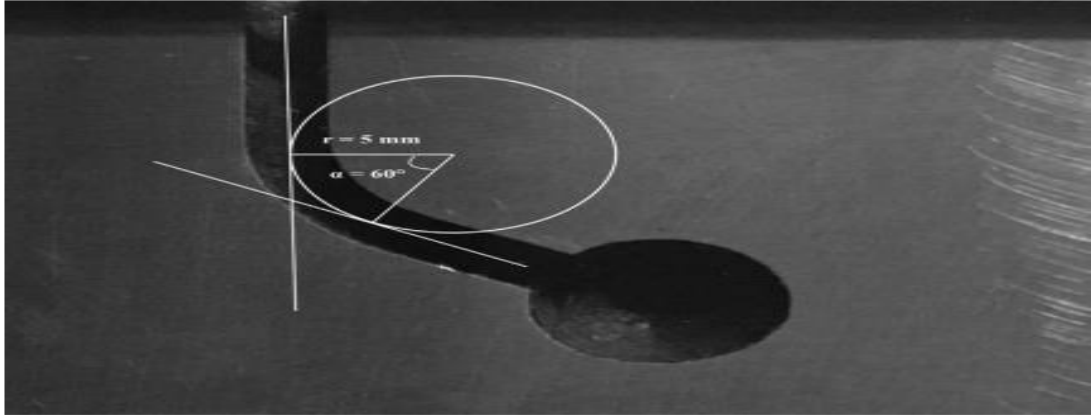


Şekil 10. Döngüsel yorgunluk test cihazının yan görünümü.



Şekil 11. Döngüsel yorgunluk testi ve yapay kanal simülasyon cihazı.

Çalışmamızda kullanılan kanal, paslanmaz çelikten üretilmiş olup, birbirine geçmeli iki parçadan oluşmaktadır. Kanallar, Pruett ve ekibinin (1997) (134), belirlediği kriterlere uygun olarak tasarlanmış olup, 60 derece kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahiptir. Kanalın uzunluğu 17 mm ve genişliği 1.5 mm olarak ölçülmektedir.



Şekil 12. 60° kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal (135).

3.3. SEM Analizi

Her NiTi eğelerden alınan iki kırık eğe, kırılma türlerini Detaylı analiz yapmak amacıyla taramalı elektron mikroskobu kullanılarak incelenmektedir. Bu incelemeler, çeşitli büyütmelerde alınan fotomikrograflar ile dokümente edildi. Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi'nin Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (ARTMER) bulunan Quanta™ 450 FE model SEM cihazı kullanıldı. Analize başlamadan önce, eğeler ultrasonik cihazlar yardımıyla kırık yüzeylerdeki artıklardan temizlendi.



Şekil 13. SEM cihazı.

3.4. İstatistiksel analiz

Elde edilen verilerin analizi, SPSS yazılım programı (SPSS Inc., version 19.0, Chicago, IL, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi. Dört farklı gruba ait eğelerin deney düzeneğinde elde edilen tur sayıları ve kırılma süreleri (saniye) arasındaki farkların analizinde iki Yönlü Varyans Analizi uygulandı. Tüm istatistiksel analizler $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

Geleneksel NiTi eğelerin, M-Wire eğelere kıyasla daha yüksek kırılma direnci sergilediği tespit edildi. CE belgesine sahip Protaper eğesinin, sterilizasyon sayısına göre kırılma tur sayısının sterilizasyon sayısıyla orantılı bir şekilde arttığı belirlendi. Bu durum, ProTaper eğesinin sterilizasyon işlemlerine karşı dayanıklılık gösterdiğini ve bu süreçlerden olumsuz etkilenmediğini ortaya koymaktadır. Öte yandan, CE belgesine sahip olmayan G-Super Gold eğesinde ise sterilizasyon sayısı arttıkça kırılma tur sayısının ters orantılı olarak azaldığı gözlemlendi. G-Super Gold eğesinin sterilizasyon işlemlerinden ProTaper'e kıyasla daha fazla etkilendiğini gösterdi. CE belgesi olan AF Blue R3 ve CE belgesine olmayan G-One Blue eğeleri, sterilizasyon işlemlerinden en fazla olumsuz etkilenen gruplar olarak tespit edildi. Bu eğeler, sterilizasyon sonrası döngüsel dayanıklılık açısından ciddi performans kayıpları yaşamaktadır.

Analiz sonuçlarına göre, yalnızca ProTaper eğesi ile sterilizasyon sayıları ve eğe grupları arasında dönme dayanımlarında İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p<0.05$). Diğer eğe gruplarında ise anlamlı istatistiksel farklılık gözlemlenmemiştir ($p>0.05$). Eğe gruplarına göre yapılan analizde, ProTaper Universal eğe grubunun en yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu, AF Blue R3 eğe grubunun kırılma dayanımının en düşük seviyede olduğu belirlendi. G Super Gold ve G-One Blue eğeleri arasında, ayrıca G-One Blue ile AF Blue R3 eğeleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Ancak, ProTaper Universal eğesi ile diğer tüm eğe grupları arasında ve G Super Gold ile ProTaper Universal, AF Blue R3 ile ProTaper Universal eğe grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu belirlendi.

Dördüncü sterilizasyon sonrasında, ProTaper Universal eğesi en yüksek kırılma dayanımını gösterdi. G-One Blue eğe grubunun kırılma dayanımı ortalaması ise, G Super Gold ve AF Blue R3 eğe gruplarının kırılma dayanımı ortalamalarından daha düşük bulundu. ProTaper Universal eğe grubunun birinci sterilizasyon seviyesindeki ortalama tur sayısı (1434.17 ± 152.657) en yüksek değeri gösterirken, dördüncü sterilizasyon seviyesindeki ortalama tur sayısı (500.83 ± 58.09) en düşük değeri gösterdi. Bu iki değer arasındaki farklılık, sterilizasyon işlemlerinin ProTaper Universal eğesinin döngüsel yorulma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğunu gösterdi. ($p<0.05$)

Bu sonuçlar, sterilizasyon işlemlerinin eĝe dayanıklılığı üzerindeki etkilerini vurgulamakta ve özellikle ProTaper Universal eĝesinin, diĝer eĝe gruplarına kıyasla daha dayanıklı olduğunu gösterdi.

Tablo 5. Deney gruplarının eĝe kırılma ortalama ve standart sapma değerleri.

Sterilizasyon Sayısı	EĝE GRUBU	KYTS ORTALAMA \pm SD	KIRILMA UZUNLUĞU \pm SD
1.Sterilizasyon	ProTaper Universal	1434.17 \pm 152.657 ^{A, a}	4.28 \pm 0.89 ^{A,a}
	G Super Gold	1396.67 \pm 96.782 ^{A,a}	4.25 \pm 0.497 ^{A,a}
	G-One Blue	1340.00 \pm 88.882 ^{A,a}	5.77 \pm 0.854 ^{A,b}
	AF Blue R3	1309.17 \pm 94.838 ^{A,a}	6.08 \pm 0.725 ^{A,b}
	Toplam	1370.00 \pm 115,043	5.095 \pm 0.74
2.Sterilizasyon	ProTaper Universal	1098.33 \pm 115.920 ^{B, b}	4.78 \pm 0.945 ^{B,c}
	G Super Gold	905.83 \pm 191.844 ^{B,c}	5.0 \pm 0.795 ^{B,d}
	G-One Blue	798.33 \pm 214.305 ^{B,c}	5.2 \pm 0.938 ^{B,d}
	AF Blue R3	755.83 \pm 132.417 ^{B,d,c}	6.01 \pm 0.366 ^{A,e}
	Toplam	855.63 \pm 178.352	5.091 \pm 0,761
3.Sterilizasyon	ProTaper Universal	962.22 \pm 199.54 ^{C,e}	5.47 \pm 0.859 ^{C,f}
	G Super Gold	599.17 \pm 114.604 ^{C,f}	4.933 \pm 0.891 ^{B,g}
	G-One Blue	605.83 \pm 177.325 ^{C,f}	5.51 \pm 1.007 ^{B,h}
	AF Blue R3	476.67 \pm 109.347 ^{C,g}	6.0 \pm 0.155 ^{A,g}
	Toplam	695.00 \pm 283.353	5.47 \pm 0728
4.Sterilizasyon	ProTaper Universal	500.83 \pm 58,09 ^{D,h}	4.733 \pm 0.408 ^{B,i}
	G Super Gold	467.50 \pm 63.463 ^{D,h}	5.05 \pm 0.847 ^{B,k}
	G-One Blue	443.33 \pm 56.095 ^{D,h}	5.35 \pm 0.873 ^{B,k}
	AF Blue R3	423.33 \pm 77.953 ^{C,h}	5.7 \pm 0.535 ^{D,m}
	Toplam	458.75 \pm 66.973	5.20 \pm 0,665

*Sütünlardaki farklı karakterler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları belirtilmektedir. Büyük harfler gruplar arasındaki farklılıkları; küçük harfler grup içerisindeki farklılıkları göstermektedir.

Sterilizasyon süreçleri boyunca, farklı NiTi eğe sistemlerinin kırılma dayanımı ve kırılma uzunluğu performanslarında anlamlı değişiklikler tespit edildi. Bu değişiklikler şu şekilde özetlenebilir:

1. Sterilizasyon döngü

ProTaper Universal eğesi, en yüksek döngüsel yorulma testi (KYTS) değerine sahip olup, kırılma dayanımı açısından en dayanıklı eğedir. G Super Gold ve G-One Blue eğeleri, daha düşük KYTS değerlerine sahip olmalarına rağmen, kırılma uzunluğu açısından daha iyi performans sergilemektedirler. AF Blue R3 eğesi ise en düşük KYTS değerine sahip olmasına karşın, en yüksek kırılma uzunluğu değerlerine sahiptir, bu da onun daha esnek olduğunu göstermektedir.

2. Sterilizasyon döngü

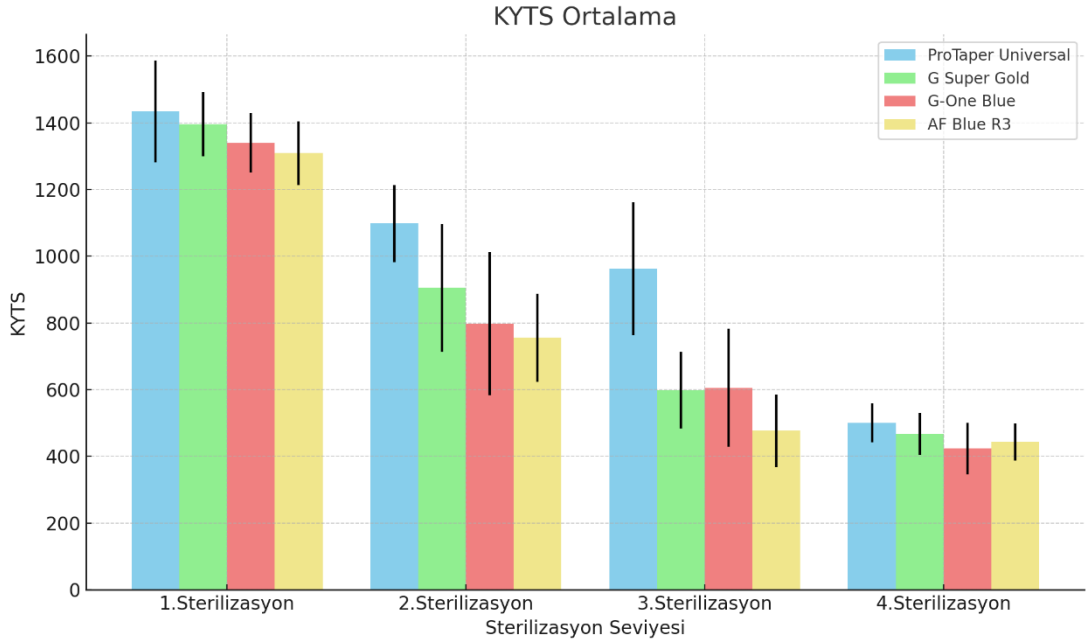
Tüm eğe gruplarında KYTS değerlerinde belirgin bir azalma gözlemlenmiştir. ProTaper Universal eğesi, en yüksek KYTS değerini korurken, AF Blue R3 eğesi düşük KYTS değerlerine rağmen en yüksek kırılma uzunluğu performansını sürdürmektedir. G Super Gold ve G-One Blue eğeleri de bu süreçte performanslarını büyük oranda korumuş, ancak dayanıklılık genel olarak azalmaktadır.

3. Sterilizasyon döngü

Sterilizasyon döngüleri ilerledikçe KYTS değerleri daha da düşmüştür. ProTaper Universal eğesi hala en yüksek KYTS değerine sahipken, G Super Gold ve G-One Blue eğeleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemektedir. AF Blue R3 eğesi, düşük KYTS değerine sahip olmasına karşın, kırılma uzunluğu açısından en yüksek değerlere ulaşmaktadır.

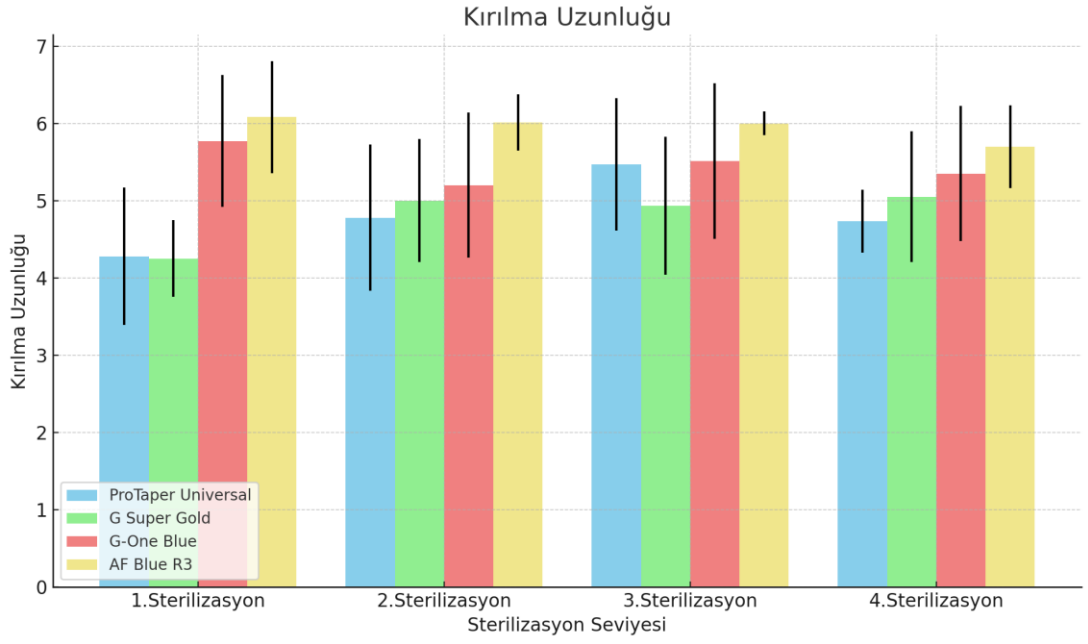
4. Sterilizasyon döngü

Tüm eğe gruplarında KYTS değerleri en düşük seviyelerine ulaşmıştır. ProTaper Universal eğesi hala en yüksek KYTS değerini korurken, G Super Gold ve G-One Blue eğeleri arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir. AF Blue R3 eğesi, en düşük KYTS değerine sahip olmasına rağmen kırılma uzunluğu açısından en yüksek performansı sergilemektedir.



Şekil 14. Farklı sterilizasyon seviyelerinde dört farklı ege grubunun ortalama KYTS (Kırılma Anına Kadar Yaptığı Tur Sayısı) değerleri.

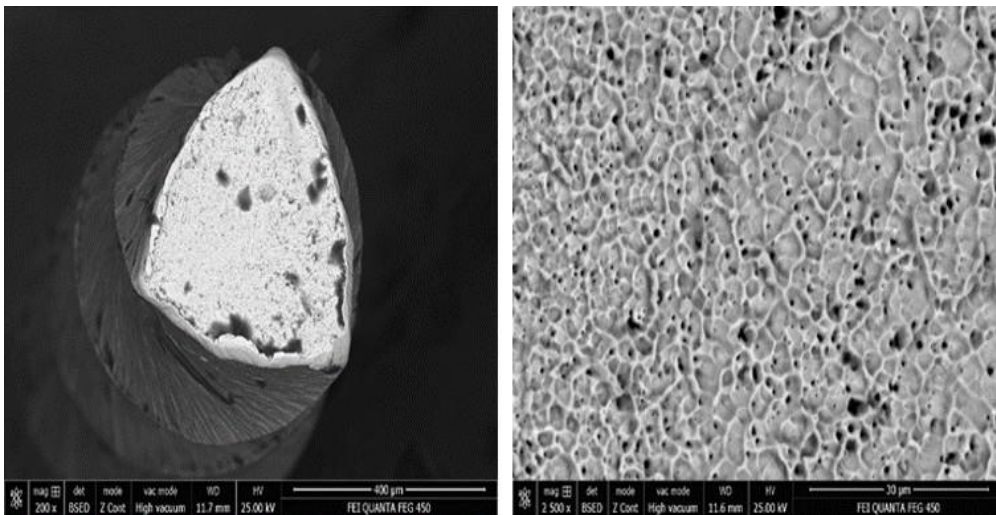
Sterilizasyon işlemlerinin artmasıyla tüm ege gruplarının döngüsel yorulma test sonuçları (KYTS) değerlerinde bir düşüş gösterdi. Bu durum, sterilizasyon işlemlerinin eğerlerin kırılma dayanımını olumsuz yönde etkilediğini göstermektedir. Kırılma uzunluğu, eğerlerin esneklik ve dayanıklılık özellikleri hakkında değerli bilgiler sağlamaktadır. Aşağıdaki grafiklerde de görüldüğü üzere, AF Blue R3 egesi genellikle en yüksek kırılma uzunluklarına sahip olup, bu durum eğerin daha esnek olduğunu ve kırılmadan önce daha fazla yapısal değişim geçirdiğini göstermektedir. Buna karşın, ProTaper Universal egesi, genellikle daha düşük kırılma uzunluğu değerleri sergileyerek bu eğerin daha sert olduğunu ve kırılmadan önce daha az deformasyon geçirdiğini işaret etmektedir.



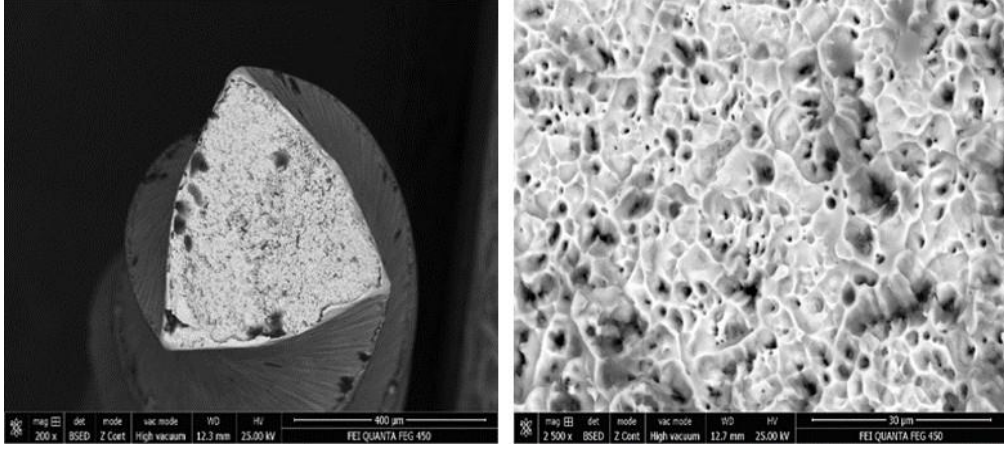
Şekil 15. Farklı sterilizasyon seviyelerinde dört farklı ege grubunun kırılma uzunluklarını göstermektedir.

4.1. SEM Analizine Ait Bulgular

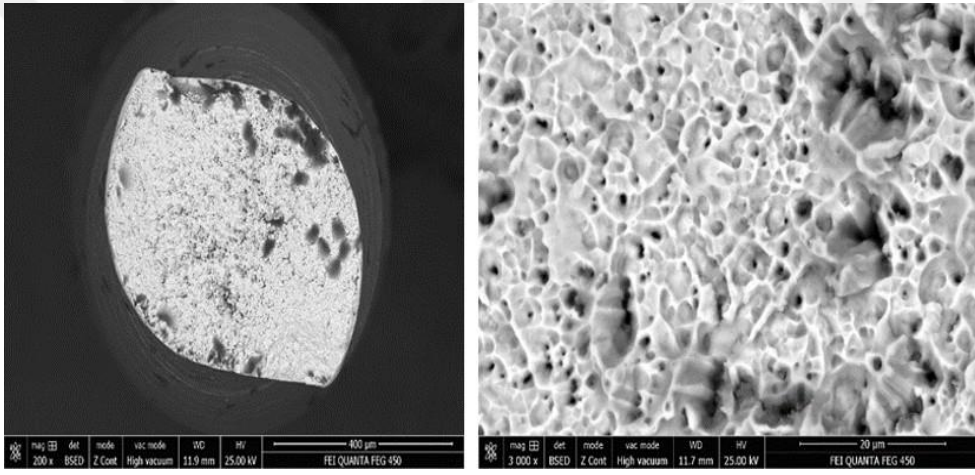
Fotomikrografilerde tespit edilen pürüzlü yüzeyler, mikro gözenekler, yorgunluk izleri ve kırık başlangıç noktaları, kırılmaların döngüsel yorgunluk sonucu meydana geldiğini desteklemektedir.



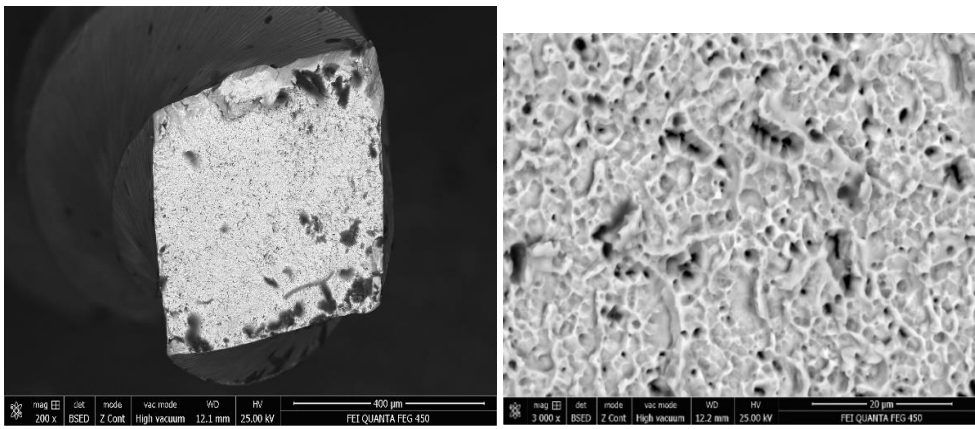
Şekil 16. SEM analizi ile incelenen kırılan ProTaper Universal egesinin kırık yüzey görüntüsü. (X200 ve X2500 büyütme)



Şekil 17. SEM analizi ile alınan G-Super Gold NiTi egeşinin kırık yüzeyine ait görüntü. (X200 ve X2500 büyütmelemlerde).



Şekil 18. SEM analizi sonucunda elde edilen G-One Blue egeşinin kırık yüzey görüntüsü. (X200 ve X3000 büyütmelemlerde)



Şekil 19. SEM analizi ile elde edilen AF Blue R3 egeşinin kırık yüzeyine ait görüntü. (X200 ve X3000 büyütmelemlerde)

5. TARTIŞMA

Kök kanal sisteminin biyomekanik olarak hazırlanması, etkili bir endodontik tedavinin temel aşamalarından biridir. Bu süreç, kök kanallarındaki mikroorganizmaların giderilmesine uygun bir ortam oluşturmaktadır. İrrigasyon, ilaç uygulamaları ve dolum işlemleri için yeterli alan sağlamaktadır (2).

NiTi eğelerdeki kırılmalar, kullanım sıklığı, tasarım özellikleri, üretim teknikleri, çalışma hızı ve tork ayarları, kök kanalının eğrilik açısı ve yarıçapı, şekillendirme sırasında uygulanan kuvvet ve gerilimler, sterilizasyon süreçleri ve hekimin kullanım alışkanlıkları gibi pek çok faktörden etkilenerek gerçekleşebilmektedir (136). Ancak, eğe kırılmalarının en önemli sebeplerinden biri döngüsel yorgunluktur (137). Son yıllarda, kök kanal tedavisinde kullanılan cihazların dayanıklılığını artırmak ve tedavi sırasında meydana gelebilecek alet kırılması gibi istenmeyen komplikasyonları en aza indirmek için çeşitli yeni NiTi döner sistemler geliştirilmektedir (138). Geleneksel NiTi eğeler, yüksek elastikiyet ve esneklik özellikleri sunmasına rağmen, döngüsel yorgunluk direnci ve kırılma dayanımı açısından belirli sınırlılıklara sahiptir. Bu sınırlılıkların üstesinden gelmek amacıyla geliştirilen Blue NiTi eğeler, yüzey oksidasyonu ve termomekanik modifikasyonlar uygulanarak üretilmiş olup, bu süreçler döngüsel yorgunluk direncinin artırılmasını ve karmaşık kök kanal anatomilerine uyum sağlamaktadır (139).

NiTi kanal eğelerinin maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle, klinisyenler, bu eğelerin tekrarlayan kullanımlarında, sterilizasyondan yararlanmaktadır. Endodontik NiTi aletlerin sterilizasyon sonrasında yeniden kullanımlarının uygun olup olmadığı, bu işlemlerin NiTi eğelerin fiziksel ve mekanik özelliklerini ne ölçüde etkilediği hala belirsizliğini korumaktadır. Döngüsel yorgunluk testleri, nikel-titanyum eğelerin fiziksel özelliklerini değerlendirmek ve mekanik dayanıklılıklarını tanımlamak için kullanılan yöntemlerden birisidir (140, 141). Yapılan çalışmalarda, NiTi alaşımların korozyon oranlarının yüksek sıcaklıklarda arttığı bildirilmektedir (142, 143). Sterilizasyon işlemleri, NiTi eğelerin esneklik özelliklerinde azalmaya yol açabilmektedir. Isıl işlem sürecinde malzeme yapısında meydana gelen mikroyapısal değişimlerin, NiTi alaşımlarının mekanik dayanıklılığı üzerinde olumsuz etkiler yaratabileceği öne sürülmektedir. Eğelerin yüzeyinde mikro çatlakların ve pürüzlülüklerin oluşmasına yol açarak yapısal zayıflığa neden olarak, eğelerin şekillendirme esnasında kırılma riskini artırmaktadır. Tekrarlanan otoklav

sterilizasyonunun, eğelerin yzey pürüzlülüğünde artışa neden olarak, döngüsel yorgunluk direncinde azalmaya neden olabileceği belirtilmektedir (117). Yılmaz ve ark.(144), tarafından yapılan çalışmada, otoklav sterilizasyonunun CM Wire teknolojisi ile üretilen HyFlex CM ve CM Wire - Elektrik Deşarjlı İşleme teknolojisiyle üretilen HyFlex EDM eğelerinin yzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri değerlendirilmişlerdir. HyFlex CM eğelerinde, 10 otoklav döngüsünün ardından yzey pürüzlülüğünde belirgin bir artış gözlemlenirken, CM Wire eğelerinde yzey pürüzlülüğü, beş otoklav döngüsünden sonra gözlemlenmişlerdir. CM Wire teknolojisi ile üretilen HyFlex CM eğelerinin yzey kaplaması ve alaşım yapısının otoklavlama işlemine daha hassas olmasıyla, eğenin yzey pürüzlülüğündeki artışın meydana gelmesi şeklinde açıklanırken; CM Wire ve Elektrik Deşarjlı İşleme teknolojisiyle birlikte üretilen HyFlex EDM eğelerinde daha fazla pürüzsüz yzey oluşturmasıyla, otoklavlamaya daha dayanıklılık sağladığı bildirilmektedir. Hilfer ve ark. (145), otoklavlama işlemlerinin R-faza teknolojisi ile üretilen Twisted eğelerin döngüsel yorgunluk direncinde, belirgin şekilde düşüş görölmesinin sebebini TF enstrümanlarının diğer eğelerden farklı olarak büküm (twisting) yöntemiyle şekillendirilmesine ve bu büküm işleminin de eğe yzeyinde mikro çatlaklar oluşturmasına bağlamışlardır. Olcay ve ark.(146) tekrarlanan beş sterilizasyon döngüsünün ProTaper Next , TF Adaptive , HyFlex CM ve 2Shape gibi çeşitli nikel-titanyum enstrümanların yzey özellikleri üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. 5 sterilizasyon döngüsü sonrasında özellikle 2Shape, ProTaper Next ve TF Adaptive gruplarında yzey değişikliklerinin kırılma dayanımlarının azalmasının nedenini, otoklavla sterilizasyon işlemlerinin, NiTi eğe yzeylerindeki oksit tabakasında sterilizasyon sonrası meydana gelen değişim, titanyum oksit miktarındaki artış ve nikel oranındaki azalma ile ilişkilendirilmiş; bu durum, yzey pürüzlülüğü ve deformasyonda artışa neden olmuştur.

Nenad Stořić ve ark.(147). ProTaper Universal, BioRace, ProTaper Next, Twisted File ve HyFlex CM olmak üzere beř farklı döner endodontik alet üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada, otoklavla yapılan sterilizasyonunun HyFlex CM'nin döngüsel yorulma direncini artırdığını; ProTaper Universal, ProTaper Next ve BioRace aletlerinde ise kırılma dirençlerinde azalma olduğunu rapor etmişlerdir. Otoklavlanan ProTaper Universal, ProTaper Next ve BioRace eğelerindeki mikro çatlakların oluşması ve artan yzey pürüzlülüğü, mekanik dayanıklılığının azalmasına yol açmaktadır. Eđeler arasındaki kırılma dirençlerinin değişikliğini ise, yzey

oksitleme seviyesinin farklılığına ve ege üretim teknolojisi farklılıklarına bağlamışlardır. Çalışmamızda da bu çalışmaların bulgularıyla ilk 3 sterilizasyon sayısındaki hem geleneksel hem de M-wire tipi NiTi eğerlerin kırılma dayanım değerlerinin örtüşmediği, ancak bu değerlerin 4. Sterilizasyon siklusundan sonra örtüşmeye başladığı görülmüştür. Bu örtüşmemenin nedeni, CE belgesiz eğerlerde Çin'deki fabrikaların kalitesi, üretim standartları hakkında yeterli bilgi olmaması sebebiyle, malzeme/üretim aşamasındaki eksiklikler, test düzeneklerinin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, diğer çalışmalardan elde edilen bilgiler ışığında, otoklavlama işleminde ege yüzeyinde oksit tabakasının homojen dağılmamasıyla artan plastik deformasyon sahalarının oluşması, eğerlerin kırılma dirençlerinde belirgin bir azalmaya yol açabildiği bilinmektedir.

Özyürek ve ark. (148), NiTi alaşımlara altın karışımıyla üretilen gelişmiş termomekanik özelliklere sahip ProTaper Gold eğerleri, ProTaperNext ve ProTaper Universal eğerlere göre döngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç gösterdiğini bulmuşlardır. Otoklavlama işleminin ise ProTaperNext ve ProTaper Gold eğerlerinin yorulma direncini artırdığı bildirilmektedir. ProTaperNext ve ProTaper Gold eğerlerinin otoklavlamadan olumlu etkilenmesi, termomekanik işlemlerle malzeme mikroyapısının stabilize edilmesine bağlanmaktadır. ProTaper Gold'da uygulanan altın ısıl işlem, yüzey sertliği ve esnekliği artırarak mikro çatlak oluşumunu azaltabilir. Otoklavlama sırasında oluşan termal döngüler ise mikro sertlik artışı ve dengeli oksitleme sağlayarak yorulma direncini yükseltebilmektedir.

Çalışmaların kırılma dirençlerinde elde edilen sayısal verileri incelendiğinde ise, test edilen eğerlerin kırılma dayanım değerlerinin çalışmalar arasında sayısal farklılıklar gösterdiği görülmüştür. Uygun ve ark. (149), ProTaper Universal, ProTaperNext ve ProTaper Gold eğerleri arasında yapılan karşılaştırmada, en yüksek döngüsel yorgunluk direncinin ProTaper Gold eğerleri (1388.8 ± 166.5) tarafından en düşük döngüsel dayanımın ProTaper Universal eğesi (813.3 ± 112.8) olduğunu tespit etmişlerdir. Bu sonucun, ProTaper Gold eğerlerinin termomekanik üretim sürecinde kazandığı artırılmış esneklik ile alakalı olduğunu ifade etmişlerdir (149). Çalışmamızda ProTaper Universal egesinin üçüncü sterilizasyon döngüsünde en yüksek kırılma dayanımı değerine (962.22 ± 199.54) ulaştığı tespit edilmiş olup, bu bulgu önceki çalışmadaki sonuçlarla uyumluluk göstermektedir. ProTaper Universal egesinin otoklav sterilizasyon sonrası en yüksek kırılma dayanımını göstermesi,

geleneksel NiTi alaşımının termal döngüler ve nem koşullarına karşı yapısal kararlılığından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Hieawy ve ark. (150), ProTaperNext ve ProTaper Gold gruplarının ProTaper Universal eğelerine göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediği bildirmişlerdir. Çalışmamızda, ProTaper Universal eğesinin üçüncü sterilizasyon döngüsünde en yüksek kırılma dayanımı değerine (962.22 ± 199.54) ulaştığı tespit edilirken, Özyürek ve ark. (135), tarafından yapılan çalışmada, ProTaper Universal eğesinin üçüncü sterilizasyon döngüsünden sonra en düşük kırılma dayanımını sergilediği (223.52 ± 28.43) rapor edilmektedir. Çalışmamızda elde edilen verilerin yüksek olmasının, uygulanan test yöntemlerindeki farklılıklar ve test ortamı koşullarındaki çeşitlilik gibi faktörlerle ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Özyürek ve ark. (135) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, M-Wire teknolojisiyle üretilen ProTaper Next eğesinin üçüncü sterilizasyon döngüsü sonrasında kırılma dayanımının (504.67 ± 90.23) olduğu rapor edilmiştir. Benzer şekilde, çalışmamızda da M-Wire teknolojisiyle üretilen AF Blue R3 eğesinin üçüncü sterilizasyon döngüsünde (476.67 ± 109.347) ile en düşük kırılma dayanımını sergilediği belirlendi; bu bulgu, önceki çalışma sonuçlarıyla uyumlu bulundu. Çalışmamızda, Çin malı eğeler ile Avrupa'da üretilen eğeler arasında kırılma dirençleri açısından belirgin farklılıklar olduğu görüldü. Avrupa'da üretilen Protaper eğelerinin, Çin'de üretilen geleneksel NiTi ve M-Wire tipi NiTi eğelere kıyasla otoklavlama döngülerine karşı daha yüksek kırılma direnci gösterdiği belirlendi. Bu durumun, Çin'deki üretim tesislerinde kullanılan üretim teknolojisinin Avrupa'daki fabrikalardan farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda, M-Wire teknolojisi ile üretilen AF Blue R3(CE belgeli), G-One Blue (CE belgesiz) ve Uygun ve ark. (147), M-Wire ProTaper Next eğeleri arasında yapısal özellikler ve üretim teknolojileri açısından farklılıklar. Bu farklılıkların, otoklav sterilizasyon işlemi sırasında mekanik performanslarına da yansıdığı görülmüştür. AF Blue R3 ve G-One Blue eğeleri, yüzey oksidasyonu ile oluşturulan mavi kaplama sayesinde termal ve mekanik direnç sağlamayı amaçlamakla birlikte, otoklav sterilizasyonu sırasında kaplamada meydana gelen mikroyapısal değişiklikler nedeniyle, eğenin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemiştir. ProTaper Next eğeleri, M-Wire teknolojisinin sağladığı esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci avantajlarını barındırmakta, ancak yüzey kaplamasının olmaması nedeniyle otoklavlama sonrası mekanik dayanım açısından farklı bir davranış sergilemektedir.

Bu yapısal ve teknolojik farklılıklar, otoklav sterilizasyonu sonrasında eğelerin mekanik performanslarındaki değişimlerin temelini oluşturmaktadır.

Wooyoung Kim ve ark. (151), ProTaper Universal, K3XF, HyFlex EDM ve TF Adaptive eğeleri arasında yapılan analizlerde, HyFlex EDM eğelerinin en yüksek döngüsel yorgunluk direncine, TF Adaptive eğelerinin ise en düşük direnç değerlerine sahip olduğu bildirmişlerdir. HyFlex EDM eğelerinin üstün döngüsel yorgunluk direncinin, elektro deşarj işleme (EDM) teknolojisi ve CM-Wire alaşımı gibi gelişmiş üretim yöntemleri ve alaşım özelliklerine dayandığı belirtilmiştir. Buna karşılık, TF Adaptive eğelerinin üretim yöntemi ve tasarım özelliklerinin, daha düşük döngüsel yorgunluk dayanımı sergilemesine neden olduğu ifade etmişlerdir. Çalışmamızdaki farklılıklar, Çin'deki fabrikaların üretim standartları hakkında yeterli bilgi olmaması ve üretim teknolojilerinin belirsiz olduğu fabrikalarda eğelerin imal edilmesi sebebiyle, malzeme/üretim aşamasındaki eksikliklerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Otoklav sterilizasyon işlem sayısının G Super Gold, G-One Blue ve AF Blue R3 eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkilerini inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanılmadığından, bu çalışmanın bulguları diğer çalışmalarla doğrudan karşılaştırılamamaktadır.

Klinik uygulamalarda eğelerin aynı anda hem döngüsel hem de torsiyonel gerilmelere maruz kaldığı düşünüldüğünde, bu çalışmadan elde edilen bulgular yalnızca test edilen eğelerin döngüsel direncine yönelik bir değerlendirme sonucu sunmaktadır. Ancak, gerçek klinik koşullarda, farklı sonuçların ortaya çıkma olasılığı olabileceği unutulmamalıdır.

Eğelerin çalışma koşullarını standart hale getirmek ve tekrarlanabilir şekilde modellemek amacıyla, metal kanal seçimi gerçekleştirilmektedir. Bu doğrultuda, 60° eğim açısı, 5 mm yarıçap ve 16 mm kanal boyuna sahip paslanmaz çelik yapay kanal tercih edildi. Pruett ve ark. (140). paslanmaz çelikten üretilmiş, 60° eğim açısına ve 5 mm eğim yarıçapına sahip yapay kanallar kullanmışlardır. Bu kanallarda, eğim merkezinin eğenin apikal kısmına olan uzaklığı 5 mm olarak belirlenmektedir.(140, 152) . Larsen_(153), Adıgüzel (154), ve Plotino (134),ise genellikle 60° eğim açısı, 5 mm eğim yarıçapı ve paslanmaz çelik kanallar kullanmaktadır. Genel olarak, 60° eğim açısı ve 5 mm yarıçaplı paslanmaz çelik kanallar en sık tercih edilen düzeneklerdir (152). Çalışmamızda, önceki araştırmalara (134, 155) dayalı bir yöntem benimsenmekte ve yapay kanal seçimi, eğelerin diş içerisindeki çalışma koşullarını

standart ve tekrarlanabilir bir şekilde modellemek amacıyla yapıldı. Literatürlerde yaygın olarak kullanılan 60° eğim açısı, 5 mm yarıçap ve 16 mm kanal boyu gibi parametreler, yöntemle uyumlu ve elde edilen verilerin karşılaştırılabilirliğini sağlamak için tercih edildi.

CE belgesi, Avrupa Birliği (AB) ülkeleri arasındaki ticarete yaygın olarak karşılaşılan bir uygunluk işaretidir. Avrupa Ekonomik Alanı (AEA) içinde serbest dolaşımı olan ürünlerde yer alan CE işareti, bu ürünlerin belirlenen güvenlik, sağlık ve çevre koruma standartlarına uygun olduğunu ve yetkili merciler tarafından denetimden geçtiğini göstermektedir. CE belgesi, ürünün bu standartları karşıladığını ve AB'deki tüketicilere güvenli bir şekilde sunulabileceğini işaret etmektedir. Ancak, piyasada CE belgesine sahip olan ve olmayan birçok ürün bulunmaktadır. Çin'in devreye girmesiyle çok sayıda ürün dental marketlerde pazarlanmaya başlamıştır. Ancak merdiven altı üretilen CE belgesiz eğeler de piyasada çokça bulunmaktadır. Özellikle ürünlerin kırılma dirençleri gibi teknik özellikleri konusunda yeterli bilgi bulunmamaktadır. Bununla birlikte, CE belgesine sahip eğelere yönelik direnç çalışmaları oldukça sınırlıdır.

Bodrumlu ve Obaid'in çalışmasında (156), CE belgesine sahip eğelerin kırılma dayanımının, CE belgesi olmayanlara kıyasla daha yüksek olduğu belirlendi. CE belgeli eğelerin daha yüksek direnç sergilemesinin olası nedenleri arasında, üretim süreçlerinde uygulanan kalite kontrol standartları, kullanılan alaşımların daha üstün mekanik özelliklere sahip olması ve üretim tekniklerindeki yenilikler yer almaktadır. Ayrıca, CE belgesi olmayan ürünlerin, Çin'de üretildiği ve üretim teknolojilerinin belirsiz olduğu fabrikalarda imal edilmesi, bu ürünlere ilişkin veri eksikliğine neden olabilmektedir. Bu tez çalışmasında da yukarıdaki çalışmaya uyumlu olarak, CE belgesine sahip eğelerin kırılma dirençleri daha yüksek bulunmuştur.

Power analizi, bir çalışmada istatistiksel testlerin gerçek bir farkı veya etkiyi saptama olasılığını değerlendirmek için uygulanmaktadır. Bu analiz, örneklem büyüklüğünün doğru ve yeterli şekilde belirlenmesine olanak sağlamaktadır (157). Tez çalışmasında kullanılan eğeler için örnek büyüklüğünün istatistiksel olarak yeterli olduğu belirlenmesi nedeniyle, gruplardaki örnek sayısı 8 olarak belirlenmiştir.

Literatürde, kırık parça uzunluğu ile döngüsel yorgunluk arasındaki ilişkiyi kapsamlı bir şekilde inceleyen ve istatistiksel açıdan anlamlı veriler sağlayan çalışmaların sayısının oldukça az olduğu dikkat çekmektedir. Nenad Stošić ve ark. (147), tarafından yapılan çalışmada, kırık parça uzunluğu ile döngüsel yorgunluk

(KYTS) arasında bir ilişki rapor edilmesine rağmen, bu ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmektedir. Ayrıca, kırılan eğerlerin ortalama uzunluk değerlerinin KYTS ile ters orantılı olduğu, ancak Twisted File enstrümanlarında bu durumun istisnai olarak farklı seyrettiği ifade edilmektedir.

Çalışmamızda, kırılma uzunluğu, eğerlerin esneklik ve dayanıklılık özelliklerini değerlendiren önemli bir parametre olarak ele alınmaktadır. AF Blue R3 egesi, en yüksek kırılma uzunluğu değerleri ile daha esnek bir yapıya sahip olduğunu ortaya koyarken, ProTaper Universal egesi, daha düşük kırılma uzunluğu değerleri ile daha sert bir yapı sergilemektedir. AF Blue R3 ve ProTaper Universal eğerleri arasındaki farklılıklar, tasarım, malzeme özellikleri ve üretim süreçlerindeki ayrılıklardan kaynaklanmaktadır. AF Blue R3 egesi, daha esnek bir yapıya sahip olacak şekilde tasarlanmışken, ProTaper Universal egesi, daha sert bir yapıya ve farklı bir kesit tasarımına sahiptir. Sert yapılar, genellikle daha dayanıklı bir kesme kapasitesi sunarken, esneklik azalması kırılma uzunluğunu düşürebilmektedir. Bu özellikler, her iki eğerin klinik uygulamalarda farklı durumlar için tercih edilmesini sağlamaktadır.

Çalışmamızın bulgularına dayanarak, kullanılan NiTi döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri arasında anlamlı farklılıklar olduğu tespit edildi. Bununla birlikte, bu tür araştırmaların akademik literatüre daha fazla katkı sunabilmesi için, güncel ege sistemlerinin karşılaştırmalı analizlerini içeren yeni çalışmaların yapılmasının önemli olduğunu değerlendirmekteyiz.

6. SONUÇLAR

- CE belgesine sahip nikel-titanyum döner eğelerin, CE belgesi olmayan eğelere kıyasla daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla, CE belgeli eğelerin tercih edilmesi, endodontik tedavi başarısı açısından önemli bir avantaj sağlayabilmektedir.
- Kök kanal eğelerinin sterilizasyon sayısının artması, eğelerin kırılma dayanımlarını azalttığı gözlenmektedir. Eğelerin dördüncü sterilizasyonundan itibaren tüm ege gruplarında belirgin bir düşüş kaydedildiği görülmektedir. Bu bilgiler ışığında, sterilizasyon sayısı, kök kanal eğelerinin kullanım ömrünü olumsuz şekilde etkilemektedir.
- Kırılma uzunluğu, nikel-titanyum döner eğelerin esneklik ve dayanıklılığını belirleyen kritik bir ölçüttür. Tezimiz, yüksek kırılma uzunluğunun daha fazla esneklik sağladığını, düşük kırılma uzunluğunun ise daha sert bir yapı sergilediğini göstermektedir. Bu bulgular, ege seçiminde kanal anatomisi ve klinik ihtiyaçlara uygun esneklik ve sertlik dengesinin önemini vurgulamaktadır.
- Geleneksel eğeler, mekanik özellikleri ve dayanıklılıkları açısından M-Wire eğelere göre üstünlük sağlamaktadır. Ancak, bu üstünlüklerin klinik koşullarda verimliliği artırıp artırmadığı, kullanıcı deneyimi ve tedavi sonuçlarına bağlı olarak değerlendirilmeye devam edilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 18(2):269-96,1974.
2. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument Part 1: Strain-life relationship. *Int Endod J* 40(8):612-8, 2007.
3. Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *J Endod* 35(7):938-43, 2009.
4. Sonntag D, Guntermann A, Kim SK, Stachniss V. Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students. *Int Endod J* 36(4):246-55, 2003.
5. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 26(3):161-5, 2000.
6. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 31(3):183-6, 2005.
7. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 35(4):379-89, 2002.
8. Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod* 33(1):55-7, 2007.
9. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top* 10(1):30-76, 2005.
10. Spagnuolo G, Ametrano G, D'Antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, Amato M. Effect of autoclaving on the surfaces of TiN -coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 45(12):1148-55,2012.
11. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod* 34(7):859-62, 2008.
12. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 14(7):346-51, 1988.
13. Khoury RD, de Carvalho LS, do Nascimento MFR, Alhussain F, Abu Hasna A. Endodontic irrigants from a comprehensive perspective. *World J Clin Cases* 12(21):4460-8, 2024.

14. Kirkevang LL, Vaeth M, Hörsted-Bindslev P, Wenzel A. Longitudinal study of periapical and endodontic status in a Danish population. *Int Endod J* 39(2):100-7, 2006.
15. Schilder H. Cleaning and Shaping the Root Canal. *Dental Clinics of North America* 18(2):269-96, 1974.
16. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. 1967. *J Endod* 32(4):281-90, 2006.
17. Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. *Austra Den J* 52-63:1834, 2008.
18. Carrotte P. Endodontics: Part 5. Basic instruments and materials for root canal treatment. *Br Dent J* 197(8):455-64; quiz 505, 2004.
19. Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol* 13(2):51-64, 1997.
20. Lyon KF. Endodontic instruments for root canal therapy. *Clin Tech Small Anim Pract* 16(3):139-50, 2001.
21. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *J Applied Physics* 34(5):1475-7, 1963.
22. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 33(4):297-310, 2000.
23. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments in Endodontics: Mechanical Characteristics, Testing and Future Perspective-An Overview. *Bioeng (Basel)* 8(12); 218: 2021
24. Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Top* 29(1):42-54, 2013.
25. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod* 38(11):1535-40.2012.
26. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod* 21(4):173-6, 1995.

27. Gambill JM, Alder M, del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod* 22(7):369-75, 1996.
28. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 21(3):146-51, 1995.
29. Knowles KI, Ibarrola JL, Christiansen RK. Assessing apical deformation and transportation following the use of LightSpeed root-canal instruments. *Int Endod J* 29(2):113-7, 1996.
30. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics* 29(1):3-17, 2013.
31. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement: fifth-generation technology. *Dent Tod* 32(4):94, 6-9, 2013.
32. Schafer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 37(4):239-48, 2004.
33. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira EJM, Marques RVL, Machado de Oliveira JC, et al. Effects of Electropolishing Surface Treatment on the Cyclic Fatigue Resistance of BioRace Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 36(10):1653-7, 2010.
34. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Ora Surg, Ora Medic, Ora Path, Ora Radio, Endod* 89(3):363-8, 2000.
35. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MAZ, Caldeira CL. Cyclic Fatigue Resistance of Rotary Nickel-Titanium Instruments Submitted to Nitrogen Ion Implantation. *J Endod* 36(7):1183-6, 2010.
36. McCormick PG, Liu Y. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling. *Act Metall Mater* 42(7):2407-13, 1994.
37. Liu Y, McCormick PG. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—I. Effect of heat treatment on transformation behaviour. *Act Metall Mater* 42(7):2401-6, 1994.

38. Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, Oliveira, II, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 45(5):469-74, 2012.
39. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod* 40(9):1451-3, 2014.
40. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 38(3):398-401, 2012.
41. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod* 38(1):105-7, 2012.
42. Gutmann JL, 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* 45(2):113-28, 2012
43. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: From past to future. *Endod Top* 29, 2013.
44. Kim JW, Ha JH, Cheung GS, Versluis A, Kwak SW, Kim HC. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod* 40(10):1671-5, 2014.
45. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J* 41(4):339-44, 2008.
46. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The Self-adjusting File (SAF). Part 1: Respecting the Root Canal Anatomy—A New Concept of Endodontic Files and Its Implementation. *J Endod* 36(4):679-90, 2010.
47. Metzger Z, Teperovich E, Cohen R, Zary R, Paqué F, Hülsmann M. The Self-adjusting File (SAF). Part 3: Removal of Debris and Smear Layer A Scanning Electron Microscope Study. *J Endod* 36(4):697-702, 2010.
48. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 49(2):119-35, 2016.
49. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric Analysis of Root Canals Prepared by Four Rotary NiTi Shaping Systems. *J Endod* 38(7):996-1000, 2012.

50. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J* 51(10):1088-103, 2018.
51. 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* 37(6):758-63, 2011.
52. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 30(8):559-67, 2004.
53. Camara AS, de Castro Martins R, Viana AC, de Toledo Leonardo R, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *J Endod* 35(1):113-6, 2009.
54. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod* 40(9):1482-4, 2014.
55. Machado R, Júnior CS, Colombelli MF, Picolli AP, Junior JS, Cosme-Silva L, et al. Incidence of ProTaper Universal System Instrument Fractures - A Retrospective Clinical Study. *Eur Endod J* 3(2):77-81, 2018.
56. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today* 20(10):60-7, 2001.
57. Ruddle C. The ProTaper technique. *Endod Top* 10:187-90; 2005.
58. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23(2):77-85, 1997.
59. Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod* 35(10):1396-9; 2009
60. Serene TP. Nickel-titanium instruments. *Appl Endod* 52:60-5, 1995.
61. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 25(6):434-40, 1999.
62. Hülsmann, M., Schinkel, I. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Endodontics & Dental Traumatology* 15(6), 252-258; 1999.
63. Mareending M, Lutz F, Barbakow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J* 1998;31(1):57-62, 1998.

64. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J endod* 26(3):156-60, 2000.
65. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23(2):77-85, 1997.
66. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dent traum: Rev article* 16(3):95-100, 2000.
67. Roulet J. Dynamic fracture of conventional endodontic instruments versus experimental files. *J Endod* 9(1):12-6, 1016;1983.
68. Walsch H. The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dent clin* 48(1):183-202, 2004.
69. 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* 32(12):1139-41, 2006.
70. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod* 31(6):468-70, 2005.
71. Kuhn, G., & Jordan, L. Fatigue and structural characteristics of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 28(10), 716-720; 2002.
72. Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *J Endod* 23(4):217-20, 1997.
73. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 25(6):434-40, 1999.
74. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod* 32(11):1048-52, 2006.
75. Peng B, Shen Y, Cheung G, Xia T. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J* 38(8):550-7, 2005.
76. Günday M, Sazak H, Garip Y. A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access angle in curved canals. *J Endod* 31(11):796-8, 2005.
77. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 31(2):114-6, 2005.

78. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod* 29(1):55-7, 2003.
79. Yared G, Kulkarni G. Failure of ProFile Ni–Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J* 35(6), 536-41; 2002.
80. Bortnick KL, Steiman HR, Ruskin A. Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *J Endod* 27(1):57-9, 2001.
81. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 36(2):93-9, 2003
82. 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* 28(6):448-51, 2002.
83. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 32(1):55-7, 2006.
84. 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* 40(1):45-51, 2007.
85. Cheung G, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell B. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *Int Endod J* 40(3):169-78, 2007.
86. Barbosa FOG, Gomes JAdCP, de Araújo MCP. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel–titanium rotary instruments. *J Endod* 33(12):1477-80, 2007.
87. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *Int Endod J* 39(9):716-23, 2006.
88. 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* 41(2):163-72, 2008.
89. Yared G, Kulkarni GK. An *in vitro* study of the torsional properties of new and used rotary nickel-titanium files in plastic blocks. *Ora Surg, Ora Medic, Ora Path, Ora Radio, Endod* 96(4):466-71, 2003.

90. Bahia MGA, Melo MC, Buono VTL. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Ora Surg, Ora Medic, Ora Path, Ora Radio, Endod* 101(5):675-80, 2006.
91. Canalda-Sahli C, Brau-Aguadé E, Sentís-Vilalta J. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J* 31(1):48-52, 1998.
92. 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* 39(2):119-26, 2006.
93. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J* 34(1):47-53, 2001.
94. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J* 32(6):436-43, 1999.
95. Yared G. Behaviour of Hero NiTi instruments used by an experienced operator under access limitations. *Aust Endod J* 28(2):64-7, 2002.
96. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J* 34(6):471-5, 2001.
97. Laszkiewicz J, Gambarini G. The effect of rotational speed on cyclic failure of ProFile. 04 taper, nickel-titanium rotary instruments. *J Evol Dent* 26(2): 52-8, 1998.
98. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod* 33(6):712-4, 2007.
99. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo J, Magán F, Ahn S, Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *I endod J* 36(4),262-6 2003.
100. Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod* 27(2):93-5, 2001.
101. 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* 29(1), 15-19; 2003.

102. Schijve J. Fatigue of structures and materials in the 20th century and the state of the art. *Int J fatig* 25(8):679-702, 2003.
103. Barber, G. C., & Warburton, R. E. The effect of rotational speed on the fatigue behaviour of dental files. *J Endod* 13(9), 451-454; 1987.
104. Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Mater Scie Engin A* 378(1):24-33, 2004.
105. Tobushi H, Nakahara T, Shimeno Y, Hashimoto T. Low-Cycle Fatigue of TiNi Shape Memory Alloy and Formulation of Fatigue Life. *J Engin Mater Techn* 122(2):186-91, 1999.
106. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors Influencing Defects of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments After Clinical Use. *J Endod* 30(10):722-5, 2004.
107. Svec TA, Powers JM. The Deterioration of Rotary Nickel-Titanium Files under Controlled Conditions. *J Endod* 28(2):105-7, 2002.
108. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 32(2):115-9, 1999.
109. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz Jr GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 29(10):664-6, 2003.
110. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes Jr DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 24(12):843-7, 1998.
111. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 33(3):204-7, 2000.
112. Viana A, Gonzalez B, Buono V, Bahia M. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 39(9):709-15, 2006.
113. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod* 33(10):1217-21, 2007.
114. de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 28(11):765-9, 2002.

115. Liu Y. Mechanical stabilisation of martensite due to cold deformation. *Mater Scie Engin* 273:668-72, 1999.
116. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Ora Surg, Ora Med, Ora Path, Ora Radio, Endod* 103(6):843-7, 2007.
117. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Top* 16(1):1-26, 2009.
118. Terauchi Y, Ali WT, Abielhassan MM. Present status and future directions: Removal of fractured instruments. *Int Endod J* 55 Suppl 3:685-709, 2022.
119. Campbell L, Shen Y, Zhou HM, Haapasalo M. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. *J Endod* 40(4):562-5, 2014.
120. Necchi S, Taschieri S, Petrini L, Migliavacca F. Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *Int Endod J* 41(11):939-49, 2008.
121. Wycoff RC, Berzins DW. An *in vitro* comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *J Endod* 38(8):1118-20, 2012.
122. Martins JNR, Silva E, Marques D, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Comprehensive Assessment of Cyclic Fatigue Strength in Five Multiple-File Nickel-Titanium Endodontic Systems. *Mater (Basel)* 17(10):2345, 2024.
123. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J* 38(11):802-9, 2005.
124. Spanaki-Voreadi A, Kerezoudis N, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper NiTi rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J* 39(3):171-8, 2006.
125. Schulze, H. J. Effects of geometric design on the fatigue life of dental instruments. *Journal of Materials Science: Mater Medic* 14(8), 711-717; 2003.
126. Handbook A. Fatigue and fracture. *ASM Int* 19:18, 1996.
127. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Ora Surg, Ora Med, Ora Path, Ora Radio, Endod* 100(2):249-55, 2005.

128. Shahrabi, A., & Asgary, S. Evaluation of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments with different taper designs. *J Endod* 39(1), 26-29; 2013.
129. Hübscher W, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with FlexMaster: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 36(12):883-90, 2003.
130. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 31(3):183-6, 2005.
131. Low D, Ho AW, Cheung GS, Darvell BW. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 32(6):545-8, 2006.
132. Cheung G, Darvell B. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J* 40(8):612-8, 2007.
133. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod* 33(12):1433-7, 2007.
134. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J* 39(9):716-23, 2006.
135. Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Restor Dent Endod* 42(4):301-8, 2017.
136. Hülsmann M, Peters O, Dummer P. Mechanical preparation of root canals: Shaping goals, techniques and means. *Endod Top* 10:30-76, 2005.
137. Plotino G, Grande N, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 35:1469-76, 2009.
138. Dioguardi M, Arena C, Sovereto D, Aiuto R, Laino L, Illuzzi G, et al. Influence of sterilization procedures on the physical and mechanical properties of rotating endodontic instruments: a systematic review and network meta-analysis. *Front Biosci (Landmark Ed)* 26(12):1697-713, 2021.
139. Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quint Int* 41(6):479-88, 2010.
140. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23(2):77-85, 1997.

141. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 35(11):1469-76, 2009.
142. Pun DK, Berzins DW. Corrosion behavior of shape memory, superelastic, and nonsuperelastic nickel–titanium-based orthodontic wires at various temperatures. *Dent Mater* 24(2):221-7, 2008.
143. El Abed R, Al Raeesi D, Alshehhi A, Alkhatib Z, Khamis AH, Jamal M, Kim HC. Effect from Autoclave Sterilization and Usage on the Fracture Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Rotary Files. *Mater (Basel)* 16(6):2161, 2023.
144. Yılmaz K, Uslu G, Özyürek T. Effect of multiple autoclave cycles on the surface roughness of HyFlex CM and HyFlex EDM files: an atomic force microscopy study. *C Oral Invest* 22(9):2975-80, 2018.
145. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod* 37(1):72-4, 2011.
146. Özdemir O, Koçak S, Koçak MM, Sağlam BC. Effects of repeated sterilization cycles on the surface alterations of ProTaper Next, TF Adaptive, HyFlex CM, and 2Shape instruments. *J Dent Res Dent Dent Prosp* 15(2):76-81, 2021.
147. Stošić N, Popović J, Anđelković Apostolović M, Mitić A, Nikolić M, Barac R, Kostić M. Effects of Autoclave Sterilization on Cyclic Fatigue Resistance in 5 Types of Rotary Endodontic Instruments: An *In vitro* Study. *Med Sci Monit* 29:e939694, 2023.
148. Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Rest Dent Endod* 42(4):301-8, 2017.
149. Uygun A, Kol E, Topcu M, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int Endod J* 49(5):494-9, 2016.
150. 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* 41(7):1134-8, 2015.
151. Kim W, Oh S, Ryu GJ, Kim TH, Kim SJ, Kim DH, et al. Effect of autoclave sterilization on cyclic fatigue and torsional fracture resistance of NiTi rotary instruments. *Odontol* 108(2):194-201, 2020.

152. Hülsmann M, Donnermeyer D, Schäfer E. A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. *Int Endod J* 52(10):1427-45, 2019.
153. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 35(3):401-3, 2009.
154. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large Instruments. *J Endod* 43(4):623-7, 2017.
155. Elnaghy AM, Elsaka SE. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J* 50(10):991-8, 2017.
156. Bodrumlu E, Obaid A. Sodyum Hipoklorite Maruz Kalan Nikel-Titanyum Eğelerin Döngüsel Yorgunluğuna Karşı Direnç Değişimi. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* 10(2):107-111, 2024.
157. Alajemi M, Abu Mostafa A. Effect of simulated clinical use and sterilization on the cyclic fatigue resistance of nickel titanium files. *PeerJ* 12:e17418, 2024.

8. EKLER

Ek 1: İntihal Raporu

FARKLI KALİTEDE ÜRETİLEN NİTİ KANAL EĞELERİNE STERİLİZASYON YAPILMA SAYISININ KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 11	% 11	% 1	% 0
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 7
2	tr.intermediapub.com İnternet Kaynağı	% 2
3	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
5	www.isfaw2019.isfaw.org İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
7	avesis.akdeniz.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	www.fkg.ch İnternet Kaynağı	<% 1

9. ÖZGEÇMİŞ

Abdullah Ahmed Mohammed OBAID, 2010 yılında Khaled Bin Alwaleed Lisesi'nden mezun oldum. Lisans eğitimimi 2013-2019 yılları arasında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden lisans eğitimimi tamamladıktan sonra, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Endodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım. Yabancı dili, Arapça,İngilizce ve Türkçedir.

