

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

**ÇOKLU STERİLİZASYONUN FARKLI İŞLEMLERLE
ÜRETİLMİŞ NİKEL-TİTANYUM DÖNER EĞE
SİSTEMLERİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUK DİRENCİ
ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Mert Deniz ERTEKİN

**Endodonti Programı
UZMANLIK TEZİ**

ANKARA

2022

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

**ÇOKLU STERİLİZASYONUN FARKLI İŞLEMLERLE
ÜRETİLMİŞ NİKEL-TİTANYUM DÖNER EĞE
SİSTEMLERİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUK DİRENCİ
ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Mert Deniz ERTEKİN

**Endodonti Programı
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Ayhan Eymirli**

**ANKARA
2022**

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Mert Deniz Ertekin'in 12/09/2022 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Çoklu Sterilizasyonun Farklı İşlemlerle Üretilmiş Nikel-Titanyum Döner Eğe Sistemlerinin Döngüsel Yorgunluk Direnci Üzerine Etkisi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı ve Tez Danışmanı : Doç. Dr. Ayhan EYMİRLİ

Üye : Doç. Dr. Behram TUNCEL

Üye : Doç. Dr. Mügem Aslı EKİCİ

ONAY: Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tülin TANER

Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

..... / /

(İmza)

Mert Deniz ERTEKİN

/

¹“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metodların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Ayhan Eymirli danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Mert Deniz Ertekin

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana hep destek olan, ihtiyaç duyduğum her zaman bilgi birikimi ve tecrübeleriyle her daim yol gösteren, tez çalışmamın her aşamasında yardımlarını ve hoşgörüsünü esirgemeyen çok değerli danışman hocalarım Prof. Dr. Emre Nagaş ve Doç. Dr. Ayhan Eymirli' ye,

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, eğitimime katkı sağlayan çok değerli hocalarım; Prof. Dr. Bahar Özçelik, Prof. Dr. Ahmet Serper, Prof. Dr. Hatice Doğan Buzoğlu, Prof. Dr. Zeliha Yılmaz, Prof. Dr. M. Özgür Uyanık, Doç. Dr. Behram Tuncel, Doç. Dr. Emre Altundaşar, Doç. Dr. Emel Uzunoğlu Özyürek, Doç. Dr. Selen Küçükkaya Eren, Doç. Dr. Derya Deniz Sungur, Dr. Öğr. Üyesi Eda Ezgi Aslantaş, Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Keleş ve Dr. Öğr. Üyesi Sevinç Askerbeyli Örs' e,

Desteklerini ve dostluklarını her zaman hissettiğim asistan arkadaşlarım Dt. Sena Nihan Şengül, Dt. Fatma Nur Yiğitçe, Dt. Büşra Tavşan, Uzm. Dt. Begüm Cömert, Uzm. Dt. Gizem Özdemir, Uzm. Dt. Nilay Ezentaş, Uzm. Dt. Sıla Nur Usta, Dt. Gonca Şahin'e,

Destekleri ve arkadaşlıklarıyla her anımda yanımda olan Dr. Dt. Deniz Ertüz ve Uzm. Dt. Nazlı Gedük'e

Sonsuz emek, sevgi ve destekleriyle beni bugüne getiren ve her zaman yanımda olan canım aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

ERTEKİN, M. D. Çoklu Sterilizasyonun Farklı İşlemlerle Üretilmiş Nikel-Titanyum Döner Eğe Sistemlerinin Döngüsel Yorgunluk Direnci Üzerine Etkisi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2022. Çalışmamızın amacı farklı işlemlerle üretilmiş EndoArt Touch Gold ve EndoArt Touch Blue markalı döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmak ve çoklu sterilizasyonun döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkisini incelemektir. Bu in-vitro çalışmada 2 farklı Ni-Ti döner eğe sistemine ait kontrol ve sterilizasyon grupları oluşturulmuştur. Her bir grupta 25 adet olmak üzere toplamda 100 adet Ni-Ti eğe; 1,5 mm iç çapa, 60° kurvatür eğimine ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay bir kanalda statik olarak kullanılmıştır. Kontrol grubuna ait eğelerin döngüsel yorgunluk testleri yapılmış ve ortalama kırılma süreleri belirlenmiştir. Bu ortalama kırılma sürelerinin %25, %50 ve %75' ine karşılık gelen süreler belirlenmiştir. Sterilizasyon grubu eğeleri ortalama kırılma sürelerinin %25, %50 ve %75' ine kadar sırasıyla döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kullanılırken bu noktalarda çalışması durdurulup otoklav ile sterilizasyon işlemi uygulanmıştır. Son otoklavlanmanın yapıldığı ortalama kırılma süresinin %75'inden sonra eğeler döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kırılana kadar çalıştırılmıştır. Tüm eğelerin kırılma uzunluğu ölçülmüş olup, kırılana kadar geçen süreler (sn) olarak belirlenmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiştir ve analiz için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. Karşılaştırma sonuçlarına göre EndoArt Gold Sterilizasyon Grubu ile EndoArt Blue Sterilizasyon Grubu ve EndoArt Gold Kontrol Grubu ile EndoArt Blue Kontrol Grubu arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Kırık parça uzunlukları incelendiğinde ise; EndoArt Blue Sterilizasyon Grubu ile EndoArt Blue Kontrol Grubu arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p<0,05$); diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. SEM analizi ile oluşan kırılmaların döngüsel yorgunluk sonucu oluştuğu belirlenmiştir. Sonuç olarak döngüsel yorgunluk direnci en yüksek olan eğe sistemi EndoArt Touch Blue olarak belirlenmiştir. Sterilizasyon işleminin döngüsel yorgunluk direnci üzerinde anlamlı bir etkisi olmamıştır.

Anahtar Kelimeler: döngüsel yorgunluk, Ni-Ti eğe sistemleri, çoklu sterilizasyon

ABSTRACT

ERTEKİN, M. D. The Effect of Multiple Sterilization on Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Rotary File Systems Produced by Different Processes. Hacettepe University Faculty of Dentistry, Department of Endodontics, Specialization Thesis, Ankara, 2022. The aim of our study is to compare the cyclic fatigue resistance of EndoArt Touch Gold and EndoArt Touch Blue branded rotary file systems produced with different processes and to examine the effect of multiple sterilization on the cyclic fatigue resistance. In this in-vitro study, control and sterilization groups of 2 different Ni-Ti rotary file systems were formed. A total of 100 Ni-Ti files, 25 in each group; It was used statically in an artificial canal made of stainless steel with an internal diameter of 1.5 mm, a curvature of 60° and a radius of 5 mm. The cyclic fatigue tests of the files belonging to the control group were performed and the mean breakage times were determined. The times corresponding to 25%, 50% and 75% of these average breaking times were determined. Sterilization group files were used in the cyclic fatigue test setup up to 25%, 50% and 75% of the mean breakage times, respectively, and the operation was stopped at these points and sterilization with autoclave was applied. After 75% of the mean break time at the last autoclave, the files were used until they broke in the cyclic fatigue test setup. The breaking length of all files was measured; The time to breakage was determined as seconds (sec). The conformity of the data to the normal distribution was evaluated with the Shapiro-Wilk test and the Kruskal-Wallis test was used for analysis. According to the comparison results, a significant difference was found between the EndoArt Gold sterilization group and the EndoArt Blue sterilization group, and between the EndoArt Gold control group and the EndoArt Blue control group ($p < 0.05$). When the broken piece lengths are examined; While the difference between the EndoArt Blue sterilization group and the EndoArt Blue control group was significant ($p < 0.05$); No statistically significant difference was found between the other groups. It was determined by SEM analysis that the fractures occurred as a result of cyclic fatigue. As a result, the file system with the highest cyclic fatigue resistance was determined as EndoArt Blue. The sterilization had no significant effect on cyclic fatigue resistance.

Key words: cyclic fatigue, Ni-Ti file systems, multiple sterilization

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI.....	iv
ETİK BEYAN.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER.....	xii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1.Kök Kanal Tedavisi.....	2
2.2.Kök Kanal Sisteminin Dezenfeksiyonu ve İrrigasyonu	3
2.3 Kök Kanallarının Temizlenmesi ve Şekillendirilmesi	4
2.4 Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler	5
2.4.1 Paslanmaz Çelik El Aletleri	6
2.4.2 Nikel-Titanyum Alaşımlar	9
2.4.3 Ni-Ti Alaşımların Gelişimi	12

2.4.4 Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....	16
2.5 Ni-Ti Eğelerde Kırılma	21
2.5.1 Döngüsel Yorgunluk	21
2.5.2 Torsiyonel Yorgunluk	22
2.5.3 Ni-Ti Eğelerde Kırılmaya Neden Olabilecek Faktörler	23
2.6 Torsiyonel ve Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri.....	31
2.6.1 Torsiyonel Yorgunluk Test Düzenekleri.....	31
2.6.2 Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri.....	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1 Deney Gruplarının Oluşturulması	36
3.2 Döngüsel Yorgunluk Testleri ve Çoklu Sterilizasyon.....	37
3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi.....	40
3.4 İstatistiksel Analiz	41
4. BULGULAR	42
4.1 Kırılma Sürelerine ve Kırık Parça Uzunluğuna Ait Bulgular	42
4.2 SEM Analizine Ait Bulgular	47
5. TARTIŞMA	51
6. SONUÇLAR	59
7.KAYNAKLAR	60
8. EKLER.....	78

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
°C	: Santigrat
Af	: Austenit faz bitiş sıcaklığı
ANSI	: American National Standards Institute (Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü)
As	: Austenit faz başlangıç sıcaklığı
CM	: Controlled Memory (Kontrollü Hafıza)
CM-EDM	: Controlled Memory- Electric Discharge Machined (Kontrollü Hafıza-Elektriksel Deşarj)
EDTA	: Etilen Diamin Tetraasetik Asit
H-tipi	: Hedström tipi
ISO	: International Standardization Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)
K-tipi	: Kerr-tipi
Mf	: Martensitik faz bitiş sıcaklığı
mm	: Milimetre
Ms	: Martensitik faz başlangıç sıcaklığı
N	: Newton (Tork Değeri)
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
Ncm	: Newtonsantimetre
Ni-Ti	: Nikel Titanyum
nm	: nanometre
p	: İstatistiksel anlamlılık değeri
Rpm	: Dönme hızı
SAF	: Self-Adjusting File
SE	: Superelacticity (Süperelastisite)
SEM	: Scanning Electron Microscope
SME	: Shape Memory Effect (Şekil hafızası etkisi)
sn	: Saniye

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Ni-Ti alaşımların faz dönüşümleri.....	10
Şekil 2.2. Ni-Ti alaşımların faz dönüşüm sıcaklıkları grafiği.....	11
Şekil 2.3. SE özelliği ve SME özelliği.....	11
Şekil 2.4. Ni-Ti alaşımların gelişim süreci	12
Şekil 2.5. Schneider yöntemi ile kurvatür açısının belirlenmesi	29
Şekil 2.6. Pruett yöntemi ile kurvatür açısının ve kurvatür yarıçapının belirlenmesi	30
Şekil 2.7. Torsiyonel yorgunluk test düzeneği	31
Şekil 2.8. Eğimli metal tüp test düzeneği	33
Şekil 2.9. Oluklu blok ve silindir bloğun oluşturduğu oluklu blok test düzeneği	34
Şekil 2.10. Eğik düzlem test düzeneği	35
Şekil 2.11. Eğeyi 3 noktada eğimlendiren test düzeneği	35
Şekil 3.1. EndoArt Touch Gold ege sistemi	37
Şekil 3.2. EndoArt Touch Blue ege sistemi.....	37
Şekil 3.3. Döngüsel yorgunluk test düzeneği	38
Şekil 3.4. Sıcaklık kontrolü amacıyla kullanılan termometre.....	39
Şekil 3.5. SEM analizi öncesi örneklerin hazırlanması	40
Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı.....	41
Şekil 4.1. Test edilen ege gruplarının kırılma sürelerine göre dağılım grafiği.	44
Şekil 4.2. Test edilen ege gruplarının kırık parça uzunluğuna göre dağılım grafiği.	46

- Şekil 4.3.** Döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kullanılmamış EndoArt Touch Blue eğesinin farklı büyütme altındaki SEM görüntüleri 48
- Şekil 4.4.** Döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kullanılmamış EndoArt Touch Gold eğesinin farklı büyütme altındaki SEM görüntüleri 48
- Şekil 4.5.** EndoArt Blue kontrol grubu eğesinin kırılma sonrası 250x büyütme altında alınan kırık yüzeylerine ait SEM görüntüleri 49
- Şekil 4.6.** EndoArt Gold kontrol grubu eğesinin kırılma sonrası 250x büyütme altında alınan kırık yüzeylerine ait SEM görüntüleri 49
- Şekil 4.7.** EndoArt Blue sterilizasyon grubu eğesinin kırılma sonrası 250x büyütme altında alınan kırık yüzeylerine ait SEM görüntüleri 50
- Şekil 4.8.** EndoArt Gold sterilizasyon grubu eğesinin kırılma sonrası 250x büyütme altında alınan kırık yüzeylerine ait SEM görüntüleri 50

TABLolar

Tablo	Sayfa
Tablo 3.1. Deney grupları ve grup sayıları.....	36
Tablo 3.2. Kontrol gruplarının ortalama kırılma süreleri ve sterilizasyon gruplarının ortalama kırılma süresinin %25, %50 ve %75'ine ulaşması için döngüsel yorgunluk cihazında çalıştırılması gereken süreler.....	40
Tablo 4.1. Kontrol ve deney gruplarının sayıları (n) ile kırılma sürelerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (sn).....	42
Tablo 4.2. Kontrol ve deney gruplarının sayıları (n) ile kırık parça uzunluğunun minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.....	43
Tablo 4.3. Gruplar arasında döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma süresinin ikili karşılaştırma sonuçları.....	45
Tablo 4.4. Gruplar arasında döngüsel yorgunluğa bağlı kırık parça uzunluklarının ikili karşılaştırma sonuçları.....	47

1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinde kemomekanik preparasyon; mekanik şekillendirilme ve irrigasyon solüsyonlarının birlikte kullanımı ile kanallardan mikroorganizmaların ve enfekte dokuların elimine edildiği kritik bir aşamadır. Mekanik şekillendirme ile birlikte; enfekte dokular kök kanal sisteminden uzaklaştırılmaktadır, irrigasyon solüsyonlarının etki edeceği uygun kanal boşluğu sağlanmaktadır ve kök kanallarının doldurulması için gerekli şekillendirme yapılmaktadır (1).

Günümüzde kök kanal tedavisinde mekanik şekillendirme amacıyla kullandığımız eğeler paslanmaz çelikten ya da Ni-Ti alaşımlardan üretilmektedir. Şekillendirme işlemi sırasında özellikle kurvatürlü kanallarda paslanmaz çelik eğeler kullanıldığında basamak oluşumu, transportasyon, perforasyon ve zip oluşumu gibi iatrojenik hataların oluşma riski artmaktadır. Bu sebeple paslanmaz çelik eğelerden çok daha esnek olan, preparasyon sırasında kanalın orijinal formunu koruyan, iatrojenik hata oluşumunu azaltan ve daha kısa sürede şekillendirme işlemini yapmamızı sağlayan Ni-Ti ege sistemleri üretilmiştir (2, 3).

Ni-Ti ege sistemlerinin birçok avantajı olmasına rağmen şekillendirme işlemi sırasında meydana gelen kırılmalar en önemli sorunlardan biridir. Ni-Ti ege sistemlerinde meydana gelen kırılmalar döngüsel yorgunluğa, torsiyonel yorgunluğa ya da her ikisinin de etkisiyle meydana gelebilmektedir (4). Ayrıca kırılmalar üzerinde ege konikliği, ege boyutları, eğelerin dizaynı, kök kanal şekillendirme tekniği, giriş kavitesi, eğelerin dönme hızı, tork kontrolü bulunan motorların kullanımı, eğelerin kullanım sayısı, üretim işlemleri, sterilizasyon ve kanal anatomisi gibi birçok faktör etkili olmaktadır (5). Bu sebeple üretici firmalar, Ni-Ti eğelerin kırılmaya karşı direncini arttırmak amacıyla farklı üretim işlemleri geliştirerek yeni nesil eğeler üretmektedir.

Çalışmamızın amacı farklı işlemlerle üretilmiş EndoArt Touch Gold ve EndoArt Touch Blue döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini değerlendirmek ve çoklu sterilizasyon uygulamasının bu ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkisini araştırmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Kök Kanal Tedavisi

Pulpa ve periradiküler dokulardaki patolojik değişiklikler; mikroorganizmalar ve mikroorganizmaların yan ürünlerinin pulpa odasında ve kök kanalında bulunması ile oluşmaktadır (6). Bu nedenle kanal tedavisinin temel amaçlarından biri kök kanal sisteminden bakteri ve diğer mikroorganizmaları tamamen uzaklaştırmak olmalıdır. Bunu gerçekleştirmek için enfekte dentin kök kanalından çeşitli enstrümanlar yardımı ile uzaklaştırılmaktadır ve mikroorganizmalar çeşitli kimyasal irrigasyon solüsyonları, kanal içi ilaçlar kullanılarak elimine edilmeye çalışılmaktadır.

Mekanik enstrümantasyonun amaçları; enfekte dentini uzaklaştırmak, irrigasyon solüsyonlarının etkinliğini arttırmak, kanalın 3 boyutlu olarak dolumunu sağlamak için şekillendirmektir. Fakat mikrobilgisayarlı tomografi gibi teknikleri kullanan çalışmalar, kanal içerisinde kök duvarlarının büyük bir kısmına mekanik olarak dokunulmadığını göstermiştir (7). Mekanik olarak dokunulamayan bu alanlara ulaşmanın tek yolu irrigasyon solüsyonları olmaktadır. Bu sebeple irrigasyon, mikroorganizmaları kök kanallarından kimyasal olarak temizlediği için kanal tedavisinin önemli bir parçası olarak kabul edilmektedir. Mekanik enstrümantasyon sırasında kullanılan irrigasyon solüsyonları; mikroorganizmaların, debrislerin ve nekrotik doku artıklarının uzaklaştırılmasını sağlamaktadır (8). Ayrıca mekanik enstrümantasyon sırasında farklı miktarlarda ve kalitede smear tabakası da ortaya çıkmaktadır. Smear tabakasının ortadan kaldırılmasında, organik ve inorganik çözücü özellikleri olan irrigasyon solüsyonları önemli bir yer tutmaktadır (9). Bu noktada smear tabakasının organik kısmını çözmek için en sık kullanılan irrigant NaOCl (Sodyum Hipoklorit), inorganik kısmını çözmek için de en sık kullanılan ajan EDTA'dır (10).

Mikroorganizmalardan temizlenmiş ve iyi bir şekilde genişletilmiş kök kanalları uygun bir şekilde doldurulmazsa kök kanal tedavisinin başarısı tehlikeye girmektedir (11). Kök kanallarının dolumunda bakteriler ve yan ürünlerinin kanal içerisine girmesini ve buradan periapikal dokulara yayılımının önlenmesi için kanalın 3 boyutlu ve sızdırmaz bir şekilde doldurulması amaçlanmaktadır (12). İdeal bir kök kanal dolgusu, kanal içi düzensizliklere ve duvarlara kanalın tüm uzunluğu boyunca

homojen ve yoğun bir şekilde adapte olmalıdır (11). Fakat kök kanal dolgularının büyük bir çoğunluğu kanalları tam olarak dolduramamaktadır (13). Kök kanal dolununun yetersiz olması durumunda boş alanlar; aksesuar kanallar ve periapikal bölgede yer alan besinler aracılığıyla mikroorganizmaların çoğalması için uygun bir ortam hazırlamaktadır (14).

Kök kanal sisteminin doldurulması için geçmişten günümüze çok çeşitli endodontik materyaller savunulmaktadır. Birçok teknikte bir kor materyali ve kanal patı kullanılmaktadır. Kor materyali fark etmeksizin tüm tekniklerde apikal tıkaç ile sızdırmazlığın sağlanması için kanal patı gereklidir (15).

2.2.Kök Kanal Sisteminin Dezenfeksiyonu ve İrrigasyonu

Endodontik tedavilerin temel amacı pulpa ve periradiküler hastalıkların oluşumunun önlenmesi ve bunların tedavi edilmesidir. Pulpa ve periradiküler hastalıkların oluşum sürecinde de mikroorganizmalar birincil neden olarak görülmektedir (16). Bu yüzden kök kanal tedavisinin başarılı olması için mikroorganizmalar ve yan ürünlerinin kök kanallarından temizlenmesi gerekmektedir. Mikroorganizmaların kök kanal sisteminden tamamen elimine edilmesi mümkün olmadığından mikrobiyolojik yükün belirli bir eşik değerin altına inmesi hedeflenmektedir (17). Sadece mekanik preparasyon yolu ile mikroorganizmalar uzaklaştırılamamaktadır. Preparasyon sırasında enfekte dentin artıkları ortaya çıkmakta ve bunların kanaldan uzaklaştırılması gerekmektedir. Ayrıca kök kanal anatomisinin kompleks yapıda olması ve kanalların çoğunlukla oval olması nedeniyle preparasyon sırasında dokunulmayan alanlar kalmaktadır (18). Tüm bu nedenlerden dolayı kök kanal tedavisinde kanalların dezenfeksiyonu ve irrigasyonu çok önemli bir yer tutmaktadır.

İrrigasyon solüsyonları; enfekte dentin artıklarını yıkayarak, dokuyu çözerek, kök kanallarını dezenfekte ederek mekanik debridmana yardımcı olan ve kimyasal debridman yapan maddelerdir (19). İrrigasyon solüsyonlarını kök kanal tedavisinde kullanabilmemiz için çeşitli mekanik, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin olması gereklidir (20). İdeal bir irrigasyon solüsyonundan beklenen özellikler:

- Yıkayıcı etkisi ile debrisleri uzaklaştırabilmelidir.

- Preparasyon sırasında kök kanal aletlerinin sürtünmesini azaltmalıdır.
- Organik ve inorganik dokuları çözücü etkisi olmalıdır.
- Smear tabakasının oluşumunu önleyip oluşan smear tabakasını da çözebilmelidir.
- Biyofilmlere ve mikroorganizmalara karşı antibakteriyel etkisi yüksek olmalıdır.
- Endotoksinleri inaktive edebilmelidir.
- Canlı dokulara karşı sitotoksik ve alerjik etkileri olmamalıdır.
- Restorasyon materyallerinin ve kanal dolgu materyallerinin dişle bağlantısını zayıflatmamalıdır.
- Yüzey gerilimi düşük olmalıdır.
- Diş yapısını zayıflatmamalıdır.
- Ucuz ve ulaşılabilir olmalıdır.
- Raf ömrü uzun olmalıdır.
- Saklama koşulları uygun olmalıdır.
- Tadı ve kokusu tolere edilebilir olmalıdır (21).

Fakat günümüzde irrigasyon solüsyonlarının hiçbiri beklenen bu özellikleri tek başına karşılayamamaktadır. Bu sebeple irrigasyon solüsyonlarının kök kanal tedavisinde tek başına değil kombine edilerek kullanılması önerilmektedir (9).

2.3 Kök Kanallarının Temizlenmesi ve Şekillendirilmesi

Kök kanallarının biyomekanik olarak temizlenmesi ve şekillendirilmesi endodontik tedavinin önemli bir basamağını oluşturmaktadır. Bu basamak, endodontik aletlerin mekanik şekillendirme ve irrigasyon solüsyonlarının kimyasal temizleme etkilerinin yanında pulpa boşluğunun kapatılması ve periapikal dokuların onarılması için de uygun koşulları sağlamaktadır (22, 23).

Dr. Schilder 1974 yılında kök kanal preparasyonu sırasında dikkat edilmesi gereken noktaları biyolojik ve mekanik hedefler olmak üzere 2 başlık altında değerlendirmiştir. Bu hedefler ise şu şekildedir: (24)

Biyolojik Hedefler;

- Preparasyon kök sınırlarının içerisinde yapılmalıdır.
- Preparasyon sırasında oluşan debrisler apekten periapikal dokulara doğru itilmemelidir.
- Kök kanallarının içerisindeki artıkların tamamı uzaklaştırılmalıdır.
- Kanal içi ilaçların kolayca uygulanabilmesi ve etkinliğinin sağlanması için uygun genişlik oluşturulmalıdır.

Mekanik Hedefler;

- Yapılan şekillendirme kök ucundan giriş kavitesine kadar devamlı olarak artan konik bir form oluşturmalıdır.
- Apikal foramen bu konik kısmın en dar yerini oluşturarak mümkün olduğunca küçük tutulmalıdır.
- Kök kanalının orijinal anatomik şekli korunmalıdır.
- Apikal foramen orijinal konumunda kalmalıdır.

Hülsmann ve ark. ise kök kanal preparasyonunun temel hedeflerini şu şekilde açıklamaktadır; (5)

- Vital veya nekrotik pulpa dokularının kök kanallarından çıkarılması
- İrrigasyon ve kanal içi ilaç uygulamaları için yeterli kanal boşluğunun sağlanması
- Kök kanal anatomisinin bütünlüğünün ve konumunun korunması
- Kök kanallarında ve radiküler yapıda iyatrojenik hasarın önlenmesi
- Kanal dolununun kolaylaştırılması
- Periapikal dokuların enfekte olmasının ve irritasyonunun önlenmesi
- Dişin uzun bir süre boyunca fonksiyonuna devam etmesi için sağlam kök dentininin korunması

2.4 Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler

Diş hekimliğinde 1800'lü yıllara kadar kullanılan aletlere bakıldığında; çeşitli ilkel el aletleri, ekskavatörler, demir koterizasyon aletleri ve endodontik tedavi için

çok az sayıda ince ve esnek alet bulunmaktadır (25). 1833 yılına gelindiğinde Edward Maynard ilk endodontik el aletini geliştirmiştir. Edward Maynard ilk başta saat yaylarını daha sonra ise piyano tellerini çentikleyerek pulpa dokusunu çıkarmak için küçük iğneler tasarlamıştır (26). 1852 yılında Robert Arthur kök kanallarını genişletmek amacıyla küçük eğeler kullanmıştır (27). 1885 yılına gelindiğinde Gates-Glidden frezleri, 1915 yılında ise Kerr firmasının ürettiği ve adı firmanın baş harfinden gelen K-tipi eğeler üretilerek kullanıma sunulmuştur (28).

2.4.1 Paslanmaz Çelik El Aletleri

Kök kanal aletleri ilk üretildikleri zaman karbon çelik alaşımlar kullanılmaktaydı. Fakat karbon çelik alaşım kullanılan aletlerde sterilizasyon işlemleri ve tedavide kullanılan ajanlar sebebiyle fiziksel özelliklerde değişim ve korozyon gözlemlenmiştir. Bu gibi dezavantajlardan dolayı paslanmaz çelik aletler üretilmiştir (29). Paslanmaz çelikten üretilen kanal aletlerinin K ve H tipi kanal eğeleri, reamerlar ve tirnerfler gibi farklı tipleri vardır.

K-Tipi Kanal Eğeleri

K-Tipi eğeler kök kanalında dentini kesmek ve genişletmeyi sağlamak amacıyla kullanılan en eski aletlerdendir. Kare ya da üçgen kesit formunda olan K-tipi eğeler paslanmaz çelik telin bükülmesi yoluyla burgulu yapıda oluşturulurlar. Bu burgular, telin kendi eksenini etrafında saat yönünün tersine doğru bükülmesi ile oluşturulmaktadır (30).

K-tipi eğelerin uzun aksları ile kesici kenarları arasındaki kesme açısı 25° - 40° arasındadır. Bu açı aletlerin nasıl çalışacağını belirlemektedir. Bu aletler saat yönünde çeyrek devir rotasyon yaptırılarak ve geri çekilerek kullanılmaktadır. Bu sayede rotasyon hareketi ile kök kanalı genişletilirken; itme ve çekme hareketleri ile dentini kesmektedirler (31). Bu çalışma hareketi kök kanalının genişletilmesi sırasında transportasyon riskini düşürür ve eğenin kanal merkezinde kalmasını sağlamaktadır (30).

H-Tipi Kanal Eğeleri

H-tipi ya da Hedström kanal eğeleri enine kesitte bakıldığında yuvarlak olan paslanmaz çelik bir telin torna makinesinde kesilmesi yöntemiyle elde edilmektedir. H-tipi eğeler uca doğru gidildikçe sivrileşmektedir ve enine kesitlerine bakıldığında üst üste dizilmiş bir dizi üçgen görüntüsü vardır. H-tipi eğelerin uzun eksenleri ile kesici kenarın yaptığı açı 60° - 65° arasında olmaktadır. Bu sebepten ötürü dentini kesme etkinliği K-tipi kanal eğeleri ile karşılaştırıldığında daha fazla olmaktadır. Ayrıca kor çapları da K-tipi kanal eğeleri ile kıyaslandığında daha küçüktür ve kanal içinde kırılmaya karşı dirençleri daha küçüktür. H-tipi kanal eğelerinin tüm bu özelliklerine bakıldığında özellikle dar ve eğimli kanallarda kullanılmaları önerilmez ve sadece itme-çekme hareketi ile çevresel eğeleme yapılarak kullanılmaları önerilmektedir (31).

Reamerlar

Reamerlar üçgen kesit formunda olan paslanmaz çelik bir telin kendi ekseni etrafında spiral şeklinde döndürülmesiyle elde edilmektedir. Pulpa dokusunun kanallardan çıkarılması ve kök kanal şekillendirilmesi amaçlarıyla kullanılmaktadır (32). Diğer kanal eğelerine kıyasla spiral sayıları daha az olduğundan ve uzun eksenleri ile kesici kenarları arasındaki açı 10° - 30° olduğundan dolayı kesme etkinlikleri de daha azdır. Bu sebeple rutin olarak pek fazla kullanılmamaktadırlar. Kanal içerisinde sadece reaming hareketi denilen saat yönünde 90° rotasyon ve rotasyon sonrası geri çekme hareketi ile kullanılmaktadırlar (33).

Tirnerfler

Tirnerfler farklı boyutlarda üretilmekte ve ISO standartlarına göre farklı renk kodlarına sahiptirler. Paslanmaz çelik telin kesilmesi yöntemiyle dikenli yapıda üretilmektedirler. Vital pulpa dokusunu kök kanallarından çıkarmak ve acil durum yaklaşımlarında kullanılan pamuk pelet, paper point vs. parçalarını kanal içerisinden uzaklaştırmak için kullanılmaktadırlar (34).

Modifiye Aletler

Geleneksel paslanmaz çelik eğeler esnek olmayan yapılarından dolayı özellikle eğimli kanallarda çeşitli komplikasyonlara neden olabilmektedirler. Esnek olmayan yapılarından dolayı kanal içerisinde düzleşme eğilimi göstermektedirler. Bu durum transportasyonlara ve kurvatürlü kanallarda dokunulmayan alanların kalmasına yol açmaktadır (35). Bu nedenlerden dolayı geleneksel paslanmaz çelik el aletleri zamanla modifiye edilerek hibrit ya da modifiye el aletleri olarak bilinen daha esnek aletler geliştirilmiştir. Bu aletlerin şekillerinde ve içerdiği alaşımlarda çeşitli değişiklikler yapılarak kuvvet altında daha esnek bir yapı göstermeleri sağlanmıştır. Enine kesitlerine bakıldığında; üçgen ya da eşkenar dörtgen şeklinde dirler. Esnekliklerini arttırmak için kor çapları geleneksel aletlere göre daha küçük olarak dizayn edilmiştir (36).

Hibrit tür eğelerden olan Flex-R kanal eğeleri dengeli kuvvet tekniği ile kullanılmak üzere Roane ve ark. tarafından geliştirilmiştir (37). K-tipi kanal eğeleri gibi üçgen bir kesite sahiptirler. H-tipi eğeler gibi torna makinesinde kesilerek elde edilirler. Bu bakımdan kesme etkinlikleri, H-tipi eğelerle benzerlik göstermektedir (38). Önemli bir karakteristik özelliği ise kesmeyen ve oluklu yapıdaki uç dizaynıdır. Bu dizayn ile birlikte kök kanalında perforasyon ve transportasyon ihtimali azalmaktadır (39).

K-tipi eğelerin bir modifikasyonu olan K-flex eğeleri yine Kerr firması tarafından geliştirilmiştir. K-flex eğeler geleneksel K-tipi eğelerden daha esnek olarak tasarlanmıştır ve üçgen ya da kare olan kesitleri eşkenar dörtgen olarak değiştirilmiştir. Bu tasarım ile birlikte K-flex eğeler debris uzaklaştırma konusunda daha etkili olmaktadır (33).

Başka bir hibrit kanal aleti Canal Master U, Gates-Glidden frezlerin modifiye edilmesiyle oluşturulmuşlardır (40). Bu kanal aletleri kontrol düzeyini arttırmak amacıyla kesici olmayan bir pilot uç ile dizayn edilmişlerdir. Bir diğer özelliği ise özellikle eğimli kanallarda kurvatürü takip edebilmesi için tasarlanan esnek, yuvarlak kesitli ve kesici olmayan shaft kısmıdır. Esnekliği arttırmak amacıyla sadece paslanmaz çelikten değil Ni-Ti alaşımlardan da üretilmektedirler (41).

2.4.2 Nikel-Titanyum Alaşım lar

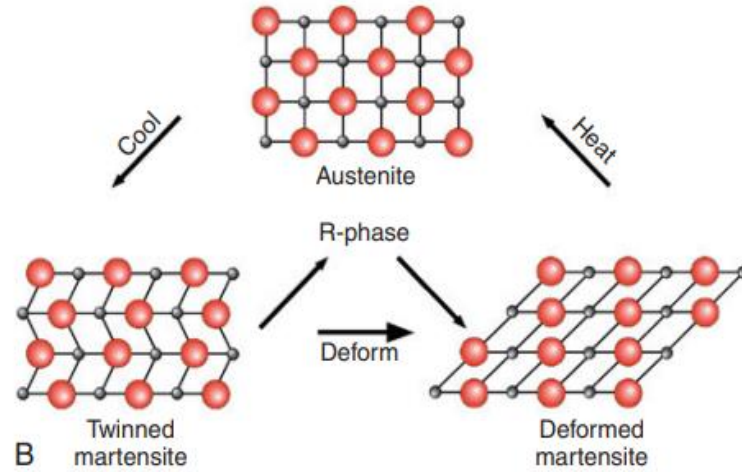
Ni-Ti alaşımlar 1960'lı yılların başlarında Maryland, Amerika Birleşik Devletlerinde Amerikan Deniz Kuvvetleri donanma laboratuvarı olan Naval Ordnance Laboratuvarında yürütülen bir uzay araştırma programı için manyetik özelliği olmayan, su geçirmeyen, tuza karşı dirençli bir alaşım olarak metalürjist W. E. Buehler tarafından geliştirilmiştir. 1963 yılında NİTİNOL olarak adlandırılan bu alaşım ismini geliştirildiği elementler olan Nikel (Ni), Titanyum (Ti) ve geliştirilen laboratuvar olan Naval Ordnance Laboratuvarının (NOL) baş harflerinden almıştır (42).

Ni-Ti alaşımı diş hekimliğinde ilk kez 1971 yılında Andreasen ve ark. tarafından alaşımın ısı enerjisini mekanik enerjiye dönüştürebilmesi, elastik özellikleri ve korozyona karşı dirençli olması gibi özelliklerinden dolayı ortodontik tel yapımında kullanılmıştır (43).

1988 yılında yapılan bir çalışmada Walia ve ark. Ni-Ti alaşımı endodonti alanında ilk kez kullanmışlardır (44). 0.020 inç çaplı ortodontik ark tellerine K-tipi eğelerin oluklu yapısı işlenerek 15 numaralı Ni-Ti K-tipi ege elde etmişlerdir. Ni-Ti eğelerin aynı yöntemle üretilen 15 numaralı paslanmaz çelik eğelerle kıyaslandığında bükülme ve torsiyonel hareketlerde iki ile üç kat daha fazla esnekliğe sahip olduğunu ve torsiyonel kırılmalarda üstün dirence sahip olduğunu bildirmişlerdir (44).

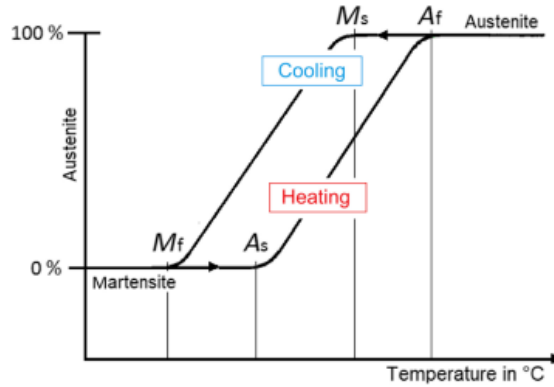
Kök kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti alaşımlar ağırlıkça %56 oranında nikel ve ağırlıkça %44 oranında titanyum içermektedir. Sadece bazı Ni-Ti alaşımlarda nikelin %2 den daha az olacak şekilde küçük bir yüzdesinde kobalt kullanılabilir. Ağırlık oranlarının bu şekilde kombine edilmesiyle birlikte nikel ve titanyumun atom sayılarının oranı 1:1 olmaktadır (45).

Ni-Ti alaşımlar farklı metalik sistemlerde olduğu gibi çeşitli kristalografik yapılarda bulunmaktadır. Bu alaşım, atomik bağ türlerini değiştirebilme yeteneği ile kristalografik ve mekanik özelliklerinde önemli değişikliklere neden olmaktadır. Ni-Ti alaşımların farklı kristalografik yapılarda olduğu "Austenit", "Martensit" ve "R Fazı" olmak üzere 3 farklı yapısı bulunmaktadır (45).



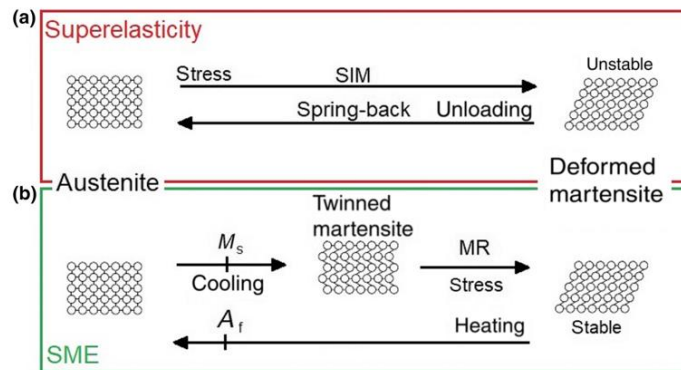
Sekil 2.1. Ni-Ti alaşımların faz d6nüşümleri (Cohen's pathways of the pulp'dan alınmıştır.)

Ni-Ti alaşımların austenit ya da ana faz olarak adlandırılan yapısında 100 °C gibi yüksek sıcaklıklarda alaşımın kristal yapısı kararlı bir formdadır ve kübik bir kafes yapısı vardır (46). Austenit fazdaki materyal stres altına girdiğinde veya yüksek sıcaklık değerlerinin düşmesiyle birlikte martensit faza geçmektedir. Ni-Ti alaşımlar martensit fazda iken ısıtılmaya başladıklarında austenit faza geçiş başlar ve bu dönüşümün başladığı sıcaklığa austenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (A_s) adı verilmektedir. Austenit faza geçtiği andaki sıcaklığa ise austenit bitiş sıcaklığı (A_f) adı verilir. Bu faz değişiminin tam tersi olarak austenit faz soğutulduğunda gerçekleşen geçişler martensit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (M_s) ve martensit bitiş sıcaklığı (M_f) adlarını alırlar (47). Bu dönüşümler esnasında alaşımın dar bir sıcaklık aralığında bulunduğu ve rhombohedral yapıda bulunduğu faza ise ara faz ya da R fazı adı verilmektedir (45). Sıcaklık değerleri austenit bitiş sıcaklığının (A_f) üzerindeyse yani materyal austenit fazda ise katı ve sert özelliklere sahiptir. Sıcaklık değerleri martensit bitiş sıcaklığının (M_f) altındaysa yani martensit fazda ise materyal yumuşak ve kolayca deforme olabilmeye özelliklerine sahiptir (48).



Şekil 2.2. Ni-Ti alaşımların faz dönüşüm sıcaklıkları grafiği (Zupanc ve ark.(47))

Ni-Ti endodontik aletlerde kritik önemi olan süperelastisite (SE) ve şekil hafızası (SM) özellikleri bu faz dönüşümleri sayesinde mümkün olmaktadır. Süperelastisite (SE) materyalin austenit fazdan stres kaynaklı olarak martensit faza geçtiğinde oluşan elastik deformasyonu stres etkeni ortadan kalktığı zaman tam olarak geri kazanabilmesidir. Süperelastisite sıcaklık değişimlerine bağlı değildir. Austenit fazdaki materyalin stres etkeni ile martensit faza geçmesine stres kaynaklı martensit dönüşüm (SIM) denilmektedir. Stres kaynaklı martensit dönüşümde materyalin %8'e kadar olan deformasyonları tamamen tolere edilebilmektedir. Gerilme kuvvetleri %8 oranını aştığında martensit fazdaki materyalde deformasyon meydana gelmektedir. Bu deformasyon durumunda martensit fazdaki materyal austenit bitiş sıcaklığı (A_f) değerleri üzerine çıkarılmaktadır ve alaşımın özellikleri tamamen geri döndürülebilmektedir. Bu özelliğe şekil hafızası etkisi (SME) denilmektedir (47).

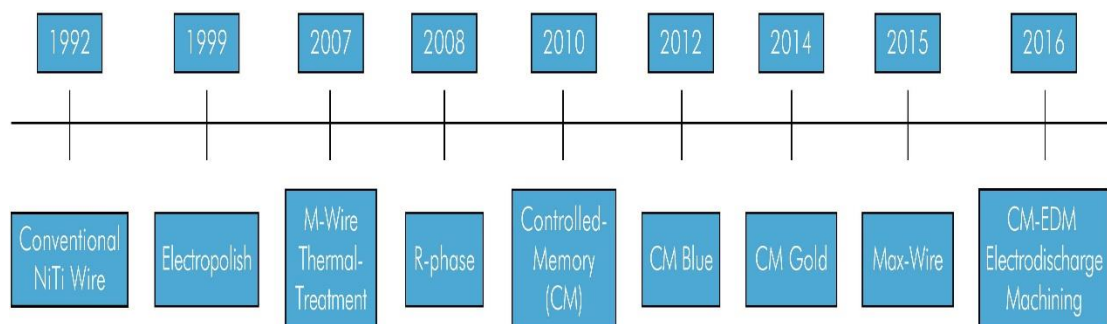


Şekil 2.3. a) SE özelliği **b)** SME özelliği (Zupanc ve ark.(48))

Ni-Ti alaşımların süperelastisite ve şekil hafızası gibi özellikleri sayesinde bu alaşımlardan üretilen endodontik aletler geleneksel aletlerle karşılaştırıldıklarında önemli avantajlara sahip olurlar. Ni-Ti alaşımlara gerilme kuvvetleri uygulandığında %8'e kadar oluşan deformasyonlar tam olarak geri dönebilirken geleneksel paslanmaz çelik eğelerde bu oran %1'den daha az olmaktadır (45). Aynı zamanda Ni-Ti aletlerin elastite modülü paslanmaz çelik aletlere göre daha düşüktür (49). Bu sebeplerden dolayı kök kanallarının eğimi fazla olduğunda paslanmaz çelik eğeler kalıcı deformasyona uğrarken, Ni-Ti eğeler kalıcı deformasyona uğramamaktadır. Böylece özellikle eğimli kanallarda Ni-Ti eğeler paslanmaz çelik eğelerle kıyaslandığında kanalın orijinal formunu daha iyi bir şekilde takip edip kanal transportasyonu, basamak oluşumu ve perforasyon gibi komplikasyon risklerini de oldukça düşürmektedir (50). Bu gibi olumlu özelliklerinden dolayı Ni-Ti eğeler çeşitli işlemler görerek ve gelişim göstererek günümüze kadar gelmişlerdir.

2.4.3 Ni-Ti Alaşımların Gelişimi

Ni-Ti aletler her ne kadar süperelastisite gibi üstün özelliklere sahip olsalar da kök kanal preparasyonu sırasında kırılma riskleri devam etmektedir. Bu sebeple Ni-Ti aletlerin etkinliğini ve güvenliğini arttırmak amacıyla mekanik özelliklerinin geliştirilmesi; üretim süreçlerinde alaşım içeriklerini değiştirme, termal, mekanik ve kimyasal birtakım işlemlerle sağlanmaktadır. Bu işlemlerin gelişim aşamalarını şekil 2.4' de görmekteyiz (51).



Şekil 2.4. Ni-Ti alaşımların gelişim süreci

Elektrokimyasal Polisaj (Electropolishing)

Elektrokimyasal polisaj işlemi 1999 yılında İsviçre merkezli FKG firması tarafından tanıtılmıştır (51). Bu işlem Ni-Ti aletlerin üretim sürecinden kaynaklanan yüzeylerinde oluşan kusurların giderilmesi amacıyla elektrokimyasal olarak yüzeyin düzeltilmesi ve pürüzsüzleştirilmesi işlemidir (52). Bu sayede üretilen aletlerin yüzey kusurları düzeltilirken kesme etkinliği ve korozyona direnci artmaktadır. Bu nedenlerden ötürü elektrokimyasal polisaj işlemi uygulanmış Ni-Ti aletlerin döngüsel yorgunluk dirençleri de anlamlı ölçüde artmaktadır (53).

M-Wire

Dentsply Tulsa tarafından 2007 yılında Ni-Ti alaşımların mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla M-wire adı verilen ve GT X serisi (Dentsply Tulsa) kanal aletlerinde kullanılan yeni bir Ni-Ti alaşım geliştirilmiştir. Üretici firma tarafından geleneksel alaşımlarla kıyaslandığında daha fazla esneklik ve döngüsel yorgunluk direncine sahip olması için yeni bir termal işlem kullanıldığı bildirilmiştir (54). Bu yöntemde alaşımın ham haline belirli çekme gerilimleri ve bir dizi ısıtma işlemi uygulanarak termomekanik işleme yapılmaktadır (55). Bu işleme koşulları sayesinde M-Wire vücut sıcaklığında austenit halde bulunurken belirli miktarlarda martensit ve R-fazında da bulunmaktadır (56). M-wire alaşımını martensit ve R-fazında bulunması sebebiyle elastite modülü düşmekte ve süperelastisite özelliğine de sahip olmaktadır (57).

R-Fazı

R-Fazı Ni-Ti alaşımların martensit ve austenit faz dönüşümleri arasında meydana gelen bir ara fazdır. Bu faz ısıtma ile martensit fazdan austenit faza geçerken ya da soğutma sırasında austenit fazdan martensit faza geçerken meydana gelmektedir. Bu yüzden alaşım çok sınırlı bir sıcaklık aralığında bu fazda bulunmaktadır (58). R-fazının dönüşüm başlama (R_s) ve dönüşüm bitiş sıcaklıkları (R_f) yaklaşık olarak 2-5 °C aralığında olup oldukça küçük oluşum sıcaklık aralığına sahiptir. Bu sebeplerden dolayı elde edilmesi oldukça güçtür. Bu faz Ni-Ti alaşımının yapısında gerçekleşen dislokasyonlar ve çökeltilerin alaşımın yapısal direncini güçlendirmesi sebebiyle

tercih edilmektedir. R-fazında aynı zamanda alaşımın elastite modülü austenit faz ile kıyaslandığında daha düşüktür. Bu sayede alaşımın esnekliği ve direnci artmaktadır (48, 59).

Sybron Endo (Kerr, ABD) 2008 yılında Ni-Ti döner ege sistemlerinin performansını geliştirmek amacıyla özel ısıtım işlem uygulanan Twisted File (TF) döner egelelerini geliştirmişlerdir. TF'nin üretim prosedürü R-fazında ısıtım işlem, Ni-Ti telin bükülmesi (twisted) ve özel yüzey işleme olmak üzere 3 aşamadan oluşmaktadır (60). Sybron Endo firmasına göre TF egelelerin ısıtım işlem uygulanarak R-fazında bükülerek elde edilmesi alaşıma üstün mekanik özellikler kazandırmaktadır. Aynı zamanda bükülerek elde edilmesi sayesinde makinede frezeleme yöntemiyle üretilen aletlerle kıyaslandığında kesme işlemi sırasında oluşan yüzey defektlerinin oluşmadığı ve alaşımın mekanik özelliklerinin iyileştirildiği de savunulmuştur (61). Twisted File egeleleri dışında K3XF ve TF adaptive döner egeleleri de bu sistemle üretilmişlerdir (47).

CM (Kontrollü Hafıza)-Wire

CM-Wire teknolojisi 2010 yılında DS Dental (ABD) tarafından Hyflex döner egeleleri adı altında piyasaya tanıtılmıştır. CM-Wire döner egeleleri alaşımın şekil hafızasını kontrol eden özel termomekanik işlemler kullanılarak üretilmiştir (62). CM-Wire teknolojisiyle üretilen egelelerin geleneksel Ni-Ti egeleler gibi şekil hafızası özellikleri yoktur. Bu sayede CM-Wire egeleler esneklikleriyle ön plana çıkmaktadırlar (63).

Geleneksel Ni-Ti alaşımlar yaklaşık olarak %55 oranında Nikel içerirken CM-Wire alaşımlarda bu oran %51-52 civarında olmaktadır. Böylece Ni-Ti alaşımın mekanik özellikleri iyileşmektedir. Yapılan çalışmalarda CM egelelerin austenit bitiş sıcaklığının 47 °C olduğu gösterilmiştir (64). Bu sıcaklık değeri sayesinde alaşımın oda sıcaklığında martensit fazda bulunduğu fakat az miktarda austenit ve R-fazlarında da bulunabileceği gösterilmiştir (65).

CM-Wire egelelerinin kontrollü şekil hafızası özelliği sayesinde preparasyon sırasında orijinal şekline geri dönme eğilimi yoktur. Böylece kök kanal anatomisini ve kurvatürlü kanalları iyi bir şekilde takip edebilmekte ve transportasyon, perforasyon, basamak oluşumu gibi komplikasyonların olasılığını azaltmaktadırlar (66). Bu kanal aletleri geleneksel Ni-Ti egeleler ile kıyaslandığında, işlem sırasında plastik

deformasyona uğramaktadır ve deformasyon kalıcı olmadığı zaman sterilizasyon işlemi ile birlikte tekrardan orijinal formlarını geri kazanmaktadırlar. Eğer sterilizasyon işlemi ile birlikte orijinal formlarına geri dönmezlerse eğelerin kullanılmaması gerekmektedir. Bu durum kalıcı deformasyonu göstermektedir (67). Bu özelliklerden dolayı üreticiler CM-Wire eğelerinin geleneksel Ni-Ti eğelere göre mekanik özelliklerinin daha iyi olduğunu söylemektedir. Yapılan çalışmalarda bu eğelerin geleneksel Ni-Ti eğelere göre döngüsel yorgunluk dirençlerinin %300 daha iyi olduğu bulunmuştur (68).

CM-Blue ve CM-Gold

Dentsply Sirona 2012 yılında CM-Wire alaşımları geliştirmek amacıyla Ni-Ti alaşımlara sırasıyla bir dizi ısıtma ve soğutma uygulamaları yaparak yeni bir işlem prosedürü tanımlamıştır. Bu ısıl işlemler sonucunda alaşımın yüzeyinde bir titanyum oksit tabakası oluşmaktadır ve oluşan tabakanın kalınlığına göre alaşım farklı renk almaktadır (69). CM-Blue alaşımlarda titanyum oksit tabakasının kalınlığı 60-80 nm aralığında iken CM-Gold alaşımlarda bu aralık 100-140 nm olmaktadır (51). Vortex Blue (Dentsply Sirona), Sequence Rotary File ve X1 Blue File (RS, Brezilya), Reciproc Blue (VDW), ProTaper Gold (Dentsply Sirona) ve WaveOne Gold sistemlerinin üretiminde bu işlem prosedürü kullanılmaktadır.

Titanyum oksit tabakası Ni-Ti alaşımın kesme etkinliğini ve aşınma direncini arttırarak alaşımın işlenmesi sırasında kaybedilen mekanik direncini telafi etmektedir (70). CM-Gold ve CM-Blue ısıl işlem prosedürü uygulanmış Ni-Ti alaşımlar eğimi fazla olan kök kanallarında dahi preparasyonun merkezi olarak yapılmasına olanak tanıyıp komplikasyon risklerini azaltmaktadırlar (71). Ayrıca yapılan çalışmalarda geleneksel Ni-Ti alaşımlar ve M-Wire alaşımlarla kıyaslandığında döngüsel yorgunluk dirençlerinin daha fazla olduğu gösterilmiştir (72).

Max-Wire

Max-Wire alaşımı 2015 yılında FKG (İsviçre) tarafından birtakım termomekanik işlemler sonucunda geliştirilmiştir. Max-Wire (Martensit, Austenit, Electropolishing, Flex) martensitik, austenitik ve elektrokimyasal işlem süreci sayesinde şekil hafızası etkisi ve süperelastisite özelliklerini bir arada

barındırmaktadır. XP- endo Shaper ve XP-endo Finisher FKG firması tarafından Max-Wire alaşımını içeren eĒe sistemleri olarak piyasaya sürülmüştür (51, 73). Bu alaşım oda sıcaklığında martensitik fazda bulunurken kanal içi sıcaklık olan 35 °C ve üstü sıcaklıklarda austenit faza geçiş yapmaktadır. Bu faz geçişi sayesinde kanal aleti düz bir şekilden daha kavisli olan yarım daire şekline geçerek eksantrik dönme hareketi yapmakta ve bu sayede kök kanal morfolojisine uyum sağlayıp temas alanını arttırmaktadır (51).

CM-EDM (Kontrollü Hafıza-Elektriksel Deşarj)

2016 yılında Coltone (Almanya) adlı firma elektriksel erozyon teknolojisini Ni-Ti alaşımlara uygulayarak Hyflex EDM döner eĒe sistemini tanıtmıştır. EDM sistemi elektriksel deşarj yoluyla elektriksel olarak iletken materyallerin üretim sürecinde kullanılan ısı erozyon protokolüdür (74).

Elektrik akımı sayesinde metalin üzerindeki küçük partiküller önce erir daha sonra buharlaşma yoluyla uzaklaşır. Bu işlem sayesinde Ni-Ti alaşımın daha pürüzlü ve sert bir yüzeyi olmakta böylece kesme etkinliği de artmaktadır (74). Materyale daha sonra ultrasonik temizlik ve asit banyosu işlemlerine alınmadan önce veya alındıktan sonra 300 °C - 600 °C aralığındaki sıcaklıklarda 10 dakika ile 5 saat süre aralığında ısıl işlem uygulanmaktadır. Bu işlem süreci sayesinde kanal aletinin döngüsel yorgunluk direnci vücut sıcaklığı değerlerinde % 700 oranında artmaktadır (75).

Hyflex EDM ve Hyflex CM kanal aletlerinin kurvatürlü kanallarda kullanıldığı bir çalışmada Hyflex EDM'nin yapısal dayanıklılığının daha iyi olduğu ve yüzey özelliklerinin daha az değiştiği gösterilmiştir (76). Hyflex EDM kanal aletlerinin bir diğer önemli özelliği de farklı noktalarda farklı kesit alanlarına sahip olmasıdır. Kesit tasarımı kanal aletinin uç kısmında penetrasyonu kolaylaştırmak amacıyla dörtgen şeklinde, orta kısımda daha fazla debris temizlemek amacıyla yamuk şeklinde, üst kısımda kesme etkinliğini arttırmak amacıyla üçgen şeklinde dizayn edilmiştir (76).

2.4.4 Ni-Ti Döner EĒe Sistemleri

Ni-Ti döner eĒe sistemlerinin alaşım özelliklerinin değiştirilmesinin yanı sıra eĒe tasarımlarının da değiştirilmesiyle birlikte kendi içlerinde bazı avantaj ve dezavantajlara sahip olan jenerasyonlar ortaya çıkmıştır. 1990'lı yıllardan itibaren

kullanılmakta olan Ni-Ti döner ege sistemleri tasarimsal ve fonksiyonel özelliklerine göre 5 jenerasyona ayrılmıştır (63).

Birinci Jenerasyon Döner Ege Sistemleri

1992 yılında John McSpadden tarafından tasarlanmış ilk Ni-Ti döner alet 0.02 açılı olarak üretilmiştir. Bu eğerin ortaya çıkmasıyla birlikte, preparasyonun nasıl yapılacağı ve eğenin kırılma direnci gibi problemler tartışılmıştır (63). Daha sonra Dr. Johnson 1994 yılında 0.02 ISO aç standardının dışına çıkarak ilk büyük açılı alet olan 0.04 açılıya sahip Profile döner egesini tanıtmıştır. Daha sonraki dönemlerde 0.06 açılı Profile eğerleri ve orifice shaper eğerleri ortaya çıkmıştır (77). Eğerlerin enine kesitlerine bakıldığında U şeklindedir. Negatif kesme açısı ve radyal alanların bulunması sebebiyle preparasyon sırasında eğenin dentine saplanmasının önüne geçilmektedir (63).

İlerleyen dönemle birlikte Dr. Steve Senia ve Dr. William Wildey tarafından Lightspeed döner ege sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemin ardından John McSpadden tarafından Quantec daha sonra ise Dr. Steve Buchanan tarafından da Greater Taper döner eğerleri geliştirilmiştir (63).

İkinci Jenerasyon Döner Ege Sistemleri

2001 yılında piyasaya çıkarılan ikinci jenerasyon döner ege sistemlerinin birinci jenerasyona göre en önemli farkı negatif kesme açısına sahip pasif kesici kenarların yerini radyal alan bulunmayan aktif kesici kenarların almasıdır. Eğenin tasarımında uzun ekseni ile kesici kenarı arasındaki açı azaltılarak dentine saplanma olasılığı düşürülmüştür. Ayrıca kök kanal şekillendirmesini tamamlamak için gereken ege sayısı da birinci jenerasyona göre azaltılmıştır. ProTaper Universal (Dentsply), Mtwo (VDW), K3 (SybronEndo), EndoSequence ve BioRaCe (FKG) döner ege sistemleri ikinci jenerasyon içerisinde bulunmaktadır. Bu eğerlerden Protaper Universal birinci jenerasyon eğerlerinde olduğu gibi sabit koniklik açısına sahip değildir. Koniklik açısı çalışma uzunluğu boyunca değişebilmektedir (63).

İkinci jenerasyon eğerlerde üretim sırasında yüzeyde meydana gelen defektlerin kanal içerisinde kırılma riski açısından önemli olduğu üretici firmalar tarafından vurgulanmıştır. Bu sebeple eğerlerin fiziksel ve yüzey özelliklerinin geliştirilmesi

amacıyla üretim aşamasından sonra iyon implantasyonu ve elektropolisaj gibi teknikler uygulanmıştır (78).

Üçüncü Jenerasyon Döner Eğe Sistemleri

Üçüncü jenerasyon döner eğe sistemlerinin ortaya çıkışı Ni-Ti alaşımların metalürjik özelliklerinin gelişmesinin bir sonucu olmuştur. Üçüncü ve sonraki jenerasyon eğeler, ‘yeni jenerasyon eğeler’ olarak isimlendirilmiştir. Ni-Ti alaşımların sahip olduğu mekanik özellikleri döngüsel yorgunluk, elastisite, torsiyonel direnç gibi özellikler doğrudan etkilemektedir (48). Bu jenerasyon eğelerde, özellikle Ni-Ti alaşımların faz dönüşüm sıcaklıklarına etki edecek şekilde termal işlemler uygulanarak döngüsel yorgunluk dirençlerinin artması amaçlanmıştır (79).

Özellikle 2007 yılından sonra Ni-Ti alaşımın mekanik özelliklerini güçlendirmek amacıyla termal işlem uygulanmış birçok döner eğe sistemi ortaya çıkmıştır. Piyasaya sürülen eğeler arasında; K3XF (SybronEndo), Twisted Files (SybronEndo), HyFlex CM (Coltene), ProFile GT Series X (Dentsply Tulsa), ProFile Vortex ve Vortex Blue (Dentsply Tulsa), TYPHOON Infinite Flex NiTi (Clinician's Choice Dental Products,) gibi eğeler yer almaktadır (63).

M-Wire ısıtma işlem teknolojisi ile geliştirilmiş Ni-Ti eğeler 2007 yılında piyasaya çıkmıştır. ProFile GT Series X eğeleri M-Wire ısıtma işlem teknolojisi ile geliştirilmiş ilk döner eğe sistemidir. Daha sonra 2009 yılında yine M-Wire teknolojisi kullanılmış ProFile Vortex döner eğeleri piyasaya çıkmıştır. ProFile Vortex eğelerinden sonra geliştirilen Vortex Blue eğeleri yüzeylerinde yer alan titanyum oksit tabakası nedeniyle mavi renkte görünmektedirler. Bu titanyum oksit tabakası sert olmakla birlikte eğenin kesiciliği ve aşınma direncini arttırmaktadır (80).

Ni-Ti eğelerde aşındırma yerine burulma yöntemiyle üretim ilk kez Sybron Endo tarafından 2008 yılında yapılmıştır. Ni-Ti alaşım R-fazında tutularak Twisted File eğeler geliştirilmiştir. K3XF eğeleri ise yine Sybron Endo tarafından 2011 yılında geliştirilmiştir. Bu eğelerde ise ısıtma işlem, üretim öncesi yerine üretim sonrasında uygulanmıştır (81).

2010 yılında alaşımın şekil hafızasını kontrol eden özel termomekanik işlemler kullanılarak üretilen Hyflex CM eğeleri tanıtılmıştır. Bu termomekanik işlemler sayesinde bu eğeler oldukça esneklerdir. Aynı zamanda CM-Wire teknolojisi ile

üretilen eğelerin nikel oranı diğer ege sistemlerine göre daha azdır. 2011 yılında ise bu teknoloji ile üretilen bir diğer ege sistemi olan TYPHOON CM tanıtılmıştır (63).

Dördüncü Jenerasyon Döner Ege Sistemleri

Kök kanalını şekillendirmek için kullanılan Ni-Ti ege sistemleri ile 4. jenerasyona kadar devamlı rotasyon hareketi ile preparasyon yapılmaktaydı. 4. jenerasyon ege sistemlerinin ortaya çıkışı endodontik motorların şekillendirme hareketleri üzerinde yapılan değişiklikler sonucu olmuştur. Devamlı rotasyon hareketinden sonra çıkan bu hareket tipi “ Resiprokasyon Hareketi “ adını almıştır (82). Fransız diş hekimi Blanc resiprokasyon hareketini ilk kez 1950’li yılların sonunda kullanmıştır (83). Bu hareket paslanmaz çelik eğelerde kullanılmış olan saat yönünde ve saat yönünün tersinde, tekrarlayan bir şekilde ileri ve geri hareket olarak tanımlanmıştır. İlk zamanlarda endodontik motorlar 90°’lik açılarla eşit bir şekilde saat yönüne ve tersine olacak şekilde resiprokasyon yaparken sonraki zamanlarda daha küçük ve farklı açılar kullanılmıştır. 30° açı kullanarak rotasyon hareketini tamamlayan Endo-Eze AET (Ultradent, ABD), M4 (SybronEndo, ABD) ve Endo-Express (Essential Dental Systems, ABD) gibi sistemler bulunmaktadır (63).

Ni-Ti ege sistemlerinde saat yönüne ve tersine eşit olmayacak açılarda resiprokasyon hareketi 1998 yılında Dr. Johnson ve Dr. Machtou tarafından dile getirilmiştir. 2008 yılında ise kök kanal preparasyonu için resiprokasyon hareketini kullanan yeni bir resiprokasyon ege sistemi ve endodontik motor geliştirilmesi amacıyla çalışmalar başlamıştır. Böylece resiprokasyon hareketini kullanan, M-wire teknolojisi ile üretilmiş Reciproc (VDW , Almanya) ve WaveOne (Denstply, İsviçre) tek ege sistemleri ortaya çıkmıştır (84). Bu sistemde Reciproc ve WaveOne eğeler saat yönünün tersine büyük bir açı ile dönerken (Reciproc:150°, WaveOne:170°) saat yönüne doğru daha küçük açılarla (Reciproc:30°, WaveOne:50°) dönmektedirler. Böylece her iki ege sisteminde de 360°’lik bir tam tur saat yönüne ve saat yönünün tersine yapılan 3 harekette tamamlanmaktadır (83). Bu hareket ile birlikte ege kanal içerisinde daha rahat bir şekilde ilerler ve kesme verimliliği artarken kanal içerisindeki debrisin de dışarı çıkmasına olanak sağlamaktadır (85). Ayrıca bu şekilde resiprokasyon hareketinin kullanılmasının ege sistemlerinin ömrünü arttırdığı da savunulmuştur (86).

4. jenerasyon eğeler içerisinde oldukça farklı bir tasarımı olan ve resiprokasyon hareketi ile çalışan “Self Adjusting File (SAF)” (ReDent Nova, İsrail) eğe sistemi 2010 yılında piyasaya tanıtılmıştır. Tek eğeden oluşan bu sistemde eğe, ince ve örgülü yapıda Ni-Ti telden oluşmaktadır. Bu örgülü yapının içi boştur ve kafes şeklindedir. Bu sistemle kök kanal preparasyonuna başlamadan önce kanalın 20 numara K-tipi eğe ile genişletilmesi gerekmektedir. Bu eğe sisteminin kök kanalının üç boyutlu anatomisine ve orijinal formuna uyum sağlayarak özellikle oval kanallarda adaptasyonunun oldukça iyi olduğu söylenmektedir. Kafes yapısı sayesinde tüm duvarlara adapte olmakta ve dentin dokusunu eşit bir şekilde kaldırarak transportasyon riskini oldukça düşürmektedir. Bu eğe sisteminin en büyük avantajlarından biri ise, kanal şekillendirmesi sırasında eş zamanlı olarak irrigasyonun da yapılmasıdır. Özel bir irrigasyon cihazı (VATEA, ReDent-Nova) silikondan yapılmış bir tüp yardımıyla eğenin üzerine bağlanmaktadır ve irrigasyon solüsyonunu devamlı olarak kanal içerisine düşük hacimlerde vermektedir (87, 88).

Beşinci Jenerasyon Döner Eğe Sistemleri

Beşinci jenerasyon döner eğe sistemlerinde eğeler rotasyon ve kütle merkezleri asimetric fakat dengelenecek şekilde tasarlanmıştır. Bu şekilde tasarlanan eğeler rotasyon yaptıkları zaman çalışma uzunluklarının tamamında gezinen mekanik bir salınım ve dalga hareketi oluşturmaktadırlar. Bu tasarım ve hareket sayesinde eğeler preparasyon sırasında dentine daha az sıkışırken oluşan debrisler de kanal dışına daha kolay atılmaktadırlar (89, 90). Beşinci jenerasyon döner eğe sistemleri arasında Revo-S (Micro-Mega, Fransa), ProTaper Next (Dentsply Maillefer, İsviçre) ve OneShape (Micro-Mega, Fransa), TRUShape 3D Conforming (Dentsply Maillefer, İsviçre) gibi tek eğe sistemleri de yer almaktadırlar (63).

Asimetric bir dizaynı olan Revo-S Ni-Ti eğe sistemleri Shaping Canal 1 (SC1) (25/0.06), SC2 (25/0.04) ve Universal Shaper (SU)(26/0.06) olarak isimlendirilen 3 eğeden oluşmaktadır. Bu asimetric dizayn sayesinde eğeler yılanımsı bir hareket ile kök kanalı boyunca ilerlerken eğe üzerinde bulunan kuvvetler ise azalmaktadır. Ayrıca preparasyon sırasında oluşan debrislerin yukarı doğru çıkması sayesinde temizleme etkinliği artmaktadır (63).

Bir diğ er 5. jenerasyon e ğ e sistemi olan OneShape tek e ğ e sistemi rotasyon hareketi ile ç alış maktadır. Bu jenerasyondaki diğ er e ğ e sistemlerinde de g örüldü ğ ü gibi e ğ e üzerinde oluş an kuvvetin farklı noktalara da ğ ıtılması için kesit alanı de ğ iç ken olarak tasarlanmış tır. E ğ enin kesitlerine bakıldı ğ ında, koronal bölümde simetrik 3 kesici kenardan oluş an üç gen bir kesit alanı vardır. Orta kısımlardaki kesitlere bakıldı ğ ında yine 3 kesici kenardan oluş maktadır ve asimetrik bir ř ekilde bulunmaktadır. Apikal kısma do ğ ru ilerlendi ğ inde ise 3 yerine 2 kesici kenardan oluş an S-ř eklinde bir kesit alanı bulunmaktadır. Bu asimetrik tasarım ile saat yönünde gerç ekleş en sürekli rotasyon hareketinin neden olabilece ğ i vidalanma etkisinin önüne geç ilmek istenmiş tir (91).

2.5 Ni-Ti E ğ elerde Kırılma

Ni-Ti e ğ e sistemlerinin birç ok avantajının olmasının yanında bu e ğ elerin kanal ř ekillendirmesi sırasında kırılması bir problem olmaya devam etmektedir. Genellikle e ğ enin kırılması apikal bölgede gerç ekleş mektedir ve kanalın özellikle dar oldu ğ u durumlarda ç ıkarılması ç ok zordur (92). E ğ e kırıklarının ç ıkarılamadı ğ ı durumlar, kök kanal preparasyonunun ve irrigasyonun yetersiz yapılmasına neden olaca ğ ından tedavi başarısını düş ürmektedir (3).

Ü retici firmalar klinisyenleri kırılma ö ncesinde gözle g örülebilecek kusurları kontrol etme konusunda uyarmaktadırlar. Paslanmaz ç elik e ğ elerde kalıcı bir deformasyon gerç ekleş ti ğ i zaman bu durum gözlemlenebilmektedir ve bu noktadan sonra kullanılmamaktadır. Fakat Ni-Ti e ğ elerde paslanmaz ç elik e ğ elerin aksine oluş an deformasyonlar gözlemlenemedi ğ inden dolayı kontrol edilememektedir (93).

Ni-Ti e ğ elerde oluş an kırılmalar genellikle dö ngüsel yorgunluk ve torsiyonel yorgunlu ğ a ba ğ lı olarak meydana gelmektedir (92).

2.5.1 Dö ngüsel Yorgunluk

Ni-Ti e ğ eler kurvatürlü bir kanal içerisinde uzun bir süre boyunca sıkış madan dö ndükleri zaman tekrarlayan sıkış ma (compression) ve gerilme (tension) kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadırlar. E ğ e bu ř ekilde e ğ imli bir kanalda dö nmeye devam etti ğ i zaman büküldü ğ ü noktanın iç kısmında sıkış ma kuvvetleri, dış kısmında ise gerilme kuvvetleri etkili olmaktadır. Sıkış ma ve gerilme kuvvetleri sürekli olarak

tekrarlandıkça öncelikle eğe yüzeyinde mikro ve makro çatlaklar oluşur, daha sonra oluşan çatlaklar ilerleyerek eğenin kırılmasına neden olur (94). Döngüsel yorgunluğa bağlı olan kırılmalar genelde eğenin eğimli bir kanalda uzun bir süre kullanılmasıyla oluşmaktadır. Plastik deformasyon görülmediği için döngüsel metal yorgunluğuna bağlı kırıklar herhangi bir zamanda ortaya çıkabilmektedir. Bu sebeple bu tarz kırıkların ortaya çıkmaması için kanal aletlerinin çok fazla sayıda kullanılmaması ve herhangi bir kusur gözlemlenmese bile atılması gerekmektedir (95, 96).

2.5.2 Torsiyonel Yorgunluk

Torsiyonel yorgunluğa bağlı eğe kırıkları statik veya dinamik torsiyonel yorgunluğa bağlı olarak gerçekleşebilmektedir. Statik torsiyonel yorgunluğa bağlı eğe kırılmalarında eğenin uç kısmı kanal içerisinde sıkışırken sap kısmı dönmeye devam etmektedir. Bu tür bir sıkışmada eğe dönmeye devam ettiği için oluşan kuvvetler Ni-Ti alaşımın elastik kuvvetlerini aşarak kırılmasına neden olurlar (97). Bu sebeple statik torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılmaların önüne geçilebilmesi amacıyla tork kontrolü bulunan endodontik motorlar kullanılmalıdır (98).

Dinamik torsiyonel yorgunluğa bağlı eğe kırılmaları şekillendirme sırasında eğe ve dentin arasında oluşan sürtünme kuvvetlerinin etkisiyle gerçekleşmektedir. Bundan dolayı eğe ve dentin arasındaki temas yüzeyinin artması doğrudan sürtünme kuvvetini arttırarak dinamik torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılmaları da arttırmaktadır (99). Torsiyonel yükün fazla olduğu kanal aletlerinde düzleşme eğilimi, eğenin sarmallarında açılmalar ve burkulmalar gibi plastik deformasyona bağlı kusurlar gözlemlenebilmektedir. Bu tarz kırıkların önlenmesi için preparasyon sırasında apikale aşırı baskı uygulanmamalıdır (95).

Ni-Ti eğelerde oluşan kırıklar tek başına döngüsel yorgunluğa veya torsiyonel yorgunluğa bağlı olarak meydana gelebileceği gibi bu iki yorgunluk tipinin kombinasyonuna bağlı olarak da oluşabilmektedir. Örneğin Ni-Ti eğe ile kurvatürlü bir kanalda şekillendirme işlemi yapılırken eğim noktasında oluşan sıkışma ve gerilme kuvvetleri döngüsel yorgunluğa, dentin ile eğe arasında oluşan sürtünme kuvvetleri ise torsiyonel yorgunluğa neden olmaktadır. Bu yorgunluk tiplerinden hangisinin ne kadar etkilediği eğenin kullanımına ve tasarımına, kanal anatomisine bağlı olarak değişebilmektedir. Kırık eğeler SEM görüntüleri ile incelendiğinde, döngüsel

yorgunluğa bağlı oluşan kırılmalarda eğe yüzeyinde çatlaklar gözlemlenirken torsiyonel yorgunluğa bağlı oluşan kırılmalarda ise eğenin yüzeyinde aşınma izleri gözlemlenmiştir (4).

Parashos ve ark. yaptığı bir çalışmada, farklı ülkelerdeki endodontistlerden alınan 7915 adet Ni-Ti eğeyi incelemişler ve oluşan kırıkların %1,5 oranında torsiyonel yorgunluğa, %3,5 oranında ise döngüsel yorgunluğa bağlı olduğunu bildirmişlerdir (100). Sattapan ve ark. yaptığı başka bir çalışmada ise döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmalar %44,3 oranında bulunurken torsiyonel yorgunluğa bağlı oluşan kırılmalar %55,7 oranında bulunmuştur (97).

2.5.3 Ni-Ti Eğelerde Kırılmaya Neden Olabilecek Faktörler

Kök kanal şekillendirmesinde kullanılan Ni-Ti eğelerin kırılmasına etki eden çeşitli faktörler bulunmaktadır.

Eğe Boyutları

Torsiyonel yorgunluk açasından değerlendirildiğinde, çapı büyük olan eğeler küçük çaplı eğeler ile kıyaslandığı zaman deformasyonlara ve kırılmalara karşı daha dayanıklıdır. Bunun sebebi; eğe boyutundaki azalmayla birlikte merkezdeki metal kütesinin azalmasıdır (101). Tork değerleri aynı olduğunda küçük çaplı eğelerin torsiyonel yorgunluktan daha fazla etkilenmesinin bir diğer sebebi de oluşan makaslama kuvvetlerinin kesit alanının yarıçapı ile ters orantılı olmasıdır (102). Döngüsel yorgunluk açasından bakıldığında ise küçük çaplı eğeler kırılmalara karşı büyük çaplı eğelere göre daha dayanıklı bulunmuştur. Bu durum gerilme ve sıkışma kuvvetlerinin dönme ekseninden uzaklaşıldıkça artmasına bağlanmaktadır (95, 97).

Eğe Konikliği

Döngüsel yorgunluğa ve eğenin kırılmasına etki eden bir diğer faktör eğe konikliğidir. Eğe konikliğinin küçük, büyük, sabit veya değişken olması döngüsel yorgunluk üzerinde etkilidir. Gambarini ve ark. yaptığı bir çalışmada, konikliği küçük olan eğelerin konikliği büyük olan eğelere göre döngüsel yorgunluk dirençlerinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmacılar konikliği fazla olan eğelerin çapındaki

hızlı artışın daha fazla torsiyonel kuvvetlere maruz kalınmasına yol açtığını, bunun da kırılma oranını arttırdığını söylemişlerdir. (103).

Sabit ve değişken konikliğe sahip olan eğelerin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada değişken konikliği olan eğelerin kök kanal şekillendirilmesi sırasında dentinle olan temas alanı sabit konikliği olan eğelere göre daha az olduğu için döngüsel ve torsiyonel yorgunluğa karşı daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir (104).

Eğelerin Dizaynı

Ni-Ti döner ege sistemlerinin farklı tasarım özellikleri döngüsel ve torsiyonel yorgunluk dirençleri üzerinde etkili olmaktadır. Eğelerin yatay kesit şekilleri kırılma üzerinde etkili olan önemli bir faktördür. Kesit şekilleri kare ve eşkenar dörtgen olan iki eğenin karşılaştırıldığı bir çalışmada kare kesitli eğelerin eğilme gerilimlerinin daha fazla olduğu bulunmuştur (105). Kare ve üçgen kesit alanına sahip olan iki eğenin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada ise yine kare kesitli eğenin eğilme gerilimi üçgen kesitli eğeye göre daha fazla bulunmuştur (106). Berutti ve ark. kesit alanı konveks olan ProTaper ve konkav olan Profile ege sistemlerini karşılaştırdıkları bir çalışmalarında ProTaper ege sisteminin yorgunluk direncinin ProFile ege sistemine göre daha iyi olduğunu göstermişlerdir (101).

Eğelerin kesit alanları döngüsel yorgunluk üzerinde etkili olmaktadır. Kesit alanları büyük olan eğelerin oluşan kuvvetler karşısında stres dağılımları daha iyi olurken döngüsel yorgunluk dirençleri küçük kesit alanına sahip eğelere göre daha az bulunmaktadır (107, 108).

Yiv derinliği ve eğenin kesici kenarları arasındaki mesafe de kırılma üzerinde etkili olan faktörlerdendir. Değişken konikliğe ve derin yivlere sahip olan eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri sabit konikliği olan ve daha sığ yivleri olan eğeler ile karşılaştırıldığında daha küçük bulunmuştur (102). Eğelerin kesici kenarları arasındaki mesafe arttıkça dentine vidalanma etkisi azalmaktadır. Yapılan çalışmalar kesici kenarlar arasındaki mesafe artışının ege üzerinde oluşan torsiyonel yorgunluğu azalttığını göstermiştir (109).

Eğenin tasarımı ile ilgili kırılmayı etkileyen başka bir faktör olan heliks açısı, eğenin kesici kenarı ile uzun aksı arasındaki açıdır. Heliks açısı eğenin apikal kısmında küçük, gövde ile kesici kısım arasındaki bağlantı noktasında büyük olduğu zaman kök

kanalı içerisindeki sıkışma miktarı azalmaktadır. Bu sebeple kırılmayı etkileyen bir faktördür (109).

Kök Kanal Şekillendirme Tekniği

Şekillendirme tekniği de Ni-Ti eğelerin kırılması üzerinde etkili olmaktadır. Ni-Ti eğeler ile kök kanal şekillendirme işlemine başlamadan önce çalışma boyunca 15-20 numaralı eğeler ile preparasyon yapılmalıdır. Bu sayede eğe üzerindeki torsiyonel kuvvetler azalmaktadır (110).

Kök kanal şekillendirme tekniklerinden Crown-down tekniği ile preparasyon yapıldığı zaman çalışma boyu korunarak kanalın koronal bölümündeki dentin kaldırıldığı için eğe üzerinde etkili olan torsiyonel stres miktarı azalmakta ve bu durum da daha az kırılma ile sonuçlanmaktadır (111).

Eğelerin apikal kısmı üzerindeki basıncın minimum düzeye indirilmesi ve kırılma riskinin azaltılması için pecking (gagalama) hareketi ile kullanılması gerekmektedir. Aynı zamanda pecking (gagalama) hareketinin kullanılması ile eğe üzerinde oluşan stres tüm çalışma uzunluğu boyunca dağılarak kırılma riskini düşürmektedir (112, 113).

Eğelerin Dönme Hızı

Ni-Ti döner eğe sistemlerinin optimum hız değerleri üretici firmalar tarafından belirlenmektedir. Bu sebeple farklı eğe sistemleri farklı hız değerleri alabilmektedir. Kanal içerisinde güvenli bir şekilde preparasyon yapabilmek için eğe sistemleri önerilen dönme hızı değerlerinde kullanılmalıdır. Eğe sistemlerinde çap, koniklik, dizayn ve alaşım özellikleri gibi faktörler optimum dönme hızının belirlenmesinde etkili olmaktadır (114).

Eğelerin dönme hızının yorgunluk ve kırılma üzerindeki etkisi literatürde tartışmalıdır. Parashos ve ark. Lightspeed döner eğe sistemleri ile yaptığı bir çalışmada farklı dönme hızı değerleri kullanılarak eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmış ve anlamlı bir fark bulunamamıştır. Aynı çalışmada Mtwo döner eğe sistemlerini de incelemişler ve dönme hızının döngüsel yorgunluk direnci üzerinde etkili olmadığını bildirmişlerdir (100).

Kurvatuürlü kanallarda eğe üzerinde sıkışma ve gerilme kuvvetleri oluşması sebebi ile dönme hızlarının döngüsel yorgunluk ve kırılma üzerinde etkili olduğu da yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (96, 115).

Lopes ve ark. yaptığı bir çalışmada ise yüksek dönme hızlarının eğe üzerindeki sıcaklığı yükselterek yüzey gerilimini arttırması sebebi ile daha fazla kırılma ile sonuçlanabileceğini göstermişlerdir (116).

Tork Kontrolü Bulunan Motorların Kullanımı

Ni-Ti döner eğe sistemlerinin tork kontrolü bulunan endodontik motorlar ile kullanılması önerilmektedir. Kanal şekillendirmesi sırasında eğe üzerinde oluşan tork kırılma üzerinde etkili olan önemli faktörlerden biridir. Oluşan tork miktarını kontrol edebilmek amacıyla dönme hızının ve tork miktarının ayarlanabildiği endodontik motorlar geliştirilmiştir. Tork kontrolü bulunan endodontik motorların özellikle deneyimsiz operatörler tarafından kullanıldığı durumlarda eğe kırılma riskinin azaldığı gösterilmiştir (117).

Kök kanal şekillendirmesi sırasında eğe üzerinde oluşan tork operatör tarafından uygulanan apikal basına, işlem öncesi kanalın genişliğine, eğenin kesit dizaynı ve çapına, dentin ile oluşan temas yüzeyine ve üretim işlemlerine bağlı olarak değişmektedir (108). Kırılmaların önüne geçebilmek amacıyla, tork kontrolü bulunan endodontik motorlar eğe üzerine gelen tork limitleri aşıldığı zaman oto-reverse ayarını devreye sokar. Bu durumda kanal içerisinde çalışmakta olan eğenin çalışması durur ve ters yönde dönmeye başlar. Fakat oto-reverse ayarının sürekli olarak devreye girmesi de kırılma riskini arttırmaktadır (112).

Eğelerin Kullanım Sayısı

Ni-Ti döner eğe sistemlerinin tekrarlayan bir şekilde uzun süre kullanılması döngüsel yorgunluk direnci üzerinde etkili olmaktadır (118). Yapılan alışmalarda Ni-Ti eğenin kullanım sayısından çok nasıl kullanıldığının kırılma üzerinde daha çok etkili olduğu belirtilmiştir (100, 119). Ayrıca Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri kullanım şekli göz önüne alınmadığında, uzun süreli kullanımda azalmaktadır ve Ni-Ti eğenin kırılması için gerekli olan tork değerlerinin daha altında kırılabilmektedir (120, 121).

ProTaper döner ege sistemi ile yapılan bir çalışmada eğerlerde 4 kullanıma kadar kırılma riski açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (122). Başka bir çalışmada ise, Ni-Ti eğerlerin 10 kullanıma kadar rahatlıkla kullanılabilceğı belirtilmiştir (123). Svec ve ark. ise yaptıkları çalışmada, Ni-Ti eğerlerin ilk kullanım sonrası yüzeylerinde aşınma ve çatlaklar gözlemleyerek bozulma gerçekleştiğini söylemişlerdir (124).

Ni-Ti eğerlerde kullanım sayısı tek başına kırılma üzerinde etkili olmamaktadır. Kullanım sayısının yanında eğerlerin kullanım şekli de döngüsel yorgunluk üzerinde etkili olmaktadır (125). Eğerlerin tasarımı, yüzey ve mekanik özellikleri, klinisyen deneyimi, kök kanal anatomisi gibi faktörler döngüsel yorgunluğu etkileyerek eğerlerin kullanım sayısı üzerinde etkili olmaktadır (94).

Ni-Ti Eğerlerin Üretim İşlemleri

Ni-Ti alaşımlar üretim aşamasında şekil hafızasına sahip olmaları nedeniyle büküm yerine frezeleme yöntemiyle elde edilmektedirler (62). Fakat bu işlem sonucunda ege yüzeyinde çatlamlar ve çukurcuklar ile karakterize edilen yüzey özelliklerinde bozulmalar meydana gelmektedir (126-128). Aynı zamanda bu işlemler sırasında oksit molekülleri oluşarak Ni-Ti alaşımın yapısını bozarak zayıflamasına neden olmaktadır. Yapıyı bozan bu oksit molekülleri oksijen, hidrojen ve nitrojenden oluşmaktadır (129). Yüzey özelliklerinin bozulması ve alaşım yapısının zayıflaması sonucunda Ni-Ti eğerler daha kolay kırılabilir hale gelmektedir (126). Yüzey özelliklerinin düzensiz olduğu noktalarda stres birikimi daha fazla olmaktadır ve çatlaklar bu noktalardan ilerleyerek ege kırılmaktadır (130). Bu sebeplerden dolayı, üretim sonrası ege yüzeyinde gerçekleşen düzensizlik ve bozulmaların giderilmesi için elektropolisaj, iyon implantasyonu, plazma daldırma ve kriyojenik arıtma gibi işlemler uygulanmıştır (78, 131).

İyon implantasyonu Ni-Ti eğerlerin yüzeylerinde oluşan aşınmaları gidermek ve kırılmaya karşı direncini arttırmaktadır (132). Elektropolisaj uygulaması ile yine yüzey düzensizlikleri ve çatlaklar giderilerek daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmektedir. Böylece Ni-Ti alaşımda korozyon oluşumu azalmakta ve kırılmaya karşı direnci de artmaktadır (52).

Kırılmaya karşı direnci arttırmak amacıyla yapılan bir başka yöntem Ni-Ti eğelere üretim sırasında ısıl işlem uygulamadır. Yapılan alışmalar ısıl işlem uygulamanın Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin arttığını göstermiştir (133). Isıl işlem uygulanmış CM-Wire ve Gold-Wire eğe sistemlerinin geleneksel Ni-Ti eğe sistemleri ile karşılaştırıldığı çalışmalarda, ısıl işlem uygulanmış sistemlerin döngüsel yorgunluk dirençleri anlamlı bir şekilde daha fazla bulunmaktadır (134, 135).

Sterilizasyonun Etkisi

Kanal tedavisinin temel amaçlarından biri kök kanal sisteminin dezenfeksiyonunu sağlamaktır. Bu sebeple tedavi sırasında kullanılan aletlerin sterilize edilmesi çapraz enfeksiyonu nleme noktasında önem kazanmaktadır (136).

Ni-Ti alaşımların yapısal özellikleri üzerinde etkili olan farklı sterilizasyon yöntemleri ile ilgili çalışmalar bulunmaktadır. Literatüre bakıldığında bu çalışmalar arasında çelişkiler görünmektedir (137-141). Çalışmalarda otoklav ile yapılan çoklu sterilizasyonun Ni-Ti alaşımlar üzerinde kesme etkinliğini ve aşınmaya karşı direncini azalttığı, yüzeyde yer alan bozulmaları derinleştirdiği bildirilmiştir (137-139). Mize ve ark. yaptığı bir çalışmada ise tekli veya çoklu bir şekilde otoklav ile yapılan sterilizasyonun Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri ve kırılmaları üzerinde anlamlı bir fark bulamamıştır (140). Melo ve ark. Ni-Ti eğelere çoklu bir şekilde kuru ısı sterilizasyon yöntemini uyguladıkları bir çalışmada, alaşımın mikro yapısında sertlik artışı olduğu bu sebeple de eğelerin kırılmaya karşı dirençlerinin arttığını bildirmişlerdir (141).

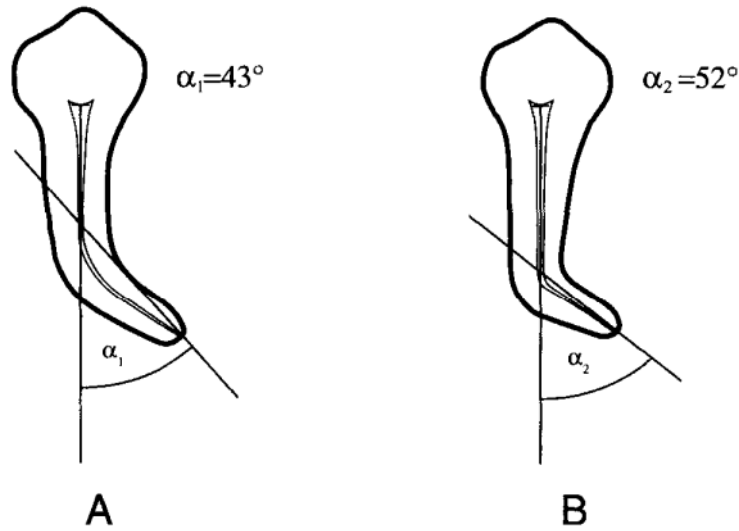
Giriş Kavitesi

Giriş kavitesi, tüm kök kanalları görülecek şekilde dizayn edilmeli ve kanal aletlerinin düz bir giriş yolundan kanala girmelerine olanak sağlamalıdır. Kavite içerisinde dentin duvarlarında yer alan düzensiz alanlar ve çıkıntılar eğe üzerindeki stres miktarını arttırmaktadır. Giriş kavitesinin pulpa odasının sınırlarından daha fazla genişletildiği durumlarda da takımlardan dolayı eğelerin kanal içerisine girişi zorlaşmakta ve uç kısımları zarar görebilmektedir (142).

Kanal Anatomisi

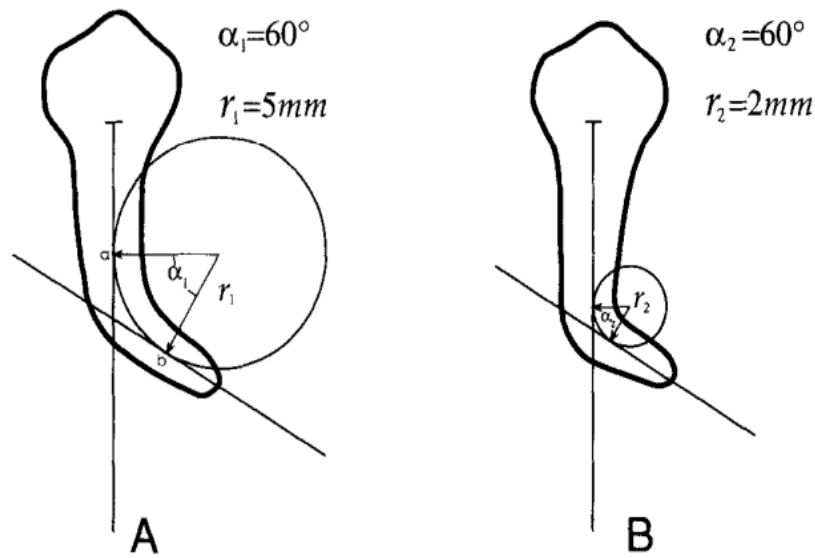
Kanal anatomisinin kompleks olduğu durumlarda, kanal eğelerinin kırılma riski artmaktadır (143). Özellikle molar dişlerde diğer dişler ile karşılaştırıldığında, kırılmalar daha fazla görülmektedir. Kanal açısından kıyaslandığında ise; alt ve üst çene molar dişlerin meziobukkal kanallarında alet kırığı oluşumu daha sık görülmektedir (144, 145). Bu sonuçlar molar dişlerin kompleks olan anatomileri ile açıklanabileceği gibi daha çok kök kanal kurvatürlerinin fazla olması ile açıklanabilmektedir. Ni-Ti döner ege sistemleri kurvatürlü kanallarda dönerken oluşan sıkışma ve gerilme kuvvetleri sonucu döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmalar oluşmaktadır (95).

Kök kanallarının kurvatürlerini belirlemek ve zorluk düzeyini ölçmek amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilerek sınıflandırmalar yapılmıştır. 1971 yılında Schneider kök kanal kurvatürünün belirlenmesi amacıyla bir yöntem geliştirmiştir. Bu yöntemde ilk olarak kanalın koronalinden başlayacak şekilde uzun aksa paralel bir doğru çizilmektedir. İkinci olarak ilk çizilen doğrunun kanalın uzun aksını terk ettiği noktaya apikal foramenden başlayan ikinci bir doğru çizilir. Bu iki doğrunun kesişerek aralarında oluşturduğu dar açı kurvatür açısı olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.5) (146).



Şekil 2.5. Schneider yöntemi ile kurvatür açısının belirlenmesi (95)

Schneider yönteminde kanal kurvatürünün derecesi sadece kurvatür açısı ile belirlenmektedir. Ancak Pruett ve ark., kurvatür derecesinin ölçülmesinde sadece kurvatür açısının yeterli olmayacağını, bunun yanında kurvatür yarıçapının da ölçülmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bu iki parametrenin belirlenmesi için ilk olarak kanalın koranal kısmından uzun aksa paralel olacak şekilde bir doğru çizilmektedir. Daha sonra apikal foramenle eğriliğin başladığı nokta arasındaki apikal düz kısmın uzun aksına paralel bir doğru çizilmektedir. İlk çizilen doğruya kanal kurvatürünün başladığı nokta ikinci çizilen doğruya ise kurvatürün bittiği noktalar belirlenmektedir. Kanal kurvatürü bu belirlenen noktalardan çizilen dikmelerin kesiştiği noktayı merkez alan bir daire tarafından temsil edilmektedir. Kurvatür açısı bu iki dikme arasında kalan dairenin merkez açısı, kurvatür yarıçapı da dairenin yarıçapı olmaktadır (Şekil 2.6) (95).



Şekil 2.6. Pruett yöntemi ile kurvatür açısının ve kurvatür yarıçapının belirlenmesi (95)

Kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı birbirinden bağımsız parametrelerdir. Kurvatür yarıçapı eğimin şiddetini göstermektedir. Kurvatür yarıçapının az olması, eğimin şiddetinin fazla olduğunu belirtmektedir. Yapılan çalışmalar, kurvatür

yarıçapının küçük ve kurvatür açısının büyük olduğu durumlarda Ni-Ti eğelerin kırılma döngüsünün azaldığını göstermektedir (147, 148).

2.6 Torsiyonel ve Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri

2.6.1 Torsiyonel Yorgunluk Test Düzenekleri

ISO/ANSI standartlarına göre torsiyonel yorgunluk testi kanal eğelerinin apikal 3 mm'lik kısmının sabitlenerek saat yönünde ya da saat yönünün tersinde döndürülmesi ile yapılmaktadır (Şekil 2.7) (149). Bu test yöntemi, Ni-Ti ege sistemlerinin mekanik özelliklerinin araştırıldığı çeşitli çalışmalarda kullanılmıştır (112).



Şekil 2.7. Torsiyonel yorgunluk test düzeneği (150)

Torsiyonel yorgunluk testi yapıldıktan sonra kırılmış ege parçalarının SEM (Scanning Electron Microscope) görüntüleri elde edilerek incelenmektedir.

2.6.2 Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri

Kurvatuürlü kanallarda Ni-Ti ege sistemlerinin devamlı rotasyon hareketi sonucu oluşan yorgunluğa bağlı kırılmalar döngüsel yorgunluk olarak tanımlanmıştır (97). Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmalar kurvatürlü kanallarda ege üzerinde meydana gelen sıkışma ve gerilme kuvvetleri sebebiyle oluşmaktadır. Bu şekilde gerçekleşen ege kırılmalarının klinik kullanımda gerçekleşen tüm kırılmalar içerisindeki oranı %44-91 aralığındadır (97, 151). Bu sebeple döngüsel yorgunluğa

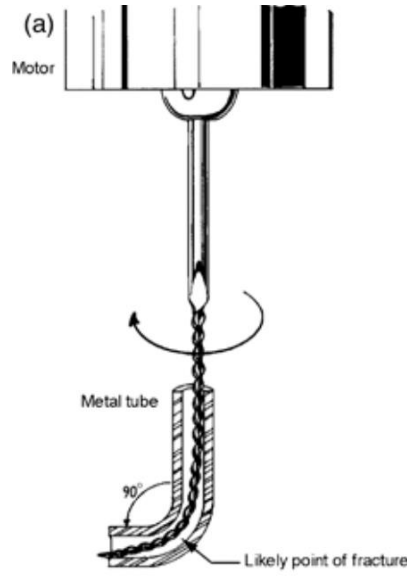
karşı Ni-Ti eğe sistemlerinin dirençli olması kırılmaya karşı avantaj sağlamaktadır. Bu amaçla yapılan çalışmalarda kurvatürlü bir kanalın taklit edildiği yapay kanallardan oluşan çeşitli test düzenekleri kullanılmıştır. Döngüsel yorgunluk direncini test etmek amacıyla 4 farklı test düzeneği kullanılmaktadır (112).

- 1) Eğimli metal tüp
- 2) Oluklu blok test düzeneği
- 3) Eğik düzleme karşı çevirme düzeneği
- 4) Dönen eğeyi 3 noktada eğimlendiren düzenek

Eğimli Metal Tüp

İlk olarak Serene ve ark. eğimli metal tüp test düzeneği kullanarak yaptıkları çalışmada Ni-Ti eğeler ile geleneksel paslanmaz çelik K-tipi eğeleri karşılaştırmışlar ve Ni-Ti eğelerin kırılana kadar yaptıkları döngü sayısını daha fazla bulmuşlardır (112). Daha sonra Pruett ve ark. bu test düzeneğine kurvatür yarıçapını da ekleyerek Lightspeed eğe sistemleri ile çalışma yapmıştır. Bu çalışma sonucunda kurvatür yarıçapının döngüsel yorgunluk direnci üzerinde önemli bir etkisi olduğu bildirilmiştir (95).

Boyutları ve çapları farklı olan eğeler eğimli metal tüp yöntemi ile karşılaştırıldığında bazı dezavantajlar ortaya çıkmaktadır. Boyutu ve çapı küçük olan eğelerin metal tüp içerisinde daha az strese maruz kalmaları nedeniyle büyük çaplı eğelere göre döngüsel yorgunluk dirençleri daha fazla bulunmaktadır (152).

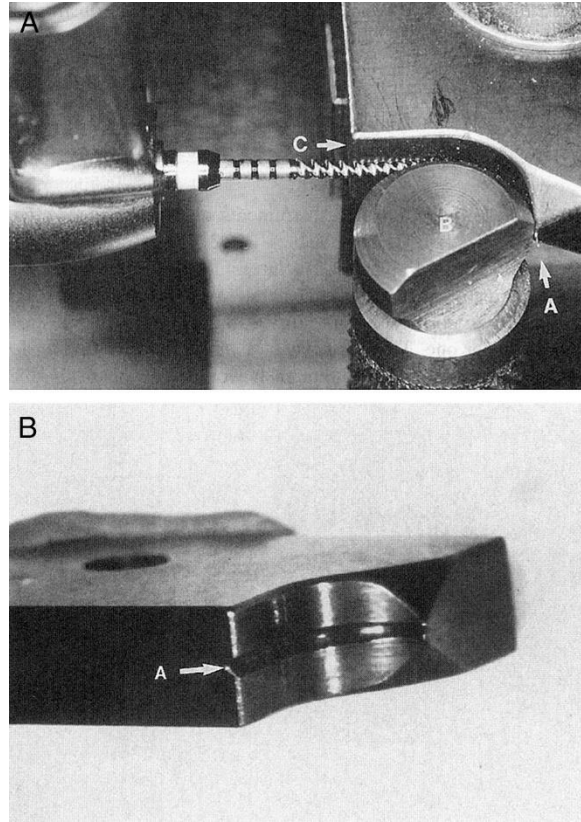


Şekil 2.8. Eğimli metal tüp test düzeneği (112)

Oluklu Blok Test Düzeneği

Oluklu blok test düzeneğini ilk defa Haikel ve ark. paslanmaz çelik kanal aletlerini test etmek amacıyla kullanmışlardır (153). Daha sonra bu düzenek Ni-Ti döner eğe sistemlerini test etmek için düzenlenerek kullanılmıştır (3).

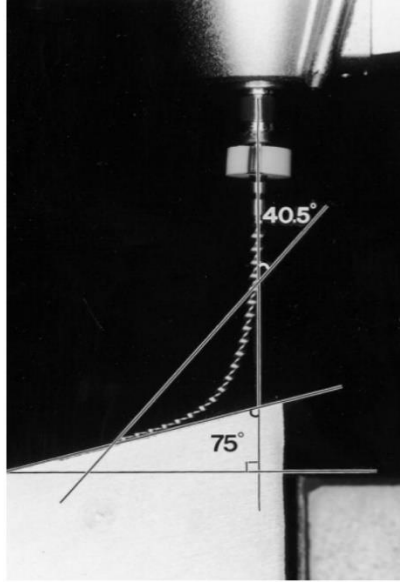
Bu test düzeneği oluklu blok ve silindir şeklindeki iki bloğun oluşturduğu ‘V’ şeklindeki yapay bir kanaldan meydana gelmektedir (Şekil 2.10). Eğeler bu bloklar arasındaki yapay kanalda çalışırken ortaya çıkan sürtünme ısısının azaltılması amacıyla lubrikantlar kullanılmıştır (52, 118).



Şekil 2.9. Oluklu blok ve silindir bloğun oluşturduğu oluklu blok test düzeneği (3)

Eğik Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği

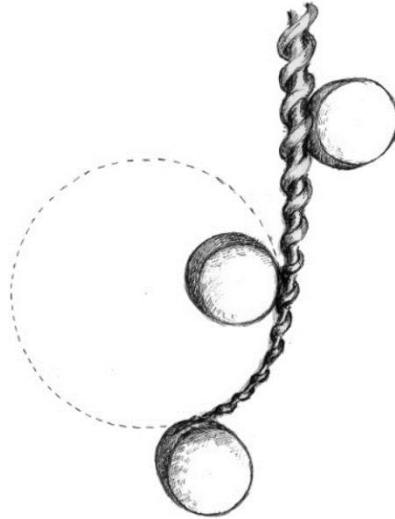
Li ve ark. Ni-Ti döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini test etmek amacıyla eğik düzlem kullanmışlardır (Şekil 2.11) (113). Ni-Ti eğeler metal bir eğik düzlem üzerinde devamlı rotasyon hareketi yapmaktadır. Aynı zamanda bu düzlem eğelerin pecking (gagalama) hareketi yapmalarına da olanak sağlamaktadır. Eğik düzlemin kurvatür yarıçapının değişken olması sebebiyle yüzey gerilme genliği hesaplanamamaktadır. Bu nedenle eğik düzlemin açısı ile Ni-Ti döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (154).



Şekil 2.10. Eğik düzlem test düzeneği (113)

Dönen Eğeyi 3 Noktada Eğilendiren Düzenek

Daha çok mühendislik alanında kullanılan bu test düzeneğinde 2 mm çapında 3 adet pin kullanılarak Ni-Ti eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri test edilmiştir (Şekil 2.12) (155). Bu düzenekte silindirik pinler yardımıyla rotasyon yapan eğeye dairesel bir eğim verilmektedir. Eğenin apikal bölümünün konumunun korunması amacıyla en sonda yer alan pinde V şekilli bir oluk hazırlanmaktadır (156).



Şekil 2.11. Eğeyi 3 noktada eğilendiren test düzeneği (156)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Örneklerin hazırlanması, döngüsel yorgunluk testleri, sterilizasyon işlemleri Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde; SEM analizleri Hacettepe Üniversitesi İleri Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezinde (HÜNİTEK) yapılmıştır.

3.1 Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamız kapsamında farklı işlemlerle üretilmiş 2 ayrı Ni-Ti döner eğe sistemi kullanılmıştır. CM-Gold teknolojisi ile üretilmiş 50 adet 25/0.6 boyutunda EndoArt Touch Gold döner eğe sistemi ve CM-Blue teknolojisi ile üretilmiş 50 adet 25/0.6 boyutunda EndoArt Touch Blue döner eğe sisteminin döngüsel yorgunluk dirençleri ve çoklu sterilizasyonun döngüsel yorgunluk dirençlerinin üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Bu amaçla oluşturulan 4 adet deney grubu Tablo 3.1'de gösterilmiştir. Çalışmamızda kullanılan bütün eğeler büyütme altında incelenmiş olup yüzey defekti olanlar çalışma kapsamına alınmamıştır.

Tablo 3.1. Deney grupları ve grup sayıları

Deney Grupları	Grup sayısı (n)
EndoArt Gold Kontrol Grubu	25
EndoArt Gold Sterilizasyon Grubu	25
EndoArt Blue Kontrol Grubu	25
EndoArt Blue Sterilizasyon Grubu	25



Şekil 3.1. EndoArt Touch Gold eğe sistemi



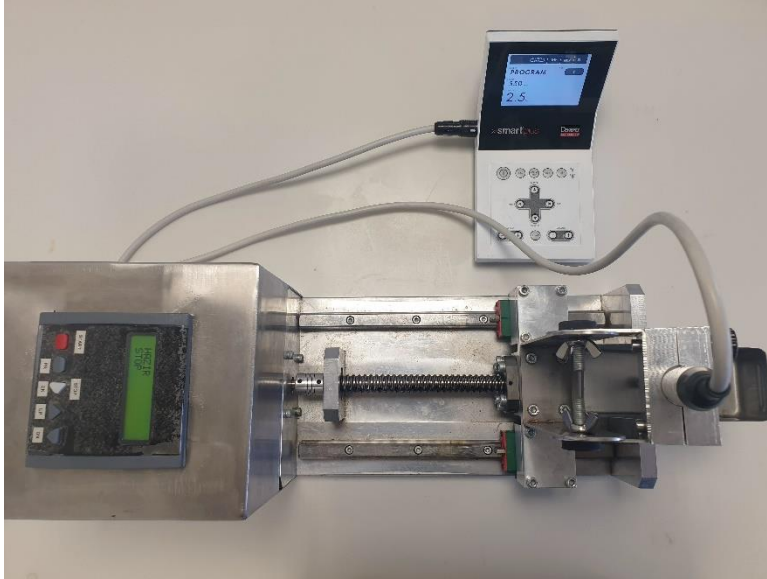
Şekil 3.2. EndoArt Touch Blue eğe sistemi

3.2 Döngüsel Yorgunluk Testleri ve Çoklu Sterilizasyon

Döngüsel yorgunluk testleri, iç çapı 1,5 mm, kurvatür açısı 60° ve kurvatür yarıçapı 5 mm olan paslanmaz çelik yapay bir kanalda gerçekleştirilmiştir. Kanal ağzından kurvatürün başlangıç noktasına kadar olan mesafe 12,5 mm' dir. Eğelerin kaymasını önlemek ve deney işlemi sırasında eğeleri gözlemlemek amacıyla yapay kanalın üst kısmı şeffaf plaka ile kapatılmıştır. Tüm döngüsel yorgunluk testleri intrakanal sıcaklığı taklit etmek amacıyla 35 °C ± 1 °C sıcaklığı olan su banyosu altında yapılmıştır. Sıcaklığı kontrol etmek amacıyla tüm testler sırasında su sıcaklığı termometre ile ölçülmüştür.

Tork ve hız ayarlı Dentsply X-Smart Plus endodontik motor döngüsel yorgunluk test düzeneğine bağlanarak kullanılmıştır. Eğeler üretici firmanın önerileri

doğrultusunda 350 rpm hız ve 2.5 Ncm tork değerlerinde çalıştırılmıştır. Eğelerin paslanmaz çelik yapay kanalda çalışma uzunluğu 20 mm olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.3. Döngüsel yorgunluk test düzeneği



Şekil 3.4. Sıcaklık kontrolü amacıyla kullanılan termometre

İlk aşamada EndoArt Gold kontrol grubu eğeleri ile EndoArt Blue kontrol grubu eğeleri önerilen hız ve tork değerlerinde, $35\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ su banyosu altında döngüsel yorgunluk test düzeneğinde statik olarak çalıştırılmıştır. Eğeler dönmeye başladığı anda dijital kronometre çalıştırılmaya başlanmış ve kırılma gerçekleştiği anda kronometre durdurulmuştur. Kırılma anı görsel ve işitsel olarak tespit edilip kırılmaya kadar geçen süre saniye cinsinden kaydedilmiştir. Kırılan parça uzunlukları ise mm cinsinden kaydedilmiştir.

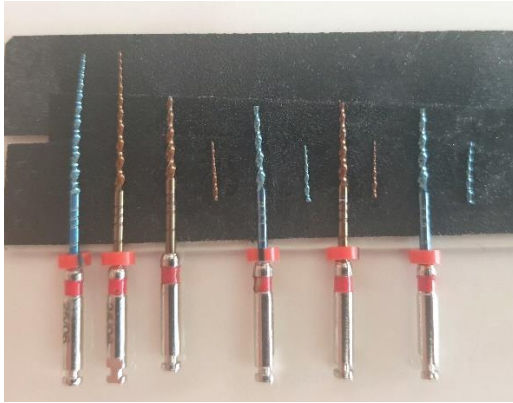
İkinci aşamada kontrol gruplarının ortalama kırılma süreleri ve bu ortalama kırılma sürelerinin %25, %50 ve %75' ine karşılık gelen süreler belirlenmiştir. EndoArt Gold sterilizasyon grubu ve EndoArt Blue sterilizasyon grubu eğeleri ortalama kırılma sürelerinin %25, %50 ve %75' ine kadar sırasıyla döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kullanılırken bu noktalarda çalışması durdurulup otoklav ile sterilizasyon işlemi yapılmıştır. Otoklav ile sterilizasyon işlemi her seferinde 134 °C sıcaklıkta ve 20 dk boyunca uygulanmıştır. Son otoklavlanmanın yapıldığı ortalama kırılma süresinin %75' inden sonra sterilizasyon grubu eğeleri döngüsel yorgunluk test düzeneğinde çalıştırılmış ve kırılma gerçekleşene kadar geçen süreler saniye cinsinden kaydedilmiş ve toplam kırılma süreleri belirlenmiştir. Kırılan parça uzunlukları mm cinsinden kaydedilmiştir.

Tablo 3.2. Kontrol gruplarının ortalama kırılma süreleri ve sterilizasyon gruplarının ortalama kırılma süresinin %25, %50 ve %75'ine ulaşması için dögüsel yorgunluk cihazında çalıştırılması gereken süreler. Sterilizasyon işlemi %25, %50 ve %75 ortalama kırılma süresi noktalarında gerçekleştirilmiştir. (**OKS:** Ortalama Kırılma Süresi (sn)).

Grup	OKS	%25 OKS	%50 OKS	%75 OKS
EndoArt Gold Kontrol Grubu	166,8	41,7	83,4	125,1
EndoArt Blue Kontrol Grubu	366,4	91,6	183,2	274,8

3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Her deney grubundan 1 adet kırılmış eğeye ve karşılaştırma amacıyla 1'er adet hiç kullanılmamış EndoArt Touch Gold ve EndoArt Touch Blue eğelerine kırılma tiplerini ve yüzeylerini incelemek amacıyla SEM analizi yapılmıştır. İncelemeler Hacettepe Üniversitesi İleri Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezinde (HÜNİTEK) bulunan SEM cihazı (Tescan GAIA3) ile yapılmıştır.



Şekil 3.5. SEM analizi öncesi örneklerin hazırlanması



Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı

3.4 İstatistiksel Analiz

Elde ettiğimiz verilerin istatistiksel analizi için IBM Statistical Package for the Social Science (SPSS) programı kullanılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiştir. Veriler normal dağılım göstermediğinden analiz için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Kırılma Sürelerine ve Kırık Parça Uzunluğuna Ait Bulgular

Bu in-vitro çalışmada, her bir grupta 25 adet olmak üzere toplamda 100 adet Ni-Ti ege; 1,5 mm iç çapa, 60° kurvatür eğimine ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay bir kanalda statik olarak kullanılmıştır. Egelelerin kırılma uzunluğu ölçülmüş olup; kırılana kadar geçen süre (sn) olarak belirlenmiştir. Döngüsel yorgunluk test cihazında kırılma süresi değerlendirilen ege gruplarına ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1 'de yer almaktadır. Buna göre döngüsel yorgunluk sonucu kırılmalara karşı en dirençli değerler, EndoArt Blue kontrol ve sterilizasyon gruplarında ölçülmüş olup; kırılana kadar geçen ortalama süre sırasıyla 366,4 sn ve 359,4 sn olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.1. Kontrol ve deney gruplarının sayıları (n) ile kırılma sürelerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (sn).

Grup	Kırılma Süresi				
	n	Ortalama	Minimum	Maksimum	Standart Sapma
Kontrol (EndoArt Gold)	25	166,64	121	218	26,55
Sterilizasyon (EndoArt Gold)	25	150,56	131	182	15,25
Kontrol (EndoArt Blue)	25	366,4	252	503	72,73
Sterilizasyon (EndoArt Blue)	25	359,4	283	449	50,07

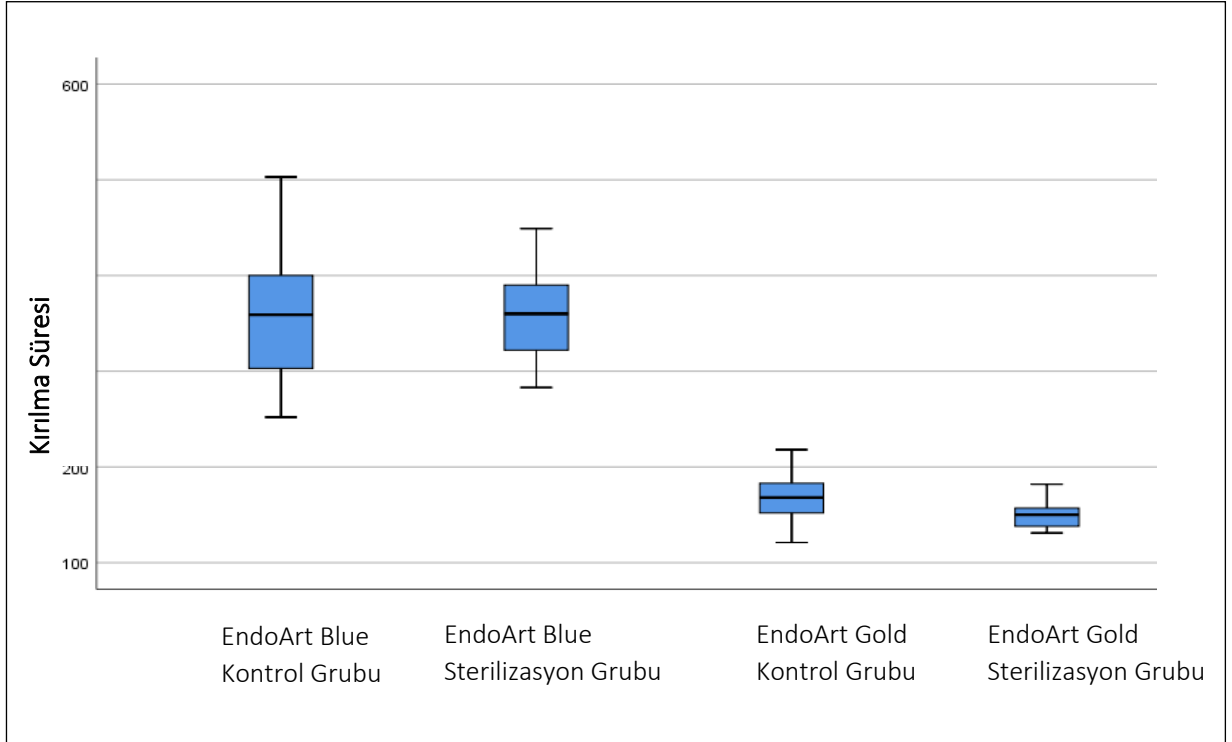
Test düzeneğinden çıkarılan eğelerin milimetre (mm) cinsinden kırık parça uzunluğunun minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri ise Tablo 4.2.'de sunulmaktadır. Çalışma sonuçları incelendiğinde; EndoArt Gold kontrol ve sterilizasyon gruplarında kırık parça uzunluğu değerleri sırasıyla 7,6 mm ve 6,9 mm olarak belirlenirken; EndoArt Blue ege sisteminin kontrol ve sterilizasyon gruplarına ait değerler sırasıyla 7,72 mm ve 6,5 mm olarak ölçülmüştür.

Tablo 4.2. Kontrol ve deney gruplarının sayıları (n) ile kırık parça uzunluğunun minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

Grup	Kırık parça uzunluğu				
	n	Ortalama	Minimum	Maksimum	Standart Sapma
Kontrol (EndoArt Gold)	25	7,60	6	10	1,16
Sterilizasyon (EndoArt Gold)	25	6,90	6	8	0,47
Kontrol (EndoArt Blue)	25	7,72	5	10,5	1,30
Sterilizasyon (EndoArt Blue)	25	6,50	5	8	0,79

Ege gruplarında eğelerin kırılma süreleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Test edilen ege gruplarının kırılma sürelerinin analizinde Kruskal-Wallis testi kullanılmış, Şekil 4.1.'de kırılma sürelerine göre dağılım grafiği gösterilmiştir. Bunun yanında ege grupları arasındaki döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma süresi değerlerinde Bonferroni düzeltmesi kullanılarak ege grupları ikişerli olarak karşılaştırılmıştır (Tablo 4.3). Karşılaştırma sonuçlarına göre EndoArt Gold Sterilizasyon Grubu ile EndoArt Blue Sterilizasyon

Grubu ve EndoArt Gold Kontrol Grubu ile EndoArt Blue Kontrol Grubu arasında anlamlı fark bulunmuştur (sırasıyla p değerleri; 0,00, 0,00).



Şekil 4.1. Test edilen eğe gruplarının kırılma sürelerine göre dağılım grafiği.

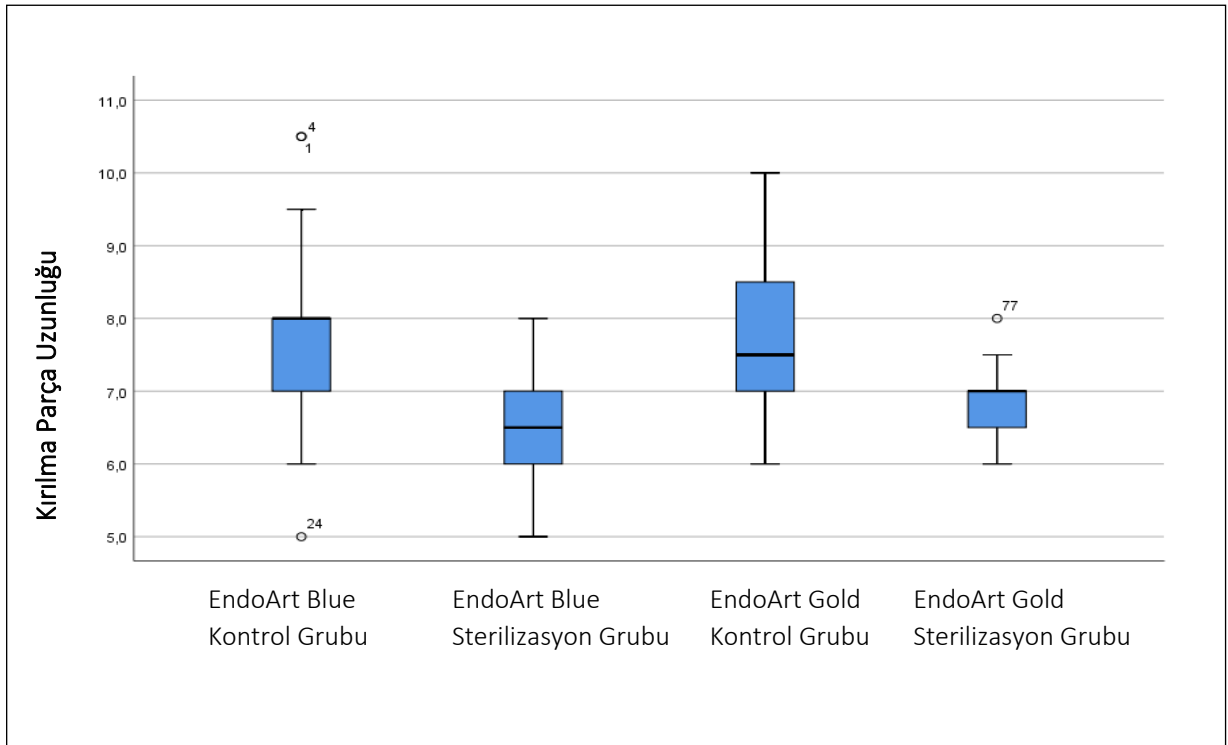
(Her bir kutunun ortasındaki yatay çizgi ortanca değeri (2. çeyrek) gösterirken kutuların alt ve üst kenarları sırasıyla; 1. çeyrek ve 3. çeyrek değerlerini ifade etmektedir. Kutuların alt ve üst kısımlarında uzayarak giden çubuklarla sırasıyla; minimum ve maksimum değerler gösterilmiştir)

Tablo 4.3. Gruplar arasında döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma süresinin ikili karşılaştırma sonuçları.

Gruplar	p*-değeri
EndoArt Gold Sterilizasyon Grubu - EndoArt Gold Kontrol Grubu	1
EndoArt Gold Sterilizasyon Grubu - EndoArt Blue Sterilizasyon Grubu	0,00
EndoArt Gold Kontrol Grubu - EndoArt Blue Kontrol Grubu	0,00
EndoArt Blue Sterilizasyon Grubu - EndoArt Blue Kontrol Grubu	1

* Kruskal-Wallis Testi

Çalışmada kullanılan eğe sistemlerinin kırılma uzunlukları Kruskal-Wallis testi ile karşılaştırılmıştır. Şekil 4.2.'de kırık parça uzunluklarına göre dağılım grafiği gösterilmiştir. Gruplar arasında döngüsel yorgunluğa bağlı kırık parça uzunluklarının ikili karşılaştırma sonuçları incelendiğinde ise; EndoArt Blue Sterilizasyon Grubu ile EndoArt Blue Kontrol Grubu arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p < 0,05$); diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (sırasıyla $p = 0,209$, $p = 0,761$, $p = 1$) (Tablo 4.4).



Şekil 4.2. Test edilen eğe gruplarının kırık parça uzunluğuna göre dağılım grafiği.

(Her bir kutunun ortasındaki yatay çizgi ortanca değeri (2. çeyrek) gösterirken kutuların alt ve üst kenarları sırasıyla; 1. çeyrek ve 3. çeyrek değerlerini ifade etmektedir. Kutuların alt ve üst kısımlarında uzayarak giden çubuklarla sırasıyla; minimum ve maksimum değerler gösterilmiştir)

Tablo 4.4. Gruplar arasında döngüsel yorgunluğa bağlı kırık parça uzunluklarının ikili karşılaştırma sonuçları.

Gruplar	p*-değeri
EndoArt Gold Sterilizasyon Grubu - EndoArt Gold Kontrol Grubu	0,209
EndoArt Gold Sterilizasyon Grubu - EndoArt Blue Sterilizasyon Grubu	0,761
EndoArt Gold Kontrol Grubu - EndoArt Blue Kontrol Grubu	1
EndoArt Blue Sterilizasyon Grubu - EndoArt Blue Kontrol Grubu	0,00

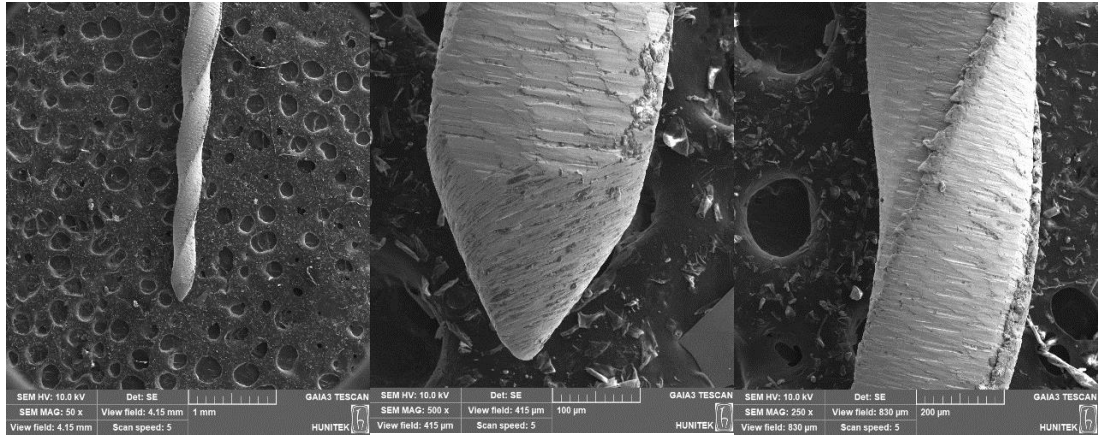
* Kruskal-Wallis Testi

4.2 SEM Analizine Ait Bulgular

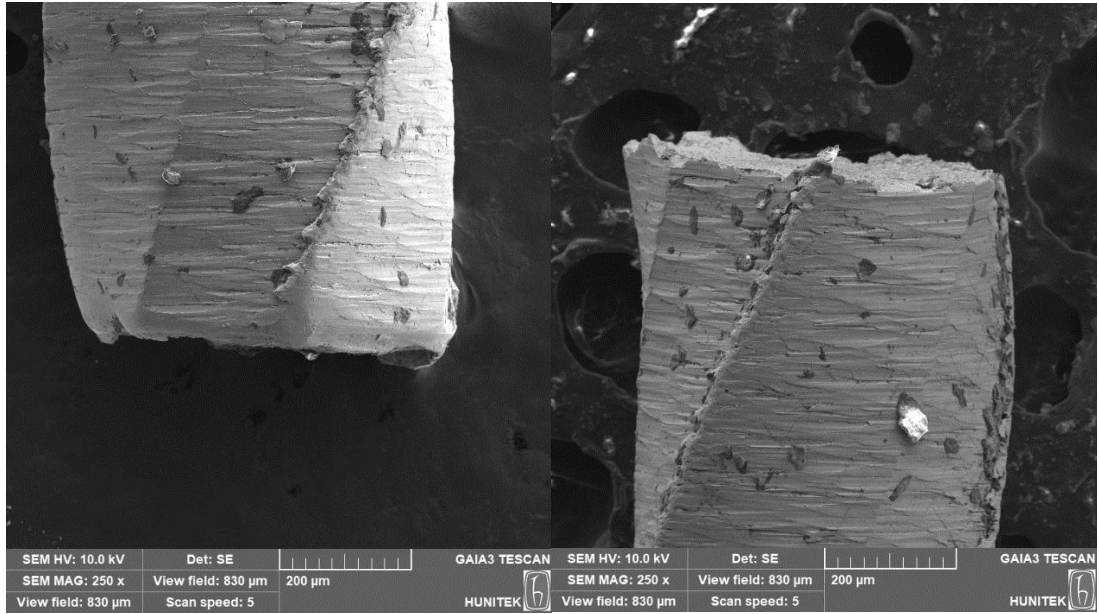
SEM analizi sonucu elde ettiğimiz görüntülerde yer alan çukurlaşmalar, düzensiz yüzeyler, mikro gözenekler ve kırık başlangıç çizgileri oluşan kırılmaların döngüsel yorgunluğa bağlı olduğunu göstermektedir.



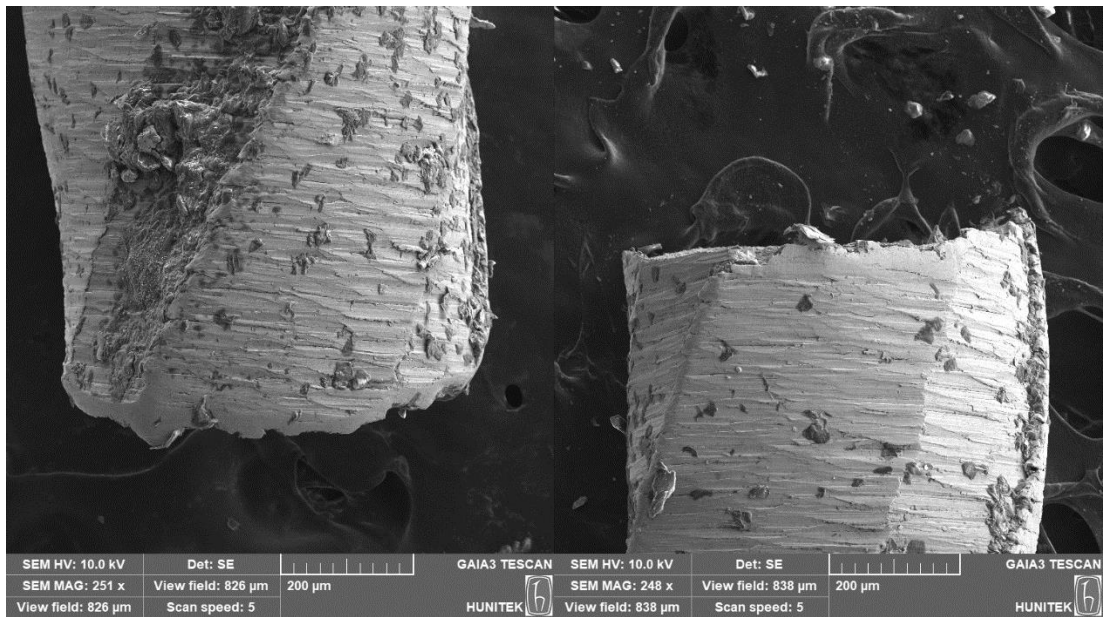
Şekil 4.3. Döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kullanılmamış EndoArt Touch Blue eğesinin farklı büyütme altındaki SEM görüntüleri



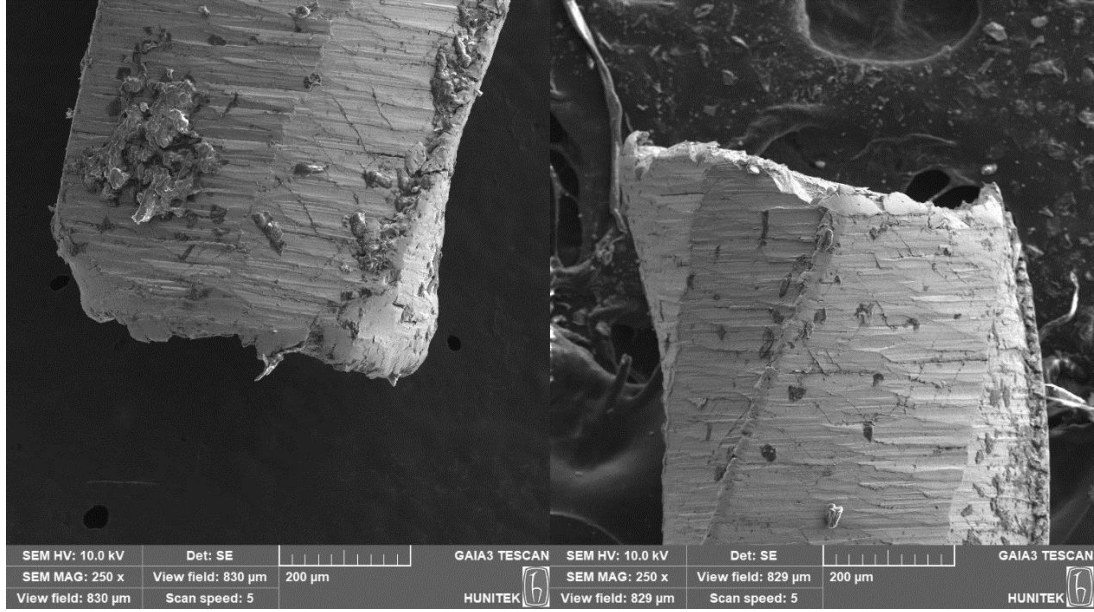
Şekil 4.4. Döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kullanılmamış EndoArt Touch Gold eğesinin farklı büyütme altındaki SEM görüntüleri



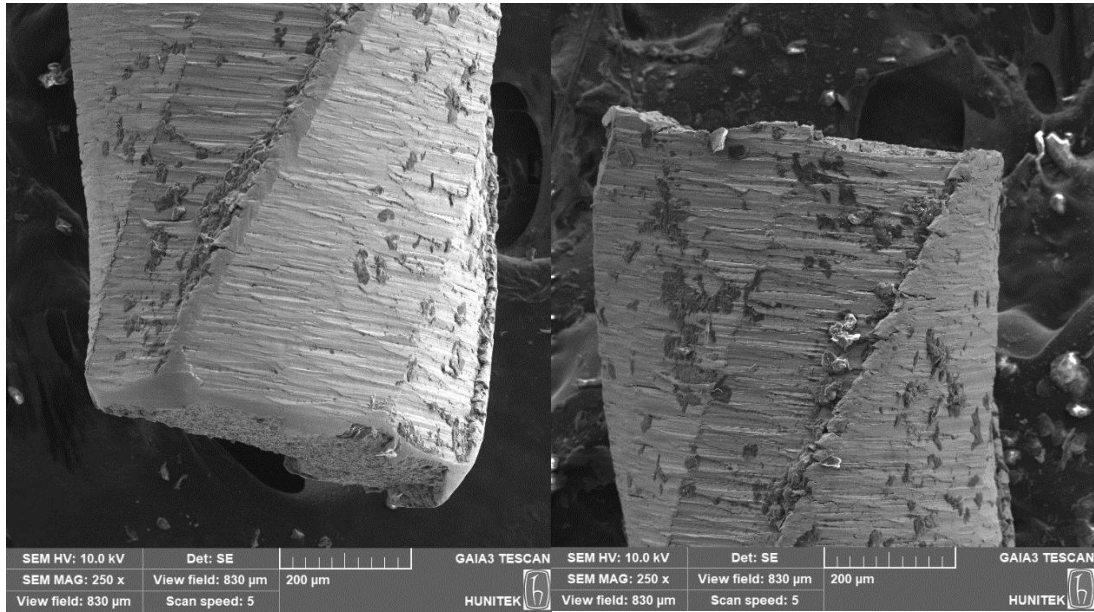
Şekil 4.5. EndoArt Blue kontrol grubu eğesinin kırılma sonrası 250x büyütme altında alınan kırık yüzeylerine ait SEM görüntüleri



Şekil 4.6. EndoArt Gold kontrol grubu eğesinin kırılma sonrası 250x büyütme altında alınan kırık yüzeylerine ait SEM görüntüleri



Şekil 4.7. EndoArt Blue sterilizasyon grubu eğesinin kırılma sonrası 250x büyütme altında alınan kırık yüzeylerine ait SEM görüntüleri



Şekil 4.8. EndoArt Gold sterilizasyon grubu eğesinin kırılma sonrası 250x büyütme altında alınan kırık yüzeylerine ait SEM görüntüleri

5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinde biyomekanik şekillendirmenin amacı kanal içerisinde yer alan mikroorganizma ve yan ürünlerinin uzaklaştırılması, enfekte dentinin kaldırılması, irrigasyon solüsyonlarının etkin bir şekilde uygulanması ve dolum için yeterli alanın sağlanmasıdır (157). Bu sebeple şekillendirme aşamasında kullandığımız kanal aletleri büyük önem taşımaktadır (31).

Kök kanal tedavisinde kullandığımız kanal aletleri genellikle paslanmaz çelikten veya Ni-Ti alaşımlardan üretilmektedir. Paslanmaz çelikten üretilmiş eğelerde kullanım sonrası oluşan deformasyon gözle görülebilmektedir. Bu durum genelde eğenin yivlerinde açılma şeklinde ortaya çıkmaktadır. Ni-Ti eğelerde ise paslanmaz çelik eğelerin aksine oluşan deformasyonlar gözle görülemediğinden dolayı kırılmalar büyük bir problem oluşturmaktadır. Bunun yanında Ni-Ti eğeler paslanmaz çelik eğeler ile kıyaslandığında; daha kısa şekillendirme süresi, daha esnek olması, kanalın orijinal şeklini koruması, transportasyon ve basamak oluşumu gibi komplikasyonlara daha az neden olması gibi avantajları sebebiyle kullanılmaya başlanmıştır. (93, 158).

Ni-Ti döner ege sistemlerinde kırılmalar üzerinde; ege konikliği, ege boyutu, eğelerin dizaynı, kök kanal şekillendirme tekniği, giriş kavitesi, eğelerin dönme hızı, tork kontrolü bulunan motorların kullanımı, eğelerin kullanım sayısı, üretim işlemleri, sterilizasyon ve kanal anatomisi gibi birçok faktör etkili olmaktadır (5). Bu faktörlerle birlikte şekillendirme işlemi sırasında Ni-Ti eğelerde oluşan kırılmalar döngüsel yorgunluk, torsiyonel yorgunluk ya da her ikisinin de etkisiyle oluşabilmektedir (4). Bunların içerisinde döngüsel yorgunluk Ni-Ti eğelerin kırılmasının en büyük nedenlerinden birisidir (156). Döngüsel yorgunluk eğenin eğimli bir kanalda sıkışmadan sürekli olarak döndüğünde eğim noktasında oluşan sıkışma ve gerilme kuvvetlerinin etkisiyle oluşan metal yorgunluğudur. Döngüsel yorgunluk sonucunda ege yüzeyinde oluşan makro ve mikro çatlaklar ilerleyerek eğelerin kırılmasına neden olmaktadır (94). Yaptığımız çalışmada çoklu sterilizasyon faktörü ile birlikte EndoArt Touch Gold ve EndoArt Touch Blue döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırdık.

Cheung ve ark. yaptığı bir çalışmada Ni-Ti eğelerin %93 gibi büyük bir çoğunluğunun döngüsel yorgunluğa bağlı olarak kırıldığını bildirmişlerdir (151).

Benzer şekilde Peng ve ark. da yaptıkları çalışmada, kırılmaların büyük çoğunluğunun döngüsel yorgunluk sonucu gerçekleştiğini belirtmişlerdir (159).

Döngüsel yorgunluk testinin yapıldığı çalışmalarda deney koşullarının standardize edilmesi önemli bir noktadır. Döngüsel yorgunluk testlerinde çekilmiş eğimli dişlerin kullanılması standardizasyon açısından sıkıntı yaratmaktadır. Çünkü her dişin kök kanal anatomisi birbirinden farklıdır yani standart değildir. Aynı zamanda test için çekilmiş diş kullanıldığında şekillendirme işleminden dolayı kanalın genişliği de aynı kalmamaktadır (156). Bu sebeplerden dolayı çekilmiş dişler klinik koşulları daha iyi taklit etmesine rağmen standardizasyon için testlerin yapay olarak hazırlanmış kanallarda yapılması önemlidir.

Döngüsel yorgunluk testlerinde temel amaç Ni-Ti döner ege sistemlerinin fiziksel özelliklerini değerlendirmektir (160). Bu sebeple döngüsel yorgunluk testleri genellikle *in vitro* koşullarda farklı kurvatür eğimi ve yarıçapına sahip yapay kanallarda yapılmaktadır. Yapılan tüm bu testlerde Ni-Ti ege yapay bir kanal içerisinde kırılıncaya kadar döndürülür ve kırılıncaya kadar geçen süre saniye veya tur sayısı cinsinden kaydedilir. Tüm bu nedenlerden dolayı yaptığımız çalışmada çekilmiş diş modelleri yerine paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanallı bir düzenek kullandık.

Döngüsel yorgunluk testleri için statik ve dinamik test modelleri kullanılabilir. Statik test modellerinde bir çalışma uzunluğu belirlenir ve ege yapay kanal içerisinde aksiyel hareket olmaksızın sabit bir şekilde kırılıncaya kadar döndürülür (155). Dinamik test modellerinde ise eğerler ileri-geri aksiyel hareket yapacak şekilde test edilmektedir (161). Gavini ve ark. yaptıkları bir çalışmada, doğru test modelinin seçilmesinin önemli olduğunu ve dinamik modelin statik model ile karşılaştırıldığında bazı limitasyonları olduğunu belirtmişlerdir (162). Dinamik test modelinde uygulanan aksiyel hareketi standartlaştırmak amacıyla hız ve genlik değerleri belirlenebilmektedir ancak bu parametreler her çalışmada farklı değerler alabilmektedir. Ayrıca dinamik modelde eğerlerin tek bir yörüngede aksiyel hareket yapmasının zor olduğu ve testler sırasında izlediği yörüngenin değişebileceği belirtilmiştir (163, 164). Yaptığımız tez çalışmasında deneylerin tutarlı olması açısından döngüsel yorgunluk testlerinde statik model kullandık.

Döngüsel yorgunluk test düzeneklerinde yapay kanallar genellikle paslanmaz çelikten hazırlanmaktadır. Paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanalların dentin

dokusu ile benzer özelliklere sahip olmaması klinik kullanımda farklı sonuçlara yol açabilmektedir. Ayrıca test sırasında kullanılan Ni-Ti eğeler belli bir süre sonra paslanmaz çeliğin iç duvarında deformasyona yol açabilmekte ve bu durum da sonuçları etkileyebilmektedir (163). Bu sebeple döngüsel yorgunluk ile ilgili yapılan çalışmalarda paslanmaz çelik bloklar yerine dayanıklılığı ve aşınma direnci daha yüksek olan seramik blokların kullanımı gündeme gelmektedir (165, 166).

Kurvatür açısı, kurvatür yarıçapı ve kanal iç çapı Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini etkileyen önemli faktörler arasındadır. Kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı birbirinden bağımsız faktörler olup, kurvatür yarıçapı eğimin şiddetini göstermektedir. Kurvatür yarıçapının az olması, eğimin şiddetinin fazla olduğu anlamına gelmektedir. Kurvatür yarıçapının küçük ve kurvatür açısının büyük olduğu durumlarda Ni-Ti eğelerin kırılma döngüsü azalmaktadır (147, 148). Döngüsel yorgunluk ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı kurvatür açılarına, kurvatür yarıçaplarına ve kanal iç çaplarına sahip cam, seramik ya da paslanmaz çelikten elde edilmiş yapay kanallar kullanılmaktadır (95, 167). Pruett ve ark. yaptıkları çalışmada kanal iç çapı 0,83 mm ve 18 gauge paslanmaz çelik iğnelere ürettikleri yapay kanalları kullanmışlardır. Bu yapay kanalların kurvatür yarıçaplarını 2 mm ve 5 mm; kurvatür açılarını 30°, 45° ve 90° olarak üretmişlerdir (95). Anderson ve ark. kanal iç çapı 1,2 mm, kurvatür yarıçapı 5 mm, kurvatür açısı 45° ve 90° olan cam tüplerin ısı ile bükülmesi sonucu oluşturdukları yapay kanallar kullanmışlardır (53). Huang ve ark. ise seramik bloklardan ürettikleri kurvatür yarıçapı 5 mm, kurvatür açısı 60° olan yapay kanalları kullanmışlardır (166).

Pruett ve ark. yapay kanallarda kurvatür eğiminin 30° olduğu durumlarda eğeleri yeterli düzeyde kısıtlamadığını belirtmişlerdir (95). Aynı zamanda yapay kanalların Ni-Ti eğelerin boyutları ve şekliyle uyumlu olmadığı durumlarda eğelerin kurvatür açıları azalıp sonuçlar etkilenmektedir (60). Döngüsel yorgunluk ile ilgili yapılmış birçok çalışmada genellikle kurvatür yarıçapı 5 mm ve kurvatür açısı 60° olan yapay kanallar ile deneyler yapılmaktadır (118, 168, 169). Yaptığımız çalışma kapsamında döngüsel yorgunluk ile ilgili yapılmış çalışmalarla uyumlu olacak şekilde kanal iç çapı 1,5 mm, kurvatür yarıçapı 5 mm ve kurvatür açısı 60° olan paslanmaz çelik yapay kanallar kullandık.

Ni-Ti eğelerin koniklik açısı ve eğe büyüklüğü döngüsel yorgunluk direncini etkileyen diğer faktörler arasındadır. Kanal eğiminin maksimum olduğu noktada, Ni-Ti eğelerin genişliği arttıkça döngüsel yorgunluk direnci azalmaktadır (3, 120). Döngüsel yorgunluk ile ilgili yapılan çalışmalarda genellikle 25/06 boyutlarında Ni-Ti döner eğe sistemleri seçilmektedir. Bunun nedeni Ni-Ti eğelerle yapılan kök kanal şekillendirilmesinin çoğu zaman F2 ile bitirilmesidir (168, 170). Bu durumu göz önüne alarak çalışmamızda kullanmış olduğumuz EndoArt Touch Gold ve EndoArt Touch Blue döner eğe sistemlerinin boyutlarını 25/06 olarak belirledik.

Ni-Ti eğelerin dönme hızının döngüsel yorgunluk direnci ve kırılma üzerinde etkili olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır (96, 171). Ancak hız değerlerinin döngüsel yorgunluk üzerinde etkili olmadığını da bildiren birçok çalışma mevcuttur (95, 172). Biz yaptığımız çalışmada üretici firmanın önerdiği hız ve tork değerlerinde testlerimizi gerçekleştirdik.

Döngüsel yorgunluk test düzeneklerinde solüsyon varlığında ve farklı sıcaklık değerleri altında çalışmalar yapıldığında Ni-Ti eğelerin kırılma dirençlerinde değişiklik görülebilmektedir. Yapılan bir çalışmada geleneksel ve ısıl işlem uygulanmış Ni-Ti eğe sistemleri düşük sıcaklık değerleri altında test edilmiş ve döngüsel yorgunluk dirençleri anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (173). Vortex Blue ve EdgeSequel Sapphire Ni-Ti döner eğe sistemlerinin oda sıcaklığı ($21^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) ve vücut sıcaklığındaki ($37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, vücut sıcaklığı değerlerinde her iki eğe grubunun da döngüsel yorgunluk dirençlerinde anlamlı bir düşüş olduğu bildirilmiştir (174). Yine başka bir çalışmada Hyflex CM, Protaper Universal, Vortex Blue ve TRUShape eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri oda sıcaklığı ($21^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) ve vücut sıcaklığı ($37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) değerlerinde karşılaştırılmış ve vücut sıcaklığı değerlerinde tüm eğe gruplarının döngüsel yorgunluk dirençleri azalmıştır (65).

Plotino ve arkadaşları, ProTaper Universal ve ProTaper Gold döner eğe sistemlerinin oda sıcaklığında ($21^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) ve kanal içi sıcaklık ($35^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) değerlerindeki döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırıldığı bir çalışmada; kanal içi sıcaklıkta ProTaper Universal döner eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin azaldığını, ProTaper Gold döner eğelerinde ise bir değişim olmadığını bildirmişlerdir (135). Bu durum ProTaper Universal döner eğelerinin faz dönüşüm sıcaklıklarının oda

sıcaklığı ve kanal içi sıcaklık değerleri arasında olması, ProTaper Gold döner eğelerinin de faz dönüşüm sıcaklıklarının kanal içi sıcaklık değerlerinin üzerinde olması ile açıklanmıştır. Plotino ve ark. yaptıkları başka bir çalışmada Reciproc ve Reciproc Blue ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini 0°C, 20°C, 35°C ve 39°C sıcaklık değerlerinde kıyaslamışlardır. Sonuç olarak sıcaklık değerlerindeki artışa bağlı olarak eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin azaldığını fakat 35°C ve 39°C arasındaki sıcaklık değerlerinde anlamlı bir fark bulamamışlardır (175). Biz de yaptığımız tez çalışması kapsamında klinik koşullara benzemesi açısından kanal içi sıcaklık değeri olan $35^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ su banyosu altında döngüsel yorgunluk direnci testlerimizi gerçekleştirdik.

Ni-Ti ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini farklı sıcaklıklar altında test edebilmek için araştırmacılar tarafından çeşitli metotlar kullanılmıştır. Plotino ve ark. Ni-Ti eğeleri 35°C 'de ısı ayarlı bir fırın içerisinde kullanmışlardır (135). Serafin ve ark. yapay kanalların bulunduğu paslanmaz çelik blokları ısıtıcı ile temasta tutarak 37°C 'de çalışmışlardır (176). Fakat yapılan birçok çalışmada araştırmacılar Ni-Ti eğeleri istenilen sıcaklıktaki su banyosu altında kullanmışlardır (65, 169, 177). Biz de çalışmamızda ısı ayarlı su ısıtıcı ve termometre kullanarak 35°C 'de hazırladığımız su banyosu altında döngüsel yorgunluk testlerimizi gerçekleştirdik.

Ni-Ti ege sistemlerinin klinik koşullarda sterilize edilmesi çapraz enfeksiyonu önleme açısından büyük önem taşımaktadır (136). Bu sebeple uyguladığımız sterilizasyon prosedürlerinin Ni-Ti ege sistemlerinin yapısal özelliklerine ve döngüsel yorgunluk dirençlerine etkisi konusunda çalışmalar yapılmaktadır. Yapılan çalışmalarda çoklu sterilizasyon uygulamalarının Ni-Ti ege sistemlerinde yüzey değişikliklerine neden olarak korozyon, yüzey defektleri ve yüzey pürüzlülüğüne neden olabileceği bildirilmiştir (147, 178-180). Ancak bu yüzey değişikliklerinin gerçekleşmesi ile Ni-Ti eğelerin kırılması arasında kesin bir şekilde ilişki kurulamamıştır (181).

Melo ve ark. Ni-Ti ege sistemlerine kuru ısı sterilizasyon yöntemini uyguladıkları bir çalışmada, alaşımın mikro yapısında sertlik artışı olması sebebiyle eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin arttığını bildirmişlerdir (141). Viana ve ark. ProFile döner eğeleri üzerinde yaptıkları bir çalışmada, ProFile eğelerine otoklav ile

çoklu sterilizasyon uygulanmış ve bunun sonucunda döngüsel yorgunluk dirençlerinin önemli ölçüde arttığı bildirilmiştir (182).

Literatürde yukarıdaki gibi Ni-Ti ege sistemlerine uygulanan sterilizasyonun döngüsel yorgunluk dirençlerini arttırdığını veya azalttığını bildiren çalışmalar olmasına rağmen anlamlı bir fark oluşturmadığını bildiren de birçok çalışma mevcuttur (137, 183, 184). Mize ve ark. yaptığı bir çalışmada tekli veya çoklu olarak yapılan otoklav sterilizasyonun Ni-Ti ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri ve kırılmaları üzerinde anlamlı bir fark bulamamıştır (140). Plotino ve ark. ise 134°C'de 35 dakika süreyle K3, Mtwo ve Vortex döner ege sistemlerine uygulanan çoklu otoklav sterilizasyonunun Ni-Ti alaşımın mekanik özelliklerine etki etmediğini bildirmişlerdir (185). Zinelis ve ark. ise, 170 °C' nin altındaki bir otoklav sterilizasyonunun alaşımın kristal fazında bir değişiklik oluşturması için gerekli enerjiyi sağlamadığını bildirmişlerdir (186). Biz de yaptığımız çalışmada hem EndoArt Touch Gold kontrol ve sterilizasyon grupları arasında hem de EndoArt Touch Blue kontrol ve sterilizasyon grupları arasında bu çalışmalarla benzer bir şekilde döngüsel yorgunluk dirençlerinde anlamlı bir fark bulamadık. Çalışmamızda ayrıca klinik kullanıma benzemesi açısından sterilizasyon grubu eğelerine döngüsel yorgunluk stresi aşamalı olarak verilmiştir. Bu aşamalar bu konuda yapılmış daha önceki çalışmalarla (137, 183) uyumlu olarak kontrol gruplarındaki ortalama kırılma sürelerinin %25, %50 ve %75'i olarak belirlenmiştir ve bu noktalarda sterilizasyon işlemi uygulanmıştır.

Ni-Ti döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini arttırmak ve kırılma oranlarını azaltmak amacıyla üretici firmalar Ni-Ti alaşıma uyguladıkları termal, mekanik ve kimyasal işlemler sayesinde üstün özelliklere sahip olan yeni nesil ege sistemleri üretmektedirler. Çalışmamızda kullanmış olduğumuz EndoArt Touch Gold egesi CM-Gold teknolojisi ile EndoArt Touch Blue egesi ise CM-Blue teknolojisi ile üretilmektedir.

CM-Gold teknolojisi ile üretilmiş Ni-Ti ege sistemleri üretim sonrası ısı işlem gördükten sonra yavaş bir şekilde soğutulmaktadır. Bu işlem sayesinde ege nin esnekliği ve dayanıklılığı artarken yüzeyinde oluşan titanyum oksit tabakası sayesinde ege kendine özgü altın rengini almaktadır (187). CM-Blue teknolojisinde de yine bir dizi ısıtma ve soğutma uygulamaları ile ege nin döngüsel yorgunluk dirençleri ve

esneklikleri artmaktadır (188). Bu ısıl işlemler sonucunda alaşımın yüzeyinde bir titanyum oksit tabakası oluşmaktadır ve mavi rengini vermektedir. CM-Gold alaşımlarda titanyum oksit tabakasının kalınlığı 100-140 nm aralığında iken CM-Blue alaşımlarda bu aralık 60-80 nm olmaktadır (51).

WaveOne Gold CM-Gold teknolojisi ile Reciproc Blue CM-Blue teknolojisi ile üretilmiş döner ege sistemleridir. Yapılan bir çalışmada Hyflex EDM, OneShape , WaveOne Gold ve Reciproc Blue döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmış ve Reciproc Blue eğerlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri WaveOne Gold eğerlerine göre anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur (189). Keskin ve ark. yaptıkları bir çalışmada Reciproc, Reciproc Blue ve WaveOne Gold eğerlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlar ve bu eğerler arasında döngüsel yorgunluk direnci en fazla olarak Reciproc Blue bulunmuştur (190). Usta ve Eymirli yaptıkları bir çalışmada; EndoArt Gold, EndoArt Blue, Protaper Gold ve Protaper Universal döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlar ve EndoArt Blue döner ege sisteminin döngüsel yorgunluk direnci diğer tüm ege sistemlerinden anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur (191). Biz de bu çalışmaların sonuçlarına benzer şekilde yaptığımız çalışmada CM-Blue teknolojisiyle üretilmiş EndoArt Blue döner ege sisteminin CM-Gold teknolojisiyle üretilmiş EndoArt Gold döner ege sistemine kıyasla döngüsel yorgunluk direncinin hem kontrol hem de sterilizasyon gruplarında anlamlı bir şekilde daha fazla olduğunu bulduk.

Döngüsel yorgunluk ile ilgili yapılan çalışmalarda kırık parça uzunlukları da ölçülüp çalışmalara katkı sağlaması açısından istatistiksel olarak değerlendirilmektedir. Biz de yaptığımız çalışmada kırık parça uzunluklarını değerlendirdik ve sadece EndoArt Blue kontrol-EndoArt Blue sterilizasyon grupları arasında anlamlı fark bulduk. Diğer 3 grup arasında kırık parça uzunluklarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamadık. Sonuçlarımız kırık parça uzunluklarının değerlendirildiği diğer çalışmalara benzerlik göstermektedir. Yapılan birçok çalışmada kırık parça uzunluğu ile döngüsel yorgunluk arasında net bir ilişki kurulamamıştır (175, 189, 192, 193).

SEM analizleri ile kırık ege yüzeyleri farklı büyütme altında incelenmektedir ve bunların görüntüleri alınabilmektedir. SEM analizinde döngüsel yorgunluğa bağlı oluşan kırılmalar ege yüzeylerinde yer alan çukurlaşmalar, düzensiz

yüzeyler, mikro gözenekler ve kırık başlangıç çizgileri ile kendini göstermektedir (94). Biz de çalışmamız kapsamında döngüsel yorgunluk testlerinden sonra her gruptan rastgele birer örnek olarak kırık eğe parçalarını SEM altında inceledik. İncelememiz sonucunda eğe yüzeylerinde yer alan düzensizlikler, çukurcuklar ve mikro gözenekler kırılmaların döngüsel yorgunluğa bağlı olduğunu göstermektedir. Bu görüntüler bu konuda yapılmış diğer çalışmalarla da uyum göstermektedir (183, 192, 194, 195).

6. SONUÇLAR

“ Çoklu Sterilizasyonun Farklı İşlemlerle Üretilmiş Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Döngüsel Yorgunluk Direnci Üzerine Etkisi” konulu tez çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara dayanarak aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- Çalışmamızda kullandığımız kurvatür yarıçapı 5 mm, kurvatür açısı 60° ve kanal içi çapı 1,5 mm paslanmaz çelik yapay kanallarda 2 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi döngüsel yorgunluk sonucu farklı kırılma süreleri ve kırık parça uzunluk değerleri göstermiştir.
- Çalışmamızda döngüsel yorgunluk direnci en yüksek olan döner eğe sistemi CM-Blue ısıtım işlem teknolojisi ile üretilmiş EndoArt Touch Blue olarak bulunmuştur. EndoArt Blue kontrol ve sterilizasyon gruplarının döngüsel yorgunluk dirençleri EndoArt Gold kontrol ve sterilizasyon grupları ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur.
- Ni-Ti eğelere üretim sırasında uygulanan işlemler döngüsel yorgunluk direncini etkilemektedir.
- Çoklu sterilizasyonun etkisini incelediğimiz EndoArt Blue Kontrol-EndoArt Blue Sterilizasyon grupları ve EndoArt Gold Kontrol-EndoArt Gold Sterilizasyon gruplarının karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
- Kırık parça uzunlukları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde sadece EndoArt Blue Kontrol-EndoArt Blue Sterilizasyon grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.
- SEM analizi sonucunda kırık eğe yüzeylerinde yer alan düzensizlikler, çukurlaşmalar, mikro gözenekler ve kırık başlangıç çizgileri kırılmaların döngüsel yorgunluğa bağlı oluştuğunu göstermektedir.

7.KAYNAKLAR

1. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental clinics of north America*. 1974;18(2):269-96.
2. Carvalho LAP, Bonetti I, Borges MAG. A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 1999;25(12):807-10.
3. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1999;25(6):434-40.
4. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel–titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of endodontics*. 2007;33(3):276-9.
5. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics*. 2005;10(1):30-76.
6. Kakehashi S, Stanley H, Fitzgerald R. The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1965;20(3):340-9.
7. Peters OA, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J*. 2001;34(3):221-30.
8. Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y. Irrigation in endodontics. *British Dental Journal*. 2014;216(6):299-303.
9. Czonstkowsky M, Wilson EG, Holstein FA. The smear layer in endodontics. *Dent Clin North Am*. 1990;34(1):13-25.
10. Carson KR, Goodell GG, McClanahan SB. Comparison of the antimicrobial activity of six irrigants on primary endodontic pathogens. *J Endod*. 2005;31(6):471-3.
11. Epley SR, Fleischman J, Hartwell G, Cicalese C. Completeness of root canal obturations: Epiphany techniques versus gutta-percha techniques. *J Endod*. 2006;32(6):541-4.

12. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *Dental Clinics of North America*. 1967;11(3):723-44.
13. Kontakiotis EG, Tzanetakakis GN, Loizides AL. A 12-month longitudinal in vitro leakage study on a new silicon-based root canal filling material (Gutta-Flow). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103(6):854-9.
14. van der Sluis LW, Wu MK, Wesselink PR. An evaluation of the quality of root fillings in mandibular incisors and maxillary and mandibular canines using different methodologies. *J Dent*. 2005;33(8):683-8.
15. Kenneth M. HARGREAVES LHB. Cohen's pathways of the pulp expert consult. 11th Edition 2016. (s.) p.
16. Kakehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ. THE EFFECTS OF SURGICAL EXPOSURES OF DENTAL PULPS IN GERM-FREE AND CONVENTIONAL LABORATORY RATS. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;20:340-9.
17. Siqueira Jr JF, Rôças IN. Clinical implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. *Journal of endodontics*. 2008;34(11):1291-301. e3.
18. Paqué F, Ganahl D, Peters OA. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *Journal of Endodontics*. 2009;35(7):1056-9.
19. Kandaswamy D, Venkateshbabu N. Root canal irrigants. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2010;13(4):256.
20. Tomson PL, Simon SR. Contemporary Cleaning and Shaping of the Root Canal System. *Prim Dent J*. 2016;5(2):46-53.
21. Haapasalo M, Shen Y, Qian W, Gao Y. Irrigation in endodontics. *Dental Clinics*. 2010;54(2):291-312.
22. Sousa-Neto MDd, Silva-Sousa YC, Mazzi-Chaves JF, Carvalho KKT, Barbosa AFS, Versiani MA, et al. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. *Brazilian oral research*. 2018;32.
23. Vertucci FJ. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontic topics*. 2005;10(1):3-29.

24. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269-96.
25. Lilley J. Endodontic instrumentation before 1800. *International Endodontic Journal.* 1976;9(2):67-70.
26. Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *Journal of the American Dental Association (1939).* 1976;93(1):78-87.
27. Bellizzi R, Cruse WP. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 3. *Journal of endodontics.* 1980;6(5):576-80.
28. Hülsmann M. Zur Geschichte der Wurzelkanalaufbereitung. *Endodontie.* 1996;5:97-112.
29. Yaman SD. Endodontide kullanılan kök kanal aletleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002;19(3):51-7.
30. Lyon KF. Endodontic instruments for root canal therapy. *Clinical techniques in small animal practice.* 2001;16(3):139-50.
31. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology.* 1997;13(2):51-64.
32. Ketterl W. Root canal treatment. Cross-sectional measurements and other methods. *Zahnarztblatt Baden-württemberg.* 1984;12(11):349-50, 52.
33. Carrotte P. Endodontics: Part 5 Basic instruments and materials for root canal treatment. *British dental journal.* 2004;197(8):455-64.
34. Berman LH, Hargreaves KM. *Cohen's Pathways of the Pulp-E-Book: Elsevier Health Sciences;* 2020.
35. Schäfer E, Tepel J, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion Part 2. instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics.* 1995;21(10):493-7.
36. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of endodontics.* 1997;23(3):141-5.
37. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG, Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11(5):203-11.

38. Stenman E, Spångberg LS. Machining efficiency of Flex-R, K-Flex, Trio-Cut, and S Files. *J Endod.* 1990;16(12):575-9.
39. Leseberg DA, Montgomery S. The effects of Canal Master, Flex-R, and K-Flex instrumentation on root canal configuration. *Journal of endodontics.* 1991;17(2):59-65.
40. Wildey WL, Senia ES. A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* 1989;67(2):198-207.
41. Martin G, BLAŠKOVIĆG-ŠUBAT V. Preparation of simulated root canals using the Macfile, Canal Master U and K-Flexofile. *International endodontic journal.* 1997;30(3):160-6.
42. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley R. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of applied physics.* 1963;34(5):1475-7.
43. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *The Journal of the American Dental Association.* 1971;82(6):1373-5.
44. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics.* 1988;14(7):346-51.
45. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal.* 2000;33(4):297-310.
46. Wang FE, Pickart SJ, Alperin HA. Mechanism of the TiNi Martensitic Transformation and the Crystal Structures of TiNi-II and TiNi-III Phases. *Journal of Applied Physics.* 1972;43(1):97-112.
47. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *International endodontic journal.* 2018;51(10):1088-103.
48. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic topics.* 2013;29(1):42-54.
49. Viana A, Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Bueno VT. Relationship between flexibility and physical, chemical, and

- geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(4):527-33.
50. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *Journal of endodontics.* 1997;23(8):503-7.
 51. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MEdL, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research.* 2018;32.
 52. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2006;102(4):e106-e14.
 53. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics.* 2007;33(10):1212-6.
 54. Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics.* 2009;35(3):404-7.
 55. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of endodontics.* 2008;34(11):1406-9.
 56. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics.* 2009;35(11):1589-93.
 57. Pereira E, Peixoto I, Viana A, Oliveira I, Gonzalez B, Buono V, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International endodontic journal.* 2012;45(5):469-74.
 58. Miyazaki S, Kimura S, Otsuka K. Shape-memory effect and pseudoelasticity associated with the R-phase transition in Ti-50· 5 at.% Ni single crystals. *Philosophical Magazine A.* 1988;57(3):467-78.
 59. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in materials science.* 2005;50(5):511-678.

60. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(3):401-3.
61. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2010;36(1):147-52.
62. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(2):163-72.
63. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics*. 2013;29(1):3-17.
64. Shen Y, Coil J, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International endodontic journal*. 2013;46(8):720-9.
65. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *Journal of endodontics*. 2016;42(5):782-7.
66. Saber S, Nagy M, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *International endodontic journal*. 2015;48(2):131-6.
67. Alfoqom Alazemi M, Bryant S, Dummer P. Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization. *International Endodontic Journal*. 2015;48(6):593-601.
68. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Odontology*. 2014;102(1):31-5.
69. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang Z-j, Maezono H, Haapasalo M. Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *Journal of endodontics*. 2016;42(6):961-4.

70. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1451-3.
71. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of endodontics*. 2016;42(12):1840-3.
72. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(3):398-401.
73. Liang Y, Yue L. Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. *International Journal of Oral Science*. 2022;14(1):1-8.
74. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. 2016;49(5):483-93.
75. Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2018;44(4):630-4.
76. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K. Comparison of alterations in the surface topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM nickel-titanium files after root canal preparation: a three-dimensional optical profilometry study. *Journal of Endodontics*. 2018;44(1):115-9.
77. Bryant S, Dummer P, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel–titanium instruments in simulated root canals. *International Endodontic Journal*. 1999;32(3):155-64.
78. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of endodontics*. 2007;33(10):1217-21.
79. McCormick P, Liu Y. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling. *Acta Metallurgica et Materialia*. 1994;42(7):2407-13.

80. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of endodontics*. 2012;38(1):105-7.
81. Gutmann J, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International endodontic journal*. 2012;45(2):113-28.
82. Kim J-W, Ha J-H, Cheung GS-P, Versluis A, Kwak S-W, Kim H-C. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *Journal of Endodontics*. 2014;40(10):1671-5.
83. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today*. 2013;32(4):94.
84. Ruddle CJ. Canal preparation: single-file shaping technique. *Dentistry today*. 2012;31(1):124, 6-9.
85. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*. 2008;41(4):339-44.
86. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martín-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *Journal of endodontics*. 2010;36(1):157-9.
87. 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. *Journal of Endodontics*. 2010;36(4):679-90.
88. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, Zary R, Metzger Z. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. *Journal of endodontics*. 2010;36(4):691-6.
89. Çapar I, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International endodontic journal*. 2016;49(2):119-35.
90. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of endodontics*. 2012;38(7):996-1000.
91. Schäfer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 1. Shaping

- ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*. 2002;35(6):505-13.
92. Serene TP. Nickel-titanium instruments: application in endodontics. *Application in Endodontics*. 1995:1-5.
 93. Marending M, Lutz F, Barbakow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *International endodontic journal*. 1998;31(1):57-62.
 94. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*. 2006;32(11):1031-43.
 95. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997;23(2):77-85.
 96. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo J, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*. 2003;36(4):262-6.
 97. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*. 2000;26(3):161-5.
 98. Mounce R. Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review. *Dentistry today*. 2004;23(2):119-20, 24.
 99. Luebke NH, Brantley WA, Sabri ZI, Luebke FL, Lausten LL. Physical dimensions, torsional performance, bending properties, and metallurgical characteristics of rotary endodontic instruments: VI. Canal master drills. *Journal of Endodontics*. 1995;21(5):259-63.
 100. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics*. 2004;30(10):722-5.
 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. *Journal of endodontics*. 2003;29(1):15-9.
 102. Shen Y, Cheung GS-p, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2006;32(1):61-5.

103. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*. 2001;27(12):772-4.
104. Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of endodontics*. 1997;23(4):217-20.
105. Camps J, Pertol W. Relationship between file size and stiffness of stainless steel instruments. *Dental Traumatology*. 1994;10(6):260-3.
106. Camps J, Pertot W. Torsional and stiffness properties of nickel–titanium K files. *International endodontic journal*. 1995;28(5):239-43.
107. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2005;31(3):183-6.
108. Turpin Y, Chagneau F, Vulcain J. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*. 2000;26(7):414-7.
109. Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics*. 2004;30(10):716-8.
110. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2000;26(3):156-60.
111. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2005;31(2):114-6.
112. Cheung GS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2007;16(1):1-26.
113. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of endodontics*. 2002;28(6):448-51.
114. McSpadden JT. *Mastering endodontic instrumentation*. Chattanooga, TN: Cloudland Institute. 2007:51-2.
115. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2000;26(2):68-71.

116. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JCM, Siqueira Jr JF. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(7):1013-6.
117. Yared G, Kulkarni G. Failure of Profile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *International Endodontic Journal*. 2002;35(6):536-41.
118. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino V, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2006;39(9):716-23.
119. Shen Y, Cheung GS-p, Peng B, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. *Journal of endodontics*. 2009;35(1):133-6.
120. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal*. 2001;34(5):386-9.
121. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2004;30(6):410-2.
122. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, et al. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of endodontics*. 2006;32(12):1139-41.
123. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *International Endodontic Journal*. 2000;33(3):204-7.
124. Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *Journal of endodontics*. 2002;28(2):105-7.
125. Fife D, Gambarini G, Britto L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;97(2):251-6.
126. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2003;29(10):667-9.
127. Tripi TR, Bonaccorso A, Tripi V, Condorelli GG, Rapisarda E. Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. *Journal of endodontics*. 2001;27(12):782-5.

128. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2004;30(5):339-41.
129. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontics*. 2005;31(1):40-3.
130. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2005;31(12):882-5.
131. Condorelli G, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi T. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *International endodontic journal*. 2010;43(10):866-73.
132. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *Journal of endodontics*. 2001;27(9):588-92.
133. Ruddle CJ. Single-file shaping technique: achieving a gold medal result. *Dent Today*. 2016;35(1):98-101.
134. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(7):997-1001.
135. Plotino G, Grande NM, Bellido MM, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *Journal of endodontics*. 2017;43(2):200-2.
136. Fishelberg G, Pawluk JW. Nickel-titanium rotary-file canal preparation and intracanal file separation. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2004;25(1):17-8, 20.
137. 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. *Journal of endodontics*. 2011;37(1):72-4.
138. Schäfer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2002;35(10):867-72.

139. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *Journal of Endodontics*. 2008;34(7):859-62.
140. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes Jr DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1998;24(12):843-7.
141. de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002;28(11):765-9.
142. Peters OA. Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *Endodontic Practice Today*. 2008;2(2).
143. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International endodontic journal*. 2003;36(2):93-9.
144. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of endodontics*. 2006;32(11):1048-52.
145. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of endodontics*. 2011;37(6):758-63.
146. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology*. 1971;32(2):271-5.
147. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellc GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999;88(3):343-7.
148. Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002;28(7):540-2.
149. International Organization for Standardization. *Dentistry - Root-canal instruments*
- Part 1: General requirements and test methods. In: ISO 3630-1. 2008.

150. Gambarini G, Cicconetti A, Di Nardo D, Miccoli G, Zanza A, Testarelli L, et al. Influence of different heat treatments on torsional and cyclic fatigue resistance of nickel–titanium rotary files: a comparative study. *Applied Sciences*. 2020;10(16):5604.
151. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International endodontic journal*. 2005;38(11):802-9.
152. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2005;100(2):249-55.
153. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of endodontics*. 1991;17(5):217-20.
154. Low D, Ho AW, Cheung GS, Darvell BW. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2006;32(6):545-8.
155. Cheung G, Darvell B. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain–life relationship. *International endodontic journal*. 2007;40(8):612-8.
156. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1469-76.
157. Yoneda N, Noiri Y, Matsui S, Kuremoto K, Maezono H, Ishimoto T, et al. Development of a root canal treatment model in the rat. *Scientific reports*. 2017;7(1):1-9.
158. Gutmann JL, Lovdahl PE. *Problem solving in endodontics: prevention, identification and management*: Elsevier Health Sciences; 2010.
159. Peng B, Shen Y, Cheung G, Xia T. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal*. 2005;38(8):550-7.
160. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of endodontics*. 2006;32(1):55-7.

161. Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology.* 1986;61(2):192-6.
162. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of Endodontics.* 2012;38(5):684-7.
163. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Australian Endodontic Journal.* 2011;37(3):122-7.
164. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *Journal of endodontics.* 2015;41(6):913-5.
165. Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low environmental temperature influences the fatigue resistance of nickel-titanium files. *Journal of endodontics.* 2018;44(4):626-9.
166. Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *Journal of endodontics.* 2017;43(11):1847-51.
167. Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of endodontics.* 2007;33(1):55-7.
168. Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *International endodontic journal.* 2006;39(10):755-63.
169. Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. *Journal of endodontics.* 2018;44(11):1725-30.
170. Plotino G, Grande N, Sorci E, Malagnino V, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal.* 2007;40(1):45-51.

171. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*. 2001;34(1):47-53.
172. Bortnick KL, Steiman HR, Ruskin A. Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *Journal of Endodontics*. 2001;27(1):57-9.
173. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2017;43(7):1157-60.
174. Arias A, Hejlawy S, Murphy S, de la Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Variable impact by ambient temperature on fatigue resistance of heat-treated nickel titanium instruments. *Clinical oral investigations*. 2019;23(3):1101-8.
175. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A, et al. Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. *Journal of endodontics*. 2018;44(10):1549-52.
176. Serafin M, De Biasi M, Franco V, Angerame D. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape. *Odontology*. 2019;107(2):196-201.
177. Klymus ME, Alcalde MP, Vivan RR, Só MVR, de Vasconcelos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clinical oral investigations*. 2019;23(7):3047-52.
178. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis E. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2006;32(7):675-9.
179. Alexandrou G, Chrissafis K, Vasiliadis L, Pavlidou E, Polychroniadis E. Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*. 2006;39(10):770-8.
180. Thierry B, Tabrizian M, Savadogo O, Yahia LH. Effects of sterilization processes on NiTi alloy: surface characterization. *Journal of Biomedical*

- Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. 2000;49(1):88-98.
181. Eggert C, Peters O, Barbakow F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of Endodontics*. 1999;25(7):494-7.
 182. Viana A, Gonzalez B, Buono V, Bahia M. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2006;39(9):709-15.
 183. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel–Titanium instruments. *International Endodontic Journal*. 2016;49(10):990-5.
 184. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*. 1999;32(2):115-9.
 185. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(2):222-5.
 186. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;103(6):843-7.
 187. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots*. 2015;1(3):34-40.
 188. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of endodontics*. 2017;43(3):462-6.
 189. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(7):1192-6.

190. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(8):1360-3.
191. Usta SN, Eymirli A. Comparison of the cyclic fatigue resistance of four different file systems at body temperature. *Turkish Endodontic Journal (TEJ)*.7(2):69-73.
192. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *International endodontic journal*. 2019;52(6):880-6.
193. Miccoli G, Gaimari G, Seracchiani M, Morese A, Khrenova T, Di Nardo D. In vitro resistance to fracture of two nickel-titanium rotary instruments made with different thermal treatments. *Annali di Stomatologia*. 2017;8(2):53.
194. Bennett J, Chung K-H, Fong H, Johnson J, Paranjpe A. Analysis of surface characteristics of protaper universal and protaper next instruments by scanning electron microscopy. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2017;9(7):e879.
195. 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. *Journal of endodontics*. 2015;41(7):1134-8.

8. EKLER

EK-1: Tez Çalışması Orjinallik Raporu

Çoklu Sterilizasyonun Farklı İşlemlerle Üretilmiş Nikel-Titanyum Döner Eğe Sistemlerinin Döngüsel Yorgunluk Direnci Üzerine Etkisi

ORJİNALLIK RAPORU

% 5	% 5	% 1	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 3
2	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	% 1
3	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	acikerisim.antalya.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	www.ulusalhemsirelikkongresi2017.org İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to Bülent Ecevit Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
7	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
8	riucv.ucv.es İnternet Kaynağı	<% 1

acikerisim.dicle.edu.tr

9	İnternet Kaynağı	<% 1
10	tez.sdu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
11	onlinelibrary.wiley.com İnternet Kaynağı	<% 1
12	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
13	www.scielo.br İnternet Kaynağı	<% 1
14	2019.fmgtegitimikongresi.com İnternet Kaynağı	<% 1
15	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1

Alıntılarını ıkart Kapat
Bibliyografyayı ıkart Kapat

Eşleşmeleri ıkar Kapat

EK-2: Tez Çalışması Dijital Makbuz



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen:	Mert Deniz Ertekin
Ödev başlığı:	TEZ
Gönderi Başlığı:	Çoklu Sterilizasyonun Farklı İşlemlerle Üretilmiş Nikel-Titany...
Dosya adı:	TEZ_-_turnitin_O_ZETSI_Z.docx
Dosya boyutu:	3.93M
Sayfa sayısı:	60
Kelime sayısı:	11,749
Karakter sayısı:	83,023
Gönderim Tarihi:	05-Eyl-2022 02:33ÖS (UTC+0300)
Gönderim Numarası:	1893043906

