

T.C.

AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ISIL İŞLEM GÖRMÜŞ EĞE SİSTEMLERİNİN TEKRARLAYAN
KULLANIMININ YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE DÖNGÜSEL YORGUNLUK
DİRENCİNE OLAN ETKİSİ**

Hazırlayan

LATİF FURKAN KALENDER

Danışman

DOÇENT DOKTOR AHMET DEMİRHAN UYGUN

2025 –AFYONKARAHİSAR

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
FAKÜLTESİ ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI ISIL İŞLEM GÖRMÜŞ EĞE SİSTEMLERİNİN TEKRARLAYAN
KULLANIMININ YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE DÖNGÜSEL YORGUNLUK
DİRENCİNE OLAN ETKİSİ

Latif Furkan KALENDER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Danışman

Doç. Dr. Ahmet Demirhan UYGUN

Bu çalışma; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Birimi tarafından 24.DUS.005 kodlu proje ile desteklenmiştir.

2025-AFYONKARAHİSAR

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Çalışmamızın etik kurul onayı Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan alınmıştır (07.06.2024 tarihli 2023/72 sayılı karar). (EK-2).



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince akademik bilgi ve klinik deneyimlerini benimle cömertçe paylaşan, tez çalışmam boyunca değerli katkılarıyla her zaman yanımda olan kıymetli danışmanım Doç. Dr. Ahmet Demirhan UYGUN'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan, katkılarını her daim hissettiğim Prof. Dr. Mehmet Sinan EVCİL, Dr. Öğr. Üyesi Fatih UÇAR ve Dr. Öğr. Üyesi Ayşenur Kuşuçar'a saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca bana en büyük desteği veren canım eşime

Eğitim hayatım boyunca benden emeklerini ve desteklerini esirgemeyen annem ve babama, meslektaşım kız kardeşime sonsuz teşekkürlerimi sunarım

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalıştığım bölüm arkadaşlarıma, gönülden teşekkür ederim.

FARKLI ISIL İŞLEM GÖRMÜŞ EĞE SİSTEMLERİNİN TEKRARLAYAN KULLANIMININ YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE DÖNGÜSEL YORGUNLUK DİRENCİNE OLAN ETKİSİ

Araştırma Görevlisi Latif Furkan KALENDER

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi

Temmuz 2025

Danışman: Doç. Dr. Ahmet Demirhan UYGUN

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı ısıtım protokolleriyle üretilmiş iki nikel-titanyum (NiTi) eğe sisteminin – Scope UniGold ve Scope UniBlue – döngüsel yorgunluk dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Ayrıca, kullanım sayısının ve sterilizasyonun bu parametreler üzerindeki etkileri de araştırılmıştır.

Yöntem: Toplamda 120 eğenin, 96 adeti Scope UniGold ve Scope UniBlue sistemlerine ait olmak üzere dört gruba(n=12) (kullanılmamış, 1, 2 ve 3 kez kullanılmış) ayrılmıştır. Ege sistemleri, 90° eğimli paslanmaz çelik kanallar içinde 37°C sıcaklıkta döngüsel yorgunluk testine tabi tutulmuştur. Ayrıca, geri kalan 24 tanesi yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi için 4 gruba bölünmüş (n=12) ve temaslı profilometre ile SA (aritmetik ortalama pürüzlülük) ve SZ (maksimum tepe-çukur yüksekliği) ölçümleri yapılmıştır. İstatistiksel analizlerde ANOVA, Mann-Whitney U ve Kruskal-Wallis testleri kullanılmıştır.

Bulgular: Döngüsel yorgunluk testinde, Scope UniBlue eğelerinin Scope UniGold eğelerine kıyasla anlamlı derecede daha yüksek dayanım gösterdiği belirlenmiştir ($p<0,001$). Kullanım sayısı arttıkça her iki sistemde de yorgunluk direnci azalmıştır. Yüzey pürüzlülüğü sonuçlarına göre, kullanım sayısına bağlı olarak pürüzlülük değerlerinde belirgin artış gözlenmiştir. Özellikle Scope UniGold eğeleri, ikinci ve üçüncü kullanım sonrası daha yüksek pürüzlülük değerleri sergilemiştir.

Sonuç: Scope UniBlue sisteminin, daha yüksek martensitik faz içeriği ve geliştirilmiş ısıtım teknolojisi sayesinde döngüsel yorgunluk açısından üstün performans sergilediği görülmüştür. Ayrıca, yüzey bütünlüğünün korunmasında da Scope UniBlue sisteminin daha avantajlı olduğu saptanmıştır. Bu bulgular, klinik kullanım açısından daha dayanıklı ve güvenli eğe sistemlerinin seçiminde yol gösterici olabilir.

Anahtar kelimeler: Yüzey pürüzlülüğü, Döngüsel yorgunluk, ısıtım, nikel titanyum, profilometre, döner eğeler

EFFECT OF REPEATED USE OF DIFFERENT HEAT-TREATED FILE SYSTEMS ON SURFACE ROUGHNESS AND CYCLIC FATIGUE RESISTANCE

Research Assistant Latif Furkan KALENDER

Afyonkarahisar Health Sciences University

Faculty of Dentistry Department of Endodontic Dentistry Specialization Thesis

July 2025

Supervisor: Doc. Dr. Ahmet Demirhan UYGUN

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to comparatively evaluate the effects of different heat treatment protocols on the cyclic fatigue resistance and surface roughness of two nickel-titanium (NiTi) rotary file systems: Scope UniGold and Scope UniBlue. Additionally, the influence of the number of uses and sterilization procedures on these parameters was investigated.

Materials and Methods: A total of 120 files were divided into four groups (n=12) (unused, used 1, 2 and 3 times), 96 of which belonged to Scope UniGold and Scope UniBlue systems. The file systems were subjected to cyclic fatigue testing at 37°C in 90° inclined stainless steel channels. In addition, the remaining 24 were divided into four groups (n=12) for surface roughness evaluation and SA (arithmetic mean roughness) and SZ (maximum peak-trough height) measurements were made with a contact profilometer. ANOVA, Mann-Whitney U and Kruskal-Wallis tests were used for statistical analysis.

Results: The Scope UniBlue files exhibited significantly higher resistance to cyclic fatigue compared to the Scope UniGold files ($p<0.001$). An increase in the number of uses led to a notable decrease in fatigue resistance in both systems. Surface roughness evaluations revealed that repeated use increased surface irregularities, with Scope UniGold showing greater changes in Sa and Sz values after the second and third uses.

Conclusion: Scope UniBlue files demonstrated superior performance in terms of cyclic fatigue resistance, likely due to their higher martensitic phase content and advanced heat treatment technology. Additionally, Scope UniBlue maintained better surface integrity over repeated uses. These findings may guide clinicians in selecting more durable and reliable file systems for safe endodontic treatment.

Keywords: Surface roughness, Cyclic fatigue, heat treatment, nickel titanium, profilometer, rotary files

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Kanal Preparasyonu	3
2.2. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Aletler	5
2.2.1. Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Eğelerin Bölümleri.....	5
2.2.2. Döner Eğelerin Tarihsel Gelişimi.....	7
2.2.3. NiTi Alaşım.....	8
2.2.4. Nikel Titanyum Alaşımlarının Metalurjisi.....	8
2.2.5. Nikel Titanyum Alaşımın Yapısı.....	11
2.2.6. Nikel Titanyum Eğelerin Sınıflandırılması.....	12
2.2.6.1. Ostenit NiTi Alaşımı.....	16
2.2.6.1.1. Geleneksel NiTi Alaşımı.....	17
2.2.6.1.2. Elektroparlatma.....	17
2.2.6.1.3. M-Wire.....	18
2.2.6.1.4. R Fazı.....	19
2.2.6.2. Martensitik NiTi Alaşım.....	20
2.2.6.2.1. CM Wire.....	21
2.2.6.2.2. Elektriksel Deşarj İşleme (Hyflex EDM).....	22
2.2.6.2.3. Gold Blue Isıl İşlem Görmüş Eğeler.....	23
2.2.6.2.4. Max Wire.....	24

2.3. Kök Kanal Preperasyonu Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar.....	25
2.3.1. NiTi Döner Aletlerde Görülen Kırıklar.....	25
2.3.2 Kırılmaya Neden Olan Faktörler.....	27
2.3.2.1 Eğin Tasarımı.....	27
2.3.2.2. Eğin Üretim Süreci.....	27
2.3.2.3. Eğin Kullanım Dinamikleri.....	28
2.3.2.4. Kanalların Anatomik Yapısı.....	29
2.3.2.5. Hazırlık/Enstürmantasyon Tekniği.....	29
2.3.2.6. Kullanım Sayısı.....	30
2.3.2.7. Temizlik ve Sterilizasyon Prosedürleri.....	31
2.4. Döngüsel Yorgunluk Testlerinde Kullanılan Düzeneğin Tipleri.....	32
2.4.1. Eğri Metal Tüp Düzeneği.....	33
2.4.2. Oluklu Blok Düzeneği.....	33
2.4.3. Eğilendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği.....	34
2.4.4. Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğilendiren Düzenek.....	34
2.5. Endodontik Kanal Eğelerinde Kullanılan Yüzey Pürüzlülük Testleri.....	35
2.5.1. Optik Profilometri.....	35
2.5.2. Temaslı Profilometri.....	35
2.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	35
2.5.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	36
2.5.5. Enerji Dağılımlı X Işını Spektroskopisi ile Kombine SEM Analizi.....	36
2.6. Çalışmada Kullanılan Eğeler.....	36
3. GEREÇ ve YÖNTEM	39
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi	41
3.2. Döngüsel Yorgunluk Testi	43
3.3. Döngüsel Yorgunluk Testi Uygulama.....	45
3.4. İstatiksel Analiz	46
4.BULGULAR	48
5. TARTIŞMA	54
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	74
7. KAYNAKLAR	75
EKLER	

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

Af	Austenit finish
As	Austenit start
Ark.	Arkadaşları
CM Wire	Control Memory
μm	Mikrometre
%	Yüzde
sn	Saniye
mm	Milimetre
DSC	Diferansiyel Taramalı Kalorimetre
EDM	Elektriksel boşaltma işlemi
ISO	Uluslararası Standartlar Örgütü
MAX Wire	Martensite-Austenite-electropolish-fileX
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat Derece
Psi	Pounds Per Square Inch
NaOCl	Sodyum hipoklorit
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
Mf	Martensit finish
Ms	Martensite start
Ni-Ti	Nikel-Titanyum
SIM	Stres kaynaklı martensitik dönüşüm
TEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
XRD	X ışını spektrometresi
SA	Aritmetik ortalama pürüzlülük

SZ	Maksimum tepe çukur yüksekliği
Rpm	Rotations Per Minute/Dakikada Devir Sayısı
SEM	Taramalı Elekteron Mikroskobu
EP	Elektroparlatma
YP	Akma Fenomeni
TF	Twisted File
FESEM	Alan Emisyon Taramalı Elektron Mikroskobu
DYTS	Döngüsel Yorulma Turs Sayısı

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2.1. NiTi alaşımı üzerinde yapılan işlemlerin gelişim süreci.....	13
Tablo 4.1. Uni gold ve blue eğelerin döngüsel yorgunluk testinde ortalama ve standart sapma kırılma zamanları (sn).....	48
Tablo 4.2. Kullanım sayısı ve alaşım türüne göre döngüsel yorgunluk testinde kırılan uç parçaların uzunlukları (mm).....	50
Tablo 4.3. UniGold ve UniBlue eğe sistemlerinin aritmetik ortalama pürüzlülük (SA) değerleri (μm).....	51
Tablo 4.4. UniGold ve UniBlue eğe sistemlerinin maksimum tepe çukur yüksekliği (SZ) pürüzlülük değerleri (μm).....	52

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Endodontide kullanılan el eğesinin taper açısı.....	5
Şekil 2.2. Endodontide kullanılan döner eğe sistemlerinin heliks açısı ve radyal alanı...	6
Şekil 2.3. Endodontide kullanılan döner eğelerin kesme açısı.....	7
Şekil 2.4. Martensitik dönüşümler.....	9
Şekil 2.5. NiTi alaşımının sıcaklık histerezis diyagramı.....	10
Şekil 2.6. NiTi alaşımının martensitik dönüşümü ve şekil hafızası etkisinin diyagramatik gösterimi.....	11
Şekil 2.7. Ni-Ti alaşımın şekil hafıza etkisi.....	12
Şekil 2.8. Martensitik dönüşümler.....	16
Şekil 2.9. Geleneksel NiTi ve M-Wire için şematik gerilim-şekil değiştirme diyagramı.....	19
Şekil.2.10. Isınma ve soğuma ile fazlar arası dönüşüm.....	21
Şekil 2.11. Austenitik NiTi alaşımlarının geri yaylanma etkisi. Martensitik NiTi alaşımlarının kontrollü hafıza etkisi.....	22
Şekil 2.12. Scope Uni Eğe sistemlerinin harf ve renk kodlaması.....	38
Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan UniBlue Eğe sistemi.....	39
Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan UniGold eğe sistemi.....	40
Şekil 3.3. Çalışmamızda kullanılan Endomotor.....	40
Şekil 3.4. Yüzey pürüzlülüğünün ölçüldüğü optik profilometri aleti.....	42

Şekil 3.5. Optik profilometri aleti ve ölçülen eğenin topografik şeması.....	43
Şekil 3.6. Döngüsel yorgunluk testinde kullanılan paslanmaz çelik yapay kanallar	45
Şekil 3.7. Döngüsel yorgunluk testinin uygulanması.....	46
Şekil 4.1. Her eğe grubunun kullanım sayısına göre yüzey topografisi.....	53



1.GİRİŞ

Endodontik tedavinin başarısı, kök kanallarının yeterli şekilde şekillendirilmesi ve dezenfekte edilmesine bağlıdır. Bu süreçte, nikel-titanyum (NiTi) alaşımlardan üretilen döner endodontik eğeler, kök kanallarının anatomik yapılarına uyum sağlama esneklikleri sayesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, bu eğelerin klinik kullanımında karşılaşılan en önemli sorunlardan biri, kırılma riskidir. Eğelerin kırılma mekanizmaları genellikle torsiyonel stres veya döngüsel yorgunluk sonucu oluşur. Özellikle şiddetle eğilmiş kanallarda sürekli olarak sıkıştırma ve gerilme döngülerine maruz kalan eğeler, zamanla yapısal yorgunluğa uğrayarak kırılabilmektedir.(1,2).

Son yıllarda, NiTi eğelerin mekanik dayanıklılığını artırmak amacıyla çeşitli ısıtım işlem teknolojileri geliştirilmiştir. "M-Wire", "Blue Wire", "Gold Wire", ve "Controlled Memory (CM)" gibi özel ısıtım işlem protokolleri, eğelerin austenit-martensit faz dönüşüm sıcaklıklarını değiştirerek, esnekliklerini ve döngüsel yorgunluk dirençlerini artırmayı hedeflemektedir(3,4). Bu ısıtım işlemler, eğelerin kristal yapısını modifiye etmekte ve bu sayede kanal içerisinde meydana gelebilecek streslerin eğe tarafından daha iyi tolere edilmesini sağlamaktadır.

Bununla birlikte, döngüsel yorgunluk performansını etkileyen tek faktör sadece eğenin metalurjik özellikleri değildir. Yüzey pürüzlülüğü de eğelerin klinik dayanıklılığı üzerinde doğrudan etkili bir parametredir. Pürüzlü yüzeyler, mikroyapısal düzensizlikler nedeniyle stres birikimine neden olarak çatlak oluşumunu kolaylaştırır ve kırılma riskini artırır. Bu nedenle, eğelerin yüzey kalitesi, hem üretim süreci hem de klinik uygulamalardan sonra titizlikle değerlendirilmelidir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için atomik kuvvet mikroskobu (AFM), taramalı elektron mikroskobu (SEM), optik ve temaslı profilometre gibi çeşitli ileri görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır (5,6).

Bu çalışmanın amacı, farklı ısıtım işlem görmüş iki NiTi eğe sisteminin (örneğin Scope UniGold ve Scope UniBlue gibi), döngüsel yorgunluk direnci ve yüzey pürüzlülüğü özelliklerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Böylece hem üretim teknolojilerinin eğe performansına etkisi ortaya konulacak hem de klinik kullanıma yönelik öneriler geliştirilmesi hedeflenecektir. Literatürde farklı ısıtım işlem teknolojilerinin döngüsel yorgunluk performansı üzerindeki etkisi geniş ölçüde araştırılmış olsa da, bu çalışmanın özgün yönü, Scope UniGol ve Scope UniBlue eğe sistemlerinin hem çoklu

kullanım sonrası davranışlarının hem de sterilizasyon protokolleri sonrası yüzey değişimlerinin birlikte değerlendirilmesidir.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Preperasyonu

Endodontik tedavi, dişteki enfekte ya da hasarlı pulpa dokusunun uzaklaştırılmasını, kök kanal sisteminin mekanik ve kimyasal olarak şekillendirilmesini ve bu alanın hermetik şekilde doldurulmasını içeren çok aşamalı bir klinik işlemdir(7). Tedavi süreci; öncelikle kavite hazırlığı ile başlar, ardından pulpa dokusunun çıkarılması ve kök kanallarının şekillendirilmesi ile devam eder. Nihai aşamada ise şekillendirilen kanal boşlukları, sızdırmazlık sağlayacak şekilde üç boyutlu olarak doldurulur (7).

Kanal şekillendirme işlemi, irrigasyon solüsyonları ve kanal içi medikamentlerin etkinliğini artırmak amacıyla kanal sisteminin temizlenmesini ve dezenfeksiyonun kolaylaştırılmasını hedefler. Endodontik tedavinin temel amacı ise; pulpa ve çevre periapikal dokularda enfeksiyona neden olabilecek mikroorganizmaların, nekrotik ve devitalize dokuların, enfekte dentin dokusunun ve mekanik şekillendirme sırasında oluşan debrisin uzaklaştırılmasıdır(8).

Literatürde, kök kanal duvarlarının şekillendirme işlemi sırasında smear tabakası ile kaplandığı ve bu tabakanın uzaklaştırılmasının tedavi başarısını olumlu yönde etkilediği belirtilmektedir. Bu tabakanın etkin biçimde ortadan kaldırılmasında en yaygın kullanılan kimyasal ajanların sodyum hipoklorit (NaOCl) ve etilendiamintetraasetik asit (EDTA) olduğu bildirilmektedir. Smear tabakasının uzaklaştırılması, kanal sisteminde mikroorganizma kalıntılarının azaltılmasına katkı sağlar(9). Bu nedenle, kanal şekillendirme işlemi, enfeksiyonun eliminasyonunda kritik öneme sahiptir. Takiben, sızdırmaz bir kanal dolgusu ve uygun koronal restorasyon ile tedavinin başarısı pekiştirilir (10).

Endodontik tedavide en önemli aşamalardan biri olan kimyasal-mekanik preparasyon, hem temizliğin hem de uygun kanal şeklinin elde edilmesini sağlar. Her ne kadar bu işlemi klinik olarak daha kolay ve hızlı hale getirme çabaları yoğun şekilde sürse de, kök kanal sisteminin ideal şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesi hâlen endodontik tedavinin en karmaşık aşamalarından biri olarak kabul edilmektedir(1).

Günümüzde nikel-titanyum (NiTi) döner eğelerin kullanımı, geleneksel el eğelerine kıyasla hem işlem süresini kısaltmakta hem de şekillendirme esnasında meydana gelebilecek hataları azaltmaktadır (11). Yapılan çalışmalar, NiTi döner eğeler ile yapılan kanal preparasyonlarının, özellikle 25 numaralı uç boyutuna kadar gerçekleştirildiğinde, molar dişlerin koronal ve orta üçlü bölgelerinde etkili bir temizlik sağladığını göstermektedir (12). Bunun nedeni, irrigasyon solüsyonlarının bu alanlara kolaylıkla penetre olabilmesidir. Ancak, kanalın apikal üçte birlik bölgesinde yeterli temizlik için daha fazla genişletmeye ihtiyaç duyulmaktadır (13).

Bu bağlamda, apikal bölgede yalnızca 25 numaralı eğe ile yapılan şekillendirmenin yetersiz olduğu, daha geniş uç çapına sahip eğelerin kullanılmasının daha etkili temizlik sağladığı bildirilmektedir (14). Nitekim yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda, 25.06 konikliğindeki temel bir şekillendirmenin, 40.04 konikliğindeki eğelere göre anlamlı derecede daha az temiz kanal duvarı sağladığı saptanmıştır (13). Bu nedenle, apikal bölgede etkili debris uzaklaştırılması ve irrigasyon etkinliğinin artırılması için apikal preparasyon çapının büyütülmesi önerilmektedir (15).

Kök kanal şekillendirilmesinin daha önce de bahsedildiği gibi temel amaçları, periradiküler hastalığın önlenmesi eğer varsa hastalığın olduğu durumlarda iyileşmenin şu şekilde teşvik edilmesidir:

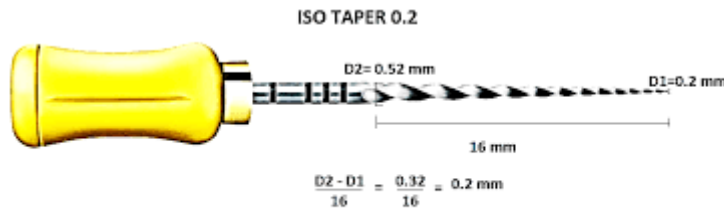
- ❖ Ana kök kanalından veya kanallarından canlı ve/veya nekrotik dokunun çıkarılması.
- ❖ Irrigasyonun yapılabilmesi ve medikament yerleştirebilmek için yeterli alanın oluşturulması.
- ❖ Apikal kanal anatomisinin bütünlüğünün ve konumunun korunması.
- ❖ Kanal sistemine ve kök yapısına iatrojenik hasarın önlenmesi.
- ❖ Kanal dolumunun kolaylaştırılması.
- ❖ Periradiküler dokuların daha fazla tahriş ve/veya enfeksiyonunun önlenmesi.
- ❖ Dişin uzun süreli ağız ortamında kalmasını sağlamak için sağlam kök dentinin korunması.

2.2. Kanal Tedavisinde Kullanılan Eğeler

Kök kanal tedavisinin başarısı, büyük ölçüde kanalın şekillendirilme tekniğine ve bu süreçte tercih edilen eğe sistemlerinin özelliklerine bağlıdır. Bu nedenle, farklı klinik ihtiyaçlara yanıt verebilmek amacıyla çeşitli kök kanal eğe sistemleri geliştirilmiştir. Söz konusu sistemler, farklı fiziksel özelliklere ve boyutlara sahip olup, çeşitli metal alaşımlar kullanılarak üretilmektedir (16). 1960 yılına kadar endodontik uygulamalarda kullanılan eğeler karbon çeliğinden imal edilmekteydi; ancak bu materyalin korozyona karşı duyarlılığı ve sterilizasyon işlemlerine olan dayanıksızlığı, alternatif materyal arayışlarını beraberinde getirmiştir. Bu doğrultuda, paslanmaz çelik alaşımdan üretilen kanal eğeleri geliştirilmiş ve yapılan araştırmalar bu materyalin sterilizasyon işlemlerine karşı daha dirençli olduğunu ortaya koymuştur (17,18).

2.2.1. Kanal Tedavisinde Kullanılan Eğelerin Bölümleri

Kök kanal eğelerinin etkin ve güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için klinisyenlerin bu sistemlerin yapısal ve mekanik özelliklerine hâkim olması büyük önem taşır. Eğe sistemlerinin çalışma prensipleri ve tasarımsal farklılıkları, kök kanal şekillendirmesi sırasında karşılaşılabilecek anatomik varyasyonlara karşı doğru yaklaşım geliştirilmesini sağlar (19).



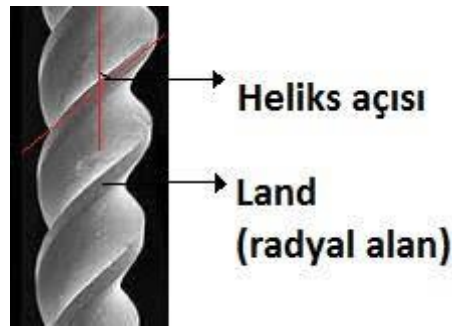
Şekil 2.1.: Endodontide kullanılan el eğesinin taper açısı

Taper açısı, bir konik şeklin sivrilen ucu boyunca açısal olarak değişen açıdır. Eğelerin koniklik oranı, uç kısmından sap kısmına doğru çapta meydana gelen artışı ifade eder. Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO) tarafından belirlenen standartlara göre %2 konikliğe sahip bir eğe, her bir milimetrede 0.02 mm'lik çap artışı gösterir. Örneğin, ISO 30 numaralı bir eğe uç kısmında 0.30 mm çapa sahipken, bir milimetre yukarısında bu çap 0.32 mm'ye ulaşır. Bu tasarım, kök kanal duvarlarının düzgün şekilde

şekillendirilmesini sağlarken, irrigasyon solüsyonlarının apikal bölgelere daha etkili şekilde ulaşmasına katkıda bulunur (20).

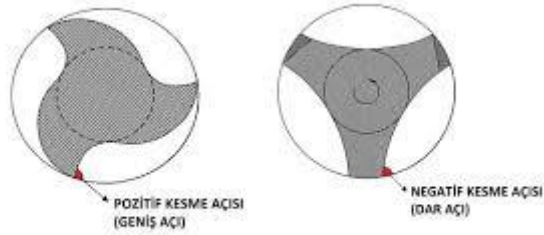
Kök kanal eğelerindeki yiv yapısı, kesme işlemi sırasında dentin talaşları ve organik artıkların biriktiği spiral olukları tanımlar. Eğe ile gerçekleştirilen şekillendirme sırasında ortaya çıkan artıklar, bu oluklar aracılığıyla sistem dışına taşınır. Bazı eğe sistemlerinde kesici kenar ile eğe gövdesi arasında yer alan ve "radyal alan" olarak adlandırılan yapı, kanal duvarına olan temas yüzeyini artırarak eğenin apikal bölgeye saplanmasını engeller ve aynı zamanda kesici kenarın stabilitesini destekler (10,21). Ancak bu alanın varlığı, bazı durumlarda kesme verimliliğini azaltabilir (22).

Heliks açısı, eğenin uzun ekseni ile spiral yapı arasında oluşan açı olup talaşların etkin bir şekilde uzaklaştırılmasını etkiler. Rake açısı, kesici kenarın dentinle temas ettiği noktada eğenin merkez eksenine oluşturduğu açı olarak tanımlanır. Pozitif rake açısına sahip eğeler daha keskin bir kesme kabiliyeti gösterirken, negatif rake açısına sahip olanlar daha çok sıyırıcı etki yaratır(23). Kesme açısı ise, kesici kenar ile kanal duvarına çizilen teğet arasındaki açı olup, eğenin dentin üzerinde sergilediği gerçek kesim performansını belirleyen daha hassas bir parametre olarak kabul edilir (7). Serbest açı, eğenin kanal duvarı ile temas etmeyen yüzeyinin oluşturduğu açıdır ve özellikle resiprokal sistemlerde ikincil kesme açısı olarak değerlendirilir. Rake ve kesme açılarının toplamı belirli sınırlar içinde tutulmalı; genellikle bu toplam 90 dereceyi aşmamalıdır (2).



Şekil 2.2.: Endodontide kullanılan döner eğe sistemlerinin heliks açısı ve radyal alanı

Vida adımı(pitch), eğe üzerindeki ardışık iki kesici kenar arasında ölçülen mesafeyi ifade eder. Vida adımının kısa olması, spiral sayısının artmasına ve heliks açısının büyümesine neden olur. Bu durum, dentin talaşlarının daha etkili şekilde uzaklaştırılmasını sağlayabilir; ancak aynı zamanda eğe üzerinde oluşabilecek stres miktarını da artırabilir (24).



Şekil 2.3.: Endodontide kullanılan döner eğelerin kesme açısı

2.2.2. Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Döner Eğelerin Tarihsel Gelişimi

Döner aletlerin kullanımına ilişkin ilk açıklama Oltramare tarafından yapılmış gibi görünmektedir (25). Anguldurvalara monte edilebilen dikdörtgen kesitli, kapalı iğnelerin kullanımını bildirmiştir. Bu iğneler kök kanalına apikal foramene kadar çalıştırılmadan sokulur ve ardından rotasyon başlar. Genellikle pulpa kalıntılarının kök kanalından hemen çıkarıldığını iddia etmiş ve alet kırılmalarını önlemek için eğimli kök kanallarında yalnızca ince iğnelerin kullanılmasını savunmuştur. 1889'da William H. Rollins, otomatik kanal preparasyonu için ilk endodontik el aletini geliştirmiştir. 360 derece dönebilen el aletine monte edilen özel olarak tasarlanmış iğneler kullanmıştır. Alet kırılmalarını önlemek için dönme hızı 100 r.p.m. ile sınırlandırmıştır (26).

Edward Maynard tarihte ilk kez endodontide kullanılan el aletlerini geliştirmekle tanınır. Yuvarlak bir teli (ilk olarak saat yayları, daha sonra piyano telleri) çentikleyerek pulpanın kök kanalından çıkarılması için küçük iğneler oluşturmuştur (27,28). 1852'de Arthur kök kanal genişletme için küçük eğeler kullanmıştır (27,29). 19. yüzyılın ortalarındaki diş hekimliğinde kullanılan ders kitapları kök kanallarının delgilerle genişletilmesini önermiştir. 1885'te Gates Glidden drill ve 1915'te K-eğesi tanıtılmıştır.

2.2.3. NiTi Alaşım

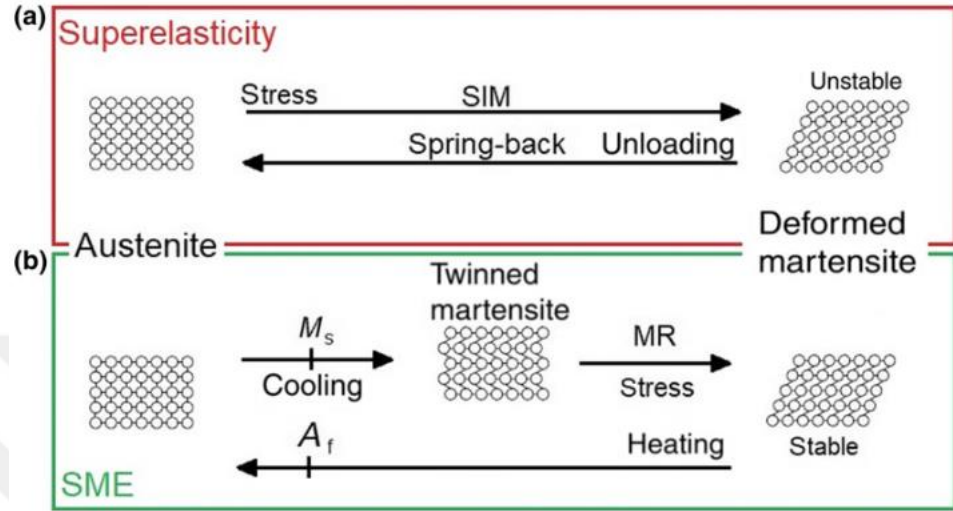
1960'ların başında, ABD'nin Maryland eyaletinde deniz kuvvetleri mühimmat laboratuvarı (Naval Ordnance Laboratory) uzay programı için manyetik olmayan, tuza dayanıklı, su geçirmez alaşımlar üzerinde araştırma yapan bir metalurjist olan W. F. Buehler tarafından bir nikel-titanyum alaşımı geliştirildi. Bu metaller arası alaşımın termodinamik özelliklerinin, kontrollü ve belirli seviyede bir ısııl işlem yapıldığında söz konusu alaşımın şekil hafızası etkisi üretebildiği bulundu. Alaşıma, malzemenin oluştuğu elementlerin kısaltması olan Nitinol adı verildi; ni (nikel), ti (titanyum) ve nol (Naval Ordnance Laboratory [Deniz Kuvvetleri Mühimmat Laboratuvarı]) (30). NiTi alaşımı, paslanmaz elik eğelere kıyasla daha düşük elastik modüle sahip olan eř atomlu NiTi intermetalik bileşiğine dayanmaktadır bu sayede döner aletler paslanmaz elik yapısına göre kavisli kök kanallarında kolaylıkla ilerleyebilir (31). Genel olarak, eř atomlu NiTi alaşımları 3 mikro yapısal faz (austenit, martensit ve R fazı) içerir ve bunların karakteristikleri mekanik özellikleri belirler (32).

Klinik kullanımı yaygın olmasına rağmen, NiTi döner aletlerin klinik kırılması bazen meydana gelir (33), aletlerin burulma veya eğilme yorgunluğu nedeniyle beklenmeyen kırılmalar meydana gelir ve bu, bunların ana dezavantajı olarak kabul edilir (34). NiTi aletlerin kırılmalarının önüne geçip kırılma dirençlerini arttırmak ve kullanım süresini uzatmak için farklı üretim stratejileri önerilmiştir (35). NiTi aletlerin tasarımındaki varyasyonların yanı sıra, üreticiler, kırılma direncini arttırmak ve daha fazla esnekliğe sahip aletler üretmek için NiTi alaşımlara termal, mekanik ve yüzey işleme dahil olmak üzere çeşitli tescilli üretim prosedürleri sunarak alaşımın mekanik özelliklerini iyileştirmeyi amaçlamıştır (36,37). Eğenin sahip olduğu gold rengi, eğelerin yavaş ve tekrarlı ısıtılıp soğutulmasıyla kullanılan bir termal döngü prosedürünün sonucudur (38).

2.2.4. Nikel-Titanyum Alaşımlarının Metalurjisi

Kök kanal tedavisinde kullanılan nikel-titanyum eğelerinin alaşımları yaklaşık %56 nikel ve %44 titanyum içerir. Bazı NiTi alaşımlarında, %2'den az olarak içeriğinde

kobalt ihtiva edebilir. Nikel ve Titanyum karışımından oluşan bu alaşım, ana bileşenlerin (Ni ve Ti) bire bir (1:1) atomik oranıdır ve diğer metalik sistemlerde olduğu gibi, alaşım çeşitli kristalografik formlarda bulunabilir (Şekil 2.4.).



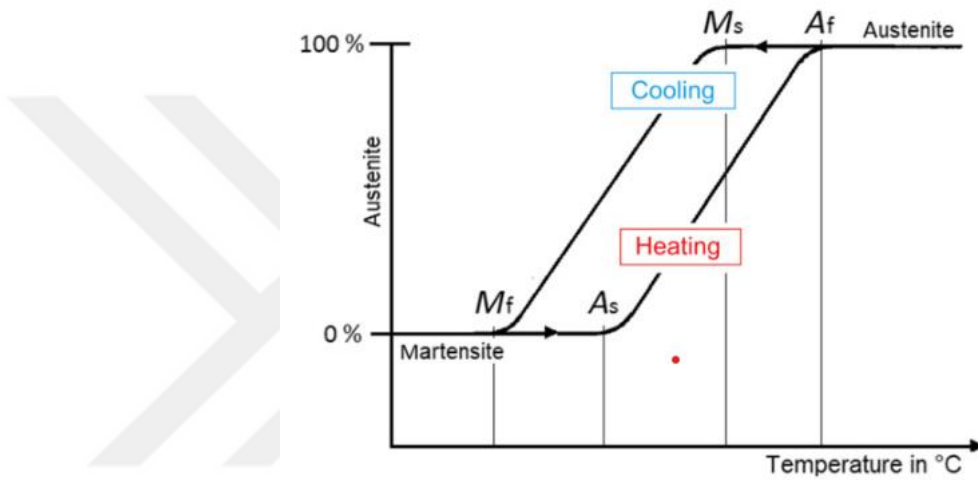
Şekil 2.4.: Martensitik dönüşümler (39).

Austenit bitiş sıcaklığının (A_f) üzerindeki ortam sıcaklığında süperelastisite (SE). (b) Şekil hafızası etkisi (SME). Martensit yeniden yönlendirmesi (MR) için, gerilim kaynaklı martensit (SIM) dönüşümünden daha az gerilim gerekir. (M_s = martensit başlangıç sıcaklığı).

NiTi alaşımı, iki farklı faz yapısında olabilir. Ostenit faz, yüksek sıcaklık ile karşılaştığında oluşur ve alaşımın ana fazı olarak da bilinir. Kristal yapısına B2 denmiştir. Martensit faz düşük sıcaklık ile karşılaştığında oluşur ve monoklinik B190 kristal yapısındadır(3).

Ti3Ni4 fazının çökmesine neden olmak için 400 °C gibi yüksek sıcaklıklarda olgunlaştırma veya üçüncü bir elementin (demir, alüminyum) ilavesi gibi koşullar altında martenzit faza dönüşümden önce rombohedral faz olarak bozulmuş bir faz (R-fazı) ortaya çıkabilir (40). Bu R-fazı dönüşümü, sonraki martensitik dönüşümle rekabet eden bir martensitik dönüşüm olarak belirlenir (41). Martensit, ostenitten (yaklaşık 80-90 GPa) daha düşük bir elastik modüle (yaklaşık 30-40 GPa) sahiptir (42) ve R fazının elastik modülü martensitinkinden bile daha düşüktür (43). NiTi alaşımının mekanik özelliği aynı zamanda hangi faz durumunda olduğu, ortam sıcaklığına ve alaşımın bu sıcaklığa kadar soğutulup soğutulmadığına bağlıdır. Sıcaklık ostenit bitiş sıcaklığının (A_f) üzerindeyse, alaşım ostenitik durumdadır, yani sert, katıdır ve üstün süper elastik özelliklere sahiptir

(44). Sıcaklık martensit bitiş sıcaklığının (M_f) altındaysa, NiTi alaşımı martensitik durumdadır, yani yumuşak, şekillendirilebilir, kolayca deforme olabilir ve şekil hafızası etkisine sahiptir (44). Ayrıca Martensit faz, Ostenit faza göre daha üstün bir döngüsel yorulma direncine sahiptir (44,45). Üreticilerin NiTi alaşımının faz bileşimini ve böylece alaşımın mekanik özelliklerini değiştirmede kullanılan NiTi alaşımının dönüşüm sıcaklıklarında (M_s , M_f , A_s , A_f) elde edilebilen değişiklikler önemli bir araçtır (40,46,47).

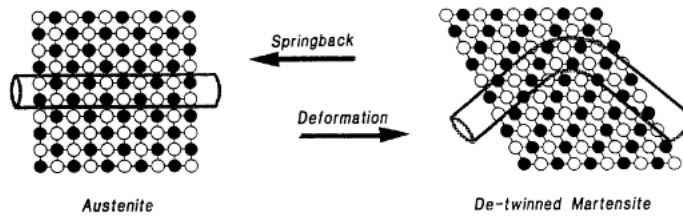


Şekil 2.5.: NiTi alaşımının sıcaklık histerezis diyagramı. (M_s) martensit başlangıç sıcaklığı, (M_f) martensit bitiş sıcaklığı, (A_s) ostenit başlangıç sıcaklığı, (A_f) ostenit bitiş sıcaklığı(39).

Dönüşüm sıcaklıkları genellikle DSC (diferansiyel taramalı kalorimetri) analizi ile incelenir. Faz yapısıyla ilgili olarak, DSC analizinin bulgularını doğrulamak için XRD (X-ışını kırınımı), metalografik inceleme ve SEM (taramalı elektron mikroskobu) gibi diğer tekniklere ihtiyaç vardır (47). Üreticiler NiTi tellerini soğuk işlenmiş halde üretir. Soğuk işleme, NiTi alaşımındaki kristal kafes kusurlarının görülme sıklığını önemli ölçüde artırır. Yaklaşık 450-550 °C sıcaklık aralığında soğuk işlenmiş NiTi alaşımının ısı işleme, alaşımın iç gerilimleri serbest bırakabilir ve atomlara kendilerini yeniden düzenlemek için yeterli termal enerji vererek kristal kafesin kusurlarını azaltır (48). Sonuç olarak, ısı işleme görmüş NiTi alaşımı, ısı işleme görmemiş NiTi alaşım ile karşılaştırıldığında daha fazla döngüsel yorulma (döngüsel yorulma) direncine ve daha yüksek dönüşüm sıcaklıklarına sahiptir (48,49). NiTi alaşımının süper elastik özellikleri

ısıtım işlem prosedürüne ek olarak, genellikle yaklaşık 0–10 °C'de soğuk bir banyoda ve yaklaşık 100–180 °C'de sıcak bir banyoda, %1–4'lük baskı altında gerilme gibi mekanik stresler altında termal döngü ile geliştirilebilir (50). Bu da baskı sırasında 'geliştirilmiş' martensitin daha kolay oluşmasıyla sonuçlanır (51). NiTi endodontik alaşımının mekanik özellikleri, dönüşüm sıcaklıkları ve faz kompozisyonları, temel kompozisyondan ziyade esas olarak bilinmeyen, üreticiye özel termomekanik işleminden etkilenir (49).

Termomekanik olarak işlenmiş NiTi alaşım ile geleneksel NiTi alaşım arasında temel farklardan biri değişen dönüşüm sıcaklıkları ve modifiye edilmiş faz bileşimidir. Geleneksel NiTi alaşımı ostenit faz içerirken (52), termomekanik olarak işlenmiş NiTi alaşımı ostenit fazın yanı sıra ayrıca klinik koşullar altında değişen miktarlarda R-fazı ve martensit faz içerir (53–55). Bu modifikasyonların sonucu olarak, alet kırılmalarına karşı gelişmiş direnç sahip daha esnek endodontik aletlerin üretilmesi beklenmektedir. NiTi alaşımı atomik bağlanma türlerini değiştirerek kendi mekanik özelliklerinde ve kristalografik formunun düzenlenmesini sağlar bu da alaşıma diğer alaşımlarla karşılaştırıldığında benzersiz bir özellik sağlamış olur. Nikel-titanyum (NiTi) alaşımlarının bağ yapılarında meydana gelen değişikliklerin, sıcaklık ve mekanik gerilim gibi çevresel faktörlere bağlı olarak gerçekleştiği bilinmektedir. Diş hekimliğinde önemli bir yere sahip olan bu özellik, alaşımın ostenit fazdan martensit faza geçişi ile ilişkilidir. Faz değişimleri, şekil hafızası ve süper elastikiyet özelliklerinin klinik tanımlaması olmuştur(52).

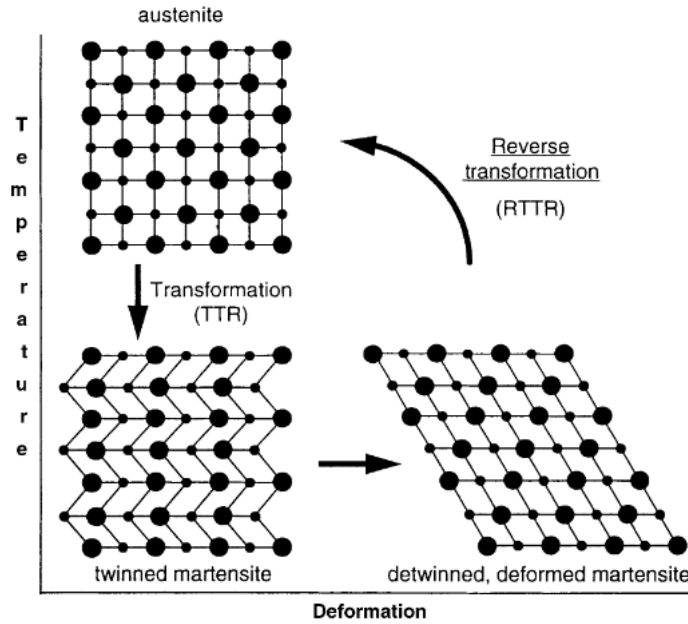


Şekil 2.6.: NiTi alaşımının martensitik dönüşümü ve şekil hafızası etkisinin diyagramatik gösterimi

2.2.5. Nikel-Titanyum Alaşımının Yapısı

Yüksek sıcaklık aralıklarında Nikel-Titanyum alaşımının kristal yapısı, ana fazı kararlı gövde merkezli kübik bir kafes şeklindedir bu faza ostenit faz da denir (Şekil 2.7.).

Nitinol, kritik dönüşüm sıcaklık aralığı boyunca soğutulduğunda, alaşımın yapısındaki elektron bağları arası değişiklikler sonucunda elastikiyet modülünde, dış etkenlere karşı olan direncinde ve elektrik direncinde önemli değişiklikler gösterir. Sıcaklığı bu aralık boyunca azaltarak veya soğutarak, kristal yapıda bir değişiklik olur bu değişikliğe martensitik faz denir; bu dönüşümün miktarı başlangıç ve bitiş sıcaklığının bir fonksiyonudur. Bu olgu, alaşımın fiziksel özelliklerinde bir değişikliğe neden olur ve şekil hafızası özelliğine yol açar (56). NiTi alaşımı, martensitik fazda ostenit fazından daha esnektir. Şekil 2.7.'de Martensitik dönüşüm ve şekil hafızası etkisi gösterilmiştir. Alaşım üzerindeki deformasyon, ters dönüşüm sıcaklık aralığının üzerine ısıtılmasıyla tersine çevrilebilir ve bunun sonucunda NiTi alaşımının özellikleri önceki daha yüksek sıcaklık değerlerine geri döner. Alaşım, orijinal ana yapısı olan ostenit faza ki aynı zamanda yüksek sıcaklık fazı olan ostenit faza geri dönme eğilimindedir.



Şekil 2.7.: Ni-Ti alaşımın şekil hafıza etkisi

2.2.6. Nikel Titanyum Eğelerin Sınıflandırılması

Nikel Titanyum alaşımlarından üretilmiş endodontik eğeler sınıflandırılırken; geleneksel NiTi, M Wire, R-Faz olanlar çoğunlukla ostenit faz içerirler. CM Wire, ısıtıl

işlem görmüş gold ve blue NiTi eğeler ise çoğunlukla martensit fazı içerirler. Sınıflandırma tablo 1’de genel hatları ile anlatılmıştır.

Tablo 2.1. NiTi alaşımı üzerinde yapılan işlemlerin gelişim süreci

1992	Geleneksel NiTi %55 Nikel %45 Titanyum (ortalama)
1999	Elektro-Kimyasal Cıtalama(Elektropolishing) ▪ Aletlerin üretimi sonrası uygulanır ▪ Kesme etkinliğini artırır ▪ Üretim aşamasındaki defektleri azaltır ▪ Metal yorgunluğu direncini artırır
2007	M-Wire ▪ %55,8 Nikel ▪ Aletler yapılmadan önce ısısal işlem ▪ Martensite ve R fazında ▪ Geleneksel NiTi’ye göre daha gelişmiş mekanik özellikler ve dönme yorgunluğuna karşı daha yüksek direnç
2008	R-Fazı ▪ Üretim sonrası uygulanan ısısal işlem ▪ Alaşımın kristal yapısında ısıyla faz değişimi oluşturarak esnekliğinin ve dayanıklılığının artırılması

	▪ R-Fazı martensite ve austinite fazlar arasındaki geçiş fazıdır
2010	Controlled Memory(CM) ▪ Üretim sonrası ısıtma ve soğutma işlemleri ▪ Şekil hafızası özelliğine rağmen aletlere önceden bir eğim verilebilir ▪ Yüksek esneklik ve metal yorgunluğuna direnç ▪ Geleneksel NiTi'den daha az nikel içermesi(%52) mekanik özelliklerini geliştirmiştir ▪ Sterilizasyon sonrası orijinal fazına döner ve tekrar kullanılabilir ▪ Geleneksel NiTi'ye göre daha düşük gerilme direnci olmasına rağmen kırılmadan deformasyona dayanma kapasitesi geleneksel olanlara göre daha yüksektir; bu da yüksek esneklik özelliğini oluşturur
2012	CM Blue ▪ Tekrarlanan ısıtma ve soğutma işlemi sonucu yüzeyde titanyumoksit tabakasının kalınlığına göre değişen renk (Blueda titanyumoksit tabakası kalınlığı 60-80 nm, Goldta 100-140 nm)

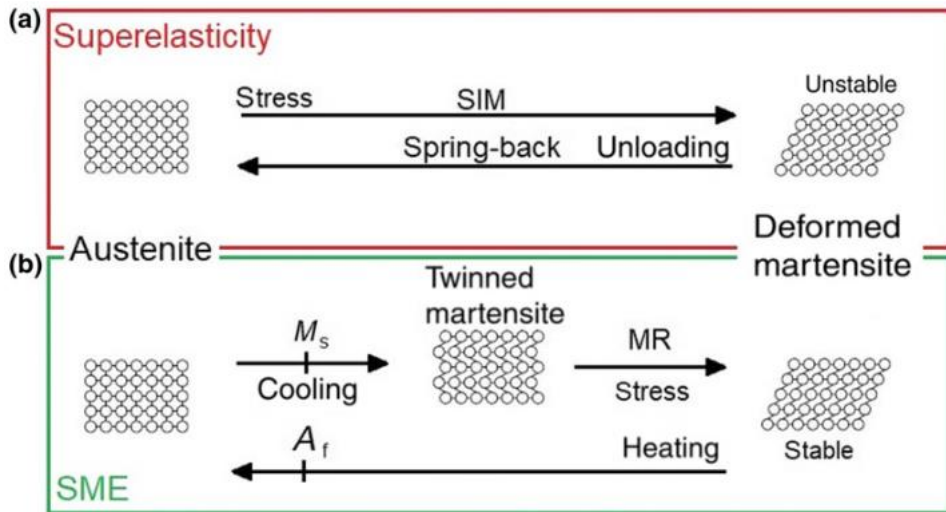
	▪ Kesme etkinliđi, metal yorgunluđa direnci ve esnekliđinin daha yůksek olduđu gůsterilmiřtir
2014	CM Gold ▪ Tekrarlanan ısıtma ve sođutma iřlemi sonucu yůzeyde 100-140nm kalınlıđında titanyumoksit tabakası ▪ Artmıř esneklik ve důnme yorgunluđuna karřı direnç
2015	Max-Wire ▪ Ȗzel bir NiTi alařım geliřtirilmiřtir ▪ 35 C'ye eřit veya daha yůksek sıcaklıklarda, martensiteden, austenite faz geçer
2016	CM-EDM(Electrodischarge Machining) ▪ Isısal bir erozyon uygulaması ile ۆretilmiřtir ▪ Metal yůzeyi ısıtılarak kısmen buharlařtırılır ve geriye ařınmıř bir yůzey kalır. Sonrasında 300-600 C arasında sıcaklıklarda ısıl iřlem uygulanır ▪ Edm ۆretim yůnteminin aletin důnme yorgunluđuna olan

	direncini %700'den fazla arttırdığı gösterilmiştir
2017	T-Wire Yeni bir ısıtım işlem uygulaması

2.2.6.1. Ostenit NiTi Alaşımı

NiTi döner eğerlerin öne çıkan en belirgin özelliklerinden biri, süperelastisite yeteneğidir. Bu benzersiz özellikten yararlanmak için, NiTi döner eğerlerin ağırlıklı olarak ostenit fazında bulunması gereklidir (57). Kavisli kök kanallarında meydana gelen stres, ostenit fazın martensit faza dönüşümünü tetikleyebilir. Bu süreç, literatürde "stres kaynaklı martensitik dönüşüm" (SIM) olarak tanımlanır (Şekil 2.8.). SIM, ostenit fazdaki kübik kristal yapının martensitik fazdaki monoklinik kristal yapıya geçişi olarak açıklanır ve bu geçiş %8'lik bir gerinime kadar gerçekleştiğinde deformasyon tamamen geri döndürülebilir hale gelir (52).

Stabil bir faz dönüşümü olmaması nedeniyle, SIM etkisi ortadan kalktığında, örneğin eğerin kavisli bir kök kanalından çıkarılması durumunda, kristal yapı yeniden ostenit fazına döner. Bu geri dönüşüm, eğerin başlangıçtaki formunu yeniden kazanmasını sağlar ve şekil hafızası etkisiyle kendini gösterir (Şekil 2.8.).



Şekil 2.8.: Martensitik dönüşümler. (a) Austenit bitiş sıcaklığının (Af) üzerindeki ortam sıcaklığında süperelastisite (SE). (b) Şekil hafızası etkisi (SME). Martensit yeniden yönlendirmesi (MR) için, gerilim kaynaklı martensit (SIM) dönüşümünden daha az gerilim gerekir. (Ms = martensit başlangıç sıcaklığı)(39).

NiTi döner eğerlerin paslanmaz çelik eğerlere kıyasla düşük elastik modüle sahip olması, yalnızca süperelastisiteyi desteklemekle kalmaz, aynı zamanda bu aletlere olağanüstü bir esneklik kazandırır. Bu gelişmiş esneklik, karmaşık ve dar kök kanallarında bile güvenli ve etkili bir şekillendirme süreci sunarak klinik başarıyı artırır (37).

2.2.6.1.1. Geleneksel NiTi alaşımı

Bu sınıflandırmada yer alan endodontik döner aletler, daha önce belirtildiği gibi, ağırlıkça %56 nikel ve %44 titanyum içeren bir alaşımdan üretilmiştir (52). NiTi alaşımlarından yapılan bu aletlerin ostenit fazı, genellikle vücut sıcaklığının altında bulunur (54,58). Bu nedenle, geleneksel NiTi endodontik aletler çoğunlukla ostenit fazında olup süperelastik özelliklere sahiptir (52).

Geleneksel NiTi alaşıma sahip aletler, bükme işlemi yerine taşlama yöntemiyle üretilir. Bu üretim yöntemi, kesme verimliliğinin azalması, korozyon direncinin düşmesi ve kırılma direncinin zayıflaması gibi olumsuz etkilerle ilişkilendirilebilir (52,59–62).

2.2.6.1.2. Elektroparlatma

Elektroparlatma (EP), yüzey malzemesinin kontrollü bir elektrokimyasal işlemle inceltilerek daha düzgün ve parlak bir yüzey elde edilmesini sağlayan, üretimin son aşamasında uygulanan bir yüzey bitirme yöntemidir (63–65). EP işlemi, üretim sırasında oluşabilecek yüzey çatlaklarını, pürüzlülükleri ve kalıntıları gidermek amacıyla kullanılmaktadır. Geleneksel NiTi alaşımlarda sıkça karşılaşılan kırılma direncindeki azalma, kesme performansındaki düşüş ve korozyon dayanımındaki zayıflama gibi dezavantajları en aza indirmek için elektroparlatma işleminin uygulanması önerilmektedir(59,63,66).

Yapılan arařtırmalar, EP iřleminin üretim sūrecinde frezleme nedeniyle oluřan mikro çatlakları ve olukları önemli ölçüde azalttıđını göstermektedir (60,67,68). Mikro çatlakların oluřumunu engelleme yeteneđi, elektroparlatmanın son derece önemli bir özelliđidir (69). Dngūsel yorulma direnci açısından elektroparlatma iřlemi grmūř ve görmemiř aletlerin karřılařtırıldıđı birçok çalıřmada, elektroparlatma uygulanmıř aletlerin dngūsel yorulma dirençlerinin belirgin řekilde daha yūksək olduđu ortaya konmuřtur (60,64,70–72).

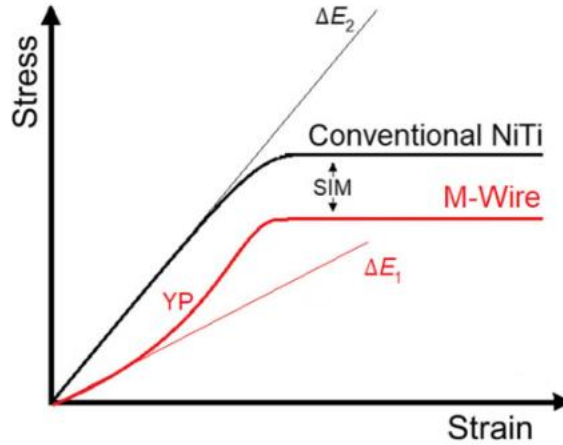
Bu çalışmalara paralel olarak, kırık alanların SEM analiz sonuçları, elektroparlatma uygulanmamış aletlerde kırık çizgilerinin işleme olukları boyunca uzandığını; elektroparlatma uygulanmış aletlerde ise bu çizgilerin ince ve zikzak bir desen oluşturduğunu göstermiştir(71). Ancak, Bui ve ark. (66)tarafından yapılan bir çalışmada, elektroparlatmanın dngūsel yorulma direncini önemli ölçüde azalttığı belirtilmiştir.

Elektroparlatma işleminin bu etkileri, endodontik döner aletlerin dayanıklılık ve performansını artırarak klinik uygulamalardaki etkinliğini optimize etme potansiyeline sahiptir.

2.2.6.1.3. M Wire

Sportswire LLC (Langley ABD) daha esnek ve dngūsel yorulma direnci arttırılmış bir NiTi alaşımı üretmek için 2007 yılında tescilli bir termomekanik üretim prosedūrū geliştirmiştir. Bu geliştirilen NiTi alaşıma M-Wire ismi verilmiştir(73). M-Wire’in ısıl işlem öncesi başlangıç malzemesi %55,8 +/- 1.5 ağırlıklı nikel, %44,2 +/- 1,5 ağırlıklı titanyum ve %1 ağırlıktan daha az miktarda eser elemen içeren bir Nitinol bileşimidir (74). M-Wire ostenit bitiş sıcaklığı yaklaşık 43-50°C’dir (46,53,75–77). Dolayısıyla geleneksel NiTi Af’sinin çok üzerinde olduğu ve M-Wire alaşımının klinik koşullar altında tamamen ostenit fazdan oluşmadığı gösterilmiştir. Yapılan labaratuvar araştırmalarında (DSC, XRD, SEM) M-Wire’in vūcut sıcaklığında az miktarda martensit faz ve R-fazı içeren ostenit fazı içerdiği anlaşılmıştır (46,75,76). Bu sebeple M-Wire geleneksel olarak üretilmiş NiTi telinden daha fazla esneklik gösterir çünkü martensit ve R-fazının elastik modūlleri ostenit fazın elastik modūlünden daha dūřk olduğu bilinmektedir.(75,76,78,79). Ayrıca M-Wire’in gerilim şekil değiştirme eğrisi

karakteristik bir esneme fenomeni gösterdiği bulunmuştur (şekil 2.9.). Bunun sebebi de SIM dönüşümü öncesi alete yüklenen gerilim kaynaklı oluşan R fazı oluşumundan meydana geldiği düşünülmektedir. Sonuç olarak geleneksel NiTi ile karşılaştırıldığında M-Wire'in daha düşük bir başlangıç elastik modülüne sahiptir(75,79).



Şekil 2.9.: Geleneksel NiTi (siyah) ve M-Wire (kırmızı) için şematik gerilim-şekil değiştirme diyagramı. Geleneksel NiTi (ΔE_2) ile karşılaştırıldığında M-Wire'in (ΔE_1) daha düşük bir başlangıç elastik modülüne yol açan akma fenomenini (YP) göstermektedir. Stres platosu, stres kaynaklı martensit (SIM) dönüşümü nedeniyle oluşur(39).

Ek olarak M-Wire'da, martensit dönüşümünü başlatmak için geleneksel NiTi'ye göre gerilim şekil değiştirme diyagramında daha az gerilim gerektiği gösterilmiştir (75,79). Döngüsel yorulma direnci olarak karşılaştırıldıklarında M-Wire Geleneksel NiTiye kıyasla önemli derecede daha dirençlidir (4,77,79–83).

2.2.6.1.4. R Fazı

SybronEndo (Orange, CA, ABD) firması 2008 yılında twisted file (TF) yeni bir NiTi döner alet sistemi oluşturmak için yeni bir üretim süreci geliştirdi. Bu yeni ege sisteminin üretim aşaması üç yeni yöntem içerir. Bunlar R-fazı ısıtma işlemi, özel bir yöntem ile ostenit fazdaki NiTi telin R faza dönüştürülmesiyle oluşan metal telin bükülmesi ve özel bir yüzey şekillendirmesidir (81). R-fazı daha düşük bir makaslama modülüne sahiptir ve dönüşüm gerilimi martensit dönüşümünün onda birinden daha azdır(84,85).

Sonuç olarak, R-fazındaki aletlerde plastik deformasyona neden olmak için daha az stres gerekir yani alet daha esnektir ve bu da bükme işlemine izin verir (86).

Büküldükten sonra TF, yeni şeklini korumak için termal prosedürlerle tekrar ostenit faza dönüştürülür (86). Yapılan DSC analizleri ile R fazına sahip aletlerin ostenit bitiş sıcaklığı 18-25 °C olduğu (53,86–88) ve aletlerin ağız ortamında çoğunlukla süper elastik ostenit içerdiğini göstermiştir(86). R fazındaki aletler ısıtılma işlem uygulanmamış geleneksel NiTi aletlere göre üstün döngüsel yorgunluk direnci ve üstün esneklik özelliklerine sahip olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (86,87,89–91). TF aletlerinin Geleneksel NiTi aletlerine göre daha dar bir gerilim histerezisi gösterir (86,87), R faz aletlerin SIM oluşumunun başlaması için daha az gerilime ihtiyaç duyulduğu ve daha fazla ostenitin martensite dönüştürülebileceği anlamına gelir (92).

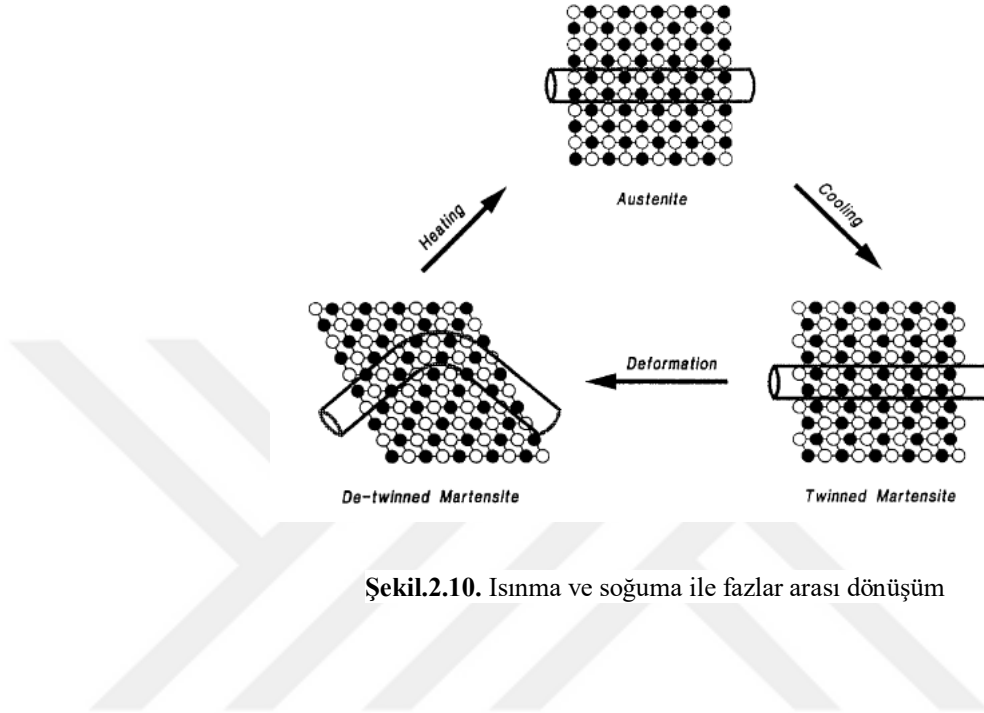
Esnekliği artmış R faz aletler kök kanal şekillendirme esnasında Geleneksel NiTi aletlere göre daha az kanal transportasyonu sağlar ve daha merkezde bir kanal tedavisi ile sonuçlanır(93–96).

R-fazlı aletler, M-Wire'dan yapılan aletlere kıyasla hemen hemen aynı döngüsel yorulma direnci ortaya koymaktadır(97,98). R fazlı aletler, M-Wire ve Geleneksel NiTi aletlere kıyasla torsiyonel kırılma anında daha büyük bir sapma açısına sahiptir.(99–102).

2.2.6.2. Martensitik NiTi Alaşım

Martensit faz, ostenit fazdan daha esnek ve daha yumuşaktır ve kolayca deforme olabilir. Isıtıldığında şekil hafızası etkisi gösterir. Ostenit fazdan daha iyi yorulma direnci ve oluşan çatlağın büyüme direncine sahiptir (103). Bazı termomekanik işlemler ile NiTi alaşımın dönüşüm sıcaklığı yükseltilerek martensit fazı içeren aletler üretilir. Bu termomekanik işlemlerin akabinde sıcaklık, martensit başlangıç sıcaklığının altına düştüğünde ardaşık bir ostenit-martensit dönüşüm gerçekleşir. Bu ardaşık dönüşüm sırasında oluşan stres alet üzerinde makroskobik form değişikliklerine sebep olmaz ve martensit ikizlenmesi (ikiz martensit) ile serbest bırakılır. İkiz martensit stres altında plastik deformasyona uğrar ve kafes yapısının ikizlenmesinin bozulmasına yol açar buna deforme martensit denir. İkiz martensitin deforme martensite dönüşümüne martensit yeniden yönlendirmesi (MR) denir. MR da tıpkı SIM gibi stres artışı olmadan %8'e kadar gerilim deformasyonu olarak tanımlanır(104). Aleti otoklavlama gibi ısıya maruz bırakmak, deforme olmuş aleti ostenit bitiş sıcaklığının ötesine ısıtarak aleti orijinal

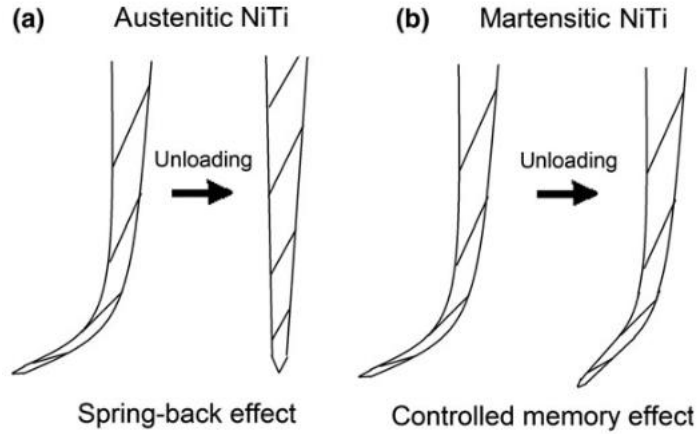
şekline geri döndürecekler (şekil 2.10.). Yani martensitik aletler psödoplastiktir ve ısıtıldıklarında şekil hafızası etkisi gösterirler.



Şekil.2.10. Isınma ve soğuma ile fazlar arası dönüşüm

2.2.6.2.1. CM Wire

Kontrol hafızalı tel (CM Wire) 2010 yılında klinisyenlere tanıtılan oda sıcaklığında ve vücut sıcaklığında süperelastik özelliklere sahip olmayan ilk termomekanik işlenmiş NiTi endodontik alaşımdır (105). CM Wire aletleri kavisli kök kanallarının hazırlanması sırasında ostenit fazdaki NiTi aletlerinin askine tam olarak düzleşme eğiliminde değildir (Şekil 2.11.). Yapılan DSC analizleri, CM Wire endodontik aletlerinin ostenit bitiş sıcaklığının kanal içi sıcaklığın üzerinde olduğunu ortaya koymuştur (106,107).



Şekil 2.11.: (a) Austenitik NiTi alaşımlarının geri yaylanma etkisi

(b) Martensitik NiTi alaşımlarının kontrollü hafıza etkisi(39).

CM Wire aletleri, Geleneksel NiTi ve M Wire aletlerine kıyasla daha fazla esnekliğe sahiptir (108–114). Esnekliğin artması martensit aletlerdeki martensit yeniden yönelimini uyaran gerilimin, ostenit aletlerdeki SIM dönüşümünü indükleyen gerilimden daha az olmasını sağladığı düşünülmektedir (105). Artan esnekliğin kesme verimliliğini düşürdüğü öne sürülmesine rağmen Hyflex CM aletleri Geleneksel NiTi aletlerine ve elektroparlatılmış aletlerle karşılaştırıldığında kanal duvarları üzerinde artmış kesme verimliliğine sahip olduğu bulunmuştur(115,116). Yine Geleneksel NiTi ve M-Wire ile kıyaslandığında CM Wire aletlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri daha fazladır bu durum martensitik yapıda olmaları ile açıklanabilir(13,105,106,114,117). Kanal tedavisi başarısızlığı anında tork eşitliği durumunda CM Wire ile tedavi edilen dişlerde kanal transportasyonu M-Wire ve Geleneksel NiTi aletlere kıyasla daha fazla olduğu bildirilmiştir (99,101,118).

2.2.6.2.2. Elektriksel deşarj işleme (Hyflex EDM)

Hyflex EDM olarak da bilinen elektriksel deşarj işleme Coltene/Whaledent tarafından, CM Wire'dan üretilen bir diğer NiTi döner eğe sistemidir. Bu eğe sistemi elektriksel deşarj işleme (EDM) ile üretilen ilk endodontik alet olarak kayıtlara geçmiştir(119). Bu eğenin üretimi esnasında ana fikir eğenin yüzeyini sertleştirmeyi ve bunun sonucunda da kırılma direncinin gelişmesi ve kesme verimliliğinin artması amaçlanmıştır. EDM taşlama esnasında direkt kontakt durumu gerektirmez bu durum

mekanik stres durumunu ortadan kaldırır ve geleneksel taşlama işlemine göre önemli bir avantajdır (120). Temassız taşlama işlemi aynı zamanda birden fazla kullanımdan sonra bile aletin fraktür riskini arttırma dezavantajını ortadan kaldırır(119). 3 boyutlu profilometre kullanılarak yapılan bir çalışmada Hyflex CM ve Hyflex EDM eğelerinin yüzey topografileri incelenmiş ve ciddi kök kavisi içeren dişlerde Hyflex CM eğelerinin yüzey pürüzlülüğü Hyflex EDM grubuna göre daha yüksek bulunmuş, Hyflex EDM eğelerinin yüzey pürüzlülüğünün önemli derece artmadığı çalışmada bildirilmiştir (121).

Hyflex EDM aletlerini dönüşüm sıcaklıkları olan Ms, As, Af daha yüksektir bu durum değişmiş faz bileşimini göstermektedir(122). HyFlex EDM eğelerinin ostenit içermemesi, ostenit oluşumunu oda veya vücut sıcaklığında engeller. Bu durum, HyFlex CM'ye kıyasla daha yüksek bir ostenit başlangıç sıcaklığına sahip olmalarıyla açıklanabilir (107,122). Bu bulgular ışığında, çeşitli araştırmalar, HyFlex EDM'nin, HyFlex CM, M-Wire ve geleneksel NiTi aletlerle karşılaştırıldığında belirgin bir şekilde daha yüksek döngüsel yorulma dayanımı sergilediğini kanıtlamıştır (114,119,122–125). HyFlex EDM'nin esnekliğinin, diğer CM Tel aletleriyle benzer olduğu tespit edilmiştir (114,122). Ayrıca, HyFlex EDM aletlerinin orijinal kök kanal cerrahisi prensiplerine sadık kalarak merkezi bir kök kanal hazırlığı oluşturduğu bildirilmiştir (125–127). Diğer yandan, HyFlex EDM eğeleri, M-Wire aletlerine kıyasla daha düşük bir kırılma torku göstermiş, ancak daha geniş bir dönme açısı ortaya koymuştur (124). Azalmış ostenit fazına rağmen, HyFlex EDM eğeleri, geleneksel NiTi ve CM Wire aletlerinden daha yüksek sertlik sergilemiş, böylece EDM'nin yüzey sertleştirme etkisi kanıtlanmıştır (122).

2.2.6.2.3. Gold ve Blue ısıt işlem görmüş Eğeler

CM Wire, Gold ve Blue ısıt işlem görmüş döner aletler, diş hekimliğinde özellikle kanal tedavilerinde kullanılan NiTi alaşımlarının farklı özelliklerini yansıtmaktadır. Bu aletler arasındaki temel farklardan biri, Gold ve Blue eğelerin CM Wire aletlere göre özel bir ısıt işlem uygulanmadan önce taşlanmasıdır (112). Blue ısıt işlem görmüş aletlerin, M-Wire aletlere kıyasla daha düşük Vickers yüzey sertliği sergilediği belirtilmiştir (128,129).

Blue ısıt işlem görmüş döner aletlerin kontrollü bellek özellikleri, dönüşüm sıcaklıklarının düşük olmasına rağmen, bu aletlerin daha fazla miktarda kararlı martensit

içerdiğini göstermektedir. Bu durum, aletlerin daha yumuşak ve daha esnek bir yapıya sahip olmasını sağlar ve klinik kullanımlarında esneklik açısından avantaj sunabilir. Gold ısıtıl işlem görmüş aletlerdeki belirgin altın renginin, yüzeyde oluşan özel bir tabakadan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

ProTaper Gold gibi gold ısıtıl işlem görmüş aletlerin diferansiyel taramalı kalorimetri (DSC) analizi, ostenit bitiş sıcaklığının yaklaşık 50°C olduğunu ortaya koymuştur (130). Bu durum, bu aletlerin klinik kullanım sırasında büyük ölçüde martensit veya R-fazında bulunduğunu ve dolayısıyla esneklik ile kırılma direnci arasında dengeli bir performans sergilediğini göstermektedir.

Bu özellikler, diş hekimliğinde özellikle karmaşık kök kanal morfolojilerinde güvenli ve etkili şekillendirme sağlamaktadır.

2.2.6.2.4. MaxWire

Son yıllarda, FKG Dentaire, hem şekil hafızası hem de süperelastisite özelliklerini bir araya getiren ilk termomekanik işlenmiş endodontik NiTi alaşımı olan Max-Wire (Martensit-Austenit-Elektroparlatılmış-FileX) teknolojisini geliştirmiştir. Bu yenilikçi alaşım, klinik uygulamalarda dikkat çekmektedir. Bu aletler, oda sıcaklığında martensitik fazda (M-fazı) nispeten düz bir formda bulunurken, kök kanalı sıcaklıklarına maruz kaldıklarında austenitik faza (O-fazı) dönüşerek kavisli bir şekil alır. Bu nedenle, aletler kök kanalında kullanıldığında şekil hafızası etkisi gösterir ve preparasyon sırasında süperelastisite avantajı sunar.

Kavisli form, özellikle karmaşık kök kanal morfolojilerinin hazırlanması sırasında kanal düzensizliklerine daha iyi uyum sağlama potansiyeline sahiptir. XP-endo Şekillendirici, Hyflex CM(Coltene-Whaledent, Altstätten, İsviçre), Vortex Blue ve iRaCe (FKG Dentaire) gibi diğer NiTi döner aletlerle karşılaştırıldığında, bu aletin döngüsel yorulma direncinin önemli ölçüde daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Ancak, Vortex (Dentsply Tulsa) ve FlexMaster (VDW) ile kıyaslandığında burulma direncinin daha düşük olduğu rapor edilmiştir (131,132).

XP-endo Şekillendirici'nin 0,01 koniklikte özel tasarımı, döngüsel yorulma ve burulma direnci üzerindeki etkileri açısından önemlidir. Araştırmalar, daha küçük bir

çapın döngüsel yorulma direncini artırırken burulma direncini azalttığını göstermektedir (133,134). Bu özellikler, kök kanalı şekillendirme sırasında hassasiyet ve dayanıklılık arasında bir denge sağlayarak klinik başarıyı artırabilir.

2.3. Kök Kanal Preperasyonu Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar

Endodonti klinik uygulamasında, diş hekimleri, tedavinin hemen hemen her aşamasında çeşitli istenmeyen prosedürel kazalarla ve kanal kalsifikasyonları gibi normal rutin tedaviye yönelik engellerle karşılaşabilirler (135). Bu prosedürel sorunlardan biri kanal içi alet kırığıdır. Kırık kök kanal aletleri arasında endodontik eğeler -bunların yapısı nikel-titanyum (NiTi), paslanmaz çelik veya karbon çelikten olabilir-, gates glidden frezleri, lentülolar lateral veya parmak spreaderları bulunabilir. Kırık genellikle endodontik bir aletin gereğinden fazla kullanımından kaynaklanır(136) ve sıklıkla kök kanalının apikal üçte birinde meydana gelir(137,138). Döner NiTi kök kanal aletlerinin nispeten yakın zamanda ortaya çıkması, alet kırığı riskinin yüksek olduğu algısına yol açmıştır(138). Dahası, döner NiTi aletlerin kırılması, yepyeni aletlerle bile uyarı vermeden(139–143) meydana gelebilirken paslanmaz çelik eğelerin kırılması, yaklaşan kırılmanın uyarısı olarak işlev gören aletin yapısının bozulmasıyla önceden gerçekleşir. Her durumda, döner NiTi aletlerin yapısının bozulması genellikle büyütme olmadan görülemez (144–146).

Alet parçalarının çıkarılmasındaki potansiyel zorluk ve klinisyenlerce aleti çıkarma konusundaki algılanan olumsuz prognostik etki, alet kırılmasının nedenlerini ve tedavi etmekten ziyade nasıl önlenebileceğini anlamak için çok sayıda araştırma yapılmıştır. Döner NiTi aletlerin kırılma nedenlerinin karmaşık ve çok faktörlü olduğunu ve bunlardan en önemlilerinden birinin operatörün becerisi ve deneyimi olabileceğini unutmamak önemlidir(10,142,146–148). Operatörle ilgili faktörler, örneğin endodontik aletler hakkındaki kullanım bilgileri ve aletlerin kullanım sayısına ilişkin kararları(146), çeşitli çalışmalarda bildirilen kırık enstrümanların yaygınlığındaki çeşitliliği açıklamaya yardımcı olabilir.

2.3.1. NiTi Döner Aletlerde Görülen Kırıklar

NiTi döner aletler, kullanım sıklığı, hız ve torktaki değişkenlik, operatör deneyimi, kullanılan teknikler ve karmaşık kök kanal anatomisi gibi çeşitli faktörler

nedeniyle kırılma riski taşır (149). Bu kırılmalar, kök kanal tedavilerinde olumsuz sonuçlara yol açabilir, çünkü kırılan alet parçası, dezenfektan irrigantların kök kanal sistemine tam olarak ulaşmasını engelleyerek mikroorganizmaların tamamen yok edilmesini zorlaştırır(150).

NiTi aletlerin kırılması, genellikle burulma ve/veya eğilme yorgunluğundan kaynaklanır(151). Döngüsel yorgunluk, aletin eğri bir kanalda döndürülmesiyle ortaya çıkar ve tekrarlayan sıkıştırma ve uzatma hareketleri malzemenin zayıflamasına neden olur. Birçok çalışma, bu aletlerin kırılma direncini etkileyen faktörleri incelemiştir. Özellikle alet tasarımındaki farklılıklar ve kanal içi sıcaklık değişimlerinin, NiTi aletlerin mekanik özellikleri üzerinde önemli etkileri olduğu belirtilmiştir. Bazı araştırmalar, ortam sıcaklığından kanal içi sıcaklığa geçişin, aletlerin döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde azalttığını göstermiştir(152–154).

Burulma kırıkları, döner aletin ucu kanal içinde sıkışırken shaftın dönmeye devam etmesiyle oluşur. Her kesme işlemi sırasında ortaya çıkan burulma stresi, kırılma riskini artırabilir. Yeni termal işlem görmüş NiTi alaşımları, aletlerin yorulma davranışını iyileştirse de (155), kavisli kanallarda karşılaşılan tekrarlayan gerilimler döngüsel yorgunluk nedeniyle beklenmeyen arızalara yol açabilir (156). Ayrıca, alaşımın yapıldığı malzeme ve üretim süreçleri, NiTi aletlerin mekanik dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler (157).

Endodontik aletlerin döngüsel yorulma direnci, sadece alaşım özelliklerinden değil; aynı zamanda aletin tasarımı, çapı ve hareket tipinden (resiprok veya rotary) de etkilenir. Örneğin, alet çapı arttıkça maksimum tork da artar ancak esneklik azalır(133,158). Küçük çaplı ve düşük konikliğe sahip aletlerin, büyük ve yüksek konikliğe sahip aletlere göre döngüsel yorulma dirençleri daha yüksektir(159). Bununla birlikte, resiprok hareketin rotary harekete kıyasla daha fazla döngüsel yorulma direnci sağladığı da belirlenmiştir(160,161).

Modern üretim süreçlerinde, NiTi döner aletler genellikle bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknikleriyle geliştirilir. Bu süreçte kullanılan mikro taşlama yöntemi, metal yüzeyinde mikro çatlaklar oluşturabilir(81). Ancak, günümüzde uygulanan ileri üretim teknikleri, bu tür kusurların önlenmesine ve aletlerin mekanik özelliklerinin

geliştirilmesine odaklanmaktadır. Buna rağmen, üreticiler her zaman yüzey kaplamaları veya üretim süreçleri hakkında ayrıntılı bilgi sunmamaktadır.

2.3.2. Kırılmaya Neden Olan Faktörler

NiTi döner aletlerinin kırılması çoğunlukla hatalı ya da aşırı kullanımdan kaynaklanmaktadır (2,136). Bu durum, döner NiTi teknolojisinin doğru kullanımına yönelik eğitimin ne denli önemli olduğunu göstermektedir (138,162,163). Bununla birlikte, bu aletlerin kırılma eğilimi yalnızca yanlış kullanımla sınırlı değildir; çeşitli faktörlerle ilişkili olduğu bilinmektedir. Bu faktörler, belirli başlıklar altında sınıflandırılarak ele alınabilir.

2.3.2.1. Eğenin Tasarımı

Hem kesit alanı hem de eğe tasarımı, uygulanan kuvvet sırasında eğe üzerindeki stres dağılımını doğrudan etkileyerek kırılmaya karşı direncini belirler. Daha büyük çaplı kanal eğelerinin bükülme yorgunluğu, daha küçük çaplı olanlara kıyasla daha düşük olup (164,165), bu durum artan iç stres birikimiyle ilişkilendirilmiştir (166). Bununla birlikte, bazı çalışmalar klinik kullanımın ve aletin alaşım özelliklerinin bu durumu etkilediğini ve her zaman doğrudan bir ilişki bulunmadığını göstermektedir (167,168).

Kanal eğesi çapının artışı ve buna bağlı olarak kesit alanının genişlemesi, torsiyonel kırılmalara karşı direncin artmasına katkı sağlayabilir (167,169,170). Öte yandan, kanal aletlerinin tasarımlarını inceleyen ex vivo çalışmalar, tasarımın kırılma sıklığına etkisinin her zaman belirgin olmadığını ortaya koymuştur (139). NiTi döner eğelerin tasarımını değerlendiren modelleme çalışmaları, U kanal tasarımına ve daha küçük kesit alanına sahip eğelerin daha esnek olduğunu, ancak torsiyonel strese karşı daha zayıf kaldığını göstermiştir (171,172).

Ayrıca, eğelerin alaşım bileşeni, uzunluğu ve taper açısı da kırılmaya karşı dayanıklılığını etkileyen önemli tasarım faktörleri arasındadır (146). Bununla birlikte, yiv adımı uzunluğu da eğenin kırılma direncine doğrudan etki edebilir (173).

2.3.2.2. Eğenin Üretim Süreci

NiTi alaşımının üretimi sırasında, metal oksit parçacıkları alaşım yüzeyine eklenebilir ve bu durum, alaşımın yüzey sınırlarında zayıflıklara neden olabilir. Ayrıca, NiTi döner aletlerinin yüzeyinde boşluklar oluşması da mümkündür; bu boşlukların,

alaşımdaki az miktarda çözünen oksijen, karbon, azot ve hidrojen gibi elementlerin çökelti oluşturmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (174,175). Eğelerin kullanımı sırasında oluşan mikro çatlaklar, bu zayıf sınırlar boyunca yayılabilir (176). NiTi döner aletlerinin üretiminde, çoklu çatlaklar, çukurlar, oluklar gibi düzensiz yüzeyler meydana gelebilir (167,174,177). Bu düzensiz alanlar, atomik kuvvet mikroskobu kullanılarak yapılan topografik çalışmalarda tespit edilmiştir ve daha yüksek konikliğe sahip aletlerde daha fazla yüzey düzensizliği gözlemlenmiştir (178). Klinik kullanım sırasında stres yüklenmesi, bu düzensiz alanları çatlakların başlangıç noktası olarak kullanabilir (59,179).

Çatlaklar genellikle aletin uzun eksenine dik olarak başlar, ancak çukurlu bölgeler arasında aksiyal olarak yayılan çatlakların varlığı da son zamanlarda rapor edilmiştir (167,174). Bu aksiyal çatlaklar, torsiyonel kuvvetin makaslama gerilimlerinden kaynaklanmaktadır. Alapati ve ark (177) gözlemlerine göre, eğelerin yapısında daha fazla çatlak oluşumuna yol açan kamalama hareketinin oluşturduğu debrisin, aletin yüzeyindeki olukları ve çatlakları belirgin şekilde genişlettiği belirtilmiştir. NiTi döner aletlerinin tekrarlı kullanımının, metal yorgunluğa yol açtığı ve bunun da çatlamaya meyilli kırılmalık alanları oluşturduğu X ışını kırınımı (XRD) analizi ve mikro sertlik testleri gibi yöntemlerle doğrulanmıştır (43,59). Aletlerin sürekli kullanımı, alaşımı ostenitik ve martensitik fazlar arasında döngüye sokar, bu döngüler de aletin mekanik özelliklerinde değişikliklere yol açabilir. Alaşımın yapısındaki bu küçük değişikliklerin, mekanik anlamda büyük etkiler yarattığı bildirilmiştir (180).

2.3.2.3. Eğenin Kullanım Dinamikleri

Aletlerin yüksek hızlarda kullanımı, kırılmadan önce maksimum döngü sayısına ulaşmak için gerekli süreyi kısaltabilir. Ancak, bu kullanımın kırılmaya kadar geçen döngü sayısı üzerinde doğrudan bir etkisi olmadığı düşünülmektedir (181–183). Bazı çalışmalarda, aletin dönme hızının eğe kırılma sıklığını etkilemediği belirtilmiş olsa da (162,184), diğer bazı araştırmalarla (144,144,162,182,183) bu bulgular çelişmektedir. Bu farklılıklar, kullanılan operatörlerin deneyimi, alet tipi ve kanalın anatomik yapısı gibi çeşitli faktörlerden kaynaklanabilir. Dolayısıyla, hızın etkisi hala net olarak belirlenmemiştir. Elektrikli endo motor cihazlarının düşük torkta çalıştırılması, endodontik eğelere uygulanan klinik hasarı sınırlayabilir ve bu sayede döngüsel eğilme

yorgunluğu riskini azaltabilir (185). Bununla birlikte, bazı çalışmalar, NiTi döner aletlerinin yüksek torkta daha verimli çalıştığını göstermektedir; düşük torkla çalışan endo motorlardaki otomatik ters işlevi, gereksiz bir şekilde strese yol açarak aletin klinik ömrünü kısaltabilir (186).

Bahia ve ark. (187) gerçekleştirdiği bir çalışmada, aletlerde iç stres birikiminin NiTi aletlerinin süper elastik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığı, ancak bu birikimin metal yorgunluğuna yol açabileceği bulgulanmıştır. Yüksek tork kullanımının deneyimli klinisyenler için güvenli olduğu, ancak daha az deneyime sahip klinisyenler için düşük tork kontrollü motorların daha faydalı olabileceği gözlemlenmiştir (162,188). Ancak, bu durumun her zaman güvenilir olmayabileceği de belirtilmiştir (189,190). NiTi döner aletlerin kısa süreli kullanımı ve apikal bölgede hafif basınç uygulanması, kırılmanın önlenmesine yardımcı olabilir (145). Ayrıca, sürekli bir gagalama hareketinin de kırılmayı engellemede faydalı olabileceği ifade edilmiştir(181).

2.3.2.4. Kanalların Anatomik Yapısı

Yapay kanallarda yapılan deneysel döngüsel gerilim testlerine tabi tutulan aletler, genellikle en büyük eğrilik noktasında kırılmaktadır (165,191). Kanal eğrilik açısı arttıkça, eğrilik yarıçapı küçülür. Bu durumda, daha büyük eğrilik açısına sahip kanallarda kullanılan aletler daha az rotasyonla kırılma eğilimindedir (181,182). Eğrilik yarıçapındaki azalma, aletin torsiyonel kuvvetlere karşı dayanma kapasitesini azaltır (192,193). Ayrıca, karmaşık kanal anatomisine sahip dişlerin hazırlanmasında, özellikle torsiyonel kırılma başarısızlıkları gözlemlenebilir. Kanal yapısında birden fazla eğim olduğu durumlarla ilgili özel bir çalışma bulunmamakla birlikte, tek noktada eğimli kanallarda kullanılan aletler üzerinde oluşan stres ile birden fazla eğrilik içeren kanallarda oluşan stresin benzer sonuçlar doğuracağı düşünülmektedir.

2.3.2.5. Hazırlık/Enstrümantasyon Tekniği

Döner aletlerin kanal preperasyonu sırasında, sıkışıp serbest kalmaları yaygın olarak klik sesi ile kendini gösterir. Bu sıkışma durumu, özellikle debris çıkarımı esnasında, alet üzerinde daha fazla torsiyonel yük birikmesine yol açar (194). Bu durum, aletin yorulmasına ve kırılmasına neden olabilecek ek gerilimler oluşturur. Farklı tip aletler ve koniklik kombinasyonları kullanıldığında, torsiyonel kırılma ve metal

yorgunluğuna bağlı başarısızlıkların, yalnızca tek bir alet dizisinin kullanıldığı duruma göre daha az görüldüğü rapor edilmiştir (195). Ancak, fazla sayıda aletin kullanımı ve dolayısıyla prosedürün süresinin uzaması, bu durumu olumsuz etkileyebilir ve operasyondaki verimliliği düşürebilir. Alet tasarımında, kök kanal duvarları ile temasın azaltılması, aletin üzerine binen vertikal yükü minimize eder (194,196). Bunun yanı sıra, bazı çalışmalarda NiTi döner aletlerin kullanımından önce, el eğeleriyle kanalın önceden genişletilmesinin, vertikal yükün daha da azaltılmasında önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (197,198).

2.3.2.6. Kullanım Sayısı

NiTi döner eğelerin kullanım süresi ve sıklığı, yüzey mikro çatlaklarının oluşumu ile doğrudan ilişkilidir (191). Klinik ortamda tekrarlı kullanılan bu aletlerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinde belirgin bir azalma olduğu bildirilmektedir (136,159,199). Bazı araştırmalarda, yalnızca tek bir kullanım sonrasında bile alaşım yapısında mikroskopik deformasyonlar meydana geldiğı gösterilmiştir (200). Ancak, diğer çalışmalar NiTi eğelerin on defaya kadar kullanılmasının veya dört azı dişinin preparasyonunda görev almasının kırık insidansını anlamlı düzeyde artırmadığını öne sürmüştür (145,201,202). Bununla birlikte, kullanım sayısı ile alet kırılma riski arasında doğrudan bir bağlantı bulunmadığını gösteren araştırmalar da mevcuttur(146).

Bu farklı sonuçların, NiTi eğelerin dayanıklılığına etki eden birçok faktörle ilişkili olduğu düşünülmektedir. Aletin üretim süreci, kullanılan alaşımın özellikleri, kök kanalının anatomik yapısı, operatörün deneyimi ve yorgunluğu gibi değişkenler, kırık riskinde belirleyici olabilir (203). Üreticiler ise aletlerin belirli bir kullanım süresi sonunda değiştirilmesini önermeye devam etmekte ve özellikle keskin kök kanal eğriliğine sahip dişlerin şekillendirilmesinden sonra eğelerin kullanım sayısına bakılmaksızın değiştirilmesini tavsiye etmektedir (204).

Birçok çalışmada, NiTi aletlerin kırılma insidansı ile kullanım sıklığı arasındaki tutarsız sonuçların temelinde operatör becerisinin yattığı öne sürülmektedir. Endodontik işlemler sırasında uygulanan tork ve hız değerlerinin yanı sıra, klinisyenin eğe seçimi ve eğe üzerine uyguladığı kuvvet de kırılma riskini etkileyen önemli parametrelerdendir

(205). Ancak, mevcut literatür, NiTi döner aletlerin her işlem sonrası tek kullanımlık olmasını gerektirecek kadar kırılğan olmadığına işaret etmektedir (146).

2.3.2.7. Temizlik ve Sterilizasyon Prosedürleri

Sterilizasyon işlemlerinin NiTi döner aletlerin kırılmaya yatkınlığını arttırıp arttırmaması hala tartışma konusudur bununla ilgili literatür bilgisi hala fikir birliğinde değildir (179,201,206). Sterilizasyon aslında NiTi aletlerin kırılmasında önemli bir faktör olarak görünmemektedir (10). Sterilizasyon ve dezenfeksiyon kaynaklı oluşan korozyon döner aletlerin mekanik özelliklerini etkileyebilir ve kırılmaya yol açabilir. Kök kanal tedavisi sırasında kullanılan sodyum hipokloritin(NaOCl) de dezenfeksiyonda kullanılması ve doğal olarak bir koroziv etkisinin olması göz önüne alındığında bu önemli bir endişe kaynağıdır (207). NaOCl'nin NiTi döner aletlerin kırılma torkunu ve aletlerin devir sayısına bağlı ömrünün kısılmasını önemli ölçüde azaltmadığı bildirilmiştir (208). Yine NaOCl'nin aletlerin paslanma sonucu çürüme veya çatlak korozyonuna neden olma olasılığının düşük olduğu gösterilmiştir (209). Haikel ve ark. (210) yaptığı bir çalışmaya göre döner aletlerin NaOCl'den etkilenmediğini ve kesme verimliliğinin de azalmadığını bildirmişlerdir. Ama NaOCl'nin %5 - %5,25 konsantrasyonlarında önemli derecede ölçülebilir koroziv etkinin olduğu belirlenmiştir (211). Mevcut literatür bilgilerine baktığımız zaman NiTi döner aletlerin kırılma mekanizmalarının hala tam olarak belirlenemediği ve fraktür zamanının gerçekleşeceği anı tahmin edemememiz açıktır. Ancak kırılmanın nasıl olduğunu tahmin edebiliriz ve sıklıkla kırılma sebebini belirleyebiliriz. Bu durumun aslında alet kırığının önlenmesine yönelik ilk temel adım olduğu unutulmamalıdır (203).

Kök kanal tedavisine başlamadan önce kanalın eğrilik açısının ve yarıçapının değerlendirilmesi, aletler üzerine binecek torsiyonel ve fleksuar kuvvetleri en aza indirecek teknikleri seçmek açısından önemlidir. Alet kırılmasını ele alan literatür çalışmaları, fraktür riskini en aza indirmek için döner aletlerin kullanım teknikleri konusunda uzman kişilerden eğitim almanın önemini vurgulamaktadır (203). Mevcut birçok tipte NiTi döner alet olmasına rağmen yazarların alet kullanım güvenliğiyle ilgili olarak verdiği öneriler benzerdir (10,212).

Özetle, klinisyen yeterliliği ve tecrübesi ile beraber, klinik uygulamada kırık riskini en aza indirmek için aşağıdaki yönergeler önerilir (146,212):

- Her zaman en az 10K olmak üzere küçük el eğeleriyle bir glide path ve açıklık oluşturun.
- Kanallara düz bir hatta erişimini sağlayın.
- Alet sistemi elverişli ise crown down şekillendirme tekniği kullanın.
- Apikal bölgede kırılmaya yatkın aletler kullanmadan önce koronal bölgeyi şekillendirirken daha rijit, büyük ve daha güçlü eğeler kullanın.
- Kanal aletlerine asla baskı uygulamayın yalnızca hafif dokunuşlar yapın.
- Karmaşık kanal anatomisi varlığında alet tasarım özelliklerinin izin verdiği kadar büyük artışlarla gagalama hareketini kullanın.
- Tedaviyi aceleye getirmeyin ve kanal aletini ani sarsma hareketlerinden kaçının.
- Çok dar ve çok kavisli kanallarda kullanımdan hemen sonra eğeleri tekrar kullanmayın.
- Tedaviye başlamadan önce eğeleri bir büyüteç altında inceleyin.
- Aleti sodyum hipokloritle dolu bir kapta hareket ettirin. Böylece kanal içinde kaymasını kolaylaştırın.
- Özellikle kavisli kanallarda konikliği fazla olan kanal aletlerini tek bir noktada tutmaktan kaçının.
- Yeni teknikler ve yeni aletler ile çalışılmadan önce bol bol pratik yapmak esastır.

2.4. Döngüsel Yorgunluk Testlerinde Kullanılan Düzenek Tipleri

Döngüsel yorgunluk, özellikle endodontik nikel-titanyum (NiTi) ege sistemlerinin klinik performansını değerlendirmede kritik öneme sahip bir mekanik özelliktir. Bu tür testler, döner eğelerin sabit bir eğriliğe ve radyusa sahip yapay kanallarda belirli bir hız ve tork altında tekrarlayan bükülmelere maruz bırakılarak, kırılıncaya kadar geçen çevrim sayısının ölçülmesine dayanır. Amaç, eğelerin kullanım ömrünü ve klinik güvenilirliğini belirlemektir (213).

Döngüsel yorgunluk, özellikle kanalın eğimli ve dar alanlarında karşılaşılan streslerin tekrarlayıcı etkisiyle eğelerde meydana gelen mikro çatlakların zamanla

ilerlemesi sonucu ortaya çıkar. Bu durum, eğenin hiçbir dış uyarı vermeksizin ani şekilde fraktüre uğraması ile sonuçlanabilir. Bu bağlamda döngüsel yorgunluk testleri, klinik simülasyon sağlayan yapay kanallar kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Genellikle bu kanallar paslanmaz çelikten üretilmiş olup sabit bir açı (örneğin 60° - 90°) ve eğrilik yarıçapı (örneğin 5 mm) ile tasarlanmaktadır (21).

Bu testlerde, ege sistemleri rotasyonel veya reciproc hareketle belirli bir dev/dk (rpm) hızında çalıştırılır. Test, ege kırılıncaya kadar sürdürülür ve kırılma anına kadar geçen süre kaydedilir. Bu süre, eğenin döngüsel yorgunluk dayanımını yansıtan temel bir parametredir ve genellikle "cycle to fracture" (CTF) olarak adlandırılır (214).

Endodontik eğelerin kırılma dayanımını değerlendirmede kullanılan döngüsel yorgunluk testleri, özellikle eğri kanallardaki mekanik stresleri simüle etmeyi amaçlar. Bu amaçla geliştirilen çeşitli düzeneğin her biri, farklı kanal morfolojilerini ve klinik durumları modellemek için tasarlanmıştır.

2.4.1. Eğri Metal Tüp Düzeneği

Bu düzende, genellikle paslanmaz çelikten üretilmiş sabit eğrilikte bir tüp kullanılır. Ege, bu eğri tüp içine yerleştirilerek belirli bir hızda döndürülür. Tüpün eğriliği (örneğin 60° - 90°) ve yarıçapı sabittir. Dönen ege, eğriliğin maksimum olduğu noktada sürekli olarak bükülmeye maruz kalır ve bu bölgedeki metal yorgunluğu sonucu kırılır (213).

- **Avantajı:** Standardize edilmiş test ortamı sağlar, tekrar edilebilirliği yüksektir.
- **Dezavantajı:** Klinik diş morfolojisini tam olarak yansıtmaz; kanalın sadece tek boyutlu bir eğriliğini simüle eder.

2.4.2. Oluklu Blok Düzeneği (Rezin veya Metal Kanal Blokları)

Bu yöntem, kanalı temsil eden oluklu bir blok içerir. Genellikle şeffaf rezin veya metal malzeme kullanılır. Kanal formu önceden frezelenmiş olup, ege bu olukta

döndürülerek test edilir. Rezin bloklar özellikle eğe hareketini görsel olarak takip etmeyi sağlar (215).

- **Avantajı:** Görsel analiz mümkündür; bazı bloklar sterilizasyon testleriyle kombine edilebilir.
- **Dezavantajı:** Rezin materyal, gerçek dentin sertliğini yansıtmaz ve ısı üretimi doğal ortamdan farklı olabilir.

2.4.3. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği (Sloped Surface Device)

Bu yöntem, eğeyi belirli bir açıyla eğimlendirilmiş bir düzleme karşı çevirerek test eder. Eğe, düzlemin eğimi nedeniyle sürekli olarak farklı stres noktalarına maruz kalır. Kanalin eğriliği bu düzeneğin eğim açısıyla modellenmiş olur (67).

- **Avantajı:** Kanal eğrisinin sürekli değişimini ve stres transferini simüle edebilir.
- **Dezavantajı:** Fiziksel kanal sınırı yoktur; eğe kanal duvarlarına temas etmeyebilir.

2.4.4. Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğimlendiren Düzenek (Three-Point Bending Fatigue Test)

Bu sistemde eğe, üç sabit temas noktası arasında askıya alınır ve merkezden aşağı doğru bastırılarak bükülme sağlanır. Dönerken bu üç nokta arasında sürekli eğilme yaşar ve kırılıncaya kadar gözlemlenir. Özellikle malzeme bilimi açısından, eğe yapısının elastikiyet ve plastiklik sınırlarını belirlemede kullanılır (216).

- **Avantajı:** Malzeme özelliklerini izole biçimde değerlendirir, eğenin geometrik etkilerini minimize eder.
- **Dezavantajı:** Gerçek kanal morfolojisini yansıtmaz; daha çok mühendislik temelli değerlendirme sunar.

2.5. Endodontik Kanal Eğelerinde Kullanılan Yüzey Pürüzlülük Testleri

Endodontik kanal eğelerinin yüzey pürüzlülüğü, eğelerin mekanik özelliklerini, yorgunluk direncini, sterilizasyon sonrası yapısal değişimini ve hatta mikroorganizmalara karşı dirençlerini etkileyebilen önemli bir parametredir. Bu nedenle yüzey pürüzlülüğünün nicel ve nitel olarak analiz edilmesi, ege sistemlerinin değerlendirilmesinde kritik rol oynar. Aşağıda, endodontik eğelerde yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan başlıca test yöntemleri maddeler halinde açıklanmıştır.

2.5.1. Optik Profilometri

Temassız optik tarayıcılarla yapılan bu yöntem, yüzeyin 2D ya da 3D profiline dair ayrıntılı bilgi sunar. Yüzey pürüzlülüğü parametreleri (Sa, Sz, Ra vb.) sayısal olarak elde edilebilir. Ege kullanım öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğünün karşılaştırılmasında kullanır (5).

2.5.2. Temaslı Profilometri (Contact Profilometer)

Temaslı profilometre, ege yüzeyine fiziksel bir uç temas ettirerek mikro düzeyde pürüzlülük verisi toplar. Yüzeyin "ortalama pürüzlülük (Ra)" gibi parametreleri hesaplanır. Ege yüzeyine mekanik temas gerektirdiği için hasar oluşturma riski taşır. Klinik öncesi aşamalarda, eğelerin üretim kalitesini test etmek için tercih edilir (217).

2.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), yüksek çözünürlükte görüntüleme sağlayarak ege yüzeyinin mikromorfolojisini detaylı şekilde inceler. Bu yöntem, yüzeydeki mikro çatlaklar, deformasyonlar, aşınmalar veya üretim kaynaklı hataların niteliksel olarak değerlendirilmesinde etkilidir. SEM ile yüzey pürüzlülüğü kantitatif olarak değil, görsel ve yapısal nitelikte analiz edilir. Bu nedenle profilometrik yöntemlerle birlikte kullanıldığında daha kapsamlı bilgi sağlar (202).

2.5.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, nanometre düzeyinde yüzey analizi yapabilen son derece hassas bir test yöntemidir. Eğe yüzeyine dokunan bir prob ile çalışan bu cihaz, nanometre düzeyinde yüzey topografyasını üç boyutlu olarak görüntüleyebilen yüksek çözünürlüklü bir tekniktir. AFM ile pürüzlülük parametrelerinin yanı sıra yüzey sertliği ve sürtünme katsayısı gibi ek fiziksel bilgiler de elde edilebilir. Örneğin, Hamdy tarafından yapılan bir çalışmada, çeşitli NiTi eğelerin 5.25% sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonuna maruz kalmadan önce ve sonra AFM ile yüzey pürüzlülüğü analiz edilmiştir. Sonuçlar, tüm eğelerde irrigasyon sonrası yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğunu göstermiştir(218). AFM, genellikle araştırma düzeyindeki çalışmalarda kullanılır çünkü işlem süresi uzundur ve cihaz maliyeti yüksektir.

2.5.5. Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi (EDS/EDX) ile Kombine SEM Analizi

Bu yöntem, SEM görüntülemesine entegre edilen EDS modülü sayesinde, yüzeydeki kimyasal elementlerin dağılımını da analiz etme imkanı sağlar. Yüzey pürüzlülüğüne neden olan oksidasyon, korozyon veya kalıntı oluşumu gibi kimyasal etkenler bu yolla değerlendirilebilir. Özellikle sterilizasyon sonrası oluşan yüzey değişikliklerinin değerlendirilmesinde önemlidir (219).

2.6. Çalışmada Kullanılan Eğeler

Scope® UNI Serisi, geleneksel endodontik tedavi yöntemlerini tercih eden diş hekimleri için tasarlanmış universal döner kanal eğelerinden oluşur. Yüksek kaliteli Nikel-Titanyum (Ni-Ti) alaşımından üretilen bu eğeler, özel parametrelerle ısıl işlem görerek daha esnek bir yapı kazanmış ve döngüsel yorgunluk testlerinde yüksek performans sergilemiştir. Ayrıca, yüksek kesme verimliliği sunar. (220)

UNI Serisi, şekillendirici ve bitirici olarak ayrılan iki grup içeren tek bir set halinde sunulur. Bu seri, ProTaper eğe sistemine uygun olup, kolay ve etkili bir prosedür sağlar. UNI Serisi, iki farklı ısıtım işlem seçeneğiyle mevcuttur:

Scope® UNI GOLD: Geleneksel yöntemleri seven hekimler için tasarlanmış olup, yüksek kaliteli Ni-Ti alaşımından imal edilmiştir. Özel parametrelerle ısıtım işlem görmüş, daha esnek bir yapı ve döngüsel yorgunluk testlerinde yüksek performans sunar. Yüksek kesme performansı ile dikkat çeker (220).

Scope® UNI BLUE: Yine geleneksel yöntemleri tercih eden hekimler için tasarlanmış bu seri, yüksek kaliteli Ni-Ti alaşımından üretilmiş ve özel parametrelerle ısıtım işlem görmüştür. Gold ısıtım işlemli eğelere göre daha esnek ve dayanıklı bir yapıya sahiptir. Yüksek kesme performansı sunar(220).

Her iki seri de şekillendirici ve bitirici olarak ayrılan iki grup içeren tek setler halinde sunulur, bu da kullanıcıya prosedür sırasında esneklik ve kolaylık sağlar.

Scope® UNI Serisi, ISO standartlarına uygun eğe sistemi ile güvenli ve etkili bir tedavi imkanı sunar ve mükemmel kök kanal hazırlığı sağlar. Scope Uni Serisinin detaylı bilgisi aşağıdaki görselde verilmiştir.

Spesifik olarak Scope UNI eğeleri üzerine yapılmış doğrudan bir literatür çalışmasına rastlanmamıştır. Bu nedenle, Scope UNI eğelerinin performansı ve özellikleri hakkında çalışmamız fikir sahibi olacaktır (220).

Type Size / Uç çapı	Taper / Açı	Eğe Uzunluğu / File Length	Renk Kodu / Color Coding	Ürün Kodu / Product Code
SX	PROTAPER (DEĞİŞKEN AÇILI)	19 mm		UNIG-(A)-(B)-(C)-(D) Ex. [UNIG - ASR1 - 06 - 21 - 6] Ex. [UNIS - 40 - 04 - 25 - 6] Ex. [UNIB - 20 - 06 - 21 - 6]
S1		21 / 25 / 31 mm		
S2				
F1				
F2				
F3				
F4				
F5				
ASR1 (SX S1 S2 F1 F2 F3)			    	
(A)		(B)		
Paketleme / Packing	[1-6] BLISTER OR BOX (C)			Kesit / Cross Section 

Şekil 2.12. Scope Uni Eğe sistemlerinin harf ve renk kodlaması (220).

3.GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu tez çalışması, Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda planlanmıştır. Çalışma için Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 'Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu' kategorisinden 07.06.2024 tarihli ve 2024/4 sayılı karar ile onay alınmıştır. (EK-1) Etik kurul onayı tamamlandıktan sonra klinik araştırmalar web sitesine kaydedilmiştir.

Bu çalışmada, Scope UniGold (ScopEndo, Yozgat, Türkiye) ve Scope UniBlue (ScopEndo, Yozgat, Türkiye) olmak üzere farklı ısıtma işlemlere tabi tutulmuş iki nikel-titanyum (NiTi) döner eğe sistemi kullanılmıştır. Toplamda 120 adet eğe (her bir sistemden 60 blister) kullanılarak her iki eğe sisteminin döngüsel yorgunluk ve yüzey pürüzlülüğü dirençleri değerlendirilmiştir. Çalışma, her eğe sistemi için dört alt gruptan oluşan iki ana aşamadan meydana gelmektedir. Eğelerin rezin bloklarda şekillendirilmesi için AI Endo Motorlar (AI-EndoTech, Seul, Güney Kore) kullanılmıştır.



Şekil 3.1.: Çalışmamızda kullanılan UniBlue Eğe sistemi



Şekil 3.2.: Çalışmamızda kullanılan UniGold eğe sistemi

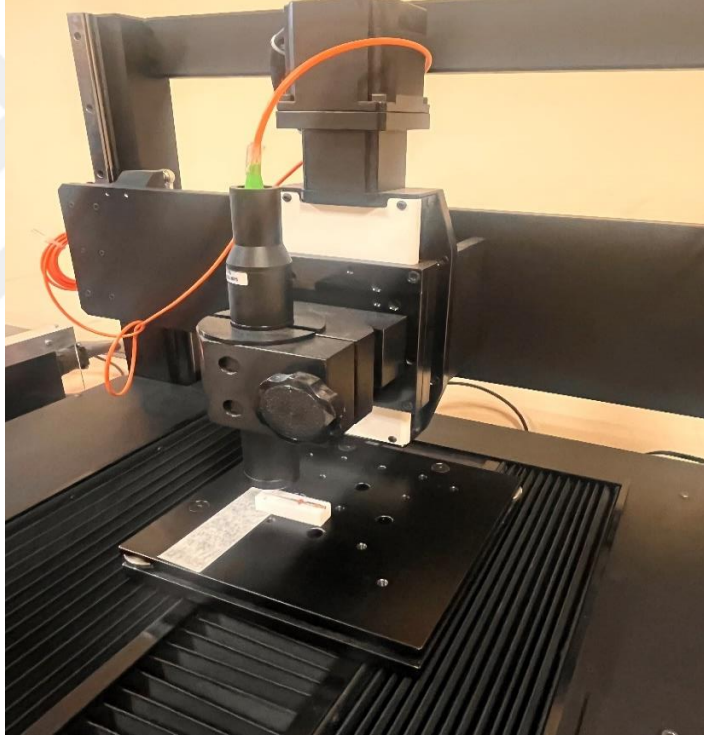


Şekil 3.3.: Çalışmamızda kullanılan Endomotor

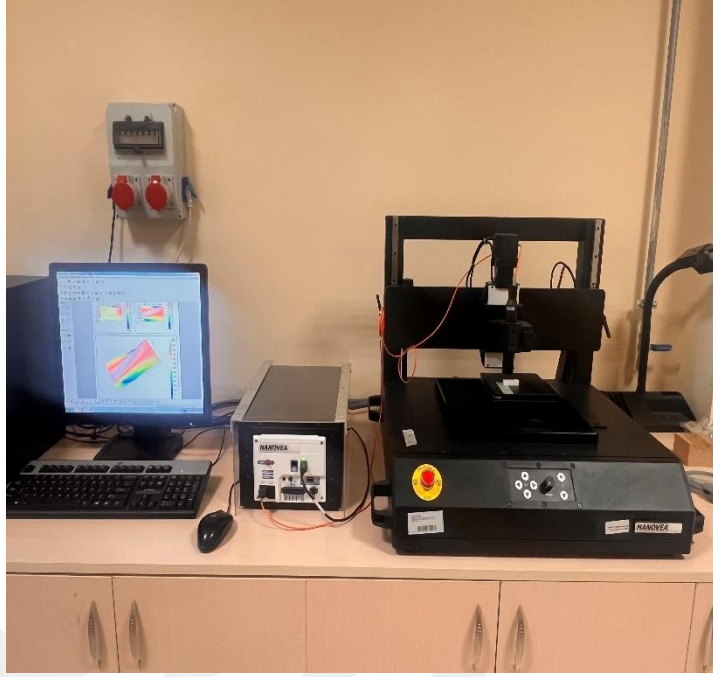
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Çalışmanın yüzey pürüzlülüğü kısmında, 12 adet gold alaşımlı Ni-Ti eğe (Scope UniGold) ve 12 adet blue alaşımlı Ni-Ti eğe (Scope UniBlue) F2 eğeleri kullanılmıştır (n=12). Eğeler, üretici firmanın önerdiği hız ve tork değerlerinde, 60° eğim açısına, 6 mm kurvatür yarıçapına ve 1 mm kanal çapına sahip 18 mm uzunluğundaki standart yapay rezin bloklarda kullanılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri dört aşamada gerçekleştirilmiştir. İlk ölçüm, her iki eğe sistemi de yapay rezin kanallarda kullanılmadan önce yapılmıştır. İkinci ölçüm, her iki eğe sistemi bir kez yapay rezin kanallarında kullanıldıktan sonra alınmıştır. Üçüncü ölçümde, her iki eğe sistemi yapay rezin kanallarında iki kez kullanıldıktan sonra ölçüm yapılmıştır. Son olarak, dördüncü ölçüm, her iki eğe sistemi üçer kez kullanıldıktan sonra yapılmıştır. Çoklu kullanımlar arasında, eğeler sterilizasyon işlemlerine tabi tutulmuştur (otoklav, 121°C, 15 psi, 15 dakika). Şekillendirme işlemi sırasında, her iki Ni-Ti eğe sistemi, %5.25'lik NaOCl, serum fizyolojik ve %17'lik EDTA solüsyonları ile 1'er dakika boyunca irrigé edilmiştir. Son olarak, her genişletme sonrası F2 eğesi, optik profilometre ile ölçülerek yüzey pürüzlülüğü belirlenmiştir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sırasında, eğelerin sabitlenmesini sağlamak amacıyla her bir eğe özel olarak tasarlanmış ve üç boyutlu yazıcı yardımıyla üretilmiş bir kalıp üzerine yerleştirilmiştir. Ölçümler, eğenin kesici ucundan 5 mm proksimalde konumlandırılarak gerçekleştirilmiş ve bu bölgeden itibaren 1 mm'lik segment taramaya dahil edilmiştir ve aritmetik ortalama hesaplanmıştır. Tarama işlemleri sırasında, optik profilometre (Nanovea Inc, Irvine, CA) cihazının tarama frekansı 2000 Hz, tarama çözünürlüğü ise 2 mm olarak ayarlanmış; tarama adımı ise 3 mikrometre olacak şekilde belirlenmiştir. Optik çözünürlük, tarayıcının her bir yatay çizgide toplayabildiği veri yoğunluğunu ifade eder; başka bir deyişle, cihazın algılayabileceği

detay seviyesidir. Tarama frekansı ise, bir nesnenin ardışık olarak taranması sırasında, tam bir çizginin tamamlanması için gereken zaman aralığını belirler. Optik profilometreden elde edilen veriler, DigitalSurf yazılımı (Nanovea Inc) kullanılarak üç boyutlu görsellere dönüştürüldü ve yüzey pürüzlülüğü analizleri bu yazılım üzerinden ölçüldü. Taranan alanların yüzey pürüzlülüğü için ISO 25178 standardına göre aritmetik ortalama yükseklik (S_a), ve maksimum yükseklik (S_z) değerleri elde edilmiştir.



Şekil 3.4.: Yüzey pürüzlülüğünün ölçüldüğü optik profilometri aleti



Şekil 3.5.: Optik profilometri aleti ve ölçülen eğenin topografik şeması

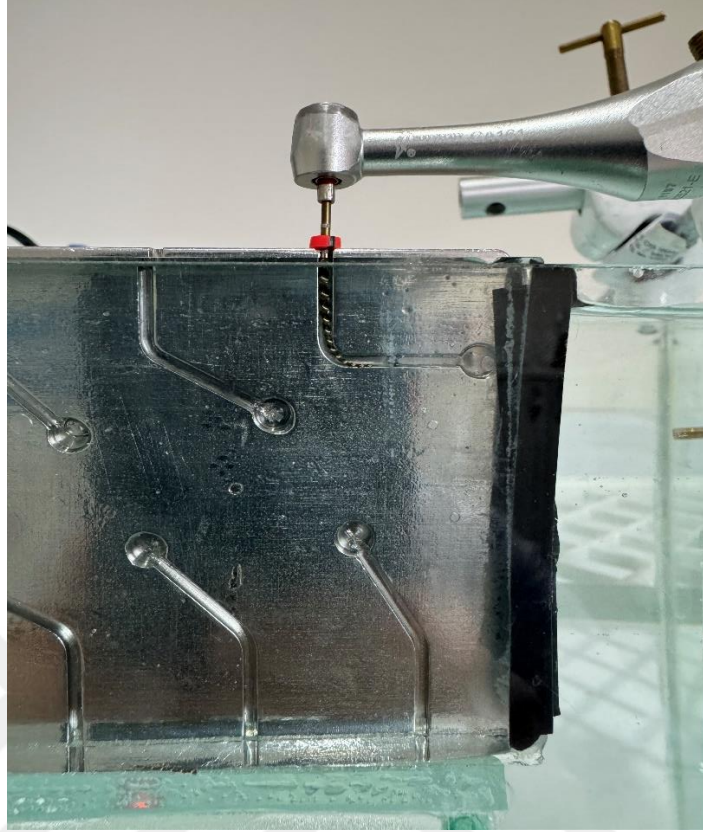
3.2. Döngüsel Yorgunluk Testi

Döngüsel yorgunluk testi için, 48 adet UniGold Ni-Ti eğe ve 48 adet UniBlue Ni-Ti eğe kullanılmıştır. Her grupta, eğelerin son eğesi olan F2 eğesi ölçüm için kullanılmıştır. Eğeler, kullanım sayısına göre dört farklı alt gruba ayrılmıştır:

- **1. Grup (Kontrol Grubu):** Bu gruptaki eğeler, yapay rezin kanallarda hiç kullanılmamış ve doğrudan döngüsel yorgunluk testine alınmıştır.
- **2. Grup (Tek Kullanım Grubu):** Bu gruptaki eğeler, 60° eğime sahip 18 mm uzunluğundaki yapay rezin kanallarda bir kez kullanılmıştır. Her kullanımda uygulanan irrigasyon prosedürü sırasıyla 1 dakika NaOCl (%5.25), 1 dakika serum fizyolojik ve 1 dakika EDTA (%17) çözeltisi ile yapılmıştır. Eğeler, sterilizasyon işlemine (otoklav, 121°C, 15 psi, 15 dakika) tabi tutulmuştur.

- **3. Grup (İki Kullanım Grubu):** Bu gruptaki eğeler, iki kez , 60° eğime sahip 18 mm uzunluğundaki yapay rezin kanallarda kullanılmıştır. Her kullanımda uygulanan irrigasyon prosedürü sırasıyla 1 dakika NaOCl (%5.25), 1 dakika serum fizyolojik ve 1 dakika EDTA (%17) çözeltisi ile yapılmıştır. Eğeler, kullanım sayıları arasında sterilizasyon işlemine (otoklav, 121°C, 15 psi, 15 dakika) tabi tutulmuştur.
- **4. Grup (Üç Kullanım Grubu):** Bu gruptaki eğeler, üç kez 60° eğime sahip 18 mm uzunluğundaki yapay rezin kanallarda kullanılmıştır. Her kullanımda uygulanan irrigasyon prosedürü sırasıyla 1 dakika NaOCl (%5.25), 1 dakika serum fizyolojik ve 1 dakika EDTA (%17) çözeltisi ile yapılmıştır. Eğeler, kullanım sayıları arasında sterilizasyon işlemine (otoklav, 121°C, 15 psi, 15 dakika) tabi tutulmuştur.

Her kullanımda, Ni-Ti döner eğeler üretici firmanın önerdiği hız ve tork değerlerinde çalıştırılmıştır (Sx, S1, S2, F1, F2).



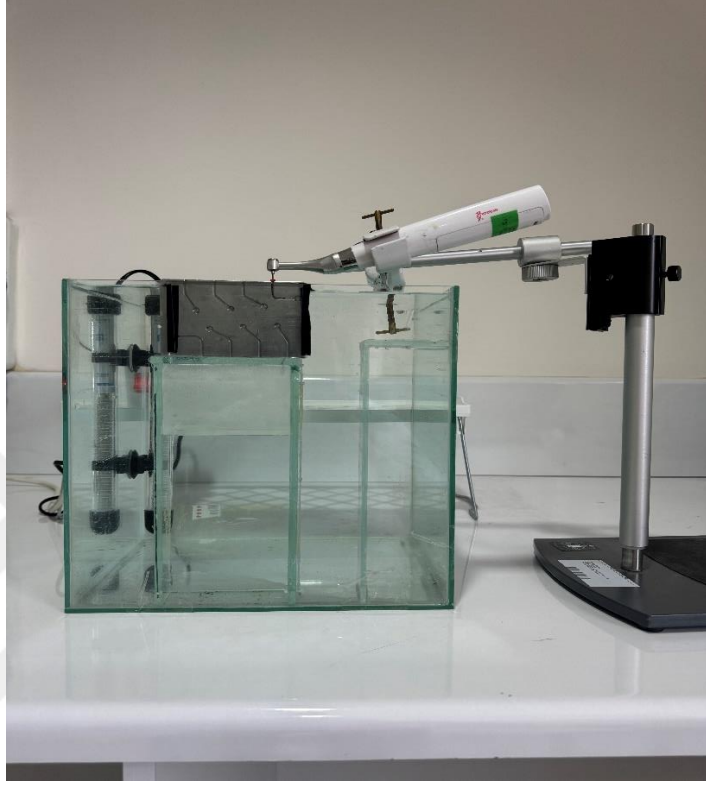
Şekil 3.6.: Döngüsel yorgunluk testinde kullanılan paslanmaz çelik yapay kanallar

3.3. Döngüsel Yorgunluk Testi Uygulama

Döngüsel yorgunluk testlerinde, tüm gruplarda kullanılan F2 Ni-Ti eğeleri, insan vücudunun sıcaklık koşullarını taklit eden $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ sıcaklıkta, 90° eğime sahip yapay paslanmaz çelik kanallarda test edilmiştir. Çalışma süresince test koşullarının standardizasyonunu sağlamak amacıyla, kullanılan Endo Motorların anguldurvaları, eğelerin yerleştirileceği yapay kanallara aksel olarak hizalanacak şekilde sabitlenmiştir.

Test düzeneği, eğelerin kırılmasına kadar döndürüldüğü statik döngüsel yorgunluk deney düzeneğinden oluşmuştur. Her ege, kronometre ile ölçülen süre boyunca döndürülmüş ve kırılma anı kaydedilmiştir. Kırılan parçalar toplanarak ayrıca onların

istatistiği tutulmuştur. Döngüsel kırılma süresi ve kırık parça uzunluğu, elde edilen verilerle hesaplanmıştır.



şekil 3.7.: Döngüsel yorgunluk testinin uygulanması

3.4. İstatistiksel Analiz

Verilerin normal dağılımı Shapiro-Wilk testi ile kontrol edilmiştir. Normal dağılıma uyan veriler için T testi kullanılarak gruplar arası karşılaştırmalar yapılmıştır. Çalışmamızın döngüsel yorgunluk kısmında kullanım sayıları arasındaki kırılma süreleri farkları 2 yönlü ANOVA ile analiz edilmiştir. Yine yüzey pürüzlülüğu verilerinin analizi için 2 yönlü tekrarlı ANOVA testi yapılmıştır.

Bu alışma, farklı ısıı ışlem görmüş Ni-Ti eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini değerlendirerek, klinik kullanımda daha verimli ve dayanıklı eğe sistemlerinin seçilmesine katkı sağlamayı amaçlamaktadır.



4.BULGULAR

Döngüsel Yorgunluk Testi

Bu çalışmada, UniGold ve UniBlue ege sistemlerine ait toplam 96 ege, dört farklı deney grubuna (n=12) ayrılarak döngüsel yorgunluk testine tabi tutulmuştur. Her bir grup, eğerlerin kullanım sayısına göre farklılık göstermekte olup testler, eğerler kırılana kadar geçen süre baz alınarak değerlendirilmiştir.

UniGold ve UniBlue eğerlerinin ve farklı sayıda rezin blok genişletilmesinin istatistiksel analizi için 2 yönlü Anova yapılmıştır. Analiz sonucunda eğerlerin ($p<0.001$), kullanım sayılarının ($p<0.001$) ve ege-kullanım sayısı etkileşiminin ($p=0.016$) anlamlı olarak fark oluşturduğu belirlenmiştir. Eğerlerin ve kullanım sayılarının ortalama ve standart sapma verileri Tablo 4.1'de sunulmuştur.

Tablo 4.1. Uni gold ve blue eğerlerin döngüsel yorgunluk testinde ortalama ve standart sapma kırılma zamanları (sn)

	Scope UniGold Ege Sistemi	Scope UniBlue Ege Sistemi
Kullanılmamış	77,500 ± 11,6424 ^{Aa}	138,833 ± 24,763 ^{Ab}
1 Kez Kullanım	69,666 ± 13,871 ^{Aa}	123,000 ± 14,35 ^{ABb}
2 Kez Kullanım	67,000 ± 11,599 ^{ABa}	111,833 ± 10,969 ^{Bb}
3 Kez kullanım	55,500 ± 9,922 ^{Ba}	91,583 ± 7,537 ^{Cb}
Total	67,416 ± 13,958	116,312 ± 23,138

Sütunlar arasındaki anlamlı farklılık üst simge büyük harfler ile satırlar arasındaki anlamlı farklılık ise üst simge küçük harfler ile gösterilmiştir ($p<0.05$).

Çalışmada kullanılan ege sistemleri karşılaştırıldığında, UniBlue grubunun ($116,31 \pm 23,13$), UniGold grubuna ($67,42 \pm 13,96$) kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu belirlenmiştir ($p<0.001$).

Eğerlerin kullanım sayısına göre gruplar karşılaştırıldığında, hiç kullanılmamış eğerlerin döngüsel yorgunluk direnci, diğer tüm kullanım gruplarına göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur. Bir ve iki kez kullanılmış gruplar arasında istatistiksel olarak

anlamli bir fark saptanmazken ($p = 0.321$), her iki grup da üç kez kullanilmis gruba göre anlamli düzeyde daha yüksek kırılma direncine sahipti. En düşük döngüsel yorgunluk direnci ise üç kez kullanilmis grupta gözlemlenmiştir.

UniGold eğelerin kendi içindeki kullanım grupları kıyaslandığında; hiç kullanılmamış grup ile bir kez kullanilmis grup arasında ($p=0.378$) ve bu iki grup ile iki kez kullanilmis grup arasında ($p=0.147$, $p=0.946$) istatistiksel olarak anlamli fark saptanmamıştır. Ancak, üç kez kullanilmis grup ile hiç kullanılmamış ve bir kez kullanılmamış gruplar arasında anlamli fark olduğu belirlenmiştir. (hiç kullanılmamış grup ile $p < 0.001$; bir kez kullanilmis grup ile $p = 0.026$). Öte yandan, iki ve üç kez kullanilmis gruplar arasında istatistiksel olarak anlamli bir fark saptanmamıştır ($p = 0.096$).

UniBlue eğelerin kullanım sayısına göre değerlendirilmesinde, hiç kullanılmamış grup ile bir kez kullanilmis grup arasında anlamli fark saptanmamıştır ($p = 0.081$). Ancak, iki kez ($p = 0.001$) ve üç kez ($p < 0.001$) kullanilmis gruplar ile hiç kullanılmamış grup arasında anlamli fark mevcuttur. Bir kez ile iki kez kullanilmis gruplar arasında anlamli fark saptanmamış olsa da ($p = 0.319$), iki kez ile üç kez kullanilmis gruplar arasında istatistiksel olarak anlamli fark olduğu tespit edilmiştir ($p = 0.015$). Üç kez kullanilmis UniBlue eğe grubu ise diğer tüm kullanım gruplarına göre istatistiksel olarak anlamli şekilde daha düşük döngüsel yorgunluk direnci sergilemiştir ($p < 0.001$; $p < 0.001$; $p = 0.015$).

UniGold eğe sistemleri ve UniBlue eğe sistemlerinin ikili karşılaştırılmalarında ise hiç kullanılmayan gruplar, bir kez kullanilmis eğe grupları, iki kez kullanilmis eğe grupları ve üç kez kullanilmis eğe grupları arasında anlamli fark bulunmuştur ($p < 0.001$).

Kırılan Eğe Parçalarının Uzunlukları

Döngüsel yorgunluk testinde kırılan eğelerin uzunluklarının değerlendirilmesi amacıyla iki yönlü varyans analizi (ANOVA) gerçekleştirilmiştir. Yapılan istatistiksel analizler sonucunda, eğelerin kullanım sayısının ($p = 0.952$) ve kullanım sayısı ile alaşım tipi arasındaki etkileşimin ($p = 0.486$) kırık eğe uzunluğu üzerinde istatistiksel olarak anlamli bir etkisinin bulunmadığı belirlenmiştir. Buna karşın, kullanılan alaşım tipinin kırık eğe uzunluğu üzerinde istatistiksel açıdan anlamli bir etkiye sahip olduğu tespit

edilmiştir ($p < 0.001$). Grup içi karşılaştırmalar incelendiğinde, farklı kullanım sayılarında UniGold ve UniBlue eğeleri arasında anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir ($p > 0.05$). Bununla birlikte, her bir kullanım sayısı grubu içerisinde UniGold ve UniBlue eğeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların mevcut olduğu ortaya konmuştur ($p < 0.001$). Her bir gruptaki kırık alet uzunluğu Tablo 2 de belirtilmiştir.

Tablo 4.2. Kullanım sayısı ve alaşım türüne göre döngüsel yorgunluk testinde kırılan uç parçaların uzunlukları (mm)

Kırık Parça	Scope UniGold Eğe Sistemi	Scope UniBlue Eğe Sistemi	Total
Kullanılmamış	$5,62 \pm 0,27^{Aa}$	$6,41 \pm 0,29^{Ab}$	$6,01 \pm 0,49$
1 Kez Kullanım	$5,49 \pm 0,32^{Aa}$	$6,46 \pm 0,33^{Ab}$	$5,98 \pm 0,59$
2 Kez Kullanım	$5,43 \pm 0,29^{Aa}$	$6,5 \pm 0,34^{Ab}$	$5,96 \pm 0,62$
3 Kez Kullanım	$5,52 \pm 0,28^{Aa}$	$6,43 \pm 0,32^{Ab}$	$5,97 \pm 0,55$
Total	$5,51 \pm 0,29$	$6,45 \pm 0,31$	

Sütun içindeki istatistiksel anlamlı farklılıklar üst simge büyük harflerle, satır içindeki anlamlı farklılıklar ise üst simge küçük harflerle belirtilmiştir ($p < 0.05$).

SA (Aritmetik Ortalama Pürüzlülük) Yüzey Pürüzlülük

UniGold ve UniBlue eğe sistemlerinin, yapay rezin bloklarda hiç kullanılmadan, 1. Kullanım sonrası, 2. Kullanım sonrası ve 3. Kullanım sonrası SA yüzey pürüzlülüğü verilerinin analizi için 2 yönlü tekrarlı ANOVA testi yapılmıştır. Testin sonucuna göre kullanım sayısının ($P < 0.001$) ve kullanım sayısı-eğе etkileşiminin ($P < 0.001$) anlamlı olarak yüzey pürüzlülüğünü etkilediği görülmüştür. Yapay rezin bloklarda hiç kullanılmamış ve 1 kez kullanılmış eğeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok iken ($P > 0.05$), 2 kez kullanılmış eğeler, önceki iki gruptan anlamlı olarak daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu görülmüştür. En yüksek yüzey pürüzlülüğü ise anlamlı olarak 3 kez kullanım grubundaydı.

UniGold ve UniBlue eğeler arasında ise anlamlı olarak fark vardı ($p < 0.001$). Rezin bloklarda hiç kullanılmamış, 2 kez kullanılmış ve 3 kez kullanılmış UniGold eğeler ve UniBlue eğeler arasında anlamlı olarak yüzey pürüzlülüğü değerlerinde fark vardı. Ancak 1 kez kullanılmış eğe grupları arasında anlamlı farklılık yoktu ($p = 0.173$).

UniGold eğe grupları kendi arasında kıyaslandığında hiç kullanılmamış eğe grubu ve bir kez kullanılmış eğe grubu arasında fark yok iken, iki kez kullanılmış eğe grubu bu iki eğe grubundan anlamlı olarak daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahipti. Anlamlı olarak en yüksek pürüzlülük 3 kez kullanılmış eğe grubundaydı.

UniBlue eğe grupları kendi arasında kıyaslandığında bir kez kullanılmış eğe grubu anlamlı olarak en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahipti. Hiç kullanılmamış eğe grubu ve iki kez kullanılmış eğe grubu arasında bir fark yokken üç kez kullanılmış eğe grubu hiç kullanılmamış eğe grubundan anlamlı olarak daha yüksek pürüzlülüğüne sahipti.

Tablo 4.3. UniGold ve UniBlue eğe sistemlerinin aritmetik ortalama pürüzlülük (SA) değerleri (μm)

SA Değerleri	Scope UniGold Eğe Sistemi	Scope UniBlue Eğe Sistemi	Total
Kullanılmamış	16,108 $\pm$ 3,806 ^{Aa}	32,541 $\pm$ 5,438 ^{Ab}	24,325 $\pm$ 9,566
1 Kez Kullanım	28,166 $\pm$ 17,639 ^{Aa}	20,800 $\pm$ 4,082 ^{Ba}	24,483 $\pm$ 13,074
2 Kez Kullanım	60,333 $\pm$ 12,096 ^{Ba}	37,041 $\pm$ 8,194 ^{ADb}	48,687 $\pm$ 15,608
3 Kez Kullanım	77,483 $\pm$ 8,860 ^{Ca}	39,341 $\pm$ 5,145 ^{CDb}	58,412 $\pm$ 20,729

Sütun içindeki istatistiksel anlamlı farklılıklar üst simge büyük harflerle, satır içindeki anlamlı farklılıklar ise üst simge küçük harflerle belirtilmiştir ($p < 0.05$).

SZ (Maksimum Tepe-Çukur Yüksekliği) Yüzey Pürüzlülük

UniGold ve UniBlue eğe sistemlerinin, yapay rezin bloklarda, hiç kullanılmadan, 1. Kullanım sonrası, 2. Kullanım sonrası ve 3. Kullanım sonrası SZ yüzey pürüzlülüğü verilerinin analizi için 2 yönlü tekrarlı ANOVA testi yapılmıştır. Testin sonucuna göre kullanım sayısının ($P < 0.001$) ve kullanım sayısı-eğe etkileşiminin ($P < 0.001$) anlamlı olarak yüzey pürüzlülüğünü etkilediği görülmüştür. Hiç kullanılmamış ve bir kez kullanılmış eğe grupları arasında istatistiksel fark yok iken ($P > 0.05$), iki kez kullanılmış eğe grubu, bunlardan anlamlı olarak daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu görülmüştür. En yüksek yüzey pürüzlülüğü ise anlamlı olarak üç kez kullanılmış eğe grubundaydı.

UniGold ve UniBlue eğe grupları arasında ise anlamlı bir farklılık yoktu ($p = 0.073$). Resin bloklarda hiç kullanılmamış, 1 kez kullanılmış ve 3 kez kullanılmış

UniGold ve UniBlue eğe grupları arasında anlamlı olarak yüzey pürüzlülüğü değerlerinde fark vardı. Ancak 2 kez kullanılmış UniGold ve UniBlue eğe grupları arasında anlamlı farklılık yoktu ($p=0.109$).

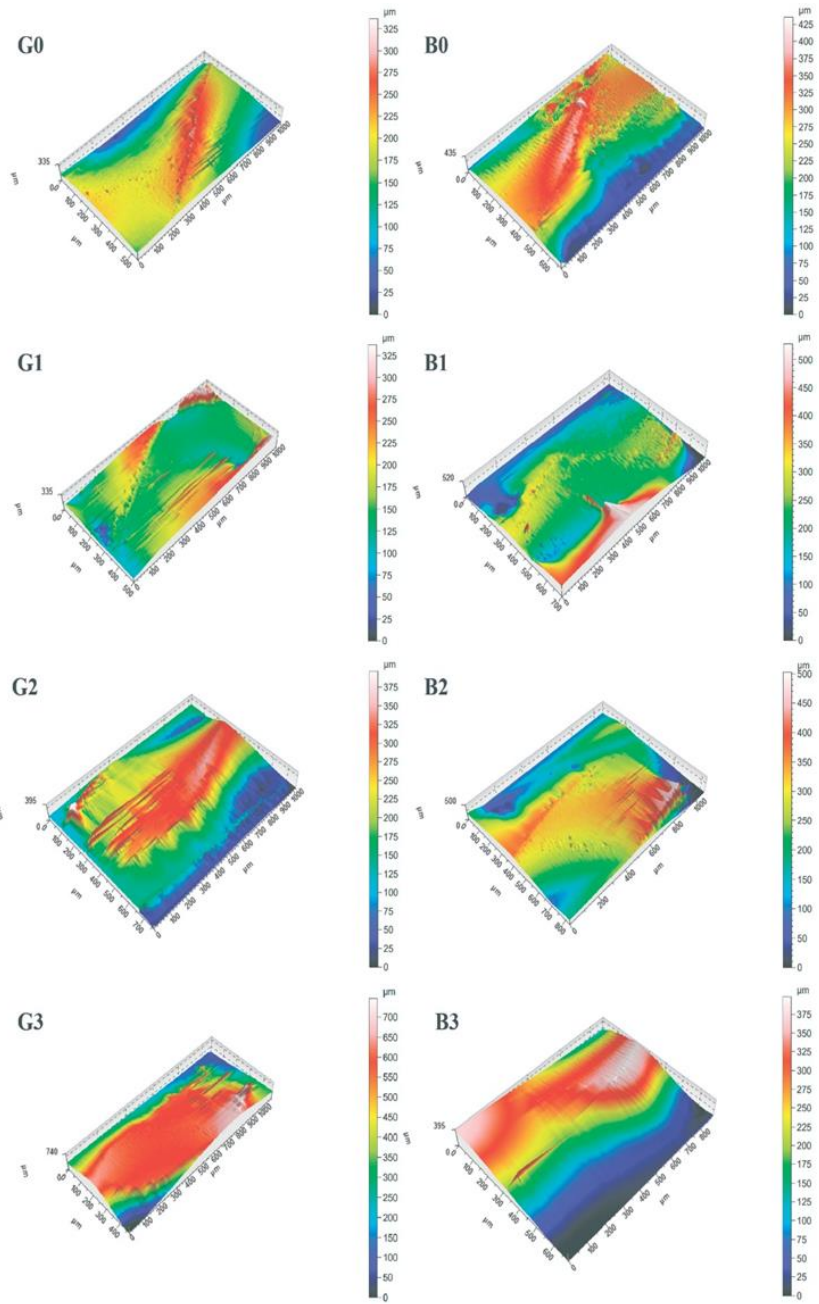
UniGold eğe grupları kullanım sayısına göre kendi arasında analiz edildiğinde tüm gruplar arasında anlamlı olarak fark vardı. En düşük SZ yüzey pürüzlülüğü hiç kullanılmamış eğe grubundayken, onu sırasıyla 1, 2 ve 3 kez kullanılmış eğe grubu takip etti.

UniBlue eğe grupları kullanım sayısına göre kendi arasında analiz edildiğinde eğe grupları arasında ise 1 kez kullanım grubu anlamlı olarak en düşük SZ yüzey pürüzlülüğ değerlerine sahipti. Diğer 3 grup arasında (hiç kullanılmamış, 2 ve 3 kez kullanılmış eğe grubu) ise anlamlı farklılık yoktu. Tablo 4.4’de gruplara ait ortalama ve standart sapma verileri sunulmuştur.

Tablo 4.4. UniGold ve UniBlue eğe sistemlerinin maksimum tepe çukur yüksekliği (SZ) pürüzlülüğ değerleri (μm)

Sütun içindeki istatistiksel anlamlı farklılıklar üst simge büyük harflerle, satır içindeki anlamlı farklılıklar ise üst simge küçük harflerle belirtilmiştir ($p < 0.05$).

Sz Değerleri	Scope UniGold Eğe Sistemi	Scope UniBlue Eğe Sistemi	Total
Kullanılmamış	152,083 $\pm$ 33,966 ^{Aa}	417,000 $\pm$ 158,146 ^{Ab}	284,541 $\pm$ 175,559
1 Kez Kullanım	302,833 $\pm$ 153,819 ^{Ba}	193,750 $\pm$ 77,047 ^{Bb}	248,2917 $\pm$ 131,373
2 Kez Kullanım	460,166 $\pm$ 89,897 ^{Ca}	396,583 $\pm$ 96,386 ^{Aa}	428,375 $\pm$ 96,762
3 Kez Kullanım	625,583 $\pm$ 120,690 ^{Da}	498,666 $\pm$ 74,924 ^{Ab}	562,125 $\pm$ 117,700



Şekil 4.1.: Her eğe grubunun kullanım sayısına göre yüzey topografisi

5.TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinin temel amacı; pulpa dokusunun tamamının, kök kanal sistemi içerisinde yer alan mikroorganizmaların ve bu organizmaların oluşturduğu toksik yan ürünlerin uzaklaştırılmasıyla enfekte alanın etkin bir şekilde dezenfekte edilmesidir (221). Bu tedavi sürecinde, kanal sisteminin kemo-mekanik olarak hazırlanması, ardından irrigasyonla desteklenmesi ve üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulması, başarılı bir tedavi için kritik öneme sahiptir (19,222). Dolayısıyla, bu aşamaların başarısı, kullanılan ege sistemlerinin etkinliği ile doğrudan ilişkilidir (223).

Endodontik tedavi sürecinde kök kanal şekillendirmesi için kullanılan eğeler, genellikle paslanmaz çelik ya da Nikel-Titanyum (NiTi) alaşımından üretilmektedir. Paslanmaz çelik eğeler, çoğunlukla manuel olarak kullanılırken, bazı modeller endodontik motorlarla da uyumlu olabilir. Bununla birlikte, NiTi alaşımlı eğelerin, paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha hızlı ve verimli şekillendirme sağladıkları bildirilmiştir (224).

Pruett ve ark.(191) yaptığı çalışmada, paslanmaz çelikten üretilmiş kanal aletlerinde mekanik preparasyon sonrasında oluşan deformasyonların genellikle ege yivlerinde açılma şeklinde gözle fark edilebilir biçimde ortaya çıktığı bildirilmiştir. Buna karşılık, nikel-titanyum (Ni-Ti) eğelerde oluşan deformasyonlar çoğunlukla gözle tespit edilemediğinden, kullanım sürecine bağlı olarak meydana gelen ani kırıklar önemli bir sorun teşkil etmektedir. Bu eğelerin, klinik kullanım sırasında herhangi bir kalıcı deformasyon belirtisi göstermeksizin aniden kırılabilmesi, endodontik tedavinin başarısını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Benzer şekilde Sattapan ve ark.(2) Ni-Ti eğelerin torsiyonel ve fleksural stresler altında, gözle fark edilemeyen mikro çatlaklar biriktirerek kırılma eğiliminde olduğunu ortaya koymuştur.

Ni-Ti eğelerindeki kırılmalar; eğenin kullanım süresi, tasarımı, üretim yöntemi, çalışma hızı ve torku, kök kanalının eğrilik açısı ve çapı, kanal şekillendirme sırasında uygulanan kuvvet ve gerilme düzeyleri, kullanılan sterilizasyon teknikleri ve operatörün uygulama tarzı gibi birçok faktöre bağlı olarak gelişebilmektedir (10). Bununla birlikte, döngüsel yorgunluk, bu kırılmaların en yaygın nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir (213).

McGuigan ve ark.(225) 2013 yılında yayımladıkları derleme çalışmada, 1977 ile 2011 yılları arasında "kırık alet" ve "kök kanal alet fraktürü" anahtar kelimeleriyle yapılan tarama sonucunda ulaştıkları 189 bilimsel yayını değerlendirmişlerdir. İncelenen literatür doğrultusunda, Ni-Ti kanal eğelerinin yaklaşık %5'inin klinik kullanım sırasında kırılma riski taşıdığı veya Ni-Ti eğelerle gerçekleştirilen kök kanal tedavilerinde %0,4 ila %5 oranında kırık alet oluştuğu belirtilmiştir.

Kök kanal tedavisinde Ni-Ti ege sistemlerinin sağladığı birçok avantaj bulunmasına karşın, bu malzemenin paslanmaz çeliğe göre ani kırılmalara daha yatkındır (226). Ni-Ti eğelerinin herhangi bir deformasyon belirtisi göstermeden ani şekilde kırılması, tedavi sürecinde önemli bir endişe kaynağı oluşturmakta ve tedavinin genel başarısını olumsuz yönde etkileyebilmektedir (139).

Ni-Ti kanal eğelerinin kırılmasının başlıca nedenlerinden biri, özellikle eğimli kanallarda sürekli rotasyon hareketine maruz kalmaları sonucu oluşan stres birikimidir. Bu durum, eğenin eğim noktalarında meydana gelen tekrarlayan gerilme ve sıkışma kuvvetleri neticesinde mikro ve makro düzeyde çatlakların ilerlemesine yol açar ve bu süreç sonunda "döngüsel yorgunluk" olarak bilinen metal yorgunluğu gelişir(203). Peng ve ark.(227) ile Cheung ve ark.(61) da klinik koşullarda kanal aleti fraktürlerinin büyük ölçüde bu döngüsel yorgunluğa bağlı olarak ortaya çıktığını ifade etmişlerdir.

NiTi döner eğelerle yapılan kırılma testleri iki ana yöntemle değerlendirilir: burulma yorgunluğu ve döngüsel yorgunluk. Burulma yorgunluğu testlerinde, materyalin uç kısmı bir penseyle sabitlenip döndürülerek uygulanan torkun ve kuvvetin eğenin kırılma üzerindeki etkisi gözlemlenir (172,228). Döngüsel yorgunluk testlerinde ise materyal eğimli bir yüzeyde serbest şekilde dönerken, eğenin bir tarafında sıkışma, diğer tarafında ise genişleme meydana gelir; bu esneme hareketi metalde yorgunluk birikmesine neden olur (213). Sattapan ve ark.(2) yaptıkları araştırmada, Profile sistemine ait döner endodontik aletlerin kırılma nedenleri incelenmiş ve bu kırıkların yaklaşık olarak %56'sının torsiyonel stres kaynaklı olduğu, kalan %44'ünün ise tekrarlayan esneme kuvvetlerine bağlı döngüsel yorgunluk sonucu meydana geldiği raporlanmıştır. Literatürde, döner endodontik enstrümanların kırılma nedenleri incelendiğinde, döngüsel yorgunluğun temel etkenlerden biri olduğu sıklıkla vurgulanmaktadır. Örneğin, Cheung ve ark. (229) enstrüman kırıklarının %93'ünün döngüsel yorgunluğa bağlı olarak

gerçekleştiğini rapor etmişlerdir. Benzer şekilde, Peng ve ark. (227) ise çalışmaları sonucunda, alet kırıklarının büyük bir çoğunluğunun döngüsel yorgunlukla ilişkili olduğunu ortaya koyarak bu bulguları desteklemişlerdir. Mevcut literatürde, endodontik döner enstrümanların çapındaki artışın, döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılığı azalttığına dair bulgular yer almaktadır. Bu durum, kullanılan aletin metal hacminin, yorgunluk direnci üzerinde kayda değer bir etki oluşturabileceğini düşündürmektedir (123). Klinik kırılmaların çoğunluğunun döngüsel yorgunluk kaynaklı olması sebebi ile çalışmamızda eğelerin dayanıklılığını belirlemek için döngüsel yorgunluk testlerini tercih ettik. Araştırmamızın amacı, test edilen NiTi eğelerin, hasta üzerinde kaç kez kullanıldığının döngüsel yorgunluk direncine olan etkilerini analiz etmektir.

Döngüsel yorgunluk testleri, Ni-Ti döner ege sistemlerinin temel fiziksel direnç özelliklerini değerlendirmek amacıyla uygulanmaktadır. NiTi döner eğelerin klinik etkinliklerinin incelenmesinde genellikle çeşitli sebeplerden çekilmiş doğal dişler veya şeffaf reçine bloklar tercih edilmektedir (230,231). Ancak döngüsel yorgunluk testlerinde kullanılan kanalların şekil ve eğim açısından standartlaştırılması büyük önem taşımaktadır; çünkü bu sayede deneysel koşullarda tüm değişkenler en aza indirilir ve böylece elde edilen verilerin güvenilirliği ile tekrarlanabilirliği artırılır (232). Bu testlerde eğimli, çekilmiş insan dişlerinin kullanılması, gerçek klinik senaryoları yansıtmaya açısından avantaj sağlasa da, her bir dişin kendine özgü morfolojik yapısı nedeniyle deneysel standardizasyonda ciddi kısıtlamalar oluşturmaktadır. Deneysel süreç boyunca kanal konfigürasyonunun sabit ve kontrollü bir şekilde standartlaştırılması, yalnızca ege sistemleri arasındaki marka temelli farklılıkların değerlendirilmesine olanak tanıyarak, metodolojik tutarlılığın korunmasında ve sonuçların bilimsel geçerliliğinin artırılmasında kritik bir rol oynamaktadır(232,233). Kök kanal sistemlerinin bireysel farklılıklar göstermesi, kanalların eğimi, çapı ve şekli gibi parametrelerde değişkenliğe yol açmakta, bu da elde edilen verilerin karşılaştırılabilirliğini azaltmaktadır. Plotino ve ark.(213) yürüttüğü çalışmalarda da vurgulandığı üzere, çekilmiş insan dişlerinde yapılan şekillendirme işlemleri sırasında kanal geometrisinde meydana gelen değişiklikler, test süreci boyunca sabit bir yapı sunulmasını engellemektedir. Bu durum, testlerin tekrarlanabilirliğini düşürmekte ve farklı çalışmalardan elde edilen bulguların karşılaştırılmasını güçleştirmektedir.

Bu nedenlerle, önceden belirlenmiş eğim ve çaplara sahip, yapay olarak hazırlanmış kanalların kullanılması tercih edilmelidir. Böylece, test koşulları kontrol altında tutularak dış değişkenlerin etkisi minimize edilebilir. Sonuç olarak, bu yöntem bilimsel geçerliliği yüksek, güvenilir ve standart bir test ortamı sağlayarak, elde edilen verilerin daha sağlıklı yorumlanmasına olanak tanır. Rezin blokların, doğal dentin dokusuna göre farklı bir elastik modüle sahip olması, klinik koşulları tam olarak yansıtmasa da, kontrollü laboratuvar koşulları altında eğe sistemlerinin mekanik dayanıklılıklarını kıyaslamak için yaygın olarak tercih edildiği bilinmektedir (19,82). Bununla birlikte, yapay kanallarda yapılan çalışmaların en önemli avantajı, kanal eğriliğinin ve şeklinin birebir tekrarlanabilir olmasıdır. Böylece döngüsel yorgunluk kırığına sebep olan stres dağılımları daha tutarlı biçimde modellenenmektedir. Çalışmada yapay rezin bloklar kullanılması, tüm gruplar arasında standartizasyonun sağlanmasına olanak tanımış; bu da yüzey değişikliklerinin yalnızca kullanım sayısına ve aşım farklılıklarına bağlı olarak değerlendirilmesini mümkün kılmıştır. Literatürde benzer şekilde yapay kanallar kullanılarak yapılan çalışmalarda da (191,213) bu metodun güvenilirliği vurgulanmıştır.

Çalışmamızda, söz konusu teknik kısıtları aşmak, insan vücudunu taklit etmek ve daha kontrollü bir test ortamı sağlamak amacıyla, UniGold ve UniBlue eğe sistemlerine, ısıtıcısı ve termometresi bulunan bir su tankında paslanmaz çelikten yapılmış metal bloklar üzerinde 90 derece eğime sahip yapay kanallarda döngüsel yorgunluk testi uygulanmıştır. Böylece kanal iç yüzeyi ile eğe arasındaki sürtünme minimize edilmiştir ve paslanmaz çelik yüzeylerin zamanla aşınarak test sonuçlarını etkilemesi önlenmiştir. Ayrıca, test ortamının standartizasyonu korunmuş ve döngüsel yorgunluk değerlerinin daha tutarlı biçimde ölçülmesi sağlanmıştır. Bu yaklaşım, in vitro koşulların klinik gerçekliğe daha yakın simülasyonunu mümkün kılmıştır.

Döngüsel yorgunluk testlerinin amaçlarından biri, Ni-Ti döner eğe sistemlerinin fiziksel ve mekanik dayanıklılıklarını değerlendirmektir (234). Bu nedenle bu testler genellikle kontrollü laboratuvar koşullarında, farklı eğim açlarına ve kurvatür yarıçaplarına sahip standartlaştırılmış yapay kanallar kullanılarak gerçekleştirilir. Test sürecinde, ilgili Ni-Ti eğe sistemleri, önceden belirlenmiş geometriye sahip yapay bir kanal içerisinde sürekli rotasyona tabi tutulur ve kırılma meydana gelene kadar geçen süre ölçülerek kaydedilir.

Döngüsel yorgunluk testlerinde kullanılan yapay kanalların üretiminde genellikle paslanmaz çelik tercih edilmektedir. Ancak bu materyalin dentin benzeri mekanik özelliklerden yoksun olması, elde edilen verilerin klinik uygulamalarla birebir örtüşmesini zorlaştırmaktadır. Wan ve ark.(233) çalışmalarında da vurgulandığı gibi, paslanmaz çelik kanallar, hem gerçek diş dokusunun elastikiyetini taklit edememekte hem de test sırasında kullanılan Ni-Ti eğelerin tekrarlayan teması sonucunda kanal duvarlarında fiziksel deformasyonlar oluşabilmektedir. Bu deformasyonlar, deneysel sürecin güvenilirliğini zedeleyerek sonuçların tekrarlanabilirliğini azaltabilmektedir.

Döngüsel yorgunluk testlerinin uygulanmasında genellikle iki farklı deneysel yaklaşım tercih edilmektedir: statik ve dinamik test modelleri. Statik test modelinde, belirlenen çalışma uzunluğuna ulaşan eğe, yapay kanal içinde herhangi bir aksiyel (ileri-geri) hareket olmaksızın sabit pozisyonda rotasyona tabi tutulur ve kırılma gerçekleşene kadar işlem sürdürülür (234). Buna karşın, dinamik test modelinde eğe, kanal içerisinde hem rotasyonel hem de belirli bir ileri-geri aksiyel hareketle test edilir (213).

Gavini ve ark.(235) yürüttüğü araştırmalar, test modelinin doğru seçiminin sonuçların güvenilirliği açısından kritik olduğunu vurgulamaktadır. Dinamik model, klinik koşulları daha iyi simüle etmesine rağmen, bazı sınırlılıkları da beraberinde getirmektedir. Örneğin, endodontik işlemler sırasında kullanılan aletlerin kanal içine yerleştirilip çıkarılmasına ilişkin olarak, belirlenmiş bir aksiyel hareket mesafesi ya da ideal bir hız aralığı bulunmamaktadır. Bu parametreler genellikle klinisyenin bireysel yaklaşımına bağlıdır ve bu durum, deneysel koşullar altında bu değişkenlerin standardize edilmesini önemli ölçüde zorlaştırmaktadır (233). Ayrıca, dinamik test cihazlarında aletlerin sabit ve öngörülebilir bir yörüngede hareket etmesini sağlamak oldukça karmaşık bir süreçtir ve bu da söz konusu yönteme yönelik eleştirilere neden olmuştur (181). Aynı ölçülere sahip eğelerin test sırasında farklı hareket yolları izlemesi durumunda, bu sistemler arasında doğru ve güvenilir karşılaştırmalar yapmak mümkün olamayacaktır (236). Silva ve ark.(237) yürüttükleri araştırmada dinamik test modellerinde aksiyel hareketlerin hız ve genliğinin belirli standartlar altında kontrol edilebileceğini ortaya koymuşlardır. Bununla birlikte, bu değişkenlerin büyük ölçüde öznel nitelikler taşıdığına ve manuel olarak uygulanan ileri-geri hareketlerin klinik ortamda sabit ve tekrarlanabilir bir şekilde gerçekleştirilebilmesinin güvenilirliğinin sorgulanabilir olduğuna vurgu yapmışlardır. Bu nedenle, sadece döngüsel yorgunluktan

kaynaklanan kırılmaları incelemek amacıyla, çalışmada dışsal etkileri minimize edebilmek için statik bir test modeli kullanmayı tercih etmişlerdir. Bu gerekçeler doğrultusunda, çalışmamızda metodolojik tutarlılığı sağlamak ve verilerin karşılaştırılabilirliğini artırmak amacıyla statik döngüsel yorgunluk test yöntemi tercih edilmiştir.

Döngüsel yorgunluk testlerinde, NiTi döner eğerlerin dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla farklı kurvatür açıları, kurvatür yarıçapları ve kanal iç çaplarına sahip cam, seramik veya paslanmaz çelikten üretilmiş yapay kanallar kullanılmaktadır (191). Bu yapay kanallar, eğerlerin mekanik performansını standardize edilmiş koşullarda test etmek için tercih edilmektedir.

Literatürde döngüsel yorgunluk testlerinin gerçekleştirilmesinde kullanılan test düzeneklerinin, eğerlere etki eden stresin doğrudan ve tekrarlanabilir biçimde uygulanabilmesi açısından kritik öneme sahip olduğu bildirilmektedir. Pruett ve ark.(191) 18 gauge paslanmaz çelik iğnelerden ürettikleri yapay kanallarda, 30°, 45° ve 90° kurvatür açılarını kullanarak döngüsel yorgunluk testleri gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada, eğerlerin kurvatür eğiminin 30° olduğu durumlarda yeterli düzeyde kısıtlanmadığı ve bu durumun test sonuçlarını etkileyebileceği belirtilmiştir. Anderson ve ark.(60) ise, cam tüplerin ısı ile bükülmesiyle oluşturdukları yapay kanallarda, 5 mm kurvatür yarıçapı ve 45° ile 90° kurvatür açılarını kullanarak benzer testler yapmışlardır. Huang ve ark.(238) da seramik bloklardan ürettikleri yapay kanallarda 5 mm kurvatür yarıçapı ve 60° kurvatür açısı kullanarak döngüsel yorgunluk testleri gerçekleştirmişlerdir. Gambarini ve ark.(136) ProFile eğerlerin klinik kullanımından önce ve sonra döngüsel yorgunluk dirençlerini değerlendirdikleri çalışmada özel olarak tasarlanmış bir test düzeneği kullanmışlardır. Bu düzende, 5 mm yarıçapında kurvatüre sahip içbükey ve dışbükey çelik yüzeylerden oluşan bir silindir bir araya getirilerek eğerlere uygulanan stresin kontrollü bir şekilde simülasyonu sağlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda(239), genellikle 5 mm kurvatür yarıçapı ve 60 veya 90° kurvatür açısına sahip yapay kanallar tercih edilmiştir. Bu parametreler, eğerlerin klinik koşullarda karşılaşılabileceği zorlukları simüle etmek ve test sonuçlarının karşılaştırılabilirliğini artırmak amacıyla seçilmiştir. Bu doğrultuda, bizim çalışmamızda da literatürde sıkça kullanılan parametrelerle uyumlu olarak, 1,5 mm kanal iç çapı, 5 mm

kurvatür yarıçapı ve 90° kurvatür açısına sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanallar kullanılmıştır. 90° kurvatür açısı klinik durumlarda köklerdeki ani eğimleri temsil ettiği için elde ettiğimiz veriler, ege sistemlerinin ekstrem koşullardaki davranışlarını ortaya koymak açısından önem taşımaktadır. Bu sayede, elde edilen verilerin güvenilirliği ve önceki çalışmalarla karşılaştırılabilirliği sağlanmıştır.

Haikel ve ark. (165) NiTi döner eğelerin apikal uç çapı ile koniklik oranının, aletin kırılma süresi üzerinde belirleyici bir etkisi olduğunu rapor etmişlerdir. Günümüzde endodontik enstrümanların tasarım parametreleri; koniklik derecesi, hareket dinamikleri, metalurjik özellikleri ve üretim teknolojileri açısından büyük çeşitlilik göstermektedir. Bu çeşitliliğin, klinik performans üzerindeki etkilerini doğrudan yorumlamak ve karşılaştırmalı sonuçlar elde etmek oldukça güç hale gelmiştir (240). Ni-Ti döner eğelerin koniklik derecesi ve uç boyutu, döngüsel yorgunluk direnci üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Özellikle kanalın en fazla kıvrım gösterdiği bölgelerde, eğelerin çapı büyüdükçe döngüsel yorgunluk direncinin azaldığı bildirilmiştir (172,241). Literatürde döngüsel yorgunluk çalışmalarında sıklıkla 25/06 boyutlarındaki Ni-Ti döner ege sistemlerinin tercih edildiği görülmektedir. Bunun nedeni, klinik uygulamalarda şekillendirme işleminin genellikle F2 numaralı ege ile tamamlanmasıdır (75,213). Bu literatür bulgularını dikkate alarak, her iki sistem de ISO 25 numara ve %6 taper ile standardize edilmiş olup, aynı kanal anatomisine sahip örneklerde test edilmiştir. Ancak UniBlue eğeleri, daha yüksek heliks açısı, optimize edilmiş rake açısı ve daha kısa vida adımı (pitch) gibi tasarım avantajları ile dentin kesimi sırasında daha homojen stres dağılımı sağlayabilir. Ayrıca, bu tasarımsal özellikler, eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli olmasına katkıda bulunabilir (123,242). Ek olarak eğeleri üretici firmanın önerdiği hız ve tork değerlerinde test ettik.

Literatürde, ortam sıcaklığının NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımı üzerinde belirleyici bir parametre olduğu vurgulanmaktadır (243). Daha önceki çalışmalarda ortam sıcaklığı deney koşullarında önemsenmezken bu çalışma itibari ile test koşullarında önemli bir parametre olmuştur. Bazı araştırmalarda, geleneksel yöntemlerle üretilen ve termal işleme tabi tutulan Ni-Ti döner eğelerin düşük sıcaklık koşullarında test edilmesi, bu eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin anlamlı şekilde arttığını ortaya koymuştur (244). Örneğin, Vortex Blue (Dentsply Sirona, York, PA, USA) ve EdgeSequel Sapphire (EdgeEndo, Albuquerque, NM, USA) gibi termal işlem görmüş

eğeler üzerinde yapılan bir çalışmada, oda sıcaklığı ($21^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) ile vücut sıcaklığı ($37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) arasındaki döngüsel yorgunluk direnç farkı incelenmiş ve vücut sıcaklığında eğelerin dayanımlarında belirgin bir azalma olduğu bildirilmiştir (245). Klymus ve ark. (246) gerçekleştirdiği deneysel çalışmada, üç farklı döner NiTi eğeler sisteminin oda sıcaklığı ($20 \pm 1^{\circ}\text{C}$) ile insan vücudu sıcaklığına yakın koşullarda ($37 \pm 1^{\circ}\text{C}$) sergilediği döngüsel yorgunluk dayanımı kıyaslanmış ve tüm sistemlerde artan sıcaklığın, eğelerin direnç kapasitesini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalttığı tespit edilmiştir. Benzer şekilde, Grande ve ark.(244) -20°C gibi düşük sıcaklık koşullarının, ProTaper Universal, ProTaper Gold (Dentsply Sirona), Twisted File, Mtwo ve Vortex Blue (Dentsply Sirona, York, PA, USA) sistemlerinin döngüsel yorgunluk performansı üzerindeki etkisini incelemiş ve bu ekstrem sıcaklık ortamında eğelerin dayanımlarında %300 oranında bir artış olduğunu bildirmiştir. Dosanjh ve ark.(247) bulgularına göre, ortam sıcaklığındaki artışın — özellikle 22°C 'den 37°C 'ye yükselmesinin NiTi döner aletlerin döngüsel yorgunluk direncinde belirgin bir azalmaya yol açtığı tespit edilmiştir. Ek olarak Chen ve ark.(248) yaptıkları bir çalışmadan TruNatomy (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre), ProTaper Gold (Dentsply Sirona) ve ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) olmak üzere 3 farklı gold ısıtma işlem görmüş eğeleri hiç kullanmadan oda sıcaklığında (24°C) ve 65°C 'de çift eğrili simüle edilmiş bir yapay kanalda döngüsel yorgunluk testlerini uygulamışlardır. Her eğeler grubunda düşük sıcaklıkta döngüsel yorgunluk direncini anlamlı olarak daha yüksek bulduklarını bildirmişlerdir. Bu nedenle, bu tür testlerin daha gerçekçi ve klinik koşullara uygun sonuçlar verebilmesi açısından, deneylerin vücut sıcaklığına yakın ortamlarda gerçekleştirilmesi gerektiği önerilmektedir. Öte yandan, Plotino ve ark.(236) tarafından yapılan bir başka çalışmada, Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ve Reciproc Blue (VDW, Münih, Almanya) sistemlerinin farklı sıcaklıklardaki (0°C , 20°C , 35°C ve 39°C) döngüsel yorgunluk performansları, su banyosunda test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, sıcaklık yükseldikçe eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımının belirgin şekilde azaldığını ortaya koymuştur. Bununla birlikte, 35°C ile 39°C arasında ölçülen farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir.

Öte yandan, Alfawaz ve ark.(249) ProTaper Gold (Dentsply Sirona) eğeleri üzerinde distile su ve NaOCl çözeltileri içerisinde farklı sıcaklık seviyelerinin (25°C , 37°C ve 60°C) etkisini değerlendirmiş ve sıcaklık yükseldikçe tüm gruplarda

döngüsel yorgunluk dayanımında kademeli bir azalma meydana geldiğini ortaya koymuştur. Destekleyici benzer sonuçlar, Hyflex CM (Coltene-Whaledent, Altstätten, İsviçre), ProTaper Universal, Vortex Blue (Dentsply Sirona, Tulsa, Oklahoma, ABD) ve TRUShape (Dentsply Sirona, Tulsa, Oklahoma, ABD) sistemlerinin iki farklı sıcaklık koşulunda karşılaştırıldığı bir başka çalışmada da doğrulanmıştır. Bu çalışmada da, 37°C'de test edilen tüm eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin azaldığı görülmüştür (250). Bu veriler, vücut sıcaklığına yakın test koşullarında eğelerin sergilediği mekanik performansın ve döngüsel yorgunluk testlerinin klinik gerçekliğe daha uygun koşullarda yapılmasının önemini desteklemektedir. Yapılan bu çalışmalara dayanarak biz de döngüsel yorgunluk testlerimizi insan kök kanal içi sıcaklığını taklit eden su ısıtıcılı ve termometreli su banyosunda 37°C gerçekleştirdik.

Larsen ve ark.(81) döngüsel yorgunluk testleri sırasında eğelerin kırılma anını doğrudan izleyebilmek amacıyla, test düzeneğine şeffaf bir akrilik plaka entegre etmişlerdir. Yine Çapar ve ark. (215) da döngüsel yorgunluk testi esnasında aletlerin kaymasını önlemek amaçlı paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanalların önünü camla kaplamışlardır. Bu sayede, kırılma anının görsel olarak net biçimde tespit edilmesi sağlanmıştır. Benzer bir yaklaşım bizim çalışmamızda da uygulanmıştır. Yapay olarak hazırlanmış paslanmaz çelik kanalın üst kısmı, aynı ölçülerde şeffaf bir cam tabaka ile kapatılarak, eğenin kanal oluşunun dışına taşması engellenmiş ve kırılma anının gözle görülebilir şekilde saptanması mümkün kılınmıştır. Cam yüzeyin şeffaf yapısı, görsel takibi kolaylaştırarak test sürecinde güvenilir veri elde edilmesine katkı sağlamıştır.

Nikel-titanyum (Ni-Ti) döner eğe sistemlerinin yapısal dayanıklılığını artırmak ve klinik uygulamalarda karşılaşılan kırılma oranlarını minimize etmek amacıyla, üretici firmalar alaşım bileşenlerine termal, kimyasal ve mekanik işlemler uygulayarak ileri düzey teknolojiler geliştirmiştir. Bu sayede, daha yüksek esneklik ve döngüsel yorgunluk direncine sahip yeni jenerasyon eğeler üretilmiştir. Bizim çalışmamızda yer alan UniGold ve UniBlue sistemleri, sırasıyla CM-Gold ve CM-Blue olarak adlandırılan bu yenilikçi teknolojilerle üretilmiştir(220).

CM-Gold teknolojisinde, eğelere uygulanan özel ısıtma işlem protokollerinin ardından yavaş soğutma süreci gerçekleştirilir. Bu kontrollü işlem, eğelerin hem esnekliğini hem de kırılma direncini artırmakta; aynı zamanda yüzeyde oluşan titanyum

oksit tabakası sayesinde eğeye kendine has altın rengi kazandırmaktadır (251). Benzer şekilde, CM-Blue teknolojisinde de çeşitli ısıtma ve soğutma evrelerinden geçirilen eğelerde mekanik direnç ve esneklik optimize edilmiştir (129). Bu işlem sonunda alaşım yüzeyinde bir oksitlenme tabakası oluşur ve eğe mavi renk kazanır. Yapılan çalışmalar, bu oksit tabakasının kalınlığının CM-Gold sistemlerinde 100–140 nm, CM-Blue sistemlerinde ise yaklaşık 60–80 nm olduğunu göstermektedir (252).

Bizim çalışmamızda da farklı ısıtma işlem süreçlerinden geçmiş iki nikel-titanyum (NiTi) döner eğe sistemi olan UniGold ve UniBlue'nun döngüsel yorgunluk dirençleri, farklı kullanım sayıları sonrası değerlendirilmiştir. Bulgular, kullanım sayısı arttıkça her iki eğe sisteminde de döngüsel yorgunluk direncinin azaldığını bildirmiştir. Özel ve ark.(5) MTwo (VDW GmbH, Münih, Almanya) ve Rotate aletlerinin (VDW, Münih, Almanya) döngüsel yorulma direncini kullanım öncesi ve bir kez kullanım sonrası araştırmayı amaçlamıştır. Her alet için aletlerin boyutuna göre frezelenmiş 45°-60°-90° eğrilik dereceleri içeren paslanmaz çelik bloklarla döngüsel yorulma testi yapılmıştır. Döngüsel yorulma direnci her iki sistem için de 90°'de en düşük seviyede bulmuştur ve Rotate eğeleri Mtwo eğelerinden daha yüksek bir direnç gösterdiğini bulmuştur. Ayrıca El Abed ve ark. (253) #25 uç boyutuna sahip iki ısıtma işlem görmüş NiTi eğe sistemi ProTaper Gold (POG) F2 (Dentsply Sirona) ve TruNatomy (TN) (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) Prime eğelerini 3 alt gruba ayırarak döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırmıştır. İlk grup hiç kullanılmamış eğeler olarak belirlenmiştir. İkinci grupta, eğeler 35° eğrilığe ve 16,5 mm uzunluğa sahip simüle edilmiş J şeklinde bir kanal bloğunda kanal enstrümantasyonuna tabi tutulmuştur. Üçüncü alt grup için, eğeler grup 2'deki gibi kanal enstrümantasyonuna tabi tutulmuş, ardından otoklav sterilizasyonu yapılmıştır ve üç grupta da döngüsel başarısızlık açısından test edilmiştir. Döngüsel yorgunluk testi, vücut sıcaklığında dinamik olarak gerçekleştirilmiştir. Kullanılmamış eğe sistemleri arasında önemli bir fark bulmamışlardır. POG, kullanımdan sonra döngüsel yorulma tur sayısını (DYTS) azaltsa da, TN önemli ölçüde artmış bir DYTS gösterdiğini bulmuşlardır. Ancak sterilizasyondan sonra, TN ikinci gruptaki TN'ye kıyasla azalmış bir DYTS göstermiştir. Döngüsel yorgunluk dirençlerinin saniye cinsinde sonucu bizim bulgularımızla örtüşmüştür. Ancak biz çalışmamızda DYTS bakmadık. Biz kullanım sayısı arttıkça döngüsel yorgunluk direncinin azaldığını bulduk ancak bu çalışmada TN eğesinin kullanımdan sonra başarısızlığa kadar olan döngü sayısında artma bulmuşlardır

bu durumun eğenin üretim prosedürlerinden kaynaklı olduğunu veya testin dinamik yapılırken öznel durumların devreye girdiğini düşünmekteyiz. Ek olarak Bulem ve ark.(254) NaOCl ile muamele ve otoklav sterilizasyonunun ProFile, FlexMaster (VDW, Münih, Almanya), Mtwo ve TwistedFiles (Kerr Endodontics, Orange, ABD) NiTi aletlerinin (uç boyutu 25, 0,06) döngüsel yorgunluk direnci üzerindeki etkilerini değerlendirmeyi amaçlamıştır. Farklı gruplarda eğeleri dinamik olarak NaOCl'ye daldırmışlardır, diğer grupta NaOCl'ye daldırmış ve bir otoklav döngüsünde sterilize etmişlerdir, üçüncü grupta NaOCl'ye daldırmış ve otoklavda sterilize etmişlerdir ve son grupta NaOCl'ye daldırmamış ve sterilize etmemişlerdir. Her grubun dinamik döngüsel yorgunluk direnci test etmişler ve döngüsel yorulma tur sayısını (DYTS) istatistiksel olarak analiz etmişlerdir. Mtwo'nun ortalama DYTS'si, Twisted File, Flexmaster ve ProFile'in ortalama DYTS'sinden daha yüksek olduğunu, NaOCl daldırma ve otoklav sterilizasyonunun test edilen cihazların DYTS değerleri üzerinde hiçbir etkisinin olmadığını bulmuşlardır. DYTS'nin artması süre ile doğru orantılıdır. MTwo'nun DYTS'sinin yüksek olmasını üretim aşamasına bağlamışlardır. Biz gruplarımızın hepsini sterilizasyon işlemlerinden geçirip NaOCl ile sadece irrigasyon sırasında muamele ettik. Irrigasyon ajanları açısından çalışma bizim çalışmamızla örtüşmemektedir. Ayrıca sterilizasyon için de her grubumuzda kullandığımız için karşılaştırma yapamayacağız ama DYTS ve doğal olarak sürenin artması ve DYD'nin azalması bizim çalışmamızdaki bulgular ile uyumludur.

Bulgularımız UniBlue sisteminin UniGold'a kıyasla anlamlı ölçüde daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu göstermiştir. Şerefoğlu ve ark.(255) alt çene molar dişlerin retreatment tedavisinde Reciproc Blue R25 (VDW, Münih, Almanya) aletlerinin çoklu kullanımının döngüsel yorulma direnci üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmaya 48 adet Reciproc Blue R25 eğesi dahil etmişlerdir. Kontrol grubunda, 12 adet yeni Reciproc Blue R25 aleti, 90° açılı ve 3 mm eğrilik yarıçapına sahip paslanmaz çelik yapay kanal kullanılarak döngüsel yorulma testine tabi tutulmuştur. Deney gruplarında, Reciproc Blue R25 eğeleri (n = 12) sırasıyla 1, 2 ve 3 molar dişin kök kanal dolgu materyalini çıkarmak için kullanılmıştır. Daha sonra bu 36 aletin döngüsel yorulma testleri yapmışlardır ve her bir alet için kırılmaya kadar geçen döngü sayısı hesaplanmıştır. Yeni ve bir kez kullanılan eğelerin DYTS değerleri arasında anlamlı bir fark bulmamışlardır, ancak yeni ve bir kez kullanılan eğelerin DYTS değerleri, ikinci ve üçüncü kez kullanılan eğelerin değerlerinden anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır.

İkinci ve üçüncü kez kullanılan eğeler arasında fark görmemişlerdir. Kullanım sayısı arttıkça, retreatment tedavi prosedürünün ortalama süresi istatistiksel olarak uzadığını bulmuşlardır. Yine Keskin ve ark.(256) ani apikal eğrilik gösteren yapay paslanmaz çelik kanal kullanılarak ProGlider (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ve R-Pilot (VDW, Münih, Almanya) aletlerinin, burulma direncini karşılaştırmışlardır. 40 adet ProGlider ve 40 adet R-Pilot alet döngüsel yorulma direnci, ani apikal eğrilğe (90° eğrilik açısı ve 2 mm eğrilik yarıçapı) sahip yapay bir kanal kullanılarak statik bir test modelinde test etmişlerdir. R-Pilot, ProGlider'a kıyasla anlamlı derecede daha yüksek döngüsel yorulma ve burulma direnci gösterdiğini bulmuşlardır. Ayrıca Özyürek ve ark.(257) HyFlex EDM (HEDM) (Coltene-Whaledent, Altstätten, İsviçre), WaveOne Gold (WOG) (Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues,İsviçre), Reciproc Blue(RB) (VDW, Münih, Almanya) ve 2Shape(TS) (MicroMega, Fransa) NiTi sistemlerinin döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmıştır. Söz konusu eğe sistemleri, 1,5 mm iç çapa, 45° ve 90° eğrilik açılarına ve 5 mm eğrilik yarıçapına sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanallarda, kırılma oluşana kadar döndürmüşler ve kırılma süresi saniye cinsinden kaydedilmiştir. 45° eğrilğe sahip yapay kanalda test edilen tüm aletlerin kırılma zamanı karşılaştırıldığında, RB istatistiksel olarak en yüksek döngüsel yorulma direncine sahipti, bunu HEDM ve TS takip etmiştir, WOG ise en düşük döngüsel yorulma direncini göstermiştir. 90° eğrilğe sahip yapay kanalda, RB diğer test edilen eğelerden önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorulma direnci göstermiştir, ancak TS, WOG ve HEDM grupları arasında önemli bir fark yoktu bulmamışlardır. Özetle RB NiTi eğeleri 45° ve 90° yapay kanallarda test edilen diğer NiTi eğelerinden istatistiksel olarak daha yüksek döngüsel yorulma direnci gösterdiğini bulmuşlardır. Bu sonuçlar bizim çalışmamızda blue eğelerin döngüsel yorgunluk direncinin daha yüksek olması ile örtüşmektedir. Ek olarak Osorio ve ark.(258) yaptığı çalışmada Reciproc® Blue (VDW, Münih, Almanya), One Reci® (MICRO-MEGA, Besancon, Fransa), R-Motion® (FKG Dentaire SA, La Chaux-de-Fonds, İsviçre), Roll Wave Gold (Shenzhen Denco Medical, Shenzhen, Çin) ve RCS Blue T (RAMO Medical, Suzhou, Çin) eğelerinin çoklu sterilizasyon ve NaOCl teması sonrası döngüsel yorulma direncini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Eğelerin yüzeylerini enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS) kullanılarak incelemişlerdir. Reciproc Blue cihazlarında daha yüksek döngüsel yorulma direnci değerleri gözlemlemişlerdir, bunu sırasıyla R-Motion, One Reci, Roll Wave Gold ve RCS Blue T eğeleri izlemiştir. Yine benzer olan Topçuoğlu ve ark. (259) yaptığı bir çalışmada Reciproc Blue (VDW, Münih,

Almanya), WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve SmartTrack (Nikinc Dental B.V., Eindhoven, Hollanda) eğelerinin döngüsel yorulma direncini karşılaştırılmıştır. 60° eğrilik açılarına sahip yapay kanallarda yapılan çalışmada Reciproc Blue ve SmartTrack'ın döngüsel yorgunluk direnci WaveOne Gold'dan daha yüksekti. Reciproc Blue ve SmartTrack eğeleri arasında ise anlamlı bir fark bulamamışlardır. Blue ve Gold arasında bulduğumuz bu farklılık, her iki sistemin metalurjik özellikleri ve tasarım parametrelerine dayandırılabilir. Başka bir çalışmada üretilen eğelerin sabit konik tasarıma sahip olması, değişken bir konik tasarıma sahip olan eğelere kıyasla döngüsel yorgunluk direncinde farklılıklar oluşturabileceğini öne sürmüştür (215). Bu He ve Ni'nin (260), bükülme esnekliğinin konikliğin artmasıyla azaldığı sonucuna varması ile desteklenmiştir. Kullandığımız gold ve blue eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri arasında anlamlı fark olmasındaki sebeplerden biri eğelerin koniklik tasarımı ile ilgili olabilir.

Eğе kullanım sayısının kırılma direncine etkisi, çalışmamızın önemli bulgularından biridir. Hem UniGold hem de UniBlue sistemlerinde, hiç kullanılmamış eğeler en yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahipti. Bu sonuç, eğelerin kullanım sayısı arttıkça metal yorgunluğu birikiminin kırılma riskini artırdığını göstermektedir. Özellikle üçüncü kez kullanılan eğelerde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenmiştir. Bu bulgular, eğelerin çoklu kullanımına yönelik klinik kararların yeniden değerlendirilmesini gerektirmektedir. Daha önce yapılan çalışmalar da, döner eğe sistemlerinin tekrar kullanımının mikro çatlak oluşumunu artırabileceğini ve bu durumun kırılma riskini yükselttiğini göstermiştir (82,203). Ayrıca Kamali ve Türkyaydin'in (261) farklı tip eğelerin döngüsel yorgunluk direncini ölçen çalışması, HyFlex CM(Coltene-Whaledent, Altstätten, İsviçre), ProTaper Next (Dentsply Sirona — Ballaigues, İsviçre) ve Twisted File (Kerr Endodontics, Orange, California, ABD) gibi ısı ile işlenmiş sistemlerin sterilizasyon ve tekrar kullanımla yorgunluk dirençlerinde anlamlı bir azalma sergilediğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda kullandığımız Gold eğelerle benzer ısı işlem görmüş eğelerin kıyaslandığı bir çalışmada (248) üç farklı ısı işlem görmüş eğe olan TruNatomy (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ProTaper Gold (Dentsply Sirona) ve ProTaper Next (Dentsply Sirona — Ballaigues, İsviçre) kullanıldı. Bu 3 eğe döngüsel yorgunluk testlerine hiç kullanılmadan çift eğriliğe sahip simüle edilmiş yapay kanallarda tabi tutuldu. Üç nikel-titanyum eğenin kırık yüzeyleri tipik döngüsel yorgunluk gösterdi. Direnci en yüksek TruNatomy sonrasında ProTaper Gold en son ProTaper Next bulundu.

Sonuç olarak Gold ile ısıtıl işlem görmüş nikel-titanyum eğe, S şeklindeki kök kanallarında M Wire nikel-titanyum eğeden daha iyi döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu bulundu. Biz ise çalışmamızda Blue ile ısıtıl işlem görmüş eğelerin Gold ile ısıtıl işlem gören eğelerden daha yüksek döngüsel yorulma direnci gösterdiğini bulduk.

UniGold eğelerinde, bir ve iki kez kullanımdan sonra kırılma direncinde anlamlı bir düşüş gözlenmezken, üçüncü kullanım sonrası bu azalma belirgin hale gelmiştir. UniBlue eğelerinde ise bu azalma daha geç ortaya çıkmış, ancak üçüncü kullanımda tüm diğer gruplara göre anlamlı fark oluşmuştur. Bu, UniBlue sistemlerinin tekrarlayan kullanıma karşı daha dayanıklı olduğunu, ancak yine de belirli bir sınırın aşılması durumunda hızlı bir direnç kaybına uğrayabileceğini göstermektedir.

Sonuç olarak, UniBlue eğe sisteminin metalurjik avantajları sayesinde döngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç gösterdiği, ancak kullanım sayısı arttıkça her iki sistemde de direnç kaybı yaşandığı görülmüştür. Blue eğelerinin döngüsel yorgunluk direncinin daha yüksek bulunduğu bir çalışma olan Al-Obaida ve ark.(262) 5 çeşit ısıtıl işlem görmüş eğe sistemlerinin [WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues, İsviçre), Reciproc(VDW, Münih, Almanya), Reciproc Blue (VDW, Münih, Almanya) ve TF Adaptive(Sybron Endo, Glendora, CA)] tek kurvatürlü ve çift kurvatürlü yapay paslanmaz çelik kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmıştır. Reciproc Blue grubunun kırılmaya kadar geçen ortalama süresi hem tek hem de çift kurvatür için Reciproc ve WaveOne Gold'dan daha yüksek bulmuştur. WaveOne'ın tek kurvatürlü kanalda kırılmaya kadar geçen ortalama süresi TF Adaptive'den daha yüksekti, oysa çift kurvatürlü kanalda bunun tersi geçerliydi. Her iki Reciproc grubu da diğer tüm gruplarla karşılaştırıldığında döngüsel yorulma direncinde önemli ölçüde daha yüksek bulmuştur. Bulgularımız mevcut literatürdeki benzer çalışmalar ile uyumludur.

Döngüsel yorgunluk çalışmalarında, yalnızca kırılma süresi değil, aynı zamanda kırılan eğe parçalarının uzunluklarının da analiz edilmesi, sonuçların kapsamlı şekilde yorumlanmasına katkı sağlamaktadır. Bu bağlamda gerçekleştirdiğimiz araştırmada, kırık eğe parçalarının uzunlukları ölçülerek gruplar arası istatistiksel değerlendirme yapılmıştır. Bulgularımız kullanım sayısı ile alaşım tipi arasındaki etkileşimin kırık eğe uzunluğu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin bulunmadığı göstermiştir. Buna karşın, kullanılan alaşım tipinin kırık eğe uzunluğu üzerinde istatistiksel açıdan

anlamli bir etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir. Grup içi karşılaştırmalar incelendiğinde, farklı kullanım sayılarında UniGold ve UniBlue eğeleri arasında anlamli bir fark gözlemlenmemiştir. Elde ettiğimiz sonuçlar, daha önce yayımlanan ve benzer değerlendirmeleri içeren çalışmalarla örtüşmektedir. apar ve ark. (263) ProTaper Sx (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), HyFlex 25.08 (Coltene-Whaledent, Allstetten, İsviçre) ve Revo-S SC1 (Micro-Mega, Besancon, Fransa) nikel-titanyum (NiTi) eğeleri, 3 mm eğerilik yarıçapına ve 60° (n = 18) ve 45° eğeriliğe (n = 18) sahip yapay elik kanallarda test etmiş ve kırık parçanın uzunluğunu lmiřlerdir. ProTaper aletinin kırık parçasının uzunluğu, 60° eğerilikte diğer gruplardan daha uzun bulmuşlar. 45° eğerilikte, ProTaper ve HyFlex aletlerinin kırık parçasının uzunluğu, Revo-S'den daha uzun bulmuşlardır. Yine Kaval ve ark.(123) Hyflex EDM(Coltene-Whaledent, Altstätten, İsviçre), ProTaper Gold (PTG) (Dentsply Sirona) ve ProTaper Universal (PTU) (Dentsply Sirona) aletlerinin döngüsel yorulma ve burulma direncini değerlendirmişlerdir. Döngüsel yorulma testi için her gruptan 10 adet alet, 1,5 mm çapında ve 3 mm yarıçapında, 60° eğerilik açısına sahip paslanmaz elik blok kullanılarak test etmişlerdir. PTU aletlerinin ortalama parça uzunluğunu, Hyflex EDM ve PTG aletlerinden önemli ölçüde daha kısa bulmuşlardır. Ayrıca Shen ve ark. (264) ProFile, Vortex Blue (Dentsply Sirona, Tulsa, Oklahoma, ABD) ve TRUShape (Dentsply Sirona, Tulsa, Oklahoma, ABD) eğelerinin yapay 60° tek eğerilikli kanallarda, 60° ve 30° eğerilik olmak üzere iki farklı çift eğerilikli yapay kanallarda ve iki 60° eğerilik olmak üzere çift eğerilikli yapay kanallardaki yorulma direncini değerlendirmişlerdir. ProFile ve Vortex Blue eğelerinin tek eğerilikli kanallardaki kırık parçalarının ortalama uzunluğu, çift eğerilikli kanallardaki parçalardan anlamli derecede daha uzun bulmuşlar ve TRUShape eğelerinin parçaları iki 60° eğerilik olan grupta Vortex Blue ve ProFile eğelerinden daha uzun bulmuşlardır. Bizim alışmamızda döngüsel yorgunluk testleri sonucunda kırılan eğe parçalarının uzunlukları karşılaştırıldığında, UniBlue sistemine ait kırık parçaların ortalama olarak UniGold sistemine göre 1 mm daha uzun olduğu gözlemlenmiştir. Bu fark, eğelerin ısıl işlem teknolojilerine ve buna bağlı olarak ortaya çıkan metalürjik ve elastomekanik farklılıklara bağlandığını düşünmekteyiz.

Öncelikle, UniBlue eğeleri, üretici tarafından bildirildiği üzere, Blue Wire teknolojisi ile ısıl işleme tabi tutulmuştur. Bu teknoloji, eğelerin martensitik fazda daha uzun süre kalmasını, dolayısıyla daha yüksek esneklik ve daha düşük elastik modül

göstermesini sağlar (3,4). Diğer yandan, UniGold sisteminin daha klasik bir gold ısıtma işlem protokolü ile üretildiği, daha az martensitik içerik barındırdığı ve nispeten daha rijit bir davranış sergilediği düşünülmektedir. Eğelerin bu farklı faz dengeleri, kanal içindeki stres birikim noktalarının yerini doğrudan etkileyebilir.

Döngüsel yorgunluğa maruz kalan eğelerde kırılma genellikle, eğenin kanal boyunca en fazla kompresif-tensil stres döngüsüne maruz kaldığı nokta olan maksimum eğilme noktasında meydana gelir (265). Daha esnek olan UniBlue eğeleri, bu stresi daha geniş bir alana yayarak tolere edebilmekte, bu da kırık hattının kanalın daha koronal bölgesine (yani eğenin daha uzun bir kısmına) kaymasına neden olmaktadır. Bu durum, kırık parça uzunluğunun artması ile sonuçlanmaktadır.

Döngüsel yorgunluk açısından elde edilen bulgular, ege sistemlerinin kullanım sayısı ve alaşım türü gibi değişkenlerin kırılma direnci üzerinde doğrudan etkili olduğunu ortaya koymuştur. Bu mekanik performans farklılıkları, yalnızca kırılma süreleriyle sınırlı kalmayıp, aynı zamanda ege yüzeyinde oluşan yapısal değişiklikler aracılığıyla yüzey özelliklerine de yansımaktadır. Dolayısıyla, ege sistemlerinin uzun ömürlülüğünü ve güvenli kullanımını değerlendirirken yalnızca döngüsel yorgunluk dayanımı değil, aynı zamanda yüzey pürüzlülüğü gibi mikromorfolojik parametrelerin de dikkate alınması önem arz etmektedir. Bu doğrultuda çalışmanın bir diğer önemli boyutu olan yüzey pürüzlülüğü verileri, döner aletlerin yüzey bütünlüğünün kullanım süreci boyunca nasıl değiştiğini ve bu değişimin olası klinik yansımalarını ortaya koymak açısından değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda, UniGold ve Scope UniBlue ege sistemlerinin kullanım sayısına bağlı olarak yapay rezin bloklarda kullanıldıktan sonra optik profilometrede yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri incelenmiştir. Elde edilen veriler, hem SA (aritmetik ortalama pürüzlülük) hem de SZ (maksimum tepe-çukur yüksekliği) parametreleri açısından önemli bulgular sunmaktadır.

SA analizleri incelendiğinde, kullanım sayısının arttıkça yüzey pürüzlülüğünde belirgin bir artış gözlemlenmiştir. Özellikle 2 ve 3 kez kullanılmış ege gruplarının, hiç kullanılmamış ve bir kez kullanılmış gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek pürüzlülük değerlerine sahip olması, kullanımın aşındırıcı etkisini açıkça

ortaya koymaktadır. Bu sonuç, Barbosa ve ark. (266) yaptığı çalışma ile uyumludur. Barbosa yaptığı çalışmada temassız üç boyutlu optik profilometre cihazında Reciproc R25(VDW,Münih,Almanya) ve WaveOne Primary (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğelerinin tekrarlı kullanım sonrası SA, SZ değerlerini kıyasladıkları çalışmada kullanım sayısının artmasıyla yüzey pürüzlülüğünün arttığını ve WaveOne Primary'nin Reciproc R25'e göre daha fazla yüzey pürüzlülüğü gösterdiğini bildirmiştir. Yani artan kullanımın Ni-Ti eğelerde mikroçatlak oluşumu ve yüzey bütünlüğünün bozulmasıyla ilişkilendirilebileceğini göstermektedir.

Uslu ve ark. (121) sağlam HyFlex CM(Coltene Whaledent Altstätten, İsviçre) ve HyFlex EDM(Coltene-Whaledent, Altstätten, İsviçre) nikel-titanyum eğelerinin yüzey topografilerini incelemek ve aşırı eğri molar diş kanallarının kök kanal preparasyonundan sonra bu eğelerin yüzey topografilerindeki değişiklikleri karşılaştırmak için bir dizi çalışma yapmışlardır. Sekiz adet HyFlex CM ve sekiz adet HyFlex EDM eğesini çalışmaya dahil etmişlerdir. Eğrilik açıları 50° ile 70° arasında değişen, aşırı derecede eğri 64 adet molar diş kanalı HyFlex CM ve EDM ile hazırlamışlardır. Eğelerin yüzey deformasyonlarının kantitatif ve kalitatif analizleri, kök kanal preparasyonundan önce ve sonra üç boyutlu optik profilometri kullanılarak gerçekleştirmişlerdir. HyFlex EDM grubunda, kalitatif değerlendirme, kök kanal preparasyonu için eğenin kullanımından sonra çatlaklar ve mikro boşlukların varlığını ortaya koyarken, HyFlex CM grubunda yalnızca küçük yüzey deformasyonu gözlemlemişlerdir. HyFlex EDM grubunun ortalama pürüzlülüğü, kök ortalama kare pürüzlülüğü ve tepe-vadi yüksekliği değerleri, kök kanal preparasyonundan önce ve sonra HyFlex CM grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır. Yüzey pürüzlülüğü değerleri, kök kanal preparasyonundan sonra HyFlex CM grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede artmış. Buna karşılık, HyFlex EDM grubundaki artışı istatistiksel olarak anlamlı bulmamışlardır.

UniGold ve UniBlue sistemleri karşılaştırıldığında, SA değerleri bakımından her iki sistem arasında anlamlı farklılıklar saptanmıştır. UniGold sisteminde özellikle 2. ve 3. kullanım sonrası yüzey pürüzlülüğü, UniBlue sistemine kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, CM-Gold alaşımının CM-Blue teknolojisine kıyasla daha az dirençli olabileceğini düşündürmektedir. CM-Blue teknolojisinin daha ince titanyum oksit tabakası sayesinde yüzey deformasyonlarına karşı daha dirençli olduğu, önceki literatürde de vurgulanmıştır (77). AlRahabi ve ark. (267) dört farklı NiTi grubu olan

WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues, İsviçre), Reciproc ve Reciproc blue (VDW, Münih, Almanya) eğelerini alt molar dişlerin mesial kanallarında kullanmadan ve çoklu kullanımından sonra yüzey topografilerini profilometri cihazında karşılaştırmıştır. Kullanım sayısı arttıkça yüzey pürüzlülüğünün arttığını en çok artmanın kullanılmış WaveOne ve WaveOne Gold aletlerinde olduğunu, bunları Reciproc ve Reciproc blue aletlerin izlediğini ve WaveOne Gold ve Reciproc blue aletleri kök kanal enstrümantasyonundan sonra önemli ölçüde daha yüksek seviyelerde yüzey bozulmasına sahip olduğu ve WaveOne en düşük seviyede yüzey deformasyonu sergilediğini bildirmiştir. Yine başka çalışmada Kiraz ve ark.(268) Alan Emisyon Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) kullanarak, akrilikten üretilmiş kavisli kök kanallarında WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve One Curve(Besancon, Fransa: Micro-Mega) eğelerinin tekrarlanan kullanımının döner aletlerin yüzey özellikleri üzerindeki etkisini araştırmıştır. Her kullanımdan sonra, aletleri sterilizasyon prosedürlerine tabi tutmuşlardır. Her gruptaki kullanım arttıkça, aletlerde çatlaklar, düzleşme, kesici kenarların bozulması, mikro boşluklar ve döküntü birikimi dahil olmak üzere yüzey hasarı sıklığında artış görmüşlerdir ve sonuç olarak tekrarlanan kullanımın her iki eğe sisteminde de kusurları ve deformasyonları arttırdığını bildirmişlerdir. Bu veriler bizim çalışmamızda bulduğumuz çoklu kullanım sonucu eğelerdeki yüzey pürüzlülüğünün arttığı bilgileri ile örtüşmektedir.

SZ analizleri yönünden değerlendirildiğinde, kullanım sayısının anlamlı bir şekilde yüzey pürüzlülüğünü etkilediği görülmüş ve en yüksek SZ değerleri 3 kez kullanılmış gruplarda saptanmıştır. Özellikle UniGold eğeleri kullanım sayısına göre incelendiğinde, her bir grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunması, bu sistemin kullanım sayısına duyarlılığını ortaya koymuştur. Scope UniGold eğelerdeki bulgular—tek kullanımdan itibaren SZ değerlerinde artış gözlenmesi—literatürde sıkça rapor edilen bir olguyla paralellik göstermektedir. Örneğin, Zafar ve ark. (269) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, Protaper Next(Dentsply Sirona — Ballaigues, İsviçre), WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve ProTaper Gold) (Dentsply Sirona) gibi NiTi sistemlerin temaslı profilometrik analizi sonucunda; sıfır kullanımdan sonra ilk kullanımda bile SZ, SA ve SQ değerlerinde istikrarlı bir artış kaydettikleri tespit edilmiştir. Bu durum, mekanik sürtünme ve döngüsel yorgunluğun,

profilometre ile tespit edilebilir ölçekte yüzey düzeylerinde deformasyona yol açtığını göstermektedir. Bu bulgu Scope UniGold eğelerde kaydedilen kullanım sonrası yüzey pürüzlülüğü artış modelini desteklemekte; artan kullanım sayısının metalik yüzeyde geri dönüşümsüz mikroyapısal bozulmalara neden olduğu yorumunu güçlendirmektedir. Dolayısıyla, bulguların sadece üretim kaynaklı değişkenliklere değil, kullanım döngüsüne özgü morfolojik değişimlere işaret etmesi, sistemin dayanıklılık analizlerinde dikkate alınması gerektiğini ortaya koymaktadır. Yine Herrera ve ark.(270) WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve EdgeOne Fire (EdgeEndo, Albuquerque, NM, ABD) ege sistemlerinin yüzey pürüzlülüğünü hiç kullanılmayan eğeler ve alt azı dişlerinin mezial kanallarında bir kez kullanılan eğeler olmak üzere 3B profilometri kullanılarak incelemişlerdir. Yüzey pürüzlülüğü, EdgeOne Fire aletlerindeki çoğu parametre için daha yüksek bulmuşlardır. EdgeOne Fire sistemi, yeni bir ısıtma teknoloji olan çeşitli ısıtma ve soğutma basamaklarını içermekte olup, sonucunda alaşımın elastikiyetinin arttığı ve NiTi alaşımının yapısal olarak sahip olduğu şekil hafızası özelliğinin belirgin şekilde azaldığı öne sürülmektedir. Isıl işlem görmüş gold ege sistemlerinden daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermesi ve yeni bir ege sistemi olması nedeniyle onun daha çok araştırmaya konu olması gerektiğini göstermektedir. Genel olarak baktığımızda her iki ege sisteminin kullanım sonrası yüzey pürüzlülüğünde yüksek bulunması bizim çalışmamızdaki bulgularımızla örtüşmektedir.

Öte yandan, UniBlue eğelerinde 1 kez kullanılmış grup, hem SA hem SZ bakımından en düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olmuş; bu da eğenin ilk kullanımda daha homojen ve stabil bir kesim sağladığını düşündürmektedir. Ayrıca Scope UniBlue ege grubunda gözlemlenen yüzey pürüzlülüğü değişimi, literatürde tanımlanan kullanım temelli yüzey karakteristiği dönüşümü ile uyumlu bir profil sergilemektedir. Özellikle, hiç kullanılmamış eğelere kıyasla yalnızca bir kez kullanılan eğelerde daha düşük SA değerlerinin kaydedilmesi; devam eden ikinci ve üçüncü kullanımlarda ise pürüzlülük değerlerinin sırasıyla artması, bu eğelerin kullanım sayısına bağlı olarak yüzey morfolojisinde doğrusal olmayan bir değişim yaşadığını göstermektedir. Bu bulgu, bazı çalışmalarda bildirilen “tek kullanım sonrası yüzey düzleşmesi” olgusuyla benzerlik göstermektedir. Pham ve ark. (271) tarafından yapılan bir çalışmada, Reciproc Blue 25 (VDW, Münih, Almanya) NiTi eğelerin 60 derece eğime sahip yapay rezin kanallardaki ilk kullanımı sonrası eğenin oluklarındaki yüzey

pürüzlülüğünde bir azalma gözlenmiştir, Bu bulgular ışığında, UniBlue eğerlerin yüzey özelliklerindeki değişim, üretim sonrası mevcut mikropürüzlerin ilk kullanım sırasında aşındırıcı etkiyle kısmen elimine edilmesiyle açıklanabilir. Ancak artan kullanım sayısı ile birlikte yüzeyde metal yorulması, mikroyarıklar ve yapısal düzensizlikler belirginleşmekte, bu da pürüzlülük parametrelerinde artışa neden olmaktadır. Bu farklılıklar, yine materyal metod farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. Bu durum, çalışmamızda elde edilen sonuçların mevcut literatürle örtüştüğünü ve kullanılan NiTi eğer sisteminin kullanım döngülerine karşı yüzeysel yanıtlarının detaylı bir şekilde değerlendirilmesinin klinik uygulamalar açısından önem taşıdığını ortaya koymaktadır. Ek olarak bir başka çalışmada (267) nitel olarak sağlam Reciproc blue (VDW, Münih, Almanya) eğerlerinde bazı mikro çatlak belirtileri gözlemlenmesi blue alaşımlı NiTi eğerlerdeki doğrusal olmayan yüzey pürüzlülüğü artışını desteklemektedir. UniBlue eğerlerin yine 3 kez kullanımda belirgin pürüzlülük artışı görülmüştür.

Sonuç olarak, bu çalışma hem kullanım sıklığının hem de eğer alaşım yapısının yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli etkileri olduğunu göstermiştir. Özellikle CM-Blue alaşımın yüzey stabilitesi bakımından daha üstün performans gösterdiği anlaşılmaktadır. Bu durum, klinik uygulamalarda daha uzun ömürlü ve güvenli kullanım açısından önemli bir tercih sebebi olabilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada, farklı ısıtım işlem protokolleriyle üretilmiş iki nikel-titanyum (NiTi) eğe sisteminin – Scope UniGold ve Scope UniBlue – döngüsel yorgunluk dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü özellikleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Bulgular, her iki parametrenin de eğe sisteminin metalurjik yapısından, ısıtım işlem teknolojisinden ve kullanım koşullarından önemli ölçüde etkilendiğini ortaya koymuştur.

Döngüsel yorgunluk testleri sonucunda, Scope UniBlue sisteminin Scope UniGold'a kıyasla daha yüksek yorgunluk dayanımı gösterdiği belirlenmiştir. Bu farkın, Blue sistemin daha yüksek martensitik faz içeriğine sahip olması ve buna bağlı olarak artan elastikiyetle ilişkili olduğu düşünülmektedir. Yüksek esneklik, eğelerin eğimli kanallarda oluşan stresleri daha geniş alana yayarak yapısal yorulmayı geciktirmiştir. Ayrıca kırık eğe parçalarının uzunlukları incelendiğinde, Scope UniBlue sisteminde daha uzun kırık segmentlerin olduğu gözlemlenmiştir; bu da kırılma bölgesinin daha koronal kısımlara kayabileceğini göstermiştir.

Yüzey pürüzlülüğü analizlerinde ise her iki sistemde de kullanım sonrası belirgin mikroyüzey değişiklikleri tespit edilmiş, ancak Scope UniBlue sisteminin daha düzgün ve homojen bir yüzey morfolojisine sahip olduğu belirlenmiştir. Bu durum, yüzey mikropürüzlülüğünün döngüsel yorgunlukla ilişkili stres birikimi açısından kritik bir rol oynadığını desteklemektedir. Yüzey kalitesi, yalnızca eğe kırılmalarını önlemede değil, aynı zamanda irrigasyon etkinliği ve debris birikimi açısından da önem taşımaktadır.

Sonuç olarak, bu çalışma göstermektedir ki, ısıtım işlem teknolojisi sadece eğelerin esnekliğini ve mekanik dayanımını değil, aynı zamanda yüzey morfolojisini ve dolayısıyla klinik güvenilirliğini de doğrudan etkilemektedir. Scope UniBlue sisteminin, özellikle eğimli ve dar kanalların şekillendirilmesinde daha güvenli bir seçenek olabileceği düşünülmektedir. Ancak, bu bulguların daha geniş örneklem gruplarıyla, farklı klinik senaryolarda ve uzun dönemli kullanımları içerecek şekilde desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKÇA

1. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. J Endod. Ağustos 2004;30(8):559-67.
2. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. J Endod. Mart 2000;26(3):161-5.
3. Shen Y, Zhou H min, Zheng Y feng, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. Journal of endodontics. 2013;39(2):163-72.
4. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. Journal of endodontics. 2010;36(7):1205-9.
5. Özel B, Barut G, Baser Can ED. Surface roughness and cyclic fatigue resistance of a novel shaping system: An in-vitro study. PLoS One. 2024;19(5):e0302551.
6. Pham KV. Alteration in surface roughness of reciprocating endodontic instruments [Internet]. F1000Research; 2021 [a.yer 01 Haziran 2025]. Erişim adresi: <https://f1000research.com/articles/10-875>
7. Bhatt A, Rajkumar B. A comparative evaluation of cyclic fatigue resistance for different endodontic NiTi rotary files: An in-vitro study. J Oral Biol Craniofac Res. 2019;9(2):119-21.
8. Jensen AL, Abbott PV, Castro Salgado J. Interim and temporary restoration of teeth during endodontic treatment. Aust Dent J. Mart 2007;52(1 Suppl):S83-99.
9. Torabinejad M, Handysides R, Khademi AA, Bakland LK. Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. Aralık 2002;94(6):658-66.
10. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endodontic Topics. 2005;10(1):30-76.
11. Eliades T. Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects. Thieme; 2001. 330 s.
12. Torabinejad M, Khademi AA, Babagoli J, Cho Y, Johnson WB, Bozhilov K, vd. A new solution for the removal of the smear layer. J Endod. Mart 2003;29(3):170-5.
13. Plotino G, Grande NM, Tocci L, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Different Apical Preparations on Root Canal Cleanliness in Human Molars: a SEM Study. J Oral Maxillofac Res. Nisan 2014;5(2):e4.
14. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. J Endod. Aralık 2013;39(12):1585-8.

15. Orstavik D, Kerekes K, Molven O. Effects of extensive apical reaming and calcium hydroxide dressing on bacterial infection during treatment of apical periodontitis: a pilot study. *Int Endod J*. Ocak 1991;24(1):1-7.
16. Stock CJR. *Color Atlas and Text of Endodontics*. Mosby-Wolfe; 1995. 312 s.
17. Chernick LB, Jacobs JJ, Lautenschlager EP, Heuer MA. Torsional failure of endodontic files. *J Endod*. Nisan 1976;2(4):94-7.
18. Iverson GW, von Fraunhofer JA, Hermann JW. The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files. *J Endod*. Haziran 1985;11(6):266-8.
19. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*. Ağustos 2004;30(8):559-67.
20. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod*. Haziran 2004;30(6):432-5.
21. Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paqué F, Kopper PMP, Vier-Pelisser FV. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J*. Haziran 2014;47(6):505-13.
22. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*. Nisan 2004;37(4):229-38.
23. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*. Nisan 2008;41(4):339-44.
24. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*. Kasım 2006;32(11):1031-43.
25. Plotzliche O. Exstipation del Zahnpulpa mittels einer durch die Bohrmaschine in Rotation versetzten Nadel. *Dtsch Monatsschr Zahnheilk*. 1892;32:407-9.
26. (PDF) History of endodontics [internet]. [a.yer 20 Kasım 2024]. Erişim adresi: https://www.researchgate.net/publication/288266725_History_of_endodontics
27. Cruse WP, Bellizzi R. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 2. *J Endod*. Nisan 1980;6(4):532-5.
28. Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc*. Temmuz 1976;93(1):78-87.
29. Grossman LI. Pioneers in endodontics. *J Endod*. Ağustos 1987;13(8):409-15.
30. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of applied physics*. 1963;34(5):1475-7.
31. 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.

32. Brantley WA, Eliades T, editörler. Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects [Internet]. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2001 [a.yer 20 Kasım 2024]. Erişim adresi: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-002-43889>
33. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*. 2006;32(11):1031-43.
34. 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.
35. da Frota MF, Espir CG, Berbert FL, Marques AA, Sponchiado-Junior EC, Tanomaru-Filho M, vd. Comparison of cyclic fatigue and torsional resistance in reciprocating single-file systems and continuous rotary instrumentation systems. *Journal of oral science*. 2014;56(4):269-75.
36. Craig RG, McIlwain ED, Peyton FA. Bending and torsion properties of endodontic instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1968;25(2):239-54.
37. Viana ACD, de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;110(4):527-33.
38. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(4):623-7.
39. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *International Endodontic Journal*. 2018;51(10):1088-103.
40. Miyazaki S, Otsuka K. Deformation and transition behavior associated with the R-phase in Ti-Ni alloys. *Metall Trans A*. Ocak 1986;17(1):53-63.
41. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in materials science*. 2005;50(5):511-678.
42. Ammon D, Shotton V, Gao Y, Maxwell R. Endodontic instruments and methods of manufacturing thereof [Internet]. Google Patents; 2014 [a.yer 20 Kasım 2024]. Erişim adresi: <https://patents.google.com/patent/US8916009B2/en>
43. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002;28(10):716-20.
44. Zhou H, Peng B, Zheng Y. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. Eylül 2013;29(1):42-54.
45. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. H y F lex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endodontic J*. Ağustos 2013;46(8):720-9.

46. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, vd. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1589-93.
47. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GSP. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2010;36(1):147-52.
48. 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.
49. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endodontic J*. Şubat 2010;43(2):125-34.
50. Barbakow F, Lutz F. The "Lightspeed" preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J*. Ocak 1997;30(1):46-50.
51. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*. 01 Temmuz 2005;50(5):511-678.
52. Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endodontic J*. Temmuz 2000;33(4):297-310.
53. Shen Y, Zhou H min, Zheng Y feng, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*. 01 Kasım 2011;37(11):1566-71.
54. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments - Pereira - 2012 - *International Endodontic Journal* - Wiley Online Library [İnternet]. [a.yer 03 Aralık 2024]. Erişim adresi: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1365-2591.2011.01998.x>
55. Structural analysis of HyFlex EDM instruments - Iacono - 2017 - *International Endodontic Journal* - Wiley Online Library [İnternet]. [a.yer 03 Aralık 2024]. Erişim adresi: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/iej.12620>
56. 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.
57. Zhou H, Peng B, Zheng Y. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. Eylül 2013;29(1):42-54.
58. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002;28(8):567-72.
59. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of endodontics*. 2001;27(8):516-20.

60. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2007;33(10):1212-6.
61. 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.
62. Viana ACD, de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;110(4):527-33.
63. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel–titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *Journal of endodontics*. 2008;34(2):208-11.
64. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2016;42(6):965-8.
65. Lopes H, Elias C, Vieira M, Vieira V, Inojosa I, Ferreira L. Influence of the surface roughness on the torsional resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Endodontic Practice Today* [Internet]. 2017 [a.yer 27 Ocak 2025];11(1). Erişim adresi: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authType=crawler&jrnl=17532809&AN=122041938&h=Gwy%2BLxTo%2FMLCe6maf9o4MJM5oBafqNbTONtL%2BKHF67xaxdqyFX9I7vOzp33NewzMg3Qhw0PteJ9SiQKg%2F2ViLQ%3D%3D&crl=c>
66. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel–titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of endodontics*. 2008;34(2):190-3.
67. 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):e106-14.
68. Bonaccorso A, Schäfer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi TR. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *Journal of endodontics*. 2008;34(11):1391-5.
69. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of endodontics*. 2007;33(6):712-4.
70. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi TR. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endodontic J*. Ekim 2010;43(10):866-73.

71. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JCM, vd. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2010;36(10):1653-7.
72. Praisarnti C, Chang JW, Cheung GS. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion–fatigue failure in hypochlorite. *Journal of endodontics*. 2010;36(8):1354-7.
73. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, vd. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of endodontics*. 2008;34(8):1003-5.
74. Berendt C. Inventor Method of preparing NiTinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US patent Application 200700721472007. 2007;
75. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, vd. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endodontic J*. Mayis 2012;45(5):469-74.
76. 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.
77. Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1494-7.
78. Montalvão D, Alçada FS. Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2011;37(8):1158-61.
79. Pereira ES, Gomes RO, Leroy AM, Singh R, Peters OA, Bahia MG, vd. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dental Materials*. 2013;29(12):e318-24.
80. 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.
81. 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.
82. Al-Hadlaq SM, AlJarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2010;36(2):305-7.
83. 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.
84. Wu SK, Lin HC, Chou TS. A study of electrical resistivity, internal friction and shear modulus on an aged Ti49Ni51 alloy. *Acta Metallurgica et Materialia*. 1990;38(1):95-102.

85. Tadaki T, Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cu-based shape memory alloys. 1998;97-116.
86. Hou Xm, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments: Phase transformation behaviour and bending property. *International Endodontic Journal*. Mar 2011;44(3):253-8.
87. Shen Y, Zhou H min, Wang Z, Campbell L, Zheng Y feng, Haapasalo M. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(7):919-23.
88. Braga LC, Magalhães RRS, Nakagawa RKL, Puente CG, Buono VTL, Bahia MGA. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. *Int Endod J*. May 2013;46(5):458-65.
89. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008;105(6):798-800.
90. Gambarini G, Pongione G, Rizzo F, Testarelli L, Cavalleri G, Gerosa R. Bending properties of nickel-titanium instruments: a comparative study. *Minerva stomatologica*. 2008;57(9):393-8.
91. Choi J, Oh S, Kim YC, Jee KK, Kum K, Chang S. Fracture Resistance of K3 Nickel-Titanium Files Made from Different Thermal Treatments. *Bioinorganic Chemistry and Applications*. 2016;2016:1-6.
92. Liaw YC, Su YYM, Lai YL, Lee SY. Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(5):578-e12.
93. El Batouty KM, Elmallah WE. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(9):1290-2.
94. 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.
95. Reddy PJ, Kumar VS, Aravind K, Kumar HT, Vizaikumar VN, Das R, vd. Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*. 2014;8(12):ZF01.
96. Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the Degree of Root Canal Transportation and Canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and Conventional Stainless Steel K Files using Spiral Computed Tomography: An in vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2017;18(6):463-9.

97. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of endodontics*. 2012;38(5):667-9.
98. 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.
99. Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *Journal of Endodontics*. 2011;37(11):1572-5.
100. Wycoff RC, Berzins DW. An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *Journal of Endodontics*. 2012;38(8):1118-20.
101. Choi J, Oh S, Kim YC, Jee KK, Kum K, Chang S. Fracture Resistance of K3 Nickel-Titanium Files Made from Different Thermal Treatments. *Bioinorganic Chemistry and Applications*. 2016;2016:1-6.
102. Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *Int Endodontic J*. Kasım 2017;50(11):1077-83.
103. McKelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 2001;32:731-43.
104. Kaack M. Elastische Eigenschaften von NiTi-Formgedächtnis-Legierungen. 2003 [a.yer 27 Ocak 2025]; Erişim adresi: <http://hss-opus.ub.ruhr-unibochum.de/opus4/frontdoor/index/index/docId/1005>
105. Zhou H min, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y feng, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2012;38(11):1535-40.
106. Shen Y, Zhou H min, Zheng Y feng, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1566-71.
107. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. H y F lex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endodontic J*. Ağustos 2013;46(8):720-9.
108. Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, vd. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Annali di stomatologia*. 2012;3(3-4):119.
109. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, vd. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of endodontics*. 2011;37(9):1293-5.
110. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(1):101-4.

111. de Arruda Santos L, de Azevedo Bahia MG, de Las Casas EB, Buono VTL. Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *Journal of Endodontics*. 2013;39(11):1444-7.
112. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, de Azevedo Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of endodontics*. 2015;41(1):67-71.
113. Soares RG, Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Paula CB, vd. Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *Endodontic Practice Today [Internet]*. 2017 [a.yer 28 Ocak 2025];11(4). Erişim adresi: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authType=crawler&jrnl=17532809&asa=N&AN=126854767&h=3oZ9N960itlmsYGpEVW3OZTqycS52%2BK1vps2Nkd7EoLRdsrkJujSn8XXMF%2BiWBmv4kL4XBuohcJGGvLKrioh6w%3D%3D&crl=c>
114. Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedullà E, Kim HC. Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(11):1872-7.
115. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(8):1190-3.
116. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PMP, De Figueiredo JAP, Peters OA. Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. *Journal of endodontics*. 2013;39(12):1634-8.
117. AlShwaimi E. Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni–Ti technology compared to a file made from M-wire file. *Int Endodontic J*. Ocak 2018;51(1):112-7.
118. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An *in vitro* assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *Int Endodontic J*. Kasım 2012;45(11):1027-34.
119. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, vd. HyFlex EDM : superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endodontic J*. Mayıs 2016;49(5):483-93.
120. Singh S, Maheshwari S, Pandey PC. Some investigations into the electric discharge machining of hardened tool steel using different electrode materials. *Journal of materials processing technology*. 2004;149(1-3):272-7.
121. 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.
122. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, vd. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endodontic J*. Mart 2017;50(3):303-13.

123. 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.
124. Pedullà E, Savio FL, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, vd. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of endodontics*. 2016;42(1):156-9.
125. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(7):1192-6.
126. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, vd. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *Int Endodontic J*. Haziran 2018;51(6):705-13.
127. Venino PM, Citterio CL, Pellegatta A, Ciccarelli M, Maddalone M. A micro-computed tomography evaluation of the shaping ability of two nickel-titanium instruments, HyFlex EDM and ProTaper next. *Journal of endodontics*. 2017;43(4):628-32.
128. 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.
129. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, vd. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of endodontics*. 2017;43(3):462-6.
130. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z jun, 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.
131. Elnaghy A, Elsaka S. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Invest*. Nisan 2018;22(3):1433-7.
132. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, de Siqueira Zuolo A, dos Santos Antunes H, Cavalcante DM, vd. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *Journal of endodontics*. 2018;44(1):168-72.
133. Melo MCC, Pereira ESJ, Viana ACD, Fonseca AMA, Buono VTL, Bahia MGA. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endodontic J*. Nisan 2008;41(4):329-38.
134. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(1):101-4.
135. Torabinejad M, Lemon RR. Procedural accidents. *Principles and practice of endodontics*. 2002;2:306-23.
136. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal*. 2001;34(5):386-9.

137. Crump MC, Natkin E. Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. The Journal of the American Dental Association. 1970;80(6):1341-7.
138. Parashos P, Messer HH. Questionnaire survey on the use of rotary nickel–titanium endodontic instruments by Australian dentists. Int Endodontic J. Nisan 2004;37(4):249-59.
139. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. Journal of endodontics. 2004;30(4):234-7.
140. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. Journal of endodontics. 1997;23(2):77-85.
141. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. Quintessence international [internet]. 1997 [a.yer 28 Ocak 2025];28(6).
Erişim adresi:
<https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authType=crawler&jrnl=00336572&asa=Y&AN=41335047&h=qjtxEUNDMD33efSlz25Ya%2FCbloCSDzVwIGISM3qYPzuZkfMh45ynwQKUo7B2WaPODImaY6WULNAdQWALgvRlcg%3D%3D&crl=c>
142. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou L -M., Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. Int Endodontic J. Kasım 1999;32(6):436-43.
143. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz Jr GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. Journal of endodontics. 2003;29(10):664-6.
144. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. Journal of endodontics. 1999;25(11):752-4.
145. Yared GM, Dagher FEB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. Int Endodontic J. Mayıs 2000;33(3):204-7.
146. 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.
147. Al-Fouzan KS. Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing *in vivo*. Int Endodontic J. Aralık 2003;36(12):864-7.
148. Barbakow F, Lutz F. The 'Lightspeed' preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. Int Endodontic J. Ocak 1997;30(1):46-50.
149. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. Journal of endodontics. 2006;32(11):1031-43.
150. Haapasalo M, Udnæs T, Endal U. Persistent, recurrent, and acquired infection of the root canal system post-treatment. Endodontic Topics. Kasım 2003;6(1):29-56.
151. Shen Y, Cheung GSP. Methods and models to study nickel–titanium instruments. Endodontic Topics. Eylül 2013;29(1):18-41.

152. 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.
153. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(5):823-6.
154. 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.
155. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(8):1190-3.
156. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent*. 2001;14(5):324-3.
157. Gambarini G, Pompa G, Di Carlo S, De Luca M, Testarelli L. An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Aust Endodontic J*. Ağustos 2009;35(2):70-2.
158. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(1):101-4.
159. 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.
160. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(2):258-61.
161. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *Journal of endodontics*. 2013;39(12):1585-8.
162. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P, Kulkarni GK. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endodontic J*. Ocak 2002;35(1):7-12.
163. Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *International endodontic journal* [Internet]. 2003 [a.yer 29 Ocak 2025];36(3). Erişim adresi: <https://citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=e248fdb1549e7cfbac3e4d6c67c7e16ab0f2999c>
164. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997;23(2):77-85.

165. 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.
166. 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.
167. Borgula L. Rotary Nickel Titanium Instrument Fracture: An Experimental and SEM Based Analysis [PhD Thesis]. University of Melbourne, School of Dental Science; 2005.
168. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endodontic J*. Şubat 2006;39(2):119-26.
169. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An *in vitro* study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endodontic J*. Kasım 2003;36(11):764-9.
170. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of endodontics*. 2005;31(6):468-70.
171. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. 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.
172. 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.
173. 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.
174. 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.
175. Filip P. Titanium-Nickel Shape Memory Alloys in Medical Applications. İçinde: *Titanium in Medicine* [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2001 [a.yer 29 Ocak 2025]. s. 53-86. (Engineering Materials). Erişim adresi: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-56486-4_4
176. Le May I. Failure Mechanisms and Metallography: A Review. İçinde: McCall JL, French PM, editörler. *Metallography in Failure Analysis* [Internet]. Boston, MA: Springer US; 1978 [a.yer 29 Ocak 2025]. s. 1-31. Erişim adresi: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4613-2856-8_1
177. 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.
178. 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.

179. Serene TP. Nickel-titanium instruments: application in endodontics. Application in endodontics. 1995;1-5.
180. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endodontic J*. Şubat 2006;39(2):119-26.
181. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of endodontics*. 2002;28(6):448-51.
182. 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.
183. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, vd. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal* [Internet]. 2003 [a.yer 29 Ocak 2025];36(4). Erişim adresi: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authType=crawler&jrnl=01432885&AN=9539285&h=skLt274B4guefaD0MC98M4fRoEdhpUQMEPCRTxZeheJ%2F2B1bO9z6oqYRWhtklzngNaL5mzaX2%2FAZIKV%2B1bGXg%3D%3D&crl=c>
184. Poulsen WB, Dove SB, del Rio CE. Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *Journal of endodontics*. 1995;21(12):609-12.
185. 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.
186. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2004;30(4):228-30.
187. Bahia MGA, Martins RC, Gonzalez BM, Buono VTL. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endodontic J*. Kasım 2005;38(11):795-801.
188. Yared G, Sleiman P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2002;93(1):92-6.
189. Yared G, Kulkarni GK. Accuracy of the Novag torque control motor for nickel-titanium rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;97(4):499-501.
190. Yared G, Kulkarni GK. Accuracy of the TCM Endo III torque-control motor for nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. Eylül 2004;30(9):644-5.
191. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997;23(2):77-85.

192. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *Journal of endodontics*. 2003;29(1):55-7.
193. Best S, Watson P, Pilliar R, Kulkarni GGK, Yared G. Torsional fatigue and endurance limit of a size 30 .06 ProFile rotary instrument. *Int Endodontic J*. Haziran 2004;37(6):370-3.
194. Blum JY, Cohen A, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. Ocak 1999;32(1):24-31.
195. Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod*. Şubat 2005;31(2):120-3.
196. da Silva FM, Kobayashi C, Suda H. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using RaCe rotary instruments and ProFiles. *Int Endod J*. Ocak 2005;38(1):17-21.
197. Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GHR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod*. Temmuz 2002;28(7):543-5.
198. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*. Şubat 2005;31(2):114-6.
199. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An *in vitro* study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endodontic J*. Kasım 2003;36(11):764-9.
200. Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod*. Şubat 2002;28(2):105-7.
201. Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *Journal of endodontics*. 2002;28(2):105-7.
202. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endodontic J*. Nisan 2002;35(4):379-89.
203. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*. Kasım 2006;32(11):1031-43.
204. Jodway B, Hülsmann M. A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K3 rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*. Ocak 2006;39(1):71-80.
205. Regan JD, Sherriff M, Meredith N, Gulabivala K. A survey of interfacial forces used during filing of root canals. *Endod Dent Traumatol*. Haziran 2000;16(3):101-6.
206. Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. Kasım 2002;28(11):765-9.

207. Linsuwanont P, Parashos P, Messer HH. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. Ocak 2004;37(1):19-28.
208. O'Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J*. Kasım 2003;36(11):724-32.
209. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J*. Ekim 2004;37(10):705-10.
210. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod*. Kasım 1998;24(11):731-5.
211. Stokes OW, Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod*. Ocak 1999;25(1):17-20.
212. Buchanan LS. ProSystem GT: design, technique, and advantages. *Endodontic Topics*. Mart 2005;10(1):168-75.
213. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. Kasım 2009;35(11):1469-76.
214. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J*. Nisan 2011;44(4):337-41.
215. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J*. Nisan 2015;41(1):24-8.
216. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. Temmuz 2011;37(7):997-1001.
217. YÄ\pmlmaz K, Uslu G, Plotino G. The effect of root canal preparation on the surface roughness of WaveOne and WaveOne Gold files: atomic force microscopy study. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 43(1):e10.
218. Hamdy TM, Alkabani YM, Ismail AG, Galal MM. Impact of endodontic irrigants on surface roughness of various nickel-titanium rotary endodontic instruments. *BMC Oral Health*. 24 Temmuz 2023;23(1):517.
219. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J*. Temmuz 2012;45(7):614-8.
220. SCOPE®UNI Serisi – Scope Endo [internet]. [a.yer 11 Temmuz 2025]. Erişim adresi: <https://scopeendo.com.tr/scopeuni-serisi/>
221. Basmadjian-Charles CL, Farge P, Bourgeois DM, Lebrun T. Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. *Int Dent J*. Nisan 2002;52(2):81-6.

222. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* Nisan 1974;18(2):269-96.
223. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol.* Nisan 1997;13(2):51-64.
224. ResearchGate [Internet]. [a.yer 02 Haziran 2025]. Problem solving in endodontics: Prevention, identification, and management: Fifth edition | Request PDF. Erişim adresi: https://www.researchgate.net/publication/287232788_Problem_solving_in_endodontics_Prevention_identification_and_management_Fifth_edition
225. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. *Br Dent J.* Nisan 2013;214(8):395-400.
226. Sanchez P. Phillips' Science of Dental Materials- Phillip Anusavice. [a.yer 02 Haziran 2025]; Erişim adresi: https://www.academia.edu/41764796/Phillips_Science_of_Dental_Materials_Phillip_Anusavice
227. Peng B, Shen Y, Cheung GSP, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J.* Ağustos 2005;38(8):550-7.
228. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* Aralık 2003;96(6):757-63.
229. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination - PubMed [Internet]. [a.yer 12 Mayıs 2025]. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16011774/>
230. Vahid A, Roohi N, Zayeri F. A comparative study of four rotary NiTi instruments in preserving canal curvature, preparation time and change of working length. *Aust Endod J.* Ağustos 2009;35(2):93-7.
231. Perez F, Schoumacher M, Peli JF. Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel ENDOflash and nickel-titanium HERO Shaper. *Int Endod J.* Eylül 2005;38(9):637-44.
232. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model - PubMed [Internet]. [a.yer 12 Mayıs 2025]. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16410070/>
233. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Aust Endodontic J.* Aralık 2011;37(3):122-7.
234. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* Ocak 2006;32(1):55-7.
235. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos M a. Z, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* Temmuz 2010;36(7):1183-6.

236. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A, vd. Cyclic Fatigue of Reciproc and Reciproc Blue Nickel-titanium Reciprocating Files at Different Environmental Temperatures. *J Endod.* Ekim 2018;44(10):1549-52.
237. Silva EJNL, Rodrigues C, Vieira VTL, Belladonna FG, De-Deus G, Lopes HP. Bending resistance and cyclic fatigue of a new heat-treated reciprocating instrument. *Scanning.* Kasim 2016;38(6):837-41.
238. Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue Resistance of Nickel-titanium Instruments Exposed to High-concentration Hypochlorite. *J Endod.* Kasim 2017;43(11):1847-51.
239. Uygun AD. Cyclic fatigue resistance of VDW.ROTATE and Reciproc Blue nickel-titanium files at root canal temperature. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2020;14(3):177-80.
240. Azim AA, Tarrosh M, Azim KA, Piasecki L. Comparison between Single-file Rotary Systems: Part 2-The Effect of Length of the Instrument Subjected to Cyclic Loading on Cyclic Fatigue Resistance. *J Endod.* Aralık 2018;44(12):1837-42.
241. Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Siqueira JF, Mangelli M, Lopes WSP, vd. Fatigue Life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod.* Mayıs 2013;39(5):693-6.
242. Peters OA, Barbakow F, Peters CI. An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. *Int Endod J.* Aralık 2004;37(12):849-59.
243. Hülsmann M, Donnermeyer D, Schäfer E. A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. *Int Endod J.* Ekim 2019;52(10):1427-45.
244. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, vd. Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Files. *J Endod.* Temmuz 2017;43(7):1157-60.
245. 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. *Clin Oral Investig.* Mart 2019;23(3):1101-8.
246. 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. *Clin Oral Investig.* Temmuz 2019;23(7):3047-52.
247. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* Mayıs 2017;43(5):823-6.
248. Chen W, Hou X. [Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium files made by Gold heat treatment in simulated S-shaped root canals at different temperatures]. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban.* 18 Şubat 2025;57(1):136-41.
249. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of Sodium Hypochlorite Concentration and Temperature on the Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod.* Ekim 2018;44(10):1563-6.

250. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *J Endod.* Mayıs 2016;42(5):782-7.
251. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system.
252. Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado ME de L, Freire LG, Iglecias EF, vd. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res.* 18 Ekim 2018;32(suppl 1):e67.
253. El Abed R, Alshehhi A, Kang YJ, Al Raeesi D, Khamis AH, Jamal M, vd. Fracture Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Rotary Files After Usage and Autoclave Sterilization: An In Vitro Study. *J Endod.* Kasım 2022;48(11):1428-33.
254. Bulem ÜK, Kecici AD, Guldaz HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(6):505-10.
255. Serefoglu B, Miçoogulları Kurt S, Kaval ME, Güneri P, Kandemir Demirci G, Çalışkan MK. Cyclic Fatigue Resistance of Multiused Reciproc Blue Instruments during Retreatment Procedure. *J Endod.* Şubat 2020;46(2):277-82.
256. Keskin C, Özdemir ÖS, Aslantaş K, Toplu D, Keleş A, Inan U. Static Cyclic Fatigue Resistance in Abrupt Curvature, Surface Topography, and Torsional Strength of R-Pilot and ProGlider Glide Path Instruments. *J Endod.* Aralık 2021;47(12):1924-32.
257. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G, vd. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology.* Ekim 2018;106(4):408-13.
258. Ríos-Orsorio N, Briñez-Rodríguez S, Fernández-Grisales R, Triana-Correa J, Pushaina-Velásquez A, García-Restrepo H, vd. Dynamic cyclic fatigue resistance of Reciproc® Blue, One Recipro®, R-Motion®, and two Replica-Like endodontic files after autoclave sterilisation and/or immersion in sodium hypochlorite: A comparative in vitro study. *J Clin Exp Dent.* Mayıs 2025;17(5):e542-51.
259. Topçuoğlu HS, Demirbuga S, Düzgün S, Topçuoğlu G. Cyclic fatigue resistance of new reciprocating files (Reciproc Blue, WaveOne Gold, and SmartTrack) in two different curved canals. *J Investig Clin Dent.* Ağustos 2018;9(3):e12344.
260. He R, Ni J. Design improvement and failure reduction of endodontic files through finite element analysis: application to V-Taper file designs. *J Endod.* Eylül 2010;36(9):1552-7.
261. Kamali SG, Turkyaydin D. Cyclic fatigue resistance and shaping ability of heat-treated nickel-titanium instruments after repeated use. *Niger J Clin Pract.* Şubat 2021;24(2):247-53.
262. Al-Obaida MI, Merdad K, Alanazi MS, Altwaijry H, AlFaraj M, Alkhamis AA, vd. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of 5 Heat-treated Nickel-titanium Reciprocating Systems in Canals with Single and Double Curvatures. *J Endod.* Ekim 2019;45(10):1237-41.

263. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium coronal flaring instruments. *J Endod.* Ağustos 2014;40(8):1182-5.
264. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang ZJ, Maezono H, Haapasalo M. Fatigue Resistance of a 3-dimensional Conforming Nickel-Titanium Rotary Instrument in Double Curvatures. *J Endod.* Haziran 2016;42(6):961-4.
265. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* Mart 2000;26(3):161-5.
266. Barbosa I, Ferreira F, Scelza P, Neff J, Russano D, Montagnana M, vd. Defect propagation in NiTi rotary instruments: a noncontact optical profilometry analysis. *Int Endod J.* Kasım 2018;51(11):1271-8.
267. Amk A, Rm A. Surface nanoscale profile of WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc, and Reciproc blue, before and after root canal preparation. *Odontology [Internet].* Ekim 2019 [a.yer 01 Temmuz 2025];107(4). Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30927151/>
268. Kiraz G, Mumcu AK, Kurnaz S. A topographic analysis of the surface changes in reciprocating and rotary Ni-Ti instruments after multiple uses. *Turkish Endodontic Journal (TEJ).* 9(2):103-10.
269. Zafar MS. Impact of Endodontic Instrumentation on Surface Roughness of Various Nickel-Titanium Rotary Files. *Eur J Dent.* Mayıs 2021;15(2):273-80.
270. Herrera Á, Azabal M, Jimenez-Octavio JR, Del Real-Romero JC, López de Armentia S, Asensio-Gil JM, vd. Comparative Analysis of Surface Roughness and Plastic Deformation of Reciprocating Instruments after Clinical Use. *Materials (Basel).* 10 Ağustos 2024;17(16):3978.
271. Van Pham K, Vo CQ. A new method for assessment of nickel-titanium endodontic instrument surface roughness using field emission scanning electronic microscope. *BMC Oral Health.* 31 Ağustos 2020;20(1):240.

EK 2: ETİK KURUL ONAYI

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
MÜDAHALE OLMAYAN BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Tarihi	07.06.2024	Toplantı Numarası	2024/4	Toplantı Saati	09:30
159- Doç. Dr. Ahmet Demirhan UYGUN'un sorumluluğunda yürütülecek olan "Farklı Isıl İşlem Görmüş Eğe Sistemlerinin Tekrarlayan Kullanımının Yüzey Pürüzlülüğü ve Döngüsel Yorgunluk Direncine Olan Etkisi" konulu <u>Müdahale Olmayan</u> Bilimsel Araştırmalar için başvuru dosyası incelendi. Araştırma protokolüne uyularak, Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Müdahale Olmayan Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesinde belirtilen hususlar yerine getirilmek ve sorumluluk araştırmacılara ait olmak üzere araştırmanın yapılmasında etik sakınca olmadığına toplantıya katılan üyelerin oy birliği ile karar verildi.					

5% Overall Similarity

The combined total of all matches, including overlapping sources, for each database.

Top Sources

- 4%  Internet sources
- 3%  Publications
- 0%  Submitted works (Student Papers)

Integrity Flags

0 Integrity Flags for Review

No suspicious text manipulations found.

Our system's algorithms look deeply at a document for any inconsistencies that would set it apart from a normal submission. If we notice something strange, we flag it for you to review.

A Flag is not necessarily an indicator of a problem. However, we'd recommend you focus your attention there for further review.

Top Sources

- 4%  Internet sources
- 3%  Publications
- 0%  Submitted works (Student Papers)

Top Sources

The sources with the highest number of matches within the submission. Overlapping sources will not be displayed.

1	Internet	acikbilim.yok.gov.tr	2%
2	Internet	www.gecekitapligi.com	<1%
3	Internet	scopeendo.com.tr	<1%
4	Publication	Nurefşan Gürsoy, Fatma. "Farklı endomotor eğelerinin farklı çalışma boylarında k...	<1%
5	Internet	dergipark.org.tr	<1%
6	Publication	Soylu, Nusret. "Depresyonu Olan Ergenlerde Intihar Dusuncesini Etkileyen Sosyal,...	<1%
7	Publication	Ismail Davut Capar, Huseyin Ertas, Hakan Arslan. "Comparison of Cyclic Fatigue R...	<1%
8	Internet	dspace.kocaeli.edu.tr:8080	<1%
9	Publication	Özşahin, Abdulkadir. "Farklı Yapısal Özellikteki Nikel-titanyum Kök Kanal Enstrü...	<1%
10	Publication	Ihsan Ertugrul. "Effect of NaOCl solution on the cyclic fatigue resistance of traditi...	<1%
11	Publication	Taha Özyürek, Koray Yılmaz, Gülşah Uslu. "Shaping Ability of Reciproc, WaveOne ...	<1%

12	Internet	acikerisim.antalya.edu.tr	<1%
13	Publication	Sönmez, Emre. "Primer Hiperparatiroidi Tanili Hastalarda Vİsfatın Düzeyi Kardiyo...	<1%
14	Publication	"AIC 19th International Congress and CONSEURO "Clinical Procedures and Digital...	<1%
15	Internet	www.jetr.org.tr	<1%
16	Publication	Üren, Nazım. "Balıkesir Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Öğrencilerinin akıllı T...	<1%
17	Publication	Camila Ambrósio Dias Machado, Amanda Caselato Andolfatto Souza, Caroline Lou...	<1%
18	Publication	Hye-Jin Goo, Sang Won Kwak, Jung-Hong Ha, Eugenio Pedullà, Hyeon-Cheol Kim. "...	<1%
19	Publication	Kaplan, Çağan. "Y Kuşağının otantik ve bütünleştirici liderlik algılarının ortaya ko...	<1%
20	Internet	docplayer.biz.tr	<1%
21	Publication	Barut, Nilgün. "Farkli Yapidaki Ni-Ti Kanal Egelerinin Degisik Açılara Sahip Yapay ...	<1%
22	Internet	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080	<1%
23	Internet	atif.sobiad.com	<1%
24	Internet	jotags.net	<1%
25	Internet	katalog.hacettepe.edu.tr	<1%

26	Internet	libratez.cu.edu.tr	<1%
27	Internet	www.acarindex.com	<1%
28	Internet	www.virtualdentistrycongress.com	<1%
29	Publication	Selen İNCE YUSUFOĞLU, Esmâ SARIÇAM. "Comparison of Different File Systems fo...	<1%
30	Publication	Arzu KAYA MUMCU, Gülsen KİRAZ, Safa KURNAZ. "Comparison of Apically Extrude...	<1%
31	Publication	Efeöğlü, Bayram Efe. "Ratlarda mental sinir hasarının tedavisinde farklı santrifüj ...	<1%
32	Publication	Fatih YAKIN, Aylin KALAYCI, Ece YAKIN. "Evaluation of TruNatomy and Reciproc Bl...	<1%
33	Publication	Tuncer, Deniz. "İşitme engelli çocuklarda core (gövde) stabilizasyon egzersizlerini...	<1%