



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI



**ROTASYON HAREKETİ YAPAN ÜÇ FARKLI
NİKEL-TİTANYUM EĞE SİSTEMİNİN YAPAY KANALDA
DÖNGÜSEL YORULMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Berivan BİNGÖL KAYA

UZMANLIK TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Özkan ADIGÜZEL

DİYARBAKIR

2022



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI



**ROTASYON HAREKETİ YAPAN ÜÇ FARKLI
NİKEL-TİTANYUM EĞE SİSTEMİNİN YAPAY KANALDA
DÖNGÜSEL YORULMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Berivan BİNGÖL KAYA

UZMANLIK TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Özkan ADIGÜZEL

DİYARBAKIR

2022

Bu tez Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğünce
desteklenmiştir. Proje No: SBE.21.001

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

...../...../20...

Dt. Berivan BİNGÖL KAYA

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösterici olan ve tez çalışması süresince her konuda yardımcı olan değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Özkan ADIGÜZEL'e,

Eğitimim süresince emeği geçen ve her daim engin fikirlerine ihtiyaç duyduğum Prof. Dr. Sadullah KAYA'ya,

Gerek eğitim sürecim gerekse hayat yolumda en büyük desteğim olan, fikirlerine ve düşüncelerine hep güvendiğim, iyiliğe ve güzelliğe inancımı hiç kaybettirmeyen en büyük şansım canım eşim Dr. İrfan Kemal KAYA'ya

Hayatım boyunca bana olan ilgi ve sevgilerini eksik etmeyen ve bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan aileme,

Bölümdeki tüm mesai arkadaşlarıma, sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

İÇİNDEKİLER

BEYAN	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SEMBOLLER ve KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
RESİMLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	x
ÖZET	1
ABSTRACT	3
1. GİRİŞ ve AMAÇ	5
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı.....	7
2.2. Kök Kanallarında Preparasyon Aşaması ve Önemi.....	7
2.3. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Enstrümanların Tarihsel Gelişimi...9	
2.4. Ni-Ti Alaşımların Yapısı ve Metalürjik Özellikleri.....	10
2.5. Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Avantajları . Error! Bookmark not defined.	
2.6. Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....	13
2.6.1. Birinci nesil döner alet sistemleri.....	13
2.6.2. İkinci nesil döner alet sistemleri	14
2.6.3. Üçüncü nesil döner alet sistemleri	15
2.6.3.1. M-Wire teknolojisi.....	16
2.6.3.2. Kontrollü Hafıza (Controlled Memory) (CM) Ni-Ti teknolojisi	16
2.6.3.3. R-fazda üretilen tel teknolojisi.....	17
2.6.4. Dördüncü nesil döner alet sistemleri.....	18
2.6.5. Beşinci nesil döner alet sistemleri.....	19
2.7. Döner Ni-Ti Eğelerde Yorgunluk Çeşitleri ve Kırılma Nedenleri.....	20
2.7.1. Torsiyonel yorgunluk.....	21
2.7.2. Döngüsel yorgunluk.....	21

2.8. Döngüsel Yorgunluğa Etki Eden Faktörler.....	22
2.8.1. Kanalin eğriliği ve dış tipi.....	22
2.8.2. Eğelerin tasarımı	22
2.8.3. Eğelere uygulanan yüzey işlemleri	23
2.8.4. Eğeye uygulanan tork.....	24
2.8.5. Eğenin hareket tipi	24
2.8.6. Eğenin kullanım tekniği	25
2.8.7. Operatörün yeteneği.....	25
2.8.8. Eğenin dönme hızı.....	25
2.8.9. Kanalda irrigant veya debris varlığı.....	26
2.8.10. Alaşım metalürjisi	26
2.8.11. Üretim tekniği	27
2.8.12. Kanal içi sıcaklık.....	28
2.9. Döngüsel Yorgunluk Testinde Kullanılan Düzenekler	28
2.9.1. Silindirik tüplerde yapılan çalışmalar	31
2.9.2. Oluklu blok düzeneği	32
2.9.3. Eğimlendirilmiş yüzeye karşı eğenin çalıştırılması	33
2.9.4. Üç noktadan eğme testi	34
2.9.5. Metal plaklara yapay kanallar açılması.....	35
3. GEREÇ YÖNTEM.....	36
3.1. Çalışmada Kullanılan Eğeler.....	36
3.2. Döngüsel Yorgunluk Test Düzeneğinin Oluşturulması	37
3.2.1. Metal bloklarda yapay kanalların oluşturulması.....	40
3.3. Döngüsel Yorgunluk Testinin Uygulanması.....	43
3.4. Kırılma Anına Kadar Geçen Sürenin Tespiti	44
3.5. İstatistiksel Analiz.....	45
4. BULGULAR	45
4.1. İstatistiksel Verilerin Değerlendirilmesi.....	45
4.2. Eğelerin Kırılana Kadar Geçen Sürelerinin Karşılaştırılması	46
4.2.1. Grup 1 ve Grup 2 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin karşılaştırılması	48

4.2.2. Grup 1 ve Grup 3 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin karşılaştırılması	48
4.2.3. Grup 2 ve Grup 3 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin karşılaştırılması	49
5. TARTIŞMA	50
6. SONUÇLAR	57
7. KAYNAKLAR	59
8. ORJİNALLİK RAPORU	70
9. ÖZGEÇMİŞ.....	71
10. ETİK KURUL KARARI.....	72

SEMBOLLER ve KISALTMALAR

Ni-Ti: Nikel-Titanyum

NTDES: Nikel-Titanyum Döner Eğe Sistemleri

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

AAE: Amerika Endodontistler Derneği

ISO: Uluslararası Standardizasyon Örgütü

SIM: Stres İndükleyici Martensitik Dönüşüm

Af: Östenit Dönüşümün Bittiği Nokta

As: Östenit Başlangıç Noktası

Mf: Alaşımın Martensit Faza Geçtiği Soğutma Derecesine

Ms: Martensit Başlangıç

Af-Md: Martensitik Deformasyon

Rpm: Dakikadaki Tur Sayısını

°: Derece

Mm: Milimetre

p: İstatistiksel Anlamlılık

SPSS: Statistical Package for the Social Sciences

EDTA: Etilendiamin Tetraasetik Asit

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

CM: Controlled Memory

ark.: Arkadaşları

sn: Saniye

SS: Standart sapma

EDM: Electrical Discharge Machining

PTG: Protaper Gold

TN: Trunatomy



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Strese bağlı martensitik dönüşüm.....	11
Şekil 2. Isıya bağlı martensitik dönüşüm.....	11
Şekil 3. Şekil hafıza özelliğine sahip alaşımın süper elastiklik gösterdiği bölge (Af-Md).....	12
Şekil 4. 5 farklı döngüsel test düzeneğinin gösterimi. A) Eğimlendirilmiş tüp tekniği B) Eğimli metal tekniği C) Oluklu blok düzeneği D) Üç noktadan test sistemi E) Metal bloğa yuva açılması (143).....	29
Şekil 5. Schneider yöntemi ile kök kanal eğim derecesinin saptanması.....	30
Şekil 6. Kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapının belirlenmesi.....	31
Şekil 7. Çalışmada kullandığımız modelde 60° açılı yapay kanalın AutoCAD programıyla çizimi.....	40
Şekil 8. Çalışma sürelerinin gruplar arası dağılımı (sn).....	47

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Metal veya cam tüp ile döngüsel yorgunluk test düzeneği	32
Resim 2. Oluklu blok düzeneği; A) İç bükey hazırlanmış “V” şeklinde oluk, B) Yarıçapı oluşturan silindir sahip metal blok, C) İçbükey metal blok.....	33
Resim 3. Eğimlendirilmiş a) Metal, b) Cam yüzeye karşı çalışılan test düzeneği	34
Resim 4. Üç noktadan eğme testi, pinli sistem açısı ve yarıçap.....	35
Resim 5. Larsen ve ark. 2009 yılında kullandığı metal blok.....	35
Resim 6. Kullanılacak eğerlerin paketli görselleri.....	36
Resim 7. Kullanılacak eğerlerin gruplandırılıp poşetlenmiş görselleri.....	37
Resim 8. Çalışmada kullanılan düzenek.....	38
Resim 9. Çalışmada kullanılan spreysel yağ (WD-40).....	39
Resim 10. Metal bloğa CNC tezgahında yapay kanalların açılması.....	41
Resim 11. Paslanmaz çelik bloğa yapay kanalın açılması (A:30° kurvatür açısı, B:45° kurvatür açısı, C:60° kurvatür açısı)	42
Resim 12. Çalışmada kullanılan açı ölçer.....	43
Resim 13. Çalışmanın kamera ile kayıt altına alınması.....	44

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin firma yetkililerince önerilen hız ve torkları.....	37
Tablo 2. Kırılma sürelerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları.....	47
Tablo 3. Grup 1 ile Grup 2 arasında kırılma anına kadar geçen sürelerin karşılaştırılması (sn).....	48
Tablo 4. Grup 1 ile Grup 3 arasında kırılma anına kadar geçen sürelerin karşılaştırılması (sn).....	48
Tablo 5. Grup 2 ile Grup 3 arasında kırılma anına kadar geçen sürelerin karşılaştırılması (sn).....	50

Rotasyon Hareketi Yapan Üç Farklı Nikel-Titanyum Eğe Sisteminin Yapay Kanalda Döngüsel Yorulma Dirençlerinin Karşılaştırılması

Berivan BİNGÖL KAYA

Özkan ADIGÜZEL

Endodonti Anabilim Dalı

ÖZET

Giriş ve Amaç:

Kök kanal preparasyonu, kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biri olmasına karşın komplikasyon görülme oranının da en fazla olduğu aşamadır. Preparasyon işlemi sırasında kanal boyuna ulaşılamaması, yeterli irigasyon ve şekillendirilmenin yapılamaması, kök kanal tedavisinin başarısını direkt olarak etkileyen faktörlerdir. Nikel-Titanyum eğeler (Ni-Ti), sahip oldukları üstün kesme yetenekleri ve esneklikleri sebebiyle son yıllarda kök kanal şekillendirme işlemlerinde popüler hale gelmiştir. Ancak Ni-Ti eğelerinin en büyük problemlerinden biri, özellikle eğri kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında herhangi bir belirti vermeden meydana gelen tekrarlayan gerilme ve sıkışma kuvvetleri sonucunda oluşan döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmalarıdır.

Bu çalışmanın amacı, rotary hareket yapan ProTaper Gold, TruNatomy ve Mtwo döner sistem Ni-Ti eğelerinin, paslanmaz çelik yapay blok kullanılarak döngüsel yorulmaya karşı dirençlerinin karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem:

Çalışmamızda on beş adet TruNatomy prime (26,04) (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) on beş adet ProTaper Gold (25,06) F2 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) on beş adet Mtwo (25,06) (VDW GmbH, Münih, Almanya) olmak üzere üç farklı rotary Ni-Ti eğe sistemi kullanıldı. 1. Grup ProTaper GOLD (PTG), 2.

Grup MTwo, 3. Grup TruNatomy (TN) olarak belirlendi..Eğeler üretici firma talimatlarına uygun olarak, 5 mm kurvatür yarıçapına, 60° kanal kurvatür açısına ve 1,5 mm kanal iç çapına sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanallarda kırılıncaya kadar kullanıldı. Eğeler kırılıncaya kadar geçen süre dijital kronometre yardımıyla kayıt edilip, eğelerin kırılıncaya kadar geçen süre saniye cinsinden kaydedildi.

Bulgular:

Tanımlayıcı istatistikler ve analizler R version 3.2.3 (2015-12-10), Copyright © 2015 The R Foundation for Statistical Computing free software bilgisayar paket programı kullanılarak yapıldı. Bu çalışmada, sürekli değişkenlerin normallik varsayımına uygunluğu Shapiro-wilk testli ile değerlendirildi. Parametrik test koşulları göz önüne alınarak, değişkenlere ait bağımsız gruplarda ortalamalar açası farkların karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA), ikili karşılaştırmalarda ise Bonferroni testleri kullanıldı. $p < 0,05$ için sonuçlar anlamlı kabul edilmiştir ($p=0,000$). PTG Mtwo'ya ($p=0,000$), PTG TN'ye ($p=0,048$), TN ise Mtwo ya kıyasla daha dirençli olarak tespit edildi ($p=0,035$ 'tir). 1. Grubun (PTG) döngüsel yorgunluğa olan direnci en yüksek bulundu.

Sonuç:

Yaptığımız çalışmada elde ettiğimiz veriler ve istatistiksel sonuçlar ışığında, döngüsel yorgunluk sonucu kırılmaya karşı en dirençli ege sisteminin PTG olduğu saptandı ($p=0,000$, $F=13,214$)

Anahtar Kelimeler: Döngüsel Yorgunluk, Rotasyon Hareketi Hareket, Kinematik, TruNatomy Eğesi, ProTaper Eğesi, Mtwo Eğesi

Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Three Different Nickel-Titanium Rotary File Systems in Artificial Canal

Berivan BİNGÖL KAYA

Özkan ADIGÜZEL

Department of Endodontics

ABSTRACT

Introduction and Objective:

Root canal preparation is one of the most crucial stages of root canal therapy, but also has the highest rate of complications. Among the factors that directly affect the success of root canal treatment are the inability to reach the length of the canal during the preparation process, and insufficient irrigation and shaping. Nickel-Titanium files (Ni-Ti), with their superior cutting capabilities and flexibility, have become popular in root canal shaping procedures in recent years. Besides, one of the biggest problems of Ni-Ti files is that especially curved root canals break due to cyclic fatigue that occurs as a result of repetitive tensile and compression forces that occur without any signs during shaping.

This study aims to compare the resistance of rotary ProTaper Gold, TruNatomy, and Mtwo Ni-Ti rotary file systems to cyclic fatigue using a stainless steel artificial block.

Materials and Methods

Three different Ni-Ti rotary file systems, fifteen TruNatomy primes (26.04) (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Swiss) fifteen ProTaper Gold (25.06) F2 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Swiss), fifteen Mtwo (25.06) (VDW GmbH, Munich, Germany) were used in our study. Group 1 was determined as ProTaper GOLD (PTG), Group 2 as MTwo, and Group 3 as TruNatomy (TN). The files were used under the manufacturer's instructions until they broke in the artificial canals made of stainless steel with a radius of curvature of 5 mm, a canal curvature of 60°, and a canal inner

diameter of 1.5 mm By recording the time elapsed until the files was broken with a digital stopwatch, the time elapsed until the files were broken was recorded in seconds.

Results:

Descriptive statistics and analyzes were made using the R version 3.2.3 (2015-12-10), Copyright © 2015 The R Foundation for Statistical Computing free software computer package program. In this study, the compatibility of continuous variables with the assumption of normality was evaluated using the Shapiro-Wilk tests. Considering the parametric test conditions, differences between means of independent groups belonging to the variables were compared using One-Way Analysis of Variance (ANOVA), and Bonferroni tests were used for pairwise comparisons. Results for $p < 0.05$ were considered significant ($p = 0.000$). PTG was more resistant than Mtwo ($p = 0.000$), PTG was more resistant than TN ($p = 0.048$), and TN was more resistant than Mtwo ($p = 0.035$). Group 1 (PTG) was observed to have the highest resistance to cyclic fatigue.

Conclusion:

Based on the data and statistical results we obtained in our study, it was determined that the most resistant file system was PTG against breakage as a result of cyclic fatigue ($p = 0.000$, $F = 13.214$).

Keywords: Cyclic Fatigue, Rotary Motion, Kinematics, TruNatomy File, ProTaper File, Mtwo File

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kök kanal tedavisi, hastanın kendi doğal dişlerini estetik ve fonksiyonel olarak ağızda koruyabilmeyi amaçlar. Bu tedavi birçok aşamanın bir araya geldiği bir bütündür (1). Birbirini takip eden bu işlemler kısaca endodontik giriş kavitesinin açılması, temizleme ve şekillendirme, kök kanalının biyoyumlu maddeler ile dolumu ve uygun bir restorasyon ile bitirilmesi olarak sayılabilir. Bu aşamaların her biri, ayrı ayrı kök kanal tedavisinin başarısına doğrudan etki yapar. Burada kök kanal preparasyonu önemli aşamalardan biri olarak karşımıza çıkmaktadır (1, 2). Bu preparasyonun biyolojik unsuru, tüm enfekte pulpa dokusunu, bakteri ve bakteri endotoksinlerini kök kanal sisteminden uzaklaştırmaktır (3).

Kök kanal tedavisinde preparasyon aşaması hem temizleme hem de şekillendirme işlemlerini içerir (4). Preparasyonda temizleme işlemleri hem kimyasal ajanlarla hem de mekanik enstrümanlarla yapılır (5). Bu nedenle kanal tedavisinin preparasyon aşaması kemomekanik preparasyon olarak da adlandırılmaktadır (6). Preparasyonun şekillendirme aşaması, kök kanallarının biyoyumlu bir kanal dolgu materyali ile hermetik olarak doldurulmasına olanak sağlayacak şekilde, kanallara konik bir şekil verme işlemidir. Uygulanan bu işlem “flaring” olarak adlandırılmaktadır. Apikal foramenin mevcut yeri bu sayede sabit kalarak değiştirilmemektedir (5, 7).

Preparasyon manuel el aletleri veya endomotora takılabilen döner alet sistemleri ile yapılabilmektedir. Ni-Ti kanal aletlerinin hayatımıza girmesi ile endodonti alanında önemli değişimler ve gelişmeler gözlenmeye başlanmıştır (8). Ni-Ti enstrümanlar, paslanmaz çelik kanal aletlerine göre, daha esnek bir yapıya sahip olup, preparasyon sırasında kök kanallarındaki enfekte dentin dokusunu kazımda daha etkili, kök kanal duvarlarının anatomik formunu korumada daha başarılı sonuçlar göstermektedir (9). Ni-Ti döner aletlerinin diğer bir avantajı ise tedavi süresini önemli ölçüde kısaltarak hem hekime hem de hastaya zaman kazandırmasıdır (10).

Ni-Ti döner eğe sistemlerinin birçok avantajının yanında dezavantajları da bulunmaktadır. Preparasyon esnasında kullanılan kanal eğelerinin, kök kanalı içinde kırılması çok büyük bir dezavantajdır. Eğer kırılan eğe parçası çıkarılamaz ise

preparasyon, irigasyon ve dolun aşamalarının her birinde eksiklikler oluşacak ve kök kanal tedavisinde başarısızlıklar meydana gelecektir (11-13).

Eğim olmayan kök kanallarında bükülme olmadığı için Ni-Ti döner aletler teorik olarak sonsuza kadar dnebileceklerdir. Eğri kanallarda ise Ni-Ti döner aletler döngüsel yorgunluk (flexural) ve uygulanan tork sebebiyle ya da aletin kök kanalında sıkışması sonucu (torsiyonel) kırılabilirler. Bu kırılmalar, sonuç olarak döngüsel ve torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılmalardır (12). Ancak yapılan bazı çalışmalarda eğelerdeki kırılmanın, döngüsel ve torsiyonel yorgunluğun kombinasyonu ile oluşabildiği belirtilmiştir (14-15).

Günümüzde en çok kullanılan eğe sistemi, 1961 yılında sunulan nikel-titanyum (Ni-Ti) alaşımlar ile üretilmiş olan Ni-Ti döner eğe sistemleridir (NTDES). Kırılma dezavantajını giderebilmek için taper açıları, yüzey özellikleri, tasarım, kalınlık ve metalürjik olarak birçok değişiklik yapılmıştır (16). Tüm bunlara rağmen, eğe kırılmaları için yeterli çözümler bulunamamış olup, kırılmalar hala hekimlerin en istemediği komplikasyonların başında gelmektedir.

Kanal eğelerinin kök kanallarında kırılmasıyla ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda eğelerin dönme hızı, döner aletlerin tork miktarı, dişlerin veya çalışılan modellerin kurvatür açısı, eğelerin yaptıkları hareket tipleri gibi pek çok değişken ile ilgili çalışmalar yapılarak, eğelerin kullanılabilirdiği süre ve tur sayılarıyla ilgili veriler oluşturulmaya çalışılmıştır (17). Bu aıların hesaplanma yöntemi hakkında üretici firmaların bilgi vermemesi, hekimleri birçok değişken kullanarak güncel çalışmalar yapmaya yönlendirmiştir (18, 19).

Çalışmamızda üç farklı Ni-Ti enstrümanın eğimli kök kanallarında tavsiye edilen kitlerinin (TruNatomy, ProTaper Gold, Mtwo) klinik kullanımlarında oluşabilecek döngüsel yorgunluklarının nasıl bir sonuç doğurabileceği konusunda bilgi sahibi olunabilmesi ve kullanımları sonrası meydana gelen metal yorgunluklarının araştırılması amaçlandı. Çalışmamızın sıfır hipotezi; test edilen Ni-Ti döner eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı yorulma dirençleri arasında fark olmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

İyi yapılan klinik ve radyolojik muayene sonrası kanal tedavisi ihtiyacı oluşan durumlarda; dişin koronal ve kök pulpasının organik ve inorganik artıklarının elimine edilmesi, kök kanalının apeksten ve korondan hermetik bir şekilde biyouyumlu bir materyal ile doldurulması ve daimi olarak restore edilmesi hedeflenmektedir (1). Sağlıklı çevre dokulara sahip dişin, uzun süre ağızda var olan yerini koruyup estetik ve fonksiyonel işlevine devam edebilmesi için bu aşamaların eksiksiz olarak tamamlanması gerekmektedir (1, 20).

2.2. Kök Kanallarında Preparasyon Aşaması ve Önemi

Kök kanal tedavisinde başarı, preparasyonun etkinliğine bağlıdır (21). Preparasyon işlemi kemomekanik olarak gerçekleştirilir. Bu aşamada, enfekte artıklar kanallardan temizlenerek, patolojik dokuların apikalden çevre dokulara yayılımı engellenmiş olur (15,22).

Bu temizliğin mekanik kısmı elle veya motorlu döner aletler yardımıyla kullanılan çelik veya Ni-Ti kanal eğeleriyle yapılmaktadır. Şekillendirme sonrasında kök kanallarının apikalden koronale doğru genişleyen konik bir formda olması istenmektedir. Bu formun sağlanması hem sızdırmaz bir dolum için hem de etkin bir irrigasyon protokolü için çok önemlidir. Preparasyon ile ulaşılamayan dentin tübülleri ve lateral kanalların irrigasyon ile dezenfeksiyonu çevre dokuların iyileşmesi ve yeniden bir enfeksiyon oluşmaması için çok önemlidir (9). Çevre dokuların iyileşmesi uzun sürdüğü için başarılı bir kemomekanik preparasyona ek olarak kanal içi kontaminasyonun engellenmesi adına, sızdırmaz kök kanal dolununun ve ideal kron restorasyonun da yapılması gerekmektedir (23-24).

Kök kanal tedavisinin en önemli aşaması mekanik preparasyondur (1, 2). Bu aşama farklı kaynaklarda enstrümantasyon, preparasyon, genişletme veya şekillendirme gibi farklı terimlerle ifade edilmektedir (9). Mekanik olarak yapılan

preparasyon, biyolojik ve mekanik prensipleri olan bir işlemdir. Bu genişletme ve şekillendirme işlemi zahmetli bir tekniği olan ve tedavi boyunca en fazla zaman ayrılması gereken aşamadır (24). Schilder tarafından bu aşamanın mekanik ve biyolojik olarak hedefleri belirlenerek gruplandırılmıştır (1).

Preparasyon aşamasındaki mekanik prensipler;

- Kök kanalının kök ucundan koronale doğru genişleyen konik bir formda şekillendirilmesi,
- Apikal minör daralımın, bu konik şeklin en alt sınırını oluşturması,
- Apikal foramenin fizyolojik olarak mevcut konumunun ve şeklinin korunması,
- Kök kanalının eğimine ve şekline uyularak şekillendirilme yapılması gerekliliği olarak belirlenmiştir.

Preparasyon aşamasındaki biyolojik prensipler;

- Hesaplanan çalışma boyunun fizyolojik foramenin referans alınarak belirlenmesi, belirlenen boydan daha uzun bir şekillendirme yapılmaması ve apikal anatomisinin korunması,
- Dişin dayanıklılığını kaybetmemesi ve uzun süre kullanılabilmesi adına yeterli dentin dokusunun korunması,
- Şekillendirme sırasında oluşan organik ve inorganik artıkların, apikal foramenden transportasyonunun engellenmesi ve kök kanalından da bu artıkların tamamen uzaklaştırılmasının sağlanması,
- Ağız içindeki bakteriler ile kontaminasyonun engellenmesi adına kemomekanik temizliğin mümkün olduğunca tek seansta bitirilmesi,
- Kanal içinde mekanik preparasyon ile ulaşılamayan yan kanallar, aksesuar kanallar, apikal deltadaki dallanmalar ve dentin tübüllerinin dezenfeksiyonunu sağlamak amacıyla uygulanacak olan irrigasyon protokolü

ve seans arası kullanılacak olan medikamentler için ideal bir genişletme yapılması şeklinde özetlenebilir (1, 9, 25).

2.3. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Enstrümanların Tarihsel Gelişimi

Şiddetli pulpal ağrıya sahip dişe yönelik yapılan ilk tedavi 1766 yılında Robert Woofendale tarafından yapılan bir el aletinin ısıtılması ile ağrı oluşturan pulpanın koterlenmesi olarak bilinmektedir (26). 1833 yılında Edward Maynard saat zembereği telini kullanarak bilinen ilk endodontik el aletini üretmiştir (27). Kanal eğeleri için ilk olarak karbon çeliği tercih edilmiş, fakat korozyon, eğri ve dar kanallardaki dezavantajları nedeniyle yerini 1960 yılından sonra paslanmaz çelik eğelere bırakmıştır (28). Paslanmaz çelik eğeler esnek olmayan rijit metallerdir. Genel olarak kök kanal boşluğunun preparasyonu işlemleri paslanmaz çelik turnerf, el eğeleri ve reamerlar ile gerçekleştirilmekteydi (16). Paslanmaz çelik kanal eğelerinin en önemli dezavantajı eğimli kök kanalına tam olarak uyum sağlayamaması ve mevcut şeklini koruma çabasında olmasıdır (29). Bu nedenle kanal eğesi düzenli olmayan kuvvete bağlı temas ettiği yüzey alanında fazla aşındırma, temas etmediği yüzeyde ise eksik preparasyona neden olur. Bu durum; eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında kanal transportasyonu, basamak, zip, perforasyon veya alet kırılması gibi komplikasyonların oluşma riskini artırır (30).

Kanal eğelerinin ilk standardizasyonu fikri 1955 yılında John Ingle tarafından ortaya atılmış ve 1961 yılında ise Levine ile birlikte yayınladıkları standardizasyon çalışması Amerikan Endodontistler Derneği (AAE) tarafından kabul edilmiştir. 1976 yılında Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) tarafından da ufak değişikliklerin ardından onaylanmıştır. Daha sonra bu standardizasyon kuralları AAE tarafından 28 nolu şartname olarak yayınlanmıştır (31). Bu şartnamede eğelerin boyları, renkleri, taper açıları ve metalürjik özellikleri ile ilgili standardizasyonlar bulunmaktadır.

1961 yılında keşfedilen Ni-Ti alaşımlar sahip oldukları özellikleriyle diş hekimlerinin ilgisini çekmiştir. Paslanmaz çelik eğeler ile kıyaslandığında; Ni-Ti eğelerin süper elastik özelliği daha fazladır, gerilimde daha az plastik deformasyon oluşmasını sağlar, daha esnektir, daha düşük sertlik değerine ve yüksek torsiyonel

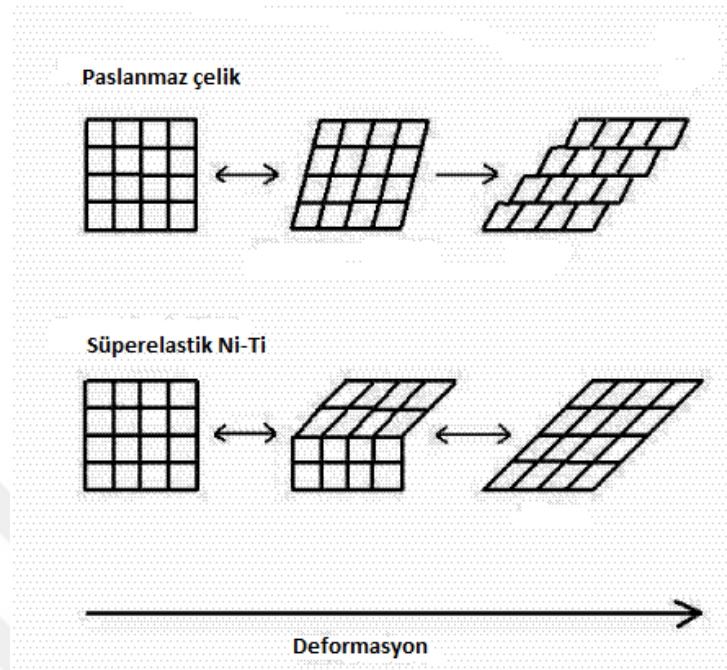
dirençlere sahiptir. Bu durum Ni-Ti eğelerin kullanımını popülerleştirmiştir (32, 33). Civjan ve ark. 1975 yılında yaptıkları çalışmada Ni-Ti alaşımının bu yüksek avantajlı fiziksel özelliklerinden dolayı endodontik alet üretiminde kullanılabileceğini belirtmişlerdir (34). Bu çalışmaların üzerine 1988 yılında Walia ve ark. ilk olarak nitinol (Ni-Ti) alaşımdan üretilmiş 0.02 taper açılı üçgen kesitli ortodontik telden 15 numara bir kanal aleti tasarlamışlardır. Bu şekilde Ni-Ti alaşımları içeren kanal aletlerinin endodontik tedavilerde kullanılma süreci başlamıştır (35).

2.4. Ni-Ti Alaşımların Yapısı ve Metalürjik Özellikleri

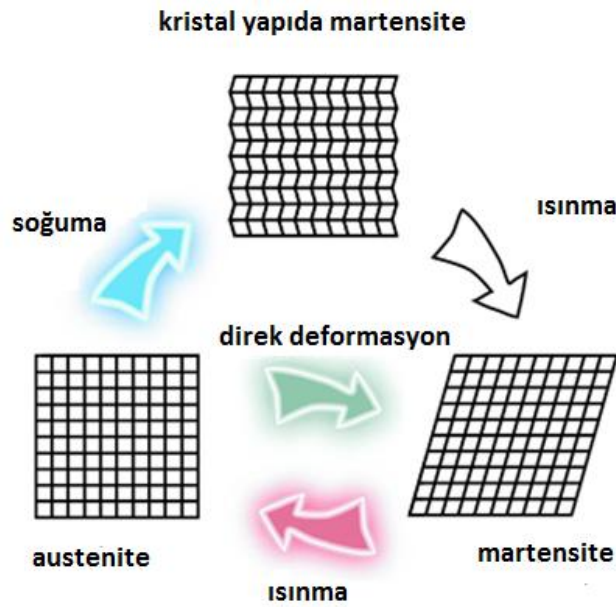
Endodontide kullanılan Ni-Ti eğelerin yapısı, ağırlıkça ortalama olarak %55 nikel ve %45 titanyum metallerinin eşit sayıda atomları kullanılarak elde edilmektedir. İçerisinde %2'lik kobalt nikel ile yer değiştirmiş olarak bulunabilmektedir (36). Bu bileşik 55-nitinol olarak da terminolojik olarak adlandırılabilir.

Ni-Ti alaşımlar “östenit”, “martensit” ve “R fazı” olarak 3 farklı kristal yapıda bulunmaktadır. Bunlardan ikisi ana, biri ara fazdır (13, 37, 38). Bu fazlar arası geçişler strese veya ısıya bağlı olarak biriken enerji ile gerçekleşir. Nitinol normal şartlar altında östenit fazdadır. Sabit bir sıcaklıkta, kök kanalı preparasyonu sırasında uygulanan kuvvetler sonucu ortaya çıkan stresler, östenitik fazdan martensitik faza geçişi meydana getirebilir. Birçok metalde böyle stresler belirli bir düzeyi aştığında kafes yapısı içinde mekanik kayma meydana gelir ve kalıcı deformasyon oluşur. Ancak, Ni-Ti alaşımlarda makaslama tarzı bir gerilimde kayma beklenirken, gerilimle beraber kristal yapıda değişimler görülür. Östenit fazdaki kristal yapı martensitik faza geçtiğinde plastik bir karakter gösterir (38-40) (Şekil 1). Buna stres indükleyici martensitik dönüşüm (SIM) denir (13). Etken ortadan kalkınca Ni-Ti alaşım yine östenitik faza, yani orijinal şekline döner. Aynı zamanda stresten bağımsız olarak ısınmada fazlar arası geçişe etkisi vardır. Ni-Ti alaşım martensitik fazda iken ısıtıldığında östenitik faza, östenitik fazda iken de soğutulduğunda martensitik faza dönüşmeye başlar (41). Düşük sıcaklıkta oluşan martensit fazdaki alaşım şekil hafıza özelliğini oluşturur. Düşük sıcaklıkta uygulanacak olan bir kuvvete bağlı oluşacak olan yeni tip martensit faza sahip alaşım ise süper elastiklik özelliğine sahip olacaktır. İki

karakterin de görüldüğü bu aşamada stres altında ısıtılarak elde edilecek östenit faz ise iki karakteri de bünyesinde bulunduracaktır (38, 41). (Şekil 2)

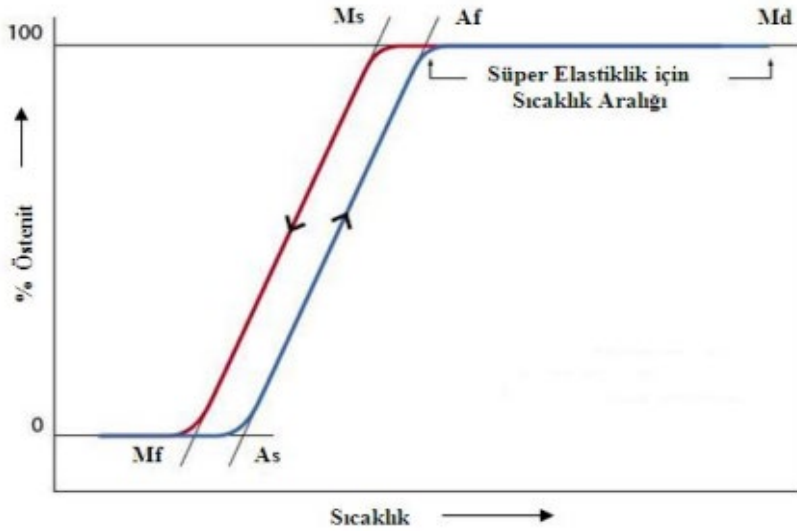


Şekil 1. Strese bağlı martensitik dönüşüm (39)



Şekil 2. Isıya bağlı martensitik dönüşüm (41)

Bu fazlar arası dönüşümlerde bir sıcaklıktan sonra tüm alaşım östenit faza gelince dönüşüm durur. Bu noktaya östenit dönüşümünün bittiği sıcaklık noktasına östenit bitiş (Af) denir. Düşük sıcaklıkta martensit karaktere sahip olan alaşım ısıtılırken ilk östenit yapıların oluşmaya başladığı bir sıcaklık değeri var olup bu değere de östenit başlangıç (As) noktası denir. Aynı şekilde soğutma işleminde tüm alaşımın martensit faza geçtiği soğutma derecesine martensit bitiş (Mf) denir. Martensitik dönüşümün başladığı sıcaklık değerine de martensit başlangıç (Ms) noktası denilmektedir. Burada beklenen As ile Mf değerlerinin aynı noktada olmasıdır ama As daha yüksek bir sıcaklıktadır, bu durum histerezis (gecikme) olarak tanımlanmaktadır. Bu değerlerin grafikte görülmesi için stres olmayan bir durumda ölçümler yapılmalıdır (Şekil 3) (13). Burada şekil hafıza özelliği ve süper elastiklik özelliğinin aynı anda kullanılabilmesi için gereken sıcaklık değerleri Af-Md (martensitik deformasyon) aralığında gösterilmiştir. Tamamen östenit fazda olan alaşım strese bağlı olarak martensit dönüşüm gösterecektir. Bu da süper elastik ve şekil hafıza özelliğinin aynı anda kullanılmasına olanak sağlayacaktır (33, 42).



Şekil 3. Şekil hafıza özelliğine sahip alaşımın süper elastiklik gösterdiği bölge (Af-Md) (13)

2.5. Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Avantajları

Ni-Ti eğeyi ilk olarak tanıtan Walia ve ark., yaptıkları çalışmada bu eğelerin paslanmaz çelik eğelerden 2-3 kat daha esnek ve torsiyonel kırılmaya da daha dayanıklı olduklarını göstermişlerdir (35). Bu eğelerin esneklik özellikleri kurvatürlü kanallarda basamak, transportasyon ve yandan perforasyon oluşturma riskini önemli ölçüde azaltmaktadır (43). Şekillendirmeye bağlı iyatrojenik hataları azaltması, apikalden taşan debris miktarını azaltması ve kesme etkinliğini artırması da önemli avantajlarından. Tüm bu özellikleri Ni-Ti eğelerle yapılan şekillendirme işleminin, paslanmaz çelik eğelere göre daha kısa sürede ve daha güvenli bir şekilde tamamlanmasını sağlamaktadır (44). Farklı bir elastik davranış sergileyen Ni-Ti döner eğe sistemleri stres altında faz değiştirerek daha yüksek bir torsiyonel direnç ve psödoelastik karakter ile plastik deformasyona karşı da daha fazla direnç gösterirler (13). İlk olarak Ghassan Yared tarafından kullanılan Ni-Ti tek eğe sistemi ile yapılan kanal tedavisi yöntemi, eğe kırığı riskini ve tedavinin süresini azaltmıştır (45).

2.6. Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri

Ni-Ti enstrümanların gelişiminde, dezavantajların giderilmesine yönelik hem alışım hem de eğe tasarımlarında geliştirilen birçok yenilikle beraber piyasada çok sayıda döner alet sistemi çeşitliliği ortaya çıkmıştır (16). Endodonti pratiğinde 1990'lardan itibaren kullanılan NTDES'ler, ilk günden bu yana sürekli farklı modifikasyonlar ile gerek tasarımsal farklılıklar gerek fonksiyonel değişimler ile sürekli yenilenerek geliştirilmiş ve bu özelliklerine göre 5 nesil eğe grubu altında toplanmıştır (36).

2.6.1. Birinci nesil döner alet sistemleri

İlk tasarlanan NTDES Dr. John McSpadden tarafından tanıtılan ve 1992 yılında satışa konulan Quantec eğeleridir. Bu eğeler pasif kesici radyal alanlara ve sabit (0.02) taper açısına sahiptir. Hekimlere kök kanal preparasyonu aşamasında daha kolay ve

konforlu bir süreç vadeden Ni-Ti eğelerin kanal içinde kırılmaları, kullanım bilgisi eksikliği ve çok sayıda eğeye gereksinim duyulması, bu sistemin yaygınlaşmalarını engellemiştir (16, 46).

Dr. Johnson 1994 yılında, tasarımında ve kalınlığında düzenlemelere gittiği “ProFile Sistemi” ve “Orifice Shaper”ları tanıtmıştır (16, 47). Eğelerin tasarımından enine kesit alındığında üç eşit U şekilli oluk mevcuttur ve bu olukların bitişiğinde radyal alanlar bulunur. 0.04 ve 0.06 koniklik açısına sahip bu eğeler kanal içinde pasif hareket ederler ve kırılmaya daha dirençlidir. Pasif radyal alanlar ve negatif kesme açısı sayesinde Ni-Ti kanal eğeleri daha az dentine saplanır ve daha az torsiyonel kuvvetlere maruz kalır (16). Dr. Johnson ve Dr. McSpadden, ISO standartlarında 0,02 koniklik açısına sahip eğelere alternatif olarak, ilk defa farklı koniklik açısına sahip eğe üreterek döner Ni-Ti eğe sistemlerinin babası olarak anılmaktadırlar.

Dr. Steve Senia ve Dr. William Wildey tarafından tanıtılan “LightSpeed” eğeleri de bu grup içerisinde bulunmaktadır (16). Bu eğelerin gövdeleri uzun ince bir yapıya sahiptir. Şaft kısımları kesici değildir. Kesici kısımları kısa olan uç kısımlarıdır. Tasarımsal özellikleri ile eğelerin esneklik yetenekleri arttırılmıştır (48). Kesici olmayan uzun şaft kısmı aletin kanal içerisinde merkezde kalmasını kolaylaştırarak çok fazla dentin kaldırılmadan daha büyük çapta apikal preparasyon yapılmasına neden olur (49).

2.6.2. İkinci nesil döner alet sistemleri

İkinci nesil NTDES’in ilk nesilden farkı, radyal alanlarının bulunmaması ve aktif kesici kenarlara sahip olmasıdır (50). Pozitif kesme açıları sayesinde kesme etkinliği arttırılarak çalışma süresi kısaltılmıştır (51). Bu nesilde preparasyonun tamamlanması için gereken eğe sayısı daha azdır ve aktif kısım boyunca değişken koniklik açıları bulunmaktadır. Eğelerin kesici bıçakları ve uzun aksı arasındaki açı birinci nesile göre daha azdır ve bu sayede eğenin dentine saplanma ve vidalanma eğiliminin azaltılacağı düşünülmüştür (16, 52).

Bu nesile ait eğelerden olan ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) döner eğeleri diğer eğelerden farklı olarak aynı alet üzerinde artan ve azalan

çeşitli koniklik açılarıyla üretilmiştir. Dentsply Maillefer firmasının ProTaper Universal eğe sistemini piyasaya sürmesinin ardından vidalanma etkisini azaltmak amacıyla sabit koniklik açılı ancak değişken kontak noktalarına sahip yeni eğe sistemleri de üretilmiştir. BioRace (FKG Dentaire, LaChaux-de-Fonds, İsviçre), Mtwo (VDW, Münih, Almanya), K3 (Sybron Endo, Orange, CA, ABD) ve EndoSequence (Brasseler, Savannah, GA, ABD) eğe sistemleri piyasaya sunulmuştur (16).

İkinci nesil boyunca eğelerin üretimi sonrasında yüzey özelliklerini geliştirecek işlemler uygulanmış ve daha dayanıklı eğeler üretilmesi amaçlanmıştır. Üreticiler eğelerde imalat sırasında yüzeyde meydana gelen üretim hatalarının kırık riskini arttırdığını bulmuşlardır (53). Bunun önüne geçmek amacıyla üretim sonrası eğelerin yüzeyini güçlendirmek ve fiziksel özelliklerini arttırmak amacıyla elektropolisaj ve iyon implantasyonu gibi dayanıklılığı arttırmaya yönelik uygulamalar yapılmıştır (46, 54).

Birinci ve ikinci nesil eğelerin Af sıcaklık değerleri 16 C°-31 C° arasındadır. Klinik koşullarda ve ağız içi çalışma sıcaklığında östenit fazda bulunurlar (31, 59).

2.6.3. Üçüncü nesil döner alet sistemleri

Eğelerin tasarımında yapılan değişiklikler sayesinde Ni-Ti alaşımın daha da geliştirilmesine bağlı olarak üçüncü nesil eğeler ortaya çıkmıştır. Bu jenerasyon ve bundan sonra gelen jenerasyonlar yeni nesil eğeler olarak adlandırılmaktadırlar (52). Standart Ni-Ti kanal eğelerinin metalürjik özelliklerinin kuvvetlendirilmesi, üretici firmaların yeni hedefi olmuştur (60). Özellikle termal işlemlerle eğelerin üzerinde işlemler yapılmış, hedef eğelerin kırılma direncini daha da arttırmak olmuştur. Yorgunluk süresinin uzaması, elastiklik modülünde düşme, torsiyonel kuvvetlere direnç, geliştirilen özelliklere örnek olarak gösterilebilir. Süper elastiklik karakteri eğri kanallarda eğenin kök kanalı boyunca ilerlemesini ve orijinal kanal formunu bozmadan şekillendirmeyi sağlarken, döngüsel ve torsiyonel kuvvetlere karşı artmış dirençleri ise kanal içerisinde alet kırılmalarını en aza indirmektedir (52).

Alaşımın mekanik özellikleri, içerdiği metallerin birleşim oranı ve bulunduğu fazın karakteri gibi iç faktörlere bağlı iken aynı zamanda üretim aşamasında uygulanan

ıslıl işlemler ve yaşlandırma gibi dış faktörlere de bağlıdır. Bu iç ve dış faktörler, özellikle faz dönüşüm sıcaklık değerlerinin değişmesine sebep olmaktadır (41).

2007 yılından beri birçok yeni termomekanik üretim teknolojisi, Ni-Ti alaşımlı eğerlerin mikro düzeydeki yapısını en uygun hale getirebilmek için geliştirilmiştir. Bu çalışmalar sonucunda geliştirilen M-Telleri (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD), CM-Telleri (DS Dental, Johnson City, TN, ABD) ve R-fazında (SybronEndo, Orange, CA, ABD) üretilen teller Ni-Ti eğerlerin üretiminde yerlerini almıştır.

2.6.3.1. M-Wire teknolojisi

2007 yılında Dentsply firması, Ni-Ti alaşımdan yapılmış tele seri ıslıl işlemler uygulayarak M-telini üretmiştir. Bu yeni Ni-Ti telin daha sonra ticari kullanım haklarını Maillefer firması satın almıştır. Torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa karşı geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen tellerden daha dayanıklı olan bu telin Af sıcaklık değeri 50 °C'dir. Martensit, östenit ve R fazına ait mikro kristaller içeren bu telin yapımı aşamasında gerinim altında çeşitli termal işlemler uygulanmıştır (41,61).

ProFile GTX serisi bu alaşımdan yapılmış ilk ege sistemidir. Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD), Reciproc (VDW GmbH, Münih, Almanya), WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve Protaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğerler de bu alaşımdan üretilen diğer eğerlere örnek olarak verilebilir (41, 62).

2.6.3.2. Kontrollü Hafıza (Controlled Memory) (CM) Ni-Ti teknolojisi

İlk olarak 2010 yılında piyasaya sunulan Ni-Ti eğerler bir dizi termomekanik işleme tabi tutularak alaşımın nikel oranının değiştirilmesi ile elde edilmiştir. Esneklik ve döngüsel yorgunluğa dayanımları gibi özellikleri geliştirilmiştir. Geleneksel Ni-Ti eğerlerde bulunan şekil hafızası özellikleri yoktur. Piyasadaki birçok Ni-Ti döner ege sistemi kütleli olarak %54.5-57 oranında nikel içerirken, CM alaşımlardan üretilen döner ege sistemlerinde bu oranı %51-52'dir. Oransal bu farklılık ile beraber uygulanan termomekanik işlemler CM-telinin Af sıcaklık değerini 55 °C'ye

yükseltmiştir. CM-telinden yapılan eğeler normal klinik koşullarda martensitik yapıda bulunmaktadır. Fakat bu yapı tamamen martensitik olmayıp oransal olarak daha az olmak kaydı ile östenit kristaller de içermektedir (63). CM telinden üretilen Ni-Ti eğelerde, yüksek bir torsiyonel kuvvete maruziyet sonrası spirallerin düzleşmesi ile cevap verirler. Üretici firmaya göre, duvarlara saplanmayı azaltan bu özellik kırılma dayanımını arttırmaya yöneliktir (64). Maruz kaldığı kuvvetler sonucunda şekillenen eğeler otoklav gibi bir ısısal işleme tabi tutulduklarında önceki şekline geri dönerler. Gözle görülür bir değişiklik göstererek kanal geometrisine göre şekillenen eğeler, kullanıcıya da güven duygusu verir. Geleneksel Ni-Ti eğelere göre döngüsel yorgunluğa çok daha dayanıklıdır (65). Piyasalarda bulunan HyFlexCM (Coltene Whaledent, Allstatten, İsviçre) ve Typhoon Infinite Flex Ni-Ti (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, ABD) CM-telinden yapılmış eğelerdir (16, 41, 66).

Ayrıca kontrollü hafıza özelliğine sahip farklı alaşımlar da geliştirilmiştir. Bunlar:

- Electrical Discharge Machining (EDM) teknolojisiyle üretilen; HyFlex EDM (Coltene Whaledent, Allstatten, İsviçre)
- Gold-wire teknolojisiyle üretilen; ProTaper Gold (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD), WaveOne Gold (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD)
- Blue-wire teknolojisiyle üretilmiş; Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD), Reciproc Blue (VDW GmbH, Münih, Almanya)
- Max-wire teknolojisiyle üretilmiş; XP-endo Shaper (FKG Dentaire, LaChaux-de-Fonds, İsviçre) eğeleridir (67).

2.6.3.3. R-fazda üretilen tel teknolojisi

İlk olarak SybronEndo firması tarafından 2008 yılında Ni-Ti döner eğelerin belirli ısısal işlemler altında plastik deformasyona uğratılması ile geliştirilmiştir. Bu işlem tıpkı paslanmaz çelik K-eğeler ve reamerlarda olduğu gibi burma hareketi (döndürülerek) şeklinde yapılmaktadır (16). Bahsedilen plastik deformasyon işlemi

için Ni-Ti alaşımın R-fazında olmasının ideal olduğu iddia edilmiştir (68). R-faz çok dar bir sıcaklık aralığında elde edilebileceğinden zor bir fazdır. Buna rağmen uygun ısıya tabi tutularak klasik Ni-Ti alaşımın rombohedral yapısı stabilize edilebilmiştir. SybronEndo firması, R-fazında uyguladıkları bu plastik deformasyon işlemleri ile önceki teknoloji ile üretilen Ni-Ti eğelere göre ilerleme sağladığını iddia ederek, “Twisted File” ismiyle piyasaya sundukları ürünlerinde kullanmışlardır. R-fazdaki alaşımın şekil hafızası olmadığından burulma işlemi uygulanabilmektedir (69). Bu şekilde üretilen eğelerin, daha dirençli ve daha esnek olduklarını savunmuşlardır. Aynı zamanda bu aletlerde makineyle şekillendirilen Ni-Ti kanal eğelerinin yüzeyinde oluşan, üretime bağlı fabrikasyon hatalarının da oluşmayacağını savunmuşlardır. Ayrıca bu aletlerde sap ve gövde bölümlerinin tek parça halinde olması bir diğer avantajdır (41). Telin Af değeri 17 °C civarındadır ve dolayısıyla klinik koşullarda östenit fazda bulunurlar (37). SybronEndo firması freze işlemi uygulandıktan sonra Ni-Ti döner eğelere özel bir termal işlem uygulamayı öngörmüşlerdir. Bu uygulamayla eğenin esneklik özelliği artırılırken, aynı zamanda alaşımın kristal yapısında stabilizasyon sağlaması ve frezeleme işleminden dolayı oluşacak iç stresleri uyumlu hale getirmesi amaçlanmıştır (70). Bu öngörüden hareketle de firma diğer bir R-faz teknolojisi ürünü olan K3XF eğesini piyasaya sunmuştur.

2.6.4. Dördüncü nesil döner alet sistemleri

Dördüncü nesile kadar üretilen eğelerdeki çalışmalarda eğenin yapıldığı alaşım, yüzey özellikleri ve tasarımlarına yönelik değişiklikler yapılmıştır. Dördüncü nesil eğelerde ise eğenin çalışma esnasındaki kinematiği üzerinde çalışılmıştır. 1958 yılından beri paslanmaz çelik eğeler üzerinde yapılan saat yönü ve saat yönünün tersi yönde hareketlerin Ni-Ti döner ege sistemleri üzerine uyarlanması düşünülmüştür. Aslında amaç Roane ve ark. tarafından tanımlanan ve eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde paslanmaz çelik el eğelerinin saat dönüş yönünde ve saat dönüş yönünün tersi yönde eşit olmayan hareketlerle kullanıldığı etkili bir teknik olan Dengeli Kuvvet (Balanced Forced) tekniğiyle benzerdir (30). Ni-Ti alaşımlarındaki gelişmeler ve resiprokal hareket yapan motorlarda tork kontrolünün tanıtımıyla

resiprokal hareket, Ni-Ti eğelerde oldukça popüler hale gelmiştir (71). Önceleri tüm resiprokal hareket yapan motorlar saat yönünde ve saat yönünün tersi yönde 90°'lik eşit açıyla resiprokasyon hareketi yapmaktayken, zamanla daha farklı ve küçük rotasyon açıları kullanılmaya başlanılmıştır. Şimdilerde rotasyon hareketini 30°'lik açılar yaparak tamamlayan M4 (SybronEndo, Orange CA, ABD), Endo-Eze AET (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ve Endo-Express (Essential Dental Systems, NJ, ABD) gibi resiprokal hareket yapan motor sistemleri bulunmaktadır (16).

2008 yılında Dr. Ghassan Yared, #25/.08 ProTaper F2 eğesini saat yönünde (SY) 144° ve saat yönünün tersi yönünde (SYT) 72° olmak üzere eşit olmayan açılarla resiprokasyon hareketi yaparak kullanmıştır. Bu gelişmenin amacı alet kırıklarının önüne geçmek, kanal preparasyonunu tek eğe ile tamamlayarak daha hızlı bir tedavi uygulayabilmektir (45). Yapılan ilk tek eğe sistemli bu çalışma çok ilgi uyandırsa da, ProTaper F2 eğelerinin resiprokasyonla kullanıma uygun tasarlanmamış olması kullanımının yaygınlaşmasını engellemiştir (16). Reciproc ve WaveOne eğeleri M-telinden üretilen ve resiprokasyon hareketi yapan tek eğe sistemi olarak 2011 yılında piyasaya sürülmüştür (72). Self-Adjusting File eğe sistemi ve Twisted File Adaptive eğe sistemi de dördüncü nesil döner eğe sistemleri içinde yerlerini almışlardır (73, 74).

2.6.5. Beşinci nesil döner alet sistemleri

Beşinci jenerasyondaki eğelerin özelliği hareket halinde iken rotasyon merkezi ile kütle merkezinin çakışmamasını sağlayacak şekilde asimetric olarak dizayn edilmiş olmalarıdır. Bu tasarım, eğenin dönme hareketi sırasında yandan izlendiğinde dengeli olmasına rağmen yılan benzeri bir hareket yapıyormuş gibi görünmesine neden olur. Bu hareket, endomotordan kaynaklı olmayıp tamamen eğenin tasarımından kaynaklanmaktadır. Bu tasarımın en büyük avantajı eğe ile dentin arasında temas eden yüzeylerin sürekli olarak minimalde tutulmasıdır (65). Beşinci nesil eğelere örnek olarak Revo-S (Micro Mega, Basençon, Fransa), One Shape (Micro Mega, Basençon, Fransa) ve Protaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) verilebilmektedir.

Tüm bunların yanında asimetrik rotasyon hareketi olarak adlandırılan bu hareket tarzı ile eğelerin debris kanaldan uzaklaştırmaları ile kesme ve temizleme etkinlikleri de arttırılmıştır (75, 76)

2.7. Döner Ni-Ti Eğelerde Yorgunluk Tipleri ve Kırılma Nedenleri

Hooke kanunlarına göre geri dönüşümlü elastik limit sınırları içerisinde uygulanan kuvvet ile oluşan gerinim miktarı doğru orantılıdır (38, 77).

Akma dayanımı (Yield strength); kuvvete maruziyeti ile malzemenin kalıcı şekil değişikliğine uğramadan dayanabileceği en büyük gerilme değeri olarak açıklanabilir (13, 38).

Nihai gerilme dayanımı (Ultimate Tensile Strength); kırılma veya kopma olmadan bir materyalin dayanabildiği maksimum kuvvet ya da plastik deformasyondan sonra gelen bütünlüğün bozulduğu ana kadarki dayanabildiği maksimum kuvvet olarak tanımlanır. Plastik deformasyon akma noktasından hemen sonraki aşamadır. Kalıcı deformasyon noktasının defalarca zorlanması sonucunda da nihai gerilme dayanımı azalmaktadır. Çoğu metal için elastik limitler maksimum %0,1-0,2 oranında aşılabilirken plastik deformasyon göstermeden Ni-Ti alaşımlarda bu limitler %8 oranında artış gözlenebilmektedir (78). Bu özellikler sonucunda hekimler çelik kanal enstrümanlarıyla çalışırken deformasyona uğrayan enstrümanları kullanmadan önce gözle incelenebilecek deformasyon bulgularının varlığını tespit edebilir ve kullanımını sınırlandırma kararı verebilmektedir (79). Ama Ni-Ti enstrümanlarda süper elastiklik ve yalancı plastik deformasyon özelliklerinden dolayı akma dayanımı üzerinde bir kuvvet uygulandığında bile eski şekillerini geri kazanabilirler (80). Bu durum, aletlerin kırılmadan önce gözle görülen herhangi bir deformasyon belirtisi olmadan kırılmalarına neden olmaktadır (81, 82).

2.7.1. Torsiyonel yorgunluk

Torsiyonel yorgunluk materyalin bütünlüğünün bozulduğu kuvvetin tespiti için süreden bağımsız olarak hesaplanır (83). Klinik olarak düşünürsek kanal eğesinin apekte sıkıştığı anda endomotor yüksek bir torkta çalışıyorsa oluşan kuvvet torsiyonel kuvvet olarak adlandırılır. Torsiyonel yorgunluk ise şekillendirme sırasında oluşan torkun eğeye burkulma hareketi yaptırmaya zorlaması sonucu eğenin elastik limitlerinin aşılması halidir (84). Bu kuvvetin nihai gerilme dayanımını aştığı durumlarda kırılmalar görülür. Akma dayanımı noktasından yüksek bir kuvvet uygulanması sonucu plastik deformasyona ve kırılma (seperasyon) gerçekleşebilir (13, 38). Bu nedenle torsiyonel kuvvetlere maruz kalmış bir Ni-Ti eğesi döngüsel yorgunluktan farklı olarak gözle görülebilir deformasyon gösterebilmektedir (85).

2.7.2. Döngüsel yorgunluk

Döngüsel yorgunluk, Ni-Ti kanal eğelerinin kök kanalı boyunca eğimin olduğu alanda oluşan, eğenin sürekli bir sıkışma ve gerilmeye maruz kalması sonucu kırılması olarak açıklanır. Kanal eğesinin eğimli alandaki dış yüzeyinde gerilme iç yüzeyinde ise bir sıkışma meydana gelmektedir. Bu sıkışma ve gerilmenin sürekliliği eğe kırıklarının oluşmasındaki en önemli neden olarak görülmektedir (86-88).

Sattapan ve ark. yaptıkları bir çalışmada alet kırıklarının %55.7'sine torsiyonel kuvvetlerin, %44.3'üne ise döngüsel yorgunluğun sebep olduğunu belirtmişlerdir (89). Daha sonraki çoğu araştırmada ise kanal eğelerinde meydana gelen kırıkların çoğunluğunun döngüsel (fleksural) yorgunluktan kaynaklandığı sonucuna varılmıştır (51, 87, 90, 91).

Döngüsel yorgunluk testleri sırasında dönüş sayısı arttıkça, östenit-martensit dönüşüme katılan alaşım miktarı azalmaktadır ve oda sıcaklığına yakın bir sıcaklıkta görülen östenit-martensit dönüşümün de tam olarak sağlanamadığı yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (92). Buradaki önemli nokta Af sıcaklığının düşmesi ve martensitik dönüşüme katılan matriks miktarının azalmış olmasıdır. Af değeri düşünce Af-Md aralığı da doğal olarak daha düşük bir sıcaklığa kayacaktır. Martensit dönüşümün

sağlanamaması ve Md noktasının düşmesi daha düşük sıcaklıklarda eğelerin kırılma riskini artırır. Normal şartlarda sıcaklık ile elastik modül ters orantılı olsa da Ni-Ti eğelerdeki östenit dönüşüm faz değişimlerinin daha düşük sıcaklıkta da görülebilmesi elastik modülün yükselmesine yol açar. Bu durumu telafi etmek için farklı ısıl işlemler uygulanarak yeni nesil Ni-Ti alaşımlar elde edilmektedir (92).

2.8. Döngüsel Yorgunluğa Etki Eden Faktörler

2.8.1. Kanalın eğriliği ve diş tipi

Ni-Ti döner eğelerin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmaları sıklıkla kök kanalının eğimli kısmında meydana gelmektedir (85, 93). Bu eğimler genellikle kökün orta ve apikal üçlüsünde görülmektedir (94). Kanal eğriliği kadar her diş özelliği olabilen kurvatürün başlama noktası da çok önemlidir (95). Apikal üçlüde bulunan bir kurvatür eğimi, orta ve servikal üçlüye oranla eğe kırığı oluşumu açısından daha fazla risk oluşturmaktadır (96). Dişlerin ağız içerisindeki posterior veya anterior konumlanmaları da eğelerin kanala giriş açısının değişimine yol açabilmektedir. Posterior dişlerde farklı ve eğimli giriş açıları ile çalışmak tedaviyi mümkün kılabilir. Bu çalışma gerekliliği eğelerin kırılma riskini arttırmaktadır (97).

2.8.2. Eğelerin tasarımı

Aynı alaşımdan yapılmış farklı koniklik açılı eğelerden, yüksek koniklik açısına sahip eğenin esneklik özelliği daha düşüktür (98). Bu özellik eğenin torsiyonel strese direncini artırırken döngüsel yorgunluğa karşı direncini düşürmektedir (99). Eğenin koniklik açısı, D0-D16 aralığında eğenin genişleme miktarını belirler. Yüksek koniklik açılara sahip bir eğe daha rijit olup eğimli kanallarda kırılma riski daha fazladır (100). Eğelerin enine kesiti dairesel, üçgen, kare, paralelkenar, eşkenar dörtgen veya S şekilli olabilir (77, 101). Dentin duvarına temas eden kenar sayısının

azalması eğeleri daha dirençli kılar. Enine kesiti üçgen olan eğeler kesiti dörtgen olanlara göre daha dirençli bulunmuştur (102). Aynı zamanda beşinci nesil eğelerde; merkezde konumlanmayan gövde tasarımları sayesinde dentine temas eden eğe yüzeyinin azaldığı görülür bu da direnci arttıran faktörler arasındadır (103).

Ni-Ti döner eğelerde ayrıca eğenin uç yapıları, kesme açıları, yivlerin yerleşimi ve pasif radyal alanlar da döngüsel yorgunluğa etki eden faktörlerdir (16, 104). Kesici uçlar agresif yapıları nedeniyle daha fazla kuvvetlere maruz kalırlar. Kesici olmayan uç yapısı eğelerin dentine saplanmasını engeller ve bu sayede kırılmalarını azaltmaktadır (105). Eğenin sahip olduğu yiv sayısı belli bir alandaki kesici kenar sayısı olarak tanımlanabilir. Az yivli eğelerde bu özellik daha az kesici kenar olması ve daha az kırılma riski anlamına gelmektedir (106, 107). Kesici kenarları destekleyen metal miktarı radyal alanlar olarak tanımlanabilir. Az radyal alan daha az torsiyonel ve döngüsel kuvvetlere direnç demektir (106). Ayrıca radyal alanlar eğenin, kanal duvarına temasını azaltır, kesme derinliğini sınırlandırır ve alette mikro çatlak oluşumunu engeller (108).

Kesme açısı eğenin enine kesitinde çap ile kesici kenar arasında oluşan açıdır. Aktif çalışma yönü ile aynı tarafta o ise bu açı negatif, zıt tarafta oluşuyor ise pozitif kesme açısı olarak adlandırılır. Pozitif kesme açısı agresif olarak fazla kuvvete maruz kalırken, negatif açının da kesme etkinliği yeterli değildir. Bu sebeple ideal olan nötr olmasıdır (106, 109).

2.8.3. Eğelere uygulanan yüzey işlemleri

Eğelerin üretiminde yüzeyinde mikro düzeyde çatlak veya pürüzlülük oluşabilmektedir. Bu yüzey alanları eğede stres birikim noktaları ve eğenin kırılmaya başladığı yer olabilmektedir (68, 110). Bu deformitelerin oluşmasına oksijen, hidrojenin, nitrojen ve karbonun üretim işleminin sonrasında yüzeyden çözünerek uzaklaşmasının neden olduğu düşünülmüştür (62). Bu şekilde zayıflayan yüzey tabakası eğenin döngüsel yorgunluğunu azaltacağından elektropolisaj işleminin yapılması önerilmiştir. Ama bu deformitelerin eğelerin torsiyonel yorulma direncini

değiştirmediyini söyleyen araştırmacılar da olmuştur (111, 112). Elektropolisaj işlemine alternatif olarak elementlerin implantasyonu, termal nitridasyon ve kriyojenik (dondurucu) uygulama da uygulanan işlemler arasındadır (113). Yüzeyin ince bir cam tabaka ile kaplanmasının da yorgunluk direncini arttırdığı söylenmiştir (114).

2.8.4. Eğeye uygulanan tork

Şekillendirme sırasında eğeye burkulma hareketi yaptırmaya çalışan kuvvet tork olarak tanımlanabilir (84). Endomotor tarafından uygulanan bu tork, hekimin uygulama kuvvetine, aletin çapına, eğenin tasarımına, kanal genişliğine, üretim sürecindeki işlemler ve dentinle oluşan temas alanına bağlıdır (115). Endomotorlar eğenin elastik sınırını aşmayacak şekilde programlıdır ve bu sınıra geldiğinde durur veya geri yönde hareket ederler (116, 117). Ama kanalda eğenin dentinle temas alanının fazla olması, çok geniş apikal uç varlığı veya hekimin aşırı zorlaması ve bunu sürdürmesi eğelerin kırılmasına neden olmaktadır. Bunu engellemek için gagalama hareketi ile aşama aşama apikale ulaşılması tavsiye edilmektedir (18). Ayrıca motorların torklarının azaltılması kesme etkinliğini azaltacağından buna sıcak bakılmamıştır (118).

2.8.5. Eğenin hareket tipi

Ni-Ti eğelerin üretimiyle yaygınlaşan döner eğe sistemleri sayesinde hekimlere daha hızlı çalışma ve daha ileri preparasyon tekniklerini uygulama imkânı sağlanmıştır. Rotasyonel hareket ile çalışan eğelerin döngüsel yorgunluk direnci, resiprokal hareket eden eğelere göre oldukça düşüktür (18, 119, 120). Resiprokasyon hareketi aleti rahatlatarak güvenli bir şekilde kanaldan çıkarılmasına ve dolayısıyla kırık oluşum riskinin azalmasını sağlar (116). Rotasyonel ve resiprokal hareketlerin avantajlarını birleştirmeyi hedefleyen adaptif hareket ise döngüsel yorgunluğa karşı başarılı sonuçlar vermiştir (119).

2.8.6. Eğenin kullanım tekniği

Çoklu eğe sisteminde bütün yorgunluklar tek bir eğede birikmeyeceğinden kırılma riski daha azdır, bunun nedeni sırayla kullanılan eğelerin döngüsel ve torsiyonel yorgunluğu kendi aralarında paylaşmasıdır (120-122). Bu nedenle kullanımı daha rahat olan eğe sistemleri için ilk olarak Glide-Path kullanımı gerekli görülür (123). Yapılan bu ön genişletme işlemi kanal eğesi için gereken genişliği sağlar aynı zamanda kanal eğesi apikale daha rahat ulaşır (95).

2.8.7. Operatörün yeteneği

Deneyimli hekimlerin daha hızlı ve yüksek torklarda çalışmasına rağmen daha az eğe kırığı komplikasyonu yaşaması eğenin kırılabileceğine dair işaretlere daha aşına olması olarak düşünülebilir (86, 124). Endodontistlerin açıkladığı eğe kırma insidansı %0.13-%5 aralığındadır (67). Bu bize operatör becerilerinin de önemli olduğunu göstermektedir. Operatörün yorgun olması işlemi hızlandırma çabasına neden olmaktadır. Bu durumda hekimin vertikal kuvvet uygulaması sonucu eğe kırıklarını arttırdığı söylenebilir (125).

2.8.8. Eğenin dönme hızı

Eğelerin standart bir düzenekte dönme sayısının birbirine yakın değerlerde olduğu kabul edilmektedir (105). Eğelerin hızının değiştirilmesi eğenin çalışma süresini kısaltırken dönme sayısında anlamlı bir fark oluşturmamaktadır. Bazı çalışmalarda dönme hızının kırılma sıklığını arttırdığı belirtilirken (126) bazı çalışmalarda da düşük dönme hızının kırılma dayanımını arttırdığı şeklinde vurgulanmıştır (127, 128). Bunların aksine eğelerin yüksek dönme hızında kullanıldıklarında daha yüksek kesme etkinliği ve daha az yorgunluk gösterdikleri belirtilmiştir (129). Ayrıca dönme hızının eğenin klinik başarısında anlamlı bir fark oluşturmadağını gösteren çalışmalar da

mevcuttur (130). Bu durum dönme hızının alet kırılmasına olan etkisinin tartışmalı olarak kalmasına neden olmaktadır.

2.8.9. Kanalda irrigant veya debris varlığı

İrrigasyon ajanları eğelerin kanal içerisinde çalışırken daha az torsiyonel kuvvetlere maruz kalması için gereken lubrikasyonu sağlarken ege yüzeylerinde korozyona sebebiyet verebilmektedirler (91, 100, 131). Bu sorun çoğunlukla eğelerin steril edilip tekrar kullanıldığı veya molar dişin tüm kanallarında aynı eğenin kullanılması gibi çoklu kullanım durumlarında görülmektedir. Yüzey korozyonları ege kırıklarına sebebiyet verebilmektedir, bunun nedeni olarak da yüzeydeki korozyunun döngüsel yorgunluğu negatif etkilemesi diyebiliriz. Ama yapılan bir çalışmada EDTA veya NaOCl kullanımının tek başına eğenin kırılmasına neden olmazken, kombine kullanımının ege kırılma riskini anlamlı bir ölçüde arttırdığı belirtilmiştir (132).

Kanalda debris bulunması eğenin vidalanma etkisini arttırarak alaşımın elastikliğini azaltır, buna bağlı olarak Ni-Ti kanal egesi hem döngüsel hem torsiyonel kuvvetlere karşı daha dirençsiz hale gelir (104, 133). Tek ege sisteminin kullanılması tedavinin daha hızlı yapılmasını sağlamasına karşın kök kanalından debrisin uzaklaştırılması özelliği azalmıştır. Yüzeydeki mevcut defektlere debris penetrasyonunu arttırarak vidalama özelliğinin de artmasıyla beraber eğelerin kırılma riskini böylelikle arttırmış olur (134).

2.8.10. Alaşım metalürjisi

Ni-Ti alaşımlar 3 farklı fazda bulunabilmektedir. Bunlar *östenit fazı*, *martensit fazı* ve *R fazı*dır (135). Metalin üretim tekniğine göre bulunduğu fazda farklı fazlara ait kristaller bulundurması alaşımın karakteristik özelliklerini değiştirmektedir. Baskın olan kristal miktarı alaşımın karakterini belirler. Düşük sıcaklıkta martensitik, yüksek ısıda ise östenitik fazda olması beklenen alaşım stres faktörü de dikkate alındığında

farklı kristal yapılarına aynı anda sahip olduğu belirtilmiştir (41). Östenit fazın baskın olduğu durumlarda eğe kırılma ve sertliği artarken martensitik veya R fazın baskın olduğu durumlarda ise daha iyi elastik özelliklere ve buna bağlı olarak yüksek torsiyonel ve döngüsel dirençlere sahiptir (41, 136). Martensitik yapının sahip olduğu düzensiz kristalografik yapı sayesinde kuvvetlere karşı daha fazla kırılmadan elastiklik göstermesini sağlar (136). Bu da martensitik fazındaki döngüsel yorgunluğa karşı direncin östenit fazdan daha iyi olmasını açıklamaktadır.

Yapılan bir çalışmada Ni-Ti alaşımın yüklenen stresleri kendi bünyesinde homojen dağıtmadığı belirtilmiştir (137). Bu durum eğelerde %8 oranında aşılması beklenen elastik limitin bu fazda eğenin çalışma sürecinde daha düşük olması anlamına gelmektedir. Yine aynı çalışmada martensitik fazın pek çok farklı kristal yapısına sahip olduğu ve kanal ısısında farklı streslere maruziyette farklı kristal yapıların oluşabileceği söylenmiştir (137).

2.8.11. Üretim tekniği

Eğelerin üretim aşamasında alaşım genellikle östenit fazda bulunmaktadır. Çünkü eğelerin üretim sıcaklıkları Af değerinin çok üstündedir. Fakat öncesinde soğutularak martensit faza gelen alaşıma bu aşamada stresle çiftlenmiş martensit formasyonu oluşana kadar stres uygulanıp ve bu stres kaldırılmadan alaşım ısıtılırsa, alaşımın yapısında alaşıma martensitik bir karakter katacak olan martensitik kristaller gözlenecektir (41). Bu tekniklerle farklı ısıl işlemlerle üretilen farklı teller piyasaya sürülmüştür. Bu şekilde uygulanan termomekanik yöntemler ile üretilen tellerin farklı karakteristik özellikleri oluşturulmaktadır (136).

Aynı zamanda farklı ısılarda eğenin şekillendirilmesine bağlı olarak eğelerin farklı elastik karakterler gösterdikleri de belirtilmiştir (41). Örneğin soğuk dövme tekniği ile üretilen eğelerin hem yüzey özelliklerinde hem de döngüsel yorgunluğa dirençlerinde artma olduğu saptanmıştır (138). Ayrıca bunların dışında eğenin yüzeyine uygulanan işlemlerin de eğelerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluklarına etki ettikleri söylenmiştir. Örneğin Reciproc ve Reciproc Blue eğeleri aynı tasarıma sahip

olmalarına rağmen, farklı termomekanik özelliklerle üretilen Reciproc Blue eğelerinin yapılan çalışmalarda çok daha üstün döngüsel yorgunluk direnci gösterdikleri belirlenmiştir (139). Tüm bunlar ışığında farklı tellerden, farklı şekillendirme yöntemleriyle ve farklı yüzey uygulamalarıyla üretilen eğelerin bu farklı kombinasyonlara bağlı olarak farklı döngüsel yorgunluk direnci gösterecekleri öngörülebilmektedir.

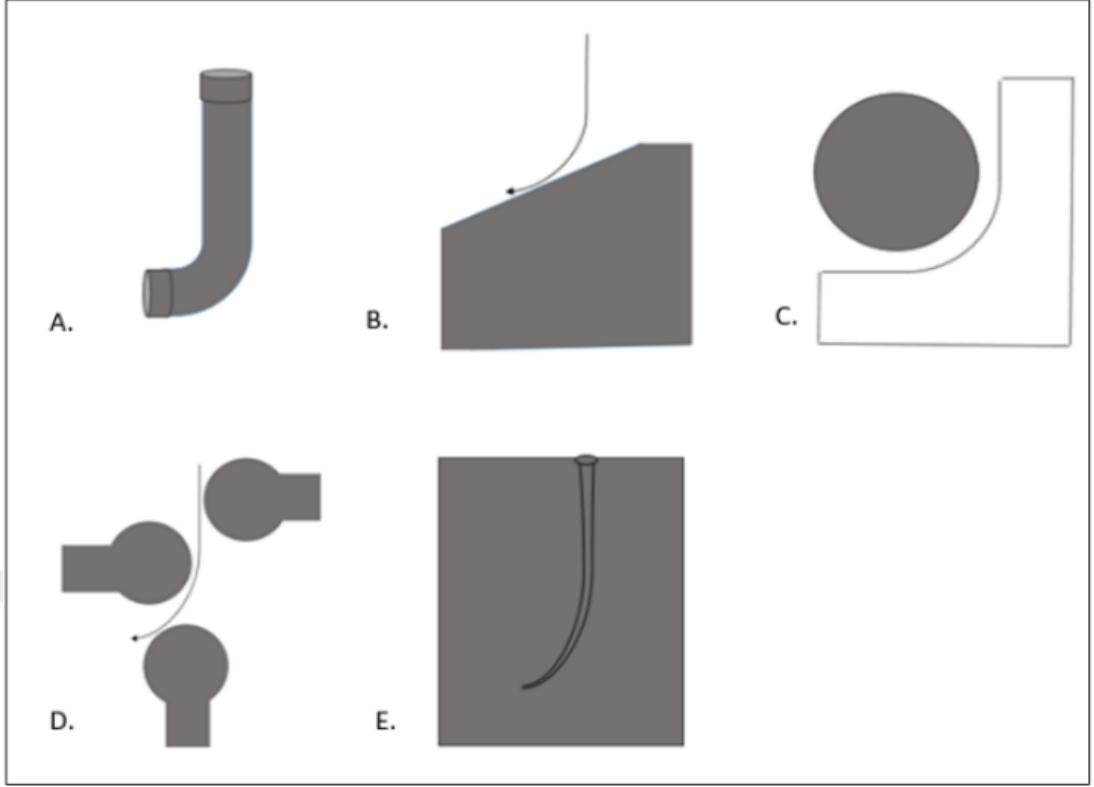
2.8.12. Kanal içi sıcaklık

Genelde döngüsel yorgunluk testlerinin yapıldığı oda sıcaklığı ile kanal içi sıcaklık birbirlerinden farklıdır. Yapılan çalışmalarda oda sıcaklığı 20 ± 2 °C ölçülmüştür (140). Kanal içi sıcaklık ise koronalde 31-33 °C, apikalde ise 35-37 °C aralığında ölçülmüştür (141).

Dentin kalınlığı, irrigasyon sıklığı ve debris varlığı gibi faktörler kanal içi çalışma sıcaklığını değiştirmektedir (67). Bu sıcaklık değişimi kanallarda çalışan eğelerin faz değişimine neden olarak döngüsel yorgunluk direncini düşürmektedir (41). Yapılan bir çalışmada -20 °C'de çalışan eğelerin anlamlı ölçüde döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu belirlenmiştir (140). Ayrıca kök kanal şekillendirmesi işleminde soğuk çalışmanın postoperatif ağrıyı önemli ölçüde azalttığını da gösteren çalışmalar da mevcuttur (142)

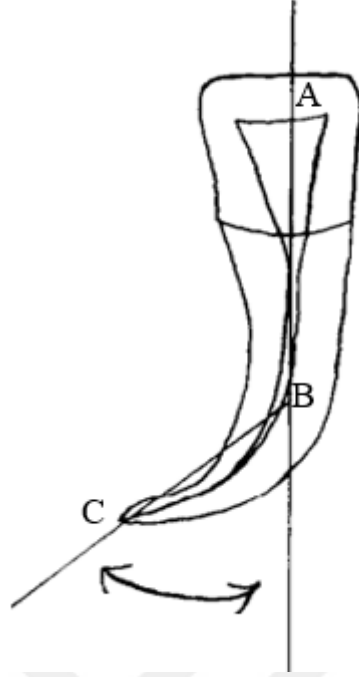
2.9. Döngüsel Yorgunluk Testinde Kullanılan Düzenekler

Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluğunu test edilmesinde, eğenin apikal kısmının belli bir açıyla bükülmüş olarak belli bir düzenek içerisine yerleştirilip kırılana kadar döndürülmesiyle çeşitli parametrelerin gözlenebildiği sistemler kullanılmıştır (Şekil 4) 11, 143).



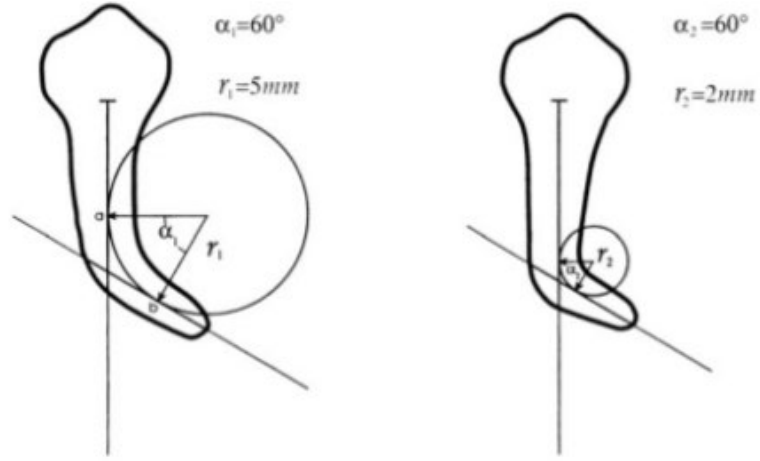
Şekil 1. 5 farklı döngüsel test düzeneğinin gösterimi. A) Eğimlendirilmiş tp tekniği B) Eğimli metal tekniği C) Oluklu blok düzeneği D)  noktadan test sistemi E) Metal bloğa yuva açılması (143).

Kurvatür eğimin belirlenmesinde ilk olarak Schneider tarafından tanımlanan bir yöntem kullanılmaktadır (144). Schneider yönteminde; diş üzerinde kök kanalının başladığı noktası A, kurvatürün en dış noktası B ve kök ucu C olarak adlandırılırsa AB doğrusu ile BC doğrusunun keşişmesiyle oluşan dar açı kurvatür açısıdır (Şekil 5) (144).



Şekil 2. Schneider yöntemi ile kök kanal eğim derecesinin saptanması (144)

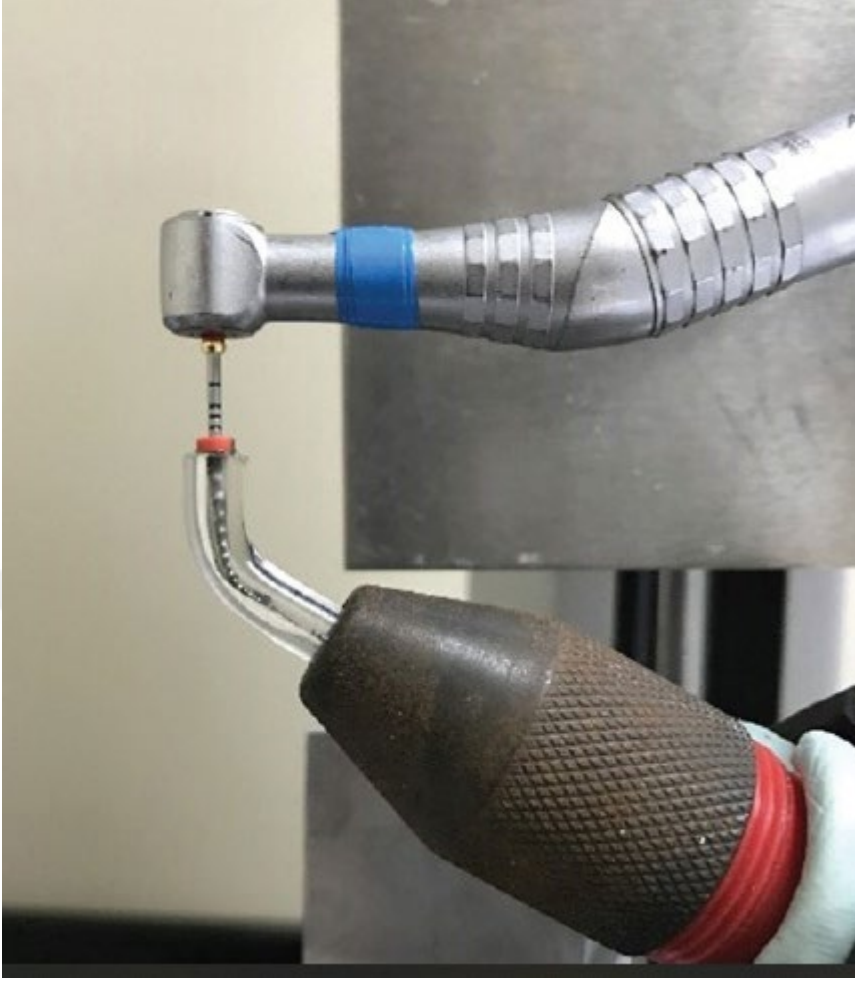
Sonrasında kök kanalını takip eden bir doğrultuda kurvatür açısının hesaplanmasının gerekli olduğunu savunan bir çalışmada yapılmıştır (145). Eğenin şekillendiği veya içinde hareket ettiği yol, kanal ile aynıdır. Bu teknikte dişin uzun aksı ve kurvatür ile kök ucu arasındaki doğru kanal boyunca çizilir. Arada kalan küçük açı kurvatür açısı olarak tanımlanır. Aynı zamanda her iki doğruya teğet geçen bir çember çizildiğinde oluşan çemberin yarıçapı kurvatür yarıçapı olarak adlandırılır. Açı küçüldükçe kurvatür küçülür. Kurvatür yarıçapı ise oluşan kurvatürün ani bir sapmayla ya da daha hafif geçişlerle mi oluştuğu hakkında belirleyici olur. Benzer kurvatür açısına sahip köklerde teğet çember yarıçapı küçüldükçe kök kanalının daha ani bir sapmayla oluştuğu söylenebilir (Şekil 6) (145).



Şekil 3. Kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapının belirlenmesi (145)

2.9.1. Silindirik tüplerde yapılan çalışmalar

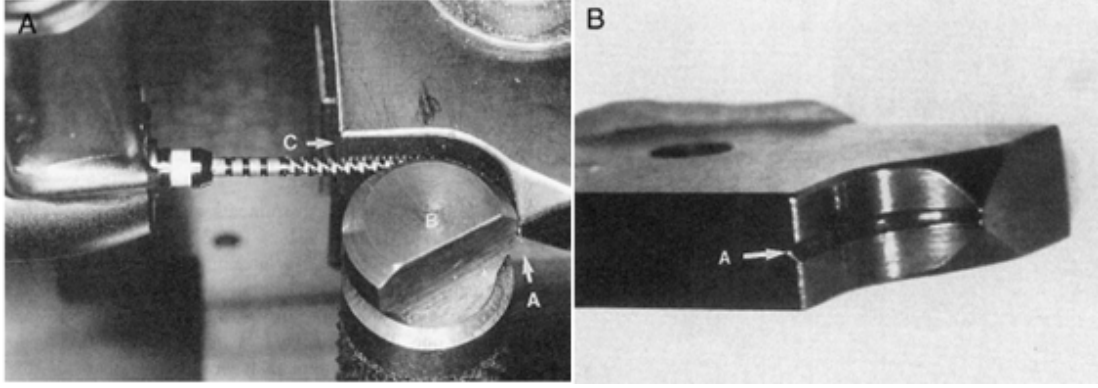
Çalışmalarda çoğunlukla yapay kanal olarak farklı iç çapına sahip uygun kurvatür çapı ve açısına sahip cam veya metal silindirik tüpler kullanılmıştır (Resim 1) (11, 146). Ancak tüpün çapının eğden daha geniş olmasından dolayı eğenin adaptasyonunun tam sağlanamaması ve eğenin herhangi bir zorlanma durumunda tüpten uzaklaşabilmesi nedeniyle döngüsel yorgunluk testinde metal veya cam tüp kullanımını tavsiye edilmemektedir (11, 53, 147, 148).



Resim 1. Metal veya cam tüp ile döngüsel yorgunluk test düzeneği (146)

2.9.2. Oluklu blok düzeneği

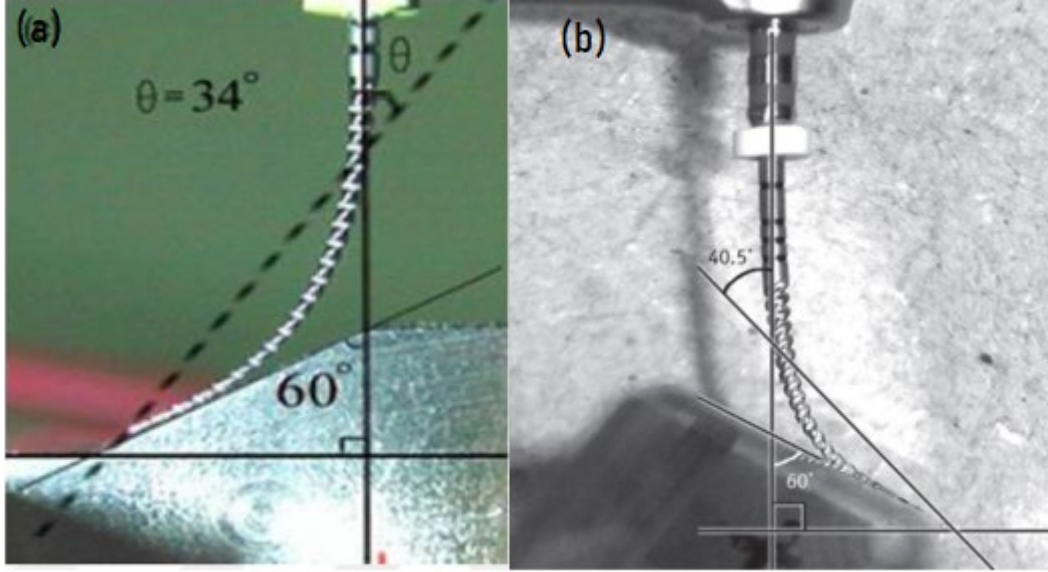
İlk olarak 1991 yılında kullanılan bu düzenek “V” şeklinde oluk bulunan bir içbükey metal bloktan ve bunu sınırlandıran dış bükey silindirik bir bloktan meydana gelmektedir (Resim 2) (149). “V” şekilli oluk eğelerin konumlanacağı alanı ve düzeneğin kurvatür eğimini belirlerken, düzeneğe dışardan eklenen silindirik metal blok ise kurvatürün yarıçapını belirler (11, 150).



Resim 2. Oluklu blok düzeneği; A) İç bükey hazırlanmış “V” şeklinde oluk, B) Yarıçapı oluşturan silindir sahip metal blok, C) İçbükey metal blok (149)

2.9.3. Eğilendirilmiş yüzeye karşı eğenin çalıştırılması

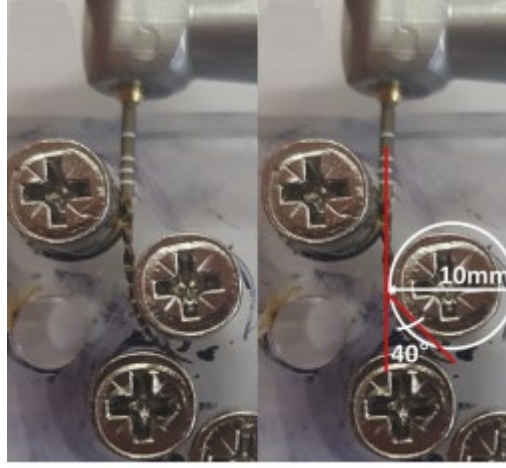
Bir diğer yöntem ise eğilendirilmiş ve aşınmaz bir metal veya cam blokta bir çentik yardımıyla eğenin sabitlenerek döngüsel yorgunluğa olan direncinin test edilmesidir (Resim 3) (151). Ancak 2 mm genişliğindeki bir oluğun endodontik eğeyi ne kadar iyi sabitleyip yerinde tutacağı önemli bir soru işareti olmuştur. Ayrıca bu tip düzenekler kullanılırken eğelerin hepsinin tam ve istenilen konumda sürekli sabitlenmesi beklenemez. Eğe kurvatür oluşum noktasından sürekli uzaklaşma eğilimindedir. Farklı metalürjik özelliklere ve farklı tasarımlara sahip eğeler farklı eğilme dirençleri göstereceğinden kurvatür yarıçapının standardizasyonu söz konusu olmaz. Burada açının Schneider yöntemiyle tespiti ve kurvatür yarıçapının oluşturulamaması büyük dezavantajdır (152, 153). Çünkü kurvatür yarıçapının döngüsel yorgunluk üzerine etkisinin büyük olduğu bilinmektedir (154).



Resim 3. Eğimlendirilmiş a) Metal, b) Cam yüzeye karşı çalışılan test düzeneği (151, 154)

2.9.4. Üç noktadan eğme testi

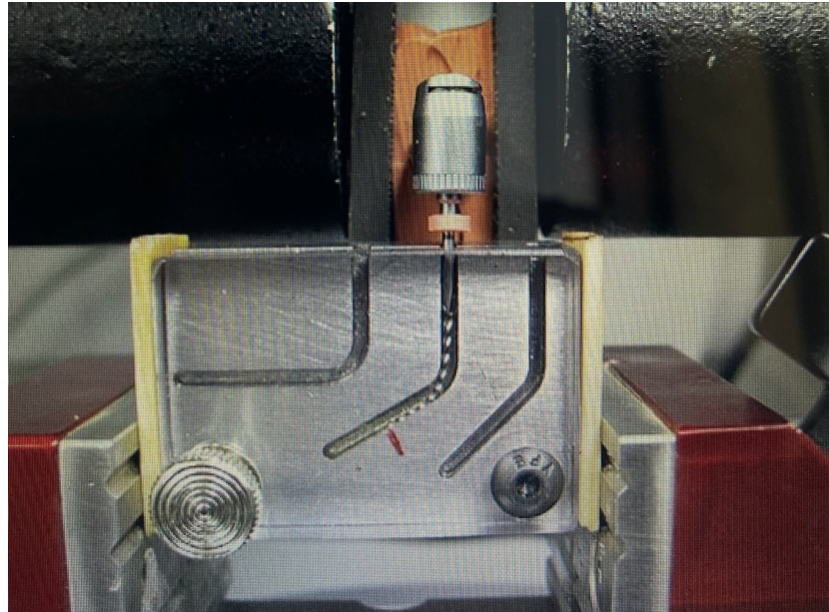
Endodonti literatürlerinde daha yeni kullanılmaya başlanan bu düzenek ilk defa Cheung tarafından kullanılmıştır. Kurvatür açısı ve yarıçapını oluşturabilmek için 3 adet 2 mm çapında pin düzeneğe yerleştirilmiştir (51, 112). Eğenin en uç noktasının konumlanacağı küçük V şekilli bir çentik, dönme esnasında eğenin ucunun konumunu sabit tutmayı sağlamaktadır (155). Eğelerin yüzeyinde oluşan gerilme ve bükülme bu deney düzeneği üzerinde test edilebilir. Ni-Ti döner eğeler boyunca bükülme özelliklerinin farklılığından kaynaklanan eğenin, pinler arasında beklenenden farklı bir yörünge izleyebileceği öngörülmüştür (Resim 4) (11, 156).



Resim 4. Üç noktadan eğme testi, pinli sistem açısı ve yarıçap (146)

2.9.5. Metal plaklara yapay kanallar açılması

Paslanmaz çelik bir blok üzerinde yapay kanalların açılarak eğinin sabit ve istenilen konumda tutulması amaçlanan bu düzenekte kurvatür açısı ve yarıçapı Pruett'in yöntemine göre belirlenmektedir (145, 157). İlk tanıtılan modelde 60° kurvatür açısı, 3 mm yarıçap ve 1.5 mm genişliğinde silindirik yapay kanallar oluşturulmuştur (Resim5) (157). Daha sonraki çoğu çalışmada bu ölçüler değiştirilerek kullanılmaya devam edilmiştir.



Resim 5. Larsen ve ark.'nın 2009 yılında kullandıkları metal blok (157)

3. GEREÇ YÖNTEM

Çalışmamızda rotasyonel hareket yapan üç farklı eğe sistemi, metal bir blokta açılan yapay kanalda, aynı ve sabit giriş açısıyla döngüsel yorgunluk testine tabi tutuldu. Döngüsel yorgunluk test sırasında dijital bir kronometre ile kırılmanın olduğu ana kadar geçen süre kayıt altına alındı. Bu süreleri saniye (sn) cinsinden hesaplanıp gruplar arasında anlamlı bir fark olup olmadığı istatistiksel testler kullanılarak değerlendirildi.

3.1. Çalışmada Kullanılan Eğeler

Çalışmamızda on beş adet ProTaper Gold F2 (25,06) (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre), on beş adet Mtwo (25,06) (VDW GmbH, Munich, Germany), on beş adet TruNatomy prime (26,04) (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre), olmak üzere 45 adet rotasyonel hareket yapan kanal eğesi kullanıldı (Resim 6). Stereo mikroskop altında fabrikasyon hatası olan eğeler çalışmaya dahil edilmeyecek şekilde seçim yapılarak 3 farklı gruba ayrıldı. Her bir gruptaki eğeler kendi aralarında numaralandırılarak farklı kilitli poşetlere yerleştirildi (Resim 7). Kullanılan her eğe sistemi aynı ve sabit giriş açılarında sabitlenerek firmalarının belirttiği hız ve torklarda yapay kanallar içerisinde döngüsel yorgunluk testine tabi tutuldu (Tablo 1).



Resim 6. Kullanılacak eğelerin paketli görselleri



Resim 7. Kullanılacak eğelerin gruplandırılıp poşetlenmiş görselleri

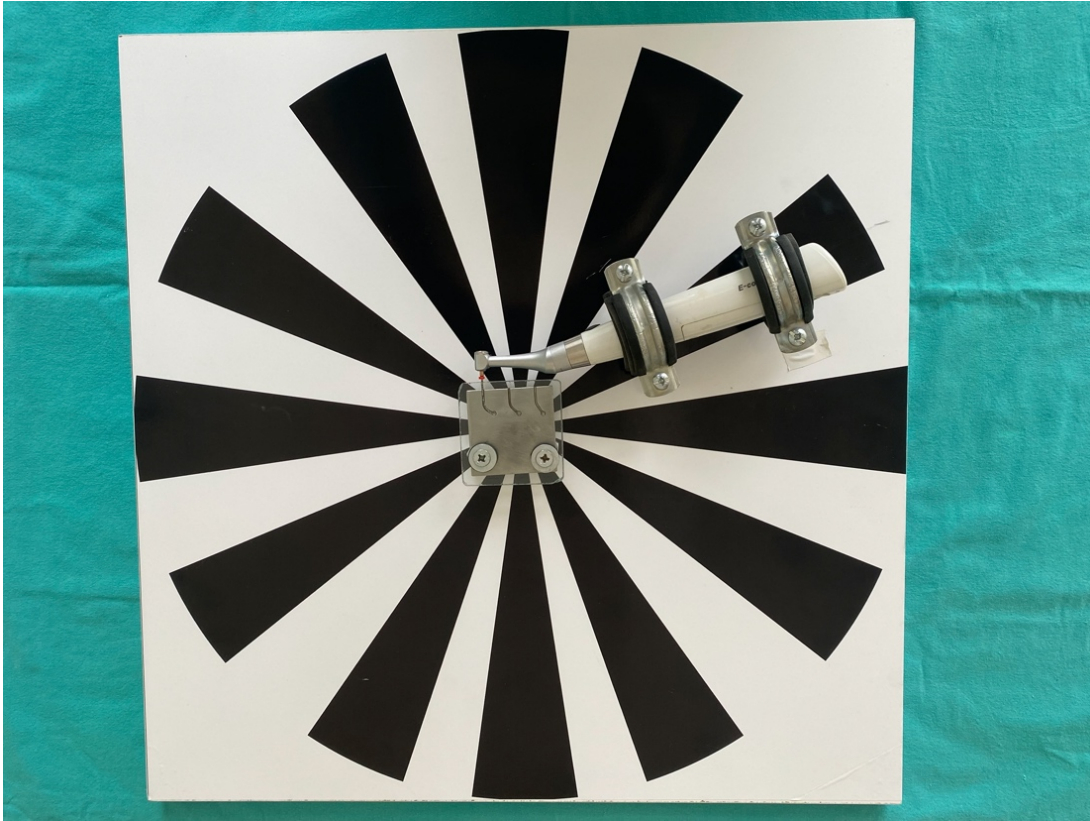
Kullanılan Eğeler	Hız	Tork
GRUP 1 PROTAPER GOLD	300 rpm	3.10 N
GRUP 2 MTWO	280 rpm	2.3 N
GRUP 3 TRUNATOMY	500 rpm	1,5 N

Tablo 1. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin firma yetkililerince önerilen hız ve torkları

3.2. Döngüsel Yorgunluk Test Düzenliğinin Oluşturulması

Paslanmaz çelik bir blok üzerinde, 60° kurvatür açısı, 5 mm kurvatür yarıçapı ve 1.5 mm iç çapa sahip U şeklinde açılan yapay kanallarda çalışıldı. Düz bir tabla üzerinde endomotor farklı noktalardan sabitlendi. Bu tablanın ortasında metal bloğun hareketine izin veren bir iç tablanın üzerinde paslanmaz çelik blok sabitlendi.

Paslanmaz çelik bloğumuzun üst kısmı iki noktadan modele sabitlenmiş olan bir cam blok ile kapatıldı. Tüm eğe sistemlerimiz için hız ve torkların ayarlanabildiği bir endomotor olan E Connect S (Eighteeth, Changzhou, Çin) kullanıldı (Resim 8). Döngüsel yorgunluğun test edileceği bu kanalda eğe değişimleri sırasında lubrikasyonu sağlamak amacıyla WD-40 (Henkel, ABD) sprey yağ püskürtülerek torsiyonel kuvvetler engellenmiştir. Aynı zamanda kanal içi ısı artışının da önüne geçilmesi amaçlandı (Resim 9).

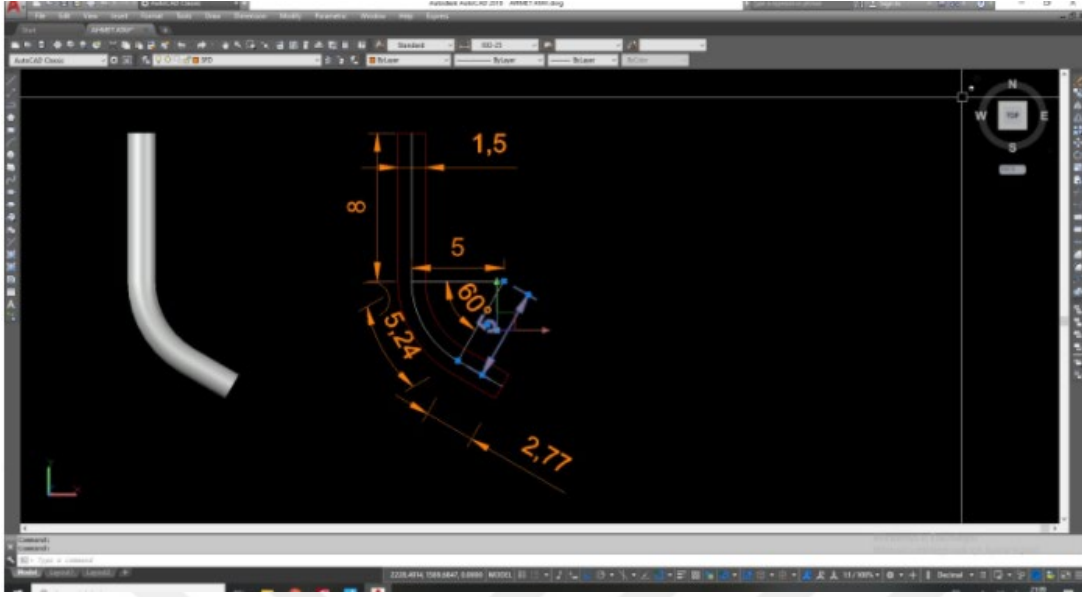


Resim 8. Çalışmada kullanılan düzenek



Resim 9. Çalışmada kullanılan spreyc yağı (WD-40)

Bizim de çalışmamızdaki modelde kurvatür açısı 60° , kurvatür yarıçapı 5 mm olan ve 1,5 mm genişliğe sahip yapay kanallar kullanıldı. Bu ölçüleri içeren model çizimimizi AutoCAD LT yazılımını (Autodesk, San Rafael, CA, ABD) kullanarak elde ettik (Şekil 7).



Şekil 7. Çalışmamızda kullandığımız modelde 60° açılı yapay kanalın AutoCAD yazılımıyla çizimi

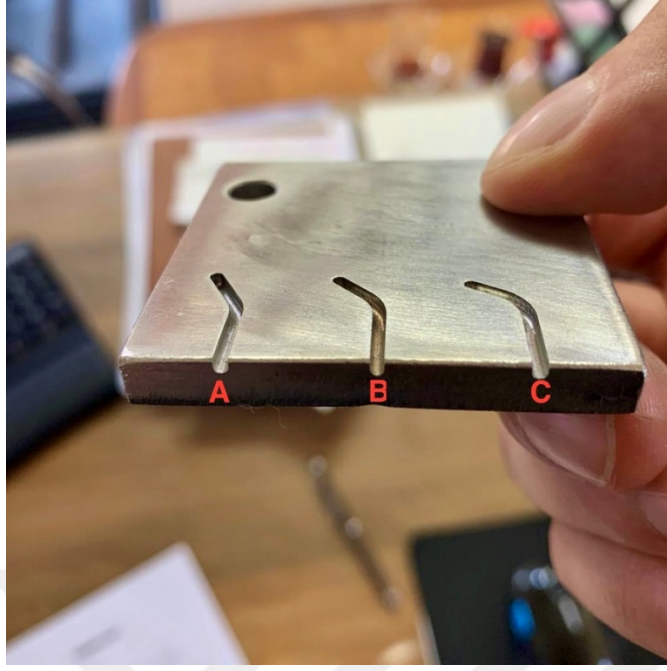
3.2.1. Metal bloklara yapay kanalların açılması

Paslanmaz çelik bloğa 16 mm boyunda 1,5 mm iç çapında yapay kanallar AGMA (Agmachine Techno, Taichung City, Tayvan) CNC tezgahında açıldı (Resim 10)



Resim10. Metal bloğa CNC tezgahında yapay kanalların açılması

Açılan oluk yuvarlak U formunda 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip olacak şekilde işlendi. Kurvatürün başlama noktası yapay kanalın apeksinin 5 mm koronalinden başlatıldı. Pruet'tin tanımladığı teknik kullanılarak, eğimin doğrultusu ile kanalın ilk doğrultusu arasında çizilecek olan iki doğru kesiştiğinde oluşacak olan küçük açı kurvatür açısı olarak tayin edildi (145). Bu iki doğruya aynı anda teğet olacak olan çemberin yarıçapı 5 mm olacak şekilde kanal şekillendirilmesi sonlandırıldı (Resim 11).



Resim 11. Paslanmaz çelik bloğa yapay kanalın açılması (A:30° kurvatür açısı, B:45° kurvatür açısı, C:60° kurvatür açısı)

İki noktadan sabitlenen endomotora yerleştirilen eğenin metal bloktaki yapay kanala girişinin tam dik olarak sağlanabilmesi amacıyla 0.1 hassasiyete sahip Bosch PAM 220 dijital açıölçer (Bosch, Stuttgart, Almanya) kullanıldı (Resim 12).



Resim 12. Çalışmada kullanılan açı ölçer

3.3. Döngüsel Yorgunluk Testinin Uygulanması

İki noktadan sabitlenen endodontik motora takılan kanal eğeleri kanalın içinde üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde belirlenen hız ve torklarda çalıştırıldı. (PTG için 300 rpm hız ve 3.10 N tork, Mtwo için 280 rpm hız ve 2.3 N tork, son olarak TN 500 rpm hız ve 1,5 N tork) Kronometre ile endomotorun çalışmaya başladığı andan eğenin kırıldığı ana kadar geçen süre kamera (GoPro Hero 7) ile video kaydı olacak şekilde yüksek çözünürlükte (4K,30 fps) kayıt altına alındı . Sonrasında kırılan eğe parçası ile eğenin gövdesi kilitli poşete yerleştirilerek veriler düzenlendi. Görüntüler bilgisayara aktarıldı ve Final Cut Pro (Apple, firma bilgisi) programında detaylı olarak yavaş izletimde sahne sahne incelendi

3.4. Kırılma Anına Kadar Geçen Sürenin Tespiti

Çalışmamızda süre tespit edilirken dijital kronometre kullanıldı, kamera tüm düzeneği ve kronometreyi görür şekilde sabitlendir. Endomotorun çalıştırılması ile kronometrenin başlatılması aynı anda yapıldı. Eğe kırıldığı anda kronometreye basılarak süre durduruldu. Değerlerin doğruluğunun sağlanması amacıyla işlemin başından sonuna kadar ikinci bir endodontistin gözlemci olarak bulunmasının yanında tüm çalışma dijital kamera ile kayıt altına alındı (Resim13).



Resim 13. Çalışmanın kamera ile kayıt altına alınması

3.5. İstatistiksel Analiz

Tanımlayıcı istatistikler ve analizler R version 3.2.3 (2015-12-10), Copyright (C) 2015 The R Foundation for Statistical Computing free software bilgisayar paket programı kullanılarak Dicle Üniversitesi, Teknik Bilimler Yüksek Okulunda yapıldı.

Numune sayımızın 20'nin altında olması nedeniyle önce eğerlerin normallik dağılımları Levene's varyans homojenite testi ile yapılmıştır. Dağılımın normal olması durumunda tek yönlü varyans analizi kullanıldı.

İstatistiksel olarak eğerlerin gruplar arasında kırılana kadar geçen süre değişimleri ve kırılan parçalarının uzunlukları tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi ile incelendi. Anlamlılık durumunda Benferroni çoklu karşılaştırma testine bakıldı ($p < 0,05$).

ANOVA için Power (Güç) Analizinde; grup sayımız 3, her bir gruptaki denek sayımız 15, etki büyüklüğümüz 0,48 ve önem düzeyimiz alfa (sig.level) 0,05 olduğundan POWER değeri 0.8004756 (yaklaşık %80) olarak bulundu.

4. BULGULAR

Çalışmamızda her grupta 15 adet olmak üzere toplam 45 adet, üç farklı rotasyonel ege sistemi kullanıldı. Eğerlerin kırılma süreleri için gruplar arasında $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı bir fark gösterip göstermediği incelendi.

4.1. İstatistiksel Verilerin Değerlendirilmesi

Bu çalışmamızda, sürekli değişkenlerin normallik varsayımına uygunluğu Levene testi, homojenliği ise Shapiro-Wilk testleri ile değerlendirilmiştir.

Parametrik test koşulları göz önüne alınarak, değişkenlere ait bağımsız gruplarda ortalamalar arası farkların karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA), çoklu karşılaştırmalarda (multiple comparasions) ise Bonferroni testleri kullanıldı.

Eğelerin kırılana kadar geçen süreleri için yapılan istatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre üç gruba ait ölçüm ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde değişmiştir. ($F=13,214$; $p=0,000$), Gruplar arası ikili karşılaştırma sonuçları da istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde değişim gösterdi. ($p<0,05$)

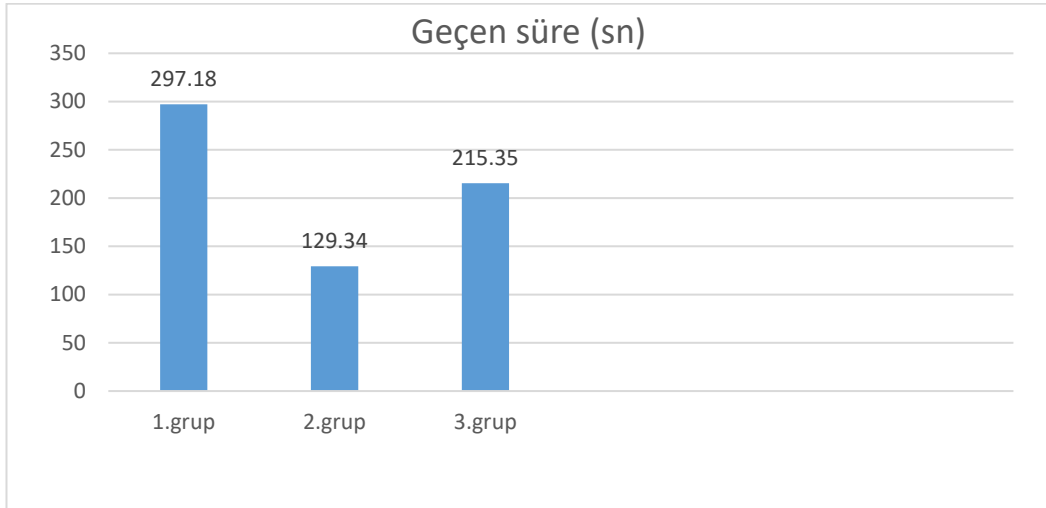
4.2. Eğelerin Kırılana Kadar Geçen Sürelerinin Karşılaştırılması

Çalışmada kullanılan grupların kırılana kadarki saniye cinsinden geçen sürelerin istatistiksel karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Tablo 2 ve Şekil 9 çalışma sürelerinin gruplar arasındaki dağılımını göstermektedir. Tek yönlü varyans analizi sonucunda p değeri 0,000 olduğundan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır (Tablo 1). Bu farkın hangi ikili gruplardan kaynaklandığını bulmak amacıyla Bonferroni testleri uygulandı.

Tablo 2. Kırılma sürelerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları (sn)

GRUP	N	ORTALAMA SÜRE	ORTALAMA SAPMA	ORTALAMA HATA	P
1.PROTAPER GOLD	15	297,18	96,91	25,02	
2.MTWO	15	129,34	25,37	6,55	0,000*
3.TRUNTOMY	15	215,35	118,123	30,49	

*Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA)



Şekil 8. Çalışma sürelerinin gruplar arası dağılımı (sn)

4.2.1. Grup 1 ve Grup 2 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin karşılaştırılması

Tablo 3, Grup 1 ve Grup 2 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin (sn cinsinden) ikili karşılaştırmalarını göstermektedir. Grup 1 ve Grup 2 için eğelerin kırılma anına kadar geçen süre için $p=0.000$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. PTG kanal eğesi Mtwo kanal eğesine göre daha dirençli bulundu.

Tablo 3. Grup 1 ile Grup 2 arasında kırılma anına kadar geçen sürelerin karşılaştırılması (sn)

GRUP	N	ORTALAMA SÜRE	ORTALAMA SAPMA	ORTALAMA HATA	P
1.PTG	15	297,18	96,91	25,02	0,000*
2.MTWO	15	129,34	25,37	6,55	

*Bonferroni testi

4.2.2. Grup 1 ve Grup 3 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin karşılaştırılması

Tablo 4, Grup 1 ve Grup 3 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin (sn cinsinden) ikili karşılaştırmalarını göstermektedir. Grup 1 ve Grup 3 için eğelerin kırılma anına kadar geçen süre için p değeri 0.048 olduğundan istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. PTG kanal eğesi TN kanal eğesine göre daha dirençli bulunmuştur.

Tablo 4. Grup 1 ile Grup 3 arasında kırılma anına kadar geçen sürelerin karşılaştırılması (sn)

GRUP	N	ORALAMA	ORTALAMA	ORTALAMA	P
		SÜRE	SAPMA	HATA	
1.PTG	15	297,18	96,91	25,02	0,048*
3.TN	15	215,35	118,12	30,49	

*Bonferroni Testi

4.2.3. Grup 2 ve Grup 3 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin karşılaştırılması

Tablo 5, Grup 2 ve Grup 3 için eğelerin kırılma anına kadar geçen sürelerinin (sn cinsinden) ikili karşılaştırmalarını göstermektedir. Grup 2 ve Grup 3 için eğelerin kırılma anına kadar geçen süre için $p=0,035$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. TN kanal eğesi Mtwo kanal eğesine göre daha dirençli bulundu.

Tablo 5. Grup 2 ile Grup 3 arasında kırılma anına kadar geçen sürelerin karşılaştırılması (sn)

GRUP	N	ORTALAMA	ORTALAMA	ORTALAMA	P
		SÜRE	SAPMA	HATA	
2.MTWO	15	129,34	25,37	6,55	0,035*
3.TN	15	215,35	118,12	30,49	

*Benforronni Testi

5. TARTIŞMA

Kanal tedavisinde tedavinin başarısını etkileyen ana aşamalardan birisi kanallarda yapılan kemomekanik preparasyon işlemidir. Burada amaç mekanik temizlemenin yanında kanal içerisinde bulunan mikrobiyal oluşumları da uzaklaştırmaktır. Şekillendirilen kanallar, irrigasyon ajanları ve medikamanların etki bölgesine ulaşımını ve etkinliğini artırır, kanal dolgu materyalleri için de uygun bir alan hazırlamış olur. (158).

Kök kanalların şekillendirilmesinde kullanılan enstrümanlar genellikle paslanmaz çelikten veya nikel titanyumdan üretilmektedir. Manuel el aletleri de çoğunlukla paslanmaz çelikten yapıldıklarından dolayı kırılmadan önce sıklıkla elastik limitini aşarak deforme olur ve meydana gelen deformasyonlar klinisyen tarafından farkedilir. Bu deformasyonlar gözle görülen bir şekilde oluşan alet üzerindeki sarmal yivlerin aralarının açılması ve bükülmeler ile karakterizedir (159). Paslanmaz çelik eğelerin bu olumsuzluklarını güçlendirmek amacıyla nikel titanyumdan üretilen kanal

aletleri piyasaya sürülmüştür (160). Ni-Ti kanal aletlerinin paslanmaz çelik aletlere göre oldukça fazla geliştirilmiş özellikleri mevcuttur. Daha esnek yapıda olan bu eğeler kanal preparasyonu esnasında daha az transportasyon ve basamak oluşturur. Preparasyon etkinlikleri ve hızları da paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha yüksektir. Ni-Ti kanal eğelerinin en önemli dezavantajlarından olan kanal içi alet kırılmaları oldukça sık görülen bir durumdur (159). Kanalda meydana gelen alet kırılmalarının birçok sebebi vardır. Bunlar; aletin tasarımsal özellikleri, yapısı, üretim şekli, aletlerin kullanım sayısı, hızı ve torku, kullanımdaki baskı ve gerilmeler, apikal eğim açısı ve eğim yarıçapı, sterilizasyon teknikleri ve klinisyenin tecrübesi gibi nedenlerdir (9). Kök kanal tedavisinde kanal şekillendirilmesi esnasında oluşan alet kırıkları döngüsel yorgunluk, torsiyonel yorgunluk veya ikisine birden bağlı olarak gerçekleşebilmektedir. Kanal preparasyonu sırasında aletlerde görülen bu kırılmaların sebebi yorgunluktur (11, 14).

Ni-Ti kanal aletleri, tolere edemeyeceği bir döngüsel yüklenme altında kalırsa eğe üzerinde oluşacak olan yük değişimleri ile birlikte belirli bir döngü sayısından sonra kırılmalar meydana gelecektir. Eğer bu kuvvetler tek bir seferde ve eğe tarafından tolere edilebilecek kuvvetlerde olursa gözle görülür bir defet oluşmaz ancak alet üzerinde mikro düzeyde değişiklikler oluşturur. Sattapan ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada eğelerde meydana gelen kırılmalar incelenmiş, çeşitleri sınıflandırılmış ve eğelerde %55,7 oranında torsiyonel kırılma, %44,3 oranında da döngüsel kırılma şeklinde gerçekleştiği belirlenmiştir. Buna neden olarak küçük numaralı kanal aletlerinin apikalde torsiyonel kuvvetlere karşı daha az dirençli olması gösterilmiştir (89).

Peng ve ark.'nın yapmış oldukları bir çalışmada ise kanal eğelerinde meydana gelen kırılmaların nedeni daha çok döngüsel yorgunluk olarak gösterilmiştir (161). Cheung ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir diğer çalışmada eğelerde görülen kırılmaların %93 ünün nedeni olarak yine döngüsel yorgunluk belirlenmiştir (162). Inan ve Gönüloğlu tarafından yapılan bir araştırmada da eğe kırıklarının oluşma nedenlerinin %71,58 oranında döngüsel yorgunluğa bağlı olarak gerçekleştiği saptanmıştır (163).

Biz de çalışmamızda kullandığımız üç farklı eğe sisteminde üretici firmanın tavsiye ettiği tork ve hızlarında kullanılarak diğer tüm parametrelerin sabit tutulduğu bir düzenekte döngüsel yorgunluğun bu etkilerini kıyasladık. Bunun klinik kullanımda bize önemli bir yol gösterici olacağı kanaatine vardık.

Bütün eğe yüzeylerinde gerek yapısal gerek üretim aşamasında meydana gelen mikro düzensizliklerin ve mikro çatlakların varlığı ortaya konmuştur. Eğenin döngüsel yorgunlukları test edilirken, kurvatürlü alanda eğenin dış yüzeyinin gerilme, iç yüzeyinin ise sıkışma kuvvetine maruz kaldığı görülmüştür. Rotasyon hareketi sırasında eğe yüzeylerinde sürekli oluşan gerilme ve sıkışma kuvveti nedeniyle mevcut mikro çatlakların derinleşmesi ve genişlemesi alet kırılmalarının en önemli nedeni olarak gösterilmiştir (110, 164).

Lopes ve ark. da yapmış oldukları daha önceki çalışmada resiprokal hareket yapan bir sistemle sürekli rotasyon gösteren bir sistemi karşılaştırdıkları çalışmalarında üretici firmaların tur sayılarını net olarak açıklamamaları gerekçesiyle, geçen süre ile döngüsel yorgunluğun karşılaştırılmasının daha doğru olacağını söylemişlerdir (165). Bizde çalışmamızda eğeler arası döngüsel yorgunluğun kıyaslanmasında kırılmaya kadar geçen sürenin (saniye cinsinden) karşılaştırılmasının daha uygun olacağı öngörüsüne vardık.

Eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarını test etmek amacıyla kullanılan deney düzeneğinin güvenilirliği için, çalışmalarda kullanılan yapay kanalların standardizasyonu çok önemlidir. Çekilmiş dişler klinik koşulları daha iyi taklit etmesine rağmen, kök kanal anatomisindeki farklılıklardan ötürü standardize edilemez ve her bir diş kanal anatomisinin değişmesinden dolayı preparasyonda bir kere kullanılabilir (11). Bu nedenlerden dolayı kullanılan testler çekilmiş dişler üzerinde tercih edilmemektedir.

ADA (Amerikan Dişhekimliği Birliği), NO:28 şartnamesi ile paslanmaz çelikten üretilmiş olan kanal aletlerinin döngüsel ve torsiyonel kırılma dirençleri için test prosedürlerini belirlemiştir. Bu testler 0,2 koniklik açısına sahip olan paslanmaz çelik aletlerde ISO tarafınca da değerlendirilmiştir. Ancak günümüze kadar birçok test düzeneği kullanılmış olmasına rağmen Ni-Ti kanal aletleri için döngüsel yorgunluk

sonucu kırılmaları test eden bir sistem prosedürü tarif edilmemiştir. ISO ve ADA bu aletlerin döngüsel yorgunluğunu test eden bir standart üzerine çalışmalarına hala devam etmektedir. Üreticiler ve klinisyenler kullanılan eğelerdeki etkinlik ve güvenilirlik belirleyicilerini test etmek amacıyla bu düzeneklere ihtiyaç duymaktadırlar ve net bir fikir sahibi olmak istemektedirler. Ayrıca bu standardizasyon ile çalışmalarda daha objektif sonuçların elde edileceği öngörülmektedir (11).

Önceki birçok çalışmada araştırmacılar, oluşturdukları yapay kanallarda; iç çapları, kurvatür yarıçapları ve kanal eğrilik açıları farklılık gösteren cam veya metal silindirik tüpler kullanmışlardır (166, 167). Araştırmacılar tüpün çapının eğeden daha geniş olması sebebiyle eğenin adaptasyonunun tam olarak sağlanamadığını ve eğenin belirlenen kurvatür formundan farklı bir yol izlemesi nedeniyle döngüsel yorgunluk testinde metal veya cam tüp kullanımını önermemektedir (11, 147, 148).

İlk olarak Haikel ve ark. tarafından 1991 yılında sunulan oluklu blok düzeneği bir çok çalışmada kullanılmıştır (149). Oluk “V” formundadır ve bu sayede eğeye çalışırken kurvatür açısı oluştur, silindirik metal blok ise kurvatür yarıçapının oluşmasına katkıda bulunur (11, 150). Farklı yarıçap ve kurvatür eğimlerinde üretilebilen bu oluklu düzeneğin kurvatür derecesi Schneider tekniği ile belirlenmiştir (144). Bu sistemde kurvatür yarıçapının dikkate alınmadığı ve kanal eğiminin sadece kurvatür açısına göre belirlenmesi bir dezavantaj olarak kabul edilebilir. Çünkü Schneider yönteminde kanal eğiminin başlangıç noktasının keskin veya yumuşak olması ayarlanamadığından standardizasyonu oluşturulamamaktadır (11).

Kullanılan bir diğer yöntem ise eğilendirilmiş yüzeye karşı eğenin çalıştırılmasıdır. 2 mm genişliğindeki bir oluğun içinde çalıştırılan eğenin ne kadar iyi sabitlenip çalışma sırasında yerinde tutulabileceği tartışmalıdır. Burada açı yine Schneider yöntemiyle ile belirlenir ve kurvatür yarıçapı dikkate alınmaz. Eğenin istenilen konumda sabitlenememesi, eğenin kurvatür başlangıç noktasından sürekli uzaklaşma eğiliminde olması bu düzeneğin dezavantajlarıdır (152, 153). Kurvatür yarıçapının döngüsel yorgunluk üzerine etkisi önemlidir ve bu yönüyle de yöntemin eksik tarafları olduğu bildirilmektedir (154).

Araştırmacıların kullandığı bir diğer yöntem ise üç nokta pin yöntemidir (51, 112). Eğenin en uç noktasının konumlanacağı küçük V şekilli bir çentik, dönme sırasında eğenin ucunun sabit tutulmasını sağlamaktadır (155). Eğelerin yüzeyinde oluşan gerilme ve bükülme kuvvetleri bu deney düzeneği sayesinde tahmin edilebilir. Fakat eğelerin koronal ve apikal açılanmaları, enine kesitleri gibi alet tasarımlarının birbirinden farklı olması bükülme özelliklerinin de farklı olması doğuracağından eğenin, pinler arasında beklenenden farklı bir yörünge çizmesine neden olabileceği düşünölmektedir (11).

Sonraları döngüsel yorgunluk testlerinde kullanılan düzeneklerde tüm bu dezavantajları giderebilmek ve ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla paslanmaz çelik bloklar üzerine, eğenin sabit bir kanal yolunda seyredediği, istenen kurvatür ölçülerini, eğe boyunu ve konikleşme açısını tam olarak yansıtabilen yapay kanallar oluşturulmuştur (63, 168-170). Kullanılan eğenin kanal yolu boyunca uzaklaşmaması, kırık parçanın kaybolmaması ve kırılma anının saptanabilmesi için çalışmamızda yapay kanalların üzeri camla kapatılarak sabitlenmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız düzenekte oluşturduğumuz kanal boyutunun eğelere uygun olmasına, eğelerin kanala uyumlu şekilde yerleşmesine el verecek şekilde döngüsel yorulma testini uygulamamıza olanak sağlamasına dikkat ettik. Yapay kanalların açılarak eğenin sabit tutulması hedeflenen bu düzenekte kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı Pruett'in yöntemine göre belirlenmiştir (145). İlk tanıtılan düzenekteki modelde 60° kurvatür açısı, 3 mm kurvatür yarıçapı ve 1.5 mm genişliğinde silindirik kanallar oluşturulmuştur (157). Daha sonraki çoğu çalışmada bu ölçüler değiştirilerek farklı varyasyonları kullanılmıştır. Bizim de çalışmamızda kullandığımız modelde kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 5 mm ve 1,5 mm genişliğe sahip yapay kanal oluşturulmuştur.

Kanal preparasyonu esnasında kanal kurvatürü arttıkça eğelerde döngüsel yorulmaya bağlı oluşan kırıklarında arttığı tespit edilmiştir (155). Kurvatür açısı 30° 'den fazla olan kanallar zor olarak tanımlanmıştır ve açı arttıkça kanalın zorluğunun da artacağı bilinmektedir (93). Çalışmalarda sıklıkla 45° (121, 171-174), 60° (132, 165-178) ve 90° (179-182) kurvatür açısı olan yapay kanallar kullanılmıştır.

Kurvatur yarıçapı da NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğunu etkileyen bir başka parametre olarak değerlendirilmiştir (145, 169, 181). Ayrıca araştırmacılar çalışmalarında kurvatür merkezini eğe ucundan 5-7 mm uzaklıkta belirlemiştir ve kurvatür yarıçapını 2 mm, 5 mm ve 10 mm olarak kullanmışlardır. Yarıçap azaldıkça eğelerin döngüsel yorulma direncinin de azaldığı gösterilmiştir. (89).

İlk olarak Larsen ve ark. tarafından oluşturulan paslanmaz çelik model düzeneğinde kurvatür yarıçapı 3 mm, kurvatür açısı 60° ve çalışma boyu olarak 19 mm olacak şekilde tasarlanmıştır (157). Sonrasında yapılan çalışmaların çoğunda 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapı kullanılmıştır (140, 175, 177). Çalışma boyunun D0-D16 arasındaki aktif alanın yapay kanallarda yer almasının yeterli olduğu söylenmektedir (132, 183, 184). Biz de tüm bu nedenlerden dolayı yapay kanalımızın boyunu 16 mm olarak belirledik. Çalışmamızda çizimler yapılırken ve model oluşturulurken Duke ve ark.'nın yaptığı çizimler referans olarak alınmıştır (185).

Çalışma modeli olarak statik ve dinamik modeller kullanılabilir, dinamik olmasının bütün eğelerin kullanım ömrünü uzattığı söylenmiştir (152). Ancak Wan ve ark. dinamik model ile klinik uygulamanın uyuşmadığını ve rastgele seçilecek bir hareketin şeklinin yanlış sonuçlar doğurabileceğini ileri sürmüştür (186). Silva ve ark. tarafından yapılan çalışmada statik model kullanımının egede döngüsel yorgunluk dışında herhangi bir nedenle kırılmanın meydana gelmeyeceği belirtilmiştir (187). Biz de çalışmamızda döngüsel kırılmayı en iyi görebileceğimiz ve diğer nedenleri elimine ettiğimiz statik modeli tercih ettik.

Riyahi ve ark. 2020 yılında yapmış oldukları döngüsel yorgunluk direnci çalışmasında güncel eğerimizden bizim de kullandığımız TruNatomy kanal eğesi, Twisted File ve ProTaper Next karşılaştırılmış ve önemli ölçüde diğerlerine oranla daha dirençli bulunmuştur. Bunun nedeni olarak TN için üretici firma tarafından belirtilen eğe üzerinde uygulanan termomekanik işlemler gösterilmiş olup özel ısıl işlemlerle üretilen teller kullanılmış ancak Ni-Ti tel hakkında daha fazla bilgi verilmemiştir. TN, merkez dışı paralelkenar kesit tasarımına sahiptir bunun da eğenin kırılma direncine katkı sağlayabileceği söylenebilir. Ek olarak TN eğesinin ince bir NiTi telden (0,8mm) üretilmiş olması da direncini arttıran bir etken olarak gösterilebilir (188). Yine 2020 yılında, Elnaghy ve ark. yapmış olduğu bir çalışmada

TruNatomy, HyFlex CM, RaCe için döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmış ve TruNatomy ile HyFlex CM'in diğerlerine oranla daha üstün geldikleri gösterilmiştir. TN eğesi için bu üstünlük yine telin ısıtma işlemlere maruziyeti, telin inceliği ve merkezden uzaklaşarak çalışan paralelkenar kesit geometrisi olarak açıklanmıştır (189). TruNatomy güncel bir eğe sistemi olmasından ötürü literatürde kırılma dirençlerinin test edildiği çok az çalışma bulunmaktadır.

Uygun ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada ProTaper Gold, ProTaper Next ve ProTaper Universal döngüsel yorulma dirençleri karşılaştırılmıştır. ProTaper Gold anlamlı düzeyde diğer ProTaper eğelerine oranla daha dirençli bulunmuştur. Bunun nedeni olarak uygulanan termomekanik işlemler sonrasında PTG'nin iki aşamalı bir dönüşüm geçirmiş olması ve yüksek Af değerine sahip olması gösterilmiştir. PTG eğelerindeki yüksek dönüşüm sıcaklıkları ile ilişkili olan martensitik varyantların varlığı diğer eğelerle olan döngüsel yorgunluk direnç farklılıkları noktasında avantaj sağladığı söylenebilmektedir (190).

Pedulla ve ark. yapmış oldukları çalışmada Twisted File, MTwo ve Revo S SU files eğe sistemlerinin döngüsel direnç karşılaştırmasında iste Twisted File diğer gruplara oranla önemli bir üstünlük göstermiştir (191). Bhagabati ve ark.'nın farklı iki açılı kanallarda ProFile, Mtwo, Twisted File ve K3 eğe sistemleriyle yapmış olduğu döngüsel yorgunluk karşılaştırmasında en dirençsiz olarak MTwo eğe sistemi gösterilmiştir. Bunun nedeni olarak düşük Af değeri ve klinik şartlarda östenit fazda bulunuyor olması gösterilmiştir (192).

Keskin ve ark. 2018 yılında yapmış oldukları bir çalışmada da XP-Endo Shaper, K3XF ve PTG için döngüsel direnç karşılaştırılmasında XP-Endo Shaper diğerlerine oranla üstün bulunmuş, K3XF ile PTG arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (193).

Çalışmamızın sonuçlarına göre PTG eğesi döngüsel yorgunluğa karşı TN ve Mtwo kanal eğelerinden istatistiksel olarak daha dirençli bulundu. Bu nedenden dolayı çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir. PTG için saptanan bu yüksek döngüsel yorulma direnci uygulanan termomekanik işlemler sonrası iki aşamalı faz dönüşümü geçirmiş olması, yüksek Af değerine sahip olması, yapısında bu ısıtma işlemlerden

kaynaklı martensitik varyantların varlığı ve değiştirilmiş nikel oranı gibi nedenler gösterilebilir (190).

Ni-Ti alaşımının endodontide kullanım alanı bulmasından sonra bu alaşım metalürjik özellikleri ve üretilen eğelerin tasarımları dizaynları değişmesine rağmen kullanılan ege sistemlerinin gösterdikleri döngüsel yorgunluk dirençleri klinisyenleri yeterince memnun etmemektedir. Son yıllarda ege sistemlerinin kinematiklerindeki yeni yaklaşımlar sayesinde pek çok araştırmada görüldüğü gibi eğelerin, üretim şekli, dizaynı, kesiti gibi modifikasyonlarla bu dezavantajlar giderilmeye çalışılmıştır. Biz de çalışmamızda güncel Ni-Ti döner eğelerin kullanımıyla bu noktada bazı öngörüler ortaya koymayı ve klinik pratiğinde yol gösterici olabilmelerini amaçladık.

Eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin test edilebileceği ağız ortamını taklit edebilen, aynı zamanda araştırmacıların, klinisyenlerin ve üretici firmaların kullanabileceği uluslararası standartlarda kabul görmüş bir test düzeneğinin bulunmaması bu çalışmaların eksik noktalarıdır.

Çalışmamızın sonuçlarına dayanarak kullandığımız Ni-Ti döner ege sistemleri arasında döngüsel yorgunluk dirençleri arasında bariz farklılıklar olduğunu söyleyebiliriz. Ama bu tür çalışmaların akademik literatüre daha fazla katkı sağlayabilmesi için güncel yeni ege sistemlerinin de karşılaştırmalı sonuçlarının gözlenebileceği çalışmaların yapılması gerektiği kanaatindeyiz.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızdan elde edilen veriler ve istatistiksel değerlendirmeler sonucunda şu çıkarımlarda bulunulmuştur:

1. Rotasyonel hareket yapan üç farklı ege sisteminin döngüsel yorulma dirençlerinin karşılaştırılmasında anlamlı farklılıkların olduğu gözlemlenmiştir.

2. ProTaper Gold ile MTwo eğe sistemi kıyaslandığında aralarında anlamlı bir fark bulunduğu ve ProTaper Gold için kırılma direncinin daha yüksek olduğu görölmüştür ($p<0.05$).
3. MTwo ile TruNatomy eğe sistemleri kıyaslandığında aralarında anlamlı bir fark bulunduğu ve TruNatomy için kırılma direncinin daha yüksek olduğu görölmüştür ($p<0.05$).
4. ProTaper Gold ile TruNatomy eğe sistemleri kıyaslandığında aralarında anlamlı bir fark bulunduğu ve ProTaper Gold için kırılma direncinin daha yüksek olduğu görölmüştür ($p<0.05$).
5. ProTaper Gold eğe sistemi istatistiksel olarak daha yüksek kırılma direnci göstermiştir ve bunun ışığında en iyi performansa sahip sistem olduğunu da söyleyebiliriz.
6. Güncel Ni-Ti döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin standardize edilmiş döngüsel yorgunluk testleri ile karşılaştırılmasının gerekli olduğu görölmüştür. Klinik uygulamalarda kolaylık ve öngörü sağlayabileceğinden klinisyenler açısından çok büyük avantaj olacağını söyleyebiliriz.

7. KAYNAKLAR

1. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269-96.
2. Ruddle CJ. Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp.* 2002.
3. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics* 2004;30(8):559-567.
4. ELDEEB ME, BORAAS JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *International Endodontic Journal* 1985;18(1):1-7.
5. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974;18:269-296.
6. Young G, Parashos P, Messer H. The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian Dental Journal* 2007;52:S52-S63.
7. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *Journal of endodontics* 1975;1(8):255-262.
8. Peters OA, Paqué F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence International* 2010;41(6).
9. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics* 2005;10(1):30-76.
10. Hülsmann M, Schade M, Schäfers F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni–Ti instruments. *International Endodontic Journal* 2001;34(7):538-546.
11. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2009;35(11):1469-1476.
12. 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):434-440.
13. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal* 2000;33(4):297-310.
14. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel–titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics* 2007;33(3):276-279.
15. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande N, Rapisarda E, et al. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium instruments. *International endodontic journal* 2015;48(11):1043-1050.
16. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. 17. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1469-76
18. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J.* 2017;50(2):143-52.
19. Arslan H, Alsancak M, Doğanay E, Karataş E, Davut Çapar İ, Ertas H. Cyclic fatigue analysis of R eciproc R 25® instruments with different kinematics. *Aust Endod. J.* 2016;42(1):22–4.
20. Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod.* 1990;16(10):498-504.
21. Carrotte P. Endodontics: Part 5 Basic instruments and materials for root canal treatment. *British dental journal* 2004;197(8):455-464.

22. Glickman GN, Gutmann J. Contemporary perspectives on canal obturation. *Dental Clinics of North America* 1992;36(2):327-34.
23. Ray H, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J.* 1995;28(1):12-8.
24. Saunders W, Saunders E. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Dent. Traumatol.* 1994;10(3):105-8.
25. Çalışkan M. *Endodontide Tanı ve Tedaviler.* İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 2006. s 273-309 p.
26. Lilley J. Endodontic instrumentation before 1800. *Int Endod J.* 1976;9(2):67-70.
27. Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J. American Dent. Assoc.* 1976;93(1):78-87.
28. Schäfer E, Tepel J. Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion. *Int. Endod J.* 1996;29(5):302-8.
29. Wildey WL, Senia ES, Montgomery S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992;74(4):499-50.
30. Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11(5):203-11.
31. Spangberg L. Instruments, materials, and devices. *Pathways of the pulp.* 2002
32. Thompson S. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297-310.
33. Andreasen G, Bigelow H, Andrews J. 55 Nitinol wire: Force developed as a function of "elastic memory". *Aust Dent J.* 1979;24(3):146-9.
34. Civjan S, Huguet EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res.* 1975;54(1):89-96.
35. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14(7):346-51.
36. Yoneyama T, Kobayashi C. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti-Ni shape memory alloys. *Shape memory alloys for biomedical applications: Elsevier; 2009. p. 297-305.*
37. Brantley WA. Introduction of nickel-titanium alloy to endodontics. *Ingle's Endodontics.* 2008;6:800-13.
38. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in materials science.* 2005;50(5):511-678.
39. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng* 1968;1:105-08.
40. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297-310.
41. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163-72.
42. Dilibal S. *Nikel-titanyum şekil bellekli alaşım üretimi ve şekil bellek eğitimi.* 2005.
43. Yaman SD. Endodontide kullanılan kök kanal aletleri. *Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002;19(3):51-7.
44. Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the United States. *J Endod.* 2009;35(9):1193-7.

45. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-44.
46. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2016;42(6):965—8.
47. Bryant S, Dummer P, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel–titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J.* 1999;32(3):155-64.
48. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 1997;23(2):77-85.
49. Steve Senia E, Wildey WL. The LightSpeed root canal instrumentation system. *Endod. Topics* 2005;10(1):148-50.
50. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today* 2013;32(4):94.
51. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod.J.* 2005;38(11):802—9.
52. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endod. Topics* 2013;29(1):42-54.
53. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;100(2):249-55.
54. 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. *J Endod.* 2008;34(11):1391-5.
55. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JCM, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2010;36(10):1653-1657.
56. 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. *J Endod.* 2008;34(2):208-11.
57. Tripi TR, Bonaccorso A, Rapisarda E, Tripi V, Condorelli GG, Marino R, et al. Depositions of nitrogen on NiTi instruments. *J Endod.* 2002;28(7):497-500.
58. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Fragalkc I, Condorellid GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89(3):363—8.
59. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38(11):1535-40.
60. McCormick P, Liu Y. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling. *Acta Metallurgica et Materialia* 1994;42(7):2407-2413.
61. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(11):1566-71.
62. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1589-93.

63. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental Traumatology: Review article*. 2000;16(3):95-100.
64. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*. 2006;32(11):1031-43.
65. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *J Endod*. 2016;42(6):969-71.
66. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod*. 2011;37(9):1293-5.
67. Harrison T. Cyclic fatigue resistance of nickel titanium rotary files in the martensitic state: a systematic review. 2020.
68. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2010;36(1):147-52.
69. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*. 2008;34(8):1003—5.
70. Ha J-H, Kim SK, Cohenca N, Kim H-C. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod*. 2013;39(3):389-93.
71. Kim J-W, Ha J-H, Cheung GS-P, Versluis A, Kwak S-W, Kim H-C. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod*. 2014;40(10):1671—5.
72. Saber S, Nagy M, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of Wave One, Reciproc and One Shape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*. 2015;48(1):109-14.
73. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, Zary R, Metzger Z. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. *J Endod*. 2010;36(4):691—6.
74. Gambarini G, Glassman G. TF Adaptive: A Novel Approach to Nickel-Titanium Instrumentation “Rotary when you want it, Reciprocation when you need it”. *Oral Health Dent J*. 2013;22:30.
75. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod*. 2012;38(7):996-1000.
76. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today*. 2013;32(4):94.
77. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado ME dL, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazil oral res*. 2018;32.
78. Shabalovskaya S, Anderegg J, Van Humbeeck J. Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications. *Acta biomaterialia*. 2008;4(3):447-67.
79. Zuolo ML, Walton RE, Murgel CA. Canal Master files: scanning electron microscopic evaluation of new instruments and their wear with clinical usage. *J Endod*. 1992;18(7):336—9.
80. Nemat-Nasser S, Guo W-G. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. *Mechanics of materials*. 2006;38(5-6):463-74.

81. Marending M, Lutz F, Barbakow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J.* 1998;31(1):57-62.
82. Peng B, Shen Y, Cheung G, Xia T. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J.* 2005;38(8):550—7.
83. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo J, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):262—6.
84. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental Traumatology: Review article.* 2000;16(3):95-100.
85. Wycoff RC, Berzins DW. An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *J Endod.* 2012;38(8):1118-20.
86. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30(8):559-67.
87. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004;30(10):722—5.
88. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031-43.
89. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161—5.
90. Shen Y, Cheung GS-p, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod.* 2006;32(1):61—5.
91. O'hoy P, Messer H, Palamara J. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J.* 2003;36(11):724-32.
92. Arın T. Şekil bellekli niti alaşımlarında kimyasal bileşim ısıtma işlem koşullarının optimizasyonu: Yıldız Teknik Üniversitesi; 2008.
93. 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 Endod J.* 2018;51(1):112—7.
94. Ansari I, Maria R. Managing curved canals. *Contemporary clinical dentistry.* 2012;3(2):237.
95. Gutmann J, Fan B. Tooth morphology, isolation, and access. Cohen's pathways of the pulp 11th ed St Louis: Elsevier. 2016:130-208.
96. McGuigan M, Louca C, Duncan H. Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. *Brit Dent J.* 2013;214(8):395.
97. Patel S, Rhodes J. A practical guide to endodontic access cavity preparation in molar teeth. *Brit Dent J.* 2007;203(3):133-40.
98. He R, Ni J. Design improvement and failure reduction of endodontic files through finite element analysis: application to V-Taper file designs. *J Endod.* 2010;36(9):1552—7.
99. Melo M, Pereira E, Viana A, Fonseca A, Buono V, Bahia M. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J.* 2008;41(4):329-3
100. Young G, Parashos P, Messer H. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J.* 2007;52:S52-S63.
101. Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod.* 2001;27(4):299-303.
102. Capar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET. Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod.* 2014;40(6):852—6.

103. Ha J-H, Kwak SW, Versluis A, Lee C-J, Park S-H, Kim H-C. The geometric effect of an off-centered cross-section on nickel–titanium rotary instruments: a finite element analysis study. *J Dent Sci.* 2017;12(2):173–8.
104. Koch K, Brave D. Real world endo: design features of rotary files and how they affect clinical performance. *Oral Health.* 2002;92(2):39-49.
105. Khasnis SA, Kar PP, Kamal A, Patil JD. Rotary science and its impact on instrument separation: A focused review. *J Cons Dent.* 2018;21(2):116.
106. Sanghvi Z, Mistry K. Design features of rotary instruments in endodontics. *J Ahmedabad Dent Coll Hosp.* 2011;2(1):6-11.
107. Saber SE-DM. Factors influencing the fracture of rotary nickel titanium instruments. *Endodontic Practice Today.* 2008;2(4).
108. Cohen S BR, Hargreaves KM, Berman LH (2006). *Pathways of the pulp.* 9th edition Elsevier Mosby St. Louis, Mo: 243—6.
109. Chow DY, Stover SE, Bahcall JK, Jaunberzins A, Toth JM. An in vitro comparison of the rake angles between K3 and ProFile endodontic file systems. *J Endod.* 2005;31(3):180-2.
110. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212—6.
111. Barbosa FOG, Gomes JAdCP, de Araújo MCP. Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2008;34(12):1533—6.
112. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007;33(10):1217-21.
113. Gutmann J, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J.* 2012;45(2):113-28.
114. Chi C-W, Deng Y-L, Lee J-W, Lin C-P. Fracture resistance of dental nickel–titanium rotary instruments with novel surface treatment: Thin film metallic glass coating. *J Formosan Med Assoc.* 2017;116(5):373—9.
115. Turpin Y, Chagneau F, Vulcain J. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod.* 2000;26(7):414—7.
116. Pedullà E, La Rosa GRM, Boninelli S, Rinaldi OG, Rapisarda E, Kim H-C. Influence of different angles of file access on cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue instruments. *J Endod.* 2018;44(12):1849-55.
117. Asthana G, Kapadwala MI, Parmar GJ. Stereomicroscopic evaluation of defects caused by torsional fatigue in used hand and rotary nickel-titanium instruments. *J Cons Dent.* 2016;19(2):120.
118. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P, Kulkarni G. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J.* 2002;35(1):7-12.
119. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J.* 2012;45(9):802—6.
120. Ahn S-Y, Kim H-C, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. *J Endod.* 2016;42(7):1009-17.

121. Karataş E, Arslan H, Bükler M, Seçkin F, Çapar I. Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel–titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49(4):361-4.
122. Arias A, Perez-Higuera JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J.* 2014;47(3):257-63.
123. Dhingra A. Glide path in endodontics. *Endodontology.* 2014;26(1):217-22.
124. Cunha RS, Junaid A, Ensinas P, Nudera W, da Silveira Bueno CE. Assessment of the separation incidence of reciprocating WaveOne files: a prospective clinical study. *J Endod.* 2014;40(7):922—4.
125. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J.* 1999;32(6):436-43.
126. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JCM, Siqueira Jr JF. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(7):1013-6.
127. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod.* 1999;25(11):752—4.
128. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2000;26(2):68-71.
129. Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod.* 2001;27(2):93—5.
130. 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. *J Endod.* 2010;36(7):1205—9.
131. Sirtes G, Waltimo T, Schaetzle M, Zehnder M. The effects of temperature on sodium hypochlorite short-term stability, pulp dissolution capacity, and antimicrobial efficacy. *J Endod.* 2005;31(9):669-71.
132. Erik CE, Özyürek T. Effects of etidronate, NaOCl, EDTA irrigation solutions and their combinations on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium single-file rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Odontol.* 2019;107(2):190-5.
133. Küçükay S, Küçükay I, Yılmaz B. Kök kanalı Şekillendirme Yöntemleri. İstanbul: Promat A.Ş.; 2004.
134. Bennett J, Chung K-H, Hanson Fong JJ, Paranjpe A. Analysis of surface characteristics of protaper universal and protaper next instruments by scanning electron microscopy. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(7):e879.
135. Shim K-S, Oh S, Kum K, Kim Y-C, Jee K-K, Chang SW. Mechanical and metallurgical properties of various nickel-titanium rotary instruments. *Biomed Res Int.* 2017;2017.
136. Walid N. Review and classification of heat treatment procedures of NiTi instruments and its implication on files fatigue. *J Dent Sci.* 2017;2(2):1-19.
137. Kimiecik M, Jones J, Daly S. Quantitative Studies of microstructural phase transformation in Nickel–Titanium. *Materials Letters.* 2013;95:25–9.
138. Kim J, Griggs J, Regan J, Ellis R, Cai Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2005;38(6):364-71.
139. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and Reciproc files in an S-shaped canal. *J Endod.* 2017;43(10):1679-82.
140. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2017;43(7):1157-60.

141. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *J Endod.* 2015;41(7):1112–5.
142. Vera J, Ochoa J, Romero M, Vazquez-Carcaño M, Ramos-Gregorio CO, Aguilar RR, et al. Intracanal cryotherapy reduces postoperative pain in teeth with symptomatic apical periodontitis: a randomized multicenter clinical trial. *J Endod.* 2018;44(1):4-8.
143. Algahtani FN. Cyclic fatigue of ProTaper Gold in single and double curvature canals: University of British Columbia; 2018.
144. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology.* 1971;32(2):271-5.
145. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.
146. Abuhaimeed TS. Effect of environment on cyclic fatigue of ProTaper Next rotary files. *Saudi Endod J.* 2018;8(2):117.
147. de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(11):765–9.
148. Cho O-I, Versluis A, Cheung GS, Ha J-H, Hur B, Kim H-C. Cyclic fatigue resistance tests of Nickel-Titanium rotary files using simulated canal and weight loading conditions. *Rest Dent Endod.* 2013;38(1):31–5.
149. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endod.* 1991;17(5):217-20.
150. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(3):183-6.
151. Jung H-R, Kim J-W, Cho K-M, Park S-H. Effect of internal stress on cyclic fatigue failure in .06 taper ProFile. *Restorative Dentistry & Endodontics.* 2012;37(2):79-83.
152. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002;28(6):448-51.
153. Kitchens Jr GG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33(1):52–4.
154. Cheung GS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics* 2007;16(1):1-26.
155. Wick A, Vöhringer O, Pelton AR. The bending behavior of NiTi. *J Phy IV.* 1995;5(C8):C8-789-94.
156. Oh S, Kum K-Y, Kim H-J, Moon S-Y, Kim H-C, Chaniotis A, et al. Bending resistance and cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc Blue, and HyFlex EDM instruments. *J Dent Sci.* 2019.
157. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(3):401–3.
158. Cheung G, Darvell B. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain–life relationship. *International endodontic journal* 2007;40(8):612-618
159. Gutmann JL, Lovdahl PE. *Problem Solving in Endodontics-E-Book: Prevention, Identification and Management.* Elsevier Health Sciences; 2010.

160. Haïkel 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):434-440
161. Peng B, Shen Y, Cheung G, Xia T. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal* 2005;38(8):550-557.
162. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *Journal of endodontics* 2012;38(4):541-544.
163. Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of endodontics* 2009;35(10):1396-1399.
164. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007;33(3):276-9.
165. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Siqueira Jr JF, Mangelli M, Lopes WS, et al. Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod.* 2013;39(5):693-6.
166. Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* 2007;33(1):55-7.
167. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod.* 2008;34(2):190-3
168. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino V, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):716-23.
169. Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006;39(10):755-63.
170. Plotino G, Grande N, Sorci E, Malagnino V, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2007;40(1):45-51.
171. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102(4):e106-e14.
172. Barbosa FOG, Gomes JAdCP, de Araújo MCP. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33(12):1477-80.
173. Viana A, Gonzalez B, Buono V, Bahia M. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):709-15.
174. Vieira E, França E, Martins R, Buono V, Bahia M. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2008;41(2):163-72.
175. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J.* 2019;52(6):880-6.
176. Keskin C, Inan U, Guler DH, Kalyoncuoğlu E. Cyclic fatigue resistance of XP-endo shaper, K3XF, and ProTaper gold nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2018;44(7):1164-7.
177. 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.* 2018;44(10):1563-6.

178. Yılmaz K, Özyürek T, Uslu G. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of One Curve, Hyflex EDM, WaveOne Gold and Reciproc Blue Nickel-Titanium Rotary Files at Intra-canal Temperature. *Cumhuriyet Dent J.* 2019;22(1):42–7.
179. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001;34(5):386–9.
180. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *J Endod.* 2008;34(11):1406–9.
181. Inan U, Aydin C, Tunca YM. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(6):837-40.
182. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2007;33(5):589-93.
183. 175. Serafin M, De Biasi M, Franco V, Angerame D. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape. *Odontol.* 2019;107(2):196-201.
184. Staffoli S, Grande NM, Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Fortunato L, et al. Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel–titanium rotary instrument. *Odontol.* 2019;107(3):301–7.
185. Duke F, Shen Y, Zhou H, Ruse ND, Wang Z-j, Hieawy A, et al. Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *J Endod.* 2015;41(10):1686-90.
186. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Aust Endod J.* 2011;37(3):122–7.
187. 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.* 2016;38(6):837-41.
188. RIYABI, Abdullah Mahmoud, et al. Cyclic fatigue comparison of TruNatomy, twisted file, and ProTaper next rotary systems. *International Journal of Dentistry,* 2020, 2020.
189. Elnaghy, Amr M., Shaymaa E. Elsaka, and Ayman O. Mandorah. "In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of TruNatomy in single and double curvature canals compared with different nickel-titanium rotary instruments." *BMC Oral Health* 20.1 (2020): 1-8.
190. Uygun, A. D., et al. "Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels." *International endodontic journal* 49.5 (2016): 494-499.
191. Pedulla, Eugenio, et al. "Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite." *Journal of endodontics* 37.8 (2011): 1139-1142.
192. Bhagabati, Nilav, Seema Yadav, and Sangeeta Talwar. "An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments." *Journal of endodontics* 38.4 (2012): 515-518.

193. Keskin, Cangül, et al. "Cyclic fatigue resistance of XP-Endo Shaper, K3XF, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments." *Journal of endodontics* 44.7 (2018): 1164-1167.



8. ORJİNALLİK RAPORU

ROTARY HAREKET YAPAN ÜÇ FARKLI NİKEL-TİTANYUM EĞE SİSTEMİNİN YAPAY KANALDA DÖNGÜSEL YORULMA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ORJİNALLİK RAPORU

% 14	% 13	% 3	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 7
2	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	% 3
3	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	inoventadental.com İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	<% 1
7	Samican Ünal, Seyhmus Bakir, Elif Pınar Bakir. "Evaluation of the Antibacterial Effects of Four Different Adhesives Against Three Bacterial Species in Two Time Periods: An In Vitro Comparative Study", Journal of Advanced Oral Research, 2022	<% 1

9. ÖZGEÇMİŞ

İlkokulu ve ortaokulu İzmir ilinde 80. Yıl İlköğretim Okulunda okudu. 2010 yılında İzmir Kız Lisesi'nden mezun oldu. 2010 yılında kazandığı Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2015 yılında mezun oldu. 2017 yılı Eylül ayında girmiş olduğu Diş Hekimliği Uzmanlık Sınavında, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'na girmeye hak kazandı. Aynı anabilim dalında uzmanlığını bitirmiştir.





DICLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
YEREL ETİK KURUL KARARLARI



Protokol No: 2020-44
Tarih: 29.06.2022

TANIMLAYICI BİLGİLER	
Sorumlu Araştırmacı Unvanı / Adı	Prof. Dr. Özkan ADIGÜZEL
Kurumu / Anabilim / Bilim Dalı	Endodonti A.D.
Araştırmacı (Protokol) Kodu	2020-44
Yürütücülüğünü Prof. Dr. Özkan ADIGÜZEL'in yaptığı 2020-44 Protokol Numaralı "Rotary Hareket Yapan Üç Farklı Nikel-Titanyum Eğe Sisteminin Yapay Kanalda Döngüsel Yorulma Dirençlerinin Karşılaştırılması" isimli tez çalışmasının başlık değiştirme talebi, Etik Kurulumuz tarafından görüşülmüş olup, "Rotasyon Hareketi Yapan Üç Farklı Nikel-Titanyum Eğe Sisteminin Yapay Kanalda Döngüsel Yorulma Dirençlerinin Karşılaştırılması" şeklinde değiştirilmesinin UYGUN <u>OLDUĞUNA</u> , Oy Çokluğu -Oy Birliği ile karar verilmiştir.	

DİĞER ARAŞTIRMACILAR

No	Unvanı	Adı / Soyadı
1	Dt./ Araştırma Görevlisi	Berivan BİNGÖL KAYA

Görevi	Adı Soyadı	Birimi	Evet	Hayır	İmza
Başkan	Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR	Diş.Hek.Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D.			
Başkan Yrd.	Prof. Dr. Seher Gündüz ARSLAN	Diş.Hek.Fak. Ortodonti A.D.			
Raportör	Dr. Öğretim Üyesi Nedim GÜNEŞ	Diş.Hek.Fak. Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi A.D			
Üye	Prof. Dr. Ahmet DAĞ	Diş. Hek.Fak. Periodontoloji A.D.			
Üye	Prof. Dr. Sema ÇELENK	Diş.Hek. Fak. Çocuk Diş Kliniği A.D.			
Üye	Prof. Dr. Selahattin ATMACA	Tıp Fak. Mikrobiyoloji A.D			
Üye	Prof. Dr. M. Zülküf AKDAĞ	Tıp Fak. Biyofizik A.D.			
Üye	Prof. Dr. Hasan AKKOÇ	Tıp Fak. Farmakoloji A.D.			
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Ersin UYSAL	D.Ü. Teknik Bilimler Meslek Yük. Okulu			
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Elif Pınar BAKIR	Diş.Hek.Fak. Restoratif Diş Tedavisi A.D			
Üye	Av. Evin DAŞ	D.Ü Hukuk Müşavirliği			