

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .

← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**FARKLI RESİPROKAL DÖNER ALET SİSTEMLERİNİN
ÇALIŞMASI SIRASINDA ORTAYA ÇIKAN
KUVVETLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

ALPER CAN TOPUZ

**DANIŞMAN
PROF. DR. RAİF ERİŞEN**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI**

İSTANBUL-2019

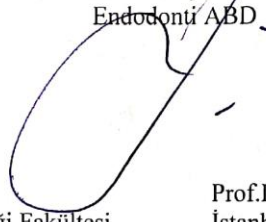
DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Endodonti Programında Doktora öğrencisi **Alper Can Topuz** 'un tarafından **Prof.Dr. Raif Erişen**'in danışmanlığında hazırlanan "Farklı Resiprokal Döner Alet Sistemlerinin Çalışması Sırasında Ortaya Çıkan Kuvvetlerin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 26.06.2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

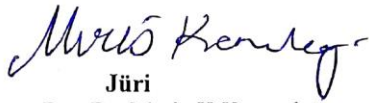
Jüri Başkanı -Danışman
Prof.Dr. Raif Erişen
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti ABD



Jüri
Prof.Dr. Handan Ersev
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti ABD



Jüri
Prof.Dr. Yavuz Gömeç
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi ABD



Jüri
Doç.Dr. Meriç K Kazandağ
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Endodonti ABD



Jüri
Prof.Dr. Figen Uysal Kaptan
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Endodonti ABD

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 olmadığı beyan ederim.



Alper Can Topuz

ITHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Yolumu aydınlatmaya öğrenciliğimden başlayarak, endodonti ve hayat adına öğrendiğim çoğu şeyi borçlu olduğum, desteğini her alanda ve her zaman hissettiğim değerli hocam **Prof. Dr. Raif Erişen'e**,

Tez izleme komitemde yer alarak, çalışmam süresince bana yol gösteren İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi **Prof. Dr. Yavuz Gömeç** ve İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi **Prof. Dr. Handan Ersev'e**,

Doktora hayatım boyunca bilgilerimi benden esirgemeyen İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Yoğun programları arasında benimle ilgilenen ve tez çalışmamı yapmamı sağlayan başta **Doç Dr. Derya Dışınar** olmak üzere, doktora öğrencisi **Özen Gürsoy'a**, yüksek lisans öğrencileri **Furkan Tezer, Okan Aydın, Selim Temel** ve **Özkan Kesen'e**,

Pes ettiğim her an yanımda olup, her türlü zorluğu birlikte aşmamızı sağlayan, **Dr. Beliz Özel'e**,

Endodontide birlikte büyüdüğümüz ve birlikte yorulduğumuz **Dr. Mustafa Pekmezci, Dt. Gülsüm Kutlu Basmacı** ve **Dt. Safa Armağan'a**,

İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'ndaki tüm asistan arkadaşlarıma ve çalışanlara,

Beni büyüten ve kararlarımı sorgulamadan destekleyen aileme,

İlk günden beri beni anlayışla karşılayan ve hep yanımda olan sevgili eşim **Dr. Melis Araz Topuz'a** sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	XI
ŞEKİLLER LİSTESİ	XIII
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XII
ÖZET	XVII
ABSTRACT.....	XVIII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	XVIII
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök Kanalı Tedavisi.....	3
2.1.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi.....	3
2.1.2. Kök Kanallarının Yıkınması.....	3
2.1.3. Kanal İçi Medikament Kullanımı.....	4
2.1.4. Kök Kanalı Dolgusunun Yapılması.....	5
2.2. Kök Kanalının Şekillendirilmesi.....	5
2.2.1. Apikalden Kurala Doğru Yapılan Şekillendirme Yöntemleri.....	6
2.2.1.1. Standart Yöntem.....	6
2.2.1.2. Step-Back Yöntemi.....	6
2.2.1.3. Pasif Step-Back Yöntemi.....	7
2.2.1.4. Dengeli Kuvvet Yöntemi.....	8
2.2.2. Kuralden Apikale Doğru Yapılan Şekillendirme Yöntemleri.....	8
2.2.2.1. Step-Down Yöntemi.....	8
2.2.2.2. Crown-Down Basınçsız Şekillendirme Yöntemi.....	8
2.2.2.3. Double-Flared Yöntemi.....	9
2.2.3. Diğer Yöntemler.....	9
2.2.3.1. Antikurvatur (Eğimin Karşıt Tarafı) Egeleme Yöntemi.....	9
2.2.3.2. Hibrit Yöntem.....	9
2.3. Kök Kanalı Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler.....	9

2.3.1. Kanal Aletlerinin Standardizasyonu.....	10
2.3.2. Kanal Aletlerinin Fiziksel Özellikleri.....	12
2.3.3. El Aletleri.....	12
2.3.3.1. Tirnerf.....	12
2.3.3.2. Reamer.....	13
2.3.3.3. Eğeler.....	13
2.3.3.3.1. K Tipi Eğeler.....	13
2.3.3.3.2. Headström Eğeler.....	14
2.3.3.4. Modifiye Kök Kanalı Şekillendirme Aletleri (Hibrit Aletler).....	14
2.3.3.4.1. S Tipi Eğe (S-File).....	14
2.3.3.4.2. Flex-R Eğeler.....	14
2.3.3.4.3. Flexofile.....	15
2.3.3.4.4. Canal Master U.....	15
2.3.3.4.5. Pathfinder.....	15
2.3.3.5. Ni-Ti Eğeler.....	15
2.3.3.6. Ultrasonik Eğeler.....	16
2.4. Nikel Titanyum Alaşımlar.....	16
2.4.1. Süperelastiklik Özelliği ve Şekil Hafızası Etkisi.....	16
2.4.2. Endodontide Kullanılan Nikel Titanyum Aletler.....	19
2.4.2.1. Geleneksel Nikel Titanyum Aletler	20
2.4.2.2. Elektropolishing.....	21
2.4.2.3. M-Wire.....	21
2.4.2.4. R Fazı.....	22
2.4.2.5. CM (Control Memory) Wire.....	22
2.4.2.6. EDM (Electrical Discharge Machining).....	23
2.4.2.7. Blue Wire - Gold Wire.....	24
2.4.2.8. Max Wire.....	24
2.5. Döner Aletlerin Çalışma Şekilleri.....	24
2.5.1. Resiprokal Hareket.....	24
2.5.2. Kombine Hareket (Merkezcil Rotasyon + Resiprokal Hareket).....	25
2.5.3. Eksantrik (Yılankavi) Döner Hareket.....	26
2.5.4. Transaksiyal Hareket	26
2.6. Kanal İçi Alet Kırıkları.....	26

2.6.1. Kanal İçi Alet Kırılma Nedenleri.....	27
2.6.1.1. Hekime Bağlı Faktörler.....	27
2.6.1.2. Anatomiye Bağlı Faktörler.....	28
2.6.1.2.1. Giriş Kavitesi.....	28
2.6.1.2.2. Kök Kanalı Anatomisi.....	28
2.6.1.2.3. Alete Bağlı Faktörler.....	29
2.6.1.2.4. Teknik / Kullanıma Bağlı Faktörler.....	30
2.6.1.2.4.1. Motor Çalışma Parametreleri.....	30
2.6.1.2.4.2. Şekillendirme Tekniği.....	31
2.6.1.2.4.3. Yeniden Kullanım ve Sterilizasyon.....	32
2.6.1.2.4.4. Yıkama Solüsyonları.....	32
2.6.2. Ni-Ti Kanal Aletlerinin Kırılma Mekanizması.....	33
2.7. Stres Analizi.....	34
2.7.1. Kullanılan Temel Kavramlar.....	34
2.7.1.1. Kuvvet.....	34
2.7.1.2. Stres (Gerilim).....	34
2.7.1.2.1. Çekme Stresi.....	34
2.7.1.2.2. Basma Stresi.....	34
2.7.1.2.3. Makaslama Stresi.....	34
2.7.1.3. Gerinim.....	34
2.7.1.4. Elastisite Modülü (Young Modülü).....	35
2.7.1.5. Poisson Oranı.....	35
2.7.1.6. Von Mises Stresi.....	35
2.7.1.7. Yorulma.....	35
2.7.2. Stres Analizi Yöntemleri.....	35
2.7.2.1. Gerinim Ölçer ile Stres Analizi Yöntemi.....	35
2.7.2.2. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi.....	36
2.7.2.3. Holografik İnterferometre (Lazer Işını) ile Stres Analizi Yöntemi.....	36
2.7.2.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Stres Analizi Yöntemi.....	36
2.7.2.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi.....	36
2.7.2.6. Radyoteleometri ile Stres Analizi Yöntemi.....	37
2.7.2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	37
2.7.2.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Kısıtlamaları.....	40

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	41
3.1.Gereç.....	41
3.1.1. Reciproc Kanal Aleti.....	41
3.1.2. WaveOne Kanal Aleti.....	42
3.1.3. Unicone Kanal Aleti.....	43
3.1.4. Reciproc Blue Kanal Aleti.....	44
3.1.5. WaveOne Gold Kanal Aleti.....	44
3.2. Yöntem.....	46
3.2.1. Kanal Aletlerinin Bilgisayar Ortamına Aktarılması.....	46
3.2.1.1. Kanal Aletlerinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi Cihazı ile Taranması.....	46
3.2.1.2. Mikro Bilgisayarlı Tomografi Cihazı ile Elde Edilen Görüntülerin Düzenlenmesi.....	46
3.2.1.3. Katı Model Elde Edilmesi.....	48
3.2.2. Sonlu Elemanlar Analizi.....	50
3.2.2.1. Metalurjik Özelliklerin Programa Tanımlanması.....	50
3.2.2.2. Kullanılan Aletlerin Meshlenmesi.....	51
3.2.2.3. Kullanılan Aletlere Uygulanan Testler.....	53
3.2.2.3.1. Bükülme Testi.....	53
3.2.2.3.2. Burulma testi.....	54
3.2.2.3.3. Bükülme + Burulma Testi.....	54
4. BULGULAR.....	55
4.1. Bükülme Testi Bulguları.....	55
4.1.1. Reciproc Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Bulguları.....	55
4.1.2. WaveOne Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Bulguları.....	56
4.1.3. Unicone Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Bulguları.....	57
4.1.4. Reciproc Blue Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Bulguları.....	59
4.1.5. WaveOne Gold Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Bulguları.....	60
4.2. Burulma Testi Bulguları.....	62
4.2.1. Reciproc Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Bulguları.....	62
4.2.2. WaveOne Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Bulguları.....	64
4.2.3. Unicone Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Bulguları.....	66
4.2.4. Reciproc Blue Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Bulguları.....	68
4.2.5. WaveOne Gold Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Bulguları.....	70

4.3. Bükülme + Burulma Testi Bulguları.....	72
4.3.1. Reciprocal Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Bulguları.....	72
4.3.2. WaveOne Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Bulguları.....	73
4.3.3. Unicore Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Bulguları.....	75
4.3.4. Reciprocal Blue Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Bulguları.....	76
4.3.5. Waveone Gold Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Bulguları.....	78
5. TARTIŞMA.....	80
KAYNAKLAR.....	89
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	110
ÖZGEÇMİŞ.....	111



TABLolar LISTESi

Tablo 3-1: Görüntülerin düzenlenmeden önceki ve sonraki nokta sayıları.....	47
Tablo 3-2: Kullanılan aletlerin metalurjik özellikleri.....	50
Tablo 3-3: Mesh işlemi sonrasında elde edilen eleman sayıları.....	53
Tablo 4-1: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	55
Tablo 4-2: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	56
Tablo 4-3: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	58
Tablo 4-4: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	59
Tablo 4-5: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	60
Tablo 4-6: Reciproc kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	62
Tablo 4-7: WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	64
Tablo 4-8: Unicone kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	66
Tablo 4-9: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	68
Tablo 4-10: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	70
Tablo 4-11: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	72
Tablo 4-12: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	73
Tablo 4-13: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	75
Tablo 4-14: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	77
Tablo 4-15: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	78

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Ni-Ti alaşımlarının şekil hafızası etkisinin şematik gösterimi.....	17
Şekil 2-2: Ni-Ti Alaşımlarının süperelastiklik etkisinin şematik gösterimi.....	17
Şekil 2-3: Sıcaklık ve faz değişimi ilişkisi.....	18
Şekil 2-4: Stres sonucu meydana gelen faz dönüşümleri.....	19
Şekil 3-1: Reciproc kanal aletinin kesiti.....	41
Şekil 3-2: Reciproc kanal aleti.....	42
Şekil 3-3: WaveOne kanal aletlerinin kesiti.....	42
Şekil 3-4: WaveOne kanal aletleri.....	43
Şekil 3-5: Unicone kanal aletinin kesiti.....	43
Şekil 3-6: Unicone kanal aletleri.....	44
Şekil 3-7: Reciproc Blue kanal aletleri.....	44
Şekil 3-8: WaveOne Gold kanal aletleri.....	45
Şekil 3-9: WaveOne Gold kanal aletlerinin kesiti.....	45
Şekil 3-10: Kanal aletlerinin SkyScan 1275 mikro bilgisayarlı tomografi cihazında taranması.....	46
Şekil 3-11: .stl formatındaki görüntüye uygulanan işlemler.....	47
Şekil 3-12: Elde edilen düzenlenmiş görüntülerden katı model oluşturulması.....	49
Şekil 3-13: Aletlerin metalurjik özelliklerinin tanımlandığı “Engineering Data” sekmesi.....	51
Şekil 3-14: WaveOne kanal aletinin mesh işlemi sonrası görüntüsü.....	51
Şekil 3-15: WaveOne Gold kanal aletinin mesh işlemi sonrası görüntüsü.....	52

Şekil 3-16: Reciproc ve Reciproc Blue kanal aletinin mesh işlemi sonrası görüntüsü.....	52
Şekil 3-17: Unicone kanal aletinin mesh işlemi sonrası görüntüsü.....	52
Şekil 3-18: Aletlere uygulanan bükülme testi.....	53
Şekil 3-19: Aletlere uygulanan burulma testi.....	54
Şekil 3-20: Aletlere uygulanan bükülme + burulma testi.....	54
Şekil 4-1: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	55
Şekil 4-2: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	56
Şekil 4-3: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü	57
Şekil 4-4: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	57
Şekil 4-5: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	58
Şekil 4-6: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	58
Şekil 4-7: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	59
Şekil 4-8: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	60
Şekil 4-9: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	61
Şekil 4-10: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.....	61
Şekil 4-11: Reciproc kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	62
Şekil 4-12: Reciproc kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	63

Şekil 4-13: Reciproc kanal aletinde uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.....	63
Şekil 4-14: WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	64
Şekil 4-15: WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	65
Şekil 4-16: WaveOne kanal aletinde uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.....	65
Şekil 4-17: Unicore kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	66
Şekil 4-18: Unicore kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	67
Şekil 4-19: Unicore kanal aletinde uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.....	67
Şekil 4-20: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	68
Şekil 4 -21: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	69
Şekil 4-22: Reciproc Blue kanal aletinde uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.....	69
Şekil 4-23: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	70
Şekil 4-24: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.....	71
Şekil 4-25: WaveOne Gold kanal aletinde uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.....	71
Şekil 4-26: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	72
Şekil 4-27: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	73

Şekil 4-28: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	74
Şekil 4-29: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	74
Şekil 4-30: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	75
Şekil 4-31: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	76
Şekil 4-32: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	77
Şekil 4-33: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	77
Şekil 4-34: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.....	78
Şekil 4-35: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.....	79

SEMBOLLER / KISALTMALAR LISTESİ

Ni-Ti: Nikel titanyum

%: Yüzde

ADA: American Dental Association- Amerikan Diş Hekimliği Derneği

MAF: Master Apical File - Apikal Ana Eğe

IAF: Initial Apical File - Bağlangıç Egesi

SAF: Self Adjusting File

mm: Milimetre

no: Numara

° : Derece

SE: Süperelastiklik

SM: Şekil hafızası

As: Östenit başlangıç sıcaklığı

Af: Östenit bitiş sıcaklığı

Ms: Martensit başlangıç sıcaklığı

Mf: Martensit bitiş sıcaklığı

nm: Nanometre

CM: Control Memory

EDM: Electrical Discharge Machining

°C: Santigrat derece

rpm: Rotation per minute - Dakikadaki devir sayısı

SS: Paslanmaz Çelik

ÖZET

Topuz AC. (2019) Farklı resiprokal döner alet sistemlerinin çalışması sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Kök kanalı tedavisinin en önemli aşamalarından biri olarak kabul edilen kök kanalı şekillendirilmesinde, farklı metalurjik ve fiziksel özelliklere sahip nikel titanyum (NiTi) alaşımlardan oluşan döner alet sistemleri kullanılmaktadır. Bu çalışmada, beş farklı döner alet sisteminin çalışması sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin ve bu kuvvetlere bağlı olarak meydana gelen streslerin değerlendirilmesi amaçlandı. Çalışmada Reciproc (VDW, Münih Almanya), Reciproc Blue (VDW, Münih Almanya), WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve Unicone (Medin, Nove Mesto na Morave, Çek Cumhuriyeti) döner alet sistemlerinin bükülme, burulma ve bükülme+burulma streslerine dayanımları Ansys Workbench 2019 R1 programı kullanılarak sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildi. Yapılan testler sonucunda Reciproc Blue döner alet sisteminde en yüksek bükülme direnci bulunurken, onu sırasıyla WaveOne Gold, WaveOne, Reciproc ve Unicone takip etti. En yüksek burulma direnci WaveOne Gold sisteminde, en düşük Reciproc sisteminde saptandı. Bükülme + burulma analizinde ise bükülme direncine benzer olarak Reciproc Blue sistemin en yüksek, Unicone sistemin en düşük direnci gösterdiği bulundu. Sonuç olarak, testlerin tümünde, daha fazla martensitik özellik gösteren aletlerde daha az stres oluştuğu saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: sonlu elemanlar analizi, nikel titanyum, stres, bükülme, burulma

ABSTRACT

Topuz AC. (2019) Evaluation of the forces that occur during the treatment of different reciprocal rotary instrument systems with finite element analysis. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. PhD Thesis. İstanbul.

Rotary file systems consisting of nickel titanium (NiTi) alloys with different metallurgical and physical properties are used in root canal shaping which is considered as one of the most important stages of root canal treatment. In this study, it is aimed to evaluate the forces that occur during the treatment of five different rotary file systems and the stresses due to these forces. In the study, Reciproc (VDW, Munich Germany), Reciproc Blue (VDW, Munich, Germany), WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and Unicone (Medin, Nove Mesto na Morave, Czech Republic) were used; bending, torsional and bending + torsional stress resistance of rotating file systems were evaluated with finite element analysis using Ansys Workbench 2019 R1 program. As a result of the bending tests, the lowest stress value was observed in the Reciproc Blue root canal instrument, followed by WaveOne Gold, WaveOne, Reciproc and Unicone root canal instruments respectively. As a result of the torsion tests, the lowest stress value was found in the WaveOne Gold root canal instrument, whereas the highest stress value was found in the Reciproc root canal instrument. In bending + torsion analysis, the lowest stress value was found in Reciproc Blue root canal instrument and the highest stress value was found in Unicone root canal instrument. As a result, all of the tests showed less stress on instruments with more martensitic properties.

Keywords: finite element analysis, nickel titanium, stress, bending, torsion

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavinin temel amacı, apikal periodontitisi önlemek ya da tedavi etmektir. Herhangi bir endodontik tedavinin başarısı, “endodontik triad” denilen biyomekanik şekillendirme, dezenfeksiyon ve üç boyutlu kök kanalı dolgusuna bağlıdır (Shemesh ve ark. 2009). Kök kanal sisteminin alet kırığı, çentik, transportasyon ya da perforasyon gibi herhangi bir iatrojenik kusur oluşturmadan hazırlanması, kök kanal tedavisinde, dezenfeksiyon ile birlikte komplike kök kanal boşluğunun hem genişlemesini hem de şekillenmesini içeren en önemli aşamalardan biri olarak kabul edilir. Kök kanal tedavisinin bu kritik aşaması için çeşitli aletler ve teknikler geliştirilmiştir (Ruddle 2002; Hülsmann ve ark. 2005).

Hem paslanmaz çelik, hem de Ni-Ti endodontik aletler, kavisli kök kanalı içinde düzelme eğilimindedirler ve bunun sonucunda da kök kanal duvarına kuvvet uygulamaktadırlar. Bu kuvvetin en aza indirilmesi ve daha merkezde bir hazırlık sağlamak için endodontik aletlerin yüksek esneklik özelliği göstermesi gerekmektedir. Endodontik döner aletler ile yapılan kök kanal şekillendirmesinde paslanmaz çelik el aletlerine göre daha az kanal transportasyonu ve şekillendirme hatası olduğu bildirilmektedir (Glossen ve ark. 1995; Short ve ark. 1997; Schafer 2001; Schafer ve Lohmann 2002).

Ni-Ti alaşımları birkaç şekil hafızalı alaşımdan biri olup, biyouyumluluk ve korozyon direnci nedeniyle diş hekimliğinde önemli pratik uygulamalara sahiptir (Serene ve ark. 1995; Otsuka ve Wayman 1998). Süperelastisitetleri, şekil hafızası etkisi ve korozyona direnç gibi özelliklerinden dolayı sıklıkla kullanılmaktadırlar (Otsuka ve Wayman 1998). Ni-Ti alaşımlı döner alet sistemleri, kesme bıçakları, koniklik açısı, metalurji ve uç konfigürasyonunun tasarımında birbirinden farklılıklar göstermektedirler (Parashos ve Messer 2006; Bier ve ark. 2009).

Ni-Ti alaşımlar, gelişmiş esnekliğine rağmen paslanmaz çelik aletlerle karşılaştırıldığında klinik ortamda daha kırılındırlar (Pruett ve ark. 1997; Sattapan ve ark. 2000; Bergmans ve ark. 2001; Gutmann ve Gao 2012). Ni-Ti alaşımların düşük çekme dayanımlılığı, burulma kuvvetlerine karşı dayanıksızlıkları ve döngüsel

yorgunlukları alaşımı kırılmaya daha yatkın hale getirmektedir (Phillips 1991; Sattapan ve ark. 2000).

Bazı çalışmalarda alet kırılmalarının, eğimli kanallarda tekrarlanan bükülme streslerinin oluşturduğu yorgunlukla ilgili olduğu bildirilirken (Grande ve ark. 2006; Zinelis ve ark. 2007; Cheung ve Darvell 2008), bazılarında ise burulmanın kırılmalardan sorumlu en önemli mekanizma olduğu gösterilmektedir (Sattapan ve ark. 2000; Alapati ve ark. 2005).

Bu tez çalışmasının amacı, farklı resiprokal döner alet sistemlerinin çalışması sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin ve bu kuvvetlere bağlı olarak meydana gelen streslerin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanalı Tedavisi

Kök kanalı tedavisi, kök kanal boşluğunun düzgün bir şekilde temizlenmesini ve biçimlendirilmesini, yani vital ya da nekrotik olan dokuların çıkarılmasını ve enfeksiyon varlığında kemomekanik temizleme protokolleri aracılığıyla yapılan bakteri yükünün azaltılmasını gerektirir (Ounsi ve ark. 2017).

Biyomekanik hazırlık, mikrobiyal kontrol ve kanal boşluğunun hermetik biçimde doldurulmasından oluşan endodontik triad, endodontik tedavinin temelini oluşturmaktadır. Endodontik tedavinin asıl amacı, vücudun kendini iyileştirebileceği bir ortam yaratmaktır (Hargreaves ve ark. 2011 pp.349).

2.1.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Kök kanallarının şekillendirilmesi kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biridir. İyi bir şekillendirme ile kanal içerisindeki mikroorganizmaların, pulpa dokusu artıklarının ve debrisin uzaklaştırılması, yıkama solüsyonlarının kanal duvarına temas etmesinin sağlanması, kanal içi medikamentler için boşluk oluşturulması ve kanal geometrisinin kanal dolgusu için en uygun şekle getirilmesi sağlanmaktadır. Grossman, kök kanallarının şekillendirilmesini hem mekanik hem de biyolojik olarak ele alıp biyomekanik şekillendirme olarak adlandırmaktadır (Alaçam ve ark. 2012 pp.405; Yiğit Özer 2014 pp.385-405).

2.1.2. Kök Kanallarının Yıkınması

Pulpa ve pariapikal doku hastalıklarının etiolojisinde mikroorganizmaların çok büyük yeri bulunmaktadır. Bu nedenle başarılı bir kök kanal tedavisinde mikrobiyal enfeksiyonun önlenmesi ve yok edilmesi gerekmektedir. Kök kanalı şekillendirmesi sırasında açığa çıkan enfekte, nekrotik pulpa dokusunun, dentin talaşlarının apikale ulaşmadan uzaklaştırılması, işlem öncesi ve sırasında sık sık antimikrobiyal solüsyon uygulaması ile gerçekleştirilmektedir. Bu solüsyonlar, serum fizyolojik, sodyum hipoklorit, şelasyon ajanları ve klorheksidin olarak çeşitlendirilmektedir (Çalışkan 2006 pp.316-7).

İdeal yıkama solüsyonlarının sahip olması gereken özellikler şu şekilde sıralanmaktadır (Sundqvist ve Figdor 1998 pp.242-77; Öztürk ve Özer 2004; Uysal Kaptan 2014 pp.415-36):

- a. Organik ve inorganik yapıları etkileyerek, smear tabakasını uzaklaştırabilmeli.
- b. Düşük yüzey gerilimi gösterebilmeli, dentin tübüllerine penetre olabilmeli.
- c. Kolay nötralize olmamalı, etkinliği uzun sürmeli.
- d. Alerjik olmamalı, toksik ve karsinojenik etki göstermemeli.
- e. Kanal dolgu maddesini olumsuz etkilememeli.
- f. Kanal aletlerinin kullanımını kolaylaştırmalı, kayganlık sağlamalı.
- g. Uygulanması kolay olmalı.
- h. Raf ömrü uzun ve ekonomik olmalı.

2.1.3. Kanal İçi Medikament Kullanımı

Enfekte kök kanallarında bulunan bakterilerin eliminasyonu, mekanik şekillendirme, yıkama ve kanal içi medikamentlerle sağlanmaktadır. Şekillendirme ve yıkama ile bakteri sayısının önemli ölçüde azaldığı; ancak tam olarak yok olmadığı çalışmalarda görülmektedir. Bu nedenle enfekte dişte kök kanal tedavisinin birden çok seans ile yapılması ve seanslar arası antimikrobiyal ajanların kullanımını öneren çalışmalar bulunmaktadır (Uysal Kaptan ve Kayataş 2014 pp.437-60).

Kök kanal tedavilerinde kullanılan medikamentlerin kullanım amaçları şu şekilde sıralanabilir (Chong ve Pitt Ford 1992):

1. Kemomekanik işlemler sonrası kanal içinde kalan mikroorganizmaların elimine edilmesi ve yeniden üremelerinin önlemek.
2. Periapikal iltihabı azaltmak ya da tamamen ortadan kaldırmak ve böylece ağrıyı azaltmak.
3. Kanal içerisinde kalan artıkları işlevsiz hale getirmek.
4. Geçici dolgu maddesinden oluşabilecek sızıntıya karşı set oluşturmak ve kök kanalının enfekte olmasını önlemek.

2.1.4. Kök Kanalı Dolgusunun Yapılması

Kök kanallarının biyomekanik şekillendirilmesi ve dezenfekte edilmesinin ardından en önemli aşama, homojen, inert, boyutsal olarak stabil, biyolojik olarak uyumlu kök kanal dolgu materyali ile sızdırmaz bir şekilde apikale kadar üç boyutlu olarak doldurulmasıdır. Kök kanalı dolgusunda güta perka denilen katı kanal dolgu maddeleri ile sealer denilen toz/likit ya da pat/pat sistemlerinden oluşan kanal patları kullanılmaktadır (Orstavik 1988).

2.2. Kök Kanalının Şekillendirilmesi

Kök kanal sisteminin hazırlanması, kök kanalı tedavisinde en önemli aşamalardan biri olarak kabul edilmektedir (Schilder 1974; Ruddle 2002). Kök kanalının şekillendirilmesi, vital ve nekrotik dokuların kök kanal sisteminden, enfekte olmuş kök dentiniyle birlikte çıkarılmasını içerir. Şekillendirmede amaç, yıkama ajanları ve medikamentler tarafından dezenfeksiyonu kolaylaştırmak için uygun boyutta kanal boşluğu hazırlamaktır. Bu nedenle kanal hazırlığı, enfeksiyonu ortadan kaldıran esas aşamadır (Hülsmann ve ark. 2005).

Kanal aletinin çalışma boyunda eğleme hareketlerinin kullanıldığı geleneksel genişletme ile özellikle eğri kanallarda yaşanan olumsuzluklar nedeniyle konik kanal genişletme yöntemleri ilk kez 1956 yılında Seidler tarafından önerilmiş ve sonrasında kullanımı sıklaşmıştır (Seidler 1956; Ingle 1961).

Kök kanallarının şekillendirilmesi, birçok farklı yöntem ve aletle yapılmaktadır.

Kök kanal şekillendirme yöntemleri şu şekilde sıralanabilmektedir (Küçükay ve Küçükay 1995):

- Apikalden kurala doğru yapılan şekillendirme yöntemleri
 - Standart yöntem (Ingle 1961)
 - Step-back yöntemi (Weine 1970)
 - Pasif step-back yöntemi (Torabinejad 1994)
 - Dengeli kuvvet yöntemi (Roane ve ark. 1985)
- Kuraldan apikale doğru yapılan şekillendirme yöntemleri
 - Step-down yöntemi (Goerig ve ark. 1982)
 - Double-flared yöntemi (Fava 1983)

- Crown-down basınçsız şekillendirme yöntemi (Morgan ve Montgomery 1984)
- Diğer şekillendirme yöntemleri
 - Antikurvatur (Eğimin karşıt tarafı) eğeleme yöntemi (Abou-Rass ve ark. 1980)
 - Hibrit yöntem

2.2.1. Apikalden Kuronale Doğru Yapılan Şekillendirme Yöntemleri

2.2.1.1. Standart Yöntem

Standart yöntem, kök kanalına uygulanan kanal aletleri ile aynı çalışma uzunluğunda çalışılmasını ifade eder. Bu yöntemde, 15-40 arasındaki kanal aletleri, çalışma uzunluğunda ilerletilir ve daha büyük bir eğe kullanılabilene kadar çeyrek dönüş ve çekme ile çalışılır; genişletme kanalın biraz içerisinde, apikal stopa sonlandırılır. Kanala son şekli, en son kullanılan eğe, yani apikal ana eğe (MAF) verir. Kök kanal dolgusu için bir tek eşleşen gutta-perka noktası kullanılabilir. Bu yöntem genellikle düz kanallar şekillendirmeleri için uygundur. Standart teknikle şekillendirilmiş kavisli kanallarda apikal transportasyon, perforasyon ya da çentik oluşumu gözlenebilmekte ve kanal genişliği son kullanılan aletten daha geniş olmakta, düşük koniklik açısı nedeniyle (~ .02) gutta perka'nın yeterli şekilde sıkıştırılması zor ya da imkansız hale gelmektedir (Ingle 1961; Peters ve Koka 2008 pp. 877-991; Metzger ve ark. 2011).

2.2.1.2. Step-Back Yöntemi

Step-back yöntemi, 1969 yılında standart yöntemle yapılan şekillendirmeden daha geniş kanal şeklinin önemini fark eden Clem ve Weine tarafından tanıtıldı. 1979 yılında ise Mullaney tarafından modifiye edilerek günümüzde en çok uygulanan konik kanal şekillendirme yöntemi haline geldi (Clem 1969; Weine ve ark 1970).

Teleskopik teknik olarak da adlandırılan bu yöntemde şekillendirmenin apikalden kuronale doğru yapılması temel kuraldır. Step-back yöntemiyle yapılan kanal tedavisinde, kök kanalının çalışma uzunluğunun saptanmasının ardından, şekillendirme fizyolojik foramen apikalden başlayarak kuronale doğru devam eder (Martin 1974).

Kanal şekillendirme işlemi, şekillendirme öncesi fizyolojik foramendeki apikal daralma bölgesine kadar ilerleyen ve bu bölgede sıkışan en ince kanal aletiyle başlar ve bu alete başlangıç eğesi (IAF) denir. Çalışma boyunun saptanmasından sonra, çalışma boyunda 3 büyük eğeye kadar şekillendirilir. Daha sonra genişletmeye her biri bir önceki eğenin çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde kuronale doğru devam edilir ve her eğeden sonra basamak oluşumunu önlemek için rekapitülasyon yani MAF ile çalışma uzunluğu kontrol işlemi yapılır. Ayrıca eğeler arasında dentin talaşlarıyla apikal bölgenin tıkanmasını önlemek için mutlaka yıkama işlemi yapılmalıdır (Çalışkan 2006 pp. 273-313; Alaçam ve ark. 2012 pp.405-514; Yiğit Özer 2014 pp.385-405).

Step-back yönteminin standart şekillendirme yöntemine göre avantajları şu şekilde sıralanabilir (Alaçam ve ark. 2012 pp.405-514):

- a. Apikal bölgeden daha az dentin uzaklaştırılır. Bu şekilde, apikal dokunun yıkama solüsyonları, patlar ve kanal dolgu maddesiyle irritasyonu ve apikal perforasyon önlenir.
- b. Basamak oluşumu ve transportasyon riski azalır.
- c. Konik genişletme yapıldığından, apikal bölgeye yıkama solüsyonlarının ulaşması kolaylaşır ve antibakteriyel ajanların etkinliği artar.
- d. Kök kanalı dolumu sırasında kanal dolgu maddesinin apikalden taşma riski azaltılarak daha güvenli çalışma sağlanır.
- e. Klinik işlem süresi azalır.

2.2.1.3. Pasif Step-Back Yöntemi

Pasif step-back yöntemi, step-back yönteminin bir modifikasyonudur. Bu yöntemde kanalın apikal çapı belirlenir ve bir büyük boy kanal eğesi kanalda ilerletilerek sıkışma noktası oluşturulur. İşlem, daha büyük boy eğelerle sıkışma noktasına kadar yapılan genişletme yapılarak devam eder ve konik bir form oluşturulur (Torabinejad 1994).

Bu yöntemle dentin talaşlarının apikal bölgeyi tıkanması önlenir ve kanal kuronalden apikale doğru aşamalı pasif olarak genişletilir (Torabinejad 1994).

2.2.1.4. Dengeli Kuvvet Yöntemi

Dengeli kuvvet yöntemi, 1985 yılında Roane ve arkadaşları tarafından geliştirilmiş olup, bu yöntem, kanal eğelerinin saatin dönüş yönünde ve tersi yönde ard arda küçük hareketlerle kullanılması esasına dayanır. Kanal boyunda ilerletilen ve hafif sıkışan eğe ilk olarak 180 dereceden daha küçük olacak şekilde saat yönünde çevrilir, daha sonra apikal kısma baskı yapılarak 120 derece saatin ters yönünde çevrilir ve istenilen genişletme sağlanana kadar devam edilir (Roane ve ark. 1985).

Bu yöntem aşırı eğimli kanallarda ideal bir şekillendirme sağlamasına karşın, işlem sırasında kanal eğelerinin kırılma ihtimali fazladır (Alaçam ve ark. 2012 pp.405-514).

2.2.2. Kuraldan Apikale Doğru Yapılan Şekillendirme Yöntemleri

2.2.2.1. Step-Down Yöntemi

1982 yılında Goerig ve arkadaşları tarafından şekillendirmenin apikalden önce kuraldan başlanmasını esas alan step-down yöntemi tanıtıldı. Bu yöntem ile kural ve orta 1/3'teki enfekte dokuların ve mikrororganizmaların apikal bölgeye taşınmaları engellenmektedir (Goerig ve ark. 1982).

2.2.2.2. Crown-Down Basınçsız Şekillendirme Yöntemi

Kural 2/3'lük kısımda geniş eğeler, apikale doğru daha küçük eğeler kullanılarak şekillendirme yapılmasını öngören crown-down basınçsız şekillendirme yöntemi, John Poppin'in master tezinde ve Oregon Health & Science University bünyesinde endodonti el kitabı olarak bulunmaktadır (Marshall ve Pappin 1980; Froese ve Schechter 1981). Bu yöntem ile yapılan şekillendirme ile dentin talaşları apikal genişletme yapılmadan önce elimine edilir ve böylece apikal bölgenin enfeksiyon riski en aza indirilir, apikal genişletme işlemi kolaylaşır ve yıkama solüsyonunun etkisi artırılır. Crown-down basınçsız şekillendirme yönteminde, K tipi eğeler kullanılmaktadır (Morgan ve Montgomery 1984).

2.2.2.3. Double-Flared Yöntemi

1983 yılında Fava tarafından tanıtilen double-flared yönteminde, crown down basınçsız şekillendirme ve step back yöntemleri bir arada kullanılmaktadır. Bu yöntemde sırasıyla kural 1/3'e gates-glidden frezler, orta 1/3'e step down, apikal 1/3'e step down ve apikal 1/3'e step back uygulanır. Böylece çalışma sırasında kök kanalının içerisinde hidrostatik basıncın oluşması önlenir ve aletlerin çalışması kolaylaşır (Fava 1983).

Bu yöntemin düz kanallarda ya da eğri kanalların düz bölümlerinde uygulanması önerilmektedir. Kalsifiye kanallarda, genç kalıcı dişlerde ve kök ucu açık dişlerde uygulanması endike değildir (Fava 1983, Alaçam ve ark. 2012 pp.405-514).

2.2.3. Diğer Yöntemler

2.2.3.1. Antikurvatür (Eğimin Karşıt Tarafı) Eğeleme Yöntemi

1980 yılında Abou Rass ve ark. kavisli kanallarda daha ince kök kısımlarından fazla madde kaybını önlemek için antikurvatür eğeleme adı verilen bir yöntemi tanımladı. Bu yöntem, alt birinci büyük azı dişlerinin mezial köklerinin enine kesitlerinin furkasyon tarafının, mezial taraftan daha az dentin kalınlığına sahip olması ve şekillendirme sırasında perforasyon ihtimalinin yüksek olması sebepleriyle uygulanmaktadır. (Abou-Rass ve ark. 1980).

2.2.3.2. Hibrit Yöntem

Hibrit yöntemde kural ve orta 1/3'lük kısımlarda Ni-Ti döner aletler, apikal 1/3'lük kısımda el aletleri ile step back uygulanarak şekillendirme yapılmaktadır. Bu yöntem ile aşırı derecede eğimli kök kanallarında alet kırılmaları önlenmektedir (Yiğit Özer 2014 pp.385-405).

2.3. Kök Kanalı Şekillendirmesinde Kullanılan Aletler

Endodontik aletler, kanal tedavisinin başarısında önemli role sahiptir. İlk olarak karbon ve çelik alaşımından oluşan aletler kullanılmıştır. Bu aletlerin yüksek aşınma ve

korozyona uğramasından dolayı paslanmaz çelik (SS) aletler klinikte kullanıma başlanmıştır. Ancak bu aletlerin de kanalın doğal anatomisini bozacak perforasyon, zip ve çentik oluşumlarına neden olmaları, kök kanal tedavilerinin başarısının ciddi derecede azalmasına neden olmaktadır (Bhatt ve Rajkumar 2019).

Endodontide kullanılan aletler, diş hekimliği tarihinde sayısız değişime uğramıştır. Kök kanallarının şekillendirilmesi amacıyla üretilen ilk aletler, uzun saplı ve ön bölge dişlere uygun olacak şekildedir. Endodontide yaşanan gelişmeler sonrasında, arka bölgedeki dişlerde, dar ve eğri kanallarda başarılı tedavilere olanak sağlayan aletler üretilmiştir (Alaçam ve ark. 2012 pp.355).

Kök kanalı şekillendirmesinde kullanılan aletler şöyle sınıflandırılabilir (Hargreaves 2011 pp.231):

Grup 1: K tipi ve H tipi aletler gibi manuel olarak çalıştırılan aletler.

Grup 2: Düşük hızda kullanılan aletler: Gates-glidden ve peeso reamerlar bu gruptadır. Genellikle kanalın kural kısmının şekillendirilmesinde kullanılırlar. Eğimin olduğu yerlerde kullanılmaları önerilmez.

Grup 3: Bir endodontik motorla çalışan döner aletler: Kavisli kanallarda güvenli çalışma sağlarlar.

Grup 4: Kanalın şekline 3 boyutlu olarak uyan endodontik döner aletler: Diğer Ni-Ti aletlerden farklı olarak, kanalın enine olan şekline de adapte olurlar. Bu gruba örnek olarak Self Adjusting File (SAF; ReDent-Nova, Raanana, İsrail) verilebilir.

Grup 5: Endodontik motorla kullanılan resiprokal aletler

Grup 6: Ultrasonik aletler

2.3.1. Kanal Aletlerinin Standardizasyonu

1959 yılında, yeni standardize edilmiş kanal aletleri ve dolgu malzemeleri serisi diş hekimlerine sunulmuştur. Bu standardizasyona göre: (Ingle ve LeVine 1958 pp.123-43).

- Aletin ve dolgu malzemesinin her boyutundaki çap ve koniklik açısı için bir formül üzerinde anlaşmaya varılmıştır.

- Bir kanal aletinden, daha büyük bir kanal aletine geçişteki artış derecesi için karar verilmiştir.
- Aletin metrik çapına dayalı yeni bir numaralandırma sistemi kurulmuştur.

Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin (ADA) 28 no'lu beyannamesi ile alet açısı, uç şekli ve üretim sırasında meydana gelebilecek hataların kabul edilebilir toleransları belirlenmiştir. 1982'de 58 No'lu ADA beyannamesi ile Headström eğeler için minimum fiziksel kriterler belirlenmiştir. 2003 yılında yayınlanan 95 numaralı ADA/ANSI beyannamesi ile gates-glidden ve peeso reamerları gibi kök kanalı şekillendirme aletlerinin boyutları ortaya konmuştur. 2001 yılında yayınlanan 101 numaralı ADA/ANSI beyannamesi ile, daha önceki beyannamelerde yer almayan .04 koniklik açısına sahip Ni-Ti döner aletlerle ilgili standartlar ele alınmıştır (Erişen 2011 pp.208).

Kanal aletinin kesici spirallerinin başladığı nokta D1 olarak adlandırılır. Bu noktadan itibaren 16 mm kesici spiraller devam eder ve 16 mm'de sonlanır. Kesici spirallerin sonlandığı noktaya D2 adı verilir. Kesici spirallerin bittiği kısımdan, aletin tutma kısmına kadar olan kısım düzdür (Ingle ve ark. 2008 pp.813).

Aletlerin D1'deki çapı, numaralandırma için referans olarak kabul edilir. Yani uç kısmı 0,15 mm olan bir aletin numarası 15'tir. Fakat aletlerin üretimleri sırasında boyutsal sapma olmaması pek mümkün değildir. Uluslararası Standadizasyon Organizasyonu (ISO) normlarına göre her alet 0,02 mm'lik sapma gösterebilir. Aletler 06 numaradan 10 numaraya kadar 0,02'şer mm, 10 numaradan 60 numaraya kadar 0,05 mm, 60 numaradan itibaren ise 0,1 mm artış gösterirler. (Alaçam ve ark. 2012 pp. 370; Çalışkan 2006 pp. 276).

Kanal aletlerinin gövde kısmı 3 farklı uzunlukta üretilir: 21 mm, 25 mm ve 31 mm. (Ingle ve ark. 2008 pp.814). Kısa olan aletler, arka bölge dişlerde çalışma kolaylığı sağlarken, 31 mm olan uzun aletler ise, uzun kökler için idealdir (Alaçam ve ark. 2012 pp. 370). En fazla kullanılan alet, 25 mm boyundaki aletlerdir. (Erişen 2011 pp. 208)

En küçük alet olan ISO 06 pembe, ISO 08 gri, ISO 10 mordur. ISO 15 beyaz olup, aletin numarası arttıkça sarı, kırmızı, mavi, yeşil ve siyah renklerle sıralanır. ISO 140'a kadar bu sıralama 3 kez tekrarlanır (Beer 1992).

2.3.2. Kanal Aletlerinin Fiziksel Özellikleri

Kanal aletlerinin esnekliği ve kırılmaya karşı direnci; eğilme momenti, burulma ve defleksiyon ile belirlenir (Beer ve Bauman 1992). Aletin çekirdeği küçüldükçe kırılma ihtimali artmakta, çekirdeği büyüdükçe esnekliği azalmaktadır (Çalışkan 2006 pp. 277-8).

- Maksimum eğilme momenti: 3 mm derinlikte gömülmüş bir aleti 45 derece eğmek için gerekli olan kuvvettir.
- Torsiyon: 3 mm derinlikte gömülmüş bir kök kanal aletinin kendi ekseninde kırılana kadar çevrildiğinde etkiyen kuvvettir. Saat dönüş yönündeki maksimum tork ya da torsiyon momenti kırılmaya karşı olan direnci ölçer.
- Defleksiyon: Kanal aletinin kendi etrafında kırılana dek çevrildiğinde uygulanan açıdır. Defleksiyon açısının yüksek olması, ideal şekil alabilirliği ifade eder.
- Kesme kabiliyeti: Kesici köşe açısı ile ters orantılıdır ve köşe açısının açılı ortayı, kanal yüzeyine dike yakın geldiğinde daha çok eğilme, eğik geldiğinde ise kesme etkisi gösterir.
- Çalışma yönü: Kesici kenarın tanjantına dik bulunan çalışma vektörü tarafından belirlenir. Lineer çalışan alet için tanjant açısı büyük, rotasyon hareketi için daha küçüktür (Çalışkan 2006 pp. 277-278).

2.3.3. El Aletleri

2.3.3.1. Tirnerf

Tirnerfler paslanmaz çelik telden üretilirler. 2 tipi vardır. Düz tipte olanları kanal bulucu olarak kullanılır (örn: Miller sondu). Dikensi çıkıntıları olan bir diğer tip ise, pulpa dokusunun ve kanaldaki kağıt konilerin, güta perkaların çıkartılmasında kullanılır. Dikenler, metalin kesilmesi ve kesilen metalin, aletin gövdesine doğru yatırılması yöntemiyle elde edilir (Alaçam ve ark. 2012 pp.355-57). Eğer kanal çok genişse, pulpa dokusunun bir bütün halinde çıkarılması için birden fazla tirnerf kanal içerisinde aynı anda kullanılabilir (Harty 1990).

2.3.3.2. Reamer

Reamer, üçgen kesitli bir telin, çekilmesi ve burulması yöntemi ile elde edilir. Kanalin içinde çeyrek tur ya da yarım tur döndürülerek kullanılır. K tipi eğelerle karşılaştırıldığında daha keskin ve esnektirler (Bayırlı 1998 pp.196-97). Spiralleri, K tipi eğelere göre daha seyreklerdir. Gövdenin enine kesitinin düşük olması, reamerlara esneklik sağlar (Alaçam ve ark. 2012 pp.358).

2.3.3.3. Eğeler

Farklı üretim şekilleri ile Headström ve K tipi kanal eğesi modifikasyonları elde edilebilir. K tipi eğeler, kare bir paslanmaz çeliğin, saat yönünün tersine burulmasıyla, Headström eğeler ise, çeliğin freze edilmesi ile üretilmişlerdir. (Hargreaves 2011 pp. 430)

Eğeler, tellerin burulması veya aşındırılması yoluyla elde edilirler. Burulma yolu ile elde edilen eğeler, meydana gelen spirallerin sıklığına göre reamer veya eğe diye adlandırılırlar. Reamer'larda her 1 mm'de 0,5 – 1 adet spiral bulunurken, eğelerde her 1 mm'de 1,5 – 2,5 spirale rastlanır. Spiral sayısındaki bu artma, eğeye esneklik kazandırır (Alaçam ve ark. 2012 pp.358).

2.3.3.3.1. K Tipi Eğeler

İlk defa 1915 yılında Kerr firması tarafından imal edilmişlerdir ve bu nedenle imalatçının ilk harfi ile anılırlar. Kök kanalının içerisinde, 90 derece döndürülüp çekilerek kullanılırlar (Willey ve Senia 1989).

Uzun aksları boyunca, spiraller arasında 25 ile 40 derece arasında bir açı bulunur. Bu açı sayesinde, reamerlar gibi dönme hareketi ile kullanılabilirler. Özellikle eğri kök kanallarında, K tipi eğelerin ve reamerların arka arkaya kullanımı önerilmektedir. (Machian ve ark. 1982) K tipi eğeler, kanal yolunu izleme ve apikal 1/3'lük kısmı şekillendirme konusunda diğer eğelerden çok daha üstündürler (Bayırlı 1998 pp.201)

2.3.3.3.2. Headström Eğeler

Headström eğeler, enine kesiti yuvarlak bir telin tornalanması yoluyla elde edilir. Headström eğelerin kesici kenarı ile uzun aksı arasındaki açı (tanjant açısı) 60 derece ile 65 derece arasındadır. Bu durum, aletin sadece çekme hareketi ile kesebilmesine neden olur. K tipi eğelerden daha fazla kesme etkinliği gösterirler, çünkü pozitif kesme açısına sahiptirler (Alaçam ve ark. 2012 pp.359).

2.3.3.4. Modifiye Kök Kanal Şekillendirme Aletleri (Hibrit Aletler)

Şekil olarak, geleneksel eğelere benzeyen bu aletler, özellikle eğimi fazla olan kök kanallarında çalışırken, istenmeyen komplikasyonlardan kaçınmak için üretilmişlerdir. Geleneksel eğelerin alaşımlarının ve şekillerinin değiştirilmesi ve gövde çapının düşürülmesi ile kök kanalı içerisindeki kuvvetlerde, eğenin daha fazla esneklik kazanması ve kesme etkinliğinin artması sağlanmıştır. Ayrıca aletin ucunun şekli, aktif ya da pasif olması da komplikasyonları önlemek adına önemlidir (Alaçam ve ark. 2012 pp.360).

2.3.3.4.1. S tipi eğe (S-file)

Bir Headström modifikasyonudur. Hem reaming hem de çekme yoluyla kesme yapabilmektedir. Pozitif kesme açısına sahiptir (Harty 1990).

2.3.3.4.2. Flex-R eğeler

Roane tarafından üretilen bu eğeler hem Headström, hem de K tipi eğenin özelliklerini taşır. Enine kesiti, K tipi eğeler ile aynıdır. Üretimleri, tıpkı Headström eğeler gibi tornalama yoluyla olur. Uç bölümü pasiftir. Bu özelliği ile şekillendirme sırasında kanalın merkezinde kalabilir. Dengeli kuvvet yöntemi ile kullanılması uygundur. Tornalama yoluyla elde edilen tüm diğer eğeler gibi, kırılmaya yatkındır. (Roane ve ark. 1985; Yaman 2002) Sepic ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada Flex-R ve K tipi kanal aletlerinin, şekillendirme sırasında apikalde meydana getirdikleri değişiklikleri incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre, dengeli kuvvet tekniği ile kullanılan Flex-R kanal aletinin, step-back yöntemi ile kullanılan K tipi eğeye göre

şekillendirme sırasında kanal anatomisinde daha az değişiklik gösterdiğini bulmuşlardır (Sepic ve ark. 1989).

2.3.3.4.3. Flexofile

Paslanmaz çelik telden üretilen eğeler, üçgen kesitlidir ve burulma yoluyla elde edilmiştir. Uzun aksı ile kesici kenarları arasındaki açı 30 derece ile 45 derece arasındadır. Uç bölümü pasiftir. (Schafer ve ark. 1995) Haikel ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmaya göre, Flexofile eğeleri, geleneksel K tipi ve headström eğelere göre kırılmaya daha dirençli bulunmuşlardır. (Haikel ve ark. 1991)

2.3.3.4.4. Canal Master U

Bu sistem 1989 yılında Wildey ve Senia tarafından tasarlanmıştır (Wildey ve Senia 1989). Kesmeyen ucu sayesinde kanalda transportasyon riskini azaltır. Hem elle hem de motorla kullanılabilen formları olan bir alettir. Saat yönünde sürekli bir döndürme hareketi ile kullanılır. Elle kullanılan formları, motorla kullanılan formlarına göre boyut olarak daha küçüktür. U şeklinde enine kesiti bulunur. Nikel titanyum alaşımıyla üretilmiş tipleri de bulunur (Camps ve ark. 1994).

2.3.3.4.5. Pathfinder

Kalsifiye kanallarda kullanılması için Kerr firması tarafından üretilmiştir. K tipi eğelere benzemekle beraber paralel dış hatlar gösterir ve bu nedenle kırılma olasılığı azalır. K1 ve K2 olarak 2 boyutta bulunur. (Rotschild 1985).

2.3.3.5. Ni-Ti Eğeler

Ni-Ti eğeler, paslanmaz çelik eğelerden daha esnektir. Eğri kanallarda daha kolay uyum sağlama, kanal transportasyon ve basamak oluşumunda azalma, düşük kırılma ihtimali, daha hızlı çalışma olanağı ve kanal duvarlarında daha az zorlanma gibi üstünlükleri bulunmaktadır (Alaçam ve ark. 2012 pp.405-514).

2.1.2.6. Ultrasonik Eğeler

Elmas, paslanmaz çelik ve teflondan oluşurlar ve genişletme, yıkama ve kanal dolgusu işlemlerinde kullanılırlar (Martin 1976).

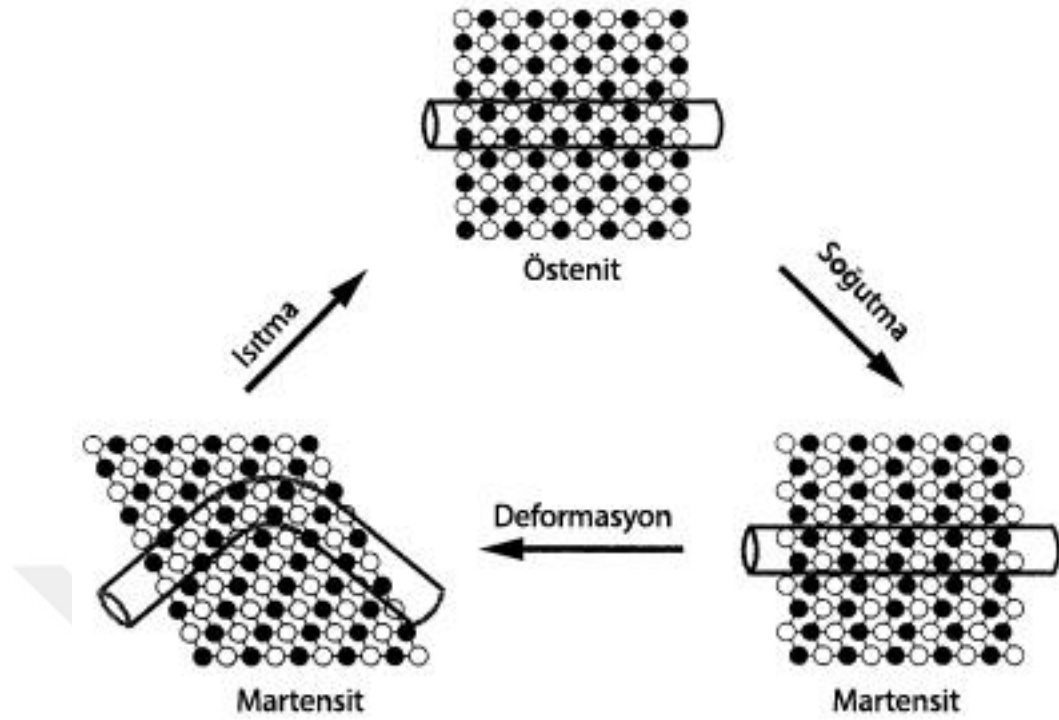
2.4 Nikel Titanyum Alaşımlar

Nikel titanyum alaşımları, 1960'lı yılların başında, W. F. Buehler isimli bir metalurjist tarafından uzay programı için Naval Ordnance Laboratory (Silver Springs, Maryland, ABD)'de bulunmuştur (Buehler ve ark. 1963). Alaşımın kısaltması olarak Nitinol kelimesi seçilmiştir. Bu isim, alaşımın içeriğindeki nikel için "ni", titanyum için "ti" ve alaşımın bulunduğu Naval Ordnance Laboratory'nin baş harfleri olan "noI" kısaltmalarının birleşmesinden oluşmuştur. Nikel titanyum alaşımları doğada, Ni_3Ti , $NiTi$ ve $NiTi_2$ intermetalik bileşikleri şeklinde bulunur (Darvell 2009). Endodontik aletlerde kullanılan Nitinol alaşımı, ağırlık olarak yaklaşık %56 nikel ve ağırlık olarak %44 titanyum içermekte ve sonuç olarak bire bir atom oranı elde edilmektedir (Thompson 2000). Nikel-titanyum, iyi bir biyouyumluluk ve korozyon direncine sahiptir (Otsuka ve Wayman 1998 pp.1-26).

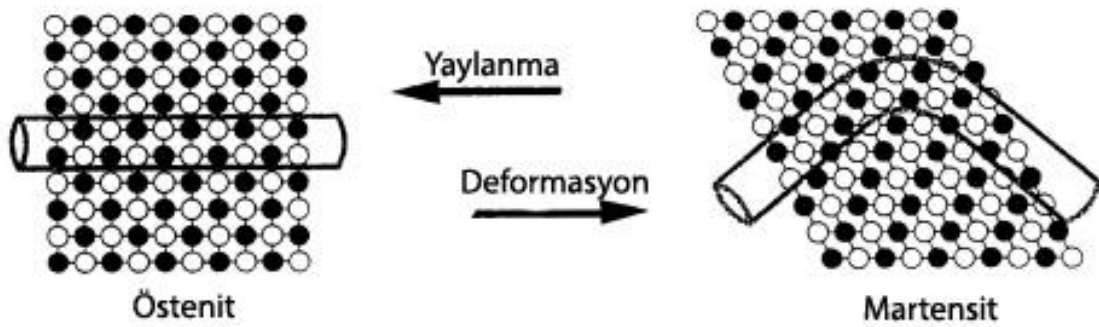
2.4.1. Süperelastiklik Özelliği ve Şekil Hafızası Etkisi

Nispeten daha düşük sıcaklıklarda kolaylıkla deforme edilebilen alaşımın, daha yüksek sıcaklıklarda, deforme edilmeden önceki haline dönebilme özelliğine "şekil hafızası (SM)" denir (Şekil 2.1). Daha yüksek sıcaklıklarda, üzerine kuvvet uygulandığında büyük miktarlarda şekil değiştirebilmesine rağmen, kuvvet ortadan kalktığında alaşımın eski haline dönebilmesini sağlayan özellik ise "süperelastiklik (SE)" olarak adlandırılır (Şekil 2.2) (Otsuka ve Wayman 1998).

Süperelastiklik özelliğinde, dönüşümün itici gücü mekaniktir. Oysa şekil hafızası etkisinde hem termal, hem de mekanik işlemler söz konusudur (Miyazaki ve ark. 1989).



Şekil 2-1: Ni-Ti alaşımlarının şekil hafızası etkisinin şematik gösterimi.



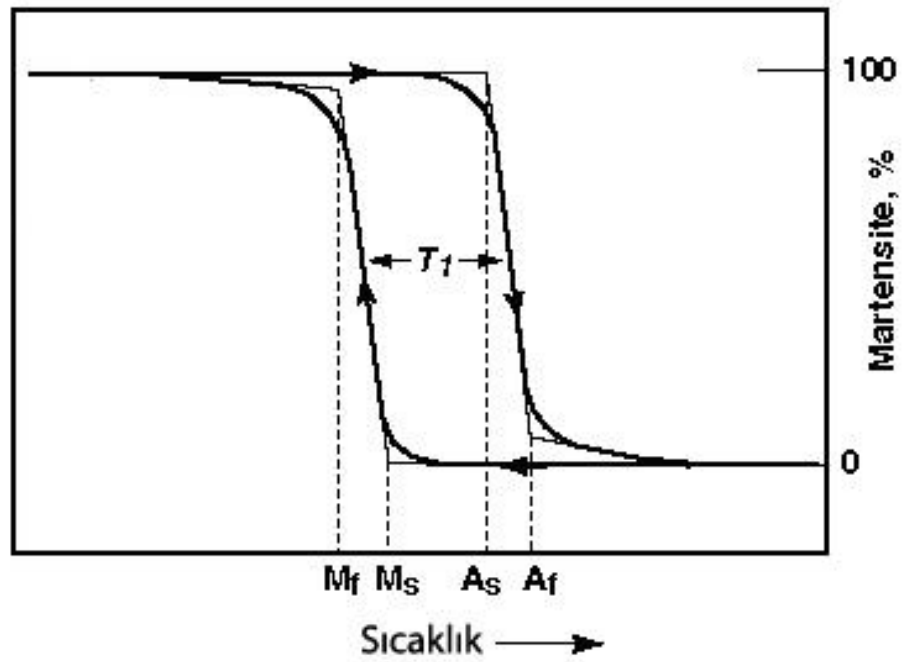
Şekil 2-2: Ni-Ti Alaşımlarının süperelastiklik etkisinin şematik gösterimi.

Nitinol, östenit (B2) ve martensit (B19) olarak adlandırılan iki farklı sıcaklığa bağlı kristal yapısında bulunabilir (Shen ve ark. 2013). Metalin, daha yüksek sıcaklıklarda, kübik kristal yapıda bulunduğu ve üzerinden kuvvet kalktığında eski haline dönebilen formdaki kristal yapısına “östenit” adı verilir. Ni-Ti alaşımının süperelastikliğini kullanmak için, Ni-Ti endodontik aletlerin esas olarak östenit fazından oluşması gerekir. Metalin, nispeten daha düşük sıcaklıklarda, monoklinik yapıda, üzerinden kuvvet kalktığında, o anki halinde kalan formdaki kristal yapısına “martensit” adı verilir (Zhou ve ark. 2013).

Üçüncü bir faz olan R fazı, soğuma esnasında martensitik dönüşüm tamamlanmadan önce ortaya çıkar. Bu fazda atomlar rhombohedral (eşkenar paralelyüz) yapıdadır. Çok dar bir sıcaklık aralığında gerçekleşir (Shen ve ark. 2013)

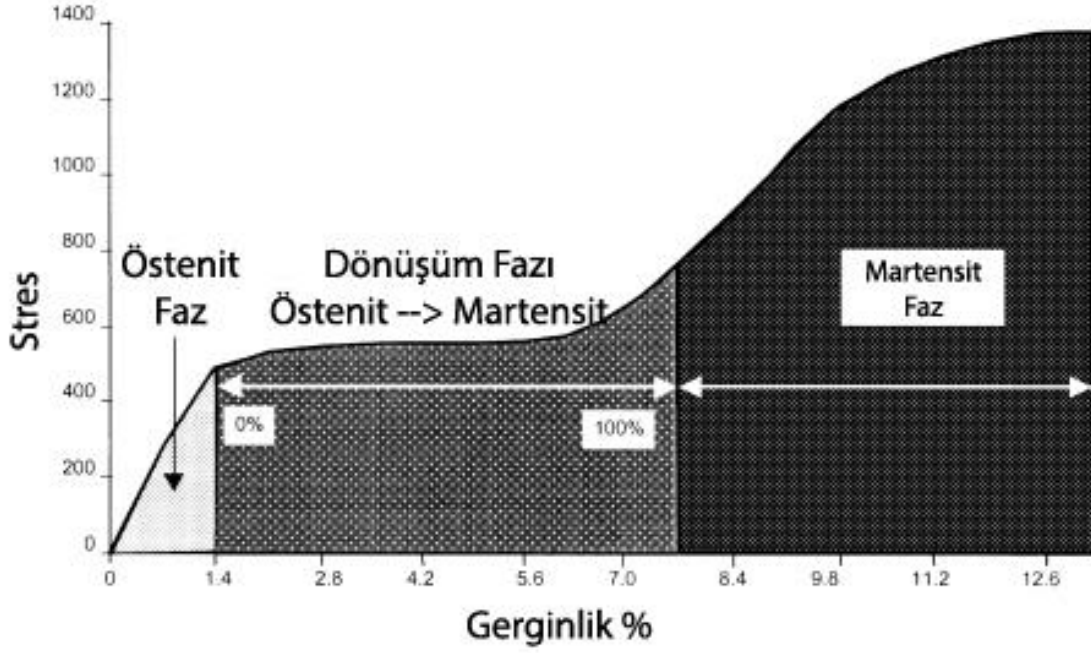
SE ve SM, nikel-titanyum alaşımlarının tipik özellikleridir ve bu özellikler östenit-martensit faz dönüşümleri (martensitik dönüşüm) ile ortaya çıkar (Zupanc ve ark. 2018).

Faz bileşimi ve buna bağlı olarak Ni-Ti alaşımının mekanik özellikleri, ortam sıcaklığına bağlıdır. Eğer sıcaklık östenit bitiş sıcaklığının (A_f) üzerindeyse, alaşım östenit durumdadır. Sıcaklık martensit bitiş sıcaklığının (M_f) altındaysa, Ni-Ti alaşımı martensit durumdadır (Şekil 2.3) (Zhou ve ark. 2013). Her bir nikel titanyum alaşımı için geçiş sıcaklığı aralığı, bileşimine bağlıdır (Thompson 2000).



Şekil 2-3: Sıcaklık ve faz değişimi ilişkisi.

Östenit fazdan, martensit faza geçiş, kök kanalı şekillendirmesi esnasında olduğu gibi, uygulanan bir stres sonucu da meydana gelebilir. Çoğu metale, belirli bir miktarın üzerinde kuvvet uygulandığında metalin yapısında kalıcı bir deformasyon meydana gelir. Ni-Ti alaşımlarında ise, kalıcı deformasyon yerine stres kaynaklı bir martensitik dönüşüm meydana gelir (Şekil 2.4).



Şekil 2-4: Stres sonucu meydana gelen faz dönüşümleri.

Birçok metal, belirli sınırlar dahilinde, uygulanan kuvvetle doğru orantılı olarak meydana gelen deformasyonun olduğu bir elastik davranış gösterir ve bu ilişki Hooke Yasası olarak bilinir (Gavini ve ark. 2018). Nikel titanyum alaşımlar, herhangi bir kalıcı deformasyona uğramadan %8'e kadar şekil değiştirebilirler (Otsuka ve ark. 1998; Thompson 2000). Bu tipteki şekil değişikliğine “elastik deformasyon”, elastik deformasyonun görülebileceği en üst sınıra da “elastik limit” denir. Uygulanan kuvvet belirli bir limiti aşarsa malzemede kalıcı deformasyona neden olur ve bu duruma “plastik deformasyon” adı verilir (Gavini ve ark. 2018).

2.4.2. Endodontide Kullanılan Nikel Titanyum Aletler

Endodontide kullanılan ilk nikel titanyum aletler, 1988 yılında Walia ve arkadaşları tarafından üretilen, K-tipi eğelerdir (Walia ve ark 1988). Ni-Ti aletlerinin endodontide tercih edilme sebepleri şöyledir:

- Düşük elastisite modülüne sahip olmaları nedeniyle, SS eğelere göre çok daha esneklerdir.
- Burulmaya karşı üstün direnç gösterirler.

- Şekillendirme sırasında meydana gelen zip, çentik, perforasyon gibi komplikasyonları önemli ölçüde azaltırlar (Glosson ve ark. 1995).

2.4.2.1. Geleneksel Nikel Titanyum Aletler

Geleneksel Ni-Ti endodontik aletleri yaklaşık olarak ağırlıkça %56 nikel ve ağırlıkça %44 titanyum içerir (Thompson 2000). Endodontide kullanılan geleneksel nikel titanyum aletlerin östenit bitirme sıcaklığı vücut sıcaklığının altındadır (Brantley ve ark. 2002; Pereira ve ark. 2012). Bu nedenle, geleneksel nikel titanyum endodontik aletleri esas olarak östenit fazından oluşur ve süperelastik özelliklere sahiptir.

Bu aletler bükülmek yerine tornalanmak zorundadır (Thompson 2000). Tornalanma işlemi, kırılma direnci, kesme etkinliği ve korozyona karşı direnç açısından olumsuz etkileri olduğu düşünülen Ni-Ti aletlerin yüzeyindeki kusurlara yol açabilir (Thompson 2000; Kuhn ve ark. 2001; Anderson ve ark. 2007; Cheung ve ark. 2007; Lopes ve ark. 2010).

İlk nikel titanyum döner aletler, .02 koniklik açısına sahiptir ve 1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından tasarlanmıştır. Bundan 2 yıl sonra Dr. Johnson tarafından .04 ve .06 koniklik açılarında sahip ProFile sistemi piyasaya sunulmuştur. 1988 yılında Dr. Steve Senia ve Dr. William Wildey tarafından LightSpeed sistemi üretilmiştir. Bu sistemi diğerlerinden ayıran özellik, koronal ve orta kısmın aşırı büyütülmesine gerek kalmadan apikal bölgenin tek başına şekillenmesini sağlayan, kesici olmayan bir kılavuz ucu ile tek, kısa kesme parçasının varlığıdır (Gavini ve ark. 2018).

1996 yılında Dr. McSpadden tarafından Quantec sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem, %2'den %6'ya kadar değişen koniklik açılara sahip, 340 rpm hızda kullanılan eğeleri içerir (Betti ve ark. 2001). Bu sistemin geliştirilmesi ile, üç yivi bulunan, pozitif kesme açısına sahip, asimetrik radyal alanlı bir sistem olan K3 (Kerr, ABD) piyasaya sunulmuştur (Gavini ve ark. 2018).

2001 yılında, artan koniklik açısına sahip ProTaper Universal (Denstply Sirona, ABD) sistemi tanıtılmıştır. Üçgen bir kesite sahiptir. Kurondan apikale doğru şekillendirme yapacak şekilde tasarlanmıştır. 1 kuronal genişletme aleti (Sx), 2 adet

şekillendirme aleti (S1 ve S2) ve 3 adet de son şekillendirme aleti (F1, F2 ve F3) içerir (Ruddle 2005).

VDW firması tarafından üretilen MTwo (VDW, Almanya) sistemi, s şeklinde bir enine kesite sahiptir (Plotino ve ark. 2017). Aletin yiv aralığı, en ince kısımdan, en kalın kısma doğru giderek artar ve böylece daha etkili bir kesim ile daha az debris birikimi görülür (Bürklein ve Schafer 2012).

2.4.2.2. Elektropolishing

FKG (La Chaux-de-Fonds, İsviçre) firması tarafından 1999 yılında bulunmuştur. Aletlerin üretimden kaynaklı kusurlarının azaltıldığı, dögüsel yorgunluk direncinin ve kesme veriminin artırıldığı bir elektrokimyasal yüzey düzeltme işlemidir (Anderson ve ark. 2007; Gao ve ark. 2012).

Elektropolishing, çapak, çizik, ısıdan etkilenen bölgeleri temizler ve yeni, pürüzsüz bir yüzey oluşturur. Bu işlemin uygulandığı Ni-Ti alaşımı, yaklaşık 3 nm bir oksit film tabakası ile kaplanmış olur. Bu tabaka alaşıma üstün korozyon direnci ve biyouyumluluk kazandırır (Miao ve ark. 2006).

2.4.2.3. M-Wire

2007 yılında Tulsa Dental tarafından üretilmiştir. M-Wire, ısıl işlemi için başlangıç materyali, ağırlıkça %55,8 ± 1,5 nikel, ağırlıkça %44,2 ± 1,5 titanyum ve % 1'den az diğer elementlerden oluşan bir nikel titanyum alaşımıdır (Berendt 2007).

Metalin, işlenmeden önce çeşitli sıcaklıklarda ısıl işlemlere tabi tutulması ile elde edilir. Süperelastik yapısını korurken, martensit ve R fazlarını da içerir (Gavini ve ark. 2018). M-Wire ile üretilen aletlere örnek olarak Dentsply'nin ProFile GT Series X, ProFile Vortex, ProTaper Next sistemleri, Path Files, WaveOne ve Reciproc (VDW, Almanya) bulunmaktadır.

2013 yılında M-Wire teknolojisi ile üretilen ProTaper Next (Dentsply Sirona, ABD) sistemi, ProTaper Universal sisteminin gelişmişidir. Asimetrik yapıdadır ve

dörtgen bir kesite sahiptir. Asimetrik yapısı nedeniyle, çalışması esnasında kanala sadece 2 noktadan temas eder (Gavini ve ark. 2018).

M-Wire ile yapılan bir diğer sistem, ProFile sisteminin bir modifikasyonu olan ProFile Vortex (Dentsply Sirona, ABD) sistemidir. Üretici talimatlarına göre, ProFile Vortex sistemi 500 rpm'ye kadar olan hızlarda çalıştırılabilmektedir ve bu artan çalışma hızı, aletin geometrik yapısı ile birlikte, kesme verimliliğini artırmaktadır (Bardsley ve ark. 2011; Bouska ve ark. 2012).

2.4.2.4. R Fazı

Nikel titanyum alaşımlarının bu fazı, martensit ve östenit fazlar arasında dönüşüm esnasında ortaya çıkar. Young modülüsü, östenit formdaki nikel titanyum alaşımına göre daha düşüktür. Bu nedenle R fazındaki bir telden yapılmış bir alet daha esnektir (Hou ve ark. 2011).

2008 yılında Sybron Endo tarafından üretilmiştir. Bu aletlere örnek olarak K3XF ve Twisted File sistemleri verilebilir.

Twisted File (TF) sistemi, R fazında üretilmesinin yanı sıra, plastik deformasyonla üretilen ile endodontik kanal aletidir (Mounce 2008). Bükme işlemi, ham bir nikel titanyum telinin östenit durumda özel bir termal işlem vasıtasıyla R-fazına dönüştürülmesi ile gerçekleştirilir. R-fazında, büküm işlemine izin veren plastik bir deformasyona neden olmak için daha az stres gerekir. Bükme işleminden sonra, TF yeni şeklini korumak için ek termal prosedürlerle östenite geri dönüştürülür (Hou ve ark. 2011).

2.4.2.5. CM (Control Memory) Wire

2010 yılında DS Dental (Johnson City, ABD) tarafından piyasaya sürülen Control Memory Wire (CM), hem oda, hem de vücut sıcaklığında süperelastik özelliklere sahip olmayan, ilk termomekanik işlem görmüş nikel titanyum endodontik alaşımdır (Zhou ve ark. 2012). %52 oranında nikel içerirler. Aletin işlenmesinden sonra uygulanan bir ısı işlemi ile, aletin daha fazla döngüsel yorgunluk direncine sahip olmasını sağlayan, önceden bükülmesine olanak veren bir özellik kazandırılır (Pereira

ve ark. 2015). Bu özellik, kanalın daha merkezinde kalan bir şekillendirme yapmaya da olanak sağlar (Kishore ve ark. 2017). Shen ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmaya göre, CM Wire teknolojisi ile üretilmiş kanal aletlerinin dönme yorgunluğuna direnci, geleneksel nikel titanyum alaşımları ile üretilen aletlere kıyasla %300 - %800 daha fazladır (Shen ve ark. 2011)

Coltene firması tarafından, 2011 yılında CM Wire kullanılarak Hyflex CM (Coltene / Whaledent, İsviçre) sistemi üretilmiştir. CM Wire teknolojisi ile üretildiklerinden, sistemdeki eğelerin büyük kısmı çalışma sırasında plastik deformasyona uğrar ve otoklavdan çıkarıldıktan sonra eski haline döner (Al-Sudani 2014, Alfoqom Alazemi ve ark 2015).

CM Wire ile üretilen ProDesign R ve ProDesign Logic sistemleri (Easy Dental Equipments, Brezilya) S şeklinde bir kesite, aktif olmayan uca ve değişken koniklik açılarına sahiptir (Gavini ve ark. 2018).

Typhoon Infinite Flex (Clinician's Choice Dental Products, ABD), CM Wire teknolojisi ile üretilmiş döner alet sistemlerine bir diğer örnektir.

2.4.2.6. EDM (Electrical Discharge Machining)

EDM, darbeli elektriksel deşarj yoluyla hassas malzemenin çıkarılmasını sağlayan, temassız işleme prosedürüdür (Bojorquez ve ark. 2002; Daneshmand ve ark. 2013). EDM için, hem işleme aleti (elektrot) hem de iş parçası elektriksel olarak iletken olmalıdır (Daneshmand ve ark. 2013). Dielektrik bir sıvıya gömülmüş olarak, işleme aleti boşluk yeterince küçük olana kadar iş parçasına doğru hareket ettirilir, böylece uygulanan gerilim dielektrik sıvısını iyonize edebilir (Bojorquez ve ark. 2002). Elde edilen kıvılcım, dielektrik sıvıda katılaşıyor ve daha sonra akıtılan küçük parçacıklar buharlaştırır (Bojorquez ve ark. 2002), EDM, mekanik parçalanma olasılığını ortadan kaldıran iş parçası ile doğrudan temas gerektirmez ve geleneksel tornalama işleminde oluşan stresi azaltır (Singh ve ark. 2004).

Coltene / Whaledent, CM Wire'dan üretilen başka bir döner nikel titanyum sistemi olan Hyflex EDM'yi üretmiştir. Hyflex EDM, elektrikli deşarj işleme yöntemi

ile üretilen ilk endodontik alettir (Pirani ve ark. 2016). Üreticiye göre, bu yenilikçi işleme prosesi, eğenin yüzeyini sertleştirmeli ve böylece kırılma direncinde artma ve üstün kesme verimliliği sağlamalıdır (Zupanc ve ark. 2018).

2.4.2.7. Blue Wire – Gold Wire

2012 yılında, Dentsply Sirona tarafından, yeni bir ısıl işleme üretilmiştir. Üzerindeki titanyum oksit tabakanın kalınlığına bağlı olarak metalin rengi değişmektedir (Shen ve ark. 2016). Bu titanyum oksit tabaka, Blue Wire aletlerde 60 – 80 nm iken, Gold Wire aletlerde 100 – 140 nm'dir. Bu teknoloji ile üretilen aletlere örnek olarak Vortex Blue (Dentsply Sirona), Sequence Rotary File ve X1 Blue File (MK Life, Brezilya), Reciproc Blue (VDW), ProTaper Gold (Dentsply Sirona), WaveOne Gold (Dentsply Sirona) verilebilir (Gavini ve ark. 2018).

2.4.2.8. Max Wire

Max Wire (Martensite-Austenite Electropolishing-Flex), FKG firması tarafından üretilmiştir. Uygulanan ısıl işlemin bir sonucu olarak, 35 °C ve üzerinde alet, martensit fazdan östenit faza kayar ve kanal içerisinde kıvrımlı bir yapıya gelerek kanal duvarlarının tamamına temas eder. Bu teknoloji ile üretilen aletlere örnek olarak FKG firması tarafından üretilen XP-endo Finisher, XP-endo Finisher Retreatment ve XP-endo Shaper verilebilir (Gavini ve ark 2018).

2.5. Döner Aletlerin Çalışma Şekilleri

Merkezcil döner hareket, 1980'li yılların başında bulunmuştur ve günümüzde halen en çok kullanılan harekettir. Sürekli 360 derecelik bir dönüş ile gerçekleşir. Bu sürekli dönüşün sebep olduğu kırılmaların azaltılması için, farklı hareket şekillerinin arayışına girilmiştir (Gavini ve ark 2018).

2.5.1. Resiprokal Hareket

İlk olarak 1964 yılında, MicroMega (Besancon, Fransa) firması tarafından üretilen Giromatic adındaki cihaz ile tanıtılmıştır. Alternatif bir çalışma hareketi ile

çalışma ilk defa bir çalışma yapan Yared, 2008 yılında ProTaper Universal aletinin F2 eğesini resiprokal hareketle kullanmıştır (Sahu ve ark. 2016).

Ardından tek bir alet ile şekillendirme yapabilen ve her ikisi de M-Wire alaşımından üretilen Reciproc (VDW, Almanya), WaveOne (Dentsply Sirona, ABD) sistemleri tüketiciye sunulmuştur. Her iki sistem de, sentrik resiprokal hareketle çalışır, saat yönünde (Reciproc 30°, WaveOne 50°) ve saat yönünün tersine (Reciproc 150°, WaveOne 170°) hareket eder. Bu sürekli döngü 3 defa tamamlandığında, alet 360 derecelik bir turunu tamamlamış olur (Gavini ve ark. 2018).

Resiprokal hareketin, sürekli rotasyon hareketine karşı avantajları şunlardır (Varela-Patino ve ark. 2008):

- Aletlerin kök kanal duvarlarına uyguladıkları stres azalır ve buna bağlı olarak aletler daha az burulmaya bağlı strese maruz kalırlar.
- Aletlerin, kanal şekillendirmesi sırasında daha az çalışmasına sebep olur.
- Aletin kırılma riski azalır.

2.5.2. Kombine Hareket (Merkezcil Rotasyon + Resiprokal Hareket)

Ultradent, Sybron Endo ve Morita firmaları, her iki hareketin de avantajlarından yararlanmak üzere kombine hareketi piyasaya sunmuşlardır.

Ultradent firmasının 2016 yılında tanıttığı Genius sistemi (Ultradent, ABD), saat yönünde sürekli rotasyon ve resiprokal (saat yönünde 90°, saat yönünün tersine 30°) hareketlerle kullanılmak üzere geliştirilmiştir (Gavini ve ark. 2018).

Sybron Endo tarafından üretilen bir motor sayesinde, aletin kanal içerisinde maruz kaldığı dirence göre, rotasyon hareketinden resiprokal harekete geçilebilen yenilikçi bir hareket piyasaya sunulmuştur. Bu sistem, alet üzerindeki direnç az olduğunda, sürekli bir rotasyon hareketi ile çalışır ve bu rotasyonlar her 600° sonunda kısa bir süre durur. Aletin üzerindeki direnç arttığında, otomatik olarak saat yönünde 370° ve saat yönünün tersine 50° olacak şekilde bir resiprokal harekete geçilir. Böylece, eğenin karşılaştığı direncin azaltılarak, alet kırılmalarının önüne geçmek hedeflenmektedir (Karataş ve ark. 2016).

Morita firması tarafından geliştirilen ve Optimum Torque Reverse (OTR) adı verilen bir hareket ile, rotasyon ve resiprokal hareketlerin dezavantajlarının en aza indirilmesi hedeflenmiştir. Bu harekette, önceden tanımlanmış bir tork değeri altında, sürekli olarak saat yönünde rotasyon hareketi görülür. Önceden tanımlanmış tork değerine eşit ya da bu tork değerinden daha yüksek bir değer görüldüğünde otomatik olarak 90° salınan bir hareket gerçekleştirilir (Gavini ve ark. 2018).

2.5.3.Eksantrik (Yılankavi) Döner Hareket

Bazı sistemler, aletlerin özelliklerinden dolayı eksantrik ya da asimetric olarak dönerler. Bu sistemlere örnek olarak ProTaper Next (Dentsply Sirona, USA), TRUShape (Dentsply Sirona, USA) ve XP-Endo Shaper (FKG, İsviçre) verilebilir.

2.5.4. Transaksiyal Hareket

Mevcut sistemlerden tamamen farklı bir yapıda bulunan ve Re-Dent Nova (Ra'anana, İsrail) tarafından üretilen SAF sistemi (Self Adjusting File) bu harekette çalışan aletlere örnek verilebilir. Sistem, 3000 ila 5000 titreşim / dakika ve 0,4 mm'lik bir alanda dikey olarak titrerken, içeri ve dışarı gagalama hareketiyle çalıştırılır. Kanal başına 4 dakikalık şekillendirme süresi için 2 dakikalık iki döngü gerçekleştirilir (Peters ve ark. 2010).

2.6. Kanal İçi Alet Kırıkları

Endodontik kanal aletlerinin tasarımı, alaşımların bileşimi ve üretimleri sürecinde önemli metalurjik gelişmelerin varlığına rağmen; şekillendirme sırasında kanal eğelerinden kaynaklanan problemler tedavinin başarısızlığındaki en büyük etken olmaktadır.

Bir literatür taramasında, kırık alet bırakılan kök kanal tedavili dişlerin prevalansı % 0,7 ile 7,4 arasında bulunmuştur (Crump ve Natkin 1970; Hülsmann ve Schinkel 1999; Spili ve ark. 2005; Iqbal ve ark. 2006; Parashos ve Messer 2006; Cheung ve ark. 2007).

Alet kırıkları, hem kesici hem de azı dişlerinde meydana gelse de, azılarda daha fazla olup, alt-üst çenede benzer oranlarda görüldüğü bildirilmektedir (Iqbal ve ark. 2006; Tzanetakos ve ark. 2008; Wu ve ark. 2011; Ungerechts ve ark. 2014). Azılar içerisinde ise alt azıların mezial köklerinde daha sık alet kırığı olduğu gözlenmiştir (Molyvdas ve ark. 1992; Hülsmann ve Schinkel 1999; Ward ve ark. 2003).

Kırık aletlerin büyük çoğunluğu apikal 1/3'lük kısımda gerçekleşmektedir (Molyvdas ve ark. 1992; Yared ve ark. 2000; Al-Fouzan 2003; Di Fiore ve ark. 2006; Iqbal ve ark. 2006; Tzanetakos ve ark. 2008; Ungerechts ve ark. 2014; Wang ve ark. 2014). Bu oran kural 1/3'lük kısımda oluşan kırıkların 33 katı ve orta 1/3'lük kısımdaki kırıkların 6 katı olmaktadır (Iqbal ve ark. 2006).

Ni-Ti döner aletlerin SS el aletlerine göre daha yüksek kırılma insidansı gösterdiği birçok çalışmaya göre kabul edilmektedir (Barbakow ve Lutz 1997; Cheung ve ark. 2005; Iqbal ve ark. 2006; Wolcott ve ark. 2006). Ancak Parashos ve Messer 2006'da yayınladıkları klinik kanıtlı çalışmalarında Ni-Ti döner aletlerde kırık olasılığını daha az olarak saptamıştır (Parashos ve Messer 2006). Ni-Ti döner aletlerdeki kırılma insidans oranları klinik, *in vivo* ve *ex vivo* çalışmalarla aletin tipine (marka, boyut, koniklik açısı, enine kesitinin şekli ve dizayn), hekimin kullanımına ve birçok farklı etkene göre değerlendirilebilir (Lambrianidis 2018 pp.1-30).

2.6.1. Kanal İçi Alet Kırılma Nedenleri

2.6.1.1. Hekime Bağlı Faktörler

Hekimlerin, her biri kendi tasarım ve mekanik özelliklerine sahip ve kendi kullanım kılavuzları olan, çeşitli aletler arasından seçim yapmaları gerekir. Seçim yapıldıktan sonra aletlerin, kullanım şeklinin ve üreticinin tavsiyelerinin öğrenilmesi önemlidir. Örneğin, paslanmaz çelik el aletlerinden Ni-Ti döner aletlere geçmek oldukça zor olabilmekte; Ni-Ti eğeleri, kanalın morfolojisi ile ilgili daha az dokusal geri bildirim sağlar, bu nedenle farklı bir farkındalık gerektirmektedir (Parashos ve Messer 2006).

Alet üzerinde çok fazla apikal yönlendirilmiş kuvvet uygulayarak kök kanalında agresif penetrasyondan kaçınmak, yorgunluğa yol açabilecek çok kavisli kök

kanallarının hazırlanması sırasında aletlere uygulanan gerginliği tanımak, klinik deneyim gerektirmektedir (Saber 2008).

2.6.1.2. Anatomiye Bağlı Faktörler

2.6.1.2.1. Giriş Kavitesi

Giriş kavitesi, tüm kök kanallarını görecektek şekilde olmalı ve aletleri kanala, doğrudan tepeye ya da ilk eğrilik noktasına yönlendirmek için bir huni görevi görmelidir (Peters 2008). Kavite duvarları ya da kök kanalının kural 1/3'lük kısmındaki kaldırılmamış dentin, eğriliklerin sayısını ve şiddetini artırarak, kök şekillendirilmesi sırasında alet üzerindeki stresi artırır ve aletin başarısızlığına sebep olur (Roda ve Gettleman 2016). Tam tersine; kaviteyi pulpa odasının sınırlarından daha geniş açılması ise, eğelerin kök kanallarına girişini engelleyebilir ve uçlarının eğilmesine yol açabilir (Boutsioukis ve Lambrianidis 2018 pp.31-61).

SS el aletleri, kök kanalına yerleştirilirken düz hat erişimi elde etmek için oldukça fazla dikkat gerektiren Ni-Ti eğeleriyle karşılaştırıldıklarında birçok avantaja sahiptirler. Erişilmesi zor kanallara girmelerini sağlamak için önceden bükülebilirler; CM (Coltene Endo 2014) kanal aletleri hariç, Ni-Ti aletlerin doğru şekilde bükülmesi çok zordur. Ayrıca sert, elle çalışan SS el aletleri, esnek Ni-Ti eğelerin tersine, engellerle ilgili başarılı dokusal geri bildirim sağlar (Boutsioukis ve Lambrianidis 2018 pp.31-61).

2.6.1.2.2. Kök Kanalı Anatomisi

Alet kırıkları komplike kök kanalı anatomisine sahip vakalarda artmaktadır (Peters ve ark. 2003). Azı dişlerinde, küçük azı ve kesici dişlere göre (Iqbal ve ark. 2006; Wu ve ark. 2011; Ungerechts ve ark. 2014; Wang ve ark. 2014) ve alt-üst azı dişlerinin meziobukkal kök kanallarında diğer kanallara göre (Iqbal ve ark. 2006; Wu ve ark. 2011) daha sık kırıklara rastlanılmaktadır. Bu bulgular, azı kök kanal sisteminin kompleks morfolojisi ve çok sayıda kanal varlığı ile ilişkili bulunsa da, ana neden kök

kanallarının eğriliği olarak açıklanmaktadır (Boutsioukis ve Lambrianidis 2018 pp.31-61).

Ex vivo çalışmalar, kök kanal eğriliğinin torsiyonel aşırı yüklem ve döngüsel yorgunluğa bağlı olarak Ni-Ti döner aletlerin başarısızlık oranını artırdığını bildirmekte (Li ve ark. 2002; Zelada ve ark. 2002; Martin ve ark. 2003; Di Fiore ve ark. 2006; Kosti ve ark. 2011) ve klinik çalışmalar da bu bulguları doğrulamaktadır (Wu ve ark. 2011; Wang ve ark. 2014). Eğim açısının özellikle 30°'den daha fazla artması (Zelada ve ark. 2002, Martin ve ark. 2003, Kitchens ve ark. 2007) ve yarıçapın azalmasıyla (Haikel ve ark. 1999; Booth ve ark. 2003; Patino ve ark. 2005), kırık riskinin arttığı görülmektedir.

Kök kanalının kural ya da orta 1/3'lik kısmında erken bir eğriliğin apikal bir eğriliğe göre başarısızlığa yol açma ihtimali daha fazladır (Peters ve Paque 2010; Lopes ve ark. 2013). Bu nedenden dolayı, Ni-Ti aletlerinin aşırı eğimli bir kök kanalında düz kanala göre daha kolay kırıldığı görülmektedir. Buna bağlı olarak, aletlerin eğri bir kök kanalı içinde statik bir konumda tutulmaması, bükülme yorgunluğunun aletin belirli bir kısmına konsantre edilmemesi için sürekli aksenel bir yönde hareket ettirilmesi sıklıkla önerilmektedir (Gambarra-Soares ve ark. 2013).

2.6.1.2.3 Alete Bağlı Faktörler

Hammaddeler, tasarım ve üretim süreci, alet kırılmasında önemli etki göstermektedir (Alapati ve ark. 2005; McSpadden 2007).

İlk çalışmalarda, Ni-Ti döner aletlerin klinik kullanım sırasında SS el aletlerinden daha sık kırıldığı görülmektedir (Iqbal ve ark. 2006). Ni-Ti aletlerin üretimi SS el aletlerine göre çok daha karmaşıktır (Thompson 2000). Üreticiler sürekli olarak, Ni-Ti alaşımının doğal yapısındaki defektleri azaltmak ve aletin distorsiyon ya da kırılmaya karşı direncini arttırmak için metalurjik modifikasyonları, yeni alet tasarımlarını ve malzeme özelliklerini araştırmaktadırlar (Boutsioukis ve Lambrianidis 2018 pp.31-61).

Ham Ni-Ti alaşımının ya da Ni-Ti aletlerin termomekanik işlemlerden geçirilmesinin (Gambarini ve ark. 2008; Johnson ve ark. 2008; Larsen ve ark. 2009; Gao ve ark. 2012; Shen ve ark. 2013a, b; Zhao ve ark. 2013, 2016; Plotino ve ark. 2014; Capar ve ark. 2015) eğelerin esnekliğini ve yorulma direncini arttırılmasında daha etkili olduğu bildirilmektedir (Zinelis ve ark. 2007; Plotino ve ark. 2014, 2017; Kaval ve ark. 2016).

Bir aletin kesit alanı da aletin kırılmasını etkileyebilir (McSpadden 2007). Bu alan, aletin boyutu, koniklik açısı ve kendine özgü tasarımı da dahil olmak üzere bir dizi başka parametre ile belirlenir (Schafer ve ark. 2003; Parashos ve ark. 2004). Kesit alanının boyutunu ya da koniklik açısını arttırmak, burulma direncini arttıracak; (Yared ve ark. 2003; Guilford ve ark. 2005; Ullmann ve Peters 2005) ama döngüsel yorgunluk direncini düşürecektir (Haikel ve ark. 1999; Gambarini 2001b; Hübscher ve ark. 2003; Ullmann ve Peters 2005; Plotino ve ark. 2006; Kitchens ve ark. 2007; Peters ve Paque 2010).

2.6.1.2.4. Teknik/Kullanıma Bağlı Faktörler

2.6.1.2.4.1. Motor alışma Parametreleri

Döner Ni-Ti alet üreticileri, genellikle dakikada 250 - 600 devir (rpm) aralığında olan belirli bir dönme hızı önermektedirler; ancak bunun alet başarısızlığı üzerindeki etkisi tartışmalıdır. Bazı alışmalar dönme hızının alet kırılığını etkilemediğini saptarlarken (Pruett ve ark. 1997; Yared ve ark. 2002; Zelada ve ark. 2002; Herold ve ark. 2007; Kitchens ve ark. 2007); bazıları hızın artmasıyla kırık oluşumunun da arttığını bildirmişlerdir. Ek olarak, motorlu Ni-Ti aletlerinde yorgunluğun, elle kullanılan aynı eğelere kıyasla daha sık ortaya çıktığı, bunun da eğelerin daha düşük bir hızda dönmesinden kaynaklandığı göstermektedir (Li ve ark. 2002; Martin ve ark. 2003).

Tork, aletin sürtünmeyi aşması ve dönmeye devam etmesi için alete uygulanan dönme kuvvetinin bir ölçüsüdür. Elektrikli motorlar sabit bir dönme hızını sürdürmeye çalıştıklarından, alete uygulanan tork, sırayla alet bıçakları ve dentin arasındaki temas alanı tarafından belirlenen sürtünmeye bağlı sürekli değişebilir. Temas alanı esas olarak hem aletin hem de kök kanalının boyutundan, koniklik açısından ve kesit şeklinden

etkilenir. Daha geniş bir temas alanı sürtünmeyi artırır, bu nedenle daha büyük bir aletin dar bir kök kanalı içinde dönmesi için daha yüksek tork gerekir (Kobayashi ve ark. 1997; Sattapan ve ark. 2000). Örneğin, aynı koniklik açısı; ancak progresif olarak daha büyük boyuttaki aletler aynı kök kanalında ard arda kullanıldığında, temas alanı önemli ölçüde artar; ilk olandan sonraki her alet aşırı sürtünmeye maruz kalır ve dönmesi için çok daha yüksek tork gerektirir ve bu durum burulmaya neden olabilir (Boutsioukis ve Lambrianidis 2018 pp.31-61).

Kullanılabilecek maksimum tork, cihazın plastik deformasyona ya da kırılmaya maruz kalmadan uygulanan baskıya dayanma kabiliyeti ile sınırlıdır (Gambarini 2000, 2001a). Başarısızlığa yol açan maksimum tork, aletler arasında farklılık gösterir (Kobayashi ve ark. 1997; Gambarini 2001a) ve aletin kesit alanıyla birlikte artar (Yared ve ark. 2003; Guilford ve ark. 2005; Ullmann ve Peters 2005). Bu nedenle, uygulanan tork daima aletin kendi plastik deformasyonunu ya da kırılma sınırını aşmadan dentin döndürmesini ve kesmesini sağlayan dar aralıkta tutulmalıdır (Gambarini 2000); ancak bu aralığın klinik olarak belirlenmesi zordur (Boutsioukis ve Lambrianidis 2018 pp.31-61).

2.6.1.2.4.2. Şekillendirme Tekniği

Şekillendirme tekniğinin başarısızlık üzerinde etkisi bulunmaktadır (Roland ve ark. 2002). Örneğin, değiştirilmiş dengeli bir kuvvet hareketiyle elle kullanılan Ni-Ti eğeleri, burulma aşırı yüklenmesinden dolayı başarısız olurken, aynı tip motorlu eğeler çoğunlukla döngüsel yorgunluktan dolayı kırılmaktadır (Cheung ve ark. 2007).

Hafif apikal basınç, sürekli aksenal hareket ve kök kanalı içerisinde kısa süreli kullanım tekniği ile burulma aşırı yüklenmesini önlemek ve yorulma ömrünü uzatmak mümkün olmaktadır (Parashos ve Messer 2006; Li ve ark. 2002; Rodrigues ve ark. 2011; Gambarra-Soares ve ark. 2013). Ayrıca el aleti, sürtünmeyi arttırmamak için kök kanal ekseninden uzağa eğilmemelidir (Boutsioukis ve Lambrianidis 2018 pp.31-61).

2.6.1.2.4.3. Yeniden Kullanım ve Sterilizasyon

Kök kanalı aletlerinin ve özellikle Ni-Ti eğelerinin maliyetinin artması nedeniyle, tekrar kullanılıp kullanılmayacakları sorusu her zaman geçerlidir. Bir eğenin güvenle kullanılabildiği sayı devam eden bir tartışma konusudur (Boutsioukis ve Lambrianidis 2018 pp.31-61).

Grossman (1981), küçük SS el aletlerinin ikiden fazla kullanılmamasını önermiştir (Grossman 1981). Daha yakın zamanlarda, bazı araştırmacılar, tüm Ni-Ti döner aletlerinin tek kullanımlık olmaları gerektiğini (Pruett ve ark. 1997; Arens ve ark. 2003), bazıları ise sadece küçük eğelerin bir kez kullanılmalarını önermiştir (Haapasalo ve Shen 2013). Bir araştırma, eğelerin belirli sayıda kullanımdan sonra atılmalarının hem genel dişhekimleri, hem de endodontistler arasında yaygın bir uygulama olduğunu (Madarati ve ark. 2008) ve alaşım tipinin, aletin tasarımının, boyutunun ve vaka zorluğunun bir eğenin ne zaman atılacağına karar vermek için sık sık dikkate alınan parametreler olduğunu ortaya koymuştur (Cheung ve ark. 2005).

Kırılmadan önceki kullanımların sayısı oldukça değişkendir (Parashos ve ark. 2004; Kosti ve ark. 2011) ve kırılma, ilk kullanım sırasında bile deneyimli hekimlerce olabilir (Arens ve ark. 2003). Bu nedenle, hekim yeterliliği ve kök kanal anatomisi gibi diğer değişkenlerin, eğenin kırılma oranının çok daha önemli belirleyicileri olabileceği görülmektedir (Parashos ve ark. 2004).

Çoklu sterilizasyon döngüleri, Ni-Ti eğelerinde yüzeyleri kaplayan pasif titanyum oksit katmanındaki değişikliklere neden olarak (Rapisarda ve ark. 1999, Thierry ve ark. 2000) korozyon ve defekt oluşumuna neden olup (Valois ve ark. 2008; Spagnuolo ve ark. 2012) yüzey pürüzlülüğünü de artırabilir (Alexandrou ve ark. 2006a, b).

2.6.1.2.4.4. Yıkama Solüsyonları

Şekillendirme sırasında kök kanalları ve pulpa odası yıkama solüsyonlarıyla (tercihen sodyum hipoklorit ile) yıkanmalıdır, bu yağlama sağlamanın yanı sıra bakteri öldürme ve doku kalıntılarını çözme gibi birçok amaca hizmet edebilir (Zehnder 2006).

2.6.2. Ni-Ti Kanal Aletlerinin Kırılma Mekanizması

Ni-Ti endodontik eğelerin yorulma direnci, farklı markaların kullanım ömrünü karşılaştırmak için iyi bir kriter olarak kabul edilmektedir (Cheung ve ark. 2007). Yorulma direnci terimi, bir aletin kırılmadan önce dayanabileceği devir sayısını ifade eder ve bu nedenle, yorulma direnci daha yüksek olan bir eğenin daha uzun süre dayanacağı varsayılır (Zinelis 2018 pp.61-74).

Birçok araştırmacı, Ni-Ti eğelerinin kırılmasını, burulma kırılması ve bükülme yorgunluğu olarak iki kategoride gruplandırmıştır (Cheung ve ark. 2007). Kırık alet, kırılma noktasının yakınında geniş plastik deformasyon gösteriyorsa, bükülme kırılması olarak sınıflandırılırken, plastik deformasyon olmadığı durumda ise bükülme yorgunluğu kategorisine girer (Zinelis 2018 pp.61-74).

Bununla birlikte, plastik deformasyonun yokluğu ya da varlığı, yorulma kırılmasının kanıtı değildir; çünkü yüksek gerilme oranları gibi başka faktörler de eğilebilir metallerin plastik deformasyonunu ortadan kaldırabilir. Cheung ve ark, fraktografik analiz ile kırılma mekanizması hakkında gerçek bilgiler sağlayabileceğini bildirmişlerdir (Cheung ve ark. 2005).

Klinik açıdan bakıldığında, tekli aşırı yüklemenin kırılma mekanizması, çalışma sırasında herhangi bir zamanda ortaya çıkabileceği için kullanım zamanlarından bağımsızdır ve yeni aletlerde bile % 0,9'luk bir kırık insidansı bulunmaktadır (Arens ve ark. 2003). Alet kırılmasının kullanım sayısından çok, kullanım şekliyle ilgili olduğunu gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (Parashos ve ark. 2004; Shen ve ark. 2009). Kırık mekanizmasının kümülatif zarar ile ilişkili olmadığı; ancak eğe ucunun kök kanalının daraltılmış bir bölgesinde kilitlenmesi gibi, ani bir aşırı yüklenme ile ilişkili olduğu bildirilmektedir. Ni-Ti eğeleri için güvenli kullanım sayısını belirlemeye yönelik araştırmalar yerine; hekimlerin bu aletlerin kullanımlarıyla ilgili geniş çaplı eğitim almaları gerekliliği belirtilmektedir (Zinelis 2018 pp.61-74).

2.7. Stres Analizi

2.7.1. Kullanılan Temel Kavramlar

2.7.1.1. Kuvvet

Bir cisme uygulandığında, harekete neden olan ya da varolan hareketi değiştiren etkidir. Kuvvet, cismin hareketine neden olamadığında şekil değişikliği meydana gelir ve deformasyon oluşur. Birimi Newton (N)'dur (Powers ve Sakaguchi 2006).

2.7.1.2. Stres (Gerilim)

Stres, 'birim alandaki kuvvet; bir cisme uygulanan, üzerine basan, çeken, iten ya da başka bir cisme sıkıştırma eğilimi gösteren bir kuvvet; harici olarak uygulanan bir yüke ya da kuvvete dayanan bir iç kuvvet' olarak tanımlanabilir. Birimi Paskal (N/m²)'dır (Craig 1997; Powers ve Sakaguchi 2006).

2.7.1.2.1. Çekme Stresi

Bir materyali uzatacak şekilde uygulanan kuvvete karşı oluşan strestir (O'brien 2002).

2.7.1.2.2. Basma Stresi

Bir materyali dik yönde sıkıştırarak şekilde uygulanan kuvvete karşı olan strestir (O'brien 2002).

2.7.1.2.3. Makaslama Stresi

Bir materyale ters yön ve farklı düzlemlerde bükerek ya da deforme ederek kuvvet uygulaması sonucunda, moleküllerin materyal yüzeyine paralel ve ters yönde kayması ile oluşan strestir (O'brien 2002).

2.7.1.3. Gerinim

Herhangi bir yük altındaki materyaldeki, başlangıç durumuna göre oluşan şekil değişikliğinin yüzde olarak ifade edilmesidir (O'brien 2002; Craig 1997).

2.7.1.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Stresin gerinime oranı olup, materyalin sertliğini ifade eder.

Elastisite modülü yüksek olan materyal, düşük olana göre daha az deformasyona uğrar (Craig 1997; O'brien 2002).

2.7.1.5. Poisson Oranı

Elastik sınır içinde materyale uygulanan basma ya da çekme kuvvetleri sonucunda materyalin enindeki boyut değişiminin, boyundaki boyut değişimine oranına poisson oranı denmekte ve 'v' şeklinde ifade edilmektedir (Craig 1997).

2.7.1.6. Von Mises Stresi

Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak kabul edilen Von Mises stresi, kırılma dayanıklılığının ölçüldüğü analizlerde kullanılır (Incropera ve Dewitt 2002; Güngör 2014).

2.7.1.7. Yorulma

Bir materyale, kopmasına neden olmayacak kadar stres sürekli uygulandığında, materyalin yapısında oluşan bozulmalara yorulma denilmektedir. Stresin devamı halinde materyalde çatlaklar ve ardından deformasyon meydana gelmektedir (O'brien 2002).

2.7.2. Stres Analizi Yöntemleri

Dişhekimliğinde stres analizi birçok farklı yöntemle yapılmaktadır:

2.7.2.1. Gerinim Ölçer ile Stres Analizi Yöntemi

Gerinim ölçerler, küçük deformasyon altında, akımlarında yaratılan direnci değiştiren küçük elektrik dirençleridir. Uygulandıkları nesnenin deformasyonunu ölçerler. Elektrik sinyali bir veri toplama panosuna gönderilir, dijital bir sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Göstergeler, maruz kalınan herhangi bir

nesnenin deformasyonunu tam olarak kaydedebilir. Gerilim ölçerler *in vivo* ve *in vitro* olarak protezlerde, implantlarda ve dişlerde stresi değerlendirmek için kullanılabilir (Çalikkocaoğlu 1996).

2.7.2.2. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi

Dişhekimliğinde 1949 yılında Noona tarafından kullanılmaya başlanan fotoelastik analiz yöntemi, günümüzde restoratif dişhekimliğinde sıklıkla kullanılmaya devam etmektedir. Fotoelastik analiz tekniği, gerilme / deformasyona maruz kaldığında kırılma endekslerinde değişiklik gösteren ve renk değişimine neden olan belirli renksiz plastik malzemelerin optik özelliklerine dayanmaktadır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Fotoelastik analiz yönteminin avantajları, üç boyutlu yapı boyunca gerilmeleri ölçebilmesi ve gerilme gradyanlarını belirleyebilmesidir. Bununla birlikte, çift kırılımlı bir malzeme gerektirir ve karmaşık geometrilere kullanımı daha zordur (Craig ve Powers 2002).

2.7.2.3. Holografik İnterferometre (Lazer Işını) ile Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemde hologram plağına cismin başlangıç şekli kaydedilir. Ardından kuvvet uygulanan hali kaydedilip, oluşan saçakların yönü, şekli ve aralarındaki mesafe, cisimdeki değişikliği göstermektedir. Bu kayıt sırasında lazer, ışık kaynağı olarak kullanılmaktadır (Korkmaz 1995).

2.7.2.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemde analiz edilecek modelin üzerine vernik uygulanıp fırınlanır. Ardından modele kuvvet uygulanır ve stresin yoğun olduğu yerlerde oluşan çatlaklar değerlendirilir (Ulusoy ve Aydın 2003).

2.7.2.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemde, düzenli olarak uygulanan kuvvetler sonucunda, materyalde oluşan ısı değişikliklerinin değerlendirilmesi esas alınmaktadır (Ulusoy ve Aydın 2003).

2.7.2.6. Radyoteleometri ile Stres Analizi Yöntemi

Güç kaynağı, radyasyon iletici, gerilim ölçer, anten ve veri kaydedicinin oluşturduğu donanım ve yazılımla verilerin elde edildiği bir yöntemdir (Ulusoy ve Aydın 2003).

2.7.2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi (SEA), 1960'ların başında havacılık endüstrisi tarafından geliştirilmiştir ve ardından 1970'lerde diş hekimliğinde fotoelastikiyet testlerinin yerine kullanılmaya başlanmıştır (Thresher ve Saito 1973; Geng ve ark. 2001).

SEA tekniği, fiziksel bir sistemin, davranışının yeniden üretilebileceği matematiksel modeller oluşturmak amacı ile geliştirilmiştir. SEA çalışmalarına göre, bu yöntem; mekanik problemleri araştırmak, elementleri birçok küçük ve daha basit elemente bölerek elementlerin bir ağını oluşturmak ve problemi matematiksel fonksiyonlar kullanarak çözmek için olanak sağlar (Yang ve Xiang 2007; Pesqueira ve ark. 2014).

SEA, her bir elemandaki gerilme ve zorlamayı hesaplamak için bir model çözüm gerçekleştiren bir dizi hesaplama prosedürü içermektedir. Böyle bir yapısal analiz, dış kuvvet, basınç, ısı değişim ve diğer faktörlerden kaynaklanan gerilme ve gerginliğin belirlenmesine olanak sağlamaktadır. Bu yöntem, *in vivo* ortamda zor ölçülebilen biyomalzemelerin ve insan dokularının mekanik özelliklerini göstermek için son derece yararlıdır. Elde edilen sonuçları ve çeşitli parametreleri görüntülemek, analizin etkilerini tam olarak tanımlayabilmek için SEA görselleştirme yazılımı ile birlikte kullanılabilir (Wakabayashi ve ark. 2008).

Yapıların mekanik modellemesi 2 ya da 3 boyutta yapılabilir. 2 boyutlu modelleme diğerine oranla daha basit olup analizin normal bir bilgisayarda yapılmasını sağlar; ancak sonuçlarda yanlışlıklar olabilir. 3 boyutlu analiz, gerçek hayata daha uygun ve karmaşık bir geometriye sahip modellerin geliştirilmesine olanak sağlayarak daha doğru sonuçlar oluşturmaktadır (Akpınar ve ark. 2000; Geng ve ark. 2001; Yang ve Xiang 2007; Daas ve ark. 2008; Srirekha ve Bashetty 2010).

Bu yöntemde, çok hızlı çalışan bir bilgisayar sistemi, analizdeki yapıların fiziksel özelliklerini birleştirmek için kullanılmakta ve çok sayıda matematiksel denklem aracılığıyla, uygulanan bir kuvvetten kaynaklanan gerginliği belirlemektedir (Bathe 1976; Zienkiewicz ve ark. 2005).

Sonlu elemanlar analizi, araştırmacıların, streslerin malzemeler boyunca nasıl aktarıldığını doğrulamaktadır. Bu nedenle, sonlu eleman modellerinin yapısal ve tasarım incelemeleri için, uygulanan kuvvetlere maruz kalan malzemelerin mekanik özellikleri hakkında tam bilgi gerekmektedir (Srirekha ve Bashetty 2010).

SEA simülasyonlarında, bir yapı düğümlere bağlı “sonlu elemanlar” adı verilen birçok küçük, ayrık parça olarak idealleştirilmiştir. Elde edilen modeller, geometri özellikleri, malzemeler, sınır koşulları ve yükler gibi belirgin özellikler içerir. Simülasyon yöntemlerinin bir faydası, farklı koşulların; örneğin farklı alaşımların ya da tasarım değişikliklerinin zarar görmeden uygulanabilmesidir. Tekrarlamalı bir yaklaşımda, bu tür değişikliklerin aletlerin genel performansı üzerindeki etkileri tahmin edilebilir (Bonessio ve ark. 2015).

Sonlu elemanlar analizinde, bir araya gelip “mesh” denilen bir ağ yapan karmaşık bir node (düğüm) ve element sistemi kullanılmaktadır. Bu mesh, yapının belirli yükleme koşullarına nasıl tepki vereceğini tanımlayan yapısal özellikleri (elastik modül, Poisson oranı ve akma dayanımı) içerecek şekilde programlanmıştır. Mesh’lerde, bir örümcek ağı gibi, her node’dan bitişik node’ların her birine bir örgü elemanı uzanır. Temel prensip, hesaplamaları yalnızca sınırlı (sonlu) nokta sayısında yapmak ve ardından tüm alan için sonuçları (yüzey ya da hacim) tahmin etmektir. Herhangi bir sürekli nesnenin sonsuz bir serbestlik derecesi (dofs) vardır ve sorunu bu formatta çözmek mümkün değildir. SEA, meshleme (node ve elementler) yardımı ile dofsları sonsuzdan sonluya indirger ve tüm hesaplamalar sınırlı sayıda node’da yapılır. Bu fonksiyonlar ve elemanın gerçek geometrisi kullanılarak, elemanlara etkiyen dış kuvvetler ile node’larda meydana gelen yer değiştirmeler arasındaki denge denklemleri oluşturulabilir (Geramy ve ark. 2003).

Teorik olarak, elemanların şekli ve boyutu sonuçları belirler. Sonlu elemanlar üçgen elemanlarla başlamış, daha sonra sonuçların doğruluğu için dörtgen elemanlar kullanılmıştır. Çokyüzlü ağ çalışmaları günümüzde hala araştırılmaktadır. Hesaplama

noktalarının sayısını artırarak doğruluk da artırılır. Örneğin; çizgi sayısının artırılması, bir dairenin alanını bulmak için hata payını azaltır. Düz çizgilerin sayısı SEA'daki elemanların sayısına eşittir (Srirekha ve Bashetty 2010).

SEA, izotropik (aynı özelliklerde) ya da anizotropik (farklı özelliklerde) olabilen malzeme özelliklerinde gerçekleştirilir (Motta ve ark 2006). Çevremizde gördüğümüz tüm malzemeler anizotropiktir; ancak izotropik özelliklere ya da ortotropik özelliklere (3 eksen boyunca farklı özellikler, yani, x, y ve z) basitleştirilir. Malzemeler için elastik modül, Poisson oranı ve akma dayanımı uygulanır (Anusavice 1996).

SEA, araştırmacıların farklı yükler uygulayarak, bu yüklerin sebep olduğu yer değiştirme ve gerilme seviyelerinin diş, protez, implant ve kemik üzerinde elde etmelerini sağlamaktadır (Goiato ve ark 2009; Rubo ve Capello Souza 2010).

SEA, karmaşık sistem araştırmalarında ve dolayısıyla endodontik stres analizlerinde yaygın olarak uygulanmaktadır. Stres dağılımı bilgisi, yorgunluk gelişimini anlamada önemli olmaktadır (Srirekha ve Bashetty 2010).

Analiz, dişin farklı kısımlarına uygun fiziksel özelliklerin tahsis edilmesine bağlı olarak doğrusal statik analiz ya da doğrusal olmayan analiz olarak gerçekleştirilmektedir. Doğrusal sistemler (lineer), elastik deformasyonun belirlenmesinde daha az karmaşık ve etkilidir. Doğrusal olmayan (non-lineer) sistemlerin birçoğu, plastik deformasyonu hesaplayarak, bir malzemeyi kırılma yolunda test etme yeteneğine sahiptir. Başarısızlık kriterleri Von-Mises stresleri ile ölçülmektedir (Kishen ve ark. 2000).

Uygulamada, bir sonlu elemanlar analizi genellikle 3 ana basamaktan oluşur (Srirekha ve Bashetty 2010):

- Ön işleme: CAD (bilgisayar destekli tasarım) verilerini, meshing ve sınır koşullarını içerir.
- İşleme ya da çözüm: Bilgisayar yazılımının hesaplama işini gerçekleştirdiği adımdır. Yazılım, matris formülasyonları, ters çevirme, çarpma ve çözüm gerçekleştirir.
- İşlem sonrası: Sonuçların görüntülendiği, doğrulamaların, sonuçların ve tasarımın geliştirilmesi için hangi adımların atılacağı belirlendiği aşamadır.

2.7.2.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Kısıtlamaları

Sonlu elemanlar analizi, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan temel bir araştırma aracıdır. Sonlu elemanlar modellemesi, laboratuvar testlerine göre çeşitli avantajlara sahiptir. Bunlar arasında; değişkenlerin kolayca değiştirilebilmesi, simülasyonun insan malzemesine ihtiyaç duyulmadan yapılabilmesi ve maksimum standardizasyonun sağlanması yer almaktadır. SEA, maksimum gerilme ve yer değiştirme noktasının görselleştirilmesine yardımcı olur; ancak farklı malzemelerden yapılmış karmaşık geometrik şekillere sahip malzemelerde, değişen karmaşık yüklemelerde başarısızlığı tahmin etmek kolay değildir. CAD ve CAE (bilgisayar destekli mühendislik) gibi programlar ile aletler uygun bir şekilde modellenirse, yüksek gerilme ve yer değiştirme konumlarını açıkça gösteren gerilme konturu çizimleri kolayca elde edilebilir. CAD / CAM ile tasarım, temel bilgilerin önceden aktarılmasına yardımcı olur ve CAE mühendisi, meshlemeden sonra analizi gerçekleştirmektedir. Bu nedenle iş daha kısa sürede tamamlanır ve aynı zamanda düşük maliyetlidir (Srirekha ve Bashetty 2010).

SEA, laboratuvar test ihtiyacını en aza indirmesine rağmen; testin tamamen yerini alacağını varsaymak yanlış olacaktır. SEA, endüstrinin daha hızlı çözümler tercih ettiği bir dönemde mantıklı, kabul edilebilir doğrulukta ve daha hızlı çözümler sunmaktadır (Geramy ve ark. 2003).

SEA çalışmalarının bir başka eksikliği ise, çok karmaşık modellerin yaratılmasıdır; bu durumu düzeltmek için bazı basitleştirmeler ve varsayımlar yapılması gerekmektedir. Ayrıca sıkı deneysel doğrulamaları bulunmamaktadır (Geng ve ark. 2001; Lang ve ark. 2003; Daas ve ark. 2008; Rubo ve Capello Souza 2010).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

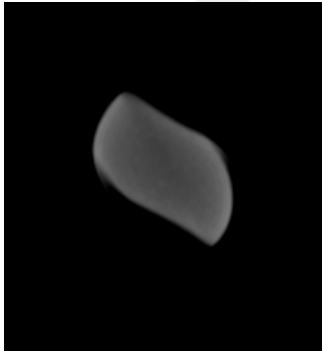
Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

3.1.GEREÇ

Çalışmada 5 farklı kanal aleti kullanıldı.

3.1.1 Reciproc Kanal Aleti

VDW firması tarafından üretilmiş, tek eğe ile şekillendirme yapmayı sağlayan resiprokal hareket ile çalışan kök kanalı şekillendirme aletidir. Kesici olmayan bir uca sahiptir. M-Wire teknolojisi ile üretildiğinden artırılmış esnekliğe ve dönme yorgunluğuna karşı geliştirilmiş dirence sahiptir (Alapati ve ark. 2009; Al-Hadlaq ve ark. 2010). Çalışma şekli, 150 derece saat yönünün tersine, 30 derece saat yönünde dönme hareketidir (Fangli ve ark. 2019). S şeklinde bir kesite sahiptir (Şekil 3.1).



Şekil 3-1: Reciproc kanal aletinin kesiti.

Piyasada #25, #40 ve #50 olmak üzere 3 farklı boyutta bulunur (Şekil 3.2):

Reciproc R25: Dar kanallarda kullanımı uygundur. İlk 3 milimetrede (mm) %8 koniklik açısına sahiptir. Sonrasında koniklik açısı azalarak %4 olur.

Reciproc R40: Orta genişlikteki kanallarda kullanımı uygundur. İlk 3 mm'de %6 koniklik açısına sahiptir. Sonrasında koniklik açısı azalarak %4 olur.

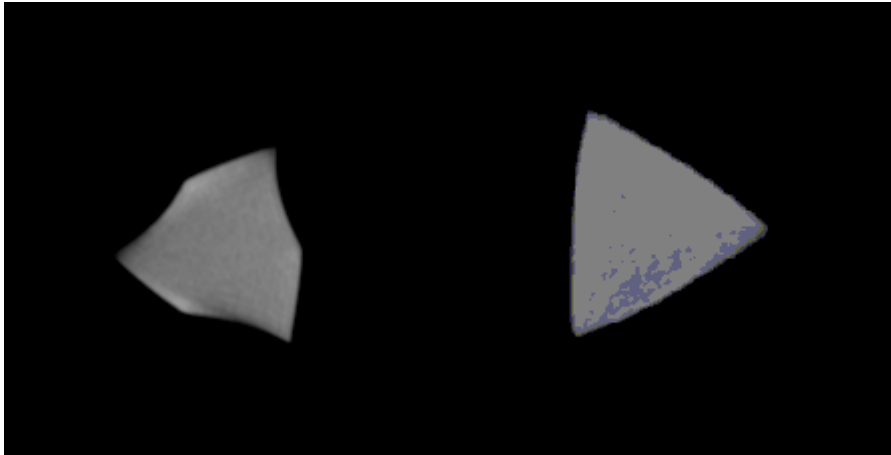
Reciproc R50: Geniş kanallarda kullanımı uygundur. İlk 3 mm'de %5 koniklik açısına sahiptir. Sonrasında koniklik açısı azalarak %4 olur.



Şekil 3-2: Reciproc kanal aleti.

3.1.2 WaveOne Kanal Aleti

WaveOne, Dentsply-Maillefer firması tarafından üretilmiş, tek kullanımlık, tek eğe ile şekillendirme sağlayan kök kanalı şekillendirme aletidir. Aletler, M-Wire teknolojisine sahiptir. Tüm aletler, uç kısmında modifiye edilmiş bir dışbükey üçgen keside sahiptir. Kuronale doğru gidildikçe bu kesit, dışbükey üçgen şeklini alır (Şekil 3.3) Çoğu kök kanalı için, tek bir tane eğe yeterlidir (Webber ve ark. 2011). Özel olarak tasarlanmış kanal aletleri, dengeli kuvvet tekniğine benzer şekilde, önceden programlanmış endodontik motorlar ile resiprokal şekilde çalışır (Roane ve ark. 1985; Webber ve ark. 2011). Çalışması esnasında 170 ° saat yönünün tersine, 50 ° saat yönünde döner.



Şekil 3-3: WaveOne Kanal Aletlerinin Kesiti

Piyasada 3 farklı alet şeklinde bulunabilir (Ruddle 2012) (Şekil 3.4):

1. **WaveOne Small:** #21 numara apikal çapa ve sürekli bir 0,06'lık koniklik açısına sahiptir.
2. **WaveOne Primary:** #25 numara apikal çapa sahiptir ve eğenin ucunda 0,08 koniklik açısı görülürken, bu açı eğenin kuronal ucuna doğru azalır.

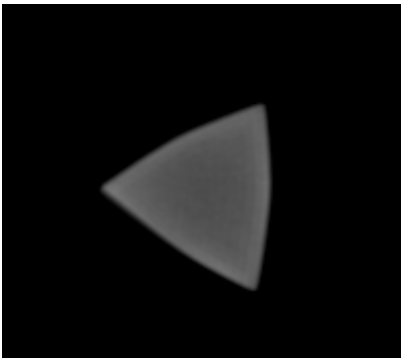
3. **WaveOne Large:** #40 numara apikal çapa sahiptir ve eğenin ucunda 0,08 koniklik açısı görülürken, bu açı eğenin kuronal ucuna doğru azalır.



Şekil 3-4: WaveOne Kanal Aletleri

3.1.3. Unicone Kanal Aleti

Unicone, Medin (Çek Cumhuriyeti) tarafından üretilmiş, resiprokal hareket ile çalışan bir kök kanal aletidir. Dışbükey üçgen kesitli (Şekil 3.5) olan bu alet, inaktif bir uç ile çalışmaktadır. Tavsiye edilen resiprokal hareket, 170 ° saat yönünün tersine, 50 ° saat yönünde olup, WaveOne ile aynıdır (Sampaio ve ark. 2017).



Şekil 3-5: Unicone Kanal Aletinin Kesiti

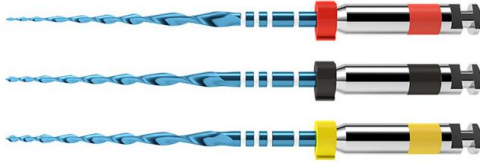
Unicone aletleri, #20, #25 ve #40 numaralı aletlerden oluşur ve her biri tek eğe olarak çalışır (Şekil 3.6). Aletlerin hepsi 0,06 koniklik açısına sahiptir.



Şekil 3-6: Unicone Kanal Aletleri

3.1.4. Reciproc Blue Kanal Aleti

VDW firması tarafından üretilmiştir. Reciproc kanal aleti ile ayrılan tek özelliği, metalinin farklı olmasıdır. Reciproc Blue kanal aletleri (Şekil 3.7), görünür bir titanyum oksit tabakası ile kaplanmıştır ve bu tabaka alete mavi bir renk vermiştir (De-Deus ve ark. 2017). Bu işlem, aletin moleküler yapısını değiştirir, böylece malzeme daha esnek ve dögüsel yorgunluğa dirençli hale gelir (Plotino ve ark. 2014a; De-Deus ve ark. 2017).



Şekil 3-7: Reciproc Blue Kanal Aletleri

3.1.5 WaveOne Gold Kanal Aleti

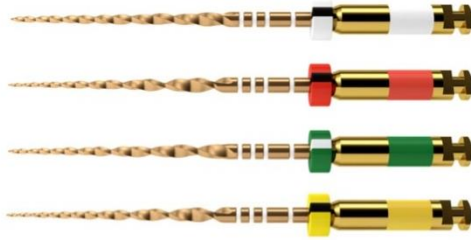
Tıpkı WaveOne gibi, Dentspy firması tarafından üretilmiş, tek alet ile şekillendirme yapmayı sağlayan bir eğedir. 170 ° saat yönünün tersine, 50 ° saat yönünde olacak şekilde resiprokal hareket ile çalışır. Toplam 3 dögüde, 360 °'yi tamamlar (Webber 2015).

4 farklı boyutta piyasaya sürülmüştür (Ruddle 2016) (Şekil 3.8):

1. WaveOne Gold Small. #20 numara apikal çapa sahiptir ve ilk 3 mm'de 0.07 koniklik açısına sahiptir. Koniklik açısı, ilk 3 mm'den sonra azalmaktadır.
2. WaveOne Gold Primary. #25 numara apikal çapa sahiptir ve 3 mm'de 0.07 koniklik açısına sahiptir. Koniklik açısı, ilk 3 mm'den sonra azalmaktadır.

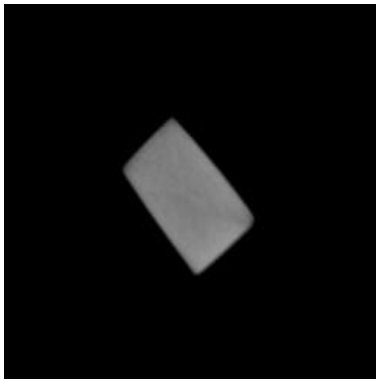
3. WaveOne Gold Medium. #35 numara apikal çapa sahiptir ve 3 mm'de 0.06 koniklik açısına sahiptir. Koniklik açısı, ilk 3 mm'den sonra azalmaktadır.
4. WaveOne Gold Large. #45 numara apikal çapa sahiptir ve 3 mm'de 0.05 koniklik açısına sahiptir. Koniklik açısı, ilk 3 mm'den sonra azalmaktadır.

wave • one[®]
GOLD



Şekil 3-8: WaveOne Gold Kanal Aletleri

WaveOne Gold kanal aletleri, yarı aktif bir uca ve paralelkenar biçimli bir enine kesite sahiptir (Şekil 3.9).



Şekil 3-9: WaveOne Gold Kanal Aletlerinin Kesiti

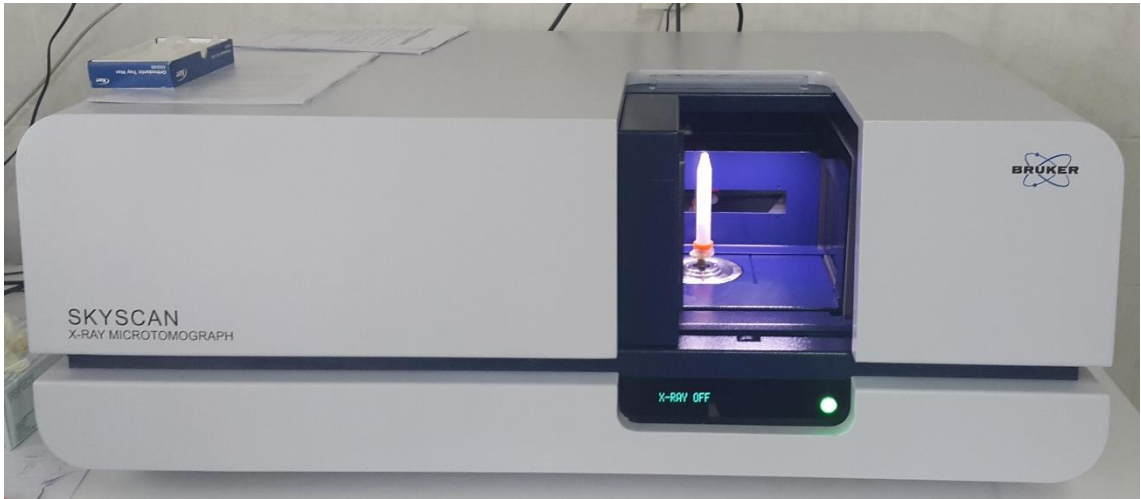
WaveOne Gold kanal aletleri, Dentsply'nin tescilli bir ısıl işlemleri kullanılarak üretilmiştir. Teknik açıdan bakıldığında bu ısıl işlem, dönüşüm sıcaklıklarını (östenit başlangıç ve östenit bitiş) değiştirir. Bu işlem, alete altın rengini verirken aynı zamanda bir esneklik de kazandırır (Webber 2015).

3.2. YÖNTEM

3.2.1. Kanal Aletlerinin Bilgisayar Ortamına Aktarılması

3.2.1.1. Kanal Aletlerinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi Cihazı ile Taranması

Kanal aletleri SkyScan 1275 (Bruker, Kontich, Belçika) mikro bilgisayarlı tomografi cihazı ile taranarak bilgisayara aktarılmıştır (Şekil 3.10). Aletlerin taranması sırasında şu parametreler kullanılmıştır: 80 kV, 125 μ A, görüntü piksel boyutu 8 μ m, 1 mm kalınlığında Al filtre, 49 ms pozlama zamanı.

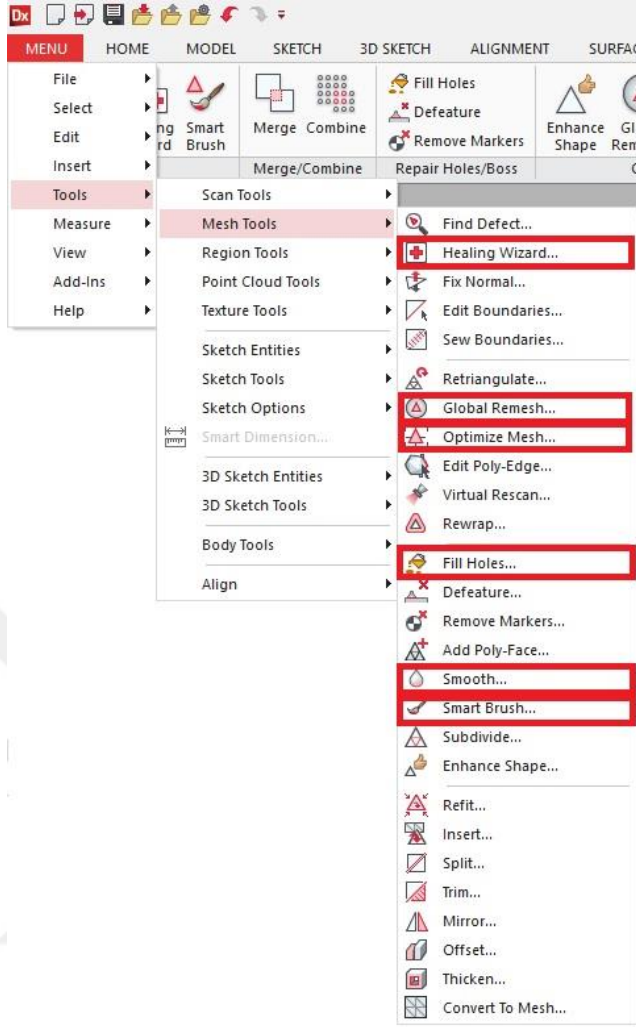


Şekil 3-10: Kanal aletlerinin SkyScan 1275 mikro bilgisayarlı tomografi cihazında taranması

Elde edilen .tiff formatındaki görüntülerin NRecon (Bruker) programında rekonstrüksiyonu yapılarak .bmp formatına çevrilmiştir.

3.2.1.2. Mikro Bilgisayarlı Tomografi Cihazı ile Elde Edilen Görüntülerin Düzenlenmesi

Mikro bilgisayarlı tomografi ile elde edilen .stl formatındaki görüntülerin üzerindeki hataların giderilmesi ve katı model hazırlanması için Geomagic Design X (3D Systems) programı kullanılmıştır. Geomagic Design X programına aktarılan görüntülerin optimizasyonu için, 'Healing Wizard', 'Fill Holes', 'Smooth', 'Smart Brush', 'Global Remesh' ve 'Optimize Mesh' işlemleri uygulanmıştır (Şekil 3.11).



Şekil 3-11: .stl formatındaki görüntüye uygulanan işlemler.

Uygulanan işlemler sonrasında, nokta sayıları optimize edilmiştir (Tablo 3.1).

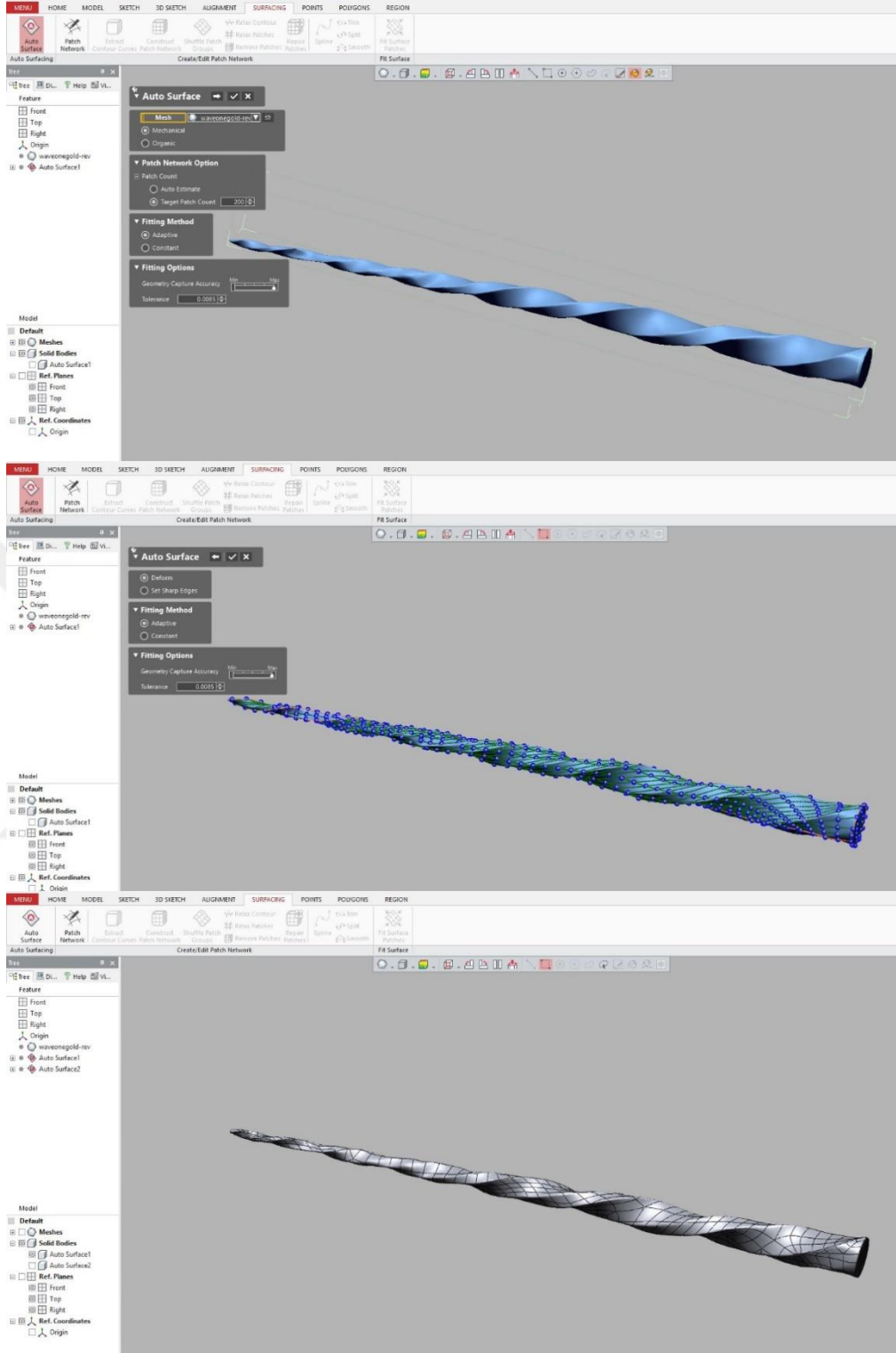
Tablo 3-1: Görüntülerin düzenlenmeden önceki ve sonraki nokta sayıları.

	Düzenlenmeden Önceki Nokta Sayısı	Düzenlendikten Sonraki Nokta Sayısı
Reciproc	614401	63575
Reciproc Blue	614401	63575
WaveOne	563683	63779
WaveOne Gold	451055	53416
Unicone	529380	61701

3.2.1.3.Katı Model Elde Edilmesi

Elde edilen düzenlenmiş görüntülerin sonlu elemanlar analizinde kullanılabilmesi için, katı model haline dönüştürülmesi gerekmektedir. Katı model elde etmek için, Geomagic Design X programında, 'Surfacing' sekmesinde, 'Auto Surface' özelliği kullanılmıştır (Şekil 3-12). İşlem sonrasında elde edilen katı model, .stp formatında kaydedilmiş ve sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere Ansys Workbench 2019 R1 (Canonsburg, PA, ABD) programına aktarılmıştır.





Şekil 3-12: Elde edilen düzenlenmiş görüntülerden katı model oluşturulması.

3.2.2. Sonlu Elemanlar Analizi

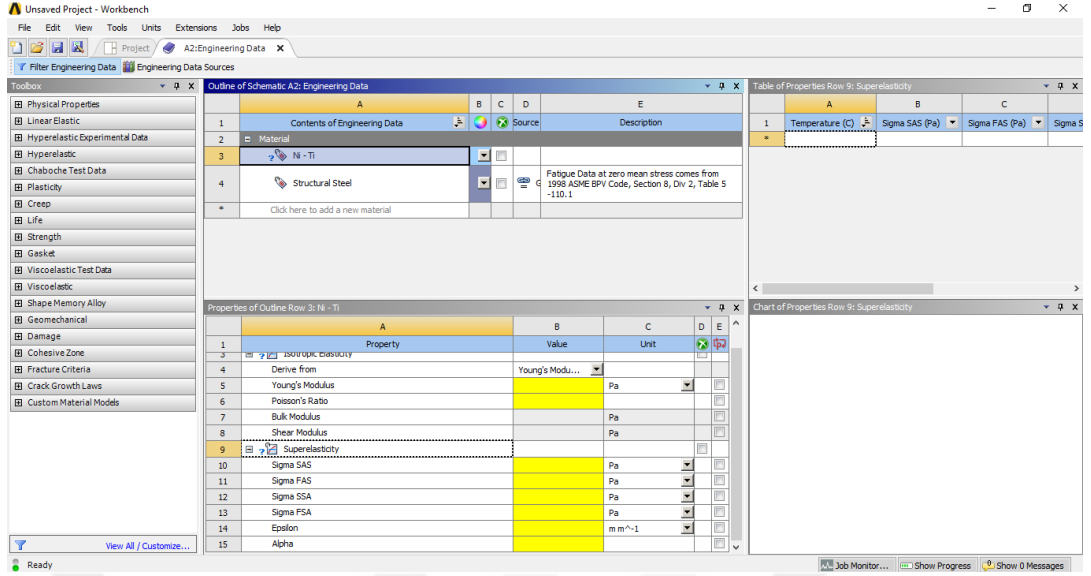
3.2.2.1. Metalurjik Özelliklerin Programa Tanımlanması

Bu çalışmada kullanılan aletlerin, metalurjik özellikleri tabloda gösterilmiştir (Santos ve ark. 2014) (Tablo 3.2).

Tablo 3-2: Kullanılan Aletlerin Metalurjik Özellikleri

Östenit Faz Young Modulus	42530 MPa
Östenit Faz Poisson Değeri	0,33
Martensit Faz Young Modulus	12828 MPa
Martensit Faz Poisson Değeri	0,33
Östenit Fazdan Martensit Faza Geçiş Başlangıç Stresi	492 MPa
Östenit Fazdan Martensit Faza Geçiş Bitiş Stresi	630 MPa
Martensit Fazdan Östenit Faza Geçiş Başlangıç Stresi	192 MPa
Martensit Fazdan Östenit Faza Geçiş Bitiş Stresi	97 MPa

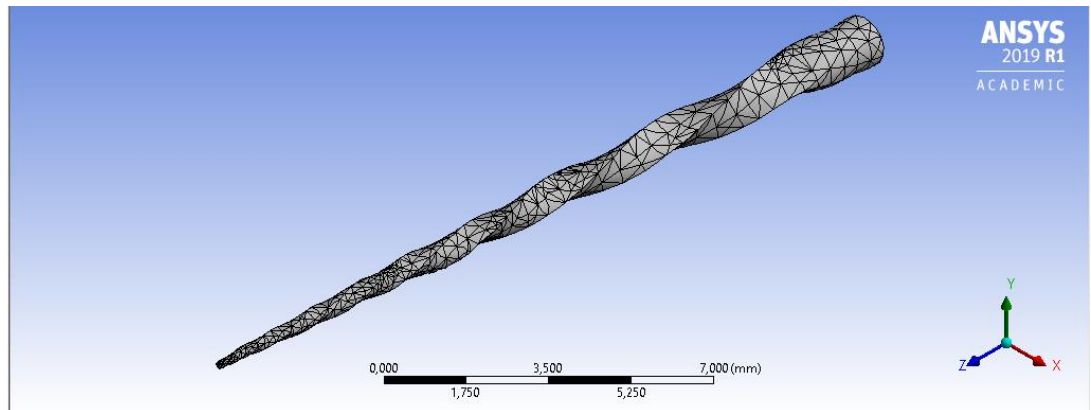
Aletlerin metalurjik özellikleri, Ansys Workbench 2019 R1 programında “Engineering Data” kısmında tanımlanmıştır (Şekil 3.13).



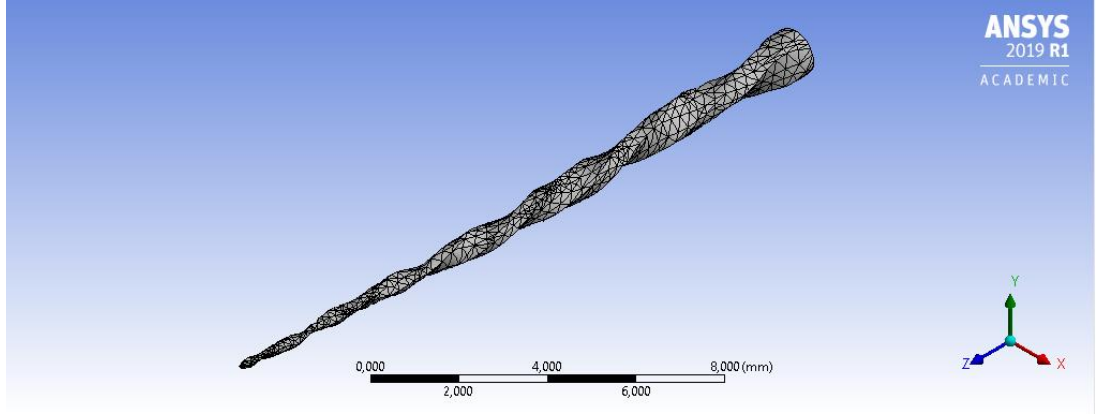
Şekil 3-13: Aletlerin metalurjik özelliklerinin tanımlandığı “Engineering Data” sekmesi.

3.2.2.2. Kullanılan Aletlerin Meshlenmesi

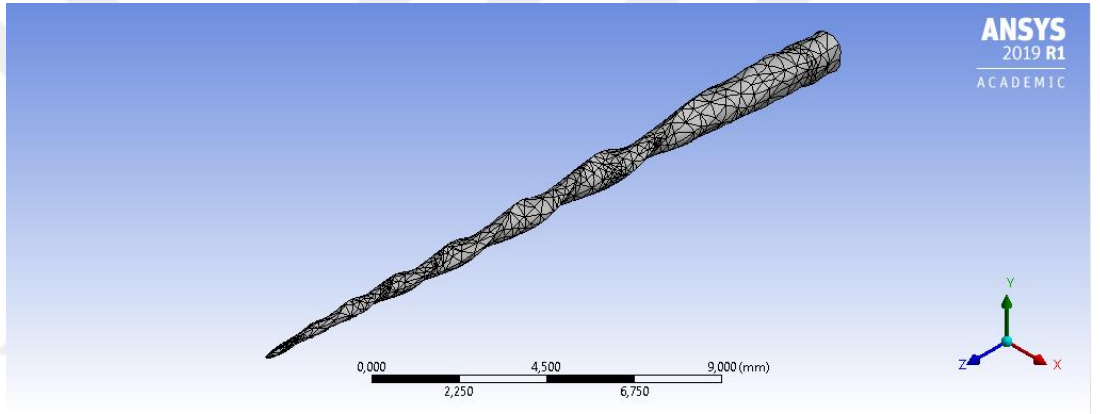
Tüm aletlerin mesh işlemi, Ansys Workbench 2019 R1 programında yapılmıştır. Mesh işlemi için ‘Generate Mesh’ kullanılmıştır. Aletlerin mesh işlemi sonrası görüntüleri şekil 3.14, şekil 3.15, şekil 3.16 ve şekil 3.17’de; eleman sayıları ise tabloda (Tablo 3.3) gösterilmektedir.



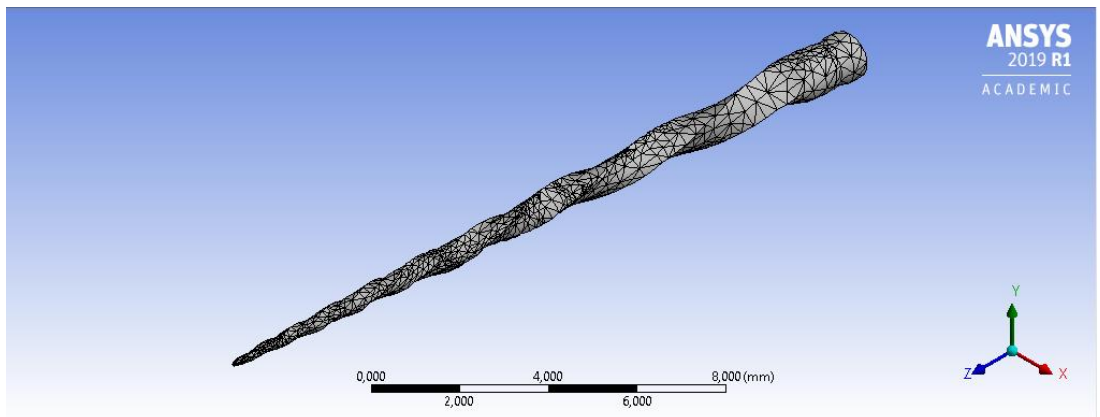
Şekil 3.14: WaveOne kanal aletinin mesh işlemi sonrası görüntüsü.



Şekil 3-15: WaveOne Gold kanal aletinin mesh işlemi sonrası görüntüsü.



Şekil 3-16: Reciproc ve Reciproc Blue kanal aletinin mesh işlemi sonrası görüntüsü.



Şekil 3-17: Unicone kanal aletinin mesh işlemi sonrası görüntüsü.

Tablo 3-3: Mesh işlemi sonrasında elde edilen eleman sayıları.

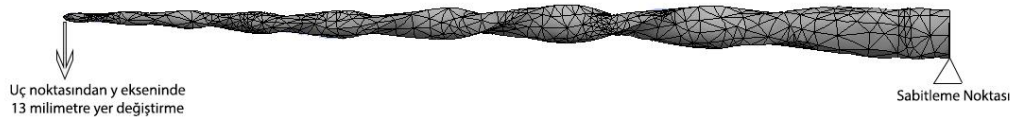
	Eleman Sayısı
Reciproc ve Reciproc Blue	3895
WaveOne	5446
WaveOne Gold	5685
Unicone	3637

3.2.2.3.Kullanılan Aletlere Uygulanan Testler

Bükülme, kanal aletinin eğimli kanalları şekillendirmesi sırasında meydana gelir ve alet, kanalın eğimli bölgesindeki çalışması sırasında strese maruz kalır. Burulma sırasında aşırı yüklenme ise, aletin çalışma sırasında kanal duvarlarına sürtünerek durması ve şaftın dönmeye devam etmesi ile meydana gelir. Bu nedenle, bükülme ve burulma, kanal aletinin çalışması sırasında ortaya çıkan ana yükleme koşullarıdır (Santos ve ark. 2014). Bu nedenle, deneylerde kullanılan kanal aletlerine sonlu elemanlar analizi ile bükülme, burulma ve bükülme + burulma testleri uygulanmıştır.

3.2.2.3.1.Bükülme Testi

Bükülme testi, aletin uç kısmının y ekseninde 13 mm hareket ettirilmesi ile yapılmıştır (Şekil 3.18).

**Şekil 3-18: Aletlere uygulanan bükülme testi.**

3.2.2.3.2.Burulma Testi

Burulma testi, aletin uç kısmının 3 mm üstünden sabitlenmesi ve sap kısmından z ekseninde 0,3 Ncm moment uygulanması ile yapılmıştır (Şekil 3.19).



Şekil 3-19: Aletlere uygulanan burulma testi.

3.2.2.3.3.Bükülme + Burulma Testi

Bükülme + burulma testi, aletin sap kısmından sabitlenmesi ve uç kısmında y ekseninde 13 mm yer değiştirme + z ekseninde 0,3 Ncm moment uygulanması şeklinde yapılmıştır (Şekil 3.20).



Şekil 3-20: Aletlere uygulanan bükülme + burulma testi.

4. BULGULAR

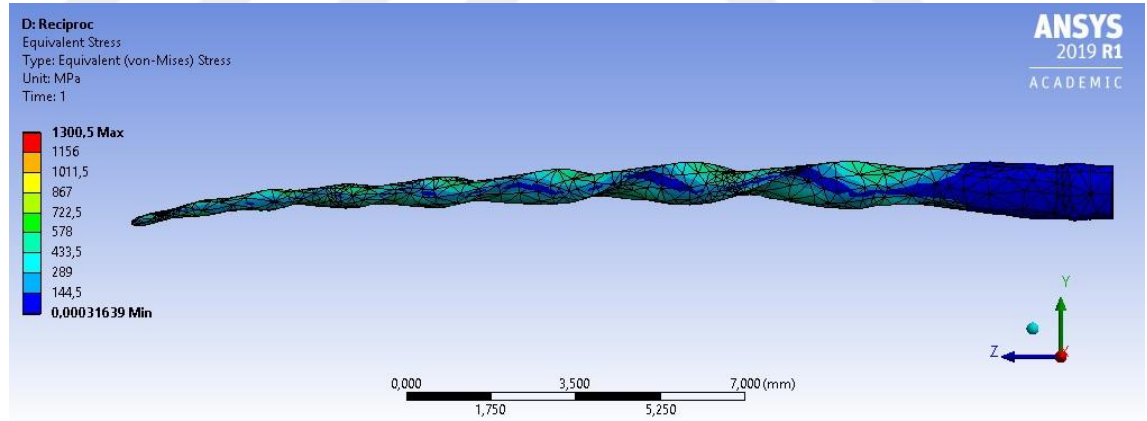
4.1. Bükülme Testi Bulguları

4.1.1. Reciproc Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Bulguları

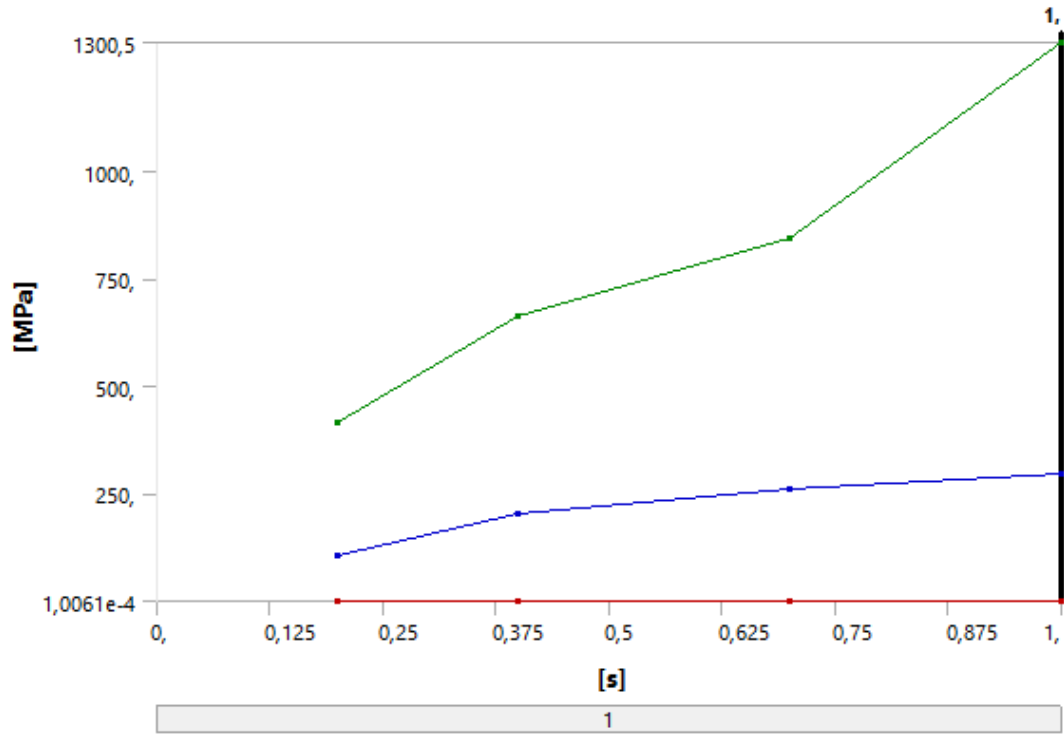
Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 1300,5 MPa, ortalama stres değeri 297,41 MPa bulunmuştur (Tablo 4-1) (Şekil 4-1, Şekil 4-2).

Tablo 4-1: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek[Mpa]	Ortalama[Mpa]
0,2	417,71	105,81
0,4	661,8	203,09
0,7	846,92	263,2
1,	1300,5	297,41



Şekil 4-1: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



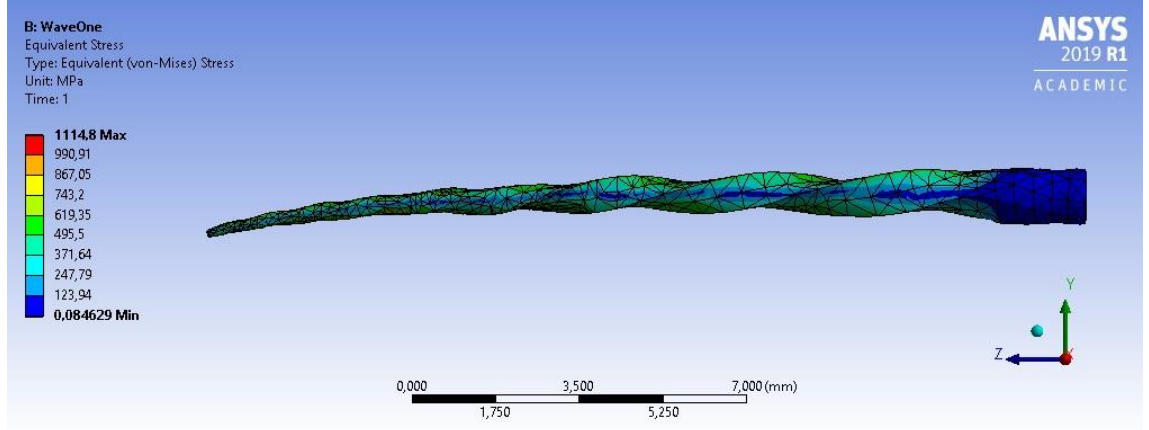
Şekil 4-2: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

4.1.2. WaveOne Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Sonuçları

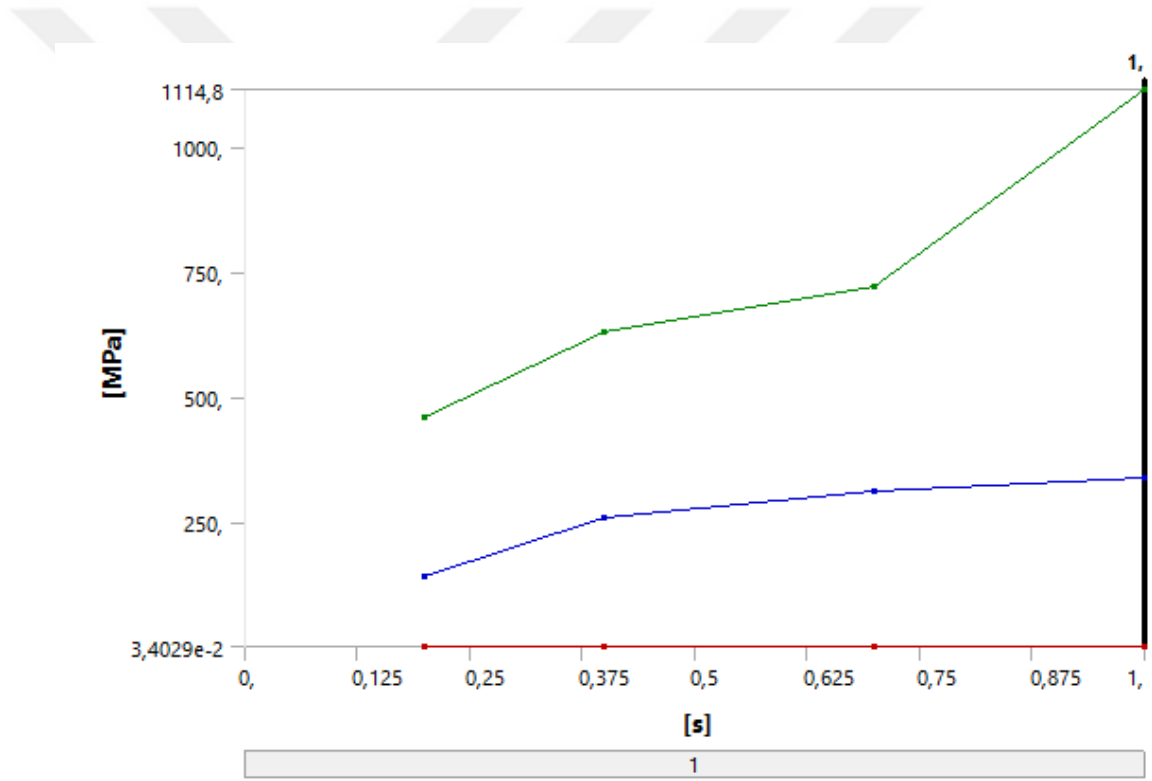
WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 1114,8 MPa, ortalama stres değeri 339,15 MPa bulunmuştur (Tablo 4-2) (Şekil 4-3, Şekil 4-4).

Tablo 4-2: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	460,65	139,44
0,4	629,34	257,47
0,7	719,3	311,57
1,0	1114,8	339,15



Şekil 4-3: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



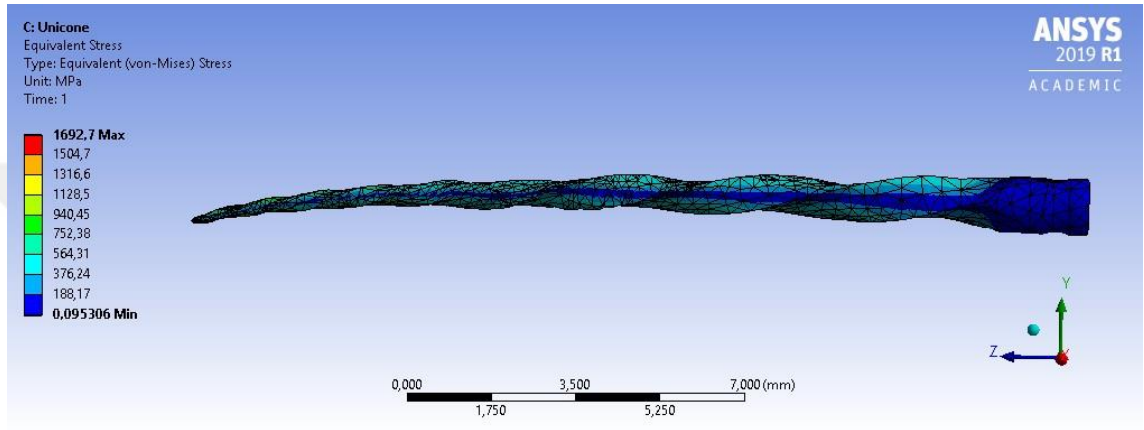
Şekil 4-4: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

4.1.3. Unicone Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Sonuçları

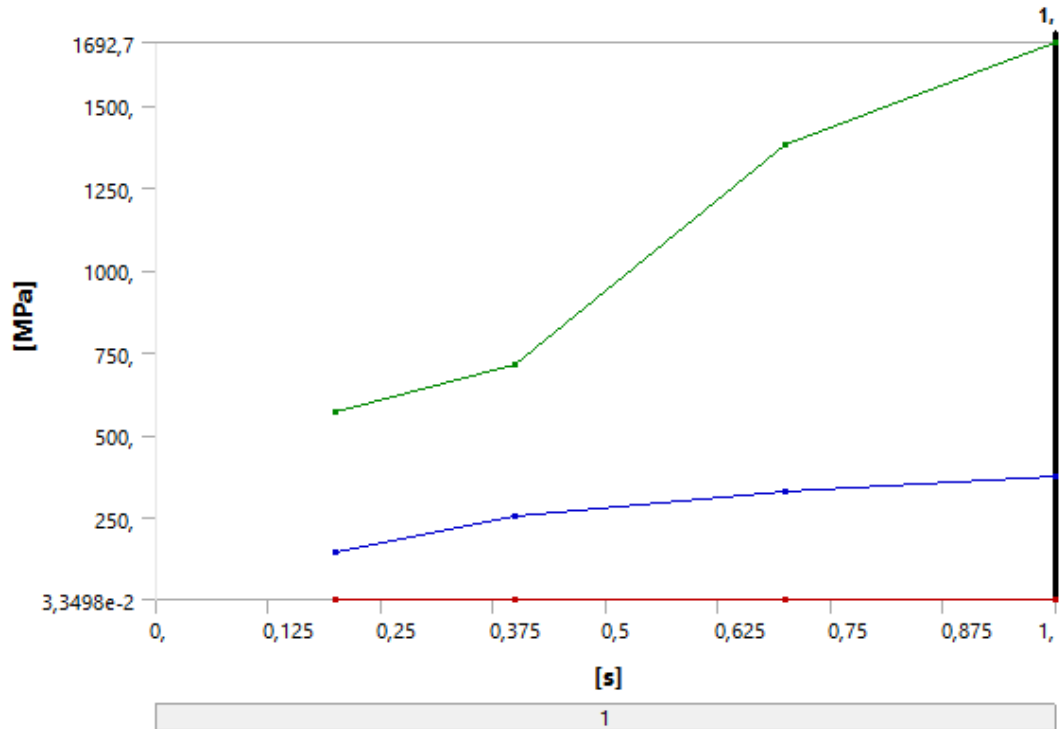
Unicone kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 1692,7 MPa, ortalama stres değeri 372,7 MPa bulunmuştur (Tablo 4-3) (Şekil 4-5, Şekil 4-6).

Tablo 4-3: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek[MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	570,67	145,58
0,4	715,32	255,36
0,7	1380,9	325,45
1,	1692,7	372,7



Şekil 4-5: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



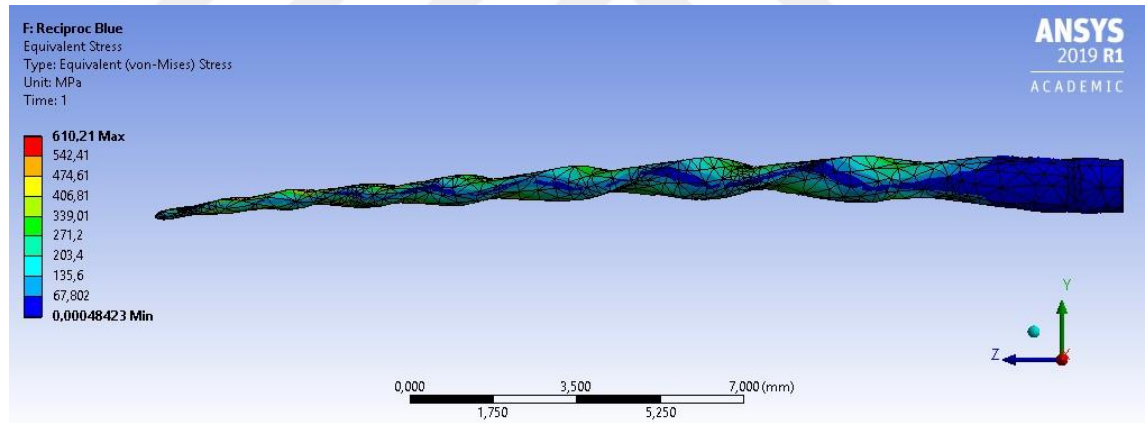
Şekil 4-6: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

4.1.4. Reciproc Blue Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Sonuçları

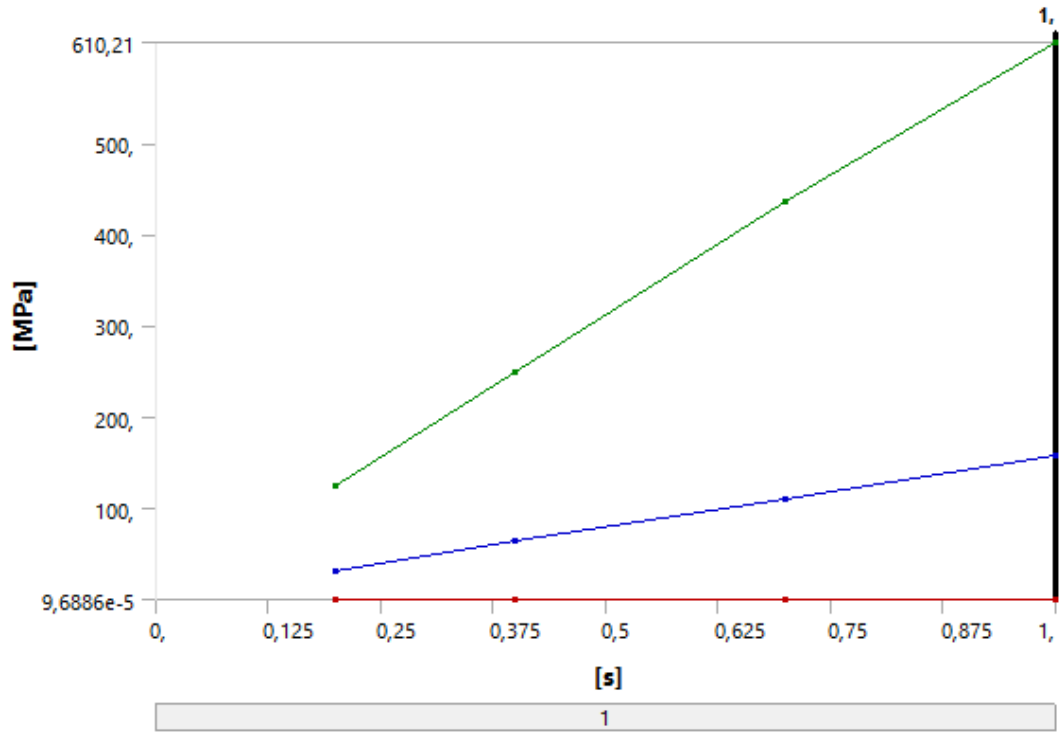
Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Mises stres değeri en yüksek 610 MPa, ortalama stres değeri 158,01 MPa bulunmuştur (Tablo 4-4) (Şekil 4-7, 4-8).

Tablo 4-4: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek[MPa]	Ortalama[MPa]
0,2	124,72	31,698
0,4	249,43	63,395
0,7	436,51	110,94
1,	610,21	158,01



Şekil 4-7: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



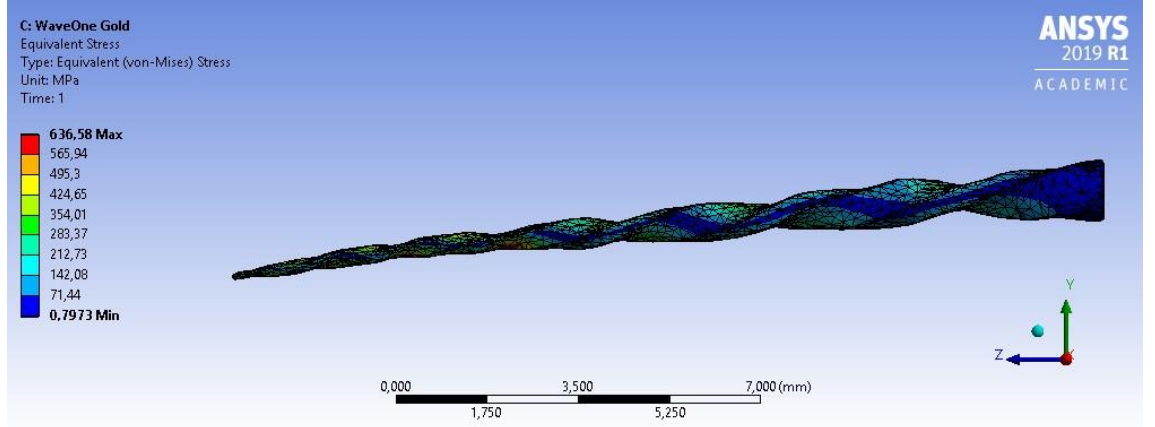
Şekil 4-8: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

4.1.5. WaveOne Gold Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme Testi Sonuçları

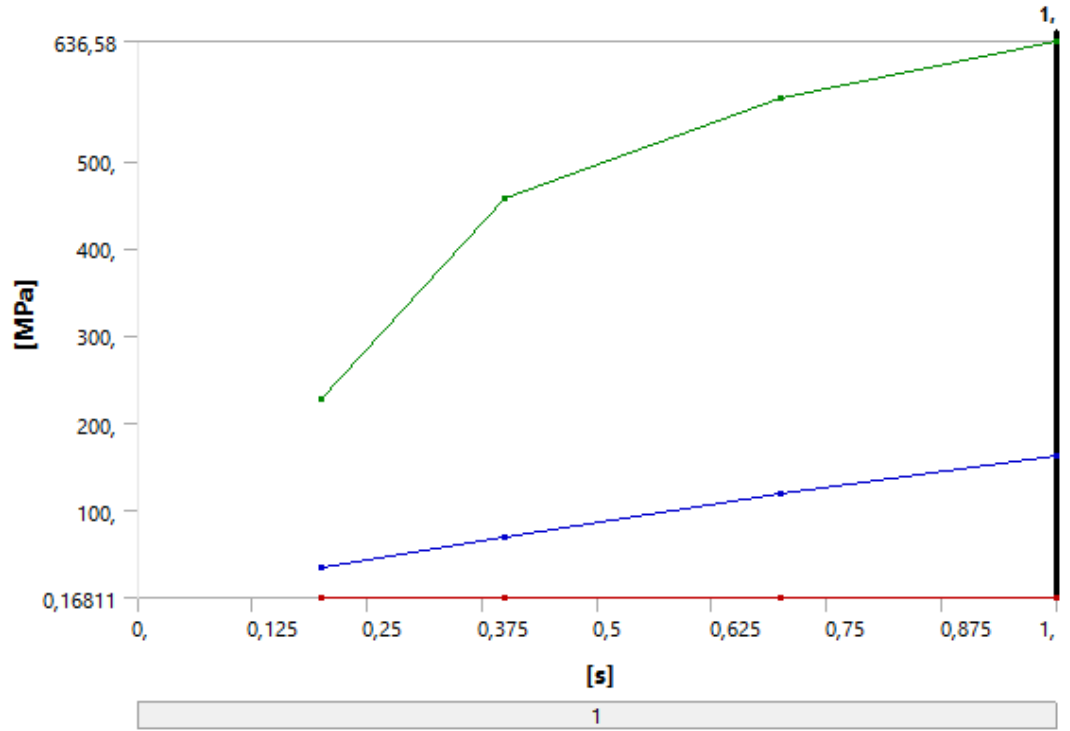
WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 636,58 MPa, ortalama stres değeri 162,7 MPa bulunmuştur (Tablo 4-5) (Şekil 4-9, Şekil 4-10).

Tablo 4-5: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	228,32	34,649
0,4	456,64	69,298
0,7	572,45	120,22
1,	636,58	162,7



Şekil 4-9: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



Şekil 4-10: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme testi sonuçları.

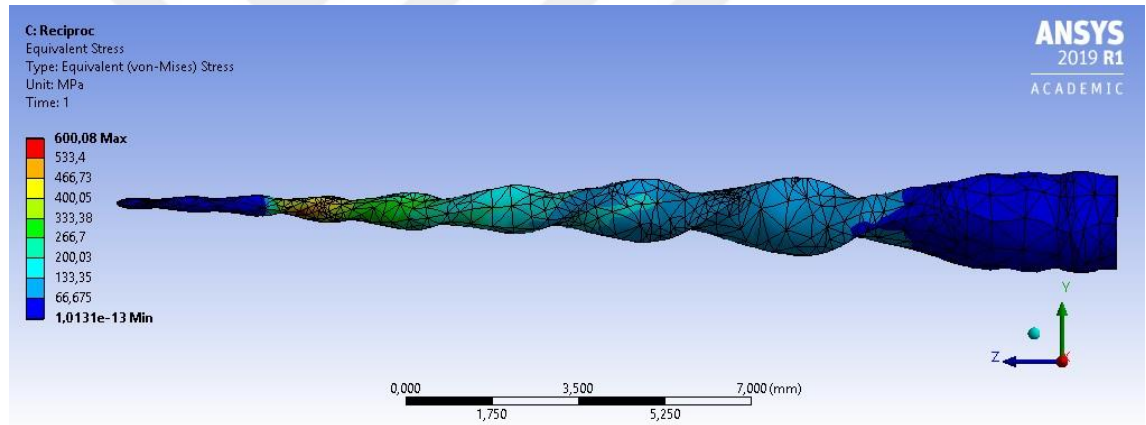
4.2. Burulma Testi Bulguları

4.2.1. Reciproc Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Sonuçları

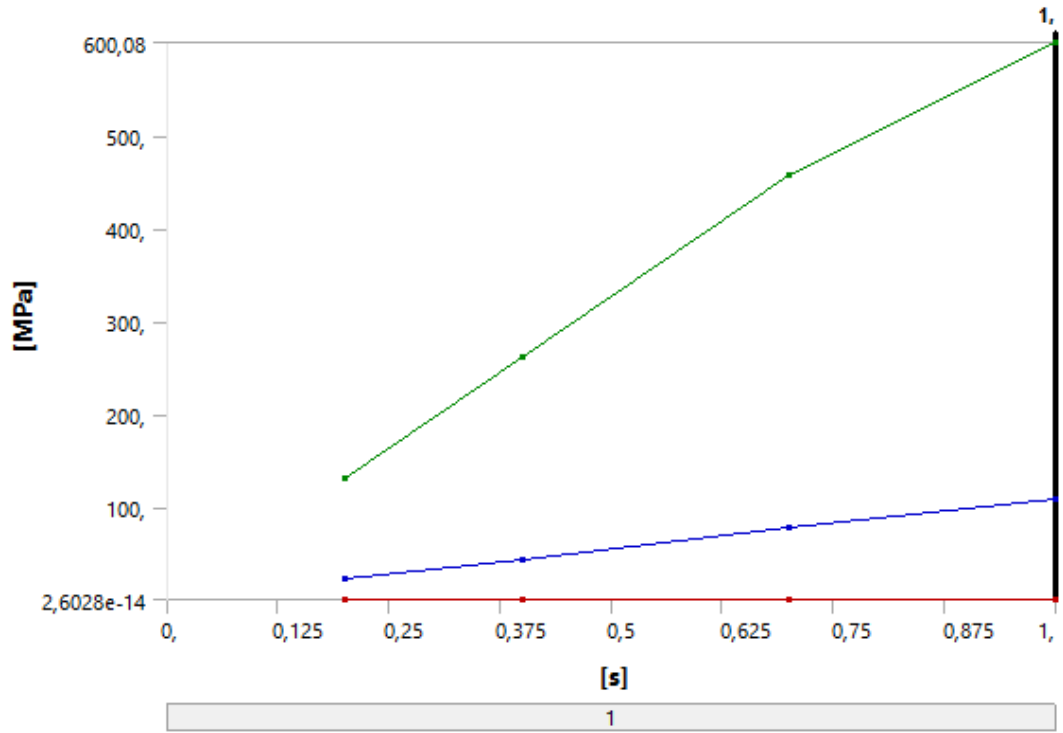
Reciproc kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 600,08 MPa, ortalama stres değeri 108,4 MPa bulunmuştur (Tablo 4-6) (Şekil 4-11, Şekil 4-12).

Tablo 4-6: Reciproc kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	130,51	21,882
0,4	261,02	43,764
0,7	456,79	76,587
1,	600,08	108,4

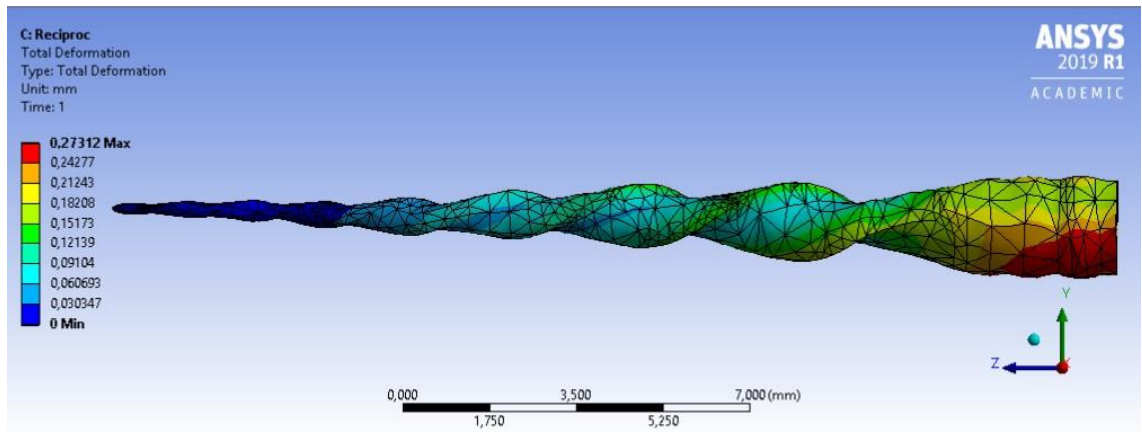


Şekil 4-11: Reciproc kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



Şekil 4-12: Reciproc kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

Reciproc kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan deformasyon miktarı en yüksek 0,27312 mm bulunmuştur (Şekil 4-13).



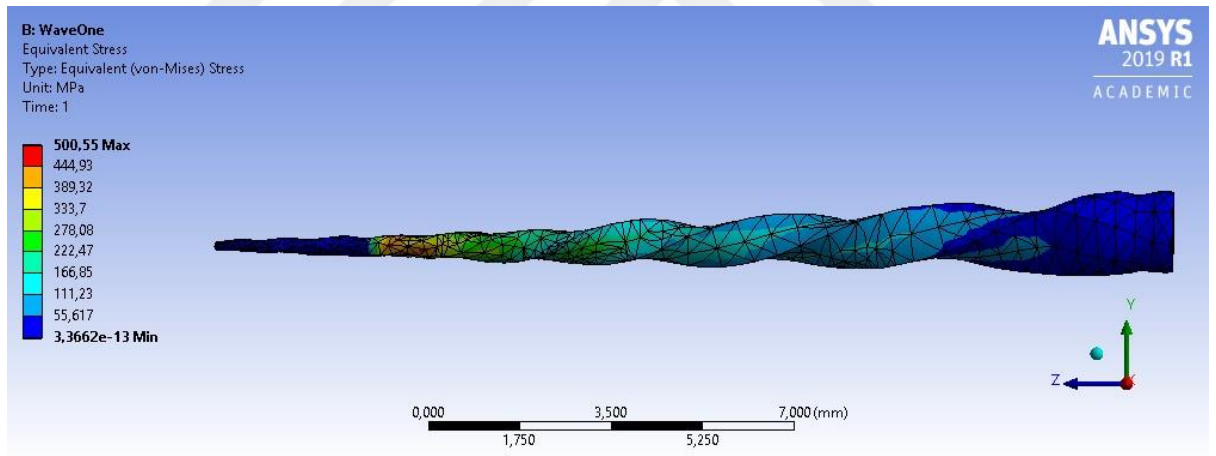
Şekil 4-13: Reciproc kanal aletinde uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.

4.2.2. WaveOne Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Sonuçları

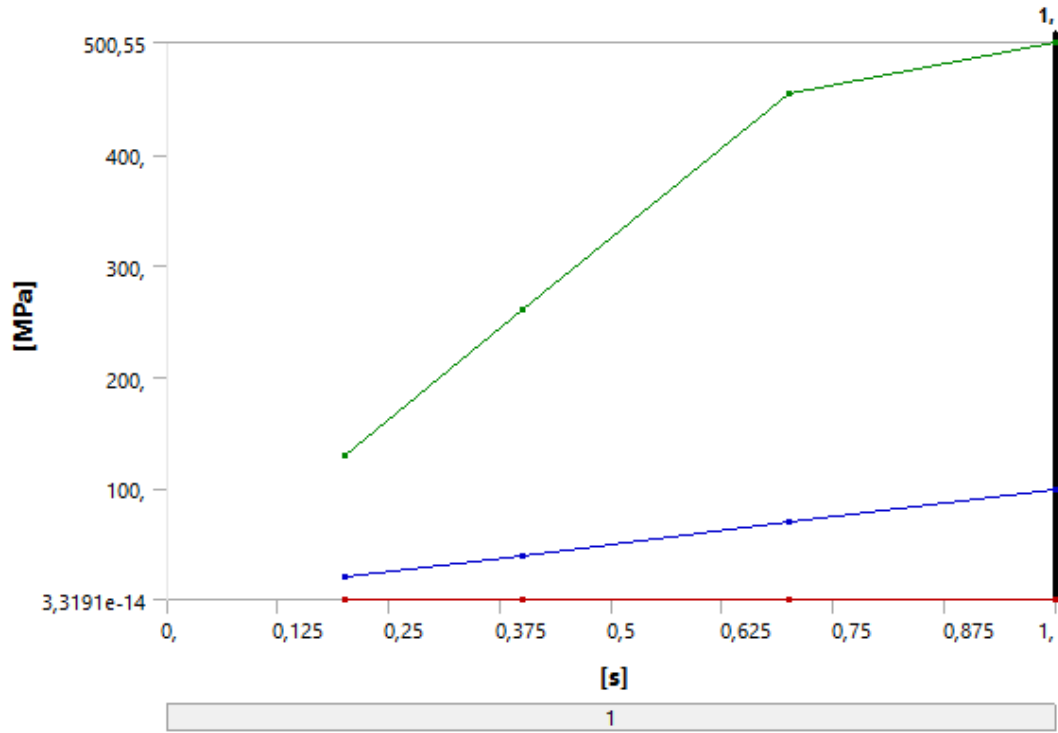
WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Mises stres değeri en yüksek 500,55 MPa, ortalama stres değeri 98,946 MPa bulunmuştur (Tablo 4-7) (Şekil 4-14, Şekil 4-15).

Tablo 4-7: WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	129,91	19,837
0,4	259,82	39,674
0,7	454,68	69,43
1,	500,55	98,946

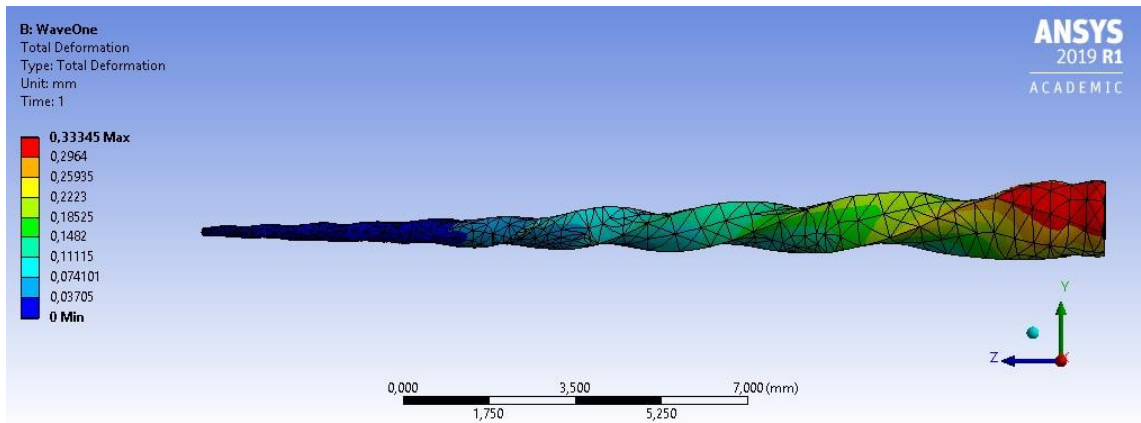


Şekil 4-14: WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



Şekil 4-15: WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan deformasyon miktarı en yüksek 0,33345 mm bulunmuştur (Şekil 4-16).



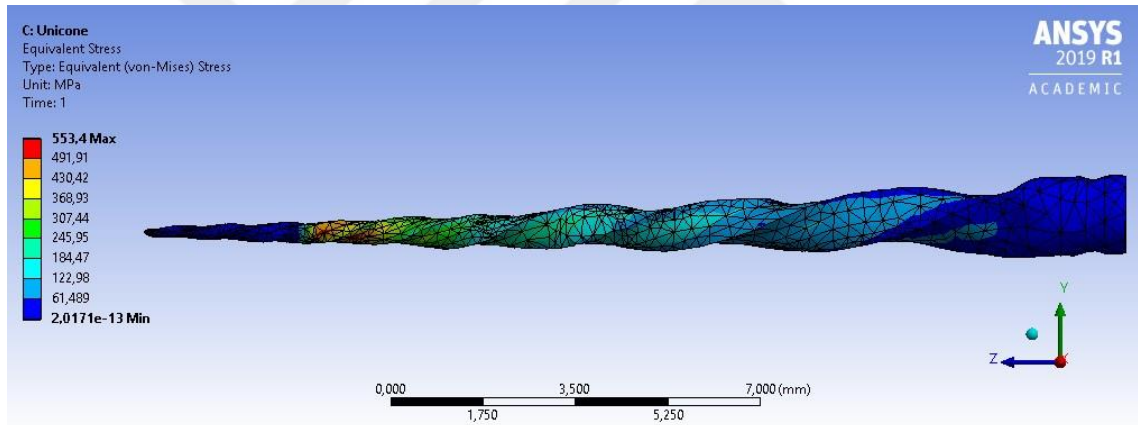
Şekil 4-16: WaveOne kanal aletine uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.

4.2.3. Unicone Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Sonuçları

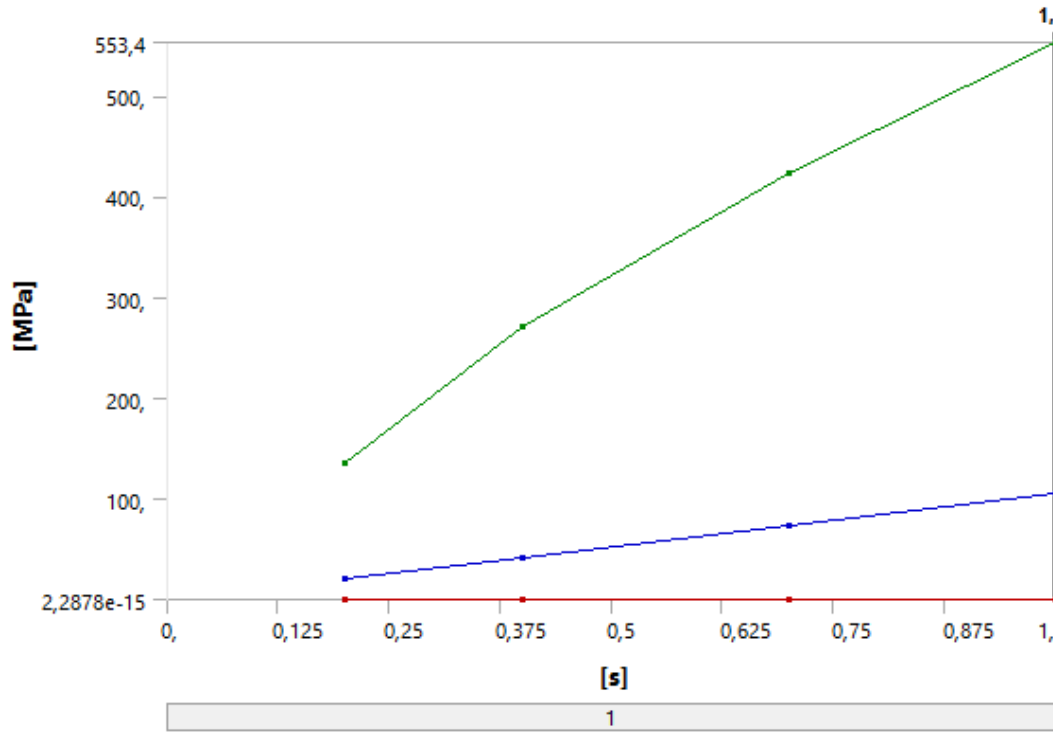
Unicone kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Mises stres değeri en yüksek 553,4 MPa, ortalama stres değeri 105,24 MPa bulunmuştur (Tablo 4-8) (Şekil 4-17, Şekil 4-18).

Tablo 4-8: Unicone kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	135,28	21,13
0,4	270,56	42,26
0,7	423,75	73,884
1,	553,4	105,24

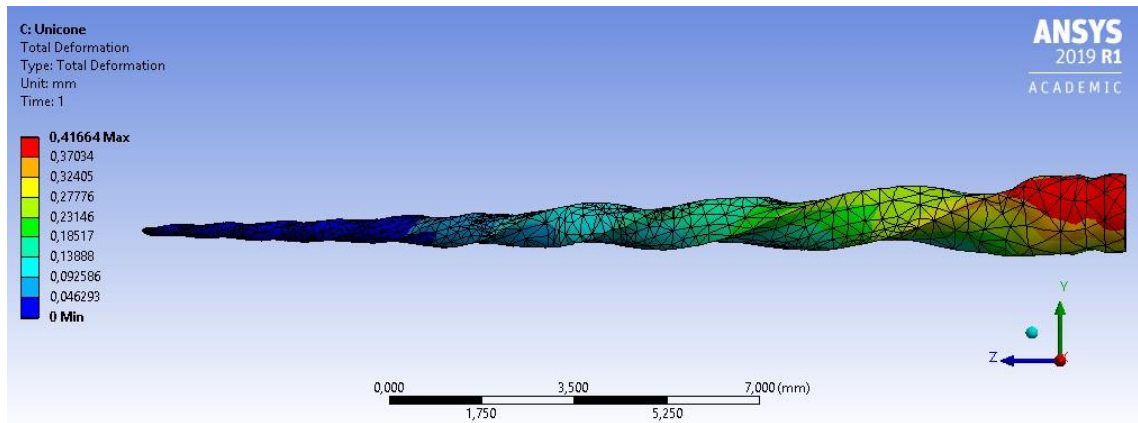


Şekil 4-17: Unicone kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



Şekil 4-18: Unicone kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

Unicone kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan deformasyon miktarı en yüksek 0,41664 mm bulunmuştur (Şekil 4-19).



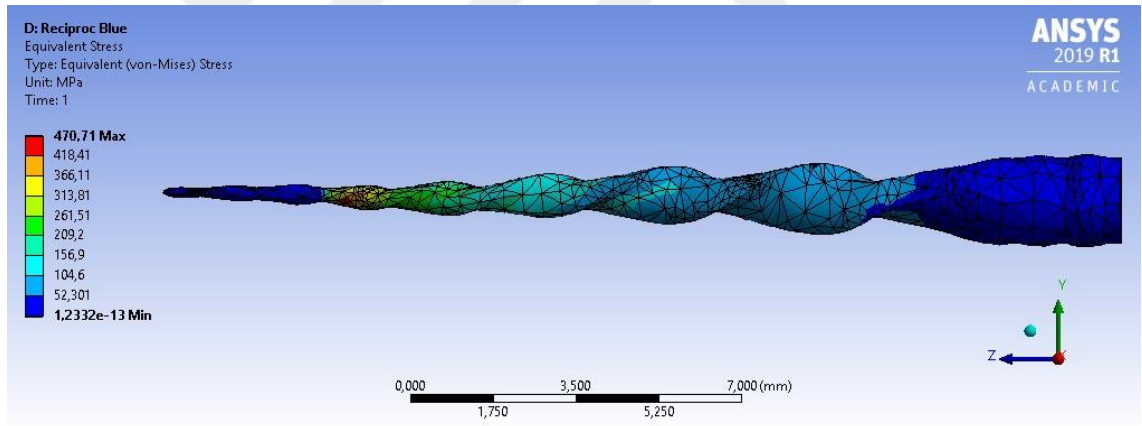
Şekil 4-19: Unicone kanal aletine uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.

4.2.4. Reciproc Blue Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Sonuçları

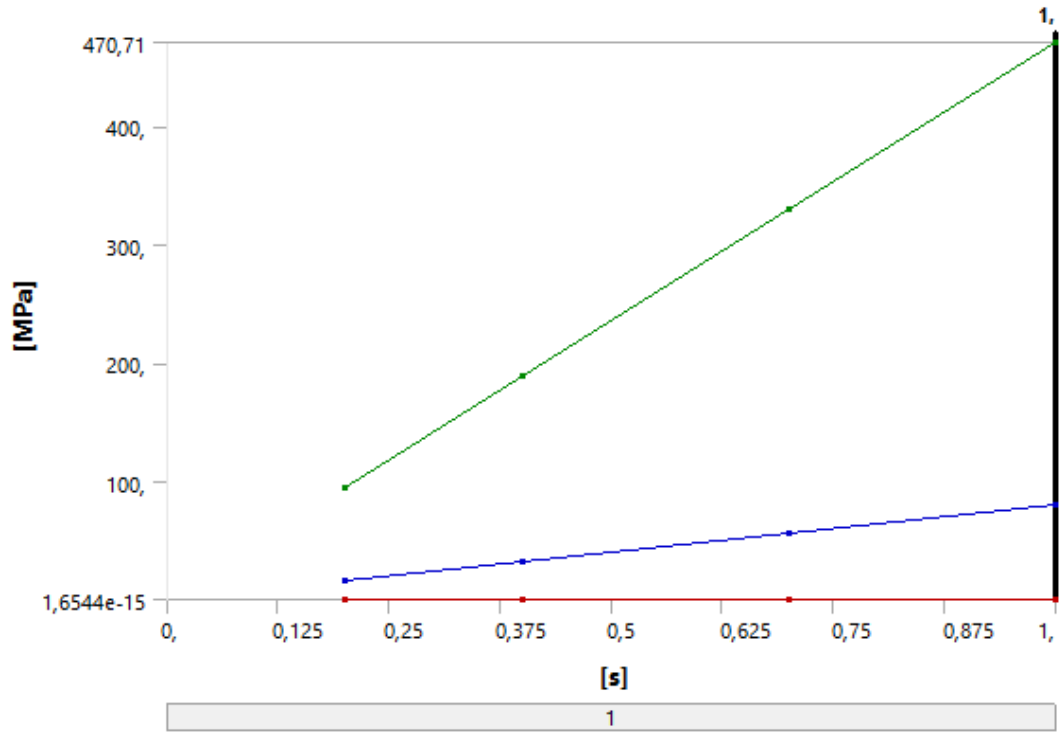
Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Mises stres değeri en yüksek 470,71 MPa, ortalama stres değeri 80,494 MPa bulunmuştur (Tablo 4-9) (Şekil 4-20, Şekil 4-21).

Tablo 4-9: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	94,115	16,105
0,4	188,23	32,21
0,7	329,4	56,368
1,	470,71	80,494

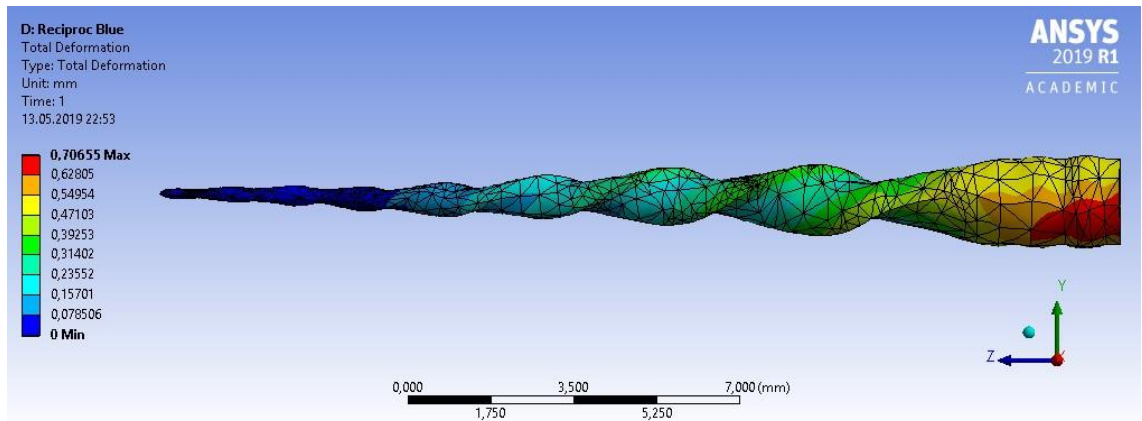


Şekil 4-20: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



Şekil 4-21: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan deformasyon miktarı en yüksek 0,70655 mm bulunmuştur (Şekil 4-22).



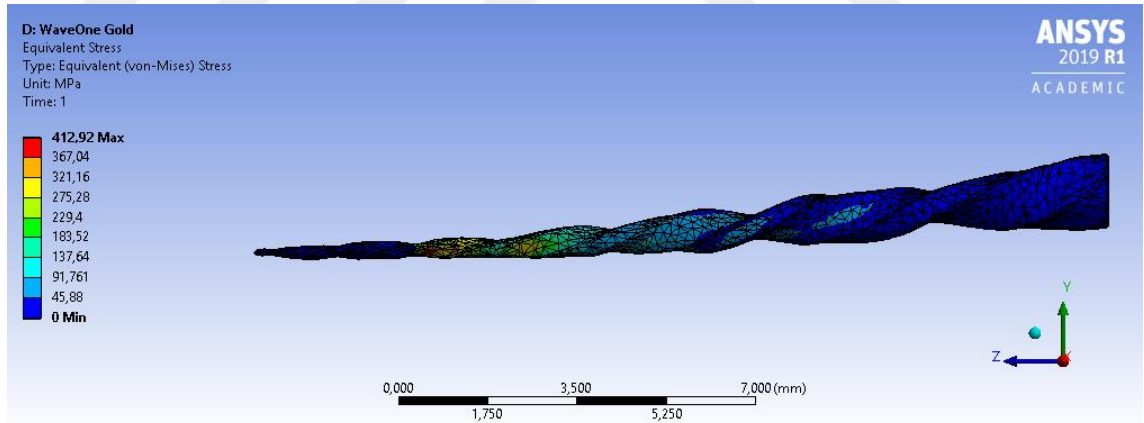
Şekil 4-22: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.

4.2.5. WaveOne Gold Kanal Aleti ile Yapılan Burulma Testi Sonuçları

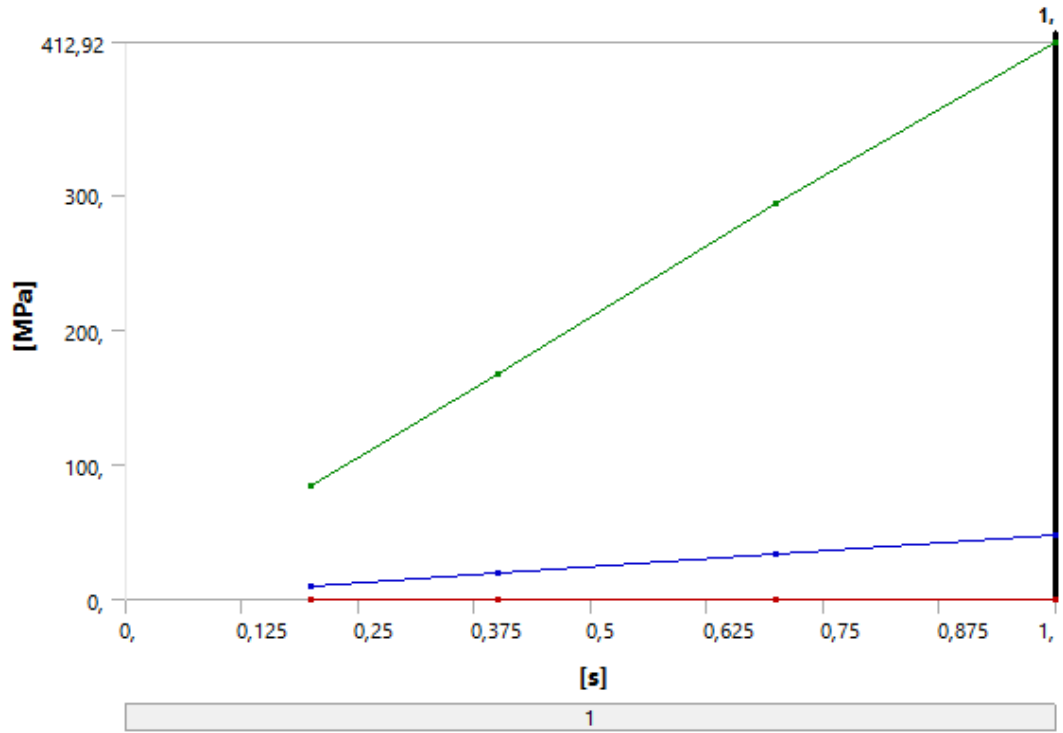
WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 412,92 MPa, ortalama stres değeri 48,368 MPa bulunmuştur (Tablo 4-10) (Şekil 4-23, Şekil 4-24).

Tablo 4-10: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	83,8	9,6801
0,4	167,6	19,36
0,7	293,3	33,88
1,	412,92	48,368

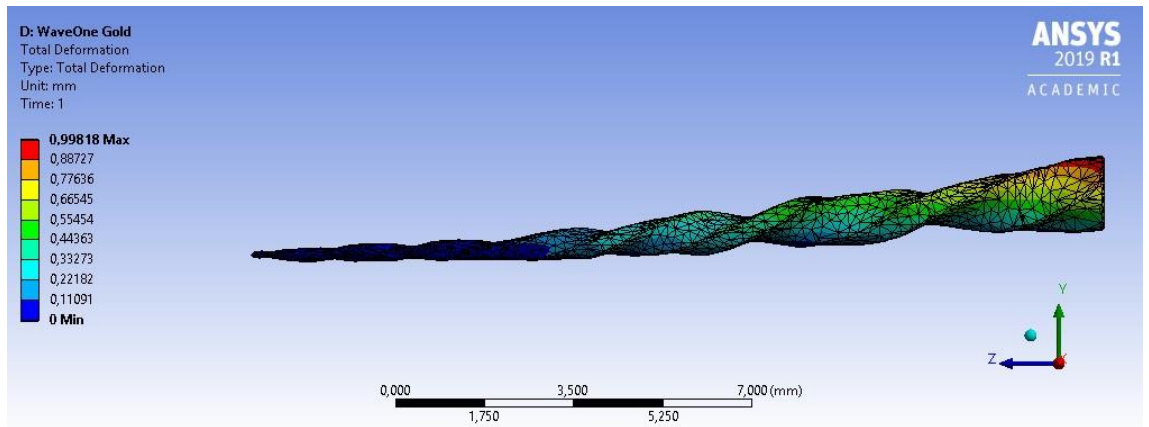


Şekil 4-23: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



Şekil 4-24: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testi sonuçları.

WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan deformasyon miktarı en yüksek 0,99818 mm bulunmuştur (Şekil 4-25).



Şekil 4-25: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan burulma testi sonucu meydana gelen deformasyon.

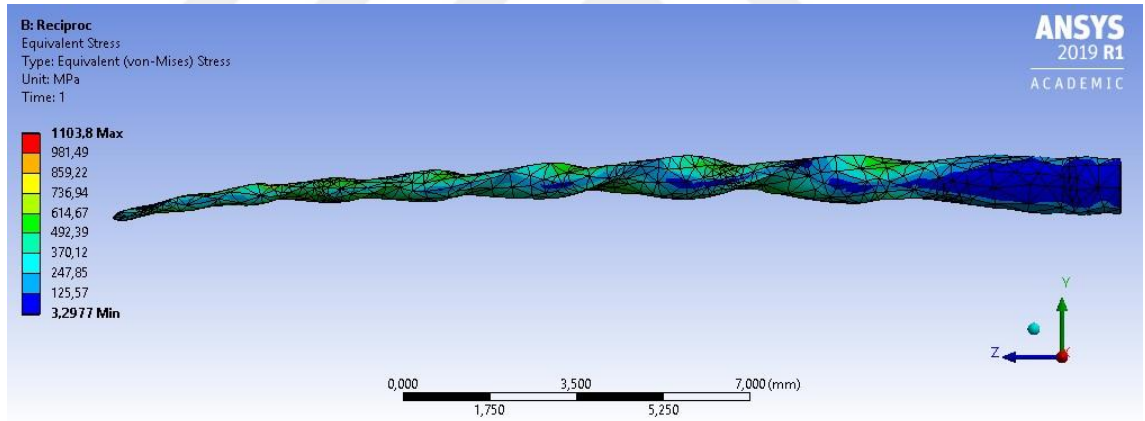
4.3. Bükülme + Burulma Testi Bulguları

4.3.1. Reciproc Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Sonuçları

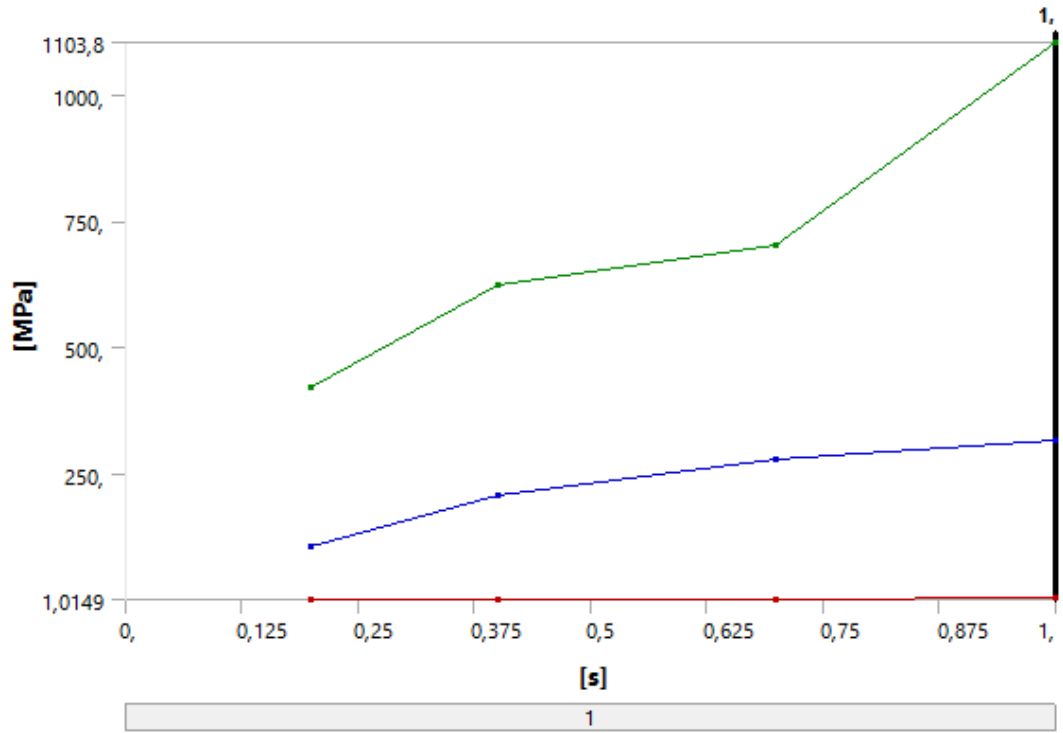
Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 1103,8 MPa, ortalama stres değeri 314,89 MPa bulunmuştur (Tablo 4-11) (Şekil 4-26, Şekil 4-27).

Tablo 4-11: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	420,71	107,76
0,4	622,02	208,85
0,7	702,96	276,83
1,	1103,8	314,89



Şekil 4-26: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



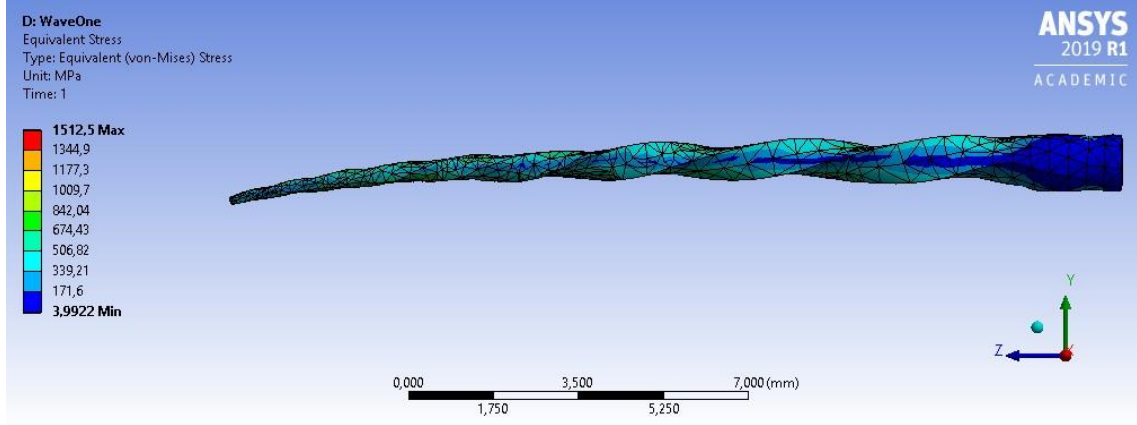
Şekil 4-27: Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

4.3.2. WaveOne Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Sonuçları

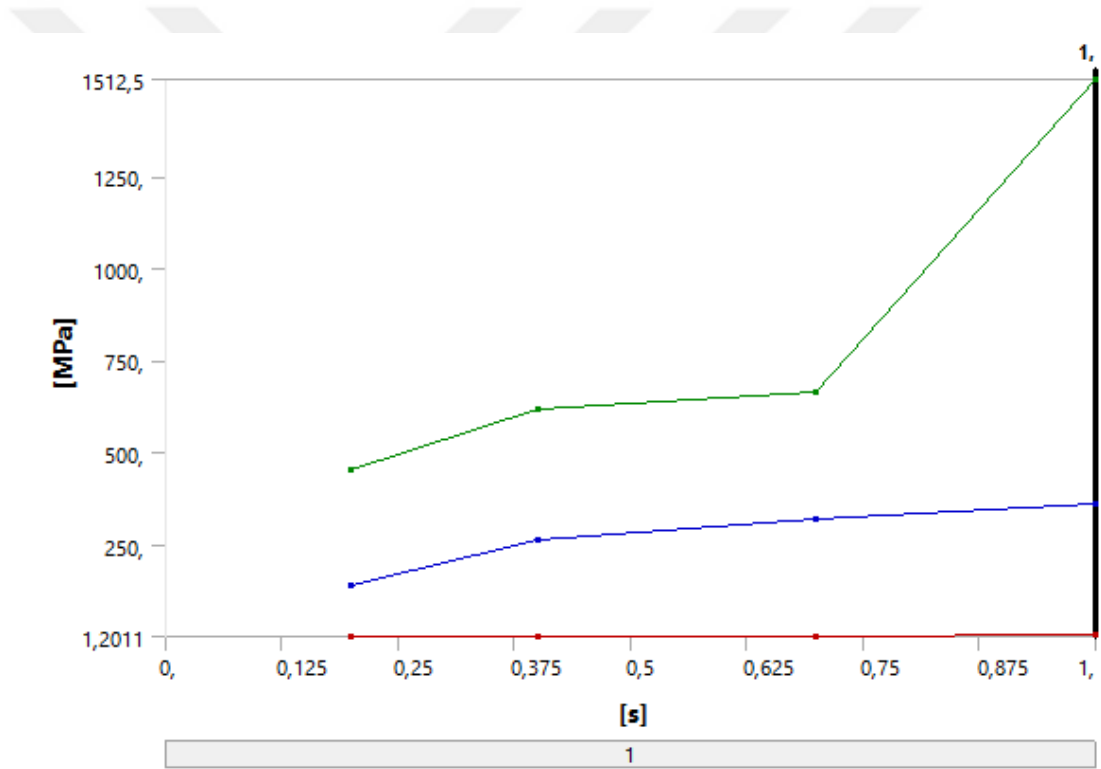
WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 1512,5 MPa, ortalama stres değeri 361,96 MPa bulunmuştur (Tablo 4-12) (Şekil 4-28, Şekil 4-29).

Tablo 4-12: WaveOne Reciproc kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	452,57	141,25
0,4	616,56	264,33
0,7	661,97	321,64
1,	1512,5	361,96



Şekil 4-28: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



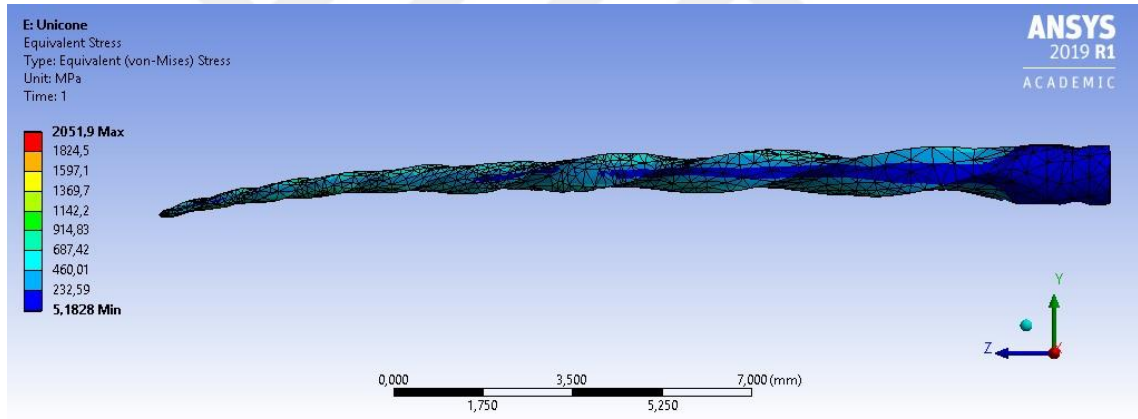
Şekil 4-29: WaveOne kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

4.3.3. Unicone Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Sonuçları

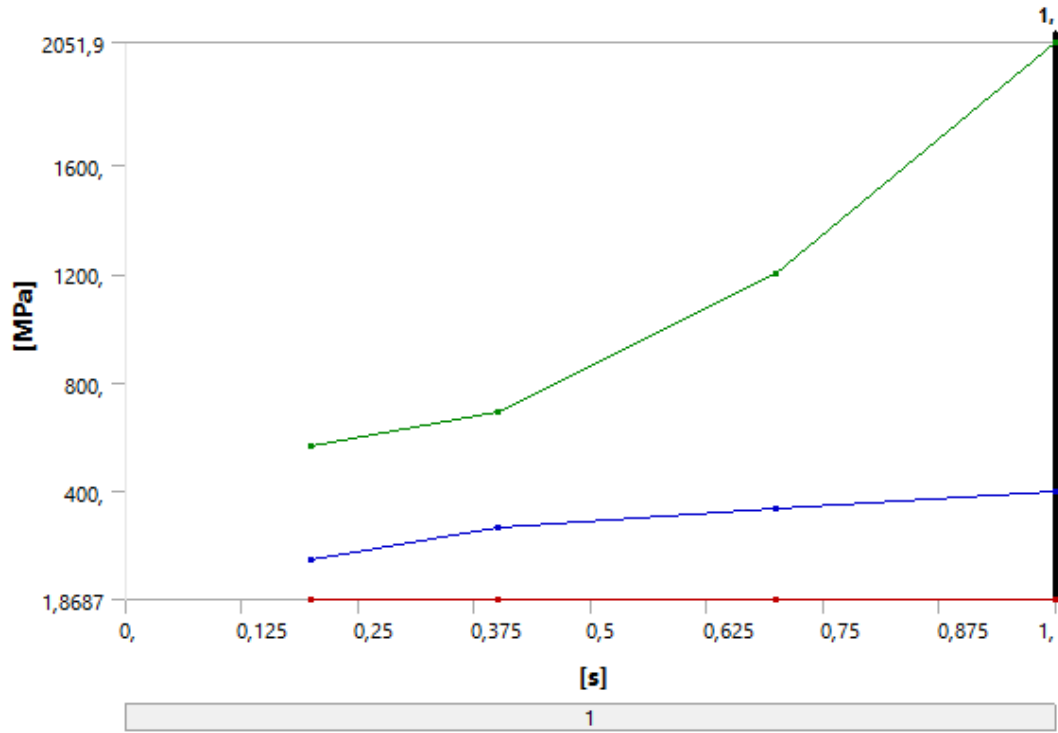
Unicone kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Mises stres değeri en yüksek 2051,9 MPa, ortalama stres değeri 400,55 MPa bulunmuştur (Tablo 4-13) (Şekil 4-30, Şekil 4-31).

Tablo 4-13: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	565,56	149,06
0,4	694,09	265,71
0,7	1203,	333,39
1,	2051,9	400,55



Şekil 4-30: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



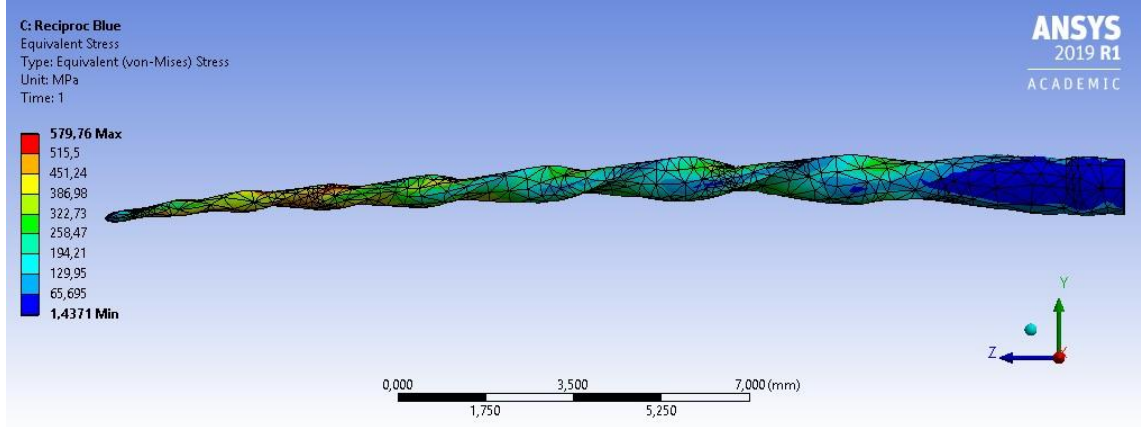
Şekil 4-31: Unicone kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

4.3.4. Reciproc Blue Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Sonuçları

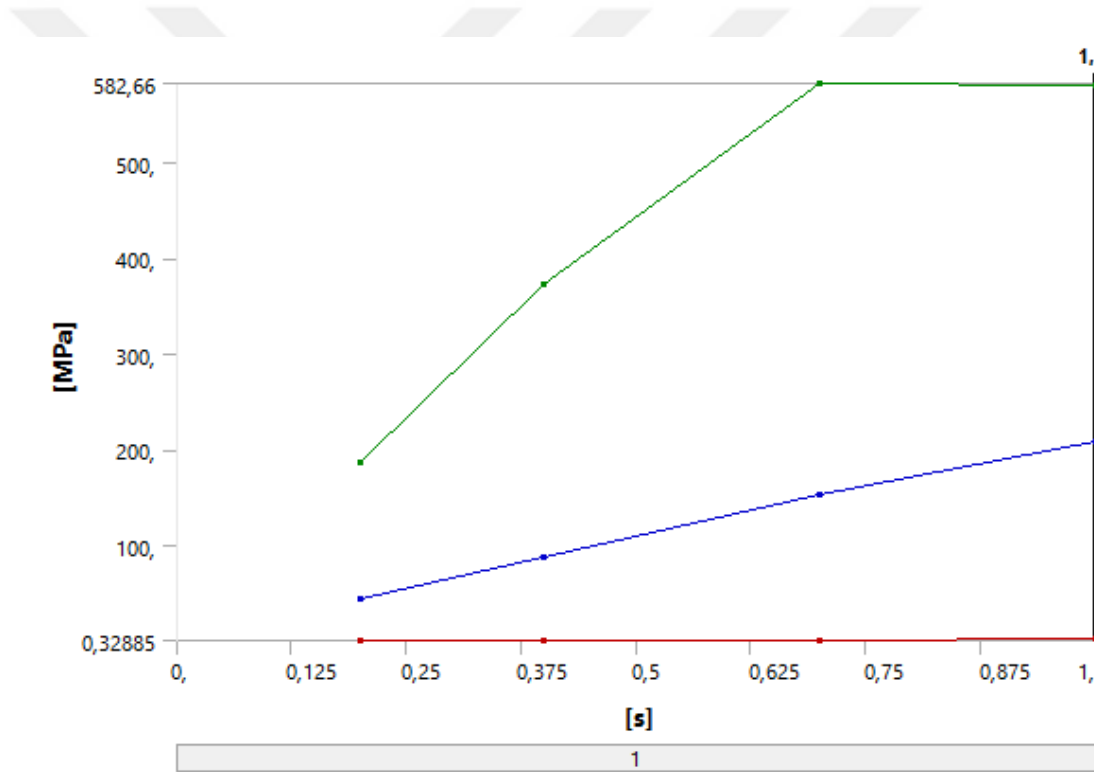
Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Misses stres değeri en yüksek 579,76 MPa, ortalama stres değeri 207,96 MPa bulunmuştur (Tablo 4-14) (Şekil 4-32, Şekil 4-33).

Tablo 4-14: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	186,13	43,512
0,4	372,27	87,024
0,7	582,66	151,93
1,	579,76	207,96



Şekil 4-32: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



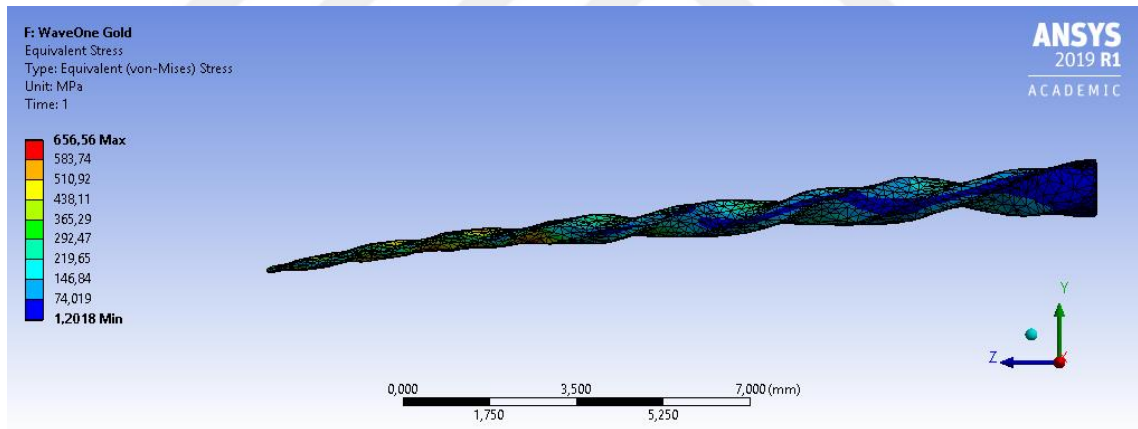
Şekil 4-33: Reciproc Blue kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

4.3.5. WaveOne Gold Kanal Aleti ile Yapılan Bükülme + Burulma Testi Sonuçları

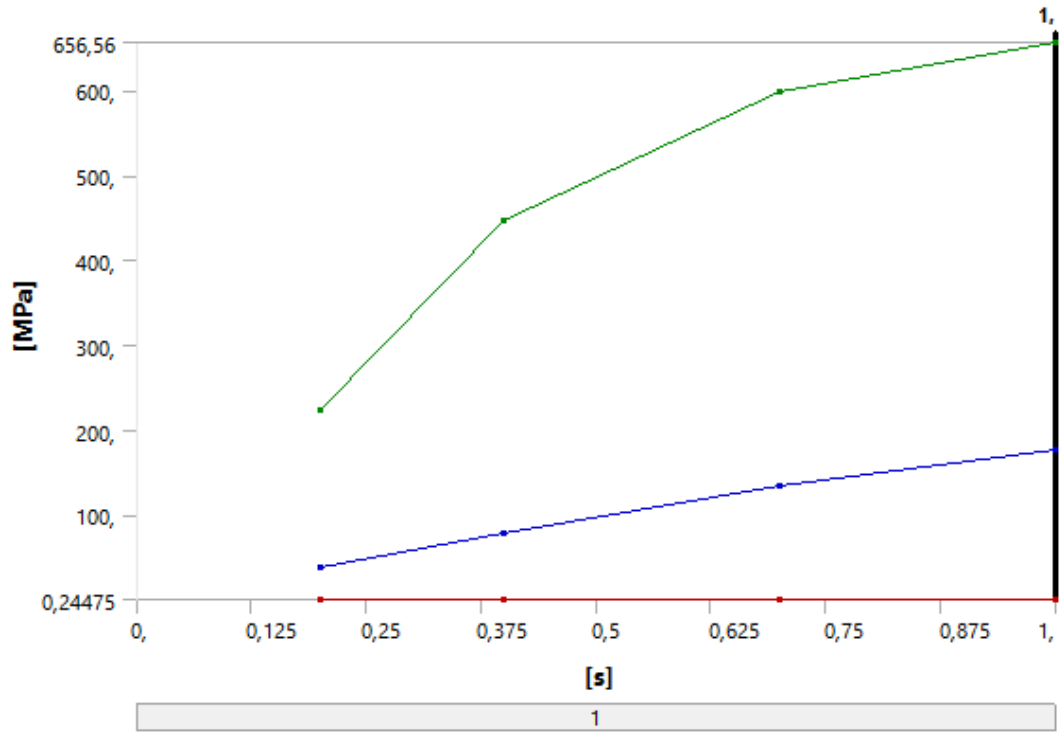
WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi sonucuna göre ortaya çıkan von-Mises stres değeri en yüksek 656,56 MPa, ortalama stres değeri 176,95 MPa bulunmuştur (Tablo 4-15) (Şekil 4-34, Şekil 4-35).

Tablo 4-15: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

Zaman [s]	En Yüksek [MPa]	Ortalama [MPa]
0,2	223,44	38,647
0,4	446,88	77,295
0,7	598,89	133,24
1,	656,56	176,95



Şekil 4-34: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testinin sonlu elemanlar analizi görüntüsü.



Şekil 4-35: WaveOne Gold kanal aletine uygulanan bükülme + burulma testi sonuçları.

5. TARTIŞMA

Kök kanal sisteminin etkili bir şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesi, kök kanal tedavisinin biyolojik ve mekanik hedeflerine ulaşılmasında en önemli faktördür. Yıllar boyunca, bu amaçla çeşitli şekillendirme teknikleri ve esnek aletler üretilmiştir (Arens ve ark 2003; Peters 2004; Yared 2008; Varelo-Patino ve ark 2010).

Nikel-titanyum döner alet sistemleri yüksek esneklik ve elastikiyet seviyelerinden dolayı kavisli kanallarda güvenli kök kanalı hazırlığı sağlamakta ve endodontik tedavilerde yaygın olarak kullanılmaktadır (Schafer ve ark 2003; Yared ve ark 2003; Gao ve ark 2012; Shen ve ark 2013). Bununla birlikte, her farklı vakada farklı el ya da döner aletin kullanılmakta; genel olarak ideal alet diye bir kavram bulunmamaktadır.

Alet kırıkları klinisyenler için büyük problem oluşturmaktadır. Bu nedenle, Ni-Ti aletlerin yeni tasarımları, üretim süreçleri, kinematik ve ısıl işlemler gibi mekanik özelliklerini iyileştirmeleri için çeşitli teknolojik gelişmeler yapılmaktadır (Gao ve ark 2012; Kim ve ark 2012; Shen ve ark 2013).

Geleneksel SS endodontik aletlerin sertliği, alet büyüklüğü ile arttıkça, apikal transportasyon, çentik ya da zip gibi kurvatürden kaynaklı problemler oluşabilmektedir (Schafer ve ark 1995). Ni-Ti, SS aletlerden daha esnek olup, şekil hafızası ve süperelastiklik özellikleri sayesinde rotasyon ve resiprokal hareket yapan döner aletler için önemli bir alışımdır (El-Anwar ve ark 2015).

Resiprokal sistemin rotasyon hareketi yapan sisteme göre bazı avantajları bulunmaktadır. Resiprokal hareketle çalışan döner aletlerde, saat yönünün tersine hareket eden sırasında, dentini bir miktar kesip saat yönünde hareketle geri döner ve böylece torsiyonal gerilme az olur (Pirani ve ark. 2014). Rotasyon hareketiyle karşılaştırıldığında resiprokal harekette Ni-Ti eğenin yorulma ömrü uzun olup, bu durum kilitlenme durumunda eğe üzerinde daha az strese neden olan daha küçük açısız hareketlerle açıklanmaktadır (El-Anwar ve ark. 2015). Sonuç olarak resiprokal hareketle çalışan sistemlerde döngüsel yorgunluğa ve burulmaya karşı direnç artmaktadır (Karataş

ve ark. 2016; Ferreira ve ark. 2017). Bu çalışmada, kullanılan tüm döner alet sistemleri resiprokal hareketle çalışmaktadır.

Bütün sistemlerde, kanal içinde kırılmalar meydana gelebilmektedir (Parashos ve Messer 2006). Bazı araştırmacılar, bu durumun kavisli kanallardaki bükülme gerilmelerinin tekrarlanmasından kaynaklanan yorgunluk ile ilişkili bulurken (Sattapan ve ark 2000; Grande ve ark 2006; Zinelis ve ark 2007); bazıları ise burulmanın kırılmadan sorumlu birincil mekanizma olarak belirtmektedirler (Alapati ve ark. 2005). Burulma, döner aletin kanal duvarına sıkıştığına ya da klinisyen tarafından aşırı baskıya maruz bırakıldığında oluşmaktadır. Yorgunluk ya da yüksek seviyede burulma nedeniyle oluşan bu kırıklar endodontik tedavinin başarısını etkileyebilmektedir (Cheung 2009; Bonessio ve ark 2015; Ha ve ark 2015). Bu nedenle, farklı endodontik aletlerin bükülme ve burulma altındaki direncinin araştırılması önemli olmaktadır.

Sattapan ve ark. klinik olarak kullanılan endodontik Ni-Ti döner aletlerini incelemişler ve eğilme yorgunluğunun % 44,3 oranında, burulma başarısızlığının ise % 55,7 oranında gerçekleştiğini göstermişlerdir. Buna karşın, bükülme ya da burulma altında aletsel mekanik özelliklerin sayısal olarak değerlendirilmesi, klinik davranışlarının daha iyi anlaşılmasını sağlayacağını ve böylece kırılma risklerinin tahmin edilebileceğini bildirmişlerdir (Sattapan ve ark. 2000).

Bonessio ve ark. WaveOne döner aletlerin sonlu elemanlara dayalı burulma analizlerini *in vitro* testlere karşı onaylamak ve farklı Ni-Ti malzemelerin etkilerini modellemek amacıyla yaptıkları çalışmalarında 8'er small, primary ve large WaveOne eğelerin tork ve kırılma açılarını içeren burulma profillerini *in vitro* değerlendirmişlerdir. Ardından sonlu elemanlar analizi simülasyonları yapılmış ve burulma profillerinin *in vitro* testler ile benzer olduğu onaylanmıştır. Ayrıca M wire aletlerin geleneksel Ni-Ti alaşımlara göre daha düşük defleksiyon seviyelerinde bile yüksek esneklik gösterdiği bildirilmiştir (Bonessio ve ark. 2015).

Kim ve ark, burulma altındaki aletlerdeki stres seviyelerinin, kesitin geometrisi, sürekli iç çekirdeğin alanı, radyal alan ve periferik yüzey alanı gibi birçok faktörden etkilendiğini bildirmişlerdir (Kim ve ark. 2009). Günümüzde bu özelliklerin kombinasyonunun, burulma altındaki endodontik aletler boyunca stres dağılımı

üzerindeki etkisi belirsizliğini korumaktadır. Prados-Privado ve ark'nın sonlu elemanlar analiziyle yaptıkları çalışmada, alaşımın etkisinin kesit geometrisinden daha az önemli olduğu gösterilmiştir (Prados-Privado ve ark. 2019).

Zhang ve ark. daha büyük kesitsel alanın daha yüksek burkulma sertliği ve bükülme direncine sahip olacağını bildirmişlerdir. Buna göre, kesit şekli ve çekirdek çaplarını içeren alet tasarımı, burulma ve bükülme direnci üzerinde önemli bir etkiye sahip olacaktır (Zhang ve ark. 2010). Buna karşın, ısıl işleme üretilmiş sistemlerde esneklik ve direncin geliştiği de bildirilmektedir (Grande ve ark. 2016).

Bu çalışmada farklı koniklik açısına, metalurjik özelliklere ve geometrik şekle sahip 5 farklı (Reciproc, WaveOne, Reciproc Blue, WaveOne Gold, Unicone) döner alet sistemi kullanılmıştır. WaveOne ve Reciproc döner alet sistemleri, M wire teknolojisiyle üretilmiş olup, WaveOne değişken kesite, Reciproc S kesite sahiptir. Gold termal işlemi kullanan ve paralel kenar kesite sahip Wave One Gold döner alet sisteminin, direnç ve esneklikte önemli bir gelişme gösterdiği ve Reciproc sistemlerle karşılaştırıldığında burulma stresine ve esnekliğe daha fazla direnç sağladığı bildirilmektedir (Arslan ve ark. 2016; Gavini ve ark. 2018).

Unicone aktif olmayan bir ucu ve dışbükey üçgen kesite sahip döner alet sistemidir. Üretici firmaya göre, uzun ömürlü ve son derece esnek Ni-Ti kullanılarak üretilmiştir (Silva ve ark. 2016). Reciproc Blue döner alet sisteminin, geometrisi, boyutu ve tasarımı, geleneksel Reciproc sistemiyle aynıdır; bununla birlikte, benzer yüzey özelliklerini korurken mikro sertliği azaltılmıştır (De-Deus ve ark. 2017). Kullanılan sistemlerin ortak özellikleri, resiprokal hareket yapmaları ve tek eğeli sistemler olmalarıdır.

ISO 3630-1 kılavuzunda endodontik tedavinin *in vitro* testleri için gerekli koşullar detaylandırılmıştır (ISO 2008; Basheer Ahamed ve ark. 2018). Bu deneysel testler çok pahalı olduğu için, sonlu elemanlar analizi endodontik aletlerin mekanik davranışlarını incelemek için iyi bir alternatiftir (Prados-Privado ve ark. 2019).

Shim ve ark. termomekanik işlemlerin Ni-Ti döner aletlerin mekanik ve metalurjik özellikleri üzerine etkilerini 8 farklı (ProFile, K3 ve One Shape; geleneksel Ni-Ti alaşım, ProTaper NEXT, Reciproc ve WaveOne; M wire alaşım, Hyflex CM; CM

wire alaşım, TF; R faz alaşımı) Ni-Ti döner alet ile burulma kırılması ve döngüsel yorgunluk dirençlerini diferansiyel tarama kalorimetresi ile ölçerek *in vitro* karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda, ısıl işlem uygulanmış Ni-Ti aletlerin (ProTaper NEXT, Reciproc ve WaveOne) döngüsel yorgunluk dirençlerinin en yüksek olduğu bildirilmiştir (Shim ve ark. 2017).

Sonlu elemanlar analizi, yapıları analiz etmek için kullanılan sayısal bir prosedürdür ve belirli sonuçlar için vurgulanan ve analiz edilen bir malzeme ya da tasarım modelinden oluşmaktadır. Böylece doğru tahmine dayalı sayısal analizle, tasarımcının ürününü daha hızlı bir şekilde pazara sunma olanağı kazanması amaçlanmaktadır (Arbab-Chirani ve ark. 2011).

Sonlu elemanlar analizi ile laboratuvar test ihtiyaçlarına gereksinim kalmadan, daha kısa sürede, daha düşük maliyetle ve kabul edilebilir doğrulukta sonuçlar elde edilmektedir. Gerçek ile arasında küçük farklar var olsa da, sonlu elemanlar analizindeki sayısal sistem, diş-restorasyon kompleksi içinde olan erişilmez stres dağılımını ortaya çıkarabilmektedir (Geramy ve ark. 2003; Sreekha ve Bashetty 2010). Burulma testlerinin sayısal simülasyonu, deney değişkenlerinden etkilenmeme avantajına sahip olup; döner aletlerin saf burulma yükü altındaki mekanik davranışlarını ideal geometride açıkça göstermektedir (Bonessio ve ark. 2015).

Bazı çalışmalar sonlu elemanlar analizi kullanılarak endodontik alet geometrisinin esneklik ve burulma sertliği üzerindeki etkisini analiz etmişlerdir (Arbab-Chirani ve ark. 2011; Montalvao ve ark. 2014; Bonessio ve ark. 2015; Ha ve ark. 2017). Sonlu elemanlar analizi ile şekillendirme aletlerinin hem mekanik davranışının (Berutti ve ark. 2003; Xu ve ark. 2006; Kim ve ark. 2009; Zhang ve ark. 2010; Montalvao ve ark. 2011; Santos ve ark. 2014) hem de kök kanal tedavilerinde stres dağılımının (Versluis ve ark. 2006; Kim ve ark. 2008; Cheng ve ark. 2009; Leroy ve ark. 2012) değerlendirilmesi gerçekteştirilmektedir.

Arbab-Chirani ve ark. eşdeğer boyutta ve farklı koniklik açısı, bıçak ve bıçak aralıkları olan 5 Ni-Ti döner aletin (Hero (20/0.06), HeroShaper (20/0.06), ProFile (20/0.06), Mtwo (20/0.06), ProTaper F1) bükülme ve burulma altındaki mekanik davranışları incelemiş ve sonlu elemanlar analiziyle değerlendirmişlerdir. İnceleme sonucunda, tüm sistemlerin farklı bükülme ve burulma davranışları gösterdiklerini ve

uygun klinik durumlarda, üreticinin tavsiyeleri doğrultusunda kullanılmalarını önermişlerdir (Arbab-Chirani ve ark. 2011).

Bonessio ve ark. deneysel stres-gerinme eğrilerinin kanıtladığı nonlinear tork testleri altında eğerlerin, burulma performansında önemli etkiler oluştuğunu, bu etkilerin esas olarak eğerlerin esnekliğindeki değişikliklerden kaynaklandığını ve malzemelerin stres-gerinme eğrilerine göre bu esneklik değişimlerini simüle etmek için nonlinear analizlerin gerekliliğini bildirmişlerdir (Bonessio ve ark. 2015).

Sonlu elemanlar analizinde incelenen malzemelerdeki, çekme, basma, kesme ya da gerilme kombinasyonlarındaki stresler değerlendirilmektedir. x, y, z eksenlerindeki streslerin karesi alınıp mutlak değerlerin birleşimi olan von Mises stresleri elde edilir. Von Mises stresleri tüm stres alanına bağlıdır ve hasar oluşma olasılığının bir göstergesi olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Pegoretti ve ark. 2002).

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi ile döner alet sistemlerinin bükülme ve burulma stresleri karşısındaki davranışları nonlinear olarak değerlendirilmiş ve aralarındaki sayısal sonuçlar Von Mises stresleri saptanarak karşılaştırılmıştır.

Alcalde ve ark 3 farklı ısıl işlem görmüş resiprokal Ni-Ti aletlerin döngüsel yorgunluk ve burulma dirençlerini taramalı elektron mikroskobu ile incelemişler ve döngüsel yorulma direncinin Reciproc Blue döner alet sisteminde WaveOne Gold döner alet sistemine göre anlamlı derecede daha yüksek olduğunu; burulma stresine karşı olan dirençleri arasında ise anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (Alcalde ve ark. 2018).

Kim ve ark Reciproc ve WaveOne döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk ve burulma direncini taramalı elektron mikroskobu ve torsiyometre ile *in vitro* araştırmışlardır. Döngüsel yorgunluk direnci Reciproc döner alet sisteminde daha az bulunurken; burulma direnci WaveOne döner alet sisteminde daha yüksek bulunmuş, Reciproc daha keskin kıvrımlı kanallarda, WaveOne ise daha dar kanallarda kullanıldığında avantajlı olduğu bildirilmiştir (Kim ve ark. 2012).

Bu çalışmada da benzer olarak, WaveOne döner alet sisteminde burulma stresine karşı olan direnç, Reciproc döner alet sistemine göre daha yüksek değerde elde edilmiştir.

Keskin ve ark Reciproc R25, Reciproc Blue R25 ve WaveOne Gold Primary döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini stereomikroskop ile *in vitro* incelemiştir. Çalışmada her gruptan 15'er toplam 45 eğe kullanılmış ve en yüksek yorgunluk direnci Reciproc Blue R25 döner alet sisteminde saptanmıştır (Keskin ve ark. 2017).

Plotino ve ark'nın farklı ortam sıcaklıklarında stereomikroskop ile *in vitro* Reciproc ve Reciproc Blue döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluklarını araştırdıkları çalışmalarında her gruptan 80 eğe kullanmışlar ve bütün sıcaklıklarda Reciproc Blue eğerin döngüsel yorgunluğa dirençlerini Reciproc eğerlere göre daha yüksek bulmuşlardır (Plotino ve ark 2018).

Bu çalışmada da benzer olarak, bükülme ve bükülme+burulma streslerine karşı en dirençli döner alet sistemi olarak Reciproc Blue bulunmuştur.

Özyürek ve ark. Reciproc R25, WaveOne Primary ve WaveOne Gold Primary döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini her grup için 20'şer eğe kullanarak karşılaştırmışlar ve WaveOne Gold Primary döner alet sisteminin en yüksek dirence sahip olduğunu bildirmişlerdir (Özyürek ve ark 2016).

Elsaka ve ark. WaveOne Gold, Reciproc ve Twisted File Adaptive döner alet sistemlerinin bükülme ve burulma dirençlerini *in vitro* karşılaştırmışlardır. WaveOne Gold döner alet sisteminin bükülme direncinin diğer sistemlerden anlamlı derecede düşük olduğu; ancak burulma direncinin anlamlı derecede yüksek olduğu saptanmıştır (Elsaka ve ark. 2017). Böylece bu çalışma ile burulma direnci testinde benzerlik görülürken; bükülme testinde farklılık gözlenmektedir.

Çalışmada yer alan Reciproc, Reciproc Blue, WaveOne, WaveOne Gold döner aletlerinin mekanik davranışlarını ve özellikle de döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştıran çok sayıda çalışma bulunmakta; ancak hepsinin bir arada sayısal olarak davranışlarını analiz eden ve karşılaştıran tek bir çalışma (Prados-Privado ve ark. 2019) bulunmaktadır.

Prados-Privado ve ark. aynı boyutta farklı koniklik açısına sahip WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc ve Reciproc Blue endodontik eğerin bükülme ve burulma

özelliklerini sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelemişlerdir. Bükülme testlerinde WaveOne Gold, WaveOne döner alet sistemine göre; Reciproc Blue Reciproc döner alet sistemine göre daha esnek bulunmuştur. Burulma stresine karşı direnç, en yüksek WaveOne döner alet sisteminde gözlenirken, onu sırasıyla Reciproc ve Reciproc Blue döner alet sistemlerinin takip ettiği bildirilmiştir (Prados-Privado ve ark. 2019). Elde edilen sonuçlar; bu çalışmada yer alan bükülme testiyle benzer bulunurken, burulma testi sonuçlarında farklılıklar göstermektedir.

Diğer kullanılan döner alet sistemlerine göre daha yeni olan Unicone ve streslere karşı direnci ile ilgili az sayıda ve *in vitro* çalışma bulunmakta, sonlu elemanlar analiziyle yapılmış literatür görülmemektedir.

de Almeida-Gomes ve ark. 9 farklı (Reciproc (RC) R25; WaveOne (WO) Primary; Unicone (UC) L25 25/0.06; K3XF 25/0.06; ProTaper Universal F2 (PTF2); ProTaper Next X2 (PTX2); Mtwo 25/0.06; BioRaCe 25/0.06; One Shape L25 25/0.06) Ni-Ti endodontik aletin döngüsel yorgunluk dirençlerini *in vitro* karşılaştırmışlar; Reciproc, Wave One, Unicone ve ProTaper Next döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini diğer gruplardan daha yüksek saptamışlardır (de Almeida-Gomes ve ark. 2016).

Alcalde ve ark farklı Ni-Ti alaşımlarından yapılmış farklı resiprokal tek eğeli sistemlerin (ProDesign R25.06, Reciproc R25 ve Unicone L25) döngüsel ve burulma yorgunluk dirençlerini taramalı elektron mikroskopuyla incelemişlerdir. ProDesign R eğe sisteminin, Reciproc ve Unicone ile karşılaştırıldığında en yüksek döngüsel yorulma direnci ve Reciproc döner sisteminin ise kırılmaya karşı daha yüksek burulma direnci gösterdiği bildirilmiştir (Alcalde ve ark 2017).

Bu çalışmada ise Unicone döner alet sisteminin burulma stresine karşı olan direnci Reciproc döner alet sisteminden daha yüksek bulunmuştur.

Silva ve ark. Unicone tekli eğe sisteminin bükülme stresine karşı direnci ve döngüsel yorgunluğunu değerlendirmek amacıyla Reciproc ve Waveone sistemler ile *in vitro* karşılaştırmışlar ve Unicone sistemin döngüsel yorgunluk direncinin diğer sistemlere göre daha düşük olduğunu saptamışlardır (Silva ve ark. 2016). Bu çalışmada

da benzer olarak bükülme ve bükülme+burulma streslerine karşı Unicone döner alet sisteminin direnci daha düşük bulunmuştur.

Bu çalışmada 3 boyutlu sonlu elemanlar modellerinin sayısal karşılaştırması, geometrik parametrelerin araçsal davranış üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Çalışılan 5 döner alet sistemi, eşdeğer büyüklükte olup, bükülme ve burulma yüklemeleri sırasında farklı mekanik davranışlara sahiptir. Her klinisyen, klinik vakaya ve üreticinin tavsiyelerine göre uygun döner alet sistemini kullanırken bu davranış farklılıklarının farkında olmalıdır.



SONUÇLAR

1. Yapılan bükülme testi sonuçlarına göre, üzerinde en az stres oluşan kanal aleti Reciproc Blue olmuştur. Reciproc Blue'yu sırasıyla WaveOne Gold, WaveOne, Reciproc ve Unicone takip etmiştir.
2. Yapılan burulma testi sonuçlarına göre burulma stresine en fazla dirençli kanal aleti WaveOne Gold olmuştur. WaveOne Gold'u sırasıyla Reciproc Blue, WaveOne, Unicone ve Reciproc takip etmiştir.
3. Yapılan burulma testi sonuçlarına göre en yüksek deformasyon WaveOne Gold kanal aletinde olmuştur. WaveOne Gold'u sırasıyla Reciproc Blue, WaveOne, Unicone ve Reciproc takip etmiştir.
4. Yapılan bükülme + burulma testi sonuçlarına bükülme + burulma stresine karşı en dirençli kanal aleti Reciproc Blue olmuştur. Reciproc Blue kanal eğesini sırasıyla WaveOne Gold, Reciproc, WaveOne ve Unicone takip etmiştir.
5. Yapılan tüm testler sonucunda, daha fazla martensitik özellik gösteren tüm kanal aletlerinde daha az stres biriktiği görölmüştür.

KAYNAKLAR

1. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. (1980) The anticurvature filling method to prepare the curved root canal. *JADA* **101**, 792-4.
2. Akpınar I, Anıl N, Parnas L. (2000) A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil*, **27**, 538–45.
3. Alaçam T, Alaçam A, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H, Erten Can H ve ark. (2012) *Endodonti*. Ankara: Özyurt Matbaacılık.
4. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, et al.(2009) Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod*, **35**, 1589–93.
5. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. (2005) SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod*, **31**, 40-3.
6. Alcalde MP, Tanomaru-Filho M, Bramante CM, Duarte MAH, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilo-Pinto J, So MVR, Vivan RR. (2017) Cyclic and torsional fatigue resistance of reciprocating single files manufactured by different nickel-titanium alloys. *J Endod*, **43(7)**, 1186-91.
7. Alcalde MP, Duarte MAH, Brameante CM, De Vasconcelos BC, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, Pinto JC, So MVR, Vivan RR. (2018) Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. *Clin Oral Investig*. 22(4), 1865-71.
8. Alexandrou G, Chrissafis K, Vasiliadis L, Pavlidou E, Polychroniadis EK. (2006a) SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*, **32(7)**, 675–9.
9. Alexandrou G, Chrissafis K, Vasiliadis L, Pavlidou E, Polychroniadis EK. (2006b) Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, **39(10)**, 770–8.
10. Alfoqom Alazemi M, Bryant ST, Dummer PM. (2015) Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization. *Int Endod J*, **48(6)**, 593-601.

11. Al-Fouzan KS. (2003) Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *Int Endod J*, **36(12)**, 864–7.
12. Al-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy R. (2010) Evaluation of cyclic flexural fatigue of Mwire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, **36**, 305–7.
13. Al-Sudani D. (2014) Topographic Analysis of HyFlex Controlled Memory Nickel-Titanium Files. *J Int Oral Health*, **6(6)**, 1-4.
14. Anderson ME, John WH, Price JWH, Parashos P. (2007) Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod*, **33(10)**, 1212–6.
15. Anusavice KJ. (1996) *Properties of dental materials. Phillip's Science of Dental Materials*. 10th ed. St. Louis Missouri: W.B Saunders Company, 58.
16. Arbab-Chirani R, Chevalier V, Arbab-Chirani S, Calloch S. (2011) Comparative analysis of torsional and bending behavior through finite-element models of 5 Ni-Ti endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **111(1)**, 115-21.
17. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC Jr. (2003) Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, **29**, 664-6.
18. Arslan H, Alsancak M, Doğanay E, Karataş E, Davut Çapar İ, Ertas H. (2016) Cyclic fatigue analysis of Reciproc R25 instruments with different kinematics. *Aust Endod J*, **42(1)**, 22-4.
19. Barbakow F, Lutz F. (1997) The ‘Lightspeed’ preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J*, **30(1)**, 46-50.
20. Bardsley S, Peters CI, Peters OA. (2011) The effect of three rotational speed settings on torque and apical force with vortex rotary instruments in vitro. *J Endod*, **37**, 860-4.
21. Basheer Ahamed SB, Vanajassun PP, Rajkumar K, Mahalaxmi S. (2018) Comparative evaluation of stress distribution in experimentally designed nickel-titanium rotary files with varying cross sections: A finite element analysis. *J Endod*, **44**, 654-8.
22. Bathe KJ (1976) *Numerical methods in finite element analysis*, First edn: Prentice-Hall.
23. Bayırlı G. (1998) *Endodontik Tedavi I*. İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi.

24. Beer R, Bauman MA. (1992) Instrumente und Materialien in der Endodontie. *Dent Mag*, **10**, 52.
25. Beer R. (1992) Instrumentierung des Wurzelkanals. *Dent Mag*, **4**, 52-61.
26. Berendt C (2007) Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. *US Patent Application* 20070072147 A1.
27. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P (2001) Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *JADA*, **14**, 324–33.
28. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A (2003) Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod*, **29**, 15-9.
29. Betti LV, Bramante CM, Quantec SC (2001) Rotary instruments versus hand files for gutta-percha removal in root canal retreatment. *Int Endod J*, **34(7)**, 514–19.
30. Bhatt A, Rajkumar B. (2019) A comparative evaluation of cyclic fatigue resistance for different endodontic NiTi rotary files: An *in-vitro* study. *J Oral Biol Craniofac Res*. **9(2)**, 119-121.
31. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Min-Kai Wu. (2009) The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation *J Endod*, **35**, 236-38.
32. Bojorquez B, Marloth RT, Es-Said OS (2002) Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis* **9**, 93-7.
33. Bonessio N, Pereira ESJ, Lomiento G, Arias A, Bahia MGA, Buono VTL, Peters OA. (2015) Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-Wire and NiTi alloys. *Int Endod J*, **48**, 441-50.
34. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD. (2003) A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod*, **29(1)**, 55-7.

35. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. (2012) Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *J Endod*, **38**, 667-9.
36. Boutsoukis C ve Lambrianidis L. *Factors affecting intracanal instrument fracture*. İçinde Lambrianidis T. (2018) Management of fractured endodontic instruments. Springer International Publishing AG; 31-61.
37. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH (2002) Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics* **28**, 567-72.
38. Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC (1963) Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Applied Physics* 34, 1475-7.
39. Bürklein S, Schafer E. (2012) Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod*, **38**, 850-2.
40. Camps J, Macouin G, Pertot WJ. (1994) Effects of the Flexogates and Canal Master U on root canal configuration in simulated curved canals. *Int Endod J*, **27**, 21-5.
41. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. (2015) Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *J Endod*, **41(4)**, 535-8.
42. Cheng R, Zhou X-D, Liu Z, Yang H, Gao Q-H, Hu T (2009) Finite element analysis of the effects of three preparation techniques on stresses within roots having curved canals. *Int Endod J*, **42**, 220-6.
43. Cheung GS, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell BW. (2007) Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *Int Endod J*, **40(3)**, 169-78.
44. Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. (2005) Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*, **38(11)**, 802-9.
45. Cheung GSP, Darvell BW. (2008) Low-cycle fatigue of rotary NiTi endodontic instruments in hypochlorite solution. *Dent Mater*, **24**, 753-9.
46. Cheung GSP. (2009) Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Top*, **16**, 1-26.

47. Chong BS, Pitt Ford TR. (1992) The role of intracanal medication in root canal treatment. *Int Endod J.* **25**, 97-106.
48. Clem WH. (1969) Endodontics: the adolescent patient. *Dent Clin North Am*, **13**, 482.
49. Coltene Endo. HyFlex CM – Controlled memory NiTi files. File sequence step by step card. 2014.
50. Craig RA. (1997). *Restorative Dental Materials*. St Louis: CV Mosby.
51. Craig RG, Powers JM. (2002) *Restorative dental materials*. 11th ed. St. Louis, Missouri: Mosby, Inc, 110-1.
52. Crump MC, Natkin E. (1970) Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc*, **80(6)**, 1341-7.
53. Çalikkocaoğlu S. (1996) Bölümlü Protezler, İstanbul Ü Basımevi.
54. Çalışkan K. (2006) *Endodontide Tanı ve Tedaviler*. İstanbul: Nobel Matbaacılık.
55. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. (2008) A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configuration. *Med Eng Phys*, **30**, 218–25.
56. Daneshmand S, Kahrizi EF, Abedi E, Abdolhosseini MM (2013) Influence of machining parameters on electro discharge machining of NiTi shape memory alloys. *Int J Electrochemical Science* **8**, 3096-104.
57. Darvell BW. (2009) *Materials science for dentistry*. Cambridge (UK): Elsevier.
58. de Almeida-Gomes F, de Matos HR, Nunes RF, Arrais AM, Ferreira-Maniglia C, de Moraes Vitoriano M, Gurgel-Filho ED. (2016) Cyclic fatigue resistance of different continuous rotation and reciprocating endodontic systems. *Indian J Dent Res*, **27(3)**, 278-82.
59. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G et al. (2017) Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files. *J Endod.* **43**, 462-6.
60. Di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L. (2006) Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J*, **39(9)**, 700–8.

61. El-Anwar MI, Mandorah AO, Yousief SA, Soliman TA, Abd El-Wahab TM. (2015) A finite element study on mechanical behavior of reciprocating dental files. *Braz J Oral Sci*, **14**, 52-9.
62. Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE. (2017) Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *Int Endod J*, **50(11)**, 1077–83.
63. Erişen R (Ed.) (2011). *Endodonti Temel İlkeler ve Uygulamalar*. İstanbul: Nobel Matbaacılık.
64. Fangli T, Maki K, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Ebihara A, Okiji T. (2019) Assessment of mechanical properties of WaveOne Gold Primary reciprocating instruments. *Dent Mater J*.
65. Fava LRG. (1983) The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. *J Endod* **10**, 491-8.
66. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. (2017) Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int. Endod. J*, **50**, 143-52.
67. Froese WJ, Schechter DS. (1981) *Sophomore Laboratory Manual*. ed. Portland OR: Oregon Health Sciences University.
68. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, DeLuca M, Teslarelli L. (2008) Fatigue resistance of engine-driven rotary Nickel-Titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*, **34(8)**, 1003-5.
69. Gambarini G. (2001a) Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Aust Endod J*, **27(3)**, 99-104.
70. Gambarini G. (2001b) Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J*, **34(5)**, 386-9.
71. Gambarini G. (2000) Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol*, **16(3)**, 95-100.
72. Gambarra-Soares T, Lopes HP, Machado Oliveira JC, Chaves Souza L, Leal Vieira VT, Elias CN. (2013) Dynamic or static cyclic fatigue tests: which best determines the lifespan of endodontic files? *ENDO (Lond Engl)*, **7(2)**, 101-4.

73. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. (2012) Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, **38**, 398-401.
74. Gavini G, Santos M, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias FF, Peters OA, Candeiro GTM. (2018) Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz. Oral Res*, **32**, 44-65.
75. Geng JP, Tan KB, Liu GR (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, **85(6)**, 585-98.
76. Geramy A, Sharafoddin F. (2003) Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Quintessence Int*, **34**, 526-33.
77. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE (1995) A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod*, **21**, 146–51.
78. Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH. (1982) Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J Endod*, **8**, 550.
79. Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Garcia Junior IR, Pesqueira AA, Haddad MF. (2009) Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *J Craniofac Surg*, **20**, 757–61.
80. Grande NM, Plotino G, Ahmed HMA (2016) The reciprocating movement in endodontics. *Endod Practice*, 28 –33.
81. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. (2006) Cyclic fatigue resistance and three dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J*, **39**, 755-63.
82. Grossman LI. (1981) *Endodontic practice*. 10th ed. Philadelphia: Lea Febiger, 200-36.
83. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. (2005) A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod*, **31(6)**, 468-70.
84. Gutmann JL, Gao Y. (2012) Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*, **45(2)**, 113-28.
85. Güngör, B.M. (2014). *Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan*

stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi, Doktora tezi, Gazi üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Ankara, 25-34.

86. Ha JH, Kwak SW, Versluis A, Lee CJ, Park SH, Kim HC. (2017) The geometric effect of an off-centred cross-section on nickel titanium rotary instruments: A finite element analysis study. *J Dent Sci*, **12**, 173-8.
87. Ha JH, Lee CJ, Kwak SW, El Abed R, Ha D, Kim HC. (2015) Geometric optimization for development of Glide Path preparation nickel-titanium rotary instrument. *J Endod*, **41**, 916-19.
88. Haapasalo M, Shen Y. (2013) Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Top*, **29(1)**, 3-17.
89. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. (1991) Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endod*, **17**, 217-20.
90. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. (1999) Dynamic and cyclic fatigue of enginedriven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, **25(6)**, 434-40.
91. Hargreaves KM, Cohen S, Berman LH (2011) *Cohen's Pathways of the Pulp*, 10th ed. St Louis: Elsevier Inc.
92. Harty FC. (1990) *Endodontics in Clinical Practice*, 3rd ed, London, UK, Wright.
93. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. (2007) A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod*, **33(6)**, 712-4.
94. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, et al. (2011) Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickeltitanium endodontic instruments. *Int Endod J*, **44(3)**, 253-258.
95. Hübscher W, Barbakow F, Peters OA. (2003) Root canal preparation with FlexMaster: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*, **36(12)**, 883-90.
96. Hülsmann M, Schinkel I. (1999) Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Endod Dent Traumatol*, **15(6)**, 252-8.

97. Hülsmann N, Peters OA, Dummer PMH. (2005) Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*, **10**, 30-76.
98. Incropera FP, Dewitt DP. (2002). *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, John Wiley, New York.
99. Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JG. (2008) *Ingle's Endodontics*. Hamilton: BC Decker Inc.
100. Ingle JI, LeVine M. (1958) The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filling materials. In: *Transactions of the 2nd international conference of endodontics*. Philadelphia: Univ. of Pennsylvania Press: 123-43.
101. Ingle JI. (1961) A standardized endodontic technique using newly designed instruments and fillings materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **14**, 83-91.
102. International Organization for Standardization *ISO 3630-1:2008 Preview Dentistry -- Root-canal instruments -- Part 1: General requirements and test methods*; 2008.
103. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. (2006) A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod*, **32(11)**, 1048-52.
104. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. (2008) Comparison between a novel nickel titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/04 rotary instruments. *J Endod*, **34(11)**, 1406-9.
105. Karataş E, Arslan H, Büker M, Seçkin F, Çapar ID. (2016) Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Int. Endod. J*, **49**, 361-64.
106. Kaval ME, Capar IC, Ertas H. (2016) Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *J Endod*, **42(12)**, 1840-3.
107. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. (2017) Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc and WaveOne Gold reciprocating instruments. *J Endod*, **43(8)**, 1360-63.
108. Kim H-C, Cheung GS-P, Lee C-J, Kim B-M, Park J-K, Kang S-I (2008) Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod*, **34**, 743-7.

109. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS et al (2012) Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod*, **38(4)**: 541–4.
110. Kim TO, Cheung GSP, Lee JM, Kim BM, Hur B, Kim HC (2009) Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J*, **42**, 14-21.
111. Kishen A, Ramamurty U, Asundi A. (2000) Experimental studies on the nature of property gradients in human dentine. *J Biomed Mater Res*, **51**, 650-9.
112. Kishore A, Gurtu A, Bansal R, Singhal A, Mohan S, Mehrotra A. (2017) Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: an in vitro study. *J Conserv Dent*, **20(3)**, 161-5.
113. Kitchens GG, Lieweh FR, Moon PC. (2007) The effect of operational speed on the fracture of nickeltitanium rotary instruments. *J Endod*, **33(1)**, 52-4.
114. Kobayashi C, Yoshioka T, Suda H. (1997) A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod*, **23(12)**, 751-4.
115. Korkmaz, T. (1995). *İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi*. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi.
116. Kosti E, Zinelis S, Molyvdas I, Lambrianidis T. (2011) Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni–Ti endodontic instruments. *Int Endod J*, **44(10)**, 917-25.
117. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L (2001) Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics* **27**, 516-20.
118. Küçükay S, Küçükay I. (1995) *Kök kanalı şekillendirme yöntemleri*. İstanbul: Basım Promat.
119. Lambrianidis T. *Introduction: Prevalance of fractured instruments*. İçinde Lambrianidis T. (2018) Management of fractured endodontic instruments. Springer International Publishing AG: 1-30.
120. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. (2003) Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*, **90**, 539–46.

121. Larsen CM, Watanabe I, Glickman G, He J. (2009) Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod*, **35(3)**, 401-3.
122. Leroy AMF, Bahia MGA, Ehrlacher A, Buono VTL. (2012) An analytical model to describe the response of NiTi rotary endodontic files in a curved root canal, *Math Sci Eng C* **32** 1594–1600.
123. Li U, Lee B, Shih C, Lan W, Lin C. (2002) Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*, **28(6)**, 448-51.
124. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT *et al.* (2010) Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* **36**, 1653-7.
125. Lopes HP, Vieira MVB, Elias CN, Siqueira JF Jr, Gonçalves LS, Vieira TLV. (2013) Location of the canal curvature and its influence on the resistance to fatigue fracture of two rotary nickel-titanium endodontic instruments. *ENDO (Lond Engl)*, **7(1)**, 53-8.
126. Machian GR, Peters DD, Lorton L. (1982) The comparative efficiency of four types endodontic instruments. *J Endod*, **8**, 398-402.
127. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJ. (2008) Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments: part 1. *Int Endod J*, **41(8)**, 693–701.
128. Marshall FJ, Pappin JB. (1980) A crown-down pressureless preparation root canal enlargement technique. *Technique Manual*. ed. Portland OR: Oregon Health Sciences University.
129. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, Rodriguez C. (2003) Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, **36(4)**, 262–6.
130. Martin H. (1974) A telescopic technique for endodontics. *J Dist Columbia Dent Soc*, **49**, 12.
131. Martin H. (1976) Ultrasonic disinfection of the root canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **42**, 92.
132. McSpadden J. (2007) *Mastering endodontic instrumentation*. Chattanooga: Cloudland Institute; p. 1–197.

133. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE (2011) Instruments, Devices and Materials. İçinde Hargreaves KM, Cohen S, Berman LH *Cohen's Pathways of the Pulp* (10th ed). St Louis: Elsevier Inc; 223-82.
134. Miao W, Mi X, Wang X, Li H. (2006) Electropolishing parameters of NiTi alloy. *Trans. Nonferrous Met. Soc. China*, **16**, 130-2.
135. Miyazaki S, Suizu K, Otsuka K, Takashima T. (1989) Effect of various factors on fatigue crack propagation rate in Ti-Ni alloys. *MRS Int Meeting on Adv Mater*, **9**, 263-8.
136. Molyvdas I, Lambrianidis T, Zervas P, Veis A. (1992) Clinical study on the prognosis of endodontic treatment of teeth with broken endodontic instruments. *Stoma*, **20**, 63-72.
137. Montalvao D, Alçada F. (2011) Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel–Titanium Files, *J Endod* **37**, 1158-61.
138. Montalvao D, Shengwen Q, Freitas M. (2014) A study on the influence of Ni-Ti M-Wire in the flexural fatigue life of endodontic rotary files by using Finite Element Analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol*, **40**, 172-9.
139. Morgan LF, Montgomery S. (1984) An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J Endod*, **10**, 491-8.
140. Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR. (2006) Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth. ABAQUS Users' conference: 329-43.
141. Mounce RE. (2008) A new method of canal enlargement. *Dent Today*, **27(5)**, 94.
142. O'brien WJ. (2002) *Dental Materials And Their Selection. Polymeric Restorative Materials*. 3.Ed, Kanada: 113–31.
143. Orstavik D. (1988) Endodontic Materials. *Adv Dent Res*, **2**, 12-24.
144. Otsuka K, Wayman CM. (1998) *Shape memory materials*. Cambridge: Cambridge Univ. Press;. Cap 1, Introduction: 1-26.
145. Ounsi HF, Nassif W, Grandini S, Salameh Z, Neelakantan P, Anil S. (2017) Evolution of nickel–titanium alloys in endodontics. *J Contemp Dent Pract*, **18(11)**, 1090-6.
146. Öztürk B, Özer F. (2004) Effect of NaOCl on bond strenghts of bonding agents pulp chamber lateral walls. *J Endod*, **30**, 362-4.

- 147.Özyürek T. (2016) Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *J Endod*, **42**, 1536-9.
- 148.Parashos P, Gordon I, Messer HH. (2004) Factors influencing defects of rotary Nickel-Titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*, **30(10)**, 722–5.
- 149.Parashos P, Messer HH. (2006) Ni Ti Rotary Instrument fracture and its consequences. *J Endod*, **32**, 1031-43.
- 150.Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. (2005) The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*, **31(2)**, 114–6.
- 151.Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M (2002) Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* **23**, 2667–82.
- 152.Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC et al. (2012) Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* **45**, 469-74.
- 153.Pereira ES, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. (2015) Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod*, **41(1)**, 67-71.
- 154.Pesqueira AA, Goiato, MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DMD, Haddad MF, Pellizzer EP. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantology*, **40(2)**, 217-28.
- 155.Peters OA. (2008) Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *ENDO (Lond Engl)*, **2(2)**, 87–104.
- 156.Peters OA, Boessler C, Paque F. (2010) Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J Endod*, **36(6)**, 1068-72.
- 157.Peters OA. (2004) Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review.*J Endod*, **30(8)**, 559–65.
- 158.Peters OA, Koka RS (2008) Preparation of Coronal and Radicular Spaces. İçinde Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JG. *Ingle's Endodontics*. Hamilton: BC Decker Inc; 877-991.

159. Peters OA, Paque F. (2010) Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int.* **41(6)**, 479-88.
160. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. (2003) ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*, **36(2)**, 93-9.
161. Phillips R. (1991) *Skinner's science of dental materials*. Philadelphia: WB Saunders Co.
162. Pirani C, Iacono F, Generali L et al. (2016) HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J* **49**, 483-93.
163. Pirani C, Ruggeri O, Cirulli PP, Pelliccioni GA, Gandolfi MG, Prati C. (2014) Metallurgical analysis and fatigue resistance of WaveOne and ProTaper nickel-titanium instruments. *Odontology*, **102**, 211-6.
164. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. (2014a) Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod*, **40**, 1451-3.
165. Plotino G, Grande NM, Mercade M, Testarelli L, Gambarini G. (2017) Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod*, **43(2)**, 200-2.
166. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. (2006) A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*, **39(9)**, 716-23.
167. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. (2014) Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*, **102(1)**, 31-5.
168. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Gastagnola R, Rosetti A, Ozyurek T, Cordaro M, Fortunato L. (2018) Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc blue nickel-titanium files at different environmental temperatures. *J Endod*. **44(10)**, 1549-52.
169. Powers JM, Sakaguchi RL. (2006). *Craig's restorative dental materials*. 12. Baski. St. Louis: Mosby: 514.

170. Prados-Privado M, Rojo R, Ivorra C, Prados-Frutos JC. (2019) Finite element analysis comparing WaveOne, WaveOne Gold, Resiproc and Resiproc Blue responses with bending and torsion tests. *J Mech Behav Biomed Mater*, **90**, 165-72.
171. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. (1997) Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, **23**(2), 77-85.
172. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. (1999) Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radiol Endod*, **88**(3), 343-7.
173. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG Jr. (1985) The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*, **11**, 203.
174. Roda SR, Gettleman BH. (2016) Nonsurgical retreatment. In: Hargreaves K, Berman LH, editors. *Cohen's pathways of the pulp*. 11th ed. St. Louis: Elsevier: 324-86.
175. Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, De Martin AS. (2011) Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, **37**(11), 1553-7.
176. Rotschild MB. (1985) The Pathfinder: a new multifunctional aid for endodontic treatment. *Dent Prac*, **23**, 22.
177. Rubo JH, Capello Souza EA. (2010) Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*, **12**, 105-13.
178. Ruddle C. (2002) Cleaning and shaping the root canal system. In: Cohen S, Burns R, eds. *Pathways of the Pulp*, 8th edn. St Louis, MO: Mosby, 231-92.
179. Ruddle CJ. (2012) Endodontic canal preparation: WaveOne single-file technique. *Dent Today*, 1-7.
180. Ruddle CJ. (2016) Single file-shaping technique achieving a gold medal result. *Dent Today*.
181. Ruddle CJ. (2005) The ProTaper technique. *Endod Topics*, **10**, 187-90.
182. Saber SEM. (2008) Factors influencing the fracture of rotary nickel titanium instruments. *ENDO (Lond Engl)*. **2**(4), 273-83.
183. Sahu GK, Consul S, Nandakishore KJ, Shubhashini N, Geeta IB, Idris Md. (2016) Rotary Endodontics or Reciprocating Endodontics: Which is New and Which is True? *J Health Sci Res*, **7**, 51-7.

- 184.Sampaio FC, Brito APP, Veloso HHP, de Alencar AHG, Estrela C. (2017) Flute and shank dimensions of reciprocating instruments before and after simulated root canal shaping. *J Contemp Dent Practice*, **18(3)**, 198-204.
- 185.Santos LA, Lopez JB, Casas EB, Bahia MGA, Buono VTL. (2014) Mechanical behavior of three nickel–titanium rotary files: a comparison of numerical simulation with bending and torsion tests, *Math Sci Eng, C 37*, 258–63.
- 186.Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. (2000) Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod*, **26**, 156-60.
- 187.Schafer E (2001) Shaping ability of Hero 642 rotary nickeltitanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **92**, 215–20.
- 188.Schafer E, Dzepina A, Danesh G. (2003) Bending properties of rotary nickel titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **96**, 757-63.
- 189.Schafer E, Lohmann D (2002) Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile - Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*, **35**, 505–13.
- 190.Schafer E, Tepel J, Hoppe W. (1995) Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J Endod*, **21**, 493-7.
- 191.Schilder H. (1974) Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*, **18**, 269–96.
- 192.Seidler B. (1956) Root canal fillings: an evaluation and method. *JADA* **53**, 567-76.
- 193.Sepic AO, Pantera EA, Neaverth EJ, Anderson RW. (1989) A comparison of Flex-R files and K-type files for enlargement of severely curved molar root canals. *J Endod*, **6**, 240-5.
- 194.Serene TP, Adams JD, Saxena A. (1995) Nickel-titanium instruments. Applications in endodontics. St. Louis, MO: Ishiyaku EuroAmerica, Inc.
- 195.Shemesh H, Bier CAS, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. (2009) The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*, **42(3)**, 208-13.

196. Shen Y, Haapasalo M, Cheung GS, Peng B. (2009) Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *J Endod*, **35(1)**, 129–32.
197. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang ZJ, Maezono H, Haapasalo M. (2016) Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *J Endod*, **42(6)**, 961-4.
198. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M (2011) Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, **37(7)**, 997-1001.
199. Shen Y, Zhou HM, Wang Z, Campbell L, Zheng YF, Haapasalo M. (2013b) Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod*, **39(7)**, 919–23.
200. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. (2013) Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* **39**, 163-72.
201. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. (2013a) Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*, **39(2)**, 163–72.
202. Shim KS, Oh S, Kum K, Kim YC, Jee KK, Chang SW. (2017) Mechanical and metallurgical properties of various nickel-titanium rotary instruments. *Biomed Res Int*, 4528601.
203. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC (1997) A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod*, **23**, 503–7.
204. Silva EJ, Villarino LS, Vieira VT, Accorsi-Mendonça T, Antunes HD, De-Deus G, Lopes HP. (2016) Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc, Unicone and WaveOne reciprocating instruments. *Endod*, **42(12)**, 1789-93.
205. Singh S, Maheshwari S, Pandey PC (2004) Some investigations into the electric discharge machining of hardened tool steel using different electrode materials. *J Materials Processing Techn* **149**, 272-7.
206. Spagnuolo G, Ametrano G, D'Anto V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, Amato M. (2012) Effect of autoclaving on the surfaces of TiN-coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, **45(12)**, 1148–55.

207. Spili P, Parashos P, Messer HH. (2005) The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*, **31(12)**, 845–50.
208. Srirekha A, Bashetty K. (2010) Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J dental research*, **21**, 425-32.
209. Sundqvist G, Figdor D. (1998) Endodontic treatment of apical periodontitis. In: Orstavik D, Pitt Ford TR eds, *Essential Endodontology*. Oxford: Blackwell sci.
210. Thresher RW, Saito GE. (1973) The stress analysis of human teeth. *J Biomech*, **6**, 443-9.
211. Thierry B, Tabrizian M, Savadogo O, Yahia LH. (2000) Effects of sterilization processes on NiTi alloy: surface characterization. *J Biomed Mater Res*, **49(1)**, 88–98.
212. Thompson SA. (2000) An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, **33(4)**, 297–310.
213. Torabinejad M. (1994) Passive step-back technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **77**, 398.
214. Tzanetakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou DV, Marzelou MP. (2008) Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *J Endod*, **34(6)**, 675–8.
215. Ulusoy M, Aydın A (2003) *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. 2. Baskı. Ankara Üni Diş Hek Fak Yayınları, Ankara.
216. Ullmann CJ, Peters OA. (2005) Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, **31(3)**, 183–6.
217. Ungerechts C, Bardsen A, Fristad I. (2014) Instrument fracture in root canals – where, why, when and what? A study from a student clinic. *Int Endod J*, **47(2)**, 183–90.
218. Uysal Kaptan F (2014). Kök Kanallarının İrrigasyonu. İçinde Aşçı SK. *Endodonti İstanbul*: Quintessence Yayıncılık; 415-36.
219. Uysal Kaptan F, Kayataş M (2014). Kök Kanalı Medikamentleri. İçinde Aşçı SK. *Endodonti İstanbul*: Quintessence Yayıncılık; 437-60.
220. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. (2008) Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickeltitanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod*, **34(7)**, 859–62.

221. Varela-Patino P, Martin Biedma B, Rodriguez N, Cantatore G, Malentaca A, Ruiz-Pinon M. (2008) Fracture rate of nickel-titanium instruments using continuous versus alternating rotation. *Endod Pract Today*, **2(3)**, 193-7.
222. Varelo-Patino P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. (2010) Alternating versus continuous rotation: A comparative study of the effect on instrument life. *J Endod*, **36(1)**, 157-9.
223. Versluis A, Messer HH, Pintado MR (2006) Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*, **39**, 931-9.
224. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y (2008) Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*, **36**, 463-71.
225. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. (1988) An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, **14**, 346-51.
226. Wang NN, Ge JY, Xie SJ, Chen G, Zhu M. (2014) Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: a retrospective clinical study. *Cell Biochem Biophys*, **70(2)**, 1091-5.
227. Ward JR, Parashos P, Messer HH. (2003) Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *J Endod*, **29(11)**, 756-63.
228. Webber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, West J (2011) The WaveOne single reciprocating file system. *Int Dent*, **2(1)**, 26-35.
229. Webber J. (2015) Shaping canals with confidence: WaveOne Gold single-file reciprocating system. *Int Dent*, **6(3)**, 6-17.
230. Weine FS, Healey HJ, Gerstein H, Evanson L. (1970) Pre-curved files and incremental instrumentation for root canal enlargement. *J Can Dent Assoc*, **36**, 155.
231. Wildey WL, Senia ES. (1989) A new root canal instrument and instrumentation technique: A preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **67**, 198-207.
232. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, et al. (2006) Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod*, **32(12)**, 1139-41.
233. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. (2011) Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *J Endod*, **37(6)**, 758-63.

234. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. (2006) Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel–titanium root canal instruments with different cross-sections, *J Endod*, **32**, 372–5.
235. Yaman SD. (2002) Endodontide kullanılan kök kanal aletleri. *GÜ Dişhek Fak Derg*, **19(1)**, 51-7.
236. Yang J, Xiang HJ. (2007) A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech*, **40**, 2377–85.
237. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. (2003) An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*, **36**, 764-9.
238. Yared G. (2008) Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*, **41**, 39–44.
239. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P, Kulkarni GK. (2002) Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of greater taper files. *Int Endod J*, **35(1)**, 7–12.
240. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. (2000) Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J*, **33(3)**, 204–7.
241. Yiğit Özer S (2014). Kök Kanalinın Mekanik Şekillendirilmesi. İçinde Aşçı SK. *Endodonti İstanbul: Quintessence Yayıncılık*; 385-405.
242. Zehnder M. (2006) Root canal irrigants. *J Endod*, **32(5)**, 389–98.
243. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. (2002) The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod*, **28(7)**, 540–54.
244. Zhang EW, Cheung GS, Zheng YF (2010) Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod*, **36**, 1394-8.
245. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. (2016) Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, **49(10)**, 990–5.
246. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. (2013) Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *J Endod*, **39(3)**, 385–8.

247. Zhou H, Peng B, Zheng YF (2013) An overview of the mechanical properties of nickel titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics* **29**, 42-54.
248. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M (2012) Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod* **38**, 1535-40.
249. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZ (2005) *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals*, Sixth edn: Butterworth-Heinemann.
250. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. (2007) The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **103**, 843-7.
251. Zinelis S. *Mechanisms of instrument failure*. İçinde Lambrianidis T. (2018) Management of fractured endodontic instruments. Springer International Publishing AG; 61-74.
252. Zupanc J, Vahdat-Pajouh, N, Schafer E. (2018) New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *Int Endod J*, **51**, 1088–103.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI RESİPROKAL DÖNER ALET SİSTEMLERİNİN ÇALIŞMASI SIRASINDA ORTAYA ÇIKAN KUVVETLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

%4 BENZERLİK ENDEKSİ	%2 İNTERNET KAYNAKLARI	%0 YAYINLAR	%3 ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
--------------------------------	-------------------------------------	-----------------------	-------------------------------

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%1
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1
3	doaj.org İnternet Kaynağı	<%1
4	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
5	Submitted to Beykent Universitesi Öğrenci Ödevi	<%1
6	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	<%1
7	Arbab-Chirani, R.. "Comparative analysis of torsional and bending behavior through finite-element models of 5 Ni-Ti endodontic	<%1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Alper Can	Soyadı	Topuz
Doğ.Yeri	Gölcük	Doğ.Tar.	09.06.1987
Email	alpercantopuz@gmail.com	Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012
Lise	Karamürsel Lisesi	2004

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Diş Hekimi	Özel Beray Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği / Pendik	2012 -2013
2.	Diş Hekimi	Özel Akdeniz Estetik Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi / Maltepe	2012 – 2012
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Orta	Orta	Orta		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Adobe Photoshop	İyi
Ansys Workbench	Orta
MS Office	Çok iyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):