



**KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRMESİNDE
DÖNER NİKEL-TİTANYUM ENDODONTİK
ALETLERİN ÜÇ BOYUTLU
DİNAMİK MODELLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Halil İbrahim AKKOÇ

Danışman

Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Ekim 2023

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRMESİNDE
DÖNER NİKEL-TİTANYUM ENDODONTİK ALETLERİN
ÜÇ BOYUTLU DİNAMİK MODELLENMESİ

Halil İbrahim AKKOÇ

Danışman

Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Ekim 2023

TEZ ONAY SAYFASI

Halil İbrahim AKKOÇ tarafından hazırlanan “Kök Kanal Şekillendirmesinde Döner Nikel-Titanyum Endodontik Aletlerin Üç Boyutlu Dinamik Modellenmesi” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 12 / 10 / 2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ

Başkan : Doç. Dr. Ömer EKİCİ
Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Özgür VERİM
Afyon Kocatepe Üniversitesi,
Teknoloji Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun
..... / / tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. Bekir YALÇIN
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

12 / 10 / 2023

Halil İbrahim AKKOÇ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRMESİNDE DÖNER NİKEL-TİTANYUM ENDODONTİK ALETLERİN ÜÇ BOYUTLU DİNAMİK MODELLENMESİ

Halil İbrahim AKKOÇ

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ

Kök kanal şekillendirilmesinde sıklıkla kullanılan Nikel-Titanyum döner eğeler, zaman zaman kök kanallarında kırılabilmektedir. Döner eğelerdeki öngörülemez bu kırıklar, diş yapısını zayıflatıp kanal tedavisinin başarısını önemli ölçüde azaltmaktadır. Eğelerin geometrik tasarımında iyileştirmeler yaparak, maruz kaldıkları eğilme, burulma ve yorulma dirençlerini daha iyi hale getirmek mümkündür. Bu çalışmada, kök kanal tedavisi sırasında egede meydana gelen gerilme, şekil değiştirme ve yorulma ömürleri sonlu elemanlar yöntemiyle modellenmiştir. Sonlu elemanlar analizlerinde, eğenin yaptığı dönme ve öteleme hareketi dikkate alınarak dinamik modelleme şartlarında çözümler gerçekleştirilmiştir. Çalışmada dört farklı ege kesiti, üç farklı kök kanal eğrilik açısı, iki farklı helis adımı dikkate alınmıştır. Elde edilen sonuçlar, dışbükey üçgen kesitli eğelerin daha az maksimum gerilmelere maruz kaldığı, bu kesitli eğelerin yorulma ömürlerinin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Ek olarak, kök kanallarındaki eğrilik açısının artmasının, eğelerin yorulma ömrünü olumsuz etkilediği tespit edilmiştir. Bu nedenle, yüksek eğriliğe sahip kök kanallarındaki tedavinin çok daha dikkatli bir şekilde gerçekleştirilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Ayrıca, egedeki hatvenin artışının maksimum gerilmeyi arttırdığı, buna bağlı olarak eğelerin ömrünü azalttığı tespit edilmiştir.

2023, x + 106 sayfa

Anahtar Kelimeler: Endodontik döner alet, Kök kanal şekillendirmesi, Sonlu elemanlar analizi, Nikel-Titanyum, Şekil hafızalı alaşım.

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

THREE-DIMENSIONAL DYNAMIC MODELING OF ROTARY NICKEL-TITANIUM ENDODONTIC INSTRUMENTS USED IN ROOT CANAL PREPARATION

Halil İbrahim AKKOÇ

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Kubilay ASLANTAŞ

Ni-Ti rotary instruments which are frequently used in root canal shaping, can occasionally break in root canals. These unpredictable fractures in instruments weaken the tooth structure and this situation significantly reduces the success of root canal treatment. By making improvements to the geometric design of instruments, we can make it better the bending, torsion and fatigue resistance to which they are exposed. In this study, the stress, deformation and fatigue life of the file during root canal treatment were modeled with the finite element method. In finite element analyses, solutions were realized under dynamic modeling conditions by taking into account the rotation and translation movement of the instrument. In the study, four different file cross-sections, three different root canal curvature angles and two different pitches were taken into consideration. The results obtained showed that files with convex triangular cross-sections were subjected to less stress and that files with this cross-section had higher fatigue life. In addition, the increase in the angle of curvature in the root canals adversely affects the fatigue life of the instruments. Therefore, it was concluded that the treatment in root canals have high curvature should be carried out much more carefully. In addition, it has been determined that increasing the file pitch increases the maximum stress and accordingly reduces the life of the instruments.

2023, x + 106 pages

Keywords: Rotary endodontic instrument, Root canal preparation, Finite element analysis, Nickel-Titanium, Shape memory alloy.

TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ'a teşekkür ederim.

Bu araştırma boyunca maddi ve manevi desteklerinden dolayı sevgili eşim Hemşire Merve AKKOÇ'a teşekkür ederim.

Halil İbrahim AKKOÇ
Afyonkarahisar 2023

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	Sayfa
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ	3
2.1 Endodonti.....	5
2.2 Kök Kanal Tedavisi	8
2.2.1 Diş Kanalı Doldurma Yöntemleri	10
2.2.2 Kök Kanal Tedavisinin Önemi ve Kök Kanal Çeşitleri.....	10
2.3 Kök Kanal Şekillendirmesinde Kullanılan Aletlerin Tarihçesi	15
2.3.1 El aletleri	17
2.3.2 Paslanmaz Çelik Aletler	17
2.3.3 Nikel-Titanyum Aletler	19
2.3.4 Mevcut Döner Eğe Sistemleri	21
2.4 Ni-Ti Alaşımı ve Ni-Ti Eğelerin İmalatı	24
2.4.1 Nikel-Titanyum Alaşımı	24
2.4.2 Nikel-Titanyum Eğelerinin İmalatı	29
2.5 Eğelerin Kırılması.....	31
2.5.1 Diş Hekiminin Tecrübesizliğinden Kaynaklanan Kırılmalar.....	33
2.5.2 Tasarım Hatalarından Kaynaklanan Kırılmalar	33
2.5.3 Diş Kanalının Anatomik Yapısından Kaynaklanan Kırılmalar	34
2.5.4 Eğenin Kullanım Ömrüne Bağlı Kırılmalar	36
2.5.5 Motor Hızından Kaynaklanan Kırılmalar	36
2.5.6. Eğe Metalurjisinden Kaynaklanan Kırılmalar	37
2.6 Endodontik Eğelerin Tasarım Parametreleri.....	38
2.7 Teorik Olarak Endodontik Aletlerin Modellenmesi	45
2.7.1 Eğilme Yükleme Sınır Koşulu.....	45
2.7.2 Burulma Yükleme Sınır Koşulu	47

2.7.3 Burulma ve Eğilme Yükleme Sınır Koşulu.....	48
2.7.4 Kök Kanalı Modellemesi	48
2.8 Endodontide Sonlu Elemanlar Yöntemi	50
3. MATERYAL ve METOT	60
3.1 Diş Kök Kanalı Modellemesi	60
3.2 Endodontik Döner Eşelerin Modellemesi	62
3.3 Malzeme Tanımlamalarının ve Sonlu Elemanlar Ağının Oluşturulması.....	64
3.4. Yükleme ve Sınır Koşullarının Uygulanması.....	67
4. BULGULAR	70
4.1 Kanal Geometrisinin Eşelerde Oluşan Gerilmeye Etkisi	70
4.2 Eğe Kesit Geometrisinin Gerilme Üzerindeki Etkisi.....	74
4.3 Eğe Hatvesinin Etkisi.....	79
4.4 Eğenin Yorulma Ömrünün Modellemesi.....	82
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	85
6. KAYNAKLAR.....	88
ÖZGEÇMİŞ.....	106

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

°	Derece
r	Eğrilik yarıçapı
θ	Eğrilik açısı
σ	Gerilme
S-N	Gerilme-çevrim sayı
ε-N	Gerinim ömrü
M _s	Martensitik faz başlangıç sıcaklığı
M _f	Martensitik faz bitiş sıcaklığı
MPa	MegaPascal
mm	Milimetre
N·mm	Moment
N	Newton
N.m	Newton-metre
A _s	Östenit faz başlangıç sıcaklığı
A _f	Östenit faz bitiş sıcaklığı
Pa	Pascal
°C	Santigrat derece
μ	Sürtünme katsayısı
%	Yüzde

Kısaltmalar

ANSYS	Analysis Numerical System
DSC	Diferansiyel Tarama Kalorimetre
FEM	Finite Element Method
CAD	Computer Aided Design
ISO	International Organization for Standardization
Mikro-CT	Micro Computed Tomography
MÖ	Milattan Önce
Ni-Ti	Nikel-Titanyum
RPM	Revolutions per Minute
SEM	Scanning Electron Microscope
SEY	Sonlu Elemanlar Yöntemi

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 Diş anatomisinin temsili şekli.	7
Şekil 2. 2 Kök kanal hazırlanması ve doldurulması.	9
Şekil 2. 3 Kök kanal tedavisi; (a) Üst görünümü, (b) Kesit görünümü.	12
Şekil 2. 4 Dar ve kalsifiye kanal yapısı.	14
Şekil 2. 5 C şekilli kanal.	14
Şekil 2. 6 S şekilli kanal.	15
Şekil 2. 7 Gates Glidden kanal aleti.	16
Şekil 2. 8 K tipi eğe gövde ve kesit görüntüsü.	18
Şekil 2. 9 Hedström eğe gövde ve kesit görüntüsü.	19
Şekil 2. 10 Reamer eğe gövde ve kesit görüntüsü.	19
Şekil 2. 11 Revo-S eğeleri.	22
Şekil 2. 12 One Curve eğesi.	23
Şekil 2. 13 Nikel-Titanyum alaşımlarının süper elastikiyet etkisinin gösterimi.	26
Şekil 2. 14 Gerilme sonucu meydana gelen faz dönüşümleri.	26
Şekil 2. 15 Şekil hafızası etkisinin gösterilmesi.	27
Şekil 2. 16 DSC grafiğinde M_s , M_f , A_s ve A_f sıcaklık değerlerinin gösterimi.	29
Şekil 2. 17 Endodontik eğe taşıma makinesi.	29
Şekil 2. 18 Kök kanalı içerisinde kırık eğe parçası.	32
Şekil 2. 19 Eğrilik yarıçapı ve eğrilik açısı gösterimi.	35
Şekil 2. 20 Endomotor ve Ni-Ti eğe sistemi.	37
Şekil 2. 21 Değişken konikliğe sahip döner eğe görüntüsü.	39
Şekil 2. 22 Aktif uç ve pasif uç gösterimi.	41
Şekil 2. 23 Değişken konikliğin gösterimi.	42
Şekil 2. 24 Endodontik bir eğenin geometrik parametreleri.	42
Şekil 2. 25 Eğe kesit alanı tasarım örnekleri.	44
Şekil 2. 26 Standart kanal eğesi.	45
Şekil 2. 27 Sonlu elemanlar modellemesi için dikkate alınan iki ana eğilme koşulu. ...	46
Şekil 2. 28 Sonlu elemanlar modellemesi için dikkate alınan üç ana burulma koşulu. .	47
Şekil 2. 29 Eğe ve kök kanal modellemesi.	48
Şekil 2. 30 Kök kanal modellemesi.	48
Şekil 2. 31 Sonlu elemanlar yöntemi ile diş ve çene yapısının gösterimi.	51
Şekil 2. 32 Katı model örneği.	55

Şekil 2. 33 Sonlu elemanlar ağı oluşturulmuş eğe model örneği.	56
Şekil 2. 34 Yükleme ve sınır koşulları.	57
Şekil 2. 35 Yükleme ve sınır koşulları yapılmış eğe model örnekleri.	59
Şekil 3.1 Kanal geometrisi parametreleri (a) eğrilik açısı, (b) eğrilik yarıçapı, (c) kanal yüzeyi.	61
Şekil 3.2 Kök kanalları (a) $\theta = 30^\circ$, $r = 10$ mm; (b) $\theta = 45^\circ$, $r = 10$ mm; (c) $\theta = 60^\circ$, $r = 10$ mm.	61
Şekil 3.3 Solidworks programında tasarlanan tüm eğelerin ortak olan ölçüleri.	62
Şekil 3.4 Çalışma kapsamında kullanılan eğe kesitleri (a) dışbükey üçgen, (b) s-tipi, (c) üçlü helis, (d) içbükey üçgen kesit.	63
Şekil 3.5 Solidworks programında montaj ilişkisi verilmesi.	64
Şekil 3.6 Mesh boyutlarına karşılık gelen maksimum gerilme değerleri.	66
Şekil 3.7 Ansys programında oluşturulmuş sonlu elemanlar ağı boyutları.	67
Şekil 3. 8 Modellemede kullanılan temas elamanları ve sürtünmeli temas koşulunun detayları.	68
Şekil 3.9 Kanal aletinin y ekseninde dönme ve ilerleme hareketi.	69
Şekil 4.1 30° 'lik kanal geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.	71
Şekil 4.2 45° 'lik kanal geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.	72
Şekil 4.3 60° 'lik kanal geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.	72
Şekil 4.4 Farklı kanal geometrisinde eğe modellerinde oluşan maksimum gerilme değerleri.	73
Şekil 4. 5 Farklı kanallardaki eğelerin eşdeğer gerilmelerinin zamana bağlı değişimi.	74
Şekil 4. 6 S-tipi kesitli eğe geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.	75
Şekil 4. 7 Üçlü helis kesitli eğe geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.	76
Şekil 4. 8 İçbükey üçgen kesitli eğe geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.	77
Şekil 4. 9 Farklı eğe geometrisinde eğelerin eşdeğer gerilmelerinin zamana bağlı değişimi.	78
Şekil 4. 10 Farklı eğe geometrisinde eğe modellerinde oluşan maksimum gerilme değerleri.	79
Şekil 4. 11 3 mm hatveli eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.	80
Şekil 4. 12 Farklı hatve değerlerindeki eğelerde oluşan maksimum gerilme değerleri.	81
Şekil 4. 13 Farklı eğe hatvesinde eğelerin eşdeğer gerilmelerinin zamana bağlı değişimi.	81
Şekil 4. 14 Ni-Ti gerilme- şekil değiştirme, gerilme çevrim sayısı eğrileri.	83
Şekil 4. 15 Farklı kanal eğimlerindeki eğelerdeki çevrim sayıları.	83

Şekil 4. 16 Farklı kesit geometrili eğelerdeki çevrim sayıları.....	84
Şekil 4. 17 Eğedeki hatve değerinin eğe ömrü üzerindeki etkisi.	84



ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 Farklı çalışmalarda kullanılan eğme koşulları.	46
Çizelge 2.2 Burulma testi için tork değerleri.	47
Çizelge 2.3 Çeşitli kök kanal geometrileri.	50
Çizelge 3.1 Nikel-Titanyum malzeme özellikleri.	65
Çizelge 3.2 Diş kanalı malzeme özellikleri	65



1. GİRİŞ

Endodonti, diş hekimliğinin önemli bir dalıdır ve dişin kök kanalını etkileyen hastalıkların teşhis ve tedavisiyle ilgilenir. Kök kanal tedavisinin başarısı, kök kanallarının etkili bir şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesinin sonrasında o dişin uzun süre boyunca sağlıklı bir şekilde işlevini gerçekleştirmesine bağlıdır (Estrela vd. 2008). Kök kanal şekillendirme işlemi, enfekte olmuş pulpa dokusunun uzaklaştırılması ve kök kanalının şekillendirilerek dezenfekte edilmesini içerir. Şimdiye kadar kök kanallarındaki inorganik ve organik doku artıklarını ve mikroorganizmaları uzaklaştırmak, kök kanallarının uygun bir şekilde doldurulabilmesi için gereken alanı oluşturmak için çeşitli aletler kullanılmıştır (Bergmans vd. 2001).

Bu aletlerden en uygunu kök kanal sistemini anatomik olarak doğru bir şekillendirme yapan özel Nikel-Titanyum (Ni-Ti) endodontik aletler kullanmaktır. Geleneksel olarak, endodontik aletler paslanmaz çelikten üretilmiştir. Ancak son yıllarda döner Ni-Ti aletler endodonti uygulamalarında yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Döner Ni-Ti aletlerin esnekliği, şekil hafızalı olarak kullanılıyor olması ve korozyon direnci kök kanalını daha verimli bir şekilde şekillendirmeye olanak tanır (Otsuka ve Wayman 1998). Bu da tedavi süresini kısaltır ve başarı oranını artırır. Ancak Nikel-Titanyum döner aletlerin tedavi esnasında kırılma olasılıkları bulunmaktadır (Schafer ve Schlingmann 2003). Kök kanal tedavisi esnasında kanalın anatomik olarak eğimli olması sebebiyle, döner eğelerde basma ve çekme gerilmeleri oluşmaktadır. Bu gerilmeler periyodik şekilde devam ettiğinden döngüsel yorgunluk oluşmaktadır. Devam eden işlem boyunca bu tekrarlı yükler aleti zayıflatmakta ve kırılma gerçekleşmektedir. (Roda-Casonova vd. 2022)

Kök kanal şekillendirmesi sürecinde, doğru alet seçimi ve kullanımı büyük önem taşır. Ancak, döner Ni-Ti aletlerin karmaşık geometrileri ve tasarımları nedeniyle bu aletlerin üretimi ve kalitesinin kontrolü zorlu bir süreçtir. Ayrıca, döner Ni-Ti aletlerin kullanımı sırasında ortaya çıkabilecek olası komplikasyonları önlemek için operatörlerin aletin davranışını ve sınırlarını anlamaları gerekmektedir.

Bu çalışmada nümerik modelleme tekniği ile çözüm yapan ve ticari bir yazılım olan

Ansys (Analysis Numerical System) yazılımı kullanılmıştır. Tasarımlar Solidworks programında yapılmıştır. Eğe geometrileri ve kanal geometrileri gerçek klinik koşullarına uygun şekilde modellenmiştir. Kök kanal temizliği benzetimi için doğrusal olmayan (non-lineer) çözüm yapılmıştır. Endodontik döner eğe ile kök kanalı arasındaki sürtünme hesaba katılmıştır. Klinik koşullarda kullanılan endodontik motorların çalışma hız değerleri dikkate alınmıştır.

Farklı geometrik tasarımların eğelerde oluşan gerilmeler üzerindeki etkisi incelenmiştir. Bu amaçla beş farklı geometrik tasarım ve bununla birlikte kesit geometrisi, kanal geometrisi ve hatve unsurları nümerik çözümde dikkate alınmıştır. Ayrıca kanal geometrisinin, alet kullanım ömrü üzerindeki etkisinin belirlenmesi için yorulma ömür analizleri gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmadan elde edilen bilgiler hem eğe üreticileri hem de diş hekimleri için teorik bir bilgi sunması açısından önemli olduğu düşünülmektedir.

Bu çalışmada, iki farklı nikel-titanyum alaşımından üretilmiş döner eğelerin kök kanal tedavisi sırasındaki maruz kaldıkları gerilme ve şekil değiştirme davranışı nümerik olarak araştırılmıştır. Eğelerin kırılmasında etkin rol oynayan geometrik parametrelerin (kanal eğim açısı, eğe kesit geometrisi, eğe hatvesi) gerilme dağılımı üzerindeki etkisi elde edilmiştir. Ayrıca gerilme değerlerine bağlı olarak, eğenin gerçek çalışma koşullarındaki (dönerek eğilme zorlanması) yorulma ömrü de teorik olarak modellenmiştir. Eğede meydana gelen gerilmeleri analiz etmek üzere gerçekleştirilen çalışmaların büyük çoğunluğu, gerçek zorlanma şartlarını dikkate almamakta ve çoğunlukla eğe kesitindeki gerilmeleri statik olarak hesaplamak için sadece eğilme ve burulma momenti uygulamaktadır. Oysa bu çalışmada eğe bir kanal içerisinde dönerek ilerlemektedir. Bu modelleme sayesinde, eğenin üzerinde meydana gelen gerilmelerin gerçeğe daha yakın olduğu düşünülmektedir. Ayrıca gerilme değerlerine bağlı olarak yapılan ömür hesaplamalarının da daha gerçekçi olduğunu söylemek mümkündür. Modelleme sonuçlarının deneysel çalışmalarla karşılaştırmak adına bir deney düzeneği kurma imkânı olmadığından herhangi bir kıyaslama imkanının olmaması çalışmanın bir eksik yönü olarak belirtilmesi gerekir.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

Son yıllarda tıp, mühendislik, elektronik, bilgi teknolojisi gibi çeşitli alanlarda meydana gelen teknolojik gelişmeler, daha önce birbirleriyle ilişki kurmakta güçlük çekilen alanlar arasında daha fazla etkileşimi mümkün kılmıştır. Tıp ve mühendislik günümüzde o kadar yakın bir ilişkiye sahipler ki, yeni bir bilgi alanı olan biyomühendisliğin doğmasına neden oldular. Biyomühendislik; ortopedik implantlar, protezler, klinik muayene ekipmanları, ameliyat aletleri alanında yeni teknolojilerin geliştirilmesine yardımcı olur. Bu, ciddi hastalıkları veya yaralanmaları olan hastaların tedavisinde ve iyileşmesinde tıbbı yardımcı olmayı amaçlayan ekipman geliştirmeyi amaçlamaktadır. Tıpta olduğu gibi diş hekimliği de biyomühendislik ile yoğun bir şekilde gelişmektedir.

Diş hekimliği alanında, implantlar ve protezler gibi konularda birçok bilimsel çalışmanın yapıldığı bilinmektedir (Yang vd. 2007). Bu alanda, mühendislik araçlarından biri olan Sonlu Elemanlar Yöntemi (SEY) gibi yöntemler kullanılarak yapılan araştırmalar yaygındır. SEY, implant ve protez yapılarında gerilim ve deformasyon dağılımının nasıl olduğunu, özellikle bu gerilim ve deformasyonların biyolojik yapılar üzerinde nasıl etkili olduğunu anlamak için kullanılır (Bahrami vd. 2014). Mekanik yapılar ile biyolojik yapılar arasındaki etkileşim daha etkili ürünlerin geliştirilmesine olanak sağlar. Son yıllarda, implant yerleştirme ameliyatlarında temel bir rol oynamasının yanı sıra, hastaların tedavisinde ana araç olarak kullanılan endodonti gibi alanlarda da yeni aletlerin geliştirilmesi önemli bir hale gelmiştir. Bu nedenle dental aletlerin geliştirilmesi ve iyileştirilmesi, dental endüstride büyük bir araştırma ve geliştirme faaliyeti alanıdır (Bonessio vd. 2015).

Endodonti, dişlerin iç kısmında yer alan pulpa dokusundaki canlı veya ölmüş doku değişikliklerinin tedavi edilmesiyle ilgilenen bir diş hekimliği branşıdır. Bu tedavi sayesinde dişin çevresindeki dokuların sağlığı korunarak dişin fonksiyonunu sürdürmesi sağlanır. Tedavinin tüm aşamaları birbiriyle bağlantılı olduğundan başarılı bir endodontik tedavi için dikkate alınması gereken birçok faktör vardır. Bu adımlardan biri de kök kanal hazırlığıdır (Bürklein vd. 2012). Diş kök kanalının hazırlanması zor olduğu için farklı aletler kullanılabilir. Bu aletlerin rijitliklerini etkileyen çok çeşitli geometriler ve

alaşım lar vardır. Diş hekiminin bu aletleri tanınması ve hangisinin en uygun olduğunu seçmesi gerekir. Böylece, orijinal anatomiden büyük sapmalar olmadan diş kök kanalının hazırlanması sağlanır ve eğenin kırılma riski azaltılır (De-Deus vd. 2014).

Bu eğelerin çeşitliliği nedeniyle her bir modelin kullanım sırasında nasıl davrandığını gösteren çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Standart bir kök kanalı hazırlanarak farklı eğelerin kullanıldığı fiziksel testler gerçekleştirilebilir ya da sonlu elemanlar yöntemi kullanılabilir. Sonlu elemanlar yöntemi bir yapı veya sistemdeki gerilimleri ve deformasyonları analiz etmek için kullanılan bir sayısal yöntemdir. Bu yöntem, bir yapı veya sistemi sayısız küçük elemana böler ve bu elemanların davranışını hesaplar. Bu sayede bir yapı veya sistemin gerilme ve deformasyon dağılımı hakkında ayrıntılı bilgi elde edilebilir (Montalvão vd. 2014).

Yöntemin hassasiyeti, kuvvet ve şekil değiştirmenin gerçek koşullarını yapabilen modeller oluşturma yeteneği, birçok problemi doğru bir şekilde çözme imkânı sağlar (El-Anwar vd. 2016). Bu yöntem sayesinde çalışılan sistemin geometrisi, malzemesi, sınır koşulları ve uygulanan kuvvetler gibi parametreleri kolaylıkla değiştirilebilir ve problem hızlı bir şekilde incelenebilir. Ayrıca sonlu elemanlar yönteminin kullanımı, deney ekipmanlarının satın alınması ve aletlerin kullanımını gerektirmediğinden deneysel çalışmalar yapmaktan daha ekonomiktir (Bonessio vd. 2015).

Endodontik eğe; helisel oluğa sahip olan konik matkap ucu şeklinde bir alettir. Bu oluklara yiv denir ve diş hekimlerine kanal içindeki artıkların ve enfeksiyonun dışarı çıkarılarak temizlenmesine ve şekillendirmesine yardımcı olurlar (Capar vd. 2014). Endodontik eğe; enfekte dokular, besin artıkları ve ağız sıvıları ile dolu eğimli bir kök kanalında dönerken kilitlenme gerilimine maruz kalır dönme hareketini serbestçe gerçekleştiremez ve dirençle karşılaşır. Kanalin alet üzerindeki kilitlenme eylemi, aletin yorulma hasarına yol açar (Shen vd. 2013).

Endodontik eğenin ömrünü belirlemek için tork yorulma testleri yapılır. Böylece, eğenin ne kadar süre kullanılabileceği belirlenebilir ve eğenin yorulma hasarı nedenleri tespit edilebilir ya da sonlu elemanlar yöntemi ile kanal temizliği benzetimi yapılabilir.

2.1 Endodonti

Endodonti, dişlerin içindeki kanalların anatomisi, doku yapısı, fizyolojisi ve bu kanallarla ilişkili hastalıkların sebepleri, önlenmesi, teşhisi ve tedavisi ile ilgilenen diş hekimliği dalıdır. İlk endodontik tedavi 2000 sene öncesine kadar gitmektedir. Bu yıllarda endodontik tedavi için bronzdan yapılmış ince bir çubuklar kullanılmıştır. 1800'lü yıllara gelindiğinde ise Maury (1786–1840) tel çubuğu döndürerek pulpadaki sinirleri almıştır. Zaçyağı ve nitrik asitle canlı hücreleri dağılayarak endodontik tedavi yapmaya çalışmıştır (Uzel 2000). Endodontik tedavinin amaçları arasında, hasarlı pulpaya sahip bir dişin uzun süreli korunması, çevre dokuların zarar görmesinin önlenmesi ve mevcut patolojik değişikliklerin iyileştirilmesi yer alır (Hülsmann 2008).

Diş kök kanalları, dişin iç kısmında bulunan karmaşık bir üç boyutlu yapıdır ve çevre dokulara açıktır. Kök kanalı içindeki pulpa ve çevreleyen dentin, gelişimsel ve fonksiyonel olarak bir bütün oluştururlar. Pulpa, kan damarları, lenf damarları ve sinir lifleri ile birlikte bağ dokusundan oluşur. Çevresindeki diş sert dokusu pulpa odası olarak adlandırılır. Endodonti, genellikle "endodontik tedavi" olarak adlandırılan bir işlemle dişin enfekte veya hasarlı pulpasını çıkarmayı, kök kanallarını temizlemeyi ve dezenfekte etmeyi ve ardından dolgu malzemesiyle doldurmayı içerir. Bu işlem, dişin kaybedilmesini önlemeye yardımcı olur ve dişin uzun ömürlü olmasını sağlar. Bu tedavi, endodontist adı verilen diş hekimleri tarafından uygulanır. Endodontistler, diş hekimliği eğitimlerine ek olarak bu alanda uzmanlaşmak için ek eğitim almış kişilerdir (Vertucci 2005).

Endodontik tedavi, dişin iç kısmında bulunan diş özü (pulpa) hastalıklarının tedavi edilmesini ve dişin kurtarılmasını amaçlayan bir tedavi yöntemidir. Dişin içindeki pulpa; enfeksiyon, çürük, kırık veya travma sonucu hasar gördüğünde, ağrı, şişlik ve diğer belirtiler meydana gelir. Bu durumlarda endodontik tedavi uygulanarak dişin içindeki hasarlı dokuların çıkarılması, kanalların temizlenmesi, şekillendirilmesi ve doldurulması işlemi gerçekleştirilir (European Society of Endodontology 2006). Endodontik tedavi, genellikle diş ağrısı, diş hassasiyeti, diş renginde değişiklik, diş eti iltihabı veya çene ağrısı gibi belirtiler olan dişlerde uygulanır. Endodontik tedavi, dişin çekilmesinden önce bir kurtarma işlemi olarak düşünülmelidir. Başarılı bir şekilde uygulandığında, dişin

kaybedilmesini önler ve sağlıklı bir dişin ömrünü uzatır. Endodontik tedavinin nasıl yapıldığını anlamak için diş anatomisini bilmek gerekir (Leonardo ve Leonardo 2012). Diş anatomisi dört ana bölümden oluşur:

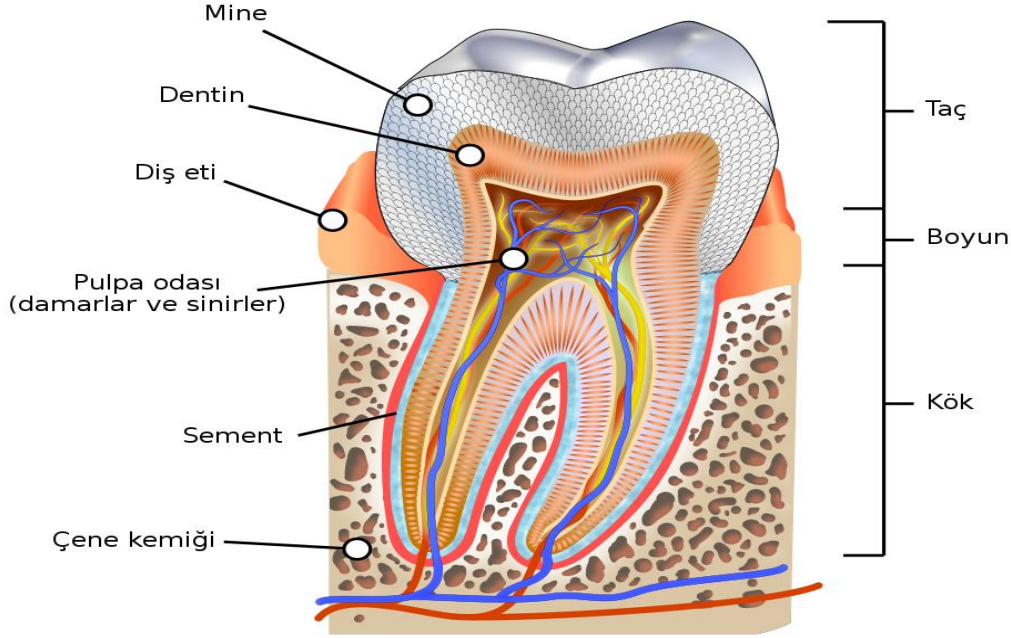
Diş minesi, dişin en dış tabakasıdır ve dişin koruyucu kalkanı gibidir. Diş minesi, vücudun en sert dokularından biridir ve aşınmaya, çürümeye, asitlere ve diğer dış etkilere karşı koruma sağlar. Hidroksiapatit adı verilen kalsiyum ve fosfat minerallerinden oluşur. Bu mineraller, diş minesini sert ve dayanıklı hale getirir (Tekçe 2011).

Diş dentini, diş minesinin altında bulunan bir tabakadır. Dentin oldukça dayanıklı bir yapıya sahiptir ve dişin aşınmaya, basınca ve darbelere karşı dirençli olmasını sağlar. Diş minesinin aksine, dentin yüksek bir damar ağına sahiptir, bu nedenle diş özüne ve sinirlere kan ve oksijen sağlamak için yeterli kan damarları içerir. Diş dentini, dişin yaklaşık %70'ini oluşturur ve dişin büyük kısmını kaplar. Diş dentini, dişin şeklini ve boyutunu belirleyen minesinden daha yumuşaktır, ancak hâlâ oldukça dayanıklıdır ve dişin çiğneme kuvvetlerinin dağıtmasına yardımcı olur. Dentin, kütlesi bakımından çoğunlukla mineral (yaklaşık %70), organik maddeler (yaklaşık %20) ve su (yaklaşık %10) içerir. Hacim bakımından, mineraller yaklaşık olarak %50'sini, organik maddeler yaklaşık olarak %30'unu ve su ise yaklaşık olarak %20'sini oluşturur (Tekçe 2011).

Sement, dişin kökünü kaplayan ve dişleri diş etine bağlayan ince bir tabakadır. Diş kökü yüzeyi, sement ile kaplanarak diş etlerinin dişlere sıkı bir şekilde yapışmasını sağlar. Ayrıca, dişlerimizin hassas kök yüzeylerini korur ve diş eti hastalıklarının önlenmesinde önemli bir rol oynar. Sement, dişlerimizin kemiksi dokusuna benzer bir yapıya sahiptir. Dişlerimizin köklerini çevreleyen periodontal ligamentin ağlarını tutarak dişlerimizi yerinde tutar (Nazlı vd. 2007).

Diş pulpası, dişin içinde yer alan yumuşak bir dokudur. Dişin canlı bir parçasıdır ve dişin ortasında yer alır (Şekil 2.1) (İnt. Kyn. 1). Diş pulpası, dişin büyümesi ve gelişmesi sırasında önemli bir rol oynar ve dişin mineral yapısının oluşumuna katkıda bulunur. Diş pulpası, çürük veya diş kırığı gibi nedenlerle zarar görebilir. Bu durumda diş pulpası enfekte olabilir ve ağrıya, hassasiyete ve diğer sağlık sorunlarına neden olabilir. Kanal

tedavisi olarak bilinen işlemle, zarar görmüş diş pulpası çıkarılır ve dişin sağlığı korunur (Graziano 2008).



Şekil 2.1 Diş anatomisinin temsili şekli.

Kuron (diş tacı), dişin görünen kısmıdır. Dişin üzerinde bulunan, mine ve dentin tabakalarından oluşan, sert bir yapıya sahip olan kısımdır. Dişin çiğneme fonksiyonunu yerine getiren ve diş rengini belirleyen kısımdır.

Diş kökü, dişin görünmeyen kısmıdır ve dişin üst kısmı olan kuronu çevreleyen diş eti çizgisinin altında yer alır. Diş kökü, çene kemiği içinde yer alır ve dişin çene kemiğine tutunmasına yardımcı olur.

Kök kanalı, dişin kök bölgesinde bulunan ve dişin canlı dokularını içeren bir boşluktur. Bu kanal, dişin içindeki sert dentin tabakasının içinde yer alır ve dişin sinir, kan damarları ve bağ dokusu gibi hassas dokularını korur ve besler.

Apeks, dişin kök ucunu ifade eden terimdir. Dişin kökünde, kök kanalı içinde yer alan ve dişin sinir, kan damarları ve bağ dokusunu besleyen yapılar, kök ucunda sonlanır ve buradan dişin çevresindeki dokulara yayılır. Apeks, dişin en uç noktasıdır ve kök

ucundaki yapıların dişin çevresindeki dokularla iletişim kurmasını sağlar (Graziano 2008).

Endodontik tedavi veya kanal tedavisi olarak da bilinen işlem, dişin kök kanalındaki enfeksiyonları veya iltihapları tedavi etmek için uygulanır. Tedavi sırasında, pulpanın canlı olduğu veya enfekte olduğu durumlarda da karşılaşılabılır. Canlı pulpa durumunda, pulpa normal işlevlerini yerine getirirken, enfekte durumda ise tedavi gerekmektedir. "Canlı" veya "ölü" pulpa durumuna göre tedavi yöntemleri değişebilir (Camilleri 2005).

2.2 Kök Kanal Tedavisi

Kök kanal tedavisi dişin içindeki sinirlerin ve enfekte dokunun alınması ve sonra dişin dolgu ile doldurulmasını içeren bir tedavi şeklidir. Bu yöntem, dişin çekilmesinden önce son bir yol olarak kullanılır ve genellikle iyi sonuçlar verir (Lynch C D 2006). Kök kanal tedavisi yapan diş hekimine endodontist denir. Endodontistler mikroskop ve dijital görüntüleme gibi ileri teknolojileri kullanarak hastanın dişini kurtarır. Endodonti, diş yaralanmaları, ağrıları ve kök kanal tedavisi işlemlerine odaklanan bir diş hekimliği dalıdır. Kök kanal tedavisi, enfekte olmuş, çürümüş veya yüksek enfeksiyon riski taşıyan dişlerin kurtarılmasını amaçlar. Bir enfekte dişe kök kanal tedavisi yapılmazsa, hastada şişme ve ağrı gibi sorunlar ortaya çıkabilir (Lynch C D 2006).

Modern kök kanal tedavisinde tedavi işlemleri adım adım yapılmaktadır. Kök kanal tedavisi, kök kanalı hazırlama ve kök kanalı doldurma gibi iki ana bölüme ayrılmaktadır. Enfekte olan kök kanalın temizlenmesi ve şekillendirilmesi kök kanal hazırlama olarak bilinmektedir (Çiftçi vd. 2009). Kök kanal tedavisinin ikinci aşaması olan kök kanalı doldurma ve kapatma işlemi "kök kanal obtürasyonu" olarak bilinmektedir. Bu işlem, biyouyumlu malzeme olan gutaperka kullanılarak kök kanal boşluğunun doldurulması ve kapatılması işlemidir. Bu şekilde, enfeksiyonun yeniden oluşmasını önlemek için kök kanalın tamamen doldurulması ve sızdırmaz hale getirilmesi amaçlanmaktadır (Moradi vd 2015). Kök kanal tedavisinin ana amacı, kök kanal boşluğunun üç boyutlu olarak doldurulmasıdır. Bu, kök kanal tedavisinde oldukça önemli bir aşamadır, çünkü enfekte olan kök kanalın tamamen doldurulması ve sızdırmaz hale getirilmesi, enfeksiyonun

tekrarlamasını önleyerek dişin sağlıklı kalmasını sağlar. Bu amaç doğrultusunda, modern kök kanal tedavisi yöntemlerinde üç boyutlu doldurma teknikleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sayede, dişin doğal işlevini sürdürmesi ve diş kaybı gibi ciddi sorunların önlenmesi amaçlanmaktadır (Schilder 2006).

Kök kanal tedavisinin bir diğer adımı mine ve dentinde delme işlemiyle kök kanalına ulaşma işlemidir. Şekil 2.2'de gösterilmiştir (İnt. Kyn. 2). Bu işlemin amacı, kök kanalında bulunan enfekte olmuş bölgeye ulaşarak, dezenfektan bir sıvı ile temizlemektir. Daha sonra, endodontik bir eğe yardımıyla pulpa kök kanalından çıkarılır ve uygun boyutlarda bir eğe seçilerek kanalın şekli verilir. Bu işlemler, kök kanal tedavisindeki önemli adımlardan biridir ve enfeksiyonun kontrol altına alınmasına yardımcı olur (Jain vd 2012).



Şekil 2. 2 Kök kanal hazırlanması ve doldurulması.

2.2.1 Diş Kanalı Doldurma Yöntemleri

Kök kanal tedavisinin daha yeterli, tam sızdırmaz bir dolgu yapmak için birçok yöntem geliştirilmiştir. Gutta-perka tekniği, gutta-perka adı verilen özel bir dolgu malzemesi kullanılır. Kanal boşluğu önce bir damla şeklinde olan gutta-perka ile doldurulur, daha sonra ısıtılarak sıvı hale getirilir ve kanal boşluğuna enjekte edilir. Sonrasında dolgu maddesi sertleşir ve dişin içi tamamen doldurulur (Alaçam 2000). Yüksek ısı tekniğinde (thermafil), özel bir alet yardımıyla kanal boşluğuna sıcak bir gutta-perka fitili yerleştirilir. Fitol, kanal boşluğuna enjekte edildiğinde sertleşir ve dişin içi tamamen doldurulur. Thermafil tekniği, diğer kök kanal doldurma yöntemlerine göre daha hızlı bir işlem olanağı sağlar. Termoplastik malzemenin ısısı, kanalın içine yayılarak daha homojen bir doldurma imkânı sağlar (Gençoğlu vd. 1993). Lateral kondensasyon tekniği en çok tercih edilen kök kanal doldurma yöntemidir (Walton ve Johnson 2002). Bu teknikte, gutta-perka ile birlikte diğer dolgu malzemeleri de kullanılır. Kanal boşluğu önce gutta-perka ile doldurulur, ardından yan taraflardan sıkıştırılarak dolgu maddesi daha sıkı bir hale getirilir. Bu sıkıştırma için uygulanan kuvvet 10-30 Newton olarak rapor edilmiştir (Harvey vd. 1981). Basit bir şekilde yapılabiliyor olması, masrafının az olması, sorunsuz olması, Şekil stabilitesinin iyi olması gibi sebeplerle çok tercih edilmektedir (Regan 2004). Bu yöntemin yapılan işlemin uzun sürmesi ve kanal dolgusunun eşit dağılmaması gibi olumsuz yönleri vardır (Chu vd. 2005). 1990'lı yıllarda kanal dolgusunun eşit dağılması için elektrikle ısıtma tekniği geliştirilmiştir (Nelson vd. 2000). Dikey kondensasyon tekniğinde, gutta-perka malzemesi önce kanal boşluğuna yerleştirilir. Daha sonra, özel bir alet kullanılarak gutta-perka madde dişin köküne doğru sıkıştırılır. Bu işlem, dolgu maddesinin kanalın tamamına eşit şekilde dağılmasını sağlar (Lipski 2005).

2.2.2 Kök Kanal Tedavisinin Önemi ve Kök Kanal Çeşitleri

Her dişin bir veya daha fazla kök kanalı vardır ve bu kanallar, dişin içindeki canlı dokuların (sinirler, arterler ve venler) yer aldığı yerlerdir. Bir diş kök kanalı, dişin merkezinde başlar ve dişin köküne kadar uzanır. Kök kanalındaki bakterilerin, pulpa dokusunun ve çürüyen (ölen) materyalin mümkün olduğunca tamamen çıkarılması

gerekmektedir. Orijinal kanal yolu korunarak, kök kanalı apikal uçta daralacak şekilde hazırlanmalıdır. Kanal ağzına doğru gidildikçe genişlemeli ve konik hale getirilmelidir. Kök kanalının apikal daralması da korunmalıdır. İşlem sırasında belirlenen işlem uzunluğu ile son işlem uzunluğu eşleştirilmelidir. Kök kanalının şekillendirilmesi ve optimize edilmesi de hedefler arasındadır. Son olarak, alet kırılması, apikal engellemeler, perforasyonlar ve endodontik işlem uzunluğu değişiklikleri gibi yaralanmalardan kaçınılması gerekmektedir (DGZMK 2005).

Kök kanal tedavisi, diş hekimliğinde kritik bir prosedürdür. Tedavi edilmemiş bir enfeksiyon, dişin köküne kadar ilerleyebilir ve çevredeki dişlerin de etkilenmesine neden olabilir. Diş kaybı, çiğneme fonksiyonunu etkiler ve ayrıca dişler arasındaki boşlukların oluşmasına neden olabilir (Schilder 1974). Kök kanal tedavisi, teknik olarak oldukça zor bir prosedürdür ve diş hekimi tarafından dikkatle yapılmalıdır. Tedavi, diş hekiminin geniş bir eğitim ve deneyim gerektiren bir beceri seti kullanmasını gerektirir.

Öncelikle, diş hekimi, dişin içindeki kanalların şeklini ve büyüklüğünü doğru bir şekilde değerlendirmelidir. Bu, diş hekimi için zor bir görev olabilir çünkü her dişin kanalları farklı şekil ve boyutlara sahip olabilir. Diş hekimi, kanalları doğru bir şekilde tanımlayarak, tedaviyi planlayabilir ve en uygun teknikleri seçebilir. Diş hekimi, kök kanalına erişmek için dişin üzerinde bir delik açar. Bu delik, dişin koruyucu tabakalarının çıkarılmasını gerektirir ve dişin yapısının daha da zayıflamasına neden olabilir. Bu nedenle, diş hekimi deliği doğru bir şekilde yerleştirmeli ve yeterli büyüklükte açmalıdır. Diş hekimi, kök kanalına ulaştığında, kanalın içindeki dokuları ve enfekte materyalleri çıkarır. Bu, kanalın içindeki küçük dallanmaların temizlenmesini de gerektirebilir (Şekil 2.3) (İnt. Kyn. 3). Bu aşama, diş hekimi için oldukça zorlu bir görevdir, çünkü kök kanalının tamamını temizlemek ve dezenfekte etmek gerekmektedir. Ayrıca, diş hekimi, kanalın şeklini değiştirmek için özel limaslar kullanabilir. Kök kanalı dolgu malzemesi ile doldurulur. Bu malzeme, kanalın içindeki boşlukları tam olarak dolduracak şekilde yerleştirilmelidir. Bu aşama, diş hekimi için oldukça önemlidir, çünkü yanlış bir dolgu yerleştirilirse, enfeksiyonun tekrar oluşması riski artabilir. Son olarak, diş hekimi, dişin üzerindeki deliği kapatır ve dişin ömrünü uzatmak için dişin üzerine bir koruyucu kaplama yapabilir. Bu kaplama, dişin yapısını güçlendirir ve gelecekteki çürümeleri önleyebilir.

Kök kanal tedavisi, teknik olarak zorlu bir işlem olmasına rağmen, modern diş hekimliği teknikleri sayesinde oldukça başarılı sonuçlar vermektedir. Ancak, doğru bir şekilde yapılmadığında, enfeksiyonun tekrarlanması veya dişin kaybedilmesi riski artar. Bu nedenle, kök kanal tedavisi, uzman diş hekimi tarafından yapılmalı ve diş hekiminin deneyimli olması önemlidir. Kök kanal tedavisi, sadece dişin kurtarılması açısından önemli değildir, aynı zamanda genel sağlık açısından da önemlidir. Dişlerdeki enfeksiyonlar, diğer organlara ve sistemlere yayılabilir ve ciddi sağlık sorunlarına yol açabilir. Bu nedenle, diş hekimleri, kök kanal tedavisi gibi işlemleri yaparken, enfeksiyonun dişte kalmasını önlemek için çok özen göstermelidir.



Şekil 2. 3 Kök kanal tedavisi; (a) Üst görünümü, (b) Kesit görünümü.

Kök kanal tedavisinin, diş hekimliğindeki en önemli prosedürlerden biridir. Doğru bir şekilde yapıldığında, dişin kaybedilmesini önleyebilir, dişlerdeki enfeksiyonları önleyebilir ve dişlerin ömrünü uzatabilir. Ayrıca, genel sağlık açısından da önemlidir, çünkü dişlerdeki enfeksiyonlar, diğer organlara ve sistemlere yayılabilir ve ciddi sağlık sorunlarına yol açabilir. Kök kanal tedavisi, teknik olarak zorlu bir prosedür olsa da modern diş hekimliği teknikleri sayesinde oldukça başarılı sonuçlar vermektedir. Diş hekimleri, hastaların dişlerini korumak ve enfeksiyonları önlemek için kök kanal tedavisi yapmakta oldukça başarılıdırlar. Bu nedenle, dişlerdeki enfeksiyonlar veya diş ağrısı gibi belirtiler varsa, diş hekimine başvurmak ve gerekli tedavinin yapılmasını sağlamak önemlidir (Schilder 1974).

Kök kanallarının sayısı değişkendir ve bazen aynı kökte bile farklı olabilir. Geçmişte, farklı çalışmalar yapılmış ve farklı kök kanal şekillerinin olduğu görülmüştür. Kalıcı

molar dişlerin kök kanal yapılarının değişkenliği tespit edilmiştir (Bechmann vd. 2009). Kök kanalı genellikle kök ucunda daralır. Kök ucundaki bu çap yaklaşık 0,15 mm ile 0,26 mm arasındadır (Hellwig vd. 2009). Bizim çalışmamızda kök uç çapı 0,26 mm olarak alınmıştır.

Çoğu kök kanalı düz değildir, ancak bir veya daha fazla eğriye sahiptir. Diş kök kanalları, düz bir yapıya sahip olmalarına rağmen, bazı durumlarda eğrilğe sahip olabilirler. Diş kök kanalı eğriliği derecesi, çeşitli faktörlere bağlı olarak değişebilir. Bu faktörler arasında dişin türü, kök yapısı, dişteki çürük veya yaralanma gibi etkenler yer alır. Diş hekimi, kök kanal tedavisi sırasında diş kök kanalının eğriliğini ölçmek için özel cihazlar kullanabilir.

Kök kanal eğriliği derecesi, kıvrım sayısı ve açısı gibi faktörlere bağlı olarak değişebilir. Genel olarak, diş kök kanalı eğrilikleri, dört dereceye ayrılır. Birinci derece, kök kanalı boyunca hafif bir eğrilik vardır. İkinci derece kök kanalı boyunca daha fazla eğrilik vardır. Üçüncü derece kök kanalı boyunca sert bir eğrilik vardır. Dördüncü derece kök kanalı boyunca çok sert bir eğrilik vardır ve kök kanal tedavisi daha zorlu hale gelir. Diş hekimleri, diş kök kanalının eğriliği derecesini belirlemek için özel cihazlar kullanarak tedavi planını buna göre yaparlar. Bu şekilde, en uygun tedavi yöntemi uygulanarak dişin sağlıklı kalması sağlanabilir (Vertucci 2005).

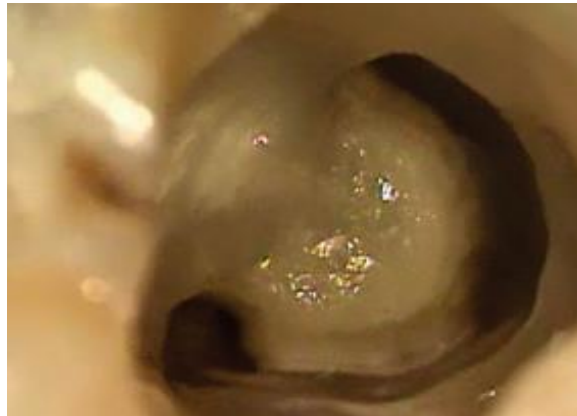
Dar ve kalsifiye kanallar, diş kanalında kalsiyum iyonlarının aşırı birikmesi sonucu oluşur. Bu kalsifikasyonlar kök pulpa hacminde azalmaya sebep olur ve kök kanalları daralmaya başlar (Torneck 1990). Bu darlık diş kanal eğlerinin köke ulaşmasını engeller. Çünkü kalsiyum tabakaları, diş hekiminin normal kanal temizleme ve şekillendirme işlemleri için kullandığı aletlerin erişimini kısıtlar ve diş hekiminin işini zorlaştırır. Bu durum kanal eğlerine ekstra güç bindirerek kırılmalara neden olabilir (Hülsmann ve Schafer 2007). Bu kanallar dar ve küçük yapıdadır ve içerisindeki sinirler ve kan damarlarına erişmek için özel aletler kullanılması gerekebilir. Dar ve kalsifiye kanallar diş hekimleri için zorlu bir işlemdir. Kalsifiye kanallar, diş kök kanallarının içerisindeki sinir ve kan damarlarına zarar veren enfeksiyonlar ve yaralanmalar sonrasında oluşan kalsiyum birikintileri ile kaplı olan kanallardır. Kalsifiye kanalların

temizlenmesi diğer kanallara göre daha zordur çünkü kalsiyum tabakaları, diş hekiminin normal kanal temizleme ve şekillendirme işlemleri için kullandığı aletlerin erişimini kısıtlar (Şekil 2.4) (İnt. Kyn. 4).



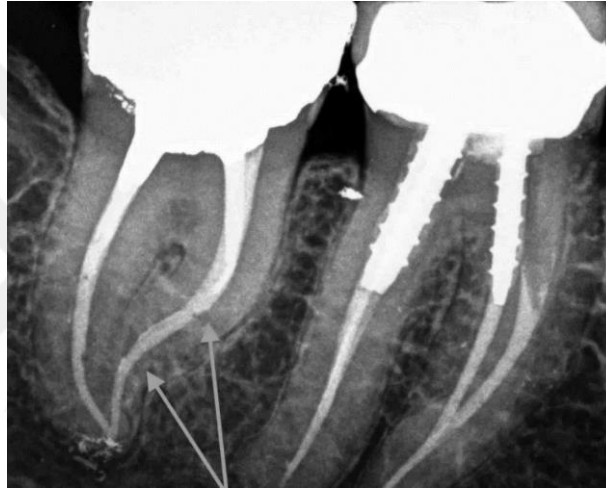
Şekil 2. 4 Dar ve kalsifiye kanal yapısı.

C şekilli kanallar, dişlerin kök kanal sistemleri anatomik incelendiğinde, "C" harfine benzeyen yapılar mevcuttur. Bu özellik ayrı olması gereken köklerin birbirinden ayrılmaması ve kesit olarak "C" harfine benzemesinden kaynaklanmaktadır (Şekil 2.5) . Örnek olarak alt molar dişlerde yer alan mezyal ve distal kökler verilebilir (Fan vd. 2004). C şekilli kanallar insanlarda ender olarak rastlanır (Zhang vd. 2011). C şekilli kanalların ismi, kanalın C şeklinde olması nedeniyle verilmiştir. Bu kanalların temizlenmesi ve şekillendirilmesi özel teknikler gerektirir. C şekilli kanalların tedavisi diğer kanallara göre daha uzun sürebilir ve birden fazla ziyaret gerektirebilir. Tedavinin başarılı olması için diş hekimi ve hasta arasında yakın bir iş birliği gereklidir (Kato vd. 2014).



Şekil 2. 5 C şekilli kanal.

S şekilli kanallar, diş hekimleri tarafından tedavi edilmesi en zor kanallardan biridir (Şekil 2.6) (İnt. Kyn. 5). Bu kanalların temizlenmesi ve şekillendirilmesi, diş hekimlerinin özel teknikler kullanmasını gerektirir. S şekilli kanalların temizlenmesi ve şekillendirilmesi, diğer kanallara göre daha zordur. Bu zorluk, bu kanalların içinde sıkışan bakteri ve diğer enfeksiyonlar nedeniyle ortaya çıkar. Diş hekimleri, kanal tedavisi sırasında bu kanalları tamamen temizlemek ve şekillendirmek için özen göstermelidir. Tedavi sırasında diş hekimi, S şekilli kanalların içindeki kıvrımlara özel şekillendirilmiş eğeler ve uçlar kullanır. Bu aletler sayesinde kanalın içindeki tüm bakteriler ve diğer enfeksiyonlardan arındırılır (Sakkir vd. 2014).



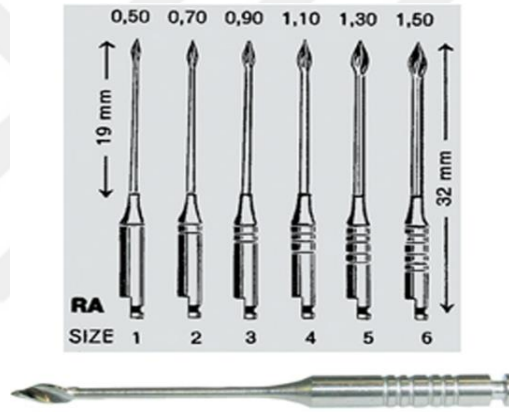
Şekil 2. 6 S şekilli kanal.

Eğimli kanallar, dişin kökünde eğimli bir açıyla uzanan kanallardır. Bu kanalların temizlenmesi ve şekillendirilmesi zorlu bir işlemdir ve diş hekimleri özel aletler kullanarak kanalları temizlerler. Kök kanalının elde edilen geometrisi iki parametreye bağlıdır. Bunlar eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapıdır (Pruett vd. 1997). Kök kanalının içindeki boşluk dar ve bu boşluk, kanalın eğimi 25 °'den daha yüksek olduğu durumlarda kök kanal şekillendirmesi daha zorlu hale gelir (Küçükay vd. 2004). Bu çalışmada eğrilik açısı 30°, 45° ve 60° alınmıştır.

2.3 Kök Kanal Şekillendirmesinde Kullanılan Aletlerin Tarihçesi

İsrail'de yapılan arkeolojik kazılar sırasında keşfedilen ve MÖ (milattan önce) 200 yılından olduğu düşünülen bir kafatasında, üst orta kesici dişin kök kanalında 2,5 mm'lik

bir bakır telin bulunduğu belirlenmiştir. Bu keşif, endodontik tedavinin bilinen en eski örneklerinden biridir. Telin kök kanalına yerleştirildiği düşünülen amaç, muhtemelen ağrıyı hafifletmek veya tedavi etmek olabilir (Ingle 1994). Tarihte birçok farklı alet türü ve tasarımı geliştirilmiştir. 18. yüzyılda ince ve hassas aletler, kazıyıcı adı verilen aletler ve elde kullanılan yakıcı aletler daha çok kullanılmıştır (Lilley 1976). İlk endodontik el aletleri ise 1838 yılında Edward Maynard tarafından geliştirilmiştir (Hülsmann vd. 2005). 19. yüzyıla gelindiğinde ise kanal şekillendirme ve genişletme için “Barbed Broaches” adı verilen keskin, tırtıklı metal bir çubuktan kesilerek üretilen tellerin kullanılması önerilmiştir. 1885 yılında kanal hazırlığında kullanılmak üzere koronal kanal alanlarının önceden genişletilmesi için düz ve hafif bir eğriliği olan Gates Glidden aletleri piyasaya sürülmüştür (Şekil 2.7) (İnt. Kyn. 6).



Şekil 2. 7 Gates Glidden kanal aleti.

K-file 1915'te tanıtılmış ve 1974'te yayınlanan endodontik aletler için ISO (International Organization for Standardization)'a göre standart hale getirilmiştir. Eğelerin boyutları, numaralandırma ve renk sistemleri, uç çapının büyüklüğüne göre Eğelerin boyutları, numaralandırma ve renk sistemleri, uç çapının büyüklüğüne göre standardize edilmiştir. Uç çapı D1, bitiş çapı ise D16 olarak tanımlanmıştır ve eğelerin toplam boyu 16 mm olarak standartlaştırılmıştır. D1 ile D16 arasındaki fark, sabit olarak 0,32 mm olarak belirlenmiştir. Bu şekilde eğenin konikliği 0,2 olarak belirlenmiştir. Yani eğe, D1'den D16 mm'ye doğru ilerledikçe her bir mm'de çapı 0,02 mm artmaktadır. Endodontik alet endüstrisi uzun bir süre sabit kaldıktan sonra büyük bir ilerleme dönemine girmiş ve hem boyut hem de tasarım açısından birçok yenilik gerçekleştirilmiştir. Geleneksel .02 koniklik açısı, .04, .06, .08, .12 gibi daha yüksek koniklik açlarına geçilmiş, K-tipi eğeler

diğer tasarımlarla birleştirilmiş ve eğe üretiminde karbon çelik yerine paslanmaz çelik tercih edilmiştir (Lilley 1976). Nikel-Titanyum malzemeden yapılmış ilk döner eğe 0.02 koniklik açısı ile 1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından geliştirilmiştir (Gavini vd. 2018). Günümüze bakıldığında ise farklı şirketler tarafından farklı hareket sistemleri uygulayan döner sistemler geliştirilmiştir. Ultrasonik cihazlar, lazer cihazları gibi başka teknikler de kullanılmıştır. Ancak bugüne kadar döner veya eğeleme hareketi yapan eğe sistemleri kanal hazırlamada en çok kullanılan aletler olarak kabul edilir (Hülsmann vd. 2005).

2.3.1 El aletleri

Kanal şekillendirme işleminde klasik yaklaşım, genellikle ISO'ya göre 0.02 konikliği olan paslanmaz çelikten yapılmış K-file ve Hedström eğeler kullanılarak yapılmaktaydı. Bu eğeler, eğe ucuyla 16 mm uzunluğa kadar olan kısımda milimetre başına 0.02 mm çap artışına sahiptir. K-file eğeler kare veya üçgen metal plakaların kesişmesiyle üretilir ve kesmeyen bir uca sahiptir. Eğenin kesit şeklinin esnekliğe etkisi vardır. Üçgen kesitli eğe kare kesitli eğeye göre daha esnektir (Camps ve Pertol, 1994). Bu eğelerin karakteristik özelliği, boyutları büyüdükçe daha sert ve esnekliklerini kaybetmeleridir. Bu durum el ile yapılmalarını zorlaştırır. Özellikle eğimli kanallarda eğelerin preparasyon verimliliğinin kontrol edilmesi daha zor olduğundan ve riskini artırdığından daha az verimlidir (Elizabeth 2005). Hedström eğeler, yuvarlak paslanmaz çelik malzemelerden frezeleme yaparak üretilen bir diğer el paslanmaz çelik eğe türüdür (Hülsmann vd. 2005). Kesit şekillerinden dolayı, geçiş hareketlerinde ve eğeleme hareketlerinde daha iyi kullanılırlar ancak döndürme hareketlerinde kullanılmaları önerilmez. Çünkü aletlerin kök kanalında sıkışması ve çıkarılamaması riski olduğundan dolayı alet kırılmasına sebep olabilir. Bu dezavantajlar, daha esnek aletlerin geliştirilmesine yol açmıştır. Yüksek eğimli kanalları hazırlamada çok faydalı olan Ni-Ti alaşımlarından yapılmış daha esnek eğelerin üretimi için benzer teknikler kullanılmıştır.

2.3.2 Paslanmaz Çelik Aletler

Endodontik tedavide kullanılan eğeler 1960'lı yıllara kadar karbon çelikten yapılıyorlardı. Karbon çelik eğeler tedavi sonrasında mikroorganizmaları azaltma veya

ortadan kaldırma amacıyla temizleme sıvılarıyla temizlenmesiyle fiziksel yapısında değişimler oluyordu. Ayrıca korozyona karşı eğilimleri yüksekti. Bu sebeplerle 1960'lı yıllardan sonra yerini paslanmaz çelik eğelere bırakmışlardır (Yaman 2002). Kök kanal şekillendirmesinde kullanılan paslanmaz çelik aletler genel anlamda K tipi eğeler, H tipi eğeler, Tirnerf ve Reamerler'dir (Himmel vd. 2006).

K-tipi eğeler, ismini üreticisi olduğu Kerr Manufacturing Co firmasından almaktadır. K-tipi eğeler, ilk üretilen eğelerdir ve diş kanal tedavisinde kullanılan ve kanalın şekillendirilmesi için tasarlanmış özel bir alettir. K tipi eğeler kanalı giriş çıkış hareketleri ile kanalı genişleten aletlerdir. K tipi eğeler, şekillendirmede kullanılan en eski eğelerdir. Kare ya da üçgen kesitleri vardır (Şekil 2.8). K- tipi eğeler kare ya da üçgen kesitli çelik tel çubuğun kendi eksenini boyunca döndürülmesi ve üzerine kesme bıçaklarının yapılması ile elde edilir. Üçgen kesitli eğeler daha esnektir (Pitt Ford vd. 2002, Peters vd.2016). K tipi eğelerde kesici kenarlar arasındaki açı 10-30 ° arasındadır. Yivler arasındaki açı 25° ile 40° arasındadır. K tipi eğeler, standartlara göre çap kalınlıkları .06'dan .140 mm'ye kadar değişen farklı çaplara ve 21 mm, 25 mm, 28 mm, 30 mm ve 31 mm gibi çeşitli boylara sahiptir. Çok eskilerde karbon çelikten yapılan K tipi eğeler, sonraları Paslanmaz çelikten üretilmiştir. Böylelikle kaliteleri artmıştır. Günümüzde Nikel-Titanyumdan üretilen K eğeleri piyasadadır.

K reamerlar tasarımsal olarak K eğeleri gibidirler. K eğelerine göre aktif kesmeyi ve temizlemeyi yapan yiv sayıları daha azdır. Yani daha az dişe sahiptirler. K tipi eğeler kanalların girişini büyütmekte etkilidirler. K tipi eğeler döndürülerek eğeleme yapar (Peters. vd. 2016).



Şekil 2. 8 K tipi eğe gövde ve kesit görüntüsü.

Hedström eğeler yuvarlak kesitli, paslanmaz çelik ince malzemenin torna tezgahında şekil verilmesiyle üretilir (Şekil 2.9). Eğe ağzı pozitif eğim açıdadır ve kazıma yerine kesme yapma kabiliyetleri vardır (Schafer 1997). Kesici kenar ile uzun aksı arasında 60-65 derece açı vardır. Bu sebeple doğrusal bir eğeleme hareketi (itme- çekme) yapmak için

kullanılırlar. Kesme etkinlikleri K tipi eğelere göre çok daha iyidir. Ancak K tipi eğelere göre daha kolay kırılırlar. Çevresel eğeleme için tercih edilirler. Hedström eğeler, pozitif kesme açlarına sahip olduklarından dolayı K tipi eğelere göre daha etkilidirler. Hedström eğeler kanal içine girerken değil de kanaldan çekilirken kesmeyi yaparlar (Schafer 1997). Kırılma olasılığı yüksek olduğundan ötürü dönme hareketi yapan Hedström eğelerinin kullanılması önerilmemektedir (Peters vd. 2016)



Şekil 2. 9 Hedström eğe gövde ve kesit görüntüsü.

Reamerler, üçgen ya da dörtgen kesiti olan bir paslanmaz çelik ince telin helisel şekilde burulmasıyla reamerlar oluşturulur (Şekil 2.10). Diğer eğelere göre yiv sayıları azdır. Uzun eksen ile kesici kenarları arasındaki açı 10° - 30° arasındadır. Bundan dolayı da kesme etkinlikleri azdır. Bir tam turun dörtte biri döndürüp geri çekme hareketi ile kullanılırlar. Çok yaygın kullanımları yoktur (Carrote 2004).



Şekil 2. 10 Reamer eğe gövde ve kesit görüntüsü.

Tirnerflerin, düz ve dikenli olmak üzere farklı tipleri bulunmaktadır. Düz tipleri, kanal girişini tespit etmek için kullanılır. Dikenli olanları, gövdelerine 45° açıyla bağlanmış çengellerin olduğu konik çelik filamentin işlenip, etrafında döndürülmesiyle oluşturulur. Kanal tedavisi sonrasındaki temizlikte kanalda kalan pamuktan ve kâğıttan yapılmış parçaların kanaldan uzaklaştırması için kullanılır (Berman ve Hargreaves 2020).

2.3.3 Nikel-Titanyum Aletler

Ni-Ti endodontik aletler geçmişten günümüze kadar geçen sürede birçok değişikliğe uğramıştır. Daha etkili kesme ve temizleme işlemi yapabilmek adına eğenin tasarım parametreleri, motorların çalışma şekilleri, alaşım özellikleri gibi değişiklikler

yapılmıştır. Ni-Ti endodontik aletlerin beş gelişim dönemi olduğu bilinmektedir (Haapasalo ve Shen 2013).

LightSpeed, ProFile, Orifice Shapers ve Quantec gibi döner eğeleri, 1990'lı yıllarda 0.02, 0.04 ve 0.06'lık standart eğim açılarıyla üretilmiştir. Ancak bu eğelerin kanal temizliği sırasında birden fazla eğenin kullanılmasının gerekliliği dezavantajları arasındadır (Haapasalo ve Shen 2013).

2000'li yıllarda dentine saplanma olasılığını azaltmak için eğenin uzun eksenini ile kesici kenar arasındaki açı azaltılmıştır. Bu şekilde yapılan eğelerde aktif kesici kısımların radyal alanı yoktur. Bu şekilde üretilen eğelerle birlikte koniklik, çalışma uzunluğu boyunca değişkenlik gösterebilmektedir. ProTaper Universal (Dentsply), Mtwo (VDW), K3 (SybronEndo), EndoSequence ve BioRaCe (FKG) bu şekilde üretilmiştir (Haapasalo ve Shen 2013).

2007 yılında Nikel-Titanyum alaşımının mekanik özelliklerini artırarak için termal işlem yapılmış ve döngüsel yorgunluk dirençleri artırılmıştır (McCormick ve Liu 1994). Bu eğelerden bazıları K3XF (SybronEndo), Twisted Files (SybronEndo), HyFlex CM (Coltene), ProFile GT Series X (Dentsply Tulsa), ProFile Vortex ve Vortex Blue (Dentsply Tulsa), TYPHOON Infinite Flex NiTi (Clinician's Choice Dental Products)'dir (Haapasalo ve Shen 2013).

Nikel-Titanyum eğelerinin motorları devamlı olarak döndüğü uygulamaların yanı sıra saat yönüne ardından saat yönünün tersine dönen uygulamaları vardır. 2008 yılında Yared ProTaper eğesini saat yönünde 144° saatin tersi yönünde 72° döndürüp aynı olmayan açılarda gidip gelme hareketi ile kullanmıştır. Bu eğeler WaveOne, Reciproc, Self-Adjusting File'dir (Işık 2020).

Revo-S, One Shape (Micro-Mega, Besançon, Fransa), ProTaper Next eğeleri kütle merkezi eksenini ile dönme eksenini aynı olmayacak şekilde asimetrik olarak tasarlanmıştır. Böylelikle kesme işlemi daha etkin yapılmaktadır. Kanal içindeki maddeler daha etkin uzaklaştırılmaktadır. Dentine saplanma olasılığı daha da azaltılmıştır (Çapar ve Arslan 2016).

2.3.4 Mevcut Döner Eğe Sistemleri

Kök kanal hazırlama sistemleri için elli yılı aşkın süredir paslanmaz çelikten yapılan eğeler kullanılmaktadır. Kanal kazıma ve alet kırılması paslanmaz çelikten yapılan sistemlerin başlıca problemleridir. 1990'ların başında döner alet sistemlerinde daha esnek Ni-Ti alaşımlarının kullanılması eğe rotasyonuna izin vererek kanal hazırlama hatalarında ve eğelerin kanal içerisinde istenmeyen bir şekilde kırılmalarında azalmaya sebebiyet verdi (Peters vd. 2016). Eğelerin birbirinden farklı olmasının temel nedeni yapıldığı malzeme çeşidi, tasarımı ve kanal tedavisindeki kesme işlemidir.

Döner eğeye yaptığımız değişiklikler sonucu prosedür hatalarının önüne geçip, kullanılan eğenin verimliliğini artırıp kök kanal şekillendirmesinin kalitesini arttırabiliriz. Mesela daha uzun bir uç, simetrik olmayan kesitle, eğenin kanal içinde daha stabil kalmasını ve eğenin kanalın tam ortasında dengeli bir şekilde hareket etmesini sağlayabiliriz. Eğenin kesit çapını arttırarak burulma direncini artırır ve eğenin kırılma olasılığı azaltabiliriz (Peters vd. 2016). Birçok değişken ve fiziksel özellik Ni-Ti döner eğelerinin etkinliğini etkiler (Thompson 2000). Bu konuda diş hekimleri tarafından yapılan tedaviler ve uygulamalar Ni-Ti eğelerinin kırılmasının sebepleri ve eğelerin sıralanması gibi çok fazla bilgi sağlamıştır (Peters vd. 2016). Ni-Ti döner eğe sistemleri ile birlikte kök kanal tedavisindeki hatalar büyük ölçüde azalmasına rağmen el eğelerine göre daha kolay kırılabilmektedir (Peters vd. 2016).

Revo-S döner eğe sistemleri, üç simetrik olmayan kesite ve aktif olmayan uca sahip Ni-Ti eğelerdir. Revo – S'nin asimetrik olan kesiti, eğenin “yılan benzeri” bir hareketle diş kanalının derinlerine kadar ulaşmasını sağlar. Ayrıca biyolojik ve ergonomik olarak iyi bir kanal şekli sağlar ve eğenin üzerindeki gerilme değerleri azalır. Bu döner eğe sistemi dentin kalıntılarını temizleyerek kanal temizliğini optimize etmeyi hedeflemektedir. Ayrıca biyolojik faktörlere göre değişen kanallara için uygun birçok farklı seçenekler sunar (AS30, AS35, AS40). Bu eğenin üç farklı konumlandırılmış üç kesici kenarı vardır (R1, R2, R3). Eğrilige daha küçük kesit ve daha fazla esneklik uyum sağlar. Uzatılmış sarmal yapı takımın esnekliğini artırır. Eğenin dentin üzerindeki temas yüzeyinin azaltılması alet üzerindeki gerilmeyi azaltır (Basrani vd. 2011). Kök kanalını temizlemek

ve şekillendirmek için kullanılan SC1, SC2 ve kök kanalının şekillendirilmesini bitirmek için kullanılan SU eğesi tasarlanmıştır. SC1 asimetrik kesiti nedeniyle kanalın içerisindeki dokuları daha iyi temizler. SC2 eğesi simetrik bir enine kesite ve daha iyi nüfuziyet sağlayan %4 konikliğe (taper) sahiptir (Şekil 2.11) (İnt. Kyn. 7). Eşit kenarlar kuvvet dengesine bağlı olarak kanalın apikal bölgesine kadar eğeye çok iyi yönlendirme sağlar, apikal bölgeye yapışmayı önler. Kanal içindeki maddelerin yukarı taşınmasını sağlayarak madde yığılmalarını engeller. SU eğesi, kök kanalının yumuşamasını sağlar. Asimetrik kesiti sayesinde SC1 ve SC2 eğelerinin hareketini tekrarlayarak kanalın konik şekli korunur. Dentin kalıntılarını yukarı taşıyarak kanal temizliğine katkı sağlar (Ahmetoğlu vd. 2015).



Şekil 2. 11 Revo-S eğeleri.

One shape döner eğe sistemi, eğe boyunca değişken eğe kesiti ve % 6 konikliğe sahiptir. Asimetrik kesiti vardır. Bu asimetrik kesit sayesinde eğede gerilme kaynaklı kırılma riski azdır (Diemer vd. 2013). Çalışma boyunca ulaşabilmesi, kanalın orijinal şekline ve eğrilğine uygun şekil almasını sağlar. Eğer diğer endodontik eğe sistemlerine göre, One Shape eğe sistemi apikal bölgeye daha az bakteri kalıntısının nüfuz etmesine sebep olmaktadır (Türker vd. 2015). Ni-Ti endodontik üretici firmalar kırılmasını azaltmak adına eğelerin yapıldığı alaşımlara çeşitli ısı işlemleri uygularlar. Üretici firmalar eğelerin tasarımlarında değişiklikler yaparak yorulma direncini arttırmayı hedeflerler (Gündoğar ve Özyürek, 2017). Hyflex, dönme hareketi kullanan ve farklı işlem prosedürleri kullanılarak üretilen tek eğe sistemidir.



One Curve eğesi.

Hyflex Electro, endodontik bir eğe sistemidir. Endodontik tedavide kullanılan kök kanalı işleme aletlerinden biridir. Endodontik işlemleri daha etkili ve güvenli hale getirmek için tasarlanmıştır. Elektronik olarak kontrol edilen bir eğe sistemidir. İşleme aleti, motor ünitesinde kullanılır ve elektronik bir kontrol ünitesine bağlanır. Elektronik ünitenin dönme hızını ve torkunu hassas bir şekilde ayarlamak için kullanılır. İşlem, kök kanalının içindeki enfekte veya nekrotik doku ve baskıyı temizler. Hyflex Electro, bu işlemi yaparken belirli bir frekansla çalışır. Elektronik kontrol ünitesi, eğenin dönme hızını ve torkunu kontrol eder. Bu şekilde kök kanalında etkili bir şekilde temizlik sağlar. Hyflex Electro, diğer endodontik aletlerden biri, işlem sırasında daha az direnç ve tıkanma riskiyle bir kök kanalını temizleme sağlamasıdır. Elektronik kontrol, hassas bir şekilde işleme hızı ve daha öngörülebilir sonuçlar elde edilmesini sağlar. Ancak, bu aletin kullanımı deneyimli bir diş hekimi tarafından gerçekleştirilmelidir. İşleme hızı ve tork ayarları, her hastanın durumuna ve kök kanalının durumuna göre dikkatlice seçilmelidir.

2.4 Ni-Ti Alaşımı ve Ni-Ti Eğelerin İmalatı

2.4.1 Nikel-Titanyum Alaşımı

Endodontide kullanılan mekanik eğeler, Ni-Ti alaşımlarından yapılmaktadırlar. Bu alaşımların yaklaşık %56'sının nikel ve %44'ünün titanyumdur (Shen vd. 2013). Ni-Ti alaşımları, 1988'den beri endodontik aletlerin üretiminde kullanılmaktadır, özellikle diş tellerinin işlenmesiyle elde edilmektedir (Walia vd. 1988). Bugün hala, Ni-Ti tel bloklarından döner endodontik aletlerin üretimi, temel olarak kullanılan ana yöntemdir (Alapati vd. 2009). Ni-Ti döner aletler, Ni-Ti alaşımının vakumla eritilmesi veya dökümüyle üretilir ve daha sonra silindirik bir şekle preslenerek dövülür, ardından karmaşık bir dövme dizisi gelir, haddelme, çekme, pul temizleme, tavlama ve profillemeye dizisi takip edilir ve tel istenen şekle getirilir (Thompson 2000).

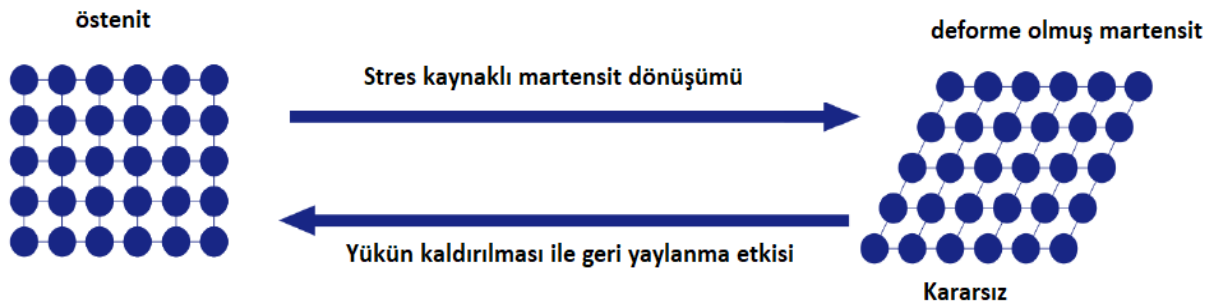
Alet tasarımı ve şekli üzerinde yapılan yeniliklere ek olarak, mekanik özelliklerini iyileştirmek için son on yılda Ni-Ti döner endodontik aletler için birkaç tescilli işleme prosedürü geliştirilmiştir (Zupanc vd. 2018). Ni-Ti alaşımının farklı sıcaklıklarda iki farklı kristal yapısı bulunur. Yüksek sıcaklıklarda östenit adı verilen kübik B2 kristal yapısı oluşurken, düşük sıcaklıklarda ise martensit adı verilen eğik eksenli örüt kristal yapısı oluşur (Shen vd. 2013). Gerilme ve sıcaklık, östenit fazından martensit fazına geçişi tetikleyebilir. Bu geçiş, Ni-Ti alaşımının karakteristik özelliklerinden olan süper elastisite ve şekil hafıza etkisi ile ilişkilidir. Süper elastisite, malzemenin büyük bir deformasyona uğramasına rağmen orijinal şeklini geri kazanabilme yeteneğidir. Şekil hafıza etkisi ise malzemenin belirli bir sıcaklıkta önceden tanımlanan şekline geri dönebilme yeteneğidir. Bu özellikler, Ni-Ti alaşımının endodontik aletlerde ve diğer uygulamalarda kullanılmasını sağlar (Zupanc vd. 2018). Süper elastikiyet, eğenin istenen şekle büküldüğünde, gerilim kaldırıldığında orijinal şekline geri dönebilen bir özellik ifade eder. Bu özellik, Ni-Ti alaşımının kristal yapısından kaynaklanır. Süperelastik nitelikleri sayesinde, Ni-Ti aletler, kök kanalının şekline uyacak şekilde bükülebilir ve sıkıştırılabilir, böylece kök kanalı boyunca daha az travma ve ağrı ile ilerleyebilir. Ayrıca, süperelastik özellikleri, aletin kök kanalından çıkarılması sırasında kırılma riskini de azaltır. Süperelastikiyet stabil östenit fazı ile gerilme kaynaklı martensit fazı arasındaki

faz dönüşümü sonucunda tamamen geri kazanılabilen elastik deformasyondur. Bu elastik deformasyon, %8 gerinim sınırı içinde gerçekleşir (Thompson 2000).

Şekil hafıza etkisi, deformasyona uğramış Ni-Ti'nin faz dönüşümü sonucunda orijinal şekline geri dönme yeteneğidir. Bu özellik, Ni-Ti alaşımlarının belirli bir şekli hatırlamasını ve uygulandığı kuvvete göre bu şekli geri kazanmasını sağlar. Bu, kararlı deforme olmuş martensit fazından östenit fazına ısıtıldığında gerçekleşir (Thompson 2000). Ni-Ti alaşımlarının östenitik yapıya sahip olduğu sıcaklık aralığı 500°C-700°C arasındadır. Bu sıcaklık aralığında, alaşımların yapısal özellikleri, yüksek sıcaklıklarda östenitik yapıdan martensitik yapıya dönüşmesine olanak tanıyan bir faz geçişi gösterir. Martensitik yapıda, alaşımların mekanik özellikleri değişir ve daha yüksek mukavemet ve sertlik gösterir (Zhou vd. 2013).

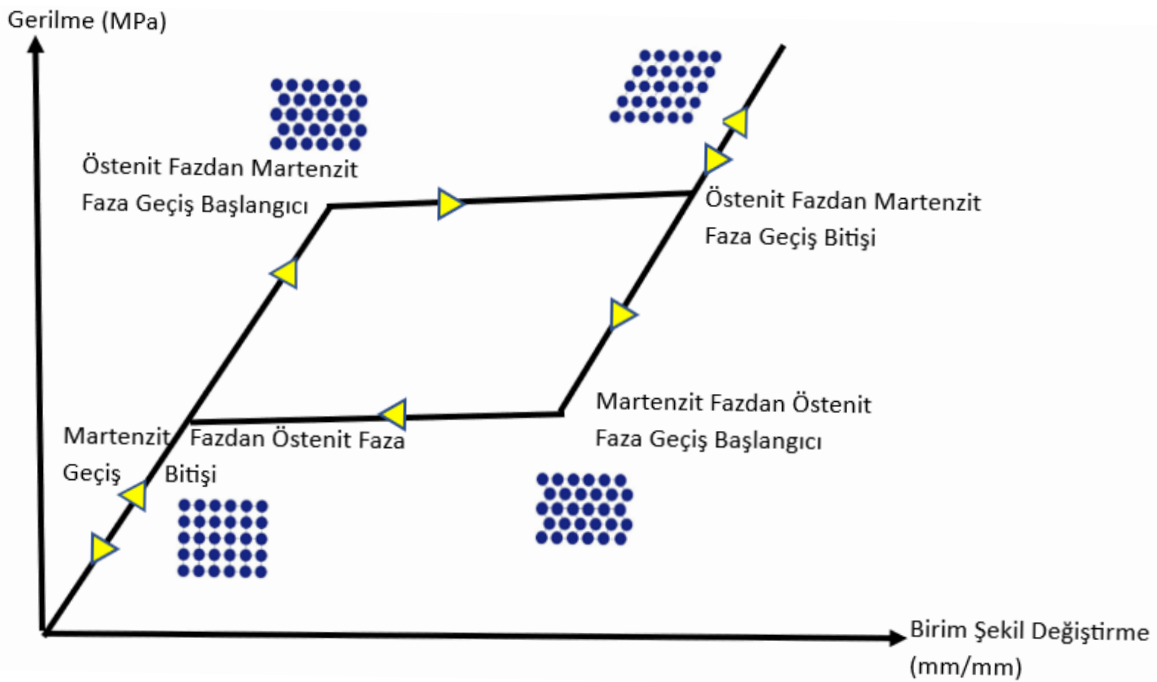
Ni-Ti alaşımlarının bir diğer önemli özelliği, biyouyumluluğudur. Bu alaşımların biyouyumluluğu, diş hekimliği uygulamaları gibi tıbbi uygulamalar için ideal hale getirir. Ni-Ti alaşımı aynı zamanda yüksek aşınma direncine sahiptir ve yüksek elastikiyet modülüne sahiptir. Şekil hafızalı alaşımlar, belirli bir şekle sahip olmaları ve uygulanan kuvvete göre bu şekle geri dönmeleri için özel olarak tasarlanmış alaşımlardır. Bu alaşımların özelliklerinin ana kaynağı, östenit ve martensit fazları arasındaki sıcaklık ve yük kaynaklı faz dönüşümleridir. Östenit fazı, şekil hafızalı alaşımların yüksek sıcaklıklarda sahip oldukları yapısını oluşturur. Bu yapının sıcaklığı, alaşımların yapısını değiştirebilecek önemli bir faktördür. Genellikle, alaşım östenit yapıya sahipken, üzerine yük uygulanır ve bu yük arttıkça, östenit yapısının martensitik yapısına dönüşmesi sağlanır. Martensit fazı, şekil hafızalı alaşımların şekil hafızalı özelliği ile bağlantılıdır. Martensitik yapı, yüksek sıcaklıklarda östenitik yapıdan soğutulurken oluşur ve şekil hafızalı özelliği bu yapıda ortaya çıkar. Bu yapıda, alaşım belirli bir şekle sokulduktan sonra, alaşımların tekrar östenitik yapıya dönmesi sağlanabilir ve alaşımların tekrar önceden belirlenmiş şeklini alması mümkün olur. Şekil hafızalı alaşımların sıcaklık ve yük kaynaklı faz dönüşümleri, östenit ve martensit fazları arasında gerçekleşir. Yüksek sıcaklıklarda östenitik yapıya sahiptirler ve üzerlerine uygulanan yük arttıkça martensitik yapıya dönüşürler. Martensitik yapıda, belirli bir şekil verilebilir ve östenitik yapıya dönüştürüldüğünde, alaşım tekrar önceden belirlenmiş şeklini alır. Belirli koşullar

altında, martensitik dönüşümden önce "ön-martensitik geçiş" adı verilen bir süreç gerçekleşebilir. Bu süreçte, eşkenar dörtgen şekilli bozulmuş bir faz olan R-fazı oluşabilir. R-faz dönüşümleri, çöküntüler veya kayma çizgileri gibi durumların mevcut olduğu durumlarda ısıtma ve soğutma işlemiyle Ni-Ti'nin östenitik halinde gerçekleştirilir (Zhou 2013). Elastik deformasyon sonucu gerilme kaynaklı martensit dönüşümü olan süper elastikiyet Şekil 2.13'te gösterilmiştir.

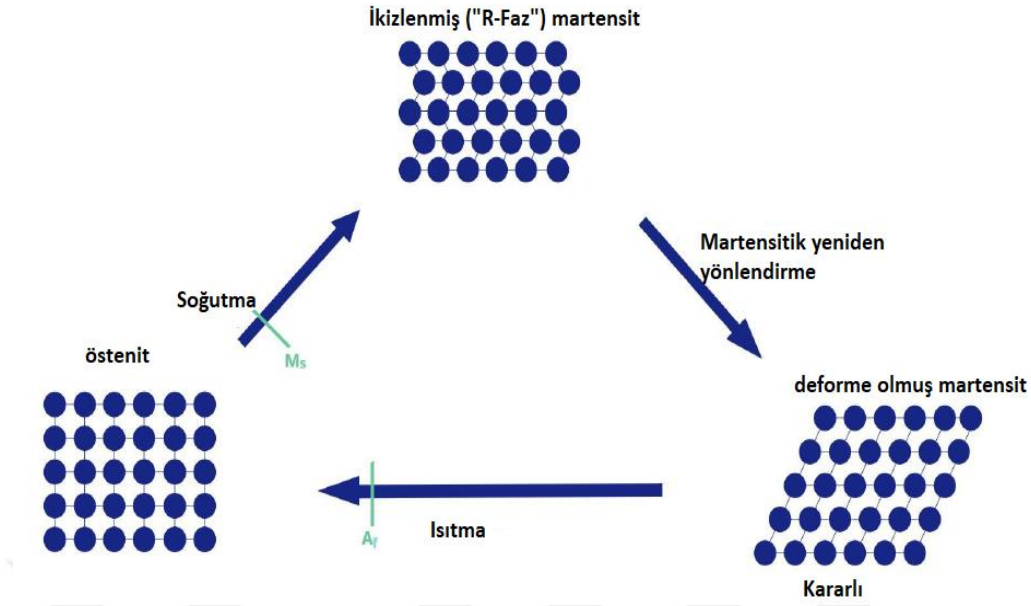


Şekil 2. 13 Nikel-Titanyum alaşımlarının süper elastikiyet etkisinin gösterimi.

Deforme olmuş martensit kararsız eş kenar dörtgen kafes yapısındadır ve gerilmenin kaldırılmasıyla östenitik durumuna geri döner. Kübik, eşkenar dörtgen ve eğik eksenli kafes yapıları ve bunlara bağlı dönüşümler Şekil 2.14'te gösterilmiştir.



Şekil 2. 14 Gerilme sonucu meydana gelen faz dönüşümleri.



Şekil 2. 15 Şekil hafızası etkisinin gösterilmesi.

Ni-Ti alaışımının şekil hafıza etkisi, ilginç bir fenomendir. Bu etki, alaışımın östenit fazından östenit fazı bitiş sıcaklığı (A_f) üzerindeki sıcaklıkta başlayarak, martensitik faz olarak bilinen R fazına martensitik başlangıç sıcaklığına (M_s) soğutulurak dönüşümüyle gerçekleşir. R fazında, öğütme işlemi uygulanamadığından, alaşım bükülerek şekillendirilir ve kararlı bir martensitik faz haline getirilir. Daha sonra, alaşım östenit kristal yapısına geri döndürülebilmek için ısıtılıp soğutulur. Bu dönüşüm süreci, alaışımın şeklini ve yapılarını hatırlama yeteneğine sahip olmasını sağlar. Isıtıldığında, alaşım tekrar östenit fazına dönüşerek, önceden şekillendirilmiş formuna geri döner (Şekil 2.15). Bu özellik, Ni-Ti alaışımının birçok uygulamada kullanılmasını sağlayan önemli bir özelliğidir (Gambarini vd. 2008) Ni-Ti alaşımı, östenit bitiş sıcaklığı (A_f) üzerinde ise östenitik olarak kabul edilir. Östenitik yapı sert, sağlam ve üstün süper elastiklik özelliklerine sahiptir. Eğer sıcaklık, martensitik bitiş sıcaklığı (M_f) altındaysa, Ni-Ti alaşımı yumuşak, şekil verilebilir ve şekil hafıza etkisine sahip olacaktır (Gambarini vd. 2008). Martensitin, ikizlenmiş R-fazı yapısında kendini yeniden yönlendirme yeteneği olduğu için martensit üstün bir döngüsel yorgunluk özelliği sergiler. Bu nedenle genellikle klinik kullanımda daha çok tercih edilir (Shen vd. 2013).

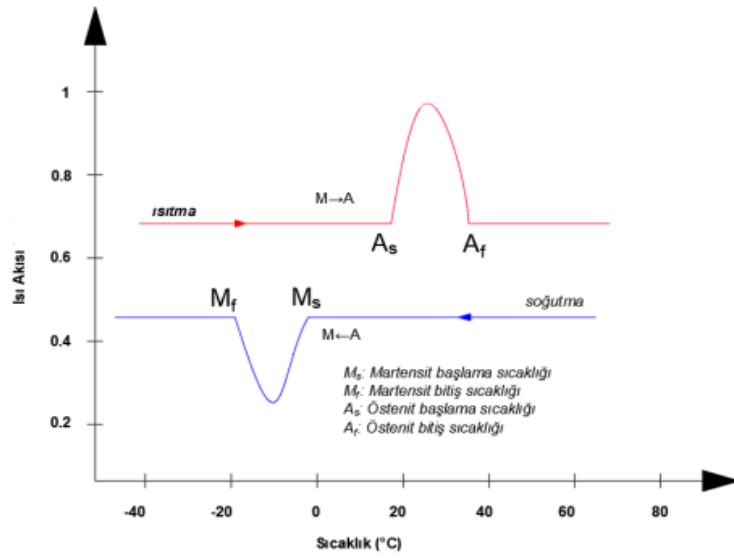
Şekil hafızalı alaşımlarda dönüşüm sıcaklıkları M_s (martensit başlangıç sıcaklığı), M_f (martensit bitiş sıcaklığı), A_s (östenit başlangıç sıcaklığı) ve A_f (östenit bitiş sıcaklığı)

olarak adlandırılırlar. Bu sıcaklık noktaları, alaşımın farklı kristal yapılarının dönüşümünü tanımlar ve malzemenin şekil hafızası özelliğini kontrol eder.

M_s , malzeme ısıtılırken östenitik fazdan martensitik faza dönüşümün başladığı sıcaklığı temsil eder. Martensitik faz daha düşük sıcaklıklarda kararlıdır ve bu sıcaklıkta malzeme kristal yapısı değiştirir. M_s sıcaklığı, malzemenin özgül bir şekilde soğutulduğunda bu dönüşümün başlayacağı sıcaklığı gösterir. M_f sıcaklığı ise östenitik fazdan martensitik faza dönüşümün tamamlandığı sıcaklığı temsil eder. Bu sıcaklıkta malzeme kristal yapısı tamamen martensite dönüşür. M_f sıcaklığı, malzeme soğutulurken bu dönüşümün sonlandığı sıcaklığı belirtir. A_s sıcaklığı, malzeme ısıtıldığında martensitik fazdan östenitik faza dönüşümün başladığı sıcaklığı ifade eder. Astenitik faz daha yüksek sıcaklıklarda kararlıdır ve A_s sıcaklığında malzeme kristal yapısı değiştirir. Bu sıcaklıkta, malzeme özgül bir şekilde ısıtıldığında dönüşüm başlar. A_f sıcaklığı ise martensitik fazdan östenitik faza dönüşümün tamamlandığı sıcaklığı temsil eder. Bu sıcaklıkta malzeme kristal yapısı tamamen arsenite dönüşür. A_f sıcaklığı, malzeme ısıtılırken bu dönüşümün sonlandığı sıcaklığı belirtir.

Ni-Ti şekil hafızalı alaşımın dönüşüm sıcaklıkları, belirli bir malzeme için spesifik olarak laboratuvar testleriyle veya üretim sürecinde ayarlanabilir. Bu sıcaklıkların genel olarak kabul görmüş değerleri vardır.

M_s , genellikle -10°C ile $+10^{\circ}\text{C}$ arasında bulunur. M_f , genellikle -30°C ile -10°C arasında bulunur. A_s , genellikle 10°C ile 30°C arasında bulunur. A_f , genellikle 50°C ile 80°C arasında bulunur. Ancak bu değerler, belirli bir Ni-Ti alaşımının bileşimine ve işleme yöntemlerine bağlı olarak değişebilir. Dolayısıyla, özel bir uygulama için malzemeyi tasarlarırken veya kullanırken, belirli bir alaşımın dönüşüm sıcaklıklarını doğrulamak ve optimize etmek önemlidir. Bu sıcaklıklar, malzemenin istenen şekilleri hatırlaması ve geri kazanması için kritik öneme sahiptir. Bu faz dönüşüm sıcaklıkları, genellikle Diferansiyel Tarama Kalorimetre (DSC) kullanılarak ölçülür. Şekil hafızalı alaşımların karakterizasyonunda, bu sıcaklık değerleri belirleyici bir rol oynarlar (Şekil 2.16) (Özkul vd. 2020).

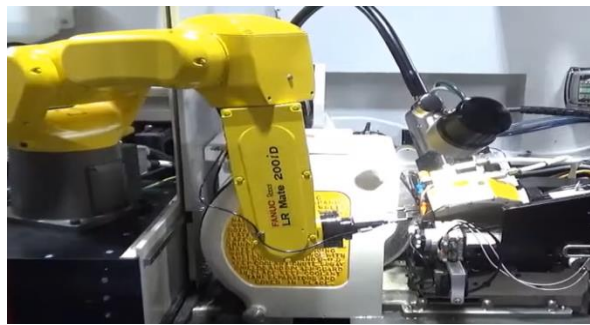


Şekil 2. 16 DSC grafiğinde M_s , M_f , A_s ve A_f sıcaklık değerlerinin gösterimi.

2.4.2 Nikel-Titanyum Eğelerinin İmalatı

Nikel-Titanyum endodontik aletlerin çoğu, alaşımın yüksek esnekliği nedeniyle paslanmaz çelik eğelerle aynı şekilde bükülerek üretilemediğinden, ısıtma işlemi altında frezeleme işlemi veya plastik deformasyon ile üretilirler. Ek olarak, aletlerin kesme verimliliğini artıracak frezeleme işleminin bıraktığı düzensizlikler nedeniyle yüzey kalitelerini iyileştirmek için yüzey işlemine tabi olurlar (Rapisarda vd. 2000).

Endodontik aletler genellikle Ni-Ti alaşımlarından üretilirler. Ancak, bu alaşımlar bazen korozyona maruz kalabilir ve bundan dolayı mekanik özelliklerinde değişimler olabilir. Buna bağlı olarak titanyum nitrit kaplama gibi yüzey işlemleri uygulanabilir. Son zamanlarda çeşitli ege üretici firmaları tarafından üst düzey tezgahlarda taşlama yapılarak Ni-Ti eğelerinin imalatı yapılabilmektedir (Şekil 2.17) (İnt. Kyn. 9).



Şekil 2. 17 Endodontik ege taşlama makinesi.

2007 yılında DENTSPLY tarafından dental pazar için M-wire adı verilen yeni bir alaşım tanıtılmıştır. M-wire, Ni-Ti alaşımının termomekanik yöntemle yapılmış halidir. Bu alaşımın mikroyapısında bir miktar martensitik faz bulunur ve bu da mekanik özelliklerini artırır. Bu sayede, uç çapı daha küçük aletler üretilebilir ve esneklikleri artar (Alapati vd. 2009). ProFile GTSeries X, ProFileVortex, ProFileVortex Blue, HyFlex CM, Twisted files (TF) ve K3XF eğeleri gibi farklı markalar da mevcuttur.

Ni-Ti alaşımlarına bazı modifikasyonlar da yapılmıştır. Örneğin, farklı sıcaklıklarda farklı faz dönüşümlerine uğrayabilen Wave One gold, Reciproc Blue ve XP-endo Shaper gibi eğeler üretmek için termal işlemler uygulanmıştır. Bu eğeler, geleneksel Ni-Ti endodontik aletlere göre daha fazla esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci gösterirler.

Ni-Ti eğelerinin başka bir önemli avantajı, büyük bir koniklikle üretilebilmeleri ve aynı ege üzerinde farklı ve aşamalı konikliklerin uygulanabilmesidir. Bunun yanında, paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha büyük boyutlarda daha az rijit olmaları da dikkate değer bir özelliktir. Ni-Ti eğelerinin koniklikleri genellikle 0,04 ile 0,12 arasında değişebilir. Spesifik tasarım özellikleri, eğenin enine kesitteki koniklik oranı, helis açısı, hatve ve uç bölge tasarımına göre değişebilir. Bununla birlikte, endodontik aletlerin döngüsel yorgunluk veya burulma gibi aşırı yüklemelere maruz kalarak istenmeyen ve beklenmedik şekilde kırılma riski hala klinik kullanımda ciddi bir endişe ve dezavantaj olarak devam etmektedir (Zhou vd. 2013).

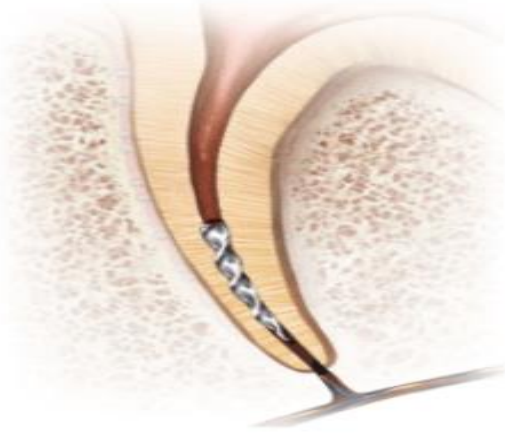
Ni-Ti alaşımının endodontideki temel gereklilikleri karşılamak için önemli olan üç özellik süper-elastikiyet, burulma yorgunluk direnci ve döngüsel yorgunluğa karşı yüksek dirençtir. Bu özellikler, Ni-Ti alaşımının diş hekimliğinde kullanılmasında büyük öneme sahiptir. Bu üç özellik, endodontik aletlerin başarılı kullanımı için gereklidir ve aletlerin yüksek derecede eğimli kanallarda sürekli döndürülerek kullanılmasına olanak tanır. Bu aletler kanal anatomisine uyum sağlar ve eğenin kırılma riskini düşürür. Ni-Ti eğeleri, kanal hazırlığı sürecini önemli ölçüde geliştirmiş ve birçok prosedürel sorunun sıklığını azaltmıştır. Bu sorunlar arasında eğelerin kırılması, sıkışması, diş kanalında kesikler ve delinmeler gibi durumlar bulunmaktadır (Hülsmann vd. 2005). Ancak, döner eğelerin hala bazı zorlukları bulunmaktadır. Özellikle, kanal sisteminin tam olarak tanımlanamaması ve küçük boyutlu esnek el eğesi ile kayma yolu oluşturulması

gerekliliği gibi sorunlar vardır. Ancak, son zamanlarda piyasaya sürülen bazı eğeler, el egesine ihtiyaç duymadan kayma yolu oluşturma iddiasında oldukları için, bu sınırlamaların üstesinden gelmeyi amaçlamaktadırlar. Döner Ni-Ti eğeleri kullanılırken hatalardan kaçınmak için bazı önemli şartlar bulunmaktadır. Bunlar arasında, doğru erişim boşluğu tasarımı yapmak, düzgün bir hatta erişim sağlamak ve işlem sırasında düzenli olarak yıkama yapmak gibi koşulların yerine getirilmesi gerekmektedir. Bu ön koşullara uyulması, kanal tedavisi işlemi sırasında hataların oluşmasını önlemeye yardımcı olur (Rhodes ve Patel 2007).

2.5 Eğelerin Kırılması

Ni-Ti eğeler, endodontik tedavi sürecinde kök kanal preparasyonunda yaygın olarak kullanılan önemli aletlerdir. Bu eğeler, kök kanalını şekillendirme ve temizleme işlemlerinde esneklikleri sayesinde büyük avantajlar sunar. Ancak, diş kökü kanal şekillendirmesi esnasında Ni-Ti endodontik eğeler sık kullanılmasına karşın kırılabilmesi bir problem haline gelmiştir (Martin vd. 2003).

Ni-Ti eğelerin kırılma riski, çeşitli faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Eğelerin yapısal özellikleri, eğenin alaşımı, hareket türü ve diş hekiminin kabiliyeti, geometrik tasarımı ve yüzey işlemleri gibi etkenler, kırılma olasılığını etkileyebilir. Bunun yanı sıra, uygulanan kuvvetler, kök kanalının eğrilik açısı, eğriliğin kök kanalındaki konumu ve doğru kullanım teknikleri gibi diğer faktörler de büyük öneme sahiptir (Shen vd. 2009). Kırılan bir Ni-Ti ege, endodontik tedavi sürecini etkileyebilir ve tedavi başarısını olumsuz yönde etkileyebilir. Kırılma durumunda, ege kalıntıları kök kanalında sıkışabilir, tedaviye devam etmeyi zorlaştırabilir ve enfeksiyon riskini artırabilir (Şekil 2.18) (İnt. Kyn. 10). Ayrıca, kırılan eğenin çıkarılması da zaman alıcı ve maliyetli bir işlem olabilir. Bazı durumlarda, cerrahi müdahale gerekebilir (Azarpazhooh ve Fillery 2008). Bu nedenle, Ni-Ti eğelerin kırılma riskini azaltmak ve endodontik tedavi başarısını artırmak için önlemler almak önemlidir. İleri teknolojilerin gelişmesiyle birlikte daha dayanıklı ve esnek Ni-Ti eğeler geliştirilmeye çalışılmaktadır. Ayrıca, doğru ege seçimi, uygun preparasyon tekniklerinin kullanımı, yeterli sulama ve yeterli sterilizasyon gibi önlemler de kırılma riskini azaltmada etkili olabilir (Zehnder 2006).



Şekil 2. 18 Kök kanalı içerisinde kırık eğe parçası.

Bir Ni-Ti kanal aletinin ideal olması için bazı niteliklere gereksinim vardır. Bu gereksinimler arasında, yüksek burkulma ve yorulma dayanımları en önemli özelliklerdir. Ek olarak, kanal içinde kullanımı sırasında esnekliği optimum düzeyde olmalıdır ki perforasyon veya zarar verme ihtimali minimumda kalsın. Bununla birlikte, aletin sertliği dentinde kesme işlevini gerçekleştirecek ölçüde yüksek olmalıdır (Thompson 2000). Endodontik tedavide kök kanalı temizliği esnasında eğeler, genellikle torsiyonel yorgunluk ve döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılabilir. Kök kanal şekillendirmesi sırasında eğeler, özellikle kanalın dar bölümlerinde ve eğimli bölgelerinde sıkışma ve dönme hareketleri yaparlar. Bu hareketler, eğenin uç kısmının kanal içinde sıkıştığı ve koronal kısmının maksimum dönme yükünü aştığı durumlarda torsiyonel gerilmeler oluşur. Torsiyonel gerilmeler, eğenin mukavemet sınırlarını aşmasına ve kırılmasına yol açabilir. Torsiyonel yorgunluğun oluşumunda kanalda eğe sıkışır motor dönmeye devam eder, eğede plastik deformasyon olur ve eğe kırılır (McGuigan vd. 2013).

Eğelerin tekrarlayan yük uygulamaları sonucunda döngüsel yorgunluk oluşur. Kanal içindeki eğeler, rotasyonel hareketler sırasında tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalır. Bu sürekli yüklenme ve gevşeme döngüsü, eğelerin metal malzemesinde yorgunluk birikmesine yol açar. Yorgunluk, malzemenin dayanıklılığını ve yapısını zayıflatır. Metal yorgunluğu olur. Çatlaklar oluşur. Çatlaklar zamanla kırılmaya neden olur. Kısaca eğenin burulmasından dolayı torsiyonel yorgunluk, bükülmesinden dolayı döngüsel yorgunluk oluşabilir. Bazı durumlarda hem döngüsel yorgunluktan hem de torsiyonel yorgunluktan eğeler kırılabilir (Pedulla vd. 2015).

Bu kırılmaların üstesinden gelmek adına üretici firmalar hem tasarımsal değişikler hem de malzemenin alaşımında değişiklikler yapmaktadırlar (Peters vd. 2017). Eğelerin kırılmasına neden olan faktörler aşağıda verilmiştir.

2.5.1 Diş Hekiminin Tecrübesizliğinden Kaynaklanan Kırılmalar

Diş hekiminin tecrübesi, eğelerin doğru kullanımı ve kırılma riskini azaltmada önemli bir rol oynar. Tecrübeli bir diş hekimi, eğeleri doğru bir şekilde kullanmak için gerekli beceri ve bilgiye sahiptir. Eğelerin doğru bir şekilde yönlendirilmesi, uygun basınç ve hızda kullanılması, eğenin sıcaklık kontrolünün yapılması gibi faktörler, tecrübeli bir diş hekimi tarafından dikkatle takip edilir. Ayrıca, tecrübeli bir diş hekimi, eğe kullanımında deneyimlerinden ve bilgi birikiminden yararlanarak daha iyi bir karar verme yeteneğine sahip olabilir. Örneğin, zorlu bir dental prosedür gerektiren durumlarda, tecrübeli bir diş hekimi uygun bir eğe seçimi yaparak kırılma riskini en aza indirebilir (Yared vd. 2002).

Tecrübesi olan bir diş hekimi, aynı zamanda eğelerin bakımı ve temizliği konusunda da bilinçlidir. Eğelerin düzenli olarak kontrol edilmesi, temizlenmesi ve bakımının yapılması, eğelerin ömrünü uzatır ve performansını artırır. Ayrıca hekimin zamanla kazandığı hissiyatı eğelerin kırılmasının önüne geçmesinde önemlidir (Parashos vd. 2004).

2.5.2 Tasarım Hatalarından Kaynaklanan Kırılmalar

Diş hekimliği alanında kullanımda farklı türde ve uzunlukta birçok eğe bulunmaktadır. Eğenin kesit alanı bilgisi, hekimin eğimli bir kanalda hangi eğe numarasını kullanacağına karar vermesine faydalı olabilir. Bu nedenle, mevcut eğelerin çeşitliliği, hekimin işini kolaylaştırmaktadır, çünkü eğimli bir kanalda kullanacakları eğe numarasını seğerken, eğenin kesit bilgisini dikkate alarak daha bilinçli bir seğim yapabilirler (Metzger vd. 2011).

Eğenin geometrik tasarımı eğelerin sağlamliğı için önemlidir (Yao vd. 2006). Yıllar boyunca kök kanal tedavisi için çok çeşitli aletler kullanılmıştır. Günümüzde tüm

yeniliklerdeki asıl amaç hep iyiye gitmektir. Endodontik eğelerde de dizaynında değişiklikler yaparak kırılma ömrünü artırmak amaçlanmaktadır. Yarıçapı küçük olan endodontik eğelerin yarıçapı büyük olan eğelere göre döngüsel yorgunluk dirençleri daha iyidir (Haikel vd. 1999). Eğelerdeki koniklik açısının (taper açısı) eğenin uç, orta ve son bölümlerinde değişken şekilde yapılması eğenin kırılmaya karşı direncini arttırmaktadır. Bunun temel sebebi eğelerin kanala temas noktalarının azalmış olmasıdır (Yared vd. 2003). Ayrıca eğelerin kesit geometrisinin şeklide kırılmaya etki eden faktörlerdendir. Kare kesiti olan eğelerin yorgunluk direnci üçgen kesiti olan eğelerin yorgunluk direncinden daha kötüdür. O yüzden üçgen veya üçgene yakın kesitli eğeler tercih etmek diş hekimleri açısından iyi olacaktır (Cheung vd. 2011).

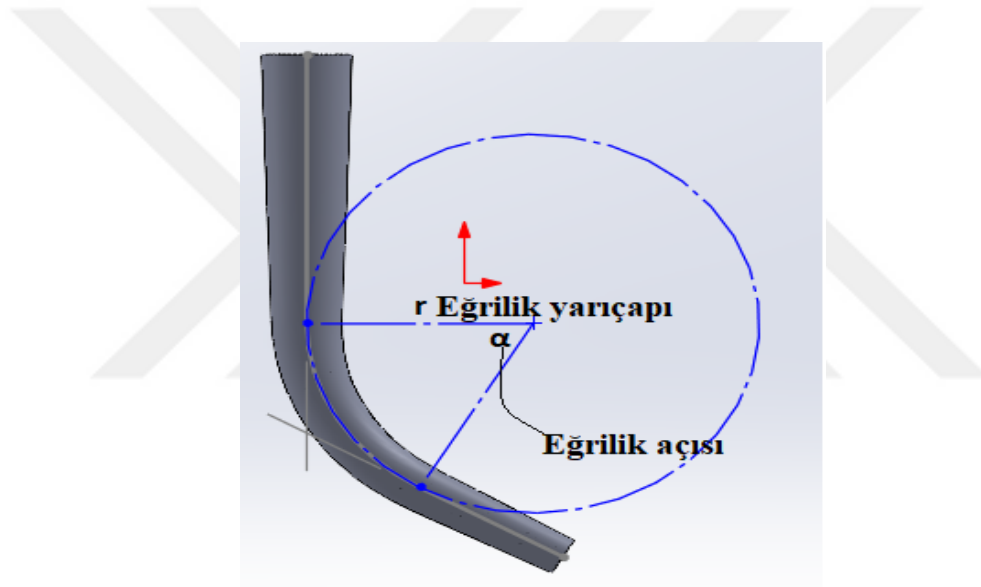
2.5.3 Diş Kanalının Anatomik Yapısından Kaynaklanan Kırılmalar

Endodontide, bir kök kanalının eğrilik özelliklerini bilmek, tedaviye başlamadan önce çok önemlidir. Eğri bir kanalda, çekme ve itme kuvvetlerinin maksimum yoğunluğu, eğenin bükülme bölgesinde uygulanan kuvvetlere bağlıdır. Bu kuvvetler, eğrilik yarıçapı, eğrilik açısı, yay uzunluğu, eğenin çapı ve kanalın eğrilik konumuna bağlı olarak değişir. Bu nedenle, endodontistler, kök kanallarının eğriliklerini belirlemek için radyografik görüntüler ve diğer dijital teknolojiler gibi çeşitli araçlar kullanarak, uygun eğeyi seçmek için bu parametreleri dikkate alırlar. Böylece, eğelerin yorulma ömrünü uzatmak ve başarılı bir endodontik tedavi sağlamak mümkün olur (Lopes vd. 2011).

Diş kök kanalı eğrilik açısı eğelerin kırılmasını etkilemektedir (Martin vd. 2003). Kök kanalının geometrisi insandan insana, diştten dişe değişmektedir. Her endodontik diş kanalının kendine has uzunluğu, dentin sertliği ve eğriliği vardır. Bu kanalın eğriliği arttıkça ve kanal daraldıkça eğelerin aşınma ve kırılma olasılığı artmaktadır (Krell 2009). Diş anatomisi incelendiğinde en çok eğe kırıkları alt ve üst azı dişlerinde meydana geldiği tespit edilmiştir (Knowles vd. 2006). Diş Kök kanalının eğrilik açısının artması eğenin kırılma olasılığını artırır (Lertchirakarn vd. 2003). Nikel-Titanyum döner endodontik eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırıldığı araştırmalarda, eğimli kök kanallarında kök kanal eğesinin koniklik açısı arttıkça, eğenin yorgunluk direnci azalmış ve ayrıca eğenin kırılma olasılığı da yükselmiştir. Başka bir deyişle, Ni-Ti döner

eğelerin kullanımı sırasında, kök kanal eğesinin genişleme açısındaki artış, eğenin dayanıklılığını azaltmış ve eğenin kırılma olasılığı artırmıştır, özellikle de yüksek eğimli kök kanallarında (Adıgüzel ve Çapar 2017). Endodontide, kanalın kavisli yapısını tanımlamak için "kanalın eğrilik yarıçapı" ve "eğrilik açısı" terimleri kullanılır.

Eğrilik (kırılma) yarıçapı, kanalın eğriliğinin ne kadar kavisli olduğunu belirtir. Bu değer, kanalın kavisli bölümünde bir çemberin merkezinden kanal yüzeyine çizilen en uzun doğru çizginin yarıçapını ifade eder. Kırılma yarıçapı, endodontik eğelerin uyum sağlaması ve kanalın şekillendirilmesi sırasında kontrol sağlaması açısından önemlidir (Şekil 2.19).



Şekil 2. 19 Eğrilik yarıçapı ve eğrilik açısı gösterimi.

Eğrilik (kırılma) açısı, kanalın kavisli bölümündeki eğriliğin miktarını ifade eder. Bu açı, kanal yüzeyine çizilen en uzun doğru çizgi ile aynı çemberin üzerinde çizilen iki doğru çizginin arasındaki açıdır. Kırılma açısı, endodontik eğelerin kanal eğrisine uyum sağlaması ve kanal içerisinde doğru bir şekilde ilerlemesi için önemlidir.

Kırılma yarıçapı daha çok bir çemberin boyutu ile ilgiliyken, kırılma açısı ise çemberin şekli ve eğimi ile ilişkilidir. Bu değerler, endodontik tedavi sırasında doğru eğe seçimini yaparken ve kanal şekillendirilirken dikkate alınması gereken önemli faktörlerdir (Plotino vd. 2009).

Daha yüksek bir eğrilik açısı, eğenin kanal içinde dönmesi veya bükülmesi gereken noktada daha fazla gerilme yaratır. Bu, eğenin dayanıklılığını zorlayabilir ve kırılma riskini artırabilir. Kıvrılma yarıçapının artması, endodontik eğenin kırılma olasılığını genellikle azaltır. Daha büyük bir kıvrılma yarıçapına sahip eğeler, daha geniş bir kavisli alana uyum sağlayabilir ve daha esnek olabilir (Schafer ve Lohmann 2002). Bazı diş kanalları tek bir eğrilikle sınırlı kalmayıp bazılarında çift eğrilige sahip kanallarda vardır. Çift eğrilik olan diş kanalları eğede daha fazla gerilme oluşturmaktadır (Al-Sudani vd. 2012).

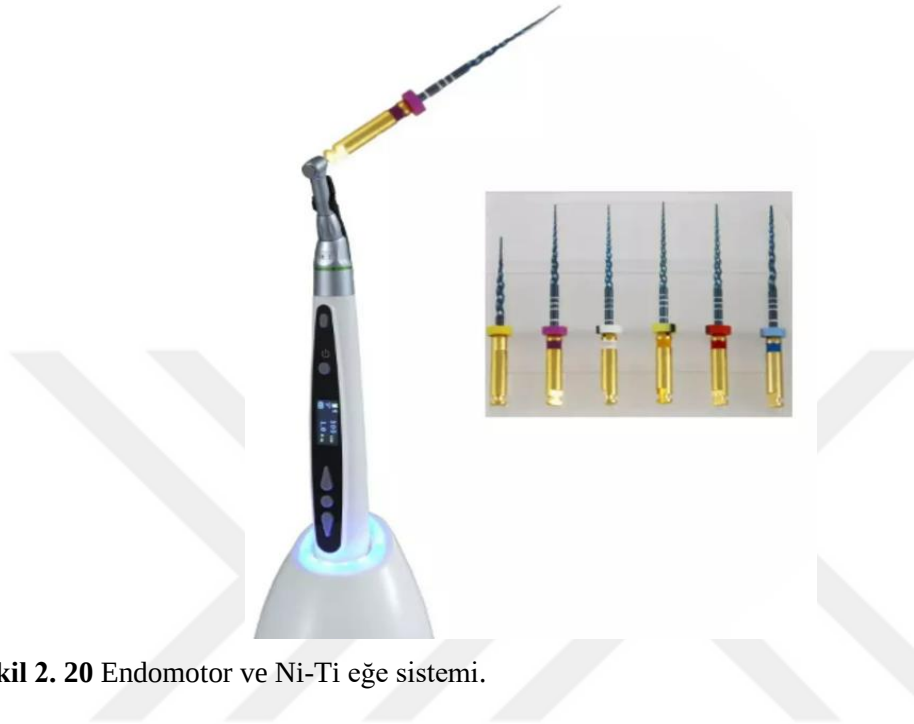
2.5.4 Eğenin Kullanım Ömrüne Bağlı Kırılmalar

Gerilme, bir malzemede etki eden kuvvet veya yükün neden olduğu iç gerilmelerin toplamıdır. Bu gerilme, bir malzeme yeterince güçlü değilse veya sürekli yük altında bırakılırsa, malzeme içinde mikro çatlakların oluşmasına neden olur. Bu mikro çatlaklar kullanım sayısı ile zamanla büyüyebilir ve malzemenin kırılmasına yol açabilir. Her endodontik diş kanalının kendine has özellikleri vardır. Bu nedenle endodontik eğenin kaç tekrarda kullanacağı hakkında kesin bir veri vermek mümkün değildir (Kosti vd. 2011). Endodontik eğenin kırılması ilk defa kullanıldığında bile olabilmektedir (Arens vd. 2003). Ancak 10 kez kullanıma kadar bir sorun olmadığını ya da dört azı dişin kök kanal temizliğini yapabileceğini bildiren araştırmalar olmuştur (Yared vd. 2000).

2.5.5 Motor Hızından Kaynaklanan Kırılmalar

Tork kuvvet miktarı eğelerin kırılmasına sebep olan faktörlerdendir (Gambarini 2001). Endodontik aletlerin kullanımında, kanal içinde uygulanan yüksek tork ve bükülme gibi faktörler gerilme birikimine neden olabilir. Bu gerilme birikimi, endodontik aletlerin mikro çatlaklarının oluşmasına neden olabilir. Bu mikro çatlaklar aletin mekanik özelliklerini bozar ve aletin dayanıklılığı azalır. Aletin kullanımı sırasında, bu mikro çatlaklar zamanla büyüyebilir ve nihayetinde aletin kırılmasına neden olabilir (Cheung vd. 2005). Endodontik motor dönüş hızı eğelerin kırılmasını etkileyen önemli parametrelerdendir (Martin vd. 2003). Endodontik aletlerin dönme hızı, kanal içindeki dentin dokusu ile etkileşime girdiğinde kritik bir faktördür. Üretici firmalar,

endomotorlarda genellikle 150 ile 350 d/dak arasında bir dönme hızını tavsiye etmektedir (Şekil 2.20) (İnt. Kyn. 11). Bunun nedeni, bu hız aralığının aletlerin mekanik özelliklerini korumak ve kırılma riskini azaltmak için uygun olduğu düşünülmektedir.



Şekil 2. 20 Endomotor ve Ni-Ti eğe sistemi.

Yüksek dönüş hızlarının (350 d/dak ve üstü) eğelerin kırılma riskini arttırdığı ortaya koyulmuştur. Bu sonuçlar, yüksek dönme hızlarının aletin mekanik özelliklerini zayıflattığı ve aletin kanal içindeki dentin dokusu ile etkileşimini bozarak kırılma riskini arttırdığı anlamına gelmektedir. Uygun dönme hızı ve diğer faktörlerin dikkate alınması, aletlerin uzun ömürlü olmasını sağlayabilir ve kırılma riskini azaltabilir (Martin vd. 2003). Eğelerin hızı arttıkça dayanımları azalmaktadır. Çünkü hızın bir sonucu olarak eğelerin sıcaklıkları artmaktadır. Sıcaklık arttıkça kullanım süresi azalmaktadır. Ayrıca sıcaklık arttıkça, mekanik gerilimler de artar ve bu durumda Ni-Ti döner eğelerin yorulma dayanımı düşer (Tobushi vd. 1999). Ancak yapılan bazı bilimsel çalışmalarda ise hızın bir etki göstermediği bildirilmiştir (Yared vd. 2002).

2.5.6. Eğe Metalurjisinden Kaynaklanan Kırılmalar

Eğelerin imalatında ve tedavi sırasında oluşan oksitler eğenin dayanımını azaltmaktadır. Yüzey karakteristikleri eğelerin kırılmasını etkileyen önemli faktörlerden birisidir

(Anderson vd. 2007). Eğeler nitrür tabakasıyla kaplarsak yüzey sertliği artar, aşınma direnci yükselir, sürtünme özellikleri iyileşir, deformasyona karşı daha iyi hale gelebilir (Rapisarda 2001). Nikel-Titanyum döner alet sistemlerinin paslanmaz  elik el aletlerine nazaran di  kök kanal tedavisinde kırılma oranları daha yüksektir (Patino 2005). Eğelerde uygulanan ısıl işlemler, genellikle eğe malzemesinin özelliklerini değiştirmek veya iyileştirmek amacıyla kullanılır. I lemler malzemenin sertliğini, dayanıklılığını, aşınma direncini ve yorulma özelliklerini etkileyebilir. I lem türüne ve malzeme tipine bağlı olarak farklı etkiler görülebilir. Isıl işlemlerle iç yapı değiştirilmeden mekanik özellikler arttırılır (Brantley 2008).

2.6 Endodontik Eğelerin Tasarım Parametreleri

Piyasada farklı tasarım özelliklerine ve karakteristiklere sahip çok sayıda endodontik alet bulunmaktadır. Ni-Ti endodontik eğeler, üretimde kullanılan eğe tasarımı ve alaşımda belirli değişikliklerle be  farklı nesil geliştirme sürecinden geçmiştir (Haapasalo ve Shen 2013). Farklı eğeler arasında tasarım açısından farklılık gösteren ana bileşenler eğenin enine kesiti, eğenin ucu, eğe üzerindeki koniklik, hatve tasarımı ve kesici kenar ve radyal yüzeydir. Eğenin enine kesiti, eğenin çapını, eğenin sağlamlığını ve esnekliğini, eğenin kanalların duvarlarına temas şeklini, ne kadar kestiğini ve dentin kesimi sırasında kanal duvarlarında ne kadar gerilme oluşturduğunu etkiler.

Eğenin uç kısmı, eğenin yönlendirici hareketini gerçekleştiren bir parçadır. İki tip uç vardır; keskin konfigürasyona ve kesici kenarlara sahip aktif uç ve yuvarlak konfigürasyona ve kesici olmayan kenarlara sahip pasif uçtur. Aktif uçlu aletler, dentin veya sıvı materyallerinin kök kanalından çıkarılması için yapılır. Ni-Ti eğelerinin ana dezavantajlarından biri, dokusal geribildirimden yoksun olmalarıdır. Bu nedenle, aletin kanal ekseninden sapması durumunda kök kanalında çıkıntı oluşturma veya delme riski yüksek olduğundan, aktif uçlu aletin kullanımında dikkatli olunması gerekir. Ni-Ti kök kanal aletlerinin çoğu, özellikle yeni tasarlanmış olanlar, pasif uçlara sahiptir (Peters 2004). Tüm kök kanal aletlerinin çalışma yüzeyleri boyunca bir derece koniklik vardır. Bazılarında kademeli koniklik, bazılarında sabit koniklik ve bazılarında değişken koniklik vardır ( ekil 2.21).

eğelerin doğru kullanımı önemlidir. Sabit bir hatve kanal içinde daha fazla sürüklenmeye ve çekmeye neden olur ve hatvedeki değişkenlik vidalama etkisini önemli ölçüde azaltır (Haapasalo ve Shen 2013). Ayrıca daha küçük hatve ile eğe daha fazla dirence ve daha az kesme verimliliğine sahip olacaktır (Haapasalo ve Shen 2013).

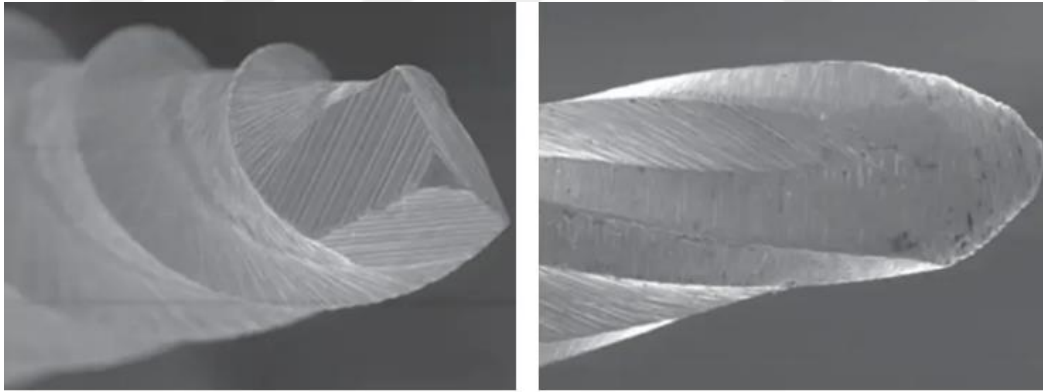
Eğenin çalışma yüzeyinin yüzey konfigürasyonu veya eğim açısı, aletin ön kenarı ile kesilecek yüzey arasında oluşan açıdır. Eğim açısı pozitif, negatif veya nötr olabilir. Kenar ile kesilecek yüzey arasında oluşan açı dar ise negatif olduğu söylenir. Oluşan açı geniş ise, eğim açısına pozitif açı denir. Eğenin kesme verimliliği, kesici kenarların eğim açısına bağlıdır. Eğim açısı, kesici kenarların eğimini ifade eder. Doğru eğim açısı, eğenin daha iyi kesme performansına sahip olmasını sağlar. Endodontik aletlerin çoğu negatif eğim açısına veya nötr açıya sahiptir, bu da kesme işlemi yerine kazıma işlemine neden olur ve gerekli kesme işlemini gerçekleştirmek için daha fazla enerji gerektirir (Haapasalo ve Shen 2013). İdeal bir eğe, vida açmayı önlemek için aşırı pozitif değil, biraz pozitif bir eğim açısına sahip olacaktır. Eğenin kesme verimliliğini etkileyen bir başka tasarım özelliği ise radyal alandır. Radyal alan, kesici kenarın hemen arkasında bulunan düz bir alandır. Bu alan, eğenin kanal duvarlarına temas ederek kesim derinliğini sınırlar ve eğenin kanala sıkıca oturmasını azaltır. Böylece mikro çatlakların ilerlemesini ve kanalın zarar görmesini engeller. Radyal alanın genişliği ne kadar az olursa ya da hiç olmazsa, eğe daha keskin ve verimli olur. Ayrıca, aletin tasarımı daha az metal hacmine sahip olur, bu da aletin daha esnek olmasını sağlar. Ancak, radyal alan aynı zamanda eğenin dönüş sırasındaki direncini artırır, bu da torkun yükselmesine ve aletin kırılma riskinin artmasına neden olabilir (Koch ve Brave 2002).

Endodontik eğelerin üretimini gerçekleştiren firmalar, eğelerin tasarım parametrelerini değiştirerek (uç, koniklik, yiv, hatve, helis açısı vb.), kullanılan alaşımları değiştirerek ya da farklı ısıtma işlemleri deneyerek yorulma direncini artırmaya çalışmaktadır (Peters vd. 2012).

Uç, farklı işlevleri yerine getirmek için çeşitli şekil ve tiplerde olabilir. Eğe ucu yol gösterme işlevini yerine getiren aktif çalışan kısmının bir elemanıdır. Kesici kısım kök kanalının genişletilmesini gerçekleştiren kesici bıçaklara sahip olan çalışma kısmının ana

elemanıdır. Uç, görünüp görünmediğine bağlı olarak keskin veya yuvarlak bir konfigürasyona sahip olabilir, buda aktif ya da pasif olmasını sağlar. Kanal tedavisinde kullanılan eğelerin uç kısmı önemlidir. Eğeye hareket kabiliyetini bu uç verir. Hekim ucu eğer tanımazsa aşırı kuvvetle eğeyi kırabilir. Uç kısmındaki kenarın yarıçapı, açısı ve uzunluğu eğenin kesme kabiliyetini belirler. Aynı zamanda ege ne kadar dayanıklı olursa kanal tedavisi o kadar başarılı olur (Peters vd. 2016).

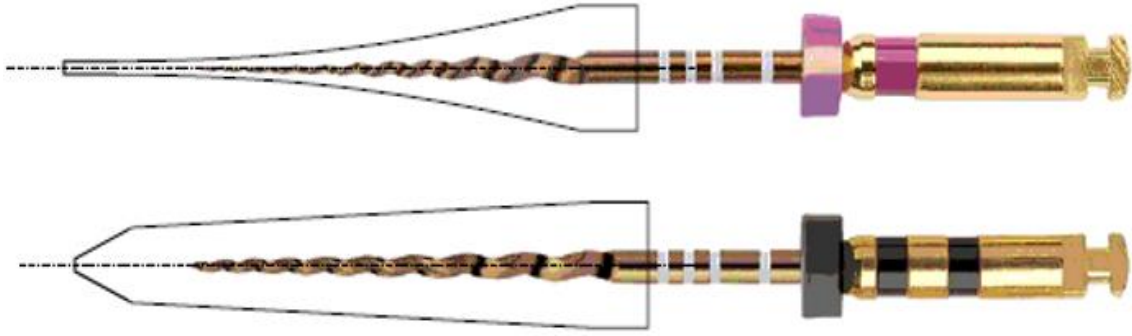
Aktif bir ucun yüzeyinde, kök kanalından dentin veya tıkama materyalini çıkarmak için yapılmış kesici kenarlar bulunur (Şekil 2.22) (İnt. Kyn. 12). Aktif uçlu eğelerin çoğu, yeniden tedavi sırasında tıkanan materyalin çıkarılmasına izin verir. Pasif ucun kesme kenarı olmadığından kesme kabiliyetine sahip değildir. Pasif bir ucun, eğenin kanal ekseninden sapma riskini azdır. Ni-Ti kök kanal aletlerinin çoğunda pasif uçlar bulunur. Son zamanlardaki eğelerin bazılarında, eğenin orta kısmında değişken bir koniklik bulunur. Nitekim koniklik ile belli bir incelme olur ve kesme verimliliğini arttırmak için gövdedeki incelmeler değişir. Yapılan çalışmalar, ege ucunun tasarımının verimliliği ve kök kanal temizliğinin başarısını etkilediğini göstermektedir (Mize vd. 1998).



Şekil 2. 22 Aktif uç ve pasif uç gösterimi.

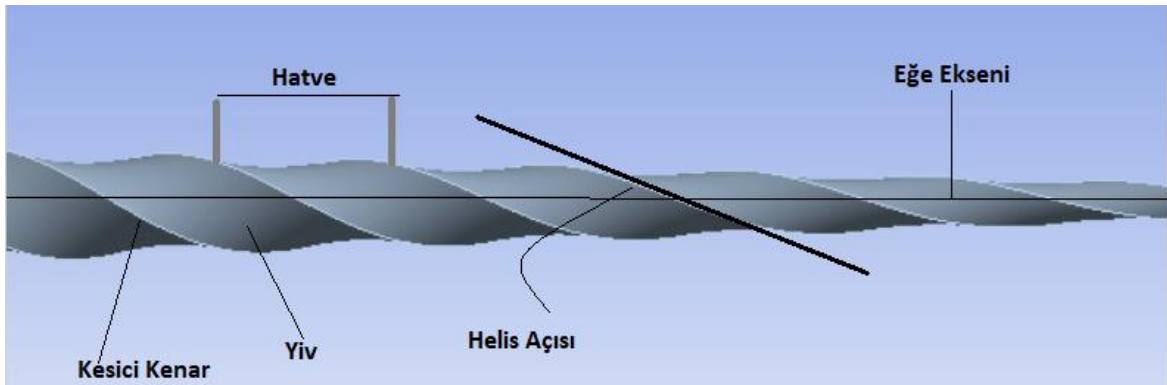
Koniklik (taper), uçtan ege sapına doğru çalışma yüzeyi boyunca milimetre başına ege çapındaki artış miktarı olarak tanımlanır. Eskiden ISO'ya göre bir el egesinin oyukları vardı ve sabit %2 konikliği vardı. Ancak günümüzde farklı çalışma yüzeyi uzunluklarında çok çeşitli sabit veya değişken koniklikte eğeler mevcuttur. Çoğu eğenin konikliği sabittir. Yani, eğenin ucundan sonuna kadar standartlaştırılmış, tutarlı bir oranda çap artışı vardır. Koniklik, bir aletin ucuyla sapı arasındaki çalışma yüzeyindeki çaptaki artışın

ölçüsüdür (Şekil 2.23) (İnt. Kyn. 13). Bu ölçü, her milimetredeki çap artışı olarak ifade edilir (Cohen ve Hargreaves 2011). Bu çalışma ile yapılan analizlerde koniklik sabit %6 alınmıştır.



Şekil 2. 23 Değişken konikliğin gösterimi.

Yiv (oluk), eğeye kesme kabiliyetini kazandırmak için çalışma parçası üzerinde oluşturulan belirli bir konfigürasyona sahip yüzeydir. Genel olarak yiv, uygun çapta silindirik veya konik Ni-Ti iş parçası üzerine belirli bir profildeki bir oluğun taşlanmasıyla oluşturulur. Taşlama işleminin bir sonucu olarak, bitişik yivler kesme bıçağını oluşturur. Yiv; helis açısı, hatve(adım), yiv derinliği ve konfigürasyonu ile karakterize edilir (Şekil 2.24).



Şekil 2. 24 Endodontik bir eğenin geometrik parametreleri.

Helis açısı, eğenin kesici bıçakları ile eğe eksenini arasındaki açıdır. Değişken helis açısı, canlı doku kalıntılarının kanaldan yukarı ve dışarı taşınması için önemli bir yardımcıdır. Sabit helis açısı canlı doku kalıntılarını biriktirmeye daha yatkındır. Bu kalıntıların birikimi, kırılmaya yol açabilen tork ihtiyacına neden olabilir.

Hatve, önde gelen kenardaki bir nokta ile onun bitişiğinde gelen kenardaki nokta arasındaki mesafedir. Hatve çok önemlidir, çünkü sabit hatve eğeyi dışın içine çeker. Değişken bir hatve, eğenin dışın içine çekilme eğilimini önemli ölçüde azaltacaktır. Daha küçük bir hatve mesafesi, eğeye daha fazla direnç ve daha az kesme verimliliği sağlayacaktır (Köch 2002).

Eğim açısı, kesim yapacak ege kenarı ile kesilecek yüzey arasındaki açıdır. Eğim açısı negatif, nötr veya pozitif olabilir. Kesim yapacak ege kenarı ile kesilecek yüzey arasındaki açı dar açı ise eğim açısının negatif oluşu söylenir. Bir eğenin kesme verimliliğinin kesme bıçaklarının eğim açısına bağlıdır.

Dentin malzeme olarak yoğun ve esnek bir malzeme olduğundan, negatif eğim açısına sahip eğeler daha az verimlidir ve pozitif eğim açısına sahip eğelere göre dentini kesmek için daha fazla enerji gereksinim duyarlar. Çoğu endodontik alet hafif negatif veya büyük ölçüde nötr eğim açısına sahiptir. Sonuç, kesme işleminden ziyade kazıma işlemidir. İdeal eğim açısı biraz pozitifdir. Çünkü aşırı pozitif bir eğim açısı, dentinin çok aktif bir şekilde kesilmesine ve muhtemelen dişin açılmasına sebep olacaktır (Köch 2002).

Kesici kenar, yivi takip eden en büyük çapa sahip yüzeydir (Yivin ve yüzeyin kesiştiği yerdir). Kesici kenar, talaşları kanalın duvarından şekillendirir ve saptırır. Yumuşak dokuyu yakalar. Etkinliği geliş açısına ve keskinliğine bağlıdır (Köch 2002).

Radyal alan, kesici kenarlar arasında yer alan düz bölgedir. Bu alan eğenin çevresindeki kanal duvarlarına temas eder ve eğenin kanala vidalanma eğilimini azaltır, kanalın taşınımını azaltır, çevresindeki mikro çatlakların ilerlemesini azaltır, kesici kenarı destekler ve kesme derinliğini sınırlar. Döner eğeler üzerindeki radyal alanlar, yanal direnci artıracaktır. Artan direnç, tork gereksinimlerinin artmasına neden olur ve bu, döner eğeler için kırılma olasılığını arttıracığından iyi bir şey değildir. Dolayısıyla bu alanın olmaması, aletin daha keskin ve dolayısıyla daha verimli olmasını sağlar, ayrıca bu, metal kalınlığının azalmasına neden olur. Daha az metalin sonucu esneklik açık bir şekilde artar (Köch 2002).

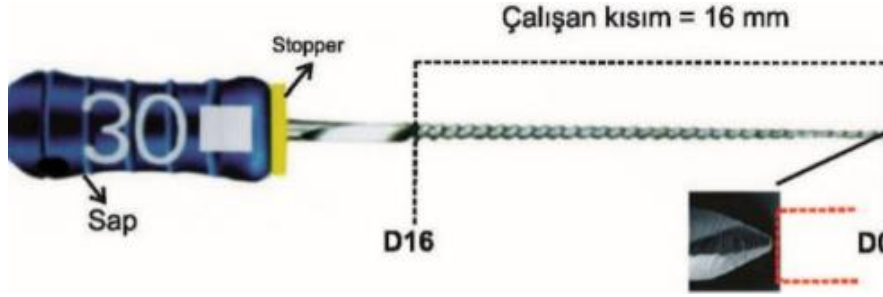
Kesit alanı tasarımı, eğenin üzerinde bulunan tırtıklı oluklar, yumuşak dokunun kanaldan uzaklaştırmasından sorumludurlar. Bu olukların kabiliyetleri ne kadar derin olduklarına ne kadar geniş olduklarına, şekillerinin nasıl olduklarına ve yüzey kalitelerinin nasıl olduklarına bağlıdır. Kanal eğelerinin çapı eğenin ucundan sapına kadar çalışma yüzeyi boyunca her milimetrede belli bir oranda artar ve buna taper (koniklik) denir. Eğeler sabit konikliğe ya da değişken konikliğe sahip olabilirler. Hatta bazı eğelerde kanal operasyonuna uygun şekilde uçta ortada sonda farklı koniklikler olabilmektedir. Şekil 2.25'te eğeler için kullanılan farklı kesit örnekleri verilmiştir.



Şekil 2. 25 Eğe kesit alanı tasarım örnekleri.

ISO standartları, endodontik aletleri geliştirmek adına bazı standartlar oluşturulmuştur (Ingle 1961). Uluslararası Standartlar Organizasyonu kanal aletlerinin özelliklerini belirlemek için Uluslararası Diş hekimleri Federasyonu ile iş birliği yapmış ve bu özelliklerin standardizasyonu ISO (International Organization for Standardization) numaralarıyla sağlamıştır.

ISO standartlarına uygun tasarlanmış el aletlerinin önemli bir özelliği, aletin büyüklüğüne bağlı olarak belirlenmiş uç çapında 0.05 mm veya 0.1 mm'lik bir artışın olmasıdır. ISO standartlarındaki K ve Hedström tipi eğeler, 21 mm, 25 mm, 31 mm gibi farklı uzunluklarda mevcuttur, ancak hepsinin kesici kenarları 16 mm uzunluğundadır. ISO standartlarına göre kesme ucunun başladığı noktadan (D_0) itibaren 1mm sonrası D_1 , 2mm sonrası D_2 böyle devam ederek 16 mm sonrası D_{16} noktasıdır (Şekil 2.26) (İnt. Kyn. 14). En büyük çap kesici kenarın bittiği noktadır. Her eğe ISO standartlarına göre sayısal olarak numarasını D_0 noktasındaki çapından alır, her 1 mm uzunluk için çap 0,02 mm artar ve bu eğeye belirli bir renk kodu atanır (Peters vd. 2016).



Şekil 2. 26 Standart kanal eğesi.

2.7 Teorik Olarak Endodontik Aletlerin Modellenmesi

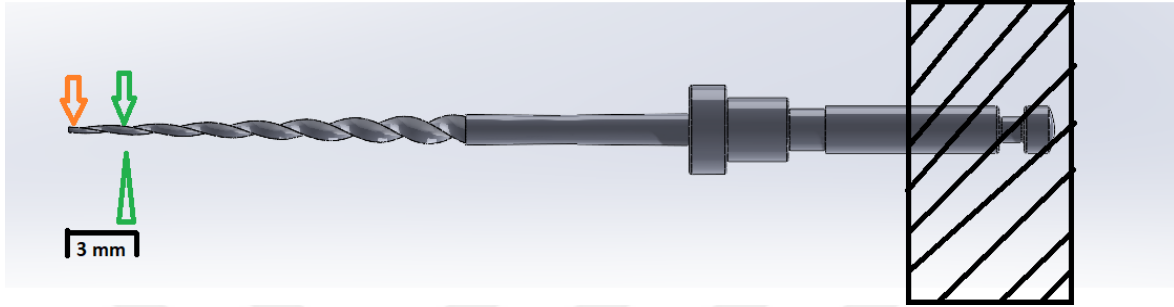
Literatürde deneysel olarak yapılan çalışmalar, teorik sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan çalışmalar ve hem teorik hem de sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan çalışmalar bulunmaktadır. Literatür taramasında çeşitli yükleme ve sınır koşulları tanımlanmıştır. Eğme ve burulma çalışmaları, en yaygın çalışmalardır. Eğenin bir ucu sabitlenip diğer ucundan bir yük uygulanıp burulma ve bükülme etütleri yapılmaktadır. Diğer bazı çalışmalarda ise eğe kök kanal geometrisine yerleştirilip, gerçek kullanım durumu taklit edilmiştir. Bu çalışma ile eğe kök kanal geometrisine yerleştirilip gerçek kullanımının benzetimi yapılmıştır.

2.7.1 Eğilme Yüklemesi Sınır Koşulu

Nikel-Titanyum endodontik eğelerinin en yaygın başarısızlık nedenlerinden biri, eğilme kırığıdır. Bu durum, eğeler büküldüğünde veya eğildiğinde kırılmaları anlamına gelir. Bu sorun, Ni-Ti eğelerinin klinik kullanımında sıkça karşılaşılan bir durumdur. Eğilme kırıkları Ni-Ti eğelerinin kullanımının erken dönemlerinden itibaren detaylı bir şekilde incelenmiştir. Yani, eğilme yüklemesi ile eğelerin dayanıklılığını ve kırılma riskini anlamak için yapılan araştırmalar mevcuttur. Bu çalışmalar, eğelerin daha güvenli ve etkili bir şekilde kullanılmasına katkıda bulunmayı amaçlamaktadır (Sattappan vd. 2000).

Yapılan çalışmalarda sonlu elemanlar yöntemi ile eğenin bir ucu sabitlenmiş ve diğer uca eğilme momenti uygulanmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi matematiksel hesaplamalar ve modellemeler kullanarak eğenin davranışını analiz etmeye yardımcı olan bir tekniktir. Bu çalışmalar, eğenin eğilmeye ne kadar dayanıklı olduğunu ve farklı noktalarda moment

uygulamasının etkisini anlamak amacıyla yapılmıştır. Uygulanan yükleme durumları çalışmalarda farklılık göstermektedir. Yükleme durumları kuvvet (Newton), uçtan yer değiştirme (milimetre), moment (Newton.milimetre) ve yatay düzlemde yer değiştirme açısı ($^{\circ}$) şeklindedir. Kuvvet, yer değiştirme veya tork ya uçta ya da uçtan 3 mm uzakta eğe sapı rijit bir şekilde sabitlenmiş olarak yüklenir (Şekil 2.27).



Şekil 2. 27 Sonlu elemanlar modellemesi için dikkate alınan iki ana eğilme koşulu.

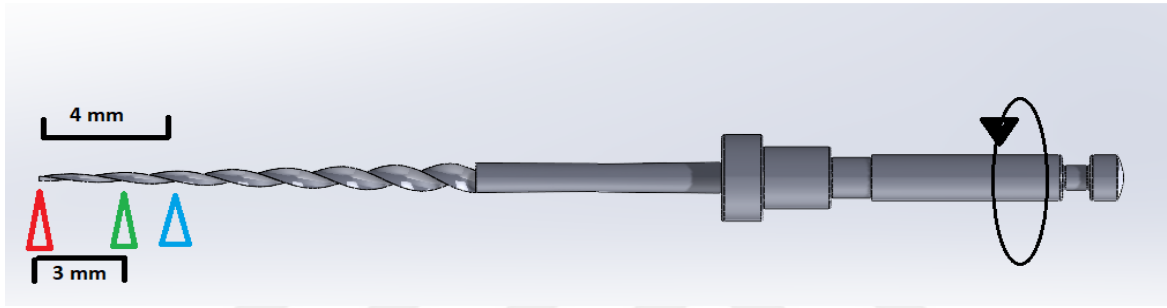
Çizelge 2.1’de görüldüğü üzere destekli eğilme için kullanılan sınır koşullarının hiç birisinde bir standartlık yoktur. Uçtan 3 mm mesafeden uygulanan kuvvetler ISO 3630-1 standartlarına uygundur. Diğer çalışmalarda yük en uçtan uygulanmıştır.

Çizelge 2.1 Farklı çalışmalarda kullanılan eğme koşulları.

Çalışmalar	Eğilme Durumu	Uçtan Uzaklık (mm)	Bulgular
Tsao vd. 2013	1 N	0	1170 MPa maksimum gerilme
	1 mm		2520 MPa maksimum gerilme
	0,5 N·mm		1460 MPa maksimum gerilme
Brotzu vd. 2014	1 N	3	Nikel titanyum alaşımlı eğelerde yorulma ömrü yaklaşık 103 çevrimdir.
	3 mm		
Santos vd. 2014	45derece	3	1185 MPa maksimum gerilme
Montalvao vd. 2014	1 N	0	597 MPa maksimum gerilme
Ha vd. 2015	4 mm	0	Eğilme sertliği incelenmiştir.
El-Anwar vd. 2016	45derece	3	Daha büyük bir enine kesit alanı, daha küçük olanlara göre kırılmaya karşı daha iyi eğilme direnci gösterir.
Santos vd. 2016	45derece	3	1300 MPa maksimum gerilme
Ha vd. 2017	2 mm	0	389 MPa maksimum gerilme
Galal vd. 2019	1 N	0	882 MPa maksimum gerilme
	2,5 N·mm	0	894 MPa maksimum gerilme
Prados Privado vd. 2019	45derece	3	1147 MPa maksimum gerilme
Martins vd. 2020	45derece	3	1064 MPa maksimum gerilme

2.7.2 Burulma Yükleme Sınır Koşulu

Eğme dönerken eğenin ucu kanala kilitlendiğinde burulma meydana gelir ve elastik limit aşıldığında burulma kırılması meydana gelir (Sattapan 2000). Burulma yükü eğme etrafındaki moment ($N \cdot mm$) ve eğme etrafındaki dönme derecesi ($^{\circ}$) ile tanımlanabilir. Eğilme çalışmalarında olduğu gibi burulma çalışmalarında da benzer şekilde hem uygulanan burulma yükünün büyüklüğü hem de eğenin kısıtlandığı yerin konumu için yapılan çalışmalarda tutarlılık eksikliği vardır (Çizelge 2.2). Eğmeye uçtan farklı kısıtlama noktalarıyla (0, 3 ve 4 mm) tork uygulanmıştır (Şekil 2.28).



Şekil 2. 28 Sonlu elemanlar modellemesi için dikkate alınan üç ana burulma koşulu.

Çizelge 2.2 Burulma testi için tork değerleri.

Çalışmalar	Burulma Durumu	Kısıtlamanın Uçtan Uzaklığı (mm)	Bulgular
Santos vd. 2013	3 $N \cdot mm$	3	1200 MPa maksimum gerilme
Montalvao vd. 2014	1,25 $N \cdot mm$ 2,5 $N \cdot mm$	4	511 MPa maksimum gerilme 914 MPa maksimum gerilme
Bonessio vd. 2015	2 rpm	3	1600 MPa maksimum gerilme
Ha vd. 2015	360 derece	2,4,6	Burulma sertliği incelenmiştir.
El-Anwar vd. 2016	3 $N \cdot mm$	3	Daha büyük bir enine kesit alanı, daha küçük olanlara göre kırılmaya karşı daha iyi burulma direnci gösterir.
Santos vd. 2016	3 $N \cdot mm$	3	1300 MPa maksimum gerilme
Ha vd. 2017	2,5 $N \cdot mm$	4	585 MPa maksimum gerilme
Galal vd. 2019	2,5 $N \cdot mm$	4	894 MPa maksimum gerilme
Prados-Privado vd. 2019	3,0 $N \cdot mm$	3	990 MPa maksimum gerilme
Martins vd. 2020	1,4 $N \cdot mm$	3	Yorulma ömrü 20-45 çevrimdir.
Zanza vd. 2021	Kırılmaya kadar kademeli 0,01 $N \cdot cm$	3	Eğenin maksimum burulma yüküne uyacak şekilde değiştirilmiş tork uygulanmaktadır. Kütle ve kutupsal atalet momentinin döner aletin burulma davranışı üzerine etkisi irdelenmiştir.

2.7.3 Burulma ve Eğilme Yüklemesi Sınır Koşulu

Yapılan bazı sonlu elemanlar çalışmalarında burulma ve eğilmenin ayrı ayrı meydana gelmediği için burulma-eğilme kavramına değinmişlerdir. Chevalier vd. (2015) eğeye eğme kuvveti uygulayarak 68°'ye kadar burulma uygulayarak ve ardından hem bükme hem de çekme kuvvetlerini aynı anda kaldırarak üç aşamalı bir yaklaşım uygulamıştır (Versluis vd. 2012).

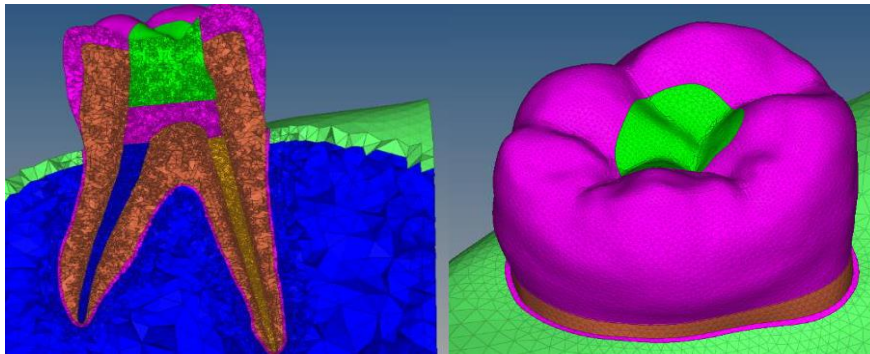
2.7.4 Kök Kanalının Modellenmesi

Yapılan bazı sonlu elemanlar çalışmalarında basit burulma ve eğilme modellemelerinden kaçınılmıştır. Diş kökü kanalı aynı insanlarda olduğu şekilde modellenmeye çalışılmıştır (Şekil 2.29).



Şekil 2. 29 Eğe ve kök kanal modellemesi.

Modellemelerde sonlu elemanlar ağı yapılmıştır (Şekil 2.30) (Cesur 2019). Sonlu elemanlar ile kök kanalının da modellenmesiyle birlikte oluşan gerilmelere ek olarak gerilim ve reaksiyon torku değerleri de değerlendirilebilmektedir. Kim vd. (2013) birden fazla çalışmada iki standartlaştırılmış kanal geometrisi kullandılar. Ancak kanal duvarları ile eğe arasındaki sürtünmeyi hesaba katmadılar.



Şekil 2. 30 Kök kanal modellemesi.

Lee vd. (2011), Basheer Ahamed vd. (2018) ve Ha vd. (2015) farklı kök kanal geometrilerini tanımlamış, ancak seçtikleri boyutlar ve parametrelerin kökenini veya gerekçesini açıklamamışlardır.

Necchi vd. (2009), Pruett vd. (1997)'nin yaptığı sınıflandırmayı kullanarak farklı yarıçaplara ve eğrilik pozisyonlarına sahip kök kanallarını modellemişlerdir. Bu çalışma, çeşitli kök kanallarının tasarımı ve şekillendirilmesi için bir temel sağlamak amacıyla yapılmıştır. Bu model Petrini ve arkadaşlarının çalışmasında tekrarlanmıştır. Gao vd. (2011) dinamik bükme için eğenin ucunu ve bu ucun daha alt kısmı kısıtlamalarını değiştirmek için iki ayrı tüp içeren özgün bir model kullanmışlardır.

Vincent vd. (2015), diğer modellerin daha ideal olmasını göz önünde bulundurarak, en gerçekçi geometrileri elde etmek için mikro-CT (Micro Computed Tomography) görüntüleme ile elde edilen gerçek insan dişlerinden modeller kullanmışlardır. Aynı şekilde Mutlu vd. (2015) mikro-CT yöntemi ile dişi modelleyip kök kanalını modellerken dentinin malzeme özelliklerini de dikkate almıştır. Dinamik doğrusal olmayan sonlu elemanlar analizi yapmışlardır. 250 rpm (Revolutions per Minute) motor hızıyla delme ve genişletme modeli kurmuşlardır. 30°'lik bir kanalın temizlenmesini modellemişlerdir. Kök kanal tedavisi benzetimi yaparak, çeşitli markalardaki eğelerde oluşan gerilmeleri tespit etmişlerdir. 250-500 MPa aralığında gerilme değerleri bulmuşlardır.

Basheer Ahamed vd. (2018)'in yaptığı çalışmada beş farklı eğe kesit geometrisi kullanılmıştır. Statik analiz yapmışlardır. 15 mm'lik kök kanalını altı parçaya bölmüşlerdir. Bu bölgelerde eğelerde oluşan ortalama gerilme değerlerini tespit etmişlerdir. Kök kanal şekillendirmesinde en hassas bölge olan kök kanalının son kısmında (apikal bölge) hangi eğe çeşidini kullanılması gerektiğini açıklamışlardır. Bu bölgelerde eğelerde oluşan maksimum gerilme değerini 1297 MPa minimum gerilme değerini 162 MPa bulmuşlardır.

Casanova vd. (2021) eğelerin 16 mm aktif uzunluk kısımlarında 2 mm ve 3 mm eksenel hatve ile iki farklı eğe modellemesi yapmışlardır. Eğelerin uç çapı 0,25 mm, sap çapı 1,2 mm alınmıştır. 16 mm kanal uzunluğu, 30°, 45° ve 60° eğrilik açısı ile 5 mm, 10 mm ve

15 mm eğrilik yarıçaplarının versiyonu ile dokuz farklı kök kanalı modellenmiştir. Kanal giriş çapı 1,26 mm, kanal bitiş çapı 0,26 mm alınmıştır. Bu çalışma ile kanal eğrilik yarıçapının artması ile eğelerin yorulma ömrü arttığı anlaşılmıştır. Ayrıca kanal eğrilik açısının artmasının eğelerin yorulma ömrünü azalttığı sonucuna varılmıştır. Endodontik eğelerin hatvesinin artmasının yorulma ömrünü azalttığı tespit edilmiştir. Eğelerde hatve arttıkça gerilme aralığı (maksimum-minimum arasındaki fark) artmaktadır. Bu çalışmalara ait bilgiler Çizelge 2.3'te gösterilmiştir.

Çizelge 2.3 Çeşitli kök kanal geometrileri.

Çalışmalar	Kök Kanal Modellemesi	Motor Değerleri
Kim vd. (2010)	13 mm uzunluk, 42 ° eğrilik, 6 mm kanal yarıçapı, 0,35 mm apikal açıklık. Simüle edilmiş 16,5 mm çalışma uzunluğu	240 rpm
Gao vd. (2011)	Kanalı temsil etmek için iki tüp kullanıldı, Apikal 6 mm için eğrilik konumu ve açısının çeşitli kombinasyonları yeniden oluşturuldu.	-
Lee vd. (2011)	17 mm uzunluk, 25°, 35°, 45° eğrilik	240 rpm
Ha vd. (2015)	3 kanal modeli 2 ayrı parça ile 1. düz kısım 7,6 mm uzunluk, 1,6 mm kanal başlangıç çapı, 2. %7 eğri kısım 9,4 mm uzunluk 0,4 kanal bitiş çapı ile 15° eğrilik ve 35,9 mm eğrilik yarıçapı, 30° eğrilik ve 18 mm eğrilik yarıçapı, 45° eğrilik ve 12 mm eğrilik yarıçapı	4 Dönüş
Mutlu vd. (2015)	30 derece eğimli üç köklü bir üst çene azı dişinin modeli, bilgisayarlı tomografi kullanılarak oluşturulmuştur.	250 rpm
Basheer Ahamed vd. (2018)	16 mm uzunluk, 45° eğrilik, 6 mm kanal yarıçapı, %5 eğriliğe sahip, 0,5 mm kanal bitiş çapı	180°, 240 rpm ve 2.0 Nm tork
Casonova vd. (2022)	16 mm kanal uzunluğu, 30°, 45°, 60° eğrilik açısı, 5mm, 10mm, 15mm eğrilik yarıçaplarının varyasyonu ile 9 farklı kök kanalı modellenmiştir. Kanal giriş çapı 1,26mm, kanal bitiş çapı 0,26 mm alınmıştır.	300 rpm

2.8 Endodontide Sonlu Elemanlar Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi mühendislik, fizik ve matematik gibi disiplinlerdeki yapısal, termal ve akışkan dinamiği problemlerinin sayısal olarak çözümü için kullanılan bir yöntemdir (Thresher ve Saito 1973). SEY, bir yapı veya sistemdeki karmaşık davranışların modellenmesine izin veren matematiksel bir tekniktir. SEY, bir yapıyı veya sistemi küçük, hesaplamalı olarak yönetilebilir öğelere böler. Bu öğeler, yapı veya sistemdeki davranışı temsil etmek için matematiksel fonksiyonlar kullanılarak tanımlanır. Daha sonra, bu öğelerin davranışlarına yönelik denklemler oluşturulur ve sistem veya

yapıdaki tüm öğelerin davranışı hesaplanır. Sonlu elemanlar yöntemi uygulanabilirliği ve etkinliği nedeniyle, endodonti gibi çeşitli diş hekimliği uzmanlıklarında sıklıkla kullanılmaktadır (Lotti vd. 2006).

Sonlu elemanlar yöntemi, nesneleri küçük parçalara ayırarak matematiksel olarak modelleyen bir yöntemdir. Bu küçük parçalar "sonlu elemanlar" olarak adlandırılır ve matematiksel hesaplamalar için kullanılır. Bu yöntem sayesinde, karmaşık sistemler daha kolay anlaşılır ve analiz edilebilir hale getirilebilir (Piccioni vd. 2013). SEY, mühendislik ve bilim alanlarında birçok uygulama alanına sahiptir. Örnek olarak, yapısal analiz, ısı analiz, akışkan dinamiği ve elektromanyetik analizler sayılabilir. SEY, ilk olarak 1950'lerde Richard Courant tarafından geliştirildi ve o zamandan beri birçok farklı disiplinde kullanılmıştır. SEY'nin gelişimi, sonlu elemanlar analizinde yapılan araştırmaların, bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak hızlandığı 1970'lerde ivme kazandı. Bu yıllardan sonra diş tedavisinde de kullanılmaya başlandı (Farah ve Craig 1974). İlk olarak 1968 yılında insan dişlerinin gerilim analizinde kullanılmak üzere Ledley ve Huang tarafından tanıtılmıştır. Bu yöntem, diş implantlarının tasarımı ve diş kırıklarının tedavisi gibi diş hekimliği uygulamalarında kullanılmıştır. SEY, dişlerin kırılması veya yüksek basınç altında kalmaları gibi durumlarda, dişlerde oluşan gerilmeleri hesaplamak için kullanılabilir (Şekil 2.31) (Sándor vd. 2010). Bu yöntem, dişlerin iç yapısını detaylı bir şekilde modeller ve her bir parçanın gerilimini hesaplar. Böylece, diş hekimleri, bu yöntem sayesinde, dişlerde meydana gelen hasarın tespit edilmesi ve tedavi edilmesi için daha doğru bir teşhis koyabilirler. Bu yöntem, karmaşık sistemlerin matematiksel modellenmesinde büyük bir etkiye sahiptir ve çözümü zor olan problemleri daha anlaşılır hale getirmek için kullanılır (Ledley ve Huang 1968).



Şekil 2. 31 Sonlu elemanlar yöntemi ile diş ve çene yapısının gösterimi.

Son 20 yılda Ni-Ti aletlerin kırılmasına etki eden faktörleri incelemek ve döngüsel yorulmaya karşı dirençlerini laboratuvar ortamında ya da yapay koşullarda deneyler kullanarak karşılaştırmak amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Bununla birlikte, endodontide FEM (Finite Element Method)'un ortaya çıkışı, alet kırıklarının sebebi olan parametrelerin belirlenmesini sağlamıştır (Necchi vd. 2010).

Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık yapıların davranışını modellenmek için matematiksel ve hesaplamalı bir yaklaşım sunar. Sonlu elemanlar yönteminin birçok üstünlüğü vardır. Sreika ve Bashetty (2010) sonlu elemanlar yönteminin üstünlüklerini aşağıdaki gibi açıklamıştır.

SEY, farklı malzeme davranışlarını ve yapısal bileşenlerin farklı geometrilerini modellemek için esnek bir yapıya sahiptir. Bu, çeşitli mühendislik problemlerine uygulanabilirlik sağlar. Farklı malzemelerin, geometrilerin ve yükleme koşullarının modellenmesi için SEY kullanılabilir. SEY, karmaşık yapıların analizini gerçekleştirebilir. Özellikle büyük ve karmaşık sistemlerin davranışlarını anlamak için kullanılır. Örneğin, binalar, köprüler, uçak gövdeleri gibi büyük yapıların analizinde SEY' in kullanılması yaygındır. SEY, yapısal bileşenlerin ve malzemelerin çeşitli yükleme koşullarına tepkilerini inceleyebilir. Bu, tasarım sürecinde farklı senaryoları değerlendirmek ve en iyi performansı sağlamak için kullanılabilir. Yapısal bileşenlerin dayanıklılık, rijitlik, titreşim gibi özelliklerini analiz edebilir. SEY, yapıların optimize edilmesi için kullanılabilir. Bir yapının performansını artırmak veya maliyetini azaltmak amacıyla farklı tasarım değişkenleri dikkate alınarak yapılan optimizasyon çalışmalarında SEY önemli bir araçtır. Bu, yapıların daha iyi tasarlanması ve verimli hale getirilmesi için kullanılabilir. SEY, bilgisayar tabanlı hesaplama yöntemlerine dayanır ve büyük problemlerin çözümünü gerçekleştirebilir. Gelişmiş algoritmalar ve yüksek performanslı bilgisayarlar kullanılarak hesaplama süreleri optimize edilebilir. Bu, büyük ölçekli yapıların analizini hızlı ve etkili bir şekilde gerçekleştirebilme avantajı sağlar. SEY, mühendislerin karmaşık yapıların davranışlarını analiz etmesine, optimize etmesine ve tasarım sürecini iyileştirmesine yardımcı olan güçlü bir araçtır. Bu yöntem, bir mühendislik tezinde çeşitli problemlerin analiz edilmesi, tasarım optimizasyonu ve karar verme süreçlerine katkı sağlayabilir (Sreika ve Bashetty 2010).

SEY, mühendislik ve bilim alanlarında yaygın olarak kullanılan bir yöntem olsa da bazı dezavantajları da bulunmaktadır (Ramoğlu ve Ozan 2014). SEY, karmaşık matematiksel denklemlerin sayısal çözümünü gerektiren bir yöntemdir. Bu nedenle, büyük ölçekli modellerin analizi için yüksek hesaplama gücüne ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle karmaşık ve detaylı geometrilerin analizi, büyük miktarda bellek ve işlemci kaynağı gerektirebilir. Bu çalışmada analiz süreleri 40 saati aşkın şekilde sürmüştür. Sonlu elemanlar yönteminin bu dezavantajından etkilenmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi, gerçek yapıyı bir geometri yaklaşımıyla temsil eder. Ancak, bu yaklaşım gerçek yapıyı tam olarak yansıtmayabilir ve bazı detayları atlayabilir. Özellikle düzensiz ve karmaşık geometrilerde, yaklaşık geometri temsili nedeniyle hatalar ve doğruluk eksiklikleri oluşabilir. Bu çalışmada kök kanal tedavisinin bilgisayar ortamında benzetimi yapılmıştır. Ancak kök kanalının içindeki sıvılar ve sinir ağı bilgisayar ortamına aktarılamamıştır. Sayısal yaklaşımın doğruluk sınırlamaları da sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları arasındadır. Elde edilen sonuçlar aslında yaklaşıktır ve gerçek çözümün bir yakınsamasını temsil eder. Hassas sonuçlar gerektiren bazı problemlerde, bu yaklaşım yeterli doğruluk sağlamayabilir. Sonlu elemanlar yöntemi, belirli malzeme özellikleri, sınır koşulları ve model parametrelerine dayalı varsayımlar gerektirir. Bu parametrelerin doğru belirlenmesi, doğru analiz sonuçları elde etmek için önemlidir. Ancak, bazı parametrelerin doğru belirlenmesi zor olabilir ve yanlış parametreler sonuçların yanıltıcı olmasına neden olabilir. Bu çalışmada alınan parametreler literatürden alınarak programa girilmişti. Ancak farklı çalışmalarda farklı parametreler alındığı tespit edilmiştir. Elemanların boyutları ve yerleşimi hatalı seçildiğinde diskretizasyon hataları ortaya çıkabilir. Özellikle düzensiz veya keskin noktalara sahip bölgelerde, uygun eleman dağılımı ve boyutlandırma önemlidir. Yanlış eleman seçimi, sonuçların doğruluğunu etkileyebilir. Sonlu elemanlar yöntemi, hesaplama süresi ve hassasiyet arasında bir denge gerektirir. Daha fazla eleman kullanmak, hassasiyeti artırabilir, ancak hesaplama süresini ve bellek gereksinimini artırır. Daha az eleman kullanmak, hesaplama süresini azaltabilir, ancak ayrıntıları ve hassasiyeti azaltabilir. Çalışmamızda doğru eleman sayısı oluşturulmadığından birçok analiz hata vermiştir. Eleman sayısı arttırılmıştır. Bunun doğal sonucu olarak analiz süreleri de artmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi, analiz için güçlü bir araç olsa da bu yöntemin bazı dezavantajları da vardır. Bu dezavantajlar, analiz sonuçlarının doğruluğunu etkileyebilir ve modelin gerçek

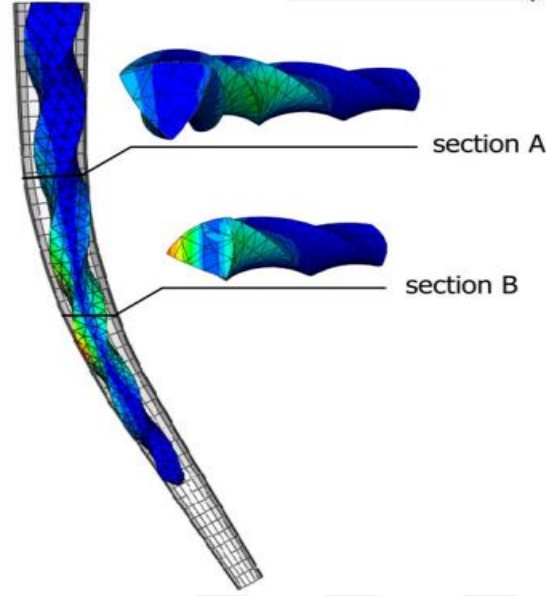
davranışını tam olarak yansıtmayabilir. Bu nedenle, doğru parametre seçimi, model doğrulama yöntemleri ve optimizasyon teknikleri kullanarak bu dezavantajları en aza indirmek önemlidir (Ramoğlu ve Ozan 2014).

Bilgisayarda sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanarak yapıların gerilme ve gerilme dağılımını belirlemek için aşağıdaki temel aşamalar yapılmalıdır.

Modelleme, sonlu elemanlar problemine uygun yapılacak ilk iş geometrik modeli oluşturmaktır (Gao ve ark. 2006). Yapının gerçek dünyadaki geometrisinin, boyutlarının ve sınır şartlarının matematiksel bir modele dönüştürülmesini içerir. Bu model, yapısal elemanların yerleştirilmesi, malzeme özellikleri ve sınır şartlarının belirlenmesi gibi faktörleri içerir. Bu aşama, sonlu elemanlar analizindeki en kritik aşamalardan biridir, çünkü yapısal elemanların matematiksel modele doğru bir şekilde yerleştirilmesi ve modellenmesi, sonuçların doğruluğunu etkiler. Modelleme aşamasında, yapının üç boyutlu geometrisi, CAD (Computer Aided Design) kullanılarak tasarlanır ve bunlar, sonlu elemanlar analizi yazılımları ile uyumlu olacak şekilde uygun formatta çevrilir.

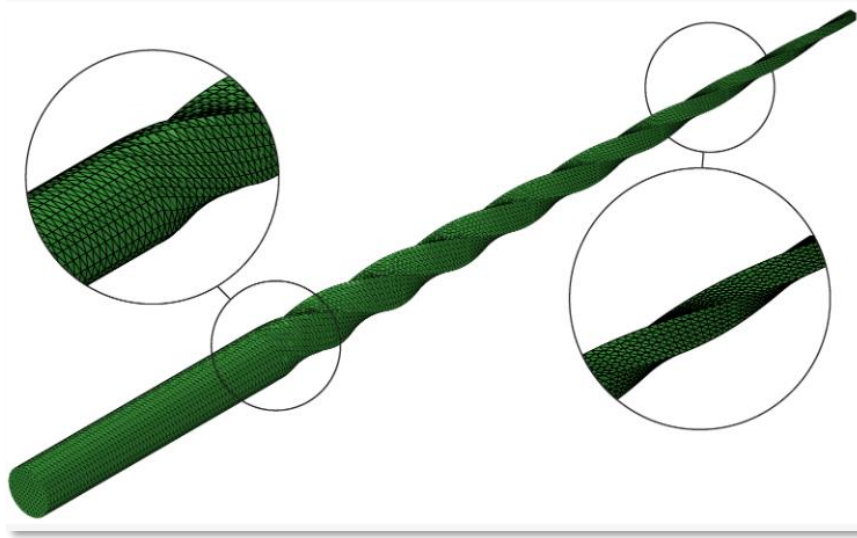
Yapısal elemanları, üçgen veya dörtgen yüzeyler, üçgen veya dörtgen prizmalar, silindirler, küreler ve benzeri geometrik şekiller olarak modellemek mümkündür. Yapının malzeme özellikleri de modelleme aşamasında belirlenir. Malzeme özellikleri, yapı elemanlarının dayanıklılığını, esnekliğini, kırılma direncini ve benzeri faktörleri etkileyen parametrelerdir. Bu parametreler arasında genellikle elastik modül, poisson oranı, yoğunluk, termal genleşme katsayısı, sıcaklık vb. yer alır. Son olarak, sınır şartları da modelleme aşamasında belirlenir. Sınır şartları, yapıya uygulanan yüklerin, sabitlenen noktaların, sürtünme katsayılarının ve benzeri faktörlerin belirlenmesini içerir. Bu faktörler, yapısal elemanların doğru bir şekilde yerleştirilmesi ve analiz sonuçlarının doğruluğunu etkileyecek şekilde tanımlanmalıdır (Şekil 2.32) (Necchi vd. 2010).

Tüm bu faktörler, matematiksel modele doğru bir şekilde dahil edilerek yapısal elemanların yerleştirilmesi ve modellenmesi tamamlanır. Böylece, yapının sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analizi için gerekli olan matematiksel modele ulaşılmış olur (Poiate vd. 2011).



Şekil 2. 32 Katı model örneği.

Sonlu elemanlar ağı, yapmak için yapının matematiksel modeli sonlu elemanlara bölünür ve her eleman için matematiksel denklemler oluşturulur. Bu, yapının daha küçük bölümlere ayrılması ve her bir elemanın özelliklerinin belirlenmesi için önemlidir. Matematiksel modele dahil edilen yapısal elemanların daha küçük ve daha yönetilebilir alt parçalara bölünmesini içerir. Bu alt parçalar, sonlu elemanlar olarak adlandırılır ve sonlu elemanlar analizinde temel yapı taşıdır. Meshing (sonlu elemanlar ağına bölme) aşamasında, matematiksel modele dahil edilen yapısal elemanlar, sonlu elemanlara bölünür. Bu bölünme işlemi, elemanların boyutlarının, yapısal özelliklerinin ve yüklerinin doğru bir şekilde hesaplanmasıyla gerçekleştirilir. Böylece, elemanlar, yapısal özellikleri ve yükleri göz önünde bulundurarak ayrı ayrı analiz edilebilecek küçük alt parçalara bölünür. Meshing aşamasında, elemanların boyutu ve sayısı da önemlidir. Çok küçük elemanlar, analiz süresini artırabilirken, çok büyük elemanlar da doğruluk açısından sorunlar yaratabilir. Bu nedenle, elemanların doğru boyutta ve sayıda seçilmesi, doğru sonuçlar elde etmek için önemlidir. Meshing aşaması sonunda, sonlu elemanlar analizinde kullanılacak olan matematiksel modele uygun bir mesh (ağ) oluşturulur (Şekil 2.33) (Roda-Casonova vd. 2021). Bu mesh, analiz yazılımı tarafından işlenebilir hale getirilir ve analiz için hazırdır. Sonlu elemanlar yöntemiyle çözülen problemlerde bir bütünü ne kadar çok parçaya bölersek üzerindeki kuvvet paylaşımı daha iyi olacağından gerçekçi sonuçlar ortaya çıkacaktır (DeTolla vd. 2000).

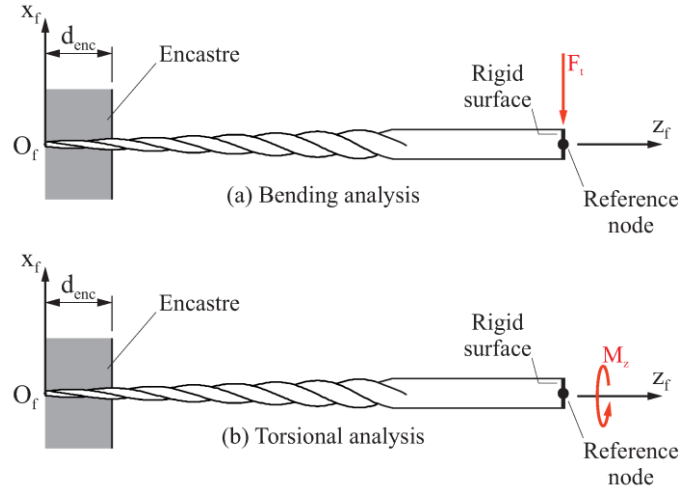


Şekil 2. 33 Sonlu elemanlar ağı oluşturulmuş eğe model örneği.

Yüklerin ve sınır şartlarının uygulanması için yapıya uygulanacak yükler ve sınır şartları belirlenir ve matematiksel modele uygulanır. Bu aşama, yapının gerçek koşullarına mümkün olduğunca yakın olacak şekilde tasarlanmalıdır. Sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminde, yüklerin ve sınır şartlarının doğru bir şekilde tanımlanması, yapısal elemanların gerçek dünya koşullarındaki davranışını modellemek için kritik bir adımdır. Yüklerin uygulanması, yapısal elemanların üzerine etki eden tüm etkileri içerir.

Yükler, örneğin ağırlık, kuvvet, basınç, moment gibi farklı şekillerde tanımlanabilir. Yüklerin doğru şekilde uygulanması, sonlu elemanlar analizinde doğru sonuçlar elde etmek için önemlidir. Sınır şartları, yapısal elemanların belirli noktalarda sabitlenmesi veya belli yönlerde hareket etmesinin engellenmesi gibi kısıtlamaları içerir (Şekil 2.34) (Roda-Casonova vd. 2021). Bu sınır şartları, yapısal elemanların davranışını gerçek dünya koşullarına yakın bir şekilde modellemek için önemlidir. Örneğin, bir eğenin bir ucu sabitlenmişse, sınır şartları bu sabitlemenin yapılacağı noktayı ve yönü tanımlar.

Yüklerin ve sınır şartlarının uygulanması, sonlu elemanlar analizi yazılımı aracılığıyla yapılır. Analiz yazılımı, yapısal elemanların doğru şekilde mesh edilmesinden sonra, belirli yüklerin ve sınır şartlarının tanımlandığı bir model oluşturulmasına izin verir. Yükler ve sınır şartları, analiz yazılımı aracılığıyla belirli elemanlara ve noktalara uygulanır (Geng vd. 2001).



Şekil 2. 34 Yükleme ve sınır koşulları.

Analiz ile sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapının davranışı analiz edilir. Analiz sonuçları, gerilme ve deformasyon dağılımı, yer değiştirme ve benzeri faktörlerin belirlenmesi gibi bilgileri içerir. Bu sonuçlar, yapısal tasarımın optimize edilmesi ve yapıya uygulanacak değişikliklerin belirlenmesi için kullanılabilir. Sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminde, analiz aşaması, modelleme, meshing ve yüklerin/sınır şartlarının uygulanması aşamalarının tamamlanmasının ardından gerçekleştirilir. Analiz yazılımı, yapısal elemanların davranışını hesaplamak için matematiksel modeller oluşturur ve sonuçları görsel olarak sunar. Bu, yapısal elemanların belirli yükler altındaki dayanıklılığını ve güvenliğini değerlendirmek için önemlidir. Analiz sonuçları, yapısal elemanların güvenliği ve dayanıklılığı hakkında önemli bilgiler sağlar ve yapısal elemanların tasarımı ve optimize edilmesine yardımcı olur (Ramoğlu ve Ozan 2014).

Sonlu eleman, analiz edilen sistemi oluşturan küçük parçacıklardır. Sonlu elemanlar yöntemi, genellikle geometrik olarak basit şekilleri (örneğin, üçgen veya dikdörtgen) kullanarak büyük bir yapıyı elemanlara böler. Elemanlar değişik şekillerde de olabilirler (Shetty vd. 2010). Her eleman, belirli bir şekil, boyut, malzeme ve davranış özellikleri ile tanımlanır.

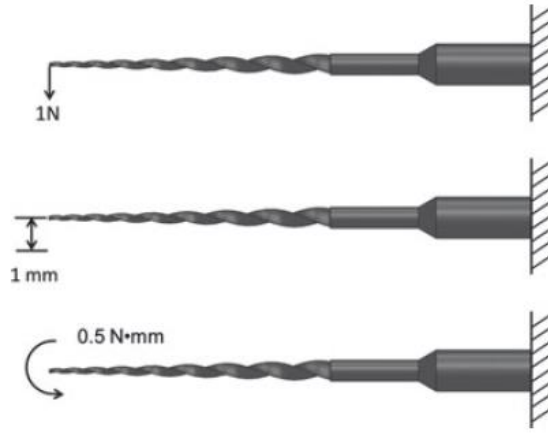
Düğüm, elemanların kesiştiği veya birleştiği noktalardır. Elemanlar, düğümler arasındaki etkileşimler yoluyla yapıyı oluşturur. Düğüm, matematiksel modelde sonlu elemanların birleştirildiği ve birbirleriyle bağlandığı bir noktadır. Düğümler, sonlu elemanlar

arasındaki bağlantı noktalarını ve elemanların sayısal çözümünü tanımlayan matematiksel noktalardır. Her bir düğüm, yapı üzerinde belirli bir konumu ifade eder ve her birine genellikle üç serbestlik derecesi atanır: x, y ve z eksen. Bu serbestlik dereceleri, düğümün bu üç yönde hareket etmesine izin verir. Sonlu elemanlar yöntemi, yapıdaki her bir elemanı düğümlerle birleştirerek matematiksel bir modele dönüştürür. Bu modele yükler ve sınır şartları uygulandığında, sonlu elemanlar ve düğümler arasındaki bağlantılar kullanılarak yapıdaki gerilme ve deformasyon dağılımları hesaplanabilir. Düğümlerin sayısı arttıkça, model daha ayrıntılı ve gerçekçi hale gelir. Bu da sonuçların daha doğru ve gerçekçi olmasına olanak sağlar (De Vree vd. 1983).

Ağ yapısı oluşturma, elemanların ve düğümlerin yerleştirilmesi işlemidir (Desai ve Shinde 2012). Yapının karmaşık geometrisi nedeniyle elemanların şekillerinin ve boyutlarının farklı olması gerekebilir. Meshing, her elemanın yerleştirilmesini ve sınırların belirlenmesini içerir. Meshing, üç boyutlu nesneleri, bir modelin analiz edilebilmesi için küçük elemanlara (mesh) ayırarak bir yüzey ağının oluşturulmasıdır (Saxena ve Chandak 2017). Meshing, nesnenin analizi için uygun sayıda ve doğru şekilde ayarlanmış elemanlar kullanarak bir modelin hassasiyetini artırmak için yapılır. Böylece, bir modelin doğru sonuçlar vermesi sağlanır ve analiz edilen sistem veya nesnenin davranışı daha iyi anlaşılır.

Yükler, elemanlar arasındaki etkileşimler nedeniyle yapıya etki eden kuvvetlerdir. Bu kuvvetler, yapısal deformasyona neden olabilir ve sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilir. Sonlu elemanlar yönteminde yükler, yapıya uygulanan kuvvet veya momentlerdir. Yükler, yapıyı gerilmeye maruz bırakarak deformasyon ve gerilme dağılımlarını analiz etmek için kullanılır. Bu nedenle, yüklerin doğru bir şekilde uygulanması sonlu elemanlar analizinde oldukça önemlidir.

Sonlu elemanlar yönteminde, yükler matematiksel bir modele uygulanır. Yükler, elemanlara uygulandığında, elemanların uzunluk, genişlik, kalınlık, malzeme özellikleri ve geometrik şekli gibi özelliklerine bağlı olarak gerilme ve deformasyon dağılımı oluşur (Küçükçakır 2019). Ni-Ti endodontik eğelere uygulanan bazı yükler Şekil 2.35'te gösterilmiştir (Tsao vd. 2013).



Şekil 2. 35 Yükleme ve sınır koşulları yapılmış ege model örnekleri.

Malzeme özellikleri, analizin doğruluğunu ve güvenilirliğini büyük ölçüde etkileyen önemli bir faktördür. Malzeme özellikleri, farklı malzemelerin farklı özelliklerini tanımlayan parametrelerdir. Bu parametreler, örneğin elastikiyet modülü, poisson oranı, gibi malzemenin mekanik davranışını tanımlar. Elastikiyet modülü, bir malzemenin sertliğini veya esnekliğini tanımlayan önemli bir parametredir. Bu, malzemenin deformasyon oranının birim çapraz kesit alanına oranıdır. Yüksek elastikiyet modülüne sahip bir malzeme, diğer tüm faktörler sabitken daha az deformasyona neden olur. Poisson oranı, bir malzemenin boylamasına uzaması sırasında, yanal olarak daralma oranını tanımlayan bir parametredir. Bu, malzemenin sıkıştırılabilirliği ve gerilme-kayma özelliklerini etkiler. Bu malzeme özellikleri, sonlu elemanlar yönteminde kullanılan matematiksel modellere dahil edilir ve analiz sonuçlarının doğruluğunu ve güvenilirliğini etkilerler. Bu nedenle, doğru malzeme özellikleri sağlanması, doğru analiz sonuçlarının elde edilmesi için kritik öneme sahiptir (Tiu vd. 2019).

Yorulma, sonlu elemanlar yöntemi, malzemelerin yorulma davranışını da analiz edebilir. Yorulma, bir malzemenin sürekli tekrarlanan yüklemeler sonucu zamanla hasar görmesi ve çatlama veya kırılma gibi kalıcı deformasyonlarla sonuçlanmasıdır. Bu nedenle, yorulma analizi özellikle dinamik yüklemeler altında çalışan parçaların tasarımında önemlidir. Yorulma analizinde, yüklemelerin tekrar sayısı, büyüklüğü ve yönü dikkate alınır. Bu bilgiler, yorulma analizinde kullanılan yük hedefi olarak bilinir. Yorulma analizleri, yük hedefine göre gerilme çevrim sayısı (S-N) eğrisi veya gerilme-ömrü (ϵ -N) eğrisi gibi sonuçlar üretir (Tiu vd. 2019).

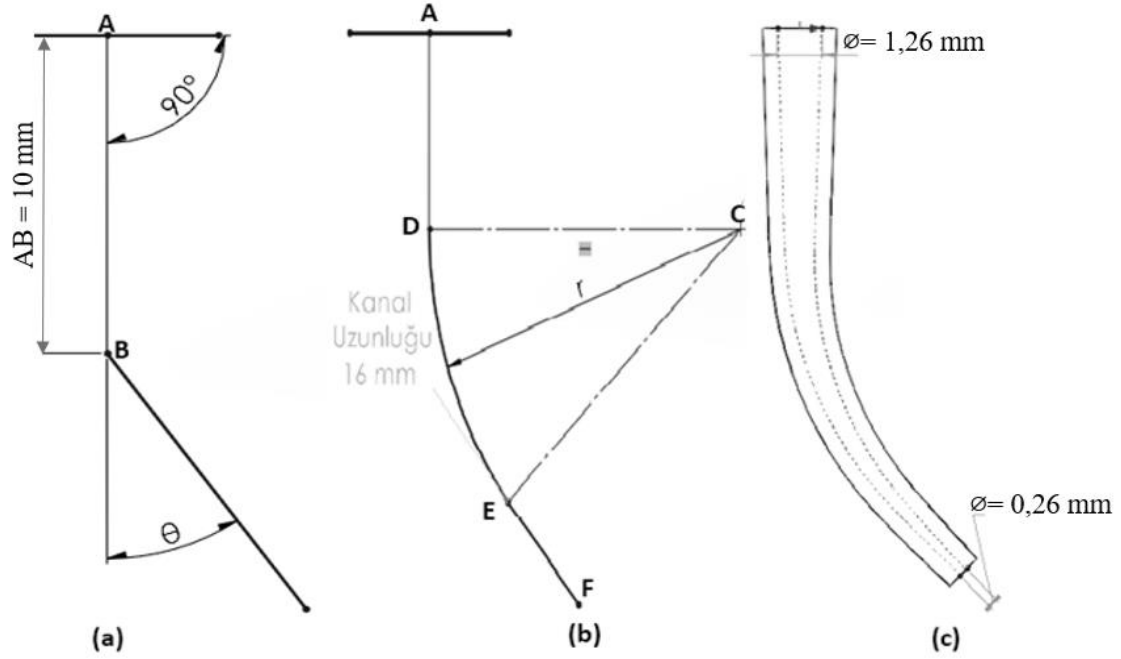
3. MATERYAL ve METOT

Kök kanal şekillendirmesi, endodonti uygulamalarında önemli bir adımdır. Enfekte olmuş pulpa dokusunun uzaklaştırılması ve kanalın şekillendirilip temizlenmesiyle enfeksiyonun kontrol altına alınmasını sağlar. Bu işlemde, özel olarak tasarlanmış endodontik eğeler kullanılır ve bu eğelerin işlem esnasında kırılması büyük problemlere sebebiyet verebilir. Bu çalışmanın amacı, sonlu elemanlar yöntemini kullanarak farklı tipteki endodontik eğelerin gerilme analizini gerçekleştirmektir. Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık yapıların davranışını anlamak ve optimize etmek için yaygın olarak kullanılan bir sayısal analiz yöntemidir. Bu yöntem, yapının içindeki gerilme, deformasyon ve şekil değişimi gibi faktörlerin hesaplanmasına olanak sağlar.

Bu tezde, kök kanal şekillendirmesi için yaygın olarak kullanılan beş farklı endodontik ege modeli tasarlanmıştır. Bu eğeler sonlu elemanlar analiz yöntemi ile çalışma şartlarına benzetim yapılarak modellenmiştir. Analizler, eğelerin mekanik özelliklerini, gerilme ve deformasyon dağılımlarını, eğelerin tasarımsal farklılıklarının etkilerini ve olası kırılma sebeplerini belirlemek için yapılmıştır.

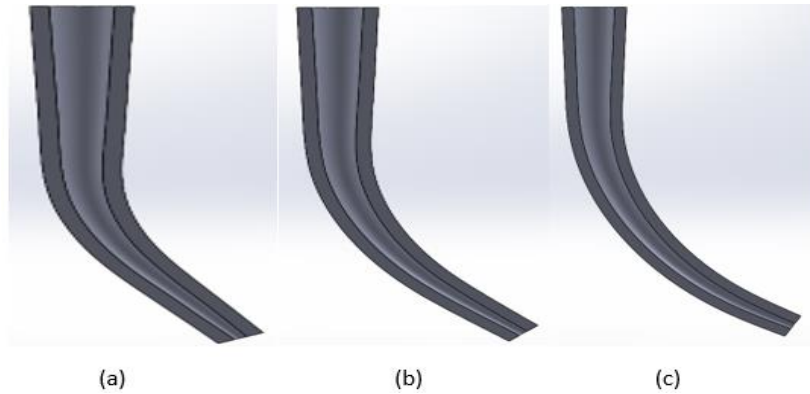
3.1 Diş Kök Kanalının Modellenmesi

Diş kök kanalları, çeşitli faktörlerin etkisi altında farklı şekil, boyut ve konfigürasyonlara sahip olabilir. Bunlar arasında dişin morfolojisi, genetik faktörler, yaş, cinsiyet, etnik köken ve diş hekimliği uygulamalarının etkileri yer alır. Dolayısıyla bir bireyin diş kök kanalının ölçüleri, başka bir bireyin diş kök kanalının ölçüleriyle farklılık gösterebilir. Bu çalışmada amaç diş kökünün yapısı ve bunun olası etkileri olmadığı için kök içerisindeki kanal boyutları literatürdeki verilerden yola çıkarak modellenmiştir. Bunun için de Casonova vd. (2021)'nin yaptığı çalışmadan alınan verilere başvurulmuştur. Kök kanalının geometrisi iki parametreye bağlıdır. Bunlar eğrilik yarıçapı ve eğrilik açısıdır (Pruett vd. 1997). Bu parametreler, kök kanalı için farklı varyasyonlara sahip geometrileri dikkate almamızı sağlar. Bu çalışmada eğrilik açısı için üç farklı değer (30°, 45°, 60°) alınmıştır. Eğrilik yarıçapı 10 mm alınmıştır. Farklı geometrilerde kök kanalları oluşturulmuştur (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Kanal geometrisi parametreleri (a) eğrilik açısı, (b) eğrilik yarıçapı, (c) kanal yüzeyi.

Şekil 3.1'deki parametreler dikkate alınarak Solidworks programında üç farklı diş kök kanalı modeli oluşturulmuştur (Şekil 3.2). Tüm kök kanallarında kanal giriş çapı 1,26 mm, kök kanal ucu çapı 0,26 mm alınmıştır. Bu ölçüler, insan diş kök kanalı gerçek anatomisine benzetilen ölçülerdir. Ölçüler, kök kanalının boyutları, şekli, eğrilikleri ve açıları gibi detaylar hakkında bilgi sağlar. Böylelikle kök kanalının anatomik yapısına uygun kanalın daralması ve eğriliği verilmiştir. Solidworks programı ile üç farklı yapay kanal çizimi yapılmıştır. Tasarlanmış tüm kök kanalların uzunluğu 16 mm'dir. Tüm kök kanallarında kanal giriş çapı 1,26 mm, kök kanal uç çapı 0,26 mm'dir. Kök kanallarının eğrilik açıları 30° , 45° ve 60° alınmıştır.

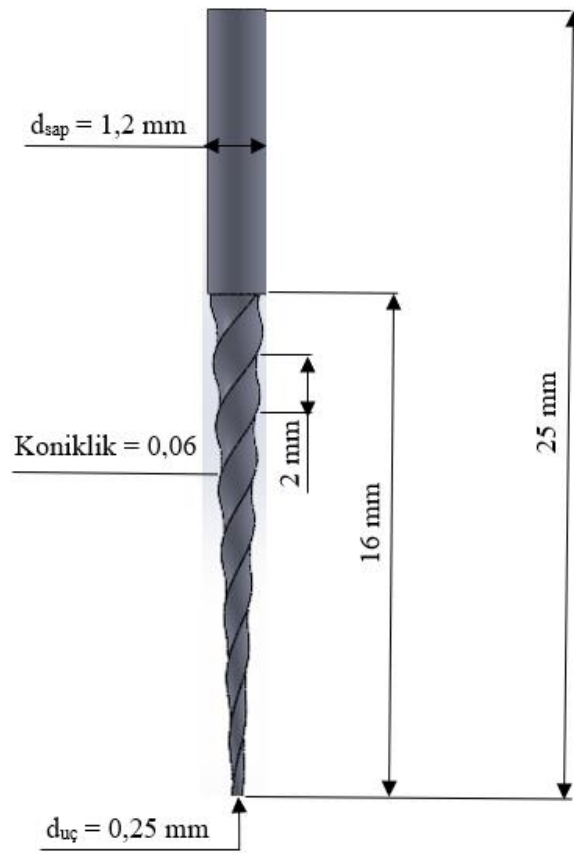


Şekil 3.2 Kök kanalları (a) $\theta = 30^\circ$, $r = 10$ mm; (b) $\theta = 45^\circ$, $r = 10$ mm; (c) $\theta = 60^\circ$, $r = 10$ mm.

3.2 Endodontik Döner Eğelerin Modellenmesi

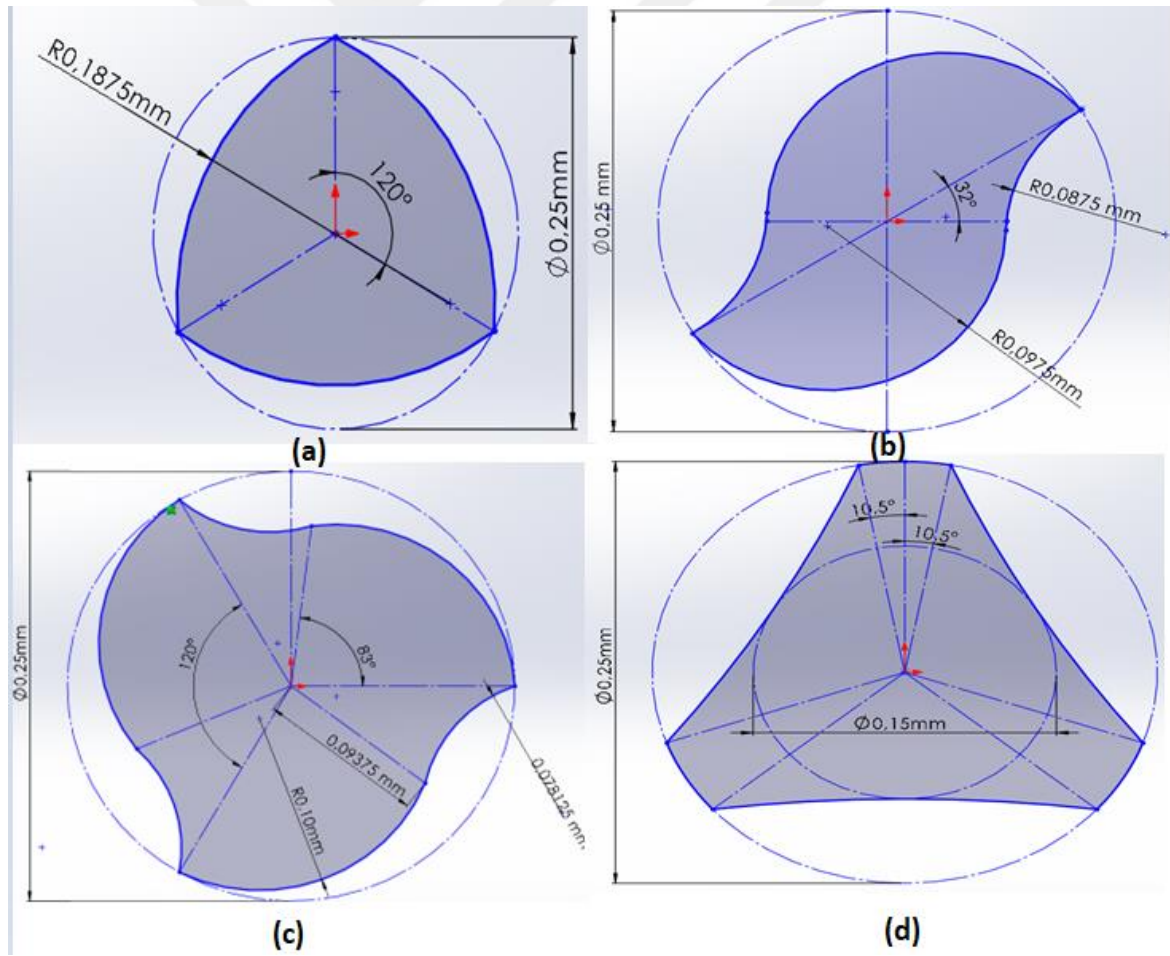
Literatürde ve uygulamada birçok farklı geometriye sahip endodontik döner eğe bulunmaktadır. Firmadan firmaya geometrilerde farklılık olmakla birlikte, aynı firmanın birden fazla farklı geometriye sahip ürünü bulunmaktadır. Geometrik modelleme için öncelikle makro bazda geometrik ölçülere karar verilmiştir. Bunun için de Şekil 3.3'te gösterilen geometrik ölçüler baz alınmıştır.

- 1) Eğenin toplam boyu 25 mm, aktif kesici kısım 16 mm'dir.
- 2) Eğenin uç çapı 0,25 mm, eğenin sap çapı 1,2 mm alınmıştır.
- 3) Çalışmada eğenin hatvesi değişken olarak alınmış olup, tüm parametreler sabit iken 2 ve 3mm iki farklı hatve dikkate alınmıştır.
- 4) Tüm modelleme çalışmalarında eğenin konikliği değiştirilmemiş ve 0,06 (%6) alınmıştır.



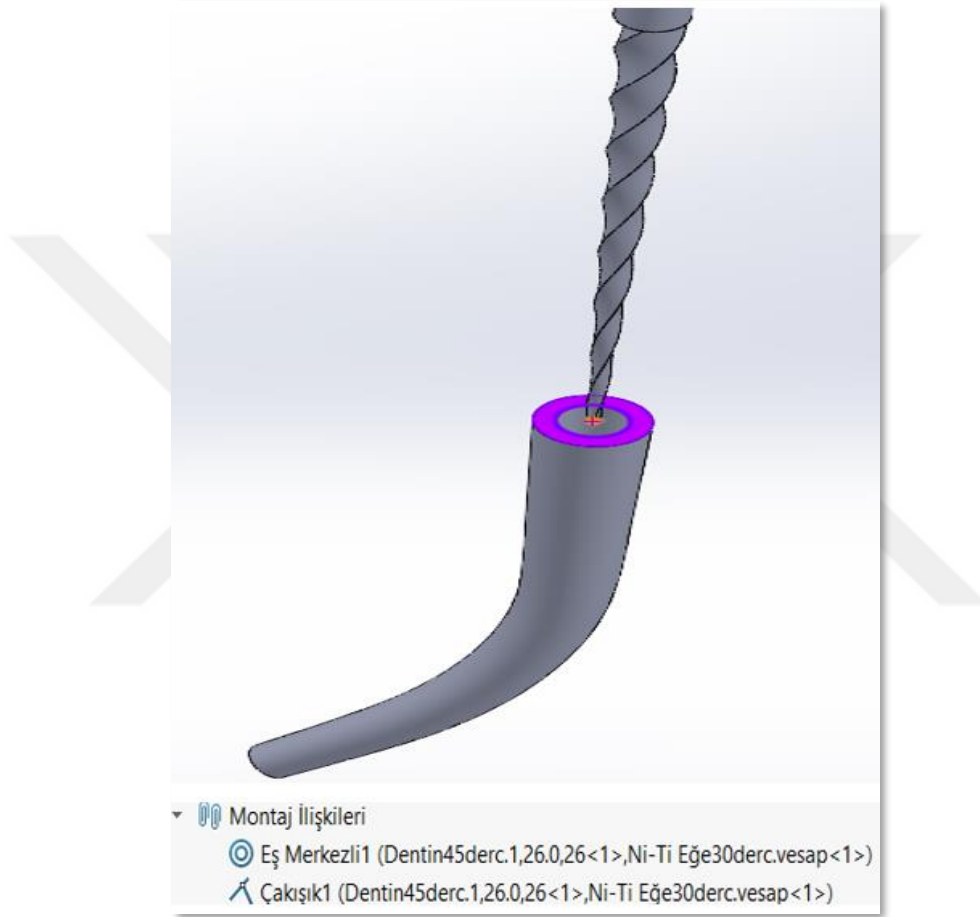
Şekil 3.3 Solidworks programında tasarlanan tüm eğelerin ortak olan ölçüleri.

Endodontik eğelerdeki kesit geometrisi için literatür incelendiğinde, farklı firmalar tarafından farklı kesit geometrilerinin tasarlandığı görülmektedir. Ni-Ti endodontik eğelerin kesit geometrileri, işlemin amacı ve kök kanallarının farklı yapıda olmalarından dolayı farklı tasarımlara sahiptir. Üçgen kesitli eğeler, kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi için kullanılır. Üçgen kesitli eğelerin kenarları, kök kanal duvarlarına temas ederek plakları ve doku kalıntılarını daha iyi kazır ve temizler. Yuvarlak kesitli eğeler, daha çok kök kanallarının şekillendirilmesi ve genişletilmesi aşamasında kullanılır. Dikdörtgen kesitli eğeler, daha fazla malzeme kaldırmaya ve kanalın boyutlarını kontrol etmeye yardımcı olabilir. S-tip kesitli eğeler, kök kanallarının belirli bölgelerine daha iyi erişim sağlamak için tasarlanmıştır. Bu kapsamda Solidworks programında tasarlanan eğe kesitleri (a) dışbükey üçgen kesit, (b) s-tipi, (c) üçlü helis, (d) içbükey üçgen'dir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Çalışma kapsamında kullanılan eğe kesitleri (a) dışbükey üçgen, (b) s-tipi, (c) üçlü helis, (d) içbükey üçgen kesit.

Tasarım aşamasında diş kök kanalı ile eğe arasında montaj ilişkisi tanımlanmıştır. İlk olarak ayrı parçalarda diş kök kanalları ve eğeler modellenmiştir. Montaj dosyası ile bunlar birleştirilmiştir. Kök kanalının giriş delik çapı ile eğenin uç çapı eş merkezli olarak ilişkilendirilmiştir. Ayrıca kök kanal tedavisine kanalın ucundan başlaması için kök kanal ucu ile eğe ucu çakışık olarak ilişkilendirilmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Solidworks programında montaj ilişkisi verilmesi.

Yapılan montaj dosyaları Ansys programında açılabilmesi için parasolid formatında kaydedilmiştir. Ansys programında açılmıştır.

3.3 Malzeme Tanımlamalarının ve Sonlu Elemanlar Ağının Oluşturulması

Ansys programında ilk olarak malzeme tanımlanmıştır. Ni-Ti endodontik eğe malzeme bilgileri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir (Carvalho vd. 2016).

Çizelge 3.1 Nikel-Titanyum malzeme özellikleri.

Nikel Titanyum Endodontik Ege Malzeme Bilgileri (Şekil Hafızalı Süper Elastik Alaşım)		
1	Östenit Faz Young Modülü (MPa)	70 000
2	Östenit Faz Poisson Değeri	0,33
3	Östenit Fazdan Martensit Faza Geçiş Başlangıç Gerilmesi (SAS) (MPa)	368
4	Östenit Fazdan Martensit Faza Geçiş Bitiş Gerilmesi (FAS) (MPa)	484
5	Martensit Fazdan Östenit Faza Geçiş Başlangıç Gerilmesi (SSA) (MPa)	232
6	Martensit Fazdan Östenit Faza Geçiş Bitiş Gerilmesi (FSA) (MPa)	100
7	Epsilon (mm/mm)	0,063
8	Alpha	0

Östenit faz Young modülü, bir malzemenin elastik davranışını tanımlayan bir malzeme özelliğidir. Bu özellik, malzemenin gerilim ile gerinme arasındaki doğrusal ilişkiyi ifade eder. Young modülü malzemenin ne kadar sert veya elastik olduğunu belirler. Östenit fazdan martensit faza geçiş başlangıç gerilme seviyesi, malzemenin östenit fazından martensit fazına dönüşmeye başlamasını tetikler ve bu dönüşüm sırasında malzemenin şekli ve yapısı kalıcı olarak değişebilir. FAS gerilme seviyesi, östenit fazdan martensit fazına tam dönüşümün tamamlandığı ve malzemenin yapısının tamamen değiştiği noktayı temsil eder. SSA gerilme seviyesi, malzemenin martensit fazından östenit fazına dönüşmeye başlamasını tetikler ve bu dönüşüm sırasında malzemenin yapısı ve şekli değişebilir. Bu tür dönüşümler genellikle belirli sıcaklık aralıklarında veya basınç koşullarında gerçekleşir ve bu da malzemelerin davranışını etkiler. FSA gerilme seviyesi, martensit fazından östenit fazına tam dönüşümün tamamlandığı ve malzemenin yapısının tamamen değiştiği noktayı temsil eder. Epsilon, kalıcı olarak değişen şekil ve yapıyı ifade eden artık deformasyondur. Alpha ise malzemenin çekme ve basma durumlarındaki tepkileri arasındaki farktır.

Diş kök kanalı dentin malzeme bilgileri Çizelge 3.2’de gösterilmiştir (Benazzi vd. 2013).

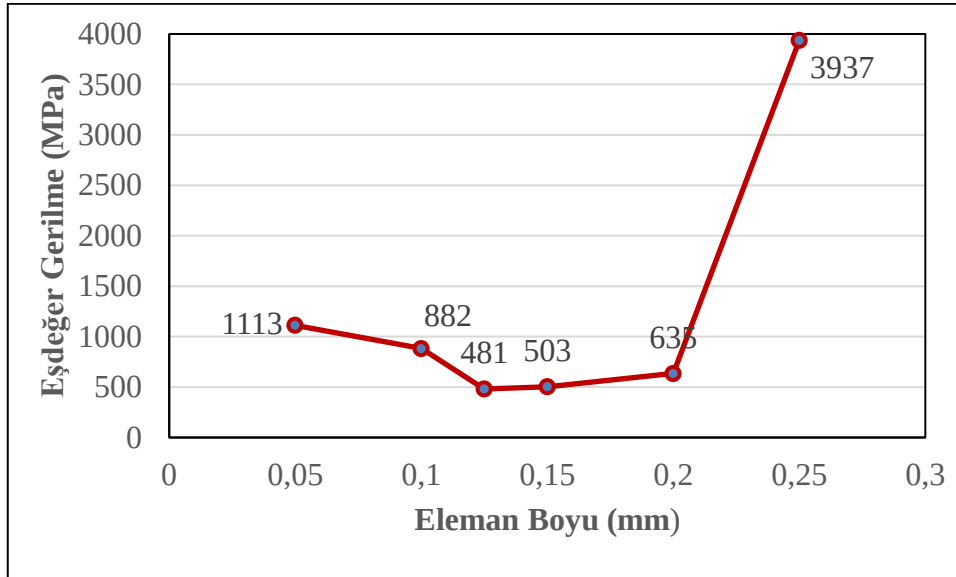
Çizelge 3.2 Diş kanalı malzeme özellikleri .

Diş Kök Kanalı Dentin Malzeme Bilgileri		
1	Young Modülü (MPa)	18 600
2	Poisson Değeri	0,31

Sonlu elemanlar modeli yaparken uygun ağ tespit edilmiş, ağ geometrisi oluşturulmuştur. Ağ geometrisi mümkün mertebede simetrik ve küçük tutulmuştur. Tüm eğeler ve kanallar için özdeş ağ oluşturulmuştur. Ansys programında uygun sonlu elemanlar ağ boyutlarını tespit etmek adına mesh metrik analizi yapılmıştır. Eleman kalitesi (element quality), boy-en oranı (aspect ratio), kayıklık (skewness), ortogonal kalite (orthogonal quality) gibi mesh metrik değerleri modelleme esnasında dikkate alınmıştır. Bu mesh metrik tiplerinde eleman kalitesi için literatürdeki kabul edilir aralıkta olmasına dikkat edilmiştir.

Doğru ağ boyutunu tespit etmek amacıyla farklı ağ boyutlarında analizler gerçekleştirilmiştir. Farklı boyutlara sahip ağ yapısı için ön analizler yapılmıştır. Bu analizlerde egede meydana gelen gerilme değerleri baz alınmıştır. Yapılan ön analizlerde beş farklı eleman boyutu için analizler gerçekleştirilmiş ve egede elde edilen gerilme değerleri kayıt altına alınmıştır.

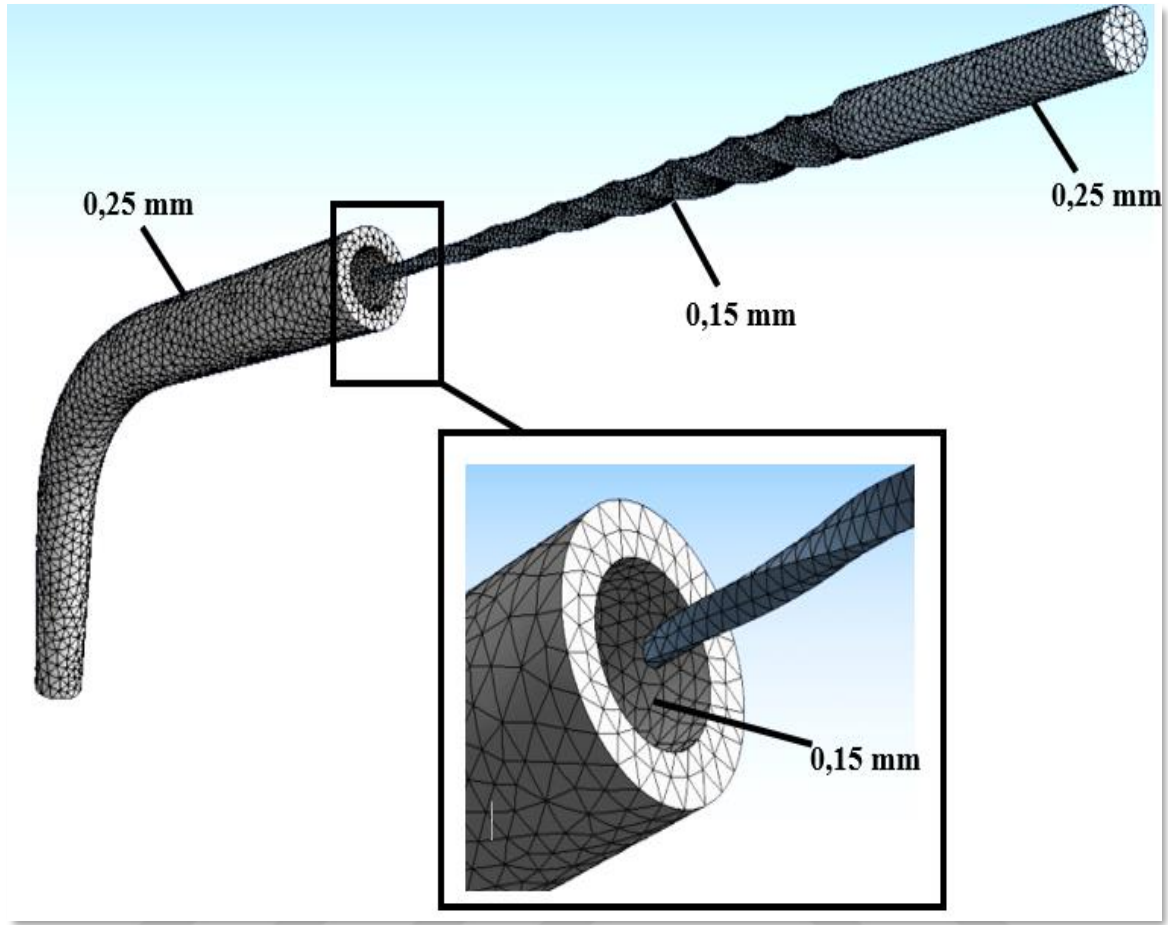
Şekil 3.6’da farklı eleman boyutları için elde edilen gerilme sonuçlarının değişimi verilmiştir. Literatürdeki gerilme sonuçları da dikkate alındığında en uygun eleman boyutunun 0,15 mm olduğuna karar verilmiştir.



Şekil 3.6 Mesh boyutlarına karşılık gelen maksimum gerilme değerleri.

Analizlerde sonlu elemanlar ağı ortalama 72 930 düğüm, 46 180 elemandan oluşmaktadır.

Şekil 3.7’de ege ve kök kanalı için oluşturulmuş sonlu elemanlar ağı görülmektedir.

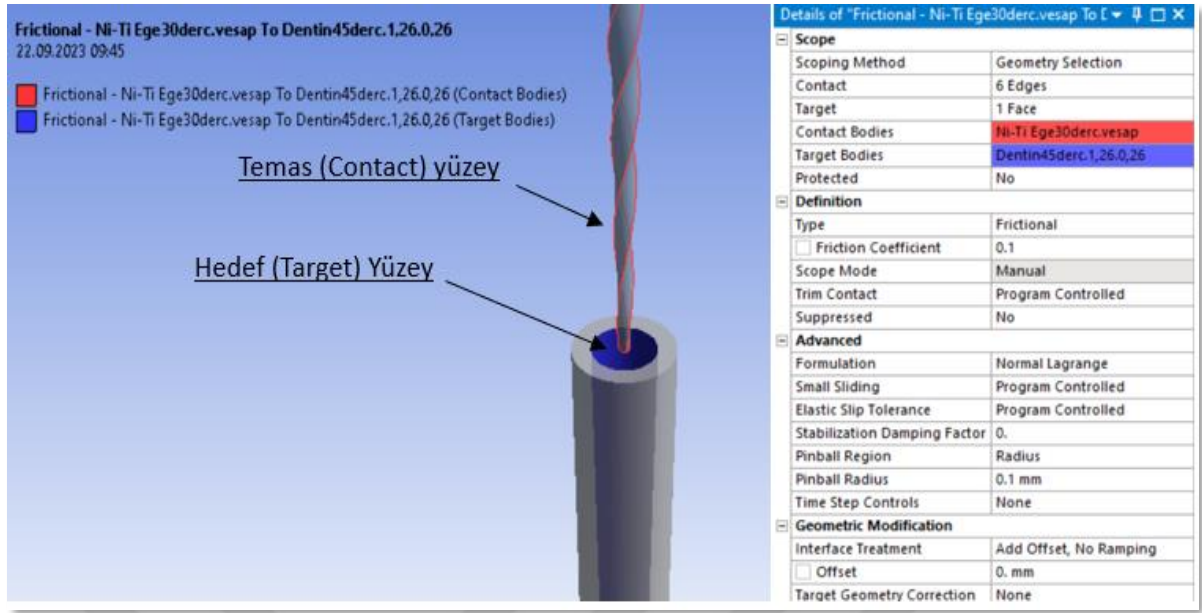


Şekil 3.7 Ansys programında oluşturulmuş sonlu elemanlar ağı boyutları.

3.4. Yükleme ve Sınır Koşullarının Uygulanması

Ansys sonlu elemanlar analiz programı ile şekillendirme işlemleri benzetiminin yapılarak yükleme ve sınır koşullarının oluşturulmuştur. Eğre 300 rpm (saniyede 5 devir) hız ile döndürülmüştür. Eğrenin boyu 16 mm olduğundan çalışma süresi 1,6 saniye yapılmıştır. 1,6 saniyede eğre 8 devir dönmektedir. 8 devir 2880° dönme hareketine karşılık gelmiştir.

Kök kanalı ile endodontik eğre arasında temas şartları oluşturulmuştur. Temas şartı olarak sürtünmeli temas seçilmiştir. Çünkü endodontik eğre kanal içerisinde temizleme işlemi yaparken kanal duvarlarına sürtünerek ilerlemektedir. Gerçek klinik şartlarını dikkate almak adına sürtünme katsayısı $\mu = 0,1$ alınmıştır (Cheung vd. 2015). Şekil 3.8’de modellemede kullanılan temas elemanları ve sürtünmeli temas koşulunun detayları verilmiştir.



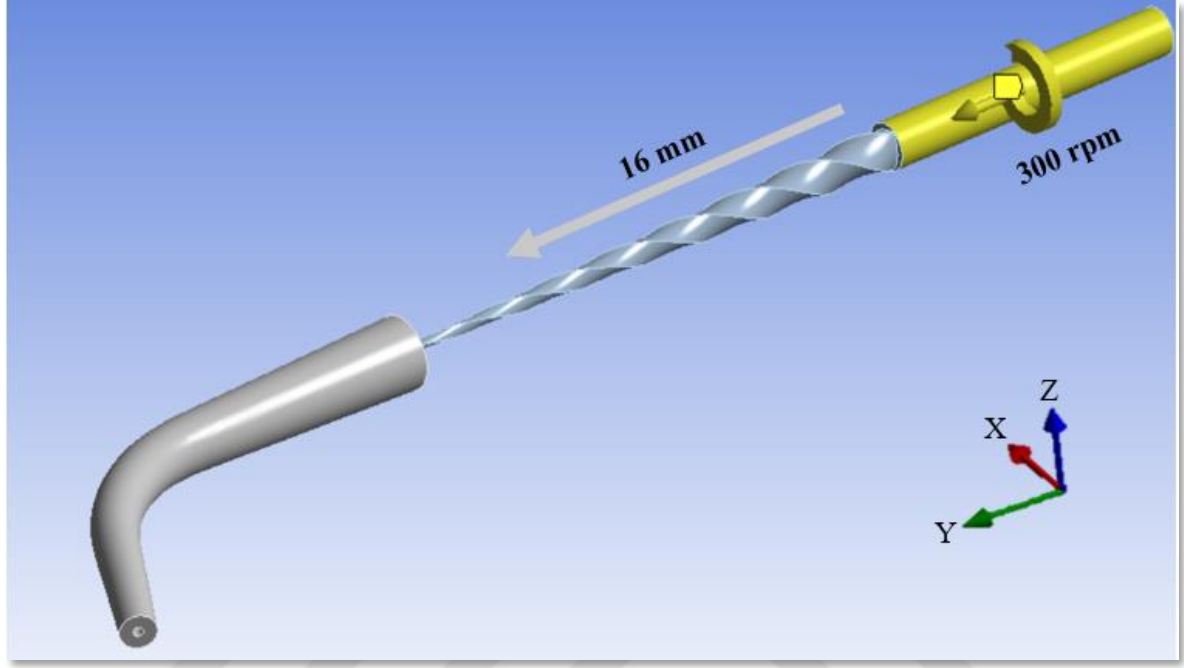
Şekil 3. 8 Modellemede kullanılan temas elamanları ve sürtülmeli temas koşulunun detayları.

Diş kök kanalının alt ve yan tarafları ankastre mesnet alınarak sabitlenmiştir. Kök kanal tedavisindeki eğelerin hareketleri endodontik motorlar vasıtası ile yapılmaktadır. Endodontik motorlar eğeleri döndürmek suretiyle enfekte dokuyu çıkarmak üzere tasarlanmışlardır. Bu motorlar ayarlanabilir hız ve tork değerleri sunmaktadır. Kök kanal tedavisinde kullanılan endodontik eğelerin hızı genellikle 300 ile 800 devir/dakika (rpm) arasında değişebilir. Ancak belirli bir uygulama veya eğe tipi için hızlar farklılık gösterebilir. Eğenin boyutu, malzeme özellikleri ve tedavi amacı gibi faktörler, kullanılacak olan hızı belirleyebilir. Tedaviyi yapan diş hekimi, hastanın durumuna ve tedavi gereksinimlerine göre uygun hızı seçmektedir. Bu çalışmada endodontik motorun çalışma hızı 300 rpm sabit alınmıştır (Berutti vd. 2004).

Kök kanal tedavisinde motor eğeye dönme hareketi vermektedir. Hekimse döner aleti kanala dik olarak itip çıkarmaktadır. Bundan dolayı hareket eğe kesitine dik ilerleme ve eğenin boyu etrafında dönme şeklindedir. Bu çalışmada bu eksen Y eksenidir. Y eksenı boyunca ilerleme ve Y eksenı etrafında dönme hareketi verilmiştir. Dönme hareketi 300 rpm, ilerleme hareketi 16 mm alınmıştır (Şekil 3.9).

Bu hareketler esnasında Ansys programının hata vermemesi adına çözüm adımlarını arttırılmıştır. Analizler ortalama 4000-6000 adıma bölünmüştür. Bu da doğal olarak

özüm süresini arttırarak 40 saatlik analiz sürelerine neden olmuştur. Analizler sonucunda endodontik eğelerde meydana gelen gerilme değeri ve ömürleri hesaplanmıştır.



Şekil 3.9 Kanal aletinin y ekseninde dönme ve ilerleme hareketi.

4. BULGULAR

Endodontik tedavide kullanılan döner eğelerin sık sık kırılması, çokça karşılaşılan bir problemdir. Özellikle diş kanalı içerisinde meydana gelen bir eğe kırılması, tedavi sürecinde ciddi problemlere yol açabilmektedir. Bu nedenle, döner eğelerde oluşan gerilmelerin değerlendirilmesi büyük bir önem taşır. Eğelerin dayanıklılığını artırmak ve kırılma riskini azaltmak için, daha mukavemetli malzemelerin kullanılması veya eğe geometrisinin optimize edilmesi gibi konular birçok çalışmaya konu olmuş ve olmaya da devam etmektedir.

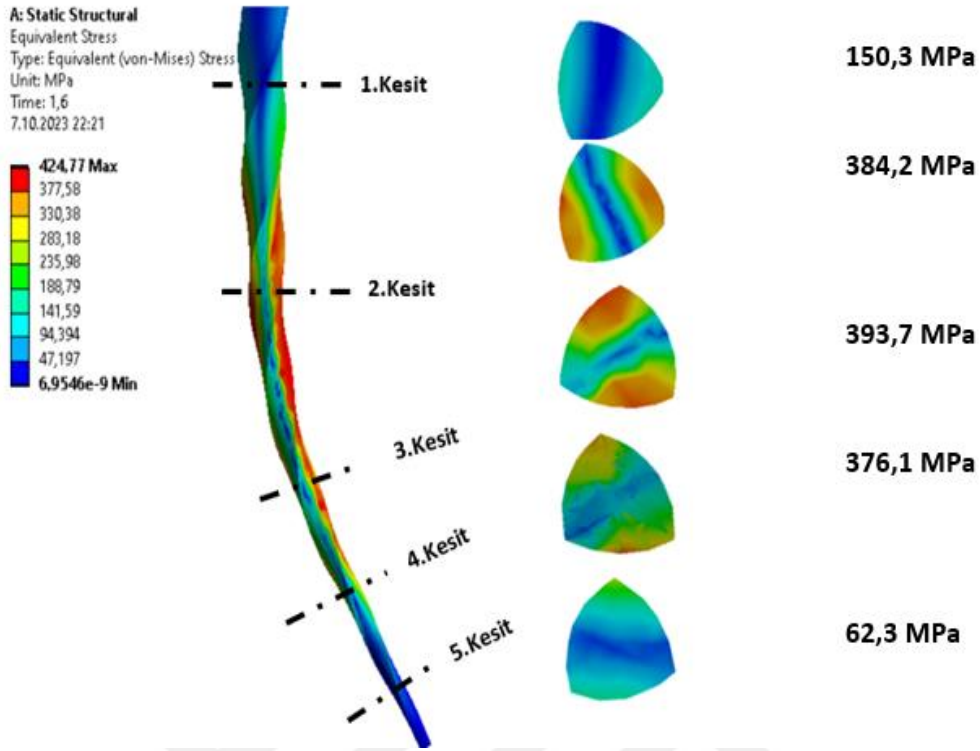
Bu çalışmada, döner eğelerin üzerinde oluşan gerilmelerin analiz edilmesi, kırılma riskinin belirlenmesi ve yorulma analizleri ile yaklaşık ömürlerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Gerilme analizi, döner eğelerin diş kanalı içindeki etkileşimlerini ve üzerlerine etki eden kuvvetleri incelemeyi sağlar. Bu analizler, eğelerin üzerindeki gerilme değerlerini belirleyerek, kırılma olasılığını tahmin etmeye yardımcı olur. Farklı döner endodontik aletlerle çeşitli diş kök kanallarında kök kanal tedavisi benzetimi yapılırken meydana gelen gerilme dağılımları sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmiştir.

4.1 Kanal Geometrisinin Eğelerde Oluşan Gerilmeye Etkisi

Şekil 4.1’de 30°’lik eğrilik açısına ve 2 mm’lik hatveye sahip eğenin kanal geometrisine girdiğinde oluşan eşdeğer gerilmeler verilmiştir. Şekil 4.1’den de görüldüğü üzere maksimum gerilme, eğenin kanal içerisinde maksimum eğildiği konumda meydana gelmektedir.

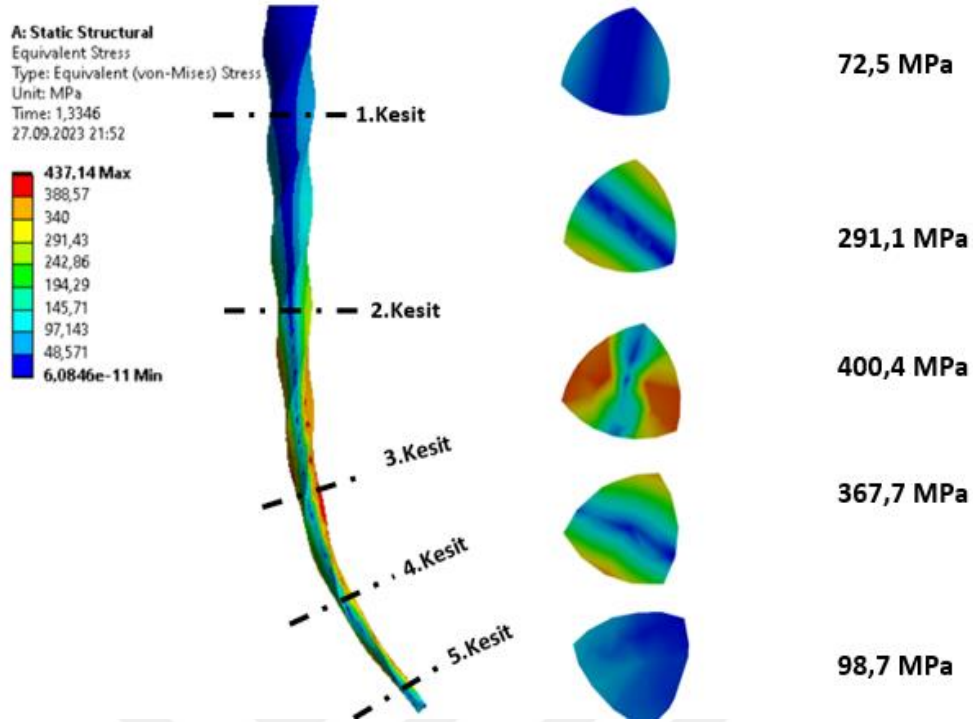
Ayrıca yine Şekil 4.1’de verilen eğenin farklı noktalarında kesit durumlarındaki gerilme değişimleri verilmektedir. Eğenin ucuna yakın olan kesitte gerilme değerleri minimum seviyededir. Eğenin sap kısmında meydana gelen gerilme değerleri de eğenin orta bölgesine nazaran daha düşük olduğu görülmektedir. Maksimum eşdeğer gerilmeler 3 nolu kesitin olduğu bölgede meydana gelmektedir. Aynı zamanda bu gerilme değeri, eğenin hasar görme riskinin de en yüksek olduğu bölge olduğunun bir göstergesidir.



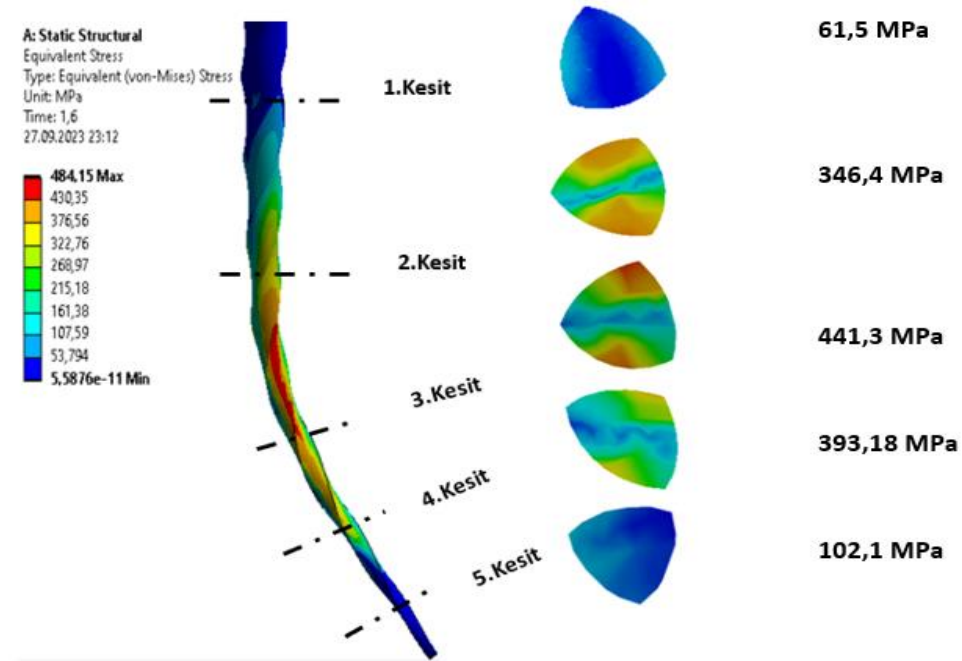
Şekil 4.1 30 °'lik kanal geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.

Ansys programında konveks (dışbükey) üçgen kesitli geometriye sahip eğenin 45°'lik kök kanal geometrisinde kök kanal temizliği benzetimi sonucunda oluşan gerilme değerleri Şekil 4.2'de gösterilmiştir. 30°'lik eğrilik açısına sahip eğe için elde edilen gerilme değerleri ile kıyaslandığında, 45° de gerilme değerlerinin bir miktar yüksek olduğu görülmektedir. 45° de eğe daha fazla eğilmeye zorlanmaktadır. Gerilme artışının temel nedeni de budur.

Ayrıca kök kanal geometrisinin açısı %50 artmasına rağmen gerilme değerleri bu oranda artmamıştır. Şekil 4.3'te de 60° için eğede meydana gelen eşdeğer gerilmelerin değişimi verilmektedir. Artan eğim açısı ile birlikte gerilme değeri de artmıştır. Fakat bu artış, 30° den 45° ye olan artışa göre daha yüksektir. Kök kanal geometrisinin eğiminin artması ile bir anlamda eğe daha fazla eğilme momentine maruz kalmaktadır. Eğe, eğer bir kiriş gibi düşünülecek olursa, artan eğilme momentine bağlı olarak eğilme gerilmesi de artacaktır. Her üç açı değeri için de eğenin kesiti sabit olduğundan, tarafsız eksenden eğe kenarlarına olan mesafe de aynı olacaktır. Bu durumda tek değişken eğilme momentidir. Artan eğilme momenti de eğilme gerilmesinin artmasına neden olmaktadır.



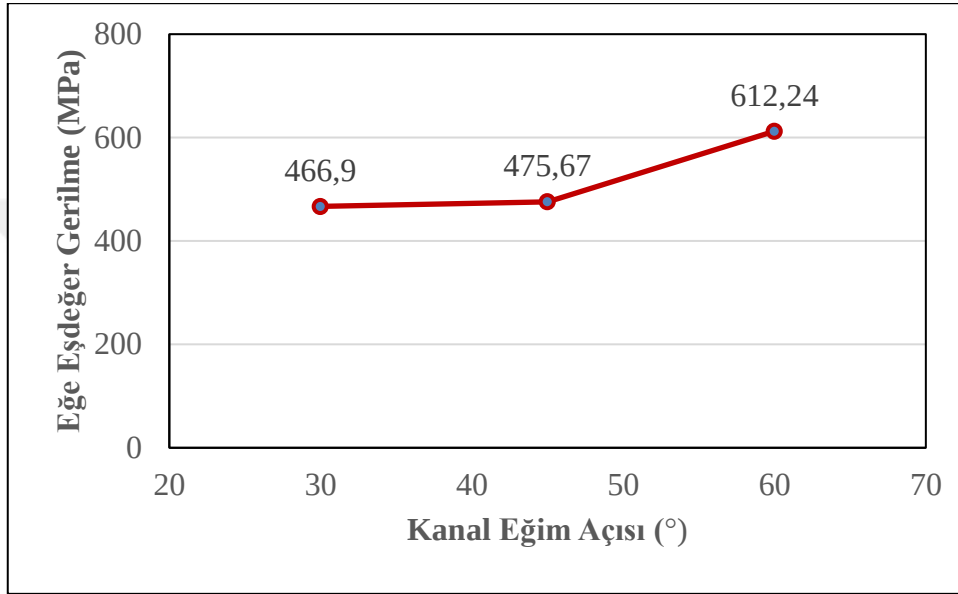
Şekil 4.2 45°'lik kanal geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.



Şekil 4.3 60°'lik kanal geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.

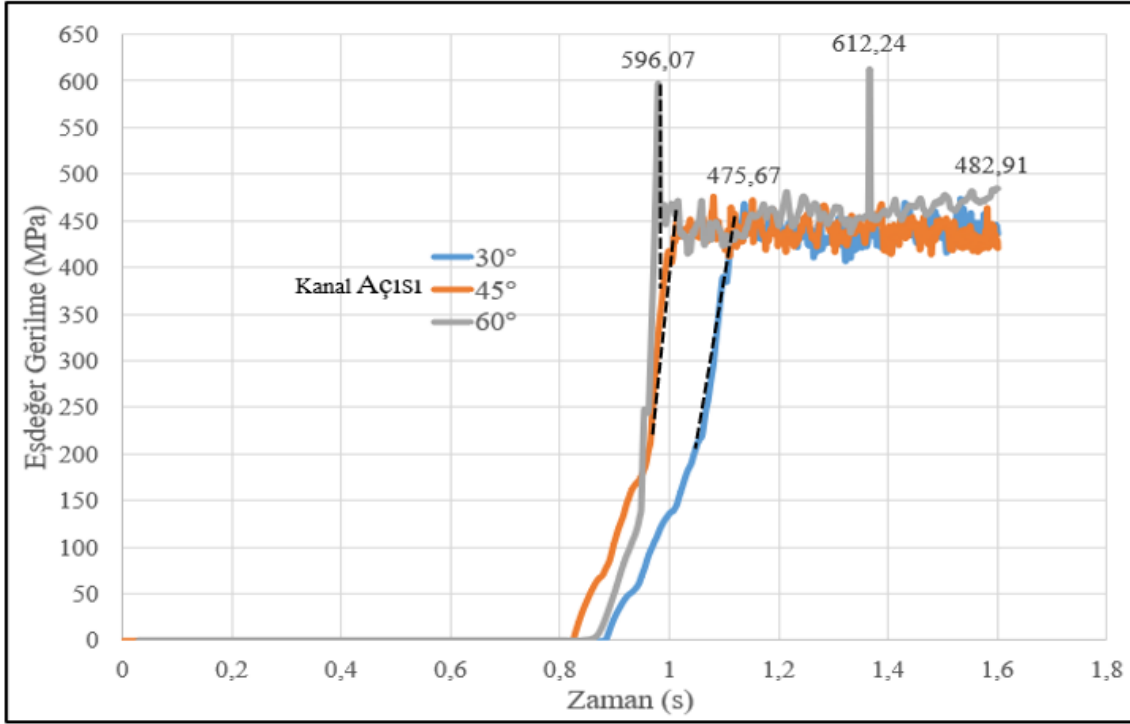
Konveks üçgen kesite sahip 2 mm hatveli eğelerin eğrilik açısı 30°, 45°, 60° olan kök kanallarında oluşan maksimum gerilme değerlerinin birbiri ile kıyaslanması Şekil 4.4'te

gösterilmiştir. Şekil 4.4 de dikkati çeken bir unsur ise 30° ile 45° arasındaki gerilme farkının az olmasıdır. Buna rağmen 60° de elde edilen gerilme değeri 30° 'ye göre yaklaşık %32 daha yüksektir. Elde edilen bu sonuç, artan kanal eğim açısı ile birlikte meydana gelen eşdeğer gerilme de lineer olarak artmadığını göstermektedir. Artan gerilme değeri, doğal olarak, eğenin kullanım ömrünün de azalmasına neden olacaktır. Kanal eğim açısının eğe kullanım ömrü üzerindeki etkisi Bölüm 4.4'te ayrıca verilecektir.



Şekil 4.4 Farklı kanal geometrisinde eğe modellerinde oluşan maksimum gerilme değerleri.

Şekil 4.5'te eğenin dönerek kanal içerisine girmesi sırasında meydana gelen eşdeğer gerilmenin zamanla değişimi gösterilmiştir. Modellemede çözüm iki zaman aralığında gerçekleştirilmiştir. Eğenin kanal içerisine girmesi 1,6 s iken, çıkması 0,9 s olarak çözümler gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle 1,6 s'lik zaman aralığında her üç eğim açısı için eşdeğer gerilme değerlerindeki değişim de birbiri ile kıyaslanmıştır. Şekilden de görüldüğü üzere, eğenin dış köküne girmesi sırasında meydana gelen gerilmelerde zamanla değişmekle birlikte eğim açısıyla da değiştiği görülmektedir. Eğim açısının 60° olduğunda meydana gelen eşdeğer gerilmelerin maksimum olduğu buradan da görülmektedir. Bununla birlikte 30° 'lik eğim açısına sahip olan dış kökünde gerilme değerleri minimumdur. Şekil 4.5'te dikkati çeken bir diğer unsur ise, eğenin kanal içerisine girmesi sırasında oluşan gerilme değişimindeki eğimin de değişmesidir. 30° ve 45° de gerilme artışlarındaki eğim birbiri ile benzerlik gösterirken, 60° deki kanalda eğim daha yüksektir.



Şekil 4. 5 Farklı kanallardaki eğelerin eşdeğer gerilmelerinin zamana bağlı değişimi.

Elde edilen nümerik sonuçlar, kök kanalına ait eğim açısının eğede meydana gelen gerilmeleri etkilediğini bariz bir şekilde ortaya koymaktadır. Özellikle 45° den büyük olan eğim açılarında, eğilme momentinin etkisiyle, eğedeki eşdeğer gerilmeler de daha hızlı artış göstermektedir. Bu bulgular, tedavi sırasında kullanılan eğelerin ömürleri sadece doktorun el becerisine ve kullanılan ege geometrisine bağlı olmayıp aynı zamanda hastanın diş yapısına da bağlıdır. Özellikle diş yapısı 60° den daha büyük eğime sahip hastalarda ege üzerindeki gerilmeler daha da artacak ve buda eğenin kırılmasına neden olacaktır.

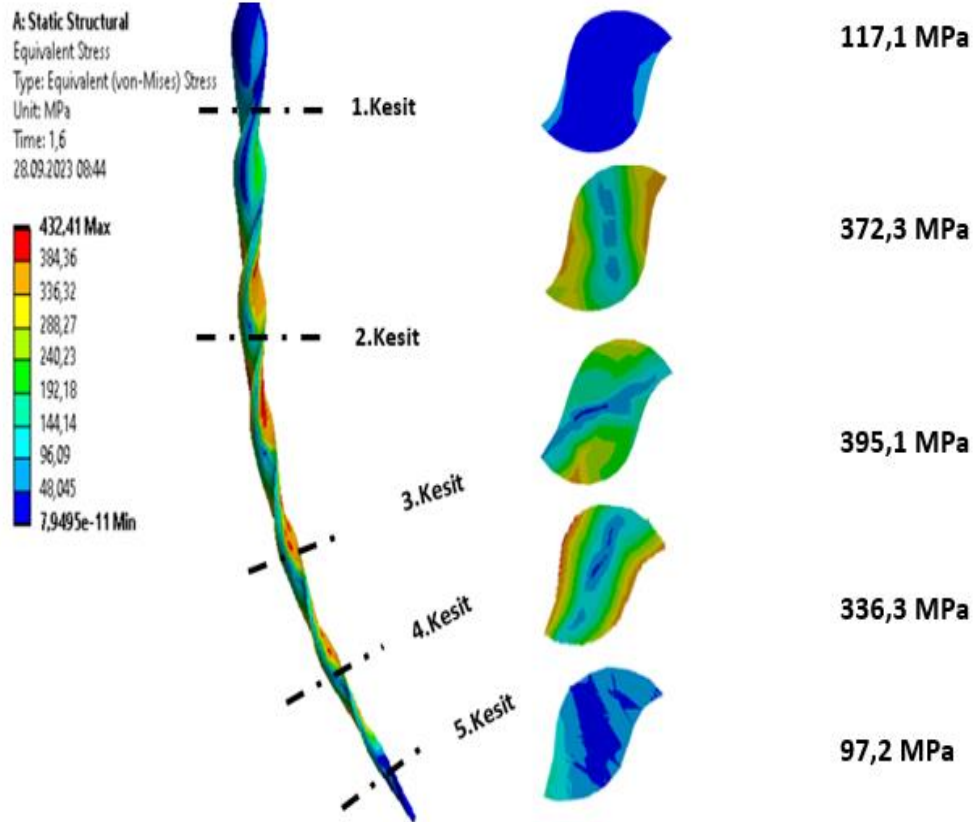
4.2 Ege Kesit Geometrisinin Gerilme Üzerindeki Etkisi

Eğenin kanal içerisinde nasıl bir gerilmeye maruz kaldığını deneysel olarak ölçmek neredeyse imkansızdır. Bu nedenle gerek eğede meydana gelen maksimum gerilmeyi ve gerekse muhtemel hasar konumunu tespit etmek adına genellikle gerilme analizi yapılır. Döner nikel titanyum endodontik eğelerde meydana gelen gerilmeler kesit geometrisi ile yakından ilgilidir ve bu konuda çok sayıda teorik ve deneysel çalışma yapılmıştır ve yapılmaya devam etmektedir.

Bu bölümde, dört farklı eğe kesit geometrisi için nümerik çözümleme yapılmıştır. Çözümlerde eğe kesiti dışındaki tüm parametreler sabit alınmıştır.

Nümerik modellemede kullanılan kesit geometrileri convex triangle (konveks üçgen), S-type (S-tipi), Triple-Helix (üçlü helis), Pro-File (içbükey üçgen) eğelerdir. Tüm bu eğe çeşitleri için 45°'lik kök kanalı ve 2mm'lik hatve seçilmiştir. Kesitlere ait boyutsal parametreler tez çalışmasının materyal ve metot bölümünde verilmiştir.

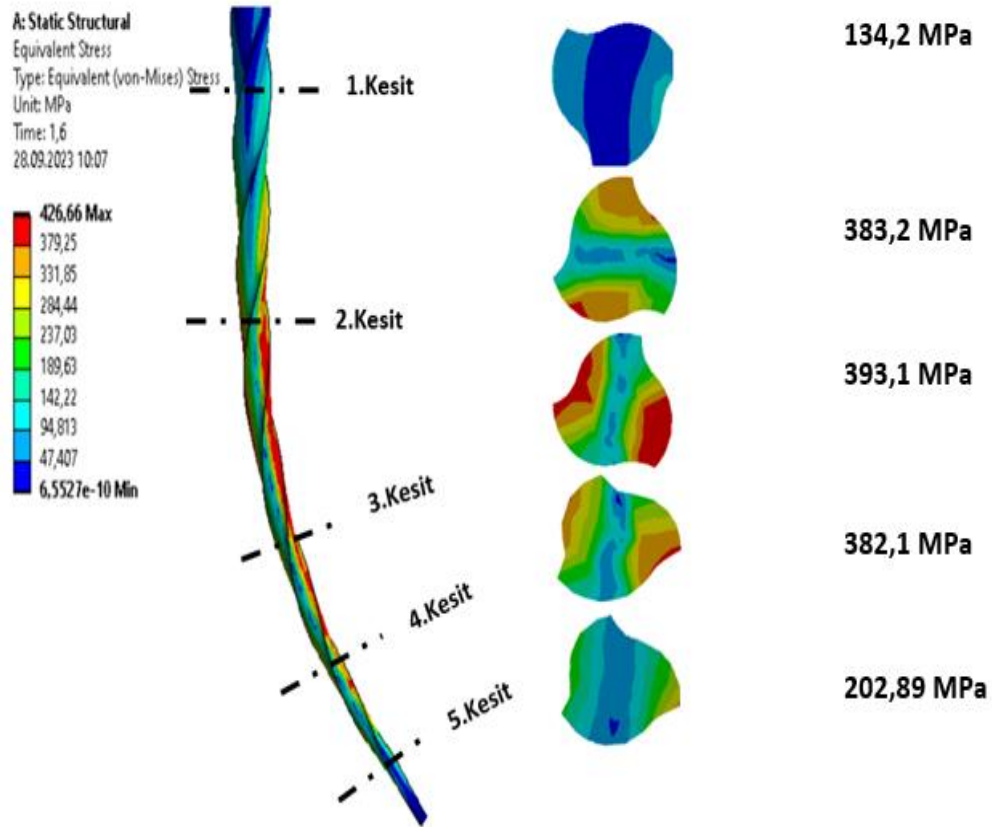
Ansys programında S-tipi kesit geometriye sahip eğenin 45 °'lik kök kanal geometrisinde kök kanal temizliği benzetimi sonucunda oluşan gerilme değerleri Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Eğenin ucuna yakın olan 5. kesitte gerilme değerleri minimum seviyededir. Eğenin sap kısmında meydana gelen gerilme değerleri de eğenin orta bölgesine nazaran daha düşük olduğu görülmektedir. Maksimum eşdeğer gerilmeler 2 ve 3 nolu kesitlerin olduğu bölgede meydana gelmektedir. Aynı zamanda bu gerilme değeri, eğenin hasar görme riskinin de en yüksek olduğu bölge olduğunun bir göstergesidir.



Şekil 4. 6 S-tipi kesitli eğe geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.

Ansys programında üçlü helis kesit geometriye sahip eğenin 45°'lik kök kanal geometrisinde kök kanal temizliği benzetimi sonucunda oluşan gerilme değerleri Şekil 4.7'de gösterilmiştir. Şekil 4.6 ile kıyaslandığında, maksimum gerilmelerin yoğunlaştığı bölge, üçlü helis kesitli geometride daha yoğun bir alanı kapsamaktadır. S-tipi kesitte gerilme yoğunluğu bölgesel olarak meydana gelmektedir. Buna karşın, üçlü helis kesitli geometrisinde meydana gelen maksimum gerilme değeri de küçüktür.

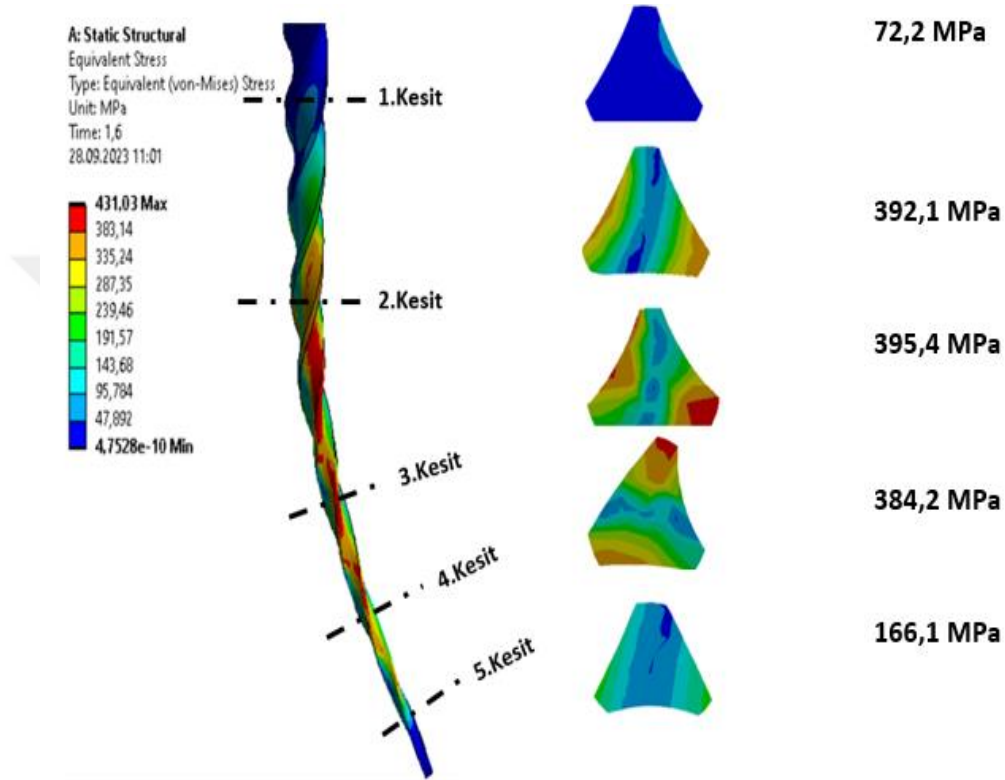
Çıkarılacak bir sonuçta eğe kesiti tasarımı yaparken, daha az gerilmenin oluşmasına neden olacak bir geometri seçmek kadar, gerilme yoğunluğunun olduğu alanın büyüklüğü de dikkate alınmalıdır. Şekil 4.7 de maksimum gerilmenin meydana geldiği alan (kırmızı renk) daha büyük iken, maksimum gerilme değeri S-tipi kesite nazaran daha küçüktür.



Şekil 4. 7 Üçlü helis kesitli eğe geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.

İçbükey üçgen kesit geometrisinin 45°'lik kanal eğiminde göstermiş olduğu davranış sonrasındaki gerilme değişimi Şekil 4.8'de gösterilmiştir. İçbükey üçgen geometrisinde

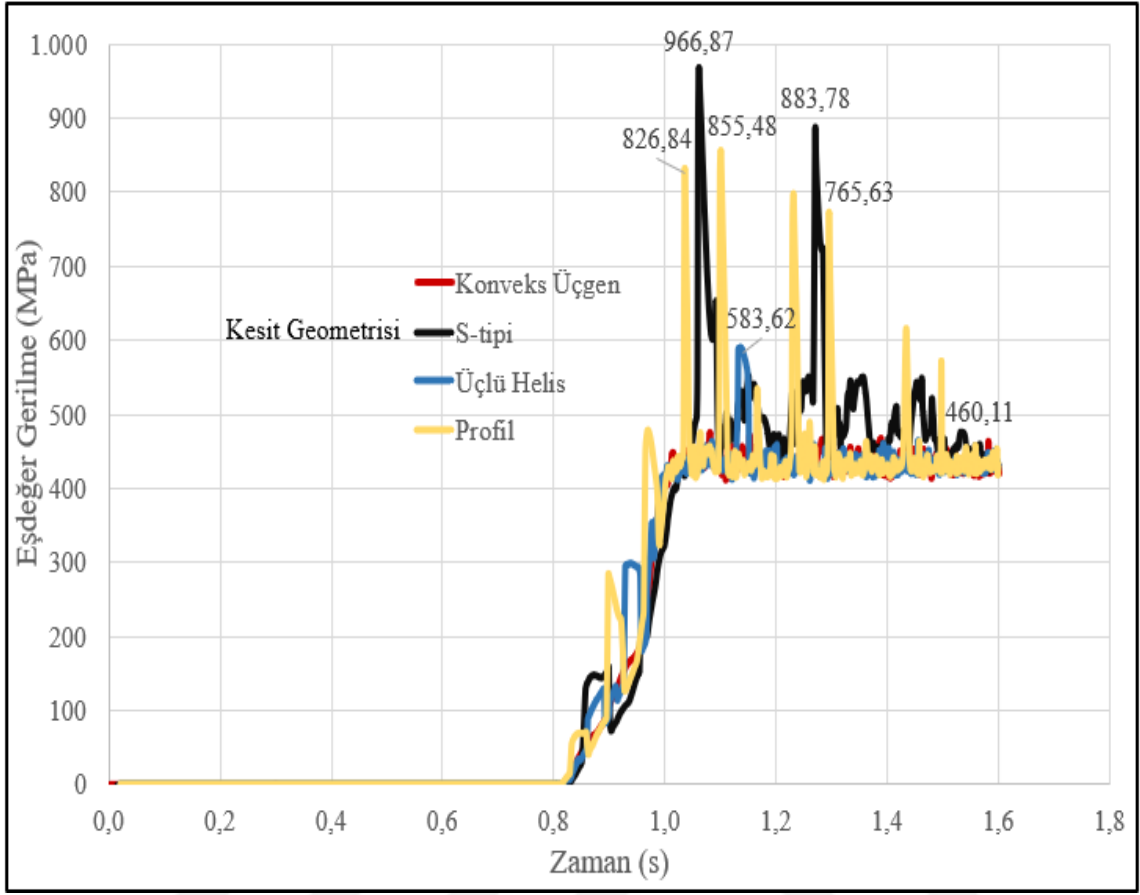
elde edilen maksimum gerilme değeri S-tip kesiti ile benzerlik göstermektedir. Arada sadece 1 MPa'lık bir gerilme farkı söz konusudur. Maksimum gerilmenin meydana geldiği alan yoğunluğu üçlü helis kesitine nazaran daha küçük olmasına karşın S-tipi kesite nazaran daha büyüktür.



Şekil 4. 8 İçbükey üçgen kesitli eğe geometrisinde eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.

Şekil 4.2, 4.6, 4.7 ve 4.8’de verilen dört farklı kesitin aynı şartlardaki kök kanalına girmesi sonucunda meydana gelen gerilme değerlerinin zamana bağlı karşılaştırılması Şekil 4.9’da verilmektedir. Şekil 4.9’dan görüldüğü üzere eğenin kanal içerisinde dönerek hareket etmesi sonucunda gerilmeler bazen maksimum değere ulaşabilmektedir.

Bu dört kesit içerisinde konveks üçgen ve üçlü helis geometri en stabil gerilme değişimi gösteren iki geometri olarak karşımıza çıkmaktadır. Buna karşılık içbükey üçgen ile S-tipi kesitte gerilme değişimi önemli oranda düzensizlik göstermektedir. S-tipi kesitte gerilme pikleri daha yüksek iken S-tipinde maksimum gerilmelerin meydana geldiği pik sayısı daha fazladır.

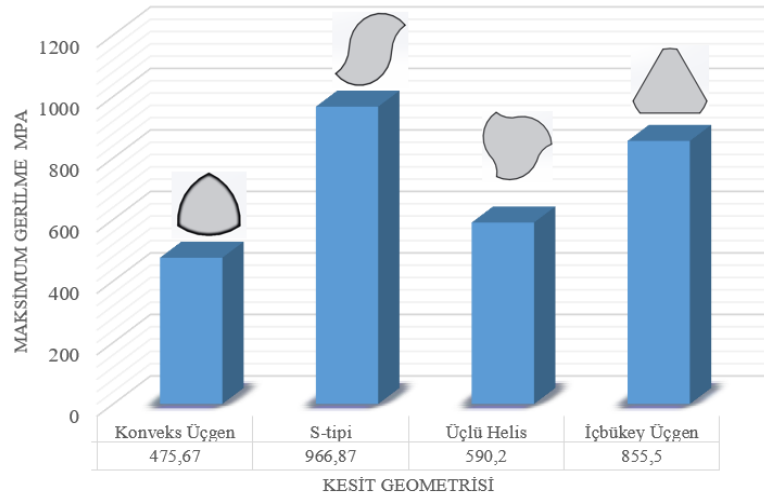


Şekil 4. 9 Farklı eğe geometrisinde eğelerin eşdeğer gerilmelerinin zamana bağlı değişimi.

Şekil 4. 10'da görüldüğü üzere konveks üçgen kesite sahip eğenin kök kanalı boyunca daha düşük gerilme değerlerine sahip olduğunu, S-tipi eğenin ise en yüksek gerilme değerlerine sahip olduğunu gösterdi.

Elde edilen bu sonuçlar konveks üçgen kesit tasarımına sahip eğelerde gerilmenin diğer kesitlere göre daha fazla alana yayılmasını sağlayan büyük ve iç kısımda yoğunlaşmış çekirdek nedeniyle olmuştur.

Benzer şekilde üçlü helis kesitli eğenin çekirdeği içe daha yakın olduğundan konveks üçgen kesitli eğeden sonra en düşük gerilme değerlerine sahip olan kesit olduğunu gösterdi. Diğer tasarımlardaki derin olukların (yivlerin) daha küçük iç çekirdek çapına neden olmasına bağlı olarak daha büyük gerilme değerleri ortaya çıkmıştır. S-tipi eğede meydana gelen maksimum gerilme değeri konveks üçgen kesitli eğede meydana gelen gerilmenin iki katı değerinde ortaya çıkmıştır.



Şekil 4. 10 Farklı eğe geometrisinde eğe modellerinde oluşan maksimum gerilme değerleri.

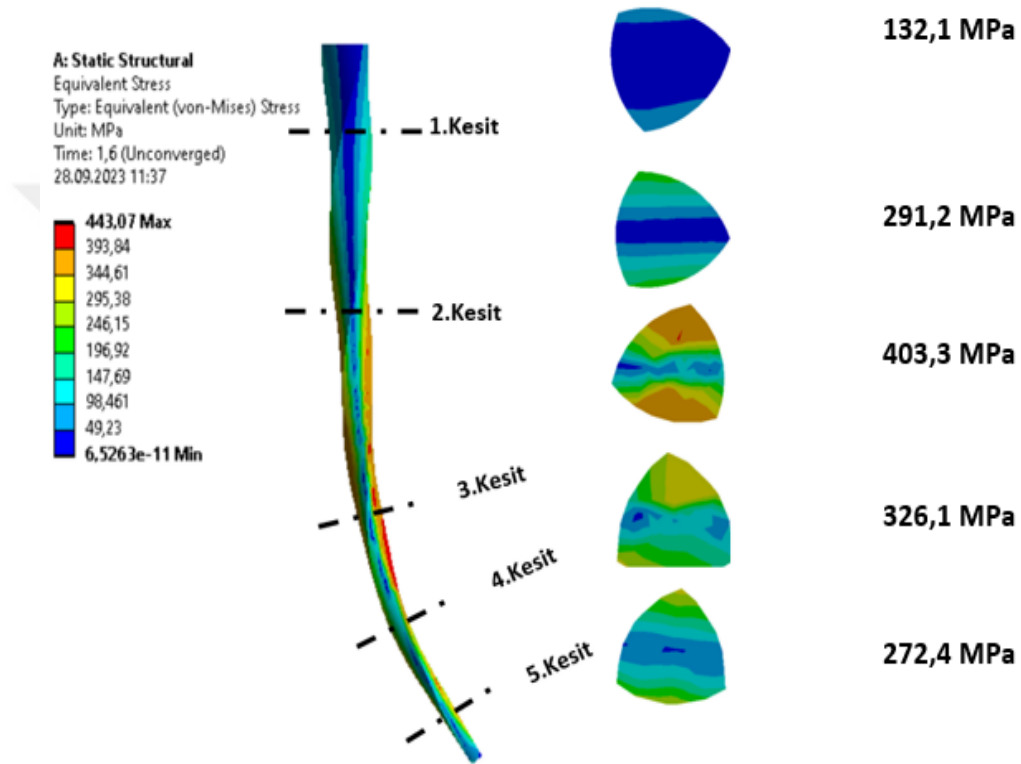
Elde edilen nümerik sonuçlar, eğe kesit geometrisinin eğede meydana gelen gerilmeleri etkilediğini bariz bir şekilde ortaya koymaktadır. Maksimum gerilme değerleri göz önüne alındığında konveks üçgen kesitli eğe en düşük gerilme değerine sahiptir. Bu da daha düşük mekanik gerilme ile çalıştığı ve daha dayanıklı olduğu anlamına gelebilir. Dolayısıyla tedavi sırasında daha az yorulma veya kırılma riski taşır. Bu nedenle konveks üçgen kesitli eğeler, özellikle daha karmaşık veya zorlu kök kanallarında tercih edilebilir. Maksimum gerilme değerlerindeki farklar, eğe kesit geometrisinin tedaviye önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir. S-Tipi ve içbükey üçgen kesitli eğeler daha yüksek gerilme değerleri ile ilişkilendirilmiştir. Bu da daha fazla mekanik gerilme altında çalıştıklarını ve daha dikkatli bir şekilde kullanılması gerektiğini gösterebilir. Bu sonuçlar endodontik tedavi planlaması sırasında eğe kesit geometrisinin ve özellikle kök kanalın karmaşıklığına göre eğe seçiminin dikkate alınması gerektiğini vurgular. Tedavi sırasında daha fazla dayanıklılık ve güvenlik sağlamak için uygun eğe tipinin seçilmesi önemlidir.

4.3 Eğe Hatvesinin Etkisi

16 mm'lik aktif kesici kısım boyunca hatvenin etkisini incelemek adına 2mm hatveli ve 3 mm hatveli iki eğenin analizi yapılmıştır. İki analizde de konveks üçgen kesit geometri eğe modeli oluşturulmuştur. 45°'lik kök kanal geometrisi dikkate alınmıştır.

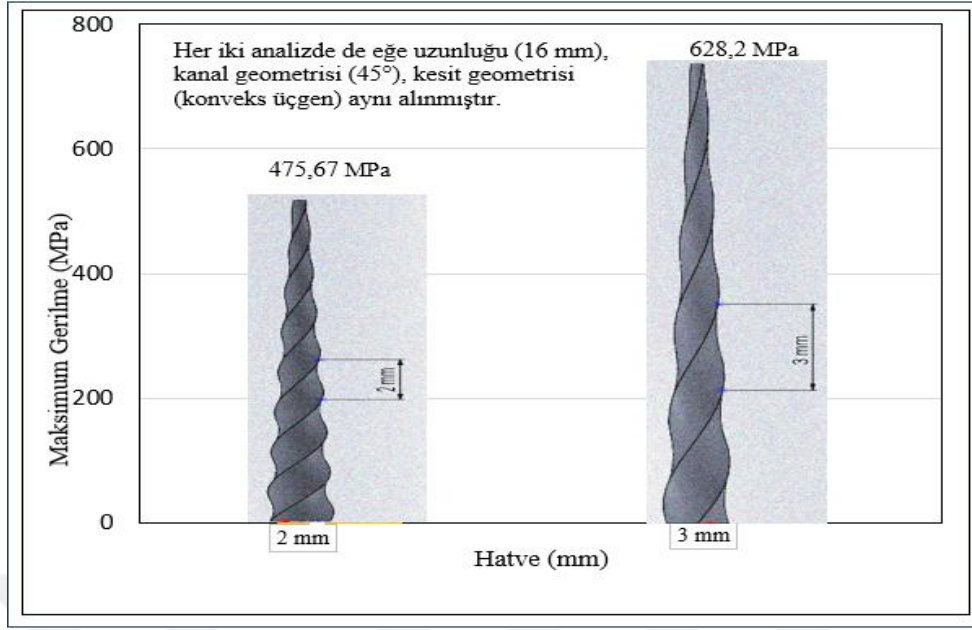
Ansys programında konveks üçgen kesit geometriye sahip 3 mm hatveli eğenin 45°'lik

kök kanal geometrisinde kök kanal temizliği benzetimi sonucunda oluşan gerilme değerleri Şekil 4.11’de gösterilmiştir. Eğenin sapına yakın olan kesitte gerilme değerleri minimum seviyededir. Eğenin uç kısmında meydana gelen gerilme değerleri de eğenin orta bölgesine nazaran daha düşük olduğu görülmektedir. Maksimum eşdeğer gerilmeler 3 nolu kesitlerin olduğu bölgede meydana gelmektedir. Aynı zamanda bu gerilme değeri, eğenin hasar görme riskinin de en yüksek olduğu bölge olduğunun bir göstergesidir.



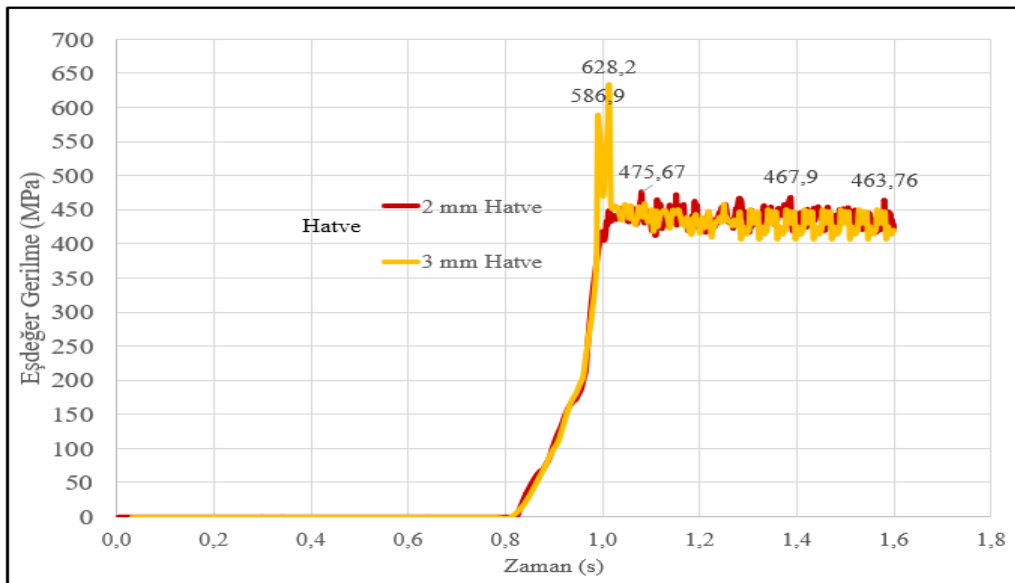
Şekil 4. 11 3 mm hatveli eğe modelinde oluşan gerilme dağılımı.

Konveks üçgen kesitli 2 mm ve 3 mm hatveli eğelerin eğrilik açısı 45° , olan kök kanalında oluşturdukları maksimum gerilme değerleri Şekil 4.12’deki grafikte gösterilmiştir. 2 mm’lik hatveye sahip eğe için elde edilen gerilme değerleri 3 mm’lik hatveye sahip eğe ile kıyaslandığında, 3 mm’lik eğede gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu sonuçlar 2 mm hatveye sahip eğelerdeki kesici kenar sayısının daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Eğelerin kesici kenar sayısı arttığında, gerilme daha fazla alana yayılır. Her bir kesici kenara yük daha dengeli bir şekilde paylaştırılır. Daha fazla kesici kenarı olan bir eğede, her bir kesici kenar daha az gerilme altında çalışır, bu da eğenin ömrünün uzamasını sağlar.



Şekil 4. 12 Farklı hatve değerlerindeki eğelerde oluşan maksimum gerilme değerleri.

Şekil 4.13'te eğenin dönerek kanal içerisine girmesi sırasında meydana gelen eşdeğer gerilmenin zamanla değişimi gösterilmiştir. Modellemede çözüm iki zaman aralığında gerçekleştirilmiştir. Eğenin kanal içerisine girmesi 1,6 s iken, çıkması 0,9 s olarak çözümler gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle 1,6 s'lik zaman aralığında her iki hatve değeri için eşdeğer gerilme değerlerindeki değişim de birbiri ile kıyaslanmıştır. Şekilden de görüldüğü üzere 2 mm'lik hatveye sahip eğede eşdeğer gerilmeler daha düşük çıkmıştır. 3 mm hatveye sahip eğede ani gerilme değişimleri olmuştur.



Şekil 4. 13 Farklı eğe hatvesinde eğelerin eşdeğer gerilmelerinin zamana bağlı değişimi.

Maksimum gerilme değerleri göz önüne alındığında, 2 mm hatveli eğede en düşük gerilme değeri elde edilmiştir. Bu veri, daha düşük mekanik gerilmeyle çalıştığını ve daha dayanıklı olduğu anlamına gelebilir. Diğer yandan 3 mm hatveli eğe daha yüksek maksimum gerilme değerleri ile ilişkilendirilmiştir. Bu veriler eğe hatvesi boyutunun tedaviye önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir.

Daha küçük hatveli eğeler, daha düşük gerilme değerleri ile daha güvenli bir seçenek gibi görünmektedir. Daha büyük hatveli eğeler, daha fazla gerilme altında çalıştıkları için daha dikkatli bir kullanım gerektirebilir.

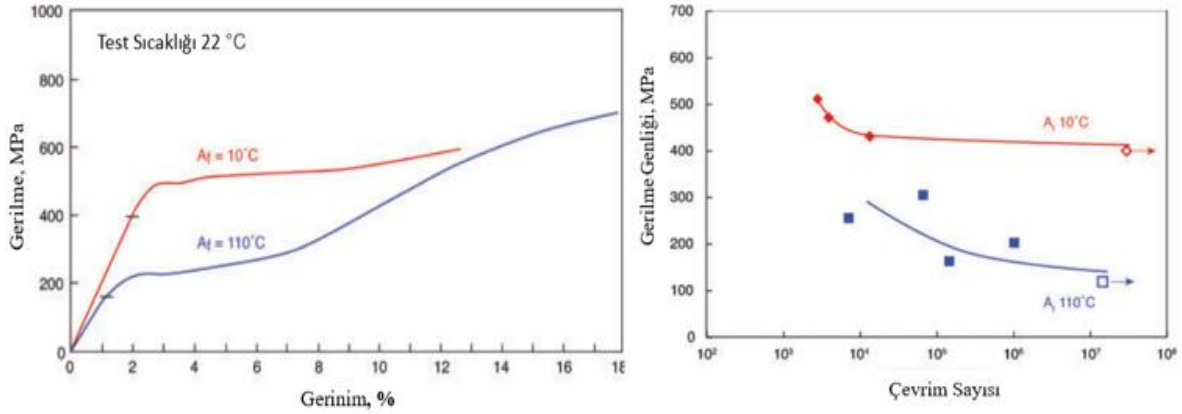
4.4 Eğenin Yorulma Ömrünün Modellenmesi

Kök kanal sistemlerinin nadiren düz olduğu gerçeğinden hareketle, yorulmaya dayanıklı eğeye sahip olmak büyük fayda sağlar. Farklı Ni-Ti türleri için “yorulma direnci” (genellikle kırılmadan önce sürdürülen devir sayısı olarak tanımlanır) alanında bu kadar çok araştırma yapılmasının nedeni budur.

Yapılan çalışmaların tümü, yorulma kırılması meydana gelmeden önceki devir süresini veya devir sayısını bulmak için kavisli kanal içindeki eğe dönüşünü taklit etmeye çalışmıştır.

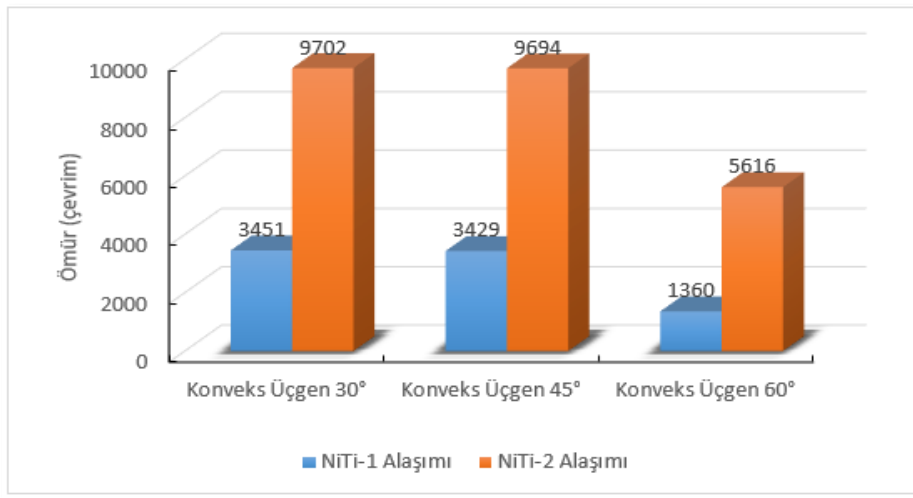
Bu çalışmada da farklı kesit geometrilerinin, kanal eğiminin ve hatve değerinin eğe ömrü üzerindeki etkisi nümerik olarak modellenmiştir. Literatürde Ni-Ti için çok farklı gerilme-çevrim sayısını gösterir veriye rastlamak mümkün. Bunun nedeni Ni-Ti alaşımlarında içerisindeki Ni ve Ti içeriğinin çok az değişmesi bile yorulma ömrünü önemli derecede etkilemektedir.

Bu çalışmada bileşimi bilinen iki farklı Ni-Ti alaşımı için ömür tahmini yapılmıştır. Bunlar, östenit dönüşüm sıcaklığı 110°C olan Ni-Ti-1 alaşımı (Ni_{49,9} Ti_{50,1}) ve östenit dönüşüm sıcaklığı 10°C olan Ni-Ti-2 alaşımı (Ni_{49,7} Ti_{50,2}) dır. Şekil 4.14’te her iki alaşıma ait gerilme-şekil değiştirme eğrileri verilmiştir. Bu alaşımların gerilme-çevrim sayısı (S-N) eğrileri de Şekil 4.14’te verilmiştir (Robertson vd. 2012).



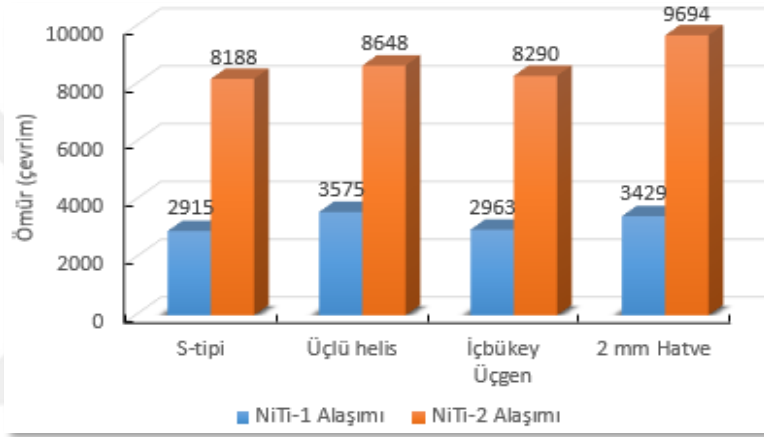
Şekil 4. 14 Ni-Ti gerilme- şekil değiştirme, gerilme çevrim sayısı eğrileri.

Eğenin kullanımı sırasında bir motor tarafından tahrik edilmektedir. Kök kanal tedavisi sırasında dakikada 300rpm le dönerken, aynı zamanda da eğilmeye maruz kalmaktadır. Bu her iki unsur (dönme ve eğilme) nedeniyle eğerler tam değişken yükleme şartları altında çalışmaktadır. Bu nedenle bu modelleme çalışmasında da tam değişken yükleme şartlarına göre ömür hesabı gerçekleştirilmiştir. Bununla birlikte makine elemanları tasarımında Goodman, Soderberg ve Gerber yaklaşıkları sıklıkla kullanılır. Gerber ve Goodman'a göre tasarım yapılırken malzemenin çekme mukavemet değeri baz alınırken, Soderberg yaklaşımında malzemenin akma dayanımı dikkate alınır. Bu modelleme çalışmasında Soderberg yaklaşımı dikkate alınmış ve her iki alaşımın akma dayanımı değerleri Şekil 4.14'ten elde edilmiştir. Şekil 4.15'te eğim açısının ege ömrü üzerindeki etkisi verilmiştir.



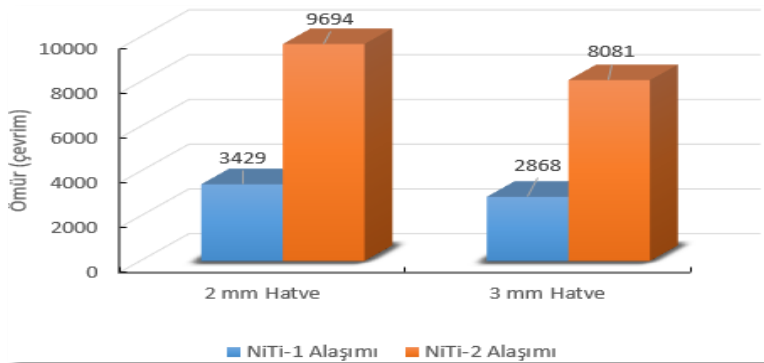
Şekil 4. 15 Farklı kanal eğimlerindeki eğelerdeki çevrim sayıları.

Diş kökünün eğim açısının artmasına bağlı olarak eğelerin ömrü azalmaktadır. Artan eğim açısı doğal olarak eğenin de daha fazla eğilmesine neden olmaktadır. Eğenin daha fazla yer değiştirmesi/eğilmesi, gerilme değerlerinin de artmasına neden olmaktadır. Artan gerilme değeri, doğal olarak, eğenin kullanım ömrünün de azalmasına neden olmuştur. Şekil 4.16'da kesit geometrisinin ege ömrü üzerindeki etkisi verilmiştir. Konveks üçgen kesite sahip eğelerin ömrünün diğer eğelere göre daha fazla olduğu görülmektedir. Üçlü helis kesite sahip eğelerin ömrü konveks üçgen kesit eğelere yakın çıkmıştır. Bu iki eğenin ömürlerinin daha fazla çıkmasının sebebi tasarımlarından kaynaklanan çekirdeğin iç kısımlarda yoğunlaşmasından dolayıdır.



Şekil 4. 16 Farklı kesit geometrili eğelerdeki çevrim sayıları.

Şekil 4.17'de hatvenin ege ömrü üzerindeki etkisi verilmiştir. Hatvenin artmasına bağlı olarak kesici kenar sayısı azalmaktadır. Bu da her bir kesici kenara daha fazla kuvvetin etki etmesine neden olacaktır. Gerilme paylaşımının azalmasıyla kesici kenarlar daha fazla yıpranmaktadır. Böylelikle eğenin ömrü azalmaktadır.



Şekil 4. 17 Eğedeki hatve değerinin ege ömrü üzerindeki etkisi.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Endodontik tedavinin iyi sonuçlar vermesi için birçok etken bulunmasına rağmen, kök kanallarının uygun şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesi için mekanik aletlerin kullanılması en kritik adımdır. Her bireyin dişlerindeki kök kanalları uzunluk, eğrilik, şekil ve genişlik gibi özellikler açısından farklılık gösterebilir. Bu nedenle, her kök kanalın şekillendirme işlemi farklı zorluklar ve gereksinimler ortaya çıkarabilir. Kök kanallarının değişken yapısı, endodontik tedavi sürecinde dikkate alınması gereken bir faktördür. Bu tedavide önemli rol oynayan eğenin, hem geometrisi hem de malzemesi sürecin sağlıklı bir şekilde tamamlanmasında etkin rol oynamaktadır.

Eğelerde kullanım sonrası oluşan çatlakların optik görüntüleme ile boyutu büyütülüp incelendiğinde eğede oluşan çatlakın kaynağı ve malzemelerin kopma biçimi ortaya çıkar. Ancak tedavi esnasında eğelerdeki gerilme dağılımlarını tahmin etmek oldukça güçtür. Bu nedenle bu tez çalışmasında, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak eğe tasarımında farklı değişikliklerle analizler gerçekleştirilmiş ve eğe üzerindeki gerilme dağılımları ve kullanım ömürleri elde edilmiştir. Tüm olası durumları irdelemek adına geometrilerde çeşitli varyasyonlar yapılmış ve kontrollü değişkenler yaklaşımı uygulanmıştır.

Elde edilen nümerik sonuçlar, kök kanalına ait eğim açısının eğede meydana gelen gerilmeleri etkilediğini açıkça göstermektedir. Özellikle 45° den büyük olan eğim açılarında, eğilme momentinin etkisiyle, eğede eşdeğer gerilmelerin daha hızlı arttığı görülmüştür. Bu, kök kanal tedavisi sırasında kullanılan eğelerin ömürlerinin sadece diş hekiminin el becerisine ve eğe geometrisine bağlı olmadığını, aynı zamanda hastanın diş yapısına da bağlı olduğunu vurgulamaktadır. Özellikle diş yapısının 60° den daha büyük bir eğime sahip olduğu hastalarda, eğe üzerindeki gerilmelerin daha da arttığını ve bu durumun eğenin kırılmasına neden olabileceği tespit edilmiştir. Bu sonuçlar kanal eğrilik açısının eğe üzerindeki etkisini dikkate alan diğer çalışmalarla da benzerlik göstermektedir (Grande vd. 2006, Necchi vd. 2008, Roda-Casanova vd. 2021).

Dışbükey üçgen tasarıma sahip eğelerin en düşük gerilme değerine sahip olduğu, S tipi

kesit geometrisine sahip eğelerin ise en yüksek gerilme değerine sahip olduğu ortaya konmuştur. S-tipi eğede meydana gelen maksimum gerilme değeri dışbükey ğgen kesitli eğeden iki kat daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır. İğbkey ğgen ve ğl helis geometrisine sahip eğeler de ise bu iki eğenin gerilme değerlerinin arasında bir gerilme değeri ortaya çıkmıştır. Dışbükey ğgen kesitli eğenin, diğer eğe tasarımlarına kıyasla daha düşük gerilme değerlerini bildirdiği, Gharechahi vd. (2023) ve Zheng vd. (2006) tarafından yapılan ęalıřmalar ile uyumludur.

Ayrıca Kim vd. (2008) farklı kesit tasarımlarının davranışını değerlendirmiştir. ğl helis kesitli Heroshaper marka eğelerin S tipi kesitli Mtwo marka eğelerden daha düşük gerilme konsantrasyonu olduğunu tespit etmişlerdir. Ortaya ęıkan bu bulgu tez ęalıřma sonuçları ile de uyumludur.

Bu sonuçlar, dışbükey ğgen kesitli eğe tasarımındaki büyük iç ęekirdeęin gerilmenin daha geniş bir alana yayılmasına olanak tanınmasından, diğer tasarımlardaki eğelerin ise daha derin yivlere sahip olmaları ve dolayısıyla daha kğk iç ęekirdek ęapına sahip olmalarından kaynaklanır. Dışbükey ğgen kesiti, daha büyük bir iç ęekirdek kullanarak gerilmeyi daha iyi dağıtabilir. Ancak, bu durum daha az esneklik ve daha yüksek bükülme gerektiren bir yapıya neden olur. Bu da apikal bölgede daha fazla bükülmenin olduğu alanlarda gerilme seviyelerinin artmasına bağlı kırılma riskini arttırır. Bu nedenle, koronal ve orta şekillendirmede dışbükey ğgen kesitli tasarımın kullanmak daha güvenlidir. ęalıřmamız ğl helis kesitli eğelerin ęekirdeęinin de daha iğeride olduğunu ve bu nedenle dışbükey ğgen kesitli eğeden sonra en düşük gerilme değerlerine sahip olduklarını gösterdi. Yapılan analizlerde kök kanalının farklı bölgeleri incelenip, eğelerde oluşan gerilme ortalamalarına bakıldığında, kök kanal tedavisinin en hassas bölgesi olan apikal bölgede, ğl helis kesit geometriye sahip eğelerin daha düşük gerilme değerlerine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bu da apikal bölgede ğl helis kesitli eğe kullanmanın güvenli olacağını bildiren Basheer Ahamed vd. (2018)'nin yaptığı ęalıřma ile uyumludur. Bu sonuçlar, endodontik tedavi planlaması sırasında eğe kesit geometrisinin ve özellikle kök kanalının karmaşıklığına göre eğe seçiminin dikkate alınması gerektiğini vurgular.

Bu ęalıřmada, 16 mm uzunluğundaki eğelerde 2 mm ve 3 mm olmak üzere iki farklı hatve

kullanılmıştır. Yapılan tespitlere göre, yüksek hatveye sahip eğelerin düşük hatveye sahip eğelere göre daha fazla gerilme biriktirdiği görülmüştür. Düşük hatveli eğelerin ömürlerinin yüksek hatveli eğelere göre daha büyük olduğu anlaşılmıştır. Bu sonuçlar, Casanova vd. (2021) tarafından yapılan çalışma ile benzerlik göstermektedir. Bunun temel sebebi düşük hatveli eğelerin kesici kenar sayısının yüksek hatveli eğelere göre daha fazla olmasıdır. Kesici kenar sayısının fazla olması ile birlikte her bir kesici kenara gerilme daha dengeli yayılmaktadır. Bunun sonucu olarak eğelerin ömrü artmaktadır. Daha küçük hatveli eğeler, daha düşük gerilme değerleri ile daha güvenli bir seçenek gibi görünmektedir. Daha büyük hatveli eğeler, daha fazla gerilme altında çalıştıkları için daha dikkatli bir kullanım gerektirebilir.

Tekrarlı yükleme, eğimli kök kanallarının şekillendirilmesinde eğenin, eğimin en çok olduğu yerde sürekli tekrar eden sıkışma ve gerilme kuvvetleri ile oluşmaktadır. Bu kuvvetler, aletin kesici kenarlarında ve yapısında gerilme oluşumuna neden olur. Bu durum, eğelerde gerilme birikimine yol açar. Eğelerde oluşan yüksek gerilme birikimleri, aletin bükülme, kırılma veya deformasyon riskini artırır. Ayrıca, gerilme konsantrasyonu olan bölgelerde çatlaklar oluşabilir. Bu durum eğenin performansını ve kesme verimliliğini olumsuz etkileyebilir. Eğenin ömrü, eğenin kullanım süresi boyunca maruz kaldığı gerilme miktarına ve gerilme dağılımına bağlıdır. Bu çalışmada, eğelerin ömrü ile oluşan gerilme değerleri arasında ters orantılı bir ilişki olduğu ortaya çıkmıştır. Düşük gerilme değerlerine maruz kalan eğeler genellikle daha uzun bir ömre sahip olabilirken, yüksek gerilme değerlerine maruz kalan eğelerin ömrü kısalabilir.

Bu sonuçlar, kök kanal tedavisi sırasında kullanılan eğe tipi, eğim açısı ve kesit geometrisinin büyük bir önem taşıdığını göstermektedir. Bu bilgiler, diş hekimleri için kök kanal tedavisi sırasında daha iyi kararlar verme konusunda yardımcı olabilir ve hastaların tedavi sonuçlarını olumlu yönde etkileyebilir. Ayrıca burada kullanılan kesitler dikkate alınmak suretiyle daha düşük gerilmeye maruz kalan farklı kesit tasarımları yapılabilir.

6. KAYNAKLAR

- Adıgüzel M, Capar I D, 2017, Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments, *Journal of Endodontics*, 43, 623-627.
- Ahmetoğlu F, Keles A, Ocak M S, Şimşek N, Yoloğlu S, 2015, Comparative evaluation of root canal preparations of maxillary first molars with self-adjusting file, reciproc single file, and revo-s rotary file: A micro-computed tomography study, *Scanning*, 37, 218–225.
- Ahn S, Bahillo J G, Magan F, Martin B, Rodriguez C, Varela P, Zelada G, 2003, Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments, *International Endodontic Journal*, 36, 262-266.
- Alaçam T, 2000, Kök Kanal Dolgu Yöntemleri, Alaçam T (Ed.), *Endodonti (1-8)*, Barış Yayıncılık, 1400s, Ankara.
- Alapati S B, Ben Johnson W, Brantley W A, Buie C, Clark W A , Iijima M, vd., 2009, Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 35, 1589-1593.
- Albaladejo A, Alonso O, Galparsoro A, Roda-Casanova V, Sanchez-Marin F, Zubizarreta-Macho A, 2021, Computerized Generation and Finite Element Stress Analysis of Endodontic Rotary Files, *Applied Sciences*, 11, Article number 4329.
- Alçada F S, Braz Fernandes F M, de Vilaverde-Correia S, Montalvão D, 2014, Structural characterisation and mechanical FE analysis of conventional and M-Wire Ni-Ti alloys used in endodontic rotary instruments, *Scientific World Journal*, 2014, Article number 976459.
- Allemann C, Bateman G, Haikel Y, Senger B, Serfaty R, 1999, Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments, *Journal of Endodontics*, 25, 434-440.
- Al-Omari M, Dummer P, Newcombe R, 1992, Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1, *International Endodontic Journal*, 25, 57-66.

- Al-Sudani D, Di Carlo S, Gambarini G, Grande N M, Plotino G, Pompa G, Testarelli L, 2012, Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature, *Journal of Endodontics*, 38, 987-989.
- Anderson M E, Parashos P, Price J W H, 2007, Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments, *Journal of Endodontics*, 33, 1212-1216.
- Andrea M F, Campos E A, Galvão M R, Piccioni M A R, Rached A A, Saad J R C, 2013, Application of the finite element method in Dentistry, *RSBO*, 10, 366-377.
- Andreana S, Buhite R, Comella B, DeTolla D H, Patra A, 2000, The role of the finite element model in dental implants, *Journal of Oral Implantolgy*, 26, 77-81.
- Anonim, 2005, Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung, DGZMK, Deutschland.
- Aren F C, Dietz G C Jr, Hoen M M, Steiman H R, 2003, Evaluation of single-use rotary nickeltitanium instruments, *Journal of Endodontics*, 29, 664-666.
- Arias A, Bahia M G, Bonessio N, Buono V T, Lomiento G, Periera E S, Peters O A, 2015, Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-Wire and NiTi alloys, *International Endodontic Journal*, 48, 441-450.
- Arslan H, Cabar I D, Ertas E T, Ertas H, Ok E, 2014, Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals, *Journal of Endodontics*, 40, 852-856.
- Arslan H, Çapar I, 2016, A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments, *International Endodontic Journal*, 49, 119-135.
- Ashtiani M, Bahrami B, Ghalichi F, Martin N, Mirzakouchaki B, Shahrabaf S, 2014, Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants- a 3D finite element analysis, *Dental Materials*, 30, 89-97.
- Aslan M H, Türker S A, Uzunoğlu E, 2015, Evaluation of apically extruded bacteria associated with different nickel-titanium systems, *Journal of Endodontics*, 41, 953-955.

- Atakök G, Ekici B, Kurt M, Mutlu B, 2015, Three-dimensional finite element analysis of shaping curved root canals with the ProTaper and HeroShaper systems, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 37, 541-547.
- Attin T, Hellwig E, Klimek J, 2009, *Einführung in die Zahnerhaltung*, Deutscher Aerzte Verlag, 5, 59-61.
- Azarpazhooh A, Fillery E D, 2008, Prion disease: the implications for dentistry, *Journal of Endodontics*, 34, 1158-1166.
- Bahia M G, Buono V T, de Arruda Santos L, de Las Casas E B, 2013, Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis, *Journal of Endodontics*, 39, 1444-1447.
- Bahia M G, Buono V T, de Arruda Santos L, Resende P D, 2016, Effects of R-Phase on mechanical responses of a nickel-titanium endodontic instrument: structural characterization and finite element analysis, *Scientific World Journal*, 2016, Article number 7617493.
- Bahillo J G, Biedma B M, Cantatore G, Liebana C R, Patino P V, 2005, The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments, *Journal of Endodontics*, 31, 114-116.
- Barabás J, Bujtár P, Sándor G K B, Szücs A, 2010, Finite Element Analysis of the Human Mandible to Assess the Effect of Removing an Impacted Third Molar, *Journal of the Canadian Dental Association*, 76, a72.
- Barbakow F, Peters C I, Peters O A, 2004, An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques, *International Endodontic Journal*, 37, 849-859.
- Basheer Ahamed S B, Mahalaxmi S, Rajkumar K, Vanajassun P P, 2018, Comparative evaluation of stress distribution in experimentally designed nickel-titanium rotary files with varying cross sections: a finite element analysis, *Journal of Endodontics*, 44, 654-658.
- Bashetty K, Srirekha A, 2010, Infinite to finite: an overview of finite element analysis, *Indian Journal of Dental Research*, 21, 425-432.

- Basrani B, Goodis H E, Metzger Z, 2011, Instruments Materials and Devices, In Cohen S, Hargreaves K M (Ed.), Pathways of The Pulp (223-282), Elsevier, 928p, Mosby.
- Basrani B, Kishen A, Peters O A, Roth K, Sas G, 2011, Torsional Profiles of New and Used Revo-S Rotary Instruments: An In Vitro Study, Journal of Endodontics, 37, 989-992.
- Basrani B, Peters C I, Peters O A, 2016, Cleaning and Shaping the Root Canal System, In Hargreaves K (Ed.), Cohen's Pathway of the Pulp (209-279), Elsevier, 992p, Canada.
- Bechmann C H, Bechmann H, Glockmann E, Kraft U, Sigusch B W, 2009, Untersuchungen zur Anzahl der Wurzelkanäle von Molaren, Das Deutsche Zahnärzteblatt, 118, 484-491.
- Bedini R, Grande N, Malagnino V, Pecci R, Plotino G, Somma F, 2006, Cyclic fatigue resistance and three- dimension-al analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems, International Endodontic Journal, 39, 755-763.
- Beeson Y J, Schartz S A, Yao J H, 2006, Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model, Journal Endodontics, 32, 55-57.
- Belladonna F, Camacho E, Marques D, Martins J N R, Silva E, Simões-Carvalho, vd., 2021, Comparison of design, metallurgy, mechanical performance and shaping ability of replica-like and counterfeit instruments of the ProTaper Next system, International Endodontic Journal, 54, 780-792.
- Belli R, Lohbauer U, Tiu J, 2019, Contemporary CAD/CAM materials in dentistry, Current Oral Health Reports, 6, 250-256.
- Benazzi S, Hublin J, Kullmer O, Nguyen H N, 2013, Unravelling the Functional Biomechanics of Dental Features and Tooth Wear, Plos One, 8, Article number e69990
- Bergmans L, Lambrechts P , Van Cleynenbreugel J, Wevers M, 2001, Mechanical root canal preparation with Ni-Ti rotary instruments: rationale, performance and safety; status report for the American Journal of Dentistry, American journal of dentistry, 14, 324-333.

- Berman L H, Hargreaves K M, 2020, Cohen's Pathways of the Pulp-E-Book, Elsevier Health Sciences, 980.
- Berutti E, Lendini M, Negro A R, Pasqualini D, 2004, Influence of Manual Preflaring and Torque on the Failure Rate of ProTaper Rotary Instruments, *Journal of Endodontics*, 30, 228–230.
- Beullens M, Bergmans L, Cleynenreugel L, Lambrechts P, Meereek B, Wevers M, 2003, Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments, *International Endodontic Journal*, 36, 288-295.
- Beveridge E E, Glick D H, Ingle J I, Weichman J A, 1994, *Modern Endodontic Therapy*, In Ingle J I(Ed.), *Endodontics* (1-2), Lea& Febiger Book, 811p, USA.
- Bian Z, Cheung G S P, Darvell B W, Peng B, Shen Y, 2005, Darvell BW. Defects in ProTaper S1instruments after clinical use: fractographic examination, *International Endodontic Journal*, 38, 802-809.
- Bian Z, Cheung G S, Fan B, Fan M, Gutmann J L, 2004, C-shaped canal system in mandibular second molars: Part I--Anatomical features, *Journal Endodontics*, 30, 899-903.
- Biggs S G, Hammond N B, Ibarrola J L, Knowles K I, 2006, Incidence of instrument separation using Lightspeed rotary instruments, *Journal Endodontics*, 32, 14-16
- Bonaccorso A, Conderelli G G, Fragalk I, Rapisarda E, Tripi T R, 2000, The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontics*, 89, 363-368.
- Bonaccorso A, Conderelli G G, Rapisarda E, Torrisi L, Tripi T R, 2001, Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation, *Journal of Endodontics*, 27, 588-592.
- Boninelli S, Grande N M, La Rosa G, Pedulla E, Plotino G, Rapisarda E, vd., 2015, Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments, *International Endodontic Journal*, 48, 1043-1050.
- Bou Dagher F E, Kulkarni G K, Machtou P, Yared G M, 2002, Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files, 35, 7-12.

- Bou Dagher F E, Kulkarni G K, Machtou P, Yared G M, 2002, Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files, *International Endodontic Journal*, 35, 7-12.
- Bou Dagher F E, Machtou P, Yared G M, 2000, Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use, *International Endodontic Journal*, 33, 204-207.
- Brantley W A, 2008, *Ingle's Endodontics* 6, BC Decker, 1555p, Hamilton.
- Brantley W A, Gerstein H, Walia H M, 1988, An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files, *Journal Endodontics*, 14, 346-351.
- Brave D, Koch K, 2002, Real world endo: Design features of rotary files and how they affect clinical performance, *Oral Health*, 39-49.
- Brotzu A, Fantini E, Felli F, Lupi C, Vendittozzi C, 2014, Fatigue behavior of lubricated Ni-Ti endodontic rotary instruments, *Frattura ed Integrita Strutturale*, 28, 19-31.
- Buono V T L, Garcia P R, Martins S C S, Santos L A, Viana A C D, 2020, Off-centered geometry and influence on NiTi endodontic file performance evaluated by finite element analysis, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 29, 2095-2102.
- Buono V T, de Arruda Santos L, de Azevedo Bahia M G, de Las Casas E B, López J B, 2014, Mechanical behavior of three nickel-titanium rotary files: A comparison of numerical simulation with bending and torsion tests, *Materials Science and Engineering. C, Materials for biological applications*, 37, 258-263.
- Bürklein S, Dammaschke T, Hinschitka K, Schäfer E, 2012, Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper, *International Endodontic Journal*, 48, 441-450.
- Calderia C L, Canderio G, Freire L, Gavini G, Iglecias E, Santos M., vd., 2018, Nickel–Titanium Instruments in Endodontics: a Concise Review of the State of the Art, *Brazilian Oral Research*, 32.
- Calloch S, Chevalier V, Chirani R A, Chirani S A, Moyne S, Vincent L, vd., 2015, Mechanical behavior of a NiTi endodontic file during insertion in an anatomic

- root canal using numerical simulations, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 24, 4941-4947.
- Camilleri J, Di Silvio L, Montesin F E, Pitt Ford T R, 2005, The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use, *International Endodontic Journal*, 38, 834-842.
- Campbell L, Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Zheng Y-F, Zhou H-M, 2013, Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments, *Journal of Endodontics*, 39, 919-923.
- Camps J J, Pertol W J, 1994, Relationship between file size and stiffness of stainless steel instruments, *Dental Traumatology*, 10, 260-263.
- Carnes D L, Clement D J, Mize S B, Pruett J P, Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments, *Journal of Endodontics*, 24, 843-847.
- Carnes D L, Clement D J, Pruett J P, 1997, Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments, *Journal Endodontics*, 23, 77-85.
- Carrote P, 2004, Endodontics: Part 5 Basic instruments and materials for root canal treatment, *British Dental Journal*, 197, 455-464.
- Carvalho A, Fonte M, Freitas M Montalvão D, Reis L, 2016, Determination of the Rotary Fatigue Life of NiTi alloy Wires, *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*, 85, 37-44.
- Cesur Y, 2019, Farklı Kök Kanal Preparasyon Şekillerinin Düz Ve Eğimli Köklere Sahip Mandibular Molar Dişlerin Stres Dağılımı Üzerindeki Etkisi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 89s, Ankara.
- Chandak M, Saxena A, 2017, A finite element study to compare the forces generated by a newly designed NITI file with an established rotary file, *International Journal of Engineering Research and Application*, 7, 103-106.

- Cheung G S P, Ha J H, Kim H C, Kwak S W, Lee C J, Versluis A, 2015, 'Screw-in' tendency of rotary nickel-titanium files due to design geometry, *International Endodontic Journal*, 48, 666–672.
- Cheung G S, Chu C H, Lo E C, 2005, Outcome of root canal treatment using Therafil and cold lateral condensation filling techniques, *International Endodontic Journal*, 38, 179-185.
- Cheung G S, Gao Y, Shen Y, Zhou X, 2011, Mechanical behavior of ProTaper universal F2 finishing file under various curvature conditions: a finite element analysis study, *Journal of Endodontic*, 37, 114-1150.
- Cheung G S, Ha J H, Kim H C, Kwak S W, Lee C J, Versluis A, 2015, Screw-in' tendency of rotary nickel-titanium files due to design geometry, *International Endodontic Journal*, 48, 666-672.
- Cheung G S, Haapasalo M, Peng B, Shen Y, 2009, Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study, *Journal of Endodontics*, 35, 133-136.
- Cheung G S, Kang S I, Kim B M, Kim H C, Lee C J, Park J K, 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, *Journal of Endodontics*, 34, 743-747.
- Cheung G, Zhang E, Zheng Y A, 2011, A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments, *Internal Endodontic Journal*, 44, 357-361.
- Chiesa W M M, Correia N R, Elias C N, Lopes H P, Moreira E J L, Navegante N C S, vd., 2011, "Influence of curvature location along an artificial canal on cyclic fatigue of a rotary nickel-titanium endodontic instrument, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 111, 792-796.
- Christalin R, Joseph S, Nair M G, Sakkir N, Thaha K A, 2014, Management of dilacerated and S-shaped root canals - an endodontist's challenge, *Journal of Clinical Diagnostic Research*, 8, 22–24.
- Cohen S, Hargreaves K M, Caminhos da Polpa, Elsevier, 928, Rio de Janeiro.

- Cordaro M, Gamarini G, Grande N M, Plotino G, Testarelli L, 2009, A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments, *Journal of Endodontics*, 35, 1469-1476.
- Craig R, Farah J, 1974, Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar, *Journal of Dental Research*, 53, 859-866.
- Çiftçi A, Vardarlı D A, Sönmez I S, 2009, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 108, 67-70.
- d'Aquino R, Graziano A, Laino G, Papaccio G, 2008, Dental pulp stem cells: A promising tool for bone regeneration, *Stem Cell Reviews*, 4, 21-26.
- de Azevedo Bahia M G, Pereira E S, Peters O A, 2017, Contemporary root canal preparation: innovations in biomechanics, *Dental Clinics North America*, 61, 37-58.
- De Luca M, Gambarini G, Garala M, Grande N M, Plotino G, Somma T, vd., 2008, Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods, *Journal of Endodontics*, 34, 1003-1005.
- De Vree J, Peters M, Plasschaert A, 1983, A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures, *Journal Oral Rehabilitation*, 10, 505-517.
- De-Deus G, Elias C N, Lopes H P, Moreira E J, Silva E J N, Vieira V T L, 2014, Bending Resistance and Dynamic and Static Cyclic Fatigue Life of Reciproc and WaveOne Large Instruments, *Journal Endodontic*, 40, 575-579.
- Desai S R, Shinde H H, 2012, Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry, *Indian Journal Dental Science*, 4, 60-65.
- Di Nardo D, Gambarini G, Reda R, Seracchiani M, Testarelli L A, Zanza A, 2021, A paradigm shift for torsional stiffness of nickel-titanium rotary instruments: a finite element analysis, *Journal of Endodontics*, 47, 1149-1156.
- Diemer F, Mallet J P, Michetti J, Piquet R, 2013, Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments, *Journal of Endodontics*, 39, 829-832.

- Ding Z, Gao J, Xu W, 2006, 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 82, 97-105.
- Dummer P M H, Hülsmann M, Peters O A, 2005, Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics*, 10, 30-76.
- Duncan H F, Louca C, McGuigan M B, 2013, The impact of fractured endodontic instruments on treatment outcome, *British Dental Journal*, 214, 285-289.
- El Abed R, Ha J H, Ha D, Kim H C, Kwak S W, Lee C J, 2015, Geometric optimization for development of glide path preparation nickel-titanium rotary instrument, *Journal of Endodontics*, 41, 916-919.
- El-Anwar M I, El-Wahab, Kataia E M, Yousief S A, 2016, Finite Element Study on Continuous Rotating versus Reciprocating Nickel-Titanium Instruments, *Brazilian Dental Journal*, 27, 43-441.
- Elizabeth M S, 2005, Hand instrumentation in root canal preparation. *Endodontic Topics*, 10, 163-167.
- Estrela C, Hollanda A C B, Leles C R, Moura M S, Pécora J D, 2008, Prevalence and risk factors of apical periodontitis in endodontically treated teeth in a selected population of Brazilian adults, *Brazilian Dental Journal*, 19, 34-39.
- Eng D , Eng M, Xu X, Zheng Y, 2006, Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections, *Journal of Endodontics*, 32, 372-375.
- European Society of Endodontology, 2006, Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology, *International Endodontic Journal*, 39, 921-930.
- Faus-Matoses V, Pérez-González A, Roda-Casanova V, Zubizarreta-Macho A, 2021, Fatigue Analysis of NiTi rotary endodontic files through finite element simulation: effect of root canal geometry on fatigue life, *Journal of Clinical Medicine*, 10, Article number 5692.

- Freitas M, Montalvão D, Shengwen Q, 2015, A study on the influence of Ni–Ti M-Wire in the flexural fatigue life of endodontic rotary files by using finite element analysis, *Materials Science and Engineering. C, Materials for biological applications*, 40, 172-179.
- Galal M, Ismail A G, Nassar M A, Omar N, Zaazou M, 2019, Influence of Thermomechanical Treatment on the Mechanical Behavior of Protaper Gold versus Protaper Universal (A Finite Element Study), *Open access Macedonian journal of medical sciences*, Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences, 7, 2157-2161.
- Gambarini G, 2001, Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors, *Journal of Endodontics*, 27, 772–774.
- Gençoğlu N, Günday M, Samani S, 1993, Evaluation of sealing properties of Thermafil and Ultrafil techniques in the absence or presence of smear layer, *Journal Endodontic*, 19, 599-603.
- Geng J P, Liu G-R, Tan K B, 2001, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature, *Journal Prosthetic Dentistry*, 85, 585-598.
- Ghaerechahi M, Lomee M, Moradi S, 2015, Comparison of fluid filtration and bacterial leakage techniques for evaluation of microleakage in endodontics, *Dental Research Journal*, 12, 109-112.
- Gharechahi M, Karimpour S, Moezzi S, 2023, Comparative Analysis of Stress Distribution through Finite-Element Models of 3 NiTi Endodontic Instruments while Operating in Different Canal Types, *Journal of Dentistry Shiraz University of Medical Sciences*, 24, 60-65.
- Ghossayn F, Kulkarni G K, Yared G, 2003, An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments, *International Endodontic Journal*, 36, 764-769.
- Glickman G N, Koch K A, 2000, 21st-century endodontics, *Journal of the American Dental Association*, 131, 39-46.

- Gluskin A, Han J, Peters O, Weiss R, 2012, An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments, *International Endodontic Journal*, 45, 1027-1034.
- Goodis H E, Himel V T, McSpadden J T, 2006, Instruments Materials and Devices, In Cohen S, Hargreaves K M (Ed.), *Pathways of The Pulp* (233-289), Elsevier, 928p, Mosby.
- Gündoğar M, Özyürek T, 2017, Cyclic Fatigue Resistance of One Shape, HyFlex EDM, Wave One Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments, *Journal of Endodontics*, 43, 1192-1196.
- Ha J H, Kim H C, Kwak S W, Lee C J, Park S H, Versluis A, 2017, The geometric effect of an off-centered cross-section on nickel-titanium rotary instruments: A finite element analysis study, *Journal of Dental Science*, 12, 173-178.
- Ha J H, Kim H C, Lee C-J, Lee J-M, Solomonov M, Sung S Y, 2013, Stress generation during self-adjusting file movement: minimally invasive instrumentation, *Journal of Endodontics*, 39, 1572-1575.
- Haapasalo M, Peng B, Shen Y, Zheng Y F, Zhou H M, 2013, Current challenges and concepts of the thermo-mechanical treatment of nickel-titanium instruments, *Journal of Endodontics*, 39, 163-172.
- Haapasalo M, Shen Y, 2013, Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future, *Endodontic Topics*, 29, 3-17.
- Harvey T E, Lee I J, White J T, 1981, Lateral condensation stress in root canals, *Journal Endodontic*, 7, 151-155.
- Hashimoto T, Nakahara T, Shimeno Y, Tobushi H, 1999, Low-cycle fatigue of TiNi shape memory alloy and formulation of fatigue life, *Journal of Engineering Materials and Technology*, 122, 186-191.
- Hegde A, Rai K, Shetty P, 2010, Finite element method—an effective research tool for dentistry, *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34, 281-285.

- Hersek N, Nazlıel H Ç, Özbek M, 2007, Ağız Dokuları ve Sık Görülen Ağız ve Diş Sorunları, Aslan D, Gökçe-Kutsal Y (Ed.), 329-348, Öncü Basımevi, 1414s, Ankara.
- Higuchi N, Kato A, Nakamura H, Nakata K, Ohno N, Ziegler A, 2014, Aetiology, incidence and morphology of the C-shaped root canal system and its impact on clinical endodontics, *International Endodontic Journal*, 47, 1012–1033.
- Huang D, Song F, Tang L, Wang Q, Wang Y, Zhang L, vd., 2011, C-shaped root canal system in mandibular second molars in a Chinese population evaluated by conebeam computed tomography, *International Endodontic Journal*, 44, 857-862.
- Huang H K, Ledley R S, 1968, Linear model of tooth displacement by applied forces, *Journal of Dental Research*, 47, 427-432.
- Hur B, Kim B M, Kim H C, Lee C J, Lee M H, 2011, Correlation between experimental cyclic fatigue resistance and numerical stress analysis for nickel-titanium rotary files, *Journal of Endodontics*, 37, 1152-1157.
- Hülsmann M (Ed.), 2008, *Checklisten der Zahnmedizin-Endodontie*, Georg Thieme Verlag KG, 199p, Stuttgart.
- Hülsmann M, Schäfer E, 2007, *Probleme in der Endodontie. Prävention, Identifikation und Management* Berlin: Quintessenz.
- Ingle J I, 1961, A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, 14, 83-91.
- Işık V, 2020, *Nikel Titanyum Döner Aletlerin Metalürjik Gelişimi*, Küçükay E S (Ed.), *Endodontide Döner Alet Sistemleri-Hangi Sistem, Nerede, Neden?* (13-20), Türkiye Klinikleri, 62s, Ankara.
- Ivorra C, Prados-Frutos J C, Prados-Privado M, Rojo R, 2019, Finite element analysis comparing WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc and Reciproc Blue responses with bending and torsion tests, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 90, 165-172.

- Jain S, Jonathan D T, Victor M, 2012, Contemporary Book on Root Canal Obturation, Lambert Academic Publishing, 172, India.
- Johnson W T, Walton R E, 2002, Principles and Practice of Endodontics, W. B. Saunders Company, 1085, Philadelphia.
- Junior J L, Lotti R S, Machado A W, Mazziero E, 2006, Scientific application of finite element method, Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, 11, 35-43.
- Kim B M, Kim H C, Lee C J, Lee W, Versluis A, 2012, Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries, Journal of Endodontics, 38, 1399-1403.
- Kosti E, Lambrianidis T, Molyvdas I, Zinelis S, 2011, Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni–Ti endodontic instruments. International Endodontic Journal, 44, 917-925.
- Krell K V, 2009, Endodontic instruments, In Torabinejad M, Walton R E (Ed.), Endodontics Principles and Practice (204-215), Missouri: Saunders Elsevier, 1106p, St. Louis.
- Küçükay B, Küçükay E S, Küçükay I, 2004, Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri, Promat A.Ş., 75s, İstanbul.
- Küçükkurt S, 2019, Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 29, 701-710.
- Leonardo M R, Leonardo R T, 2012, Tratamento de Canais Radiculares: Avanços Tecnológicos de uma Endodontia Minimamente invasiva e Reparadora, Artes Médicas, 402p, São Paulo.
- Lertchirakarn V, Messer H H, Palamara J E, 2003, Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal, Journal Endodontics, 29, 523-523.

- Liewehr F R, Nelson E A, West L A, 2000, Increased density of gutta-percha using a controlled heat instrument with lateral condensation, *Journal Endodontics*, 26, 748-750.
- Lilley J D, 1976, Endodontic instrumentation before 1800, *Journal of the British Endodontic Society*, 9, 67-70.
- Liou J U, Liu T S, Peng C C, Tsao C C, Wen P H, 2013, Study on bending behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments by analytical and numerical analyses, *International of Endodontic Journal*, 46, 379-388.
- Lipski M, 2005, Root surface temperature rises during root canal obturation, in vitro, by the continuous wave of condensation technique using System B HeatSource, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiol Endodontics*, 99, 505-510.
- Liu Y, McCormick P, 1994, Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling, *Acta Metallurgica et Materialia*, 42(7), 2417-2413.
- Lohman D, Schafer E, 2002, Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth, *International Endodontic Journal*, 35, 514-521.
- Lynch C D, McGillicuddy C T, O'Sullivan V R, 2006, Pierre Fauchard: the 'Father of Modern Dentistry', *British Dental Journal*, 201, 799-781.
- Messer H H, Nervo G J, Palamara J E, Sattapan B, 2000, Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use, *Journal of Endodontics*, 26, 161-165.
- Messer H H, Parashos P, 2004, A cleaning protocol for rotary nickel-titanium endodontic instruments, *Australian Dental Journal*, 49, 20-27.
- Messer H H, Parashos P, 2006, Rotary NiTi instrument fracture and its consequences, *Journal of Endodontic*, 32, 1031-1043.
- Migliavacca F, Necchi S, Petrini L, Taschieri S, 2008, Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *International Endodontic Journal*, 41, 939-949.

- Migliavacca F, Necchi S, Petrini L, Taschieri S, 2009, Numerical study on the influence of material characteristics on Ni-Ti endodontic instrument performance, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 18, 631-637.
- Migliavacca F, Necchi S, Petrini L, Taschieri S, 2010, A Comparative Computational Analysis of the Mechanical Behavior of Two Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments, *Journal of Endodontics*, 36, 1380-1384.
- Mori M, Poiate I A, Poiate J R, Vasconcellos A B, 2001, 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 104, 292-299.
- Otsuka K, Wayman C M, 1998, Introduction, In Otsuka K, Wayman C (Ed.), *Shape Memory Materials* (1-26), Cambridge University Press, Cambridge.
- Ozan O, Ramoğlu S, 2014, Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 175-180.
- Özyürek T, Uslu G, Yılmaz K, 2018, Effect of multiple autoclave cycles on the surface roughness of HyFlex CM and HyFlex EDM files: an atomic force microscopy study, *Clinical Oral Investigations*, 9, 2977-2980.
- Patel S, Rhodes J, 2007, A practical guide to endodontic access cavity preparation in molar teeth, *British Dental Journal*, 203, 133-140.
- Pelton A R, Ritchie R O, Robertson S W, 2012, Mechanical fatigue and fracture of Nitinol, *International Materials Reviews*, 57, 1-37.
- Peng B, Zhen Y F, Zhou H, 2013, An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments, *Endodontic Topics*, 29, 42-54.
- Peters O A, 2004, Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review, *Journal of Endodontics*, 30, 559-567.
- Pitt Ford H E, Pitt Ford T R, Rhodes J S, 2002, *Endodontics*, Martin Dunitz, 206, London.
- Regan J D, 2004, Root canal system obturation, Gulabivala K, Stock C J R, In Walker R T (Ed.), *Endodontics* (181-196), Elsevier Ltd., Philadelphia.
- Saito G E, Thresher R W, 1973, The stress analysis of human teeth, *Journal of Biomechanics*, 6, 443-449.

- Schafer E, 1997, Root canal instruments for manual use: a review, *Dental Traumatology*, 13, 51-64.
- Schafer E, Schlingemann R, 2003, Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2: Cleaning effectiveness and instrumentations results in severely curved root canals of extracted teeth, *International Endodontic Journal*, 36, 208-217.
- Schäfer E, Vahdat-Pajouh N, Zupanc J, 2018, New thermomechanically treated NiTi alloys - a review, *International Endodontic Journal*, 51, 1088-1103.
- Schilder H, 1974, Cleaning and shaping the root canal, *Dental Clinics of North America*, 18, 269-296.
- Schilder H, 2006, Filling root canals in three dimensions, *Journal of Endodontics*, 32, 281-290.
- Tekçe N A, 2011, Tek Aşamalı Self Etch Adezivlerin Dentine Bağlanma Dayanımlarının ve Mikrosızıntılarının Süreye Bağlı Olarak İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 229s, İstanbul.
- Thompson S A, 2000, An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry, *International Endodontic Journal*, 33, 297-310.
- Torneck C, 1990, The clinical significance and management of calcific pulp obliteration, *The Alpha omegan*, 83, 50-54.
- Uzel İ, 2000, Endodonti'nin Tarihçesi, Alaçam T (Ed.), *Endodonti (1-8)*, Barış Yayıncılık, 1400s, Ankara.
- Vertucci F J, 2005, Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures, *Endodontic Topics*, 10, 3-29.
- Xiang H J, Yang J, 2007, A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone, *Journal Biomech*, 40, 2377-2385.
- Yaman S D, 2002, Endodontide Kullanılan Kök Kanal Aletleri, *Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19, 51-57.
- Zehnder M, 2006, Root canal irrigants, *Journal of Endodontics*, 32, 389-398.

İnternet Kaynakları

1. https://tr.wikipedia.org/wiki/%C4%B0nsan_di%C5%9Fi, 13.05.2023
2. <https://www.dis-doktoru.com/tedaviler/kanal-tedavisi-endodonti-gebze/>, 09.06.2023
3. <https://www.usamegunduz.com/p/klinik-tedaviler/tedaviler/kanal-tedavisi.html>, 23.09.2023
4. https://acikders.ankara.edu.tr/pluginfile.php/45784/mod_resource/content/0/komp%20fatmag%C3%BCI%20hoca%20ensonnn.pdf , 23.09.2023
5. <https://www.endomontreal.com/2013/11/15/s-shape-root-canal-procedure-on-a-calcified-second-mandibular-molar/>, 23.09.2023
6. <https://www.tugradisdeposu.com/urun/gates-glidden-drills>, 23.09.2023
7. https://content.pattersondental.com/items/PDFs/images/PDF_614274.pdf, 23.09.2023
8. <https://micro-mega.com/shaping/one-curve/?lang=en>, 23.09.2023
9. <https://royalmaster.com/dental/endodontic-file-grinding/>, 23.09.2023
10. <https://kaannejat.com/2017/08/04/kanal-tedavisi-sirasinda-diste-kanal-aletinin-kirilmasi/>, 23.09.2023
11. <https://www.ebay.com/itm/144603807598>, 23.09.2023
12. <https://pocketdentistry.com/endodontic-instruments-and-canal-preparation-techniques/>, 23.09.2023
13. <https://dentalglobalmarket.it/prodotto/protaper-universal-s1-s2-f1-f5/>, 24.09.2023
14. https://www.dussorulari.com/wp-content/uploads/2021/2021_dus/202109_1_105_ders_notu.pdf, 24.09.2023