

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

**DOKTORA TEZİ**

**KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRMESİ ESNASINDA OLUŞAN  
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ  
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**HAZAL EDA ÖZDİLER**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. FEHMİ RAİF ERİŞEN**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
ENDODONTİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2016**

## DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Dişhekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Endodonti Programında Doktora öğrencisi **Hazal Eda Özdiler** tarafından Prof.Dr.Raif Erişen'in danışmanlığında hazırlanan “ Kök Kanal Şekillendirmesi Esnasında Oluşan Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi” başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 17.11.2016 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

### Jüri Başkanı-Danışman

Prof.Dr. Raif Erişen  
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti ABD

### Jüri

Prof.Dr.Seçkin Dindar  
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti ABD

### Jüri

Prof.Dr. Berna Tarım  
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği  
Restoratif Diş Tedavisi ABD

### Jüri

Doç.Dr.Hakkı Sunay  
K.Burgaz Üni.Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti ABD

### Jüri

Prof.Dr. Figen kaptan  
Yeditepe Üni.Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti ABD

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

HAZAL EDA ÖZDİLER



## İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana destek olan ve güvenen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan sayın hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. F. Raif ERİŞEN'e ve Endodonti Anabilim Dalı tüm öğretim üye ve yardımcısına;

Tez çalışmamda büyük emeği olan Yüksek Mühendis Enishan ÖZCAN'a;

Tez yazımı sürecinde beni hep destekleyen sevgili arkadaşım Ayşegül ÖZCAN'a;

Tüm hayatım boyunca her anımda yanımda olan ve beni her zaman destekleyen sevgili anneme, babama, ağabeyime ve eşime teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	Xİ
ÖZET .....	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Kök Kanal Tedavisi .....	3
2.1.1. Kök kanal tedavisi sırasında karşılaşılabilecek zorluklar .....	3
2.1.1.1. Anatomik faktörler .....	3
2.1.1.2. Mikrobiyolojik faktörler.....	3
2.2. Kök Kanallarını Şekillendirme Yöntemleri .....	4
2.2.1. Apikalden kurala şekillendirme yöntemleri .....	4
2.2.1.1. Standart genişletme yöntemi .....	4
2.2.1.2. Step-back yöntemi.....	5
2.2.1.3. Balanslı kuvvet yöntemi.....	5
2.2.1.4. İlerleyen şekilde genişletme yöntemi (progressive enlargement) .....	6
2.2.2. Kuralden apikale şekillendirme yöntemleri .....	6
2.2.2.1. Step-down yöntemi .....	6
2.2.2.2. Basıncsız crown-down yöntemi .....	7
2.2.2.3. Double-flared yöntemi .....	7
2.2.2.4. Canal master yöntemi.....	8
2.2.2.5. Antikurvatür eğeleme yöntemi.....	8
2.3. Kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan aletler .....	8
2.3.1. NiTi döner alet sistemlerinin genel özellikleri.....	9

2.3.2. ProTaper Universal döner alet sistemi .....	12
2.3.3. ProTaper Next döner alet sistemi .....	15
2.3.4. Mtwo döner alet sistemi .....	17
2.3.5. LightSpeed LSX döner alet sistemi .....	18
2.3.6. Hyflex CM döner alet sistemi .....	20
2.4. NiTi Döner Alet Sistemlerinde Kullanım Sırasında Aletlerin Kırılması.....	21
2.5. Kök Kanal Tedavisi Görmüş Dişlerin Kırılması .....	23
2.6. Sonlu Elemanlar Analizi .....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1. Dişin Modellenmesi .....	29
3.2. Periodontal Ligament ve Alveol kemiğinin Modellenmesi .....	33
3.3. NiTi Aletlerin Modellenmesi .....	33
3.4. Şekillendirme İşlemlerinin Modellenmesi .....	43
4. BULGULAR.....	51
4.1. ProTaper Universal Döner Alet Sistemi .....	51
4.2. ProTaper Next Döner Alet Sistemi .....	52
4.3. Mtwo Döner Alet Sistemi .....	53
4.4. Hyflex CM Döner Alet Sistemi .....	54
4.5. LS LSX Döner Alet Sistemi .....	55
4.6. Diş Üzerinde Oluşan Stres Değerleri .....	55
5. TARTIŞMA .....	58
KAYNAKLAR .....	71
HAM VERİLER .....	86
FORMLAR .....	87
ETİK KURUL KARARI .....	88
PATENT HAKKI İZİNİ .....	89
TELİF HAKKI İZİNİ.....	90
ÖZGEÇMİŞ .....	91

**TABLULAR LİSTESİ**

Tablo 3-1: Mine, dentin ve pulpanın fiziksel özellikleri .....	33
Tablo 3-2: Periodontal ligament, kortikal kemik ve spongioz kemiğin fiziksel özellikleri .....	33
Tablo 3-3: Döner alet sistemlerindeki eğelerin eleman ve node sayıları.....	36
Tablo 3-4: Döner alet sistemlerinin fiziksel özellikleri .....	41





## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: NiTi döner aletlerdeki kesme açıları .....	11
Şekil 2-2: Heliks açısı ve radyal alan.....	12
Şekil 2-3: Sx kanal aleti .....	13
Şekil 2-4: S1 kanal aleti .....	13
Şekil 2-5: S2 kanal aleti .....	13
Şekil 2-6: F1 kanal aleti .....	13
Şekil 2-7: F2 kanal aleti .....	14
Şekil 2-8: F3 kanal aleti .....	14
Şekil 2-9: F3 kanal aletinin enine kesiti.....	14
Şekil 2-10: PTU döner alet sisteminin kullanım kartı .....	15
Şekil 2-11: PTN döner alet sisteminin enine kesiti.....	16
Şekil 2-12: PTN döner alet sistemi eğeleri .....	17
Şekil 2-13: MT döner alet sistemi eğeleri.....	18
Şekil 2-14: LS LSX kanal aleti .....	18
Şekil 2-15: LS LSX kanal aleti .....	19
Şekil 2-16: HF sisteminin deformasyon şeması .....	20
Şekil 2-17: HF sisteminin kullanım kartı.....	21
Şekil 3-1: Dişin stl formatındaki görüntüsü.....	30
Şekil 3-2: Dişin stl formatındaki görüntüsü.....	30
Şekil 3-3: Dişin stl formatındaki görüntüsü.....	31
Şekil 3-4: Dişin meshlenmiş görüntüsü .....	31
Şekil 3-5: Dişin meshlenmiş halinden dikey kesit.....	32
Şekil 3-6: İç çeperdeki eleman boyutlarının daha küçük olduğunun görüntüsü.....	32
Şekil 3-7: MT döner alet sisteminin enine kesiti .....	34
Şekil 3-8: PTU F3 döner aletinin enine kesiti.....	34
Şekil 3-9: HF döner alet sisteminin enine kesiti .....	35
Şekil 3-10: PTU kanal aletlerinin meshlenmiş halinin enine kesiti.....	35
Şekil 3-11: PTU kanal aletlerinin enine kesiti .....	36
Şekil 3-12: LS LSX kanal aleti model görüntüsü .....	38
Şekil 3-13: MT kanal aleti model görüntüsü .....	38
Şekil 3-14: HF kanal aleti model görüntüsü .....	38

Şekil 3-15: PTU kanal aletinin model görüntüsü.....	39
Şekil 3-16: PTU kanal aletinin meshlenmiş halinin görüntüsü .....	39
Şekil 3-17: PTN kanal aletinin meshlenmiş görüntüsü .....	40
Şekil 3-18: Meshlenmiş kanal aletinin yakından görüntüsü.....	40
Şekil 3-19: Programa malzeme özelliklerinin girilmesi .....	42
Şekil 3-20: Sınır bölge .....	43
Şekil 3-21: Kanal aletinin z eksenindeki sınır koşulları .....	44
Şekil 3-22: Kanal aletinin z ekseninde dönme ve ilerleme hareketi.....	45
Şekil 3-23: Kanal aletinin z ekseninde dönme ve ilerleme hareketi.....	46
Şekil 3-24: Zaman aralıklarında programın attığı adımlar .....	46
Şekil 3-25: Saniye başına stres değerleri .....	47
Şekil 3-26: Kanal aletinin dış içerisine girişi.....	48
Şekil 3-27: Şeffaflaştırma ile kanal aletinin dış içerisindeki daha net görüntüsü.....	48
Şekil 3-28: Oklüzalden görünüm.....	49
Şekil 3-29: Meshlenmiş kanal aleti ve dışın görüntüsü .....	49
Şekil 4-1: PTU döner alet sistemindeki ortalama stres değerleri.....	51
Şekil 4-2: PTN döner alet sistemindeki ortalama stres değerleri.....	52
Şekil 4-3: MT döner alet sistemindeki ortalama stres değerleri .....	53
Şekil 4-4: HF döner alt sistemindeki ortalama stres değerleri.....	54
Şekil 4-5: LS LSX döner alet sistemindeki ortalama stres değerleri .....	55
Şekil 4-6: Dışta oluşan stres bölgesi .....	56
Şekil 4-7: Dışın pulpa tabanı ve servikal bölgesindeki stres alanları .....	57

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

IAF: initial apical file

MAF: master apical file

GG: Gates Glidden

no: numara

mm: milimetre

H tipi: Hedström tipi

K tipi: Kerr eğesi

ISO: International Organization for Standardization

NiTi: Nikel-Titanyum

CM: Control Memory

PTU: ProTaper Universal

PTN: ProTaper Next

MT: Mtwo

LS LSX: LightSpeed LSX

HF: Hyflex

Ncm: Newton santimetre

rpm: rotation per minute

FAS: final apical size

MOD: mezial oklüzal distal

FGKR: fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyon

SEM: scanning electron microscope

LS: LightSpeed

mCT: micro computerised tomography

GT: ProFile GT

GTX: ProFile GT Series X

Paskal:  $N/m^2$

MPa: mega paskal

GPa: giga paskal



## ÖZET

Özdiler, H.E. (2016).Kök kanal şekillendirmesi esnasında oluşan streslerin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi . İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı, son yıllarda geliştirilen; kesit yapısı, taper açıları, metalurjik özellikleri ve çalışma prensipleri birbirlerinden farklı olan yeni nesil döner alet sistemlerinden ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), Mtwo (VDW, Munich, Germany), Hyflex CM (Coltene/Whaledent, Allstatten, Switzerland) ve LightSpeed LSX (LightSpeed Technology Inc. San Antonio,USA) döner alet sistemlerinin kök kanalı şekillendirmesi sırasında meydana gelen streslerin eğe geometrileri, kanal şekli ve yapısı, dişin, periodontal ligament ve alveol kemiği ile ilişkisi içerisinde klinik şartları benzetilerek değerlendirilmesidir. Çalışmamızda, üst küçük azı dişi tomografi görüntüsünden yararlanılarak modellenmiştir. Çalışmada kullanılacak beş döner alet sistemine ait her bir eğe, Catia PLM V5-6R2012 programı ile modellenmiş ve ANSYS 17.1 programına aktarılıp sonlu elemanlarına bölünmüştür. Periodontal ligament ve alveol kemiğinin modellemeleri SolidWorks programı ile yapılmıştır. Z ekseninde dönme ve ilerleme hareketi verilen kanal aletlerinin şekillendirme sırasında meydana getirdiği stresler değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre taper açısı arttıkça dişte ve kanal aletinde oluşan stres değerleri de artmaktadır. Geleneksel NiTi alaşımdan üretilen döner alet sistemleri M-Wire ve Control Memory alaşımlarına göre daha çok strese sebep olmaktadır. Şekillendirme sırasında, diş üzerinde en çok stres biriken alanlar pulpa tabanı bölgesi ve dişin servikal alanıdır. Çalışmamızın bulguları doğrultusunda klinisyenin tecrübesiyle birlikte kanal tedavisi yapılacak ilgili dişin radyografik ve klinik muayenesi sonrası, kanal eğim dereceleri ve kök kanalı morfolojisi belirlenmesinin ardından, en az strese sebep olacak döner alet sistemi seçilebilir. Böylece rezidüel stres değerleri azalmış olacak ve dişin ağız içindeki fonksiyon süresi uzatılabilecektir.

Anahtar kelimeler: sonlu elemanlar analizi, stres, döner alet sistemleri, nikel titanyum

## ABSTRACT

Özdiler, H.E. (2016). Evaluate the stresses generated during root canal shaping by finite element analysis method. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. PhD Thesis. İstanbul.

The aim of this study is to evaluate the stress analysis of five new generation nickel titanium rotary systems during the root canal shaping which have different geometrical designs, taper degrees metallurgical properties and working principles. [ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer, Ballagues, Switzerland), ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, Switzerland), Mtwo (VDW, Munich, Germany), Hyflex CM (Coltene/Whaledent,Allstatten,Switzerland) ve LightSpeed LSX (LightSpeed Technology Inc. San Antonio,USA) ]. Stress analysis is made by finite element analysis method that refers to clinical conditions with file geometries root canal morphology, tooth structure, periodontal ligament and alveolar bone connection. A maxillary premolar tooth was modeled by a 3d dental tomography. Files from the each rotary system were modeled with Catia PLM V5-6R2012 software and divided into finite elements with ANSYS 17.1 software. Periodontal ligament and alveolar bone were modelled with SolidWorks software. Rotational and forward movements were simulated around the Z-axis and released stresses during the movements were evaluated. According to the results, stresses around the tooth structures and files increase in terms of increased taper degrees. Conventional NiTi rotary files cause higher stresses than M-Wire and Control Memory alloys. The fields accumulated the most stress during shaping process are pulp base zone and cervical area of the tooth. In line with the results of our study, after the radiographic and clinical examination of the tooth, it is crucial to choose the right rotary file system according to root canal curvature and morphology. By this method the residual stress values will be decreased and the survival time of the tooth will be extended.

Keywords : finite element analysis , stress, rotary file systems, NiTi

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Başarılı bir kök kanal tedavisi, kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesinin ardından ilgili dişin uzun süre boyunca fonksiyonlarını yerine getirebilmesine bağlıdır (Estrela ve ark 2008). Kök kanal tedavisi sırasında karşılaşılabilecek prosedürel hatalar ya da endodontik tedavi sonrası dişin restorasyonunun yetersiz kalması ve uzun dönem fonksiyon gösterememesi, endodontik tedavinin başarısını olumsuz yönde etkilemektedir. Endodontik tedavinin başarısızlık nedenlerini inceleyen araştırmacılar, başarısızlıkların %58'den fazlasının kök kanal sisteminin yetersiz şekillendirilmesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir (Mayo ve ark 1986). Kök kanal şekillendirmesi sırasında, kanalın orjinal formuna sadık kalınmaması, apikal zip, dirsek, basamak oluşumu, perforasyonlar, kanalın tıkanmasına bağlı çalışma uzunluğu kaybı ve kanalın düzleşmesi gibi komplikasyonlarla karşılaşılabılır (Carvalho LAP ve ark 1999; Deplazes P ve ark 2001). Bu istenmeyen komplikasyonların önüne geçebilmek için nikel-titanyum (NiTi) alaşımlar kullanıma girmiştir. İlk olarak Walia tarafından 1988 yılında tanıtılan NiTi kanal aletleri, düşük elastik modülleri nedeniyle paslanmaz çelik el aletlerine oranla daha esnektirler. Kök kanal sisteminin şekillendirilmesi konusundaki üstün özellikleri ise NiTi kanal aletlerinin paslanmaz çelik el aletlerine göre daha esnek yapıda olmasından, apikal transportasyon miktarını minimuma indirmesinden, iatrojenik hata risklerini düşürmesinden ve yüksek taper açısı sayesinde yıkama solüsyonlarının daha etkin kullanılmasını sağlamasından kaynaklanmaktadır (Esposito ve Cunningham 1995; Walia ve Brantley 1988; Schafer ve Oitzinger 2008). Bunlara rağmen paslanmaz çelik el aletlerine kıyasla kanal içerisinde kırılma oranları yüksektir (Patino ve ark 2005). Bu sebeple NiTi döner aletlerin kırılmalarının önüne geçebilmek için son zamanlardaki çalışmalar, aletlerin kesit yapıları ve metal fazlarındaki değişimler hakkındadır. (Xu ve ark 2006; Kim H.C. ve ark 2009; Kim T.O. ve ark 2009).

Şekillendirme işlemleri ve kullanılan yıkama solüsyonları dentin yapısında değişikliğe; kök kanal dolgu yöntemleri ve kök kanal hazırlığı ise stres birikimlerine sebep olmaktadır. Daha sonra diş, fonksiyonel kuvvetlere maruz kaldığında çatlaklar ve diş kırılmaları meydana gelebilmektedir. Blum ve ark. (1999) yaptıkları çalışmada taper açısının ve şekillendirme tekniğinin stres oluşumunda etkili rol oynadığını belirtmişlerdir.

Kök kanal sistemine etki eden streslerin ölçümü için birçok yöntem geliştirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi yöntemi, bir yapının çok sayıda sonlu elemana ayrılıp bu elemanların özellikleri göz önünde bulundurularak yapının genel özelliklerinin belirlenmesine dayanan matematiksel bir modelleme tekniğidir. Sonlu elemanlar analizi yönteminde, incelenmek istenen yapının bilgisayarda üç boyutlu bir modeli oluşturulur ve fiziksel özellikleri bilgisayara kaydedilir. Bunu takiben, bu modelin farklı bileşenleri arasındaki etkileşimler gerilim, gerinim ve deformasyon yönlerinden matematiksel olarak hesaplanır ve gösterilir.

Günümüze kadar sonlu elemanlar analizi ile eğerlerin mekanik özelliklerinin belirlenmesi için yapılan çalışmalarda eğerlerin ve kök kanalının geometrik özellikleri, çalışma hız değerleri, kesme işlemine bağlı sürtünme stresleri, seçilen dişin çevre dokular ile olan ilişkisinin modellenmesi gerekli parametrelerin tümü kullanılarak yapılamamıştır.

Bu çalışmanın amacı ege geometrileri, kanal şekli ve yapısı, kesme işlemi ve buna bağlı sürtünme stresleri, uygun hız değerleri ile doğru modeller oluşturularak; dişin, periodontal ligament ve alveol kemiği ile ilişkisi içerisinde elde edilecek verilerin klinik şartları sağlamasıdır. Çekilmiş dişler kullanılarak yapılan ex-vivo çalışmalarda her dişin kendine özgü morfolojisi, strüktürel yapısı, dentin sertliği ve yaşı olduğundan standart bir sonuç elde edilememekte olup sonlu elemanlar analizi yöntemi ile bu parametreler sabit tutularak her döner alet sistemi için aynı koşullar sağlanabilmektedir.

Çalışmamızda, son yıllarda geliştirilen yeni nesil NiTi döner alet sistemlerinden ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), Mtwo (VDW, Munich, Germany), Hyflex CM (Coltene/Whaledent, Allstatten, Switzerland) ve LightSpeed LSX (LightSpeed Technology Inc. San Antonio, USA) kanal aletlerinin şekillendirme yaparken alet üzerinde ve kanal duvarlarında meydana gelen stresler sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kök Kanal Tedavisi

Kök kanal tedavisinin birincil amacı apikal periodontitisi önlemek ve tedavi etmektir (Ørstavik ve Pitt Ford 1998).

Başarılı bir kök kanal tedavisi, kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesinin ardından ilgili dişin uzun süre boyunca fonksiyonlarını yerine getirebilmesine bağlıdır (Estrela ve ark 2008). Kök kanal tedavisi sırasında karşılaşılabilecek prosedürel hatalar, ya da endodontik tedavi sonrası dişin restorasyonunun yetersiz kalması ve uzun dönem fonksiyon göstermemesi, kök kanalları ile kural bölgenin sızdırmazlığının tam sağlanamaması endodontik tedavinin başarısını olumsuz yönde etkilemektedir.

#### 2.1.1. Kök kanal tedavisi sırasında karşılaşılabilecek zorluklar

##### 2.1.1.1. Anatomik faktörler

Kök kanal sisteminin karmaşık yapısı, varyasyonların, yan kanalların ve ramifikasyonların varlığı kök kanal tedavisini zorlaştırabilecek anatomik zorluklardır (Hülsmann ve ark. 2005).

##### 2.1.1.2. Mikrobiyolojik faktörler

Pulpa dokusu ve kök dentini, mikroorganizmalar ve onların toksinleri için uygun yerlerdir (Sen ve ark 1995; Peters ve ark 2001). Enfekte dişlerin kök kanal tedavisi sonrası başarısı, biyofilm tabakasının varlığına, enfeksiyonun ne kadar zamandır devam ettiğine ve cinsine, konak cevabına ve kullanılan antibakteriyel ajanların etki derecelerine bağlıdır (Estrela ve ark 1995;2002).

Biyolojik açıdan kök kanallarının kemomekanik olarak şekillendirilmesinin ana amacı, mikroorganizmaların ve bu sırada mikroorganizmalara üreme ve besi yeri olan pulpanın kök kanallarından uzaklaştırılması, debrisin apikal foramenden taşmasının önüne geçilip enflamasyonun iyileştirilmesidir.

Schilder kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi esnasında dikkat edilmesi gereken hedefleri ikiye ayırmıştır (Schilder 1974):

## Biyolojik Hedefler

- Kök kanal boşluğundan tüm dokuların kaldırılması
- Debrisin foramandan dışarıya itilmemesi,
- Kanal içi medikamentler için yeterli boşluğun hazırlanması
- Kök kanal hazırlığının kök sınırları dahilinde yapılması

## Mekanik Hedefler

- Kök kanalları, kök ucundan giriş kavitesine doğru konik formda hazırlanmalı
- En dar çap apikal bölgede olmalı
- Apikal genişlik mümkün oldukça küçük hazırlanmalı
- Apikal foramenin yeri değişmemeli  
Transportasyon, apikal foramende zip ve dirsek oluşumuna sebep olur ve bu durum kök kanal tedavisinin başarısını olumsuz yönde etkiler (Wu ve ark 2000)
- Kök kanal şekillendirmesi sırasında kanalın orjinal formuna sadık kalınmalı  
Eğimli kanallarda, kanalın şeklini almayan sert kanal aletlerinin kullanılması ve bu aletlerin kullanım sırasında zorlanması, kök kanal formunun orjinal halinin bozulmasına, kanal duvarlarında düzleşmelere (Wildey ve ark 1992) ve dişin fazladan strese maruz kalmasına sebep olur. Bunun sonucunda apikal kısım, eğimin dış yüzeyine doğru kayar ve dirsek oluşumu, perforasyon ve kanalların aşırı incilmesi gibi komplikasyonlara yol açar.

## 2.2. Kök Kanallarını Şekillendirme Yöntemleri

Kök kanal preperasyonu için çok sayıda yöntem önerilmiştir. Bu yöntemleri apikalden kuronale ve kuronalden apikale olacak şekilde iki başlık altında toplamak mümkündür.

### 2.2.1. Apikalden kuronale şekillendirme yöntemleri

#### 2.2.1.1. Standart genişletme yöntemi

Çalışma uzunluğu belirlendikten sonra genişletme işlemlerine başlanır. Kök kanallarının genişletilmesi, çalışma uzunluğuna ulaşılmadan başlanmaz. Apikal bölümün hazırlanmasında K-tipi kanal aletleri kullanılır ve bu şekilde enine kesitte yuvarlak bir preperasyon sağlanmış olunur.

### **2.2.1.2. Step-back yöntemi**

Bu yöntemle birlikte genişletme terimi yerini şekillendirmeye bırakmıştır. İlk defa 1969 yılında Clem tarafından bulunan bu yöntem, 1970 yılında Weine tarafından geliştirilmiş ve 1979 yılında Mullaney tarafından modifiye edilmiştir.

İşlemler apikal daralımda sıkışan en küçük kanal aleti ile başlar ve buna IAF (initial apical file) denir. Çalışma uzunluğu belirlendikten sonra kanallar en az üç boy büyük alete kadar şekillendirilir. Bu aşamadaki kanal aletine de MAF (master apical file) denir. MAF'tan sonra kullanılan her alet sırayla birer milimetre (mm) kısa olacak şekilde kullanılır ve her bir büyük alete geçişte MAF'a geri dönülüp rekapitütasyon işlemi uygulanır.

Step-back tekniği, apikal bölgenin şekillendirilmesi için önerilmiş olup (Mullaney 1979), eğimli kanallarda bu tekniğin kullanılmasının iatrojenik bazı hatalara sebep olduğu ve en küçük ege boyutlarında dahi kanal duvarlarının orjinal formuna sadık kalınmadığı belirtilmiştir (Weine ve ark 1975; Gambill ve ark 1996).

Eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde de sıklıkla kullanılan bu yöntemin, kök kanallarında dirsek, zip, strip perforasyonlar, düzleşme, çalışma uzunluğunun kaybı, konik şeklin oluşturulamaması ve foramen apikalenin yer değiştirmesi gibi istenmeyen sonuçlara sebep olduğu belirtilmiştir. (Weine ve ark 1975; Schafer ve Tepel 1996).

1980 yılında geliştirilen antikurvatür egeleme tekniğinde, kök kanal aletleri, kanala yerleştirilmeden önce kök kanalının eğimine uygun olarak bükülür ve şekillendirme özellikle bifurkasyon tarafının tersindeki duvardan yapılarak bifurkasyon alanındaki dentin duvarlarının çok incelmesinin önüne geçilmiş olunur (Abou-Rass ve ark 1980).

İatrojenik hataların önüne geçebilmek için ilk olarak kanal ağızlarının genişletilip sonrasında apikale doğru küçülen kanal aletleriyle ilerlendiği step-down tekniği önerilmeye başlanmıştır (Morgan ve Montgomery 1984; Goerig ve ark 1982).

### **2.2.1.3. Balanslı kuvvet yöntemi**

Bu yöntem eğri kök kanallarının preperasyonu için 1985 yılında Roane ve ark. tarafından geliştirilmiştir. Bu teknikte, kurvatürün olumsuz etkisinin ortadan kaldırılıp

daha büyük kanal aletlerinin kullanılabilmesi için saat yönünde ve saat yönünün tersi yönünde küçük hareketlerle şekillendirme yapılır.

Kanalda sıkışan ilk alet saat kurma hareketi ve baskı ile uygulanır. Alet, hafif bir apikal baskı ile kök kanal duvarları arasında sıkışmaya kadar ilerletilir ve kanal aleti  $60^{\circ}$ - $90^{\circ}$  saat yönünde döndürülür. Daha sonra dentini aşındırmak için kanal aleti saat yönünün tersinde  $120^{\circ}$ - $180^{\circ}$  açıyla apikal yönde ilerletilir. Son olarak aletin saat yönünde çevrilerek çıkarılmasıyla kanal içerikleri dışarı alınır.

Bu yöntemde eğri kanallarda iyi bir preperasyon yapılabilmesine (Blum ve ark 1997; Calhoun ve Montgomery 1988) karşın, preperasyonlar çok geniş olmakta ve kök kanal aletleri kırılmaya yatkındır.

#### **2.2.1.4. İlerleyen şekilde genişletme yöntemi (progressive enlargement)**

Step-back yöntemine benzemekte olup üç aşamada uygulanır:

Apikal preperasyon,

İlerleyen (progressive) şekillendirme,

Kuronal 2/3'ün şekillendirilmesi.

Çalışma uzunluğu belirlenmesinin ardından, bu uzunluktan 3/4 eksik olacak şekilde K-tipi kanal aletleriyle MAF'a kadar şekillendirme yapılır. 2 ve 3 numaralı Gates Glidden (GG) frezleriyle, kanal kurvatürüne kadar girilerek kanal duvarları şekillendirilir. Ardından, MAF'tan dört büyük numaralı kanal aletine kadar, her bir büyük numaralı kanal aleti bir önceki aletin, çalışma uzunluğundan 0.5mm kısa olacak biçimde kullanılarak şekillendirme yapılır. Son olarak kuronal 2/3'teki kanal duvarları, en son kullanılan kanal aleti ile aynı büyüklükteki Hedström (H tipi) kanal aleti ile şekillendirilerek işlem tamamlanır.

#### **2.2.2. Kurondan apikale şekillendirme yöntemleri**

##### **2.2.2.1. Step-down yöntemi**

Goering ve ark. tarafından 1982 yılında önerilen bu şekillendirme tekniğinde, işlemlere kurondan başlanarak, enfekte dokular ve mikroorganizmaların apikale taşması engellenmiş ve mekanik etkilerle periapikal dokuların irritasyonunun önüne

geçilmiş olunur. Ayrıca önce kural bölüm genişletildiği için aletler apikalde daha rahat hareket edebilmekte ve yıkama solüsyonları daha etkili olabilmektedir.

Bu şekillendirme yönteminde kök kanalının kural kısmına uygun numarada H tipi kanal aletleri ile şekillendirme işlemine başlanıp kural ve orta üçte birlik bölümlerde farazi bir çalışma uzunluğunda çalışılır. Şekillendirme yapılırken furkasyonun tersi yönünde yapılmasına dikkat edilir. Ardından GG frezleri ile orta ve kural üçlü şekillendirilir ve sonrasında çalışma uzunluğu belirlenir. İlk olarak 10 nolu kanal aleti ile başlanarak 15 ve 20 nolu kanal aletleri ile şekillendirmenin birinci aşaması tamamlanır. 60 nolu kanal aletinden başlanarak ve kanal aletlerinin numarası her seferinde bir boy küçültülerek, çalışma uzunluğu ise 0.5 mm arttırılarak 25 nolu kanal aletine kadar şekillendirme işlemlerine devam edilir. Bu şekilde fizyolojik foramene kadar şekillendirilir ve ikinci aşama da tamamlanmış olur. Üçüncü aşamaya geçildiğinde birinci aşamada kullanılan üçüncü kanal aleti ve ondan iki büyük boy kanal aleti ile çalışma uzunluğundan 1 mm kısa olacak şekilde rekapitülasyon işlemi yapılır ve bu şekilde şekillendirme işlemi tamamlanır.

Dar ve eğri kanallarda basamak oluşumu, apikal tıkanma ve perforasyon oluşumu bu tekniğin dezavantajları arasında yer almaktadır. McCann ve ark. (1990) bu yöntemle yapılan şekillendirmelerde başarısızlık oranının fazla olduğunu bildirmişlerdir. Goerig ve ark.'na (1982) göre ise aletlerin dikkatli kullanımı ve sık yapılan rekapitülasyon işlemleri ile bu dezavantajlar ortadan kaldırılabilir.

#### **2.2.2.2. Basıncsız crown-down yöntemi**

Bu şekillendirme yönteminde kök kanalındaki enfekte dentin talaşlarının apikal bölgeye itilerek enfeksiyon oluşturma riskini azaltabilmek için kural ve apikal yönde basıncsız bir şekilde çalışılır. Bu şekillendirme yönteminde K tipi kanal aletleri kullanılır. Apikale geçiş sırasında basamak oluşturma riskinin yüksek olduğu bu şekillendirme yönteminde, GG frezlerin kullanımıyla furkasyon bölgesinde lateral perforasyon oluşturma tehlikesi vardır (Schafer ve Tepel 1996).

#### **2.2.2.3. Double-flared yöntemi**

1983 yılında Fava tarafından bulunan bu yöntem basıncsız crown-down ve step-back yöntemlerinin bir kombinasyonudur. Çalışma uzunluğunun belirlenmesinin ardından ilk olarak kanal ağzları genişletilir. Kural üçte birde 2 nolu GG frezi ile

şekillendirme yapılır. Orta üçte birlik bölümün şekillendirmesine ise 80 nolu kanal aleti ile başlanır. Kanal aletinin numarası küçültülerek ve çalışma uzunluğu 1 mm arttırılarak apikal 1/3'lük kısma kadar inilir. Apikal 1/3'lük kısmın şekillendirilmesi 45, 40, 35, 30 nolu kanal aletleri ile çalışma uzunluğu birer mm arttırılarak yapılır. Son olarak da step-back yöntemiyle şekillendirme işlemi yapılır. Bu yöntemde kuronalden apikale doğru şekillendirme yapılarak inilmekte, apikalden kuronale doğru ise step-back yöntemi ile şekillendirme tamamlanmaktadır. Bu sebepten dolayı diğer yöntemlere göre daha fazla zaman almaktadır.

#### **2.2.2.4. Canal master yöntemi**

Bu yöntem Wildey ve Senia tarafından 1989 yılında yayınlamıştır. Yöntemde kullanılması amacıyla, canal master adı verilen ve kesici olmayan uç bölümü, kısa bir kesici baş bölümü, esnek bir gövde bölümünden oluşan özel aletler geliştirilmiştir. Elle ve turla uygulanmak üzere iki biçimde üretilen bu aletler, birlikte kullanılmaktadır. Elle kullanılan aletler 20-80 numara arasında, döner aygıtlarla kullanılan tipi ise 50-100 numara arasındadır.

Hankins ve El Deeb (1996), yaptıkları çalışmalarında canal master aletleri ile şekillendirmenin geleneksel kanal aletlerinin kullanıldığı step-back tekniğine göre kanal duvarlarında daha fazla düzleşmeye sebep olduğunu bildirmişlerdir.

#### **2.2.2.5. Antikurvatür eğeleme yöntemi**

Eğri kök kanallarında kanal duvarlarında daha az perforasyon riskiyle karşılaşılması amacıyla Abou-Rass ve ark. tarafından 1980 yılında geliştirilen bir şekillendirme yöntemidir. Bu şekillendirme yönteminde, ilk olarak teşhis radyografisinden dentin kalınlığının az olduğu ve strip perforasyon riskinin yüksek olabileceği bölgeler belirlenir. Sonrasında, kanal aletinin rahat kullanılabilmesi için kanal ağızları 1 ve 2 numaralı Peeso frezlerle genişletilir ve kullanılacak kanal aleti eğime göre bükülür. Preperasyonun kontrollü olabilmesi için dairesel eğeleme yapılmaması önerilmiştir.

### **2.3. Kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan aletler**

Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan aletleri üç grupta inceleyebiliriz:

- i. Grup 1: Tirnerf, H tipi, K tipi kanal aleti ve reamerlar gibi el ile kullanılan

aletler bu grupta yer alır ve kök kanal sistemini temizleme ve şekillendirmede en sık kullanılan kanal aletleridir. Geleneksel olarak paslanmaz çelik yuvarlak ya da kare kesitli telin tornalanması veya burkulmasıyla .02 ISO standart taper açısı ile üretilirler. Paslanmaz çelik eğeler için her mm'ye düşen yiv sayısı üretici firmaya göre değişkenlik gösterir. Eğeleme sırasında aletlerin kesme etkinliğini, aletin uzun aksına dik olan kesici kenarlar belirler.

- ii. Grup 2: Tam turla çalışan başlıkla kullanılan GG ve Peeso aletler bu gruptadır. Kanal ağzlarının ve kural 1/3 lük kısmın şekillendirilmesi, post yuvası açılması için kullanılırlar.
- iii. Grup 3: Grup 1'deki aletlere benzer aletlerin motorla kullanılan tipleridir. NiTi döner alet sistemleri bu grupta yer almaktadır.

### **2.3.1. NiTi döner alet sistemlerinin genel özellikleri**

NiTi döner alet sistemleri özellikle eğri kanallarda şekillendirme yapılırken kullanılması amacıyla kullanıma girmiştir. Paslanmaz çelik el aletlerine kıyasla daha esnek yapıda olmaları eğri kanallarda kullanımlarını arttırmaktadır. Kompleks yapıda olan kök kanal sisteminin şekillendirilmesi konusundaki üstün özellikleri, NiTi'nin paslanmaz çelik el aletlerine göre daha esnek yapıda olmasından, apikal transportasyon miktarını minimuma indirgemesinden, iatrojenik hata risklerini düşürmesinden ve yüksek taper açısı sayesinde yıkama solüsyonlarının daha etkin kullanılmasını sağlamasından kaynaklanmaktadır (Esposito ve Cunningham 1995; Walia ve Brantley 1988; Schafer 2008). Bunlara rağmen paslanmaz çelik el aletlerine kıyasla kanal içerisinde kırılma oranları yüksektir (Patino ve ark 2005). Kök kanalı içerisine yerleştirilmeden önce paslanmaz çelik el aletlerini gözle kontrol ederek plastik deformasyonu belirlemek mümkündür. Buna karşın, NiTi aletlerin kırılması, plastik deformasyon göstermeden gerçekleşebilmektedir (Martin ve ark 2003). Bu sebeple NiTi döner aletlerin kırılmalarının önüne geçebilmek için son zamanlardaki çalışmalar, aletlerin kesit yapıları ve metal fazlarındaki değişimler hakkındadır (Xu ve ark 2006; Kim ve ark 2009; Kim ve ark 2009).

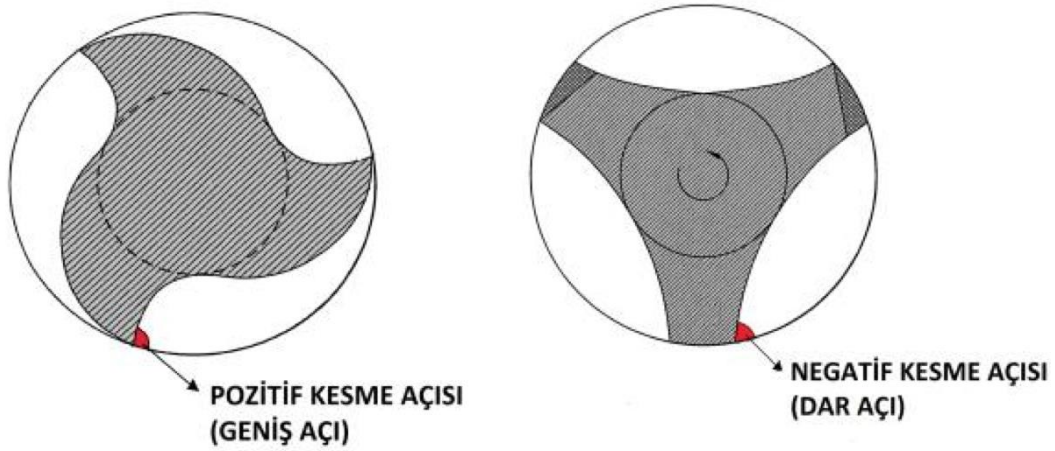
İdeal olarak bir NiTi kanal aleti mükemmel mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Yüksek burkulma ve yorulma dayanımları beklenen en önemli özelliklerdir. Ayrıca kanal içerisinde perforasyon ve zarara sebep olmayacak derecede esnek ve dentinde iyi bir kesme gerçekleştirecek derecede de sert olmalıdır (Thompson, S.A., 2000).

NiTi esaslı aletlerin süperelastik özelliklerinden kaynaklanan esneklikleri alaşımın, kristal fazına, ısı, mekanik ve kimyasal olarak maruz kaldığı işlemlere bağlıdır. Medikal alanda kullanılan NiTi alaşımlar, oda sıcaklığında ve kuvvete maruz kalmadığında östenit fazdadır. Martensitik faz ise NiTi alaşım bir stres altındayken oluşur. Östenit fazda materyal bulunduğu ısıda stabildir ve üzerindeki stres ortadan kalktığında orjinal formuna geri döner (Thompson 2000). Metal ısıtıldığında diğer faza geçer ve hafıza özelliğini kazanarak eski haline döner. Metal östenit fazdayken, atomları daha yoğun ve daha düzenli şekilde sıralanmıştır, alaşıma hafıza özelliğini bu ultrastrüktürel yapı kazandırır. Bu organizasyon ısı ve stres ile değiştirilebildiğinden ısı değişimleri üretim işlemleri esnasında kullanılır. Kök kanallarının mekanik şekillendirmesi, NiTi aletlerde stres oluşturur. Bu strese bağlı martensitik transformasyon, ses hızı içinde östenit fazdan martensitik faza doğru yer değişimine neden olur. Materyal östenit fazdan martensitik faza geçerken bir ara fazdan da geçer ki bu faza R faz denir. Bu faz, ilk olarak Ling ve Kaplow tarafından söylene girmiştir (Ling ve Kaplow, 1981). R fazındaki materyal çok daha esnektir. Son zamanlarda da NiTi alaşıma termal işlemler uygulanarak M-wire aletler üretilmiştir ki bu aletler vücut sıcaklığında oldukça yüksek esnekliğe sahiptir. ‘Control Memory Wire’ (CM Wire) 2010 yılında piyasaya sürülen yüksek esnekliğe sahip, özel termomekanik işlemlerden geçerek üretilmiş yeni bir NiTi alaşımıdır.

ISO standartlarına göre kök kanal aletlerinin taper açıları %2 olarak belirlenmiştir. Geleneksel paslanmaz çelik kanal aletlerinde, her mm’de aletin çapı 0.02 artmaktadır. NiTi döner alet sistemleri ise taper açıları %4, %6, %8 ve daha da fazla olacak şekilde üretilmiştir. Taper açılarındaki bu artış, şekillendirme sonrasında kanala istenilen konik formu verir. Değişen ya da artan taper açısının sebebi birbirini ardına kullanılan her kanal aletinin, kanal duvarının en az yüzeyine temas ederek sürtünme direnci azatmak ve eğin çalışmasında daha az torca ihtiyaç duymaktır.



NiTi döner alet sistemlerinde, taper açılarındaki farklılığın yanı sıra kesici yüzey tasarımlarında da farklılıklar vardır. Kesme açısı, kesici kenara dik olacak şekilde yatay kesit alındığında, kesici kenarın yarıçap ile yaptığı açıdır (Şekil 2-1). Efektif rake açısı da denmektedir. Kesme açısı negatif olduğunda kanal aleti kazıma işlemi yapar; pozitif olduğunda ise kesme yapar. Bir kanal aleti aynı zamanda negatif rake açısına ama pozitif kesme açısına sahip olabilir. Rake açısı, kanal aletinin uzun aksına dik olacak şekilde yatay kesiti alındığında, kesici kenarın aletin yarıçapı ile yaptığı açıdır. Rake açısı aletin kesiciliğini belirler. Rake açısı pozitif ise kesici kenar çalıştığı yüzeyde kesme işlemi yapar, negatif ise çalıştığı yüzeyde kazıma işlemi yapar. Radyal alan, kesici kenarlar arasında yer alan platformdur. Bu alan kanal aletinin çevresi boyunca duvarlarla temas eder (Şekil 2-2). Kanal aletinin vidalanma eğilimini, transportasyon riskini, mikro çatlakların ilerleyişini azaltır, kesici kenarları destekler ve kesme derinliğini sınırlar. Heliks açısı, kesici kenarın kanal aletinin uzun aksı ile yaptığı açıdır (Şekil 2-2). Yivlerin helikal bir açıyla birbiriyle bağlantılı olması, şekillendirme işlemi sırasında ortaya çıkan debrisin kanaldan uzaklaştırılmasını sağlar.



**Şekil 2-1: NiTi döner aletlerdeki kesme açıları**



**Şekil 2-2: Heliks açısı ve radyal alan**

### **2.3.2. ProTaper Universal döner alet sistemi**

ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre) (PTU) NiTi döner alet sistemi; konveks üçgen kesite, kanal aleti uzunluğu boyunca değişen taper açısına, aktif kesici kenara ve kesici olmayan uca sahip döner alet sistemidir. Değişken taper açısına sahip olması her eğenin kendi ‘crown-down’ işlemini gerçekleştirmesini sağlamaktadır. Değişken taperli kanal aletlerinin bir avantajı da her eğenin küçük alanda dentinle çalışmasıdır ki bu da torsiyonel yükleri, alet yorgunluğunu ve kırılma potansiyelini azaltmaktadır (Berutti ve ark 2004).

Sx: Şekillendirici eğe olan Sx kanal aleti kuronal şekillendirme için kullanılmaktadır (Şekil 2-3) 19 mm uzunluğunda olup ve sistemin diğer aletlerinden kısadır. Sx eğesinin çalışma kısmı 14 mm’dir. D0 çapı 0.19 mm, D14 çapı 1.20 mm’dir. D1 ve D9 arasında diğer eğelere göre daha fazla artan taper açısına sahiptir. D1 ve D9

arasında .035'ten .19'a kadar artan dokuz taper değerine, D10 ve D14 arasında ise sabit .02 taper değerine sahiptir. Örneğin D6, D7, D8 ve D9'da taper açıları %11, %14,5, %17 ve %19'dur. Kanalın kuronal girişini şekillendirerek kanala düz bir giriş oluşturulmasını sağlamaktadır.



**Şekil 2-3: Sx kanal aleti**

S1: Orta 1/3'lük kısmın şekillendirmesinde kullanılır. Yuvarlatılmış güvenli uca sahiptir. D0 çapı 0.17 mm dir. D1 ve D14 arasında .02'den .11'e kadar artan 12 taper değerine sahiptir (Şekil 2-4).



**Şekil 2-4: S1 kanal aleti**

S2: Orta 1/3 lük kısmın şekillendirmesinde kullanılmaktadır. D0 çapı 0,20 mm, D14'te ise 1.20 mm'dir. D1 ve D14 arasında .04'ten .115'e kadar artan 9 taper değerine sahiptir (Şekil 2-5).



**Şekil 2-5: S2 kanal aleti**

F1: D0 çapı 0.20mm'dir. D1 ve D3 arasında %7 tapere sahiptir (Şekil 2-6).



**Şekil 2-6: F1 kanal aleti**

F2: D0 çapı 0.25mm'dir. D1 ve D3 arasında %8 taper açısına sahiptir (Şekil 2-7).

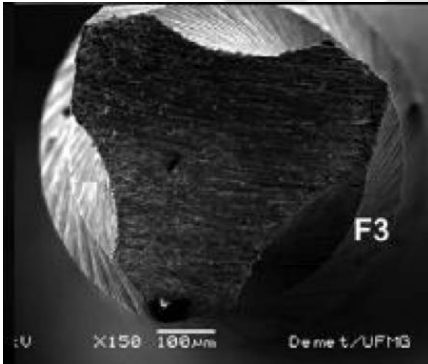


**Şekil 2-7: F2 kanal aleti**

F3: D0 çapı 0.30mm'dir ve D1 ve D3 arasında %9 taper açısına sahiptir (Şekil 2-8). Enine kesitinde U-şekilli oluklar içeren triangular konkav biçimindedir (Şekil 2-9).



**Şekil 2-8: F3 kanal aleti**



**Şekil 2-9: F3 kanal aletinin enine kesiti**

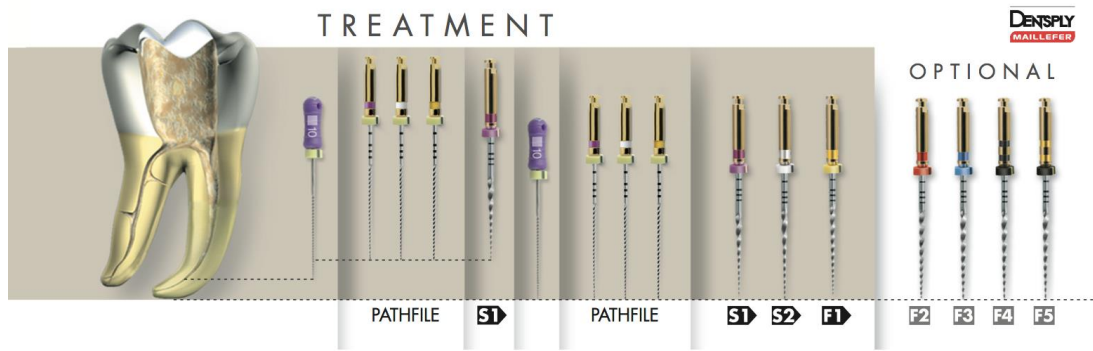
F4: D0 çapı 0.40mm'dir. Apikalde taper açısı %6'dır ve daha sonra gövde kısmında azalan taper açısıyla esnekliği arttırılmıştır. Yuvarlatılmış uç dizaynı vardır.

F5: D0 çapı 0.50mm'dir. Apikalde taper açısı %5'tir ve daha sonra gövde kısmında azalan taper açısıyla esnekliği arttırılmıştır. Yuvarlatılmış uç dizaynı vardır.

Bitirici eğelerin şekillendirici eğelerden farkı D4 ve D14 arasında azalan taper değerine sahip olmalarıdır. Bu dizayn özelliği, esnekliği arttırmakta ve kök kanalının kuralon üçte ikisinin fazla genişletilmesini engellemektedir.

PTU döner alet sistemi kullanılırken ilk olarak 10 veya 15 numara bir el eğesi ile ön genişletme yapılır ve S1 eğesi ile basınç uygulamaksızın fırçalama hareketi

ile duvarlar genişletilir. Kanalin 2/3'lik kısmının şekillendirilmesi tamamlandıktan sonra çalışma uzunluğu belirlenir. S1 ve S2 kanal aletleri ile çalışma uzunluğunda çalışılır. Şekillendirici aletlerden sonra bitirici aletlerden ilki olan F1 ile çalışma uzunluğunda çalışılır. Bu noktada şekillendirmenin hangi alet ile bitirileceğine karar verilir. 20/.07 F1 kullanıldıktan sonra, %2 taper açısına sahip 20 numara bir K tipi el eğesi ile kanala girilerek, sıkıca oturup oturmadığı kontrol edilir. Eğer 20 numara K tipi alet kanalda gevşek kalıyorsa, 25 numara bir K tipi alet denenir. Eğer 25 numara K tipi alet, kanala sıkıca oturuyorsa şekillendirme tamamlanmış olur. Eğer, 25 numara K tipi alet ile çalışma uzunluğuna ulaşamıyorsa, her bitirici kanal aletinden sonra uygun numaralı el aletiyle denemek suretiyle, 25/.08 F2 bitirici eğesi; hatta gerekli ise 30/.09 F3 bitirici eğesi kullanılır (Ruddle 2005) (Şekil 2-10).



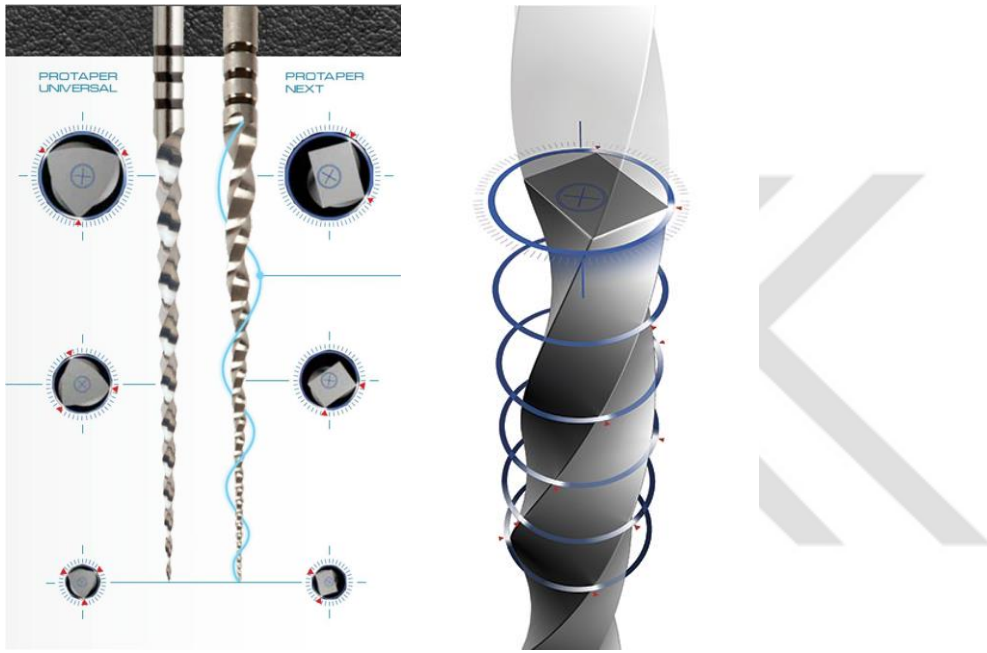
**Şekil 2-10: PTU döner alet sisteminin kullanım kartı**

PTU döner alet sistemi, %3,5 dan %19'a kadar değişkenlik gösteren taper açısına sahip aletlerden oluşur. Bir diğer özelliği ise, modifiye rehber uca ve farklı çaplarda aletlere sahip olmasıdır. Modifiye rehber uç, klinisyenin kanalı daha iyi takip etmesini sağlarken değişken çaptaki uçlar, stres birikimine neden olmadan aletlerin kesme işlemini gerçekleştirmesine olanak tanır. PTU kanal aletleri konveks üçgen biçimde yatay kesite sahiptir. Bu dizayn şekli kesme etkinliğini artırırken kesici kenar ile dentin duvarı arasındaki teması azaltır. Bu sayede torsiyonel gerilim ve uygulanan basınç azaltılmış olur. Sadece F3 kanal aleti esnekliği artırmak amaçlı azaltılmış U-şeklinde bir kesite sahiptir.

### 2.3.3. ProTaper Next döner alet sistemi

2007 yılında M-wire teknolojisinin kullanıma başlanmasıyla üretilen ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre) (PTN) döner alet sistemi, X1, X2 ,X3, X4

ve X5 olarak adlandırılan beş aletten oluşmaktadır. Genellikle iki alet kullanımıyla şekillendirme sonlandırılmaktadır. PTU sistemine göre metalurjik özelliği ve geometrik şekli farklıdır. Kesiti dörtgen olan bu sistemin merkezi dörtgenin ortasında değildir ve şekillendirme esnasında yılankavi (*snake like*) sarmalı yaparak debrisin kanaldan uzaklaştırılmasını sağlamakta ve aletin yivleri arasında birikmesinin önüne geçmektedir (Şekil 2-11). Bu geometrik dizayn aynı zamanda kanal içerisine vidalanmanın da önüne geçilmesini sağlamaktadır.



**Şekil 2-11: PTN döner alet sisteminin enine kesiti**

X1: PTU sistemindeki S1, S2 ve F1'in birleşimi şeklinde düşünülebilir. D0 çapı 0.17 mm'dir ve .04 taper açısına sahiptir (Şekil 2-12).

X2: D0 çapı 0.25 mm'dir ve .06 taper açısına sahiptir (Şekil 2-12).

X3: D0 çapı 0.30 mm ve taper açısı .07'dir (Şekil 2-12).

X4: D0 çapı 0.40 mm ve taper açısı .06'dır.

X5: D0 çapı 0.50 mm ve taper açısı .06'dır.



**Şekil 2-12: PTN döner alet sistemi eğeleri**

#### **2.3.4. Mtwo döner alet sistemi**

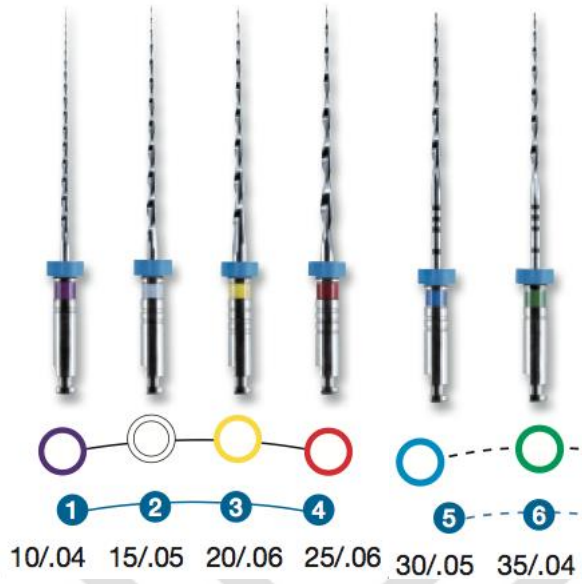
2003 yılında geliştirilen Mtwo (VDW, Munich, Germany) (MT) döner alet sisteminin bahsi geçen diğer sistemlerden en önemli farkı modifiye step-back tekniği ile çalışması ve daima çalışma uzunluğunda kullanılmasıdır. İki kesici kenarı olan S biçiminde kesite sahip olup, uç kısmı kesici değildir. Aletin ucundan shaft kısmına kadar sabit taper açısı vardır. 16 mm, 21 mm ve 31 mm'lik çalışma uzunluğu olan seçenekleri mevcuttur.

10/.04- 15/.05: (Şekil 2-13). Spiral sayısının fazla olması alete yüksek esneklik özelliği kazandırır

20/.06- 25/.06: (Şekil 2-13). Etkili bir şekilde dentinin kaldırılmasını sağlar. Aktif kesici bıçaklar ve artan yiv aralıkları etkili bir şekillendirme sağlarken, debrisin kanaldan dışarı atılmasına yardımcı olur.

30/.05- 35/.04- 40/.04: (Şekil 2-13). Azalan taper açısı sayesinde, apikal bölümü etkili biçimde şekillendirirken kural bölgeden fazla madde kaybına sebep olmaz.

MT döner alet sistemi kullanılırken çalışma uzunluğunda çalışılır ve fırçalama hareketi yapılır.



**Şekil 2-13: MT döner alet sistemi eğeleri**

### 2.3.5. LightSpeed LSX döner alet sistemi

LightSpeed LSX (LightSpeed Technology Inc. San Antonio, USA) (LS LSX) sistemindeki aletlerde, kesici olmayan uca sahip kısa kesici bıçak, kesici olmayan gövde vardır ve bu aletlerin taper açısı sıfırdır (Şekil 2-14), (Şekil 2-15). Kesici bıçak kısmı yaklaşık 0,25 mm-2 mm arasındadır (Steve ve Wildey 2005). Taper açısı olmayan sap kısmı, aletin esnekliğini arttırmaktadır ve olası kırılma durumlarında kök kanalından kırık aletin uzaklaştırılmasına ya da yanından geçilmesine olanak tanır. Kanalın orjinal şekline sadık bir şekillendirme yaptığı belirtilmiştir (Versümer ve ark 2002; Hülsmann ve ark 2003).



**Şekil 2-14: LS LSX kanal aleti**





**Şekil 2-15: LS LSX kanal aleti**

Üretici firma, kullanım esnasında fazla baskı yapılmaması ve her alet değişimi arasında kanal içerisinde bol miktarda yıkama önermektedir.

Üretici firmanın kullanım önerisi şu şekildedir:

Kanala düz bir giriş sağlanmalıdır ve 10 ya da 15 numara K tipi el aleti ile minimum ISO #15'e kadar kanal yolu tespit edilmeli ve çalışma uzunluğu belirlenmelidir.

Sonrasında sırasıyla 20 ve 25 numaralı LS LSX aletleri çalışma uzunluğuna kadar kullanılmalıdır. Eğer aletin kesme yapmadığı düşünülüyorsa yıkama yapılmayabilir.

Ardından 30 numara LS LSX aleti ile işleme devam edilir. Yaklaşık çalışma uzunluğundan 2 mm geride alet dirençle karşılaşır ve sonrasında çok baskı yapılmadan çalışma uzunluğuna erişilir.

35 numara LS LSX aleti ile de çalışma uzunluğunda çalışılır ancak bu alette karşılaşılan direnç çalışma uzunluğundan yaklaşık 3 mm kısa mesafededir.

40 numara LS LSX aleti de çalışma uzunluğunda kullanılır ve dirençle yaklaşık 4mm mesafede karşılaşılır. 40 numara alet Final Apical Size (FAS) olarak belirlenir.

45 numaralı LS LSX aleti çalışma uzunluğundan 4 mm kısa olacak şekilde kullanılır ve bu aletin kullanımını sırasında karşılaşılan direnç 6 mm'dedir.

50 ve 55 numaralı LS LSX aletleri de 45 numaralı alet gibi kullanılır, ancak karşılaşılan dirençler daha kuronaldir. 45, 50 ve 55 numaralı aletlerle orta ve kuronal bölümler şekillendirilmiş olur. Ardından 40 numaralı alet ile rekapitülasyon işlemi yapılır.

### 2.3.6. Hyflex CM döner alet sistemi

Hyflex CM (Coltene/Whaledent, Allstatten, Switzerland) (HF) kanal aletleri simetrik üçgen kesite sahip olup geleneksel NiTi kanal aletlerinden farklı olarak özel termomekanik işlemlerden geçerek CM Wire fazında üretilmiştir (Gutmann ve Gao 2012) ve bu özellik onun yüksek esnekliğe ve kırılma direncine sahip olmasını sağlar (Peters O.A. ve ark 2012; Ninan ve Berzins 2013). Kontrollü şekil hafızası olduğundan kanal içerisinde anatomiye takip eder ve perforasyon riskini minimuma indirir, aşırı eğri kanallarda basamak oluşmasının önüne geçilmesinde önemli bir avantaj sunar. Ayrıca paslanmaz çelik kanal aletleri gibi önceden bükülebilme özelliği vardır. Şekillendirme sırasında spirallerini değiştirerek gerilimi önler ve ısı işlem gördükten sonra eski şeklini geri kazanır. Normal bir otoklavlama süreci, kanal aletlerinin normal şekillerine geri dönmesi, kristal yapılarının ve yorgunluk direncinin tekrar oluşması için yeterlidir. Eğer ısı işlemi sonrasında orjinal şekline geri dönmezse plastik deformasyon olduğu sonucuna varılır ve alet kullanım dışı bırakılır. Böylece alet kırılmalarının önüne geçilmiş olur (Şekil 2-16).



**Şekil 2-16: HF sisteminin deformasyon şeması**

Sistem altı adet kanal aletinden oluşur ve Orifice Opener haricindeki tüm aletler çalışma uzunluğunda kullanılır (Şekil 2-17).

Orifice Opener: 25/.08 Kuronal ve orta üçlünün şekillendirilmesi için kullanılır.

20/.04, 25/.04, 20/.06, 30/.04, 40/.04: Sırasıyla çalışma uzunluğunda 500rpm ve 2,5Ncm tork değerinde kullanılır.



**Şekil 2-17: HF sisteminin kullanım kartı**

#### **2.4. NiTi Döner Alet Sistemlerinde Kullanım Sırasında Aletlerin Kırılması**

Kök kanal tedavisi sırasında kanalın şekline bağlı olarak alet kırılmaları, basamak ve perforasyon oluşumu, fizyolojik foramen apikalenin şeklinin ve yerinin değişmesi gibi istenmeyen durumlar ortaya çıkabilmektedir. Klinik kullanım sırasında aniden kırılan kanal aleti, endodontik tedavinin başarısını da olumsuz yönde etkilemektedir. Kullanılan kanal aletlerinin kırılması aletin, geometrik dizaynı (Yao ve ark 2006), yüzey özellikleri (Anderson ve ark 2007), uygulanan tork değeri (Gambarini 2001), dönme hızı ve kanalın eğimi (Martin ve ark 2003) gibi birçok faktörden kaynaklanabilir.

Kök kanal tedavisi sırasında kanal aleti ve kanal duvarları arasındaki sürtünme ve sıkışma ile torsiyonel stresler ve eğilme stresleri oluşmakta ve bu stresler alet üzerinde birikmektedir (Xu ve ark 2006). NiTi döner aletlerde şekillendirme sırasında alet üzerinde döngüsel ve torsiyonel yorgunluk oluşmakta ve bu durumun devamında alette hasar ve kırılma görülmektedir. Döngüsel yorgunluk, kanal aletinin üzerinde, tekrarlanan sıkışma (*compression*) ve gerilme (*tension*) kuvvetlerinin birikmesiyle meydana gelir. Eğri kök kanallarında, eğim bölgesinde tekrarlanan bu gerilme-sıkışma döngüsü, zaman içerisinde aletin döngüsel yorgunluğunun artmasına ve kırılmasına sebep olur. Döngüsel yorgunluk, kanalın eğri olduğu bölgede devam eden rotasyonla birlikte aletin üzerinde esneme ve büzülme meydana getirir. Devam eden bu esneme ve büzülme sonrasında da alette kırık meydana gelir. Bu şekilde gerçekleşen kırılmaya ise fleksural kırık denir.

Şekillendirme esnasında aletin uç kısmı rotasyon yaparken diğer kısımlarının kanal içerisinde sıkışması sonucu statik torsiyonel yorgunluk oluşur. Aletin sıkıştığı sırada motorun aleti döndürmeye devam etmesiyle gerçekleşir. Dönmeye devam eden aletin kesici kenarı ile kanal duvarları arasında oluşan sürtünme kuvveti de dinamik torsiyonel yorgunluk oluşturur ve kırılmaya sebep olur (Luebke ve ark 1995). Torsiyonel kırıklarda alette plastik deformasyon oluşabilir. Torsiyonel kırık oluşumunun önüne geçebilmek için alet, apikale doğru güç uygulanmadan hafif hareketlerle kullanılmalıdır. Döngüsel yorgunluğa bağlı olarak oluşan kırıkların önüne geçilmesi için ise aletlerin çok sayıda kullanılmaması gerekmektedir.

Metallerin kırılma tipleri gevrek (*brittle*) ve sünek (*ductile*) olarak ikiye ayrılabilir. Sünek tip kırılmada ilk olarak plastik deformasyon gerçekleşir. Gevrek tip kırılmada ise plastik deformasyon azdır veya hiç oluşmamaktadır. Gevrek tip kırıkta metal yüzeyinde bir çatlak başlar ve stres bu çatlakta yoğunlaşır. Stresin çatlakta yoğunlaşmasıyla çatlak büyüyerek metalin zayıflamasına ve kırılmasına sebep olur. Sünek kırıkta metal içerisinde mikro boşluklar meydana gelir. Bu boşluklar birleşerek daha büyük boşlukları oluşturur ve sonuçta metalin güçsüzleşmesi ile kırık gerçekleşir.

Genellikle, kompleks yapıda olan kök kanal morfolojisine sahip dişlerde alet kırılmalarına daha çok rastlanır. Örneğin alt büyük azı dişlerinin mezial kanallarında kanal aleti kırılma sıklığı yüksektir (Ward ve ark 2003; Hulsmann ve Schinkel 1999). Ayrıca, özellikle apikal bölgede kanal aleti kırılma sıklığı kuronal ve orta bölgelerde daha yüksektir (Iqbal ve ark 2006). Kurvatürün arttığı ve aletin dentin duvarlarıyla temasının fazla olduğu dar kanallarda da alet kırılmalarına sık rastlanır. Kurvatürün yanı sıra kanalın radius değeri de önemlidir. Patino ve ark. ları (2005) radius değeri azaldıkça alet kırılmalarının arttığını bildirmişlerdir.

Kullanılan kanal aletlerinin geometrik şekli de alet kırılmasını ve aletin üzerinde biriken stresi etkileyen bir diğer faktördür. Cheung ve ark. (2011) yaptığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında üçgen kesitli geometrik dizaynın yuvarlak dizayna göre kırılmaya daha dirençli olduğunu göstermişlerdir. Xu ve ark 2006 yılında yaptıkları çalışmalarında altı farklı NiTi döner alet sistemini karşılaştırmışlar ve aletlerin kesit yapılarının stres dayanımını büyük oranda etkilediğini belirtmişlerdir.

Kullanım sıklığı da alet kırılmasını etkileyen bir diğer önemli faktördür. Yared

ve ark. ları (1999) simüle kök kanallarında yaptıkları çalışmalarının sonucunda ProFile kanal aletlerinin neredeyse on kez kullanılabilceğini bildirmişlerdir. Ardından yapılan bir başka çalışmada ise bu aletlerin dört büyük azıya kadar güvenle kullanılabilceği belirtilmiştir (Yared ve ark 2000). Ancak simüle kanallarda alet kullanımı ile dişler üzerinde kullanım arasında bir fark vardır. Her dişin ve her kanalın kendine özgü kurvatürü, radius değeri, dentin sertliği vardır. Bu sebeple aletin tekrar kullanımı için kesin bir sayı vermek pek mümkün değildir. Yapılan çalışmalarda kullanılan kanal aletleri x16 büyütmede incelendiğinde stres birikim alanları gözlemlenmiş ve bu alanların ileride mikro çatlaklara, ardında da aletin kırılmasına yol açabileceği belirtilmiştir (Peng ve ark 2005; Cheung ve ark 2005).

Döner alet sistemleri ile çalışırken, kullandığımız alet, kanal içerisinde sıkışabilir ya da vidalanabilir. Böyle bir durumda tork değeri yükselmekte ve alet üzerinde daha fazla stres birikimi gerçekleşmektedir. Dar kanallarda, bahsettiğimiz bu tork değeri geniş kanallara göre daha yüksek olmaktadır (Sattapan ve ark 2000). Ayrıca alet numarası arttıkça tork değeri, aletin yivlerinde açılmaya ya da aletin kırılmasına yol açmaktadır (Guilford ve ark 2005). Yüksek tork değerlerinde çalışıldığında alet daha aktif hale gelerek kanal içerisinde sıkışmaya meyli artmakta ve sonuç olarak aletin kırılma ihtimali yükselmektedir (Gambarini 2001).

Üretici firmalar aletlerin dönme hızları için bazı önerilerde bulunmuşlardır. Genellikle 150 ile 350rpm arasındaki değerler önerilmektedir. Martin ve ark. (2003) yaptıkları çalışmada yüksek dönme hızı (300-350rpm) ile çalışmanın aletlerde kırılmaya yatkınlığı arttırdığını belirtmişlerdir.

Döner aletlerin üretimi sırasında alet yüzeyinde düzensiz alanlar oluşmaktadır. Elektropolisaj ve iyon depozisyonu yöntemleriyle NiTi aletlerin yüzeysel ve fiziksel özellikleri modifiye edilmektedir. Elektropolisaj, kontrollü bir takım kimyasal işlemleri içerir ve NiTi alaşımlarda ortaya çıkan yüzey defektlerinin düzeltilmesini sağlar. Böylelikle NiTi aletlerin yüzey defektlerinin sayısı ve büyüklüğü azaltılarak kırılmaya karşı dirençli bir yapı oluşturulur (Kuhn ve ark 2001).

## **2.5. Kök Kanal Tedavisi Görmüş Dişlerin Kırılması**

Kök kanal tedavisi sırasında yapılan şekillendirme ve yıkama solüsyonlarının kullanımı dentin yapısında değişikliğe, kök kanal dolgu yöntemleri ve kök kanal

hazırlığı stres birikimlerine sebep olur. Bu biriken stresler daha sonra oklüzal kuvvetlere maruz kalındığında çatlaklara ve sonrasında da dişin kırılmasına sebep olabilmektedir. Dentin yapısında meydana gelen mikro çatlaklara birçok faktör neden olmaktadır: oklüzal kuvvetler, kalan dentin dokusu ve hastanın alışkanlıkları gibi.

Adorno ve ark. nın (2011) yaptığı çalışmalarda, çalışma uzunluğundan 1mm kısa olacak biçimde yapılan kök kanal şekillendirmesinin daha az mikro çatlğa sebep olduğu, kök kanalı şekillendirmesinin ve kök kanal dolgusunun mikro çatlğa (Adorno ve ark 2013) sebep olabileceği bildirilmiştir.

Kırılma; mikro çatlakların oluşumu, odaklanması ve büyümesini içeren çok karmaşık bir süreçtir. Çatlakların nasıl oluştuğunun ve yayıldığıının bilinmesi, mekanik fonksiyon sırasında oluşan kırıkların nedenlerinin anlaşılabilmesi açısından oldukça önemlidir. Mikro çatlakların zamanla büyümesi ve yayılmasıyla yorgunluk kırıkları meydana gelir. Kırıklar genellikle bir stres odağından kaynak alırlar. Çatlak, keskin köşeli bir çentik, yiv, delik gibi oluşumlar bu kaynaklar arasında sayılabilir. Gerilim stresleri çatlak etrafında mikroskobik plastik deformasyonu arttırarak, çatlakların yayılması için bir ortam hazırlarlar. Çatlak yayılmalarında gerilim stresleri tek başına bir sebep olarak da gösterilemez. Örneğin diş dokusundan fazla kayıp ya da farklı elastiklik modülüsüne sahip restorasyon malzemelerinin kullanımı ile oluşan elastiklik modülüsü uyumsuzlukları sonucunda da çatlak yayılmaları oluşabilir. Çekme kuvvetlerinin ve stres konsantrasyonunun artması ile birlikte kalan diş dokusunda kırılmalar meydana gelir. Ayrıca dentin dokusundaki baskı kuvvetleri makaslama kuvvetlerinden daha yoğundur (Lehman 1967). Dolayısıyla makaslama kuvvetleri de diş dokusundaki kırılmalar için tek başına yeterli değildir. Bu sebeple endodontik tedavi görmüş dişlerde meydana gelen kırılmaların sebeplerini anlayabilmek için dentin dokusunun maruz kaldığı tüm kuvvetler göz önünde bulundurulmalıdır.

Dikey kök kırıkları söz konusu olduğunda dentin kalınlığı, kanal eğiminin radius değeri, kök morfolojisi gibi bir çok faktör daha devreye girmektedir. Çiğneme sırasında oluşan kuvvetler daha çok dişin servikal bölümünde yoğunlaşmaktadır. Kök kanal tedavisi sırasında yapılan şekillendirme işlemleri ise kökün daha çok apikal bölümünde bukkio lingual düzlemde stresler oluşturmaktadır. Şekillendirme işlemleri sırasında kök dentininin farklı bölümlerinden farklı miktarlarda doku kaldırıldığı için dişin maruz

kaldığı kuvvetlere vereceği biyomekanik cevaplar da farklı olacaktır. Bu sebeple yapılan işlemler sonrası kalan kök dentini miktarı dişin kırılmaya karşı olan direnci açısından oldukça önemlidir (Kishen 2015).

Blum ve ark. (1997;1999) yaptıkları iki çalışmada kanal tedavisi sırasında oluşan dikey ve yatay kuvvetleri incelemişlerdir. Ortaya çıkan kuvvetlerin kullanılan aletin özelliğine, büyüklüğüne ve klinisyenin tecrübesine bağlı olarak değişiklik gösterdiğini rapor etmişlerdir. Aletin taper açısını ve şekillendirme tekniğini inceledikleri çalışmalarında ise crown down tekniğinde .04 taper açısından .06 taper açısına geçiş sırasında en yüksek stres değerlerinin oluştuğunu bildirmişlerdir. Kim ve ark. nın (2010) sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada farklı NiTi döner alet sistemleri karşılaştırılmış ve apikal bölgede en çok stres değerine sebep olan sistemin ProTaper döner alet sistemi olduğunu belirtmişlerdir. 2005 yılında yapılan başka bir çalışmada ise (Lam ve ark 2005) apikal genişletme miktarının ya da taper açısının dişin kırılmalara karşı direncini etkilemediği bulunmuştur. Bier ve ark. (2009) yaptıkları çalışma sonucunda ise taper açısı arttıkça dentinde çatlak oluşumunun arttığını bulmuşlardır. Yeni çıkan döner alet sistemlerinin çatlak oluşturma riskine bakıldığı çalışmada ise PTN ve HF sistemlerinin PTU sistemine göre daha az çatlak oluşturduğu ancak tüm sistemlerin çatlakla sebep olduğu bulunmuştur (Çapar ve ark 2014).

Pulpa vitalitesinin kaybedilmesini takiben propriyoseptif ve nosiseptif fonksiyonlar aktive olur; bu durumu takiben de gelen kuvvetlere karşı verilen refleks cevapta bir gecikme meydana gelir. Bu söz konusu gecikmenin sonucunda çatlak oluşumunda artış, dikey kök kırığı ve dişin kaybı gibi istenmeyen durumlar ortaya çıkar. Aynı şekilde pulpa vitalitesinin kaybı ile birlikte dentindeki nem miktarında da azalma gerçekleşir ve bu durumun mekanik sonuçları, kırılmaya olan yatkınlığı arttırmaktadır (Sedgley ve Messer 1992; Papa ve ark 1994; Kishen 2006; Kishen ve Vedantam 2007). Ou ve ark. nın (2009) yaptığı çalışmada da pulpa dokusunun kırık direncinde önemli bir rol oynadığı sonucuna varılmıştır.

## **2.6. Sonlu Elemanlar Analizi**

Sonlu elemanlar analizi yöntemi, bir yapının çok sayıda sonlu elemana ayrılıp bu elemanların özellikleri göz önünde bulundurularak yapının genel özelliklerinin belirlenmesine dayanan matematiksel bir modelleme tekniğidir. İlk olarak mühendislik

alanlarında kullanıma girmiştir. Bu yöntem ile bilgisayar ortamında modellenen bir yapı sanki etki altındaymış gibi incelenebilmektedir. Diş hekimliği alanında tedavi sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin diş ve çene yapıları üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerilimler, bu gerilme ve gerilimlerin yoğunlaştığı bölgeler stres analiz yöntemleri ile incelenebilmektedir.

Stres analiz yöntemlerinde bilinmesi gereken bazı terimler şöyledir:

- Gerilim (stres): Yüzeğe dağılmış haldeki kuvvetin birim alandaki şiddetidir. Birimi Paskal ( $N/m^2$ ) dır. Aynı doğrultuda ters yönde iki kuvvetin cisim üzerinde meydana getirdiği strese çekme ya da uzama stresi (*tensile stress*) denir. Aynı doğrultuda aynı yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu strese ise sıkışma (basma) stresi (*compressive stress*) adı verilir. Birbirine paralel fakat zıt yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan stres ise makaslama (kayma) stresidir (*shear stress*).
- Gerilme (birim deformasyon (*strain*)): Kuvvet altındaki cismin zaman içerisinde boyutlarında meydana gelen değişimdir. Gerilim ve gerilme birbirinden farklı tanımlardır. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken gerilme sadece bir büyüklüktür.
- Elastik sınır: Kalıcı şekil değişikliği (plastik deformasyon) olmadan materyalin dayanabileceği en yüksek gerilimdir.
- Elastiklik modülüsü (Young modülüsü): Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı olan direncinin ölçüsüdür. Stresin gerilmeye oranıdır. Elastisite modülü materyalin sertliği ile doğru orantılıdır.
- Poisson oranı: Elastik sınır içerisinde cisme uygulana kuvvet sonucunda cismin eninde meydana gelen boyut değişiminin boyunda meydana gelen boyut değişimine oranıdır.
- Yorulma: Cisim üzerine kopma kuvvetinin altında defalarca stres uygulandığında yapıda bozulmalar meydana gelir. Bu duruma yorulma denir. Başlangıçta cismin iç yapısında küçük çatlaklar oluşur, uygulanan stres devam ettikçe bu çatlaklar büyür ve deformasyon meydana gelir.
- Von Mises stresi: Materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. Stres analizi sonucunda elde edilen sonuçlar Von Mises kriterlerine göre yapılır.



Diş hekimliğinde kullanılmakta olan stres dağılımı belirleme yöntemleri ise şöyledir:

- i. Gerilim ölçer analiz yöntemi  
Yük altındaki yapılarda meydana gelen doğrusal şekil değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, kalibrasyonu yapılmış elektriksel direnç elemanları ile stres altındaki boyut değişiklikleri incelenir. İncelenen yapıda deformasyon meydana geldiğinde elektrik direncinde bir değişim gözlemlenir.
- ii. Fotoelastik analiz yöntemi  
İncelenmek istenen yapının fotoelastik özelliği olan bir modeli yapılır. Bu model, belirli kuvvet altında iken polariskop adı verilen alet ile polarize ışık altında incelenir ve fotoğraflanır.
- iii. Holografik interferometre ile analiz yöntemi (lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi)  
İncelenmek istenen yapının üç boyutlu hologramı oluşturulur. Kuvvet uygulandıktan sonraki hologram görüntüsü ile ilk hologram görüntüsü karşılaştırılır ve kaydedilir.
- iv. Kırılma vernikle kaplama yöntemi  
Özel vernik, incelenecek yapının üzerine ince bir katman halinde uygulanır ve fırınlanır. Daha sonra yapıya kuvvet uygulanır ve vernikte meydana gelen çatlaklar incelenir.
- v. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi  
Sonlu elemanlar analizi yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak endüstrisinde kullanılmış olup günümüzde mühendislik dallarında sıklıkla kullanılmaya devam edilmektedir. Bu yöntemde incelenmek istenen yapı, bilgisayarda sonlu sayıdaki alt bölümlere ve elemanlara bölünerek incelenir. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) adı verilir. Düğüm noktalarının ve elemanların birleşmesiyle de ağ yapısı (mesh) oluşturulur. Ağ yapının oluşturulmasını takiben sınır şartları (*boundary conditions*) belirlenir. Sınır şartları cismin nereden sabitlendiğinin ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir.

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için ilk olarak kullanıcak tüm malzemelerin bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesi gerekmektedir.

Matematiksel modellemenin yapılmasından sonra materyalin özelliklerini belirleyen Poisson Oranı ve elastiklik modülüsü (Young modülüsü) değerleri bilgisayar programına girilir. Uygulanan kuvvet sonrasında da her bir elemandaki stres, gerilim, konum değişiklikleri analiz sonucunda belirlenir.

İki ve üç boyutlu olmak üzere iki çeşit sonlu elemanlar stres analizi yöntemi vardır. İki boyutlu yöntemde derinlik boyunca oluşan değişimler incelenemez. Üç boyutlu yöntemde ise her yönde oluşan değişimler incelenebilmektedir. Sonlu elemanlar analizi yönteminin avantajları şunlardır:

- Geometrik açıdan karmaşık olan yapılar incelenebilir.
- Modeller ve uygulanan kuvvetler değiştirilerek analiz defalarca tekrarlanabilir.
- Gerilme, gerilim ve yer değiştirmeler etkin bir şekilde hesaplanabilir.
- Farklı materyaller aynı model üzerinde incelenerek karşılaştırma yapılabilir.
- Oluşturulan model, cismin fiziksel özelliklerini yansıtır.
- Farklı yüzeyler arasındaki temaslar gerçeğe yakın bir şekilde oluşturulabilir.
- Isı transferi, manyetik alan, gerilme analizi gibi bir çok alanda kullanılabilir.

Endodonti alanında sonlu elemanlar analizi 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Bu alanda en çok araştırılan konular kanal aletlerinin kullanım sırasında köke uyguladığı kuvvetler, kanal aletlerinin dayanıklılığı, kök kanal dolgu yöntemlerinde oluşan sıcaklık değişimleri, kanal eğiminin strese etkisi ve endodontik tedavi sonrası kronal restorasyonlarda stres dağılımları olmuştur.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

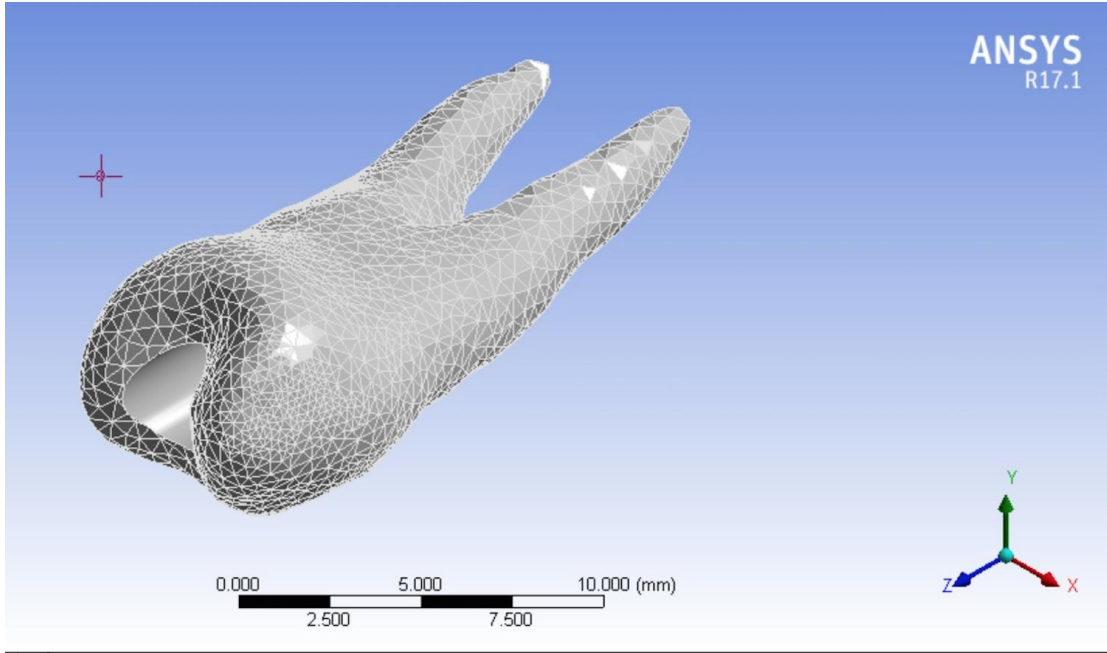
Çalışmamızın amacı kök kanal şekillendirmesi yapılırken kök kanal duvarları ve kullanılan NiTi döner aletler üzerinde oluşan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesidir. Kanal tedavisi sonrası kök kırıklarının en çok karşılaşıldığı diş grubu olan üst küçük azı dişinin beş farklı özellikteki NiTi döner alet sistemi ile şekillendirmesi sırasında meydana gelen stresler incelenmiştir. Çalışmamızın aşamaları şu şekildedir:

1. İki köklü üst küçük azı dişinin bilgisayarlı tomografi ile dicom formatında görüntüsünün alınması
2. Elde edilen dicom formatındaki görüntünün stl formatına dönüştürülmesi
3. stl formatındaki görüntünün sonlu elemanlar analizini yöntemine uygun olacak şekilde modellenmesi
4. Periodontal ligament ve alveol kemiğinin modellenmesi
5. NiTi döner alet sistemlerinin bilgisayar ortamında modellenmeleri
6. Sonlu elemanlar analizi programı ile şekillendirme işlemlerinin benzetiminin yapılması
7. NiTi aletler diş üzerinde klinik şartlarda çalışıyormuş gibi şekillendirme işlemlerinin yapılması ve meydana gelen streslerin belirlenmesi

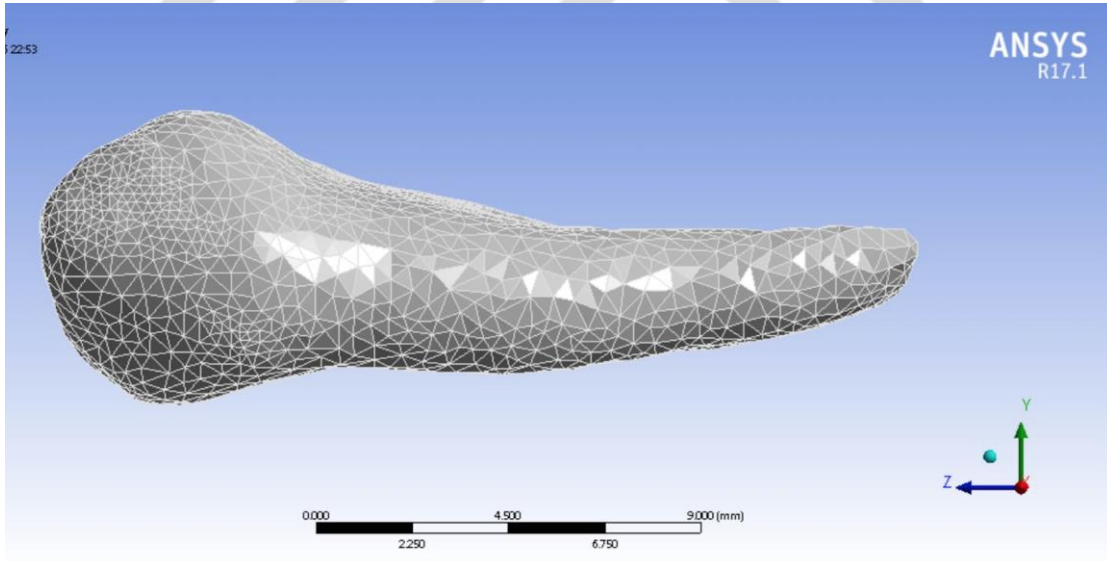
#### 3.1. Dişin Modellenmesi

Üst küçük azı dişinin matematiksel modelinin hazırlanabilmesi için ilk olarak üç boyutlu bilgisayarlı tomografi görüntüsü alınmıştır. Elde edilen görüntü dicom formatında olup matematiksel modelleme yapılabilmesi için uygun değildir. Bu sebeple 3D Slicer programı ile dicom formatındaki görüntü stl formatına çevrilmiştir (Şekil 3-1, Şekil 3-2, Şekil 3-3). Kabuk görüntüyü oluşturan bu stl formatındaki görüntü Adobe Meshmixer programı ile netleştirilmiştir. Elde edilen bu son net görüntü ANSYS 17.1 programına aktarılıp bu programda sonlu elemanlara bölünmüştür (Şekil 3-4, Şekil 3-5). Elimizdeki sonlu elemanlı küçük azı dişi 82872 eleman ve 16488 node'dan oluşmaktadır. Elemanlar dişin iç yüzeyinde daha küçük belirlenmiştir (Şekil 3-6). Bunun sebebi eleman büyüklüğü azaldıkça elde edebileceğimiz bilginin artacak olmasıdır. Dişin iç çeperindeki elemanların büyüklüğü 0.2mm iken dış çeperindeki

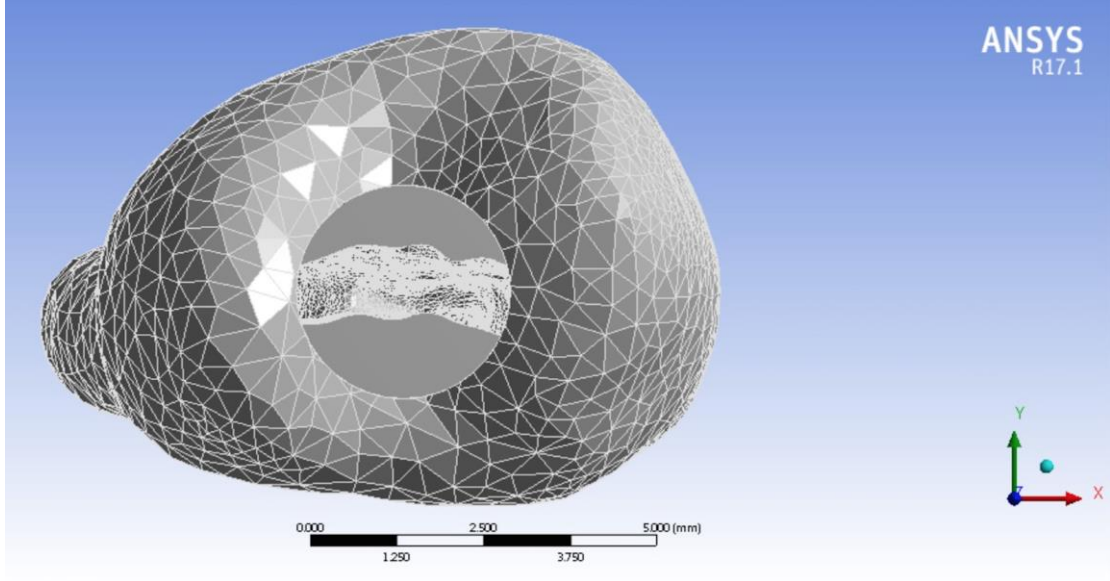
elemanların büyüklüğü 0.8mm dir. Meshleme işlemi yapılırken program üzerinde patch independent uygulaması seçilmiştir.



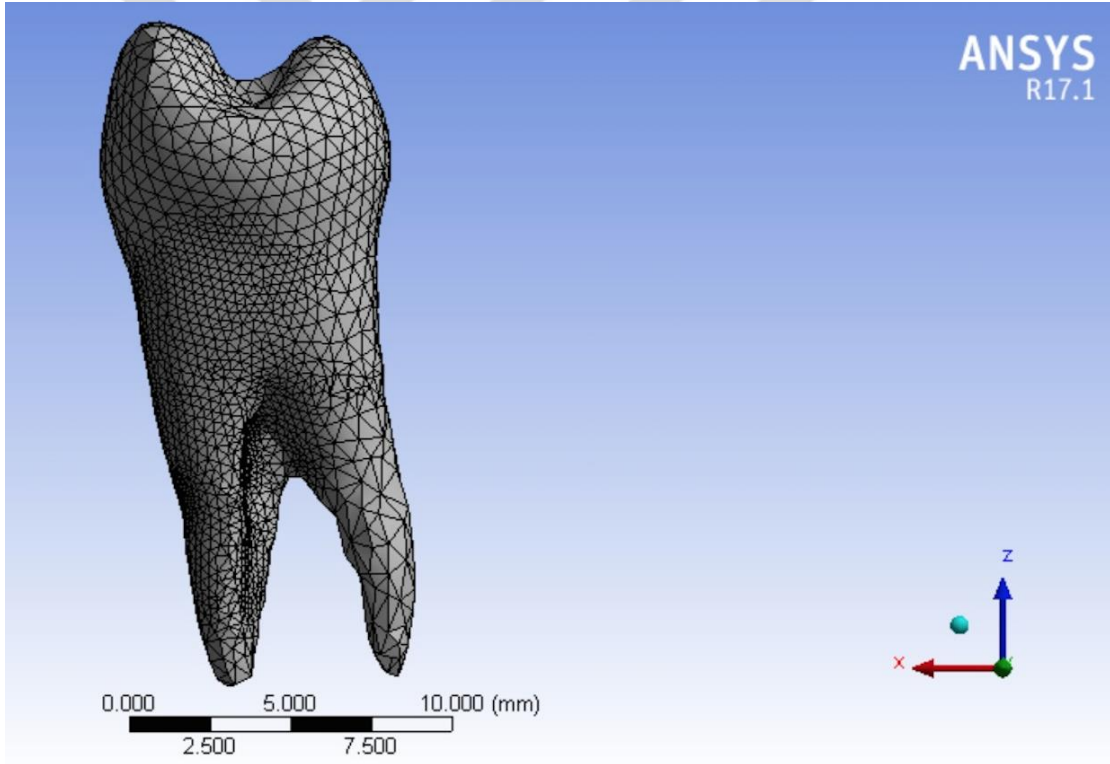
**Şekil 3-1: Dişin stl formatındaki görüntüsü**



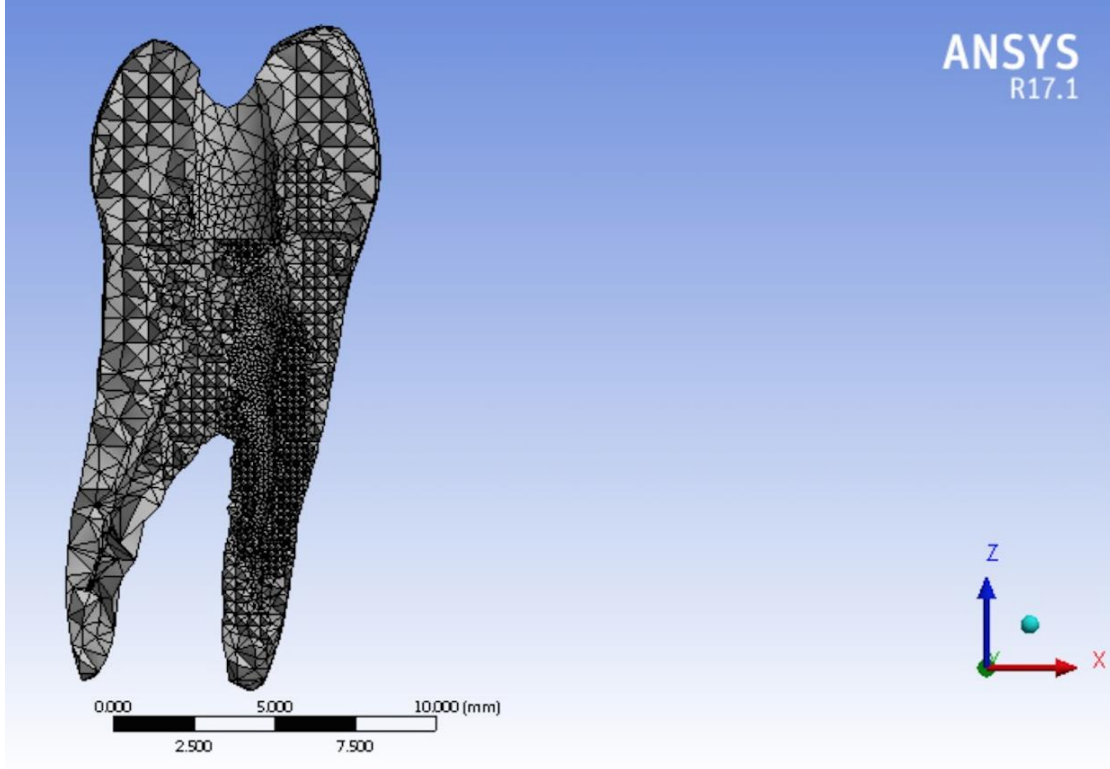
**Şekil 3-2: Dişin stl formatındaki görüntüsü**



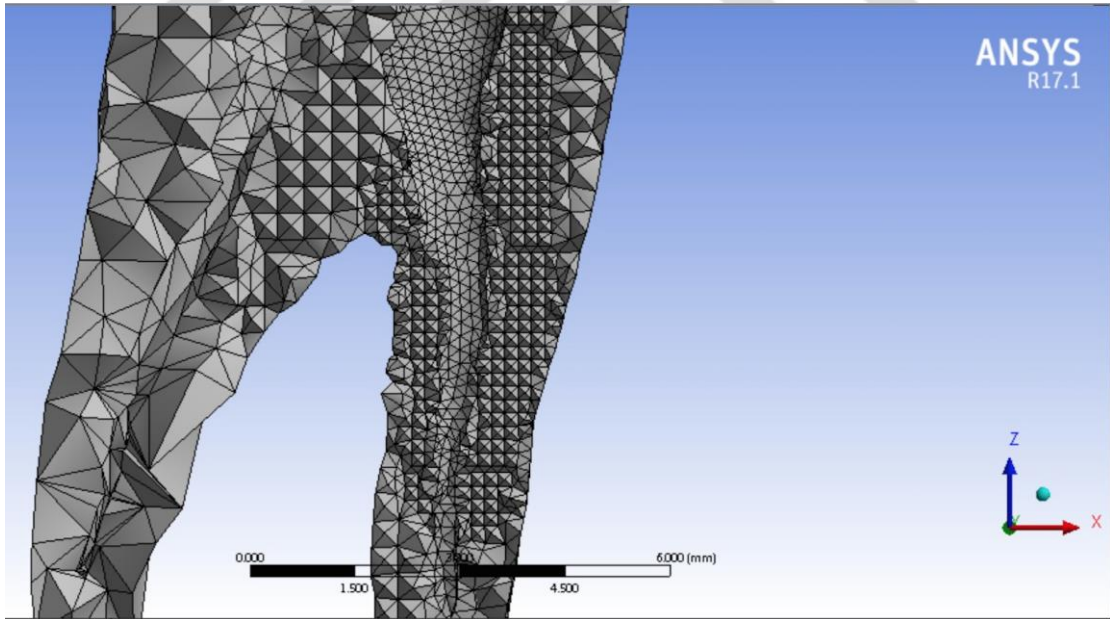
Şekil 3-3: Dişin stl formatındaki görüntüsü



Şekil 3-4: Dişin meshlenmiş görüntüsü



Şekil 3-5: Dişin meshlenmiş halinden dikey kesit



Şekil 3-6: İç çeperdeki eleman boyutlarının daha küçük olduğunun görüntüsü

Mine, dentin ve pulpanın fiziksel özellikleri Tablo 3-1' de gösterildiği biçimde bilgisayar programına girilmiştir (Kampoosiora ve ark. 1994).

**Tablo 3-1: Mine, dentin ve pulpanın fiziksel özellikleri**

	<b>Poisson değeri</b>	<b>Young modülüsü</b>
<b>Mine</b>	84.10 GPa	0.33
<b>Dentin</b>	18.30 GPa	0.31
<b>Pulpa</b>	$2.07 \times 10^{-3}$	0.45

### 3.2. Periodontal Ligament ve Alveol kemiğinin Modellenmesi

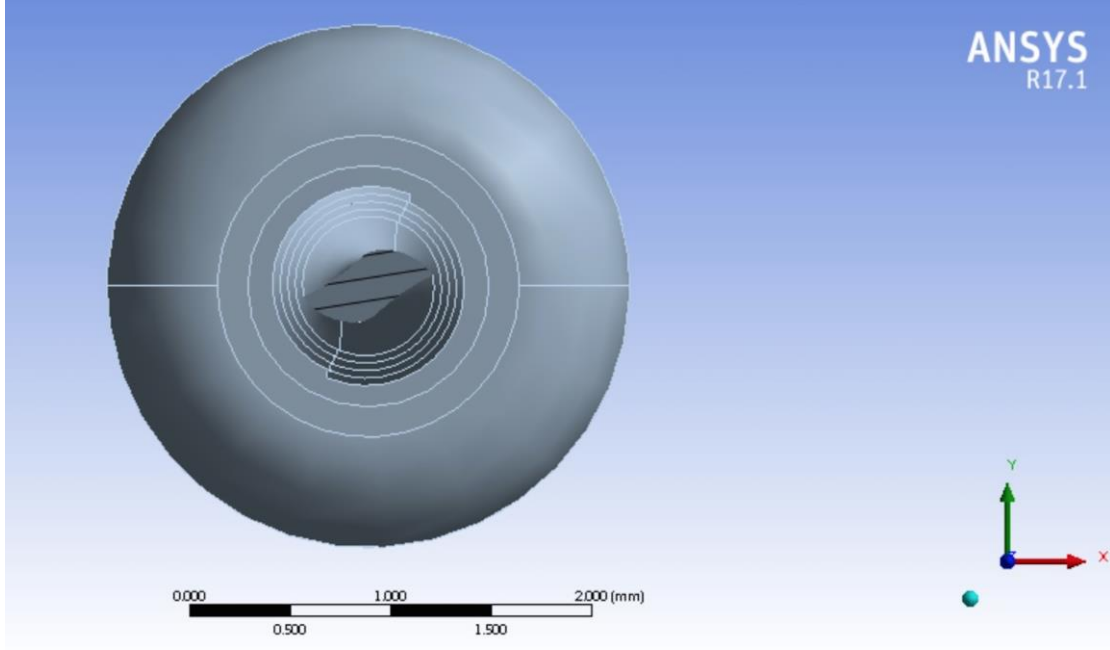
Periodontal ligament ve alveol kemiğinin çizimleri SolidWorks programı ile manuel olarak yapılmış olup ANSYS 17.1 programına aktarılmıştır. Toplam eleman sayıları 103824, node sayıları ise 21630 dur. Bilgisayara girilen periodontal ligament ve alveol kemiği fiziksel özellikleri Tablo 3-2'de gösterilmiştir (Kampoosiora ve ark. 1994).

**Tablo 3-2: Periodontal ligament, kortikal kemik ve spongiöz kemiğin fiziksel özellikleri**

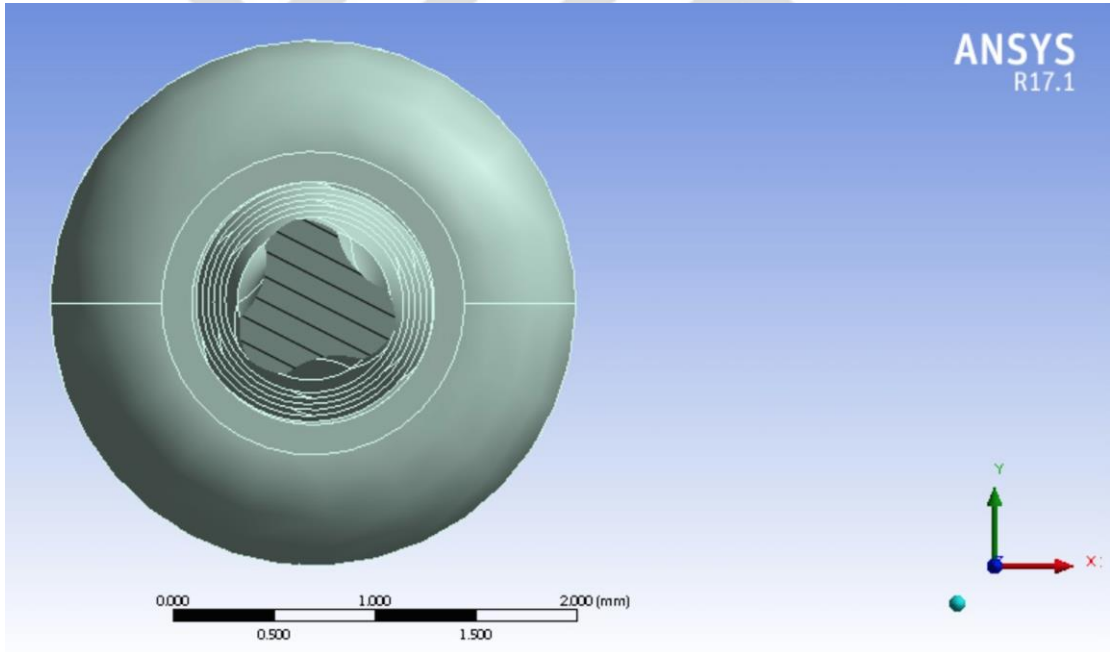
	<b>Poisson değeri</b>	<b>Young modülüsü</b>
<b>Periodontal ligament</b>	$68.90 \times 10^{-3}$ GPa	0.45
<b>Kortikal kemik</b>	10.00 GPa	0.30
<b>Spongiöz kemik</b>	0.25 GPa	0.30

### 3.3. NiTi Aletlerin Modellenmesi

Çalışmamızda kullandığımız aletler kesme açılarındaki, kesitlerindeki, taper açılarındaki ve çalışma sistemlerindeki farklılıklar sebebiyle seçilmiştir (Şekil 3-7, Şekil 3-8, Şekil 3-9, Şekil 3-10, Şekil 3-11). ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre) (PTU), ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre) (PTN), Mtwo (VDW, Munich, Germany) (MT), Hyflex CM (Coltene, Allstatten, Switzerland) (HF) ve LightSpeed LSX (Discus Dental, Culver City, CA, USA) (LS LSX) sistemlerine ait kanal aletlerinin modellemeleri, Catia PLM V5-6R2012 programında yapılmıştır.

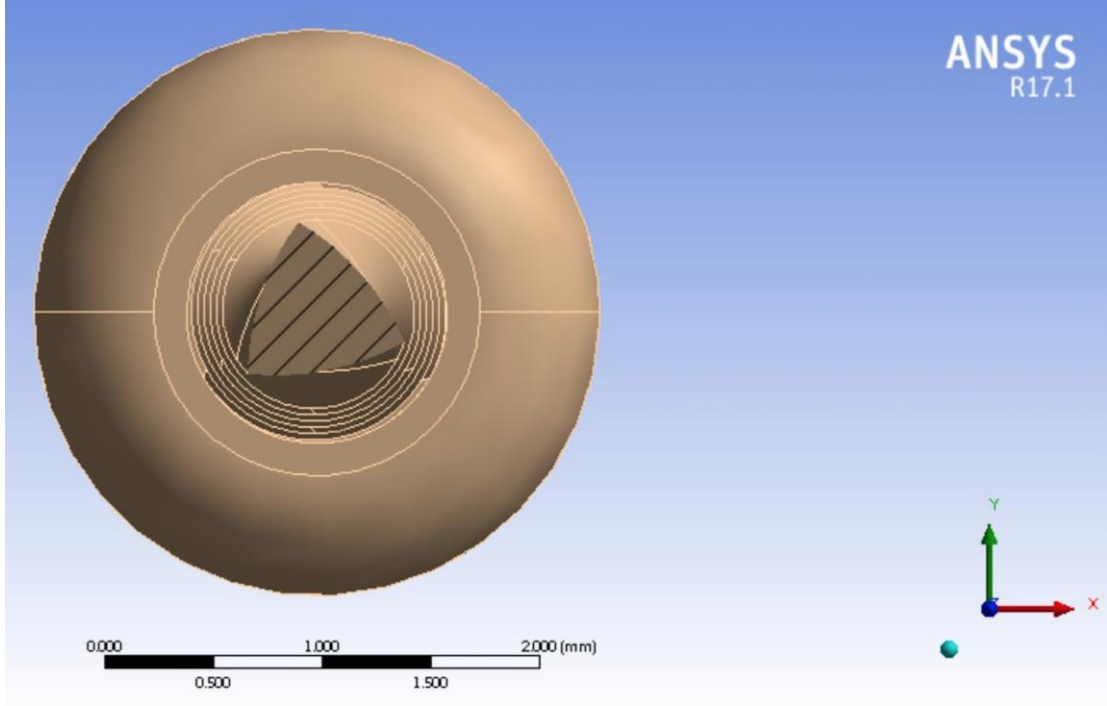


Şekil 3-7: MT döner alet sisteminin enine kesiti

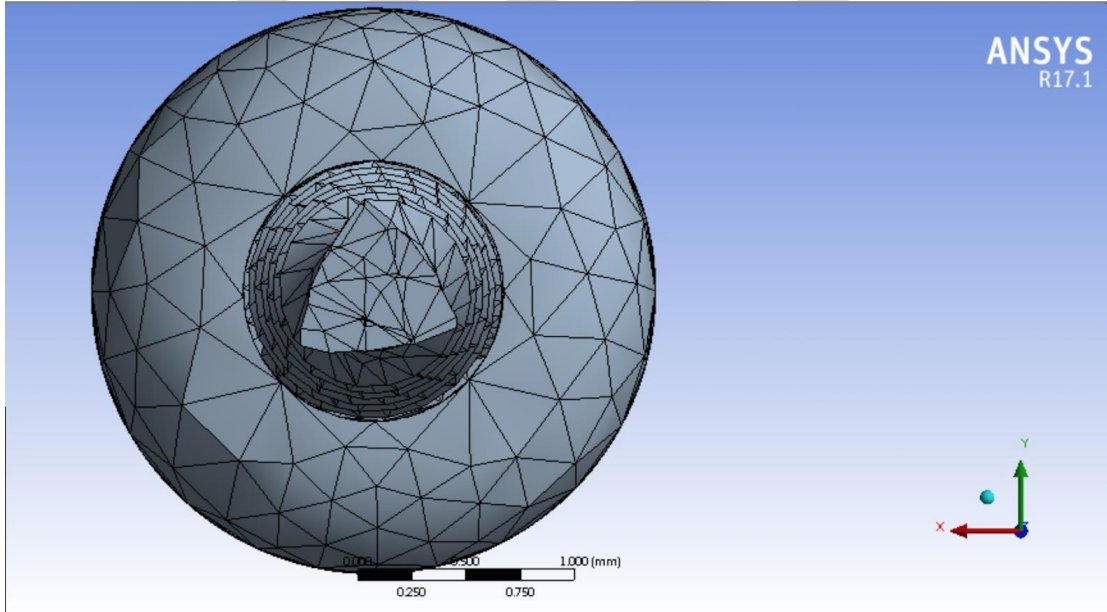


Şekil 3-8: PTU F3 döner aletinin enine kesiti

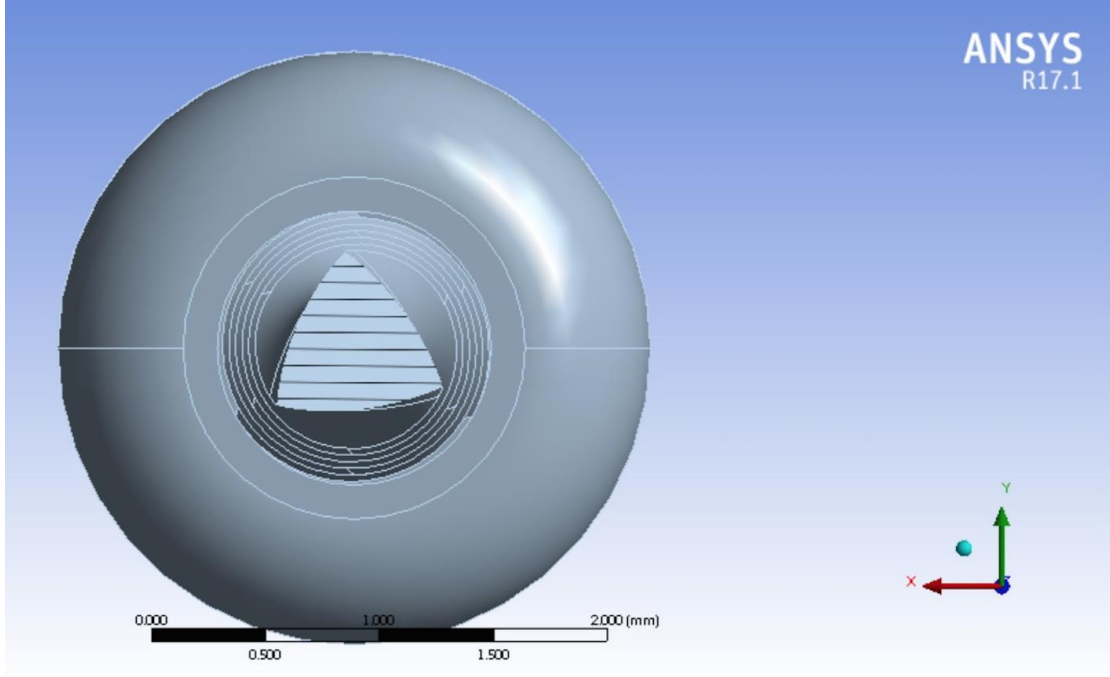




Şekil 3-9: HF döner alet sisteminin enine kesiti



Şekil 3-10: PTU kanal aletlerinin meshlenmiş halinin enine kesiti



**Şekil 3-11: PTU kanal aletlerinin enine kesiti**

Modellemeleri yapılan döner alet sistemlerindeki eğelerin eleman ve node sayıları Tablo 3-3’ de gösterilmiştir.

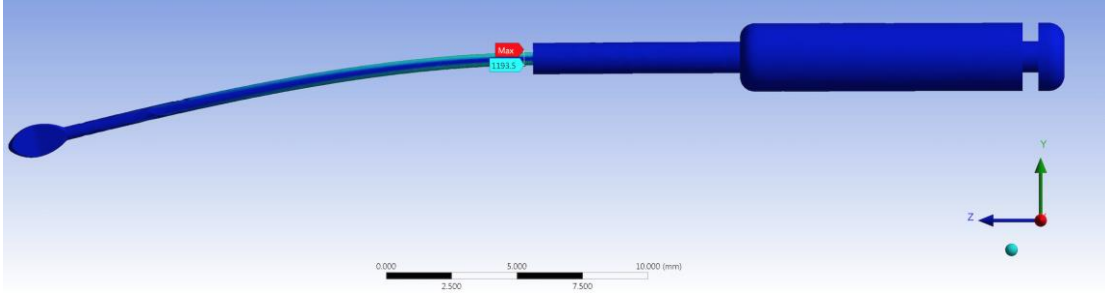
**Tablo 3-3: Döner alet sistemlerindeki eğelerin eleman ve node sayıları**

	<b>Eleman sayısı</b>	<b>Node sayısı</b>
<b>PTU SX</b>	28463	4983
<b>PTU S1</b>	41372	8185
<b>PTU S2</b>	41387	8198
<b>PTU F1</b>	41428	8244
<b>PTU F2</b>	41673	8387
<b>PTU F3</b>	41894	8463
<b>PTN X1</b>	41438	8256
<b>PTN X2</b>	41634	8378

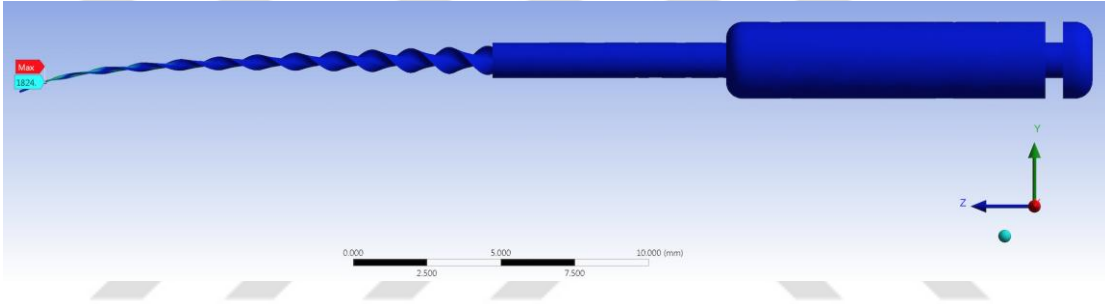
<b>PTN X3</b>	41734	8444
<b>MT 10/04</b>	41365	8145
<b>MT 15/05</b>	41373	8183
<b>MT 20/06</b>	41473	8303
<b>MT 25/06</b>	41634	8346
<b>MT 30/05</b>	41723	8405
<b>HF 08/25</b>	29564	4994
<b>HF 04/20</b>	41753	8396
<b>HF 04/25</b>	41543	8342
<b>HF 06/20</b>	41763	8453
<b>HF 04/30</b>	41628	8340
<b>LS LSX 20</b>	9342	1668
<b>LS LSX 25</b>	9356	1672
<b>LS LSX 30</b>	9363	1675
<b>LS LSX 35</b>	9368	1679
<b>LS LSX 40</b>	9371	1682
<b>LS LSX 45</b>	9378	1683
<b>LS LSX 50</b>	9380	1688
<b>LS LSX 55</b>	9384	1691

Meshleme işlemi sırasında programdan patch conforming uygulaması seçilmiş olup tetrahedral elemanlar ile meshlenmiştir.

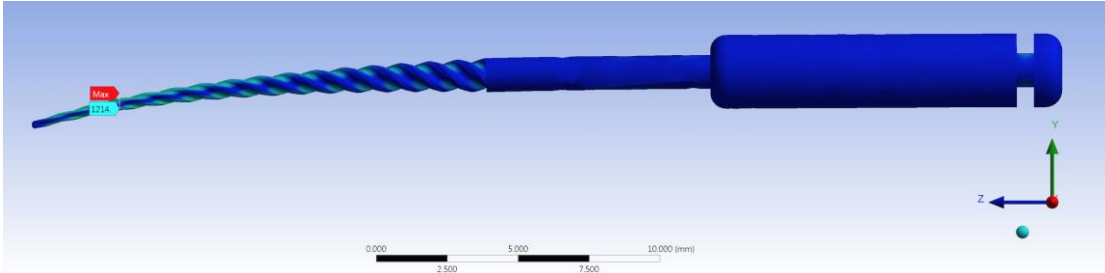
Modelleme ve meshleme işlemleri yapılan eğelerin resimleri, Şekil 3-12, Şekil 3-13, Şekil 3-14, Şekil 3-15, Şekil 3-16, Şekil 3-17 ve Şekil 3-18 de gösterilmiştir.



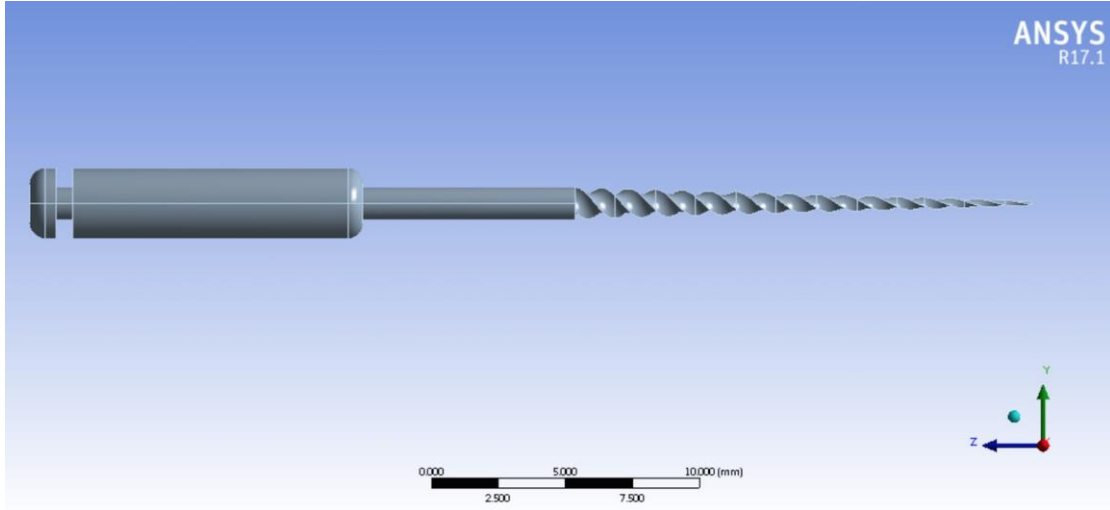
**Şekil 3-12: LS LSX kanal aleti model görüntüsü**



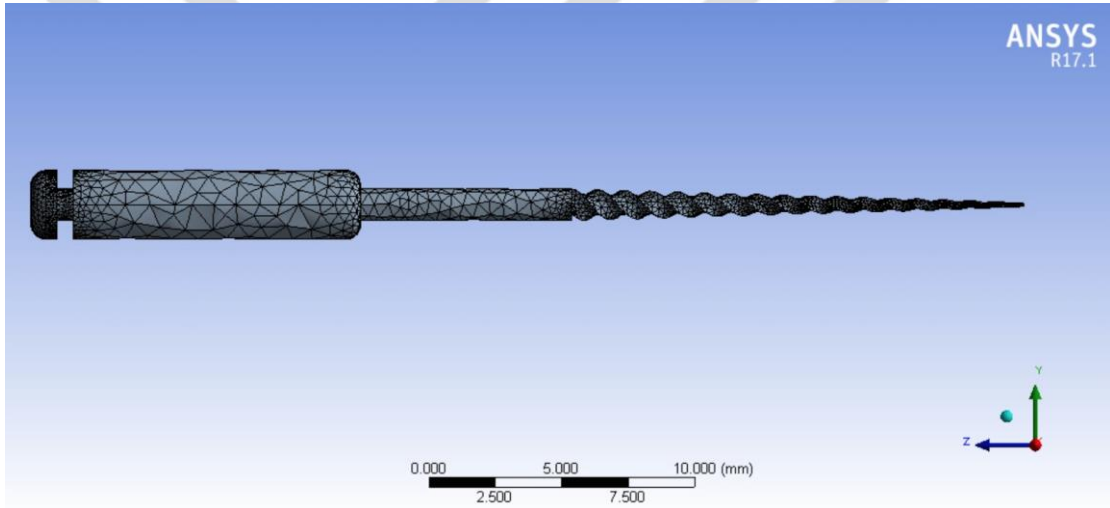
**Şekil 3-13: MT kanal aleti model görüntüsü**



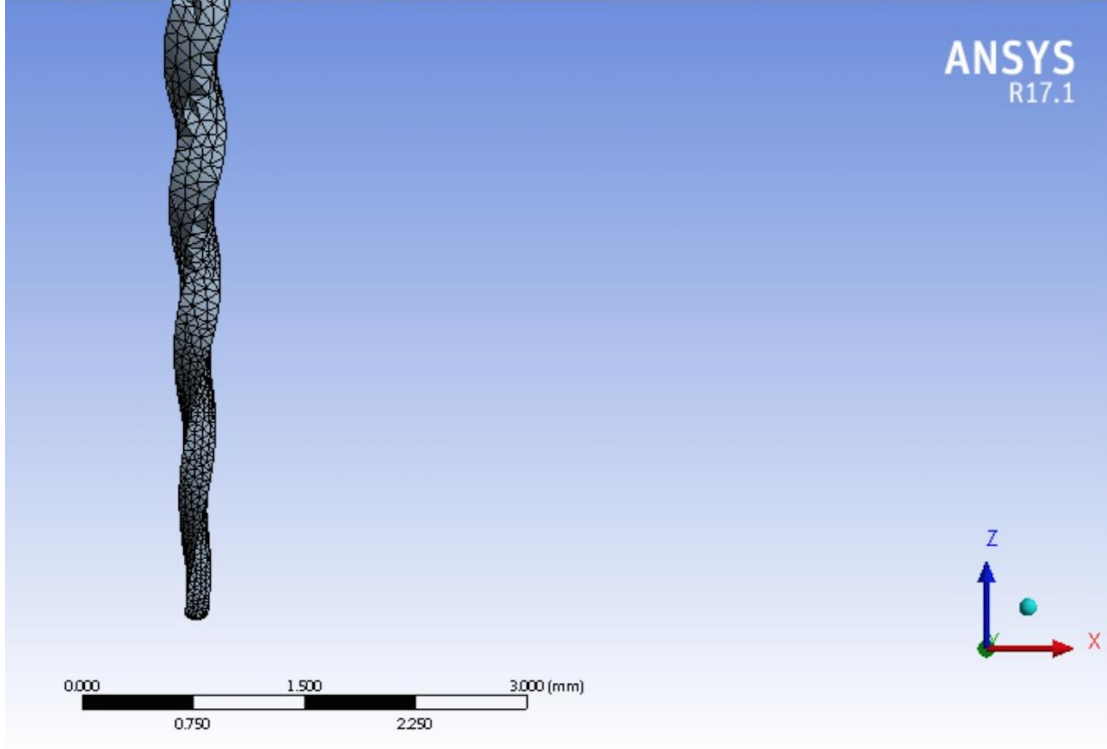
**Şekil 3-14: HF kanal aleti model görüntüsü**



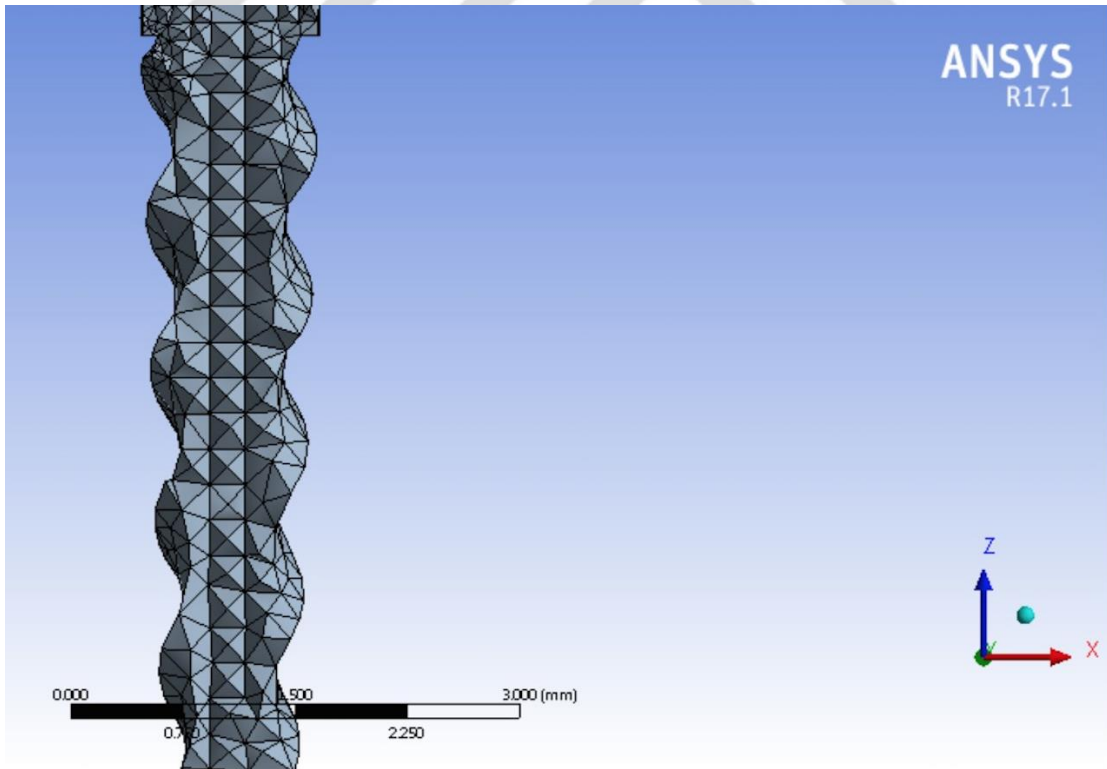
Şekil 3-15: PTU kanal aletinin model görüntüsü



Şekil 3-16: PTU kanal aletinin meshlenmiş halinin görüntüsü



Şekil 3-17: PTN kanal aletinin meshlenmiş görüntüsü



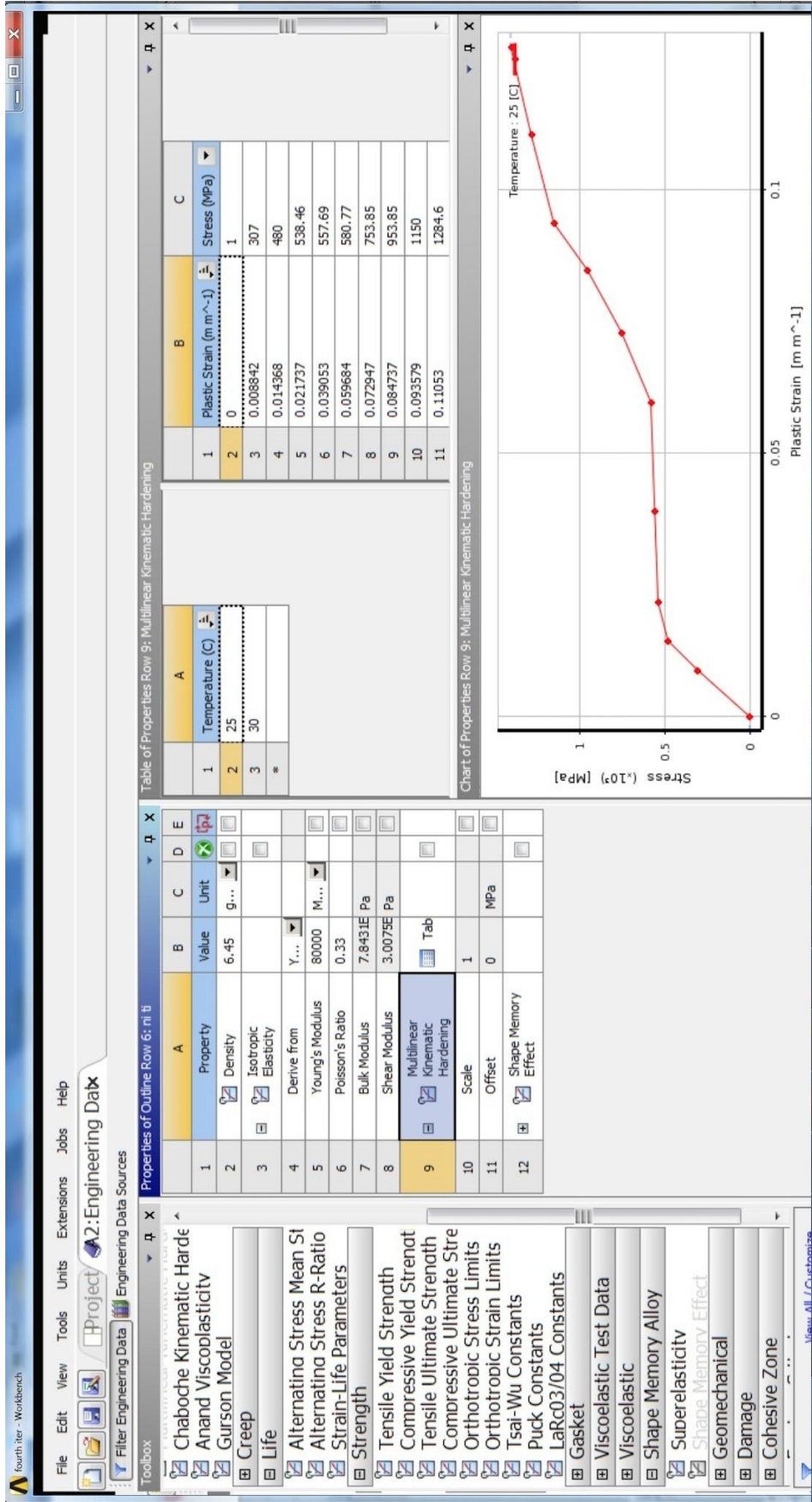
Şekil 3-18: Meshlenmiş kanal aletinin yakından görüntüsü

Çalışmada kullanılan döner alet sistemlerinin fiziksel özellikleri Tablo 3-4'te gösterilmiştir (Gao ve ark 2011).

**Tablo 3-4: Döner alet sistemlerinin fiziksel özellikleri**

<b>Östenit faz Young modülüsü</b>	50 GPa
<b>Martensitik faz Young modulus</b>	34 GPa
<b>Östenit fazdan martensitik faza Poisson değeri</b>	0.3
<b>Östenit fazdan martensitik faza başlangıç stresi</b>	500 MPa
<b>Östenit fazdan martensitik faza final stresi</b>	600 MPa
<b>Martensitik fazdan östenit faza başlangıç stresi</b>	300 MPa
<b>Martensitik fazdan östenit faza final stresi</b>	200 MPa

Program içerisindeki uygulamalardan malzeme özellikleri seçilip veriler girilmiştir (Şekil 3-19).

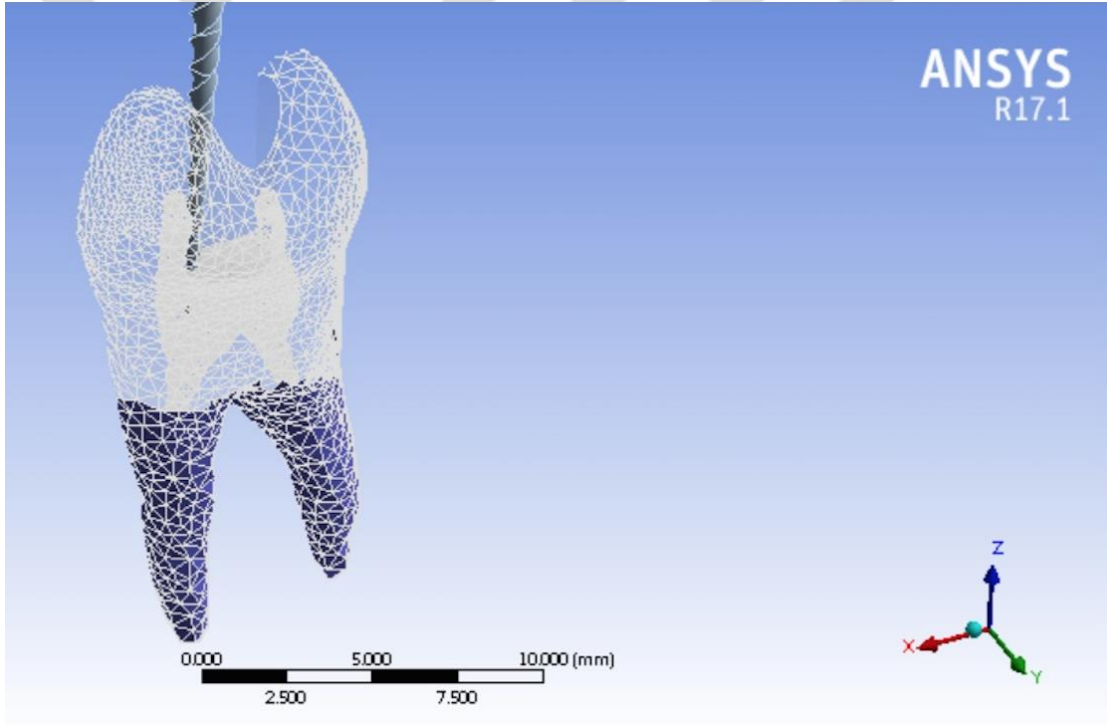


Şekil 3-19: Programa malzeme özelliklerinin girilmesi



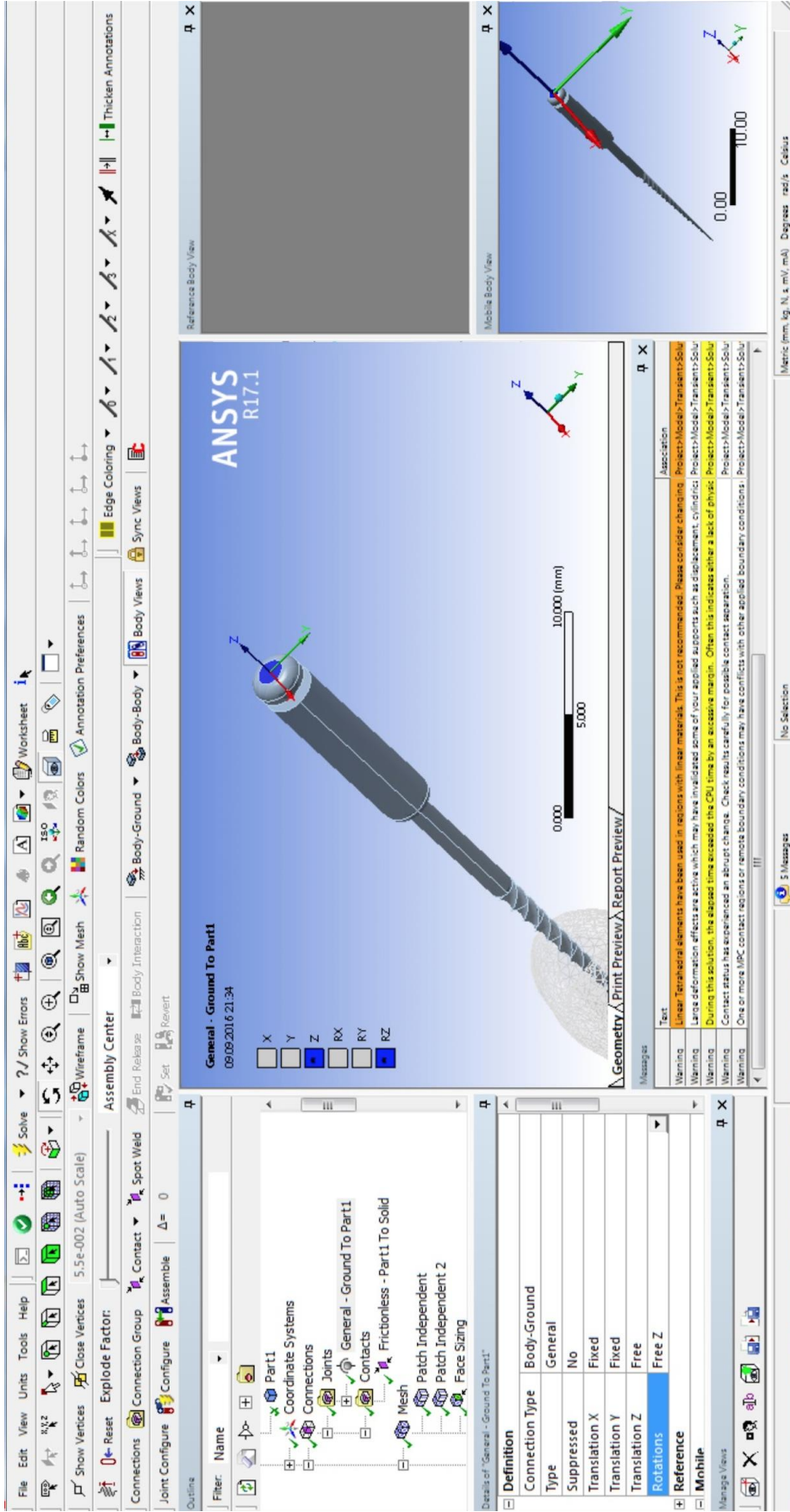
### 3.4. Şekillendirme İşlemlerinin Modellenmesi

Şekillendirme işlemlerine başlanmadan önce modellenmesi yapılan dişin ve döner alet sistemlerinin sınır şartları belirlenmiştir. Ardından temas şartları oluşturulmuştur. Temas olarak frictional temas seçeneği ve asimetric davranış seçilmiştir. Bunun sebebi ise kanal aleti kanal içerisinde ilerlerken sürtünme ile yoluna devam etmektedir. Eğer frictionless seçmiş olsaydık kesme işlemi yapmadan sanki sürtünmesiz bir ortamda ilerliyormuş gibi bir hareket yapardı. Asimetric davranışı seçmemizin sebebi ise şekillendirme yaptığımız dişin alveol kemiği içerisinde sabit olup kanal aletlerinin hareketli olmasıdır. Sınır şartları Resim 3-20’de gösterilmiştir. Mavi görünen bölge sınır olarak sabit belirlenmiş olup dişin kemik içerisindeki bölümüdür. Daha net görülebilmesi için kemik şeffaflaştırılmıştır.

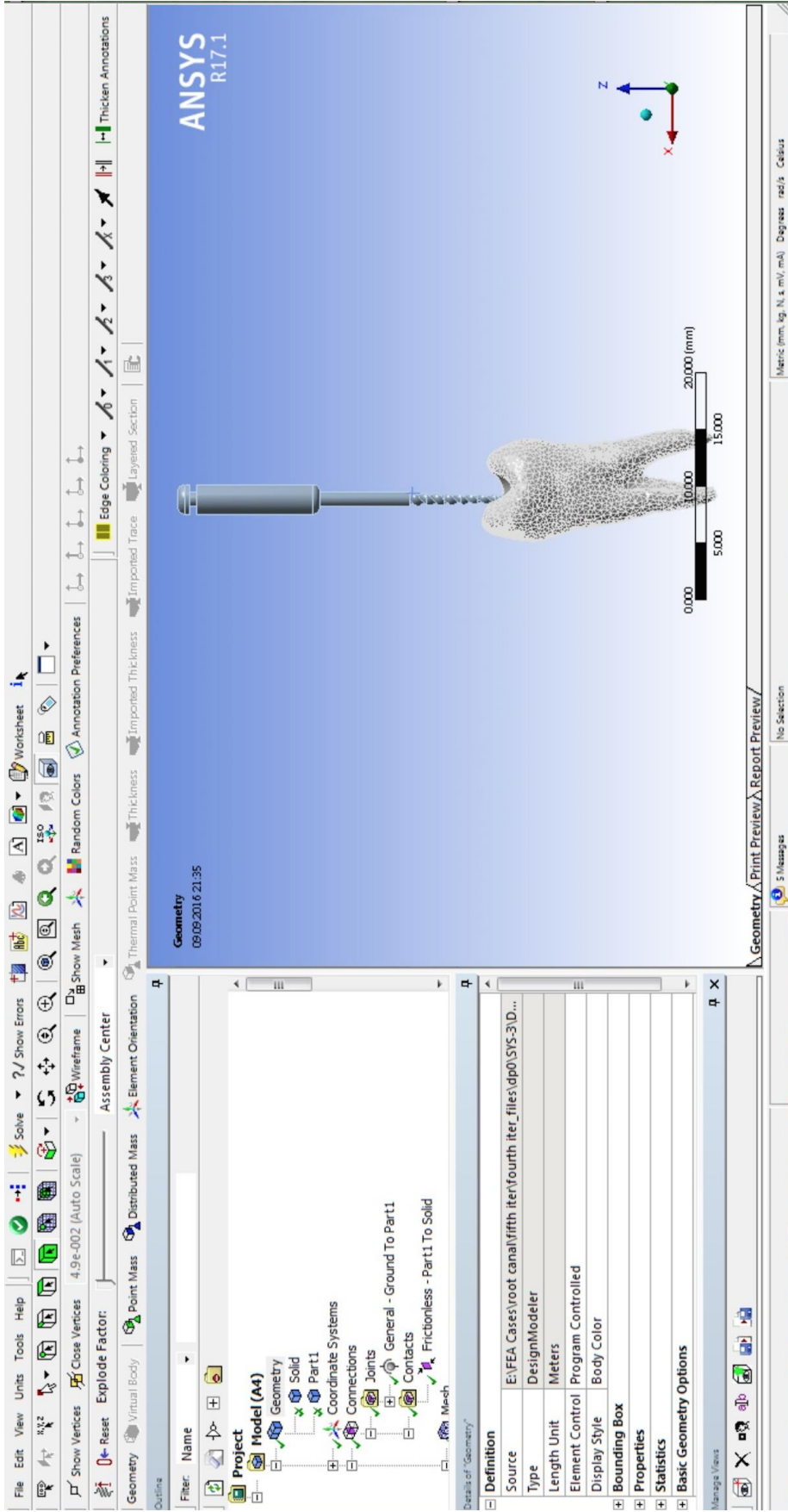


Şekil 3-20: Sınır bölge

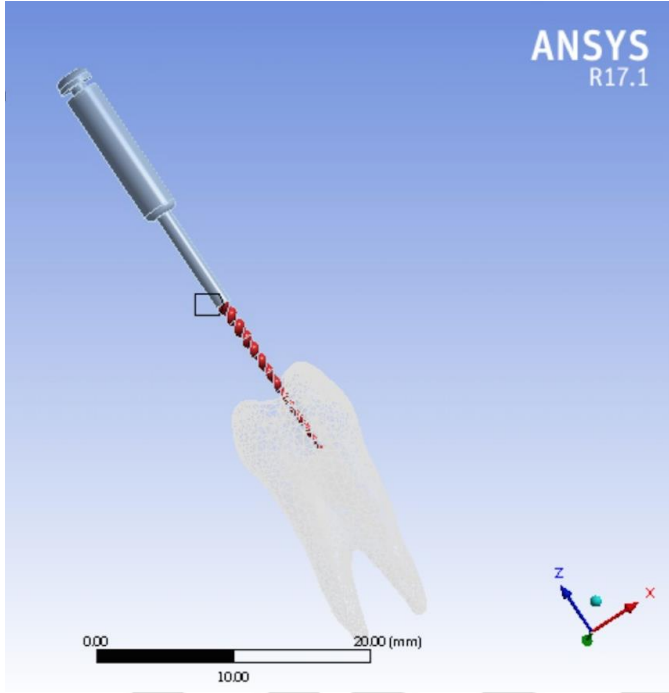
Toplamda altı adet sınır serbestlik derecesi vardır. Bunlar x ekseninde dönme ve ilerleme, y ekseninde dönme ve ilerleme, z ekseninde dönme ve ilerleme şeklindedir. Kanal aletlerine sınır şartı olarak ise z ekseninde dönme ve ilerleme hareketi verilmiştir (Şekil 3-21, Şekil 3-22, Şekil 3-23).



Şekil 3-21: Kanal aletinin z eksenindeki sınır koşulları

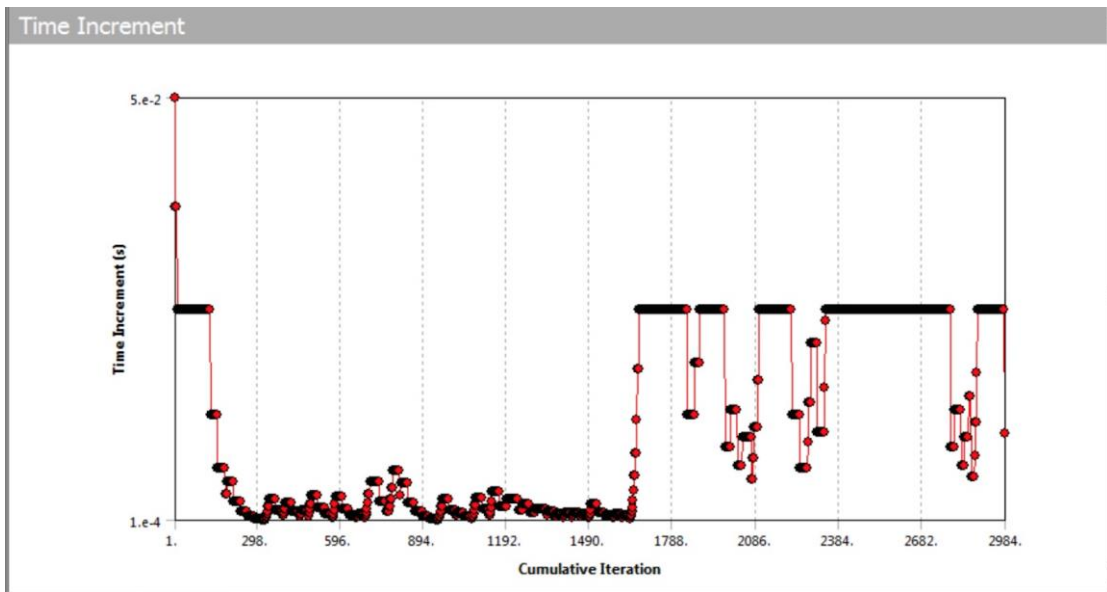


Şekil 3-22: Kanal aletinin z ekseninde dönme ve ilerleme hareketi



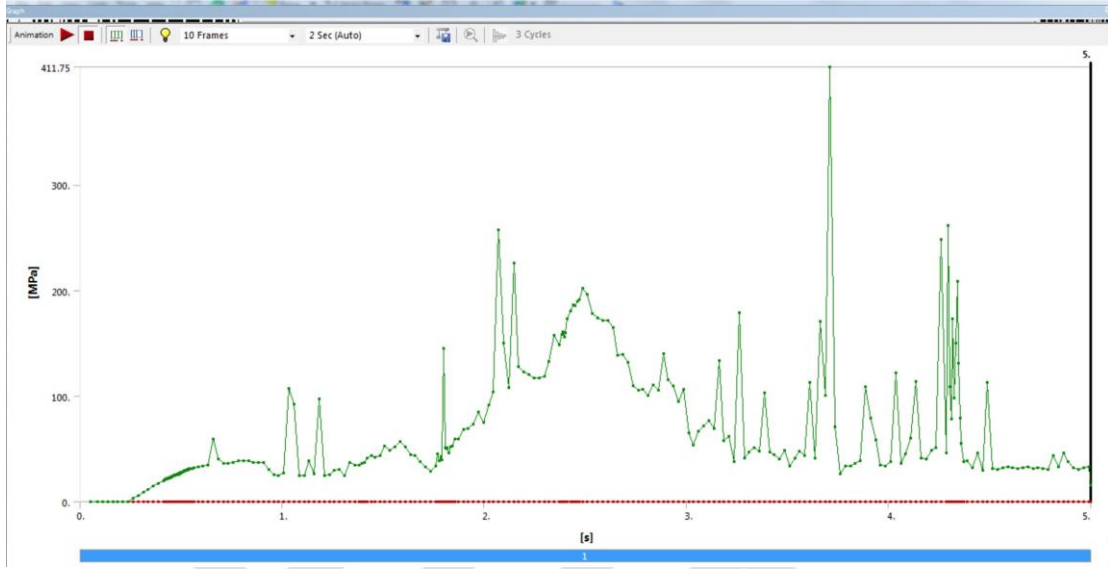
**Şekil 3-23: Kanal aletinin z ekseninde dönme ve ilerleme hareketi**

Elde edilen sonuçların gerçeğe yakın olması için non lineer çalışma yapılmıştır. Non lineer çalışmada, yapılan matematiksel işlemde bir hata olduğunda o işlem tekrarlanır ve en az hata payı elde edilene kadar bu işlem devam eder. Matematiksel hata azaldığında daha hızlı adımlarla işlemler devam eder. Buna 'zaman adımı' ismi verilmektedir. Hatanın arttığı durumlarda daha küçük adımlarla işlem tekrarlanır (Şekil 3-24).



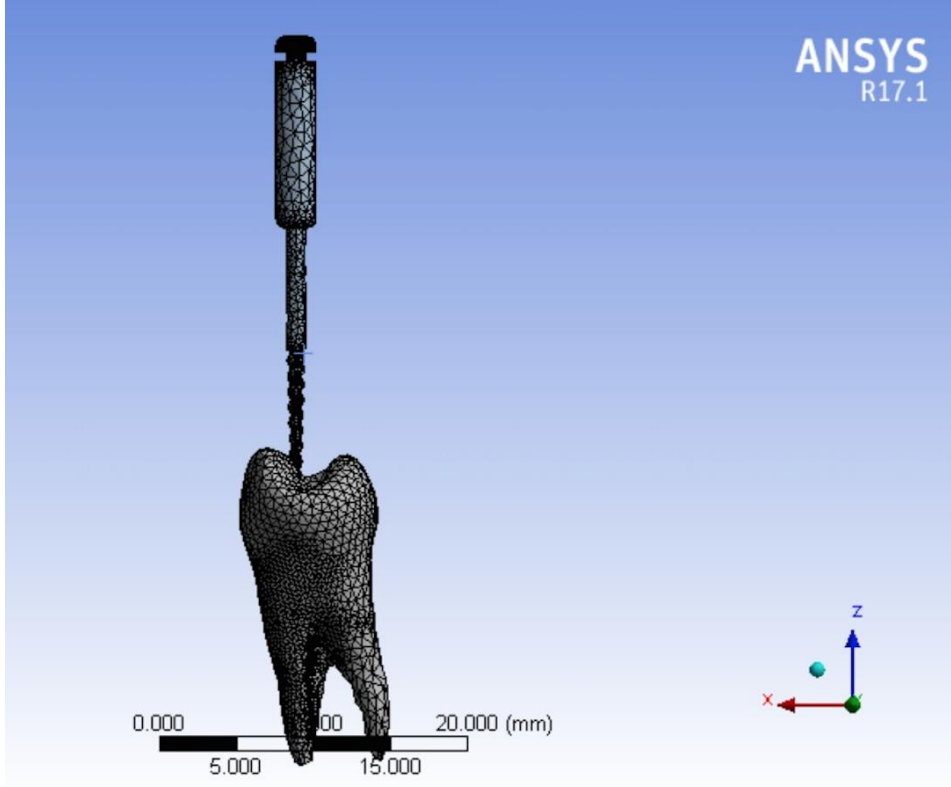
**Şekil 3-24: Zaman aralıklarında programın attığı adımlar**

Şekil 3-25'te saniye başına gerilme eğrisi gösterilmiştir. Gerilmenin aniden arttığı zaman aralıkları sonrası matematiksel hata olma ihtimaline karşın programın daha küçük adımlarla ilerlediği görülmektedir.

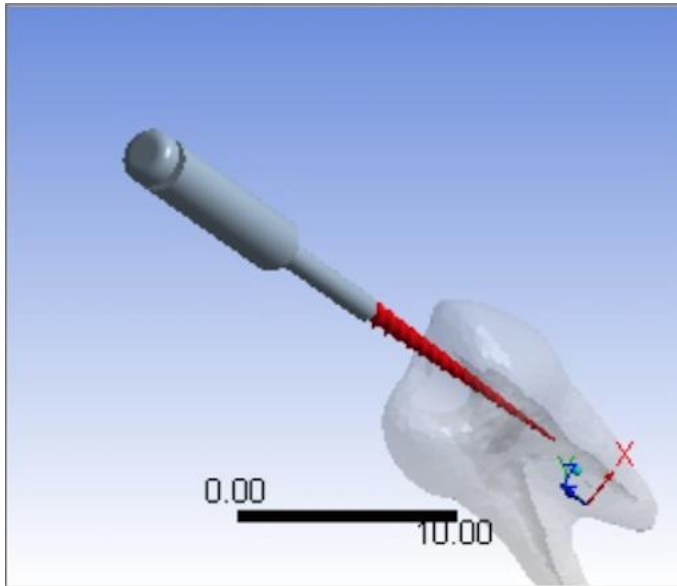


Şekil 3-25: Saniye başına stres değerleri

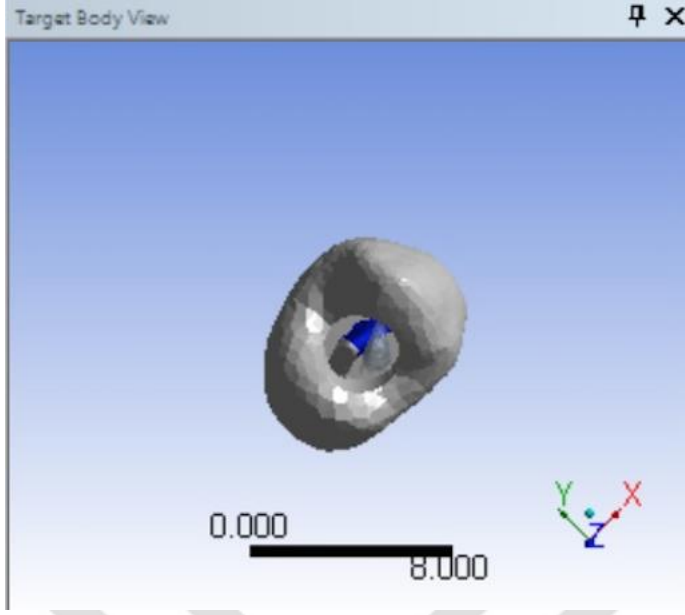
Şekillendirme işlemleri sırasında kanal aleti ve diş arasındaki ilişki Şekil 3-26, Şekil 3-27, Şekil 3-28, Şekil 3-29’da gösterilmiştir.



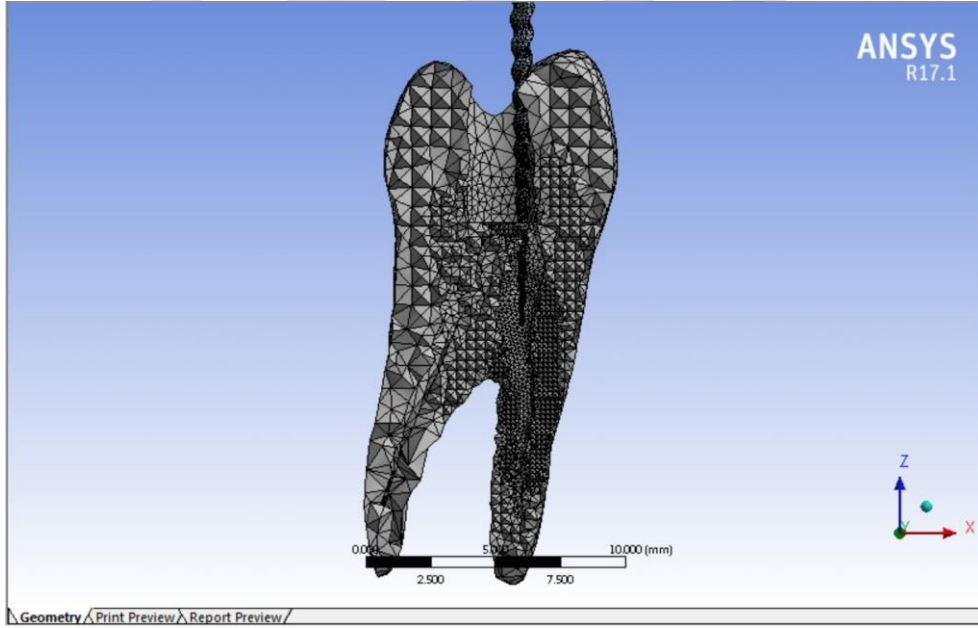
**Şekil 3-26: Kanal aletinin diş içerisine girişi**



**Şekil 3-27: Şeffaflaştırma ile kanal aletinin diş içerisindeki daha net görüntüsü**



**Şekil 3-28: Oklüzalden görünüm**



**Şekil 3-29: Meshlenmiş kanal aleti ve dişin görüntüsü**

Yaptığımız çalışmada her kanal aletinin diş üzerindeki şekillendirme işlemi ortalama olarak 153106 saniyede (42 saat) yapılmış ve 2984 adımda çözülmüştür. Bu işlemler sırasında 8GB bilgi transferi yapılmış olup 8 işlemci bir bilgisayar kullanılmıştır.

Şekillendirme benzetimi sonrası meydana gelen stres değerleri, kanal aleti için üç ayrı bölümde ortalama olarak hesaplanmıştır. Kanal aleti uzunluğu boyunca, kuronal,

orta ve apikal üçte birlik dilimler halinde incelenmiş ve her mm için stres değerlerinin ortalaması hesaplanmıştır.



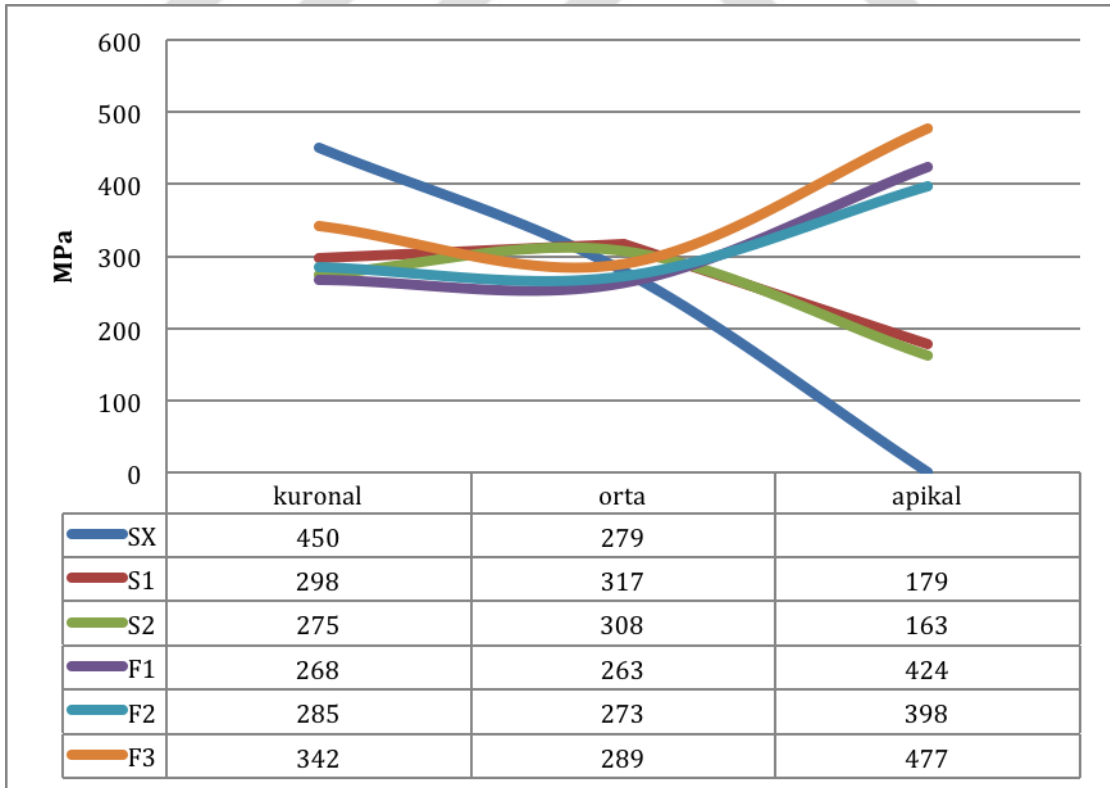


## 4. BULGULAR

Çalışmamızda ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), Mtwo (VDW, Munich, Germany), Hyflex CM (Coltene, Allstatten, Switzerland) ve LightSpeed LSX (Discus Dental, Culver City, CA, USA) döner alet sistemleri ile üst küçük azı dişinin bukkal kökünde şekillendirme yapılırken oluşan streslerin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile benzetimi yapılmış ve incelenmiştir. Döner alet sistemleri üretici firmaların önerdiği tork ve dönme hızı değerlerinde kullanılmıştır.

### 4.1. ProTaper Universal Döner Alet Sistemi

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda kullanılan PTU döner alet sisteminin küçük azı dişinin bukkal kökünü şekillendirirken oluşan stres değerlerinin ortalaması kural, orta ve apikal üçte birlik bölgeler olacak biçimde Şekil 4-1’de gösterilmiştir.

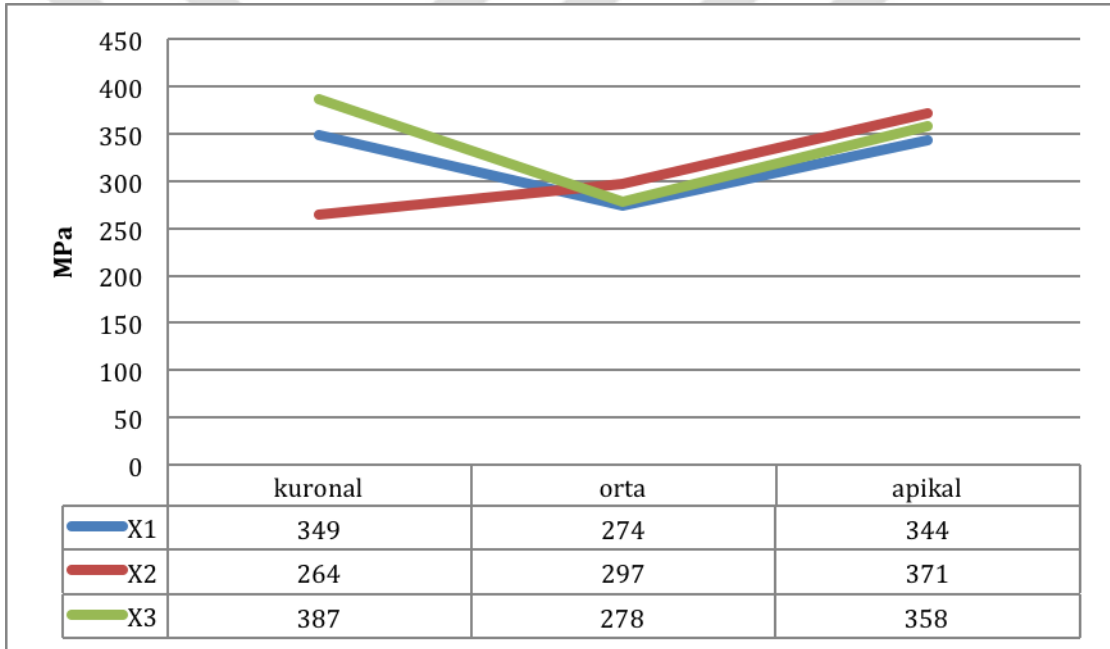


Şekil 4-1: PTU döner alet sistemindeki ortalama stres değerleri

SX döner aleti üzerinde kullanım alanı gereği en çok stres kuronal bölgede birikmiştir. S1 ve S2 döner aletleri kullanımı sırasında yüksek stres değerlerine rastlanmamıştır. F1 ve F3 döner aletlerinin kullanımı sırasında ise en çok stres değerleri apikal bölgede görülmektedir.

#### 4.2. ProTaper Next Döner Alet Sistemi

Üretici firmanın kullanım talimatları doğrultusunda yapılan şekillendirme benzetim modelleri sonrası PTN döner alet sistemi eğelerinin üzerinde biriken stres değerleri kuronal, orta ve apikal üçte birlik dilimler olacak şekilde ortalama değerleri Şekil 4-2’de gösterilmiştir.

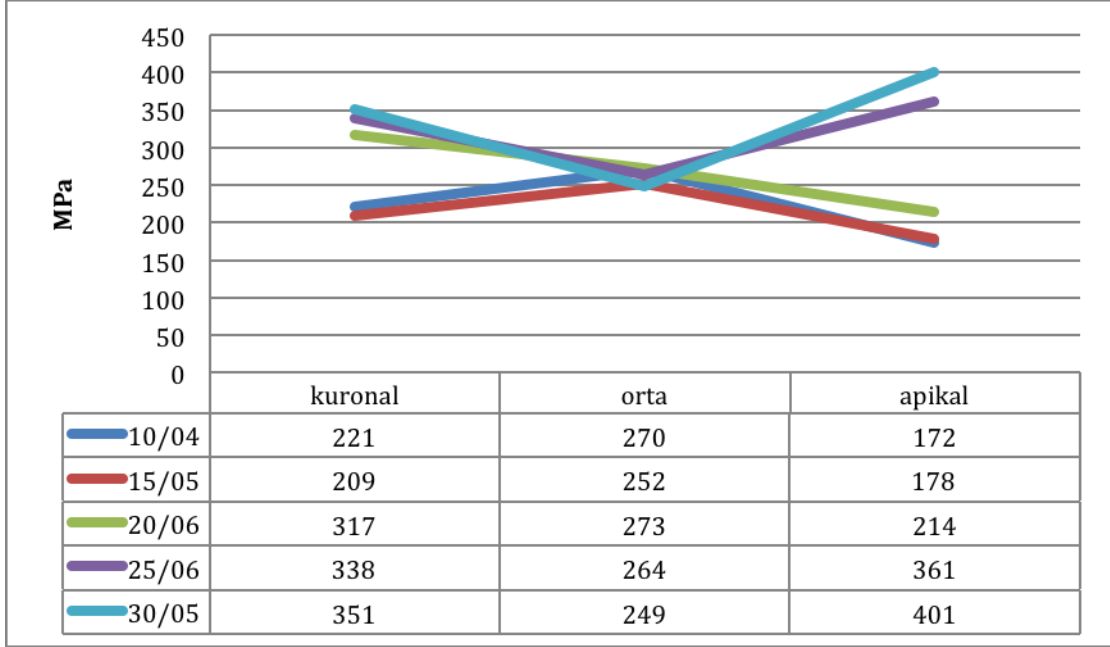


Şekil 4-2: PTN döner alet sistemindeki ortalama stres değerleri

PTN döner alet sistemi kullanılırken yüksek stres değerlerine rastlanmamıştır.

### 4.3. Mtwo Döner Alet Sistemi

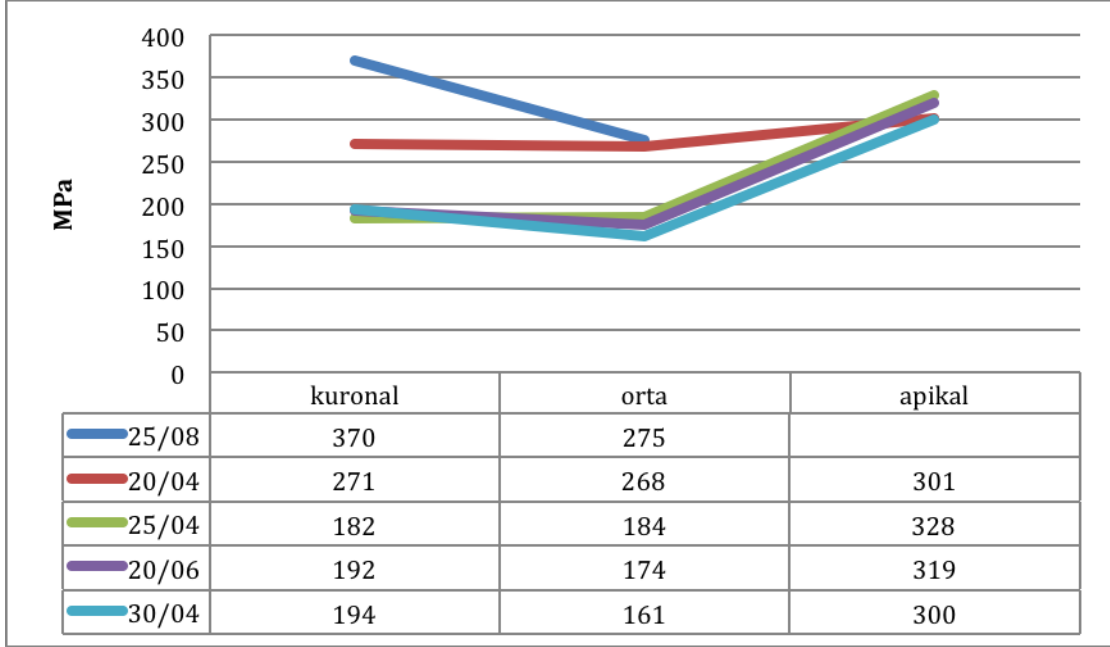
Üretici firmanın önerdiği tork ve dönme hızlarında kullanılan MT döner alet sisteminin şekillendirme sırasında alet üzerinde oluşan stres değerleri kural, orta ve apikal üçte birlik dilimlere göre Şekil 4-3'teki gibidir.



Şekil 4-3: MT döner alet sistemindeki ortalama stres değerleri

#### 4.4. Hyflex CM Döner Alet Sistemi

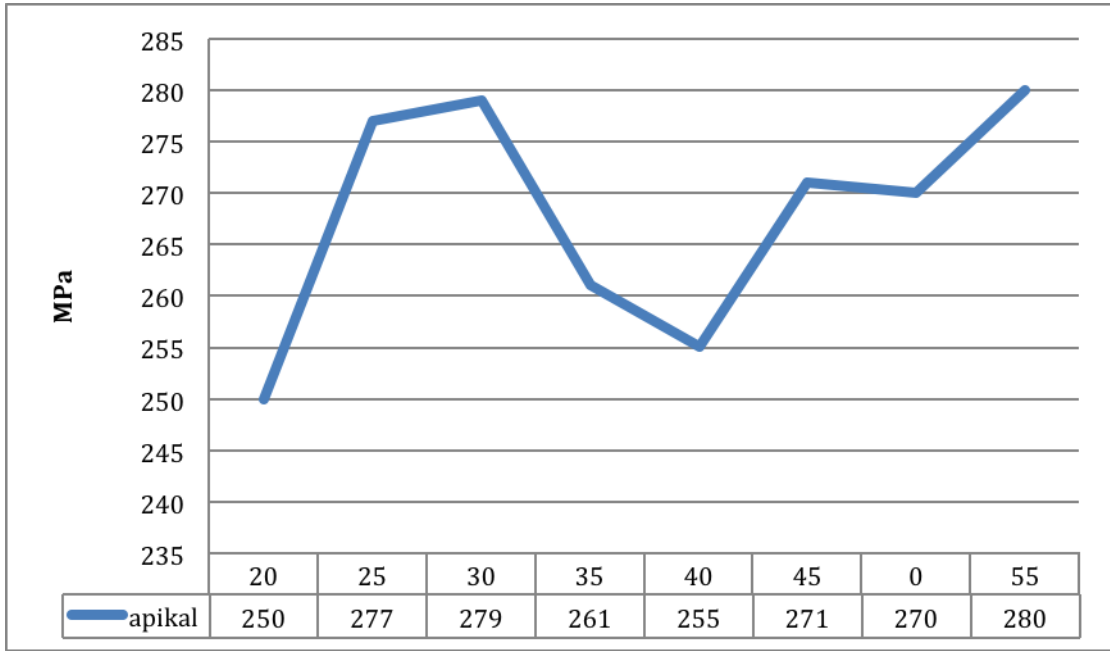
Uygun tork ve dönme hızında şekillendirme benzetim modeli yapılan HF döner alet sisteminin kullanımı sırasında oluşan stres değerlerinin kural, orta ve apikal üçte birlik bölgelerdeki değerleri Şekil 4-4'te gösterilmiştir.



Şekil 4-4: HF döner alt sistemindeki ortalama stres değerleri

#### 4.5. LS LSX Döner Alet Sistemi

Üretici firmanın kullanım talimatları doğrultusunda şekillendirme benzetimi yapılan sistemin stres değerleri Şekil 4-5'te gösterilmiştir. Şekillendirme sadece aletin apikal bölümünde gerçekleştiğinden sadece apikal bölümdeki stres değerleri gösterilmiştir.

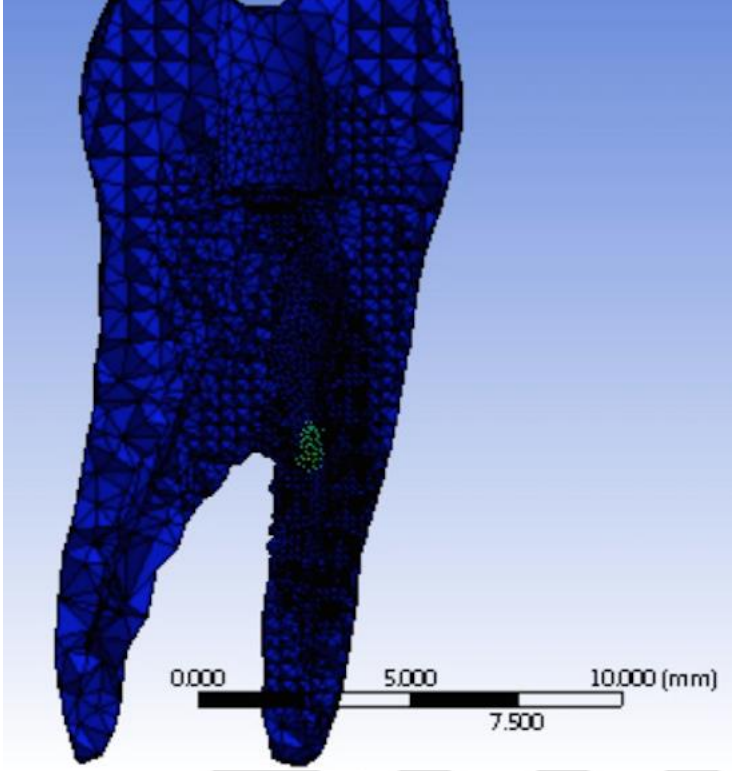


Şekil 4-5: LS LSX döner alet sistemindeki ortalama stres değerleri

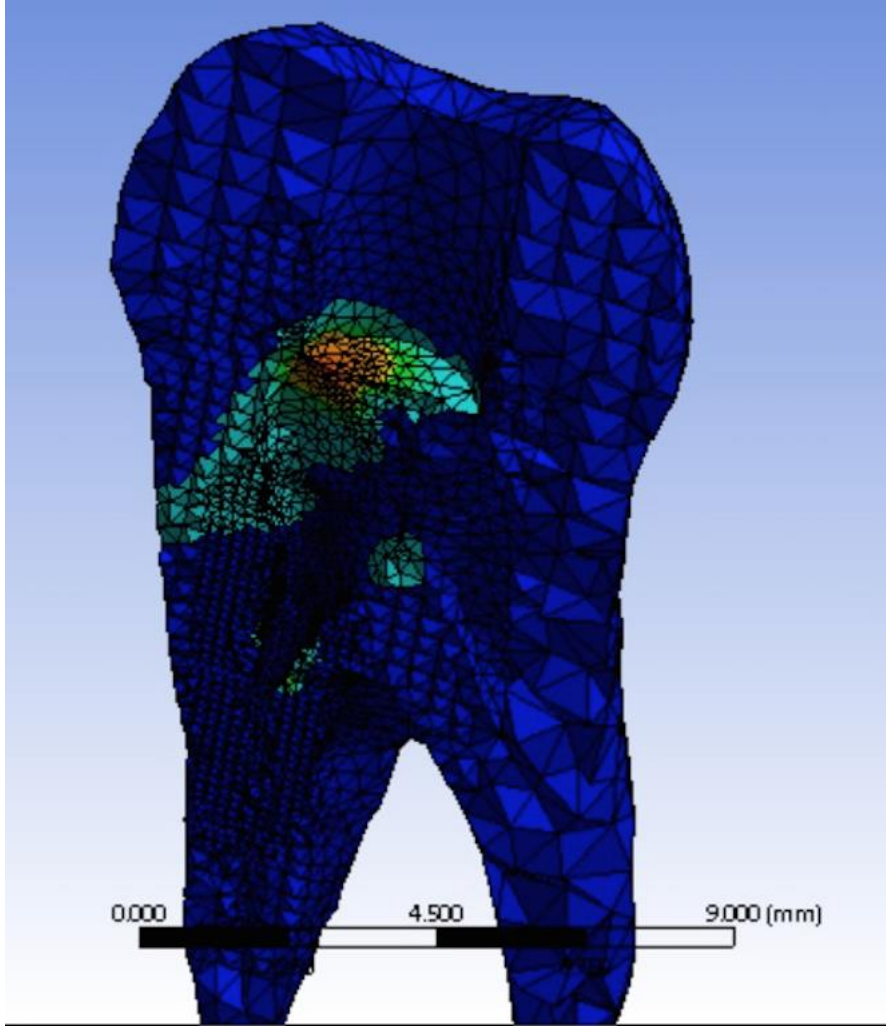
#### 4.6. Diş Üzerinde Oluşan Stres Değerleri

Diş üzerinde oluşan stresler çok yoğun olmamakla beraber en yüksek stres değerleri kural ve orta üçte birlik bölümler şekillendirilirken oluşmuştur (Şekil 4-6, Şekil 4-7).

Şekillendirme yapan aletin yoğun strese maruz kaldığı yerlerde benzer şekilde dişte de stresler görülmüştür. Ancak bu stres değerleri alet üzerinde görülen sayısal değerlerden daha düşüktür.



**Şekil 4-6: Dişte oluşan stres bölgesi**



**Şekil 4-7: Dişin pulpa tabanı ve servikal bölgesindeki stres alanları**

Küronal şekillendirme işlemleri sırasında stresler daha çok pulpa odasının tabanında ve komşu servikal bölgede yoğunlaşmaktadır.

## 5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinin başarısı, kök kanallarının temizlenip şekillendirilmesini takiben sızdırmaz bir şekilde kök kanal dolgusunun ve restorasyonunun tamamlanmasının ardından dişin, uzun süre boyunca fonksiyon göstermesine bağlıdır (Estrela ve ark 2008). Ancak kök kanal tedavisinin rutin işlemleri sırasında dentinin yapısında değişiklikler meydana gelmekte ve çiğneme kuvvetlerinin de etkisiyle kökte stresler birikmektedir. Biriken bu stresler daha sonrasında kök kırıklarına sebep olmaktadır. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kök dentininin farklı bölgelerinden farklı miktarlarda dentin kaldırıldığı için dişin, kuvvetler karşısında vereceği cevap da değişmektedir. Bu sebeple, şekillendirme işlemleri sonrasında kalan kök dentini miktarı, dişin kırılmalara karşı olan direnci açısından oldukça önemli bir rol oynamaktadır (Kishen 2015; Sirimai ve ark 1999; Hürmüzlü ve ark 2003). Pulpa odasının tavanının kaldırılması ve bir ya da iki marjinal duvarın çürük ya da eski restorasyonlar sebebiyle kaybedilmesi kırık oluşumu açısından riski arttıran faktörlerdir (Trope ve ark 1986; Seow ve ark 2005; Peroz ve ark 2005; Soares ve ark 2008). Kanal tedavisi sonrası propriyoseptif reseptörlerdeki uyarı seviyelerinin azalması da dişlerin normalden fazla miktarda çiğneme kuvvetlerine maruz kalmasına sebep olmakta ve bu da kırılmaların daha yüksek oranda görülmesine sebep olmaktadır (Kishen 2006).

Kanal tedavisi görmüş üst küçük azı dişleri, tüberkül kırıklarının yüksek oranda görüldüğü dişlerdir (Cavel ve ark 1985; Lagouvardos ve ark 1989). Mezio-distal yönde ince köklerinin olması, üst küçük azı dişlerinde dikey kırıkların görülmesinin sebeplerinden biri olarak sayılabilir (Tamse ve ark 1998;1999; Fuss ve ark 2001). Ayrıca, üst küçük azı dişleri çiğneme sırasında oluşan lateral kuvvetlere büyük azı dişlerinden daha çok maruz kalmaktadır (Schwartz ve Robbins 2004). Bu sebepler doğrultusunda, çalışmamızda üst küçük azı dişi tercih edilmiştir.

Üst küçük azı dişlerinin tüberkül yapısı gereği, endodontik giriş kavitesi sırasında pulpa odasının kaldırılmasıyla birlikte oklüzal kuvvetler, bukkal ve palatinal tüberküllerin ayrılmasına sebep olabilmektedir (James ve ark 1990; Marshall GW Jr 1993; Mondelli ve ark 2009). Bu sebeplerden ötürü kanal tedavisi sonrası restorasyon seçeneklerinde dişin kalan dentin dokusunu kuvvetlendirecek biçimde, kırılmaya karşı direnci arttırmaya yönelik restorasyonlar tercih edilmelidir. Özellikle MOD kavitelere endodontik giriş kavitesi ile birlikte oldukça fazla miktarda doku kaybı oluşmakta ve



dişin kırılmalara karşı olan direnci oldukça azalmaktadır (Trope ve ark 1986; Panitvisai ve Messer 1995; Steele ve Johnson 1999; Reeh ve ark 1989; Sengun ve ark 2008).

Son yıllarda fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlarla (FGKR) yapılan çalışmalarda FGKR'nin dişin kırılmaya karşı olan direncini arttırdığı bildirilmiştir (Oskoe PA ve ark, 2009; Garoushi ve ark, 2006; Belli ve ark, 2006; Navimipour ve ark 2012; Rashidan ve ark 2010; Shafiei ve ark 2014). Fiber ağların elastiklik modülüslerinin dentine yakın olması dentin ve restorasyon materyali arasında bir monoblok oluşmasını sağlamakta ve bu sayede gelen kuvvetler eşit olarak dağılmaktadır (Vitale ve ark 2004). Horizontal olarak yerleştirilmiş dentin pimleri kullanılarak yapılan çalışmalarda ise bu şekilde yapılan kompozit restorasyonların dişin kırılmaya karşı olan direnci açısından herhangi bir katkı sağlamadığı bulunmuştur (Qualtrough ve ark 2001; Oskee SS ve ark 2007). Elastiklik modülü dentine yakın olan bir fiber post uygulamasının ise gelen kuvvetleri dişin uzun eksenini boyunca eşit şekilde dağıtacağı için kalan diş dokusuna direnç kazandıracığı bazı araştırmacılar tarafından belirtilmiştir (Schwartz ve Robbins 2004; Freedman 2001; Siso ve ark 2007). Ancak postun dişin yapısını güçlendirmediğini, post hazırlığının dişte daha çok direnç kaybına yol açtığını, post ile dentin duvarları arasında fazladan bağlanma yüzeyi oluşturduğunu, mikro çatlaklara sebep olabileceğini ya da kırılma dayanımına herhangi bir katkı sağlamadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (Krejci ve ark 2003; Mohammadi ve ark 2009; Salameh ve ark 2006; Fokkinga ve ark 2005; Bitter ve ark 2010).

Foschi ve ark. (2004), scanning electron microscope (SEM) kullanarak yaptıkları çalışmalarında MT ve PTU döner alet sistemleriyle yapılan şekillendirme sonrası kanal duvarlarında derin olukların oluştuğunu belirtmişlerdir. Bier ve ark. (2009) şekillendirme sonrası oluşan çatlakları inceledikleri çalışmalarında en yüksek oranda çatlağın PTU döner alet sisteminin kullanıldığı grupta olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda PTU döner alet sisteminin kullanımını sırasında özellikle SX aleti kullanılırken dişin kural bölgesinde geniş stres alanları oluştuğu görülmüştür. F3 bitirici eğesi kullanılırken ise eğe üzerinde apikal bölgede yoğun stres değerlerine rastlanmıştır ve bu durumun dişin kök ucunda da stres birikimine sebep olabileceğini düşünmekteyiz.

Kök kanal tedavisi sırasında oluşan dikey ve yatay kuvvetlerin incelendiği çalışmada kuvvetlerin, kullanılan aletin büyüklüğüne, şekillendirme aşamasına ve

klinisyenin tecrübesine bağlı olarak değiştiği bulunmuştur (Blum ve ark 1997;1999). Yapılan bu çalışmada ayrıca en yüksek stres değerleri 0.04 taperdan 0.06 tapera geçişte bulunmuştur. Bizim çalışmamızda S1 egesinden F1 egesine geçişte özellikle apikal bölgede stres değerleri bir anda yükselmiştir. Bunun sebebinin apikal bölgedeki taper açılarının aniden yükselmesi olduğunu düşünmekteyiz. Ancak Blum ve ark (1997;1999) nın çalışmasına karşın PTN döner alet sisteminde X1 den X2 ye geçişte kural bölgede artan stres değerleri gözlemlenmemiş olmakla beraber apikal bölgede az bir stres artışı görülmüştür. Bunun sebebinin apikal çapta ufak bir artışın gerçekleşmesi, ancak kural bölgede aşırı madde kaybının oluşmamış olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. MT döner alet sistemi kullanılırken taper açılarının göreceli olarak yavaş yavaş artması sebebiyle ani bir stres değeri farkına rastlanmamıştır.

Kim ve ark. nın (2010) sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında kök dentininin apikal bölümünde oluşan stres değerleri incelenmiş ve en yüksek stres değeri PTU döner alet sisteminde (386MPa), en düşük stres değeri ise LS (LightSpeed) sisteminde (108MPa) bulunmuştur. Apikal bölgeyi şekillendiren kanal aletleri karşılaştırıldığında bizim çalışmamızda da en düşük stres değeri LS LSX sisteminde görülmüştür (250-280MPa). En yüksek stres değerleri ise PTU F3 egesi (477MPa) ve MT 30/05 egesinde (401MPa) görülmüştür. Görülen stres değerlerindeki matematiksel farklılığın Kim ve ark'nın çalışmasında kullanılan diş modelinin apikal çapının 0.35mm olarak belirlenmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bürklein ve ark. nın (2013) yaptığı çalışmada PTU döner alet sistemi MT döner alet sistemine göre daha fazla oranda dentin çatlağına sebep olmuştur. Ancak bu farklılık iki sistemin apikal çapının da #40 olmasına rağmen PTU sisteminde apikal bölgede taper açısı 0.06 iken MT sisteminde 0.04 olmasından kaynaklanabilir. Bizim çalışmamızda aynı apikal çapa ancak farklı taper değerlerine sahip aletler karşılaştırıldığında 0.25 mm apikal çap için stres değerlerinin büyükten küçüğe sıralanışı PTU (398MPa), PTN (371MPa), MT (361MPa), HF (328MPa), LS LSX (277MPa) şeklindedir. PTU döner alet sisteminin diğer sistemlere göre apikal bölgede daha yüksek stres değerleri oluşturmasının sebebinin geleneksel NiTi alaşımdan üretilmiş olup geometrik dizaynından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. MT döner alet sistemi de geleneksel NiTi alaşımdan üretilmiş bir döner alet sistemidir ancak, kesitinin S şeklinde olması ve taper açısının PTU F2 %8 iken MT'da %6 olması oluşan stres değerlerinin farklı olmasında etken olabilir. 0.30 mm apikal çap için stres

değerlerinin sıralaması ise PTU (477MPa), MT (401MPa), PTN (358MPa), HF (300MPa), LS LSX (279MPa) şeklindedir. Sıralama 0.25 mm değerlerinden farklıdır. Bunun sebebinin taper açılarındaki ani farklılıklar ve alaşım farklılıkları olabilir. PTN döner alet sisteminde MT sistemine göre taper açısının daha fazla olmasına rağmen stres değerinin daha düşük olması alaşım tipi farklılığından kaynaklanabilir.

Hüllsmann (2013) yaptığı derlemenin sonucunda NiTi döner alet sistemlerinin dentin çatlağı oluşturmasındaki en büyük etkenin yüksek taper açısı olabileceğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda da taper açısının artmasıyla stres değerlerinin arttığı görülmekte ve Hüllsmann'ın bulgularıyla örtüşmektedir.

Kışhen (2015) yaptığı derlemede, diş kırıklarının ve dentinde oluşan çatlakların, stres birikimlerinden kaynak aldığını; diş üzerine direkt bir kuvvet gelmesi de biriken bu streslerin kırığa ya da çatlaklarda ilerlemeye sebep olabileceğini belirtmiştir. Ceyhanlı ve ark. (2015) nın mCT (micro computerised tomography) kullanarak dentin çatlaklarını inceledikleri çalışmalarında, PTU döner alet sisteminin diğer sistemlere göre daha çok dentin çatlağına neden olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da en yüksek stres değerleri PTU döner alet sisteminde görülmüştür. Bu farklılığın PTU döner alet sisteminde taper açısının yüksek olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. PTU döner alet sistemin yüksek taper açısına sahip olması yüksek stres değerlerindeki en büyük etken olarak görülmekle beraber geleneksel NiTi alaşımdan üretilmiş olması da başka bir neden olabilir.

PTN döner alet sisteminin bitirici eğesi X3, %7 taper açısına sahip olduğu halde aynı apikal çapa sahip MT döner alet eğesine göre oluşturduğu stres değeri daha düşük görülmüştür. Bunun sebebinin alaşım farklılığından ve geometrik dizaynın farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. PTN döner alet sisteminin M-wire teknolojisi ile üretilmiş olması ve kesitinin dikdörtgen olup aletin merkezinin dikdörtgenin merkezinde olmayışı bu farklılığa sebep olabilmektedir. HF döner alet sistemi ise PTN döner alet sisteminden çok daha düşük bir stres değeri göstermiştir. Yine aynı şekilde alaşım ve kesit farklılığının bunda etken olmasının yanı sıra aynı apikal çaptaki X3 (taper açısı %7) ve HF #30 (taper açısı %4) eğesinin taper açılarındaki fark da buna sebep olmaktadır. Çapar ve ark. (2014) nın PTU, PTN ve HF döner alet sistemlerinin dentin çatlağı üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında PTU sisteminin en yüksek oranda çatlağı sebebiyet veren sistem olduğu belirtilmiştir. Bu durumun taper açılarındaki farklılıktan kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca

M-Wire ve CM alaşımların geleneksel NiTi alaşımlara göre daha esnek olduğu başka araştırmalarca da gösterilmiş olup bu durumun dentin çatlağı oluşumu açısından bir fark yaratabileceği düşünülmüştür (Pereira ve ark 2012; Peters O.A. ve ark 2014). Bizim çalışmamız da, bu çalışmalarla benzer değerler vermekte olup sonuçlar örtüşmektedir.

Şekillendirme tekniğinin, kökte yarattığı streslerin değerlendirildiği sonlu elemanlar analizi çalışmasında crown-down, step-back ya da reverse-flaring teknikleri arasında benzer stres değerlerine rastlanmıştır (Cheng ve ark 2009). Bizim çalışmamızda MT ve LS LSX sistemleri step-back tekniği ile çalışmaktadır. LS LSX sistemindeki stres değerlerinin diğer sistemlerden göreceli olarak daha düşük olmasının ana etkeninin taperless bir sistem olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca sistemde ilk olarak apikal şekillendirme yapıldıktan sonra orta üçte birlik kısım şekillendirilmektedir. Bu sebeple her eğe değişimi sonrası bir miktar stres değeri artmaktadır. MT döner alet sistemi ile şekillendirme sırasında PTN sisteminden daha az stres oluşumu gözlenmiştir. Bunun sebebinin PTN sisteminde crown-down şekillendirme yapılırken MT sisteminde step-back sistemi ile şekillendirme yapılması ve PTN sistemindeki aynı apikal çapa sahip aletlerin daha yüksek taper açılara sahip olması gösterilebilir. HF döner alet sistemi crown-down şekillendirme işlemi yaparken MT döner alet sistemine göre daha az stres değerleri göstermiştir. Bunun sebebi alaşımların farklı olması ve şekillendirme işlemi sırasında taper değerlerinin ve apikal çapların sürekli artmadan sıralı bir şekilde değişim göstermesi olarak düşünülebilir.

Cheng ve ark daha önce yaptıkları çalışmanın devamında kondansasyon esnasındaki stres değerlerini de karşılaştırmışlar ve sıcak vertikal kondansasyon tekniğinin yüksek stres değerlerine sebep olduğunu belirtmişlerdir (Cheng ve ark 2009). Sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan başka bir çalışmada, kök kanal dolgusu sırasında eğer kök kanal boşluğunun taper açısı yüksekse kondansasyon sırasında oluşan stresin azaldığı ve en yüksek stres değerlerinin apikal bölgede ölçüldüğü bulunmuştur. Kök kanal dolgusu tamamlandıktan sonra oklüzal kuvvet uygulandığında ise taper açısı yüksek olan kanallarda daha yüksek stres değerleri ölçülmekte ve en yüksek stres değerlerine servikal bölümde rastlanmaktadır. Bu çalışmanın sonucunda dikey kök kırıklarının kondansasyon sırasında ortaya çıkan kuvvetlerden dolayı apikal bölümden ilerleyebileceği, oklüzal kuvvetlerden ise servikal bölümden ilerleyebileceği yargılarına varılmaktadır (Rundquist ve Versluis 2006).

Kök kanal tedavisi sonrası dişlerin neden daha kırılabilir olduğu hep araştırma

konusu olmuştur. Bazı araştırmacılar (Marshall GJ ve ark 1995; Kishen 2006; Zelic ve ark 2014) vitalitesini kaybetmiş dişin kırılmaya daha yatkın olduğunu söylerken bazı araştırmacılar (Sedgley ve Messer 1992; Papa ve ark 1994; Kishen 2006; Kishen ve Vedantam 2007) vitalitenin kaybını takiben dentindeki nem miktarının azalmasının mekanik sonuçlarının bu kırılmaya yatkınlığı arttırdığını belirtmektedir. Biyomekanik açıdan bakıldığında endodontik giriş kavitesinden, kök kanal şekillendirmesi sırasında kaldırılan dentin dokusuna kadar dişin kırılmaya olan direncini etkileyen pek çok faktör vardır (Zelic ve ark 2015). Sonlu elemanlar analizi ve direkt darbe testi kullanılarak yapılan çalışmada iki yüzlü restorasyonu olan ve kök kanal tedavisi işlemleri gerçekleştirilen üst küçük azı dişleri incelenmiş ve bu dişlerin oklüzal kuvvetlere karşı olan direncinin düşük olduğu rapor edilmiştir. Çalışmanın sonlu elemanlar analizi yapılan kısmında, stres değerlerinin yüksek bulunduğu bölgelerin dişin kırıldığı noktalar olduğu bulunmuştur (Zelic ve ark 2015). Biz, çalışmamızda kronal şekillendirme için kullanılan PTU SX eğesi ve HF 25/08 egesinin dişin pulpa tabanı bölümünde ve servikal bölgede yoğun stres alanları oluşturduğunu bulduk. Bu alanlar aynı zamanda oklüzal yükler karşısında kuvvetlerin en çok biriktiği bölgelerdir. Fonksiyon sırasında meydana gelebilecek servikal bölgede gerçekleşen diş kırılmalarının, biriken bu streslerden kaynaklanabileceği düşünülebilir.

Çalışmamızda beş farklı döner alet sistemi kullanılmıştır. Bu sistemlerin tercih edilmelerinin sebebi farklı taper açılara, geometrik şekle, farklı metalurjik özelliklere sahip olmalarıdır.

PTU döner alet sisteminin en belirgin özelliği değişken taper açısına sahip olmasıdır. Şekillendirme aletleri diye adlandırılan S1 ve S2 aletleri apikal kısımdan kronal kısma doğru artan bir taper açısına sahipken; bitirici aletler olarak tanımlanan F1, F2, F3 aletleri apikalden kronale doğru azalan taper açısına sahiptir. PTN döner alet sistemi de PTU döner alet sistemi gibi alet uzunluğunca değişen taper açısına sahiptir. Ancak bu iki döner alet sisteminin en büyük farklılıkları farklı geometrik kesite sahip olmaları ve metalurjik özelliklerinin farklı olmasıdır. PTU döner alet sistemi geleneksel NiTi alaşımdan üretilmiş olup modifiye üçgen kesite sahipken, PTN döner alet sistemi M-Wire teknolojisi ile üretilmiştir ve dörtgen kesite sahiptir. Versluis ve ark. (2012) nin yaptığı çalışmada farklı kesitlere sahip aletler incelenmiş ve sonlu elemanlar analizi ile stres değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda dörtgen

kesite sahip aletlerin üçgen kesite sahip aletlerle yaklaşık aynı stres değerlerini yarattığını ancak dörtgen kesite sahip aletlerin daha dirençli olduğu belirtilmiştir. Yaptığımız çalışmada aynı apikal çapa sahip aletlerin apikal bölgede yarattıkları stresleri karşılaştıracak olursak PTU döner alet sisteminin F1 eğesi PTN X1 eğesinden, PTU F2 eğesi PTN X2 eğesinden, PTU F3 eğesi PTN X3 eğesinden daha çok strese sebep olmuştur. Bu farklılıkların ana sebebinin karşılaştırılan eğelerin apikal bölgedeki taper değerlerinin farklı olması (F1:%7, F2:%8, F3:%9, X1:%4, X2:%6, X3:%7) ve sistemlerin geometrik dizaynlarının birinin üçgen diğerinin dörtgen kesitte olması düşünülebilir. Aynı zamanda bu iki sistemin metalurjik özelliklerinin farklı olması da bu sonuçlara sebep olabilir. Ancak Versluis ve ark. (2012) nın yaptıkları çalışmada metalurjik özellikler ve taper açıları sabit tutulmuştur.

Ha ve ark (2015) farklı kesite sahip kanal aletlerinin dentin içerisine vidalanma etkilerini sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelemişler ve yuvarlak kesite sahip kanal aletlerinin üçgen ve dörtgen kesite sahip kanal aletlerine göre vidalanmaya daha yatkın olduğunu bulmuşlardır. Aynı merkez çapa sahip üçgen ve dörtgen kesite sahip aletler karşılaştırıldığında, üçgen kesite sahip aletlerin daha az strese neden olduğu; aynı yarı çapta ama daha dar bir kesite sahip olan dörtgen kesitteki aletlerin ise üçgen kesite sahip olanlara göre daha az strese ve vidalanmaya sebep olduğu belirtilmiştir. Yaptığımız çalışmada dörtgen kesite sahip olan PTN sistemi üçgen kesite sahip PTU sisteminden daha az strese sebep olmuştur. Bu sonucun Ha ve ark (2015) nın çalışmasındaki ilk sonuçla örtüşmemesinin sebebinin PTN sistemindeki dörtgen kesitin merkezinin aletin merkeziyle aynı olmaması ve kanal içerisinde yılankavi (snake like) hareket etmesi olarak düşünülebilir.

Gao ve ark. (2011) PTU sisteminin F2 kanal aletinin sebep olduğu stresleri, sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve kanal kurvatürünün aletin şaft kısmından uzaklaşıp kurvatür derecesinin arttığı durumlar ve kurvatür uzunluğunun kısa, açısının yüksek olduğu durumlarda stres değerlerinin yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda özel kurvatür dereceleri oluşturulmamış olup, PTU F2 kanal aleti ile şekillendirme yapılırken oluşan stresler daha çok apikal bölgede yoğunlaşmaktadır. Bunun sebebinin şekillendirici eğeler olan SX, S1 ve S2 eğelerinin kuronal ve orta üçte birlik kısımlarda daha önceden yeterli şekillendirmeleri yapmış olmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Gao ve ark (2011) nın çalışmasında gerçek diş

görüntüsü taklit edilmemiş olup, tüplerin kullanılmış olması da iki çalışma arasındaki en büyük farktır.

Geleneksel NiTi alaşımdan üretilen ProFile GT (GT) ile M-Wire alaşımdan üretilen ProFile GT Series X (GTX) aletlerinin karşılaştırıldığı çalışmada GTX aletlerinin daha esnek olduğu ve klinik kullanımda kırılma riskinin GT aletlerine göre daha düşük olduğu bulunmuştur (Montalvao ve Alçada 2011). Bizim çalışmamızda M-Wire alaşımdan üretilen PTN ve geleneksel NiTi alaşımdan üretilen PTU ve MT sistemleri kullanılmıştır. PTN ve PTU sistemleri karşılaştırılacak olursa PTN sisteminde daha az stres olduğu görülebilir. Ancak bunun tek sebebinin alaşım farkından kaynaklandığını söyleyemeyiz. Çünkü iki sistem arasında geometrik dizayn farkı ve taper açıları arasında da fark vardır. MT sistemi ile PTN sistemlerini karşılaştıracak olursak PTN sisteminin X1 ve X2 eğeleri MT sisteminin 20/06 ve 25/06 eğelerinden daha çok strese sebep olmuşlardır. Bunun sebebi olarak MT sisteminde bahsettiğimiz iki eğeden önce şekillendirici başka eğelerin kullanılması düşünülebilir. PTN sisteminin X3 eğesi ile MT sisteminin 30/05 eğeleri karşılaştırılırsa MT sisteminde daha çok stresin olduğu görülür. Bunu ise MT sistemindeki taper açısının daha düşük olmasına rağmen geleneksel NiTi alaşımdan üretilmiş olması ve PTN sisteminin M-Wire alaşımdan üretilmiş olup bu sebeple daha elastik olmasına bağlayabiliriz.

Lee ve ark. (2011) PTU ve MT döner alet sistemlerinin döngüsel kırılma testi ile sonlu elemanlar analizi sonuçlarını karşılaştırmışlardır. PTU sistemi en düşük döngüsel kırılma direncini gösterirken MT sistemi en yüksek direnci göstermiştir. Sonlu elemanlar analizi yöntemiyle yaptıkları karşılaştırmada, oluşan stres değerleri arttıkça döngüsel kırılma dayanımının azaldığı sonucuna varmışlardır. Sonuç olarak da, en yüksek stres değerlerinin görüldüğü alanların aletin kırılabileceği bölge olabileceğini rapor etmişlerdir. PTU sisteminin sonlu elemanlar analizinde de, diğer sistemlere göre daha çok stres yarattığını bildirmişlerdir. Lee ve ark (2011) yaptıkları bu çalışmada PTU F3, MT 30/05 eğelerini seçmişlerdir. Bizim yaptığımız çalışmada bu aletler üzerinde biriken streslerin en yoğun olduğu bölge apikal bölgedir. Stres değerlerini ele alacak olursak PTU F3 eğesinin stres değeri, MT 30/05 eğesinden daha yüksektir. İki çalışma bu açıdan örtüşmektedir.

Birçok araştırmacı aletlerin bükülme ve torsiyon kuvvetleri karşısındaki yanıtlarının aletlerin büyüklüğü ve taper açılarıyla bağlantılı olduğunu bildirmiştir (Sattapan ve ark 2000; Yared ve ark 2003; Fife ve ark 2004; Bahia ve Buono 2005). Bu sebeple aynı apikal çapa ve benzer taper açılara sahip kanal aletleri karşılaştırılmıştır. Arbab-Chirani ve ark. (2011) nın yaptığı çalışmada en yüksek tork kuvveti değerleri azalan sırayla şu şekilde bulunmuştur: ProTaper F1, HeroShaper (20/.06), Hero (20/.06), ProFile (20/.06), Mtwo (20/.06). Bu değerlerle araştırmacılar, Mtwo'nun Hero'ya oranla iki kat, ProTaper'a oranla üç kat daha esnek olduğu sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda da PTU F1 eğesi MT 20/06 eğesine göre daha çok strese sebep olmuştur. Yüksek stres değerleri, alet üzerindeki oluşan deformasyon bölgelerini işaret edebilir ve aletleri yüksek stres değerlerinden kaçınarak kullanmak kırılmaların önüne geçebilmek için bir yöntem olarak değerlendirilebilir. Plastik deformasyonlar sonucu aletin üzerinde stres ve gerilimler birikir. Bu biriken stres ve gerilimler aletin kuvvet altında kalmadan dahi kırılmasına yol açabilir (Kim HC ve ark 2009). Arbab-Chirani ve ark. (2011) nın yaptığı çalışmada MT diğer sistemlere göre daha esnek bulunurken Kim HC ve ark (2009) nın yaptığı çalışmada MT sisteminde daha fazla rezidüel stres değerleri bulunmuştur. Kim TO ve ark (2009) nın yaptığı çalışmada ise Arbab-Chirani ve ark (2011) çalışmasındaki gibi PTU F3 kanal aleti diğer aletlere kıyasla daha rijit bulunmuştur.

Birçok çalışmada kanal aletlerinin bükülme ve torsiyonlara karşı olan direncini etkileyen en önemli faktörün geometrik dizayn olduğu gösterilmiştir (Turpin ve ark 2000; Berutti ve ark 2003; Schafer ve ark 2003; Xu ve ark 2006; Kim HC ve ark 2008). Biz de çalışmamızda farklı geometrik dizayna sahip kanal aletlerini inceledik. Aynı metalurjik özelliğe sahip olan PTU ve MT sistemleri karşılaştırıldığında S şeklinde kesite sahip olan MT döner alet sistemi modifiye üçgen kesite sahip PTU döner alet sistemine göre daha az strese sebep olmuştur. Ancak bu farklılıklarda, aynı apikal çapa sahip olup farklı taper açılara sahip olmaları da rol oynayabilir. Hayashi ve ark (2007) yaptıkları çalışmada dörtgen kesite sahip kanal aletlerinin üçgen kesite sahip kanal aletlerine göre bükülme kuvvetlerinin daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Ancak bizim çalışmamızda dörtgen kesite sahip olan PTN sistemi üçgen kesite sahip olan PTU sisteminden daha az strese sebep olmuştur. Bunun sebebinin farklı metalurjik özelliklere sahip olmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Aynı metalurjik özelliğe ancak



farklı kesite sahip olan PTU ve MT sistemlerinden S kesite sahip MT sistemi daha az strese sebep olmuştur. Hem üçgen hem dörtgen kesite sahip olan HF sistemi ise değişken stres değerlerine sebep olmakla beraber çok yüksek stres değerlerine neden olmamıştır. Bunun sebebinin Control Memory özelliğinden ve yüksek elastikiyet göstermesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Kim HC ve ark (2009) yaptıkları çalışmada modifiye dörtgen kesite sahip NRT döner alet sisteminin kırılmaya daha yatkın olduğu sonucuna varmışlardır. Biz dörtgen kesite sahip PTN ve HF sistemini kullanmış olup stres değerlerini diğer sistemlere göre daha düşük bulduk (PTU F3:477MPa, MT 30/05:401MPa, PTN X3:387MPa, HF 30/04:300MPa). Bu farklılığın karşılaştırdığımız diğer sistemlerin geleneksel NiTi olup PTN sisteminin M-Wire, HF sisteminin Control memory olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Zhang ve ark (2010) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında kesit yapılarının aletin büyüklüğü ve taper açısına oranla, torsiyonal ve bükülme kuvvetlerine karşın daha önemli rol oynadığı sonucuna varmışlardır. Çalışmanın sonucunda ise kanal aletlerinin bükülme kuvvetlerine torsiyonal kuvvetlere oranla daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da kesit farklılıklarının stres değerlerinde farklılık yarattığı sonucunu görmekteyiz. He ve Jun (2010) un yaptığı çalışmada taper açısı arttıkça torsiyonal kuvvetlere karşı olan direncin arttığı ancak bükülme direncinin azaldığı belirtilmiştir.

Montalvao ve ark (2014) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında geleneksel NiTi alaşım ile M-wire alaşımını karşılaştırmışlar ve bükülme kuvvetleri karşısında M-wire alaşımın daha elastik olduğu sonucuna varmışlardır. Benzer bir çalışma Bonession ve ark (2015) tarafından da yapılmış ve onlar da M-wire alaşımın daha esnek olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmalarda tek eğe sistemi olan WaveOne kullanılmış ve diş benzetimleri yapılmamış olsa da sonuçları bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Medha ve ark (2014) nın yaptığı çalışmada ProTaper F2 kanal aletinde Hyflex CM 25/.04 kanal aletine oranla daha fazla stres görülmüştür. Bunun sebebi olarak farklı taper açılara ve geometrik dizayna sahip olmaları gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda da, PTU F2 eğesi apikal bölgede 398MPa, HF 25/04 eğesi 328MPa stres değeri

göstermiştir. Bu sonucu aynı zamanda farklı alaşım tiplerinden üretilmiş olmaları da etkileyebilmektedir.

Shen ve ark (2013) yaptıkları araştırmada üçer kez kullanılmış HF eğelerini incelemişler ve en çok deformasyon görülen aletlerin 20/.04 ve 25/.08 değerindeki aletler olduğunu ve deformasyon alanlarının aletin uç bölgesinde yoğunlaştığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda 20/.04 eğesi diğer eğelere göre daha çok strese sebep olmuştur. Bu açıdan Shen ve ark nın yaptıkları çalışmayı destekler nitelikte bir sonuç elde etmiş bulunmaktayız.

Taper değeri kanal aletine kor materyali sağlamakla beraber kanal aletinin rijiditesini arttırmaktadır (Schafer ve ark 2003; Camara ve ark 2009). Yüksek taper değerleri torsiyonel kırılmalara direnci arttırmakta ve kesme etkinliğinin artmasına yardımcı olmaktadır. Kısacası, yüksek taper açısı alete daha büyük bir kesme etkinliği sağlamakla ve dentinin kanal duvarlarından uzaklaştırılmasına yardımcı olmakta; aynı zamanda da şekillendirme sırasında daha yüksek tork değerlerine sebep olmaktadır (da Silva ve ark 2005; Grande ve ark 2006). Bir diğer açıdan ise yüksek taper açılı aletler daha rijit olduğundan dolayı şekillendirme sırasında kanalda düzleşme, çalışma uzunluğunun kaybı ve transportasyon gibi istenmeyen durumlara sebep olabilmektedir (Vaudt ve ark 2009; Schafer ve ark 2003). Çalışmamızın sonucunda yüksek taper açısına sahip kanal aletlerinin şekillendirme sırasında daha çok strese sebep olduğu görülmüştür. Bu sebeple yüksek taper açısına sahip kanal aletlerinin kesme etkinliği ve rijiditesi artmış olduğundan kural bölge ve kanal ağızlarının şekillendirilmesinde kullanılmasının daha uygun (Bryant ve ark 1999) olabileceğini; orta ve apikal üçte birlik bölgelerde düşük taper değerlerine sahip kanal aletlerinin kullanılarak yüksek stres değerlerinden kaçılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Klinik kullanım sırasında kanal aletleri üzerinde oluşan stresi tahmin edebilmek oldukça zordur. Bu sebeple yaptığımız bu matematiksel simülasyonla şekillendirme işlemleri sırasında oluşan stres değerlerini ölçebilmekteyiz. Medikal ve dental sektörde stres değerlerinin ölçülmesinde fotoelastik stres testi ve sonlu elemanlar analizi testi en çok kullanılan yöntemlerdir. Sonlu elemanlar analizi yönteminde analizi yapılacak olan yapı, çok daha küçük elemanlara bölünmekte ve her elemana denk gelen stres değerleri hesaplanabilmekte ve büyük yapının küçük bölümleri bu şekilde ayrı ayrı

incelenebilmektedir (Srirekha ve Bashetty 2010).

Her ne kadar oluşan stres değerleri dişin kendine özgü şekline, yaşına ve karşıladığı oklüzal kuvvetlere göre değişse de çalışmamız sırasında aldığımız farklı stres sonuçları kliniği yansıtabilecek özelliktedir. Çalışmamız sırasında periodontal ligament ve alveol kemiğinin de benzetim modellerinin yapılmasının sebebi kliniği gerçeğe yakın bir şekilde yansıtabilmek amaçlıdır.

Kanal tedavisi sırasında kanal aletinin kullanım esnasında kırılması, klinisyen açısından istenmeyen ve tedavinin prognozunu olumsuz yönde etkileyen bir durumdur. Di Fiore (2007) yaptığı derlemede döner aletlerin kullanımını sırasında dikkat edilmesi gereken on iki durumu anlatmıştır. Yayınladığı bu derlemede klinisyenin tecrübesinden de bahsetmiştir ki bizim çalışmamız sonucunda da klinisyenin tecrübeleri doğrultusunda vakaya göre kanal aleti seçebileceği sonucuna varabilmekteyiz.

Kanal tedavisi işlemi görecekt dişin dikkatli bir şekilde yapılan radyografik muayenesi sonrası, kanal eğim dereceleri ve giriş kavitesi şeklinin belirlenmesinin ardından, bu elde edilen verilerle en az strese sebep olacak döner alet sistemi şekillendirme için seçilebilir. Bu sayede rezidüel stres değerleri azalmış olacak ve dişin fonksiyon sırasında maruz kaldığı oklüzal kuvvetler karşısındaki direnci daha yüksek olabilecektir.

Barreto ve ark. (2012) çiğneme simülasyonu da yaptıkları çalışmalarında kanal tedavisi yapılmış dişlerde dentin defektlerinin yüksek oranda görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu çalışmaya benzer bir çalışma planlanarak bizim çalışmamızın sonuçları doğrultusunda, benzer kanal aletleri kullanılarak, dişin uzun süre fonksiyon altında kaldıktan sonra göstereceği dentin defektleri öngörülebilir ve vakaya göre kanal aleti seçimi yapılabilir.

## SONUÇLAR

1. Bu çalışmadan elde edilen bulgulara göre geleneksel NiTi alaşımdan üretilen döner alet sistemlerinin, M-Wire ve CM wire teknolojisi ile üretilmiş döner alet sistemlerine göre kök kanal şekillendirmesi sırasında daha çok strese sebep olduğu görülmüştür.
2. Yüksek taper açısına sahip kanal aletlerinin şekillendirme sırasında düşük taper açısına sahip kanal aletlerine göre daha çok stres yarattığı görülmüştür.
3. Alaşım özelliklerinin şekillendirme sırasında yaratılan stres değerleri üzerinde önemli rol oynadığı görülmüştür.
4. Yüksek taper açısına sahip ve krunal genişletmede kullanılan döner aletlerin, dişin servikal bölgesinde yoğun stres alanları oluşturduğu görülmüştür.
5. Taperless bir döner alet sistemi olan LS LSX döner alet sisteminin, diğer sistemlere göre, en az strese sebep olan sistem olduğu görülmüştür.

## KAYNAKLAR

- Abou-Rass, M., Frank, A.L., Glick, D.H. (1980). The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J Am Den Assoc*, **101(5)**:792.
- Adorno, C.G., Yoshioka, T., Jindan, P., Kobayashi, C., Suda, H. (2013). The effect of endodontic procedures on apical crack initiation and propagation ex vivo. *Int Endod J*, **46**: 763–768.
- Adorno, C.G., Yoshioka, T., Suda, H. (2011). Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel–titanium rotary files at different working lengths. *J Endod*, **37**: 522–525.
- Anderson, M.E., Price, J.W.H., Parashos, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, **33**: 1212–6.
- Arbab-Chirani, R., Chevalier, V., Arbab-Chirani, S., Calloch, S. (2011). Comparative analysis of torsional and bending behavior through finite-element models of 5 Ni-Ti endodontic instruments *OOOOE*, **111**:115-121
- Bahia, M.G.A., Buono, V.T.L. (2005). Decrease in the fatigue resistance of nickel titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **100**: 249-55
- Barreto, M.S., Moraes Rdo, A., Rosa, R.A., Moreira, C.H., Só, M.V., Bier, C.A. (2012). Vertical root fractures and dentin defects: effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod*, **38**: 1135–1139
- Belli, S., Erdemir, A., Yildirim, C. (2006). Reinforcement effect of polyethylene fiber in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *Int Endod J*, **39**:136-42
- Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod*, **29**: 15–9

Berutti, E., Negro, A.R., Lendini, M., Pasqualini, D. (2004) Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod*, **30(4)**:228-230.

Bier, C.A., Shemesh, H., Tanomaru-Filho, M., Wesselink, P.R., Wu, M.K. (2009). The ability of different nickel–titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod*, **35**: 236–238.

Bitter, K., Meyer-Lueckel, H., Fotiadis, N., Blunck, U., Neumann, K., Kielbassa, A.M., Veerkamp, J.H. (2010). Influence of endodontic treatment, post insertion, and ceramic restoration on the fracture resistance of maxillary premolars. *Int Endod J*, **43**:469-77

Blum, J.Y., Machtou, P., Esber, S., Micallef, J.P. (1997). Analysis of forces developed during root canal preparation with the balanced force technique. *Int Endod J*, **30**: 386–396

Blum, J.Y., Machtou, P., Micallef, J.P. (1999). Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation of extracted teeth. *Int Endod J*, **32**: 108–114

Bonesson, N., Pereira, E.S.J., Lomiento, G., Arias, A., Bahia, M.G.A., Buono, V.T.L., Veerkamp, J.H. (2015). Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-wire and NiTi alloys. *Int Endod J*, **48**: 441-450

Bryant, S.T., Dummer, P.M., Pitoni, C., Bourba, M., Moghal, S. (1999). Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J*, **32**: 155–64

Bürklein, S., Tsotsis, P., Schäfer, E. (2013). Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod*, **39**: 501–504

Calhoun, G., Montgomery, S. (1988). The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. *J Endod*, **14**:230-234.

Camara, A.S., de Castro Martins, R., Viana, A.C., de Toledo Leonardo R., Buono V.T., de Azevedo Bahia M.G. (2009). Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *J Endod*, **35**: 113-6

Çapar, I.D., Arslan, H., Akcay, M., Uysal, B. (2014). Effects of ProTaper Universal, Protaper Next and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod*, **40**:1482-1484

Carvalho, L.A.P., Bonetti, I., Borges, M.A.G. (1999). A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. *J Endod*, **25**:807-810.31

Cavel, W.T., Kelsey, W.P., Blankenau, R.J. (1985). An in vivo study of cuspal fracture. *J Prosthet Dent*, **53**:38-42.

Ceyhanlı, K.T., Erdilek, N., Tatar, İ., Çelik, D. (2015). Comparison of ProTaper, Race and Safesider instruments in the induction of dentinal mikrocracks: a micro-CT study. *Int Endod J*: DOI: 10.1111/iej.12497

Cheng, R., Zhou, X.D., Liu, Z., Yang, H., Gao, Q.H., Hu, T. ((2009). Finite element analysis of the effects of three preparation techniques on stresses within roots having curved canals. *Int Endod J*, **42**:220-226

Cheung, G.S.P., Bian, Z., Shen, Y., Darvell, B.W. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*, **38**: 802-809.

Cheung, G.S.P., Zhang, E.W., Zheng, Y.F. (2011). A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments. *Int Endod*, **44**:357-361.

da Silva, F.M., Kobayashi, C., Suda, H. (2005). Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using RaCe rotary instruments and ProFiles. *Int Endod J*, **38**: 17–21.

Deplazes, P., Peters, O., Barbakow, F. (2001). Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel- titanium rotary instruments and hand instruments. *J Endod*, **27**:196-202

Di Fiore, P.M. (2007). A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc.*, **138**: 196 –201

- Esposito, P.T., Cunningham, C.J. (1995). A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*, **21**:173-176.
- Estrela, C., Estrela, C.R.A., Barbin, E.L., Spanó, J.C.E., Marchesan, M.A., Pécora, J.D. (2002). Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Braz Dent J*, **13**:113- 117.
- Estrela, C., Leles, C.R., Hollanda, A.C.B., 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. *Braz Dent J*, **19**:34-39
- Estrela, C., Sydney, G.B., Bammann, L.L., Felipe-Jr, O. (1995). Mechanism of action of calcium and hydroxyl ions of calcium hydroxide on tissue and bacteria. *Braz Dent J*, **6**:85-90.
- Fife, D., Gambarini, G., Britto, L.R. (2004). Cyclic fatigue testing of pro- taper Niti rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **97**:251-6
- Fokkinga, W.A., Le Bell, A.M., Kreulen, C.M., Lassila, L.V., Vallittu, P.K., Creugers, N.H. (2005). Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J*, **38**:230-7
- Foschi, F., Nucci, C., Montebugnoli, L., Marchionni, S., Breschi, L., Malagnino, V.A., Ve ark. (2004) SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, **37**: 832–839
- Freedman, G.A. (2001). Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin North Am*, **45**:103-16
- Fuss, Z., Lustig, J., Katz, A., Tamse, A. (2001). An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod*, **27**: 46–8
- Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod*, **27**: 772–4.
- Gambill, J.M., Alder, M., del Rio, C.E. (1996). Comparison of nickel- titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod*, **22**:369-375



- Gao, Y., Cheung, G.S.P., Shen, Y., Zhou, X. (2011). Mechanical behavior of ProTaper Universal F2 finishing file under various curvature conditions: a finite element analysis study *J Endod*, **37**: 1446-1450
- Garoushi, S., Lassila, L.V., Tezvergil, A., Vallittu, P.K. (2006). Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *J Dent*, **34**:179-84
- Goerig, A.C., Michelich, R.J., Schultz, H.H. (1982). Instrumentation of root canals in molars using the step-down technique. *J Endod*, **8**:550-554.
- Grande, N.M., Plotino, G., Pecci, R., Bedini, R., Malagnino, V.A., Somma, F. (2006). Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J*, **39**: 755–63
- Guilford, W.L., Lemons, J.E., Eleazer, P.D.A. (2005). Comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod*, **31**: 468-470.
- Gutmann, J.L., Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focussed review. *Int Endod J*, **45**: 113–28.
- Ha, J., Cheung, G.S.P., Versluis, A., Lee, C.J., Kwak, S.W., Kim, H.C. (2015). Screw in tendency of rotary nickel-titanium files due to design geometry *Int Endod J*, **48**: 666-672
- Hankins, P.J., ElDeeb, M.E. (1996). An evaluation of the canal master, balanced- force and step-back techniques. *J Endod*, **22**:123-130.
- Hayashi, Y., Yoneyama, T., Yahata, Y., Miyai, K., Doi, H., Hanawa, T. ve ark. (2007). Phase transformation behavior and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, **40**: 247-253
- He, R., Jun, N. (2010). Design improvement and failure reduction of endodontic files through finite element analysis: application to V-taper files designs. *J Endod*, **36**: 1552-1557

- Hulsmann, M. (2013). Effects of mechanical instrumentation and chemical irrigation on the root canal dentin and surrounding tissues. *Endod Topics*, **29**:55-86
- Hulsmann, M., Herbst, U., Schafers, F. (2003). A comparative study of root-canal preparation using Lightspeed and Quntec SC rotary NiTi instruments. *Int Endod*, **36**: 748-756
- Hulsmann, M., Peters, O.A., Dummer, P.M.H. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, **10**; 30-76
- Hulsmann, M., Schinkel, I. (1999). Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Endod Dent Traumatol* , **15**: 252-258
- Hurmuzlu, F., Kiremitci, A., Serper, A., Altundasar, E., Siso, S. (2003). Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. *J Endod*, **29**: 838–40
- Iqbal, M.K., Kohli, M.R., Kim, J.S. (2006). A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod*, **32**, 1048-1052.
- James, J., John, O., B, James, B. (1990). Summitt. Fracture resistance of amalgam coronal-radicular restorations *Journal of prosthetic dentistry*, **63(6)**: 607-13
- Kampoosiora, P., Papavasiliou, G., Bayne, S.C., Felton, D.A. (1994) Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **71**: 435–41
- Kim, H.C., Cheung, G.S.P., Lee, C.J., Kim, B.M., Park, J.K., Kang, S.I. (2008). Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *Journal of Endodontics* 34, 743–7
- Kim, H.C., Kim, H.J., Lee, C.J., Kim, B.M., Park, J.K., Versluis, A. (2009) Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J*, **42**:593–602

- Kim, H.C., Lee, M.H., Yum, J., Versluis, A., Lee, C.J., Kim, B.M. (2010). Potential relationship between design of nickel– titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod*, **36**: 1195–1199
- Kim, T.O., Cheung, G.S.P., Lee, J.M, Kim, B.M., Hur, B., Kim, H.C. (2009) Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J*, **42**:14–21
- Kishen, A. (2006). Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*, **13**: 57–83
- Kishen, A., Vedantam, S. (2007). Hydromechanics in dentine: role of dentinal tubules and hydrostatic pressure on mechanical stress-strain distribution. *Dental Materials*, **23**: 1296–306
- Kishen, A. (2015). Biomechanics of fractures in endodontically treated teeth. *Endod Topics*, **33**:3-13
- Krejci, I., Duc, O., Dietschi, D., de Campos, E. (2003). Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Oper Dent*, **28**:127-35
- Kuhn, G., Tavernier, B., Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*, **27**: 516-520.
- Lagouvardos, P., Sourai, P., Douvitsas, G. (1989). Coronal fractures in posterior teeth. *Oper Dent*, **14**:28-32.
- Lam, P.P., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2005). Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod*, **31**: 529–532
- Lee, M.H., Versluis, A., Kim, B.M., Lee, C.J., Hur, B., Kim, H.C. (2011). Correlation between experimental cyclic fatigue resistance and numerical stress analysis for nickel-titanium rotary files *J Endod*, **37**:1152-1157
- Lehman, M.L. (1967). Tensile strength of human dentin. *J Dent Res*, **46**: 197–201.

Ling, H.C., Kaplow, R. (1981). Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Metall Trans*, **12A**:2101–11.

Luebke, N.H., Brantley, W.A., Sabri, Z.I., Lubke, F.L., Lausten, L.L. (1995).. Physical dimensions, torsional performance, bending properties and metallurgical characteristics of rotary endodontic instruments. *J Endod*, **21**:259-263.

Marshall, G.J., Balooch, M., Kinney, J., Marshall, S. (1995). Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. *Journal of Biomedical Materials Research*, **29**: 1381–7

Marshall, G.W. Jr. (1993). Dentin : Microstructure and Characterization. *Quintessence Int*, **24**: 606-17

Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S. ve ark (2003) Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* **36**, 262–6

Mayo, C.V., Montgomery, S., Del Rio, C. (1986). A computerized method for evaluating root canal morphology. *J Endod*, **12**:2-7

McCann, J.T., Keller, L.D., LaBounty, G.L. (1990). Remaining dentin/cementum thickness after hand or ultrasonic instrumentation. *J Endod*, **16**:109.

Medha, A., Patil, S., Hoshing, U., Bandekar, S. (2014). Evaluation of forces generated on three different rotary file systems in apical third of root canal using finite element analysis. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **8(1)**: 243-246

Mohammadi, N., Kahnamoii, M.A., Yeganeh, P.K., Navimipour, E.J. (2009). Effect of fiber post and cusp coverage on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars directly restored with composite resin. *J Endod*, **35**:1428-32

Mondelli, R.F., Ishikiriyama, S.K., de Oliveira Filho, O., Mondelli, J. (2009). Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. *J Appl Oral Sci*, **17**:161-5

Montalvao, D., Alçada, F.S. (2011). Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod*, **37**:1158-1161

Montalvao, D., Alçada, F.S., Fernandes, F.M.B., Vilaverde-Correia, S. (2014). Structural characterization and mechanical FE analysis of conventional and M-wire NiTi alloys used in endodontic rotary instruments. *The Scientific World Journal*:1-8

Morgan, L.F., Montgomery, S. (1984). An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J Endod*, **10**:491-498.

Mullaney, T.P. (1979). Instrumentation of finely curved canals. *Dent Clin North Am*, **23**:575-592.

Navimipour, E.J., Chaharom, M.E.E., Oskoe, P.A., Mohammadi, N., Bahari, M., Fiouzmandi, M. (2012). Fracture resistance of endodontically- treated maxillary premolars restored with composite resin along with glass fiber insertion in different positions. *JODDD*, **6**:125-130.

Ninan, E., Berzins, D.W. (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endodontics*, **39**:101–4

Ørstavik, D., Pitt Ford, T.R. (1998). Apical periodontitis: microbial infection and host responses. Essential endodontology. Prevention and treatment of apical periodontitis. *Oxford: Blackwell Science*

Oskee, S.S., Oskee, P.A., Navimipour, E.J., Shahi, S. (2007). In vitro fracture resistance of endodontically-treated maxillary premolars. *Operative Dentistry*, **32-5**:520-514

Oskoe, P.A., Ajami, A.A., Navimipour, E.J., Oskoe, S.S., Sadjadi, J. (2009). The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *J Endod*, **35**:413- 6.

Ou, K.L., Chang, C.C., Chang, W.J., Lin, C.T., Chang, K.J., Huang, H.M. (2009). Effect of damping properties on fracture resistance of root filled premolar teeth: a dynamic finite element analysis. *Int Endod*, **42**:694-704

- Panitvisai, P., Messer, H.H. (1995). Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod*, **21**:57-61
- Papa, J., Cain, C., Messer, H. (1994). Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endodontics and Dental Traumatology*, **10**: 91–3
- Patino, P.V., Biedma, B.M., Liebana, C.R., Cantatore, G., Bahillo, J.G. (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*, **31**:114-116
- Peng, B., Shen, Y., Cheung, G.S.P., Xia, T.J. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J*, **38**: 550-557.
- Pereira, E.S., Peixoto, I.F., Viana, A.C., Oliveira, I.I., Gonzales, B.M., Buono, V.T.L. ve ark. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, **45**:469–74.
- Peroz, I., Blankenstein, F., Lange, K.P., Naumann, M. (2005). Restoring endodontically treated teeth with posts and cores a review. *Quintessence Int*, **36**:737-46
- Peters, L.B., Wesselink, P.R., Buys, J.F., van Winkelhoff, A.J. (2001) Viable bacteria in root dentinal tubules of teeth with apical periodontitis. *J Endod*, **27**: 76–81.
- Peters, O.A., Gluskin, A.K., Weiss, R.A., Han, J.T. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, **45**:1027–34
- Peters, O.A., Morgental, R.D., Schulze, K.A., Paque, F., Kopper, P.M.P., Vier-Pelisser, F.V. (2014). Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J*, **47**:505–13.
- Qualtrough, A.J., Cawte, S.G. ve Wilson, N.H. (2001). Influence of different transitional restorations on the fracture resistance of premolar teeth *Operative Dentistry*, **26**(3): 267-272

Rashidan, N., Esmaeili, V., Alikhasi, M., Yasini, S. (2010). Model system for measuring the effects of position and curvature of fiber reinforcement within a dental composite. *J Prosthodont*, **19**:274-8

Reeh, E.S., Douglas, W.H., Messer, H.H. (1989). Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res*, **68**:1540-4.

Ruddle, C.J. (2005). The ProTaper technique. *Endodontic Topics*, **10**:187-190.

Rundquist, B.D., Versluis, A. (2006). How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J*, **39**:226-237

Salameh, Z., Sorrentino, R., Papacchini, F., Ounsi, H.F., Tashkandi, E., Goracci, C., Ve ark (2006). Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *J Endod*, **32**:752-5

Sattapan, B., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2000). Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod*, **26**: 156-160.

Schafer, E., Dzepina, A., Danesh, G. (2003). Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **96**:757-63.

Schafer, E., Oitzinger, M. (2008) Cutting efficiency of five different types of rotary nickel titanium instruments. *J Endod*, **32**:61-5

Schafer, E., Tepel, J. (1996). Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filling motion. *Int Endod J*, **29**:302-308.

Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal system. *Dent Clin North Am*, **18**(2): 269.

Schwartz, R.S., Robbins, J.W. (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*, **30**:289-301.

Sedgley, C., Messer, H. (1992). Are endodontically treated teeth more brittle? *Journal of Endodontics*, **18**: 332-5

Sen, B.H., Piskin, B., Demirci, T. (1995). Observation of bacteria and fungi in infected root canals and dentinal tubules by SEM. *Endod Dent Traumatol*. **11**; 6–9.

Sengun, A., Cobankara, F.K., Orucoglu, H. (2008). Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*, **24**: 214–219

Seow, L.L., Toh, C.G., Wilson, N.H. (2005). Remaining tooth structure associated with various preparation designs for the endodontically treated maxillary second premolar. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, **13**:57-64

Shafiei, F., Tavangar, M.S., Ghahramani, Y., Fattah, Z. (2014). Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored by silorane-based composite with or without fiber or nano-ionomer. *J Adv Prosthodont*, **6**:200-6

Shen, Y., Coil, J.M., Zhou, H., Zheng, Y., Haapasalo, M. (2013). HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J*, **46**: 720-729

Sirimai, S., Riis, D.N., Morgano, S.M. (1999). An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **81**: 262–9

Siso, S.H., Hürmüzlü, F., Turgut, M., Altundaşar, E., Serper, A., Er, K. (2007). Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. *Int Endod J*, **40**:161-8.

Soares, P.V., Santos-Filho, P.C., Queiroz, E.C., Araújo, T.C., Campos, R.E., Araújo, C.A. ve ark. (2008). Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont*, **17**:114-9

Srirekha, A., Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.*, **21**: 425-32

Steele, A., Johnson, B.R. (1999). In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod* , **25**:6-8



- Steve, S.E., Wildey, W.L. (2005) The Lightspeed root canal instrumentation system. *Endodontic Topics*, **10**:148-150
- Tamse, A., Fuss, Z., Lustig, J., Kaplavi, J. (1999). An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod*, **25**: 506–8
- Tamse, A., Zilburg, I., Halpern, J. (1998). Vertical root fractures in adjacent maxillary premolars: an endodontic-prosthetic perplexity. *Int Endod J*, **31**:127-32
- Thompson, S.A. (2000) An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod*, **33**:297–310
- Trope, M., Langer, I., Maltz, D., Tronstad, L. (1986). Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. *Endod Dent Traumatol*, **2**:35-8
- Turpin, Y.L., Chagneau, F., Vulcain, J.M. (2000). Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod*, **26**: 414–7
- Vaudt, J., Bitter, K., Neumann, K., Kielbassa A.M. (2009). Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int Endod J*, **42**: 22–33
- Versluis, A., Kim, H.C., Lee, W.C., Kim, B.M., Lee, C.J. (2012). Flexural stiffness and stresses in Nickel-Titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *J Endod*, **38**:1399-1403
- Versümer, J., Hülsmann, M., Schafers, F. (2002). A comparative study of root canal preparation using ProFile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod*, **35**:37-46
- Vitale, M.C., Caprioglio, C., Martignone, A., Marchesi, U., Botticelli, A.R. (2004). Combined technique with polyethylene fibers and composite resins in restoration of traumatized anterior teeth. *Dent Traumatol*, **20**:172-7
- Walia, H., Brantley, W.A. (1988) An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod*, **14**:346–51.

Ward, J.R., Parashos, P., Messer, H.H. (2003). Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *J Endod*, **29**: 756-763

Weine, F.S., Kelly, R.F., Lio, P.J. (1975) The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod*, **1**:255-262.

Wildey, W.L., Senia, E.S., Montgomery, S. (1992). Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **74**:499- 507.

Wu, M.K., Fan, B., Wesselink, P.R. (2000). Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *J Endod*, **26**:210-216

Xu, X., Eng, M., Zheng, Y., Eng, D. (2006). Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod* ,**32**:372–5

Yao, J.H., Schwartz, S.A., Beeson, Y.J. (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod*, **32**: 55–7

Yared, G., Kulkarni, G.K., Ghossayn, F. (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*, **36**:764-9

Yared, G.M., Bou Dagher, F.E, Machtou, P. (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J*, **32**: 115-119.

Yared, G.M., Bou Dagher, F.E., Machtou, P. (2000). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J*, **33**: 204-207.

Zelic, K., Milovanovic, P., Rakocevic, Z., Askrabic, S., Potocnik, M., Popovic, M., Djuric, M. (2014). Nano-structural and compositional basis of devitalized tooth fragility. *Dental materials*, **30**. 476–86

Zelic, K., Vukicevic, A., Jovicic, G., Aleksandrovic, S., Filipovic, N., Djuric, M. (2015). Mechanical weakening of devitalized teeth: three-dimensional Finite Element Analysis and prediction of tooth fracture. *Int Endod J*, **48**:850-863

Zhang, E.W., Cheung, G.S.P., Zheng, Y.F.Z. (2010). Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod*, **36**:1394-1398



**HAM VERİLER**

**FORMLAR**

**ETİK KURUL KARARI**

T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı :22

08.04.2015

Konu :Prof. Dr. Raif Erişen

Sayın Prof. Dr. Raif Erişen  
Endodonti Anabilim Dalı

İli: Endodonti Anabilim Dalının 30/03/2015 gün ve 154 sayılı yazısı.

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2015/21 dosya nolu "Kök kanalı şekillendirmesi esnasında oluşan streslerin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi " başlıklı çalışma kurulumuzun 08/04/2015 tarih ve 10 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik  
Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Eki: İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

**PATENT HAKKI İZİNİ**



**TELİF HAKKI İZİNİ**

