

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI KÖK KANAL PREPARASYON ŞEKİLLERİNİN DÜZ
VE EĞİMLİ KÖKLERE SAHİP MANDİBULAR MOLAR
DİŞLERİN STRES DAĞILIMI ÜZERİNDEKİ ETKİSİ: SONLU
ELEMANLAR STRES ANALİZİ**

Dt. Yaprak CESUR

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2019

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI KÖK KANAL PREPARASYON ŞEKİLLERİNİN DÜZ
VE EĞİMLİ KÖKLERE SAHİP MANDİBULAR MOLAR
DİŞLERİN STRES DAĞILIMI ÜZERİNDEKİ ETKİSİ: SONLU
ELEMANLAR STRES ANALİZİ**

Dt. Yaprak CESUR

UZMANLIK TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Ahmet SERPER**

ANKARA

2019

ONAY SAYFASI

14/03/2019

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Yaprak CESUR'un 14.03.2019 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Farklı Kök Kanal Preparasyon Şekillerinin Düz Ve Eğimli Köklere Sahip Mandibular Molar Dişlerin Stres Dağılımı Üzerindeki Etkisi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Özgür TOPUZ
Gazi Üniversitesi

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ahmet SERPER
Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Zeliha YILMAZ
Hacettepe Üniversitesi

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. A. Rüya YAZICI
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan "**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**" kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

10 / 04 / 2019


Yaprak CESUR

¹"**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**"

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.
Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Ahmet SERPER danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Yaprak CESUR

TEŞEKKÜR

Hem klinik hem akademik bilgi ve tecrübeleriyle uzmanlık eğitimim boyunca bana yol gösterip, destek veren saygıdeğer tez danışman hocam Prof. Dr. Ahmet SERPER'e,

Bu tez çalışmasının oluşma aşamalarında fikirlerine sıkça başvurduğum, tecrübelerini her zaman benimle paylaşan değerli Uzm. Dt. Sevinç ASKERBEYLİ ÖRS'e,

Tezimin modelleme ve analiz aşamalarında birlikte çalıştığımız, ilgisi ve sabrıyla büyük katkılar sağlayan Murat YILDIRIM'a,

Mikro-bilgisayarlı tomografi taramalarının yapılmasında emeği olan ve yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Hakan Hamdi ÇELİK'e ve Dr. Mert OCAK'a,

Eğitimim boyunca yoluma ışık tutup, ufkumun genişlemesini sağlayan, bilgi ve tecrübelerinden her zaman faydalandığım çok değerli hocam ve abim Doç. Dr. Emre NAGAŞ'a,

Birlikte çalıştığımız süre boyunca samimiyeti ve ilgisiyle önüme çıkan zorlukları aşmamda bana destek olan, çalışkanlığına hayran olduğum çok kıymetli ablam Doç. Dr. Emel UZUNOĞLU ÖZYÜREK'e,

Uzmanlık eğitimimde bilgi, tecrübe ve anlayışlarını esirgemeyen, eğitimimde önemli katkıları bulunan Prof. Dr. Bahar ÖZÇELİK, Prof. Dr. Hatice DOĞAN BUZOĞLU, Prof. Dr. Zeliha YILMAZ, Prof. Dr. Özgür UYANIK, Doç. Dr. Behram TUNCEL, Doç. Dr. Emre ALTUNDAŞAR, Dr. Derya DENİZ SUNGUR, Dr. Eda Ezgi ASLANTAŞ, Dr. Ayhan EYMİRLİ, Dr. Selen KÜÇÜKKAYA EREN, Dr. Hacer AKSEL, Uzm. Dt. Ahmet KELEŞ ve yolumun kesiştiği tüm Endodonti Anabilim Dalı hocalarıma, abla ve abilerime,

Aynı odayı ve kliniği paylaştığımız, birlikte çalışmaktan ve vakit geçirmekten mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Birlikte çalıştığımız süre boyunca yardımlarını ve hoş sohbetlerini esirgemeyen değerli personellerimize,

Hayatım boyunca her zaman bana inanan ve beni destekleyen, bugünümün şekillenmesinde büyük katkıları olan canım ablam Şafak ÖZTÜRK'e ve aileme,

Tüm üniversite ve uzmanlık eğitimim boyunca motivasyon kaynağım ve en büyük destekçim olan biricik eşim Dt. Tevfik CESUR'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Yaprak CESUR

ÖZET

CESUR Y. Farklı Kök Kanal Preparasyon Şekillerinin Düz ve Eğimli Köklere Sahip Mandibular Molar Dişlerin Stres Dağılımına Etkisi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Hacettepe Üniversitesi, Endodonti Uzmanlık Tezi, Ankara, 2019.

Dikey kök kırıkları, kök kanal tedavisinde başarısızlığa ve takiben dişin çekilmesine sebep olan en önemli etkenlerden biridir. Mandibular molar dişler, dikey kök kırıklarının en sık görüldüğü dişler arasındadır. Kök kanal şekillendirilmesi ve kökün anatomik yapısı diş yapısındaki stres dağılımını etkileyen en önemli faktörlerdendir. Özellikle kökün servikal üçlüsünde fazla genişletme yapılması DKK için risk oluşturmaktadır. Bu kapsamda, çalışmamızda farklı koniklik oranları ve kesici kenar uzunluğuna sahip ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (F2 ve F3), FlexMaster (VDW, Münih, Almanya) (25.04 ve 30.04) ve Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa) (25.04 ve 30.04) eğe sistemleri ve mandibular molar diş yapısındaki MM.Tooth (Micro-Mega, Besançon, Fransa) modelleri kullanılmıştır. MM.Tooth modellerinde farklı eğe sistemleri kullanılarak kök kanal şekillendirmesi yapılmış, ardından mikro bilgisayarlı tomografi taraması ile modellerin üç boyutlu görüntüleri elde edilmiştir. Eğimli köklere sahip modellere ek olarak modellerin mezial kök eğimleri değiştirilmiş ve düz mezial köklü modeller de elde edilmiştir. 200 N'luk okluzal yükler hem dikey hem de oblik yönde uygulanarak modellerde oluşan stres dağılımları statik lineer sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Böylece hem farklı eğe sistemlerinin oluşturduğu preparasyonun hem de kök eğiminin fonksiyonel okluzal yükler altındaki mandibular molar dişlerde oluşturdukları stres dağılımlarına etkisi değerlendirilmiştir. Oluşan maksimum asal stres (Pmax) dağılımları incelenmiştir. Oblik yükleme ile düz köklü modellerde stresin en fazla mezial-lingual dış kök yüzeyinin servikal ve orta üçlü bölgelerinde, eğimli köklere sahip dişlerde ise en fazla mezial-lingual dış kök yüzeyinin servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Dikey yükleme koşulunda ise her iki kök morfolojisinde de stresin bifurkasyon bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Oluşan en yüksek stres değerleri tüm gruplarda ProTaper Universal F3 grubunda, en düşük stres değerlerinin ise sağlam diş modelinde olduğu görülmüştür. Sağlam diş modelinden sonra en düşük stres Hero Shaper 25.04 eğesinin kullanıldığı modellerde görülmüştür. Düz köklü dişlerde, eğimli köklere sahip dişlere göre stres değerlerinin daha düşük, fakat daha yaygın olduğu görülmüştür. Düz köklü mandibular molar dişlerin eğimli köklere sahip mandibular molar dişlere göre gelen kuvvetleri daha dengeli dağıttığı sonucuna varılmıştır. Mezial köklerdeki koronal çap artışının ve mezial kök eğimindeki artışın mandibular molar dişlerde dikey kök kırığı riskini arttırdığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Dikey Kök Kırıkları, Eğimli Kök, Mandibular Molar, Maksimum Asal Stres, Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Bu tez çalışması Hacettepe Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından TSA-2018-17004 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

ABSTRACT

CESUR Y. Effect of Different Root Canal Preparation Types on the Stress Distribution of Mandibular Molar with Straight and Curved Roots: Finite Element Analysis, Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Endodontics, Specialization Thesis, Ankara, 2019. Vertical root fractures are one of the most significant factors that caused to the failure of endodontic treatments and subsequently to the extraction of endodontically treated teeth. The vertical root fractures are observed in mandibular molars frequently. One of the most important factors on the effect of stress distribution in tooth structure are root canal shaping and anatomical structure of the root. In particular, over-preparation of the cervical third of the root pose a risk for vertical root fracture. In the scope of this study, the rotary systems as ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (F2 and F3), FlexMaster (VDW, Munich, Germany) (25.04 and 30.04) and Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, France) (25.04 and 30.04) with different taper degrees and cutting surface length and MM.Tooth (Micro-Mega, Besançon, France) models which are similar to mandibular molar tooth structure were used. Root canal preparation was performed by using different rotary systems in MM.Tooth models and three-dimensional images of the models were obtained by scanning micro computed tomography. In addition to the curved-roots models, curved degrees of mesial roots were modified and straight mesial root models were obtained. The stress distribution in the models were examined using static linear finite element stress analysis (FEA) by applying occlusal forces of 200 N to both vertical and oblique directions. Thereby, the effect of preparation of different rotary systems and root inclination on stress distribution of mandibular molar teeth was evaluated under functional occlusal forces. Maximum principal stress (Pmax) distributions were reviewed. Under oblique loading, the maximum principal stress was observed mostly on cervical and middle third of mesial lingual external roots surface in straight root models, on the other hand, it was observed mostly on cervical of mesial lingual external root surface in curved-root models. Under vertical loading, maximum principal stress was observed mostly on bifurcation areas in both root morphologies. The highest stress values were recorded at ProTaper Universal F3 models in all groups while the lowest stress values were recorded at intact original models. The lowest stress values following intact models were recorded at Hero Shaper (25; %4) models. The stress values of straight rooted teeth were lower than the ones of curved-rooted teeth but stress distribution area was wider in straight rooted teeth. As a conclusion, stress distribution of the straight rooted teeth was more well-balanced than curved-rooted mandibular molars. It was also concluded that the increasing of both coronal diameter and inclination of mesial root increased the risk of vertical root fracture on mandibular molar teeth.

Key Words: Vertical Root Fracture, Curved Root, Mandibular Molar, 3-D Finite Element Analysis, Maximum Principal Stress

This thesis study was supported by H.U.S.R.C, Project Support No TSA-2018-17004

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xv
1. GİRİŞ VE TEZİN AMACI	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dikey kök kırıkları	4
2.1.1. Klinik bulgular	5
2.1.2. Radyolojik bulgular	6
2.1.3. Etyolojisi	9
2.1.4. Tedavisi	11
2.1.5. DKK'nin Önlenmesi İçin Alınabilecek Önlemler	12
2.2. Çalışmada Kullanılan Eğe Sistemleri	13
2.2.1. Hero Shaper	13
2.2.2. ProTaper Universal	16
2.2.3. FlexMaster	18
2.3. Çalışmada Kullanılan Diş Modeli	20
2.4. Diş Kökü Eğimi Sınıflamaları	21
2.4.1. Schneider Metodu	22
2.5. Stres Analiz Yöntemleri	23
2.5.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) Yöntemi	23
2.5.2. SESA ile İlgili Temel Kavramlar	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32
3.1. Diş Modellerinin Oluşturulması	32
3.2. Mikro-BT taraması	33

3.3. Katı Modelleme	34
3.4. Ağ Yapısının Oluşturulması	37
3.5. Sınır Koşullarının Tayini (Boundary Conditions)	38
3.5.1. Yükleme Koşulları	39
3.6. Sonuçların Değerlendirilmesi	40
4. BULGULAR	41
4.1. Eğimli Mezial Köklere Sahip Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları	41
4.2. Düz Mezial Köklere Sahip Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları	47
4.3. Eğimli Mezial Köklere Sahip Modellerde Dikey Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum Asal Gerilimler ve Dağılımları	54
4.4. Düz Mezial Köklere Sahip Modellerde Dikey Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum Asal Gerilimler ve Dağılımları	58
4.5. Eğimli ve Düz Köklere Sahip Modellerin Karşılaştırılması	62
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇLAR	78
7. KAYNAKÇA	79

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
μ A	Mikroamper
μ BT	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
μ m	Mikrometre
Bmp	Bitmap
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım
CCD	Couple Charged Device
DKK	Dikey Kök Kırığı
GPa	Gigapascal
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kV	Kilovolt
Mm	Milimetre
MPa	Megapascal
MR	Magnetik Rezonans
Ms	Milisaniye
MTA	Mineral Trioksit Agregat
N	Newton
Pmax	Maksimum Asal Stres
Pmin	Minimum Asal Stres
r.p.m.	Round Per Minute
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Maksiller premolar dişte tamamlanmış ve tamamlanmamış kök kırığı	4
2.2. Periodontal cep ve DKK ile ilişkili cep	6
2.3. Mandibular premolar dişte 'hair like' radyolüseni	7
2.4. J tipi defekt veya 'halo' görüntüsü	8
2.5. Hero Shaper eğenin yatay kesit görüntüsü ve uç yapısı	13
2.6. Hero Shaper eğeleri	14
2.7. Kolay kanallar için Hero Shaper eğelerinin kullanım sırası	15
2.8. Orta zorluktaki kanallar için Hero Shaper eğelerinin kullanım sırası	15
2.9. Zor kanallarda Hero Shaper eğelerinin kullanım sırası	16
2.10. ProTaper Universal eğesinin yatay kesit görüntüsü	17
2.11. ProTaper ege sistemi	17
2.12. FlexMaster eğesinin yatay kesit görüntüsü	18
2.13. FlexMaster sisteminin 0.30 mm uç çaplı %2, %4 ve %6 koniklik oranlarındaki eğeleri	19
2.14. FlexMaster ege sistemindeki şekillendirme prosedürü	20
2.15. Schneider metodu ile kanal eğiminin hesaplanması	22
2.16. Stres (gerilim)- strain (gerinme) eğrisi	28
2.17. Sonlu elemanlar stres analizinde eleman tipleri	30
2.18. Ağ yapısı oluşturulmuş katı model örneği	31
3.1. MM.Tooth modeli	32
3.2. Mikro-BT taramasında veri örnekleri	34
3.3. Üç boyutlu modelin mezial kanal eğiminin Schneider metodu ile hesaplanması	35
3.4. Eğimli ve düz köklü model örnekleri	35
3.5. Ağ yapısı oluşturulmuş model örneği	38
3.6. Sınır koşulları oluşturulmuş katı model	40
4.1. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda mezial kökün lingual servikal dış kök yüzünde oluşan Pmax stresleri	42

4.2.	Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax stresleri 11 MPa üstünde olan elemanların görüntüsü	44
4.3.	Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin kök boyunca kesitsel görüntüsü	45
4.4.	Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax streslerinin en yüksek olduğu kesitlerin yatay düzlemdeki görüntüsü	46
4.5.	Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin frontal kesit görüntüsü	47
4.6.	Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda mezial kökün lingual servikal ve orta üçlünün dış yüzünde oluşan Pmax stresleri	49
4.7.	Düz köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimleri 11 MPa üstünde olan elemanların görüntüsü	51
4.8.	Düz köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin kök boyunca kesitsel görüntüsü	52
4.9.	Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin en yüksek olduğu kesitlerin yatay düzlemdeki görüntüsü	53
4.10.	Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin frontal kesit görüntüsü	54
4.11.	Eğimli köklere sahip modellere dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax streslerinin görüntüsü	56
4.12.	Eğimli köklere sahip modellerde dikey yükleme koşulunda en yüksek Pmax streslerinin olduğu kesitin yatay düzlemdeki görüntüsü	57
4.13.	Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax streslerinin görüntüsü	59
4.14.	Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda en yüksek Pmax streslerinin olduğu kesit görüntüsü	61
4.15.	Oblik yükleme koşulunda eğimli ve düz köklü SAĞLAM modellerinde oluşan Pmax streslerinin görüntüsü	62
4.16.	Oblik yükleme koşulunda eğimli ve düz köklere sahip kanal tedavili modellerin mezial köklerinde oluşan Pmax streslerinin görüntüsü	63
4.17.	Oblik yükleme koşulunda 11 MPa üzerindeki Pmax değerleri veren eleman hacimlerinin eğimli ve düz köklü modellerde karşılaştırılması	64

- 4.18.** Dikey yükleme koşulunda eğimli ve düz köklü SAĞLAM modellerinde oluşan Pmax streslerinin görüntüsü 64
- 4.19.** Dikey yükleme koşulunda eğimli ve düz köklere sahip kanal tedavili modellerde oluşan Pmax streslerinin görüntüsü 66



TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3.1. Çalışma için oluşturulmuş modellerin özeti	36
3.2. Eğimli köklere sahip modellerin düğüm ve eleman sayısı	37
3.3. Düz köklere sahip modellerin düğüm ve eleman sayıları	38
3.4. Doku ve materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları	39
4.1. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan P_{max} ve P_{min} değerleri	41
4.2. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan P_{max} ve normalize P_{max} değerleri	43
4.3. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda P_{max} stresleri 11 MPa üzerinde olan elemanların hacim değerleri	44
4.4. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan P_{max} ve P_{min} değerleri	48
4.5. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan P_{max} ve normalize P_{max} değerleri	50
4.6. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda P_{max} stresleri 11 MPa üzerinde olan elemanların hacim değerleri	51
4.7. Eğimli köklere sahip modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan P_{max} ve P_{min} değerleri	55
4.8. Eğimli köklere sahip modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan P_{max} ve normalize P_{max} değerleri	57
4.9. Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan P_{max} ve P_{min} değerleri	58
4.10. Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan P_{max} ve normalize P_{max} değerleri	60
4.11. Oblik yükleme koşulunda eğimli ve düz köklü modellerde oluşan en yüksek P_{max} değerleri	62
4.12. Dikey yükleme koşulunda eğimli ve düz köklü modellerde oluşan en yüksek P_{max} değerleri	65

1. GİRİŞ VE TEZİN AMACI

Amerikan Endodonti Birliği'nin tanımına göre 'gerçek dikey kök kırığı kökün herhangi bir noktasından başlayan, genellikle bukkolingual yönde uzanan tamamlanmış veya tamamlanmamış kırıklardır.' (1). Günümüzde yüksek sağkalım oranlarına sahip endodontik tedavili dişlerde dikey kök kırıkları (DKK) başarısızlığa sebep olan en önemli etkenlerden biridir (2-4). Dikey kök kırıkları, dişin zayıf prognozuna ve çoğunlukla dişin çekimine sebep olduklarından dolayı ciddi bir klinik problem teşkil etmektedirler (5, 6).

DKK, 40 yaş üstü hastalarda ve kanal tedavisi yapılmış dişlerde daha fazla görülmektedir (7-9). DKK'nin görülme sıklığı kanal tedavili dişlerde %11-20 arasında bildirilmiştir (10). DKK'nin en fazla görüldüğü dişler maksiller ve mandibular premolar dişlerdir (11-13). Maksiller molarların meziobukkal kökleri, mandibular molarların mezial kökleri ve mandibular kesiciler de riskli grupta yer alırlar (14, 15).

Yapılan birçok çalışma DKK'nin nedenlerini incelemiştir, bu nedenler doğal ve iyatrojenik hazırlayıcı faktörler olarak iki grupta incelenmektedir (7, 9, 16-19). Doğal hazırlayıcı faktörler; riskli anatomik yapı (20), dentinde önceden oluşmuş çatlaklar, diş dokusunun kaybı (21) ve alveolar kemik kaybıdır (22). İyatrojenik hazırlayıcı faktörler ise; kök kanal preparasyonu ve post uygulaması sırasında aşırı dentin uzaklaştırılması ve kök kanalının doldurulması sırasında aşırı kuvvet uygulanmasıdır (11, 14, 23-25).

Aşırı kök kanal preparasyonu, DKK'nin en sık iyatrojenik sebebi olarak düşünülmektedir (26). Kanal şeklinin, kanal formunun ve kökün dış formunun da DKK üzerinde etkisi bulunmaktadır fakat bu bağlamda anahtar faktör olarak dentin kalınlığı gösterilmiştir (27-29). Bu durum kök kanal şekillendirilmesinin önemini ortaya koymaktadır. Kanalın koniklik oranı; spreader ve pluggerların derin penetrasyonuna izin verecek ölçüde yeterli genişlikte, ancak işlemsel hatalara yol açmayacak ve kökü zayıflatmayacak şekilde konservatif olmalıdır (30). Günümüzde döner ege sistemlerinin yaygın kullanımı sebebiyle, farklı tasarımlara sahip eğerle oluşturulan kanal formlarının DKK oluşumuna etkisinin araştırılması önemli bir konudur (31). Yüksek koniklik oranlarına sahip ege sistemlerinin kullanımının

özellikle kökün koronal bölgesinde madde kaybına neden olduğu ve bu sebeple dişteki kırık riskini arttırabileceği belirtilmiştir (31, 32).

Geleneksel *in vitro* stres ve kırılma dayanımı çalışmalarında dişin formu, kök dentininin kalınlığı, dişin saklanma koşulları, hastanın yaşı gibi faktörlerden dolayı dişlerde standardizasyon oluşturulması güçtür (33, 34). Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) yöntemi, karmaşık yapılarda kuvvet etkisiyle oluşan stres dağılımlarının hesaplanmasında kullanılabilen matematiksel bir mühendislik yöntemidir (29, 35, 36). SESA'nın diş hekimliğinde uygulanabilir kılan avantajları karmaşık geometriyi modelleyebilmesi, oluşturulmuş model üzerinde değişikliklere ve stres-gerilme şekillerinin analizine imkan tanınmasıdır (37-40).

Eğimli kanallara sahip dişlere uygulanan kök kanal tedavileri, özellikle kanalların preparasyonu aşamasında zorluk oluşturmaktadır. Eğimli kanallarda şekillendirme sırasında istenmeyen değişiklikler meydana gelme riski vardır. Eğimin olduğu bölgenin aşırı preparasyonu, kanal girişlerinin fazla genişletilmesi, basamak oluşumu ve transportasyon gibi girişimsel hatalar görülebilmektedir (41-44). Bu kanallarda dentinin aşırı prepare edilmesi DKK'ye zemin hazırlayan bir faktör olabilmektedir (27). Okluzal yüklerin ve farklı genişletme tekniklerinin eğimli kanallarda oluşturdukları stres dağılımına etkilerinin incelendiği çalışmalar literatürde mevcuttur (43, 45). Yapılan bir çalışmada, kök eğim derecesindeki azalmanın dişin kırılma riskini azaltacağı bildirilmiştir (28).

Çalışmamızda farklı koniklik oranına ve kesici yüzey uzunluğuna sahip eğe sistemleri kullanılarak, hem mandibular molar dişlerde okluzal yükler altında oluşan stres dağılımına etkisinin belirlenmesi, hem de eğimli ve düz mezial köklere sahip mandibular birinci molar dişler üzerinde oluşan stres dağılımının karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Kök eğimi, kök kanal yapısı, dentin kalınlığı gibi anatomik özellikleri standardize etmek amacıyla çalışmamızda plastik diş modelleri [MM.Tooth (Micro-Mega, Besançon, Fransa)] ve farklı koniklik oranı ve kesici yüzey uzunluğuna sahip Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa), ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), FlexMaster (VDW, Münih, Almanya) eğe sistemleri tercih edilmiştir. Böylece farklı koniklik oranına sahip eğe kullanımının ve kök eğiminin, fonksiyonel okluzal yükler altındaki mandibular birinci molar dişlerde DKK oluşumuna etkisi incelenmiştir.

Bu kapsamda yapılan çalışmalar aşağıda özetle sunulmuştur:

- 1) MM.Tooth modellerinin HeroShaper, ProTaper Universal, FlexMaster eğe sistemleri kullanılarak prepare edilmeleri,
- 2) Prepare edilmiş modellerin ve bir adet preparasyonu yapılmamış modelin mikro bilgisayarlı tomografi taramaları ve modellenmeleri,
- 3) 7 adet modelin kök eğiminin düzeltilerek 7 adet daha model elde edilmesi.
- 4) Modellerin periodontal ligament ve alveolar kemikle desteklenmesi,
- 5) Eğimli ve düz köklere sahip modellerin, oblik ve dikey yükleme durumundaki asal stres değerlerinin ve dağılımlarının belirlenmesi,
- 6) Eğimli ve düz köklere sahip modellerin oblik ve dikey yükleme durumunda kırık oluşma potansiyellerinin belirlenmesi,
- 7) Eğimli ve düz köklere sahip modellerin, oblik ve dikey yükleme durumundaki stres değerlerinin ve lokalizasyonlarının karşılaştırılması.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dikey kök kırıkları

Dikey kök kırığı (DKK), kökte herhangi bir seviyeden başlayıp, kökün uzunlamasına yönelim gösteren kırıklardır ve genellikle bukkolingual yönde uzanırlar (1). Amerikan Endodontistler Birliği'ne göre DKK, kökte başlayıp koronale doğru ilerleyen kökü uzunlamasına ayıran kök kırığıdır (1). Bu tip kırıklar, kromda ortaya çıkan bir kırığın yayılmasından kaynaklanmaz. Her ikisi de uzunlamasına bir kırık şekli olsa da, DKK nedenleri, kökenleri ve tipik kırık hattı ile diğer dikey yönlü kırıklardan önemli ölçüde farklılık göstermektedir. Kökün yatay kesitinden bakıldığında, kırık kök kanal duvarında başlayarak kökün bir yüzeyine doğru uzandığında 'tamamlanmamış kırık', her iki yüzeye doğru uzandığında ise 'tamamlanmış kırık' olarak tanımlanır (3) (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Maksiller premolar dişte tamamlanmış (sol) ve tamamlanmamış (sağ) kök kırığı

DKK'nin görülme sıklığı %2-5 arasında değişmektedir (14). DKK, esas olarak endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerde ortaya çıkar (1, 10, 46). Kök kanal tedavisi yapılmış dişlerde görülme sıklığı %11-20 arasındadır (10). Bununla birlikte, DKK'ler kök kanal tedavisi uygulanmamış dişlerde de oluşabilir (15).

DKK'nin en sık görüldüğü diş grupları maksiller ve mandibular premolar, mandibular molarların mezial kökleri, maksiller molarların meziobukkal kökleri ve mandibular kesici dişlerdir (24). DKK, tipik olarak meziodistal olarak dar ve bukkolingual olarak geniş anatomilerdeki köklerde ve dişlerde bukkolingual doğrultuda meydana gelir (47).

DKK'ler kökün herhangi bir seviyesinde başlayıp daha apikal veya daha koronal bölgeye doğru ilerleyebilirler (1). Yaygın olarak, DKK'lerin kök dentininin kanal yüzeyinde mikro çatlaklar olarak başladığı ve kökün dış duvarına doğru yavaşça ilerlediği görüşü kabul görmektedir (1, 3, 17, 48, 49). Ancak bazı çalışmalar, mikro çatlakların kökün dış yüzeyinde de başlayarak kanala doğru ilerleyebileceğini de göstermektedir (26, 50-52).

2.1.1. Klinik bulgular

Klinik ve radyografik bulgularla, endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerdeki DKK'yi doğru teşhis etmek, klinisyenler için zorlayıcı olabilir. Bu zorluğun birkaç nedeni vardır.

1. Çatlağın erken dönemde tespiti zordur.
2. Spontan ağrı, çiğneme ağrısı, diş hareketliliği, fistül yolunun varlığı, kemikte defektler, periodontal apseler ve kemik radyolusensisi gibi belirtiler ve bulgular sıklıkla başarısız kanal tedavisi veya periodontal hastalıkta bulunanlara benzerdir (10, 14, 53, 54).
3. Kanal içi prosedürler (post yerleştirilmesi, kanal dolgusu) mevcut bir çatlak veya tamamlanmamış bir kırık hattının tespitini zorlaştırır (55, 56).

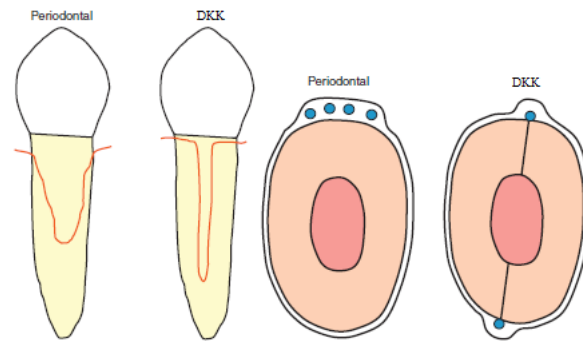
Ağrı ve rahatsızlığın nedeninin teşhis edilmesi zaman alabilmektedir. Bu vakalarda ağrının nedenini bulmaya yönelik tekrarlayan klinik ve radyografik muayenelerin öyküsü yaygındır. Bir DKK durumunda, hasta ilgili dişte veya komşu bölgedeki dişlerde ağrı, hassasiyet veya çiğneme sırasında rahatsızlık gibi şikayetlerde bulunabilir (57).

DKK periodontal ligamente ilerlediğinde, diş eti oluşu aracılığıyla oral kavitedeki bakteriler çatlak hattına ulaşarak periodontal ligamentte iltihabi süreci başlatırlar. Bunu takiben periodontal ligamentte yıkım, alveolar kemik kaybı, granülasyon dokusu oluşumu görülebilir (3, 46). Kırık hattındaki kronik inflamasyon sonucu periodontal abseye benzer abseler görülebilir (14, 24, 46, 58).

Derin, dar ve izole bir periodontal cep DKK ile ilişkilendirilebilir (14, 23, 24) (Şekil 2.2.). Dar ve düzensiz cep varlığı DKK vakalarında %66 oranında görülmüştür (59). Bu spesifik periodontal defekt tipi, DKK'nin neden olduğu kemik yıkımını takiben sekonder olarak ortaya çıkar. Başlangıçta sıkı ve dar olan cep, kemik yıkımı

arttıkça daha geniş ve daha kolay tespit edilebilir hale gelir. DKK ile ilişkili tipik kemik kaybı, etkilenen kökün bukkalindeki alveolar kemik kaybıdır (54). Bu vakalarda derin kemik defekti görülme oranı %64-93 arasında bulunmuştur (14, 23, 24, 58). İlerleyen zamanlarda sıklıkla abse meydana gelir ve kronik apikal apseli dişteki fistülden farklı olarak daha koronal konumda bir fistül bulunabilir. Yapılan çalışmalarda vakaların %35-42'sinde koronalde fistül varlığı bildirilmiştir (14, 24). Kanal tedavili dişteki dar, izole periodontal cep ile birlikte görülen fistülün DKK'nin ayırıcı tanısı olduğu belirtilmiştir (1, 46).

Dişin kronuna ulaşmış çatlak hatlarının tespiti için boyama yöntemleri ile çatlak hattının boyanması ve fiberoptik ışık kullanarak transillüminasyon testi yapılabilir (58). Ayrıca şüpheli durumlarda teşhis amaçlı cerrahi de yapılabilir (57).



Şekil 2.2. Periodontal cep ve DKK ile ilişkili cep

2.1.2. Radyolojik bulgular

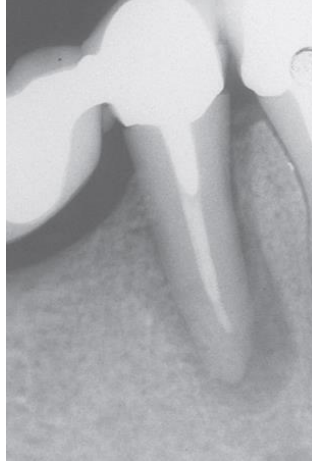
Kök segmentlerinin ayrıldığı durumda kırık hattı radyografik olarak izlenebilir (60). 'Hair like' olarak adlandırılan kırılma çizgisi periapikal radyografide radyolüsent olarak tespit edilebilir (Şekil 2.3.). Bir 'hair like' radyolüsensinin saptanması, DKK'nin kesin bir teşhisini sağlamaya yardımcı olur (57). Radyolojik olarak, proksimal tutulum olmaksızın bukkal alveolar kemiğin tamamen rezorbe olması durumunda, tek bir periapikal radyografi, büyük olasılıkla, kemik kaybını ortaya çıkarmaz. Bir kırık şüphesi olduğunda kanal içi tüm dolgular kaldırılıp, iki veya üç periapikal radyografi farklı açılardan alınmalıdır.



Şekil 2.3. Mandibular premolar dişte '*hair like*' radyolüsensi

Bir DKK'nin radyolüsent görüntüsü kemik yıkımı, kırığın yönü, yeri ve başlangıcından bu yana geçen süreden etkilenmektedir (58). Hem maksiller premolarlarda hem de mandibular molarların mezial köklerinde, DKK'de en sık görülen özellik, J tipi defekt veya '*halo*' görünümüdür (53) (Şekil 2.4.). Bu durum ilgili kökün bir veya her iki tarafındaki kombine bir periradiküler radyolüsensi olarak görülür (53, 61). Radyografik '*halo*' görüntüsünün DKK vakalarında majör bulgu olduğu belirtilmiştir (46, 62). Yapılan bir çalışmada, DKK olan dişlerde %37 oranında radyografik '*halo*' görüntüsünün bulunduğu bildirilmiştir (61). Mandibular molar dişlerde yapılan başka bir çalışmada, %63,3 oranında '*halo*' görünümü ile birlikte tipik olarak bifurkasyon alanında da radyolüsensi bulunduğu belirtilmiştir (61). Ayrıca DKK olan dişlerde kemik dehisensleri ve fenestrasyonları da görülebilir (61).

Belirtilen radyolüsensilerin gözlemlenmesi özellikle diğer belirti ve semptomlarla birlikte ele alındığında, klinisyenlerin dişlerdeki DKK'yi doğru bir şekilde teşhis etmesinde yardımcı olabilir.



Şekil 2.4. J tipi defekt veya 'halo' görüntüsü

DKK Tanısında Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

Periapikal radyografiler DKK'lerin erken tespiti için sınırlı bilgiler sunar. KIBT kullanımı daha hassas ve doğru sonuçlar gösterebilir (63). Son yıllarda yapılan çalışmalar, KIBT taraması ile erken evre DKK'lerin saptanmasının mümkün olabileceğini göstermiştir (64-66). Ancak bu durum cihazın teknik özelliklerine de bağlıdır (46). Gerekli görüntü kalitesinin ve küçük voksel boyutunun elde edilemediği cihazlarda başarılı bir tespit yapılamayacaktır. Ek olarak çalışmalarda kanalda gutaperka veya post varlığının kırık hattının tespitini zorlaştıran artefaktlara neden olduğu belirtilmiştir (66, 67). Avrupa Endodonti Derneği'nin 2014 yılında yayınladığı beyanda endodontide KIBT kullanımının tavsiye edildiği durumlar arasında DKK teşhisinin yer almadığı da görülmektedir (68).

Erken Teşhisin Önemi

Doğru ve zamanında teşhis, DKK vakalarında, alveolar kemikte büyük kayıplar meydana gelmeden önce dişin veya ilgili kökün çekilmesi açısından çok önemlidir. Büyük kemik kayıpları meydana geldikten sonra diş çekimini takiben kemik yenileme tedavileri gerekebilir, restorasyon işlemlerine maliyet ve zaman eklenebilir (64).

2.1.3. Etyolojisi

DKK en sık endodontik tedavili dişlerde görülür (11, 32). DKK'ler genellikle kanal tedavisi sırasında meydana gelmez, daha ziyade işlem tamamlandıktan uzun bir süre sonra oluşur. Hazırlayıcı faktörler, kök anatomisi gibi doğal sebepler ve kök kanal preparasyonu sırasında aşırı kuvvet uygulanması, diş dokusunun aşırı uzaklaştırılması veya kanal dolgusu sırasında aşırı basınç uygulanması gibi iyatrojenik sebepleri içerir. Bu da DKK etiyojisini daha karmaşık ve çok faktörlü hale getirir (4, 23).

Doğal Hazırlayıcı Faktörler

Kök anatomisi, dentin kalınlığı, kalan diş yapısının miktarı, kemik desteği miktarı, kök dentininin biyokimyasal özellikleri, önceden var olan çatlaklar ve aşırı okluzal yükler DKK için doğal hazırlayıcı faktörlerdir. Kırılmaya en yatkın kökler, meziodistal çapın bukkolingual çapa göre daha dar olduğu, oval, üçgen, böbrek şekilli ve şerit şeklinde anatomilere sahip olanlardır (47, 69). Bu dişler; maksiller ve mandibular premolar, mandibular molarların mesial kökleri ve mandibular kesici dişlerdir (24, 69). Vaka serilerinden varılan bu çıkarım, sonlu elemanlar analizi ile de desteklenmektedir. Böyle bir analiz, kalan dentin duvarının iç tarafında en yüksek dışbükey noktasında (yani, oval köklerin bukkal ve lingual taraflarında) gerilme konsantrasyonunu açıkça göstermiştir (28, 29). Ayrıca kök eğriliği, mandibular molarların mezial kökündeki kök çöküntüleri ve maksiller premolarların bukkal kökünde yer alan furkasyon olukları kök kırıklarına zemin hazırlayan anatomik oluşumlardır (32, 47, 70, 71). Kök anatomisi ve morfolojisine hakim olmak, dişlerin uygun kök kanal tedavisini ve restorasyonunu yaparken DKK riskini en aza indirmek için önemlidir (47). Dentin kalınlığı da, kanal içi uygulamalar sırasında stres dağılımını etkilediği için önemli bir faktördür (28).

DKK için bir diğer önemli hazırlayıcı faktör, çürük veya travma nedeniyle diş yapısında meydana gelen kayıplardır. Azalmış kök dentin miktarı ile birlikte, çeşitli kanal içi uygulamalar (kanal tedavisi, post hazırlığı) sonucu geriye kalan diş yapısı, endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılmaya direnci ile doğrudan ilişkilidir (47, 72).

Dentindeki stres-gerilme durumunu inceleyen bir çalışmada, dentinin fonksiyonel stres-gerilme dağılımına adaptasyonunun bir sonucu olarak bukkolingual alanlarda daha fazla mineralizasyon olduğu bulunmuştur (73). Meziyodistal alanlarda daha az mineralize ve daha yoğun kollajen içeren dentin görülmüştür. Bu durum, çatlağın bukkolingual yönde oluşma olasılığını arttırabilir.

Çiğneme veya okluzal parafonksiyon kuvvetlerinden kaynaklanan kök dentinindeki mikro çatlaklar DKK için doğal hazırlayıcı bir faktör olabilir (20, 74). Bir diğer doğal yatkınlık faktörü de aşırı okluzal yüklerin varlığıdır (12). Diğer doğal ve iyatrojenik hazırlayıcı faktörlerle birlikte, aşırı okluzal yükler zamanla DKK'lere yol açabilir.

İyatrojenik Hazırlayıcı Faktörler

İyatrojenik faktörler, bir kökün kırılmaya yatkınlığına katkıda bulunabilir. Bu faktörler; koronal bölgeden dentin uzaklaştırılmasından sonra kalan diş yapısı, tüm kanal içi işlemler ve bu işlemler sonucu kalan dentin kalınlığı, gütaperkanın lateral sıkıştırılması ve post yerleştirilmesi sırasında oluşturulan stres ile ilgilidir (9, 58, 75).

DKK'ler çoğunlukla endodontik tedavi görmüş dişlerde görülür (1, 57). Bu nedenle, endodontik tedavi kendi başına iyatrojenik bir hazırlayıcı faktör olarak düşünülebilir.

Önceki yıllarda endodontik tedavi sonrasında dişlerin nem kaybından dolayı kırılmaya daha yatkın hale geldiği düşünülmüştür (76), fakat daha sonra yapılan çalışmalar, endodontik işlemlerden sonra dentin özelliklerinde hiçbir fark olmadığını göstermiştir (77, 78).

Kök kanal preparasyonu sırasında aşırı dentin uzaklaştırılması, DKK için bir hazırlayıcı faktör olabilir (4, 14). Özellikle dişin koronal üçlüsünde aşırı genişletme yapılması DKK için risk oluşturabilir (39, 72, 79).

Kök dentininde preparasyon sonrası düzensiz dentin kalınlığı oluşması da DKK için bir risk faktörüdür. Özellikle eğimli kanallardaki preparasyon, kalan dentinin eşit olmayan kalınlığına neden olabilir (80).

Döner aletlerin dentinde oluşturduğu mikro çatlaklar da DKK için hazırlayıcı bir faktördür. Birçok çalışmada kanal preparasyonunda döner nikel-titanyum eğelerin

kullanımının genellikle kök dentininde mikro çatlaklara sebep olduğu gösterilmiştir (17, 26, 50-52, 56).

Kök kırılma riski, spreader kullanımı ile artabilir. Gütaperka'nın lateral sıkıştırılması sırasında oluşan stres, spreaderın kanal duvarları veya gütaperka yoluyla kama etkisi oluşturmasından kaynaklanabilir (81). Spreader tasarımı ve metal yapısı da DKK oluşumunu etkileyebilir (82). Daha küçük çapa sahip, daha esnek parmak spreaderları, bu tür riskleri büyük ölçüde azaltabilir. Yapılan bir çalışmada, nikel-titanyumdan üretilen spreaderların, paslanmaz çelik spreaderlara göre daha az kuvvet oluşturdukları gösterilmiştir (83).

Post boşluğunun hazırlanması, uygun olmayan post tasarımı, postun yerleştirilmesi sırasında oluşturulan aşırı basınç ve korozyona bağlı postların genişlemesi DKK sebepleri arasında gösterilmiştir (58, 60, 84, 85). Kök kırıklarından kaynaklanan başarısızlık yüzdesi, vidalı postlarla yapılan restorasyonlarda çok daha yüksektir (86). Aşırı uzun veya kalın postlar, DKK için hazırlayıcı bir faktör olarak kabul edilir (84, 85). Post boşluğunun hazırlığı ve post seçimi DKK riski yüksek olan dişlerde çok önemlidir. Post-tutuculu köprü dayanakları olarak maksiller premolar gibi DKK açısından riskli dişlerin seçimi de dikkatle düşünülmelidir (87, 88).

Postlu dişlerde restorasyonun tasarımı da önemlidir. Endodontik olarak tedavi edilen dişlerde, ferrule etkisi göz önünde bulundurularak yapılmış restorasyonların, tek başına post ve kor yapısı tarafından desteklenen benzer restorasyonlardan daha iyi bir gerilme dağılımı sağladığı gösterilmiştir (89, 90).

2.1.4. DKK'nin Tedavisi

Bir DKK'nin tedavisi kolay değildir ve çoğu zaman dişin çekimiyle sonuçlanır. Bu sebeple DKK'nin önlenmesi en iyi tedavi seçeneğidir. DKK'ye sebep olan hazırlayıcı faktörlerin hepsi mümkün olduğu kadar en aza indirilmelidir.

Diş hekiminin tanıyı erken aşamada yapmasına izin verebilecek önlemler ve araçlar önemlidir. DKK'ler, yeniden tedaviye maruz kalan dişlerde mevcut olabilir, ancak endodontik tedavi yapılmamış dişlerde de nadiren görülebilir (15). Bu nedenle, endodontik tedavi veya yeniden tedavi için planlanan herhangi bir diş değerlendirilirken, kapsamlı klinik, radyografik ve periodontal muayene şarttır. Bu muayenelerde esnek bir periodontal sond kullanılmalıdır.

DKK bulunan tek köklü dişlerde prognoz zayıftır ve genellikle dişin çekimi önerilmektedir. Bununla birlikte denenmiş tedavi yöntemleri mevcuttur (91-93). Bu çalışmalarda, tamamlanmış DKK olan dişlerde adeziv rezin simanların (91, 92); tamamlanmamış DKK olan dişlerde MTA kullanımı (93) ile başarılı sonuçlar bildirilmektedir. Posterior dişler için de literatürde çeşitli tedavi yöntemleri denenmiştir (94, 95). Posterior dişlerde kırık kök bazen kesilerek çıkarılabilir veya etkilenen kökle beraber dişin bir kısmı rezeke edilebilir. Diğer kökler yeni bir koronal restorasyonla korunur. Etkilenen dişin veya kökün çekimi mümkün olan en kısa sürede yapılmalıdır. Herhangi bir gecikme kök çevresindeki kemik kaybını artırabilir ve implantın yerleştirilmesini tehlikeye atabilir.

DKK direncini arttırmaya yönelik çalışmalar da literatürde mevcuttur (96, 97). Bu çalışmalarda farklı kanal patlarının ve smear tabakası varlığının dişin kırılmaya direncine etkisi değerlendirilmiştir. Bununla birlikte son yıllarda başarıyla tedavi edilen DKK örnekleri de vardır (91, 98, 99). Kırık parçaları birleştirmek için cam iyonomer simanlar, rezin içerikli malzemeler ve MTA kullanılmıştır. Ancak bu vakalarda kesin bir tedavi stratejisinin belirlenmesi için tedavi edilen vakaların uzun süreli takibi gereklidir.

2.1.5. DKK'nin Önlenmesi İçin Alınabilecek Önlemler

Tüm girişimlere rağmen kırık bir kök çoğu zaman onarılamamaktadır. Endodontik olarak tedavi edilen dişlerdeki kırıkların çok faktörlü etyolojisinin bilinmesi, buna uygun uygulamaların yapılması klinisyenin alabileceği en iyi önlemlerdir.

1. Kırılmaya duyarlı dişler ve kökler bilinmelidir.
2. Mümkün olduğunca koronal ve radiküler diş yapısı korunmalıdır.
3. Kök kanal boşluğunun doldurulması sırasında uygun spreader seçilmeli ve kuvvet makul oranda kullanılmalıdır.
4. Sadece destek yapısına ihtiyaç olduğu durumlarda post yerleştirilmelidir.
5. Post endikasyonu olduğunda pasif, yuvarlak kenarlı postlar ya da fiber postlar tercih edilmeli ve kanal boşluğuna paralel yerleştirilmelidir (100).
6. Fiber post kullanımda smear tabakası kaldırılarak tutuculuk artırılabilir (101).

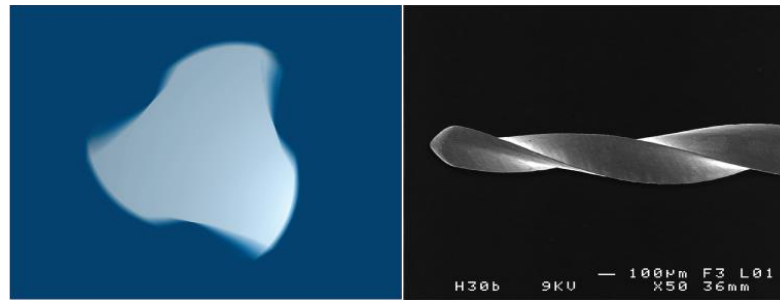
7. Ferrule oluşturularak koronal restorasyon hazırlanmalıdır.
8. Kanal dolgusunda rezin içerikli patlar tercih edilmelidir (101).
9. DKK'ye yatkın aşırı genişletilmiş kanallarda güta-perka, kompozit, rezilondan ziyade MTA kullanılarak dayanıklılık artırılabilir (102).

2.2. Çalışmada Kullanılan Eğe Sistemleri

2.2.1. Hero Shaper

HERO (High Elasticity in ROTation) Shaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa), Hero 642 sisteminin geliştirilmiş halidir. Benzer üç katlı, sarmal kesit yüzeyine sahiptir. Hero Shaper kanal aletlerinde koniklik açıları değiştirilerek, bıçaklar arası mesafede ve kesici kenarların uzunluklarında farklılık yapılmıştır. Bu değişimin, Hero Shaper kanal aletlerine esneklik ve dayanıklılık kazandırdığı ileri sürülmektedir. Bıçaklar arası mesafenin artırılması ile daha iyi bir kesme etkinliği ve debrisin daha iyi uzaklaştırılması sağlanmıştır (103).

Eğeler, değişen çapraz kesit çapına bağlı olarak değişen kesici kenar uzunluğuna ve değişen yiv adım mesafesine sahiptir. Pozitif kesme açısına ve aktif olmayan uç yapısına sahiptir. Kanala üç farklı noktadan temas eder (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Hero Shaper eğenin yatay kesit görüntüsü ve uç yapısı

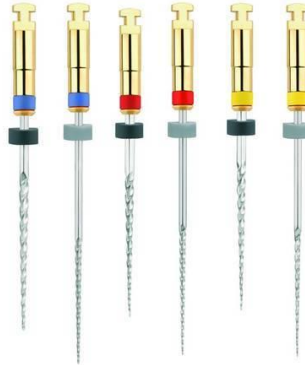
Bu sistem 9 eğeden oluşmaktadır

- Endoflare – kanal girişinin bulunmasında kullanılan eğe (%12 koniklik açısına sahiptir)
- %4 koniklik oranına sahip 0.20, 0.25, 0.30 mm uç çapına sahip eğeler
- %6 koniklik oranına sahip 0.20, 0.25, 0.30 mm uç çapına sahip eğeler

- %6 ve %8 koniklik oranına sahip 0.30 mm uç çaplı iki adet Hero Apikal isimli eğeler

Hero Shaper eğe sistemi, crown-down tekniğiyle sürekli rotasyon modunda (450-600 r.p.m.) çalışır. %6 koniklik oranına sahip eğeler kanalın koronal ve orta 2/3'ünü şekillendirmek ve genişletmek için tasarlanmıştır. %4 koniklik oranına sahip eğeler ise apikal 1/3'lük kısmın genişletilmesi için kullanılır. Koniklik oranı %4 olan eğelerin 12 mm kesici kenar uzunluğu sayesinde koronal bölgede şekillendirme yapılmaz. Bu da, koronal bölgede eğenin üzerindeki stresi elimine ederek apikal bölgenin genişletilmesine olanak sağlar (Şekil 2.6.).

Bu sistemin kullanımında kanalın zorluğuna bağlı olarak kolay, orta ve zor olarak sınıflandırılan üç farklı sıralama önerilmektedir. Her üç sıralamada da apikal üçlünün 0.30 mm uç çapında ve %4 koniklik oranında bitirilmesi önerilmektedir (104). İrrigasyon etkinliğinin artırılması istendiğinde apikal son 4 mm'lik kısmın %6 ve %8 koniklik oranındaki Hero Apikal eğelerle şekillendirilme imkanı vardır (103).



Şekil 2.6. Hero Shaper eğeleri

'Kolay' kanallarda kullanım sıralaması: Bu sıralama düz ve geniş kanallar için uygulanır. Çalışma boyunun belirlendiği el eğelerinden sonra iki adet Hero Shaper eğesi kullanılarak şekillendirme tamamlanır.

30/.06 numaralı eğe çalışma boyunun 2/3'lük kısmında dikey yönde ileri geri hareketlerle kanalda kullanılır. Ardından 30/.04 numaralı eğe ile çalışma boyunda şekillendirme yapılır (Şekil 2.7.).



Şekil 2.7. Kolay kanallar için Hero Shaper eğelerinin kullanım sırası

‘Orta’ zorluktaki kanallarda kullanım sıralaması: Kanalın çalışma boyu belirlendikten sonra üç adet Hero Shaper eğesi kullanılır. 25/.06 numaralı eğe ile çalışma boyunun 2/3’lük kısmı şekillendirilir. Ardından kanal çalışma boyuna kadar 25/.04 numaralı eğe ile şekillendirme yapılır. En son 30/.04 numaralı eğe çalışma boyunda kullanılarak şekillendirme tamamlanır (Şekil 2.8.).



Şekil 2.8. Orta zorluktaki kanallar için Hero Shaper eğelerinin kullanım sırası

‘Zor’ kanallarda kullanım sıralaması: Kanalın çalışma boyunun belirlenmesini takiben dört adet Hero Shaper eğesi kullanılır. İlk olarak 20/.06 numaralı eğe ile çalışma boyunun 2/3’lük kısmı şekillendirilir. Ardından sırasıyla

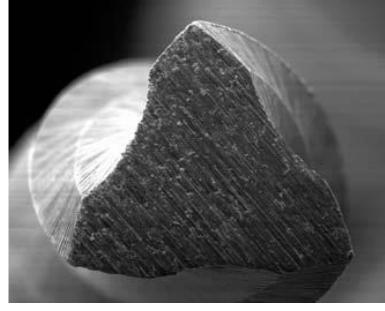
20/.04, 25/.04 ve 30/.04 numaralı eğeler çalışma boyunca kullanılarak şekillendirme tamamlanır (Şekil 2.9.).



Şekil 2.9. Zor kanallarda Hero Shaper eğelerinin kullanım sırası

2.2.2. ProTaper Universal

ProTaper Universal Ni-Ti eğeler (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kök kanal şekillendirilmesi için kullanılan, konveks üçgen yatay kesite (Şekil 2.10.), devamlı farklılık gösteren sarmal değişken açılanmaya, aktif kesici kenara ve kesici olmayan modifiye rehber uca sahip aletlerdir. Konveks üçgen yatay kesiti ile kesme etkinliğinin artması, eğe ile dentin arasında sürtünmenin azaltılması sağlanmıştır (105). Bu sistemin en benzersiz özelliği eğelerin kesici kenarları boyunca değişken koniklik oranlarına sahip olmasıdır. Bu sayede esnekliği, kesme etkinliği ve kanalda kullanım güvenliği arttırılmıştır (106). Bu eğeler değişken helikal açığa ve yiv adımına sahiptir. Bu da eğenin kanalda sıkışmasını önler. Bu sistem crown-down tekniği ve sürekli rotasyon (150-300 r.p.m.) modunda kullanılır.



Şekil 2.10. ProTaper Universal eğesinin yatay kesit görüntüsü

ProTaper Universal (PTU); bir adet yardımcı şekillendirme (Sx), iki adet şekillendirme (S1, S2), beş adet bitirme eğesinden (F1, F2, F3, F4, F5) oluşur (Şekil 2.11.).

Şekillendirme eğelerinden S1 mor ve S2 beyaz renk koduna sahiptir. S1 ve S2 eğeleri D0'da sırasıyla 0,18 ve 0,20 mm uç çapına sahiptirler. D16 da maksimum çapları ise 1,20 mm'dir. Sx eğesi diğerlerine göre daha kısadır ve kısa kök kanallarının genişletilmesinde, uzun köklerde koroner girişin hazırlanmasında kullanılırlar. Bu eğenin bir renk kodu yoktur. Sx eğesi D0'da 0.19 mm D13'te 1.17 mm çapındadır. Şekillendirme eğelerinin koronale doğru koniklik oranları artmaktadır.

Bitirme eğelerinden F1 sarı, F2 kırmızı ve F3 mavi renk koduna ve sırasıyla 20/.07, 25/.08 ve 30/.09 D0 çap ve apikal koniklik oranlarına sahiptir. D4'ten D16'ya her bitirme eğesi koronale doğru azalan koniklik oranlarına sahiptir. F1, F2 ve F3 eğelerinin D16 çapları sırasıyla 1,08 mm, 1,05 mm ve 1,12 mm'dir.

F4 ve F5 yardımcı bitirme eğeleri sırasıyla 40/.06, 50/.05 D0 çap ve apikal koniklik oranlarına sahiptir. Bu eğelerin de koronale doğru koniklik oranı azalmaktadır.



Şekil 2.11. ProTaper Universal eğe sistemi

Kullanım Protokolü

Sx eğesi ile kanal girişi belirlenir.

Orta uzunlukta ve uzun kanallarda S1 ile devam edilir, çalışma boyunca kullanılır. Bu eğe ile koronal üçlüde genişletme yapılır.

S2 çalışma boyunca kullanılır, orta üçlü genişletilir.

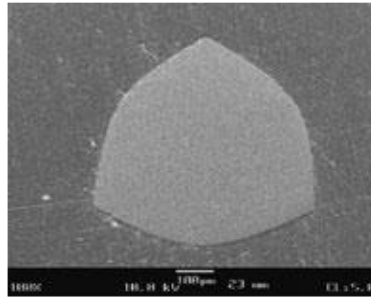
Kısa çalışma boyu olan kanallarda Sx eğesinden sonra F1 eğesi kullanılır.

F1 ile çalışma boyunca şekillendirme yapılır.

Şekillendirme yeterli değilse F2 ve F3 kullanılır.

2.2.3. FlexMaster

FlexMaster (VDW, Münih, Almanya) NiTi eğe sistemleri, radyal alan içermeyen, negatif kesici açığa ve üç kesici kenara sahip eğe sistemleridir. FlexMaster eğelerinin enine kesitinde dışa doğru genişleyen, konveks bir yapı görülür (Şekil 2.12). Üretici firma eğenin bu özelliğinin stabilizasyonu, kesme etkinliğini ve bükülmeye karşı direnci arttırdığını belirtmektedir. Eğelerin uç kısımları kesici değildir. Düzleştirilmiş uçları sayesinde transportasyon önlenebilmektedir. Bu sistem crown-down tekniğiyle ve sürekli rotasyon modunda (150-300 r.p.m.) kullanılır.



Şekil 2.12. FlexMaster eğesinin yatay kesit görüntüsü

Flexmaster sisteminde eğeler 16 mm kesici kenar uzunluğuna sahiptir ve %2, %4 ve %6 olmak üzere üç farklı koniklikte üretilmiştir.

- %2 koniklik oranına sahip ISO 15-70 numaralı eğeler
- %4 koniklik oranına sahip ISO 15-40 numaralı eğeler
- %6 koniklik oranına sahip ISO 15-35 numaralı eğeler

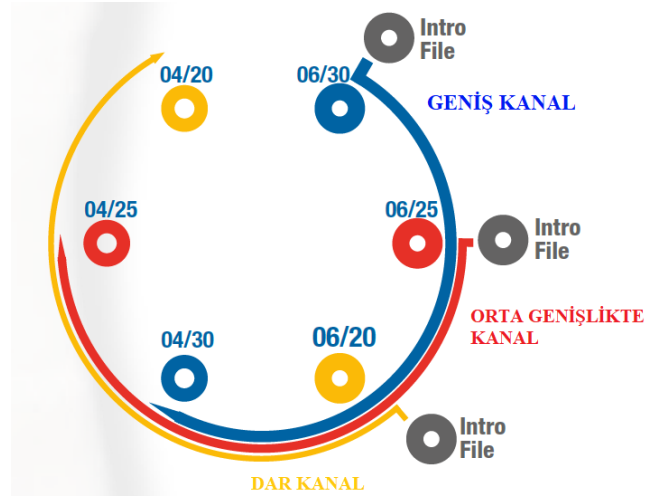
- Ek olarak, kanal girişinin belirlenip genişletilmesi için Intro File eğe
Eğelerin renk kodlamaları ISO standartlarına göre belirlenmiştir. Eğelerin gövde kısmında bulunan halkalar koniklik oranını belirtmektedir. Tek halka %2'lik, iki halka %4'lük, üç halka %6'lık açığı belirtmektedir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. FlexMaster sisteminin 0.30 mm uç çaplı %2, %4 ve %6 koniklik oranlarındaki eğeleri

Bu sistem kullanılarak uygulanan genişletme ve şekillendirme prosedürü üç sınıfa ayrılmıştır. Üretici firma tarafından geniş kanallar için mavi renkli, orta genişlikte kanallar için kırmızı renkli ve dar kanallar için sarı renkli eğe sıralaması tavsiye edilmiştir (Şekil 2.14.).

FlexMaster eğe sisteminde aşırı eğimli kanalların koronal ve orta üçlüsü daha fazla koniklikteki eğelerle şekillendirilirken, apikal bölgenin %2 koniklikteki eğelerle şekillendirmenin yapılması tavsiye edilmektedir.



Şekil 2.14. FlexMaster eğe sistemindeki şekillendirme prosedürü

2.3. Çalışmada Kullanılan Diş Modeli

MM.Tooth (Micro-Mega, Besançon, Fransa), doğal bir mandibular molar dişin mikro bilgisayarlı tomografi kullanılarak üç boyutlu olarak üretilmiş halidir. Bu model doğal dentine çok benzeyen bir materyalden üretilmiştir. Böylece dar kanalların genişletilmesinden koronal genişletme aşamasına kadar tedavinin her bir aşaması klinik uygulamalarla kıyaslanabilir. Üç farklı zorluk seviyesindeki üç kanal yapısı ve hazırlanmış giriş kavitesi ile kullanılan tüm endodontik tekniklere uyacak şekilde tasarlanmıştır. Model şeffaf olarak üretilmiştir, böylece kullanılan aletlerin farklı kök kanallarındaki ilerlemesinin görülmesini sağlar. Ayrıca kök kanal şekillendirme kalitesini, ana konun kanala uyumluluğunun ve kanal dolgusu aşamalarının değerlendirilebilmesini sağlar. Bu model, klinik eğitim için özel olarak tasarlanmıştır ve becerilerini geliştirmek, uygulama yapmak veya klinik öncesi testler yapmak isteyen öğrenciler, araştırmacılar ve klinisyenler için ideal bir eğitim aracıdır.

MM.Tooth modeli, orta zorluk derecesinde tanımlanan kanal yapısına sahiptir. Meziobukkal, meziolingual ve distal olmak üzere üç kanalı mevcuttur ve çalışma boyları üretici firmanın söylediği şekilde sırasıyla 23 mm, 23,5 mm ve 21 mm'dir. Mezial kanallar apikal üçlü bölgesinde birleşmektedir. Modelin önemli bir

özelliği mezial kanallarının eğimli kanal yapısında olmasıdır (Ref. 60300798-A, Ref. 60300799-A).

2.4. Diş Kökü Eğimi Sınıflamaları

Dişlerin karmaşık anatomileri kök kanal tedavisini zorlaştıran önemli etkenlerdendir. Anatomik zorluk oluşturan durumlardan bir tanesi de köklerin eğimli olma durumudur (107). Kök kanalı boyunca çeşitli eğimler bulunabilmekte ve bu durum eğimli kök kanallarının preparasyonunu bir klinisyen için zorlaştırmaktadır. Bu anatomi ayrıca, kemomekanik preparasyonu da olumsuz etkileyebilir; eğimin bir tarafındaki dentinin aşırı preparasyonu, kanalda basamak veya transportasyon gibi bazı şekillendirme hatalarına yol açabilir (41, 42). Kanal anatomisinin tedavi öncesi değerlendirilmesi bu sebeple daha da önem kazanmıştır. Literatürde kök eğimiyle ilgili farklı sınıflamalar yapıldığı görülmektedir (108).

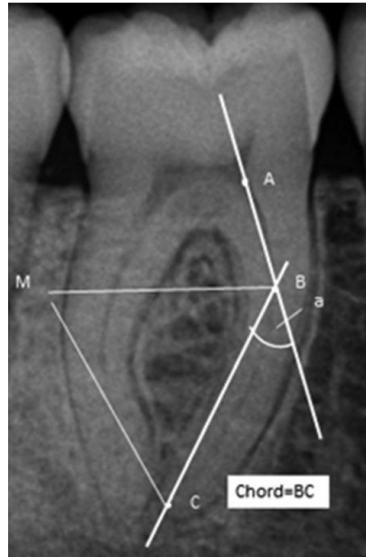
1. Anatomik yerine göre sınıflama
 - Apikal üçlü eğimi
 - Orta üçlü eğimi
 - Koronal üçlü eğimi
2. Dogo-Nagy sınıflaması
 - I şeklinde (düz)
 - J şeklinde (apikal eğim)
 - C şeklinde (baştan sona eğim)
 - S şeklinde (çoklu eğim)
3. Şekline göre eğim sınıflaması
 - Apikal bölge eğimi (apical gradual curve)
 - Orak şekilli eğim (sickle-shaped curve)
 - Süngü şeklinde eğim (Bayonet curve)
 - Dilasere eğim (Dilacerated curve)
4. Yarıçapına (Radius) göre sınıflama (109)
 - Aşırı eğim ($r < 4$ mm)
 - Orta derece eğim ($r > 4$ mm ; < 8 mm)
 - Hafif eğim ($r > 8$ mm)

5. Schneider sınıflaması

- Düz (açı 5 dereceden küçük ise)
- Orta derece eğim (açı 10 ila 20 derece ise)
- Aşırı eğim (açı 20 derecede büyük ise)

2.4.1. Schneider Metodu

Bu metod 1971 yılında yapılan bir çalışmada tanımlanmıştır (110). Bu çalışmada dişlerin bukkolingual ve meziodistal olarak iki düzlemde radyografileri alınmıştır. Eğim hesaplamaları radyografi üzerinden yapılmıştır. Bu metoda göre radyografi üzerinde kanal başlangıcının orta noktası işaretlenir (Şekil 2.15., A noktası). Bu noktadan geçen ve kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çizilir. Çizilen çizginin kanaldan sapma gösterdiği yer işaretlenir (Şekil 2.15., B noktası). Son olarak apikal foramen işaretlenir (Şekil 2.15., C noktası). Apikal foramenden kanalın dişin uzun ekseninden sapmaya başladığı noktaya doğru bir çizgi çekilir (Şekil 2.15., C'den B'ye doğru). Kesişen iki çizgi arasındaki açı ölçülerek kanal eğim derecesi belirlenir. Aç 5 derece veya daha az ise kanal düz, aç 5-20 derece arasında ise kanal orta derecede eğimli, aç 20 dereceden büyük ise kanal aşırı eğimli olarak sınıflandırılır (108).



Şekil 2.15. Schneider metodu ile kanal eğiminin hesaplanması

2.5. Stres Analiz Yöntemleri

Canlı dokuların, kuvvetler karşısında vereceği tepkiyi tespit etmek, bu dokularda gerilme analizi yapmak zor, riskli, maliyeti yüksek ve bazen de imkansızdır. Bu sebeple stres analizi çalışmalarını canlı dokunun bir modeli üzerinde uygulamak daha olasıdır. Bir cisme gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı alanların görülmesi ve o cismin bu kuvvetler karşısında daha güçlü ve daha dayanıklı olabilmesi için nasıl bir yapıya sahip olması gerektiğinin tespit edilebilmesi amacıyla kuvvet analizleri yapılır. Diş hekimliğinde de anatomik yapıların kuvvet altında gösterdiği davranışın, biyomekanik yanıtın ve oluşan deformasyonların incelenmesi amacıyla stres analiz yöntemleri kullanılır (111).

Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi (strain gauge) (112)
2. Fotoelastik analiz yöntemi
3. Holografik interferometre (lazer ışını) ile analiz yöntemi
4. Kırılma vernikle kaplama yöntemi
5. Radyotelemetri ile kuvvet analizi yöntemi
6. Termografik stres analizi yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

2.5.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) Yöntemi

Mekanik ve biyomekanik anlamda birçok analiz yöntemi mevcut olmakla birlikte bu analizlerin arasında SESA 1960'lı yıllardan beri kullanılmakta olan ve incelenmek istenen dokunun analizini sağlayan kabul edilebilir bir sayısal analiz yöntemidir (113). Sonlu elemanlar yöntemi, fiziksel gerçeğin matematiksel olarak modellenmesi ile gerçekleştirilmektedir. SESA dışındaki yöntemler incelenen cismin iç yapısında oluşan gerilimler ile ilgili sınırlı bilgi verir (114). SESA ile matematiksel modelin her lokalizasyonunda ayrıntılı kantitatif veri elde edilebilmektedir (112, 115). Dolayısıyla SESA değerli bir analitik yöntem olarak öne çıkmaktadır.

Sürekli bir ortamda gerilme, yer değiştirme, basınç, sıcaklık gibi alan değişkenleri sonsuz sayıda farklı değere sahiptir. Bu durum, mekanik olayların matematiksel formülasyonlarını karmaşık hale getirir. Sürekli ortamların alt bölgelerinde alan değişkenlerinin değişimi sonlu sayıda bilinmeyen olan bir

fonksiyon ile tanımlanarak, karmaşık denklemlerin yaklaşık bir çözümü elde edilmeye çalışılır. Çözümün sağlanması için oluşturulan denklemler, sürekli ortamın daha küçük bölgelerine (sonlu elemanlar) yazılır (116). Bu alt bölgelerdeki denklem takımları birleştirildiğinde bütün sistemi ifade eden denklem takımı elde edilmiş olur. Denklem takımının çözümü ile sürekli ortamlardaki alan değişkenleri sayısal olarak elde edilir. Özetle; SESA yönteminin temeli, sürekli ortamların küçük parçalara ayrılarak analitik olarak modellenmesi ve eleman adı verilen küçük parçalar olarak ifade edilmesine dayanır (113). Diğer bir ifadeyle “parçadan bütüne gitme” esasına dayanır.

SESA, karmaşık ve mekanik problemleri çözmek için kullanılır. Tüm materyallerde meydana gelen stresleri (gerilim) ve gerilmeleri (strain) hesaplamak için kullanılabilen matematiksel mühendislik metodudur. SESA’da analizi yapılacak yapılar gerçeğe en yakın olacak şekilde modellenir. Böylece yapıların farklı koşullar altındaki etkilere karşı oluşturdukları tepkileri, incelenen yapı etki altındaymış gibi incelenir. Bu analizlerin uygulanabilirliği son yıllarda bilgisayar teknolojilerinin de gelişmesiyle artmıştır.

SESA ilk olarak 1956 yılında havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde SESA ile ilgili ilk çalışma 1968 yılında Ledley ve Huang tarafından yapılmıştır (117). Bu çalışmada, dişe farklı yönlerden gelen kuvvetlerin kemik dokusunda oluşturdukları gerilmeler değerlendirilmiştir. Yöntemin diş hekimliğinde bugünkü anlamıyla uygulanması 1974 yılında Farah ve Craig tarafından yapılan bir çalışma ile başlamış ve son yıllarda birçok alanda kullanılmaya devam edilmiştir (118).

Diş hekimliğinde SESA uygulaması iki boyutlu veya üç boyutlu modellemeler kullanılarak yapılabilmektedir. İki boyutlu modelleme analizlerinin uygulanması gelişmiş bilgisayar sistemlerine gerek olmadığından dolayı daha kolaydır. Ancak diş hekimliğindeki materyallerin çeşitliliğini, karmaşık yapılarını ve üç boyutlu morfolojisini yansıtamadığı için yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu modelleme analizlerinde gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir. (119). Son yıllarda, dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi ile daha doğru anatomik model ve dolayısıyla daha doğru sonuç verilerine ulaşılmaktadır.

SESA uygulanacak olan anatomik yapının bir simülasyonunun elde edilebilmesi için bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme yöntemi kullanılmaktadır. Konfokal mikroskoplarda sağlanan gelişmeler sayesinde biyolojik görüntüleme de oldukça ilerlemiş ve bu alanda kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra elde edilen veriler iki veya üç boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Taranmış olan yapıların görüntüsü bir şablon görevi görür ve sanal modeller oluşturulur. Cisimlerin katı modelinin oluşturulabilmesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılmaktadır.

Üç boyutlu katı modelin oluşturulması sırasında karşılaşılabilecek problemler şunlardır:

- Görüntüleme sistemleri ile analiz modellerinin oluşturulmasında kullanılan programlar arasında uyumsuzluk olması
- Sayısallaştırılmış nokta veya yüzey verilerinin üç boyutlu model haline getirilmesi için kullanılacak olan yazılımın yetersizliği

Bu nedenle, bu analiz yöntemi kullanılırken, katı model üzerinde gereken düzenlemeler yapıldıktan sonra modeller elde edilmelidir (120).

SESA Yönteminin Avantajları: (121)

1. Karmaşık geometriye ve farklı materyal özelliklerine sahip yapılarda kolaylıkla uygulanabilir.
2. Gerçek yapıya çok yakın modeller elde edilebilir, insan materyaline gerek duyulmaz.
3. Kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri programa aktarılabilir. *In-vitro* olarak oral yapıyı taklit etmeye en çok yaklaşan yöntemdir.
4. Standardizasyonun zor olduğu koşullarda kullanılabilir.
5. Bu yöntemde değişkenlerle kolaylıkla oynanabilir, deneyler istenilen sayıda tekrarlanabilir.
6. SESA, en yüksek gerilme ve yer değiştirme noktalarını görselleştirmeye ve bunları daha iyi anlamamıza yardımcı olur.
7. Yöntemin çok yönlülüğü ve esnekliği sayesinde de sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak çok daha kolay hale gelebilir.

8. Diğer birçok yönteme göre daha az zaman alıcıdır.

SESA Yönteminin Dezavantajları: (120)

1. Analizde kullanılan bilgisayar programları yüksek maliyetlere sahiptir ve çoğu zaman bu analizi yapmak için uzman kişilere ihtiyaç duyulmaktadır.
2. Araştırmaların doğruluğu gerçeğe yakın modelleme yapılması, malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır. Çok detaylı bilgi aktarımı gerektirir.
3. Mesleki bilgi, tecrübe ve değerlendirme kabiliyeti gerektirir.
4. Analizin sadeleştirilmesi için kullanılan tüm materyallerin izotropik, homojenik ve elastik kabul edilmesi gerekmektedir. Dentin ve kemik yapısının homojen olmaması nedeniyle model gerçeği sadeleştirilmiş haliyle yansıtır.
5. Oransal sınırın üzerindeki yüklemeler gibi karmaşık olayların uygulanmasında zorluklar vardır.
6. Hatalı sonuçlara açıktır. Deneysel verilerin aktarımı ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen araştırmacıya bağlıdır.

SESA yönteminde uygulanması gereken temel aşamalar sırasıyla şunlardır:

1. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi
2. Analiz verilerinin yüklenmesi
3. Analizin çözümlenmesi

Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi

Bu analizlerin yapılabilmesi için ilk olarak tüm yapıların görüntüleme sistemleri kullanılarak bilgisayar ortamına aktarılması gerekmektedir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) programları kullanılarak geometrik modeller elde edilir. Hazırlanmış geometrik model birbirlerine düğüm noktalarıyla birleşen daha küçük geometrik şekillere yani elemana bölünür. Eleman sayısının olabildiğince fazla olması kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülmesini sağlar ve böylece gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesi mümkün olur (122).

Analiz Verilerinin Yüklmesi

Bu aşamada, elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları verileri programa yüklenir. Gereken minimum materyal özellikleri elastisite modülü ve poisson oranıdır. Yükleme koşullarının belirlenmesiyle birlikte uygulanacak kuvvetin açısı, değeri ve yönü belirlenir (119). Hazırlanan modelde belirli düğüm noktalarının sabitlenmesiyle sağlanan yer değiştirme sınırlamaları ve yükleme koşulları ile sınır şartları elde edilir.

Analizin Çözümlemesi

Analiz sonucunda ortaya çıkan stres değerleri, matematiksel hesaplamalar ile elde edildiğinden ve bu değerlerin varyansı bulunmadığından dolayı, istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Sonuçlar detaylı bir şekilde incelenerek yorumlanır. Elemanlar birbirlerine düğümler ile bağlı olduğu için bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemana da yansır ve böylece sonuçların analiz edilmesiyle cismin bütünü hakkında fikir edinilir (119, 120). SESA yönteminde streslerin sayısal değerleri her zaman doğru olmayabilir. Ancak stresin nerede ve ne yoğunlukta oluşacağı sorusu cevaplanabilir. Yazılım programları ile stres, yer değiştirme, şekil değiştirme miktarları sayısal olarak belirtilebilmekte ve sonuç verilerinin kolaylıkla anlaşılabilmesi ve yorumlanabilmesi için renkli görseller hazırlanabilmektedir. Programın sunduğu renk cetvelleri ile streslerin değerlendirilmesi rahatlıkla yapılabilir.

2.5.2. SESA ile İlgili Temel Kavramlar

Stres (Gerilim): Birim alana düşen kuvvet miktarı olarak tanımlanır. Dış hekimliği alanında incelenen yapıların küçük boyutlu olması nedeniyle kuvvet birimi MPa (megapaskal)'dır.

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet}/\text{Alan}$$

Strain (Gerinme = Birim Deformasyon): Stres karşısında cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişimdir. Cismin fiziksel bir deformasyonu (elastik veya plastik) şeklinde tanımlanır. Stres ve gerinme birbirinden

tamamen farklı niceliklerdir. Stres büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinme sadece oransal bir değerdir, birimi yoktur.

$$\text{Gerinme} = \frac{\text{Şekil değişikliği}}{\text{Oriijinal uzunluk}}$$

Stres ve Gerinme Tipleri

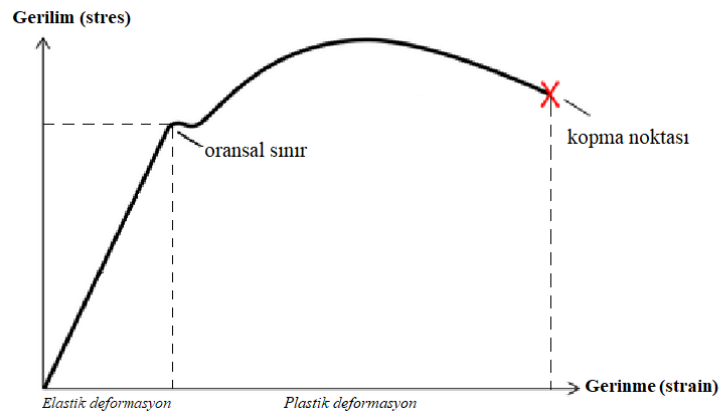
Yapıya uygulanan kuvvetin doğasına bağlı olarak üç farklı stres çeşidi vardır.

1. Uzama-Çekme Stresi (Tensile Stres): Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan strestir. Pozitif değer olarak ifade edilir.

2. Sıkışma-Basma Stresi (Compressive Stres): Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan strestir. Basma stresi daima basma gerinmesi ile birlikte. Negatif değer olarak ifade edilir.

3. Makaslama-Kayma Stresi (Shear Stres): Bir yapının stres düzlemine paralel şekilde iki zıt yüzeyinin birbirine paralel ve ters yönde kaymalarını sağlayacak yüke karşı oluşan strestir. Makaslama stresi daima makaslama gerinmesi ile birlikte olur.

Stres-Gerinme Eğrisi (Stres-Strain Curve): Uygulanan stres miktarına bağlı olarak yapıda meydana gelen gerinme değişimini gösteren eğridir (Şekil 2.16.). Düşük stres karşısında yapıda elastik deformasyon görülür ve stres kalktığında yapı eski haline döner. Stres miktarı arttıkça plastik deformasyon görülür ve yapıda kalıcı şekil değişikliği meydana gelir. Her yapının kendine özgü stres-gerinme eğrisi vardır.



Şekil 2.16. Stres (gerilim)- strain (gerinme) eğrisi

Oransal Sınır (Proportional Limit): Bir yapının plastik deformasyon göstermeksizin dayanabileceği en büyük gerinme oranıdır.

Elastisite Modülü (Young's Modülü): Stresin gerinmeye oranı elastisite modülü olarak ifade edilir. Yani bir yapının stres karşısında elastik şekil değiştirmesini ifade eder. Elastisite modülü arttıkça cismin plastik deformasyona uğramadan dayanabileceği kuvvet de artar. Şekil değiştirmeye direnci gösterir ve malzemeye özgüdür.

$$\text{Elastisite modülü} = \text{Stres(gerilim)}/\text{Gerinme(strain)}$$

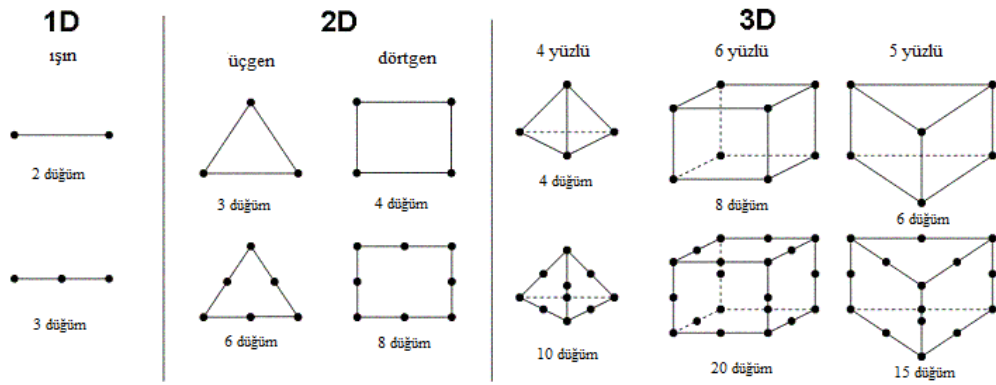
Poisson Oranı: Bir cisme kuvvet uygulandığında gerinme, kuvvet yönünde ve kuvvete dik yönlerde eş zamanlı olmaktadır. Bu oran, kuvvete dik yöndeki gerinmenin kuvvet yönündeki gerinmeye oranıdır. Malzemeye özgüdür ve ayırt edici bir özelliktir.

Asal Stres (Principal Stres): Bir üç boyutlu elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere asal stres (principal stres) denir. En yüksek (maksimum), en düşük (minimum) ve ara (intermediate) asal stres değerleri olarak üçe ayrılır. Analiz sonuçlarındaki pozitif değerler çekme, negatif değerler basma streslerini ifade eder. Maksimum asal stres pozitif bir değerdir ve en yüksek çekme stresini gösterir. Minimum asal stres negatif bir değerdir ve en yüksek sıkışma stresini gösterir. Bir elemanda hangi stres tipi belirgin olarak daha büyük mutlak değere sahipse, eleman o stres tipinin etkisi altındadır.

Von Mises Stresleri: Von Mises stresi, esneyebilen malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır. Malzeme üzerindeki stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmemizi sağlar. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen malzemenin çekme dayanıklılığını verir. Cisimlere çok eksenli yükleme yapıldığı durumlarda maddede plastik deformasyonun meydana gelip gelmediğini belirleyebilmek için, von Mises eşdeğer stresi rutin olarak kullanılmaktadır. Bir elementin von Mises eşdeğer stresi o maddenin oransal sınırından daha yüksek seviyelerde ise bu elementte plastik deformasyon gerçekleşir (123). Von Mises stresi, kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır.

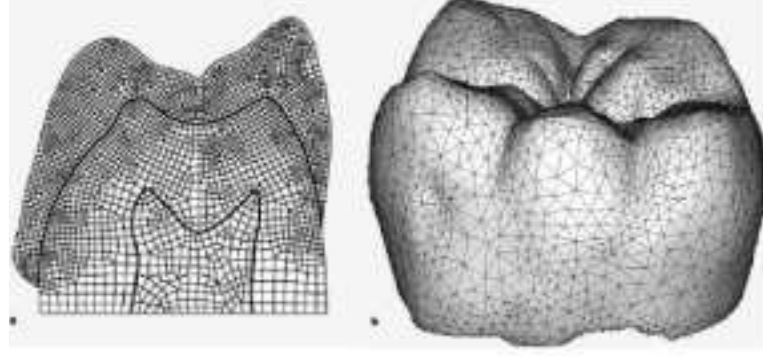
Eleman (Element): SESA yönteminde çalışılan modelin geometrisi sonlu sayıda nokta, çizgi, alan, hacimlerle ifade edilir. Böylece hem karmaşık hem düz objeler eleman denilen basit geometrik parçalarla temsil edilir. Kuvvet altındaki elemanların davranışları matematiksel yöntemlerle çözümlenip tüm modelin davranışı ile ilgili çıkarımda bulunulur. Bir model ne kadar fazla sayıda elemana bölünürse gerçeği yansıtması oranı da o kadar arttırılmış olur. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgi), iki boyutlu (üçgen, eşkenar dörtgen), üç boyutlu (piramit) veya değişik şekillerde olabilirler (112, 124) (Şekil 2.17.).

Düğüm (Node): Elemanların birbirine bağlandıkları noktalara düğüm denilmektedir. Tüm eleman ve düğümler numaralandırılarak matris bütünlüğü oluşmuş olur. Elemanlar birleşim noktasında üst üste gelmeden düğüm oluşturulmalıdır. Düğümlerdeki yer değiştirmeler problemin çözümünü verir.



Şekil 2.17. Sonlu elemanlar stres analizinde eleman tipleri

Ağ Yapısının (Mesh) Oluşturulması: Eleman ve düğüm noktalarının oluşturduğu tüm yapıya ağ (mesh) denilmektedir. Elemanların ve düğüm noktalarının koordinatları, ağ oluşturma işlemi ile oluşturulur. Tüm elemanların deformasyonunun toplamı, tüm yapının deformasyonunu ifade eder. Böylece geometrik olarak orantısız bir yapının bile stres-gerinme davranışı incelenebilir (Şekil 2.18.).



Şekil 2.18. Ağ yapısı oluşturulmuş katı model örneği

Sınır Şartları (Boundary Condition): Elemanlara kuvvet uygulandığında serbest yüzey deformasyon oluşturmadan döngüsel hareketler sergiler. Malzemedeki deformasyonun incelenebilmesi için düğümlerin bir bölümünde serbestlik derecesinin kısıtlanması gerekir. Bu kısıtlamalara sınır şartları denilmektedir.

Tezin Amacı

Çalışmamızın iki amacı vardır:

1) Farklı konikliğe ve kesici kenar uzunluğuna sahip ege sistemlerinin okluzal yükler altında mandibular molar dişlerde oluşturdukları stres dağılımına etkisinin SESA yöntemi kullanılarak belirlenmesi,

2) Eğimli ve düz mezial köklere sahip mandibular molar dişler üzerinde oluşan stres dağılımının karşılaştırılması.

Böylece, farklı konikliğe ve kesici kenar uzunluğuna sahip ege kullanımının ve kök eğiminin, fonksiyonel okluzal yükler altındaki mandibular molar dişlerde DKK oluşumuna etkisi incelenmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından TSA-2018-17004 numaralı proje ile desteklendi. Çalışmanın model örneklerinin hazırlanması ve analiz aşaması Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda, örneklerin μ BT tarama aşamaları Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

3.1. Diş Modellerinin Oluşturulması

Doğal dişlerdeki anatomik farklılıkları ve farklı yoğunluktaki mineral doku miktarları okluzal stres sonuçlarına etki edebileceği için dişlerin kök ve kanal sistemini tek modelde standardize etmek ve böylece çalışmada çıkan sonuçların karşılaştırılabilmesine imkan vermek amacıyla, çalışmada eğimli mezial köklere sahip mandibular molar diş modeli olan MM.Tooth (Micro-Mega, Besançon, Fransa) kullanıldı (Şekil 3.1.). Diş modellerinin mezial kanalları üretici firmanın söylediği çalışma boyları kullanılarak aşağıda belirtilen eğe sistemleri ile belirtilen apikal çap ve koniklik oranlarında genişletildi.



Şekil 3.1. MM.Tooth modeli

1.model: Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa) (#25; %4) (12 mm kesici kenar)

2.model: Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa) (#30; %4) (12 mm kesici kenar)

3.model: FlexMaster (VDW, Münih, Almanya) (#25; %4) (16 mm kesici kenar)

4.model: FlexMaster (VDW, Mnnh, Almanya) (#30; %4) (16 mm kesici kenar)

5.model: ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) F2

6.model: ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) F3

7.model: Herhangi bir işlem yapılmamış kontrol modeli

Hedeflenen koniklik oranlarında sapma olmaması amacıyla belirtilen eğe sistemlerindeki koronal genişletme eğeleri kullanılmadan kanal preparasyonu yapıldı. İlk olarak 15 K tipi eğe ile kanal yolu açıklığı sağlanıp, ardından kullanılan eğe sistemindeki hedeflenen eğeye kadar olan kk çaplı eğeler sırasıyla kullanıldı. Kanal preparasyonları sırasında biriken debrisin uzaklaştırılması amacıyla her eğe arasında fizyolojik serum ile irrigasyon yapıldı. Preparasyon aşaması tamamlandığında kanallar kağıt koniler kullanılarak kurutuldu. Çalışmada mezial köklerin incelenmesi amaçlandığı için distal kanallara işlem yapılmadı.

FlexMaster ve ProTaper Universal eğe sistemlerinde kullanılan eğelerin kesici kenarı 16 mm'dir. Bu iki sistemdeki eğelerin koronal çaplarından daha kk çapta genişletme yapabilmek amacıyla Hero Shaper eğe sisteminde kesici kenarı 12 mm olan eğeler tercih edildi.

Bir adet modelde ise kanal preparasyonu yapılmadı. Bu model sağlıklı köklere sahip di modelini temsil etti. Toplamda yedi adet model çalışmada kullanıldı.

3.2. Mikro-BT taraması

Modeller μ BT cihazının (Skyscan 1174, Skyscan, Kontich, Belçika) tarayıcı bölmesine patafix ile sabitlendi. 800 mikroamper (μ A), 50 kilovolt (kV), 40.89 mikrometre piksel boyutlarında alan düzeltmesi ayarlandı. Her model aynı alan düzeltme ayarları ile tarandı. μ BT'nin rotasyon basamağı 0,7 olarak ayarlanıp her model 2300 milisaniye (ms) taranacak şekilde 3 frame ve her bir model 180 derece rotasyonlu tarama yapılacak şekilde belirlendi. Tarayıcının 1280×1024 piksel CCD sensörü iki boyutlu tarama verilerini bağlı olduğu bilgisayara aktardı. Bu taramalarla elde edilen ham verilerin rekonstrüksiyonları (ayrıntılı kesitlerin elde edilmesi) retici firmanın sağladığı NRecon (NRecon versiyon 1.6.9.4, Skyscan, Kontich, Belçika) yazılımı ile yapıldı. Rekonstrüksiyon sırasında iık sertleşme oranı %40

olarak ve halka *artifact redüksiyon*, *smoothing*, *frame avering* her model için uygun değere ayarlandı. Ham verilerin rekonstrüksiyonları sonucu 8 bit gri değer imajları elde edildi (Şekil 3.2.).



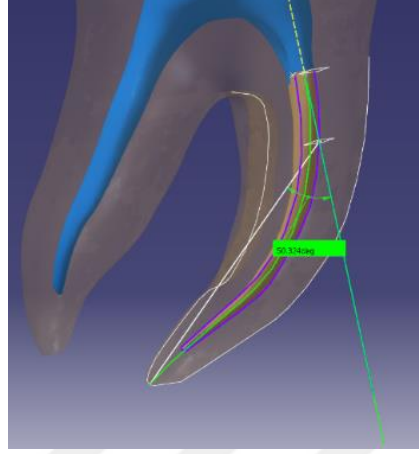
Şekil 3.2. Mikro-BT taramasında elde edilen veri örnekleri

3.3. Katı Modelleme

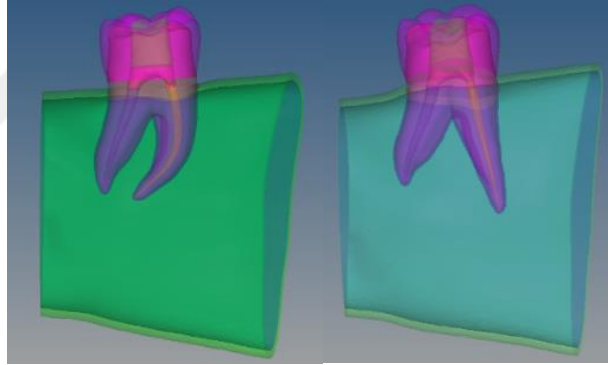
Modellerden μ BT ile 33 mikron aralıklarla alınan kesitlerden elde edilen bmp dosyalarından üç boyutlu model oluşturulması için MIMICS 10.01 (Versiyon 10.01, Materialise, Belçika) yazılımı kullanıldı. Elde edilen datanın kalitesinin artırılması amacıyla (*remeshing* ve *triangle reduction*) GOM (Braunschweig, Almanya) *inspect remeshing* modülü kullanılarak *stl* formatında data oluşturuldu. Bu yazılımdan *stl* formatından alınan data CATIA (Dassault System, Suresnes Cedex, Fransa) yazılımı içerisinde geometrik CAD dataya çevrildi. Böylece yedi adet örneğin üç boyutlu modelleri oluşturulmuş oldu.

Kullanılan diş modelinin meziobukkal kanal boyu 14 mm, meziolingual kanal boyu 16 mm, mezial kanalların meziodistal düzlemde mevcut eğim derecesi 50.324 olarak hesaplandı (Şekil 3.3.). Schneider sınıflamasına göre aşırı eğimi bulunan mezial kanalların eğimi, yine Schneider sınıflamasına göre 5 derece olacak şekilde azaltıldı. Böylece kök eğimi meziodistal olarak düz sınıfına giren yedi adet 3 boyutlu model daha oluşturulmuş oldu. Kök eğiminin düzeltilmesi sırasında kanal içi duvarda meydana gelen minimal bozukluklar kullanılan eğinin ilgili seviyesindeki çapına uygun olarak düzeltildi. Böylece çalışma kapsamında sağlam diş ve kullanılan üç eğe sistemiyle prepare edilmiş dişleri temsilen biri aşırı eğimli kök, biri düz kök

sınıfına dahil olan 2 adet model oluşturulmuş oldu (Şekil 3.4.). Toplamda 14 model elde edildi. Çalışma için oluşturulan diş modelleri Tablo 3.1.'de özetlenmiştir.



Şekil 3.3. Üç boyutlu modelin mezial kanal eğiminin Schneider metodu ile hesaplanması



Şekil 3.4. Eğimli ve düz köklü model örnekleri

Tablo 3.1. Çalışma için oluşturulmuş modellerin özeti

SAĞLAM 1	İşlem uygulanmamış aşırı eğim derecesinde köklere sahip diş modeli
SAĞLAM 2	İşlem uygulanmamış düz köklere sahip diş modeli
HERO25-1	Hero Shaper ile kesici kenar uzunluğu 12 mm olan 25.04 koniklik derecesindeki eğe ile genişletilmiş aşırı eğim derecesinde köklere sahip diş modeli
HERO25-2	Hero Shaper ile kesici kenar uzunluğu 12 mm olan 25.04 koniklik derecesindeki eğe ile genişletilmiş düz köklere sahip diş modeli
HERO30-1	Hero Shaper ile kesici kenar uzunluğu 12 mm olan 30.04 koniklik derecesindeki eğe ile genişletilmiş aşırı eğim derecesinde köklere sahip diş modeli
HERO30-2	Hero Shaper ile kesici kenar uzunluğu 12 mm olan 30.04 koniklik derecesindeki eğe ile genişletilmiş düz köklere sahip diş modeli
FLEX25-1	FlexMaster ile kesici kenar uzunluğu 16 mm olan 25.04 koniklik derecesindeki eğe ile genişletilmiş aşırı eğim derecesinde köklere sahip diş modeli
FLEX25-2	FlexMaster ile kesici kenar uzunluğu 16 mm olan 25.04 koniklik derecesindeki eğe ile genişletilmiş düz köklere sahip diş modeli
FLEX30-1	FlexMaster ile kesici kenar uzunluğu 16 mm olan 30.04 koniklik derecesindeki eğe ile genişletilmiş aşırı eğim derecesinde köklere sahip diş modeli
FLEX30-2	FlexMaster ile kesici kenar uzunluğu 16 mm olan 30.04 koniklik derecesindeki eğe ile genişletilmiş düz köklere sahip diş modeli
PROF2-1	ProTaper Universal ile kesici kenar uzunluğu 16 mm olan F2 eğe ile genişletilmiş aşırı eğim derecesinde köklere sahip diş modeli
PROF2-2	ProTaper Universal ile kesici kenar uzunluğu 16 mm olan F2 eğe ile genişletilmiş düz köklere sahip diş modeli
PROF3-1	ProTaper Universal ile kesici kenar uzunluğu 16 mm olan F3 eğe ile genişletilmiş aşırı eğim derecesinde köklere sahip diş modeli
PROF3-2	ProTaper Universal ile kesici kenar uzunluğu 16 mm olan F3 eğe ile genişletilmiş düz köklere sahip diş modeli

Klinik uygulamalara uygun olarak ilgili eĒe sistemleri ile kanal preparasyonu yapılmış modellerin kök kanalları mine-sement sınırının 1 mm apikalinden apekse kadar gütaperka ile doldurulmuş, gtaperkanın koronaline 1 mm'lik rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS) yerleştirilmiş ve üst restorasyonları kompozit dolgu ile tamamlanmış olarak modellendi.

Kökteki ince sement tabakası yok sayılarak, kök yapısının sadece dentinden oluřtuĒu varsayıldı. Periodontal ligament aralıĒı tüm modellerde 250 μ m kalınlığında yumuşak, sıkıştırılmaz bir madde olarak ve mine-sement birleşiminin 1,5 mm apikalinde son bulacak şekilde modellendi. Periodontal ligament çevresine ise mandibula anatomisi formunda alveolar kemik simule edildi. Kortikal kemik kalınlıĒı 1 mm olarak düzenlendi.

3.4. AĒ Yapısının Oluşturulması

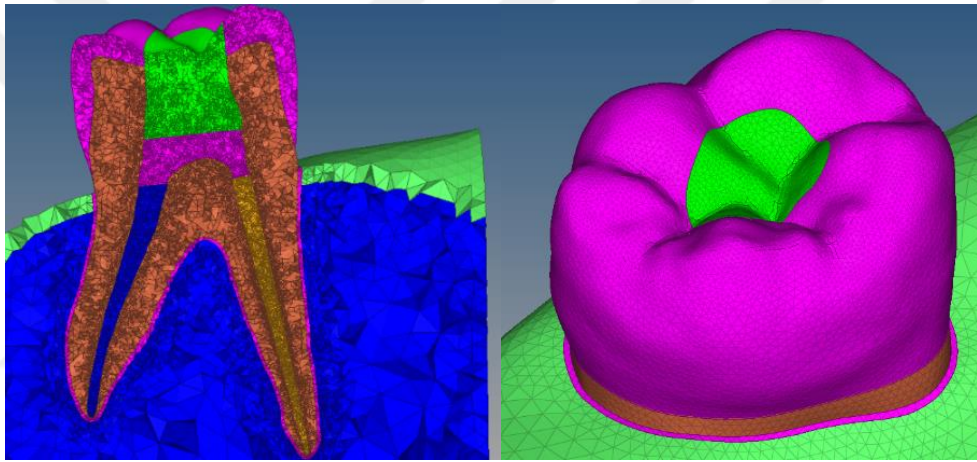
Elde edilen  boyutlu katı model SESA programına aktarıldı. ABAQUS 6.14 (Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc., Pawtucket, RI, ABD) yazılımı kullanılarak CAD datadan aĒ yapısının oluşturulma işlemi tamamlandı (şekil 3.5.). Çalışmamızda dört dĒml tetrahedral eleman tipi kullanıldı. Her model için yüksek sayıda eleman ve dĒm sayısı kullanıldı. Eleman ve dĒm sayıları tabloda verilmiştir (Tablo 3.2.) (Tablo 3.3.).

Tablo 3.2. EĒimli köklere sahip modellerin dĒm ve eleman sayısı

Model tipi	DĒm Sayısı	Eleman Sayısı
SAĒLAM 1	307520	1748961
FLEX25-1	315412	1812449
FLEX30-1	321546	1947412
HERO25-1	316985	1785963
HERO30-1	319630	1896321
PROF2-1	318752	1876243
PROF3-1	319121	1896147

Tablo 3.3. Düz köklere sahip modellerin düğüm ve eleman sayıları

Model tipi	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
SAĞLAM 2	308150	1750852
FLEX25-2	318469	1852849
FLEX30-2	320520	1925154
HERO25-2	318510	1863987
HERO30-2	321485	1954712
PROF2-2	319862	1895154
PROF3-2	318752	1852863

**Şekil 3.5.** Ağ yapısı oluşturulmuş model örneği

3.5. Sınır Koşullarının Tayini (Boundary Conditions)

Dişi çevreleyen kemikte sınır şartları belirlendi. Alveol kemiğin hareketinin engellenmesi amacıyla modelin düğümleri alveol kemiğin laterallerinden 6 serbestlik derecesi ile sabitlendi. Böylece her üç koordinat (x,y,z) eksenini yönünde yer değiştirmeler önlenmiş oldu.

Çalışmada kullanılan diş dokularının ve materyallerinin literatürde belirtilen tipik materyal özellikleri atandı. Doku ve materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları Tablo 3.4.'te gösterilmiştir. Çalışmadaki tüm doku ve materyaller homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edildi.

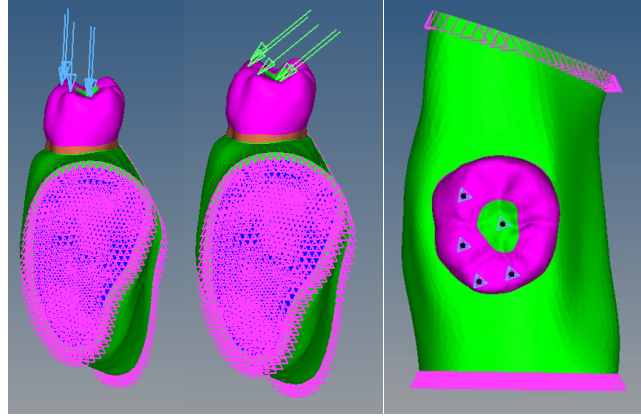
Tablo 3.4. Doku ve materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları

	ELASTİSİTE MODÜLÜ (GPA)	POISSON ORANI
Mine (125)	41	0.31
Dentin (126)	18.6	0.31
Pulpa (127)	0.003	0.45
Periodontal ligament (128)	0.0000689	0.45
Gütaperka (128)	0.14	0.45
RMCİS (129)	10.6	0.30
Kompozit rezin (130)	16.4	0.28
Trabeküler kemik (131)	1.37	0.30
Kortikal kemik (131)	13.7	0.30

3.5.1. Yükleme Koşulları

Modellerin okluzal yüzeylerinde yüklemenin yapılacağı noktalar belirlendi. Fonksiyonel okluzal yükleri taklit edecek şekilde 5 noktadan; santral fossa, distal marjinal sırt, meziobukkal kusp tepesi, distobukkal kusp tepesi ve distal kusp tepesinden iki farklı doğrultuda yükleme yapıldı (132) (Şekil 3.6.). Antagonist dişlerle teması taklit etmek amacıyla dikey yönde, çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacıyla oblik yönde yükleme yapıldı. Oblik yüklemde kuvvet, dişin uzun aksıyla 135 derecelik açı oluşturacak şekilde lingualden bukkale doğru verildi.

Modellere normal bir çiğneme kuvveti olduğu varsayılan 200 N'luk kuvvetler uygulanmıştır (132, 133). 200 N kuvvet beş noktadan uygulanan toplam kuvveti ifade etmektedir.



Şekil 3.6. Sınır koşulları oluşturulmuş katı model

3.6. Sonuçların Değerlendirilmesi

ABAQUS 6.14 (Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc., Pawtucket, RI, ABD) yazılımı kullanılarak analiz ve sonuç görüntüleme işlemleri yapıldı. Statik lineer analiz gerçekleştirildi. Modellerde stres alanlarını tahmin etmek için *minimum asal stresler* (Min. Principal Stres, Pmin) ve *maksimum asal stresler* (Max. Principal Stres, Pmax) analiz edildi. Pmax değerleri dikey kırıklarla ilişkili olan gerilme (çekme, *tensile*) streslerini, Pmin değerleri sıkışma (*compressive*) streslerini ifade etmektedir. Pmax değerleri pozitif, Pmin değerleri negatif olarak ifade edilir. Asal streslerin işaretleri her bir elementteki yüklerin türünün tanımlanması içindir. Olası çatlak hatlarının belirlenmesi amacıyla Pmax streslerinin yoğunlaştığı alanlar modeller üzerinde incelendi. Oblik yükleme için 11 MPa üzerinde Pmax değerlerine ulaşan elemanların hacimleri hesaplandı. Dikey yükleme için stres alanlarının lokalizasyonu ve değerleri incelendi.

SESA sonucu ulaşılan verilere literatürde istatistiksel analiz uygulanmamaktadır. Çünkü bu veriler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkmıştır. Elde edilen veriler literatür bilgileri doğrultusunda değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Eğimli Mezial Köklere Sahip Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Stresler ve Dağılımları

Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmin streslerinin distal köklerde, Pmax streslerinin ise mezial köklerde olduğu görülmüştür. Modellerin mezial köklerinin lingual servikal bölgesinin dış kök yüzeyinde Pmax stresleri oluşmuştur (Şekil 4.1.). Ölçülen Pmax ve Pmin değerleri Tablo 4.1.'de özetlenmiştir.

Tablo 4.1. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Pmin Değerleri
SAĞLAM 1	14.06 MPa	-21.36 MPa
FLEX25-1	15.17 MPa	-22.82 MPa
FLEX30-1	15.28 MPa	-23.55 MPa
HERO25-1	14.24 MPa	-22.27 MPa
HERO30-1	15.17 MPa	-23.32 MPa
PROF2-1	15.75 MPa	-24.10 MPa
PROF3-1	15.84 MPa	-24.20 MPa

Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin SAĞLAM modelde en düşük, PROF3 modelinde en yüksek olduğu görülmektedir.

Pmin değerleri mutlak değer olarak en düşük SAĞLAM modelde, en yüksek PROF3 modelinde oluşmuştur.

Modellerdeki Pmax ve Pmin değerleri için sıralama şu şekildedir:

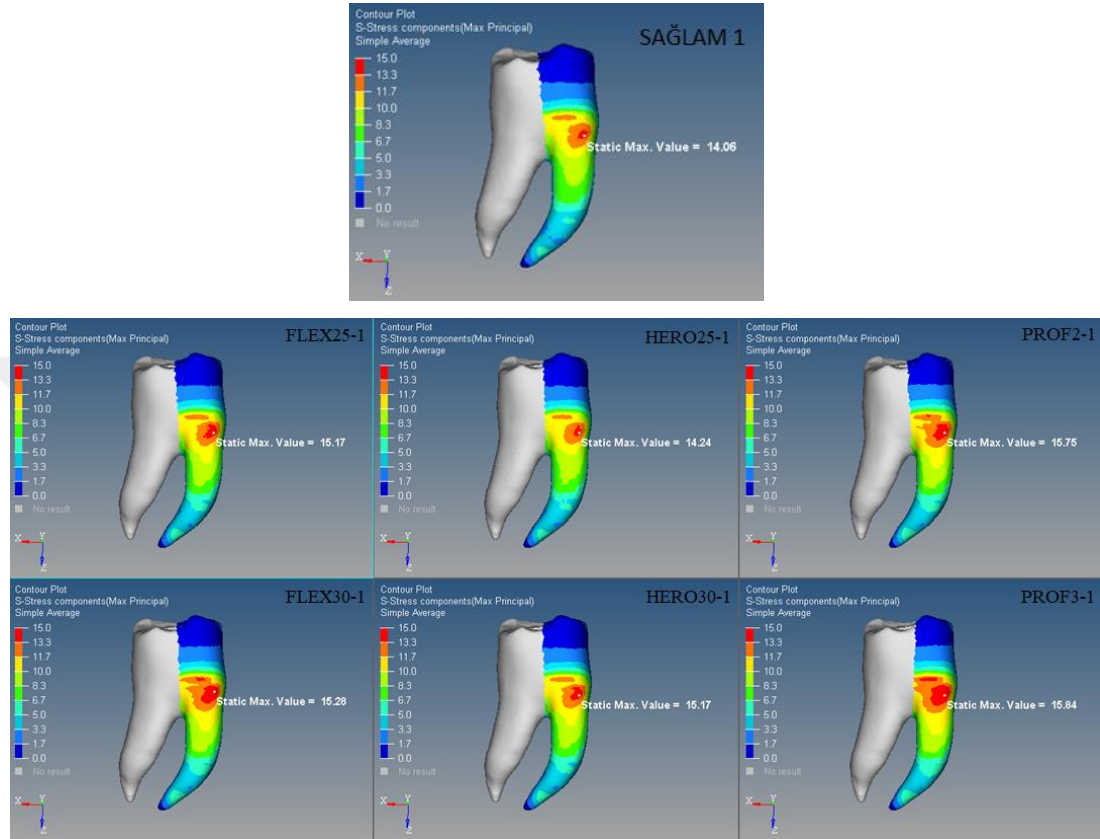
Pmax:

PROF3 > PROF2 > FLEX30 > HERO30 = FLEX25 > HERO25 > SAĞLAM

Pmin:

PROF3 > PROF2 > FLEX30 > HERO30 > FLEX25 > HERO25 > SAĞLAM

Tüm eğe sistemlerinde, apikal çap ve koniklik oranı arttıkça, ölçülen en yüksek Pmax değeri de artmıştır. ProTaper Universal eğe grubunda, diğer gruplardan daha yüksek Pmax değeri ölçülmüştür.



Şekil 4.1. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda mezial kökün lingual servikal dış kök yüzünde oluşan Pmax stresleri

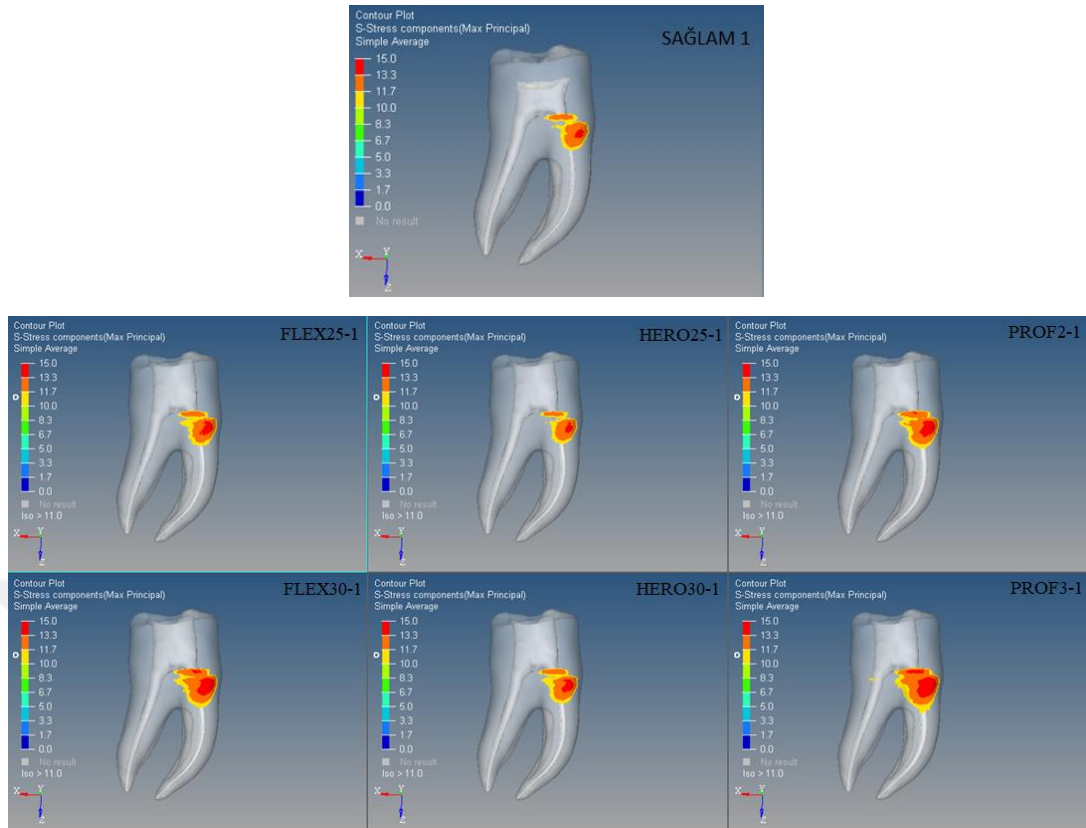
Şekil 4.1. incelendiğinde, sağlam diş modeliyle kanal tedavili modeller karşılaştırıldığında PROF3 modelinde oluşan yüksek stres değerlerinin diğer modellere göre daha geniş bir alanda oluştuğu görülmektedir. FLEX30 ve PROF2 modellerinde oluşan en yüksek Pmax değerleri farklı olmasına rağmen, stres dağılımının benzer olduğu görülmektedir. FLEX25 ve HERO30 gruplarındaki streslerin hem değerleri hem de dağılımları benzerdir. SAĞLAM modele en yakın stres dağılımı HERO25 modelinde görülmektedir.

Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda, tüm eğe sistemlerinde apikal çap ve koniklik oranı arttığında yüksek stres değerlerinin daha büyük bir alana yayıldığı görülmektedir.

Tablo 4.2. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax ve normalize Pmax değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Normalize Pmax Değerleri
SAĞLAM 1	14.06 MPa	1
FLEX25-1	15.17 MPa	1.08
FLEX30-1	15.28 MPa	1.09
HERO25-1	14.24 MPa	1.01
HERO30-1	15.17 MPa	1.08
PROF2-1	15.75 MPa	1.12
PROF3-1	15.84 MPa	1.13

Normalize değerler, sağlam dış modelini 1 kabul ettiğimizde diğer modellerin sağlam modele göre oransal değerini göstermektedir (Tablo 4.2.). Normalize değerlere baktığımızda sağlam dış modeline en yakın modelin %1 artış oranıyla HERO25 olduğu görülmektedir. FLEX25, FLEX30 ve HERO30 modelleri benzer sonuçlar göstermektedir. PROF2 ve PROF3 modellerinde de değerler benzerdir. En yüksek değer %13 artış oranıyla PROF3 modelinde çıktığı görülmektedir.

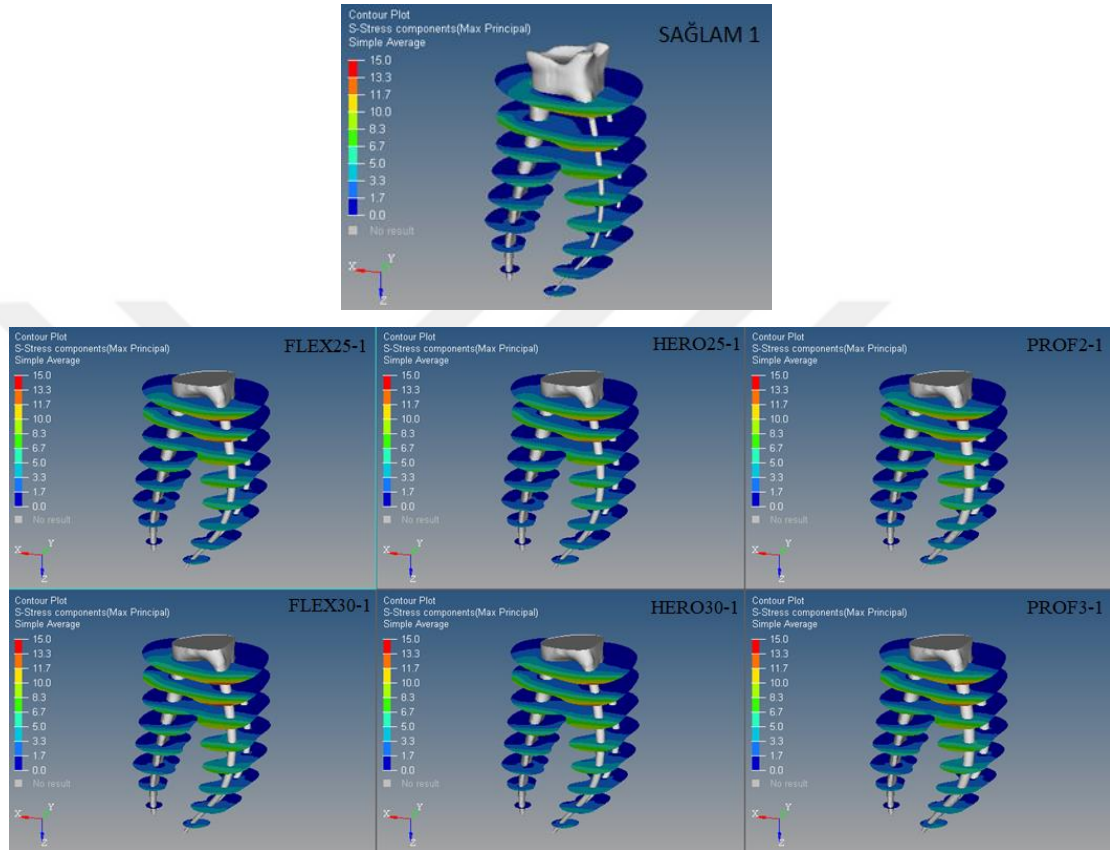


Şekil 4.2. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax stresleri 11 MPa üstünde olan elemanların görüntüsü

Tablo 4.3. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax stresleri 11MPa üzerinde olan elemanların hacim değerleri

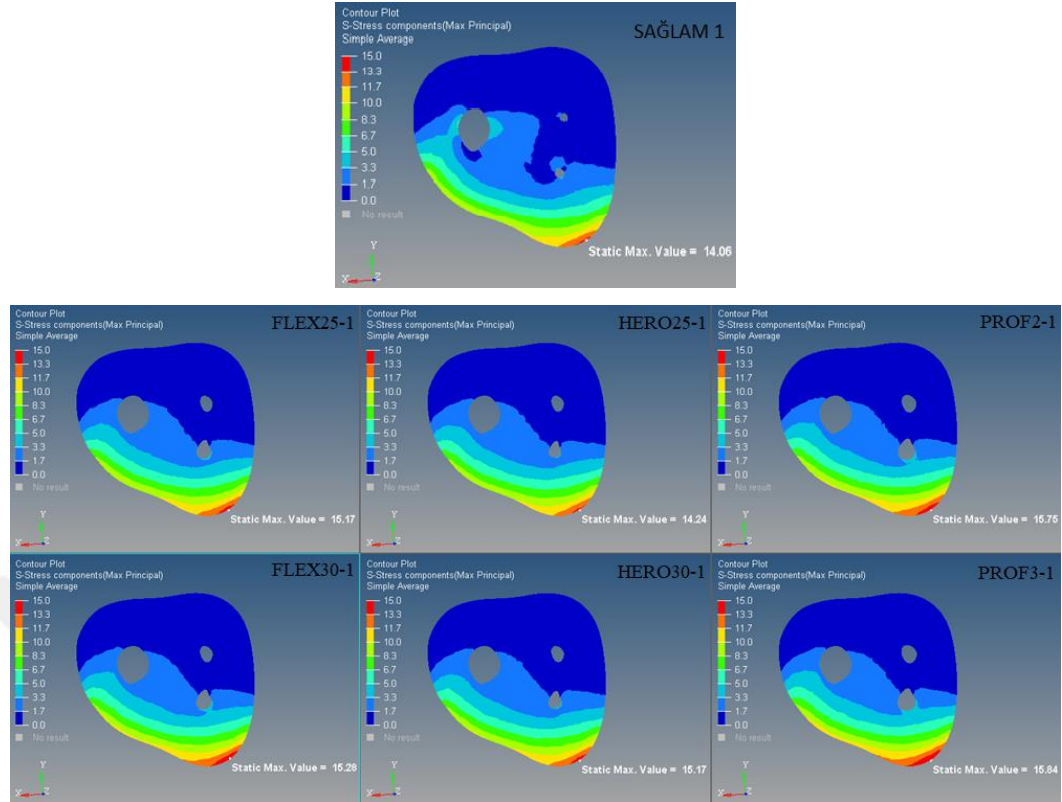
	Hacim değeri (mm ³)
SAĞLAM 1	2.23
HERO25-1	3.55
HERO30-1	5.62
FLEX25-1	2.45
FLEX30-1	3.54
PROF2-1	4.86
PROF3-1	7.07

Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda 11 MPa üzerinde değer veren elemanların model üzerindeki lokalizasyonları Şekil 4.2.'de, hacim değerleri ise Tablo 4.3'te verilmiştir. En düşük hacimlerin SAĞLAM modelinde, en yüksek hacimlerin PROF3 modelinde olduğu görölmektedir.



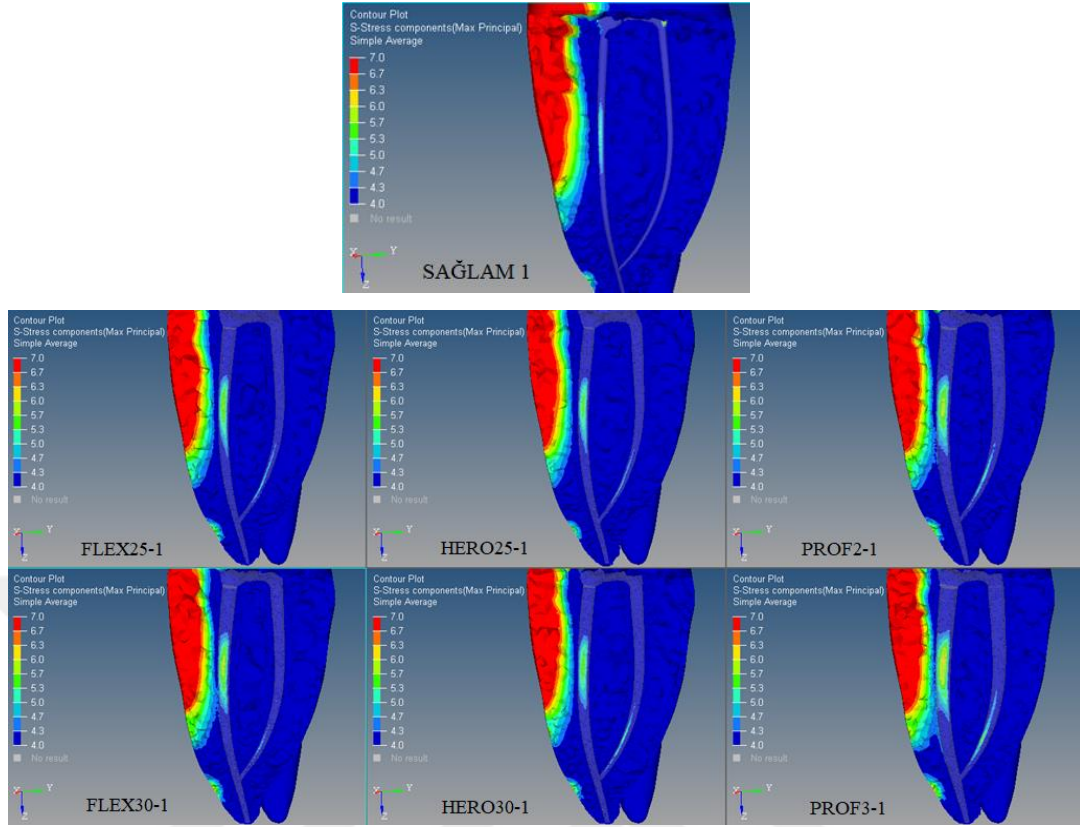
Şekil 4.3. Eğimli köklere sahip modellerde **oblik** yükleme koşulunda Pmax streslerinin kök boyunca kesitsel görüntüsü

En yüksek Pmax streslerinin mezial kanal girişlerinin 2-3 mm apikalinde oluştuğu görölmektedir (Şekil 4.3.).



Şekil 4.4. Eğimli köklere sahip modellerde **oblik** yükleme koşulunda oluşan Pmax streslerinin en yüksek olduğu kesitlerin yatay düzlemdeki görüntüsü

Modellerde Pmax stresinin en fazla olduğu kesite yatay düzlemden bakıldığında FLEX30, PROF2 ve PROF3 modellerinde yüksek stres değerlerinin daha derine ulaştığı görülmektedir (Şekil 4.4.). PROF3 modelinde meziolingual kanal duvarında oluşan stres değerinin diğer modellerden daha fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 4.5. Eğimli köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin frontal kesit görüntüsü

Frontal kesit görseli incelendiğinde (Şekil 4.5.) stresin derinliğinin en az SAĞLAM, en fazla PROF3 modelinde olduğu görülmektedir. PROF3 modelinde hem meziolingual hem de meziobukkal kanalda oluşan stres değerleri diğer modellerden daha yüksektir.

4.2. Düz Mezial Köklere Sahip Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Stresler ve Dağılımları

Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda Pmin streslerinin en fazla distal köklerde, Pmax streslerinin ise en fazla mezial köklerde olduğu görülmüştür. Modellerin mezial köklerinin lingual servikal ve orta üçlü bölgesinin dış kök yüzeyinde Pmax stresleri oluşmuştur (Şekil 4.6.). Ölçülen Pmax ve Pmin değerleri Tablo 4.4.'te özetlenmiştir.

Tablo 4.4. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Pmin Değerleri
SAĞLAM 2	13.70 MPa	-21.64 MPa
FLEX25-2	14.27 MPa	-22.39 MPa
FLEX30-2	14.84 MPa	-23.92 MPa
HERO25-2	13.76 MPa	-22.12 MPa
HERO30-2	14.85 MPa	-23.81 MPa
PROF2-2	14.70 MPa	-22.59 MPa
PROF3-2	14.90 MPa	-24.58 MPa

Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin SAĞLAM modelde en düşük, PROF3 modelinde en yüksek olduğu görülmektedir.

Pmin değerleri mutlak değer olarak en düşük SAĞLAM modelde, en yüksek PROF3 modelinde oluşmuştur.

Modellerdeki Pmax ve Pmin değerleri için sıralama şu şekildedir:

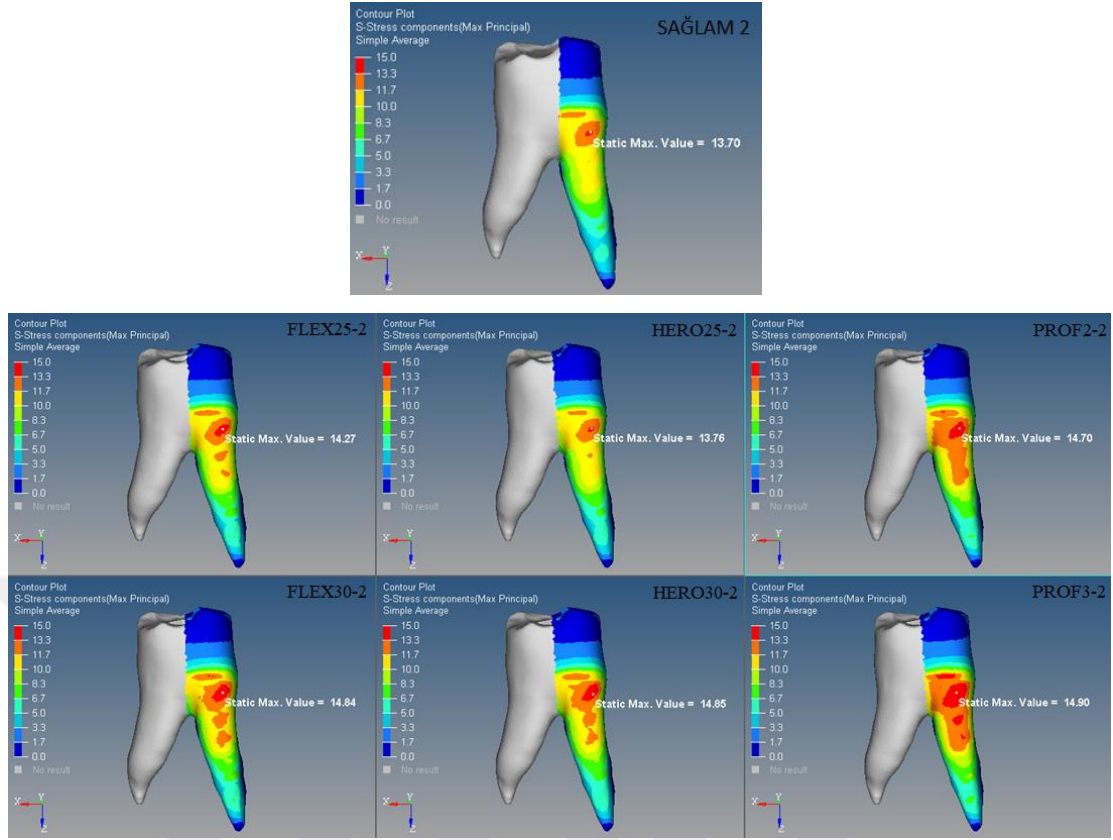
Pmax:

PROF3 > HERO30 > FLEX30 > PROF2 > FLEX25 > HERO25 > SAĞLAM

Pmin:

PROF3 > FLEX30 > HERO30 > PROF2 > FLEX25 > HERO25 > SAĞLAM

Tüm ege sistemlerinde, apikal çap ve koniklik oranı arttıkça, ölçülen en yüksek Pmax değeri de artmıştır. 0.30 mm apikal çaplı modeller, tüm 0.25 mm apikal çaplı modellerden yüksek değerlerdedir.



Şekil 4.6. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda mezial kökün lingual servikal ve orta üçlüsünün dış yüzünde oluşan Pmax stresleri

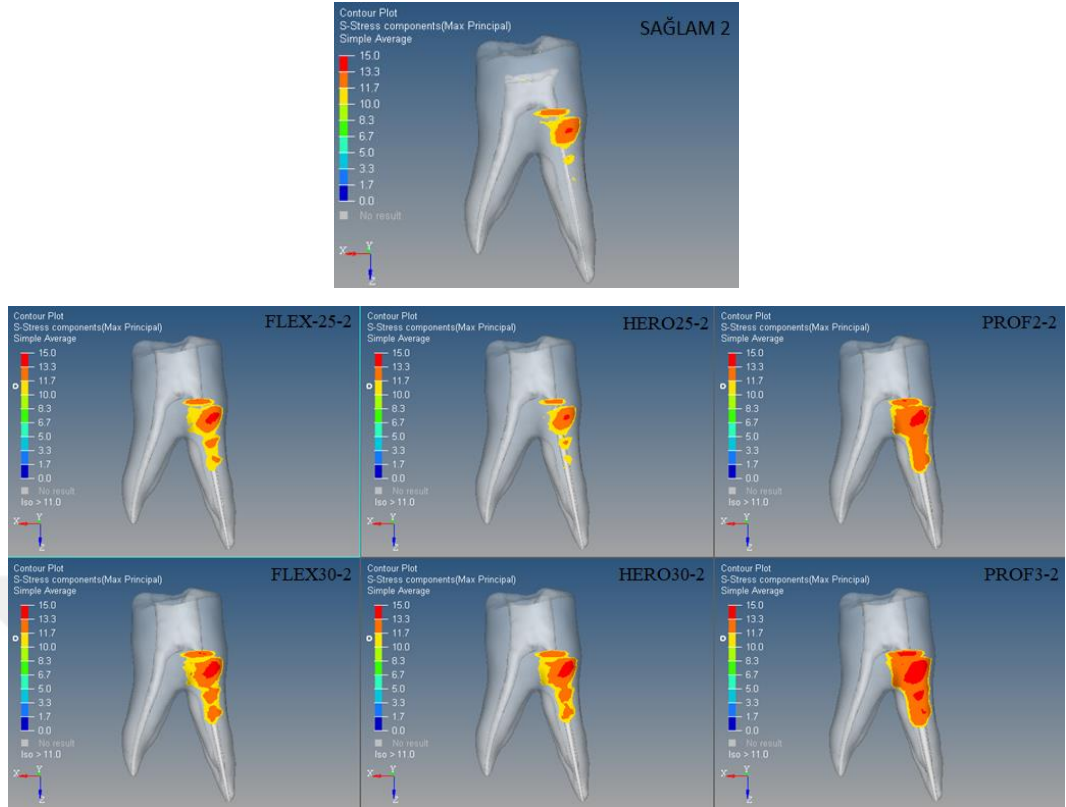
Şekil 4.6.'da sağlam diş modeliyle kanal tedavili modeller karşılaştırıldığında PROF2 ve PROF3 modellerinde oluşan yüksek değerli stres değerlerinin diğer modellere göre daha geniş bir alanda olduğunu söyleyebiliriz. FLEX30 ve HERO30 modellerindeki stres değerlerinin ve dağılımlarının benzer olduğu görülmektedir. FLEX30 ve HERO30 modellerindeki en yüksek Pmax değerleri PROF2 modelinden daha yüksek olmasına rağmen, PROF2 modelinde yüksek stres değerlerinin daha geniş bir alanda olduğu görülmektedir. PROF3 modelindeki yüksek değerli stres alanlarının diğer modellerden daha fazla olduğu görülmektedir. Sağlam diş modeli ile HERO25 modelindeki stres değerlerinin ve dağılımlarının benzer olduğu görülmektedir.

Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda, tüm eğe sistemlerinde apikal çap ve koniklik oranı arttığında yüksek stres değerlerinin daha büyük bir alana yayıldığı görülmektedir. ProTaper Universal sisteminde oluşan yüksek değerli stres alanlarının diğer tüm modellerden daha geniş olduğu görülmektedir.

Tablo 4.5. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax ve normalize Pmax değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Normalize Pmax Değerleri
SAĞLAM 2	13.70 MPa	1
FLEX25-2	14.27 MPa	1.04
FLEX30-2	14.84 MPa	1.08
HERO25-2	13.76 MPa	1
HERO30-2	14.85 MPa	1.08
PROF2-2	14.70 MPa	1.07
PROF3-2	14.90 MPa	1.09

Normalize değerlere baktığımızda (Tablo 4.5.), HERO25 modelinin sağlam diş modeliyle neredeyse aynı değerde olduğu görülmektedir. FLEX30, HERO30 ve PROF2 modelleri benzer sonuçlar göstermektedir. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda en yüksek değerlerin %9 artış oranıyla PROF3 modelinde oluştuğu görülmektedir.

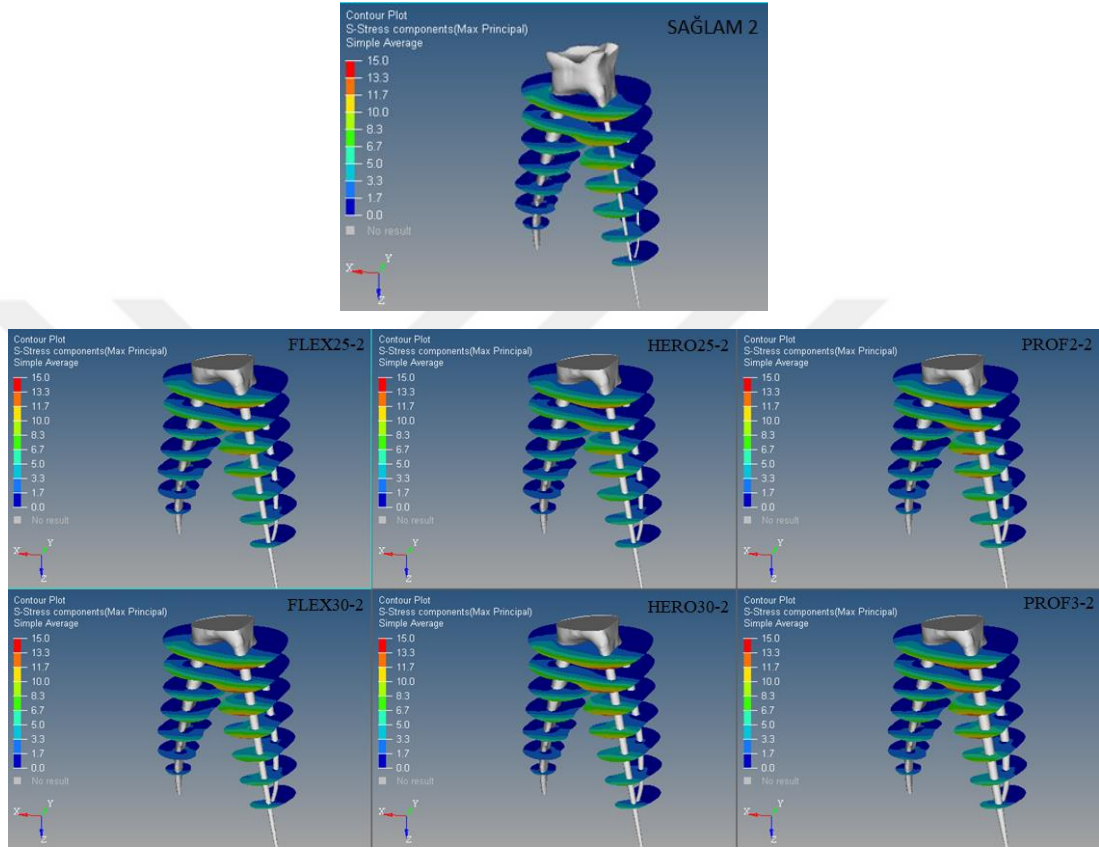


Şekil 4.7. Düz köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimleri 11 MPa üstünde olan elemanların görüntüsü

Tablo 4.6. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax stresleri 11MPa üzerinde olan elemanların hacim değerleri

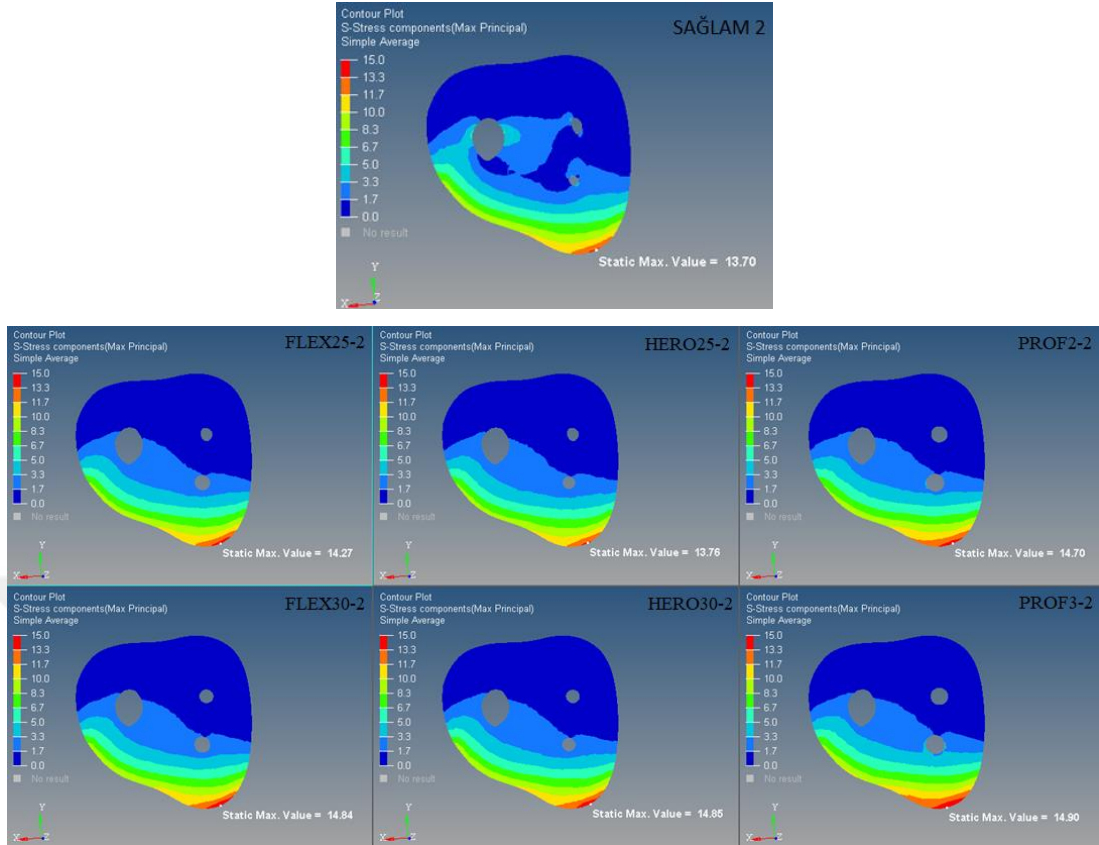
	Hacim değeri (mm ³)
SAĞLAM 2	2.49
HERO25-2	5.02
HERO30-2	7.60
FLEX25-2	2.79
FLEX30-2	7.20
PROF2-2	9.66
PROF3-2	14.65

Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda 11 MPa üzerinde değer veren elemanların model üzerindeki lokalizasyonları Şekil 4.7.'de, hacim değerleri ise Tablo 4.6.'da verilmiştir. En düşük hacimlerin SAĞLAM modelde, en yüksek hacimlerin PROF3 modelinde olduğu görülmektedir.



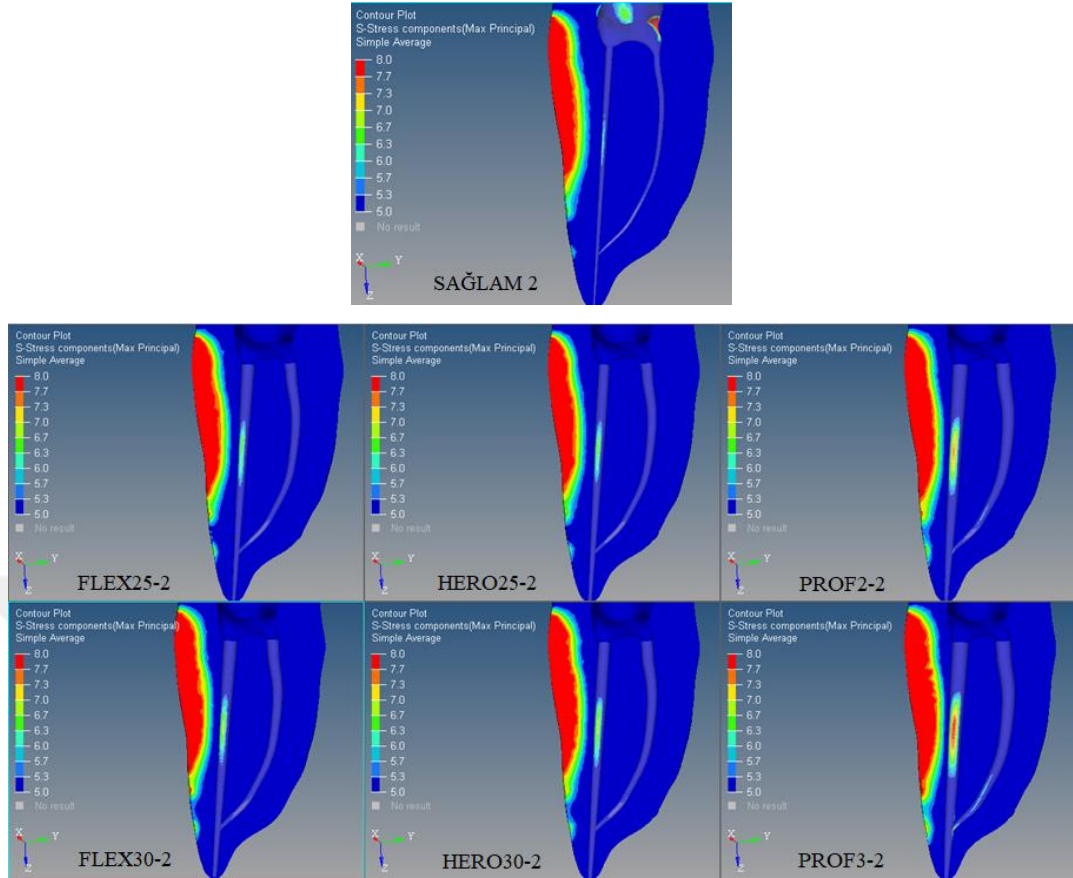
Şekil 4.8. Düz köklere sahip modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin kök boyunca kesitsel görüntüsü

En yüksek Pmax streslerinin mezial kanal girişlerinin 2-3 mm apikalinde olduğu görülmektedir (Şekil 4.8.).



Şekil 4.9. Düz köklü modellerde **oblik** yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin en yüksek olduğu kesitlerin yatay düzlemdeki görüntüsü

Modellerdeki Pmax stresinin en fazla olduğu kesite yatay düzlemde bakıldığında (Şekil 4.9.) PROF3 modelindeki stres derinliği diğer modellerden daha fazla olduğu görülmektedir. Kanal tedavili modeller kıyaslandığında, HERO25 modelinde stres derinliğinin daha düşük olduğunu söyleyebiliriz. ProTaper Universal eğelerinin kullanıldığı modellerde, meziolingual kanal duvarlarına ulaşan stres değerinin diğerlerinden daha büyük olduğu görülmektedir.



Şekil 4.10. Düz köklü modellerde oblik yükleme koşulunda Pmax streslerinin frontal kesit görüntüsü

Frontal kesit görseli incelendiğinde (Şekil 4.10.), stres derinliğinin en az SAĞLAM modelde olduğu görülmektedir. Kanal tedavili modeller içinde ise stres derinliğinin en az HERO25 modelinde olduğu görülmektedir. PROF3 modelinde stres derinliğinin diğer modellerden daha fazla olduğunu söyleyebiliriz. PROF2 ve PROF3 modellerinde mezial kanal yapısında oluşan stres değerlerinin daha fazla olduğu görülmektedir.

4.3. Eğimli Köklere Sahip Modellerde Dikey Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum Asal Stresler ve Dağılımları

Eğimli köklere sahip modellerde dikey yükleme koşulunda Pmin streslerinin distal kökte, Pmax streslerinin ise bifurkasyon bölgesinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.11.). Ölçülen Pmax ve Pmin değerleri Tablo 4.7.'de özetlenmiştir.

Tablo 4.7. Eğimli köklere sahip modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Pmin Değerleri
SAĞLAM 1	7.58 MPa	-13.75 MPa
FLEX25-1	8.20 MPa	-15.32 MPa
FLEX30-1	8.48 MPa	-14.68 MPa
HERO25-1	8.02 MPa	-13.78 MPa
HERO30-1	8.31 MPa	-14.56 MPa
PROF2-1	8.51 MPa	-15.56 MPa
PROF3-1	8.98 MPa	-15.90 MPa

Eğimli köklere sahip modellerde dikey yükleme koşulunda Pmax değerlerinin SAĞLAM modelinde en düşük, PROF3 modelinde en yüksek olduğu görülmektedir.

Pmin değerleri mutlak değer olarak en düşük SAĞLAM modelde, en yüksek PROF3 modelinde oluşmuştur.

Modellerdeki Pmax ve Pmin değerleri için sıralama şu şekildedir:

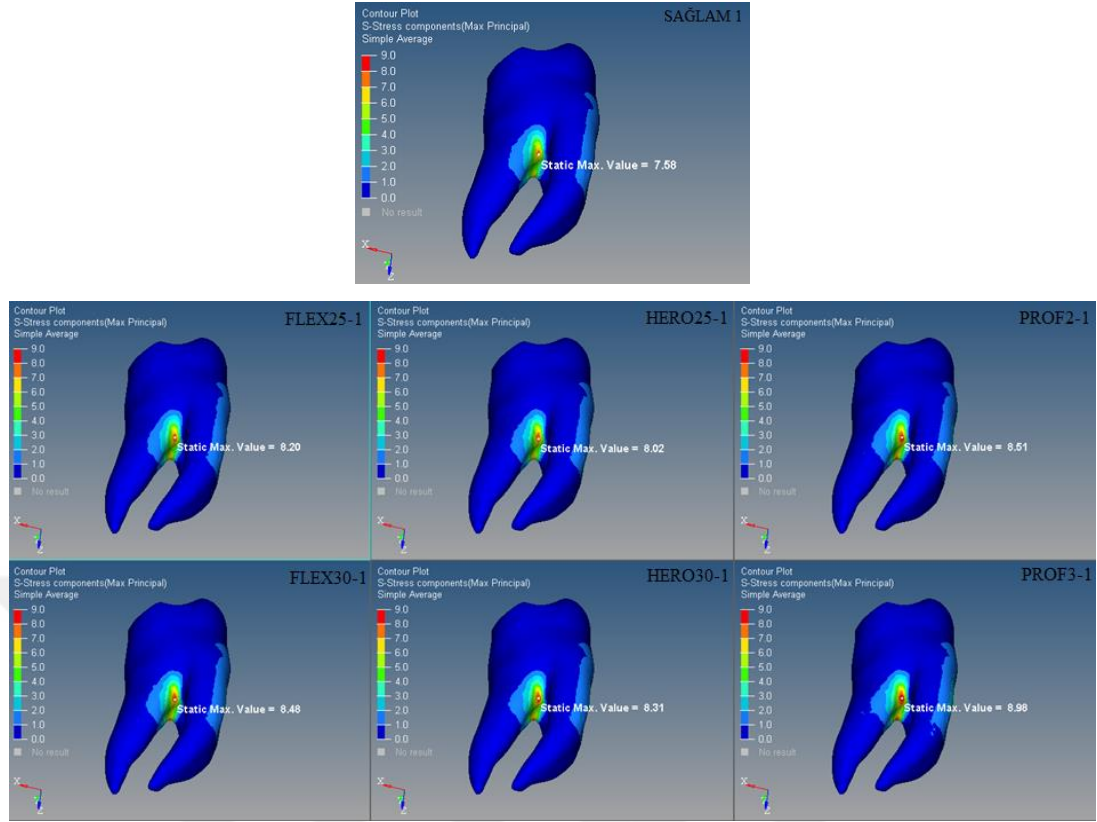
Pmax:

PROF3 > PROF2 > FLEX30 > HERO30 > FLEX25 > HERO25 > SAĞLAM

Pmin:

PROF3 > PROF2 > FLEX25 > FLEX30 > HERO30 > HERO25 > SAĞLAM

Kullanılan her üç eğe sisteminde de apikal çap ve koniklik oranı arttığında, oluşan Pmax değerleri de artmıştır. ProTaper Universal eğeleriyle oluşturulan modellerdeki Pmax değerleri diğer tüm modellerden daha yüksek çıkmıştır. Bununla birlikte FLEX30 ve PROF2 modellerindeki Pmax değerlerinin yakın olduğu görülmektedir.



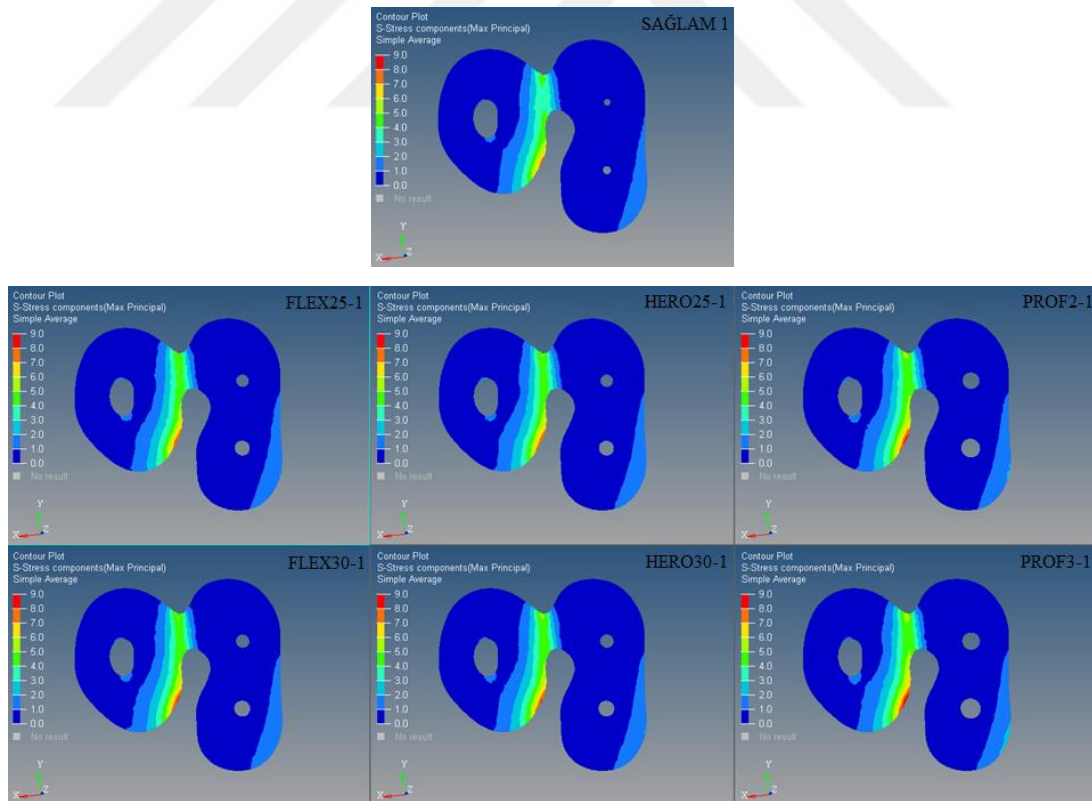
Şekil 4.11. Eğimli köklere sahip modellere dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax streslerinin görüntüsü

Dikey yükleme koşulunda modeller sıkışma streslerinin etkisi altındadır. Yüksek değerli Pmax stresleri görülmemektedir. Bununla birlikte oluşan Pmax streslerinin bifurkasyon alanında yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.11.). PROF2 ve PROF3 modellerinde oluşan stres değerleri diğer modellerden daha fazladır.

Tablo 4.8. Eğimli köklere sahip modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax ve normalize Pmax değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Normalize Pmax Değerleri
SAĞLAM 1	7.58 MPa	1
FLEX25-1	8.20 MPa	1.08
FLEX30-1	8.48 MPa	1.12
HERO25-1	8.02 MPa	1.06
HERO30-1	8.31 MPa	1.10
PROF2-1	8.51 MPa	1.12
PROF3-1	8.98 MPa	1.18

Normalize değerlere baktığımızda (Tablo 4.8.), bifurkasyon bölgesindeki stres artışının %6 ile en düşük olduğu model HERO25 modelidir. FLEX30 ve PROF2 modelleri %12 artış oranı ile aynı değere sahiptir. %18 artış oranıyla en yüksek değer PROF3 modelinde olduğu görülmektedir.



Şekil 4.12. Eğimli köklere sahip modellerde dikey yükleme koşulunda en yüksek Pmax streslerinin oluştuğu kesitin yatay düzlemdeki görüntüsü

Pmax streslerinin en yüksek olduğu kesitin yatay düzlemdaki görüntüsüne bakıldığında (Şekil 4.12.), PROF2 ve PROF3 modellerinde oluşan görece yüksek stres değerlerinin daha derine ulaştığı görülmektedir.

4.4. Düz Mezial Köklere Sahip Modellerde Dikey Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum Asal Stresler ve Dağılımları

Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda Pmin streslerinin distal kökte, Pmax streslerinin ise bifurkasyon bölgesinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.13.). Ölçülen Pmax ve Pmin değerleri Tablo 4.9.'da özetlenmiştir.

Tablo 4.9. Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Pmin Değerleri
SAĞLAM 2	5.92 MPa	-11.49 MPa
FLEX25-2	8.41 MPa	-13.47 MPa
FLEX30-2	8.80 MPa	-14.70 MPa
HERO25-2	7.73 MPa	-11.56 MPa
HERO30-2	7.77 MPa	-14.65 MPa
PROF2-2	8.81 MPa	-14.60 MPa
PROF3-2	9.12 MPa	-15.05 MPa

Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda Pmax değerlerinin SAĞLAM modelde en düşük, PROF3 modelinde en yüksek olduğu görülmektedir.

Pmin değerleri mutlak değer olarak en düşük SAĞLAM modelde, en yüksek PROF3 modelinde oluşmuştur.

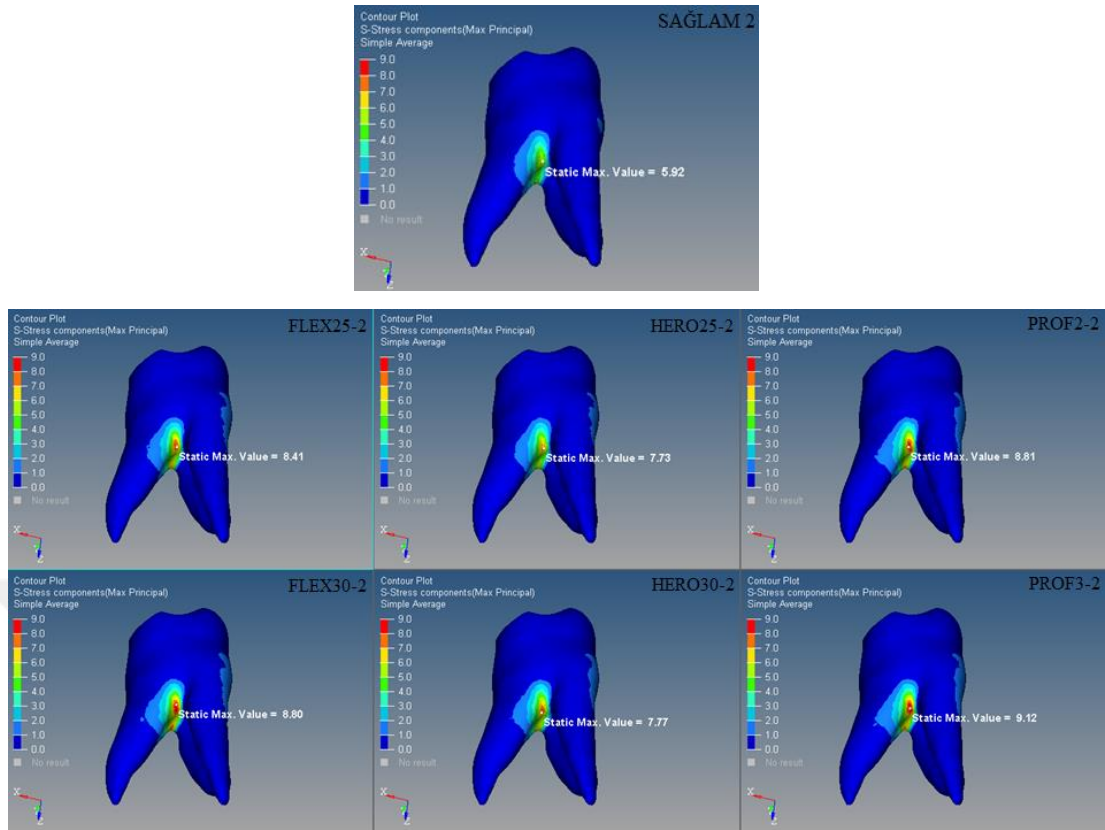
Modellerdeki Pmax ve Pmin değerleri için sıralama şu şekildedir:

Pmax:

PROF3 > PROF2 > FLEX30 > FLEX25 > HERO30 > HERO25 > SAĞLAM

Pmin:

PROF3 > FLEX30 > HERO30 > PROF2 > FLEX25 > HERO25 > SAĞLAM



Şekil 4.13. Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax streslerinin görüntüsü

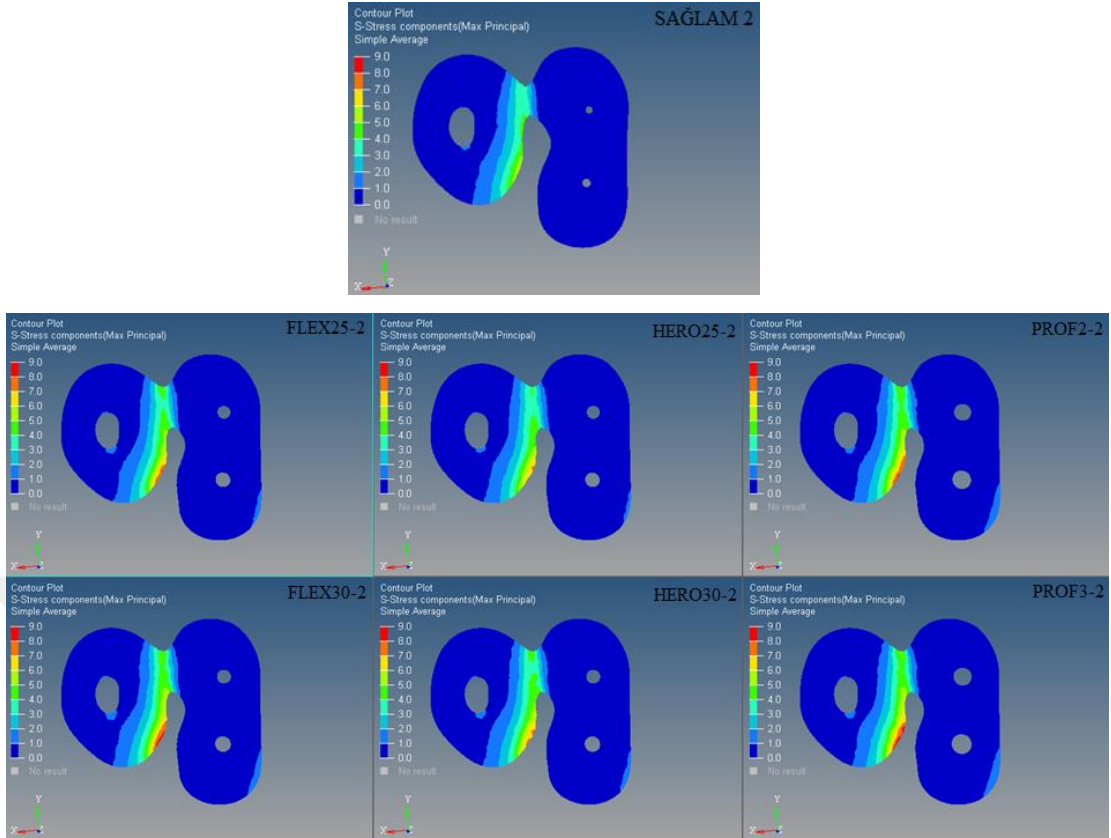
Dikey yükleme koşulunda modeller sıkışma streslerinin etkisi altındadır. Yüksek değerli Pmax stresleri görülmemektedir. Bununla birlikte oluşan Pmax streslerinin bifurkasyon alanında yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.13.). FLEX30, PROF2 ve PROF3 modellerinde yüksek stres değerlerinin görece daha fazla alana yayıldığı görülmektedir. SAĞLAM modele en yakın stres dağılımını gösteren model HERO25'tir.

Tablo 4.10. Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax ve normalize Pmax değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Normalize Pmax Değerleri
SAĞLAM 2	5.92 MPa	1
FLEX25-2	8.41 MPa	1.42
FLEX30-2	8.80 MPa	1.49
HERO25-2	7.73 MPa	1.31
HERO30-2	7.77 MPa	1.31
PROF2-2	8.81 MPa	1.49
PROF3-2	9.12 MPa	1.54

Normalize değerlere baktığımızda (Tablo 4.10.), bifurkasyon bölgesindeki stres artışının %31 ile en düşük HERO25 ve HERO30 modellerinde olduğu görülmektedir. FLEX30 ve PROF2 modelleri aynı artış oranına sahiptir. %54 artış oranıyla en yüksek değer PROF3 modelinde olduğu görülmektedir.

Kullanılan her üç eğe sisteminde de apikal çap ve koniklik oranı arttığında, oluşan Pmax değerleri sayısal olarak artmış olsa da; oransal olarak değerlendirdiğimizde HERO25 ve HERO30 modelleri arasında belirgin bir fark çıkmamıştır. ProTaper Universal eğeleriyle oluşturulan modellerdeki Pmax değerleri diğer tüm modellerden daha yüksek çıkmıştır. Bununla birlikte FLEX30 ve PROF2 modellerinde sonuçların birbirine yakın çıktığı görülmektedir.

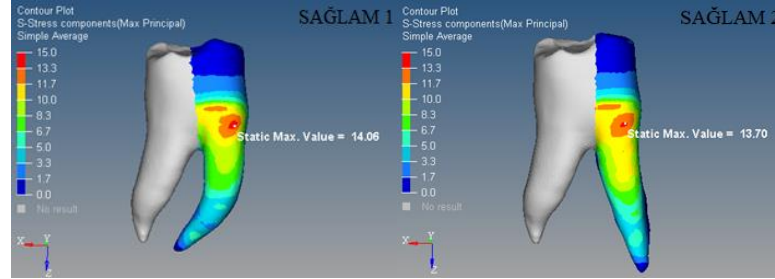


Şekil 4.14. Düz köklü modellerde dikey yükleme koşulunda en yüksek Pmax streslerinin oluştuğu kesit görüntüsü

Pmax streslerinin en yüksek olduğu kesitin yatay düzlemdeki görüntüsüne bakıldığında (Şekil 4.14.), FLEX30, PROF2 ve PROF3 modellerinde oluşan görece yüksek stres değerlerinin daha derine ulaştığı görülmektedir. SAĞLAM modele en yakın stres dağılımını gösteren model HERO25'tir.

4.5. Eğimli ve Düz Köklere Sahip Modellerin Karşılaştırılması

Oblik Yükleme Koşulu



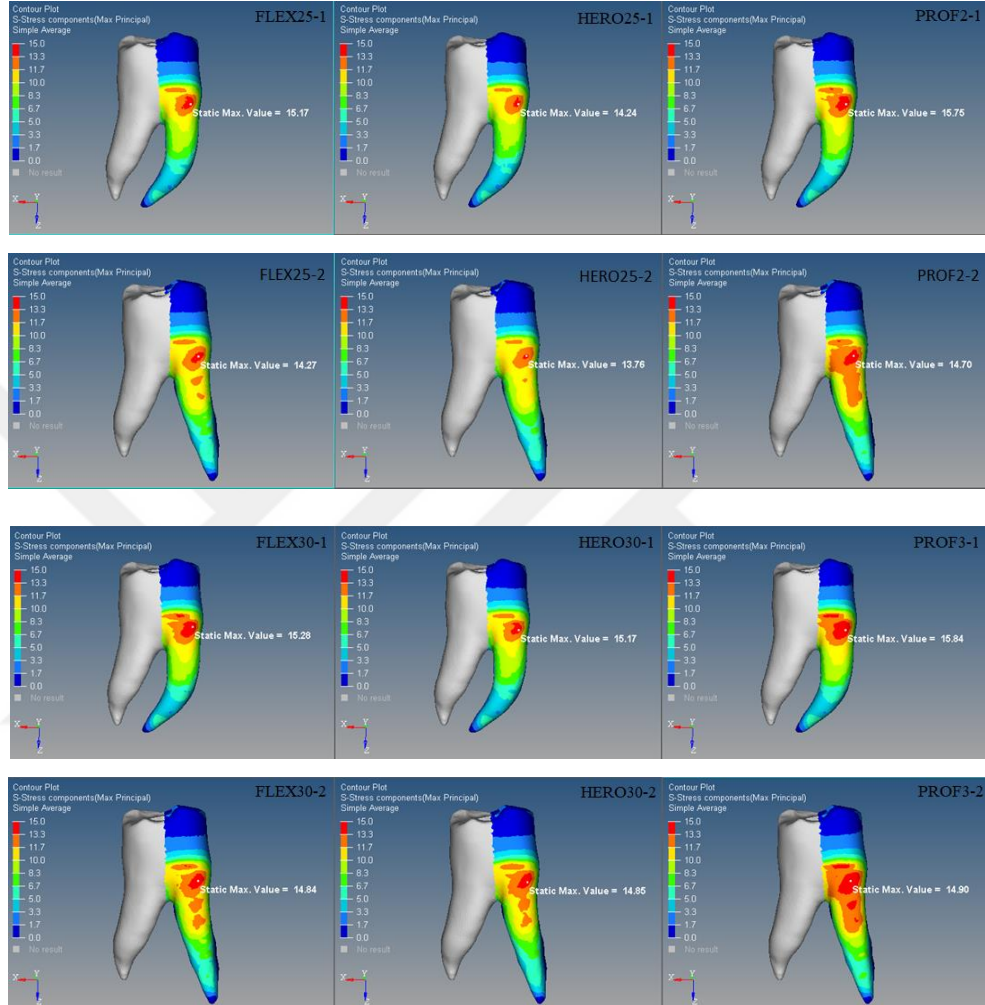
Şekil 4.15. Oblik yükleme koşulunda eğimli ve düz köklü SAĞLAM modellerinde oluşan Pmax streslerinin görüntüsü

Oblik yükleme koşulunda eğimli ve düz köklere sahip SAĞLAM modeller karşılaştırıldığında oluşan stres alanlarının düz köklü modellerde arttığı görülmektedir. Eğimli köklere sahip modelde stres daha çok kökün servikal üçlüsünde yoğunlaşırken, düz köklü modelde kökün servikal üçlüsünde en fazla olmakla birlikte orta üçlü bölgesinde de yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.15.). Oluşan Pmax değerleri karşılaştırıldığında (Tablo 4.11.), aynı yükleme koşulları altında düz köklü modelde daha düşük Pmax değerinin oluştuğu görülmektedir. Eğimli köklere sahip modelde oluşan Pmax değerinde yaklaşık %7 oranında bir artış olmuştur.

Tablo 4.11. Oblik yükleme koşulunda eğimli ve düz köklü modellerde oluşan en yüksek Pmax değerleri

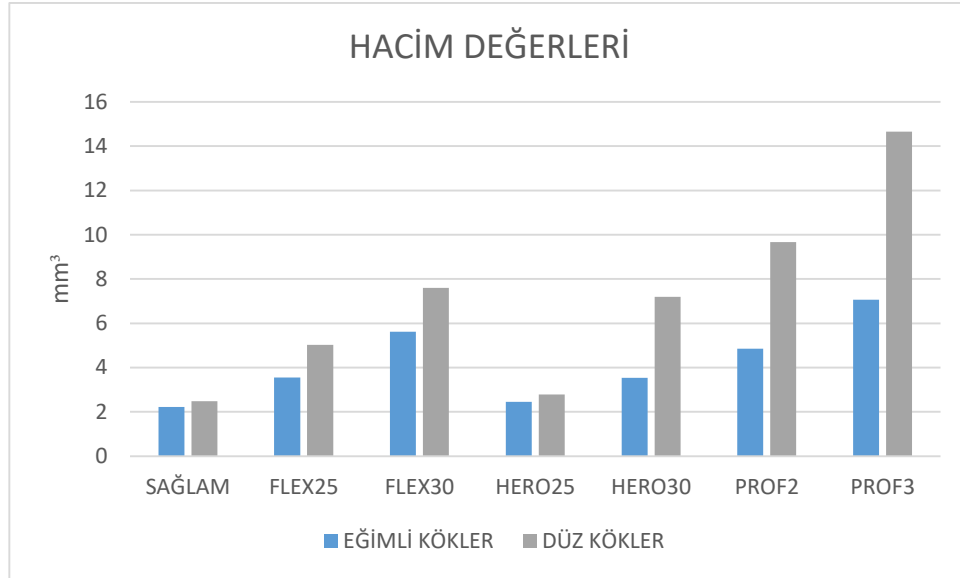
	Eğimli Köklü Model Pmax Değerleri	Düz Köklü Model Pmax Değerleri
SAĞLAM	14.06	13.70
FLEX25	15.17	14.27
FLEX30	15.28	14.84
HERO25	14.24	13.76
HERO30	15.17	14.85
PROF2	15.75	14.70
PROF3	15.84	14.90

Tablo 4.11.'deki veriler incelendiğinde, tüm eğe gruplarında Pmax değerlerinin eğimli köklere sahip modellerde, düz köklü modellerdekinden daha yüksek olduğu görülmektedir.



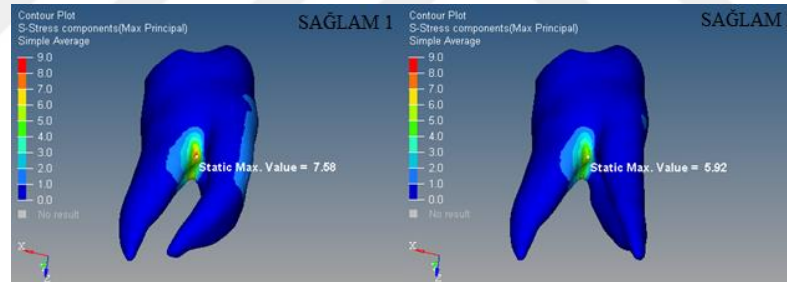
Şekil 4.16. Oblik yükleme koşulunda eğimli ve düz köklere sahip kanal tedavili modellerin mezial köklerinde oluşan Pmax streslerinin görüntüsü

Oblik yükleme koşulunda kanal tedavili eğimli ve düz köklü modeller karşılaştırıldığında düz köklü modellerde oluşan Pmax stres alanlarının daha fazla olduğu görülmektedir (Şekil 4.17.). Eğimli köklere sahip modellerde yüksek stresler kökün servikal üçlü seviyesinde oluşmuştur. Düz köklere sahip modellerde ise kökün servikal üçlüsünde en yüksek stres değerleri ölçülmesiyle beraber orta üçlü bölgesinde de yüksek değerlerde stres alanları oluştuğu görülmektedir (Şekil 4.16.).



Şekil 4.17. Oblik yükleme koşulunda 11 MPa üzerindeki Pmax değerleri veren eleman hacimlerinin eğimli ve düz köklü modellerde karşılaştırılması

Dikey Yükleme Koşulu



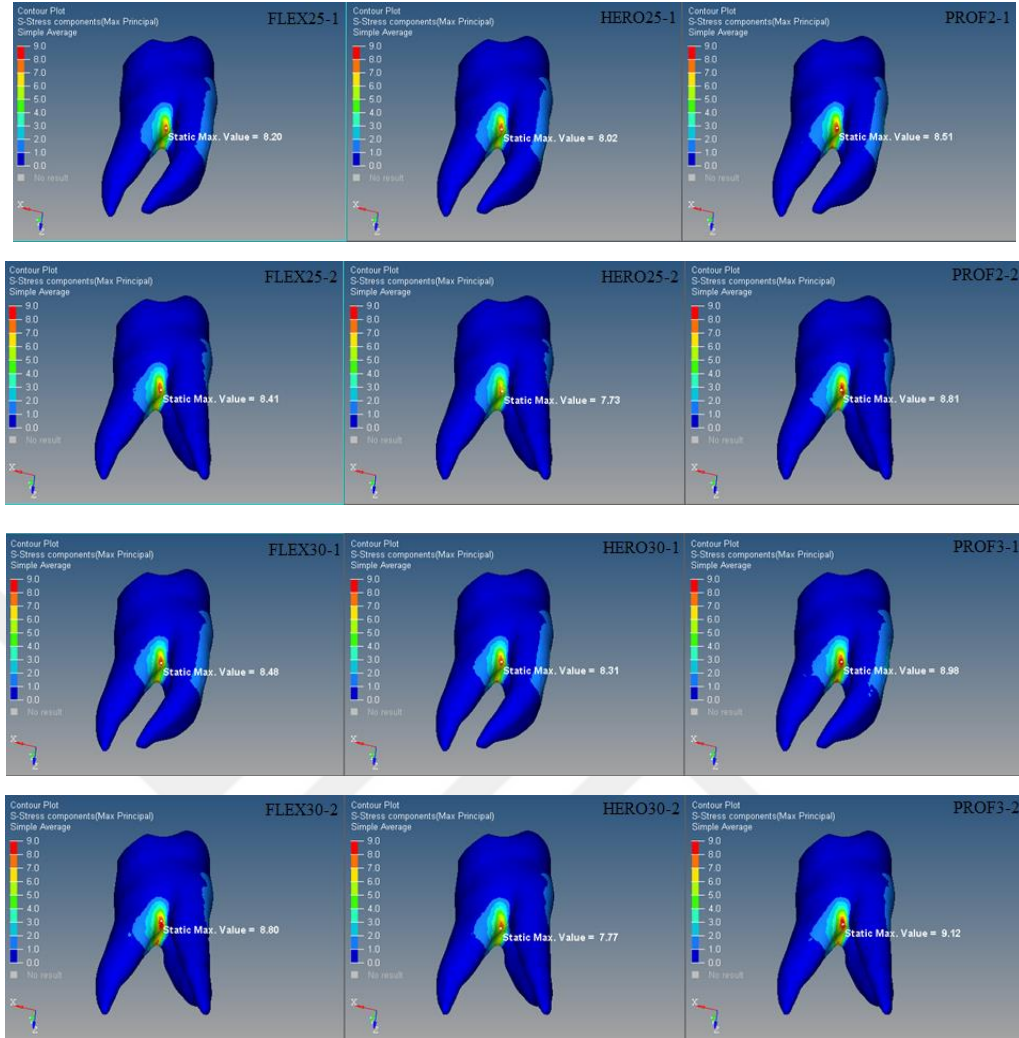
Şekil 4.18. Dikey yükleme koşulunda eğimli ve düz köklü SAĞLAM modellerinde oluşan Pmax streslerinin görüntüsü

Dikey yükleme koşulunda eğimli ve düz köklere sahip SAĞLAM modeller karşılaştırıldığında her iki modelde de Pmax streslerinin bifurkasyon bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.18.). Oluşan yüksek değerli stres alanları eğimli köklere sahip modelde daha fazladır. Eğimli köklere sahip modeldeki en yüksek Pmax değeri, düz köklü modeldekine göre yaklaşık %28 oranında artmıştır. Eğimli köklere sahip modelde mezial köklerin mezial dış kök duvarında düşük değerlerde de olsa, düz köklü modele kıyasla daha yaygın alanda stres oluştuğu görülmektedir.

Tablo 4.12. Dikey yükleme koşulunda eğimli ve düz köklü modellerde oluşan en yüksek Pmax değerleri

	Eğimli Köklü Model	Düz Köklü Model
	Pmax Değerleri	Pmax Değerleri
SAĞLAM	7.58	5.92
FLEX25	8.20	8.41
FLEX30	8.48	8.80
HERO25	8.02	7.73
HERO30	8.31	7.77
PROF2	8.51	8.81
PROF3	8.98	9.12

Tablo 4.12.'deki veriler incelendiğinde, FlexMaster ve ProTaper Universal eğe sistemlerinin kullanıldığı modellerdeki en yüksek Pmax değerleri düz köklü modellerde eğimli köklere sahip modellerden daha yüksek çıkmıştır. Hero Shaper eğe sisteminin kullanıldığı modellerde ise tam tersi bir durum söz konusudur. Bu grupta düz köklü modellerde çıkan değerler eğimli köklere sahip modellerden daha düşük çıkmıştır.



Şekil 4.19. Dikey yükleme koşulunda eğimli ve düz köklere sahip kanal tedavili modellerde oluşan Pmax streslerinin görüntüsü

Dikey yükleme koşulunda kanal tedavili eğimli ve düz köklü modeller karşılaştırıldığında (Şekil 4.19.), her grupta Pmax stresinin en çok bifurkasyon bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Bunun yanında, eğimli köklere sahip modellerde mezial köklerin mezial dış kök yüzeyinde düz köklü modellere göre düşük değerlerde de olsa daha fazla Pmax stresi oluşmuştur. FLEX25, PROF2 ve PROF3 gruplarında bifurkasyon bölgesindeki stres dağılımının benzer olduğu görülmektedir. HERO25 ve HERO30 grubunda eğimli köklere sahip modeldeki yüksek stres alanları düz köklü modeldekinden daha fazladır. FLEX30 grubunda düz köklü modeldeki yüksek değerli stres alanları eğimli köklere sahip modeldekinden daha fazladır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, farklı koniklik oranına, farklı kesici kenar uzunluğuna sahip ege kullanımının ve kök eğiminin, fonksiyonel okluzal yükler altındaki mandibular birinci molar dişlerde DKK oluşumuna etkisi SESA ile incelenmiştir. Böyle bir çalışma hem klinisyenler için hem de dental malzeme üreticileri için en iyi etkileri sağlayabilecek malzeme ve teknikleri, seçmede veya tasarlamada faydalı olabilir. Çalışmamızda farklı ege tasarımlarının ve kök eğiminin stres dağılımına etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır ve stres konsantrasyonlarını düşürmenin DKK riskini azaltabileceği varsayımı kabul edilmiştir.

DKK endodontik tedavili dişlerde başarısızlığa neden olan en büyük etkenlerden biridir ve çoğunlukla dişin çekilmesine neden olur (6). Mandibular molar dişlerin mezial kökleri DKK oluşumu açısından riskli grupta yer alırlar (13, 14). Bu dişlerin ağır çiğneme kuvvetlerine maruz kalmaları, ince ve yassı köklere sahip olmaları ve sert gıdaların çiğnenmesi sırasında birinci molar dişlerin daha fazla kullanılması çatlak riskini arttıran etkenler olarak değerlendirilebilir (134).

DKK'nin nedeni olarak en sık düşünülen iyatrojenik faktör kök kanallarının aşırı preparasyonudur (26). Özellikle dişin koronal üçlüsünün aşırı genişletilmesi DKK için risk oluşturabilmektedir (39, 79). Günümüzde döner ege sistemlerinin kullanımının artmasıyla, değişik morfoloji ve yapılarıdaki dişler için farklı tasarımlara sahip ege sistemleri de piyasaya sürülmektedir. Farklı özellikteki egelerle oluşturulan kanal formlarının DKK oluşumuna etkisinin araştırılması da önem taşımaktadır. Çalışmamızda kullanılan ege sistemleri güncel endodontide kullanılan sistemlerdir; seçilen apikal boyutlar ve koniklik dereceleri klinik olarak gerçekçidir. Yüksek koniklik oranlarına sahip ege sistemleri dişin koronal bölgesinde daha fazla doku kaybına sebep olacağından dişteki kırık riskinin de artabileceği önceki çalışmalarda belirtilmiş (27, 39, 135) ve bu görüş çalışmamızla da desteklenmiştir. Farklı ege sistemlerinin farklı kök boylarına sahip maksiller birinci premolar dişler üzerindeki stres cevabına etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, Hero Shaper, Revo-S ve ProTaper Universal sistemleri sağlam diş modelleriyle karşılaştırılmış ve farklı kök boylarına sahip dişlerde en yüksek stres değerleri ve en büyük stres hacimleri ProTaper Universal grubunda ölçülmüştür (39). ProFile, ProTaper Universal ve LightSpeed LSX sistemlerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada da, en yüksek

stres değerleri ProTaper Universal grubunda ölçülmüştür (135). Bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar ortaya çıkmış, her iki kök morfolojisinde de en yüksek stres değerleri ve en büyük stres hacimleri ProTaper Universal grubunda ölçülmüştür. Yine bu çalışmaların sonuçlarına benzer şekilde, her eğe sisteminde apikal çapa bağlı koniklik oranındaki koronal çap arttıkça oluşan stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Sağlam diş modelinde her iki yükleme koşulu ve kök morfolojisinde en az stres değerlerinin oluştuğu görülmektedir. Diğer modellere göre en az koronal çapa sahip HERO25 modeli de, yine her iki yükleme koşulunda ve kök morfolojisinde sağlam diş modeline en yakın sonuçları veren grup olmuştur. Koronal bölgedeki çapı çalışmadaki diğer eğelerden daha fazla olan ProTaper Universal eğeleriyle prepare edilmiş dişlerde, karşılaştırılan diğer gruplara göre kökte daha fazla stres birikimi olduğu görülmüştür. Ayrıca bazı *in vitro* çalışmalarda ProTaper Universal eğe sisteminin yüksek oranda dentin defekti oluşturduğu bildirilmiştir (50, 136). Tüm bu sonuçlar birlikte değerlendirildiğinde, ProTaper Universal eğe sisteminin karşılaştırılan diğer sistemlere göre dişteki kırılma dayanımını azalttığı söylenebilir. Bu eğe sisteminin klinik kullanımlarında uygun vaka seçimi önemlidir.

Eğimli köklere sahip dişlerin endodontik tedavileri sırasında bazı girişimsel hataların meydana gelme eğilimi vardır. Bu anatomideki dişlerde kanal girişlerinin fazla genişletilmesi ve eğimin olduğu bölgenin aşırı preperasyonu gibi kök dentininin zayıflamasına neden olan durumlar görülebilmektedir (41, 42). Böyle bir durum, DKK için hazırlayıcı bir faktör olabilmektedir (27). Kökteki anatomik farklılıkların diş e gelen stres dağılımlarını değiştireceği düşünöldüğünde, eğimli köklerde de stres birikiminin düz köklere göre farklı olacağı düşünölebilir. Bir çalışmada kökün eğim derecesindeki azalmanın dişin kırılma riskini azaltacağı belirtilmiştir (28). Çalışmamızda, SESA yöntemi kullanılarak mezial köklerin eğimli ve düz olarak modifiye edilmesi dışında aynı anatomik özellikler oluşturularak karşılaştırılması amaçlanmıştır. Mezial köklerdeki eğim derecesi değiştğinde oluşan stres büyüklüklerinin ve dağılımlarının değiştığı görülmüştür. Genel olarak eğimli köklere sahip modellerde daha yüksek stres değerleri ölçülmesine rağmen, oluşan yüksek değerli streslerin düz köklü modellerde daha büyük bir hacim değerine sahip olduğu görülmüştür. Düz köklü modeller gelen kuvveti daha dengeli bir şekilde karşılamış ve eğimli köklere sahip modellere göre oluşan stres daha geniş bir alana yayılarak

daha düşük stres değerleri oluşmasını sağlamış olabilir. Dentin, diş yapısında en fazla bulunan doku olduğundan, dentinin kırılma dayanımının aşılmasıyla kırık meydana gelir (137). Dentinin çekme (gerilme) dayanımının 40-100 MPa, sıkışma dayanımının -297 MPa olduğu belirtilmiştir (126, 137-139). Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında, okluzal yükler arttığında eğimli köklere sahip mandibular molar dişlerin düz köklü dişlere kıyasla çekme (gerilme) dayanımına daha çok yaklaşacağı görülmektedir. Önceki bir çalışmada (28) belirtildiği gibi, bizim çalışmamızdan da çıkan sonuç, kökün eğim derecesinin artmasının dişteki kırılma riskini arttırdığı yönündedir.

Çekilmiş insan dişlerinde yapılan çalışmalarda dişlerdeki fiziksel ve anatomik farklılıklar örneklerin standardizasyonunu zorlaştırmaktadır. Bizim çalışmamızda hem farklı ege sistemlerinin etkisi hem de kök eğiminin dişe gelen kuvvetlerin dağılımına etkisi değerlendirilmek istenmiştir. Bu sebeple, farklı ege sistemlerinin etkisinin incelenmesi için diş hekimliği eğitiminde ve çalışmalarında kullanılan, yapısal ve anatomik özellikleri aynı olan plastik diş blokları tercih edilmiştir. MM.Tooth diş modelleri eğimli mezial köklere sahip olduğu için çalışmamız için uygun bulunmuştur. Dişe gelen kuvvetler sonucu dişte oluşan gerilmelere kök eğiminin etkisinin belirlenebilmesi için ise SESA yöntemi tercih edilmiştir.

Kron kavitesinin boyutları, kök kanalının şekli ve boyutları, dişin dış kök morfolojisi gibi faktörler dişe gelen kuvvetlerin kökte oluşturduğu stres dağılımını etkileyebilir. SESA yöntemi bu faktörlerin diş üzerindeki etkisini incelemek için etkili bir yoldur. Önceki çalışmalarda, farklı ege tasarımlarının karşılaştırılmasında ve eğimli köklere sahip dişlerdeki stres dağılımının değerlendirilmesinde SESA'nın kullanıldığı görülmektedir (39, 45). SESA ile dişte oluşan stres bölgeleri ve yoğunluğu belirlenebilir. Ayrıca kök şeklindeki ve uygulanan kuvvetlerdeki değişiklikler hesaplamalara dahil edilerek gerçeğe yakın sonuçların elde edilmesi sağlanabilir. Ancak çalışmalardaki diş modellerindeki morfoloji farklılıkları, farklı sınır şartları nedeniyle SESA çalışmalarının karşılaştırılması zordur. Bu kapsamda, orijinal yapıdaki ve farklı ege sistemleri kullanılarak elde edilmiş örneklerden mikro-BT tarama verileri ile üç boyutlu diş modelleri elde edildi. Daha sonra kök eğiminde gereç ve yöntemler kısmında belirtildiği gibi düz sınıfına dahil olacak şekilde düzenleme yapılarak, dişin mezial kökleri dışındaki tüm fiziksel özellikleri

standardize edildi. Böylece yalnızca mezial kök eğimi değiştirilmiş, distal kök ve kron morfolojisi aynı olan standart modeller elde edildi. Böylece aynı çalışma içinde hem farklı eğe sistemlerinin hem de kök morfolojisinin karşılaştırılmasının yapılması sağlandı.

Çalışmada kullanılan plastik diş modeli eğimli mezial köklere sahipti. Schneider eğim sınıflamasına göre aşırı eğim derecesindeki kökleri, düz kök sınıfına dahil edebilmek için 0 ila 5 derecelik açılarda düzenleme yapmak gerekliydi. Eğim hesaplama metodu göz önüne alındığında, 5 derecelik bir eğim düzenlemesinin kullandığımız modelde mandibular molar dişin gerçek anatomisine daha yakın olduğuna karar verdik.

MM.Tooth modellerinde mine ve sementi taklit edecek bir yapı olmadığından, tüm modellerde literatürdeki bilgiler dahilinde diş anatomisine uygun kalınlıkta ve şekilde mine sınırları oluşturulmuştur. Modellerde kök sementi ihmal edilmiştir. Çünkü sement varlığının sadece kökün apikalindeki ve çevresindeki kemik bölgesindeki SESA sonuçlarını minimal derecede etkilediği belirlenmiştir (140). Kök kanal dolgu patı homojen bir dağılım göstermeyeceğinden modellenmemiştir. Kök kanal dolgusu olarak kullanılan güta-perkanın mekanik özellikleri literatürdeki bilgiler doğrultusunda oluşturulmuştur. Aynı şekilde giriş kavitesi restorasyonu için RMCİS ve kompozit rezin materyalinin mekanik özellikleri de modele aktarılmıştır. Böylece klinik durumu en iyi taklit edecek şekilde modeller oluşturulmuştur.

Model yapısındaki tüm dokular izotropik ve homojen kabul edilmiştir. Bu, dokuların modelin her noktasında aynı materyal özelliği göstermesi anlamına gelmektedir. Aslında dentinin elastisite modülü gibi özelliklerinin pulpaya uzaklığına göre değiştiği bilinmektedir (141). Aynı şekilde kemik yapısı da homojen bir yapıda değildir. Oluşturulan modeller aynı varsayıma dayandığı için mevcut standardizasyon sayesinde bu durumun sonuçlara etkisinin minimal olduğu düşünülse de, sonuçların dikkatle yorumlanması gerekmektedir.

Çalışmamızda lineer statik SESA kullanılmıştır. SESA, lineer ve non-lineer sistemlere uygulanabilir. Lineer sistemler, non-lineer sistemlere göre daha basit ve diş hekimliğinde yapılan araştırmalarda daha yaygın kullanılan sistemlerdir. Non-lineer dinamik SESA uygulaması oldukça zor, karmaşık ileri yazılım sistemlerinin

kullanıldığı bir yöntemdir. Non-lineer sistemlerde plastik deformasyon, yani belirli bir kuvvet sınırından sonra materyalde oluşan kalıcı şekil değişiklikleri değerlendirilebilirken (142), lineer sistemlerde plastik deformasyon değerlendirilmez. Bu durum lineer SESA için bir dezavantaj gibi görülebilir. Ancak, proprioseptif refleks diş ve çevresindeki dokuları plastik deformasyona sokabilecek kuvvetlerin bir anda oluşmasını engeller (143). Bu nedenle diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda kullanılan kuvvetler genelde elastik deformasyon sınırları içindedir. Lineer statik modelle çözülemeyen dinamik kuvvetlerin oluşturduğu gerilmelerin araştırılmasında non-lineer SESA git gide daha etkili bir yöntem haline gelmektedir (144).

Posterior dişler fonksiyon sırasında farklı doğrultularda ve farklı miktarlarda kuvvetlere maruz kalırlar. Oblik kuvvetlerin dikey kuvvetlerden daha fazla stres oluşturduğu ve dişte daha zararlı etkiler oluşturduğu belirtilmiştir (145). Bu çalışmada da oblik kuvvetlerin dikey kuvvetlerden daha yüksek değerli stresler oluşturduğu görülmektedir. Aynı zamanda oblik kuvvetlerin çiğneme kuvvetlerini daha iyi yansıttığı bilinmektedir. Çiğneme kuvvetleri ve okluzal kuvvetler özellikle koronal ve kanal içi prosedürlerden sonra dişlerde kırık meydana gelmesine neden olabilir. Posterior dişler için maksimum ısırma kuvvetleri 700 N'a kadar çıkabilmektedir (138). Fonksiyonel ısırma kuvvetinin maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık %37 ila %40'ı arasında olduğu bildirilmektedir (146). Posterior dişlerdeki fonksiyonel ısırma kuvvetlerini taklit etmesi amacıyla çalışmamızda 200 N'luk kuvvetler uygulanmıştır (132, 133). Mandibular molar dişlerin normal okluzyonunu temsil etmek amacıyla beş noktadan toplam 200 N kuvvet, dikey ve oblik yönde ayrı ayrı uygulanmıştır (132). Klinik durumu taklit edebilmek ve oblik yöndeki kuvvetlerle kıyaslama yapabilmek için çalışmamızda dikey kuvvet yönleri de kullanılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız kuvvet miktarı konservatif endodontik kavitesi olan dişlerin kırılmasına sebep olacak kuvvetlerden daha azdır (147). Dentinin çekme dayanımının 40-100 MPa olduğu değerlendirildiğinde, çalışmamızdaki değerlerin hiçbir modelde kırık oluşturabilecek değerlere ulaşmadığı görülmektedir. Fakat çalışmamızın normal çiğneme kuvvetleri ile yapıldığı, bu değerlerin yüksek çiğneme kuvvetlerinde uygulanan kuvvetin artış oranı ile aynı oranda artacağı unutulmamalıdır. Ayrıca dentinin çekme dayanımı her zaman dişteki

kırıgın gelişimi ile paralellik göstermeyebilir. Diş dokularındaki yapısal defektler, çatlaklar, kanal düzensizlikleri bu değeri önemli ölçüde etkiler. Böyle bir durumda oluşan stresler bu bölgelerde katlanıp yoğunlaşarak kırık oluşumuna neden olabilir (27).

Çalışmamızda, sağlam diş modelinde oluşan stres değerleri ile kanal tedavisi uygulanmış modellerin stres değerleri arasında fark olduğu görülmektedir. Oluşan farklar büyük ölçüde kanal preparasyonu ile azalan dentin miktarına bağlansa da, giriş kavitesi sırasında kronndan kaldırılan dentinin de bu farkın oluşmasında etkisi olduğu unutulmamalıdır. Kanal tedavili dişlerde cam iyonomer siman ve kompozit dolgu kullanılması, dişin gelen kuvveti absorbe etme yeteneğini değiştirmektedir. Bir çalışmada pulpa ekstirpasyonunun dişteki stres dağılımlarını değiştirebileceği öne sürülmüştür (148). Dinamik yükler altındaki dişlerde, koruyucu bir etki sağlanmasında pulpa dokusunun önemli bir rol oynadığı bildirilmiştir (149). Kanal tedavili dişler bu koruyucu mekanizmadan yoksundur. Bu durum da sağlam diş modeliyle kanal tedavili modeller arasındaki stres farkı oluşmasına neden olan bir etken olabilir.

Diş morfolojisi ve yüklemenin yanı sıra, dokuların mekanik özellikleri de stres koşullarını etkilemektedir. Bu çalışmada dental literatürde bildirilen, güncel örnek makalelerde de kullanılan değerler kullanılmıştır (125-131).

Lineer SESA çalışmalarında uygulanan yük artıka stres değerleri de lineer olarak artış göstermektedir, ancak lokalizasyonları değişmemektedir. Çalışmamız normal okluzal kuvvetleri taklit etse de bu lineer artışa göre yüksek ısırma kuvvetlerinde de yine aynı bölgelerde daha yüksek değerli streslerin oluşacağı yorumu yapılabilir. Yani, uygulanan yük iki katına çıkarıldığında ölçülen stres değeri de iki katına çıkacaktır. Ayrıca, bu çalışmada uygulanan kuvvetler statik karakterdedir. Klinik koşullarda dişler dinamik yani tekrarlayan okluzal kuvvetlere maruz kalmaktadır. Böyle bir *in vitro* çalışmanın klinik koşullarda değerlendirilebilmesi için daha yüksek okluzal yüklerin non-lineer SESA ile değerlendirilmesi DKK için sonuçların daha iyi anlaşılmasına yardımcı olabilir.

Dental yapılar ve materyaller yüksek sıkışma dayanımına sahiptirler, fakat gerilme kuvvetleri karşısında dayanıksızdırlar (27). Bu nedenle, gerilme kuvvetleri sonucu oluşan stres alanlarındaki değerleri ifade eden *maksimum asal stres* (Pmax)

değerleri, kırığın oluşabileceği lokalizasyonları göstermektedir. Çalışmamız DKK'nin en çok görüldüğü diş gruplarından biri olan mandibular molar dişin mezial kökünü incelediğinden, çalışma sonuçları *maksimum asal stres* (Pmax) dağılımları ile değerlendirilmiş, her iki yükleme koşulunda da en yüksek *minimum asal stres* (Pmin) değerlerinin görüldüğü distal kökler çalışmada sunulmamıştır. Pmin değerleri sayısal olarak verilmiştir. Dentinin sıkışma dayanımının -297 MPa olduğu düşünüldüğünde, sonuçlarımızdaki Pmin değerlerinin bu değere uzak olduğu söylenebilir. Bu sonuçlara göre, mandibular molar dişlerin distal köklerinin, mezial köklerine göre kırılma riskinin daha az olduğu söylenebilir.

Mevcut literatürde çalışmaların çoğunda von Mises stresleri de değerlendirmiştir (45, 138, 150). Von Mises değerleri, materyal üzerindeki stresin yoğunlaşma alanlarını göstermektedir. Oysa sıkışma ve gerilme streslerinin diş yapıları üzerinde farklı sonuçlar doğurduğu göz önüne alındığında, stres tipi analizinin (asal stresler) dişlerdeki kırık mekanizmaları hakkında daha bilgilendirici olduğu görülmektedir (138). Bu nedenle çalışmamızda von Mises stres dağılımlarına yer verilmemiştir.

Dikey yükleme koşulunda bifurkasyonlu dişler genel olarak sıkışma kuvvetlerinin etkisi altındadır. Dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax değerleri sadece bifurkasyon bölgesinde ve küçük bir alanda oluşmuştur. Aynı zamanda oblik yükleme koşulundaki değerlerden daha düşük değerler ölçülmüştür. Bununla birlikte kökün koronal bölgesindeki çap artışına bağlı olarak bifurkasyon bölgesinde artmış stres değerleri görülmektedir. Ancak modeller arasındaki fark oblik yükleme koşuluna kıyasla daha az olmuştur. Dişe gelen oblik yüklerin daha zararlı etkide olduğu görüşü çalışmamızla desteklenmiştir. Bu sonuçlara göre, dişte gelen dikey yüklerin dişte kırık oluşturma ihtimali daha düşüktür diyebiliriz.

Bizim çalışmamızda oblik yükleme ile stresin en çok oluştuğu bölgenin dişin servikal ve orta üçlü bölgesi olduğu görülmektedir. Daha önce farklı diş gruplarında yapılan çalışmalarda da benzer sonuçlar çıkmıştır (37, 39, 43, 150). Dişlerin servikal ve apikal üçlü bölgelerinde alveolar kemikten aldığı destek farklıdır. Servikal bölgede desteklenen kök yüzeyi apikal bölgedekinden daha fazladır (151). Bu durum, okluzal yükleme ile stresin servikal bölgede yoğunlaşmasının bir açıklaması olabilir. Bir çalışmada, maksiller ve mandibular birinci molar diş modelleri

kullanılarak çiğneme hareketlerinin oluşturduğu stresler değerlendirilmiştir (152). Bu çalışmada, mandibular molar dişteki stresin en fazla lingual servikal bölgede biriktiği görülmüştür. Bizim çalışmamızda da en yüksek Pmax stresleri mezial köklerin lingual yüzünde çıkmıştır. Klinik durumlar düşünüldüğünde, dişe gelen oblik kuvvetin doğrultusu değiştiğinde dişin bukkal yüzünde de stres alanları oluşacağı düşünülebilir. DKK'nin genellikle bukkolingual doğrultuda oluştuğu bildirilmektedir (1). Çalışmamızdan elde edilen veriler de bunu destekleyici niteliktedir.

Kök kanallarındaki farklı koniklik oranlarının mandibular premolarlardaki stres dağılımlarına etkisinin değerlendirildiği bir SESA çalışmasında (31), kanaldaki konikliğin artması sonucu kanal dolumu sırasında oluşan stres yoğunluğu azalırken, okluzal yüklerle oluşan stres yoğunluğunun arttığı bildirilmiştir. Dolum işlemi sırasında en yüksek streslerin apikal bölgedeki kanal duvarlarında, kanal tedavisi tamamlandıktan sonra okluzal yüklerle maruz kaldıklarında ise en yüksek streslerin servikal kök yüzeyinde oluştuğu görülmüştür. Yazarlar apikal üçlüden köken alan kırıkların kanal dolumu sırasında oluştuğu, servikal bölgeden başlayan kırıkların ise çiğneme kuvvetlerinden kaynaklandığı sonucuna varmışlardır (31). Çalışmamız da bu bulguları desteklemektedir. Koniklik oranının ve koronal çapın arttığı modellerde kökün servikal yüzeyindeki stres büyüklerinin de arttığı görülmüştür. Her iki yükleme koşulunda da apikal bölgede minimal stres değerleri oluşmuştur. Bu sonuç okluzal yüklerin uygulandığı diğer çalışmalarda da görülmektedir (43, 138, 153).

Dikey yükleme koşulunda, düz köklü modellerde koniklik oranına bağlı stres artışının, eğimli köklere sahip modellerle kıyaslandığında çok daha fazla olduğu görülmektedir. Örneğin, stres artışının en fazla görüldüğü PROF3 grubunda, dikey yükleme koşulunda düz köklü modeldeki sağlam dişe göre stres artış oranı %54 iken, eğimli köklere sahip modelde %18'dir. Oblik yükleme koşulunda ise düz köklü modelde %9, eğimli köklere sahip modelde %13'tür. Buradan hareketle, düz köklü dişlerde koniklik oranındaki artışın, dikey kuvvetler karşısında oransal olarak çok daha fazla stres artışına sebep olduğu yorumunu yapabiliriz. Aslında stres değerlerine bakıldığında, grup için değerlerin kanal tedavili modellerde benzer olduğu, sağlam modeller arasında ise %28 oranında bir fark olduğu görülmektedir. Yani, eğimli köklere sahip dişler anatomik olarak dezavantajlı olduğundan sağlam bir dişte bile kanal tedavili dişlere daha yakın stres değerlerine maruz kalmaktadır. Düz köklü

dişlerde ise stres değerleri belirgin bir şekilde koronal çapa bağlı olarak artmaktadır. Dişler üzerinde daha yıkıcı etkisi olan oblik kuvvetlerin ise, düz köklü dişlere göre kırılmaya yatkınlığını daha fazla bulduğumuz eğimli köklere sahip dişlerde oluşturduğu fark daha fazladır.

Kök eğimi ve yükleme koşulları değerlendirildiğinde, oblik yükleme koşulunda kök eğimi arttığında stres değerlerinin de arttığı görülmektedir. Dikey yükleme koşulunda ise sağlam diş modeli ve HERO grubunda da kök eğimi arttığında stres değerlerinin arttığı görülürken, FLEX ve PRO gruplarında kök eğiminin artışı ölçülen stres değerlerini düşürmüştür. Buradaki farklılığın sebebi, dikey yükleme koşulunda düz köklü modeldeki koniklik artışına bağlı stres artış oranının, kök eğimine bağlı stres artış oranından daha fazla olması olabilir. Bu durumda, HERO grubundaki koniklik artışına bağlı stres artışının, diğer gruplardaki stres artışlarından daha az olduğunu söyleyebiliriz. Bunun nedeni, Hero Shaper eğelerinin kökün koronal bölgesinde daha düşük çapta preparasyon yaparak kökün koronalindeki çapının sağlam diş modeline en yakın grup olması olabilir. Çalışmada kullandığımız Hero Shaper eğeleri 12 mm kesici kenara sahip olduğundan eğenin konikliği 12 mm'ye kadar artmış, 12 mm'den sonra sabit kalmıştır. Bu sebeple, Hero Shaper eğeleri FlexMaster eğeleri ile aynı koniklik oranında olmasına rağmen, kökün koronal bölgesinde daha küçük çapta preparasyon yapılmasını sağlamıştır.

Çalışmamızda, ölçülen yüksek değerli stres bölgelerinin yaygınlığının değerlendirilmesi amacıyla hacim hesaplamaları da yapılmıştır. Pmax değerlerinin yanında yüksek değerli streslerin hacimsel olarak incelenmesinin, daha sağlıklı sonuç değerlendirmesi sağlayacağını düşünmekteyiz. Oblik yükleme koşulu için 11 MPa üzerinde Pmax değeri gösteren elemanların hacmi hesaplanmıştır. Materyallerin çekme ve sıkışma dayanımlarının aşılması durumunda kırılma gerçekleşeceği bilinmektedir. Bizim çalışmamızda da, 11 MPa değeri dentinin çekme dayanımına en çok yaklaşılan noktayı temsil etmektedir. Hacimsel hesaplamalar yüksek stres bölgelerinin büyüklüğünü göstererek modeller arasında daha iyi bir karşılaştırma yapmamızı sağlamaktadır. Dikey yükleme koşulunda Pmax streslerinde yüksek değerler oluşmadığından ve mevcut değerler arası farklar minimal olduğundan hacimsel hesaplamalar çalışmamızda sunulmamıştır.

Oblik yükleme koşulunda 11 MPa üzerinde Pmax değeri veren eleman hacimleri düz köklü modellerde eğimli köklere sahip modellerden daha fazla çıkmıştır. Her iki kök morfolojisinde de PROF3 grubunda en yüksek, sağlam diş modelinde en düşük alan hacimleri hesaplanmıştır. Sağlam diş modeline en yakın sonuçları veren grup HERO25 modelleridir. Aynı zamanda hem sağlam modellerde hem de HERO25 grubunda kök eğimine bağlı alan hacim değişimi benzerdir. Bu sonuçtan hareketle, kök dentinindeki zayıflama, yüksek stres değerlerine sebep olmanın yanında yüksek stres alanlarının yaygınlığının da artmasına sebep olmuştur diyebiliriz.

Çalışmamızdaki modellerin sağlıklı periodontal dokulara sahip olduğu varsayılarak periodontal dokuları taklit eden yapılar oluşturulmuştur. Servikal bölgedeki kemik desteğinin, diş yapısının okluzal yüklere dayanabilmesi için gerekli esas faktör olduğu bildirilmektedir (154). Periodontal hastalık veya marjinal kemik kayıplarının görüldüğü dişlerde okluzal yüklerin etkisi daha yıkıcı olmaktadır. Periodontal hastalığı olan dişlerin modellenerek stres analizinin yapıldığı bir çalışmada, servikal bölgedeki kemik kaybının, okluzal yüklerle dişte oluşan stres değerlerini belirgin olarak arttırdığı gösterilmiştir (151). Aynı şekilde marjinal kemik kaybı stres dağılımını da etkileyecektir. Çalışmamızın sonuçları bu durum göz önüne alınarak değerlendirilmelidir. Periodontal hastalık durumunda oluşacak etkiler ileriki çalışmaların konusu olabilir.

Ağızdaki nöromusküler refleksler dişin kırılmasını önlemeye yardımcı olmaktadır. Proaktif koruyucu refleks sayesinde, sert gıdaların çiğnenmesi, yumuşak gıdaların çiğnenmesi sırasında kullanılan daha az kuvvetle yapılır (155). Yumuşak bir lokmaya gömülmüş sert bir parçanın beklenmedik teması, dişlerin hızlı bir şekilde ayrılması ve dişe gelen çigneme kuvvetlerinin azaltılması için ağrı uyarıcıları ile aktive edilen çene açma refleksine neden olur (156). Eğer kuvvet azaltılmazsa, stres dokuların kırılma dayanımını aşabilir ve dişin kırılmasına neden olabilir. Yapılan bir çalışmada, vital ve devital dişlerde uygulanan kuvvetlerin dişlerde ağrı oluşturma eşiğine bakılmıştır (157). Devital dişlerin vital dişlerden daha yüksek gerilme değerlerinde ağrı oluşturduğu görülmüştür. Yazarlar vital dişlerde mekanoreseptörlerin daha düşük kuvvet değerlerinde devreye girdiğini ve periodontal membrandaki mekanoreseptörlerin dişin vitalitesinden etkilendiğini

belirtmişlerdir (157). Bu durum ele alındığında, kanal tedavili dişlerin yüksek çığneme kuvvetlerinde ağrı eşiği yüksek olacağından vital bir dişe göre daha çok yüksek değerli streslere maruz kaldığı yorumu yapılabilir. Bu durum, kanal tedavili dişlerin kırılmaya yatkınlığına bir açıklama olabilir. Aslında dişlerdeki kırılma mekanizması doğrusal olmayan karmaşık bir problemdir. Bu konuda yapılan çalışmalar kırılma yatkınlığına farklı açılardan ışık tutmaya yardımcı olmaktadır.

Biyomekanik açıdan bakıldığında, dokunun direncini aşan yükün sebep olduğu kırık dışında, döngüsel bir yüklemenin sebep olduğu yorgunluktan dolayı da kırık oluşabilmektedir. Döngüsel çığneme yükü, zamanla dokuların mekanik özelliklerinin değişmesine, mikro çatlakların başlamasına ve büyümesine, dolayısıyla da yorgunluk başarısızlığı olarak adlandırılan diş kırıklarına sebep olabilecek stres değişikliklerine neden olabilmektedir (158). Diş kırıkları hakkındaki çalışmaların sonuçlarının, böyle bir faktörün de etkisi göz önüne alınarak değerlendirilmesi daha sağlıklı yorumlar yapmamızı sağlayacaktır.

Stres değerleri ve kök boyunca dağılımları kök anatomisine ve yüklenmesine bağlıdır. Stres dağılımı yaş, okluzal streslerin öyküsü gibi birçok faktörle değişmekle birlikte, burada bildirilen stres dağılımındaki değişiklikler genel olarak klinik durumlara uygulanabilir, fakat sonuçlar dikkatle yorumlanmalıdır. SESA sonuçları sadece nitel olarak değerlendirilebilir, çünkü sonuçlar teoriktir. Çalışmadaki materyal ve dokular izotropik, lineer elastik ve homojen kabul edilmesine rağmen, gerçekte böyle değildir. SESA modeli gerçek zamanlı bir klinik durumu değil, uygulanan yüklerdeki statik bir durumu ortaya koymaktadır. Gerçek koşullarda yapının yüklenmesi daha dinamik ve döngüseldir. Bununla birlikte bu çalışma DKK'lerin meydana gelmesinde klinik değişkenler için biyomekanik bir açıklama sunmaktadır.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sonucunda, hem düz köklü hem de eğimli köklere sahip mandibular molar dişlerin mezial köklerinin, oblik çiğneme kuvvetleri altında kırılma riski taşıdığını söyleyebiliriz. Klinik açıdan değerlendirildiğinde, uzun vadeli ve yüksek stres değerlerinin DKK ile sonuçlanabilecek dentin mikro yapısındaki değişikliklerle ilişkili olduğunu düşünmekteyiz. Özellikle mezial köklerin koronal çaplarının arttığı durumlarda kırık oluşma ihtimali artacaktır. Bu dişlerde DKK riskini azaltmak için mezialdeki köklerde koniklik oranı düşük olan ege sistemlerinin seçilmesini önermekteyiz. Bununla birlikte, eğimli köklere sahip mandibular molar dişlerde düz köklü mandibular molar dişlere göre kırık oluşma ihtimali daha yüksektir. Şekillendirme hatalarının daha sık karşılaşıldığı eğimli köklerde uygun ege sistemlerinin seçilmesi DKK riskini azaltmada daha da önem taşımaktadır. Çalışmamızdaki sonuçların farklı araştırma metotları kullanılarak yapılacak çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir.

7. KAYNAKÇA

1. American Association of Endodontists (AAE). Endodontics: Colleagues for Excellence. Cracking the Cracked Tooth Code: Detecting and Treatment of Various Longitudinal Tooth Fractures. Chicago; Summer 2008. p.6.
2. Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod.* 2005;31(7):529-32.
3. Walton RE, Michelich RJ, Smith GN. The histopathogenesis of vertical root fractures. *J Endod.* 1984;10(2):48-56.
4. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J.* 1999;32(4):283-6.
5. Zadik Y, Sandler V, Bechor R, Salehrabi R. Analysis of factors related to extraction of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106(5):e31-5.
6. Chen S-C, Chueh L-H, Hsiao CK, Wu H-P, Chiang C-P. First untoward events and reasons for tooth extraction after nonsurgical endodontic treatment in Taiwan. *J Endod.* 2008;34(6):671-4.
7. Tamse A. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management. *Endod Topics.* 2006;13(1):84-94.
8. Gher JM, Dunlap RM, Anderson MH, Kuhl LV. Clinical survey of fractured teeth. *J Am Dent Assoc.* 1987;114(2):174-7.
9. Fuss Z, Lustig J, Katz A, Tamse A. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod.* 2001;27(1):46-8.
10. Tsesis I, Rosen E, Tamse A, Taschieri S, Kfir A. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. *J Endod.* 2010;36(9):1455-8.
11. Cohen S, Blanco L, Berman L. Vertical root fractures: clinical and radiographic diagnosis. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(4):434-41.
12. Cameron CE. Cracked-tooth syndrome. *J Am Dent Assoc.* 1964;68(3):405-11.
13. Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. *J Endod.* 2006;32(12):1160-3.
14. Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey of 36 cases. *J Endod.* 1993;19(2):87-90.
15. Chan CP, Lin CP, Tseng SC, Jeng JH. Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teeth: a survey of 315 cases in Chinese patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;87(4):504-7.

16. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol.* 2002;18(3):134-7.
17. Barreto MS, do Amaral Moraes R, da Rosa RA, Moreira CHC, Só MVR, Bier CAS. Vertical root fractures and dentin defects: effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod.* 2012;38(8):1135-9.
18. Capar ID, Saygili G, Ergun H, Gok T, Arslan H, Ertas H. Effects of root canal preparation, various filling techniques and retreatment after filling on vertical root fracture and crack formation. *Dent Traumatol.* 2015;31(4):302-7.
19. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4).
20. Onnink PA, Davis RD, Wayman BE. An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. *J Endod.* 1994;20(1):32-7.
21. Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod.* 1992;18(9):440-3.
22. Reinhardt R, Krejci R, Pao Y, Stannard J. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res.* 1983;62(9):1002-8.
23. Tamse A. Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 1988;4(5):190-6.
24. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod.* 1999;25(7):506-8.
25. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endod Topics.* 2006;13(1):57-83.
26. Shemesh H, Bier C, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink P. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J.* 2009;42(3):208-13.
27. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod.* 2005;31(4):288-92.
28. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod.* 2003;29(8):523-8.
29. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. *J Endod.* 2003;29(8):529-34.
30. Walton RE, Torabinejad M. *Principles and practice of endodontics*: Saunders; 1996.
31. Rundquist B, Versluis A. How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J.* 2006;39(3):226-37.

32. Bender I, Freedland JB. Adult root fracture. *J Am Dent Assoc.* 1983;107(3):413-9.
33. Henry P. Photoelastic analysis of post core restorations. *Aust Dent J.* 1977;22(3):157-9.
34. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod.* 1999;25(1):6-8.
35. Chen D, Wang N, Gao Y, Shao L, Deng B. A 3-dimensional finite element analysis of the restoration of the maxillary canine with a complex zirconia post system. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1406-15.
36. Sathorn C, Palamara JE, Messer HH. A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *J Endod.* 2005;31(4):283-7.
37. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod.* 1995;21(7):362-7.
38. Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a vertically condensed maxillary central incisor root canal. *J Endod.* 1995;21(6):321-5.
39. Askerbeyli Örs S, Serper A. Influence of nickel-titanium rotary systems with varying tapers on the biomechanical behaviour of maxillary first premolars under occlusal forces: a finite element analysis study. *Int Endod J.* 2018;51(5):529-40.
40. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Engin.* 2004;7(5):277-303.
41. Mounce R. Negotiating challenging mid root curvatures: rounding the bend. *Dent Today.* 2007;26(2):108, 10, 12.
42. Sonntag D, Stachniss-Carp S, Stachniss C, Stachniss V. Determination of root canal curvatures before and after canal preparation (part II): A method based on numeric calculus. *Aust Endod J.* 2006;32(1):16-25.
43. Cheng R, Zhou X-D, Liu Z, Hu T. Development of a finite element analysis model with curved canal and stress analysis. *J Endod.* 2007;33(6):727-31.
44. Calberson F, Deroose C, Hommez G, De Moor R. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J.* 2004;37(9):613-23.
45. Cheng R, Zhou XD, Liu Z, Yang H, Gao QH, Hu T. Finite element analysis of the effects of three preparation techniques on stresses within roots having curved canals. *Int Endod J.* 2009;42(3):220-6.
46. Khasnis SA, Kidiyoor KH, Patil AB, Kenganal SB. Vertical root fractures and their management. *J Conserv Dent.* 2014;17(2):103-10.
47. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;67(4):458-67.

48. Chai H, Tamse A. Fracture mechanics analysis of vertical root fracture from condensation of gutta-percha. *J Biomech.* 2012;45(9):1673-8.
49. Liu R, Kaiwar A, Shemesh H, Wesselink PR, Hou B, Wu M-K. Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand and rotary files at different instrumentation lengths. *J Endod.* 2013;39(1):129-32.
50. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu M-K. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod.* 2009;35(2):236-8.
51. Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod.* 2013;39(4):501-4.
52. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod.* 2012;38(2):232-5.
53. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Ganor Y, Kaffe I. Radiographic features of vertically fractured, endodontically treated maxillary premolars. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics.* 1999;88(3):348-52.
54. Lustig JP, Tamse A, Fuss Z. Pattern of bone resorption in vertically fractured, endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;90(2):224-7.
55. Abbott P. Assessing restored teeth with pulp and periapical diseases for the presence of cracks, caries and marginal breakdown. *Aust Dent J.* 2004;49(1):33-9.
56. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod.* 2011;37(4):522-5.
57. Tamse A. Vertical root fractures of endodontically treated teeth. 6th, editor. Hamilton: BC Decker Inc; 2008. 676-89 p.
58. Meister F, Jr., Lommel TJ, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980;49(3):243-53.
59. Walton RE. Vertical root fracture: Factors related to identification. *J Am Dent Assoc.* 2017;148(2):100-5.
60. Meister F, Jr., Lommel TJ, Gerstein H, Bell WA. An additional clinical observation in two cases of vertical root fracture. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1981;52(1):91-6.
61. Tamse A, Kaffe I, Lustig J, Ganor Y, Fuss Z. Radiographic features of vertically fractured endodontically treated mesial roots of mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(6):797-802.

62. See WK, Ho JC, Huang CF, Hung WC, Chang CW. The association between clinical diagnostic factors and the prevalence of vertical root fracture in endodontic surgery. *J Formos Med Assoc.* 2018.
63. Varshosaz M, Tavakoli MA, Mostafavi M, Baghban AA. Comparison of conventional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. *J Oral Sci.* 2010;52(4):593-7.
64. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *J Endod.* 2009;35(5):719-22.
65. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *J Endod.* 2010;36(1):126-9.
66. Melo SLS, Bortoluzzi EA, Abreu Jr M, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod.* 2010;36(11):1879-82.
67. Hekmatian E, Karbasi Kheir M, Fathollahzade H, Sheikhi M. Detection of Vertical Root Fractures Using Cone-Beam Computed Tomography in the Presence and Absence of Gutta-Percha. *TheScientificWorldJournal.* 2018;2018:1920946.
68. Patel S, Durack C, Abella F, Roig M, Shemesh H, Lambrechts P, et al. European Society of Endodontology position statement: the use of CBCT in endodontics. *Int Endod J.* 2014;47(6):502-4.
69. Gluskin AH, Radke RA, Frost SL, Watanabe LG. The mandibular incisor: rethinking guidelines for post and core design. *J Endod.* 1995;21(1):33-7.
70. Tamse A, Katz A, Pilo R. Furcation groove of buccal root of maxillary first premolars—a morphometric study. *J Endod.* 2000;26(6):359-63.
71. Katz A, Wasenstein-Kohn S, Tamse A, Zuckerman O. Residual dentin thickness in bifurcated maxillary premolars after root canal and dowel space preparation. *J Endod.* 2006;32(3):202-5.
72. Pilo R, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with gates glidden and ParaPost drills. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):617-23.
73. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress–strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. *Dent Traumatol.* 2004;20(2):90-100.
74. Boyarsky H, Davis R. Root fracture with dentin-retained posts. *Am J Dent.* 1992;5(1):11-4.
75. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod.* 1999;25(2):99-104.
76. Rivera EM, Yamauchi M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biol.* 1993;38(7):541-6.

77. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992;18(7):332-5.
78. Huang T-JG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992;18(5):209-15.
79. Zandbiglari T, Davids H, Schafer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(1):126-31.
80. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003;36(2):93-9.
81. Saw L-H, Messer HH. Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod.* 1995;21(6):314-20.
82. Dang DA, Walton RE. Vertical root fracture and root distortion: effect of spreader design. *J Endod.* 1989;15(7):294-301.
83. Schmidt KJ, Walker TL, Johnson JD, Nicoll BK. Comparison of nickel-titanium and stainless-steel spreader penetration and accessory cone fit in curved canals. *J Endod.* 2000;26(1):42-4.
84. Morando G, Leupold RJ, Meiers JC. Measurement of hydrostatic pressures during simulated post cementation. *J Prosthet Dent.* 1995;74(6):586-90.
85. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(5):611-9.
86. Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent.* 1992;68(3):436-42.
87. Felton D, Webb E, Kanoy B, Dugoni J. Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. *J Prosthet Dent.* 1991;65(2):179-87.
88. Tamse A, Zilburg I, Halpern J. Vertical root fractures in adjacent maxillary premolars: an endodontic-prosthetic perplexity. *Int Endod J.* 1998;31(2):127-32.
89. Al-Wahadni A, Gutteridge DL. An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partial core restoration. *Int Endod J.* 2002;35(11):913-8.
90. Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, et al. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J Dent Res.* 2012;91(7 Suppl):72s-8s.
91. Kawai K, Masaka N. Vertical root fracture treated by bonding fragments and rotational replantation. *Dent Traumatol.* 2002;18(1):42-5.
92. Kudou Y, Kubota M. Replantation with intentional rotation of a complete vertically fractured root using adhesive resin cement. *Dent Traumatol.* 2003;19(2):115-7.

93. Taschieri S, Tamse A, Del Fabbro M, Rosano G, Tsesis I. A new surgical technique for preservation of endodontically treated teeth with coronally located vertical root fractures: a prospective case series. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(6):e45-52.
94. Anitha S, Rao DS. Hemisection: A Treatment Option for an Endodontically treated Molar with Vertical Root Fracture. *J Contemp Dent Pract.* 2015;16(2):163-5.
95. Takatsu T, Sano H, Burrow MF. Treatment and prognosis of a vertically fractured maxillary molar with widely separated segments: a case report. *Quintessence Int.* 1995;26(7):479-84.
96. Lertchirakarn V, Timyam A, Messer HH. Effects of root canal sealers on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Endod.* 2002;28(3):217-9.
97. Çobankara FK, Üngör M, Belli S. The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod.* 2002;28(8):606-9.
98. Okaguchi M, Kuo T, Ho YC. Successful treatment of vertical root fracture through intentional replantation and root fragment bonding with 4-META/MMA-TBB resin. *J Formos Med Assoc.* 2018.
99. Pandey P, Nandkeoliar T, Bains R, Singh D. Use of mineral trioxide aggregate for retreatment of a tooth with large periapical lesion, wide-open apices and vertical root fracture. *BMJ Case Rep.* 2018;2018.
100. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30(5):289-301.
101. Tsurumachi T, Kakehashi Y. Autotransplantation of a maxillary third molar to replace a maxillary premolar with vertical root fracture. *Int Endod J.* 2007;40(12):970-8.
102. Arikan F, Franko M, Gurkan A. Replantation of a vertically fractured maxillary central incisor after repair with adhesive resin. *Int Endod J.* 2008;41(2):173-9.
103. Calas P. HEROShapers®: the adapted pitch concept. *Endod Topics.* 2005;10(1):155-62.
104. Simon S. Endodontic shaping with an adapted Pitch. *Dent Update.* 2010;37(2):97-103.
105. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod.* 2004;30(4):228-30.
106. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod.* 2003;29(1):15-9.
107. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30(8):559-67.

108. Balani P, Niazi F, Rashid H. A brief review of the methods used to determine the curvature of root canals. *J Res Dent*. 2015;3(3):57.
109. Estrela C, Bueno MR, Sousa-Neto MD, Pécora JD. Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. *Braz Dent J*. 2008;19(2):114-8.
110. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1971;32(2):271-5.
111. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DMd, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):217-28.
112. Borčić J, Antonić R, Muhvić Urek M, Petričević N, Nola-Fuchs P, Čatić A, et al. 3-D stress analysis in first maxillary premolar. *Coll Antropol*. 2007;31(4):1025-9.
113. Piccioni MAR, Campos EA, Saad JRC, de Andrade MF, Galvão MR, Rached AA. Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO*. 2013;10(4):369-77.
114. Raposo LH, Armstrong SR, Maia RR, Qian F, Geraldeli S, Soares CJ. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: laboratory and finite element analyses. *Dent Mater*. 2012;28(5):e50-e62.
115. Adıgüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 2010;11(1):18-23.
116. Telli C, Gulkan P, Gunel H. A critical reevaluation of stresses generated during vertical and lateral condensation of gutta-percha in the root canal. *Endod Dent Traumatol*. 1994;10(1):1-10.
117. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res*. 1968;47(3):427-32.
118. Farah J, Craig R. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res*. 1974;53(4):859-66.
119. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
120. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24-3.
121. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010;21(3):425-32.
122. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*. 2000;26(2):77-81.
123. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno MJ. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehabil*. 2003;30(1):60-7.

124. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* 2010;34(3):281-5.
125. Rees J, Jacobsen P. The elastic moduli of enamel and dentine. *Clin Mater.* 1993;14(1):35-9.
126. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res.* 1958;37(4):710-8.
127. Lin S-L, Lee S-Y, Lin Y-C, Huang Y-H, Yang J-C, Huang H-M. Evaluation of mechanical and histological properties of cryopreserved human premolars under short-term preservation: A preliminary study. *J Dent Sci.* 2014;9(3):244-8.
128. Ruse ND. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: a story of broken links. *Dent Mater.* 2008;24(12):1717-9.
129. Yıkılğan I, Bala O. How can stress be controlled in endodontically treated teeth? A 3D finite element analysis. *ScientificWorldJournal.* 2013;2013:426134.
130. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G. Effect of Different Treatment Options on Biomechanics of Immature Teeth: A Finite Element Stress Analysis Study. *J Endod.* 2018;44(3):475-9.
131. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1980;14(1):23-9.
132. Çelik Köycü B, Imirzalioglu P, Özden UA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in inlay-restored mandibular first molar under simultaneous thermomechanical loads. *Dent Mater J.* 2016;35(2):180-6.
133. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J Oral Rehabil.* 2005;32(7):504-10.
134. Chan CP, Tseng SC, Lin CP, Huang CC, Tsai TP, Chen CC. Vertical root fracture in nonendodontically treated teeth--a clinical report of 64 cases in Chinese patients. *J Endod.* 1998;24(10):678-81.
135. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod.* 2010;36(7):1195-9.
136. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod.* 2014;40(9):1482-4.
137. Nalla RK, Kinney JH, Marshall SJ, Ritchie RO. On the in vitro fatigue behavior of human dentin: effect of mean stress. *J Dent Res.* 2004;83(3):211-5.
138. Zelic K, Vukicevic A, Jovicic G, Aleksandrovic S, Filipovic N, Djuric M. Mechanical weakening of devitalized teeth: three-dimensional Finite Element Analysis and prediction of tooth fracture. *Int Endod J.* 2015;48(9):850-63.

139. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res.* 2001;80(2):453-6.
140. Ren LM, Wang WX, Takao Y, Chen ZX. Effects of cementum-dentine junction and cementum on the mechanical response of tooth supporting structure. *J Dent.* 2010;38(11):882-91.
141. Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW, Jr., Weihs TP. Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol.* 1996;41(1):9-13.
142. Konda P, Tarannum S. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *JPBMS.* 2012;16(16).
143. Estafan D, Schulman A, Calamia J. Clinical effectiveness of a Class V flowable composite resin system. *Compend Contin Educ Dent.* 1999;20(1):11-5; quiz 6.
144. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463-71.
145. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *J Biomech.* 2007;40(11):2386-98.
146. Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont.* 2001;14(5):401-5.
147. Krishan R, Paque F, Ossareh A, Kishen A, Dao T, Friedman S. Impacts of conservative endodontic cavity on root canal instrumentation efficacy and resistance to fracture assessed in incisors, premolars, and molars. *J Endod.* 2014;40(8):1160-6.
148. Huang HM, Ou KL, Wang WN, Chiu WT, Lin CT, Lee SY. Dynamic finite element analysis of the human maxillary incisor under impact loading in various directions. *J Endod.* 2005;31(10):723-7.
149. Ou KL, Chang CC, Chang WJ, Lin CT, Chang KJ, Huang HM. Effect of damping properties on fracture resistance of root filled premolar teeth: a dynamic finite element analysis. *Int Endod J.* 2009;42(8):694-704.
150. Er O, Kilic K, Esim E, Aslan T, Kilinc HI, Yildirim S. Stress distribution of oval and circular fiber posts in mandibular premolar: a three-dimensional finite element analysis. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(4):434-9.
151. Jang Y, Hong HT, Roh BD, Chun HJ. Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth: a 3-dimensional finite element analysis. *J Endod.* 2014;40(9):1489-93.
152. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):591-7.

153. Bonessio N, Arias A, Lomiento G, Peters OA. Effect of root canal treatment procedures with a novel rotary nickel titanium instrument (TRUShape) on stress in mandibular molars: a comparative finite element analysis. *Odontology*. 2017;105(1):54-61.
154. Cho SY, Kim E. Does apical root resection in endodontic microsurgery jeopardize the prosthodontic prognosis? *Restor Dent Endod*. 2013;38(2):59-64.
155. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. II. *J Dent Res*. 1956;35(5):671-3.
156. Gibbs CH, Suit SR. Movements of the jaw after unexpected contact with a hard object. *J Dent Res*. 1973;52(4):810-4.
157. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand*. 1986;44(5):271-7.
158. Kruzic JJ, Ritchie RO. Fatigue of mineralized tissues: cortical bone and dentin. *J Mech Biomed Mater*. 2008;1(1):3-17.