

**T.C. HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**MAKSİLLER BİRİNCİ PREMOLAR DİŞLERİN FARKLI
KONİKLİK ORANINA SAHİP EĞELERLE
ŞEKİLLENDİRİLMESİNİN OKLUZAL YÜKLER ALTINDAKİ
BİYOMEKANİK CEVABINA ETKİSİ: SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZİ**

Dt. Sevinc ASKERBEYLİ ÖRS

**Endodonti Programı
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2016**

**T.C. HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**MAKSİLLER BİRİNCİ PREMOLAR DİŞLERİN FARKLI
KONİKLİK ORANINA SAHİP EĞELERLE
ŞEKİLLENDİRİLMESİNİN OKLUZAL YÜKLER ALTINDAKİ
BİYOMEKANİK CEVABINA ETKİSİ: SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZİ**

Dt. Sevinc ASKERBEYLİ ÖRS

Endodonti Programı

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Ahmet SERPER

ANKARA

2016

ONAY SAYFASI

21.03.2016

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na

Dt. Sevinc Askerbeyli Örs'ün 21.03.2016 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Maksiller Birinci Premolar Dişlerin Farklı Koniklik Oranına Sahip Eğelerle Şekillendirilmesinin Okluzal Yükler Altındaki Biyomekanik Cevabına Etkisi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Endodonti Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Bahar ÖZÇELİK
Hacettepe Üniversitesi

Danışman: Prof. Dr. Ahmet SERPER
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Mete ÜNGÖR
Başkent Üniversitesi

ONAY Tıpta ve Dişhekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ayşe Ezel Berker

Dekan Vekili

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana tecrübeleri ve motivasyonu ile yol gösteren, samimiyetini ve sabrını hiçbir zaman esirgemeyen, öğrencisi olmaktan onur duyduğum saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Ahmet SERPER'e,

Uzmanlık tez çalışmamın şekillenmesinde büyük katkıları olan, çok değerli hocalarım Prof. Dr. Polat Gülkan'a, Prof. Dr. Uğur Polat'a ve Yrd. Doç. Dr. Onur Pekcan'a

Tezimin modelleme ve analiz aşamalarını beraber yürüttüğümüz, özveri ve sabrını hiçbir zaman esirgemeyen, beraber çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum Dr. Murat Yıldırım'a

Mikro-Bilgisayarlı Tomografi taramalarının gerçekleştirilmesinde unutulmaz katkıları olan ve yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Hakan Hamdi Çelik'e ve Arş. Gör. Alper Vatansever'e

Tez çalışmam boyunca desteğini hep hissettiğim ve bana bu konuda inanan Öğr. Gör. Derya Deniz Sungur'a

Benden yardımlarını, tecrübelerini ve samimiyetlerini esirgemeyen kendilerinden çok şey öğrendiğim, beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum başta Doç. Dr. Zeliha Yılmaz, Doç. Dr. M. Özgür Uyanık ve Doç. Dr. Z. Emre Nagaş olmak üzere tüm Endodonti Anabilim Dalı hocalarıma,

Tüm uzmanlık eğitimim boyunca beni her konuda destekleyen, yönlendiren gelişmemde çok büyük katkıları olan ablalarım Dr. Hacer Aksel'e ve Dr. Selen Küçükkaya Eren'e

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden itibaren, tecrübelerine sıkça başvurduğum ve bu konuda yardımlarını esirgemeyen, çok sevdiğim abi ve ablalarım Dr. Eda Ezgi Aslantaş'a, Dr. Ayhan Eymirli'ye, Dr. Emel Uzunoğlu'na, Dr. Çiğdem Çetin Canbazoglu'na

En güzel zamanlarımızı geçirdiğimiz beraber içlenip beraber güldüğümüz çok değerli dostlarım Uzm. Dt. Ahmet Keleş'e, Dt. İdil Arıker'e, Dt. Işıl Özışık'a, Dt. Çiğdem Dik'e, Dt. Merve Işık'a, Dt. Özge Erdoğan'a ve tüm çalışma arkadaşlarıma

Her daim yüzümü güldürmeyi başaran sevgili dostum Dt. Canseda Avağ'a

Karşılıksız sevgi ve emeklerini esirgemeyen, umutsuz olduğum her anda yanımda olan, desteklerini hep hissettiğim, hayattaki en kıymetli varlıklarım olan sevgili aileme ve eşime

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

ASKERBEYLİ ÖRS S. Maksiller Birinci Premolar Dişlerin Farklı Koniklik Oranına Sahip Eğelerle Şekillendirilmesinin Okluzal Yükler Altındaki Biyomekanik Cevabına Etkisi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Hacettepe Üniversitesi, Endodonti Uzmanlık Tezi, Ankara, 2016. Endodontik tedavilerdeki başarısızlığın en önemli nedenlerinden birisi olan dikey kök kırığı, çoğu zaman geri dönüşü mümkün olmayan problemler oluşturmakta ve diş çekimi ile sonuçlanmaktadır. Maksiller premolar dişler, dikey kök kırığının en fazla görüldüğü diş grubunda yer almaktadır. Dikey kök kırıklarına zemin oluşturabilecek potansiyel faktörlerden birisi, şekillendirilmiş kök kanallarının çapıdır. Döner ege sistemlerinin kök kanal sitemini genişletme ve temizlemedeki yaygın kullanımı göz önünde bulundurulduğunda, farklı koniklik oranına sahip eğelerle genişletilmiş kök kanallarının formu ile kök kırıkları oluşumu arasındaki ilişkinin araştırılması önem taşımaktadır. Çalışmamızda, farklı koniklik oranına ve kesici yüzey uzunluğuna sahip; HeroShaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa), Revo-S (Micro-Mega, Besançon, Fransa), ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigeus, İsviçre) ege sistemlerinin farklı kök boylarına (12 mm ve 16 mm) sahip iki köklü maksiller birinci premolar dişlerde oluşturdukları kanal preparasyonunun, bu dişlerin stres dağılımı üzerindeki etkisi ve çatlak oluşumlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. İki köklü, yaklaşık 12 mm ve 16 mm kök boyuna sahip iki adet maksiller premolar diş kullanılarak, μ BT taramasıyla sağlam diş modelleri oluşturulmuştur. Modifiye modeller ise; bu dişlerin orijinal kanallarının, eğelerle şekillendirilmiş üç adet tek kökün μ BT taraması sonucunda elde edilen kanal formları ile yer değiştirilmesiyle oluşturulmuştur. 200 N'lik okluzal yüklerin, oblik ve dikey doğrultularda uygulanması sonucu dişlerin verdiği biyomekanik yanıt incelenmiştir. Oblik yüklemde, maksimum asal gerilimlerin palatinal dış kök yüzeyinde ve bukkal kökün palatinal bifurkasyon bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Dikey yükleme durumunda ise minimum asal gerilimlerin etken olduğu bu nedenle de dişlerin dikey yüklere oblik yüklere göre daha dayanıklı olduğu görülmüştür. Farklı koniklik oranlarına sahip modeller arasındaki gerilim farkları minimaldir, fakat en yüksek mutlak gerilim değerleri ProTaper modellerinde, en düşük mutlak gerilim değerleri ise sağlam diş modellerinde görülmüştür. Sağlam diş modelinden sonra en yüksek kırılma dayanımı HeroShaper modellerinde görüldü. Modeleller arasındaki gerilim farkları normal okluzal yükler altında minimal gibi görünse de farklı koniklik oranlarına sahip şekillendirmenin maksiller bifurkasyonlu dişlerin kırılma dayanımı üzerinde etkisi olacağı düşünülmektedir. Yüksek koniklik oranına sahip ege sistemlerinin kullanıldığında oblik yükleme durumunda özellikle anatomik olarak riskli bir bölge olan bukkal kökün palatinal yüzeyinde çatlak oluşturma potansiyeline sahiptir.

Anahtar Kelimeler: Maksiller İki Köklü Premolar, Farklı Okluzal Yükleme, 3 Boyutlu Sonlu Eleman Analizi, Asal Gerilim

Bu tez çalışması Hacettepe Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından THD-2015-6991 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

ABSTRACT

ASKERBEYLİ ÖRS S. Influence of Instrument Taper on Biomechanical Response of Maxillary First Premolar Under Occlusal Forces: Finite Element Analysis. (Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Endodontics, Specialization Thesis, Ankara 2016. Vertical Root Fracture is one of the common reasons for endodontic failure, which creates clinically irreversible problems leading to the tooth extraction. Maxillary premolars take place on the teeth group, in which vertical root failure is frequently observed. One of the potential predisposing risk factors that may lead to vertical root fracture is the diameter of the instrumented canal. Taking into consideration the extensive use of rotary instruments during shaping it is significant to analyze the relationship between canal forms that are prepared by instruments with different tapers with respect to vertical root fractures. The aim of our study is to reveal the effect of root canal preparation created by HeroShaper (Micro-Mega, Besançon, France), Revo-S (Micro-Mega, Besançon, France), ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigeus, Switzerland) nickel titanium rotary systems which have different taper degrees and cutting surface lengths on stress distribution of maxillary first bifurcated premolars with two different root lengths (12mm and 16 mm) and to analyze potential fracture patterns. Original untreated tooth models were constructed based on μ CT scan of double rooted premolars with root length of 12 and 16 mm. Modified models were constructed by replacing original canals by shaped canal forms constructed on μ CT scan data of shaped single roots. Occlusal forces of 200 N were applied in oblic and vertical manner to examine the biomechanical response given by the teeth. When oblic occlusal forces were applied, maximum principal stresses were observed on palatal external root surface and palatal side of buccal root in bifurcation. In case of vertical forces, mainly minimum principal stresses were observed; therefore it was concluded that the teeth were more resistant to vertical forces. Minimal difference between principal stress values of models with different tapers were observed. However the highest principal stress values were recorded for ProTaper models and the lowest principal stress values were recorded for untreated original models. Heroshaper models were second more resistant group to occlusal forces. Although the difference between principal stress values among groups is minimal under occlusal forces, it was concluded that preparation with rotary systems which have different taper degrees may effect fracture resistance of bifurcated maxillary premolars. High taper degrees may predispose to fracture at anatomically dangerous palatal side of buccal root in bifurcation region.

Key Words: Maxillary bifurcated premolar, 3-D Finite Element Analysis, Occlusal Load, Principal Stress

This thesis study was supported by H.Ü.B.A.B, Project Support (THD-2015-6991)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xv
1. GİRİŞ VE TEZİN AMACI	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dikey Kök Kırıkları	4
2.1.1. DKK Etkenleri	5
2.1.2. Klinik Teşhis	8
2.1.3. DKK'nın Önlenmesi İçin Dikkat Edilecek Hususlar	13
2.1.4. DKK'nin Tedavisi	14
2.2. Çalışmada Kullanılan Eşeler	14
2.2.1. Heroshaper	14
2.2.2 REVO-S	18
2.2.3 ProTaper UNIVERSAL	20
2.3. Stres Analiz Yöntemleri	21
2.3.1. Stres Analiz Yöntemleri ile İlgili Kavramlar	21
2.3.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	26
2.3.3. SESA Yöntemi	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	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

3.6. Yükleme Koşulları	39
3.7. Sonuçların Değerlendirilmesi	39
4. BULGULAR	41
4.1. 12 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları	41
4.2. 12 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Dikey Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları	49
4.3. 16 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları	53
4.4. 16 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Dikey Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları	60
4.5. Hacim Hesaplamaları	65
5. TARTIŞMA	69
KAYNAKLAR	85

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
μ A	Mikroamper
μ BT	Mikro bilgisayarlı tomografi
μ m	Mikrometre
°	Derece
Bmp	Bitmap
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Tasarım
CCD	Couple Charged Device
DKK	Dikey Kök Kırığı
E	Elastiklik modülü
EDTA	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
GPa	Gigapascal
Kg	Kilogram
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kV	Kilovolt
Mm	Milimetre
MPa	Megapascal
MRG	Magnetik Rezonans Görüntüleme
Ms	Milisaniye
N	Newton
NAOCl	Sodyum Hipoklorit
Pmax	Maksimum Asal Gerilim
Pmin	Minimum Asal Gerilim
r.p.m	Round per minute
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa No
2.1. Üç Tip DKK: A, kökün koronal üçlüsünde başlamış DKK. B, kökün orta üçlüsünde başlamış DKK. C, kökün apikal üçlüsünde başlamış DKK	5
2.2. Anatomik hazırlayıcı faktörleri gösteren BT görüntüleri: A, maksilladaki oval kesitli premolarlar. B, mandibuladaki oval kesitli kesiciler, kanin, premolar, molarların distal kökleri C, mandibuler moların mezial köklerinin distalindeki konkavite D,E maksiller birinci premoların bukkal kökünün palatinalindeki konkavite	7
2.3. A,B) Hem bukkal hem lingualde fistül yolu varlığı, C) Koronal yerleşimli fistül yolu	9
2.4. A,B,C) DKK'nin kendini radyolüsent hat şeklinde gösterdiği olgu örnekleri	11
2.5. A,B,C,D) DKK ile ilişkili kemik kaybının görüldüğü olgu örnekleri	12
2.6. Erken dönemde sadece bilgisayarlı tomografide görüntülenebilen DKK ile ilişkili gizli kemik kayıpları olgu örnekleri A,B) Maksiller birinci premoların bukkal kökünün yüzeyinde görülen DKK ile ilişkili radyografide izlenemeyen kemik kaybı, C) Mandibuler moların mezial bukkal kökünde bukkalde görülen DKK ile ilişkili kemik kaybı	13
2.7. A) HERO Shaper 0.25 %4 eğesinin uç kısmının SEM görüntüsü, B)HERO Shaper'ın üç kenarlı tasarımı, C)geniş iç koru, D) pozitif kesme açısı	15
2.8. HERO Shaper ege sisteminin eğeleri	15
2.9. Kesici kısmı 16mm olan %6 koniklik oranına sahip 0.25 numaralı ve kesici kısmı 12 mm olan %4 koniklik oranına sahip 0.25 numaralı HERO Shaper Ni-Ti eğeleri	16
2.10. Kolay kanallar için HERO Shaper ege sıralaması	17
2.11. Orta zorluktaki kanallar için HERO Shaper ege sekansı	17
2.12. Zor kanallar için HERO Shaper ege sıralaması	18
2.13. 3 kesici kenara sahip asimetric kesitli tasarım	19
2.14. REVO-S SC1 SC2 SU AS 30, AS 35, AS 40 eğeleri	19
2.15. REVO-S sistemi ege sıralaması	19
2.16. ProTaper Universal şekillendirme ve bitirme eğeleri	20

2.17. ProTaper UNIVERSAL eğe dizisi	21
2.18. Sonlu elemanlar stres analizinde eleman tipleri.	22
2.19. Ağ yapısı oluşturulmuş geometrik olarak orantısız implantlı mandibula modeli	22
2.20. Gerilim çeşitleri	24
2.21. Gerilmenin matematiksel ifadesi	24
2.22. Gerilim-gerilme eğrisi	25
3.1. Kısa ve uzun köklü çekilmiş maksiller premolar dişlerden yola çıkılarak modellerin SESA'ya kadar geçirdiği aşamalar	32
3.2. Çalışmada kullanılan SkyScan 1174 µBT tarama cihazı	34
3.3. SkyScan 1174 µBT tarama cihazından elde edilene bmp formatındaki dosyalar	34
3.4. A) 12 mm kök boyuna sahip maksiller iki köklü premolar modeli, B) 16 mm kök boyuna sahip maksiller iki köklü premolar modeli, C) tarama sonucu elde edilen ProTaper kanal formu, B) tarama sonucu elde edilen Revo-S kanal formu, C) tarama sonucu elde edilen HeroShaper kanal formu	35
3.5. Çalışma için hazırlanan modeller: A) Sağlam12, B) Hero12, C) Revo12, D)Pro12, E)Sağlam16, F) Hero16, G) Revo16, F) Pro16	36
3.6. Maksilla içine yerleştirilmiş modellerin görüntüsü	37
3.7. Ağ yapısı oluşturulmuş (mesh) 12 ve 16 mm kök boyuna sahip maksiller birinci premolar diş modelleri	38
3.8. Oblik ve Dikey Yükleme Koşullarında Uygulanan Yüklerin Doğrultusunu Gösteren Resimler A) Oblik Yükleme B) Dikey Yükleme C) Yükleme noktaları	39
4.1. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmax gerilimleri	42
4.2. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	43
4.3. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin sagital görüntüsü	43
4.4. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü	44

4.5.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda bukkal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmin gerilimleri	45
4.6.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin sagital görüntüsü	45
4.7.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü	46
4.8.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	46
4.9.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin bifurkasyon bölgesindeki doğrultusu	47
4.10.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin bifurkasyon bölgesindeki detaylı doğrultusu	47
4.11.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin palatinal servikal dış yüzey bölgesindeki doğrultusu	48
4.12.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin palatinal servikal dış yüzey bölgesindeki detaylı doğrultusu	48
4.13.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda bukkal kökün servikal dış yüzeyinde oluşan Pmax gerilimleri	49
4.14.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin sagital görüntüsü	50
4.15.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü	50
4.16.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	51
4.17.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmin gerilimler	51
4.18.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin dikey kesit görüntüsü	52
4.19.	12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	52

4.20. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	53
4.21. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmax gerilimleri	54
4.22. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	54
4.23. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin sagittal kesitteki görüntüsü	55
4.24. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü	55
4.25. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda bukkal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmin gerilimleri	56
4.26. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin sagittal kesitteki görüntüsü	57
4.27. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü	57
4.28. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	58
4.29. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin bifurkasyon bölgesindeki doğrultusu	58
4.30. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin bifurkasyon bölgesindeki detaylı doğrultusu	59
4.31. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin palatinal servikal dış yüzey bölgesindeki doğrultusu	59
4.32. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin palatinal servikal dış yüzey bölgesindeki detaylı doğrultusu	60
4.33. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda bukkal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmax gerilimleri	60
4.34. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	61

4.35. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin sagital görüntüsü	62
4.36. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü	62
4.37. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal bölgesinde oluşan Pmin gerilimleri	63
4.38. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin sagital görüntüsü	63
4.39. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü	64
4.40. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü	64
4.41. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimleri 11 MPa üstünde olan elemanların görüntüsü	65
4.42. 12 mm oblik yükleme koşulu için 11MPa üstünde değer veren elemanların hacim değer grafiği	65
4.43. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin 30 MPa altında değer veren elemanlarının görüntüsü	66
4.44. 12 mm dikey yükleme koşulu için 30 MPa altında değer veren elemanların hacim değer grafiği	66
4.45. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin 11MPa üstünde değer veren elemanların görüntüsü	67
4.46. 16 mm oblik yükleme koşulu için 11 MPa üstünde değer veren elemanların hacim değer grafiği	67
4.47. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin 30 MPa altında değer veren elemanların görüntüsü	68
4.48. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin 30 MPa altında değer veren elemanların hacim değer grafiği	68

TABLOLAR

Tablo	Sayfa No
3.1. Çalışma için oluşturulmuş olan modellerin özeti	35
3.2. Materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları	38
3.3. Eleman ve düğüm sayısını gösteren tablo	38
4.1. 12 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Pmax ve Pmin Değerleri	41
4.2. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin Değerleri	49
4.3. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin gerilimleri	53
4.4. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin gerilimleri	61

1. GİRİŞ VE TEZİN AMACI

Yüksek başarı oranlarına rağmen endodontik tedavi yapılmış dişlerde, fonksiyon sırasında kron ve kök kırıkları oluşmakta ve bu da diş çekimleri ile sonuçlanmaktadır (1,2). Dikey kök kırığının (DKK) etkenleri çatlak diş ve kırık dişlerden farklı olup Amerikan Endodonti Birliğinin tanımına göre “Gerçek dikey kök kırığı kökün herhangi bir noktasından başlayan, genellikle bukkolingual yönde uzanan tamamlanmış ya da tamamlanmamış kırıklardır.” (3). DKK, endodontik tedavide başarısızlığa neden olan en büyük etkenlerden biridir ve çoğu zaman geri dönüşümsüz problemler oluşturarak, dişin çekilmesi ile sonuçlanır (4-6). Çatlak hattı kökün apikal bölgesinden başlayarak koronale uzanabildiği gibi kökün koronal bölgesinden başlayıp apikale doğru da ilerleyebilir (7,8).

DKK'nin, kanal tedavisi uygulanmış dişlerde ve 40 yaş üstü hastalarda görülme sıklığı daha yüksektir (8-10). DKK'nin kanal tedavili dişlerde görülme sıklığı %11-20 arasında değişmektedir (11). Maksiller ve mandibuler premolar dişler dikey kök kırığının en fazla görüldüğü dişlerdir (7,12,13). Bukkolingual yönde geniş ve meziodistal yönde dar bir morfolojiye sahip olan maksiller molarların meziobukkal kökleri, mandibuler molarların mezial kökleri ve mandibuler kesiciler riskli grupta yer alırlar (14,15).

Bu kırıkların tedavisi için uzun dönem dönemde başarılı sonuçlar henüz elde edilememiştir (16-19). Bu nedenle kırılmayı engellemek için yapılacak çalışmalar önemlidir.

DKK'nin nedenlerinin incelendiği birçok çalışmada, DKK nedenleri hazırlayıcı etkenler ve iyatrojenik etkenler olarak iki ana gruba ayrılır (8,10,20-23). Hazırlayıcı etkenler, çürük veya travma nedeniyle sağlıklı diş dokusunun kaybı (24), dentinde önceden oluşmuş çatlakların varlığı, riskli anatomik yapı (25) ve alveolar kemik kaybıdır (26). Esas iyatrojenik faktörler ise kök kanal tedavisi ve intraradiküler post uygulaması esnasında aşırı dentin uzaklaştırılması, kök kanalının doldurulması esnasında aşırı kuvvet uygulanmasıdır (7,14,27-29).

Özellikle lateral sıkıştırma ve dikey sıkıştırma işlemleri esnasında oluşan stresler DKK ile ilişkilendirilmiştir (4,30-32). DKK'nin oluşumunu etkileyen diğer anahtar faktörler arasında kanal şekli, kökün iç ve dış formu, dentin kalınlığı gösterilmiştir (33-35). Dolayısıyla DKK'ye zemin oluşturabilecek potansiyel

faktörlerden birisi de şekillendirilen kanalın çapıdır. Kök kanalının koronal üçlü bölgesinin genişletilmesi debris uzaklaştırılması ve kök kanallarının doldurulması açısından önem taşır. Genel olarak kanalın koniklik oranı, spreader ve pluggerların derin penetrasyonuna izin verecek ölçüde yeterli genişlikte; ancak işlemsel hatalara yol açmayacak ve kökü zayıflatmayacak şekilde olmalıdır (36). Döner eğe sistemlerinin kök kanal sistemini genişletme ve temizlemedeki yaygın kullanımı göz önünde bulundurulduğunda, farklı tasarıma sahip eğelerin oluşturduğu kanal formunun, DKK oluşumuna etkisi açısından araştırılması önem taşımaktadır (37). Biyomekanik şekillendirme sonrası kalan dentin kalınlığının endodontik olarak tedavi edilmiş dişin dayanıklılığını doğrudan etkilediği gösterilmiştir (24,38,39). Yüksek konikliğe sahip eğe sistemlerinin özellikle kökün koronal üçte ikilik kısmında madde kaybına neden olduğu, böylece dişteki kırık riskini arttırabileceği öne sürülmüştür (37,40).

Geleneksel *in vitro* stres ve kırılma dayanımı çalışmalarında kök dentin kalınlığı, dişin formu, dişin saklanma koşulları, hasta yaşı gibi faktörler elimine edilemediğinden dişlerde standardizasyon oluşturulması oldukça güçtür (41,42). Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi, materyal yapılarına bağlı olarak karmaşık yapılarda kuvvet altında oluşan stres dağılımlarının analizini sağlayan sayısal ve güvenilir bir yöntemdir (35,43). SESA, diş hekimliğinde karmaşık geometriyi modelleyebilmesi, sistematik model modifikasyonuna imkân tanınması, gerilim şekillerinin analizine imkân tanınması nedeniyle kullanılmaktadır (44). SESA, okluzal kuvvetlerinin ve kök kanal dolumu esnasında oluşan sıkıştırma kuvvetlerinin dişlerde oluşturduğu streslerin belirlenmesi amacıyla günümüze kadar sıklıkla kullanılmıştır (37,45-47).

Çalışmamızda farklı koniklik oranına ve kesici yüzey uzunluğuna sahip HeroShaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa), Revo-S (Micro-Mega, Besançon, Fransa), ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigeus, İsviçre) eğe sistemlerinin farklı kök boylarına (12, 16 mm) sahip iki köklü maksiller birinci premolar dişlerde oluşturdukları kanal şekillendirmesinin bu dişlerin stres dağılımı üzerindeki etkilerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Böylece farklı koniklik oranına sahip eğe kullanımının, fonksiyonel okluzal yükler altındaki bifurkasyonlu maksiller premolarlarda DKK oluşumuna etkisi incelenmiştir.

Bu kapsamda yapılan çalışmalar aşağıda özetle sunulmuştur.

- İki farklı boydaki maksiller birinci premolar dişlerin Mikro Bilgisayarlı Tomografi (μ BT) taramaları ve modellenmeleri,
- HeroShaper (Micro-Mega, Besançon, France), Revo-S (Micro-Mega, Besançon, France), ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigeus, Switzerland) eğe sistemleri ile şekillendirilmiş kanalların μ BT taramaları ve modellenmeleri,
- 8 adet maksiller premolar modelin, iki farklı modelin entegrasyonu yoluyla elde edilmesi,
- Modellerin periodontal ligament ve alveolar kemikle desteklenmesi,
- Kısa ve uzun köklü maksiller premolar modellerin, oblik ve dikey yükleme durumundaki asal gerilim (stres) değerlerinin ve dağılımlarının belirlenmesi,
- Kısa ve uzun köklü maksiller premolar modellerin oblik ve dikey yükleme durumunda çatlak oluşum potansiyellerinin belirlenmesi.
- Kısa ve uzun köklü maksiller premolar modellerin, oblik ve dikey yükleme durumunda kritik asal gerilim değerlerine yaklaşan eleman hacimlerinin hesaplanması

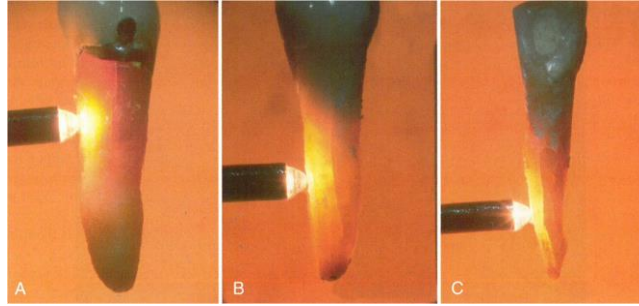
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dikey Kök Kırıkları

Amerikan Endodonti Birliği'ne göre DKK apeksten başlayan ve koronale doğru gelişim gösteren ve kökü uzunlamasına ayıran kök kırığıdır (3). Literatüre göre DKK, kanal tedavisi görmüş dişlerde en sık karşılaşılan üçüncü çekim sebebidir (48). DKK, kanal tedavisi sırasında ve sonrasında dişin prognozu için önemli bir tehdit oluşturur. Premolarlar DKK açısından en riskli diş grubudur ve bunu azalan oranda molarlar ve kesiciler takip eder (13). *Testori ve diğ.* de (14) kanal tedavili dişlerde görülen DKK insidansının en yüksek oranda premolarlarda görüldüğünü öne sürmüştür. Ancak *Chan ve diğ.* (15) birinci molarların en sık kırılan dişler olduğunu belirtmiştir. Kırılmaya en yatkın kökler ise, maksiller ve mandibuler premolarlar, mandibuler molarların mesial kökleri ve mandibuler kesicilerdir (28,49).

Mandibuler molarların mesial köklerindeki konkaviteler ve bifurkasyonlu maksiller premolarların bukkal kökleri DKK'ye neden olabilecek anatomik yapılarıdır (50,51). DKK görülme sıklığı %2-5 arasında değişmektedir (14) ve çoğunlukla kök kanal tedavisi yapılmış dişlerde görülür (10). Kök kanal tedavisi yapılmış dişlerde görülme oranı %11-20 arasında değişmektedir (11).

Kök kanal dolgusu ile DKK görülmesi arasında geçen ortalama süre 39 ay-52,5 ay arasındadır, en geniş aralık ise 3 gün-14 yıl arasındadır (52). DKK'nin teşhisi ve tedavisinde birçok zorluk vardır ve genellikle zayıf prognoza sahiptir. DKK'nin belirtileri, radyografik bulguları, ileri periodontal tedavi veya endodontik başarısızlık ile karışmaktadır ve bu da teşhisi zorlaştırmaktadır. 5 yıllık takip çalışması sonucunda endodontik tedavi geçirmiş dişlerin çekim sebebinde %32,1'lik bir orana sahiptir (28). DKK'ler dişin apeksinden başlayabildiği gibi koronal kısımdan da köken alabilir (Şekil 2.1). Anterior ve molar dişler için genellikle bukkolingual yönde uzanırlar (52). DKK, kırığın ayrılıp ayrılmamasına göre ayrık dikey kök kırığı, ayrık olmayan dikey kök kırığı ve komşu alveolar kemikteki kayba göre de kemik kaybı içermeyen dikey kök kırığı ve kemik kaybı içeren dikey kök kırığı olarak sınıflandırılmaktadır.



Şekil 2.1. Üç Tip DKK: A, kökün koronal üçlüsünde başlamış DKK. B, kökün orta üçlüsünde başlamış DKK. C, kökün apikal üçlüsünde başlamış DKK

Endodontik tedavi görmemiş dişlerde DKK beslenme ve çiğneme alışkanlıkları (50); aşırı, tekrarlayıcı, yoğun ısırma kuvvetleri (53) ile ilişkili olabilir. Bu duruma “*yorgunluğa bağlı (fatigue) kök kırığı*” adı verilir. Sonuç olarak fiziksel travma kök kırığının en sık etkenidir.

2.1.1. DKK Etkenleri

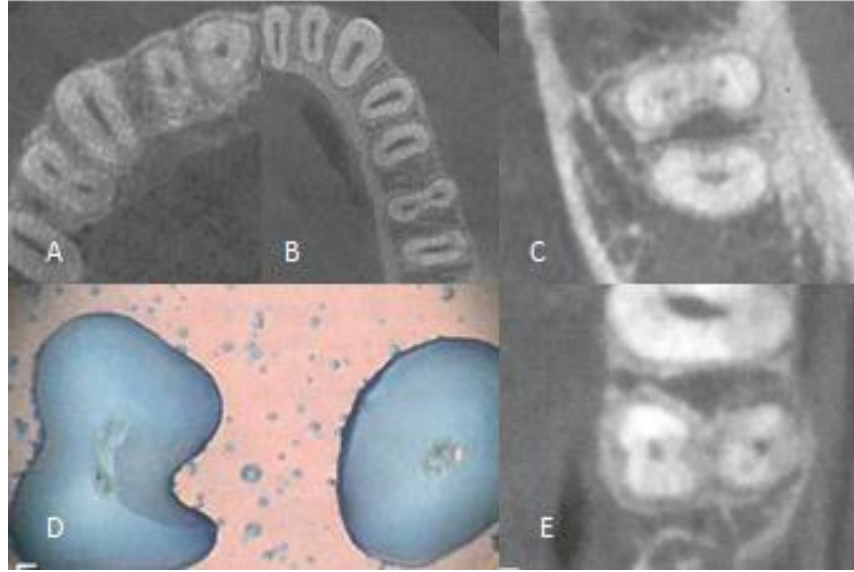
DKK'nin etyolojisi, hazırlayıcı ve iyatrojenik faktörler olarak iki başlık altında incelenebilir. DKK'nin sebepleri daha çok iyatrojeniktir.

A. Hazırlayıcı Faktörler

Endodontik olarak tedavi edilmiş dişler (54)

- Kök Anatomisi: mezio-distal olarak dar, eğimli köklerin varlığı (38,55), mandibuler molarların mezial köklerindeki konkavite (root depression), bifurkasyonlu maksiller premolarların bukkal kökleri (Şekil 2.2) (40). Bu anatomik özellikler ileri dönemde kanal tedavisi sonrası ve post boşluğu hazırlanması sonrası kırılmaya yatkınlığı arttırmaktadır. Kanalın ve kökün şekli ve mevcut dentin kalınlığı şekillendirme işlemleri esnasında çekme streslerinin dağılımını etkiler. Kanal şekli bu üçü arasında en büyük öneme sahiptir, çünkü azalmış kurvatür çapı stres birikimi ile doğrudan bağlantılıdır (34).
- Sıkı kasp-fossa ilişkisi, derin olukların varlığı
- Sağlam diş dokusunun kaybı: Çürüğe bağlı madde kaybı ile birlikte intraradiküler işlemler sonucu oluşan madde kaybı endodontik olarak tedavi edilmiş bir dişin kök kırılma direncini doğrudan etkiler (38,56).

- Kanal tedavili dişlerdeki nem kaybının (57) bu dişlerin kırılma direncini arttırdığı iddia edilmiştir, fakat desteklenememiştir (58,59).
- Endodontik olarak tedavi edilmiş dişin yapısında oluşan değişiklik kırılmaya yatkınlığı arttırmakta ve fonksiyon esnasında diş koruyacak restorasyon (kasp koruyuculu restorasyon) ihtiyacı oluşmaktadır (60).
- Kök dentinin biyokimyasal özellikleri: İnsan dentininin gerilim-gerilme davranışını inceleyen bir çalışmada, dentinin fonksiyonel stres-gerilim dağılıma adaptasyonunun bir sonucu olarak bukkolingual bölgelerde daha yoğun mineralizasyon olduğu görülmüştür. Meziodistal bölgelerde ise daha az mineralize daha yoğun kollajen içerikli dentin bulunur. Bu durum çatlağın bukkolingual yönde oluşma olasılığını arttırabilir.
- Geniş kanallı açık apeksli dişler (61)
- Uzun süreli kalsiyum hidroksit tedavisi (20)
- Periodontal ligamentin stres dağıtma kapasitesini aşan periodontitis ve rezorpsiyon durumları (60)
- Daha önce oluşmuş çatlaklar



Şekil 2.2. Anatomik hazırlayıcı faktörleri gösteren BT görüntüleri: A, maksilladaki oval kesitli premolarlar. B, mandibuladaki oval kesitli kesiciler, kanin, premolar, molarların distal kökleri C, mandibuler moların mezial köklerinin distalindeki konkavite D,E maksiller birinci premoların bukkal kökünün palatinalindeki konkavite

B. İyatrojenik Faktörler

- Kök kanal tedavisi esnasında kanalın aşırı biyomekanik şekillendirilmesi (62)
- Koniklik oranı fazla olan ve vidalanan postların oluşturduğu artmış stresler (27,63,64)
- Gutta-perkanın lateral ve dikey sıkıştırılması esnasında oluşan artmış ayırıcı stresler DKK olgularının %48-84' den sorumlu sayılmaktadır (4, 49). Bu streslerin oluşumu çatlak oluşumuna ve çatlağın ilerleyerek kök kırığıyla sonuçlanmasına neden olmaktadır.
- Yüksek konsantrasyonlu EDTA ve NaOCl ile yapılan uzun süreli irrigasyon (65)
- Zayıf kavite preparasyonu tasarımı (54)
- Yanlış restoratif materyal seçimi (54)
- Kötü uyuma sahip restorasyonlar (54)
- Uygun olmayan köprü ayağı seçim

Doğrudan kök kanal tedavisi esnasında oluşan aşırı kuvvetler sebebiyle gelişen kök kırıkları nadirdir çünkü kırık gelişimi için gerekli kuvvet dişin tipine göre değişkenlik gösterir (10-12 kg) ve klinikte görülen kuvvetlerin (1-3 kg) çok üstündedir. Ancak dentinde oluşan stresler dentin çatlaklarına sebep olabilir, bu çatlaklar da fonksiyonel kuvvetler altında DKK'ye dönüşebilir.

2.1.2. Klinik Teşhis

i. Patogenez

DKK'nin teşhisi ayırt edici bir bulgu olmadığından, oldukça zordur. Kırık hattı servikal bölgeye ulaşmadığı sürece görünür olmaz. Erken dönemde radyografik teşhis güçtür.

Klinik bulgu ve belirtiler başarısız kanal tedavili dişlerin, periodontal hastalığın bulgularını taklit edebilir. Nihai tanı birkaç bulgu ve belirtiyeye dayanarak konulur (66). DKK'nin teşhisi için kullanılan konvansiyonel yöntemler: illuminasyon, radyograflar, periodontal sondlama, boyama, kırık hattını cerrahi ile görünür hale getirme, ısırma testi, direkt görsel muayene, dental operasyon mikroskop altında inceleme olarak sıralanabilir (67).

DKK periodontal ligamente ilerlediğinde kırık parçaların içine doğru yumuşak doku gelişimi meydana gelerek kırık kök parçalarının ayrılmasını artırır. Gingival oluk aracılığıyla oral kaviteyle bağlantı oluştuğunda bakteriler kırık hattına ulaşım sağlar. Komşu periodontal dokularda iltihabi süreç başlar periodontal ligament yıkımı, alveolar kemik kaybı, granülasyon dokusu oluşumu görülür (5). Kırık hattı boyunca periodontal ligament yıkılır ve bunu kemik kaybı takip eder.

ii. Klinik Bulgu ve Belirtiler

DKK'nin klinik bulgu ve belirtileri değişkenlik gösterir (kırık hattının yerleşimi, diş tipi, geçen zaman, dişin periodontal durumu, kemik yapısına göre); dolayısıyla da klinik muayene esnasında bulguların belirlenmesi güçtür. Hastanın şikâyetleri sinüs problemini, baş ağrısını ya da kulak ağrısını taklit edebilir.

Ağrı ve Şişlik

Enfeksiyona bağlı lokal kronik inflamasyon sonucu hafif orta dereceli ağrıya, ısırma oluşmuş ağrıya, kötü tat ve yumuşak dokuların şişliğine neden olur (52). Şişlik genellikle mevcuttur, apikal lokalizasyonlu periapikal apse şişliklerinin aksine genellikle kökün orta üçlüsüne denk gelen lokalizasyondadır. Palpasyonda hassasiyet ve şişlik hissedilir.

Fistül yolu

Fistül yolu DKK'lerde sıklıkla görülür % 13-42 (27,28). DKK'lerde fistül yolu devital dişlerde görülen apikal yerleşimli fistül yollarının aksine gingival marjine yakın yerleşimlidir (endodontik enfeksiyonlarla ayırıcı tanı). Çoklu fistül yolu varlığı (hem bukkal hem lingual) dikey kök kırığı için ayırt edici bulgu sayılabilir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. A,B) Hem bukkal hem lingualde fistül yolu varlığı, C) Koronal yerleşimli fistül yolu

Cep Varlığı

Dikey kök kırıklarında dar, derin, izole periodontal ceplere sık rastlanır. Çevresel sondlamada genel sağlıklı ataçman varlığına karşın tek pozisyonda görülen dar derin cep varlığı genellikle kökte kırık varlığına işaret eder. Karşılıklı zıt bölgelerde derin dar cep varlığı ayırt edici bulgu sayılabilir.

Gutta perkanın sıkıştırılması esnasında keskin çatlama sesi (52); iyi uyumlu postum tekrarlayan desimantasyonları da DKK'nin işaretleridir (27).

iii. Klinik Değerlendirme

Hasta Hikâyesi

Yüze gelen travma hikayesi, ağrı, şişlik, fistül yolu varlığı, post veya restorasyon gevşemesi ipucu verebilir (7,15,52). Yaş, cinsiyet, ilgili dişin lokalizasyonu, vitalite durumu, daha önce uygulanmış tedaviler (endodontik ve restoratif tedaviler); post varlığı sorgulanmalıdır.

Klinik Diagnostik Testler

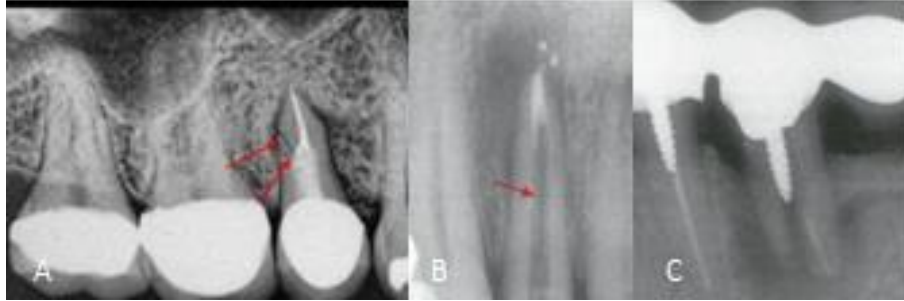
- Doğrudan görsel muayene, aydınlatma ve büyütme ile desteklenmiş görsel muayene
- Boyama yöntemleri ile kırık hattının görünür hale getirilmesi.
- Pulpa testi restorasyonsuz dişlerde görülen DKK'nin teşhisinde yardımcı olabilir.
- Çiğneme esnasında oluşan keskin ani ağrı söz konusu olabilir.
- Isırma testleri (rulo pamuk, tahta çubuklar, Tooth Slooth) kullanılarak hastanın ısırma sırasında tarif ettiği ağrı oluşturulabilir. Genellikle ağrı basınç ortadan kalktığında oluşur, hasta ısırıldığında rahattır.
- Transillüminasyon testi-fiberoptik ışık kırık hattını geçemez dolayısıyla da kırık hattı karanlık görülür.
- Periodontal sondlama- izole dar derin cep varlığının teşhisi için gereklidir.
- Fistül yolunun gütaperka ile işaretlenmesi

Radyografik İnceleme

i. Radyolüsent İşaretler

- Kırık (radyolüsent) hat: Kök fragmanlarının ayrıldığı durumda kırık hattı izlenebilir (68) (Şekil 2.4).
- Post veya kanal dolgusu boyunca izlenen dikey radyolüsent çizgiler
- Kırık hattının doğrudan görülmesi oldukça güçtür. Çünkü X ışınlarıyla görülmesi için ışınların doğrudan kırık hattından geçmesi gerekmektedir. Açılmadaki 4 derecelik değişiklikler bile DKK'nin atlanmasına neden olabilir (69).

- Çift görüntü: Kırık parçalar X ışınına paralel olarak ayrılmadığında, süperpoze olduğunda çift görüntü efekti oluşabilir.



Şekil 2.4. A,B,C) DKK'nin kendini radyolüsent hat şeklinde gösterdiği olgu örnekleri

ii. Radyoopak İşaretler

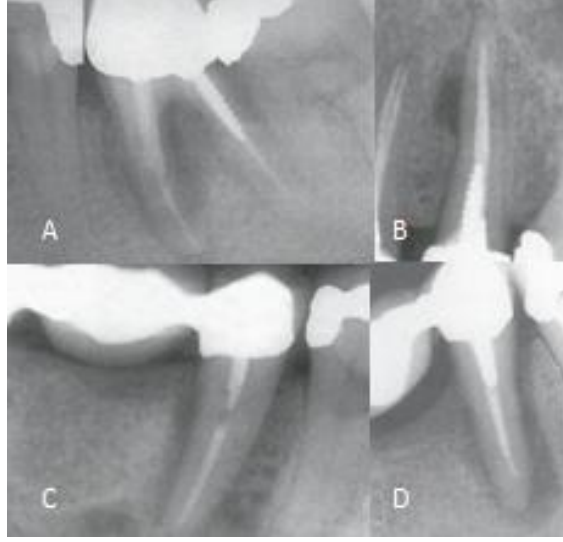
- Kanal dolgu patı veya kanal dolgusunun ekstrüzyonu: Kanal dolgusu öncesi veya esnasında kırık oluştuğunda kanal dolgu patı veya maddesinin kırık hattından taşması durumudur.
- Retrograd dolgu maddelerinin yer değiştirmesi (70,71)

iii. Kemik kaybı şekilleri

Kemik kaybının şekli kırığın yapısına ve oluşum zamanına bağlıdır.

- Periodontal ligamentte aralanma: tüm kök boyunca oluşan aralanma DKK'yi işaret edebilir.
- Hale şekilli (halo-like) kemik kaybı DKK'nin klasik bir bulgusudur (71). Radyolüsent alan tüm kök yüzeyi boyunca uzanarak "J-tipi" lezyonla sonuçlanabilir (Şekil 2.5).
- Basamak benzeri kemik kaybı: Oblik olarak uzanan kırıklarda görülebilir.
- Arka dişlerde izole horizontal kemik kaybı: meziodistal doğrultulu dikey kırıklarda bilateral horizontal kemik kaybı tek dişte oluşabilir.
- Bifurkasyonda nedensiz kemik kaybı: DKK'li molarlarda apikal patoloji ve periodontal hastalık olmadan görülen bifurkasyon bölgesindeki kemik kayıpları DKK'yi işaret edebilir.

- V-şekilli kemik kaybı: Diffüz V-şekilli kemik kaybı maksiller molarların ve mandibuler molarların dikey kök kırıklı bukkal köklerinde sık rastlanan bulgudur. Sadece tek dişi veya kökü ilgilendirdiğinde ayırt edicidir.



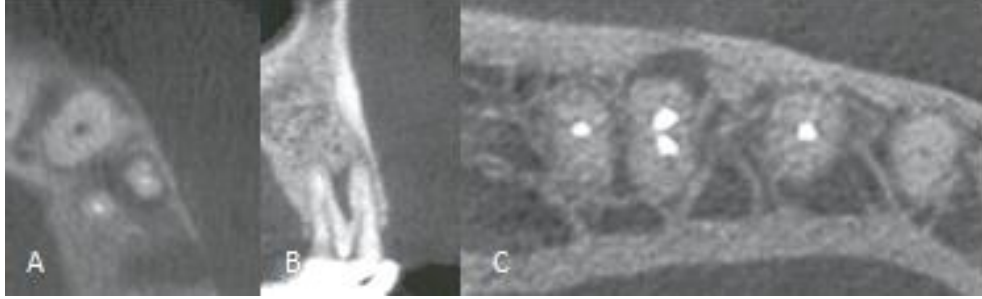
Şekil 2.5. A,B,C,D) DKK ile ilişkili kemik kaybının görüldüğü olgu örnekleri

Lustig ve diğ. (72) DKK'li dişlerde görülen tipik kemik kaybı şekillerini incelemişlerdir. Cerrahi olarak DKK varlığının gösterildiği ve sonrasında çekilen dişlerin % 90'ında kök boyunca izlenen kemik dehisensi olduğu bildirilmiştir. Maksiller molarların %10'unda ve mandibuler molarların mezial köklerinde fenestrasyon tipinde kemik kaybı görülmüştü. Erken dönemde kırıkların radyografik teşhisi olanaksızdır. DKK'nin sadece üçte biri direk radyografi ile teşhis edilebilir (69).

iv. *Bilgisayarlı Tomografi (BT)*

BT'nin dikey kök kırığının teşhisinde konvansiyonel radyografiye göre üstün olduğu gösterilmiştir (Şekil 2.6) (73). Aksiyal kesitler kırık hattına dik geldiğinden DKK'nin teşhisi kolaylaşmıştır. Ancak yüksek radyasyon ve maliyet BT'nin diş hekimliğinde kullanımını kısıtlamaktadır (74). Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KİBT) taramaları 3 boyutlu, yüksek kontrastlı görüntülerin düşük doz ve maliyetle

elde edilmesini sağlar ve endodontide BT taramalarına alternatif olarak kullanılmaktadırlar (75).



Şekil 2.6. Erken dönemde sadece bilgisayarlı tomografide görüntülenebilen DKK ile ilişkili gizli kemik kayıpları olgu örnekleri A,B) Maksiller birinci premoların bukkal kökünün yüzeyinde görülen DKK ile ilişkili radyografide izlenemeyen kemik kaybı, C) Mandibuler moların mezial bukkal kökünde bukkalde görülen DKK ile ilişkili kemik kaybı

İyileşme gerçekleşikten sonraki endodontik durum

Daha önce periapikal iyileşme göstermiş uzun zamandır klinik bulgu göstermeyen dişte yeniden radyolüseni oluşması DKK'yi işaret edebilir.

Cerrahi İnceleme

Keşifsel cerrahi prosedür, klinik ve radyografik bulgular DKK'yi güçlü bir şekilde işaret ettiğinde kesin teşhis için gereklidir. Nazik bir yumuşak doku kaldırılması kırık hattının gözlenmesi için yeterli olabilir (71).

Lazerler

Kimura ve diğ. (67) tarafından DKK'nin metilen mavisi ve DIAGNOdent kullanılarak teşhis edilebileceği önerilmiştir.

2.1.3. DKK'nin Önlenmesi İçin Dikkat Edilecek Hususlar

Eğimli bölgelerde aşırı dentin uzaklaştırılması kök yapısını zayıflatmakta ve kökü kırılmaya karşı yatkın hale getirmektedir (40). Özellikle maksiller ve mandibuler

premolar dişlerin kökleri (56) ve alt çenedeki büyük azıların mezial kökleri gibi kırılmaya yatkın bölgelerde aşırı kök kanal şekillendirmesinden kaçınılmalıdır (76).

Post boşluğu için aşırı kök kanal şekillendirilmesi yapılması, yanlış post seçimi ve kanal içi restorasyonlarının travmatik uygulanması DKK'ye sebep olabilir. Zayıf retansiyonlu postlar kök içinde stres oluşumuna sebep olabilir. Dentinle benzer elastiklik modülüne sahip fiber postların kullanımı DKK'lerin önlenmesi için önerilmektedir (29,77). Ayrıca gece plaklarının kullanımı ve kasp koruyuculu restorasyonların kullanılması önerilmektedir.

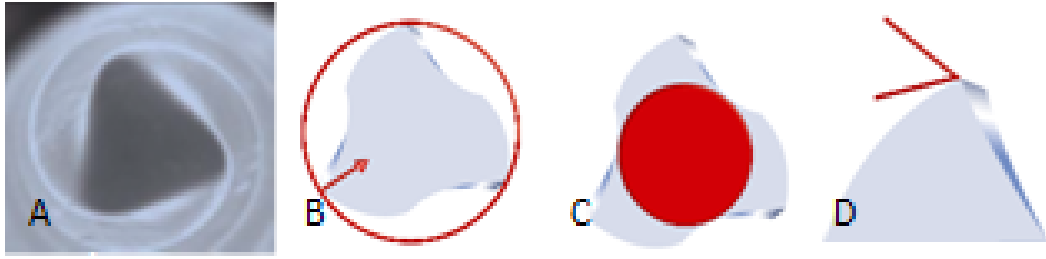
2.1.4. DKK'nin Tedavisi

DKK'li çok köklü dişlerde etkilenmiş kökün rezeksiyonu diş kurtarabilir (78). Tek köklü dişlerde DKK'nin prognozu zayıftır ve diş çekimi düşünülebilir. Yine de birçok olgu bildiriminde ön dişlerin ağızda tutulması için farklı yöntemler denenmiştir. Çekim ve bonding sonrası replantasyon anterior dişler için bir tedavi seçeneği olarak uygulanmıştır (18). Kırık parçaların birleştirilmesi amacıyla kompozit rezinler (79,80), Mineral Trioksit Agregat (80) ya da cam iyonomer simanlar (81) kullanılmıştır (17,18). Fakat bu tedavi yöntemleri çoğu zaman zayıf prognoz göstermektedir, başarılı sonuç gösterenlerin ise uzun dönem takipleri ile ilgili bildirilmiş mevcut veriler yetersizdir.

2.2. Çalışmada Kullanılan Eğeler

2.2.1. HeroShaper

HERO (**H**igh **E**lasticity in **R**otation) Shaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa)'ın adapte edilmiş yiv adım konsepti, eğenin çapraz kesit çapına bağlı olarak değişen kesici kısım uzunluğunu ve değişken yiv adım mesafesini içerir. HeroShaper sabit % 2, % 4 ve % 6 koniklik oranına ve 0.20, 0.25, 0.30 mm'lik uç çapına sahip HERO642 sisteminin geliştirilmesi ile oluşturulmuştur (Şekil2.7) (82). Bu sayede ege sisteminin esnekliği artmış, vidalanma eğilimi azalmıştır. Böylece kanalın apikal kısmının en az % 4'lük koniklik oranı ile genişletilmesine imkân doğmuştur. Kökün apikal üçlüsünde koniklik artışının kök kanal dezenfeksiyonun iyileştirilmesinde anahtar rol oynadığına dair yaygın bir görüş mevcuttur(83).



Şekil 2.7. A) HERO Shaper 0.25 %4 eğesinin uç kısmının SEM görüntüsü, B)HERO Shaper'ın üç kenarlı tasarımı, C)geniş iç koru, D) pozitif kesme açısı

Tüm sistem 9 eğeden oluşmaktadır

- Endoflare – kanal girişinin bulunması amacıyla kullanılan eğe
- % 4 koniklik oranına sahip 0.20, 0.25, 0.30 mm uç çapına sahip eğeler (Şekil 2.8)
- % 6 koniklik oranına sahip 0.20, 0.25, 0.30 mm uç çapına sahip eğeler (Şekil 2.8)
- İki adet Hero Apical isimli 0.30 mm uç çaplı ve %6 ve %8 koniklik oranına sahip eğeler

Eğelerin yiv adımı ve olukların aktif kesici kısımlarının uzunlukları eğelerin aktif kesici kısımlarının uzunluklarına göre değişkenlik göstermektedir. Bu değerler değiştirilerek eğenin direnci, etkinliği, esnekliği değiştirilebilir ve uzunluğuna, koniklik oranına bağlı olarak her eğeye en ideal oran uygulanabilir (84).



Şekil 2.8. HERO Shaper eğe sisteminin eğeleri

HERO Shaper'ın %6 koniklik oranına sahip eğeleri kanalın koronal ve orta 2/3'ünü şekillendirmek ve genişletmek için tasarlanmıştır (Şekil 2.9). Koniklik oranı %4 olan eğeler ise koronal bölgede şekillendirme yapmaksızın, kısa kesici kısım (12 mm) sayesinde apikal 1/3'lük bölümün genişletilmesi için kullanılır; bu sayede koronal bölgede eğe üzerinde gerilim olmaksızın apikal bölgenin genişletilmesine imkân tanır. HeroShaper eğe sistemi, *crown-down* tekniğiyle sürekli rotasyon modunda (450-600 r.p.m) çalışır. Eğelerin kullanım sırası, orijinal kanal şeklinin zorluğu dikkate alınarak hekim tarafından belirlenir.

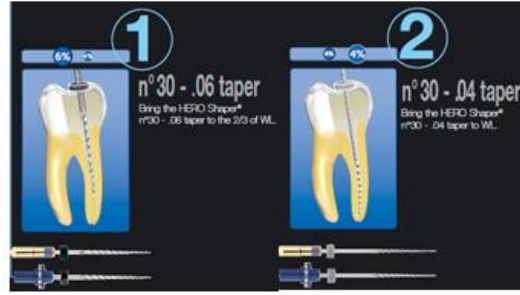


Şekil 2.9. Kesici kısmı 16mm olan %6 koniklik oranına sahip 0.25 numaralı ve kesici kısmı 12 mm olan %4 koniklik oranına sahip 0.25 numaralı HERO Shaper Ni-Ti eğeleri

Micro Mega HeroShaper kullanımında kanal zorluğuna bağlı olarak kolay, orta, zor olarak sınıflandırılan üç farklı sıralama önermektedir. Her üç sıralama için de apikal uçlünün 0.30 mm uç çapında ve %4 koniklik oranında bitirilmesi önerilmektedir (85). İrrigasyon etkinliğinin artırılması istenildiği takdirde apikal son 4 mm'lik kısmın % 6 ve % 8 koniklik oranına sahip Hero Apical eğeler ile şekillendirilme imkanı vardır (82).

“Kolay” kanal şekillendirme sıralaması: Bu sıralama herhangi bir anatomik zorluğun olmadığı geniş kanallar için tasarlanmıştır. 3 eğe içerir. Öncelikle 10/.02 veya 15/.02 mm'lik el eğeleriyle çalışma boyu belirlenir.

30/.06 numaralı eğe çalışma boyunun 2/3'ne ulaşıncaya dek dikey yönde ileri geri hareketlerle kanalda kullanılır. Kanalın apikal kısmı HeroShaper 30/.04 numaralı eğe ile aşamalı olarak çalışma boyuna ulaşıncaya dek şekillendirilir (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Kolay kanallar için HERO Shaper eğe sıralaması

Her eğe kanalın belli bir kısmını şekillendirir ve bir sonraki eğenin işini kolaylaştırır, böylece sabit koniklik oranına sahip eğelerde görülen vidalanma riski azalmış olur.

“Orta” zorluktaki kanallar için tasarlanan eğe sıralaması: Öncelikle 10/.02 veya 15/.02 mm’lik uç çaplarına sahip el eğeleriyle kanalda keşif yapılır. Eğeler kanalda basınçla kullanılmamalıdır. Çalışma boyunun belirlenmesi için bir sonraki aşama beklenebilir. HeroShaper 25/.06 numaralı eğe keşif sırasında hissedilen çalışma boyunun 2/3 ’ne kadar kullanılır. Koronal girişi engelleyen dentin kaldırıldıktan sonra el eğeleri kanalda daha kolay ilerler ve bu aşamada 15/.02 numaralı eğe ile çalışma boyu belirlenebilir. Ardından kanal çalışma boyuna kadar HeroShaper 25/.04 numaralı eğe ile şekillendirilir. Sonra da HeroShaper 30/.04 numaralı eğe ile kök kanalı çalışma boyunda şekillendirilir (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Orta zorluktaki kanallar için HERO Shaper eğe sekansı

“Zor” kanallar için uygulanan eğe sıralaması: Kök kanalı saat yönünde hareket ettirilen 6/.02, 8/.02, 10/.02 ve 15.02 numaralı el eğeleriyle çalışma boyuna

ulaşma zorunluluğu olmaksızın keşfedilir. HeroShaper 20/.06 numaralı eğe ile kök kanalı koronal 2/3'ne kadar şekillendirilir. El eğeleriyle kanal incelenmeye devam edilir. Aynı prosedür çalışma boyuna ulaşınca dek tekrarlanır. Radyografide izlenen eğimli kök kanal anatomisi varlığında el eğelerinin kök kanalında ilerletilmeden önce apikal kısımlarının eğimlendirilmesi gerekebilir.

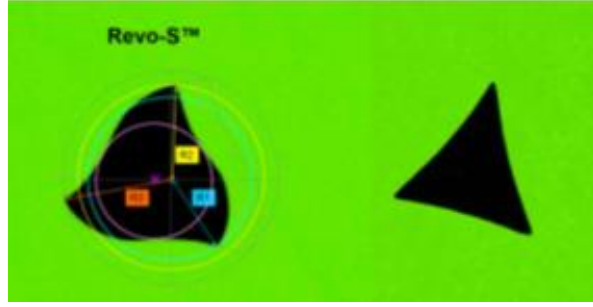
Kanal artık sırasıyla 20/.04, 25/.04 ve 30/.04 eğeleri ile çalışma boyuna kadar genişletilebilir. Her eğe arasında kanal bolca sodyum hipoklorit ile irriga edilir. Eğelerin *crown-down* prosedürü ile uygulanması kanalın her kısmının başarıyla şekillendirilmesini sağlar (Şekil 2.12). Tüm diziler, apikal şekillendirmenin 4% koniklik oranına ve 0.30 mm'lik apikal çapa sahip eğe ile tamamlanmayı kapsamaktadır. Apikaldeki konikliğin artırılması amacıyla Hero Apical 30/.08 numaralı eğe kullanılabilir.



Şekil 2.12. Zor kanallar için HERO Shaper eğe sıralaması

2.2.2 REVO-S

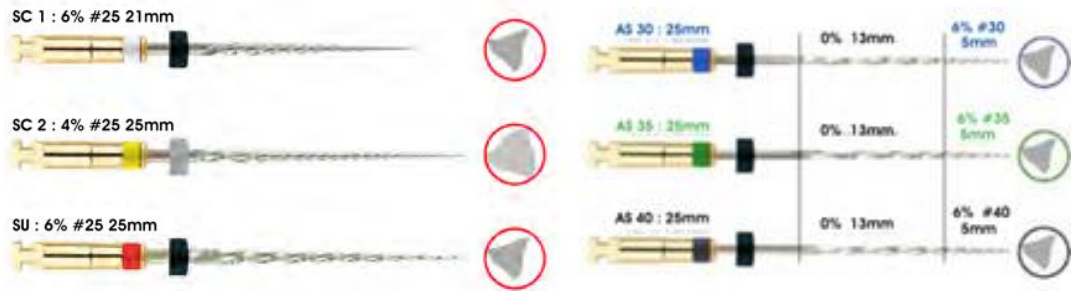
Revo-S (Micro Mega, Besancon, Fransa) eğeleri üç kesici kenara sahip asimetrik kesitli tasarımda üretilmişlerdir (86). Bu tasarımın ”snake-like” hareketi sayesinde eğimli kanallara daha iyi penetre olma, eğelerin kanalın apikal kısmına ilerleyişini kolaylaştırma gibi özellikleri kazandırdığı öne sürülmüştür. Üretici firma asimetrik kesit sayesinde eğe üzerindeki stresin ve vidalanma eğiliminin azaldığını öne sürmektedir (87). Sadece Revo-SC2 eğesi 3 eş kesici kenarlı simetrik bir kesite sahiptir. Bu tasarım özelliği sayesinde de dengeli kuvvet dağılımı oluşturularak eğenin apikal bölgeye daha iyi yönlendirilmiş penetrasyon sağlayacağı görüşü mevcuttur. Revo-S eğelerinin kesit şekli tüm eğeleri için uçtan şaft kısmına kadar ilerleyici şekilde değişmektedir. Sap kısmı da OneShape eğe tasarımını hatırlatan, 3 kesici kenarlı simetrik yapı görülmektedir (Şekil 2.13).



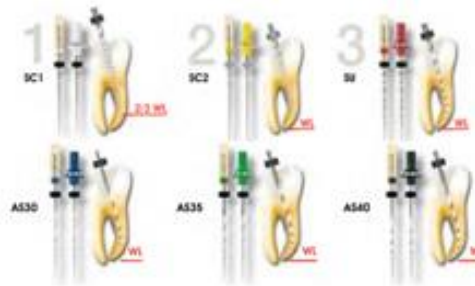
Şekil 2.13. 3 kesici kenara sahip asimetrik kesitli tasarım

REVO-S kanal şekillendirme sırası

Revo-S eğe dizisi apikal penetrasyon için sadece 2 eğe (SC1 VE SC2) ve rekapütilyasyon temizleme eğesini (SU) içerir (Şekil 2.14). Böylece apikal üçlü bölümü koniklik oranı .06 ve apikal çapı 25/100 mm olacak şekilde şekillendirilmiş olur. Şekillendirme apikal preparasyon eğeleri (AS 30, 35 ve 40) kullanılarak başlangıç foramen çapına göre tamamlanabilir (Şekil 2.15).



Şekil 2.14. REVO-S SC1 SC2 SU AS 30, AS 35, AS 40 eğeleri



Şekil 2.15. REVO-S sistemi eğe sıralaması

2.2.3 ProTaper UNIVERSAL

ProTaper Universal (DentsplyMaillefer, Ballaigeus, İsviçre) NiTi döner alet sistemleri aktif kesici kenar ve progresif koniklik tasarımına sahip ilk eğe sistemidir. Bu tasarım özellikleri ProTaper sisteminin oldukça yaygınlaşmasını sağlamıştır. ProTaper sisteminin en benzersiz özelliği tüm eğelerin kesici kısımları boyunca değişken koniklik oranlarına sahip olmasıdır. Bu kademeli koniklik esnekliğini, kesme etkinliğini ve kanalda kullanım güvenliğini arttırmıştır (88). ProTaper eğelerinin diğer bir özelliği ise kesme etkinliğini artırırken eğenin bıçağı ve dentin arasında rotasyonel sürtünmeyi azaltan konveks, üçgen kesitidir (89). ProTaper eğeleri değişken helikal açığa ve yiv adımına sahiptir, bu da eğenin kanalda sıkışmasını önler. Üç şekillendirme (Shaping) ve üç bitirme (Finishing) eğesine sahiptir (Şekil 2.16)

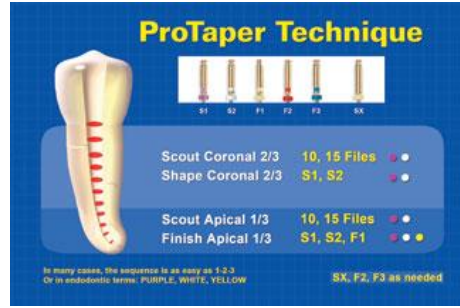
Şekillendirme eğelerinden S1 ve S2 sap kısmında sırasıyla mor ve beyaz renk kodlarına sahiptir. S1 ve S2 eğeleri D0'da sırasıyla 0.185 mm ve 0.20 mm uç çapına sahiptir; D14 maksimum oluk çapları ise yaklaşık 1.20 mm ve 1.10 mm'dir. SX eğesinin renk kodu yoktur; D0'da 0.19 mm D14'te 1.20 mm çapındadır. Şekillendirme eğelerinin koronale doğru koniklik oranları artmaktadır.

Üç bitirme eğesi F1, F2, F3 sırasıyla sarı, kırmızı ve mavi renk kodlamasına ve sırasıyla 20/07, 25/08, 30/09 D0 çap ve apikal koniklik oranlarına sahiptir. D4' ten D14 'e her bitirme eğesi koronale doğru azalan koniklik oranına sahiptir.



Şekil 2.16. ProTaper Universal şekillendirme ve bitirme eğeleri

Kanalların düzgün bir şekilde şekillendirilmesi ve kök kanal sisteminin temizlenmesi; kanalın koronal ve orta üçlüsünün öncelikli olarak genişletilip apikal şekillendirmenin sonrasında tamamlanması durumunda önemli ölçüde düzelmektedir (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. ProTaper UNIVERSAL eğe dizisi

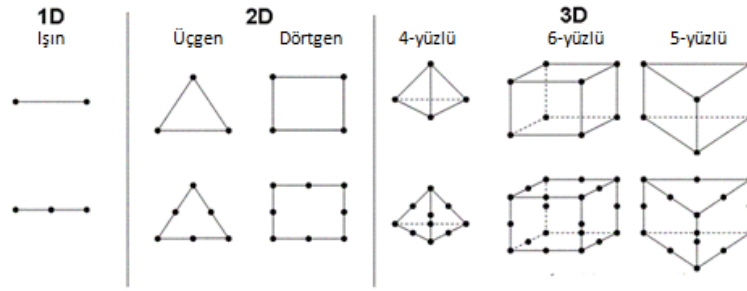
2.3. Stres Analiz Yöntemleri

Bir yapıya kuvvet uygulandığında gerilim ve deformasyon oluşur. Bu da yapının fonksiyonel yükler altındaki normal davranışdır. Ancak gerilimler aşırı değere ulaşır ve elastik limiti aşarsa, yapısal başarısızlık yani kırılma oluşabilir. Bu gerilimler direk olarak ölçülemezler ve başarısızlığın karmaşık yapılarda neden ve ne zaman oluştuğunun belirlenmesi güçtür.

Diş hekimliğinde anatomik yapıların kuvvet altında sergilediği davranışın, biyomekanik cevabın ve oluşan deformasyonların incelenmesi için stres analiz yöntemleri kullanılır (90). Bu yöntemlerde, teorik ve deneysel olmak üzere iki farklı yaklaşım uygulanır. Teorik yaklaşımlar numerik, sayısal problemlerin çözümüne dayanırken deneysel yaklaşımda oluşturulmuş olan model ya da yapı üzerine doğrudan kuvvet uygulanarak etkileri incelenir (91).

2.3.1. Stres Analiz Yöntemleri ile İlgili Kavramlar

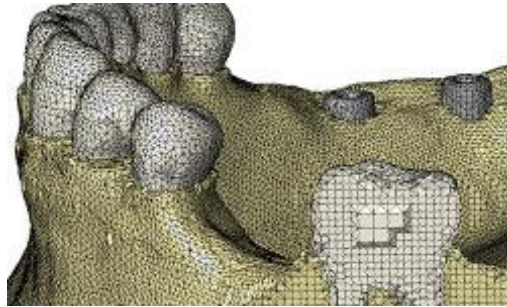
Eleman (Element): Sonlu elemanlar yönteminde modelleme aşamasında modelin geometrisi sonlu sayıda nokta, çizgi, alan, hacimlerle ifade edilmektedir. Böylece hem karmaşık hem düz objeler eleman denilen basit geometrik parçalarla temsil edilebilir. Kuvvet altındaki elemanların davranışları matematiksel yöntemle çözümlenip tüm modelin davranışı ile ilgili çıkarımda bulunulur. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o kadar gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir. Eleman tek (düz çizgi), iki (üçgen, dörtgen), üç (piramit, tetrahedral) boyutlu ve çeşitli şekillerde olabilir (Şekil2.18) (91-94).



Şekil 2.18. Sonlu elemanlar stres analizinde eleman tipleri.

Düğüm (Node): Sistem elemanlarının düğüm noktası denilen uç noktalardan birbirine bağlanması gerekmektedir. Tüm elemanlar ve düğümler numaralandırılmalıdır böylece matris bütünlüğü oluşmuş olur. Elemanlar anahtar noktalarda üst üste gelmeden birleşerek düğüm noktası oluşturmalı, çiftlenme engellenmelidir. Düğümlerdeki yer değiştirmeler problemin çözümünü verir (91,95).

Ağ Yapısının (Mesh) Oluşturulması: Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ oluşturma işlemi ile oluşturulur. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralayıp numaralanmasını sağlar. Ağ oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Düğüm noktalarında birbirine bağlı elemanlardan oluşan “ağ” incelenen cisim ifade eder (Şekil 2.19). Tüm elemanların deformasyonunun toplamı tüm yapının deformasyonunu ifade eder. Böylece geometrik olarak orantısız bir yapının bile gerilim-gerilme davranışı incelenebilir (96).



Şekil 2.19. Ağ yapısı oluşturulmuş geometrik olarak orantısız implantlı mandibula modeli

Sınır şartları (Boundary conditions): Bilgisayar programında oluşturulmuş olan elemanlar topluluğuna kuvvet uygulandığında serbest yüzey rijit bir yapı gibi davranarak deformasyon oluşturmada d6ng6sel hareketler sergiler. Bu nedenle deformasyonun incelenebilmesi için d6ğ6mlerin bir b6l6m6nde serbestlik derecesinin kısıtlanması gerekir. Bu kısıtlamalara sınır şartları denir (93).

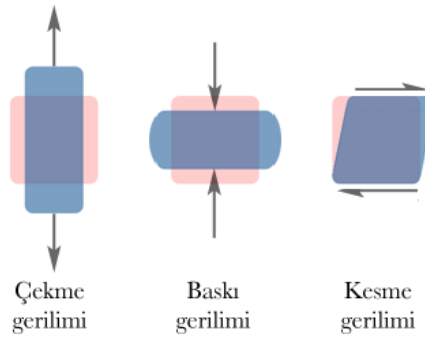
Kuvvet: Hem y6n6 hem de b6y6kl6ğ6 olan vekt6rel bir niceliktir. 6 boyutlu nesnelere uygulanan kuvvet de nesnenin d6nmesine, Şeklinin bozulmasına, basınçta deėiŐime ve bazı durumlarda hacmin deėiŐimine sebep olabilir. Birimi N'dur.

Gerilim (Stress): Katı mekaniği kapsamında kullanılan anlamıyla gerilim, birim alana etki eden kuvvet oranını temsil eder. Diş hekimliği alanında incelenen objelerin k66k boyutlu olması nedeniyle genellikle gerilim birimi olarak MPa (megapascal) kullanılmaktadır. Temelde yapıya uygulanan kuvvetin doğasına bağlı olarak 6 farklı gerilim çeŐidi vardır: bunlar uzama-çekme (tensile stresses), sıkışma-basma (compressive stresses) makaslama-kayma (shear stresses) gerilimleridir (Şekil 2.20).

Uzama-ekme Gerilimleri (Tensile stresses): Stres d6zlemine dik Şekilde materyalin karşılıklı kısımlarına ayırıcı, uzatıcı kuvvet uygulandığında ortaya çıkar. Pozitif değer olarak ifade edilebilir.

Sıkışma-Basma Gerilimleri (Compressive stresses): Stres d6zlemine dik Şekilde materyalin karşılıklı kısımlarına sıkıŐtırıcı, kuvvet uygulandığında ortaya çıkar. Negatif değer olarak ifade edilebilir.

Makaslama-Kayma Gerilimleri (Shear stresses): Materyalin stres d6zlemine paralel Şekilde iki zıt y6zeyinin birbirine paralel ve ters y6nde kaymalarını sağlayacak kuvvet uygulandığında ortaya çıkar.



Şekil 2.20. Gerilim çeşitleri

Gerilme = Birim Deformasyon (Strain): Kuvvet etkisi ile boyu değişen cisimdeki toplam boy değişikliğinin, cismin ilk boyuna oranına gerilme ya da birim deformasyon denir (Şekil 2.21). Dolayısıyla gerilme, bir malzemedeki şekil değişimini matematiksel olarak ifade edilebilmesini sağlar. Gerilim ve gerilme birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerilme bir kuvvet değil, sadece bir oransal bir değerdir birimi yoktur.

$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0}$$

Şekil 2.21. Gerilmenin matematiksel ifadesi

Gerilim-Gerilme Eğrisi (Stres-Strain Curve): Tek yönlü çekme ya da baskı testlerinde uygulanan gerilim oranına bağlı olarak malzemede oluşan ortalama gerilmenin nasıl değiştiğini gösteren eğridir. Bir malzemenin gerilim ve şekil değiştirme davranışları arasındaki ilişki o malzemenin *gerilim-gerilme eğrisi* olarak bilinir (Şekil 2.22). Her malzeme kendi özgün gerilim-gerilme eğrisine sahiptir. Bu eğriden elastiklik modülü (E) gibi tanımlayıcı özellikler elde edilebilir.



Şekil 2.22. Gerilim-gerilme eğrisi

Oransal Sınır (Proportional Limit): Gerilimin gerilmeye oranı kuralından sapmaksızın bir materyalin dayanabileceği en büyük gerilme olarak tanımlanır.

Elastiklik Modülü (Young's Modülü): Malzemenin bir kuvvet altında elastik şekil değiştirmesini ifade eder. Young modülü ya da elastiklik modülü olarak da ifade edilebilir. Elastiklik modülü artarsa malzemenin kalıcı şekil değişimi olmadan dayanabileceği kuvvet de artar. Birim şekil değiştirme ile gerilim arasındaki doğrunun eğimiyle ifade edilir, şekil değiştirmeye direncini gösterir ve malzemeye özgüdür (97).

Elastik Sınır: Oransal sınırın altındaki gerilmeler uygulandıktan sonra kaldırılırsa cisim ilk boyutlarına geri döner. Cisim oransal sınırın altında elastik davrandığı için buna elastik sınır da denir. Bu sınırı aşan gerilmelerde yapı orijinal şekline dönemeyecek ve kalıcı bir deformasyon oluşacaktır.

Poisson Oranı: Cisim bir yönde kuvvet uygulandığında, bir yönde kısalırken diğer yönde uzama gösterir. Cismin enine birim deformasyonun, boyuna birim deformasyona oranına Poisson Oranı denir. Bu değer her materyal için farklıdır ve elastiklik modülü gibi ayırt edici bir özelliktir (97).

Asal Gerilim Değerleri (Principal Stress): SESA sonucu oluşan veriler maksimum minimum "*Principal Stress*" olarak ifade edilebilir. Asal gerilmeler kullanıldığında çekme (pozitif) ve sıkışma (negatif) stres alanları ayrılabilir. Maksimum asal gerilim pozitif bir değer olup en yüksek çekme gerilimini ifade eder, minimum asal gerilim ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma gerilimini gösterir. Özellikle çekme ve gerilme dayanımı farklı olan diş, dental materyaller gibi kırılma dayanımının belirlenmesinde çekme stresleri çok daha etkin olduğundan "*Principal stress*" kriterlerinin kullanılması önerilmektedir (33-35).

Von Mises Stresleri: Von Mises stresleri, sünen (esneyen) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises stresleri, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin ortalama çekme dayanıklılığını verir. Von Mises stresleri, kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır. Stres analizi sonucunda elde edilen stres bulguları genellikle dental materyallerdeki makaslama streslerini yansıtan Von Mises kriterlerine göre yapılır. Bu tip stresler bütün stres alanına dayanır ve hasar oluşturma ihtimalinin bir göstergesidir (95).

2.3.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

1. Gerinim ölçer ile analiz (strain gauge)
2. Fotoelastik analiz (98,99)
3. Holografik interferometre ile analiz (Lazer ışınli kuvvet analiz yöntemi)
4. Kırılğan vernikle kaplama
5. Sonlu elemanlar stres analizi
6. Termografik stres analizi
7. Radyoteleometri ile kuvvet analizi (100)

Diş hekimliğinde inleylerin, kronların, sabit protezlerin, hareketli protezlerin (101), endodontik postların (102) ve de implantların (103) stres analizleri incelenmiştir. Bunların yanı sıra diş, kemik ve oral dokuların da stres analiz çalışmaları mevcuttur (104,105). Dental yapılarda uygulanan stres analizlerinin çoğu fotoelastik teknikle yapılmıştır. Fotoelastik tekniğin avantajları üç boyutlu yapı üzerinden stresleri ölçebilmesi ve stres yoğunluğunu belirleyebilmesidir; fakat limitli kantitatif veri sağlamaktadır. Gerinim ölçer ile yapılan ölçümlerde sadece *gauge*'un yer aldığı bölgedeki gerilme (strain) verileri doğru olarak belirlenebilmektedir (Şekil 2.23) (106).

SESA dışındaki yöntemler incelenen örneğin içyapısında oluşan gerilimler hakkında sınırlı bilgi verir (107). SESA kullanıldığında matematiksel modelin her lokalizasyonunda detaylı kantitatif veri elde edilebilmektedir (106,108). Dolayısıyla stres analiz yöntemleri içinde SESA değerli analitik bir yöntem olarak öne çıkmaktadır.



Şekil 2.23. Gerinim ölçer yönteminde diş yüzeyine yerleştirilen *gauge* 'lar

2.3.3. SESA Yöntemi

Biyomedikal alanındaki araştırmalar canlı örnekler üzerinde uygulandığında birçok etik ve maddi sorunu gündeme getirmektedir. Canlılar üzerinde yapılan deneylerin risklerini ortadan kaldırmak ve maliyeti düşürmek istendiğinde sanal modeller ve simülasyonlar kaçınılmaz olmuştur (109,110). Bu sebeple SESA yöntemi tıp ve diş hekimliği alanında giderek popülerlik kazanmıştır.

SESA'nın temeli 1940-1950'ler arasında ortaya çıkmıştır. SESA *R. Courant* (111) tarafından ilk olarak 1943'te geliştirilmiştir. 'Sonlu Eleman' tanımı 1960'lı yıllarda kullanıma girmiştir. SESA fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir (111). İlk kullanımı havacılıkta gerçekleşmiş sonrasında inşaat mühendisliği, mühendislik alanları, biyomedikal alanlarda yaygın kabul görmüştür. SESA karmaşık yapıların materyal özelliklerine dayanarak yapılan sayısal mühendislik analizidir. Örneğe kuvvet uygulandığında stres dağılımlarının belirlenmesi için kullanılır. Yeni ürün tasarımı veya mevcut ürünün iyileştirilmesi amacıyla da kullanılır (112). SESA yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır. Dental yapıların deneysel stres analizi son 50 yıl boyunca araştırma konusu olmuştur. Bu araştırmaların amacı stres dağılımının belirlenmesi ve bu yapıların mekanik dayanıklılığının artırılmasıdır (113).

Sanayide iki tip analiz kullanılmaktadır: 2-boyutlu modelleme ve 3-boyutlu modelleme. İki-boyutlu modelleme analizleri nispeten daha sıradan bilgisayarlarda yapılabilir, fakat elde edilen sonuçların doğruluğu tartışılabilir. Üç-boyutlu modelleme sonuçların gerçekliğini arttırmaktadır (114). Oluşturulan lineer sistemler de daha az

karmaşıktır ve plastik deformasyonu hesaba katmazlar. Lineer olmayan analizler ise tam tersi plastik deformasyonu ve birçok özelliği göz önünde bulundurur. Bu analizlerin uygulanabilirliği karmaşık hesaplamaları yapabilen bilgisayarların gelişmesiyle artmıştır.

Sonlu Eleman Metodu 2 temel basamaktan oluşur:

1. Sonlu Eleman Modellerinin Oluşturulması:

a) Geometri ve Katı Modelleme

SESA'nın ilk aşaması geometrinin sanal temsilinin oluşturulmasıdır (92). Modeller manuel olarak oluşturulabildiği gibi BT taraması veya MRI görüntüleme ile de oluşturulabilir. Cisimlerin katı modellemesi için CAD (Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır. İki ve üç boyutlu modeller oluşturulabilir. Üç boyutlu modelleme ile gerçek anatomik özellikler modele titizlikle aktarılabilir (93).

μBT Taraması Yolu İle Model Oluşturulması

Bir dişin 3 boyutlu geometrisi iki yolla oluşturulabilir. Eski geleneksel yol dişin kırmızı epoksi rezine gömülmesinden ve uzun aksına dik olacak şekilde kesitler alınmasından oluşmaktadır. Sonraki aşamada dijital olarak fotoğraflanmakta ve bu kesitlerden yola çıkılarak uygun bilgisayar yazılımı aracılığıyla dişin 3 boyutlu geometrisi kurulmaktadır (115). Katı model SESA programına aktarılarak, 3 boyutlu ağ işlemi uygulanmakta ve stres analizi gerçekleştirilmektedir (106,116).

Diş ve kemik yapıları basitleştirilmiş geometrik temsilleri ile simüle edilemeyeceğinden fakat anatomik bir şekli ve tabakalı yapısı olduğundan, canlı dokunun geometrik yapısı esaslı ağlanmış algoritmalarının diş ve kemiklerin karmaşık katı modellerinin BT görüntüleriyle oluşturulması daha uygundur. Benzer yaklaşım μ BT kullanılarak diş, dental restorasyon, implant gibi küçük objelerin daha gerçeğe yakın sonlu eleman modellerinin oluşturulması için de kullanılabilir (117).

μ BT tekniğinin kullanımı hem diş hem kemiğin çok daha dakik ve kusursuz bir modelinin oluşmasına imkân verir (118). Dişin μ BT taraması sonrasında mine, dentin, pulpa yapıları piksel gri skalasına veya mineral yoğunluğuna göre parçalara ayrılabilir.

2. SESA

a) *Hazırlık Safhası (Pre-processing stage):*

- Problemin Belirlenmesi
- Tercihlerin Yapılması
- Eleman Tipinin Belirlenmesi
- Materyal Özelliklerinin Atanması: Elastiklik modülü, Poisson's oranı
- Ağ Yapısının Oluşturulması
- Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

b) *Çözüm Safhası (Solution stage) :* Bu aşamada bilgisayar yazılımı sistemin linear cebirsel denklemlerini çözerek HOOKE'un kanuna göre gerilmelerden yola çıkar stres ölçümlerini yapar.

c) *Sonuç Safhası (Post-processing stage) :* Bu aşamada sonuçların belirlenmesi, teyidi gerçekleştirilir. Çözüm safhasında elde edilen veriler aşağıda verilen üç tipte incelenebilir (119):

- Grafik Verisi
- Sayısal Veri
- Animasyonlaştırılmış Veri

SESA'nın Avantajları (91,120)

1. İn-vivo ve *in vitro* deneylerin yerine standardizasyonun zor olduğu koşullarda kullanılabilir
2. Noninaziv numerik bir yöntemdir, koşulların gerçeğe yakın şekilde simule edilmesini sağlar
3. Kullanılan materyallerin gerçek fiziksel özellikleri programa aktarılabilir. *in-vitro* olarak oral yapıyı simule etmeye en çok yaklaşan yöntemdir.
4. Farklı yapıda materyalleri barındıran objelere uygulanabilir.
5. İncelenen objenin istenen her noktadaki gerilimi ölçülebilir (107)
6. Muntazam geometri göstermeyen katı yapılara hem lineer hem lineer olmayan şekilde uygulanabilir
7. Statik ve dinamik analizlere imkân tanır
8. İstenilen sayıda tekrarlanabilir, tekrarlama işlemi incelen objenin fiziksel özelliklerini bozmaz

9. Stres tipinin, stres dağılımının ve yer değiştirmelerin birlikte ve çok duyarlı olarak 3 boyutlu elde edilebilmesini sağlar
10. Deneysel aracın kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilir (121-123)
11. Anizotropik ve homojen olmayan materyallerin gerilim dağılımları düğüm ve materyal özelliklerinde uygulanan değişikliklerle incelenebilir.
12. Diş ve periodontal doku gibi karmaşık anatomili dokuların modellenmesine imkân tanır tedavi ile ilgili erken önlemlerin alınmasını sağlayabilir (124).
13. *in-vitro* olarak uzun zaman alacak çalışmalar daha kısa sürede tamamlanabilir.

SESA'nın Dezavantajları (91)

1. Genellikle analizin sadeleştirilmesi için tüm materyallerin lineer, izotropik ve elastik kabul edilmesi gerekmektedir. Dentin ve kemik yapısının homojen olmaması nedeniyle model gerçeği sadeleştirilmiş şekliyle yansıtır.
2. Çatlama, kırılma davranışları oransal sınırın üzerinde yüklemeler gibi karmaşık olayların uygulamasında zorluklar vardır.
3. İnsan dokularının simülasyonu karmaşık yapısı ve mekanik davranışlarının tam bilinmemesi nedeniyle zordur. Bazı ön kabuller gerektirir.
4. Malzeme parametreleri veya katsayıları iyi tanımlanmışsa sonuçlar gerçekten uzaklaşacaktır.
5. Çok iyi kapasiteli bilgisayara ve uzun zamana ihtiyaç vardır.
6. Elde edilen sonuçların gerçeğe yakın olabilmesi için ortamın bölünmesi ve fazlaca girilen bilgiler hatasız olmalıdır.
7. Program verileri iyi kontrol edilmelidir.
8. Formülasyonda kullanılan varsayımlar, tahmini sayısal zorluklar ve malzeme özelliklerindeki hatalara özellikle dikkat edilmelidir (123).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

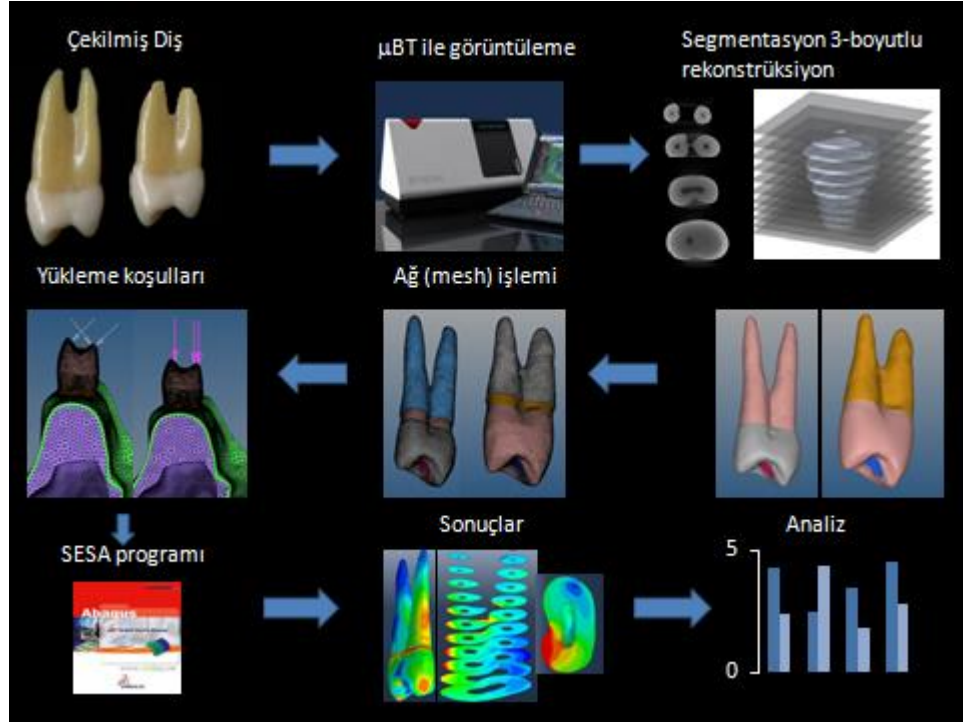
Bu *in vitro* çalışma GO 15/324 nolu, 13.05.2015 tarihli Tıbbi Araştırmalar Yerel Etik Kurulu raporu ile Tıbbi Etik açıdan uygun bulunmuş (Ek-1) ve Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından THD-2015-6991 numaralı proje ile desteklendi. Çalışmamızın örnek hazırlama aşamaları Hacettepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, örneklerin μ BT tarama aşamaları Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı ve üç boyutlu model oluşturulması ve analiz aşaması Gürsan (Gazi Osman Paşa, Ankara, Türkiye) şirketi tarafından gerçekleştirildi.

Kısa ve uzun köklü iki adet çekilmiş maksiller birinci premolar dişlerin μ BT görüntülerinden 12 mm ve 16 mm kök uzunluğuna sahip iki adet iki köklü sağlam diş modeli oluşturuldu (Şekil 3.1). Üç adet tek köklü diş mine sement sınırından kronları uzaklaştırıldı ve Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa) (0.30; % 4), REVO-S AS-30 (0.30; % 6) (Micro-Mega, Besançon, Fransa), ProTaper Universal F3 (0.30; % 9) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğeleriyle genişletildi. Şekillendirilmiş üç adet kökün μ BT görüntülerinden her ege grubunun kanal formu elde edildi. Sağlam diş modellerinin orijinal kanalları üç kanal formundan biriyle yer değiştirilerek şekillendirilmiş maksiller premolar modelleri elde edildi. Böylece altı adet kanal tedavisi tamamlanmış restore edilmiş ve iki adet sağlam iki köklü maksiller birinci premolar diş modelleri elde edildi.

Fonksiyonel okluzal yükleri taklit edecek şekilde üç noktadan bukkal kaspın palatinal yüzeyine, palatinal kaspın bukkal ve palatinal yüzeyine 45 derecelik açı ile oblik ve aynı üç noktadan dikey 90 derecelik açı ile dikey kuvvetler uygulandı. Maksiller 1. Premolar dişlerin köklerinde meydana gelen gerilimler üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar stres analizi ile incelendi.

Üç farklı egeinin oluşturduğu şekillendirme morfolojisinin maksiller iki köklü premolar dişlerin stres dağılımı üzerindeki etkisi üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak bilgisayar ortamında değerlendirildi. Matematiksel olarak sonlu sayıda elemana bölünerek, cebirsel bir matris haline getirilen modeller, *ABAQUS 6.14* (Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc., Pawtucket, RI, ABD) bilgisayar programı yardımı ile çözüldü. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bilgisayarda çözümü için katı modelleme (*solid modelling*), ağ yapısının oluşturulması (*mesh generation*),

eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi (*elements and nodes*), sınır koşullarının tayini (*boundary conditions*), modelin çözümü (*model solution*), analizlerin gösterimi (*postprocessing*) aşamaları takip edildi.



Şekil 3.1. Kısık ve uzun köklü çekilmiş maksiller premolar dişlerden yola çıkılarak modellerin SESA'ya kadar geçirdiği aşamalar

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışma için kök uzunluğu yaklaşık 12 mm ve 16 mm olan iki adet çift köklü çekilmiş maksiller birinci premolar ve üç adet düz tek köklü dairesel kesite sahip çekilmiş mandibuler premolar diş seçildi. Seçilen tek köklü dişlerin dar ve tek dairesel kanallı olmasına dikkat edildi. Tek köklü dişlerin kronları uzaklaştırılarak çalışma boyu 16 mm olacak şekilde standardize edildi. Birinci tek köklü diş HeroShaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa) eğe sistemiyle zor kanallar için belirlenen eğe sıralaması uygulanarak genişletildi. Kanalin koronal 2/3'lük bölümü (0.20;% 6) eğesiyle genişletildi, apikal bölge ise kesici kısmı 12 mm olan (0.20;% 4), (0.25;% 4), (0.30;% 4) eğeleriyle genişletildi.

İkinci tek köklü diş REVO-S (Micro-Mega, Besançon, Fransa) sistemiyle genişletildi. Kanalın koronal 2/3'lük bölümü (0.25;% 6)-SC1 eğesiyle genişletildi. Apikal bölge sırasıyla (0.20;%4)-SC2, (0.25;% 6)-SU ve AS-30 (0.30;% 6) eğeleriyle genişletildi.

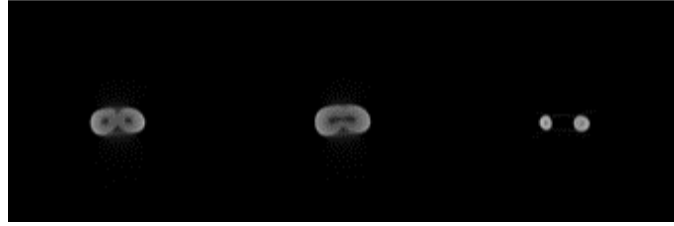
Üçüncü tek köklü diş ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemiyle genişletildi. Kanalın koronal 1/3'lük bölümü SX eğesiyle genişletildi. S1,S2,F1,F2,F3 eğeleri çalışma boyunca kullanılarak genişletme tamamlandı.

3.2. Mikro-BT Taraması

Modellemeye rehberlik etmesi için seçilen yaklaşık 12 mm ve 16 mm kök boylarına sahip işlem görmemiş iki adet iki köklü maksiller premolar diş ve şekillendirilmiş tek köklü üç diş, mikro BT cihazının (Skyscan 1174, Skyscan, Kontich Belçika) (Şekil3.2) tarayıcı bölmesine patafix aracılığı ile sabitlendi. 800 mikroamper (uA), 50 kilovolt (kV) ve 40.89 mikro metre piksel boyutlarında alan düzeltmesi ayarlanıp kaydedildikten sonra, her bir örnek aynı alan düzeltme ayarları ile tarandı. MikroBT'nin rotasyon basamağı $0,7^{\circ}$ ayarlanmış, her biri 2300 milisaniye (ms) maruziyete kalacak şekilde 3 frame ve her bir örnek 180 derece rotasyonlu tarama yapılacak şekilde belirlendi. Tarayıcının 1280 x 1024 piksel CCD sensörü 2 boyutlu tarama verilerini bağlı olduğu bilgisayara aktardı. Bu tarama aşamasında elde edilen ham verilerin daha sonraki rekonstrüksiyonları üreticinin sağladığı NRecon (NRecon versiyon 1.6.9.4, Skyscan, Kontich, Belçika) yazılımı ile yapıldı. Rekonstrüksiyon sırasında ışık sertleşme oranı %40, halka *artifact redüksiyon*, *smoothing*, *frame avering* her bir örnek için bireysel olarak uygun değer değere ayarlandı. Ham verilerin rekonstrüksiyonu sonucu 8 bit gri değer imajları elde edildi (Şekil 3.3).



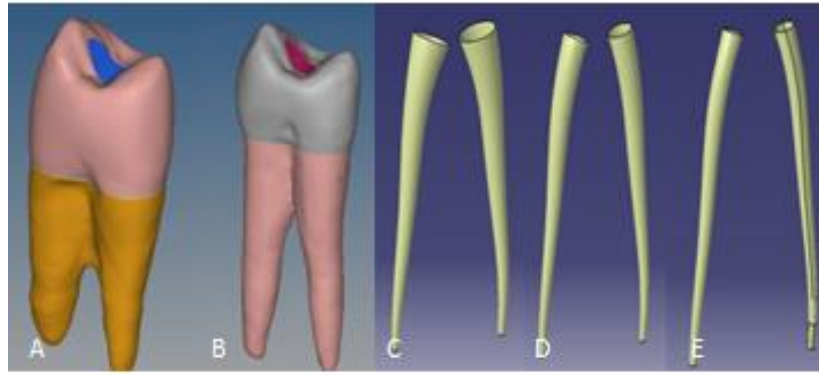
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan SkyScan 1174 µBT tarama cihazı



Şekil 3.3. SkyScan 1174 µBT tarama cihazından elde edilene bmp formatındaki dosyalar

3.3. Katı Modelleme

Dişlerden µBT ile 33 mikron aralıklarla alınan kesitlerden elde edilen bmp dosyalarından üç boyutlu model oluşturmak amacıyla MIMICS 10.01 (Version 10.01, Materialise, Belçika) yazılımı kullanıldı. Oluşturulan datanın kalitesini arttırmak için (*remeshing ve triangle reduction*) GOM (Braunschweig, Almanya) inspect remeshing modülü kullanılarak *stl* formatında data oluşturuldu. GOM inspect (Braunschweig, Almanya) yazılımından *stl* formatında alınan kalitesi arttırılmış datayı CATIA (Dassault System, Suresnes Cedex, Fransa) yazılımı içerisinde geometrik CAD dataya çevrildi. Datalar sonucunda 12 ve 16 mm kök boylarına sahip birinci maksiller premolar dişlerin üç boyutlu modelleri ve tek köklü dişlerden yola çıkarak eğelerin oluşturduğu kanal morfolojisi oluşturuldu. Sağlam premolar modellerin kök kanal pulpası üç ege tipinden birinin oluşturduğu formla yer değiştirilerek x, y, z doğrultularında tam merkez konumlarının çakışması sağlandı (Şekil 3.4). Böylece üç farklı eğenin oluşturdukları kanal formu, mikro-BT görüntülerinden yola çıkılarak elde edilmiş olan sağlam diş modelleri üzerine entegre edildi.



Şekil 3.4. A) 12 mm kök boyuna sahip maksiller iki köklü premolar modeli, B) 16 mm kök boyuna sahip maksiller iki köklü premolar modeli, C) tarama sonucu elde edilen ProTaper kanal formu, D) tarama sonucu elde edilen Revo-S kanal formu, E) tarama sonucu elde edilen HeroShaper kanal formu

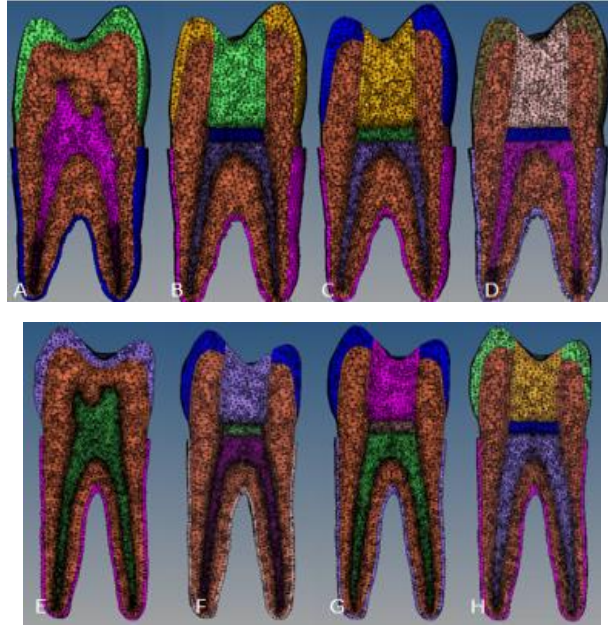
Çalışma kapsamında iki sağlam diş modeli ve 6 adet kanal tedavisi uygulanmış bifurkasyonlu maksiller premolar diş modeli oluşturuldu (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Çalışma için oluşturulmuş olan modellerin özeti

SAĞLAM12	İşlem uygulanmamış çalışma boyu 12 mm olan maksiller birinci premolar modeli
HERO12	HeroShaper ile genişletilmiş çalışma boyu 12 mm olan maksiller birinci premolar modeli
REVO12	Revo-S ile genişletilmiş çalışma boyu 12 mm olan maksiller birinci premolar modeli
PRO12	ProTaper Universal F3 ile genişletilmiş çalışma boyu 12 mm olan maksiller birinci premolar modeli
SAĞLAM16	İşlem uygulanmamış çalışma boyu 16 mm olan maksiller birinci premolar modeli
HERO16	HeroShaper ile genişletilmiş çalışma boyu 16 mm olan maksiller birinci premolar modeli
REVO16	Revo-S ile genişletilmiş çalışma boyu 16 mm olan maksiller birinci premolar modeli
PRO16	ProTaper Universal F3 ile genişletilmiş çalışma boyu 12 mm olan maksiller birinci premolar modeli

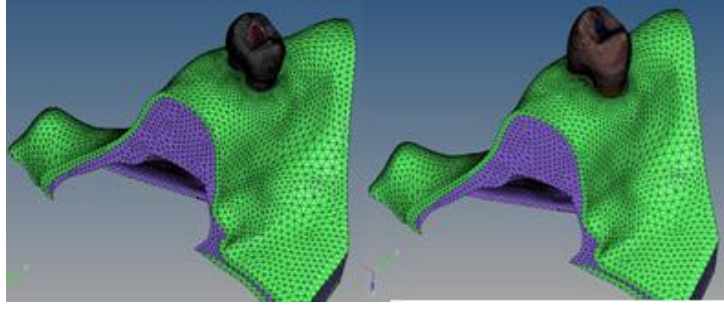
Klinik uygulamalar göz önünde bulundurularak HERO12, REVO12, PRO12, HERO16, REVO16, PRO16 modellerine okluzal endodontik kavite girişi

modellenmiştir. SAĞLAM12 ve SAĞLAM16 modelleri işlem uygulanmamış dişi temsil ettiğinden dolayı değişiklik yapılmadı. HERO12, REVO12, PRO12, HERO16, REVO16, PRO16 modelleri kök kanalları mine sement hattının 1mm apikalinden apekse kadar guttaperka ile doldurulmuş, guttaperkanın koronali 1 mmlik rezin modifiye cam iyonomer tabakası ile ve üst restorasyonu kompozit ile tamamlanmış olarak modellendi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Çalışma için hazırlanan modeller: A) SAĞLAM12, B) HERO12, C) REVO12, D)PRO12, E)SAĞLAM16, F) HERO16, G) REVO16, F) PRO16

İnce sement yok sayılmış ve kök yapısının sadece dentinden oluştuğu varsayıldı. Tüm modeller için periodontal ligament 250 µm kalınlığında yumuşak sıkışmaz bir madde olarak ve mine-sement birleşiminin 1,5 mm apikalinde sonlanacak şekilde modellendi. Aynı şekilde tüm modellerde periodontal ligament çevresinde alveolar kemik maksilla anatomik formundan yola çıkılarak simüle edildi (Şekil 3.6). Kortikal kemik kalınlığı 1mm olarak düzenlendi. Dentin ve diğer dokuların tipik materyal özellikleri literatürden derlenerek modeller oluşturuldu.



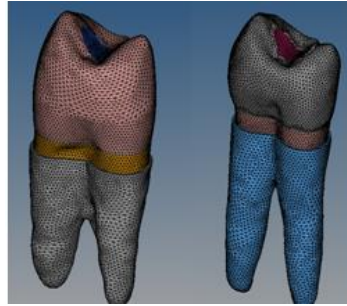
Şekil 3.6. Maksilla içine yerleştirilmiş modellerin görüntüsü

3.4. Ağ Yapısının Oluşturulması

Dentin, mine, ve kanalları belirlenmiş cad datadadan ağ yapısı oluşturma işlemi ABAQUS 6.14 (Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc., Pawtucket, RI, ABD) yazılımı ile yapıldı (Şekil3.7). Analizde kullanılan tüm materyaller homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edildi. Kullanılan eleman tipi tetrahedraldir. Materyallerin ve dokuların elastisite modülleri ve Poisson oranları aşağıdaki Tablo 3.2.'de verilmiştir. Tablo3.3'te görüldüğü gibi her model için yüksek sayıda eleman düğüm sayısı kullanıldı. Değerler literatürden yola çıkılarak atandı. Elastisite modül değerleri mine için 84.10×10^3 MPa, (125), dentin için 18.6×10^3 (126), pulpa için 6.8 MPa (127) periyodontal ligament için 68.9 MPa (126), kortikal kemik için 13.7×10^3 (126), trabeküler kemik için 1.37×10^3 (126), kompozit rezin için 16.6×10^3 MPa (128), guttaperka için 70 MPa (129), cam iyonomer siman için 10.6×10^3 MPa(130) olarak girildi.

Tablo 3.2. Materyallerin elastiklik modülleri ve Poisson oranları

	ELASTİSİTE MODÜLÜ (MPa)	POISSON ORANI
Mine	84.10×10^3	0.3
Dentin	18.6×10^3	0.31
Pulpa	6.8	0.45
Periyodontal ligament	68.9	0.45
Kompozit rezin	16.6×10^3	0.24
Guttaperka	70	0.40
Cam iyonomer siman	10.6×10^3	0.30
Kortikal kemik	13.7×10^3	0.30
Trabeküler kemik	1.37×10^3	0.30

**Şekil 3.7.** Ağ yapısı oluşturulmuş (mesh) 12 ve 16 mm kök boyuna sahip maksiller birinci premolar diş modelleri**Tablo 3.3.** Eleman ve düğüm sayısını gösteren tablo

	12 MM		16 MM	
	Eleman	Düğüm	Eleman	Düğüm
Sağlam diş	732677	129887	886349	158637
Heroshaper	672097	119659	954036	169897
Revo-s	648689	115724	942353	167955
ProTaper	586933	105211	877288	156958

3.5. Sınır Koşullarının Tayini (Boundary Conditions)

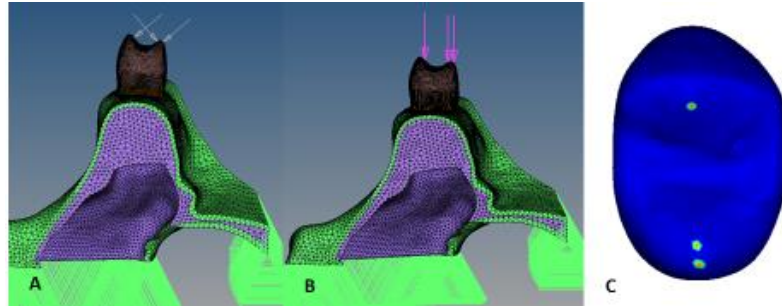
Çalışmamızda statik SESA yöntemi tercih edildi. Diş yapısı elastik limitleri dâhilinde kuvvet aşamalı olarak maksimum değerine ulaşıncaya dek uygulandı. Yükler sabit kaldığında ve SESA modelinin hesaplamaları varyasyon göstermediğinde SESA uygulandı. Bu çalışmada modellerin düğümleri alveolar kemiğin laterallerinden ve üst bölgelerinden 6 derecelik serbestlik derecesi ile sabitlendi (Şekil3.8.)

3.6. Yükleme Koşulları

Hazırlanan modellere kron üzerinden uygulanan yükler iki farklı şekilde verildi.

Oblik yükleme: Yükleme koşulları fonksiyonel okluzal yükleri taklit edecek şekilde üç noktadan: bukkal kaspın palatinal yüzeyine, palatinal kaspın bukkal ve palatinal yüzeyine 45 derecelik açı ile toplam 200 N'luk statik yükler ile uygulandı (Şekil 3.8).

Dikey yükleme: İkinci yükleme koşulunda aynı 3 noktadan dikey toplam 200 N'luk statik yük uygulandı (Şekil3.8).



Şekil 3.8. Oblik ve Dikey Yükleme Koşullarında Uygulanan Yüklerin Doğrultusunu Gösteren Resimler A) Oblik Yükleme B) Dikey Yükleme C) Yükleme noktaları

3.7. Sonuçların Değerlendirilmesi

Analiz koşturulması ve sonuç görüntüleme işlemleri ABAQUS 6.14 (Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc., Pawtucket, RI, ABD) yazılımı ile yapıldı. Statik lineer analiz gerçekleştirildi, tüm kullanılan materyaller lineer, izotropik, homojen kabul edildi. Dikey kırık çekme (tensile) gerilimleriyle daha ilişkili olduğundan uygulanan kuvvetler ile meydana gelen maksimum asal gerilim (Max. Principal Stres, Pmax) ve minimum asal gerilim (Min. Principal Stres, Pmin) değerleri ayrı ayrı hesaplandı. Pmax verileri çekme gerilimlerini, Pmin verileri sıkışma gerilimlerini göstermektedir. Elde edilen veriler animasyonlaştırılmış veri şeklinde sunulmuştur. Pmax değerleri pozitif değerlerle ifade edilir ve renk skalasında sarı, turuncu, kırmızı renklerle gösterilmiştir. Pmin değerleri ise negatif değerlerle ifade edilmektedir ve renk

skalasında mavi renklerle gösterilmiştir. Olası çatlak hatlarının belirlenmesi için Pmax gerilimlerinin doğrultuları modeller üzerinde incelendi. Oblik yükleme koşulu için 11 MPa üzerinde Pmax, dikey yükleme koşulu için 30 MPa altında Pmin değerlerine ulaşan elemanların hacimleri hesaplandı.

Literatürde SESA sonucunda ulaşılan verilere istatistiksel analiz uygulanmamaktadır çünkü bu veriler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıkmışlardır. Elde edilen veriler literatür bilgileri doğrultusunda değerlendirilir.

4. BULGULAR

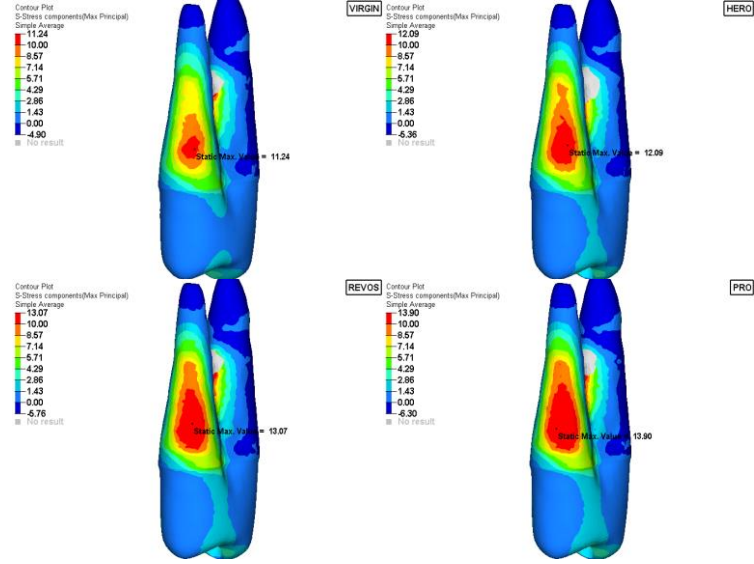
4.1. 12 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları

Oblik yüklemde 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerde palatinal kökün servikal palatinal dış kök yüzeyinde Pmax gerilimleri (Şekil 4.1-4.4) oluşmuştur. Ölçülen Pmax değerleri Tablo 4.1.'de özetlenmiştir.

Tablo 4.1. 12 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Pmax ve Pmin Değerleri

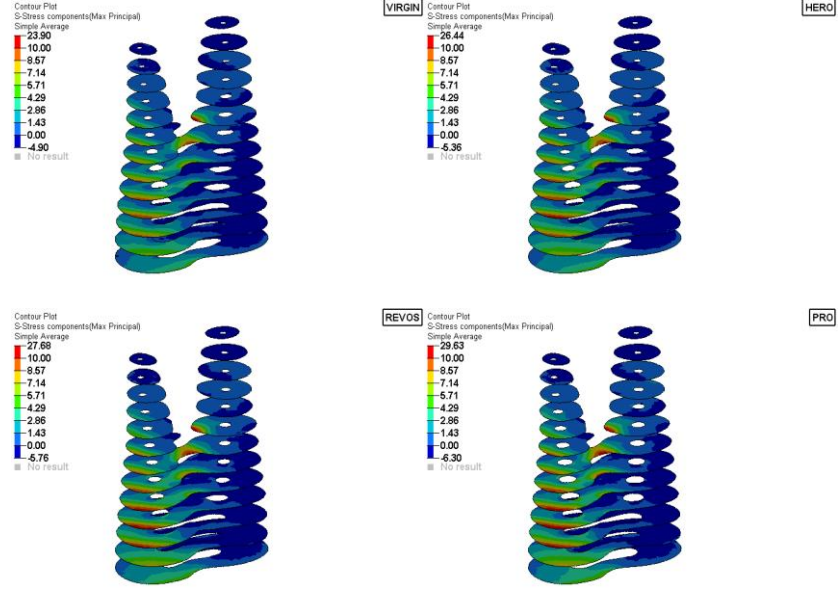
Model Tipi	Pmax Değerleri	Pmin Değerleri
SAĞLAM 12	11.24 MPa	-28.69 MPa
HERO 12	12.09 MPa	-30.38 MPa
REV012	13.07 MPa	-32.97 MPa
PRO12	13.90 MPa	-33.71MPa

Modeller arasında belirgin bir fark bulunmamaktadır (Şekil 4.1.). Fakat Pmax değerleri Sağlam diş modeli için en düşüktür (11.24 MPa), ProTaper modelinde en yüksektir (13.90 MPa) (Şekil 4.1.).

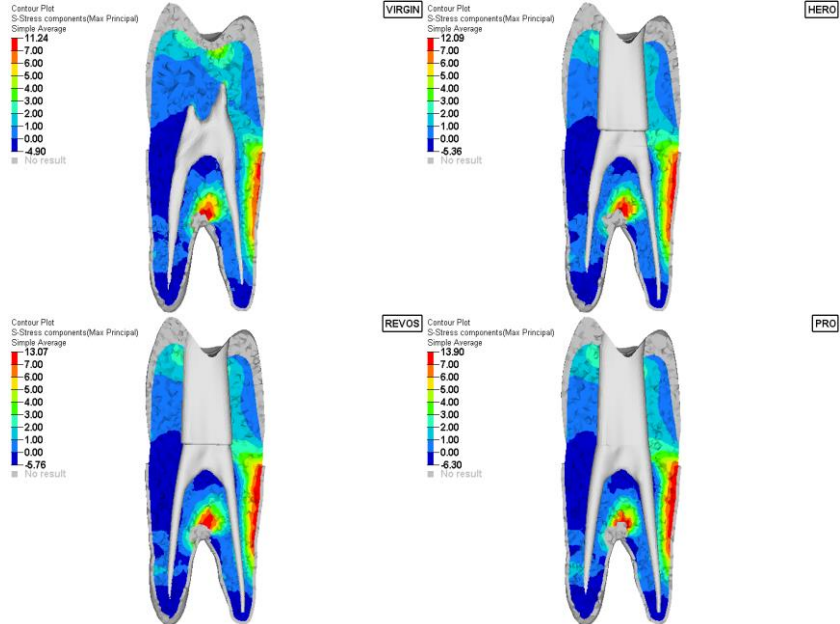


Şekil 4.1. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmax gerilimleri

Bukkal kökün bifurkasyon bölgesinde özellikle palatinal tarafında da Pmax gerilimleri ölçülmüştür (Şekil 4.2, 4.3)

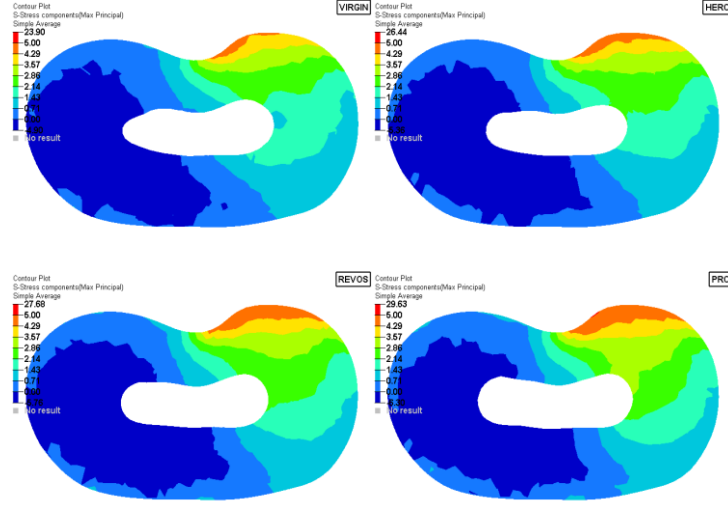


Şekil 4.2. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin kesitsel görüntüsü



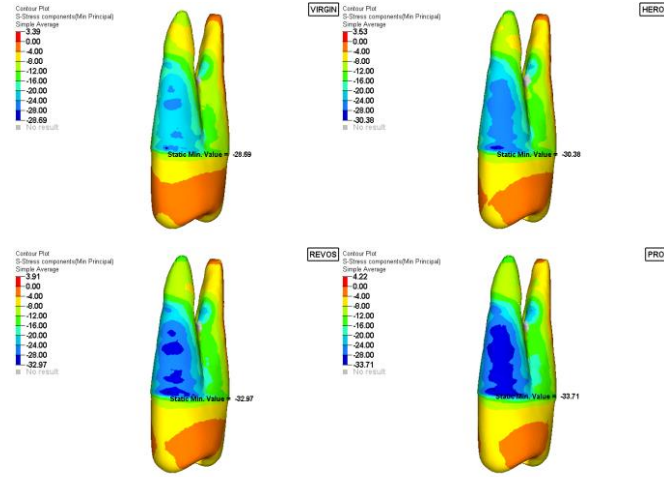
Şekil 4.3. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin sagittal görüntüsü

Pmax dağılımları simetrik değildir proksimal konkaviteye doğru yoğunlaşmıştır (Şekil 4.4).

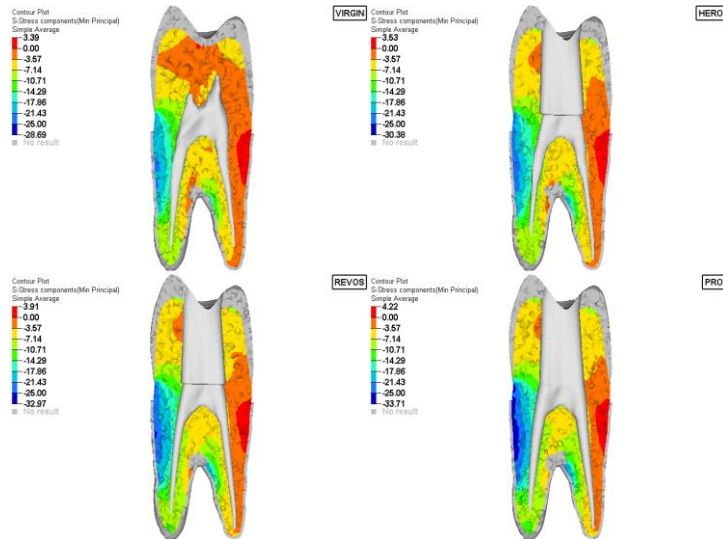


Şekil 4.4. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü

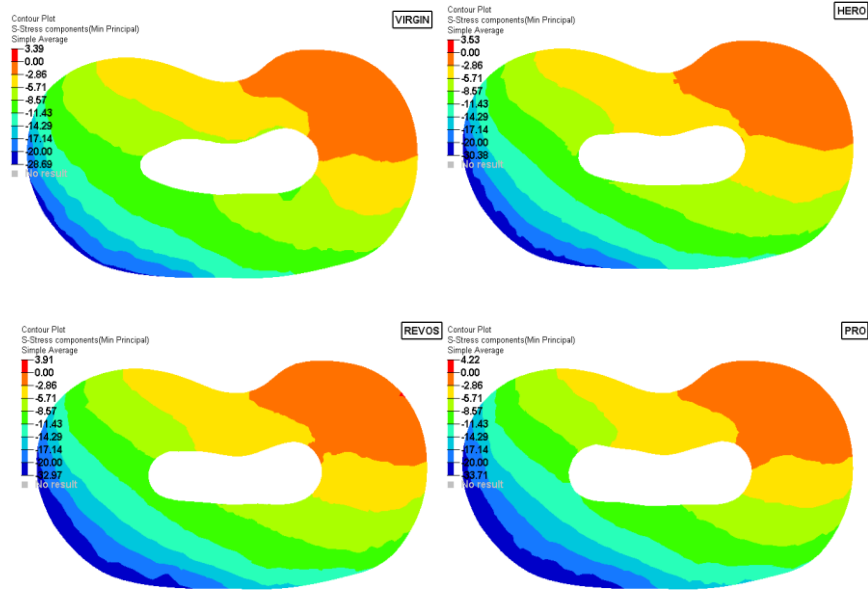
Bukkal kökün dış servikal yüzeyinde Pmin gerilimleri oluşmuştur (Şekil 4.5,4.6,4.8). Ölçülen Pmin değerleri Tablo 4.1.'de özetlenmiştir. Pmin değerleri arasında belirgin fark yoktur. Fakat minimum asal gerilimler mutlak değer olarak sağlam diş modelinde en düşüktür (-28.69), ProTaper modelinde ise en yüksektir (-33.71 MPa).



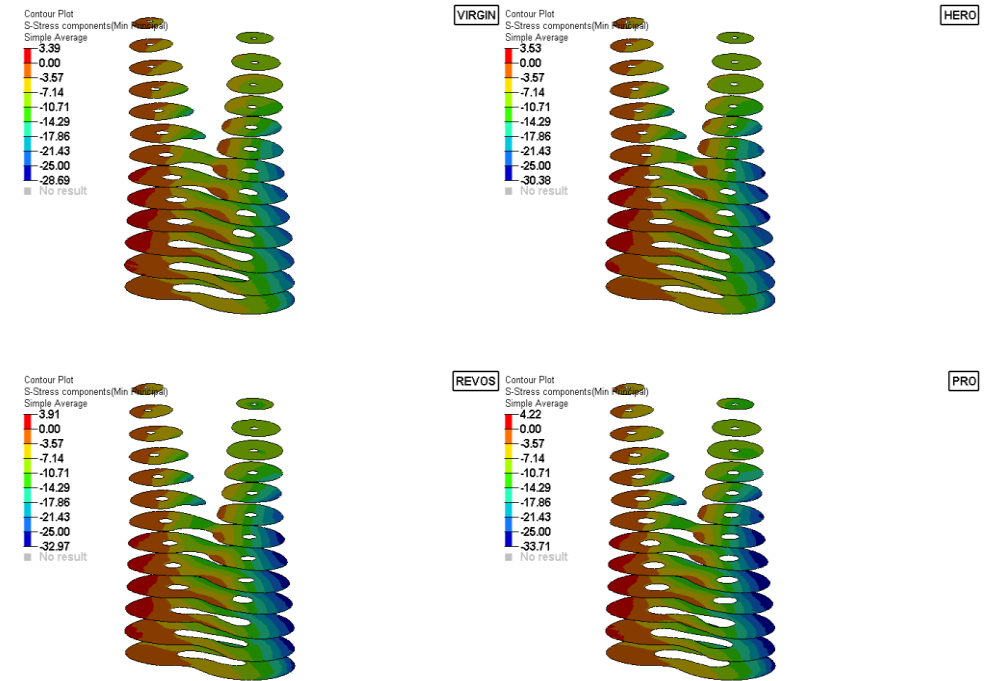
Şekil 4.5. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda bukkal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmin gerilimleri



Şekil 4.6. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin sagittal görüntüsü

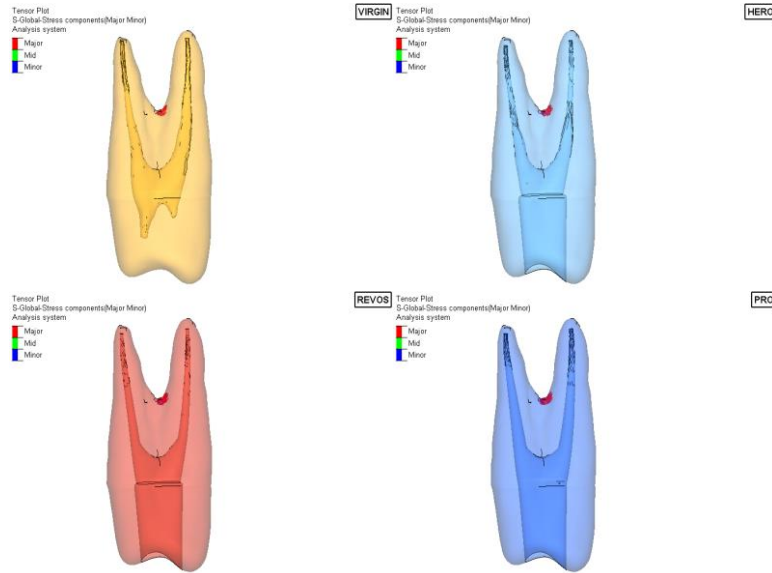


Şekil 4.7. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü

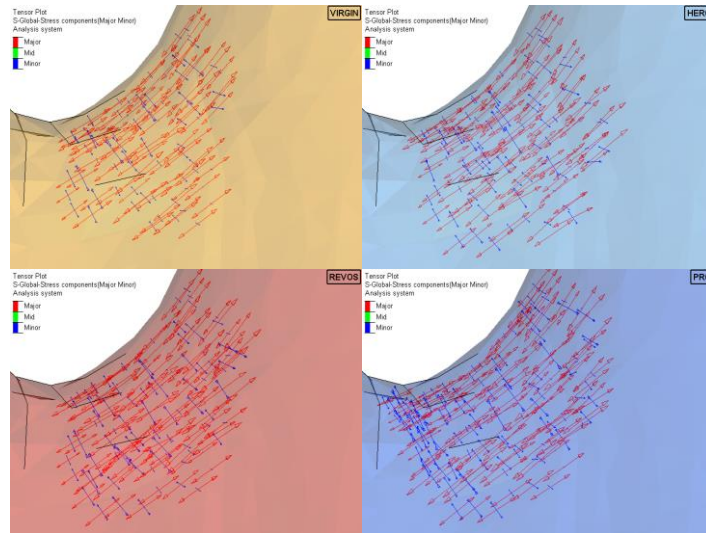


Şekil 4.8. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü

Pmax gerilimlerinin doğrultuları bifurkasyon bölgesinde horizontal şekilde bukkal kökün bukkaline doğru uzanmaktadır. Bu durumda olası çatlak senaryolarından birisi bifurkasyon bölgesinden koronale doğru oblik çatlaktır (Şekil 4.9, 4.10).

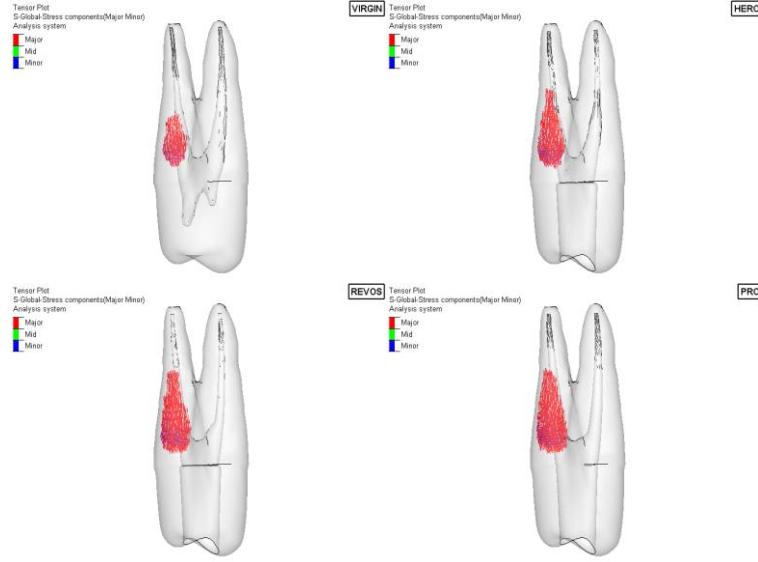


Şekil 4.9. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin bifurkasyon bölgesindeki doğrultusu

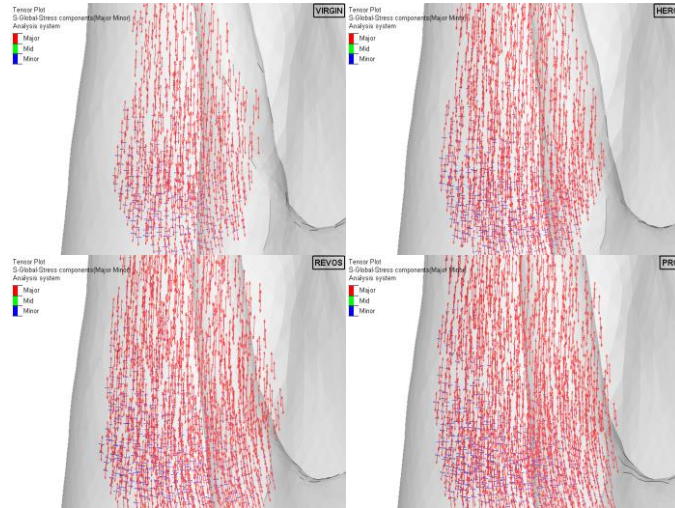


Şekil 4.10. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin bifurkasyon bölgesindeki detaylı doğrultusu

Palatinal kökün dış servikal yüzeyinde Pmax yönleri koronoapikal yönde uzanmaktadır. Bu bölgedeki gerilimlerin doğrultusu horizontal çatlağı işaret etmektedir (Şekil 4.11, 4.12) Oblik yükleme koşulunda diş genel olarak çekme gerilimlerinin etkisindedir.



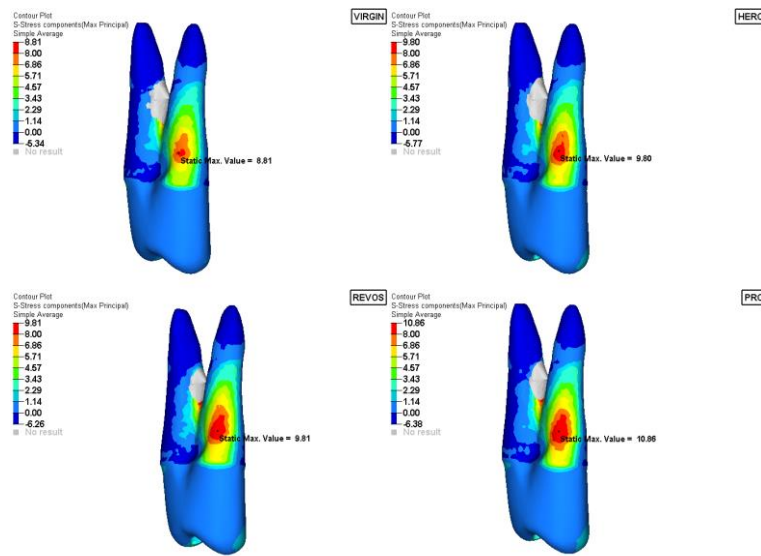
Şekil 4.11. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin palatinal servikal dış yüzey bölgesindeki doğrultusu



Şekil 4.12. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin palatinal servikal dış yüzey bölgesindeki detaylı doğrultusu

4.2. 12 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Dikey Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları

Dikey yüklemde 12 mm kök boyuna sahip premolar bukkal kökü servikal bukkal dış yüzeyinde hafif Pmax oluşmuştur (Şekil 4.13). Pmax değerleri tablo 4.2.'de özetlenmiştir. Modeller arasında belirgin bir fark bulunmamaktadır (Şekil 4.13). Fakat Pmax değerleri Sağlam diş modeli için en düşüktür (8.81 MPa), ProTaper modelinde en yüksektir (10.86 MPa) (Şekil 4.13).

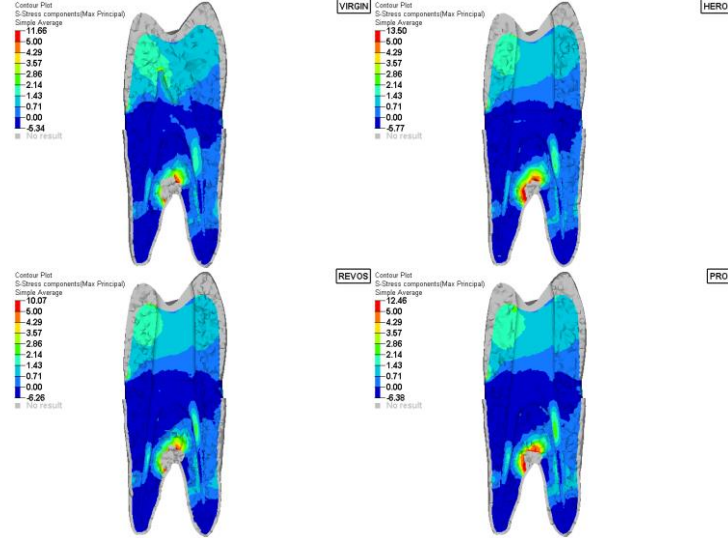


Şekil 4.13. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yüklemde bukkal kökün servikal dış yüzeyinde oluşan Pmax gerilimleri

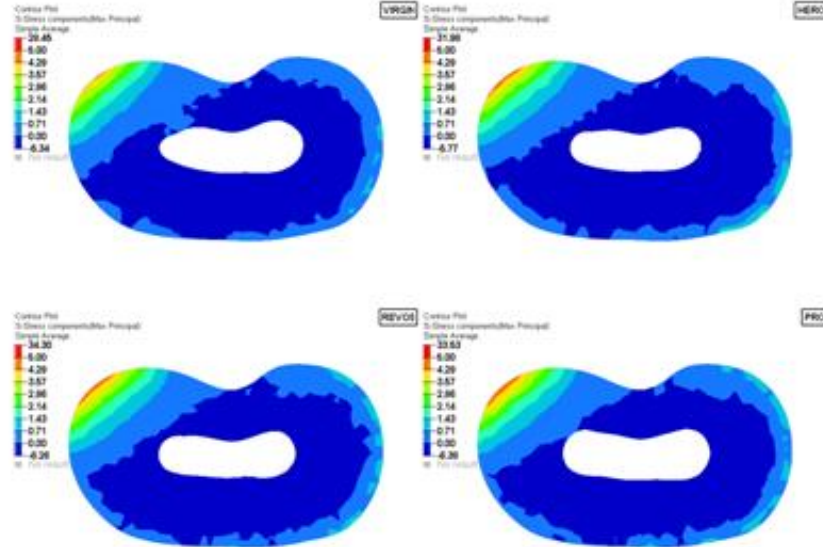
Tablo 4.2. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yüklemde oluşan Pmax ve Pmin Değerleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Pmin Değerleri
SAĞLAM 12	8.81 MPa	-31.39 MPa
HERO 12	9.80 MPa	-34.10 MPa
REV012	9.81 MPa	-35.53 MPa
PRO12	10.86 MPa	-37.25MPa

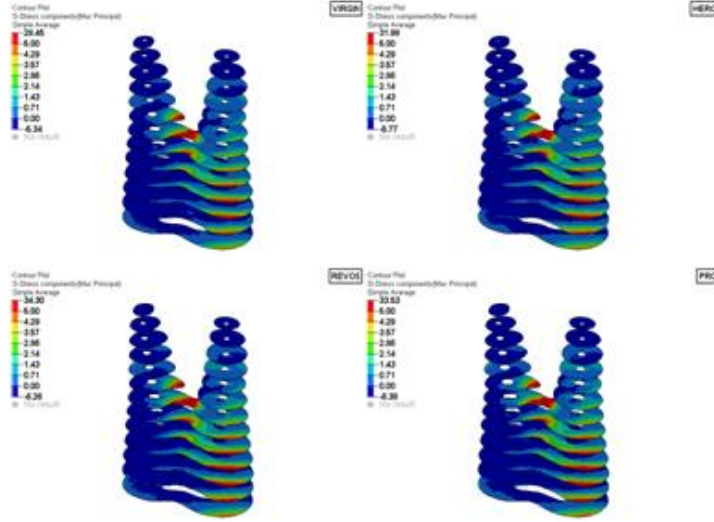
Bifurkasyon bölgesinde de Pmax gerilimleri ölçülmüştür (Şekil 4.14-4.16). Bu yükleme koşulunda diş genel olarak sıkışma gerilimlerinin etkisindedir (Şekil 4.14,4.15). Çatlak oluşum ihtimali minimaldir.



Şekil 4.14. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin sagittal görüntüsü

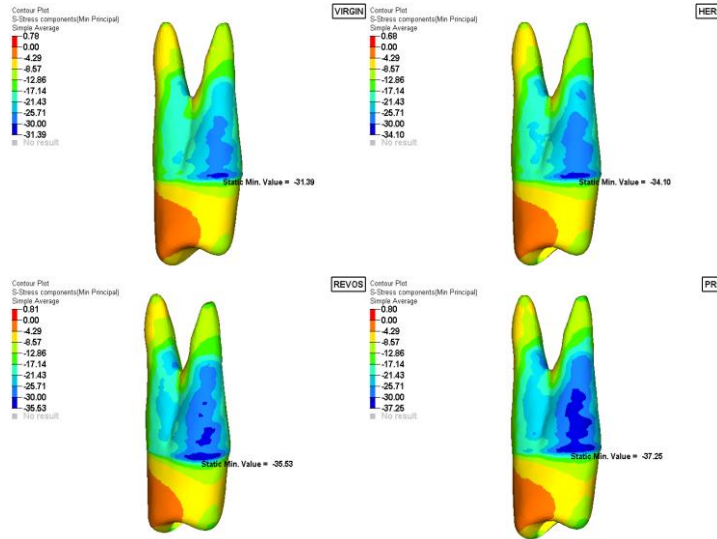


Şekil 4.15. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin mine sement kesitindeki görüntüsü

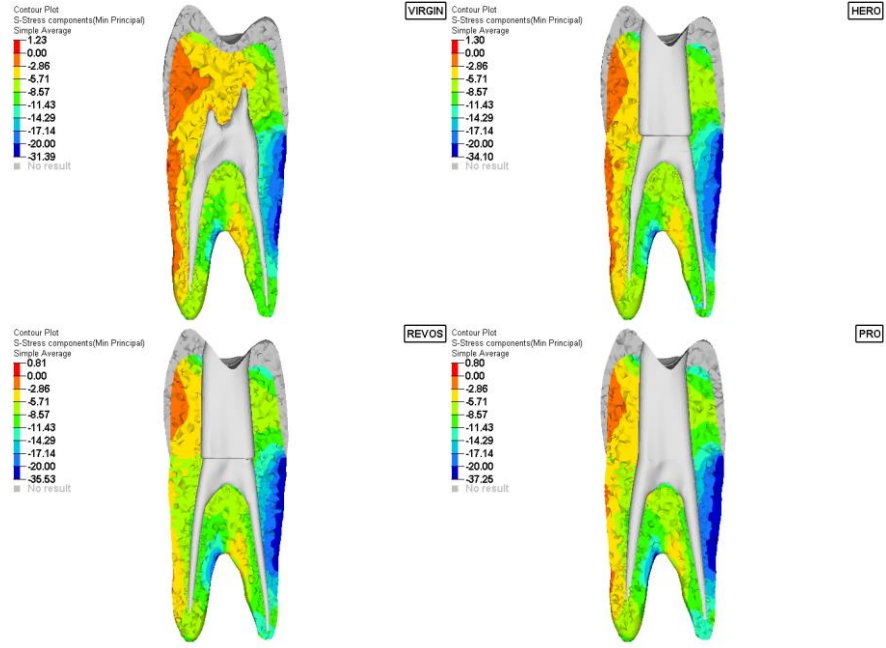


Şekil 4.16. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin kesitsel görüntüsü

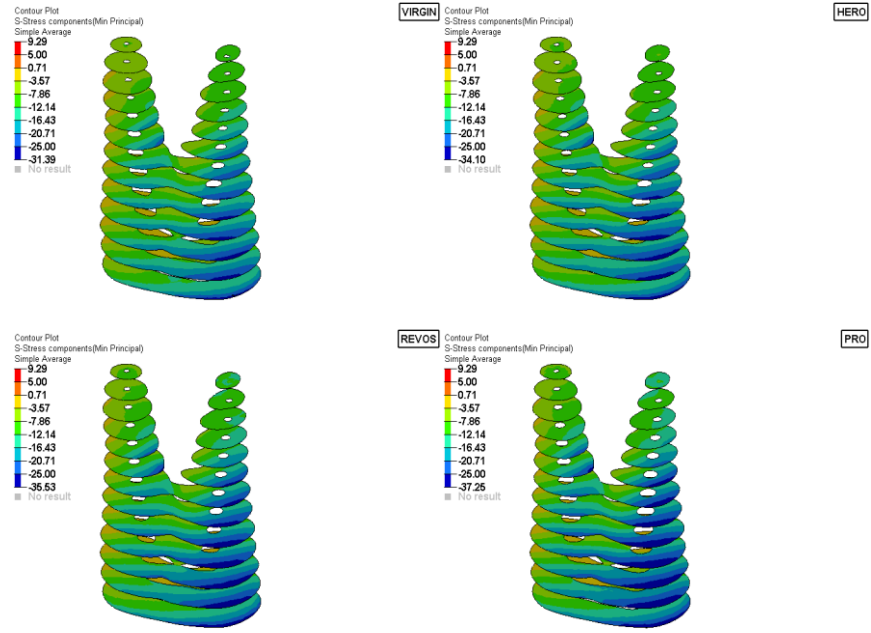
Pmin gerilimleri palatinal kökün dış servikal palatinal yüzeyinde oluşmuştur (Şekil 4.17-4.19). Ölçülen Pmin değerleri Tablo 4.2’de özetlenmiştir. Pmin değerleri arasında belirgin fark yoktur. Fakat minimum asal gerilimler mutlak değer olarak Sağlam diş modelinde en düşüktür (-31.39 MPa); ProTaper modelinde ise en yüksektir (-37.25 MPa) (Şekil 4.17-4.19)



Şekil 4.17. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmin gerilimler

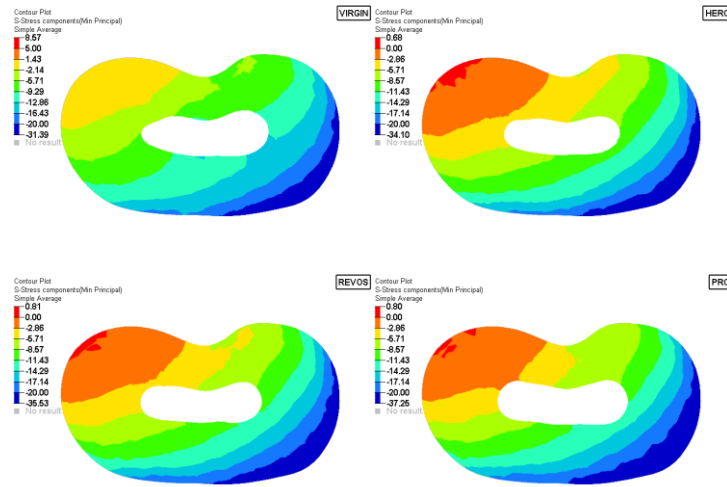


Şekil 4.18. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin dikey kesit görüntüsü



Şekil 4.19. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü

Pmin Değerleri simetrik bir yapı göstermemiştir (Şekil 4.20).



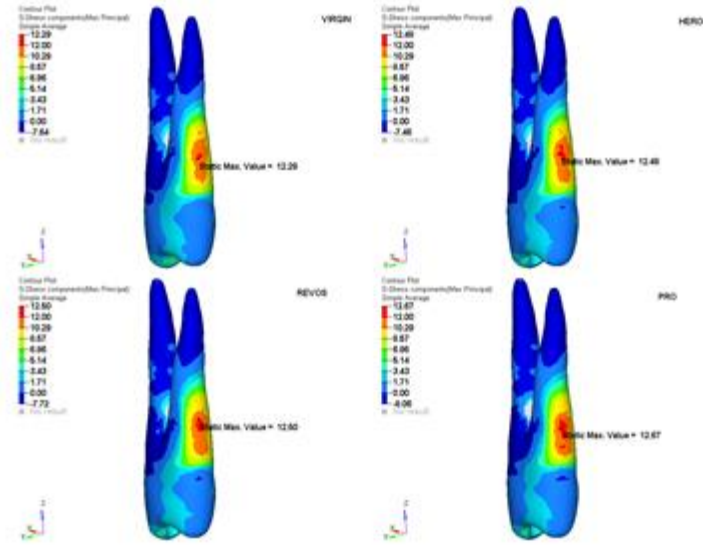
Şekil 4.20. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü

4.3. 16 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları

Oblik yüklemede 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerde palatinal kökün servikal palatinal dış kök yüzeyinde Pmax gerilimleri oluşmuştur (Şekil 4.21.-4.23). Ölçülen Pmax değerleri Tablo 4.3'te özetlenmiştir. Pmax değerleri arasında belirgin fark yoktur. Fakat en düşük Pmax değerleri Sağlam diş modelinde (12.29 MPa), en yüksek Pmax değerleri ProTaper modelinde kaydedilmiştir (12.67 MPa) (Şekil 4.21).

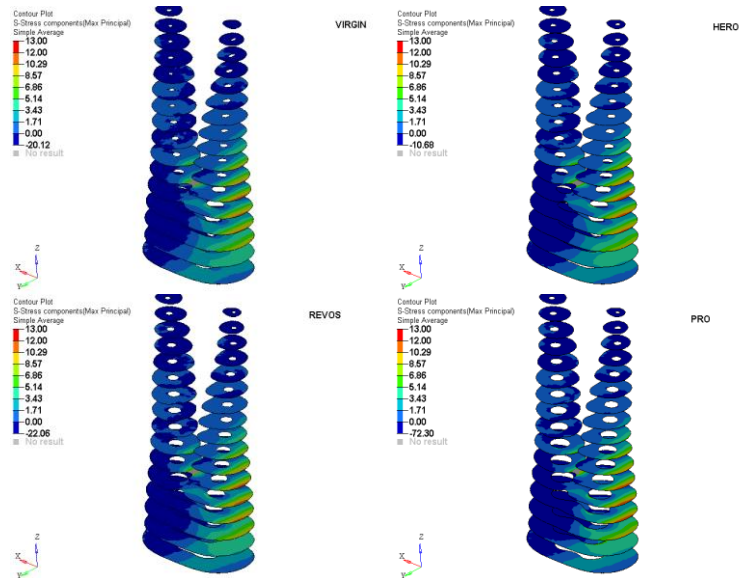
Tablo 4.3. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin gerilimleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Pmin Değerleri
SAĞLAM 16	12.29 MPa	-36.08 MPa
HERO16	12.48 MPa	-36.18 MPa
REVO16	12.50 MPa	-37.01 MPa
PRO16	12.67 MPa	-37.55MPa

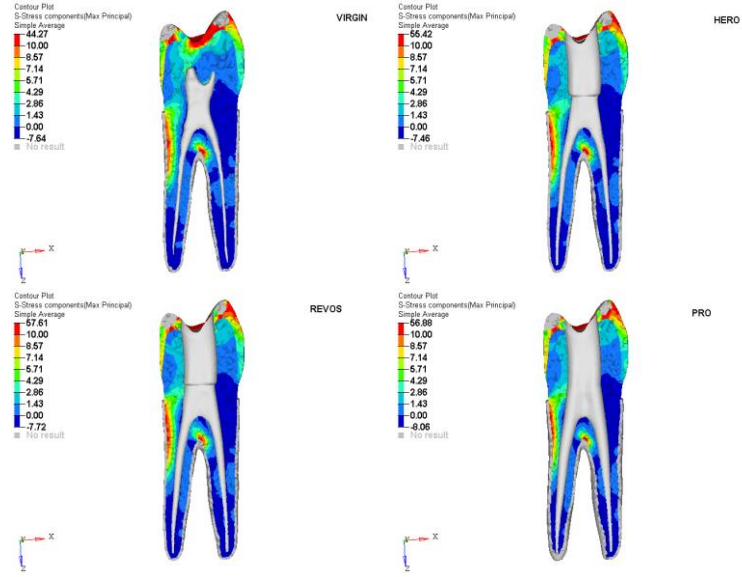


Şekil 4.21. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmax gerilimleri

Bukkal kökün bifurkasyon bölgesinin palatinal tarafında da Pmax gerilimleri ölçülmüştür (Şekil 4.22,4.23).

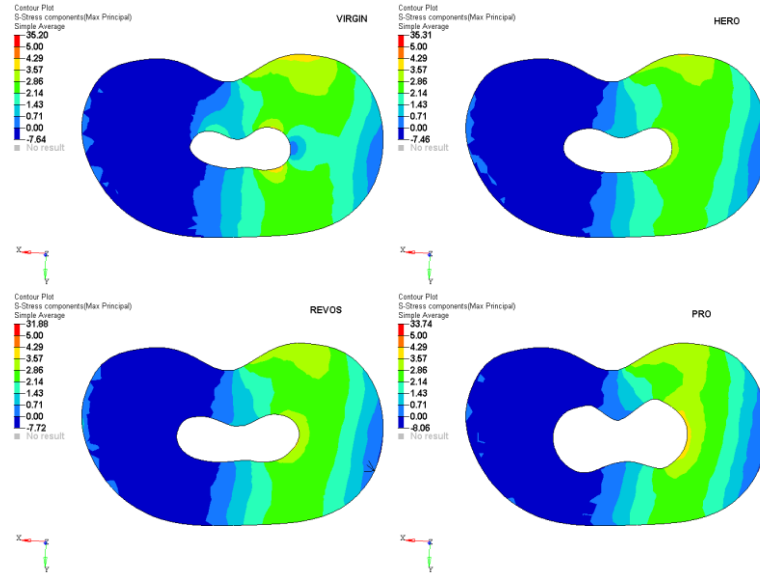


Şekil 4.22. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin kesitsel görüntüsü



Şekil 4.23. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin sagittal kesitteki görüntüsü

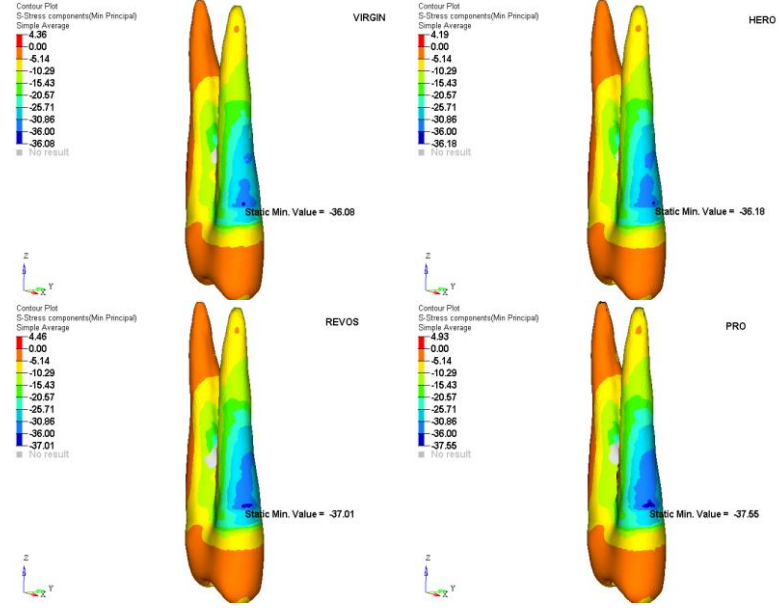
Pmax dağılımları simetrik değildir proksimal konkaviteye doğru yoğunlaşmıştır (Şekil4.24).



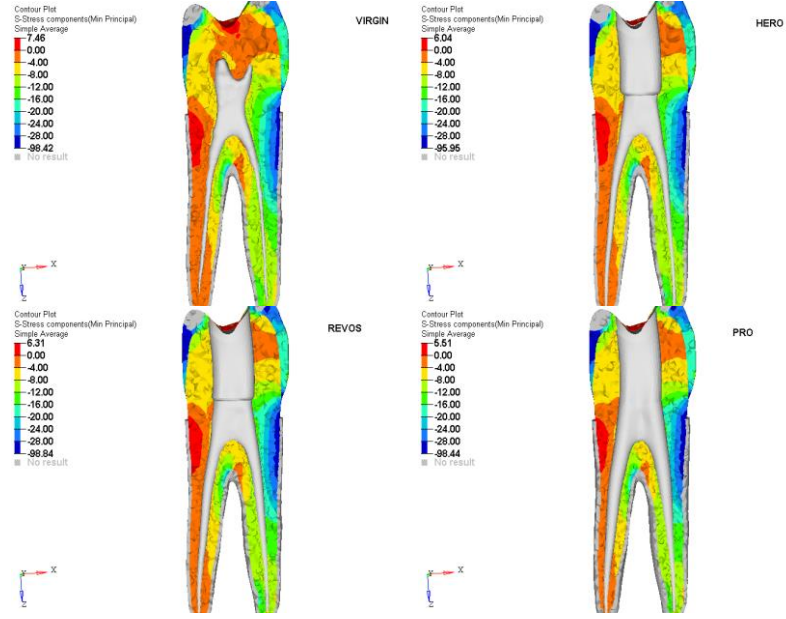
Şekil 4.24. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin mine-sembent kesitindeki görüntüsü

Oblik yüklemde 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerde bukkal kökün servikal bukkal dış kök yüzeyinde Pmin gerilimleri oluşmuştur

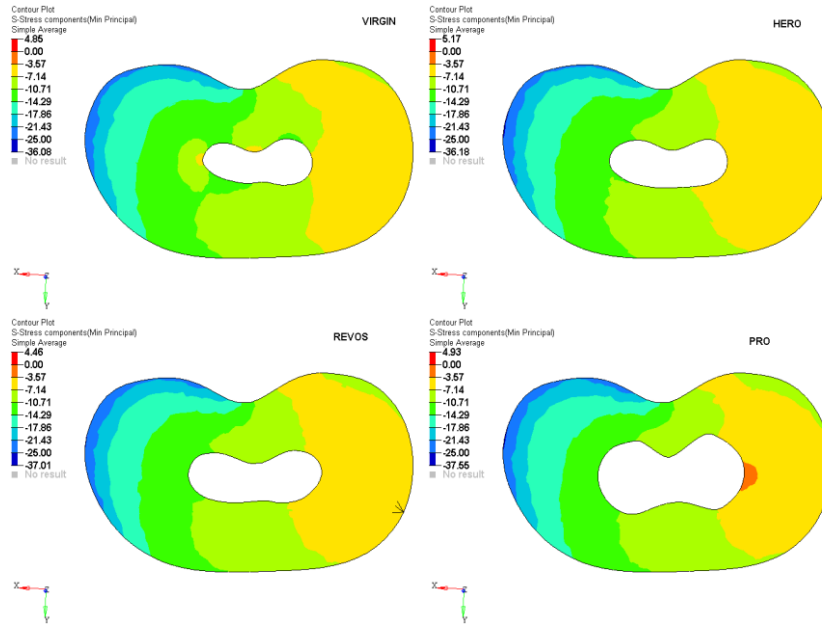
Pmin değerleri arasında belirgin fark yoktur (Tablo 4.3.). Fakat Pmin değerleri mutlak değer olarak Sağlam diş modelinde en düşüktür (-36.08 MPa), ProTaper modelinde en yüksektir (-37.55 MPa) (Şekil 4.25,4.26).



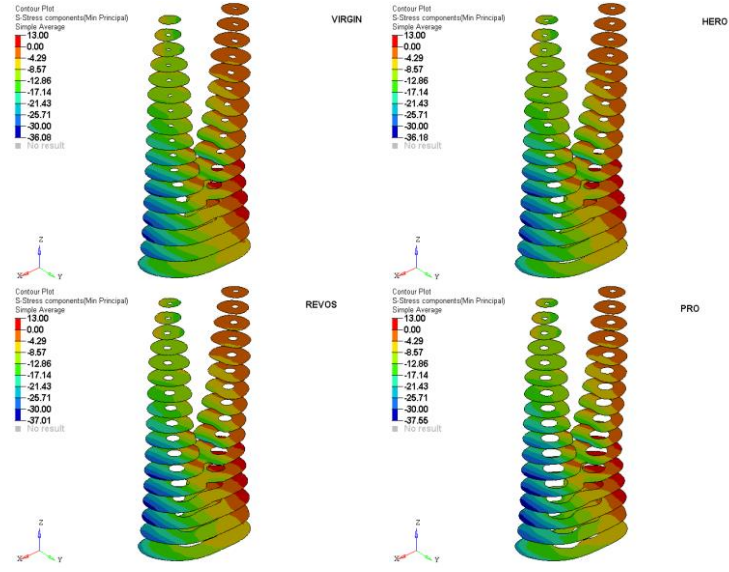
Şekil 4.25. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yüklemde bukkal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmin gerilimleri



Şekil 4.26. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin sagittal kesitteki görüntüsü

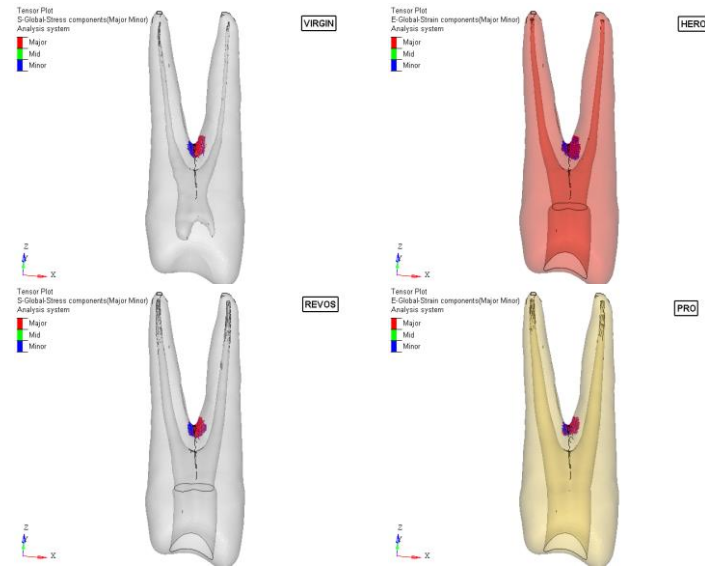


Şekil 4.27. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü

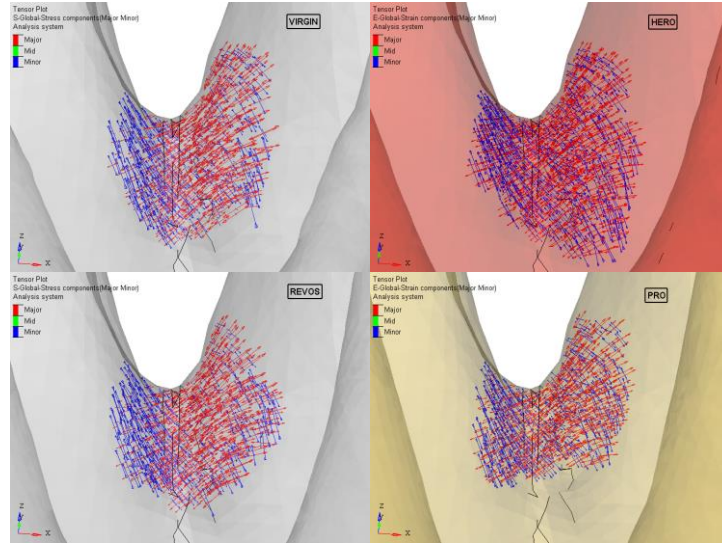


Şekil 4.28. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü

Pmax gerilimlerinin doğrultusu bifurkasyon bölgesinde horizontal şekilde bukkal kökün bukkaline doğru uzanmaktadır (Şekil 4.29, 4.30.) Bu durumda olası çatlak senaryolarından birisi bifurkasyon bölgesinden koronale bukkale doğru oblik çatlaktır.

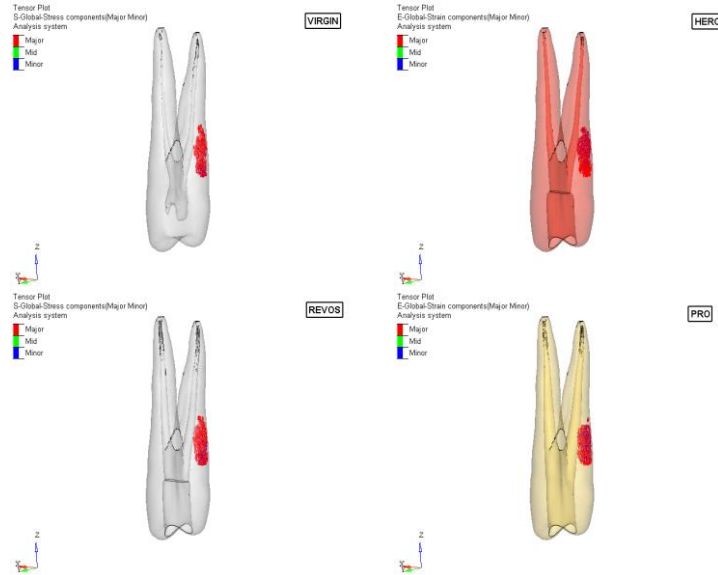


Şekil 4.29. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin bifurkasyon bölgesindeki doğrultusu

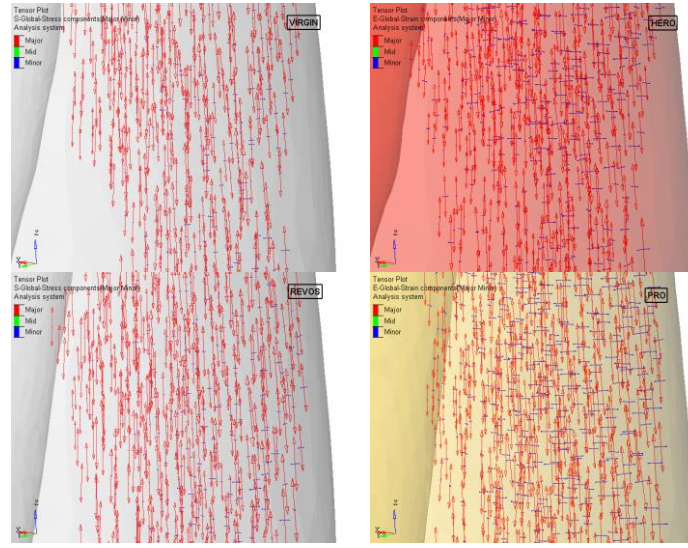


Şekil 4.30. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin bifurkasyon bölgesindeki detaylı doğrultusu

Palatinal kökün dış servikal yüzeyinde Pmax yönleri koronoapikal yönde uzanmaktadır (Şekil 4.31, 4.32). Dış kök yüzeyindeki gerilimler ise horizontal çatlağı işaret etmektedir. Bu yükleme koşulunda dış genel olarak çekme gerilimlerinin etkisindedir.



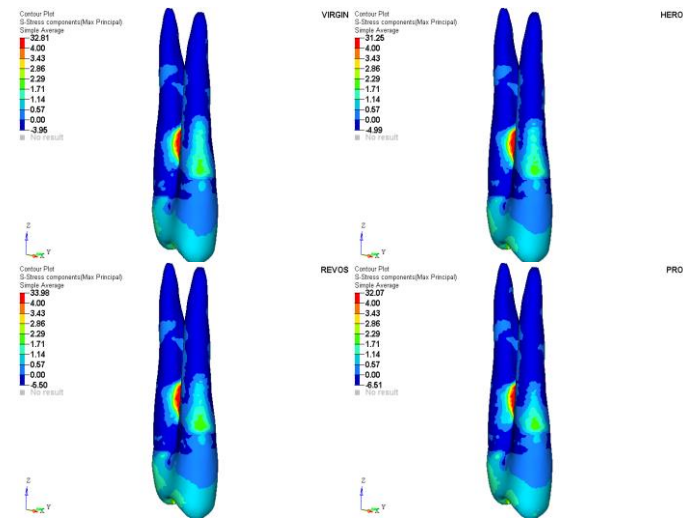
Şekil 4.31. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin palatinal servikal dış yüzey bölgesindeki doğrultusu



Şekil 4.32. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin palatinal servikal dış yüzey bölgesindeki detaylı doğrultusu

4.4. 16 mm Kök Boyuna Sahip Premolar Modellerde Dikey Yükleme Koşulunda Oluşan Maksimum, Minimum Asal Gerilimler ve Dağılımları

Dikey yüklemede 16 mm kök boyuna sahip premolar bukkal kökün dış servikal bukkal yüzeyinde hafif Pmax gerilimleri oluşmuştur (Şekil 4.33).

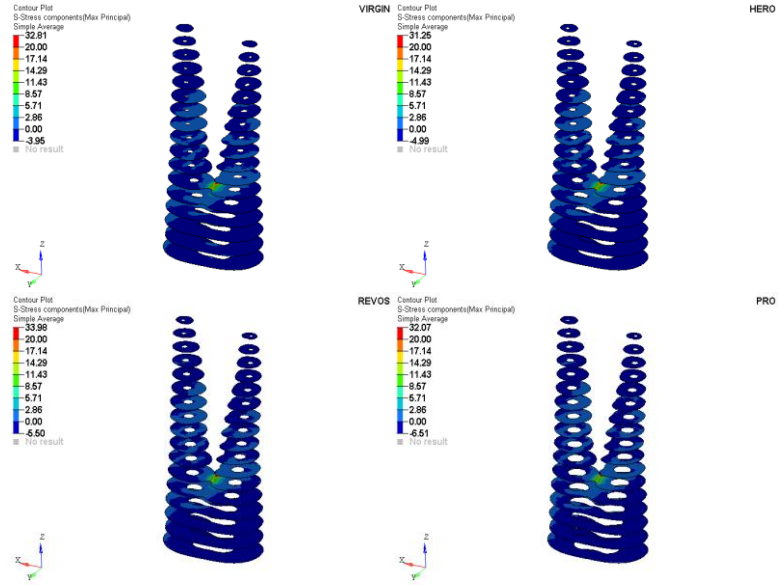


Şekil 4.33. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda bukkal kökün dış servikal yüzeyinde oluşan Pmax gerilimleri

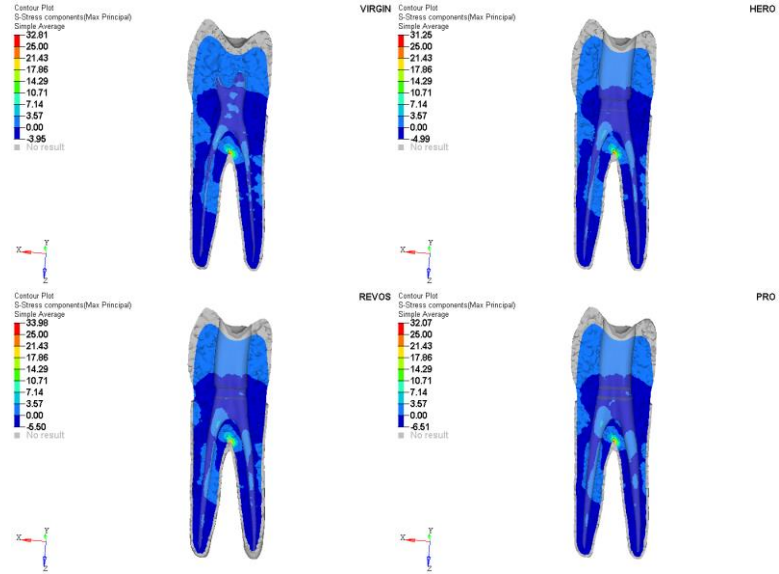
Tablo 4.4. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax ve Pmin gerilimleri

Model Tipi	Pmax Değerleri	Pmin Değerleri
SAĞLAM 16	1.81 MPa	-33.81 MPa
HERO16	1.87 MPa	-34.21MPa
REVO16	1.92 MPa	-35.24 MPa
PRO16	1.95 MPa	-36.17MPa

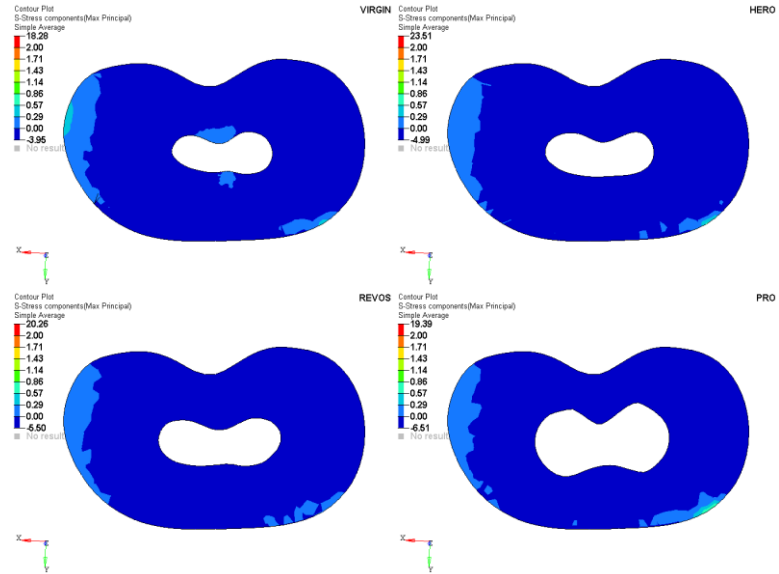
Bu yükleme koşulunda diş genelde sıkışma gerilimlerinin etkisindedir (Şekil 4.34-4.36). Bifurkasyon bölgesinde Pmax gerilimleri sınırlı alanda görülmüştür (Şekil 4.34, 4.35).



Şekil 4.34. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin kesitsel görüntüsü



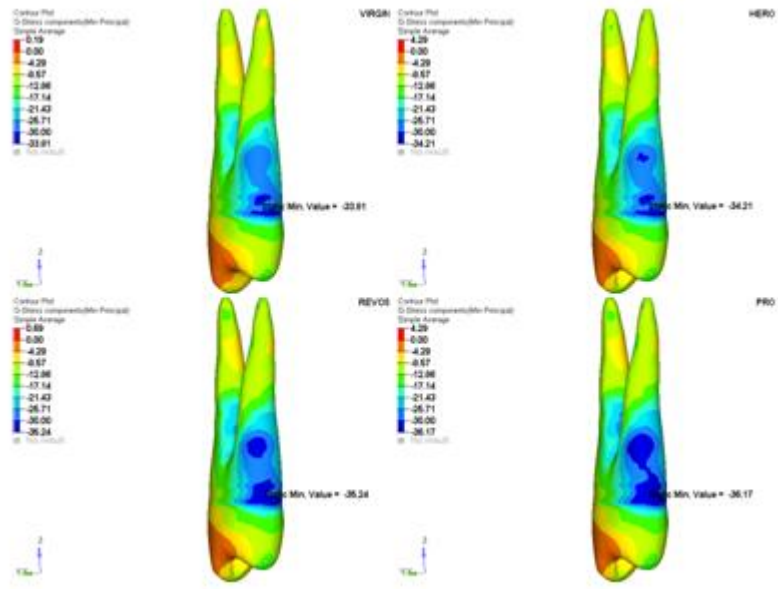
Şekil 4.35. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin sagittal görüntüsü



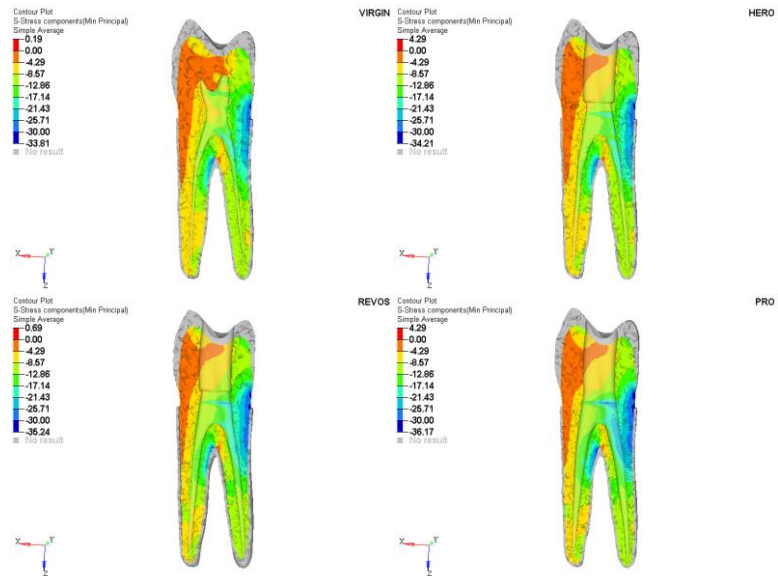
Şekil 4.36. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmax gerilimlerinin mine-şeyment kesitindeki görüntüsü

16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal kök yüzeyinde Pmin gerilimleri kaydedilmiştir (Şekil 4.37-4.40). Pmin değerleri arasında önemli bir farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.4).

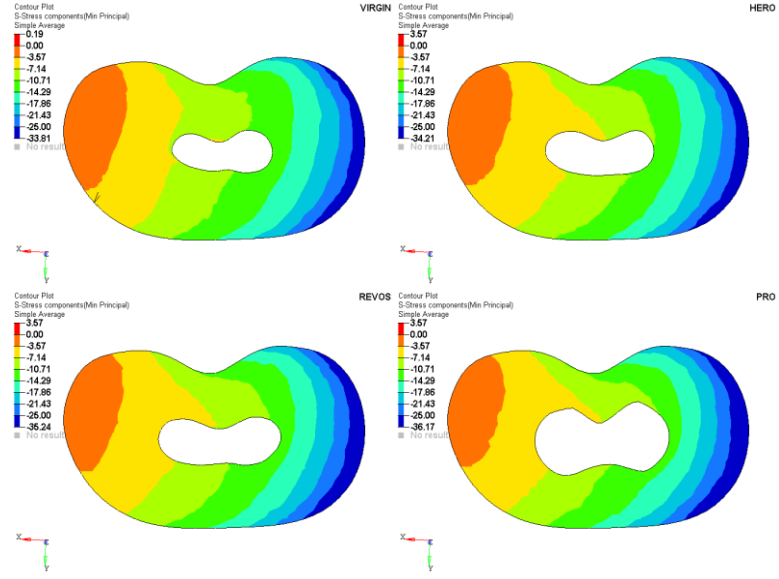
Fakat minimum asal gerilimler mutlak değer olarak Sağlam diş modelinde en düşükken (-33.81 MPa) , ProTaper modelinde ise en yüksektir (-36.17 MPa).



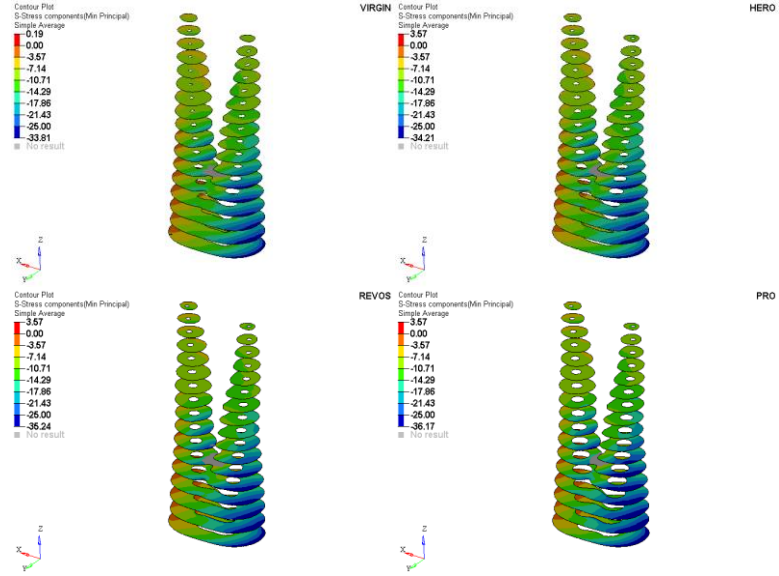
Şekil 4.37. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda palatinal kökün dış servikal bölgesinde oluşan Pmin gerilimleri



Şekil 4.38. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin sagittal görüntüsü



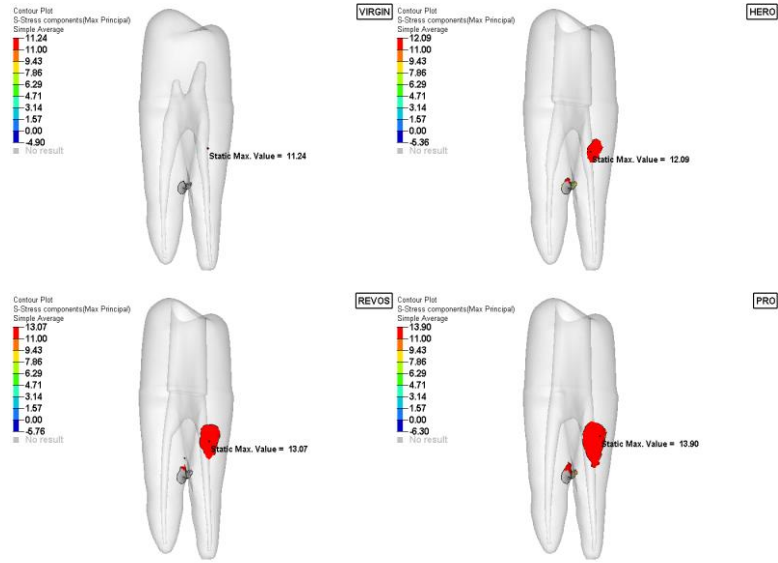
Şekil 4.39. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin mine-sement kesitindeki görüntüsü



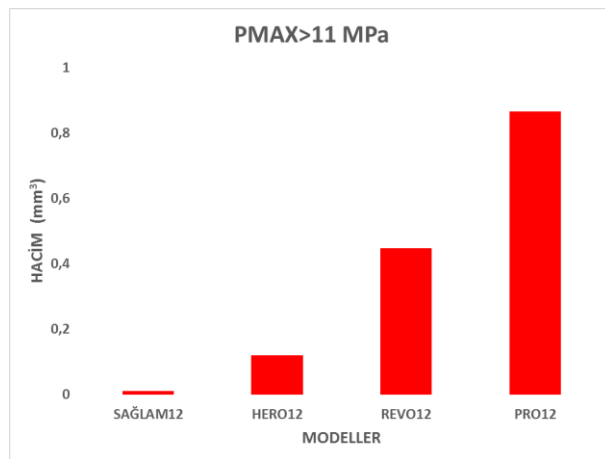
Şekil 4.40. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda oluşan Pmin gerilimlerinin kesitsel görüntüsü

4.5. Hacim Hesaplamaları

12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulu için 11 MPa üzerinde Pmax gerilimleri gösteren elemanların görüntüleri aşağıda verilmiştir (Şekil 4.40). En düşük hacimler Sağlam diş modeli için kaydedilmişken, en yüksek hacimler ProTaper grubu için kaydedilmiştir (Şekil 4.41).

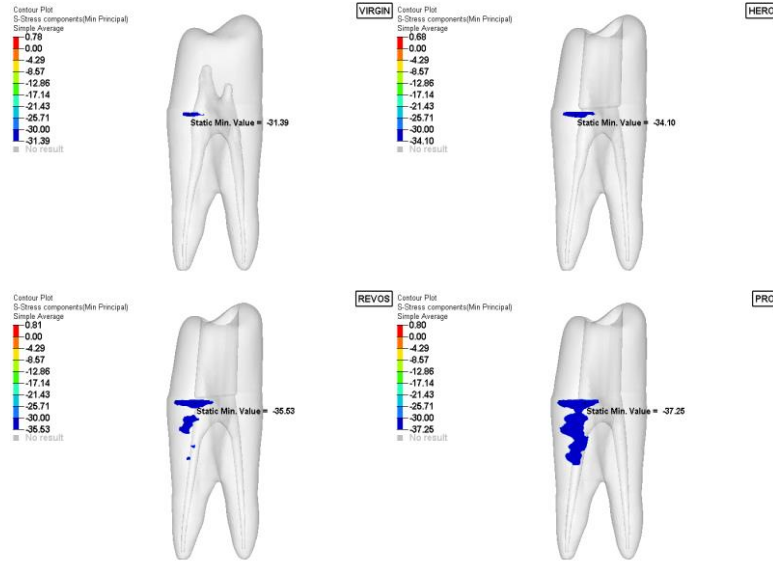


Şekil 4.41. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimleri 11 MPa üstünde olan elemanların görüntüsü

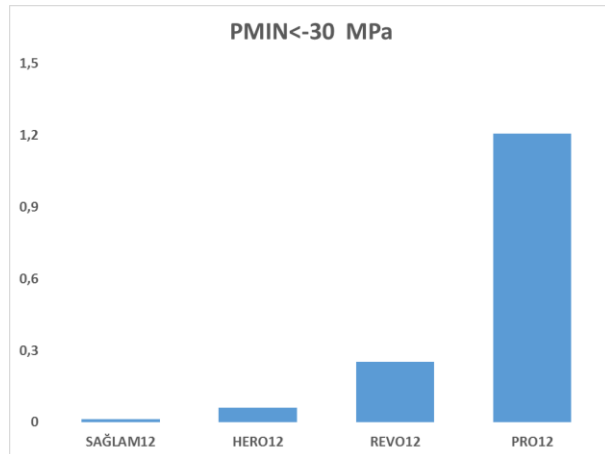


Şekil 4.42. 12 mm oblik yükleme koşulu için 11MPa üstünde değer veren elemanların hacim değer grafiği

12 mm dikey yüklem koşulu için 30 MPa altında Pmin gerilimleri olan elemanların görüntüleri aşağıda verilmiştir (Şekil 4.43). En yüksek hacim ProTaper grubu için, en düşük hacim Sağlam diş modeli için kaydedilmiştir (Şekil 4.44).

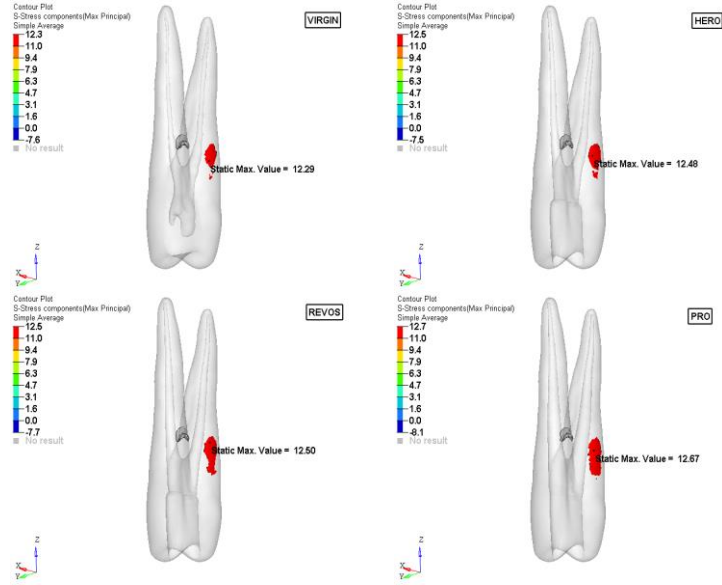


Şekil 4.43. 12 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yüklem koşulu altında Pmin gerilimlerinin 30 MPa altında değer veren elemanlarının görüntüsü

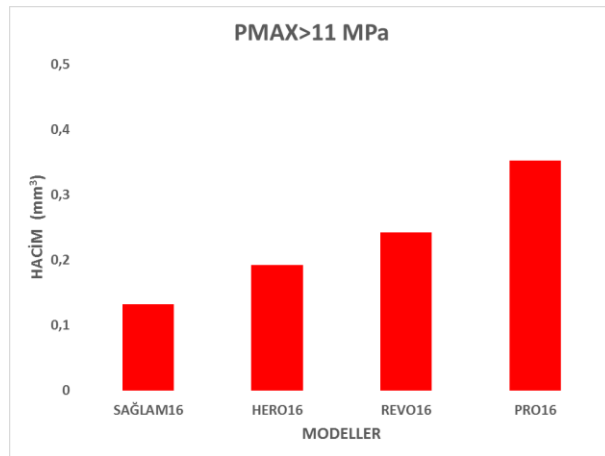


Şekil 4.44. 12 mm dikey yüklem koşulu için 30 MPa altında değer veren elemanların hacim değeri grafiği

16 mm oblik yükleme koşulu için 11 MPa üzerinde Pmax gerilimleri gösteren elemanların görüntüleri aşağıda verilmiştir (Şekil 4.45). Modeller arası farklar minimal olmakla beraber en yüksek hacimler ProTaper grupları için kaydedilmiştir (Şekil 4.46).

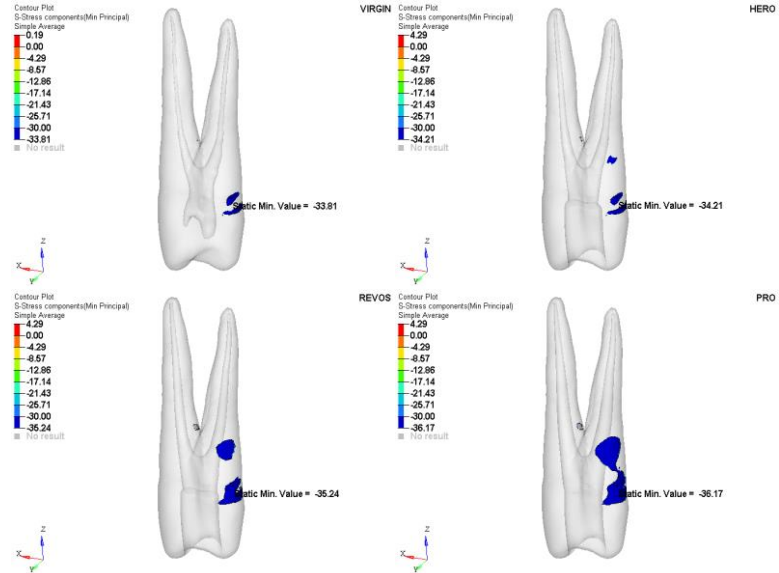


Şekil 4.45. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin oblik yükleme koşulunda Pmax gerilimlerinin 11MPa üstünde değer veren elemanların görüntüsü

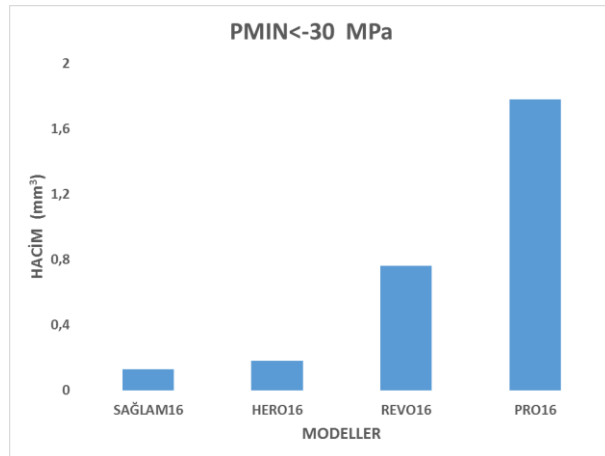


Şekil 4.46. 16 mm oblik yükleme koşulu için 11 MPa üstünde değer veren elemanların hacim değer grafiği

16 mm dikey yükleme koşulu için 30 MPa altında Pmin gerilimleri gösteren elemanların görüntüleri aşağıda verilmiştir (Şekil 4.47). En yüksek hacimler ProTaper grupları için kaydedilmiştir. En düşük hacimler ise sağlam diş modeli için kaydedilmiştir(Şekil 4.48).



Şekil 4.47. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin 30 MPa altında değer veren elemanların görüntüsü



Şekil 4.48. 16 mm kök boyuna sahip premolar modellerin dikey yükleme koşulunda Pmin gerilimlerinin 30 MPa altında değer veren elemanların hacim değer grafiği

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında farklı koniklik oranına sahip eĝe kullanımının, fonksiyonel okluzal yükler altındaki bifurkasyonlu maksiller premolarlarda DKK oluşumuna etkisi incelenmiştir. DKK dişlerin zayıf prognozuna, çoğunlukla çekimine sebep olur (32). Denenmiş bazı tedavi yöntemleri bulunsa da, uzun dönem sonuçlar günümüzde yetersiz kalmaktadır (18,79,81). Premolarlar DKK oluşumu açısından en riskli diş grubudur (5), bunu azalan oranda molarlar ve kesiciler takip eder (13). Bu diş grubunun ortak anatomik özelliği, kök kesitinin bukkolingual çapının meziodistal çapından geniş olması nedeniyle oval şekilli olmasıdır (28,55,131). İki köklü maksiller premolarlar servikale yakın furkasyon, kök ve kronadaki belirgin konkavite alanları, kronun servikal konsrütrüksyonu gibi anatomik faktörler nedeniyle de yüksek DKK insidansına sahiptirler (132-135). Yapılan iki boyutlu kırık mekanizması analizinde istmus varlığı söz konusu olan mandibuler mezial kökler, maksiller iki kanallı premolar gibi dişlerde istmus varlığının da doğal bir çatlak alanı ya da zayıf hat oluşturarak DKK riskini arttırdığı görülmüştür (136). Kırık insidansının yüksek olması nedeniyle, çalışmamızda 12 mm ve 16 mm kök uzunluğuna sahip iki köklü maksiller premolarların kök kanal şekillendirilmesi sonucu, oblik ve dikey yükler altındaki gerilim dağılımlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

DKK'nin oluşmasına sıklıkla neden olan iyatrojenik faktör olarak, kanalın aşırı oranlarda biyomekanik şekillendirilmesi gösterilmektedir (33,137). Biyomekanik şekillendirme sonrası kalan dentin kalınlığının endodontik olarak tedavi edilmiş dişin direncini etkilediği gösteren çalışmalar vardır (24,38,39). Kök kanal tedavisi esnasında yapılan genişletme her oranda kökü zayıflatmaktadır (138-140). Bu durum kökün koronal 2/3' lük kısmında daha da önem kazanmaktadır ve bu bölgedeki aşırı genişletmeler kökün kırılma dayanımını düşürmektedir (37). Dolayısıyla kökün koronal 2/3'lük kısmındaki kalan dentin kalınlığı ne kadar çoksa, kırılma direnci o denli yüksek olacaktır. Şekillendirmedeki temel amaç, kök kanal sisteminde, koronal 2/3'te dentin yapısını korurken, apikal üçlünün optimum irrigasyonu ve dezenfeksiyonu için yeteri kadar genişletilmesi olmalıdır. Böylece koronal 2/3'te konservatif bir genişletme yapılırken derin 1/3'lük apikal bölgede de şekillendirme gerçekleştirilecektir. Son yıllarda Ni-Ti döner eĝe sistemlerinin kullanımı minimal işlemsel hatalara neden olarak zor kanalların dahi şekillendirilmesine imkân tanımıştır

(141-143). 1993'te *Serene ve diğ.* (144), ilk Ni-Ti döner eğe sistemini piyasaya sürdüğünden bu yana, otuzun üzerinde güncel Ni-Ti döner eğe sisteminin kullanımda olduğu bildirilmiştir. Fakat NiTi döner eğelerin %4, %6, hatta daha büyük koniklik oranlarına sahip olmalarından dolayı, kökün koronal üçte ikisi aşırı genişletilirken, apikal üçte birlik kısımda yetersiz biyomekanik genişletme yapılmaktadır. Bu aşırı şekillendirme DKK riskini arttıracaktır (54). Ancak apikal bölgedeki artmış koniklik ve şekillendirme kırılma riskini arttırmamaktadır (37), aksine bakteri uzaklaştırılmasını ve irrigant penetrasyonunu arttırmaktadır (4,145). Bu bağlamda minimal invaziv endodonti anlayışı giderek yaygınlık kazanmaktadır (146-148).

Bu çalışmanın diğer bir amacı da iki köklü maksiller premolar dişlerin şekillendirilmesi için en uygun koniklik oranının belirlenmesidir. ProTaper, Revo-S ve HeroShaper sistemlerinin kullanımında önemli farklılıklar görölmektedir. ProTaper'ın tasarımcıları foramenin darlığını ve devamlı konikliğini amaç edinmişken, HeroShaper'da amaç apikal bölgenin 0.30 mm'lik çapa kadar genişletilmesi ve düşük koniklik oranına sahip kanal şekli oluşturulmasıdır. HeroShaper eğe sistemi crown-down tekniğiyle uygulanmaktadır. Kesici kısmı 12 mm olan apikal preparasyon eğeleri sayesinde koronal dentini koruyarak kırılma direncini arttıracak bir kanal preparasyon şekline imkân tanıyacağı düşünölmüştür. HeroShaper eğe sisteminde % 6'lık koniklik oranına sahip eğelerin koronal genişletmede, % 4'lük koniklik oranına sahip eğelerin apikal genişletmede kullanılması önerilmiştir. Dar kanallar için uygulanan eğe sıralamasında kanalın 2/3'lük koronal kısmı başlangıçta 20/0.06 eğesiyle genişletilirken apikal genişletme 30/0.04 eğesiyle tamamlanmaktadır. Revo-S sistemi de konservatif bir yaklaşıma sahiptir. 30/0.06 AS30 eğesi apikal 5 mm'den sonra sabit koniklik oranına sahip tasarımıdadır. Bu durumun da periservikal dentinin korunması açısından avantajlı olacağı öngörölmüştür. Yaygın bir kullanıma sahip olan ProTaper Universal F3 eğesi koronal bölgeye doğru azalan % 9'lük koniklik oranına sahiptir. Çalışmamızda bu üç farklı eğe tasarımının maksiller 1. premolar dişlerin kök kırılma dayanımına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Dezenfeksiyon endodontik tedavinin başarısında tüm tedavi basamakları içinde anahtar rol oynayan aşamadır. İlk bakışta tüm minimal invaziv endodontik yaklaşımlar, dezenfeksiyon amacına ters bir etki oluşturuyor olarak görölebilir. Fakat yapılan *in vitro* antimikrobiyal çalışmalar, antimikrobiyal etkinlik için gerekli apikal

çap konusunda farklı sonuçlar vermektedirler. Bazı çalışmalar apikal çaplar arasındaki farkların dezenfeksiyon oranını etkilemediği sonucuna varmıştır (149-151). Diğer çalışmalar geniş apikal şekillendirmenin intrakanal bakteri oranını düşürmekte daha etkili olduğunu öne sürmüştür (152-155). Bazı çalışmalar ise 0.30 mm apikal çapın apikal dezenfeksiyon için yeterli olduğu sonucuna varmıştır (156,157). Bu doğrultuda çalışmamızda tüm modellerin apikal çapları 0.30 mm olacak şekilde kanal şekillendirmeleri HeroShaper 30/0.04, Revo-S 30/0.06, ProTaper Universal F3 30/0.09 ile tamamlanarak tasarlanmıştır.

Kanal tedavisi uygulanmış dişlerde görülen DKK'lerin etiolojisinde farklı ege sistemlerinin etkisinin belirlenmesi için kuvvetler karşısındaki gerilimlerinin gösterilmesi gerekmektedir. Canlı dokuların modellerinin yapılması ve bu modeller üzerinde gerilimlerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Bu gerilimlerin belirlenmesi için çeşitli kuvvet analiz yöntemleri mevcuttur (158-163). Geleneksel *in vitro* kırılma dayanımı çalışmalarında çekilmiş insan dişleri kullanılmaktadır. Fakat bu dişlerin boyutlarındaki, fiziksel ve anatomik yapılarındaki farklılıklar örneklerin standardizasyonunu güçleştirmektedir. Çekilen dişin alındığı hastanın yaşı, çekim sonrası saklanma koşulları gibi değişkenler *in vitro* test sonuçlarının yüksek standart sapmalar göstermesine yol açmaktadır (23). Dental yapılarda uygulanan stres analizlerinin çoğu fotoelastik teknikle yapılmıştır. Fotoelastik tekniğin avantajları üç boyutlu yapı üzerinden gerilimleri ölçebilmesi ve gerilim yoğunluğunu belirleyebilmesidir; fakat limitli kantitatif veri sağlamaktadır (99). Ayrıca incelenen modellerin yapıldığı malzemenin özellikleri gerçek klinik durumu yansıtmamaktadır. Diğer sık kullanılan biyomekanik yöntem gerinim ölçer analizidir (35). Gerinim ölçer (strain-gauge) ile yapılan ölçümlerde sadece *gauge*'un yer aldığı bölgedeki gerilme (strain) verileri doğru olarak belirlenebilmektedir. İncelenen yapının iç yapısındaki gerilim dağılımıyla ilgili bilgi vermemektedir (158). Lazer ışını ve radyotelemetri yöntemlerinin uygulanması zorluk teşkil etmektedir. Tüm bu dezavantajlar SESA yöntemini diş hekimliği biyomekanik araştırma metodolojisinde ön plana çıkarmaktadır (164). SESA doğrudan gerilim konsantrasyon bölgelerini ve yoğunluğunu belirleyebilir. SESA kullanılarak kırık şekli tahmini ve kırılmaya yakınlık da belirlenebilir. Kök şeklindeki ve uygulanan kuvvetlerdeki değişiklikler hesaplamalara dahil edilerek sonuçların gerçeği büyük oranda yansıtmaması

sağlanabilir (93,99). SESA kullanılarak DKK hakkında kapsamlı ve tatmin edici veriler elde edilebilir (126,165). Kırılma şeklinin tahmini ve gerilimlerin dağılımlarını üç boyutlu incelemek, etkin gerilim tiplerinin ayırt edilmesi amacıyla çalışmamızda SESA yöntemi tercih edilmiştir. Koronal bölgedeki çapları, genişletme oranları farklı olan üç eğe sistemi tercih edilerek; metalurji, çalışma prensibi, kesicilik parametrelerinin etkileri ekarte edilerek sadece farklı koniklik oranlarının maksiller premolar dişlerdeki gerilimlere etkisi incelenebilmiştir.

İki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, diş hekimliğinde bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Ancak son zamanlarda bazı çalışmalarda kullanılan materyalin çeşitliliği, karmaşıklığı ve üç boyutlu morfolojik yapıların varlığı nedeniyle iki boyutlu (2D) SESA yöntemi yetersiz kalmaktadır (166,167). Üç boyutlu (3D) SESA yöntemi, iki boyutlu (2D) SESA yöntemine göre karmaşık yapıların simülasyonu için daha uygun bir yöntemdir (168). 3D modellerin gerçeğe daha yakın sonuçlar verdiği ve stres dağılımlarını daha ayrıntılı olarak ortaya çıkardığı saptanmıştır. Diş yapısı basitleştirilmiş geometrik formlarla ifade edilemeyip anatomik şekillere ve tabakalı yapıya sahip olduklarından 3 boyutu model oluşturulması için dişin hasta esaslı geometrik algoritmalarının kullanılması uygundur (117). Son dönemde yüksek çözünürlüklü μ BT cihazları SESA modellerinin oluşturulması amacıyla kanal sisteminin, kök morfolojisinin ölçümlerinde başarıyla kullanılmıştır (45,127,169,170). μ BT üç boyutlu olarak detayların ayrıntılı bir şekilde aktarılmasını sağlamaktadır ve kanal preparasyon tekniklerinin değerlendirilmesi için de uygun bir teknik olarak öne çıkmaktadır (45). Dişin μ BT taraması sonrasında piksel gri skalasına göre mine, dentin, pulpa gibi yapıların ayırt edilmesi mümkündür (117). Bizim çalışmamızda da optimum doğruluktaki verilerin incelenmesi için μ BT taramaları yardımıyla oluşturulan 3D modeller elde edildi. Bu amaçla yaklaşık 12 mm ve 16 mm kök boyuna sahip maksiller birinci premolar dişlerin μ BT verilerinden yola çıkılarak sağlam diş modelleri oluşturuldu. Şekillendirilmiş 3 adet tek kökün μ BT verileriyle de HeroShaper, Revo-S, ProTaper kanal formları elde edildi. Şekillendirilmiş premolar modelleri, kanal formları orijinal pulpa kanalları ile değiştirilerek oluşturuldu. Bu işlem esnasında orijinal kök kanalları ile şekillendirilmiş kanal formlarının x, y, z eksenlerinde çakışmasına önem verildi. Benzer bir yöntem

Cheng ve diğ. tarafından da kullanılmıştır (45). Bu sayede dış kök ve kron morfolojisi tamamiyle aynı olan standart modeller elde edildi.

Daha önceki pek çok çalışmada alveol kemiği basit küp şeklinde tasarlanmıştır ya da model periodontal ligament düğümlerinden sınırlandırılarak oluşturulmuştur (37,47,126,171,172). Çalışmamızda, sonraki çalışmalara rehberlik de oluşturması amacıyla maksillanın posterior bölgesi, anatomik formuna uygun olarak kortikal ve spongioz kemiği de içerecek şekilde modellenerek oluşturuldu. 3 boyutlu premolar diş modelleri, kemik soket içinde mine sement sınırı alveolar kretin 1,5 mm koronalinde kalacak şekilde 200 µm kalınlığında periodontal ligament yapısı simüle edildi. SESA modellerimizde kök sementi ihmal edilmiştir çünkü sement varlığının sadece kökün apikal bölgesindeki ve çevreleyen kemik bölgesindeki SESA sonuçlarını minimal derecede etkilediği belirlenmiştir (173). Kök kanal dolgu patı homojen bir dağılım göstermeyeceğinden modellenmemiştir, ancak kök kanal dolgusunun mekanik özellikleri literatürdeki değerlerinden yola çıkılarak oluşturulmuştur (129,174). Aynı şekilde giriş kavitesi restorasyonu için kullanılan kompozit rezin ve rezin modifiye cam iyonomer 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, yani modeller dokuların her noktalarında aynı materyal özelliklerine sahip olması varsayımına göre oluşturulmuştur. Fakat dentinin elastiklik modülü gibi özelliklerinin pulpaya uzaklığına göre değiştiği bilinmektedir (175) Aynı şekilde kemik yapısı da doğada homojen yapı sergilememektedir. Oluşturulan tüm modeller aynı varsayıma dayandığından mevcut standardizasyon sayesinde bu durumun sonuçlara etkisinin minimal olduğu düşünülmektedir.

SESA lineer veya non-lineer sistemlere uygulanabilir. Lineer sistemler daha basit sistemlerdir ve plastik deformasyon değerlendirilmez. Non-lineer sistemlerde plastik deformasyon ve çoğu zaman materyalin kırılması da test edilebilir. Bütün cisimler belirli bir kuvvet sınırından sonra elastik deformasyondan plastik deformasyona geçerek şekil değiştirirler. Bundan dolayı lineer SESA yönteminin plastik deformasyonları göstermemesi ilk anda bir dezavantaj olarak görülebilir. Ancak proprioseptif refleks, diş ve çevre dokuları plastik deformasyona sokabilecek kuvvetlerin bir defada oluşmasını engeller. Bu nedenle diş hekimliğinde yapılan

araştırmalarda kullanılan kuvvetler genelde elastik deformasyon sınırları içindedir. Non-linear SESA ise lineer statik modelle çözülemeyen gerçekçi durumlardaki gerilim ve gerilmeleri araştırmak için gittikçe daha güçlü bir yaklaşım haline gelmektedir(176). Fakat non-linear dinamik SESA uygulaması oldukça zor, karmaşık ileri yazılım sistemlerine ihtiyaç duyan bir yöntemdir. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda lineer statik SESA kullanılmıştır.

Literatürde iki köklü premolarların stres dağılımlarını 3 boyutlu SESA ile inceleyen çalışma sayısı oldukça azdır (106). Mevcut çalışmalarda periodontal ligament ve alveol kemiği simüle edilmemiştir (177-179). Literatürdeki bu çalışmalar maksiller premolar dişlerin farklı okluzal restorasyon durumunda ya da mine-sement bileşkesinde oluşan gerilimleri incelemek amacıyla yapılmışlardır (132). Yapılan SESA çalışmalarının karşılaştırılması, oluşturulan modelin farklı morfolojisi, yükleme koşulları ve vektörleri nedeniyle zordur. Çalışmamızda oluşturulan modellerin, eleman ve düğüm sayısı açısından diğer çalışmalardan üstün olduğu görülmektedir (106,116,180). Eleman ve düğüm sayısının değerlendirilmesi, çalışmanın klinik koşulları yansıtma potansiyeli açısından oldukça önemli bir parametredir.

DKK'nin oluşma zamanı ve etkeniyle ilgili fikir birliğine varılamamıştır. *Saw ve Messer* (1995) köklerin esas olarak apikal bölgelerinde çatlak oluşumu gözlemlediklerinden, DKK'nin apikal bölgeden köken alıp koronale doğru geliştiğini öne sürmüşlerdir (30). *Harvey ve diğ.* de (1981) kanal dolumu esnasında gerilimlerin apikal bölgede yoğunlaştığını ve kanal doldukça koronale doğru yer değiştirdiğini söylemişlerdir (181). Bunun aksine *Dang ve Walton* (182), DKK oluşumunun en çok köklerin orta kısmında gerçekleştiğini savunmuşlardır. Çalışmalardaki farklılıkların nedeni, DKK oluşumunda iki farklı mekanizmanın yer almasıdır (37). DKK, hem fonksiyonel okluzal kuvvetlere bağlı olarak hem de sıkıştırma kuvvetlerine bağlı olarak oluşabilir (37). Sıkıştırma kuvvetlerine bağlı oluşan gerilimler her zaman kök kanal duvarında en yüksek değerine ulaşır (33,37). Fakat DKK genellikle doğrudan dolum işlemi esnasında değil de, işlem tamamlandıktan çok daha sonra oluşturmaktadır (28). Kanal şekillendirme, kök kanalını doldurulma, kanal yenileme, post yerleştirilmesi gibi işlemler esnasında oluşan dentin mikro çatlakları sonradan okluzal yükler altında DKK oluşumuna neden olabilirler (21,183). Çalışmamızda

sadece oblik ve dikey fonksiyonel kuvvetlerin etkisindeki maksiller bifurkasyonlu dişlerin biyomekanik cevapları incelenmiştir.

Çalışmamızda fonksiyonel okluzal kuvvetleri taklit etmesi amacıyla ortalama ısırma kuvveti olarak maksimum ısırma kuvvetinin üçte biri olan 200 N seçilmiştir (116). Normal okluzyonu taklit edecek şekilde tüm modellerin bukkal kaslarının palatinal eğimine, palatinal kaspın bukkal ve palatinal yüzeyine 3 noktadan 45 derecelik açı ile toplam 200 N'luk statik yükler uygulanmıştır (116). Bu durum üç noktalı normal okluzyonu temsil etmektedir. Aynı üç noktadan 90 derecelik açı ile 200 N'luk dikey yükler de uygulanmıştır. Oblik kuvvetlerin çiğneme kuvvetlerini daha iyi yansıttığı bilinmektedir. SESA çalışmalarında uygulanan yük artışının maksimum gerilim lokalizasyonlarını değiştirmedeği ancak gerilim değerini arttırdığı bilinmektedir. Lineer analizde yük arttıkça, gerilimler de lineer olarak aynı oranda artacaktır. Uygulanan yük iki katın çıkarıldığında ölçülen gerilim değeri de iki katına çıkacaktır. Çalışmamızın amacı normal fonksiyonel okluzal yüklerin oluşturduğu gerilim dağılımlarının incelenmesi olduğundan, kök kanalının doldurulması işlemi esnasında oluşan sıkıştırma kuvvetinin etkileri çalışma kapsamında değildir.

Diş yapısında en fazla bulunan yapı dentin olduğundan dolayı, yüksek okluzal yükler altında kırık oluşumu dentindeki kırılma dayanımının aşılmasıyla oluşur (184). Çalışmamızın sonuçları *Maksimum Asal Gerilim* ve *Minimum Asal Gerilim* dağılımları ile değerlendirilmiştir. Eşdeğer Von Mises stresleri yapı içerisindeki enerji iletimini (enerjinin en yoğun olduğu odaklar) gösteren başarısızlık kriteri iken, asal gerilimler Von Mises stres dağılımlarından farklı olarak gerilme (pozitif) ve sıkışma (negatif) stres alanlarını ayırabilmektedir. Von Mises kriterleri sadece metal gibi sünek materyallere uygun bir kriter olup diş kemik gibi kırılabilir yapılar için anlamlı değildir (172). Bu nedenle çalışmamızda Von Mises stres dağılımlarına yer verilmemiştir. Dental materyaller ve yapılar yüksek sıkışma dayanımına sahiptirler, fakat gerilme kuvvetleri karşısında dayanıksızdırlar (33,171,185). Bu nedenle *Maksimum Asal Gerilim* değerleri, gerilme kuvvetlerinin kırığa yol açabileceği lokalizasyonları göstermektedir. Çatlak hattının oluşumu genelde gerilim oluşum yönüne diktir (186). SESA sonucunda elde edilen değerler istatistiksel analiz yapılmadan değerlendirilmektedir. Bu SESA çalışmasında da analiz verileri varyantı olmayan

sayısal hesaplamalar ile oluşturulduğundan istatistiksel analiz yapılmadan daha önceki literatür bilgileri doğrultusunda yorumlanmıştır.

Dentinin çekme dayanımı 40-100 MPa, sıkışma dayanımı ise -297 MPa değerindedir (172,184,187,188). Çalışmamızda 200 N'luk okluzal oblik ve dikey yüklemde elde edilen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri hiçbir modelde çatlak oluşturabilecek tehlikeli sınırlara ulaşmamıştır. Ancak dentinin çekme dayanımı her zaman çatlak başlangıcı ve gelişimiyle paralellik göstermeyebilir. Çekme dayanımı sabit bir değer gibi görünse de her dokuda sıkça karşılaşılan yapısal defektler, çatlaklar, kanal düzensizlikleri bu değeri önemli ölçüde etkiler. Oluşan gerilimler bu defektlerde katlanıp yoğunlaşarak çatlak oluşumuna neden olabilir (33). Ancak küçük yapısal defektlerin, çatlakların SESA modeline aktarılması mümkün değildir, bu da ideal koşullara neden olmaktadır. Dolayısıyla sadece sayısal verilere dayanarak normal okluzal kuvvetlerin mevcut ege sistemleriyle kanal tedavisi uygulanmış iki köklü maksiller premolar dişlerde kırık oluşturmayacağı sonucuna varılamaz. 200 N değeri normal ortalama okluzal kuvvetleri temsil etmektedir. Daha yüksek çiğneme kuvveti söz konusu olduğunda gerilim değerlerinin dağılımının ve olası çatlak lokalizasyonunun değişmeyeceği fakat maksimum, minimum asal gerilim değerlerinin artacağı bilinmektedir. Çalışmamızda lineer analiz yapıldığından uygulanan kuvvet arttığı oranda Pmax ve Pmin değerleri de artacaktır. Klinikte 750 N, 1000 N gibi çok daha yüksek çiğneme kuvvetleriyle karşılaşılabilir (124). Bu yüksek çiğneme kuvvetleri söz konusu olduğunda modellerimiz arasında ölçülen fark da artacaktır. Ölçülen Pmax değerleri ProTaper modelleri için kritik noktalara ulaşabilir. Çalışmamızın statik karakterde olduğu da göz ardı edilmemelidir, klinik koşullarda dişler devamlı tekrarlayıcı okluzal yüklere maruz kalacaktır. Ayrıca DKK çoğunlukla 40 yaş üzerindeki hastalarda görülmektedir (13). Bu durumda risk altındaki dişlerde periodontal hastalığın da eşlik etme ihtimali yüksektir. Normale yakın çiğneme kuvvetleri dahi periodontal desteğini kaybetmiş, horizontal kemik kayıplı dişlerde DKK oluşturabilir çünkü marjinal kemik seviyesindeki düşüş okluzal yükün etkisini daha yıkıcı hale getirmektedir ve servikal bölgedeki gerilim değerlerini arttırmaktadır (189,190).

Oblik yükleme koşulu klinik durumu daha iyi yansıtmaktadır. Dikey yükleme koşuluna, diğer çalışmalarla karşılaştırma yapılabilmesi için yer verilmiştir.

Çalışmamızda hem 12 mm'lik hem de 16 mm'lik modellerde oblik yükleme koşulunda palatinal servikal dış kök yüzeyinde ve bifurkasyon bölgesinde Pmax gerilimleri, bukkal servikal kök bölgesinde ise Pmin gerilimleri oluşmuştur. Dikey yükleme koşulunda ise her 12mm'lik hem 16 mm'lik modellerde palatinal kökün servikalinde Pmin gerilimleri oluşmuştur. 12 mm'lik modellerde dikey yükleme koşulunda bukkal servikal bölgesinde de 16mm'lik modellere kıyasla daha yüksek Pmax değerleri görülmüştür. Bu durum kök yapısının ve kronla olan angulasyonunun fonksiyonel kuvvetler altındaki gerilim dağılımını etkilemesiyle açıklanabilir. Ayrıca bifurkasyon bölgesinin yeri de bu farklılığa neden olabilir. Daha simetrik bir yapısı olan 16 mm'lik modellerde dikey yükleme koşulunda bukkal kökün servikalinde çok düşük Pmax değerleri görülmüştür. Bunun haricinde dikey yükleme koşulunda bifurkasyon bölgesinde de sınırlı Pmax gerilimleri oluşmuştur. Dentinin sıkışma dayanıklılığı oldukça yüksek olduğundan, dikey yükleme koşulunda maksiller bifurkasyon gösteren dişlerin dikey kök kırığına daha dayanıklı olduğu sonucuna varılmıştır. Bu sonuçlar daha önceki çalışmalarla uyum göstermektedir. *Cheng ve diğ.* (169) de dikey yükleme koşulunda daha düşük çekme gerilimleriyle karşılaşmışlardır. Oblik kuvvetlerin endodontik tedavi görmüş dişlerde dikey kuvvetlere göre daha zararlı etkiler oluşturduğu söylenmiştir (191). Oblik yükleme uygulanan çalışmalarda stresler kök dentininin servikal bölümünde birikmiştir (192). Diğer çalışmalarda da okluzal yükler altında servikal ve orta kök bölgelerinde artmış gerilim değerleri göstermişlerdir (47,169,193). Bu sonuçlar doğrultusunda yükleme vektörlerinin ve noktalarının dişin kırılma direncini önemli derecede etkileyeceği söylenebilir. Genel çerçeveden bakıldığında da okluzal yükler hep servikal dış kök yüzeyinde (37,130,172,189), dolum esnasında oluşan yükler ise kanal duvarlarında gerilimler oluşturmaktadır (33-35,46). Hem oblik hem dikey yükleme koşulunda apikal bölgede minimal gerilimler oluşmuştur. Bu sonuç okluzal yük uygulanan çoğu çalışmada görülmektedir (37,125,169,172). Apikal genişletmenin okluzal yüklere bağlı oluşan dişin kırılma dayanımını etkilemeyeceği görüşündeyiz.

Sonuçlarımızın sayısal verilerine göre mevcut koşullarda kök kanal şekillendirme işlemi uygulanmış restore edilmiş modellerle sağlam diş modelleri arasında asal gerilim farkı yüksek değildir. *Zelic ve diğ.*'nin (172) yaptıkları SESA çalışmasında restoratif kavite formlarının ve endodontik tedavi aşamalarının

(endodontik giriş kavitesi ve şekillendirme) maksiller tek köklü premolar dişin mekanik zayıflamasına ayrı ayrı ve birlikte olan etkisini değerlendirmişlerdir. İki yüzlü kompozit restorasyon uygulanan kanal tedavili dişlerin yüksek okluzal yüklere dayanıksız olduğu sonucuna varmışlardır. Fakat dişin zayıflamasında esas etkenin giriş kavitesi preparasyonundan kaynaklandığını, kanal şekillendirme işleminin tek başına önemli derecede zayıflamaya sebep olmadığını söylemişlerdir. Ancak uygulanan analizin statik olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Dişler dinamik kuvvetlere maruz kaldıklarında pulpa dokusu koruyucu etkisi sağlayarak kuvvetin iletilmesine yardımcı olmaktadır (194,195). Kök kanal tedavili dişler ise bu koruyucu mekanizmadan yoksundur. Çalışmamızda pulpanın koruyucu özelliğini yansıtmak mümkün olmadığından klinik koşullarda sağlam diş modellerine ait asal gerilim değerlerinin ulaştığımız değerlerden daha düşük olacağı düşünülmektedir. Yani kanal tedavisi uygulanmış dişlerle sağlam dişler arasındaki gerilim farkı daha yüksek olabilir.

Şekillendirilmiş kanal çapının da DKK'nin oluşumu üzerinde etkili olacağı söylenmiştir. Bilindiği üzere koniklik oranı dolun işlemi esnasında plugger veya spreaderların derin penetrasyonuna izin verecek yeterlilikte olmalı fakat kökü zayıflatmamalıdır. *Holcomb ve diğ.* (31) belli bir noktadan sonra kanal konikliğindeki artışın dişin zayıflamasına neden olacağını söylemiştir. *Cheng ve diğ.* (45) üç farklı teknikte genişletilmiş, endodontik tedavi uygulanmış eğimli köklü dişlerdeki stres dağılımını inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Hem okluzal yükler hem de sıkıştırma kuvvetleri söz konusu olduğunda her üç teknik de (crown-down, step-back, reverse-flaring) benzer gerilim dağılımı oluşturmuştur (45). Bizim çalışmamızda da koniklik oranları açısından farklı olan modeller arasındaki gerilim değerleri hem dikey hem oblik yükleme koşulunda koniklik arttıkça minimal oranda artış göstermiştir. *Rundquist ve diğ.* (37)'nin yaptıkları SESA çalışmasında, farklı kök kanal koniklik oranlarının mandibuler premolar kökünde oluşturduğu stres dağılımları üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Hem sıkıştırma kuvvetlerinin hem de okluzal kuvvetlerin etkilerinin incelendiği çalışmada koniklik artışı sonucu kök kanal dolumu esnasında oluşan stres yoğunluğu azalırken, okluzal kuvvetler altında oluşan stres yoğunluğu artmıştır. Dolun işlemi esnasında kök kanal stresleri kanal konikliği arttıkça azalmıştır ve oluşan en yüksek stresler apikal bölgede *kök kanal duvarında* kaydedilmiştir. Kök

kanal tedavisi tamamlandıktan sonra okluzal yükler uygulandığında, durum değişmiştir. Stres yoğunluğunun en yüksek olduğu bölgeler *servikal kök yüzeyinde* oluşmuştur, koniklik oranı arttıkça da hafif artış göstermiştir. Apikal uçluden köken alan kök kırıklarının kök kanal dolumu esnasında oluştuğu, servikal bölgeden başlayan dikey kök kırıklarının ise okluzal çiğneme kuvvetlerinden kaynaklandığı yönünde görüş bildirmişlerdir (37). Çalışmamız da bu bulguları desteklemektedir. Çalışmamızda şekillendirmeyi tamamladığımız eğelerin apikal çapları 0.30 mm'dir (HeroShaper 30/0.04, Revo-S AS30 30/0.06, Protaper F3 30/0.09). Şekillendirilmiş kanallar arasındaki esas fark kök kanallarının servikal kanal bölümündeki çapı yani koniklik oranlarıdır. Çalışmamızda kullanılan eğelerin koniklik oranı arttıkça oblik yükleme koşulunda palatinal dış servikal kök yüzeyi üzerinde oluşan Pmax gerilimleri minimal derecede de olsa artış göstermiştir. Bukkal kökün bukkal servikal bölgesinde oluşan Pmin gerilimleri de eğelerin koniklik oranı arttıkça artış göstermiştir. Dikey yükleme koşulunda da palatinal dış servikal bölgede oluşan Pmin gerilimleri koniklik oranıyla orantılı olarak artmıştır. Sağlam diş modeline en yakın sonuçlar her iki yükleme koşulunda hem 12 mm hem 16 mm'lik modellerde HeroShaper modelinde elde edilmiştir. Bunun nedeni HeroShaper sisteminin incelenen sistemler içinde servikal bölgede en düşük koniklik oranına sahip olmasıdır. HeroShaper modellerinde kanalın koronal bölgesi 20/0.06 eğesiyle şekillendirilmiştir. HeroShaper sisteminde 12 mm'lik kesici kısma sahip 20/0.04, 25/0.04, 30/0.04 eğeleri sayesinde 16 mm kök boyuna sahip iki köklü maksiller premolar modellerinde kanalın koronal bölgesinde dentin kaybı oluşturmaksızın apikal bölgenin şekillendirilmesine olanak tanımıştır. Revo-S ege sisteminde de apikal bölgenin şekillendirilmesinde kullanılan AS30-30/0.06 apikal 5 mm haricinde %0'lık koniklik oranına sahiptir. Bu da Revo-S sisteminde kanalın servikal bölgesinin 25/0.06 eğesiyle şekillendirilmiş haliyle kalmasını sağlamaktadır. ProTaper Universal sisteminde ise F3 eğesinin yüksek koniklik oranına bağlı olarak kanalın koronal bölümünde diğer modellere göre daha fazla dentin kaybı oluşmuştur. Buna bağlı olarak da en yüksek Pmax gerilimleri ProTaper modellerinde görülmüştür. Kim ve diğ. (196) yaptıkları dinamik SESA çalışmasında da ProTaper sisteminin apikalde daha yüksek sıkışma ve gerilme stresleri oluşturduğunu göstermişlerdir, bu da dentin defektlerinin oluşmasına zemin hazırlayabilir. Bu çalışmada üç farklı NiTi ege tasarımına sahip ProFile (U-şekilli kesit

ve sabit 6% koniklik oranı), ProTaper Universal (konveks üçgen kesit ve artan koniklik oranı), ve LightSpeed LSX (kesici olmayan yuvarlak shaft) için eğimli kanalda şekillendirme esnasında oluşan stresler SESA ile ölçülmüştür (196). ProTaper Universal kök dentininde en yüksek stres değerlerinin oluşturmuştur. Ayrıca dış kök yüzeyinde de en yüksek gerilme ve sıkışma gerilimlerine neden olmuştur. Bu çalışmada ProTaper Universal eğesi ile ölçülen değerler dentinin dayanma gücüne yaklaşmıştır. Sonuç olarak daha sert eğe tasarımlarının eğimli dişlerin apikal kök dentininde daha yüksek stres birikimlerine neden olduğu bu nedenle de şekillendirme esnasında dentin defektine bağlı apikal kök kırığı oluşturma riskinin arttığı ileri sürülmüştür. Statik SESA tipindeki çalışmamızda da ProTaper Universal eğe tasarımının yüksek koniklik oranı nedeniyle oblik yükleme koşulunda palatinal dış servikal kök yüzeyinde artmış çekme gerilimlerine; dikey yükleme koşulunda da palatinal dış servikal kök yüzeyinde artmış sıkışma gerilimlerine sebep olduğu sonucuna varılmıştır. ProTaper Universal eğe sisteminin yüksek oranda dentin defekti oluşturduğunu bildiren in-vitro çalışmalar da mevcuttur (197,198). Tüm bu sonuçlar beraber değerlendirildiğinde ProTaper Universal eğe sisteminin SESA'ya göre hem şekillendirme esnasında hem de sonrasında okluzal yükler altında dişlerin dikey kırılma dayanımlarını azalttığı söylenebilir. Klinik kullanımı konusunda uygun vaka seçimi önem arz etmektedir.

Sathorn ve diğ.'nin çalışmasında (33) kök dentin kalınlığı azaldıkça kök kırığı riskinin arttığı gözlenmiştir. Mandibuler kesiciler kullanılarak oluşturulan SESA çalışmasında kanal çapları 0.5-2 mm ile buna karşılık dentin duvar kalınlığı 1.0-0.25 mm olarak ayarlanan kök modelleri oluşturulmuştur. Bu çalışmaya göre dentin kalınlığı azaldığında stresler artık spesifik olarak internal kanalın bukkal ve lingual bölgelerinde yoğunlaşmayacaktır, proksimal bölgedeki eksternal yüzey stresleri aşamalı olarak artacaktır; kırık şeklinin bukkal-lingual yönden meziodistal yöne kayabileceği söylenmiştir. Aynı zamanda *Sathorn. ve diğ.* (33) kurdele şekilli kanallarda bukkal ve lingual uzantılar gibi stres birikim alanlarının kaldırılmasının kırılma riskini azalttığını söylemişlerdir. Bu sonuçlara göre dentin kalınlığındaki azalmanın kırık riskini arttırmakta kanal kurvatür çapı gibi bazı diğer morfolojik parametrelerden daha az etkin olduğu iddia edilmiştir. Yani azalmış dentin kalınlığının her zaman kırık riskini arttırmadığı sonucuna varılmıştır. *Lertchirakarn ve diğ.* (34) de

kanal kurvatür derecesinin azaltılmasının kırılma riskini azaltacağını ve kanal şeklinin ovalden yuvarlağa dönüştürülmesinin proksimal dentindeki incelmeye rağmen internal stresleri azaltacağını öne sürmüşlerdir. *Versluis ve diğ.* (46) de SESA ile yaptıkları çalışmada sirküler kesitli kanalların üniform stres dağılımı gösterirken oval şekilli kanalların asimetric, bukkal ve lingual kanal uzantılarında yoğunlaşan, apikal üçlüden ziyade koronal ve orta üçlüde artmış gerilimler olduğunu söylemişlerdir. Şekillendirme sonrası sirküler kanallarda apikal üçlüde sadece hafif çevresel gerilim artışı görülürken, oval kanallarda ise kanalın düzenli sirküler forma şekillendirildiği bölgelerde önemli stres düşüşleri görülmüştür. Kanaldaki pürüzlerin giderilmesinin çok daha simetric dengeli stres dağılımı sağlayarak kırılma dayanımını arttırdığı öne sürülmüştür. Çalışmamızdaki iki kanallı bifurkasyonlu maksiller premolar modelinde kanal kesitleri şekillendirme sonrası servikal kök bölümünde yuvarlak hale gelmektedir. Dentindeki incelmeye rağmen gerilimlerde hafif bir artış görülmesi bununla ilişkili olabilir. Mine-sement bölgesindeki kesitlerde gerilim dağılımı hafif artış göstermiş ancak daha üniform bir hal almıştır. Sadece dentinin daha çok incelendiği ProTaper modelinde palatinal kök kanal duvarında da artmış gerilimler izlenmiştir. Okluzal yükler altında oluşan gerilimler kök dış yüzeylerinde yoğunlaştığından kanal çapındaki artışlardan az oranda etkilenmiştir, dış kök morfolojisinin önemi daha büyük olacaktır. Ayrıca bu çalışmalarda modellerin dentin kalınlıkları arasındaki fark bizim çalışmamıza göre daha fazladır. Çalışmamızda dentin kalınlığındaki incelme kritik noktalara ulaşmadığından da dentin kaybı minimal etki göstermiş olabilir. Çalışmamızda okluzal yüklerin etkisi incelenirken, söz konusu çalışmalarda sıkıştırma kuvvetlerinin etkilerinin incelendiği de unutulmamalıdır

Klinik ve deneysel çalışmalarda, en çok gözlenen dikey kırık şeklinin dentin kalınlığının daha fazla olduğu kök kanal duvarından dışa doğru bukkolingual yönde olduğu görülmüştür. *Lertchirakarn ve diğ.* (34,35) de dentin kalınlığının bu yönde daha çok olmasına rağmen bukkolingual yönde üniform olmayan çekme gerilimlerinin oluştuğunu göstermişlerdir. Farklı proksimal dentin kalınlığına sahip bir seri model oluşturdukları bu çalışmada proksimal dentin kalınlığındaki azalma bukkolingual yöndeki stres konsantrasyonunu arttırdığı, dolayısıyla da bukkolingual kırık olasılığını arttırdığı; fakat maksimum çekme gerilimlerinin yönünü değiştirmediği gösterilmiştir. Bu kırılma şeklinde kırık hattının dentinin ince olduğu tarafta başlayacağına dair olan

görüşle ters düşmektedir. Yazarlar bu durumu açıklarken dentin kalınlığı fazla olan bir kanala basınç uygulandığında kanal duvarında iki tip gerilim oluştuğunu söylemişlerdir. Kanalda çevresel yönde gerilme stresleri ve radyal yönde sıkışma stresleri oluşmaktadır. Dentin kalınlığının ince olduğu meziodistal duvarlar kalın olan bukkolingual duvarlara göre kuvvet altında radyal yönde daha kolay esneme gösterecektir. Asimetrik genişleme kalın dentin duvarının olduğu bölgelerde ekstra çevresel gerilme stresi oluşturacaktır. Bizim çalışmamızda da bifurkasyon bölgesine kadar oval kesitli olan maksiller premolar dişler incelenmiştir. Oblik yükleme koşulunda palatinal kökün dış yüzeyinde hafifçe proksimal konkaviteye doğru yerleşen gerilimler oluşmuştur. Olası çatlak hatları bizim çalışmamızda da meziodistalden çok palatobukkal yönü işaret etmektedir. Gerilimler tam orta hatta yer almamaktadır. *Lertchikarn ve diğ.* (35) de proksimal konkaviteli oval çatlak bir alt kesiciyi modellediklerinde gerilimlerin bukkolingual doğrultuda yoğunlaştığını ancak simetri göstermeden konkav proksimal yüzeyine doğru biriktiğini göstermişlerdir. *Sathorn ve diğ.* (33) ise proksimal konkavite varlığında aynı kanal çapına sahip dişlerin kırılma dayanımının daha düşük olduğunu söylemişlerdir

Çalışmamızda kısa köklü ve uzun köklü premolar modelleri farklı dişlerin μ BT görüntülerinden yola çıkılarak düzenlenmiştir. Bu nedenle farklı kök boylarının etkisinin karşılaştırılması uygun olmayacaktır. Yine de genel olarak kısa köklü dişlerde gerilim oranları çoğu senaryoda daha düşük çıkmıştır. Bifurkasyon bölgesinin yeri ve dentin kalınlığındaki farklılıklar kısa ve uzun kökler arasındaki gerilim farklarının sebebi olabilir. Güncel bir yayın apikal rezeksiyon oranının ve periodontal kayıp oranının okluzal yükler altında santral dişte oluşan gerilimlere etkisini incelemiştir (189). Bu çalışmada da periodontal desteğin normal olması koşuluyla apikal rezeksiyon oranının 6 mm'ye kadar gerilim değerlerini önemli ölçüde etkilemediği gösterilmiştir. Bahsedilen çalışmada da bizim çalışmamızda da uygulanan oblik okluzal yükler sonucu oluşan gerilimler apikal bölgede değil, kökün servikal bölgesinde yoğunlaşmışlardır. Dolayısıyla kök boyundaki kısalma genel gerilim değerlerini minimal derecede etkilemiştir. Servikal bölgedeki kemik desteğinin, diş yapısının okluzal yüklerle dayanabilmesi için gerekli esas faktör olduğu söylenmiştir (190).

Çekme gerilimleri kırılma şeklinin belirlenmesinde kullanılabilir çünkü kırılmaya neden olan stresler genellikle gerilme tipindedir. Çatlak başlangıcı çekme gerilimleri yönlerine ve yüzeye diktir. Dolayısıyla SESA modellerinde gerilme streslerinin renklendirilmiş dağılımı kırık şeklinin belirlenmesine yardımcı olabilir. SESA modelindeki maksimum gerilme stresinin olduğu bölge çatlak oluşma ihtimali olan bölgedir, çatlağın yönü o bölgedeki yüzeye dik olacaktır (33). Çalışmamızda çekme gerilimlerinin yüksek değerlere ulaştığı bölgelerde gerilim yönlerini gösteren haritalardan yararlanılarak olası çatlak hattı tahmini yapılmıştır. Kısa ve uzun köklü modeller için aynı yükleme koşulunda benzer gerilim dağılımı görüldüğünden olası çatlak hatları benzer olacaktır. Oblik yükleme koşulunda bukkal kökün palatinal yüzeyinde furkasyon bölgesinden başlayan koronale uzanan oblik bir çatlak oluşma ihtimali yüksektir. Palatinal kökün servikal dış kök yüzeyinde de dıştan içe doğru gelişen horizontal çatlak ihtimali bulunmaktadır. Bu iki gerilim bölgesinin karşılıklı etkileşimi, kanalda mevcut düzensizlikler, önceden diş yapısında bulunan mikro çatlaklar gerçek hayattaki çatlak senaryosunu etkileyecektir. Dikey yükleme koşulunda bifurkasyonlu dişlerin genel olarak sıkışma gerilimlerine maruz kaldığı görülmüştür. Sadece furkasyon bölgesinde küçük bir alanda çekme gerilimleri oluşmuştur. Dikey yükleme koşulunda çatlak olasılığı daha düşük görünmektedir. Modeller arasındaki gerilim farkları minimal gibi görünse de eşik değeri aşan her gerilim kırılmaya neden olabilir. Aradaki farkların yüksek olması gerekli değildir. Klinik açıdan incelendiğinde yüksek koniklik oranına sahip eğerlerin oblik yükleme koşulunda DKK açısından risk oluşturabileceği düşünülmektedir. Maksiller bifurkasyonlu premolarların bukkal kökünün palatinal yüzeyinde gizli tehlikeli alanlar görülebilir (133,199). Bukkal kökün palatinalindeki konkavite varlığında yüksek koniklik oranına sahip eğerle şekillendirme yapıldığı zaman hem okluzal yüklerin hem dentindeki incelmenin etkisiyle gizli çatlak alanları oluşabilir.

Çalışmamızda oblik ve dikey yükleme koşulunda etken gerilimlerin hacim hesaplamaları da sunulmuştur. Böylece kritik gerilimlerin ulaştığı maksimum değerlerin yanında yaygınlığı da incelenebilmiştir. Pmax ve Pmin değerlerinin yanı sıra gerilimlerin hacimsel yönüyle de incelenmesinin daha sağlıklı çıkarım sağlayacağı görüşündeyiz. Materyalin çekme dayanımı veya sıkışma dayanımı aşıldığında kırılma gerçekleşeceği bilinmektedir (172). Oblik yükleme koşulu için 11 MPa üzerinde Pmax

gösteren elemanların hacmi ve dikey yükleme koşulunda 30 MPa altında Pmin gösteren elemanların hacmi modeller arasında karşılaştırılmıştır. 11 MPa değeri spesifik olarak bu çalışma için dentinin çekme dayanımına en çok yaklaşılan noktayı ifade etmektedir. Aynı şekilde 30 MPa değeri de sıkışma dayanımına en çok yaklaşılan noktayı ifade etmektedir. Bu bağlamda kritik Pmax ve Pmin değerlerine sahip bölge hacminin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. ProTaper modelleri hem 12 hem 16 mm kök boyuna sahip modellerde hacimsel olarak da en yüksek değerler göstermiştir. Bu durumda dentindeki incelmenin sadece gerilimi rakamsal olarak arttırmayıp yaygınlığının da arttığı görülmüş oldu.

Sonuç olarak hem kısa hem uzun köklü bifurkasyonlu maksiller premolar dişlerin bukkal kökleri oblik çiğneme kuvvetleri altında çatlak riski taşırlar. Özellikle yüksek koniklik oranına sahip ege kullanımının bu riskli alanda, dentin kalınlığını daha da azaltacağından kırık ihtimali artacaktır. Bu dişlerde DKK riskinin azaltılması için koniklik oranı düşük ege sistemlerinin kullanımını önermekteyiz. Özellikle uzun köklü dişlerde servikal dentinin korunması açısından apikal bölgede kesici kısmı kısa eğelerin kullanılması avantajlı olabilir. Palatinal kök yüzeyinde oluşan gerilimlerin etkisinin aydınlatılması için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Sonraki adımda iki köklü maksiller premolar dişlerin kök kanallarının doldurulması esnasında oluşan gerilimlerin de incelenmesi kırık mekanizmasının aydınlatılması açısından gereklidir. Elde edilen tüm sonuçların farklı deneysel yöntemlerle incelenmesi ve desteklenmesi önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Zadik, Y., Sandler, V., Bechor, R., Salehrabi, R. (2008) Analysis of factors related to extraction of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106 (5), e31-35.
2. Chen, S.C., Chueh, L.H., Hsiao, C.K., Wu, H.P., Chiang, C.P. (2008) First untoward events and reasons for tooth extraction after nonsurgical endodontic treatment in Taiwan. *J Endod*, 34 (6), 671-674.
3. Endodontists., A.A.o. (2008) Colleagues for excellence-Cracking the cracked tooth code. *Chicago, IL: American Association of Endodontists; 2008.*, Fall-Winter.
4. Lam, P.P., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2005) Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod*, 31 (7), 529-532.
5. Walton, R.E., Michelich, R.J., Smith, G.N. (1984) The histopathogenesis of vertical root fractures. *J Endod*, 10 (2), 48-56.
6. Fuss, Z., Lustig, J., Tamse, A. (1999) Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J*, 32 (4), 283-286.
7. Cohen, S., Blanco, L., Berman, L. (2003) Vertical root fractures: clinical and radiographic diagnosis. *J Am Dent Assoc*, 134 (4), 434-441.
8. Tamse, A. (2006) Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management *Endod Top*, 13, pp84-94.
9. Gher, M.E., Jr., Dunlap, R.M., Anderson, M.H., Kuhl, L.V. (1987) Clinical survey of fractured teeth. *J Am Dent Assoc*, 114 (2), 174-177.
10. Fuss, Z., Lustig, J., Katz, A., Tamse, A. (2001) An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod*, 27 (1), 46-48.
11. Tsesis, I., Rosen, E., Tamse, A., Taschieri, S., Kfir, A. (2010) Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. *J Endod*, 36 (9), 1455-1458.

12. Cameron, C.E. (1964) CRACKED-TOOTH SYNDROME. *J Am Dent Assoc*, 68, 405-411.
13. Cohen, S., Berman, L.H., Blanco, L., Bakland, L., Kim, J.S. (2006) A demographic analysis of vertical root fractures. *J Endod*, 32 (12), 1160-1163.
14. Testori, T., Badino, M., Castagnola, M. (1993) Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey of 36 cases. *J Endod*, 19 (2), 87-91.
15. Chan, C.P., Lin, C.P., Tseng, S.C., Jeng, J.H. (1999) 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*, 87 (4), 504-507.
16. Firedman, S., Moshonov, J., Trope, M. (1993) Resistance to vertical fracture of roots, previously fractured and bonded with glass ionomer cement, composite resin and cyanoacrylate cement. *Endod Dent Traumatol*, 9 (3), 101-105.
17. Hayashi, M., Kinomoto, Y., Miura, M., Sato, I., Takeshige, F., Ebisu, S. (2002) Short-term evaluation of intentional replantation of vertically fractured roots reconstructed with dentin-bonded resin. *J Endod*, 28 (2), 120-124.
18. Kawai, K., Masaka, N. (2002) Vertical root fracture treated by bonding fragments and rotational replantation. *Dent Traumatol*, 18 (1), 42-45.
19. Taschieri, S., Tamse, A., Del Fabbro, M., Rosano, G., Tsesis, I. (2010) 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*, 110 (6), e45-52.
20. Andreasen, J.O., Farik, B., Munksgaard, E.C. (2002) Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol*, 18 (3), 134-137.
21. Barreto, M.S., Moraes Rdo, A., Rosa, R.A., Moreira, C.H., So, M.V., Bier, C.A. (2012) Vertical root fractures and dentin defects: effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod*, 38 (8), 1135-1139.

22. Capar, I.D., Saygili, G., Ergun, H., Gok, T., Arslan, H., Ertas, H. (2014) Effects of root canal preparation, various filling techniques and retreatment after filling on vertical root fracture and crack formation. *Dent Traumatol*.
23. Fernandes, A.S., Dessai, G.S. (2001) Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont*, 14 (4), 355-363.
24. Sornkul, E., Stannard, J.G. (1992) Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod*, 18 (9), 440-443.
25. Onnink, P.A., Davis, R.D., Wayman, B.E. (1994) An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. *J Endod*, 20 (1), 32-37.
26. Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C., Stannard, J.G. (1983) Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res*, 62 (9), 1002-1008.
27. Tamse, A. (1988) Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*, 4 (5), 190-196.
28. Tamse, A., Fuss, Z., Lustig, J., Kaplavi, J. (1999) An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod*, 25 (7), 506-508.
29. Kishen, A. (2006) Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*, 13 (1), 57-83.
30. Saw, L.H., Messer, H.H. (1995) Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod*, 21 (6), 314-320.
31. Holcomb, J.Q., Pitts, D.L., Nicholls, J.I. (1987) Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod*, 13 (6), 277-284.
32. Meister, F., Jr., Lommel, T.J., Gerstein, H. (1980) Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 49 (3), 243-253.

33. Sathorn, C., Palamara, J., Palamara, D., Messer, H. (2005) Effect of Root Canal Size and External Root Surface Morphology on Fracture Susceptibility and Pattern: A Finite Element Analysis. *Journal of Endodontics*, 31 (4), 288-292.
34. Lertchirakarn, V., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2003) Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*, 29 (8), 523-528.
35. Lertchirakarn, V., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2003) Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. *J Endod*, 29 (8), 529-534.
36. Richard E. Walton, M.T. (1996). Principles and practice of endodontics.
37. Rundquist, B.D., Versluis, A. (2006) How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J*, 39 (3), 226-237.
38. Gutmann, J.L. (1992) The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 67 (4), 458-467.
39. Trabert, K.C., Caput, A.A., Abou-Rass, M. (1978) Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod*, 4 (11), 341-345.
40. Bender, I.B., Freedland, J.B. (1983) Adult root fracture. *J Am Dent Assoc*, 107 (3), 413-419.
41. Henry, P.J. (1977) Photoelastic analysis of post core restorations. *Aust Dent J*, 22 (3), 157-159.
42. Steele, A., Johnson, B.R. (1999) In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod*, 25 (1), 6-8.
43. Chen, D., Wang, N., Gao, Y., Shao, L., Deng, B. (2014) A 3-dimensional finite element analysis of the restoration of the maxillary canine with a complex zirconia post system. *J Prosthet Dent*, 112 (6), 1406-1415.
44. Mackerle, J. (2004) Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7 (5), 277-303.

45. Cheng, R., Zhou, X.D., Liu, Z., Yang, H., Gao, Q.H., Hu, T. (2009) Finite element analysis of the effects of three preparation techniques on stresses within roots having curved canals. *Int Endod J*, 42 (3), 220-226.
46. Versluis, A., Messer, H.H., Pintado, M.R. (2006) Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*, 39 (12), 931-939.
47. Ricks-Williamson, L.J., Fotos, P.G., Goel, V.K., Spivey, J.D., Rivera, E.M., Khera, S.C. (1995) A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod*, 21 (7), 362-367.
48. Toure, B., Faye, B., Kane, A.W., Lo, C.M., Niang, B., Boucher, Y. (2011) Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *J Endod*, 37 (11), 1512-1515.
49. Chan, C.P., Tseng, S.C., Lin, C.P., Huang, C.C., Tsai, T.P., Chen, C.C. (1998) Vertical root fracture in nonendodontically treated teeth--a clinical report of 64 cases in Chinese patients. *J Endod*, 24 (10), 678-681.
50. Yang, S.F., Rivera, E.M., Walton, R.E. (1995) Vertical root fracture in nonendodontically treated teeth. *J Endod*, 21 (6), 337-339.
51. Rosen, E., Tsesis, I., Tamse, A., Bjorndal, L., Taschieri, S., Givol, N. (2012) Medico-legal aspects of vertical root fractures in root filled teeth. *Int Endod J*, 45 (1), 7-11.
52. Moule, A.J., Kahler, B. (1999) Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J*, 44 (2), 75-87.
53. Yeh, C.J. (1997) Fatigue root fracture: a spontaneous root fracture in non-endodontically treated teeth. *Br Dent J*, 182 (7), 261-266.
54. Tang, W., Wu, Y., Smales, R.J. (2010) Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod*, 36 (4), 609-617.
55. Luebke, R.G. (1984) Vertical crown-root fractures in posterior teeth. *Dent Clin North Am*, 28 (4), 883-894.

56. Pilo, R., Corcino, G., Tamse, A. (1998) Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with hand and rotatory instruments. *J Endod*, 24 (6), 401-404.
57. Helfer, A.R., Melnick, S., Schilder, H. (1972) Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 34 (4), 661-670.
58. Lewinstein, I., Grajower, R. (1981) Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod*, 7 (9), 421-422.
59. Papa, J., Cain, C., Messer, H.H. (1994) Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*, 10 (2), 91-93.
60. Tidmarsh, B.G. (1976) Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Endod*, 2 (12), 374-375.
61. Valera, M.C., Albuquerque, M.T., Yamasaki, M.C., Vassallo, F.N., da Silva, D.A., Nagata, J.Y. (2015) Fracture resistance of weakened bovine teeth after long-term use of calcium hydroxide. *Dent Traumatol*.
62. Yang, H.S., Lang, L.A., Molina, A., Felton, D.A. (2001) The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 558-567.
63. Standlee, J.P., Caputo, A.A., Collard, E.W., Pollack, M.H. (1972) Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 33 (6), 952-960.
64. Wang, C.H., Lee, H.E. (1991) [Stress distribution of prefabricated screw posts. Part II: Different designs and materials]. *Gaoxiong Yi Xue Ke Xue Za Zhi*, 7 (11), 590-598.
65. White, J.D., Lacefield, W.R., Chavers, L.S., Eleazer, P.D. (2002) The effect of three commonly used endodontic materials on the strength and hardness of root dentin. *J Endod*, 28 (12), 828-830.

66. da Silveira, P.F., Vizzotto, M.B., Liedke, G.S., da Silveira, H.L., Montagner, F., da Silveira, H.E. (2013) Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography - an in vitro analysis. *Dent Traumatol*, 29 (1), 41-46.
67. Kimura, Y., Tanabe, M., Amano, Y., Kinoshita, J., Yamada, Y., Masuda, Y. (2009) Basic study of the use of laser on detection of vertical root fracture. *J Dent*, 37 (12), 909-912.
68. Meister, F., Jr., Lommel, T.J., Gerstein, H., Bell, W.A. (1981) An additional clinical observation in two cases of vertical root fracture. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 52 (1), 91-96.
69. Rud, J., Omnell, K.A. (1970) Root fractures due to corrosion. Diagnostic aspects. *Scand J Dent Res*, 78 (5), 397-403.
70. Alexander, S.A. (1983) Spontaneous expulsion of a retrograde filling. Report of a case. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 56 (3), 321-323.
71. Pitts, D.L., Natkin, E. (1983) Diagnosis and treatment of vertical root fractures. *J Endod*, 9 (8), 338-346.
72. Lustig, J.P., Tamse, A., Fuss, Z. (2000) Pattern of bone resorption in vertically fractured, endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 90 (2), 224-227.
73. Youssefzadeh, S., Gahleitner, A., Dorffner, R., Bernhart, T., Kainberger, F.M. (1999) Dental vertical root fractures: value of CT in detection. *Radiology*, 210 (2), 545-549.
74. Ludlow, J.B., Ivanovic, M. (2008) Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106 (1), 106-114.
75. Tsiklakis, K., Donta, C., Gavala, S., Karayianni, K., Kamenopoulou, V., Hourdakakis, C.J. (2005) Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol*, 56 (3), 413-417.

76. Zuckerman, O., Katz, A., Pilo, R., Tamse, A.,Fuss, Z. (2003) Residual dentin thickness in mesial roots of mandibuler molars prepared with Lightspeed rotary instruments and Gates-Glidden reamers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 96 (3), 351-355.
77. Schwartz, R.S.,Robbins, J.W. (2004) Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*, 30 (5), 289-301.
78. Kurtzman, G.M., Silverstein, L.H.,Shatz, P.C. (2006) Hemisection as an alternative treatment for vertically fractured mandibuler molars. *Compend Contin Educ Dent*, 27 (2), 126-129.
79. Hasegawa, A., Bando, H., Fukai, K., Vongsurasit, T.,Tsuchida, T. (1988) [Periodontal surgical approach to the vertical fracture of the root. The application of composite resin to the fractured root surface]. *Nihon Shishubyo Gakkai Kaishi*, 30 (4), 1180-1185.
80. Schwartz, R.S., Mauger, M., Clement, D.J.,Walker, W.A., 3rd. (1999) Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc*, 130 (7), 967-975.
81. Selden, H.S. (1996) Repair of incomplete vertical root fractures in endodontically treated teeth--in vivo trials. *J Endod*, 22 (8), 426-429.
82. Calas, P. (2005) HEROShapers®: the adapted pitch concept. *Endodontic Topics*, 10 (1), 155-162.
83. Lumley, P.J. (2000) Cleaning efficacy of two apical preparation regimens following shaping with hand files of greater taper. *Int Endod J*, 33 (3), 262-265.
84. Diemer, F.,Calas, P. (2004) Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod*, 30 (10), 716-718.
85. Simon, S. (2010) Endodontic shaping with an adapted Pitch. *Dent Update*, 37 (2), 97-100, 102-103.

86. Hashem, A.A., Ghoneim, A.G., Lutfy, R.A., Foda, M.Y., Omar, G.A. (2012) Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod*, 38 (7), 996-1000.
87. Basrani, B., Roth, K., Sas, G., Kishen, A., Peters, O.A. (2011) Torsional profiles of new and used revo-s rotary instruments: an in vitro study. *J Endod*, 37 (7), 989-992.
88. Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., Ibba, A. (2003) Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod*, 29 (1), 15-19.
89. Berutti, E., Negro, A.R., Lendini, M., Pasqualini, D. (2004) Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod*, 30 (4), 228-230.
90. Pesqueira, A.A., Goiato, M.C., Filho, H.G., Monteiro, D.R., Santos, D.M., Haddad, M.F. ve diğeri. (2014) Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*, 40 (2), 217-228.
91. TEKE A, K.A.R., (10-14)2012. (2012) Sonlu Elemanlar Analizinin Diş Hekimliği ve Endodontide Kullanımı. *ROOTS 16*, 10-14.
92. Shetty, P., Hegde, A.M., Rai, K. (2010) Finite element method--an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent*, 34 (3), 281-285.
93. Borcic, J., Braut, A. (2012). Finite Element Analysis in Dental Medicine.
94. Gümüş, E.T.H.Ö. (2014) Sonlu Elemanlar Stres Analizi Ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*, 131-135.
95. Geng, J.P., Tan, K.B., Liu, G.R. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 585-598.
96. Huebner K.H., T.E.A. (1982). The Finite Element Method for Engineers (Second bs.): John Wiley and Sons.

97. Ertem, S.Y. (2010). Eğimli ve Köşeli Yapılan Marjinal Mandibulektominin Kuvvet İletimine Etkisinin Üç Boyutlu Modelleme ve Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
98. Gungor, M.A., Artunc, C., Sonugelen, M.,Toparli, M. (2002) The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *J Oral Rehabil*, 29 (11), 1069-1075.
99. Karl, M., Dickinson, A., Holst, S.,Holst, A. (2009) Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 17 (2), 50-57.
100. Yamashita, S., Ai, M.,Mizutani, H. (1991) Tooth contact patterns in patients with temporomandibular dysfunction. *J Oral Rehabil*, 18 (5), 431-437.
101. Eto, M., Wakabayashi, N.,Ohyama, T. (2002) Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. *Int J Prosthodont*, 15 (5), 433-438.
102. Eskitascioglu, G., Belli, S.,Kalkan, M. (2002) Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod*, 28 (9), 629-633.
103. Kohal, R.J., Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Tripodakis, A.,Strub, J.R. (2002) Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont*, 15 (2), 189-194.
104. Lu, Y., Chang, S., Ye, J., Ye, Y.,Yu, Y. (2015) Analysis on the stress of the bone surrounding mini-implant with different diameters and lengths under torque. *Biomed Mater Eng*, 26 Suppl 1, S541-545.
105. Hemanth, M., Raghuvver, H.P., Rani, M.S., Hegde, C., Kabbur, K.J., Vedavathi, B. ve diğerleri. (2015) An Analysis of the Stress Induced in the Periodontal Ligament during Extrusion and Rotation Movements: A Finite Element Method Linear Study Part I. *J Contemp Dent Pract*, 16 (9), 740-743.

106. Borcic, J., Antonic, R., Urek, M.M., Petricevic, N., Nola-Fuchs, P., Catic, A. ve diğeri. (2007) 3-D stress analysis in first maxillary premolar. *Coll Antropol*, 31 (4), 1025-1029.
107. Raposo, L.H., Armstrong, S.R., Maia, R.R., Qian, F., Geraldeli, S., Soares, C.J. (2012) 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*, 28 (5), e50-62.
108. Thompson, M.C., Field, C.J., Swain, M.V. (2011) The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 2. Fixed partial denture design: a finite element analysis. *Aust Dent J*, 56 (3), 302-311.
109. Satava, R.M. (2005) The scientific method is dead--long live the (new) scientific method. *Surg Innov*, 12 (2), 173-176.
110. Dos Santos, M.B., Da Silva Neto, J.P., Consani, R.L., Mesquita, M.F. (2011) Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. *J Oral Rehabil*, 38 (9), 691-696.
111. J.N.Reddy. (2005). An introduction to the Finite Element method (3rd bs.): Graw Hill Education.
112. Li, H., Li, J., Zou, Z., Fok, A.S. (2011) Fracture simulation of restored teeth using a continuum damage mechanics failure model. *Dent Mater*, 27 (7), e125-133.
113. Caputo A.A, S. (1987). Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence
114. Poiate, I.A., Vasconcellos, A.B., Mori, M., Poiate, E., Jr. (2011) 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Comput Methods Programs Biomed*, 104 (2), 292-299.
115. Khera, S.C., Goel, V.K., Chen, R.C., Gurusami, S.A. (1988) A three-dimensional finite element model. *Oper Dent*, 13 (3), 128-137.

116. Borcic, J., Anic, I., Smojver, I., Catic, A., Miletic, I., Ribaric, S.P. (2005) 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J Oral Rehabil*, 32 (7), 504-510.
117. Swain, M.V., Xue, J. (2009) State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci*, 1 (4), 177-188.
118. Matson, M.R., Lewgoy, H.R., Barros Filho, D.A., Amore, R., Anido-Anido, A., Alonso, R.C. ve diğeri. (2012) Finite element analysis of stress distribution in intact and porcelain veneer restored teeth. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 15 (8), 795-800.
119. Mohammed SD, D.H.d.-. (2014) Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *Oral Hyg Health*, 2 (156).
120. Chopade SR, M.V., Palaskar J. (2014) Finite element analysis: New dimension in prosthodontic research. *J Dent Allied Sci* 3.
121. Siegele, D., Soltesz, U. (1989) Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4 (4), 333-340.
122. Sakaguchi, R.L., Brust, E.W., Cross, M., DeLong, R., Douglas, W.H. (1991) Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater*, 7 (3), 186-190.
123. Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M., Mante, F. (1998) Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 24 (2), 80-88.
124. Ichim, I., Li, Q., Loughran, J., Swain, M.V., Kieser, J. (2007) Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. *Dent Mater*, 23 (12), 1553-1561.
125. Bonessio, N., Arias, A., Lomiento, G., Peters, O.A. (2016) 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*.

126. Santos, A.F., Tanaka, C.B., Lima, R.G., Esposito, C.O., Ballester, R.Y., Braga, R.R. ve diğeri. (2009) Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. *J Endod*, 35 (1), 117-120.
127. Magne, P. (2007) Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*, 23 (5), 539-548.
128. Soares, P.V., Santos-Filho, P.C., Martins, L.R., Soares, C.J. (2008) Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent*, 99 (1), 30-37.
129. Ruse, N.D. (2008) 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*, 24 (12), 1717-1719.
130. Yikilgan, I., Bala, O. (2013) How can stress be controlled in endodontically treated teeth? A 3D finite element analysis. *ScientificWorldJournal*, 2013, 426134.
131. Chai, H., Tamse, A. (2012) Fracture mechanics analysis of vertical root fracture from condensation of gutta-percha. *J Biomech*, 45 (9), 1673-1678.
132. Soares, P.V., Souza, L.V., Verissimo, C., Zeola, L.F., Pereira, A.G., Santos-Filho, P.C. ve diğeri. (2014) Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. *J Oral Rehabil*, 41 (2), 108-114.
133. Katz, A., Wasenstein-Kohn, S., Tamse, A., Zuckerman, O. (2006) Residual dentin thickness in bifurcated maxillary premolars after root canal and dowel space preparation. *J Endod*, 32 (3), 202-205.
134. Tamse, A., Katz, A., Pilo, R. (2000) Furcation groove of buccal root of maxillary first premolars--a morphometric study. *J Endod*, 26 (6), 359-363.
135. Lammertyn, P.A., Rodrigo, S.B., Brunotto, M., Crosa, M. (2009) Furcation groove of maxillary first premolar, thickness, and dentin structures. *J Endod*, 35 (6), 814-817.

136. Chai, H., Tamse, A. (2015) The Effect of Isthmus on Vertical Root Fracture in Endodontically Treated Teeth. *J Endod*, 41 (9), 1515-1519.
137. Kishen, A., Kumar, G.V., Chen, N.N. (2004) Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. *Dent Traumatol*, 20 (2), 90-100.
138. Trope, M., Ray, H.L., Jr. (1992) Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 73 (1), 99-102.
139. Wu, M.K., van der Sluis, L.W., Wesselink, P.R. (2004) Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. *J Dent*, 32 (4), 265-268.
140. Zandbiglari, T., Davids, H., Schafer, E. (2006) Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 101 (1), 126-131.
141. Vallaeys, K., Chevalier, V., Arbab-Chirani, R. (2014) Comparative analysis of canal transportation and centring ability of three Ni-Ti rotary endodontic systems: Protaper, MTwo and Revo-S, assessed by micro-computed tomography. *Odontology*.
142. Gundappa, M., Bansal, R., Khorriya, S., Mohan, R. (2014) Root canal centering ability of rotary cutting nickel titanium instruments: A meta-analysis. *J Conserv Dent*, 17 (6), 504-509.
143. Tharuni, S.L., Parameswaran, A., Sukumaran, V.G. (1996) A comparison of canal preparation using the K-file and Lightspeed in resin blocks. *J Endod*, 22 (9), 474-476.
144. Serene TP, A.J., Saxena A. St. Louis, MO: Ishiyaku Euro-America Inc., 1995. (1995) Nickel titanium instruments- Applications in endodontics. *St. Louis, MO* (Ishiyaku Euro-America Inc).
145. Albrecht, L.J., Baumgartner, J.C., Marshall, J.G. (2004) Evaluation of apical debris removal using various sizes and tapers of ProFile GT files. *J Endod*, 30 (6), 425-428.

146. Clark, D., Khademi, J., Herbranson, E. (2013) Fracture resistant endodontic and restorative preparations. *Dent Today*, 32 (2), 118, 120-113.
147. Clark, D., Khademi, J., Herbranson, E. (2013) The new science of strong endo teeth. *Dent Today*, 32 (4), 112, 114, 116-117.
148. Gluskin, A.H., Peters, C.I., Peters, O.A. (2014) Minimally invasive endodontics: challenging prevailing paradigms. *Br Dent J*, 216 (6), 347-353.
149. Aydin, C., Tunca, Y.M., Senses, Z., Baysallar, M., Kayaoglu, G., Orstavik, D. (2007) Bacterial reduction by extensive versus conservative root canal instrumentation in vitro. *Acta Odontol Scand*, 65 (3), 167-170.
150. Borges, M.F., Miranda, C.E., Silva, S.R., Marchesan, M. (2011) Influence of apical enlargement in cleaning and extrusion in canals with mild and moderate curvatures. *Braz Dent J*, 22 (3), 212-217.
151. Mickel, A.K., Chogle, S., Liddle, J., Huffaker, K., Jones, J.J. (2007) The role of apical size determination and enlargement in the reduction of intracanal bacteria. *J Endod*, 33 (1), 21-23.
152. de Gregorio, C., Arias, A., Navarrete, N., Del Rio, V., Oltra, E., Cohenca, N. (2013) Effect of apical size and taper on volume of irrigant delivered at working length with apical negative pressure at different root curvatures. *J Endod*, 39 (1), 119-124.
153. Brunson, M., Heilborn, C., Johnson, D.J., Cohenca, N. (2010) Effect of apical preparation size and preparation taper on irrigant volume delivered by using negative pressure irrigation system. *J Endod*, 36 (4), 721-724.
154. Marinho, A.C., Martinho, F.C., Zaia, A.A., Ferraz, C.C., Gomes, B.P. (2012) Influence of the apical enlargement size on the endotoxin level reduction of dental root canals. *J Appl Oral Sci*, 20 (6), 661-666.
155. Tan, B.T., Messer, H.H. (2002) The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. *J Endod*, 28 (9), 658-664.

156. Khademi, A., Yazdizadeh, M., Feizianfard, M. (2006) Determination of the minimum instrumentation size for penetration of irrigants to the apical third of root canal systems. *J Endod*, 32 (5), 417-420.
157. Boutsoukis, C., Gogos, C., Verhaagen, B., Versluis, M., Kastrinakis, E., Van der Sluis, L.W. (2010) The effect of root canal taper on the irrigant flow: evaluation using an unsteady Computational Fluid Dynamics model. *Int Endod J*, 43 (10), 909-916.
158. Soares, C.J., Roscoe, M.G., Castro, C.G., Santana, F.R., Raposo, L.H., Quagliatto, P.S. ve diğerleri. (2011) Effect of gamma irradiation and restorative material on the biomechanical behaviour of root filled premolars. *Int Endod J*, 44 (11), 1047-1054.
159. Mayhew, J.T., Eleazer, P.D., Hnat, W.P. (2000) Stress analysis of human tooth root using various root canal instruments. *J Endod*, 26 (9), 523-524.
160. Brozovic, J., Demoli, N., Farkas, N., Susic, M., Alar, Z., Gabric Panduric, D. (2014) Properties of axially loaded implant-abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis. *Dent Mater*, 30 (3), e17-27.
161. Kishen, A., Murukeshan, V.M., Krishnakumar, V., Asundi, A. (2001) Analysis on the nature of thermally induced deformation in human dentine by electronic speckle pattern interferometry (ESPI). *J Dent*, 29 (8), 531-537.
162. Vukicevic, A.M., Zelic, K., Jovicic, G., Djuric, M., Filipovic, N. (2015) Influence of dental restorations and mastication loadings on dentine fatigue behaviour: Image-based modelling approach. *J Dent*, 43 (5), 556-567.
163. Karzoun, W., Abdulkarim, A., Samran, A., Kern, M. (2015) Fracture strength of endodontically treated maxillary premolars supported by a horizontal glass fiber post: an in vitro study. *J Endod*, 41 (6), 907-912.
164. G, S. (2002). Üst çene total dissizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin fem analiz yöntemiyle araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İSTANBUL.

165. Tao Hu, R.C., Meiyang Shao, Hui Yang, Ru Zhang, Qianhua Gao and Liyang Guo InTech, DOI: 10.5772/9994. . (2010). Application of Finite Element Analysis in Root Canal Therapy, Finite Element Analysis: InTech.
166. O'Grady, J., Sheriff, M.,Likeman, P. (1996) A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 4 (3), 117-121.
167. Assuncao, W.G., Tabata, L.F., Barao, V.A.,Rocha, E.P. (2008) Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil*, 35 (10), 766-774.
168. Eraslan, O., Eraslan, O., Eskitascioglu, G.,Belli, S. (2011) Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clin Oral Investig*, 15 (3), 403-408.
169. Cheng, R., Zhou, X.D., Liu, Z.,Hu, T. (2007) Development of a finite element analysis model with curved canal and stress analysis. *J Endod*, 33 (6), 727-731.
170. Chen, Y.,Fok, A. (2014) Stress distributions in human teeth modeled with a natural graded material distribution. *Dent Mater*, 30 (12), e337-348.
171. Santos-Filho, P.C., Verissimo, C., Raposo, L.H., Noritomi MecEng, P.Y.,Marcondes Martins, L.R. (2014) Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *J Endod*, 40 (11), 1874-1878.
172. Zelic, K., Vukicevic, A., Jovicic, G., Aleksandrovic, S., Filipovic, N.,Djuric, M. (2014) Mechanical weakening of devitalized teeth: three-dimensional Finite Element Analysis and prediction of tooth fracture. *Int Endod J*.
173. Ren, L.M., Wang, W.X., Takao, Y.,Chen, Z.X. (2010) Effects of cementum-dentine junction and cementum on the mechanical response of tooth supporting structure. *J Dent*, 38 (11), 882-891.
174. Soares, P.V., Santos-Filho, P.C., Queiroz, E.C., Araujo, T.C., Campos, R.E., Araujo, C.A. ve diğ erleri. (2008) Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont*, 17 (2), 114-119.

175. Kinney, J.H., Balooch, M., Marshall, S.J., Marshall, G.W., Jr., Weihs, T.P. (1996) Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol*, 41 (1), 9-13.
176. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y. (2008) Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*, 36 (7), 463-471.
177. Goel, V.K., Khera, S.C., Ralston, J.L., Chang, K.H. (1991) Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth--a finite element investigation. *J Prosthet Dent*, 66 (4), 451-459.
178. Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C.L., Rengo, S. (2001) 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech*, 34 (10), 1269-1277.
179. Verdonchot, N., Fennis, W.M., Kuijs, R.H., Stolk, J., Kreulen, C.M., Creugers, N.H. (2001) Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont*, 14 (4), 310-315.
180. Huang, Z., Chen, Z. (2013) Three-dimensional finite element modeling of a maxillary premolar tooth based on the micro-CT scanning: a detailed description. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci*, 33 (5), 775-779.
181. Harvey, T.E., White, J.T., Leeb, I.J. (1981) Lateral condensation stress in root canals. *J Endod*, 7 (4), 151-155.
182. Dang, D.A., Walton, R.E. (1989) Vertical root fracture and root distortion: effect of spreader design. *J Endod*, 15 (7), 294-301.
183. Wilcox, L.R., Roskelley, C., Sutton, T. (1997) The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, 23 (8), 533-534.
184. Nalla, R.K., Kinney, J.H., Marshall, S.J., Ritchie, R.O. (2004) On the in vitro fatigue behavior of human dentin: effect of mean stress. *J Dent Res*, 83 (3), 211-215.

185. Sathorn, C., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2005) A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *J Endod*, 31 (4), 283-287.
186. Failure., C.W. Materials science and engineering: an introduction (6th edn. bs.). New York;.
187. Craig, R.G., Peyton, F.A. (1958) Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res*, 37 (4), 710-718.
188. Lertchirakarn, V., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2001) Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res*, 80 (2), 453-456.
189. Jang, Y., Hong, H.T., Roh, B.D., Chun, H.J. (2014) Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth: a 3-dimensional finite element analysis. *J Endod*, 40 (9), 1489-1493.
190. Cho, S.Y., Kim, E. (2013) Does apical root resection in endodontic microsurgery jeopardize the prosthodontic prognosis? *Restor Dent Endod*, 38 (2), 59-64.
191. Maceri, F., Martignoni, M., Vairo, G. (2007) Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *J Biomech*, 40 (11), 2386-2398.
192. Er, O., Kilic, K., Esim, E., Aslan, T., Kilinc, H.I., Yildirim, S. (2013) Stress distribution of oval and circular fiber posts in a mandibular premolar: a three-dimensional finite element analysis. *J Adv Prosthodont*, 5 (4), 434-439.
193. Geramy, A., Eghbal, M.J., Ehsani, S. (2008) Stress distribution changes after root canal therapy in canine model: a finite element study. *Iran Endod J*, 3 (4), 113-118.
194. Ou, K.L., Chang, C.C., Chang, W.J., Lin, C.T., Chang, K.J., Huang, H.M. (2009) Effect of damping properties on fracture resistance of root filled premolar teeth: a dynamic finite element analysis. *Int Endod J*, 42 (8), 694-704.

195. Naveh, G.R., Lev-Tov Chattah, N., Zaslansky, P., Shahar, R., Weiner, S. (2012) Tooth-PDL-bone complex: response to compressive loads encountered during mastication - a review. *Arch Oral Biol*, 57 (12), 1575-1584.
196. Kim, H.C., Lee, M.H., Yum, J., Versluis, A., Lee, C.J., Kim, B.M. (2010) Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod*, 36 (7), 1195-1199.
197. Bier, C.A., Shemesh, H., Tanomaru-Filho, M., Wesselink, P.R., Wu, M.K. (2009) The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod*, 35 (2), 236-238.
198. Capar, I.D., Arslan, H., Akcay, M., Uysal, B. (2014) Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod*, 40 (9), 1482-1484.
199. Elayouti, A., Chu, A.L., Kimionis, I., Klein, C., Weiger, R., Lost, C. (2008) Efficacy of rotary instruments with greater taper in preparing oval root canals. *Int Endod J*, 41 (12), 1088-1092.