



**REJENERATİF ENDODONTİK TEDAVİDE KULLANILAN FARKLI
KALINLIKLARDAKİ CEM, MTA VE BİODENTİN'İN STRES DAĞILIMINA
ETKİSİ: 3 BOYUTLU BİR SONLU ELEMANLAR ANALİZİ ÇALIŞMASI**

Beril DEMİRCAN

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Pınar DEMİR

Uzmanlık Tezi-2022

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

**REJENERATİF ENDODONTİK TEDAVİDE KULLANILAN FARKLI
KALINLIKLARDAKİ CEM, MTA VE BİODENTİN'İN STRES DAĞILIMINA
ETKİSİ: 3 BOYUTLU BİR SONLU ELEMANLAR ANALİZİ ÇALIŞMASI**

Beril DEMİRCAN

**Pedodonti Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğretim Üyesi Pınar DEMİR**

Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
2591 Proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA

2022

TC.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Pedodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş olan Dt. Beril DEMİRCAN'nin "**Rejeneratif Endodontik Tedavide Kullanılan Farklı Kalınlıklardaki CEM, MTA Ve Biodentin'in Stres Dağılımına Etkisi: 3 Boyutlu Bir Sonlu Elemanlar Analizi Çalışması**" konulu bu çalışması aşağıdaki jüri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:01/04/2022

Jüri Başkanı
Prof. Dr. Şaziye SARI

Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Pınar DEMİR

Jüri Üyesi
Doç. Dr. Akif DEMİREL

ONAY

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Alaadin POLAT
Dekan

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ	xviii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Kök Gelişim Embriyolojisi	4
2.2. Dentoalveoler Travma	4
2.2.1. Dişlerin Travma Aracılığı ile Maruz Kaldığı Kuvvetler.....	5
2.3. Çiğneme Kuvvetleri.....	6
2.3.1. Dişlerin Çiğneme Sistemi Aracılığı ile Maruz Kaldığı Kuvvetler	6
2.4. Rejeneratif Endodontik Tedavi	7
2.4.1. Rejeneratif Endodontide Koroner Bariyer Olarak Kullanılan Materyaller ve Özellikleri	15
2.4.1.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA)	16
2.4.1.2. Biodentin	17
2.4.1.3. Kalsiyumla Zenginleştirilmiş Karışım (CEM)	18
2.5. Stres Analiz Yöntemleri.....	19
2.5.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi	22
2.5.2. Fotoelastisite Analiz Yöntemi	22
2.5.3. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi	23
2.5.4. Kırılğan Vernik Tekniği ile Stres Analiz Yöntemi.....	23
2.5.5. Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi	23
2.5.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	23
2.5.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	23
2.5.7.1. SESA’da Kullanılan Stres Tipleri.....	24
2.5.7.2. SESA’nın Özellikleri	24
2.5.7.3. SESA’nın Aşamaları.....	26
3. MATERYAL VE METOT	29

3.1. Tomografi Görüntüsünün Elde Edilmesi ve Etik Kurul Onayı.....	29
3.2. Tomografi Görüntüsünün Bilgisayara Aktarılarak Modellerin Planlanması.....	30
3.3. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi	31
3.4. Diş ve çevre dokuların modellenmesi.....	32
3.5. Senaryoların Oluşturulması.....	37
4. BULGULAR.....	39
4.1. Horizontal ve Oblik Kuvvetlerin Diş ve Çevre Dokularda Oluşturduğu Von Mises Stres Değerleri	39
4.2. Horizontal ve Oblik Kuvvetlerin Diş ve Çevre Dokularda Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri	42
4.3. Kontrol Grubuna (Model 1) Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında Diş Dokularında Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Dağılımı	49
4.4. Kontrol Grubuna (Model 1) Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında Kemik ve Diş Dokularında Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı...50	
4.5. Kontrol Grubuna (Model 1) Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında Diş Dokularında Oluşan Von Mises Değerlerinin Dağılımı	53
4.6. Kontrol Grubu Olan Sağlıklı Diş Modeline (Model 1) Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında Diş Dokularında Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerlerinin Dağılımı	55
4.7. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 2) Diş Dokularında, Kemikte ve Materyallerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Dağılımı	58
4.8. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Diş Modelinde (Model 2) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı	60
4.9. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında MTA Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 3) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı	63
4.10. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında MTA Yerleştirilmiş Diş Modelinde (Model 3) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı	65
4.11. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında Biodentin Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 4) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı	67

4.12. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında Biodentin Yerleştirilmiş Diş Modelinde (Model 4) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı	68
4.13. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 5) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı.....	70
4.14. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Modelde (Model 5) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı.....	72
4.15. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında MTA Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 6) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı.....	74
4.16. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında MTA Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 6) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı.....	76
4.17. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında Biodentin Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 7) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı.....	78
4.18. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında Biodentin Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 7) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı.....	80
4.19. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Minede Oluşan Maksimum Asal Gerilme Dağılımı	83
4.20. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Minede Oluşan Minimum Asal Gerilme Dağılımı	84
4.21. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Minede Oluşan Maksimum Asal Gerilme Dağılımı	85
4.22. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Minede Oluşan Minimum Asal Gerilme Dağılımı	86
4.23. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Dentinde Oluşan Maksimum Asal Gerilme Dağılımı	87
4.24. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Dentinde Oluşan Minimum Asal Gerilme Dağılımı	88

4.25. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Dentinde Oluşan Maksimum Asal Gerilme Dağılımı	89
4.26. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Dentinde Oluşan Minimum Asal Gerilme Dağılımı	90
4.27. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Sementte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	91
4.28. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Sementte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	92
4.29. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Periodontal Ligamentte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	93
4.30. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Periodontal Ligamentte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	94
4.31. Horizontal Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Materyalde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	95
4.32. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Materyalde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	96
4.33. Horizontal Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Cam İyonomerde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	97
4.34. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Cam İyonomerde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	98
4.35. Horizontal Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Kompozitte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	99
4.36. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Kompozitte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı	100
5.TARTIŞMA	101
5.1. Yöntemin Tartışılması	101
5.2. Materyal Seçiminin Tartışılması	106
5.3. Sonuçların Tartışılması	107
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	125
KAYNAKLAR	127
EKLER	144
EK-1.Özgeçmiş	144
EK-2. Etik Kurul Kararı	145

TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisini, emeğini, sevgisini benimle paylaŐan, bana yol gosteren, sadece bir akademisyen olarak değil insanlığıyla, duruŐuyla örnek aldđım ve her zaman yeri bende ayrı olacak olan, değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Pınar DEMİR'e,

Bilgisini, emeğini büyük bir nezaket ve sabırla bizimle paylaŐan, her daim gülümsemesiyle bizi karŐılayan, değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Sacide DUMAN'a, Birikimlerini bizlerle paylaŐan, değerli hocam pedodonti anabilimdalı başkanı Doç. Dr. Gülsüm DURUK'a ,

Asistanlık sürecimin keyifli ve dolu dolu geçmesini sağlayan, tanımaktan mutluluk duyduğum değerli asistan arkadaşlarıma,

Yoğun çalışma sürecini bizimle paylaŐan klinik personelimize,

Hayatım boyunca, seçtiğim yolda ilerlerken sonsuz sabır, emekle yanımda olan, sevgilerini her daim hissettiğim, kızları olmaktan gurur duyduğum, canım annem ve babam Armağan- Hüseyin DEMİRCAN'a,

Hayatımdaki en güzel Őanslardan olan, sevgisi ve desteğiyle her zaman yanımda olan kardeŐim Selin DEMİRCAN'a sonsuz teŐekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

Rejeneratif Endodontik Tedavide Kullanılan Farklı Kalınlıklardaki CEM, MTA ve Biodentin'in Stres Dağılımına Etkisi: Bir 3D Sonlu Eleman Analizi Çalışması

Amaç: Bu SESA çalışmasının amacı; RET'te farklı kalınlıklarda MTA, CEM ve Biodentin kullanılmasının, immatür daimi santral dişe maksimum ısırma ve travma kuvvetlerinin uygulanması sonucunda oluşturduğu stresi değerlendirmektir.

Materyal ve Metod: İmmatür maksiller dişin CBCT görüntüsü kullanılarak bir bilgisayar programı ile modelleme yapıldı. Olgunlaşmamış sağlıklı diş kontrol grubu olarak belirlendi. İmmatür dişe 3 mm ve 5 mm kalınlıklarda CEM, MTA ve Biodentin uygulanarak 7 model oluşturuldu. Labial yüzeye yatay yönde 300 N/90° ve palatal yüzeyden eğik yönde 240 N/120° kuvvet uygulanmıştır. Ortaya çıkan gerilmeler Von Mises ve maksimum-minimum asal gerilmeler olarak değerlendirildi.

Bulgular: RET uygulanan modellerde diş dokularındaki stres değerlerinin kontrol grubuna göre azaldığı gözlemlendi. Malzeme kalınlıkları karşılaştırıldığında; Her iki kuvvette de 3 mm ve 5 mm modelleri arasında stres değerlerinde önemli bir fark yoktu. CEM ve Biodentin, MTA'ya kıyasla kuvvetleri daha fazla absorbe etti ve diş dokularına daha az stres ilettiler.

Sonuç: RET, dişleri biyomekanik olarak güçlendiren bir tedavidir. CEM ve Biodentin, biyomekanik olarak MTA kadar başarılıdır ve daha ekonomik oldukları için MTA'ya tercih edilebilir. RET'te optimum gerilim dağılımını sağlamak için 3 mm malzeme kalınlığı yeterlidir. CEM ve koronal bariyer malzemelerinin biyomekanik özelliklerini ve RET'de kullanımdaki kalınlıklarını değerlendirmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Biodentin, CEM, MTA, Rejeneratif endodontik tedavi, Sonlu Elemanlar Stres Analizi.

ABSTRACT

The Effect of Different Thicknesses of CEM, MTA and Biodentin Used in Regenerative Endodontic Treatment on Stress Distribution: A 3D Finite Element Stress Analysis Study

Aim: The aim of this SESA study; is to evaluate the stress caused by the use of MTA, CEM and Biodentin in different thicknesses in RET, as a result of applying maximum biting and trauma forces on the immature permanent central tooth.

Material and Method: Modeling was done with a computer program using the CBCT image of the immature maxillary tooth. The immature healthy tooth was determined as the control group. 7 models were created by applying CEM, MTA and Biodentin in 3mm and 5mm thicknesses to the immature tooth. A force of 300N/90° in the horizontal direction and 240N/120° in the oblique direction from the palatal surface was applied to the labial surface. The resulting stresses were evaluated as Von Mises and maximum-minimum principal stresses.

Results: In RET applied models, it was observed that the stress values in dental tissues decreased compared to the control group. When material thicknesses are compared; in both forces, there was no significant difference in stress values between the 3mm and 5mm models. CEM and Biodentin absorbed forces more and transmitted less stress to dental tissues compared to MTA.

Conclusion: RET is a treatment that reinforced the teeth biomechanically. CEM and Biodentin are biomechanically as successful as MTA and can be preferred over MTA because they are more economical. 3mm material thickness is sufficient to provide optimum stress distribution in RET. More studies are needed to evaluate the biomechanical properties of CEM and coronal barrier materials and their thickness in use in RET.

Key Words: Biodentin, CEM, MTA, Regenerative endodontic treatment, Finite Element Stress Analysis.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAE	: American Association of Endodontists
CEJ	: Cementoenamel Junction (Sementoenamel Birleşim)
CEM	: Calcium Enriched Mixture (Kalsiyumla Zenginleştirilmiş Karışım)
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
E	: Elastisite Modülü
EDTA	: Etilendiamin Tetraasetik Asit
FGF	: Fibroblast Growth Factor (Fibroblast Büyüme Faktörü)
GPa	: Gigapascal
mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
MTA	: Mineral Trioksit Agregat
N	: Newton
PDL	: Periodontal Ligament
pH	: Power of Hydrogen
PRF	: Platelet Rich Fibrin (Trombositten Zengin Fibrin)
PRP	: Platelet Rich Plasma (Trombositten Zengin Plazma)
RET	: Rejeneratif Endodontik Tedavi
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SCAP	: Apikal Papilla Kök Hücreleri
VEGF	: Vascular Endothelial Growth Factor (Vasküler Endotelial Büyüme Faktörü)
%	: Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Retrospektif tarama sonucu elde edilen tomografi görüntüsü	29
Şekil 3.2. Activity 880 Optik Tarayıcı	30
Şekil 3.3. Maksilla ve diş yapılarının modellenmesi	31
Şekil 3.4. Kontrol modelinde pulpa ve diş dokularının modellenmesi	32
Şekil 3.5. Dentin, mine ve sementin modellenmesi	33
Şekil 3.6. Diş yapılarının modellenme aşamaları	33
Şekil 3.7. Kemikle birlikte yapılan modellemenin çeşitli açılardan görünümü	33
Şekil 3.8. Nanoindentasyon test cihazı ve numune örneği	34
Şekil 3.9. Materyallerin uygulandığı dentin modelinin görüntüleri	35
Şekil 3.10. Periodontal ligamentle modele edilmiş RET uygulanmış dentin görselleri	35
Şekil 3.11. Koroner bariyer materyali(3 mm) ile cam iyonomer siman ve kompozitin oluşturduğu modeller.....	36
Şekil 3.12. Koroner bariyer materyali(5 mm) ile cam iyonomer siman ve kompozitin oluşturduğu modeller.....	36
Şekil 3.13. 3 mm koroner bariyer materyali yerleştirilmiş model görüntüsü.....	36
Şekil 3.14. 5 mm koroner bariyer materyali yerleştirilmiş model görüntüsü.....	37
Şekil 3.15. Horizontal kuvvetin uygulanma yeri ve yönü	37
Şekil 3.16. Oblik kuvvetin uygulanma yeri ve yönü.....	38
Şekil 4.1. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Kontrol Grubu Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı	49
Şekil 4.2. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı	49
Şekil 4.3. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement, Periodontal Ligament ve Pulpada Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.....	50
Şekil 4.4. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı)	50
Şekil 4.5. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Spongioz Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı.....	51

Şekil 4.6. Minede Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları.....	51
Şekil 4.7. Dentinde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları	52
Şekil 4.8. Sementte Bukkal Yüzeyde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları.....	52
Şekil 4.9. Periodontal Ligamentte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları.....	53
Şekil 4.10. Pulpada Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları	53
Şekil 4.11. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	54
Şekil 4.12. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	54
Şekil 4.13. Oblik Yönde 240 n'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement, Periodontal Ligament ve Pulpada Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı	55
Şekil 4.14. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı.....	55
Şekil 4.15. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Spongios Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı.....	56
Şekil 4.16. Minede Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları.....	56
Şekil 4.17. Dentinde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları	57
Şekil 4.18. Sementte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları	57
Şekil 4.19. Periodontal Ligamentte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları.....	57
Şekil 4.20. Pulpada Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları	58
Şekil 4.21. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin 3 Mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	58
Şekil 4.22. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı	59
Şekil 4.23. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement ve Periodontal Ligamentte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.....	59
Şekil 4.24. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla CEM, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	59
Şekil 4.25. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Dağılımı.	60

Şekil 4.26. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Spongioz Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Dağılımı.....	60
Şekil 4.27. Oblik Yönde 240 n'luk Kuvvetin 3 Mm CEM Yerleştirilmiş Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.....	61
Şekil 4.28. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı	61
Şekil 4.29. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement ve Periodontal Ligamentte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	62
Şekil 4.30. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla CEM, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	62
Şekil 4.31. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.	62
Şekil 4.32. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Spongioz Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.	63
Şekil 4.33. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin 3 mm MTA Yerleştirilmiş Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.....	63
Şekil 4.34. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	63
Şekil 4.35. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement ve Periodontal Ligamentte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	64
Şekil 4.36. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla MTA, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	64
Şekil 4.37. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.	64
Şekil 4.38. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Spongioz Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.	65
Şekil 4.39. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin 3 Mm MTA Yerleştirilmiş Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.....	65
Şekil 4.40. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	65
Şekil 4.41. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement ve Periodontal Ligamentte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	66
Şekil 4.42. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla MTA, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.	66

Şekil 4.43. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.....	66
Şekil 4.44. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres bölgeleri ve dağılımı.	66
Şekil 4.45. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin 3 mm Biodentin yerleştirilmiş diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	67
Şekil 4.46. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	67
Şekil 4.47. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	67
Şekil 4.48. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Biodentin, Cam İyonmer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.....	68
Şekil 4.49. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	68
Şekil 4.50. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	68
Şekil 4.51. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin 3 mm Biodentin uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	69
Şekil 4.52. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.....	69
Şekil 4.53. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	69
Şekil 4.54. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla Biodentin, cam iyonmer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.....	69
Şekil 4.55. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	70
Şekil 4.56. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	70
Şekil 4.57. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin 3 mm CEM uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	71
Şekil 4.58. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	71
Şekil 4.59. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	71

Şekil 4.60. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla CEM, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	71
Şekil 4.61. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı	72
Şekil 4.62. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla spongiöz kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres dağılımı.	72
Şekil 4.63. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin 5 mm CEM uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	73
Şekil 4.64. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.....	73
Şekil 4.65. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı	73
Şekil 4.66. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla CEM, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	73
Şekil 4.67. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	74
Şekil 4.68. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin spongiöz kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	74
Şekil 4.69. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin 5 mm MTA uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	75
Şekil 4.70. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	75
Şekil 4.71. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	75
Şekil 4.72. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla MTA, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	75
Şekil 4.73. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	76
Şekil 4.74. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla spongiöz kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres dağılımı.	76
Şekil 4.75. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin 5 mm MTA uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	77
Şekil 4.76. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.....	77

Şekil 4.77. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	77
Şekil 4.78. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla MTA, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	77
Şekil 4.79. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	78
Şekil 4.80. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	78
Şekil 4.81. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin 5 mm Biodentin uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	78
Şekil 4.82. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	79
Şekil 4.83. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	79
Şekil 4.84. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla Biodentin, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	79
Şekil 4.85. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	79
Şekil 4.86. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres dağılımı.	80
Şekil 4.87. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin 5 mm Biodentin uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	80
Şekil 4.88. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	80
Şekil 4.89. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	81
Şekil 4.90. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla Biodentin, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.	81
Şekil 4.91. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.	81
Şekil 4.92. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres dağılımı.	82
Şekil 4.93. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde minede oluşan maksimum asal gerilme dağılımı.	83

Şekil 4.94. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında minede oluşan minimum asal gerilme dağılımı	84
Şekil 4.95. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında minede oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	85
Şekil 4.96. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında modellerde minede oluşan minimum asal gerilme dağılımı	86
Şekil 4.97. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde dentinde oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	87
Şekil 4.98. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde dentinde oluşan minimum asal gerilme dağılımı	88
Şekil 4.99. Oblik yönde 240N kuvvet uygulandığında modellerde dentinde oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	89
Şekil 4.100. Oblik yönde 240N kuvvet uygulandığında modellerde dentinde oluşan minimum asal gerilme dağılımı	90
Şekil 4.101. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde sementte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı.....	91
Şekil 4.102. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında modellerde sementte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı.....	92
Şekil 4.103. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde periodontal ligamette oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı	93
Şekil 4.104. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında modellerde sementte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı.....	94
Şekil 4.105. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde materyalde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı.....	95
Şekil 4.106. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında modellerde materyalde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı	96
Şekil 4.107. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında cam iyonomerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı.....	97
Şekil 4.108. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında cam iyonomerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı.....	98
Şekil 4.109. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında cam iyonomerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı.....	99
Şekil 4.110. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında cam iyonomerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı.....	100

Şekil 5.1. Horizontal kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında mine, dentin, sementte servikal alanda oluşturduğu Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması	109
Şekil 5.2. Horizontal kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında mine, dentin, sementte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması	109
Şekil 5.3. Oblik kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında mine, dentin, sementte servikal alanda oluşturduğu Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.....	110
Şekil 5.4. Oblik kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında mine, dentin, sementte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.....	111
Şekil 5.5. Horizontal kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında periodontal ligamentte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.....	114
Şekil 5.6. Oblik kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında periodontal ligamentte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.....	115
Şekil 5.7. Horizontal kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal kullanıldığında kompozitte, cam iyonomer simanda ve materyalde oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması	117
Şekil 5.8. Oblik kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal kullanıldığında kompozitte, cam iyonomer simanda ve materyalde oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması	117

TABLULAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 1.1. Rejeneratif prosedür için amerikan endodonti derneği klinik rehberi, 5/18/2021 revizyonu.....	13
Tablo 3.1. Çalışmada değerlendirilen modellerin eleman ve düğüm sayıları.....	32
Tablo 3.2. Diş ve destek dokuların elastisite modülü ve poisson oranları.....	34
Tablo 3.3. Kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları	35
Tablo 4.1. Horizontal ve oblik yönde uygulanan kuvvetin modellerdeki mine, dentin ve sementte oluşturduğu Von Mises stres değerleri (MPa)	40
Tablo 4.2. Horizontal ve oblik kuvvetin periodontal ligamentte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerleri (MPa)	41
Tablo 4.3. Horizontal ve oblik kuvvetlerin kompozit, cam iyonomer siman, pulpa ve materyalde oluşturduğu Von Mises stres değerleri (MPa)	41
Tablo 4.4. Kortikal kemikte oluşan en yüksek asal stres ve diş en yakın noktada oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri (MPa).....	42
Tablo 4.5. Spongios kemikte oluşan en yüksek asal stres ve diş en yakın noktada oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri (MPa).....	43
Tablo 4.6. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde minede oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri (MPa)	44
Tablo 4.7. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde sementte ölçülen maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri (MPa)	45
Tablo 4.8. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde dentinde oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri (MPa)	46
Tablo 4.9. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde periodontal ligamentte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri	47
Tablo 4.10. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde kompozitte ölçülen maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri (MPa)	48
Tablo 4.11. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde cam iyonomerde ölçülen maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri.....	48
Tablo 4.12. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerdeki materyallerde ölçülen maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri.....	48

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde yapılan tedavilerde amaç, ağrının elimine edilmesi, çiğneme fonksiyonunun sağlanması ve estetik görünümün elde edilmesidir. Son yıllarda endodonti alanında, gelişen teknoloji ve üretilen yeni malzemelerle birlikte geleneksel tedavilere alternatif yeni tedaviler geliştirilmiştir. Geleneksel endodontide, nekrotik immatür daimi dişler, kalsiyum hidroksit (Ca(OH)₂) ile apeksifikasyon veya MTA gibi biyouyumlu materyallerle apikal tıkaç oluşturarak tedavi edilmektedir. Rejeneratif endodontik tedavi (RET) immatür daimi dişlerde başarılı sonuçlar alınmasıyla, geleneksel tedavilere alternatif olmayı başarmış, güncel bir tedavi şeklidir (1, 2). RET’de amaç çürük veya travma nedeniyle hasar görmüş immatür daimi dişlerde, periapikal enfeksiyonun iyileşmesi ve kanal boşluğunda pulpa-dentin kompleksini doku mühendisliği konseptiyle yeniden oluşturarak, kök gelişiminin tamamlanmasını sağlamaktır (3).

Travmatik diş yaralanmaları (TDY) ağrıyı dindirmek, diş ve çevre dokuların canlılığını ve gelişimini devam ettirebilmek için anında ve uygun şekilde tedavi edilmesi gereken acil durumlardır (4). TDY en sık çocuklarda ve genç erişkinlerde görülür (5). Özellikle üst anterior bölgedeki dişler travmaya ve ısırma kuvvetlerine daha çok maruz kaldıkları için gelişimlerini tamamlayamadan nekroze olurlar (6). İmmatür daimi dişler ince dentin duvarları ve apeksin açık olması nedeniyle kırılmaya yatkındır. Geleneksel endodontik tedaviler ile kök gelişimi devam ettirilememektedir. RET ile kök gelişimi sağlanarak dişlerin uzun dönem prognozu iyileşmektedir. Özellikle travmatize olan yaş grubu dikkate alındığında yaşam boyu kullanılacak olan dişlerin kök gelişimi önem kazanmaktadır.

Diş hekimliğinde yapılan tedavilerin başarısı birçok faktöre bağlıdır. Kullanılan malzemeler bu faktörlerden biridir. RET’ de koronal bariyer olarak kullanılan malzemeler tedavi başarısında oldukça etkilidir (7). MTA (Mineral Trioksit Agregat) günümüzde endodontide yaygın olarak kullanılmaktadır ve diğer materyallere kıyasla daha fazla kanıta dayalı çalışma olduğu için diğer endodontik tedavilerde olduğu gibi RET’de de altın standart olarak kabul edilmektedir (8). MTA birçok avantajı barındırmakla birlikte oldukça pahalı ve manipülasyonu zor bir materyaldir. Bu nedenle alternatif materyaller olarak Biodentin ve CEM (Calcium Enriched Mixture)

endodontide kullanıma sunulan malzemelerdir (9). Bu materyaller MTA'nın sağladığı avantajlara sahip olmakla birlikte; kullanım kolaylığı, maliyet gibi çeşitli avantajlar da sağlamaktadır. Ancak bu materyallerle ilgili çalışma sayısı sınırlıdır ve araştırılması gereken özellikleri bulunmaktadır. Kullanımlarının yaygınlaşabilmesi için literatürde yer alan eksikliklerin tamamlanması gerekmektedir (10). Bu eksikliklerden biri de dişlerin fiziksel yapısını güçlendirecek kullanım kalınlıklarının belirlenmesidir. Materyallerin dişlerde oluşturdukları stres değerlerinin belirlenmesi ve incelenmesi, ideal kullanım kalınlıklarını belirlememizde yol gösterici bir faktördür.

Diş tedavilerinde kullanılan materyallere, dişlere ve çevre dokulara gelen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler bu bölgelerde stres oluşumuna yol açarlar. Restorasyonun başarılı olabilmesi için dental materyallerin mekanik özellikleri, çiğneme kuvvetleri ya da travma karşısında oluşan stres değerleri ve dağılımı net bir şekilde belirlenmelidir (11).

Stres dağılımını belirleyebilmek için çeşitli stres analizi çalışmaları mevcuttur. Stres analizi ile ağız içi biyomekanikğin daha iyi anlaşılması sağlanır ve başarılı restorasyonlar yapılabilmesine imkan verilir. Diş hekimliğinde stres analizi çalışmalarında in vivo çalışma koşullarının güçlüğü nedeniyle araştırmacılar in vitro deneylere yönelmiştir. İn vitro deneylerin yetersiz kaldığı durumlarda ise insan materyaline ihtiyaç duyulmaması, deneylerin tekrarlanabilir olması, maksimum standardizasyon sağlanabilmesi avantajları nedeniyle stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır.

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi bilgisayar ortamında, biyomekanik olarak incelenmek istenen materyallerin yazılımlar ile modellerinin elde edilmesiyle yapılan bir mühendislik çalışmasıdır. İstenilen şartlarda ve sayısız şekilde deney yapılabilmesini sağlayarak in vivo ve in vitro çalışma koşullarının zorlukları elimine edilir. Diş hekimliğinde kuvvet, materyal ve stres üçlüsünü değerlendirmek amacıyla sıkça kullanılmaktadır. MTA ve Biodentin ile yapılan çeşitli SESA çalışmaları mevcuttur. CEM'in daha önce SESA ile stres değerlendirmesi yapılmamıştır. Klinik olarak başarılı sonuçlar veren bu materyalin stres analizinin yapılmaması literatürdeki önemli bir eksikliklerdir.

Bu tez çalışmasında amaç; immatür daimi bir dişte farklı biyomateryaller kullanılarak RET yapıldığında, oblik yönde maksimum ısırma kuvveti (240 N) ve

horizontal yönde travma kuvveti (300 N) karşısında diş yapılarında, çevre dokuda ve uygulanan materyallerde oluşan stres bölgelerini, dağılımını ve miktarını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmektedir. İkincil amacımız; biyomateryalleri farklı kalınlıklarda uygulayarak meydana gelen stres dağılımını ve miktarını kıyaslayarak materyallerin ideal kullanım kalınlıkları hakkında fikir sahibi olmaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Gelişim Embriyolojisi

Diş kökünün gelişimi, mine dokusu, mine ve sementin bulunduğu nokta olan ve kuron ile diş arasındaki anatomik sınırı tanımlayan gelecekteki mine-sement birleşimine ulaştığında başlar (12). Dişin kron oluşumunu sağlayan çan evresi tamamlandıktan sonra, dişlerin servikal gölgesinde iç ve dış mine epiteli birleşerek iki katlı epitel hortumu oluşturur. Kök oluşumunu sağlayacak olan bu yapıya hertwig epitelyal kök kını adı verilir. Bmp-Smad4-Shh-Gli1-Sox2 sinyal kaskadı, kök oluşumu sırasında hertwig epitelyal kök kını kontrol eder (13). Hertwig epitelyal kök kınının iç kısmında bulunan epitel hücreleri tarafından salgılanan laminin 5, dental papilladaki mezenkimal hücrelerin büyümesini, göçünü ve farklılaşmasını indükleyerek odontoblastlara dönüşmesini sağlar (14). Oluşan odontoblastlar dentini salgırlar. İlk dentinin salgılanmasından sonra kın parçalanmaya başlar. Kının parçalandığı bölgelerde dentin, diş taraftaki mezenşim hücreleri ile temas eder. Böylece buradaki hücrelerin semetoblastlara dönüşümü indüklenir (15). Sementoblastlar sement yapımını sağlarlar. Kök gelişimi apikal sahaya yaklaştığında Hertwig epitel kök kını işlevini tamamlar ve Malessez epitel artıklarını oluşturur.

Kök oluşumu sağlandıkça dişler okluzale doğru hareket eder ve diş sürmesi gerçekleşir. Daimi dişlerde kök gelişimi dişler ağız ortamına sürdükten sonra 3 yıl daha devam eder ve apikal kapanma sağlanır (16). Kök gelişimini tamamlayamadan travma, çürük veya çeşitli anomaliler nedeniyle canlılığını kaybeden dişlerde kök gelişimi durur. Kök gelişimini tamamlayamayan dişler kök duvarlarının inceliği, yeterli dentin oluşumunun sağlanamaması ve açık apeksleri nedeniyle oldukça kırılındırlar. Uzun vadede kötü prognoza sahip olurlar (17).

2.2. Dentoalveoler Travma

Dentoalveolar travmalar günümüzde diş tedavisi gerektiren başlıca klinik durumlardan biridir. Tüm vücut yaralanmalarının %5'ini oluşturmaktadır. Özellikle çocuklar ve ergenler arasında yüksek bir prevalansta görülmektedir. Çocuklarda diş çürüklerinden sonra diş kaybına neden olan ikinci faktör dentoalveoler travmadır. Süt dişlenmede en sık görülen travmatik diş yaralanması lüksasyonlardır. Daimi dişlerde ise

kron kırıkları daha sık görülür (18, 19). Yapılan çalışmalara göre travmalar ilkbahar aylarında daha çok görülmektedir. Erkeklerde kızlara göre daha sık rastlanmaktadır. Maksiller santral dişler travmadan en çok etkilenen dişlerdir (20, 21). Dentoalveoler travma sonucunda dişlerde ağrı, fistül, mobilite, pulpanın nekrotik hale gelmesi, renk değişikliği, enfeksiyon, kök rezorpsiyonu meydana gelebilir. Travmaların çocuklarda sıklıkla görüldüğü yaş aralığı (8-12) nedeniyle, dişin kök gelişimini tamamlayamadan nekrotik hale gelmesi, uzun dönem prognozda oldukça önemlidir.

2.2.1. Dişlerin Travma Aracılığı ile Maruz Kaldığı Kuvvetler

Travmaya maruz kalan diş ve çevre dokularda etki eden kuvvetin yönüne ve büyüklüğüne bağlı olarak stres oluşur. Ayrıca kuvvetin dişin hangi bölgesini etkilediği de oluşacak stres dağılımı açısından önemlidir. Dentoalveolar yaralanmalar kuvvetin doğrudan dişe gelmesiyle direkt gerçekleşebildiği gibi indirekt olarak da gerçekleşebilir. Ön bölgede meydana gelen yaralanmalar direk travma nedeniyle oluşur. Çene kırıkları ve molar dişlerde oluşan kırıklar genellikle indirekt travmalarla oluşur.

Gelen kuvvetin şiddeti, yönü, açısı diş ve çevre dokularda oluşturduğu etkileri değiştirir. Düşük hızdaki darbeler, genellikle çevre dokularda hasar oluşturur. Yüksek hızdaki darbeler ise kron-kök kırıklarına neden olurlar. Kuvvetin geldiği diş ve çevre dokuların durumu da oluşan stresleri etkiler. Genç bireylerde travma, kemik dokunun yetişkin bireylere göre daha elastik olması nedeniyle dişte kırık meydana gelmeden lüksasyon görülme ihtimali daha yüksektir. Yetişkin bireylerde alveoler kemik kalınlığının fazladır ve yumuşak dokular daha az elastikiyet göstermektedir. Bu durum travma karşısında direnç mekanizmasına yol açar ve dişte hasar oluşma ihtimali artar. Bu nedenle yetişkinlerde kron-kök kırığı görülme ihtimali daha fazladır.

İmmatür dişler matür dişlere göre üzerlerine gelen stresi peridonsiyum ve kemik dokuya daha az iletirler. Bu durum immatür dişleri daha kırılabilir hale getirir. Mine-sement birleşim bölgesindeki ince dentin duvarları sekonder yaralanmalarda (çiğneme kuvvetleri, minör travmalar) riskli bölgelerdir. Travmatik diş yaralanmalarının yönetimi komplikedir. İmmatür dişlerde kök gelişiminin tamamlanamaması nedeniyle diş yapısının dayanıksız olması ise durumu daha da zorlaştırır. Doğru bir teşhis ve eksiksiz bir tedavi planı ile müdahale edilmelidir. Zamanında ve uygun yapılmayan tedaviler geri dönüşü zor hasarlara yol açabilir. Bu nedenlerle tedavi birincil öneme sahiptir. Dişin uzun dönem prognozu için ağız içerisindeki kuvvetler ve dışarıdan gelebilecek

kuvvetler karşısında dayanıklı olabilmesi ise diş yapılarının direncine ve dayanıklılığına bağlıdır. Rejeneratif tedavi ile kök gelişiminin sağlanarak, diş yapısının gelen kuvvetler karşısında direnç kazanması bu açıdan önemlidir (22).

2.3. Çiğneme Kuvvetleri

Çiğneme sisteminde dişler, periodonsiyum, çiğneme kasları ve temporomandibular eklem birlikte çalışır. Ağız ortamında dişler çiğneme ve ısırma kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Kuvvetler kimyasal ve ısıl gerilimlerle birlikte diş dokusuna dik ya da paralel yönde gelen makaslama kuvvetleri şeklinde etki ederler. Dişe uygulanan fiziksel etkilere karşı periodontal ligament de diş yapılarıyla birlikte gelen kuvvetleri absorbe eder.

2.3.1. Dişlerin Çiğneme Sistemi Aracılığı ile Maruz Kaldığı Kuvvetler

Dişler üzerine gelen kuvvetler vertikal, horizontal ve oblik olarak sınıflandırılır. Tek köklü bir dişe vertikal kuvvet uygulandığında, dişin uzun eksenine paralel olarak alveol içerisine gömülür. Periodontal liflerde gerici kuvvetler oluşur. Tek köklü dişler horizontal (yatay) kuvvetlere dirençli değildirler. Böyle bir kuvvet dişi alveol içinde kuvvetin yönüne göre hareket ettirmeye çalışır. Vertikal ve horizontal kuvvetlerin bileşkesi olan oblik kuvvetler mandibulanın fonksiyonel hareketlerinde ilk oluşan kuvvet türüdür. Mandibula sentrik pozisyona geldiğinde bileşke kuvvet vertikal yönde etki eder (23). Üç kuvvet tipine karşı dişler çevre dokularıyla birlikte bir bütün olarak karşı koyar.

Dişler ağız içerisindeki konumları, etki eden kuvvetin miktarı ve yönü ile kuvvetleri farklı şekillerde karşılamaktadır. Okluzal kuvvet miktarını ölçen birçok çalışma mevcuttur. Çalışmalarda, çiğneme kuvvetlerinin 150-800 N arasında değiştiği kabul edilmektedir. Çiğneme kuvveti temporomandibular ekleme en yakın olan azılar bölgesinden kesiciler bölgesine doğru azalmaktadır (24). Dişlere etki eden kuvvetlerle dokuların karşı koyma gücü arasındaki denge yapılan tedavilerde oldukça önemlidir. Cisimlere dışardan kuvvet uygulandığı zaman, cisimlerde öncelikle şekil değişikliği oluşur. Dış kuvvetlerin değeri arttıkça cisim dayanımını yitirerek kırılır. Düşük stresler altında oluşan şekil değişiklikleri ise elastiktir. Bu elastik sınır aşıldığında şekil değişikliği meydana gelir. Özellikle tedavilerde kullanılan malzemelerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin diş dokularıyla uyumlu olarak diş yapısını güçlendirmesi, dişlerin uzun dönem prognozlarında önemli rol oynar.

2.4. Rejeneratif Endodontik Tedavi

İmmatür nekrotik daimi dişlerin tedavisini konvansiyonel endodontik tekniklerle başarıyla gerçekleştirmek, kök dentininin ince yapısı ve apeksin açık formu nedeniyle oldukça zordur (25). Bu dişlerde yıllardır kullanılan tedavi şekli apeksifikasyondur. Ancak apeksifikasyon, kök enfeksiyonunu iyileştirmekte başarılı olsa da kök oluşumunu desteklememektedir. Hem dentin duvarlarının ince olması hem de kısa kök boyu nedeniyle immatür dişler kırılma riskine yatkındır. Kırılma riski dişlerin uzun dönem prognozunu belirlemede önemli bir faktördür. Apeksifikasyonda kök kanallarında uzun süre bekletilen Ca(OH)_2 'in, dişlerde yüksek alkalik pH'sı nedeniyle kök kırılma riskini arttırması da apeksifikasyonun önemli bir dezavantajıdır. Bu Ca(OH)_2 'in, dentin proteinlerinin kurumasını indükleyen ve kök dentin duvarı elastisite modülünü azaltan, böylece dişi kök kırılmasına yatkın hale getiren higroskopik ve proteolitik özelliklerinden kaynaklıdır(26). Bu durum Ca(OH)_2 ile yapılan apeksifikasyon tedavilerinde yüksek oranda servikal kök kırığı riski görülmesini açıklamaktadır (4, 26, 27).

MTA ile apeksifikasyon Ca(OH)_2 ile yapılan apeksifikasyonun dezavantajlarını elimine edebilen bir tedavi seçeneği olarak endodontide kullanıma girmiştir (28). MTA apeksifikasyonu Ca(OH)_2 ile apeksifikasyon işlemine göre çeşitli avantajlar sunmaktadır (29). Tedavi randevularının sayısının az olması, buna bağlı olarak hasta uyumunun artması, iyileşme oranının artması (15), uzun dönemde kırık riskinin azalması (12) ve apikal bariyer oluşumunun kısa sürede tamamlanarak sızdırmazlığın etkinliğinin artması MTA'nın daha avantajlı olmasını sağlayan faktörlerdir (16). Bununla birlikte, hem Ca(OH)_2 hem de MTA ile apeksifikasyonun, kök uzunluğunun veya genişliğinin artmasını sağlamadığını ve daha fazla kök gelişimini tamamen engellediğini belirtmek önemlidir. Bu nedenle, apeksifikasyon prosedürleri ile tedavi edilen immatür dişlerde, apikal periodontitis iyileşir, ancak devam eden kök gelişimi veya fonksiyonel pulpa dokusunun restorasyonu sağlanamaz (30, 31). Apeksifikasyon ve sonrasında kanal dolumu yapılan immatür dişlerde zaten zayıf olan diş dokusu bu işlemler nedeniyle daha da zayıflar. Bu durum kırılma riskinin artmasına neden olur. Üstelik zaten fazla olan immatür dişlerdeki kırılma riskini daha da artırır (32).

Ca(OH)_2 veya MTA kullanımı ile apeksifikasyon tedavisinin sınırlamalarından kaynaklanan nedenlerle son yıllarda travma, çürük veya gelişimsel anomaliler sonucu

kök gelişimi tamamlanmamış dişlerin tedavi protokollerinde alternatif yeni tedavilere bir yönelim görülmektedir (27). Bu yöntemlerin her ikisi de kök dolgusunun sınırlandırılabilceği fiziksel bir bariyer oluşturarak kök kanal tedavisinin yapılmasını sağlar. Ancak, bu yöntemlerin hiçbirisi kök boyutlarında herhangi bir niteliksel veya niceliksel gelişmeye katkıda bulunmaz. Bu yöntemler yeni doku oluşumunu sağlayacak hücrenel aktivitelere neden olamaz. Eğer daha fazla dentin veya sement birikimi elde edilmek isteniyorsa, kök yapısında niteliksel bir gelişme sağlamak için, canlı bir doku oluşturulmalıdır. Çünkü sadece hücrenel aktivite bu tür bir dokunun oluşumunu sağlayabilir (27).

Rejeneratif endodontik tedavi immatür daimi dişlerde oldukça başarılı sonuçlar veren, hücrenel tabanlı, gelecek vadeden bir tedavidir (17). Günümüze kadar revitalizasyon, revaskülarizasyon, maturogenesis gibi birçok isimlendirme almış olsa da, son olarak 'rejeneratif endodontik tedavi' şeklinde, "dentin ve diş yapılarını değiştirmek için tasarlanmış biyolojik tabanlı prosedürler" olarak tanımlamıştır (33). İlk deneysel çalışmalar 1961'de Nygaard-Ostby tarafından yapılmıştır. Ostby nekrotik pulpalı ve apikal lezyonlu bir dişte, dezenfeksiyon işleminden sonra kök kanalında steril bir ege ile kök ucunda kanama sağlamıştır. Kanama sonucu oluşan kan pıhtısını bir iskele görevi yapmıştır. Böylece kök kanalının apikal 1/3'ünde vaskülarize doku oluşumunun indüklenebileceği gösterilmiştir (34). 1970'lerin başında Nygaard-Ostby ve Hjortdal (35) aşırı enstrümantasyon ve kanal içi kanama oluşumundan sonra kök kanallarının boş apikal kısmında yeni vaskülarize dokunun büyümesini saptayarak, RET ile ilgili ilk yayınları yapmışlardır. 2000'li yılların başında RET büyük ölçüde birçok araştırmacı tarafından kabul edilmiştir ve araştırmacılar tarafından çeşitli çalışmalar yapılmaya başlanmıştır (36). Geliştirilen deneylere dayanarak klinik olarak ilk kez Iwaya (37), ardından Branchs ve Trope (38) tarafından uygulanmıştır.

Rejeneratif tedaviler Amerikan Endodonti Derneğinin (AAE) 2021 kılavuzuna göre nekrotik pulpalı immatür kalıcı dişler için endikedir (39). RET'in Cvek'in kök gelişimi sınıflandırmasına göre (40) evre 1 (açık apeks ile kök oluşumu 1/2'den az), evre 2 (açık apeks ile 1/2 kök oluşumu) ve evre 3 (2/3 kök oluşumu) seviyesindeki nekrotik pulpalı immatür daimi dişlere yapılması önerilir. İmmatür daimi dişlerde apeksifikasyonun kök olgunlaşması (kanal duvarlarının kalınlaşması ve/veya devam eden kök gelişimi) potansiyeli olmadığı için RET bu dişler için en ideal seçenektir (3).

RET'in en önemli avantajı hücresel tabanlı aktiviteye dayanarak kök ucunda yeni doku oluşumunun sağlanmasıdır. Bu yeni doku odontoblast, sementoblast, periodontal bağ dokusu hücreleri, osteoblastlar tarafından sağlanmaktadır. Bu hücreler boyut olarak 0,5 mm'den küçük apikal foramenlerden kanal boşluğuna geçebilmektedir (3). Rejeneratif endodontik tedavi, dental pulpa kök hücrelerinin korunması, kök kanallarının tam dezenfeksiyonu, kök kanalı içinde bir iskele sağlanması, kök hücrelerin farklılaşması için sinyal verilmesi koşullarını tedavide temel olarak alır. Dişlerin apikal bölgesinde kök hücre olduğu çalışmalarla kanıtlanmıştır (41). Çocuklarda ve ergenlerde kök hücrelerin gelişimini tamamlamamış köklerin apikal bölgesinde bulunduğu gösterilmiştir ve bu hücreler apikal papilla kök hücreleri (SCAP) olarak adlandırılmıştır (42). Apikal papilla kök hücrelerinin rejenerasyonda önemli bir rolü vardır (43). Kök hücrelerin RET için önemi odontoblast gibi hücrelere dönüşebilme kabiliyetidir. Sonoyama ve arkadaşları çalışmalarında SCAP'ın uyarıldığında dentinojenik farklılaşma kabiliyetine sahip olduğunu göstermiştir. SCAP diş pulpası progenitör hücrelerine benzerdir. Uygun uyarımla diş pulpa hücrelerine farklılaşabilmektedirler (41).

Kök kanal sistemine kök hücre popülasyonu büyümesi, esas olarak periapikal bölgeden kanamanın indüklenmesi yoluyla sağlanır (36). Lovelace ve arkadaşları çalışmalarında, periapikalde kanama sağlanarak kanal boşluğuna CD105, CD73 ve STRO-1 eksprese eden farklılaşmamış mezenkimal kök hücrelerin önemli bir birikiminin sağlandığını bildirmiştir. Kök kanallarından alınan kandaki mezenkimal kök hücre belirteçlerinde sistemik kan örneklerinde bulunan seviyelere kıyasla 400-600 kat artış gözlenmiştir (44). Uygun koşullar sağlandığında mezenkimal kök hücreler; osteojenik, kondrojenik, adipojenik, miyojenik ve nörojenik birçok hücre tipine farklılaşabilmektedir. RET'de kök gelişiminin, apikal papillada bulunan, odontoblastlara dönüşme kapasitesine sahip hücreler tarafından sağlandığı düşünülmektedir. Tedavide bu hücrelerin korunması önemlidir. RET, kök hücrelerin hayatta kalıp, farklılaşması için uygun ortam oluşturularak, kök gelişiminin devam etmesi ve apikal kapanmanın sağlanması amacına dayanır (43).

Aktif kök kanal enfeksiyonları sırasında inflamatuvar kaskatın aktivasyonu, apikal dokudaki kök hücrelerin odontojenik farklılaşmasını engellemektedir. Bu nedenle rejeneratif tedavilerde dezenfeksiyon kritik bir aşamadır. RET'de ince kök duvarları nedeniyle mekanik enstrümantasyon yapılamamaktadır. Ayrıca dental pulpa kök

hücrelerinin kalıntıları kanalda kalabilir. Bu hücre kalıntıları rejenerasyon için önemlidir. Bu aşamada mekanik debridman yapılmadığı için kimyasal debridman yani irrigasyon ön plana çıkmaktadır.

RET'de kullanılan irrigasyon maddeleri ve ilaçlar, antimikrobiyal etkinliğe sahip olmalıdır. Bu materyaller ile mezenkimal kök hücrelerin çoğalmasını ve farklılaşmasını destekleyen kanal içi mikro ortam oluşturulmalıdır (45). Sodyum hipoklorit kök kanal tedavisinde en sık kullanılan irrigasyon solüsyonudur (46). Sodyum hipokloritin 5 farklı kök kanal bakteri izolatının oluşturduğu biyofilme karşı çok etkili olduğu (47) ve %5,25 sodyum hipokloritin 30 saniyede tek tür biyofilmi ortadan kaldırabildiği gösterilmiştir (48). RET' de %1-6 konsantrasyonlu sodyum hipoklorit kullanılması önerilir (36). Ancak yüksek konsantrasyonda sodyum hipoklorit kullanımı apikal papilla kök hücrelerinin hasarına neden olabilir. Mekanik olarak ise dentinin yapısını etkileyerek, elastisitesi ve eğilme direncine olumsuz etkisi olmaktadır (49). AAE güncel yayınında irrigasyon solüsyonu olarak ilk seansta %1,5 sodyum hipoklorit solüsyonu ve ardından salin uygulanmasını, ikinci randevuda ise %17'lik etilendiamintetraasetik asit (EDTA) ile irrigasyonu önermiştir (39). İrrigasyon ile, büyüme faktörlerinin yardımıyla dönüşümü gerçekleşecek olan kök hücreler için uygun ortam oluşturulur.

Rejeneratif endodontide dentinden salınan büyüme faktörleri önemli bir yer tutar. Büyüme faktörleri, hücrelerin büyümesini, farklılaşmasını ve metabolizmasını kontrol eden polipeptitlerdir (50). RET'de kullanılan dezenfeksiyon irrigasyonları ve ilaçları da dentinden büyüme faktörü salınımını etkiler (51). EDTA, geleneksel kök kanal tedavisinde smear tabakasını çıkarmak ve RET'de dentin matriksinden büyüme faktörlerinin salınmasını sağlamak için kullanılan bir şelatlama maddesidir (51). Dentin matriksinden salınan büyüme faktörlerinden TGF- β 1, fibroblast büyüme faktörleri 2 (FGF2) ve trombosit kaynaklı büyüme faktörleri (PDGF) hücre göçünü artırır ve vasküler endotelial büyüme faktörleri (VEGF) ile anjiyogenezi kontrol eder; TGF- β 1, FGF2, VEGF ve insülin benzeri büyüme faktörleri hücre proliferasyonunu uyarır. Kemik morfogenetik proteinleri ve FGF2, dentinogenezi teşvik eder (52).

Kök kanal enfeksiyonunun kontrolü rejeneratif endodontik tedavinin başarısının anahtarıdır (53). Kök kanal dezenfeksiyonunu sağlamak için kanal içi ilaç olarak Ca(OH)₂, üçlü antibiyotik patı (54) ve ikili antibiyotik patı kullanılmaktadır (37).

Ca(OH)₂ beyaz, kokusuz bir tozudur. Endodontinin birçok alanında kullanılmaktadır. Suda düşük çözünürlüğe sahiptir. Ca⁺² ve OH⁻ iyonlarına ayrıışarak çözünür. Ca(OH)₂ yüksek alkalın özelliği (pH:12.5-12.8) ile güçlü antimikrobiyal etki göstermektedir. Ca(OH)₂ bakteriyal sitoplazmik zar da hasar oluşturarak, protein denatürasyonuna neden olarak ve DNA'ya etki ederek bakterisidal etki gösterir. Gram negatif bakterilerin salgıladığı endotoksinleri inaktive eder. Yüksek pH'sı ile sert doku oluşumunu indükler (55). Ca(OH)₂ enterococcus faecalis'e ve candida albicans'a karşı etkisizdir(56). Bu nedenle üçlü ve ikili antibiyotik patları kullanıma sunulmuştur.

Üçlü antibiyotik patı (TAP) siprofloksasin, metronidazol ve minosiklinin kombinasyonudur. İçeriğindeki metronidazol anaerobik mikroorganizmalara karşı oldukça etkilidir. Siprofloksasin de anaerob bakteriler üzerinde etkilidir ancak birçok anaerob bakteri siprofloksasine karşı direnç geliştirmiştir. Bu yüzden metronidazolle kombine kullanılmaktadır. Minosiklin gram pozitif ve gram negatif bakterilere karşı etkilidir. Kullanımda 1:1:1 oranında karıştırılmalıdır. TAP en güvenli konsantrasyonda kullanılmalıdır. Çünkü yüksek konsantrasyonlarda kullanıldığında apikal papilla kök hücreleri üzerinde istenmeyen etkilere sahiptir (57). TAP kullanımının etkili antibakteriyel özelliğine karşılık renklenmeye neden olması bir dezavantaj oluşturmaktadır. Renklenmenin sebebi tetrasiklin grubu olan minosiklidir. Bu nedenle ikili antibiyotikler kullanılmaya başlanmıştır. İkili antibiyotik patları (DAP) metronidazol ve siprofloksasinden oluşan bir pattır. TAP ile benzer antimikrobiyal aktiviteye sahiptir. Ayrıca renklenmeye neden olmamaktadır (58).

AAE en son önerdiği yönergede Ca(OH)₂, TAP ve DAP olmak üzere üç seçeneğin de kullanılabilceğini söylemiştir.

RET'de AAE'nin önerdiği son yönergede iki seans şeklinde tedavi önerilmiştir. Ancak tek seansta da başarılı sonuçlar alan çalışmalar mevcuttur (59, 60). Dezenfeksiyon ile ilgili klinik uygulama prosedür farklılıklarına bağlı olarak ideal olarak tanımlanan henüz net bir protokol ve doz ayarı yoktur (61, 62). Bu konunun çalışmalarla desteklenmesine ihtiyaç vardır.

RET'de dezenfeksiyondan sonraki adım, kanal içerisinde biyoaktif doku oluşumunu sağlamaktır. Kanal içi ilaç uygulamasını takiben ikinci randevuda pulpa dentin rejenerasyonunu sağlamak amacıyla kanal içerisinde uygun ortam oluşturulmalıdır. Bu RET'de taşkın enstrümantasyonla apikalde pıhtı oluşumu ile ya da

kanal içerisine iskele yerleştirerek sağlanmaktadır. Taşkın enstrümantasyonla kan pıhtısı oluşumu sağlanarak rejenerasyon için gerekli olan trombosit kaynaklı büyüme faktörleri ve mezenkimal kök hücrelerinin kanal boşluğuna yönelimi sağlanır. İskele birçok doku mühendisliği uygulamasında kullanılan 3 boyutlu bir yapıdır. İskele kök hücreler ekildiğinde, bunlar çoğalabilir ve nihayetinde iskelenin yerini alacak yeni dokulara farklılaşabilir (63, 64). İdeal iskele biyolojik olarak uyumlu, sterilize edilebilir olmalı, sitotoksik olmamalı, herhangi bir inflamatuvar yanıt uyandırmamalı, stabil kalmalı, hücresel destek ve vaskülarizasyon sağlamalıdır. Spesifik bir dokuya daha hızlı hücresel bağlanma, çoğalma, göç ve farklılaşma için ek büyüme faktörleri ve morfojenler içermelidir (64). Trombositten zengin plazma (PRP) (65, 66) ve trombositten zengin fibrin (PRF) (67, 68) pulpa-dentin kompleksinin rejenerasyonunu iyileştirmeye yardımcı olabilecek büyüme faktörleri açısından zengin olduğundan, kan pıhtısı yerine bir iskele olarak kullanılmıştır. PRP büyüme faktörleri bakımından zengin, birinci nesil trombosit konsantrasyonudur. PRP'deki trombosit konsantrasyonu normal trombosit konsantrasyonundan beş kat fazladır. Bu trombosit sayısı, dokuların çoğalması ve farklılaşmasını sağlayan büyüme faktörlerinin sayısının artmasını sağlayarak kök hücre dönüşümüne ve çoğalmasına yardımcı olur (69). PRF ikinci nesil trombosit konsantrasyonudur. PRF'nin PRP'ye göre avantajı hazırlama süresinin kısalığı ve maliyetinin daha düşük olmasıdır (70). AAE son yönergesinde ise PRP, PRF ya da apikal kanamanın indüklenerek RET yapılabileceğini belirtmiştir.

RET'de sızdırmaz bir koronal bariyer tedavinin başarısında büyük rol oynar. Koronal bariyer olarak kullanılacak materyal biyouyumlu olmalı, sızdırmazlık özelliği ile kök kanalının yeniden enfekte olmasını engellemelidir. Koronal bariyer malzemelerinin sızdırmazlık, biyouyumluluk özellikleri ile ilgili hayvan ve insan çalışmaları yapılmıştır. Ancak restorasyonun başarısında belirleyici olan biyomekanik özellikler ile ilgili yeterince çalışma mevcut değildir. Koroner bariyer materyallerinin stresin en çok yoğunlaştığı bölge olan servikal bölgeye yerleştirilmesi nedeniyle bu durum apikale yapılan apeksifikasyon tedavisine kıyasla daha da önem kazanmaktadır. Koronal bariyer materyali olarak MTA yapılan çalışmalarla başarısı kanıtlanmış materyaldir. CEM, Biodentin kullanılan çalışmalar da literatürde mevcuttur ancak MTA'ya kıyasla oldukça sınırlıdır (71).

Rejeneratif endodonti başarılı bir tedavi olmasına rağmen sınırlamaları vardır. Kronda oluşan renk değişikliği bu sınırlamalardan biridir. Rejeneratif tedavi özellikle ön

dişlerde uygulandığından, bu durum estetik olarak oldukça sıkıntılı bir duruma yol açar. Renk değişikliği TAP (72) ve MTA kullanımından kaynaklanmaktadır (73). Bu duruma çözüm olarak araştırmacılar MTA'ya alternatif olarak Biodentin ve CEM gibi biyoyumlu materyallerin sementoenamel birleşimin altında olacak şekilde kullanılabileceğini belirtmişlerdir (74). TAP yerine DAP ya da üçlü patta minosiklin yerine sefaklor, amoksisilin tercih edilebilir. Üçlü antibiyotik uygularken krondaki dentin tübülleri bonding ajanlarla kapatılabilir. Renk değişimine uğrayan dişler beyazlatma tedavisi ile estetik olarak iyileştirilebilir (75).

Rejeneratif endodontide işlem prosedürü çeşitlilik göstermektedir. Standart bir protokol belirlemek için klinik prospektif çalışmalara hala ihtiyaç vardır. 2021 yılında revize edilen Amerikan Endodonti Derneğinin önerdiği rehber Tablo 1.1'de açıklanmıştır.

Tablo 1.1. Rejeneratif prosedür için amerikan endodonti derneği klinik rehberi, 5/18/2021 revizyonu

Rejeneratif Prosedür İçin Amerikan Endodonti Derneği Klinik Rehberi 5/18/2021 revizyonu
Vaka Seçimi
Nekrotik pulpal ve immatür dişler için endikedir.
Hasta ve ebeveyn uyumlu olmalıdır.
Prosedürü tamamlamak için gerekli ilaçlara ve antibiyotiklere alerjisi olmayan hastalar için endikedir (ASA 1 veya 2).
Post/kor ile son restorasyonu tamamlanacak dişler için endike değildir.
Bilgilendirilmiş Onam Formu
İki (veya daha fazla) randevu.
Antimikrobiyal(ler)in kullanımı.
Olası yan etkiler: kron/kök renklenmesi, tedaviye yanıt alınamaması, ağrı/enfeksiyon.
Alternatif Tedaviler: MTA apeksifikasyonu, tedavi yapılmaması, çekim (kurtarılamaz kabul edildiğinde).
İlk Randevu
Lokal anestezi yapılır, rubber dam izolasyonu sağlanır ve kavite açılır.
<ul style="list-style-type: none">İrriganların periapikal alana çıkma olasılığını en aza indiren bir irrigasyon sistemi kullanarak 20ml NaOCl ile bol, dikkatli irrigasyon yapılır (örn. kapalı uçlu ve yan delikleri olan iğne veya EndoVac™).NaOCl'nin daha düşük konsantrasyonları tavsiye edilir [%1.5-%3 NaOCl (20mL/kanal, 5 dak)]NaOCl ile irrigasyonun ardından, kanallar apikal dokulardaki kök hücrelerde sitotoksitesiteyi en aza indirmek için irrigasyon iğnesi kök ucundan yaklaşık 1 mm uzaklıkta olacak şekilde salın veya EDTA (20 ml/kanal, 5 dak) ile irrije edilir. Kanallar kağıt konlar ile kurulanır.
Ca(OH) ₂ veya düşük konsantrasyonda üçlü antibiyotik patı yerleştirilir. Üçlü antibiyotik patı kullanılıyorsa: 1) pulpa odasını [renklenme riskini en aza indirmek için] bir dentin bonding ajanla kapatmayı düşünün. 2) 1:1:1 siprofloksasin: metronidazol: minosiklini 1-5 mg/ml maksimum konsantrasyon olmak üzere karıştırın. Üçlü antibiyotik patı dişte renk değişikliği ile ilişkilendirilmiştir. Minosiklin

içermeyen ikili antibiyotik patı veya minosiklin yerine başka bir antibiyotik (örn. klindamisin; amoksisilin; sefaklor) kök kanal dezenfektanı olarak başka bir olası alternatiftir. Klinisyenler, bu çalışmaların yüksek TAP/DAP konsantrasyonları kullanılarak yapıldığının, ancak sınırlı çalışmalar nedeniyle şu anda daha yüksek bir konsantrasyon önerisi yapılamadığının farkında olmalıdır.

Patı kanala enjekte edin.

Üçlü antibiyotik patı kullanılıyorsa, sementoamel birleşimin altında kaldığından emin olun (kron renklenmesini en aza indirin).

Cavit™, IRM™, cam iyonomer veya başka bir malzeme ile 3-4 mm kalınlıkta, geçici restoratif materyal ile kapatın. Hastaya 1-4 hafta sonrasına randevu verilir.

İkinci Randevu (1. randevudan 1-4 hafta sonra)

İlk tedaviye yanıtı değerlendirin. Kalıcı enfeksiyon belirtisi/belirtileri varsa, antimikrobiyal veya alternatif antimikrobiyal ile ek tedavi süresini düşünün.

Vazokonstriktör içermeyen %3 mepivakainli anestezi uygulayın, rubber dam izolasyonunu sağlayın.

20 ml %17'lik EDTA ile bol, dikkatli irrigasyon yapın. Kağıt konlarla kurulaşın.

Aşırı enstrümantasyon (endodontik eğe, endo explorer) ile kanal sistemine kanama oluşturun (önceden eğimli bir K tipi eğeyi apikal forameninden 2 mm ileride döndürerek, tüm kanalı sementoamel birleşime kadar kanla doldurmak amacıyla indükleyin). Kan pıhtısı oluşturmaya bir alternatif, trombositten zengin plazma (PRP), trombositten zengin fibrin (PRF) veya otolog fibrin matrisinin (AFM) kullanılmasıdır.

3-4 mm'lik restoratif materyale izin verecek düzeyde kanamayı durdurun.

- Gerekirse kan pıhtısının üzerine CollaPlug™, Collacote™, CollaTape™ gibi emilebilir bir matris ve bariyer malzemesi olarak beyaz MTA yerleştirin.

3-4 mm'lik bir cam iyonomer tabakası (örn. Fuji IX™, GC America, Alsip, IL) bariyer malzemesinin üzerine dikkatlice konular ve 40 s boyunca ışıkla sertleştirilir. MTA renk değişikliği ile ilişkilendirilmiştir. Estetik kaygısı olan dişlerde MTA'ya alternatifler (biyoseramik veya trikalsiyum silikat simanları [örn. Biodentine®, Septodont, Lancated, PA, USA, EndoSequence® BC RRM-Fast Set Putty, Brasseler, ABD]) düşünölmelidir.

- Anterior ve premolar dişler: Collatape/Collaplug kullanarak 3 mm'lik renklenme yapmayan bir restoratif materyal yerleştirilmelidir. Ardından dolgu için eğimli mine sınırına kadar kompozit ile restore edilebilir.

- Molar dişler veya PFM kronlu dişler: Collatape/Collaplug kullanarak 3 mm MTA yerleştirin, ardından rezin modifiye cam iyonomer siman, kompozit veya alaşım kullanımı düşünölebilir.

Takip (6, 12, 24. ay)

Klinik ve Radyografik muayene

- Ağrı, yumuşak doku şişmesi veya sinüs yolu olmaması (sıklıkla birinci ve ikinci randevular arasında göröölür).
- Apikal radyolüsensinin kaybolması (genellikle tedaviden 6-12 ay sonra gözlenir).
- Kök duvarlarının genişliğinin artması (bu genellikle kök uzunluğundaki belirgin artıştan önce gözlenir ve genellikle tedaviden 12-24 ay sonra ortaya çıkar).
- Kök uzunluğunun artması.
- Pulpa canlılık testi pozitif yanıt alınması.
- İlk 2 yıldan sonra yıllık takip önerilir.
- CBCT, ilk değerlendirme ve takip ziyaretleri için şiddetle tavsiye edilir.

Rejeneratif Endodontik Prosedürlerin başarı derecesi, büyük ölçüde birincil, ikincil ve üçüncül hedeflere ulaşmanın mümkün olduğu ölçüde ölçölür:

- Birincil hedef: Semptomların ortadan kaldırılması ve kemik iyileşmesinin kanıtlanması.
 - İkincil hedef: Artan kök duvar kalınlığı ve/veya artan kök uzunluğu
 - Üçüncül hedef: Canlılık testine pozitif yanıt (eğer elde edilirse daha organize bir vital pulpa dokusunu gösterebilir).
-

RET'in klinik sonuçları incelendiğinde AAE'nin yönergesine göre birinci hedef olan semptomların giderilmesi ve periapikal iyileşmenin sağlanması yüksek oranda gerçekleşmektedir (76). Kök duvarı kalınlığı ve uzunluğunun artması daha düşük oranda ve farklı şekillerde olmaktadır. Bu durumda dişlerin formu, apikal foramenin boyutu, apikaldeki kök hücrelerin enfeksiyondan etkilenme dereceleri gibi birçok faktör etkilidir. Üçüncü hedef olan canlılık testine pozitif yanıt ise SCAP hücrelerinin göçü sonucu kök kanalında yeniden organize bir doku oluşumunu ifade eder. Oluşan dokunun pulpa dokusu olduğu kesin olarak kanıtlanmamıştır. Çalışmalarda pulpa benzeri bağ doku, kemik doku ve sement olduğu gözlenmiştir (77). Yayınlanan vakalarda bu geri dönüşün %50-60 oranında gerçekleştiği bildirilmiştir (17). Bu oluşum radyografik olarak tespit edilemez, ancak histolojik inceleme ile belirlenebilir. Nygard-Ostby & Hjortdal'ın yaptıkları deney sonucunda, oluşan dokunun fibröz bağ doku ve sementten oluştuğu bulunmuştur (35).

2.4.1. Rejeneratif Endodontide Koroner Bariyer Olarak Kullanılan Materyaller ve Özellikleri

Endodonti alanındaki son gelişmeler, dental materyallerin sonuçlarını ve başarı oranını büyük ölçüde iyileştirmiştir. Son otuz yıldır, pulpal ve periradiküler dokuların rejenerasyonunu teşvik etmek için çevredeki diş dokularıyla etkileşime girme ve indüklemeye kabiliyetine sahip biyoaktif diş materyalinin geliştirilmesine büyük ilgi duyulmaktadır. Bu biyoaktif malzemeler esas olarak kalsiyum silikatlara dayandığından, "Kalsiyum Silikat Malzemeleri" olarak da adlandırılırlar. Tanıtılan ilk malzeme, olumlu biyolojik özellikleri nedeniyle başlangıçta önem kazanan Mineral Trioksit Agregat idi. Ancak daha sonra renklenme, uzun sertleşme süresi ve zor manipülasyon gibi dezavantajları nedeniyle çeşitli modifikasyonlar yapıldı. Biodentine, Kalsiyumla Zenginleştirilmiş Karışım (CEM) gibi yeni biyoaktif materyaller geliştirildi. Bu materyallerin ana uygulamaları, pulpa kaplama (doğrudan/indirekt), pulpotomi, perforasyon onarımı, rezorbsiyon kusurları, apeksogenez ve retrograd dolgu materyalleri, apeksifikasyon ve rejeneratif tedavilerdir (78).

RET'in başarısında koroner olarak sızdırmazlığı sağlayacak olan materyaller önemli rol oynar. Günümüzde RET'de MTA ve çeşitleri, Biodentin, CEM kullanılmaktadır. Bu materyallerin içeriği kalsiyum ve silikat tabanında benzerse de asıl ortak yanları biyouyumlu olmalarıdır. MTA içlerinde en çok tercih edilen materyaldir.

Çünkü yüksek biyoyumlu siman olarak ilk üretilen malzemedir. Bu nedenle yapılan çalışmalar daha çok MTA üzerinde olmuştur. Biodentin ve CEM, MTA ile benzer başarı oranına sahip materyallerdir. Ancak bu materyallerle yapılan in vivo ve in vitro çalışma sayısı sınırlıdır (9).

2.4.1.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA)

Mineral trioksit agregat Mahmoud Torabinejad tarafından geliştirilmiştir. Diş hekimliği literatürüne 1993 yılında girmiştir (79). 1998 yılında ABD Gıda ve İlaç Dairesi'nden onayını almıştır (80). İlk MTA gri formda piyasaya sunulmuştur ancak kromda renklenmeye neden olması, beyaz MTA'nın kullanıma girmesini sağlamıştır (81). Beyaz MTA'nın gri formdaki içeriğindeki demiroksit daha az oranda kullanılmaktadır (82). MTA nekrotik pulpal ve açık apekse sahip dişlerde apeksifikasyon, vital pulpa tedavisi ve apikal bariyer oluşumu, kök perforasyon onarımı, rejeneratif endodontide yaygın olarak kullanılan bir materyal haline gelmiştir (83, 84).

MTA, nem varlığında sertleşen ince hidrofilik parçacıklardan oluşan bir tozdur (85). Esas olarak trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat dehidrat ve bizmut oksitten oluşur. MTA'nın başlangıç pH'ı 10.2'dir ve sertleşen materyalden Ca(OH)_2 salınımı nedeniyle sertleşme reaksiyonu sırasında pH 12'ye yükselir. MTA'nın terapötik mekanizması, sertleşen materyalin bu yüksek pH'ından kaynaklanmaktadır (86).

Randevu sayısının azalması, biyoyumlu olması, mikrosızıntıyı önlemesi (87), sert doku bariyeri oluşumunun uyarılması, nemli bir ortamda kuruma kapasitesi, dentinden daha radyopak olması, düşük çözünürlük göstermesi (88), 3-4 saat sertleşme süresi, antimikrobiyal özellik kazanmasını sağlayan 12,5 pH değeri, dişin hemen doldurulmasını sağlayan apikal bir tıkaç oluşturabilme özelliklerine sahip olması birçok güncel tedavide kullanım alanı bulmasını sağlayan özellikleridir. MTA'nın en büyük avantajlarından biri olan sızdırmazlık özelliği, genişleme ve büzülme özelliklerinin dentine çok benzer olması nedeniyledir. Bu da marjinal sızıntıya ve kök kanal sistemine bakteri göçüne karşı yüksek direnç sağlar. Bakteri ve sıvı sızıntısına karşı stabil bir bariyer, klinik başarıyı kolaylaştıran kilit faktörlerden biridir (89).

MTA'nın birçok avantajı bulunmasına rağmen bazı dezavantajları da mevcuttur. Uzun dönemde kromda renk değişikliğine yol açması, uzun sertleşme süresi,

manipülasyonunun zor olması, pahalı olması dezavantajları araştırmacıları alternatif materyal arayışına itmiştir (73, 90-92).

2.4.1.2. Biodentin

Biodentin (Septodont, Saint Maur des Fossés, Fransa) 2009 yılında piyasaya sunulan, kalsiyum-silikat bazlı bir materyaldir. Biodentin, toz ve likit karıştırılarak elde edilir. Tozu, ana malzeme (%70) olarak trikalsiyum silikat partiküllerinden oluşur. Sıvı, bir polikarboksilat karışımı ile sulu bir çözelti içinde kalsiyum klorürden oluşur. Radyopaklaştırıcı olarak zirkonyum oksit kullanılmıştır (93).

Biodentin'in ilk sertleşme süresi üretici firma tarafından 9 -12 dk olarak bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda farklı sertleşme süreleri belirtilse de MTA' ya göre daha kısa olan sertleşme süresine sahiptir. Bu durumun karıştırma likitine eklenen kalsiyum klorürden kaynaklandığı belirtilmiştir (93).

Biyoaktif simanların rejeneratif endodontik tedavi gibi kullanım alanları göz önünde bulundurulduğunda çiğneme kuvvetleri ve dışarıdan gelebilecek kuvvetler karşısında yeterli basınç dayanıma sahip olmaları gerekmektedir (94). Üretici firma Biodentin'in spesifik bir özelliği olarak; doğal dentin ile benzer bir aralığa ulaşana kadar zamanla basınç dayanımı açısından gelişmeye devam etme kapasitesine sahip olduğunu belirtmiştir (95).

Biodentin'in MTA'nın kullanıldığı pulpa kuafajı, pulpotomi, kök perforasyonlarının tamiri, internal ve eksternal kök rezorpsiyonları, apeksifikasyon, endodontik cerrahide kök ucu bariyer materyali olarak kullanımı dışında, güncel olarak koronal restorasyonlarda, derin servikal ve radiküler lezyonlarda kullanılabileceği bildirilmiştir (93, 96).

Biodentin MTA'nın avantajları olan ile benzer sert doku oluşumunu indüklemeye, biyouyumluluk, sızdırmazlık, çözünürlük, kırılma direnci (97) özelliklerini barındırmaktadır. Ayrıca daha kısa sertleşme süresi, daha küçük ve homojen partikül boyutuna sahip olması özellikleri ile MTA'dan üstündür (98-101). Çalışmalara göre Biodentin'in önemli diğer bir avantajı MTA'ya göre dişlerde daha az renk değişikliğine neden olmasıdır (74, 102). Ayrıca Biodentin'in MTA'dan önemli ölçüde daha yüksek sertlik, eğilme mukavemeti ve elastisite modülü sergilediği de belirlenmiştir (103). Biodentin'in diğer kalsiyum silikat bazlı malzemelere göre dezavantajı ise düşük radyoopasite göstermesidir (96).

Biodentin ile ilgili yapılan çalışmaların sonuçları ışığında MTA'nın sahip olduğu birçok avantajı sağlamakla birlikte, bu umut verici materyal ile ilgili literatürde yeterli çalışma henüz mevcut değildir (93).

2.4.1.3. Kalsiyumla Zenginleştirilmiş Karışım (CEM)

Kalsiyumla zenginleştirilmiş karışım endodontik tedaviye ilk kez 2006 yılında Asgary tarafından tanıtılan endodontik dolgu malzemesidir (104). İranlı araştırmacılar tarafından CEM olarak isimlendirilmiştir. Tozun ana bileşenleri ağırlıkça %51.75 CaO, %9.53 SO₃, %8.49 P₂O₅, %6.32 SiO₂ oluşturmaktadır. Minör bileşenler ise ağırlıkça Al₂O₃>Na₂O>MgO>Cl'dir (105). CEM simanı toz ve likitten oluşmaktadır. Çalışma süresi ve sertleşme süresi (50 dk) tedaviler için uygundur. CEM, MTA gibi nem varlığında sertleşebilmektedir. MTA'ya göre daha kolay kullanıma sahip olduğu ve çalışma süresinin daha az olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (106).

CEM'in fiziksel özellikleri kabul edilir bulunmuştur ve ISO 6876:2001 standardına uygundur. CEM sertleşmesi sırasında genişerek sızdırmazlığa katkı sağlar. CEM'in sızdırmazlığının MTA'ya benzer ve etkili olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (107). Ayrıca CEM'in akışkanlık özelliğinin daha fazla olduğu, bu sayede film kalınlığının da MTA'ya göre daha ince olduğu belirlenmiştir (106).

CEM simanı kalsiyum ve fosfat iyonları salınan kaynaklarıyla hidroksiapatit oluşturabilmektedir. Hidroksiapatit dentin köprüsü oluşumunu indüklemektedir. Toz ve likit karıştırıldığında hidrasyon reaksiyonu sonucu Ca(OH)₂ meydana gelmektedir. CEM'in yapısı ve kompozisyonu MTA'yla kıyaslandığında dentine daha benzerdir. MTA'dan önemli farkı içerdiği fosfor miktarıdır. İçeriğindeki kalsiyum ve fosfor iyonları ile sert doku oluşumunu sağlayan Ca(OH)₂ bariyerine katkı sağlamaktadır(108, 109).

CEM etkili bir antibakteriyel ve antifungal ajandır. Dentinogenez, osteogenez ve sementogenezi indüklemektedir (110). İnsan apikal papilla kök hücreleri üzerine CEM, MTA ve Biodentin'in etkileri benzer bulunmuştur (111). Bu simanlar sağladıkları pH ile odontoblast hücrelerini uyararak dentin köprüsü oluşumunu indüklerler.

CEM, MTA'dan farklı kompozisyona sahip olmasına rağmen benzer klinik uygulama alanlarına sahiptir. Vital pulpa tedavilerinde, kök rezorbsiyon tedavilerinde, apeksogenezis ve apeksifikasyon tedavilerinde, rejeneratif endodontide klinik olarak başarılı olduğunu gösteren birçok çalışma mevcuttur (108).

CEM sahip olduğu avantajlarla birlikte gelecek vadeden bir materyaldir. CEM'in kullanımının yaygınlaştırılabilmesi için kanıta dayalı bilimsel veriler gerekmektedir. Materyallerin fiziksel özelliklerinden olan, kuvvetleri karşılama etkili olan elastisite modülünün bilinmesi, diş ve çevre dokulardaki stres dağılımının belirlenerek materyalleri bilinçli ve doğru bir şekilde uygulamak için gereklidir. Literatürde CEM'in elastisite modülü değeri ve poisson oranı bulunmamaktadır. Bu nedenle CEM uygulandığında oluşan stres dağılımı ile ilgili çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. CEM ile ilgili çalışmaların az olması bu materyalin yaygın kullanımını sınırlamaktadır.

Diş hekimliğinde malzemelerin kullanılabilirliğini sınırlayan maliyetinin MTA'ya göre az olması CEM'in önemli bir üstünlüğüdür. Ancak kullanımının yaygınlaştırılabilmesi için materyal özellikleri hakkında literatür desteklenmelidir.

2.5. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde yapılan tedavilerin başarısında, dişlerin maruz kaldıkları fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler önemli bir etkidir. Ağız içerisindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağız içerisinde kullanılan materyallerde stres oluşumuna yol açarlar. Oluşan bu streslerin dağılımının belirlenmesi ve analizi, yapılacak tedavilerde kullanılan malzemelerin başarısını etkileyecek özellikleri belirlemede yol gösterici olabilir.

Kuvvetler karşısında diş dokuları ve tedavilerde kullanılan materyallerin mekanik özellikleri biyomekanik ile incelenir. Stres analiz yöntemleri ağız içi biyomekanik anlaşılmaya yardımcı olur. Canlı bir organizmada kuvvet ile ilgili deneyleri yapmak oldukça güç ve koşullar açısından da sınırlıdır. Canlı doku taklit edilerek, kuvvet uygulayıp planlama yapılabilen stres analiz yöntemleri bu durum için avantaj sağlamaktadır. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin görülmesi ve o cismin kuvvet karşısında daha dayanıklı ve daha güçlü olabilmesi için nasıl bir yapıda olması gerektiğini bilmek gereklidir. Bunu belirlemek amacıyla çeşitli kuvvet analizleri yapılır (112).

Stres analiz yöntemlerini anlayabilmek için bilmemiz gereken terimler şunlardır:

- **Kuvvet:** Kuvvet terimi cisimlerin hareket durumlarını veya şekillerini değiştirebilen etkiyi tanımlar. Birimi "Newton (N)" dir. Kuvvetin doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikleri bulunur. Kuvvet; iç ve dış kuvvet olmak üzere iki alt başlıkta incelenebilir. Dış kuvvet diğer cisimler

tarafından yapılan etki olarak tanımlanırken, iç kuvvet ise cismin varsayılan çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetlerine denir (113).

- **Gerilme (Stres):** Bir cisme dışarıdan uygulanan bir kuvvette karşı, cismin birim alanında oluşturduğu tepkiye gerilme ya da stres adı verilir. Uluslararası birim sisteminde gerilimin birimi “N/m²” olarak tanımlanır.

$$\text{Gerilim (S)} = \text{Kuvvet(F)} / \text{Alan(A)}$$

Dış hekimliğindeki çalışmalarda, incelenen nesnelerin boyutları çoğunlukla milimetre cinsinden hesaplandığı için gerilme birimi olarak ‘megapaskal’ (MPa veya N/mm²) kullanılmaktadır (114).

Cisimlere kuvvet uygulandığında üç tip gerilme meydana gelir.

- **Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress):** Cismi sıkıştırmak için aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin oluşturduğu stres tipidir.
- **Çekme Gerilmesi (Tension stress):** Aynı doğrultuda ancak ters yöndeki iki kuvvetin, cismi uzamaya zorlayarak bütünlüğünü bozmaya yönelik oluşturduğu gerilme tipidir.
- **Kesme “Makaslama” Gerilmesi (Shear Stress):** Farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilme tipidir. Kuvvetler cismin üzerinde etkili oldukları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlar.

Cisimlerde genellikle bu üç gerilme kombine halde oluşur.

- **Strain (Gerinim):** Strain, bir cisme kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal değişime olarak tanımlanır. Gerilme kuvvetleri nesne üzerinde şekil değiştirmeye de sebep olurlar. Strainin ölçü birimi yoktur. Şekil değiştirme bir kuvvet değil sadece büyüklüktür. Gerinim denklemi, cisme uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin cismin başlangıç boyutuna oranına denir. Yani uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranıdır. Gerinim değeri genel olarak yüzde (%) ile ifade edilir.

$$\text{Gerinim (Strain)} = \text{Boyuttaki Değişim} / \text{İlk Boyut}$$

- **Elastisite Modülü (Young's modülü):** Gerilmenin, birim uzamaya bölünmesi ile elde edilir. Materyallerin elastisite modülleri birbirinden

farklıdır. Elastisite modülü arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artar. Sert maddelerin elastisite modülü yüksektir.

Elastisite Modülü = Stres/ Strain

- **Poisson Oranı:** Kuvvet uygulanan materyalin enindeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya olan oranıdır. Yani Poisson oranı, bir eksenindeki gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır. Bir nesneye çekme kuvveti uygulanırsa, kuvvet yönünde uzama, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise kısalma meydana gelir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşır. Bir yöndeki uzama diğer eksenlerde kısalmayla sonuçlanacağı için negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir. Yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur (115).

Poisson Oranı = Endeki birim uzama / Boydaki birim uzama

- **Homojen Cisim:** Cismin elastik özelliklerinin her noktasında aynı kabul edilmesidir.
- **İzotrop Cisim:** Cisimlerin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin varsayılmasıdır. İzotrop cisimlerde, gerilme ve şekil değiştirme etkileri materyalin elastisite modülü ve poisson oranı kullanılarak elde edilebilir (116).

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

- **Çekme Dayanımı**

Bir yapıyı gerip uzatma eğiliminde olan bir yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan bir kuvvettir (112). Cisimler düşük miktardaki kuvvetler karşısında elastisitede deformasyona uğrarlar. Cisim kuvvet ortadan kalktığı zaman eski haline geri

dönebilir. Cismin üzerindeki gerilme artarsa kalıcı şekil değişikliğine uğrayarak plastik deformasyon gösterebilir (117).

Cisimlere çok eksenli yükleme yapıldığı durumlarda maddede plastik deformasyonun meydana gelip gelmediğini belirleyebilmek için, von Mises eşdeğer gerilimi rutin olarak kullanılmaktadır. Bir elementin Von Mises eşdeğer gerilimi o maddenin akma dayanımından daha yüksek seviyelerde ise bu elementte plastik deformasyonun gerçekleşmesi durumu mevcuttur (118).

Dış hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır (118):

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi
2. Fotoelastisite analiz yöntemi
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi
4. Kırılğan vernik tekniği ile stres analiz yöntemi
5. Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi
6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

2.5.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer yöntemi, fiziksel etki sonucu oluşan mekanik deformasyonun analizinin indirekt olarak yapılmasını sağlayan elektriksel ölçümlere dayanan ve yüzeysel deformasyonların ölçümünde etkili bir yöntemdir. Çalışma prensibi, farklı deformasyon seviyelerinde oluşan elektriksel direnç değişimlerinin ölçümüne dayanır (119).

2.5.2. Fotoelastisite Analiz Yöntemi

Fotoelastisite analiz yöntemi, oluşturulan model üzerine kuvvet uygulandığında meydana gelen stresin ve dağılımının ışık taslaklarına dönüştürülmesidir. Bu dönüşüm polariskop ile gözlenir. Oluşan renk desenleri ve dağılımları yorumlanır. Kuvvetin şiddeti ışık çizgilerinin yoğunluğu ile, dağılımı ise çizginin geniş veya ince olmasına göre değerlendirilir (120).

2.5.3. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi

Holografik interferometre ile analiz yöntemi cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için bir ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle meydana getirdiği mikroskobik ışık saçaklarının kaydedilmesidir. Kayıt için lazer kullanılır. Dental hologram ilk olarak ortodonti alanında kullanılmıştır. Sonrasında protez ve ortodonti ile ilgili çalışmalarda kullanılmaya devam edilmiştir (118).

2.5.4. Kırılğan Vernik Tekniği ile Stres Analiz Yöntemi

İncelenmesi istenen yapı üzerine sürülen verniğin fırınlanmasından sonra kuvvet uygulanarak oluşan çatlakların yorumlanması temeline dayanır. Çatlakların sıklığı kuvvet yoğunluğu hakkında bilgi verir. Protez alanında sıkça kullanılmaktadır. Diğer adı Brittle Lacquer tekniğidir. Modelin tekrar kullanılamaması ve canlı dokularda uygulanamaması bu yöntemin dezavantajıdır (118).

2.5.5. Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi

Bileşik bir donanım ve yazılım kullanılarak oluşturulan verilerin herhangi bir materyal ile bağlantısı olmadan transfer edildiği bir yöntemdir. Uygulanan kuvvete bağlı olarak meydana gelen direnç farklılıklarının voltajı etkilemesiyle oluşan radyotelemetri ile frekans farklılıklarının, sonuç olarak kaydedilmesidir. İşlemde veri iletiminde kablo kullanılmamaktadır (118).

2.5.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Homojen, izotropik materyallere periyodik olarak kuvvet uygulandığında oluşan ısıl değişimlerin, materyalde oluşan asal streslerle doğru orantılı olması prensibi doğrultusunda yapılan bir analizdir (118).

2.5.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Diş hekimliğinde planlanan birçok çalışma etik nedenler, klinik şartlar, teknik eksiklikler, yüksek maliyetler nedeniyle yapılamamaktadır. SESA ile insan ve laboratuvar koşullarından kaynaklanan eksiklikler elimine edilip, aynı şartlarda defalarca tekrarlanabilen çalışmalar yapılabilir. Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) tüm materyallerde meydana gelen stres(gerilim) ve gerinimleri (strain) hesaplamada kullanılabilen bilgisayar tabanlı, matematiksel bir mühendislik metodudur. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle araştırmalarda bu metodun kullanılması da yaygınlaşmıştır.

Bilgisayar desteği ile yapılan bu analiz diğer stres analiz yöntemlerine göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir.

SESA'da incelenecek olan yapı sonlu sayıdaki elemanlara bölünerek kuvvet karşısındaki durumu matematiksel olarak incelenir. Belirli bir fiziksel sistemin davranışı matematiksel olarak simüle edilmiş olur. Sürekli bir yapı, orijinal yapının özelliklerini koruyan farklı elemanlara bölünür. Bu elemanların her biri diferansiyel denklemlerle tanımlanır ve incelenen verilere göre seçilen matematiksel modeller kullanılarak çözülür. Bilgisayar ortamında oluşturulan modelde, belirlenen şiddet, yön ve alanda kuvvet uygulanır. Uygulanan kuvvet sonucunda, oluşan stres dağılımı ve yoğunluğu belirlenir (121).

2.5.7.1. SESA'da Kullanılan Stres Tipleri

Von Mises Stresi

Von Mises stresi esneyebilen materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises stresi, cisim üzerindeki gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi almak için kullanılır. Bu stres değeri kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde de kullanılır (122).

Maksimum ve Minimum Asal Stresler

Kemik gibi sert maddeler için stres ölçümünde önemli olan değerler asal gerilmelerdir. Esnek maddelerde ise Von Mises stres değerleri kullanılır. Stres analizi sonucunda elde edilen en yüksek asal gerilim değeri (maksimum asal stres), en yüksek çekme gerilimini verir. En düşük asal gerilim (minimum asal stres) ise sıkışma gerilimini verir (123).

2.5.7.2. SESA'nın Özellikleri

SESA ilk olarak 1956 yılında havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde havacılık ve uzay mühendisliği, otomotiv sektörü, biyomedikal, jeoteknik, elektromanyetik, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesi, hidrolik ve nükleer enerji alanlarında rutin olarak kullanılmaktadır (124).

SESA yöntemi, diş hekimliğinde, 1960'ların sonunda Ledney ve Huang tarafından bir diş modelini matematiksel olarak oluşturmaları ile başlamıştır. Matematik modeli elde edilen bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi

destekleyen kemik dokusunda oluşturdıkları gerilmeler değerlendirilmiştir (125). Farah ve arkadaşlarının 1970’li yıllarda yaptığı çalışmalarla, SESA dış hekimliğinde günümüzdeki güncel kullanım şeklini almıştır ve çeşitli çalışmalarda başarıyla uygulanmaya başlamıştır (126).

SESA’nın birçok avantajı bulunmaktadır. Bu yöntemde değişkenler kolaylıkla manipüle edilebilir, insan materyaline ihtiyaç duyulmaz ve maksimum standardizasyon sağlanabilir (124). İn vivo ve hayvan deneylerine göre daha az maliyetlidir. SESA sayesinde karmaşık geometriye sahip cisimler kolaylıkla ve güvenli bir şekilde analiz edilebilir. Yapısında değişik malzeme ve geometri özelliklerini barındıran cisimler ek bir zorluk çıkartmadan analizleri gerçekleştirilebilir. Neden sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının bütününde değil de, küçük bir yapıda çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sınır şartları kolayca uygulanabilir. Sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar (127). SESA’nın dezavantajları ise yüksek maliyeti ve uygulanabilmesi için uzman kişilere ihtiyaç duyulmasıdır (127).

SESA karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına olanak veren ve çözümünü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır (123).

SESA genellikle iki boyutlu veya üç boyutlu modeller kullanılarak yapılır. İki boyutlu SESA yöntemi daha kolay uygulanabilir ve çok gelişmiş bilgisayar sistemlerine ihtiyaç duyulmaz. Fakat karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde çok doğru sonuçlar vermeyebilir. Bu da dış gibi karmaşık bir yapı için yeterli olmayabilir. Üç boyutlu SESA’da tüm eksenlerdeki kuvvetler hesaplanacağı için gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilir (114).

SESA’ da dijital görüntüleme teknikleri son yıllarda sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Böylece gerçeğe daha uygun ve doğru modeller elde edilebilmektedir. Üç boyutlu katı modelin oluşturulabilmesi için bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) ile elde edilen görüntüler bilgisayar ortamına aktarılarak ağ yapısı(mesh) oluşturulmaktadır (114).

2.5.7.3. SESA'nın Aşamaları

SESA yönteminin temel aşamaları şunlardır:

Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi

Analiz verilerinin yüklenmesi

Analizin çözümlenmesi

- **Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi**

Katı modellerin oluşturulabilmesi için CAD (Computer Aided Design) programları kullanılır. Analiz için kullanılacak tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılarak görüntüler oluşturulur. SESA'da model, sonlu sayıda basit geometrik şekle bölünür, bunlar "eleman" olarak isimlendirilir. SESA'da karmaşık sistem, idealize edilmiş bir "ağ (mesh)" ile tanımlanır. Ağ yapısını elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara "düğüm noktaları" denir. Bu ağ tanımlayan çizgiler arasında oluşan iki veya üç boyutlu unsurlara "sonlu eleman" adı verilir. Cismin boyut ve geometrisine göre elemanlara bölünmüş şekline ise "matematiksel model" denir (124). Hazırlanan geometrik model mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür. Eleman sayısı ne kadar çok olursa analizde gerçeğe o kadar yakın sonuçlar elde edilir. Eleman sayısının çok olması kuvvet duyarlılığını artırır (128). Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralel kenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Bir boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılır (124, 128).

- **Analiz Verilerinin Yüklenmesi**

Modellemesi yapılan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları tanımlanmalıdır. Elastisite modülü ve poisson oranı gerekli olan minimum mekanik özelliklerdir. Mesh işleminden sonra yapının sabitlenmesi ve kuvvetin hangi noktadan uygulanacağını ifade eden sınır şartları belirlenir. Çalışma için planlanan kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir (114, 129). Belirlenen bu değerler bilgisayar programı üzerinde tanımlanır. İnceleme konusuna göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir.

- **Analizin Çözümlemesi**

Bir önceki safhada elde edilmiş olan analiz verilerinin çözümlendiği, son aşamadır. Modeldeki her eleman, analizi planlanan ana modelin bütün özelliklerine sahiptir. Bu yüzden bu elemanların yüklemeler altında göstermiş oldukları tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Yüklemeler altında elde edilen veriler depolanır (129).

Her elemanın iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine bilgisayar programları ile ulaşılır. Analiz sonucunda elde edilen stres değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlanır (130).

Son yıllarda, sonlu elemanlarda kullanılan çeşitli yazılım paketleri geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde en sık kullanılan yazılımlar arasında ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON isimli bilgisayar programları yer almaktadır. Bu programlar ile gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle ifade edilebilmektedir. Elde edilen verilerin yorumlanabilmesi için renkli görüntüler alınmaktadır. Oluşturulan renk cetvelleri ile gelen kuvvetlerin değerlendirilmesi rahatlıkla yapılabilmektedir (114, 129).

Dişlerin maruz kaldıkları kuvvetler karşısında, diş ve çevre dokularda oluşan stresin analizi ve değerlendirilmesi prognoz açısından önemlidir. İmmatür dişlerin kanal duvarlarının ince olması ve kök gelişiminin tamamlanmaması kuvvetler karşısında dayanıklılığını olumsuz etkilemektedir. Bu durum dişlerin kırılabilirliğini artırarak, uzun dönem prognoz için risk oluşturur. İmmatür dişlerin bu özelliği yapılan tedaviyi zorlaştırmaktadır (26, 131). Materyallerin uygulandıkları diş yapılarındaki mekanik özellikler üzerine etkisinin bilinmesi, klinisyenlerin klinik prosedürlerini iyileştirmelerine yardımcı olacaktır. SESA yönteminde özellikle stresin yoğunlaştığı bölgeler ve miktarı belirlenir.

Bu tez çalışmasının amacı; rejeneratif endodontide MTA, CEM, Biodentin materyalleri kullanıldığında, immatür üst keser dişlerde travma ve ısırma kuvvetleri karşısında dişte ve çevre dokularda oluşan stres bölgelerini ve yoğunluklarını değerlendirip, karşılaştırmaktır. Günümüzde oldukça popüler olan ve immatür dişlerde

gelişimin tamamlanabilmesini sağlayan rejeneratif tedavinin yaygınlaştırılabilmesi için, kullanılacak ideal tedavi materyali ve kullanılan materyallerin uygun kalınlıklarının belirlenebilmesi ileride yapılacak tedaviler için yol gösterici olacaktır.



3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma rejeneratif endodontik prosedürde kullanılan üç güncel materyalin farklı kalınlıklarda uygulanarak, immatür anterior üst kesici dişlerde, iki farklı senaryoda (1. Senaryo: travma, 2. Senaryo: ısırma) oluşan stres değerlerini ve dağılımlarını ayrı ayrı değerlendirip, kıyaslamak için medikal görüntüleme ve bilgisayar programları aracılığıyla sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanmak üzere planlandı. Planlama İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yapılmıştır. Analizler Ay Tasarım Limited Şirketinde gerçekleştirilmiştir.

3.1. Tomografi Görüntüsünün Elde Edilmesi ve Etik Kurul Onayı

İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu tarafından 23.03.2021 tarihinde yapılan 6. oturumda 2021/1778 karar sayısı ile etik açıdan uygunluğuna dair karar yazısı alındı.

İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda, 0.5mm(milimetre) olarak tanı amacıyla alınan tomografi görüntüleri retrospektif olarak taranarak, modellemede kullanılacak immatür daimi diş görüntüsü seçildi. Çalışmamızda 8 yaşında, erkek hastanın dental tomografi görüntüsünden yararlanıldı.



Şekil 3.1. Retrospektif tarama sonucu elde edilen tomografi görüntüsü

3.2. Tomografi Görüntüsünün Bilgisayara Aktarılarak Modellerin Planlanması

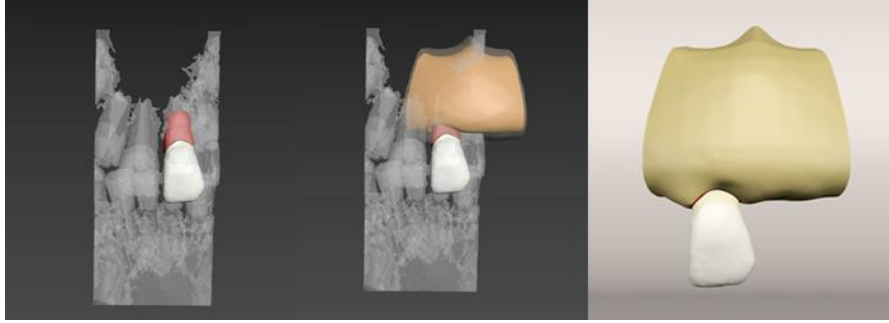
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlandı.



Şekil 3.2. Activity 880 Optik Tarayıcı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, (Digital Imaging and Communications in Medicine) DICOM formatındaki görüntü stl formatına çevrilip, Algor Fempro (Algor Inc.USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl. formatında, düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapısının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastisite modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.2). Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edildi.

Dentoalveoler travma ve ısırma kuvvetlerinin simülasyonunu gerçekçi ve etkili bir biçimde oluşturabilmek için mine, dentin, pulpa, periodontal ligament, sement, kortikal kemik, spongios kemik modellendi. Periodontal ligament (PDL) kalınlığı literatür ışığında ortalama (0,3 mm) olarak belirlendi (132).



Şekil 3.3. Maksilla ve diş yapılarının modellenmesi

Kökucu açık sağlıklı diş kontrol modeli olmak üzere 7 farklı model oluşturuldu.

- Model 1: Kök ucu açık keser diş (kontrol grubu)
- Model 2: Kök koronal üçlüsüne sementoenamel birleşimden (CEJ) itibaren 3 mm CEM yerleştirilmiş diş
- Model 3: Kök koronal üçlüsüne, CEJ'den itibaren 3 mm MTA yerleştirilmiş diş
- Model 4: Kök koronal üçlüsüne CEJ'den itibaren 3 mm Biodentin yerleştirilmiş diş
- Model 5: Kök koronal üçlüsüne CEJ'den itibaren 5 mm CEM yerleştirilmiş diş
- Model 6: Kök koronal üçlüsüne CEJ'den itibaren 5 mm MTA yerleştirilmiş diş
- Model 7: Kök koronal üçlüsüne CEJ'den itibaren 5 mm Biodentin yerleştirilmiş diş

3.3. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi

VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modelinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmıştır.

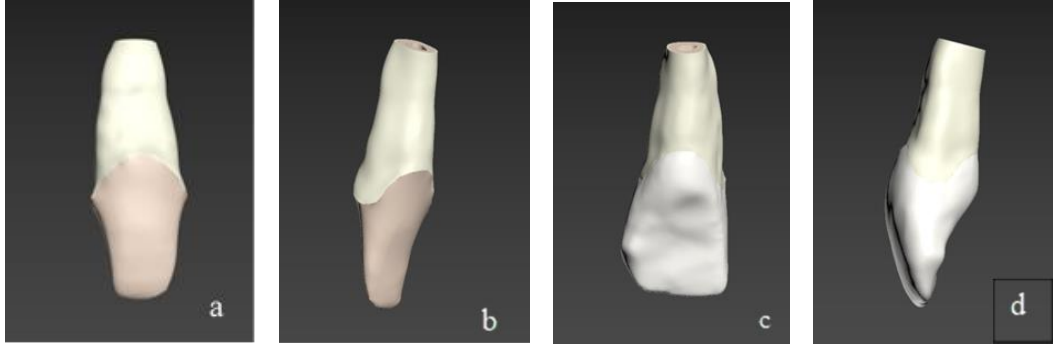
Tablo 3.1. Çalışmada değerlendirilen modellerin eleman ve düğüm sayıları

Model	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model 1(Kontrol Grubu)	540709	117720
Model 2	535711	114582
Model 3	535711	114582
Model 4	535711	114582
Model 5	538590	115306
Model 6	538590	115306
Model 7	538590	115306

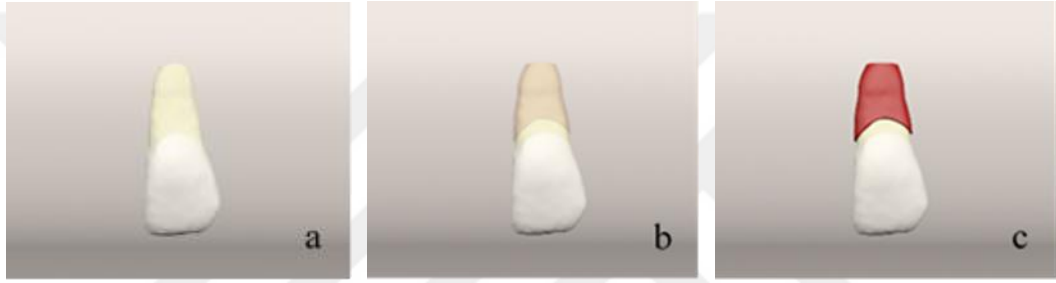
3.4. Diş ve çevre dokuların modellenmesi



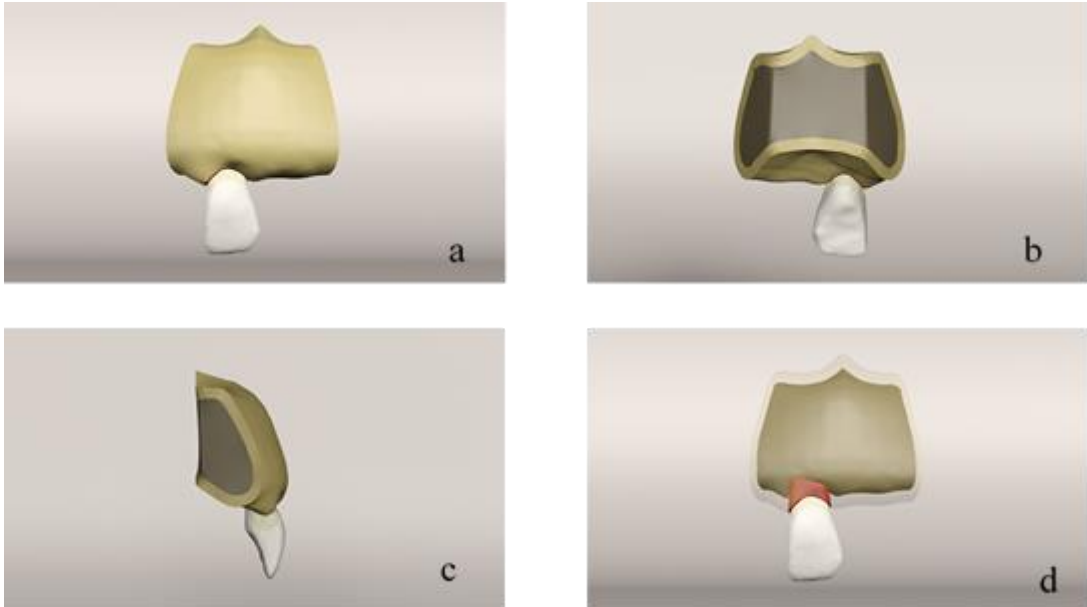
Şekil 3.4. Kontrol modelinde pulpa ve diş dokularının modellenmesi (a. Pulpa, b. Saydamlaştırılmış diş dokuları bukkal görünüm, c. Diş dokularının lateral kesit görünümü)



Şekil 3.5. Dentin, mine ve sementin modellenmesi (a. Dentin modelinin bukkal görünümü, b. Dentinin farklı açıdan görünümü, c-d. Mine ve sementle kaplanan dentinin palatinalden ve lateralden görünümü)



Şekil 3.6. Diş yapılarının modellenme aşamaları (a. Dentin ve minenin modellenmesi, b. Sementin modellenmesi, c. Periodontal ligamentin modellenmesi)



Şekil 3.7. Kemikle birlikte yapılan modellemenin çeşitli açılardan görünümü (a. bukkal görünüm, b. palatinal görünüm, c. lateral görünüm, d. Spongioz kemiğin şeffaştırıldığı görünüm)

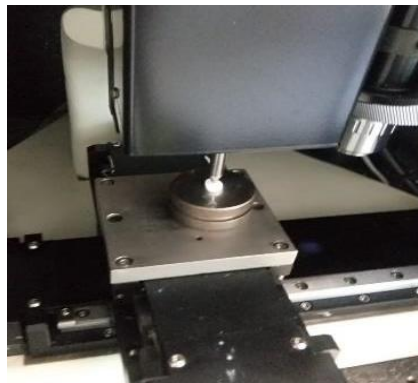
Sonlu elemanlar analizini uygulayabilmek için diş dokularının elastisite modülü ve poisson oranlarının bilinmesi gerekmektedir. Literatür bilgisi temel alınarak bu değerler programa aktarıldı.

Tablo 3.2. Diş ve destek dokuların elastisite modülü ve poisson oranları

Materyaller	Elastisite modülü (E) (GPa)	Poisson Oranı (μ)	Referans
Mine	41	0.31	Aslan 2020
Dentin	18.6	0.31	Aslan 2020
Pulpa	0.003	0.45	Aslan 2020
Periodontal Ligament	0.0000689	0.45	Aslan 2020
Spongioz Kemik	1.37	0.30	Aslan 2020
Kortikal Kemik	13.7	0.30	Aslan 2020
Sement	8.2	0.30	Bucchi-2016

İlk modelleme tamamlandıktan sonra koronal bariyer olarak kullanılacak MTA, CEM ve Biodentin, kaide materyali olarak cam iyonomer siman ve giriş kavitesi restorasyon materyali kompozit olmak üzere modelleme yapıldı. Bu materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları programa aktarıldı. CEM haricindeki materyallerin değerleri literatürden elde edilirken, CEM'in elastisite modülü ve poisson oranı literatürde mevcut değildi. Bu nedenle CEM'in mekanik özellikleri Dokuz Eylül Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünden hizmet alınarak elde edildi.

CEM materyalinin elastisite modülü hesaplanırken nanoindentasyon yönteminden yararlanıldı. 1gr toz ve 0,33ml likit karıştırılarak hazırlanan 10 adet numune nanoindentasyon testine tabi tutuldu. 'Rule of Mixtures' yöntemiyle, test sonuçları kullanılarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı hesaplandı (Tablo 3.3).



Şekil 3.8. Nanoindentasyon test cihazı ve numune örneği

Tablo 3.3. Kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları

Materyaller	Elastisite modülü (E) (GPa)	Poisson Oranı (μ)	Referans
MTA	11.76	0.31	Aslan 2020
Biodentin	22	0.33	Aslan 2020
CEM	24.87	0.33	*
Kompozit	16.4	0.28	Kuraray America, Tokyo, Japan.
Cam iyonomer	10.86	0.3	Demirel

*Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Laboratuvarında test edilerek elde edilmiştir.



Şekil 3.9. Materyallerin uygulandığı dentin modelinin görüntüleri(a. palatinal, b. lateral, c. bukkal görünüm)



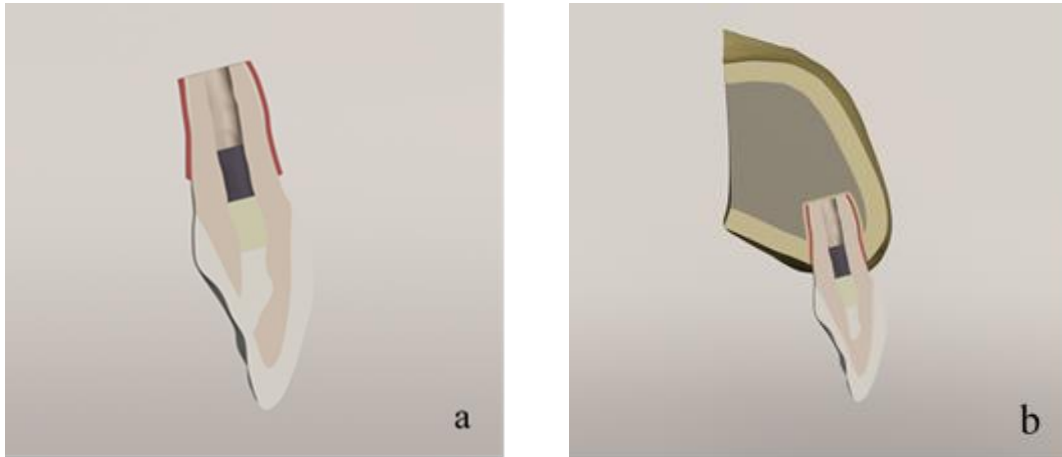
Şekil 3.10. Periodontal ligamentle modele edilmiş RET uygulanmış dentin görselleri(a.palatinal, b. lateral, c.bukkal görünüm)



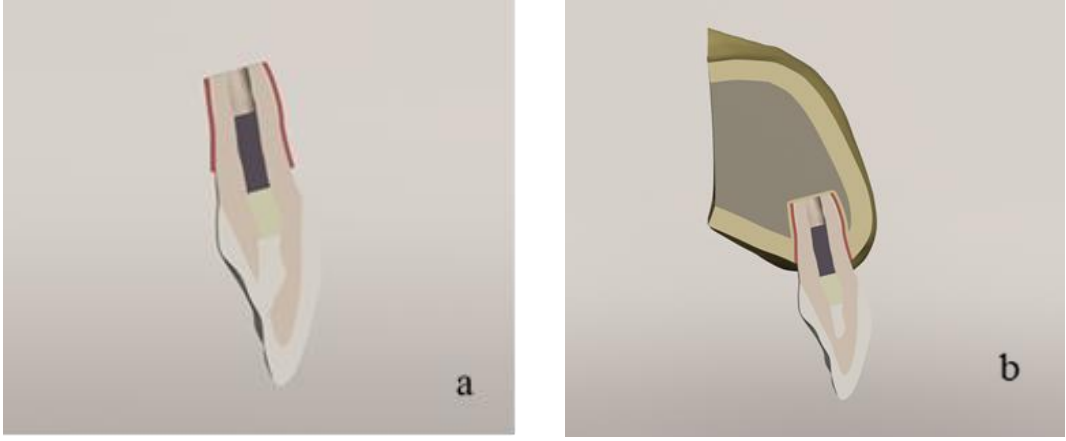
Şekil 3.11. Koroner bariyer materyali(3 mm) ile cam iyonomer siman ve kompozitin oluşturduğu modeller.(a. Materyaller, b. dentinle birlikte görünüm, c. mine ve dentinle kombine lateral görünüm)



Şekil 3.12. Koroner bariyer materyali(5 mm) ile cam iyonomer siman ve kompozitin oluşturduğu modeller.(a. Materyaller, b. dentinle birlikte görünüm, c. mine ve dentinle kombine lateral görünüm)



Şekil 3.13. 3 mm koroner bariyer materyali yerleştirilmiş model görüntüsü (a. Diş yapılarıyla birlikte lateral kesit görüntüsü, b. Kortikal ve spongioz kemikle birlikte lateral kesit görüntüsü)

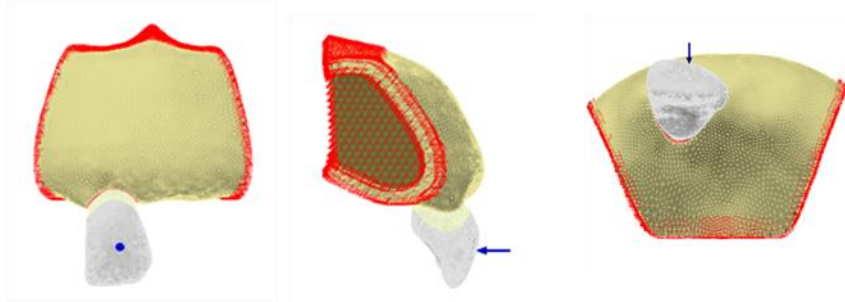


Şekil 3.14. 5 mm koroner bariyer materyali yerleştirilmiş model görüntüsü (a. Dış yapılarıyla birlikte lateral kesit görüntüsü, b. Kortikal ve spongioz kemikle birlikte lateral kesit görüntüsü)

3.5. Senaryoların Oluşturulması

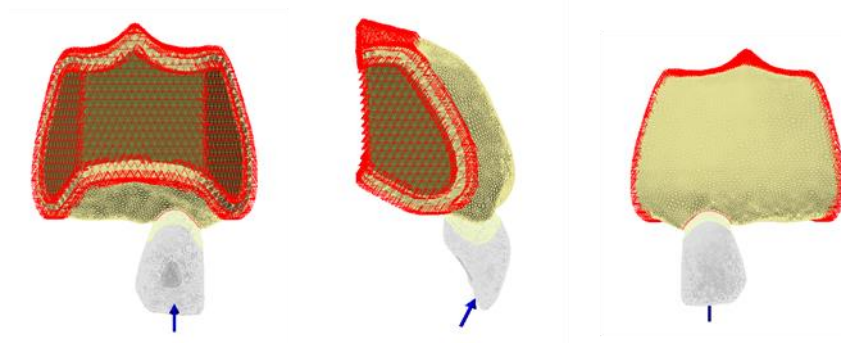
Oluşturulan modellere 2 ayrı senaryo oluşturuldu. 1. senaryoda travma kuvvetini simüle etmesi amacıyla horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandı. 2. senaryoda ısırma kuvvetini simüle etmesi amacıyla 240 N kuvvet uygulandı. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler ayrı ayrı değerlendirildi.

- ✓ **1. Senaryo:** Horizontal / krunun orta üçlüsünden, horizontal olarak 300 N kuvvet (travmayı simüle etmek için) olarak belirlendi ve uygulandı (133).



Şekil 3.15. Horizontal kuvvetin uygulanma yeri ve yönü

- ✓ **2. Senaryo:** Oblik / palatinalden insizal üçlüde olmak üzere 120° açıyla 240N(ısırma kuvvetini simüle etmek için) kuvvet belirlendi ve uygulandı (133).



Şekil 3.16. Oblik kuvvetin uygulanma yeri ve yönü

Oluşturulan modellerde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler Von Mises ve maksimum, minimum asal gerilmeler şeklinde tespit edilmiştir. Von Mises gerilmeleri değerlendirilirken hem en yüksek değerin olduğu nokta, hem de bizim belirlediğimiz noktalarda oluşan stresler göz önünde bulundurulmuştur. Von Mises gerilmeleri incelenirken; minede ve dentinde servikal bölgede sementoenamel birleşimde, sementte servikal bölgede mine sement birleşiminin bukkalinde, periodontal ligamentte servikal bölgede max. değer gösteren noktalar değerlendirildi. Materyallerde ise en yüksek Von Mises geriliminin olduğu nokta ve servikal alanda seçilen bir nokta değerlendirildi.

Maksimum ve minimum asal gerilmeler değerlendirilirken; minede servikal hatta bukkal ve palatinalde olmak üzere iki nokta, dentinde kök apeksindeki bukkal - lingualdeki iki nokta ve servikal bölgede bukkal - lingualde iki nokta olmak üzere 4 nokta, sementte apeksin bukkalinde ve servikal hattın bukkalinde olmak üzere iki nokta, periodontal ligamentte servikal kısımda bukkal ve lingualde iki nokta, kortikal ve spongios kemikte servikal bölgede ve tüm yapıda en yüksek gerilim gösteren noktalar, cam iyonomerde Von Mises'a göre en yüksek çıkan nokta, kompozitte Von Mises'a göre en yüksek çıkan nokta, materyallerde (MTA, CEM, Biodentin) Von Mises'a göre en yüksek çıkan nokta baz alınarak stres değerlendirmesi yapılmıştır.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında; 3 mm ve 5 mm kalınlıklarında MTA, Biodentin ve CEM yerleştirilerek rejeneratif endodontik işlemin simüle edildiği dişlere, horizontal ve oblik yönde kuvvet uygulanması sonucunda, mine, dentin, sement, pulpa, periodontal ligament, kortikal kemik, spongioz kemik ve kullanılan materyallerde oluşan stres dağılımı üç boyutlu SESA yöntemi ile incelendi. CEM haricindeki materyallerin ve anatomik yapıların elastisite modülleri ve poisson oranları literatürden alınmıştır. Gerçekleştirilen nanoindentasyon testi sonucunda CEM'in elastisite modülü 24.87 GPa, poisson oranı 0.33 olarak hesaplandı.

Stres değerlendirmesi Von Mises, maksimum ve minimum asal gerilmeler ölçülerek yapıldı. Şekillerdeki renklendirmeler, renk skalasına göre stres bölgelerini ve şiddetini ifade eder. Von Mises stresi için olan renk skalasında kırmızıdan maviye doğru renk geçişi olan alanlar, yüksek stres bölgesinden azalan stres bölgelerine geçişi gösterir. Asal gerilim için olan skalada; renk skalası pozitiften negatife doğru değişir ve pozitif değerler (kırmızı, yeşil alan) çekmeyi temsil ederken, negatif değerler (mavi alan) sıkışma gerilimlerini temsil eder.

SESA sonucunda elde edilen Von Mises stres değerleri, maksimum ve minimum asal stres değerleri aşağıdaki tablolarda sunulmuştur.

4.1. Horizontal ve Oblik Kuvvetlerin Diş ve Çevre Dokularda Oluşturduğu Von Mises Stres Değerleri

Horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu modellerde diş dokularında elde edilen Von Mises değerleri tablo 4.1 ve tablo 4.2'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Horizontal ve oblik yönde uygulanan kuvvetin modellerdeki mine, dentin ve sementte oluşturduğu Von Mises stres değerleri (MPa)

		Mine		Dentin		Sement	
		Max.	Servikal	Max.	Servikal	Max.	Servikal
Model 1	H	2112.1	414.064	1501.4	301.665	1956.4	894.468
	O	2206.8	816.506	1088.3	158.630	1088.3	468.972
Model 2	H	1711.69	175.981	1157.8	199.137	1071.2	150.081
	O	2088.5	89.644	525.838	98.566	597.633	88.688
Model 3	H	1711.69	177.020	1159.06	200.158	1074.2	150.672
	O	2088.5	88.883	526.455	97.426	598.974	88.227
Model 4	H	1711.6	176.217	1158.6	199.383	1071.7	150.213
	O	2088.5	89.552	525.948	98.410	597.862	88.628
Model 5	H	1711.69	174.440	1157.4	197.428	1066.6	148.700
	O	2088.5	89.700	525.613	98.890	595.528	88.444
Model 6	H	1711.69	175.837	1158.6	198.869	1070.9	149.791
	O	2088.5	88.974	526.242	97.731	597.517	88.137
Model7	H	1711.69	174.745	1157.6	197.756	1067.4	148.927
	O	2088.5	89.602	525.724	98.718	595.875	88.411

(H: horizontal kuvvet, O:oblik kuvvet, Max: Maksimum)

Tablo 4.2. Horizontal ve oblik kuvvetin periodontal ligamentte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerleri (MPa)

Modeller	Kuvvet yönü	Maksimum Değer(MPa)
Model 1 (kontrol)	H	7.562
	O	3.781
Model 2 (CEM-3mm)	H	6.210
	O	3.116
Model 3 (MTA-3mm)	H	6.235
	O	3.127
Model 4 (Biodentin-3mm)	H	6.214
	O	3.118
Model 5 (CEM-5mm)	H	6.139
	O	3.085
Model 6 (MTA-5mm)	H	6.188
	O	3.107
Model 7 (Biodentin-5mm)	H	6.148
	O	3.089

(H: horizontal kuvvet, O:oblik kuvvet)

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu modellerde kompozit, cam iyonomer ve materyallerde oluşan Von Mises değerleri tablo 4.3'te sunulmuştur.

Tablo 4.3. Horizontal ve oblik kuvvetlerin kompozit, cam iyonomer siman, pulpa ve materyalde oluşturduğu Von Mises stres değerleri (MPa)

Kontrol grubu -pulpa	Maksimum						
	H	Kompozit		Cam İyonomer		Materyal	
	O	Maksimum	Servikal	Maksimum	Servikal	Maksimum	Servikal
		0.231					
		0.105					
Model 2(CEM3mm)	H	1269.96	42.44	171.474	45.566	694.37	160.477
	O	641.282	24.490	90.43	27.621	368.976	80.337
Model 3(MTA3mm)	H	1276.7	42.562	172.546	44.803	352.16	83.381
	O	644.408	24.556	90.84	27.616	186.106	42.121
Model4(Biodentin3mm)	H	1271.18	55.302	171.662	45.544	621.505	144.486
	O	641.837	24.496	90.461	27.657	330.036	72.411
Model 5(CEM-5mm)	H	1244.09	42.23	501.55	48.413	620.913	194.172
	O	629.092	24.318	260.972	29.629	306.506	127.690
Model 6(MTA-5mm)	H	1256.76	42.46	507.426	47.446	334.747	102.177
	O	634.906	24.439	263.799	29.375	162.69	66.698
Model7(Biodentin5mm)	H	1246.44	42.270	502.632	48.364	560.579	175.178
	O	630.17	24.496	261.506	29.611	277.598	115.002

(H: horizontal kuvvet, O:oblik kuvvet)

4.2. Horizontal ve Oblik Kuvvetlerin Diş ve Çevre Dokularda Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu modellerde kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri tablo 4.4'te sunulmuştur.

Tablo 4.4. Kortikal kemikte oluşan en yüksek asal stres ve diş en yakın noktada oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri (MPa)

	F	Maksimum Değer		Noktasal Değer	
		Max. Asal	Min. Asal	Max. Asal	Min. Asal
Model 1(kontrol)	H	1310.5	1058.66	15.230	-36.394
	O	572.613	660.044	10.856	12.783
Model 2 (CEM-3mm)	H	2231.32	1657.89	13.405	-34.010
	O	758.651	924.16	11.847	12.672
Model 3 (MTA-3mm)	H	2235.54	1660.31	13.413	-34.05
	O	759.894	926.261	9.913	12.671
Model 4 (Biodentin-3mm)	H	2232.07	1658.32	13.406	-37.849
	O	758.868	924.525	11.854	12.67
Model 5 (CEM-5mm)	H	2233.1	1657.3	13.445	-37.82
	O	758.373	924.083	11.802	12.70
Model 6 (MTA-5mm)	H	2236.87	1659.99	16.096	-37.903
	O	759.718	926.229	11.857	12.69
Model 7 (Biodentin-5mm)	H	2233.82	1657.84	15.992	-37.838
	O	758.612	924.466	11.811	12.70

(F: Kuvvet, H:horizontal, O:oblik, Max: maksimum)

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu modellerde spongiöz kemikte oluşan tablo 4.5'te sunulmuştur.

Tablo 4.5. Spongioz kemikte oluşan en yüksek asal stres ve dişe en yakın noktada oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri (MPa)

	F	Maksimum		Dişe en yakın nokta	
		Max. Asal	Min. Asal	Max. Asal	Min. Asal
Model 1(kontrol)	H	110.326	129.49	14.302	-11.640
	O	59.39	64.17	7.526	5.748
Model 2(CEM-3mm)	H	106	134.772	14.001	-11.390
	O	60.95	62.32	7.441	5.585
Model 3(MTA-3mm)	H	106.155	134.973	14.006	-11.395
	O	61.04	62.40	7.456	5.597
Model4(Biodentin-3mm)	H	106.027	134.807	14.025	-11.421
	O	60.97	62.34	7.443	5.587
Model 5(CEM-5mm)	H	105.95	134.79	13.994	-11.354
	O	60.95	62.28	7.442	5.580
Model 6(MTA-5mm)	H	106.107	134.985	14.020	-11.396
	O	61.04	62.36	7.444	5.593
Model7(Biodentin-5mm)	H	105.977	134.824	13.797	-11.361
	O	60.97	62.29	7.426	5.582

(F: Kuvvet, H:horizontal, O:oblik, Max: maksimum, Min: minimum)

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu modellerde minede oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri tablo 4.6'da sunulmuştur.

Tablo 4.6. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde minede oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri (MPa)

Modeller	Mine yüzeyi	Horizontal Kuvvet		Oblik Kuvvet	
		Maximum	Minimum	Maximum	Minimum
Model 1	Servikal-bukkal	73.330	-16.479	13.358	-46.394
	Servikal- palatinal	-6.370	-190.339	84.160	2.928
Model 2	Servikal-bukkal	42.964	-15.127	12.430	-23.193
	Servikal- palatinal	3.507	-160.068	72.766	-2.231
Model 3	Servikal-bukkal	42.181	-15.538	12.714	-22.894
	Servikal- palatinal	4.315	-160.443	72.276	-2.571
Model 4	Servikal-bukkal	42.859	-15.199	12.483	-23.157
	Servikal- palatinal	3.641	-160.172	72.698	-2.286
Model 5	Servikal-bukkal	42.708	-14.735	12.252	-23.107
	Servikal- palatinal	3.574	-159.301	72.607	-2.232
Model 6	Servikal-bukkal	42.031	-15.211	12.575	-22.874
	Servikal- palatinal	4.335	-159.974	72.098	-2.565
Model 7	Servikal-bukkal	42.609	-14.812	12.310	-23.078
	Servikal-palatinal	3.703	-159.458	72.529	-2.287

(Değerlerdeki (-) işareti kuvvet yönünü temsil etmektedir.)

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu modellerde sementte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri tablo 4.7’de sunulmuştur.

Tablo 4.7. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde sementte ölçülen maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri (MPa)

Modeller	Sement yüzeyi	Horizontal Kuvvet		Oblik Kuvvet	
		Maximum	Minimum	Maximum	Minimum
Model 1	Servikal-bukkal	292.779	-19.245	-8.330	-34.661
	Apeks-bukkal	869.658	345.049	-194.091	-483.300
Model 2	Servikal-bukkal	102.861	12.254	-5.574	-62.827
	Apeks-bukkal	504.954	139.975	-80.109	-288.373
Model 3	Servikal-bukkal	101.443	11.932	-5.443	-62.353
	Apeks-bukkal	505.640	140.142	-80.201	-288.727
Model 4	Servikal-bukkal	102.646	12.200	-5.551	-62.763
	Apeks-bukkal	505.077	140.005	-80.125	-288.436
Model 5	Servikal-bukkal	102.945	12.362	-5.600	-62.922
	Apeks-bukkal	503.550	139.495	-79.848	-287.666
Model 6	Servikal-bukkal	101.515	12.045	-5.479	-62.451
	Apeks-bukkal	504.701	139.834	-80.035	-288.253
Model 7	Servikal-bukkal	102.730	12.312	-5.580	-62.858
	Apeks-bukkal	503.754	139.555	-79.881	-287.769

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu modellerde dentinde oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri tablo 4.8’de sunulmuştur.

Tablo 4.8. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde dentinde oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri (MPa)

Modeller	Dentin yüzeyi	Horizontal Kuvvet		Oblik	
		Maximum	Minimum	Maximum	Minimum
Model 1	Servikal - bukkal	145.657	-56.888	28.090	-90.614
	Servikal - palatinal	3.173	-155.915	70.117	-2.277
	Apeks - bukkal	669.205	162.456	-92.884	-384.945
	Apeks - palatinal	-307.021	-1361.612	604.415	153.034
Model 2	Servikal - bukkal	101.585	-1.197	0.781	-67.974
	Servikal - palatinal	0.934	-170.634	78.233	0.562
	Apeks - bukkal	683.962	182.406	-103.517	-402.131
	Apeks - palatinal	-235.997	-930.584	419.869	108.907
Model 3	Servikal - bukkal	99.439	-1.187	0.776	-67.256
	Servikal - palatinal	1.645	-171.215	77.845	0.217
	Apeks - bukkal	684.852	182.628	-103.615	-402.582
	Apeks - palatinal	-236.243	-931.734	420.462	109.065
Model 4	Servikal - bukkal	101.253	-1.195	0.781	-67.873
	Servikal - palatinal	1.049	-170.779	78.185	0.507
	Apeks - bukkal	684.123	182.447	-103.534	-402.212
	Apeks - palatinal	-236.041	-930.788	419.973	108.935
Model 5	Servikal - bukkal	102.069	-1.186	0.777	-68.288
	Servikal - palatinal	0.918	-169.688	78.014	0.583
	Apeks - bukkal	683.463	181.926	-103.197	-401.713
	Apeks - palatinal	-236.110	-932.661	420.521	108.877
Model 6	Servikal - bukkal	99.770	-1.179	0.773	-67.513
	Servikal - palatinal	1.621	-170.660	77.642	0.233
	Apeks - bukkal	684.602	182.383	-103.446	-402.323
	Apeks - palatinal	-236.358	-933.151	420.906	109.064
Model 7	Servikal - bukkal	101.709	-1.185	0.776	-68.174
	Servikal - palatinal	1.033	-169.905	77.963	0.525
	Apeks - bukkal	683.666	182.010	-103.243	-401.821
	Apeks - palatinal	-236.162	-932.758	420.593	108.913

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu modellerde periodontal ligamentte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri tablo 4.9’da sunulmuştur.

Tablo 4.9. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde periodontal ligamentte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Modeller	PDL yüzeyi	Horizontal Kuvvet		Oblik Kuvvet	
		Maximum	Minimum	Maximum	Minimum
Model 1	Servikal-bukkal	5.877	3.571	-1.836	-3.009
	Servikal-palatinal	-3.615	-4.847	2.407	1.796
Model 2	Servikal-bukkal	7.761	4.734	-2.449	-3.986
	Servikal-palatinal	-3.275	-4.446	2.216	1.632
Model 3	Servikal-bukkal	7.787	4.751	-2.457	-3.999
	Servikal-palatinal	-3.287	-4.463	2.224	1.638
Model 4	Servikal-bukkal	7.765	4.737	-2.451	-3.989
	Servikal-palatinal	-3.277	-4.449	2.218	1.633
Model 5	Servikal-bukkal	7.677	4.683	-2.426	-3.949
	Servikal-palatinal	-3.239	-4.397	2.194	1.616
Model 6	Servikal-bukkal	7.732	4.717	-2.531	-4.100
	Servikal-palatinal	-3.263	-4.430	2.210	1.627
Model 7	Servikal-bukkal	7.923	4.854	-2.429	-3.954
	Servikal-palatinal	-3.243	-4.403	2.197	1.618

(PDL: periodontal ligament)

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu kompozitte oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 4.10’da sunulmuştur.

Tablo 4.10. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde kompozitte ölçülen maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri (MPa)

Modeller	Horizontal Kuvvet		Oblik Kuvvet	
	Maximum	Minimum	Maximum	Minimum
Model 2	94.340	-1313.896	634.169	-83.487
Model 3	93.540	-1321.991	637.517	-83.596
Model 4	94.203	-1315.353	634.623	-83.672
Model 5	93.031	-1286.594	622.326	-81.657
Model 6	92.164	-1301.250	628.659	-81.724
Model 7	92.888	-1289.289	623.494	-81.676

Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu cam iyonomerde oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri tablo 4.11’de sunulmuştur.

Tablo 4.11. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerde cam iyonomerde ölçülen maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

Modeller	Horizontal Kuvvet		Oblik Kuvvet	
	Maximum	Minimum	Maximum	Minimum
Model 2	202.241	15.472	-4.654	-103.221
Model 3	203.390	15.468	-4.611	-103.633
Model 4	202.445	15.475	-4.632	-103.227
Model 5	166.185	-407.860	203.703	-95.447
Model 6	166.938	-413.804	206.397	-95.977
Model 7	166.332	-408.946	204.215	-95.543

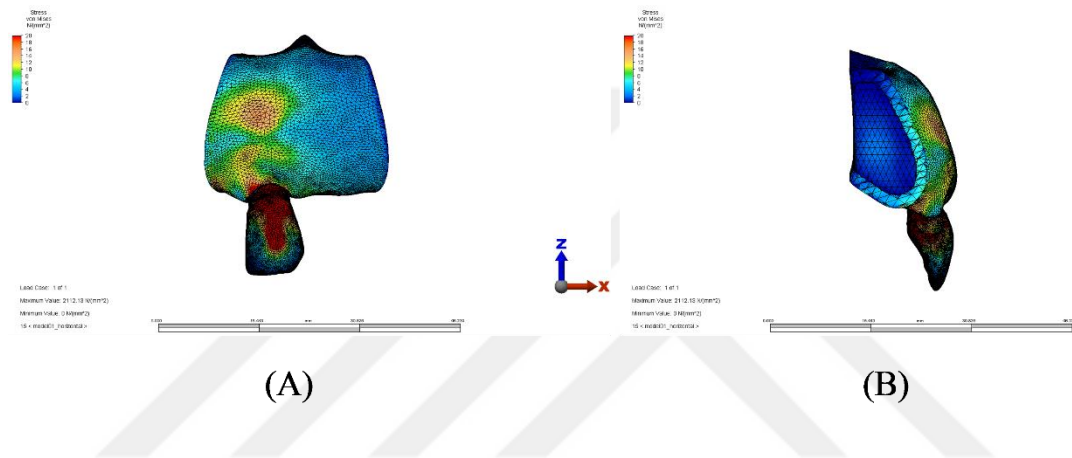
Modellere horizontal ve oblik kuvvet uygulanması sonucu materyallerde oluşan maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri tablo 4.12’de sunulmuştur

Tablo 4.12. Horizontal ve oblik kuvvet uygulanan modellerdeki materyallerde ölçülen maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri

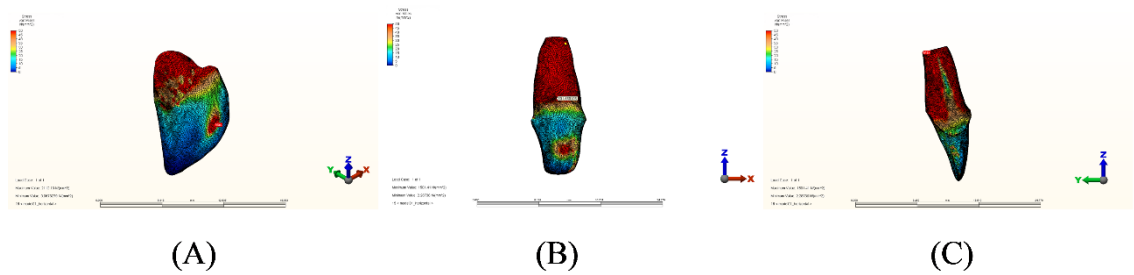
Modeller	Horizontal Kuvvet		Oblik Kuvvet	
	Maximum	Minimum	Maximum	Minimum
Model 2	40.616	-718.648	386.890	-16.729
Model 3	46.576	-340.836	184.999	-19.482
Model 4	40.217	-640.018	345.244	-16.058
Model 5	872.679	190.114	-88.797	-424.894
Model 6	396.751	-370.446	72.673	-108.370
Model 7	777.385	159.504	-74.639	-379.745

4.3. Kontrol Grubuna (Model 1) Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında Diş Dokularında Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Dağılımı

Kontrol grubuna travmayı simüle etmek amacıyla kronun orta üçlüsünden horizontal yönde 300 N olarak uygulanan kuvvet sonucunda dişte oluşan stres dağılımı şekillerdeki gibidir (Şekil 4.14). Model 1’de tüm yapılar içinde en yüksek stresin minede olduğu gözlenmiştir. Minede en yüksek stresin kuvvetin uygulandığı alan haricinde, servikolabial bölgede olduğu, dentinde ise yoğun stresin kökün bukkal ve palatinal bölgesinde dağıldığı gözlenmiştir. Dentinde en yüksek stresin apeksin palatinalinde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.2.).



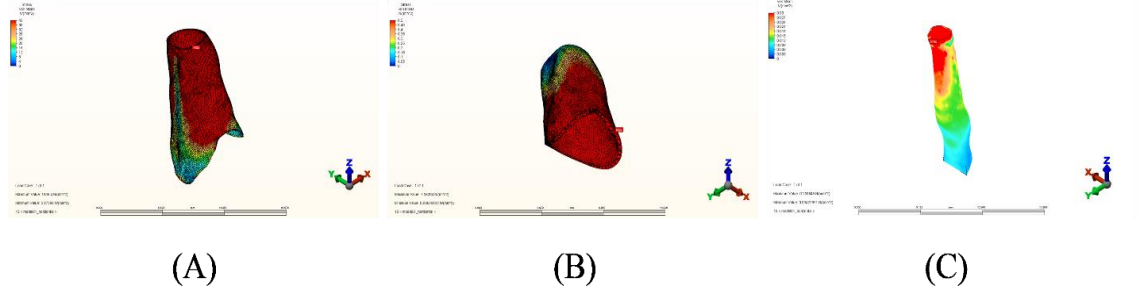
Şekil 4.1. Horizontal Yönde 300 N’luk Kuvvetin Kontrol Grubu Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı (A. Bukkal, B. Lateral Görünüm)



Şekil 4.2. Horizontal Yönde 300 N’luk Kuvvetin Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı. (A. Mine Bukkal Görünüm, B. Dentin Bukkal Görünüm, C. Dentin Maksimum Nokta- Lateral Görünüm) (X: Distal, Y: Palatinal, Z: Okluzal)

Sementte stresin kökün bukkal ve palatinal bölgesinde dağıldığı, apikal açıklığın en uç kısmında, bukkalde en yüksek değerde olduğu görülmüştür. Periodontal

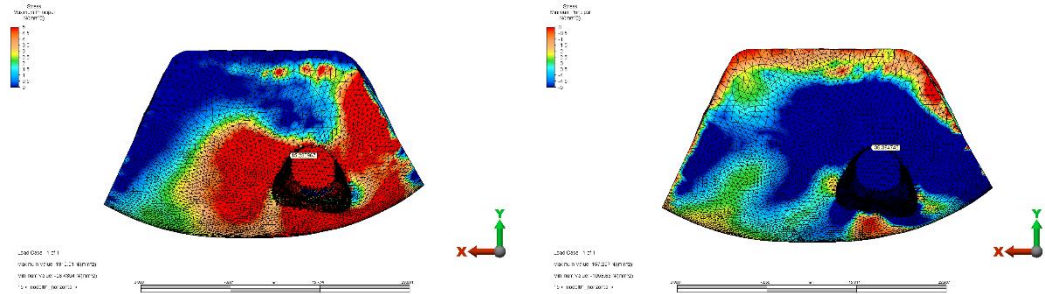
ligamentte oluşan stresin servikolabial bölgede, pulpada ise kök ucunda, bukkal bölgede en yüksek değerde olduğu görülmüştür (Şekil 4.3.).



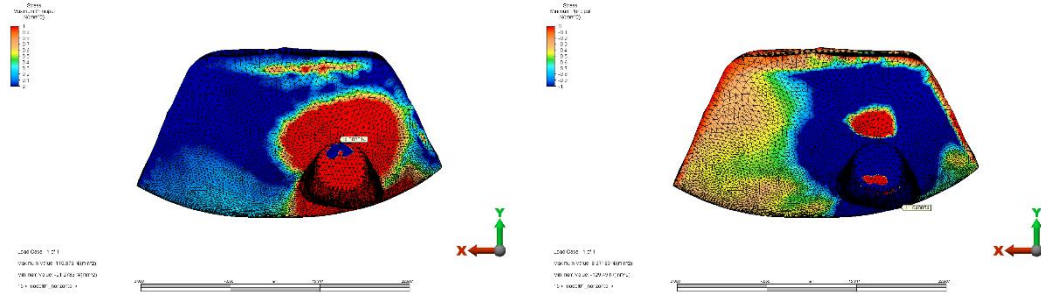
Şekil 4.3. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement, Periodontal Ligament ve Pulpada Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.(A. Sement Bukkal Görünüm, B. Periodontal Ligament Bukkal Görünüm, Pulpa Palatinal Görünüm) (X: Distal, Y:Palatinal, Z: Okluzal)

4.4. Kontrol Grubuna (Model 1) Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında Kemik ve Diş Dokularında Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı

Dişi çevreleyen kortikal kemikte çekme stresinin özellikle meziopalatinal ve distobukkal bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. Sıkışma stresinin palatinalde dişi çevreleyen kortikal kemikten başlayarak periferde dağıldığı belirlenmiştir (Şekil4.4.). Spongioz kemikte en yüksek sıkışma streslerinin distobukkalde, çekme streslerinin ise palatinal bölgede yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4.5.).

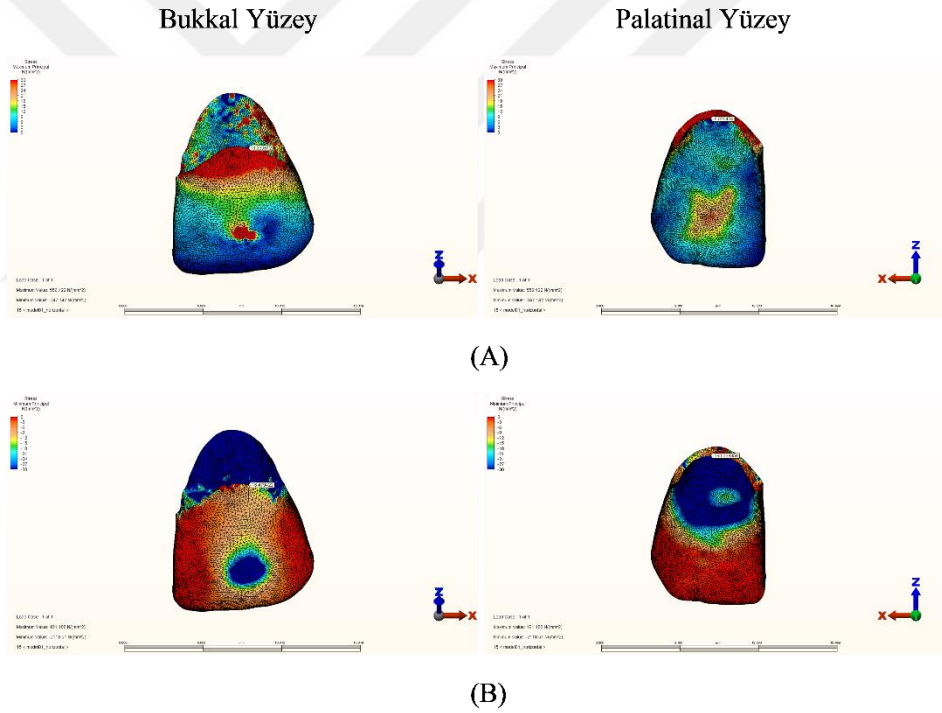


Şekil 4.4. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı (X: Mezial, Y:Palatinal)



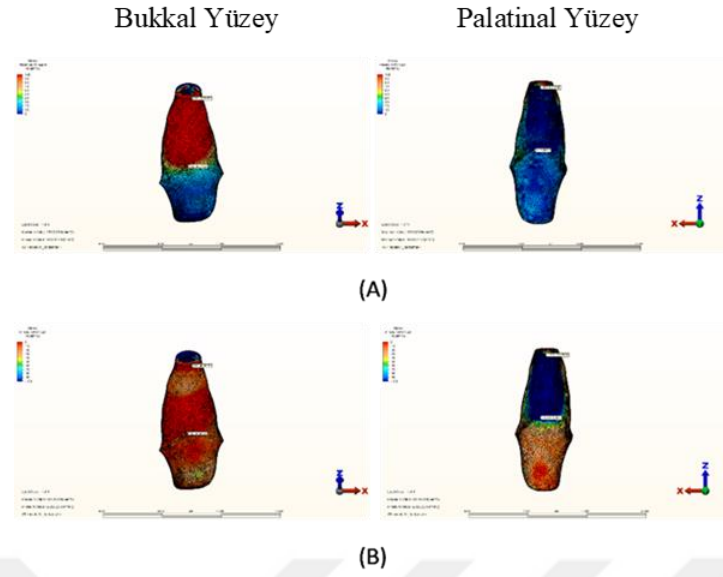
Şekil 4.5. Horizontal Yönde 300 N’luk Kuvvetin Sırasıyla Spongioz Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı (X: Mezial, Y:Palatinal)

Model 1’e ait maksimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde; çekme stresinin en çok servikobukkal alanda olduğu, minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde ise sıkışma stresinin servikopalatinal alanda olduğu görülmüştür (Şekil 4.6.).



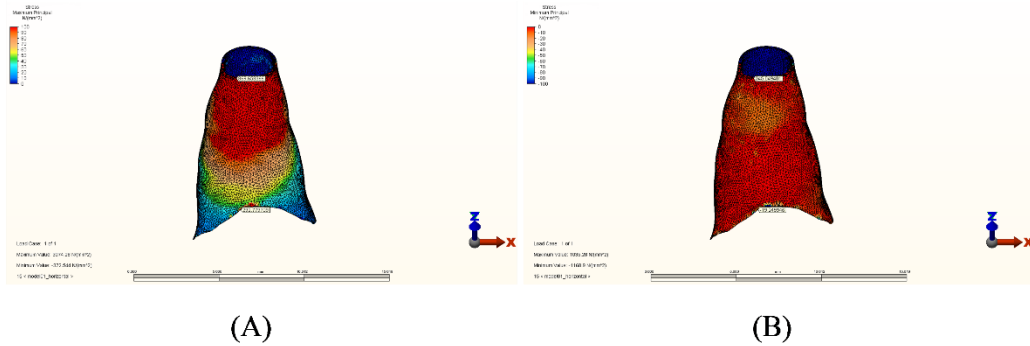
Şekil 4.6. Minede Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum, B. Minimum)

Dentindeki maksimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde çekme stresinin kök dentininde bukkal bölgede, servikalden apekse doğru artarak yoğunlaştığı görülmüştür. Minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde kök dentininde palatinal bölgede, servikalden apekse doğru artarak yoğunlaştığı görülmüştür(Şekil 4.7.).



Şekil 4.7. Dentinde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum, B.Minimum)

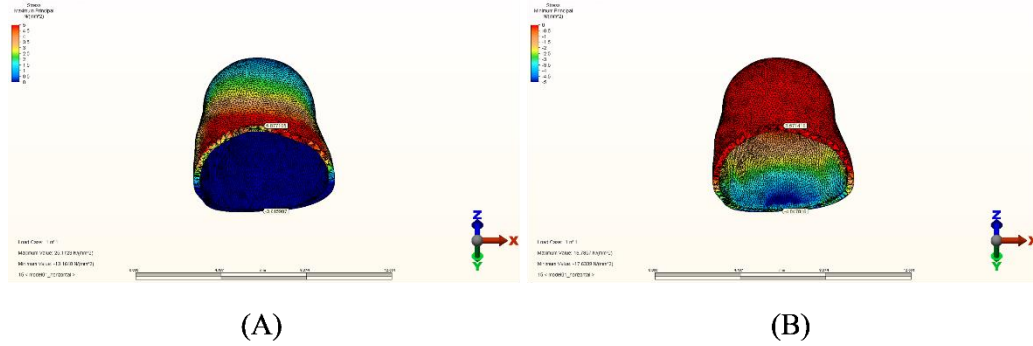
Sementteki maksimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde çekme stresinin bukkal bölgede servikalden apekse doğru arttığı görülmüştür(Şekil 4.8.). Minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde sıkışma stresinin palatinal bölgede servikalden apekse doğru yoğunlaştığı görülmüştür(Şekil 4.8.).



Şekil 4.8. Sementte Bukkal Yüzeyde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum Asal Gerilim, B. Minimum Asal Gerilim) (X:Distal, Z: Okluzal)

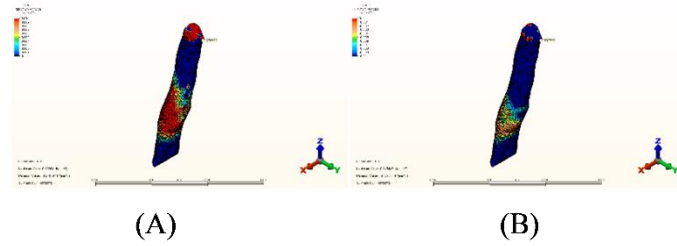
Periodontal ligamentte oluşan maksimum asal gerilmeler incelendiğinde çekme stresinin en yoğun olarak servikobukkal bölgede olduğu gözlenmiştir. Minimum asal

gerilmeler incelendiğinde sıkışma stresinin servikopalatinal bölgede yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4.9.).



Şekil 4.9. Periodontal Ligamentte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum Asal Gerilim, B. Minimum Asal Gerilim) (X: Distal, Y: Palatinal, Z: Okluzal)

Pulpada uygulanan horizontal kuvvet sonucunda oluşan maksimum asal gerilme değeri -0.27, minimum asal gerilme değeri -0,532 MPa olarak bulunmuştur. Pulpada oluşan çekme stresinin kökün orta üçlüsünde ve apekte yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Sıkışma stresinin ise apikal ve koronal üçlüde yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4.40.).



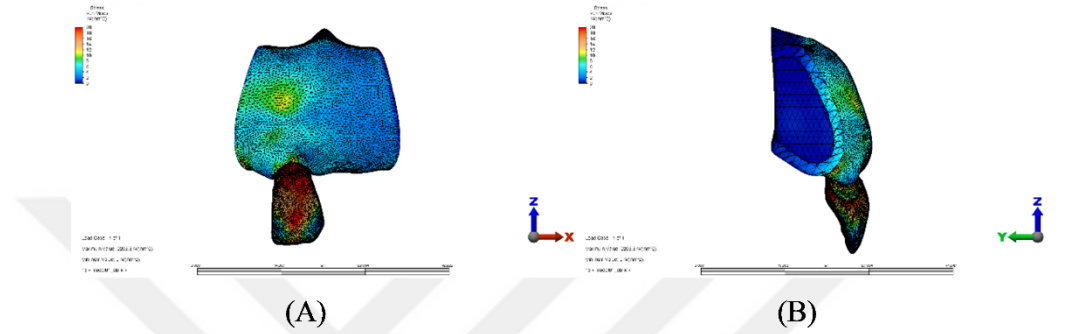
Şekil 4.10. Pulpada Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum Asal Gerilim, B. Minimum Asal Gerilim) (X: Labial, Y: Mezial, Z: Okluzal)

4.5. Kontrol Grubuna (Model 1) Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında Diş Dokularında Oluşan Von Mises Değerlerinin Dağılımı

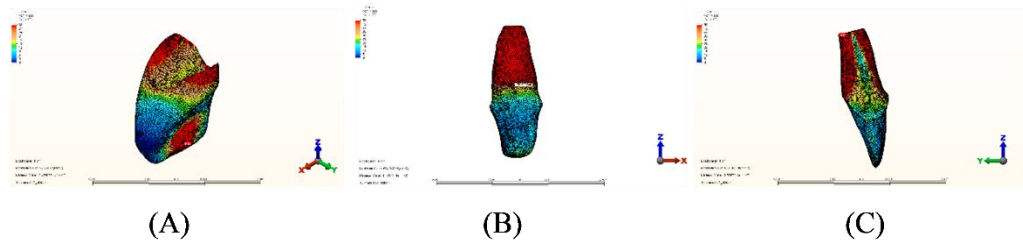
Kontrol grubuna ısırma kuvvetlerini simüle etmek amacıyla palatinal bölgeden oblik yönde, dişin insizal üçlüsüne, 240 N olarak uygulanan kuvvet sonucunda dişte ve

çevre dokuda oluşan stres bölgeleri ve değerleri aşağıdaki şekillerdeki gibidir (Şekil 4.11-13).

Oblik yönde uygulanan kuvvet sonucunda minede stresin en çok servikolabial bölgede yoğunlaştığı, kök dentininde bukkal ve palatinal bölgede yoğun bir biçimde dağıldığı, en yüksek apekte kök ucunun lingualinde olduğu belirlenmiştir (Şekil 4.11.).

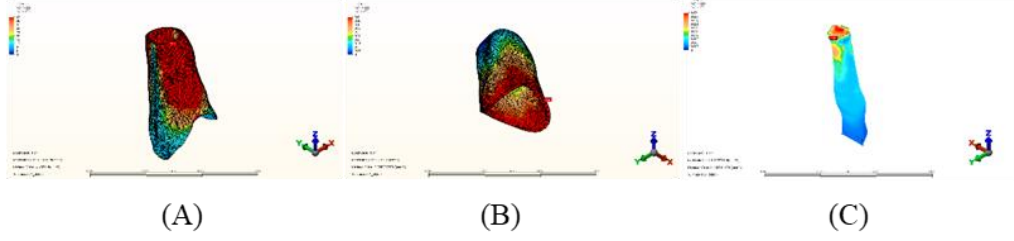


Şekil 4.11. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı. (A. Bukkal Görünüm, B.Lateral Görünüm)



Şekil 4.12. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı. (A. Mine Bukkal Görünüm, B. Dentin Bukkal Görünüm, C. Dentin Maksimum Nokta-Lateral Görünüm) (X:Distal, Y:Palatinal, Z: Okluzal)

Yüksek stres, sementte bukkal ve palatinal bölgelerde dağılmıştır ve apeksin bukkalinde en yüksek değerde görülmüştür. Periodontal ligamentte en yüksek değer servikolabialde görülmüştür, servikal bölgeden başlayıp azalarak kök ucuna doğru dağılmıştır. Pulpada ise en yüksek stres bölgesinin kök ucunda olduğu belirlenmiştir (Şekil4.13.).

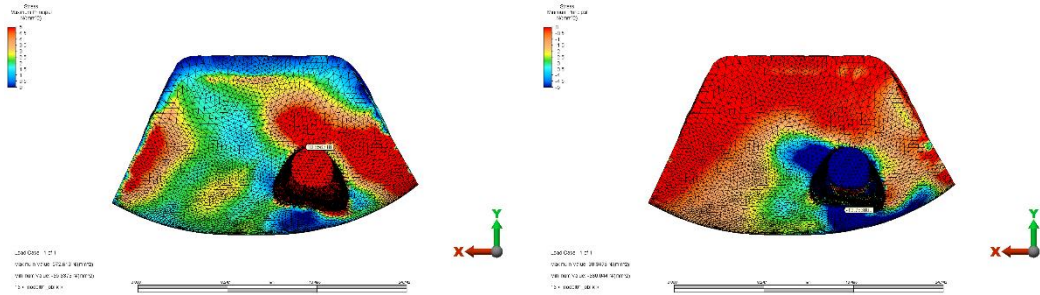


Şekil 4.13. Oblik Yönde 240 n'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement, Periodontal Ligament ve Pulpada Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı (A. Sement Bukkal Görünüm, B. Periodontal Ligament Bukkal Görünüm, Pulpa Distopalatinal Görünüm)

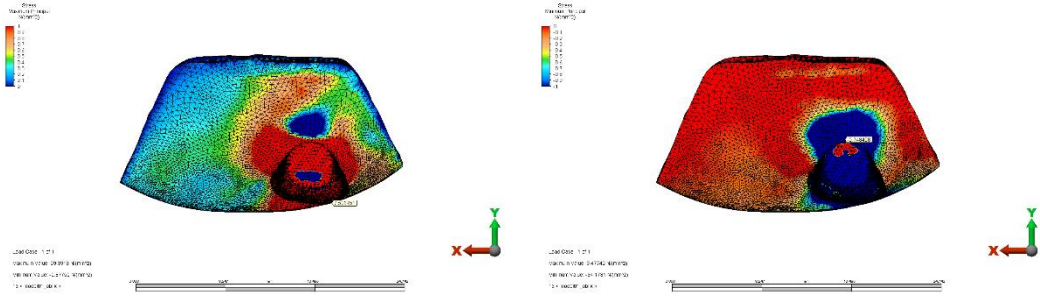
Horizontal yönde uygulanan kuvvetin oblik kuvvete göre mine, dentin, sement, PDL, kortikal kemik ve spongiöz kemikte daha çok stres oluşturduğu gözlenmiştir.

4.6. Kontrol Grubu Olan Sağlıklı Diş Modeline (Model 1) Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında Diş Dokularında Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerlerinin Dağılımı

Kortikal kemikte çekme stresinin palatinal bölgede yoğunlaştığı, sıkışma stresinin ise bukkalde yoğunlaştığı belirlenmiştir (Şekil4.9.). Spongiöz kemikte çekme stresleri distoservikolabial bölgede, sıkışma stresleri palatinal bölgedeki kemikte yoğunlaşmıştır (Şekil 4.14.).

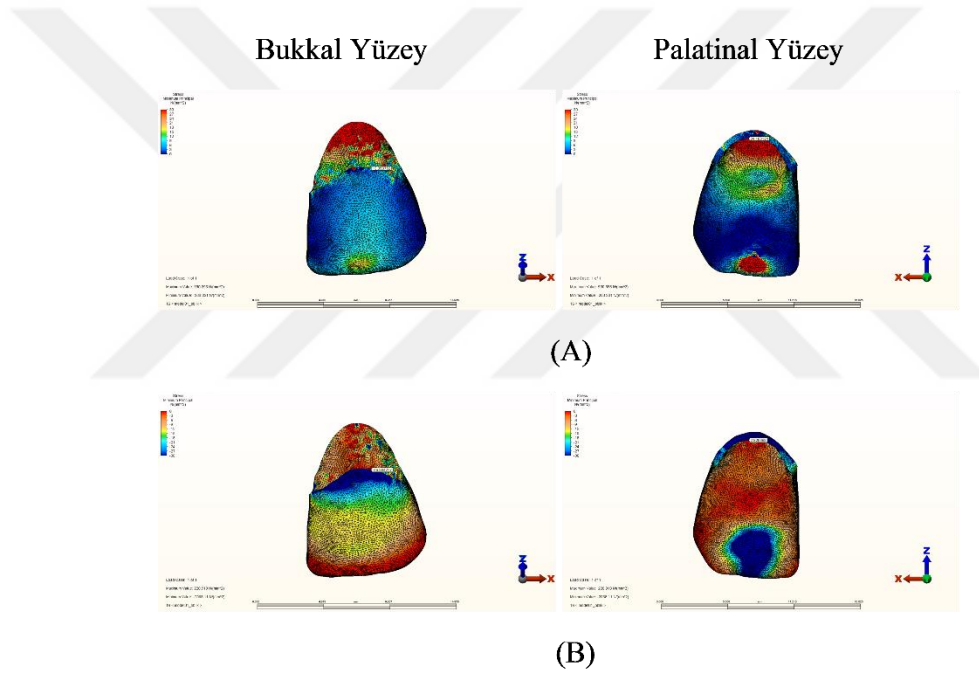


Şekil 4.14. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı

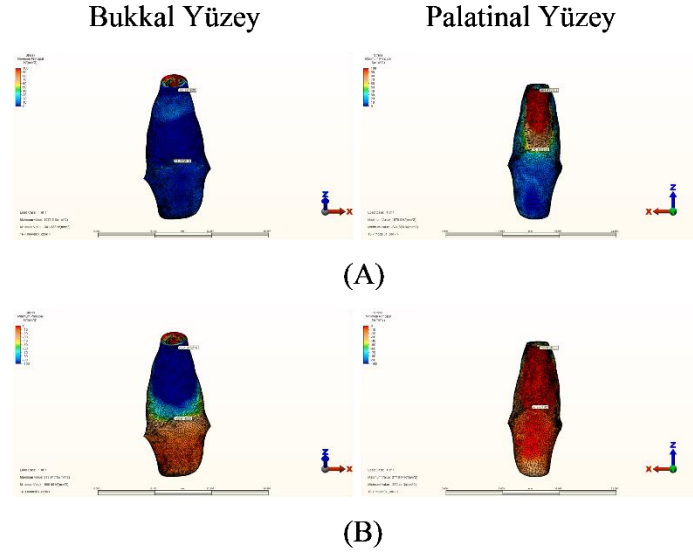


Şekil 4.15. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Spongios Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı

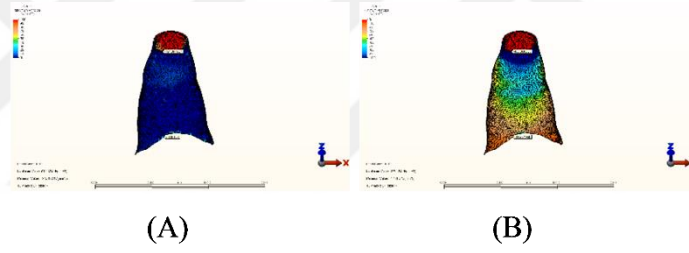
Model 1'e ait mine, dentin, sement ve periodontal ligamentteki maksimum ve minimum asal gerilmeler aşağıda verilen şekillerdeki gibidir (Şekil 4.16, 17,18,19).



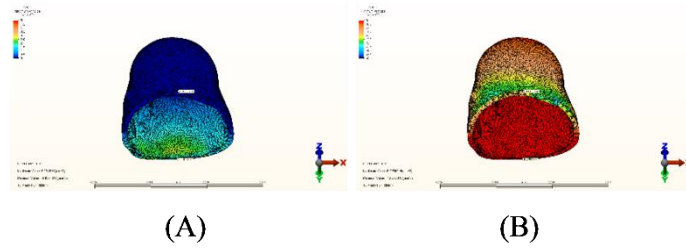
Şekil 4.16. Minede Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum, B.Minimum)



Şekil 4.17. Dentinde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum, B. Minimum) (X: Distal, Z: Okluzal)

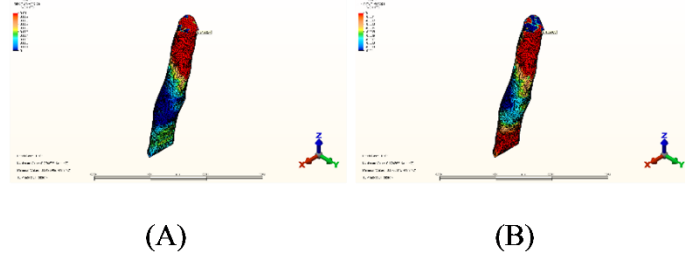


Şekil 4.18. Sementte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum Asal Gerilim, B. Minimum Asal Gerilim) (X: Distal, Z: Okluzal)



Şekil 4.19. Periodontal Ligamentte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum Asal Gerilim, B. Minimum Asal Gerilim) (X: Distal, Y: Palatinal, Z: Okluzal)

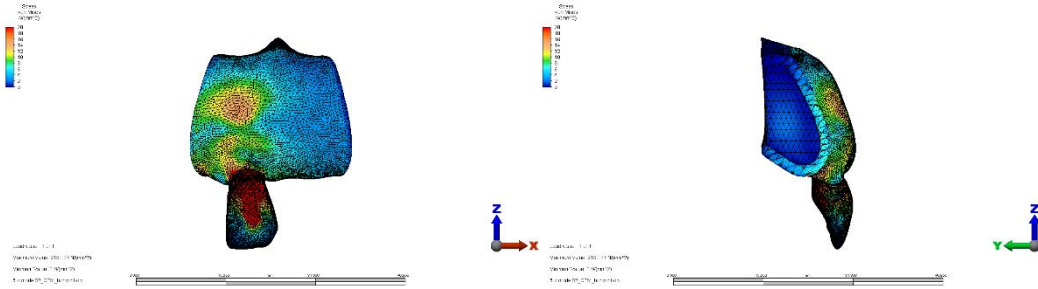
Pulpada maksimum asal gerilme değeri 0,246, minimum asal gerilme değeri 0,126 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4.20.).



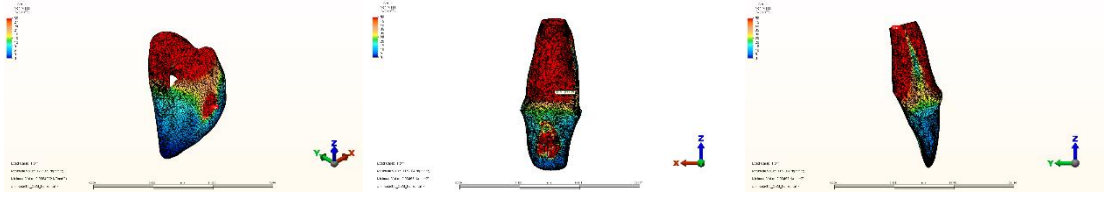
Şekil 4.20. Pulpada Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımları (A. Maksimum Asal Gerilim, B. Minimum Asal Gerilim) (X: Labial, Y:Mezial, Z: Okluzal)

4.7. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 2) Diş Dokularında, Kemikte ve Materyallerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Dağılımı

3 mm kalınlığında uygulanmış CEM modeline, horizontal yönde uygulanan 300 N'luk kuvvet sonucunda diş yapılarında oluşan Von Mises stres değerleri tablo 4.1 ve tablo 4.2'de verilmiştir. En yüksek stresin kontrol grubunda olduğu gibi minede olduğu gözlenmiştir. Dentinde yüksek stresin kök kısmında bukkal ve palatinal bölgede yoğunlaştığı ve dağıldığı gözlenmiştir. En yüksek stres değeri apeksin lingualinde oluşmuştur (Şekil 4.22.).

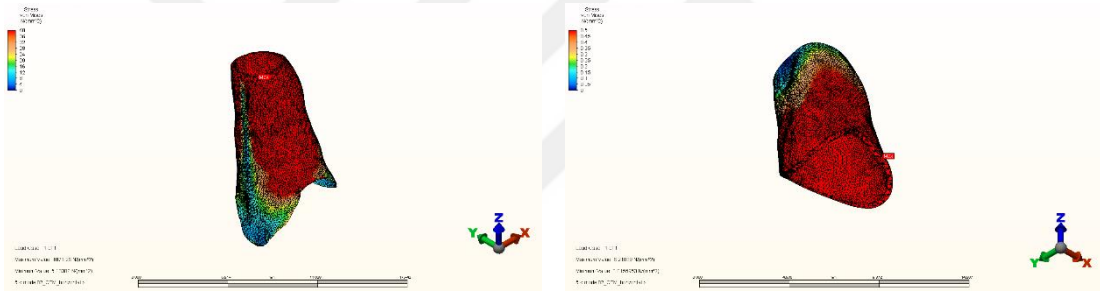


Şekil 4.21. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin 3 Mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.



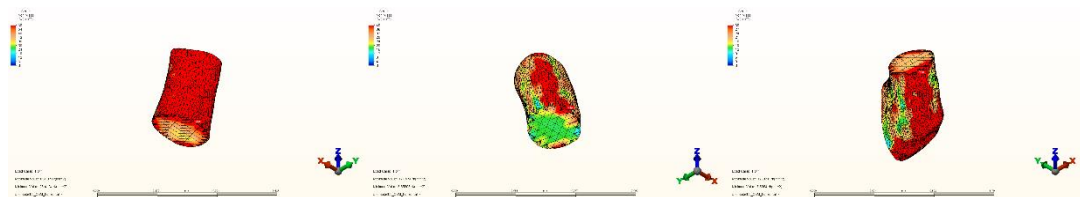
Şekil 4.22. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.(Sırasıyla Minede, Dentinde Servikaldeki Stres Noktası ve Maksimum Stres Noktası).

Sementte stres kök ucunda bukkal bölgede en yüksek değerde görülmüştür. Periodontal ligamentte ise servikolabialde maksimum stres oluşmuştur. CEM grubunda horizontal kuvvetin oluşturduğu stres bölgeleri kontrol grubu ile benzer olarak bulunmuştur(Şekil 4.23.).



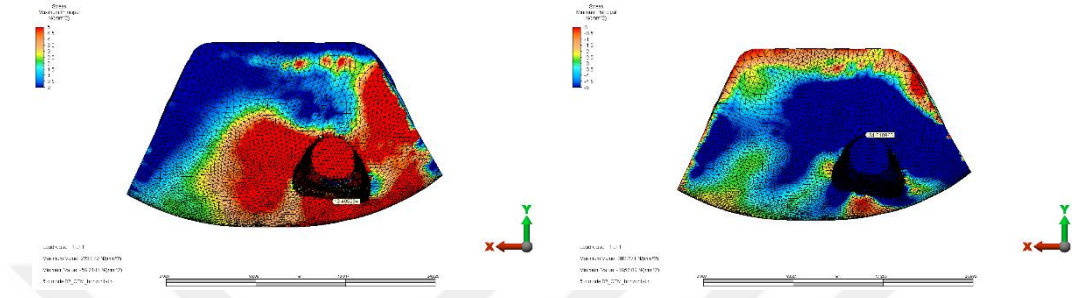
Şekil 4.23. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement ve Periodontal Ligamentte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.

CEM materyalinde en yüksek stres değeri cam iyonomer ile birleşim alanında bukkal hatta gözlenmiştir. Cam iyonomerde kompozitle birleşim yerinde, bukkal alanda görülürken; kompozitte en yüksek stres değeri servikal hatta bukkal sınırda görülmüştür. (Şekil 4.24.).

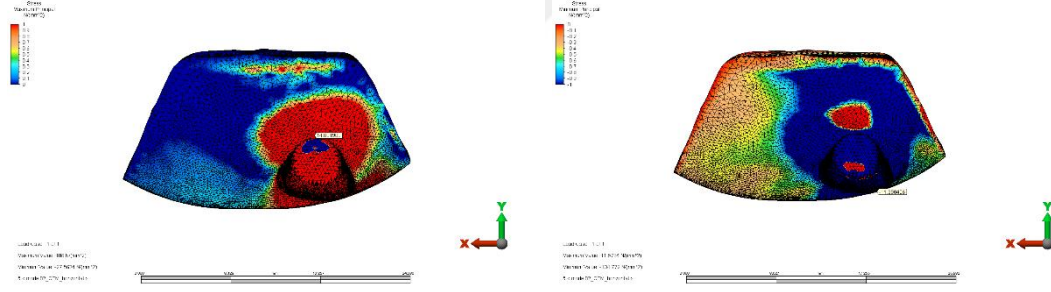


Şekil 4.24. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla CEM, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.

Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri tablo 4.4 ve Tablo 4.5'te verilmiştir. Kortikal kemikte çekme streslerinin bukkal bölgede yoğunlaştığı, sıkışma streslerinin ise palatinal bölgede yoğunlaştığı görülmüştür(Şekil 4.25.) Spongios kemikte sıkışma streslerinin en çok distobukkal bölgede, çekme streslerinin ise palatinal bölgede yoğun olduğu görülmüştür(Şekil 4.26.).



Şekil 4.25. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Dağılımı.

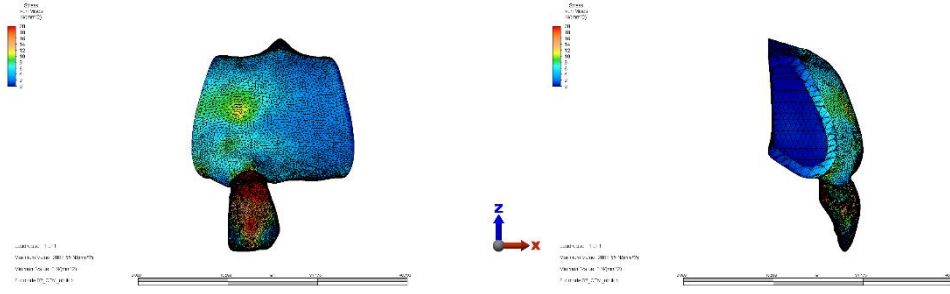


Şekil 4.26. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Spongios Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Dağılımı

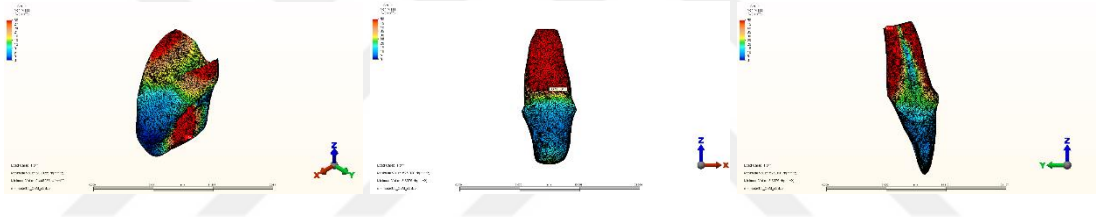
4.8. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Diş Modelinde (Model 2) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

Oblik yönde uygulanan kuvvet sonucunda oluşan Von Mises değerleri tablo 4.1 ve tablo 4.2'de verilmiştir. Minede en yüksek stresin kuvvetin uygulandığı noktada; bölgesel olarak ise en yüksek stresin servikopalatinalde yoğunlaştığı belirlenmiştir.

Stres dağılımı dentinde kökün palatinal ve bukkal kısmında yoğunlaşmış ve servikolabialde en yüksek değer gözlenmiştir (Şekil 4.27-28).

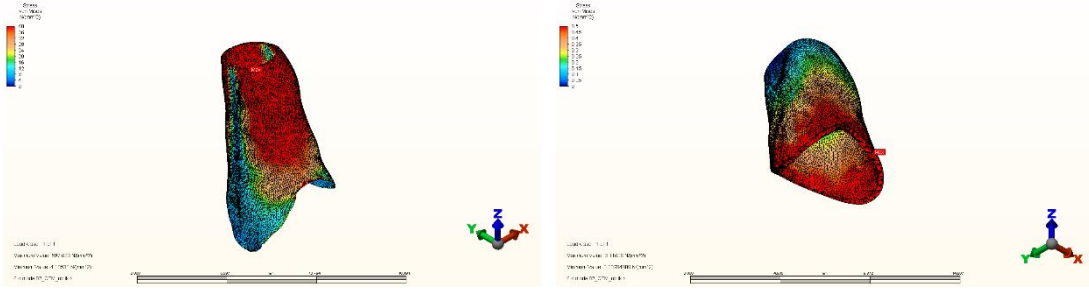


Şekil 4.27. Oblik Yönde 240 n'luk Kuvvetin 3 Mm CEM Yerleştirilmiş Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı



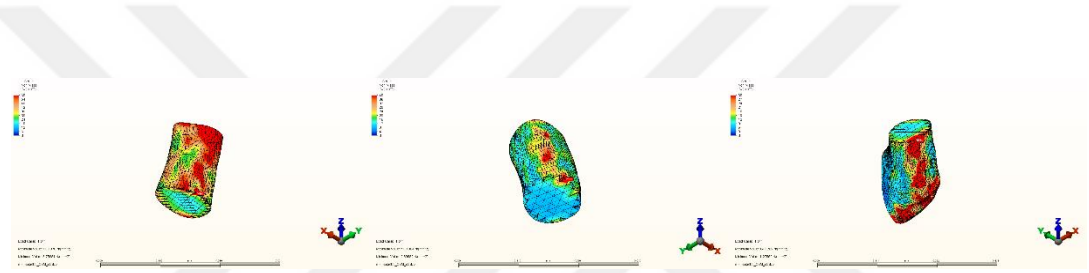
Şekil 4.28. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı (sırasıyla Mine, Dentin Servikalde ve Dentinde Maksimum Bölge)

Sementte de dentinde olduğu gibi stres bukkal ve palatinal alanda yoğunlaşmış ve kök ucunda en yüksek olarak belirlenmiştir. PDL'te en yüksek stres servikolabialde oluşmuş, yüksek stres servikal ve orta üçlüde dağılarak apekse doğru azalmıştır.



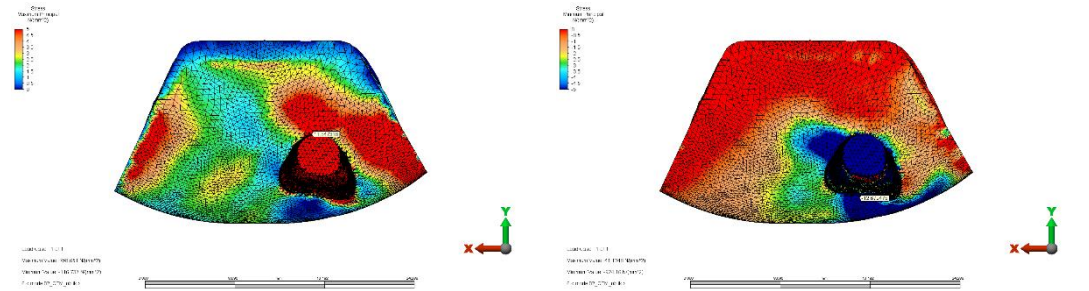
Şekil 4.29. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement ve Periodontal Ligamentte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.

Oblik kuvvet uygulanması sonucu CEM, cam iyonomer ve kompozitte oluşan Von Mises değerleri tablo 4.3'te verilmiştir. Görselleri de Şekil 4.30'daki gibidir.

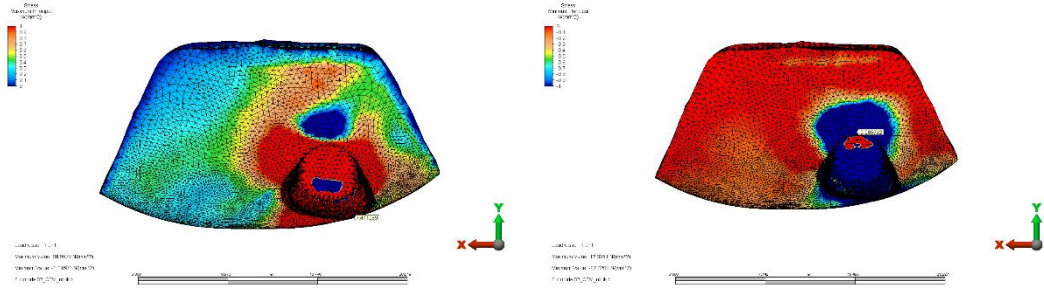


Şekil 4.30. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla CEM, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.

Kortikal ve spongöz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri tablo 4.4 ve 4.5'te verilmiştir. Kortikal kemikte çekme streslerinin palatinal gölgede yoğunlaştığı, sıkışma streslerinin ise bukkal ve meziopalatinal bölgede yoğunlaştığı belirlenmiştir. Spongöz kemikte çekme streslerinin distobukkal bölgede, sıkışma streslerinin ise palatinalde yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Şekil 4.31.).



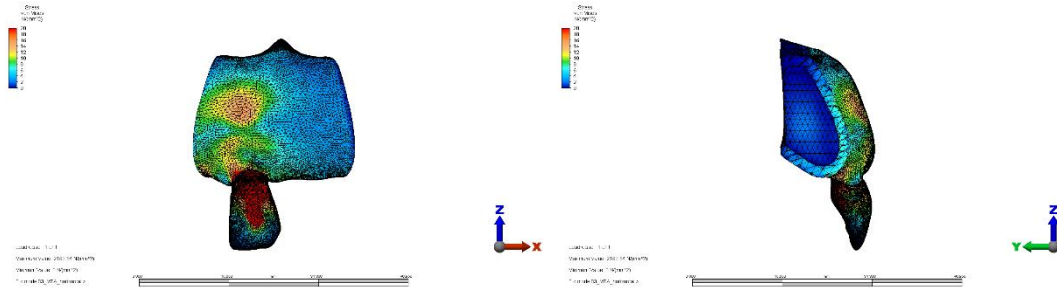
Şekil 4.31. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.



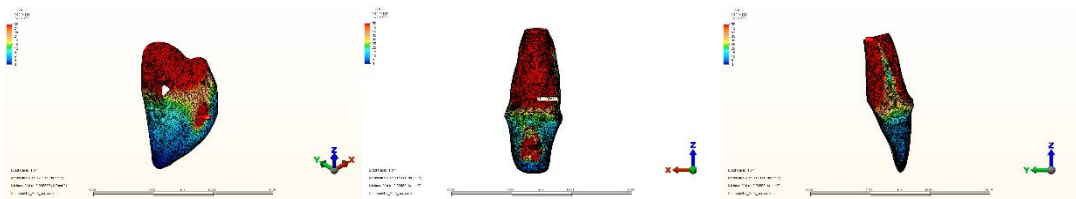
Şekil 4.32. Oblik Yönde 240 N'lık Kuvvetin Spongiöz Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.

4.9. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında MTA Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 3) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

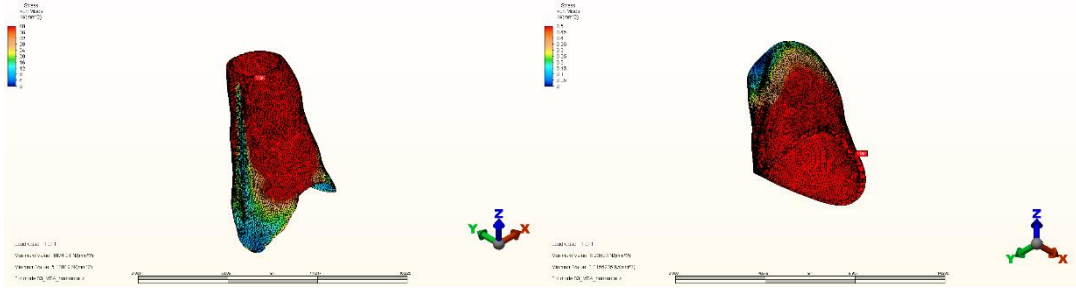
Horizontal yönde kuvvet uygulanan 3 mm kalınlığında MTA uygulanmış modelde oluşan stresin dağıldığı bölgeler, 3 mm CEM uygulanan modeldeki stres dağılımı ile benzerdir. Model 3'e horizontal kuvvet uygulanması sonucu diş dokularında oluşan Von Mises değerleri tablo 4.1 ve tablo 4.2'de ve görselleri ise Şekil 4.33,34,35' te verilmiştir.



Şekil 4.33. Horizontal Yönde 300 N'lık Kuvvetin 3 mm MTA Yerleştirilmiş Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.

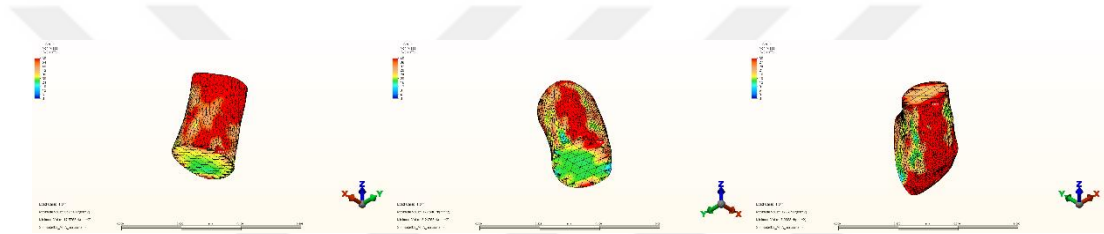


Şekil 4.34. Horizontal Yönde 300 N'lık Kuvvetin Sırasıyla Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.

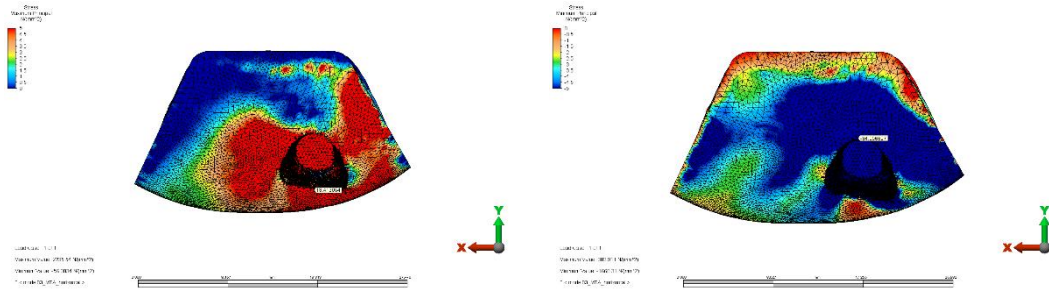


Şekil 4.35. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement ve Periodontal Ligamente Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.

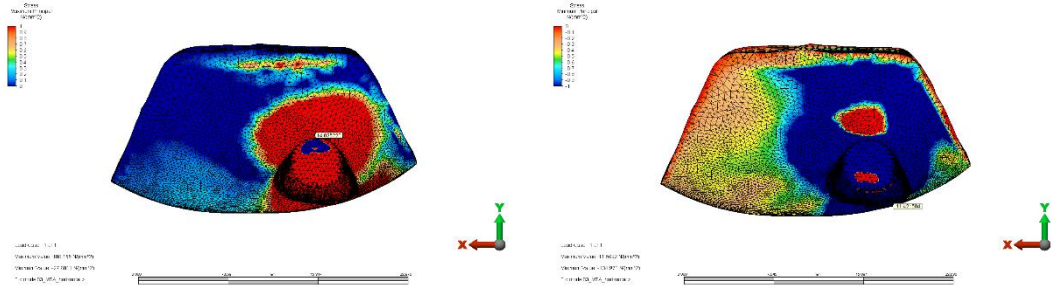
Model 3'e horizontal kuvvet uygulanması sonucu MTA, cam iyonomer ve kompozitte oluşan Von Mises değerleri tablo 4.3'te verilmiştir.



Şekil 4.36. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla MTA, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.



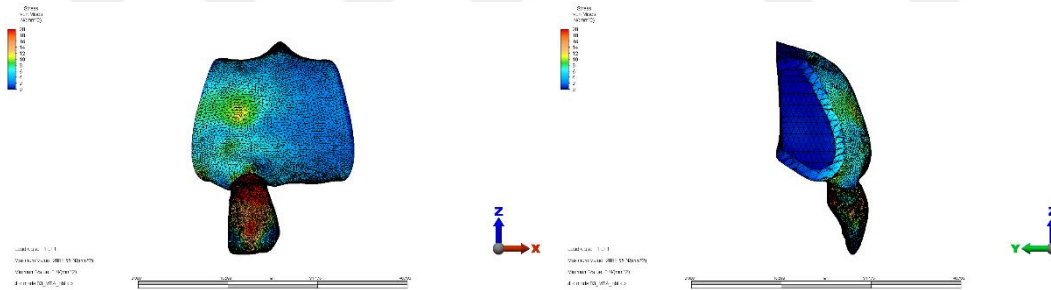
Şekil 4.37. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.



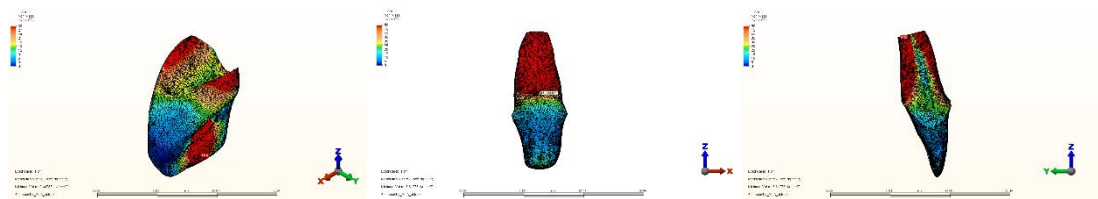
Şekil 4.38. Horizontal Yönde 300 N’luk Kuvvetin Spongioz Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı.

4.10. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında MTA Yerleştirilmiş Diş Modelinde (Model 3) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

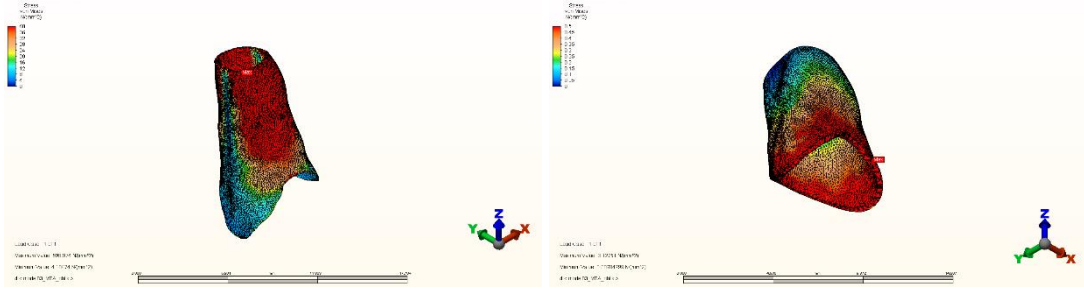
Oblik yönde uygulanan kuvvetin, 3 mm MTA yerleştirilmiş diş modelinde oluşturduğu stres dağılımı, 3 mm CEM uygulanmış modelin stres dağılımı ile benzerdir. Model 3’e oblik kuvvet uygulanması sonucu diş dokularında oluşan Von Mises değerleri tablo 4.1 ve tablo 4.2’de görselleri ise Şekil4.39-42’ de verilmiştir.



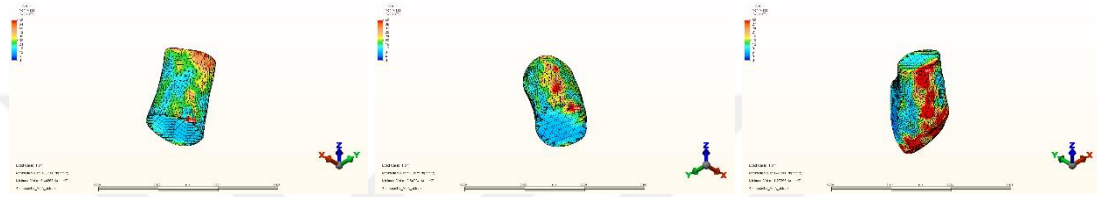
Şekil 4.39. Oblik Yönde 240 N’luk Kuvvetin 3 Mm MTA Yerleştirilmiş Diş Modelinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.



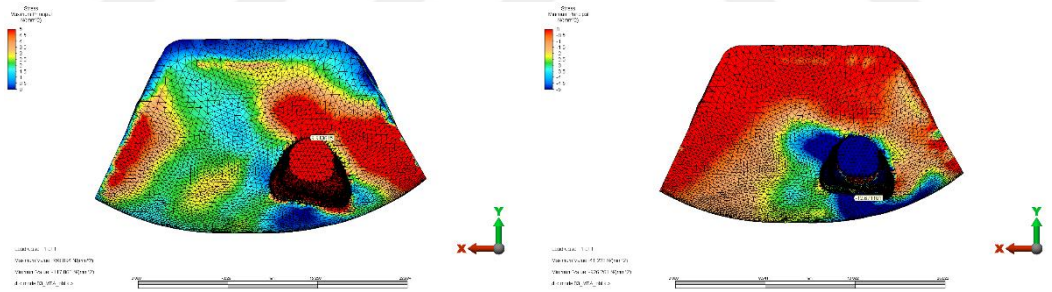
Şekil 4.40. Oblik Yönde 240 N’luk Kuvvetin Sırasıyla Mine ve Dentinde Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.



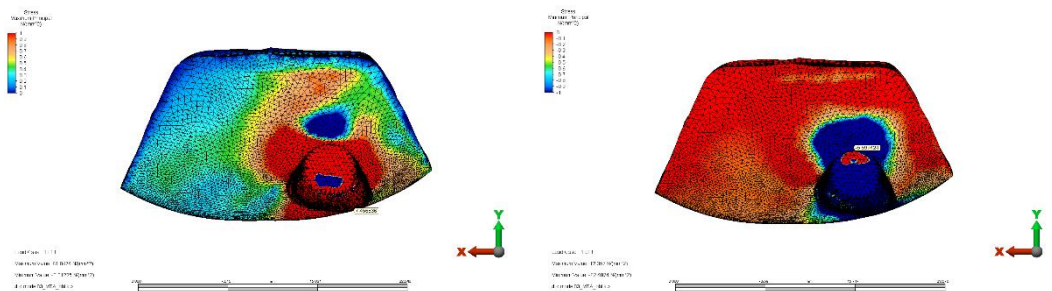
Şekil 4.41. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Sement ve Periodontal Ligamente Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.



Şekil 4.42. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Sırasıyla MTA, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.



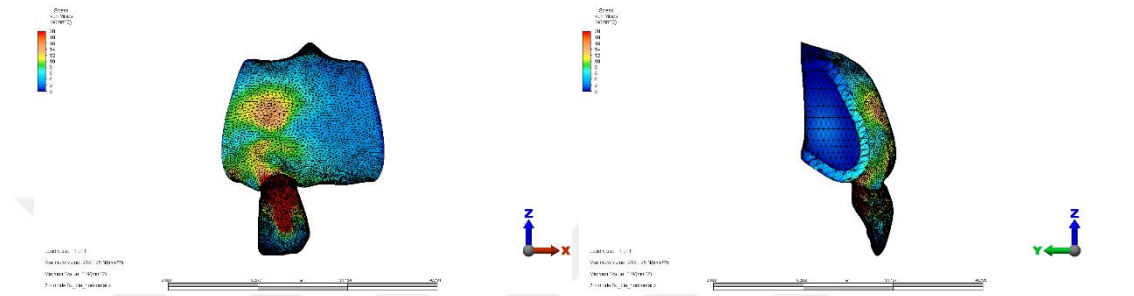
Şekil 4.43. Oblik Yönde 240 N'luk Kuvvetin Kortikal Kemikte Oluşturduğu Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri ve Dağılımı



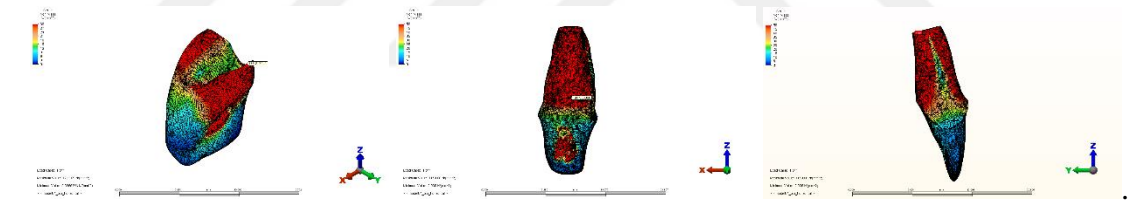
Şekil 4.44. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres bölgeleri ve dağılımı.

4.11. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında Biodentin Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 4) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

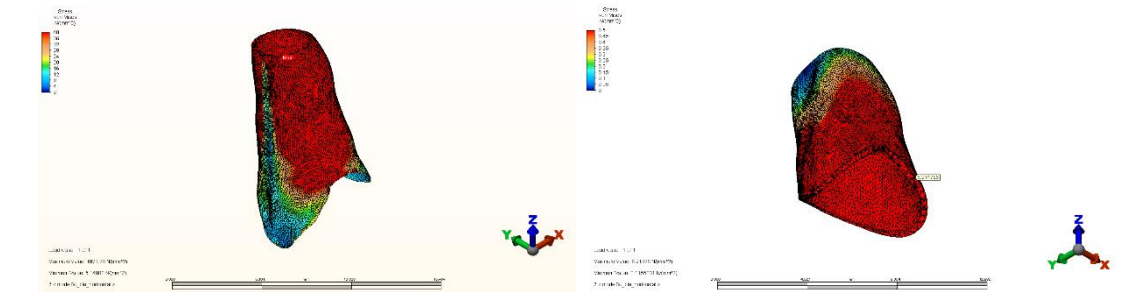
Horizontal kuvvet sonucu, 3 mm Biodentin yerleştirilmiş diş modelindeki stres dağılımı, 3 mm kalınlığında CEM ve MTA yerleştirilmiş gruplardaki stres dağılımı ile benzer bulunmuştur (Şekil 4.45-48).



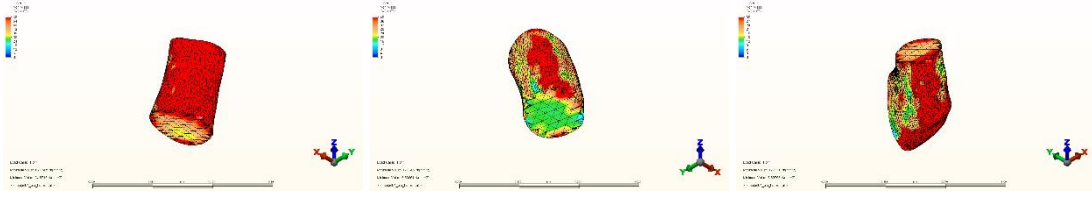
Şekil 4.45. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin 3 mm Biodentin yerleştirilmiş diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



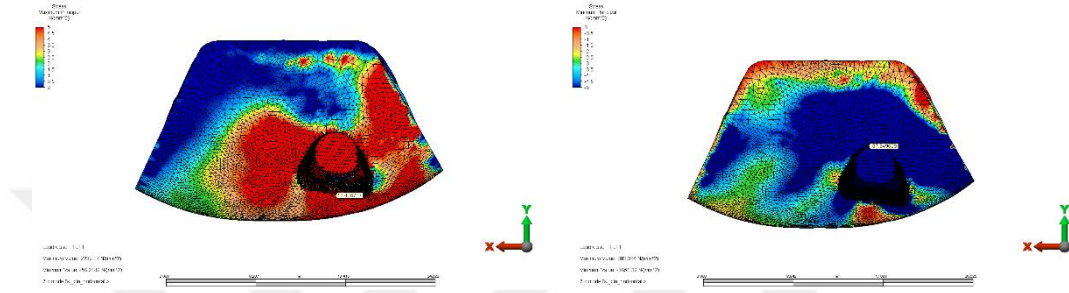
Şekil 4.46. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



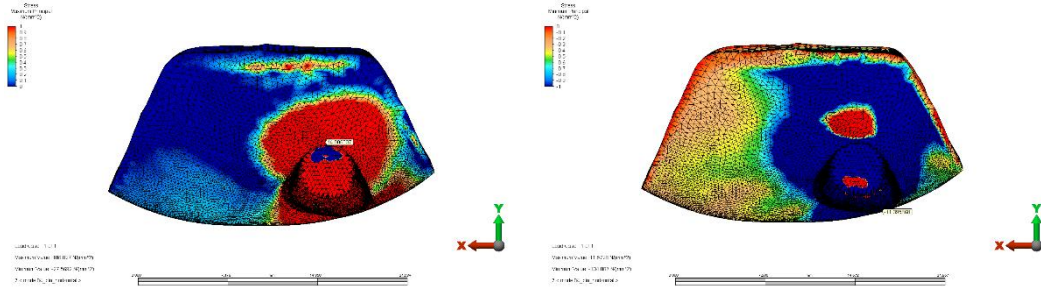
Şekil 4.47. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.48. Horizontal Yönde 300 N'luk Kuvvetin Sırasıyla Biodentin, Cam İyonomer ve Kompozitte Oluşturduğu Stres Bölgeleri ve Dağılımı.



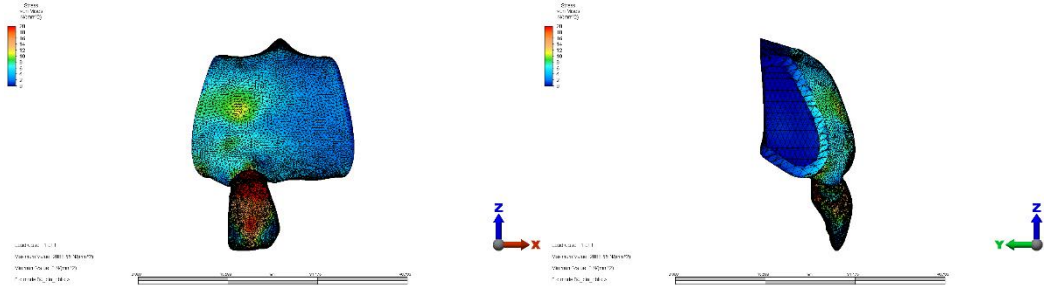
Şekil 4.49. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.



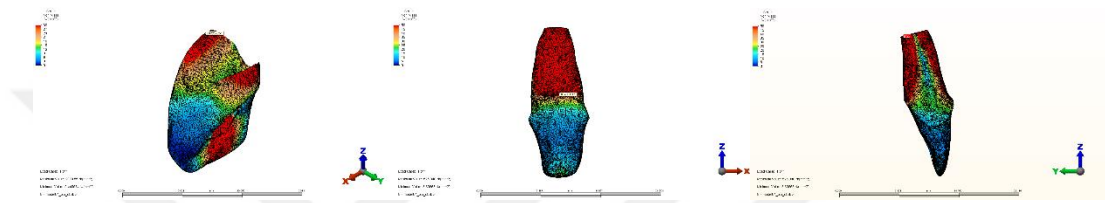
Şekil 4.50. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.

4.12. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 3 mm Kalınlığında Biodentin Yerleştirilmiş Diş Modelinde (Model 4) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

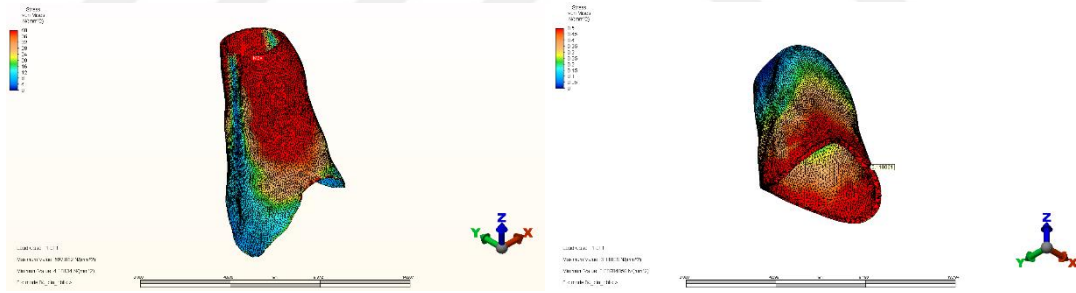
Oblik kuvvet sonucu, 3 mm Biodentin yerleştirilmiş diş modelindeki stres dağılımı, 3 mm kalınlığında CEM ve MTA yerleştirilmiş gruplardaki stres dağılımı ile benzer bulunmuştur.



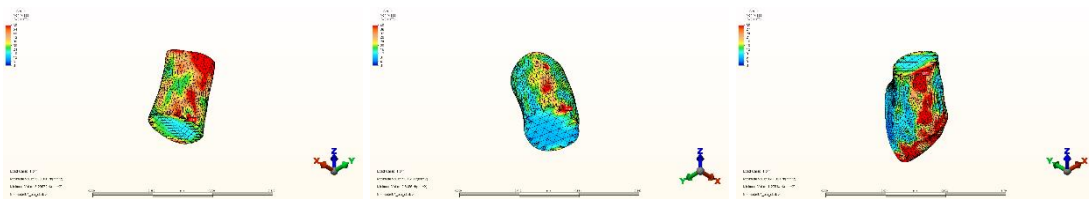
Şekil 4.51. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin 3 mm Biodentin uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



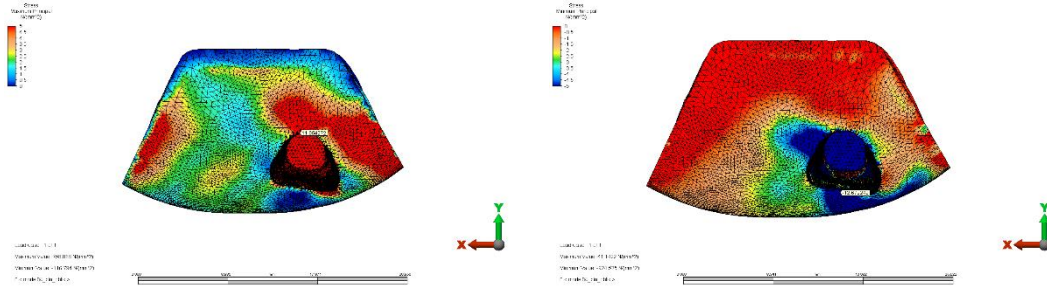
Şekil 4.52. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



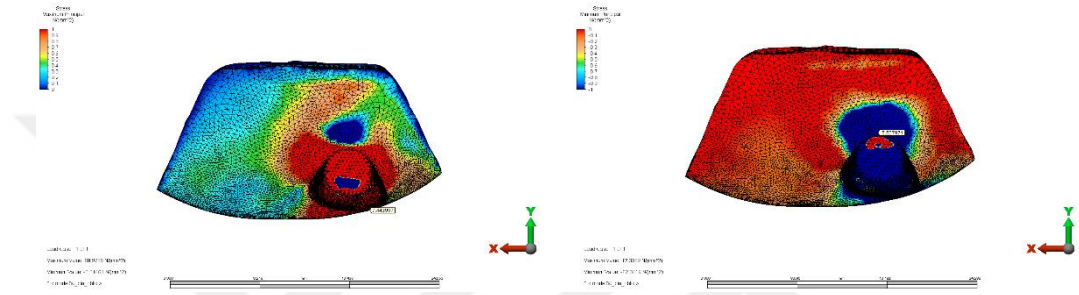
Şekil 4.53. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.54. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla Biodentin, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı



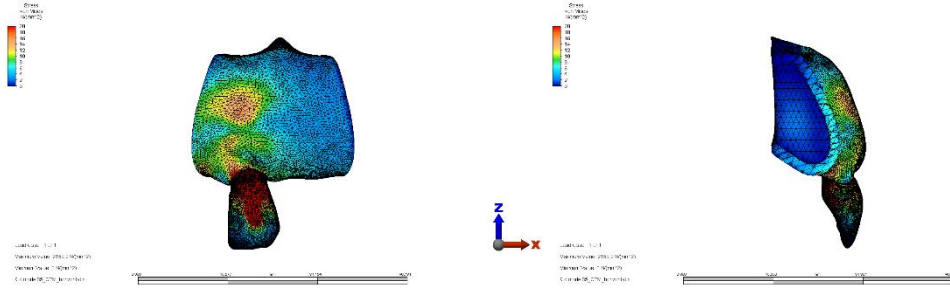
Şekil 4.55. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.



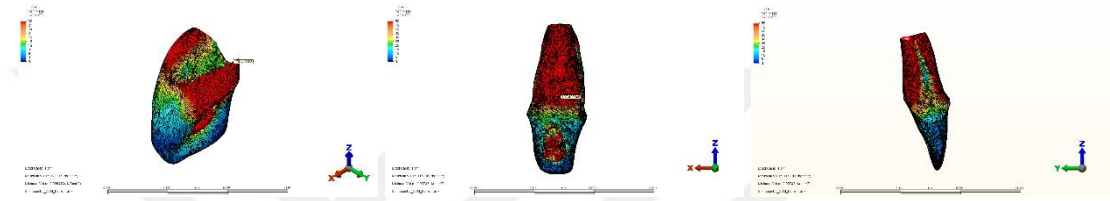
Şekil 4.56. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.

4.13. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 5) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

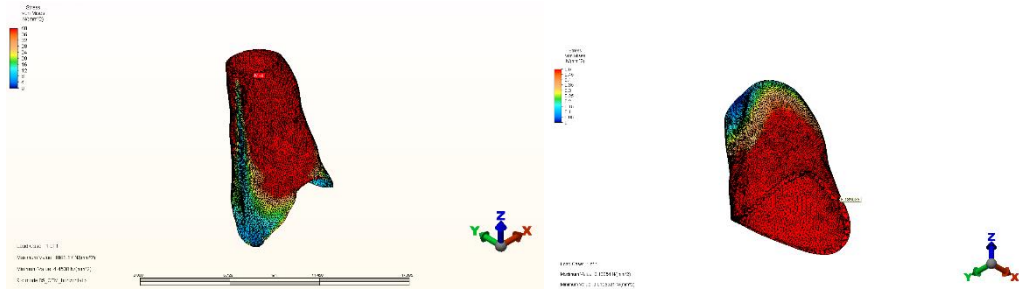
Horizontal yöndeki kuvvetin, 5 mm kalınlığında CEM ile RET yapılmış modeldeki stres analizini incelediğimizde; mine ve dentinde stresin servikopalatinal bölgede, sementte apeksin en dış çapının bukkal yüzeyinde, PDL'te servikolabiodistal bölgede, kompozitte, cam iyonomer simanda ve materyalin kendisinde köke en yakın noktanın labialinde yoğunlaştığı görülmüştür.



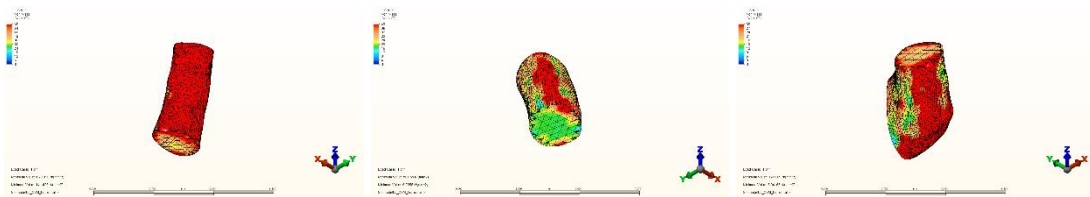
Şekil 4.57. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin 3 mm CEM uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.58. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.

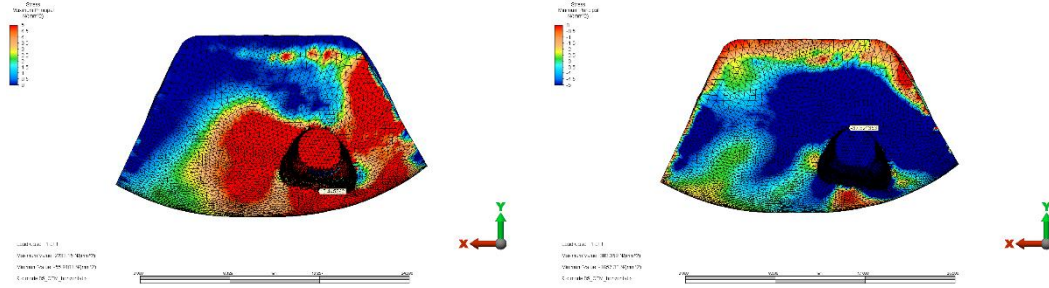


Şekil 4.59. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.

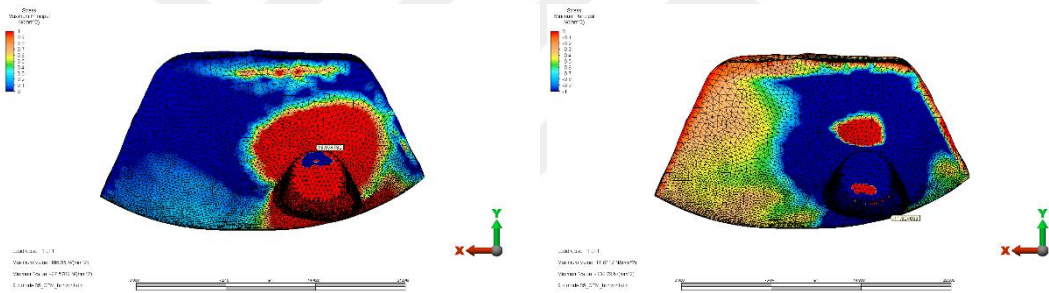


Şekil 4.60. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla CEM, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.

Kortikal kemikte çekme streslerinin bukkal bölgede, sıkışma streslerinin ise palatinal bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. Spongios kemikte çekme streslerinin palatinal bölgede, sıkışma streslerinin distobukkal bölgede yoğunlaştığı görülmüştür.



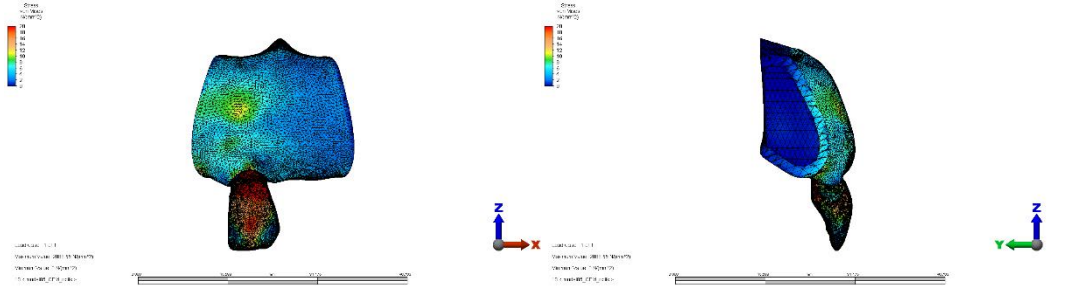
Şekil 4.61. Horizontal yönde 300 N’luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı



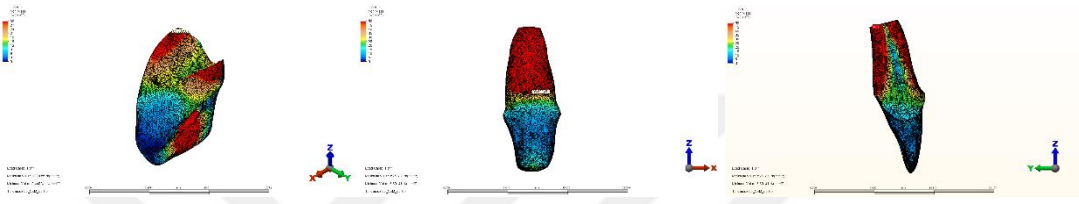
Şekil 4.62. Horizontal yönde 300 N’luk kuvvetin sırasıyla spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres dağılımı.

4.14. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında CEM Yerleştirilmiş Modelde (Model 5) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

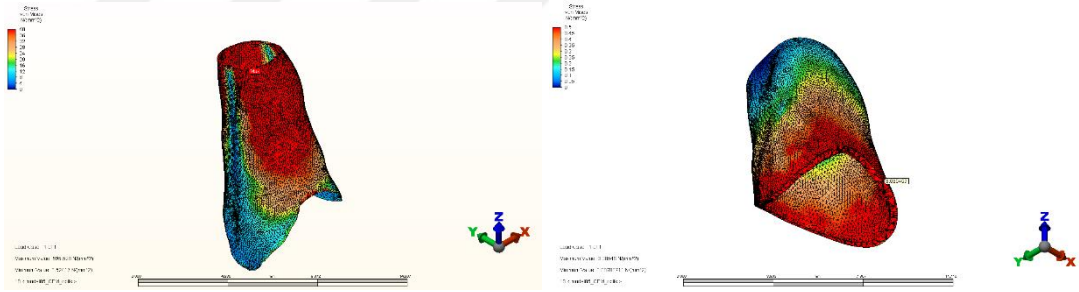
Oblik yöndeki kuvvetin, 5 mm kalınlığında CEM yerleştirilmiş modelindeki stres analizini incelediğimizde; minede ve dentinde stres servikolabialde yoğunlaşmıştır(Şekil 4.64.). Sementte kök ucunda labial bölgede en yüksek olmak üzere bukkal ve palatinal kök bölgesinde dağılmıştır. PDL’te servikolabialde dağılmıştır(Şekil 4.65.).



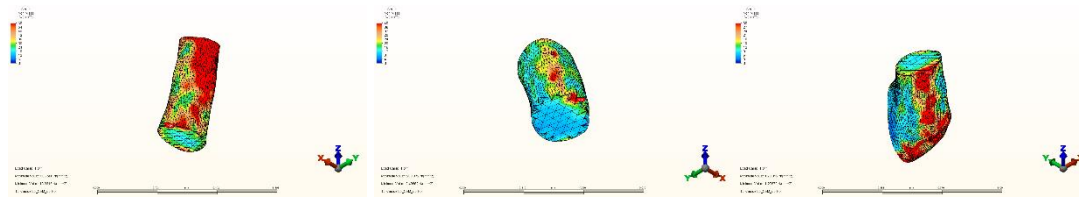
Şekil 4.63. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin 5 mm CEM uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.64. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.

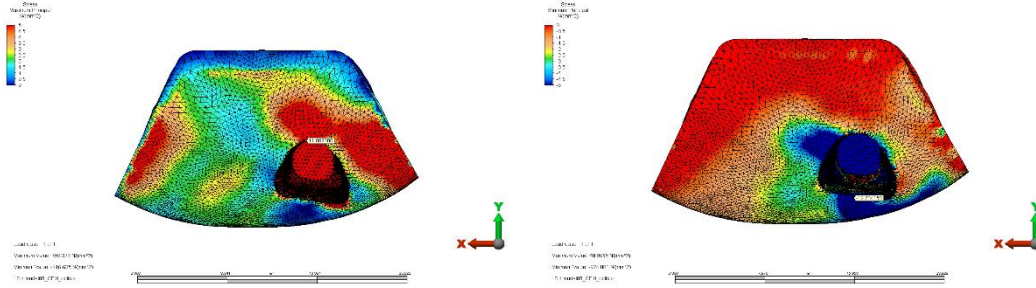


Şekil 4.65. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamette oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı

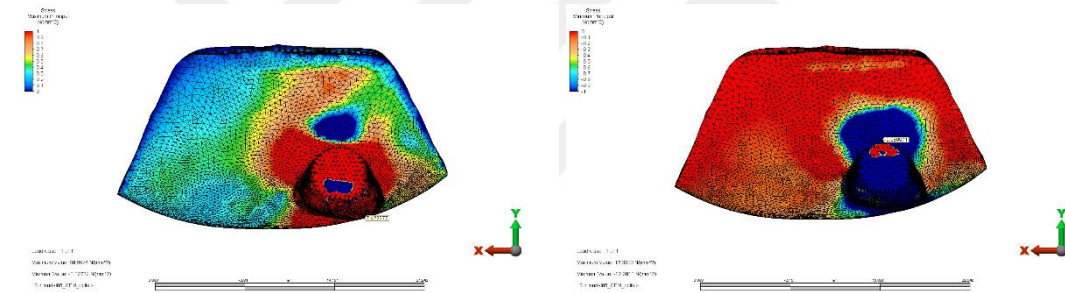


Şekil 4.66. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla CEM, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.

Kortikal kemikte çekme stresleri palatinalde, sıkışma stresleri ise bukkal orta hatta yoğunlaşmıştır. Spongioz kemikte çekme stresleri distobukkalde, sıkışma stresleri ise palatinalde yoğunlaşmıştır.



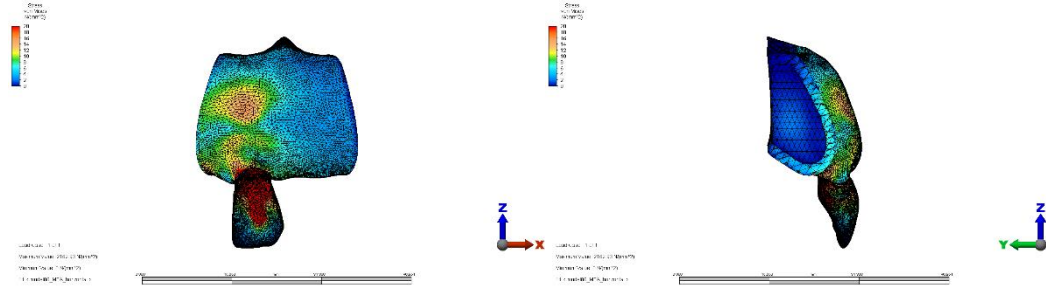
Şekil 4.67. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.



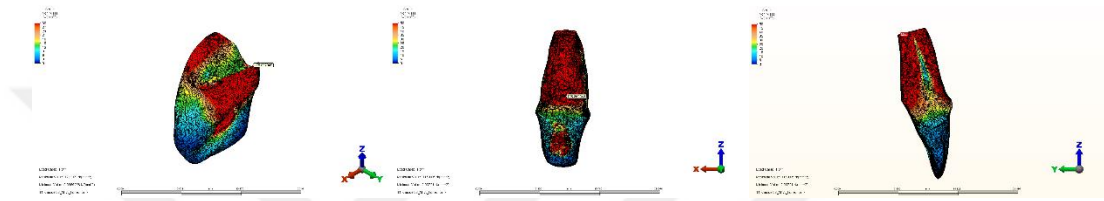
Şekil 4.68. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin spongioz kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.

4.15. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında MTA Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 6) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

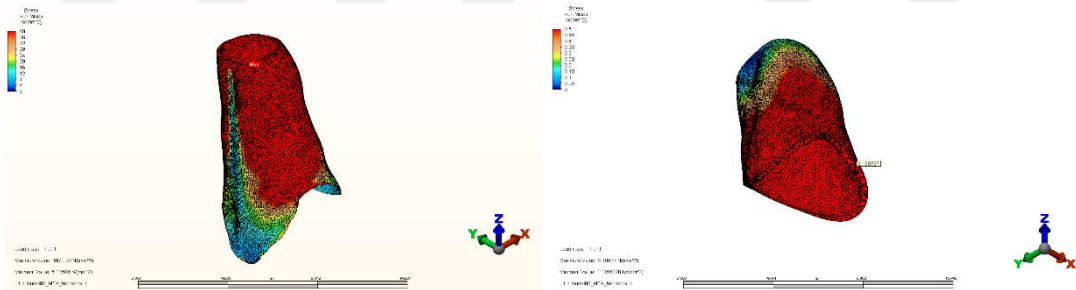
Horizontal yöndeki kuvvetin, 5 mm kalınlığında MTA ile RET uygulanan modeldeki stres analizini incelediğimizde; kortikal kemik haricindeki yapılarda 5 mm kalınlığında CEM ile RET uygulanan modeldeki stres dağılımına benzer bir dağılım sergilediği gözlenmiştir (Şekil 4.69-70-71-72)



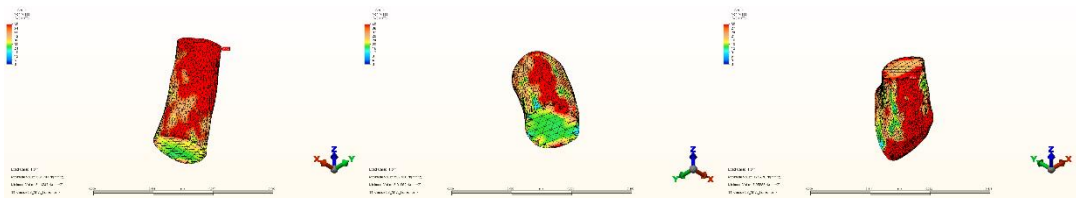
Şekil 4.69. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin 5 mm MTA uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.70. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.

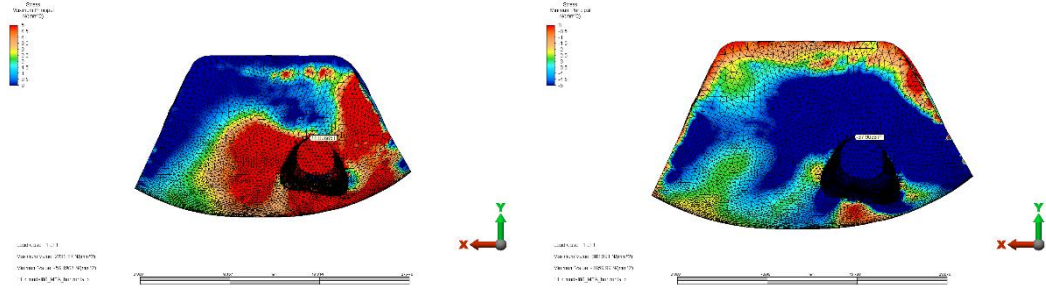


Şekil 4.71. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamette oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.

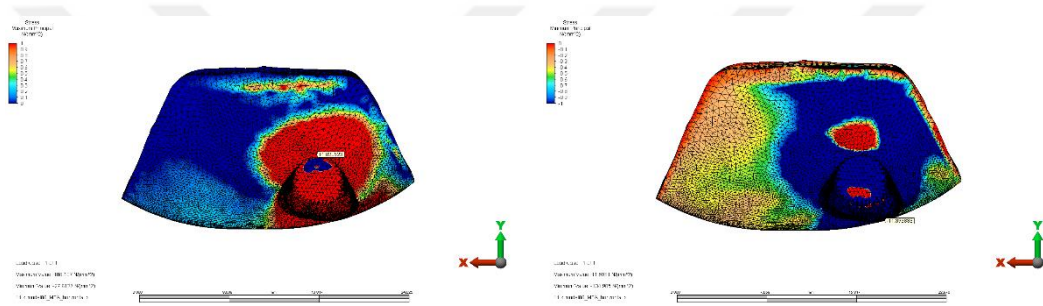


Şekil 4.72. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla MTA, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.

Kortikal kemikte çekme ve sıkışma stresleri palatinal bölgede yoğunlaşmıştır.



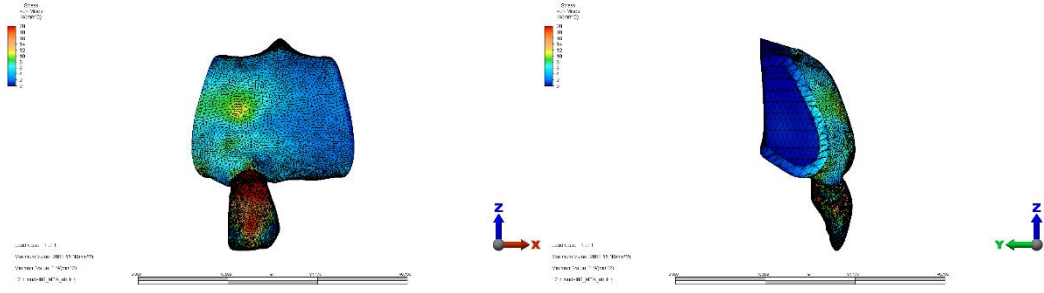
Şekil 4.73. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.



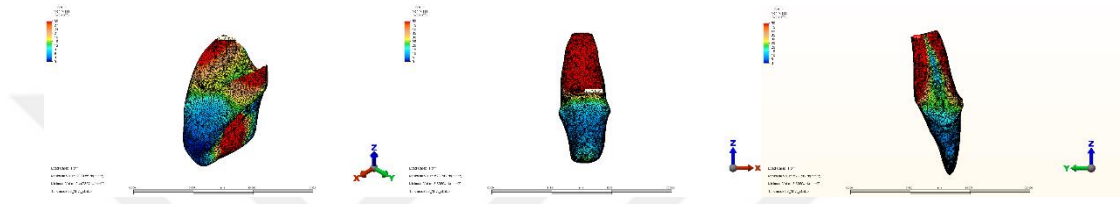
Şekil 4.74. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla spongioz kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres dağılımı.

4.16. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında MTA Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 6) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

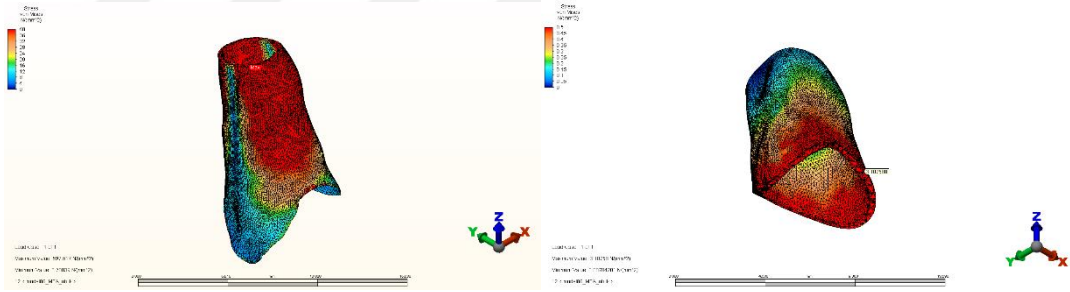
Oblik yöndeki kuvvetin, 5 mm kalınlığında MTA ile RET yapılmış modeldeki stres analizini incelediğimizde; 5 mm kalınlığında CEM ile RET uygulanan modeldeki stres dağılımına benzer bir dağılım görülmüştür (Şekil 75-76-77-78).



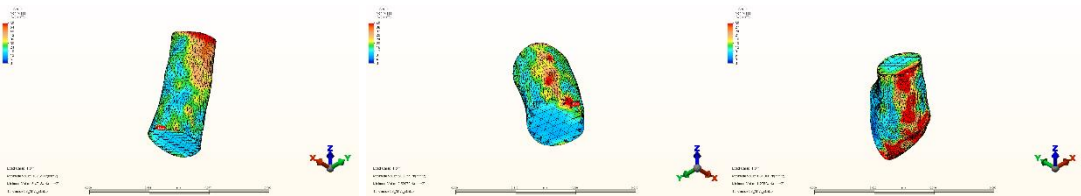
Şekil 4.75. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin 5 mm MTA uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



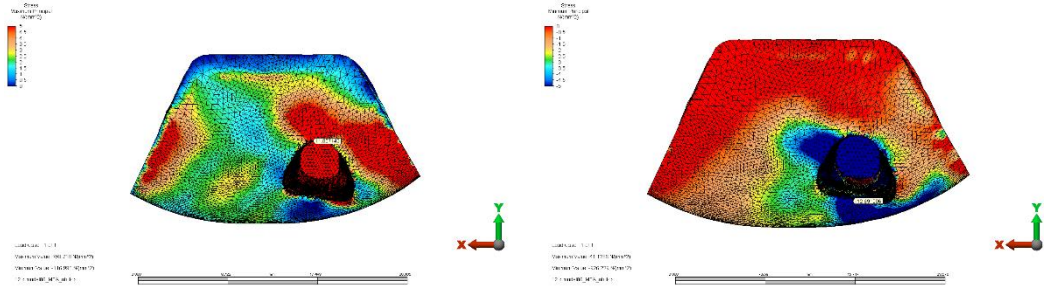
Şekil 4.76. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



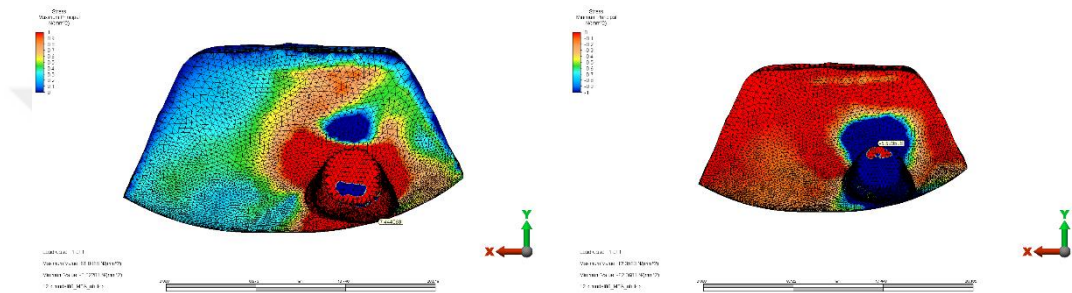
Şekil 4.77. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamette oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.78. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla MTA, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



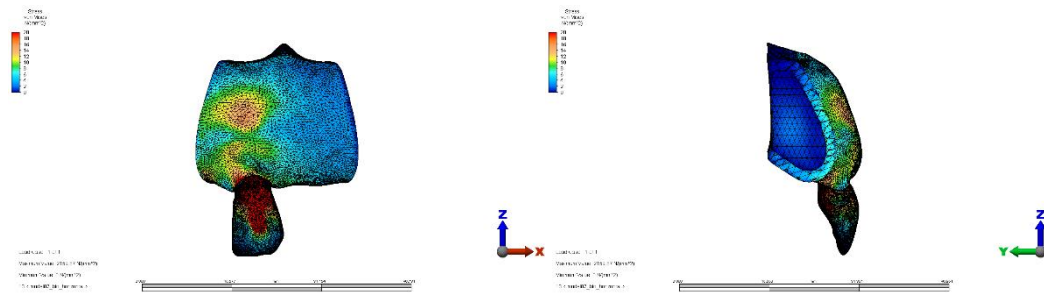
Şekil 4.79. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.



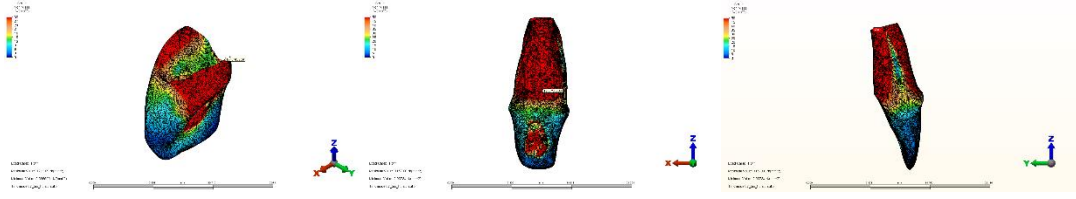
Şekil 4.80. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin spongios kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.

4.17. Horizontal Yönde 300 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında Biodentin Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 7) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

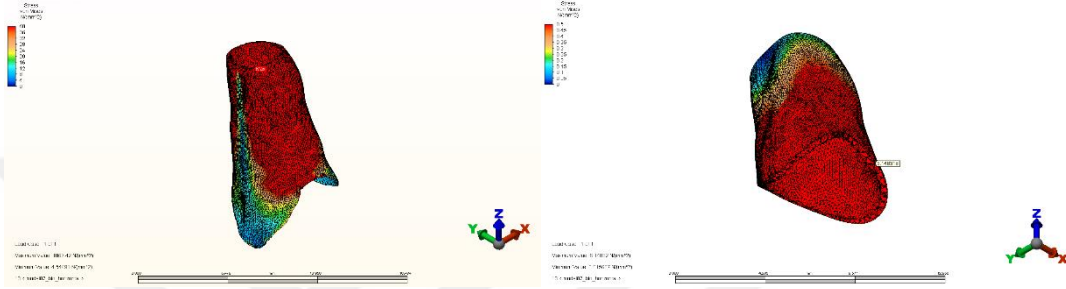
Horizontal yöndeki kuvvetin, 5 mm kalınlığında Biodentin ile RET uygulanan modelde oluşturduğu stres dağılımını incelediğimizde; 5 mm kalınlığında MTA ile RET uygulanan modelin stres dağılımına benzer bir dağılım görülmüştür (Şekil 81-82-83-84).



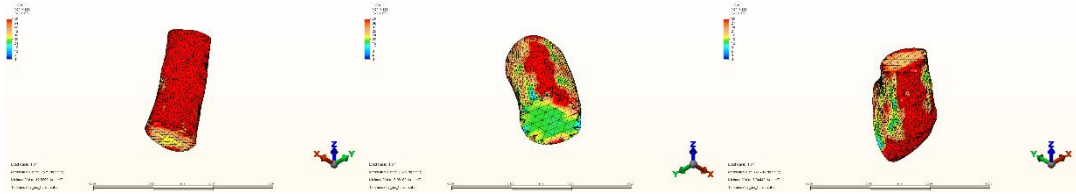
Şekil 4.81. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin 5 mm Biodentin uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



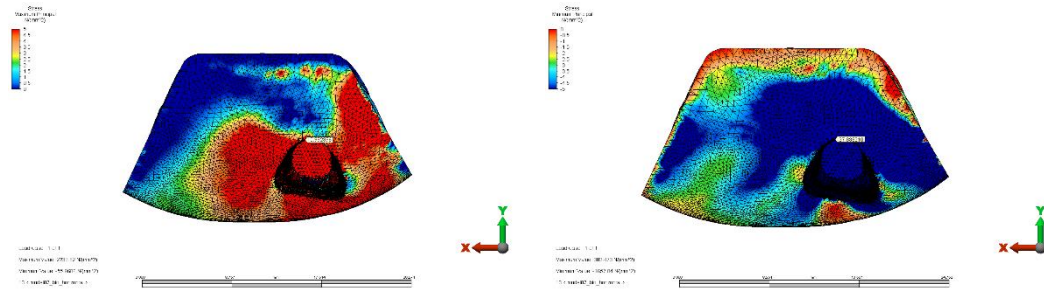
Şekil 4.82. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



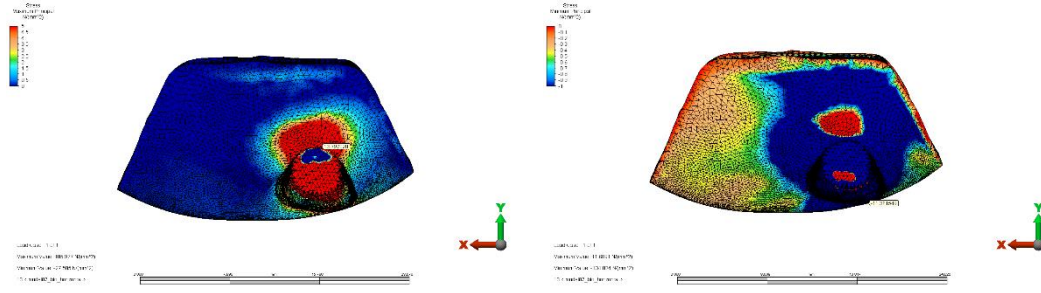
Şekil 4.83. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.84. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla Biodentin, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



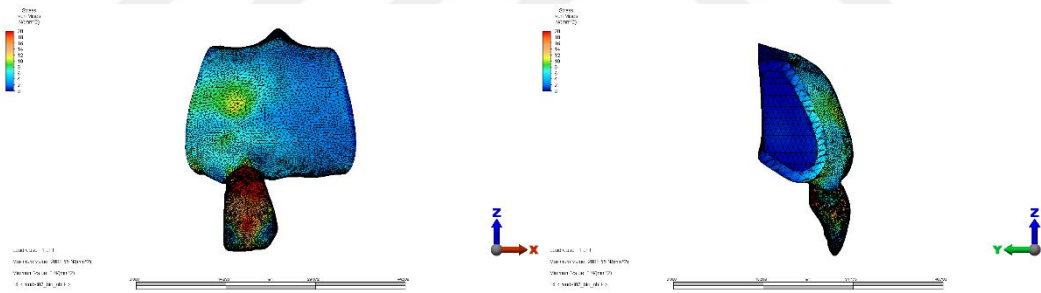
Şekil 4.85. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.



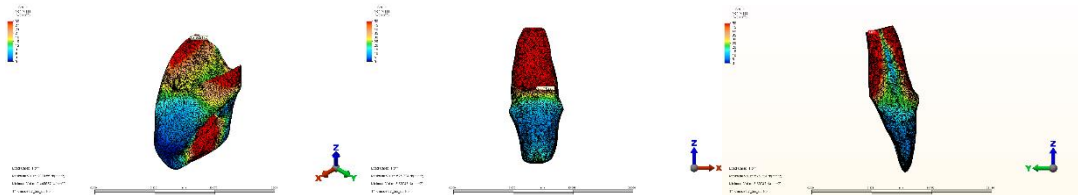
Şekil 4.86. Horizontal yönde 300 N'luk kuvvetin sırasıyla spongöz kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres dağılımı.

4.18. Oblik Yönde 240 N Kuvvet Uygulandığında 5 mm Kalınlığında Biodentin Yerleştirilmiş Modeldeki (Model 7) Diş Dokularında ve Materyallerde Oluşan Von Mises Streslerinin ve Kemikte Oluşan Asal Streslerin Dağılımı

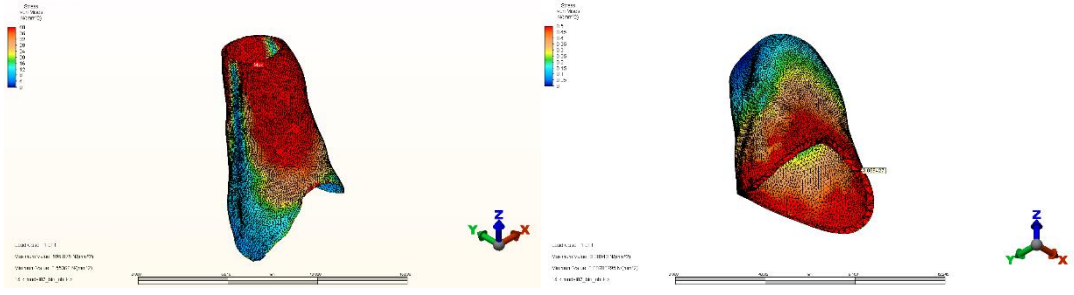
Oblik yöndeki kuvvetin, 5 mm kalınlığında Biodentin ile RET uygulanan modelde oluşturduğu stres dağılımını incelediğimizde; 5 mm kalınlığında MTA ile RET uygulanan modelde oluşan stres dağılımına benzer bir dağılım görülmüştür (Şekil 87-88-89-90).



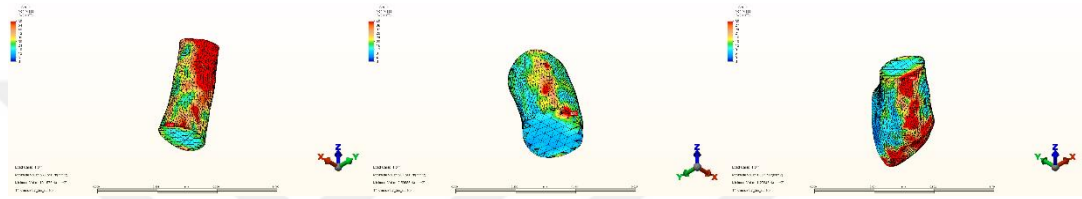
Şekil 4.87. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin 5 mm Biodentin uygulanmış diş modelinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



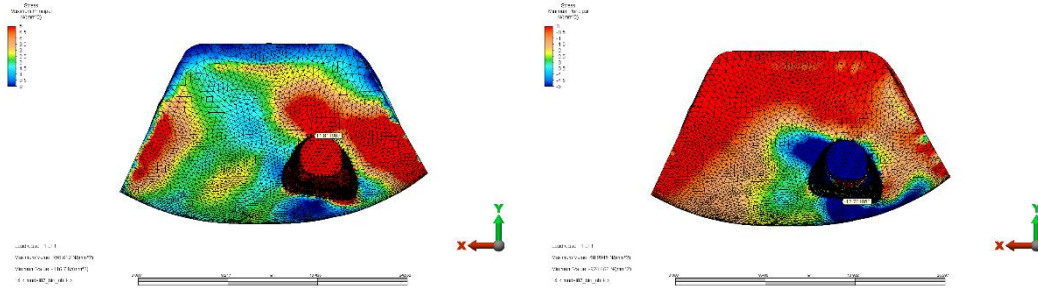
Şekil 4.88. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla mine ve dentinde oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



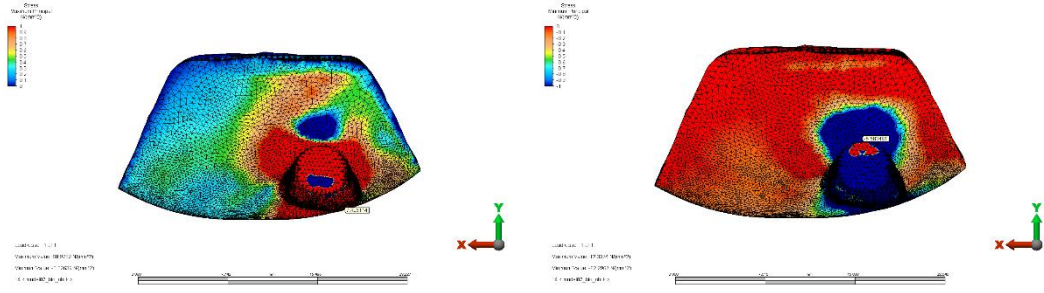
Şekil 4.89. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla sement ve periodontal ligamentte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.90. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla Biodentin, cam iyonomer ve kompozitte oluşturduğu stres bölgeleri ve dağılımı.



Şekil 4.91. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin kortikal kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımı.

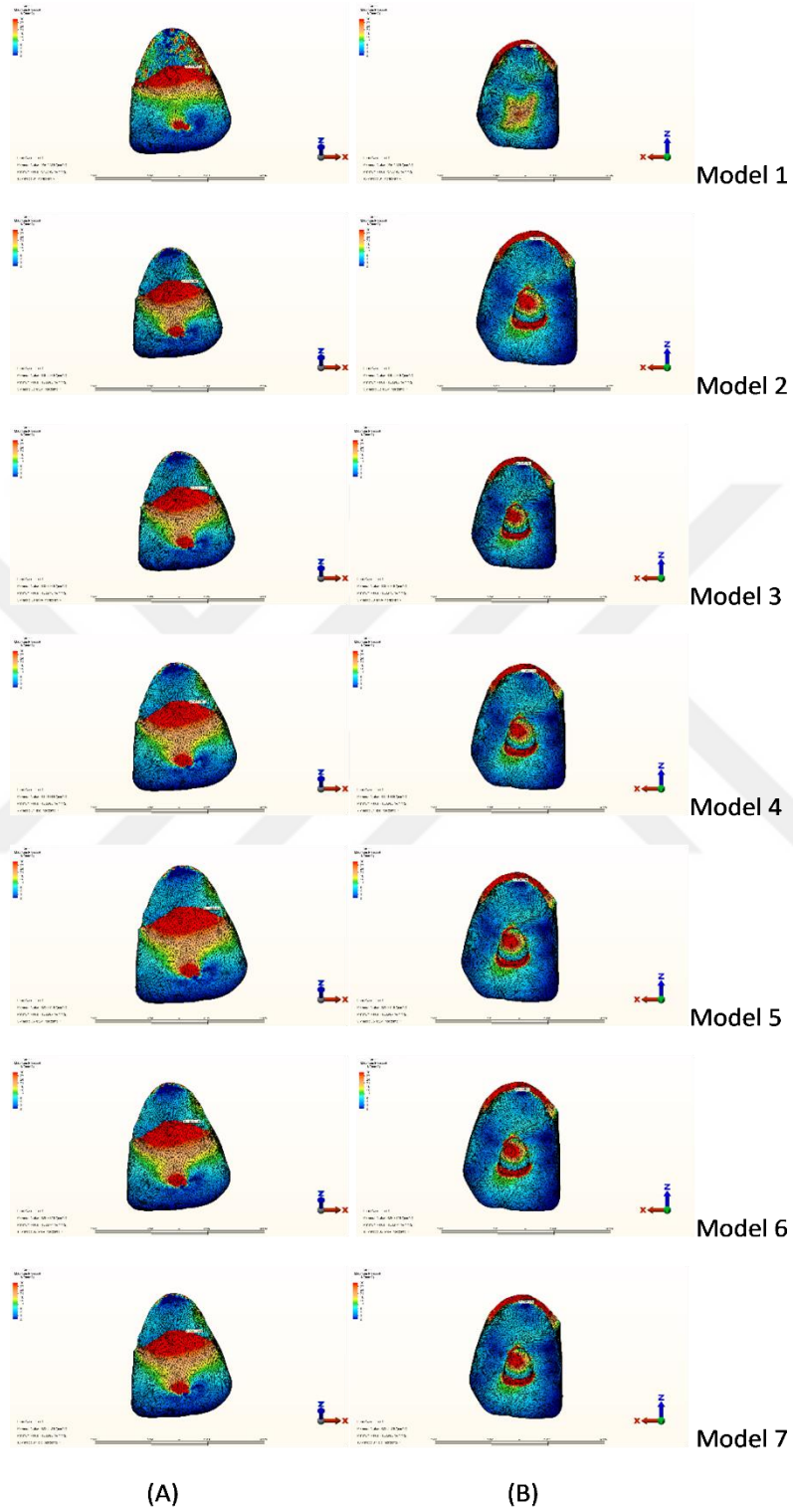


Şekil 4.92. Oblik yönde 240 N'luk kuvvetin sırasıyla spongioz kemikte oluşturduğu maksimum ve minimum asal stres dağılımı.

Kontrol grubu ile kıyaslandığında RET uygulanmış gruplarda tüm diş yapısında stres değerlerinde azalma görülürken; minede stres değerlerinde büyük bir fark tespit edilmiştir.

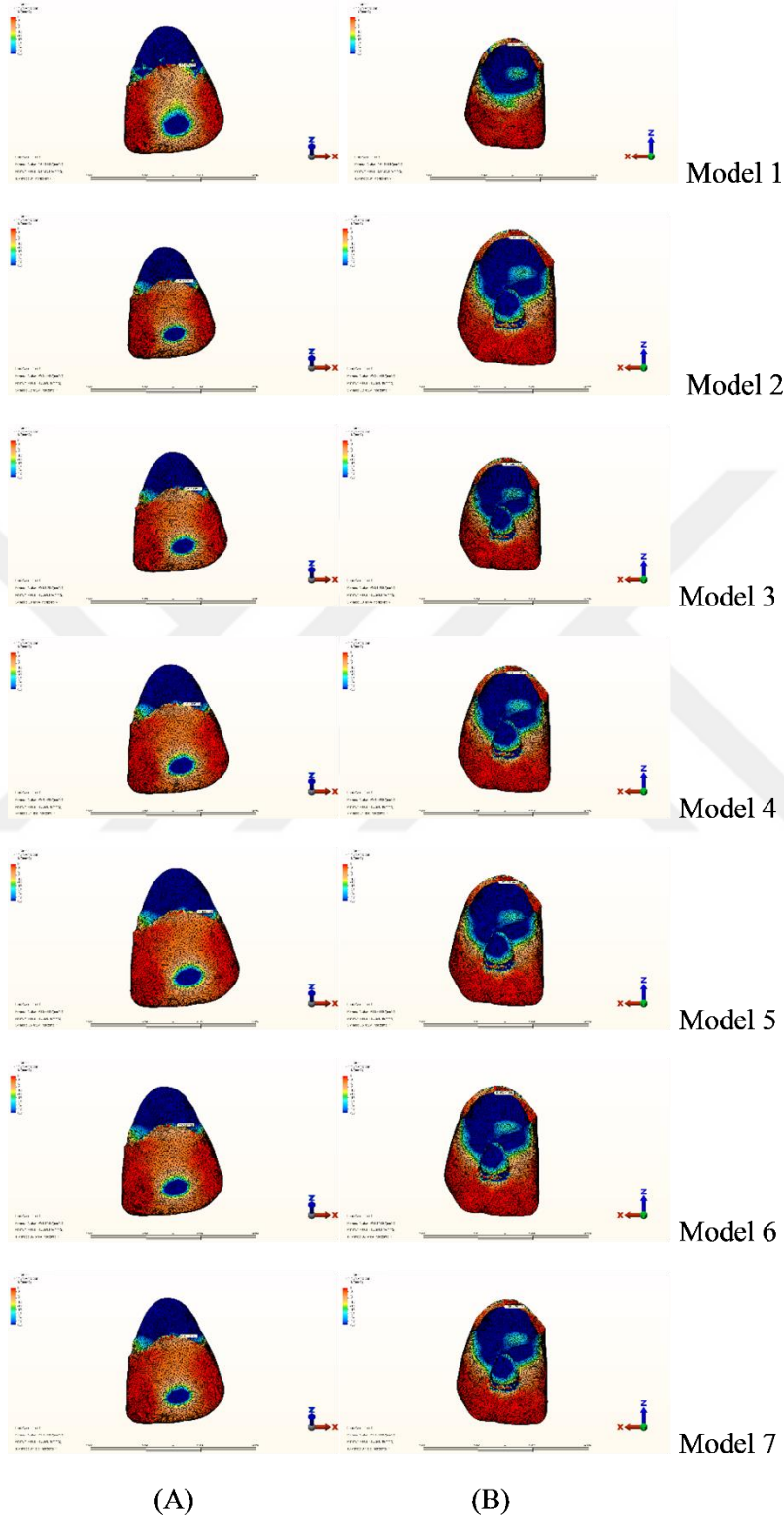
Horizontal yönde, 3 mm ve 5 mm kalınlığında CEM uygulandığındaki stres değerleri ve dağılımı arasında kıyaslama yapılırsa 5 mm kalınlığındaki modellerde mine, dentin, sement, PDL'te daha az stres oluştuğu ancak bu farkın ihmal edilebilecek kadar önemsiz olduğu belirlendi. Kortikal kemikte maksimum ve minimum asal değerlerin oluştuğu bölgeler (distobukkal ve palatinal) aynı olmakla birlikte aralarında değer olarak büyük bir farklılık bulunmamıştır. Spongioz kemikte maksimum ve minimum asal değeri ve stres dağılımı (palatinal ve distobukkal) gruplar arasında dikkate alınabilecek bir fark bulunmamıştır.

4.19. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Minede Oluşan Maksimum Asal Gerilme Dağılımı



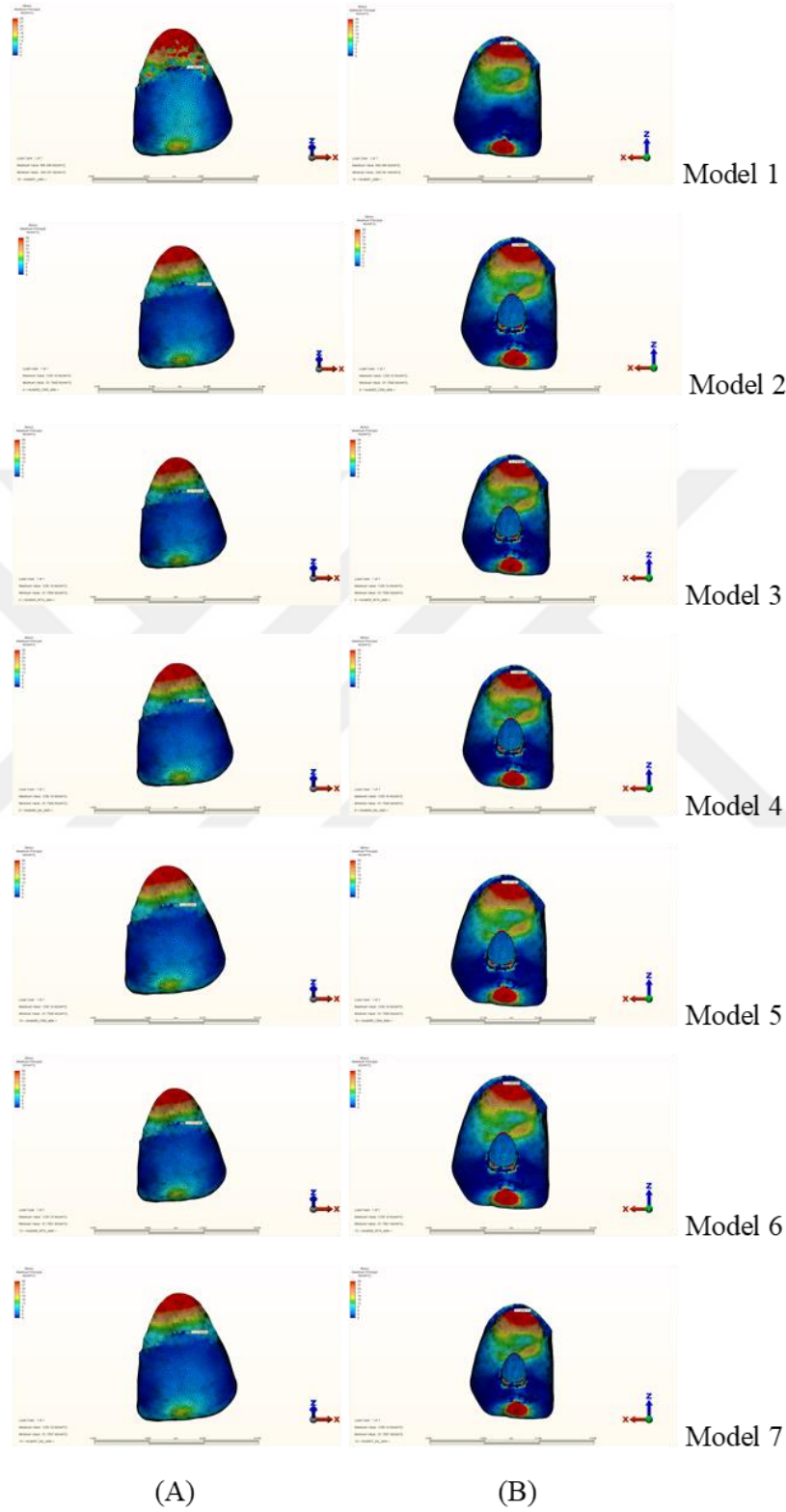
Şekil 4.93. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde minede oluşan maksimum asal gerilme dağılımı (A. Bukkal yüzey, B. Palatinal yüzey)

4.20. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Minede Oluşan Minimum Asal Gerilme Dağılımı



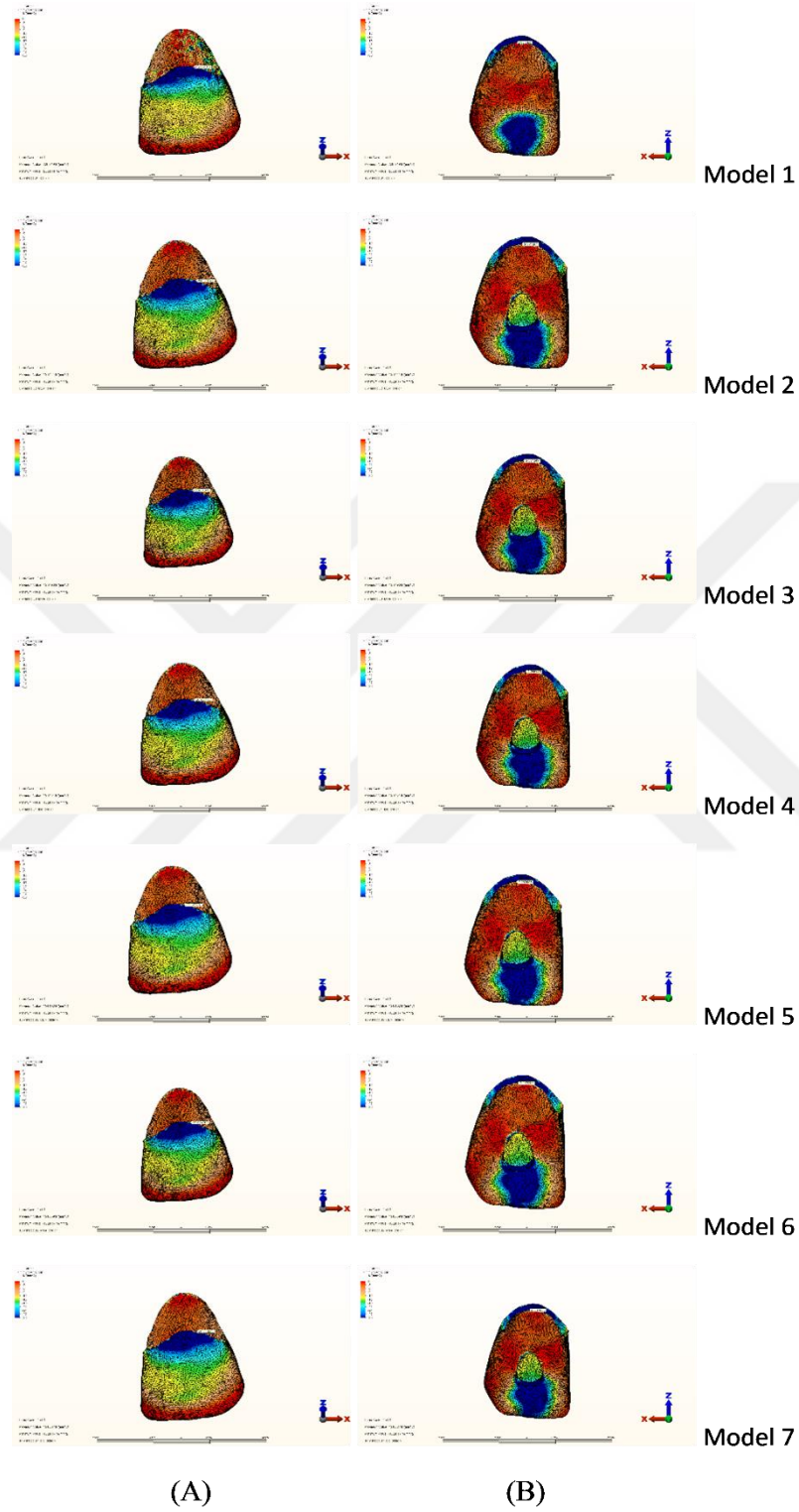
Şekil 4.94. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında minede oluşan minimum asal gerilme dağılımı (A. Bukkal yüzey, B. Palatinal yüzey)

4.21. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Minede Oluşan Maksimum Asal Gerilme Dağılımı



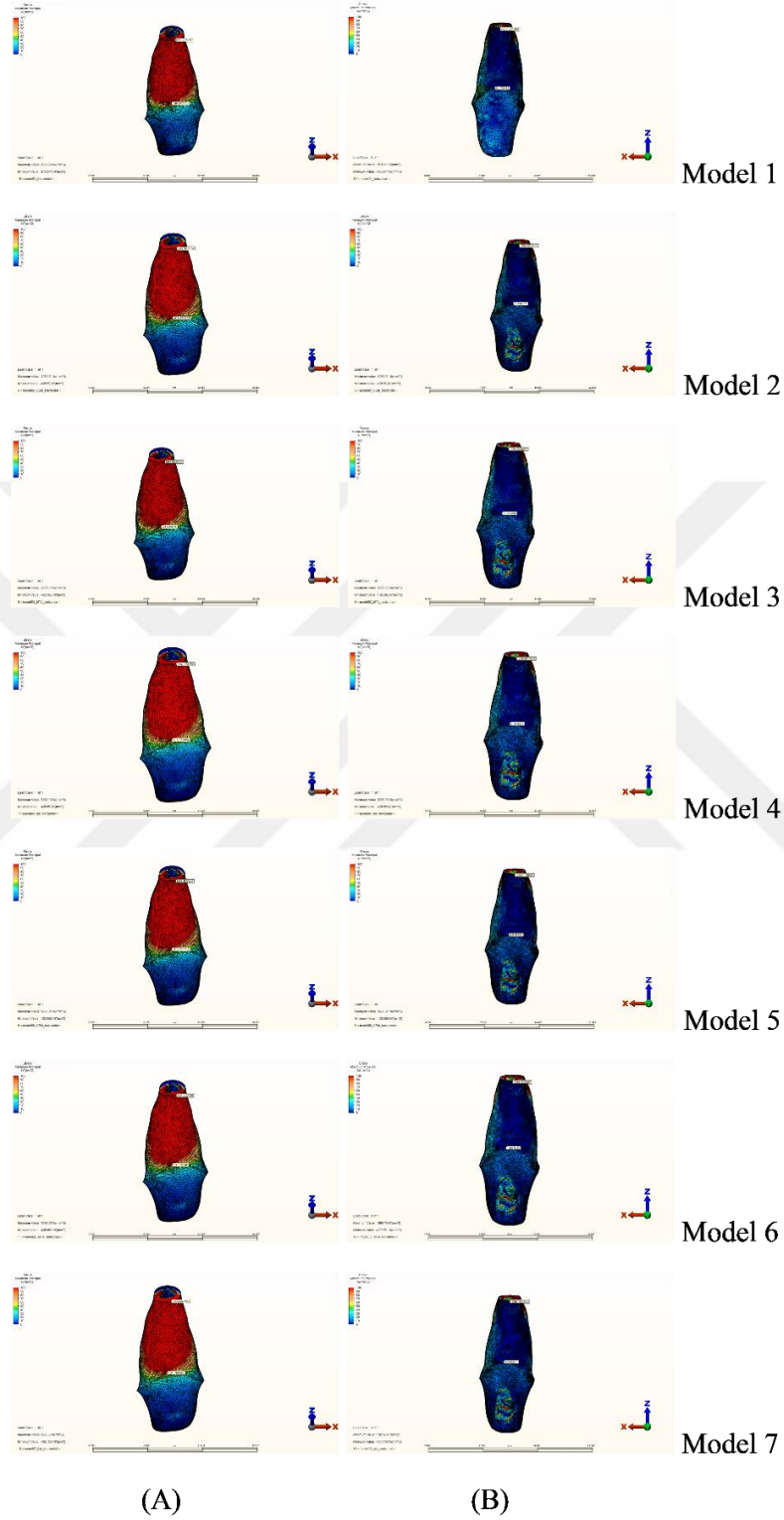
Şekil 4.95. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında minede oluşan maksimum asal gerilme dağılımı (A. Bukkal yüzey, B. Palatinal yüzey)

4.22. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Minede Oluşan Minimum Asal Gerilme Dağılımı



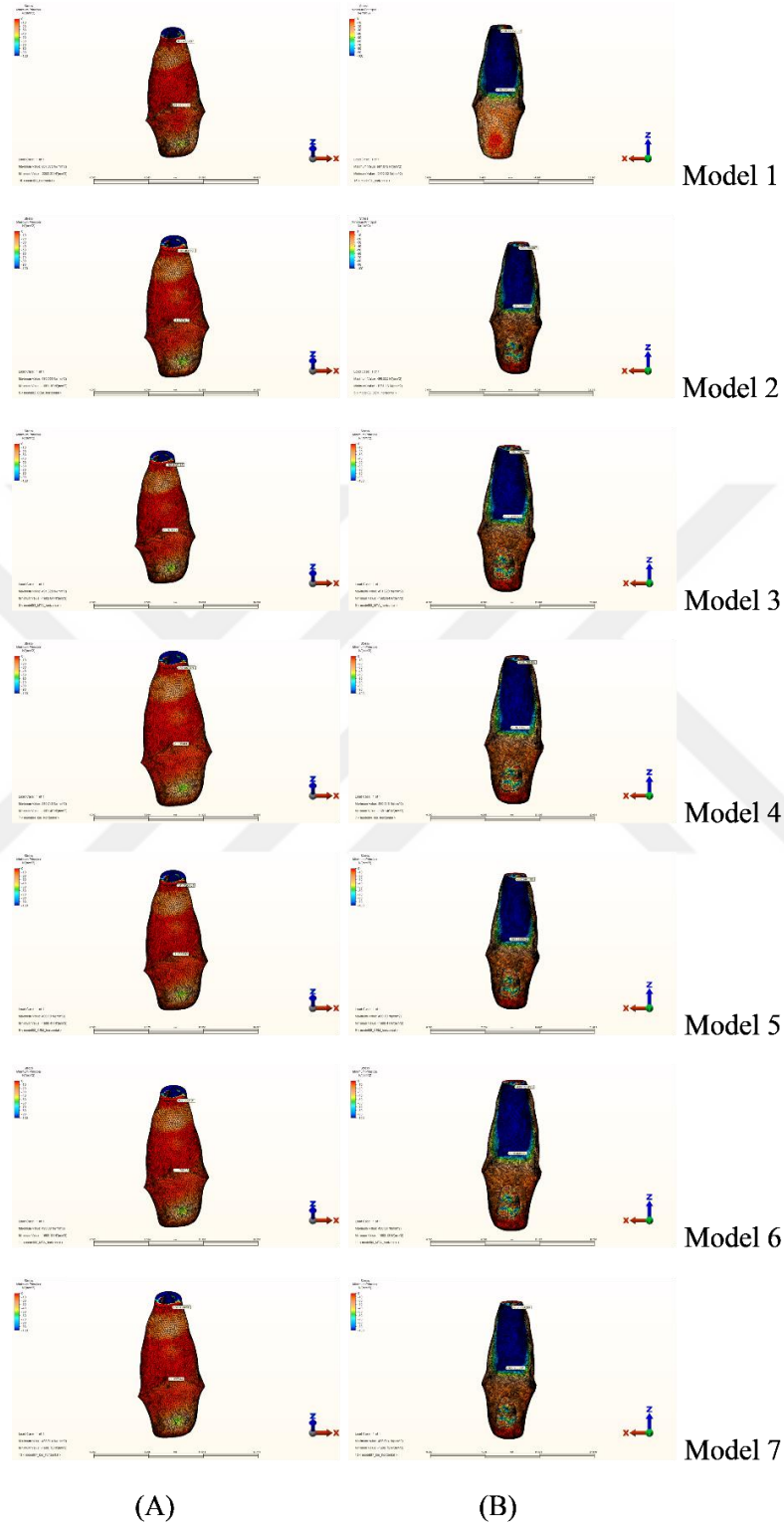
Şekil 4.96. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında modellerde minede oluşan minimum asal gerilme dağılımı (A. Bukkal yüzey, B. Palatinal yüzey)

4.23. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Dentinde Oluşan Maksimum Asal Gerilme Dağılımı



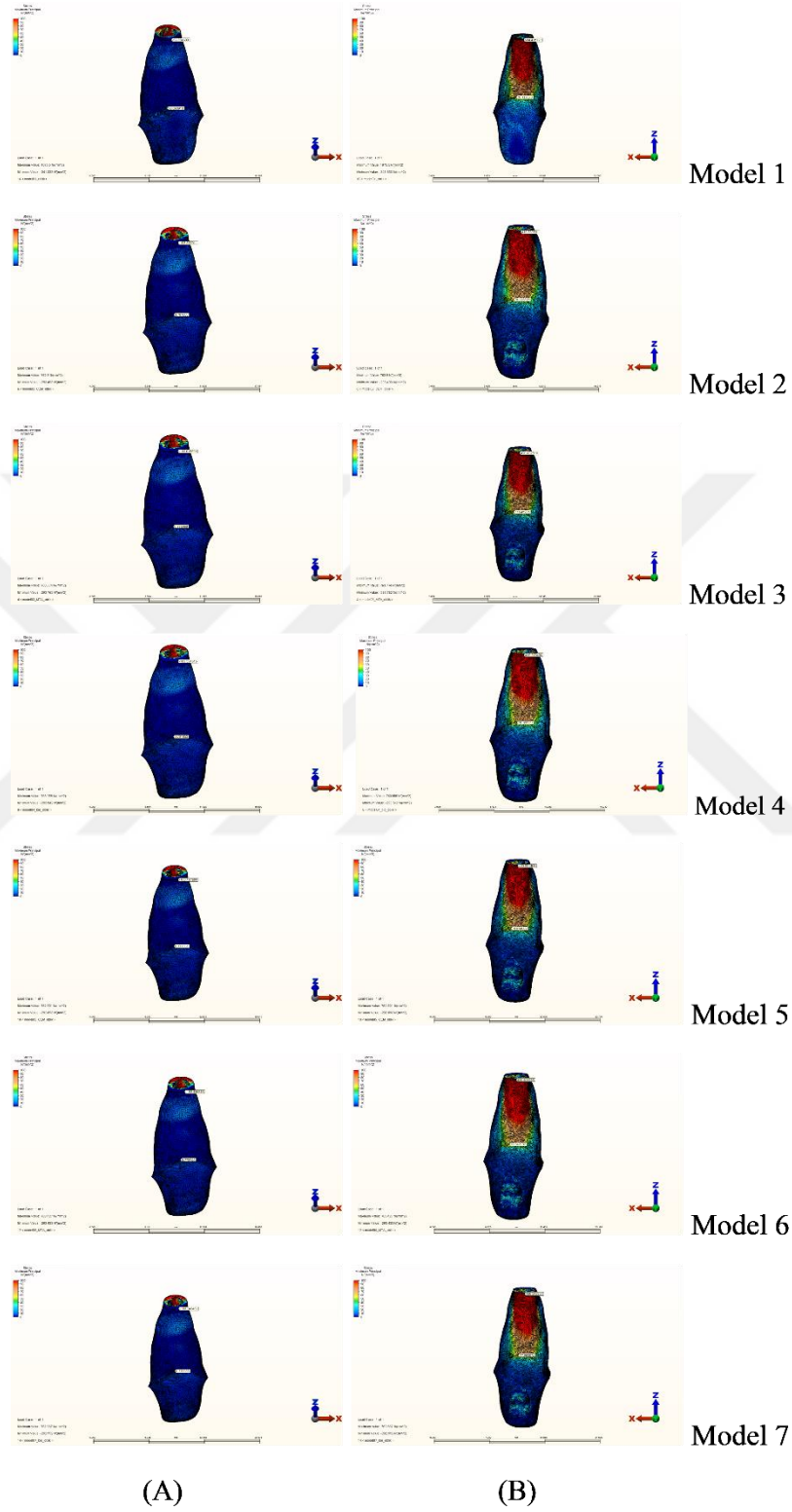
Şekil 4.97. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde dentinde oluşan maksimum asal gerilme dağılımı(A. Bukkal yüzey, B. Palatinal yüzey)

4.24. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Dentinde Oluşan Minimum Asal Gerilme Dağılımı



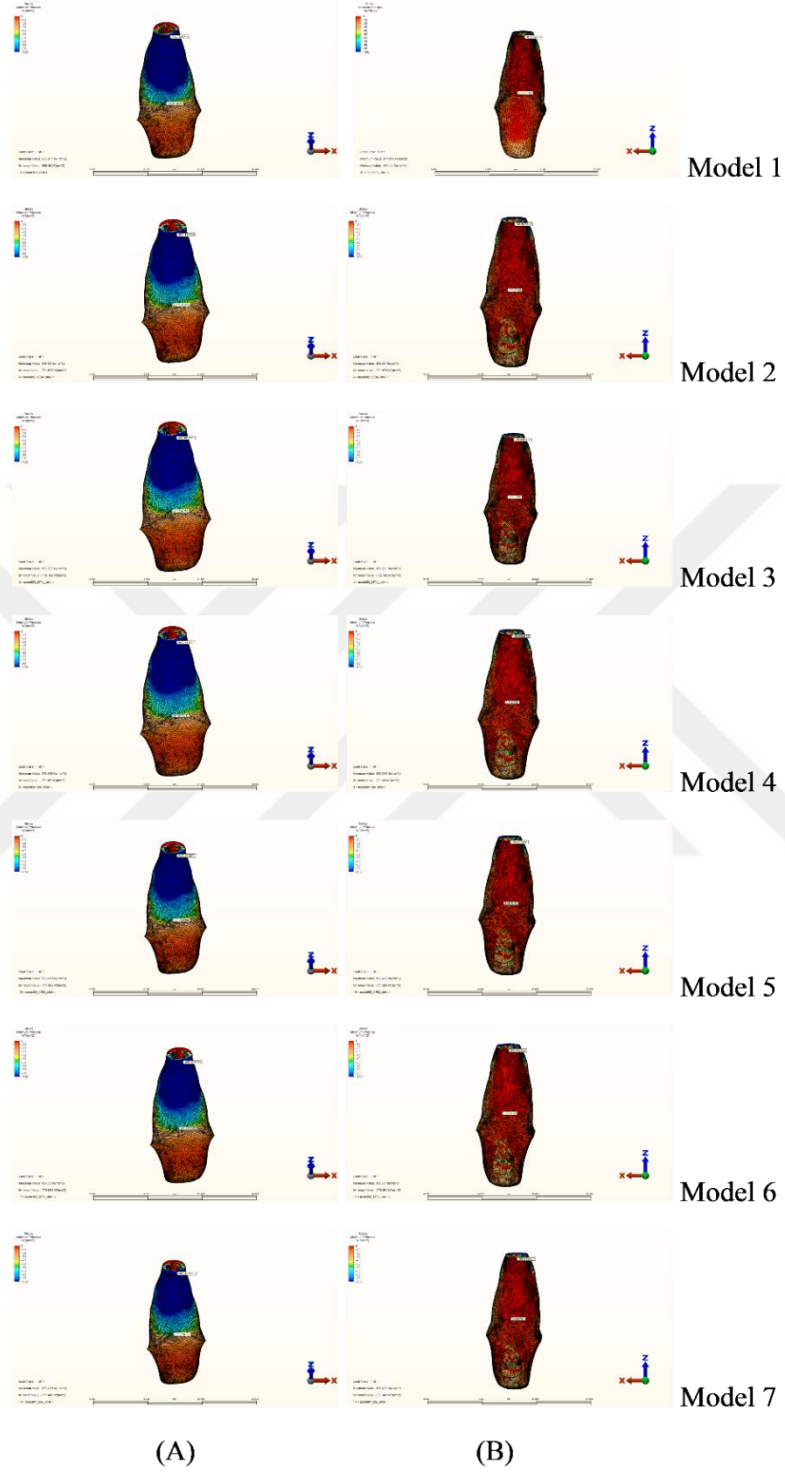
Şekil 4.98. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde dentinde oluşan minimum asal gerilme dağılımı (A. Bukkal yüzey, B. Palatinal yüzey)

4.25. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Dentinde Oluşan Maksimum Asal Gerilme Dağılımı



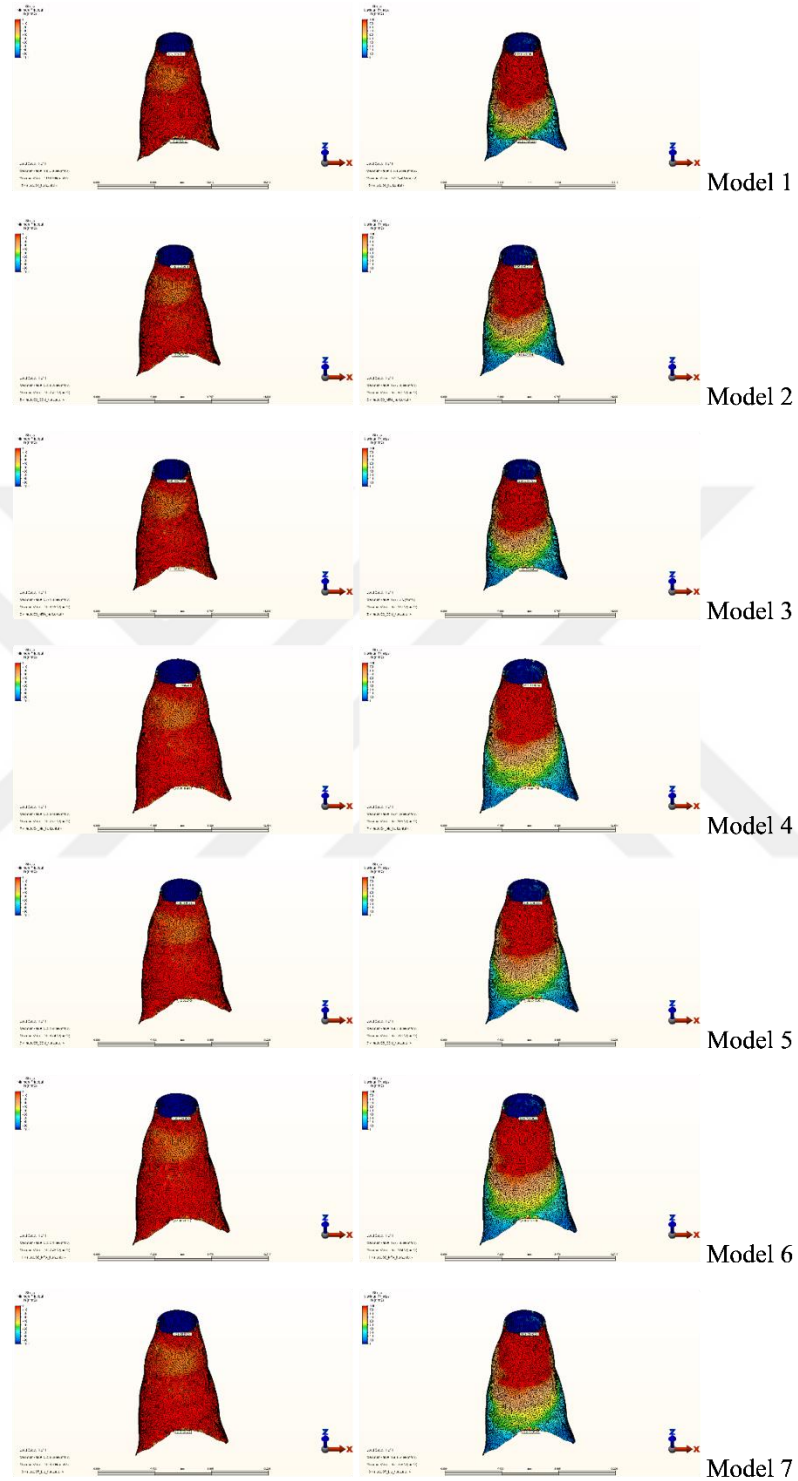
Şekil 4.99. Oblik yönde 240N kuvvet uygulandığında modellerde dentinde oluşan maksimum asal gerilme dağılımı(A. Bukkal yüzey, B. Palatinal yüzey)

4.26. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Dentinde Oluşan Minimum Asal Gerilme Dağılımı



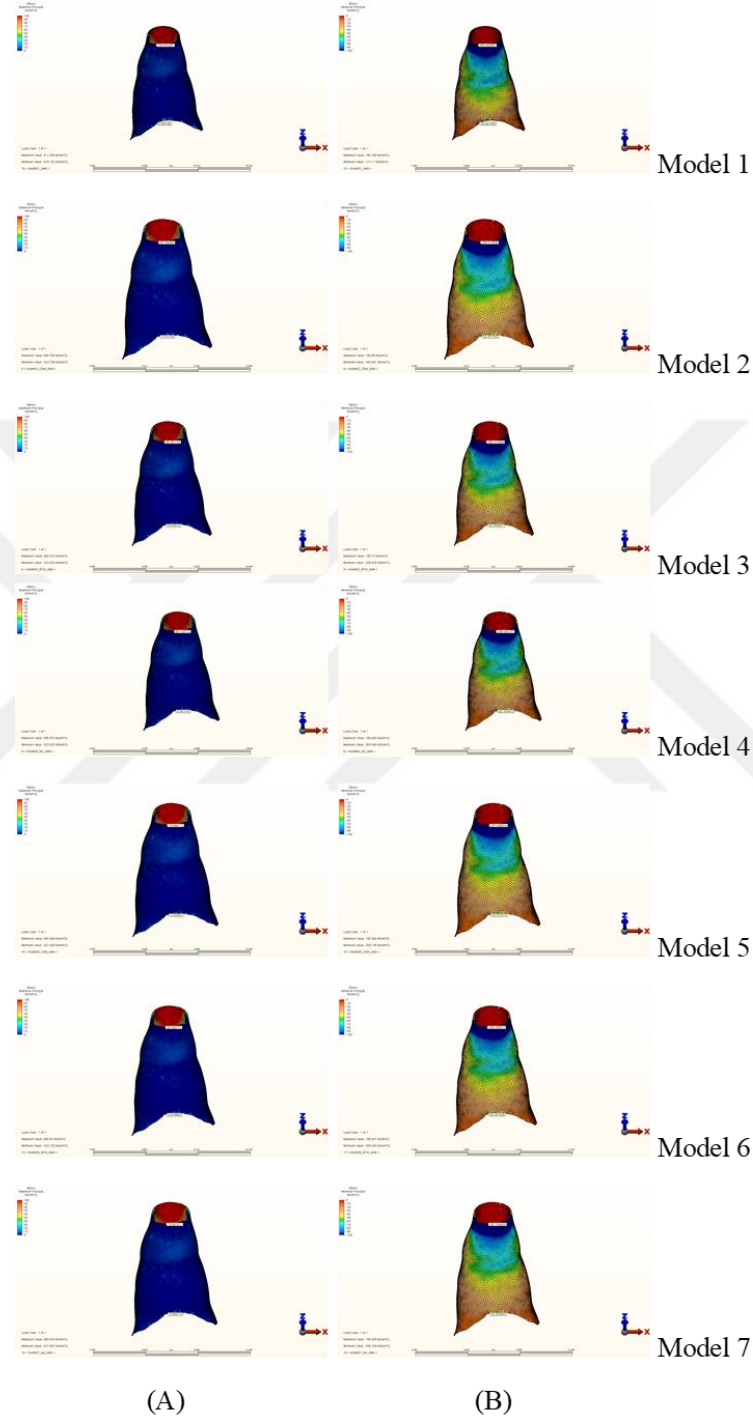
Şekil 4.100. Oblik yönde 240N kuvvet uygulandığında modellerde dentinde oluşan minimum asal gerilme dağılımı (A. Bukkal yüzey, B. Palatinal yüzey)

4.27. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Sementte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



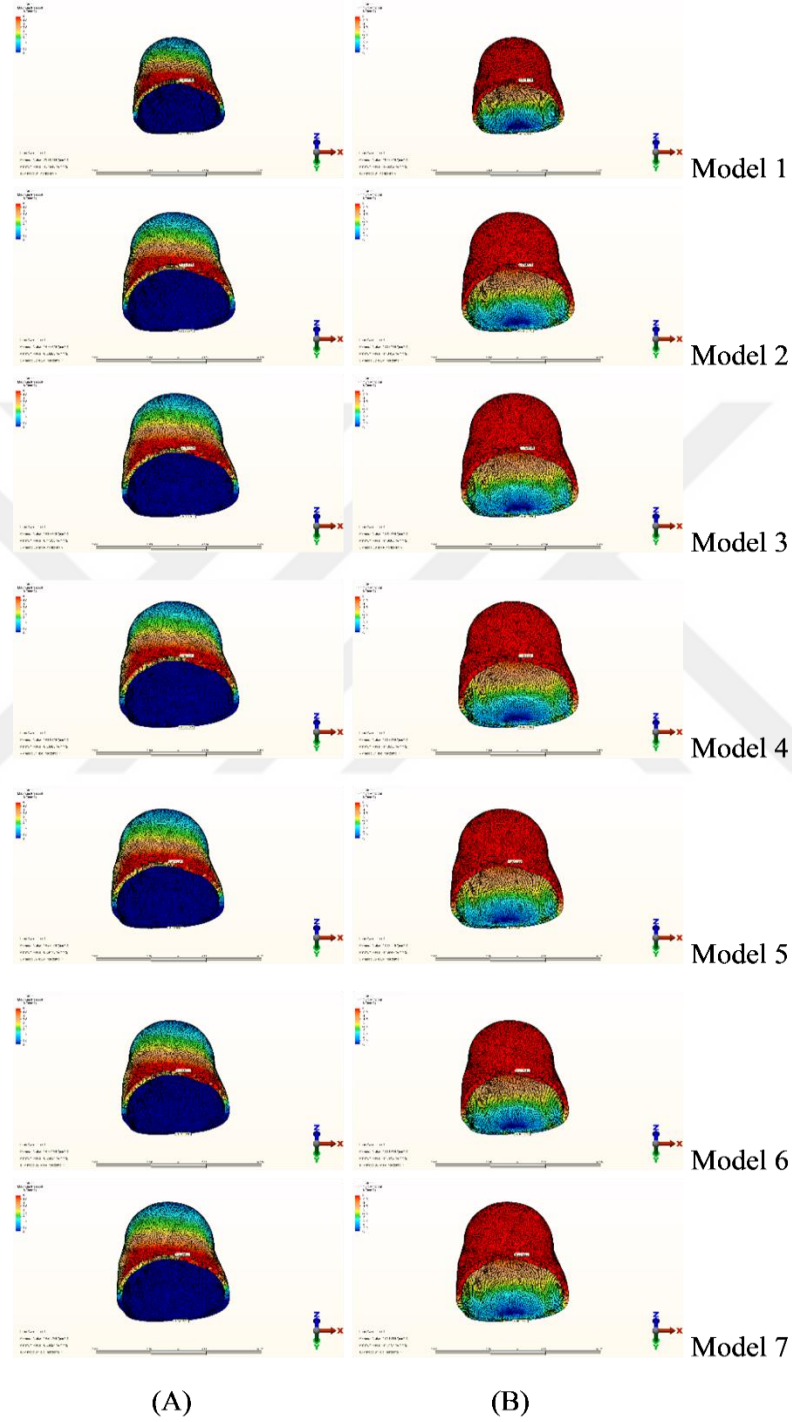
Şekil 4.101. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde sementte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.28. Oblik Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Sementte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



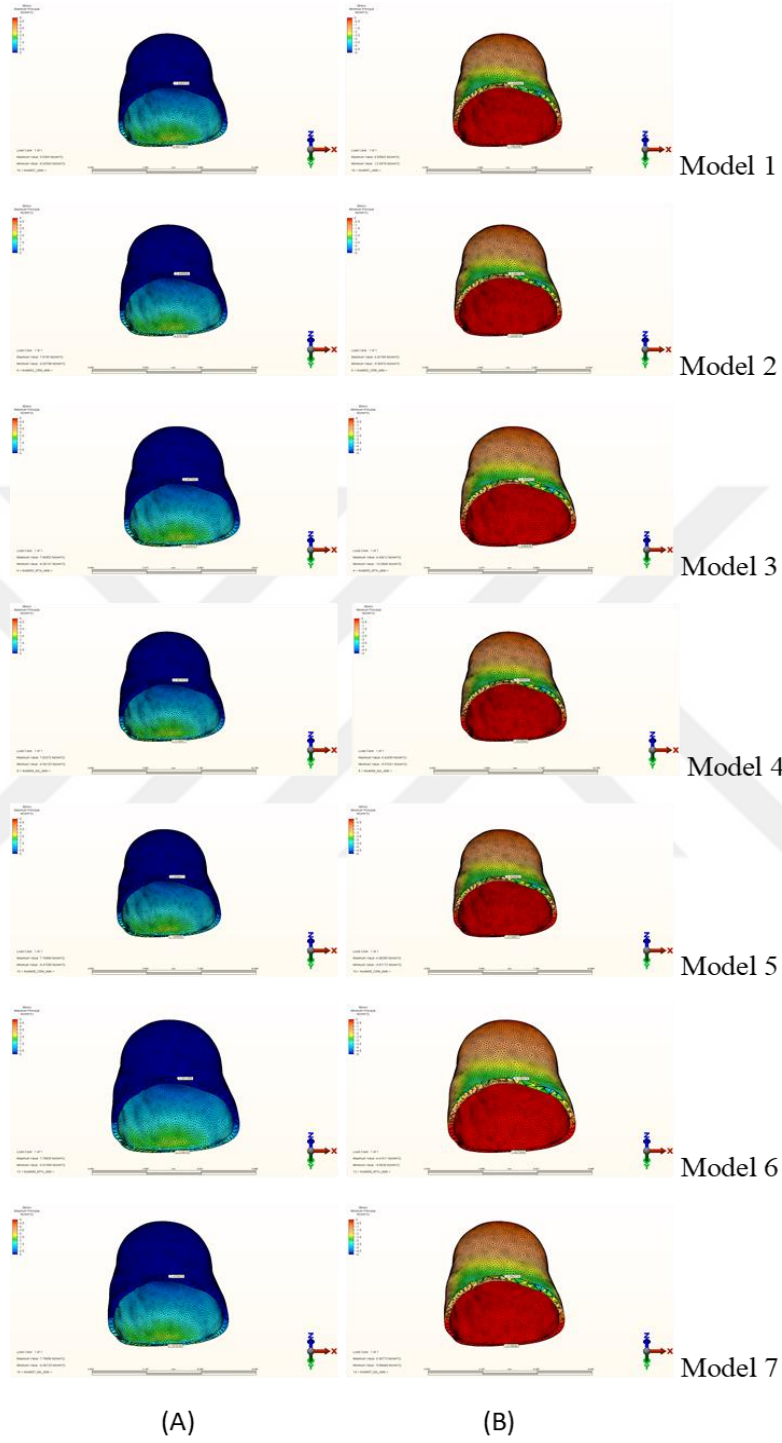
Şekil 4.102. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında modellerde sementte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.29. Horizontal Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Periodontal Ligamentte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



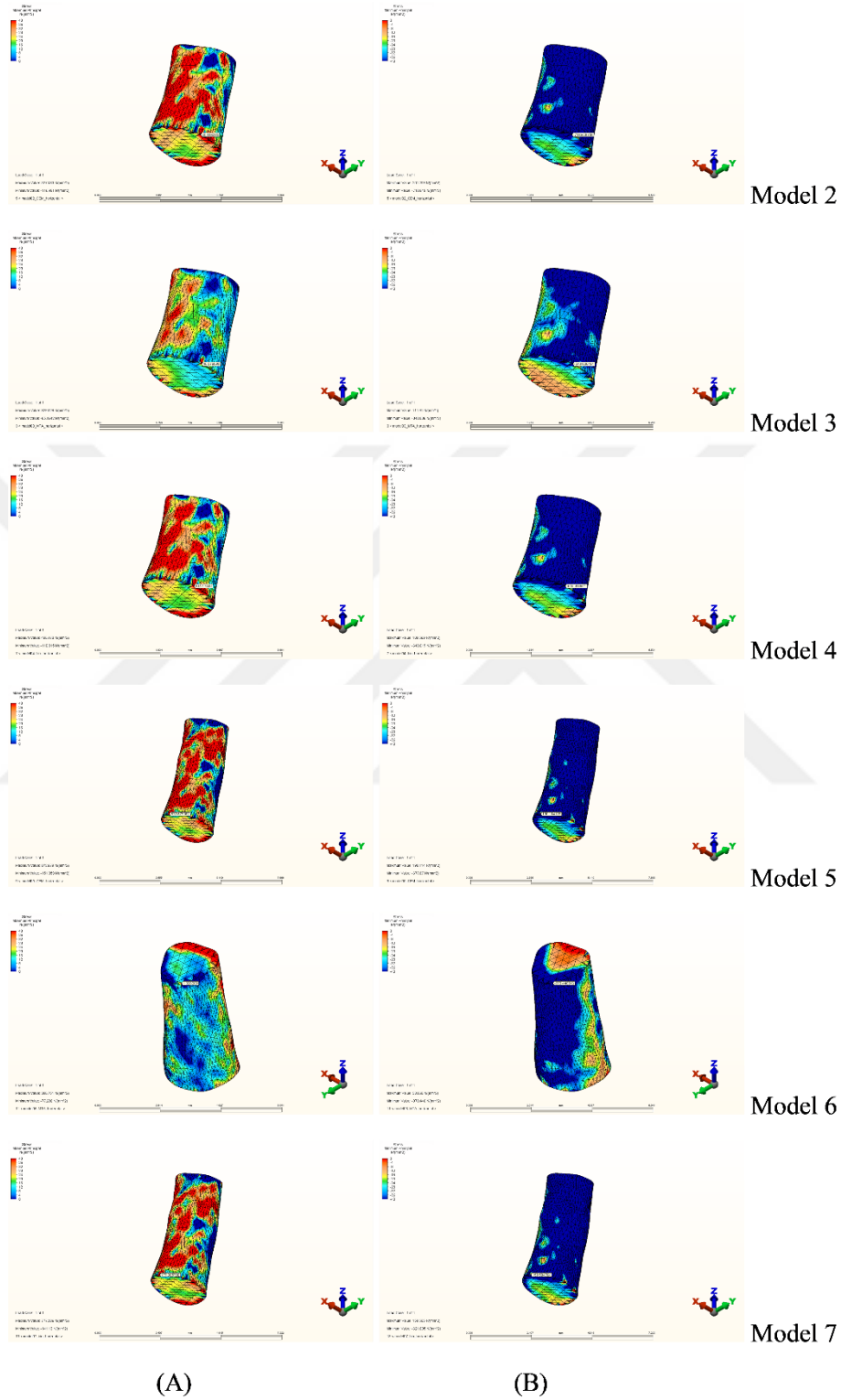
Şekil 4.103. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde periodontal ligamentte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.30. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Modellerde Periodontal Ligamentte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



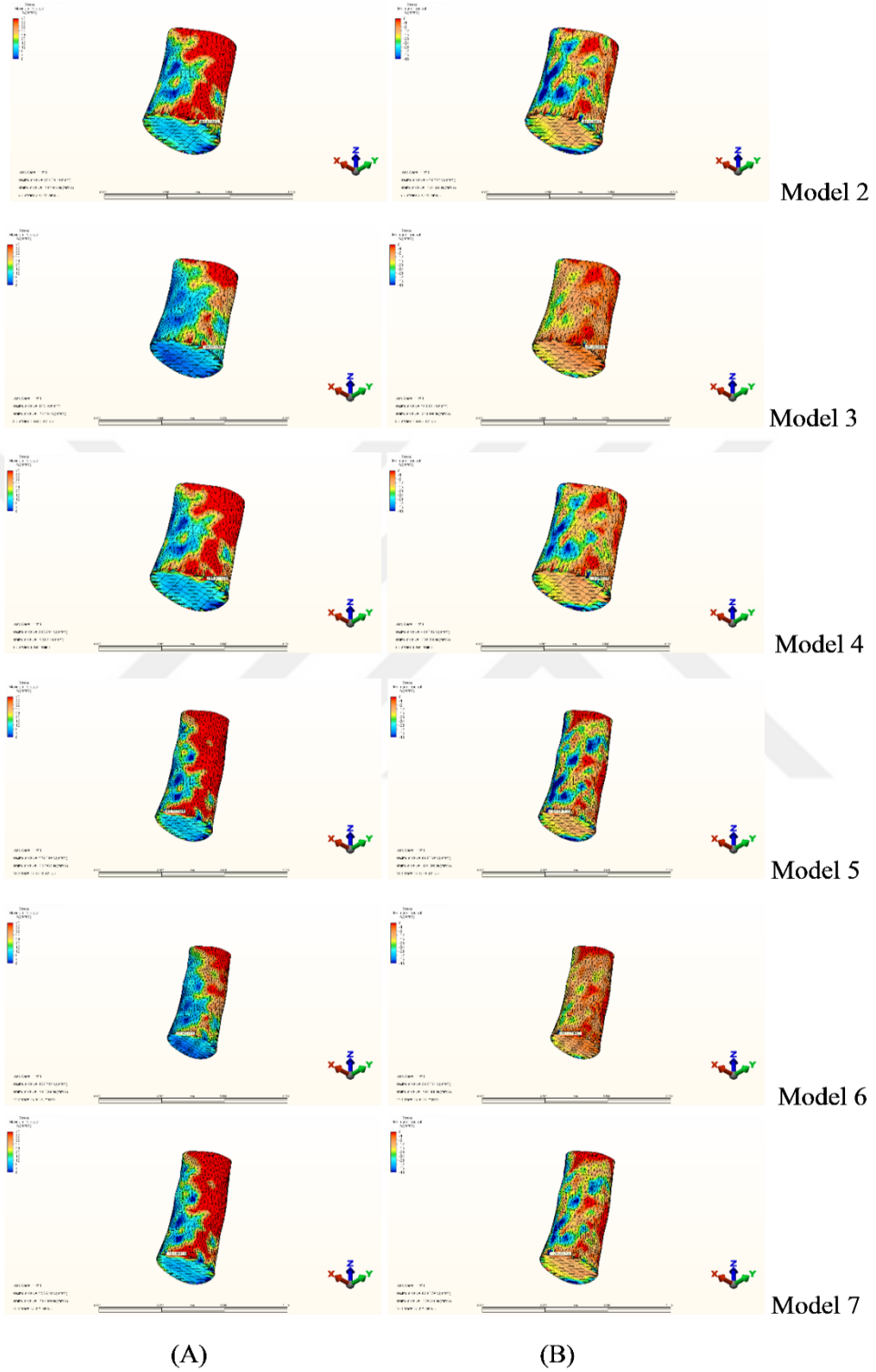
Şekil 4.104. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında modellerde sementte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.31. Horizontal Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Materyalde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



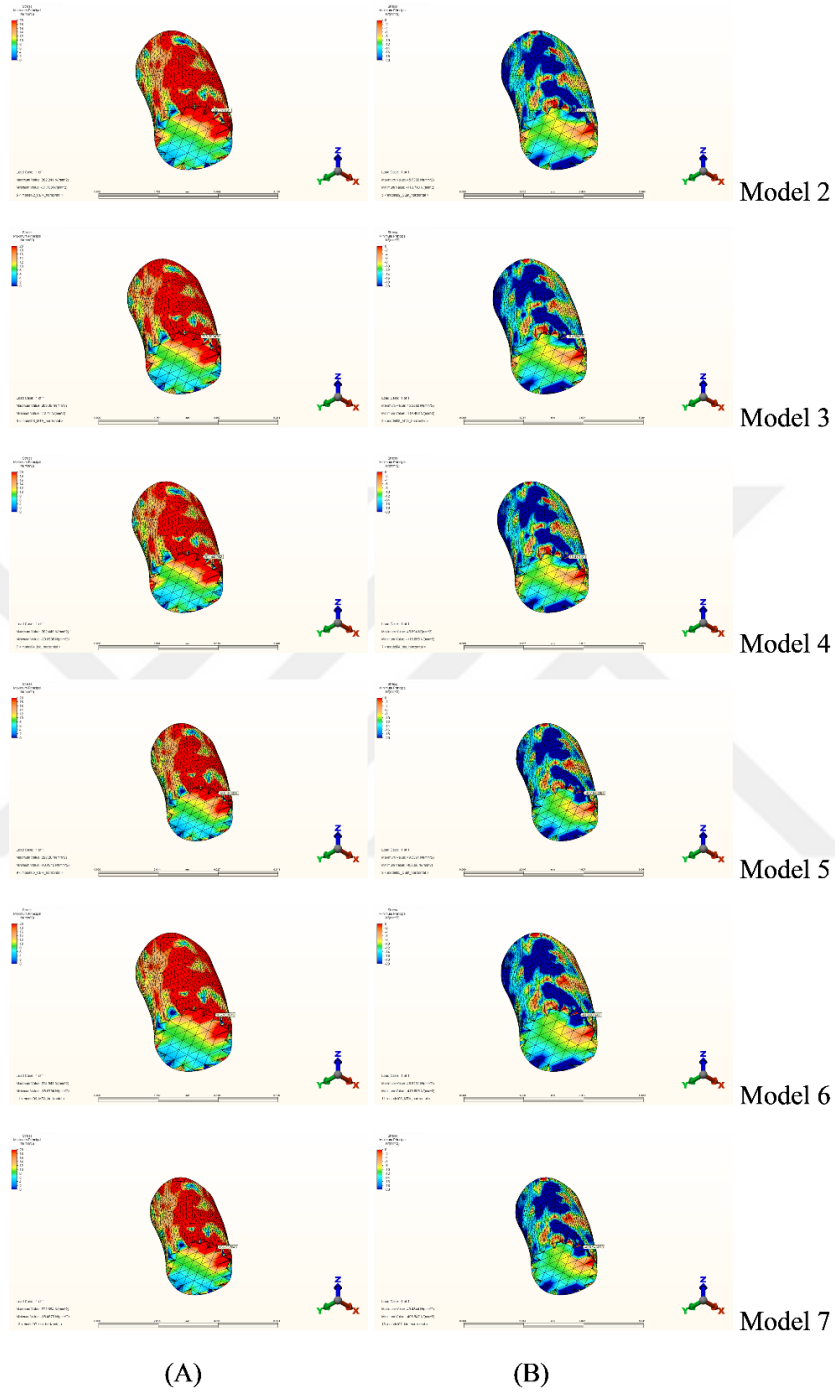
Şekil 4.105. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında modellerde materyalde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.32. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Materyalde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



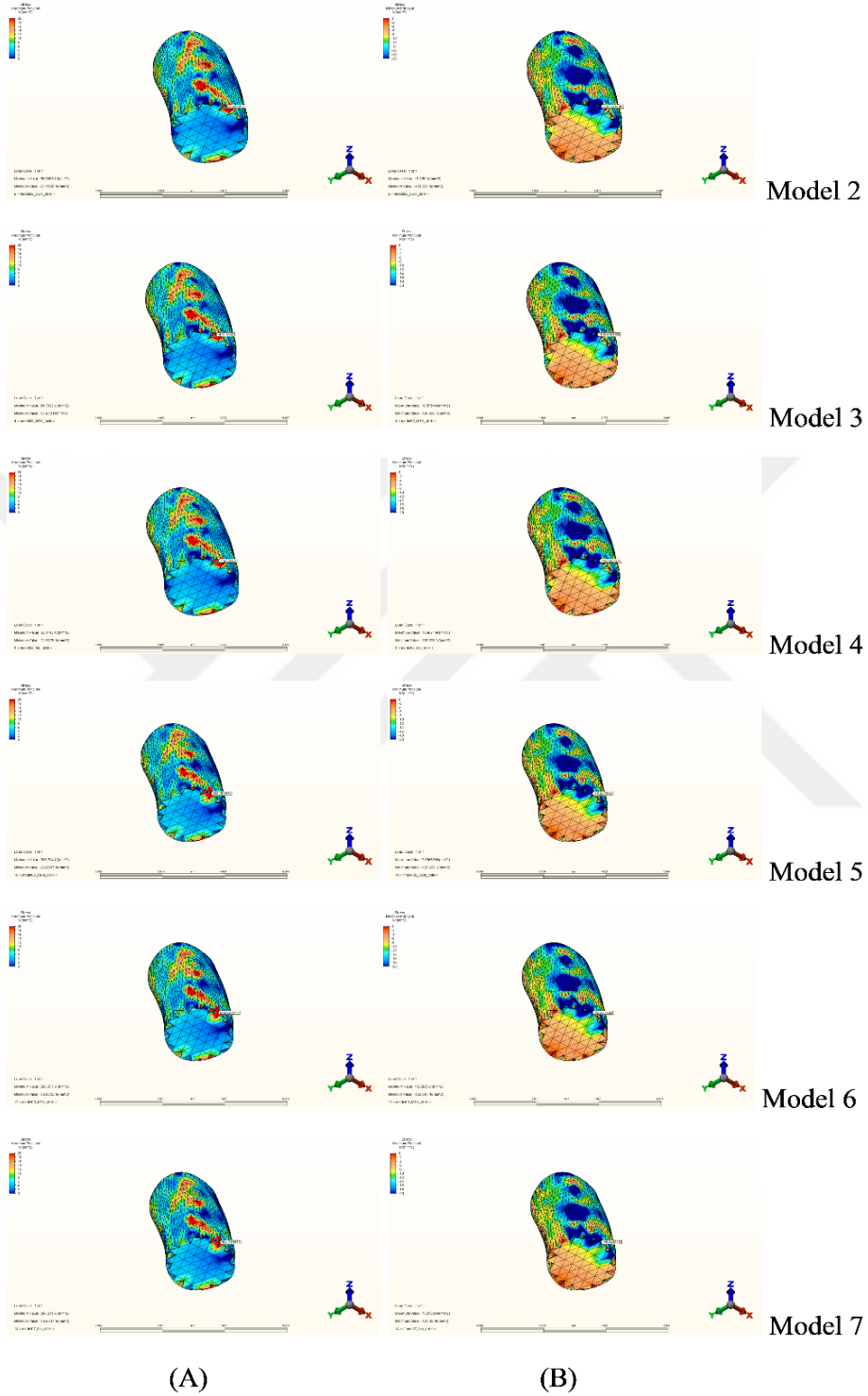
Şekil 4.106. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında modellerde materyalde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.33. Horizontal Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Cam İyonomerde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



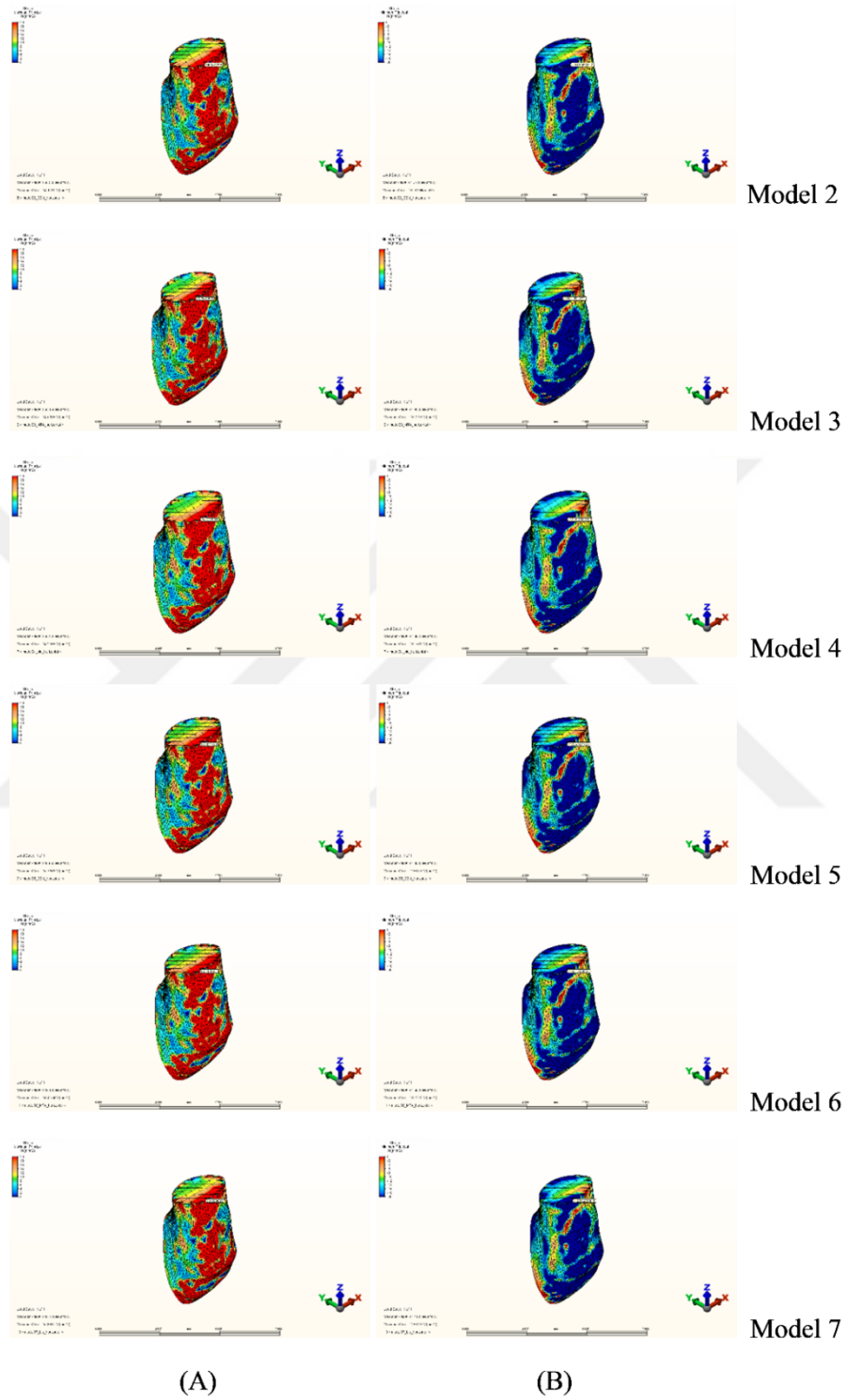
Şekil 4.107. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında cam iyonomerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.34. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Cam İyonomerde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



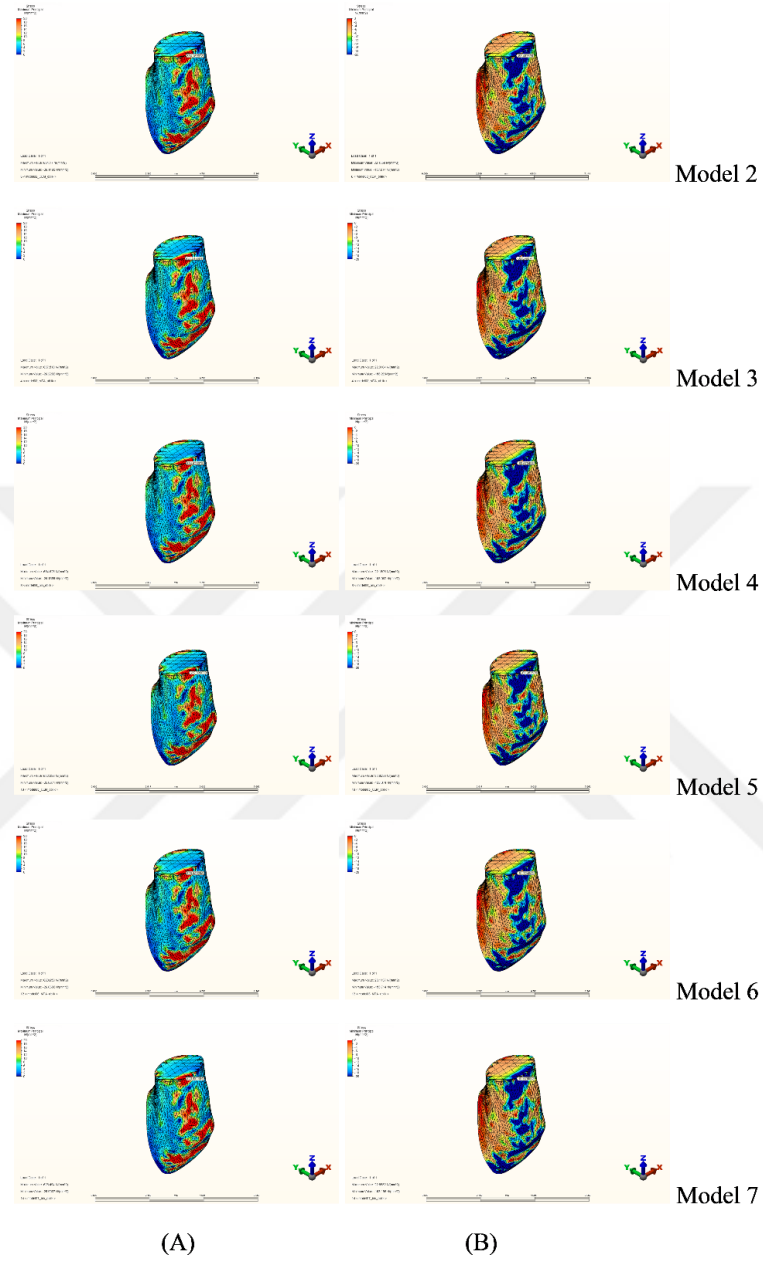
Şekil 4.108. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında cam iyonomerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.35. Horizontal Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Kompozitte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



Şekil 4.109. Horizontal yönde 300 N kuvvet uygulandığında cam iyonomerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

4.36. Oblik Yönde Kuvvet Uygulanması Sonucunda Kompozitte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Dağılımı



Şekil 4.110. Oblik yönde 240 N kuvvet uygulandığında cam iyonomerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı (A. Maksimum asal gerilim, B. Minimum asal gerilim)

5.TARTIŞMA

5.1. Yöntemin Tartışılması

Ağız içerisinde maruz kalınan ısırma ve çiğneme kuvvetleri dişlerde ve çevre dokularda strese neden olurlar. Dişler, PDL ve alveoler kemik kompleksi çiğneme sırasında oluşan yükleri dağıtmak için sinerjistik şekilde hareket ederler. Dişler, hareket ederek ve deformasyona uğrayarak, karşılaşılan yükleri stres konsantrasyonunu azaltacak ve geri dönüşü olmayan hasar olasılığını en aza indirecek biçimde dağıtır. Kuvvetler karşısında dişlerin gösterdiği direnç konusunda fikir sahibi olmak; mine, dentin, sement, pulpa olmak üzere diş yapıları üzerinde stres dağılımını bilmek yapılacak tedavilerde biyomekanik dengenin sağlanabilmesi için yol göstericidir (134).

Dişlerin maruz kaldığı bir diğer kuvvet de dental travmalar sırasında oluşur. Diş hekimliğinde hastaların acil başvuru nedenlerinden biri dental travmalardır. Travma sonrası, zamanında ve doğru müdahale hastanın medikal ve dental sağlığı için önemlidir. Dental travmalar, sonuçlarının hastayı yaşam boyu etkileyeceği çocuklarda ve genç erişkinlerde sıkça meydana gelmektedir. Tüm okul çocuklarının %25'inin dental travma yaşadığı raporlanmıştır. Yetişkinlerde görülen %33 oranındaki travmaların çoğu 19 yaşından önce meydana gelmiştir. Oluşan travmalar sonucunda daimi dişlerde kron kırıkları, süt dişlerinde ise lüksasyon yaralanmaları daha sık bildirilmiştir (5).

Çocuklarda ve genç erişkinlerde görülen TDY'lar ayrı bir önem arz etmektedir. Bu yaralanmalardan immatür dişler etkilenmektedir. Bu durum yapılacak olan tedaviyi zorlaştırmakta ve dişlerin uzun dönem prognozunda etkili olmaktadır. Çünkü immatür dişler kök uçlarının açık olması ve ince dentin duvarlarına sahip olmaları nedeniyle kırılabilir ve güçsüz bir yapıya sahiptir. İmmatür dişlerin travma ile nekrotik hale gelmesi sonucunda kök gelişimi durmakta ve kök dentin duvarları ince kalmaktadır (16).

Nekrotik pulpalı immatür dişlerin endodontik tedavisi zorlu bir klinik prosedürdür. Bu dişler uzun yıllar apeksifikasyon ile tedavi edilmiştir. Ancak apeksifikasyon ile dişlerin kök gelişimi sağlanamamakta ve dişler zayıf, kırılabilir bir formda kalmaktadır (26, 30). Ayrıca yapılan endodontik tedaviler sonrasında daha da kırılabilir hale gelebilmektedir (135). Bu durum araştırmacıları alternatif bir tedavi

arayışına itmiştir. Rejeneratif endodonti güncel ve yenilikçi bir tedavi olarak endodontik uygulamalar arasına girmiştir. RET ile immatür dişlerin kök gelişiminin devamlılığı sağlanabilmektedir. Kök dentin duvarlarının kalınlığı artmakta ve apeks kapanmaktadır (17). Bucchi ve ark. kök gelişiminin tamamlanmasıyla dişte kırılma direncinin arttığını bildirmişlerdir (133). Bu avantaj göz önünde bulundurulduğunda RET immatür dişler için ideal tedavi seçeneklerinden biridir. Ancak literatürde RET ile ilgili birçok çalışma bulunmasına karşın uzun dönem prognozunu değerlendiren çalışma sayısı sınırlıdır (3) (17, 136). Yapılan tedaviler sonrasında dişlerin uzun dönem prognozunu etkileyen faktörlerden biri kalan diş yapısının kırılma dayanıklılığıdır. Bu faktör tedavi sonrasında dişin maruz kalacağı kuvvetler karşısında hasara uğramaması için önemlidir. Restorasyonların başarılarının ölçülebilmesi için maruz kaldıkları kuvvetler sonucunda materyal ve dokularda oluşan stresler değerlendirilmelidir (137). Ağız içerisinde oluşan kuvvetler karşısında çevre dokular ve restoratif malzemelerde görülecek gerilme birikimlerinin önceden bilinmesi, dayanıklılık süresinin anlaşılması ve doğru malzemenin seçimi amacıyla çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır (138). Tedavi sonrasında dişe gelen kuvvetler karşısında diş yapılarında ve çevre dokuda oluşan stresin belirlenmesi, tedavinin biyomekanik değerlendirmesinin yapılabilmesini sağlar. Bu çalışmada RET uygulamasında kullanılan farklı materyal kalınlıklarının diş ve çevre dokuların biyomekanik özelliğine etkisi incelenerek, literatürdeki önemli boşluklardan birinin tamamlanması hedeflenmiştir.

İn vivo olarak travma kuvvetleri sonucu oluşan stres değerlendirmesi çalışmalarında hayvan modelleri kullanılmıştır. Özellikle travma yaralanmalarını inceleyen araştırmalar etik kurallar nedeniyle tartışmalıdır. İn vivo insan çalışmalarında ise travmatik bir kuvvet uygulamak kesinlikle etik değildir. Travma kuvvetleri haricinde çiğneme kuvvetlerinin biyomekanik etkilerinin in vivo olarak, canlı dokular üzerinde saptanabilmesi ise imkansızdır (129). İn vivo çalışmalar etik, maliyet ve takip etme güçlüğü nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedir (139).

Dişlerin endodontik tedavi sonrası dayanıklılığı ile ilgili in vitro çalışmalar yapılmıştır (26, 140). İn vitro çalışmalar standardizasyon problemleri içermektedir. Diş hekimliğinde yapılan in vitro çalışmalarda, periodontal ligament gibi dişe gelen kuvvet açısından önemli bir yapı taklit edilememektedir. Ağız içi ortamın periodontal dokularla birlikte tam bir simülasyonu biyomekanik değerlendirme için oldukça önemlidir ve in vitro çalışmalar bu aşamada yetersiz kalmaktadır (141).

Diş hekimliğinde yapılan tedavilerden sonra, gelen kuvvetler karşısında diş yapılarının dayanıklılığının stres analizleri ile belirlenmesi popüler bir yöntem haline gelmiştir (124). Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağız içinde kullanılan dental materyallerde stres oluştururlar. Bu streslerin dağılımlarının saptanması ve analizi yapılacak restorasyonların başarısını artırmak için gereken geliştirme çalışmalarında önemli bir anahtardır (139). Diş hekimliğinde stres analizi için; fotoelastik yöntem, gerilimölçer yöntemi, kırılğan vernik tekniği, lazer ışıklı yöntem, holografik interferometre ile analiz yöntemi, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi gibi çeşitli metodlar kullanılmıştır (118, 130). Bu yöntemlerle ağız içi ortam taklit edilebilmektedir. Bu yöntemlerin içinde sonlu elemanlar stres analizi oldukça avantajlı ve etkili bir yöntemdir. SESA, farklı koşullar altında biyomekanik süreçlerin invaziv olmayan, kontrollü ve tekrarlanabilir bir simülasyonunu sağlar (133).

SESA yöntemi herhangi bir insan materyaline ihtiyaç duyulmaması, maksimum standardizasyon sağlanması, deneylerin defalarca tekrarlanabilir olması, değişkenlerin kolaylıkla ayarlanabilir olması, gelişen bilgisayar teknolojisi ile gerçeğe yakın sonuçlar vermesi avantajlarını sağlamaktadır (124). Yapılan birçok çalışma ile SESA'nın tutarlı sonuçlar verdiği görülmüştür (130). Tüm bu özellikleri nedeniyle bu çalışmada stres analizi için SESA yöntemi kullanıldı.

SESA yönteminin iki boyutlu ve üç boyutlu modelleme yapılan tipleri mevcuttur. Diş yapılarının geometrilerinin karmaşık olması, simetrik ve solid olmaması nedeniyle gerçekçi ile bir analizinin yapılabilmesi, iki boyutlu SESA ile mümkün olmamaktadır (124). 3 boyutlu modellerin kullanımı ile cisimlerin düzensizliklerini, hacimlerini ve farklı katmanlarına ait değişiklikleri, gerçeğe en yakın şekliyle detaylı bir şekilde yansıtabilmekte ve görselleştirebilmektedir. 3 boyutlu modeller uzayda dönme olasılığı gibi bir avantajı da sunar. Böylece modeller istenilen açıda ve görüntüde incelenebilmektedir. Yapılan bir çalışmada 2 ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemlerinin güvenilirlikleri kıyaslanmıştır. Çalışma sonucunda 3 boyutlu analiz sonuçlarının 2 boyutlu analiz sonuçlarına göre stres dağılımlarını belirlemede daha başarılı sonuçlar ortaya koyduğu görülmüştür. Bu durumun kompleks yapıların 3 boyutlu modeller ile daha gerçekçi şekilde yansıtılmış olmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (142). Diş hekimliği birçok stres analizi çalışmasında 3 boyutlu sonlu

elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır (124, 129, 130). Literatürdeki bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada üç boyutlu SESA yöntemi kullanılmıştır.

Travmatik dental yaralanmalara en fazla maruz kalan dişler üst santral kesicilerdir. TDY ile ilgili yapılan birçok çalışmada üst santral kesici diş modellenmiştir. Ayrıca immatür kesici dişlerde kırılma riskinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (133, 143-145). Bu çalışmada da birçok çalışmada olduğu gibi, travma ve ısırma kuvvetleri karşısında stres değerlendirmesi için immatür üst santral kesici diş modellenmek üzere seçilmiştir (133, 146, 147).

Diş yapıları mine, dentin, sement ve periodontal ligament olmak üzere modellenmiştir. Tüm diş yapıları çalışmaya dâhil edilerek gerçeğe en yakın sonucun elde edilmesi hedeflenmiştir (148, 149). Ayrıca oluşan streslere kemik dokunun da dişle birlikte karşı koyduğu göz önünde bulundurularak kortikal ve spongios kemikte modellemeye dâhil edilmiştir.

Biyolojik dokular homojen ve izotropik değildir. Kemik, diş dokuları anizotropik özellik gösterir. SESA yönteminde ise stres dağılımını belirlemek ve bu dağılımı inceleyebilmenin kolaylaştırılması amacıyla yapılar homojen ve izotropik olarak kabul edilir (150). Bu durum sonuçların gerçeğe yakınlığını etkilememektedir (151). Stres değerlerinin karşılaştırıldığı birçok çalışmada yapılar homojen ve izotropik varsayılmıştır ve bu durum sonuçları etkilememiştir (133, 148). Bu çalışmada da tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir.

Modellerin elde edilmesi için literatürde birçok yöntemin kullanıldığı görülmüştür. Bunlar bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemleri, koordinat belirleme yöntemleri veya optik ışınlar aracılığıyla modellerin elde edilmesi yöntemleridir (152). Canlı dokularda yapılan çalışmalarda dokuların çok katmanlı iç yapılarının da modellere yansıtılması gerekmektedir. Kemik ve diş gibi dokularda SESA yapılırken modelleme için bilgisayarlı tomografi görüntülerinin kullanılması, her bir katmanın ayrı olarak modellenmesine olanak sağlamaktadır. DICOM, bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş tıbbi görüntüye ilişkin bilginin iletimi ve depolanması için geliştirilmiş bir dijital veri formatıdır. Bilgisayarlı tomografi cihazı ile elde edilen görüntüler DICOM uzantılıdır. Dental alanda yapılan birçok çalışmada DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi görüntüleri 3 boyutlu modellerin elde edilmesi için kullanılmıştır (153). Bu çalışmamızda da diş yapılarına ait tüm dokuların

detaylı analizinin yapılabilmesi için DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılmıştır.

Bilgisayarlı tomografi görüntüleri ile oluşturulan modellerde görüntü kalitesinin yüksek olması gerçeğe yakınlığının artırılmasını sağlar. Görüntünün netliği ve detayların verilebilmesi için tomografi kesit aralığının az olması gerekmektedir. Literatürde 0,5 mm kesit aralığı ile başarıyla yapılan SESA çalışmaları mevcuttur (153,154). Yaptığımız bu çalışmada da kesit aralığı 0,5 mm olarak alınmış bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılmıştır.

Kuvvetlerin diş üzerindeki etkilerinin belirlenmesindeki faktörler kuvvetin yönü, büyüklüğü, konumudur. Travmayı ve ısırma kuvvetlerinin diş üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalarda farklı yönlerde ve farklı büyüklüklerde kuvvetler uygulanmıştır (121, 145, 148). Çalışmamızda iki farklı senaryo oluşturulmuş ve sonuçları ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Travma kuvveti için dişe horizontal yönde kuronun orta üçlüsüne 300 N kuvvet uygulanmıştır. Isırma kuvveti için insizal üçlüye palatinal yönden 240 N kuvvet uygulanmıştır (133).

SESA yönteminde elde edilen sonuçlar değerlendirilirken Von Mises, asal gerilmeler gibi stres tipleri kullanılmaktadır. Von Mises stresler, asal gerilme streslerinin bir ortalaması olup, stres dağılımı ile ilgili genel bir bilgi verir (155). Asal gerilmeler ise maksimum, minimum ve intermediate olarak üçe ayrılır. Her bir gerilme farklı bir stres tipini ifade eder. Maksimum asal gerilme çekme stresleri hakkında, minimum asal gerilme ise sıkışma stresleri hakkında bilgi sağlamaktadır (156). Çalışmamızda diş dokuları ve kemik dokuda oluşan sıkışma ve gerilme alanlarını belirlemek amacıyla maksimum ve minimum asal gerilmeler, oluşan stresin genel dağılımı hakkında bilgi edinmek amacıyla da Von Mises stresler kullanılmıştır.

Çiğneme yüklerine maruz kalan dişlerde tedavilerde kullanılan materyallerin sertlik, akma dayanımı ve elastisite değerlerinin mine ve dentin dokularıyla uyumlu olması dişlerin prognozu açısından önemlidir. Çalışmamızda Von Mises haricinde değerlendirdiğimiz maksimum ve minimum asal gerilmelere karşı biyolojik dokuların toleransı farklıdır. Bu etki eden kuvvet sonucunda mine, dentin, sement gibi diş dokularıyla birlikte kemik dokuda da farklı düzeyde etki meydana geldiğinin göstergesidir. Ayrıca diş dokuları sıkışma streslerine çekme streslerinden daha

dayanıklıdır. Bu nedenle çekme streslerini ifade eden maksimum asal gerilme değerleri bizim için ayrı bir önem taşımaktadır.

Elde edilen stres değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. (130). Çalışmamızda stres değerleri görsel, nicel ve nitel açıdan dikkatle yorumlanmıştır.

5.2. Materyal Seçiminin Tartışılması

Literatürde rejenerasyon için MTA'nın kalınlığını SESA değerlendiren değerlendiren bir tane çalışma bulunmuştur (149). Bu yeni ve başarısı yüksek tedavinin prosedürünün tam olarak anlaşılabilmesi için farklı materyaller ve farklı kalınlıklarla yapılan çalışmaya rastlanılamamıştır. Literatürdeki bu açığı kapatmak için bu çalışma tasarlanmıştır.

Çalışmamızda rejeneratif endodontiye öncülük eden, güncel biyomateryaller seçilmiştir. MTA günümüzde popüler ve başarısı çalışmalarla kanıtlanmış, endodontik tedavilerde sıklıkla tercih edilen bir biyomateryaldir (83, 89). Birçok avantajına karşın, oldukça pahalı olması, manipülasyonunun zor olması, geç sertleşme süresi, koronal renklemeye neden olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (73, 90, 91). Bu nedenle MTA'nın avantajlarını sağlayıp, dezavantajlarını elimine edebilmek amacıyla alternatif yeni biyomateryaller üretilmiştir. Seçilen diğer materyaller olan Biodentin ve CEM bu bakış açısıyla geliştirilmiştir (78).

Biodentin MTA'nın sahip olduğu birçok avantajı sağlamakla birlikte, daha kısa sertleşme süresi, daha üstün basınç dayanımı ve mikrosertlik özelliklerine sahiptir (157). Ancak Biodentin ile ilgili MTA kadar çok sayıda çalışma literatürde henüz yerini almamıştır (158). Bir tez çalışmasında (159), kanal dolun materyali olarak kullanılan MTA, Biodentin ve Bioagregatın, immatür dişlerde kırılma direncine etkisi in vitro değerlendirilmiştir. Biodentin'in MTA'ya kıyasla daha yüksek kırılma direnci sağladığını ve klinisyenlerce kullanımının yaygınlaştırılabilmesi için, literatürün Biodentinin mekanik özellikleri ile ilgili çalışmalarla desteklenmesi gerektiği belirtilmiştir. Biz de çalışmamızda immatür santral kesici dişte, Biodentini biyomekanik olarak değerlendirmemizi sağlayan stres analizini gerçekleştirdik.

CEM, MTA'ya alternatif olan biyomateryallerden bir diğeridir. MTA'nın kullanıldığı birçok endodontik alanda başarıyla kullanılabilir (71, 78). CEM ile

ilgili çalışma sayısı Biodentin’de olduğu gibi MTA’ya göre sınırlıdır. Klinisyenler bu materyalleri uygulamak için kanıta dayalı verilere ihtiyaç duymaktadır. Bu çalışmada birçok klinik alanda kullanılan MTA, Biodentin ve CEM biyomateryalleri seçilerek, RET sonrası diş yapılarında ve kemik dokuda oluşturdukları biyomekanik etki değerlendirilmiştir.

SESA ile yapılan çalışmalarda analizin yapılabilmesi için diş dokuları, kemik doku ve kullanılan malzemelerin elastisite modülü ve poisson oranının programa yüklenmesi gerekmektedir. MTA ve Biodentin’e kıyasla CEM ile ilgili literatürdeki eksik noktalardan biri; CEM’in elastisite modülü ve poisson oranının belirlenmemiş olmasıdır. CEM’in bu değerleri bulunmadığı için yapılan literatür taramasında, CEM’in kullanıldığı herhangi bir SESA çalışmasıyla karşılaşılmamıştır. Diş hekimliğinde nanoindentasyon yöntemi ile birçok materyalin ve dokunun elastisite modülü belirlenmiştir (160, 161). Bu çalışmada da nanoindentasyon testi ile CEM’in elastisite modülü ve poisson oranı belirlenmiştir. Bu açıdan çalışmamız literatürde bir ilk olacaktır. MTA kadar başarılı ancak yeterince kanıtla desteklenmediği için yaygın kullanılmayan, üstelik daha ekonomik bir materyal olan CEM için literatürdeki önemli bir eksiklik tamamlanacaktır.

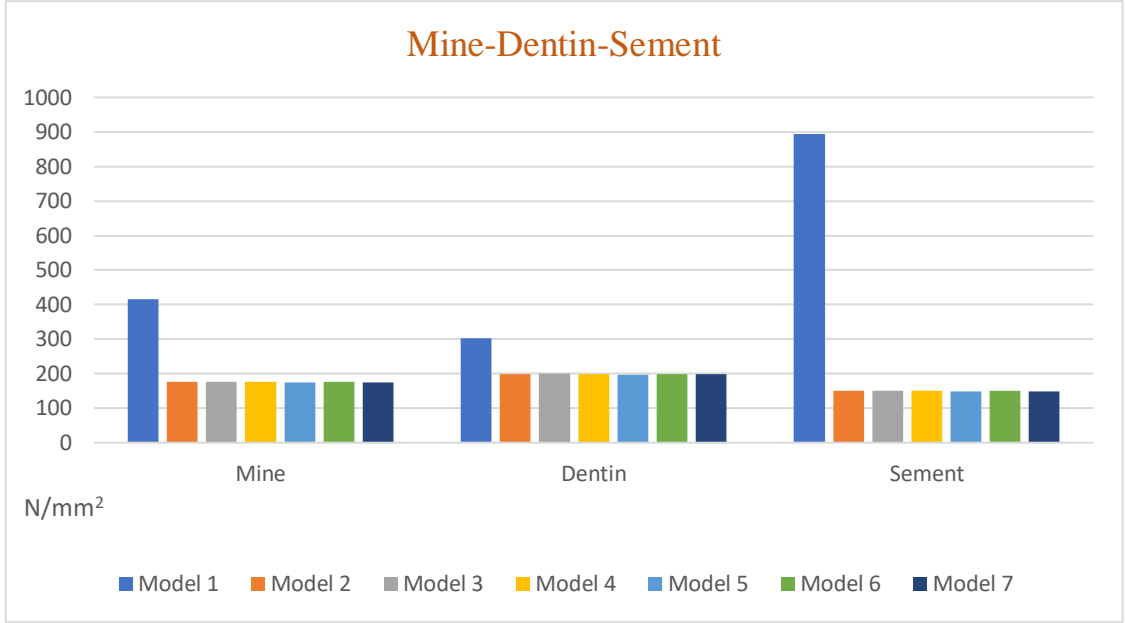
5.3. Sonuçların Tartışılması

Çalışmamız sonucunda elde edilen verilere göre; minede en yüksek Von Mises stresi tüm modellerde kuvvetin uygulandığı alanda ve oblik kuvvette oluşmuştur. RET uygulanan tüm gruplarda oblik ve horizontal yöndeki maksimum Von Mises stresi, gruplar kendi içinde olmak üzere aynı değerde bulunmuştur (Tablo 4.1). Bu durumun; en yüksek stresin fizik kanunlarının doğal bir sonucu olarak kuvvetin uygulandığı alanda ve diğer faktörlerden etkilenmeden direk minede gerçekleşmesinden kaynaklı olduğunu düşünüyoruz. Ayrıca bu durum modellediğimiz yapının tüm gruplardaki homojenliğinin de bir göstergesidir. Ancak bu durumda materyallerin oluşturduğu etkileri kıyaslayamamaktayız. Biz de çalışma planlanırken bu durumu göz önünde bulundurarak, literatürde yapılan çalışmaların ışığında (147, 162) maksiller santral dişte en çok stres birikiminin görüldüğü alan olan servikal bölgedeki maksimum stresi de değerlendirdik. Desai ve ark. (162), bu değerlendirmemizi destekler şekilde, immatür dişlerde yüksek servikal kök kırığı ihtimalini vurgulamışlardır. Minede servikal bölgede oluşan stresi değerlendirdiğimizde; horizontal kuvvet sonucu en yüksek stres değeri

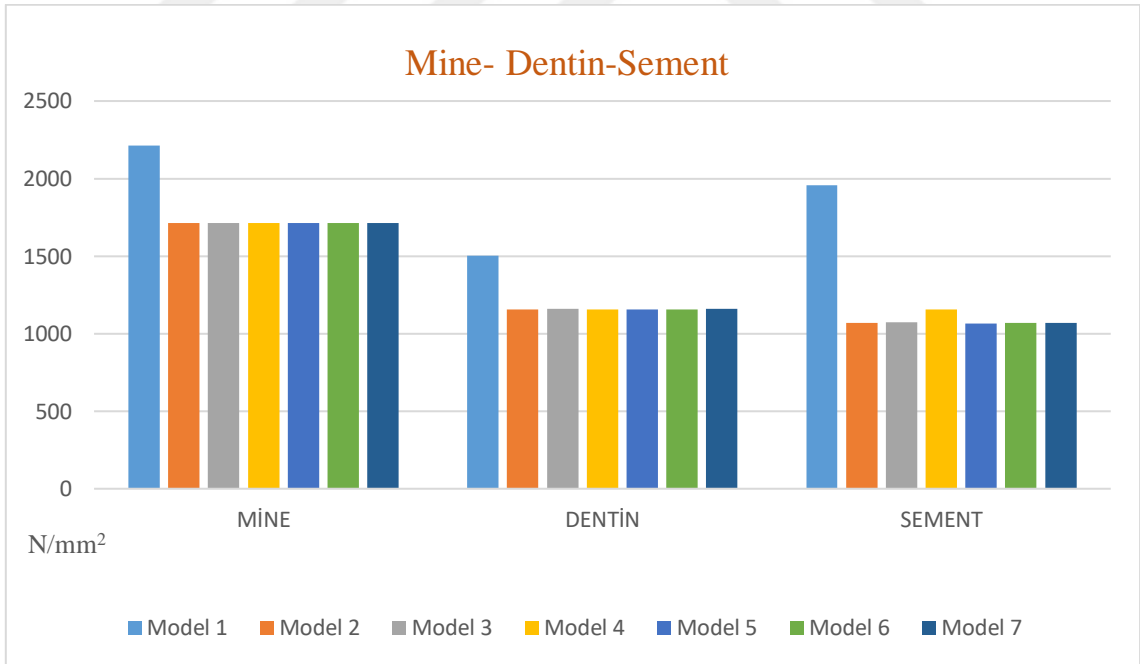
kontrol grubunda (414.064MPa) çıkmıştır. RET uygulanan tüm modellerde stres değerleri belirgin oranda azalmıştır (Tablo 4.1). MTA, CEM ve Biodentin uygulanan modeller arasında belirgin bir fark olmamakla birlikte, en az stres değeri CEM uygulanan modellerde (model 2 ve model 5) oluşmuştur. Materyal kalınlığı olarak incelendiğinde 5 mm materyal uygulandığında oluşan stres değerleri, 3 mm grubuna göre daha az olmasına rağmen, belirgin bir fark bulunmamaktadır (Tablo 4.1).

Oblik yöndeki kuvvetin minedeki sonuçlarını değerlendirdiğimizde en yüksek stres değeri kontrol grubunda oluşurken, RET uygulanan tüm gruplarda stres değerleri belirgin olarak azalmıştır (Tablo 4.1). Servikal bölgedeki stres değerleri incelendiğinde horizontal kuvvetten farklı olarak kontrol grubunda en yüksek stres oblik kuvvette oluşurken, RET uygulanan gruplarda horizontal kuvvet sonucunda oluşmuştur. Bu durumun oblik kuvvetin vertikal bileşenine bağlı olarak, materyallerin kuvveti daha çok absorbe etmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Yine aynı nedene bağlı olarak horizontal kuvvete göre oblik kuvvet sonucunda stres değerlerindeki azalmanın daha çok olduğu söylenebilir. Huang'ın (125) çalışmasında maksimum stres dağılımının oblik kuvvette kuvvetin uygulandığı alanda olduğu belirlenmiştir. Ayrıca en yüksek stres değerlerinin vertikal kuvvette olduğu yönündeki bulgusu da bizim çalışmamızdaki vertikal bileşen kaynaklı yüksek stres değerleri görülmesini açıklayabilir. Materyal kalınlıkları incelendiğinde ise 5 mm materyal uygulanan modellerde (model 5,6,7) stres değerlerinin belirgin olmamakla birlikte, 3 mm materyal uygulanan modellere (model 2,3,4) göre arttığı belirlenmiştir (Şekil 5.1-2).

Dentinde oluşan stres değerlerini incelediğimizde; horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucunda tüm modellerde en yüksek stresin apekte ve palatinal uçta olduğu görülmüştür (Şekil 4.2,22,34,46,58,70,82). Bu durum horizontal kuvvet etkisiyle orta üçlüde oluşan dönme merkezinin doğal bir sonucudur. RET uygulanan tüm modellerde hem maksimum noktada hem de servikal bölgede oluşan stres değerleri kontrol grubuna göre azalmıştır (Tablo 4.1., Şekil 5.1. ve 5.2.). Materyalleri kıyasladığımızda CEM grubunda apekte ve servikal bölgede en yüksek stres değerinin sırasıyla MTA, Biodentin ve CEM modellerinde olduğu görülmüştür. Materyal kalınlıklarını kıyasladığımızda 3 mm ve 5 mm arasında önemsiz bir fark olmakla birlikte 5 mm'de daha az stres olduğu belirlenmiştir (Tablo 5.1-2).

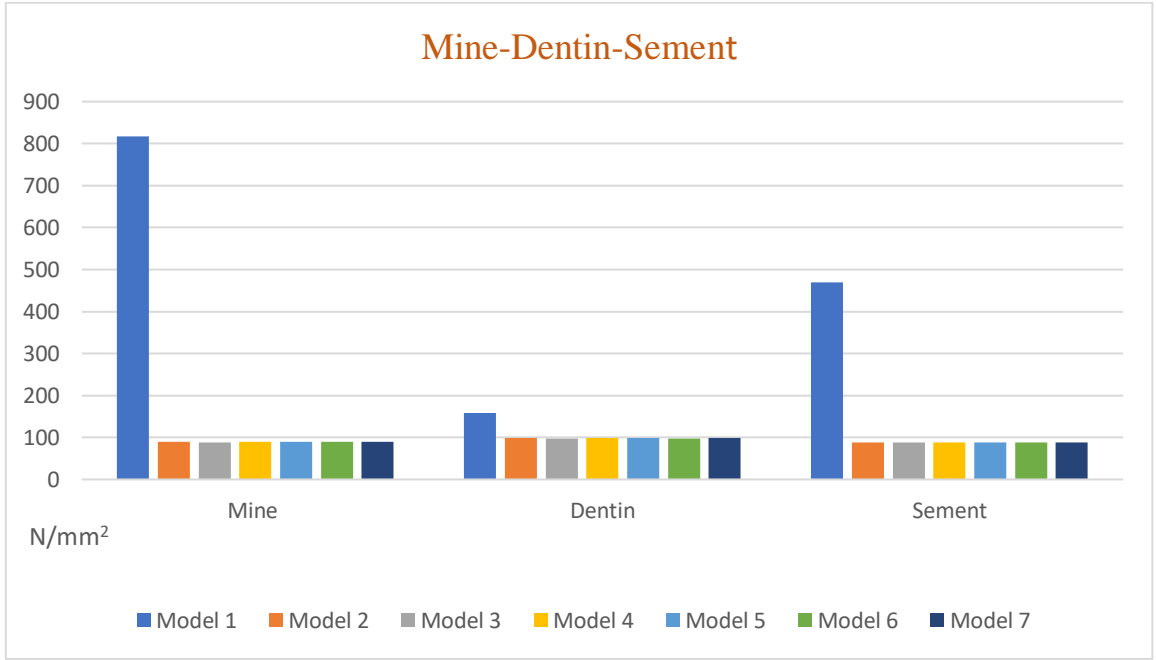


Şekil 5.1. Horizontal kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında mine, dentin, sementte servikal alanda oluşturduğu Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması

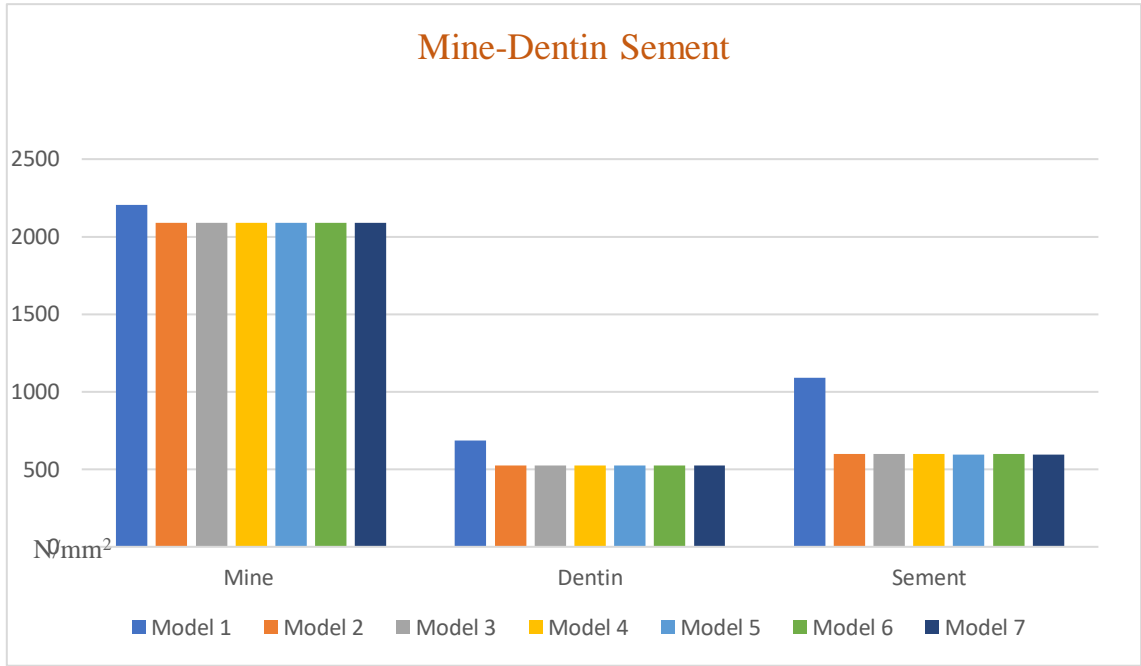


Şekil 5.2. Horizontal kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında mine, dentin, sementte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması

Oblik yöndeki kuvvetin sonuçlarına göre dentinde en yüksek stres kontrol grubunda oluşmuştur. Servikal bölgede ve apekte dentinde en az stresin CEM uygulanan grupta olduğu, bunu sırasıyla Biodentin ve MTA'nın takip ettiği görülmüştür. Bu durum Biodentin ve CEM'in oblik kuvvet karşısında oluşan stresi apekse daha az ileterek absorbe etmesinden kaynaklanmış olabilir. Materyal kalınlıklarının kıyaslaması horizontal kuvvet değerleri ile paraleldir (Şekil 5.3-4).



Şekil 5.3. Oblik kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında mine, dentin, sementte servikal alanda oluşturduğu Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.4. Oblik kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında mine, dentin, sementte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması

Sementte oluşan stresleri değerlendirmizde RET uygulanan tüm modellerde kontrol grubuna göre stres değerleri azalmıştır (Şekil 5.1-2). Modeller arasındaki değişim dentin sonuçları ile paraleldir. Özellikle immatür dişlerde oldukça ince ve kırılabilir olan bu yapıdaki stres değerlerindeki azalma, RET'in biyomekanik etkisinin önemini ortaya koymaktadır.

Horizontal yönde servikal bölgede mine, dentin ve sementte oluşan Von Mises değerleri kıyaslandığında en yüksek stresin sementte olduğu görülmektedir (Şekil 5.1). Bu da çoğu çalışmada ihmal edilen (163, 164) bu yapının önemini göstermektedir. Maksimum Von Mises değerlerini kıyasladığımızda ise; en yüksek stresin minede olduğu görülmüştür (Şekil 5.1).

Minede oluşan asal gerilmeleri değerlendirmizde; horizontal kuvvet uygulanması sonucunda çekme streslerini temsil eden maksimum asal gerilmelerin servikobukkal bölgede ve kuvvetin uygulandığı alanda olduğu görülmüştür (şekil 4.93). Sıkışma gerilmelerini temsil eden minimum asal gerilmelerin ise kuvvetin uygulandığı alanda ve servikopalatinal bölgede olduğu izlenmiştir (Şekil 4.94). Bu bölgede elde edilen stresleri sayısal olarak incelediğimizde; maksimum asal streslerin kontrol modelinde en yüksek değerde olduğu, en az stresin sırasıyla MTA, Biodentin

ve CEM' de olduğu, aralarındaki farkın önemsiz olduğu görülmüştür. Materyal kalınlıklarını kıyasladığımızda 5 mm olan modellerde daha az stres oluşmasına rağmen aradaki fark oldukça azdır (Tablo 4.6).

Minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde en yüksek değer kontrol grubunda olduğu, materyalleri kıyasladığımızda CEM'de en az değerde olduğu, bunu Biodentin ve MTA'nın takip ettiği görülmüştür. Aralarındaki fark oldukça azdır. Materyal kalınlıklarında 5 mm modellerinde daha az olmakla birlikte önemli bir farklılık bulunmamıştır.

Diş yapılarının çekme streslerine, sıkışma streslerine göre daha az dayanıklı olduğunu göz önünde bulundurarak, elde ettiğimiz sonuçlara göre minede servikobukkal bölgede oluşan çekme stresleri tüm modellerde minenin çekme direncinden (16.7 MPa) (117) daha yüksek değerde bulunmuştur (Tablo 4.6). Bu durum bu bölgenin kırılma riski taşıdığını ve yapılan tedavilerde biyomekanik yönden güçlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Oluşan minimum asal stres değerleri ise minenin sıkışma direnci (321/384 MPa) (117) sınırları dahilindedir (Tablo 4.6).

Oblik kuvvet sonucunda oluşan maksimum asal gerilmelerin servikopalatinal bölgede ve kuvvetin uygulandığı alan olan insizal kenarda olduğu görülmüştür (şekil 4. 95). Minimum asal gerilmelerin yoğunlaştığı alanlar ise servikolabial bölge olmuştur (şekil 4.96). Oluşan çekme stresi değerleri minenin sınırı dışındadır. Bu nedenle maksimum ısırma kuvveti karşısında bu bölgeler kırılma riski taşımaktadır. Sıkışma stresleri ise mine sınırları içerisindedir. Her iki stres tipinde de RET uygulanan gruplarda stres değerleri kontrol grubuna göre azalmıştır. Sayısal olarak materyallerdeki sıralama horizontal kuvvet sonuçları ile paraleldir (Tablo 4.6).

Dentinde oluşan asal gerilmeleri incelediğimizde; horizontal kuvvet sonucunda maksimum asal gerilmelerin bukkal yüzeyde kök dentinine yoğun bir şekilde dağıldığı görülmüştür. Seçilen noktalardaki asal gerilmeler değerlendirildiğinde en yüksek değer apeksin bukkalinde oluşmuştur. Bu alan çekme streslerine karşı riskli bir bölge teşkil etmektedir. RET sonrası modellerde, kontrol grubuna göre oluşan stresler azalmıştır. Minimum asal stresler değerlendirildiğinde ise sıkışma streslerinin palatinal bölgede yoğunlaştığı belirlenmiştir (şekil 4.98). Apekte ise en yüksek değerde görülmüştür. Burada oluşan çekme ve sıkışma stresleri dentinin çekme kuvvetlerine direncinden (103/105.5) ve sıkışma direncinden (282/287) büyüktür. Bu bölgeler horizontal yönde

gelen bir travma kuvveti için riskli bölgelerdir. Tedavi materyalleri kıyaslandığında MTA, CEM ve Biodentin arasında önemli fark olmamakla birlikte en az stres CEM modellerinde (model 2-5) oluşmuştur. Materyal kalınlığı 5 mm olarak artırıldığında, servikal bölgedeki stresler 3 mm'e göre azalırken apekte stres değerleri artmıştır (Tablo 4.8.). Bu sonuçlar bizim seçtiğimiz açı ve kuvvet ile oluşan değerlerdir. Bu çalışmanın sonuçları, farklı kuvvetlerin uygulandığı, farklı çalışmalarla desteklenmelidir.

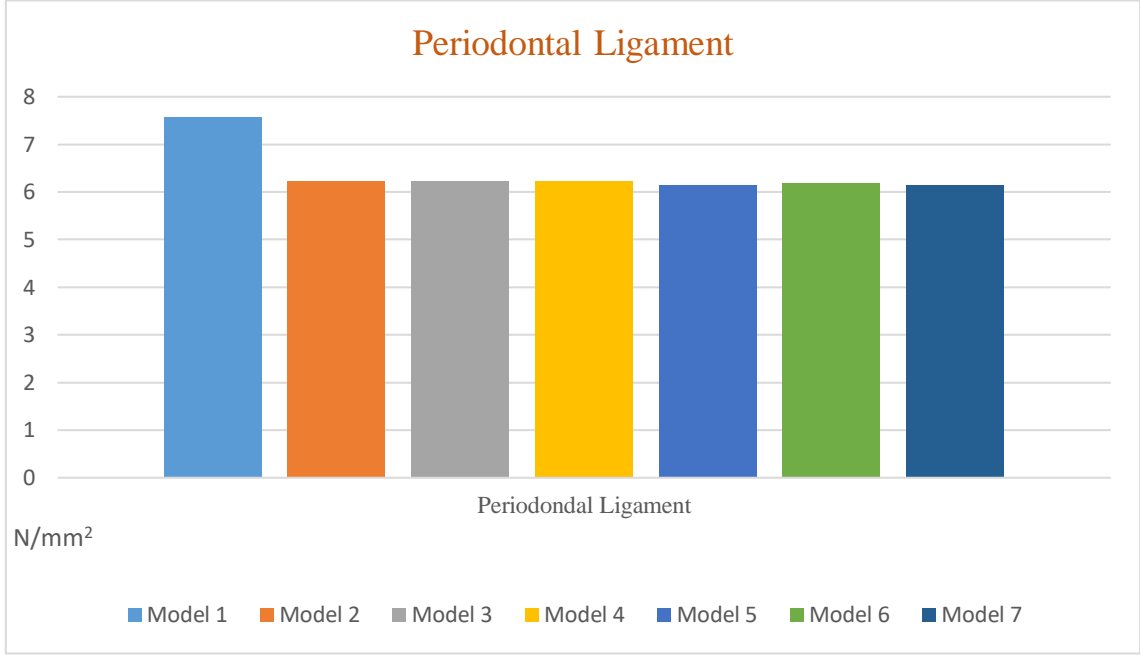
Oblik yönde kuvvet uygulandığında dentinde çekme tipi streslerin kökün palatinal kısmında orta üçlü ve apikal üçlüde yoğunlaştığı gözlenmiştir (şekil 4.99.). Sıkışma tipi stresin ise kökün bukkalinde orta ve apikal üçlüde yoğunlaştığı görülmüştür (şekil 4.100.). Stres değerleri sayısal olarak incelediğinde oluşan iki tipteki stresin de dentinin normal sınırları dahilinde olmadığı belirlenmiştir. Materyaller kıyaslandığında oluşan stres azdan çoğa doğru CEM, Biodentin ve MTA'da oluşmuştur. Ancak aralarındaki fark oldukça önemsizdir (Tablo 4.8.).

Sementte oluşan maksimum ve minimum asal gerilmeleri değerlendirdiğimizde; horizontal yönde kuvvet uygulandığında kökte bukkal yüzeyde servikalden apekse doğru artan çekme stresleri olduğu gözlenmiştir. Sıkışma stresleri ise palatinal yüzeyde oluşmuştur (Şekil 4.101). Stres değerleri incelediğinde tüm RET modellerinde stres değerlerinin kontrol grubuna göre azaldığı tespit edilmiştir (Tablo 4.7.).

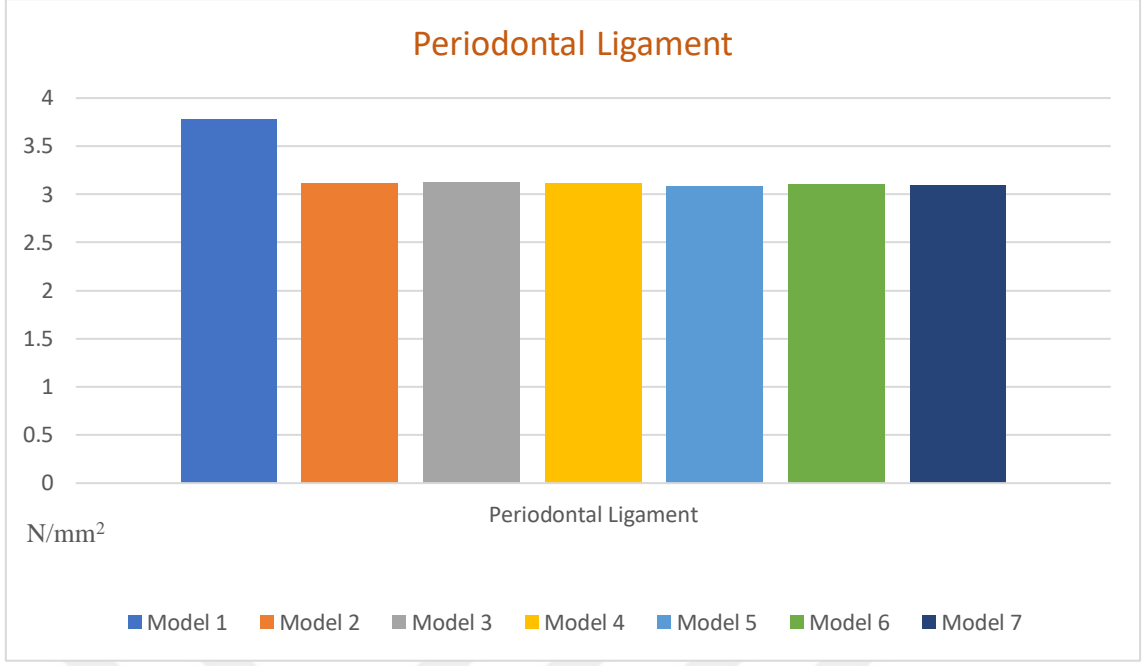
Oblik kuvvet uygulandığında çekme streslerinin palatinal yüzeyde, sıkışma streslerinin ise bukkal yüzeyde apikal üçlüde yoğunlaştığı görülmüştür (Şekil 4.102). Sayısal analizde ise çekme stresleri RET uygulanan modellerde azalmıştır. Sıkışma stresleri servikal bölgede artış gösterirken apikal bölgede azalmıştır. Uygulanan kuvvet yönünün de bir sonucu olarak, sıkışma stres değerlerinin apikal bölgede oldukça yüksek olduğu göz önünde bulundurulduğunda, bu durum apekte oluşabilecek çatlak ve kırılmalara karşı, apekse iletilen stresi azaltmıştır (Tablo 4.7.).

PDL'teki maksimum ve minimum asal gerilmeleri değerlendirdiğimizde; horizontal yönde kuvvet uygulandığında maksimum asal gerilmelerin bukkal yüzeyde servikal bölgede yoğunlaştığı, minimum asal streslerin ise palatinal yüzeyde servikal bölgede olduğu gözlenmiştir. Oblik kuvvette ise maksimum asal gerilmelerin çok az düzeyde palatinalde servikal alanda olduğu, minimum asal gerilmelerin ise diğer yapılara kıyasla oldukça az olduğu ve bukkal yüzeyde servikal alanda olduğu

belirlenmiştir. Hem maksimum asal gerilme hem de minimum asal gerilme değerleri, kontrol grubuna göre artmıştır. Bu durum gelen kuvvetler karşısında PDL'in dokulara iletilen stresi absorbe ettiğinin bir göstergesidir. Materyallerin kalınlıkları incelendiğinde 5 mm grubunda 3 mm grubuna göre stres değerleri artmıştır. Materyaller kıyaslandığında ise en yüksek stres değerinin azdan çoğa doğru sırasıyla MTA'da, Biodentin ve CEM 'de oluştuğu belirlenmiştir (Şekil 5.5-6).



Şekil 5.5. Horizontal kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında periodontal ligamentte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.6. Oblik kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal uygulandığında periodontal ligamentte oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması

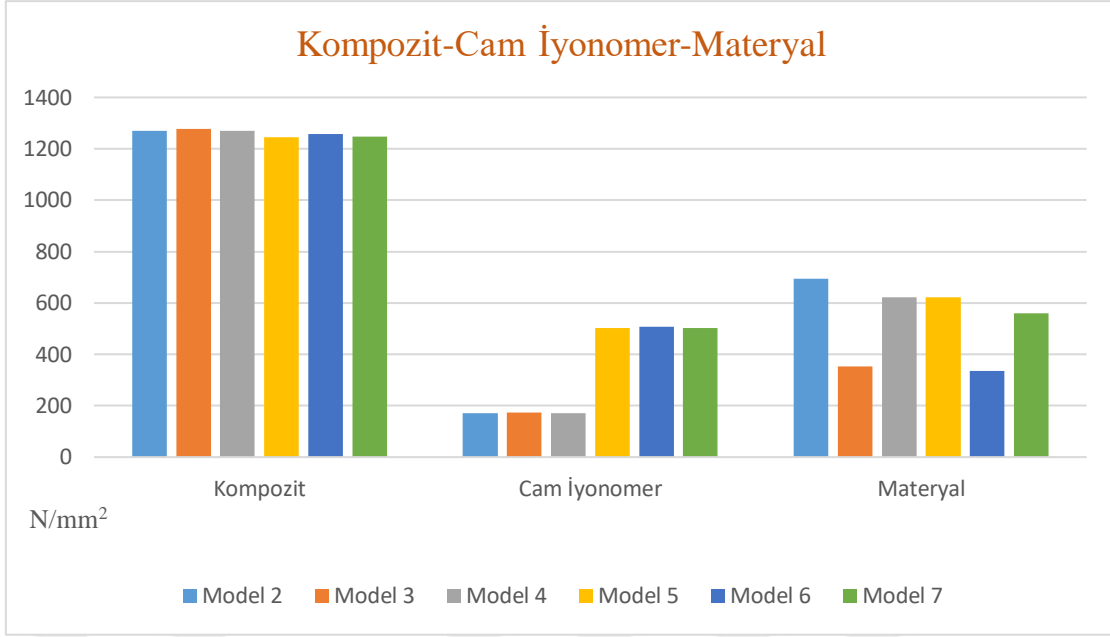
Dental materyallerin diş dokuları ile uyumlu mekanik özelliklerinin olmasının tedavilerin uzun dönem prognozu ve materyallerin klinik başarısına olan etkisi bilinmektedir. Bu nedenle daha uyumlu ve başarılı dental materyallerin geliştirilebilmesi için, bu materyallerin, diş dokuları ile mekanik açıdan uyumluluklarının ve ağız içi ortamla olan olası ilişkilerinin incelendiği çalışmaların önemi oldukça büyüktür. Bu amaçla bu çalışmada RET’de kullanılan malzemelerin Von Mises, maksimum ve minimum asal gerilmelerini değerlendirdik.

Oblik kuvvette maksimum asal gerilme değerlerinin 3 mm gruplarında en az MTA’da, en fazla ise CEM’de gözlenmiştir. Elastisite modülü yüksek olan materyaller stresi daha çok absorbe ederler (153). CEM ve Biodentin’in elastisite modülleri MTA’ya göre daha fazla olduğu için stresleri daha fazla absorbe etmişlerdir. 5 mm grubunda ise maksimum asal gerilme değerleri, 3 mm grubuna göre tüm modellerde azalmıştır (Tablo 4.12). Minimum asal değerlerde ise 5 mm grubunda stres değerlerinin 3 mm’ye göre arttığını, horizontal grupta olduğu gibi en az stres değerinin MTA modellerinde olduğu belirlenmiştir (Tablo 4.12.). Koroner bariyer olarak kullanılan materyallerin kuvvetleri absorbe ederek diş dokularına iletilen stresi büyük oranda azalttığı görülmüştür.

Cam iyonomer simanda, horizontal yönde maksimum asal gerilmeler incelendiğinde, materyal kalınlığı arttığında simandaki stres değerlerinin azaldığı, en az stresin CEM modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde ise materyal kalınlığı arttığında cam iyonomerde oluşan stres değerlerinin arttığı, en yüksek değer MTA modellerinde olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.11). Oblik kuvvette ise materyal kalınlığı arttığında maksimum asal gerilmelerin arttığı, minimum asal gerilmelerin ise azaldığı tespit edilmiştir. 3mm materyal kalınlığının çiğneme kuvvetlerini absorbe etmesi açısından avantaj sağladığı görülmüştür.

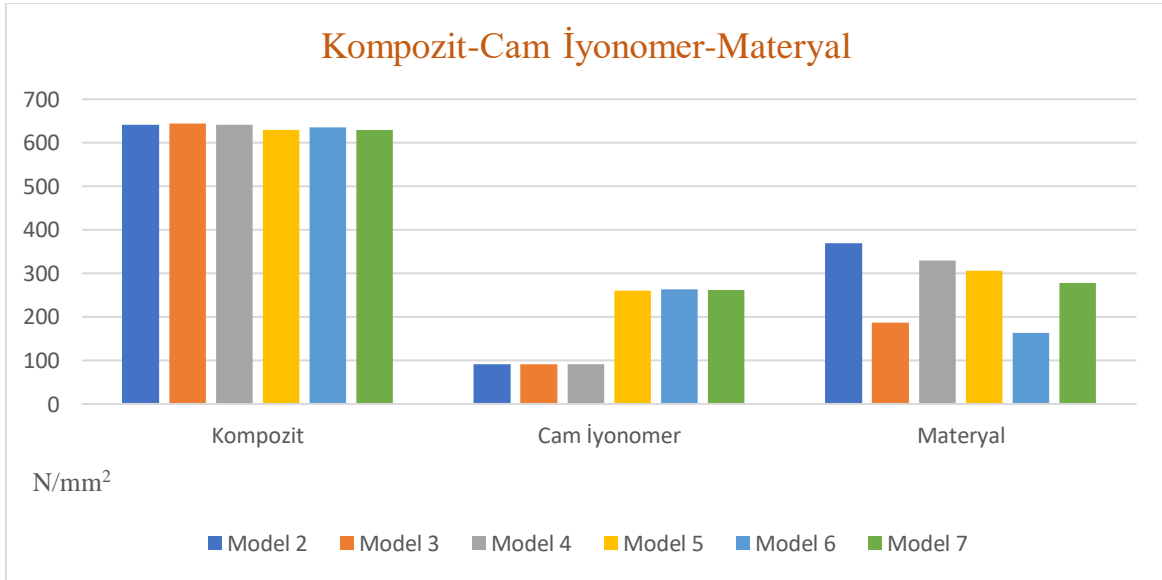
Kompozitte oluşan maksimum asal gerilmeler incelendiğinde horizontal kuvvette; en yüksek CEM grubunda oluşurken MTA ve Biodentin arasında belirgin bir farklılık gözlenmemiştir. Materyal kalınlıklarını kıyasladığımızda ise 3 mm ve 5 mm arasında fark bulunmamıştır. Oblik kuvvetlerde ise en yüksek maksimum ve minimum asal gerilmelerin MTA grubunda olduğu, CEM ve Biodentin gruplarıyla ise aradaki farkın önemli olmadığı tespit edilmiştir (Tablo 4.10).

Tedavide kullanılan malzemelerde horizontal kuvvet sonucu oluşan Von Mises streslerini değerlendirdiğimizde; kompozitte oluşan en yüksek stres değerinin MTA modellerinde (model 3-6) olduğu, en az stresin ise CEM modellerinde (model 2-5) olduğu belirlenmiştir. Materyal kalınlıklarının değişmesi büyük bir farklılık ortaya çıkarmamıştır. Ancak cam iyonomerde 5 mm grubunda belirgin bir farkla (yaklaşık 2,5 kat) daha fazla miktarda stres oluşmuştur. Materyallerde oluşan stresi değerlendirdiğimizde ise en yüksek stresin CEM, en düşük stresin ise MTA modellerinde olduğu belirlenmiştir. Dişe gelen kuvvetleri absorbe etmek açısından CEM ve Biodentin, MTA'ya göre daha avantajlıdır (Şekil 5.7.).



Şekil 5.7. Horizontal kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal kullanıldığında kompozitte, cam iyonomer simanda ve materyalde oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması

Oblik kuvvet sonucunda materyallerde oluşan stresler horizontal kuvvet değerleri ile paraleldir (Şekil 5.8.).



Şekil 5.8. Oblik kuvvetin 3 mm ve 5 mm kalınlığında materyal kullanıldığında kompozitte, cam iyonomer simanda ve materyalde oluşturduğu en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması

Literatürde RET'nin SESA ile değerlendirildiği birçok çalışma yer almaktadır (133, 144, 148). Bucchi ve ark. (133) RET sonrası immatür bir dişin biyomekanik performansını SESA ile değerlendirdikleri çalışmalarında, maksiller santral dişe travma (labial yüze, horizontal yönde 90° açı ile 300 N), ısırma (palatinal yüzden, oblik yönde 120° açı ile 240 N) ve ortodontik (vestibüler yüze, mezialden 90° açıyla 0,8 N) kuvvet uygulamışlardır. Uygulanan kuvvetler içinde horizontal kuvvet tipinde en yüksek stres değerlerinin görüldüğü belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda da kökte oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri horizontal kuvvet uygulaması sonucunda görülmüştür (Tablo 4.1). Bucchi ve ark (133) aynı çalışmada immatür dişte kökte en yüksek stresin apikal kök ucunda oluştuğu ve yüksek stresin dentin duvarlarına dağıldığı sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda da tüm gruplarda kök dentininde ve sementte en yüksek stres değerleri apikal uçta gözlenmiştir (Şekil 4.2,4.12,4.28,4.34,4.40,4.46,4.52,4.58,4.64,4.70,4.76,4.82,4.88). Bizim çalışmamızda eksik bir yön olarak RET sonrası oluşan doku ile değerlendirme yapılmamıştır. RET uygulanmış dişlerin gelişimlerini tamamlayana kadarki süreçteki maruz kaldığı kuvvetler karşısındaki stresler değerlendirilmiştir. Çalışmamızda kontrol modeline kıyasla diş dokularının çoğunda RET uygulanan modellerde stres değerlerinin azalması, RET devam ederken bile dişin travmaya karşı direncini artırdığını göstermektedir. Bucchi de çalışmasında bizim çalışmamızı destekler yönde RET sonrası dentinle güçlenen diş yapısının dişe biyomekanik avantaj sağladığını belirtmiştir.

Anthrayoz ve ark. (144) üç boyutlu SESA kullanarak yaptıkları çalışmalarında matür ve immatür maksiller santral dişi modelleyerek, MTA ile apeksifikasyon ve revaskülarizasyon prosedürlerini canlandırmışlardır. Modellere ısırma kuvvetini simüle etmek amacıyla insizal kenardan, diş uzun eksenine 120° açıyla 240 N kuvvet uygulamışlardır. Çalışma sonucunda, bizim çalışmamızla paralel olarak MTA ile apeksifikasyon ve revaskülarizasyon gruplarında immatür dişe göre daha az stres değerlerinin oluştuğunu ve kırık riskinin azaldığını tespit etmişlerdir. Minede yüksek Von Mises stresinin maksimum asal stresin kompozit ve dişin birleşim bölgesinde, linguoservikal kenarda oluştuğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da minede yüksek çekme stresleri linguoservikal bölgede oluşmuştur (Şekil 4.12,4.28,4.33,4.40,4.52,4.64,4.76,4.88). Dentindeki Von Mises stres değerleri incelendiğinde en düşük stresin matür diş grubunda, en yüksek stresin ise immatür dişte servikal ve apeks bölgesinde gözlemlendiği bildirilmiştir. Maksimum asal gerilme

incelendiğinde en yüksek stresin immatür grupta olduğu, apeksifikasyon ve RET uygulanan gruplarda daha düşük olmasına rağmen aralarında anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir. Yaptığımız çalışmada RET uygulanan modellerde oblik kuvvet uygulandığında dentinde ve sementte oluşan en yüksek Von Mises değeri ve maksimum asal gerilmenin kontrol grubunda (immatür diş) olduğu görülmüştür (Tablo 4.1, 4.8). Dentinde maksimum asal gerilme değerinin apeksin palatinalinde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.17, 4.37). Ayrıca tüm tedavi gruplarını, immatür dişle kıyasladığımızda, her iki senaryoda da diş dokuları ve kemik dokusunda servikal bölgede stresin azaldığını tespit ettik. Çalışmamız sonuçları, Bucchi ve Anthrayoz'un çalışmalarının sonuçları ile paralel olarak; RET'in immatür dişlerde, etki eden kuvvetler sonucunda oluşan streslerin diş dokularına iletimini azaltarak, dişin biyomekanik direncini artırdığı görüşünü desteklemektedir.

Yapılan SESA çalışmaları incelendiğinde uygulanan kuvvetin miktarı artırıldığında oluşan stres dağılım alanlarının değişmediği, Von Mises stres değerlerinde oransal olarak artışın olduğu gözlenmektedir. Kuvvetlerin yönü ve yeri değiştirildiğinde ise stres dağılımlarında da farklılık oluşmaktadır (165). Yaptığımız çalışmada SESA sonucunda elde edilen görsel ve sayısal sonuçlar bu görüşü desteklemektedir.

Silva ve ark. (147) yaptıkları çalışmada üst santral dişe hem horizontal hem vertikal yönden 2000 N olarak uyguladıkları kuvvet sonucunda kromda en yüksek stres miktarının kuvvetin uygulandığı alan olan minede oluştuğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda minede servikal bölgedeki en yüksek Von Mises değeri Model 1'de (2206 MPa) oblik kuvvette oluşurken, diğer modellerde en yüksek Von Mises değeri horizontal kuvvet uygulaması sonucu oluşmuştur (Tablo 1). Tüm gruplarda servikal bölgede en yüksek stresin servikopalatinal alanda yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu sonuç Silva'nın horizontal kuvvetin minede en fazla stresi servikopalatinal alanda oluştuğunu belirttiği çalışması ile uyumludur (147). Üst santral dişe, dişin uzun aksına 0°, 45° ve 90° açıyla uyguladıkları 800 N'luk kuvvet sonucunda oluşan streslerin değerlendirildiği Huang'ın çalışmasında da, çalışmamızla uyumlu olarak horizontal uygulanan kuvvette en yüksek stres servikopalatinal yüzeyde bulunmuştur (125).

Hem materyal hem de kuvvetlerin kıyaslandığı bir tez çalışmasında immatür üst santral dişe labial yüzeyden, insizal kenarın orta alanına horizontal (90°), oblik (dişin uzun aksına 45°) ve vertikal (insizal kenara dik) olarak 100 N, 500 N ve 800 N kuvvet uygulanmıştır. İmmatür dişte, MTA, Biodentin ve guta perka ile kanal dolumu yaparak

oluşturulan gruplarda farklı yönlerde kuvvet uygulaması sonucu mine, dentin, pulpa, PDL ve alveoler kemikte oluşan stres dağılımını ve deformasyon bölgeleri değerlendirilmiştir. En yüksek Von Mises değerinin de bizim çalışmamızdaki gibi horizontal yönde uygulanan kuvvet sonucunda minede servikopalatinal bölgede oluştuğunu belirtmiştir. Ayrıca minede, servikal bölgede oluşan maksimum stres değerleri minenin çekme dayanımından yüksek bulunarak, çalışmamız sonuçlarıyla da uyumlu olarak abfraksiyon için riskli bölgeler olarak tespit edilmiştir (166). Ancak Biodentin'in MTA'ya kıyasla daha az direnç sağladığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda aksine Biodentin MTA'dan daha başarılı bir materyal olarak bulunmuştur.

Poiate ve ark. (167) iki model oluşturarak yaptıkları çalışmalarında normal çiğneme kuvvetini 100N, maksimum çiğneme kuvvetini 235.9 N olarak, dişin uzun aksına 45° açıyla uygulamışlardır. Minedeki en yüksek gerilmelerin, mine-sement birleşiminde servikopalatinal bölgede yoğunlaştığını tespit etmişlerdir. 100 N'luk kuvvet sonucu en yüksek stres değeri 14,7 MPa, 235.9 N'luk kuvvette en yüksek stres değeri 40,2 MPa olarak bulunmuştur. Minenin çekme dayanımını referans alarak maksimum çiğneme kuvvetinde oluşan stres miktarının abfraksiyona sebep olabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da minede sementoenamel birleşimde oluşan maksimum asal streslerin yıkıcı etkiye sahip olduğu sonucuna varılmıştır.

Yüksek değerlerde vertikal kuvvetler uygulandığında yapıda bir deformasyon oluşmazken, daha az değerlerde ancak eğik bir kuvvet uygulandığında çekme gerilimi oluştuğu için yapıda kopmalar, kırılmalar meydana gelebilir. Diş yapıları, özellikle mine çekme gerilimine karşı dayanıksızdır. Minenin sonlandığı sementoenamel birleşim, minenin bu bölgedeki ince yapısı nedeniyle oldukça hassastır. Dişlere gelen kuvvetler karşısında en dayanıksız alanı oluşturarak, mine kristaller kopmaların ve kırıklar görüldüğü abfraksiyon defekti özellikle bu bölgede meydana gelmektedir. Bu durum servikal bölgede minedeki çekme geriliminin yönünün mine çubuklarına dik olmasından kaynaklanmaktadır (168). Tanaka ve ark. minede servikal lezyonların hangi durumlarda oluştuğunu belirlemek amacıyla yaptıkları iki boyutlu SESA çalışmasında; üst santral diş ve alt molar dişte mine, dentin, pulpa ve kemik yapıda oluşan stresleri değerlendirmişlerdir. Üst santral dişe vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda; oblik kuvvetlerin dişin servikal bölgesinde çekme stresi oluşturduğunu tespit etmişlerdir. Minenin çekme geriliminin sıkışma geriliminden daha düşük

olduğunu göz önünde bulundurulduğunda bu bölgelerin plastik deformasyona yatkın alanlar olduğunu belirtmişlerdir (117). Bizim çalışmamızda minede servikal bölgede, dentinde apekte yüksek çekme streslerinin oluştuğu belirlenmiştir.

SESA yönteminde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan streslerin değerlendirildiği çalışmalarda cisimlerin dış yüzeylerinde oluşan streslerin kuvvetlerin uygulandığı noktalar ile bu noktalara komşu bölgelerde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu doğal bir sonuçtur. Ancak cismin katmanlarında oluşan stresler materyalin elastisite modülünden etkilenmektedir. Buna bağlı olarak oluşan stres bu tabakalara farklı şekillerde dağılmaktadır (169). Dentinin kırılmaya karşı direnci mineden daha fazladır. Çünkü elastisite modülü mineden daha düşüktür. Bu durum kök kırığı riskini azaltmaktadır (170). Bu bulgu, epidemiyolojik verilerle de desteklenmektedir. Diş travmalarında kök kırığı prevalansının düşük olduğu bilinmektedir (169). Çalışmamızda dentinde oluşan stres değerleri her ne kadar mineden az olsa da kök apeksinde oldukça yüksek maksimum asal gerilmeler oluşmuştur. Bu durum apekte oluşan gerilme bölgelerinde dentinde kırılma riski taşımaktadır. Yapılan bir tez çalışması da kök kırıklarının oluşabilmesi için horizontal yönde 100 N'luk kuvvette bir kırık oluşma ihtimalinin olmadığı, 500 N ve 800 N kuvvet sonucunda kök kırığının oluşma ihtimalinin yüksek olduğu bildirilmiştir (166). Çalışmamızda uygulana horizontal (300 N) ve oblik (240 N) kuvvetler immatür dişte minede ve dentinde yıkıcı etki oluşturmuşlardır. Bu sonuç da kök gelişiminin tamamlanmasının önemini ve RET'in gerekliliğini vurgulamaktadır.

İmmatür dişlerde MTA, Biodentin ve gutta perka ile kanal dolumu yapılan dişlerde oluşan stresin değerlendirildiği bir tez çalışmasında (166) ise horizontal ve oblik kuvvet karşısında kontrol grubunun en dayanıklı yapı olduğunu, tedavi uygulanan modellerde stresin arttığını belirtmişlerdir. Sadece vertikal kuvvette MTA ile dolum yapılan modeldeki stres değerlerinin sağlıklı dişe göre az olduğu sonucuna varmışlardır. Bu sonuç çalışmamız ile çelişmektedir. Bu durum uygulanan tedavi şekillerinin ve materyal konumunun farklı olmasından kaynaklanmış olabilir.

İdeal bir kanal dolum materyalinin dentine benzer fiziksel özelliklere sahip olması gerekmektedir. Elastisite modülü de bu özelliklerden biridir. Yapılan bir in vitro çalışma sonucunda Biodentin ile dolum yapılan bir dişle, sağlıklı diş arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (171). SESA ile yapılan bir çalışmada, dentine benzer elastisite modülü olan materyallerin zayıf kökleri güçlendirebileceği tespit edilmiştir (172). Bir

materyalin elastisite modülünün yüksek olması materyal içerisindeki streslerin artmasına neden olur. Buna bağlı olarak altında bulunan dokulara iletilen stres azalır. Yani restoratif materyalin elastisite modülünün yüksek olması durumunda dental dokulara iletilecek olan stresin azalacaktır (172, 173). Çalışmamızda da elastisite modülü birbirine ve dentine yakın olan Biodentin ve CEM'in, elastisite modülü daha düşük olan MTA'ya göre stresi dokulara daha az iletmediği ve materyalin kendisinde oluşan stresin daha büyük olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.3.).

Dentinin ve Biodentinin benzer fiziksel özelliklere sahip olduğu bilinmektedir. Dentine yakın elastisite modülü, Biodentin ile endodontik olarak tedavi edildiğinde bile köklerde homojen stres dağılımına izin vermiş ve kırılma riskini azaltmıştır (157). Dört farklı koronal restoratif materyalin 3 boyutlu SESA yöntemi ile incelendiği bir çalışmada, elastisite modülü en fazla olan materyalin kullanıldığı gruplarda dentin dokusunda oluşan stresin en az değerinde olduğu tespit edilmiştir. Yani materyalin elastisite modülü arttıkça dentin dokusunda oluşan stres değerleri azalmıştır (174). Materyalde oluşan stres ve buna bağlı olarak dokularda oluşan stres arasındaki bu denge çalışmamızda da sağlanmıştır.

Belli ve ark. (148) yaptıkları SESA çalışmasında immatür premolar dişte MTA, Biodentin, ve Ca(OH)₂ kullanarak, farkı tedavilerin uygulandığı modellere, 135° açıyla, 300 N kuvvet uygulamışlardır. Von Mises kriterine göre stres değerlendirmesi yapıldığında MTA'nın Biodentin'e göre daha az stres oluşturduğunu, amputasyonun simüle edildiği modellerde en az stresin olduğunu ve dentine daha az stres iletilmediğini, doğal diş modelinde oluşan strese en yakın değerlerin olduğunu belirlemişlerdir. Bizim çalışmamızda ise kök koronal üçlüsünde Biodentin ve CEM kullanımının MTA'dan daha az stres oluşturduğunu belirlendi.

Elnaghy ve ark. (99) çalışmamızla paralel olarak RET'de Biodentin'in MTA'ya alternatif olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Nagas ve ark. (175), in vitro çalışmalarında Biodentinin MTA'yla kıyaslandığında diş yapısını fraktüre karşı daha dirençli hale getirdiğini belirtmiştir. Bu iki in vitro çalışma Biodentin'in MTA'ya alternatif olabilecek bir biyomateryal olduğunu, çalışmamızla paralel olarak desteklemektedir.

Demirel ve ark. (149) immatür maksiller kesici dişte koronal üçlüde farklı kalınlıklarda (model 1: 3mm, model 2: 5 mm) MTA uygulanmış iki model, RET sonrası

%15'lik olgunlaşmayla matür hale gelmiş iki model (model 3 ve 4) ve matür, sağlıklı bir diş (model 5) olmak üzere 5 model oluşturdukları çalışmalarında, 400 N horizontal kuvvet uygulayarak diş ve peridontal dokularda oluşan stres dağılımını SESA ile incelemişlerdir. 3 mm ve 5 mm kalınlığındaki modellerdeki stres dağılımı kıyaslandığında 5 mm'lik tıkaç oluşturmanın dişe biyomekanik avantaj sağlayacağı sonucuna varmışlardır. Kemik dokuda oluşan streslerde ise farklı kalınlıkların stres değerlerini etkilemediğini belirtmişlerdir. RET sonrası sağlanan kök maturasyonu sonrası her iki kalınlıkta da servikal bölgede ve kemik dokuda stresin azaldığını tespit etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da 3 mm ve 5 mm kalınlığında MTA, Biodentin ve CEM uygulanan tüm gruplarda kontrol grubumuz olan immatür, sağlıklı dişe göre diş dokuları ve kemik dokuda oluşan stres düzeyleri azalmıştır. Ancak 3 mm ve 5 mm arasında anlamlı düzeyde bir fark bulunamamıştır. Sonuçlardaki fark uygulanan kuvvetin farklı olmasından kaynaklanmış olabilir.

Sharma ve ark. (176) üç farklı yükleme koşulu altında farklı tedavi materyalleri ile güçlendirilerek endodontik tedavisi yapılmış immatür santral kesici dişin biyomekanik performansını üç boyutlu SESA ile değerlendirmişlerdir. Model 1'de revaskularizasyon, model 2' de biyomimetik mineralizasyon, model 3'te Biodentin ile monoblok ve model 4'te MTA ile monoblok ile tedavi edilen dişlere çığneme (70 N), bruksizm (100N) ve travma (100 N) kuvvetleri uygulanmıştır. En az stresin elastisite modülü dentine en yakın olan model 2 de oluştuğunu belirterek, kök tedavilerinde kullanılacak materyallerin elastisite modüllerinin dentine yakın olmasının biyomekanik avantaj sağlayacağını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da elastisite modülü dentine yakın olan Biodentin (22 MPa) ve CEM (24.87 MPa)'in diş dokuları ve kemikte oluşturduğu stres daha azdır.

Ron ve ark. (164) çalışmalarında en yüksek stres dağılımının çalışmamızla da paralel olarak herhangi bir tedavinin uygulanmadığı dişte oluştuğunu belirtmiştir.

Yasin ve ark.nın (177) MTA ve Biodentinin kırılma direncini değerlendirdikleri in vitro çalışmanın bulguları da Biodentin'in immatür dişlerde kök yapısını güçlendirmek için MTA'ya alternatif bir materyal olduğunu desteklemektedir. Girish ve ark. (178) apeksifikasyon ve kök kanalının tamamının doldurulması şeklinde MTA ve Biodentin kullanımını kıyasladıkları in vitro çalışmalarında, Biodentin ve MTA arasında anlamlı bir farklılık olmadığını, Biodentin'in sertleştikten sonra basınç dayanımının (300 MPa) doğal dentinin basınç dayanımına yakın olduğunu göz önünde

bulundurarak Biodentin'in MTA'ya alternatif olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

Ali ve ark. (179) RET uyguladıkları in vitro çalışmalarında MTA, Biodentin ve Total Fill gruplarını karşılaştırmışlardır. Dişleri kırılma direnci testi yöntemiyle; 45° açıyla, 0,05 mm/s hızla sıkıştırma kuvveti uygulayarak, sonuçları karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucumuzun aksine koronal bölgeye yerleştirilen kalsiyum silikat bazlı simanların kırılma direncini artırmadığı sonucuna varmışlardır. Bu fark kullanılan yöntemden ve materyal kalınlıklarının standardize edilmemesinden kaynaklanmış olabilir.

CEM ile ilgili sızdırmazlık(107), biyouyumluluk, antibakteriyel özellik (180), renk stabilitesi (181) üzerine birçok çalışma yapılmış olsa da mekanik özelliklerini değerlendiren çalışma sayısı sınırlıdır. Özellikle koroner bariyer olarak kullanım kalınlığı ile ilgili çalışma nadirdir. Yapılmış olan klinik çalışmalar sonucunda ise CEM'in RET'de başarıyla kullanılabilceği bildirilmiştir (182).

Moazami (183) CEM'in kırılma dayanımının in vitro olarak değerlendirdiği çalışmasında kök dolgu materyali olarak CEM'in uzun dönemde dişin kırılma direncini MTA' ya kıyasla artırdığını bildirmiştir. Çalışmamızda CEM'in stresi MTA'ya göre daha çok absorbe etmesi, bu sonucu destekler niteliktedir.

Grayli ve ark. (184) MTA ve CEM, 3 mm ve 5 mm kalınlıklarda apikal tıkaç olarak kullanıldığında dişte oluşan kırılma direncini değerlendirdikleri çalışmalarında MTA ve CEM grupları arasında anlamlı bir farklılık saptamamışlardır. Ayrıca 3 mm ve 5 mm grupları arasında da bizim çalışmamızla paralel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Sarraf ve ark. (185) MTA, CEM ve Biodentine ile doldurulmuş immatür sığır dişlerinin kırılma direncini karşılaştırmıştır. MTA ve Biodentin'in CEM'e göre daha üstün sonuçlar gösterdiğini bildirmişlerdir. Ancak bu sonuçlar, çalışmamız ve literatürdeki diğer çalışmaların sonuçlarıyla çelişkili görünmektedir. Bununla birlikte, bu farklılıklar, özellikle tam kanal obturasyonu veya apikal tıkaç kullanımında, çalışmalar arasındaki metodolojik farklılıklarla da açıklanabilir.

CEM'in biyomekanik özelliklerini değerlendiren çalışmalar in vitro çalışmalarla sınırlıdır. Yapılan in vitro çalışmalar birçok koşul açısından standart değildir ve sonuçları da dolayısıyla tutarlı değildir. CEM ile ilgili literatürün desteklenmeye ihtiyacı vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- RET immatür dişlerin biyomekanik direncini artıran, başarılı bir tedavidir.
- Uygulanan horizontal kuvvetler karşısında minede servikobukkal bölgede yüksek stres değerleri oluşmuştur. Bu nedenle bu bölgeler gelen travmalar karşısında riskli olan ve biyomekanik açıdan desteklenmesi gereken bölgelerdir.
- Oblik kuvvetler karşısında minede servikopalatinal bölgede yüksek stres değerleri oluşmuştur. Bu bölge maksimum ısırma kuvvetleri karşısında kırılma riski yüksek olan bir bölgedir. Bu nedenle yapılan tedavilerde mekanik olarak desteklenmelidir.
- MTA endodontik işlemlerde her ne kadar altın standart olarak kabul edilse de, MTA'nın dezavantajlarını elimine etmek üzere geliştirilmiş Biodentin ve CEM MTA'ya kıyasla diş ve kemik dokuya daha az stresin iletilmesini sağlamışlardır.
- Biodentin ve CEM ile ilgili literatürdeki veriler sınırlıdır. MTA'ya göre daha ekonomik olan bu materyaller ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.
- CEM'in elastisite modülü ve poisson oranının literatürde mevcut olmaması nedeniyle, CEM'in kullanıldığı SESA çalışması daha önce yapılmamıştır. Çalışmamız bu nedenle literatürde bir ilk olacaktır.
- CEM'in elastisite modülü 24.87 GPa, poisson oranı 0.33 olarak bulunmuştur. CEM'in dentine yakın elastisite modülü, dişlerin kırılma direncini artıracağına bir ön göstergesi olabilir.
- Materyal kalınlıkları kıyaslandığında üç materyal için de 3 mm ve 5 mm arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir. Fazla materyal kullanımını engellemek adına 3 mm materyal kalınlığı idealdir.
- Bu sonuçlar ışığında, MTA'nın renklenme dezavantajı düşünüldüğünde koronal bariyer olarak 3 mm kullanım yeterlidir.

- CEM üç materyal içerisinde kuvveti en fazla absorbe ederek, stresi diş dokularına, cam iyonomere ve kompozite en az ileten materyaldir. Bu sonuç yapılacak diğer in vitro ve in vivo çalışmalarla desteklenmelidir.
- MTA'nın dezavantajları göz önüne alındığında; bu çalışmanın sonuçlarına göre RET'de koronal bariyer olarak 3 mm CEM ve Biodentin kullanımı daha avantajlı görünmektedir.



KAYNAKLAR

1. Yang J, Yuan G, Chen Z. Pulp regeneration: current approaches and future challenges. *Frontiers in physiology*. 2016;7:58.
2. Yelick P, Sharpe P. Tooth bioengineering and regenerative dentistry. *J Dent Res*.2019;98(11):1173-82.
3. Kim S, Malek M, Sigurdsson A, Lin L, Kahler B. Regenerative endodontics: a comprehensive review. *Int Endod J*.2018;51(12):1367-88.
4. Al-Jundi SH. Type of treatment, prognosis, and estimation of time spent to manage dental trauma in late presentation cases at a dental teaching hospital: a longitudinal and retrospective study. *Dent Traumatol*. 2004;20(1):1-5.
5. Levin L, Day PF, Hicks L, O'Connell A, Fouad AF, Bourguignon C, et al. International Association of Dent Traumatol guidelines for the management of traumatic dental injuries: General introduction. *Dent Traumatol*. 2020;36(4):309-13.
6. Yang X, Sun W, Wang Z, Ji A, Bai J. Clinical analysis of children and adolescents emergency dental trauma cases. Beijing da xue xue bao Yi xue ban= *Journal of Peking University Health Sciences*. 2021;53(2):384-9.
7. Abuelniel GM, Duggal MS, Kabel N. A coMParison of MTA and Biodentine as medicaments for pulpotomy in traumatized anterior immature permanent teeth: A randomized clinical trial. *Dent Traumatol*. 2020;36(4):400-10.
8. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater J*. 2008;24(2):149-64.
9. Parirokh M, Torabinejad M, Dummer P. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic CEMents: an updated overview–part I: vital pulp therapy. *Int Endod J*. 2018;51(2):177-205.
10. Maru V, Dixit U, Patil RSB, Parekh R. Cytotoxicity and bioactivity of mineral trioxide aggregate and bioactive endodontic type CEMents: a systematic review. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2021;14(1):30.

11. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
12. Li J, Parada C, Chai Y. Cellular and molecular mechanisms of tooth root development. *Development*. 2017;144(3):374-84.
13. Li J, Feng J, Liu Y, Ho T-V, Grimes W, Ho HA, et al. BMP-SHH signaling network controls epithelial stem cell fate via regulation of its niche in the developing tooth. *Developmental cell*. 2015;33(2):125-35.
14. Mullen L, Richards D, Quaranta V. Evidence that laminin-5 is a component of the tooth surface internal basal lamina, supporting epithelial cell adhesion. *J Periodontol Res*. 1999;34(1):16-24.
15. Zeichner-David M. Regeneration of periodontal tissues: CEM entogenesis revisited. *Periodontology* 2000. 2006;41(1):196-217.
16. Rafter M. Apexification: a review. *Dent Traumatol*. 2005;21(1):1-8.
17. Diogenes A, Ruparel NB. Regenerative endodontic procedures: clinical outcomes. *Dental Clinics*. 2017;61(1):111-25.
18. Tewari N, Bansal K, Mathur VP. Dental trauma in children: a quick overview on management. *Indian J Pediatr*. 2019;86(11):1043-7.
19. Liran Levin PD, Lamar Hicks, Anne O'Connell, Ashraf F. Fouad, Cecilia, Bourguignon PVA. International Association of Dent Traumatol guidelines for the management of traumatic dental injuries: General Introduction: IADT; 2020 [Available from: <http://www.dentaltraumaguide.org/>].
20. Agouropoulos A, Pavlou N, Kotsanti M, Gourtsogianni S, Tzanetakis G, Gizani S. A 5-year data report of traumatic dental injuries in children and adolescents from a major dental trauma center in Greece. *Dent Traumatol*. 2021.
21. Patidar D, Sogi S, Patidar DC, Malhotra A. Traumatic dental injuries in pediatric patients: a retrospective analysis. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2021;14(4):506.
22. Dezzen-Gomide AC, de Carvalho MA, Lazari-Carvalho PC, de Oliveira HF, Cury AADB, Yamamoto-Silva FP, et al. A three-dimensional finite element analysis of permanent maxillary central incisors in different stages of root development and trauma settings. *Comput Methods Programs Biomed*. 2021:106195.

23. ERSOY M. Mekanik Kuvvetlerin Tek Köklü Dişlerde Dağılımı. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.10(2):17-30.
24. Powers JM. Craig's restorative dental materials. Mechanical properties. 2006:51-96.
25. Estefan BS, El Batouty KM, Nagy MM, Diogenes A. Influence of age and apical diameter on the success of endodontic regeneration procedures. *J Endod*. 2016;42(11):1620-5.
26. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol*. 2002;18(3):134-7.
27. Duggal M, Tong HJ, Al-Ansary M, Twati W, Day P, Nazzal H. Interventions for the endodontic management of non-vital traumatised immature permanent anterior teeth in children and adolescents: a systematic review of the evidence and guidelines of the European Academy of Paediatric Dentistry. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2017;18(3):139-51.
28. Nicoloso GF, Pötter IG, Rocha RdO, Montagner F, Casagrande L. A coMParative evaluation of endodontic treatments for immature necrotic permanent teeth based on clinical and radiographic outcomes: a systematic review and meta-analysis. *Int J Paediatr Dent*. 2017;27(3):217-27.
29. Bakland LK, Andreasen JO. Will mineral trioxide aggregate replace calcium hydroxide in treating pulpal and periodontal healing complications subsequent to dental trauma? A review. *Dent Traumatol*. 2012;28(1):25-32.
30. Jeeruphan T, Jantararat J, Yanpiset K, Suwannapan L, Khewsawai P, Hargreaves KM. Mahidol study 1: coMParison of radiographic and survival outcomes of immature teeth treated with either regenerative endodontic or apexification methods: a retrospective study. *J Endod*. 2012;38(10):1330-6.
31. Bose R, Nummikoski P, Hargreaves K. A retrospective evaluation of radiographic outcomes in immature teeth with necrotic root canal systems treated with regenerative endodontic procedures. *J Endod*. 2009;35(10):1343-9.
32. Rafter M. Apexification: a review. *Dent Traumatol*. 2005;21(1):1-8.
33. Murray PE, Garcia-Godoy F, Hargreaves KM. Regenerative endodontics: a review of current status and a call for action. *J Endod*. 2007;33(4):377-90.

34. Ostby BN. The role of the blood clot in endodontic therapy. An experimental histologic study. *Acta Odontol Scand.* 1961;19:324-53.
35. NYGAARD-ÖSTBY B, HJORTDAL O. Tissue formation in the root canal following pulp removal. *Eur J Oral Sci.* 1971;79(3):333-49.
36. Kontakiotis EG, Filippatos CG, Tzanetakis GN, Agrafioti A. Regenerative endodontic therapy: a data analysis of clinical protocols. *J Endod.* 2015;41(2):146-54.
37. Iwaya Si, Ikawa M, Kubota M. Revascularization of an immature permanent tooth with apical periodontitis and sinus tract. *Dent Traumatol.* 2001;17(4):185-7.
38. Banchs F, Trope M. Revascularization of immature permanent teeth with apical periodontitis: new treatment protocol? *J Endod.* 2004;30(4):196-200.
39. AAE. <https://f3f142zs0k2w1kg84k5p9i1o-wpengine.netdna-ssl.com/specialty/wp-content/uploads/sites/2/2021/08/ClinicalConsiderationsApprovedByREC062921.pdf>
f. Son erişim tarihi 16 Ocak 2022
40. Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Dent Traumatol.* 1992;8(2):45-55.
41. Hargreaves KM, Diogenes A, Teixeira FB. Treatment options: biological basis of regenerative endodontic procedures. *Pediatr Dent.* 2013;35(2):129-40.
42. Sonoyama W, Liu Y, Yamaza T, Tuan RS, Wang S, Shi S, et al. Characterization of the apical papilla and its residing stem cells from human immature permanent teeth: a pilot study. *J Endod.* 2008;34(2):166-71.
43. Huang GT-J, Sonoyama W, Liu Y, Liu H, Wang S, Shi S. The hidden treasure in apical papilla: the potential role in pulp/dentin regeneration and bioroot engineering. *J Endod.* 2008;34(6):645-51.
44. Lovelace TW, Henry MA, Hargreaves KM, Diogenes A. Evaluation of the delivery of mesenchymal stem cells into the root canal space of necrotic immature teeth after clinical regenerative endodontic procedure. *J Endod.* 2011;37(2):133-8.
45. Diogenes AR, Ruparel NB, Teixeira FB, Hargreaves KM. Translational science in disinfection for regenerative endodontics. *J Endod.* 2014;40(4):S52-S7.

46. Mohammadi Z. Sodium hypochlorite in endodontics: an update review. *Int Dent J.*2008;58(6):329-41.
47. Spratt D, Pratten J, Wilson M, Gulabivala K. An in vitro evaluation of the antimicrobial efficacy of irrigants on biofilms of root canal isolates. *Int Endod J.* 2001;34(4):300-7.
48. Sena N, Gomes B, Vianna M, Berber V, Zaia A, Ferraz C, et al. In vitro antimicrobial activity of sodium hypochlorite and chlorhexidine against selected single-species biofilms. *Int Endod J.* 2006;39(11):878-85.
49. Wang T-F, Feng X-W, Gao Y-X, Wang M, Wang Y-N, Sa Y, et al. Effects of different concentrations and exposure time of sodium hypochlorite on the structural, compositional and mechanical properties of human dentin. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci [Medical Sciences]*. 2017;37(4):568-76.
50. Steed DL. The role of growth factors in wound healing. *Surg Clin North Am.*1997;77(3):575-86.
51. Galler KM, Buchalla W, Hiller K-A, Federlin M, Eidt A, Schiefersteiner M, et al. Influence of root canal disinfectants on growth factor release from dentin. *J Endod.* 2015;41(3):363-8.
52. Kim SG, Zheng Y, Zhou J, Chen M, Embree MC, Song K, et al. Dentin and dental pulp regeneration by the patient's endogenous cells. *Endod Topics.*2013;28(1):106-17.
53. Fouad AF. Microbial factors and antimicrobial strategies in dental pulp regeneration. *J Endod.* 2017;43(9):S46-S50.
54. Latham J, Fong H, Jewett A, Johnson JD, Paranjpe A. Disinfection efficacy of current regenerative endodontic protocols in simulated necrotic immature permanent teeth. *J Endod.* 2016;42(8):1218-25.
55. Mohammadi Z, Dummer PMH. Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and Dent Traumatol. *Int Endod J.* 2011;44(8):697-730.
56. Kim D, Kim E. Antimicrobial effect of calcium hydroxide as an intracanal medicament in root canal treatment: a literature review-Part I. In vitro studies. *Restor Dent Endod.* 2014;39(4):241-52.

57. Parhizkar A, Nojehdehian H, Asgary S. Triple antibiotic paste: momentous roles and applications in endodontics: a review *Restor Dent Endod.* 2018;43(3).
58. Küçükkekenci FF, Çakici F, Küçükkekenci AS. Spectrophotometric analysis of discoloration and internal bleaching after use of different antibiotic pastes. *Clin Oral Investig.* 2019;23(1):161-7.
59. Chaniotis A. The use of a single-step regenerative approach for the treatment of a replanted mandibular central incisor with severe resorption. *Int Endod J.* 2016;49(8):802-12.
60. McCabe P. Revascularization of an immature tooth with apical periodontitis using a single visit protocol: a case report. *Int Endod J.* 2015;48(5):484-97.
61. Diogenes A, Henry MA, Teixeira FB, Hargreaves KM. An update on clinical regenerative endodontics. *Endod Topics.* 2013;28(1):2-23.
62. Alobaid AS, Cortes LM, Lo J, Nguyen TT, Albert J, Abu-Melha AS, et al. Radiographic and clinical outcomes of the treatment of immature permanent teeth by revascularization or apexification: a pilot retrospective cohort study. *J Endod.* 2014;40(8):1063-70.
63. Galler KM, D'Souza RN, Federlin M, Cavender AC, Hartgerink JD, Hecker S, et al. Dentin conditioning codetermines cell fate in regenerative endodontics. *J Endod.* 2011;37(11):1536-41.
64. Yuan Z, Nie H, Wang S, Lee CH, Li A, Fu SY, et al. Biomaterial selection for tooth regeneration. *Tissue Engineering Part B: Reviews.* 2011;17(5):373-88.
65. Torabinejad M, Turman M. Revitalization of tooth with necrotic pulp and open apex by using platelet-rich plasma: a case report. *J Endod.* 2011;37(2):265-8.
66. Yang X, Yang F, Walboomers XF, Bian Z, Fan M, Jansen JA. The performance of dental pulp stem cells on nanofibrous PCL/gelatin/nHA scaffolds. *J Biomed Mater Res A.* 2010;93(1):247-57.
67. Bakhtiar H, Esmaili S, Tabatabayi SF, Ellini MR, Nekoofar MH, Dummer PM. Second-generation platelet concentrate (platelet-rich fibrin) as a scaffold in regenerative endodontics: a case series. *J Endod.* 2017;43(3):401-8.

68. Ray Jr HL, Marcelino J, Braga R, Horwat R, Lisien M, Khaliq S. Long-term follow up of revascularization using platelet-rich fibrin. *Dent Traumatol.* 2016;32(1):80-4.
69. Gathani KM, Raghavendra SS. Scaffolds in regenerative endodontics: A review *Dent Res J.* 2016;13(5):379.
70. Miron RJ, Zucchelli G, Pikos MA, Salama M, Lee S, Guillemette V, et al. Use of platelet-rich fibrin in regenerative dentistry: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2017;21(6):1913-27.
71. Torabinejad M, Parirokh M, Dummer P. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic CEMents: an updated overview—part II: other clinical applications and complications. *Int Endod J.* 2018;51(3):284-317.
72. Kim J-H, Kim Y, Shin S-J, Park J-W, Jung I-Y. Tooth discoloration of immature permanent incisor associated with triple antibiotic therapy: a case report.. *J Endod.* 2010;36(6):1086-91.
73. Kahler B, Rossi-Fedele G. A review of tooth discoloration after regenerative endodontic therapy. *J Endod.* 2016;42(4):563-9.
74. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Pirmoazen S, Shamshiri AR, Dummer PM. Evaluation and coMParison of occurrence of tooth discoloration after the application of various calcium silicate–based CEMents: an ex vivo study. *J Endod.* 2016;42(1):140-4.
75. Kirchhoff A, Raldi D, Salles A, Cunha R, Mello I. Tooth discolouration and internal bleaching after the use of triple antibiotic paste. *Int Endod J.* 2015;48(12):1181-7.
76. Tong HJ, Rajan S, Bhujel N, Kang J, Duggal M, Nazzal H. Regenerative endodontic therapy in the management of nonvital immature permanent teeth: a systematic review—outcome evaluation and meta-analysis. *J Endod.* 2017;43(9):1453-64.
77. Lei L, Chen Y, Zhou R, Huang X, Cai Z. Histologic and immunohistochemical findings of a human immature permanent tooth with apical periodontitis after regenerative endodontic treatment. *J Endod.* 2015;41(7):1172-9.

78. Zafar K, Jamal S, Ghafoor R. Bio-active CEMENTS-Mineral Trioxide Aggregate based calcium silicate materials: a narrative review. *J Pak Med Assoc.* 2020;70(3):497.
79. Lee S-J, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod.* 1993;19(11):541-4.
80. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, WALKER III WA. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc.* 1999;130(7):967-75.
81. Dammaschke T, Gerth HU, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland CEMENTS. *Dent Mater.* 2005;21(8):731-8.
82. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005;31(2):101-3.
83. Witherspoon DE, Small JC, Regan JD, Nunn M. Retrospective analysis of open apex teeth obturated with mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2008;34(10):1171-6.
84. Main C, Mirzayan N, Shabahang S, Torabinejad M. Repair of root perforations using mineral trioxide aggregate: a long-term study. *J Endod.* 2004;30(2):80-3.
85. Camilleri J. Staining potential of Neo MTA Plus, MTA Plus, and Biodentine used for pulpotomy procedures. *J Endod.* 2015;41(7):1139-45.
86. Duarte MAH, de Oliveira Demarchi ACC, Yamashita JC, Kuga MC, de Campos Fraga S. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95(3):345-7.
87. Kusai Baroudi SS. Sealing Ability of MTA Used in Perforation Repair of Permanent Teeth; Literature Review. *Open Dent J.* 2016;10:278.
88. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod.* 2005;31(5):376-9.
89. Tawil PZ, Duggan DJ, Galicia JC. Mineral trioxide aggregate (MTA): its history, composition, and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent.* (Jamesburg, NJ: 1995). 2015;36(4):247-52; quiz 54, 64.

90. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Felipe WT, Tanomaru Filho M, Esberard RM. The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland CEMENT with a radiopacifier. *J Endod.* 2009;35(4):550-4.
91. Chng HK, Islam I, Yap AUJ, Tong YW, Koh ET. Properties of a new root-end filling material. . *J Endod.* 2005;31(9):665-8.
92. Menezes R, Bramante CM, Letra A, Carvalho VGG, Garcia RB. Histologic evaluation of pulpotomies in dog using two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland CEMENTs as wound dressings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;98(3):376-9.
93. Malkondu Ö, Kazandağ MK, Kazazoğlu E. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int.* 2014;2014.
94. Kayahan MB, Nekoofar MH, McCann A, Sunay H, Kaptan RF, Meraji N, et al. Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate-based endodontic CEMENTs. *J Endod.* 2013;39(12):1646-8.
95. Septodont. Biodentine active biosilicate technology: scientific file. Septodont Saint-Maur-des-Fossés; 2010.
96. Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels R, Anthonappa RP. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a 3 year literature review and update. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2018;19(1):1-22.
97. Darak P, Likhitar M, Goenka S, Kumar A, Madale P, Kelode A. CoMParative evaluation of fracture resistance of simulated immature teeth and its effect on single visit apexification versus complete obturation using MTA and biodentine. *J Family Med Prim Care.* 2020;9(4):2011.
98. Gandolfi MG, Siboni F, Botero T, Bossù M, Riccitiello F, Prati C. Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2015;13(1):43-60.
99. Elnaghy AM, Elsaka SE. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate - an in vitro study. *Dent Traumatol.* 2016;32(2):116-20.

100. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate CEMent, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater.* 2013;29(5):580-93.
101. Abuarqoub D, Aslam N, Jafar H, Abu Harfil Z, Awidi A. BiocoMPatibility of biodentine™® with periodontal ligament stem cells: In vitro study. *Dent J (Basel).* 2020;8(1):17.
102. Yoldaş SE, Bani M, Atabek D, Bodur H. CoMParison of the potential discoloration effect of bioaggregate, biodentine, and white mineral trioxide aggregate on bovine teeth: in vitro research. *J Endod.* 2016;42(12):1815-8.
103. Kaup M, Schäfer E, Dammaschke T. An in vitro study of different material properties of Biodentine coMPared to ProRoot MTA. *Head Face Med.* 2015;11(1):1-8.
104. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Torabzadeh H. Sealing ability of three commercial mineral trioxide aggregates and an experimental root-end filling material. *Iran Endod J.* 2006;1(3):101.
105. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J. Effect of two storage solutions on surface topography of two root-end fillings. *Aust Endod J.* 2009;35(3):147-52.
106. Asgary S, Shahabi S, Jafarzadeh T, Amini S, Kheirieh S. The properties of a new endodontic material. *J Endod.* 2008;34(8):990-3.
107. Refaei P, Jahromi MZ, Moughari AAK. CoMParison of the microleakage of mineral trioxide aggregate, calcium-enriched mixture CEMent, and Biodentine orthograde apical plug. *Dent Res J (Isfahan).* 2020;17(1):66.
108. Sabbagh S, Shirazi AS, Eghbal MJ. Vital pulp therapy of a symptomatic immature permanent molar with long-term success *Iran Endod J.* 2016;11(4):347.
109. Utneja S, Nawal RR, Talwar S, Verma M. Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture CEMent-review of its composition, properties and applications. *Restor Dent Endod.* 2015;40(1):1-13.
110. Tziafas D, Smith A, Lesot H. Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. *J Dent.* 2000;28(2):77-92.

111. Saberi EA, Karkehabadi H, Mollashahi NF. Cytotoxicity of various endodontic materials on stem cells of human apical papilla. *Iran Endod J.* 2016;11(1):17.
112. Çalikkocaoğlu S. *Bölümlü Protezler*. İstanbul Ü Basımevi,1996.
113. Avallone E BT, Sadegh A. *Marks' standard handbook for mechanical engineers*. McGraw-Hill; ed.2006.
114. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
115. Analizi AÖSE. Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi.* 2010;11(1):18-23.
116. Davies G. *The Finite Element Method: a Practical Course*, GR Liu and SS Quek. Butterworth-Heinemann, Linacre House, Jordan Hill, Oxford OX2 8DP, UK. 2003. 348pp. Illustrated.£ 40. ISBN 0-7506-5866-5. *The Aeronautical Journal.* 2003;107 (1072):403-.
117. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehabil.* 2003;30(1):60-7.
118. Ulusoy M AA. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*2003.
119. Nishioka RS, Nishioka LNBdM, Abreu CW, Vasconcellos LGOd, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implantabutment joints: a strain gauge coMParative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(3):225-30.
120. Carvalho L, Roriz P, Simões J, Frazão O. New trends in dental biomechanics with photonics technologies. *Applied sciences.* 2015;5(4):1350-78.
121. Da Silva B, Moreira Neto JJS, da Silva F, De Aguiar A. Finite element analysis applied to dentoalveolar trauma: methodology description. *ISRN Dent.* 2011;2011.
122. Shigley JE. *Shigley's mechanical engineering design*: Tata McGraw-Hill Education; 2011.
123. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463-71.

124. Sreirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010;21(3):425.
125. Huang H-M, Ou K-L, Wang W-N, Chiu W-T, Lin C-T, Lee S-Y. Dynamic finite element analysis of the human maxillary incisor under iMPact loading in various directions. *J Endod.* 2005;31(10):723-7.
126. Farah J, Craig R. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res.* 1974;53(4):859-66.
127. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* 2010;34(3):281-5.
128. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):434-40.
129. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2014;24(3).
130. Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2014;24 (Supplement 8): 131-5.
131. Agrawal R, Narang S, Ahmed H, Prasad S, Reddy S, Aila S. Influence of occlusal bite forces on teeth with altered periodontal support: A three-dimensional finite element stress analysis. *J Pharm Bioallied Sci.* 2021;13(5):688.
132. Aslan T, Esim E, Üstün Y, Dönmez Özkan H. Evaluation of Stress Distributions in Mandibular Molar Teeth with Different Iatrogenic Root Perforations Repaired with Biodentine or Mineral Trioxide Aggregate: A Finite Element Analysis Study. *J Endod.* 2021;47(4):631-40.
133. Bucchi C, Marcé-Nogué J, Galler K, Widbiller M. Biomechanical performance of an immature maxillary central incisor after revitalization: a finite element analysis. *Int Endod J.* 2019;52(10):1508-18.
134. Naveh GR, Chattah NL-T, Zaslansky P, Shahar R, Weiner S. Tooth–PDL–bone complex: Response to compressive loads encountered during mastication—A review. *Arch Oral Biol.* 2012;57(12):1575-84.

135. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol.* 2002;18(3):134-7.
136. Lopes LB, Neves JA, Botelho J, Machado V, Mendes JJ. Regenerative endodontic procedures: an umbrella review. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(2):754.
137. Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RN. Predicting Peri-implant Stresses Around Titanium and Zirconium Dental Implants-A Finite Element Analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(3):196-204.
138. Güngör M, DüNDAR M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2005;26:107-16.
139. Craig RG. Restorative dental materials. 10th ed. London, Mosby, 1997.
140. Bortoluzzi E, Souza E, Reis JdS, Esberard R, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J.* 2007;40(9):684-91.
141. Olsen JL. Finite Element Analysis of Maxillary Central Incisor Trauma. Department of Pediatric Dentistry, North Caroline: University of North Carolina at Chapel Hill, 2013.
142. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A coMParison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(3):209-15.
143. Lam R. Epidemiology and outcomes of traumatic dental injuries: a review of the literature. *Aust Dent J.* 2016;61:4-20.
144. Anthrayose P, Nawal RR, Yadav S, Talwar S, Yadav S. Effect of revascularisation and apexification procedures on biomechanical behaviour of immature maxillary central incisor teeth: a three-dimensional finite element analysis study. *Clin Oral Investig.* 2021;25(12):6671-9.
145. Eram A, Zuber M, Keni LG, Kalburgi S, Naik R, Bhandary S, et al. Finite element analysis of immature teeth filled with MTA, Biodentine and Bioaggregate. *Comput Methods Programs Biomed.* 2020;190:105356.

146. Anthrayose P, Nawal RR, Yadav S, Talwar S, Yadav S. Effect of revascularisation and apexification procedures on biomechanical behaviour of immature maxillary central incisor teeth: a three-dimensional finite element analysis study. *Clin Oral Investig.* 2021;25(12):6671-9.
147. da Silva B, Moreira Neto J, da Silva Jr F, de Aguiar A. Three-dimensional finite element analysis of the maxillary central incisor in two different situations of traumatic iMPact. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2013;16(2):158-64.
148. Belli S, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Effect of Different Treatment Options on Biomechanics of Immature Teeth: A Finite Element Stress Analysis Study. *J Endod.* 2018;44(3):475-9.
149. Demirel A, Bezgin T, Sarı Ş. Effects of Root Maturation and Thickness Variation in Coronal Mineral Trioxide Aggregate Plugs Under Traumatic Load on Stress Distribution in Regenerative Endodontic Procedures: A 3-dimensional Finite Element Analysis Study. *J Endod.* 2021;47(3):492-9.e4.
150. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
151. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014;4(3):200-3.
152. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2004;7(5):277-303.
153. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J.* 2008;27(4):499-507.
154. Güney Çıldan B. Süt dişlerine uygulanan zirkonyum pediatrik kuronlar ile paslanmaz çelik kuronların sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi. Necmettin Erbakan Üniversitesi. Pedodonti Anabilim Dalı. Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi. Konya: Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2019.
155. Shigemitsu R, Yoda N, Ogawa T, Kawata T, Gunji Y, Yamakawa Y, et al. Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant-supported overdenture. *Comput Biol Med.* 2014;54:44-52.

156. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: an overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*. 2014;1-5.
157. Jefferies SR. Bioactive and biomimetic restorative materials: a comprehensive review. Part I. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(1):14-26.
158. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate-based CEMents: composition, properties, and clinical applications. *J Investig Clin Dent*. 2017;8(2).
159. Jaya Shree Roja R. CoMParison of Fracture Resistance of Immature Teeth Filled with Different Root Canal Filling Materials: An In Vitro study: Sri Ramakrishna Dental College and Hospital, Coimbatore; 2020.
160. Hosoya Y, Marshall GW. The nano-hardness and elastic modulus of sound deciduous canine dentin and young premolar dentin--preliminary study. *J Mater Sci Mater Med*. 2005;16(1):1-8.
161. Peşkersoy C. Sağlıklı ve çürük diş dokuları ile estetik restoratif materyallerin, mekanik özelliklerinin nanoindentasyon yöntemiyle karşılaştırılması. Ege Üniversitesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2013.
162. Desai S, Chandler N. The restoration of permanent immature anterior teeth, root filled using MTA: a review *J Dent*. 2009;37(9):652-7.
163. Poiate IA, Vasconcellos AB, Andueza A, Pola IR, Poiate Jr E. Three dimensional finite element analyses of oral structures by computerized tomography. *J Biosci Bioeng*. 2008;106(6):606-9.
164. Ron AC, Karthik J, Pai VS, Vedavathi B, Nadig RR. Fracture resistance of simulated immature teeth rehabilitated with different restorative materials: A three-dimensional finite element analysis. *Endodontology*. 2017;29(1):11.
165. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23(5):539-48.
166. Özdemir SB, Kahvecioğlu F. Kök ucu açık dişlerde sonlu elemanlar analizi kullanılarak farklı yönlerden gelen travmaların oluşturduğu streslerin değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*. 7(2):318-25.

167. Poiate IAVP, Vasconcellos ABd, Poiate Junior E, Dias KRHC. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Braz Oral Res.* 2009;23(2):161-8.
168. Klahn K. Spannungsoptische untersuchungen zur entstehung der sogenannten keilformigen defekte am organum dentale. *Dtsch Zahnarzt Z.* 1974;29:923-7.
169. Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. *Dent Mater.* 2008;24(5):600-5.
170. Poolthong S, Mori T, Swain MV. Determination of elastic modulus of dentin by small spherical diamond indenters. *Dent Mater J.* 2001;20(3):227-36.
171. Di Fiore PM, Reyes A, Dorn SO, Cron SG, Ontiveros JC. Evaluation of a calcium silicate-based CEMent as a root reinforCEMent material for endodontically treated maxillary anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):35-41.
172. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different CEMents in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl).* 2006;119(4):305-11.
173. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J.* 2008;27(4):499-507.
174. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater.* 2012;28(4):433-41.
175. Nagas E, Cehreli ZC, Uyanik O, Vallittu PK, Lassila LV. Reinforcing Effect of Glass Fiber-incorporated ProRoot MTA and Biodentine as Intraorifice Barriers. *J Endod.* 2016;42(11):1673-6.
176. Sharma S. Biomechanical Performance of an Immature Pulpless Maxillary Central Incisor Managed with Different Modalities: A Finite Element Analysis. *Global Dentistry: Case Reports.* 2020;1(1):1-8.
177. Yasin R, Al-Jundi S, Khader Y. Effect of mineral trioxide aggregate and biodentine™ on fracture resistance of immature teeth dentine over time: in vitro study. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2021;22(4):603-9.

178. Girish K, Mandava J, Chandra RR, Ravikumar K, Anwarullah A, Athaluri M. Effect of obturating materials on fracture resistance of simulated immature teeth. *J Conserv Dent*. 2017;20(2):115.
179. Ali MRW, Mustafa M, Bårdsen A, Bletsa A. Fracture resistance of simulated immature teeth treated with a regenerative endodontic protocol. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2019;5(1):30-7.
180. Asgary S, Akbari Kamrani F, Taheri S. Evaluation of antimicrobial effect of MTA, calcium hydroxide, and CEM CEMent. *Iran Endod J*. 2007;2(3):105-9.
181. Eghbal MJ, Torabzadeh H, Bagheban AA, Shamszadeh S, Marvasti LA, Asgary S. Color stability of mineral trioxide aggregate and calcium enriched mixture CEMent. *J Investig Clin Dent*. 2016;7(4):341-6.
182. Roghanizadeh L, Fazlyab M. Revascularization and Apical Plug in an Immature Molar. *Iran Endod J*. 2018;13(1):139-42.
183. Moazami F, Sahebi S, Jamshidi D, Alavi A. The long-term effect of calcium hydroxide, calcium-enriched mixture CEMent and mineral trioxide aggregate on dentin strength. *Iran Endod J*. 2014;9(3):185-9.
184. Grayli E, Dashtban A, Shadan L, Behnampour N, Afshari E. Effect of MTA versus CEM apical plugs on fracture resistance of endodontically treated simulated immature teeth restored with cast metal posts: an in-vitro study. *BMC Oral Health*. 2021;21(1):280.
185. Sarraf P, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Dummer PMH. Fracture Resistance of Immature Incisors Following Root Filling with Various Bioactive Endodontic CEMents Using an Experimental Bovine Tooth Model. *Eur J Dent*. 2019;13(2):156-60.

EKLER

EK-1.Özgeçmiş



EK-2. Etik Kurul Kararı

