

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DENTAL TRAVMA SPLİNTLERİNİN
KARMA DİŞLENME DÖNEMİNDE
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Sevde Berfu ZAIM

UZMANLIK TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU

KONYA-2024

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DENTAL TRAVMA SPLİNTLERİNİN
KARMA DİŞLENME DÖNEMİNDE
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Sevde Berfu ZAIM

UZMANLIK TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU

KONYA-2024

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 23132021 proje numarası ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince, değerli bilgilerini, tecrübelerini, zamanını ve desteğini benden esirgemeyen, öğrencisi olmaktan her zaman gurur ve mutluluk duyduğum değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU'na, uzmanlık eğitimimde emeği geçen ve her zaman yol gösteren değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Gül TOSUN, Sayın Prof. Dr. Murat Selim BOTSALI, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Funda ARUN, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Enes Mustafa AŞAR ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Büşra MUSLU DİNÇ'e

Birlikte çalışmaktan zevk aldığım asistan arkadaşlarım Burcu FAYDALI, Funda GÜRBULAK başta olmak üzere tüm pedodonti kliniğine,

Sonlu Elemanlar Stres Analizi konusunda destek aldığım Ay Tasarım Ltd. Şti ekibinden Hanım Gizem KASACI ve Seda Büşra BAKIR'a

Tüm hayatım boyunca beni koşulsuz destekleyen, bugünlere gelmem için büyük özveri gösteren, güvenlerini her daim hissettiğim, her kararında ve zor anımda yanımda olan canım annem Meliha ZAIM, kıymetli babam Necdet ZAIM, dayım Metin ZOR ve teyzem Nermin SOFUOĞLU'na

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	v
TABLolar LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xi
SUMMARY.....	xii
1.GİRİŞ	1
1.1.Travmatik Dental Yaralanmalar (TDY).....	2
1.1.1.Epidemiyoloji ve Prevalans	3
1.1.2.Yaş	4
1.1.3.Cinsiyet	5
1.1.4.Çeneler ve Dişler	6
1.1.5 Mevsim	6
1.2 Muayene	7
1.2.1 Anamnez ve Klinik Muayene.....	7
1.2.2 Radyografik Muayene	10
1.3. Travmatik Dental Yaralanmaların Sınıflandırılması.....	12
1.3.1.Sert Doku Yaralanmaları.....	14
1.3.2 Periodontal Doku Yaralanmaları	20
1.4 Travmatik Dental Yaralanmalarda Splint Uygulamaları	27
1.4.1 Splint Türleri	30
1.4.2 Splint Sökümü	34
1.5. Biyomekanik ve Stres Analizi Yöntemleri	35
1.5.1 Temel Mekanik Kavramlar	35
1.5.2. Stres Analizi Yöntemleri.....	38
1.5.3.Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA).....	38
2. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3. BULGULAR.....	62
3.1. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri...62	
3.1.1. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerde Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri (Lateral-Lateral, 1.Premolar-1.Premolar,1.Molar-1.Molar gruplarda).....	63

3.1.2. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerde Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri(Lateral-Lateral,1.Premolar-1.Premolar,1.Molar-1.Molar Gruplarda).....	69
3.1.3. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerde Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri(Lateral-Lateral,1.Premolar-1.Premolar,1.Molar-1.Molar Gruplarda).....	75
3.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	81
3.2.1. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri (Lateral-Lateral,1.Premolar-1.Premolar,1.Molar-1.Molar gruplarda).....	81
3.2.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri (Lateral-Lateral,1.Premolar-1.Premolar,1.Molar-1.Molar gruplarda).....	86
3.2.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri (Lateral-Lateral,1.Premolar-1.Premolar,1.Molar-1.Molar gruplarda).....	91
4.TARTIŞMA.....	97
5.SONUÇ VE ÖNERİLER	108
6.KAYNAKLAR.....	110
7.EKLER.....	Err
or! Bookmark not defined.	122
7.1.EK-A Etik Kurul Kararı.....	122
7.2.EK-B Etik Kurul Kararı.....	123
8.ÖZGEÇMİŞ.....	124

SİMGELER VE KISALTMALAR

%: Yüzde

μ : Poisson oranı

E: Elastisite modülü

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CBCT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

CAD: Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

dk: Dakika

GPa: Gigapascal

HU: Hounsfield değeri

mm: Milimetre

mm²: Milimetrekare

Pa: Pascal

MPa: Megapascal

MR: Manyetik Rezonans

N: Newton

3D: Three Dimensional (Üç Boyutlu)

SESA: Sonlu Elemanlar Stres Analizi

WHO: Dünya Sağlık Örgütü

TDY: Travmatik Dental Yaralanmalar

TME: Temporomandibular Eklem

LDF: Laser Doppler Flowmetre

ALARA: As Low As Reasonably Achievable

IADT: International Association for Dental Traumatology

MTA: Mineral Trioksit Agregat

PDL: Periodontal Ligament

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Üst dudakta meydana gelen kron kırığı,kırık diş parçasının alt dudağa gömülmesi

Şekil 1.2. (A) Kırık diş parçasının görüntülediği tomografi görüntüsü (B)Kırık diş parçası, (C) çıkarıldıktan sonra alınan lateral sefalometrik radyografi görüntüsü

Şekil 1.3. Mine çatlağının klinikteki görüntüsü (A), derinliği (B) ve radyografik değerlendirmesi (C)

Şekil 1.4. Mine kırığının klinikteki görüntüsü (A), kırık seviyesi (B) ve radyografik değerlendirmesi (C)

Şekil 1.5. Mine-dentin-pulpa kırığının klinikteki görüntüsü (A), kırık seviyesi (B) ve radyografik değerlendirmesi (C)

Şekil 1.6. Pulpa ekspozu olmayan kron-kök kırığının klinikteki görüntüsü (A), kırık seviyesi (B) ve radyografik değerlendirmesi (C)

Şekil 1.7. Komplike kron-kök kırığının klinikteki görüntüsü (A), (B) ve kırık seviyesi (C)

Şekil 1.8. Kök kırığının klinikteki görüntüsü (A), kırık seviyesi (B) ve radyografik değerlendirmesi (C)

Şekil 1.9. Konküzyonun klinikteki görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi (C)

Şekil 1.10. Sublüksasyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi (C)

Şekil 1.11. Ekstrüzyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi(C)

Şekil 1.12. Lateral lüksasyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi (C)

Şekil 1.13. İntrüzyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi(C)

Şekil 1.14. Avülsiyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi(C)

Şekil 1.15. Kompozit-Ortodontik Tel Splint Örneği

Şekil 1.16. Misina-kompozit splint örneği

Şekil 1.17. Rezin splint örneği

Şekil 1.18. Titanyum Travma Splint örneği

Şekil 1.19.Ortodontik Tel Braket Splint örneği

Şekil 1.20. Fiber Splint örneği

Şekil 1.21. Ark Bar Splint örneği

Şekil 1.22. Tel Ligatür Splint örneği

Şekil 2.1. Modellemenin yapılması için kullanılan bilgisayarlı tomografi görüntüsü

Şekil 2.2. Tomografi görüntüsünden oluşturulan 3 boyutlu katı model

Şekil 2.3. 3 boyutlu modellemenin yapılması için kullanılan optik tarayıcı

Şekil 2.4. Orbita,zigoma ve maksilladaki stres alanları

Şekil 2.5. Farklı sayıda nodlara sahip 3D Brick elemanlar

Şekil 2.6. Orbita, Zigoma ,Maksillayı içeren 3 boyutlu model

Şekil 2.7. Maksillar kortikal kemiği ve dış boşluklarını içeren 3 boyutlu model

Şekil 2.8 Dışın 3 boyutlu katı modeli

Şekil 2.9. F1-Vertikal Kuvvet Yönü (insizal kenarın ortasından 90° açıyla)

Şekil 2.10. F2-Oblik kuvvet yönü (Dışın uzun aksına 45° açıyla)

Şekil 2.11. Kompozit ortodontik tel uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Lateral-Lateral)

Şekil 2.12. Titanyum Travma Splinti uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Lateral-Lateral)

Şekil 2.13. Naylon misina uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Lateral-Lateral)

Şekil 2.14. Kompozit-ortodontik tel uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Premolar-Premolar)

Şekil 2.15. Titanyum travma splinti uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Premolar-Premolar)

Şekil 2.16. Naylon misina uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Premolar-Premolar)

Şekil 2.17. Kompozit ortodontik tel uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Molar-Molar)

Şekil 2.18. Titanyum Travma Splinti uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Molar-Molar)

Şekil 2.19. Naylon misina uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Molar-Molar)

Şekil 2.20. Renk ve değer skalası, kuvvet okları

Şekil 3.1. Dikey kuvvetler karşısında Kontrol grubu (doğal diş) modelinde minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.2. Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.3. Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

- Şekil 3.4.** Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.5.** Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.6.** Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.7.** Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.8.** Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.9.** Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.10.** Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.11.** Dikey kuvvetler karşısında Kontrol grubu (doğal diş) modelinde dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.12.** Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.13.** Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.14.** Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) modelinde dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.15.** Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.16.** Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.17.** Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.18.** Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.19.** Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.20.** Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.21.** Dikey kuvvetler karşısında Kontrol grubu (doğal diş) modelinde pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları
- Şekil 3.22.** Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.23. Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.24. Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.25. Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.26. Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.27. Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.28. Dikey kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.29. Dikey kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.30. Dikey kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.31. Oblik kuvvetler karşısında kontrol grubu (doğal diş) modelinde minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.32. Oblik kuvvetler karşısında kompozit-ortodontik tel modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.33. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.34. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.35. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Premolar 1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.36. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.37. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.38. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.39. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.40. Oblik kuvvetler karşısında Naylon misina modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.41. Oblik kuvvetler karşısında kontrol grubu (doğal diş) modelinde dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.42. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.43. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.44. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.45. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Premolar 1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.46. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.47. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.48. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.49. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.50. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.51. Oblik kuvvetler karşısında Kontrol Grubu (doğal diş) modelinde pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.52. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.53. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.54. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.55. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.56. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.57. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.58. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.59.Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

Şekil 3.60. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

TABLolar LİSTESİ

Tablo 1.1. IADT (Uluslararası Dental Travmatoloji Derneği) 2020 verilerine göre splint türleri ve süreleri

Tablo 2.1. Diş ve destek dokularının Young's modülü ve Poisson oranları

Tablo 2.2. Çalışmamızda kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

DENTAL TRAVMA SPLİNTLERİNİN KARMA DİŞLENME DÖNEMİNDE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Sevde Berfu ZAİM

Pedodonti Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2024

Travma nedeniyle dişlerin dental ark üzerindeki pozisyonlarını kaybetmeleri durumunda, eski konumlarına geri getirilmeleri tedavide ön koşuldur. Dişlerin pozisyonlarını korumak, periodontal ligament ve pulpa hasarını önlemek amacıyla uygun biçimde splintlenmeleri gerekmektedir. Splint tipleri ve yöntemleri hekim ve hasta açısından önemlidir. Hekim için uygulama sırasındaki kolaylığı, periodonsuyuma ve dişlere verebileceği zararlar yönünden; hasta için beslenme, estetik ve fonksiyonun sağlanabilmesi yönünden uygun olan yöntemin ve malzemelerin seçilmesi gereklidir.

Çalışmamızda, üç farklı splint türünün ve uzunluğunun, karma dişlenme dönemindeki dişlerde ve çevre dokularda oluşturduğu stres birikimleri ve dağılımlarının, sonlu elemanlar analizine göre değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Dört farklı diş grubu modeli (Lateral-Lateral, 1.Premolar-1.Premolar, 1.Molar-1.Molar splint uzantıları ile) oluşturulmuştur.

Kontrol Grubu: Splint Uygulanmamış Dişler

Model 1: Kompozit- Ortodontik Tel Splint Uygulanmış Diş Modeli

Model 2: Titanyum Travma Splinti Uygulanmış Diş Modeli

Model 3: Naylon Misina Uygulanmış Diş Modeli

SESA kullanılarak, dişler üzerine, 150 N vertikal ve oblik kuvvet uygulandı. Uygulanan kuvvetler sonucunda mine, dentin ve pulpada meydana gelen Von Mises stres ve miktarları değerlendirilmiştir. Kontrol ve çalışma modellerinde, vertikal ve oblik yönlü kuvvetler altında en yüksek Von Mises stres değerlerinin, kuvvetlerin uygulandığı noktalarda olduğu tespit edilmiştir. Vertikal ve oblik yönlü kuvvetler altında splint materyallerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerinin kompozit-ortodontik tel splint grubunda olduğu tespit edilmiştir. Rijitlik açısından en olumsuz özellik gösteren splintin kompozit-ortodontik tel splintte, en olumlu sonuçların naylon misina splintte izlendiği görülmüştür.

Sonuç olarak; çalışmamızda yer alan travma splint materyalleri, literatürde pulpal irritasyon riski açısından kritik olarak bildirilen değerleri aşmamıştır. Bu materyallerin mine, dentin, pulpa üzerindeki etkilerinin daha iyi anlaşılabilmesi için bu konuyla ilgili başka çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Dental Travma, Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Splint

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELCUK UNIVERSITY FACULTY of DENTISTRY

EVALUATION OF DENTAL TRAUMA SPLINTS IN MIXED DENTITION WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

Sevde Berfu ZAİM

Department of Pediatric Dentistry

MASTER THESIS/ KONYA-2024

If teeth lose their position on the dental arch due to trauma, restoring them to their previous positions is a prerequisite for treatment. Teeth must be properly splinted to maintain their position and prevent periodontal ligament and pulp damage. Splint types and methods are important for the physician and the patient. In terms of ease of application for the physician and the damage it may cause to the periodontium and teeth; It is necessary to choose the appropriate method and materials in terms of providing nutrition, aesthetics and function for the patient.

In our study, it is aimed to evaluate the stress accumulation and distributions created by three different splint types and lengths in the mixed dentition teeth and surrounding tissues, according to finite element analysis. Four different tooth group models (Lateral-Lateral, 1st Premolar-1st Premolar, 1st Molar-1st Molar with splint extensions) were created.

Control Group: Teeth Without Splint

Model 1: Composite- Orthodontic Wire Splint Applied Tooth Model

Model 2: Titanium Trauma Splint Applied Tooth Model

Model 3: Nylon Fishing Line Applied Tooth Model

Using SESA, 150 N vertical and oblique force was applied to the teeth. Von Mises stress and its amounts occurring in enamel, dentin and pulp as a result of the applied forces were evaluated. In the control and operating models, it was determined that the highest Von Mises stress values under vertical and oblique forces occurred at the points where the forces were applied. It was determined that the highest Von Mises stress value in splint materials under vertical and oblique forces was in the composite-orthodontic wire splint group. It was observed that the splint with the most negative features in terms of rigidity was observed in the composite-orthodontic wire splint, and the most positive results were observed in the nylon fishing line splint. In conclusion; The trauma splint materials included in our study did not exceed the critical values reported in the literature in terms of pulpal irritation risk. Further studies on this subject are needed to better understand the effects of these materials on enamel, dentin and pulp.

Key Words: Dental Trauma, Finite Element Stress Analysis, Splint

1.GİRİŞ

Çocuk diş hekimliğinde sıklıkla karşılaşılan Travmatik Dental Yaralanmalar (TDY), çocukları diş çürüklerinden sonra en fazla etkileyen ikinci durumdur. Tedavi olma ihtiyacı gerektiren bütün yaralanmaların %5'ini oluşturan TDY aynı zamanda fasiyal bölgede en sık meydana gelen travmalardır (Gökçek 2017).

Çocuklarda TDY'nin ağrı, enfeksiyon, diş kaybı ve renklenme gibi kısa dönemli sonuçlarına ek olarak; dişlerde sürme bozuklukları ve malformasyonlar, çenelerde gelişim geriliği, alveol kemiği kaybı gibi uzun dönemli ve ciddi etkileri de olabilir (Holan ve ark 2009). Ayrıca meydana gelen yaralanmalar normal oklüzyon ve dudak gelişimine engel olup fonetik, fonksiyonel ve estetik sorunlara neden olabilir ve çocuğun ruhsal gelişimini etkileyebilir (Muslu 2012). Bu nedenle TDY'ye karşı önlemler alınarak meydana gelebilecek fiziksel ve psikolojik problemlerin önlenmesi ve uygun olan tedavi şekline karar verebilmek için travmanın dağılımının, etiolojisinin ve sonuçlarının bilinmesi gerekmektedir. Diş ve çevre dokularda meydana gelen travmalar sonucunda uygulanacak tedavinin hedefi dişi kabul edilebilir fonksiyonuna ve görünümüne kavuşturmaktır (Malmgren ve ark 2012).

Travma nedeniyle dişlerin dental ark üzerindeki pozisyonlarını kaybetmeleri durumunda, eski konumlarına geri getirilmeleri tedavide ön koşuldur. Repozisyonlandırma işleminin sonrasında, iyileşme sürecinde dişlerin doğru pozisyonlarını korumak, ileri periodontal ligament ve pulpa hasarını önlemek amacıyla uygun biçimde splintlenmeleri gerekmektedir (Von Arx 2005). Splint tipleri ve splintleme yöntemleri, hekim ve hasta açısından birçok nedenden dolayı önem taşımaktadır. Hekim için uygulama ve sökme işlemleri sırasındaki kolaylığı, periodonsuyuma ve dişlere verebileceği zararlar yönünden; hasta için ise ağız hijyenini sağlayabilmesi, beslenmesi, estetik, fonasyon ve fonksiyonun sağlanabilmesi yönünden uygun olan yöntemin ve malzemelerin seçilmesi son derece önemlidir (Ayhan 1999).

Periodonsiyumun klinik iyileşmesinin büyük kısmı ilk yedi gün içerisinde gerçekleşmektedir. Bu sebeple splintleme oldukça önemlidir. Splintleme süresi kadar, kullanılan splint tipinin fleksibilitesi, splint materyali ve uzunluğu da önem taşımaktadır. Rijit ve uzun süreli splintlemenin oluşturduğu stres birikimlerinin iyileşme komplikasyonu yaratarak ankiloz ve replasman rezorpsiyonu gibi olumsuz

etkilerinin olabileceği gösterilmiştir. Bunun yerine splintin fleksibl olması ile sağlanan normal vertikal hareketlilik periodontal iyileşmeyi hızlandırmaktadır (Malmgren ve ark 2012).

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) mühendislik alanında deneysel ortamda çözümü oldukça zor olan, ileri düzey teoremlerin bilgisayar yardımıyla hesaplanarak, çözülebilmesini sağlayan bir analiz metodudur. Sonlu eleman, iki veya üç boyutlu yapıların bölünmesiyle oluşan parçalara verilen isimdir (Liu ve Quek 2003).

Günümüzde tıp ve mühendisliğin birçok dalında kullanılmaktadır. Bu yöntemde basitçe, biyomekanik açıdan incelenmek istenen cisim belirli sayıda elemanlara bölünerek, analitik şekilde modellenir ve bu küçük parçalar üzerinde analizler gerçekleştirilir (Sriekha ve ark 2010). SESA, sahip olduğu birçok avantaj sayesinde son yıllarda diş hekimliği ve dental implantoloji alanlarında sıklıkla tercih edilen bir araştırma yöntemi olmuştur. Klinik deneylerde bir çalışmanın birebir şartlarda tekrarlanması neredeyse olanaksızken, bu metodun arzu edildiği kadar tekrarlanabilmesi tekniğin önemli bir avantajıdır (Shetty ve ark 2010).

Çalışmamızda, üç farklı splint türünün ve materyal uzunluğunun, karma dişlenme dönemindeki dişlerde ve çevre dokularda oluşturduğu stres birikimleri ve dağılımlarını, sonlu elemanlar analizine göre değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

1.1.Travmatik Dental Yaralanmalar (TDY)

Dental yaralanma, dişler ve/veya çevre sert ve yumuşak dokularda meydana gelen bir yaralanma çeşididir (Yılmaz ve ark 2019).

Çocukluk çağının önemli sağlık problemlerinden biri olan dental travmaların tarihçesi incelendiğinde, bu tip travmaların insanlığın varoluşu ile ortaya çıkmış olduğu ancak korumaya yönelik uygulamaların ilk olarak 1920’li yılların sonunda başladığı görülmüştür. Dental travmanın teşhis, tedavi ve koruma yöntemleri 1950’li yıllarda ABD’de, 1960’lı yıllardan sonra da İskandinav ülkelerinde araştırılmaya başlanmıştır (Mitchell ve ark. 2014).

Yapılan çalışmalarda travmatik dental yaralanmalarla halen artan oranlarda karşılaşıldığı görülmektedir. Tedaviye ihtiyaç duyulan yaralanmaların %5’ini oluşturan dental travmalar, fasiyal bölgedeki travmaların da en sık görülen formudur (Malmgren ve ark 2012).

Dental travmalar genellikle okul öncesi dönem çocuklarda ev kazaları, okul çağı çocuklarında okulda düşme veya çarpma, bisiklet, trafik kazaları vb. sonucu ortaya çıkmaktadır. Bu travmaların renklenme, ağrı, enfeksiyon veya diş kaybı gibi kısa dönem sonuçlarının dışında daimi dişlerde malformasyon, alveoler kemik kaybı, çenelerde gelişim geriliği gibi ciddi uzun dönem sonuçları da oluşabilmektedir. Bu durum çocuklarda psikososyal problemlere neden olmasının yanı sıra, tedavi maliyetlerinin artışı ile dental travmaları toplumsal bir sorun hale getirmektedir. Bu nedenle, dental travmalara karşı önlemlerin alınması, oluşabilecek fiziksel ve psikolojik problemlerin engellenmesi ve uygun tedaviye karar verebilmek için travmanın etiyojisi, dağılımı ve sonuçları bilinmelidir (Andreasen 1993).

1.1.1.Epidemiyoloji ve Prevalans

Süt ve daimi diş dizisini ilgilendiren yaralanmaları içeren çalışmalar incelendiğinde etiyojik faktörler arasında düşmeler ve bisiklet kazaları ilk sırayı almaktadır. Ayrıca spor yaralanmalarının, ev kazalarının, çarpmaların da diş yaralanmalarına sıklıkla sebep olduğu rapor edilmiştir. Otomobil kazaları, çocuk koltukları ya da emniyet kemeri kullanılmadığında diş yaralanmaları için önemli bir etiyojik faktör olmaktadır. Bir diğer göz önünde bulundurulması gereken diş yaralanması sebebi de ne yazık ki çocuk istismarıdır (Kızılcı ve Demir 2015).

Collao-Gonzalez ve ark (2014), en yaygın travma sebebini %53,5 oranıyla düşme ve %28,3 oranıyla ev kazaları olarak bildirmişlerdir. Ülkemizdeki dental travma prevalansının %4,4-13 olduğu ve düşmenin de %47,6 oranla en fazla görülen travma nedeni olduğu çeşitli çalışmalarla bildirilmiştir (Zengin ve ark 2015).

Farklı yaş gruplarında travma etiyojisinin incelendiği bir çalışmada okul öncesi çocuklarda (0-6 yaş) yaralanmanın, düşme nedeniyle evde ve gündüz saatlerinde meydana geldiği rapor edilmiştir. Okul çocuklarında ise (7-15 yaş) yaralanma; itme ve çarpma sonucu düşme nedeniyle okul veya spor alanlarında gün içinde meydana gelmektedir (Peterson 1997). 0-6 yaş grubu hastalar günün çoğunu evde geçirdiklerinden yapabilecekleri aktiviteler sınırlıdır. Bu nedenle düşme kaynaklı travmaların daha yaygın olması beklenen bir sonuçtur. 7-15 yaş grubunda ise okulda ebeveyn kontrolünden çıkmaları çocukların oyun ve sportif aktiviteler sırasında dikkatsiz davranmalarına ve bu nedenle düşmelerine sebep olmaktadır.

Gassner ve ark (2003), yaş grubunu kısıtlamadan 9543 hastada yaptıkları çalışmalarında TDY'lerin etiyolojilerini incelemişler günlük yaşam aktivitelerinin %38, sporun %31 oranında TDY'ye yol açtığını saptamışlardır. Hecova ve ark (2010), sportif aktiviteler sırasında görülen travmaların TDY'de en yaygın sebep olduğunu bildirmişlerdir. Gassner ve Hecova'nın çalışmalarında, spor kazalarının düşmeden daha yaygın olarak bulunmasının sebebi yaş grubuyla alakalı olabilir. Yetişkinlerde spor yapan birey sayısı artmakta ve bunu profesyonel olarak devam ettirenler de devreye girdiğinde spor kazalarıyla daha fazla karşılaşmaktadır. Ayrıca yetişkinlerin yapabilecekleri spor aktiviteleri çocuklara göre daha çeşitli, komplike ve tehlikeli olabilmektedir.

Travmatik dental yaralanmalar için başka bir risk grubu da dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu olan çocuklardır. Hiperaktif çocuklar riskli davranışlara meyilli olabilirler. Ayrıca bu çocuklarda orofasiyal bölgede uzun yüz, sivri çene, kısa üst dudak ve daha geniş ağız gibi dental travmaya yatkınlığı arttırabilecek bazı minör fiziksel anomaliler de söz konusu olabilmektedir (Avşar 2005, Andersson ve ark 2015).

Hiperaktivite ve dikkat eksikliği ile dental travma arasındaki ilişkinin araştırıldığı bazı çalışmalarda; hiperaktivite görülen ve görülmeyen çocuklarda, dental travma prevalansını sırasıyla %13 ve %1 bulmuşlardır (Eyüboğlu ve ark 2009). Çocuklarda ve adolesanlarda sık karşılaşılan bir problem olan dental travma; hiperaktivitenin yanında otizm, serebral palsi, mental retardasyon, görme ve işitme engelli bireylerde de daha fazla oranda görülebilmektedir (Malmgren ve ark 2012).

1.1.2.Yaş

1-3 yaş arası çocukların konuşma becerisini kazanması, onlara öğrenme ve ilişki kurma imkânı sağlar. Sosyalleşerek istekleri için çaba sarf ederler ve bağımsızlıklarını test etme isteği duyarlar. Ancak fiziksel yetenekleri bu isteklerini karşılamak için yetersizdir. Yürümeyi yeni öğrendikleri, kas kontrolü ve karar yetisi tam gelişmediği için travma riski artar (Berg ve Pinkham 2009).

3-6 yaş aralığında, çocukların sinir sistemi gelişimi büyük ölçüde tamamlanır. Ancak dönemin başında çocuğun görme duyumu ve ince motor becerilerini geliştiren kasları tam olarak gelişmemiştir. Bu nedenle 3 yaş çocukları el-göz koordinasyonu

gerektiren etkinliklerde zorlanırlar ve çarpmalar, vurmalar, kayma sonucu düşmeler sonucunda dental yaralanmalar görülebilir. Kas gelişimi büyük oranda tamamlandığından 5 yaş döneminde çocuğun hareketlerinin sayısında ve niteliğinde bir artma gözlenir. Çocuk, kendi bedeninin hareket becerisini anlamak ve bunu denemek için çaba gösterir. 5 yaş itibarıyla erkeklerin üçte biri kızların ise dörtte biri TDY'ye maruz kalmışlardır (Andreasen 1994).

7-10 yaş arası okul çağı döneminde ise sosyalleşme, çocuğun kendi vücudunu, yeteneklerini tanıması ve bireysel sportif aktivitelerin artışı ile travma tekrar artış göstermektedir. Çocuklar yedi yaşından on yaşına kadar olgunlaşmış olan temel becerilerini birleştirerek sporla ilgili beceriler de kullanma başlar. Kuvvet, hız, denge gibi özelliklerin gelişmesiyle güç artar. Kontrolsüz yapılan sportif aktiviteler sonucunda dental yaralanmalar meydana gelmektedir. Yapılan çalışmalar, bir yıl içindeki dental travma insidansının, toplumun her yaş grubunda %0,4 iken; okul dönemi çocuklarında bu oranın %1,3 ile %4 arasında olduğunu göstermektedir. 0-13 yaş grubu incelendiğinde de aynı şekilde 7-10 yaş arası çocuklarda TDY insidansı en yüksek bulunmuştur (Çağlar ve ark 2010).

1.1.3.Cinsiyet

Yaş grubunun gerektirdiği ilgi alanları ve toplumun yönlendirmeleri farklılık gösterse de fiziksel ve zihinsel gelişim cinsiyetler arasında aktivitelerde benzerlik sağlar. Çocuklar hayatın ilk yıllarında cinsiyet ayrımı olmaksızın temel motor hareketler ve basit oyunlarla büyür, zamanla cinsiyetin getirdiği farklılıklarla tanışır. Türk toplumunda erkek çocuklar, güç gerektiren aktivitelere daha fazla ilgi duyarlar. Kız çocukları ise daha çok sosyal ve emosyonel aktivitelere yatkındır. Yapılan çalışmalarda süt dişlenmede travmatik diş yaralanmalarının görülme sıklığında cinsiyetler arasında belirgin fark olmadığı ancak daimi dişlenmede genellikle erkek çocukların kızlara oranla travmaya daha yatkın olduğu rapor edilmiştir. Bunun sebebi 0-6 yaş çocukların evde kardeşler arasında cinsiyet ayrımı olmaksızın birlikte ve benzer oyunlara katılması, daimi dişlenmenin başladığı okul çağında ise kalabalık sosyal gruplar içerisinde cinsiyete göre roller üstlenerek farklı aktivitelere yönelmesinden kaynaklı olabilir.

Bazı çalışmalarda belirtilen cinsiyetler arasında fark olduğu, ancak farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucunun da çalışmaya katılan yaş grubunun

ortalamasının düşük olduğundan kaynaklandığı düşünülmektedir (Kızılcı ve Demir 2015).

1.1.4.Çeneler ve Dişler

Dişsel yaralanmalar incelendiğinde üst çene alt çeneye göre daha fazla risk altındadır ve sonucun bu şekilde çıkmasında en önemli faktör üst çenenin alt çeneyi oklüzyonda ve istirahat pozisyonunda çevrelemesi ve darbelere karşı koruyucu etki göstermesidir (Gutmann 1995).

Sınıf II divizyon I iskeletsel kapanış ilişkileri olan, ağız solunumu yapan ve yoğun üst solunum yolu rahatsızlıkları olan çocuklar travma açısından risk taşımaktadır Ayrıca 3-6 mm arası overjete sahip çocuklar 0-3 mm arasına göre 2 kat, 6 mm'den fazla overjeti olanlar ise 3 kat daha yüksek risk içermektedirler. Bu hastaların üst dişlerinin yüze göre daha önde konumlanmasıyla yüze gelen darbe ilk olarak dişlere temas etmektedir. Ayrıca overjetin fazla olması nedeniyle dudaklar üst dişleri tam olarak örtmemekte, dişler korunmasız ve desteksiz kalmaktadır. Bu nedenle yüksek risk grubunda yer almaları beklenen bir bulgudur (Çetingül 2002).

Üst santral dişlerin bukkale eğimi ve darbe alma ihtimalinin yüksek oluşu, en çok travmaya uğrayan dişin üst santral olmasına neden olmaktadır. Yapılan çalışmaların çoğunda; üst santral dişlerin, diğer dişlere göre daha çok dental travmaya uğradığı bildirilmiştir. Üst santral dişi genellikle üst lateral diş izlemektedir (Kramer ve ark 2016).

Ülkemizde yapılan bir çalışmada, dental travmadan en çok etkilenen dişin %66,2 oranla üst santral diş olduğu bulunmuştur. Yapılan başka bir çalışmada ise %79,4 gibi yüksek bir oranla üst anterior dişlerin travmadan etkilendiği tespit edilmiştir (Çetingül 2002). Molar dişler nadiren travma nedeniyle yaralanırlar ve çoğunlukla yaralanmaların nedeni indirekt olarak gelen kuvvettir. Genellikle alt çenenin sertçe üst çeneye doğru kapanmasına neden olan çene ucunun altına gelen darbe molar dişlerde ve kondilde yaralanmalara sebep olabilir (Sivakumar ve Muthu 2012).

1.1.5 Mevsim

Birçok yazar dental travma sıklığının yaz mevsiminde arttığını bildirmiştir. Perez (1991), çalışmasında travma vakalarının %50' sinin mayıs ve eylül aylarında

geldiğini bildirmiştir. Gonzalez (2014), 7,617 hastayla yaptığı çalışmasında bahar ve güz dönemlerinde TDY sıklığında artış olduğunu bildirmiştir.

Eyüboğlu ve ark (2015), daimi diş yaralanmalarının en sık eylül ve mart aylarında gerçekleştiğini, süt dişi yaralanmalarının ise haziran ayında daha sık olduğunu belirtmişlerdir. Ülkemizde yapılan çalışmalarda da dental travma sıklığının yaz mevsiminde artış gösterdiği rapor edilmiştir.

1.2 Muayene

Travma olgularında hekimlerin vakaya hızlı bir şekilde müdahalesi çok önemlidir. Diş hekiminin dental travmaya uğramış hastalara bilinçli yaklaşımı, hastaların tedavi ve muayene işlemlerinin hızlı sonuçlanmasına imkân sağlar (Flores ve ark 2001). Bu nedenle doğru teşhis ve tedavi planlaması için iyi bir anamnez alınmalı; kapsamlı bir klinik muayene yapılmalıdır (AAPD 2012).

1.2.1 Anamnez ve Klinik Muayene

Anamnezin doğru bir şekilde alınması tedavinin başarısı için çok önemlidir.

Doğru bir şekilde anamnez almak için aşağıdaki sorular sorulmalıdır:

Hastanın kişisel bilgileri (isim-soy isim, yaş, adres, telefon bilgileri): Kişisel bilgiler, hastaların kayıt altına alınabilmesi ve zihinsel durumun sorgulanması açısından önemlidir. Hastanın bilinç kaybı, baş dönmesi, baş ağrısı, mide bulantısı ve kusma yaşayıp yaşamadığı sorgulanmalıdır. Hastaya uygun nörolojik değerlendirme yapılmalıdır. Sarsıntı veya kafa içi yaralanma şüphesi varsa, acil tıbbi değerlendirme önem taşır (Halstead ve Walter 2010).

Kazanın meydana geldiği bölge: Kontaminasyon varlığı ve tetanoz riski açısından sorulmalıdır.

Travmanın zamanı: Avülsiyon, komplike kron kırıkları ve lüksasyon gibi travma tiplerinde travmanın ne zaman olduğu ve ne kadar süre geçtiği çok önemlidir. Bu nedenle travma ile tedavi arasında geçen süre bilinmesi gereklidir (Andreasen ve ark 2006).

Travmanın nasıl meydana geldiği: Travmanın tipi hakkında bilgi edinilmesini sağlar. Çene yüz bölgesinde başka yaralanmaların varlığıyla ilgili şüpheleri açıklamada

yardımcı olur. Çocuk istismarı gibi durumların varlığı konusunda da bilgi sağlayabilmektedir.

Travma sonrasında başka bir yerde tedavi görüp görmediği: Herhangi bir tedavinin uygulanıp uygulanmadığı ve hangi tedavinin uygulandığını bilmek prognozda önemlidir.

Geçmiş dental travma öyküsünün olup olmaması: Dişte vitalitenin değerlendirilmesi ve prognoz açısından önemlidir (Andreasen ve ark 2006).

Genel sağlık bilgileri: Detaylı bir anamnez almak tedavi seçeneklerinin belirlenebilmesi açısından önemlidir. Hastada bulunan alerjik reaksiyonlar, bazı sistemik hastalıkların varlığı, profilaksi ihtiyacının bulunması ve kullanılan ilaçlar uygulanacak tedavinin belirlenmesini sağlar (Tsukiboshi 2007).

Hastadan detaylı bir anamnez alındıktan sonra aşağıdaki değerlendirmeler doğrultusunda klinik muayene yapılmalıdır:

Ekstraoral Muayene: Klinikte ilk önce ekstraoral bölge muayene edilir. İnspeksiyon ve palpasyonla yumuşak dokular incelenir. Abrazyon, kontüzyon, laserasyon gibi bir yaralanmanın olup olmadığına bakılır. Yabancı cisim bulunup bulunmadığı kesinlikle değerlendirilmelidir. Hastanın ağzı açık ve kapalı bir şekilde TME bölgesi dikkatli bir şekilde muayene edilmelidir. Fasiyal iskeletin palpasyonu sırasında tespit edilen farklılıklar ve deri altındaki kanama alanları maksiller bölge kırıkları ile ilgili bilgi verebilir (Lynham ve ark 2012).

İntraoral yumuşak dokuların muayenesi: Ağız ve çevresi yumuşak dokular dikkatli bir şekilde incelenmelidir. Pıhtı ya da hemoraji varlığı hastanın muayene edilmesini zorlaştıracığı için, ilk olarak bu bölgeler temizlenip, kanama kontrol altına alınmalıdır. Daha sonra hastada nasıl bir problem olduğu, ağrı veya mobilite olup olmadığı sorulmalıdır. Yumuşak dokularda yaralanma olduğu görülürse radyografik olarak muayene edilip, yabancı cisim varlığı kontrol edilmelidir (Robertson ve ark 2000).

Alt ve Üst Çene Kemikleri: Çene kemiklerinde veya alveoler yapıda kırık olup olmadığı incelenmelidir. Ağız tabanında veya çene altında kanama alt çenede kırık

varlığının göstergesi olabilir. Ayrıca oklüzyonun değerlendirilmesi de çene kırıklarının teşhisinde yardımcı olabilir (Marcenes ve ark 2001).

Dişlerde kron bütünlüğü ve yer değişikliği: İyi bir değerlendirmenin yapılabilmesi için dişler kan ve diğer birikintilerden temizlenmiş olmalıdır. Mine ve dentinde kırıklar mevcutsa kırıkların görüntülenmesinde; fiber optik ışık, transilüminasyon veya boyama yönteminden faydalanılabilir. Pulpa ekspozunun varlığı dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Perforasyon meydana gelmişse, perforasyonun boyutu ve yeri belirlenmelidir. Travmaya uğrayan dişler bukkale ya da linguale doğru devrilebilirler. Aynı zamanda bu dişlerde intrüzyon, ekstrüzyon ve tamamen soket içerisinden çıkma durumu da gözlenebilir. Kırığın hangi seviyede olduğu ve yer değiştirmenin miktarı tedavinin belirlenmesi ve prognozu açısından önemli olacaktır (Tüzüner ve ark 2016).

Mobilite: Travma sonrası horizontal veya vertikal mobilite gözlenebilir. Parmak basıncı ile kuvvet uygulanır ve dişlerdeki mobiliteye 0-3 arasında skorlar verilerek mobilitenin derecesi belirlenebilir.

Skor 0: Anormal bir hareketlilik bulunmamaktadır.

Skor 1: Dişte 1 milimetre (mm) veya daha az miktarda horizontal mobilite vardır.

Skor 2: Dişte 1 mm'den daha fazla horizontal mobilite vardır.

Skor 3: Dişte horizontal mobilitayla beraber vertikal mobilite de bulunmaktadır (Andreasen ve Kahler 2015).

Mobilite tek dişte olabileceği gibi komşu birkaç dişte birlikte görülebilir. Bu şekilde segmental bir mobilite varsa alveolde bir sorun olabilir. Tek dişte mobilite varsa lüksasyon veya kron/kök kırığı durumlarında gözlenebilir.

Dişlerde var olan vertikal mobilitenin, pulpadaki enfeksiyonun bir bulgusu olduğu bildirilmiştir. Mobilitenin belirlenmesinde ve fizyolojik olup olmadığının ayırt edilmesinde radyolojik değerlendirmeye beraber perküsyondan da yararlanılmaktadır (Andreasen ve ark 2014).

Perküsyon: Perküsyon muayenesi travmadan etkilenmiş olabileceği düşünülen dişlerle beraber komşu sağlam dişlere de dikey ve yatay yönde ayna veya sondun sapı ile hafif vurularak yapılabilir. Perküsyon esnasında alınan künt ses sublüksasyon veya ekstrüzyonun, sert metalik bir ses travma sonrası ilk muayenede dişin çene

kemiği içerisine gömülmüş olabileceğinin belirtisi olabilir. Takip dönemlerindeki muayene sırasında böyle bir sesin alınması ankilozun işareti olabilir. Dikey perküsyona hassasiyet periapikal dokularda, yatay perküsyona hassasiyet ise periodontal dokulardaki hasarın habercisidir.

Renk değişikliği: Renk değişikliklerini belirgin gözleyebileceğimiz alan ön dişlerin lingual/palatinal yüzeyidir. Travmanın hemen ardından pembe bir renk değişikliği pulpada kanamayı gösterir. Geç dönemlerde oluşan gri renk değişikliği ise dişin nekroze hale geldiğini işaret eder.

Vitalite: Travmaya uğramış dişlerin ilerleyen dönemlerdeki vitalite karşılaştırılmasının yapılabilmesi için hasta kliniğe ilk olarak geldiğinde dişin vitalite bulguları kaydedilmelidir. Vitalite testlerinden en sık olarak; elektrikli pulpa testleri, sıcak-soğuk testleri ve lazer doppler flowmetre (LDF) kullanılmaktadır. Sadece LDF damarsal yapı hakkında bilgi verirken, diğerleri sinirsel aktivasyonları belirleyebilirler (Andreasen ve ark 2007).

Vitalite testleri dişlerin damarsal aktivitesinden daha fazla olarak sinirsel faaliyetlerini değerlendirmeye almaktadır. Travmaya uğrayan dişlerde diş vitalite testlerine negatif yanıt verse bile canlı olabilir, bu durum sinirlerin rejenerasyonunun vasküler rejenerasyondan daha yavaş olması şeklinde açıklanır (Schwarz ve ark 2012). Sıcak-soğuk testleri ve elektrikli pulpa testi açık apeksli dişlerde ya da travmaya uğramış dişlerde yanlış negatif veya pozitif cevaplar verebilmektedir. Vitalite testlerinin yapılabilmesi için hastaların uyumlu olmaları gereklidir. Travma durumunda küçük çocuklarda ve engelli hastalarda yapılması oldukça zordur (Gopikrishna ve ark 2009, Pozzobon ve ark 2011).

1.2.2 Radyografik Muayene

Travmaya uğrayan hastanın başlangıç durumunun, travmanın şiddetinin, yapılacak olan tedavinin belirlenebilmesi, ayrıca takip süreci için bir temel oluşturması açısından radyografik muayene kritik bir öneme sahiptir.

Dişlerde meydana gelen yer değişiklikleri gözle muayeneyle tespit edilebilmesine rağmen, küçük anormallikleri saptamak mümkün olmayabilir. Böyle durumlarda dişlerin oklüzal ilişkilerinin incelenmesinden ve farklı açılardan çekilmiş olan periapikal radyografilerden yardım alarak teşhis koymak gerekmektedir (Hinckfuss ve Messer 2009).

Dişlerdeki yer değişikliğinin radyografik olarak görüntülenebilmesi için farklı açılardan alınmış periapikal radyografilere ihtiyaç duyulmaktadır (Panzarini ve ark 2008). Travmadan sonra hemen alınan radyografilere kök kırıkları saptanamayabilir. Ancak zaman geçtikçe kırık hattında oluşan granülasyon dokusu nedeniyle kırık hattı belirginleşir radyografide saptanabilir hale gelir. Panoramik filmler de kemik kırıklarının teşhis edilmesinde önemli bilgiler verebilir.

Periapikal filmlerle dişler değerlendirildiğinde fark edilen periodontal genişleme, lateral lüksasyon ve ekstrüzyon olduğunu düşündürür. İntrüzyon durumunda ise periodontal aralığın yok olduğu veya dişin kemikle kaynaşmış bir şekilde görüldüğü belirlenebilir (Diangelis ve ark 2012).

Orta yüz kırıklarından şüphelenildiği durumlarda genellikle bilgisayarlı tomografi taramaları gerekmektedir. Ayrıca yumuşak doku içine gömülmüş olan yabancı cisimlerin veya diş parçalarının varlığından şüphelenildiğinde daha düşük radyasyon dozu kullanılarak çekilen yumuşak doku radyograflerinden faydalanılmaktadır.

Eğer kırılan bir diş parçasının lokalizasyonu bulunamıyorsa dil, yanak ve dudağa gömülmüş olabileceği düşünülmeli ve periapikal radyografler ile kontrol edilmelidir.



Şekil 1.1 Üst dudakta meydana gelen kron kırığı, kırık diş parçasının alt dudağa gömülmesi (Tuncer ve Sacak 2015)



Şekil 1.2 (A) Kırık diş parçasının görüntülendiği tomografi görüntüsü (B)Kırık diş parçası çıkarıldıktan sonra alınan lateral sefalometrik radyografi görüntüsü (Tuncer ve Sacak 2015)

İntraoral radyograflerde anatomik yapılarda meydana gelen süperpozisyonlar görüntülemedeki hassasiyet oranını azaltır. Bu nedenle bazı durumlarda, travmatik dental yaralanmaların teşhisinde ileri görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç olabilmektedir (Scarfe 2005). Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MR) ve son zamanlarda konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) dahil olmak üzere dijital radyografideki gelişmeler, tanı ve tedavi planlamasına büyük ölçüde katkı sağlar (Gröndahl ve Huuonen 2004). CBCT, diğer geleneksel bilgisayarlı tomograflere göre hem daha az miktarda radyasyon verir, hem de daha az maliyeti vardır (Cohenca ve ark 2007). CBCT'nin, periapikal radyograflerle karşılaştırıldığında ise daha fazla radyasyona maruz bırakması ve daha yüksek maliyete neden olması gibi bazı dezavantajları vardır. Fazla radyasyona maruz bırakması özellikle çocuklar için hassas bir noktadır. CBCT'nin gerekli olup olmadığı ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre değerlendirilmelidir. Bu prensip; görüntünün elde edilebilmesi için hastaya minimal radyasyon miktarının verilmesi esasına dayanmaktadır (Cohenca ve Shemesh 2015).

1.3. Travmatik Dental Yaralanmaların Sınıflandırılması

Dental travma sebebiyle hasta kliniğe başvurduğunda doğru teşhis ve tedavinin yapılabilmesi için hekimlerin birbirlerini anlayabilecekleri ortak bir dil konuşulmalıdır. Bu amaçla birçok sınıflandırma yapılmış olsa da son yıllarda yapılan çalışmalarda tercih edilen Andreasen'in modifiye ettiği ve Dünya Sağlık Örgütü (WHO)'ne ait olan “Diş Hekimliği ve Stomatoloji Hastalıklarının Uluslararası Sınıflandırılması” nda yayınlanan TDY sınıflamasıdır (Trope 2011).

➤ Diş sert dokularında ve pulpada meydana gelen yaralanmalar

- Mine çatlağı
- Mine kırığı
- Mine-dentin kırığı
- Mine-dentin-pulpa kırığı
- Komplike olmayan kron-kök kırığı
- Komplike kron-kök kırığı
- Kök kırığı

➤ Periodontal doku yaralanmaları

- Konküzyon (Sarsılma)
- Sublüksasyon
- Ekstrüziv lüksasyon
- Lateral lüksasyon
- İntrüziv lüksasyon
- Avülsiyon

➤ Destek Kemik Doku Yaralanmaları

- Alveol socketinin ezilmesi
- Fasial/lingual alveol socket duvarı kırıkları
- Alveolar proses kırığı
- Mandibula ve maksilla kırıkları

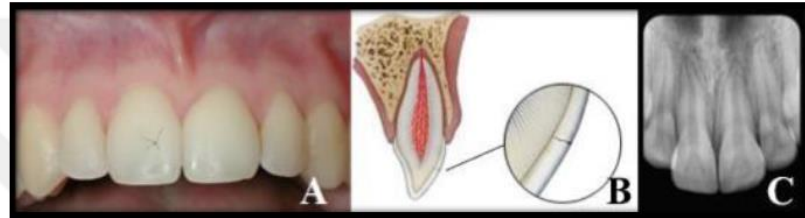
➤ Dişeti ve Oral Mukoza Yaralanmaları

- Abrazyon
- Kontüzyon
- Laserasyon

1.3.1. Sert Doku Yaralanmaları

Mine Çatlağı

Mine çatlağı, genellikle diş bütünlüğünün bozulmadığı ufak harabiyetlerdir. Mine çatlağını klinik muayeneyle ve radyografik değerlendirmeye teşhis edebilmek oldukça güçtür (Martin ve ark 1990). Fiber optik transillüminasyon teşhiste faydalıdır. Çoğunlukla tedavi gerektirmezler. Mine çatlağının hassasiyete sebep olduğu durumlarda, dişe flor uygulamasının yapılması veya çatlağın restoratif materyalle örtülmesi gerekebilir (Flores ve ark 2007).



Şekil 1.3. Mine çatlağının klinikteki görüntüsü (A), derinliği (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

Mine Kırığı

Kırık yalnızca mineyi içermektedir. Radyografik bulgu gözlenmez. Takip işlemlerine gerek yoktur. Vitalite testlerinde pozitif yanıt alınır. Yapılan bir araştırmada mine kırıklarının tüm diş travmalarının %92'sini oluşturduğu bildirilmiştir (Caldas ve Burgos 2001).

Mine kırıklarında kırık parçanın yumuşak dokuya penetre olma ihtimali göz önüne alınarak dikkatli bir şekilde klinik muayene yapılmalıdır, gerekliyse radyografi alınır (Atabek ve ark. 2014). Tedavide keskin kenarların bizotajının yapılması veya kırık bölgenin restore edilmesi şeklindedir. Kırık parça yapıştırılabiliyorsa, tedavi o şekilde tamamlanır (Pinkham ve ark 2005, Malmgren ve ark 2012).



Şekil 1.4. Mine kırığının klinikteki görüntüsü (A), kırık seviyesi (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

Mine-Dentin Kırığı (Komplike Olmayan Kron Kırığı)

Kırık mine ve dentini içermektedir, pulpa açığa çıkmamıştır. Herhangi bir radyografik bulgu gözlenmez (Malmgren ve ark 2012). Teşhiste alınan periapikal radyografi ile, kök gelişim aşaması, pulpa ve kök rezorpsiyonu değerlendirilebilir (Flores 2002). Kırık ve pulpa odası arasındaki ilişki izlenebilir. Tedavi olarak mikrosızıntıyı önlemek için açığı dentin örtülür. Fazla miktarda madde kaybı var ise kompozit rezin ile restorasyon yapılır. Sekiz hafta sonra klinik değerlendirme yapılır (IADT Guideline 2020).

Mine-Dentin-Pulpa Kırığı (Komplike Olan Kron Kırıkları)

Komplike olan kron kırıkları olarak da adlandırılan; mine, dentin ve pulpanın dahil olduğu ve pulpanın açığa çıkmış olduğu kron kırıklarıdır (Tsukiboshi 2007). Ekspoz olan pulpa genellikle ısı değişikliklerine ve basınca karşı hassastır (Diangelis ve ark 2012). Perküsyon hassasiyeti görülmez, hassasiyet varsa lüksasyon yaralanmasının veya kök kırığının da travmaya eşlik ettiği düşünülebilir.

Tedaviye geç kalınması durumunda, pulpada abse oluşumu görülebilmektedir. Aynı zamanda pulpa polibiyle veya pulpanın nekroz olmasıyla da karşılaşılabilir (Andreasen ve ark 2007).

Kök gelişimi henüz tamamlanmamış genç daimi dişlerde pulpa kaplaması veya parsiyel pulpotomi ile dişin canlılığının korunması yararlı olacaktır. Bu tedavilerde pulpanın üzerinin örtülmesi amacıyla kalsiyum hidroksit veya MTA gibi biyoyumlu malzemeler kullanılabilir. Kök gelişimini tamamlamış hastalarda ise sıklıkla kanal tedavisi tercih edilir. Daimi restorasyonu, kırık parça veya uygun restoratif materyaller ile tamamlanır. 6-8 hafta sonra ve 3-6-12 ay takipleri sırasıyla yapılır (IADT Guideline 2020).



Şekil 1.5. Mine-dentin-pulpa kırığının klinikteki görüntüsü (A), kırık seviyesi (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

Komplike Olmayan Kron Kök Kırığı

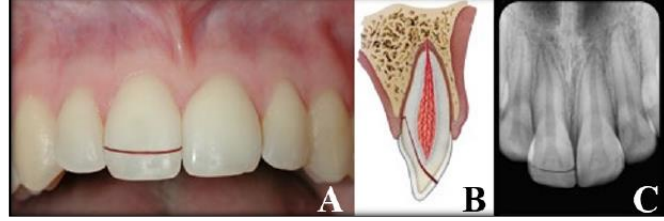
Pulpanın dahil olmadığı, sadece mine, dentin ve sementi içine alan kırıklardır (Rani ve ark 2016). Klinik açıdan bu kırıkların tedavi edilmesi oldukça güçtür. Koronal parçanın çoğunlukla pozisyonunu korumakta olduğu görülür fakat yer değiştirmiş ve hareketli de olabilir (Andreasen ve ark 2007). Hareketli parça ağrıya neden olur. Perküsyonda hassasiyet mevcuttur (Stojanac ve ark 2013). Radyografide kökteki kırık hattı genellikle izlenmez. Kırık hattının tespit edilebilmesi için çeşitli açılardan periapikal filmlerin alınması tavsiye edilmektedir.

Komplike olmayan kron-kök kırıkları için kırığın pozisyonuna, boyutuna ve şiddetine bağlı olarak uygulanabilecek birçok tedavi seçeneği mevcuttur. Bunlar; kron boyu uzatma, ortodontik ekstrüzyon, cerrahi repozisyon, subgingival kenarların restoratif tedavisi, dekoronasyon ve ekstraksiyondur (Abu Samra 2014).

Dişin durumuna göre farklı tedavi seçenekleri düşünülebilir;

- Daimi restorasyon öncelikli olarak yapılamayacaksa öncelikle hareketli parça sabitlenmelidir.
- Küçük kırıklarda diş restore edilir.
- Kırık hattının diş eti altına uzandığı durumlarda kırık parça alındıktan sonra diş restore edilmeden önce gingivektomi yapılması gerekebilmektedir.
- Pulpanın vital olduğu durumlarda apikal parça, ortodontik ekstrüzyonla görülebilir seviyeye gelebilir. Ortodontik ekstrüzyon, cerrahi ekstrüzyona göre oldukça fazla zaman alır.
- Hareketli parça alındıktan sonra diş cerrahi ekstrüzyonla daha koronale yerleştirilebilir. Sonrasında dişe kök kanal tedavisi yapılarak restorasyonu tamamlanabilir.
- Restore edilemeyecek durumda kron-kök kırığı görülen genç hastalarda alveol kemiğin miktarının korunabilmesi amacıyla dekoronasyon tavsiye edilmektedir. Bu hastalarda ilerleyen yaşlarda implant tedavisi uygulanabilir.
- Apikaldeki kırık miktarı çok fazla ise çekim düşünülmelidir (Diangelis ve ark 2012).

Uygulanan tedaviler sonrasında 1, 6-8 hafta sonra, 3-6-12 ay sonra ve ardından en az 5 yıl boyunca her yıl olacak şekilde sırayla klinik ve radyografik takipler gerçekleştirilmelidir (IADT Guideline 2020).



Şekil 1.6. Pulpa ekspozu olmayan kron-kök kırığının klinikteki görüntüsü (A), kırık seviyesi (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

Komplike Kron Kök Kırığı

Mine, dentin, sement ve ekspoz pulpayı içeren kırıklardır. Perküsyona duyarlılık vardır ve koronal parça mobildir. Bu hafif düzeyde bir ağrıya sebep olabilir. Pulpanın duruma göre şikayetlerin şiddeti artabilmektedir. Perküsyona duyarlılık vardır. Kırık hattının tespit edilebilmesi için farklı açılardan periapikal filmlerin alınması tavsiye edilmektedir. Komplike kron-kök kırıklarında kırık hattının oral kaviteyle ilişkili olması pulpanın kontamine olmasına neden olur. Bunun sonucunda pulpada inflamasyon görülebilmektedir. Kron-kök kırıklarında kırık hattında kök kırıklarındaki gibi bir iyileşme beklenmez. Çünkü kök kırıklarında kırık hattı tamamen alveol kemik içerisinde kalır ve oral kaviteyle bağlantılı değildir. Öncelikle hareketli parça uzaklaştırılarak kalan parça tedavi edilmelidir. Sonrasında kırığın ilerleme miktarı belirlenmeye çalışılır ve yapılacak olan tedavi planlanır (Çalışkan 2006).

Kırık hattının diş eti altına uzandığı durumlarda kırık parça alındıktan sonra diş restore edilmeden önce gingivektomi yapılması gerekebilmektedir.

Kök gelişimi tamamlanmış dişlerde hareketli parça uzaklaştırıldıktan sonra yeterli miktarda ortodontik ekstrüzyon yapılarak diş kanal tedavisi yapılır. Kanal tedavisinden sonra restorasyonun sağlamlığı açısından kalan köke post-core restorasyonu yapılır.

Kök gelişimi tamamlanmamış dişlerde ise, öncelikle pulpa kuafajı veya amputasyon yapılır, daha sonra ortodontik ekstrüzyon gerçekleştirilir. Hareketli parça uzaklaştırıldıktan sonra cerrahi olarak kök daha koronale yerleştirilebilmektedir. Restore edilemeyecek durumda kron-kök kırığı görülen genç hastalarda alveol kemiğin miktarının korunabilmesi amacıyla kökün bırakılması tavsiye edilmektedir. Bu hastalarda daha sonra implant tedavisi yapılabilmektedir. Apikale oldukça fazla ilerleyen kırıklarda dişin çekilmesi önerilmektedir (Diangelis ve ark 2012). Büyüme ve gelişimi tamamlanmamış bireylerde diş çekimi yapılırsa, çekim sonrasında ortodontik olarak boşluk kapatılabilir ya da ototransplantasyon yapılabilmektedir (Andreasen ve ark. 2007, Diangelis ve ark 2012). Klinik ve radyografik değerlendirmeler travmadan 1, 6-8 hafta sonra, 3-6-12 ay sonra ve ardından en az 5 yıl boyunca her yıl olacak şekilde sırasıyla yapılmalıdır (IADT Guideline 2020).



Şekil 1.7. Komplike kron-kök kırığının klinikteki görüntüsü (A), (B) ve kırık seviyesi (C) (IADT 2020)

Kök Kırıkları

Dentinin, pulpanın ve sementin dahil olduğu kırıklardır. Horizontal, oblik veya vertikal, tek veya çok parçalı, tamamlanmış veya tamamlanmamış olabilirler. Bazı vakalarda kök kırıklarıyla beraber alveol kırıklar da görülebilmektedir. Dişte perküsyona hassasiyet olabilir ve sulkusta kanama görülebilir (Diangelis ve ark 2012).



Şekil 1.8. Kök kırığının klinikteki görüntüsü (A), kırık seviyesi (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

Kök kırıklarında koronal parçada artmış mobilite klinik muayenede en sık karşılaşılan bulgudur. Klinik muayeneyle dişteki hareketliliğin kaynağını ayırt etmek oldukça zordur; teşhisin radyografik muayeneyle desteklenmesi gerekmektedir (Andreasen ve ark 2007).

Horizontal kök kırıkları en fazla dişin orta bölgesinde görülmektedir (Silva ve ark 2016). Horizontal kök kırıklarında dişin vitalitesinin korunma şansı yüksektir. Horizontal kök kırıkları, periapikal filmlerde merkezi ışının filme dik olarak ayarlanmasıyla tespit edilebilir. Kırık hattı oblik olarak ilerliyorsa farklı açılardan film almak gerekebilmektedir.

Vertikal kök kırıklarının teşhisi ve tedavisi horizontal kırıklara göre daha zordur. Klinik olarak muayene edildiğinde semptomları periodontal hastalık ya da başarılı olmamış bir kanal tedavisinin semptomlarıyla karıştırılabilir. Vertikal kök kırıklarını radyografik muayeneyle de teşhis etmek oldukça güçtür. Bu nedenle vertikal kök kırıklarında CBCT'nin kullanılması önerilmektedir (Khasnis ve ark 2014).

Kök kırıklarında tedaviyi belirlemede bazı faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlar; kalan dişin miktarı, kırığın konumu, pulpanın canlılığı, mevcut kök uzunluğu ve morfolojisidir. Kırık hattı apikal bölgede olduğunda çoğunlukla dişte mobilite görülmez. Bu sebeple herhangi bir tedavi yapılmasına gerek yoktur, dişin takip edilmesi önerilmektedir (Andreasen ve ark 2007). Dişte mobilite mevcutsa kırık parça yerine yerleştirilip splintlenmelidir. 4 hafta süresince esnek splintle sabitlenmesi dişin daha çabuk iyileşmesine imkân tanır. Kırık hattı servikal bölgeye yakın ise splintleme süresinin 4 aya kadar uzatılmasında fayda vardır.

Pulpa nekrozu meydana gelirse dişin koronal kısmına kırık seviyesine kadar kanal tedavisi yapılmalıdır (Diangelis ve ark 2012). Kırık hattı servikal bölgeye yakınsa kalan kökün miktarı değerlendirilir. Üstüne yapılacak restorasyon için kalan kök yeterli destek sağlayabilecekse, koroner yapı alınıp kalan kökün ortodontik olarak ya da cerrahi işlemlerle sürdürülmesi sağlanabilir. Kalan kökün destek sağlayacağı düşünülüyorsa tedavi seçeneği olarak çekim yapılabilir (Rintaro ve ark 2005).

Kök kırıklarında iyileşme radyografik ve histolojik olarak dört şekilde gerçekleşebilir (Andreasen ve ark 2007):

- ✓ Kalsifiye doku ile iyileşme
- ✓ Bağ dokusu ile iyileşme
- ✓ Kemik ve bağ dokusu ile iyileşme
- ✓ Granülasyon dokusu oluşumu

Klinik ve radyografik takip; 4, 6-8 hafta sonra, 4-6-12 ay sonra ve ardından en az 5 yıl boyunca her yıl olacak şekilde sırasıyla yapılmalıdır.

1.3.2 Periodontal Doku Yaralanmaları

Konküzyon (Sarsılma)

Dişte yer değişikliği veya mobilite olmaksızın meydana gelen periodontal doku yaralanmasıdır. Perküsyona karşı duyarlılık vardır. Pulpa vitalite testlerine pozitif yanıt alınır. Radyografik bulgu izlenmez. Dişin periodontal sulkusunda kanama görülebilir ve pulpada ödem oluşabilir. Bu durumlarda perküsyonda hassasiyet olabilir (Pinkham ve ark 2005).

Tedaviye gerek yoktur. Diş perküsyonda hassas olduğunda hastanın şikayetleri geçinceye kadar diş oklüzyondan uzaklaştırılmalıdır. Pulpada nekroz gelişebilme ihtimaline karşı dişin takip edilmesi önemlidir (Diangelis ve ark 2012). Klinik ve radyografik değerlendirmeler 4 hafta sonra, 1 yıl sonra olacak şekilde yapılmalıdır (IADT 2020).



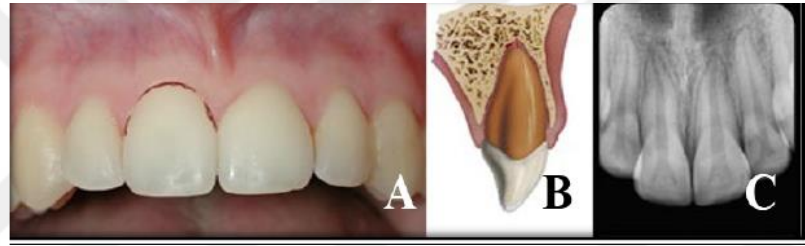
Şekil 1.9. Konküzyonun klinikteki görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

Sublüksasyon

Dişte mobilitenin hafifçe arttığı fakat yer değişikliğinin görülmediği yaralanmalardır. Dişin periodontal sulkusunda kanama görülebilir. Diş perküsyona ve dokunmaya hassastır. Lamina durada aralanma izlenebilir. Radyografik değerlendirmede genellikle bir bulgu izlenmez (Diangelis ve ark. 2012).

Sublüksasyonda tedaviye gerek yoktur ancak dişte duyarlılık olduğu için 2 hafta süreyle splint yapılabilir. Vitalite testlerine başlangıçta negatif yanıt alınabilir. Bu sebeple herhangi bir tedavi yapılmasa bile dişin takip edilip vitalitesini kontrol etmek önemlidir (Diangelis ve ark 2012).

Klinik ve radyografik değerlendirmeler 2 hafta sonra, 12 hafta sonra, 6 ay sonra ve 1 yıl sonra olacak şekilde sırayla yapılmalıdır (IADT 2020).



Şekil 1.10. Sublüksasyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

Ekstrüzyon

Dişin soketinden çıkmadan uzun eksenli doğrultusunda, koronale doğru yer değiştirdiği yaralanmalardır. İntraoral muayenede diş uzamış görülür, mobildir. Sulkusta kanama mevcuttur ve vitalite testlerine negatif yanıt alınmaktadır. Radyografik muayenede apikalde periodontal ligament boşluğunun arttığı görülür.

Diş soket içerisine nazikçe yerleştirilip 2 hafta esnek bir splintle sabitlenmelidir. Bazen apikalde bulunan kan pıhtısından dolayı dişin yerine yerleştirilmesi oldukça zor olmaktadır. Bu nedenle ekstrüzyon olgularında erken müdahalede bulunmak oldukça önemlidir (Diangelis ve ark 2012, Andreasen ve ark 2014). Pulpada nekroz gelişirse kök kanal tedavisine başlanmalıdır (Herman ve ark 2012). Klinik ve radyografik takipler 2, 4, 8, 12 hafta, 6 ay, 1 yıl sonrasında 5 yıl boyunca her yıl olacak şekilde sırasıyla yapılmalıdır (IADT 2020).

Süt dişlerinde ekstrüzyon görülürse; dişteki mobilitate derecesi, yer değiştirme miktarı, dişin kök gelişimi ve çocuğun kooperasyonu tedaviye karar vermeden önce

göz önünde bulundurulmalıdır. Diş kapanışa engel olmuyorsa, kendiliğinden repoze olmasına izin verilmelidir. Dişte aşırı mobilite mevcut ise veya 3 mm'den fazla ekstrüzyon varsa çekim kararı alınabilir (IADT 2020)



Şekil 1.11. Ekstrüzyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi(C) (IADT 2020)

Lateral Lüksasyon

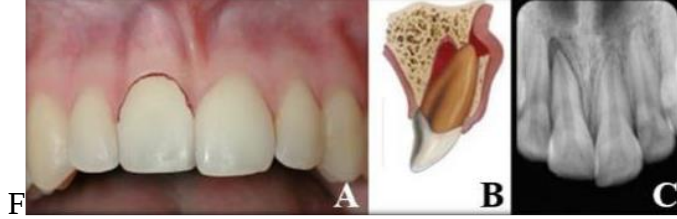
Dişin aksından farklı bir doğrultuda labiale ya da palatine/linguale yer değiştirdiği, alveol kemik kırığının da görülebildiği yaralanmalardır. Çoğunlukla diş apeksten sıkışır ve dişte mobilite gözlenmez. Bu sıkışmaya bağlı olarak perküsyonda metalik ses alınır. Çoğunlukla duyarlılık testlerine negatif yanıt alınır. Radyografik muayenede farklı açılardan çekilen periapikal filmlerde periodontal aralanma izlenebilir.

Tedavide diş öncelikle doğru pozisyonunda konumlandırılmalıdır. Dişin pozisyonu radyografiyle kontrol edilmelidir. Kökte ve alveolar kemikte kırık yoksa dişler esnek splintle 4 hafta splintlenmelidir (Pozzobon ve ark 2011). Lateral lüksasyonda pulpanın durumunu takip etmek oldukça önemlidir. Pulpada nekroz olduğu tespit edilirse, kök rezorpsiyonunun gerçekleşmemesi için kanal tedavisi yapılmalıdır. Bu yaralanmalarda, pulpal kanal obliterasyonunun, kökteki rezorpsiyonlardan daha fazla görüldüğü bildirilmiştir (Lauridsen ve ark 2011).

Klinik ve radyografik takipler 2, 4, 8, 12 hafta, 6 ay, 1 yıl sonrasında 5 yıl boyunca her yıl olacak şekilde sırasıyla yapılmalıdır (IADT 2020).

Süt dişlerinde görülen lateral lüksasyonda dişin yer değiştirme miktarı ve erken temasa yol açıp açmaması önemli bir faktördür. Diş erken temasa neden olmuyorsa, müdahale etmeye gerek yoktur, spontan olarak yerine yerleşmesi beklenmelidir. Ancak erken temasa neden oluyorsa temasın miktarına göre diş

aşındırılarak erken temas ortadan kaldırılmalıdır. Dişte çok fazla miktarda hareketlilik varsa dişin çekimi yapılabilir (Malmgren ve ark 2012).



Şekil 1.12. Lateral lüksasyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilene miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

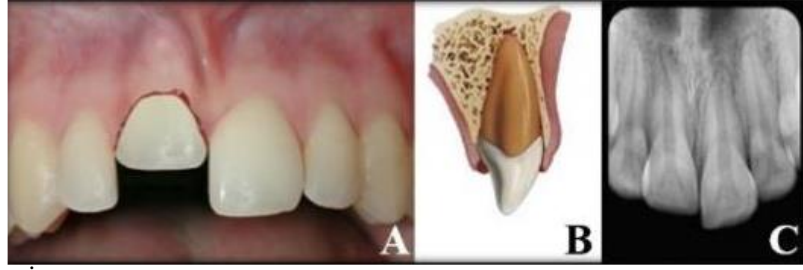
İntrüzyon

Dişin, alveol kemiği içine doğru yer değiştirmesidir. Perküsyon testine yüksek metalik bir ses ile yanıt alınırken duyarlılık testleri genellikle negatif yanıt vermektedir. Çoğunlukla alveol sokette kırık veya ezilme de intrüzyon yaralanmalarıyla beraber görülebilir. Radyografik muayenede dişin apikale doğru yer değiştirdiğini ve periodontal membran aralığının azaldığını ya da kaybolduğu izlenebilir (Andreasen 2000).

İntrüze olmuş dişlerde tedavi kökün gelişim durumuna göre değişiklik göstermektedir. Açık apeksli genç daimi dişlerde intrüzyon düzeyinden bağımsız olarak reerüpsiyon gerçekleşebilir. 4 hafta içinde reerüpsiyon gerçekleşmiyorsa ortodontik ekstrüzyona geçilmelidir (IADT 2020). Şiddetli intrüzyon vakalarında dişin sürmesi 6 aydan daha uzun sürebilmektedir. (Flores ve ark 2007). Pulpada nekroz meydana gelirse kanal tedavisine başlanmalıdır (Diangelis ve ark 2012).

Apeksi kapalı olan daimi dişlerde 3 mm'den az intrüzyon mevcutsa müdahale edilmeden reerüpsiyona bırakılmalıdır. 8 hafta içinde reerüpsiyon gerçekleşmezse diş cerrahi ekstrüzyon ile sürdürülmelidir (IADT 2020). Yerine yerleştirilen diş 4 hafta boyunca esnek splintle stabilize edilmelidir (Keçeci 2007). Apeksi kapalı olan daimi dişlerde pulpa nekroz hale geleceği için kanal tedavisine başlanmalıdır. Kanal tedavisine cerrahi ekstrüzyondan sonra 2-3 hafta içerisinde başlanması önerilir (Diangelis ve ark. 2012).

Süt dişlerinde intrüzyonda, yer değiştirme yönünden bağımsız olarak dişin reerüpsiyonuna izin verilmelidir (IADT 2020).



Şekil 1.13. İntrüzyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi(C) (IADT 2020)

Avülsiyon

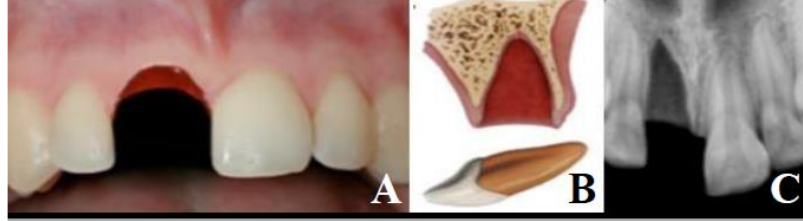
Dişin tamamen soket dışından çıkması şeklinde meydana gelir. Klinik muayenede diş soket içerisinde yoktur; soketin kan pıhtısıyla dolmuş olduğu görülür. Radyografik muayenede alveolde kırık hattı görülebilir. Sokette yabancı cisim olma ihtimali değerlendirilerek dikkatli bir şekilde klinik ve radyografik muayene yapılmalıdır (Flores ve ark 2007). Kök ucu açık veya yeni kapanmış dişlerde, geniş periodontal aralık ve kemiğin daha az mineralize olmasından dolayı avülsiyona maruz kalma ihtimalleri yüksektir. Bu durum 7- 9 yaş grubu çocuklarda daha fazla görülür (Andreasen ve ark 1995).

Süt dişlerinde avülsiyon yaralanmalarında replantasyon önerilmez. Bunun nedeni, küçük çocuklar için zor olan tedavi aşamalarının olması ve daimi dişe veya dişin sürmesine zarar verebilme ihtimalinin olmasıdır (Tewari ve ark 2018, Flores ve Onetto 2019). Ayrıca, süt dişinin replante edilmesinden sonra dişin aspire edilebilme ihtimalini ortadan kaldırmaktır (Day ve ark 2020).

Avülsiyon durumunda dişin prognozunu etkileyen bazı faktörler şunlardır;

- Diş tedavi edilene kadar geçen süre
- Dişin travmadan sonraki saklanma ortamı
- Dişin kök gelişim durumu
- Avülse dişte ve dişin yerleştirileceği sokette herhangi bir bozukluğun olmaması
- Genel sağlık durumunun iyi olması (Flores ve ark 2007).

Avülsiyonda dişin hemen replantasyonu önerilmektedir. Bunun nedeni ise periodontal ligamentin bu şekilde daha az zarar göreceği düşüncesidir. Avülse dişin 30 dakikadan fazla kuru ortamda saklanması durumunda kök yüzeyindeki hücrelerin tamamen nekrotik hale gelmeye başladığı görülmüştür.



Şekil 1.14. Avülsiyonun klinik görüntüsü (A), periodontal etkilenme miktarı (B) ve radyografik değerlendirmesi (C) (IADT 2020)

Avülse Dişlerde Tedavi Protokolü

Tedavi seçimi, kökün gelişim seviyesi (açık veya kapalı apeks) ve periodontal ligament (PDL) hücrelerinin durumu ile ilişkilidir. PDL hücrelerinin durumu, ağız dışında geçen süreye ve avülse dişin içinde tutulduğu saklama vasatına bağlıdır. Kuru kalma süresini en aza indirmek, PDL hücrelerinin hayatta kalması için kritik önem taşır. 30 dakikalık kuru kalma süresinden sonra, çoğu PDL hücresi yaşayamaz (Andreasen,1981, Barbizam 2015). Bu nedenle, dişin replantasyondan önce veya bir saklama vasatına yerleştirilmeden önceki kuru kalma süresinin kaydedilmesi çok önemlidir.

Klinik açıdan bakıldığında, tedaviye başlamadan önce hekimin avülse olmuş dişi aşağıdaki üç gruptan birine sınıflandırarak PDL hücrelerinin durumunu değerlendirmesi önemlidir (IADT Guideline 2020):

- PDL hücreleri büyük olasılıkla canlıdır: Diş hemen veya çok kısa bir süre içinde (yaklaşık 15 dakika) kaza yerine replante edilmiştir.
- PDL hücreleri canlı olabilir ama durum risklidir: Diş bir saklama vasatında; süt, HBSS, tükürük veya serum fizyolojik içinde bekletilmiş ve toplam ağız dışı kuru kalma süresi 60 dakikadan az ise.
- PDL hücreleri canlı değildir: Diş, bir saklama vasatında bekletilmiş olsun veya olmasın; toplam ağız-dışı kuru kalma süresi 60 dakikayı geçmiştir.

Bu üç grup, diş hekimine avülse dişin prognozu konusunda rehberlik eder. Prognozda istisnalar görülebilsen bile tedavi değişmeyecektir, ancak diş hekiminin tedavi kararı yönlendirebilir.

1) Kök ucu kapalı dişlerde;

a) Dişin kaza yerinde replante edildiği durumlarda; hastanın yara yerleri temizlenir, yerleştirilen dişin pozisyonu doğrulandıktan sonra alveol veya çene kemiğinde herhangi kırık görülüyorsa diş 2 hafta süreyle esnek splintle sabitlenir. Alveol ve çene kemiğinde kırık varsa daha rijit bir splintle yaklaşık 4 hafta süreyle hasta splintlenmelidir. Hastaya sistemik antibiyotik başlanır. Splint sökülmeden hemen önce kanal tedavisine başlanmalıdır.

b) Dişin kuru olarak 60 dakikadan daha az kaldığı durumlarda; diş uygun bir taşıma solüsyonunda bekletildiyse, kron bölgesinden tutularak kök yüzeyi nazik bir şekilde salin solüsyonu ile temizlenir. Diş replante edilir ve dişin konumu doğrulandıktan sonra alveol veya çene kemiğinde herhangi kırık görülüyorsa diş 2 hafta süreyle esnek splintle sabitlenir. Alveol ve çene kemiğinde kırık varsa daha rijit bir splintle yaklaşık 4 hafta süreyle hasta splintlenmelidir. Hastaya sistemik antibiyotik başlanır. Splint sökülmeden hemen önce kanal tedavisi yapılmalıdır.

c) Dişin 60 dakikadan daha fazla kuru kaldığı durumlarda ya da kök yüzeyindeki hücreler canlılığını kaybettiye; temiz bir bez ile kök yüzeyi nekrotik hücrelerden arındırılır. Kanal tedavisi iki hafta içerisinde yapılmalıdır. Diş replante edilir ve pozisyonu doğrulandıktan sonra alveol veya çene kemiğinde herhangi kırık görülüyorsa diş 2 hafta süreyle esnek splintle sabitlenir. Alveol ve çene kemiğinde kırık varsa daha rijit bir splintle yaklaşık 4 hafta süreyle hasta splintlenmelidir. Hastaya sistemik olarak antibiyotik reçete edilmelidir.

2) Kök ucu açık olan dişlerde;

a) Dişin kaza yerinde replante edildiği durumlarda; kök ucu kapalı olan dişlerden farklı olarak kök kanal tedavisine hemen başlanmaz. Dişin revaskülarize olması beklenir. Revaskülarizasyon gerçekleştirilemiyorsa kök kanal tedavisi prosedürlerine (apeksifikasyon veya pulpa revaskülarizasyonu) başlanır (Kahler ve ark 2017, Kim ve ark 2018).

b) Dişin kuru olarak 60 dakikadan daha az kaldığı durumlarda; kök ucu kapalı olan dişlerden farklı olarak kök kanal tedavisine hemen başlanmaz. Dişin revaskülarize olması beklenir. Revaskülarizasyon gerçekleştirilemiyorsa kök kanal tedavisi prosedürlerine (apeksifikasyon veya pulpa revaskülarizasyonu) başlanır (Kahler ve ark 2017, Kim ve ark 2018).

c) Dişin ağız dışında 60 dakikadan fazla kaldığı durumlarda; kök ucu kapalı olan dişlerden farklı olarak kök kanal tedavisine hemen başlanmaz. Dişin revaskülarize olması beklenir. Revaskülarizasyon gerçekleştirilemiyorsa kök kanal tedavisi prosedürlerine (apeksifikasyon veya pulpa revaskülarizasyonu) başlanır (Kahler ve ark 2017, Kim ve ark 2018). Kök ucu açık olan dişlerde apeksifikasyon prosedürlerinde; mineral trioksit agregat (MTA) kullanılarak apikal tıkaç oluşturulup tek seferde tedavi tamamlanabilir. Ayrıca kalsiyum hidroksit materyali kullanılarak çoklu seanslarla da apeksifikasyon tedavisi yapılabilir.

Gecikmiş replantasyonun uzun dönem prognozu kötüdür (Malmgren 2002). Periodontal ligament nekrotik hale gelir ve rejenerasyon beklenmez. Beklenen sonuç, ankilozla ilişkili (replasman) rezorpsiyondur. Bu vakalarda replantasyonun amacı alveoler kemik konturunun, genişliğinin ve yüksekliğinin korunması; estetiğin ve işlevin geri kazandırılmasıdır. Bu nedenle, dişin replantasyon kararı, ağız dışı kuru kalma süresi 60 dakikadan fazla olsa bile, her zaman için doğru bir karardır (Fouad ve ark 2020).

1.4 Travmatik Dental Yaralanmalarda Splint Uygulamaları

Travma nedeniyle dişin pozisyonunda bir değişiklik olması durumunda normal fonksiyon, dişin soket içerisine yerleştirilmesinden sonra dişlerin stabilize edilmesi ve periodontal dokuların durumlarının düzelmesine zaman tanınmasıyla sağlanır. Travmaya uğramış dişlerin splintlenmesi tedavide ve çevre dokuların iyileşmesinde en önemli basamaktır. Splint kelime anlamı olarak yer değiştirmiş, kırılmış, travmatize olmuş ve replante edilmiş dişleri sabitlemek, korumak ve desteklemek için kullanılan malzemelerdir (Mazzoleni 2010).

Diş hekimliğinde travmayı takiben etkilenen diş, akut periodontal lezyonlardan dolayı meydana gelen artmış mobilitayı engellemek için komşu dişlere splintlenmektedir (Mazzoleni 2010). Splintleme ile dişlere etki eden kuvvetlerin yönü modifiye edilmektedir. Lateral kuvvetler, kemik bütünlüğünün restore edilmesi ve periodontal ligament fibrillerinin yeniden düzenlenmesiyle daha çabuk iyileşme sağlayan ve diş destek dokuları için daha az zararlı olan vertikal kuvvetlere dönüştürülmektedir (Ferencz 1987). Başarılı bir tedavi için önemli iki faktör vardır. Bu faktörler iyileşmesi istenen dokulara hafif derecede kuvvet gelmesi ve travmatize sokette dişlerde kontrollü hareket meydana gelmesidir (yaklaşık 50 µm) (Cengiz ve ark 2006).

Yapılan çalışmalar yüksek fleksibilitesi olan splintlerle stabilize edilen dişlerde kök rezorbsiyonunun daha az oranda görüldüğünü, rijit splintle splintlenen dişlere oranla periodontal liflerde reorganizasyonun daha iyi olduğunu göstermiştir (Andreasen 2007). Yapılan çoğu çalışmada rijit splintlemenin periodontal ligamentte aşırı bir sıkışma meydana getirerek periodontal damarlanmada bozulmaya sebep olduğu, mekanik uyaran ile revaskülarizasyona yardımcı olan orta-hafif derecede diş hareketine izin veren splintlerin ise, ankiloz oluşturmadığı ve kök gelişiminde vital kalması gereken Hertwig epitel kınını koruduğu bildirilmiştir (Kelly 1995, Bauss 2005).

İmmobilizasyon tam olarak sağlandığında, mekanik uyaranın kaybına sebep olduğundan fibroblast metabolizmasını etkileyerek iyileşmeyi engellemektedir. Splintler sınırlı bir süre için hafif bir diş hareketine izin vermelidir, bu durum iyileşmeyi olumlu yönde etkileyecektir (Filippi ve ark 2015).

İdeal bir splintte olması gereken özellikler şunlardır (Kahler ve ark 2016):

- Fizyolojik diş hareketlerine izin vermelidir.
- Dişleri doğru pozisyonlarında stabilize edebilmelidir.
- Splint uygulanması sırasında, splint uzaklaştırılırken ve splint ağız içerisindeyken yumuşak dokulara zarar vermemelidir.
- Oklüzal hareketlere engel olmamalıdır.

- Vitalite testlerine ve gerekli olursa kanal tedavisinin yapılmasına engel olmamalıdır.
- Maliyeti düşük olmalıdır.
- Hastanın oral hijyenini kolay şekilde yapabileceği bir tasarıma sahip olmalıdır.

Yumuşak ve sert dokuların iyileşmesini en üst düzeye çıkarmak ve daha fazla yaralanmayı önlemek için doğru splintleme önemlidir. Splintleme süresi kadar, splintin fleksibilitesi de oldukça önem taşır. Dental travmalarda kullanılan splintlerin; rijit, yarı-rijit (yarı esnek) ya da esnek olabilen çeşitleri bulunmaktadır. Çalışmalar esnek splint yapılan dişlerde periodontal dokularda iyileşmenin daha iyi olduğunu göstermektedir. Aynı zamanda kök rezorpsiyonunun da esnek splint yapılan dişlerde daha az görüldüğü belirtilmiştir (Demir 2015). Rijit splintlerde ise dişler tamamen immobilize hale gelmekte ve bu durum fibroblastlar üzerinde yıkıcı etki oluşturarak iyileşmenin bozulmasına neden olmaktadır (Altan ve Coşkun 2016). Rijit splintlemenin, özellikle 14 günden sonra stres birikimlerine sebep olarak; ankiloz, artan kök rezorpsiyonları ve pulpal kanal obliterasyonu gibi kötü sonuçlarının olabileceği belirtilmiştir (Kahler ve ark 2016).

Literatürde son yıllarda yapılan çalışmalarda, yarı esnek splint çeşitlerinin kısa dönemlerde kullanılması tavsiye edilmektedir (Demir 2015). Yapılan bir çalışmada splintleme için kullanılan telin 0,4 mm kalınlığının esnek splintler için eşik değeri olduğu bildirilmiştir. 0,4 mm kalınlığın üzerine çıkan splintlerin esnekliğini kaybedip rijit hale geleceği belirtilmiştir (Trope 2011).

Tablo 1.1. IADT (Uluslararası Dental Travmatoloji Derneği) 2020 verilerine göre splint türleri ve süreleri (Levin ve ark 2020)

Travma Tipi	Splint Süresi	Splint Türü
Sublüksasyon	2 hafta	Esnek
Ekstrüzyon	2 hafta	Esnek
Lateral Lüksasyon	4 hafta	Esnek
İntrüzyon	4 hafta	Esnek
Avülsiyon	2 hafta	Esnek
Kök Kırığı (Apikal ve Orta Üçlü)	4 hafta	Esnek
Kök Kırığı (Servikal Üçlü)	4 ay	Esnek
Alveol Kırığı	4 hafta	-

1.4.1 Splint Türleri

Yıllar içerisinde sıklıkla uygulanan, kabul görmüş splint tipleri ve özellikleri şunlardır;

Kompozit-Ortodontik Tel Splint

Kullanımının kolay olması ve materyallerin ulaşılabilir olması sebebiyle en sık tercih edilen splint türlerinden biridir. Telin arkın şekline göre uyumlandırılması gerekir. Kullanılan telin kalınlığı ve uzunluğu, splintin esnekliğini değiştirebilir. Splintin uzunluğu arttıkça esnekliğinin de arttığı belirtilmiştir (Berthold ve ark 2009).



Şekil 1.15. Kompozit-Ortodontik Tel Splint Örneği

Splintin hasta tarafından kabulü kolaydır. Asitleme süresi 30 saniye olacak şekilde, splint yapımına sağlıklı dişlerden başlanır. Lükse veya avülse olmuş dişler splinte en son dahil edilirler. Ark teli mineye olabildiğince yakın olmalıdır ancak temas etme zorunluluğu yoktur. Splintin uzunluğu, etkilenmiş diştten iki ya da üç diş uzaklığı kapsamalıdır (Kahler ve ark 2016).

Misina-Kompozit Splint

Olta balıkçılığında kullanılan naylon misina ile kompozit rezinin dişlere uygun şekilde sabitlenmesiyle misina-kompozit splintler yapılır.

Misina-kompozit splint, dişlerin splint uygulanacak yüzeylerinin asit ile pürüzlendirilmesini, ardından adeziv uygulanmasını ve kompozit kullanılarak misinanın dişlere uygun pozisyonda sabitlenmesini içerir. Kompozit-tel splintlerden farklı olarak diş arkına uyumlama gereksinimleri yoktur. Bu splintlerin diş şekline uyum sağlamaları, tel kullanılarak yapılan splint çeşitlerine göre daha estetik olmaları, daha ucuz olmaları, kolay uygulanıp uzaklaştırılmaları gibi özellikleri en önemli avantajlarıdır (Altınbilek 2018). Esnek fiksasyon sağlamaktadırlar.



Şekil 1.16 Misina-kompozit splint örneği

Kompozit Rezin Splint

Kompozit splintlerde, travmaya uğramış dişe ve komşu dişlerin yüzeylerine asitle pürüzlendirme işlemi sonrasında bonding ajan uygulaması yapılmaktadır.

Dişler birbirlerine kompozit rezin ile bağlanmaktadır (Altınbilek 2018). Yalnızca kompozit rezin kullanılarak yapılan bu splintlerde dişlerin aproksimal yüzeylerinde de kompozit bulunduğundan dolayı hastanın ağız hijyenini sağlaması oldukça zorlaşmaktadır. Sökülmesi esnasında diş, dudak ve yanakta travmaya neden olabilmektedirler (Özbaş 2007). Uygulanması kolay, daha az malzeme gerektirdiği ve daha kısa sürdüğü için bazı diş hekimleri tarafından tercih edilse de rijit olması ve sökülürken mine ve dentinde hasar meydana getirebilir. Rijit bir fiksasyon sağlaması dişin mobilitesinin önemli miktarda azalmasına neden olmakla beraber fizyolojik hareketine engel olmaktadır (Özbaş 2007).



Şekil 1.17. Rezin splint örneği

Titanyum Travma Splinti (TTS)

Von Arx tarafından geliştirilmiş daha güncel ve yeni bir yaklaşım olan titanyum travma splinti, hasta konforunu ve hekimin uygulama kolaylığını arttıran bir tekniktir. Hasta ağzında daha az yer kaplar ve konuşma zorluğuna neden olmaz, ağız hijyeni uygulamalarını da engellememektedir (Rao 2011). İnce ve esnek olduğundan istenilen pozisyona kolayca uyumlandırılabilir. Diş arkının

konturuna parmaklarla kolayca adapte edilebilir. Herhangi bir kesme aleti ile kesmek kolaydır. 52 ve 100 mm olmak üzere iki farklı boyda üretilmektedir. Titanyumdan yapılmış 0.2 mm kalınlığında ve 2.8 mm genişliğinde, romboid şekilli, esnek bir splinttir.

Asit ve bondingin uygulanmasından sonra splintin eşkenar dörtgen şeklindeki açıklığına ince bir akıcı kompozit tabaka yerleştirilerek uygulanmaktadır. Romboid yapısı fleksibl olmasını sağlayarak dişin fizyolojik hareketlerine izin vermekle beraber dişin konturlarına rahatça adapte edilebilmektedir. Kolaylıkla uyumlanabilir olması asit bonding safhasını kolaylaştırmakta ve hekimlerin konforunu arttırmaktadır. Romboid açıklıklar aynı zamanda kompozit için retansiyon alanları oluşturmakta ve daha az miktarda kompozit ile fiksasyonu mümkün kılmaktadır. Bu da splintin uygulanması ve sökülmesi işlemlerini kolaylaştırmaktadır. Hasta tarafından temizlenmesi kolaydır (Trope 2011). Splintin diş arkına uyumlanmasının ardından, ortodontik tel-kompozit splintlerde olduğu gibi dişlerin splint uygulanacak yüzeylerine asit ve bonding ajan uygulanmakta sonrasında ise romboid boşluklara kompozit yerleştirilerek splint dişler üzerine sabitlenmektedir.



Şekil 1.18 Titanyum Travma Splint örneği

Ortodontik Tel Braket Splint

Bu splint türünde esnekliğin sağlanabilmesi için braketlerin içinden 0.014'lük Nikel-Titanyum düz ortodontik tel geçirilmelidir. Dudakları irrite etmesi, hijyeninin zor olması dezavantajlarındandır. Özellikle intrüzyon gibi vertikal yönde yer değiştirme vakalarında splint sonrası hizalamayı kolaylaştırmak adına faydalı olabilir (Kahler ve ark 2016).



Şekil 1.19.Ortodontik Tel Braket Splint örneği (Lucchi 2019)

Fiber Splint

Fiber splintler adeziv teknikler kullanılarak yapılan diğerk bir splint çeşididir. Fiber splintin ana avantajı, herhangi bir laboratuvar yardımı gerektirmemesi ve dişlere doğrudan bağlanmasıdır. İyi bir dayanıklılığa ve az hacme sahiptir (Rao 2011). Fiber şerit dişe yapıştırılırken kompozit kullanılabileceği gibi tek başına adeziv ajanlar da kullanılabilir

Dört yüz adet kök kırığı incelenerek yapılan bir çalışmada en iyi iyileşmeyi, yarı-esnek fiksasyon sağlayan fiber splintin sağladığı sonucuna varılmıştır. Kompozitle bağları iyi olduğundan dolayı klinik ömürleri uzundur, uygulama esnasında zarar görmeleri durumunda tamirleri kolaydır. Hasta için estetik ve temizlenmesi kolaydır. Aynı zamanda dokular için biyouyumludur ve hekimler tarafından kolay bir şekilde kısa sürede uygulanabilmektedirler. Dezavantajları ise pahalı olmalarıdır (Özbaş 2007). Çapraşıklık görülen travma hastalarında ağız içerisinde tel-kompozit vb. yöntemler uyumlandırma gerektirdiği için zor olduğundan fiber splintler iyi bir alternatif olabilmektedir (Altınbilek 2018). Andreasen ve ark (2004), kök kırığı olan dişlerde beş farklı splint tekniğini kırık parçaları arasındaki sert doku iyileşmesi, pulpa iyileşmesi ve pulpa nekrozu üzerindeki etkileri açısından karşılaştırmışlardır. Bu splint teknikleri ark bar splint, akrilik splint, kompozit splint, kompozit-tel splint ve fiber splinttir. Araştırma sonucunda sert doku parçaları arasındaki en iyi iyileşmeyi ark bar splint ve fiber splintlerin sağladığı görülmüştür. Diğer splint tipleriyle karşılaştırıldığında fiber splintin pulpa nekrozunda anlamlı bir düşüş gösterdiği ve periodontal doku iyileşmesinde optimal düzeyde başarılı olduğu belirtilmiştir. Ayrıca bu splintin in vitro çalışmada kısmen elastik olduğu ve uygulama esnasında dişe zarar vermediği belirtilmiştir (Altan 2016).



Şekil 1.20. Fiber Splint örneği

Ark Bar Splint

Esas olarak maksilla ve mandibula kırıklarında intermaksiller fiksasyon için kullanılmaktadırlar (Trope 2011). Metal bir bar, dental arka göre uyumlandırılır ve ligatür teller ile sabitlenir. Bu tekniğin dezavantajları rijit olması, gevşeyebilmesi ve tahrişe neden olabilme potansiyelidir. Rijit bir fiksasyon sağlamasından dolayı diş yaralanmaları durumunda kullanımı sınırlıdır. Ek olarak, doğru şekilde bükülmediği durumlarda, diş üzerinde ortodontik kuvvetler uygulayabilir (Rao 2011). TDY sonrası iyileşme mekanizmaları henüz bilinmiyorken lükse veya avülse olmuş dişlerin rijit fiksasyonunun gerekliliği öngörüldüğünden bu splintlerin kullanıldığı düşünülmektedir.



Şekil 1.21. Ark Bar Splint örneği (King ve Ark 2019)

Tel Ligatür Splint

Ark barın bulunmadığı durumlarda kullanılabilir. Rijit splint özelliği taşır. Ark bar splintle benzer özellikleri vardır ve aynı dezavantajlara sahiptir (Andreasen ve ark 2004).



Şekil 1.22. Tel Ligatür Splint örneği (Shalu ve Singh 2011)

1.4.2 Splint Sökümü

Splintin çıkarılma aşaması yerleştirilmesi kadar önemlidir. Dişlerde travmaya neden olmamak ve diş yüzeyindeki tüm yapışkan maddeleri çıkarmak gerekmektedir. Malzemenin yetersiz şekilde çıkarılması plak birikimine ve minerde dekalsifikasyon alanlarına, travmatik bir şekilde çıkarılması pürüzlü bir yüzeye neden olabilmektedir

(Rao 2011). Bir splinti çıkarmak için kretuar, kavatron, aşındırıcı diskler, tungsten karbid frezler vb. gibi malzemeler kullanılabilir (Çehreli 2008). Adeziv rezin ile uygulanan splintler yüksek hızda çalışan bir frezle, fiber splintler ise tungsten karbid frez ile çıkarılmalıdır (Jacob 2003). TTS'nin çıkarılması en kolay yöntem olduğu belirlenmiştir. TTS üzerindeki kompozit rezin tel seviyesine kadar çıkarılır ve TTS, bir hemostat ile dıştan "soyulur". Dışların son polisajı bitirme diskleri ile yapılabilir. Kullanılan tekniğe bakılmaksızın, minede iyatrojenik hasarın yaygın veya kaçınılmaz olduğu gözlenmiştir.

Rijit yapıdaki ark bar splintlerin veya interdental tel splintlerin (örn. ligatür tel splint) çıkarılması genellikle yumuşak dokulara potansiyel hasar veren, dişeti kenarlarına yakın tellerin kesilmesini içeren zor bir süreçtir. Kompozit splintleri çıkarmak amacıyla pense, kretuar, kavatron, tungsten karbid frezleri, elmas frezler, soflex diskler, lastik frezler kullanılabilmektedir. Tungsten karbid frezlerinin ve soflex disklerinin mineye en az zarar verdiğini bulmuştur. Özellikle ara yüzler için büyütme işlevi gören aletlerin kullanımı önerilmiştir (Kahler 2016).

1.5. Biyomekanik ve Stres Analizi Yöntemleri

Biyomekanik, biyoloji ve mühendislik bilimlerinin yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanı olarak tanımlanır. Biyomekanik çalışmalarında; mühendislik yöntemleri de kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin kontrolü, hareket sırasında meydana gelen kuvvetlerin etkisi, dokular üzerinde zorlanma durumları incelenmekte, tedavi yöntemleri test edilmekte ve geliştirilmektedir.

Geleneksel biyomekanik testlerin ve sonlu eleman analizinin uygulanması sırasında kullanılan temel biyomekanik terimler, deneylerin uygulanması ve sonuçların yorumlanması açısından önemlidir (Fung 1993).

1.5.1 Temel Mekanik Kavramlar

Kuvvet: Cisimlerin hareket yönlerini, hızını, durumlarını veya şekillerini değiştiren etki olarak adlandırılır. Vektörel bir nicelik olup yönü, süresi, büyüklüğü, tipi vardır. Kuvvetin birimi genellikle Newton (N) cinsinden ifade edilmektedir (Sonugelen 2002).

Gerilme (stres): Cisme dışarıdan uygulanan bir kuvvete karşı, cismin birim alanında oluşan tepkiye gerilme ya da stres adı verilir. Bir yapının içindeki gerilme, birim yüzeydeki kuvvet olarak açıklanabilir. Birimi Pa'dır. Diş hekimliğinde boyutların küçük olması nedeniyle genellikle Megapascal (MPa) kullanılmaktadır. Bir cismi etkileyen kuvvetlerin oluşturduğu stresler üçe ayrılır. Bunlar; çekme (tensile), basma (compressive) ve kayma (shear) stresleridir (İnan 1996).

Gerinim (strain): Strese maruz kalan bir yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi olarak tanımlanabilir. Başka bir deyişle deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak ifade edilir. Eğer gerinim, birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir.

Kompresyon: Bir cismi ko-lineer kuvvetlerin aynı yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modülüdür. Bu kuvvet cismin boyca kışalmasına, ence genişlemesine neden olur (Fung 1993).

Young Modülü, Elastik Modül (E): Cismin herhangi bir noktasındaki gerilimin gerinime oranı ya da bir başka deyişle birim alanda oluşan gerilmedir. Cismin etki altında kaldığı kuvvete karşı direncini belirler ve her madde için farklı değerdedir. Elastik modül ne kadar yüksekse cisim deformasyona karşı o derecede dirençlidir. Birimi Pa'dır (N/cm^2). Elastik modül, ilk olarak İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından hesaplandığı için "Young modülü" olarak da adlandırılır (Fung 1993).

Poisson Oranı (ν): Çekme veya basmada, aksiyal yükleme esnasında aynı zamanlı aksiyel ve lateral gerinim mevcuttur. Çekme yüklemesi altında, yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyal gerinime oranı Poisson oranı olarak tanımlanır. Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder. Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterir ve Poisson oranı daha yüksek olur (Fung 1993).

Elastik ve Plastik Deformasyon: Üzerindeki stres kaldırıldığında cismin eski haline dönmesi elastik deformasyon, dönememesi ise plastik deformasyon olarak tanımlanır (Fung 1993).

İzotropik ve Ortotropik Materyal: İzotropik maddeler farklı yönlerden kuvvet uygulandığında aynı mekanik özellik ve elastik gösterirler. Bu maddelere örnek olarak kâğıt verilebilir. Ortotropik maddeler ise farklı yönlerden kuvvet uygulandığında farklı mekanik özellikler gösterirler. Bu cisimlerin elastik modülü, kuvvetin uygulandığı yöne göre değişiklik gösterir. Bu maddelere örnek olarak ise tendon veya kemik verilebilir (Fung 1993).

Hooke Kanunu: Birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur ($F = -kx$). Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar. Formüldeki eksi işareti ise kuvvetin her zaman yer değiştirme yönüne ters olduğunu belirtir (Fung 1993).

Fatigue (Yorgunluk): Yüklemeye bağlı materyalde oluşan kırılmadır (Fung 1993).

Bükülme: Uygulanan kuvvet etkisiyle cismin bir eksen etrafında hareketi olarak tanımlanır. Cismin bükülen yüzeylerinde karşılıklı olarak kompresyon ve gerilim oluşur (Fung 1993).

Von Mises Stres (Eşdeğer Gerilim, Equivalent Stress): Çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir. Von Mises stres, kırılma dayanımının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır (Küçük Kurt 2019).

Düğüm: Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda "eleman" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir.

Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu düğüm noktalarının belirli noktalardan hareket etmeyecek şekilde sabitlenmesi gereklidir (Bakioğlu 2001).

Eleman (Element): Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilmektedir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elemanların birleştirilmesi sonucu oluşur ve sistemin gerçeğe yakın sonuç vermesi bu denklemin çözülmesi ile oluşur. Modelin çok sayıda elemana bölünmesiyle gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir (Albers 2002).

Sınır koşulları (Boundary conditions): Cismin sabitlendiği yeri ve kuvvet uygulama noktasını gösteren sınır şartları, gerilme ve deplasmanın sınırlarını ifade etmektedir (Geng 2001).

1.5.2. Stres Analizi Yöntemleri

Bir cisme uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesini ve cismin kuvvetlere karşı tepkisinin belirlenmesini sağlayan yöntemlerdir. Diş hekimliğinde, dental ve fasiyal yapılar üzerinde meydana gelen gerilme ve gerinim değerlerinin, bu değerlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığının ve meydana gelen deformasyonların belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Moaveni 2011).

Diş hekimliği alanında kullanılan bazı kuvvet analiz yöntemleri şunlardır (Ramoğlu 2014):

- Gerinim ölçer (strain gauge) analizi,
- Holografik interferometre analizi (Lazer ışıklı kuvvet analizi),
- Fotoelastik gerilme analizi,
- Kırılgan vernikle kaplama yöntemi,
- Sonlu elemanlar stres analizi (SESA)

1.5.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)

Sonlu elemanlar stres analizi, 1960'lerden beri mühendislik ve biyomühendislik alanlarında kullanılan invaziv olmayan bir yöntemdir. SESA, karmaşık yapıların modellenmesinde ve mekanik özelliklerinin analizinde kullanılmaktadır (Trivedi 2013).

Sonlu elemanlar stres analizi, kompleks geometrik bir yapının bilgisayar ortamında ağ yapısına dönüştürülerek, maruz kaldığı stresleri ve uğradığı deformasyonu analiz etme yöntemidir. Yapı, birbirine düğümler vasıtasıyla bağlı sonlu elemanlara ayrılır. Bu elemanların tipi, dizilişi ve sayısı analizin sonucunu etkiler (Van Staden 2006). Her bir düğümden oluşan stres ve yer değişimi hesaplanabilmektedir (Marks 1993).

Dental materyallerin ve yapıların içerdikleri komponentlerin kompleks geometrileri nedeniyle, bu sistemlerin analizi için kullanılacak en iyi yöntem olarak değerlendirilmektedir. Bu yöntem kompleks geometriye sahip olan yapılardaki gerilme, sıkışma stresleriyle birlikte yer değiştirme durumlarının hassasiyetle analiz edilmesine yardımcı olur (Markarian 2007).

Gerilme değerleri ölçülürken Von Mises gerilmesi dikkate alınır. Von Mises stresinin ölçülmesi ile doku ve materyallere uygulanan kuvvete karşı direnç değerlendirilir. Von Mises gerilmesi tüm yönlerde oluşan normal ve kayma gerilmesinin bileşkesidir. Bu gerilme kemik, diş ve kullanılan biyomateryalde meydana gelebilecek hasarı incelemek açısından önemlidir.

Sonlu Elemanlar Stres Analizinin çeşitli aşamaları vardır. Bu aşamalar şunlardır;

- Geometrik modelin oluşturulması
- Matematik modelin oluşturulması (Ağ yapısı oluşturma)
- Analiz verilerinin yüklenmesi
- Sınır koşullarının tanımlanması
- Çözüm aşaması

Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları ve Dezavantajları

Avantajları:

- İnvaziv olmayan bir tekniktir.
- Çalışmalar istenilen sayıda tekrarlanabilir.
- Zaman kaybı azdır.
- Statik ve dinamik incelemeler yapılabilir.
- Gerçekçi malzeme değerleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilmektedir.

- Yapısında değişik malzemeler ve geometrik özellikleri olan yapılar kolayca analiz edilebilmektedir.
- Programlar daha basite indirgenerek çözümlenebilmektedir.
- Katı veya sıvılar için lineer ve non-lineer değerlendirmeler yapılabilmektedir.
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasları gerçeğe yakın şekilde belirleyip; gerilme, gerinme ve yer değiştirmeleri tespit edebilmektedir (Owen 1980).

Dezavantajları:

- Analiz için gerekli olan bilgisayar, modelleme ve programlama için kullanılan ekipman oldukça masraflıdır ve kullanımı bilgi birikimi, tecrübe gerektirir.
- Anatomik yapıların karmaşık olmasından dolayı modellemede sorunlar yaşanabilmektedir.
- Verilerin yanlış olması veya yanlış yorumlanması tamamen hatalı sonuçlara yol açabilmektedir.
- Sonuçların doğruluğu malzeme özelliklerinin programa yüklenmesine bağlıdır.
- Mine, dentin, periodontal ligament, kortikal ve spongios kemiğe ait fiziksel özelliklerin tanımlamaları daha iyi olana kadar sonlu elemanlar analizinin etkisi sınırlı kalacaktır.

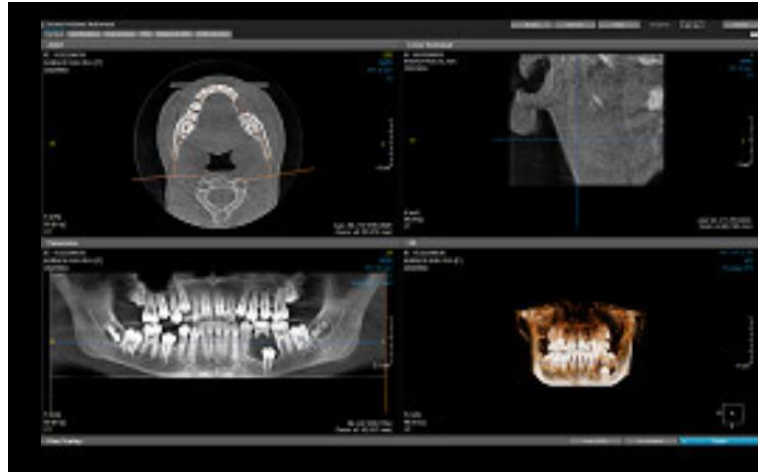
Sonlu elemanlar stres analizi yazılımları arasında, diş hekimliğinde en sık; ALGOR, ABAQUS, ANSYS, SOLIDWORKS gibi programlar kullanılmaktadır (Şahin 2008).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 02.08.2023 tarihinde yapılan 2023/39 sayılı toplantısında etik açıdan uygun görülerek, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık tez çalışması olarak gerçekleştirilmiş, Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'nce 23132021 proje numarası ile desteklenmiştir. Bu çalışma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. ile gerçekleştirildi.

Çalışmada üç farklı splint türünün ve materyal uzunluğunun, karma dişlenme döneminde dişlerde ve çevre dokularda oluşturduğu stres birikimleri ve dağılımları incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir

Çalışmamızda 11 yaşında karışık dişlenme döneminde kız hastanın dental tomografi görüntüsünden yararlanıldı. Bu çalışma için hastadan yeni bir tomografi çekilmesi istenmedi. Hastanın ortodontik tanı ve teşhis amacıyla daha önceden çektiği olduğu tomografi görüntüsü incelendi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda tanı amaçlı Orthopantomograph, OP300 (Instrumentarium) marka cihaz ile bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınmış hastaların DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi görüntüleri retrospektif olarak tarandı. Çalışmaya dahil edilecek görüntünün, splintleme yapılacak olan maksiller kesici, 1 premolar, 1.molar dişlerinin gömülü veya eksik olmamasına dikkat edildi.



Şekil 2.1. Modellemenin yapılması için kullanılan bilgisayarlı tomografi görüntüsü



Şekil 2.2. Tomografi görüntüsünden oluşturulan 3 boyutlu katı model

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 yararlanılmıştır.



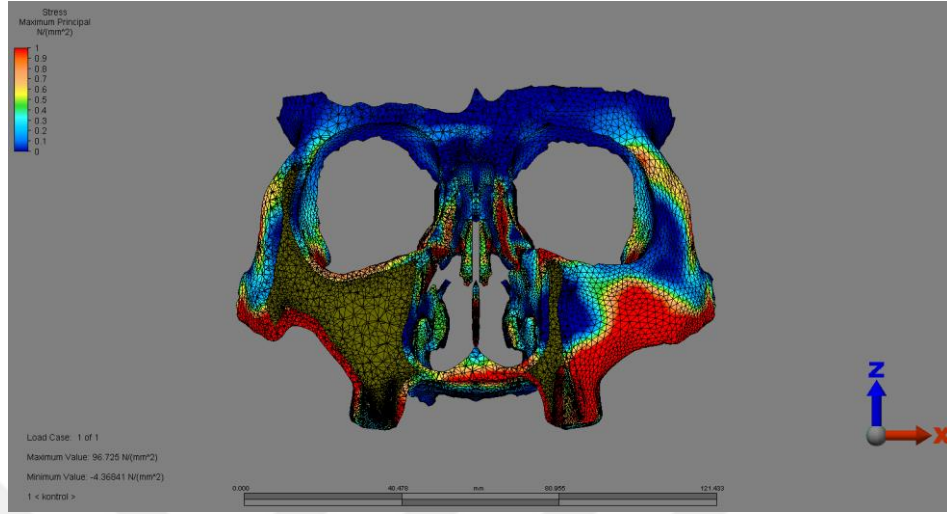
Şekil 2.3. 3 boyutlu modellemenin yapılması için kullanılan optik tarayıcı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. 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 yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Huang ve ark 2005, Gürbüz ve ark 2008). Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Tablo 2.1. Diş ve destek dokularının Elastik modülü ve Poisson oranları

Materyaller	Elastik Modülü (E) (GPa)	Poisson Oranı (μ)	Referanslar
Mine	77 900	0,33	Huang ve ark 2005
Dentin	16 600	0,41	Huang ve ark 2005
Pulpa	6,99	0,45	Huang ve ark 2005
PDL	50	0,45	Huang ve ark 2005
Alveolar Kemik	10 000	0,26	Huang ve ark 2005
Kortikal Kemik	3 500	0,33	Huang ve ark 2005
Kompozit	10 000	0,24	Gürbüz ve ark 2008
Paslanmaz Çelik Tel	120 000	0,33	Gürbüz ve ark 2008
Titanyum	200 000	0,32	Gürbüz ve ark 2008
Naylon Misina	2 700	0,3	Gürbüz ve ark 2008

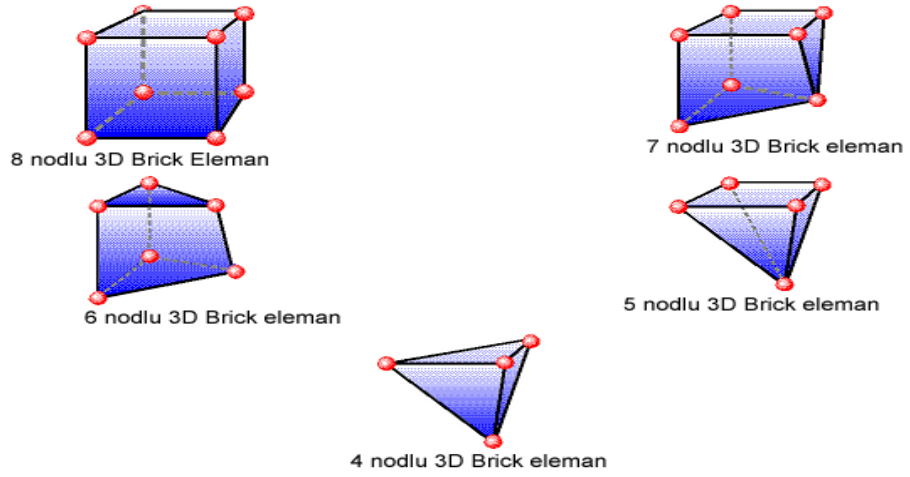
VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.



Şekil 2.4. Orbita,zigoma ve maksilladaki stres alanları

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 modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.



Şekil 2.5. Farklı sayıda nodlara sahip 3D Brick elemanlar

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 geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir.

Tablo 2.2. Çalışmamızda kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Kontrol Grubu	2 677 417	494 570
Lateral -Lateral	2 685 356	496 873
Premolar-Premolar	2 688 950	498 172
Molar-Molar	2 698 931	500 799

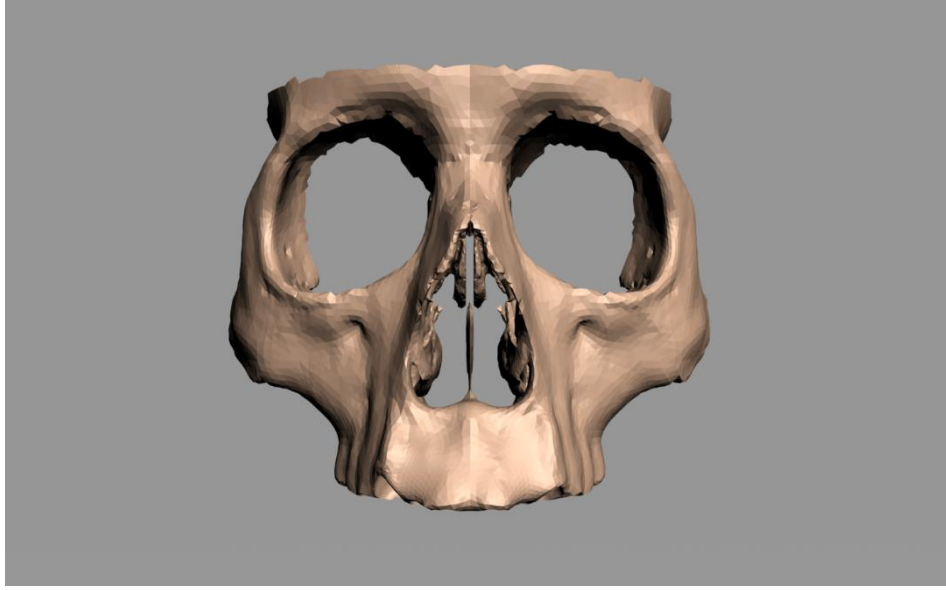
Çalışmada tedarik edilen stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında, Boolean yöntemi ile kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için DICOM formatındaki veriler stl formatına dönüştürülmüştür. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kVp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.

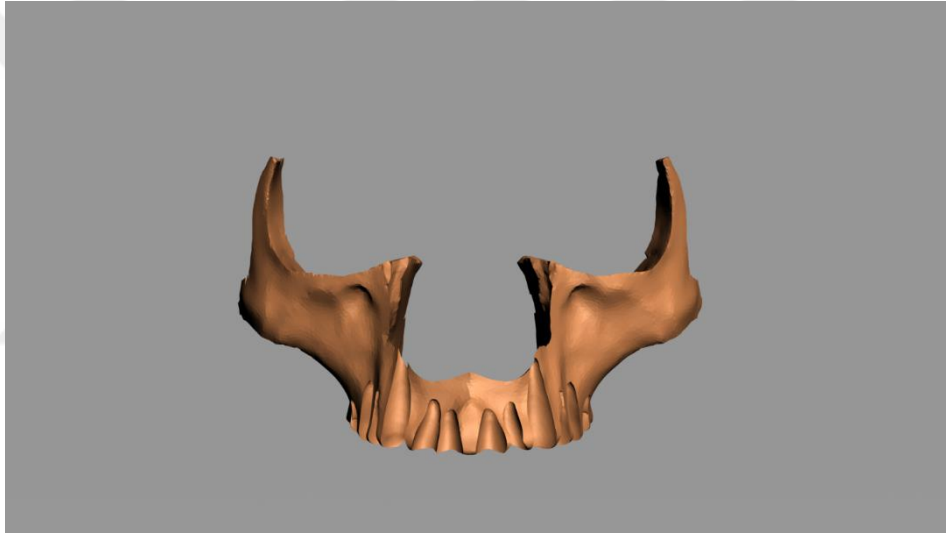
3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi. Elde edilen modelin pdl pulpa gibi detaylarının olmayışı gibi birçok sebepten dolayı model sadece referans alınarak yeni bir modelleme yapıldı. Kemikler modellendikten sonra tarama verilerinden elde edilmiş dişler modele giydirildi. Dişin kökünün çevreleyen pdl dokusu 0.20 mm kalınlığında ayarlandı. Dişler mine dentin olarak 2 ayrı yapı şeklinde weheeler atlas ölçüleri referans alınarak modellendi. Hazırlanan model referans alınan hekimin ilettiği modele göre revize edildi ve analize hazır hale getirildi.

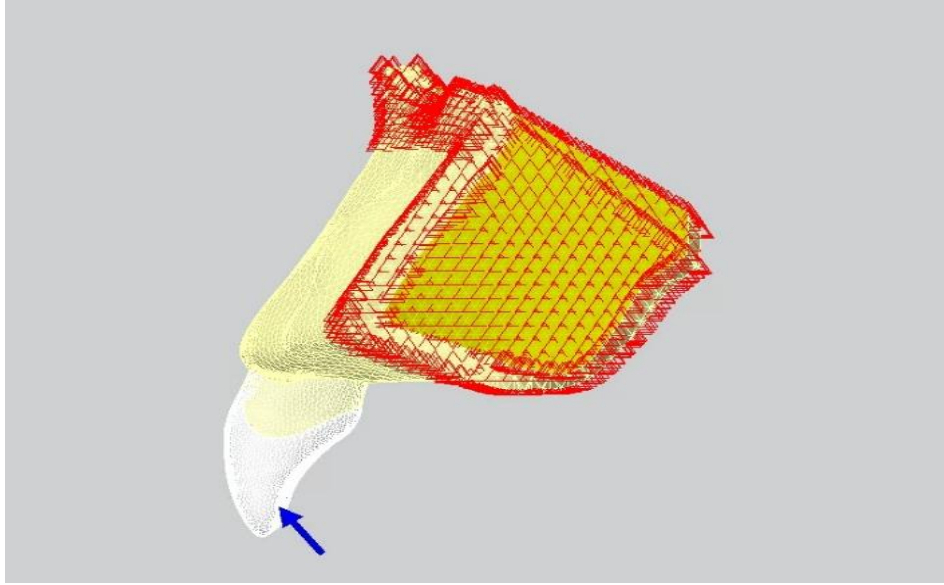
VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongios kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



Şekil 2.6. Orbita, zigoma, maksillayı içeren 3 boyutlu model



Şekil 2.7. Maksiller kortikal kemiği ve diş boşluklarını içeren 3 boyutlu model



Şekil 2.8 Dişin 3 boyutlu katı modeli

Bu şekilde maksillada kortikal kemik, spongioz kemik, dişler gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu. Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

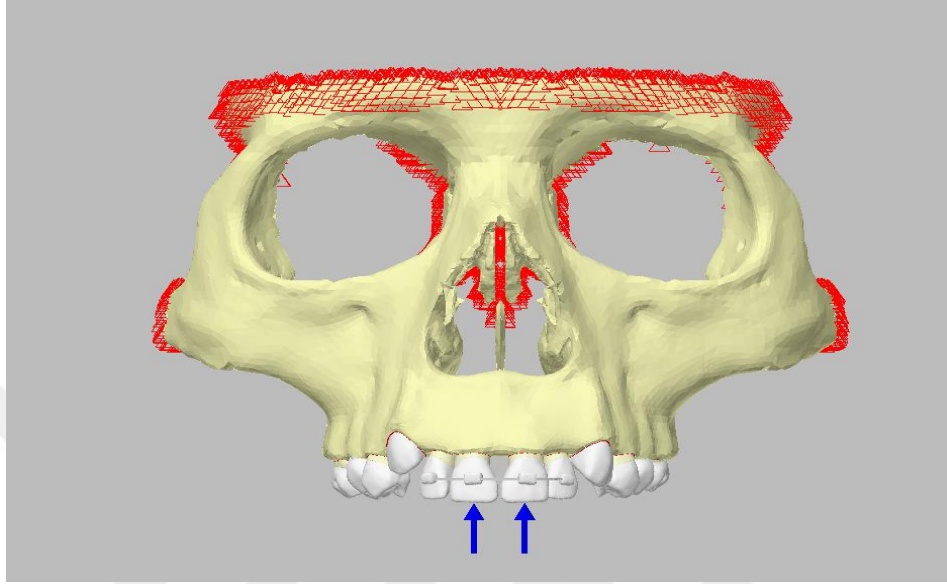
Dentoalveolar travmanın simülasyonunu başarılı bir şekilde oluşturabilmek için mine, dentin, pulpa, periodontal ligament, trabeküler kemik ve kortikal kemiğin dahil olduğu minimum 5 materyalin modellenmesi gerekmektedir (Silva ve ark. 2011). Yaptığımız çalışmada bu 5 materyal ile alveolar kemik de modellendi.

Alveolar kemik ve periodontal ligamentin kalınlıkları literatür bilgiler ışığı altında belirlendi. Katı hale getirilen dentinden ölçeklendirme metoduyla oluşturuldu. Periodontal ligament kalınlığı ortalama 0,2 mm (Mortazavi 2016), kortikal kemik kalınlığı ise ortalama 1,5 mm olarak (Aykaç ve ark 2015) belirlendi. Tomografik görüntüden direkt modellemenin imkansız olması ve kalınlıklarının, her bölgede aynı ve düzgün yapıda olmamasından dolayı ortalama değerler kullanıldı (Silva ve ark 2013). Periodontal ligament, servikal bölgede mine-dentin sınırının yaklaşık olarak 0,5 mm altından başlatıldı.

Sement tabakası çok ince olduğu ve fiziksel özellikleri dentine benzediği için modellenmedi (Poiate ve ark 2009).

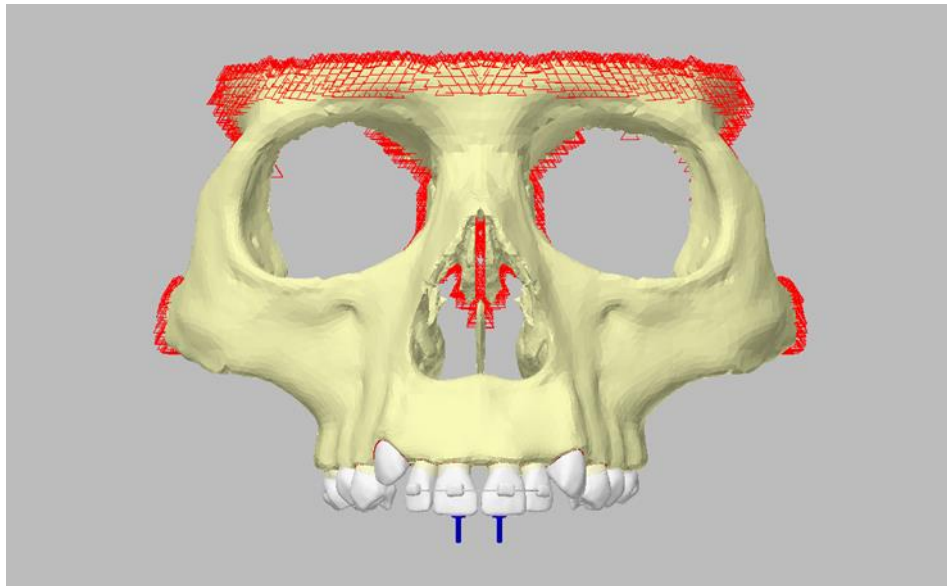
Hazırlanan modellerde çiğneme kuvvetini simüle etmek için, dişler üzerine, vertikal 150 N ve 45° açı (oblik) ile 150 N değerinde kuvvet uygulandı.

- F1- Vertikal kuvvet yönü (insizal kenarın ortasından 90° açıyla) (Şekil 2.9.)
- F2- Oblik kuvvet yönü (dişin uzun aksına 45° açıyla) (Şekil 2.10.)



Şekil 2.9. F1-Vertikal Kuvvet Yönü (insizal kenarın ortasından 90° açıyla)

Kortikal kemiği çevreleyen kırmızı yapı sabitleme simülasyonudur. Kemik tepeden tam sabitleme yapılmıştır. Bu şekilde uzaydaki hareketi engellenmiştir. Burada gördüğümüz mavi oklar kuvvet aktarımıdır ve 150'şer Newton değerindedirler.



Şekil 2.10. F2-Oblik kuvvet yönü (Dişin uzun aksına 45° açıyla)

Oblik kuvvetler de 150'şer Newton değerindedirler ve 45° olarak simüle edilmişlerdir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha

büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğunda başarısızlık oluşur.

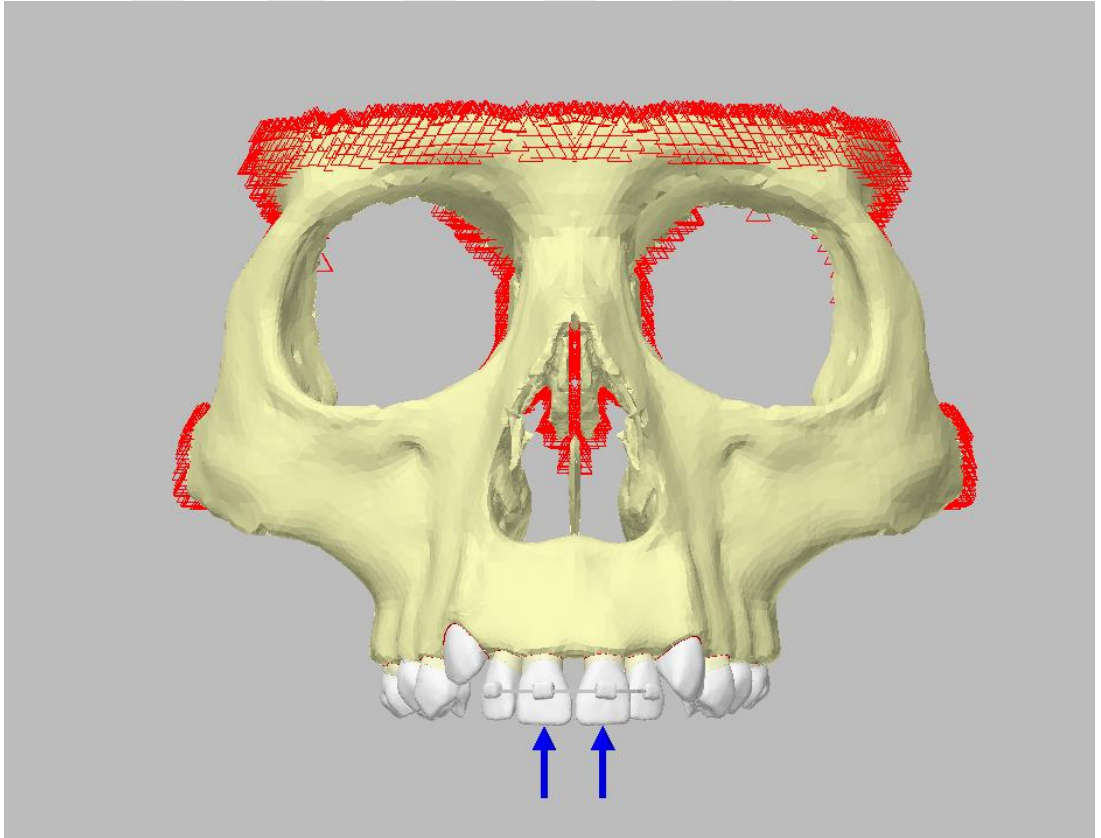
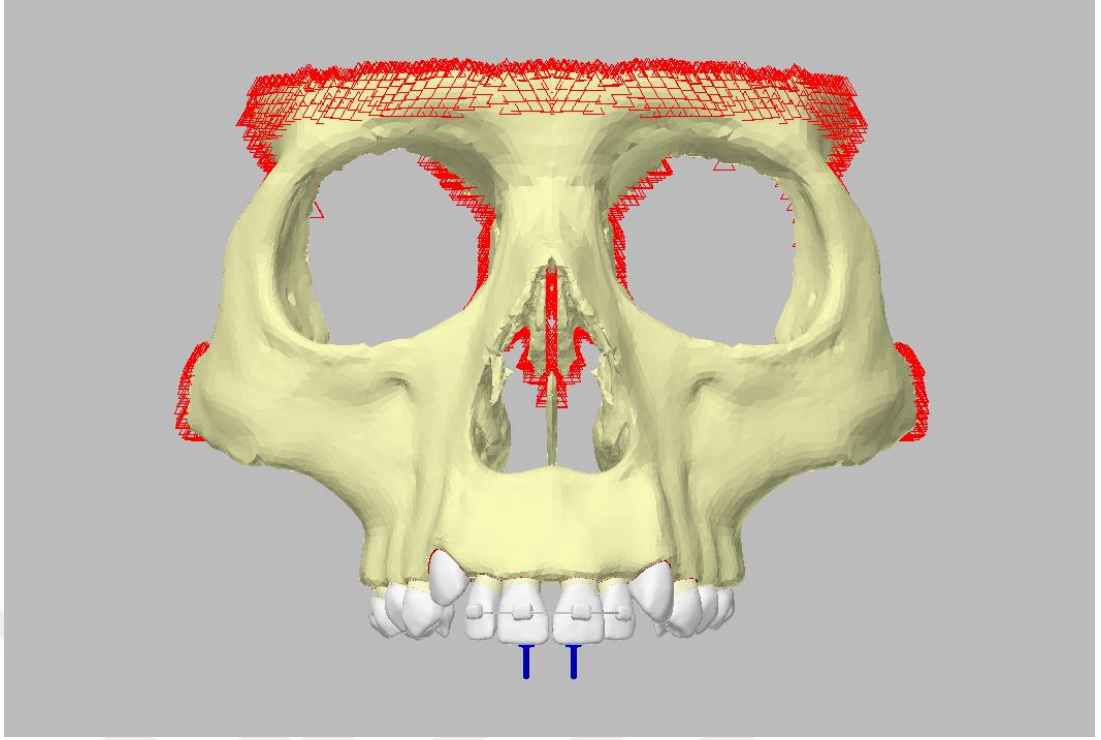
Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma^1 = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

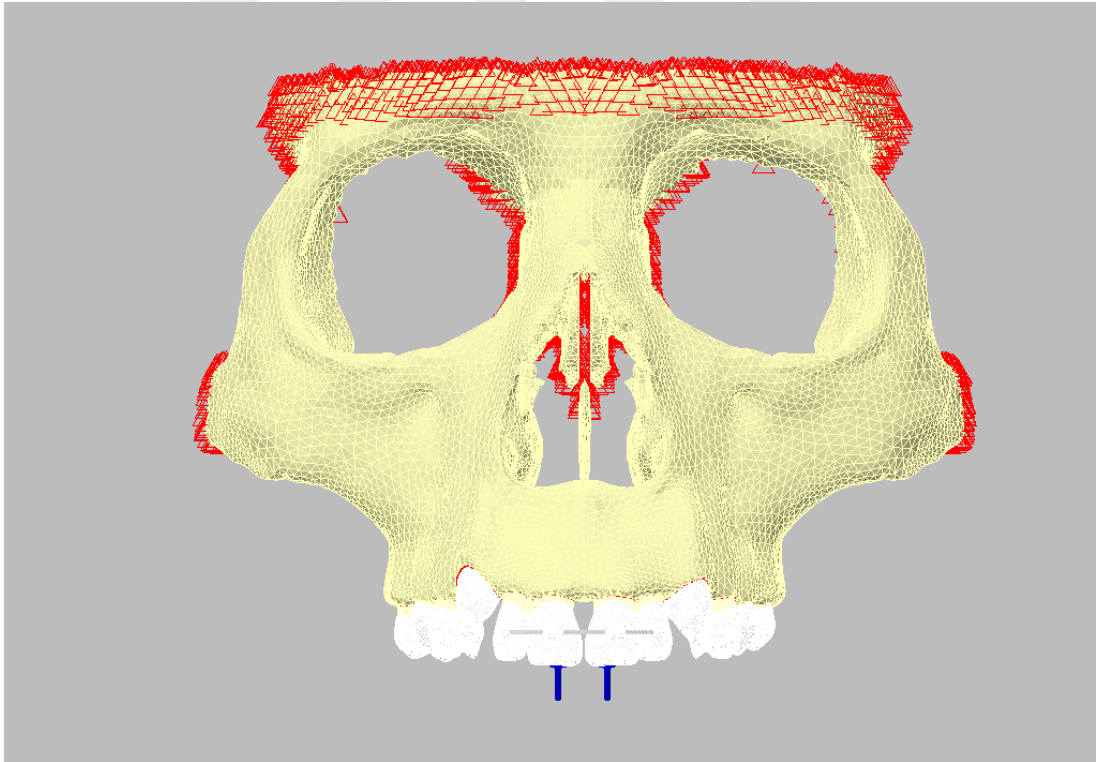
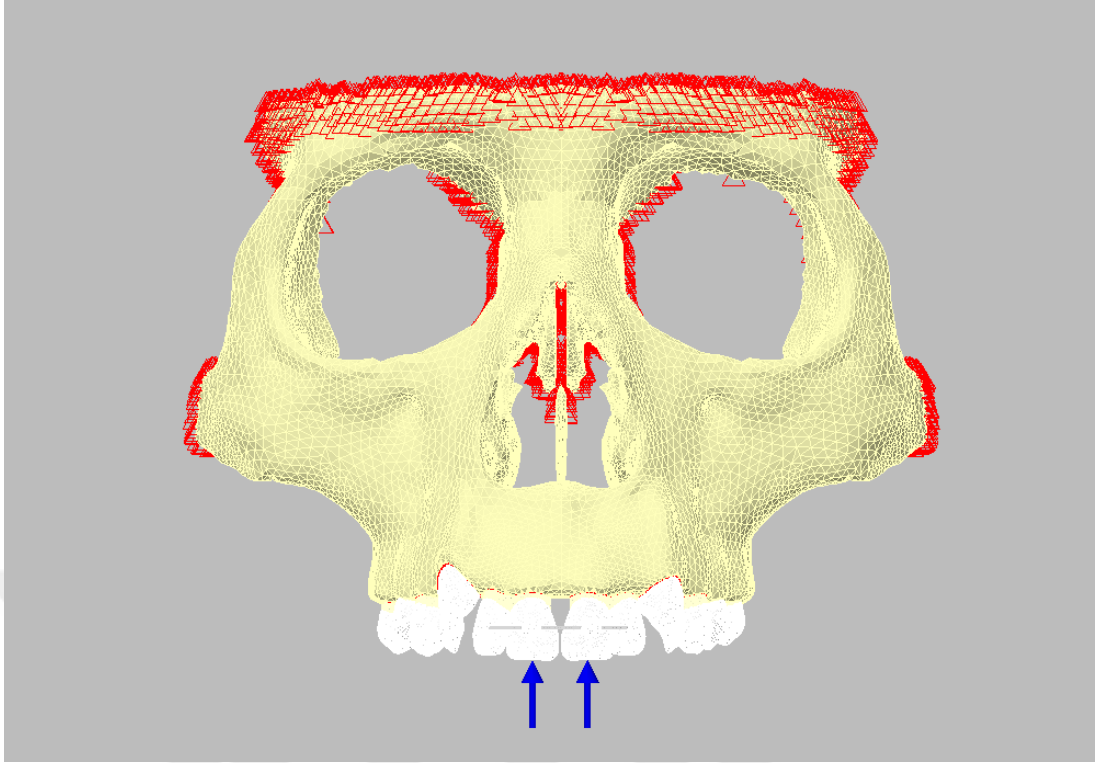
Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Stres değeri, germe dayanımını (Yield Strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

Çalışmamızda, biri kontrol grubu olmak üzere dört farklı grup oluşturuldu. Kontrol grubundaki dişler splintlenmemiş sağlıklı dişler olarak, diğer gruplar ise farklı splint materyallerinin kullanıldığı çalışma grupları olarak simüle edildi.

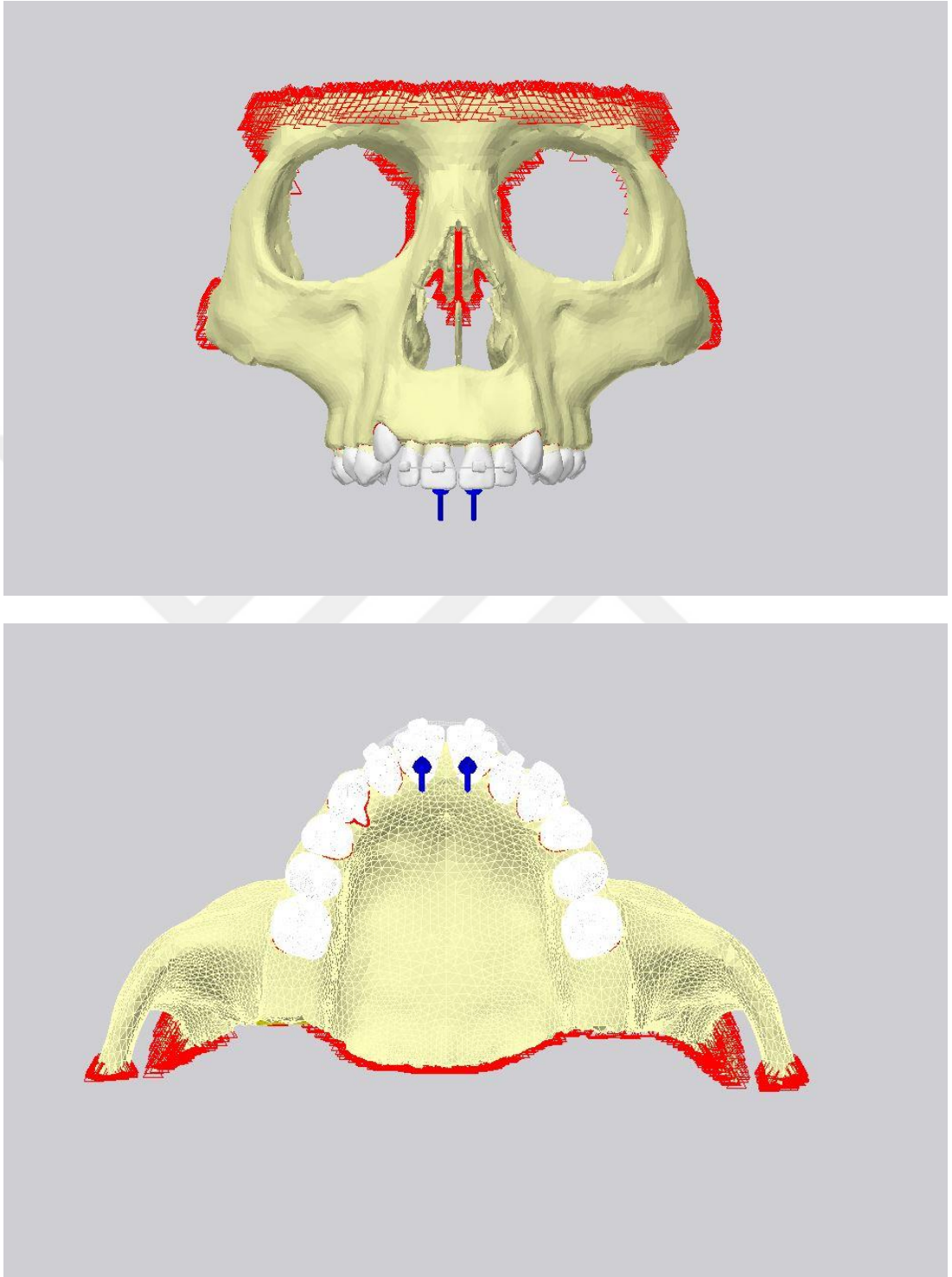
- Kontrol Grubu: Splint Uygulanmamış Dişler (KT)
- Model 1: Kompozit- Ortodontik Tel Splint Uygulanmış Diş Modeli (TKS)
- Model 2: Titanyum Travma Splinti Uygulanmış Diş Modeli (TTS)
- Model 3: Naylon Misina Uygulanmış Diş Modeli (NS)



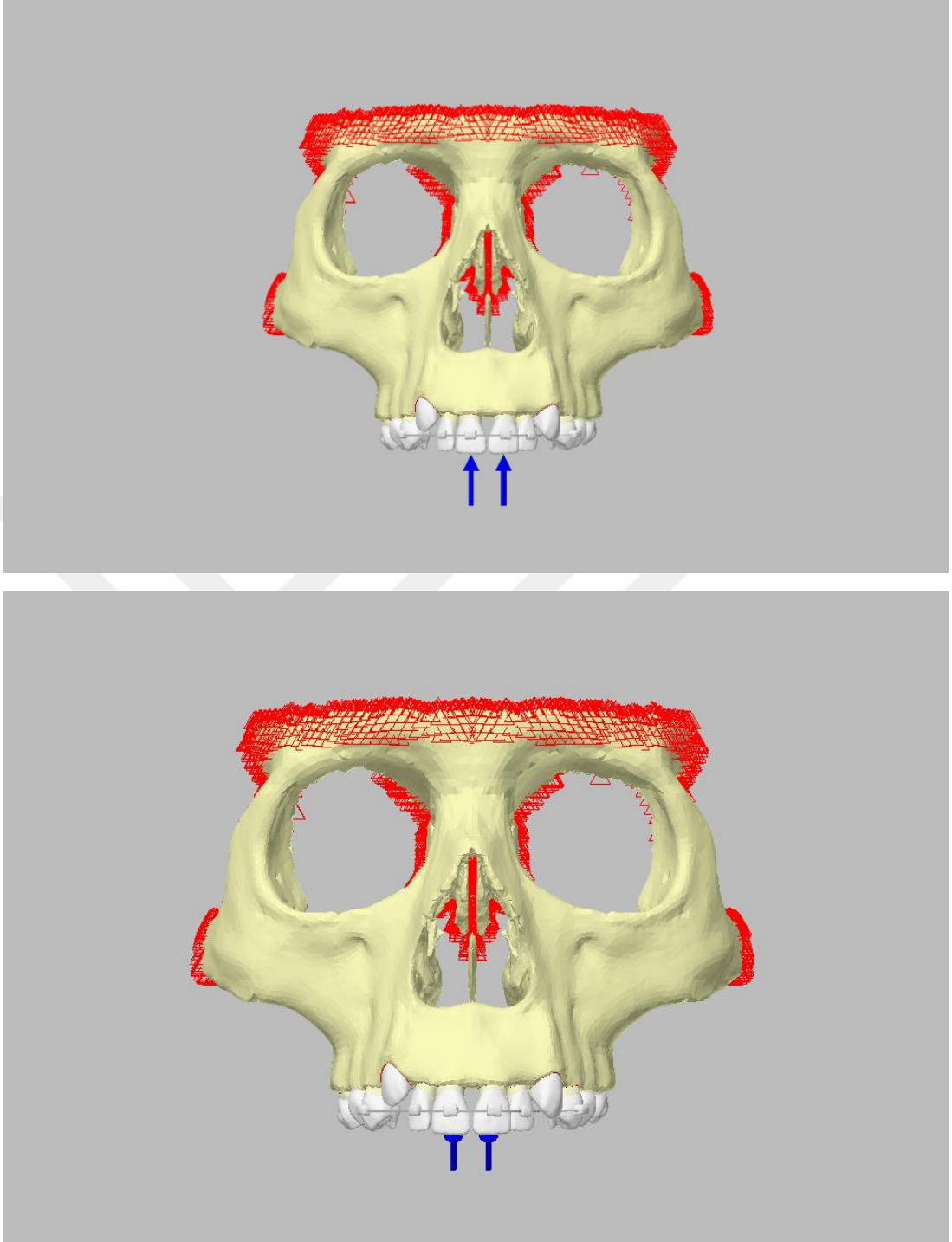
Şekil 2.11. Kompozit ortodontik tel uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Lateral-Lateral)



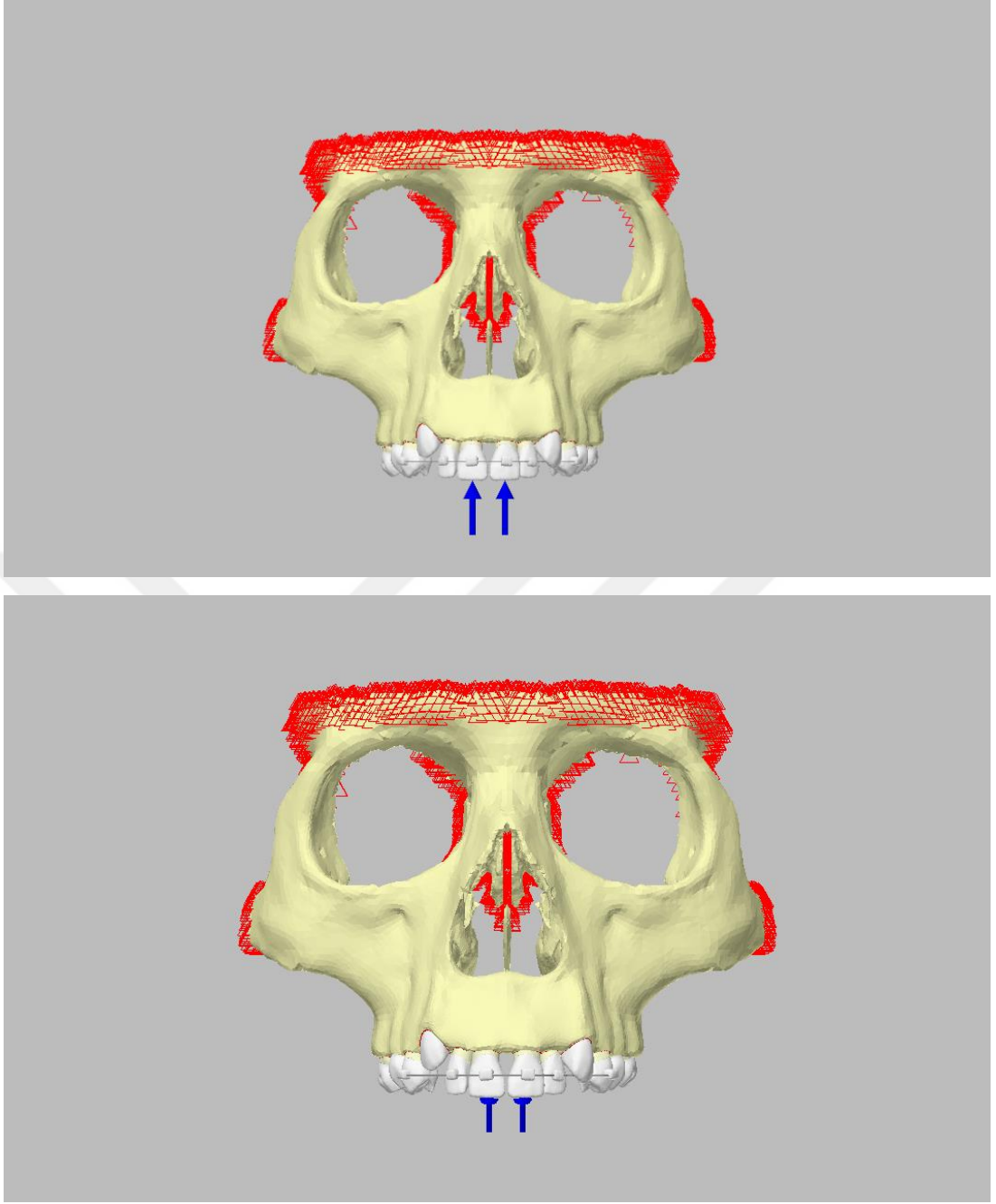
Şekil 2.12. Titanium Travma Splinti uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Lateral-Lateral)



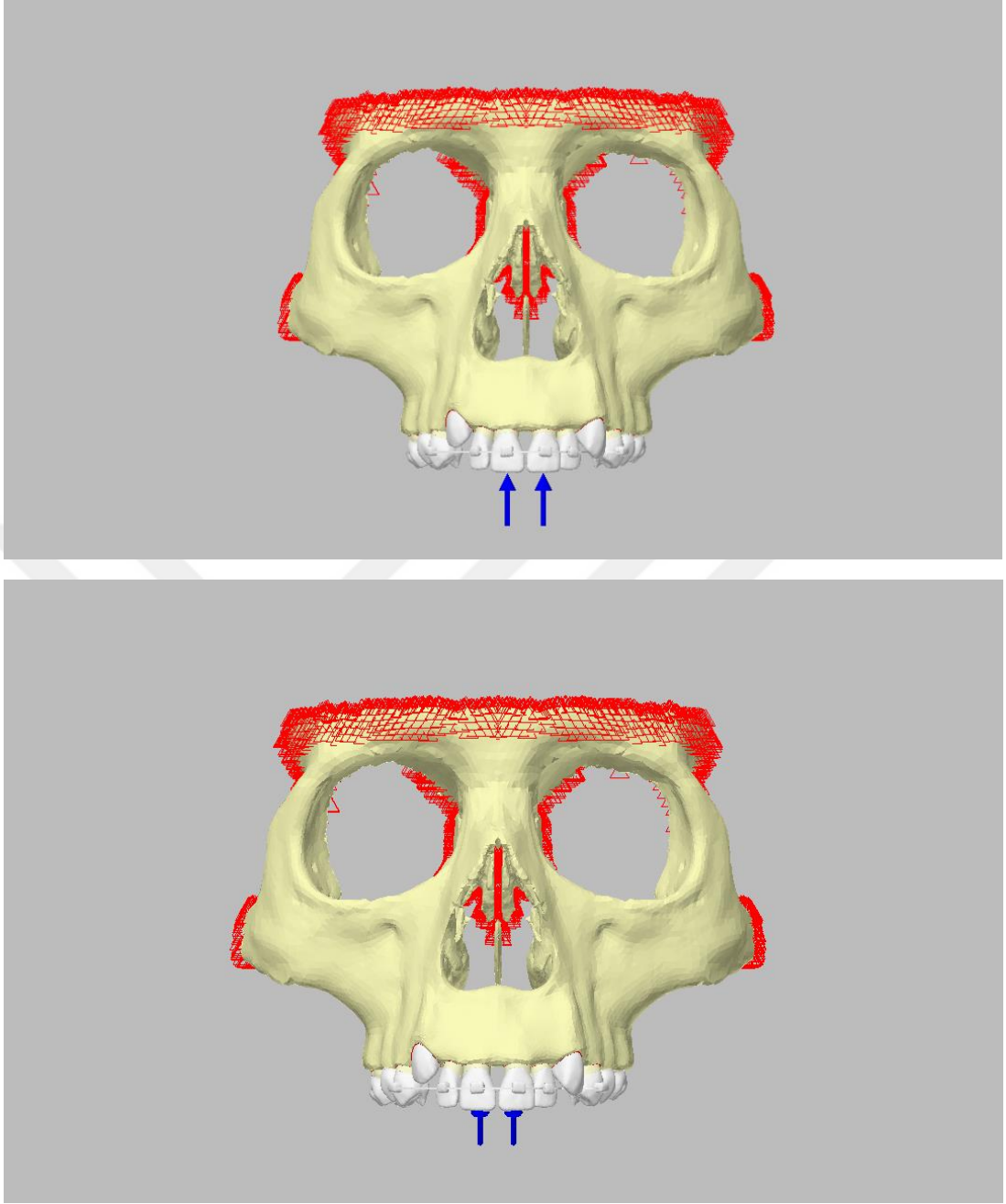
Şekil 2.13. Naylon misina uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Lateral-Lateral)



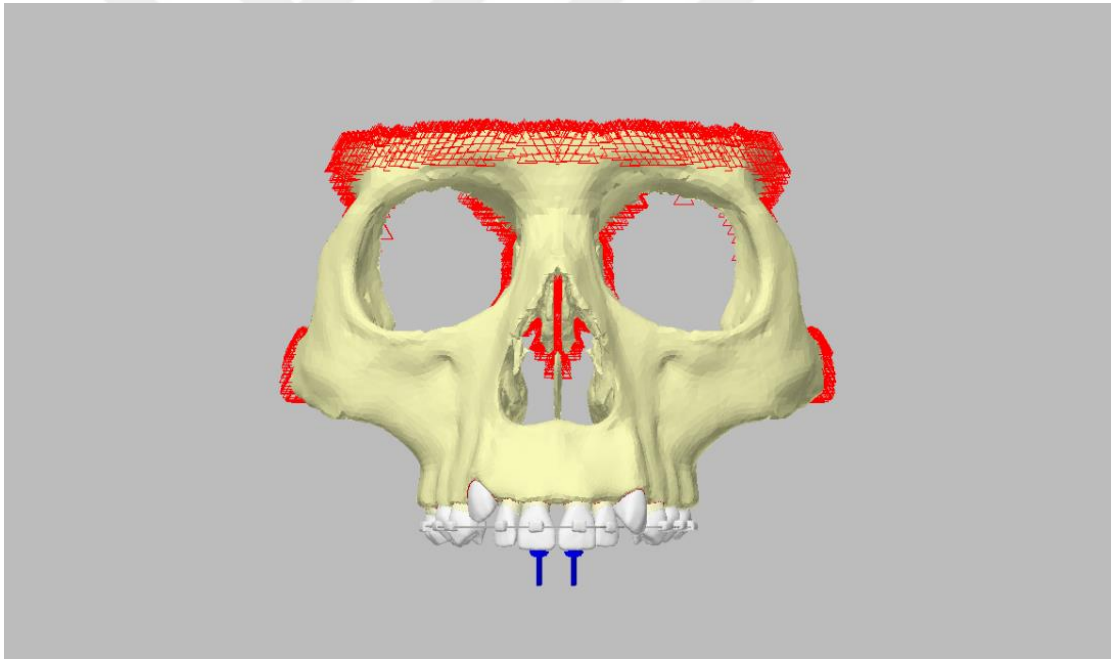
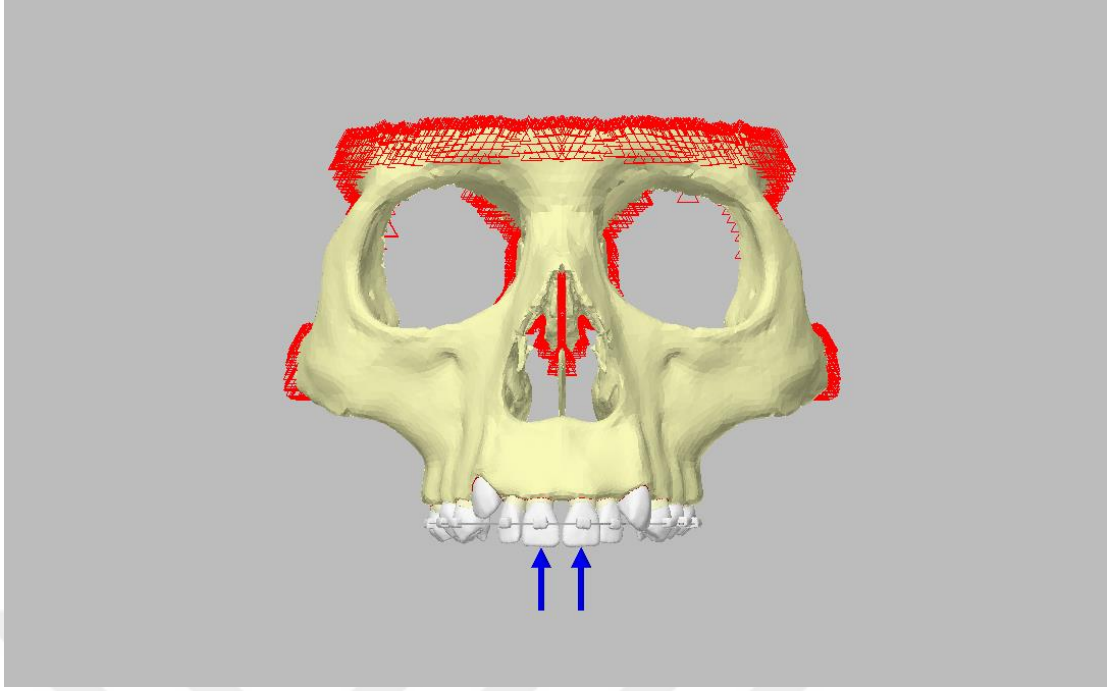
Şekil 2.14. Kompozit-ortodontik tel uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Premolar-Premolar)



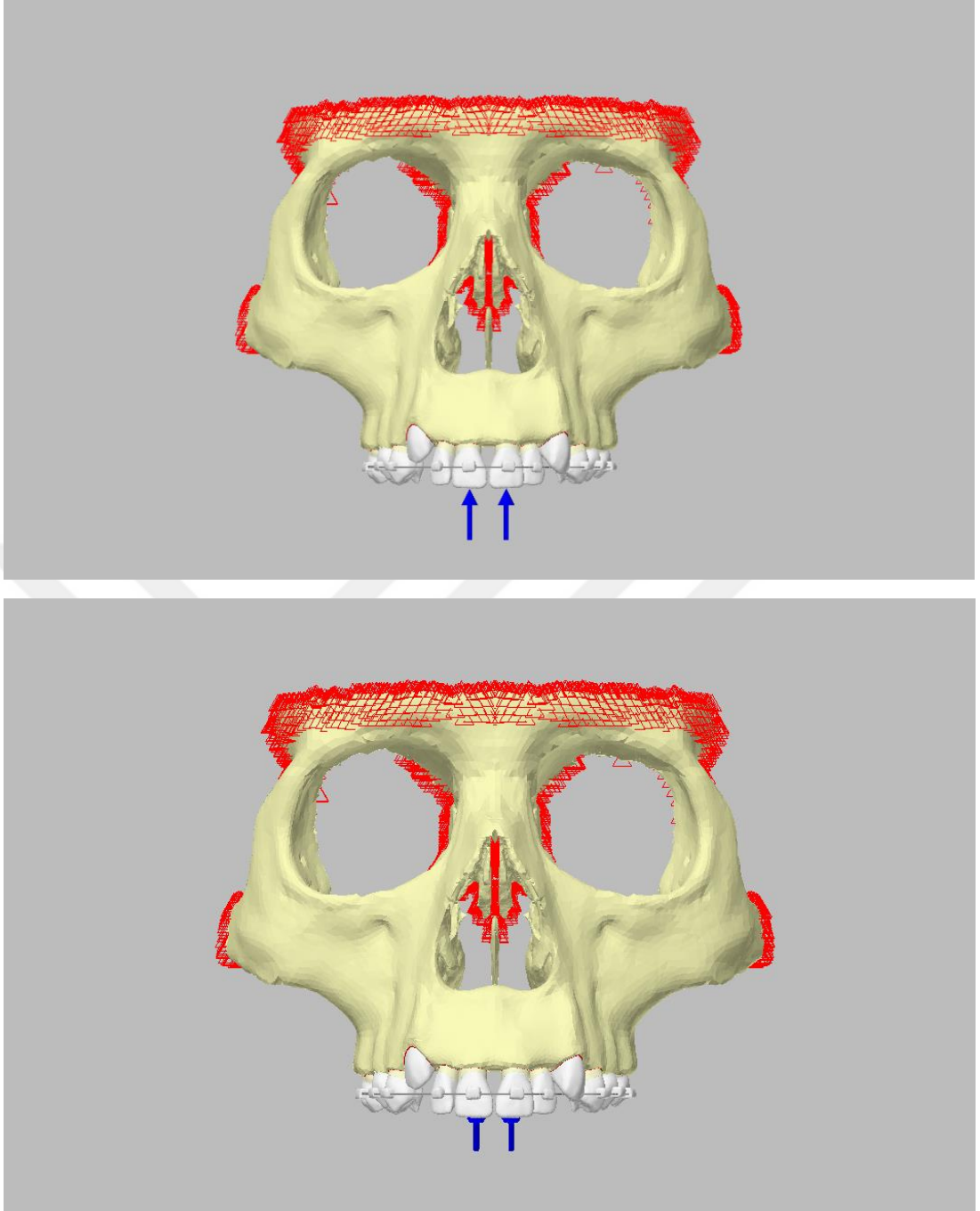
Şekil 2.15. Titanyum travma splinti uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Premolar-Premolar)



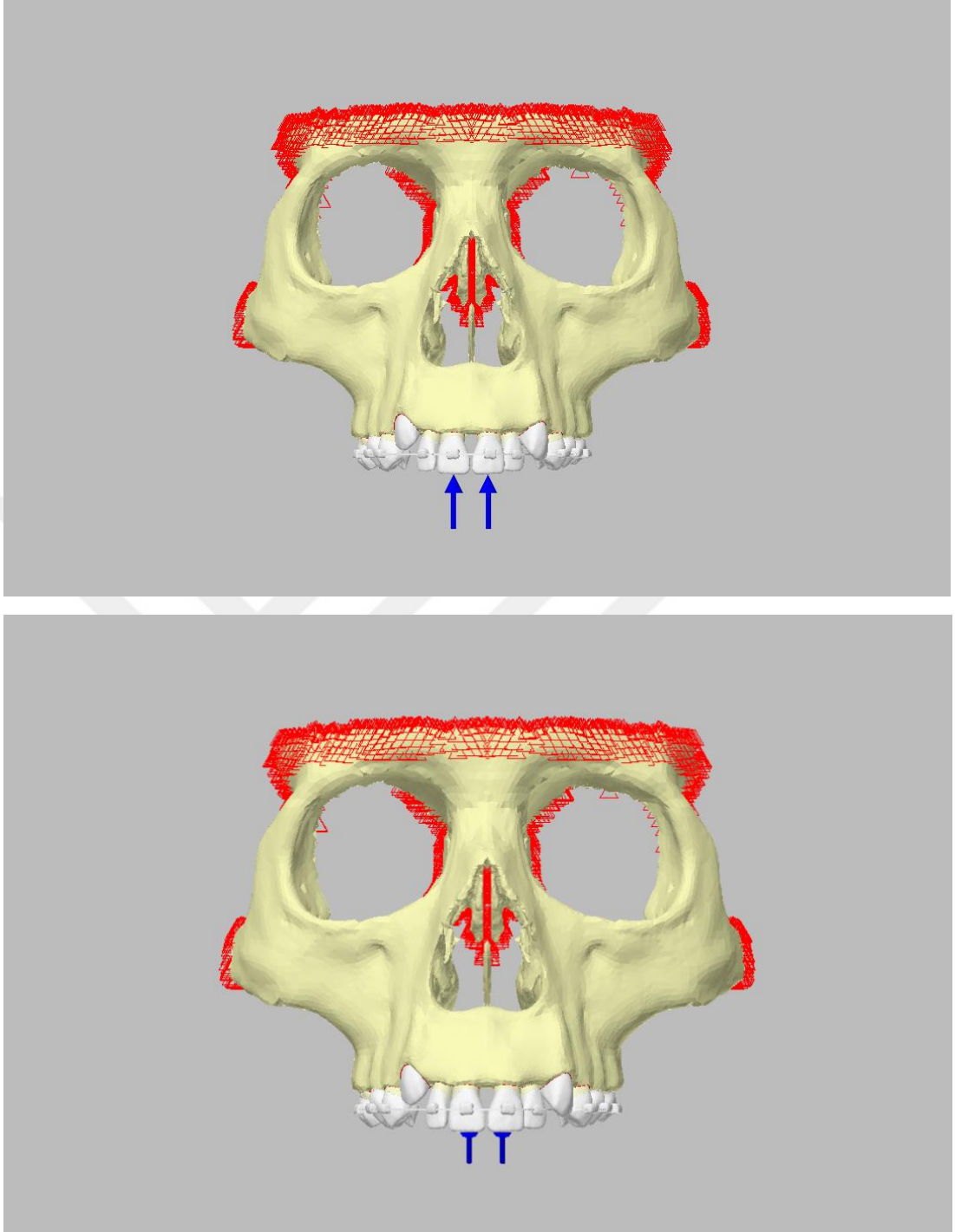
Şekil 2.16. Naylon misina uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Premolar-Premolar)



Şekil 2.17. Kompozit ortodontik tel uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Molar-Molar)

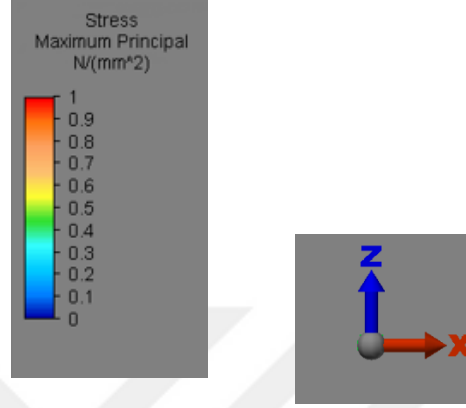


Şekil 2.18. Titanyum Travma Splinti uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Molar-Molar)



Şekil 2.19. Naylon misina uygulanmış mesh işlemi gerçekleştirilmiş maksilla modeli (Molar-Molar)

Elde edilen sonuçlar Von Mises stres değeri göz önünde bulundurularak karşılaştırıldı ve renkli görüntüler şeklinde kaydedildi. Her renk bir değer aralığını göstermektedir. Renk ve değer aralıkları görüntünün sağ tarafında skala ile belirtilmiştir (Şekil 2.11.). Yer değiştirme miktarları milimetre (mm), gerilme değeri Mega paskal (MPa=N/mm²) cinsinden değerlendirildi.



Şekil 2.20. Renk ve değer skalası, kuvvet okları

3. BULGULAR

Uygulanan Kuvvete Bağlı Olarak Diş Dokularında Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Çalışmamızda oluşturulan modellere, çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla iki farklı açı ile 150 N değerinde iki kuvvet uygulandı ve sonucunda oluşan Von Mises stres değerleri ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

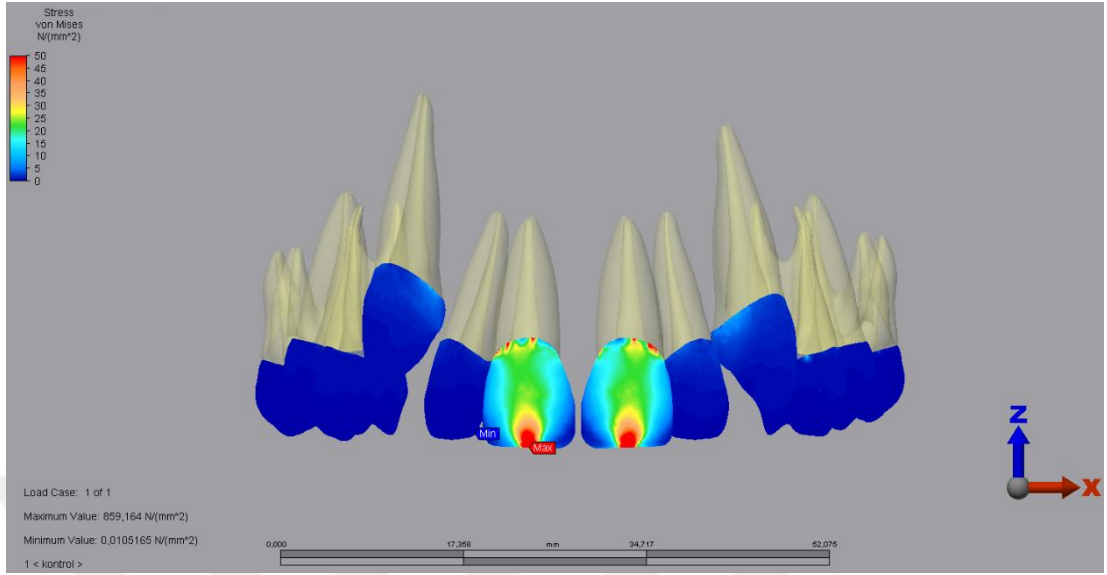
3.1. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Dişin uzun aksı ile paralel 150 N'luk kuvvet modeller üzerinde belirlenen insizal noktalara uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet sonucunda diş dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki şekil ve grafiklerle gösterilmiştir. Şekiller üzerinde maviden kırmızıya doğru değişen renkler, artan Von Mises stres değerlerini ifade etmektedir.

Kontrol grubu (KT) olarak seçilen sağlıklı diş modeli üzerine de aynı noktalardan, aynı kuvvetler uygulanmıştır.

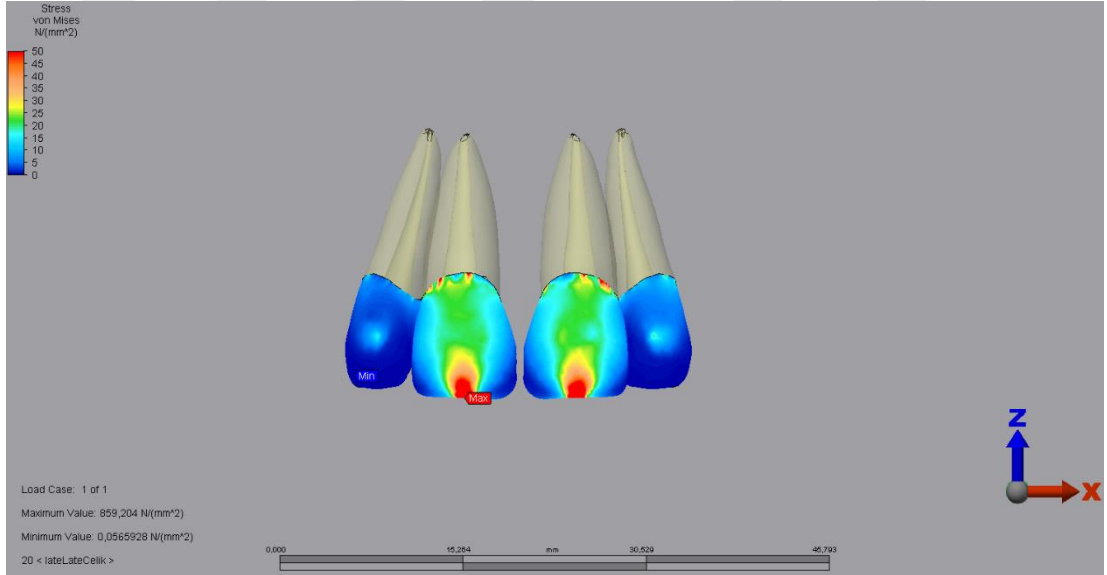
Kompozit-ortodontik tel splint uygulanmış diş modeli (TKS), titanyum travma splinti uygulanmış diş modeli (TTS) ve naylon misina splint uygulanmış diş modeli (NS), farklı splintleme uzantıları (Lateral-Lateral, 1.Premolar-1.Premolar, 1.Molar-1.Molar) ile üzerine vertikal kuvvet uygulandığında mine üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri incelenmiştir.

3.1.1. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerde Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri

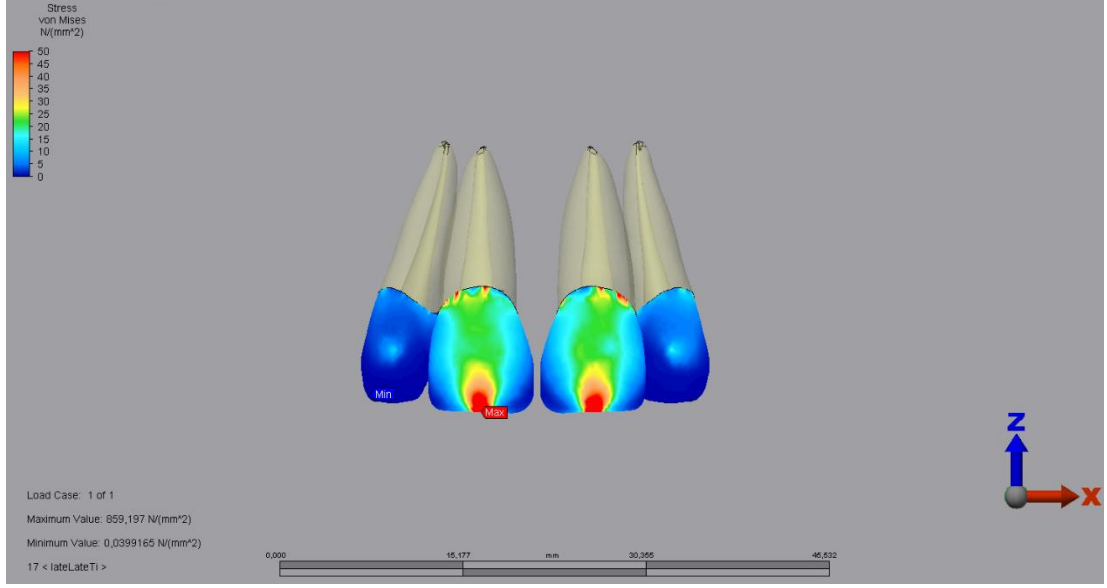


Şekil 3.1. Vertikal kuvvetler karşısında Kontrol grubu (doğal diş) modelinde minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

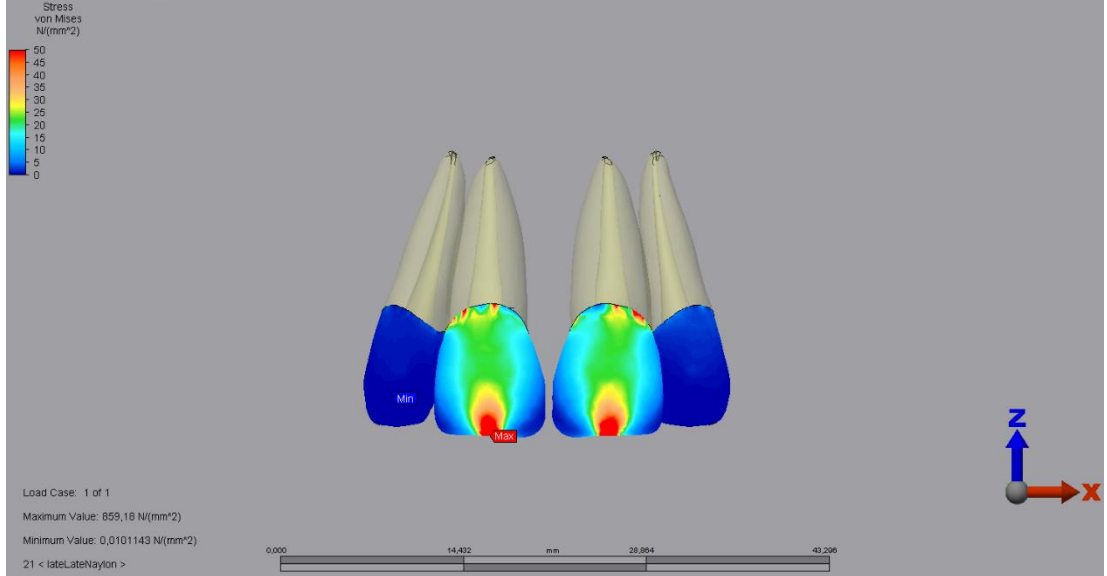
3.1.1.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Lateral-Lateral Grupta Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.2. Vertikal kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



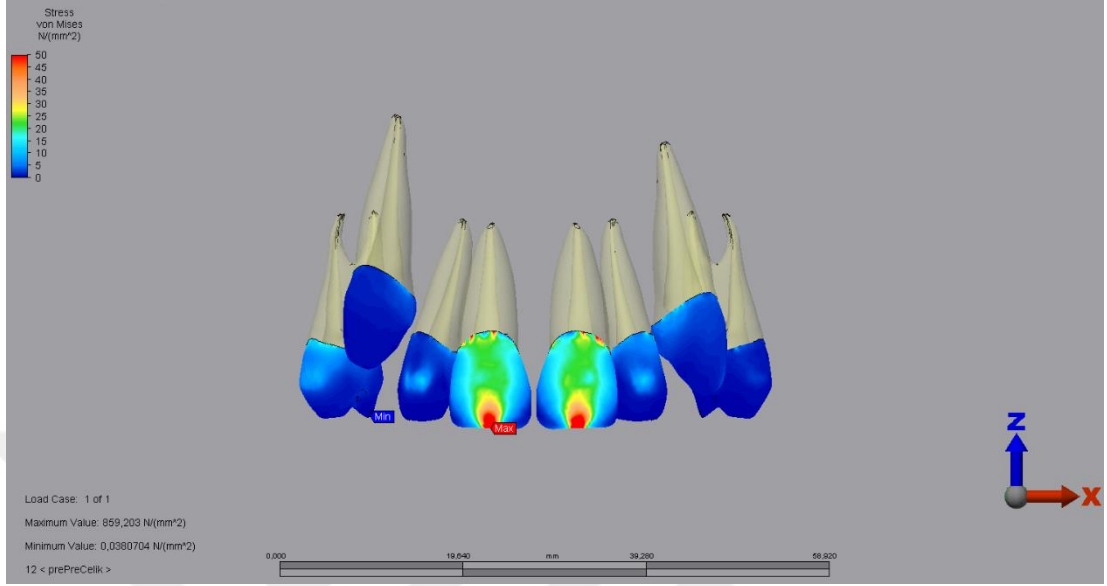
Şekil 3.3. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



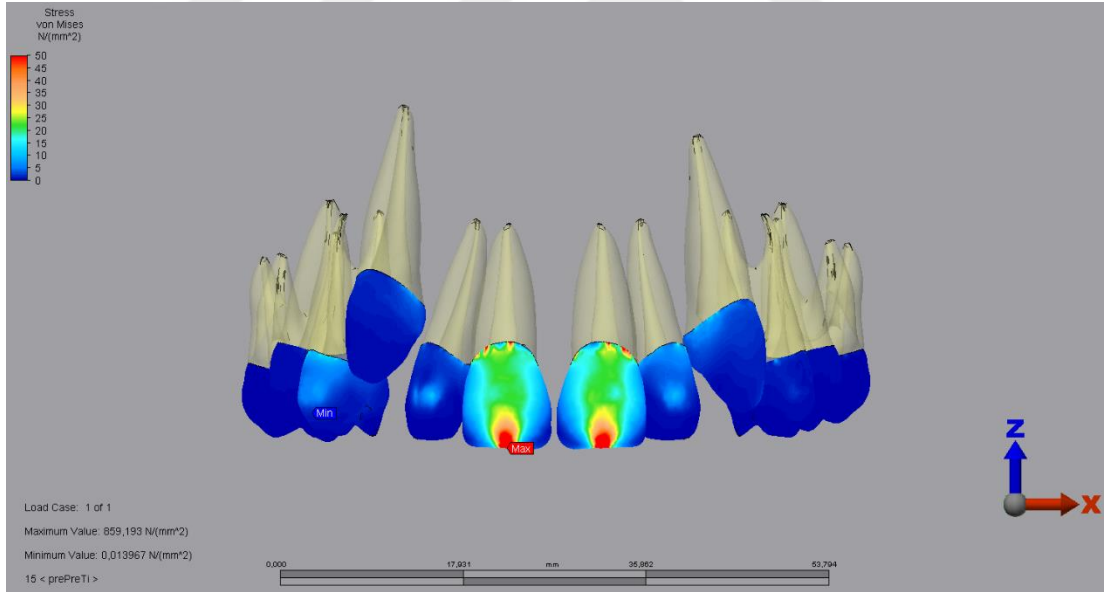
Şekil 3.4. Vertikal kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

Lateral-Lateral grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu minede meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde en fazla stres, kuvvetin uygulandığı noktada izlenmiştir. Gerilme miktarları, TKS>TTS>NS şeklinde ölçülmüştür.

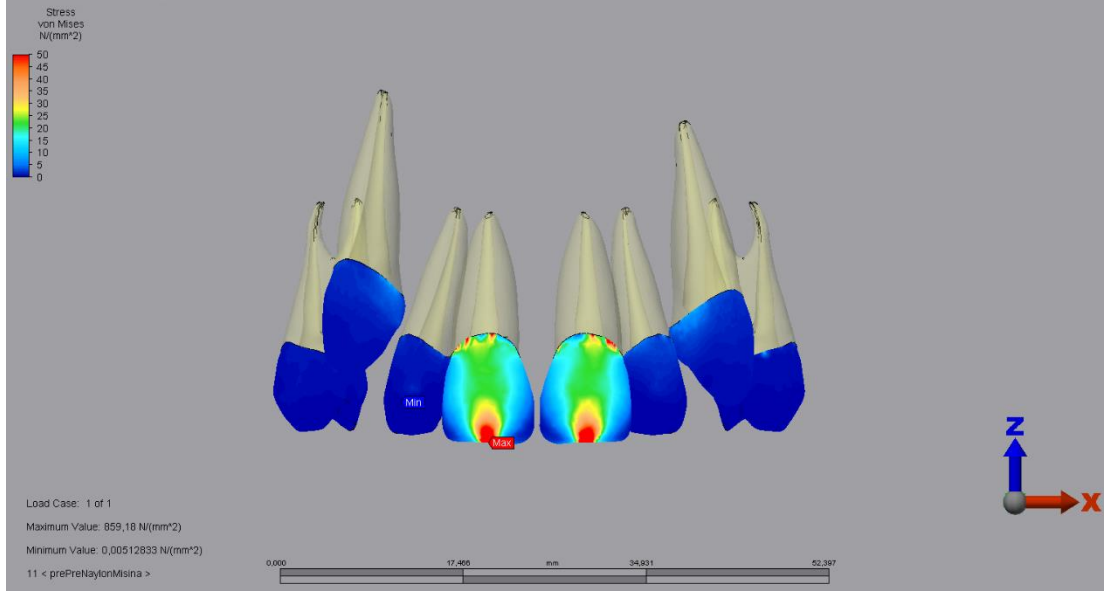
3.1.1.2. Vertikal Kuvvet Uygulandığında 1.Premolar-1.Premolar Grupta Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.5. Vertikal kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları



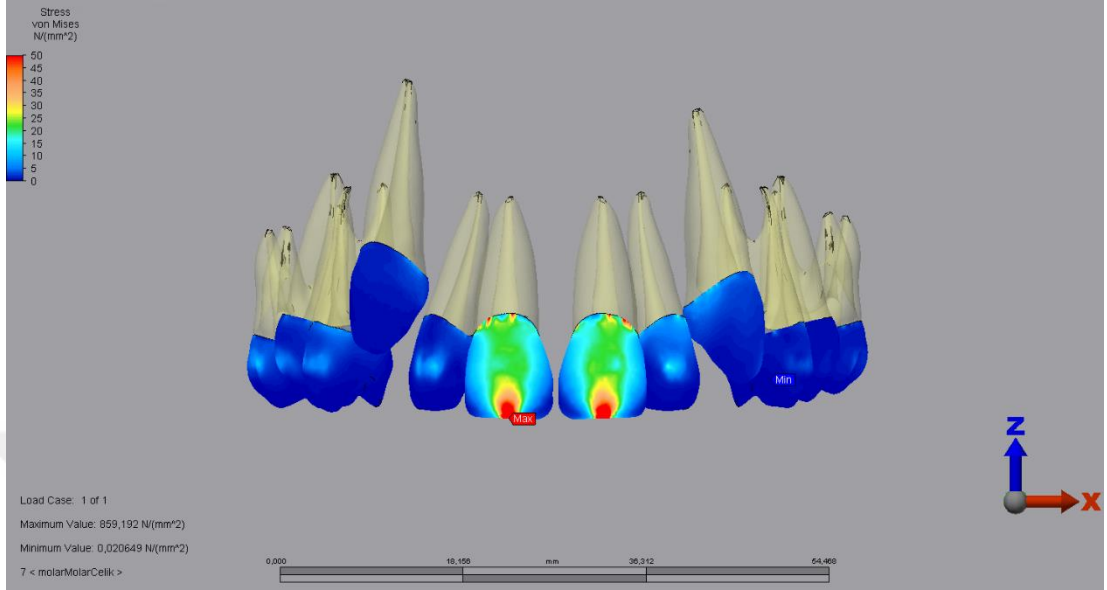
Şekil 3.6. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



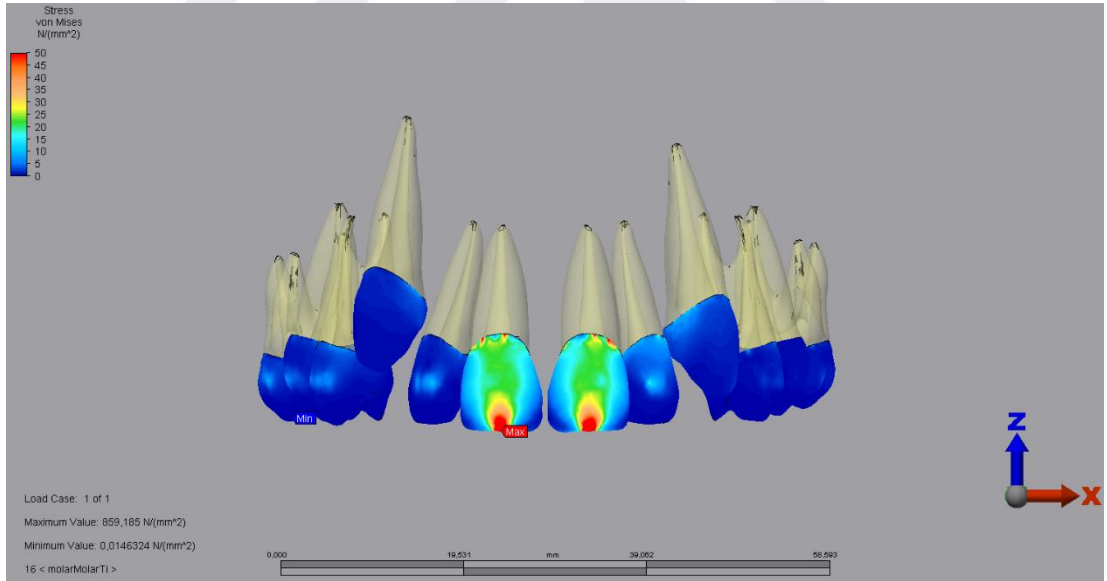
Şekil 3.7. Vertikal kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

1.Premolar-1.Premolar grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu minede meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde en fazla stres, kuvvetin uygulandığı noktada izlenmiştir. Gerilme miktarları TKS>TTS>NS şeklinde ölçülmüştür. Splintleme uzantısının arttırılması TKS ve TTS’de ekstra stres meydana getirmiştir.

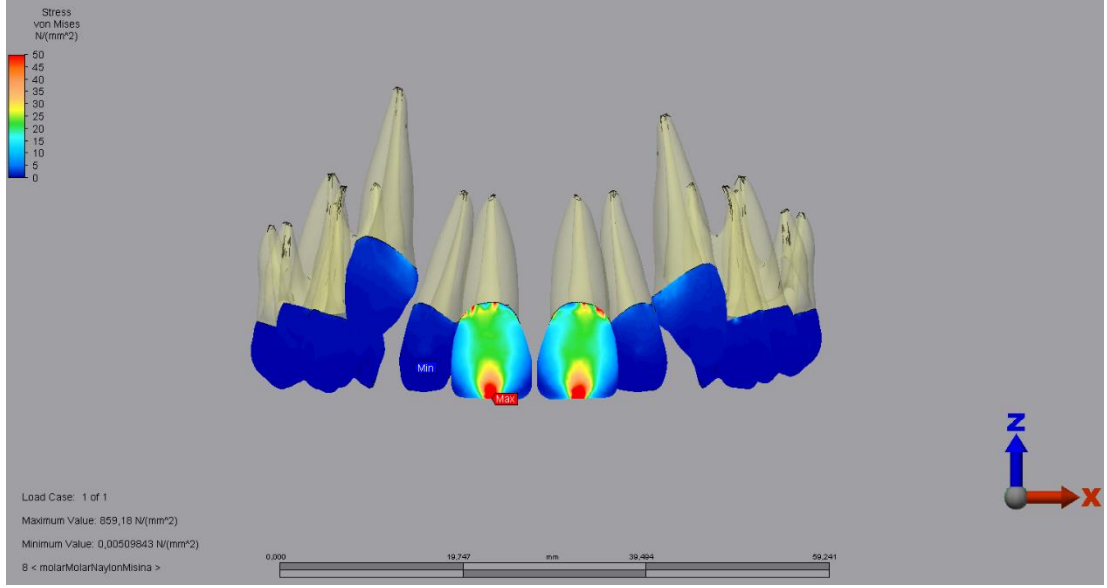
3.1.1.3. Vertikal Kuvvet Uygulandığında 1.Molar-1.Molar Grupta Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.8. Vertikal kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları



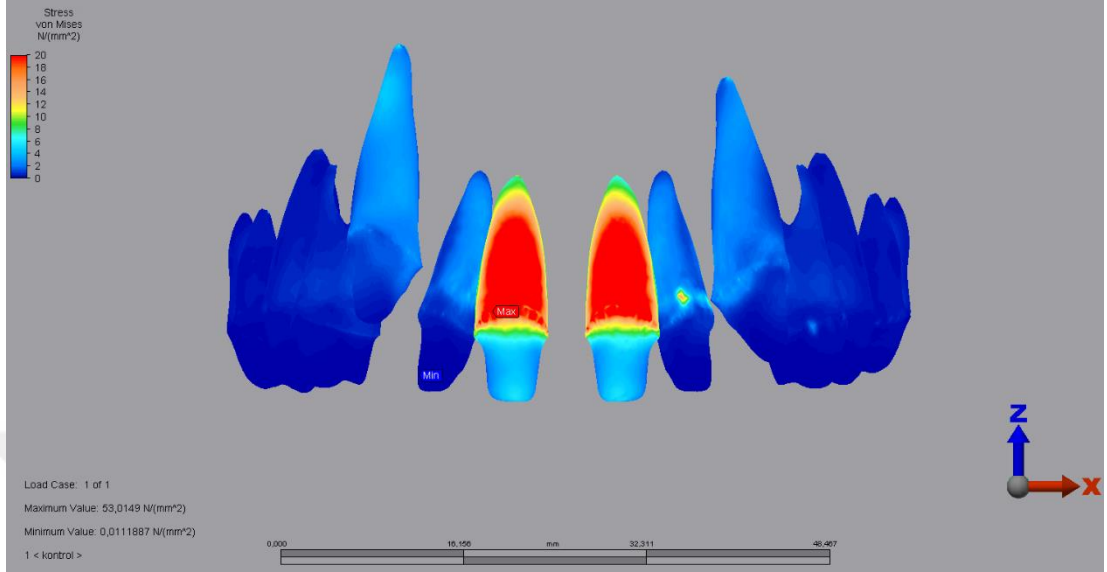
Şekil 3.9. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



Şekil 3.10. Vertikal kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

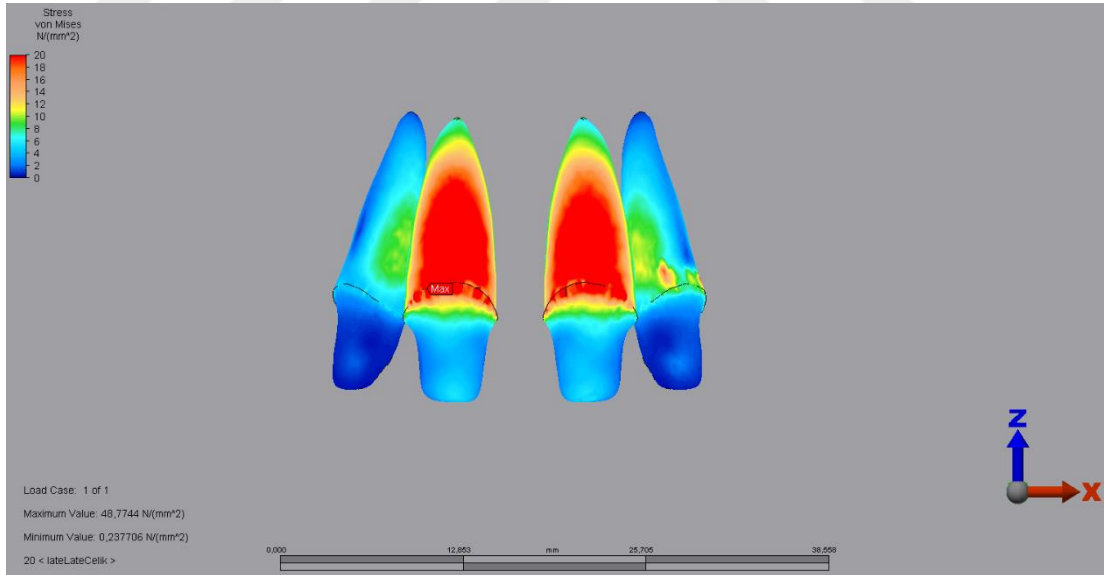
1.Molar-1.Molar grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu minede meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde en fazla stres, kuvvetin uygulandığı noktada izlenmiştir. Gerilme miktarları TKS>TTS>NS şeklinde ölçülmüştür. Splintleme uzantısının artırılması TKS ve TTS’de ekstra stres meydana getirmiştir. Kontrol grubunda meydana gelen strese en yakın sonucu NS vermiştir.

3.1.2. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerde Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

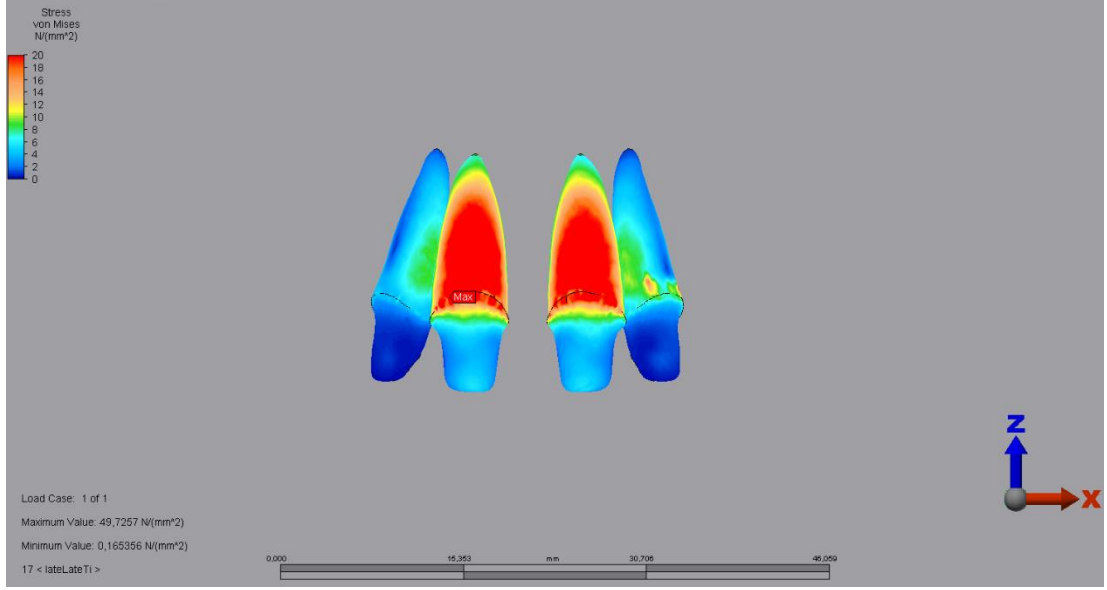


Şekil 3.11. Vertikal kuvvetler karşısında Kontrol grubu (doğal diş) modelinde dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

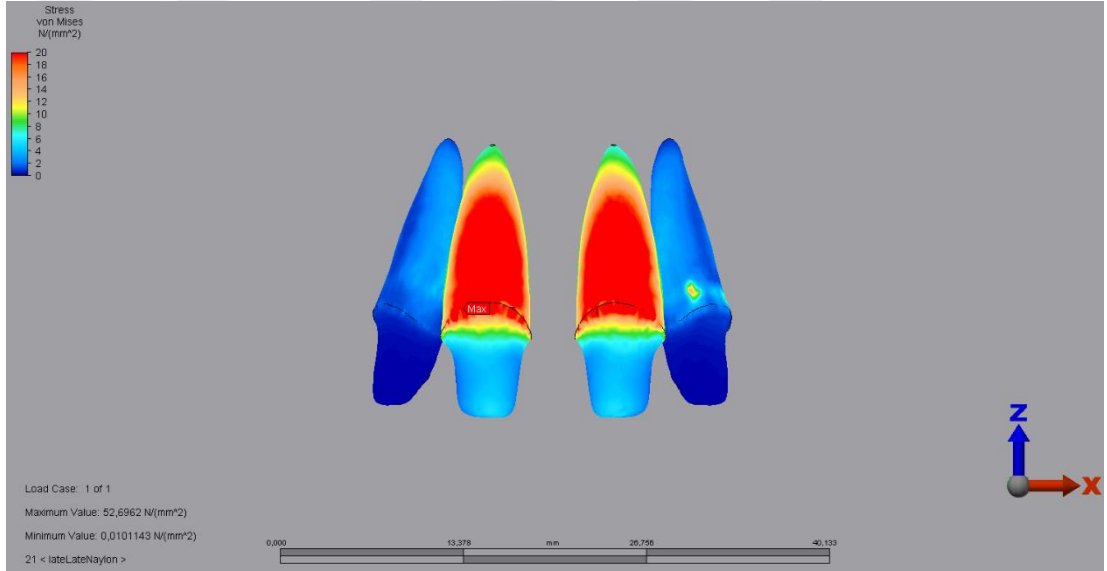
3.1.2.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Lateral-Lateral Grupta Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.12. Vertikal kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



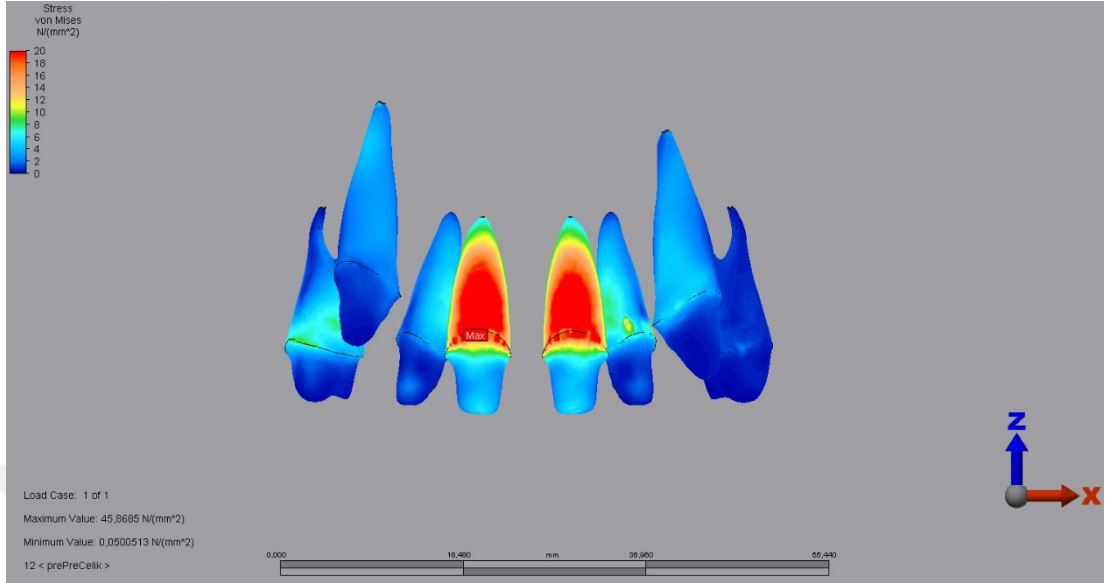
Şekil 3.13. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



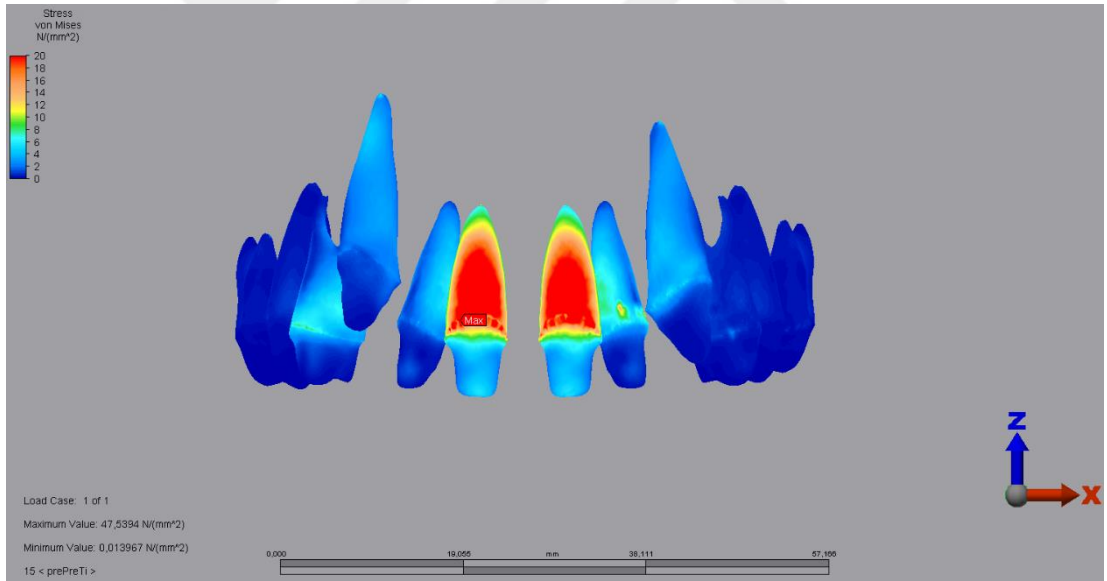
Şekil 3.14. Vertikal kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) modelinde dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

Lateral-Lateral grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu dentinde meydana gelen stres dağılımları incelenmiş, sıralama TKS>TTS>NS şeklinde ölçülmüştür.

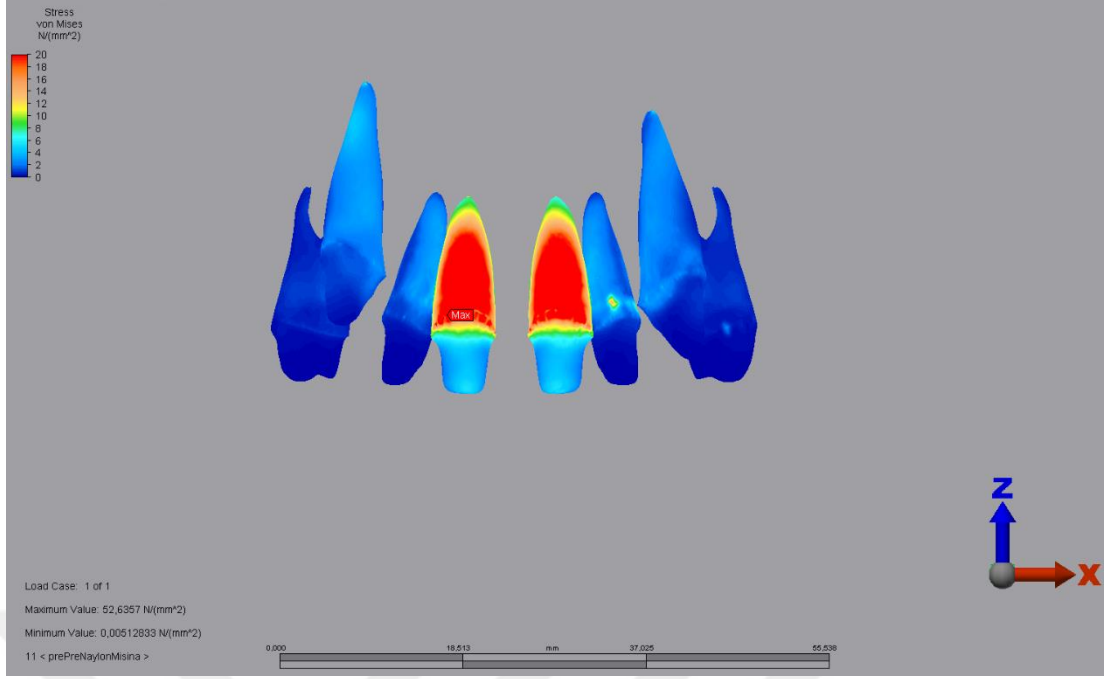
3.1.2.2. Vertikal Kuvvet Uygulandığında 1.Premolar-1.Premolar Grupta Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.15. Vertikal kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



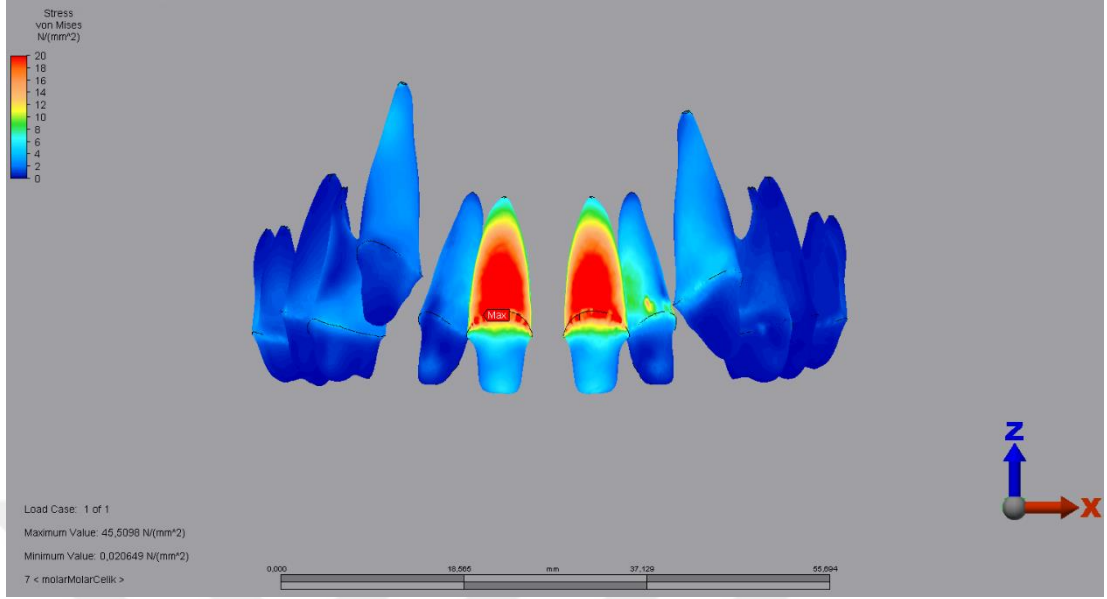
Şekil 3.16. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



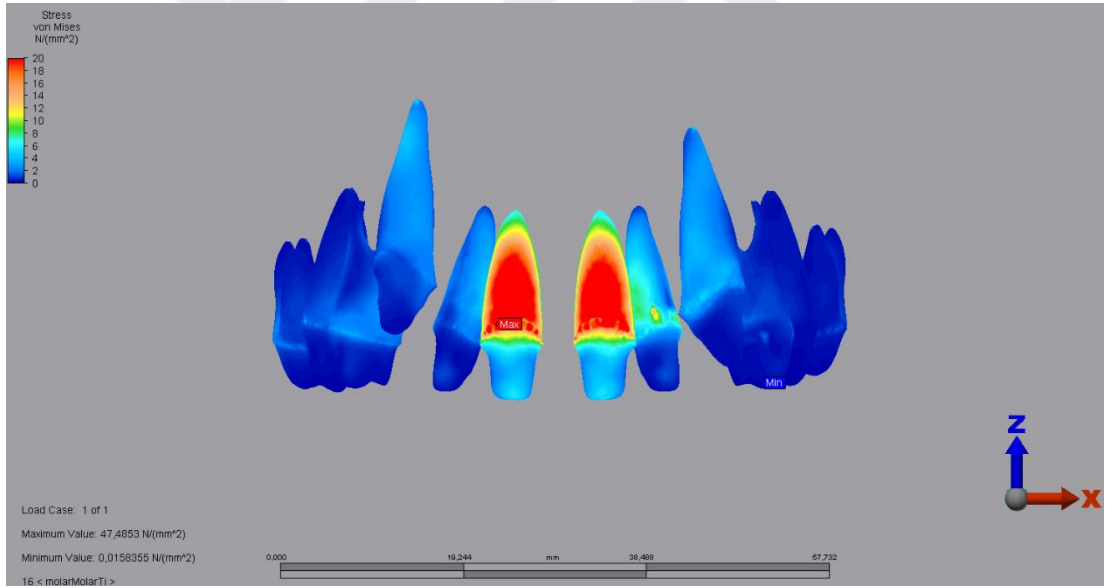
Şekil 3.17. Vertikal kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

1.Premolar-1.Premolar grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu dentinde meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde en fazla stres TKS’de izlenmiştir. TKS’yi TTS ve NS takip etmiştir. Splintleme uzantısı arttırıldığında; TKS ve TTS’nin, 1.premolar dişlerde ekstra stres meydana getirdiği, NS’de bu stresin meydana gelmediği görülmüştür.

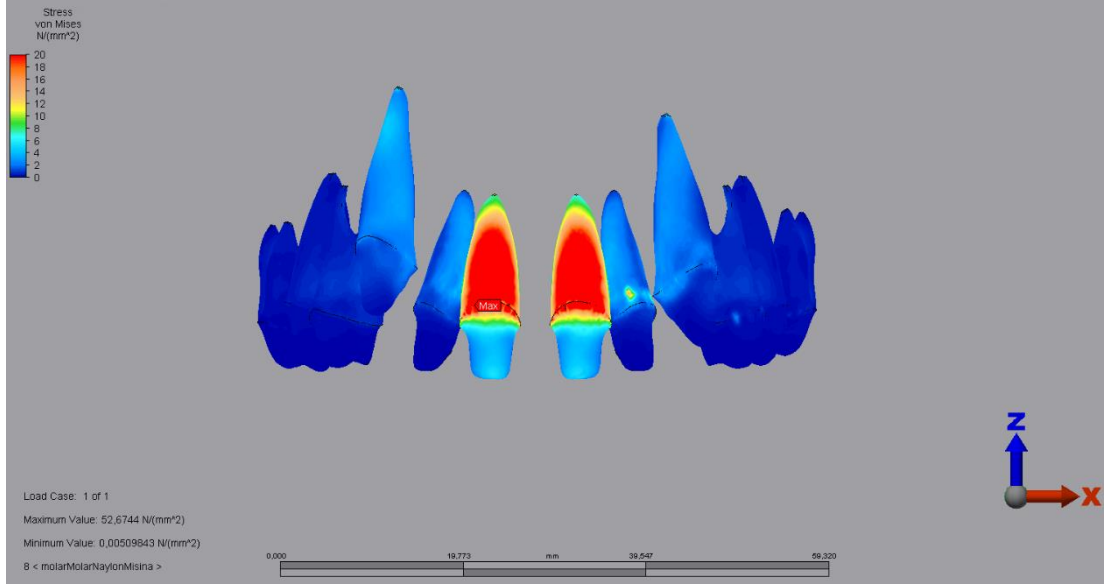
3.1.2.3. Vertikal Kuvvet Uygulandığında 1.Molar-1.Molar Grupta Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.18. Vertikal kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



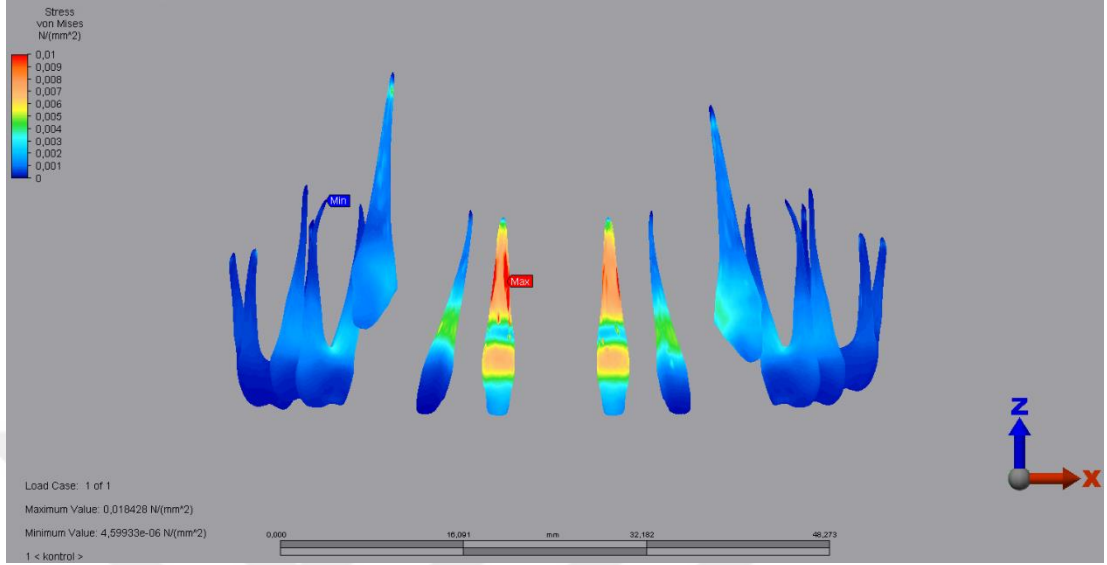
Şekil 3.19. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



Şekil 3.20. Vertikal kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

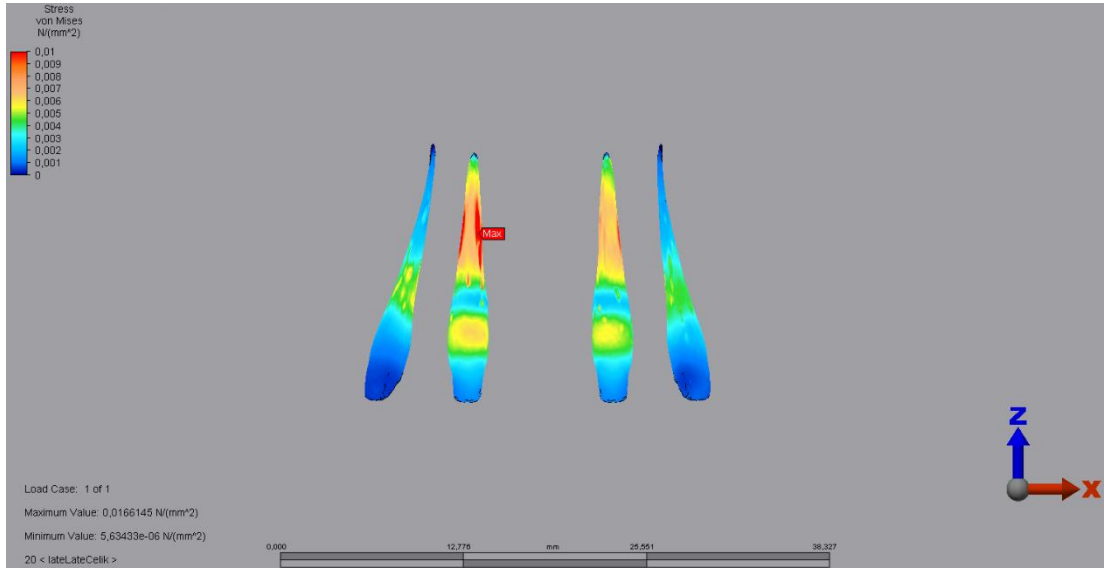
1.Molar-1.Molar grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu dentinde meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür. Splintleme uzantısı arttırıldığında TKS ve TTS'nin 1.molar dişlerde ekstra stres meydana getirdiği, NS'de bu stresin meydana gelmediği görülmüştür. Kontrol grubunda meydana gelen strese en yakın sonucu NS vermiştir.

3.1.3. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerde Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri

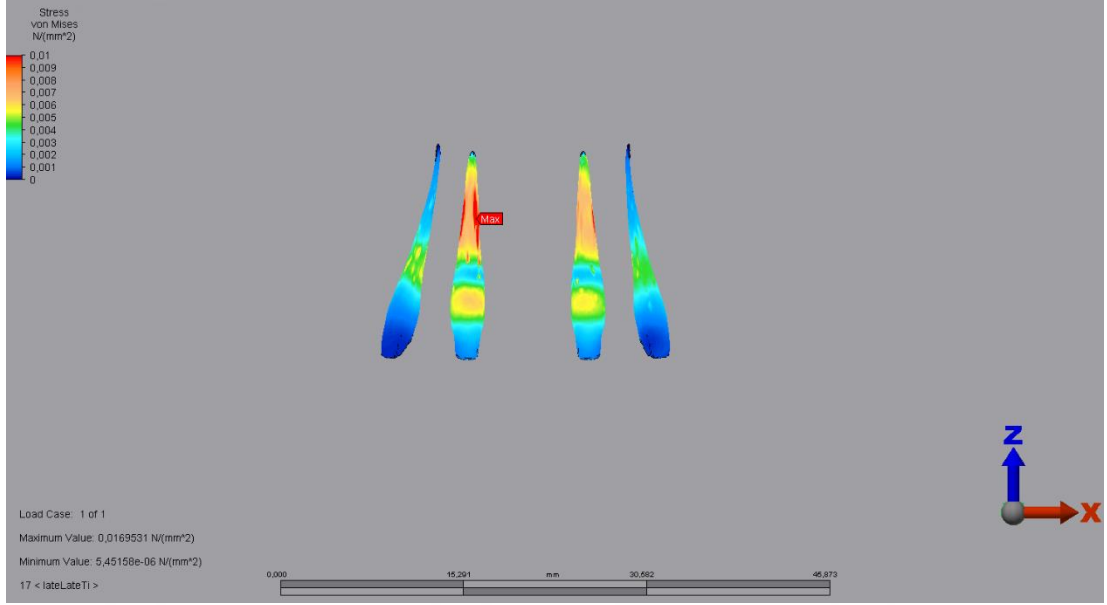


Şekil 3.21. Vertikal kuvvetler karşısında Kontrol grubu (doğal diş) modelinde pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

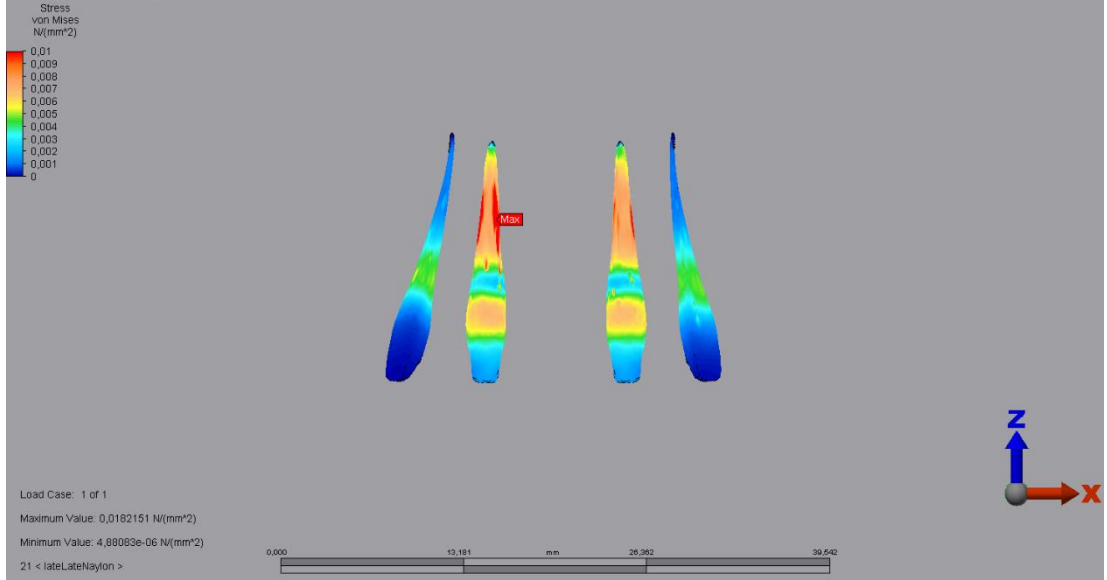
3.1.3.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Lateral-Lateral Grupta Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.22. Vertikal kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



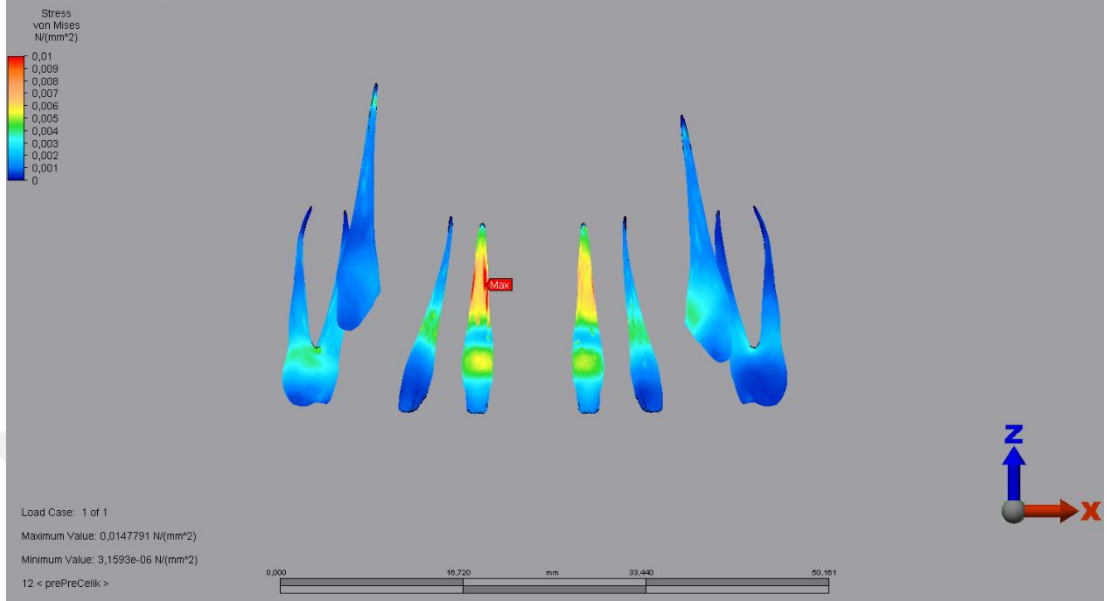
Şekil 3.23. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



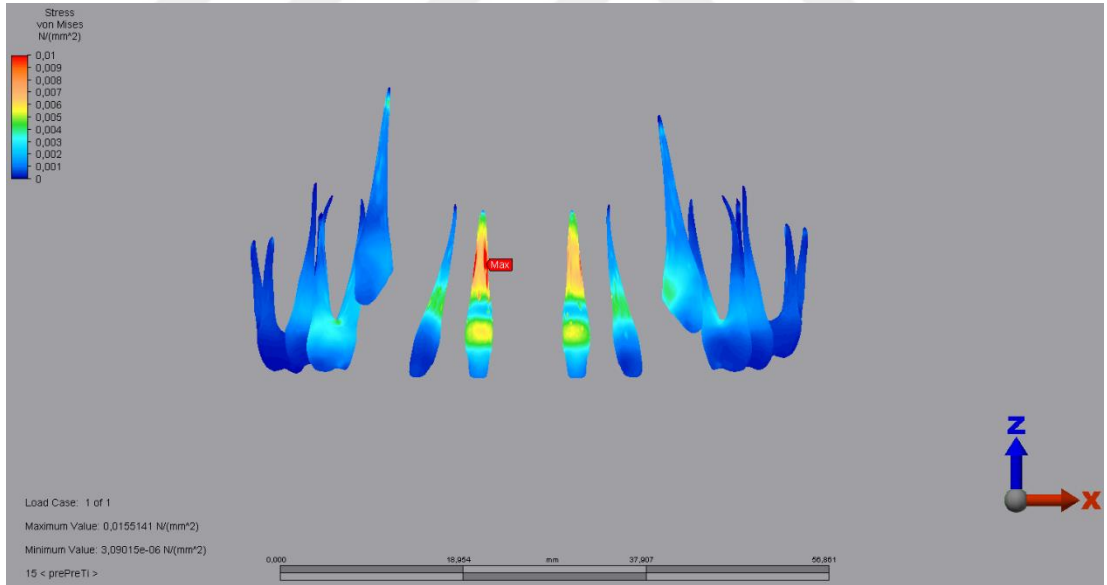
Şekil 3.24. Vertikal kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

Lateral-Lateral grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu pulpada meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde, en fazla stres, pulpanın dentine bakan yüzeylerinde izlenmiştir. Bütün splint modellerinde, pulpada kontrol modeline benzer sonuç elde edilmiştir.

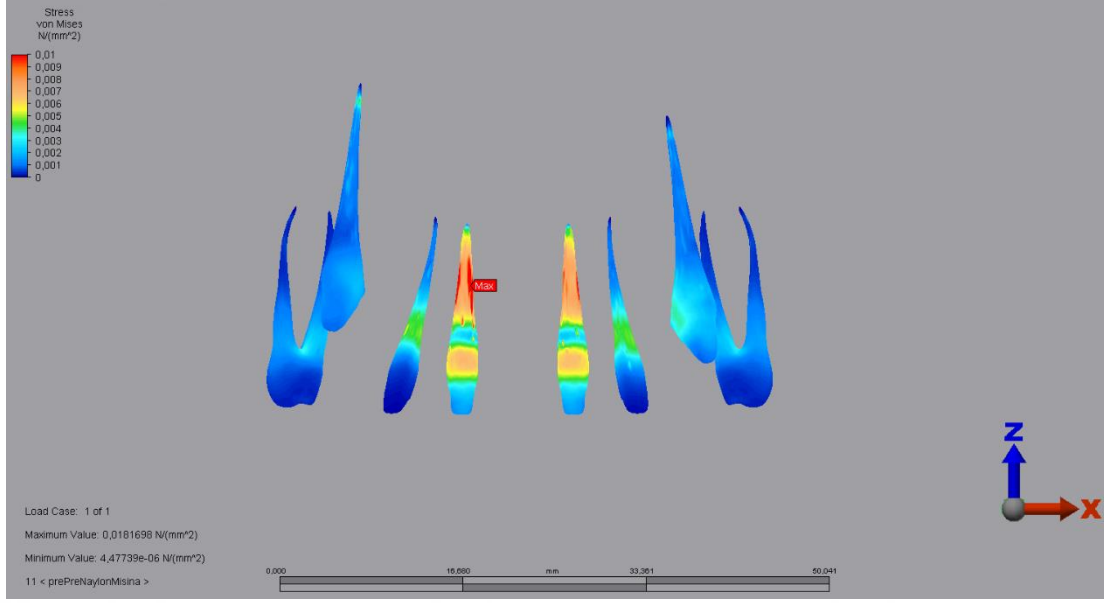
3.1.3.2. Vertikal Kuvvet Uygulandığında 1.Premolar-1.Premolar Grupta Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.25. Vertikal kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



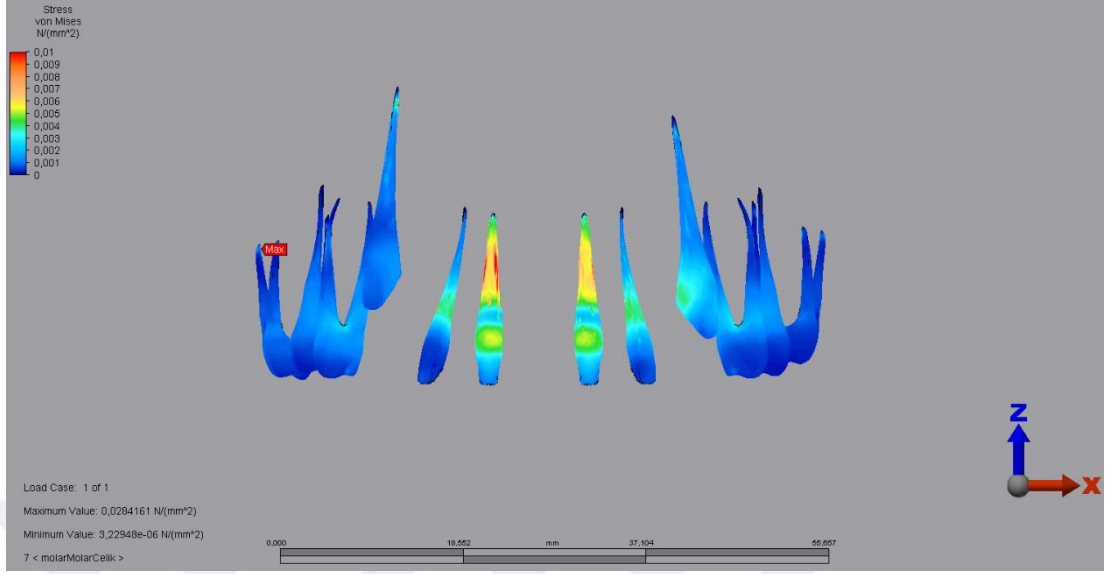
Şekil 3.26. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



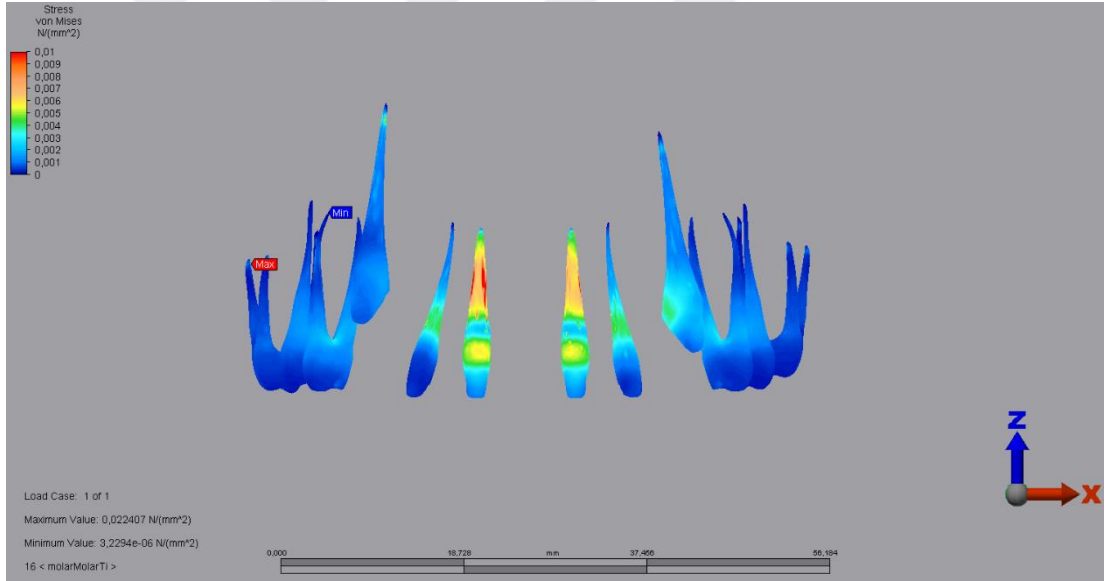
Şekil 3.27. Vertikal kuvvetler karşısında Nylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

1.Premolar-1.Premolar grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu pulpada meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde, en fazla stres, pulpanın dentine bakan yüzeylerinde izlenmiştir. Bütün splint modellerinde pulpada kontrol modeline benzer sonuç elde edilmiştir. Splintleme uzantısı arttırıldığında klinik olarak kabul edilebilir değerlerde izlenmiştir.

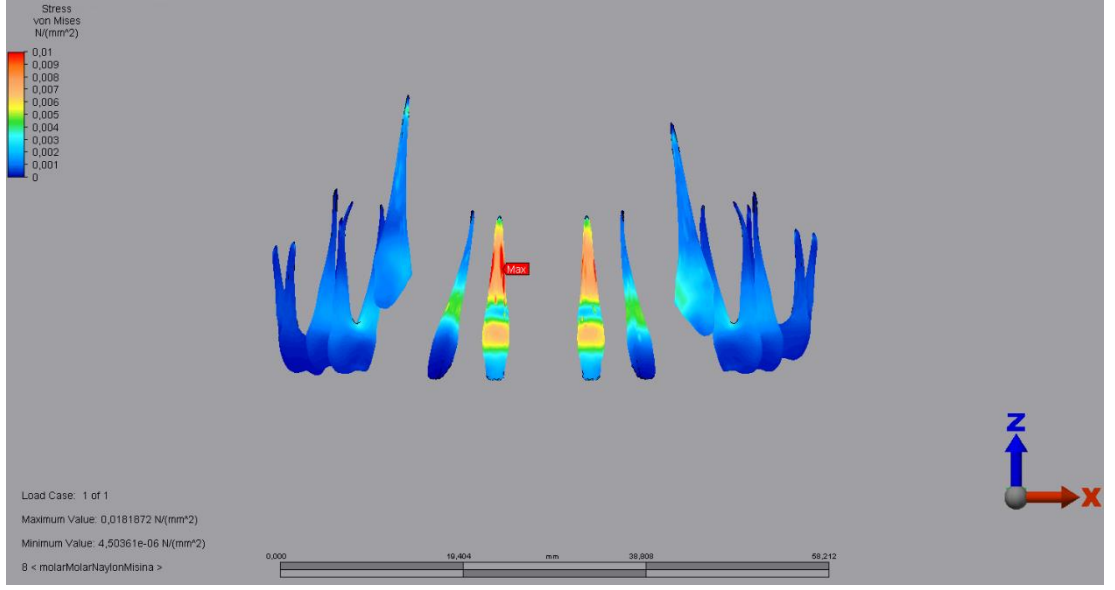
3.1.3.3. Vertikal Kuvvet Uygulandığında 1.Molar-1.Molar Grupta Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.28. Vertikal kuvvetler karşısında Kömpozit-Ortodontik Tel modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



Şekil 3.29. Vertikal kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



Şekil 3.30. Vertikal kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları

1.Molar-1.Molar grupta uygulanan vertikal kuvvet sonucu pulpada meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde en fazla stres, pulpanın dentine bakan yüzeylerinde izlenmiştir. Bütün splint modellerinde pulpada kontrol modeline benzer sonuç elde edilmiştir. Splintleme uzantısı arttırıldığında klinik olarak kabul edilebilir değerde izlenmiştir.

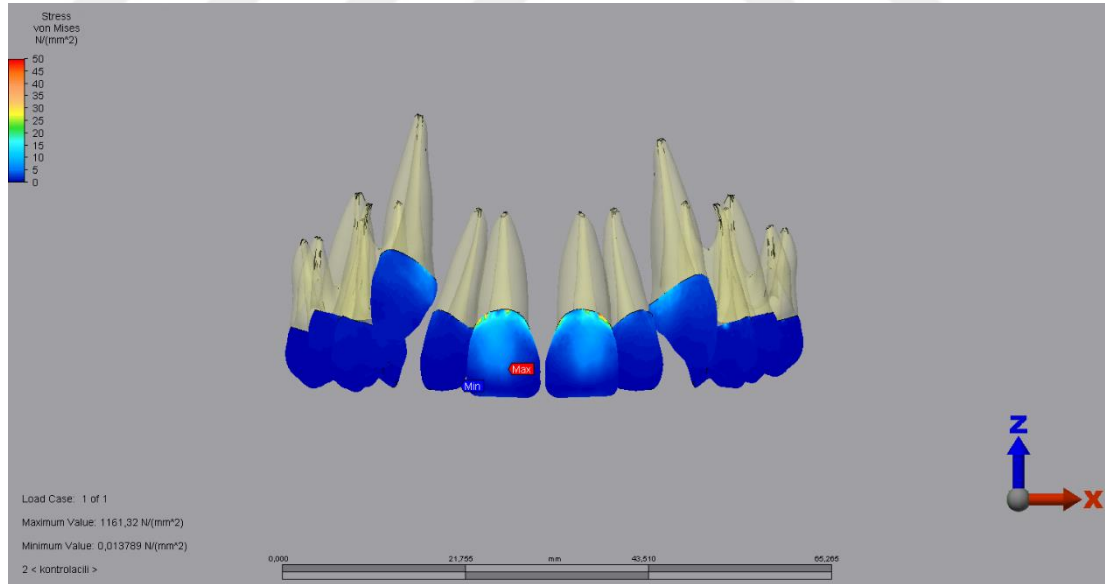
3.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Isırma kuvvetini taklit etmek amacıyla dişin uzun aksında, 45°lik açı ile 150 N'luk kuvvet modeller üzerinde belirlenen palatinal noktalara uygulanmıştır.

Uygulanan kuvvet sonucunda diş dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki şekillerle gösterilmiştir. Şekiller üzerinde maviden kırmızıya doğru değişen renkler, artan Von Mises stres değerlerini ifade etmektedir.

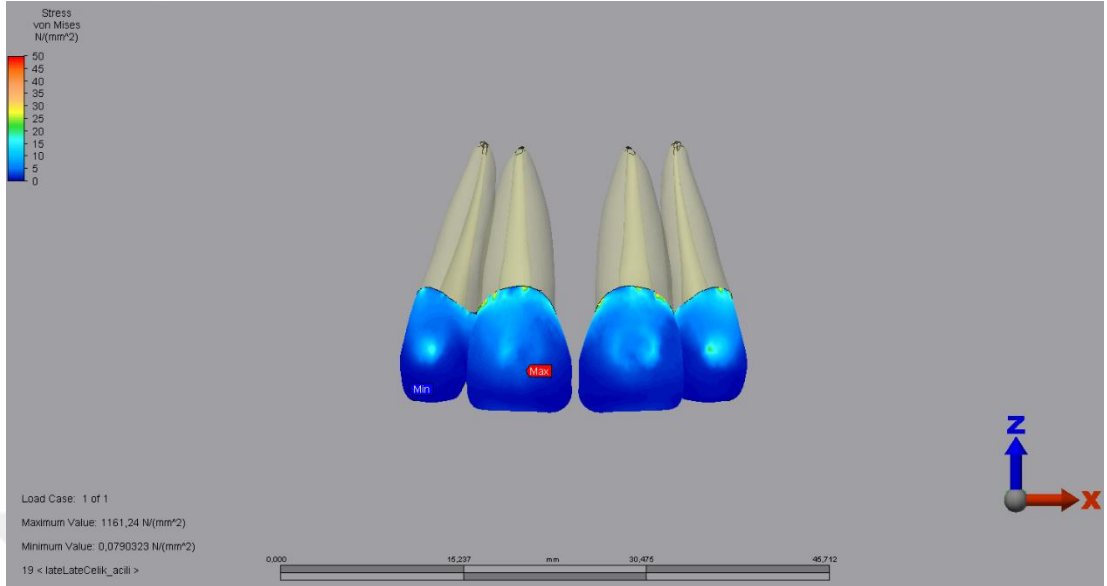
Kompozit- ortodontik tel splint uygulanmış diş modeli (TKS), titanyum travma splinti uygulanmış diş modeli (TTS) ve naylon misina splint uygulanmış diş modeli (NS) farklı splintleme uzantıları (Lateral-Lateral, 1.premolar-1.premolar, 1.molar-1.molar) ile üzerine oblik kuvvet uygulandığında mine üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri incelenmiştir.

3.2.1. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri

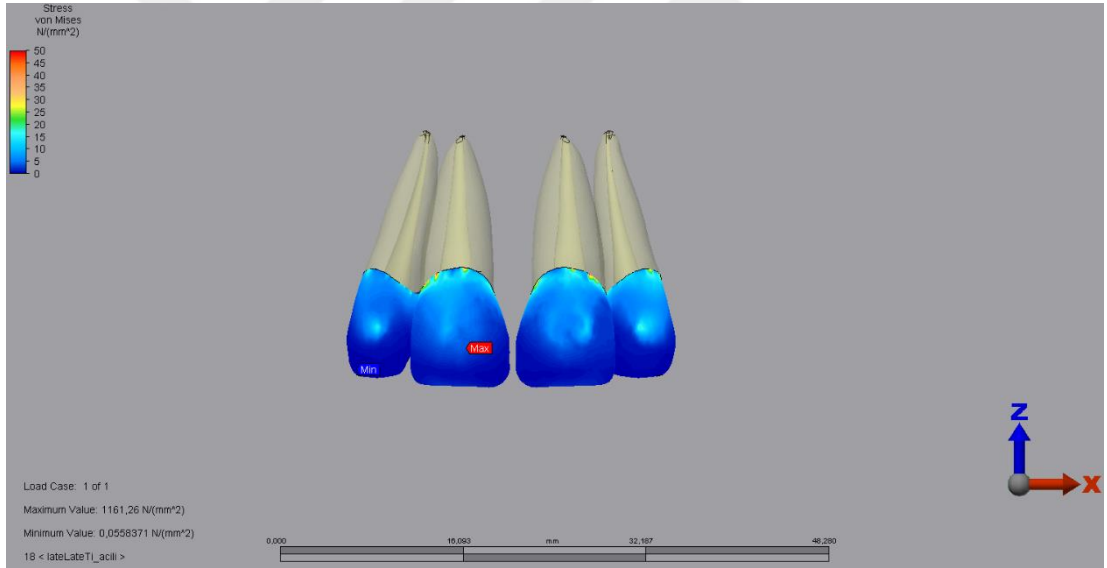


Şekil 3.31. Oblik kuvvetler karşısında kontrol grubu (doğal diş) modelinde minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

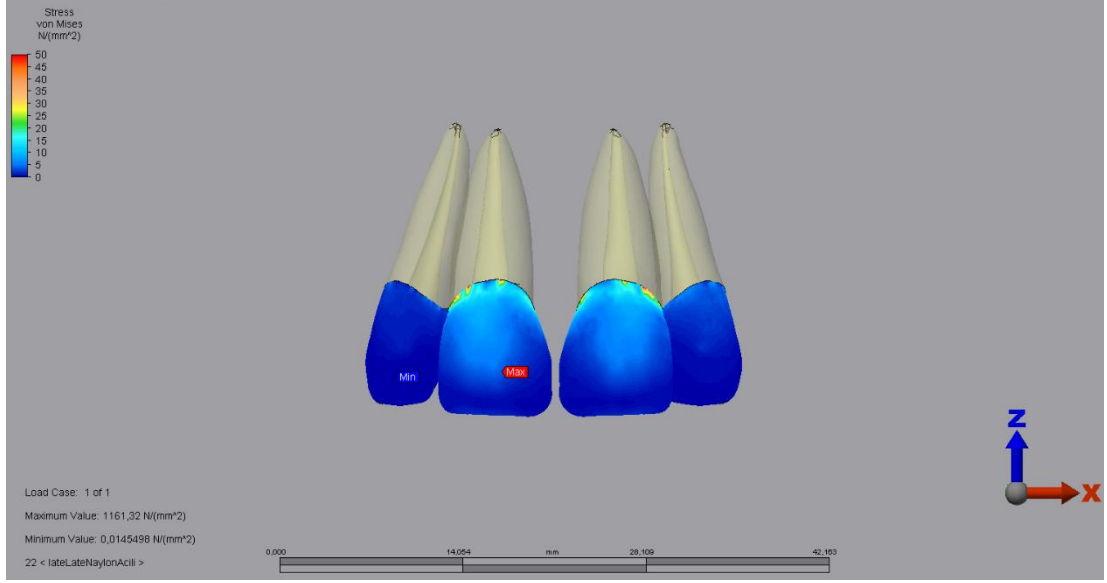
3.2.1.1. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Lateral-Lateral Grupta Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.32. Oblik kuvvetler karşısında kompozit-ortodontik tel modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



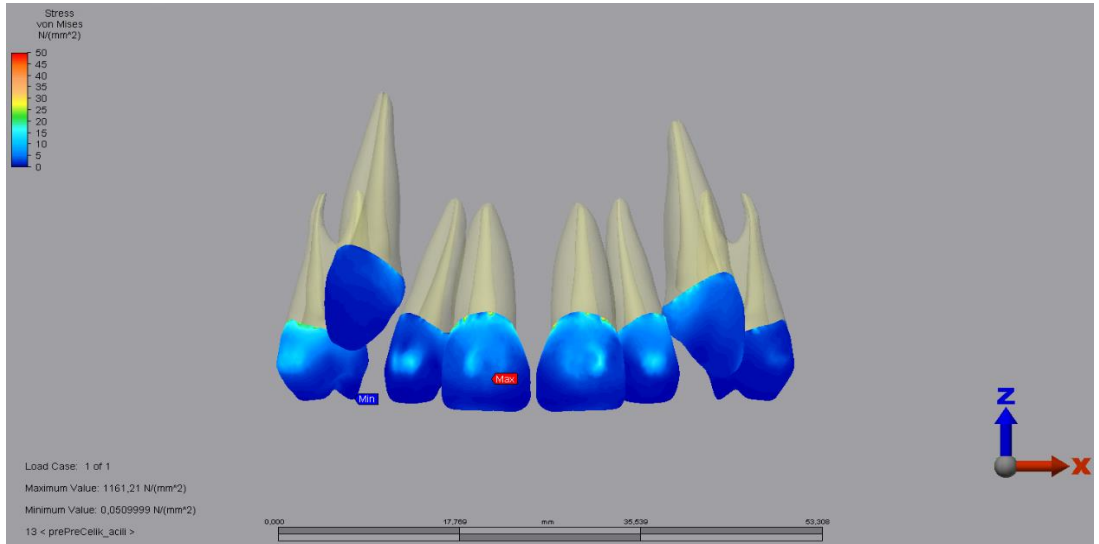
Şekil. 3.33. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Trauma Splinti modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



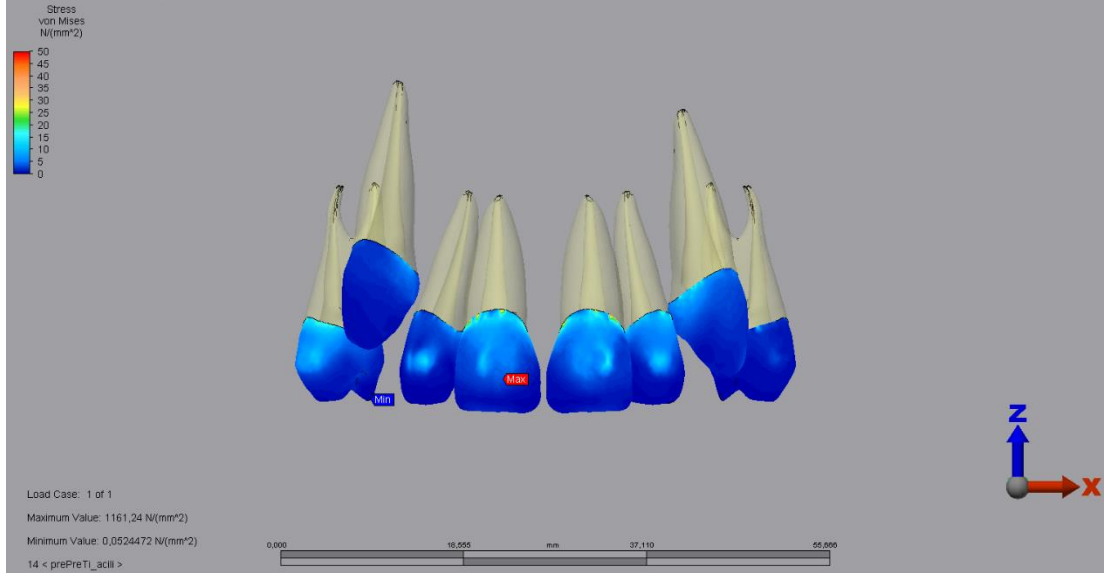
Şekil 3.34. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

Lateral-Lateral grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu minede meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde stresin servikalde yoğunlaşmış olduğu görülmüştür. Stres yoğunluğu $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür.

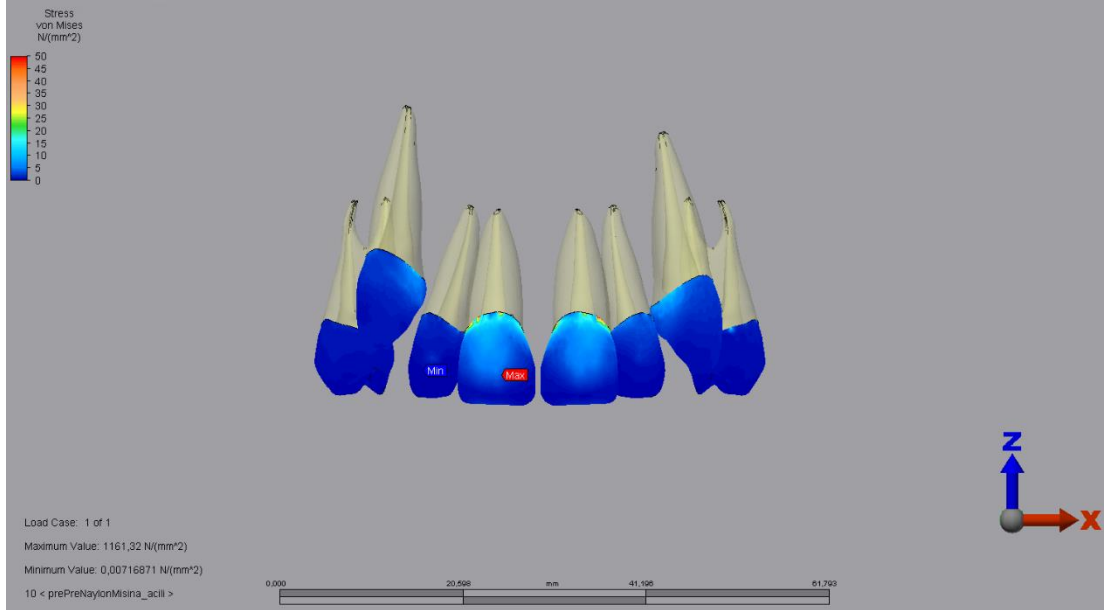
3.2.1.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde 1.Premolar-1.Premolar Grupta Minde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.35. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Premolar 1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



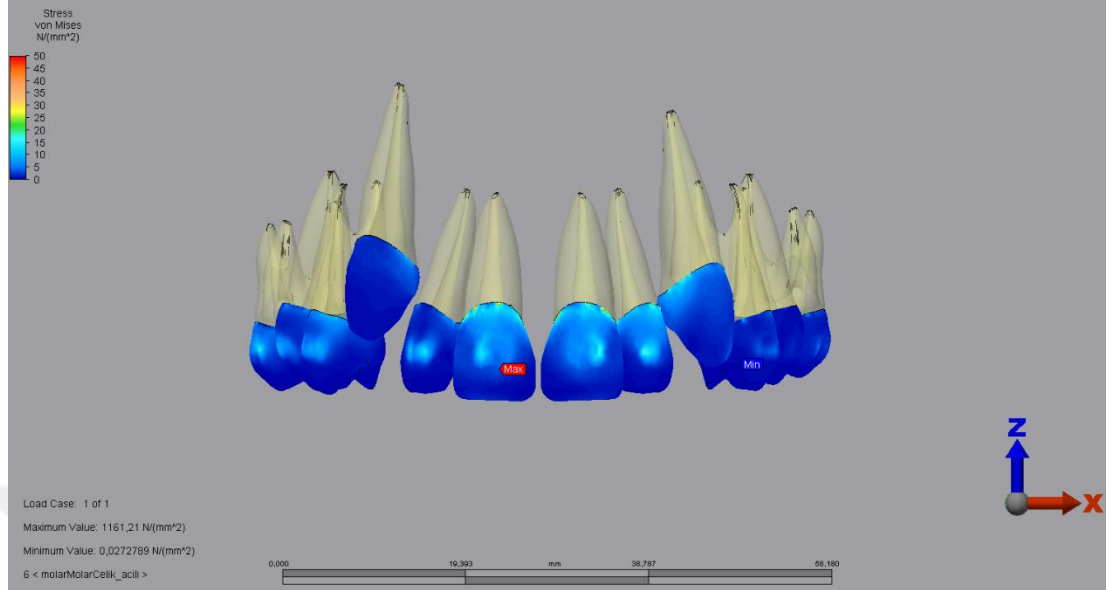
Şekil 3.36. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



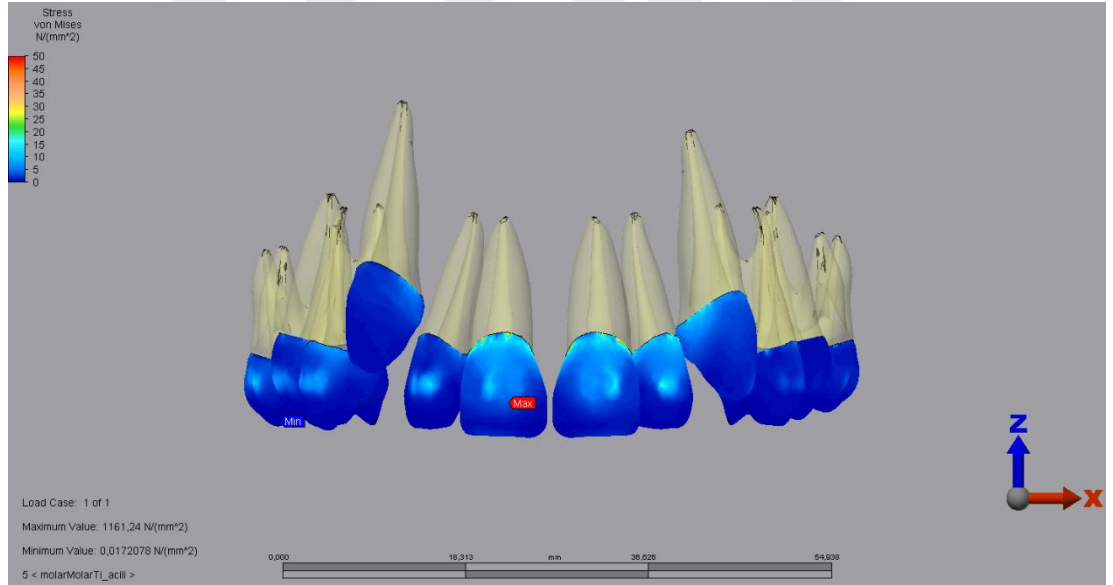
Şekil 3.37. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

1.Premolar-1.Premolar grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu minede meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde, stresin servikalde yoğunlaşmış olduğu görülmüştür. Stres yoğunluğu $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür.

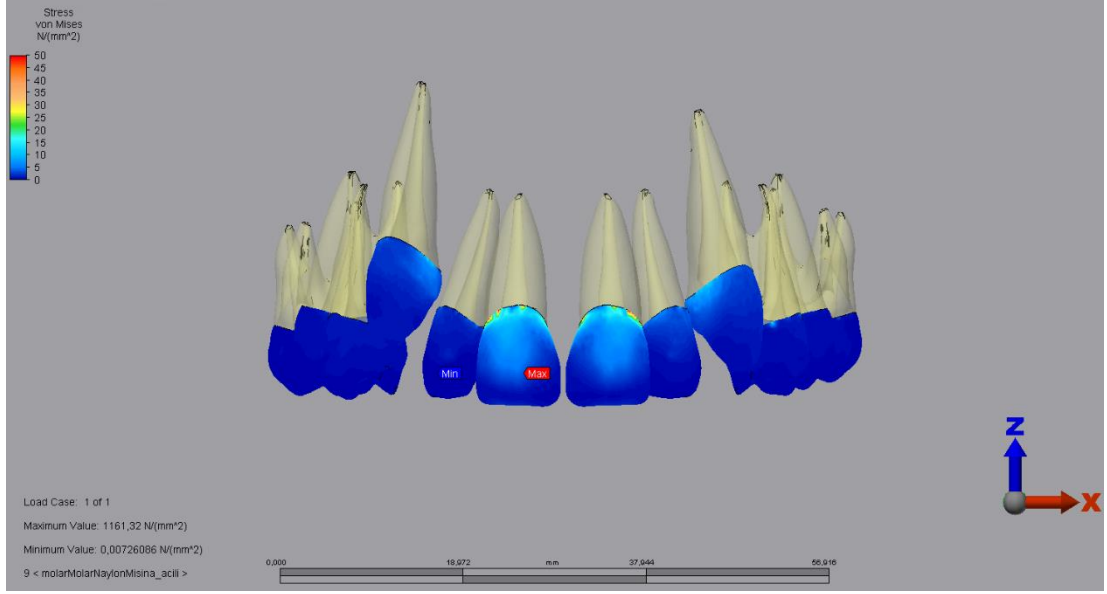
3.2.1.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde 1.Molar-1.Molar Grupta Minede Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.38. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



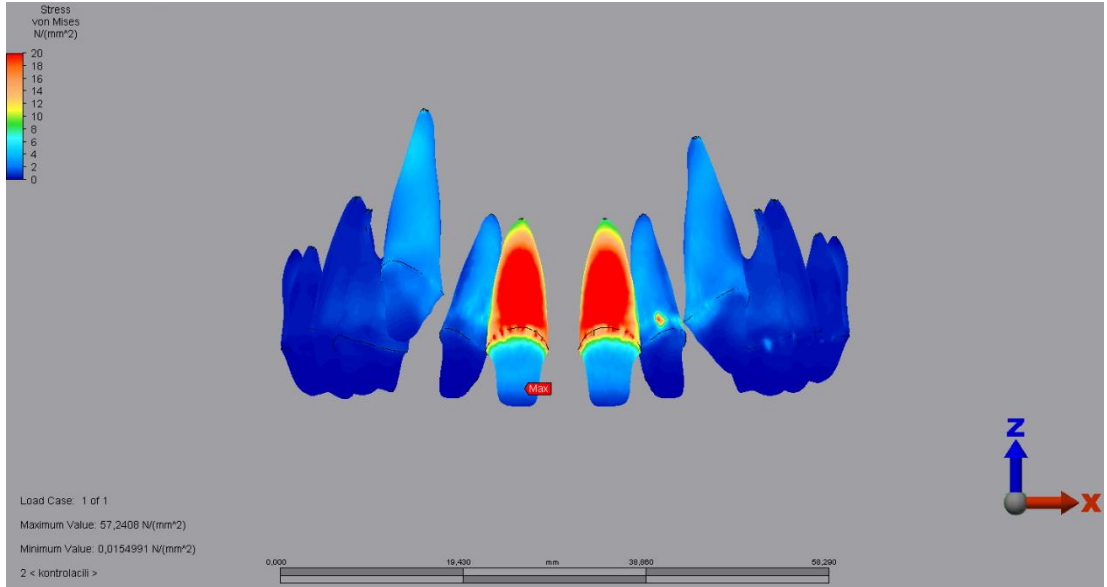
Şekil 3.39. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



Şekil 3.40. Oblik kuvvetler karşısında Naylon misina modelinde (1.Molar-1.Molar) minede oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

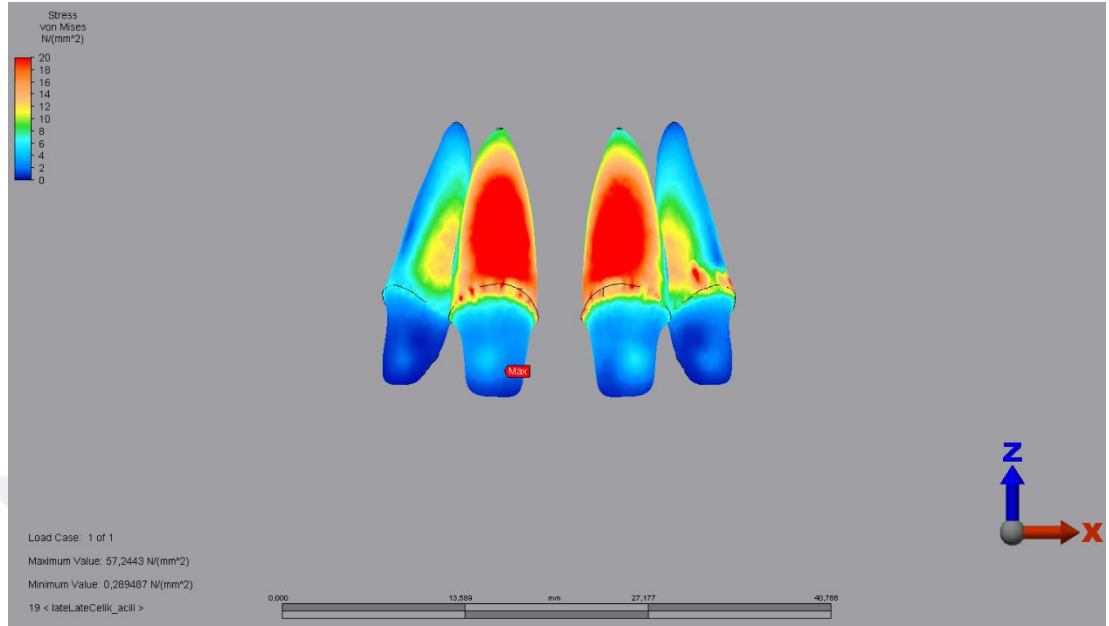
1.Molar-1.Molar grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu minede meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde stresin servikalde yoğunlaşmış olduğu görülmüştür. Stres yoğunluğu $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür.

3.2.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

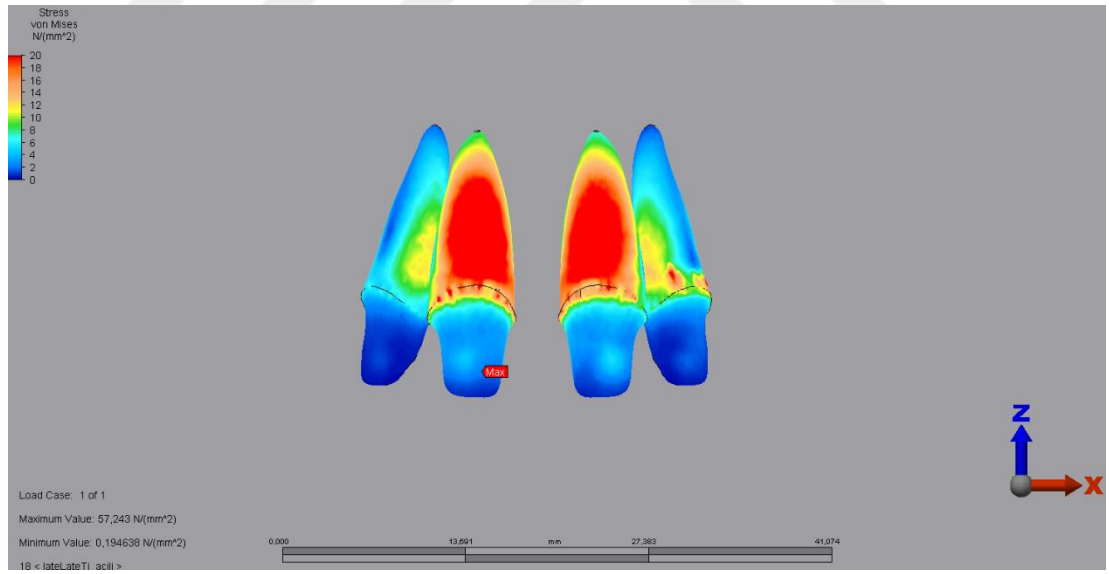


Şekil 3.41. Oblik kuvvetler karşısında kontrol grubu (doğal diş) modelinde dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

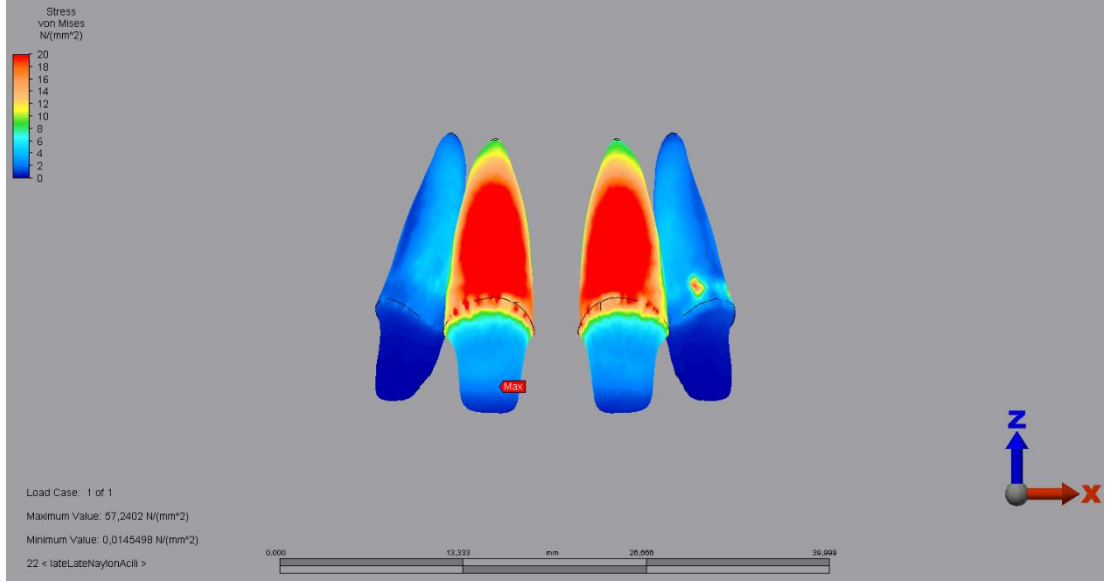
3.2.2.1. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Lateral-Lateral Grupta Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.42. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



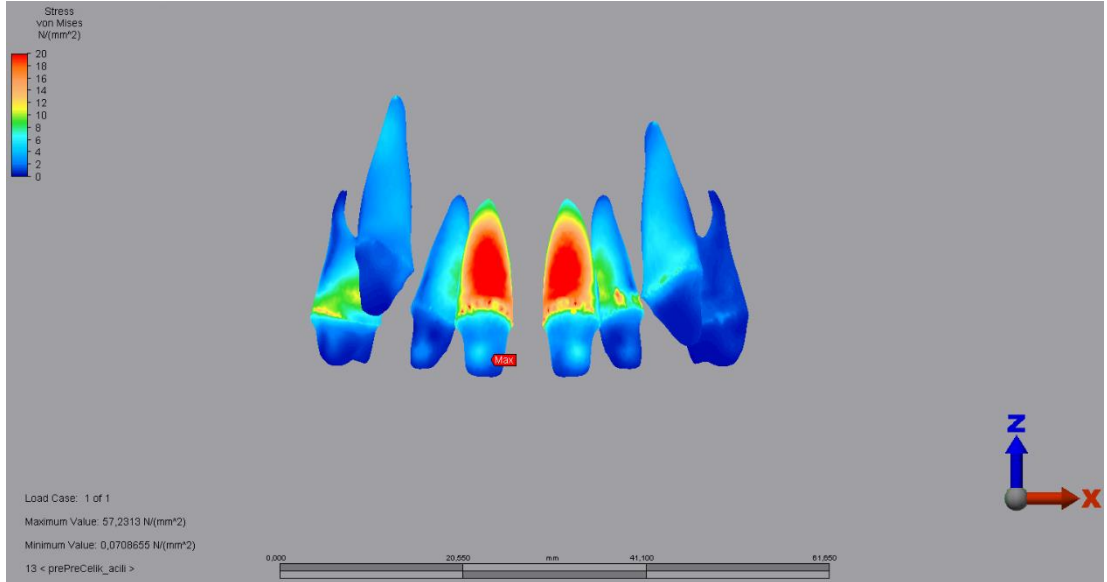
Şekil 3.43. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



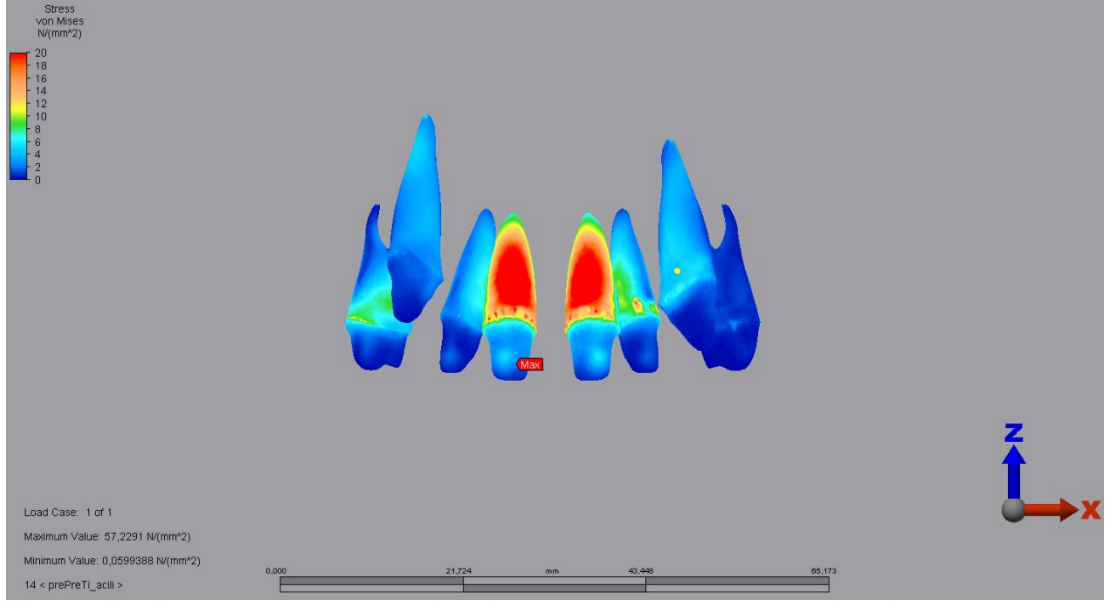
Şekil 3.44. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

Lateral-Lateral grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu dentinde meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde stres yoğunluğu $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür.

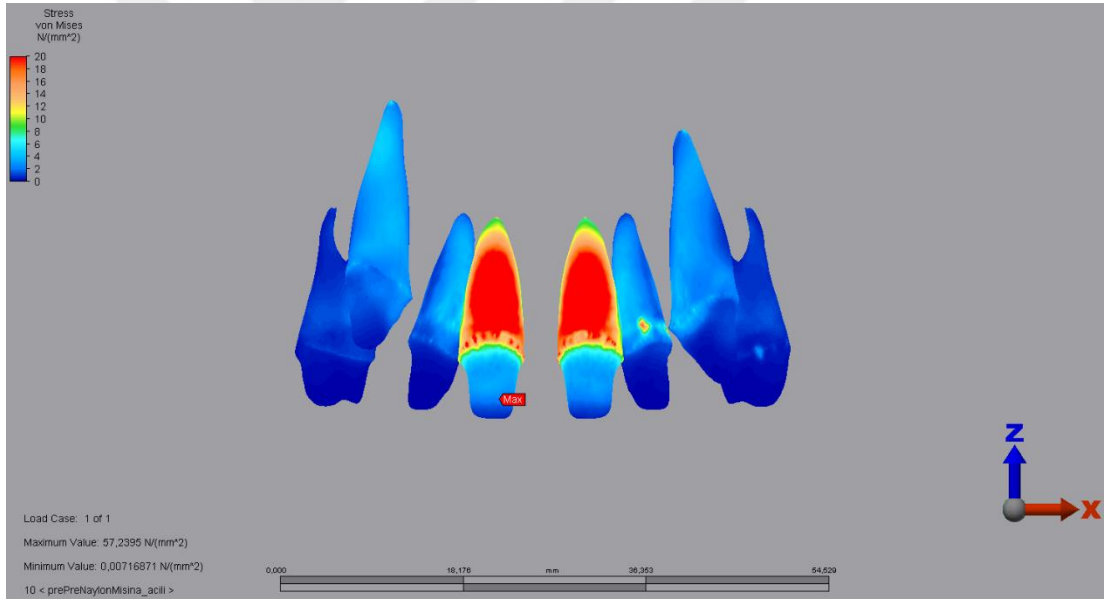
3.2.2.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde 1.Premolar-1.Premolar Grupta Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.45. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Premolar 1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



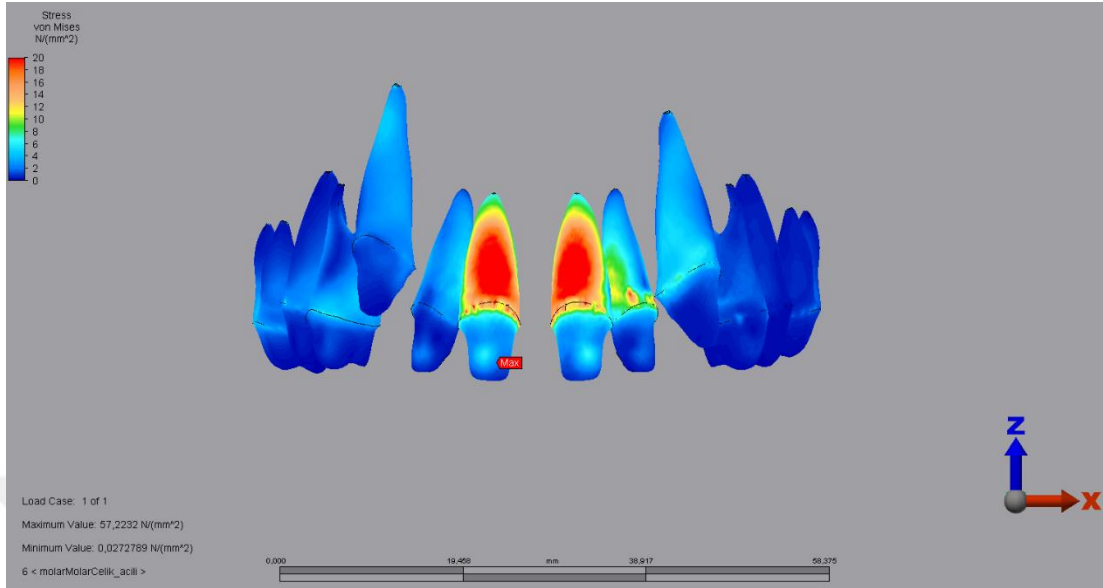
Şekil 3.46. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splinti modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



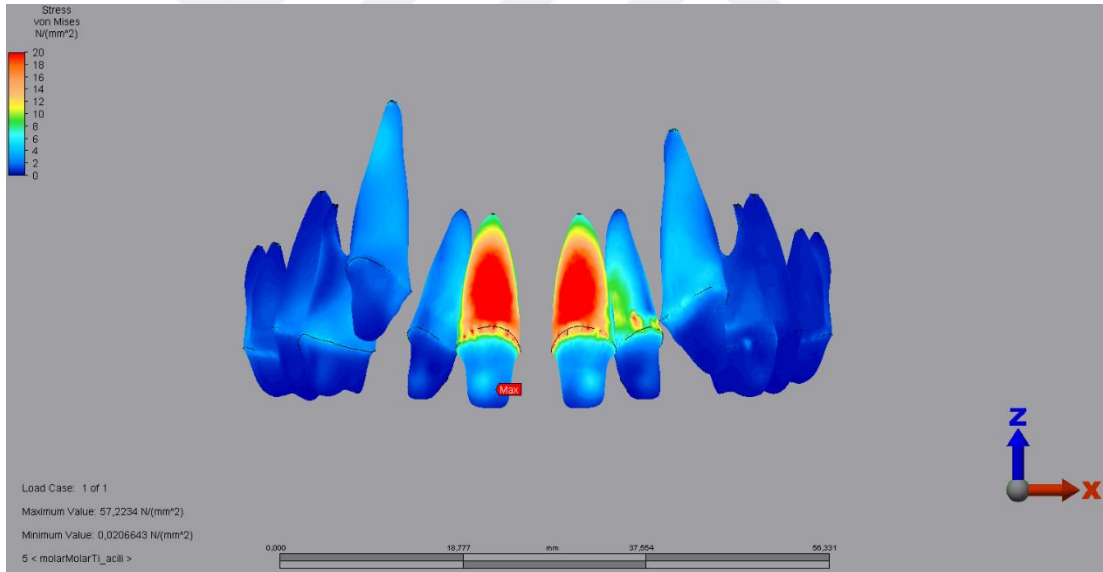
Şekil 3.47. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

1.Premolar-1.Premolar grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu dentinde meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde stres yoğunluğu $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür. Splintleme uzantısı arttırıldığında, TKS ve TTS'nin 1.premolar dişlerde ekstra stres meydana getirdiği, NS'de ise stres alanı oluşturmadığı görülmüştür.

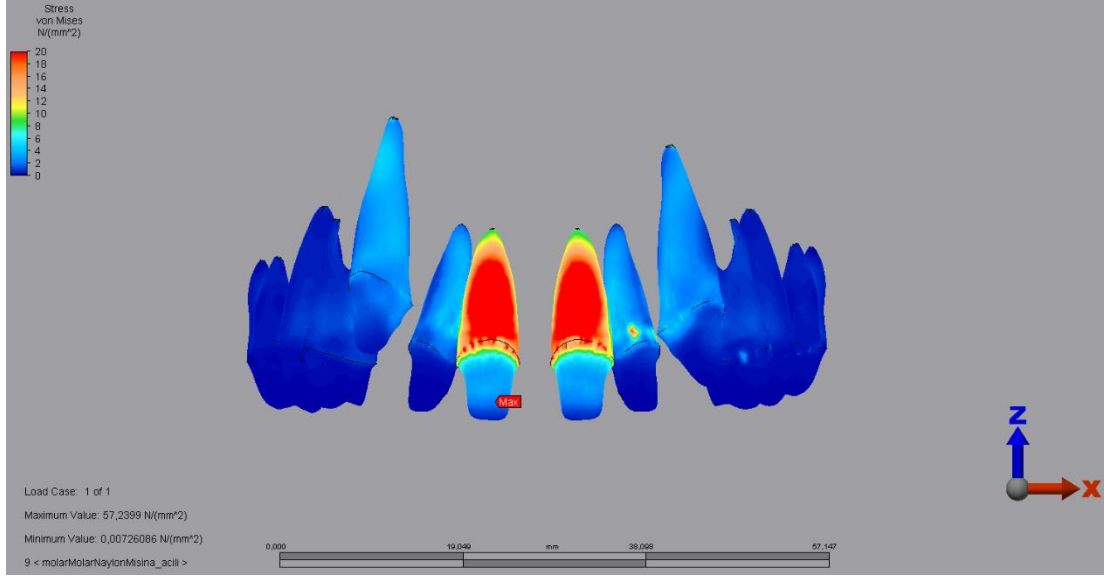
3.2.2.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde 1.Molar-1.Molar Grupta Dentinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.48. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



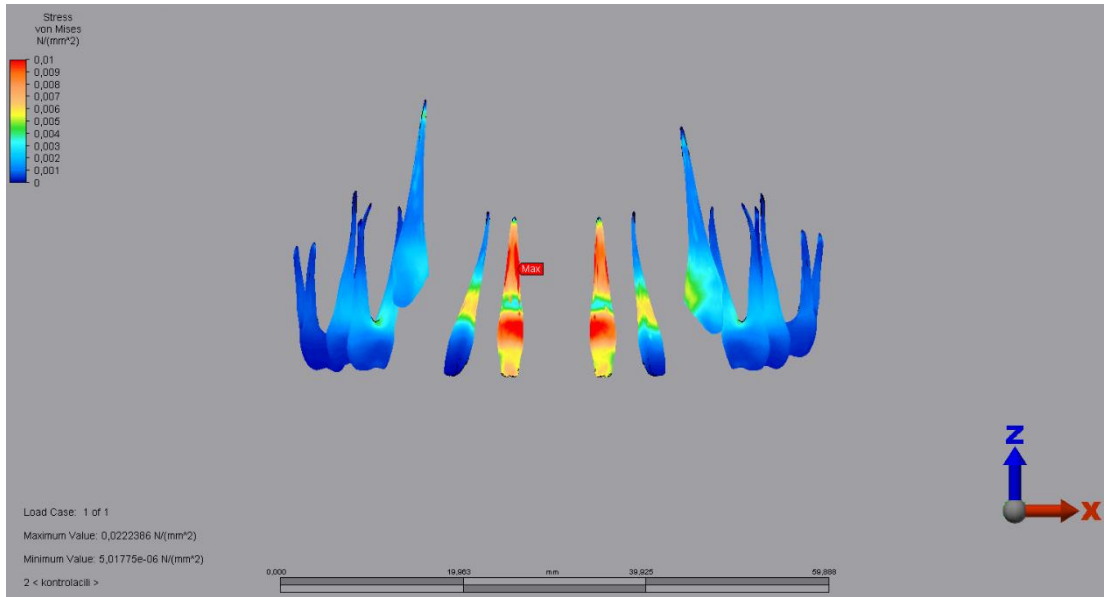
Şekil 3.49.Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



Şekil 3.50. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) dentinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

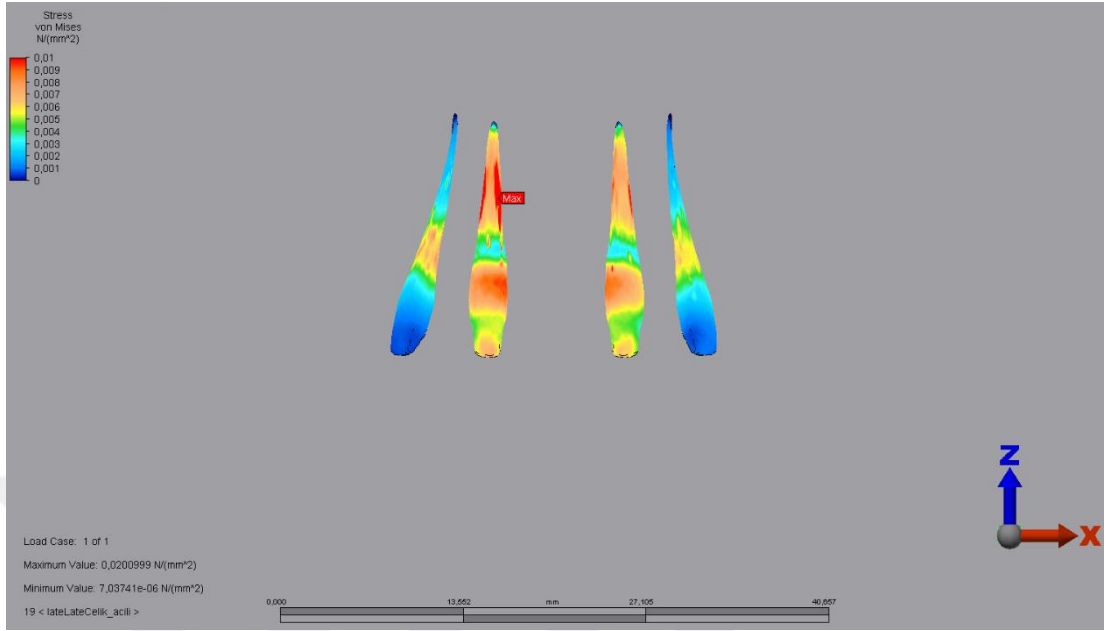
1.Molar-1.Molar grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu dentinde meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde stres yoğunluğu $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür. Splintleme uzantısı arttırıldığında, TKS ve TTS'nin 1.molar dişlerde ekstra stres meydana getirdiği, NS'de ise stres alanı oluşturmadığı görülmüştür.

3.2.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri

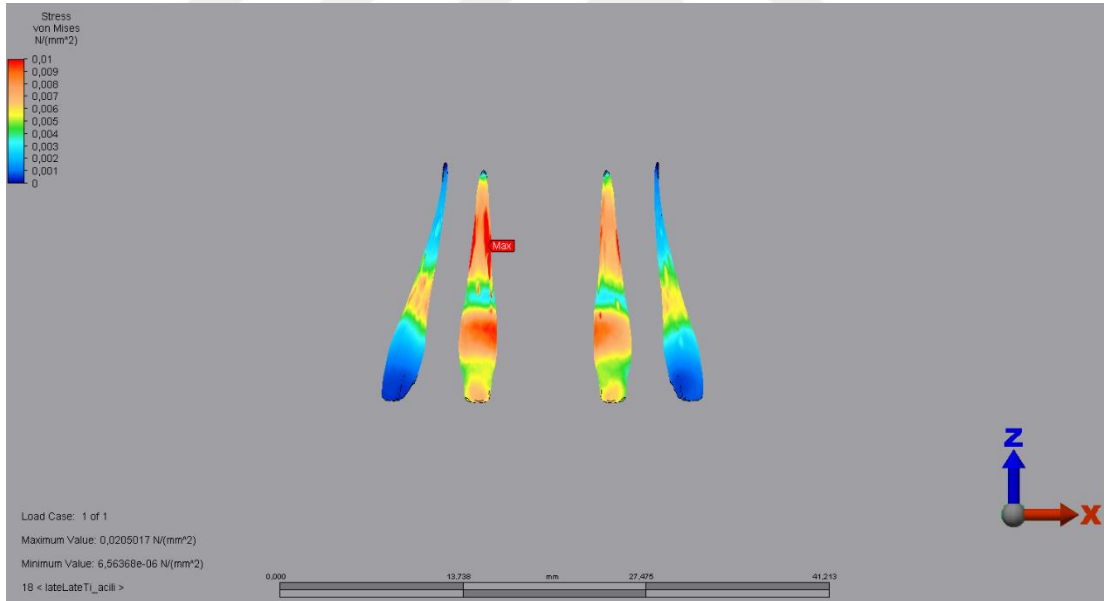


Şekil 3.51. Oblik kuvvetler karşısında Kontrol Grubu (doğal diş) modelinde pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

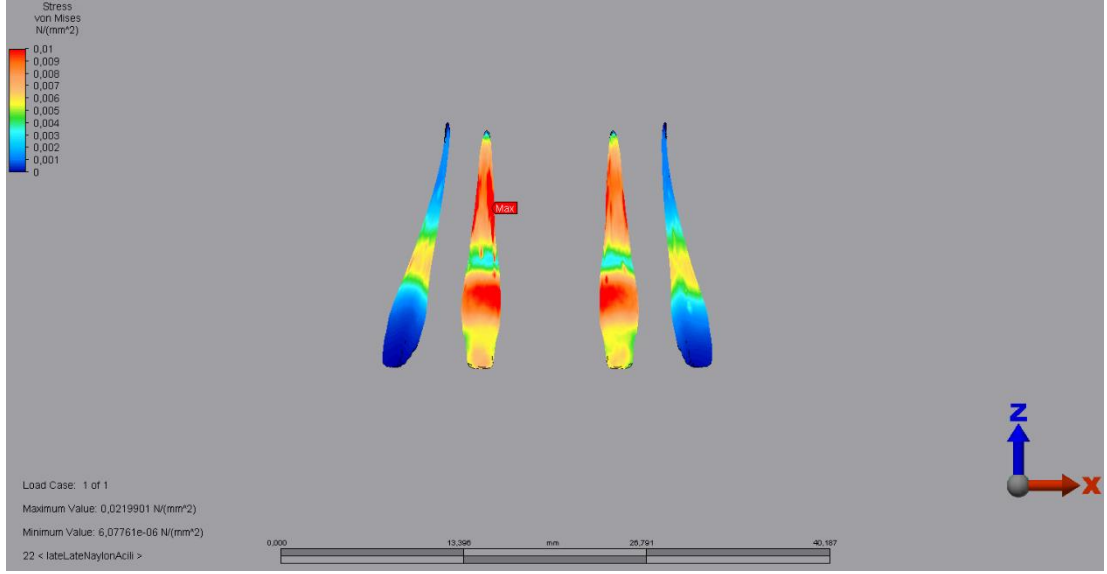
3.2.3.1. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde Lateral-Lateral Grupta Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.52. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



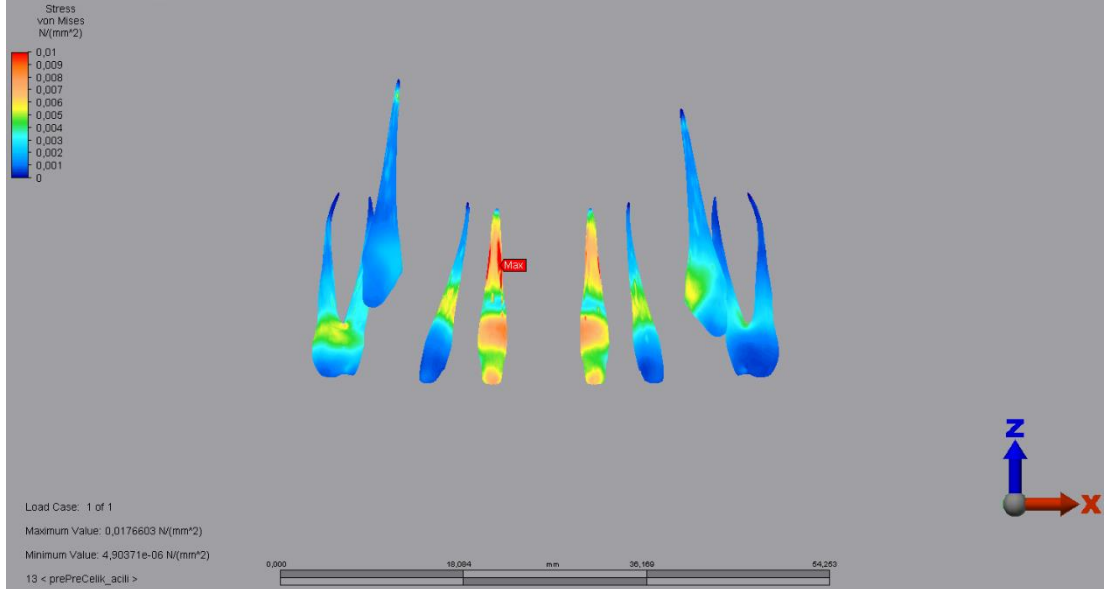
Şekil 3.53. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



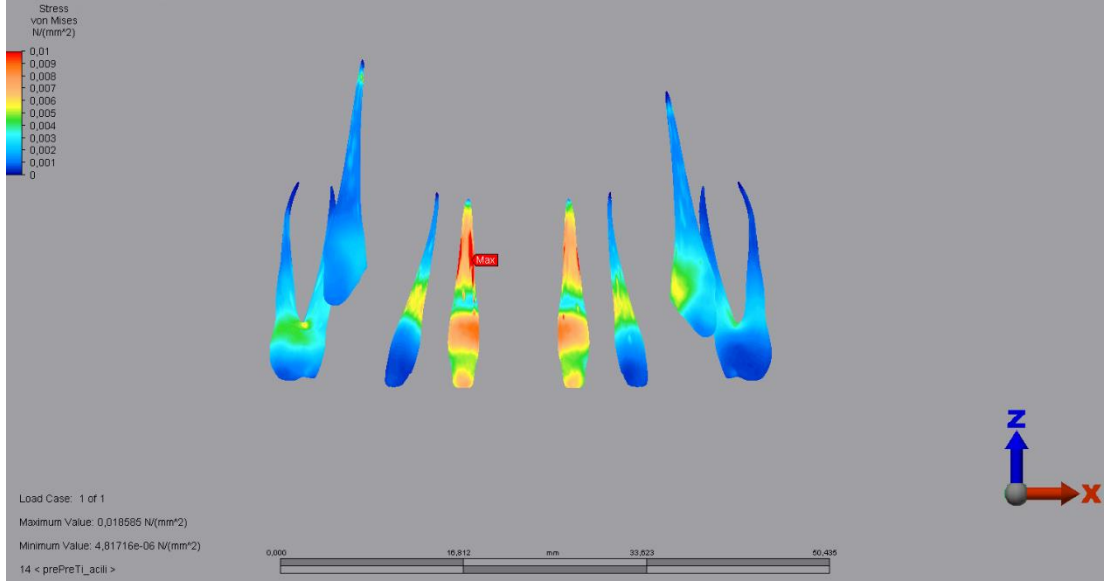
Şekil 3.54. Oblik kuvvetler karşısında Nylon Misina modelinde (Lateral-Lateral) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

Lateral-Lateral grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu pulpada meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde splint modelleri arasında benzer sonuçlar elde edilmiştir.

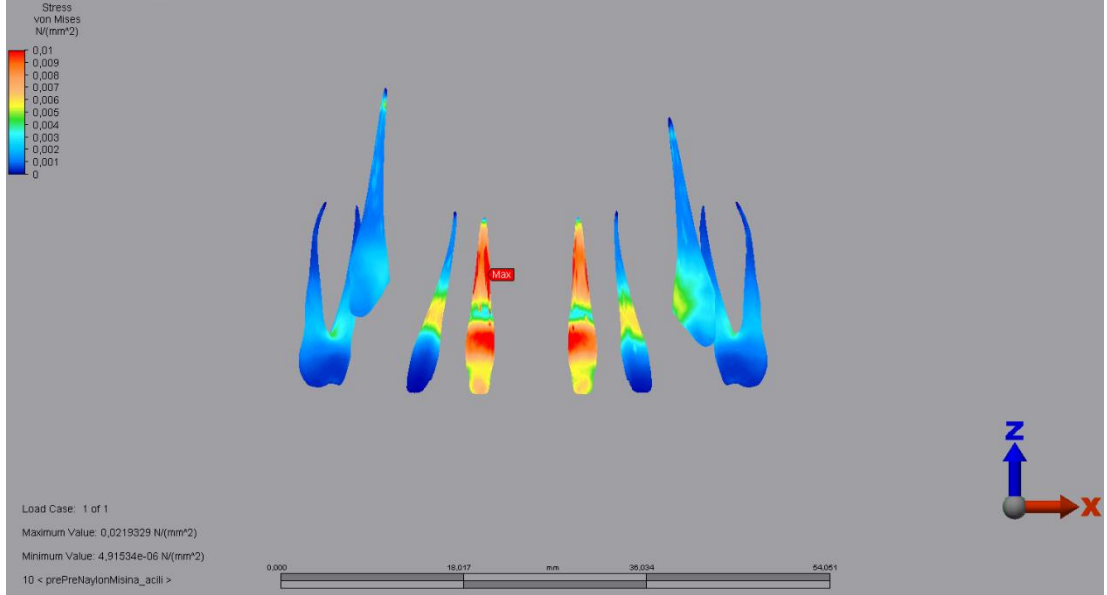
3.2.3.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde 1.Premolar-1.Premolar Grupta Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.55. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



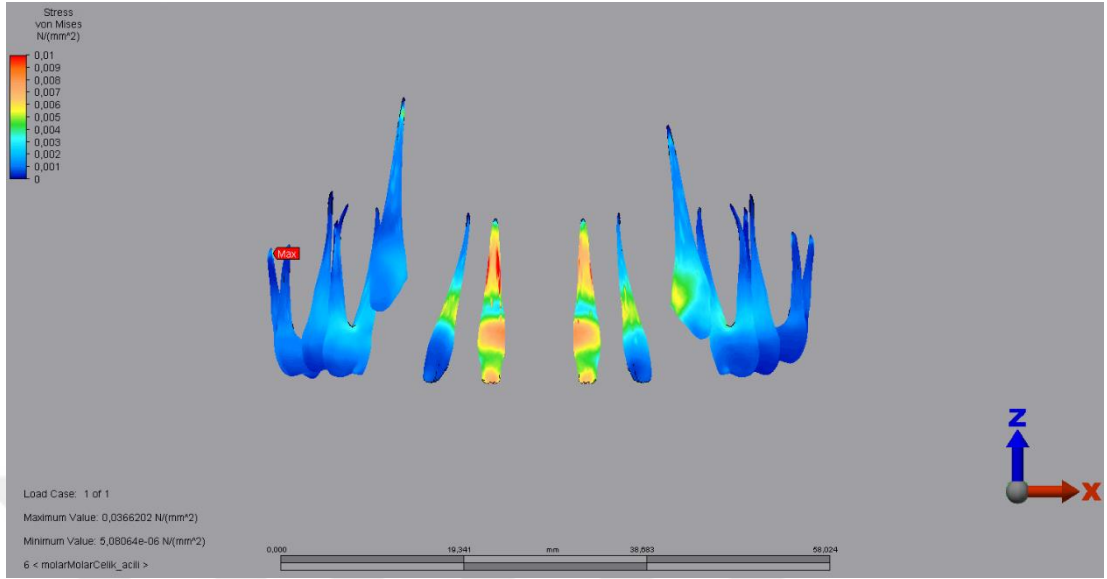
Şekil 3.56. Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



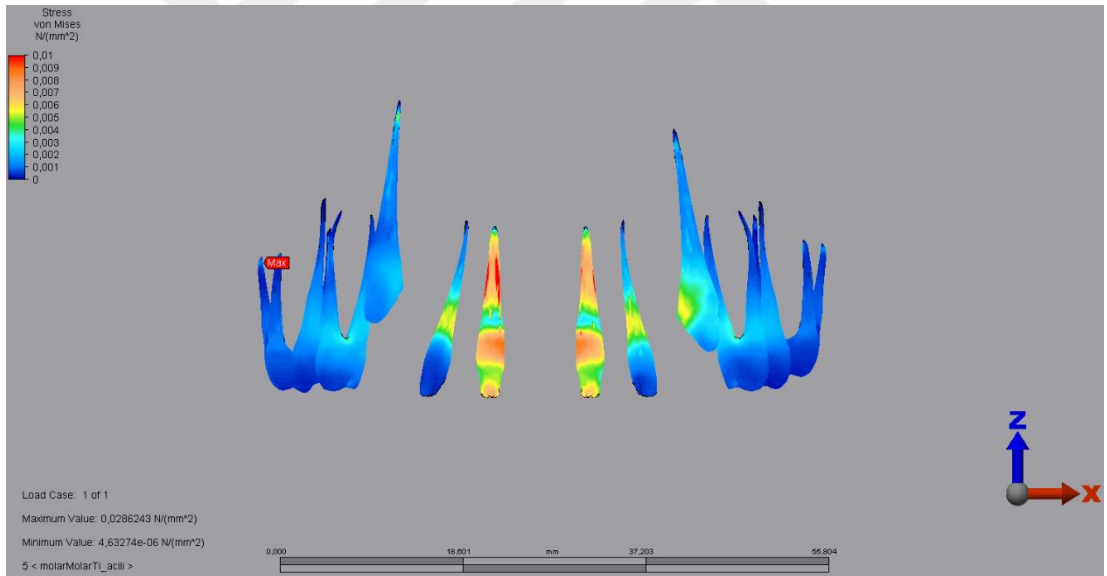
Şekil 3.57. Oblik kuvvetler karşısında Naylon Misina modelinde (1.Premolar-1.Premolar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

1.Premolar-1.Premolar grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu pulpada meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde, $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür. Splintleme uzantısının artırılması, 1.Premolar dişlerde TKS ve TTS’de ekstra stres meydana getirirken, NS’de ise stres alanı oluşturmadığı görülmüştür.

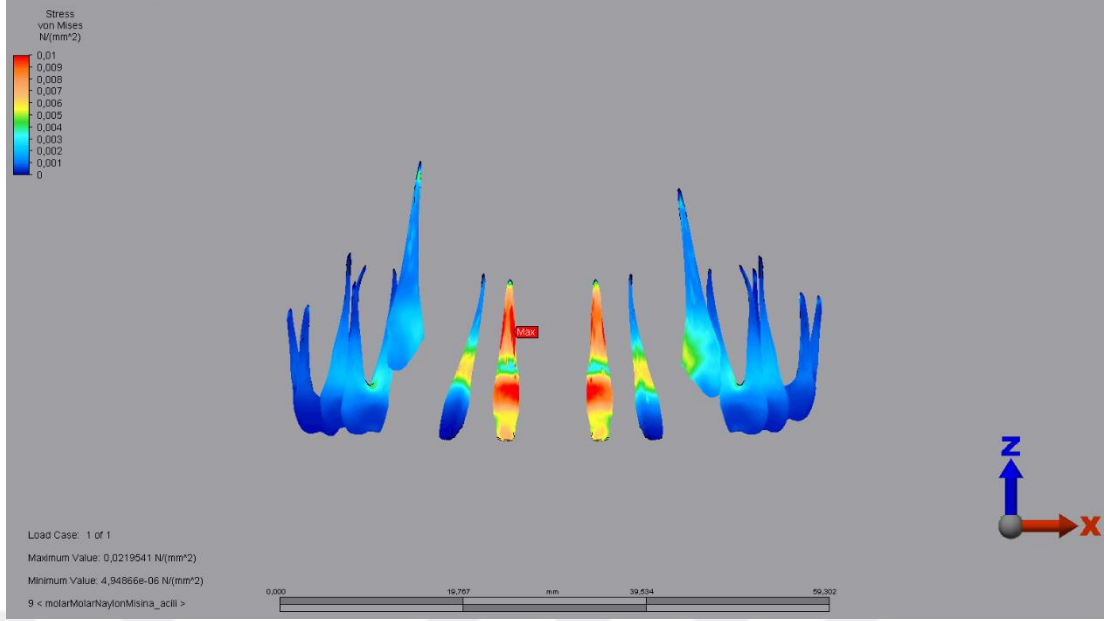
3.2.3.3. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerde 1.Molar-1.Molar Grupta Pulpada Oluşan Von Mises Stres Değerleri



Şekil 3.58. Oblik kuvvetler karşısında Kompozit-Ortodontik Tel Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



Şekil 3.59.Oblik kuvvetler karşısında Titanyum Travma Splint modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.



Şekil 3.60. Oblik kuvvetler karşısında Nylon Misina modelinde (1.Molar-1.Molar) pulpada oluşan Von Mises streslerinin dağılımları.

1.Molar-1.Molar grupta uygulanan oblik kuvvet sonucu pulpada meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde, $TKS \geq TTS > NS$ şeklinde ölçülmüştür. Splintleme uzantısının artırılması, 1.Molar dişlerde TKS ve TTS’de ekstra stres meydana getirirken, NS’de ise stres alanı oluşturmadığı görülmüştür.

4. TARTIŞMA

Travmatik dental yaralanmalar, büyüme ve gelişim dönemlerindeki bireyler ve çocuklarda sıkça karşılaşılan, çocukları ve ebeveynleri psikososyal açıdan oldukça olumsuz etkileyen durumlardır (Andreasen 2007). Erken teşhis ve sonrasında yapılan tedavinin dişin sağkalımında etkisi büyüktür. Tedavilerin maliyeti, uzun dönem takip ihtiyacı ve bireylerin yaşam kalitesine olan etkisinden dolayı ciddi bir toplumsal ağız diş sağlığı problemi olarak değerlendirilmektedir (Bakland 2013).

Travmatik dental yaralanmaların sınıflandırılması, ilk olarak 1950 yılında Ellis tarafından yapılmıştır. Bu sınıflamayı takiben ilerleyen dönemlerde farklı sınıflandırmalar yapılmıştır (Pagadala ve Tadikonda 2015). Literatüre bakıldığında dental travmalarla ilgili birçok çalışmanın yapıldığı ve bu çalışmalarda farklı sınıflandırmaların kullanıldığı belirlenmiştir. Ancak yakın dönemdeki literatüre bakıldığında çalışmalarda genellikle modifiye WHO sınıflamasının kullanılmış olduğu görülmüştür (Zengin ve ark 2015, Elbay ve ark 2016). Bu çalışmada da diğer güncel çalışmalarla standart olabilmesi için modifiye WHO sınıflaması tercih edilmiştir.

Travmatik dental yaralanmaların tedavisinde splintler önemli rol oynamaktadır. Splintlerin yapılması mobil dişin kazara yutulmasını önlemek ve yeniden yerleştirilen veya yeniden konumlandırılan bir dişin aspirasyonunu engelleyerek güvenli bir ortam oluşturması açısından önemlidir (Sobczak-Zagalska ve Emerich 2020). Splintleme metodu, süresi, materyalin rijitliği iyileşmeyi doğrudan etkileyen faktörlerdir. Uzun süre splintleme ve rijit bir materyalin kullanılması eksternal kök rezorpsiyonu, replasman rezorpsiyonu (ankiloz) ve dişin kaybı gibi sonuçlara yol açabilir (Andreasen 2007). Bu komplikasyonların sebebi rijit materyallerin dişin fizyolojik hareketine izin vermemesidir. Uygulanan splint, periodontal iyileşmeyi desteklemelidir. İdeal splint materyali; fizyolojik mobiliteye izin vermelidir, iyileşme süresince hassas olan dişleri travmatik kuvvetlerden koruyabilmeli, pasif ve esnek olmalıdır (Akgün 2011).

Splintleme ile dişlere etki eden kuvvetlerin yönü modifiye edilmektedir. Lateral kuvvetler, kemik bütünlüğünün sağlanması, periodontal ligament fibrillerinin daha çabuk iyileşmesi ve diş destek dokuları için daha az zararlı olan vertikal kuvvetlere dönüştürülmektedir. Başarılı bir tedavi için önemli iki faktör mevcuttur.

Bu faktörler; iyileşmesi istenen dokulara hafif derecede kuvvet gelmesi ve travmatize soketteki dişlerde kontrollü hareket meydana getirmesidir (yaklaşık 50 µm) (Cengiz ve ark 2006).

Travmatik yaralanmalar çoğunlukla ön bölge dişlerinde, özellikle üst çenede santral dişlerde ve daha az sıklıkla alt çene santral ve üst çene lateral dişlerde görülmektedir (Andreasen 2007). Çalışmamızda bölgesel olarak en fazla travmaya maruz kalan diş grubu olması sebebiyle üst çene keser dişleri tercih edilmiştir. Böylece elde edilen sonuçlar ile diğer araştırmaların sonuçları arasında yorum yapılabilmesi amaçlanmıştır.

Güncel IADT kılavuzları, yaralanma tipine ve iyileşmeye dahil olan dokulara bağlı olarak farklı splint süreleri önermektedir (IADT 2020). Isolan ve ark (1994), Trope ve ark (2000) ve Baldissera ve ark (2007) uzun süreli splintlemenin rezorpsiyona neden olabilecek bir faktör olduğu konusunda aynı düşünceye sahiptirler. Bu nedenle splintlerin yıllar içerisinde daha kısa sürelerde kullanıldığı görülmektedir (Baldissera ve ark 2007).

Kullanılan splint materyalleri yıllar içinde değişiklik göstermiştir. Çene kırıklarında uygulanan ark bar ve ligatür teli ile rijit ve uzun süreli splintleme yöntemi travmaya uğrayan dişlerin splintlenmesinde tercih edilmiştir. Ancak çene kırıklarının tedavisinde kullanılan bu materyallerin dental travma tedavisinde yetersiz olduğu kanıtlanmıştır (Kehoe 1986). Bu dönemlerde hem uygun splint materyalleri mevcut değildi hem de iyileşme mekanizması da tam olarak bilinmemekteydi. Adeziv tekniklerin geliştirilmesiyle splintleme metotlarında da bu teknikler kullanılmaya başlanmıştır. Splintlerin, pulpa ve periodonsiyumun iyileşmesine yönelik etkilerinin önemli olduğunun görülmesiyle dişlerin fizyolojik hareketlerine engel olmayan splint materyal ve yöntemleri geliştirilmiştir (Berthold ve ark 2009).

Çalışmamızda, travmatik yaralanmalarda dişleri stabilize ederek iyileşmesini sağlamak için günümüzde uygulanan modern ve geleneksel splint çeşitleri kullanılmıştır. Son yıllarda tercih edilen titanyum travma splinti (TTS) ve naylon misina ile geleneksel olarak kullanılan tel kompozit splintinin çiğneme kuvvetleri altında diş ve çevre destek dokularda meydana getirdiği stres dağılımları sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırarak incelenmiştir.

Kompozit splint; uygulanması kolay, yüksek stabiliteye sahip ve estetik bir splint materyalidir. Ancak kırılğan yapısı nedeniyle interdental alanlarda kırılma ihtimali yüksektir. Diş dokusuna zarar vermeden uzaklaştırılması zordur. Dişetinde, dil ve yanak mukozasında irritasyona sebep olma olasılığı yüksektir. Uzun süreli splintlemede kullanımı önerilmemektedir (Mazzoleni ve ark 2010).

Tel kompozit splint, kliniklerde kolay bulunabilmesi sebebiyle sıkça tercih edilen splint türüdür. İnterdental alanlara kompozit eklenmesiyle veya telin çapının değiştirilmesiyle kolayca rijit bir splinte modifiye edilebilir (Cengiz ve ark 2006).

Titanyum travma splinti, hasta konforu ve hekim açısından uygulanması kolay bir tekniktir. Diş konturlarına rahatça uyarlanabilir, romboid açıklıkları sayesinde az miktarda kompozit kullanılarak fiksasyon sağlanabilir. Bu özelliği ile fizyolojik diş hareketine izin verir (Mazzoleni ve ark 2010). Bu splintler, kısa sürede uygulanma ve sökülme avantajına sahip olduğundan, yaşı küçük hastalarda daha rahat kullanılabilirler. Birçok avantajı beraberinde getirmesine rağmen pahalı oluşu ve ulaşılabilirliğinin zor olması nedeniyle yaygın olarak kullanılamamaktadır (Akgün 2011).

Ribbon fiber splint kolay uyarlanabilir, biyouyumlu ve translüesanttir. Dayanıklı ve sağlam bir materyaldir. Pahalı olması bir dezavantaj olsa da uygulama kolaylığı, estetik olması ve biyouyumlu olması, kırılması halinde kolay tamir edilebilmesi sebebiyle tercih edilmektedir (Mazzoleni ve ark 2010).

Rao ve ark (2011) tarafından yapılan çalışmalarda kompozit splintlerin kompozit-tel splint, ortodontik braket splint veya titanyum travma splinti ile karşılaştırıldığında dişeti dokusunda daha fazla hasara neden olduğu belirtilmiştir. Kwan ve ark (2011) tarafından gerçekleştirilen bir diğer çalışmada ise, kompozit splintin mobiliteye olan etkisinin misina-kompozit splint ve diğer tel-kompozit splintlere göre anlamlı derecede fazla olduğu gözlenmiştir.

Von Arx ve ark (2001), titanyum travma splintlerinin kompozit-ortodontik tel splinte veya ortodontik-braket splinte kıyasla uygulanması en kolay ve en az zaman alan yöntem olduğunu göstermiştir.

Cengiz ve ark (2006), yaptıkları bir çalışmada kompozit-ortodontik tel splint ve titanyum travma splintleri dişlere ilettikleri stres değerleri açısından

karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, kompozit-ortodontik tel splintlerin dişlere ilettiği stres değerlerinin, titanyum travma splintlerinden anlamlı derecede daha düşük olduğunu gözlemlemişlerdir.

Filippi ve ark (2002), splint çeşitlerini karşılaştırdığı çalışmasında titanyum travma splint ve kompozit-tel splintin dişin fizyolojik mobilitesine en yakın seviyede izin verdiğini, kompozit splintin ise daha az izin verdiğini bildirmişlerdir. Dudakları en fazla irrite eden, konuşmaya en fazla engel olan splint tipinin ortodontik-braket splint olduğunu, diş etini en fazla irrite eden ve plak birikimine neden olan splintin kompozit splint olduğunu belirtmişlerdir.

Ortodontik-braket splint ve kompozit-tel splintin aynı derecede plak birikimine sebep olduğu bildirilmiştir. Titanyum travma splint ve kompozit tel splintin, yumuşak dokuları daha az irrite etmeleri, hastalar tarafından tolere edilebilmeleri ve diş hareketine normal dişlerin fizyolojik hareketine en yakın seviyede izin vermeleri nedeniyle kullanılmaları önerilmiştir (Filippi ve ark 2002).

Mazzoleni ve ark (2010), yaptıkları çalışmalarda fiber splint, kompozit splint, kompozit-tel splint, ortodontik-braket splint ve titanyum travma splintin fleksibilitelerini in-vitro olarak karşılaştırmışlardır. Fleksibilitesi en yüksek olan splint tipi titanyum travma splint ve fiber splint iken, kompozit splint ise en rijit ve periodontal ligamentin iyileşmesi için gerekli olan diş mobilitesine izin vermeyen splint olarak gözlenmiştir. Ortodontik-braket splint ve kompozit-tel splintlerin ise fleksibilite özelliği göstermelerine rağmen optimal iyileşme için gerekli fizyolojik hareketi sağlayamadıkları belirtilmiştir.

Splint materyallerinin başarılarının ölçülebilmesi için üzerine uygulanan kuvvetler ile bu kuvvetler sonucunda materyal ve dokularda oluşan gerilmeler değerlendirilmelidir (Gujjarlapudi ve ark 2013). Fakat çiğneme kuvvetlerinin biyomekanik etkilerini in vivo çalışmalarla saptayabilmek mümkün değildir. Ayrıca bu konu ile ilgili yapılacak in vitro ve in vivo çalışmalarda standardizasyonu sağlamak oldukça zordur (Ramoğlu ve Ozan 2014).

Dental travma splintleri birçok araştırmaya konu olmuştur. Rijiditeleri, vertikal ve horizontal olarak hareketliliğe izin vermeleri/vermemeleri, diş ve çevre dokularda meydana getirdikleri stres dağılımı, oral hijyene etkileri üzerine değerlendirmeler yapılmıştır. Mühlemann periodontometresi, Periotest cihazı,

üniversal test cihazı, gerinim ölçme analizleri, baskı kuvveti uygulayan cihazlar bu değerlendirmelerde kullanılmıştır (Berthold 2009).

Oikarinen ve ark (1992), splint materyallerinin rijiditelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Periotest cihazı ve Mühlemann periodontometresi kullanmışlardır. Mühlemann periodontometresi ve periotest cihazı dişlerde labiolingual yönde oluşan yer değişimini ölçmektedirler.

Mazzoleni ve ark (2010), splint materyallerinin fleksibilitelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında üniversal test cihazını kullanmışlardır. Dişler üzerine dikey olarak 0 ve 50 N, 45° oblik olarak 0 ve 30 N kuvvet uygulamışlardır.

Cengiz ve ark (2006), farklı splint tiplerinin diş ve çevre dokularda meydana gelen gerilme dağılımlarını inceledikleri çalışmalarında fotoelastik stres analizi yöntemini kullanmışlar ve dişlere 100 N'luk dikey ve 45° oblik kuvvet uygulamışlardır. Fotoelastik stres analizinde karmaşık yapılar detaylı modellenemediğinden gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememektedir (Fernandes ve ark 2003).

Gerinim ölçerler diş hareketlerinin ölçümünde güvenilir olarak kabul edilmiştir. Ancak invivo analizlerde dokuların içinde oluşan gerilmelerin belirlenebilmesi için gerinim ölçerlerin doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir. İnvaziv bir yöntem olması bu yöntemin en büyük dezavantajıdır (Bakioğlu 2001).

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yönteminin; karmaşık geometriye sahip cisimlerin modellenenebilmesi, bu cisimlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin gerçeğe yakın olarak yansıtılabilmesi, bilgisayar ortamında istenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modellerin oluşturulabilmesi, stres dağılımları ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde ölçülebilmesi, model üzerine uygulanan kuvvetlerin ve geometrik özelliklerinin kolayca değiştirilebilmesi gibi avantajları mevcuttur (Rieger 1990).

SESA yönteminde iki boyutlu veya üç boyutlu modeller kullanılabilir. Diş hekimliğinde yapılan araştırmalarda, analiz sırasında üç boyutlu modellerin kullanılması gerçeğe yakın ve doğru sonuçların elde edilmesi için önemlidir. Diş oldukça karmaşık bir yapıdır ve diş yapısındaki farklı materyallerin dağılımı da herhangi bir simetri göstermemektedir. İki boyutlu modeller bu konuda yetersiz kalmaktadırlar (Kayabaşı ve ark 2006). Çalışmamızda, bu literatür bilgisine

dayanarak üç boyutlu modeller ile sonlu elemanlar stres analizi yöntemi tercih edilmiş ve gerçeğe yakın sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir.

Modellerin oluşturulması için yararlanılan bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesinin yüksek olması çok önemlidir. Görüntünün net olması, iyi detay verebilmesi için tomografi kesit aralığı az olmalıdır (Çağlar 2003).

Süt azı dişlerinde restoratif amaçlı kullanılan materyallerin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının değerlendirildiği çalışmada alınan tomografi görüntüsünde kesit aralığı 0,468 mm olarak belirlenmiştir (Şengül 2008). Tek taraflı dudak-damak yarığı bulunan hastaların dişlerinin meziodistal boyut, kron/kök oranı, kron ve kök gelişimlerinin hacimsel ve alansal olarak ölçümleri incelendiği çalışmada da hastalara ait tomografi görüntüleri 0,5 mm kesit aralığı ile elde edilmiştir (Gezgin ve Botsalı 2015). Diş uzunluklarının tomografi yardımıyla 6 ve 9 inç tarama alanları kullanılarak ölçüldüğü çalışmada ise 0,2 mm kesit aralığı ile çalışılmıştır (Kamburoğlu ve ark 2009). Yukarıda aktarılan literatür çalışmalarına benzer olarak çalışmamızda, modellerin oluşturulması amacıyla kesit aralığı 0,2 mm olarak belirlenmiştir.

İncelenecek materyalin geometrik şeklindeki karmaşıklığın fazlalığına bağlı olarak, bilgisayar ortamında oluşturulan model o kadar fazla sayıda sonlu eleman içermelidir. Bunun sebebi, eleman ve düğüm sayısı arttıkça sonlu elemanlar analizinde oluşturulan modelin, taklit edilmeye çalışılan anatomik yapıya daha yakın bir geometriye sahip olmasıdır (Clelland ve ark 1993, Meijer ve ark 1996). Bir sonlu elemanlar analizi modelinde eleman ve düğüm sayısı arttıkça analizin çözülmesi için gereken süre de artmaktadır. Çalışmalarda eleman ve düğüm sayısı belli bir değere kadar arttırılabilmektedir (Yüzbaşıoğlu 2006).

Yaman ve ark (2004) tarafından oluşturulan modelde 294 eleman ve 420 düğüm bulunmaktadır. Xu ve ark (2012) çalışmalarında 44 921 eleman ve 8 672 düğüm kullanmışlardır. Macery ve ark (2007) ise çalışmalarında 130 000 eleman ve 185 000 düğüm kullanmışlardır.

Modeller eleman büyüklüğü 150-300 μm arası boyutlarda olacak şekilde elemanlara bölünmelidir. Eleman boyutunun 300 μm 'den büyük olması durumunda çalışma sonucunda sapmaların olabileceği bildirilmiştir (Çağlar 2003). Çalışmamızda kullanılan 4 modeldeki düğüm sayısı sırasıyla; 494 570, 496 873, 498 172 500 799 ve

eleman sayısı ise; 2 677 417,2 685 356,2 688 950,2 698 931 şeklinde olup analizin gerçeğe en yakın şekilde çözümlenmesi hedeflenmiştir.

SESA yönteminde, sonuçların değerlendirilmesinde temel olarak, asal (principal) ve Von Mises gibi stres tipleri kullanılmaktadır (Gültekin ve ark 2012, Shigemitsu ve ark 2014). Asal stresler; x, y ve z düzlemlerinde oluşur ve minimum, intermediate ve maksimum olmak üzere 3'e ayrılırlar. Minimum stresler, sıkışma stresleri hakkında, maksimum stresler ise gerilme stresleri hakkında bilgi vermektedir (Holmgren ve ark 1998, Chun ve ark 2002, Menicucci ve ark 2002, Logan 2007, Borcic ve Braut 2012, Mohammed Desai 2014). Von Mises stresler ise her üç principal stresin kombinasyonu şeklinde hesaplanmakta ve daha genel bilgi vermektedir (Gültekin ve ark 2012, Shigemitsu ve ark 2014). Bu sebeple çalışmamızda Von Mises stres değerleri, karşılaştırma kriteri olarak kullanılmıştır.

SESA çalışmaları incelendiğinde, cisimlerin dış yüzeylerinde oluşan streslerin, kuvvetlerin uygulandığı noktalar ile noktalara komşu bölgelerde yoğunlaştığı görülmektedir ve bu beklenen bir sonuçtur. Ancak cismin derinleşen kısımlarında oluşan stresler materyale ait elastisite modülünden etkilenmekte ve buna bağlı olarak stres bu tabakalara farklı şekillerde dağılmaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt 2008). Von Mises streslerinin incelendiği birçok çalışmada, streslerin kuvvetlerin uygulandığı alanlarda yoğunlaştığı görülmüştür (Şengül 2008, Altun 2012, Prabhakar ve ark 2015).

Uygulanan kuvvetin miktarı artırıldığında oluşan stres dağılım şablonunun değişmediği, Von Mises stres değerlerinde oransal olarak artışın olduğu gözlenmektedir. Kuvvetlerin yönü ve yeri değiştirildiğinde stres dağılımlarında da farklılık olduğu gözlenmektedir (Magne ve Belser 2002, Yaman ve ark 2004). Bu çalışmada 90° dikey kuvvet ve 45° açı ile oblik kuvvetlerin uygulandığı modellerde kuvvetlerin uygulandığı ve paylaştırıldığı nokta sayısında farklılıklar olduğu için oluşan stres dağılımları da oldukça farklı şekillerde tespit edilmiştir.

Çiğneme kuvvetinin taklit edildiği çalışmalarda çoğunlukla, dikey kuvvetler ve 45° ile uygulanan oblik kuvvetler kullanılmıştır. 45° ön bölgede fonksiyon sırasında oluşan ortalama açığı ifade etmektedir. Prabhakar ve ark (2015), çalışmalarında, ön bölgeye gelen çiğneme kuvvetlerinin 100-200 N arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Cengiz ve ark (2006), splintlerin biyomekanik etkilerini fotoelastik stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında kuvvet miktarını 100 N olarak

belirlemişlerdir. Liu ve Fang (2022), splint materyallerini SESA ile değerlendirdikleri çalışmada 100 N yükleme ile çalışmışlardır. Poiate (2009), dişlerde çiğneme, parafonksiyonel ve travma kuvvetlerinin periodontal dokularda etkilerini üç boyutlu SESA ile incelemiş, çiğneme kuvvetini 150 N, parafonksiyonel kuvveti 500 N, travma kuvvetini 1000 N olarak belirlemiştir.

Yapılan bir çalışma, pulpa dokusunun 2,94 MPa değerindeki streslere kadar pulpal hasar veya nekroz yanıtı vermediğini ve sağlıklı yapıda kaldığını bildirmektedir (Tanaka ve ark 2003). Çalışmamızdaki, tüm splint tiplerinin pulpaya ilettiği stres değerleri benzerlik göstermektedir ve uygulanan 150 N'luk kuvvet miktarı ile değerlendirilen tüm modellerde pulpa dokusunda bu stres değerini aşan değerler tespit edilmemiştir. Böylece kullandığımız materyallerin 150 N'luk kuvvet altında pulpal hasara neden olmayacağı sonucuna varılmıştır.

Mazzoleni ve ark (2010), üst çene modelinde TTS, fiber splint, kompozit-ortodontik tel splint, kompozit splint ve braket splintin fleksibilitelerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, üniversal test cihazı ile dikey 0-50 N ve 45° oblik 0-30 N arası artan kuvvetler uygulayarak dişlerin pozisyonunu değiştirmek için gerekli enerjiyi ölçmüşlerdir. Enerji düzeyinin yüksek olması ile splint materyalinin rijitliği arasında pozitif ilişki kurulmuştur. Kompozit splint, dikey yükler altında en yüksek enerjiyi gösterirken, kompozit-ortodontik tel splint 45° oblik kuvvetler altında en yüksek enerji değerlerini göstermiştir. Her iki yönde de uygulanan kuvvetler altında en düşük enerji değerlerini TTS ve fiber splint grubunda gözlemişlerdir. Buna göre; TTS ve fiber splinti çalışmada kullanılan en fleksibl malzemeler olarak belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda vertikal ve oblik kuvvette en yüksek değeri kompozit-ortodontik tel splint, en düşük değeri ise naylon misina göstermiştir.

Oikarinen ve ark (1992), splint çeşitlerinin rijitliklerini periotest cihazı ve Mühlemann periodontometresi kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, rijitlik açısından kompozit splint ve ikinci olarak kompozit-ortodontik tel splint en olumsuz sonuçları gösterirken, fiber splint ve TTS en iyi sonuçları vermiştir. Çalışmamızda da rijitlik açısından en olumsuz özellik gösteren splintin kompozit-ortodontik tel splint olduğu, en olumlu sonucu ise NS'nin verdiği sonucuna varılmıştır.

Cengiz ve ark (2006), çalışmalarında fiber splint, TTS ve kompozit-ortodontik tel splintleri oluşturdıkları stres dağılımı bakımından fotoelastik stres analizi ile karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, pleksiglas materyalinden hazırlanmış model üzerine yerleştirilen çekilmiş üst anterior grup insan dişlerini kullanmışlardır. Splintlerin uygulanmasının ardından travmaya maruz kaldığı düşünülen lateral dişin çevresinde dikey ve 20° oblik kuvvetler altında oluşan stresleri incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre; dikey kuvvetler altında en uygun sonuçlar fiber splint grubunda, en olumsuz sonuçlar ise kompozit-ortodontik tel splint grubunda gözlemlenirken; oblik kuvvetler altında elde edilen sonuçlarda en iyi sonuçlar TTS ve fiber splint grubunda gözlenmiştir. Çalışmada, kompozit-ortodontik tel grubunda elde edilen olumsuz sonuçların telin oldukça yüksek elastisite modülüne sahip olmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, yüksek elastisite modülünün, materyalin rijiditesini artırdığını ve dişlerin fizyolojik hareketine olanak sağlamadıklarını ve sonuçların bu sebeple olumsuz olduğunu ileri sürmüşlerdir. Bunun yanında, TTS ve fiber splintin gelen kuvvetleri paylaşıyor dağıttığını ve esnek olmaları sebebiyle stres dağılımları bakımından olumlu sonuçlar gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, vertikal ve oblik kuvvetler altındaki SESA'dan elde edilen bulgulara kompozit-ortodontik tel splint uygulanan modellerde daha yüksek gerilme gözlenmesi bu splintlerin rijit olduğunu düşündürmüştür. Bununla birlikte splintin yapıştırıldığı alanlarda gerilmelerin homojen olarak dağıldığı görülmüştür. Kompozit-ortodontik tel splint grubundan elde edilen olumsuz sonuçları paslanmaz çelik telin yüksek elastisite modülüne sahip olmasının etkilediği düşünülmektedir.

Berthold ve ark (2009), akrilik model üzerinde Periotest cihazı ile splint tiplerinin dikey ve oblik yönde mobilite üzerine etkilerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, dört farklı markadan yapılmış kompozit splint, çok sarmallı tel splint, kompozit-ortodontik tel splint, TTS, braket splint ve Schuchardt splintini kullanmışlardır. Splintler, akrilik üst çene modeli üzerine yerleştirilmiş, kanin dişleri arasına uygulanmış ve santral dişlerin travmaya maruz kaldığı düşünülmüştür. Travmaya maruz kaldığı düşünülen dişlerde dikey yönde en yüksek splintleme etkisi kompozit splint gruplarında, en düşük splintleme etkisi ise kompozit-ortodontik tel grubunda gözlenmiştir. Oblik yönde en yüksek splintleme etkisi yine kompozit splint gruplarında, en düşük splintleme etkisi ise TTS ve çok sarmallı tel gruplarında

gözlenmiştir. Kompozit splintlerin hem dikey hem de oblik yönde diş hareketliliğini önlediği vurgulanmıştır. Bizim çalışmamızda ise vertikal ve oblik yönde splintleme etkisi bakımından sıralama kompozit ortodontik tel splint, titanyum travma splint ve naylon misina splint şeklinde olmuştur.

Kwan ve ark (2011), insan kadavra modeli kullanarak yaptıkları çalışmalarında splint materyallerinin çekim ve replantasyon sonrası mobilite üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Maksiller santral dişin atravmatik çekimi sonrasında kanin-kanin arası splint materyallerini yerleştirerek periotest yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, naylon misina splint ve kompozit-ortodontik tel splintler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kompozit splint ile diğer tüm splintlere kıyasla önemli ölçüde daha az diş hareketliliği olmuştur. Sonuç olarak, naylon ve 0,3-0,5 mm kalınlıkta kullanılan kompozit-ortodontik tel splintler önemli ölçüde daha esnektir ve bu nedenle travmaya uğramış dişlerin splintlenmesi için oldukça uygundur.

Bizim çalışmamızda, naylon misina ve titanyum travma splintin daha esnek olması sebebiyle diş hareketliliğine izin verdiği, kompozit-ortodontik tel splintin ise daha rijit olması sebebiyle bu hareketliliği kısmen engellediği görülmüştür.

Doğan ve ark (2019), dört farklı splint materyalini Periotest yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Kompozit splint, kompozit-ortodontik tel splint, fiber splint ve naylon misina splint kullanarak yapılan çalışmada en yüksek değer sırasıyla fiber splint, kompozit-ortodontik tel splint ve naylon misina splintte elde edilmiştir. En düşük değer ise kompozit splintte görülmüştür. Sonuç olarak; değer yükseldikçe dişin stabilitesinin düştüğünü rapor etmişlerdir. Bu da naylon misina splint, fiber splint, kompozit-ortodontik tel splintin dişin fizyolojik mobilitesine izin verdiğini göstermektedir. Naylon misina splint ve kompozit-ortodontik tel splint kolay temin edilebilir ve nispeten ekonomik olmalarıyla dental travma tedavisinde öne çıkmaktadırlar. Çalışmamızda da titanyum travma ve naylon misina splint, kompozit-ortodontik tel splinte göre daha olumlu sonuçlar vermiştir. Bulgularımız, bu çalışma ile uyumludur.

Fidancıoğlu (2020)'nın splint materyallerini SESA ile değerlendirdiği çalışmasında kompozit splint, kompozit-ortodontik tel splint, titanyum travma ve fiber splint kullanılmıştır. Dikey ve oblik kuvvetler altında tüm dokularda en

olumsuz sonuç kompozit splintte izlenmiş onu kompozit-ortodontik tel splint takip etmiştir. En olumlu sonuç ise fiber splint ve titanyum travma splintte elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda ise vertikal ve oblik kuvvetler altında en olumlu sonuç naylon misina splintte elde edilirken, kompozit-ortodontik tel splint en başarısız bulunan materyal olmuştur.

Vilela ve ark (2022)'nın, naylon misina ve kompozit-ortodontik tel splint ve farklı splintleme uzantıları kullanarak SESA ile yaptıkları çalışmada, naylon misina splintte, splintleme uzantısının arttırılması diş hareketliliğini etkilememiştir. Kompozit-ortodontik tel splintte ise splintleme uzantısının arttırılması diş hareketliliğini azaltmış, dişler üzerindeki stresi arttırmıştır. Bizim çalışmamızda da splintleme uzantısının arttırılması, naylon misinada dişler üzerindeki stresi etkilemezken kompozit-ortodontik tel splint ve titanyum travma splintte dişler üzerinde ekstra stres meydana getirmiştir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda, travmaya maruz kalan dişlerin splintlenmesinde kullanılan üç splint materyalinin, farklı splintleme uzantılarıyla vertikal ve oblik olarak uygulanan kuvvetler altında diş ve çevre dokular üzerinde oluşturduğu Von Mises stres dağılım değerleri in vitro koşullarda değerlendirilmiştir.

SESA yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada elde edilen bulgular değerlendirildiğinde ulaşılan sonuçlar aşağıda verilmiştir;

- ✓ Kontrol ve çalışma modellerinde vertikal ve oblik kuvvetler altında en yüksek Von Mises stres değerlerinin, kuvvetlerin uygulandığı noktalarda olduğu tespit edilmiştir.
- ✓ Vertikal ve oblik kuvvetler değerlendirildiğinde, oblik olarak uygulanan kuvvetlerin daha yüksek Von Mises stres değerlerine sebep olduğu bulunmuştur.
- ✓ Çalışma modellerinde, mine ve dentinde en yüksek Von Mises stres oluşturan grubun kompozit-ortodontik tel splint grubu olduğu tespit edilmiştir.
- ✓ Pulpa dokularında oluşan stresler incelendiğinde, modellerin tümü sağlam diş modelinde ölçülen stres değerleri ile benzer sonuçlar göstermiştir. Bu sonuçlar literatürde pulpal irritasyon riski açısından kritik olarak bildirilen değerlerden uzaktır.
- ✓ Çalışma modellerinde, vertikal ve oblik kuvvetler altında splint materyallerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerinin kompozit-ortodontik tel splint grubunda olduğu sonraki sıralamanın titanyum travma splint ve naylon splint şeklinde olduğu görülmüştür.
- ✓ Çalışmamızda rijitlik açısından en olumsuz özellik gösteren splintin kompozit-ortodontik tel splint olduğu, TKS'yi sırayla TTS'in ve NS'nin takip ettiği, NS'nin fizyolojik diş hareketlerine daha çok izin verdiği sonucu çıkmıştır.
- ✓ Çalışmada Lateral-Lateral, 1.Premolar-1.Premolar, 1.Molar-1.Molar olmak üzere üç farklı splintleme uzantısı modellenmiştir. Elde edilen veriler incelendiğinde splintleme uzantısının arttırılması, naylon misina splint uygulanmış gruplarda dişlerin maruz kaldığı stresi etkilemezken; kompozit-ortodontik tel splint ve titanyum travma splintte uzantının arttırılması dişlerde ekstra stresin meydana gelmesine sebep olmuştur.

- ✓ Bu çalışmada, TDY sonucunda dişlere uygulanan üç splint materyalinin, farklı splintleme uzantılarıyla diş dokuları ve çevre dokularda oluşturdukları gerinim değerleri bilgisayar programları ile elde edilen modeller üzerinde SESA ile hesaplanmıştır. Elde edilen veriler karşılaştırılarak günümüzde dental travma tedavilerinde kullanılması amacıyla tercih edilen bu materyallerin klinik kullanıma uygunluğunun tespiti amaçlanmıştır.
- ✓ Splint materyallerinin kullanımları sonucunda diş ve çevre dokularda oluşan stresler değerlendirilmiş, materyallerin dental açıdan avantaj ve dezavantajlarının belirlenmesiyle literatüre katkıda bulunmak hedeflenmiştir. Ancak bu materyallerin klinik başarısına dair kesin sonuçların elde edilebilmesi için bu çalışmaya ek olarak uzun dönem in vivo takipler içeren çalışmalar ve farklı in vitro stres analiz teknikleri ile SESA sonuçlarının karşılaştırıldığı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. KAYNAKLAR

- Abu Samra FM,2014, Dentoalveolar Injuries Classification-Management-Biological Consequences. J Dent Health Oral Disord Ther. 1(4): 25.
- Akgün M Ö, Gülhane Tıp Dergisi Yıl: 2011Cilt:53Sayı:2 Sayfa Aralığı: 143 – 148
- Albers HF,2002, Tooth-colored restoratives: principles and techniques. 9th ed Hamilton, Ont. Lewiston, NY: BC Decker, 43-55.
- Altan, H, & Coşgun, A.,2016, Çocuk diş hekimliğinde travma hastalarında kullanılan splint türleri, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 26(4). ,
- Altınbilek, N., 2018, Fiberle güçlendirilmiş periodontal splintler ve anterior diş eksikliklerinde fiberle güçlendirilmiş rezin köprülerin retrospektif olarak değerlendirilmesi, Uzmanlık Tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
- Altun AC.,2012, Tez aşırı madde kaybı olan süt dişlerinde indirekt yöntemle yapılan kompomer ve kompozit onley restorasyonların in vivo, in vitro ve sonlu elemanlar stres analizi. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Isparta, (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Zuhâl KIRZIOĞLU).
- Altun C,2005, Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi.;77-82.
- American Academy of Pediatric Dentistry. 2012/2013, Guideline on Management of Acute Dental Trauma. Pediatr Dent. 230–238.
- Andersson L, Andreasen JO, Day P, Heithersay G, Trope M, DiAngelis AJ,2012, International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 2. Avulsion of permanent teeth. Dent Traumatol. 88-96.
- Andreasen FM, Kahler B,2015, Diagnosis of acute dental trauma: the importance of standardized documentation: a review. Dent Traumatol . 340-349.
- Andreasen JO, Andreasen F.,1994 Classification, etiology and epidemiology. In: Andreasen F, Andreasen JO, eds, Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth. St. Louis: Mosby,;151-76.
- Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L. Classification, Epidemiology and Etiology. Textbook and Color atlas of Traumatic Injures to the Teeth. Eds: Glendor U, Marcenes W, Andreasen JO, 2007, 4th Edition, pp. 217-254
- Andreasen Jo, Andreasen Fm, Mejare I, Cvek M., 2004, Healing of 400 intra-alveolar root fractures. 2. Effect of treatment factors such as treatment delay, repositioning, splinting type and period and antibiotics, Dent Traumatol, 20:203-11.
- Andreasen JO, Andreasen FM. Avulsions. In: Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L (eds),2007, Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth. 4th ed. Oxford, Wiley-Blackwell, 444-488.

- Andreasen JO, Andreasen FM,1993, Classification, etiology and epidemiology of traumatic dental injuries. Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth. 3rd ed. Copenhagen: Munksgaard; p: 151-77.
- Andreasen Jo, Bakland Lk, Andreasen Fm,2006, Traumatic intrusion of permanent teeth. part 3. a clinical study of the effect of treatment variables such as treatment delay, method of repositioning, type of splint, length of splinting and antibiotics on 140 teeth. Dental Traumatology. 22(2): 99-111
- Andreasen JO, Bakland LK, Flores MT, Andreasen FM, Andersson L,2014, Travmatik Dental Yaralanmalar El Kitabı (Çev Ed: Eden E)., Vestiyer Yayın Grubu, İstanbul, s.28-115.
- Andreasen Jo, Lauridsen E, Gerds Ta, Ahrensburg Ss,2017, Dental trauma guide: a source of evidence-based treatment guidelines for dental trauma. Dental Traumatology; 28(5): 345-50.
- Andreasen JO,1981, Effect of extra-alveolar period and storage media upon periodontal and pulpal healing after replantation of mature permanent incisors in monkeys. Int J Oral Surg.; 10:43-5
- Asmussen E, Peutzfeldt A,2008, Class I and Class II restorations of resin composite: a FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. Dent Mater; 24: 600-5.
- Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2016 26(4).,
- Ayhan, E., 1999, Ön bölge dental travmalar ve tedavilerinde kullanılan fiksasyon yöntemlerinin klinik araştırması, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- Aykaç V ,Ulusoy Ç,Türköz Ç,2015,Effects of a newly designed orthodontic miniplate platform for elevating the miniplate over the gingiva: A 3-dimensional finite element analysis DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.02.024
- Bag I, Yildirim S,2017, Effect of avulsion storage media on periodontal ligament fibroblast differentiation. Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology.;33(6): 458-64.
- Bakioğlu M.,2001, Cisimlerin mukavemeti. İstanbul: Beta Basım Yayım Dağıtım A.Ş.: 85-124.
- Bakland LK,2004, Andreasen JO. Dental traumatology: essential diagnosis and treatment planning. Endodontic Topics.; 7(1): 14-34.
- Baldissera Ede F, Fontanella VR, Ito W, Pomar F,2007, Use of hydroxyapatite in tooth replantation radiographically followed up for 14 years: A case report. Dent Traumatol.; 23(1): 47-50.
- Barbizam JV, Massarwa R, da Silva LA, da Silva RA, Nelson-Filho P, Consolaro A, et al. ,2015, Histopathological evaluation of the effects of variable extraoral dry times and enamel matrix proteins (enamel matrix derivatives) application on replanted dogs' teeth. Dent Traumatol.; 31:29-34
- Bauss O, Schwestka-Polly R, Schilke R, Kiliaridis S.,2005, Effect of different splinting methods and fixation periods on root development of autotransplanted immature third molars. J Oral Maxillofac Surg ; 63: 304-310.

- Ben Hassan MW, Andersson L, Lucas PW, 2016, Stiffness characteristics of splints for fixation of traumatized teeth. *Dent Traumatol.*; 32:140-5.
- Berg JH. Pinkham JR, 2009, Değişimin dinamikleri. In: Pinkham JR, Casamassimo P, Mc Tigue DJ, Fields HW, Nowak AJ, eds, *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence*. Ankara: Atlas, 198.
- Berthold C, Thaler A, Petschelt A, 2009, Rigidity of commonly used dental trauma splints. *Dent Traumatol* ; 25: 248-55.
- Çağlar E, Ferreira L, Kargul B, 2005, Dental trauma management knowledge among a group of teachers in two south European cities. *Dent Traumatol.*; 21(5):258-62
- Çağlar E, Kuvvetli SS, Sandalli N, 2010, Safety for children of play equipment and surfaces in playgrounds regarding dental trauma. *JOHDMBSC.*; 9:63-8
- Cehreli Zc, Lakshmipathy M, Yazici R., 2008, Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: a three-dimensional optical profilometry analysis, *Dent Traumatol*, 24: 177–182
- Cengiz SB, Atac AS, Cehreli ZC, 2006, Biomechanical effects of splint types on traumatized tooth: a photoelastic stress analysis. *Dent Traumatol*; 22: 133-138
- Chun, H. J., Cheong, S. Y., Han J. H., Heo S. J., Chung J. P., Rhyu I. C., Choi Y. C., Baik H. K., Ku Y., Kim M. H., 2002, Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 29, 565-7
- Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D, 1991, Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4):391-408.
- Cohenca N, Shemesh H., 2015, Clinical applications of cone beam computed tomography in endodontics: a comprehensive review. *Quintessence Int*; 46: 657668
- Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM, 2007, Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. *Dent Traumatol.*; 23(2): 95-104.
- Collao-González C, Carrasko-Labra A, Sung-Hsieh HH, Cortés-Araya J, 2014, Epidemiology of pediatric facial trauma in Chile: A retrospective study of 7,617 cases in 3 years. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*; 19(2):99-105.
- Complications following concussion and subluxation injuries in the permanent dentition. A longitudinal cohort study. *Dent Traumatol.* 2012, 28: 386-93.
- Çağlar A. 2003, Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara, (Tez Danışmanı: Doç. Dr.Cemal AYDIN).

- Çalışkan MK. Endodontide Tanı ve Tedaviler.2006, 2. Baskı, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, s.601-631
- Çetingül E. Çene ve Yüz Travmatolojisi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2002, Bornova, Türkiye, s: 64.
- Day, P, Flores, MT, O'Connell, A, et al.,2020, International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 3. Injuries in the primary dentition. Dent Traumatol; 36: 343– 359.
- De França Caldas Jr A, Burgos Mea,2001, A retrospective study of traumatic dental injuries in a brazilian dental trauma clinic. Dental Traumatology; 17(6): 250-53.
- Doğan MS, Tanık A, Aras A, Ataş O,2019, Dental travmada kullanılan farklı splint tiplerinin periotest yöntemi ile değerlendirilmesi Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi (Journal of Harran University Medical Faculty;16(1):117-122.
- Eilert-Petersson E, Andersson L, Sörensen S,1997, Traumatic oral vs non-oral injuries. An epidemiological study during one year in a Swedish country. Swed Dent J;21(1-2):55-86.
- Elbay M, Elbay ÜŞ, Uğurluel C, Kaya C.,2016, Bir üniversite hastanesindeki pedodonti kliniğine başvuran 156 dental travma olgusunun değerlendirilmesi: Retrospektif araştırma. Selcuk Dental Journal.; 3(2): 48-55.
- Eyuboglu O, Yılmaz Y, Zehir C, Sahin H.,2009, A 6-year investigation into types of dental trauma treated in a paediatric dentistry clinic in Eastern Anatolia Region, Turkey. Dent Traumatol.; 25(1):110-4
- Ferencz JL. Splinting. Dent Clin North Am 1987; 31: 395-416.
- Fernandes, A.S., Shetty, S., Coutinho, I. 2003. Factors determining post selection: aliterature review. J. Prosthet. Dent., 90: 556-562
- Filippi A, von Arx T, Lussi A.,2002, Comfort and discomfort of dental trauma splints – a comparison of a new device (TTS) with three commonly used splinting techniques. Dent Traumatol; 18: 275-280.
- Fidancıoğlu,Y D,2020,Travmatize dişlere uygulanan farklı splint türlerinin oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi / To evaluate the stresses of different splint types applied in post-traumatic tissues by using finite element analysis doktora tezi Danışman Doç.Dr.Emre Korkut
- Flores Mt, Andersson L, Andreasen Jo, Bakland Lk, Malmgren B, Barnett F, Et Al,2007, Guidelines for the management of traumatic dental injuries. i. fractures and luxations of permanent teeth. Dental Traumatology.; 23(2): 66-71
- Flores MT, Onetto JE,2019, How does orofacial trauma in children affect the developing dentition? Long-term treatment and associated complications. Dent Traumatol; 35: 312-23.
- Flores, M. T., 2002, Traumatic injuries in the primary dentition, Dental traumatology, 18(6), 287-298

- Fouad, AF, Abbott, PV, Tsilingaridis, G, et al.,2020, International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 2. Avulsion of permanent teeth. *Dent Traumatol*; 36: 331– 342.
- Fung Y-C.,1993, *Mechanical properties of living tissues*: Springer;
- Gassner R, Tuli T, Hächl O, Rudisch A, Ulmer H,2003, Cranio-maxillofacial trauma: a 10 year review of 9543 cases with 21 067 injuries. *J Craniomaxillofac Surg.*;31(1):51-61.
- Geng, J.-P., K.B. Tan, and G.-R. Liu, 2001, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry.*, 85(6): p. 585-598
- Gezgin O, Botsalı M,2015, ‘Karışık dişlenme dönemindeki tek taraflı dudak damak yarıklı hastaların diş gelişimlerinin medikal görüntü kontrol sistemleri ile incelenmesi. *Tez çalışması*;45-48
- Gopikrishna V, Pradeep G, Venkateshbabu N,2009, Assessment of pulp vitality: a review. *International J Paediatr Dent.*; 19(1): 3-15.
- Gökcek M, 2017, Zonguldakta travmatik dental yaralanmaların retrospektif analizi, Uzmanlık Tezi, Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anabilim Dalı.
- Gröndahl G, Huuonen S,2004, Radiographic manifestations of periapical inflammatory lesions. How new radiological techniques may improve endodontic diagnosis and treatment planning. *Endod Topics*; 8: 55–67.
- Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RN R,2013, Predicting Periimplant Stresses Around Titanium and Zirconium Dental Implants-A Finite Element Analysis. *J Indian Prosthodont Soc*; 13: 196-204.
- Gutmann JL, Gutmann MS,1995, Cause, incidence, and prevention of trauma to teeth. *Dent Clin North Am.* 1995;39(1):1-13.
- Güler Ç, Demir P, Kizilci E, Alper Görgen V, Güneş D, Keskin G,2015 Traumatic Dental Injuries in Malatya: A Retrospective Study. *Türkiye Klinikleri Journal Of Dental Sciences.*; 21(3): 189-195.
- Gültekin, B. A., Gültekin, P, Yalçın, S, 2012, Application of finite element analysis in implant dentistry. In F. Ebrahimi (Ed.) *Finite element analysis-New trends and developments* (s. 21-54), Rijeka: InTech Publications
- Halstead ME, Walter KD,2010, Council on Sports Medicine and Fitness. American Academy of Pediatrics. Clinical report—sportrelated concussion in children and adolescents. *Pediatrics.*;126(3):597–615.
- Hecova H, Tzigkounakis V, Merglova V, Netolicky J,2010, A retrospective study of 889 injured permanent teeth. *Dent Traumatol.*;26(6):466-75.
- Hinckfuss SE, Messer LB,2009, An evidence-based assessment of the clinical guidelines for replanted avulsed teeth. Part II: prescription of systemic antibiotics. *DentTraumatol.*; 25: 158–64

- Holan G, Mctigue D., 2009, Dental travmaya giriş: Süt dişlenmede travmatik yaralanmaların tedavisi, Çocuk Diş Hekimliği: Bebeklikten Ergenliğe, 4. Baskı, Ankara, Atlas, 236-56.
- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., Mante, F, 1998, Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis -a two- dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 24, 80-88.
- <http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/DHFK67ET.pdf>
- https://www.iadt-dentaltrauma.org/images/Turkish_IADT_Guidelines_FULL2020.pdf
- Huang HM, Ou KL, Wang WN, Chiu WT, Lin CT, Lee SY, 2005, Dynamic finite element analysis of the human maxillary incisor under impact loading in various directions. *Journal of endodontics*, 31, 10, 723-7.
- Huang HM, Tsai CY, Lee HF, Lin CT, Yao WC, Chiu WT, Lee SY, 2006. Damping effects on the response of maxillary incisor subjected to a traumatic impact force: a nonlinear finite element analysis. *Journal of dentistry*, 34, 4, 261-8.
- Inan M, 1996, Cisimlerin mukavemeti. 6 ed. İstanbul: İTÜ Vakfı;
- Isis A Venturini P Poiate, Adalberto Bastos de Vasconcellos, Ronaldo Barcellos de Santana, Edgard Poiate, 2009, Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis Nov;80(11):1859-67 doi: 10.1902/jop.2009.090220.
- Isolan TMP, Borges CB, Renon MA, Pesce AL, Moro M, 1994, Tooth replantation. *RGO.*; 42(5): 271-284.
- Jacob J, Nandlal B., 2003, Bond strength of wirecomposite resin interface of dental splints using different wire surface treatments – An in vitro study. *Endodontology*, 15: 2–6.
- Jonathan M. Mitchell, 2012, Managing Pediatric Dental Trauma in a Hospital Emergency Department
- Kahler B, Rossi-Fedele G, Chugal N, Lin LM, 2017, An evidence-based review of the efficacy of treatment approaches for immature permanent teeth with pulp necrosis. *J Endod.*; 43: 1052-7.
- Kahler, B., Hu, J.Y., Marriot-Smith, C.S., Heithersay, G.S, 2016, Splinting of teeth following trauma: a review and a new splinting recommendation. *Aust Dent J.*; 61 (Suppl. 1): 59-73.
- Kamburoğlu K, Özen T, Kılıç C, 2009, 'Diş Uzunluklarının Dental Volumetrik Tomografi Yardımıyla 6 inç ve 9 inç Tarama Alanları Kullanılarak Ölçülmesi' *ADO Klinik Bilimler Dergisi Cilt :3 Sayı:1, Sayfa:289-294*
- Kayabaşı O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F., 2006, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering* ; 37: 649–58

- Kehoe, J.C.,1986, Splinting and replantation after traumatic avulsion. J. Am. Dent. Assoc.; 112: 224–230.
- Kelly JR. Perspectives on strength. Dent Mater 1995; 11: 103-110.
- Kızılcı E, Demir P,2015, Evaluation of epidemiology and etiology of dental injuries observed in children. Medicine Science 4(3):2650-2663
- Kim SG, Malek M, Sigurdsson A, Lin LM, Kahler B,2018, Regenerative endodontics: A comprehensive review. Int Endod. J.
- King BJ, Christensen BJ,2019, Hybrid Arch Bars Reduce Placement Time and Glove Perforations Compared to Erich Arch Bars during the Application of Maxillomandibular Fixation: a Randomized Controlled Trial. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.
- Kocatürk U.,1991, Açıklamalı Tıp Sözlüğü
- Kramer PF, Onetto J, Flores MT, Borges TS, Feldens CA,2016, Traumatic Dental Injuries in the primary dentition: a 15-year bibliometric analysis of Dental Traumatology. Dent Traumatol.; 4.
- Küçük Kurt S,2019, Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi;29(4):701-10.
- Kwan SC, Johnson JD, Cohenca N,2012, The effect of splint material and thickness on tooth mobility after extraction and replantation using a human cadaveric model. Dent Traumatol.; 28:277-81.
- Levin L, Day PF, Hicks L, O'Connell A, Fouad AF, Bourguignon C, Abbott PV,2020, International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: General introduction. Dent Traumatol; 36(4): 309-313
- Liu, G.R. and Quek, S.S.,2003, The Finite Element Method: A Practical Course. Butterworth-Heinemann, New York.
- Logan, D,2007, First course in the finite element method. (5th Edition), Nelson Education Ltd, 1-27.
- Lucchi P,2019, Dental trauma and orthodontic treatment a particular case of luxation. Styleitaliano.
- Lynham A, Tuckett J, Warnke P.,2012, Maxillofacial trauma. Australian Family Physician. 2012; 41: 17280
- Maceri F, Martignoni M, Vairo G,2007, Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: A finite-element approach. J Biomech.;40(11):2386–98.
- Magne P, Belser UC.,2002, Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. Int J Periodontics Rest Dent.; 22(5): 425-33

- Malmgren B, Andreasen JO, Flores MT, Robertson A, DiAngelis AJ, Andersson L, Cavalleri G, Cohenca N, Day P, Hicks ML, Malmgren O, Moule AJ, Onetto J, Tsukiboshi M, 2012, International Association of Dental Traumatology Guidelines for The Management of Traumatic Dental Injuries: 3. Injuries in the primary dentition. *Dent Traumatol.*; 28(3): 174-82.
- Malmgren B, Malmgren O, 2002, Rate of infraposition of reimplanted ankylosed incisors related to age and growth in children and adolescents. *Dent Traumatol.*; 18: 28-36.
- Marcenes W, Zabet NE, Traebert J, 2001, Socio-economic correlates of traumatic injuries to the permanent incisors in school children aged 12 years in Blumenau, Brazil. *Dent Traumatol.*; 17: 222–6
- Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM, 2007, Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *Journal of Prosthodontics.*; 16(2):117-22.
- Marks L, Gardner T, 1993, The use of strain energy as a convergence criterion in the finite element modelling of bone and the effect of model geometry on stress convergence. *Journal of biomedical engineering.* ;15(6):474-6.
- Martin I, Daly C, Liew V, 1990, After- hours treatment of anterior dental trauma in newcastle and western sydney: a four- year study. *Australian Dental Journal.*; 35(1): 27-31.
- Mazzoleni S, Meschia G, Cortesi R, et al., 2010, In vitro comparison of the flexibility of different splint systems used in dental traumatology. *Dental Traumatol.*; 26: 30-36.
- Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WH, 1993, A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, ,20(2):147-157
- Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M., Preti, G, 2002, Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, 13, 334-341.
- Moaveni, S., 2011, Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e,: Pearson Education India.
- Mohammed, S. D., Desai, H., 2014, Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Oral Hyg Health*, 2, 156-160.
- Muslu, S., 2012, Dental travmalar ve tedavileri, Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı.
- Oikarinen K, Andreasen JO, Andreasen FM, 1992, Rigidity of various fixation methods used as dental splints. *Endod Dent Traumatol.*; 8(3): 113-9
- Oikarinen K, Gundlach KKH, Pfeifer G, 1987, Late complication of luxation injuries to teeth. *Endo Dent Traumatol.*; 3: 296–302.
- Owen DRJ, Hinton E, 1980, A simple guide to finite elements. Waltham Abbey, Pineridge Press

- Özbaş, H., Öztürk, E., & Kocaelli, H.,2007, *Travmatik diş yaralanmalarında splint uygulamaları*. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry, 41(4), 45-50.
- Pagadala S, Tadikonda D,2015, An overview of classification of dental trauma. IAIM. 2015; 2(9): 157-64.
- Panzarini S,2008, Treatment of root surface in delayed tooth replantation: a review of literature
- Perez R, Berkowitz R, McIlveen L, Forrester D,1991, Dental trauma in children: a survey. Endod Dent Traumatol. ;7(5):212-3.
- Pinkham Jr, Casamassimo P, Fields H, Mctigue D, Nowak A, 2005, Pediatric Dentistry. Infancy Through Adolescence,4th Ed, Philadelphia: Wb Saunders Co
- Poiate IA de Vasconcellos AB de Santana RB, Poiate E, 2009. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. Journal of periodontology, 80, 11, 1859-67.
- Pozzobon MH, de Sousa Vieira R, Alves AM, Reyes-Carmona J, Teixeira CS, de Souza BD, Felipe WT.,2011, Assessment of pulp blood flow in primary and permanent teeth using pulse oximetry. Dent Traumatol.; 27: 184–188.
- Prabhakar AR, Yavagal CM, Chakraborty A, Sugandhan S,2015, Finite element stress analysis of stainless steel crowns;33: 183-91.
- Ramoğlu S, Ozan O,2014, Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.; 9: 175-80.
- Rani VL, Rajalingam S, Hemalatha R, Jananee J,2016, Rehabilitation of complicated crown-root fracture by invisible approach. J Pharm Bioallied Sci.; 8(1): 171174.
- Rao, A., Shenoy, R., 2011, Splinting–when and how? Dental update, 38(5), 341-346.
- Review of common conditions associated with periodontal ligament widening Imaging Science in Dentistry 2016; 46: 229-37 <https://doi.org/10.5624/isd.2016.46.4.229>
- Rieger M, Mayberry M, Brose M. ,1990, Finite element analysis of six endosseous implants. The Journal of prosthetic dentistry. ;63(6):671-6.
- Rintaro T, Kiyotaka M, Minoru K,2005, Conservative treatment for root fracture located very close to gingiva. Dent Traumatol.; 21(2): 111-114
- Robertson A, Andreasen FM, Andreasen JO, Norén JG, 2000, Long-term prognosis of crown permanent incisors. The effect of stage of root development and associated luxation injury. Int J Paediatr Dent.; 10(3): 191-9

- Schwarz S, Lohbauer U, Doz P, Petschelt A, Pelka M.,2012, Vertical root fractures in crowned teeth: A report of 32 cases. *Quintessence Int.*; 4: 37–43.
- Shalu B., Singh G.H,2011, *Periodontics Revisited.*, 1/e
- Shetty P, Hegde AM, Rai K,2010, Finite element method an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent* ; 34:281-5.
- Shigemitsu, R., Yoda, N., Ogawa, T., Kawata, T., Gunji, Y., Yamakawa, Y., Ikeda, K., Sasaki, K., 2014, Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant supported overdenture. *Comput Biol Med*, 54, 44-52.
- Silva LAB, Nelson-Filho P, Silva RAB, Flores DSH, Heilborn C, Johnson JD, Cohenca N.,2010, Revascularization and periapical repair after endodontic treatment using apical negative pressure irrigation versus conventional irrigation plus antibiotic intracanal dressing in dogs' teeth with apical periodontitis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*; 779-87
- Sivakumar N, Muthu MS,2012, Traumatic injuries of teeth and supporting structures. In: Sivakumar N. Muthu MS, eds, *Pediatric Dentistry Principles and Practice*. Delhi: Elsevier,305
- Skaare AB, Jacobsen I. Primary tooth injuries in Norwegians children (1-8 years),2005, *Dent Traumatol.* ; 21: 315-19.
- Sobczak-Zagalska H, Emerich K,2020, Assessment of a Power Chain as a New Dental Trauma Splint and Its Comparison with Two Commonly Used Splinting Materials. *Applied Sciences.*; 10(23): 8398
- Sonugelen M, Artunç C,2002, *Ağız Protezleri ve Biomekanik*. İzmir, Ege Üniversitesi Yayınları
- Souza BD, Alves AM, Santos LG, Simoes CM, Felipe WT, Felipe MC,2016, Fibroblast Viability after Storage at 20 degrees C in Milk, Hank's Balanced Salt Solution and Coconut Water. *Brazilian dental journal.*; 27(4): 404-7
- Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010; 21:425-32
- Stojanac I, Ramic B, Premovic M, Drobac M, Petrovic L,2013, Crown reattachment with complicated chisel-type fracture using fiber-reinforced post. *Dent Traumatol.*; 29(6): 479-482.
- Şahin MK,2008, Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Neşe AKAL).
- Şengül F,2008, Süt dişi sınıf II kavitelerinde farklı restoratif materyallerin başarısının in vivo ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora tezi, Erzurum (Tez Danışmanı: Yard. Doç. Dr. Taşkın GÜRBÜZ).

- Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M,2003, Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehab.*; 30(1): 60-7.
- Tewari N, Mathur VP, Singh N, Singh S, Pandey RK.,2018, Long-term effects of traumatic dental injuries of primary dentition on permanent successors: A retrospective study of 596 teeth. *Dent Traumatol.*; 34: 129-34.
- Trivedi S,2014, Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, , 4(3):200-203.
- Trope M, Chivian N, Sigurdsson A.,2000 Traumatismo dentário, Rio de Janeiro, p.520-564.
- Trope, M. Avulsion of permanent teeth: theory to practice. *Dental Traumatology*. 2011; 27(4): 281-294.
- Tsukiboshi M. Travma Olgularında Tedavi Planlaması (Çev Ed: Gençay K). 2007, Quintessence Yayınları, İstanbul, s.13-116.
- Tuncer F.B,Sacak B,2015, Tooth fragments embedded in the lower lip following trauma *Marmara Medical Journal*; 28: 173-175
- Tuzuner T, Yahyaoglu G, Tosun E, Taskesen F, Kusgoz A,2016, Alveolar process fracture in mandibular immature permanent incisors region. *JPak Med Assoc.*;66(10): 1334-6.
- Van Staden R, Guan H, Loo Y-C, 2006, Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.*;9(4):257-70
- Vilela A, Soares P, Versluis A,2022, Dental trauma splints for the mixed dentition –A finite element analysis of splint material, splint extension, missing teeth, and PDL representation, *Dental Traumatology*. ; 38:495–504.
- Von Arx T., 2005, Splinting of traumatized teeth with focus on adhesive techniques, *CDA Journal*, 33: 409-1
- Xu H, Jiang Z, Xiao X, Fu J, Su Q,2012, Influence of cavity design on the biomechanics of direct composite resin restorations in Class IV preparations. *Eur J Oral Sci*;120(2):161–7.
- Yaman SD, Karacaer Ö, Şahin M,2004, Stress Distribution of Post-Core Applications in Maxillary Central Incisors. *J Biomater Appl.*;18(3):163–77.
- Yılmaz N, Çelik D, Tüzüner T.,2019, Diş gelişimi aşamasındaki dental yaralanmalar ve komplikasyonları. Erdemir A, editör. *Travma Sonrası Endodontik Yaklaşımlar*. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2019. p.63-70.
- Yuchen Liu,Ming Fang,Ruifeng Zhao,Hengyan Liu,Min Tian,Sheng Zhong,Shizhu Bai,2022,Effects of Periodontal Splints on Biomechanical Behaviors in Compromised Periodontal Tissues and Cement Layer: 3D Finite Element Analysis, *Jul 12*;14(14):2835. doi: 10.3390/polym14142835.

Yüzbaşıoğlu HE,2006, İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Sosyal Bilimler Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Zengin AZ, Celenk P, Sumer AP, Cankaya S,2015 Evaluation of traumatic dental injuries in a group of Turkish population. Nigerian journal of clinical practice.; 18(1): 86-9.

