



**FARKLI VERTİKAL BÜYÜME MODELİNE SAHİP
ADÖLESAN BİREYLERDE MİNİ-VİDA YERLEŞİM BÖLGELERİNDE
STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

Şafak ERKÜN

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Ekim 2016

Şafak ERKÜN tarafından hazırlanan " Farklı Vertikal Büyüme Modeline Sahip Adölesan Bireylerde Mini-vida Yerleşim Bölgelerinde Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi " adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Tuba TORTOP

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Başkan : Prof. Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof. Dr. Ayça ARMAN ÖZÇİRPİCİ

Ortodonti Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof. Dr. Ömür POLAT ÖZSOY

Ortodonti Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Doç. Dr. Çağrı ULUSOY

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Tez Savunma

Tarihi: 26/10/2016

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Şafak ERKÜN

FARKLI VERTİKAL BÜYÜME MODELİNE SAHİP ADÖLESAN BİREYLERDE
MINİ-VİDA YERLEŞİM BÖLGELERİNDE STRES DAĞILIMININ SONLU
ELEMANLAR YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Şafak ERKÜN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
EKİM 2016

ÖZET

Bu çalışmanın amacı yüksek ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireylerde mini-vida destekli en masse retraksiyon sırasında mini-vida, kemik dokuda ve dişlerde oluşan stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmektir. Bu çalışmanın hipotezi, farklı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireylerde kortikal kemik kalınlığı ve kalitesinin mini-vida yerleşim bölgelerinde stres seviyesi ve dağılımı ile ilişkili olduğu üzerine kurulmuştur. Çalışmada 4 farklı senaryo oluşturulmuştur. Senaryo 1’de, yüksek açılı adölesan maksillası, Senaryo 2’de, düşük açılı adölesan maksillası, Senaryo 3’de, yüksek açılı adölesan mandibulası, Senaryo 4’de, düşük açılı adölesan mandibulası kullanılmıştır. Mini-vida destekli en-masse retraksiyon için mini-vidalar 2. premolar ve 1. molar arasına alveoler kret tepesinin 6 mm apikaline dişin uzun eksenine ile 60° açı oluşturacak şekilde yerleştirilmiştir. Mini-vida ve 8 mm uzunluktaki kuvvet kolu arasına tek tarafta 2N’luk retraksiyon kuvvetinin yüklenmesinden sonra, oluşan stres seviyeleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmiştir. Maksillada, von Mises stres, maksimum ve minimum asal stres değerleri senaryo 1’de senaryo 2’den yüksek bulunmuştur. Mandibulada iki senaryo arasında stres seviyelerinin farkı maksilladaki kadar belirgin değildir. Yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibular modelde maksimum ve minimum asal stres değerleri düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibular modele göre yüksek bulunmuştur.

Bilim Kodu : 1045
Anahtar Kelimeler : Adölesan, Mini-vida, Sonlu eleman, Stres
Sayfa Adedi : 142
Danışman : Prof. Dr. Tuba TORTOP

EVALUATION OF STRESS DISTRIBUTION BY FINITE ELEMENT ANALYSIS AT
MINISCREW PLACEMENT SITES IN ADOLESCENTS WITH DIFFERENT
VERTICAL GROWTH PATTERN

(Ph. D. Thesis)

Şafak ERKÜN

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES
OCTOBER 2016

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate stress level by 3-dimensional finite element stress analysis in miniscrews, bone, and teeth during en-masse retraction with mini-screw anchorage in high-angle and low-angle adolescents. The hypothesis of this study was that the cortical bone thickness and bone quality of adolescents with different vertical growth pattern was related both to the stress level and distribution at miniscrew placement sites. Four different scenarios were set. In scenario 1, the maxilla of a high-angle adolescent, in scenario 2, the maxilla of a low-angle adolescent, in scenario 3, the mandible of a high-angle adolescent, in scenario 4, the mandible of a low-angle adolescent was used. For en-masse retraction with mini-screw anchorage, the mini-screws were placed 6 mm from alveolar crest in the interradicular space between the first molar and the second premolar at an angle of 60 degrees to the long axes of the teeth. After a retraction force of 2N was applied bilaterally from the mini-screw to the 8 mm power arm placed between canine and lateral incisor, the stress pattern was evaluated with 3-dimensional finite element analysis. In maxilla, von Mises stress, maximum and minimum principle stresses were greater in scenario 1 than in scenario 2. The differences in stress level between the two scenarios in the mandible was not as remarkable as in the maxilla. The maximum and minimum principle stresses were greater in the high-angle mandibular model than the low-angle mandibular model.

Science Code : 1045
Key Words : Adolescent, Miniscrew, Finite Element, Stress
Page Number : 142
Advisor : Prof. Dr. Tuba TORTOP

TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimine başladığım andan itibaren çalışma disiplini ve meslek ahlakı ile mükemmel bir rol model olan; hiçbir konuda bilgi, deneyim ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım sayın Prof. Dr. Tuba Tortop'a,

Çalışmalarım sırasında değerli bilgileri ve anlayışı ile her konuda teşvik edici olan, yardımını ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam sayın Doç. Dr. Çağrı Ulusoy'a,

Doktora eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen, tüm teorik bilgi ve pratik becerimin gelişmesinde bana rehber olan Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D.'nın çok değerli öğretim üyelerine,

Çalışmada, analizlerin gerçekleştirilmesini sağlayan Btech İnnovation A.Ş.'i kurucu ortaklarından Kuntay Aktaş'a,

5 yıllık doktora eğitimim süresince sevinç, hüznün ve zorlukları birlikte yaşadığımız dönem arkadaşlarım Hande Odabaşı, Emel Özdemir, Muayad Kasem, Cemile Uysal ve Altuğ Yeniay'a,

Hayatımın her döneminde beni destekleyen, bana güvenen ve yol gösteren sevgili annem Rabia Kutlu'ya, babam Kadir Kutlu'ya,

Algıımı, düşünme yöntemimi sorgulatan, duruşu ve çizgisiyle bana hep yeni ufuklar katan canım kardeşim Mesut Kutlu'ya,

Son olarak doktora döneminde karşıma çıkan ve hayatımın akışını değiştiren eşim Fatih Erkün'e değerli sevgisi, sabrı ve bana kattıkları için

Teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
GRAFİKLERİN LİSTESİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kemik Fizyolojisi	3
2.2. Ankraj	4
2.2.1. Çene içi (intramaksiller) ankraj	4
2.2.2. Çenelerarası (intermaksiller) ankraj	5
2.2.3. Ağız dışı (ekstraoral) ankraj	5
2.2.4. Çekim boşluğu kullanımına göre ankraj sınıflaması	6
2.3. Ortodontide Mini-Vida Kullanımı	7
2.3.1. Mini-vidanın stabilitesini etkileyen faktörler	8
2.3.2. Mini vida başarısını etkileyen hastaya bağlı faktörler	16
2.4. En Masse Retraksiyon	23
2.5. Biyomekanik Kavramlar	25
2.5.1. Gerilim (stres)	25
2.5.2. Gerinim (strain)	26
2.5.3. Stres – gerinim ilişkisi	26

	Sayfa
2.5.3. Elastisite modülü (Young modülü).....	26
2.5.4. Poisson oranı	27
2.6. Stres Analiz Yöntemleri.....	27
2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	30
2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Stres Analizi	32
2.8.1. Ortognatik cerrahi ve distraksiyon osteogenezisi	32
2.8.2. Ortopedik tedavi mekanikleri	33
2.8.3. Rapid palatal ekspansiyon (RPE).....	34
2.8.4. Sabit tedavi mekanikleri.....	34
2.8.5. Mini-vidalar	35
3. MATERYAL VE METOT	37
3.1. Maksilla ve Mandibula Modellerinin Oluşturulması	38
3.2. Dişlerin ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi.....	44
3.3. Braketlerin ve Telin Modellenmesi	45
3.4. Mini-vidaların Modellenmesi.....	46
3.5. Senaryoların Oluşturulması.....	47
3.6. Matematiksel Modellerin Oluşturulması	52
3.6.1. Ağ yapının oluşturulması	52
3.6.2. Malzeme özelliklerinin tanımlanması	54
3.6.3. Sınır koşullarının belirlenmesi	55
4. BULGULAR.....	57
4.1. Birinci Senaryoya Ait Bulgular	59
4.1.1. Mini-vidadaki stres değerleri.....	59
4.1.2. Mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri.....	61
4.1.3. Dişlerde oluşan stres ve yer değiştirme değerleri.....	65
4.2. İkinci senaryoya ait bulgular	66

	Sayfa
4.2.1. Mini-vidadaki stres değerleri.....	66
4.2.2. Mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri.....	68
4.2.3. Dişlerde oluşan stres ve yer değiştirme değerleri.....	72
4.3. Üçüncü senaryoya ait bulgular.....	73
4.3.1. Mini-vidadaki stres değerleri.....	73
4.3.2. Mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri.....	75
4.3.3. Dişlerde oluşan stres ve yer değiştirme değerleri.....	79
4.4. Dördüncü senaryoya ait bulgular	80
4.4.1. Mini-vidadaki stres değerleri.....	80
4.4.2. Mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri.....	82
4.4.3. Dişlerde oluşan stres ve yer değiştirme değerleri.....	85
5. TARTIşMA.....	87
6. SONUÇLAR.....	105
KAYNAKLAR.....	107
ÖZGEçMİş	123

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Senaryolarda kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları	54
Çizelge 3.2. Senaryolarda kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları.....	54
Çizelge 4.1. Mini-vidada oluşan stresler değerleri	57
Çizelge 4.2. Mini-vida çevresindeki kemik dokuda oluşan stresler	58

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Stres-Gerinim diyagramı	27
Şekil 3.1. 3-Matic ve Mimics yazılımı ile geometrik olarak oluşturulmuş model	37
Şekil 3.2. Maksiller mesh modelin tüm unsurlar eklendikten sonra analize hazır hale getirilmiş görüntüsü	38
Şekil 3.3. Frankfurt horizontal ve orbital düzlem yere paralel olacak şekilde oryante edilmiş tomografi görüntüleri.	39
Şekil 3.4. Kortikal kemik kalınlığının, alveoler kret tepesinin 6 mm apikalinden ölçülmesi.	40
Şekil 3.5. Adölesan bireyin kafatası kemiğine ait bilgisayarlı tomografi datası	40
Şekil 3.6. Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksiller trabeküler kemik modeli	41
Şekil 3.7. Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksiller kortikal kemik modelleri	41
Şekil 3.8. Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksiller trabeküler kemik modeli	42
Şekil 3.9. Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksiller kortikal kemik modeli	42
Şekil 3.10. Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibuler trabeküler kemik modeli	43
Şekil 3.11. Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibuler kortikal kemik modeli	43
Şekil 3.12. Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibuler trabeküler kemik modeli	44
Şekil 3.13. Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibuler kortikal kemik modeli	44
Şekil 3.14. Dişlerin görüntüsü	45
Şekil 3.15. Periodontal ligament ve dişlerle birlikte PDL görüntüsü	45
Şekil 3.16. Braket, ark teli, kuvvet kolu, yay modelleri	46

Resim	Sayfa
Şekil 3.17. Mini-vidanın teknik çizimi.....	46
Şekil 3.18. Absoanchor	46
Şekil 3.19. Mini-vidanın yerleştirildiği yükseklik ve açı	47
Şekil 3.20. Senaryo 1’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi.....	48
Şekil 3.21. Senaryo 2’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi.....	49
Şekil 3.22. Senaryo 3’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi.....	50
Şekil 3.23. Senaryo 4’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi.....	51
Şekil 3.24. Kullanılan tetrahedral elemanlar.....	52
Şekil 3.25. Maksiller mesh modelin tüm unsurlar eklendikten sonra analize hazır hale getirilmiş görüntüsü	53
Şekil 3.26. Mandibular mesh modelin tüm unsurlar eklendikten sonra analize hazır hale getirilmiş görüntüsü	53
Şekil 4.1. Senaryo 1’de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres dağılımı	60
Şekil 4.2. Senaryo 1’de mini-vida üzerinde oluşan maksimum asal stres dağılımı.....	60
Şekil 4.3. Senaryo 1’de mini-vida üzerinde oluşan minimum asal stres dağılımı.....	61
Şekil 4.4. Senaryo 1’de kortikal kemikte oluşan von Mises stres dağılımı	62
Şekil 4.5. Senaryo 1’de kemikte oluşan von Mises stres dağılımının kesitsel görünümü	62
Şekil 4.6. Senaryo 1’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı.....	63
Şekil 4.7. Senaryo 1’de kemikte oluşan maksimum asal stresin kesitsel görünümü	63
Şekil 4.8. Senaryo 1’de kortikal kemikte oluşan minimum asal strese dağılımı.....	64
Şekil 4.9. Senaryo 1’de kemikte oluşan minimum asal stresin kesitsel görünümü	64
Şekil 4.10. Senaryo 1’de dişlerde oluşan von Mises stres dağılımı.....	65

Resim	Sayfa
Şekil 4.11. Senaryo 1’de dişlerde oluşan yer değiştirmeler.....	66
Şekil 4.12. Senaryo 2’de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres dağılımı	67
Şekil 4.13. Senaryo 2’de mini-vida üzerinde oluşan maksimum asal stres dağılımı.....	67
Şekil 4.14. Senaryo 2’de mini-vida üzerinde oluşan minimum asal stres dağılımı.....	68
Şekil 4.15. Senaryo 2’de kortikal kemikte oluşan von Mises stres dağılımı	69
Şekil 4.16. Senaryo 2’de kemikte oluşan von Mises stresin kesitsel dağılımı	69
Şekil 4.17. Senaryo 2’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı.....	70
Şekil 4.18. Senaryo 2’de kemikte oluşan maksimum asal stresin kesitsel görünümü	70
Şekil 4.19. Senaryo 2’de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılım	71
Şekil 4.20. Senaryo 2’de kemikte oluşan minimum asal stresin kesitsel görünümü	71
Şekil 4.21. Senaryo 2’de dişlerde oluşan von Mises stres dağılımı.....	72
Şekil 4.22. Senaryo 2’de dişlerde oluşan yer değiştirmeler.....	73
Şekil 4.23. Senaryo 3’de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres dağılımı	74
Şekil 4.24. Senaryo 3’de mini-vida üzerinde oluşan maksimum asal stres dağılımı.....	74
Şekil 4.25. Senaryo 3’de mini-vida üzerinde oluşan minimum asal stres dağılımı.....	75
Şekil 4.26. Senaryo 3’de kortikal kemikte oluşan von Mises stres dağılımı	76
Şekil 4.27. Senaryo 3’de kemikte oluşan von Mises stresin kesitsel dağılımı	76
Şekil 4.28. Senaryo 3’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı.....	77

Resim	Sayfa
Şekil 4.29. Senaryo 3’de kemikte oluşan maksimum asal stresin kesitsel görünümü	77
Şekil 4.30. Senaryo 3’de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılım	78
Şekil 4.31. Senaryo 3’de kemikte oluşan minimum asal stresin kesitsel görünümü	78
Şekil 4.32. Senaryo 3’de dişlerde oluşan von Mises stres dağılımı.....	79
Şekil 4.33. Senaryo 3’de dişlerde oluşan yer değiştirmeler.....	80
Şekil 4.34. Senaryo 4’de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres dağılımı	81
Şekil 4.35. Senaryo 4’de mini-vida üzerinde oluşan maksimum asal stres dağılımı.....	81
Şekil 4.36. Senaryo 4’de mini-vida üzerinde oluşan minimum asal stres dağılımı.....	82
Şekil 4.37. Senaryo 4’de kortikal kemikte oluşan von Mises stres dağılımı	83
Şekil 4.38. Senaryo 4’de kemikte oluşan von Mises stresin kesitsel dağılımı	83
Şekil 4.39. Senaryo 4’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı.....	84
Şekil 4.40. Senaryo 4’de kemikte oluşan maksimum asal stresin kesitsel görünümü	84
Şekil 4.41. Senaryo 4’de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılım	85
Şekil 4.42. Senaryo 4’de kemikte oluşan minimum asal stresin kesitsel görünümü	85
Şekil 4.43. Senaryo 4’de dişlerde oluşan von Mises stres dağılımı.....	86
Şekil 4.44. Senaryo 4’de dişlerde oluşan yer değiştirmeler.....	86

GRAFİKLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Grafik 4.1. Mini-vidada oluşan stres değerleri	57
Grafik 4.2. Mini-vida çevresindeki kemik dokuda oluşan stresler	58

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

g-f

Gram kuvvet

GPa

Gigapascal

MPa

Megapascal

Kısaltmalar

Açıklamalar

HU

Hounsfield unite

SESA

Sonlu elemanlar stress analizi

BT

Bilgisayarlı tomografi

KIBT

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

SS

Paslanmaz çelik tel

1. GİRİŞ

İskeletsel ankraj araçları farklı dizayn ve materyaller denenerek son yıllarda hızlı bir gelişme göstermiştir. 1997’de Kanomi saf titanyum mini-vidaları geliştirerek kök rezorbsiyonu ve periodontal patolojik bulgular olmaksızın diş hareketi elde etmiştir [1]. Bu gelişme, ortodontik tedavilerde kullanılmak üzere değişik çap, uzunluk, yiv şekli, yüzey özelliği ve baş dizaynına sahip mini-vidalar üretilmesine öncülük etmiştir. Mini-vidaların hasta kooperasyonu gereksinimini azaltması, kullanım rahatlığı, cerrahi olarak yerleştirilmelerinin/çıkartılmalarının kolay olması, estetik avantajları ve hemen yüklenebilmeleri nedeniyle popüliteleri her geçen gün artmaktadır [2].

Mini-vidaların başarı oranlarını değerlendiren literatürler incelendiğinde değerlendirilen zaman aralığı, hastanın yaşı, yerleştirme bölgesi, uygulanan kuvvet, mobilite varlığı ve yer değiştirme miktarı gibi değişkenlerin çalışmalarda farklı tanımlamalarla değerlendirilmiş olması, çalışmaların dizayn ve metodoloji farklılıkları ile değişkenlerin kontrolündeki eksiklerden dolayı farklı sonuçlar bildiren çalışmalar bulunmaktadır [3-5].

Mini-vidalarda primer stabilite osseointegrasyondan ziyade mekanik retansiyon ile sağlanmaktadır. Primer stabilite için mini-vidanın yerleştirildiği kemiğin hacmi ve yoğunluğu oldukça önemlidir. Farklı birçok klinik araştırmada da ince kortikal kemiğin implant kayıplarına sebep olduğu gösterilmiştir [6-8]. Kortikal kemiğin 1 mm daha ince olmasının implantın başarısızlık olasılığını 6.9 kat arttırdığı bildirilmiştir [8].

Kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğunu etkileyen en önemli faktörlerden biri yaştır. Mini-vida yerleşim bölgelerinde kortikal kemik kalınlığını değerlendiren bir çalışmada yetişkin bireylerin adölesanlardan daha kalın kortikal kemik değerlerine sahip oldukları gösterilmiştir [9]. Adölesan bireylerde kortikal kemiğin daha ince ve yoğunluğunun daha az olmasının mini-vida uygulamalarında başarı oranını düşürdüğü bildirilmiştir [8, 10].

Kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğunu etkileyen bir başka faktörde yüzün büyüme

yönüdür. Yetişkin ve adölesanlarda yapılan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KİBT) çalışmalarında vertikal büyüme yönüne sahip bireylerde horizontal yön büyümesine sahip bireylere kıyasla çiğneme kas kuvvetlerinin ve kortikal kemik kalınlığının daha az olduğu gösterilmiştir [11-13].

Yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip yetişkin bireylerde kortikal kemik kalınlığının ince olması nedeniyle mini-vida başarı oranlarının düşük olduğu gösterilmiştir [7]. Mevcut literatürler incelendiğinde farklı vertikal büyüme yönlerine sahip adölesan bireylerde, mini-vida davranışlarını değerlendirecek sonlu eleman stres analizi çalışması bulunmadığı görülmüştür. Bu çalışmanın amacı yüksek ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireylerde mini-vida destekli en masse retraksiyonda mini-vida ve çevresindeki kemik dokuda, dişlerde oluşan stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

Ortodontik tedavi mekanizmalarının başarılı bir şekilde uygulanmasında 3 faktör önemlidir; bunlardan birincisi doku reaksiyonlarının ve doku tolerans limitlerinin belirlenmesi, ikincisi ankraj kontrolünün sağlanması ve üçüncüsü ise kullanılacak aygıtın nasıl uygulanacağını kapsayan biyomekanik prensiplerin anlaşılmasıdır [14].

2.1. Kemik Fizyolojisi

Ortodontide kuvvetin, stresin ve gerinimin çok önemli bir yeri vardır. Kemik, hidroksiapatit kristallerinin moleküler düzeyde gerinime dayanıklı ve çok katmanlı trabeküler yapılanmasıyla oluşan, oldukça iyi organize bir dokudur. Kemik doku trabeküler (kansellöz, spongioz) ve kortikal (kompakt, yoğun) olarak sınıflandırılabilir. Kortikal kemik trabeküler kemiğe göre çok daha kuvvetlidir. Tüm kompakt kemikler kemik hücresi üretebilen çift tabakalı bir bağ dokusu membranı olan periosteum ile çevrilidir. Kemik yüzeyine komşu iç tabaka, kemik hücreleri, progenitör hücreler ve mikrovasküler oluşumlar açısından zengindir. Kortikal ve trabeküler kemiği kemik iliğinden ayıran iç yüzeyi ise, tek tabakadan oluşan endosteum tabakası kaplamaktadır [2].

Kemiğin temel formu genetik olarak belirlenmiş olup, çevresel etkenler ve fonksiyonlar bu yapıyı etkileyip, değiştirebilmektedir. Kemiğin şekillenmesinde mekanik kuvvetlerin etkisi, 1800'lü yıllardan itibaren birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir. 1881'de Roux kemiğin trabeküler mimari yapısının yeni fonksiyonel ihtiyaçlara adaptasyon kabiliyetinin hücresel düzeyde mekanik stimuluslar sayesinde olduğunu ifade etmiştir [15]. Wolf ise, "Wolff Kanunu" ile dışardan uygulanan kuvvetlerin kemik boyutunu ve şeklini değiştirebileceğini söylemiştir [16] 1987'de Frost, gelişen teknolojik imkanlardan da faydalanarak Roux'un yüz yıl önce yapmış olduğu açıklamaların geçerliliğini doğrulayan mekanostatik teoriyi ortaya atmıştır. Bu teoriye göre, osteoblastlar ve osteoklastlar lokal kemik kütlesi üzerine etki eden mekanik kuvvetin oluşturduğu stresin kontrolü altındadır [17].

Huiskes, Roux'un ortaya attığı ve Frost'un güncelleştirdiği bu mekanostatik teoremin, kemik dokusunun dış uyaranlara verdiği cevabı açıklayan en güvenilir teori olduğunu ve bu alandaki birçok soruya cevap verdiğini iddia etmiştir [18].

Moss 1954' te ortaya attığı "Fonksiyonel Matriks Teoremi"ne göre çevre dokuların yarattığı basınç ve stresler ile kemiklerin morfolojisi belirlenmektedir [19]. 1997 yılında teoremi gözden geçirmiş ve baş bölgesindeki büyüme ve gelişim süresince intrinsik (genomik) ve ekstrinsik (epigenetik) faktörlerin etkisiyle kemik dokuda oluşan hücresel cevabı incelemiştir [20, 21]. Kas dokusu kemik yapıda bir stres oluşturduğunda, mekanoreseptör kemik hücrelerin, hücreler arasındaki sinaptik boşluklara bazı iyonlar saldı ve bu iyonların diğer kemik hücre membranlarında uyarıma yol açarak, elektriksel bir akım oluşturduğu bildirilmiştir. Bu akım ile osteoklastlar ve osteoblastların faaliyete geçtiği, adaptif veya uygulanan kuvvete karşı koruyucu nitelikte cevap oluştuğu belirtilmiştir. İşte bu kemik cevabı intrinsik (genomik) özellikler tarafından belirlenirken, kas kuvvetlerinin oluşturduğu stresler ise ekstrinsik özellikler taşımaktadır [20, 21]. Genel olarak; stresin büyüklüğünün, uygulanan kuvvetin sıklığının ve uygulama süresinin kemik metabolizmasının cevabını etkilediği düşünülmektedir [18].

2.2. Ankraj

Newton'un hareket kanununa göre; her etki için eşit ve zıt yönlü bir tepki mevcuttur. Ortodontide kuvvetin etkisi altında olan, hareketi istenen bölge çalışma bölgesi; destek alınan bölge ankraj bölgesidir. Ankraj; önce ağız içi (intraoral) ve ağız dışı (ekstraoral) ankraj olmak üzere iki ana gruba ayrılarak incelenebilir. Ağız içi ankrajda; çene içi (intramaksiller) ve çeneler arası (intermaksiller) ankraj olmak üzere tekrar ikiye ayrılarak incelenebilir [22].

2.2.1. Çene içi (intramaksiller) ankraj

Çene içi ankraj, aynı çenedeki dişlerin hareketine karşı olan dirençtir. Bu direncin kaynağı dişler ve dişlerin köklerini saran alveol kemiğinin ortodontik kuvvet karşısında harekete karşı gösterdiği tepkidir. Harekete karşı alveol kemiğinin direncini etkileyen birçok faktör vardır. Alveol kemiğinin kompakt veya trabeküler

yapısı, kemiğin genç veya yaşlı oluşu, kemik yoğunluğu, kemikteki hücre sayısının az veya çok oluşu ve ortodontik kuvvetin şiddeti, diş hareketine karşı olan direnci etkileyen faktörlerdir. Kompakt, yaşlı, yoğunluğu fazla ve hücre sayısı az olan kemikte diş hareketine karşı olan direnç fazladır [23]. Ortodontik kuvvetin şiddetinin fazla olması sonucu meydana gelen “hiyalinizasyon” ve “indirekt kemik rezorpsiyonu” da diş hareketini geciktirmekte, dolayısıyla direnci arttırmaktadır. Ayrıca periodonsiyumun durumu, genç veya yaşlı oluşu, hücreden fakir veya zengin oluşu, ankiloz durumu ankrajı etkilemektedir. Endojen faktörler de ankrajı etkilemektedir [22].

2.2.2. Çenelerarası (intermaksiller) ankraj

Çenelerarası ankraj denilince sınıf II veya sınıf III elastiklerin kullanılması akla gelmektedir. Çenelerarası ankraja şu nedenlerle gerek duyulmaktadır: [22]

- Çenelerarası ankraja, karşı çenede diş hareketi yaptırmak amacıyla gereksinim olabilir.
- Çenelerarası ankraj, bir bölgenin direncini, ankrajını arttırmak amacıyla da kullanılır.
- Çenelerarası ankrajın diğer bir kullanım alanı da, hareketi istenen bölgenin direncini, ankrajını azaltmak içindir.

2.2.3. Ağız dışı (ekstraoral) ankraj

Üst molar dişlere, yüz arkı aracılığı ile uygulanan ağız dışı kuvvetin amaçları şunlardır: [22]

- Üst molar dişler destek alınarak, kanin dişleri distalize edilmek isteniyorsa ve bu işlem esnasında molar dişlerin öne gelmesi istenmiyorsa, ağız dışı kuvvet üst molarların öne gelmesini engellemek için, yani ankrajı arttırmak için kullanılır.
- Üst molar dişler grubu destek alınarak kesici dişlerin geriye hareket ettirilmesi (retraksiyon) isteniyorsa ve bu işlem esnasında molarların öne gelmesi istenmiyorsa, ağız dışı kuvvet yine ankrajı arttırmak, yani molar dişleri yerinde tutmak için kullanılır.

- Üst molar dişlerden destek alarak çeneler arası Sınıf III elastik rondeller (intermaksiller Sınıf III elastik) veya çene içi elastik rondeller (intramaksiller elastik) kullanıldığında, molar dişlerin öne doğru hareket etmesi istenmiyorsa, molar dişleri meziale doğru çeken elastik kuvvetini nötralize etmek için ağız dışı kuvvet kullanılır.

2.2.4. Çekim boşluğu kullanımına göre ankraj sınıflaması

Çekim vakalarında, çekim boşluğunun önden-arkaya, arkadan-öne doğru kullanılmasının ölçüsüne göre ankraj sınıflaması şöyle yapılmaktadır: [22]

1. Çekim boşluğunun dörtte üçü kanin ve kesici dişlerin geriye alınması ile önden-arkaya doğru, dörtte biri ise molar dişlerin mezial hareketi ile arkadan-öne doğru kapatılacaksa “maksimum ankraj” vakası söz konusudur.
2. Çekim boşluğunun yarısı ön grup dişlerin arkaya, diğer yarısı da arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle kapatılacaksa “midi ankraj” (moderate anchorage) vakası söz konusudur.
3. Çekim boşluğunun dörtte biri ön grup dişlerin arkaya doğru hareketiyle, dörtte üçü ise arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle kapatılacaksa “minimum ankraj” vakası söz konusudur.

Ortodontide ankraj ünitesi olarak tespit edilen bölgenin harekete karşı olan direnciyle, hareket bölgesinin harekete olan direnci arasındaki ilişki oldukça önemlidir [2, 15]. Mutlak ankraj dişleri hareket ettirmek için uygulanan kuvvete karşı ankraj ünitesinin hiç hareket etmemesidir. Ortodontik tedavilerde mutlak ankrajın geleneksel metodlarla elde edilmesi biomekanik olarak riskli olabilir. Ağız içi ankraj planlanıyorsa, kuvveti uygulayan apareyin kontak halinde olduğu dişlerde hareket kaçınılmazdır. Ağız dışı ankraj için kullanılan apareylerde ise hasta kooperasyonu gereklidir. Hastanın apareyi headgear örneğinde olduğu gibi tam zamanlı kullanması imkansız olduğu için kesikli kuvvet elde edilir. Elde edilen kuvvet optimal kuvvetten fazladır. Hafif ve devamlı ortodontik kuvvete karşılık, aralıklı ağır kuvvetler ile ankraj kontrolünün uygun olmadığı bildirilmiştir [2]. Tüm bunlar göz önünde bulundurulduğunda mutlak ankraj yalnızca iskeletsel ankraj ya da ankiloz dişler ile

elde edilebilir. İskeletsel ankraj ünitesi olarak kullanılan sistemler kemik-içi implantlar, mini-vidalar, mini-plaklar olarak sıralanabilir.

2.3. Ortodontide Mini-Vida Kullanımı

İskeletsel ankraj aygıtları olan mini-plaklar ve mini-vidalar, implantlardan esinlenilerek geliştirilmiştir. Mini-plak ve mini-vidalara genel olarak “geçici iskeletsel ankraj aygıtları” da denmektedir.

Labanauskaite ve arkadaşları ankraj amaçlı kullanılan implantları şu şekilde sınıflandırmışlardır: [24]

A. Şekil ve boyutlarına göre:

1. Konik / Silindirik
 - a. mini-vida implantlar
 - b. palatal implantlar
 - c. prostodontik implantlar
2. Mini-plak implantlar
3. Disk implantlar (onplantlar)

B. Kemik-implant temasına göre:

1. Osseointegre
2. Non-osseointegre

C. Uygulamaya göre:

1. Sadece ortodontik amaçla kullanılanlar (ortodontik implantlar)
2. Prostodontik ve ortodontik amaçlı kullanılanlar (prostodontik implantlar)

İdeal bir iskeletsel ankraj ünitesinin özellikleri; kullanımı kolay, ucuz, hemen yüklenebilir, küçük çaplı, ortodontik kuvvetlere dayanabilen, hareketsiz, biyoyumlu ve geleneksel ankraj sistemleri ile karşılaştırıldığında klinik olarak eşit veya daha iyi sonuçlar veren sistemler olarak tanımlanmıştır [25]. Günümüzde ortodontik mini-vida sistemleri anatomik oluşumlarla optimum uyum sağlayacak boy ve çap; ortodontik kuvvetleri kaldırabilecek mekaniksel direnç; hemen ve erken yükleme için uygun geometri ve yiv tasarımı gibi kritik faktörler gözönünde bulundurularak geliştirilmektedir [2].

Kemik üzerinde gerçekleştirilen mini-vida yerleştirme prosedürlerinde, cerrahi travma meydana gelmekte ve sonrasında komşu kemikte hasar oluşmaktadır. Cerrahi travma sebebiyle oluşan hücre ve matriks hasarı, kemik dokunun iyileşme sürecini tetiklemekte ve tipik kemik yara iyileşmesini başlatmaktadır. Yara iyileşme süreci inflamasyon fazı, onarıcı faz ve yeniden yapılanma (remodeling) fazı olarak üç aşamada gerçekleşir [2].

İyileşme sürecini pek çok faktör etkileyebilmektedir. Bu birleşmenin biyomekanik karakteri aynı zamanda implant stabilitesini de etkileyecektir. Stabilite göz önünde bulundurulduğunda osseoz birleşim fibröz birleşimden daha çok istenmektedir. Mini-vida arayüzünde oluşan uyumsuz doku yanıtı, aşırı mikro hareket ve/veya aşırı yük, fibröz arayüz kalınlığının artışı ve mini-vida stabilitesinin bozulmasına neden olabilmektedir [2].

Mini-vidalarda, dental implantlardakinin aksine osseointegrasyon istenmez, böylece işlevlerini tamamladıktan sonra rahatlıkla çıkarılabilirler. Klinik ve histolojik çalışmalarda mini-vidaların yükleme öncesi iyileşme fazından yararlanmadıkları, bu nedenle iyileşme fazı beklenmeksizin hemen yükleme yapılabileceği gösterilmiştir [26, 27].

Mini-vidaların başarı oranlarını değerlendiren literatürler incelendiğinde, başarılı bir mini-vidanın tanımı ile ilgili birçok farklı kriter kullanılmıştır. Çalışmaların çoğunda mini-vida başarı oranı %80'in üzerinde bulunmakla beraber, başarı oranları %0 ile %100 aralığında değişmektedir. Bunun nedeni olarak; değerlendirilen zaman aralığı, hastanın yaşı, yerleştirme bölgesi, uygulanan kuvvet, mobilite varlığı, yer değiştirme miktarı gibi değişkenlerin çalışmalarda farklı tanımlamalarla değerlendirilmiş olması, çalışmaların dizayn ve metodoloji farklılıkları ve değişkenlerin kontrolündeki eksikler gösterilmektedir [3-5].

2.3.1. Mini-vidanın stabilitesini etkileyen faktörler

İmplantlarda, hemen uygulama sonrası elde edilen stabiliteye primer stabilite denir [28]. Mini-vida başarısızlıkları çoğunlukla erken dönemde meydana gelmektedir [29]. Bu durumda, mini-vidanın primer stabilitesinin artırılması, tedavi sürecinde

mini-vida kayıplarının minimuma indirilmesini sağlayacaktır.

Primer stabiteyi değerlendirmeye yönelik histolojik ve klinik farklı yöntemler mevcuttur. Bu amaçla yapılan uygulamalar; çıkarma ve yerleştirme torkunun ölçülmesi, ostell cihazı ile rezonans frekans analizi, radyolojik değerlendirme ve periotest ölçümleri, implant yüzeyi ve kemik kontağının histomorfometrik incelemesi şeklinde sıralanabilir [28, 30-32]. Oh ve Kim çalışmalarında uyguladıkları 211 adet dental implantın stabilitesini periotest ve rezonans frekans analizi ile değerlendirmişlerdir. Sonuçta kemik kalitesi ile implant stabilitesi arasında anlamlı derecede korelasyon olduğu ve her iki yöntemin de stabilite değerlendirilmesi için güvenilir yöntemler olduğunu bildirmişlerdir [33]. Mini-vidanın primer stabilitesi mini-vidanın dizaynına, yerleştirme/yükleme prosedürüne ve hastaya bağlı faktörler tarafından belirlenir [28, 34-37].

Mini-vida dizaynına bağlı faktörler

Vidanın şekli

Vidanın şekli konik veya silindirik olabilir. Silindirik vidanın çapı, vida ucunda çok az bir kısım hariç, vida boyunca aynıdır. Konik vidanın ise en kalın kısmı ile en ince kısmı arasında ortalama 0,3 - 0,4 mm fark vardır. Konik yapıdaki mini-vidaların aynı çaptaki silindirik mini-vidalara kıyasla daha sıkı kortikal kemik teması ile daha iyi primer stabilite sağladıkları gösterilmiştir [28]. Kökler arası mesafenin 2,5 – 3,5 mm gibi azaldığı durumlarda da kök hasarı riskini azaltmak için konik vida tercih edilebilir.

Komşu yivler arasındaki boşlukların her biri adım olarak tanımlanır. Vida adımı azaldıkça yivlerinin sıklığı artar. Bavbek Karakaya'nın sonlu elemanlar stres analizi ile farklı tasarıma sahip mini-vidaları değerlendirdiği tez çalışmasında mini-vida üzerinde stresin en fazla boyun kısmında biriktiği ve bu bölgede yiv sayısının artırılması ile kortikal kemik üzerinde oluşan stres değerlerinin azaldığı; ancak vida üzerindeki stres dağılımına herhangi bir etkisi olmadığı bildirilmiştir [38].

Brinley ve arkadaşlarının çalışmasında 0.75 mm, 1 mm, 1.25 mm'lik vida adımı genişliğine sahip mini-vidalarda yerleştirilme torku ve çekme mukavemeti değerlendirilmiştir. Sonuçta vida adımı küçüldükçe, mini-vidaların çekme mukavemetinin arttığı gösterilmiştir [39].

Chang ve arkadaşlarının yaptığı sonlu elemanlar stress analizi çalışmasında sabit çap ve uzunluktaki mini-vidaların yiv derinliğinin artmasının, vida yivlerinin açılarının azalmasının oluşan stresi arttıracacağı; vida gövdesinin ilk yivlere denk gelen kısımlarda çapının artırılması ile de stresin azaltılabileceği bildirilmiştir [29].

Vida uzunluğu

Mini-vida uzunluğuna karar verilirken mukoza kalınlığı, komşu anatomik yapıların mesafesi, uygulama açısı ayrıca kemik kalitesinin göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir [2, 40, 41]. Chen ve arkadaşları 1.2 mm çapında, 8 ve 6 mm uzunluğa sahip mini-vidaları karşılaştırdıkları çalışmada 6 mm uzunluktaki mini-vidaların başarı oranını %72.2, 8 mm uzunluktaki mini-vidaların başarı oranını %90.2 olarak bildirmişlerdir [42]. Mini-vidanın boyuna karar verirken mukoza kalınlığının üzerine 5-6 mm'lik kemik desteğine izin verecek boyutlardaki mini-vidaların tercih edilebileceği bildirilmiştir. Örneğin 4 mm'lik palatal mukoza kalınlığında 10 mm'lik mini-vida tercih edilebilir [26]. Mini-vida stabilitesinde vidanın total uzunluğundan ziyade kortikal kemikle temas eden kısmının önemli bir rolü olduğu, trabeküler kemiğin buna çok az bir katkısı olduğu gösterilmiştir. Bu yüzden klinisyen bikortikal ankraj ihtiyacı dışında kısa vidaları tercih ederek anatomik yapılara da zarar vermekten kaçınabilir. Ağız içi kullanımda mini-vidaların boyları 5-12 mm arasında değişirken, 6-8 mm'lik kısa vidalar daha çok tercih edilmektedir [3, 43].

Vida çapı

Diş kökleri arasındaki mesafe vida çapının belirlenmesinde sınırlayıcı faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Diş kökleri ve mini-vida arasındaki 1mm'lik güven aralığının bırakılmasından sonra kalan mesafe mini-vida çapı için belirleyicidir [44].

Mini-vida gövdesinin kesit alanı vidanın torsiyonel dayanıklılığının belirleyicisidir. Torsiyonel dayanıklılık gövde çapının küpü ile doğru orantılıdır ve bu nedenle gövde çapındaki en ufak bir iyileştirme bile vida dayanıklılığını ciddi derecede arttırmaktadır. Gövde çapı arttıkça vidanın yerleştirilmesi esnasında kırılmaya bağlı başarısızlık riski azalmaktadır [2].

Mini-vida çapının arttırılmasıyla, kemik temas yüzeyi genişletilerek primer stabilitenin arttırılabileceği gösterilmiştir [34, 36, 45]. Yapılan sonlu elemanlar stress analizi çalışmalarında da mini-vida çapı arttırıldığında çevre kemikte oluşan stres değerlerinin azaldığı gösterilmiştir [46-48]. Salmanlı'nın çalışmasında tavşan tibiasına yerleştirilen farklı geometrilere sahip mini-vidaların yerleştirme/çıkarma tork değerleri ölçülmüş, histopatolojik değerlendirmeleri yapılmıştır. Sonuçta boyun kısmındaki yiv sıklığının ve çapın arttırılmasının stabilizasyonu arttırdığı kaydedilmiştir [49].

Yerleştirme yöntemine bağlı faktörler

Self-tapping ve self-drilling vidalar

Self-tapping yönteminde önce uygun frezler yardımı ile rehber yuva hazırlanır, mini-vida daha sonra yerleştirilir. Self-drilling'de ise mini-vidalar uygun taşıyıcılar yardımıyla doğrudan yerleştirilebilir. Heideman ve arkadaşları self-drilling mini-vidaların yivleri arasında self-tappinglere göre daha fazla artık kemik dokusu rapor etmişlerdir [50]. Self-tapping mini-vidanın optimal bir torkla yerleştirilebilmesi için çapının ve boyunun rehber oluktan 0.2-0.5 mm büyük olması gerektiği bildirilmiştir [51].

Çehrelî'nin yaptığı tez çalışmasında self-drilling ve self-tapping implantların primer stabilitesini gösteren yerleştirme tork, subjektif değerlendirme skorları, Periotest değerleri, pull-out ve push-in kuvvetleri benzer bulunmuştur. Ancak, self-drilling implantlarda self-tapping implantlara göre daha yüksek kemik-implant temas miktarı bildirilmiştir [52].

Chen ve arkadaşları köpek maksillasına ve mandibulasına yerleştirdikleri 28 self-drilling, 28 self-tapping mini-vidanın yerleştirme torku, çıkarma torku değerlerini ölçmüş ve sakrifiye ettikleri denekleri histomorfometrik olarak incelemişlerdir. Yerleştirme ve çıkarma tork değerleri, histolojik olarak kemik-implant temas yüzdeleri, maksilla ve mandibulada self-drilling mini-vidalarda daha yüksek bulunmuştur. Başarı oranları self-drilling mini-vidalarda %93, self-tapping mini-vidalarda %86 olarak bildirilmiştir. Self-drilling mini-vidaların primer stabiliteyi daha iyi olduğu gerekçesiyle maksillada ve kortikal kemiğin ince olduğu mandibulada; yoğun kortikal kemiğin olduğu bölgelerde ise self-drilling ve self-tapping mini-vidaların daha büyük çaplı olanlarının kullanımları bu çalışmada tavsiye edilmektedir [32]. Kim ve arkadaşlarının çalışmasında da periotest ve histomorfometrik değerlendirme ile aynı sonuçlar bildirilmiştir [53].

Yerleştirme açısı:

Dişin uzun eksenine oblik yerleştirilen mini-vida ile kortikal kemik ankrajı dolayısıyla primer stabilite artırılır. Bunun yanı sıra anatomik yapılara zarar verme riski de azaltılmış olur [3]. Poggio ve arkadaşları mini-vidanın dişin uzun eksenine 30-40° lik açı ile yerleştirilmesinin uygun olduğunu bildirmişlerdir [54]. Deguchi ve arkadaşlarının çalışmasında ise mini-vidanın 30° ile yerleştirilmesinin 90° ile yerleştirilmesine kıyasla kortikal kemik desteğini 1.5 kat arttırdığı gösterilmiştir. Bu yüzden de 30°lik oblik yerleştirme açısını tavsiye etmişlerdir [55].

Mini-vidanın alveoler kretin dik yerleştirilmesinin oblik yerleşime kıyasla kortikal kemikte daha az stres yarattığı bildirilmiştir [56]. Moon ve arkadaşları posterior maksilla ve mandibulada dişin uzun aksıyla 70-80° lik yerleştirme açılarının daha yüksek stabilite ve başarı oranı sağlayacağını savunmuştur [5].

Wilmes ve arkadaşları, 0,5 – 1,0 mm arası kortikal kemik kalınlığına sahip domuz kalça kemiği kullanarak yaptıkları in vitro çalışmalarında, farklı açılarda yerleştirdikleri mini-vidaların yerleştirme tork değerleri ile primer stabiliteyi karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, 1,6 x 8 mm ve 2,0 x 10 mm boyutlarında 28 adet mini-vidayı 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° ve 90°lik açılarda uygulamışlardır. En oblik uygulama olan 30°lik uygulamada en düşük primer stabilite değeri verirken,

hafif oblik 70°'lik uygulamada en yüksek primer stabilite değeri vermiştir. Sonuçta ideal primer stabilitenin elde edildiği açı aralığının, 60° ile 70° arasında olduğunu kaydetmişlerdir [34].

Yerleştirme bölgesi

Mini-vida yerleştirilirken tedavi hedefi ve implantın kalış süresi çok önemlidir. İlerleyen dönemlerde dişle temasından kaçınılacak şekilde uygulama yapılmalıdır [2]. Mini-vida yerleşimi için vertikal olarak uygun bölge mukogingival birleşime yakın keratinize yapışık dişeti olarak tanımlanır. Yapışık dişetinin genişliği maksillada 4-5 mm, mandibulada ise 2-3 mm olarak bildirilmiştir [57]. Yapılan çalışmalarda posterior mandibulada mini-vida başarı oranının düşük olması; yapışık dişeti bandının dar olması ve vestibül derinliğin az olması nedeniyle hijyenin bu bölgede sağlanamaması dolayısıyla periimplantitis riskinin artması ile ilişkilendirilmiştir [26, 58].

Yapışık dişeti bandının genişliği çocukluktan erişkin döneme kadar artar. Daimi dişler sürdükten 10 yıl sonra yapışık dişeti kalınlığı erişkin bireylerdeki kalınlığa ulaşmaktadır [59]. Mini-vidanın frenilumdan uzağa, yapışık dişetine yerleştirilmesi ile hastanın rahatsızlık duyması, yumuşak doku büyümesi ve uzun dönemde implant başarısızlıklarına sebep olan mikro hareketler önlenabilir. Bölgedeki anatomik yapılar alınan radyograflar ile dikkatli biçimde değerlendirilmelidir [60]. Maksillada sinüs ve nazal kavite mini-vida yerleşiminde dikkat edilmesi gereken yapılardır. Mandibulada inferior alveolar sinir, damarlar ve mental foramenin diş köklerinden aşağıda olması nedeniyle perforasyonları nadir görülür [2].

Araştırmalarda maksillada mandibulaya göre daha yüksek mini-vida başarı oranları bildirilmiştir. Mandibulanın posterior bölgesi yapışık dişeti bandının dar olması, vestibül derinliğin az olması nedeniyle enfeksiyona daha yatkın bir bölge olarak tanımlanmıştır. Bunun yanında kalın kortikal kemiğin drilling işlemi sırasında aşırı ısınması nedeniyle kemik nekrozlarına da sebep olunabilmektedir [3, 58, 61, 62]. Miyawaki ve Moon ise mini-vidanın yerleştirildiği çene ile başarı oranının ilişkilendirilemeyeceğini savunmuşlardır [5, 7]. Huja ve arkadaşları, Kim ve arkadaşları yaptığı hayvan çalışmalarında ise kortikal kemik kalınlığı daha fazla

olduğu için mandibulanın maksillaya kıyasla mini-vida stabilitesi açısından daha avantajlı olduğunu vurgulamışlardır. Fakat bu hayvan deneylerinde hareketli mukozanın yumuşak doku enfeksiyonlarına zemin hazırlığı ve yumuşak doku bandının genişliğinin, kalınlığının kemik-implant temasını birebir etkilediği gözardı edilmiştir [53, 63].

Cerrahiye bağlı faktörler

Mini-vida uygulamalarında klinik tecrübe oldukça önemlidir. Mini-vidayı hiç salınım yapmadan uygulamak, primer stabilizeyi ve mini-vida başarısını etkilemektedir. Bu uygulamalarda deneyimin artması, başarı oranını da arttırmaktadır [64]. Cerrahiye bağlı faktörler cerrahın deneyimi, pilot yuva açılıyorsa soğutma teknikleri, delgi hızı ve baskısı, yerleştirme torku olarak sayılabilir [3, 6, 40].

Kemiğe vidalama işlemi sırasında fiziksel baskı ve kesme hareketi nedeniyle kemik dokuda mikrokırıklara, endosteum veya periosteumda yırtılmaya ve kemik hücrelerinde nekroza sebep olunabilir. Pilot yuva açılıyorsa sürtünmeden kaynaklanan ısı sebebiyle de travma oluşturulabilir. Uygulama sırasında oluşan travmalar implantın fibröz yapıyla çevrelenmesine neden olacaktır [65].

Mini-vida ile ilgili yapılmış olan klinik çalışmalarda yerleştirme torkunun mini-vida başarısını etkilediği ortaya konulmuştur [8, 45]. Motoyoshi ve arkadaşları, 1.6 mm çaplı mini-vida kullanarak maksilla ve mandibulada yerleştirme torku ile başarı oranı arasındaki ilişkiyi değerlendirmiştir. Sonuçta yerleştirme torku 8-10 N arasında olduğunda başarı oranı belirgin olarak yüksek bulunmuştur [6]. Fakat yerleştirme torkunun çok fazla olması vital kemikte iskemik nekroza dolayısıyla sekonder stabilitenin zayıflamasına neden olmakta, ayrıca implant kırıklarıyla karşılaşma olasılığını arttırmaktadır [45, 66, 67].

Yüklemeye bağlı faktörler

Fizyolojik sınırlardaki ortodontik yükleme kemik yapımını teşvik ederken, bu sınırın üzerindeki değerlerde kemik-implant yüzeyinde rezorbsiyon görülür [2]. Mini-vidanın ne kadar kuvvete dayanabileceği osseointegrasyon derecesinden ziyade kullanılan

mini-vidanın çapına ve kemik kalitesine göre değişir. Ortodontik mini-vidalarda erken yükleme ile 100-200 g-f kadar horizontal kuvvetlerin uygulanmasının başarı yüzdesi üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığı bildirilmiştir [51].

Lee ve arkadaşları 1.4 mm çapında implantın 1.2 mm kalınlığındaki kortikal kemiğe yerleştirildiğinde 150 g-f tolere edebilecekken, 1.8 mm çapındaki implantın 350 g-f taşıyabileceğini bildirmiştir [2]. Bunun aksine Kyung ve arkadaşlarının çalışmasında 1.2 mm ve 1.3 mm çapındaki Absoanchor mini-vidalarının 450 g-f'e kadar dayanabildiklerini fakat ortodontik uygulamalarda bu değerlerin çoğu zaman 300 g-f'i aşmadığı bildirilmiştir [68]. Costa ve arkadaşları uygulanan kuvvet momentinin vidanın çıkarılma yönündeki yarattığı torsiyonel stresin de mini-vidaların başarısızlığında payı olduğunu ileri sürmüşlerdir [69].

Ortodontide kullanılan mini-vidalar, uygulama ve yükleme zamanı olarak erken yükleme ve geç yükleme olarak sınıflandırılabilirler. Uygulamadan hemen sonra veya 4 hafta sonra yükleme 'erken yükleme' olarak adlandırılır. 4 haftadan sonra yapılan yüklemelere ise geç yükleme denilmektedir. Kemik iyileşmesi dört bölümden oluşur ve toplam 17 hafta sürer. "Hızlanma safhası" birkaç saat veya birkaç gün devam ettikten sonra 2 hafta sürecek olan "aktif rezorpsiyon" safhası başlamaktadır. Osteoklastların osteoblastlar ile yer değiştirdiği "bekleme safhası" 1–2 hafta sürmektedir. Bundan sonra, son olarak "formasyon safhası" yer almaktadır. 13 hafta içerisinde tüm rezorpsiyon sahası tamamen kemik ile dolmaktadır. Bu süreçte aktif rezorpsiyonun olduğu ilk 2 hafta kritik bir süreç olarak görülmektedir. Bu dönemde yapılan erken yüklemelerde hafif kuvvetler ile çalışmak önem taşımaktadır [70]. Kurodo ve arkadaşları yaptıkları çalışmada hemen yüklemenin implant başarı oranını etkilemediğini ortaya koymuşlardır [26]. Romanos ve arkadaşları hemen yüklemenin dental implantların çevresindeki alveoler kemikte ossifikasyonu arttırdığını ileri sürmüşlerdir [27].

Motoyoshi ve arkadaşları adölesan bireylerde 3 aylık bir latent periodun mini-vidanın başarı yüzdesini %63.8'den %97'e çıkardığını, bu oranın çalışmadaki yetişkinlerin başarı yüzdesinden (%92) de fazla olduğunu bildirmişlerdir [8].

2.3.2 Mini vida başarısını etkileyen hastaya bağlı faktörler

Oral hijyen

Ağız hijyeninin kontrol altında tutulması, mini-vidaların ağız içerisinde sorunsuz bir şekilde korunmasında önemli bir rol oynamaktadır. Peri-implantitis, implant uygulamalarında başarıyı engelleyen sebeplerden biridir. Peri-implantitisin engellenmesi için oral hijyen motivasyonu oldukça önemlidir. Bu yüzden hastanın oral hijyen eğitimi tam olarak verilmeli ve tekrarlanmalıdır [71]. Park ve arkadaşları, peri-implantitis kontrolüyle başarının bağlantılı olduğunu belirtmişler ancak oral hijyen ölçümleriyle mini-vida başarısı arasında korelasyon bulamamışlardır [3].

Genel durum

Vücutta kortikal ve trabeküler kemikler modelling ve remodellingle devamlı olarak değişime uğramaktadır. Kemik dokuda modelasyon ve remodelasyon mekanizmasını etkileyen radyasyon tedavisi, kalsiyum metabolizmasını etkileyen osteoporoz, osteopeni, hiperparatiroidizm gibi metabolik hastalıklara sahip bireylerde lokal kortikal kemik kalitesi ve kalınlığı implantasyon için uygun olmayabilir [2].

Lokal sebepler

Mini-vidalarda primer stabilite osseointegrasyondan ziyade mekanik retansiyon ile sağlanmaktadır. Bu nedenle mini-vida yerleşimi sonrası primer stabilite için mini-vidanın yerleştirildiği kemiğin hacmi ve yoğunluğu önemlidir [7, 63, 72-74]. Farklı araştırmalarda kortikal kemiğin ince olmasının mini-vida kayıplarında temel neden olduğu vurgulanmıştır [6, 7, 55]. Mini-vidanın başarılı olabilmesi için kortikal kemik kalınlığının en az 1 mm olması gerektiği bildirilmiştir [6]. Motoyoshi ve arkadaşları tarafından kortikal kemiğin 1 mm daha ince olmasının implantın başarısızlık olasılığını 6.9 kat arttırdığı gösterilmiştir [8]. Miyamoto ve arkadaşları stabilite için kortikal kemik kalınlığının implantın uzunluğundan daha önemli olduğu üzerinde durmuşlardır [43].

Mini-vida yerleşim bölgelerinde kortikal kemik kalınlığını değerlendiren birçok

Çalışma yapılmıştır. Baumgaertel ve Hans, KIBT ile 30 adet erişkin kuru kafatasının tüm interdental bölgelerinde alveol kretten 2, 4, ve 6 mm uzaklıklardaki kortikal kemik kalınlıklarını ölçmüşlerdir. Bukkal kortikal kemiğın mandibulada maksilladan daha kalın olduğu, değerlerin ise mandibular anterior bölgede ortalama 1 mm, maksiller anterior bölgede 0.97 mm, maksiller bukkal bölgelerde 1 mm'den biraz fazla ve mandibular posterior bölgede ise 1.5-2.0 mm arasında olduğu bildirilmiştir. Alveoler kretten uzaklařtıķa kortikal kemik kalınlığının arttığı, yalnızca maksiller bukkal segmette bu kuralın bozulduğu ve en ince kortikal kemiğın 4 mm seviyesinde olduğunu bildirmişlerdir. Bu ölçümlerin implant yerleştirmede bir rehber olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir [75].

Lim ve arkadaşları da posterior blgeki kortikal kemik kalınlığını mandibulada maksillaya göre anlamlı olarak fazla bulurken, anterior bölgede anlamlı fark bulamamışlardır. Kortikal kemik kalınlığı maksillada kanin bölgesinde en fazla iken, mandibulada anteriordan posteriora doğru arttığı gösterilmiştir. Bunun yanında kortikal kemik kalınlığının cinsiyet ve bireysel farklılıklardan ziyade interradiküler bölgeye göre değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir [76].

Ono ve arkadaşları, 1. moların mezial ve distalindeki bukkal kortikal kemik kalınlıklarını alveoler krette 1-15 mm arasını birer mm aralıklarla BT üzerinde değerlendirmişlerdir. Maksillada ortalama kortikal kemik kalınlığının 1.9-2.1 mm, mandibulada ise 1.59-3.03 mm olduğunu bulmuşlardır. Mandibulada kortikal kemiğın maksilladan daha kalın olduğu gösterilmiştir. Adölesanlarda mandibulada kortikal kemik 3-8 mm yükseklikte erişkinlerde daha ince bulunurken, maksillada bu fark bulunamamıştır [77].

Plana ve arkadaşları, üç farklı tasarıma sahip mini-vida kullanarak kortikal kemik kalınlığının stabiliteye olan etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmişlerdir. Sonuçta stresin kortikal kemikte yoğunlaştığı, kortikal kemik kalınlığı arttıķa kemikteki stresin ve mini-vidadaki yer değiştirme miktarının azaldığı bildirilmiştir [78].

Marquezan ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptığı meta-analizde monokortikal yerleştirilen mini-vidaların primer stabilitesine kortikal kemik kalınlığının etkisi invivo

ve invitro çalışmalar derlenerek incelenmiştir. Sonuçta kortikal kemik kalınlığının primer stabilite ile pozitif korelasyon gösterdiği, fakat bu ilişkinin zayıf olduğu vurgulanmıştır [37].

Kemiğin kalitesi, kortikal ve trabeküler kemiğin kalınlığı özellikle kemik mineral yoğunluğuyla tanımlanır. Kemik yoğunluğunun objektif değerlendirme kriterlerinden birisi Hounsfield Unite (HU) değeridir [79]. Hounsfield birimi, maddenin x işınını absorbe etme özelliği ile ilgilidir. X-işınını fazla absorbe eden mine, kemik, kalsifikasyon gibi yapılar beyaz görülür ve yüksek HU değerleri verirlerken (80 – 3000 HU), su orta derece (0 HU), yağ sıfırın altında (-80 HU) hava ise skalanın en altında kalan değerdir (-1000 HU) [79].

Kemik kalitesinin implantların osseointegrasyonunda ve planlanmasında önemli olduğunun bilinmesi ile birlikte çeşitli kemik yoğunluğu lme yöntemleri ve yoğunluk sınıflamaları ortaya çıkmıştır. Günümüzde kabul gören 2 kemik sınıflandırması vardır [79].

Bunlardan ilki 1985 yılında Lekholm ve Zarb tarafından çene kemiğinin n bölgesindeki kemiğin 4 değişik kalitede olduğuna yönelik şu sınıflamadır [80]:

Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

Tip II (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4) kemik kalitesi: İnce kortikal kemiği çevreleyen prz (düşük yoğunlukta) kortikal kemiği ifade eder.

İkincisi ise 1989 yılında Misch tarafından sunulan çene bölgelerine bağlı olmaksızın şu sınıflamadır [81]:

D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemik.

D2 kemik: Kret tepesinde yoğundan kalın porze doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu trabeküler kemik.

D3 kemik: Kret tepesinde ince prz kortikal kemik ve altında ince dokulu trabeküler kemik.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur kemiğin tamamı ince trabeküler kemik.

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.

Misch'in sınıflamasının BT ile Hounsfield birimi olarak karşılığı ise D1(>1250 HU), D2 (850- 1250 HU), D3 (350-850 HU), D4 (150-350 HU), D5 (150 HU>) şeklindedir.

Park ve arkadaşları, 63 erişkin hastanın BT görüntülerinde hem maksilla hem mandibula için alveoler ve bazal bölgelerdeki kortikal ve trabeküler kemik yoğunluklarını değerlendirmişlerdir. Maksiller alveoler kemikteki kortikal kemik yoğunluğunun ortalama 810-940 HU arasında değiştiğini (tüberde ise bukkal alveol kemikte 443 HU, palatinal alveol kemikte ise 615 HU), bazal kortikal kemikte ise 835-1113 HU (tüberde ise 542 HU) olduğunu tesbit etmişlerdir. Maksiller trabeküler kemik yoğunluğunun 280-500 HU arasında (tüberde ise 151 HU) değiştiğini bulmuşlardır. Mandibulada ise alveolar kortikal kemikte yoğunluk 810-1580 HU, bazal kortikal kemikte ise 1320-1560 HU arasında bulunmuştur. Keser bölgeden retromolar bölgeye doğru progresif bir şekilde yoğunluğun arttığını belirtmişlerdir. Mandibuler trabeküler kemik yoğunluğu ise alveolar kemikte 300-500 HU, bazal kemikte ise 170-440 HU arasında tesbit edilmiştir. Mandibulada kortikal kemik maksilladan daha yoğun iken, trabeküler kemik her iki çenede benzer yoğunlukta bulunmuştur. Trabeküler kemikteki yoğunluk mandibulada en fazla kanin bölgesinde, maksillada ise en fazla molar bölgede bulunmuştur [82].

Chugh ve arkadaşları, 109 BT üzerinde interdental bölgelerde kortikal ve trabeküler kemiğin yoğunluklarını HU değeri ile ölçmüşlerdir. Her iki çenede de anterior bölgelerde kemik yoğunluğunun alveol kretten bazal kemiğe doğru arttığı ve anteriordan posterior bölgelere doğru arttığını bildirmişlerdir. Bu yoğunluk artışı maksimum çiğneme kuvvetlerinin artışı ile ilişkilendirilmiştir. En yüksek yoğunluk 1. ve 2. molar arasında (1545 HU) bazal kemik bölgesinde bulunmuştur ki bu bölge zigomatik butress'a denk gelmektedir. Zigomatik butress çiğneme basıncını yüz kemiklerine ileten güçlü bir kemik ayak olarak değerlendirilmektedir. En düşük kemik yoğunluğunun maksiller tüber bölgesinde (888 HU) olması ise, bu bölgeye doğrudan mekanik stimulusun olmaması ile açıklanmaktadır. Mandibulada anteriordan posteriora (869-1700 HU) doğru kemik yoğunluğunun progresif artış gösterdiğini belirtilmiştir [83].

Alveol kemiğinin yoğunluğu mikro zorlamalar sonucu oluşan mekanik deformasyon nedeniyle değişikliğe uğrar. Çenelerde kemik yoğunluğunun azalması bölgenin dişsiz kalma ve yüklenmeme süresi, kemiğin orjinal yoğunluğu, kas ataşmanları, mandibulanın esneme ve torsiyonu, parafonksiyonlar, hormonal etkiler ve sistemik durumlarla bağlantılıdır [79].

Samrith ve arkadaşları, yetişkin bireylerde en masse retraksiyon amacıyla maksilla ve mandibulada ikinci premolar ve birinci molar arasına yerleştirdikleri 38 mini-vidanın stabilitesinin kemik yoğunlukları ile olan ilişkisini değerlendirmişlerdir. Kortikal kemik yoğunluğu maksillada 506.7- 1705.6 HU (ortalama 929.27 ± 322.12 HU) ve mandibulada 503.8 - 1544.8 HU (ortalama 1116.2 ± 298.33 HU) iken, trabeküler kemik yoğunluğu maksillada 185.9 - 930.8 HU (ortalama 450.09 ± 205.66 HU) ve mandibulada 197.3 - 803.6 HU (ortalama 561.87 ± 170.83 HU) olarak bildirilmiştir. Maksillada mini-vida başarı oranı %100, mandibulada ise %77 bulunmuştur. Sonuç olarak başarısızlığın peri-implantitis ve mini-vidanın köklere yakın yerleştirilmesinden kaynaklandığı, kemik yoğunluğu ve mini-vida başarı oranı arasında bir ilişki bulunamadığı bildirilmiştir [72].

Yaş

Kortikal kemik kalınlığı ve kalitesini etkileyen hastaya bağlı bir diğer faktörlerden biri de yaştır. Büyüme dönemindeki çocuklarda kemik metabolizma hızının yüksek olması, kemik yoğunluğunun düşük olmasına neden olmaktadır [8]. Han ve arkadaşları, 60 adölesan (ort. yaş 12 ± 2), 60 yetişkin (ort. yaş 25 ± 5) bireyin BT görüntüleri üzerinde, palatinal bölgedeki kortikal ve trabeküler kemik yoğunluklarını değerlendirmişlerdir. Sonuçta beklendiği gibi yetişkin bireylerde kortikal ve trabeküler kemik yoğunlukları (sırasıyla 814 HU ve 154 HU) adölesan bireylerden (sırasıyla 606 HU ve 135 HU) anlamlı olarak yüksek bulunmuştur [10].

Kortikal kemik kalınlığının adölesan ve yetişkin bireylerde farklı olması allometrik (vücudun çeşitli kısımları arasındaki oranda değişme) büyüme ile açıklanmıştır. Kortikal kemik kalınlığındaki değişim, yaşla birlikte artan maksimum ısırma kuvvetleri, çiğneme kaslarının boyutları ve aktiviteleri ile de ilişkilendirilmiştir [84]. Artan fonksiyonel kapasite sonucu oluşan biomekanik stres ve gerinim belirli bir limite kadar kortikal kemik kalınlığında artışa sebep olmaktadır [85].

Adölesan bireylerde kortikal kemiğin daha ince ve yoğunluğunun daha az olması mini-vida uygulamalarında başarı oranını oldukça düşürmektedir [62]. Motoyoshi ve arkadaşları, yaşları 12-36 arası değişen 30 adölesan 27 yetişkin ortodonti hastasına 169 adet mini-vida uygulamışlardır. Erken yükleme yapılan (2-4 hafta) adölesan bireylerde başarı oranını %63.8, yetişkinlerde ise %91.9 olarak bildirmişlerdir [8].

Garfinkle ve arkadaşları, adölesanlarda ertelenmiş yükleme ile başarı yüzdesinin ilişkisini araştırmışlardır. Ortalama yaşları 14 yıl 10 ay olan 13 adölesan bireye herbir segmentte 2'şer tane toplam 82 mini-vida yerleştirilmiştir. Sağ veya sol segmentten rasgele biri seçilerek 250 gr kuvvet hemen yüklenmiş, diğer segmente ise 3-5 hafta sonra yükleme yapılmıştır. Her segmentte bulunan ikinci mini-vidalara ise yükleme yapılmamıştır. Hemen yükleme ile ertelenmiş yükleme yapılan mini-vidaların başarı yüzdeleri arasında fark bulunmazken (%80.5), yükleme yapılmayan mini-vidaların yüzdesi oldukça düşük (%61) bulunmuştur. Tüm grupların ortalaması ise %70.8 olarak bildirilmiştir. Bu oranlar genel olarak yetişkin bireylerle karşılaştırıldığında oldukça düşüktür [86].

Büyüme modeli

Kortikal kemiğin yapım ve yıkım sürecini açıklayan teori Frost'un ortaya attığı daha sonra Wolf'un geliştirdiği mekanostat hipotezine kadar dayanmaktadır [87]. Çenelerin kemik anatomisi (kortikal kalınlık ve yoğunluk) fonksiyonel kuvvetlerce belirlenir. Mandibulanın çiğneme kaslarının yarattığı eğilme bükülme streslerine karşı direnci bu kemiğin daha dens ve kalın kortikal yapıda olmasını sağlar. Maksilla ise daha çok sıkışma kuvvetlerine maruz kalır. Maksillada major kas ataçmanının olmaması, gelen kuvvetleri de kraniuma iletmesi nedeniyle daha ince bir kortikal ve trabeküler yapı söz konusudur [83]. Maksillomandibular kompleksin morfolojisinde belirleyici rol oynayan kas sistemini incelemeye yönelik yapılan çalışmalarda vertikal büyüme modeline sahip uzun yüzlü bireylerde çiğneme kaslarının daha zayıf ve çiğneme kuvvetlerinin daha düşük olduğu gösterilmiştir [88, 89]. Zayıf çiğneme kaslarının çene kemikleri üzerinde yarattığı düşük gerinim değerlerine cevap olarak kortikal kemik kalınlığının azaldığı vurgulanmaktadır [90]. Vertikal büyüme modelinde başlıca etiyolojik faktörler genetik aktarım, çevresel faktörler, hava yolu problemleri, ağız solunumu, yanlış yutkunma ve dil pozisyonu olarak bilinmektedir

[91-93] .Vertikal büyüme modeline sahip bireyler, klasik olarak uzun yüz sendromu olarak anılırlar. Bu bireylerde mandibulanın geriye doğru rotasyonu nedeniyle artmış alt yüz yüksekliği ve dik mandibular düzlem açısı karakteristiktir [94].

Horner ve arkadaşları, 15 yaş üstü 30 hipodiverjan, 27 hiperdiverjan KIBT görüntülerini kullanarak 16 interradikuler bölgede bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlıklarını değerlendirmişlerdir. Sonuçta hiperdiverjan bireylerde azalmış çiğneme kuvvetleriyle ilişkili olarak alveoler kortikal kemik kalınlığının daha az olduğu bildirilmiştir. Kas sisteminin yarattığı streslerden primer olarak kortikal kemik etkilendiği için trabeküler kemik kalınlığının bu bireylerde farklılık göstermediği de bildirilmiştir [12].

Özdemir ve arkadaşları, 20-45 yaş arası 155 bireyin KIBT görüntülerini yüksek açılı, normal ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip olarak sınıflandırmışlardır. Bu görüntüler üzerinde maksilla ve mandibulada 3-4, 4-5, 5-6, 6-7 numaralı dişler arasındaki kortikal kemik kalınlıklarını bukkal ve palatinalden değerlendirmişlerdir. Sonuçta tüm bölgelerde yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip bireylerde kortikal kemik kalınlığı daha ince bulunmuştur [11].

Miyawaki ve arkadaşları, yüksek mandibuler düzlem açısına sahip bireylerde kortikal kemik kalınlığının ince olması nedeniyle mini-vida başarı oranının düşük olduğunu bildirmişlerdir [7]. Bu görüşün aksine Kuroda ve arkadaşları, mini-vida başarı oranının, mandibuler düzlem açısı artmış (%88.9), normal (%87.5) ve azalmış (%90.9) bireyler arasında farklı olmadığını göstermişlerdir [26].

Moon ve arkadaşları'nın yaptığı büyüme yönü ile mini-vida başarı oranı arasındaki ilişkiyi değerlendirmeye yönelik çalışmada 306 bireye maksilla ve mandibulada posterior bukkal bölgeye uygulanan 778 mini-vida incelenmiştir. Düşük Frankfurt-mandibular düzlem açısı ve normal üst gonial açısıya sahip bireylerde başarı oranı yüksek bulunurken, yüksek Frankfurt-mandibular düzlem açısı ve düşük üst gonial açısıya (40° - 44°) sahip bireylerde başarı oranı düşük bulunmuştur. Sonuçta bireyin mandibulasının saat yönü rotasyonla vertikal büyüme paterni gösterdiğinin ispatı için mandibular düzlem açısından ziyade Frankfurt-mandibular düzlem açısı ve üst gonial açı değerlerinin daha belirleyici olduğunun üzerinde durulmuştur [95].

2.4. En Masse Retraksiyon

Geleneksel retraksiyonda ilk olarak kanin dişlerin distalizasyonu yapıldıktan sonra keser dişler retrakte edilmektedir. Bu yöntem kademeli retraksiyon olarak da adlandırılır ve amacı ankraj kaybının önüne geçmektir. Diğer yöntem ise kanin ve keser dişlerin birlikte retrakte edildiği “en masse retraksiyon” yöntemidir [23].

Dinçyürek yaptığı tez çalışmasında mini-vida ankrajı kullanılan çekimli vakalarda üst çenede anterior dişlerin kütleli (en masse) retraksiyonu ile 2 aşamalı keser retraksiyonunun etkilerini karşılaştırmıştır. Sonuçta mini-vida ankrajı kullanılarak üst çenede gerçekleştirilen anterior segmentin kütleli retraksiyonu, kanin ve keserlerin 2 aşamada retraksiyonundan daha hızlı sonuç vermiş, elde edilen keser hareketi daha paralel olmuş, A noktasının daha fazla geriye hareketi gerçekleşmiştir [96].

Çekim boşluklarının kapatılması genellikle iki yöntemden biriyle gerçekleştirilir. Birinci yöntem, kapayıcı looplar içeren bölümlü veya devamlı arkların kullanıldığı sürtünmesiz sistemlerdir. İkinci yöntem, kayan mekanikler olarak da bilinen ve devamlı ark teli boyunca çekme veya itme kuvveti uygulayan mekaniklerin kullanıldığı sürtünmeli sistemlerdir [97]. Sürtünmeli sistemlerde kuvvet elemanı olarak genellikle sarmal yaylar veya elastomerik materyaller kullanılır. Ni-Ti kapalı sarmal yaylar minimum plastik deformasyona uğramaları ve optimal kuvvetleri daha uzun süre uygulayabilmeleri nedeniyle kuvvet elemanı olarak tercih edilmektedir [98].

Çekim boşluklarının kapatılması esnasında dişlerde devrilme hareketinden ziyade translasyon hareketinin oluşması istenmektedir. Anterior segmentin kütleli hareketi, devrilme ve dikleştirme tekniği ile kıyaslandığında daha olumlu doku reaksiyonu oluşturmaktadır [99]. Alveoler kemik seviyesindeki farklılıklar, kök morfolojileri ve kron inklınasyon açısı, periodontal doku özellikleri anterior dişlerin direnç merkezi konumunu etkilemektedir. Sürtünmeli sistemlerde ark teline eklenen kuvvet kolunun (Power Hook) yüksekliği ayarlanarak kuvvetin direnç merkezinden geçmesi sağlanmakta ve anterior dişlerin kontrollü hareketi elde edilmektedir [100].

Tominaga ve arkadaşlarının yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, 0.018" slot braket kullanılarak 0.017"x0.022" SS arklar üzerinde çeşitli uzunluklarda kuvvet kolları kullanılarak anterior dişlerin en-masse retraksiyonu modellenmiştir. Sonuçta kuvvet kolu 9.1 mm olan modelde anterior dişlerde paralel hareket bildirmiştir [101]. Sia ve arkadaşları, paralel hareket için lateral sefalometrik filmde ölçülen santral kesici kök uzunluğu 0.77 ile çarpılarak gerekli kuvvet kolu uzunluğunun belirlenebileceğini bildirmişlerdi [100].

Ozaki ve arkadaşları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile en-masse retraksiyonda anterior segmentin paralel hareketi için gerekli kuvvet kolunun uzunluğunu araştırmışlardır. 0.018" slot braket kullanılan çalışmada 0.017"x0.025" SS ve 0.018"x0.025" SS ark telleri üzerinde 0, 2, 4, 6, 8, 10 ve 12mm uzunlukta kuvvet kollarını test etmişlerdir. Anterior dişlerin direnç merkezinin yüksekliği 7,3 mm olarak gösterilmiştir. 0.017"x0.025" SS arklarda direnç merkezinin 2,4 mm apikalinden kontrollü lingual kök tipingi, 1.8 mm apikalinden paralel hareket, 0,8 mm apikalinden geçtiğinde ise kontrollü lingual kron tipingi bildirilmiştir [102].

Anterior altı dişin kütleli retraksiyonu için uygulanacak kuvvetin her segmentte 200-250 gr arasında olması gerektiği bildirilmiştir [103]. Toplam retraksiyon kuvvetinin 400-500 gr olduğu düşünüldüğünde ankraj kontrolü, en masse retraksiyonda oldukça önemlidir. Diş destekli ankraj vakalarında ilave aygıtlar ya da kompleks mekanikler uygulanması gerekmektedir. Ağız dışı aygıtlar (headgear) uygun ankrajı sağlayabilmekle birlikte başarı tamamen hasta kooperasyonuna bağlıdır. Günümüzde, retraksiyon sırasında ankraj kaybını minimuma indirmek amacıyla ortodontik mini-vidalardan sıklıkla yararlanılmaktadır [42, 104-106].

Yao ve arkadaşları, 22 konvansiyonel ankraj (transpalatal ark ve headgear), 25 mini-vida / mini-plak ile iskeletsel ankraj kullanılarak yapılmış en-masse retraksiyonu lateral sefalometrik filmler üzerinden karşılaştırmışlardır. İskeletsel ankraj vakalarında konvansiyonel yöntemlere göre kıyasla keserlerde daha fazla retraksiyon (8.17 mm / 6.73 mm), molarlarda daha az ankraj kaybı (0.88 mm / 2.07 mm) ve daha kısa tedavi süresi (29.81 ay / 32.29 ay) bildirilmiştir. İskeletsel ankraj vakalarında, maksiller molar dişlerde intrüzyon ve mandibulada oluşan saat

yönünün tersine rotasyonla, yüksek açılı büyüme yönüne sahip vakalarda daha etkili vertikal kontrol sağlanabileceği bildirilmiştir [107].

Park ve Kwon, Upadhyay ve arkadaşları, maksiller anterior dişlerin intruzyonu ve en masse retraksiyonunda, mini-implantları vertikal ve horizontal yönde ankraj kaybını engelleyen etkili bir seçenek olarak sunmuşlardır [108, 109].

2.5. Biyomekanik Kavramlar

2.5.1. Gerilim (stres)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. Yönlerine göre stresler üçe ayrılırlar. Kütleyi uzatmak veya germek için uygulanan kuvvet sonucunda oluşan stresler çekme (tensile stress), kütleyi sıkıştırma veya kısaltmaya çalışan kuvvet sonucunda oluşan stresler sıkıştırma (compressive stress), kütleyi çevirme veya kaydırmaya zorlayan kuvvet sonucunda oluşan stresler ise makaslama (shear stress) olarak adlandırılır. Çekme stresleri (+) pozitif, sıkıştırma stresleri (-) negatif işaret alırlar. Bir stres elemanında hangi stres tipi mutlak değer olarak daha büyükse, o eleman büyük olan stres tipinin etkisi altındadır [110]. Kortikal kemik sıkışma tipi kuvvetlere, çekme tipi kuvvetlerden %30, makaslama tipi kuvvetlerden ise %65 daha fazla dayanır [79].

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur ve bir elemanın bu konumda üzerinde oluşan normal streslere “asal stres” (principal stress) denir. Kırılğan materyaller (kemik ve porselen gibi) için asal stres değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek maksimum asal stres (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi stresi, minimum asal stres (minimum principle stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi stresi ifade eder [111]. Herhangi bir kuvvet, kırılğan bir materyale uygulandığında oluşan stres değeri cismin en yüksek çekme dayanıklılık değerini veya en yüksek sıkışma dayanıklılık değerini aşarsa materyalde kalıcı deformasyon meydana gelir. Von Mises stresi, çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Çekilebilir (ductile) materyaller için von Mises stres sonuçları önemlidir. İmplant materyali olarak

kullanılan titanyumda oluşan stresler incelenirken özellikle von Mises stresleri değerlendirilir. Von Mises değerleri ayrıca stresin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla kullanılmaktadır [112].

Ankraj amaçlı mini-vida kullanılırken, vida çevresindeki kemik içinde stres ve stres dağılımları tam olarak anlaşılmalıdır. Kemik dinamik bir dokudur ve kemiğin çevresel değişikliklere karşı adaptasyonu modelasyon (şekil ve form değişikliği) ve remodelasyon (turnover) ile gerçekleşir. Mini-vida ve dental implantların aseptik kayıplarında sebep, iyileşme protokülünü sekteye uğratan, kemik rezorbsiyonuna ve fibröz doku formasyonuna neden olan çevre kemikteki olumsuz mekanik şartlardır. Teorik olarak fizyolojik sınırlardaki ortodontik yüklemeler kemik oluşumunu desteklerken, stresin bir bölgede yoğunlaştığı ve kemiğin fizyolojik limitinin üzerine çıktığı bölgelerde, çevre kemik dokunun bütünlüğünün sağlanamadığı ve implant kayıplarının görüldüğü bildirilmektedir [2].

2.5.2. Gerinim (strain)

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Stresin olduğu her durumda gerinimde söz konusudur. Birimsiz bir ifadedir ve genellikle yüzdelik ifadelerle ölçümlendirilir [110].

Strain = x/d x :birim boyutta meydana gelen değişiklik d : Orijinal uzunluk

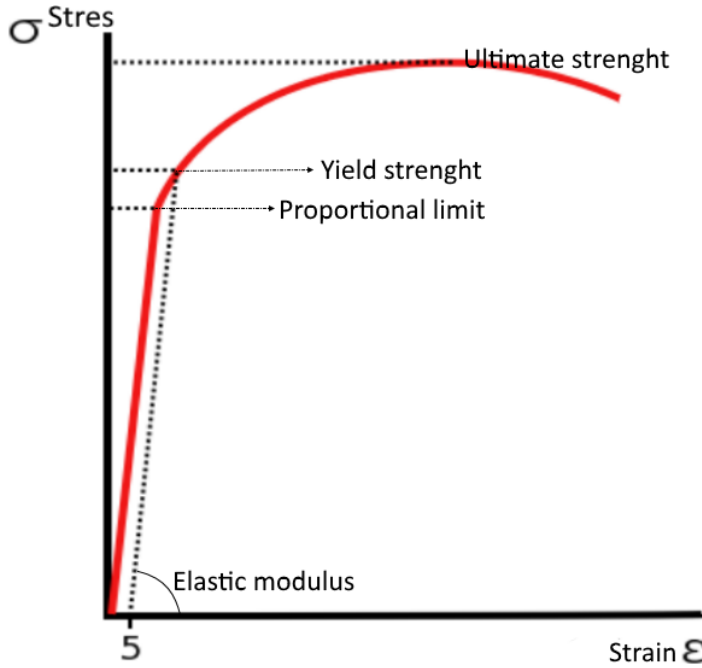
2.5.3. Stres – gerinim ilişkisi

Elastik cisimlerde uygulanan kuvvete karşılık oluşan deformasyon eğrisine stres-gerinim eğrisi denir (Şekil 2.1). Stres-gerinim diyagramı kullanılarak, akma mukavemeti (yield strength), çekme mukavemeti (ultimate strength), elastisite modülü gibi malzemenin mekanik özellikleri tespit edilir [79].

2.5.3. Elastisite modülü (Young modülü)

Oransal limit veya altındaki streslerin neden oldukları gerinim değerlerine bölünmesiyle elde edilen sabit bir değerdir. Elastisite modülü cismin rijiditesi hakkında bilgi verir. Elastisite modülü büyüdükçe cismin rijiditesi artar [110]. Ulm ve

arkadaşları insan çenelerinde trabeküler kemik yoğunluğu dolayısı ile elastisite modüllerinin büyük oranda değişiklikler gösterdiğini bildirmişlerdir [113].



Şekil 2.1. Stres-Gerinim diyagramı

2.5.4. Poisson oranı

Bir malzemeye kuvvet uygulandığında meydana gelen boyutsal değişim 3 boyutludur. Poisson oranı bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel alanda gösterdiği deformasyona oranıdır [110].

2.6. Stres Analiz Yöntemleri

Mekanik uyarıların, kemik üzerine etki eden kuvvetlerin kemik içerisinde nasıl dağıldığını, hangi bölgelere ne şiddette etki ettiğini görebilmek ve anlayabilmek için farklı kuvvet analiz yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Bu analiz yöntemleri mühendisliğin, uygulamalı matematiğin ve benzer branşların geliştirip uyguladığı yöntemlerdir [114]. Bu yöntemler günümüzde biyomekanik sistemlerin incelenmesi ve anlaşılmasında sıklıkla kullanılmakta ve birçok alanda olduğu gibi ortodonti alanında da anlaşılması güç kuvvet dağılımlarını anlaşılır halde bizlere sunmaktadır.

Stres analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek streslerin incelendiği bir uygulamadır. Stres analizi analitik, sayısal ve deneysel olarak yapılabilir. Analitik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Sayısal modellemeler sonlu elemanlar modeli benzeri yöntemleri kapsar. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir [115]. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulama sırasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek için stres analizleri yapılması gereklidir [116].

Tüm yapısal analizler ve tasarımlar uygulanacak kuvvet ve bu kuvvete dayanması gereken materyalin mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Ağız içinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerden dolayı, oral dokular tarafından aşırı derecede karmaşık yapısal cevaplar oluşturulur. Oluşan streslerin hesaplanması, restoratif materyaller ve oral dokuların özelliklerinin bilinerek yalnızca sayısal ve deneysel stres analiz teknikleri ile yapılabilir. Diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin, dişlerin ve fizyolojik olayların fonksiyon sırasındaki fiziksel ve mekaniksel olayların özelliklerini inceleyebilmek amacıyla fonksiyonel streslerin ölçülebildiği farklı analiz yöntemleri vardır [117] :

1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi : Fotoelastik kuvvet analiz yönteminde bir cisimden ölçü alınarak, elde edilen kalıbın içerisine ışığı geçirebilme özelliğine sahip fotoelastik bir dolgu maddesi dökülür [118]. Bu materyale kuvvet yüklenir ve oluşan mekanik iç stresler, özel bir ışın verilerek gözle görülebilen ışık taslaklarına dönüşür. Bu yöntemde kullanılan materyaller, gerçek dokuların mekanik özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. Örneğin dişin elastik katsayısı 14700 MPa iken, diş simüle eden PLM-1 materyalinin elastik katsayısı 2931 MPa'dır. Alveol kemik için elastik katsayısı 490 MPa iken, PL-2 simülantının elastik katsayısı 207165 MPa'dır. Değerlerin oransız azalması göz önüne alındığında, bu stres analiz yöntemi ile elde edilen sayısal değerlerin güvenilirliği düşündürücü olmaktadır. Ayrıca kraniyum gibi karmaşık, delikli ve grift yapıların, 3 boyutlu hassas modellerinin ölçüsünün alınması çok zordur. Işığın kalitesinin değişmesi, stres tipleri ve miktarlarının belirlenmesinde yetersiz kalması ve sonuçların değerlendirilmesinde kişisel yorum farklılıklarının oluşması, tekniğin diğer dezavantajlarıdır.

2. Kırılabilir vernik ile kaplama tekniği: Kırılabilir vernik ile kaplama tekniğinde, analiz yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürölüp fırınlanmasından sonra kuvvet yüklenir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir. Bu yöntemle, stresin nispeten az olduğu bölgelerde oluşan çatlakların incelenmesi zordur [119].

3. Halografik interferometri (lazer ışını ile stres analiz yöntemi): Halografik interferometri yönteminde, interferometre isimli bir aletten yararlanılır. Cisme kuvvet yüklenerek hareket etmesi sağlandığında, bu aletten çıkan iki lazer ışını demeti saçaklanarak, stres alanlarının değerlendirilmesini sağlar [120]. Bu teknikte kontrol edilmesi çok zor olan vibrasyonun elimine edilmesi gerekmektedir.

4. Termografik stres analiz yöntemi: Termografik stres analiz metodunda, analiz yapılacak cismin ölçüsü alınır. Daha sonra bu kalıbın içerisine, izotropik homojen elastik bir madde dökölür. Uygun şartlar sağlandığında, strese bağılı olarak cisimde meydana gelen volumetrik değişimler, cismin yüzeyinde ısı artışına neden olur. Materyale belirli bir devir ile kuvvet yüklendiğinde, ısıya göre devirde ortaya çıkan değişikliğe bakılarak, yüzeyel ısının arttığı bölgelerde stres ve gerinim incelenebilir [121]. Bu yöntem ile derin bölgelerdeki stresin incelenmesi zordur, kesit alınarak lokal olarak bir bölgenin incelenmesi oldukça güçtür.

5. Stres ölçer stres analiz yöntemi (strain-gauges): Stres ölçer, yük altındaki yapıların bünyesindeki doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılır. Bu aygıtın mekanik, optik, akustik, elektriksel ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır. Bu araç kullanılarak çok küçük yapıların bile yüzeyel stresleri ölçülebilir [122]; ancak iç streslerin değerlendirilmesi mümkün değildir [123].

6. Radyotelemetri: Radyo telemetri yöntemi, implantasyon veya yüzeye yapıştırma yolu ile bir vericinin stres oluşumu incelenecek yapının üzerine bağlanması, daha sonra da radyo dalgalarını yayacak bir anten ve bir alıcı ile oluşan frekans farklılıklarının değerlendirilmesini içerir [118]. İn vivo araştırma yapılabilir, ancak vericinin yerleştirilmesi için bir operasyon gereklidir [124]. Direnç farklılıkları, frekansın ayarlanması ve verici aygıt yerleştirildikten sonra aygıtta oluşabilecek olumsuzluklar bu yöntemin zorluklarıdır.

7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (finite element stress analysis):

2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizleri (SESA) ilk defa 1956'da uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmış olup günümüzde mühendislik bilimlerinde sık olarak başvuru alan analiz yöntemlerinden biridir. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi bugün tıp, diş hekimliği, uçak, inşaat, mekanik, petrol mühendisliği gibi pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır [125].

Karmaşık geometrilerle ilgili problemlere analitik bir çözüm bulmak oldukça zordur. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analizi gibi metotlarla karmaşık geometriler küçük elemanlara bölünmüş basit modellere indirgenebilir [114]. Bu amaçla oluşturulacak insana ait modellerde konik ışınli bilgisayarlı tomografi verilerinden yararlanılmaktadır; zira periapikal ve panoramik filmler kemik kalitesinin değerlendirilmesi için yeterli değildir. Konvansiyonel radyografilerle kemik kalitesinin saptanması da oldukça güçtür [79].

Magnifikasyon ve süperimpozisyon gibi dezavantajları ortadan kaldıran 3 boyutlu görüntüleme yöntemlerinden bilgisayarlı tomografi (BT) Sir Godfrey Hounsfield tarafından 1967 yılında geliştirilmiş ve ilk olarak 1972 yılında kullanılmaya başlanmıştır [79].

BT'nin maliyetinin yüksek olması, erişiminin kolay olmaması ve hastaların aldığı radyasyon dozunun fazla olması gibi nedenlerden dolayı diş hekimliğinde kullanımı kısıtlıdır. Bu nedenle, Mozzo ve arkadaşları, diş hekimliği pratiğinde kullanabilecek, az yer kaplayan ve daha az radyasyonla 3 boyutlu görüntülerin elde edilebildiği konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) cihazını üretmişlerdir [126]. KIBT'de spiral BT'de kullanılan fan (yelpaze) şeklindeki X ışını yerine konik şekilli X ışını fotonları kullanılır ve X ışınları daha verimli kullanılarak 3 boyutlu görüntü elde edilir [127]. KIBT ile bölgedeki kritik yapıların lokalizasyonu ve kemik kalitesi değerlendirilerek yerleştirilecek mini-vidanın lokalizasyonuna karar verilebilir [77]. Günümüzde stres analiz yöntemlerinde kullanılacak hasta verileri genellikle KIBT datalarından elde edilmektedir.

Stres davranışı incelenecek cisim, bilgisayarda sonlu (belirli) sayıdaki düzgün alt bölümlere, elemanlara ayrılarak temsil edilir. Karmaşık geometrik yapılar bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Boyutuna ve geometrisine uygun olarak cismin elemanlara bölünmüş haline matematiksel model denilmektedir. Esas modelin figüratif olarak bölünmesiyle ortaya çıkan bu elemanlar, modelin orijinal özelliklerini tümüyle gösterirler. Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, Poisson Oranı ve elastisite modülü (Young Modülü) değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Her geometrik alt eleman için yükleme ve yer değiştirme arasındaki ilişkiyi tanımlayan bu denklemlerin birleştirilmesi ve çözümlenmesi bilgisayar yardımıyla yapılır [114].

Diş hekimliğinin farklı branşlarında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Ebadian ve arkadaşları, tam dişsiz mandibulada 2 veya 3 implant destekli, farklı kantilever uzunluklarına sahip (0 mm, 7 mm ve 13 mm) overdenture protezlerde oluşan stresleri SESA ile değerlendirmişlerdir. Kantilever uzunluğundaki artışın stres dağılım paterninde belirgin bir artışa neden olmadığı gösterilirken, ideal kantilever uzunluğunun tespitinde çalışma sonuçlarının yetersiz olduğu bildirilmiştir [128]

Stringhini ve arkadaşları, bilateral sagittal split osteotomisi ile 5 mm ilerletme yapılan mandibulada 9 farklı fiksasyon metodunu SESA ile değerlendirmişlerdir. Çiğneme kaslarını simüle edecek şekilde kuvvetler uygulandıktan sonra, mini-plak/mini-vidalarda oluşan stresler ve kemik segmentlerindeki yer değiştirmeler ölçülmüştür. Sonuçta iki konvansiyonel mini-plak kullanılan senaryoda en az stres bildirilmiştir [129].

Yang ve arkadaşları, sınıf I, sınıf II, sınıf III okluzal ilişkide mandibulanın lateral hareketlerinde meydana gelen stres dağılımı ve distorsiyonu SESA analizi ile

incelemişlerdir. Sonlu eleman modelleri oluşturulurken, KIBT dataları ve dental modeller taranması ile elde edilen veriler kullanılmıştır. Mandibulanın hareketleri optik hareket yakalama sistemi (Visol Inc., USA) ve hareket analiz sistemi (Kwon 3D, Seoul, Korea) ile değerlendirilerek kuvvet uygulama bölgeleri tespit edilmiştir. Sonuçta sınıf I ve II ilişkiye sahip modellerde maksimum stres dengeleyici taraftaki kondilde görülürken, sınıf III modelde maksimum stres çalışan taraftaki kondilde bulunmuştur [130].

2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Stres Analizi

2.8.1. Ortognatik cerrahi ve distraksiyon osteogenezisi

Başçıftçı ve arkadaşları, mandibuler orta hatta 5 mm'lik bir distraksiyon uygulayarak biyomekanik etkileri SESA ile incelemişlerdir. Mandibula paralele çok yakın bir şekilde genişleme göstermiştir. Anteroposterior değerlendirmede en fazla genişlemenin simfiz bölgesinde olduğu ve önden arkaya doğru azaldığı gösterilmiştir. Okluzalden bakıldığında mandibuler kemik simfiz bölgesinde belirgin şekilde genişlemiştir; ancak ramus, gonion ve kondil bölgeleri incelendiğinde çok az hareket gözlenmiştir. Mandibuler kemik distraksiyon sonrasında öne ve aşağı doğru yer değiştirmiştir. Kondil bölgesinin altında yüksek stres alanları bilateral olarak görülmüş; aynı zamanda ramus bölgesinde de yüksek stresler olduğu belirtilmiştir [131].

Erkmen ve arkadaşları, bilateral sagittal split ramus osteotomisi sonrasında uygulanan farklı fiksasyon yöntemlerini SESA kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmada çiğneme kuvvetleri karşısında oluşan stresler ile osteotomi bölgesinde en az stres oluşturan ve rotasyona sebep olmayan rijit fiksasyon tipinin tespit edilmesi hedeflenmiştir. Mandibulada bilateral sagittal split ramus osteotomisi ile 5 mm'lik bir osteotomi boşluğu oluşturulmuştur. Mandibulada ayrılan segmentler 4 farklı rijit fiksasyon uygulaması ile fikse edilmiştir. Çiğneme kuvveti olarak posteriordan 500N'lık bir kuvvet uygulanmıştır. Araştırmanın sonucunda triangular konfigürasyonda yerleştirilen 2 mm'lik "lag screw"lar yeterli stabiliteyi sağladığı ve osteotomi bölgesinde en az stres oluşturan yöntem olduğu bildirmiştir [132].

2.8.2. Ortopedik tedavi mekanikleri

Ulusoy ve Darendeliler, sınıf II maloklüzyonların tedavisinde kullanılan aktivatör ve aktivatör-high pull headgear uygulamalarının mandibula üzerindeki etkilerini 3 boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir. Her iki fonksiyonel ortopedik aygıt uygulamasıyla mandibulada aynı bölgelerde, aynı büyüklüklerde stres ve gerinimler tespit edilmiştir. Koronoid yapı ve angulus mandibula, kasların yapıştığı yerler olduğundan dolayı bu bölgelerde stresin en yoğun olduğu görülmüştür. Fonksiyonel aygıtların en fazla koronoid yapıda stres ve gerinime neden olduğu ve koronoid yapıyı anterior ve lateral yönde değişime zorladığı tespit edilmiştir. Her iki aygıt da dişler üzerinde aynı etkileri oluşturmuş, aygıtların uyguladığı kuvvetlerden en fazla kesici dişler ve alt 2. molar dişler etkilenmiştir [133].

Alkan'ın yaptığı tez çalışmasında, iskeletsel ön açık kapanış vakalarında uygulanan vertikal çeneliğin, dentofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini SESA ile incelemiştir. Sonuçta maksillada, mandibulada, daimi dişlerde ve maksillayı kafa kaidesine bağlayan suturlarda görülen stres bölgelerinin, bireyin iskelet yapısı yanında dişsel özelliklerinden de etkilendiği bildirilmiştir. Stres miktarı ve dağılımındaki değişimlerin, sefalometrik referans noktalarında neden olabilecekleri yerdeğiştirmelerin tespiti ile ortodontik tedavi sonuçlarının daha detaylı olarak değerlendirilmesinin mümkün olduğu vurgulanmıştır.

Başçiftçi ve arkadaşları, 2008'de yaptıkları çalışmada farklı kuvvet vektörleri ile çenelik tedavisinin biyomekanik etkilerini değerlendirmişleridir. Araştırmada çeneden mandibuler kondile, koronoid proçese ve koronoid proçesin önünden geçecek şekilde ayrı ayrı modeller üzerinde 500 g-f uygulanmıştır. Kuvvetin farklı yönlerde uygulanmasının, farklı stres bölgeleri ve farklı yer değiştirmelere sebep olduğu gösterilmiştir. Kuvvet vektörü kondilden geçtiğinde mandibulanın aşağı ve geriye doğru yer değiştirdiği, koronoid proçes veya önünden geçtiğinde ise öne ve yukarı doğru yer değiştirdiği gösterilmiştir. Kuvvet vektörü kondilden uzaklaştıkça kondil ve posterior ramus bölgesinde stres seviyelerinin yükseldiği bildirilmiştir [134].

2.8.3. Rapid palatal ekspansiyon (RPE)

Jafari ve arkadaşları yaptıkları çalışmada RPE ile kraniyofasiyal yapılarda meydana gelen yer değişimlerini ve stres dağılımlarını incelemişlerdir. Sonuçta en fazla lateral yer değiştirme üst orta keserler bölgesinde 5,313 mm olarak bulunmuştur. ANS ve A noktası da aşağı yer değiştirme göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçları yüksek ortopedik kuvvetlerin etkilediği bölgeler ile hücresel aktivite artışı arasında bir korelasyon olduğu konseptine katkıda bulunacak niteliktedir. Ekspansiyon kuvvetlerinin sadece intermaksiller suture değil aynı zamanda sphenoid, zigomatik ve ilgili bölgeleri de etkilediği söylenmektedir [135].

Matsuyama ve arkadaşları yaptıkları çalışmada palatal derinliğin, RPE aparatının kollarının şeklinin ve mini-vida destekli RPE'nin etkilerini SESA ile incelemişlerdir. Derin maksillaya sahip modelde mopalatal suturun en az açıldığı, aparat kollarında yüksek gerinimin olduğu ve aparatın kollarının şekli ne olursa olsun efektif olarak ekspansiyon elde edileceği bildirilmiştir. Mini-vida destekli RPE'nin de mid-palatal suturda daha paralel ekspansiyon sağladığı gösterilmiştir[136].

2.8.4. Sabit tedavi mekanikleri

Baek ve arkadaşları çalışmalarında, sınıf III maloklüzyona sahip bireylerde multiloop edgewise arkların, mandibulada ilk uygulandıklarında oluşturdukları etkileri incelemişlerdir. Düz ideal bir ark teli ile multiloop edgewise ark telinin mandibular dişlenmede, distal en masse hareketler açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır. Multiloop edgewise arklar kullanıldığında, diş hareketlerinin daha uniform ve dengeli olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle mandibular dentisyonun distal en masse hareketinde multiloop edgewise arkların daha avantajlı olduğu bildirilmiştir [137].

Lombardo ve arkadaşları, mandibulada labial ve lingualden uygulanan en-masse retraksiyon mekaniklerinin oluşturduğu stres ve yer değiştirme miktarlarını SESA ile karşılaştırmışlardır. Sonuçta her iki mekanikte de anterior dişlerde lingual tipping ve ekstrüzyon görülmüştür. Labial mekanikte ikinci premolar ve birinci molar dişte intrüzyon ve lingual tipping görülürken, lingual mekanikte posterior dişlerde

intrüzyona labial hareketin, mezial tippingin ve bukkal rotasyonun eşlik ettiği bildirilmiştir [138].

Saga ve arkadaşları, maksiller kesici dişlere uygulanan intrüzyon mekaniklerinin periodontal ligamentte yarattığı stres paternlerini ve büyüklüklerini incelemişlerdir. Birinci modelde santral braketlerinin ortasından, ikinci modelde santral ve kesici braketlerinin ortasından, üçüncü modelde lateral braketinin distalinden, dördüncü modelde lateral braketinin 7 mm distalinden uygulanmıştır. Sonuçta kuvvetin uygulandığı bölgeden bağımsız olarak stresin PDL'in apeks bölgesinde yoğunlaştığı ve en dengeli stress dağılımının üçüncü modelde olduğu bildirilmiştir [139].

2.8.5. Mini-vidalar

Gracco ve arkadaşları, 2009 yılında yayınlanan çalışmalarında, maksillaya yerleştirilen farklı uzunluk ve farklı kemik/vida arasında osseointegrasyon derecelerine sahip mini-vidaların çevresinde oluşan stres dağılımlarını incelemişlerdir. Fotoelastik analizlerin sonucunda, ilk ortodontik kuvvet yüklemeleriyle stres dağılımının çok değişmediği gösterilmiştir. Sonlu elemanlar simülasyonlarında ise 9 mm'den daha uzun mini-vida boyutlarının yüksek stres değerlerine sebep olacağı ve anatomik bölgelere zarar verebileceğini belirtmişlerdir [140].

Jasmine ve arkadaşları, 2012'de yaptıkları çalışmada maksilla ve mandibulada mini-vida destekli en-masse retraksiyonu D3 ve D2 tip kalite kemik ile simüle etmişlerdir. 1.3 mm çapında 7 ve 8 mm uzunluğundaki mini-vidalar kemik yüzeyine 30°, 45°, 60°, 90° yerleştirilmiştir. Mini-vida başına horizontal yönde 200g kuvvet uygulanmıştır. Sonuçta yerleştirme açısı arttıkça mini-vida ve kortikal kemikteki maksimum von Mises stres değerinin azaldığı, stresin büyük kısmının kortikal kemikte biriktiği bulunmuştur. D3 kalite kemikte D2 ye kıyasla daha yüksek von Mises stres değerleri görülmüştür [141].

Lee ve arkadaşları, ısırma kuvvetlerinin mini-vidanın yer değiştirme ve stres dağılımına etkisini değerlendirmişlerdir. Maksillada ikinci premolar ile birinci molar arasına, mandibulada ikinci premolar ile birinci molar arasına ve birinci molar ile

ikinci molar arasına 45° ve 90° ile mini-vida yerleştirilmiştir. İkinci premolar, birinci molar ve ikinci molar dişler üzerinde belirlenen 10 okluzal kontak noktasına herbirine 2.5 kg olacak şekilde 25 kg ısırma kuvveti uygulanmıştır. Bu kuvvetler farklı mandibular düzlem açılarını temsil edecek şekilde dişin uzun aksıyla 0° , 5° ve 10° açı yapacak şekilde yüklenmiştir. Sonuçta mini-vidanın ikinci premolar ve birinci molar arasına 45° açıyla yerleştirilmesinin ısırma kuvvetinin etkisini azaltacağı bildirilmiştir [142].

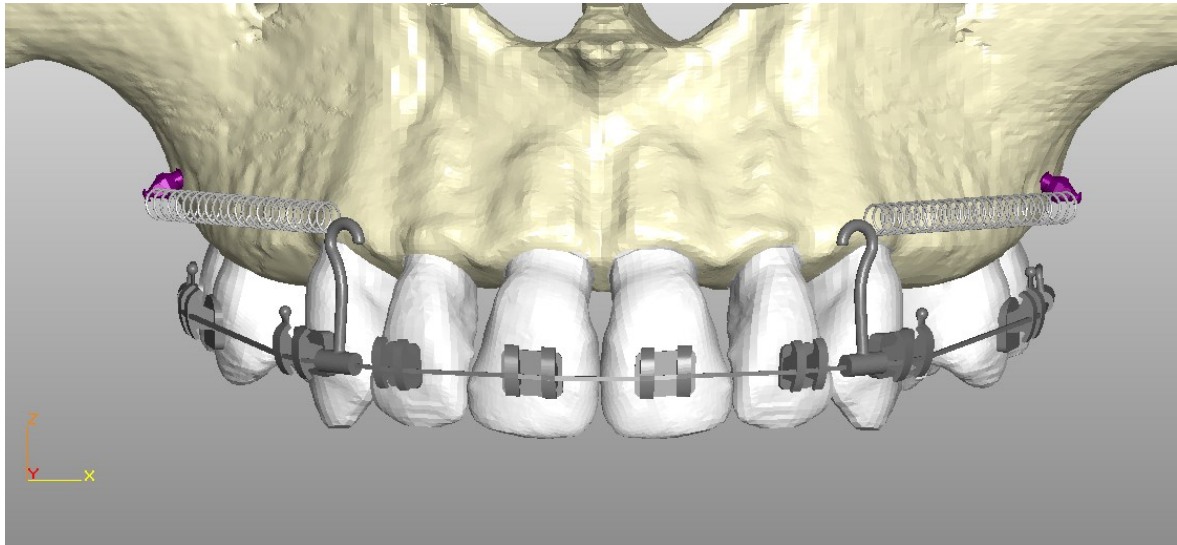
Aykaç ve arkadaşlarının çalışmasında $48 \times 30 \times 13,5$ mm boyutlarında 1,5 mm kortikal kemik kalınlığı olan kemik bloklar üzerinde 2 senaryo kurgulanmıştır. 1.7×8 mm boyutlarında mini-vida, 21.6 mm uzunluğunda 4 delikli miniplak, 6 mm çapında 2 mm yüksekliğinde yuvarlak miniplak platform kullanılmıştır. Birinci senaryoda miniplak iki kenarından iki adet ortodontik mini-vida ile kemiğe yerleştirilirken, ikinci senaryoda miniplak platformunun üzerine yerleştirilen miniplak iki kenarından ortodontik mini-vidalarla kemiğe oturtulmuştur. Sonuçta miniplak platformunun kemik kontak yüzeyini arttırarak, kortikal ve trabeküler kemikteki en yüksek von Mises, maksimum ve minimum asal stress değerlerini azalttığı gösterilmiştir [143].

Albogha ve arkadaşlarının 2016'da yaptıkları çalışmada kişiye özel sonlu eleman analizi ile mini-vida başarısızlığında anlamlı etki yaratan faktörler araştırılmıştır. Mini-vida yerleştirilmeden önce alınan BT görüntülerinde kemiğin elastisite modülü minividanın 0-1.5 mm çevresindeki kemik için hesaplanmıştır. Dişler, kemik ve periodontal ligament bu görüntülere sadık kalınarak modellenmiştir. Yirmi sekiz mini-vida yerleştirildikten sonra alınan BT ler önceki görüntülerle karşılaştırılarak mini-vida modellemesi de yapılmıştır. Yirmi sekiz mini-vidadan 6 tanesi 5 aylık periotta kaybedilmiştir. Başarısızlık kriteri olarak değerlendirilen 16 maddeden 3 tanesi anlamlı olarak bulunmuştur. Bunlar mini-vidanın yerleştirme açısı, kortikal kemik kalitesi ve diş köklerine yakınlık olarak bildirilmiştir [144].

3. MATERYAL VE METOT

Araştırmada büyüme ve gelişim döneminde farklı büyüme yönlerine sahip 2 bireyin KIBT görüntüleri kullanılarak hazırlanan modellerde yapılan mini-vida destekli en-masse retraksiyonda mini-vidada ve dişlerde oluşan stres dağılımları ile dişlerdeki yerdeğiştirme miktarları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile değerlendirildi. Bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde Btech Innovation A.Ş.'in desteği ile gerçekleştirildi.

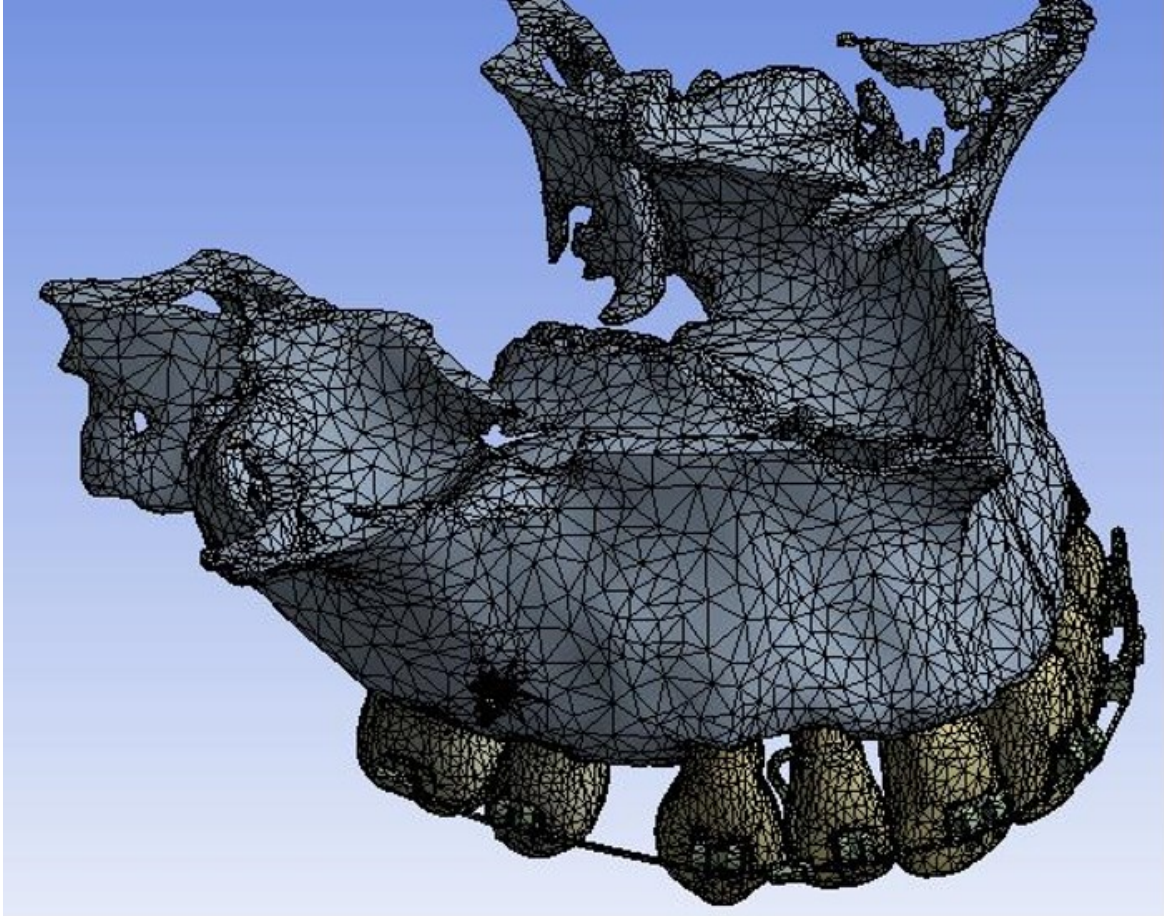
3 boyutlu ağ yapının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Materialise 3-Matic ve Mimics (Materialise, Leuven, Belçika) 3 boyutlu modelleme programı, ANSYS/Workbench (Pennsylvania, ABD) analiz programından yararlanıldı.



Şekil 3.1. 3-Matic ve Mimics yazılımı ile geometrik olarak oluşturulmuş model

Geometrik modeller, 3-Matic ve Mimics yazılımı (Şekil 3.1) kullanılarak.stl formatında oluşturuldu. Stl formatı 3d modelleme programları için tüm dünyada kabul gören bir formdur. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde, programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Geometrik modeller, Mimics/Remesher programı kullanarak elemanlara bölündü ve

bu elemanlar düğüm noktaları (node) ile birbirlerine bağlanarak, 3 boyutlu hacimsel ağ yapıları elde edildi (Şekil 3.2). Son olarak modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri 3 boyutlu modelleme programı olan ANSYS/Workbench (Pennysylvania, ABD) analiz programından verilerek model analizi tamamlandı.



Şekil 3.2. Maksiller mesh modelin tüm unsurlar eklendikten sonra analize hazır hale getirilmiş görüntüsü

3.1. Maksilla ve Mandibula Modellerinin Oluşturulması

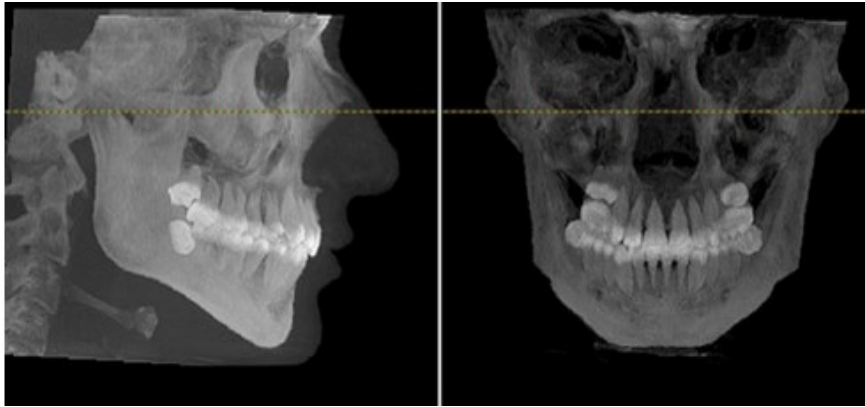
Çalışmada kullanılacak hastaların 3 boyutlu SESA için gerekli olan detaylı kafatası görüntüleri Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi arşivinden elde edilmiştir. El-bilek radyograflarından büyüme gelişimin en hızlı olduğu MP3 cap döneminde olduğu tespit edilen bireyler arasından, Sınıf 1 iskeletsel ilişki ve yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip (SN-GoGn açısı 42°) bir birey ile Sınıf 1 iskeletsel ilişki ve

düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip (SN-GoGn açısı 26°) bir bireyin konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri (KIBT) seçildi.

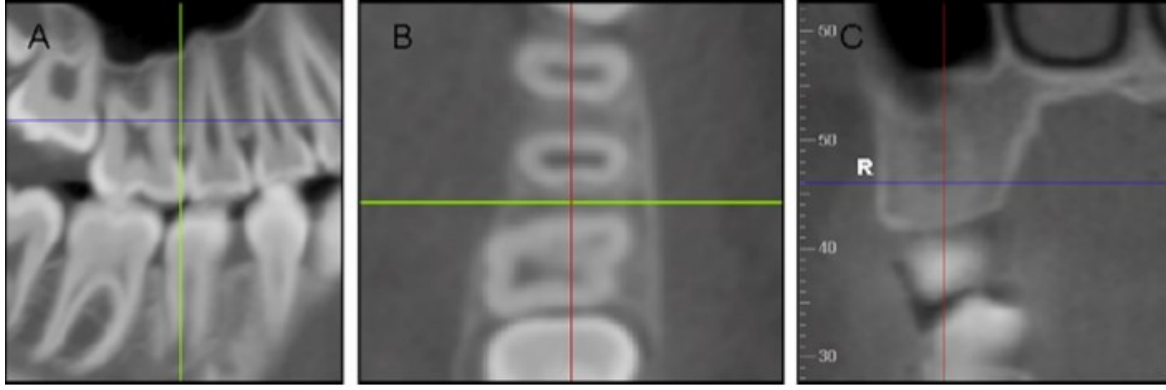
Yüksek ve düşük açılı büyüme yönüne sahip bu bireylerin seçiminde eleme kriterleri aşağıda maddelenmiştir.

- Çenelerde bilateral eksik veya gömülü diş,
- Periapikal, periradiküler radyolüsens veya patoloji,
- Sistemik rahatsızlık,
- Ciddi fasial ve dental asimetri,
- Vertikal veya horizontal periodontal kemik kaybı olması.

KIBT görüntülerinde mini-vidaların yerleştirileceği bölgelerdeki kortikal kemik kalınlığı değerlerinin, yüksek ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesanlarda yapılan çalışmalardaki ortalama değerlere uygunluğu değerlendirildi (Şekil 3.3 ve 3.4). Posterior interradyküler bölgede kortikal kemik kalınlığı vertikal referans çizgisi sagittal kesitte köklere paralel olacak şekilde, horizontal referans çizgisi ise aksial kesitte kortikal kemiğe dik olacak şekilde tespit edildikten sonra cepheden bakıldığında alveoler kret tepesinin 6 mm apikalinden ölçüldü.

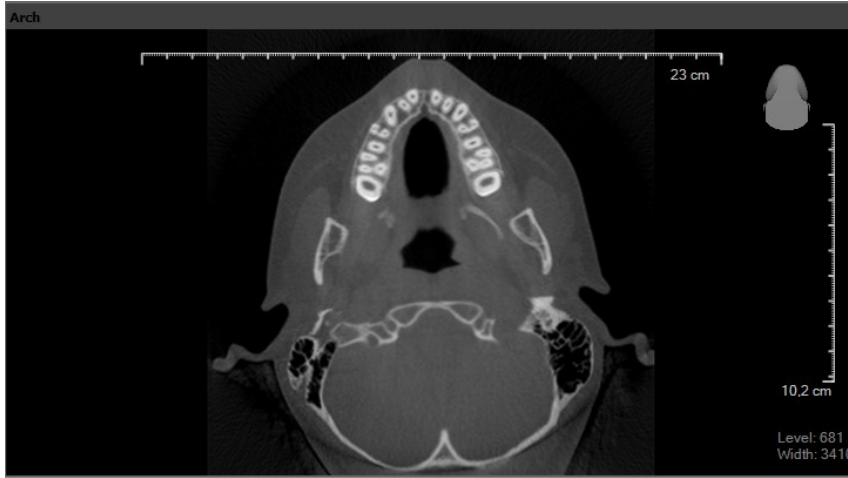


Şekil 3.3. Frankfurt horizontal ve orbital düzlem yere paralel olacak şekilde oryante edilmiş tomografi görüntüleri.



Şekil 3.4. Kortikal kemik kalınlığının, alveoler kret tepesinin 6 mm apikalinden ölçülmesi.

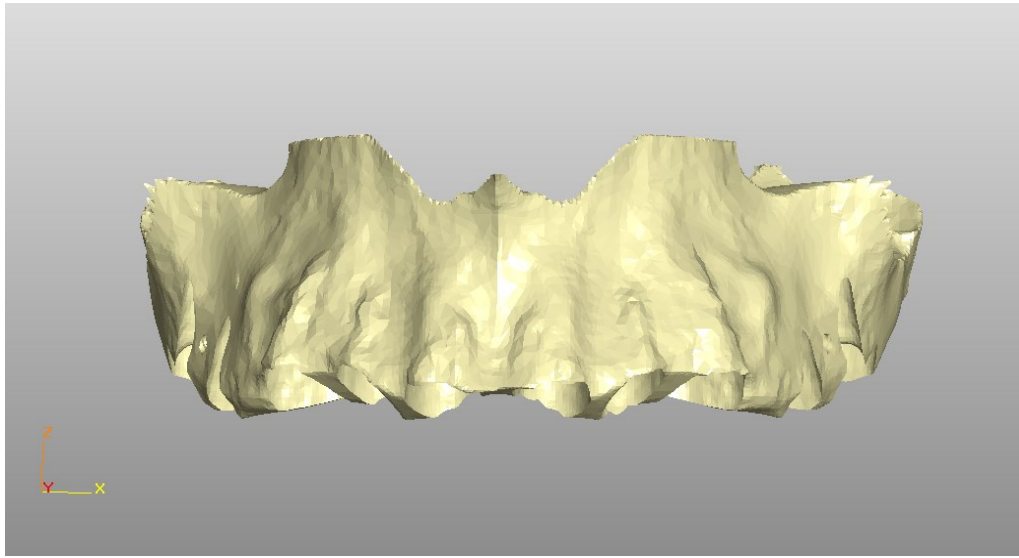
Görüntüler ILUMA Konik Hüzme Işınlı Tomografi cihazı (ILUMA™ Cone Beam BT Scanner, Oklahoma, ABD) kullanılarak 120 kvp, 3.8 mA, 40 saniyelik tarama ile elde edilmiştir (Şekil 3.5). Tarama kesit kalınlığı 0.2 mm'dir.



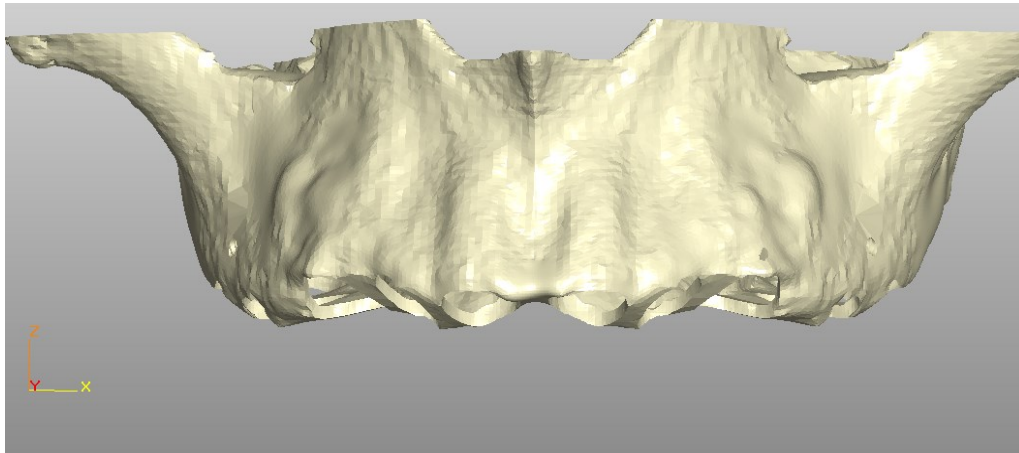
Şekil 3.5. Adölesan bireyin kafatası kemiğine ait bilgisayarlı tomografi datası

Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında Mimics yazılımına (Materialise, Leuven, Belçika) aktarılmıştır. Mimics yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, görselleştirilmesi ve bölümlendirilmesi ve 3 boyutlu nesnelerin işlenmesi için kullanılan bir yazılım aracıdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

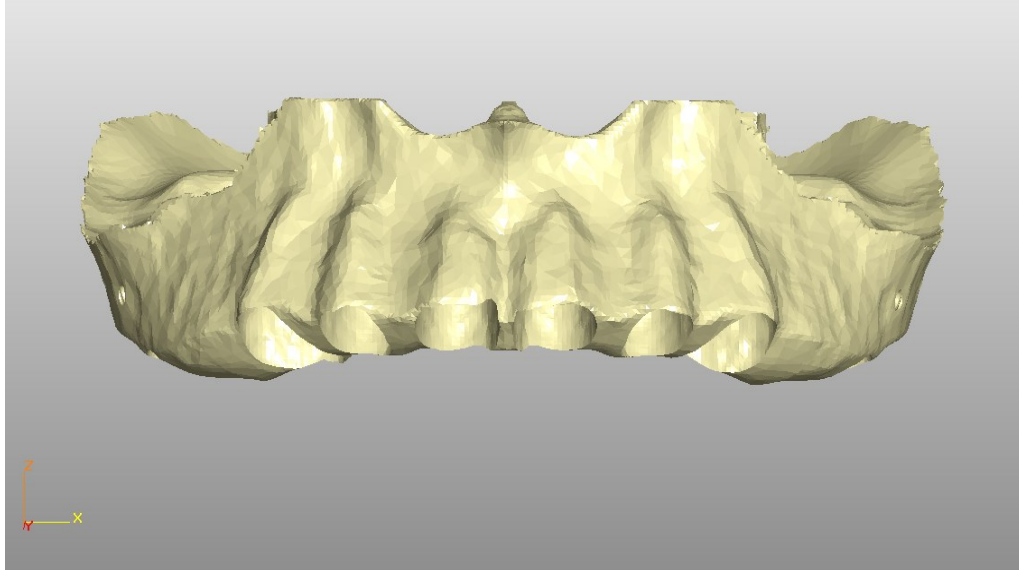
Mimics yazılımına atılan görüntülerde “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu (kortikal ve trabeküler kemik) ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Elde edilen 3 boyutlu model, Mimics yazılımında sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek .stl formatında, çenelerin modelleme işlemi tamamlandı (Şekil 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11, 3.12, 3.13).



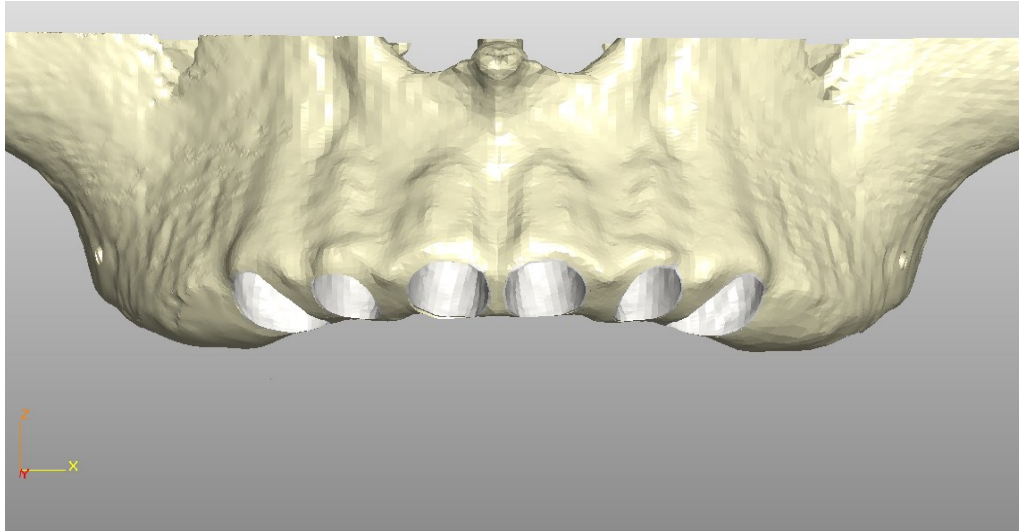
Şekil 3.6. Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksiller trabeküler kemik modeli



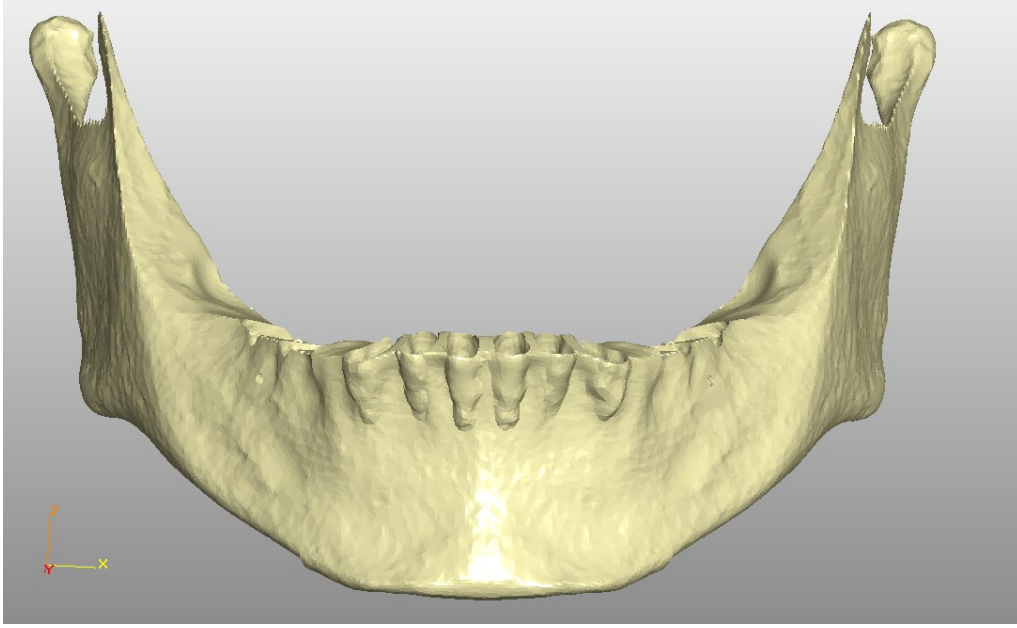
Şekil 3.7. Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksiller kortikal kemik modelleri



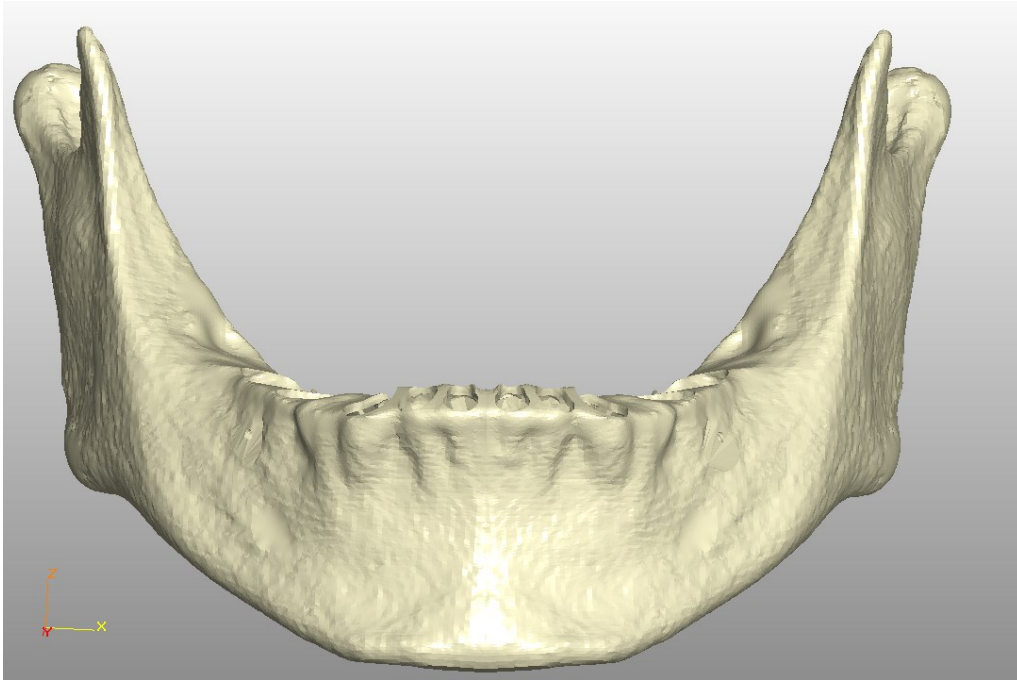
Şekil 3.8. Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksiller trabeküler kemik modeli



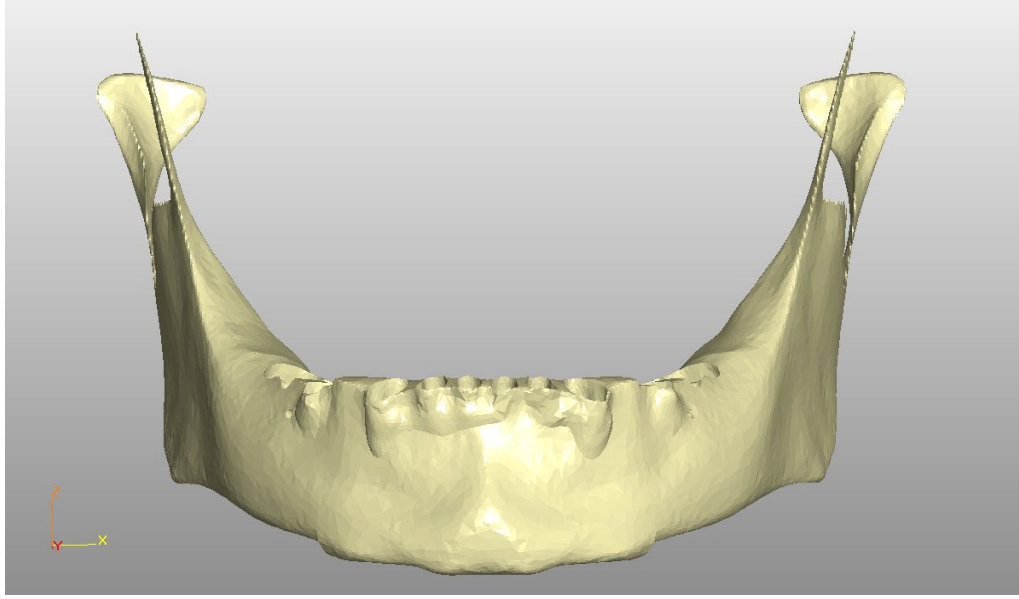
Şekil 3.9. Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksiller kortikal kemik modeli



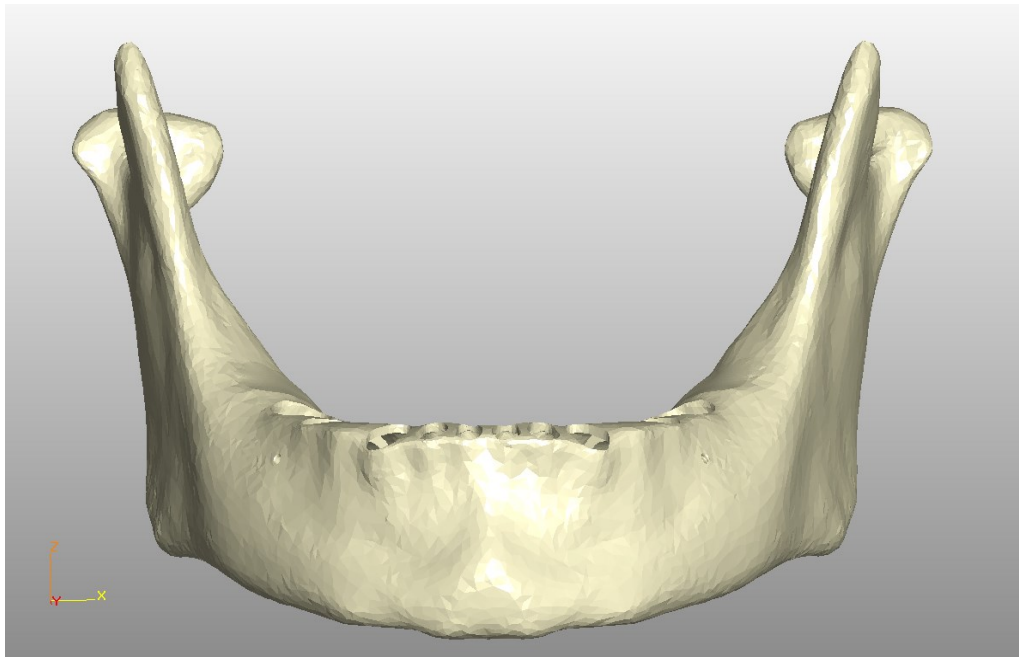
Şekil 3.10. Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibuler trabeküler kemik modeli



Şekil 3.11. Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibuler kortikal kemik modeli



Şekil 3.12. Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibuler trabeküler kemik modeli

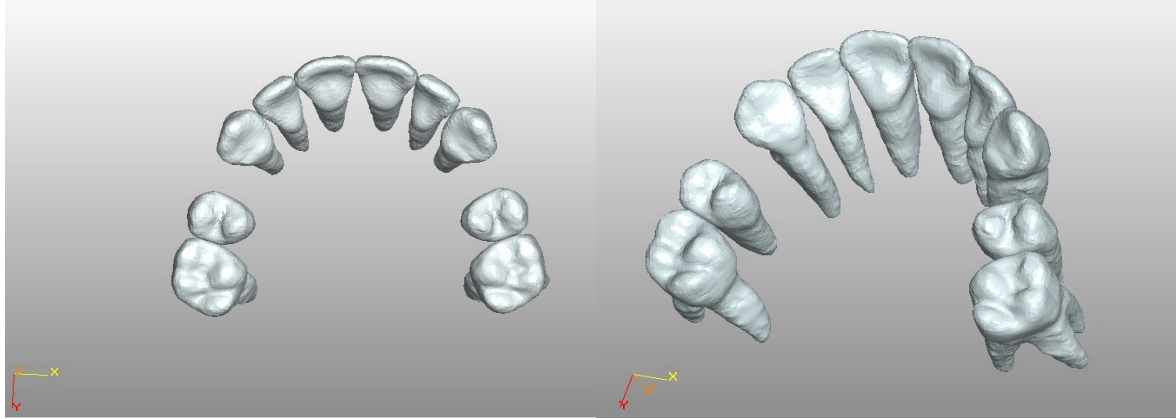


Şekil 3.13. Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibuler kortikal kemik modeli

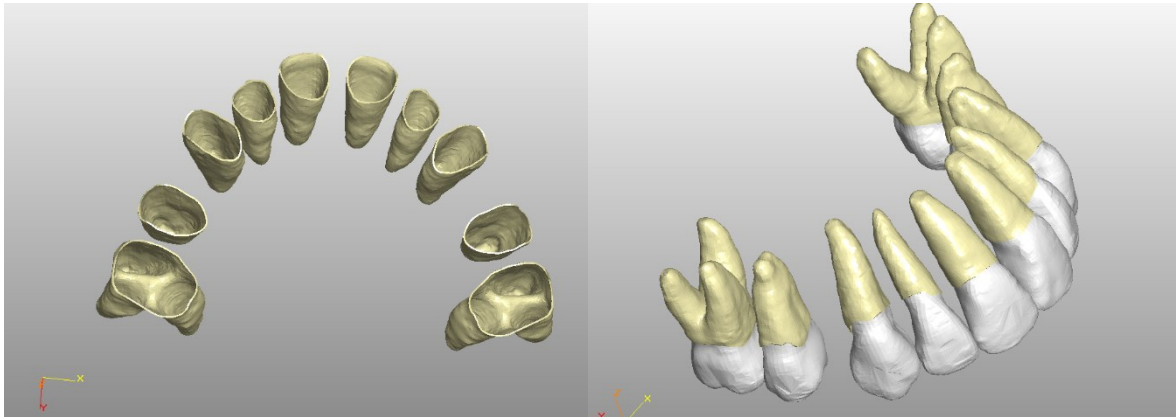
3.2. Dişlerin ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Diş modelleri oluşturulurken KIBT görüntülerinde mevcut dişlerin geometrileri birebir modellendi. İkinci molar dişler tam sürmemiş oldukları için, 1. premolar dişler ise

çalışmada karşılaştırılacak senaryolar gereği simülasyonlara dahil edilmedi (Şekil 3.14). Diş modellerinin kortikal kemik içerisine kalan kök kısımlarının negatif arayüzlerinden, offset komutu ile 0.25 mm kalınlığında uniform periodontal ligament (PDL) elde edildi (Şekil 3.15).



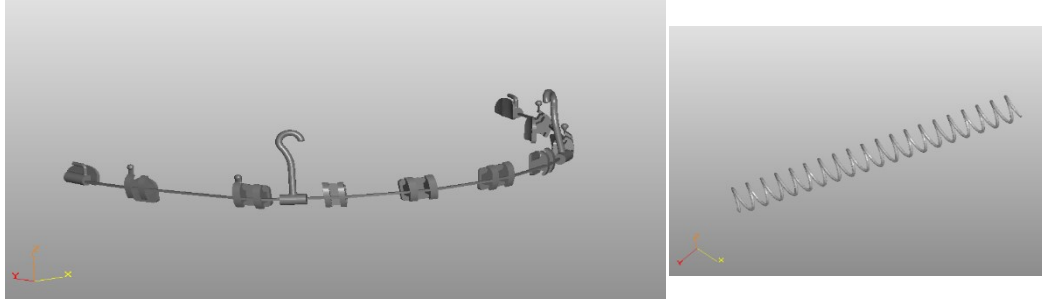
Şekil 3.14. Dişlerin görüntüsü



Şekil 3.15. Periodontal ligament ve dişlerle birlikte PDL görüntüsü

3.3. Braketlerin ve Telin Modellenmesi

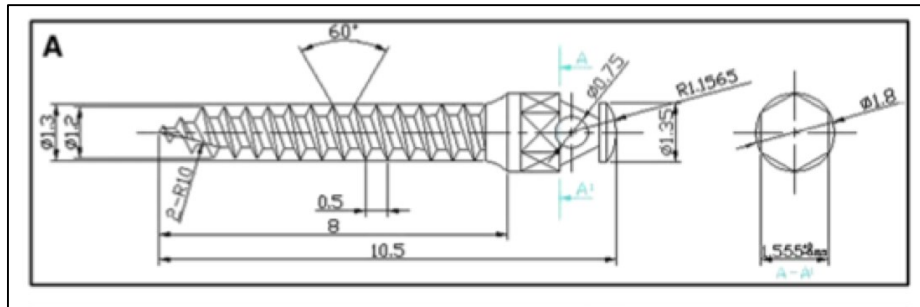
Araştırmamızda 0.018" slota sahip Roth braketler (Gemini Serisi, 3M Unitek, Monrovia, CA, ABD), molar tüpleri (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD), 0.017"x0.025" paslanmaz çelik (Stainless steel, SS) arklar, 8 mm uzunlukta kuvvet kolu, kapalı Nikel-titanyum yaylar, Materialise 3-Matic programında modellenerek, Mimics programına .stl" formatında aktarıldı (Şekil 3.16).



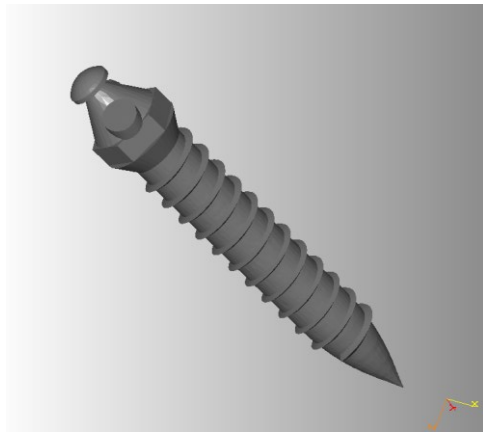
Şekil 3.16. Braket, ark teli, kuvvet kolu, yay modelleri

3.4. Mini-vidaların Modellenmesi

Çalışmada Absoanchor marka (SH1312-08, Dentos Inc., Daegu City, Kore) 1,3 mm çaplı 8 mm uzunlukta konik şekilli mini-vida kullanıldı. Mini-vida modelleri teknik çizimler kullanılarak Materialise 3-Matic programında oluşturulup, Mimics programına .stl formatında aktarıldı (Şekil 3.17 ve 3.18).



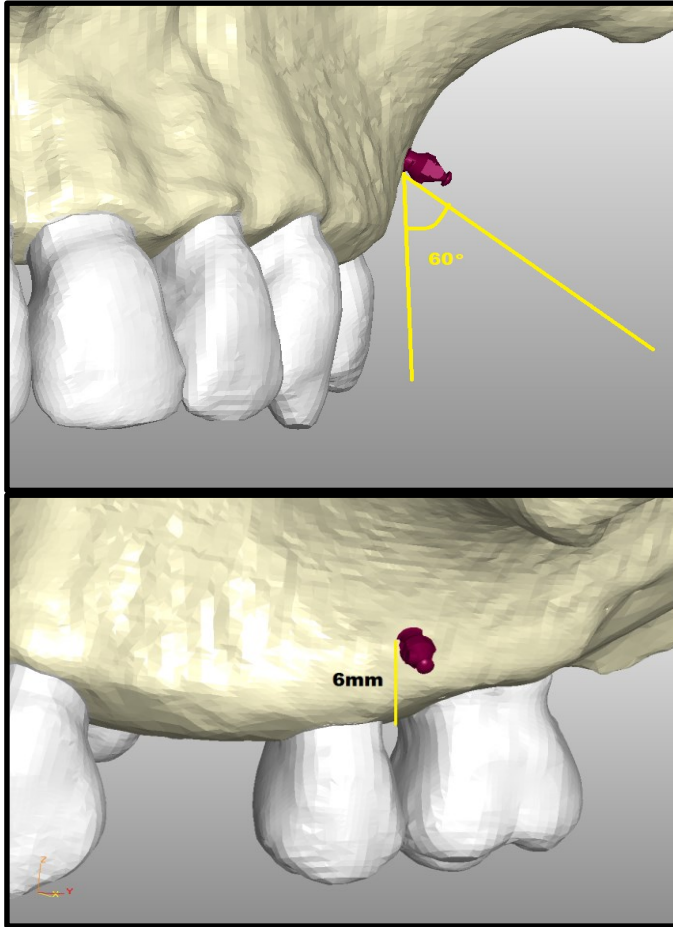
Şekil 3.17. Mini-vidanın teknik çizimi



Şekil 3.18. Absoanchor (SH1312-08, Dentos Inc., Daegu City, Kore)

3.5. Senaryoların Oluşturulması

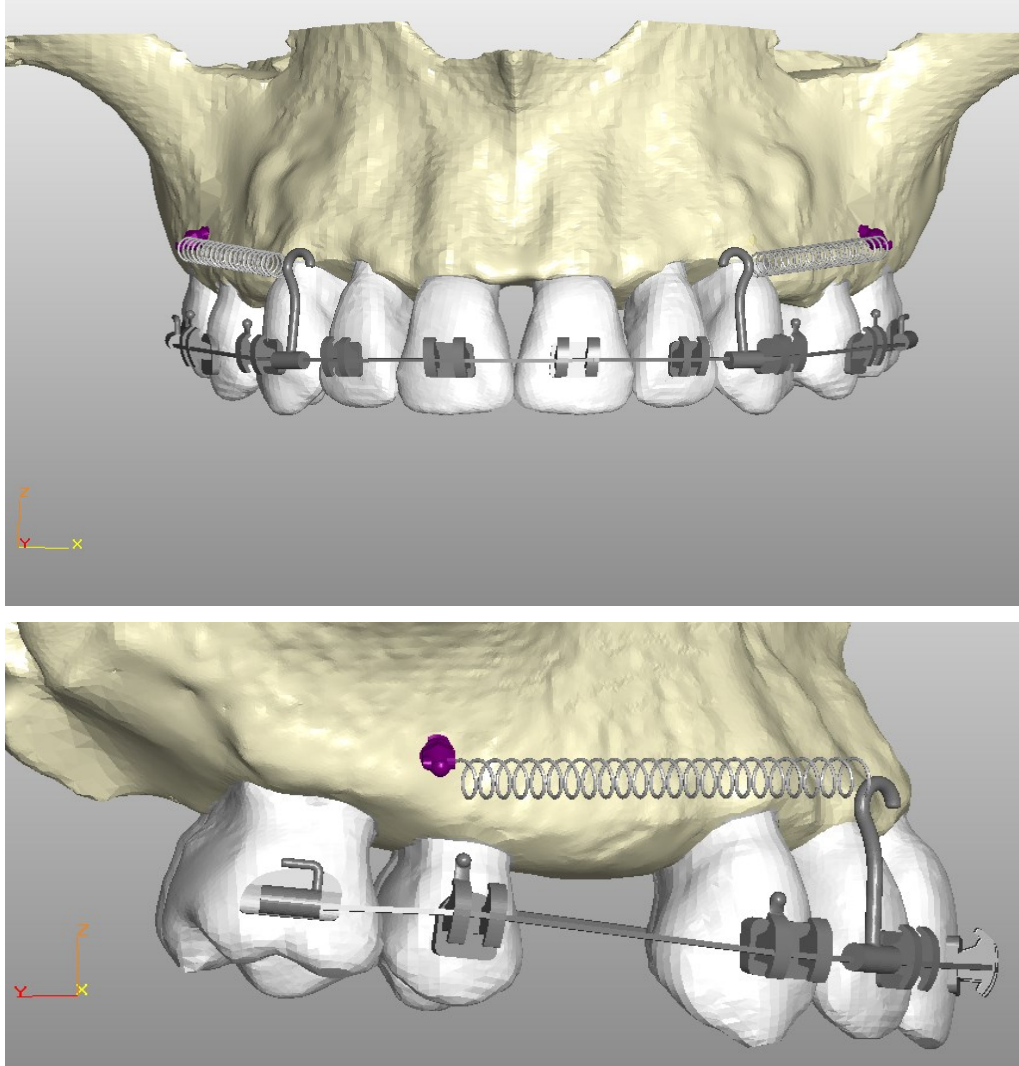
Araştırmamızda anatomik yapıları farklı olan iki adet maksilla ve iki adet mandibula modeli oluşturuldu. Dört çenede de mini-vida destekli en-masse retraksiyon için mini-vidalar 2. premolar ve 1. molar arasına alveoler kret tepesinin 6 mm apikaline dişin uzun eksenine ile 60° açı oluşturacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.19). Her bir senaryoda mini-vidanın tüm yivlerinin kemik içerisinde olması sağlandı. Yivsiz boyun kısmı mukoza altında kalacak şekilde modellendi ve kuvvetler vida başının ortasından uygulandı. Molar dişler hariç tüm dişlere braket ve molar dişlere ise tüp uygulandı. Braket kanallarından ark teli geçirildi ve yapılar arasında oluşan sürtünme stres analiz sonuçlarını etkilememesi için ihmal edildi. En-masse retraksiyon için 8 mm uzunluktaki kuvvet kolu lateral ve kanin diş arasına yerleştirildi. Mini-vida ve kuvvet kolu arasına Nikel-titanyum (NiTi) kapalı sarmal yaylar tek tarafta 2N kuvvet uygulayacak şekilde yerleştirildi.



Şekil 3.19. Mini-vidanın yerleştirildiği yükseklik ve açı

Senaryo 1:

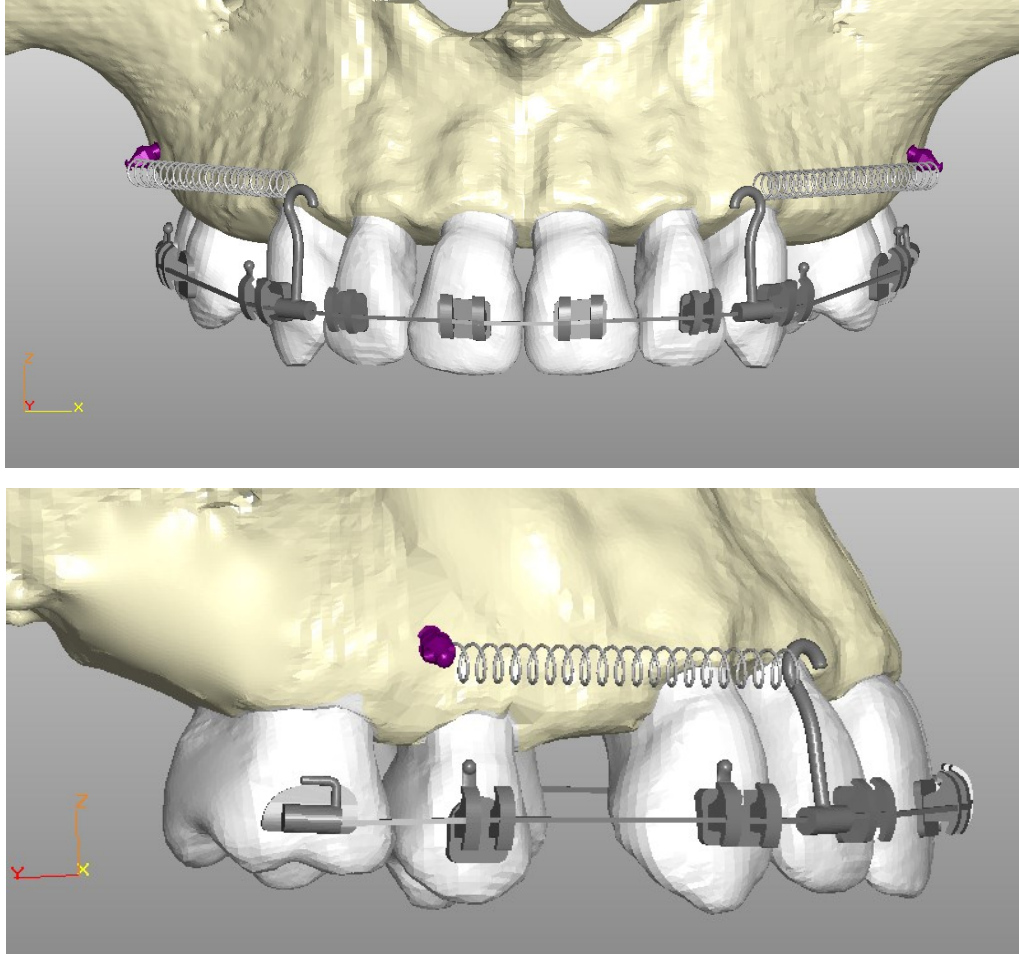
Senaryo 1’de, yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksillası kullanıldı. Trabeküler kemiğin yoğunluğu D4 seviyesinde simüle edildi. Mini-vida yerleşim bölgesinde kortikal kemik kalınlığı 1.2 mm olarak belirlendi. Retraksiyon protokolü standart şekilde yapıldı. Senaryo 1’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi Şekil 3.20 ‘de gösterilmektedir.



Şekil 3.20. Senaryo 1’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi

Senaryo 2:

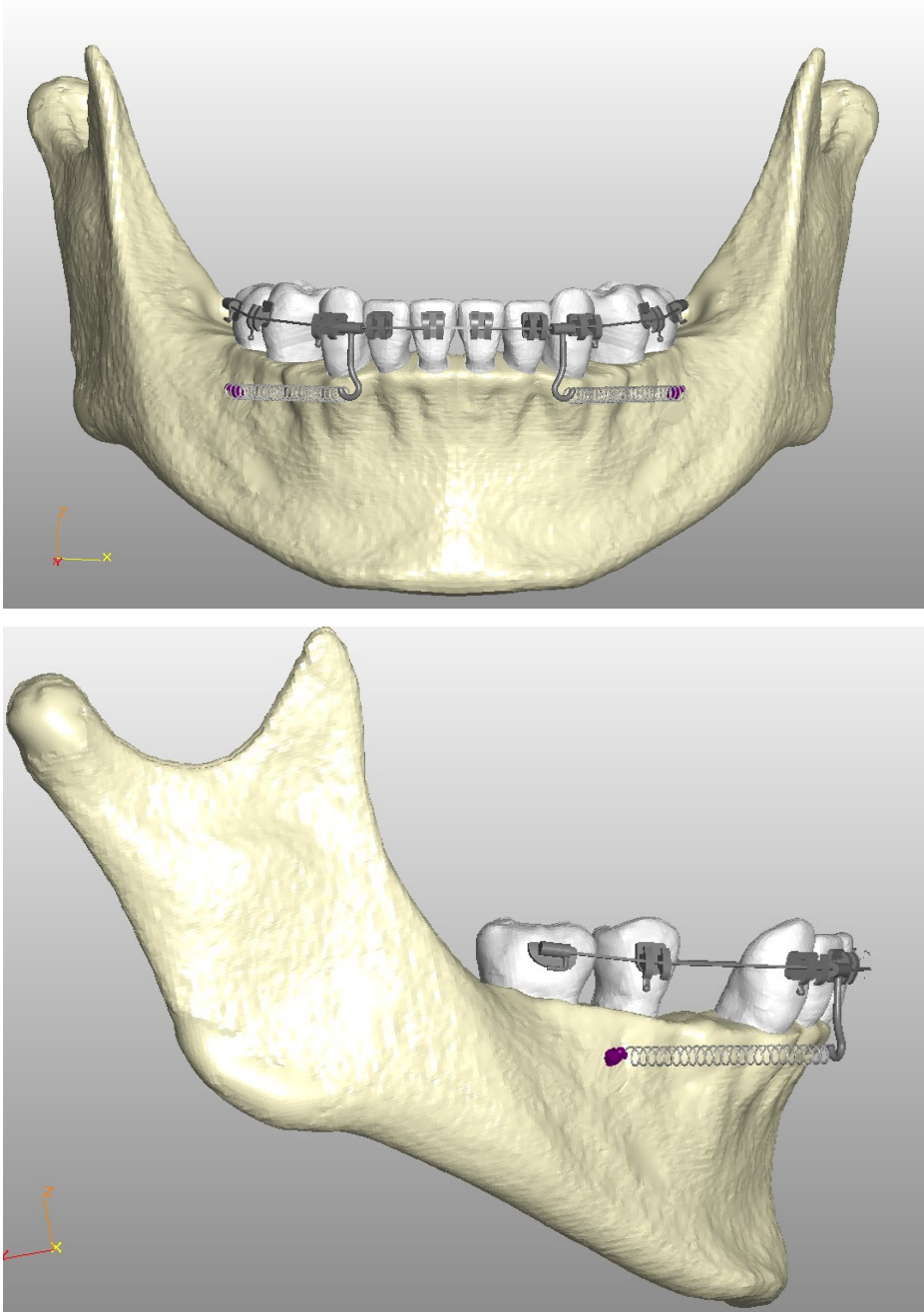
Senaryo 2’de, düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksillası kullanıldı. Trabeküler kemiğin yoğunluğu D3 seviyesinde simüle edildi. Mini-vida yerleşim bölgesinde kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak belirlendi. Retraksiyon protokolü standart şekilde yapıldı. Senaryo 2’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi Şekil 3.21 ‘de gösterilmektedir.



Şekil 3.21. Senaryo 2’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi

Senaryo 3:

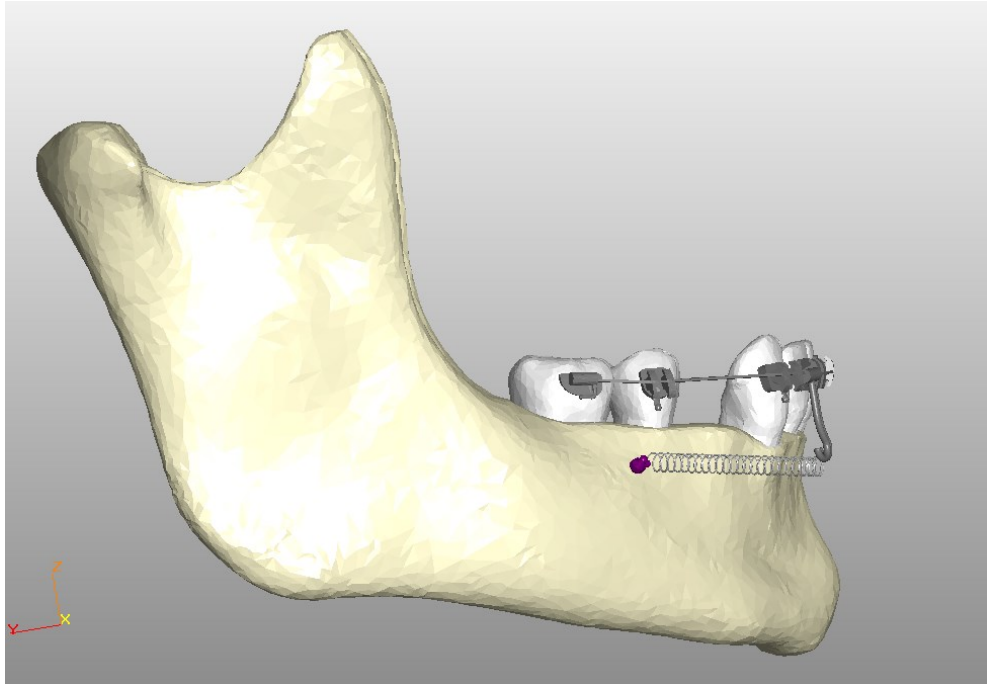
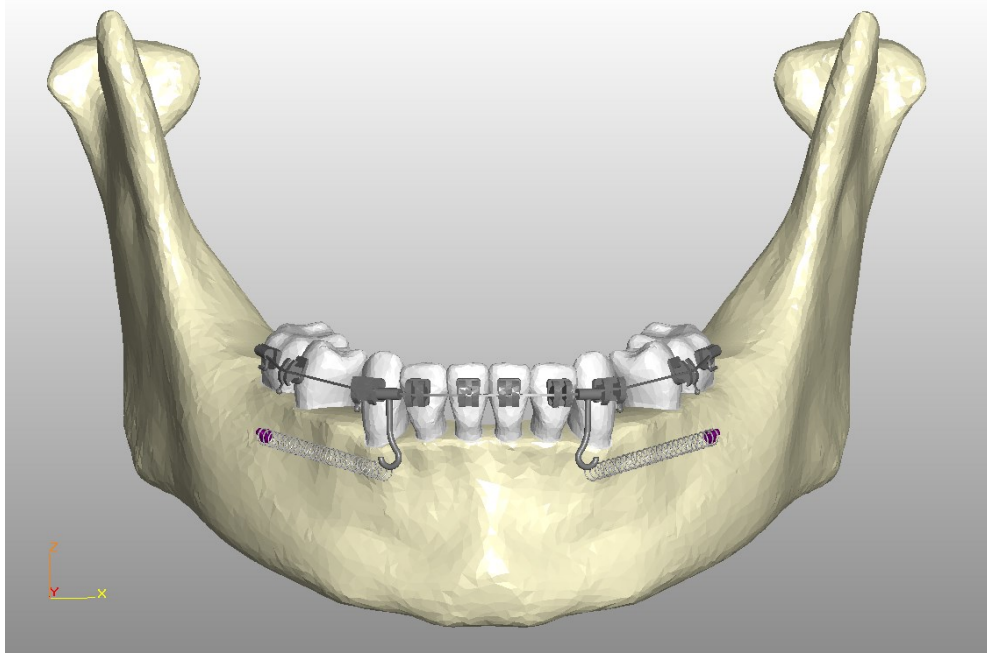
Senaryo 3’de, yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibulası kullanıldı. Trabeküler kemiğin yoğunluğu D3 seviyesinde simüle edildi. Mini-vida yerleşim bölgesinde kortikal kemik kalınlığı 1.7 mm olarak belirlendi. Retraksiyon protokolü standart şekilde yapıldı. Senaryo 3’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi Şekil 3.22 ‘de gösterilmektedir.



Şekil 3.22. Senaryo 3’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi

Senaryo 4 :

Senaryo 4’de, düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibulası kullanıldı. Trabeküler kemiğin yoğunluğu D3 seviyesinde simüle edildi. Mini-vida yerleşim bölgesinde kortikal kemik kalınlığı 2 mm olarak tespit edildi. Retraksiyon protokolü standart şekilde yapıldı. Senaryo 4’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi Şekil 3.23 ‘de gösterilmektedir.

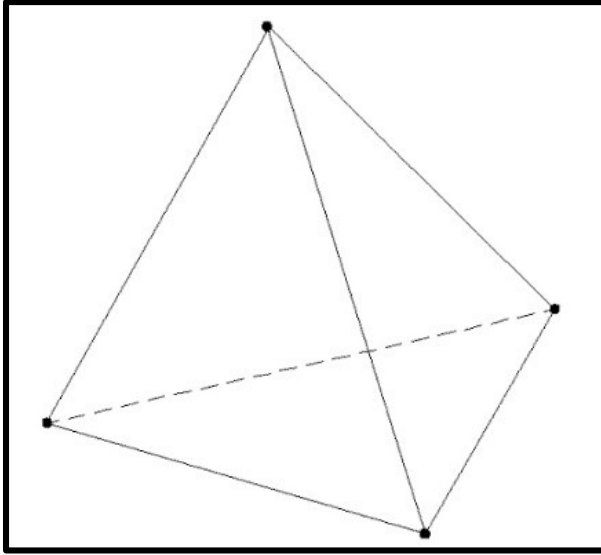


Şekil 3.23. Senaryo 4’de kullanılan ortodontik kuvvet sistemi

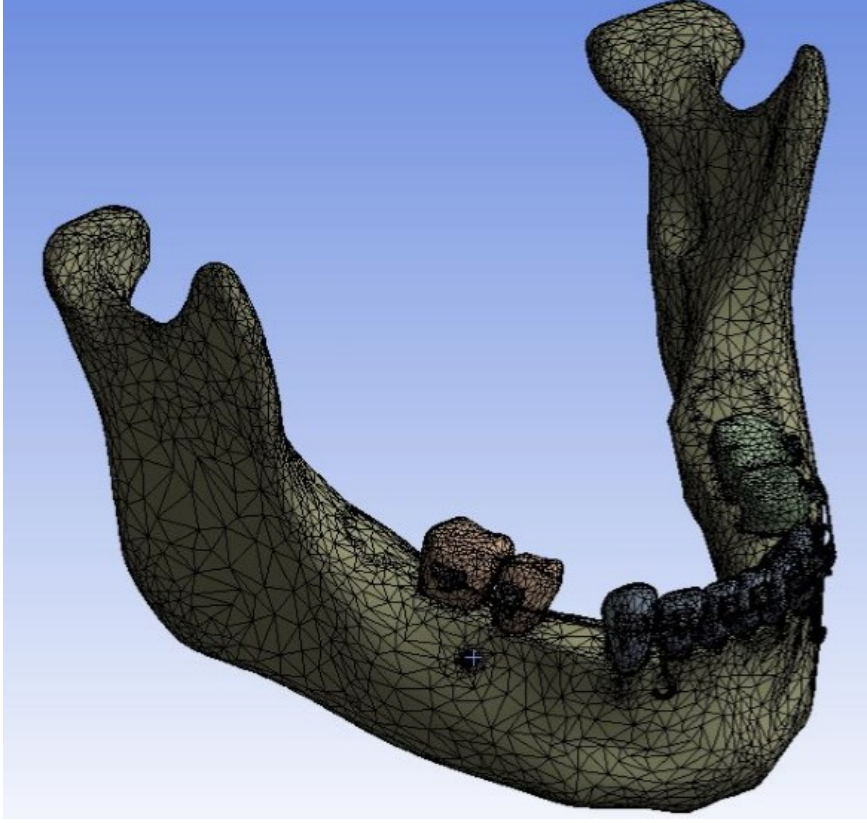
3.6. Matematiksel Modellerin Oluşturulması

3.6.1. Ağ yapının oluşturulması

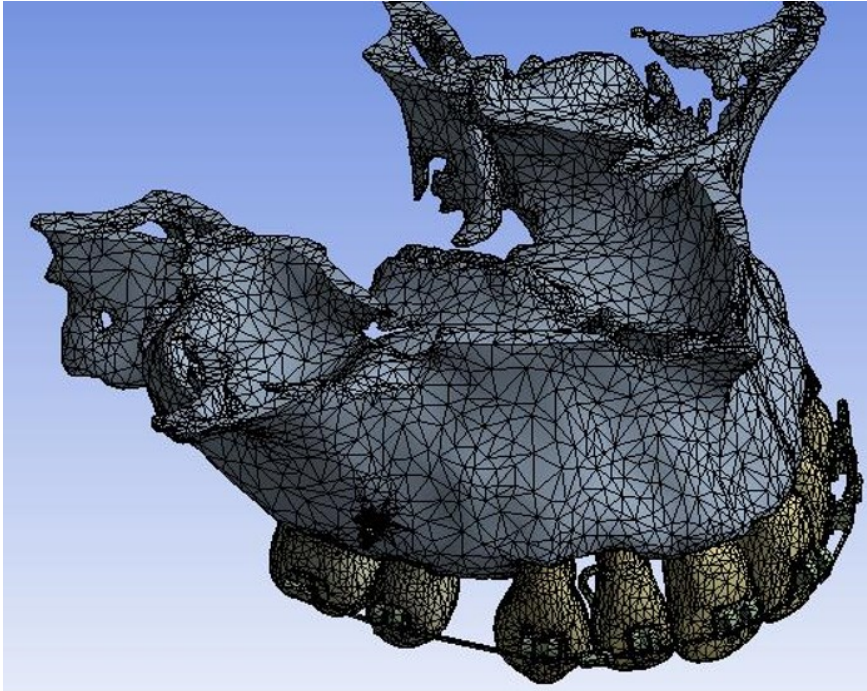
MIMICS programı kullanılarak elde edilen 3 boyutlu modeller .stl formatında olduğundan, analizler için gerekli olan sonlu elemanlar modellerin elde edilmesi için öncelikle maksilla ve mandibula modellerini oluşturan her bir yapının (dişler, pdl, braket ve mini-vidalar) hacimsel modellerinin elde edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla, MIMICS/Remesher kullanarak belirtilen yapılar ayrı ayrı tetrahedral elemanlara bölünerek hacimsel ağ yapıları elde edilmiştir (şekil 3.24, 3.25, 3.26). Bu hacimsel ağ yapılarının sonlu elemanlar programına herhangi bir model hatası olmadan aktarılabilmesi için hacim oluşturma kriterleri, her bir yapının geometrik kompleksliğine bağlı olarak 0.35 civarında belirlendi. Özellikle, stres, deplasman gibi değerlerin değişkenliğinin fazla olacağı vidalarda ve bu vidaların kortikal ve trabeküler kemikteki yuvalarında eleman sayısı, diğer bölgelere nazaran daha yoğun olacak şekilde ayarlandı.



şekil 3.24. Kullanılan tetrahedral elemanlar



Şekil 3.25. Mandibular mesh modelin tüm unsurlar eklendikten sonra analize hazır hale getirilmiş görüntüsü



Şekil 3.26. Maksiller mesh modelin tüm unsurlar eklendikten sonra analize hazır hale getirilmiş görüntüsü

Oluşturan hacimsel ağ yapıları sonlu elemanlar analizlerinin gerçekleştirileceği ANSYS/Workbench programına aktarıldı ve tetrahedral elemanlardan oluşacak şekilde sonlu elemanlar modeline çevrildi. Modellerin düğüm ve eleman sayıları Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Senaryolarda kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Senaryo 1	80361	261410
Senaryo 2	65037	213652
Senaryo 3	74880	237662
Senaryo 4	92949	296667

3.6.2. Malzeme özelliklerinin tanımlanması

Programda katı cisim özellikleri homojen, izotropik, lineer elastik olarak tanımlandı. KIBT görüntülerinde mini-vida yerleşim bölgelerinden elde edilen HU değerlerine uygun olarak kemik kalitesi D3-D4 olarak belirlendi ve maksilla/mandibulanın elastisite modülleri atandı. Kullanılan elastisite modülü ve Poisson oranları Çizelge 3.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2. Senaryolarda kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları [141, 145]

Materyal	Elastisite modülü (MPa)	Poisson oranı
Dişler	20,000	0,3
PDL	0,05	0,3
Braket/ark teli/kuvvet kolu	200,000	0,3
Kapalı yay	110,000	0,35
Mini-vida	110,000	0,35
Kortikal kemik	13,700	0,3
Süngerimsi kemik (D3)	1,600	0,3
Süngerimsi kemik (D4)	690	0,3

3.6.3. Sınır koşullarının belirlenmesi

Araştırmada hazırlanan braket, tel, kuvvet kolu, diş, periodontal ligament, kortikal ve trabeküler kemik modelleri arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde düzenlendi. Mini-vidalar kemik dokusu ile %100 osseointegre kabul edildi.

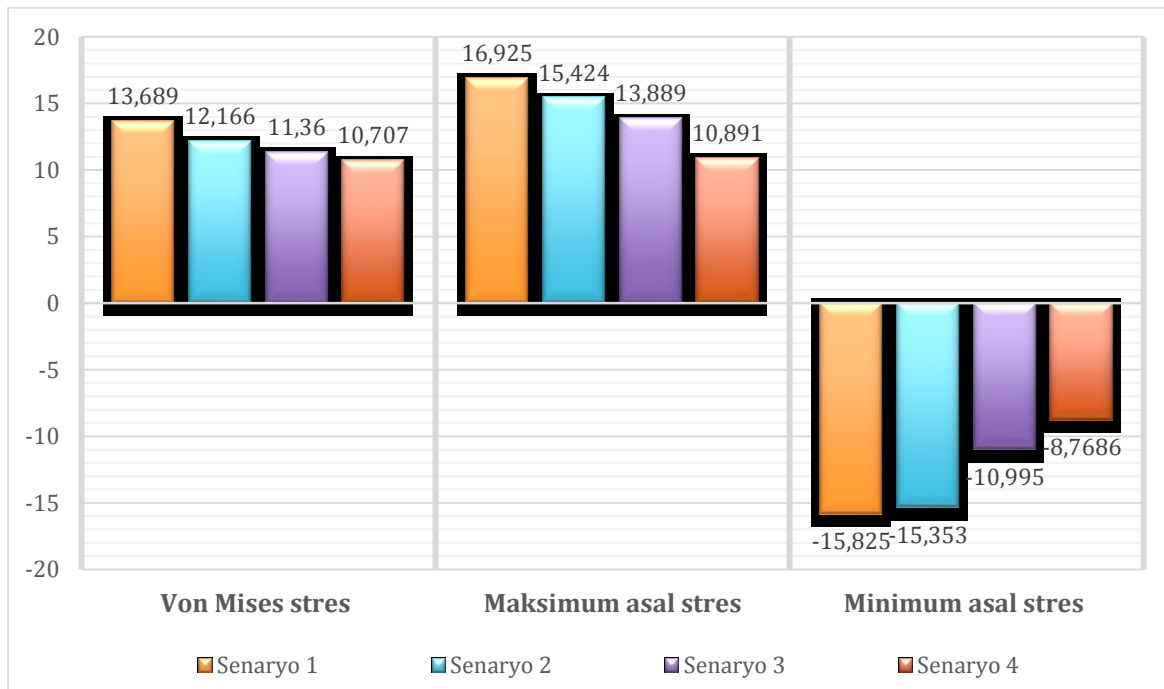
Maksilla ve mandibula modelleri kortikal kemiğin üst ve yan yüzeylerinden, düğüm noktaları x, y, z yönlerinde yer değiştirme ve rotasyonlara izin verilmeyecek şekilde sabitlendi. Kuvvet uygulandığında modeller bu bölgelerden destek almaktadır. Destek düzlemler, çevresinde oluşacak stres değerlerini etkileyeceği için analiz yapılacak bölgelerden uzakta seçildi.

4. BULGULAR

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen değerleri göstermektedir. Bu analiz sonucunda, mini-vidada ve mini-vidanın çevresinde oluşan Von Mises stresleri, maksimum, minimum asal stres değerleri Çizelge 4.1, 4.2’de ve Grafik 4.1, 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Mini-vidada oluşan stresler değerleri

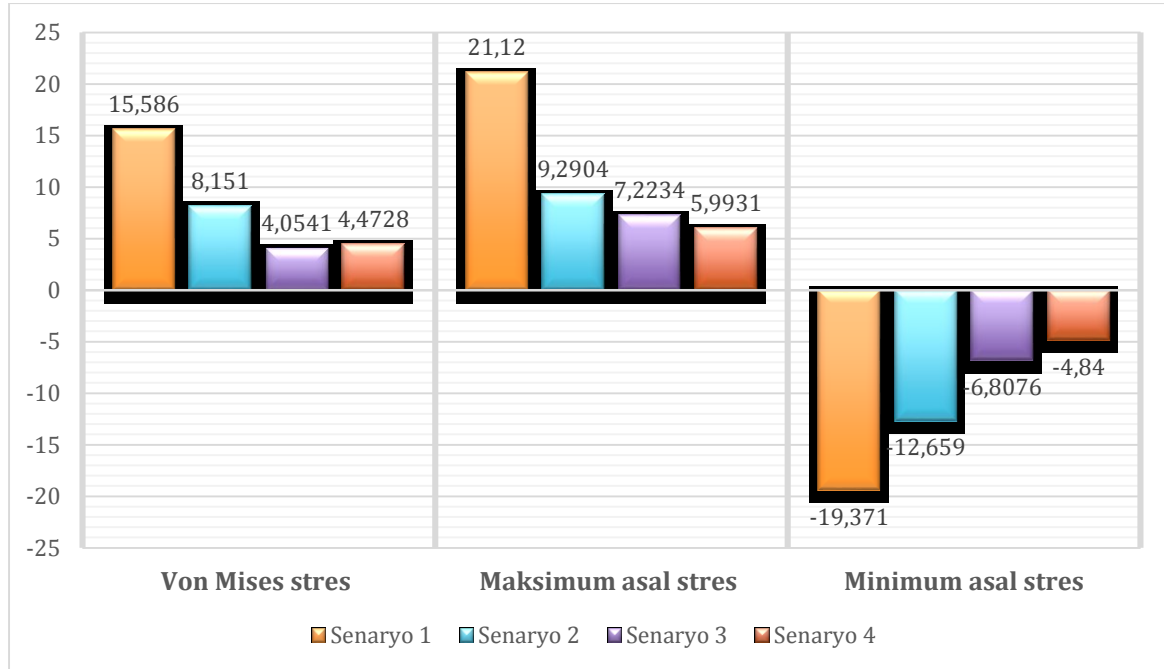
	Von Mises stres (MPa)	Maksimum asal stres (MPa)	Minimum asal stres (MPa)
Senaryo 1	13,689	16,925	-15,825
Senaryo 2	12,166	15,424	-15,353
Senaryo 3	11,36	13,889	-10,995
Senaryo 4	10,707	10,891	-8,7686



Grafik 4.1. Mini-vidada oluşan stres değerleri

Çizelge 4.2. Mini-vida çevresindeki kemik dokuda oluşan stresler

	Von Mises stres (MPa)	Maksimum asal stres (MPa)	Minimum asal stres (MPa)
Senaryo 1	15,586	21,12	-19,371
Senaryo 2	8,151	9,2904	-12,659
Senaryo 3	4,0541	7,2234	-6,8076
Senaryo 4	4,4728	5,9931	-4,84



Grafik 4.2. Mini-vida çevresindeki kemik dokuda oluşan stresler

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonuçlar katı yapılar üzerinde stres dağılımı olarak gösterilir. Bu stresler çekme, baskı, makaslama veya bunların kombinasyonu olan “Von Mises stresler”dir. Von Mises değerleri kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen stresin dağılımını ve yoğunluğunu göstermektedir. Stresin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirtmek için ise asal stresler incelenmelidir. Modelde oluşan en yüksek çekme stresini maksimum asal stresler (maximum principal), en yüksek basma stresini ise minimum asal stresler (minimum principle) belirtmektedir. Maksimum asal stresler pozitif değere sahipken minimum

asal stresler ise negatif değere sahiptir. Mutlak değeri diğerine göre daha büyük olan stres, hangi tip stresin daha etkili olduğunu göstermektedir [146].

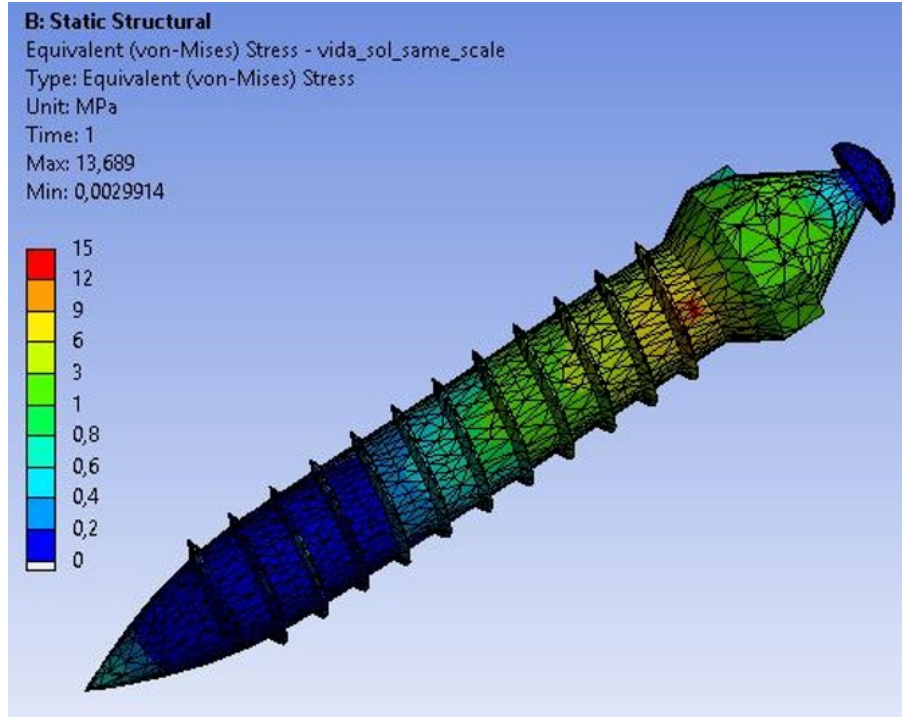
Sonlu elemanlar analizinde von Mises stresleri, maksimum ve minimum asal stres değerleri bir renk skalasına göre görselleştirilmektedir. Buna göre, von Mises ve maksimum asal stres değerlerinin (Maximum principal) gösterildiği şekillerde kırmızı renkli alanlar bu streslerin en fazla olduğu alanları gösterirken, minimum asal stres değerlerinin (Minimum principal) gösterildiği şekillerde ise mavi renkli alanlar streslerin en fazla olduğu bölgeleri göstermektedir. Bu çalışmada, stres değerleri "MPa", yer değiştirme bulguları "mm" cinsinden ifade edilmiştir.

4.1. Birinci Senaryoya Ait Bulgular

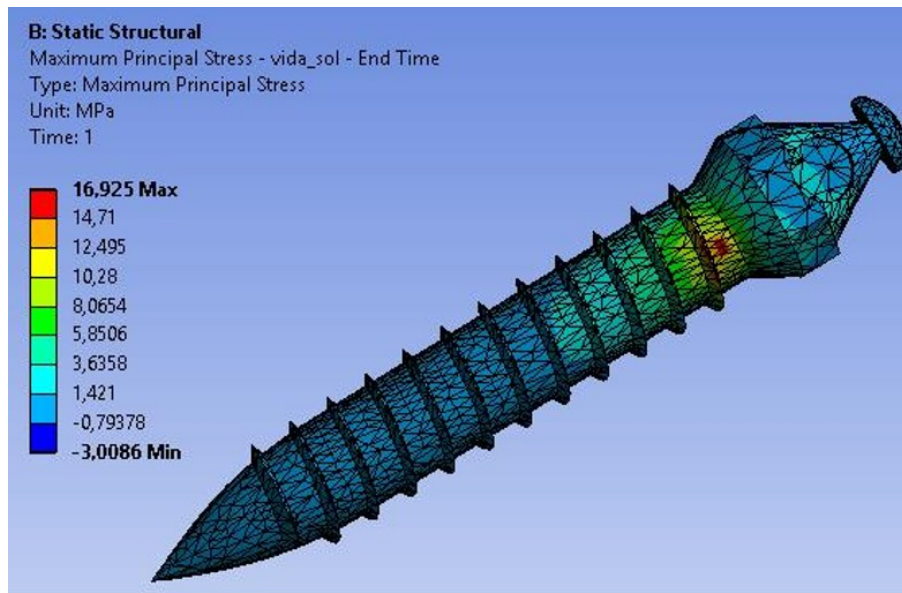
Senaryo 1'de yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksillası modellenmiştir. Birinci premolar dişin çekimini takiben mini-vidadan destek alınarak 2 N kuvvet uygulanarak en-masse retraksiyonunun oluşturulduğu bu senaryoda; vida üzerinde, kortikal kemikte, trabeküler kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir.

4.1.1. Mini-vidadaki stres değerleri

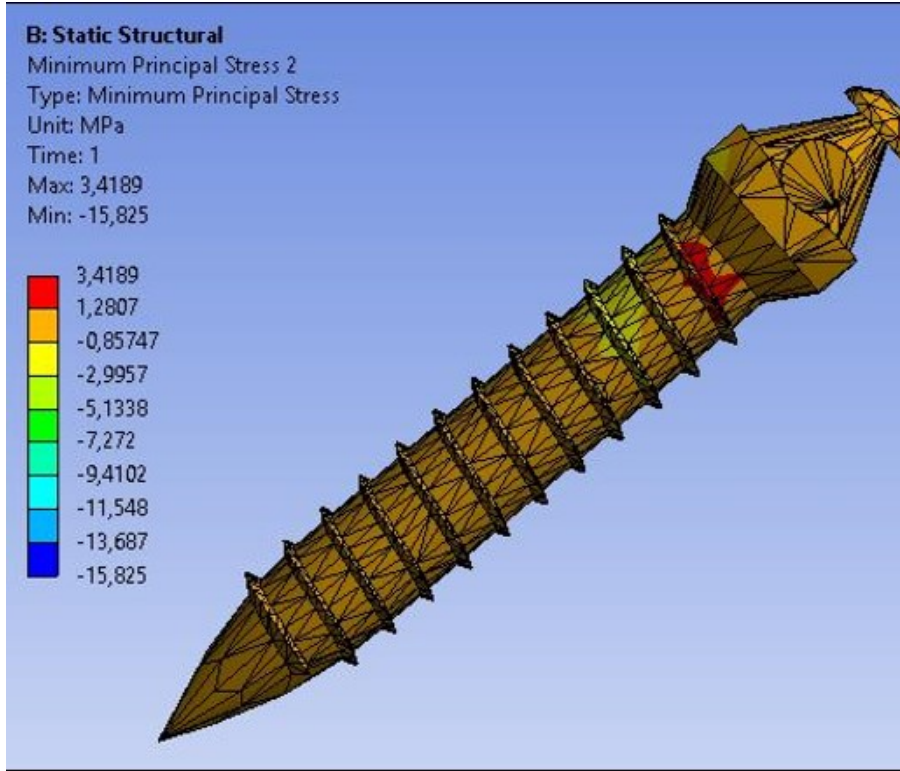
Uygulanan kuvvet sonucu mini-vidalarda oluşan stresler Çizelge 4.1'de gösterilmektedir. Mini-vida üzerinde oluşan Von Mises stres en fazla boyun kısmında kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde ve 13,689 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4.1). Mini-vida çevresindeki maksimum ve minimum asal stres değerleri ise Şekil 4.2 ve 4.3'de verilmiştir. Stres alanları incelendiğinde en yüksek çekme stresinin kuvvetin uygulama yönünün tersi olan mini-vidaların distalinde 16,925 MPa (Şekil 4.2), en yüksek sıkışma stresinin ise kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidaların mesialinde -15,825 MPa (Şekil 4.3) olduğu bulunmuştur.



Şekil 4.1. Senaryo 1’de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres dağılımı



Şekil 4.2. Senaryo 1’de mini-vida üzerinde oluşan maksimum asal stres dağılımı

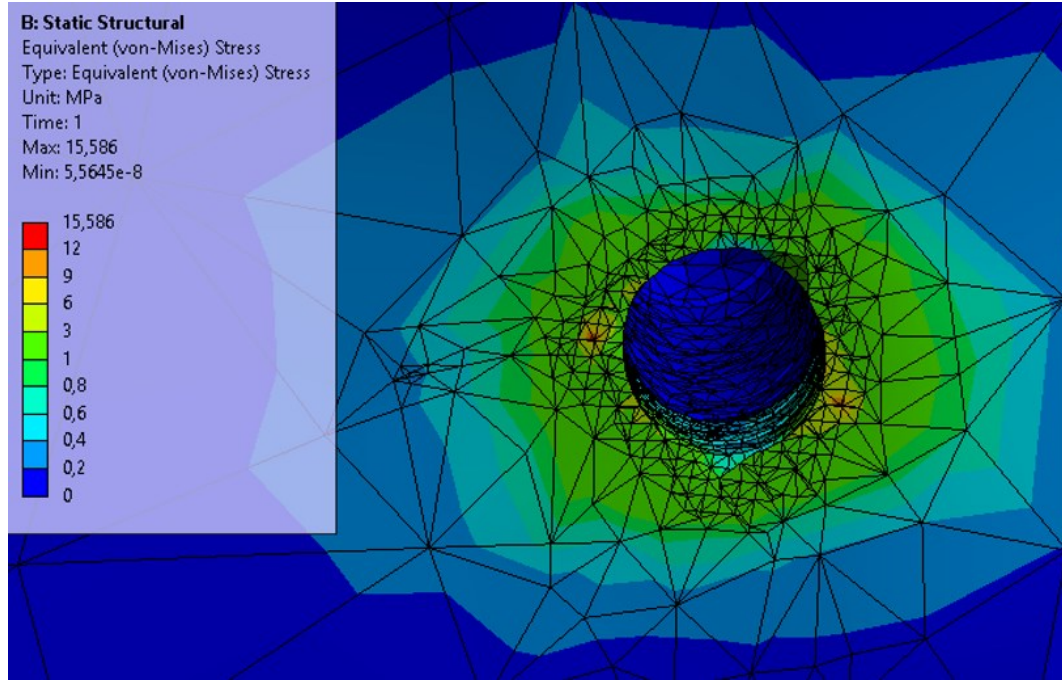


Şekil 4.3. Senaryo 1’de mini-vida üzerinde oluşan minimum asal stres dağılımı

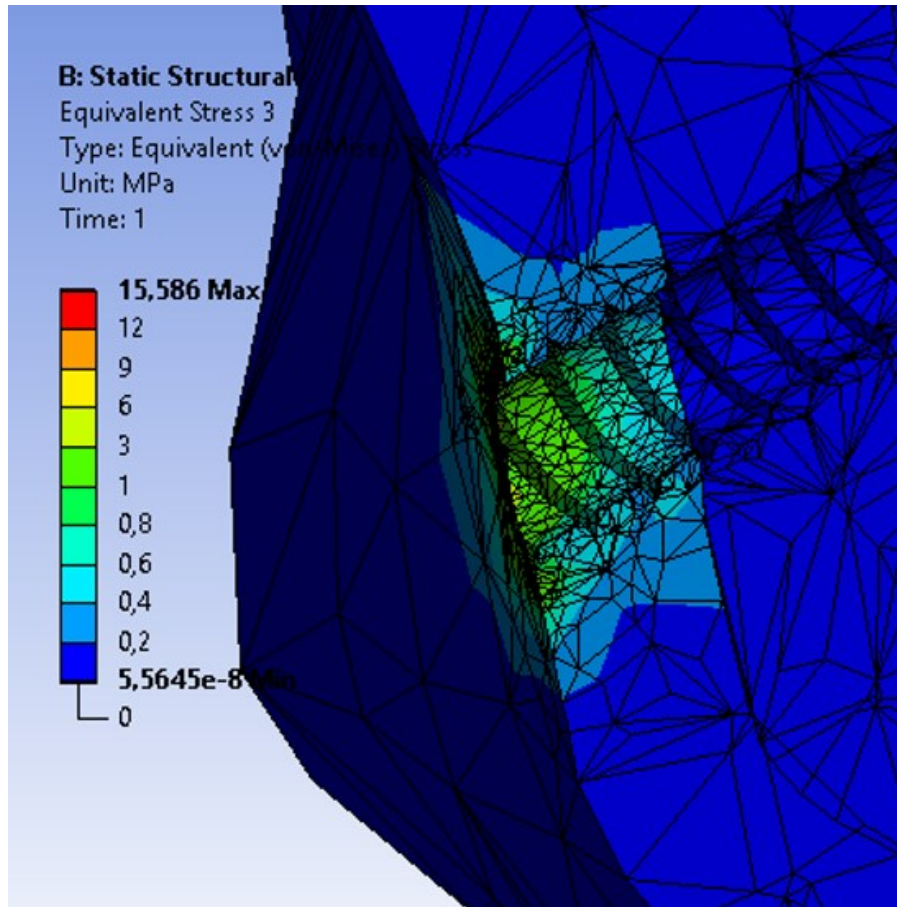
4.1.2. Mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri

Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksillasında, uygulanan kuvvet sonucu mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stresler Çizelge 4.2’de gösterilmektedir. Mini-vidanın yerleştirildiği bölgenin frontal incelemesinde kortikal kemikte; en yüksek von Misses stres 15,586 MPa (Şekil 4.4) olarak ölçülmüştür. Vida yuvasının kesit alanı incelendiğinde en yüksek stresin kortikal kemik bölgesinde ilk yivlere karşılık gelen kemik yüzeyinde olduğu ve periferie doğru ırsalsal olarak azaldığı görülmüştür (Şekil 4.5). Kemik dokuda stres alanları incelendiğinde kuvvetin uygulama yönünün tersi olan bölgede maksimum asal stresin yoğunlaştığı ve en yüksek değerin 21,12 MPa olduğu bulunmuştur (Şekil 4.6 ve 4.7).

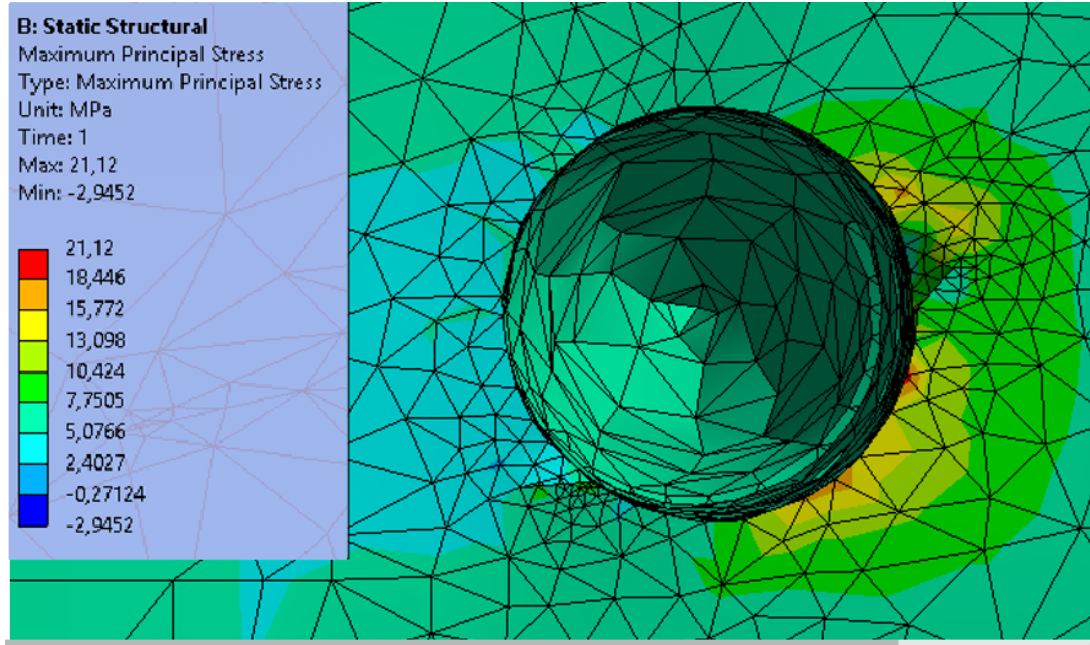
Kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidanın mesialinde ise sıkışma tipi stresler yoğunlaşmıştır. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -19,371 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.8 ve 4.9).



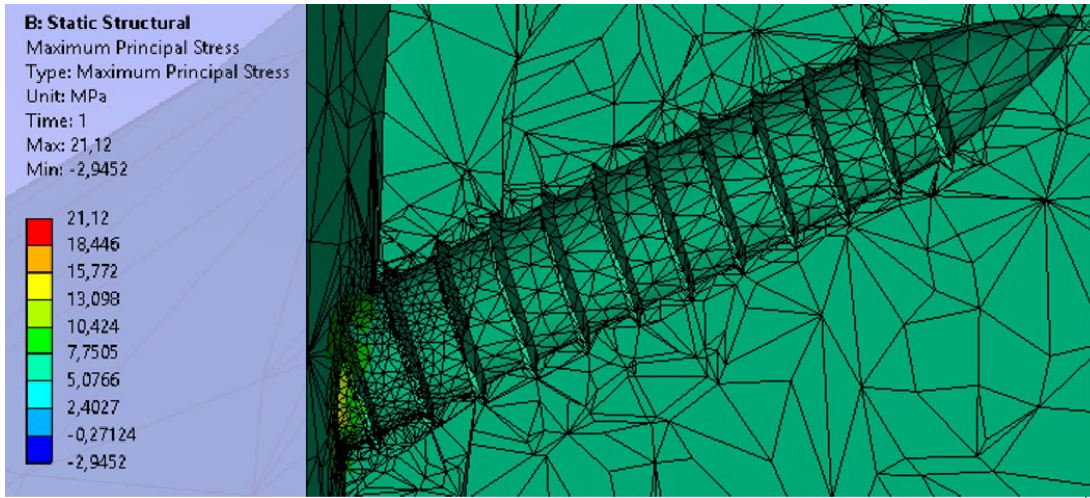
Şekil 4.4. Senaryo 1’de kortikal kemikte oluşan von Mises stres dağılımı



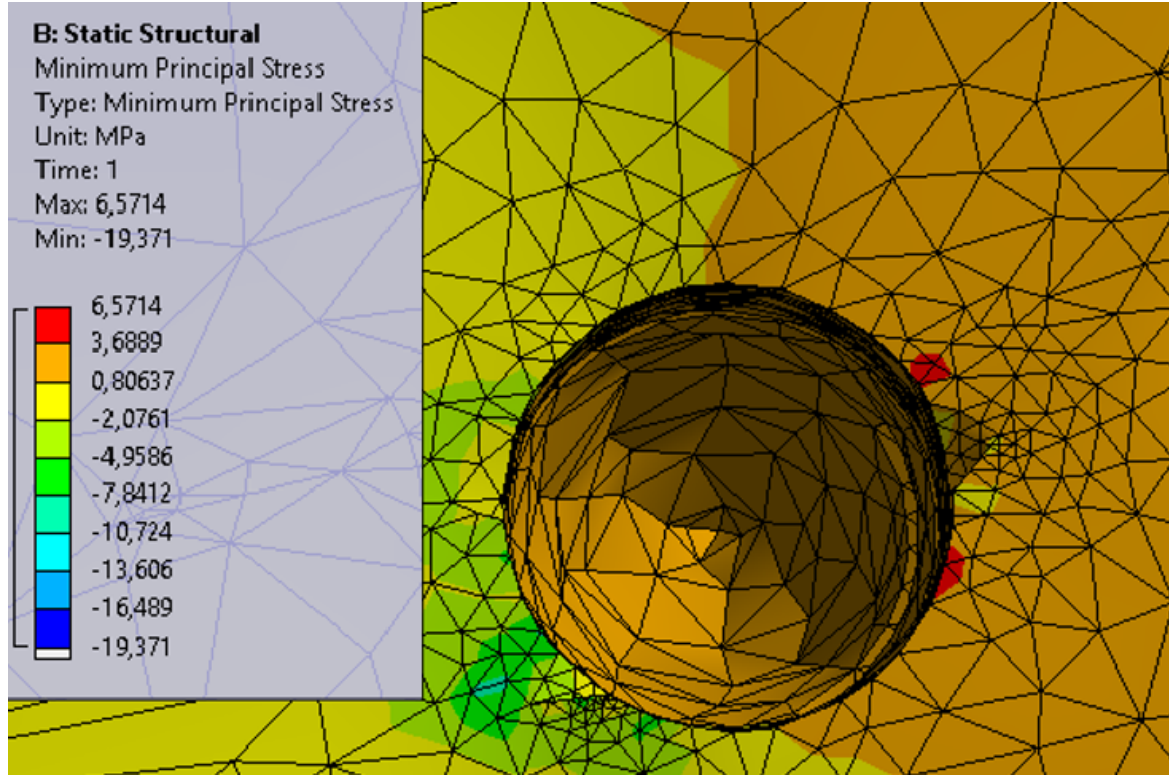
Şekil 4.5. Senaryo 1’de kemikte oluşan von Mises stres dağılımının kesitsel görünümü



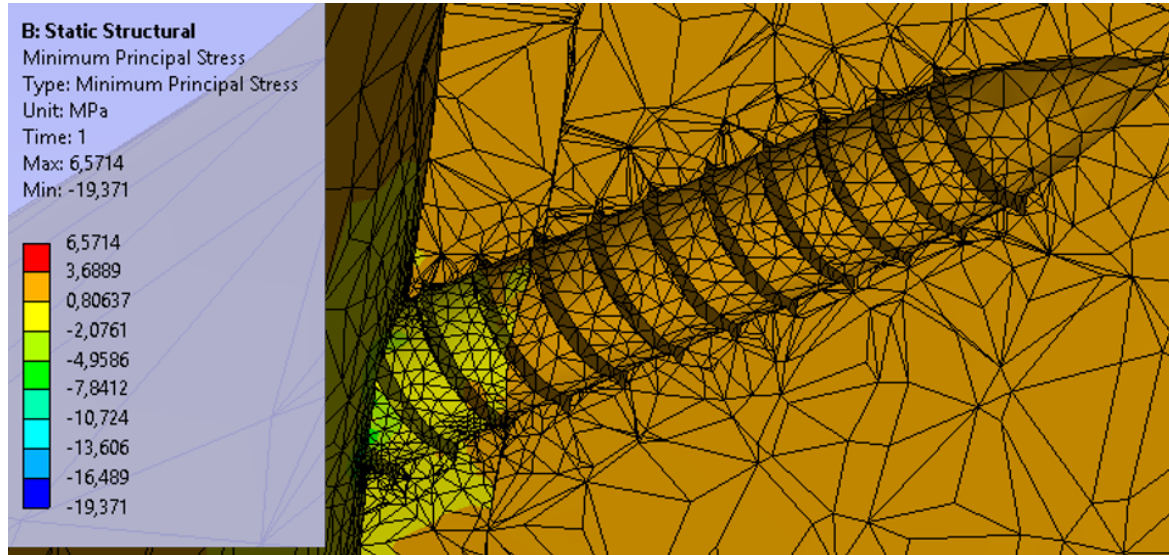
Şekil 4.6. Senaryo 1’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı



Şekil 4.7. Senaryo 1’de kemikte oluşan maksimum asal stresin kesitsel görünümü



Şekil 4.8. Senaryo 1’de kortikal kemikte oluşan minimum asal strese dağılımı

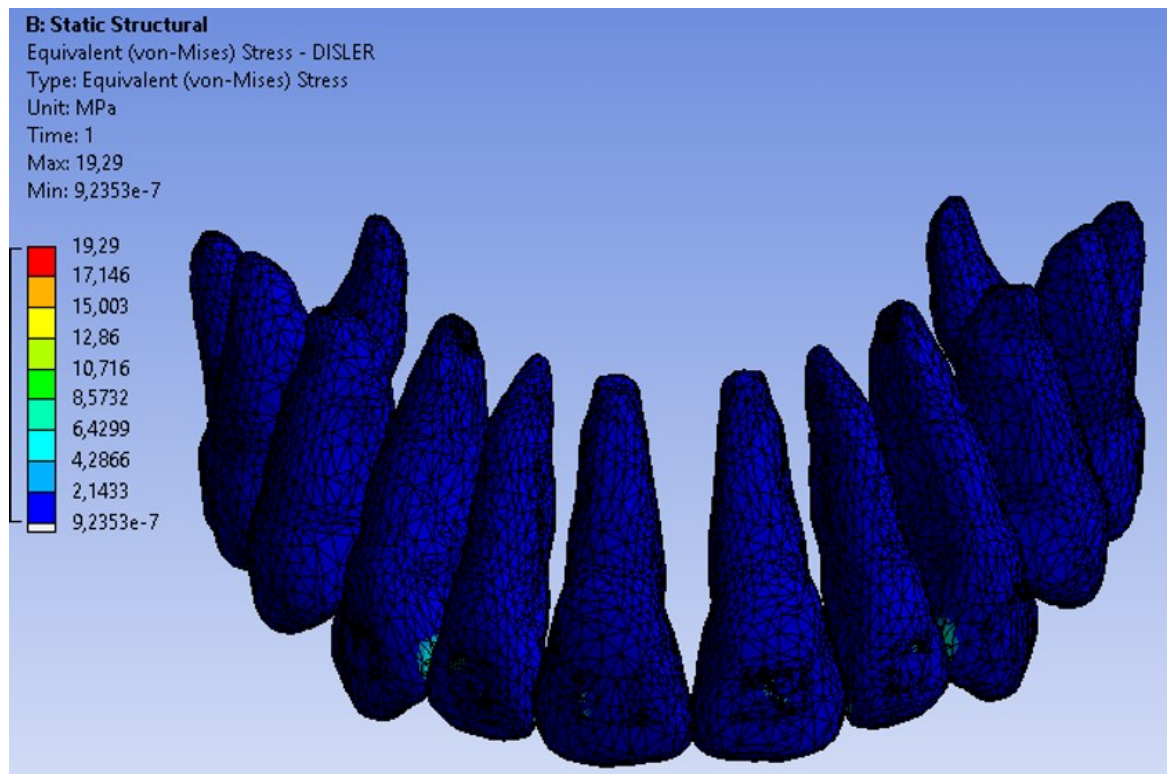


Şekil 4.9. Senaryo 1’de kemikte oluşan minimum asal stresin kesitsel görünümü

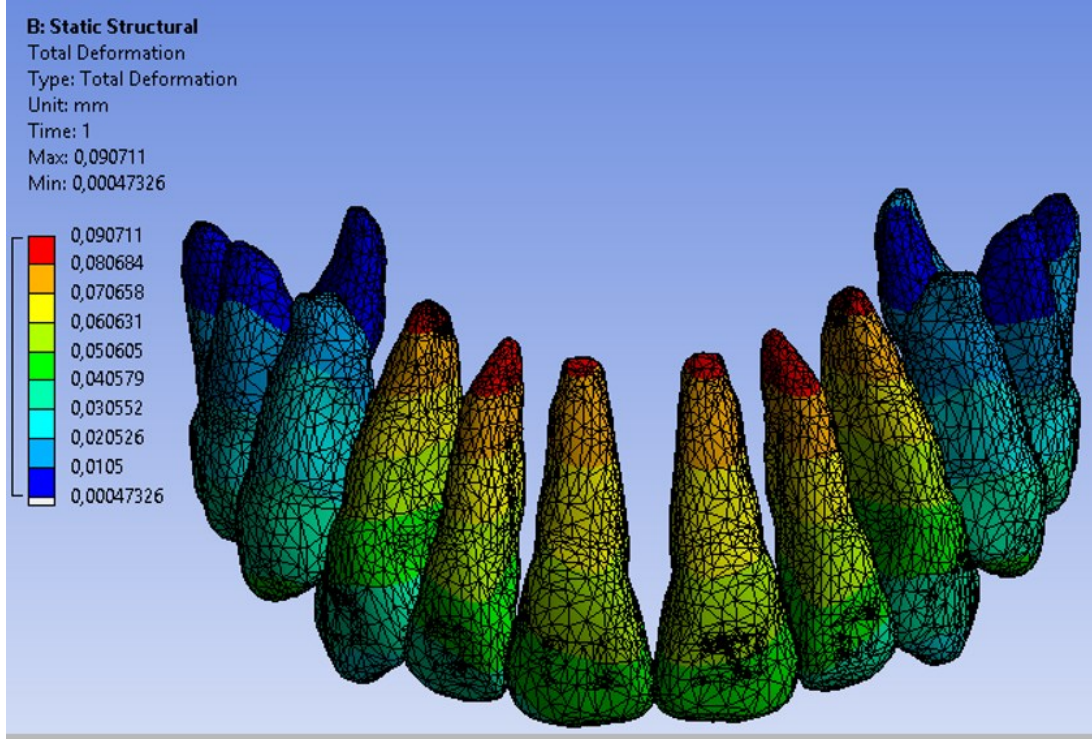
4.1.3. Dişlerde oluşan stres ve yer değiştirme değerleri

Birinci senaryoda dişler üzerinde oluşan stres dağılımları Şekil 4.10'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en fazla stres kanin ve lateral dişlerin kontak bölgesinde görülmüştür. Bu bölgede en yüksek von Mises stres değeri 19,29 MPa olarak ölçülmüştür.

Birinci senaryoda yapılan analiz sonucu elde edilen total yer değiştirmeler Şekil 4.11'de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde en fazla yer değiştirmenin santral, lateral kesici ve kanin dişlerin kök uçlarında (0.090711 mm) olduğu, kronların (0,050605 mm) kökten daha az hareket ettiği görülmüştür. İkinci premolar ve birinci molar dişlerin kronlarında da distale tipping (0,030552 mm) görülmüştür.



Şekil 4.10. Senaryo 1'de dişlerde oluşan von Mises stres dağılımı



Şekil 4.11. Senaryo 1’de dişlerde oluşan yer değiştirmeler

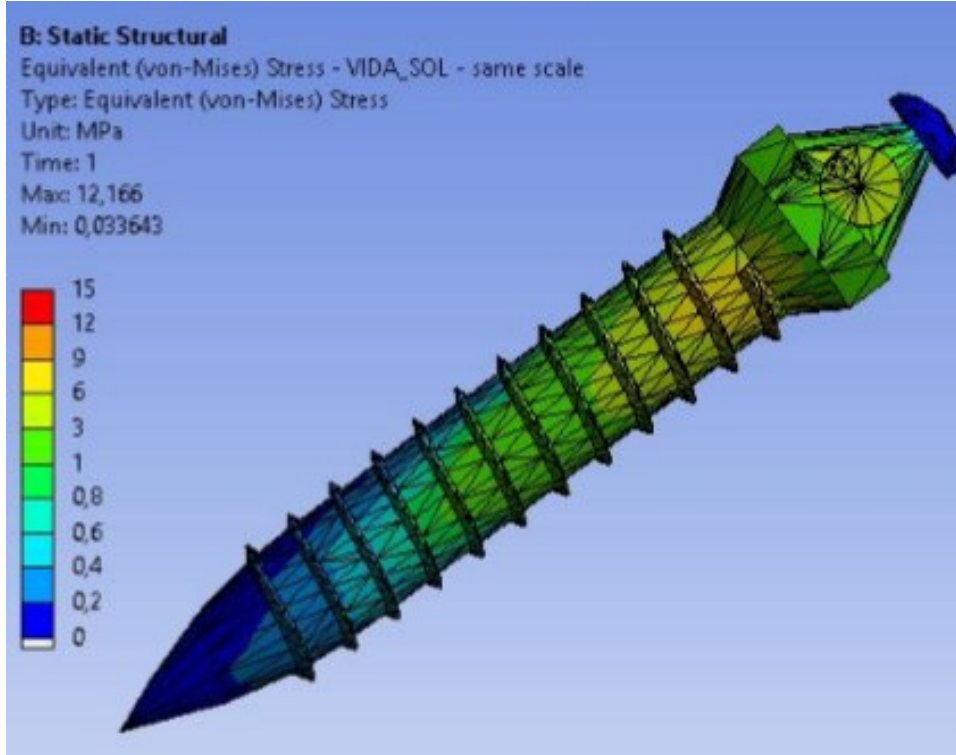
4.2. İkinci senaryoya ait bulgular

Senaryo 2’de düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksillası modellenmiştir. Birinci premolar dişin çekimini takiben mini-vidadan destek alınarak 2 N kuvvet uygulanarak en-masse retraksiyonunun oluşturulduğu bu senaryoda; mini-vida üzerinde, kortikal kemikte, trabeküler kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir.

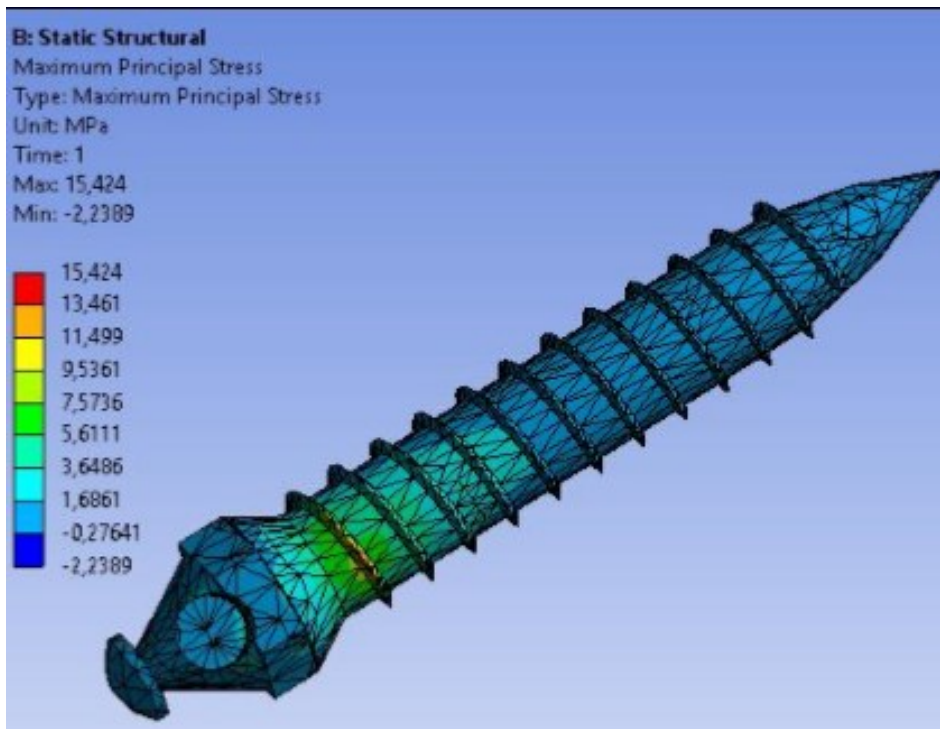
4.2.1. Mini-vidadaki stres değerleri

Uygulanan kuvvet sonucu mini-vidalarda oluşan stresler Çizelge 4.1’de gösterilmektedir. Mini-vida üzerinde oluşan Von Mises stres en fazla boyun kısmında kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde ve 12,166 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4.12). Mini-vidada oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri ise Şekil 4.13 ve 4.14’de verilmiştir. Stres alanları incelendiğinde en yüksek çekme stresinin kuvvetin uygulama yönünün tersi olan mini-vidaların distalinde 15,424 MPa (Şekil 4.13), en yüksek sıkışma stresinin ise kuvvetin

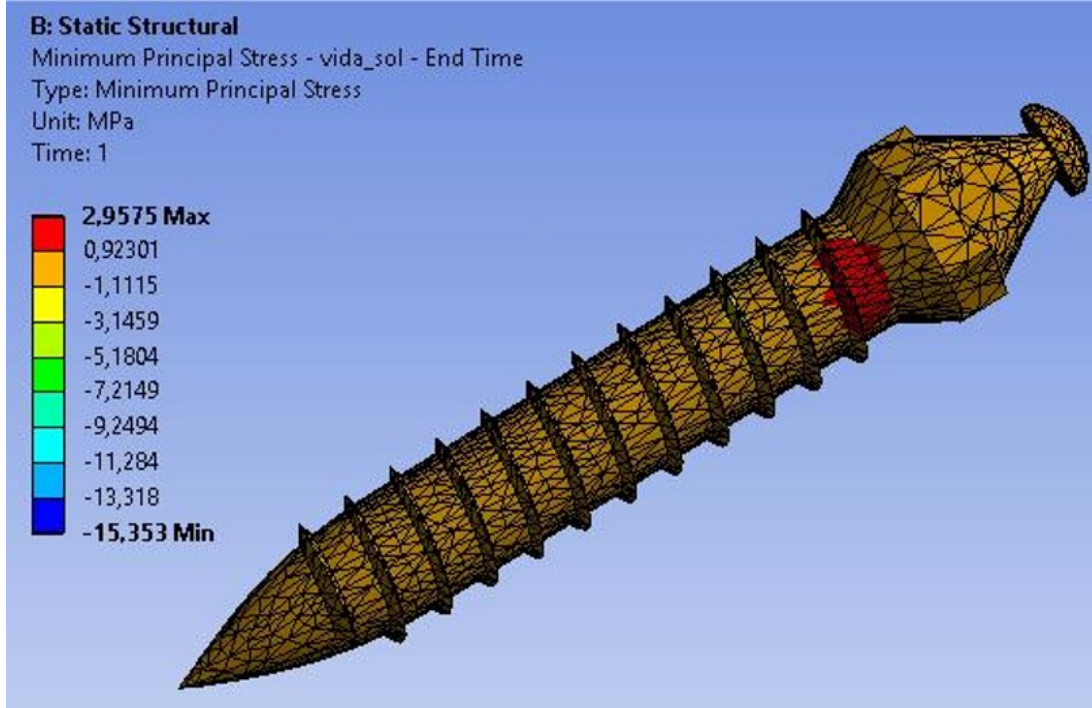
uygulama yönü olan mini-vidaların mesialinde $-15,353$ MPa (Şekil 4.14) olduğu bulunmuştur.



Şekil 4.12. Senaryo 2’de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres dağılımı



Şekil 4.13. Senaryo 2’de mini-vida üzerinde oluşan maksimum asal stres dağılımı

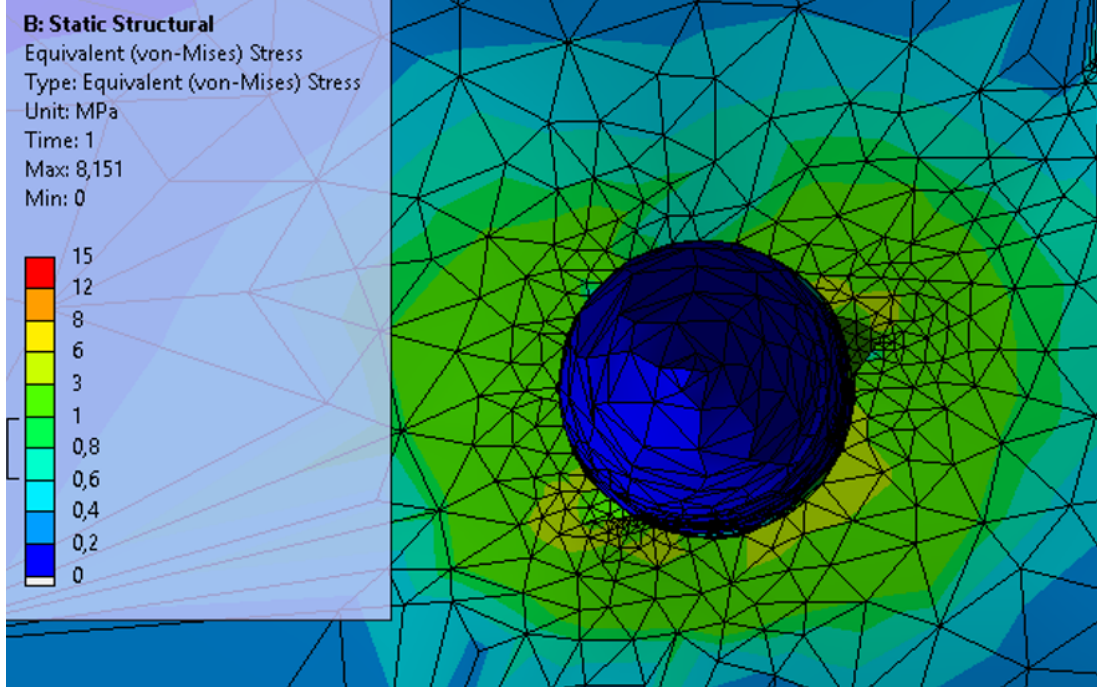


Şekil 4.14. Senaryo 2’de mini-vida üzerinde oluşan minimum asal stres dağılımı

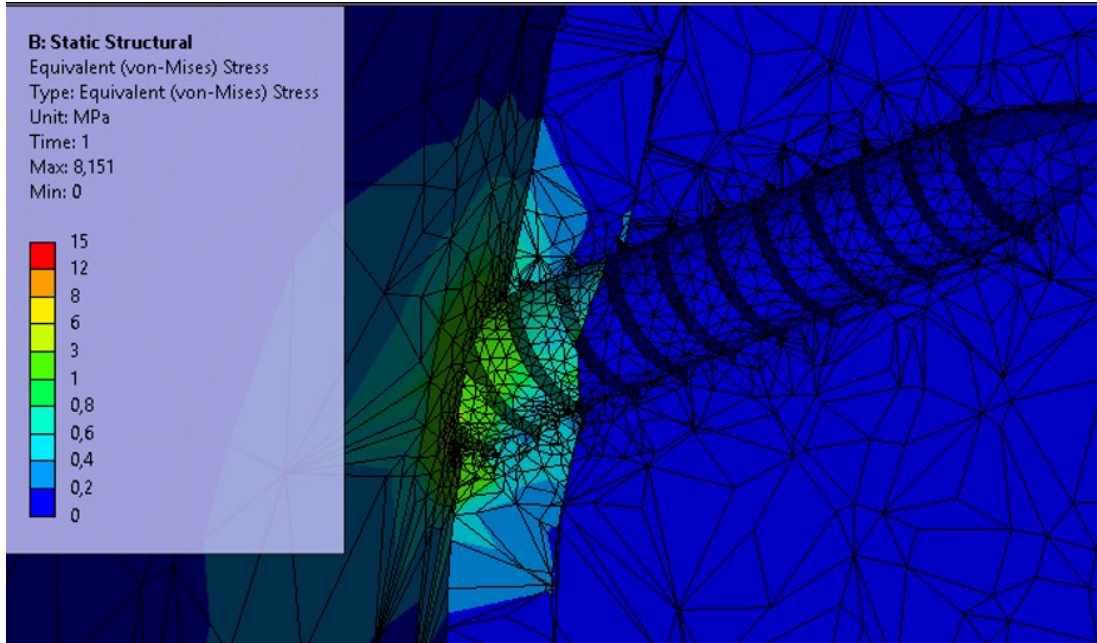
4.2.2. Mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri

Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin maksillasında uygulanan kuvvet sonucu mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stresler Çizelge 4.2’de gösterilmektedir. Mini-vidanın yerleştirildiği bölgenin frontal incelemesinde kortikal kemikte; en yüksek von Misses stres 8,151 MPa (Şekil 4.15) olarak ölçülmüştür. Vida yuvasının kesit alanı incelendiğinde en yüksek stresin kortikal kemik bölgesinde ilk yivlere karşılık gelen kemik yüzeyinde olduğu ve periferie doğru ınsal olarak azaldığı görülmüştür (Şekil 4.16). Kemik dokuda stres alanları incelendiğinde kuvvetin uygulama yönünün tersi olan bölgede maksimum asal stresin yoğunlaştığı ve en yüksek değer 9,2904 MPa olduğu bulunmuştur (Şekil 4.17 ve 4.18).

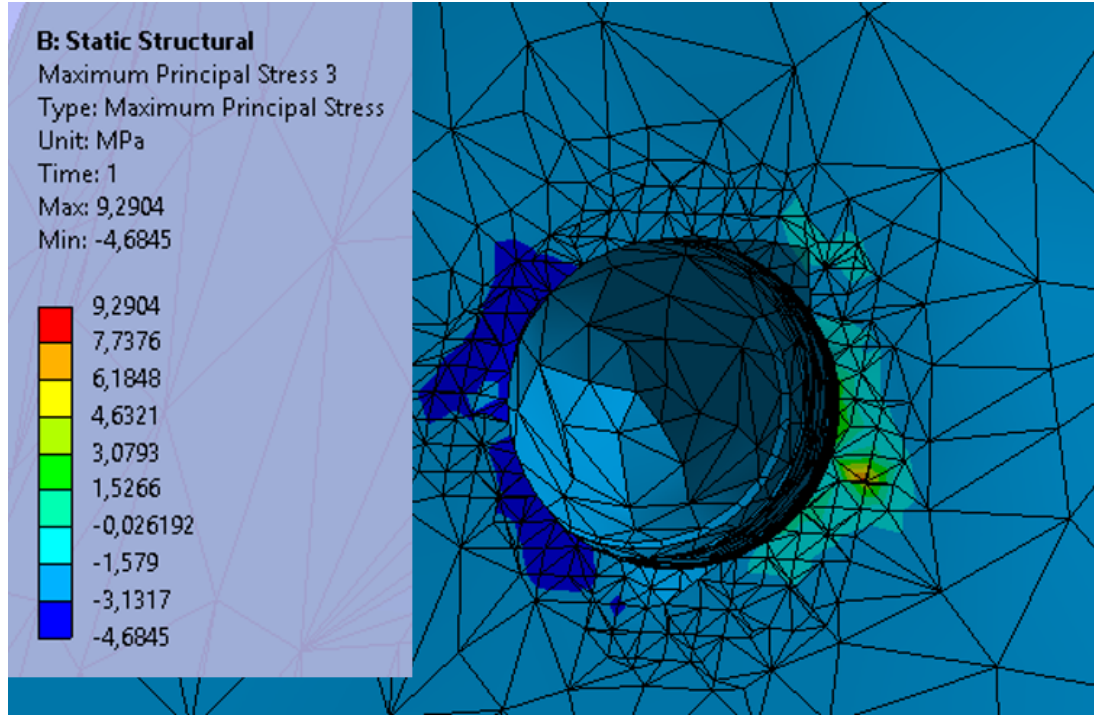
Kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidanın mesialinde ise sıkışma tipi stresler yoğunlaşmıştır. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -12,659 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.19 ve 4.20).



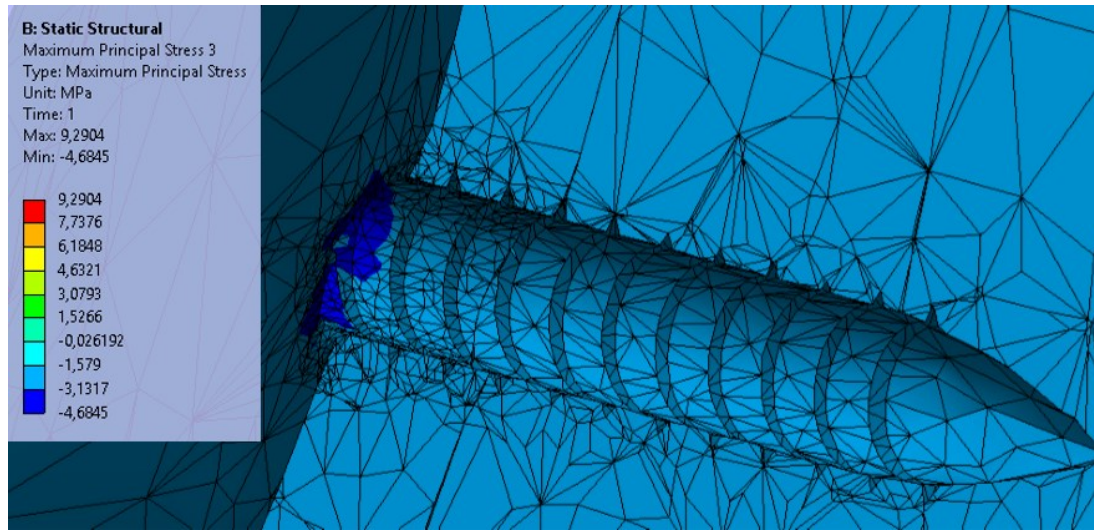
Şekil 4.15. Senaryo 2’de kortikal kemikte oluşan von Mises stres dağılımı



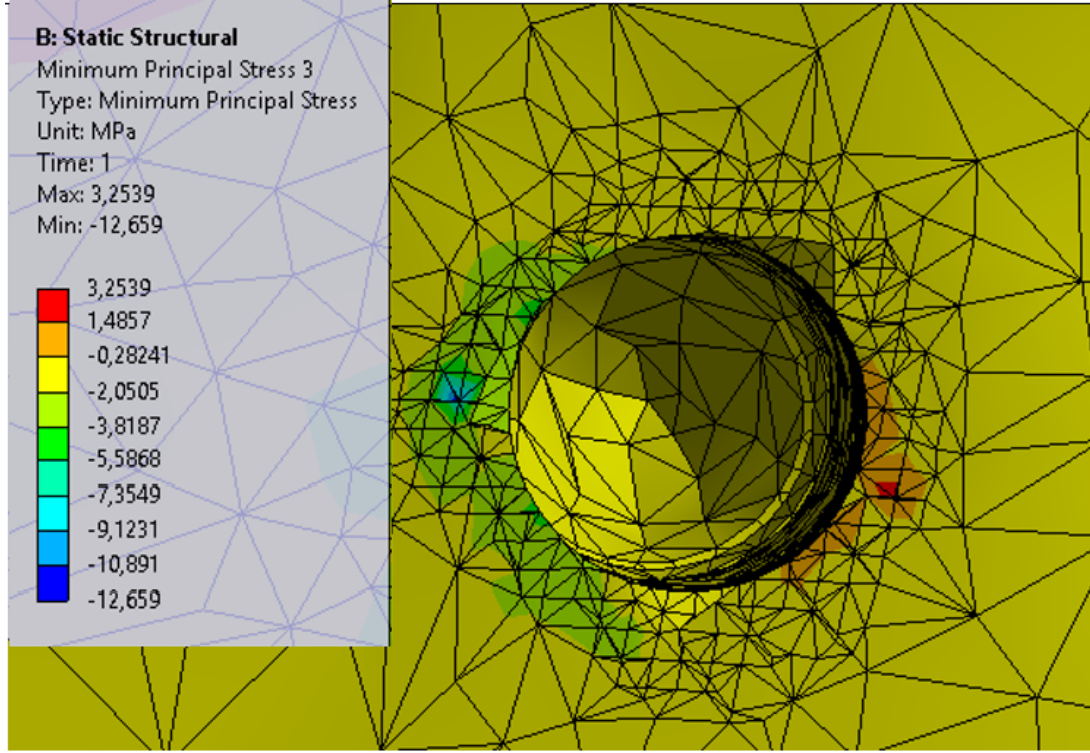
Şekil 4.16. Senaryo 2’de kemikte oluşan von Mises stresin kesitsel dağılımı



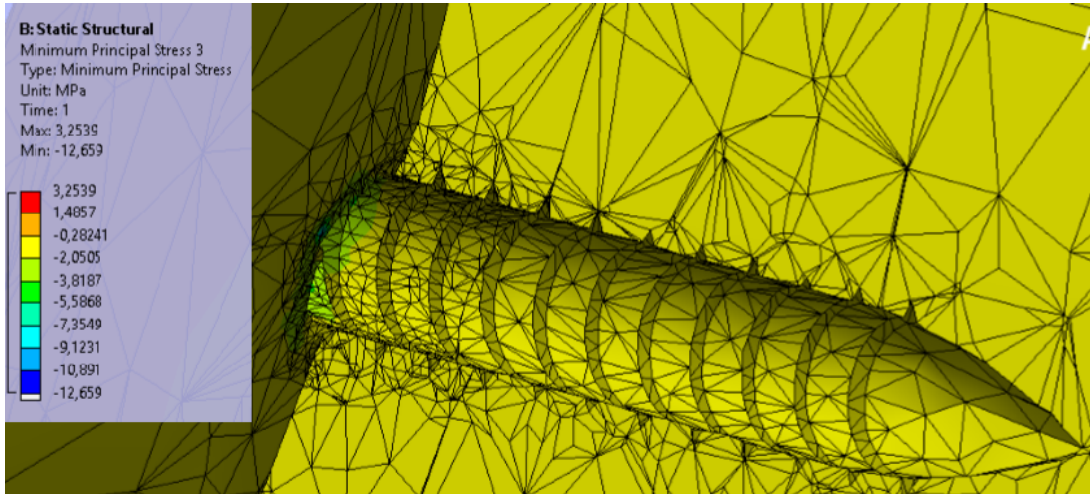
Şekil 4.17. Senaryo 2’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı



Şekil 4.18. Senaryo 2’de kemikte oluşan maksimum asal stresin kesitsel görünümü



Şekil 4.19. Senaryo 2’de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılım

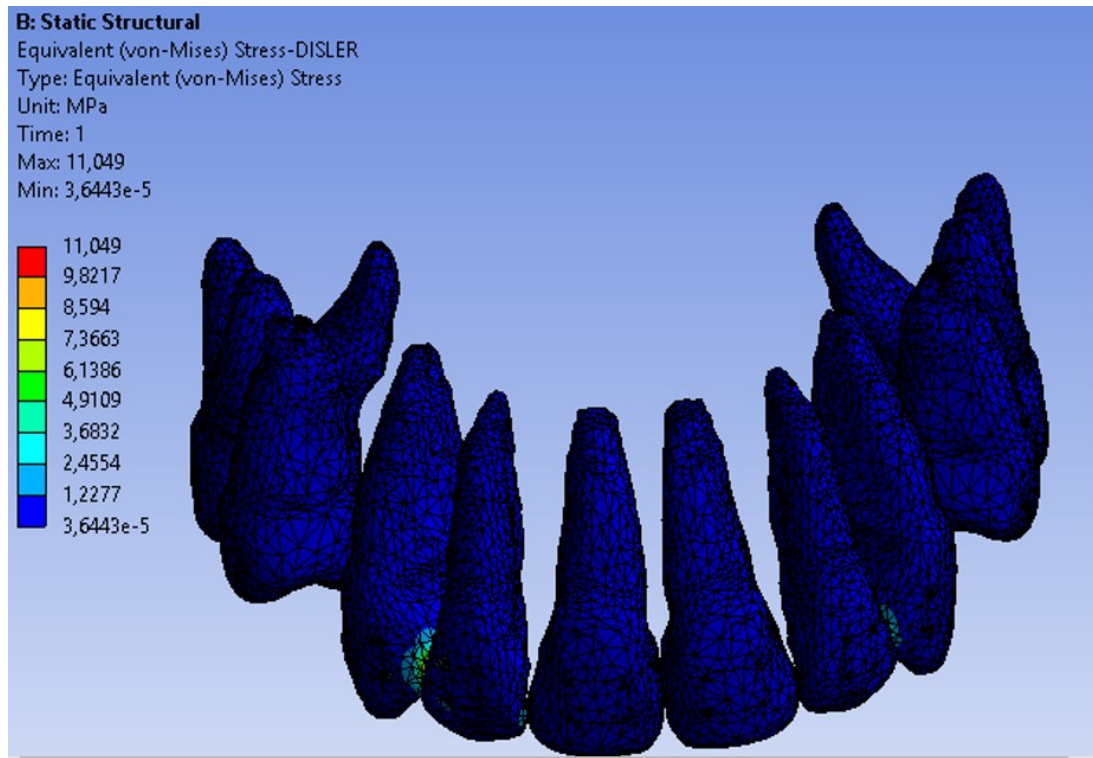


Şekil 4.20. Senaryo 2’de kemikte oluşan minimum asal stresin kesitsel görünümü

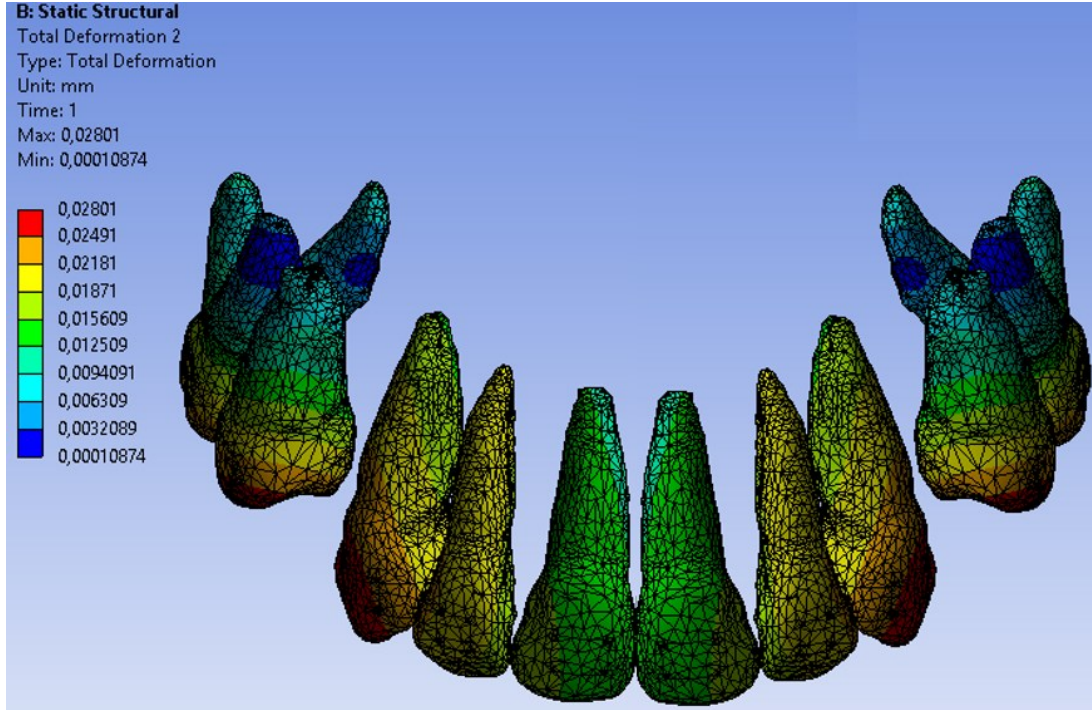
4.2.3. Dişlerde oluşan stres ve yer değıştirme değeri

İkinci senaryoda dişler üzerinde oluşan stres dağılımları Şekil 4.21’de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en fazla stres kanin ve lateral dişlerin kontak bölgesinde görülmüştür. Bu bölgede en yüksek von Mises stres değeri 11,049 MPa olarak ölçülmüştür.

İkinci senaryoda yapılan analiz sonucu elde edilen total yer değıştirmeler Şekil 4.22’de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde en fazla yer değıştirmenin kanin dişlerin kronlarında (0.02801 mm) olduğu ve kronun kökten daha fazla hareketi sonucu devrilme ile yerdeğıştirdiğı görülmüştür. Santral (0.015609 mm) ve lateral (0.02181 mm) dişlerde hareketin paralel olduğu gözlenirken, kaninden santrale doğru hareket miktarı azalmıştır. İkinci premolar ve birinci molar dişlerin kronlarında da distale hareket görülmüştür.



Şekil 4.21. Senaryo 2’de dişlerde oluşan von Mises stres dağılımı



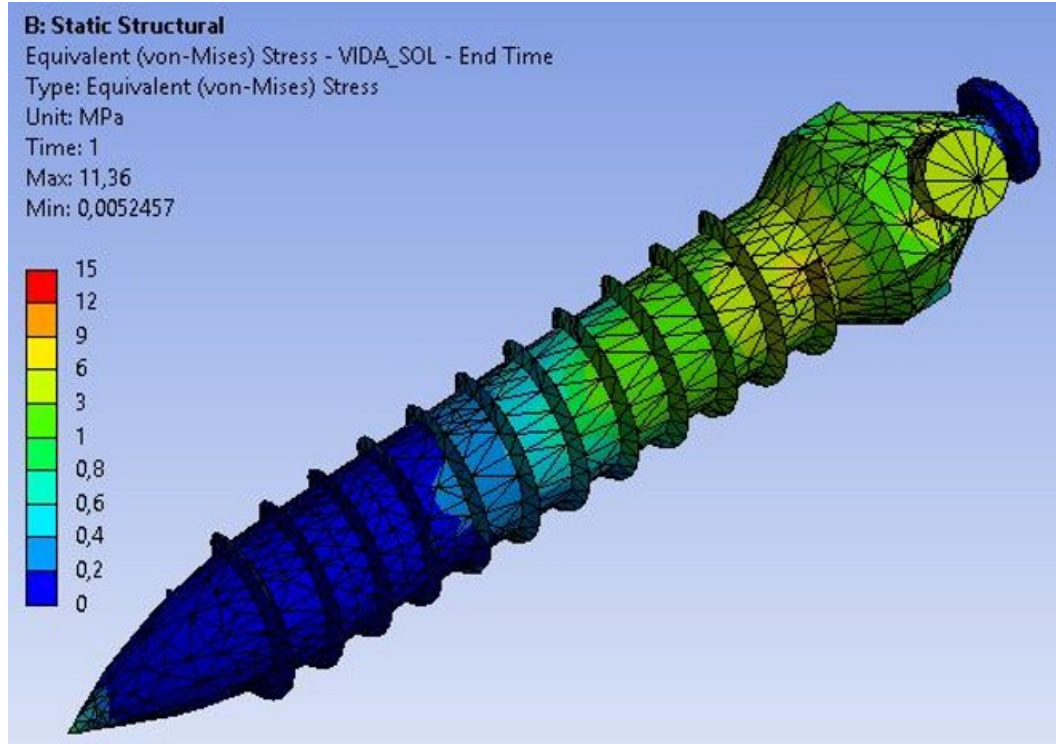
Şekil 4.22. Senaryo 2’de dişlerde oluşan yer değiştirmeler

4.3. Üçüncü senaryoya ait bulgular

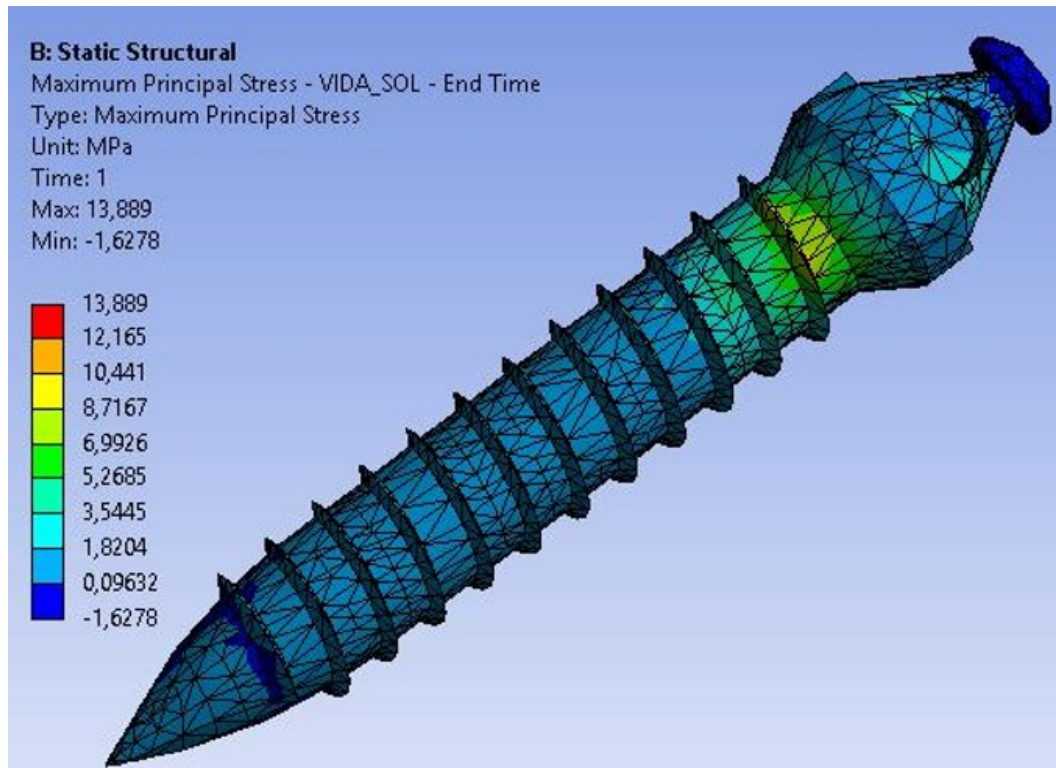
Senaryo 3’de yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibulası modellenmiştir. Birinci premolar dişin çekimini takiben mini-vidadan destek alınarak 2 N kuvvet uygulanarak en-masse retraksiyonunun oluşturulduğu bu senaryoda; vida üzerinde, kortikal kemikte, trabeküler kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir.

4.3.1. Mini-vidadaki stres değerleri

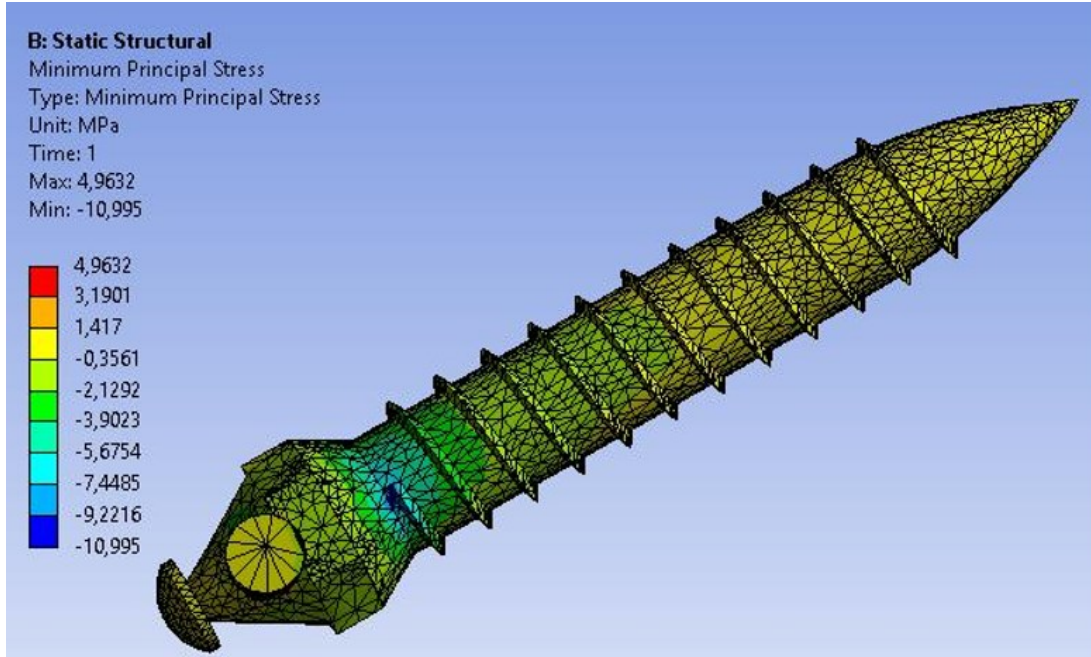
Uygulanan kuvvet sonucu mini-vidalarda oluşan stresler Çizelge 4.1’de gösterilmektedir. Mini-vida üzerinde oluşan Von Mises stres en fazla boyun kısmında kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde ve 11,36 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4.23). Mini-vidada oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri ise Şekil 4.24 ve 4.25’de verilmiştir. Stres alanları incelendiğinde en yüksek çekme stresinin kuvvetin uygulama yönünün tersi olan mini-vidaların distalinde 13,889 MPa (Şekil 4.24), en yüksek sıkışma stresinin ise kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidaların mesialinde -10,995 MPa (Şekil 4.25) olduğu bulunmuştur.



Şekil 4.23. Senaryo 3’de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres dağılımı



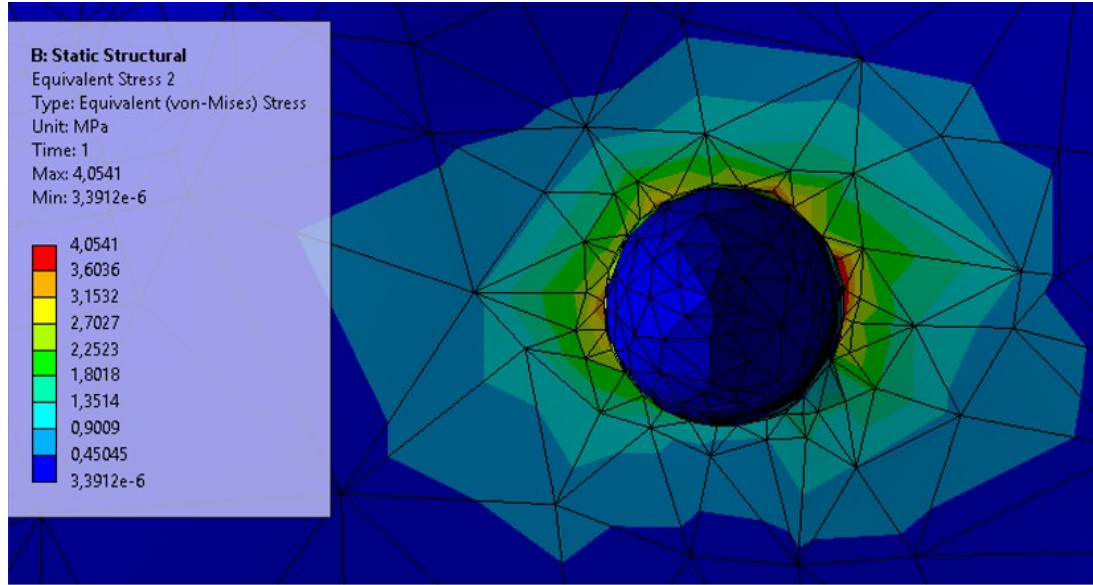
Şekil 4.24. Senaryo 3’de mini-vida üzerinde oluşan maksimum asal stres dağılımı



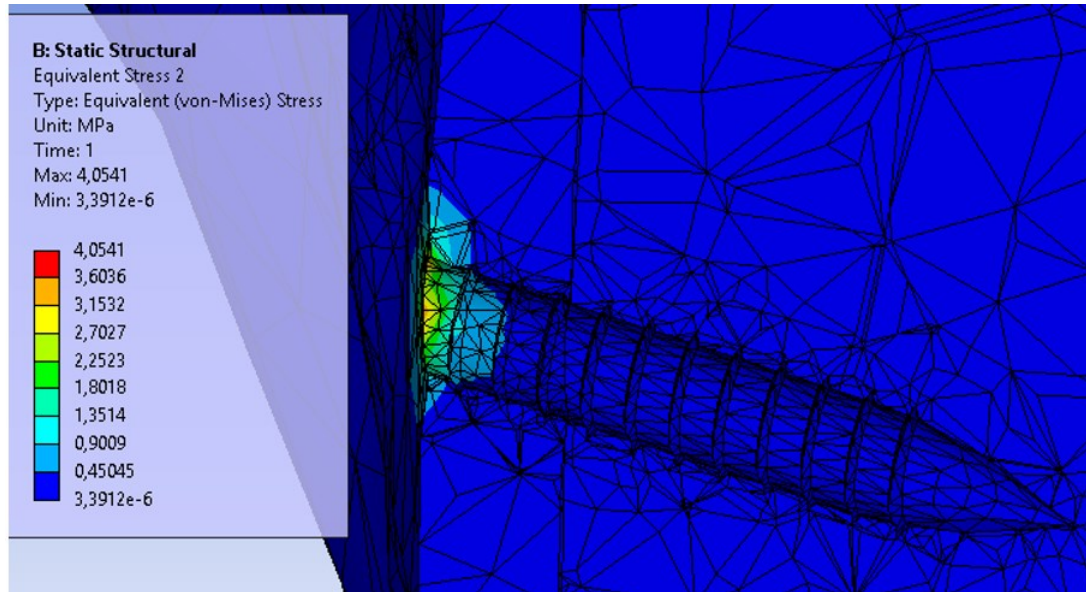
Şekil 4.25. Senaryo 3’de mini-vida üzerinde oluşan minimum asal stres dağılımı

4.3.2. Mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri

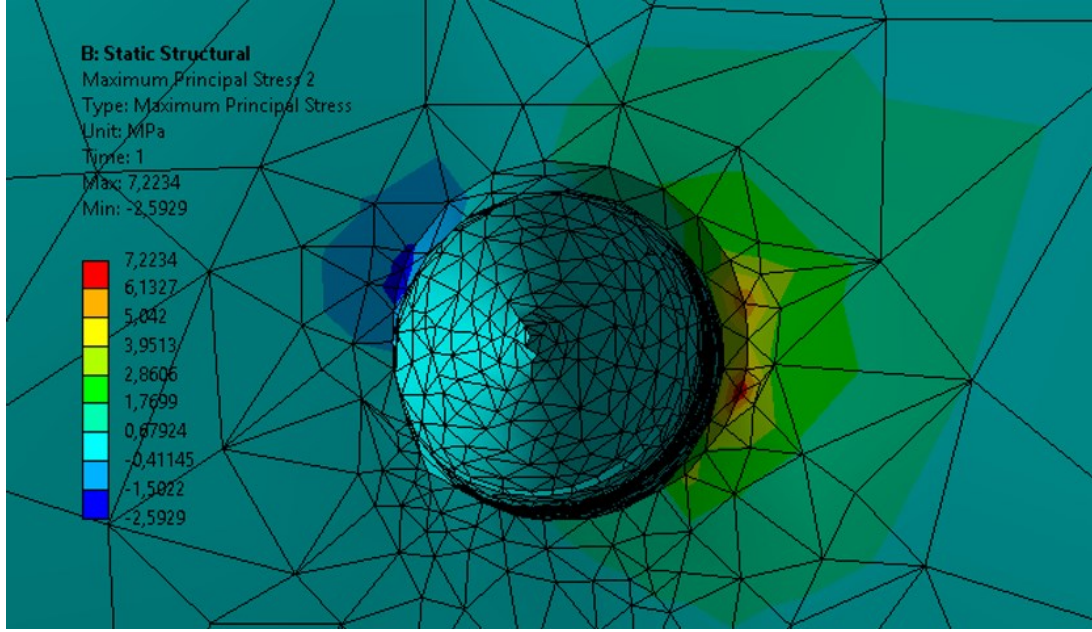
Yüksek açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibulasında uygulanan kuvvet sonucu mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stresler Çizelge 4.2’de gösterilmektedir. Mini-vidanın yerleştirildiği bölgenin frontal incelemesinde kortikal kemikte; en yüksek von Misses stres 4,0541 MPa (Şekil 4.26) olarak ölçülmüştür. Vida yuvasının kesit alanı incelendiğinde en yüksek stresin kortikal kemik bölgesinde ilk yivlere karşılık gelen kemik yüzeyinde olduğu ve periferde doğru ınsal olarak azaldığı görülmüştür (Şekil 4.27). Kemik dokuda stres alanları incelendiğinde kuvvetin uygulama yönünün tersi olan bölgede maksimum asal stresin yoğunlaştığı ve en yüksek değerin 7,2234 MPa olduğu bulunmuştur (Şekil 4.28 ve 4.29). En fazla sıkışmanın ise kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidanın mesialinde yoğunlaşmıştır. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -6,8076 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.30 ve 4.31).



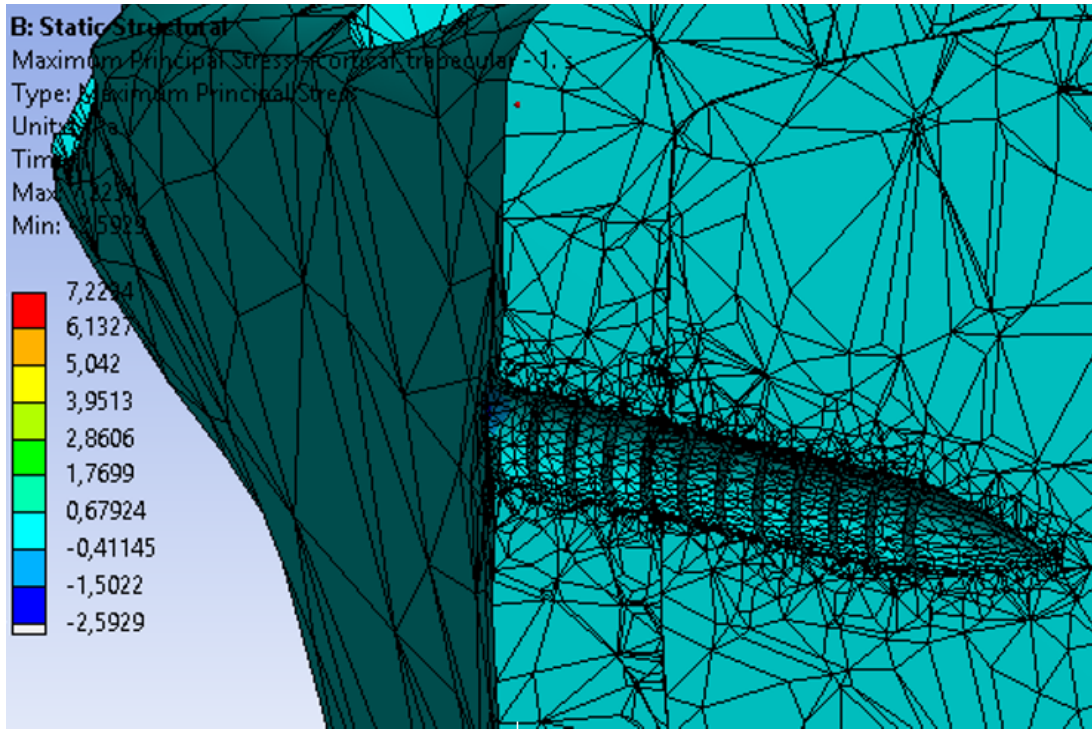
Şekil 4.26. Senaryo 3’de kortikal kemikte oluşan von Mises stres dağılımı



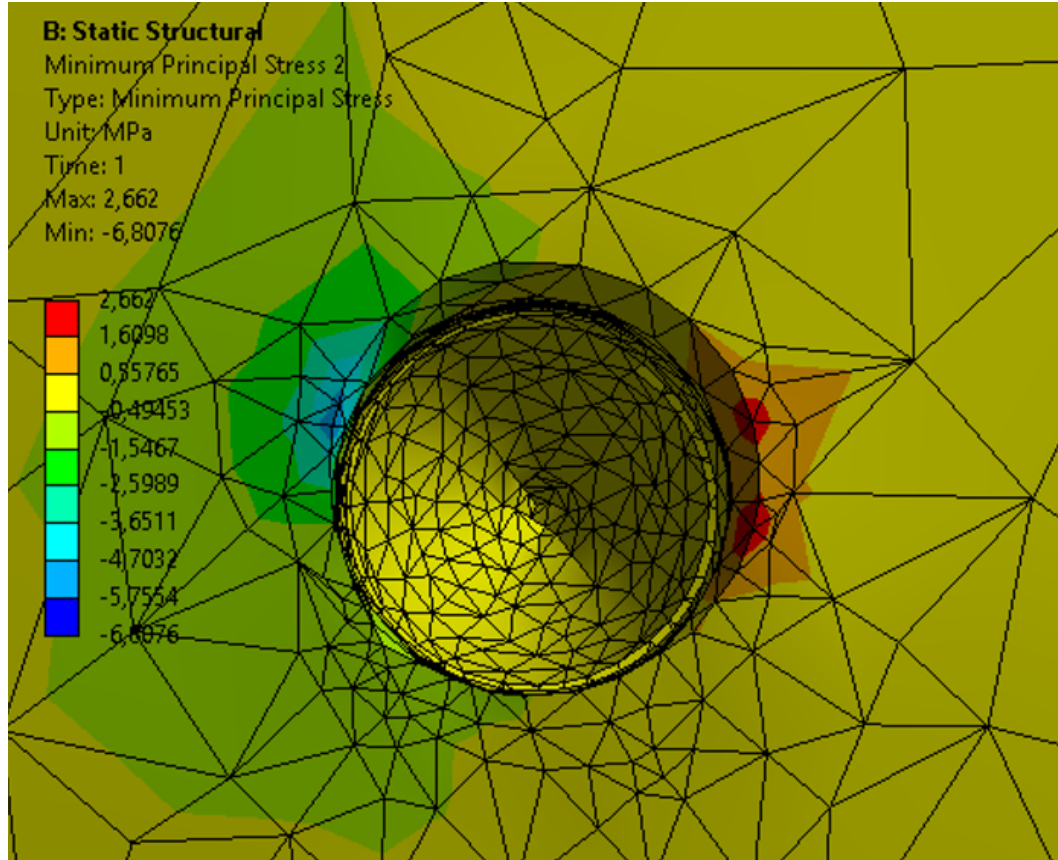
Şekil 4.27. Senaryo 3’de kemikte oluşan von Mises stresin kesitsel dağılımı



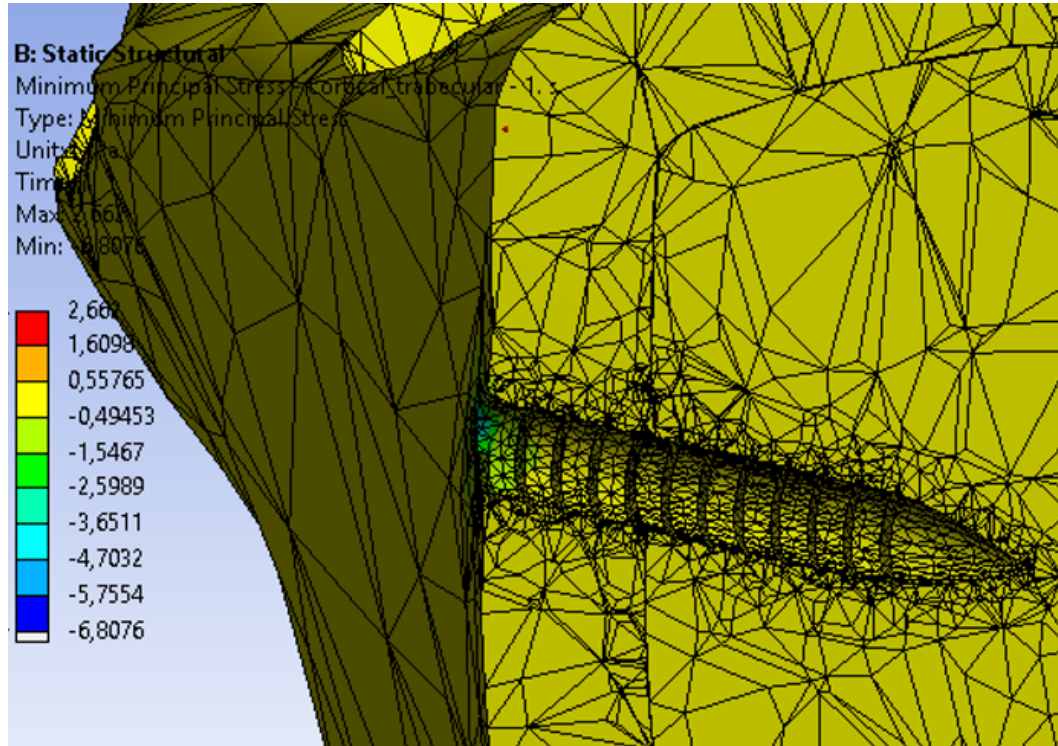
Şekil 4.28. Senaryo 3’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı



Şekil 4.29. Senaryo 3’de kemikte oluşan maksimum asal stresin kesitsel görünümü



Şekil 4.30. Senaryo 3’de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı

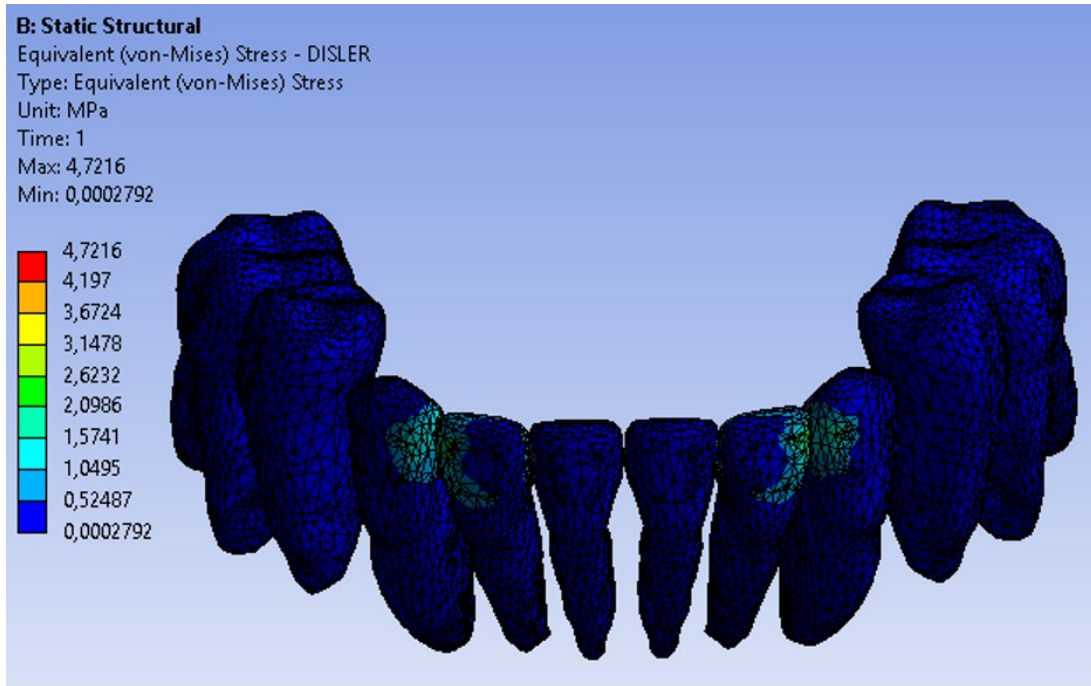


Şekil 4.31. Senaryo 3’de kemikte oluşan minimum asal stresin kesitsel görünümü

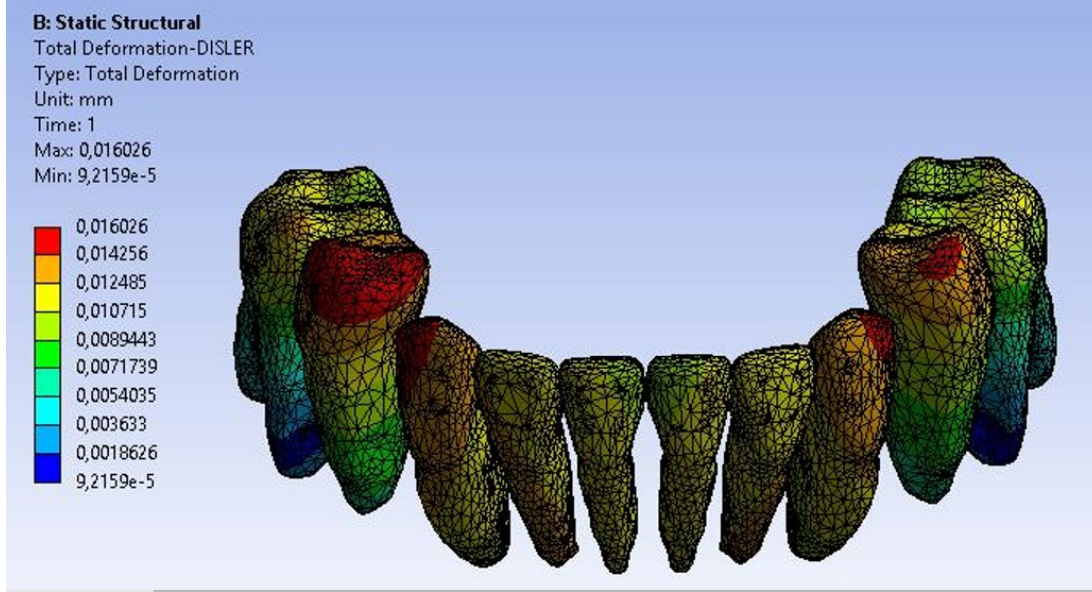
4.3.3. Dişlerde oluşan stres ve yer değıştirme değeri

Üçüncü senaryoda dişler üzerinde oluşan stres dağılımları Şekil 4.32’de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en fazla stres kanin ve lateral dişlerin kontak bölgesinde görülmüştür. Bu bölgede en yüksek von Mises stres değeri 4,7216 MPa olarak ölçülmüştür.

Üçüncü senaryoda yapılan analiz sonucu elde edilen total yer değıştirmeler Şekil 4.33’de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde en fazla yer değıştirmenin kaninin ve ikinci premolar dişlerin kronlarında (0.016026 mm) olduğu izlenmiştir. Santral ve lateral (0.010715 mm) dişlerde hareketin paralel olduğu gözlenirken, kaninden santrale doğru hareket miktarı azalmıştır. İkinci premolar ve birinci molar dişlerin kronlarında da distale hareket görülmüştür.



Şekil 4.32. Senaryo 3’de dişlerde oluşan von Mises stres dağılımı



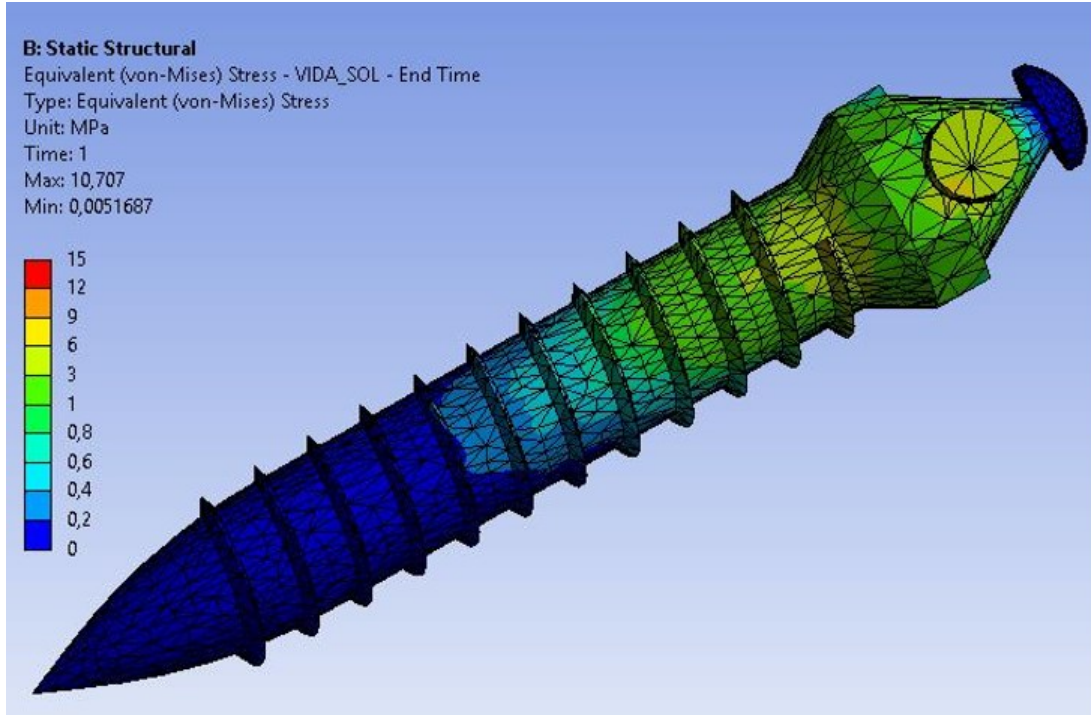
Şekil 4.33. Senaryo 3’de dişlerde oluşan yer değiştirmeler

4.4. Dördüncü senaryoya ait bulgular

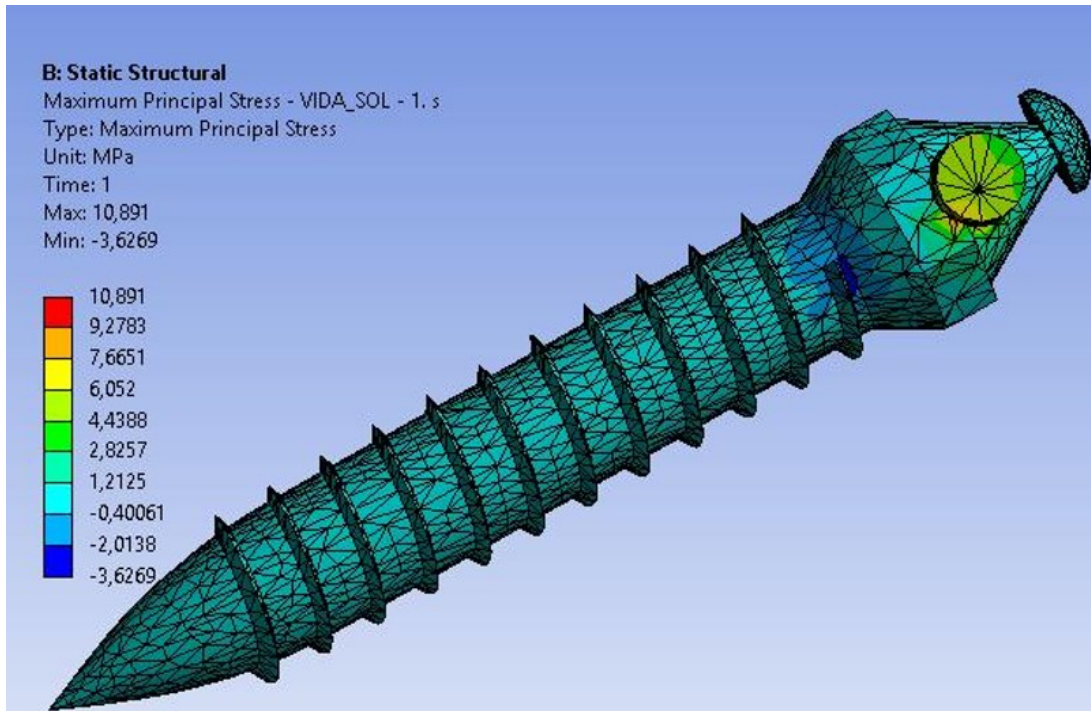
Senaryo 4’de düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibulası modellenmiştir. Birinci premolar dişin çekimini takiben mini-vidadan destek alınarak 2 N kuvvet uygulanarak en-masse retraksiyonunun oluşturulduğu bu senaryoda; vida üzerinde, kortikal kemikte, trabeküler kemikte ve dişler üzerinde oluşan stresler değerlendirilmiş, dişlerdeki yer değiştirme değerleri incelenmiştir.

4.4.1. Mini-vidadaki stres değerleri

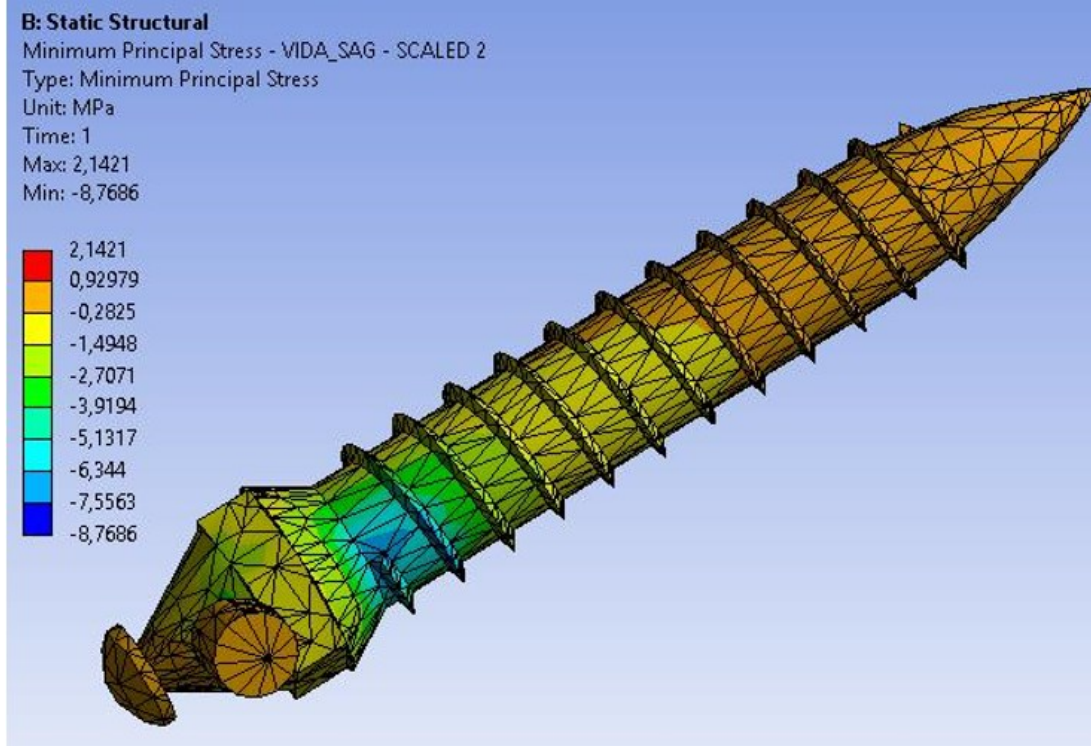
Uygulanan kuvvet sonucu mini-vidalarda oluşan stresler Çizelge 4.1’de gösterilmektedir. Mini-vida üzerinde oluşan Von Mises stres en fazla boyun kısmında kortikal kemiğe karşılık gelen ilk yivlerde ve 10,707 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4.34). Mini-vidada oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri ise Şekil 4.35 ve 4.36 ’da verilmiştir. Stres alanları incelendiğinde en yüksek çekme stresinin kuvvetin uygulama yönünün tersi olan mini-vidaların distalinde 10,891 MPa (Şekil 4.35), en yüksek sıkışma stresinin ise kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidaların mesialinde -8,7686 MPa (Şekil 4.36) olduğu bulunmuştur.



Şekil 4.34. Senaryo 4’de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres dağılımı



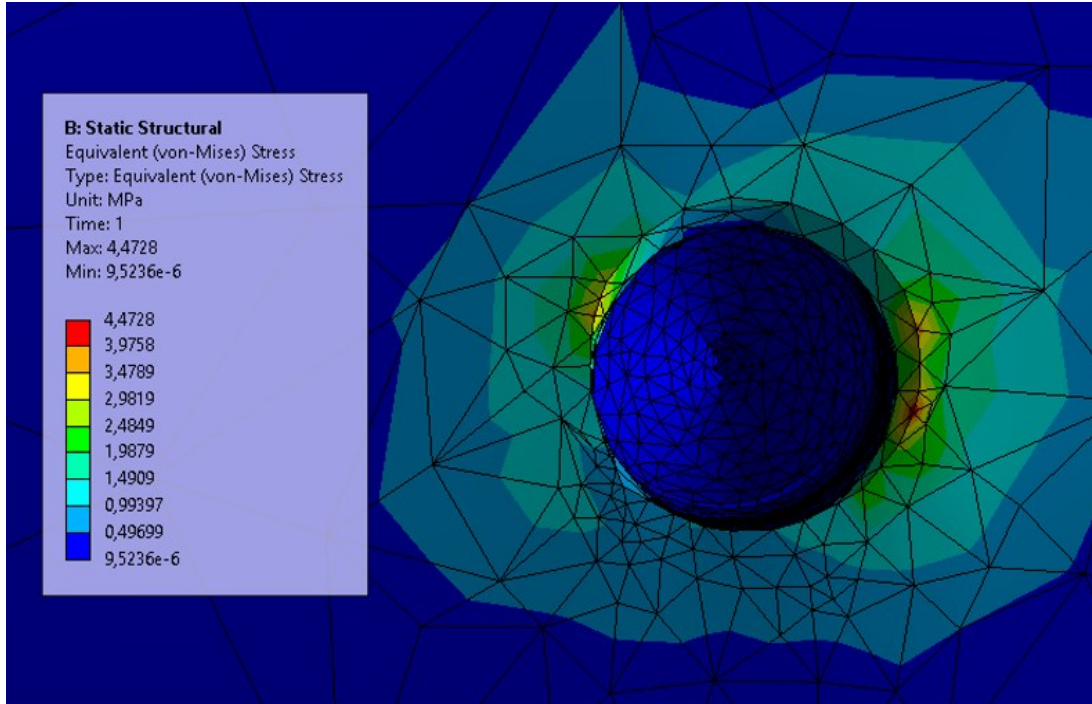
Şekil 4.35. Senaryo 4’de mini-vida üzerinde oluşan maksimum asal stres dağılımı



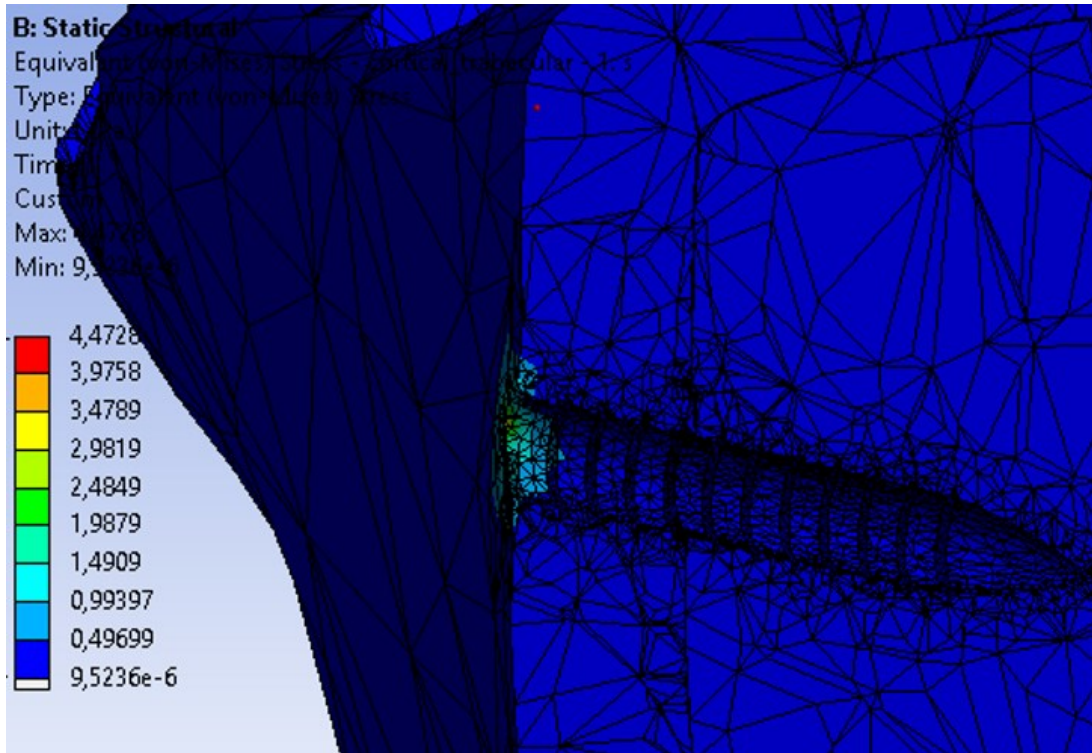
Şekil 4.36. Senaryo 4’de mini-vida üzerinde oluşan minimum asal stres dağılımı

4.4.2. Mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri

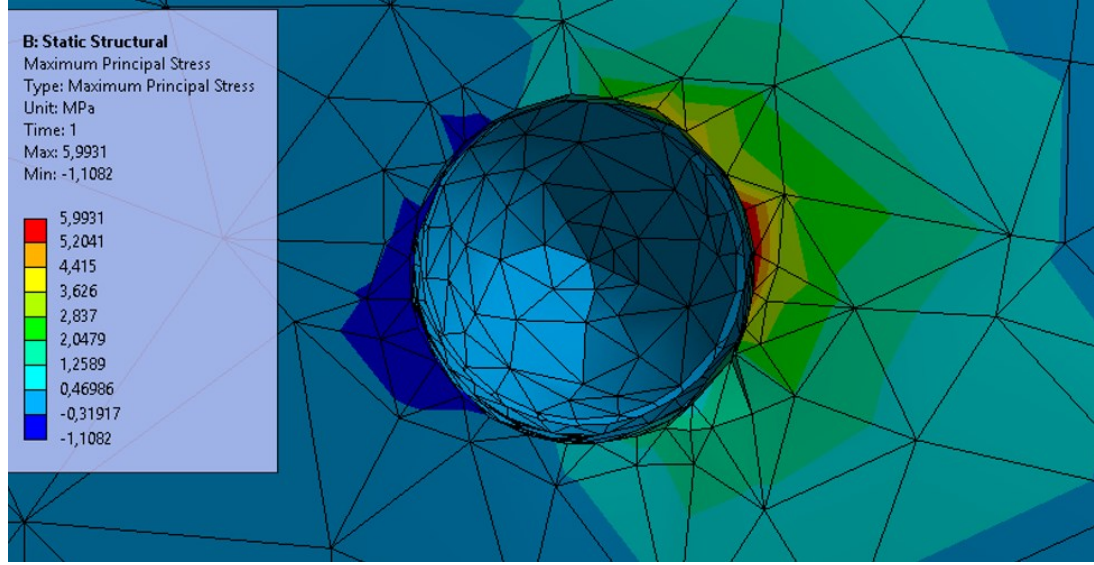
Düşük açılı büyüme yönüne sahip adölesan bireyin mandibulasında, uygulanan kuvvet sonucu mini-vida çevresindeki kemikte oluşan stresler Çizelge 4.2’de gösterilmektedir. Mini-vidanın yerleştirildiği bölgenin frontal incelemesinde kortikal kemikte; en yüksek von Misses stres 4,4728 MPa (Şekil 4.37) olarak ölçülmüştür. Vida yuvasının kesit alanı incelendiğinde en yüksek stresin kortikal kemik bölgesinde ilk yivlere karşılık gelen kemik yüzeyinde olduğu ve periferie doğru ınsal olarak azaldığı görülmüştür (Şekil 4.38). Kemik dokuda stres alanları incelendiğinde kuvvetin uygulama yönünün tersi olan bölgede maksimum asal stresin yoğunlaştığı ve en yüksek değerin 5,9931 MPa olduğu bulunmuştur (Şekil 4.39 ve 4.40). Kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidanın mesialinde ise sıkışma tipi stresler yoğunlaşmıştır. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -4,84 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.41 ve 4.42).



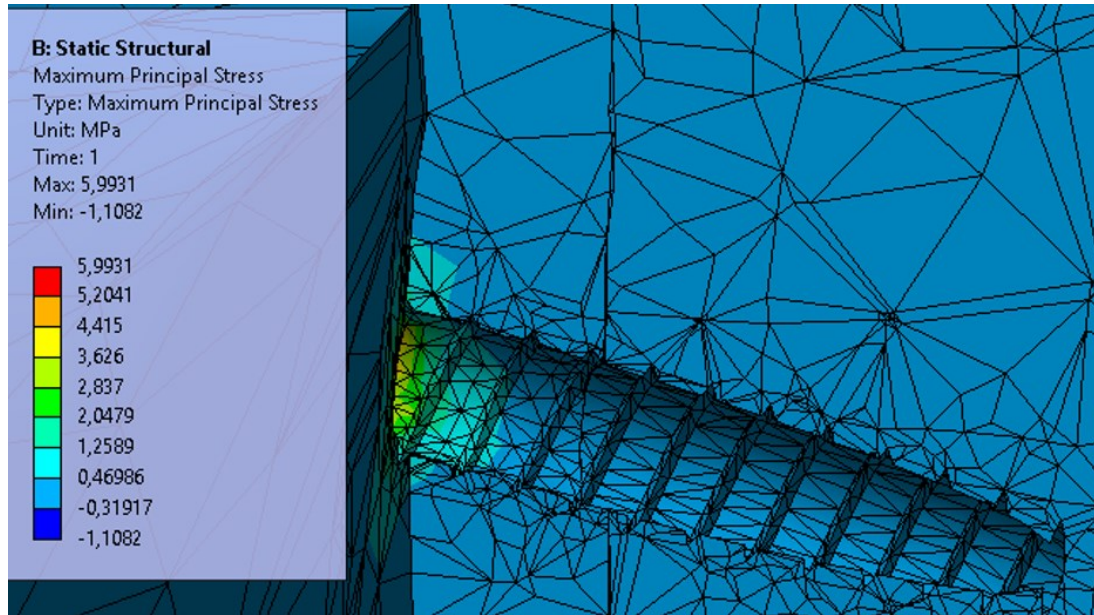
Şekil 4.37. Senaryo 4’de kortikal kemikte oluşan von Mises stres dağılımı



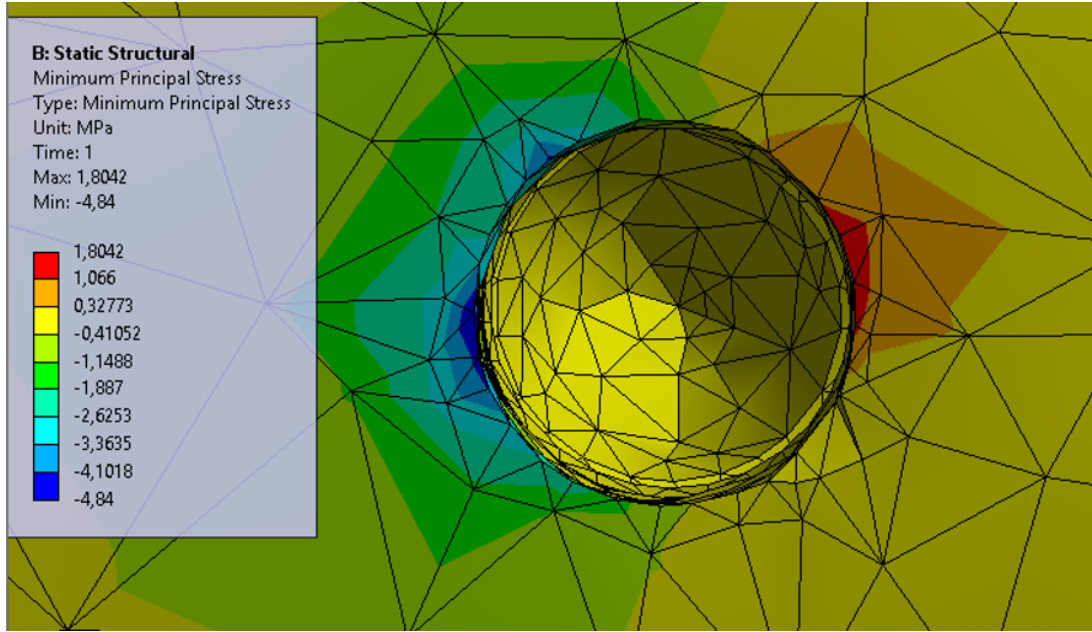
Şekil 4.38. Senaryo 4’de kemikte oluşan von Mises stresin kesitsel dağılımı



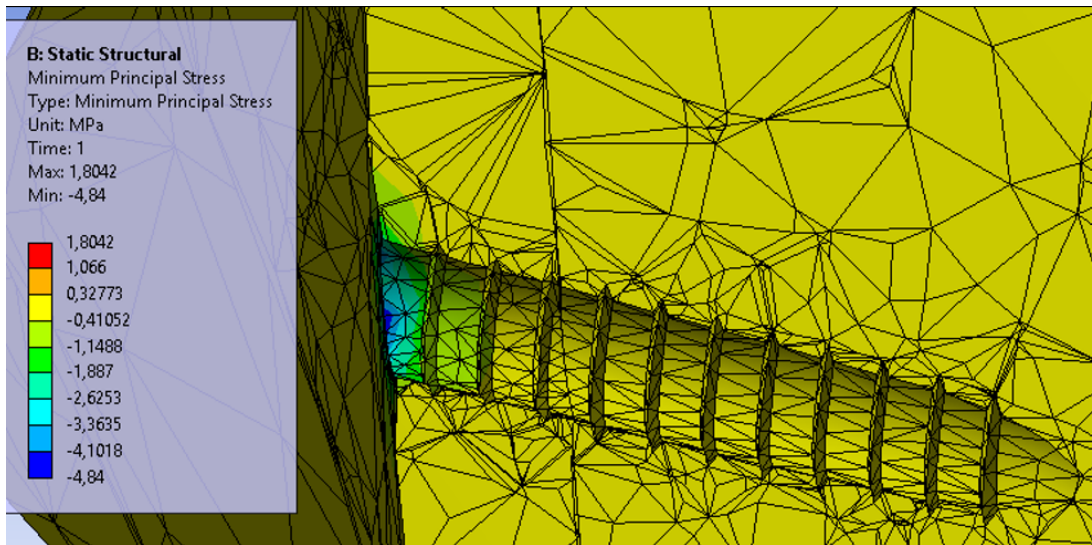
Şekil 4.39. Senaryo 4’de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı



Şekil 4.40. Senaryo 4’de kemikte oluşan maksimum asal stresin kesitsel görünümü



Şekil 4.41. Senaryo 4’de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılım

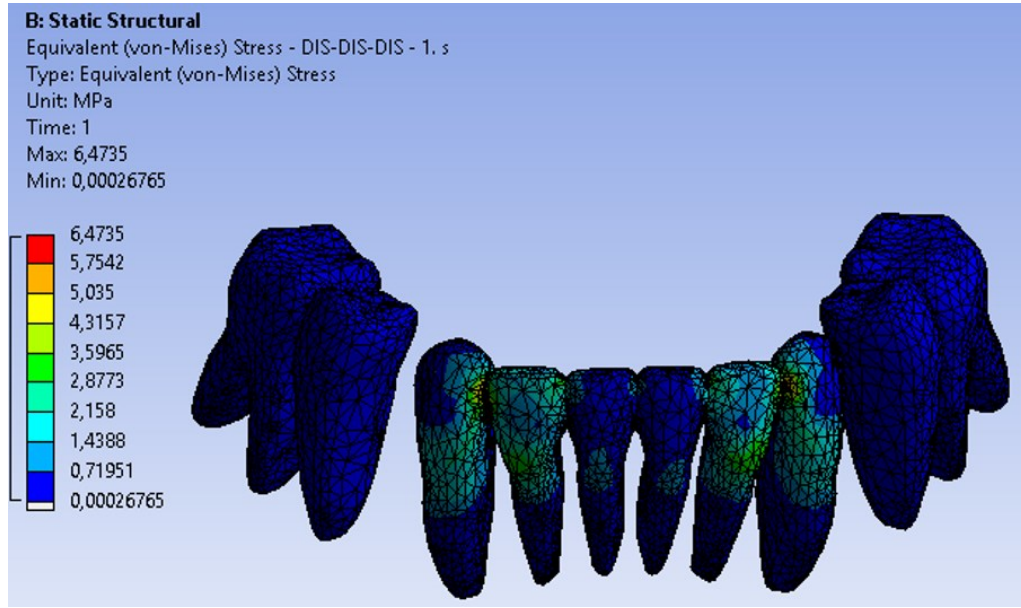


Şekil 4.42. Senaryo 4’de kemikte oluşan minimum asal stresin kesitsel görünümü

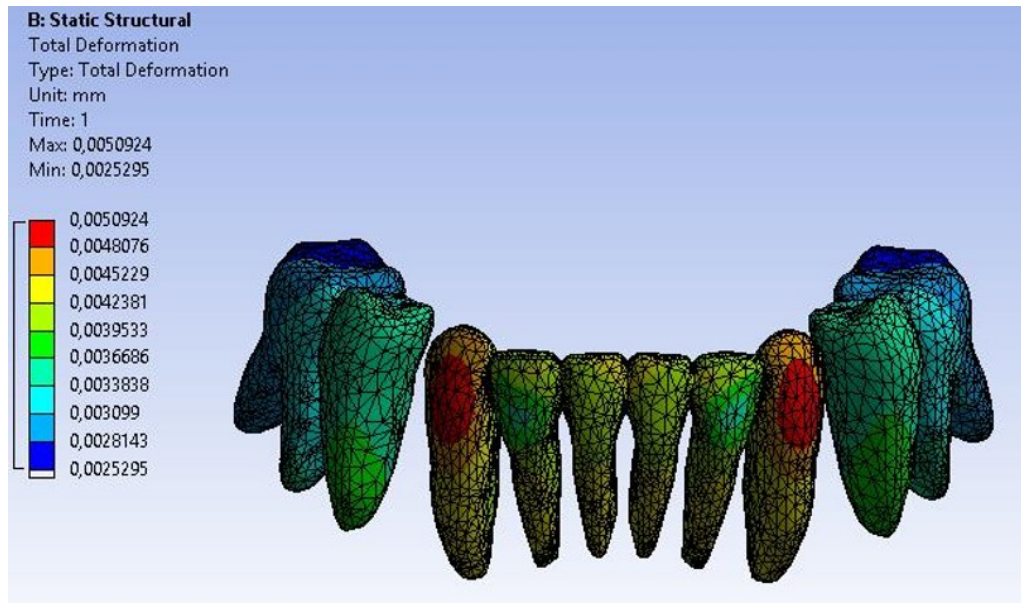
4.4.3. Dişlerde oluşan stres ve yer değiştirme değerleri

Dördüncü senaryoda dişler üzerinde oluşan stres dağılımları Şekil 4.43’de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en fazla stres kanin ve lateral dişlerin kontak bölgesinde görülmüştür. Bu bölgede en yüksek von Mises stres değeri 6,4735 MPa olarak ölçülmüştür.

Dördüncü senaryoda yapılan analiz sonucu elde edilen total yer değıştirmeler Şekil 4.44'de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde en fazla yer değıştirmenin kanin dişlerin kronlarında (0.0050924 mm) olduğu izlenmiştir. Santral ve lateral (0.0039533 mm) dişlerde hareketin paralel olduğu gözlenirken, kanine kıyasla daha az hareket izlenmiştir. İkinci premolar ve birinci molar dişlerin kronlarında da distale hareket görülmüştür.



Şekil 4.43. Senaryo 4'de dişlerde oluşan von Mises stres dağılımı



Şekil 4.44. Senaryo 4'de dişlerde oluşan yer değıştirmeler

5. TARTIŞMA

Günümüzde ortodontik tedavi planlamalarında avantajlarından dolayı mini-vidaların kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Mini-vida kullanımının yaygınlaşmasında, kolaylıkla yerleştirilip ve çıkartılabilmeleri, hemen kuvvet uygulanmasına izin vermeleri, çaplarının küçük olması, anatomik sınırlamalarının az olması gibi nedenler etkili olmuştur [2]. Ortodontik mini-vidalar osseointegrasyondan ziyade mekanik retansiyonla görevlerini tamamlarlar. Bu nedenle primer stabilite, başarılı bir mini-vida uygulamasında temel şartlardan biridir [5, 147, 148].

Park mini-vidaların %50'sinin ilk 2 ayda, %25'nin 2-6 aylık periyotta, kalan %25'nin ise 6-10 ay arasında kaybedildiğini bildirmiştir [147]. Moon ve arkadaşları ise kayıpların %90 oranında ilk 4 ay içinde gerçekleştiğini ve bu periodu tamamlayan bir uygulamanın başarılı ve stabil olarak kategorize edilebileceğini belirtmişlerdir [5].

Primer stabiliteyi belirleyen başlıca faktörler; yerleştirilen bölgedeki kemiğin kalitesi, kantitesi, implant tasarımı ve kullanılan cerrahi tekniktir [149]. Klinisyenler, en uygun cerrahi teknik ve mini-vidayı kullanarak ortodontik kuvvet yüklemesi öncesinde, bölgedeki mevcut kortikal kemikten en fazla destek almayı hedeflemektedirler. Klinik, hayvan ve yapay kemik çalışmalarında, primer stabiliteyi belirleyen en önemli hasta faktörünün maksiller ve mandibular kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu olduğu gösterilmiştir [7, 63, 72-74].

Kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğunu etkileyen faktörlerden biri yaştır [9, 84]. Kortikal kemik kalınlığının yaşa bağlı değişimi fonksiyonel kapasitedeki değişimle açıklanabilir. Maksimum ısırma kuvvetleri, çiğneme kaslarının kütlesi ve kas aktivitesi yaşla birlikte artma eğilimindedir [150, 151]. Mandibulanın gelişimini tamamlamasından 6-7 yıl sonra, yani yaklaşık 20'li yaşlara kadar maksimum ısırma kuvveti progresif olarak artmaktadır [150]. Maksilla ve mandibulanın formu, özellikle kortikal kemik, çiğneme kaslarındaki değişime adaptasyon gösterir [12, 90].

Cassetta ve arkadaşları, 26 adölesan ve 26 yetişkin bireyin KIBT görüntülerini kullanarak mini-vida yerleşim bölgelerinde kortikal kemik kalınlıklarını değerlendirmişlerdir. Sonuçta kortikal kemik yoğunluğu iki grup arasında farklı

bulunmazken, adölesan bireylerde kortikal kemik kalınlığının daha ince olduğu gösterilmiştir [9]. Farnsworth ve arkadaşları da benzer örnek sayıları kullanarak yaptıkları çalışmada, yetişkin bireylerde adölesanlara göre kortikal kemik kalınlığının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir [84]. Ono ve arkadaşları, yalnızca mandibular 1. moların mezialinde alveolar kretten 3-8 mm'lik mesafede yetişkin bireylerde kortikal kemik kalınlığının adölesanlardan kalın olduğunu rapor etmişlerdir [77].

Genç bireylerde kortikal kemiğin ince ve kemik kalitesinin düşük olması nedeniyle mini-vida başarı yüzdesinin düşük olduğunu bildiren çalışmalar vardır [62, 152, 153]. Chen ve arkadaşları 129 bireye uygulanan 359 ortodontik iskeletsel ankraj ünitesini retrospektif olarak incelemişlerdir. 20 yaş altı bireylerde 47 uygulamadan 13'ünün başarısız olduğu, bu oranın 20-30 yaş (186 uygulamada 15 başarısız), 30 yaş üstü (73 uygulamada 5 başarısız) gruplara kıyasla anlamlı olarak yüksek olduğu vurgulanmıştır [62]. Benzer olarak Lee ve arkadaşları 20 yaş altı bireyleri, Park ve arkadaşları 15 yaş altı adölesan bireyleri mini-vida uygulamaları için yüksek risk grubu olarak kategorize etmişlerdir [152, 153]. Bu görüşlerden farklı olarak Miyawaki ve arkadaşları 20 yaş altı, 20 yaş üstü gruplar arasında mini-vida başarısının farklılık göstermediğini bildirmişlerdir [7]. Moon ve arkadaşları 480 mini-vidayı (1.6 mm çap, 8 mm uzunluk) yaşları 10-18 arası değişen (ort:14.4 yıl) genç bireylere ve 19-64 yaş arası (ort:26.2 yıl) yetişkin bireylere uygulamışlardır. Başarı oranı genç bireylerde %82.2, yetişkin bireylerde %85.5 olarak bulunmuş ve bu farkın anlamlı olmadığı bildirilmiştir [5].

Farklı çalışmalarda maksillofasiyal iskeletin vertikal büyüme paterni ile maksimum ısırma kuvveti arasında korelasyon olduğu gösterilmiştir [150, 154, 155]. Mandibular düzlem açısının arttığı yani mandibulanın saat yönü rotasyon gösterdiği bireylerde maksimum ısırma kuvvetlerinin azaldığı bildirilmiştir [150]. Kortikal kemiğin farklı vertikal büyüme paternine sahip bireylerde, kasların farklı gerinim değerlerine adaptasyonunu inceleyen çalışmalar yapılmıştır [11-13].

Horner ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip bireylerde düşük çiğneme kuvvetleriyle ilişkili olarak alveoler kortikal kemik kalınlığının azaldığı vurgulanmıştır. Bunun yanında kas sisteminin yarattığı

streslerden primer olarak kortikal kemik etkilendiği için trabeküler kemik kalınlığının bu bireylerde farklılık göstermediği de bildirilmiştir [12].

Özdemir ve arkadaşları 155 yetişkin bireyin KIBT görüntülerini kullanarak, kanin-1. premolar, 1. premolar- 2.premolar, 2. premolar- 1. molar arası alveoler kretin 4 mm apikalinde kortikal kemik kalınlıklarını değerlendirmişlerdir. Sonuçta tüm bölgelerde yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip bireylerde, düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip bireylere kıyasla kortikal kemik kalınlığı daha ince bulunmuştur [11].

Veli ve arkadaşlarının çalışmasında iskeletsel sınıf I yüksek, normal ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip 75 adölesan bireyin (ortalama yaş 16.5) KIBT görüntüleri kullanılarak mini-vida yerleşim bölgelerinde kortikal kemik kalınlıkları değerlendirilmiştir. Düşük açılı grupta, maksillada bütün bölgelerde, kortikal kemiğin anlamlı olarak daha kalın olduğu gösterilmiştir. Mandibulada ise kanin-1. premolar arası 5 ve 7 mm yükseklikte, 2. premolar- 1. molar arasında 7 mm yükseklikte kortikal kemik düşük açılı grupta anlamlı olarak daha kalın bulunmuştur. 2. premolar- 1. molar dişler arası bukkal yüzeyde mine-sement birleşiminden 7 mm yükseklikteki kortikal kemik kalınlıkları gruplara göre sırasıyla yüksek, normal ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip bireylerde maksillada 1.27 ± 0.04 mm, 1.28 ± 0.04 mm, 1.32 ± 0.05 mm; mandibulada 2.10 ± 0.20 mm, 2.19 ± 0.21 mm, 2.21 ± 0.24 mm olarak bildirilmiştir [13].

Miyawaki ve arkadaşları'nın çalışmasında yüksek mandibuler düzlem açısına sahip bireylerde ince kortikal kemik kalınlığı ile ilişkili olarak implant başarısının düşük olduğu bildirilmiştir [7]. Moon ve arkadaşları da yüksek Frankfurt-mandibular düzlem açısı ve düşük üst gonial açığa ($40^\circ - 44^\circ$) sahip bireylerde mini-vida başarı oranını düşük bulmuştur [95]. Farklı olarak Kuroda ve arkadaşları mandibuler düzlem açısı ve başarı oranı arasında ilişki bulunmadığını bildirmiştir [26].

Mevcut literatürler incelendiğinde, yüksek ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireylerde mini-vida yerleşim bölgelerinde stres dağılımını inceleyen 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışması bulunmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmada, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile yüksek ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireylerde mini-vida destekli en masse

retraksiyonda mini-vida ve çevresindeki kemik dokuda, dişlerde oluşan stress değerleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Anterior dişlerin en-masse retraksiyonu, devrilme ve dikleştirme tekniğiyle kıyaslandığında daha olumlu doku reaksiyonu oluşturmakta ve çekim boşluklarının tek adımda kapatılmasına olanak sağladığı için tedavi süresini kısaltmaktadır [23, 99]. Anterior altı dişin en-masse retraksiyonu için uygulanacak kuvvetin her segmentte 200 - 250 gr'dan toplam 400 - 500 gr olduğu düşünüldüğünde, ankraj kontrolü en-masse retraksiyonun kritik parçasını oluşturmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda senaryo olarak en-masse retraksiyon tercih edilmiştir.

En-masse retraksiyonda anterior dişlerde tork kaybı olmaksızın dişlerin translasyon hareketi ile retrake edilmesi hedeflendiğinde kuvvet vektörünün anterior dişlerin direnç merkezinden geçmesi gerekmektedir. Direnç merkezi dişlerin şekline, boyutuna, içerisinde bulunduğu destek dokunun miktarına ve kalitesine bağlıdır [156].

Maksiller anterior dişlerin direnç merkezlerini belirlemeye yönelik birçok çalışma yapılmıştır. Choy ve arkadaşları, anterior segmentin direnç merkezini üst santrallerin insizal kenarlarından 14.5 mm apikalde ve 9.5mm distalde, Jeong ve arkadaşları, okluzal düzlemin 13.5 mm apikalinde, santral kesicinin 14 mm distalinde, Pedersen ve arkadaşları, braket seviyelerinin 6.5 mm apikalinde, santral braketinin 13mm distalinde tespit etmişlerdir [140, 157, 158]. Maksiller anterior dişlerin direnç merkezinin saptanması amacıyla yapılan çalışmalarda kesin bir fikir birliği bulunmamaktadır.

Sürtünmeli mekanikler kullanılarak yapılan en-masse retraksiyonda kuvvet kolunun uzunluğu ayarlanarak kuvvet vektörünün direnç merkezinden geçmesi sağlanabilir. Ozaki ve arkadaşları, 0.018" slot braket kullanıldıkları SESA çalışmasında 0.017"x0.025" SS ark üzerinde paralel hareket için gerekli kuvvet kolunun uzunluğunu 9,1 mm olarak bildirmişlerdir [102]. Tominaga ve arkadaşları da, 0.018" slot braket için 0.017"x0.022" SS arklar üzerinde anterior dişlerde paralel hareketin 9.1 mm'lik kuvvet kolu ile gerçekleştirildiğini belirtmişlerdir [101].

Sia ve arkadaşları ise 0.018" slot braket ve 0.016"x0.022" SS ark teli kullanarak yaptıkları SESA çalışmasında, 6.5 – 7.5 mm arası uzunluğa sahip kuvvet kolunun paralel hareket elde edilmesi için ideal olduğunu bildirmişlerdir [100]. Aynı çalışmada paralel hareket için gerekli kuvvet kolu uzunluğunun lateral sefalometrik filmde ölçülen santral kesici kök uzunluğunun 0.77 ile çarpılarak bulunabileceği öne sürülmüştür [100].

Tüm bu çalışmalar göz önünde bulundurularak çalışmamızda, 0.018" Roth braketler, 0.017"x0.025" SS teller ve 8 mm'lik kuvvet kolu tercih edilmiştir. Böylece kuvvetin ön 6 dişin direnç merkezinden geçmesi sağlanarak paralel hareket hedeflenmiştir.

En-masse retraksiyon için NiTi kapalı yaylar mini-vidalardan kuvvet koluna her iki tarafta 2N kuvvet uygulayacak şekilde asılmıştır. Bu kuvvet en-masse retraksiyon için önerilen ortalama kuvvet miktarıdır [23].

Mini-vidanın şeklinin stabilizasyona olan etkisini ve kullanılabilirliğini değerlendirmeye yönelik yapılan çalışmalarda; konik şekle sahip mini-vidaların silindirik vidalara göre daha yüksek yerleştirme tork değerleri gösterdiği, anında kuvvet yüklemesi halinde kemik-vida bağlantısını indüklemeye etkili olduğu ve vidanın çıkarılması sırasında fraktür görülme riskinin daha az olduğu bildirilmiştir [28, 34, 73, 159]. Holm ve arkadaşlarının çalışmasında 1.5 mm çaplı konik ve 2 mm çaplı silindirik mini-vidaların maksimum yerleştirme torkları benzer bulunmuştur [73]. Bu sonuçlardan yola çıkılarak çalışmamızda konik şekle sahip bir mini-vida tercih edilmiştir.

Literatürde mini-vidaların ideal uzunluğu ile ilgili çok sayıda çalışma ve görüş bulunmaktadır [26, 42, 51, 55, 68, 73, 160]. Deguchi ve arkadaşları yumuşak doku kalınlığının 2-3 mm, kortikal kemik kalınlığının 2 mm ve kortikal kemik-kök arası mesafenin 2 mm olduğunu kabul ederek rutin kullanımda 6 mm uzunluktaki mini-vidaların kullanımını önermişlerdir [55]. Kyung ve arkadaşları maksillada 6-8 mm, mandibulada 4-5 mm uzunluğundaki mini-vidaların kullanılabileceğini bildirmişlerdir [68].

Chen ve arkadaşlarının çalışmasında 8 mm'lik vidaların, 6 mm'lere göre başarı oranlarının daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. 8 mm uzunluğundaki mini-vidaların başarı oranı anterior maksillada %87.5, posterior maksillada %90, posterior mandibulada %100 olarak; 6 mm uzunluğundaki mini-vidaların başarı oranı posterior maksillada %60, posterior mandibulada %76.9 olarak bildirilmiştir [42]. Mini-vidaların fiziksel özellikleriyle ilgili son dönemlerde yapılmış diğer bir çalışmada 20-29 yaşlar arasındaki hastaların mandibular posterior bölgesine yerleştirilen 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki mini-vidalardan, 8 mm uzunluğundaki konik mini-vidaların daha stabil bulunduğu belirtilmiştir [160].

Kuroda ve arkadaşları mukoza kalınlığı değerlendirilerek 5-6 mm'lik kemik desteği sağlayan mini-vidaların tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir [26]. 2009'da yayınlanan bir derlemede mini-vida uzunluğunun başarı oranı üzerinde etkisinin olmadığı fakat kemik içinde mini-vida uzunluğunun en az 6 mm olması gerektiği rapor edilmiştir [51]. Holm ve arkadaşları ise mini-vida uzunluğunun primer stabilite üzerinde etkisinin olmadığını, anatomik yapılara göre uygun boyutun tercih edilmesi gerektiğini vurgulamıştır [73].

Vida çapının stabilite ile önemli derecede ilişkili olduğunu düşünen Miyawaki ve arkadaşları, 1 mm'den küçük çapa sahip vidaların stabilite açısından zayıf, 1,5 mm ve üstünde çapa sahip vidaları ise ideal olarak nitelendirmişlerdir [7]. Wiechman ve arkadaşları, maksilla ve mandibulada palatinal ve bukkal bölgelere uyguladıkları, 1.1 ve 1.6 mm'lik implantları değerlendirdikleri çalışmada, 1.6 mm çapa sahip grupta daha yüksek başarı oranı kaydetmişlerdir [161]. Fritz ve arkadaşlarının, 17 hastaya 36 mini-vida uygulayarak yaptıkları çalışmada, 1.6 ve 2 mm çaplı, 8 ve 10 mm uzunluğundaki mini-vidaların, daha küçük olanlara göre daha stabil olduğu belirtilmiştir [61]. Bu görüşlerin aksine küçük çaplı 1.2, 1.3 mm mini-vidaların rutin kullanımda tercih edilebileceğini gösteren çok sayıda çalışma bulunmaktadır [26, 55, 68, 104, 106, 109]. Kuroda ve arkadaşlarının çalışmasında 1.3 mm çaplı 79 mini-vidanın başarı oranı %88.6 bildirilmiştir [26]. Farklı çalışmalarda başarı oranları 1.5 mm çaplı mini-vidalar için %83.9, 2 mm çaplı mini-vidalar için %89, 2.3 mm çaplı mini-vidalar için %85 olarak bildirilmiştir [7, 58]. Bu başarı oranları karşılaştırıldığında 1.3 mm çaplı mini-vidaların daha büyük çaplı olanlara tercih edilebileceği görülmektedir. Park ve arkadaşlarının çalışmasında da 1.2, 1.5, 2 mm

apındaki mini-vidaların başarı oranları arasında fark olmadığı bildirilirken, kullanım kolaylığı ve daha az travmatik olmaları sebebiyle 1.2 mm'lik mini-vidaların kullanımı tavsiye edilmiştir [3]. 1.2-1.3 mm çaplı Absoanchor mini-vidaların 450 g'a kadar kuvvete karşı koyabileceğini fakat çoğu ortodontik uygulamada kuvvet ihtiyacının 300 g'dan fazla olmadığı rapor edilmiştir [68].

Çalışmamızda hem yeterli stabiliteyi elde edebileceğimiz hem de iki diş arasındaki bölgede evre dokulara hasar vermeden yerleştirebileceğimiz 1.3 mm çapında 8 mm uzunlukta konik şekle sahip bir mini-vida tercih edilmiştir.

Mini-vidaların açılı yerleştirilmesi ile kök yaralanması riski azaltılırken, kortikal kemik teması ve dolayısıyla primer stabilite artırılır [2]. Park ve arkadaşları ile Kyung ve arkadaşları mini-vidaların maksillada dişin uzun eksenine 30°-40° açılı ile, mandibulada 10°-20° açılı ile, Poggio ve arkadaşları çene belirtmeksizin 30°-40°'lik açılı ile yerleştirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir [3, 54, 68]. Deguchi ve arkadaşları, 30° ile yerleştirmenin dik açılıya göre 1.5 kat fazla kortikal kemik teması sağladığının üzerinde durmuşlardır [55]. Herman ve Cope ise 10°-20° 'lik açılıdırma ile mini-vidanın vestibülde daha derine yerleştirilebileceğini savunmuşlardır [162]. Mini-vidanın 30° 'den daha küçük bir açılı ile yerleştirilirken kortikal kemik üzerinde kaymasının kaçınılmaz olduğu bunu önlemek için önce birkaç tur geniş açılı ve hafif kuvvet ile çevirilen mini-vidanın daha sonra açısının azaltılarak yerleştirmeye devam edilebileceğini bildirilmiştir [41]. Lim ve arkadaşları da değer belirtmeksizin açılı yerleştirmeyi önermişlerdir [76].

Wilmes ve arkadaşları, Holm ve arkadaşları ideal primer stabilite için en uygun açının 60°-70° olduğunu bildirmişlerdir [34, 73]. Moon ve arkadaşları ise periapikal radyografla kökler kontrol edildikten sonra maksilla ve mandibulada dişin uzun eksenine 70°-80° 'lik açılı ile yerleşimi tavsiye etmişlerdir [5]. Böylece fazla açılı yerleştirmeden kaynaklanabilecek mini-vidanın kortikal kemik üzerinde kayması ve yumuşak doku yaralanmaları gibi risklerin engellenebileceğini bildirmişlerdir. Noble ve arkadaşları açılı yerleştirilen mini-vidanın kortikal kemikle temas yüzeyinin artmasının kemikte daha fazla strese neden olduğunu vurgulamışlardır. Bu artmış stresin daha fazla sitokin, makrofaj ve inflamatuvar mediatör çekerek primer stabiliteyi riske atabileceğini bildirmiştir [163].

Zhao ve arkadaşları mini-vidanın kemik yüzeyi ile 50 veya 70° açı ile yerleştirilmesinin 30° veya 90°'ye göre daha uygun olduğunu bildirmişlerdir [164]. Albogha ve arkadaşlarının yaptığı SESA çalışmasında da 60-75° açı ile yerleştirilen mini-vidalarda en düşük maksimum asal gerinim değerleri tespit edilmiştir [144]. Jasmine ve arkadaşlarının sonlu elemanlar analizi çalışmasında mini-vida açısı 30°'den 90°'ye arttırıldığında mini-vidada ve kortikal kemikteki maksimum von Misses stres değerlerinin azaldığı rapor edilmiştir [141].

Absoanchor mini-vidaların posterior bölgede kökler arası yeterli mesafe varsa dik yerleştirilebileceği, fakat kökler arası mesafe yeterli değilse 30° - 60°'lik yerleştirme açısının tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir [165].

Schnelle ve arkadaşları implant çevresindeki kemiğin en az 1 mm, Huang ve arkadaşları ise 1.5 mm olması gerektiğini bilmişlerdir [44, 166]. Kurada ve arkadaşları, lamina dura ve kök teması olmayan mini vidaların başarı oranını % 90'ın üzerinde bildirirken, benzer bir çalışmada da kök teması olmayan grupta başarı % 100 olarak bulunmuştur [167, 168].

Bu çalışmada mini-vidalar, vida-kök teması olmayacak şekilde vida çevresinde en az 1 mm kemik kalınlığı bırakılarak 2.premolar-1.molar arasına 60° açı ile konumlandırılmış, implantların tüm yivlerinin kemik içerisinde kalması sağlanmıştır.

Mini-vida yerleşim bölgeleri hastanın anatomik yapısına göre değişiklik göstermekle birlikte, yapılan 2 ve 3 boyutlu radyografik çalışmalarda interradiküler kemiğin meziodistal, bukkolingual/palatinal boyutları ölçülerek mini-vida yerleşimi için en uygun bölgeler belirlenmiştir [44, 55, 76]. Mini-vida yerleşimi için uygun bölgeler; nazal spina, palatinal kemik, alveolar proses, infrazigomatik tepe ve retromolar bölge; mandibulada alveolar çıkıntı, retromolar bölge ve simfizisdir, ayrıca alt ve üst çenede dişsiz bölgeler veya çekim bölgeleri ve zigomatik kemik gibi extraoral bölgeler de önerilmektedir [2].

Lim ve arkadaşlarının, 14 kadın-14 erkek bireyin CT görüntülerini kullanarak yaptıkları çalışmada, kortikal kemik kalınlığı ve kökler arası mesafe değerlendirilmiştir. Sonuç olarak maksillar ve mandibular 2. premoların mezial ve

distalinde interradyiküler mesafenin en geniş olduğu ve alveoler kretten 4-6 mm yükseklikte açılı yerleştirilen mini-vidanın daha iyi kortikal kemik - mini-vida teması sağlayacağı bildirilmiştir [76].

Poggio ve arkadaşlarının mini-vidalar için güvenli lokalizasyonları belirlemeye yönelik yaptıkları çalışmada, 25'i maksilladan 25'i mandibuladan alınmış BT görüntüleri değerlendirilmiştir. Sonuçta maksillada bukkal bölge için kanin-1. premolar arası alveoler kretten 5-11 mm yükseklik, 1. premolar – 2.premolar arası alveoler kretten 5-11 mm yükseklik, 2. premolar – 1. molar arası alveoler kretten 5 mm-8 mm yükseklik uygun olarak bildirilmiştir. Mandibulada ise 1.molar – 2.molar arası güvenli olarak bildirilirken, 1. premolar – 2.premolar arası, 1.molar – 2.premolar arası ve kanin – 1.premolar arası 11 mm yüksekliğin güvenli bölge olduğu ileri sürülmüştür [54].

Deguchi ve arkadaşları posterior bölgede 1. moların mezial ve distalinin, Schnelle ve arkadaşları da 1.moların mezialinin mini-vida yerleşimi için uygun bölgeler olduğunu göstermişlerdir [44, 55]. Farklı çalışmalarda mini-vida yerleşimi için interradyikler kemiğin en uygun olduğu bölge olarak maksiller bukkal bölgede 2. premolar-1. molar arası alveoler kretten 5-8 mm yükseklik, mandibulada ise 2. premolar-1. molar arası veya 1. molar- 2. molar arası alveoler kretten yaklaşık 11 mm yükseklikteki bölgeler tanımlanmıştır [54, 105, 169]. Bu görüşlerden farklı olarak Moon ve arkadaşları uygulama bölgesinin implant başarısında en önemli faktörlerden biri olduğuna dikkat çekerken, erişkinlerde maksillada 1. premolar – 2. premolar arası bölgenin en başarılı, mandibulada 2. premolar – 1. molar arası bölgenin ise en düşük başarılı bölgeler olduğu bildirilmiştir [5].

Maksiller ve mandibular bukkal bölgeler değerlendirildiğinde kökler arası en büyük mesafenin 2. premolar – 1. molar dişleri arasında servikal çizginin 6 mm apikalinde yer alan bölge olması sebebiyle çalışmamızda en-masse retraksiyon için mini-vida bu bölgeye yerleştirildi [44, 54, 68, 106, 170, 171].

Bu çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yönteminde yüksek ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireylerin KIBT görüntüleri kullanılarak morfoloji ve kemik yoğunluğu değerlerinin gerçeğe daha yakın olması sağlandı.

Aranyarachkul ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada insan kadavrasında maksilla ve mandibulaya yerleştirilmiş 63 implantın çevresindeki kemik yoğunluğunu KIBT ve konvansiyonel BT kullanarak karşılaştırmışlardır. Kemik kalitesi açısından altın standart kabul edilen BT'den elde edilen HU değerlerinin, KIBT sonuçlarına göre genel olarak düşük olduğu gösterilmiştir. Bunun yanında KIBT'nin kemik yoğunluğu ölçümü için konvansiyonel BT'ye uygun bir alternatif olduğu bildirilmiştir [172].

Cassetta ve arkadaşları, KIBT ve BT'nin gri skala değerleri arasında doğrusal orantı bulunduğunu bildirmişlerdir. KIBT'den elde edilen HU değerlerinin 0,7 ile çarpılmasıyla, bulunan değerlerin evrensel kabul gören BT sonuçlarıyla uyumluluk gösterdiği bildirilmiştir [173]. Bu çalışmada, KIBT görüntülerinden elde edilen HU değerleri 0,7 ile çarpılarak çenelere kemik kalitesi (D3-D4) ataması yapılmıştır.

Bir materyalde veya bir dokuda streslerin incelendiği invitro çalışmalarda çeşitli analiz yöntemleri mevcuttur [118, 174-177]. Bu analiz yöntemleri materyal özellikleri bilinen herhangi bir yapıda; çeşitli dış etkenlerin uygulanması sonucunda, malzemede oluşabilecek değişikliklerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Analiz yöntemleri; kırılma vernik, termografik stres analizi, gerinim ölçme, fotoelastik stres analizi, lazer ışını ile analiz, radyotelemetri ile analiz ve sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemidir [146, 178].

Clelland ve arkadaşları yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yöntemini, fotoeleastik yöntem ve gerinim ölçer yöntemi ile karşılaştırırken; fotoelastik yöntemin streslerin yerleşimi ve yoğunlaşmaları ile ilgili yeterli nitel bilgi vermesine rağmen, sınırlı nicel bilgi verebildiğini, gerinim ölçerler ile ancak gerinim ölçerin bulunduğu yerdeki gerinimlerle ilgili verilerin alınabildiğini, sonlu elemanlar stres analizi yönteminin ise matematik bir model içerisinde herhangi bir yerdeki ayrıntılı nicel bilgiyi sunabileceğini belirtmiştir [179]. İmplantlarda meydana gelen streslerde sonlu elemanlar stres analizi ile gerinim ölçer analiz yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres-gerinim miktarları açısından yakın sonuçlar elde edildiği ancak modelleme açısından sonlu elemanlar yönteminin daha hassas ve ayrıntılı bir sonuca izin verdiği için daha avantajlı bulunduğu bildirilmiştir [180, 181].

Mackerle 2004'de yaptığı derlemede, pek çok biyomedikal alanda sonlu elemanlar metodunun diğer yöntemlere göre üstün olduğunu bildirmiştir [182]. Araştırmamızda; diğer stres analiz yöntemlerinin karmaşık yapıları ayrıntılı bir şekilde modelleyememesi, fiziksel özellikleri tam olarak yansıtamaması, in vitro ortamda doku içine yerleştirilen aygıt kullanımı ve deney düzeneği gerektirmeleri gibi dezavantajlarından dolayı sonlu stress elemanlar analizi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizleri iki ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Meijer ve arkadaşları, gerçek vakalarla iki boyutlu ve üç boyutlu modelleri karşılaştırdıklarında, iki boyutlu modellerin gerçek durumları yansıtamadığını bildirmişlerdir [183].

Sonlu eleman modeli ile çalışırken model oluşturmak için bazı varsayımlar yaratmak gerekmektedir. Sonlu eleman modelinin sınırları, geometrisi ve kullanılan materyallerin özellikleri gibi durumlar sonuçlar üzerinde oldukça etkilidir. Bu sebeple bir insan kafatasına bağlı kalınarak, oluşan mekanik değişimleri simüle etmek ve değerlendirmenin doğruluğu konusunda tartışmalar mevcuttur [184-186]. Örneğin; canlı dokuların mekanik özellikleri komplikedir ve ideal özelliklerin modele dahil edilmesi mümkün değildir. Materyaller doğrusal elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilir fakat materyaller gerçekte lineer elastik değil, yaşayan dokulardır ve çok daha dinamiklerdir [187]. Fakat varsayımlara bağlı problemlerin çözümündeki bu hata yüzdelerinin ihmal edilebilir düzeyde olduğu bildirilmektedir [187].

Sonlu elemanlar analizinde güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000- 200.000 arasında ve eleman boyutunda 150- 300 μm olması gerekmekte ve 300 μm ' den daha büyük eleman boyutu, aldatıcı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir [188]. Sato ve arkadaşları, eleman boyutunun azaltılmasının, 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinde stres değerlerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; 600, 300, 150 ve 75 μm eleman boyutlarını karşılaştırmışlardır. 10 N' luk vertikal yük ile yüklenen kemikte, Von Mises stres değerleri 600 ve 300 μm eleman boyutlarında anlamlı olarak farklı bulunurken; 300, 150 ve 75 μm eleman boyutları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [189]. Eleman boyutunun azaltılması, eleman sayısının artmasına neden olurken, daha gerçekçi bir model elde edilmesini sağlamaktadır. Ayrıca

eleman sayısının artırılması, çözümleme zamanını arttırmaktadır [189]. Bu çalışmada kullanılan eleman ve düğüm sayıları senaryo 1'de 261410 ve 80361, senaryo 2'de 213652 ve 65037, senaryo 3'de 237662 ve 74880, senaryo 4'de 296667 ve 92949'dur. Yüksek sayıda eleman kullanılarak eleman sayısının azlığına bağlı hatalı sonuçların ortadan kaldırılması amaçlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizlerinde materyal özelliklerinin belirlenmesinde 2 değer kullanılır bunlar elastisite modülü ve poisson oranıdır. Farklı çalışmalarda kortikal kemiğin elastisite modülü olarak 13.4 GPa, 13.7 GPa, 15 GPa değerleri kullanılırken; poisson oranı tüm çalışmalarda 0.30 olarak verilmiştir [138, 190, 191]. Trabeküler kemik için ise D1 kalite kemik: 9.5 GPa, D2 kalite kemik: 5,5 GPa, D3 kalite kemik: 1,6 GPa, D4 kalite kemik: 0.69 GPa olarak verilirken, kemik kalitesi belirtilmeden ortak bir değer olarak 1.37 GPa da kullanılmış ve poisson oranları genel olarak 0.30 olarak bildirilmiştir [141, 145, 192]. Bu çalışmada kortikal kemik elastisite modülü 13.7 GPa, poisson oranı 0.30, trabeküler kemik için elastisite modülü D3 kalite kemikte 1,6 GPa, D4 kalite kemikte 0.69 GPa, poisson oranı 0.30 olarak atanmıştır. Mini-vidanın ve kapalı yayın elastisite modülü 110 GPa ve poisson oranı 0.35; braket, ark teli, kuvvet kolunun elastisite modülü 200 GPa ve poisson oranı 0.30; dişlerin elastisite modülü 20 GPa ve poisson oranı 0.30 ; periodontal ligamentin elastisite modülü 0.05 MPa ve poisson oranı 0.30 değerleri güncel çalışmalara uygun olarak belirlenmiştir [102, 141].

Mekanik stres kemikte gerinim olarak tanımlanan boyutsal değişime sebep olur. Gerinimin derecesi stres miktarı ve kemiğin yapısı ile doğrudan ilişkilidir. Frost'un mekanostat hipotezine göre 50 μ strainin altındaki değerlerde kemikte atrofi, 50-1500 μ strain yaratan kuvvetler fizyolojik, 1500-3000 μ strainde kemikte modeling stimüle edilirken remodeling inhibe olur, 3000-4000 μ straini aştığında mikrofraktürler, 10000-20000 μ strainlerde ise kortikal kemikte fraktürler görülecektir [79]. Hansson ve Werke, Frost'un teorisine göre lameller kemikteki 3000-4000 mikrostrainin gerinim değerinin 45-60 MPa stres değerine karşılık geldiğini ve mikro hasarın bu değer aşıldığında gerçekleştiğini bildirmişlerdir [193].

Albogha ve arkadaşları, mini-vida başarı oranının tahmininde maksimum asal gerinim değerinin, maksimum asal stres ve von Mises değerlerine göre üstün

olduğunu savunmuşlardır. Maksimum asal gerinim 5785 μ strain'den büyük olduğunda mini-vidanın kaybedilme riskinin %95'in üstünde olduğunu, 3793 μ strain'den küçük olduğunda ise mini-vidanın %95'den büyük bir oranla başarılı olacağını bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada mini-vidanın çevresindeki 0.5-1 mm'lik kemikte 1000 μ strain gerinim artışının başarıyı %288 azalttığı bildirilmektedir [194].

Mini-vidaların kaybı noktasında kriter olarak kullanılabilecek gerinim değerleri için yapılan çalışmalarda bir fikir birliği yoktur. Bunun yerine stres parametresi olarak sıklıkla von Mises stres, maksimum ve minimum asal stres değerleri kullanıldığından bu çalışmada da bunlar değerlendirilmiştir [6, 46, 141, 143, 195].

Mini-vidalara yönelik stres dağılımının incelendiği birçok çalışmada stresin kortikal kemik tabakasında büyük oranda absorbe edildiği trabeküler kemiğe fazla iletilmediği gösterilmiştir [48, 141, 143, 187, 195]. Çalışmamızda, 4 senaryoda kullanılan tüm mini-vidalarda stres en fazla kortikal kemiğe karşılık gelen, vida gövdesindeki ilk yivler üzerinde yoğunlaşmıştır. Kemik yapıda ise en fazla stres vidanın yerleştirildiği bölgedeki kortikal kemiğin servikal kısmında toplanmış, trabeküler kemikte oldukça azalmıştır. Yapılar üzerindeki stresler çevreye doğru ışınsal olarak azalarak yayılma göstermişlerdir. Stres alanları incelendiğinde ise en fazla sıkışmanın kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidaların mezialinde, en fazla gerilmenin ise mini-vidaların distalinde olduğu saptanmıştır.

Jasmine ve arkadaşları, kortikal kemik kalınlığını 1 mm, trabeküler kemik kalitesini D3 olarak belirledikleri maksilla ve kortikal kemik kalınlığını 2 mm, trabeküler kemik kalitesini D2 olarak belirledikleri mandibula modellerinde çalışmamıza benzer mini-vidaları (maksillada=1.3 mm/8mm, mandibulada=1.3mm/7mm) kullanarak en-masse retraksiyonu SESA ile değerlendirmişlerdir. Sonuçta 60°'de mini-vida üzerinde oluşan von Mises stres değeri maksillada 60.12 MPa, mandibulada ise 39.33 MPa olarak bildirilmiştir [141]. Çalışmamızda maksillaya yerleştirilen mini-vidalardaki von Mises stres değerleri, yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip modelde (senaryo 1) 13,689 MPa, düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip modelde (senaryo 2) 12,166 MPa bulunmuştur. Mandibulaya yerleştirilen mini-vidalardaki von Mises stres değerleri incelendiğinde, yüksek açılı büyüme yönüne sahip modelde (senaryo 3) 11,36 MPa, düşük açılı büyüme yönüne sahip modelde

(senaryo 4) 10,707 MPa bulunmuştur. Bu değerler Jasmine ve arkadaşlarının değerlerine göre düşük olsalarda senaryo 1'den senaryo 2'ye kortikal kemik kalınlığı ve kemik kalitesi arttığında stres değerleri benzer şekilde düşüş göstermiştir. Senaryo 3'den senaryo 4'e trabeküler kemik kaliteleri aynı sadece kortikal kemik kalınlığı arttığında da mini-vidada oluşan stres değerinde azalma görülmektedir.

Maksilla modellerinde mini-vidalarda oluşan maksimum asal stres [(senaryo 1) 16,925 MPa, (senaryo 2) 15,424 MPa] ve minimum asal stres [(senaryo 1) -15,825 MPa, (senaryo 2) -15,353 MPa] değerleri de senaryo 1'de senaryo 2'ye kıyasla yüksek bulunmuştur. Benzer ilişki mandibuladaki mini-vidalarda oluşan maksimum asal stres [(senaryo 3): 13,889 MPa ; (senaryo 4): 10,891 MPa] ve minimum asal stres [(senaryo 3) -10,995 MPa, (senaryo 4) -8,7686 MPa] değerlerinde de görülmektedir. Kortikal kemik kalınlığının ve trabeküler kemik kalitesinin değişiminin mini-vidalara etkilerini inceleyen SESA çalışmalarında daha çok kemikte oluşan stres değerleri üzerinde durulmuştur [46, 48, 196]. Bunun sebebi olarak uygulanan ortodontik kuvvetlerin yarattığı stres değerlerinin, titanyumun akma dayanım (yield strenght, $\sigma_y = 880$ MPa) değerinden çok daha düşük olması gösterilebilir [110].

Primer stabilite üzerinde kortikal kemik kalınlığının, kemik yoğunluğuna göre daha etkili olduğunu gösteren çalışmalar vardır [71, 74, 148]. Cousley ve arkadaşları, Marquezan ve arkadaşları trabeküler kemik yoğunluğunun kortikal kemik kalınlığı 1 mm'den az olmadığı durumlarda primer stabiliteyi etkilemediğini bildirmiştir [71, 148]. Trabeküler kemiğin, uzun dönemde sekonder stabilitede yani mini-vidanın sürüklenme ve devrilmeye karşı stabilizasyonunda etkili olduğu belirtilmiştir [6]. Diğer bazı araştırmacılar da kortikal kemik kalınlığı ve mini-vida stabilitesi arasında pozitif korelasyon bildirmişlerdir [6, 159, 197]. Çalışmamızda maksilla modellerinde kortikal kemik kalınlığı ve trabeküler kemik yoğunluğu farklı, mandibulada ise kortikal kemik kalınlıkları farklı trabeküler kemik yoğunluğu aynı olarak modellenmiştir. Bu nedenle kortikal kemik kalınlığı tek başına parametre olarak değerlendirilebilirken, trabeküler kemik yoğunluğundaki değişimin stres üzerine etkisine dair bir yorum yapılamamıştır.

Liu ve arkadaşları, 2 mm çaplı mini-vida kullanarak yaptıkları SESA çalışmasında kortikal kemik kalınlığının 3 mm'den 0.5 mm'ye azaltılıp, trabeküler kemik kalitesi

yani elastisite modülünün 1/8'ine düşürülmesiyle kortikal kemikte maksimum von Mises stress değerinin %20 - %25 kadar arttığını bildirmişlerdir [46]. Çalışmamızda ise yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip maksillada (senaryo 1) kortikal kemikte maksimum von Mises stres (15,586 MPa) değeri, düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip maksilla (senaryo 2) modelindeki değerin (8,151 MPa) yaklaşık iki katı olarak bulunmuştur. Liu ve arkadaşlarının çalışmasına göre bu çalışmada farkın daha fazla olması kullanılan mini-vida çapının 1,3 mm olmasına bağlanabilir. Liu ve ark mini-vida çapının 2 mm'den 1.2 mm düşürülmesinin maksimum Von Mises stress değerini 30 katından daha fazla arttırdığını gösterilmiştir [46].

Duaibis ve arkadaşları, trabeküler kemiğin elastik modül değeri 100MPa'dan 700 MPa'a arttırıldığında kortikal kemikte von Mises stress değerinin %10 azaldığını, 700'den 1300 MPa'a arttırıldığında ise von Mises stress değerinde önemli bir değişim olmadığını bildirmişlerdir [48]. Çalışmamızda senaryo 1'de trabeküler kemiğin elastik modül değeri 690 MPa, senaryo 2'de 1600 MPa olarak belirlenmiştir. Ancak bu çalışmada kortikal kemik kalınlıkları da (Senaryo 1= 1,2 mm, Senaryo 2=1,5 mm) farklı olduğu için iki senaryo arasında von Mises değerleri bakımından belirgin stres farklılıkları bulunmuştur.

Holm ve arkadaşları, 1-2 mm arası kortikal kemik kalınlığı varlığında primer stabilitenin kortikal kemik kalınlığından ziyade kortikal kemiğin yoğunluğundan etkilendiğini rapor etmişlerdir [73]. Diğer bazı araştırmacılar da kortikal kemik yoğunluğundaki artışın primer stabiliteyi arttırdığını bildirmişlerdir [66, 198]. Alrbata ve arkadaşları, 1.5 mm kortikal kemik kalınlığı varlığında gelen kuvvetin %95'inin kortikal kemik tarafından, 2 mm kalınlıkta ise kuvvetin %100'ünün kortikal kemik tarafından karşılandığını bildirmişlerdir. 2 mm'den kalın kortikal kemiğin stabiliteye katkı sağlamayacağı vurgulanmıştır [196]. Çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemik yoğunlukları benzer olan (D3 kalite kemik) mandibula modellerinde kortikal kemik kalınlıkları (senaryo 3= 1,7 mm, Senaryo 4=2 mm) farklıdır. Mini-vidaların çevresindeki kortikal kemikte von Mises stres değerlerinin senaryo 3 (4,0541 MPa) ve senaryo 4'de (4,4728 MPa) benzer olması Alrbata ve arkadaşlarının çalışmasında belirtilen kortikal kemik için 1,5-2 mm'lik sınır değerlere yakın olmasıyla ilişkilendirilebilir.

Maksimum asal stres teorisine göre, maksimum asal stres değerinin 100-130 MPa'ı, minimum asal stres değerinin 170-190 MPa'ı geçmesi durumunda kortikal kemikte aşırı yükleme olacağı bildirilmiştir [199, 200]. Farklı çalışmalarda, kortikal kemik için patolojik rezorbsiyon sınır değeri 50 MPa (3600 μ strain) olarak belirtilmiştir [201-203]. Çalışmamızda maksillada maksimum asal stres [(senaryo 1): 21,12 MPa ; (senaryo 2): 9,2904 MPa] ve minimum asal stres [(senaryo 1): -19,371 MPa, (senaryo 2): -12,659 MPa] değerleri von Mises strese benzer şekilde senaryo 1'de senaryo 2'ye kıyasla daha yüksektir. Mandibulada maksimum asal stres [(senaryo 3): 7,2234 MPa ; (senaryo 4): 5,9931 MPa] ve minimum asal stres [(senaryo 3): -6,8076 MPa, (senaryo 4): -4,84 MPa] değerlerine bakıldığında senaryo 3'deki değerlerin senaryo 4'e göre daha yüksek olduğu bulunmuştur. Fakat bu değerler rezorbsiyon için bildirilen sınır değerlerin altındadır. Yüksek ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip bireyler arasında mandibulada maksilladaki kadar belirgin farklılık bulunmamıştır.

Tominaga ve arkadaşlarının yaptığı 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, 0.018" slot braket kullanıldığında 0.017"x0.022" SS ark üzerinde, en-masse retraksiyonda 9.1 mm uzunluğunda kuvvet kolu kullanıldığında anterior dişlerde paralel hareket bildirmiştir [101]. Ozaki ve arkadaşları da benzer şekilde 0.018" slot braket ve 0.017"x0.025" SS ark üzerinde ark telinden 9,1 mm yükseklikte dişlerde paralel hareket bildirmiştir [102]. Çalışmamızda en-masse retraksiyon 0.018" slot braketlerle 0.017"x0.022" SS ark üzerinde, 8 mm uzunlukta kuvvet kolu kullanılarak analiz gerçekleştirilmiştir. Sonuçta düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip maksilla (senaryo 2), yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibula (senaryo 3) ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibula (senaryo 4) modellerinde anterior dişlerde paralel hareket görülürken; yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip maksilla (senaryo 1) modelinde anterior dişlerde palatinal kök torku bulunmuştur. Kuvvet kolu uzunluğunun ve mini-vidanın yerleştirildiği yüksekliğin tüm modellerde aynı olmasına rağmen bu farklılığın iki sebebi olabilir. Birincisi bireylerin kendi dişleri kullanıldığı için anotomilerinin standart olmamasına bağlı olarak direnç merkezleri farklı konumlarda bulunabilir. İkincisi ise Senaryo 1'de yüksek açılı büyüme yönüne sahip bireyin palatinal düzlem açısının artmış olduğu göz önünde bulundurularak anterior dişlerin mini-vidaya göre daha aşağıda konumlanması nedeniyle palatinal kök torkunun gerçekleşmiş olabileceğidir.

Upadhyay ve arkadaşları, Park ve Kwong, mini vida ile anterior dişlerin en-masse retraksiyonunda molar dişlerde distalizasyon görüldüğünü bildirmiştir. Burada ortaya çıkan düşük miktardaki distalizasyonun, retraksiyon sırasında ark telinin posterior bölgede kaymasıyla ortaya çıkan sürtünme kuvvetinden kaynaklandığı düşünülmektedir [109, 204]. Çalışmamızda, premolar ve molar dişlerde görülen distalizasyon hareketi de ark teli ve braketler arasında tanımlanan kontaklar nedeniyle meydana gelmiştir.

5.1. Limitasyonlar ve Öneriler

Çalışmamızda 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analizi için kemik dokusu homojen ve izotropik olarak modellenmiştir. Ayrıca geneli temsil ettiği düşünülse de sadece iki bireyin tomografi görüntüleri kullanılmıştır. Fakat kemik dokusu homojen değildir (non-homojen) ve değişik bölgelerinde farklı özellikler gösterir (non-izotropik), uygulanan kuvvet ile oluşan deformasyon orantılı olmayabilir (non-lineer). Ayrıca mini-vida ve kemik arasında %100 osseointegrasyon kabul edilse de gerçekte osseointegrasyon mini-vidalarda beklediğimiz bir durum değildir. Tüm bu limitasyonlar göz önünde bulundurulduğunda çalışmanın sonuçları ileri klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

Çalışmamızda en yüksek stres değerleri yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireye ait maksilla modelinde tespit edilmiştir. Bu nedenle yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip adölesan bireylerde maksillada 2.premolar-1.molar arası bölgeye mini-vida uygulaması yapılırken dikkatli olunmalıdır. Yüksek ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibula modellerinde maksilladaki kadar belirgin farklar bulunmamıştır. Bu nedenle vertikal büyüme yönünün mandibulada 2.premolar-1.molar arası bölgede mini-vida güvenliğini çok fazla etkilemediği söylenilebilir.

Miyawaki ve arkadaşları, normal ve düşük açılı vertikal büyüme modeline sahip bireylerde 1 mm'den büyük çaplı mini-vidaları, yüksek açılı vertikal büyüme modeline sahip bireylerde ise 2.3 mm çaplı mini-vidaları ve mini-plakların kullanımı tavsiye etmişlerdir [7]. Duaibis ve arkadaşları mini-vida çapının 1.4 mm'den 2 mm'ye artırılmasıyla stresin %65 oranında düşürülebileceğini bildirmişlerdir [48].

Çalışmamızda 1.2 mm çaplı mini-vida kullanıldığında yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip bireyin maksilla modelinde (senaryo 1), düşük açılı bireye (senaryo 2) göre oldukça yüksek stres değerleri ile karşılaşmıştır. Elde edilen verilerden yola çıkılarak adölesanlarda düşük olan mini-vida başarı oranının yükseltilmesinde mini-vida çapının arttırılması mantıklı bir çıkış yolu olabilir.

6. SONUÇLAR

- 1- Senaryolarda kullanılan mini-vidalarda, stres en fazla kortikal kemiğe karşılık gelen vida gövdesindeki ilk yivler üzerinde yoğunlaşmıştır.
- 2- Kemik yapıda en fazla stres, mini-vidanın yerleştirildiği bölgedeki kortikal kemiğin servikal kısmında toplanmış, trabeküler kemikte oldukça azalmıştır. Stresler çevreye doğru ışınsal olarak azalma göstermişlerdir.
- 3- Mini-vidada ve çevresindeki kemik dokuda oluşan stres değerleri bu yapıları deformasyona uğratacak değerlerden oldukça küçüktür.
- 4- Stres alanları incelendiğinde en fazla sıkışmanın kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidaların mezialinde, en fazla gerilmenin ise mini-vidaların distalinde olduğu saptanmıştır.
- 5- Maksillada oluşan stres değerleri mandibulaya göre hem yüksek hem düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip bireylerde daha yüksek bulunmuştur.
- 6- Yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip maksilla modelinde, düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip maksillaya göre von Mises stres, maksimum ve minimum asal stres değerleri belirgin olarak daha yüksek bulunmuştur.
- 7- Mandibulada yüksek ve düşük açılı gruplar arasında stres farkı maksilla kadar belirgin görülmezken, yine yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibulada maksimum ve minimum asal stres değerleri düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibulaya kıyasla yüksek bulunmuştur.
- 8- Düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip maksilla, yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibula ve düşük açılı vertikal büyüme yönüne sahip mandibula modellerinde anterior dişlerde paralel hareket görülürken; yüksek açılı vertikal büyüme yönüne sahip maksilla modelinde anterior dişlerde palatinal kök torku bulunmuştur.
- 9- Tüm modellerde premolar ve molar dişlerin kronlarında distal yönde hareket tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal Clinical Orthodontics*, 31(11),763-767.
2. Lee, J.S., Kim, J.K., Park, Y.-C., and Vanarsdall, R.L. (2007). Applications of orthodontic mini implants. *Quintessence Publishing Company*.
3. Park, H.S., Jeong, S.H., and Kwon, O.W. (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1),18-25.
4. Reynders, R., Ronchi, L., and Bipat, S. (2009). Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(5),564 e561-519.
5. Moon, C.H., Lee, D.G., Lee, H.S., Im, J.S., and Baek, S.H. (2008). Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthodontist*, 78(1),101-106.
6. Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A., and Shimizu, N. (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5),779-784.
7. Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., and Takano-Yamamoto, T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4),373-378.
8. Motoyoshi, M., Matsuoka, M., and Shimizu, N. (2007). Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 36(8),695-699.
9. Cassetta, M., Sofan, A.A.A., Altieri, F., and Barbato, E. (2013). Evaluation of alveolar cortical bone thickness and density for orthodontic mini-implant placement. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 5(5): e245–e252.
10. Han, S., Bayome, M., Lee, J., Lee, Y.J., Song, H.H., and Kook, Y.A. (2012). Evaluation of palatal bone density in adults and adolescents for application of skeletal anchorage devices. *Angle Orthodontist*, 82(4),625-631.
11. Ozdemir, F., Tozlu, M., and Germec-Cakan, D. (2013). Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(2),190-196.
12. Horner, K.A., Behrents, R.G., Kim, K.B., and Buschang, P.H. (2012). Cortical bone and ridge thickness of hyperdivergent and hypodivergent adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(2),170-178.
13. Veli, I., Uysal, T., Baysal, A., and Karadede, I. (2014). Buccal cortical bone thickness at miniscrew placement sites in patients with different vertical skeletal patterns. *The Journal of Orofacial Orthopedics*, 75(6),417-429.
14. Strang, R.H. (1941). Orthodontic Anchorage. *The Angle Orthodontist*, 11(3),173-186.

15. Graber, L.W., Vanarsdall Jr, R.L., and Vig, K.W. (2011). Orthodontics: current principles and techniques. *Elsevier Health Sciences*.
16. Wolff, J. (2012). The law of bone remodelling. Springer Science & Business Media,
17. Frost, H.M.. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 74(1),3-15.
18. Huiskes, R. (2000). If bone is the answer, then what is the question? *Journal of Anatomy*, 197(02),145-156.
19. Moss, M.L. (1954). Growth of the calvaria in the rat. The determination of osseous morphology. *American Journal Of Anatomy*, 94(3),333-361.
20. Moss, M.L. (1997). The functional matrix hypothesis revisited. 3. The genomic thesis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 112(3),338-342.
21. Moss, M.L. (1997). The functional matrix hypothesis revisited. 1. The role of mechanotransduction. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 112(1),8-11.
22. Ülgen, M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. Ankara: *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları: Ankara Üniversitesi Basımevi*,403-409.
23. Proffit, W.R., Fields Jr, H.W., and Sarver, D.M. (2014). Contemporary orthodontics. *Elsevier Health Sciences*.
24. Labanauskaite, B., Jankauskas, G., Vasiliauskas, A., and Haffar, N. (2005). Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija*, 7(4),128-132.
25. Cope, J.B. (2005) Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Seminars in Orthodontics*, 11(1), 3-9.
26. Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H.M., and Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 131(1),9-15.
27. Romanos, G.E., Toh, C.G., Siar, C.H., and Swaminathan, D. (2002). Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with *Macaca fascicularis*. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(1),44-51.
28. Wilmes, B., Ottenstreuer, S., Su, Y.Y., and Drescher, D. (2008). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 69(1),42-50.
29. Chang, J.Z.-C., Chen, Y.-J., Tung, Y.-Y., Chiang, Y.-Y., Lai, E.H.-H., Chen, W.-P., and Lin, C.-P. (2012). Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics*, 141(3),279-288.
30. Friberg, B., Sennerby, L., Roos, J., Johansson, P., Strid, C., and Lekholm, U. (1995). Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography. An in vitro study in pig ribs. *Clinical oral implants research*, 6(3),164-171.

31. Ikumi, N. and Tsutsumi, S. (2005). Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(2),253-260.
32. Chen, Y., Shin, H.-I., and Kyung, H.-M. (2008). Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 133(1),44-50.
33. Oh, J.-S. and Kim, S.-G. (2012). Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 113(3),e35-e40.
34. Wilmes, B., Su, Y.Y., and Drescher, D. (2008). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthodontist*, 78(6),1065-1070.
35. Pickard, M.B., Dechow, P., Rossouw, P.E., and Buschang, P.H. (2010). Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 137(1),91-99.
36. Wilmes, B., Rademacher, C., Olthoff, G., and Drescher, D. (2006). Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 67(3),162-174.
37. Marquezan, M., Mattos, C.T., Sant'Anna, E.F., de Souza, M.M.G., and Maia, L.C. (2014). Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *The Angle Orthodontist*, 84(6),1093-1103.
38. Karakaya, I.B. (2011). *Maksillada kullanılan farklı geometrilerdeki mikroimplantların sonlu elemanlar analiz yöntemi ile üç boyutlu incelenmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Ankara.
39. Brinley, C.L., Behrents, R., Kim, K.B., Condoor, S., Kyung, H.M., and Buschang, P.H. (2009). Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthodontist*, 79(6),1156-1161.
40. Melsen, B. (2005). Mini-implants: Where are we? *Journal Clinical Orthodontics*, 39(9),539-547.
41. Kravitz, N.D. and Kusnoto, B. (2007). Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 131(4),43-51.
42. Chen, C. H., Chang, C. S., Hsieh, C. H., Tseng, Y. C., Shen, Y. S., Huang, I. Y., Yang, C. F., and Chen, C. M. (2006). The use of microimplants in orthodontic anchorage. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64(8),1209-1213.
43. Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H., and Iizuka, T. (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 37(6),776-780.

44. Schnelle, M.A., Beck, F.M., Jaynes, R.M., and Huja, S.S. (2004). A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *The Angle Orthodontist*, 74(6),832-837.
45. Motoyoshi, M., Hirabayashi, M., Uemura, M., and Shimizu, N. (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1),109-114.
46. Liu, T. C., Chang, C. H., Wong, T. Y., and Liu, J. K. (2012). Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(4),468-476.
47. Stahl, E., Keilig, L., Abdelgader, I., and Jäger, A. (2009). Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 70(2),115-127.
48. Duaibis, R., Kusnoto, B., Natarajan, R., Zhao, L., and Evans, C. (2012). Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*, 82(5),875-880.
49. Salmanlı, O. (2012). *Mini-vidaların yüklenmesiyle kemikte oluşan değişikliklerin histopatolojik, histomorfometrik, immünohistokimyasal ve tomografik değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Ankara.
50. Heidemann, W., Terheyden, H., and Gerlach, K.L. (2001). Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *Journal Craniomaxillofacial Surgery*, 29(2),69-74.
51. Chen, Y., Kyung, H.M., Zhao, W.T., and Yu, W.J. (2009). Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(3),284-291.
52. Çehreli, S. (2011). Ortodontik mikro-implantların primer stabilitesinin in vitro koşullarda incelenmesi in Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ankara.
53. Kim, J.W., Ahn, S.J., and Chang, Y.I. (2005). Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(2),190-194.
54. Poggio, P.M., Incorvati, C., Velo, S., and Carano, A. (2006). "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *The Angle Orthodontist*, 76(2),191-197.
55. Deguchi, T., Nasu, M., Murakami, K., Yabuuchi, T., Kamioka, H., and Takano-Yamamoto, T. (2006). Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(6),721 e727-712.
56. Noble, J., Karaikos, N.E., Hassard, T.H., Hechter, F.J., and Wiltshire, W.A. (2009). Stress on bone from placement and removal of orthodontic miniscrews at different angulations. *Journal Clinical Orthodontics*, 43(5),332-334.
57. Tenenbaum, H. and Tenenbaum, M. (1986). A clinical study of the width of the attached gingiva in the deciduous, transitional and permanent dentitions. *Journal Clinical Periodontology*, 13(4),270-275.

58. Cheng, S.J., Tseng, I.Y., Lee, J.J., and Kok, S.H. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 19(1),100-106.
59. Saario, M., Ainamo, A., Mattila, K., and Ainamo, J. (1994). The width of radiologically-defined attached gingiva over permanent teeth in children. *Journal Clinical Periodontology*, 21(10),666-669.
60. Lee, Y.K., Kim, J.W., Baek, S.H., Kim, T.W., and Chang, Y.I. (2010). Root and bone response to the proximity of a mini-implant under orthodontic loading. *The Angle Orthodontist*, 80(3),452-458.
61. Fritz, P.-D.D.U., Ehmer, A., and Diedrich, P. (2004). Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage—preliminary experiences. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 65(5),410-418.
62. Chen, Y.J., Chang, H.H., Huang, C.Y., Hung, H.C., Lai, E.H., and Yao, C.C. (2007). A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical Oral Implants Research*, 18(6),768-775.
63. Huja, S.S., Litsky, A.S., Beck, F.M., Johnson, K.A., and Larsen, P.E. (2005). Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(3),307-313.
64. Luzi, C., Verna, C., and Melsen, B. (2007). A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Progress Orthodontics*, 8(1),192-201.
65. Kim, S. J., Yoo, J., Kim, Y. S., and Shin, S. W. (2010). Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *Journal of Applied Oral Science*, 18(5),522-527.
66. Chen, Y., Kyung, H.M., Gao, L., Yu, W.J., Bae, E.J., and Kim, S.M. (2010). Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *The Angle Orthodontist*, 80(5),821-827.
67. Wilmes, B., Panayotidis, A., and Drescher, D. (2011). Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*, 33(4),396-401.
68. Kyung, H.M., Park, H.S., Bae, S.M., Sung, J.H., and Kim, I.B. (2003). Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *Journal Clinical Orthodontics*, 37(6),321-328; quiz 314.
69. Costa, A., Raffainl, M., and Melsen, B. (1997). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 13(3),201-209.
70. Roberts, W.E., Turley, P.K., Brezniak, N., and Fielder, P.J. (1987). Implants: Bone physiology and metabolism. *Journal of California Dental Association*, 15(10),54-61.
71. Cousley, R. (2013). The orthodontic mini-implant clinical handbook. *John Wiley & Sons*.

72. Samrit, V., Prakash Kharbanda, O., Duggal, R., Seith, A., and Malhotra, V. (2012). Bone density and miniscrew stability in orthodontic patients. *Australian Orthodontic Journal*, 28(2),204.
73. Holm, L., Cunningham, S.J., Petrie, A., and Cousley, R.R. (2012). An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 82(6),1022-1028.
74. Motoyoshi, M., Uemura, M., Ono, A., Okazaki, K., Shigeeda, T., and Shimizu, N. (2010). Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(5),588. e581-588. e585.
75. Baumgaertel, S. and Hans, M.G. (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2),230-235.
76. Lim, J., Lee, S., Kim, Y., Lim, W., and Chun, Y. (2009). Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthodontics & craniofacial research*, 12(4),299-304.
77. Ono, A., Motoyoshi, M., and Shimizu, N. (2008). Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(4),334-340.
78. Plana, J.C., Villafranca, F.D.C., Escalada, E.M., and Suárez, A.Á. (2013). Influence of the thickness of cortical bone on the stability of orthodontic miniscrews. *Journal of Dentofacial Anomalies and Orthodontics*, 16(4),403.
79. Misch, C.E. (2007). Contemporary implant dentistry. *Elsevier Health Sciences*.
80. Lekholm, U. (1985). Patient selection and preparation. Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry, *Quintessence Publishing*.199-209.
81. Misch, C.E. (1989). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 6(2),23-31.
82. Park, H.S., Lee, Y.J., Jeong, S.H., and Kwon, T.G. (2008). Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(1),30-37.
83. Chugh, T., Ganeshkar, S.V., Revankar, A.V., and Jain, A.K. (2013). Quantitative assessment of interradicular bone density in the maxilla and mandible: implications in clinical orthodontics.*Progress in Orthodontics*, 20,14-38
84. Farnsworth, D., Rossouw, P.E., Ceen, R.F., and Buschang, P.H. (2011). Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4),495-503.
85. Robling, A.G., Hinant, F.M., Burr, D.B., and Turner, C.H. (2002). Improved bone structure and strength after long-term mechanical loading is greatest if loading is separated into short bouts. *Journal of Bone and Mineral Research*, 17(8),1545-1554.

86. Garfinkle, J.S., Cunningham, L.L., Jr., Beeman, C.S., Kluemper, G.T., Hicks, E.P., and Kim, M.O. (2008). Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(5),642-653.
87. Frost, H.M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3),175-188.
88. Proffit, W.R. and Fields, H.W. (1983). Occlusal forces in normal-and long-face children. *Journal of Dental Research*, 62(5)
89. Ueda, H.M., Ishizuka, Y., Miyamoto, K., Morimoto, N., and Tanne, K. (1998). Relationship between masticatory muscle activity and vertical craniofacial morphology. *The Angle Orthodontist*, 68(3),233-238.
90. Garcia-Morales, P., Buschang, P.H., Throckmorton, G.S., and English, J.D. (2003). Maximum bite force, muscle efficiency and mechanical advantage in children with vertical growth patterns. *The European Journal of Orthodontics*, 25(3),265-272.
91. Hartsfield, J.K. (2002) Development of the vertical dimension: nature and nature. in *Seminars in Orthodontics*. 8(3), 113-119.
92. Harvold, E.P., Tomer, B.S., Vargervik, K., and Chierici, G. (1981). Primate experiments on oral respiration. *American Journal of Orthodontics*, 79(4),359-372.
93. Vig, K.W. (1998). Nasal obstruction and facial growth: the strength of evidence for clinical assumptions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(6),603-611.
94. Schendel, S.A., Eisenfeld, J., Bell, W.H., Epker, B.N., and Mishelevich, D.J. (1976). The long face syndrome: vertical maxillary excess. *American Journal of Orthodontics*, 70(4),398-408.
95. Moon, C.-H., Park, H.-K., Nam, J.-S., Im, J.-S., and Baek, S.-H. (2010). Relationship between vertical skeletal pattern and success rate of orthodontic mini-implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 138(1),51-57.
96. Dinçyürek , K.G. (2009). *Mikrovida implant ankrajı kullanılan çekimli vakalarda anterior segmentin kütleli (En Masse) retraksiyonu ile iki aşamalı retraksiyonunun karşılaştırmalı olarak incelenmesi*. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Ankara.
97. Siatkowski, R.E. (1997). Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 112(4),393-402.
98. Melsen, B., Topp, L.F., Melsen, H.M., and Terp, S. (1994). Force system developed from closed coil springs. *The European Journal of Orthodontics*, 16(6),531-539.
99. Wehrbein, H., Fuhrmann, R.A., and Diedrich, P.R. (1995). Human histologic tissue response after long-term orthodontic tooth movement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 107(4),360-371.

100. Sia, S.S., Koga, Y., and Yoshida, N. (2007). Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics: an in vivo study. *The Angle Orthodontist*, 77(6),999-1003.
101. Tominaga, J.Y., Ozaki, H., Chiang, P.C., Sumi, M., Tanaka, M., Koga, Y., Bourauel, C., and Yoshida, N. (2014). Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 146(2),166-174.
102. Ozaki, H., Tominaga, J.Y., Hamanaka, R., Sumi, M., Chiang, P. C., Tanaka, M., Koga, Y., and Yoshida, N. (2015). Biomechanical aspects of segmented arch mechanics combined with power arm for controlled anterior tooth movement: A three-dimensional finite element study. *Journal of dental biomechanics*, 6.
103. Erverdi, N. and Acar, A. (2005). Zygomatic anchorage for en masse retraction in the treatment of severe Class II division 1. *The Angle Orthodontist*, 75(3),483-490.
104. Upadhyay, M., Yadav, S., and Patil, S. (2008). Mini-implant anchorage for en-masse retraction of maxillary anterior teeth: a clinical cephalometric study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(6),803-810.
105. Carano, A., Velo, S., Incorvati, C., and Poggio, P. (2004). Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (MAS) in the maxillary alveolar bone. *Progress in Orthodontics*, 5(2),212-235.
106. Park, H.-S., Bae, S.-M., Kyung, H.-M., and Sung, J.-H. (2001). Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *Journal of Clinical Orthodontics*, 35(7),417.
107. Yao, C.-C.J., Lai, E.H.-H., Chang, J.Z.-C., Chen, I., and Chen, Y.-J. (2008). Comparison of treatment outcomes between skeletal anchorage and extraoral anchorage in adults with maxillary dentoalveolar protrusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(5),615-624.
108. Upadhyay, M., Yadav, S., and Patil, S. (2008). Mini-implant anchorage for en-masse retraction of maxillary anterior teeth: a clinical cephalometric study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(6),803-810.
109. Park, H.-S. and Kwon, T.-G. (2004). Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*, 74(5),703-710.
110. Anusavice, K.J., Shen, C., and Rawls, H.R. (2013). Phillips' science of dental materials. *Elsevier Health Sciences*.
111. Shigley, J.E., Mischke, C.R., and Budynas, R.G. (2004). Mechanical engineering design. *McGraw-Hill*.
112. O'Brien, W.J. (2002). Dental materials and their selection (Vol. 10). *Quintessence Chicago*.
113. Ulm, C.W., Kneissel, M., Hahn, M., Solar, P., Matejka, M., and Donath, K. (1997). Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles. *Clinical Oral Implants Research*, 8(2),125-130.

114. Oñate, E. (2013). Structural analysis with the finite element method. Linear statics: volume 2: beams, plates and shells. *Springer Science & Business Media*.
115. Caputo, A.A. and Standlee, J.P. (1987). Biomechanics in clinical dentistry. *Quintessence Publishing*.
116. Knoell, A. (1977). A mathematical model of an in vitro human mandible. *Journal of Biomechanics*, 10(3),159-166.
117. Borchers, L. and Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62(2),155-159.
118. Ulusoy M, A.K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara: *Ankara Üniversitesi Basımevi*.
119. Oyar, P. (2002). *Farklı diş preperasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi ile incelenmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Üniversitesi: Ankara.
120. Pryputniewicz, R.J., Burstone, C.J., and Bowley, W.W. (1978). Determination of arbitrary tooth displacements. *Journal of Dental Research*, 57(5-6),663-674.
121. Vanderby, R., Jr. and Kohles, S.S. (1991). Thermographic stress analysis in cortical bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(4),418-422.
122. Justens, E. and De Bruyn, H. (2008). Clinical outcome of mini-screws used as orthodontic anchorage. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(3),174-180.
123. Hart, R.T., Hennebel, V.V., Thongpreda, N., Van Buskirk, W.C., and Anderson, R.C. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *Journal of Biomechanics*, 25(3),261-286.
124. D'Lima, D.D., Townsend, C.P., Arms, S.W., Morris, B.A., and Colwell, C.W., Jr. (2005). An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *Journal of Biomechanics*, 38(2),299-304.
125. Logan, D.L. (2011). A first course in the finite element method. Cengage Learning,
126. Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P.T., and Andreis, I.A. (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology*, 8(9),1558-1564.
127. Scarfe, W.C. and Farman, A.G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America*, 52(4),707-730.
128. Ebadian, B., Mosharraf, R., and Khodaeian, N. (2016). Effect of cantilever length on stress distribution around implants in mandibular overdentures supported by two and three implants. *European Journal of Dentistry*, 10(3),333.
129. Stringhini, D.J., Sommerfeld, R., Uetanabaro, L.C., Leonardi, D.P., Araújo, M.R., Rebello, N.L.B., Costa, D.J.d., and Scariot, R. (2016). Resistance and

- Stress Finite Element Analysis of Different Types of Fixation for Mandibular Orthognathic Surgery. *Brazilian Dental Journal*, 27(3),284-291.
130. Yang, H.-M., Cha, J.-Y., Hong, K.-S., and Park, J.-T. (2016). Three-dimensional finite element analysis of unilateral mastication in malocclusion cases using cone-beam computed tomography and a motion capture system. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 46(2),96-106.
 131. Basciftci, F.A., Korkmaz, H.H., İşeri, H., and Malkoç, S. (2004). Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(6),706-715.
 132. Erkmén, E., Şimşek, B., Yücel, E., and Kurt, A. (2005). Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis: Part 1: advancement surgery-posterior loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 34(5),551-558.
 133. Ulusoy, Ç. and Darendeliler, N. (2008). Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4),490. e499-490. e415.
 134. Basciftci, F.A., Korkmaz, H.H., Usumez, S., and Eraslan, O. (2008). Biomechanical evaluation of chin cup treatment with various force vectors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(6),773-781.
 135. Jafari, A., Shetty, K.S., and Kumar, M. (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces-a three-dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist*, 73(1),12-20.
 136. Matsuyama, Y., Motoyoshi, M., Tsurumachi, N., and Shimizu, N. (2015). Effects of palate depth, modified arm shape, and anchor screw on rapid maxillary expansion: a finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, 37(2),188-193.
 137. Baek, S.-H., Shin, S.-J., Ahn, S.-J., and Chang, Y.-I. (2008). Initial effect of multiloop edgewise archwire on the mandibular dentition in Class III malocclusion subjects. A three-dimensional finite element study. *The European Journal of Orthodontics*, 30(1),10-15.
 138. Lombardo, L., Scuzzo, G., Arreghini, A., Gorgun, Ö., Ortan, Y.Ö., and Siciliani, G. (2014). 3D FEM comparison of lingual and labial orthodontics in en masse retraction. *Progress in Orthodontics*, 15(1),1-12.
 139. Saga, A.Y., Maruo, H., Argenta, M.A., Maruo, I.T., and Tanaka, O.M. (2016). Orthodontic intrusion of maxillary incisors: a 3D finite element method study. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 21(1),75-82.
 140. Choy, K., Kim, K.H., and Burstone, C.J. (2006). Initial changes of centres of rotation of the anterior segment in response to horizontal forces. *The European Journal of Orthodontics*, 28(5),471-474.

141. Jasmine, M.I.F., Yezdani, A.A., Tajir, F., and Venu, R.M. (2012). Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 141(1),71-80.
142. Lee, H.-J., Lee, K.-S., Kim, M.-J., and Chun, Y.-S. (2013). Effect of bite force on orthodontic mini-implants in the molar region: Finite element analysis. *The Korean Journal of Orthodontics*, 43(5),218-224.
143. Aykaç, V., Ulusoy, Ç., and Türköz, Ç. (2015). Effects of a newly designed orthodontic miniplate platform for elevating the miniplate over the gingiva: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 148(1),110-122.
144. Albogha, M.H., Kitahara, T., Todo, M., Hyakutake, H., and Takahashi, I. (2016). Predisposing Factors for Orthodontic Mini-Implant Failure Defined by Bone Strains in Patient-Specific Finite Element Models. *Annals of Biomedical Engineering*, 44, 1-9.
145. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., and Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3), 357-368.
146. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, Cilt, 11,18-23.
147. Park, H.-S. (2003). Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *The Korean Journal of Orthodontics*, 33(3),151-156.
148. Marquezan, M., Souza, M.M.G.d., Araújo, M.T.d.S., Nojima, L.I., and Nojima, M.d.C.G. (2011). Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Brazilian Oral Research*, 25(5),427-432.
149. O'Sullivan, D., Sennerby, L., Jagger, D., and Meredith, N. (2004). A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clinical Implant Dentistry And Related Research*, 6(1),48-57.
150. Usui, T., Uematsu, S., Kanegae, H., Morimoto, T., and Kurihara, S. (2007). Change in maximum occlusal force in association with maxillofacial growth. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 10(4),226-234.
151. Braun, S., Hnat, W.P., Freudenthaler, J.W., Marcotte, M.R., Hönigle, K., and Johnson, B.E. (1996). A study of maximum bite force during growth and development. *The Angle Orthodontist*, 66(4),261-264.
152. Park, Y., Kim, J., and Lee, J. (2005). *Atlas of contemporary orthodontics*. (Vol: III) Seoul: Shinheung international.
153. Lee, S. J., Ahn, S. J., Lee, J.W., Kim, S. H., and Kim, T. W. (2010). Survival analysis of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(2),194-199.
154. Hassan, G. (1997). Relationship between craniofacial morphology and occlusal force in adults with normal occlusion. *The Journal of Japan Orthodontic Society*, 56,348-361.

155. Braun, S., Bantleon, H. P., Hnat, W.P., Freudenthaler, J.W., Marcotte, M.R., and Johnson, B.E. (1995). A study of bite force, part 2: Relationship to various cephalometric measurements. *The Angle Orthodontist*, 65(5),373-377.
156. Lindauer, S.J. The basics of orthodontic mechanics. in *Seminars in Orthodontics*. 2001. Elsevier.
157. Jeong, G. M., Sung, S. J., Lee, K. J., Chun, Y. S., and Mo, S. S. (2009). Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition. *The Korean Journal of Orthodontics*, 39(2),83-94.
158. Pedersen, E., Isidor, F., Gjessing, P., and Andersen, K. (1991). Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *The European Journal of Orthodontics*, 13(6),452-458.
159. Song, Y. Y., Cha, J. Y., and Hwang, C. J. (2007). Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *The Angle Orthodontist*, 77(6),979-985.
160. Sarul, M., Minch, L., Park, H.-S., and Antoszewska-Smith, J. (2014). Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: A prospective study. *The Angle Orthodontist*, 85(1),33-38.
161. Wiechmann, D., Meyer, U., and Büchter, A. (2007). Success rate of mini-and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 18(2),263-267.
162. Herman, R. and Cope, J.B. (2005). Miniscrew implants: IMTEC mini ortho implants. *Seminars in Orthodontics*, 11, 32-39.
163. Noble, J., Karaikos, N.E., Hassard, T.H., Hechter, F.J., and Wiltshire, W. (2009). Stress on bone from placement and removal of orthodontic miniscrews at different angulations. *Journal Clinical Orthodontics*, 43(5),332-334.
164. Zhao, L., Xu, Z., Wei, X., Zhao, Z., Yang, Z., Zhang, L., Li, J., and Tang, T. (2011). Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: a microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(5),628-635.
165. Kyung, H., Park, H., Bae, S., Kwon, O., and Sung, J. (2008). Handbook for the Absoanchor Orthodontic Microimplant. Handbook for the absoranchor orthodontic micro-implant,
166. Huang, L.-H., Shotwell, J.L., and Wang, H.-L. (2005). Dental implants for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(6),713-722.
167. Kuroda, S., Yamada, K., Deguchi, T., Hashimoto, T., Kyung, H.-M., and Yamamoto, T.T. (2007). Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4),S68-S73.
168. Asscherickx, K., Vannet, B.V., Wehrbein, H., and Sabzevar, M.M. (2008). Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots. *The European Journal of Orthodontics*, 30(4),330-335.

169. Schnelle, M.A., Beck, F.M., Jaynes, R.M., and Huja, S.S. (2004). A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *The Angle Orthodontist*, 74(6),832-837.
170. Fayed, M.M.S., Pazera, P., and Katsaros, C. (2010). Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *The Angle Orthodontist*, 80(5),939-951.
171. Hu, K.-S., Kang, M.-K., Kim, T.-W., Kim, K.-H., and Kim, H.-J. (2009). Relationships between dental roots and surrounding tissues for orthodontic miniscrew installation. *The Angle Orthodontist*, 79, 37-45.
172. Aranyarachkul, P., Caruso, J., Gantes, B., Schulz, E., Riggs, M., Dus, I., Yamada, J.M., and Crigger, M. (2005). Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(3),416-424.
173. Cassetta, M., Stefanelli, L.V., Pacifici, A., Pacifici, L., and Barbato, E. (2014). How Accurate Is CBCT in Measuring Bone Density? A Comparative CBCT-CT In Vitro Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(4),471-478.
174. Caputo AA, S.J. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publications.
175. Eskitaşçıoğlu G, Y., B. (1995). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22,201-205.
176. Meijer, H.J., Kuiper, J.H., Starmans, F.J., and Bosman, F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(1),96-102.
177. Oyar, P. (2001). *Farklı diş preperasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi ile incelenmesi.*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Üniversitesi: Ankara.
178. Van Staden, R.C., Guan, H., and Loo, Y.-C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4),257-270.
179. Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C., and Brantley, W.A. (1995). A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. *Journal of Prosthodontics*, 4(2),95-100.
180. Akça, K., Çehreli, M.C., and İplikçioğlu, H. (2001). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *The International journal of prosthodontics*, 15(2),115-121.
181. Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., and Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 17(2),50-57.

182. Mackerle, J. (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(5),277-303.
183. Meijer, H., Starmans, F., Bosman, F., and Steen, W. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2),147-157.
184. Tanne, K., Hiraga, J., Kakiuchi, K., Yamagata, Y., and Sakuda, M. (1989). Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(3),200-207.
185. Iseri, H., Tekkaya, A.E., Oztan, O., and Bilgic, S. (1998). Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *The European Journal of Orthodontics*, 20(4),347-356.
186. Inoue, N., Oyama, K., Ishiguro, K., Azuma, M., and Ozaki, T. (1970). Radiographic observation of rapid expansion of human maxilla. *The Bull Tokyo Medical Dental University*, 17(3),249-261.
187. Maurer, P., Holweg, S., and Schubert, J. (1999). Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 27(6),365-372.
188. Teixeira, E., Sato, Y., Akagawa, Y., and Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4),299-303.
189. Sato, Y., Teixeira, E., Tsuga, K., and Shindoi, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(8),640-643.
190. Lin, S., Shi, S., LeGeros, R.Z., and LeGeros, J.P. (2000). Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant. *Implant dentistry*, 9(1),53.
191. Geng, J., Ma, Q., Xu, W., Tan, K., and Liu, G. (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(3),233-239.
192. Jaffin, R.A. and Berman, C.L. (1991). The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis. *Journal of periodontology*, 62(1),2-4.
193. Hansson, S. and Werke, M. (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of Biomechanics*, 36(9),1247-1258.
194. Albogha, M.H., Kitahara, T., Todo, M., Hyakutake, H., and Takahashi, I. (2015). Maximum principal strain as a criterion for prediction of orthodontic mini-implants failure in subject-specific finite element models. *The Angle Orthodontist*, 86(1),24-31.
195. Lin, T.-S., Tsai, F.-D., Chen, C.-Y., and Lin, L.-W. (2013). Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-

- implant with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(2),182-189.
196. Alrbata, R.H., Yu, W., and Kyung, H.-M. (2014). Biomechanical effectiveness of cortical bone thickness on orthodontic microimplant stability: An evaluation based on the load share between cortical and cancellous bone. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(2),175-182.
 197. Cha, J.-Y., Kil, J.-K., Yoon, T.-M., and Hwang, C.-J. (2010). Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1),73-79.
 198. Salmória, K.K., Tanaka, O.M., Guariza-Filho, O., Camargo, E.S., de Souza, L.T., and Maruo, H. (2008). Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(6),790. e715-790. e722.
 199. Natali, A.N., Pavan, P.G., and Ruggero, A.L. (2006). Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dental Materials*, 22(4),388-395.
 200. Martin, R.B., Burr, D.B., and Sharkey, N.A. (1998). *Skeletal tissue mechanics*. Springer.
 201. Motoyoshi, M., Inaba, M., Ueno, S., and Shimizu, N. (2009). Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(9),972-977.
 202. Sugiura, T., Horiuchi, K., Sugimura, M., and Tsutsumi, S. (2000). Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 1(2),165-170.
 203. Jung, D., Tsutsumi, S., Nakai, R., Ikeuchi, K., and Sekel, R. (2005). Numerical estimation of periprostheses resorptive bone remodeling caused by high compressive stress in relation to bony ingrowth conditions. *Japanese Journal of Clinical Biomechanics*, 26,247-255.
 204. Upadhyay, M., Yadav, S., Nagaraj, K., and Patil, S. (2008). Treatment effects of mini-implants for en-masse retraction of anterior teeth in bialveolar dental protrusion patients: a randomized controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(1),18-29. e11.

ÖZGEÇMİŞ**Kişisel Bilgiler**

Soyadı, adı : ERKÜN, Şafak
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : İZMİR
Medeni hali : EVLİ
Telefon : 05433505668
e-mail : dt.safak.kutlu@hotmail.com

**Eğitim**

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı	2011 - halen
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Özel Malhun Hatun Fen Lisesi	2005

Yabancı Dil

İngilizce



GAZİ GELECEKTİR..