



**10 MM MANDİBULAR İLERLETME YAPILAN SAGİTTAL SPLIT
RAMUS OSTEOTOMİSİNDE FARKLI FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Özgün Mehmet İNAN

DOKTORA TEZİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ŞUBAT 2024

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.

Özgün Mehmet İNAN

16/02/2024

10 MM MANDİBULAR İLERLETME YAPILAN SAGİTTAL SPLİT RAMUS
OSTEOTOMİSİNDE FARKLI FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE KARŞILAŞTIRILMASI
(Doktora Tezi)

Özgün Mehmet İNAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Şubat 2024

ÖZET

Sagittal split ramus osteotomisi, mandibulada yaygın olarak uygulanan bir ortognatik cerrahi prosedürdür. Sagittal split ramus osteotomisi sonrasında segmentlerin ideal anatomik pozisyonda konumlandırılması ve rijit bir şekilde fikse edilmesi son derece önemlidir. Sagittal split ramus osteotomisi operasyonlarının başarısını artırmak amacıyla çeşitli fiksasyon yöntemleri ve konfigürasyonları kullanılmaktadır. Bu çalışmanın amacı, 10 mm ilerletilmiş mandibula modellerinde fiksasyonun stabilitesini ve biyomekanik etkenleri değerlendirerek güvenli bir fiksasyon yöntemi belirlemektir. Çalışmada, sagittal split ramus osteotomisi sonrasında 10 mm ilerletilmiş mandibula modellerine bikortikal vida, monokortikal vida ile birlikte plak ve her ikisinin kullanıldığı hibrit fiksasyon uygulanarak 8 adet model oluşturulmuştur. Modellere, mandibula 1. molar dişin okluzal yüzeyinden vertikal yönde 140 N kuvvet uygulanmıştır. Fiksasyon sistemlerinin çevresindeki von Mises stresleri, kortikal ve trabeküler kemikteki minimum asal gerilme ve maksimum asl gerilme stresleri, ayrıca modellerde meydana gelen yer değiştirme miktarları, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, bikortikal vida grubunda ters L pozisyonunda 3 adet bikortikal vida uygulamasının, plak grubunda ise 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak uygulamasının fiksasyon sistemi ve trabeküler kemik ile kortikal kemik üzerinde daha az stres oluşturduğu gözlenmiştir. En az yer değiştirme miktarı ise 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak fiksasyonunda meydana gelmiştir. Fiksasyon amacıyla tek plak uygulamasına kıyasla, hibrit fiksasyon uygulamasının fiksasyon sistemi üzerinde ve kemikte stres dağılımının daha homojen ve az olduğu, yer değiştirme miktarının da azaldığı bulgulanmıştır.

Bilim Kodu : 1003
Anahtar Kelimeler : Sagittal, 10 mm, Fiksasyon, Sonlu Elemanlar Analizi
Sayfa Adedi : 153
Danışman : Prof. Dr. İnci Rana KARACA

COMPRASION OF DIFFERENT FIXATION METHODS IN 10 MM MANDIBULAR
ADVANCEMENT WITH SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY USING FINITE
ELEMENT STRESS ANALAYSIS METHOD

(Ph.D. Thesis)

Özgün Mehmet İNAN

GAZI UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES
February 2024

ABSTRACT

Sagittal split ramus osteotomy is a widely applied orthognathic surgical procedure in the mandible. After sagittal split ramus osteotomy, it is extremely important to position the segments in their ideal anatomical position and to fix them rigidly. Various fixation methods and configurations are used to increase the success of sagittal split ramus osteotomy operations. The purpose of this study is to determine a safe fixation method by evaluating the stability and biomechanical factors of fixation in mandible models advanced by 10 mm. In this study, 8 models were created by applying bicortical screw, plate with monocortical screw, and hybrid fixation using both on mandible models advanced by 10 mm after sagittal split ramus osteotomy. A force of 140 N was applied vertically from the occlusal surface of the 1st molar tooth of the mandible to the models. The von Mises stresses around the fixation systems, the minimum principal stress and maximum principal stress in cortical and trabecular bone, as well as the amount of displacement in the models were evaluated with the three-dimensional finite element analysis method. According to the results of the study, it was observed that the application of three bicortical screws in the reverse L position in the bicortical screw group and the application of two 4-hole conventional miniplates in the plate group created less stress on the fixation system and on the trabecular and cortical bone. The least amount of displacement occurred in the fixation with two 4-hole conventional miniplates. Compared to the application of a single plate for fixation, the hybrid fixation application was found to have a more homogeneous and lesser stress distribution on the fixation system and bone, and also a reduced amount of displacement.

Science Code	: 1003
Key Words	: Sagittal, 10 mm, Fixation, Finite Element Analysis
Page Number	: 153
Supervisor	: Prof. Dr. İnci Rana KARACA

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini her zaman benimle paylaşan, sabır ve anlayışıyla bana her konuda destek olan, birlikte çalışmaktan gurur duyduğum, doktora danışmanım kıymetli hocam sayın Prof. Dr. İnci Rana KARACA'ya,

Her zaman destek ve yardımlarını yanımda hissettiğim, akademik ve klinik olarak bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım değerli hocam Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ'a,

Fakülte eğitim hayatıma başladığım günden fakültedeki son gününe kadar olan süreçte akademik olarak ve klinik pratiğinde tecrübesini ve bilgilerini bizden esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Erkan ERKMEN'e,

Eğitim hayatım boyunca engin tecrübelerinden, bilgi birikimlerinden faydalandığım Gazi Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı Mehmet Barış ŞİMŞEK ve değerli hocalarıma,

Hayatımın her anında desteğini yanımda hissettiğim, iyi günde kötü günde her zaman yanımda olan kıymetli ve de çok sevdiğim arkadaşım Yener Berk ÖZERBİL'e,

Beraber çalışma fırsatı bulduğum gerek hekim olarak gerekse insan olarak çok değer verdiğim Betül BOYACI'ya,

Fakülteye başladığım ilk günden bugüne kadar olan süreçte yanımda olan çalışma arkadaşlarım Arzum YILMAZ, Özgür TÜRKKAN, Gizem Nur YAMAN ve Arhan AKKAYA'ya

Hayatımın her döneminde desteğini yanımda hissettiğim ve çok sevdiğim saygıdeğer amcam Dr. Erkan İNAN'a,

Hayatımın her döneminde yanımda olan gerek insan olarak gerekse hekim olarak örnek aldığım çok şey öğrendiğim ve daha birçok şey öğreneceğim canım babam saygıdeğer hocam Prof. Dr. Özgür İNAN'a

Hayatımın her alanında bana sonsuz desteğini sunan, hem harika bir anne, hem de harika bir hekim olan canım annem, saygıdeğer Uzm. Dr. Didem İNAN'a

Canımdan çok sevdiğim ve yakın zamanda meslektaşım olacak olan canım kardeşim Ata İNAN'a teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xx
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Mandibula Anatomisi.....	3
2.1.1. Korpus ve ramus mandibula	3
2.1.2. Mandibulanın beslenmesi ve lenfatik drenajı	5
2.1.3 Mandibulanın innervasyonu.....	6
2.1.4 Mandibulanın ilişkide olduğu kaslar.....	7
2.2. Mandibular Osteotomilerin Tarihsel Gelişimi	9
2.3. Sagittal Split Ramus Osteotomisi	12
2.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Uygulandığı Klinik Olgular.....	14
2.4.1. Mandibular yetersizlik	14
2.4.2. Mandibular fazlalık	14
2.4.3. Mandibular asimetri	15
2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisi Tekniği	15
2.6. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Meydana Gelen Komplikasyonlar	20
2.7. Fiksasyon Yöntemleri	20

	Sayfa
2.7.1. Eksternal fiksasyon	21
2.7.2. İnternal fiksasyon	21
2.8. Mandibular Ortognatik Cerrahide Rijit İnternal Fiksasyon	23
2.8.1. Tarihçe	23
2.8.2. Vidalar	25
2.8.3. Plaklar	28
2.8.4. Rijit fiksasyon avantajları	31
2.8.5. Rijit fiksasyon dezavantajları	31
2.8.6. Sagittal split ramus osteotomisinde fiksasyon yöntemi	32
2.9. Stres analiz yöntemleri	34
2.9.1. Fotoelastik stres analiz yöntemi	34
2.9.2. Gerinim ölçer stres analiz yöntemi	35
2.9.3. Kırılgan vernik kaplama stres analiz yöntemi	35
2.9.4. Holografik interferometri ile stres analiz yöntemi	35
2.9.5. Termografik stres analiz yöntemi	36
2.9.5. Radyoteleometri ile stres analiz yöntemi	36
2.9.6. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi	37
2.10. Sonlu Elemanlar Stres Analizi	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM	45
3.1. Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemikğin Modellenmesi	45
3.2. Miniplakların, Monokortikal ve Bikortikal Vidaların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	47
3.3. Modellerin Oluşturulması	49
3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	53
3.5. Malzeme Tanımları	54
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	55

	Sayfa
3.7. Kuantitatif Model Bilgileri	56
3.8. Yakınsama (Convergence) Testi ve Modelin Validasyonu.....	56
3.9. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	57
3.10. Sonlu Elemanlar Analizinden Elde Edilen Bulguların Değerlendirilmesi.....	58
4. BULGULAR	63
4.1. Fiksasyon Sistemleri Üzerinde Oluşan Stres Dağılımları.....	63
4.1.1. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model.....	63
4.1.2. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model.....	64
4.1.3. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model.....	65
4.1.4. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model	66
4.1.5. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model	68
4.1.6. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model.....	69
4.1.7. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model	70
4.1.8. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model...	72
4.2. Mandibulada Oluşan Stres Dağılımları.....	74
4.2.1. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model.....	74
4.2.2. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model.....	77
4.2.3. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model.....	80
4.2.4. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model	83
4.2.5. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model	86
4.2.6. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model.....	89
4.2.7. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model	92
4.2.8. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model...	95
4.3. Segmentler Arası Yer Değiştirme.....	100
4.3.1. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model....	100

Sayfa

4.3.2. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model.....	102
4.3.3. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model.....	105
4.3.4. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model	108
4.3.5. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model	110
4.3.6. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model.....	113
4.3.7. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model	116
4.3.8. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model...	118
5. TARTIŞMA.....	123
6. SONUÇ.....	135
KAYNAKLAR.....	139
ÖZGEÇMİŞ	153

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Analizde kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları ...	54
Çizelge 3.2. Oluşturulan modellerin toplam nod ve element sayısı	56



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Mandibulanın önden ve arkadan görüntüsü	3
Şekil 2.2. Mandibula korpus ve ramusunun medial ve lateralden görünümü.....	4
Şekil 2.3. Mandibulanın arteriyel ve venöz dolaşımı	5
Şekil 2.4. Baş boyun bölgesinin lenfatik sistemi	6
Şekil 2.5. Mandibulanın innervasyonu	7
Şekil 2.6. Çiğneme kasları; 1. Masseter Kası, 2. Temporal Kas, 3. Medial Pterygoid Kas, 4. Lateral Pterygoid Kas.....	8
Şekil 2.7. Suprahyoid kas grubu	9
Şekil 2.8. Hullihen'in mandibular osteotomi tasarımı	9
Şekil 2.9. Blair'ın ramus osteotomi tasarımı	10
Şekil 2.10. Obwegeser'in ramus osteotomisi tasarımı.....	11
Şekil 2.11. Dal Pont modifikasyonu	11
Şekil 2.12. SSRO'da insizyon.....	16
Şekil 2.13. SSRO' da horizontal osteotomi	17
Şekil 2.14. SSRO'da vertikal osteotomi	18
Şekil 2.15. Osteotomi sonrası split aşaması	19
Şekil 2.16. SSRO sonrası kemik düzeltilmesi.....	19
Şekil 2.17. Mandibulada kullanılan vidalar	26
Şekil 2.18. Kraniomaksillofasiyal plaklar.....	29
Şekil 2.19. Mandibulada kullanılan miniplaklar.....	30
Şekil 3.1. Kortikal Kemik	46
Şekil 3.2. Trabeküler Kemik	46
Şekil 3.3. Konvansiyonel miniplak.....	47
Şekil 3.4. SSRO plağı	48
Şekil 3.5. Monokortikal Vida.....	48

Şekil	Sayfa
Şekil 3.6. Bikortikal Vida.....	49
Şekil 3.7. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model	50
Şekil 3.8. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model	50
Şekil 3.9. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model	51
Şekil 3.10. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model.....	51
Şekil 3.11. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model	52
Şekil 3.12. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model	52
Şekil 3.13. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model.....	53
Şekil 3.14. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model.....	53
Şekil 3.15. Birinci molar dişin okluzal yüzeyine vertikal olarak 140 N kuvvet uygulaması	55
Şekil 3.16. Modelin kondilden ve simfizden tüm eksenlerdeki hareketi engellenecek şekilde sabitlenmesi	56
Şekil 3.17. Mesh yoğunluğuna göre vida çevresinde oluşan maksimum asal stresler ...	57
Şekil 3.18. Ters L şeklinde yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması	58
Şekil 3.19. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması	59
Şekil 3.20. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması	59
Şekil 3.21. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde vidaların numaralandırılması	60
Şekil 3.22. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde vidaların numaralandırılması	60
Şekil 3.23. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde vidaların numaralandırılması	61
Şekil 3.24. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması.....	61
Şekil 3.25. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması.....	62

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida modelinde ölçülen von Mises stresleri.....	63
Şekil 4.2. Bikortikal vidalara gelen kuvvetin yakından görünümü	64
Şekil 4.3. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida modelinde ölçülen von Mises stresleri.....	64
Şekil 4.4. Bikortikal vidalara gelen kuvvetin yakından görünümü	65
Şekil 4.5. Üst sınıra lineer yerleştirilen 2 bikortikal vida modelinde ölçülen von Mises stresleri.....	65
Şekil 4.6. Bikortikal vidalara gelen kuvvetin yakından görünümü	66
Şekil 4.7. 4 delikli konvansiyonel miniplakta ölçülen von Mises stresleri.....	67
Şekil 4.8. 4 delikli konvansiyonel miniplakta monokortikal vidalarda ölçülen von Mises stresleri	67
Şekil 4.9. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplakta ölçülen von Mises stresleri	68
Şekil 4.10. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplakta monokortikal vidalarda ölçülen von Mises stresleri	69
Şekil 4.11. 4 delikli SSRO plağında ölçülen von Mises stresleri	69
Şekil 4.12. 4 delikli SSRO plağında monokortikal vidalarda ölçülen von Mises stresleri	70
Şekil 4.13. Konvansiyonel miniplak kullanılan hibrit fiksasyonda plakta ölçülen von Mises stresleri	71
Şekil 4.14. Konvansiyonel miniplak kullanılan hibrit fiksasyonda vidalarda ölçülen von Mises stresleri.....	71
Şekil 4.15. SSRO plağı kullanılan hibrit fiksasyonda plakta ölçülen von Mises stresleri.....	72
Şekil 4.16. SSRO plağı kullanılan hibrit fiksasyonda vidalarda ölçülen von Mises stresleri	73
Şekil 4.17. Mandibulada kullanılan bikortikal vida fiksasyonunda fiksasyon sistemi üzerinde bulgularan von Mises stresler	73
Şekil 4.18. Mandibulada kullanılan plak fiksasyonunda, fiksasyon sistemi üzerinde bulgularan von Mises stresler	74
Şekil 4.19. Mandibulada kullanılan hibrit fiksasyonda, fiksasyon sistemi üzerinde bulgularan von Mises stresler	74

Şekil	Sayfa
Şekil 4.20. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	76
Şekil 4.21. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	77
Şekil 4.22. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	79
Şekil 4.23. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	80
Şekil 4.24. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	82
Şekil 4.25. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	83
Şekil 4.26. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	85
Şekil 4.27. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	86
Şekil 4.28. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	88
Şekil 4.29. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	89
Şekil 4.30. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör	91
Şekil 4.31. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör	92
Şekil 4.32. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör	94
Şekil 4.33. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	95
Şekil 4.34. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	97
Şekil 4.35. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör.....	98
Şekil 4.36. Mandibulada trabeküler kemikte ve kortikal kemikte meydana gelen P1 major ve P1 minör stres değerleri	99

Şekil	Sayfa
Şekil 4.37. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	100
Şekil 4.38. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	101
Şekil 4.39. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	101
Şekil 4.40. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarı (mm) .	102
Şekil 4.41. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	103
Şekil 4.42. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	103
Şekil 4.43. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	104
Şekil 4.44. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)	105
Şekil 4.45. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	105
Şekil 4.46. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	106
Şekil 4.47. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	107
Şekil 4.48. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)	107
Şekil 4.49. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	108
Şekil 4.50. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	109
Şekil 4.51. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	109
Şekil 4.52. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)	110

Şekil	Sayfa
Şekil 4.53. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde X eksenin meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm).....	111
Şekil 4.54. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm).....	111
Şekil 4.55. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm).....	112
Şekil 4.56. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)	113
Şekil 4.57. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	113
Şekil 4.58. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	114
Şekil 4.59. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	115
Şekil 4.60. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm).....	115
Şekil 4.61. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm).....	116
Şekil 4.62. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm).....	117
Şekil 4.63. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm).....	117
Şekil 4.64. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm).....	118
Şekil 4.65. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	119
Şekil 4.66. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)	119
Şekil 4.67. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm).....	120

Şekil	Sayfa
Şekil 4.68. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değıştirme miktarları (mm).....	120
Şekil 4.69. Modellere uygulanan 140 N vertikal kuvvet sonucu X, Y ve Z eksenlerinde meydana gelen yer değıştirme miktarları (mm).....	121
Şekil 4.70. Modellere uygulanan 140 N vertikal kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değıştirme miktarları (mm).....	122



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Hastadan elde edilen bilgisayarlı tomografi görüntüsü	45
Resim 3.2. Modellerin mesh görüntüsü	54



SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklamalar

N	Newton
cm	Santimetre
mm	Milimetre
F	Kuvvet
m	Kütle
a	İvme
m²	Metrekare
pa	Paskal
mPa	Megapaskal
s	Stres
a	Kesit Alanı
e	Young Modülü
ν	Poisson Oranı
ϵ	Gerinim
Ghz	Gigahertz
Gb	Gigabyte

Kısaltmalar

Açıklamalar

SSRO	Sagittal split ramus osteotomisi
RİF	Rijit internal fiksasyon
SEA	Sonlu elemanlar analizi
IMF	İntermaksiller fiksasyon
TME	Temporomandibular eklem
BT	Bilgisayarlı tomografi
MMF	Maksillomandibular fiksasyon
PLLA	Poli-l-laktik asit

Kısaltmalar	Açıklamalar
PGA	Poliglikolik asit
PLGA	Poliglikolid-polilaktid
PLDLA	Poli-lid-laktid
MRI	Manyetik rezonans görüntüleme
OSA	Obstrüktif uyku apnesi
RF	Radyo frekans
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
P1 Major	Maksimum asal gerilme
P1 Minör	Minimum asal gerilme

1. GİRİŞ

Sagittal split ramus osteotomisi (SSRO), ilk olarak 1956'da tanımlandıktan sonra, mandibular gelişim bozukluklarının tedavisinde en sık kullanılan osteotomi yöntemlerinden biri haline gelmiştir [1]. Geçtiğimiz 50 yıl boyunca, bu teknik, daha etkin ve verimli hale getirilmek amacıyla bir dizi modifikasyona tabi tutulmuştur. Obwegeser'in özgün osteotomi tasarımı, çeşitli iyileştirmelerle birlikte hemen hemen tüm mandibular deformitelerin cerrahi yöntemlerle düzeltilebilmesine olanak sağlamıştır. SSRO yöntemi, mandibulanın ilerletilmesi, geriye alınması ve mandibular asimetri düzeltmeleri gibi çeşitli işlemlerin gerçekleştirilmesine imkan tanır [2].

Ortognatik cerrahi işlemlerden sonra osteotomize segmentlerin ideal anatomik pozisyonda konumlandırılması gerekmektedir. Bu segmentlerin iyileşme dönemi tamamlanıncaya kadar hareketsiz bir şekilde tutulması fiksasyon yöntemleri uygulanarak gerçekleştirilir. İdeal bir fiksasyon sistemi yüksek seviyedeki fizyolojik kuvvetlere karşı koyabilecek bir mekanik stabilite sağlamalıdır. Bunun yanı sıra çevre dokularda ve fiksasyon sistemi üzerinde de minimum stres meydana getirmelidir. Yüksek seviyedeki stresler kemikte rezorpsiyona ve fiksasyon sisteminde deformasyonlara yol açmaktadır. Fiksasyon sistemleri bu mekanik özelliklerin haricinde, hastanın erken dönemde çene hareketlerine izin vermesi, hastanın fasiyal oranlarını ve okluzyonunu koruması, kolay uygulanabilmesi, uygun maliyetli olması ve enfeksiyon oluşumuna yol açmaması gibi bir takım özellikleri de barındırması gerekmektedir. Ortognatik cerrahi uygulamalardan sonra mobil segmentleri immobil duruma getirmek için çeşitli fiksasyon sistemleri kullanılmaktadır [3-5].

SSRO, travmatik bir kırığın rekonstrüksiyonundan farklı olarak, segmentlerin ileri veya geri alınması sonucunda osteotomi bölgesi boyunca kemik boşlukları oluşmasına neden olur. Bu nedenle, SSRO sonrasında fiksasyon teknikleriyle oluşturulacak stabilite daha da önemli bir hale gelir [6].

SSRO' nun oral ve maksillofasiyal cerrahide sık kullanımına rağmen, en iyi fiksasyon yöntemi konusunda hala tartışmalar mevcuttur [7]. Günümüzde ortaya çıkan sorular rijit internal fiksasyonun (RİF) ne kadar rijit olması gerektiği ve bu fiksasyonu uygulamak için en iyi tekniğin ne olduğudur. SSRO fiksasyonu için en sık kullanılan RİF teknikleri bikortikal vidalar, monokortikal vidalı miniplaklar ve bunların beraber kullanıldığı hibrit

sistemlerdir [8]. Her fiksasyon tekniğinin avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır ve hangi tekniğin kullanılacağı profesyonel tecrübeye ve cerrahın tercihinine bağlı olarak değişebilir [6].

SSRO üzerine yapılan çalışmaların çoğu 5 mm [8-12] ve 7 mm [13, 14] mandibular ilerletmeleri içeren cerrahi işlemlere odaklanmıştır. SSRO sonrası 5-7 mm den daha fazla miktarda gerçekleştirilen ileri derece mandibular ilerletmeler sonucu hastaların horizontal nükse yatkın hale geldiği düşünülmektedir [13]. Bu nüks olasılığına rağmen, oral ve maksillofasiyal cerrahide ileri derece mandibular ilerletme uygulamalarının kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. SSRO sonrası ileri derece mandibular ilerletmeler, belirgin sınıf 2 maloklüzyon ve/veya obstrüktif uyku apnesi (OSA) olan hastaların tedavisinde kullanılan bir yöntemdir [15].

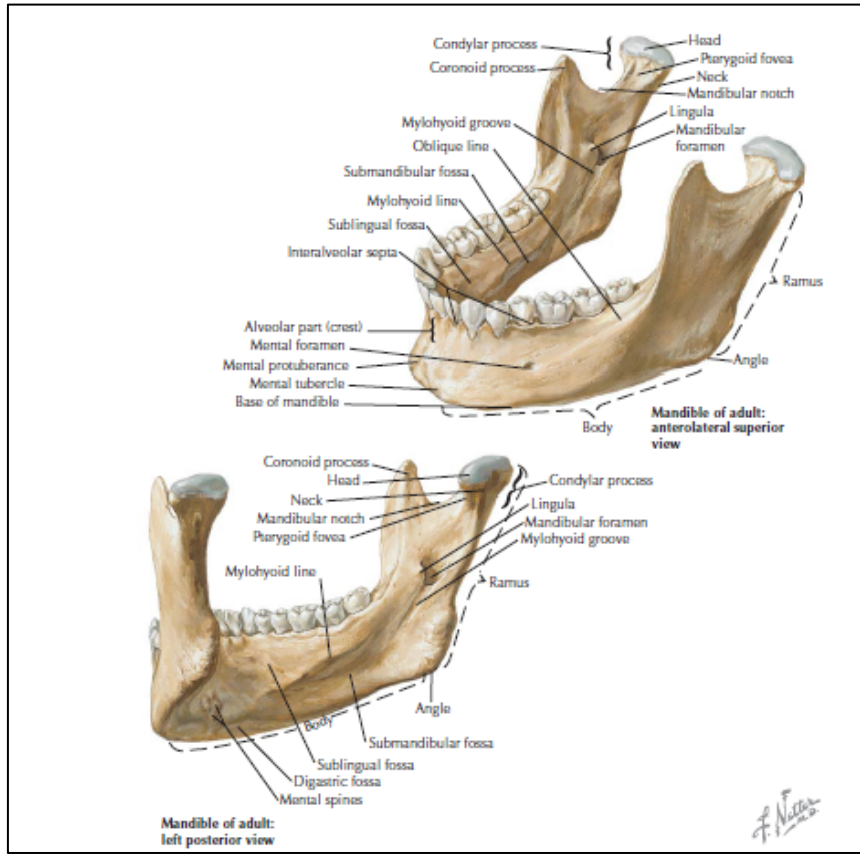
Sonlu elemanlar analiz (SEA) yöntemi, mühendislik tasarım süreçlerinde kritik rol oynayan güçlü bir bilgisayarlı simülasyon tekniğidir. Bu yöntem, gerçek dünyada karmaşık olan fiziksel davranışları modellemek ve analiz etmek için kullanılmaktadır. 1970'li yıllardan itibaren diş hekimliğinde SEA yönteminin kullanımı yaygınlaşmıştır. Farah ve Arkadaşlarının 1974'deki araştırması bu alanda başlangıç noktası olmuştur [16]. Diş hekimliğinde SEA yöntemi, diş ve çene yapısının mekanik davranışını anlamak ve tedavi süreçlerinde daha doğru kararlar almak için kullanılmaktadır. SEA yöntemi, diş hekimliğinde kullanılan implantların tasarımı ve yerleştirilmesi, protezlerin performansının değerlendirilmesi, cerrahi girişimlerin etkilerinin analizi gibi konularda önemli bir rol oynamaktadır [17].

Bu çalışmada, 10 mm mandibular ilerletme yapılan modellerin fiksasyonu gerçekleştirildikten sonra 1. molar dişin okluzal yüzeyine 140 newton (N) vertikal kuvvet uygulanmıştır. Çalışmada, 8 farklı fiksasyon yönteminin avantaj ve dezavantajları göz önünde bulundurularak trabeküler kemik, kortikal kemik ve fiksasyon sistemleri üzerinde meydana gelen stres değerleri ölçülmüş ve ayrıca modellerde meydana gelen yer değiştirme miktarları da değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibula Anatomisi

Mandibula, kafa iskeletinin en büyük ve en kuvvetli kemiği olup aynı zamanda kafa iskeletindeki tek hareketli kemik olarak kabul edilir. Embriyolojik gelişim sırasında, orta hatta bulunan simfiz bölgesinde birleşen iki kemik ünitenin oluşturduğu U şeklinde bir kemiktir [18]. Mandibula, alt çenedeki dişleri kapsamasının yanı sıra alt çene hattını oluşturur ve çiğneme işlevine de yardımcı olur [19] [Şekil 2.1].



Şekil 2.1. Mandibulanın önden ve arkadan görüntüsü [20]

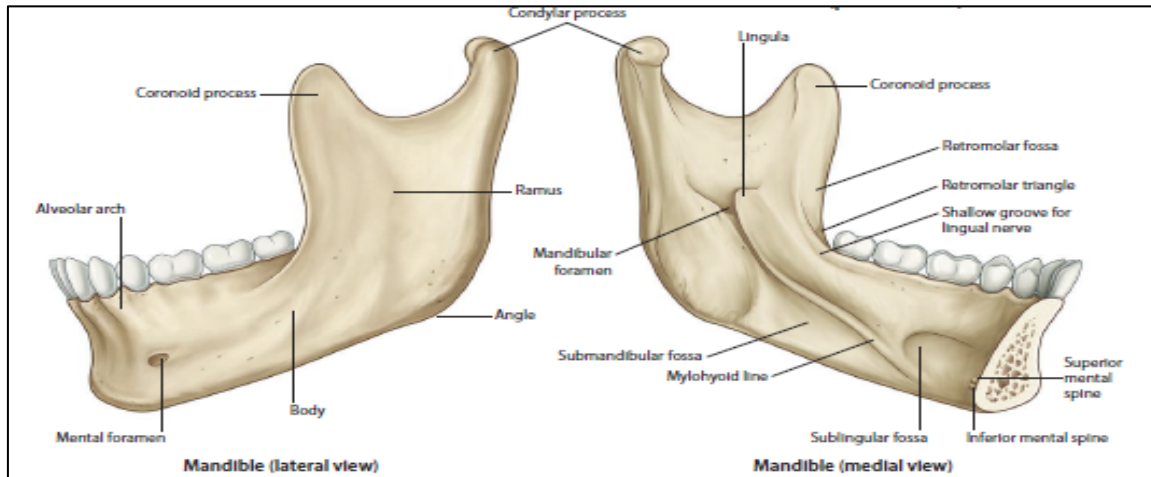
2.1.1. Korpus ve ramus mandibula

Mandibula, korpus ve ramus adı verilen iki bölümden oluşur ve maksillanın altında konumlanmıştır. Korpus, alt çene hattını oluşturan yatay, kavisli bir parçadır. Ramus ise, korpusun her iki yanında bulunan dikey bir kemik yapıdır [19]. Korpus ve ramus mandibulanın arasındaki açıya angulus mandibula (gonial açı) denilir.

Korpus mandibula, basis mandibula ve pars alveolaris olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Kemikğin alt yarısı basis mandibula, dişlerin yer aldığı üst yarısı ise pars alveolaris olarak isimlendirilir. Basis mandibula, sağlam bir yapıda olup pars alveolaris'e göre daha geniş bir kavise sahiptir. Basis mandibula'ya kıyasla dişlerin yer aldığı pars alveolaris, daha az kavislidir. Korpus'un ortası spongioz bir kemik yapıdayken, iç ve dış yüzeyleri ince kompakt bir kemik yapıdadır [18].

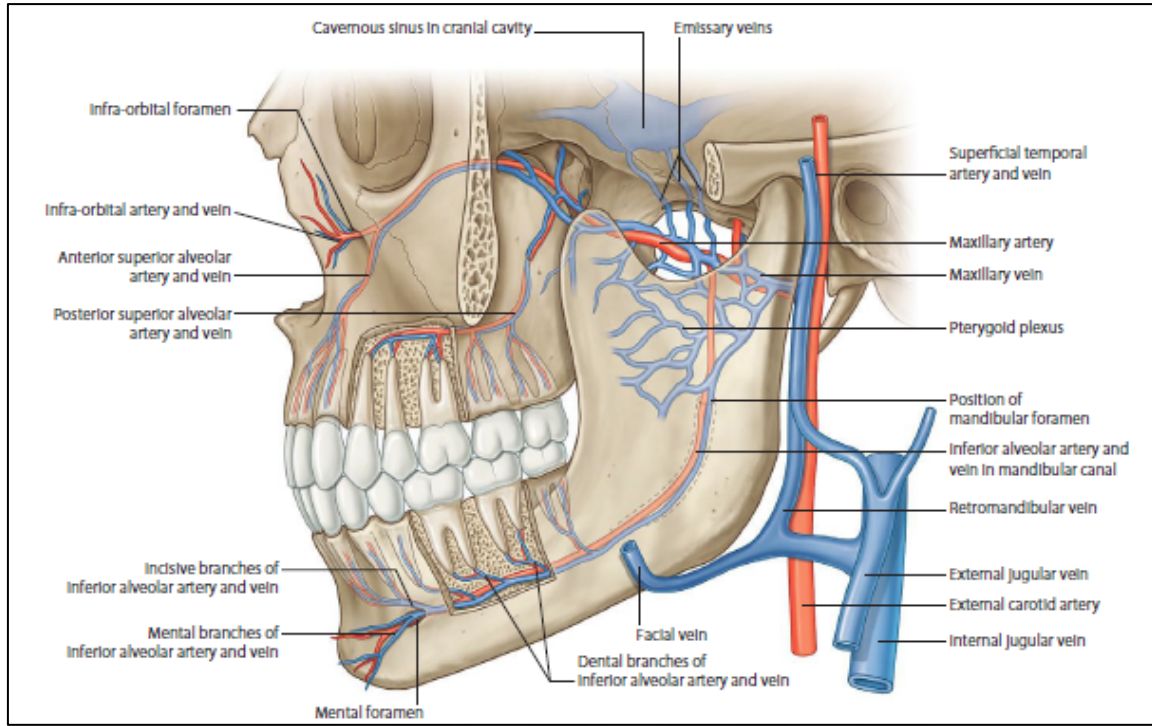
Mandibulanın ramusu, dörtgen bir kemik lamina şeklindedir. İç ve dış olmak üzere iki yüzeye sahiptir. Ramusun iç yüzeyinde mandibular foramen adı verilen bir bölge bulunur ve bu bölge mandibular kanalın başlangıç noktasıdır. Mandibular kanal, trabeküler kemik boyunca santral kesici dişin alveol seviyesine kadar öne doğru ilerler. Her iki tarafta premolar diş bölgesinde mental foramenler bulunur. Mental sinir, arter ve ven mandibular kanaldan bu foramenler aracılığıyla ayrılır [21].

Ramus mandibulanın üst tarafında, koronoid ve kondiler proses adı verilen kemik yapılar bulunur. Bu prosesler arasında bulunan bölge ise incisura mandibula olarak adlandırılır. Koronoid proses, ramusun üst kısmında yer alır. Ön sınırı ramus ile devam ederken, arka sınırı ise incisura mandibula'nın ön sınırını oluşturur. Temporal ve masseter kasları koronoid prosesin dış yüzeyinde yer alır. Kondiler proses ise ramusun üst kısmında yer alır. Boyun ve kondil olmak üzere iki parçadan oluşmaktadır. Boyun bölgesi kondiler prosesin ramustan çıkan daha ince kısmıdır. Kondil ise en üst kısımda yer alır ve eklem diski ile temas halinde bulunarak temporomandibular eklem katılır. Bu şekilde mandibulanın hareketine izin veren eklem yapısı meydana gelmektedir [19] [Şekil 2.2].



Şekil 2.2. Mandibula korpus ve ramusunun medial ve lateral görünümü [22]

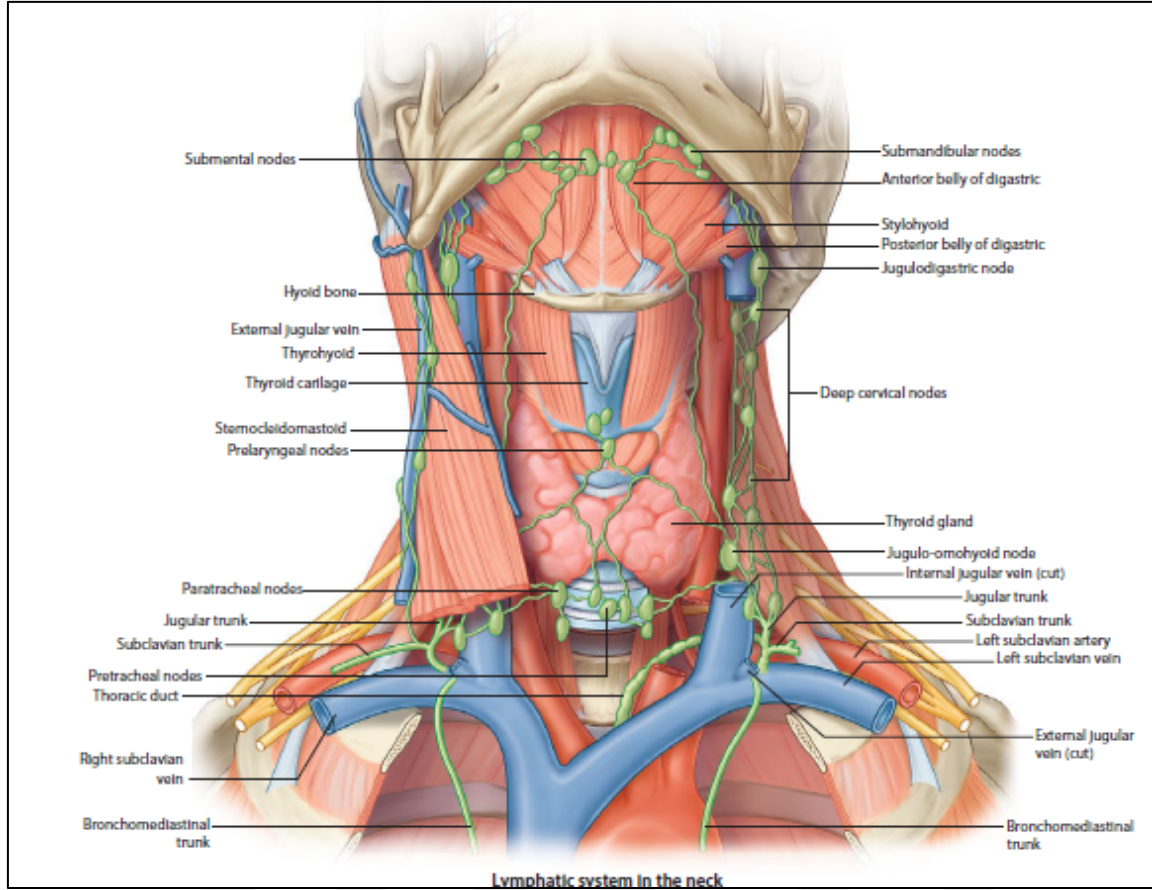
2.1.2. Mandibulanın beslenmesi ve lenfatik drenajı



Şekil 2.3. Mandibulanın arteriyel ve venöz dolaşımı [22]

Mandibulanın beslenmesi, küçük periosteal ve endosteal damarlar aracılığıyla sağlanır. Periosteal damarlar, inferior alveolar arterden çıkarak mandibula ramusunu besler. Endosteal damarlar ise maksiller arter, fasiyal arter, eksternal karotid arter ve yüzeysel temporal arterin perimandibular dallarından köken alır ve mandibula korpusunu besler. Mandibular dişler ise inferior alveolar arterden gelen dallar aracılığıyla beslenir [Şekil 2.3].

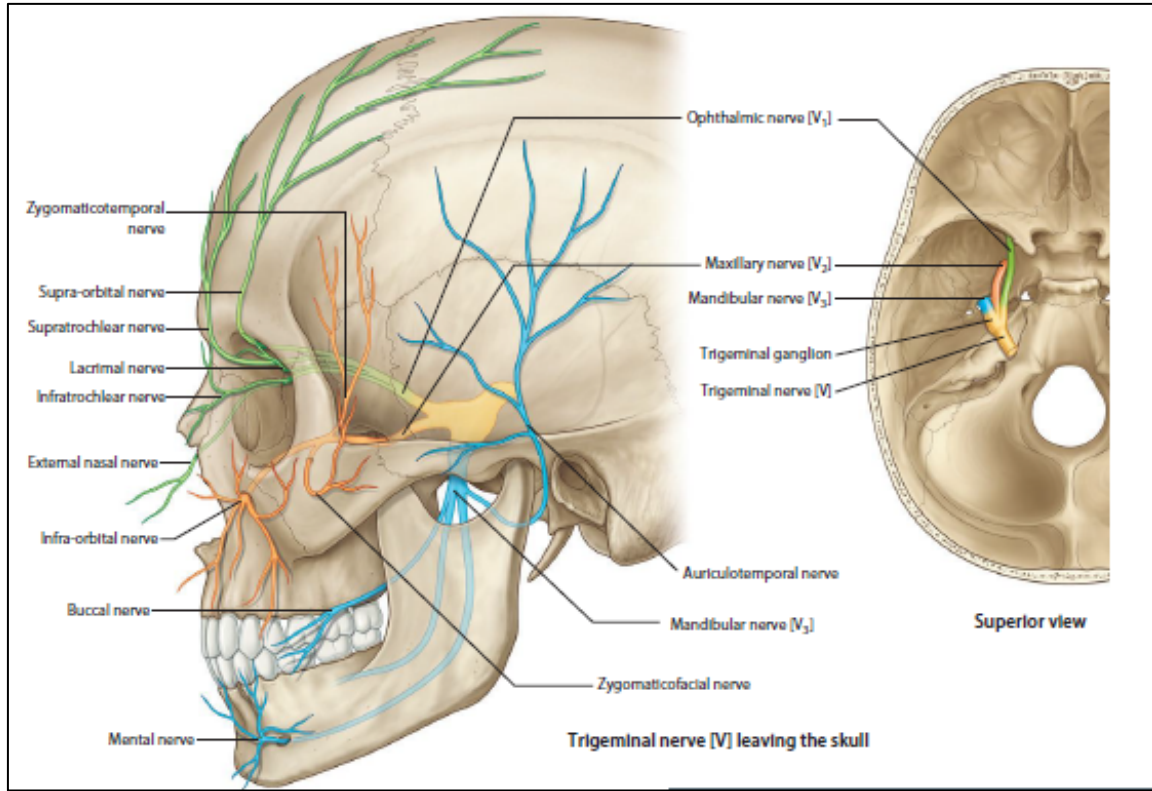
Mandibula ve mandibular dişlerin lenfatik drenajı genellikle submandibular lenf nodları aracılığıyla gerçekleşir. Bunun yanı sıra, mandibula simfiz bölgesi submental lenf noduna ve buradan da submandibular lenf noduna drene olur [19] [Şekil 2.4].



Şekil 2.4. Baş boyun bölgesinin lenfatik sistemi [22]

2.1.3 Mandibulanın innervasyonu

Mandibulanın innervasyonunu sağlayan ana sinir, trigeminal sinirin mandibular dalından çıkan inferior alveolar sinirdir. İnferior alveolar sinir, mandibular foramen aracılığıyla mandibula içine girer ve mandibular kanalda öne doğru ilerleyerek mandibuladaki dişlere dallar verir ve duyuyu sağlar. İnferior alveolar sinir, mental foramende insisiv sinir ve mental sinir olmak üzere ikiye ayrılır. Mental sinir, mental foramenden çıkarak alt dudağın duyusunu sağlar. İnsisiv sinir ise insisiv kanal boyunca ilerleyerek santral, lateral, kanin ve premolar dişlerin innervasyonunu sağlar [19] [Şekil 2.5].

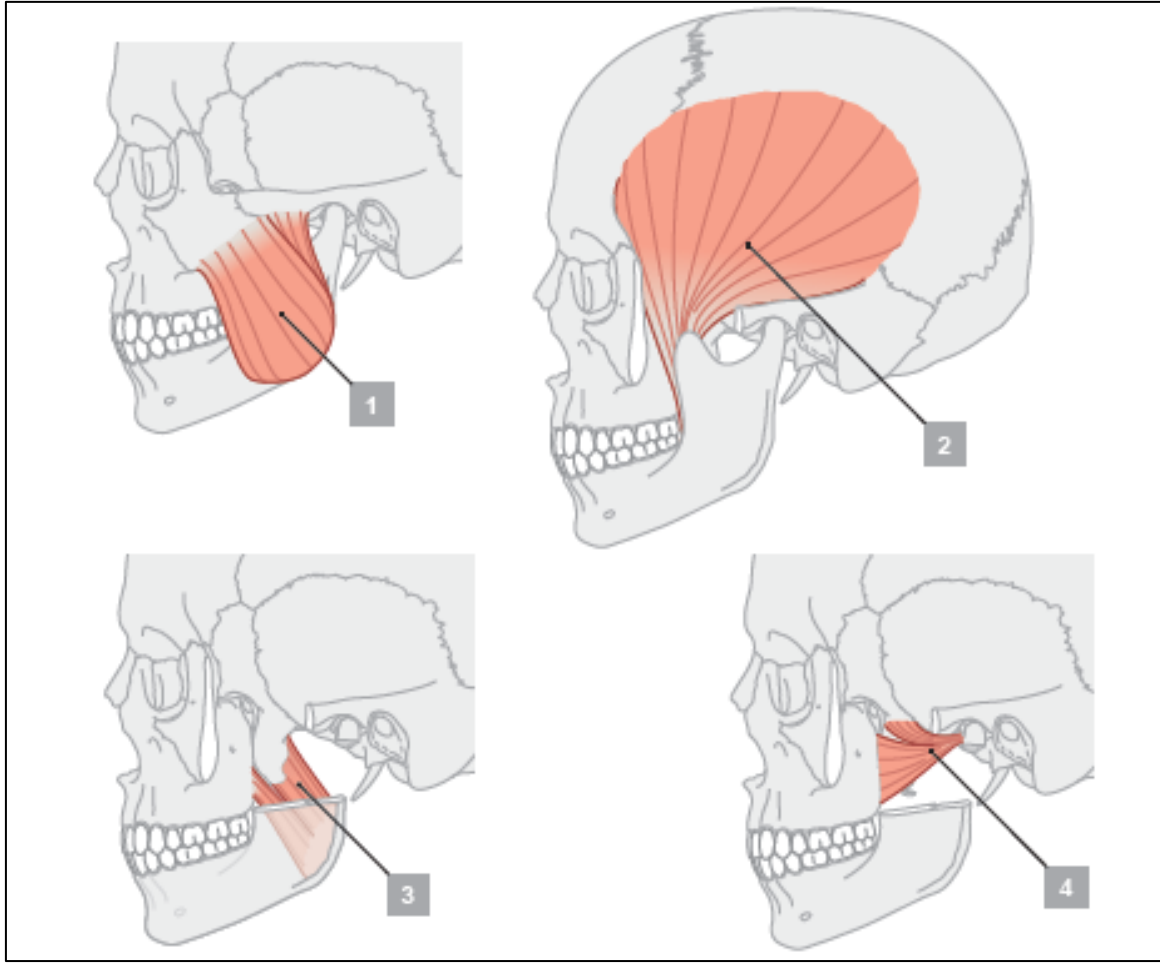


Şekil 2.5. Mandibulanın innervasyonu [22]

2.1.4 Mandibulanın ilişkide olduğu kaslar

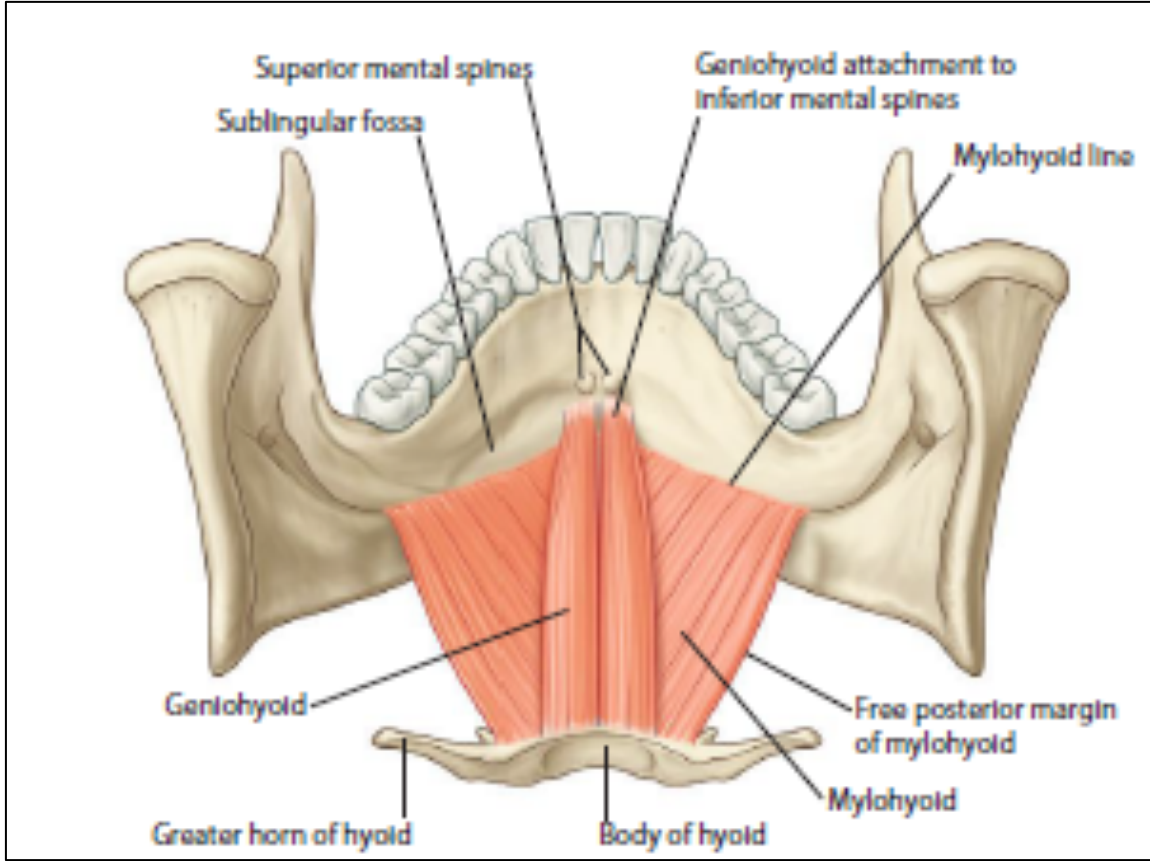
Mandibulanın hareketlerinden ve stabilizasyonundan sorumlu olan iki kas grubu vardır: çiğneme kasları ve suprahoid kaslar.

Çiğneme kasları, masseter, temporal, medial pterygoid ve lateral pterygoid olmak üzere dört farklı kastan oluşur. Masseter, temporal ve medial pterygoid kaslar, mandibulayı yukarı çekerek çeneyi kapatmada önemli rol oynar. Lateral pterygoid kas ise çeneyi öne çekerek çenenin açılmasına yardımcı olur [Şekil 2.6].



Şekil 2.6. Çiğneme kasları; 1. Masseter Kası, 2. Temporal Kas, 3. Medial Pterygoid Kas, 4. Lateral Pterygoid Kas [22]

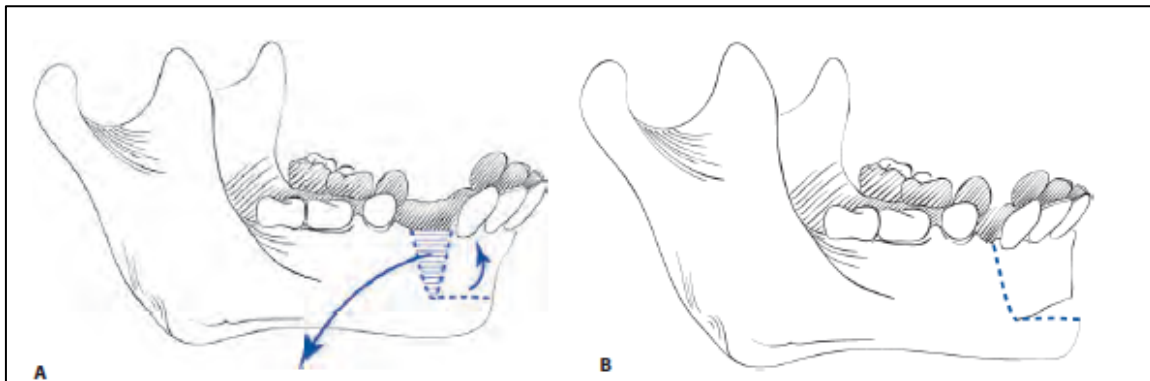
Suprahyoid kaslar, digastrik, stilohyoid, mylohyoid ve geniohyoid kaslarından oluşur. Bu kaslar yutkunma sırasında hyoid kemiğin ve dil kökünün yukarı kalkmasını sağlar ve çenenin açılmasına yardımcı olurlar [23] [Şekil 2.7].



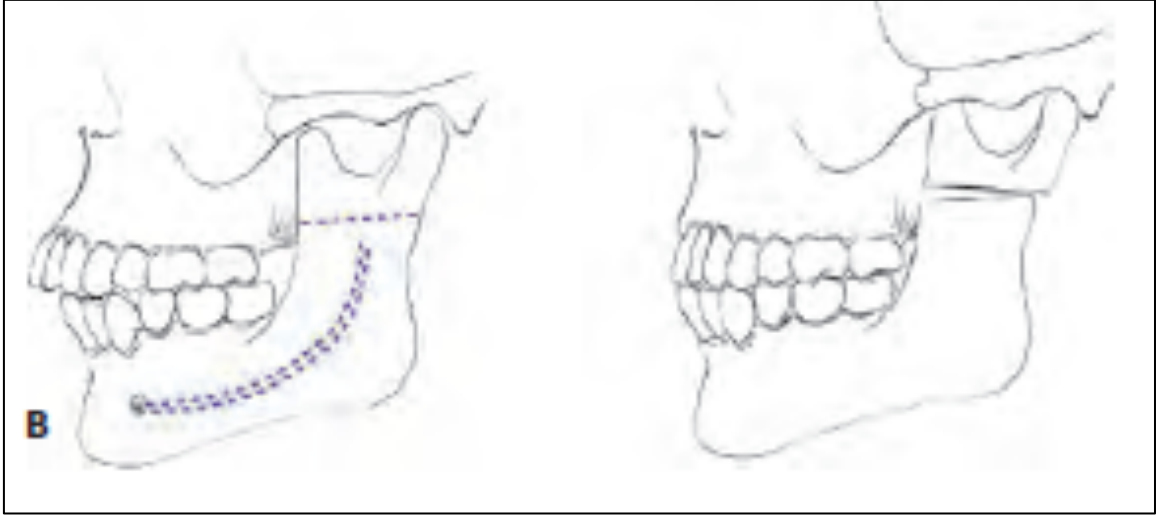
Şekil 2.7. Suprahyoid kas grubu [22]

2.2. Mandibular Osteotomilerin Tarihsel Gelişimi

Ortognatik cerrahide mandibulaya uygulanan yöntemlerin kökeni, 1846 yılında Hüllihen'in mandibular gövde osteotomisi uygulayarak mandibular prognatizmi tedavi etmeye çalıştığı döneme dayanır [24] [Şekil 2.8]. 20. yüzyılın başlarında, Blair tarafından gerçekleştirilen mandibular ramusun vertikal osteotomisi uygulanmasına kadar bu tekniklerde önemli bir değişiklik görülmemiştir [25] [Şekil 2.9].



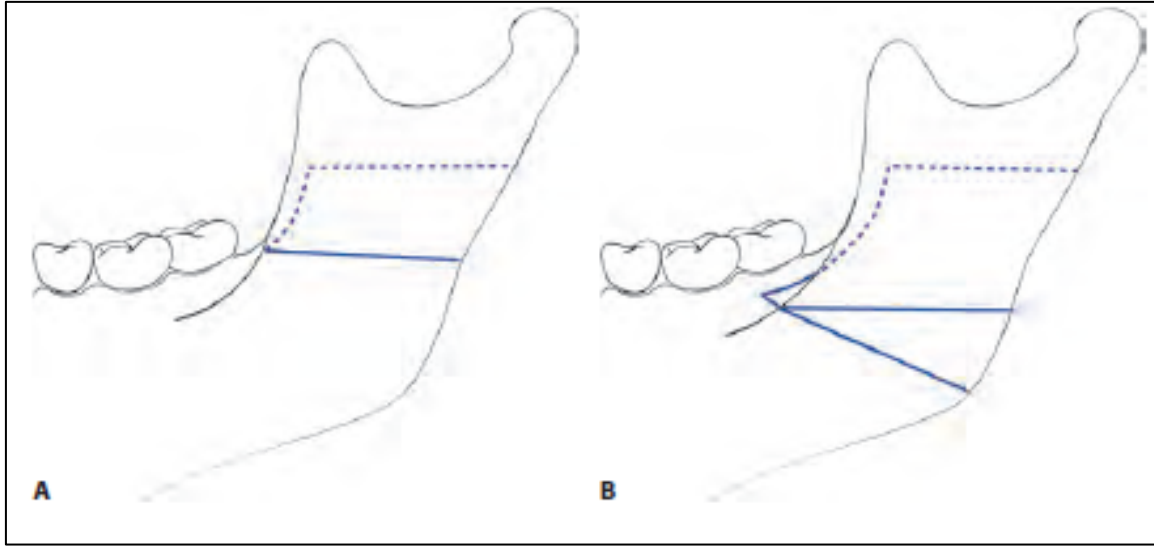
Şekil 2.8. Hüllihen'in mandibular osteotomi tasarımı [5]



Şekil 2.9. Blair'ın ramus osteotomi tasarımı [5]

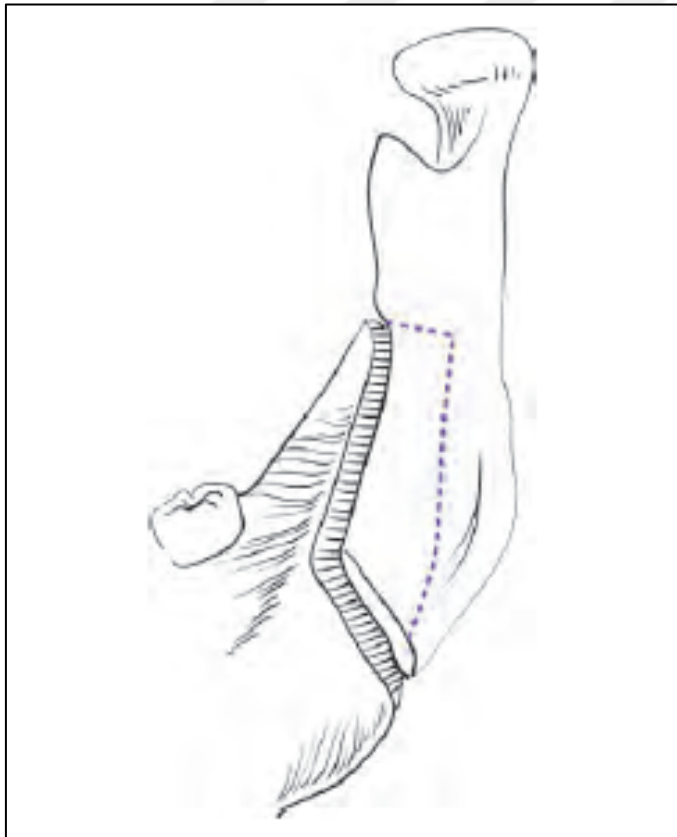
1920 ve 1930'lu yıllarda, mandibular ramusa yapılan ekstraoral yaklaşımlar Limberg, Wassmund ve Kazanjian tarafından bir dizi revizyona uğramıştır; fakat bu tekniklerin tümünde nüks problemleriyle karşılaşmıştır. Modern SSRO'ya benzeyen ve ilk kez intraoral olarak uygulanan bir teknik, 1942'de Schuchardt tarafından kullanılmış ve bu çalışma Alman literatüründe yer bulmuştur [26]. 1954'te, Caldwell ve Letterman, inferior alveolar vasküler demetin korunduğu düşünülen bir vertikal ramus osteotomi tekniğini tanımlamıştır [27].

1957 yılına gelindiğinde Trauner ve Obwegeser günümüzde halen kullanılan SSRO yöntemini tanımlamışlardır [28] [Şekil 2.10]. Bu dönemden sonra, bu yöntemin iyileşme süresini hızlandırmak, nüks ve komplikasyonlarını azaltmak amacıyla bir dizi değişiklik gerçekleştirilmiştir; bu değişikliklere en büyük katkıyı sağlayanlar Dal Pont (1961), Hunsuck (1968) ve Epker (1977) olmuştur.



Şekil 2.10. Obwegeser'in ramus osteotomisi tasarımı [5]

1961'de Dal Pont, alt horizontal kesiği, birinci ve ikinci molar dişler arasındaki bukkal kortekste vertikal bir osteotomi ile değiştirmiştir. Bu kesi sonucunda minimum kas deplasmanı olduğu için daha geniş bir temas yüzeyi elde etmiştir [29] [Şekil 2.11].



Şekil 2.11. Dal Pont modifikasyonu [5]

1968 yılında Hunsuck, yumuşak doku diseksiyonunu en aza indirmek için lingulayı daha az miktarda geçen kısa horizontal bir kesi gerçekleştirerek tekniği modifiye etmiştir. Anterior bölgedeki vertikal kesi Dal Pont'un vertikal kesisine benzemektedir [30].

1977'de Epker, ameliyat sonrası ödem, kanama ve nörovasküler demetin manipülasyonunu azaltan birkaç yenilik önermiştir. Bunlar arasında masseter kası ve periostun sınırlı diseksiyonu yer almaktadır. Masseter kasının minimal diseksiyonu, proksimal segmentin vasküler pedikülünü artırmış, böylece kemik rezorpsiyonu ve gonial açı kaybını azaltmıştır [31].

Bu modifikasyonların haricinde başka yazarlar tarafından önerilen çeşitli modifikasyonlar da bulunmaktadır [32, 33]. Ancak günümüzde en sık kullanılan yöntem Obwegeser'in tanımladığı, Dal Pont ve Hunsuck tarafından çeşitli modifikasyonların gerçekleştirildiği SSRO yöntemidir.

2.3. Sagittal Split Ramus Osteotomisi

SSRO, ilk olarak 1956'da tanımlandıktan sonra, mandibular gelişim bozukluklarının tedavisinde en yaygın kullanılan osteotomi yöntemlerinden biri haline gelmiştir [1]. Geçtiğimiz 50 yıl boyunca, bu teknik, daha etkin ve verimli hale getirilmek amacıyla bir dizi modifikasyona tabi tutulmuştur. Obwegeser'in özgün osteotomi tasarımı, çeşitli iyileştirmelerle birlikte hemen hemen tüm mandibular deformitelerin cerrahi yöntemlerle düzeltilebilmesine olanak sağlamıştır. SSRO yöntemi, mandibulanın ilerletilmesi, geriye alınması ve mandibular asimetri düzeltmeleri gibi çeşitli işlemlerin gerçekleştirilmesine imkan tanır [2].

SSRO yönteminin pek çok avantajı bulunmaktadır. Bu teknik ile ilgili önemli avantajlar şunlardır:

- Distal segmentin üç düzlemde hareketine olanak sağlar, bu da distal segmentin öngörülen pozisyonda yerleştirilmesini mümkün kılar.
- Segmentler arası geniş bir kemik temas yüzeyinin varlığı, kemik iyileşmesini hızlandırır ve kolaylaştırır.

- Alt çene, ileri veya geri konumlandırılabilir, çoğu asimetri düzeltilebilir ve okluzal düzlem değiştirilebilir.
- Rijit fiksasyon kolaylıkla uygulanabilir ve genellikle intermaksiller fiksasyon (IMF) gerektirmeden yeterli stabilite sağlanır.
- Büyük çaplı ilerletmelerde bile mandibular açının pozisyonu korunabilir.
- Rijit fiksasyon uygulandığından, erken dönemde çene hareketleri başlatılabilir.
- Kondil konumunun kontrolü daha kolay sağlanmaktadır.
- Ameliyat sonrası hastalar ağız bakımlarını daha rahat gerçekleştirebilir.
- Hastaların postoperatif olarak ağız yoluyla beslenmeye devam etmesine olanak sağlar.
- Hastaların ağız solunumunu sorunsuz sürdürmeleri hava yolunun daha rahat kontrol edilmesini sağlar.
- Ameliyat sonrası erken dönemde başlayan çene hareketleri, temporomandibular eklem (TME) kırıkdağının daha iyi beslenmesini sağlar. Uzun süreli IMF uygulaması, TME'de fibrokartilaj dejenerasyonuna, yapışıklıklara ve artritik değişikliklere neden olabilir.
- Ameliyat sonrası çiğneme kasları doğal konumlarını korur.
- Isırma kuvvetlerinin yeniden kazanılması için daha kısa bir süre yeterlidir.
- Operasyon intraoral olarak uygulandığından, skar dokusu oluşmaz.
- Fasiyal sinir hasar riski genellikle bulunmamaktadır [34-36].

Bu avantajlarının yanı sıra birtakım dezavantajları da mevcuttur:

- Inferior alveoler sinir hasarı genellikle geçici olmakla birlikte sıkça görülür.
- Kondil fossa içinde doğru şekilde konumlandırılmazsa ameliyat sonrası okluzyonda istenmeyen durumlar meydana gelebilmektedir.
- İşlem sırasında istenmeyen kırıklar ve yarıklar oluşabilir.
- İleri derecedeki mandibular asimetride başarı oranı düşüktür.
- Özellikle alt çenenin öne ilerletilmesi ve anterior açık kapanışın düzeltilmesi durumlarında nüks görülebilir [37, 38].
- Operasyon süresi uzundur [36].

2.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Uygulandığı Klinik Olgular

2.4.1. Mandibular yetersizlik

Mandibular yetersizlik en sık görülen dentofasiyal deformitelerden biridir. Mandibulanın yetersiz gelişiminden dolayı maksilla ve mandibula arasında sagittal planda bir uyumsuzluk meydana gelmektedir ve bu da genellikle sınıf II maloklüzyon ile sonuçlanmaktadır. Büyüme sırasında yatay eksendeki bu uyumsuzluk, vertikal yöndeki değişikliklerle birlikte ön yüz yüksekliğinde bir artışa veya azalmaya neden olabilir [2, 39].

Mandibular yetersizlik bulunan hastalarda, estetik olmayan dudak konturu, belirgin olmayan bir çene ucu gibi görsel kaygıların yanı sıra, derin kapanış sonucu alt çenedeki dişlerin üst çene palatinal bölgede travma oluşturmaları, çiğneme fonksiyon bozuklukları, TME'de meydana gelen problemler ve üst hava yolunda daralma gibi fonksiyonel sıkıntılar açığa çıkmaktadır. Bu tarz şikayetleri bulunan hastalarda çocukluk döneminde büyüme modifikasyonu; ergenlik ve yetişkinlik döneminde ise ortodontik kamufraj ve cerrahi girişimler tedavi seçeneği olarak kullanılabilmektedir [40]. Mandibular yetersizlik sonucunda yapılacak bir cerrahi işlemde en sık tercih edilen yöntem SSRO yöntemidir [2].

2.4.2. Mandibular fazlalık

Mandibular fazlalık terimi, Avusturya Kraliyet Habsburg ailesinin üyelerinin Habsburg çenesi olarak bilinecek kadar yaygın mandibular prognatizm gösterdiği 10. yüzyıla dayanmaktadır. Durum halk arasında Habsburg çenesi, Habsburg dudağı veya Avusturya dudağı olarak anılmıştır. Habsburglar arasındaki siyasi evlilikler mandibular prognatizmin genetik yoluyla aktarıldığını göstermektedir.

Mandibular fazlalık mandibular arkın maksiller arkta daha geniş olduğu durumları ifade etmektedir. Mandibular prognatizm genellikle maksiller yetersizlik ve mandibular protrüzyonun bir kombinasyonu sonucu meydana gelebildiği gibi izole olarak mandibular prognatizm sonucu da oluşabilmektedir. Mandibular prognatizm mandibular yetersizlik kadar sık görülmesine de mandibular yetersizliği olan hastaların %5'i cerrahi ve ortodonti ile tedavi edilirken mandibular prognati hastalarının %30'u cerrahi adaydır.

1980'lerin ortalarına kadar mandibular prognatizmde SSRO ile mandibulayı geriye almak standart prosedür haline gelmiştir. Mandibular prognatizmde cerrahi ile hedeflenen mandibula gövdesini kısaltmaktır. Ancak bu deformitelerin tek başına mandibula cerrahisi ile düzeltilmesinin büyük sorunlara yol açtığı anlaşılmıştır. Mandibular prognatizmlili hastalarda büyük bir dil mevcuttur ve tek başına mandibulanın geriye alınması sonucu ağız içinde dil için yeterli boşluk kalmamakta ve ağız boşluğunda daralma meydana gelmektedir. Dil fizyolojik adaptasyonu sonucunda aşağı doğru yeniden konumlanmaktadır bu durum ameliyat sonrasında mandibula üzerinde artan bir baskı oluşturmakta ve nüks riskini arttırmaktadır. Ek olarak alt çene geriye ne kadar hareket ettirilirse hava yolunda da o kadar daralma meydana gelmektedir. Bu nedenlerden dolayı mandibular prognatizmi bulunan hastalarda 1990'lardan sonra çift çene ameliyatı tercih edilmeye başlanmıştır [2, 41].

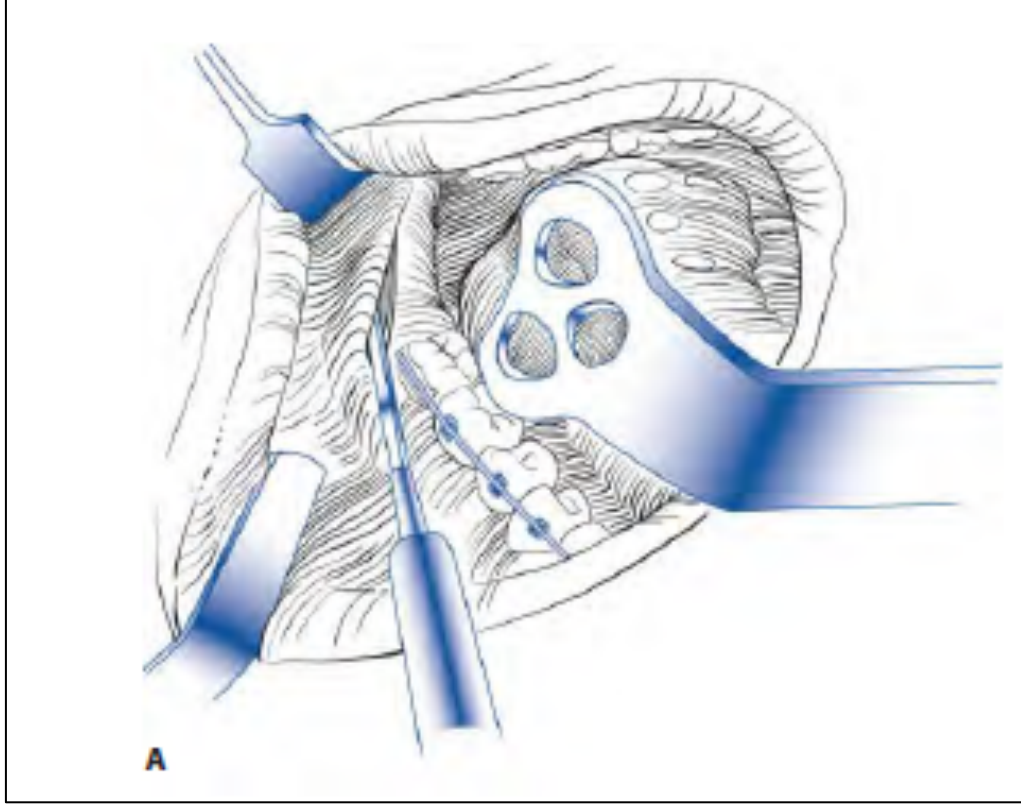
2.4.3. Mandibular asimetri

Mandibular asimetri, alt çenenin veya çene yapısının bir tarafının diğer tarafına göre farklılık gösterdiği bir durumu ifade eder. Bu asimetrinin nedeni genellikle alt çenenin gelişimi sırasında simetrisinin bozulması veya alt çene kemiklerinin bir tarafının diğerine göre daha hızlı veya yavaş büyümesi olabilir. Mandibular asimetri, çene hattının simetrik olmaması, dişlerin uyumsuzluğu, çiğneme fonksiyonlarında sorunlar, yüz estetiğinde bozulma gibi belirtilerle kendini gösterebilir. Asimetri, alt çenenin bir tarafında daha belirgin bir çıkıntı, alt çene hattında asimetri veya eşitsizlik gibi şekil ve yapısal farklılıklar olarak ortaya çıkabilmektedir. Mandibular asimetri, doğal olarak mevcut olan hafif farklılıklardan kaynaklanabileceği gibi, travma, genetik faktörler veya çene gelişimiyle ilgili problemler gibi etkenlerle de ilişkilendirilebilir. Yüz asimetrilerinin büyük bir çoğunluğu bimaxiller cerrahi ile düzeltilmektedir. Bunun yanı sıra hafif asimetri vakalarında sagittal SSRO ile birlikte mandibula alt sınırına uygulanan cerrahi girişimler kombine edilerek rekonstrüksiyon sağlanabilmektedir [2, 41].

2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisi Tekniği

SSRO ameliyatında hasta, genel anestezi altında nazotrakeal entübasyon uygulanabilecek şekilde ameliyat masasına sırtüstü pozisyonda yatırılır. Tüm yüz ve boyun bölgesi cerrahi alan içinde olacak şekilde hazırlanır ve örtülür. Vazokonstriktörlü bir lokal anestezi ile bilateral inferior alveolar sinir blokajı yapılır, sonrasında 1. ve 2. büyük azı dişininin

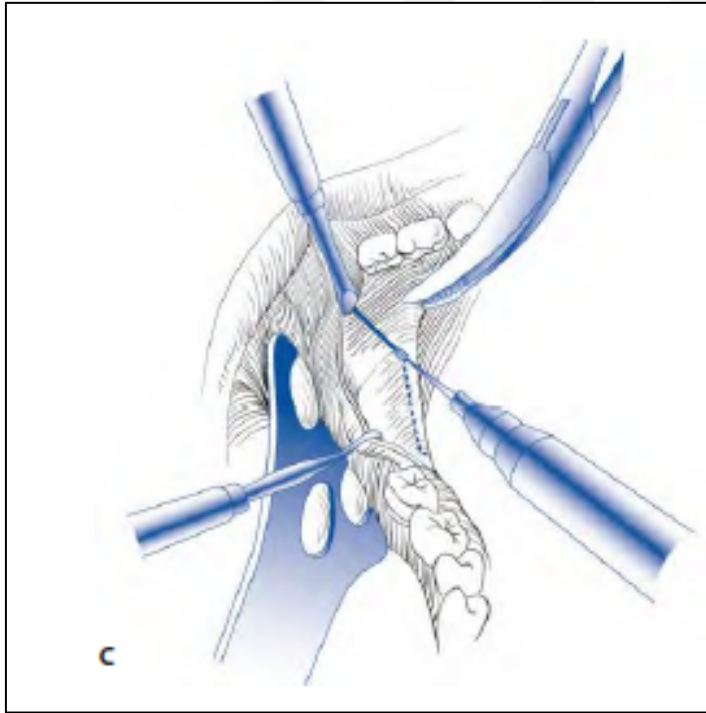
bukkalinden yükselen ramusun orta noktasına kadar infiltratif aneztezilerle desteklenir. Ramusun anterioru ve eksternal oblik sırt dahil edilerek insizyon yapılacak alan ağız içi steril kalemlerle çizilir. İnsizyona başlamadan önce cerrahi yapılacak bölgenin karşı taraf posterior dişler arasına lastik bir ağız açacağı yerleştirilir [36, 42].



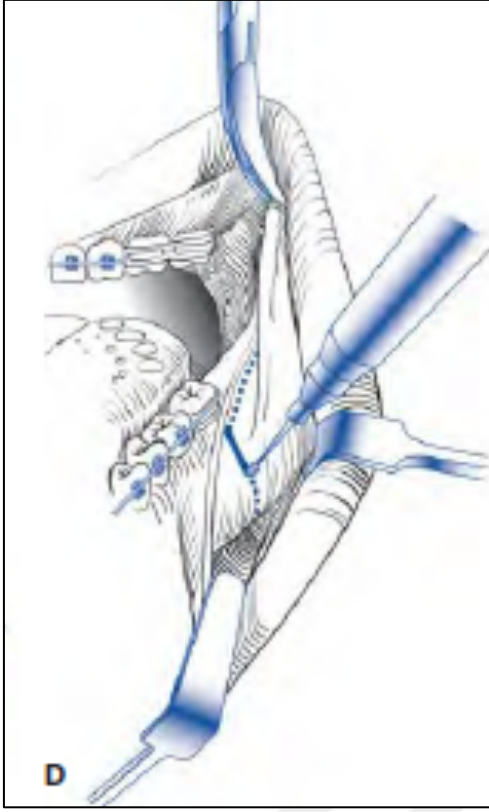
Şekil 2.12. SSRO’da insizyon [5]

İnsizyon ramusun anterior kısmından okluzal düzlemin 1-2 cm yukarısından başlar. Bu insizyon eksternal oblik sırt üzerinden 2. molar dişin mesialine doğru uzatılır ve bu noktadan sonra insizyon hattı laterale doğru açılarak 1. Molar dişin distalinde sonlandırılır [Şekil 2.12]. İnsizyon uygulandıktan sonra periost elevasyonuna başlanır. Elevasyonla ilk olarak lingual mukoperiost kaldırılır ramusun medial bölümünü açığa çıkarmak için subperiosteal elevasyon okluzal düzlem seviyesinin altındaki internal oblik sırt boyunca devam eder. Lingula açığa çıkartılırken inferior alveolar sinire zarar verilmemesi için medial alandaki doku gerilmeden eleve edilmelidir. Ramusun medialindeki elevasyon tamamlandıktan sonra ramusun anterior kısmı açığa çıkartılır ve elevasyonla bir miktar temporal kas tendonu sigmoid çentik hizasına kadar uzaklaştırılır ve buraya çentikli bir ramus retraktörü yerleştirilir. Periost elevasyonu mandibula gövdesinin alt kenarına ve ramusun arka kenarı açığa çıkana kadar devam etmelidir [2, 36, 42, 43].

Yumuşak doku diseksiyonları tamamlandıktan sonra osteotomi aşamasına geçilir. Osteotomi işleminde Lindemann frezi veya testereler kullanılmaktadır. Osteotomi ilk olarak ramusun medial yüzünden başlar. Osteotomiye başlamadan önce ramusun medial yüzüne pedikülün ekarte edilmesi ve korunması için küçük bir elavator yerleştirilir. Ramusun medial yüzeyinde osteotominin başlanacağı alanı belirleyebilmek için lingulanın tespit edilmesi gerekmektedir. Lingula tipik olarak okluzal düzlemin 1 cm yukarısında ve ramusun antero-posterior mesafesinin yarısında veya 2/3 lük kısmında yer alır [42]. Osteotomi lingulanın yaklaşık olarak 0.5 santimetre (cm) kadar üzerinden ve mandibular foramenin hemen arkasından başlayarak ramusun ön kenarına kadar horizontal bir kortikal kemik kesisi şeklinde gerçekleştirilir [Şekil 2.13]. Muto ve ark. 2003 yılında normal ve sınıf 3 iskeletsel yapıya sahip bireylerin ramuslarını karşılaştırdıkları bir bilgisayarlı tomografi (BT) incelemesinde bu kesinin en doğru konumunun lingulanın hemen üzeri ve hemen arkası olduğunu ve osteotomi hattının biraz aşağıya doğru yönlendirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir [36, 44].



Şekil 2.13. SSRO' da horizontal osteotomi [9]

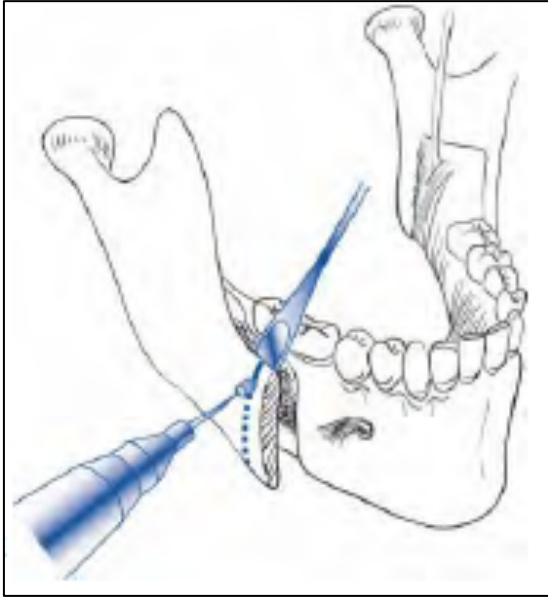


Şekil 2.14. SSRO’da vertikal osteotomi [9]

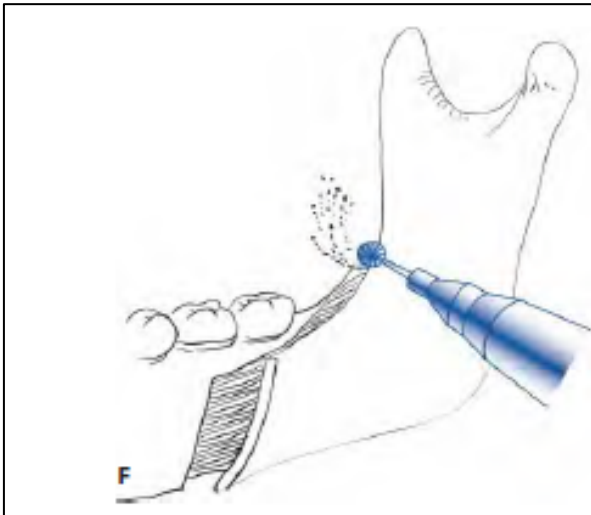
Ramusun medial yüzeyindeki osteotomi tamamlandıktan sonra bukkal kortikal kesiye geçilmelidir. Bukkal kortikal kesi 1. ve 2. molar dişlerin arasından mandibula alt kenarından vertikal olarak başlanır ve yukarı tarafta eksternal oblik sırtı kadar devam ettirilir [Şekil 2.14]. Bu vertikal kesi tamamlandıktan sonra osteotominin son aşamasına geçilir. Son aşamada ise eksternal oblik sırt üzerinden bukkal taraftaki vertikal kesi ile ramusun medial tarafındaki horizontal kesiyi birleştirecek bir sagittal kesi yapılır. Tüm bu kesilerin mandibulanın kortikal tabakasında kalması son derece önem arz etmektedir. Kesilerin kortikal tabakada kalması damar sinir paketlerinde oluşabilecek komplikasyonların önüne geçecektir [36, 42, 43].

Frez veya testerelerle yapılan kemik kesileri sonrasında osteotomlarla split aşamasına geçilir. Split aşamasını gerçekleştirmek için genellikle osteotomlar kullanılmaktadır. Bu osteotomlardan bir tanesi ramusun ön yüzüne diğeri ise bukkal taraftaki vertikal kesi yapılan alana yerleştirilir. Osteotomlara kontrollü bir şekilde küçük çekiç darbeleri uygulanarak split işlemi gerçekleştirilir. Osteotomlara saat yönünde ve saat yönünün tersinde hareketler uygulanarak mandibulanın proksimal ve distal segment olarak 2 parçaya ayrılması sağlanır [Şekil 2.15]. Segmentlerin tam olarak ayrıldığı tespit edildikten sonra split işlemi

tamamlanır. Sonrasında eğer mevcutsa kemik çıkıntıları düzeltilir [Şekil 2.16]. Split aşaması tamamlandıktan sonra proksimal ve distal segmentler cerrahın tercihinə göre farklı fiksasyon materyalleriyle fikse edilir. Fiksasyon esnasında kondilin fossa içinde bulunmasına ve mandibula alt sınırının iyi hizalanmasına dikkat edilmelidir. Segmentler sabitlendikten sonra okluzyon kontrolü gerçekleştirilir. Uygun okluzyona ulaşıldıysa bol irrigasyon ve hemostazın ardından dikiş atılarak yara bölgesi kapatılmalıdır [2, 42, 43].



Şekil 2.15. Osteotomi sonrası split aşaması [5]



Şekil 2.16. SSRO sonrası kemik düzeltmesi [5]

2.6. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Meydana Gelen Komplikasyonlar

SSRO, rutin uygulanan bir prosedür olmasına rağmen, bir dizi potansiyel komplikasyonu beraberinde getirir [45]. Bu komplikasyonları tam anlamıyla kavramak, potansiyel risklerin en aza indirilmesini sağlar. SSRO ile ilişkili komplikasyonlar arasında kanama, beklenmedik fraktürler ve istenmeyen ayrılmalar (bad split), inferior alveolar sinir hasarı, lingual sinir hasarı, fasiyal sinir hasarı, enfeksiyon, fiksasyon materyallerinde bozulma, ödem, relaps, kemiğin kaynamaması (non-union), avasküler nekroz, kondiler rezorpsiyon, proksimal segment malpozisyonu ve TME rahatsızlıklarında artma gibi durumlar bulunmaktadır [42, 46-48]. Bu komplikasyonlar, genellikle operasyon sırasında ortaya çıkan komplikasyonlar, erken postoperatif komplikasyonlar ve geç postoperatif komplikasyonlar olmak üzere üç evrede incelenebilir [46].

Operasyon sırasında ortaya çıkan komplikasyonlar kanama, beklenmedik kırıklar ve istenmeyen ayrılmalar, inferior alveoler, lingual ve fasiyal sinir hasarı şeklinde ortaya çıkabilmektedir. Bu komplikasyonlar genellikle teknik hatalardan kaynaklanır ve önceden belirlenmiş olan prosedürlerin dikkatlice takip edilmesiyle büyük ölçüde önlenabilir.

Erken postoperatif komplikasyonlar genellikle cerrahi yara bölgesinde enfeksiyon, ödem, ağrı ve sinir hasarı gibi sorunları içerir. Bunlar genellikle uygun postoperatif bakım ve hastanın dikkatli bir şekilde izlenmesiyle yönetilebilir.

Geç postoperatif komplikasyonlar daha karmaşıktır ve genellikle proksimal ve distal segmentlerde mobilizasyon, kemiğin kaynamaması, kondiler rezorpsiyon, relaps, sinir hasarının devam etmesi veya artması, avasküler nekroz, fiksasyon sistemlerinin deformasyonu ve TME hastalıklarında artış gibi durumları içerir. Bu durumlar genellikle daha karmaşık tedavi stratejilerini gerektirir ve bazen ek cerrahi girişimler gerekebilmektedir [42, 46].

2.7. Fiksasyon Yöntemleri

Ortognatik cerrahi işlemlerden sonra osteotomize segmentlerin ideal anatomik pozisyonda konumlandırılması gerekmektedir. Bu segmentlerin iyileşme dönemi tamamlanıncaya kadar hareketsiz bir şekilde tutulması fiksasyon yöntemleri uygulanarak gerçekleştirilir. İdeal bir

fiksasyon sistemi yüksek seviyedeki fizyolojik kuvvetlere karşı koyabilecek bir mekanik stabilite sağlamalıdır. Bunun yanı sıra çevre dokularda ve fiksasyon sistemi üzerinde de minimum stres meydana getirmelidir. Yüksek seviyedeki stresler kemikte rezorpsiyona ve fiksasyon sisteminde deformasyonlara yol açmaktadır. Fiksasyon sistemleri bu mekanik özelliklerin haricinde, hastanın erken dönemde çene hareketlerine izin vermesi, hastanın fasiyal oranlarını ve okluzyonunu koruması, kolay uygulanabilmesi, uygun maliyetli olması ve enfeksiyon oluşumuna yol açmaması gibi bir takım özellikleri de barındırması gerekmektedir. Ortognatik cerrahi uygulamalardan sonra mobil segmentleri stabil hale getirmek için çeşitli fiksasyon sistemleri kullanılmaktadır [3-5].

2.7.1. Eksternal fiksasyon

Eksternal fiksasyon uygulamalarında sabit ortodontik apareyler, kortikal vidalar ve intermaksiller fiksasyon, döküm-kobalt krom, işlenmiş tel ve prefabrik şineler, okluzal splintler kullanılmaktadır. Plak ve vida sistemlerinin gelişmesiyle birlikte kullanım alanı daralan bu sistemler günümüzde sıklıkla ortognatik cerrahi işlemlerde kemik segmentleri ayrıldıktan sonra, fiksasyon uygulaması öncesi maksilla ve mandibulanın geçici fiksasyonunda kullanılmaktadır [2, 49].

2.7.2. İnternal fiksasyon

İnternal fiksasyon, mobil fragmanları stabilize etmek için tellerin, vidaların, plakların, pimlerin ve diğer donanımların doğrudan kemiğe yerleştirilmesini ifade eder. İnternal fiksasyon, mobil fragmanların tipine, fiksasyon için kullanılan materyalin türüne, gücüne, boyutuna ve konumuna bağlı olarak farklı fiksasyon yöntemleri kullanılarak gerçekleştirilebilir.

İndirekt fiksasyon

İndirekt fiksasyonda amaç proksimal ve distal segmentlerin stabilizasyonunun kırık hattından uzak bir bölgede gerçekleştirilmesidir [5]. 1980 lerin sonlarında Mast ve ark. ilk kez indirekt fiksasyondan bahsetmişlerdir. İndirekt fiksasyonla hedeflenen cerrahi diseksiyonu azaltmak ve sağlam yumuşak dokulardan uygulanan traksiyon etkisi ile redüksiyon elde etmektir [50]. Maksillofasiyal cerrahilerden sonra veya travma hastalarında

sıklıkla uygulanan intermaksiller fiksasyon yöntemi indirekt fiksasyona örnek olarak verilebilir [5].

Direkt fiksasyon

Fiksasyon uygulanacak bölgenin açılıp, görüntülendikten sonra doğrudan cerrahi alan içerisinde kemik fragmanlarının fiksasyonunun gerçekleştirildiği bir yöntemdir. Direkt fiksasyon yöntemi rijit olmayan fiksasyon, semi-rijit fiksasyon ve rijit fiksasyon teknikleri kullanılarak gerçekleştirilebilir [5].

Rijit olmayan fiksasyon

İskelet yapısı aktif olarak kullanılırken, fragmanlar arasındaki hareketi tamamen önleyecek kadar rijit olmayan bir fiksasyon türüdür. Bu hareket, rijit ve rijit olmayan fiksasyon arasındaki temel farkı oluşturur.

Transosseöz telleme, mandibula kırıklarında uygulanan bir rijit olmayan fiksasyon örneğidir. Bu tür fiksasyon, açıklığın genişlemesini engelleyerek stabilite sağlayabilir, ancak torsiyon ve kesme kuvvetlerini nötralize edemez. Bu tür kuvvetleri nötralize etmek için maksillomandibular fiksasyon (MMF) gibi ek fiksasyon yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Rijit olmayan fiksasyon uygulaması sonucunda fragmanlar arasında hafif bir hareketlilik olduğunda, iyileşme sekonder kemik iyileşmesi olarak gerçekleşir. Sekonder kemik iyileşmesinde periosteal kallus adı verilen bir doku oluşur. Bu süreç, kemik fragmanı çevresinde rezorpsiyon ve fibröz iyileşme gibi çeşitli aşamalardan geçen doku farklılaşmasını içerir [5, 51].

Semi-rijit fiksasyon

İyileşme döneminde iskelet yapısının aktif hareketine izin verecek kadar güçlü olan, ancak fragmanlar arası hareketi engellemeye yetecek kadar stabil olmayan bir fiksasyon türüdür. Bu tür fiksasyonlar fonksiyonel stabilizasyon olarak adlandırılır ve doğrudan kemik iyileşmesine izin vermek için yeterli stabiliteye sahip olmasa da fonksiyonel harekete izin verebilecek düzeyde stabilite sağlar. Angulus mandibula veya mandibular gövde kırıklarında

tek miniplak uygulaması, semi-rijit fiksasyona örnek olarak verilebilir. Bu fiksasyon türünde fragmanlar arasında hareket oluşmasına rağmen, klinik sonuçların son derece başarılı olduğu gözlemlenmiştir. Semi-rijit fiksasyon uygulanan bir bölgede, sekonder kemik iyileşmesi gerçekleşmektedir [5, 51].

Rijit fiksasyon

Rijit fiksasyon, iskelet yapısının aktif kullanımına izin veren, mobil fragmanların hareketini engelleyecek kadar güçlü olan ve doğrudan kemiklere uygulanan bir fiksasyon şekli olarak tanımlanabilir. Bu tanım, cerrahi bir müdahaleyle kemik parçalarının anatomik olarak doğru bir şekilde konumlandırılmasını ve stabil bir şekilde tespitini içerir. Mandibulada rijit fiksasyon uygulamalarına örnek olarak, plak ve vidaların kombine kullanımı, 2 lag vida uygulaması ve kırık fragmanın her iki tarafına rekonstrüksiyon plağı uygulaması verilebilir.

Rijit fiksasyon sırasında, kemik iyileşmesi sırasında kallus oluşumu gerçekleşmez. Rijit fiksasyon sonucunda meydana gelen kemik iyileşmesi primer (direkt) kemik iyileşmesi olarak adlandırılır. Primer kemik iyileşmesinin başlayabilmesi için kemik fragmanları arasında mükemmel bir immobilizasyon sağlanması ve fragmanlar arasında minimal açıklık olması gerekmektedir [5, 51].

2.8. Mandibular Ortognatik Cerrahide Rijit İnternal Fiksasyon

2.8.1. Tarihçe

Rijit fiksasyon, osteotomize segmentlerin teller, pinler, zımbalar, vidalar veya plaklar kullanılarak stabilizasyonunu sağlayan bir yöntemdir. Bu tür bir fiksasyon doğrudan kemik yapısıyla temas halindedir ve kemik onarımı devam ederken fiksasyon materyalinin kullanılabilmesine olanak sağlar [52, 53]. Kemik iyileşmesi ve fiksasyon biyomekaniğinin temel ilkeleri mandibular ortognatik cerrahi işlemlerde uygulanan rijit fiksasyon uygulamalarında da geçerlidir. Bununla birlikte, yüksek seviyedeki fizyolojik kuvvetlere karşı koyabilmek için mekanik stabilite sağlamanın yanı sıra, hem uygun maliyetli, hem stabil, hem de hızlı iyileşmeyi teşvik edebilecek biçimde bir rijit fiksasyon yöntemini belirleyebilmek son derece önemlidir [54, 55].

Ortognatik cerrahide kullanılan fiksasyon yöntemlerinin, tarihsel gelişim sürecinde ilk olarak tel osteosentezinden faydalanılmıştır. Osteosentez için kullanılan teller çelikten yapılmıştır. Bu teller, mandibulanın medial ve lateral korteksinden geçirilerek veya sirkümmandibular teknikle mandibulayı üst ve alt kenardan saran bir şekilde uygulanmıştır. Ancak araştırmacılar tarafından tel osteosenteziyle fiksasyon sağlandıktan sonra, 6-8 haftalık bir süre boyunca MMF gerektiği fark edilmiştir. Uzun süren bu MMF süresi ve tel ile yapılan fiksasyonun yeterince rijit olmaması, cerrahları yeni teknik arayışlarına yöneltmiştir [2, 56, 57].

1974 yılında, Spiessel lag vidaların (kompresif vidaların) kullanıldığı bir rijit internal fiksasyon yöntemi tanıtmıştır. Ancak, daha sonra bu teknikte önemli bir dezavantajın olduğu fark edilmiştir; lag vida kullanımı kondiler segmentte tork oluşturarak, kondiler segmentin pozisyonunu değiştirmiştir [52].

1978 yılında Souyris tarafından pozisyonel vidaların kullanıldığı bir yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemle yapılan rijit fiksasyon sonrasında proksimal ve distal segmentler arasındaki planlanan boşluk korunmuş ve sistem pasif bir şekilde stabilize edilmiştir, bunun da daha düşük düzeyde bir kondiler torka neden olduğu görülmüştür. Ayrıca, inferior alveolar sinir hasarının daha az oranda olduğu gözlenmiştir [52, 58, 59].

1980'lerden itibaren, rijit fiksasyonda monokortikal vidalarla birlikte miniplak kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır. 1989 yılında Tulasne ve Schendel, monokortikal vidalarla birlikte miniplakların kullanılmasını önermiştir. Araştırmacılar, rijit fiksasyonda monokortikal vidalarla birlikte miniplak kullanımının, inferior alveolar sinirin doğrudan veya kompresyona bağlı hasar görme riskinin daha düşük olduğunu bildirmiştir [52, 60].

Fiksasyon sistemlerinde sık görülen komplikasyonların başında enfeksiyon gelmektedir. Enfeksiyonun yanı sıra enflamatuvar ve toksik reaksiyonların da meydana geldiği bildirilmiştir. Bu tür komplikasyonları önlemek amacıyla, plak ve vida sistemlerinde rezorbe olabilen materyallerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu materyaller, genellikle sentetik polimer yapısına sahiptir. Poli-L-laktik asit (PLLA) ve poliglikolik asit (PGA) homopolimerleri, poliglikolid-polilaktid (PLGA) kopolimerleri, L- ve D-laktid kopolimerleri ve poli-L/D-laktid (PLDLA) en sık kullanılanlar arasındadır [36, 61].

2.8.2. Vidalar

Vidalar, rijit fiksasyonun önemli bileşenlerindendir; plakların kemiğe sabitlenmesi veya kemik parçalarını bir arada tutma işlemlerinde, yalnız başına ya da plaklarla hibrit bir şekilde kullanılırlar. Kırık veya osteotomize segmentlerin stabilizasyonunun başarısında vidaların doğru seçimi ve yerleştirilmesi kritik bir rol oynar.

Maksillofasiyal cerrahide kullanılan vidalar, yüzeylerinin tümünde yivlere sahiptir ve çapları genellikle 1.0 ila 2.7 milimetre (mm) arasında değişir. Bu vidaların yanı sıra, rekonstrüksiyon plaklarını sabitlemek için özel vidalar da kullanılır. Bu şekilde, farklı tipteki vidalar ve plaklar, karmaşık maksillofasiyal işlemleri desteklemek ve çeşitli cerrahi ihtiyaçlara yanıt vermek için birlikte kullanılır [58, 62] [Şekil 2.17].

Miniplak ve mikropalak osteosentez işlemlerinde, genellikle kendinden kılavuzlu vidalar tercih edilir. Bu vida tipinin yerleştirilmesindeki temel prensip, vida başının merkez çapına uygun bir pilot yuva açılması gerekliliğidir. Yani, vida başının çapına eşdeğer bir boyutta önceden bir yuva oluşturulmalıdır, bu da vida yerleştirilirken doğru hizalama ve stabiliteyi sağlar [63, 64]. Pilot yuva hazırlamanın bazı dezavantajları mevcuttur. Özellikle, sinirlere, diş köklerine ve diş germine zarar verme riski, termal kemik nekrozu, frezin işlem sırasında kırılma olasılığı ve yuva hazırlığının zaman alıcı ve fazladan bir adım oluşturması gibi problemler bulunmaktadır.

Bu tür dezavantajları ortadan kaldırmak için, yeni bir tasarım olarak matkap uçlu vidalar geliştirilmiştir. Kraniyomaksillofasiyal cerrahide, iskelet ve mandibular kırıkların yanı sıra çeşitli deformasyonların stabilizasyonunda matkap uçlu vidalar yaygın olarak kullanılır. Bu vida tasarımının en büyük avantajı, vida uygulamasından önce herhangi bir pilot frezle yuva hazırlığına ihtiyaç duyulmamasıdır. Matkap uçlu vidaların üzerinde, kesici bir oluk bulunur. Bu kesici oluk, vida yerleştirilirken vidanın kemikte kendi yolunu açmasını sağlar. Bu sayede vida, kemik içinde ilerlerken, kesilen kemik parçalarını dışarıya aktaracak bir kanal görevi görür. Bu tasarım, vidanın uygulamasını basitleştirir ve kemikte daha düzgün bir yuva oluşmasına olanak sağlar [63].

Bu vida tiplerine ek olarak; fiksasyon sırasında kullanılan vidanın yeterli stabiliteyi sağlayamadığı durumlar için üretilmiş ve kullanılan vidanın boyutundan biraz daha büyük

olan acil durum vidaları bulunmaktadır. Fiksasyon sırasında yaşanabilecek bu stabilizasyon kayıpları düşünülerek hemen hemen her vida boyu için bir acil durum vidası üretilmiştir [58].

Vidaların uygulanma şekillerine ek olarak, vida başı tasarımları da çeşitlilik gösterir. Çeşitli vida başı tasarımları mevcuttur. İlk olarak tasarlanan vida başları genellikle basit, çapraz veya tek yivli şekilde oluşturulmuştur. Daha sonra osteosentez işlemini kolaylaştırmak için, ortasında kare şeklinde bir boşluk bulunan "Centre Drive" ve haç şeklinde bir tasarıma sahip "Cross Drive" gibi kendinden tutma özelliği olan (self-retaining) vida başı tasarımları geliştirilmiştir. Bu yenilikler, vida uygulamasını daha verimli ve güvenli hale getirmeye yardımcı olmuştur [63].

Screw	Thread (Ø in mm)	Core (Ø in mm)	Pitch (Ø in mm)	Head (Ø in mm)	Drive
					
Standard screw	2.0	1.4	1.0	3.5	
Emergency screw	2.4	1.7	1.0	3.5	
					
Standard screw	2.4	1.7	1.0	4.0	
Emergency screw	2.7	1.9	1.0	4.0	
					
					
UniLOCK screw 2.4	2.4	1.7	1.0	4.0	
UniLOCK screw 3.0	3.0	2.4	1.0	4.0	
Emergency screw	Not existing				
					
Standard screw	2.7	1.9	1.0	5.0	
Emergency screw	3.2	2.1	1.25	5.0	
					
					
THORP screw	4.0	3.0	1.25	4.5	
Emergency screw	Not existing				

Şekil 2.17. Mandibulada kullanılan vidalar [58]

Lag vida

Lag vidalar intraoral olarak veya ekstraoral olarak bir trokar yardımıyla kemik fragmanlarının fiksasyonunun sağlanabildiği bir vida sistemidir [2].

Lag vidası ile uygulanan fiksasyon temelde kompresyon prensibine dayanmaktadır. Bu kompresyonun sağlanabilmesi için lag vidaların doğru teknikte uygulanması son derece önemlidir. Bu uygulamanın temel prensibinde vida yivlerinin medial kortekste yuvadan destek alması yatmaktadır. Bunun sağlanabilmesi için, lateral kortekste vida yuvası vidanın dişlerinin çapından daha büyük hazırlanır. Bu tasarım vidanın lateral korteksten daha pasif bir şekilde ilerlemesine neden olurken, vidanın sadece medial kortekse tutunarak medial korteksin lateral kortekse çekilmesini sağlar. Bu hareket fragmanların yakın ve stabil bir şekilde sabitlenmesine sebep olmaktadır. Medial ve lateral kortekslerde meydana gelen bu kompresyon kemik temasını artırarak primer kemik iyileşmesini başlatır [65-67].

Lag vidanın avantajları arasında; miniplak sistemi ile birlikte uygulanabilmesi, son derece rijit bir fiksasyon sağlaması, fragman yüzeyindeki kuvvetlerin eşit dağılımı, tekniğin az ekipman gerektirmesi, görece maliyetinin düşük olması, kemik temasının son derece fazla olmasından dolayı primer kemik iyileşmesinin gerçekleşmesi ve bundan dolayı fiksasyon sonrası kemik iyileşmesinin çok daha kısa bir sürede tamamlanması gösterilebilir [67, 68].

Lag vidanın bu avantajlarının yanında çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır; tekniğin uygulaması deneyimli cerrahlar tarafından dikkatli bir şekilde gerçekleştirilmelidir, yanlış uygulamalar fiksasyonun başarısızlığına ve ciddi komplikasyonlara sebep olabilmektedir [67].

Lag vida uygulamalarında meydana gelen kompresyon sonucu distal ve proksimal segmentlerin arasında kalan inferior alveolar sinirde hasar meydana gelebilmektedir [2]. İleri derecedeki mandibular ilerletmelerde ve fasiyal asimetri olgularında fragmanlar arasında büyük kemik boşlukları meydana gelmektedir ve lag vidası fiksasyonu sonrasında fragmanlarda deplasman meydana gelebilmektedir [52]. Bu dezavantajlarına ek olarak mandibular ilerletmelerde lag vida uygulaması üzerine yapılan çalışmalarda kondiler segmentte bir tork meydana geldiği ve kondiler segmentin pozisyonunun değiştiği

bildirilmiştir [59, 69, 70]. Bu kondiler torku önlemek amacıyla pozisyonel vidalar kullanılabilir [2].

Pozisyonel vida

Pozisyonel vidalar vidanın; hem lateral kortekse hem de medial kortekse tutunması istendiği durumlarda kullanılmaktadır. Bu şekilde bir tutunma lateral ve medial korteksteki vida yuvalarının eşit çapta hazırlandığı durumlarda sağlanabilir. Bu durumda oluşturulan bir stabilizasyonda fragmanlar arası baskı oluşmayacak ve fragmanların arası açık kalacaktır.

Bu şekilde uygulanan bir vida fiksasyonunun inferior alveoler sinir hasarı riskini azalttığı düşünülmektedir. Bunun yanında her iki kortekste de yivlerin stabilizasyona katıldığı pozisyon vidası, uzaydaki ilişkilerin ve kondilin konumunun korunmasına yardım ettiği için SSRO gibi cerrahi işlemlerde kendine uygulama alanı bulmaktadır [2, 68].

Pozisyonel vida tekniğinin dezavantajı, vidaların yerleştirilirken segmentlerin doğru şekilde hizalanmaması durumunda birbirlerinden uzaklaşabilmesidir. Bu durumda stabilizasyon etkisi azalabilir ve fragmanlar arasında boşluk oluşabilir. Bir başka dezavantajı ise vidanın medial kortekse bağlanmasının anlaşılmasının zorluğudur. Vida, medial kortekse yeterince bağlansa da bağlanmasa da lateral korteksteki yuvaya sıkışabilir. Bu nedenle cerrahi ekibin vidanın doğru şekilde yerleştirildiğinden emin olması önemlidir. Gerektiğinde radyolojik görüntüleme yöntemleri kullanılarak vidanın pozisyonu doğrulanabilir [2].

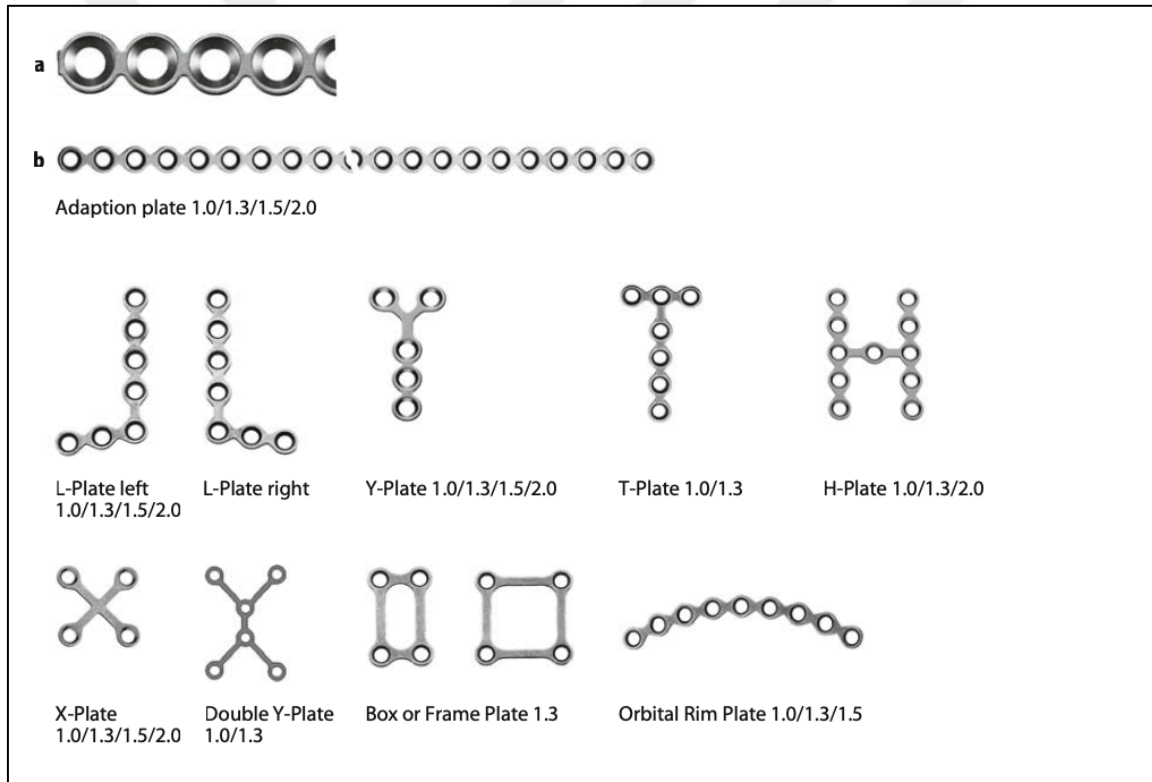
2.8.3. Plaklar

Boyut, şekil ve amaç açısından farklı olan birçok plak tasarımı mevcuttur ve bunlar kraniyomaksillofasiyal bölgelerin stabilizasyonunda kullanılır. Geçmiş yıllarda, anatomik bölgelere uyumlu birçok plak tasarımı geliştirilmiştir. Bu tasarımlar, osteotomi bölgelerinin stabilizasyonuna ve maksillofasiyal travma olgularının rekonstrüksiyonuna önemli katkılar sağlamıştır [71, 72].

Bir plak sisteminin temel amacı, kemik fragmanlarını stabilize etmek ve boşlukları geçici veya kalıcı olarak hareketsiz bir şekilde tutmaktır. Cerrahi teknikler kullanılarak farklı tasarım ve şekillerdeki plaklarla kemik stabilizasyonu sağlanabilir [71].

Plaklar tasarımına göre; adaptasyon plakları, kompresyon plakları ve kilitli plaklar olarak sınıflandırılmaktadır. Adaptasyon plakları, plağın ortasında yuvarlak vida delikleri bulunan ve vidaların genellikle deliklerin ortasına yerleştirildiği sistemlerdir. Kompresyon plakları, plaktaki vida yuvasının tasarımına bağlı olarak, vida yerleştirildiğinde altta bulunan kemikte sıkışma oluştururlar. İki kemik fragmanı da sıkıştırıldığında, kompresyon osteosentezi meydana gelir. Kilitli plaklar, vida miliyle kemiği yerinde tutarken, vidayı plağa kitleyen bir tasarım kullanarak stabilizasyon sağlar [63, 71].

Kraniyomaksillofasiyal bölgelerde düz, X, Y, çift Y, H, L şeklinde plaklar kullanılır. Bu plakların kalınlıkları 0.5 mm ile 0.9 mm arasında değişir [58] [Şekil 2.18].



Şekil 2.18. Kraniyomaksillofasiyal plaklar [58]

Diğer ortopedik uygulamalardan farklı olarak, plaklar genellikle kemiğin yalnızca bir yüzeyine uygulanır. Anatomik sınırlamalar nedeniyle, plaklar nispeten ince olmalı, ancak yeterli sertlik ve hareketlere karşı dayanıklılığı sağlayacak kalınlığa da sahip olmalıdır [3].

Anatomik koşullar, belirli bir bölgede uygulanabilecek vida sayısını sınırladığında, genellikle vidalar ve plaklar birlikte kullanılır veya plaklar tek başına kullanılır, böylece

yeterli stabilite ve daha yüksek fiksasyon gücü elde edilir. Mandibular cerrahide genellikle miniplaklar, mikropalaklar ve rekonstrüksiyon plakları kullanılır [3, 51, 63].

Miniplaklar, maksillofasiyal cerrahide rutin olarak kullanılan bir plak sistemidir. Bu plaklar, kemik fragmanlarının stabilizasyonu ve rekonstrüksiyonunda etkili bir rol oynar. Maksillofasiyal cerrahide miniplaklar, yüzdeki kırıkların tedavisi, ortognatik cerrahi, kemik greftlerinin sabitlenmesi ve diğer cerrahi prosedürlerde yaygın olarak kullanılır. İnce yapısı sayesinde minimal invaziv bir yaklaşım sağlar ve doku travmasını en aza indirir. Miniplaklar 2 ila 9 cm arasında uzunluğa sahiptir ve genellikle 0.9 mm kalınlığında üretilir. Miniplaklar, 2 delikli, 3 delikli, 4 delikli, 6 delikli ve 8 delikli olarak değişir. Aralıklı veya sürekli miniplaklar mevcuttur [51] [Şekil 2.19].



Şekil 2.19. Mandibulada kullanılan miniplaklar [58]

Mikropalaklar maksillofasiyal cerrahide, ince kemiklerin stabilizasyonu ve rekonstrüksiyonunda kullanılan özel bir plak sistemidir. Mikropalaklar genellikle 1-1.5 mm kalınlığında üretilir ve ince kemiklerde, yük taşımayan bölgelerde veya yumuşak doku kalınlığının az olduğu alanlarda tercih edilir. Mikropalak sistemleri, daha küçük boyutları ve daha düşük profil yapısıyla diğer plak tiplerinden farklılık gösterir [63].

Rekonstrüksiyon plakları maksillofasiyal cerrahide, genellikle büyük mandibular defektlerin rekonstrüksiyonunda kullanılan özel bir plak sistemidir. Büyük mandibular defektler, tümör

rezeksiyonları veya atrofik dişsiz mandibulanın çoklu kırıkları gibi durumlarda ortaya çıkabilir. Bu gibi durumlarda, rekonstrüksiyon plakları, kemik defektinin kapatılması ve mandibulanın tekrar şekillendirilmesi için kullanılır. Bu plaklar, mandibula üzerinde yüksek baskı kuvvetlerine dayanabilme özelliğine sahiptir. Rekonstrüksiyon plakları, genellikle kalın ve uzun olarak tasarlanmıştır [63, 71].

2.8.4. Rijit fiksasyon avantajları

Rijit fiksasyonun pek çok avantajı bulunmaktadır. Anatomik açıdan erişilmesi zor olan bölgelerde dahi etkili bir stabilizasyon imkanı sunar. Bu stabilizasyonun yanında işlem esnasında hastaların mevcut okluzyonu rahatlıkla kontrol edilebilmektedir. Ortognatik cerrahi işlemlerden sonra veya kırık hastalarında açığa çıkan kemik fragmanlarının pozisyonlarının doğru şekilde konumlandırılmasına ve hasas bir biçimde redüksiyonuna olanak sağlar. Rijit fiksasyonla sağlanan kompresyonun kemik temasını arttırdığı ve primer kemik iyileşmesine yol açtığı düşünülmektedir.

MMF kısa bir süre veya hiç uygulanmaması sonucu hastalar oral hijyen ve beslenme alışkanlıklarına rahat bir şekilde devam edebilmektedir. Buna ek olarak; psikolojik rahatsızlığı bulunan veya kontrolsüz nöbet geçiren hastalarda post-operatif hava yolu kontrolü rahatlıkla gerçekleştirilebilir. Kısa süreli veya hiç uygulanmayan MMF sonucunda gerçekleşen erken mobilizasyonun, çene kaslarını ve temporomandibular eklemin işlevselliğini olumlu yönde etkilediği bilinmektedir. Bu durum, hastaların genel iyileşme sürecine ve operasyon sonrası yaşam kalitesine önemli ölçüde katkı sağlar [62, 73, 74].

2.8.5. Rijit fiksasyon dezavantajları

Rijit fiksasyon uygulamaları teknik anlamda karmaşık ve bu nedenle deneyimli cerrahlar tarafından uygulanması gereken bir cerrahi prosedürdür. Fiksasyon materyalleri ve gereken ekipmanların maliyeti göz önüne alındığında, bu prosedürler maddi açıdan oldukça yüksek olabilmektedir.

Biyolojik açıdan bakıldığında, kullanılan fiksasyon materyallerine karşı alerjik reaksiyonlar görülebilir. Fiksasyon sistemlerinin uygulanmasının ardından, bölgede ağrı, ödem ve vidalarda palpasyon gibi semptomlar olabilir. Bazı durumlarda, vidaların ve plakaların

ekspozisyonu sonucu enfeksiyonlar gelişebilir ve bu durum vidaların ve plakaların çıkarılması gereken ikinci bir cerrahi işlemi gerektirebilir.

Uygulamanın hatalı bir şekilde gerçekleştirilmesi veya yanlış bir endikasyon sonucunda, rijit fiksasyon sonrası kemiklerin kaynamaması, geç kaynaması veya yanlış kaynaması gibi durumlar oluşabilir [75, 76].

Rijit fiksasyon uygulamalarında metal içerikli materyallerin kullanılması, BT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) sonuçlarında distorsiyonlara sebep olabilir. Bu, görüntülerin doğruluğunu ve netliğini etkileyebilir ve sonuç olarak doğru tanı ve tedavi seçeneklerinin belirlenmesini zorlaştırabilir [77].

Rijit fiksasyon uygulamaları sonrasında geçici veya kalıcı sinir hasarları oluşabilir. Bazı araştırmalar, 6 ay veya daha uzun süre uygulanan rijit fiksasyon yönteminin kondiler rezorpsiyona sebep olabileceğini bildirmiştir [77-79].

2.8.6. Sagittal split ramus osteotomisinde fiksasyon yöntemi

SSRO sonrasında, kemik fragmanlarının stabilize edildiği çeşitli rijit fiksasyon yöntemleri kullanılmaktadır. SSRO, travmatik bir kırığın rekonstrüksiyonundan farklı olarak, segmentlerin ilerletilmesi sonucunda osteotomi bölgesi boyunca kemik boşlukları oluşmasına neden olur. Bu nedenle, SSRO sonrasında fiksasyon teknikleriyle oluşturulacak stabilite daha da önemli bir hale gelir [6].

SSRO' nun oral ve maksillofasiyal cerrahide sık kullanımına rağmen, en iyi fiksasyon yöntemi konusunda hala tartışmalar mevcuttur [7]. Günümüzde ortaya çıkan sorular RİF'in ne kadar rijit olması gerektiği ve bu fiksasyonu uygulamak için en iyi tekniğin ne olduğudur. SSRO fiksasyonu için en sık kullanılan RİF teknikleri bikortikal vidalar, monokortikal vidalı miniplaklar ve bunların beraber kullanıldığı hibrit sistemlerdir [8].

Her fiksasyon tekniğinin avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır ve hangi tekniğin kullanılacağı profesyonel tecrübeye ve cerrahın tercihine bağlı olarak değişebilir [6].

SSRO'nun fiksasyonu için 3 bikortikal vida kullanımı, rijit, maliyeti düşük ve öngörülebilir sonuçlara sahip bir fiksasyon yöntemi olarak kabul edilmektedir. Vidalar lineer, L ve ters L formu gibi birçok farklı sayıda ve konfigürasyonda yerleştirilebilmektedir [80].

Mini plaklar, ekstraoral bir insizyona ihtiyaç duymadan uygulanabilmesi sayesinde ciltte skar oluşumunu engellemektedir. Ayrıca, monokortikal vidaların kullanılması nedeniyle inferior alveolar sinir hasarı riski daha düşüktür. Mini plakların bir başka avantajı ise ameliyat sırasında hatalı konumlandırılrsa bile, bikortikal vidaların kullanımına kıyasla miniplağın pozisyonunun daha kolay değiştirilebilmesidir [81].

SSRO'da bikortikal vidaların stabilitesine ilişkin yapılan bir derlemede, Ochs, biyomekanik değerlendirmelere dayanan çeşitli in vitro çalışmalara atıfta bulunarak, üç bikortikal vida kullanımının SSRO'da en rijit fiksasyon yöntemi olduğu sonucuna ulaşmıştır [80, 82, 83].

SSRO'da miniplakların kullanımına ilişkin Stoelinga ve Borstlap tarafından koyun mandibulaları üzerinde gerçekleştirilen bir in vitro çalışmada, miniplaklar ve bikortikal vidaların stabilite açısından anlamlı bir fark göstermediği bildirilmiştir [81, 84].

Miniplaklar veya bikortikal vidalarla fiksasyon sağlanan hastalarda SSRO sonrası postoperatif iskelet stabilitesi üzerine yakın zamanda yapılan bir klinik sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında, iki tedavi yöntemi arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [85].

Yapılan bu çalışmalara ek olarak, mandibular ilerletme için tek miniplak uygulamasının yeterince stabil olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur [86-88].

SSRO üzerine yapılan çalışmaların çoğu 5 mm [8-12] ve 7 mm [13, 14] mandibular ilerletmeleri içeren cerrahi işlemlere odaklanmıştır. SSRO sonrası 5-7 mm den daha fazla miktarda gerçekleştirilen ileri derece mandibular ilerletmeler sonucu hastaların horizontal nükse yatkın hale geldiği düşünülmektedir [13]. Bu nüks olasılığına rağmen, oral ve maksillofasiyal cerrahide ileri derece mandibular ilerletme uygulamalarının kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. SSRO sonrası ileri derecede mandibular ilerletmeler, belirgin sınıf 2 maloklüzyon ve/veya obstrüktif uyku apnesi (OSA) olan hastaların tedavisinde sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmiştir [15].

OSA'ya sahip hastalarda, ileri derece mandibular ilerletmelerle birlikte gerçekleştirilen maksillomandibular ilerletmenin güvenli ve oldukça etkili bir tedavi yöntemi olduğu düşünülmektedir [89, 90].

2.9. Stres analiz yöntemleri

Stres analizi , bir malzemenin veya yapının gerilme ve deformasyon durumlarını analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu analizler, malzemenin veya yapının dayanıklılığını, güvenliğini ve performansını değerlendirmek amacıyla kullanılır. Stres analizi yöntemleri, gerilme yoğunlaşması bölgelerini tespit etmek, deformasyon dağılımını belirlemek ve tasarım optimizasyonu yapmak gibi amaçlarla uygulanır. Bu analizler, mühendislik, malzeme bilimi ve yapısal tasarım gibi alanlarda önemli bir rol oynar. Stres analizi, çeşitli yöntemler ve teknikler kullanılarak gerçekleştirilen bir analizdir. Bu analiz yöntemleri günümüzde diş hekimliği alanında sıkça kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan stres analizi yöntemleri;

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerinim ölçer stres analiz yöntemi
3. Kırılgan vernik kaplama stres analiz yöntemi
4. Holografik interferometri ile stres analiz yöntemi
5. Termografik stres analiz yöntemi
6. Radyoteleometri ile stres analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

2.9.1. Fotoelastik stres analiz yöntemi

Fotoelastik stres analizi yöntemi, gerilme ve deformasyon dağılımlarını görsel olarak analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, özel bir fotoelastik malzeme kullanılır. Fotoelastik malzemeler, gerilme altında ışığın polarizasyonunu değiştirir ve bu değişiklikler renkli çizgiler veya desenler olarak gözlemlenir. Fotoelastik malzeme üzerine yerleştirilen polarize bir ışık kaynağı ve bir polarizasyon filtresi kullanılarak, gerilme dağılımı görsel olarak görülebilir hale gelir. Bu yöntem, gerilme konsantrasyonları, deformasyon dağılımı ve gerilme odak noktalarını belirlemek için kullanılır. Diş hekimliğinde protezlerin ve restorasyonların gerilme dağılımını değerlendirmek, malzeme seçimi ve tasarım

optimizasyonunda yardımcı olmak için kullanılabilir. Fotoelastik stres analizi yöntemi, karmaşık yapılar için uygundur ve gerçek zamanlı analiz sağlar [91].

2.9.2. Gerinim ölçer stres analiz yöntemi

Gerinim ölçer stres analizi, malzemelerin gerinme veya deformasyonunu ölçmek ve analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, hassas sensörlere sahip gerinim ölçerler malzeme üzerine yerleştirilir. Malzemeye uygulanan gerilmeler veya deformasyonlar, gerinim ölçerin elektriksel direncinde değişikliklere neden olur. Bu değişiklikler, gerinim ölçerin elektriksel sinyallerinde görülür ve bu sinyaller ölçüm sistemleri aracılığıyla okunur ve analiz edilir. Gerinim ölçerlerin hassasiyeti ve doğruluğu, kullanılan malzemenin gerinme özellikleri ve gerinim ölçerin kalitesi ve yerleştirilme yöntemine bağlı olarak değişebilir. Gerinim ölçer stres analizi, yapısal analizlerde, malzeme testlerinde, yorgunluk analizlerinde, tasarım optimizasyonunda ve benzeri birçok alanda kullanılır. Bu yöntem, malzemelerin dayanıklılığını değerlendirmek, gerilme yoğunlaşması bölgelerini belirlemek, gerilme dağılımını analiz etmek ve tasarımları iyileştirmek için önemli bir stres analiz yöntemidir [92, 93].

2.9.3. Kırılğan vernik kaplama stres analiz yöntemi

Kırılğan vernik kaplama stres analiz yöntemi, gerilme analizi veya kırık mekanizması çalışmaları gibi uygulamalarda kullanılan bir tekniktir. Bu yöntemde, malzeme yüzeyine kırılğan bir vernik tabakası uygulanarak gerilme odak noktaları veya kırılma yolları belirlenir. Kırılğan vernik kaplama yöntemi, gerilme yoğunlaşması olan bölgelerde çatlaklar veya kırıklar oluşturan vernik tabakasıyla malzeme yüzeyinde gerilme odak noktalarının belirgin hale gelmesini sağlar. Bu yöntem, gerilme analizi, yorulma analizi, kırık mekanizması çalışmaları ve yapısal dayanıklılık değerlendirmelerinde kullanılır. Ancak, yöntemin doğru bir şekilde uygulanması ve sonuçların doğru bir şekilde yorumlanması önemlidir [94].

2.9.4. Holografik interferometri ile stres analiz yöntemi

Holografik interferometri ile stres analiz yöntemi, gerilme veya deformasyon dağılımını görsel olarak gözlemlemek ve analiz etmek için kullanılan bir optik yöntemidir. Bu

yöntemde, interferans desenlerinin kaydedilmesi için bir hologram oluşturulur. Hologram, gerilme veya deformasyon nedeniyle oluşan interferans desenlerini yakalar. Holografik interferometri ile stres analiz yöntemi, karmaşık şekillere sahip yapılar veya bileşenler için uygundur ve gerçek zamanlı gerilme analizi yapılabilir. Bu yöntem, mühendislik, malzeme bilimi ve yapısal analiz gibi alanlarda gerilme veya deformasyon dağılımının incelenmesinde kullanılır. Ayrıca, gerilme analizi, deformasyon ölçümü, malzeme karakterizasyonu ve tasarım optimizasyonu gibi uygulamalar için değerli bir araçtır [95].

2.9.5. Termografik stres analiz yöntemi

Termografik stres analiz yöntemi, malzemelerin veya yapıların gerilme veya deformasyon durumlarını, termal görüntüleme teknikleri kullanarak analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, malzeme veya yapının yüzeyindeki sıcaklık değişimleri izlenerek gerilme veya deformasyon bölgeleri tespit edilir ve görselleştirilir. Termografik stres analiz yöntemi, yapısal analizlerde, malzeme testlerinde, yorulma analizlerinde, termal gerilme değerlendirmelerinde ve benzeri birçok alanda kullanılır. Bu yöntem, gerilme veya deformasyon bölgelerini hızlı bir şekilde tespit etmek, termal davranışı izlemek ve yapıların sağlamlığını değerlendirmede önemli bir araçtır [96].

2.9.5. Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi

Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi, uzaktan ölçüm ve veri iletimi için radyo frekans (RF) dalgalarıyla iletişim kurarak gerilme veya deformasyon durumlarını analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem, sensörlerin malzeme veya yapıya kablosuz olarak yerleştirilmesi ve elde edilen verilerin radyo dalgaları aracılığıyla iletilmesini içerir. Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi, yapısal sağlamlık değerlendirmelerinde, malzeme testlerinde, uzaktan izleme uygulamalarında ve diğer birçok alanda kullanılır. Bu yöntem, kabloların kullanılmadığı veya müdahale edilmesinin zor olduğu durumlarda avantaj sağlar. Ayrıca, gerçek zamanlı izleme ve veri toplama imkanı sunar, böylece anlık gerilme veya deformasyon değişimlerini tespit etmek mümkün olur [97].

2.9.6. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

Stres analizinde kullanılan terimler

Kuvvet

Kuvvet bir cismin hareketini veya şeklini değiştirebilen etki veya etkileşimlerdir. Kuvvet, genellikle cisimler arasındaki etkileşimler tarafından meydana gelir ve bir cismin hızını, yönünü veya şeklini etkileyebilmektedir. Kuvvetin doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikleri bulunmaktadır. Kuvvet kavramı iç ve dış olmak üzere iki durumda incelenebilir. Dış kuvvet diğer cisimler tarafından meydana gelen etki olarak tanımlanır. İç kuvvet ise; cismin kendi parçaları arasında meydana gelen etki ve tepki kuvvetlerine denir. Kuvvet fiziksel bir birim olan N ile ölçülür. Matematiksel olarak:

Kuvvet (F) = Kütle (m) × İvme (a) şeklinde formülize edilmiştir [98].

Stres (gerilim)

Stres veya gerilim, bir cisim veya yapı üzerine uygulanan kuvvetlerin neden olduğu iç dirence verilen isimdir. Stres, bir cismin iç yapısındaki atomlar veya moleküller arasındaki bağlantıları etkiler ve cismin şekil veya boyut değiştirmesine neden olabilir. Stres birimi newton/metrekare (N/m²) veya paskal (Pa) olarak ölçülür. Dış hekimliğinde incelenen cisimlerin boyutları genellikle mm cinsinden hesaplanır. Bundan dolayı gerilme birimi olarak sıklıkla megapaskal (MPa) kullanılır.

Stres, uygulanan kuvvetin yüzeye dik kesit alanına bölünmesiyle hesaplanır. Matematiksel olarak, stres(S), uygulanan kuvvetin (F) cismin kesit alanına (A) oranı olarak ifade edilir.

$$\text{Stres (S)} = \text{Kuvvet (F)} / \text{Kesit alanı (A)}$$

Kuvvet uygulandıktan sonra cisimlerde 3 tip gerilme meydana gelmektedir.

Çekme gerilimi (Tension stress)

Aynı doğrultuda fakat ters yönlerde uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelen gerilim tipini ifade eder. Bu kuvvetler cismi uzamaya zorlayarak cismin moleküllerinin birbirinden uzaklaşmasına yol açar.

Baskı gerilimi (Compressive stress)

Aynı doğrultuda fakat zıt yönlerde uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelen gerilim tipini ifade eder. Cismin sıkışmasına ve moleküllerin birbirine yaklaşmasına yol açar.

Kesme 'makaslama' gerilmesi (Shear stress)

Bir cismin üzerinde paralel düzlemde kesme kuvvetinin etkisiyle ortaya çıkan gerilmeyi ifade eder. Bu kuvvetler sonucunda cismin iç yapısındaki moleküllerde kayma gerilimi meydana gelir.

Cisimlere uygulanan stresler her zaman tek tipte olmayıp çekme, baskı ve kayma stresleri birlikte meydana gelebilmektedir. Bu tipte meydana gelen streslere ise birleşik stresler adı verilir [99].

Asal gerilim

Makaslama stresinin '0' olduğu durumlarda elde edilen gerilim değeridir. Asal gerilim değerleri pozitif veya negatif olabilir. Pozitif asal gerilim, gerilme enerjisini biriktiren ve cismi germe eğiliminde olan bölgeleri belirtirken, negatif asal gerilmeler gerilme enerjisini boşaltan ve cismi sıkıştırma eğiliminde olan bölgeleri belirtir. Stres altındaki cisimde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, cismin o stres tipinin etkisi altında olduğu kabul edilir. Asal gerilmeler cismin dayanma yetenekleri, şekil değiştirme davranışı ve hasar potansiyeli hakkında bilgi verir [100].

Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cismin üzerine uygulanan kuvvetlerin neden olduğu şekil değişikliği olarak tanımlanır. Cisim üzerindeki gerilme, gerinim ile sonuçlanabilir. Gerinim, cismin

boyutlarındaki veya şeklindeki değişikliği ifade eder. Gerinimin bir ölçü birimi yoktur, yalnızca bir büyüklüktür. Gerinim elastik veya plastik deformasyon olmak üzere iki temel türde olabilir. Elastik gerinim, bir cismin uygulanan kuvvet karşısında geçici bir şekil değişikliği göstermesi, ancak kuvvet kaldırıldığında orijinal şekline geri dönmesini ifade eder. Plastik gerinim ise, bir cismin uygulanan kuvvet karşısında kalıcı bir şekil değişikliğinin meydana gelmesini ifade eder. Gerinim, cismin mukavemet özellikleri, şekil değiştirme davranışı ve dayanıklılığı ile ilgili bilgiler sağlar [17].

Hooke kanunu

Hooke kanunu, 17. yüzyılda İngiliz fizikçi Robert Hooke tarafından formülize edilmiştir. Hooke kanunu, bir cismin elastik davranışını tanımlayan temel bir prensiptir. Bu, kanun lineer elastik davranışı olan cisimler için geçerlidir. Lineer elastiklik, cismin gerilme altında orantılı bir şekilde gerinim göstermesi ve gerilme kaldırıldığında orijinal şekline geri dönmesidir. Gerilim-gerinim eğrisi, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar deformasyon meydana geleceğini tahmin etmek için kullanılır. Yüksek elastiklik modülüne sahip malzemeler, büyük bir gerilmeye dayanabilirken, düşük elastik modülüne sahip malzemeler daha kolay şekil değiştirir. Buna göre, rijit cisimlerde esneklik kat sayısı yüksek iken, esnek cisimlerde esneklik kat sayısı düşüktür [101].

Young's modülü (Esneklik katsayısı)

İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından tanımlanan Young modülü, bir cismin elastik davranışını tanımlamaktadır. Bu modül, gerilme ile gerinim arasındaki ilişkiyi ifade eder. Young modülünün değeri gerilimin gerinime bölünmesi sonucu elde edilir. Young modülünün sembolü E' dir ve birim olarak Pa veya MPa kullanılır. Young modülü, bir cismin sertliğini veya sertlik derecesini ifade eder. Yüksek young modülüne sahip cisimler sert ve dayanıklıdır, yani büyük gerilmelere dayanabilirler ve daha az şekil değiştirirler. Düşük Young modülünü sahip cisimler ise yumuşak ve şekil değişikliğine daha yatkındırlar.

$$\text{Young modülü (E)} = \text{Gerilim } (\sigma) / \text{Gerinim } (\epsilon) \text{ [102]}$$

Poisson oranı

Poisson oranı, bir cismin gerilme durumunda boyutlarının nasıl değiştiğini ifade eden bir tanımlamadır. Poisson oranı, bir cismin yanal gerilmesine (transverse strain) karşı eksenel gerilimine (axial strain) olan oranını ifade eder. Bu oran, ν sembolü ile gösterilir ve boyutsuz bir sayıdır. Poisson oranı, negatif bir değer almaktadır ve 0 ile 0.5 arasında değişmektedir [103].

Von Mises stresi (Eşdeğer gerilim)

Von Mises stresi, bir cismin gerilme durumunu değerlendirmek için kullanılan bir gerilim ölçüsüdür. Von Mises gerilimi, cismin plastik deformasyonunun başlangıcını belirlemek veya cismin dayanıklılığını analiz etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Von Mises gerilimi, gerilme tensörünün ölçülerini birleştirir. Tek bir gerilme değeriyle ifade edildiğinden dolayı kullanımı yaygındır. Cisimlerin dayanıklılığı, şekil değiştirme kapasitesi ve çatlamaya karşı direncinin değerlendirilmesi açısından önemli bir parametredir [17].

2.10. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

SEA yöntemi, mühendislik tasarım süreçlerinde kritik rol oynayan güçlü bir bilgisayarlı simülasyon tekniğidir. Bu yöntem, gerçek dünyada karmaşık olan fiziksel davranışları modellemek ve analiz etmek için kullanılmaktadır.

SEA yöntemi, ilk olarak 1950'li yıllarda havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlamıştır. Ancak günümüzde SEA; mühendislik, malzeme bilimi, otomotiv, havacılık, uzay mühendisliği, biyomedikal ve birçok başka alanda yaygın olarak kullanılan bir analiz yöntemi haline gelmiştir [104]. Diş hekimliğinde SEA yöntemiyle ilgili ilk çalışmayı 1968 yılında Ledley ve Huang gerçekleştirmiştir [105]. 1970'li yıllardan itibaren diş hekimliğinde SEA yönteminin kullanımı yaygınlaşmıştır. Farah ve Arkadaşlarının 1974'deki araştırması bu alanda başlangıç noktası olmuştur [16]. Diş hekimliğinde SEA yöntemi, diş ve çene yapısının mekanik davranışını anlamak ve tedavi süreçlerinde daha doğru kararlar almak için kullanılmaktadır. SEA yöntemi, diş hekimliğinde kullanılan implantların tasarımı ve yerleştirilmesi, protezlerin performansının değerlendirilmesi, çene cerrahisi sırasında yapılan girişimlerin etkilerinin analizi gibi konularda önemli bir rol oynamaktadır [17].

SEA yöntemi, karmaşık geometrileri küçük elemanlara bölen ve bu elemanları matematiksel modellerle analiz ederek stres durumunu tahmin etmeyi sağlayan bir yöntemdir. SEA yöntemi, genellikle "parçadan bütüne gitme" prensibi ile çalışır, yani bir yapıyı küçük elemanlara ayırarak her elemanı ayrı ayrı analiz eder ve sonuçları birleştirir.

SEA, cisimlerde gerilim, gerinim ve yer değiştirme dağılımlarını tahmin etmek için kullanılan güçlü bir araçtır. Bu yöntem, yapıların tasarımında optimizasyon, mukavemet analizi, malzeme seçimi ve yapısal dayanıklılık değerlendirmesi gibi birçok alanda önemli bir rol oynar [104].

SEA yöntemi üç aşamada gerçekleştirilmektedir:

Hazırlık safhası (Pre-Processing)

SEA yönteminde pre-processing safhası, analiz yapılacak yapı veya sistemin hazırlık aşamasını kapsar. Bu aşamada, geometrik model oluşturulur ve bu model elemanlara bölünerek ağ model (mesh) meydana gelir. Elemanlar ve düğüm noktaları için koordinatlar belirlenir.

Sonlu elemanlar, hesaplamaların etkin ve doğru bir şekilde yapılabilmesi için yeterince küçük ve basit yapıya sahip olmalıdır. Geometri, tek boyutlu cisimler için doğrular, iki boyutlu cisimler için üçgenler veya paralel kenarlar, üç boyutlu cisimler için ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar şeklinde tercih edilir. Bu elemanlar, cismin fiziksel sürekliliğini koruyacak şekilde birbirine bağlanır.

Her bir sonlu eleman için eleman matrisleri tanımlanır ve genel matris oluşturulur. Bu matris, kuvvet dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği koşulunu sağlamalıdır. Ayrıca, sınır koşulları belirlenir. Sınır koşulları, gerilim ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içerir ve analiz yapılan cismin sabitlendiği noktaları ve uygulanan kuvvetleri gösterir.

Pre-processing safhası, SEA için temel verilerin ve modelin doğru bir şekilde hazırlanmasını sağlar. Bu aşama, analizin doğruluğunu ve güvenilirliğini etkileyen önemli bir adımdır. Geometri, eleman seçimi, düğüm noktaları ve sınır koşullarının doğru bir şekilde tanımlanması, analiz sonuçlarının doğruluğunu etkiler [17, 106].

Çözüm safhası (Solution)

Çözüm aşaması, modelin her bir elemanının mekanik özelliklerini ve uygulanan yük koşullarını belirlemeyi amaçlar. Elastisite modülü ve Poisson oranı gibi parametreler, elemanların mekanik özelliklerini belirlemek için kullanılırken, uygulanan kuvvetin yönü, büyüklüğü ve açısı gibi bilgiler de yükleme koşullarını tanımlamak için kullanılır.

Her bir eleman, ana yapının tüm davranışını taşıdığından, elemanların tepkileri ana yapının davranışını yansıtır. Çözüm aşamasında, genellikle hareket sapması (defleksiyon) üzerinde çalışılır ve hareket sapması verileri, gerilim, gerinim ve reaksiyon kuvvetlerinin hesaplanmasında kullanılır.

Çözüm aşamasından elde edilen sonuçlar, grafikler ve tablolar şeklinde sunulur. Bu veriler, analiz sonuçlarının görselleştirilmesi ve yorumlanması için kullanılır. Bu sayede yapısal davranış daha iyi anlaşılır ve tasarım kararları daha sağlıklı bir şekilde verilebilir [106, 107].

Sonuçların değerlendirilme safhası (Post-Processing)

Farklı yükleme koşullarında yapılan analizler sonucunda, çeşitli değişkenlere bağlı verilere ulaşılır. Bu veriler, asal gerilimler, eksensel gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler gibi farklı büyüklükleri içerebilir. Analiz yöntemi, analiz yapılan cismi ve onun mekanik özellikleri dikkate alınarak seçilir. Sonuçlar yorumlanırken, kırılma materyaller için asal gerilimler, çekilebilir materyaller için ise Von Mises gerilimi gibi uygun stres değerleri hesaplanabilir. Bu stres değerleri matematiksel hesaplamalarla elde edilir ve sabit değerlere sahiptir, dolayısıyla istatistiksel analizlere tabi tutulamazlar. Analiz sonuçları ayrıntılı olarak incelenir ve yorumlamalar yapılır. Bu yöntemde stresin mutlak değeri hatalı olabilir, ancak stresin hangi bölgelerde ve ne büyüklükte ortaya çıkacağına dair bilgiler elde edilebilir [107].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları

1. Karmaşık geometrilere ve malzeme özelliklerine sahip modellerin analizini yapabilme olanağı sağlar.

2. Model üzerindeki yer değiştirme, gerilim ve gerinim dağılımlarını tahmin etmek için kullanılabilir. Bu sayede modeldeki kritik bölgeleri belirlemek ve oluşturulan modelin performansını değerlendirmek mümkün hale gelir.
3. Farklı tedavi seçeneklerinin karşılaştırılmasına olanak tanır. Bu sayede tedavi sürecinde en etkili ve güvenli yaklaşımı belirlemek mümkün olur.
4. Minimal invaziv tedavi yaklaşımının geliştirilmesine yardımcı olur. Diş hekimleri, model üzerindeki gerilim ve deformasyon dağılımlarını analiz ederek tedavinin minimal invaziv şekilde nasıl gerçekleştirileceğini belirleyebilir.
5. Diş ve çene yapısının üzerine etki eden kuvvetlerin ve streslerin değerlendirilmesini sağlar. Bu sayede, olası riskleri belirlemek ve koruyucu önlemler almak mümkün olur.
6. Fiziksel prototipler üretme veya gerçek yapıları test etme gerekliliğini ortadan kaldırır. Bu da maliyetin düşmesine ve analiz sürecinin hızlanmasını sağlar.
7. SEA yöntemi, model tasarımında iyileştirmeler yapma ve farklı senaryoları değerlendirme imkanı sunar. Böylece daha optimize ve güvenli modeller oluşturulabilir.
8. Farklı geometri ve boyutlara sahip modelleri analiz etmek için esnek bir yaklaşım sunar. Bu da farklı şekil ve boyutlardaki modeller üzerinde çalışmayı kolaylaştırır [17, 104, 108].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları

1. SEA programları genellikle yüksek maliyetlidir.
2. Sonuçlar modelin varsayımlarına ve girdi verilerine bağlıdır. Yanlış malzeme özellikleri veya sınır koşulları sonuçların güvenilirliğini etkileyebilir.
3. SEA programlarını kullanmak için güçlü bir bilgisayar donanımına ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun yanı sıra programları etkili bir şekilde kullanmak için özel eğitim veya profesyonel destek gerekmektedir.

4. SEA programları sürekli olarak güncellenmektedir. Daha iyi sonuçlar elde etmek için güncel sürümlere sahip olmak gerekmektedir [17, 109].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

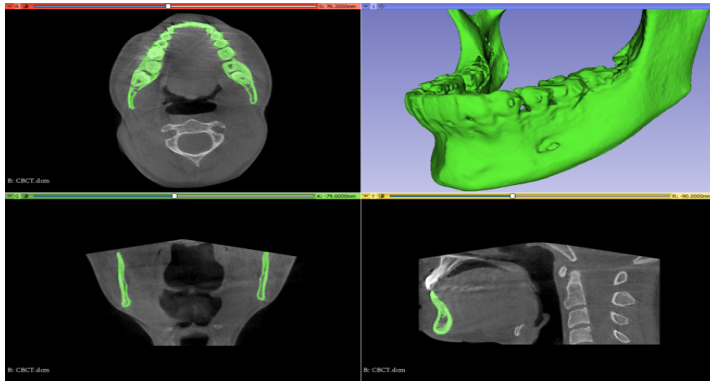
Bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 gigahertz (GHz) saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 gigabyte (Gb) ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden kemik .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım (CAD) faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. Kortikal Kemik ve Trabekuler Kemiğin Modellenmesi

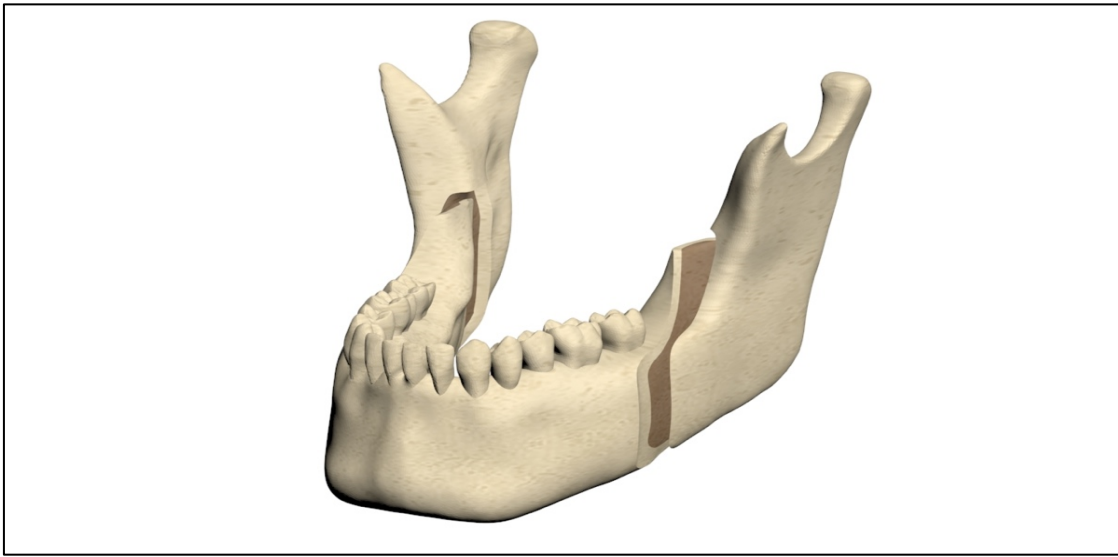
Çalışmada kullanılan mandibular kemik modelinin oluşturulması için; arşivden erişkin bir bireyin tomografisi kullanılmıştır. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki BT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır [Resim 3.1].



Resim 3.1. Hastadan elde edilen bilgisayarlı tomografi görüntüsü

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada mandibular kortikal ve trabeküler kemik geometrisi modellenmiştir.

SSRO modellerinin hazırlanması için 1. Molar ve 2. Molar dişler arasından başlayan ve posterior'da lingulaya kadar devam eden bir kesi hattı belirlenmiş ve osteotomi modeli oluşturulmuştur. İki ayrı fragmana ayrılan mandibulanın distal fragmanı 10 mm ilerletilmiştir. SSRO cerrahisi simülasyonunda kullanılacak mandibular kortikal [Şekil 3.1] ve trabeküler kemik modelleri elde edilmiştir [Şekil 3.2].



Şekil 3.1. Kortikal Kemik



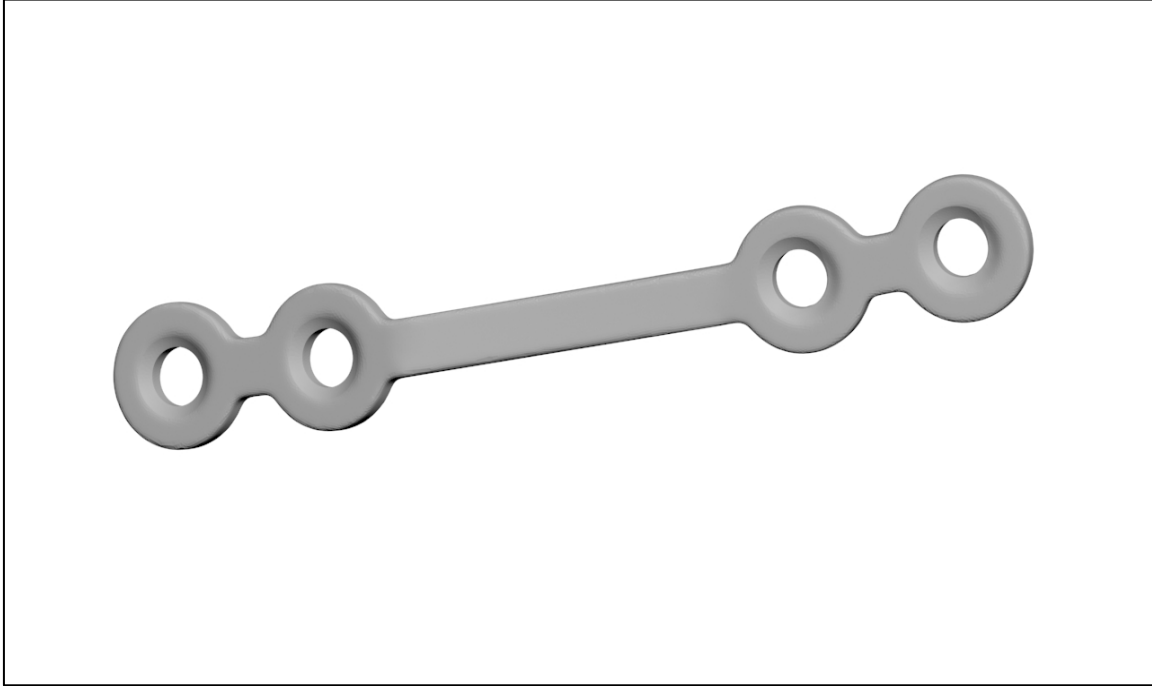
Şekil 3.2. Trabeküler Kemik

3.2. Miniplakların, Monokortikal ve Bikortikal Vidaların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

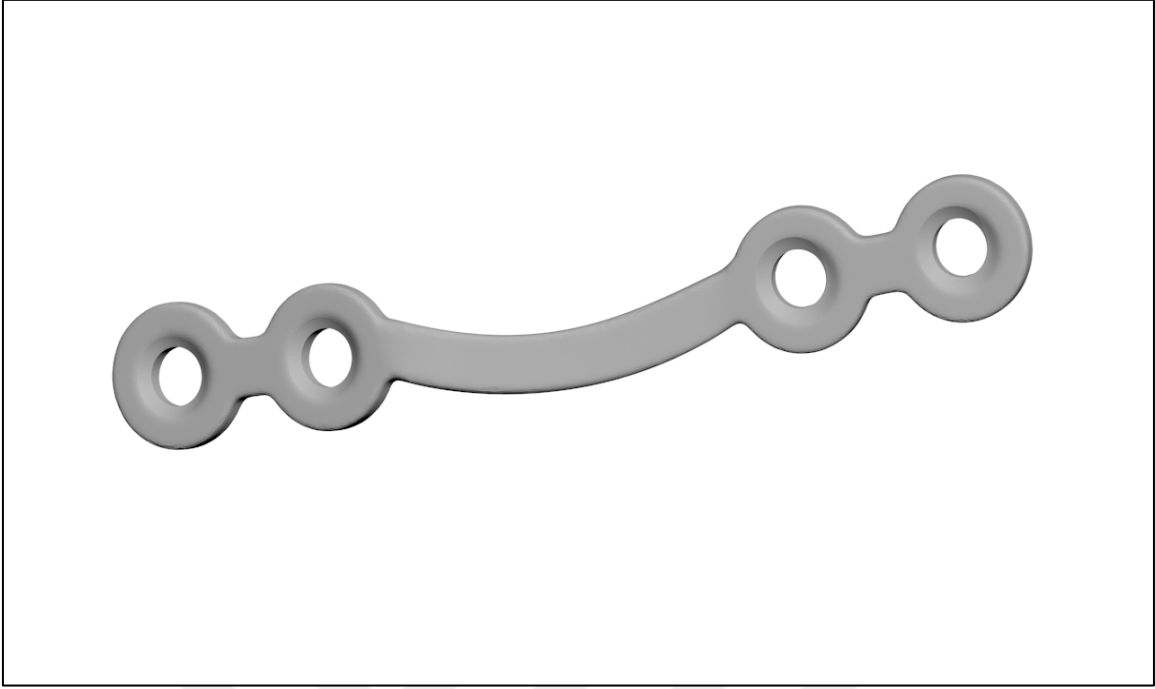
Çalışmada kullanılan titanyum miniplaklar ve titanyum monokortikal ve bikortikal Vidalar KLS Martin ürün kataloğundaki ölçüler esas alınarak ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir.

Tüm plak modelleri için plak kalınlığı 1 mm olarak belirlenmiştir [Şekil 3.3] [Şekil 3.4].

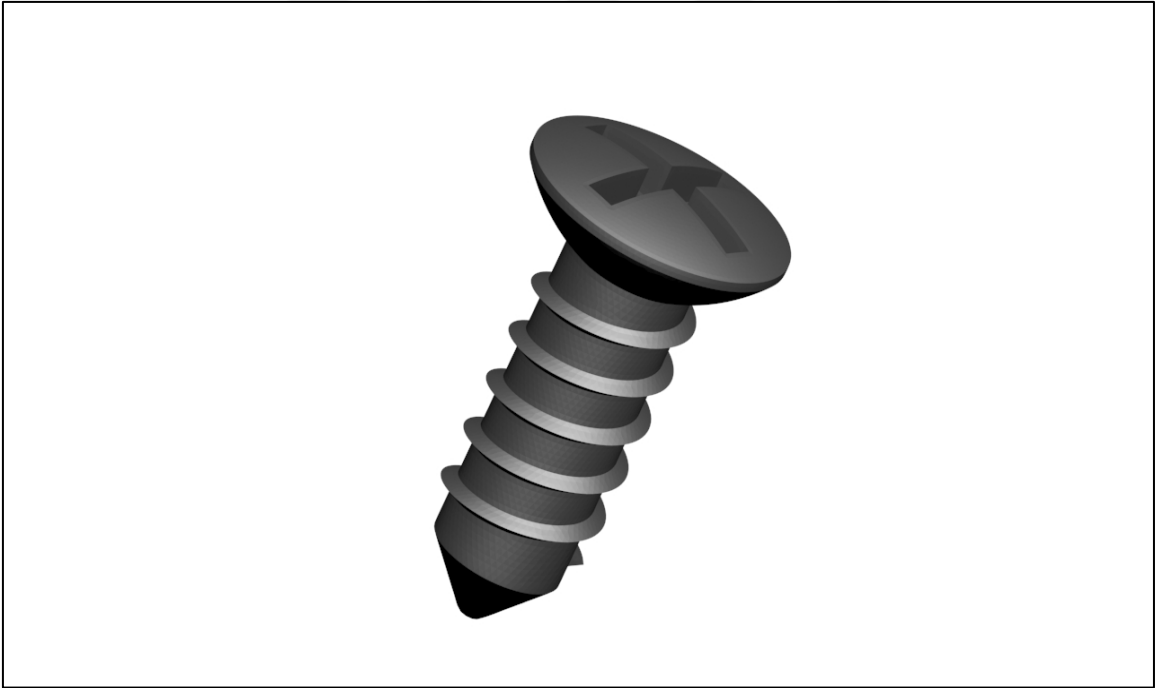
Plakların fiksasyonu için kullanılan monokortikal vidalar 2x5 mm [Şekil 3.5], bikortikal vidalar 2x11 mm [Şekil 3.6] (çap x boy) ölçülerinde modellenmiştir.



Şekil 3.3. Konvansiyonel Miniplak



Şekil 3.4. SSRO Plağı



Şekil 3.5. Monokortikal Vida



Şekil 3.6. Bikortikal Vida

3.3. Modellerin Oluşturulması

Çalışmada, farklı plak tasarımları, bikortikal ve monokortikal vida yerleşimleri ile toplamda 8 ana model oluşturulmuştur:

Model 1- Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model [Şekil 3.7]

Model 2- Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model [Şekil 3.8]

Model 3- Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model [Şekil 3.9]

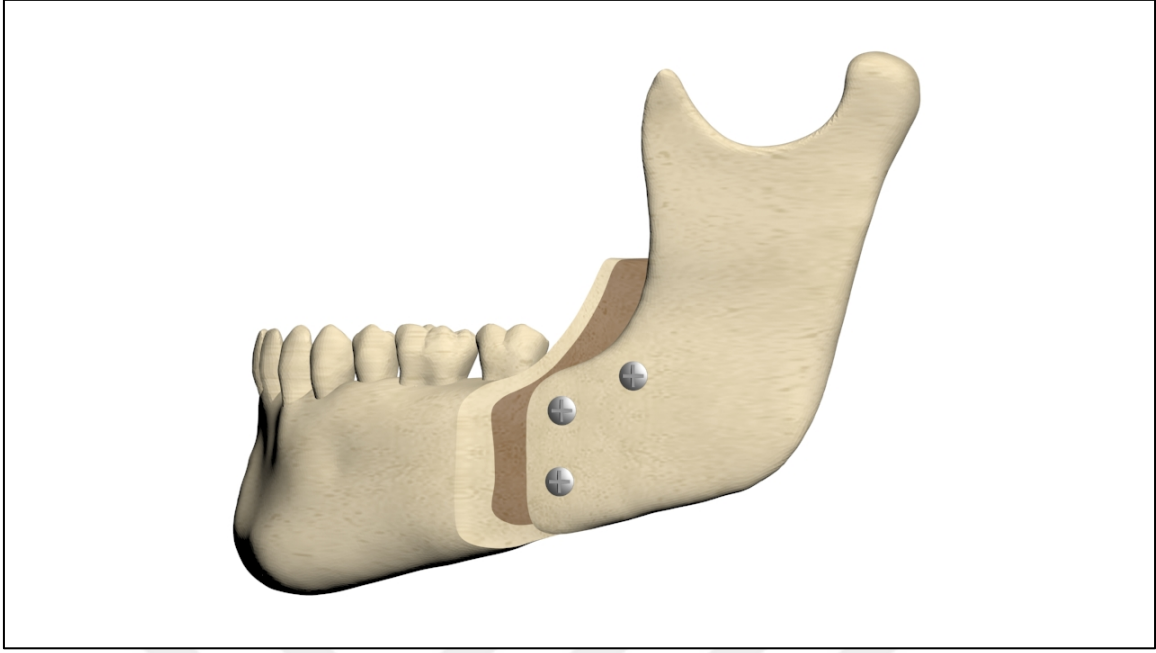
Model 4- 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model [Şekil 3.10]

Model 5- 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model [Şekil 3.11]

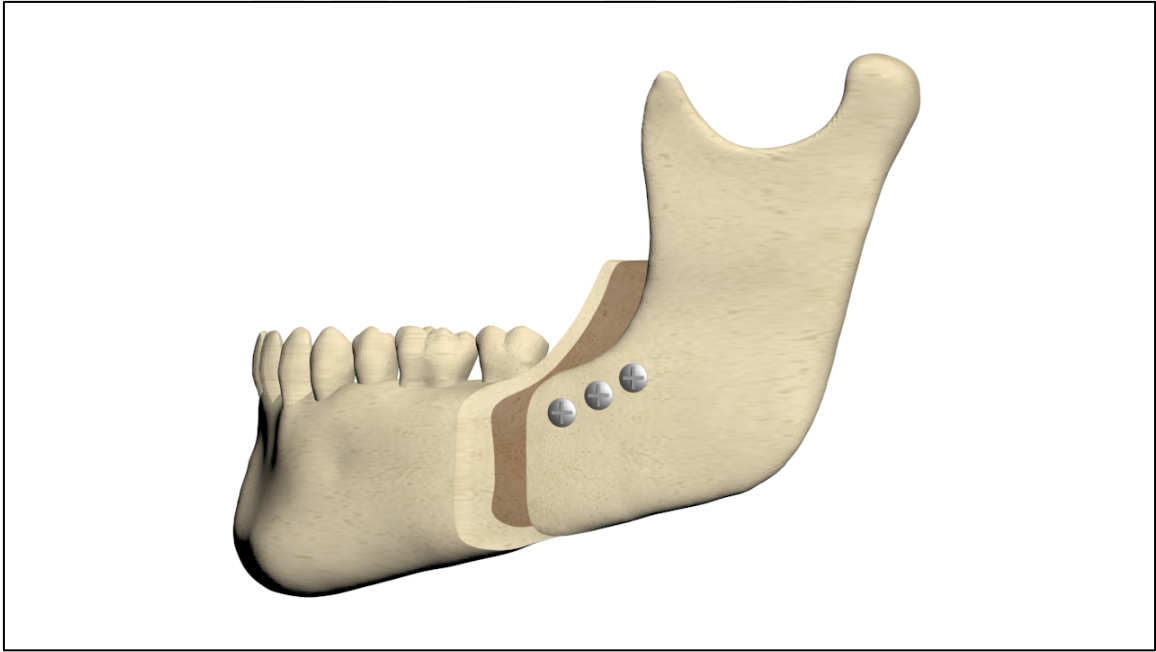
Model 6- 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model [Şekil 3.12]

Model 7- 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model [Şekil 3.13]

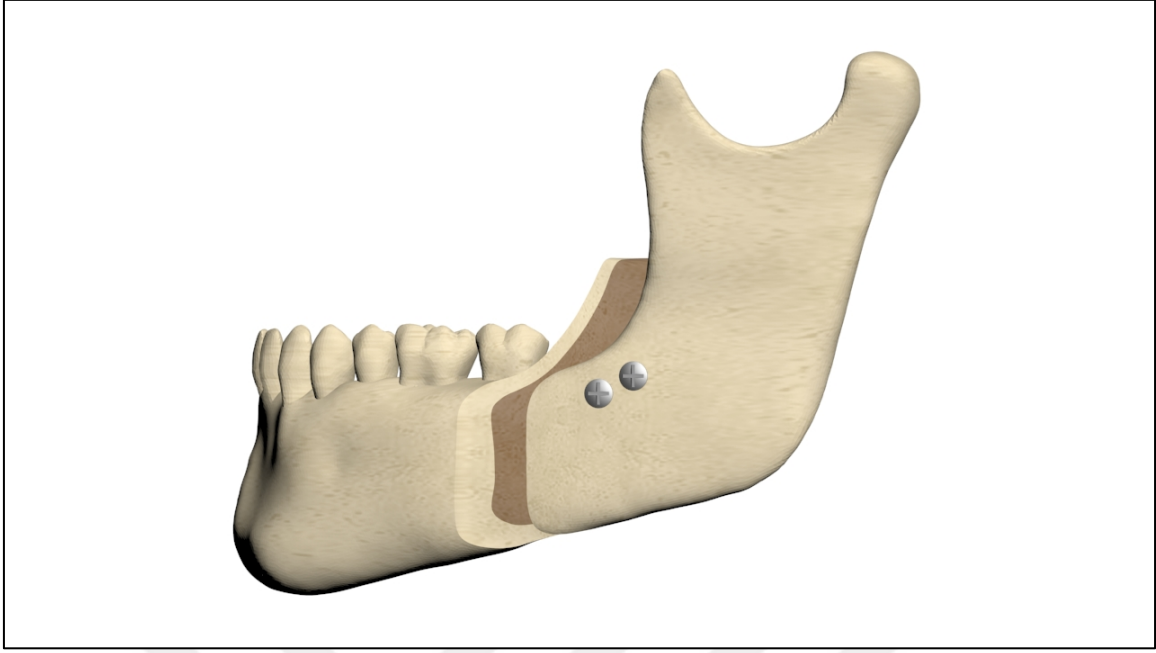
Model 8- 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model [Şekil 3.14]



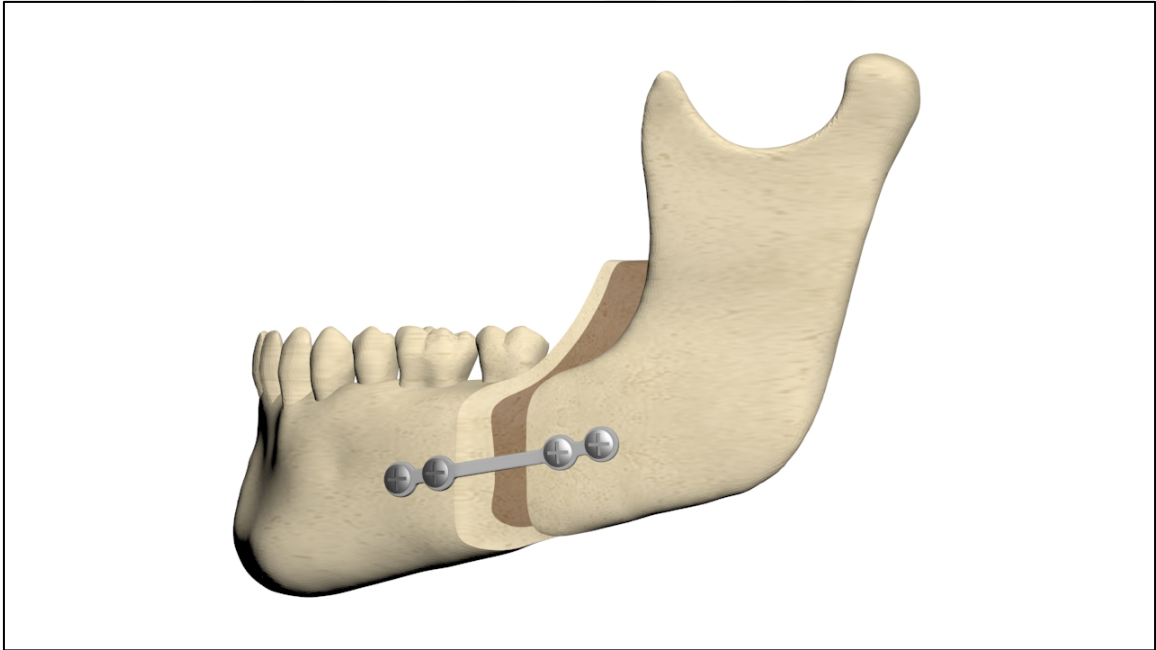
Şekil 3.7. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model



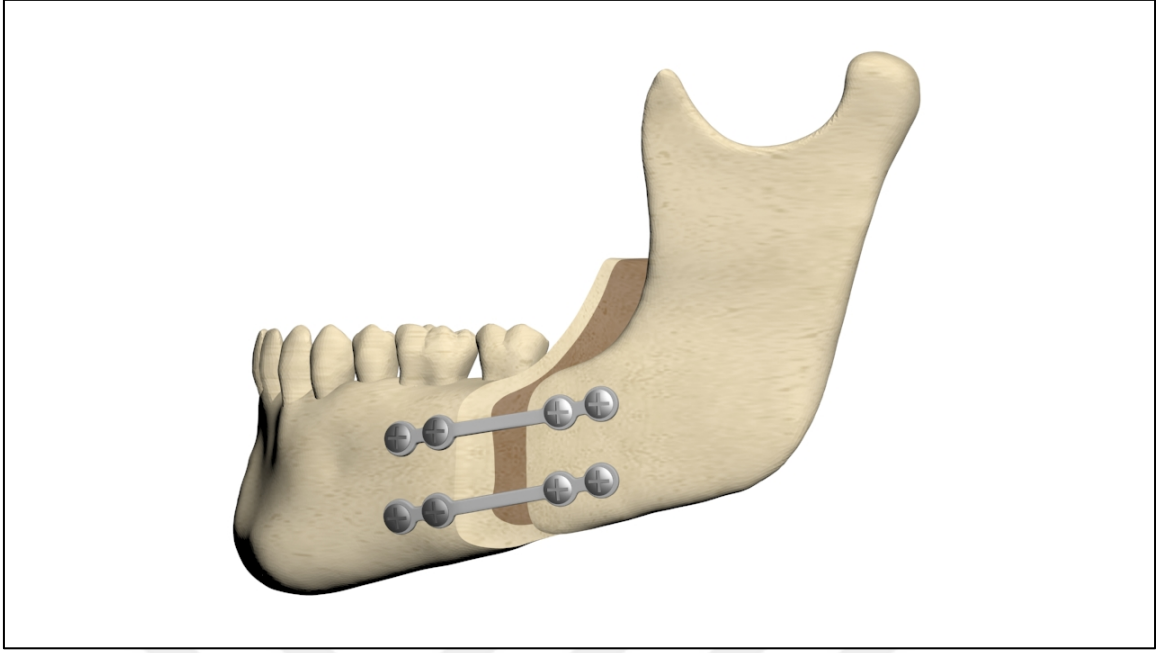
Şekil 3.8. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model



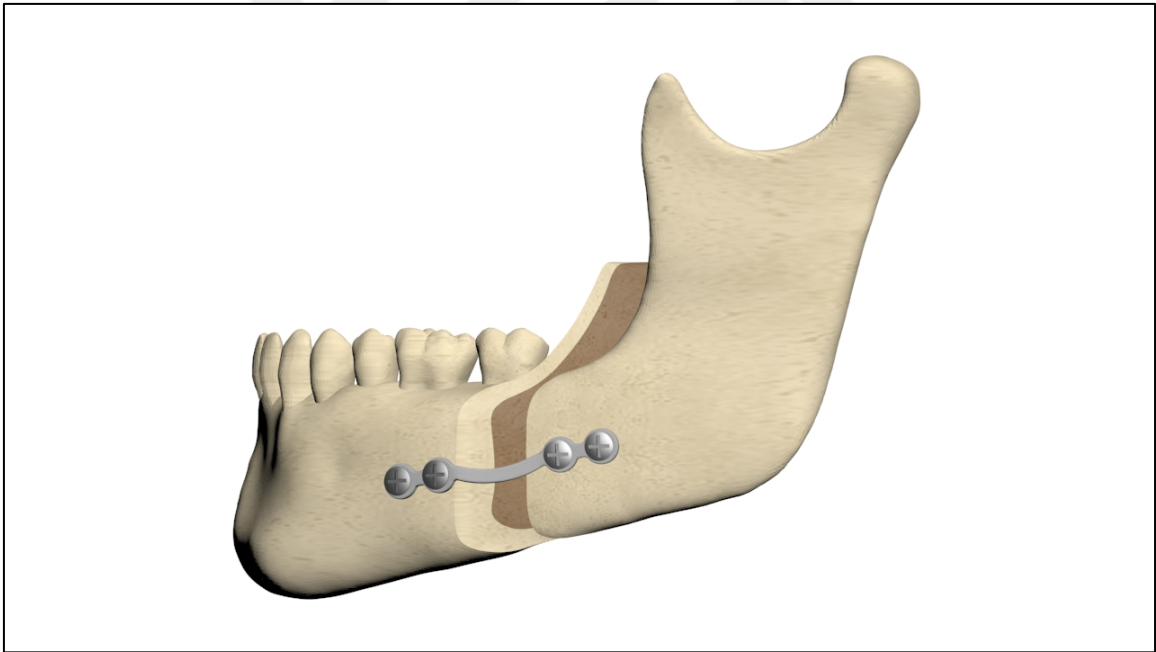
Şekil 3.9. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model



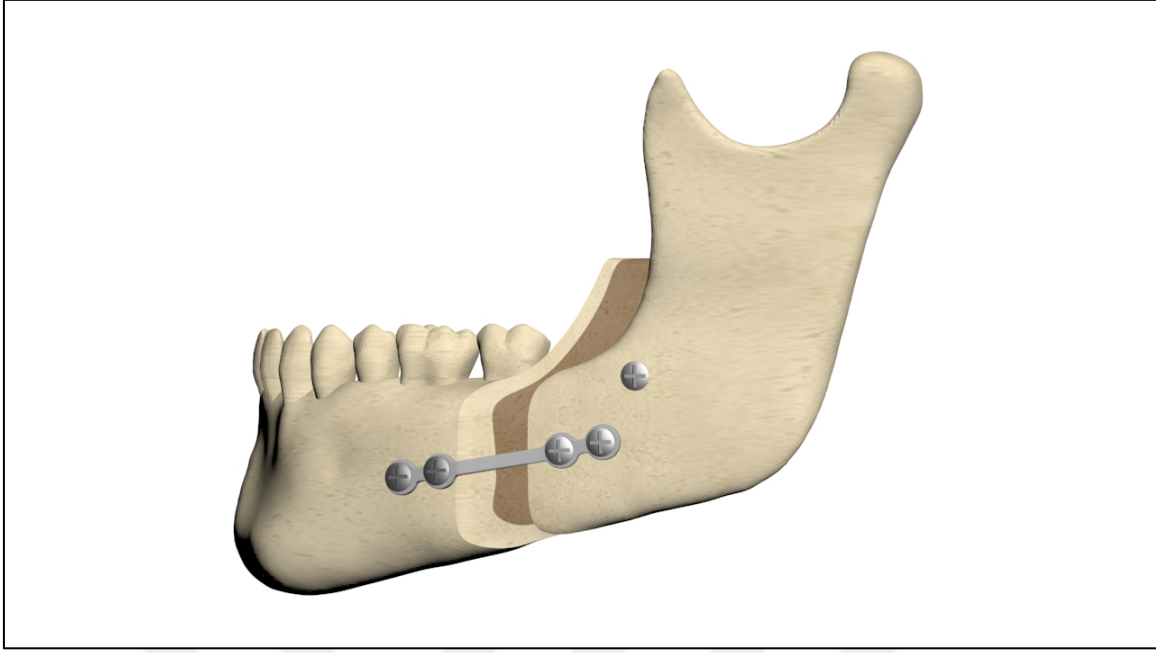
Şekil 3.10. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model



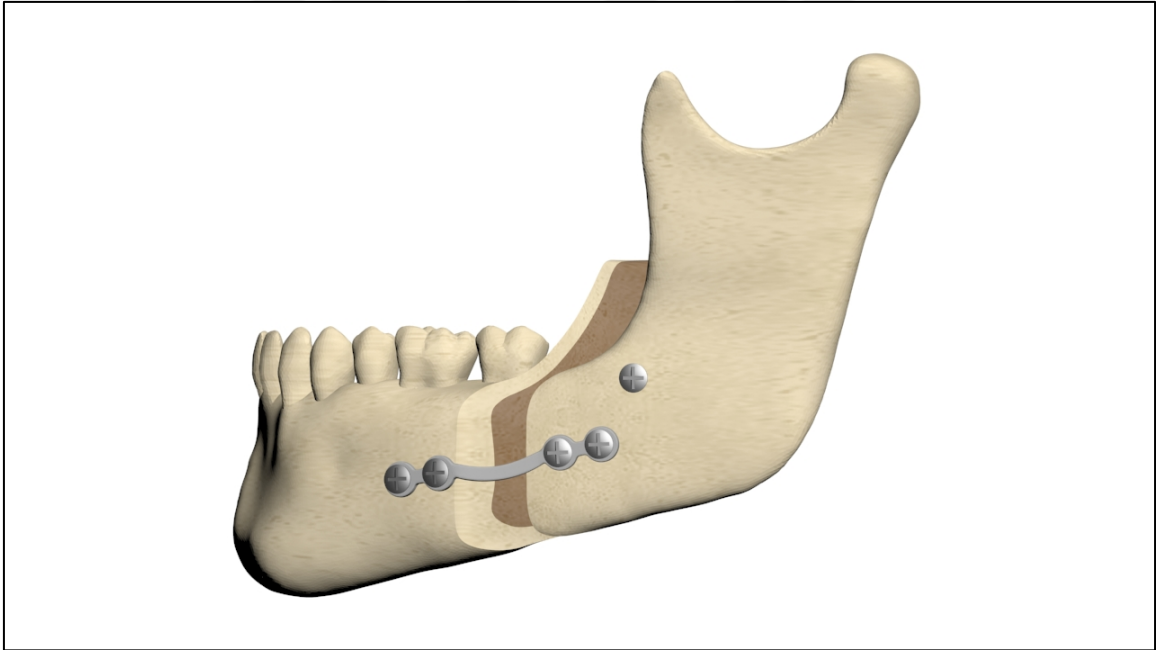
Şekil 3.11. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model



Şekil 3.12. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model



Şekil 3.13. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model

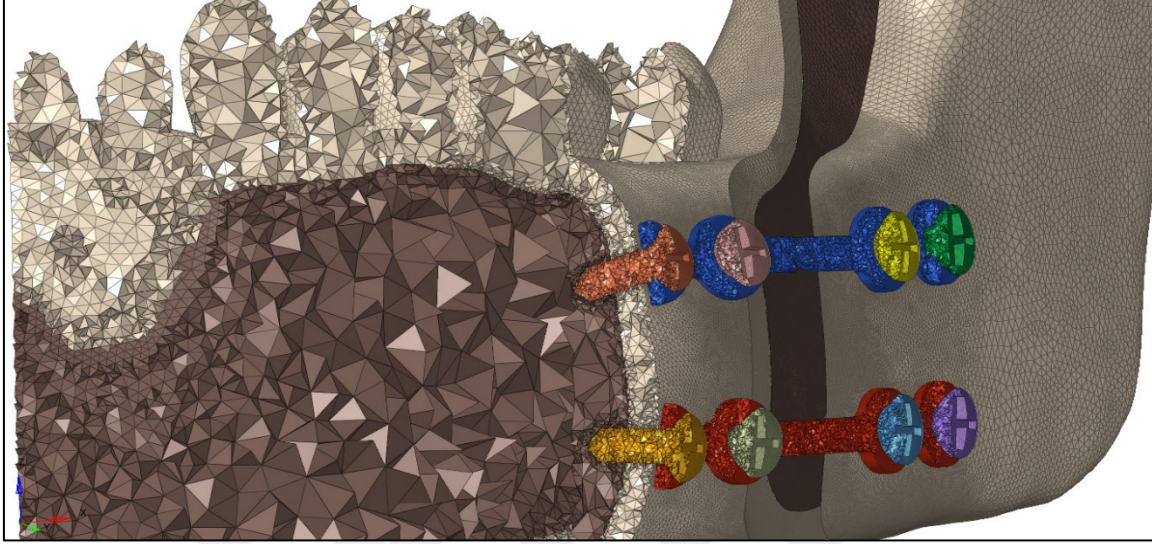


Şekil 3.14. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model

3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında

hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır [Resim 3.2].



Resim 3.2. Modellerin mesh görüntüsü

3.5. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastisite modülü ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri referans alınmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır [Çizelge 3.1].

Çizelge 3.1. Analizde kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [v]
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabekuler Kemik	1370	0.3
Titanyum	110000	0.35

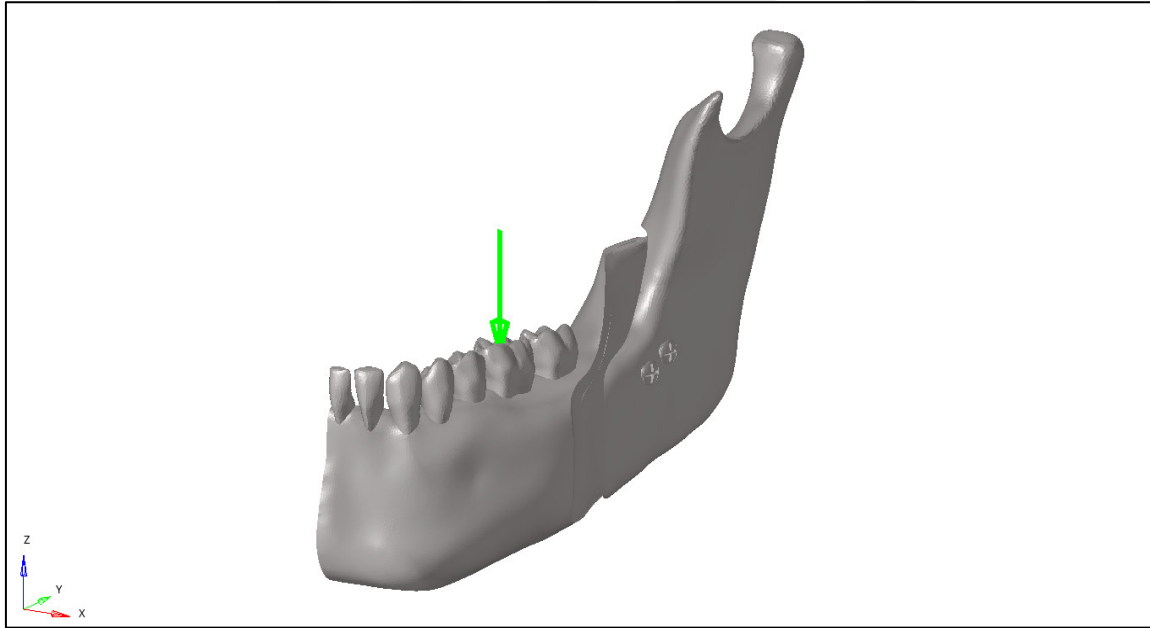
3.6. Yükleme Senaryosu ve Sınır Koşulları

Tüm modellere mandibular 1.molar dişin okluzal yüzeyinden vertikal yönde 140 N büyüklüğünde kuvvet uygulanmıştır [Şekil 3.15]. Kuvvet çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmıştır ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller, mandibular kemiğin kondil bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modellerde bulunan bütün parçalara; X eksenine normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır [Şekil 3.16].

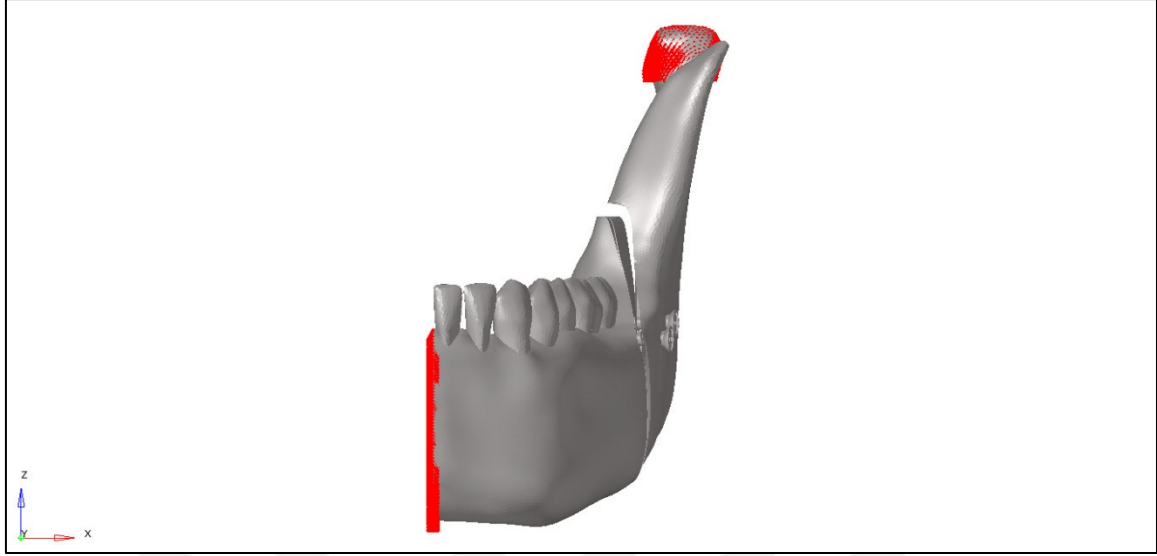
Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 8 analiz modeli için toplam 8 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.

Yükleme senaryosu



Şekil 3.15. Birinci molar dişin okluzal yüzeyine vertikal olarak 140 N kuvvet uygulaması

Sınır koşulları



Şekil 3.16. Modelin kondilden ve simfizden tüm eksenlerdeki hareketi engellenecek şekilde sabitlenmesi

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan sekiz analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır [Çizelge 3.2].

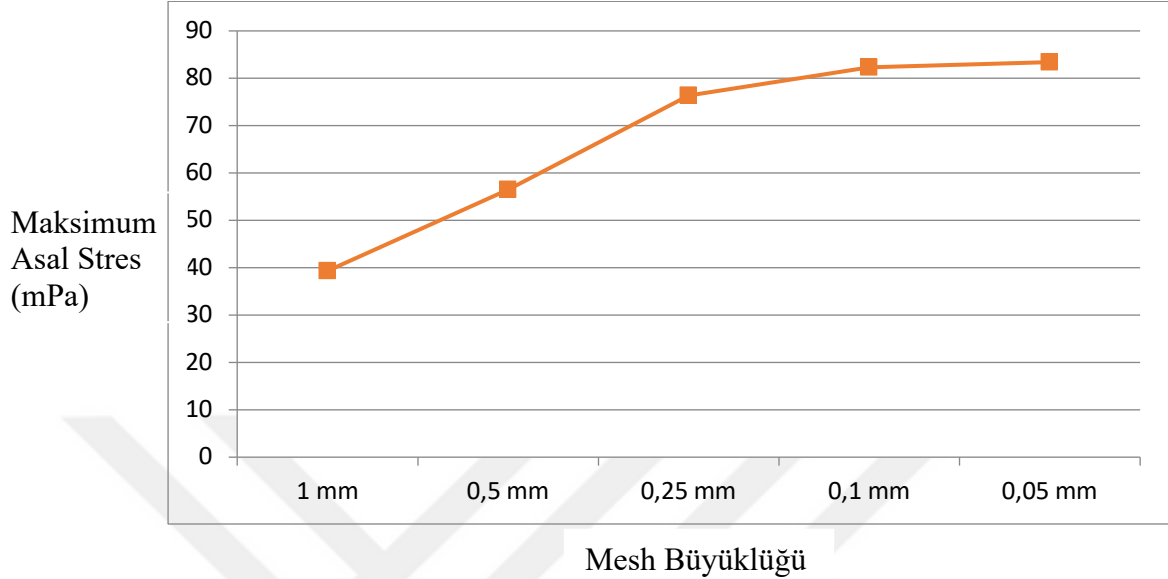
Çizelge 3.2. Oluşturulan modellerin toplam nod ve element sayısı

	Toplam Nod Sayısı	Toplam Element Sayısı
Model 1	593743	2388722
Model 2	575435	2309641
Model 3	584861	2352777
Model 4	602853	2421860
Model 5	744622	2980921
Model 6	604025	2426594
Model 7	642960	2576882
Model 8	644132	2581616

3.8.Yakınsama (Convergence) Testi ve Modelin Validasyonu

Çalışmadaki temel stres değerlendirme bölgeleri vida ve çevre dokusudur. Bu bölgelerdeki mesh yoğunluğuna karar verilirken, farklı yoğunluklarda mesh yapıları oluşturulmuş ve vida etrafında oluşan stresler incelenmiştir. Vida çevresi sırasıyla az yoğunundan çok yoğununa doğru; 1 mm, 0.5 mm, 0.25 mm, 0.1 mm ve 0.05 mm büyüklüğünde elemanlarla meshlenmiştir

[Şekil 3.17]. Oluşturulan mesh modellerin belirlenen sınır koşulları altında analizleri koşturulmuş ve vida çevresinde oluşan stresler elde edilmiştir.



Şekil 3.17. Mesh yoğunluğuna göre vida çevresinde oluşan maksimum asal stresler

Stres’de meydana gelen hata; ilk iterasyonda (1 mm -> 0.5 mm) yaklaşık 43% , ikinci iterasyonda (0.5 mm -> 0.25 mm) yaklaşık 35%, üçüncü iterasyonda (0.25 mm -> 0.1 mm) yaklaşık 6%, dördüncü iterasyonda (0.1mm -> 0.05 mm) yaklaşık 1.3% olarak ölçülmüştür.

0.1 mm mesh büyüklüğüyle oluşturulan modelle, 0.05 mm mesh ile oluşturulan model arasındaki 1.3%’lük stres farkı modelin yakınsadığını göstermiştir. Kritik bölgelerdeki mesh boyutu 0.1 mm olarak belirlenmiş ve matematiksel modeller oluşturulmuştur.

3.9.Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

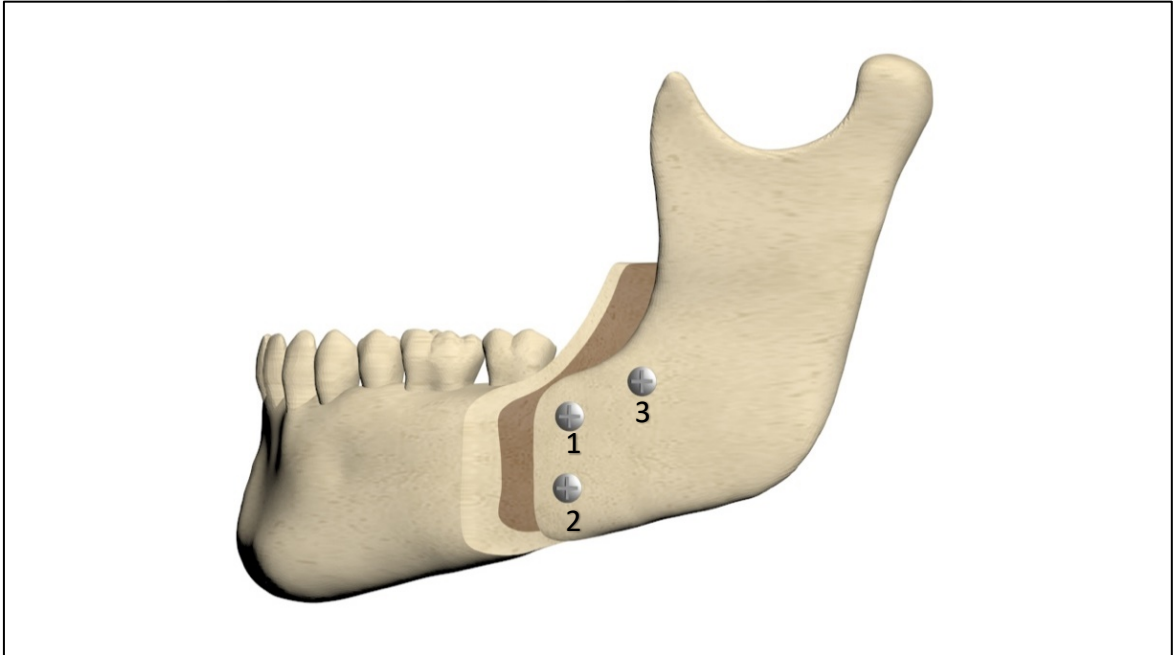
Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Tüm temas bölgeleri arasında ise FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

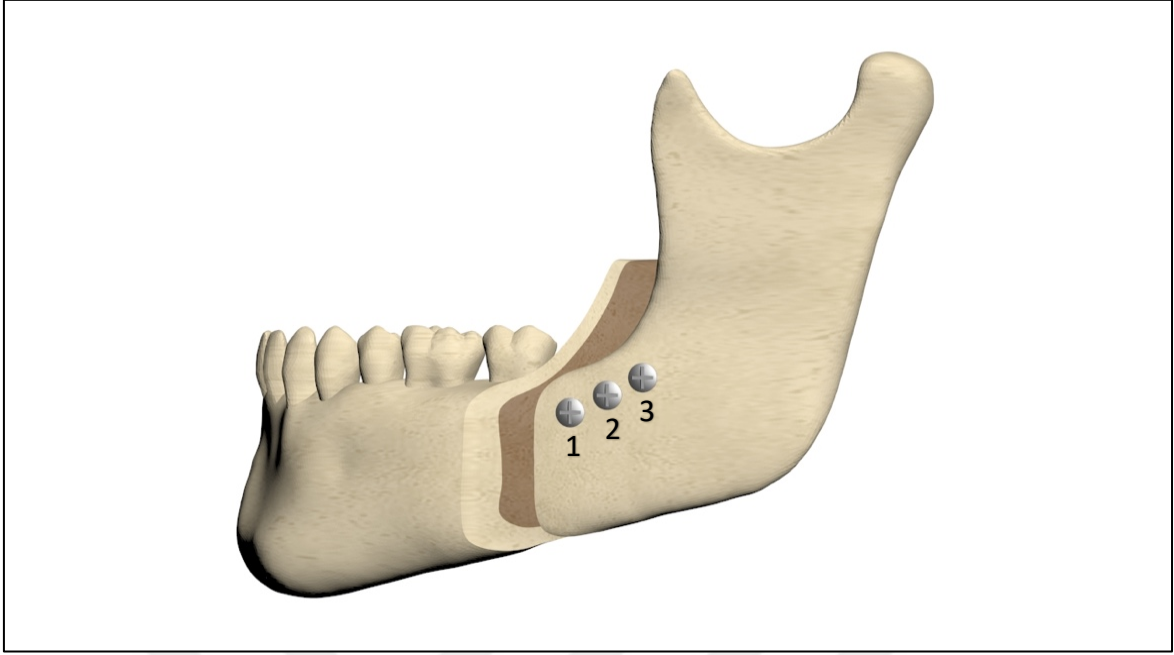
3.10. Sonlu Elemanlar Analizinden Elde Edilen Bulguların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında elde edilen sayısal değerler, sabit değişkenlerle tek bir durum için hesaplandığından, bu veriler üzerinde istatistiksel analiz gerçekleştirilemez. Buradaki hedef, toplanan verileri ve stresin lokal dağılımını dikkatlice inceleyerek yorum yapmaktır. Modellerde distal fragmanın 10 mm ilerletilmesi, proksimal ve distal fragmanın fiksasyonu ve bunu takiben 140 N kuvvet uygulaması gerçekleştirildi. Kemik dokularda oluşan asal gerilim stres değerleri ve fiksasyon sistemi üzerindeki von Mises stres değerleri, mPa birimi kullanılarak hesaplandı. Bunun yanı sıra proksimal ve distal segmentlerde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarları bulgulandı. Bu değerler, renkli bir skala ile görselleştirildi.

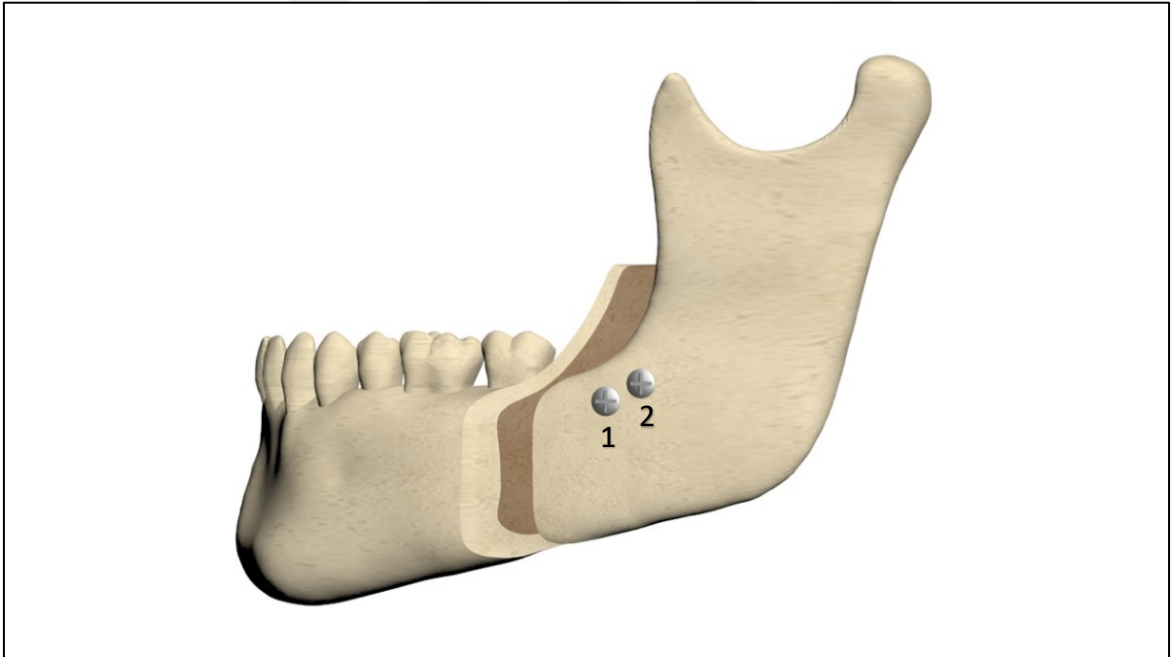
Modellerde vida ve vida çevresindeki stres miktarlarının daha rahat bir şekilde yorumlanabilmesi için model üzerindeki monokortikal ve bikortikal vidalar distal segmentten proksimal segmente doğru numaralandırılmıştır [Şekil 3.18 - Şekil 3.25].



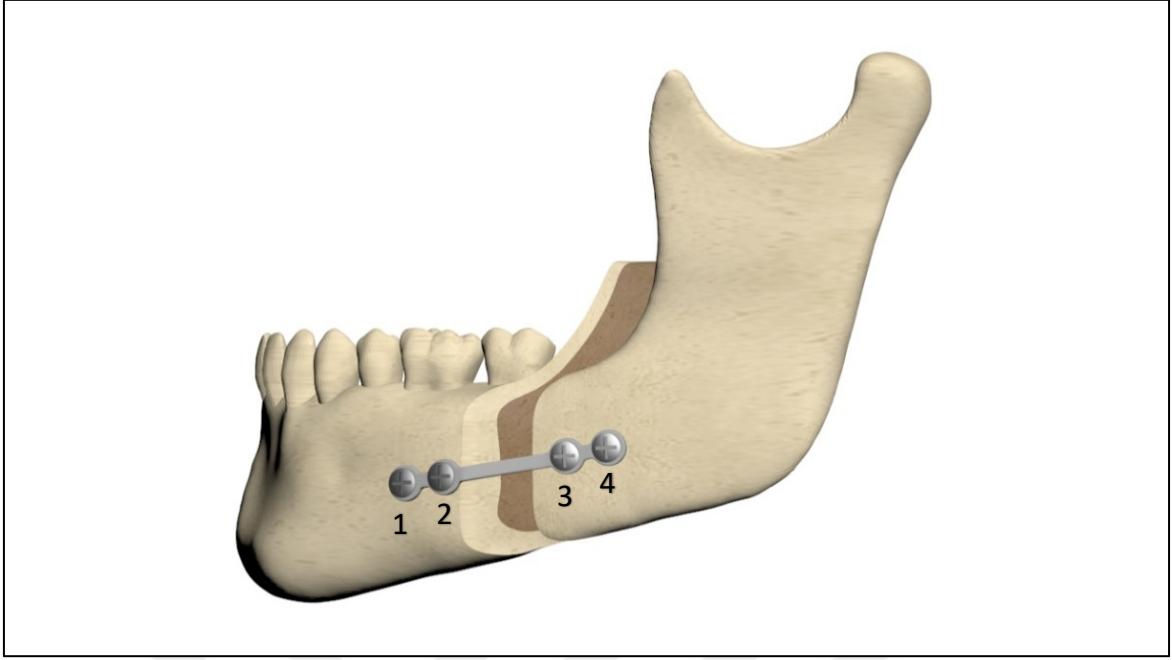
Şekil 3.18. Ters L şeklinde yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması



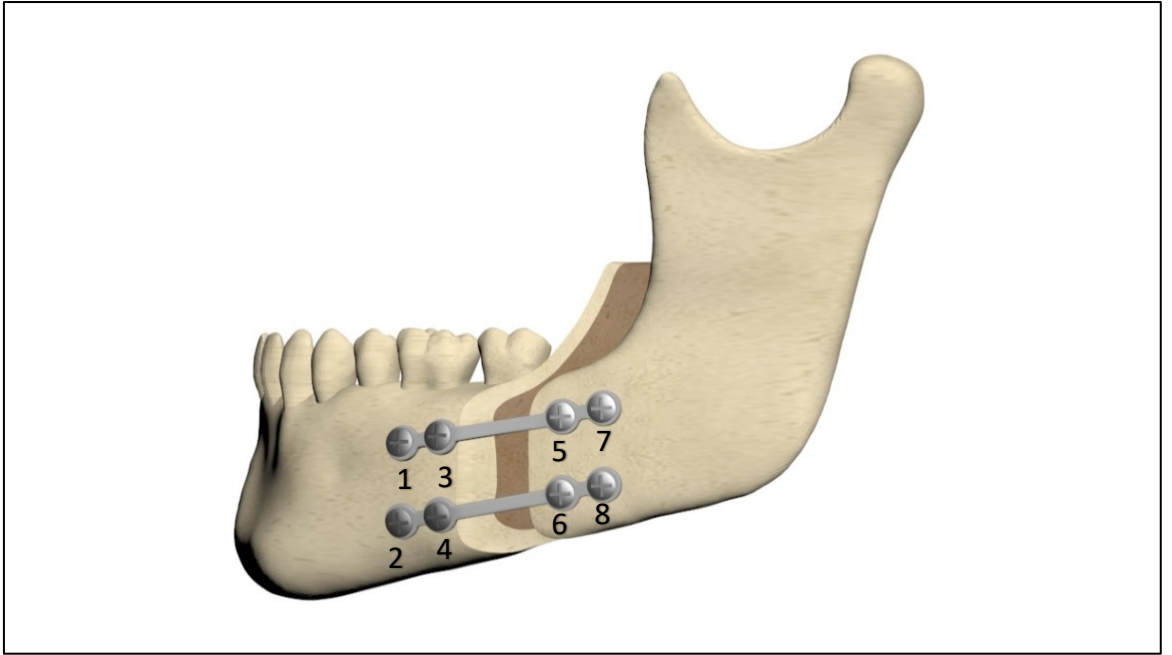
Şekil 3.19. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması



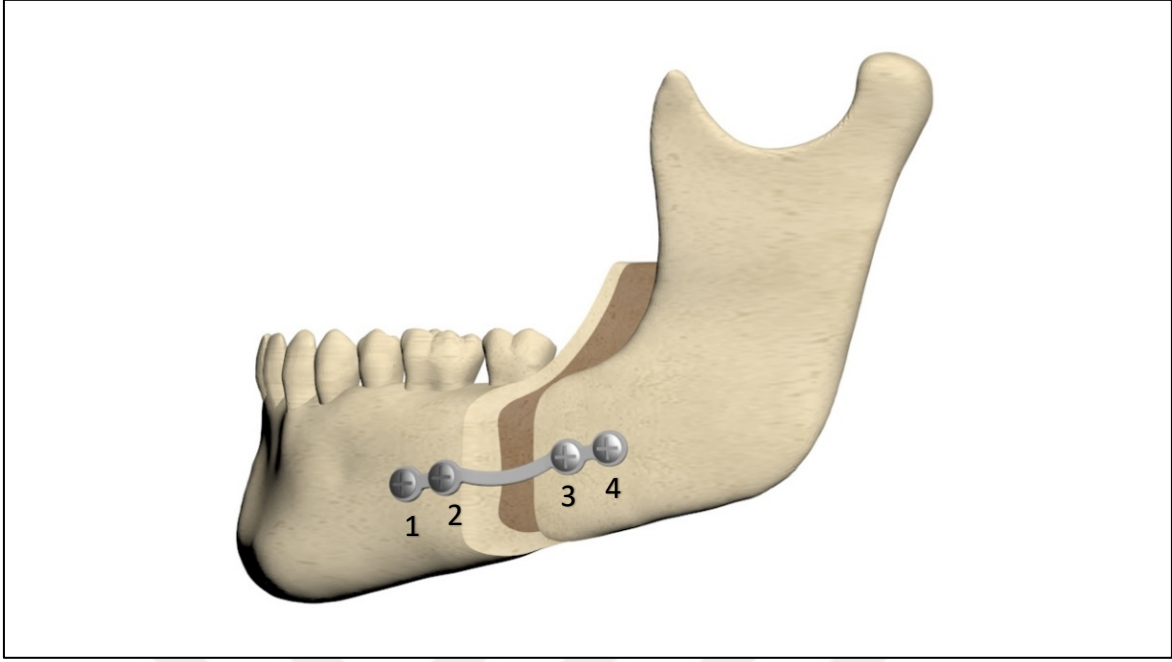
Şekil 3.20. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması



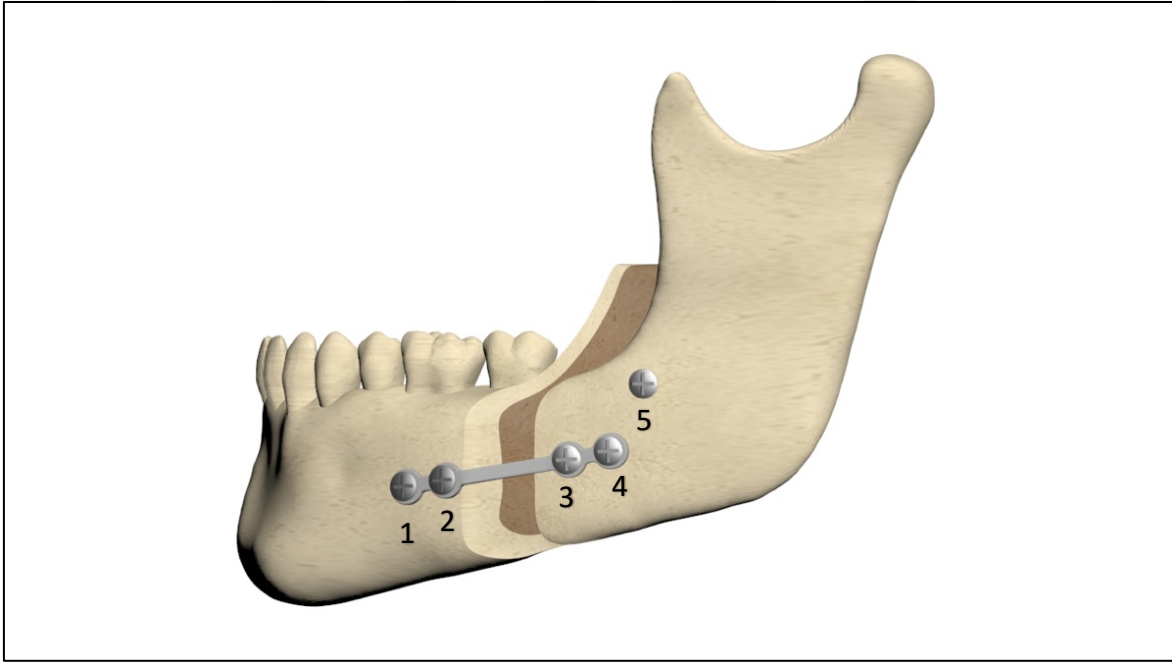
Şekil 3.21. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde vidaların numaralandırılması



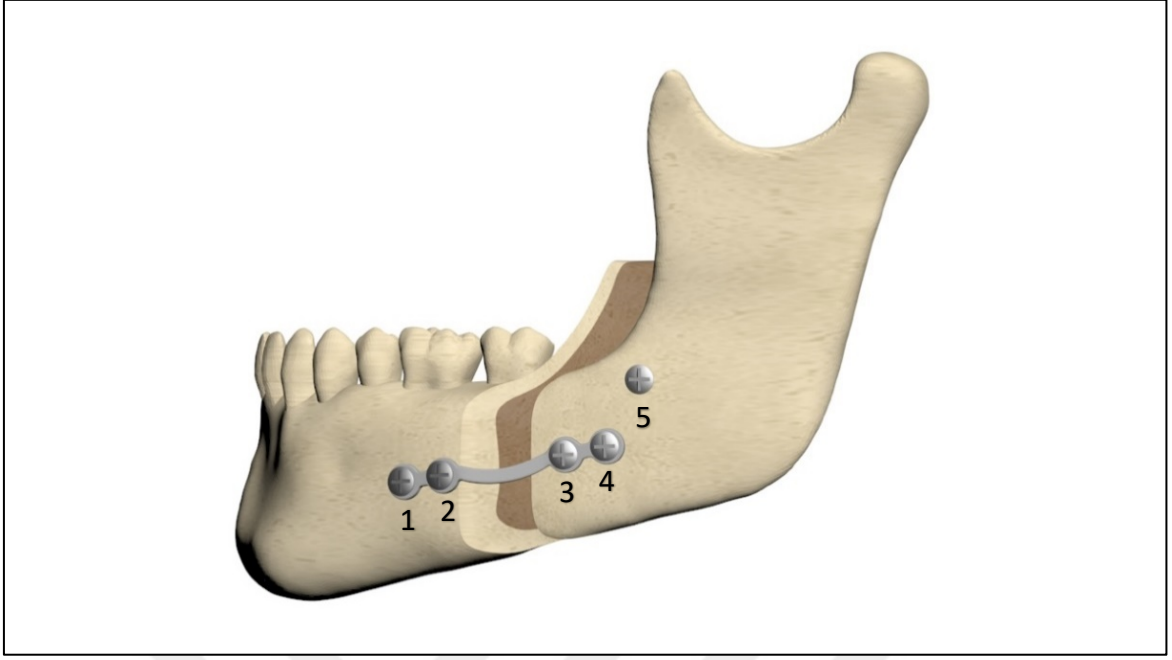
Şekil 3.22. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde vidaların numaralandırılması



Şekil 3.23. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde vidaların numaralandırılması



Şekil 3.24. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması



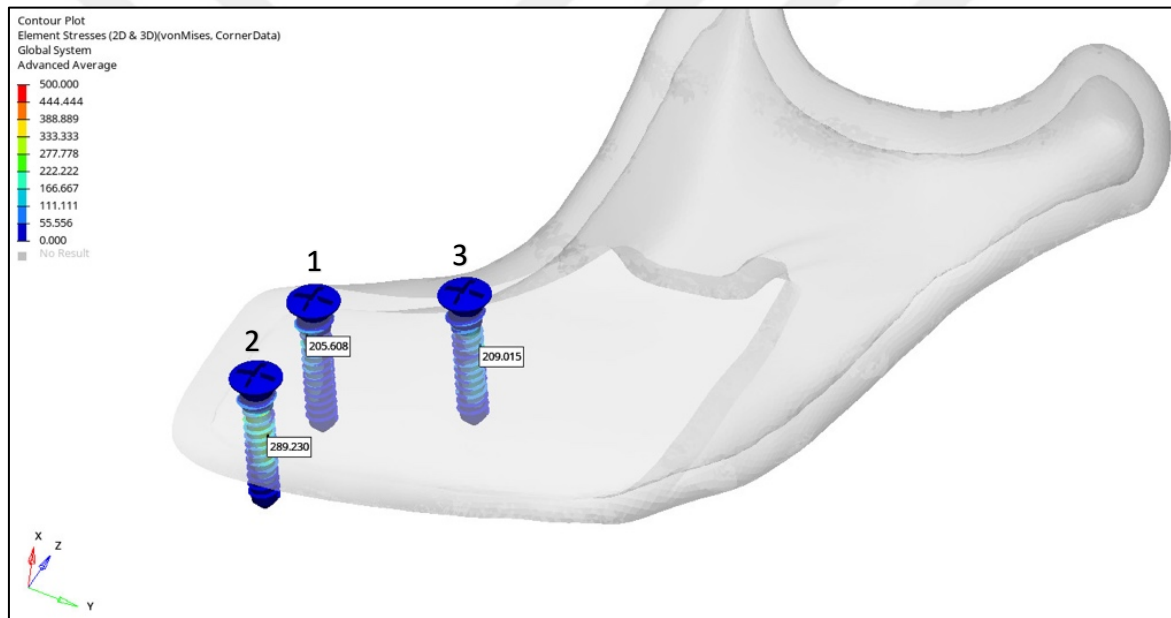
Şekil 3.25. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde vidaların numaralandırılması

4. BULGULAR

4.1. Fiksasyon Sistemleri Üzerinde Oluşan Stres Dağılımları

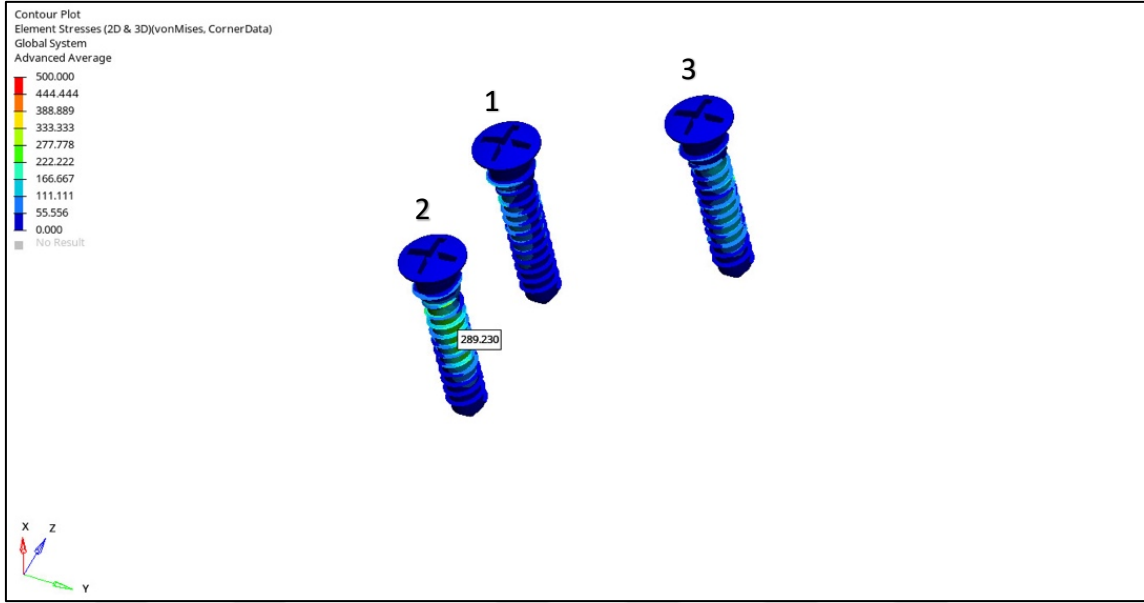
4.1.1. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model

Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanımında oluşan en yüksek von Mises stresi, 2 numaralı bikortikal vidada 289.230 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı bikortikal vidada 209.015 mPa 1 numaralı bikortikal vidada ise 205.608 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.1].



Şekil 4.1. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida modelinde ölçülen von Mises stresleri

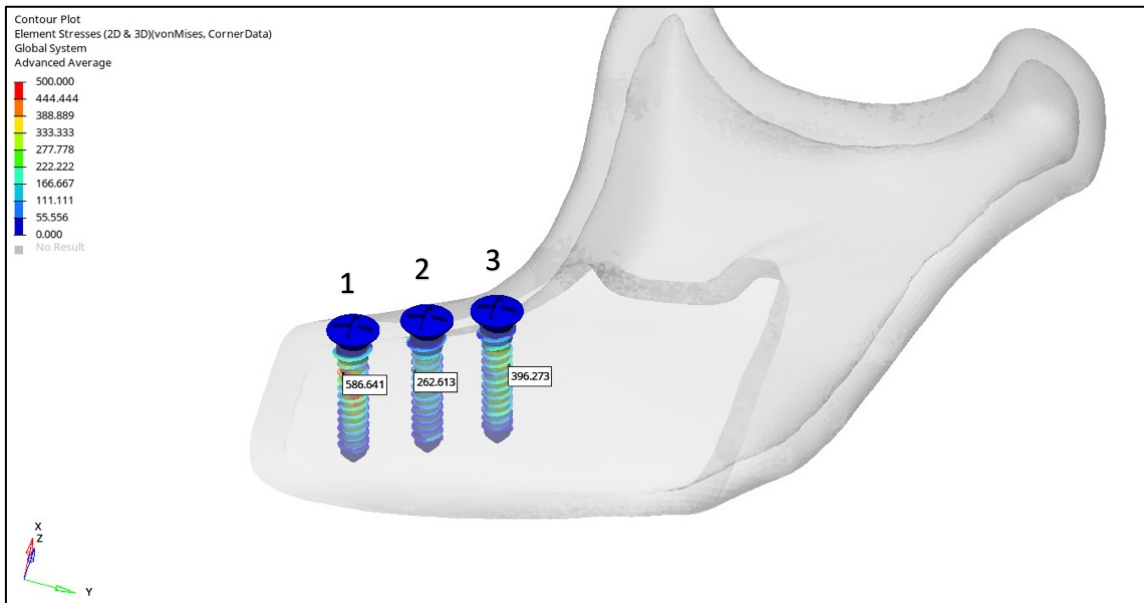
Stres bikortikal vidanın orta bölümünde daha yoğun ve 2 numaralı bikortikal vidada 289.230 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.2].



Şekil 4.2. Bikortikal vidalara gelen kuvvetin yakından görünümü

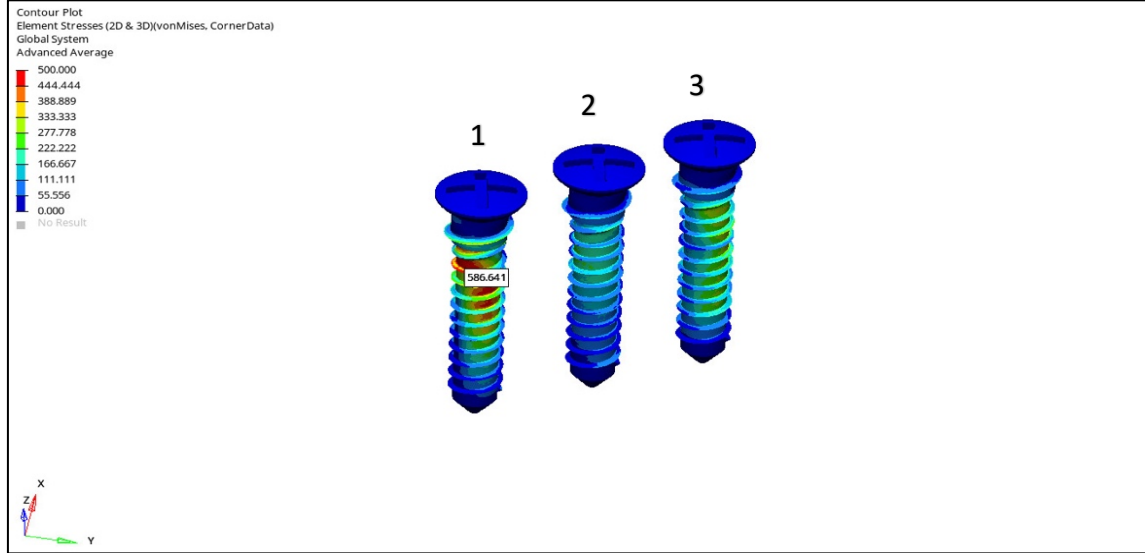
4.1.2. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model

Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanımında oluşan en yüksek von Mises stresi, 1 numaralı bikortikal vidada 586.641 mPa ölçülmüştür. 3 numaralı bikortikal vidada 396.273 mPa, 2 numaralı bikortikal vidada ise 262.613 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.3].



Şekil 4.3. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida modelinde ölçülen von Mises stresleri

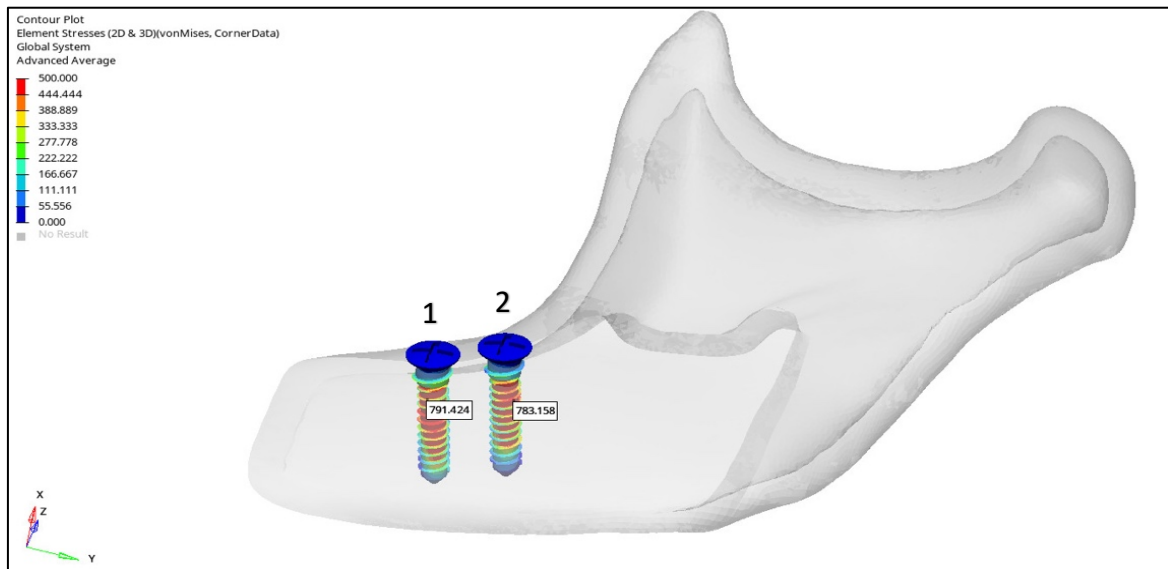
Stres bikortikal vidanın orta bölümünde daha yoğun ve 1 numaralı bikortikal vidada 586.641 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.4].



Şekil 4.4. Bikortikal vidalara gelen kuvvetin yakından görünümü

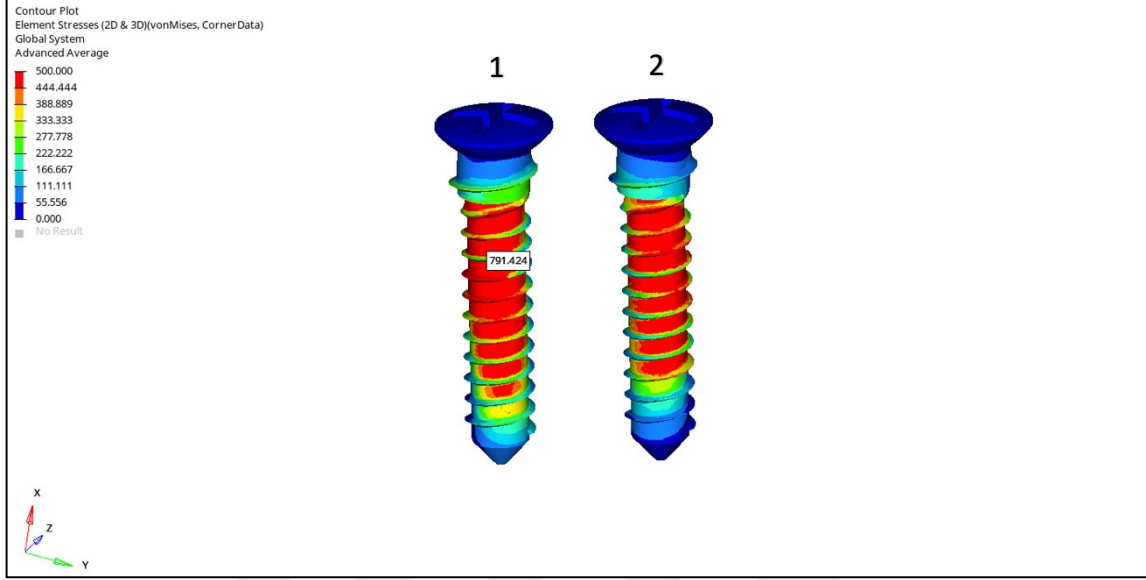
4.1.3. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model

Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanımında oluşan en yüksek von Mises stresi, 1 numaralı bikortikal vidada 791.424 mPa ölçülmüştür. 2 numaralı bikortikal vidada 783.158 mPa ölçülmüştür [Şekil 4.5].



Şekil 4.5. Üst sınırı lineer yerleştirilen 2 bikortikal vida modelinde ölçülen von Mises stresleri

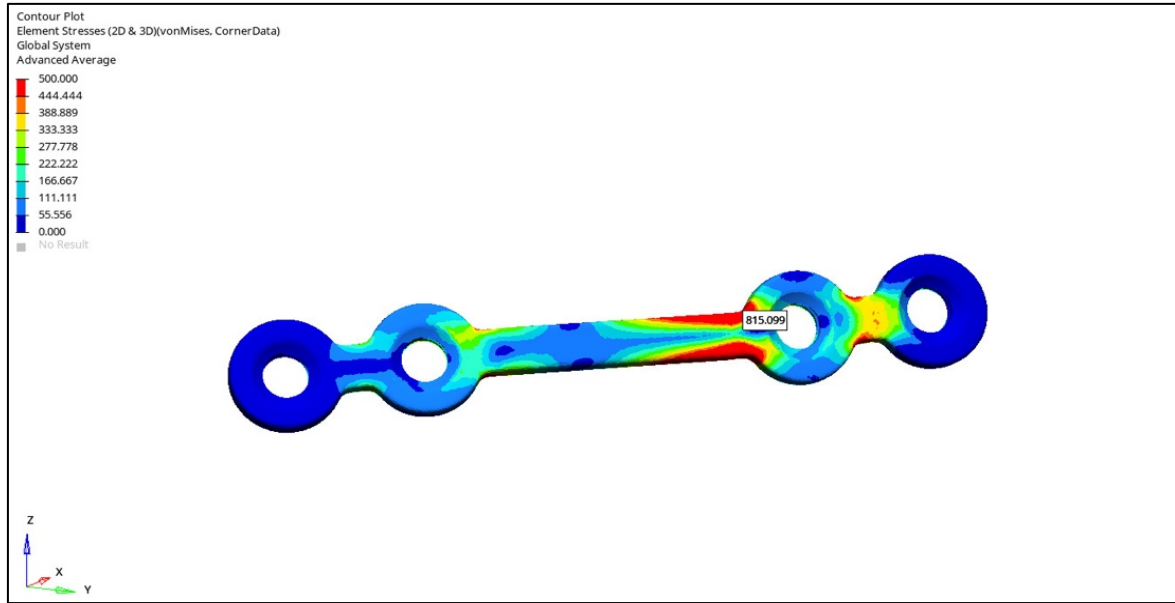
Stres bikortikal vidanın orta bölümünde yoğun ve 1 numaralı bikortikal vida üzerinde 791.424 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.6].



Şekil 4.6. Bikortikal vidalara gelen kuvvetin yakından görünümü

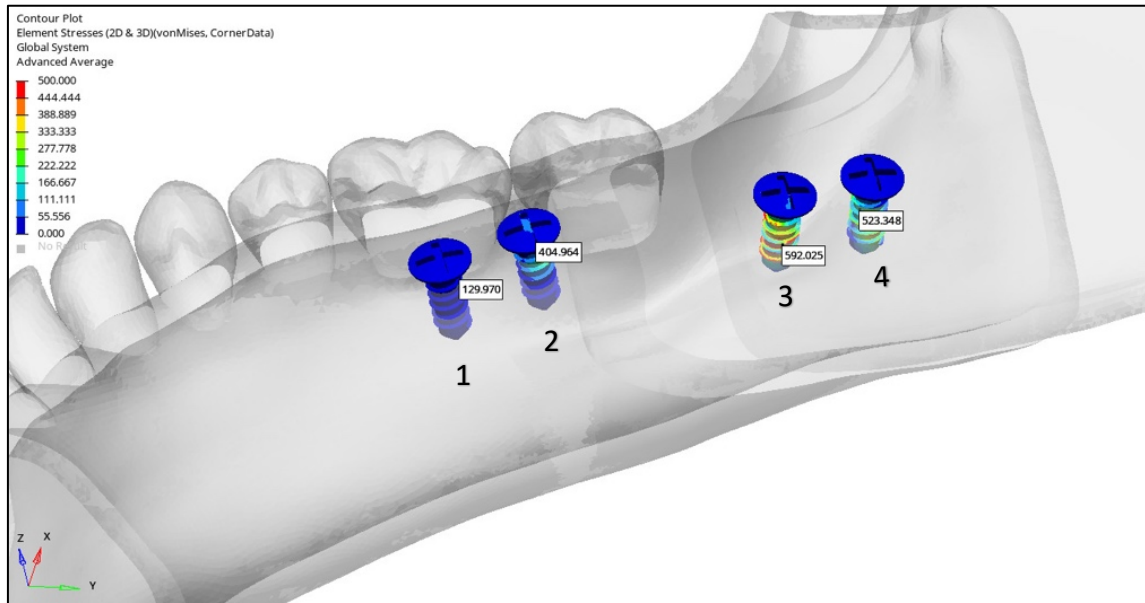
4.1.4. 1 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model

4 delikli konvansiyonel miniplak kullanımında en yüksek von Mises stresi, miniplağın distal yarısında ve 3 numaralı vida deliğine yakın olan bölgede 815.099 mPa olarak ölçülmüştür. Stres miniplağın orta bölgesinde düşük seviyede ölçülmüştür ve distale doğru stres artmaktadır [Şekil 4.7].



Şekil 4.7. 4 delikli konvansiyonel miniplakta ölçülen von Mises stresleri

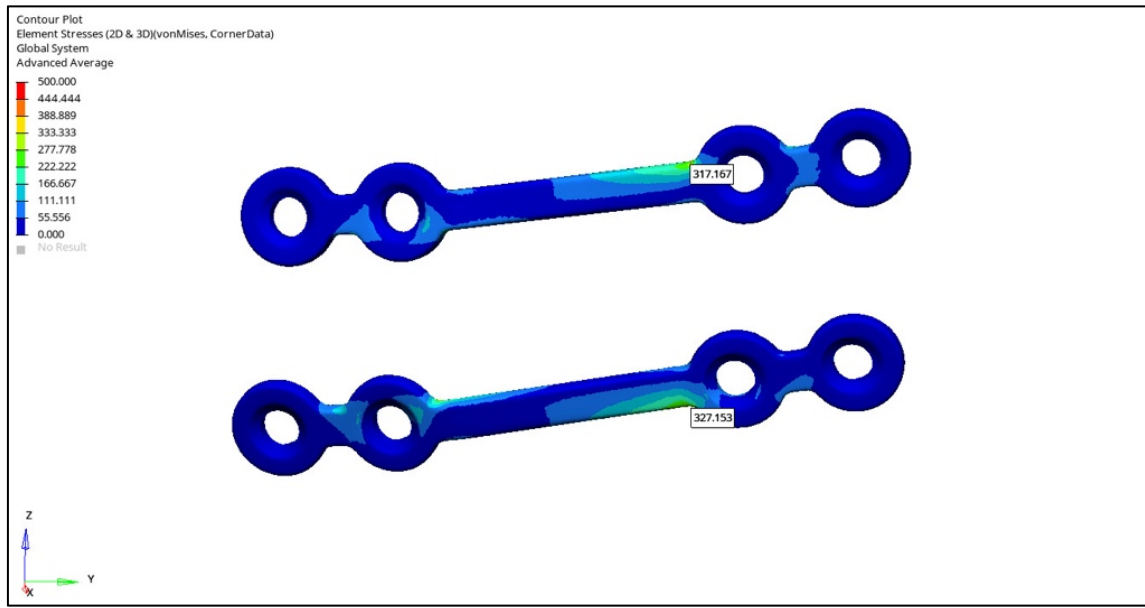
4 delikli konvansiyonel miniplak kullanımında monokortikal vidalar arasında en yüksek von Mises stres değeri 3 numaralı monokortikal vidada 592.025 mPa olarak ölçülmüştür. 4 numaralı monokortikal vidada 523.348 mPa, 2 numaralı monokortikal vidada 404.964 mPa, 1 numaralı monokortikal vidada 129.970 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.8].



Şekil 4.8. 4 delikli konvansiyonel miniplakta monokortikal vidalarda ölçülen von Mises stresleri

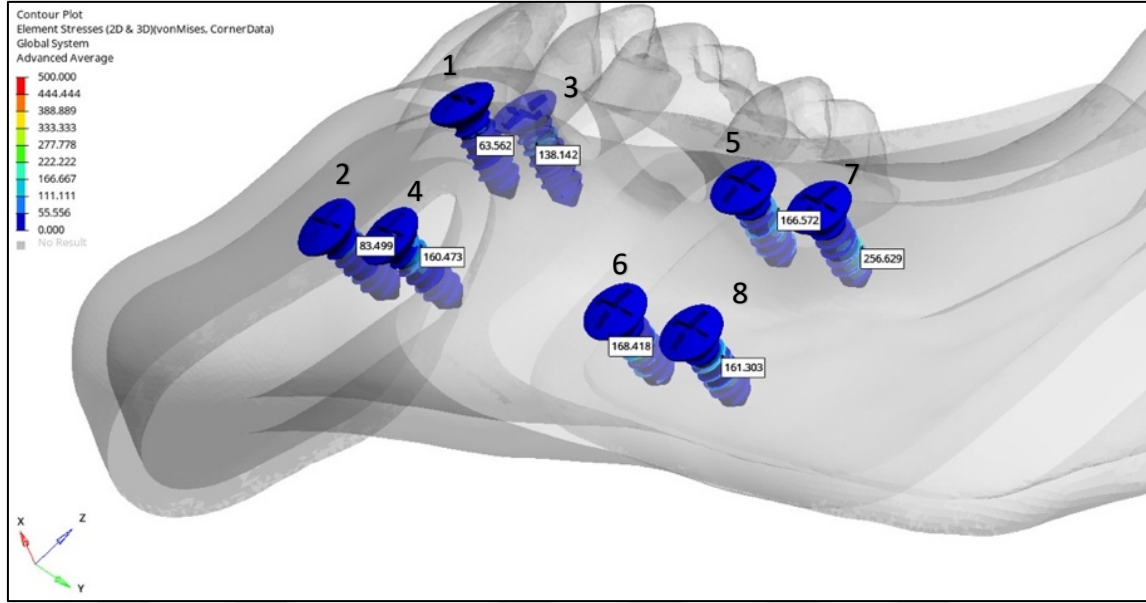
4.1.5. 2 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model

2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanımında en yüksek von Mises stresi, inferiordaki miniplağın distal yarısında ve 6 numaralı vida deliğine yakın olan bölgede 327.153 mPa olarak ölçülmüştür. Superiordaki miniplağın distal yarısında ve 5 numaralı vida deliğine yakın olan bölgede 317.167 mPa olarak ölçülmüştür. Stres superior ve inferiorda bulunan miniplakların her ikisinde de orta bölgede düşük seviyede ölçülmüştür ve distale doğru stres artmaktadır [Şekil 4.9].



Şekil 4.9. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplakta ölçülen von Mises stresleri

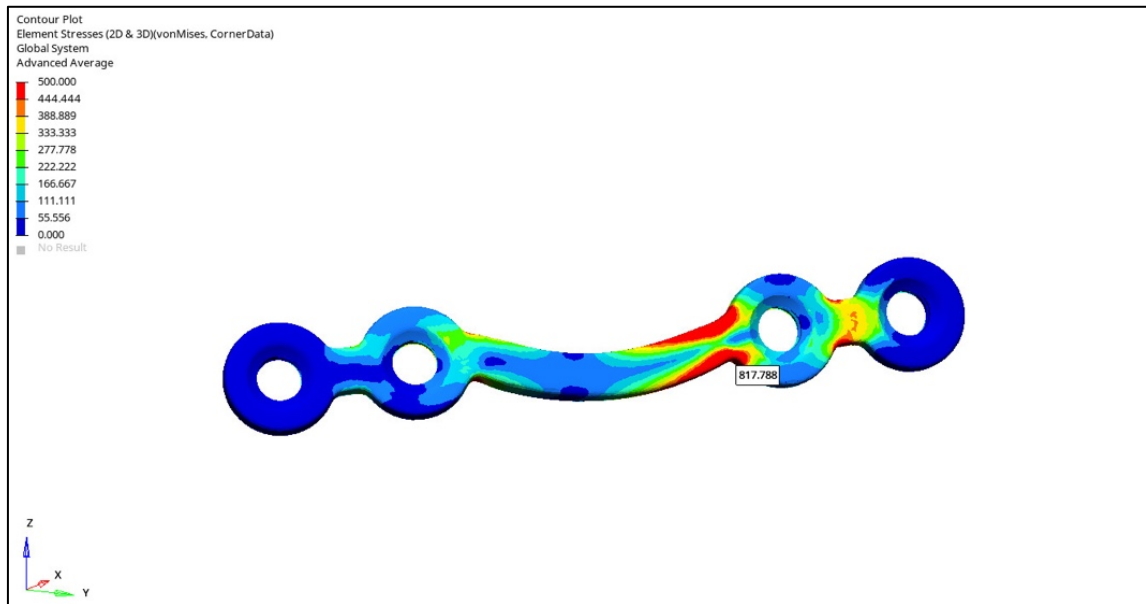
2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanımında vidalar arasında en yüksek von Mises stres değeri 7 numaralı monokortikal vidada 256.629 mPa olarak ölçülmüştür. 6 numaralı monokortikal vidada 168.418 mPa, 5 numaralı monokortikal vidada 166.572 mPa, 8 numaralı monokortikal vidada 161.303 mPa, 4 numaralı monokortikal vidada 160.473 mPa, 3 numaralı monokortikal vidada 138.142 mPa, 2 numaralı monokortikal vidada 83.499 mPa, 1 numaralı monokortikal vidada 63.562 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.10].



Şekil 4.10. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplakta monokortikal vidalarda ölçülen von Mises stresleri

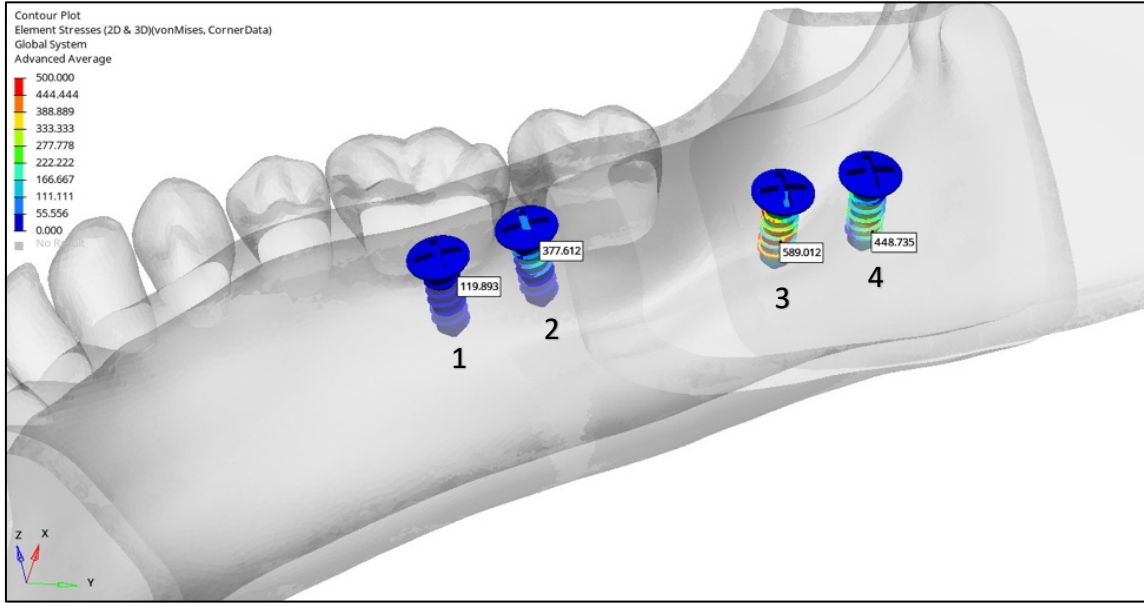
4.1.6. 1 Adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model

1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanımında en yüksek von Mises stresi, SSRO plağının distal yarısında ve 3 numaralı vida deliğine yakın olan bölgede 817.788 mPa olarak ölçülmüştür. Stres plağın orta bölgesinde düşük seviyede ölçülmüştür ve distale doğru stres artmaktadır [Şekil 4.11].



Şekil 4.11. 4 delikli SSRO plağında ölçülen von Mises stresleri

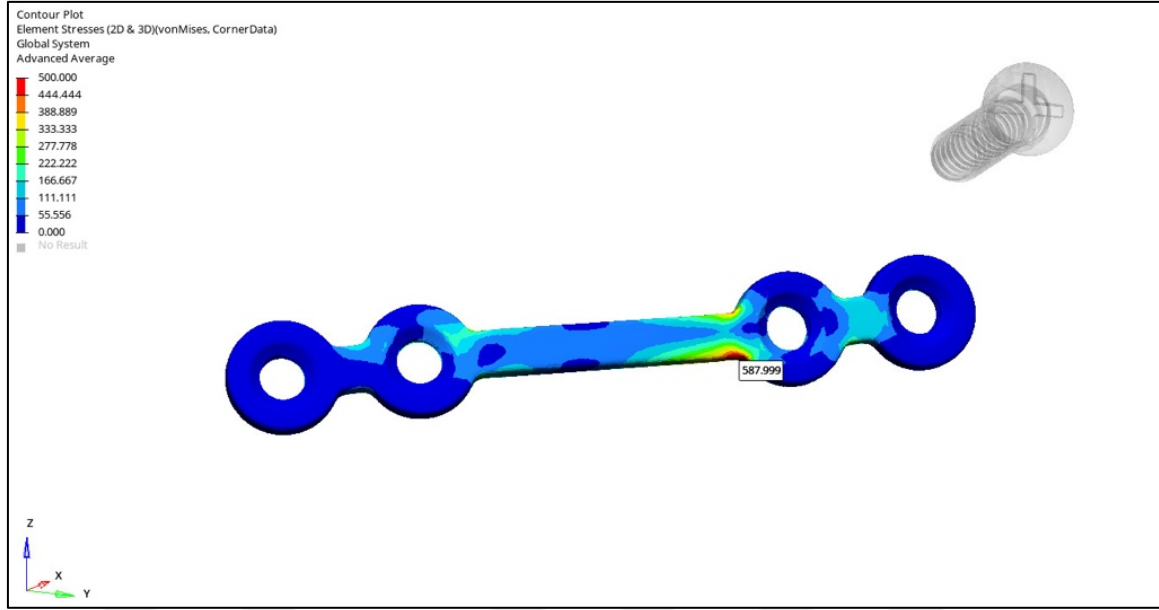
1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanımında vidalar arasında en yüksek von Mises stres değeri, 3 numaralı monokortikal vidada 589.012 mPa olarak ölçülmüştür. 4 numaralı monokortikal vidada 448.735 mPa, 2 numaralı monokortikal vidada 377.612 mPa, 1 numaralı monokortikal vidada ise 119.893 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.12].



Şekil 4.12. 4 delikli SSRO plağında monokortikal vidalarda ölçülen von Mises stresleri

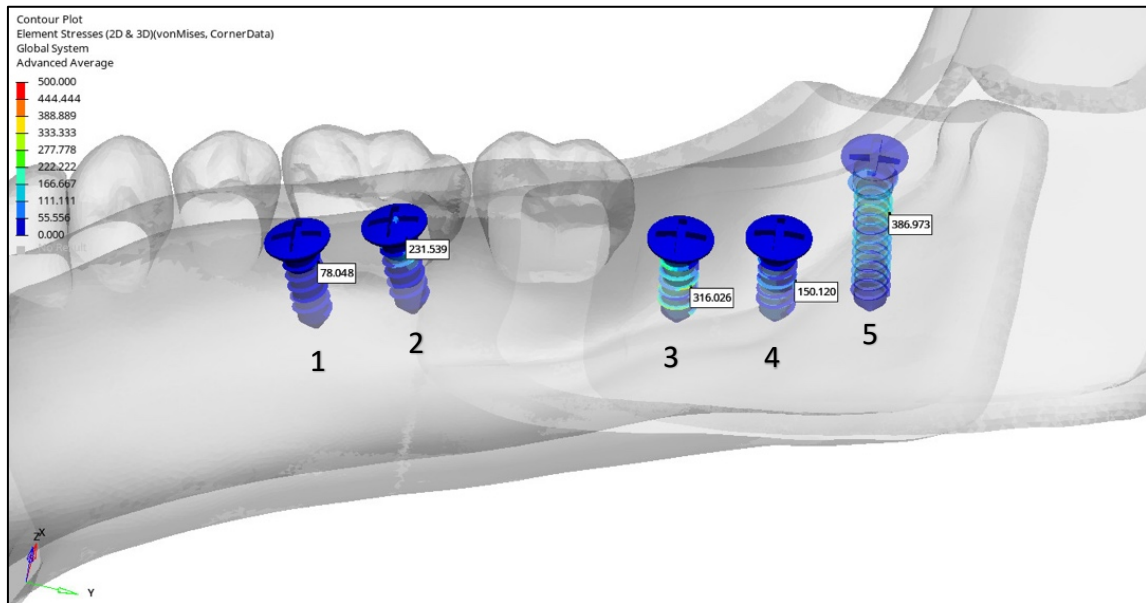
4.1.7. 1 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model

1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanımında en yüksek von Mises stresi, miniplağın distal yarısında ve 3 numaralı vida deliğine yakın olan bölgede 587.999 mPa olarak ölçülmüştür. Stres plağın orta bölgesinde düşük seviyede ölçülmüştür ve distale doğru stres artmaktadır [Şekil 4.13].



Şekil 4.13. Konvansiyonel miniplak kullanılan hibrit fiksasyonda plakta ölçülen von Mises stresleri

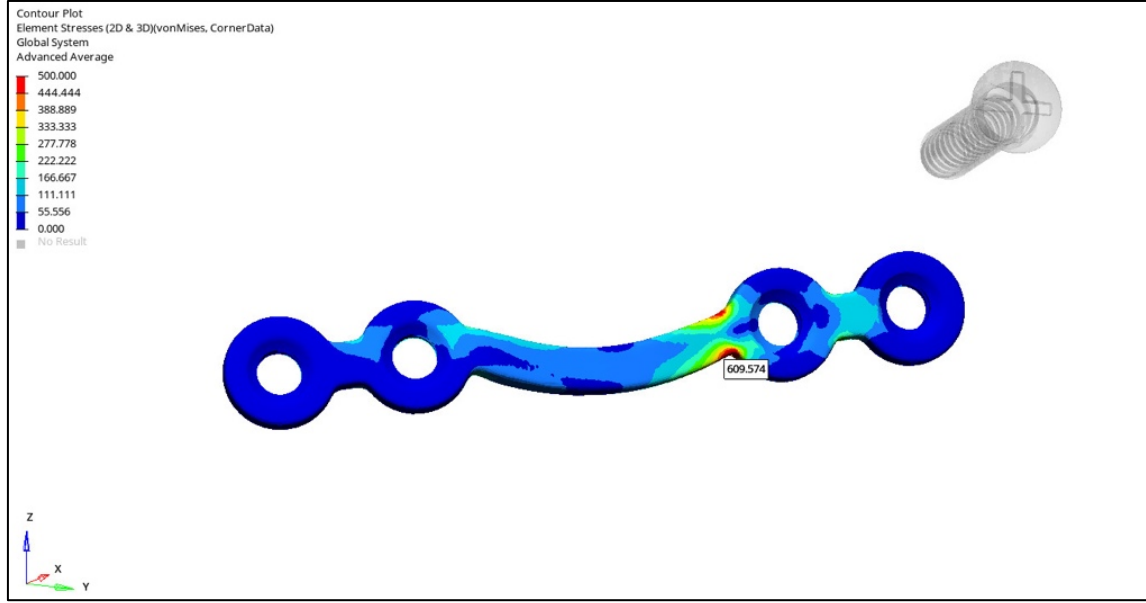
1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanımında vidalar arasında en yüksek von Mises stres değeri, 5 numaralı bikortikal vidada 386.973 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vidada 316.026 mPa, 2 numaralı monokortikal vidada 231.539 mPa, 4 numaralı monokortikal vidada 150.120 mPa, 1 numaralı monokortikal vidada 78.048 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.14].



Şekil 4.14. Konvansiyonel miniplak kullanılan hibrit fiksasyonda vidalarda ölçülen von Mises stresleri

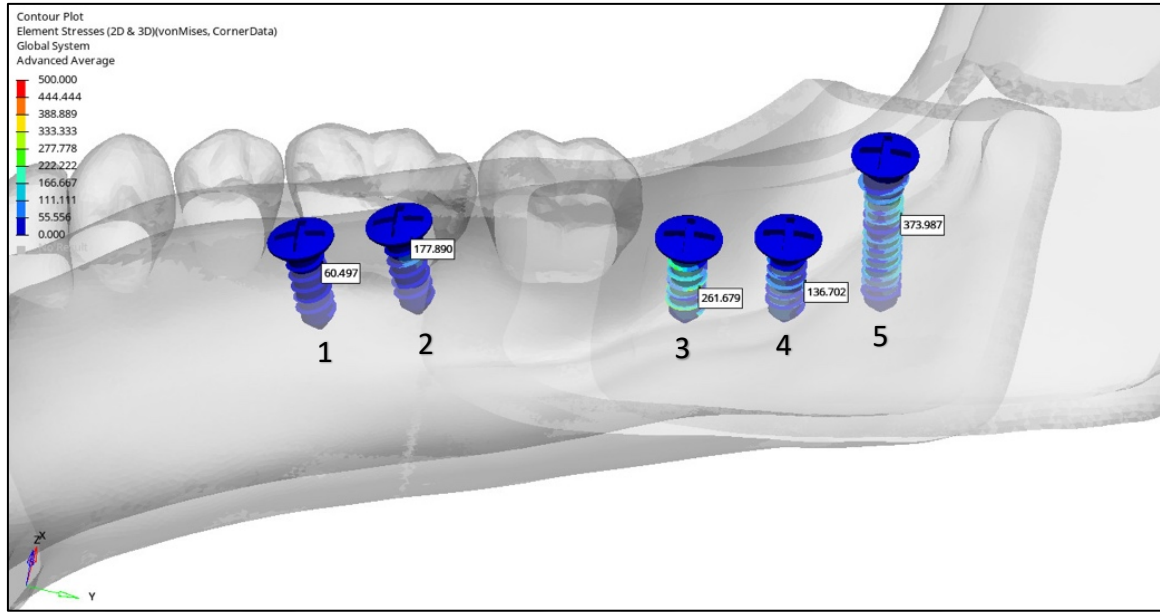
4.1.8. 1 Adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model

1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanımında en yüksek von Mises stresi, SSRO plağının distal yarısında ve 3 numaralı vida deliğine yakın olan bölgede 609.574 mPa olarak ölçülmüştür. Stres plağın orta bölgesinde düşük seviyede ölçülmüştür ve distale doğru stres artmaktadır [Şekil 4.15].



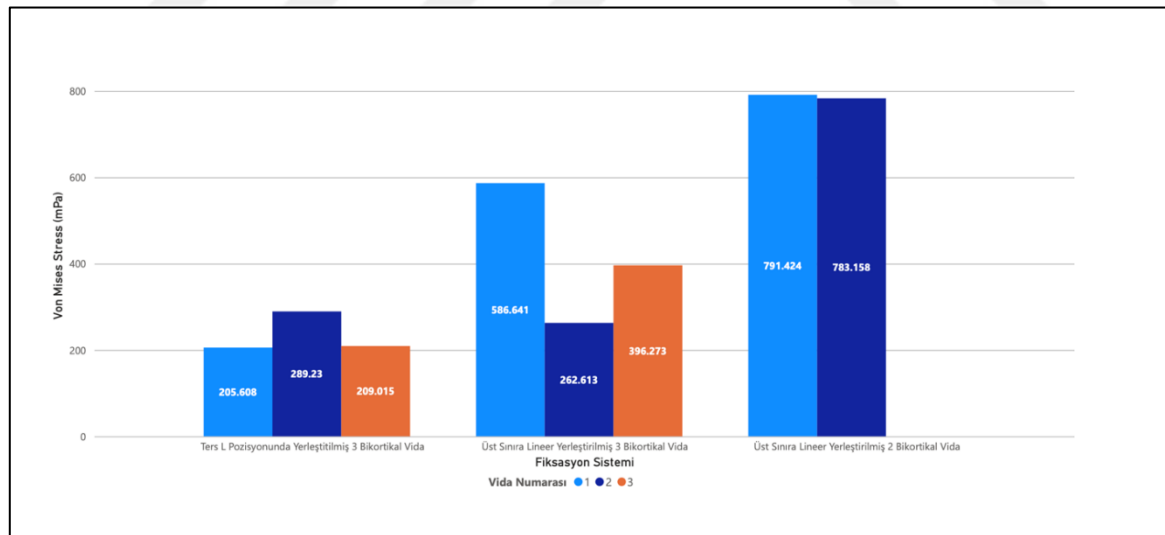
Şekil 4.15. SSRO plağı kullanılan hibrit fiksasyonda plakta ölçülen von Mises stresleri

1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanımında vidalar arasında en yüksek von Mises stres değeri, 5 numaralı bikortikal vidada 373.987 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vidada 261.679 mPa, 2 numaralı monokortikal vidada 177.890 mPa, 4 numaralı monokortikal vidada 136.702 mPa, 1 numaralı monokortikal vidada 60.497 mPa olarak ölçülmüştür [Şekil 4.16].

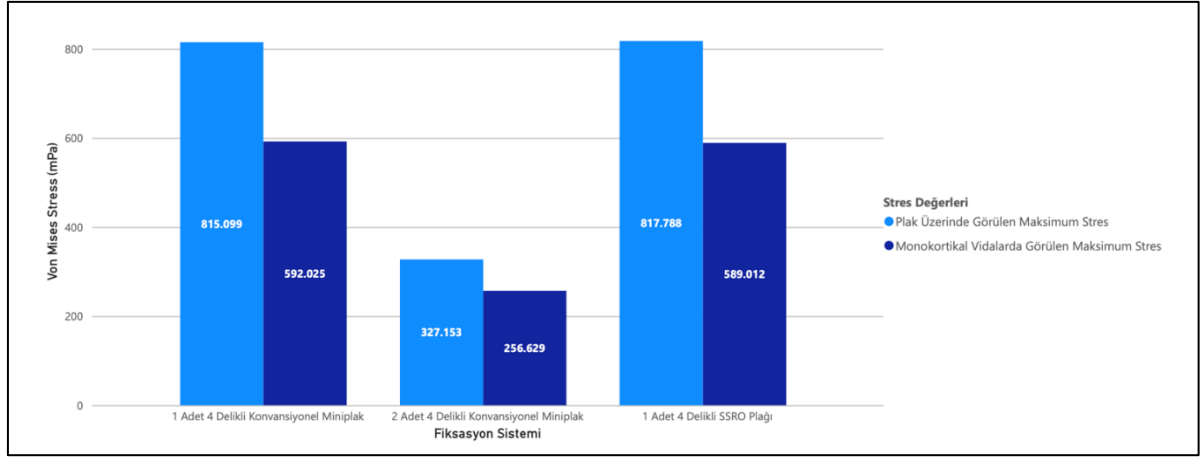


Şekil 4.16. SSRO plağı kullanılan hibrit fiksasyonda vidalarda ölçülen von Mises stresleri

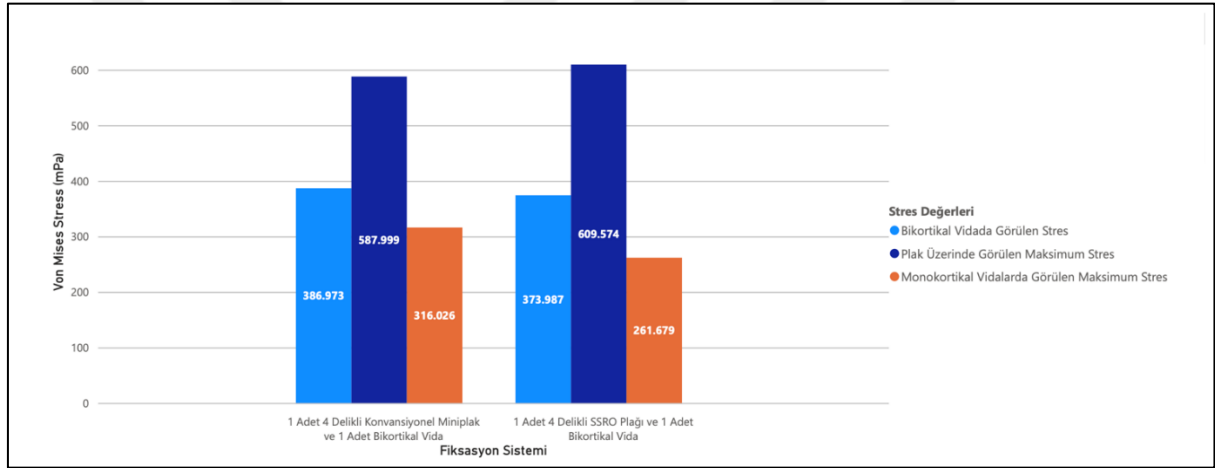
Şekil 4.17- Şekil 4.19 arasında, 10 mm mandibular ilerletme sonrası 140 N vertikal kuvvet altında bikortikal vida, plak ve hibrit fiksasyon sistemlerinde meydana gelen von Mises stresleri gösterilmiştir.



Şekil 4.17. Mandibulada kullanılan bikortikal vida fiksasyonunda fiksasyon sistemi üzerinde bulgularan von Mises stresler



Şekil 4.18. Mandibulada kullanılan plak fiksasyonunda, fiksasyon sistemi üzerinde bulgularanan von Mises stresler



Şekil 4.19. Mandibulada kullanılan hibrit fiksasyonda, fiksasyon sistemi üzerinde bulgularanan von Mises stresler

4.2. Mandibulada Oluşan Stres Dağılımları

4.2.1. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model

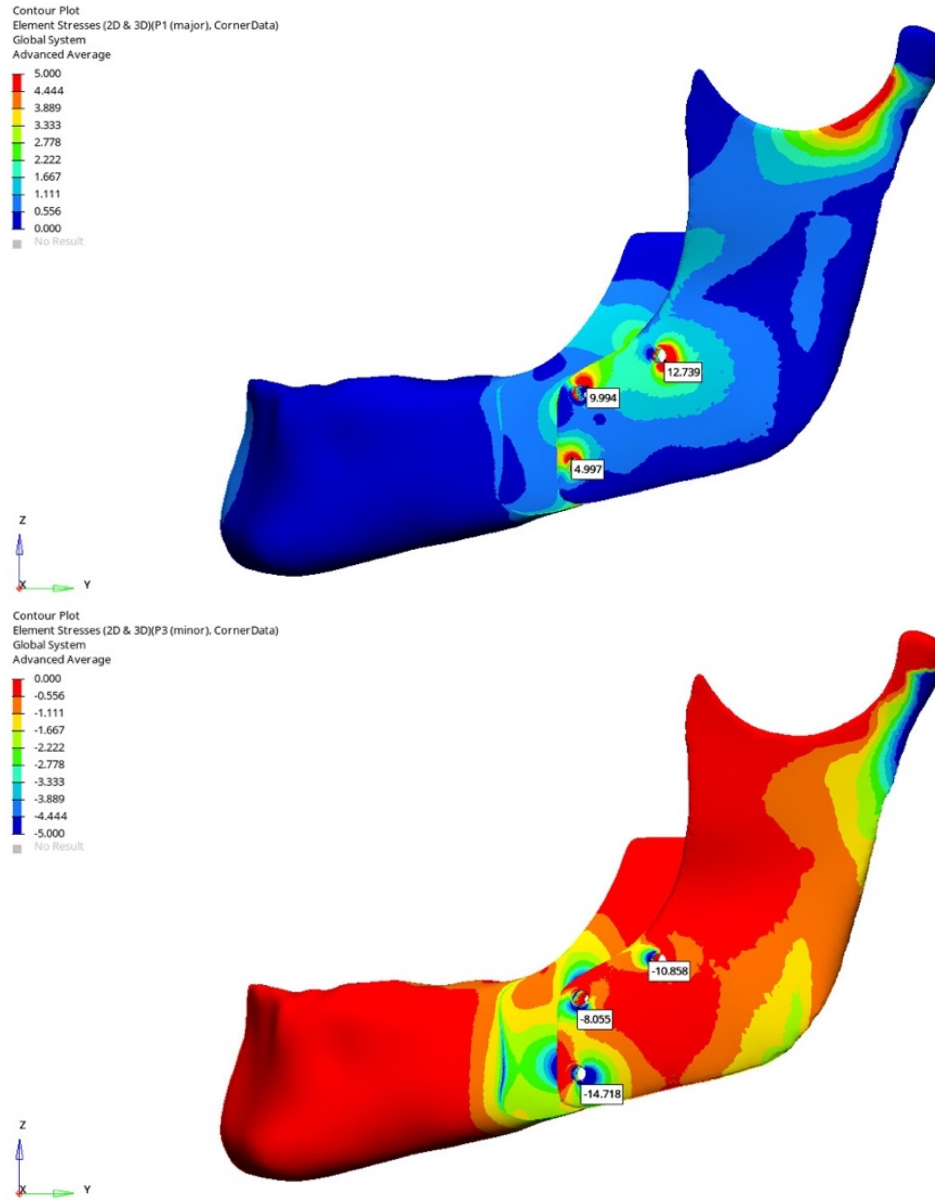
Kuvvet uygulaması sonucu ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde fiksasyon çevresindeki trabeküler kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.20’de, kortikal kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.21’de gösterilmiştir.

Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı bikortikal vida çevresinde 12.739 mPa olarak ölçülmüştür. 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 9.994 mPa, 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 4.997 mPa olarak ölçülmüştür.

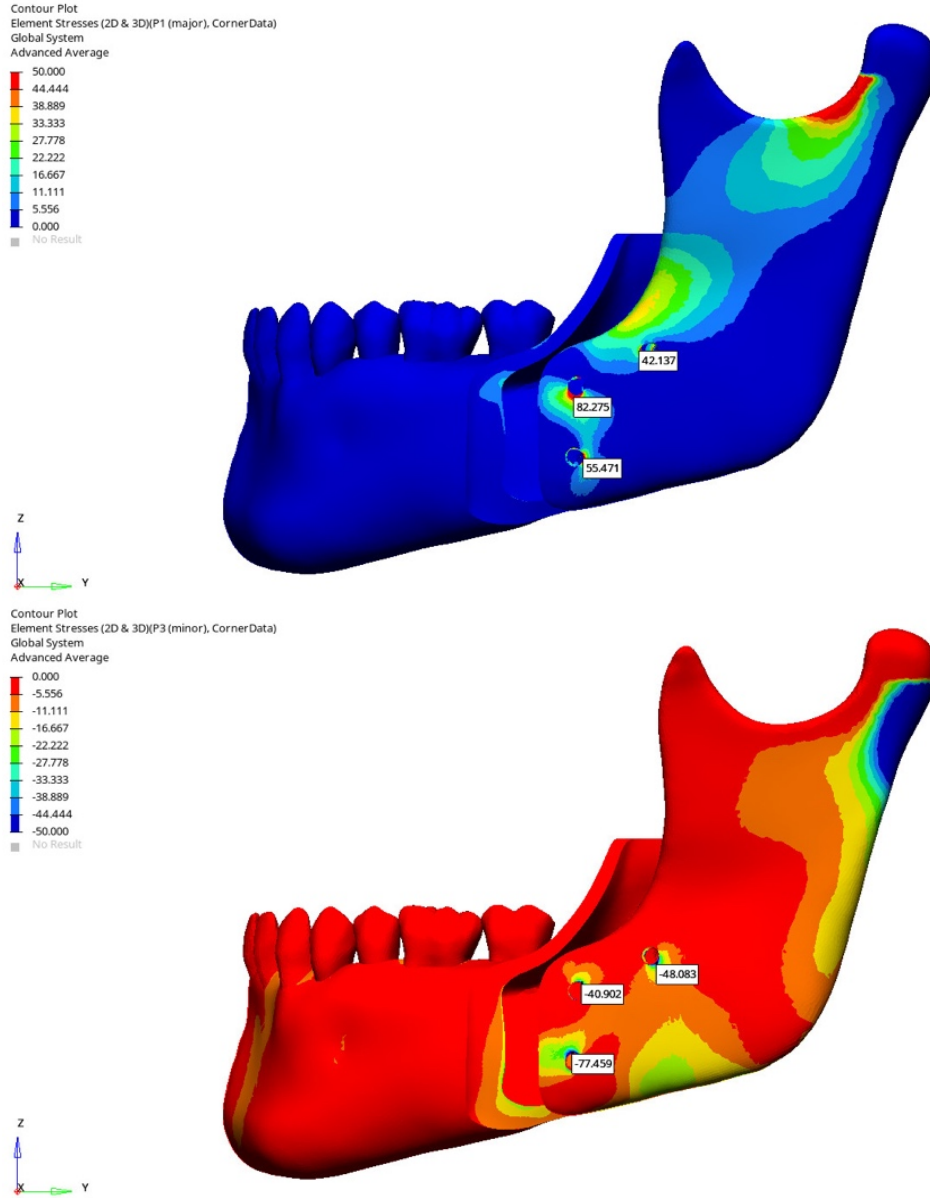
Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 14.718 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı bikortikal vida çevresinde 10.858 mPa, 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 8.055 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 82.275 mPa olarak ölçülmüştür. 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 55.471 mPa, 3 numaralı bikortikal vida çevresinde 42.137 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 77.459 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı bikortikal vida çevresinde 48.083 mPa, 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 40.902 mPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.20. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör



Şekil 4.21. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör

4.2.2. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model

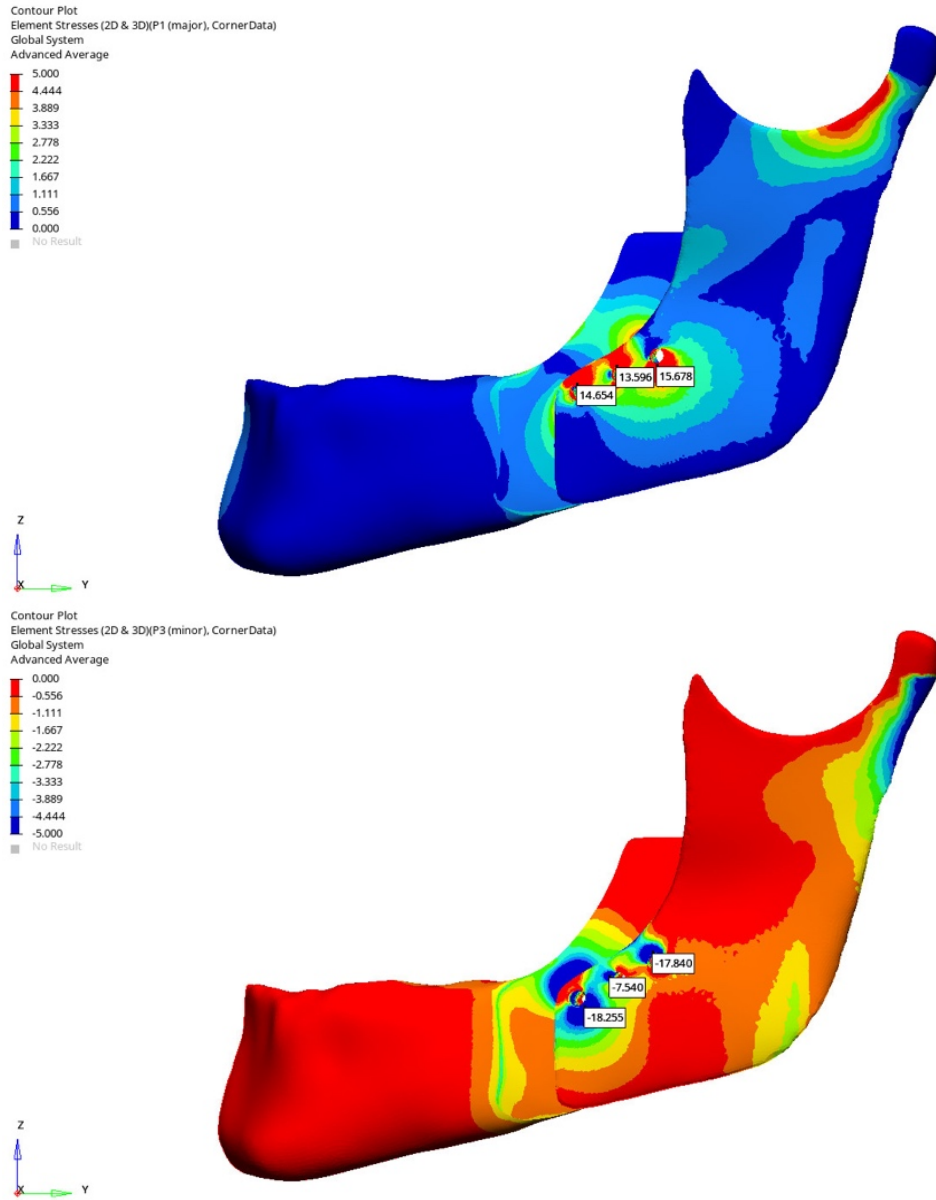
Kuvvet uygulanması sonucu üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde fiksasyon sistemi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.22’de, kortikal kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.23’de gösterilmiştir.

Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı bikortikal vida çevresinde 15.678 mPa olarak ölçülmüştür. 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 14.654 mPa, 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 13.596 mPa olarak ölçülmüştür.

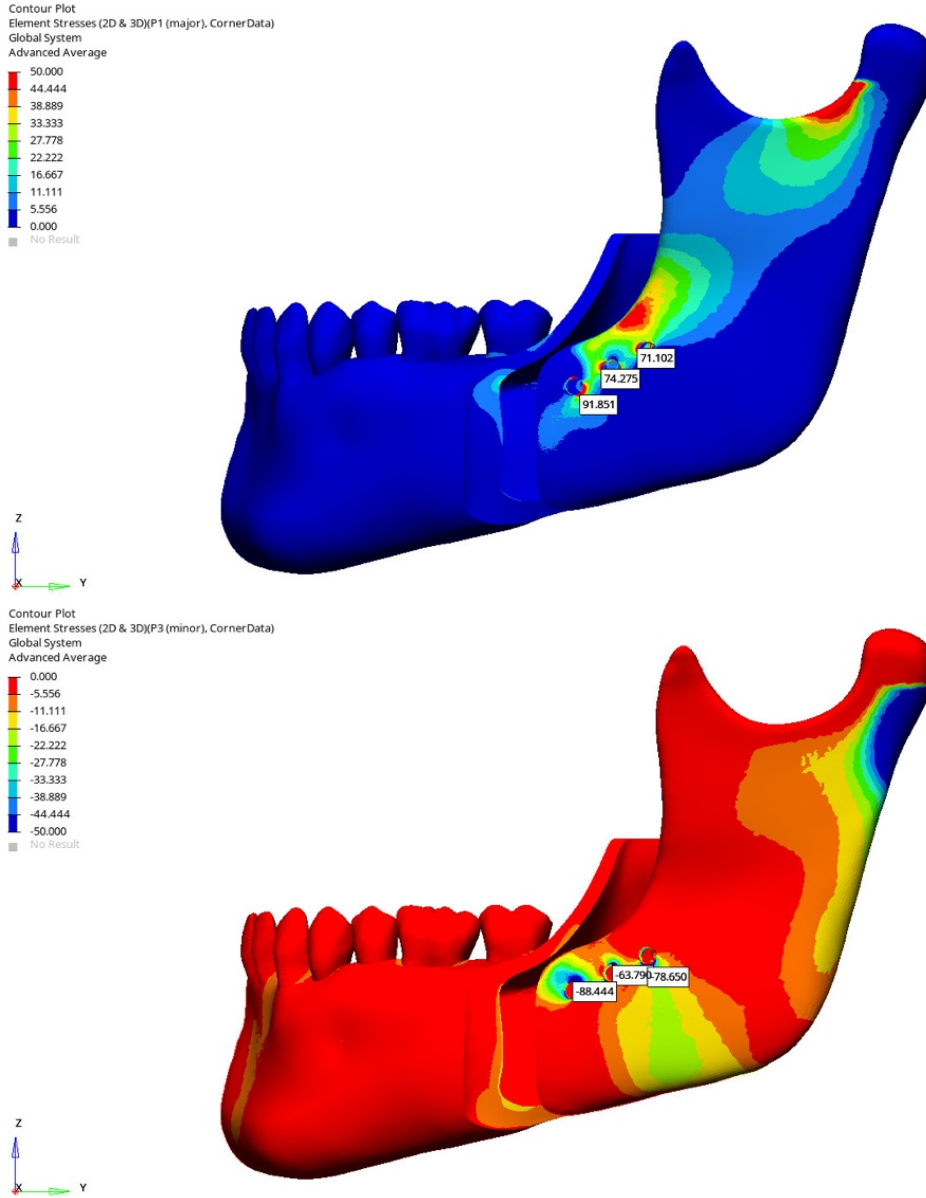
Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 18.255 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı bikortikal vida çevresinde 17.840 mPa, 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 7.540 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 91.851 mPa olarak ölçülmüştür. 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 74.275 mPa, 3 numaralı bikortikal vida çevresinde 71.102 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 88.444 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı bikortikal vida çevresinde 78.650 mPa, 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 63.790 mPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.22. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör



Şekil 4.23. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör

4.2.3. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model

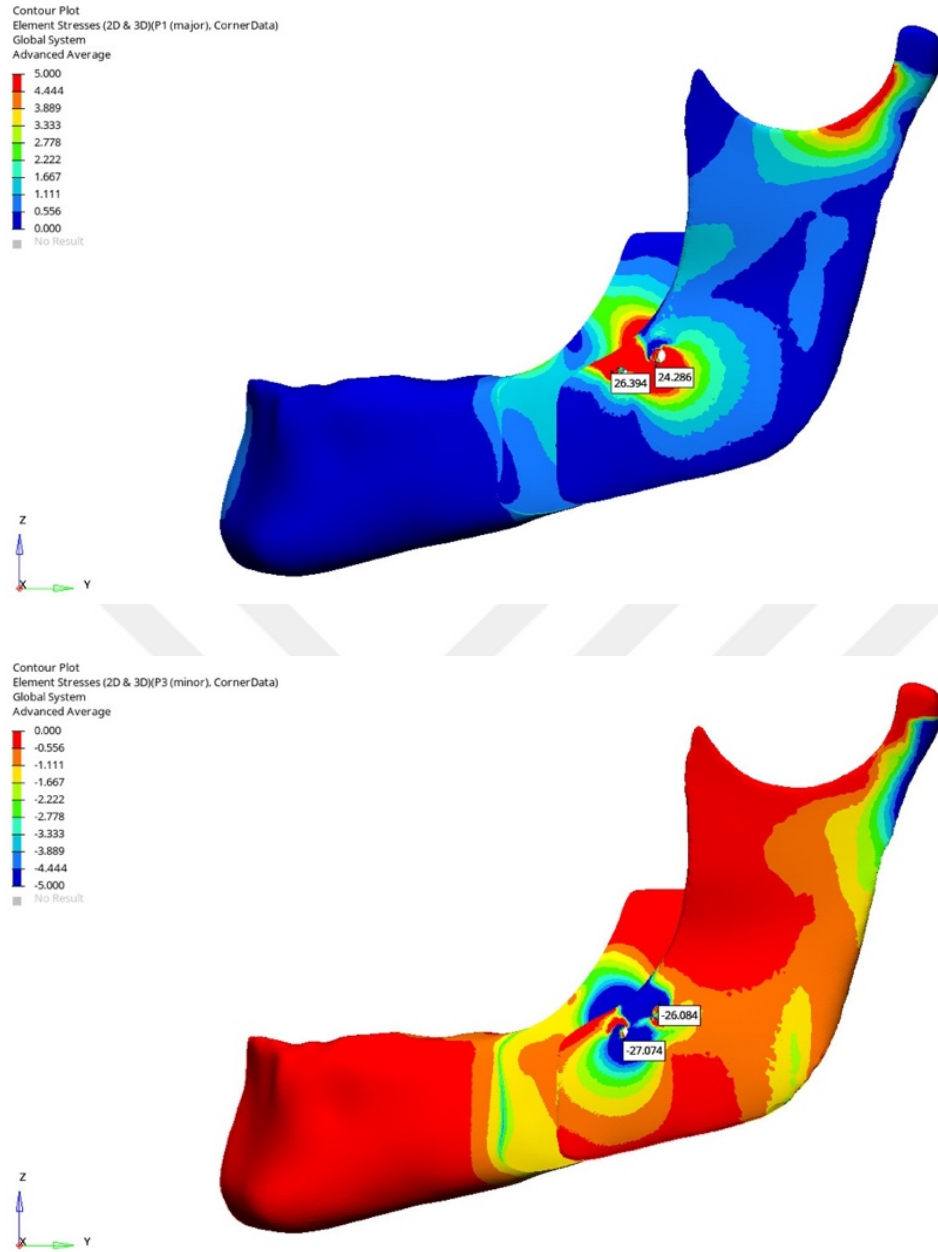
Kuvvet uygulanması sonucu üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde fiksasyon sistemi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.24’de, kortikal kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.25’de gösterilmiştir.

Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 26.394 mPa olarak ölçülmüştür. 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 24.286 mPa olarak ölçülmüştür.

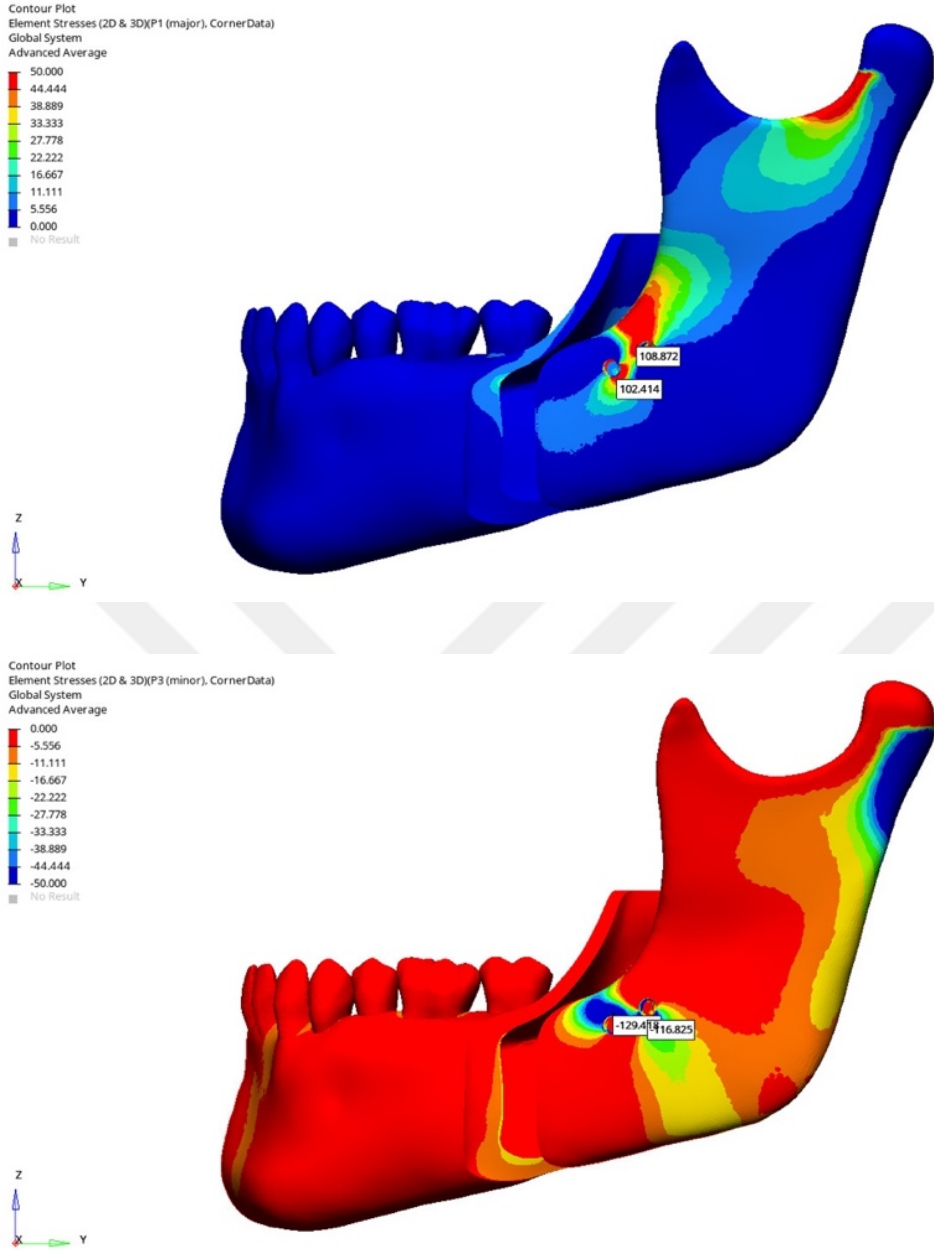
Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 27.074 mPa olarak ölçülmüştür. 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 26.084 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 108.872 mPa olarak ölçülmüştür. 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 102.414 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 1 numaralı bikortikal vida çevresinde 129.418 mPa olarak ölçülmüştür. 2 numaralı bikortikal vida çevresinde 116.825 mPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.24. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör



Şekil 4.25. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör

4.2.4. 1 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model

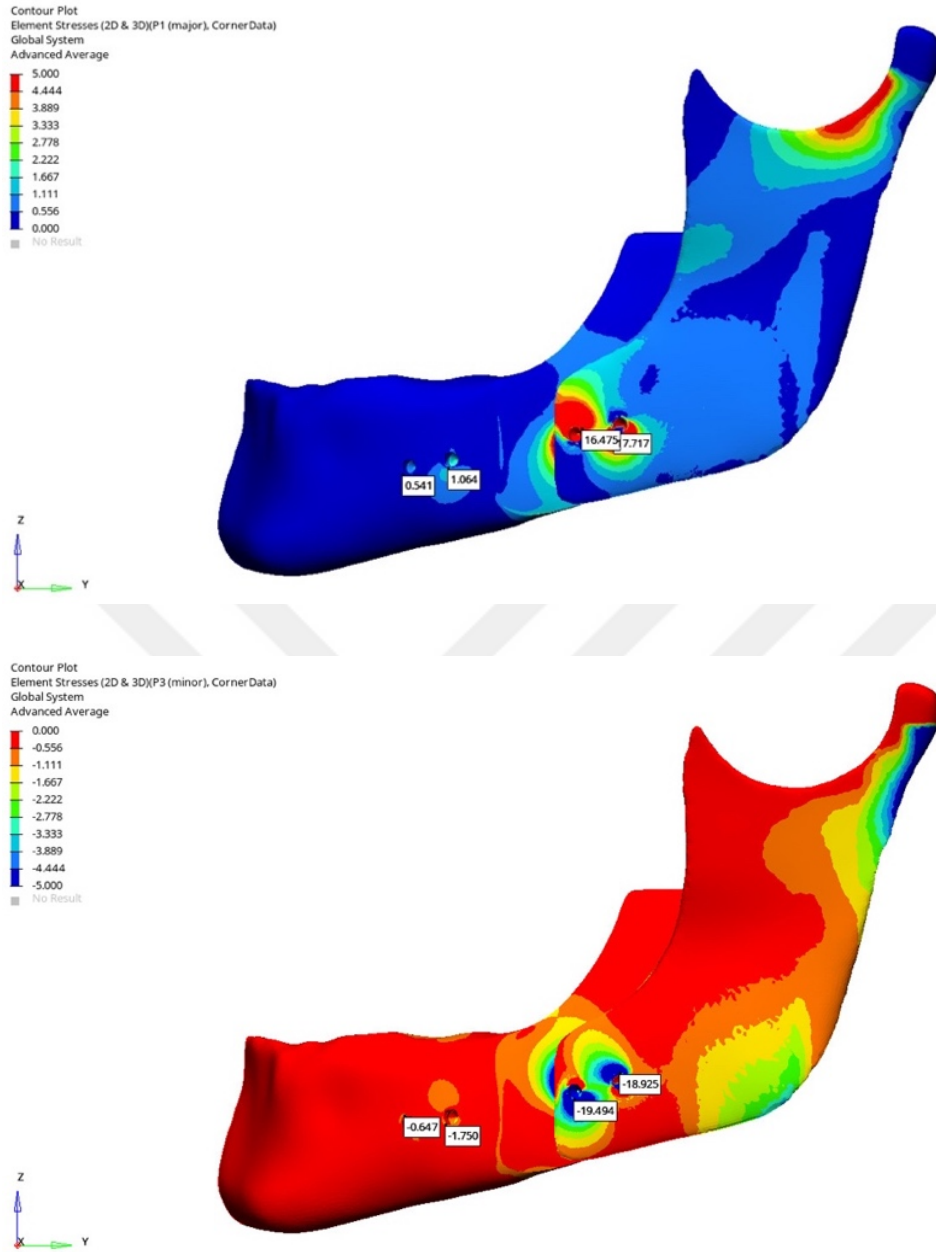
Kuvvet uygulanması sonucu 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde fiksasyon sistemi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.26'da, kortikal kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.27'de gösterilmiştir.

Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 17.717 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 16.475 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 1.064 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.541 mPa olarak ölçülmüştür.

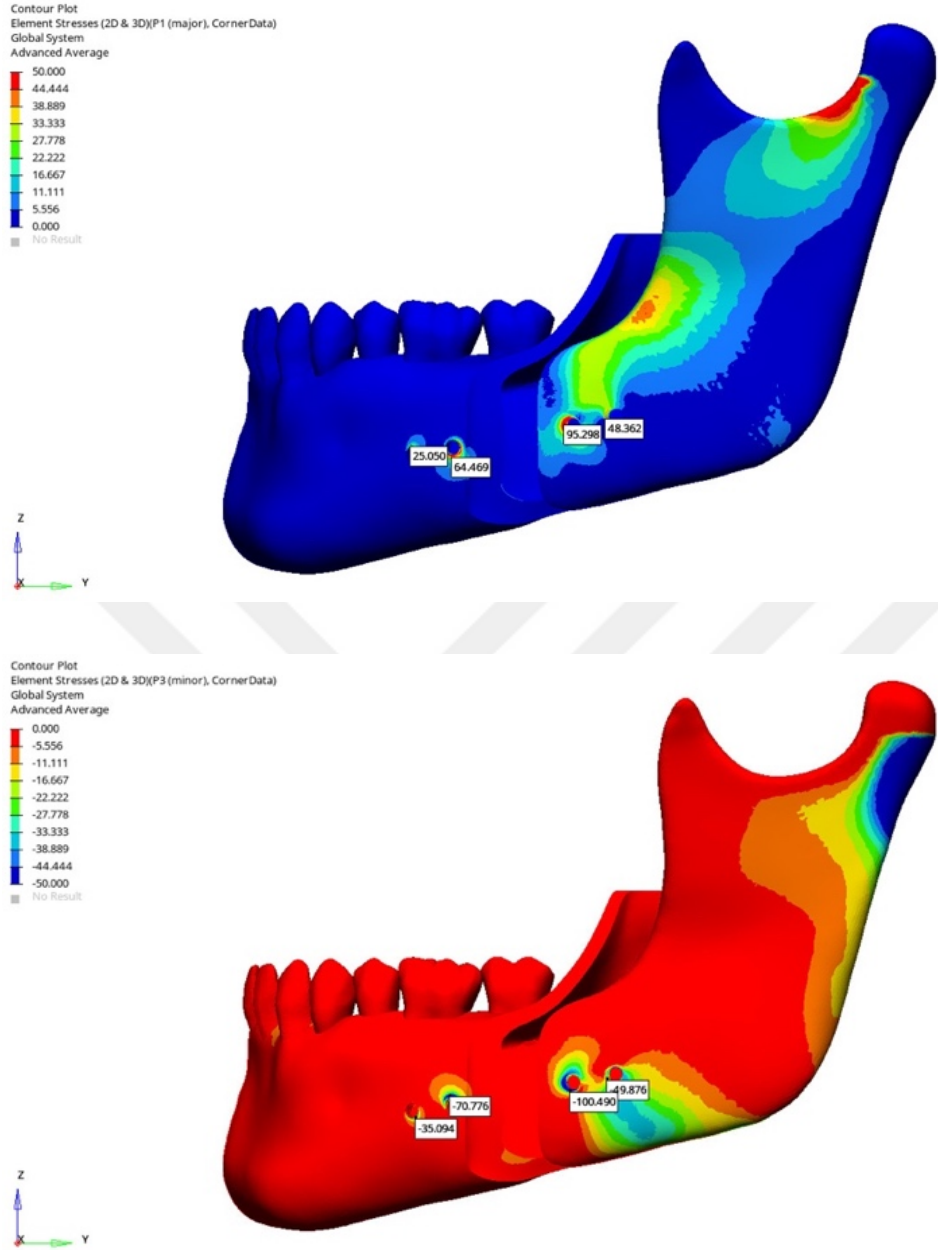
Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 19.494 mPa olarak ölçülmüştür. 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 18.925 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 1.750 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.647 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 95.298 mPa olarak ölçülmüştür. 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 64.469 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 48.362 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 25.050 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 100.490 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 70.776 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 49.876 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 35.094 mPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.26. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör



Şekil 4.27. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör

4.2.5. 2 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model

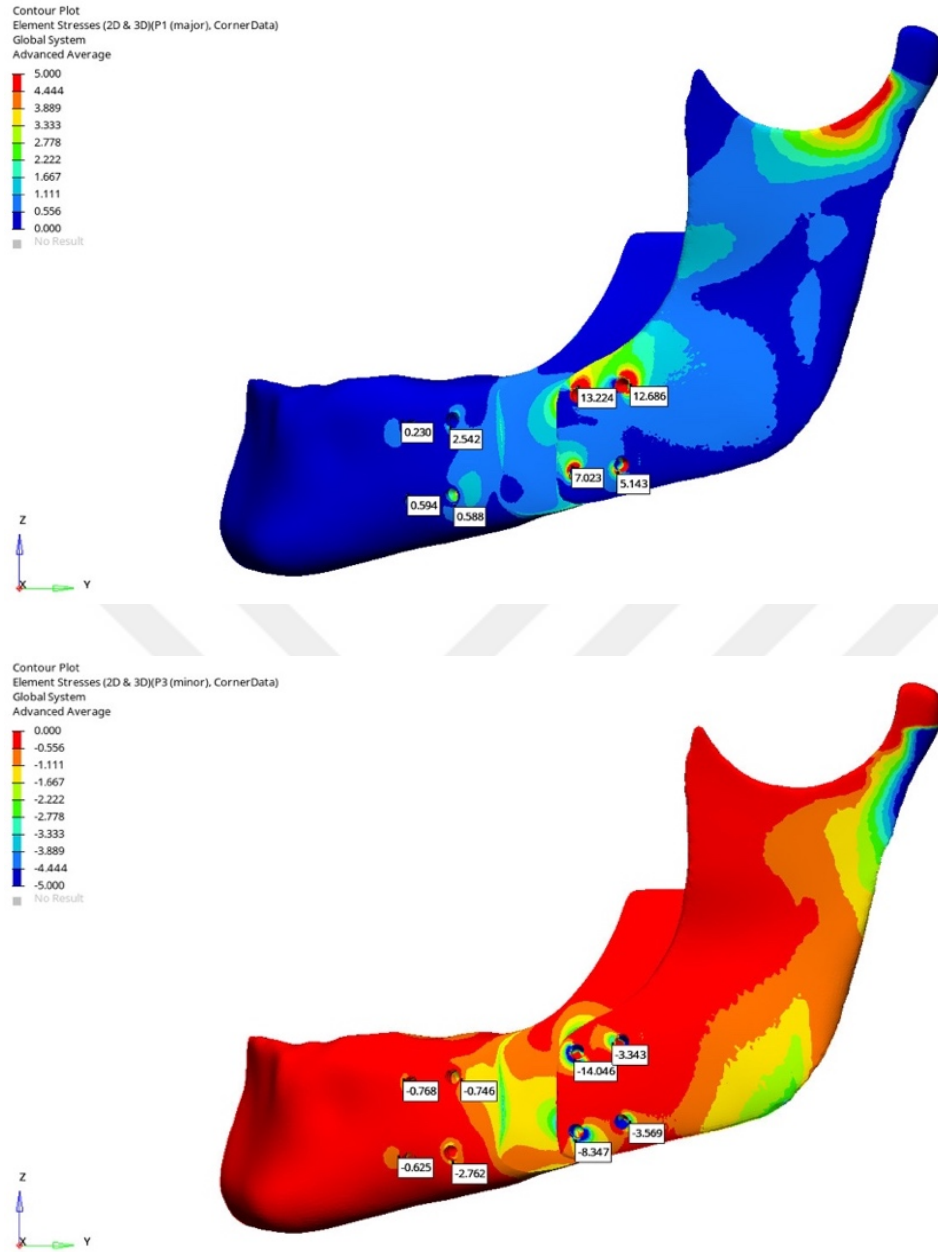
Kuvvet uygulanması sonucu 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde fiksasyon sistemi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.28’de, kortikal kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.29’da gösterilmiştir.

Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 5 numaralı monokortikal vida çevresinde 13.224 mPa olarak ölçülmüştür. 7 numaralı monokortikal vida çevresinde 12.686 mPa, 6 numaralı monokortikal vida çevresinde 7.023 mPa, 8 numaralı monokortikal vida çevresinde 5.143 mPa, 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 2.542 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.594 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.588 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.230 mPa olarak ölçülmüştür.

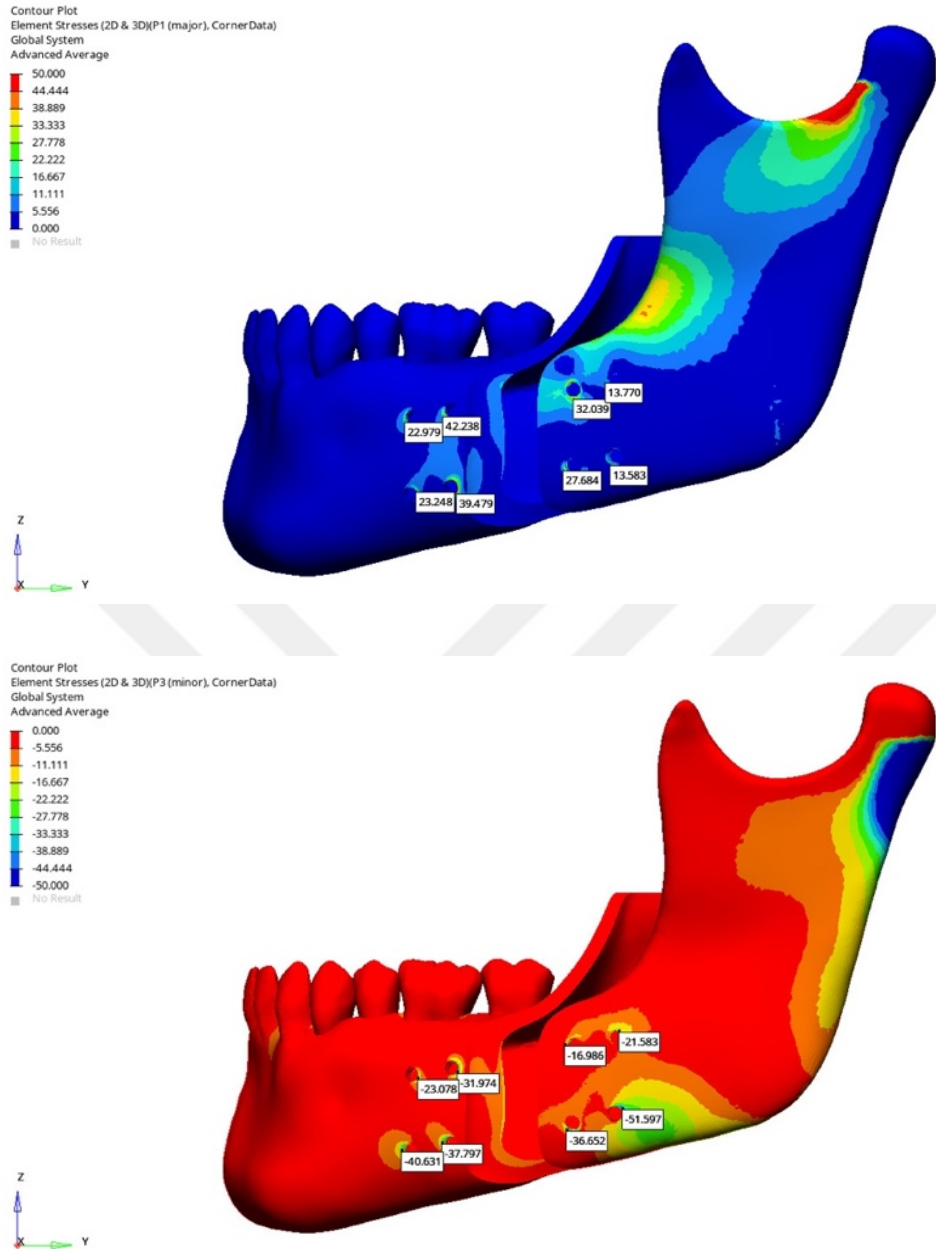
Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 5 numaralı monokortikal vida çevresinde 14.046 mPa olarak ölçülmüştür. 6 numaralı monokortikal vida çevresinde 8.347 mPa, 8 numaralı monokortikal vida çevresinde 3.569 mPa, 7 numaralı monokortikal vida çevresinde 3.343 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 2.762 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.768 mPa, 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.746 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.625 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 42.238 mPa olarak ölçülmüştür. 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 39.479 mPa, 5 numaralı monokortikal vida çevresinde 32.039 mPa, 6 numaralı monokortikal vida çevresinde 27.684 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 23.248 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 22.979 mPa, 7 numaralı monokortikal vida çevresinde 13.770 mPa, 8 numaralı monokortikal vida çevresinde 13.583 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 8 numaralı monokortikal vida çevresinde 51.597 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 40.631 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 37.797 mPa, 6 numaralı monokortikal vida çevresinde 36.652 mPa, 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 31.974 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 23.078 mPa, 7 numaralı monokortikal vida çevresinde 21.583 mPa, 5 numaralı monokortikal vida çevresinde 16.986 mPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.28. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör



Şekil 4.29. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör

4.2.6. 1 Adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model

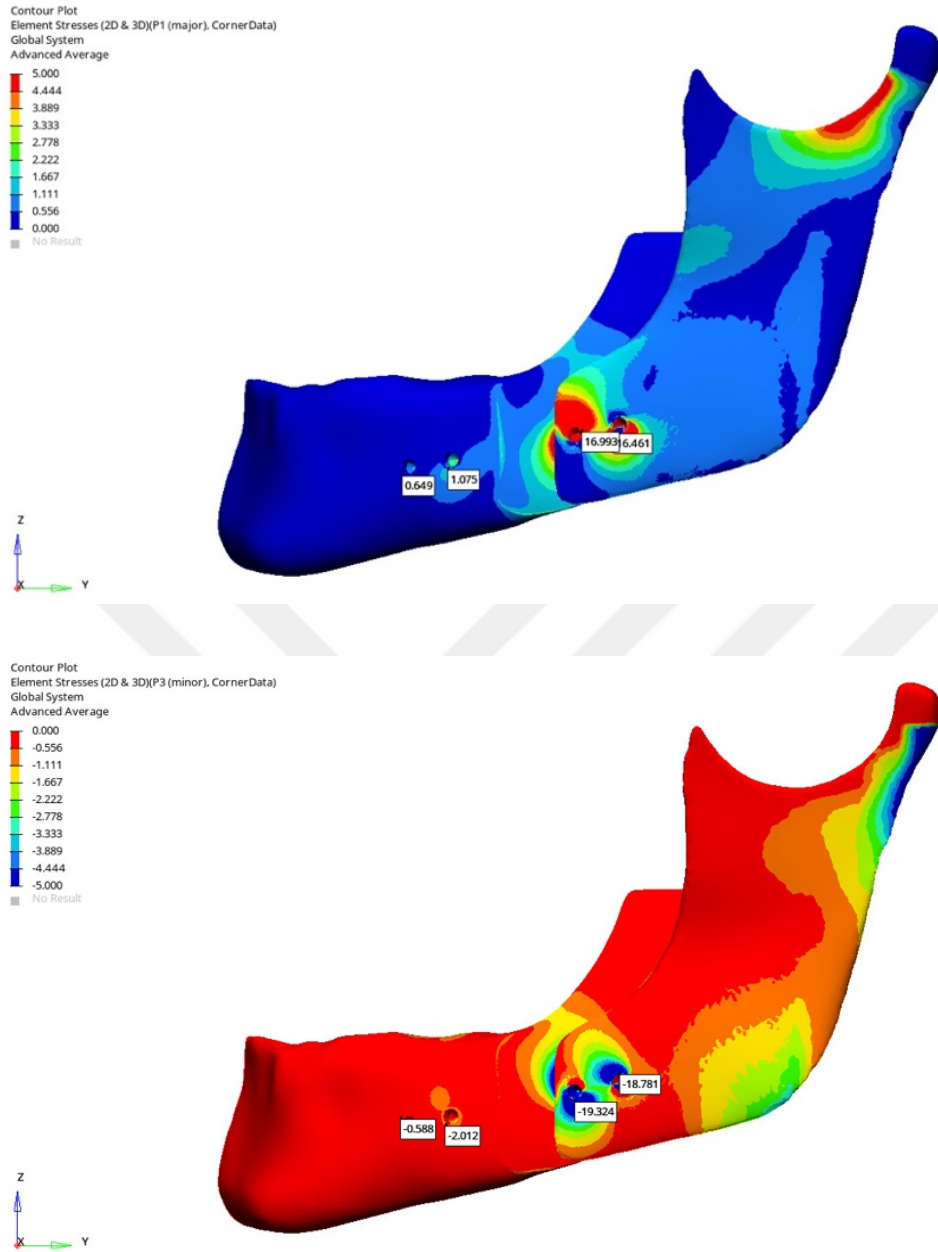
Kuvvet uygulanması sonucu 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde fiksasyon sistemi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.30'da, kortikal kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.31'de gösterilmiştir.

Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 16.993 mPa olarak ölçülmüştür. 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 16.461 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 1.075 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.649 mPa olarak ölçülmüştür.

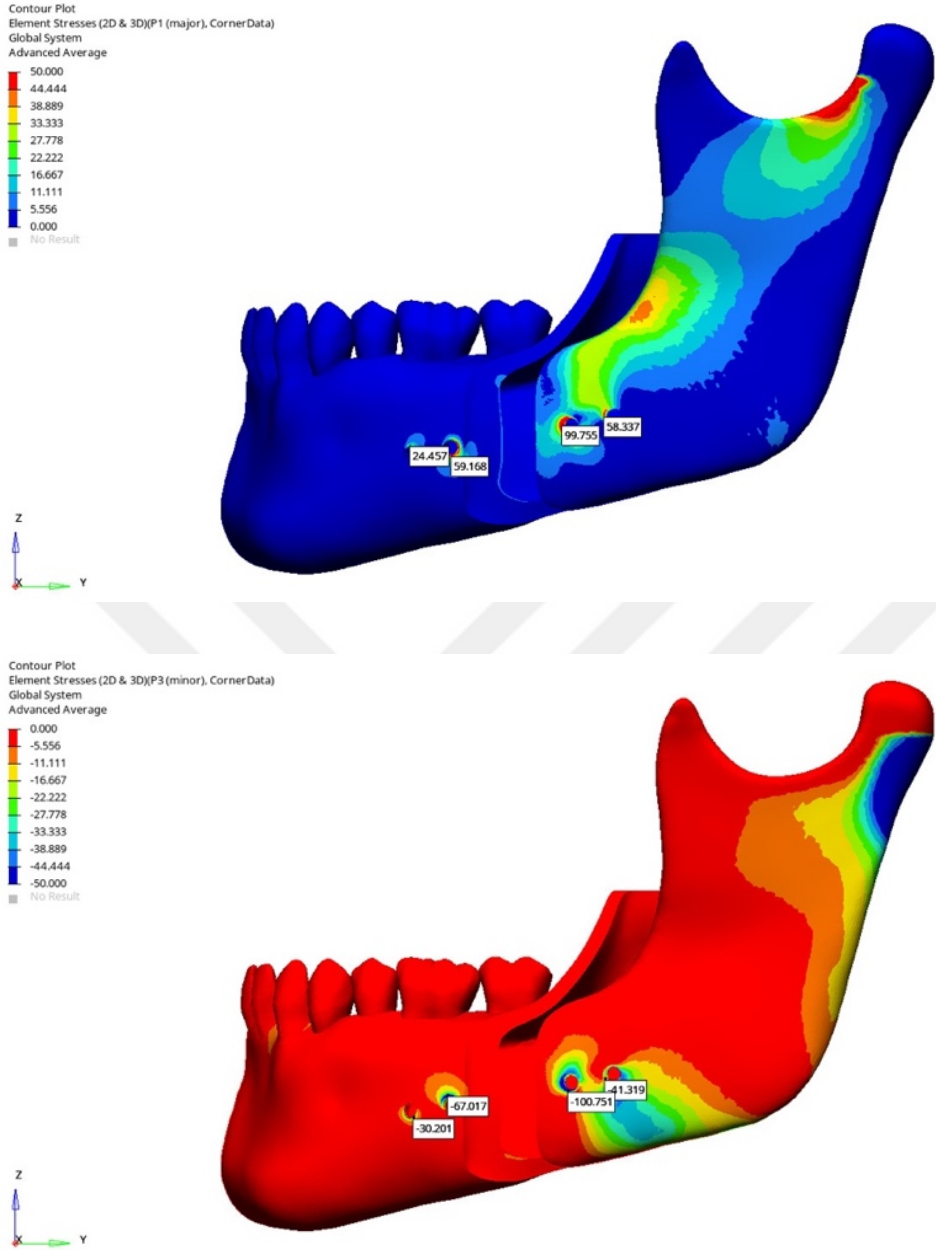
Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 19.324 mPa olarak ölçülmüştür. 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 18.781 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 2.012 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.588 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 99.755 mPa olarak ölçülmüştür. 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 59.168 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 58.337 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 24.457 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 100.751 mPa olarak ölçülmüştür. 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 67.017 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 41.319 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 30.201 mPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.30. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler
a) P1 major b) P1 minör



Şekil 4.31. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler
a) P1 major b) P1 minör

4.2.7. 1 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model

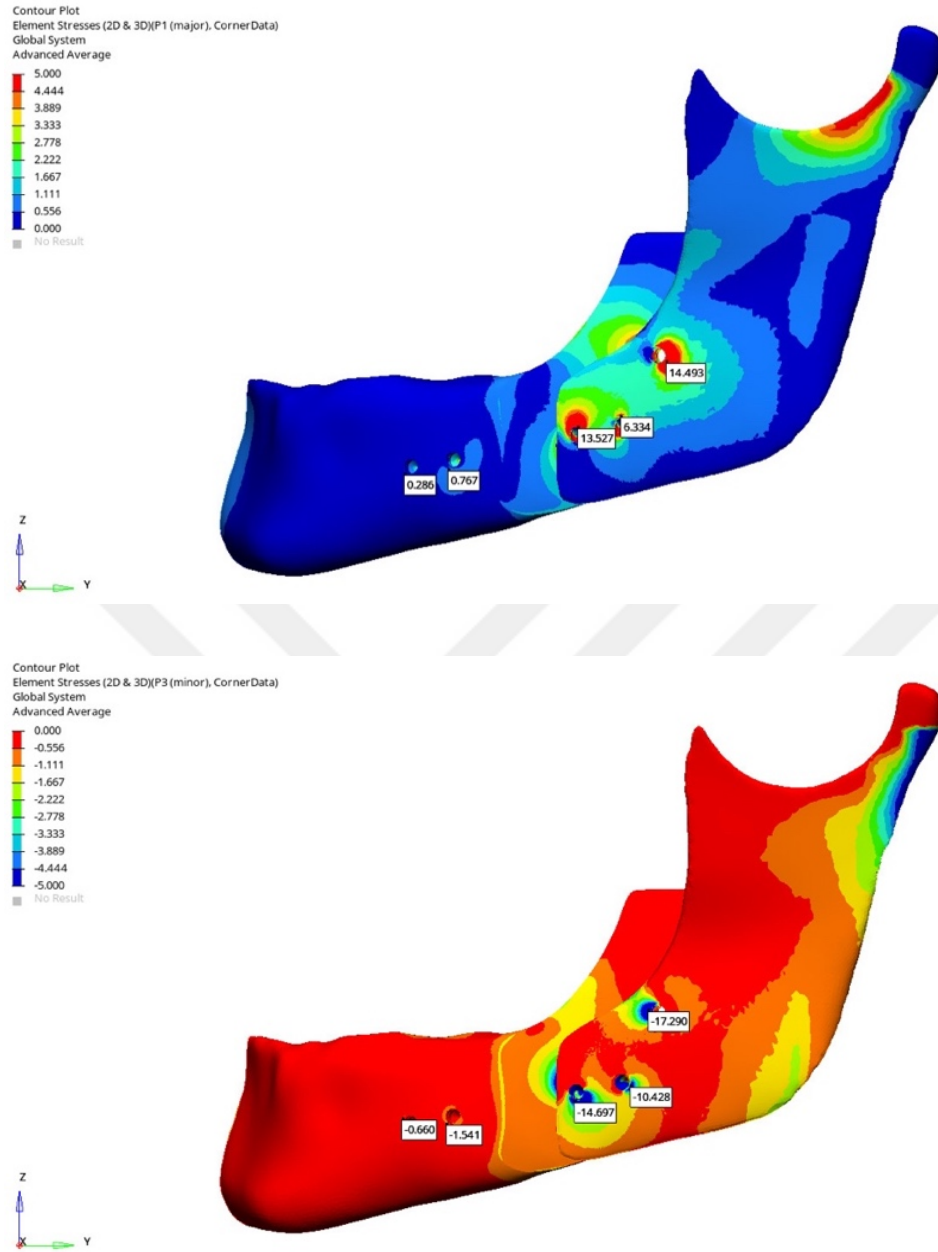
Kuvvet uygulanması sonucu 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde fiksasyon sistemi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.32’de, kortikal kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.33’de gösterilmiştir.

Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 5 numaralı bikortikal vida çevresinde 14.493 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 13.527 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 6.334 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.767 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.286 mPa olarak ölçülmüştür.

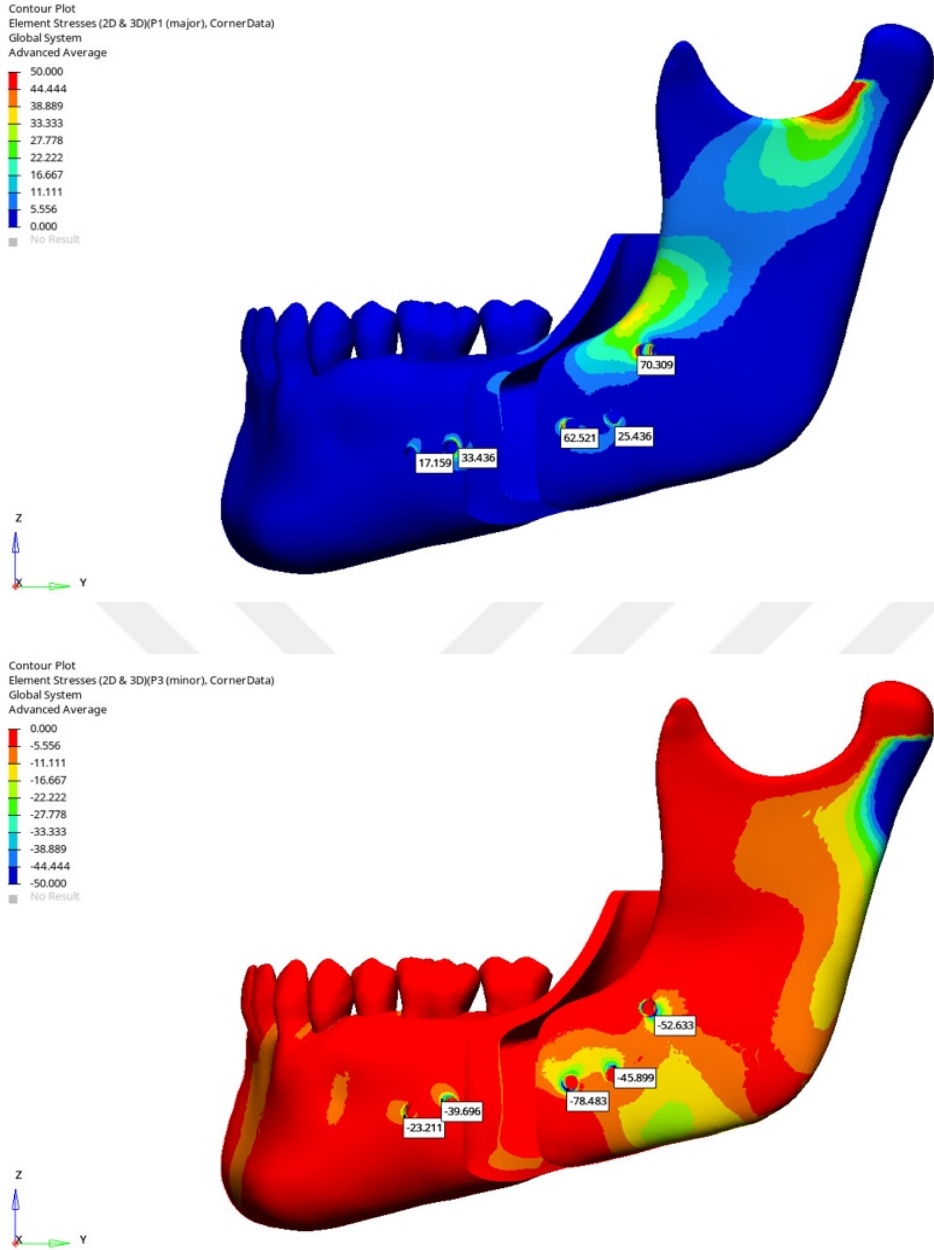
Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 5 numaralı bikortikal vida çevresinde 17.290 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 14.697 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 10.428 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 1.541 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.660 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 5 numaralı bikortikal vida çevresinde 70.309 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 62.521 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 33.436 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 25.436 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 17.159 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 78.483 mPa olarak ölçülmüştür. 5 numaralı bikortikal vida çevresinde 52.633 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 45.899 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 39.696 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 23.211 mPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.32. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör



Şekil 4.33. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör

4.2.8. 1 Adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model

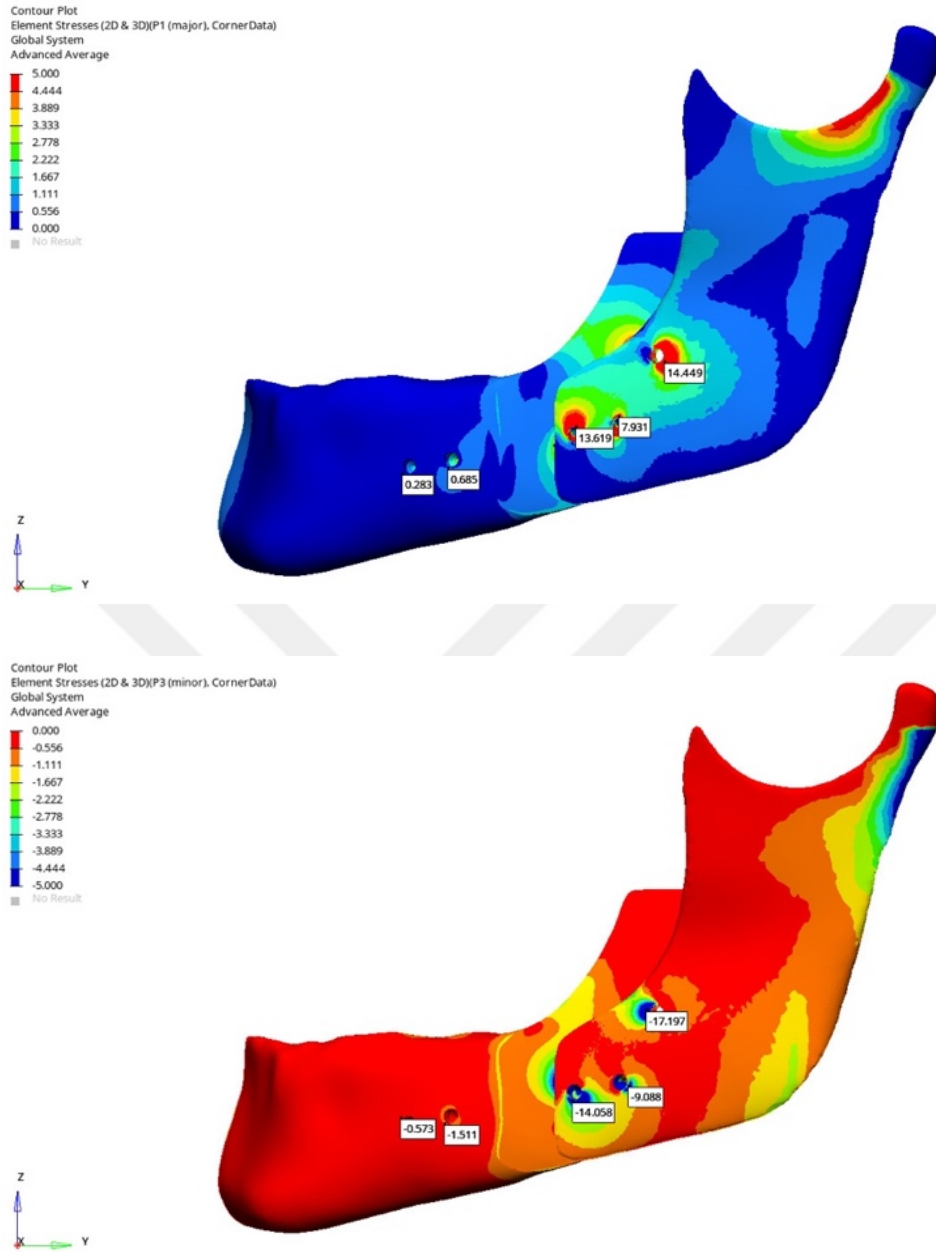
Kuvvet uygulanması sonucu 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde fiksasyon sistemi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.34’de, kortikal kemikte oluşan P1 major ve P1 minör stresleri Şekil 4.35’de gösterilmiştir.

Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 5 numaralı bikortikal vida çevresinde 14.449 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 13.619 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 7.931 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.685 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.283 mPa olarak ölçülmüştür.

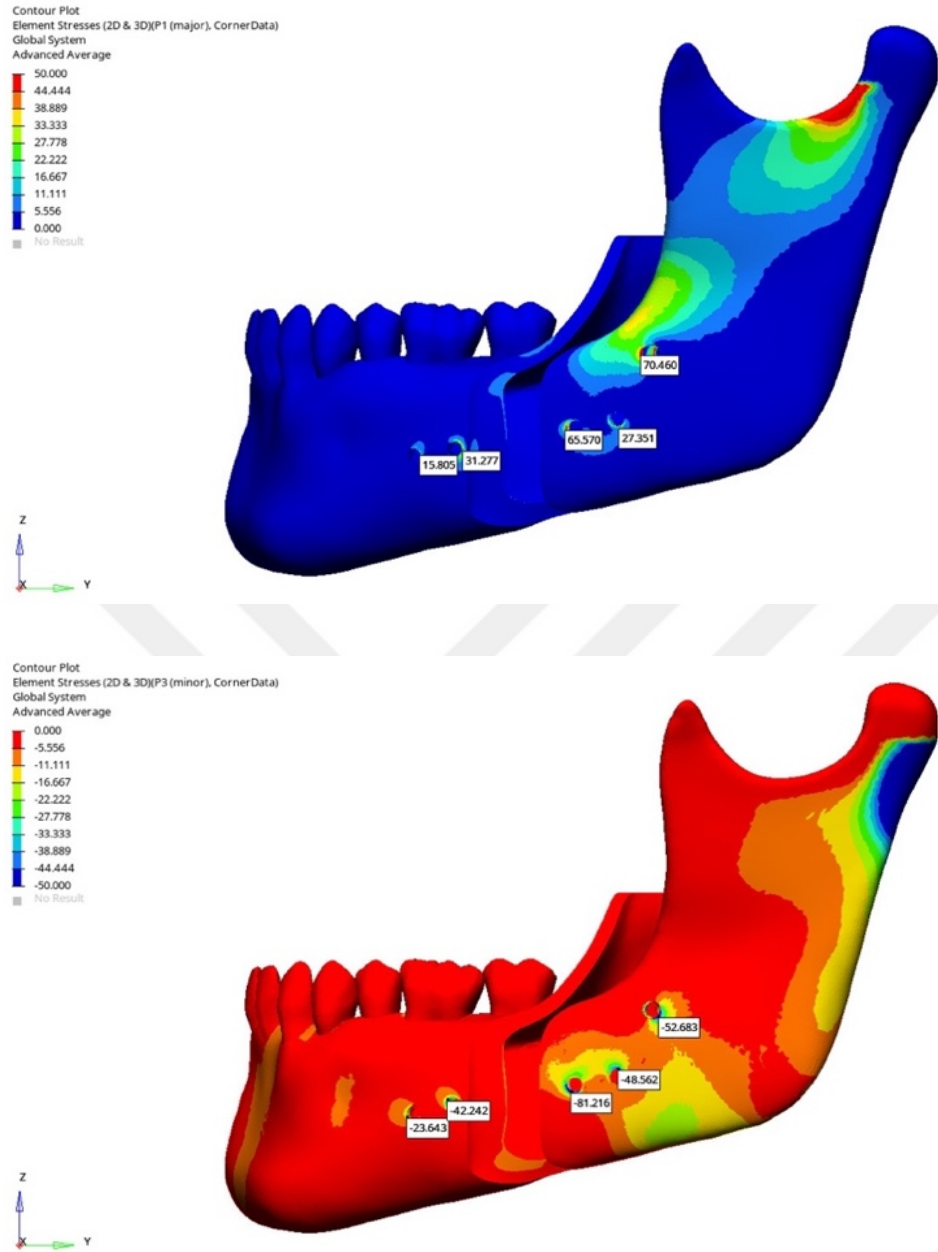
Trabeküler kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 5 numaralı bikortikal vida çevresinde 17.197 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 14.058 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 9.088 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 1.511 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 0.573 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 major stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 5 numaralı bikortikal vida çevresinde 70.460 mPa olarak ölçülmüştür. 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 65.570 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 31.277 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 27.531 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 15.805 mPa olarak ölçülmüştür.

Kortikal kemikteki fiksasyon sisteminin çevresinde biriken P1 minör stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değeri 3 numaralı monokortikal vida çevresinde 81.216 mPa olarak ölçülmüştür. 5 numaralı bikortikal vida çevresinde 52.683 mPa, 4 numaralı monokortikal vida çevresinde 48.562 mPa, 2 numaralı monokortikal vida çevresinde 42.242 mPa, 1 numaralı monokortikal vida çevresinde 23.643 mPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.34. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde trabeküler kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör



Şekil 4.35. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde kortikal kemikte oluşan stresler a) P1 major b) P1 minör

Şekil 4.36’ da 10 mm mandibular ilerletme sonrasında 140 N vertikal kuvvet uygulandığında, trabeküler ve kortikal kemikte meydana gelen P1 majör ve P minör stresler gösterilmiştir.

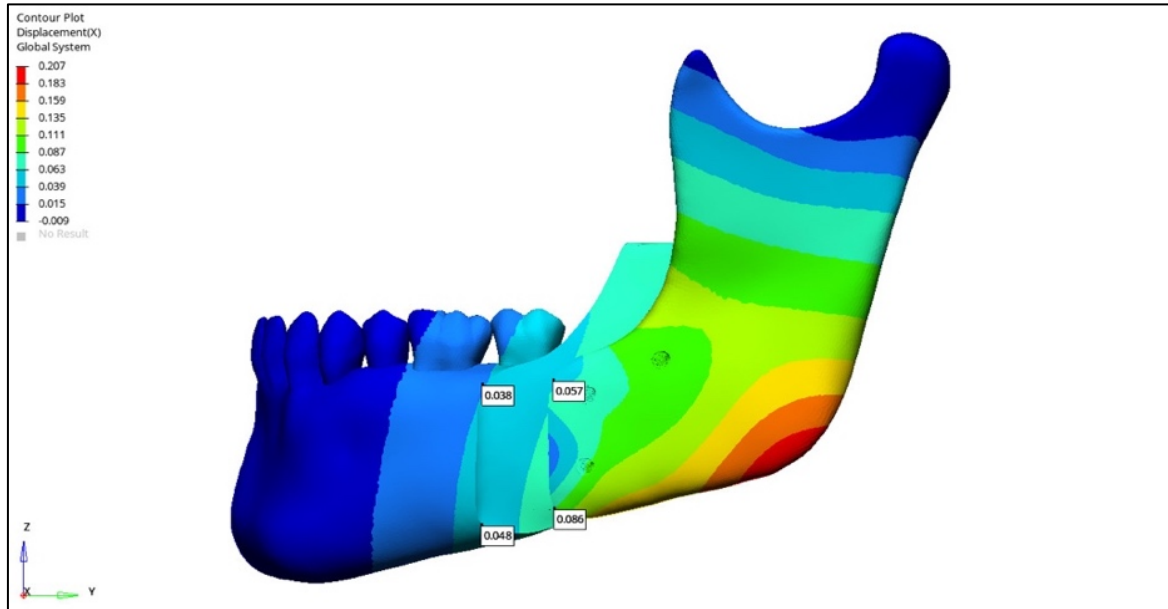


Şekil 4.36. Mandibulada trabeküler kemikte ve kortikal kemikte meydana gelen P1 majör ve P1 minör stres değerleri

4.3. Segmentler Arası Yer Değiştirme

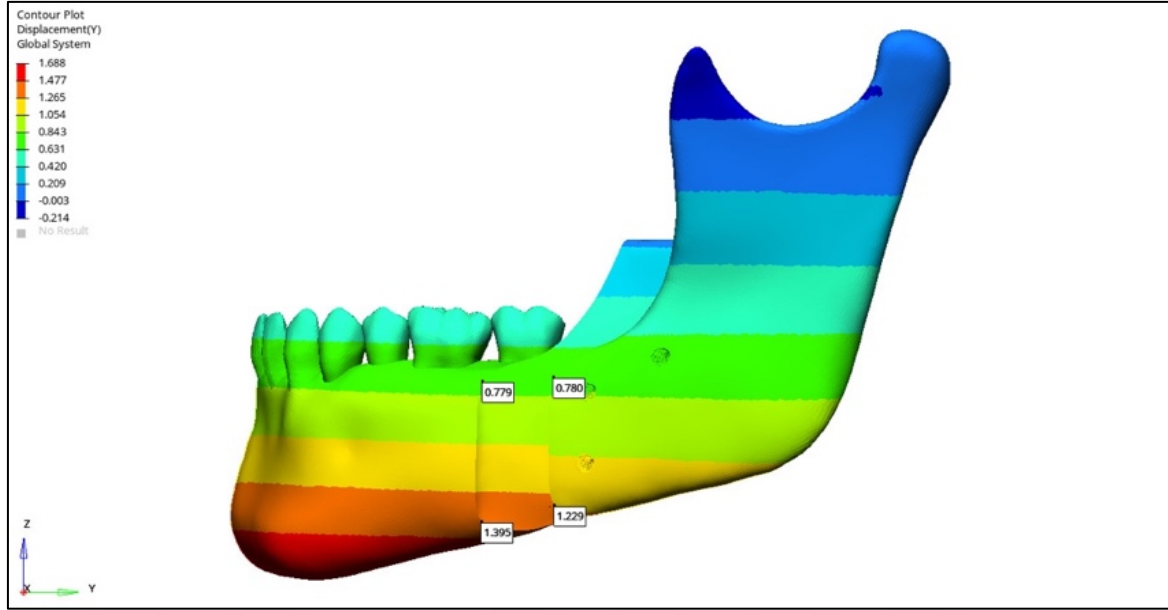
4.3.1. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model

Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde posterior-inferior köşede 0,086 mm, posterior-superior köşede 0.057 mm, anterior-inferior köşede 0.048 mm, anterior-superior köşede 0.038 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.37].



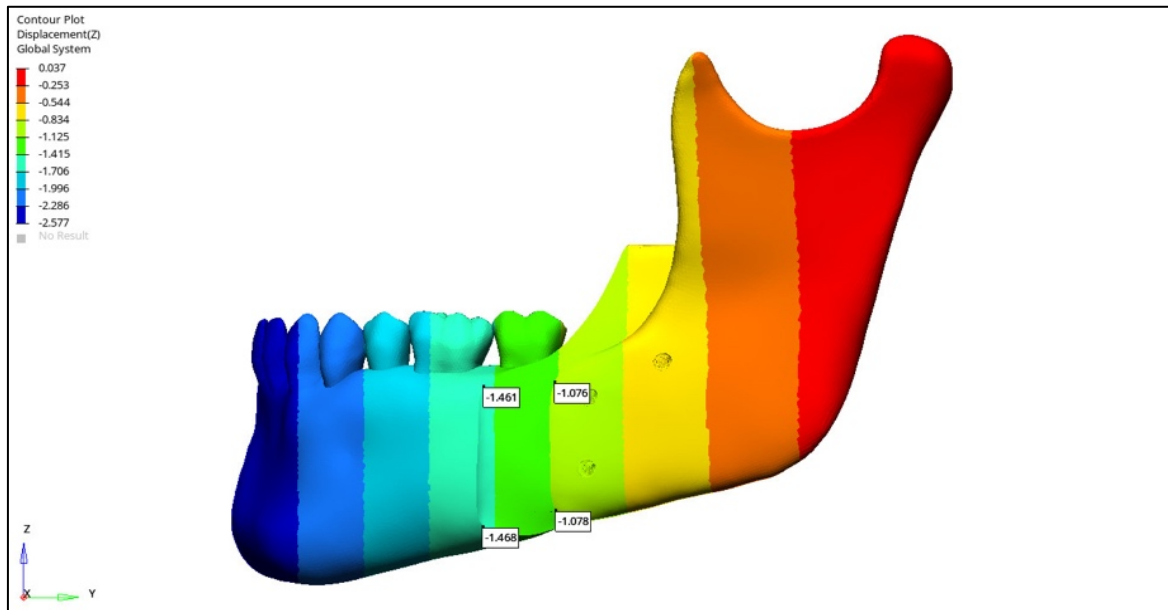
Şekil 4.37. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.395 mm, posterior-inferior köşede 1.229 mm, anterior-superior köşede 0.779 mm, posterior-superior köşede 0.780 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.38].



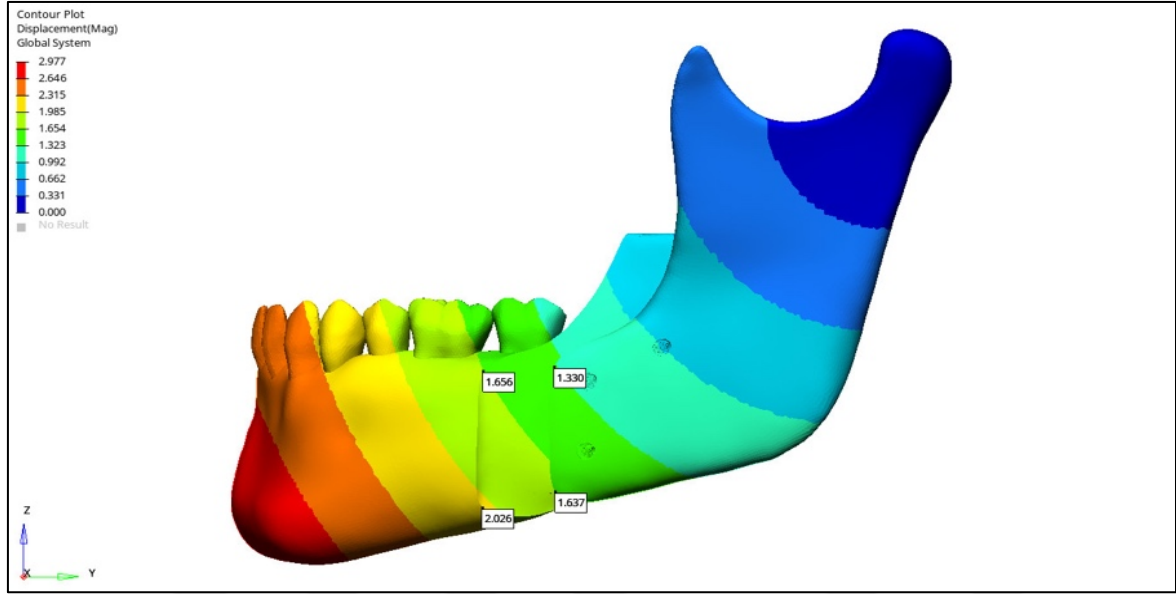
Şekil 4.38. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde, anterior-inferior köşede -1.468 mm, anterior-superior köşede -1.461 mm, posterior-inferior köşede -1.078 mm, posterior-superior köşede -1.076 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.39].



Şekil 4.39. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

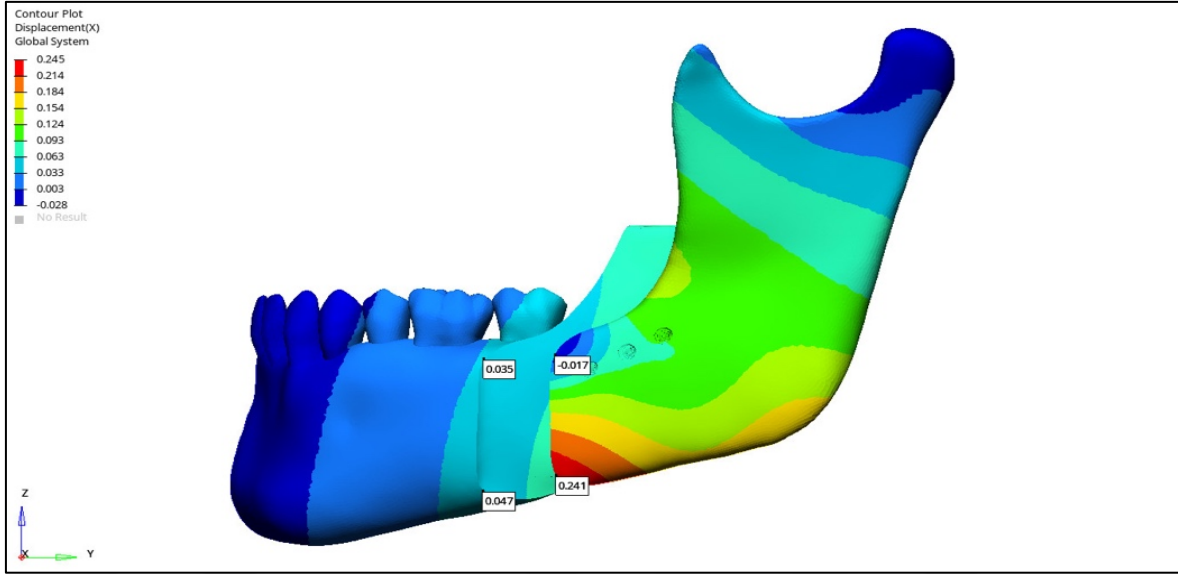
Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X, Y ve Z ekselerinde meydana gelen toplam yer değıştirme miktarları incelendiğinde, anterior-inferior köşede 2.026 mm, anterior-superior köşede 1.656 mm, posterior-inferior köşede 1.637 mm, posterior-superior köşede 1.330 mm yer değıştirme ölçülmüştür [Şekil 4.40].



Şekil 4.40. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değıştirme miktarı (mm)

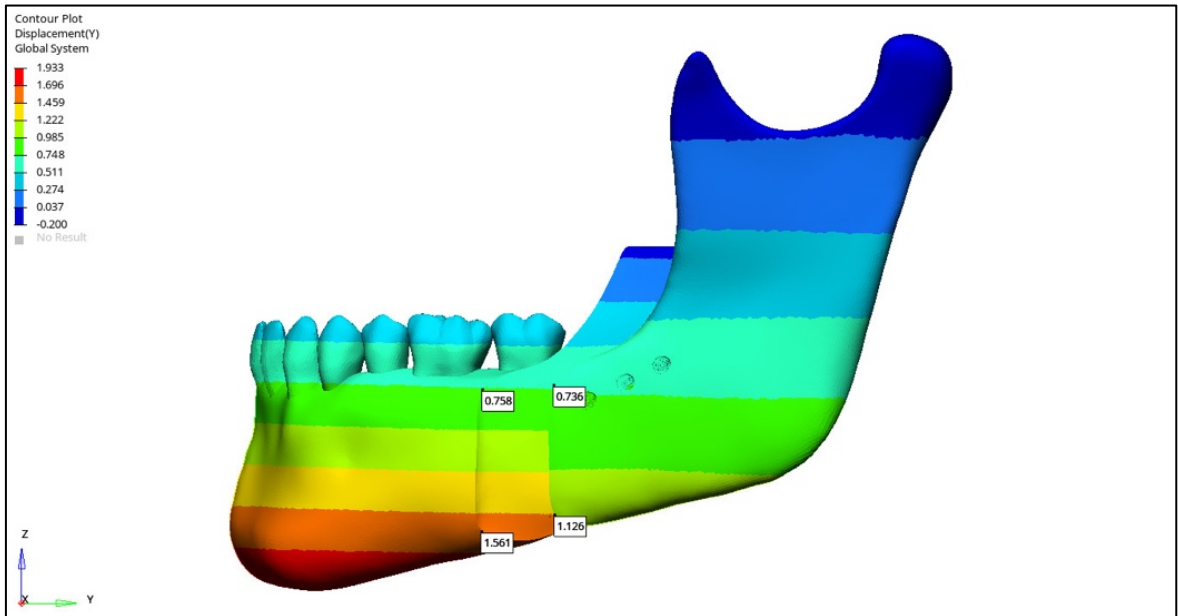
4.3.2. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan model

Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X ekseninde meydana gelen yer değıştirme miktarları incelendiğinde posterior-inferior köşede 0.241 mm, anterior-inferior köşede 0.047 mm, anterior-superior köşede 0.035 mm, posterior-superior köşede 0.017 mm yer değıştirme ölçülmüştür [Şekil 4.41]



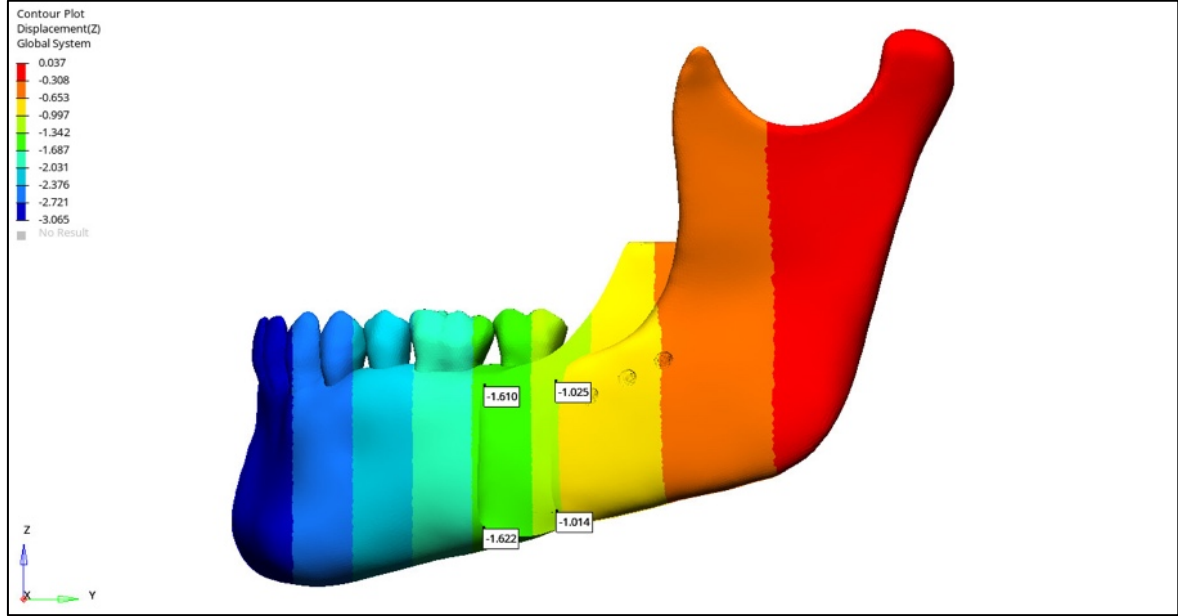
Şekil 4.41. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.561 mm, posterior-inferior köşede 1.126 mm, anterior-superior köşede 0.758 mm, posterior-superior köşede 0.736 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.42].



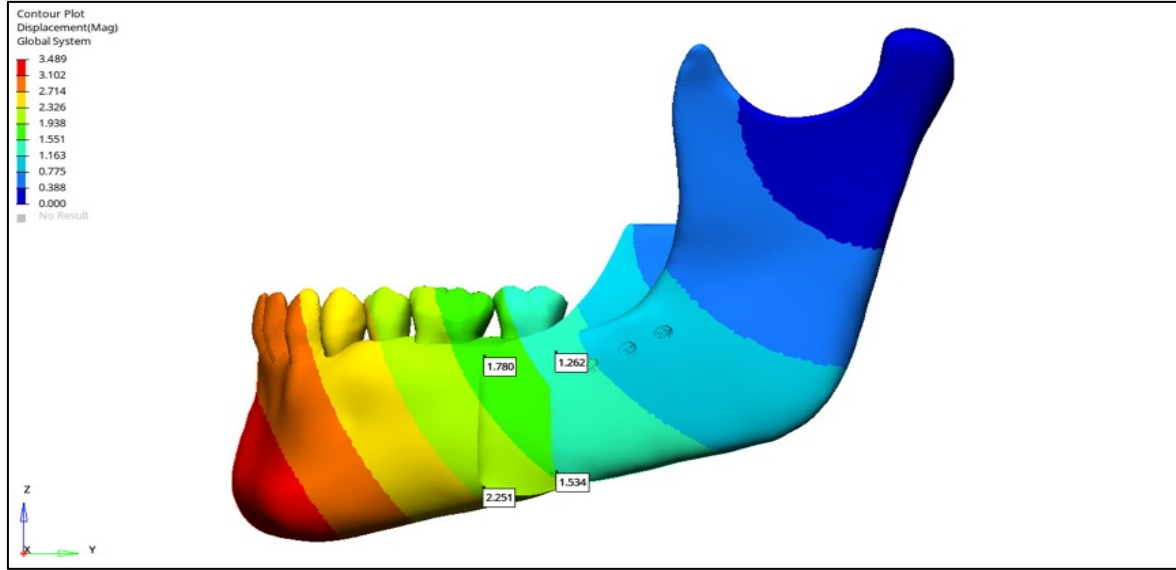
Şekil 4.42. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede -1.622 mm, anterior-superior köşede -1.610 mm, posterior-superior köşede -1.025 mm, posterior-inferior köşede -1.014 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.43].



Şekil 4.43. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

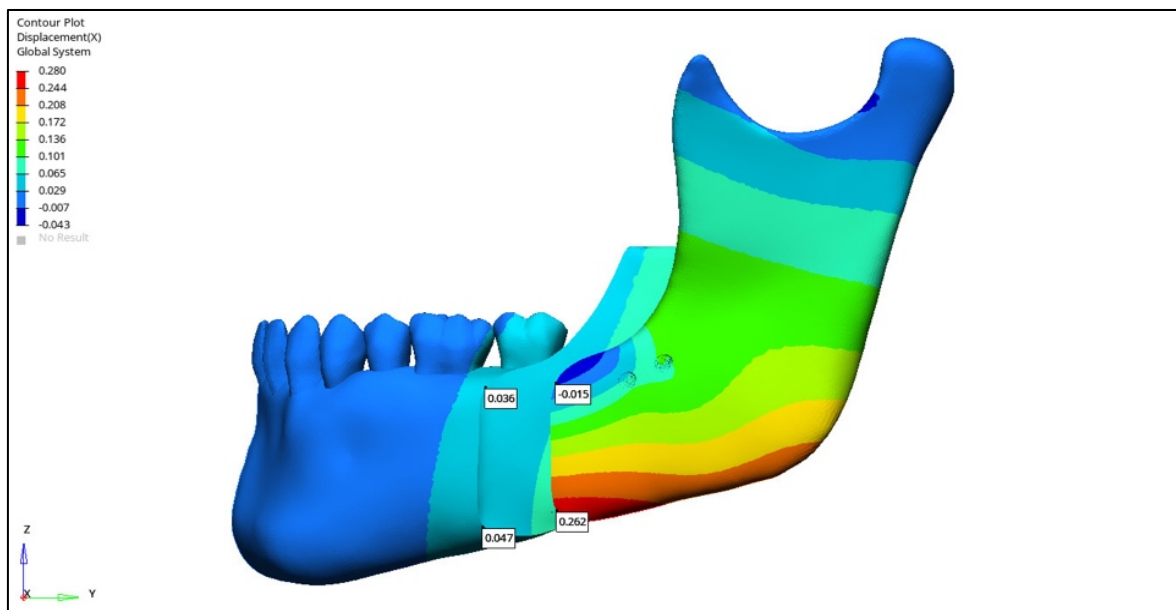
Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile fiksasyonun ardında modele uygulanan kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 2.251 mm, anterior-superior köşede 1.780 mm, posterior-inferior köşede 1.534 mm, posterior-superior köşede 1.262 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.44].



Şekil 4.44. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)

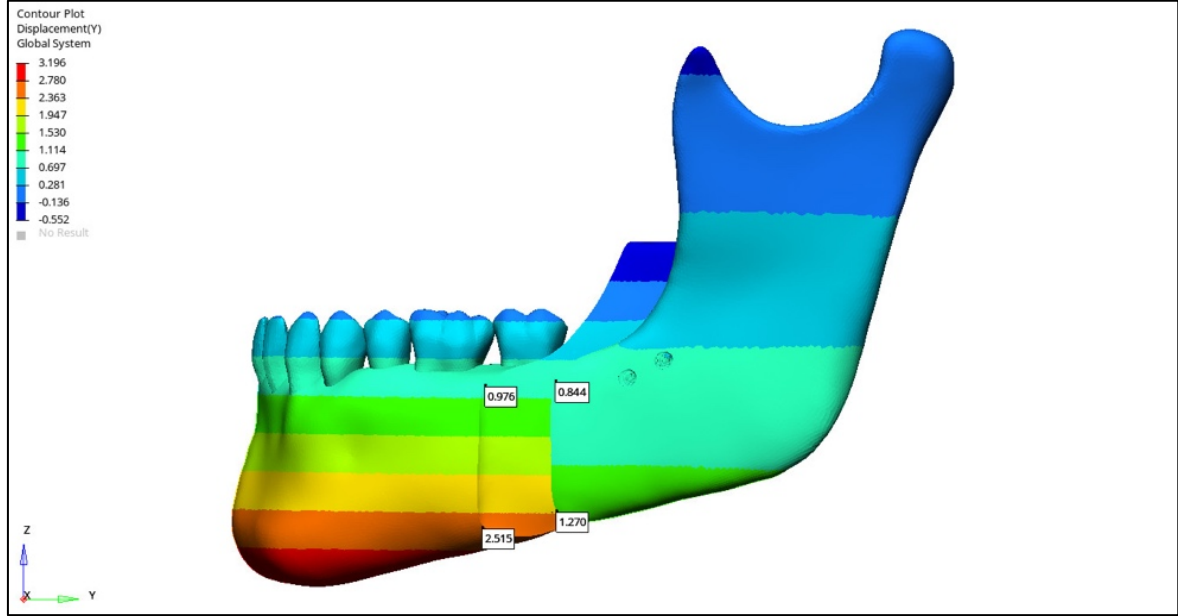
4.3.3. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan model

Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde posterior-inferior köşede 0.262 mm, anterior-inferior köşede 0.047 mm, anterior-superior köşede 0.036 mm, posterior-superior köşede 0.015 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.45].



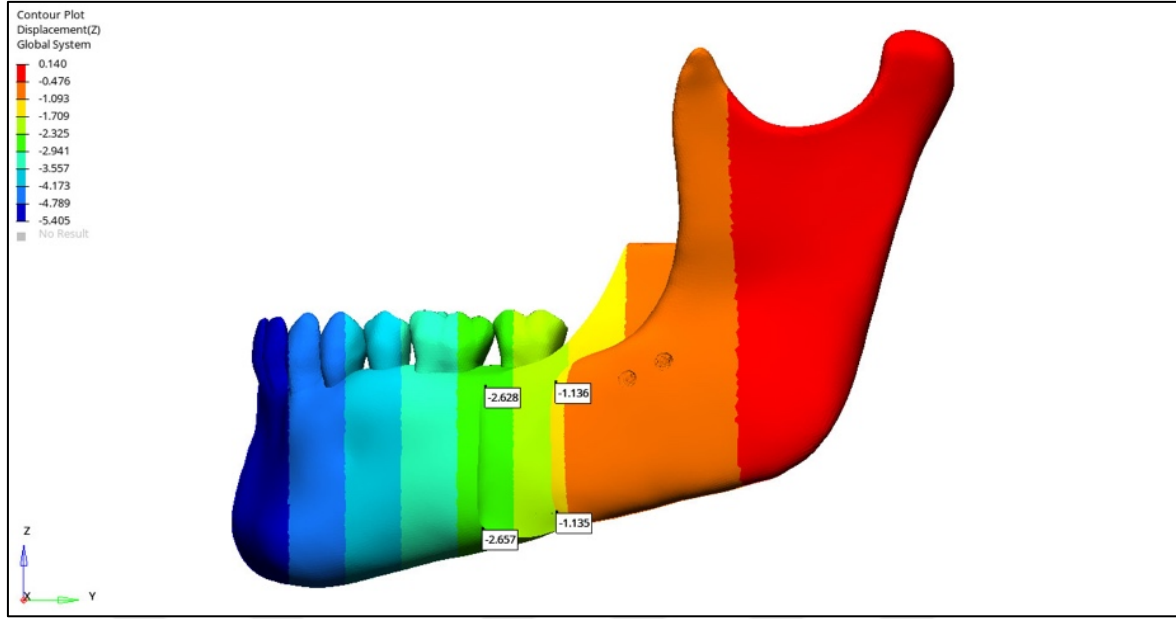
Şekil 4.45. Üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 2.515 mm, posterior-inferior köşede 1.270 mm, anterior-superior köşede 0.976 mm, posterior-superior köşede 0.844 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.46].



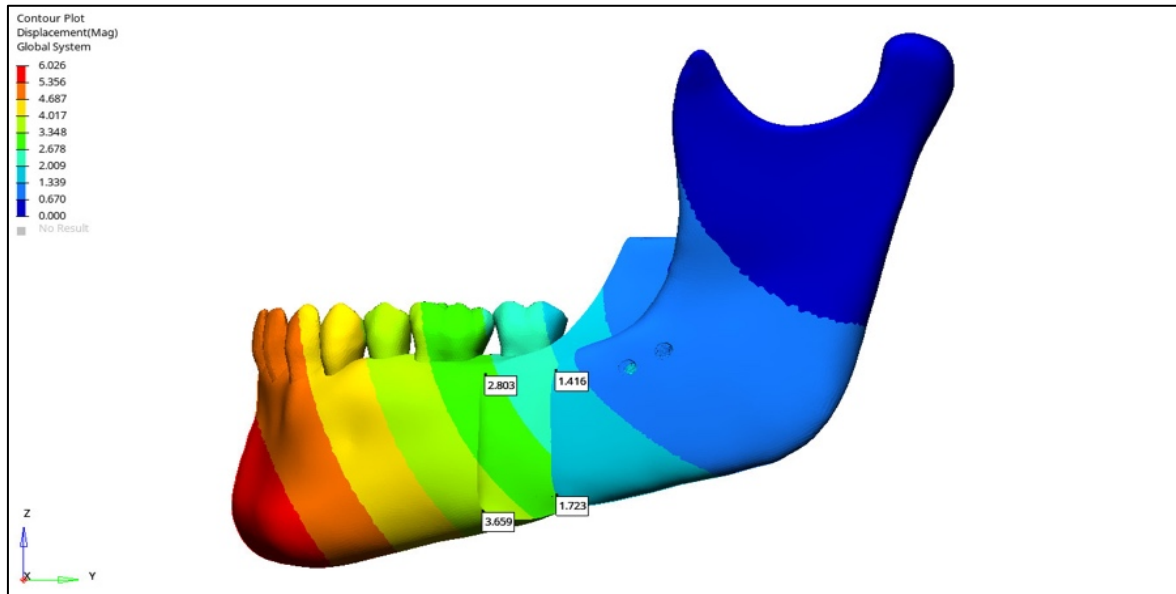
Şekil 4.46. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede -2.657 mm, anterior-superior köşede -2.628 mm, posterior-superior köşede -1.136 mm, posterior-inferior köşede -1.135 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.47].



Şekil 4.47. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

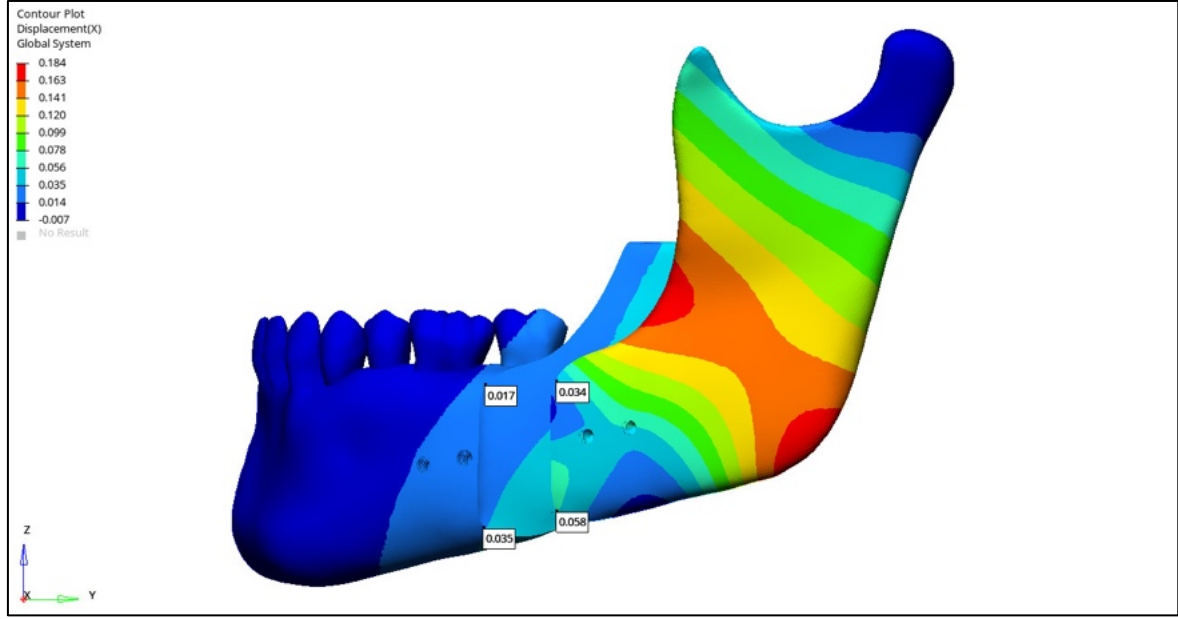
Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 3.659 mm, anterior-superior köşede 2.803 mm, posterior-inferior köşede 1.723 mm, posterior-superior köşede 1.416 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.48].



Şekil 4.48. Üst sınırı lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)

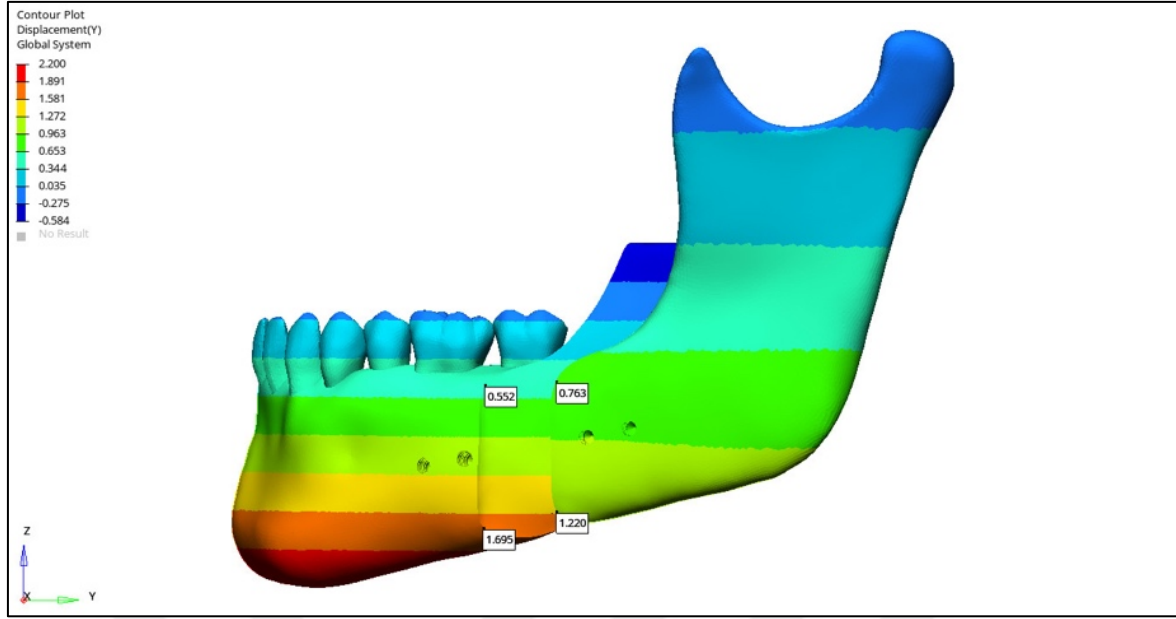
4.3.4. 1 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model

1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X ekseninde meydana gelen yer değıştirme miktarları incelendiğinde posterior-inferior köşede 0.058 mm, anterior-inferior köşede 0.035 mm, posterior-superior köşede 0.034 mm, anterior-superior köşede 0.017 mm yer değıştirme ölçülmüştür [Şekil 4.49].



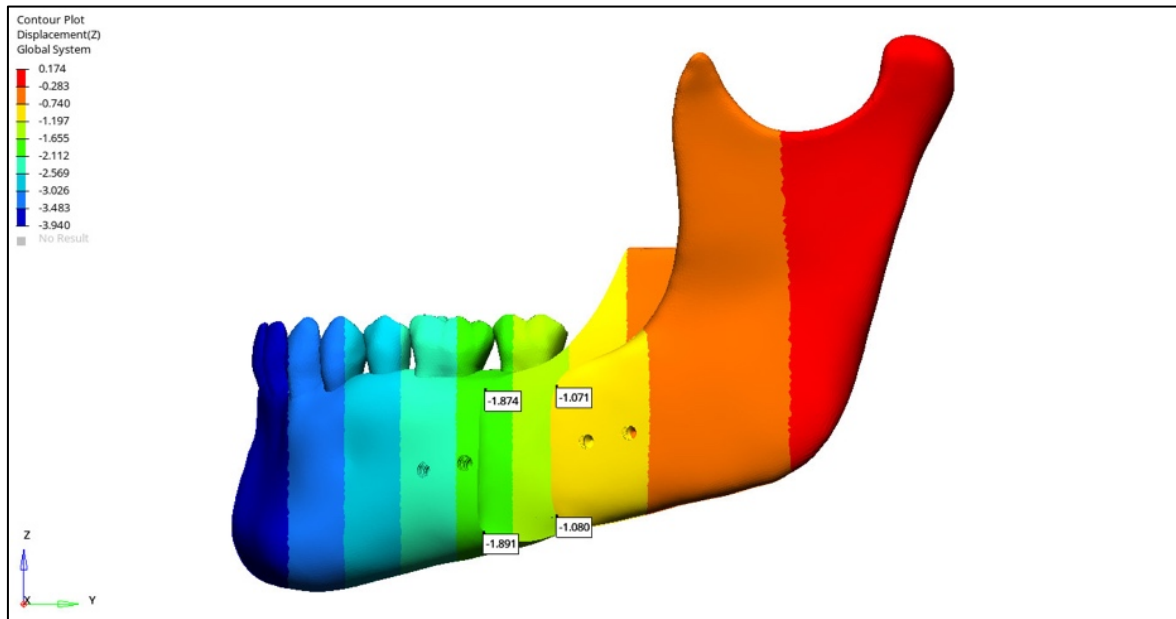
Şekil 4.49. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değıştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Y ekseninde meydana gelen yer değıştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.695 mm, posterior-inferior köşede 1.220 mm, posterior-superior köşede 0.763 mm, anterior-superior köşede 0.552 mm yer değıştirme ölçülmüştür [Şekil 4.50].



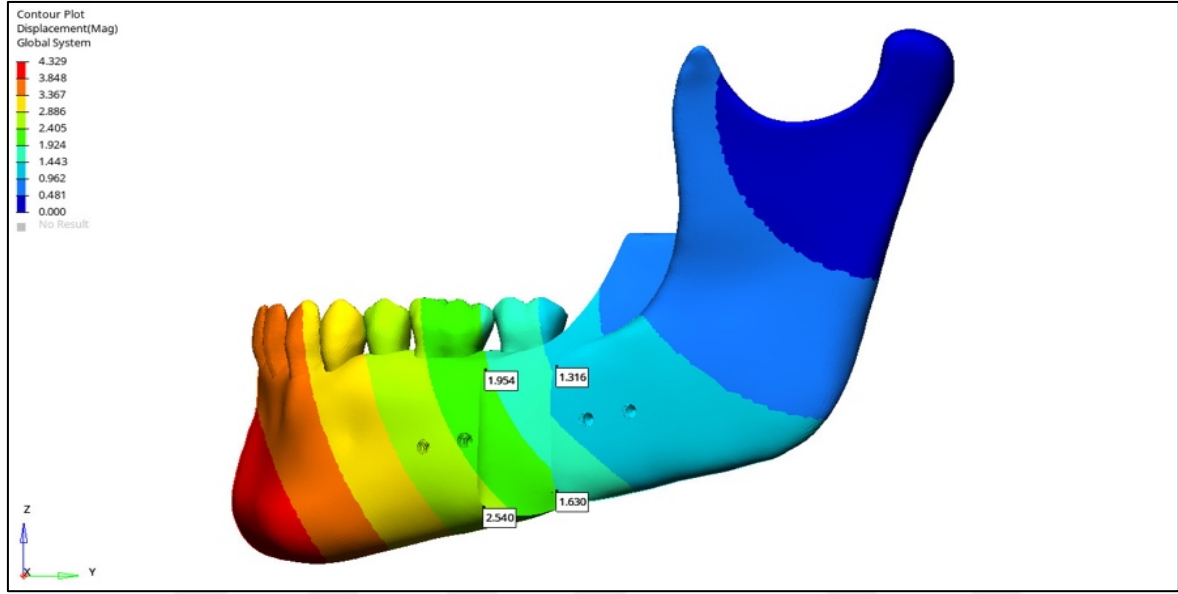
Şekil 4.50. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede -1.891 mm, anterior-superior köşede -1.874 mm, posterior-inferior köşede -1.080 mm, posterior superior köşede -1.071 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.51].



Şekil 4.51. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

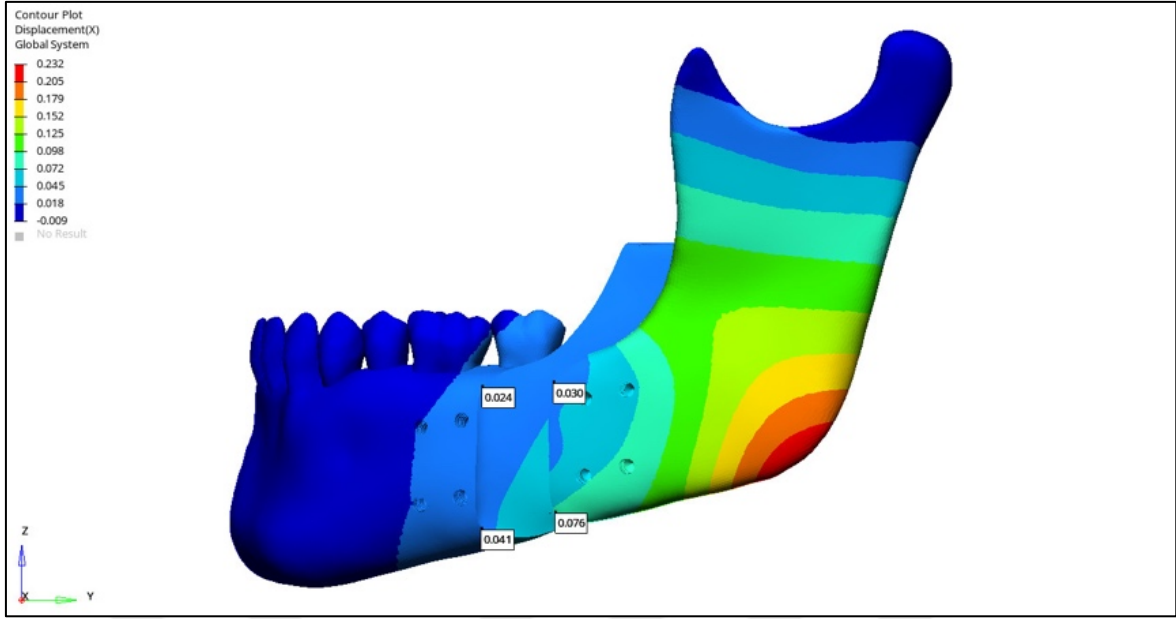
1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 2.540 mm, anterior-superior köşede 1.954 mm, posterior-inferior köşede 1.630 mm, posterior-superior köşede 1.316 mm yer değiştirme ölçölmüştür [şekil 4.52].



şekil 4.52. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)

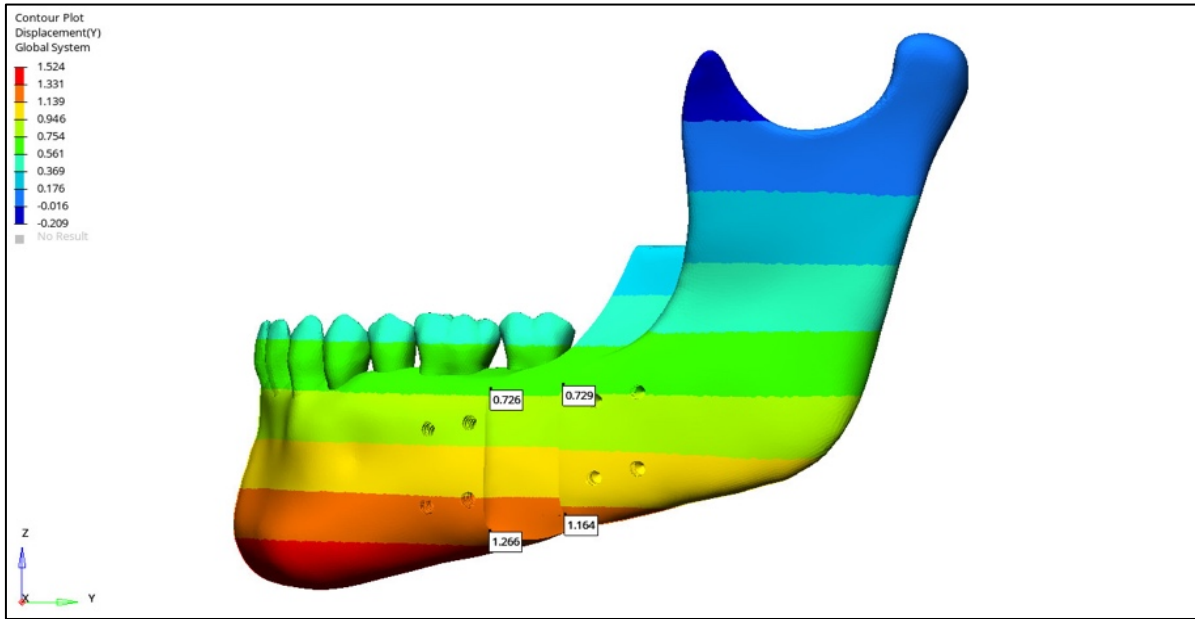
4.3.5. 2 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan model

2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde posterior-inferior köşede 0.076 mm, anterior-inferior köşede 0.041 mm, posterior-superior köşede 0.030 mm, anterior-superior köşede 0.024 mm yer değiştirme ölçölmüştür [şekil 4.53].



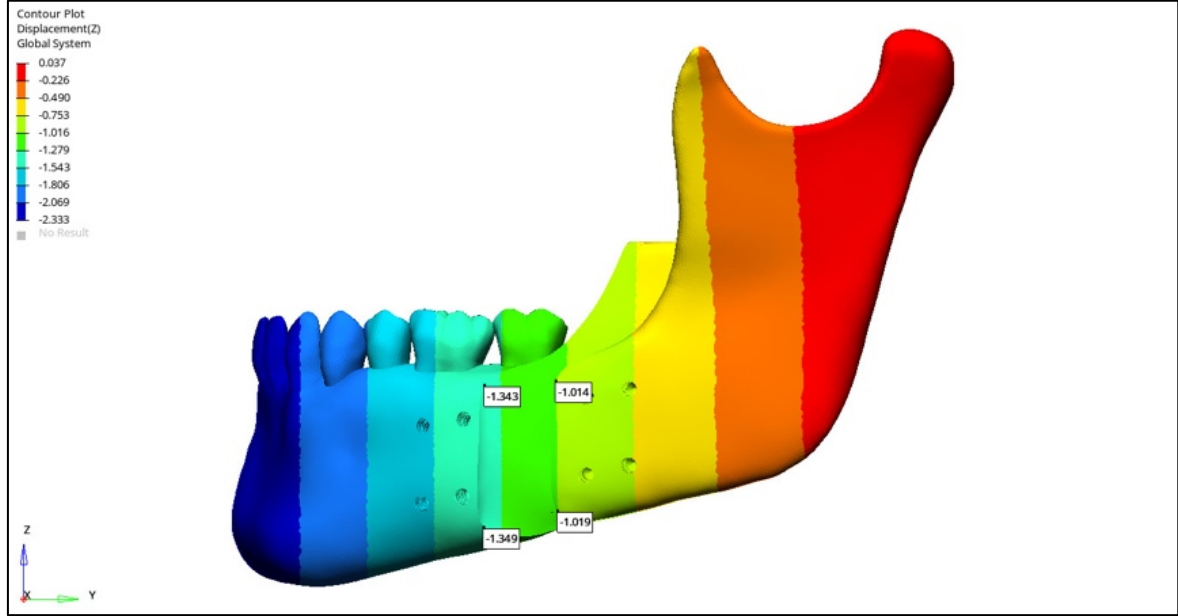
Şekil 4.53. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.266 mm, posterior-inferior köşede 1.164 mm, posterior-superior köşede 0.729 mm, anterior-superior köşede 0.726 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.54].



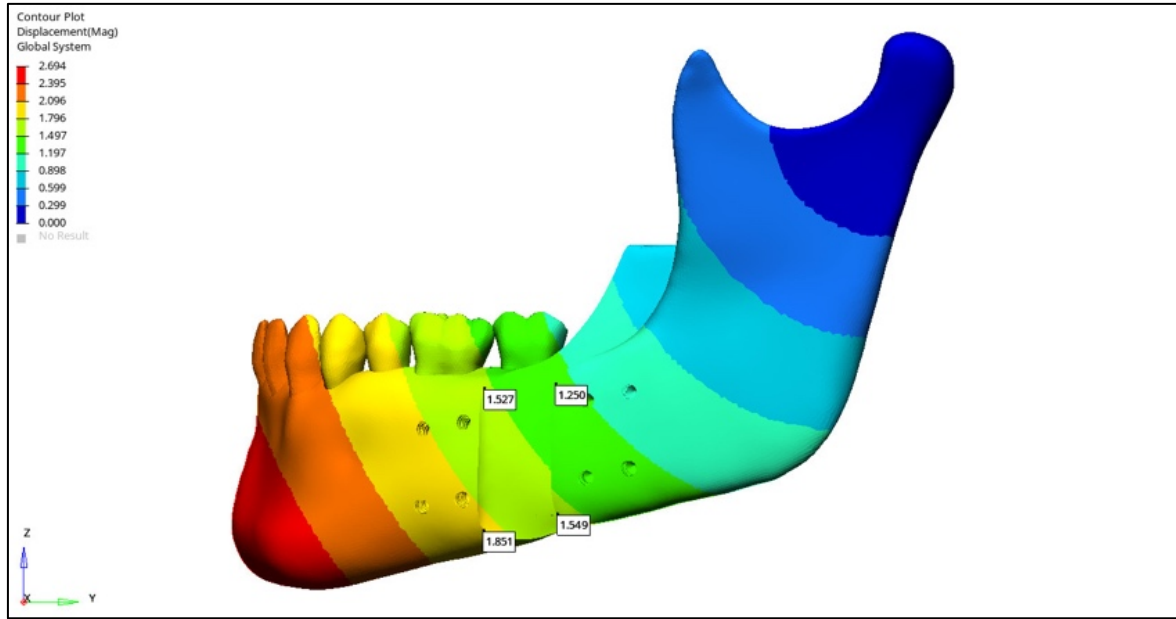
Şekil 4.54. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede -1.349 mm, anterior-superior köşede -1.343 mm, posterior-inferior köşede -1.019 mm, posterior-superior köşede -1.014 mm yer değiştirme ölçölmüştür [şekil 4.55].



şekil 4.55. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

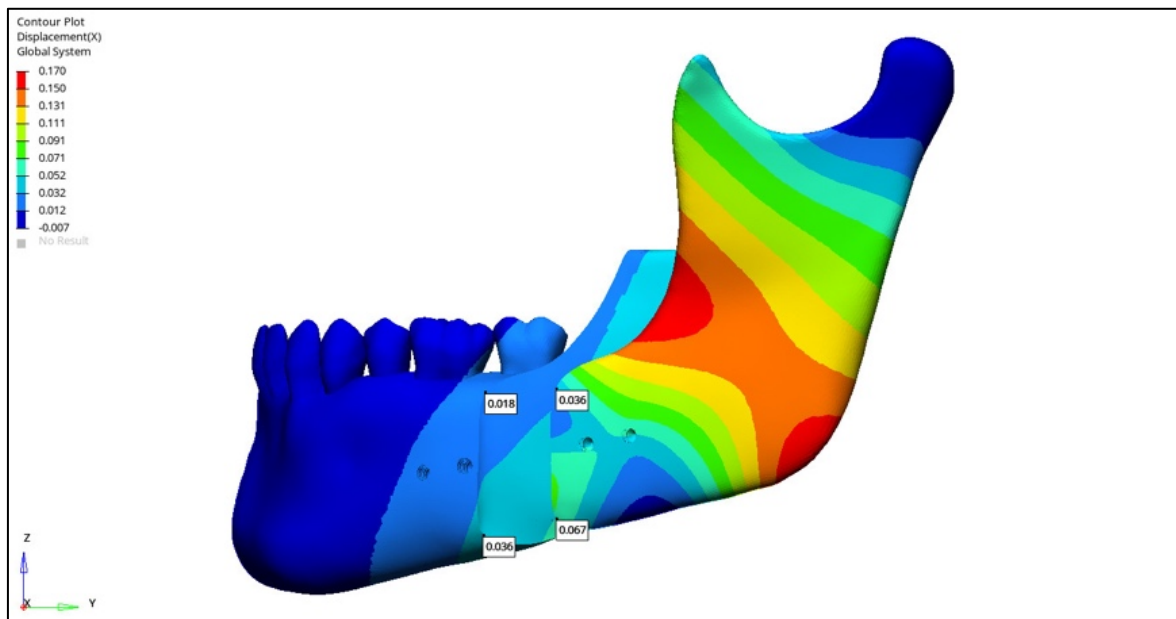
2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.851 mm, posterior-inferior köşede 1.549 mm, anterior-superior köşede 1.527 mm, posterior-superior köşede 1.250 mm yer değiştirme ölçölmüştür [şekil 4.56].



Şekil 4.56. 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)

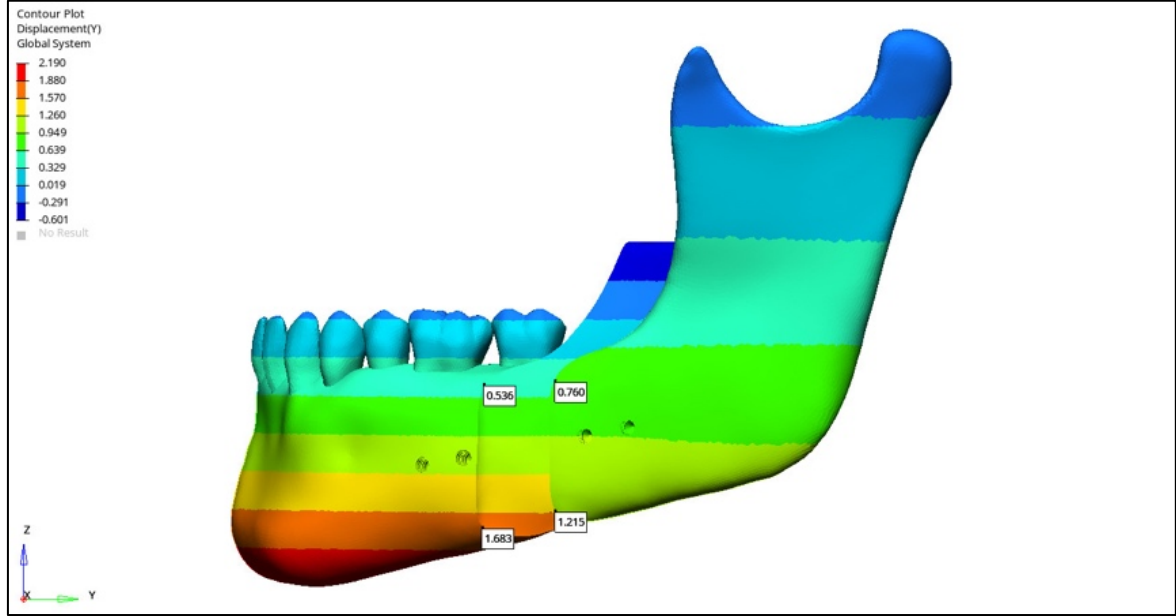
4.3.6. 1 Adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan model

1 adet 4 delikli SSRO plağı ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde posterior-inferior köşede 0.067 mm, posterior-superior köşede 0.036 mm, anterior-inferior köşede 0.036 mm, anterior-superior köşede 0.018 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.57].



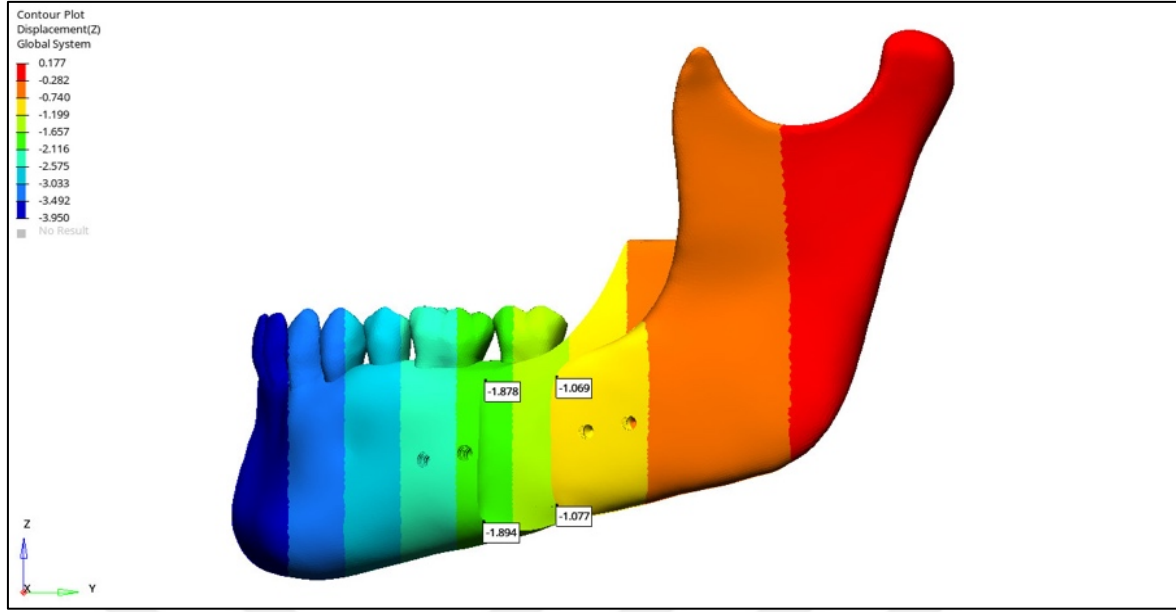
Şekil 4.57. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli SSRO plağı ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.683 mm, posterior-inferior köşede 1.215 mm, posterior-superior köşede 0.760 mm, anterior-superior köşede 0.536 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.58].



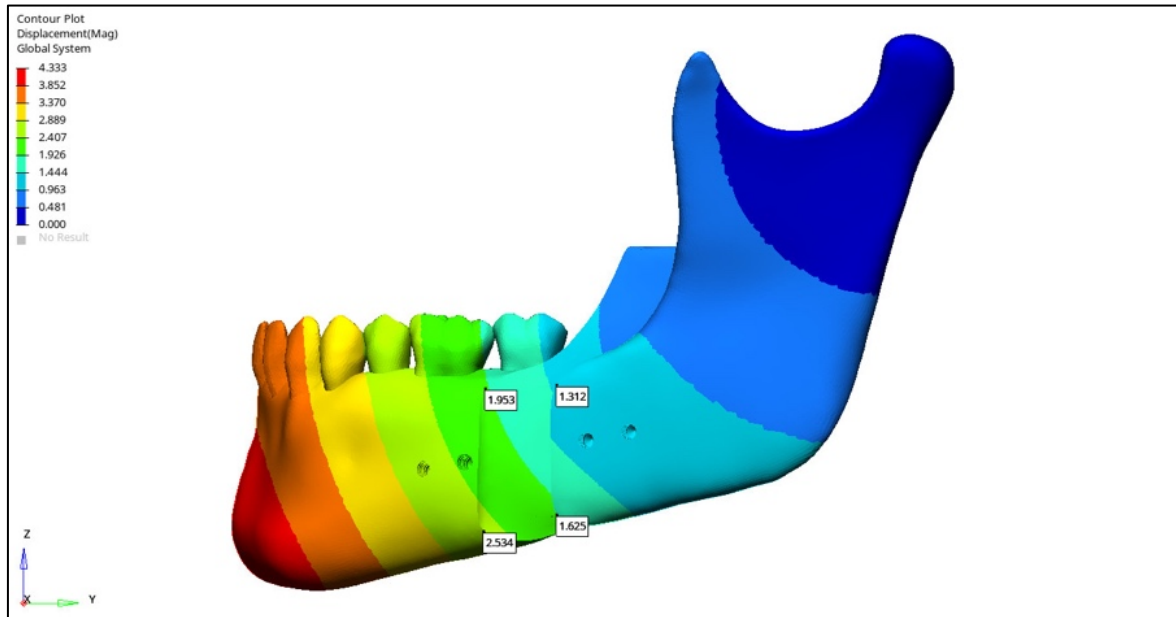
Şekil 4.58. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli SSRO plağı ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede -1.894 mm, anterior-superior köşede -1.878 mm, posterior-inferior köşede -1.077 mm, posterior-superior köşede -1.069 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.59].



Şekil 4.59. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

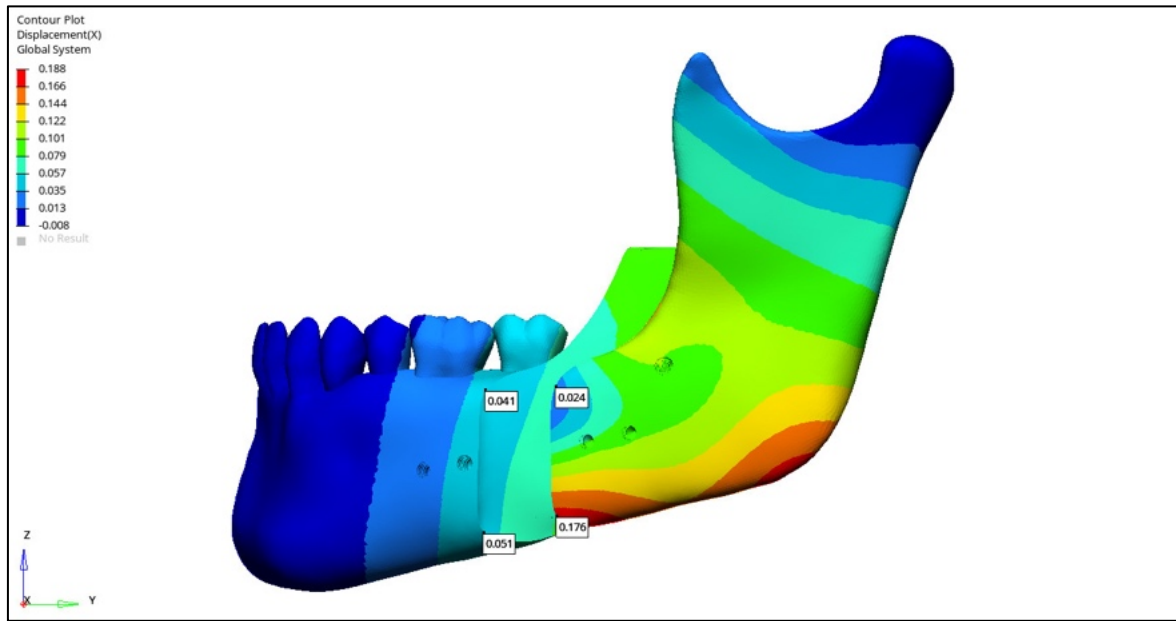
1 adet 4 delikli SSRO plağı ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 2.534 mm, anterior-superior köşede 1.953 mm, posterior-inferior köşede 1.625 mm, posterior-superior köşede 1.312 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.60].



Şekil 4.60. 1 adet 4 delikli SSRO plağı kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)

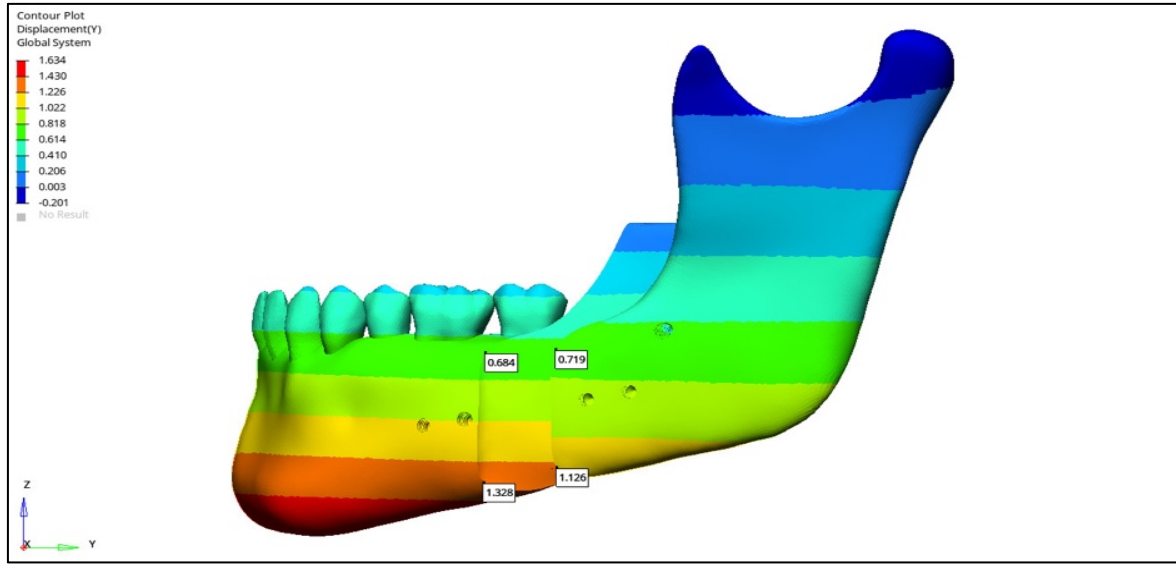
4.3.7. 1 Adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model

1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X ekseninde meydana gelen yer değıştirme miktarları incelendiğinde posterior-inferior köşede 0.176 mm, anterior-inferior köşede 0.051 mm, anterior-superior köşede 0.041 mm, posterior-superior köşede 0.024 mm yer değıştirme ölçülmüştür [Şekil 4.61].



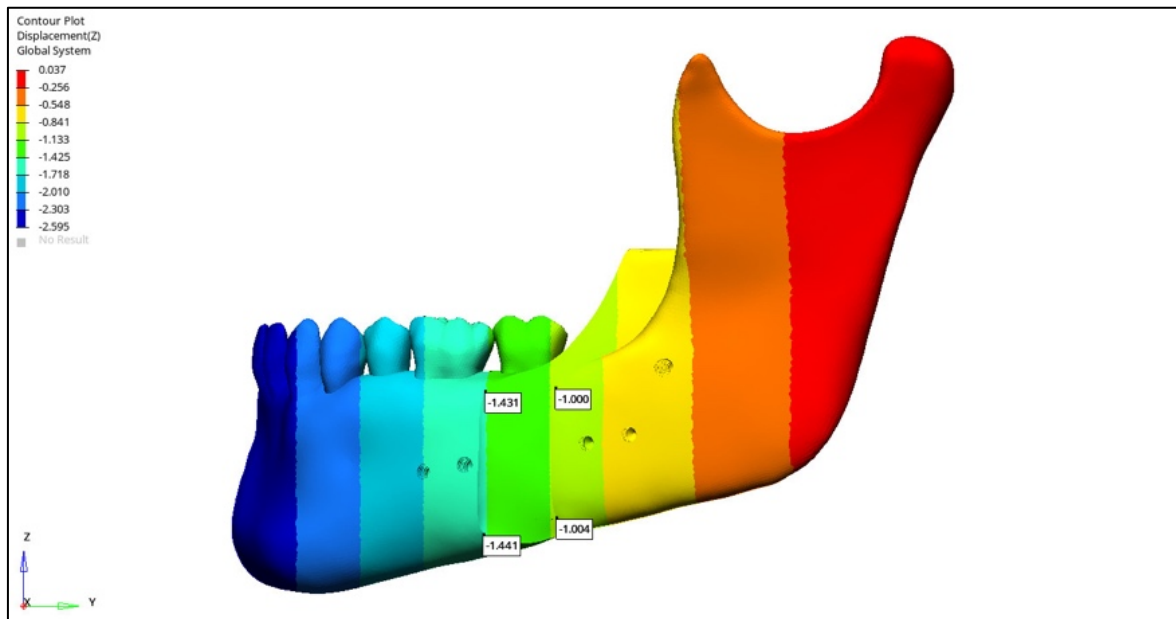
Şekil 4.61. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değıştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Y ekseninde meydana gelen yer değıştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.328 mm, posterior-inferior köşede 1.126 mm, posterior-superior köşede 0.719 mm, anterior-superior köşede 0.684 mm yer değıştirme ölçülmüştür [Şekil 4.62].



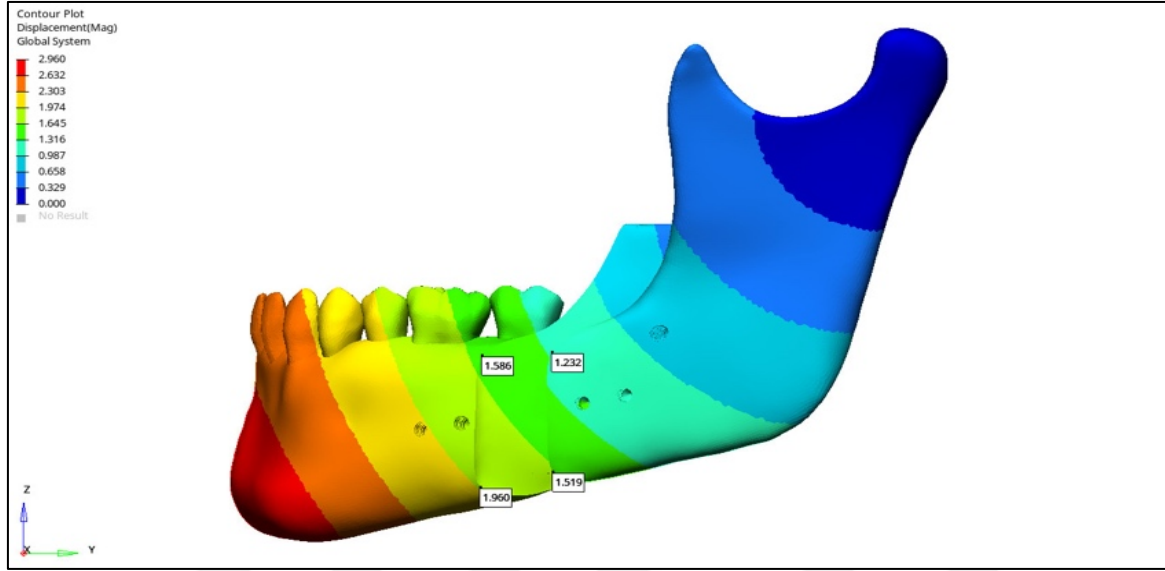
Şekil 4.62. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede -1.441 mm, anterior-superior köşede -1.431 mm, posterior-inferior köşede -1.004 mm, posterior-superior köşede -1.000 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.63].



Şekil 4.63. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

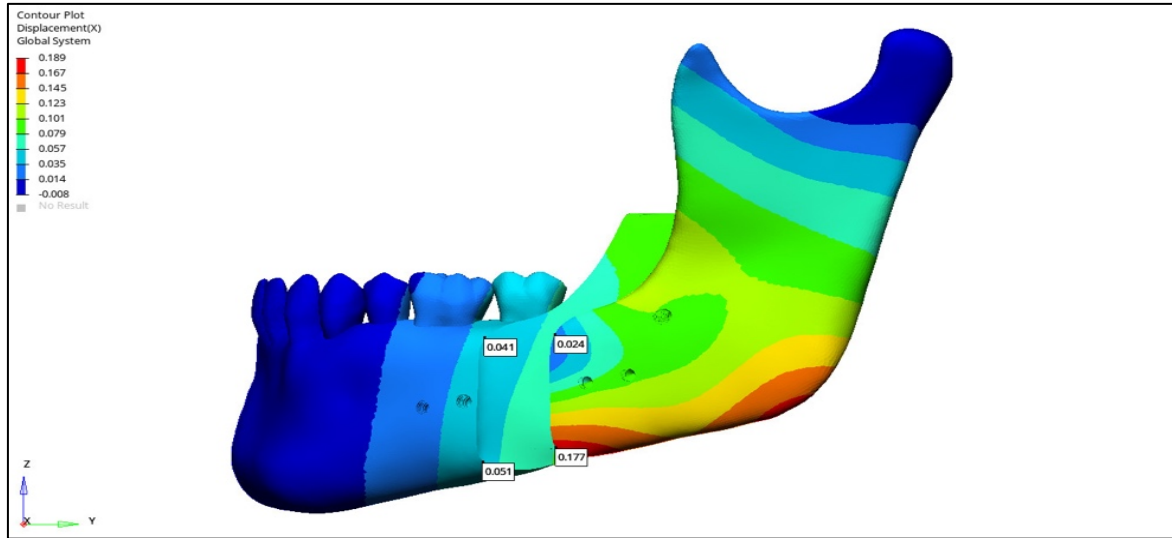
1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.960 mm, anterior-superior köşede 1.586 mm, posterior-inferior köşede 1.519 mm, posterior-superior köşede 1.232 mm yer değiştirme ölçölmüőtür [şekil 4.64].



şekil 4.64. 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)

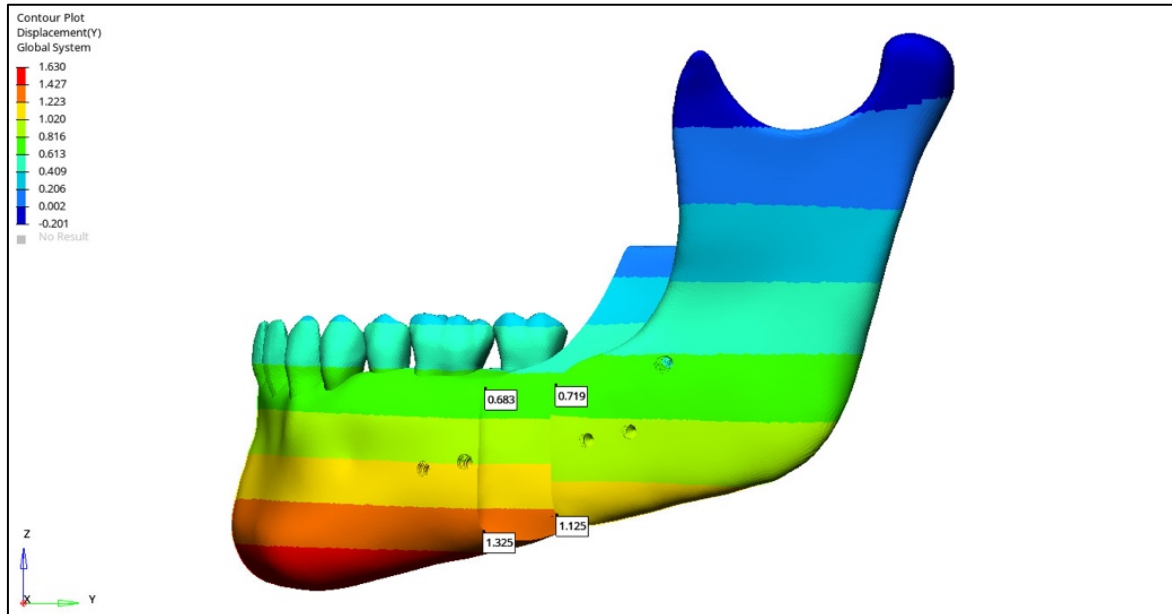
4.3.8. 1 Adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan model

1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde posterior-inferior köşede 0.177 mm, anterior-inferior köşede 0.051 mm, anterior-superior köşede 0.041 mm, posterior-superior köşede 0.024 mm yer değiştirme ölçölmüőtür [şekil 4.65].



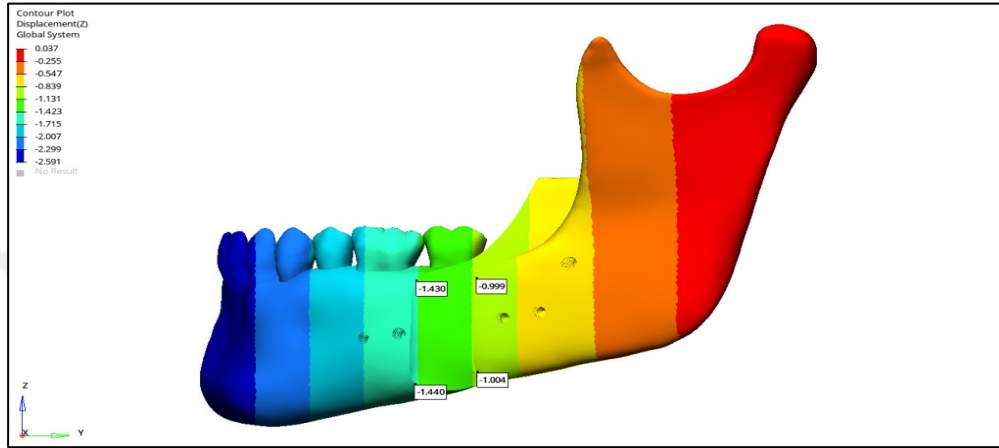
Şekil 4.65. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.325 mm, posterior-inferior köşede 1.125 mm, posterior-superior köşede 0.719 mm, anterior-superior köşede 0.683 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.66].



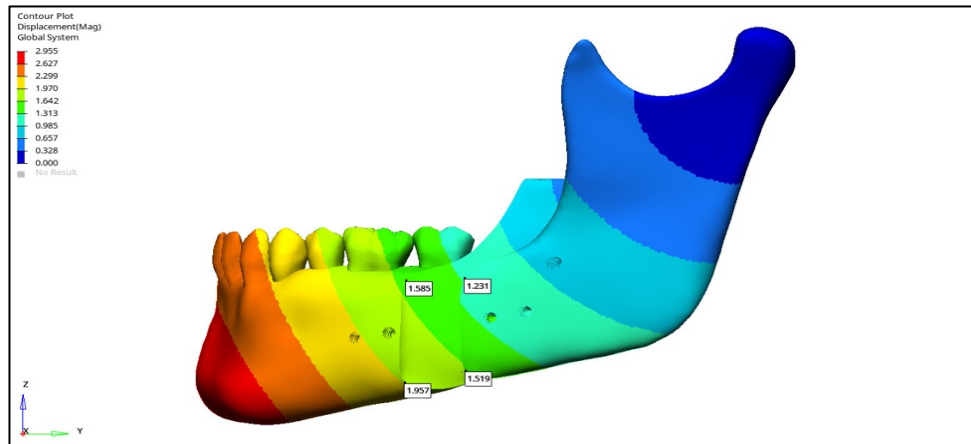
Şekil 4.66. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede -1.440 mm, anterior-superior köşede -1.430 mm, posterior-inferior köşede -1.004 mm, posterior- superior köşede -0.999 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.67].



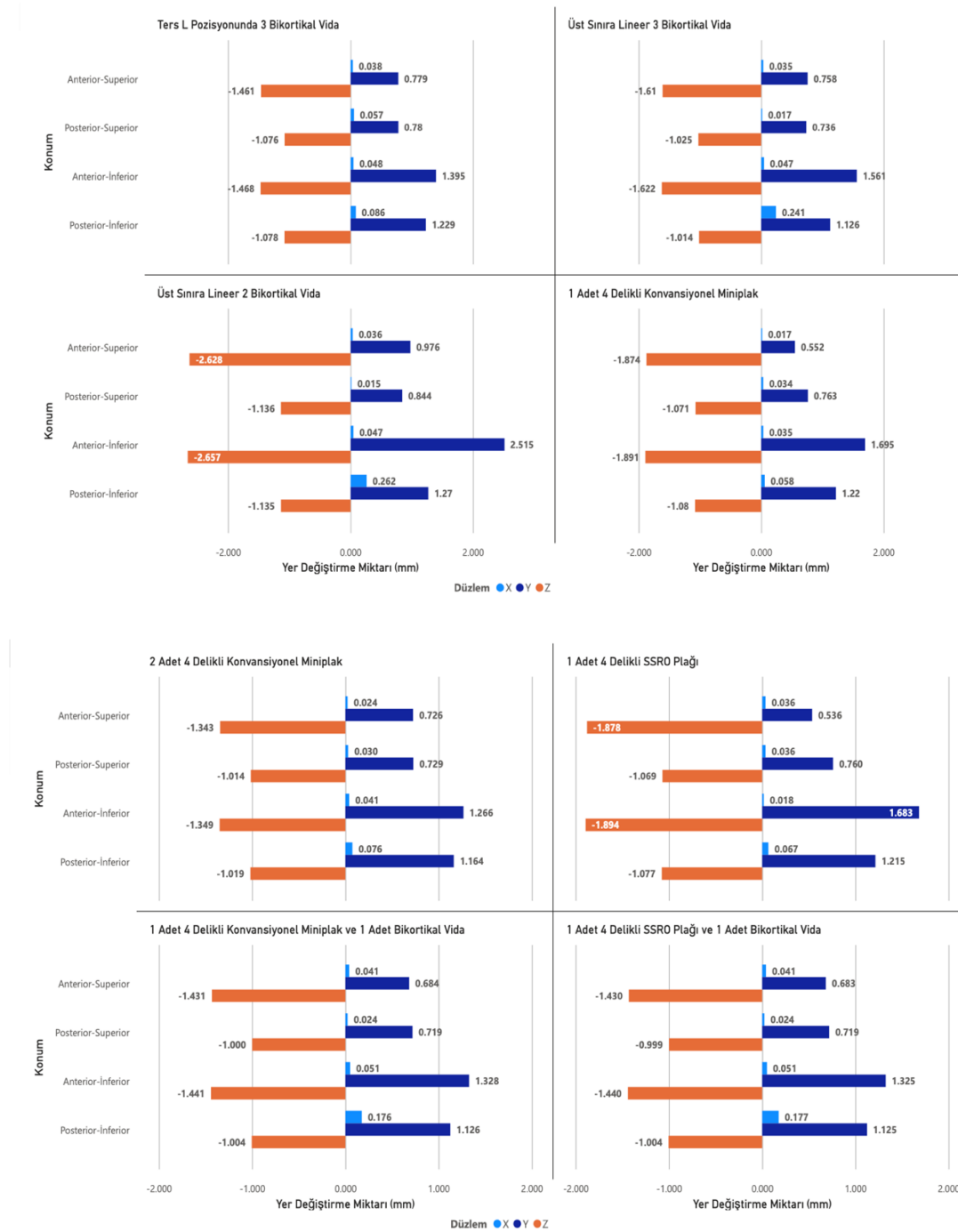
Şekil 4.67. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarları (mm)

1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun ardından modele uygulanan kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları incelendiğinde anterior-inferior köşede 1.957 mm, anterior-superior köşede 1.585 mm, posterior-inferior köşede 1.519 mm, posterior-superior köşede 1.231 mm yer değiştirme ölçülmüştür [Şekil 4.68].

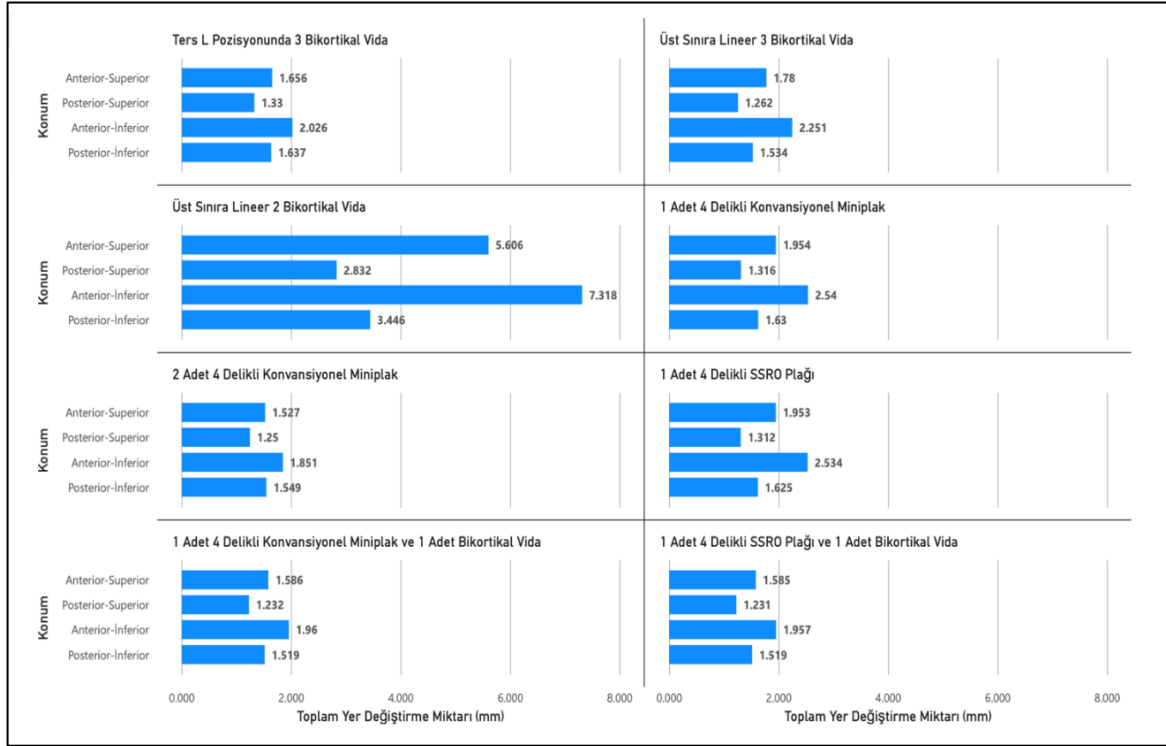


Şekil 4.68. 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida kullanılan modelde X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları (mm)

Şekil 4.69 ve Şekil 4.70’ de 10 mm mandibular ilerletme sonrası vertikal kuvvetin etkisi altındaki osteotomi hattının X, Y ve Z eksenlerindeki anterior-superior, posterior-superior, anterior-inferior, posterior-inferior olmak üzere 4 köşesinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarını ve bu köşelerdeki toplam yer değiştirmeyi göstermektedir.



Şekil 4.69. Modellere uygulanan 140 N vertikal kuvvet sonucu X, Y ve Z eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarları



Şekil 4.70. Modellere uygulanan 140 N vertikal kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları

5. TARTIŞMA

SSRO, Trauner ve Obwegeser tarafından 1956 yılında tanımlandıktan sonra mandibulanın konjenital ve gelişimsel deformitelerinin düzeltilmesinde en sık kullanılan mandibular osteotomi yöntemi haline gelmiştir. Trauner ve Obwegeser'in orijinal osteotomi tasarımı zamanla bir dizi modifikasyona uğrayarak günümüzdeki şeklini almıştır [1, 28-31]. Dal Pont modifikasyonunun, Obwegeser'in orijinal tasarımına göre maksimum kemik temas alanı oluşturması, nörovasküler demetin korunması ve daha düşük relaps riski gibi çeşitli avantajları bulunmaktadır [29]. Takashi ve arkadaşlarının 2010 yılında gerçekleştirdikleri SEA yöntemiyle osteotomi tasarımları üzerine yapılan bir çalışmada, Dal Pont modifikasyonunun fiksasyon sonrası mekanik stabilite açısından güvenli bir teknik olduğu bildirilmiştir [110]. Bu avantajlar göz önüne alınarak mevcut çalışmada osteotomi tekniği olarak Dal Pont modifikasyonu tercih edilmiştir.

SSRO, hemen hemen tüm mandibular deformitelerin düzeltilmesine olanak sağlayan bir ortognatik cerrahi yöntemdir. Mandibulanın ileri alınması, geri alınması ve mandibular asimetrinin düzeltilmesi gibi cerrahi uygulamalara imkan verir [2, 49]. SSRO ile mandibulanın ileri alınması günümüzde rutin bir prosedür haline gelmiştir [111]. Ayrıca, 7 mm'nin üzerindeki ileri derece mandibular ilerletmeler de sıkça uygulanmaktadır. Ancak bu seviyede bir mandibular ilerletme sonucunda relaps meydana gelme riski artmaktadır [7, 15, 112-114]. Relaps, SSRO sonrasında birçok farklı faktöre bağlı olarak ortaya çıkabilmektedir [13]. Relaps üzerindeki bu multifaktöriyel etkenler içinde fiksasyon sisteminin çok önemli bir yeri bulunmaktadır. SSRO cerrahisi sonrasında, bikortikal vidalar, plaklar ve hibrit sistemler gibi farklı fiksasyon yöntemleri kullanılmaktadır [7, 8, 15, 86, 112]. Ancak, günümüzde SSRO sonrası en güvenli ve stabil fiksasyon sistemi konusunda tam bir fikir birliği sağlanamamıştır [8, 13, 112, 113, 115]. Bu çalışmada SEA yöntemi kullanılarak SSRO tekniği ile 10 mm ilerletilmiş mandibuladaki fiksasyon sistemi ve kemik üzerindeki stres dağılımının ölçülmesi ve yer değiştirme miktarının belirlenerek modellerin birbirleri arasında karşılaştırılmasını amaçlamaktadır.

Fiksasyon sistemlerinin biyomekaniği üzerine yapılan stres analizi çalışmalarında, genellikle SEA yöntemi ile iki nokta biyomekanik test modelleri kullanılmaktadır. Stres analizlerinde temel amaç, simüle edilen organ, doku veya materyalin, mümkün olduğunca gerçeğe benzer şekilde davranmasını sağlamaktır. Bu şekilde, fonksiyonel uygulamadaki

kuvvetlerin şiddeti, yönü ve türünü taklit etmek mümkün olur. Ancak, bu şartlar yerine getirildiğinde elde edilen sonuçlar gerçeği yansıtmaktadır [116].

Biyomekanik çalışmalarda, genellikle domuz kaburgaları, koyunlar veya kadavra mandibulaları gibi farklı türlerden alınan örnekler kullanılmaktadır. Ancak, bu modellerde anatomik ve yapısal farklılıklar bulunmaktadır, bu da bazı kısıtlayıcı faktörlerin ortaya çıkmasına neden olur. Örneğin, aynı tür içerisinde bile farklı bölgeler arasında doğal kemik anizotropisi nedeniyle mekanik farklılıklar görülebilir. Bu farklılıklar, kemik ve fiksasyon sistemlerinin stabilite üzerindeki etkisini belirlemeyi zorlaştırır. Ayrıca, farklı türler veya örnekler arasında osteotomi konfigürasyonlarının tam olarak tekrarlanması da zorluklar yaratır, bu da karşılaştırmalı analizlerin uygulanmasını zorlaştırır. Bu kısıtlayıcı faktörlerin ortadan kaldırılması ve gerçeğe daha yakın sonuçlara ulaşabilmek için, SEA çalışmaları önemli bir rol oynar. SEA çalışmalarında, tekrarlanabilir koşulların oluşturulmasıyla, bu gibi kısıtlamalar ortadan kaldırılır. Bu sayede, gerçek yapılarla daha iyi bir uyum sağlanabilir ve kemik ve fiksasyon sistemlerinin stres ve gerinim üzerindeki etkileri daha iyi anlaşılabilir. Bu avantajlarından dolayı mevcut çalışmada stres ölçüm yöntemi olarak SEA yöntemi kullanılmıştır [117, 118].

SEA yöntemi, tekrarlanabilir ve kontrol edilebilir olması gibi avantajlara sahip olsa da, deneysel ve klinik çalışmaların yerini tam olarak tutmamaktadır. SEA çalışmalarının sonuçları, deneysel ve klinik çalışmalarla desteklenmelidir [116].

SEA yöntemi, mühendislik alanında kullanılan bir sayısal analiz yöntemidir. Bu yöntem, karmaşık yapıların davranışını matematiksel modeller aracılığıyla simüle etmeye olanak sağlar [119]. SEA yöntemi, karmaşık geometriye ve malzeme özelliklerine sahip cisimlerin analizinin kolaylıkla yapılabilmesini, farklı senaryoların farklı sınır koşulları ve kuvvet değerlerinde test edilebilmesini sağlayan birçok avantaja sahiptir. Bu yöntem, canlı yapıları ve fiziksel prototipleri gerektirmeksizin bilgisayar ortamında test aşamalarının gerçekleştirilmesine imkan tanır. SEA yöntemiyle yapılan çalışmalarda, canlı dokuları taklit ederken doğal hayatta büyük farklılıklar yaratan bazı faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi gerekmektedir. Bu durum, SEA yöntemiyle yapılan çalışmalarda dezavantaj oluşturabilir. Örneğin, mandibula canlı dokularda kompakt kemik yapısına ve transvers yönde izotropik, non-homojen bir yapıya sahiptir. Ancak, bu çalışmada simülasyonu gerçekleştirilen tüm

canlı dokular ve sentetik malzemeler %100 homojen, lineer elastik ve izotropik olarak tanımlanmıştır. Bu durum, çalışmanın sonuçlarının gerçek canlı dokulardaki durumu tam olarak yansıtmamasına neden olabilir [17].

SEA yönteminde modeller iki veya üç boyutlu olarak hazırlanabilmektedir. Üç boyutlu SEA yönteminin daha hassas sonuçlar sağladığı ve yapısal streslerin tam olarak modellediği gözlemlenmiştir [116]. Bu çalışmada, kompleks geometrilere sahip yapılar olduğundan dolayı iki boyutlu yöntemlerin yetersiz kalacağı düşünülerek üç boyutlu modellerle çalışılmıştır. Bu şekilde, yapıların tam olarak modellenebilmesi ve daha doğru sonuçlar elde edilebilmesi amaçlanmıştır.

SEA yönteminde uygulanacak kuvvetin miktarı, yönü ve uygulama süresi sınır koşullar belirlenirken netleştirilir. Bu çalışmada, kuvvetler oklüzal yönden vertikal doğrultuda ve tek yönlü olarak uygulanmıştır.

Biyomekanik çalışmalarda SEA yöntemi, kemik dokusunun davranışını simüle etmekte güvenilir bir teknik olarak kabul edilmektedir. SEA yöntemi, kemiklerin gerilme dağılımlarını ve stres yoğunluklarını analiz etmek için kullanılabilir. Bu sayede, kemik yapısının mekanik performansını değerlendirmek ve tasarım süreçlerinde optimize edilmiş çözümler elde etmek mümkündür [119].

Literatürde SEA yönteminin güvenilirliğiyle ilgili pek çok çalışma bulunmaktadır;

Inan ve ark yaptıkları bir çalışmada, kemikteki stres dağılımını belirlemede SEA ile fotoelastik stres analiz yöntemini karşılaştırmıştır. Çalışma, her iki yöntemin de kemikteki stres dağılımı hakkında bilgi sağladığını ancak SEA' nın daha detaylı bilgiler sunduğunu göstermiştir [120].

Wong ve arkadaşlarının yaptıkları bir literatür taramasında, mandibular fraktürlerin tedavi yöntemlerinin biyomekanik özelliklerini SEA yöntemiyle analiz edildiği 17 çalışma incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, SEA' nın başarılı ve tutarlı sonuçlar sağladığı ve aynı zamanda etik açıdan hayvan deneylerine olan ihtiyacı azalttığı gözlenmiştir [121].

BAIA-MONTE ve arkadaşları, osteointegre titanyum implantlarla donatılmış bir maymun mandibulası üzerinde gerçekleştirdikleri in vitro çalışmada, gerilme analizi sonuçlarını, SEA yöntemiyle elde ettikleri sonuçlarla karşılaştırmışlardır. Sonuçlar arasında mükemmel bir uyum olduğu gözlenmiş ve bu verilere göre SEA'nın dental sistemlerde kullanılabileceği sonucuna varılmıştır [122].

SSRO sonrasında ısırma kuvvetleri, cerrahi öncesinde hastalarda çiğneme kuvvetini değerlendirmek için kullanılmaktadır [123]. Throcmorton ve ark. yaptıkları çalışmada retrognatik hastaların ısırma kuvvetinin SSRO' dan sonra düzenli olarak arttığını ve 2 yıl içinde normal değerlere yaklaştığını bildirmişlerdir [124]. Ellis ve ark yaptıkları çalışmada prognatik hastaların ısırma kuvvetinin SSRO' dan sonra düzenli olarak arttığını ve 2-3 yıl içinde normal değerlere ulaştığını bildirmişlerdir [125]. Ingervall ve ark. prognatizimin cerrahi olarak düzeltilmesinden 8 ay sonra, maksimum ısırma kuvveti sırasında masseter ve temporal kasların elektiriksel aktivitesinin normal bireylerdekine yakın değerlere ulaştığını bildirmiştir [126]. Harada ve ark, mandibular prognatizi bulunan 25 hastada SSRO sonrası okluzal kontak alanlarını ve ısırma kuvvetlerini değerlendirmiştir. Çalışmada, hastaların ameliyat öncesi ısırma kuvvetleri ile ameliyattan sonraki 2. hafta, 4. hafta, 8. hafta, 3. ay ve 6. aydaki ısırma kuvvetleri ölçülmüştür. Sonuçlara göre, hastaların ameliyat sonrası 2. haftada ortalama 66.5 ± 33.4 N; 4.haftada 128.8 ± 53.0 N; 8.haftada 193.7 ± 87.0 N; 3.ayda 249.1 ± 101.8 N; 6.ayda ise 301.5 ± 181.5 N olduğu rapor edilmiştir. Zamanla, 8. hafta ile 3. ay arasında ısırma kuvvetlerinin düzenli olarak arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca, postoperatif 6. ayda ise ısırma kuvvetlerinin ameliyat öncesi seviyeye yaklaştığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada Harada ve arkadaşlarının çalışmasında, kemik iyileşmesinin erken dönemi olarak kabul edilen 8. haftadaki kuvvet değeri kullanılmıştır [123].

İskeletsel sınıf II hastaların tedavisinde, optimum fonksiyonel ve estetik sonuçlar elde etmek için genellikle cerrahi ve ortodontik tedavi kombinasyonu birlikte uygulanmaktadır. Mandibulanın ileri alınması için SSRO operasyonu, iskeletsel sınıf II hastaların cerrahi tedavisinde sıkça tercih edilen bir yöntemdir [13]. İskeletsel sınıf II hastaların cerrahi olarak tedavisinde ki en büyük komplikasyonlardan biri cerrahi sonrası relaps riskinin yüksek olmasıdır [127]. Relaps, ilerletme miktarı, fiksasyon tipi ve materyali, düşük ve yüksek mandibular düzlem açısı, kondiler rezorpsiyon miktarı, yumuşak doku ve kas gerilimi gibi çeşitli faktörlerle ilişkili olan multifaktöriyel bir sonuçtur [13]. Ayrıca, yapılan çalışmalar ilerletme miktarı ile relaps arasında pozitif bir ilişki olduğunu göstermiştir [128-130]. Distal

segmentin 7 mm'ye kadar yapılan ilerletmelerinde segmentlerin daha stabil ve relaps riskinin düşük olduğu, ancak 7 mm üzerinde yapılan ileri derece mandibular ilerletmelerde segmentlerin stabilizasyonunun azaldığı, fiksasyon sistemi üzerinde daha fazla stres olduğu ve relaps ihtimalinin arttığı görüşü kabul görmektedir [7, 13, 15, 112-114]. SSRO üzerine yapılan çalışmaların önemli bir kısmı 5 mm ve 7 mm arasındaki mandibular ilerletmelere odaklanmıştır [8-11, 13, 14]. Ancak günümüzde belirgin iskeletsel sınıf II maloklüzyon ve/veya OSA bulunan hastalarda, 7 mm üzerindeki büyük mandibular ilerletmelerin sıklıkla uygulandığı görülmektedir [15, 89, 90]. Bu çalışmada, fiksasyon tiplerinin karşılaştırılması ve relaps ile ilişkili olan segmentler arası yer değiştirme miktarlarının değerlendirilmesi amacıyla SSRO sonrası yüksek relaps riskiyle ilişkilendirilen 10 mm mandibular ilerletme miktarı kullanılmıştır.

SSRO sonrası, osteotomize segmentlerin stabil hale getirilmesi ve anatomik pozisyonda doğru konumlandırılması önemlidir. Geçmiş yıllarda, SSRO'nun stabilizasyonu için ortodontik apareyler, teller, okluzal splintler ve işlenmiş şineler kullanılmıştır. Ancak, bu fiksasyon yöntemleri yeterince stabil olmadığından, cerrahları yeni yöntemler arayışına yöneltmiştir. 1974 yılında Spiessl, SSRO için rijit internal fiksasyon amacıyla lag vida kullanmıştır. Daha sonra, 1978 yılında Souyris stabilizasyon amacıyla pozisyonel vidaları tercih etmiştir. Bikortikal vidalar ilk uygulandıkları dönemlerde yüksek stabilite sunmaları ve görece düşük maliyetleri nedeniyle sıklıkla tercih edilmiştir. Bu dönemlerde, ters L pozisyonunda 3 bikortikal vida ve üst sınıra lineer yerleştirilmiş 3 bikortikal vida uygulamaları, ideal rijit fiksasyon yöntemi olarak kabul edilmiştir. Ancak RİF amacıyla kullanılan bikortikal vidaların uygulanması sonucunda, distal ve proksimal segmentler arasında kalan alveolar sinirde hasar, kondiler segmentte tork nedeniyle TME sorunları ve segmentlerin doğru hizalanmaması sonucunda maloklüzyon gibi komplikasyonlar ortaya çıkmıştır. Bu komplikasyonlar, cerrahları yeni teknik arayışlarına yöneltmiştir [2, 49, 59, 69, 70]. Bu komplikasyonlardan kaçınmak amacıyla 1980'lerden günümüze kadar olan süreçte fiksasyon amacıyla miniplaklar ve özel üretilmiş monokortikal vidalar ve plak sistemleri de kullanılmaya başlanmıştır [115]. 1996 yılında Schwartz ve Relle, bikortikal vidalar, miniplaklar ve monokortikal vidaların birlikte kullanıldığı bir hibrit fiksasyon yöntemini tanıtmıştır. Bu teknik, bir adet miniplak, dört adet monokortikal vida ve mandibular dental arkta bulunan son dişin posterioruna ve alveolar sinirin üzerine bir adet bikortikal vida kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar, hibrit tekniği kullanarak miniplak ve

bikortikal vidanın kombinasyonunun stabilizasyonu arttırabileceğini düşünmüş ve bu şekilde bir fiksasyon sistemi geliştirmişlerdir [131].

Her fiksasyon tekniğinin kendi savunucuları bulunmakta olup, uygulama tercihi genellikle profesyonel deneyim ve tercihe bağlı olarak değişmektedir. Her sistemin kendine özgü avantajları ve dezavantajları mevcuttur. Fiksasyon sistemlerinin avantaj ve dezavantajları göz önüne alınarak bu çalışmada, 10 mm ilerletilmiş mandibular segmentlerin stabilizasyonunda bikortikal vidalar, miniplaklar, özel üretilmiş monokortikal vidalar ve plak sistemleri, bikortikal vidaların ve plakların birlikte kullanıldığı hibrit sistemler tercih edilmiştir. Literatürde bikortikal vidaların, plakların ve hibrit sistemlerin karşılaştırıldığı pek çok çalışma mevcuttur.

Dolce ve arkadaşları tarafından 2002 yılında gerçekleştirilen randomize klinik bir çalışmada, sınıf II maloklüzyonu bulunan 91 hastada SSRO ile mandibular ilerletme gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, tel fiksasyonu ile rijit fiksasyonun uzun süreli (5 yıl) iskeletsel ve dişsel değişiklikler açısından karşılaştırılması yapılmıştır. Her iki grupta da ameliyat öncesi benzer ANB açıları ve iskeletsel sınıf II maloklüzyon paterni bulunmaktadır. Rijit fiksasyon grubunda, 3 adet 2 mm'lik pozisyonel bikortikal vida kullanılmıştır. Tel ile fiksasyon uygulanan grupta ise 24 gauge tellerle 6 haftalık maksillomandibular fiksasyon gerçekleştirilmiştir. Hastalardan sefalometrik filmler ameliyattan 2 hafta önce ve ameliyattan 1 hafta, 8 hafta, 6 ay, 1 yıl, 2 yıl ve 5 yıl sonra alınmıştır. Çalışma süresi boyunca her iki grupta da iskeletsel değişimler ve diş hareketleri meydana gelmiştir. Ameliyattan 5 yıl sonra tel ile fiksasyon gerçekleştirilen grupta %42 oranında iskeletsel nüks meydana gelirken, rijit fiksasyon uygulanan grupta herhangi bir nüks görülmemiştir. Bunun yanı sıra, 5 yıl sonra her iki grupta benzer overbite ve overjet değerleri saptanmıştır. Bu durumun maksiller ve mandibular kesici dişlerde meydana gelen hareketler sonucu ortaya çıktığı düşünülmüştür. Rijit fiksasyonun, non-rijit fiksasyona kıyasla postoperatif nüks açısından daha stabil olması, mevcut çalışmada rijit fiksasyon yöntemlerinin tercih edilmesine neden olmuştur [132].

Brasileiro ve ark. 2009 yılında yaptıkları bir çalışmada, SSRO ile 5 mm ilerletilmiş poliüretan mandibula modelleri üzerinde fragmanlar arası 1, 3, 5 ve 10 mm yer değiştirme oluşuncaya dek kuvvet uygulamışlardır. Çalışmada üç farklı fiksasyon sistemi karşılaştırılmıştır. Birinci grupta bir adet 4 delikli miniplak ve 4 adet monokortikal vida, ikinci grupta bir adet 4 delikli miniplak ve 4 adet monokortikal vidaya ek olarak 1 adet bikortikal pozisyonel vida, üçüncü

grupta ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 adet pozisyonel bikortikal vida kullanılarak modellerin fiksasyonu sağlanmıştır. Yapılan çalışmanın sonucuna göre, 1, 3, 5 ve 10 mm yer değiştirmeler için en yüksek kuvvet değerleri, ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal pozisyonel vida grubunda elde edilmiştir. Bunu sırasıyla hibrit fiksasyon grubu ve monokortikal vida-miniplate grubu izlemiştir. Hibrit sistemde ek olarak 1 adet bikortikal vida uygulamasının, monokortikal vida miniplate fiksasyonunun stabilitesini artırdığı belirlenmiştir. Bu veriler ışığında mevcut çalışmada fiksasyon gruplarına hibrit fiksasyon sistemleri de dahil edilmiştir. Hibrit fiksasyonun tek plak fiksasyonuna kıyasla daha stabil bir fiksasyon yöntemi olduğu mevcut çalışmada da bulgulanmıştır [115].

Joss ve arkadaşlarının 2009 yılında yayınladıkları bir sistematik derlemede, mandibular ilerletme sonrası farklı rijit internal fiksasyon sistemlerinin stabilite üzerinde ki etkisi 24 makale üzerinden karşılaştırılmıştır. Rijit internal fiksasyon sistemleri için 1. grup bikortikal vidalar, 2. grup miniplatelar ve 3. grup rezorbe olabilen bikortikal vidalar olacak şekilde 3 grup oluşturulmuştur. Oluşturulan gruplar kısa ve uzun dönem relaps oranları açısından karşılaştırılmıştır. Araştırmanın sonuçlarına göre, iskeletsel sınıf II hastalarda mandibular ilerletme, iyi bir tedavi seçeneği olmasına rağmen kısa ve uzun vadede mandibular geri alma cerrahisine göre daha az stabil bir işlem olduğu belirlenmiştir. Titanyum, paslanmaz çelik ve rezorbe olabilen bikortikal vidaların, kısa dönemde miniplatelara göre stabilite açısından çok az fark gösterdiği ancak uzun dönemde miniplateların daha stabil sonuçlar sağladığı tespit edilmiştir. Bunun yanı sıra, 6-7 mm'den fazla mandibular ilerletme yapıldığında yumuşak doku geriliminin arttığı ve buna bağlı olarak horizontal relaps riskinin yükseldiği gözlenmiştir. Yaptığımız çalışmada, diğer birçok çalışmanın aksine 10 mm mandibular ilerletme yapılmış ve ters L pozisyonunda 3 bikortikal vidanın daha stabil sonuçlar verdiği bulgulanmıştır [13].

Oğuz ve arkadaşlarının 2009 yılında gerçekleştirdiği bir çalışmada, SSRO ile 5 mm ileri alınan mandibula modellerinde 4 delikli kilitli miniplate ve 4 delikli konvansiyonel miniplate kullanılarak fiksasyon sağlandıktan sonra oluşan stresler SEA yöntemiyle değerlendirilmiştir. Fiksasyonu gerçekleştirilen modellere angulus bölgesinden 200 N kuvvet uygulanmıştır. Çalışmanın sonucuna göre, kilitli miniplateların konvansiyonel miniplatelara kıyasla kemikte daha fazla stres oluşturduğu tespit edilmiştir. Kemikteki stres miktarının azaltılması amacıyla, mevcut çalışmada konvansiyonel miniplate fiksasyonu tercih edilmiştir [133].

Sato ve arkadaşları tarafından 2010 yılında gerçekleştirilen çalışmada, SSRO ile mandibular ilerletme sonrası miniplak fiksasyonu, bikortikal vida fiksasyonu ve hibrit fiksasyon yöntemlerini mekanik testler, SEA yöntemi ve fotoelastik stres analizi ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada 10 adet poliüretan insan mandibulası modeli kullanılmıştır. Mekanik testler sonucunda en stabil fiksasyonun ters L pozisyonunda yerleştirilmiş üç adet bikortikal vida grubunda olduğu, bunu hibrit fiksasyon grubunun izlediği ve en düşük stabilite değerlerinin 4 delikli konvansiyonel miniplak grubunda ölçüldüğü tespit edilmiştir. Fotoelastik stres analizi sonucunda hibrit fiksasyon tekniğinde en yüksek stres değerlerinin bikortikal vida çevresinde, ters L pozisyonunda yerleştirilen bikortikal vidalarda ise superior ve osteotomi hattına yakın olan vida çevresinde olduğu, miniplak fiksasyonunda ise proksimal ve distal segmentlerin osteotomi hattına yakın olan vida çevresinde olduğu raporlanmıştır. Üç grup içerisinde stres dağılımının en homojen olduğu grubun ters L pozisyonunda yerleştirilmiş üç bikortikal vida grubu olduğu belirtilmiştir. Miniplak ile yapılan fiksasyonda hibrit fiksasyona göre daha fazla stres yoğunluğu meydana geldiği bildirilmiştir. SEA yöntemi sonucuna göre, ters L pozisyonunda üç adet bikortikal vida yerleştirilen grubun en homojen stres dağılımına sahip olduğu görüşü bildirilmiştir. Hibrit fiksasyonda en yüksek stres değerlerinin bikortikal vida çevresinde gözlemlendiği belirtilmiştir. Plak fiksasyonuna bikortikal vida eklenmesinin stabiliteyi artırdığı, ancak mandibulanın fazla miktarda ileri alınması gerektiği durumlarda ve asimetrik hareketlerde bikortikal vida kullanımında zorluklarla karşılaşılacağı belirtilmiştir. Hibrit fiksasyonun plak fiksasyonuna kıyasla daha yüksek stabilite sunduğu, ancak plak fiksasyonunun endikasyonları ve avantajları nedeniyle sıklıkla tercih edildiği bildirilmiştir. Mevcut çalışmada bu çalışmaya paralel olarak ters L pozisyonunda yerleştirilen 3 bikortikal vidanın bikortikal vida fiksasyon grubunda en stabil konfigürasyon olduğu gözlenmiştir. Bunun yanı sıra ters L pozisyonunda 3 bikortikal vida yerleştirilmesi sonucu en yüksek stres değerinin osteotomi hattına yakın inferior vida çevresinde olduğu değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya paralel olarak 10 mm gibi kritik ilerletme değerlerinde bikortikal vida uygulamalarının zorluğu ve komplikasyonları göz önünde bulundurularak mevcut çalışmaya miniplak grubu da dahil edilmiştir. Yine bu çalışmaya paralel olarak mevcut çalışmada hibrit sistemlerin plak fiksasyonuna kıyasla daha stabil sonuçlar sunduğu tespit edilmiştir [86].

Sato ve arkadaşlarının 2014 yılında yayımlanan bir retrospektif çalışmasında, sınıf II malokluzyonu olan hastalarda SSRO ile yapılan mandibular ilerletme sonrası üç farklı fiksasyon yöntemi karşılaştırılmıştır. Çalışmada 55 hasta yer almış ve postoperatif 6. ayda

ki iskeletsel stabilite değerlendirilmiştir. İlk grupta, 4 adet monokortikal vida ve miniplak kullanılarak fiksasyon yapılmıştır. İkinci grupta, lineer olarak yerleştirilen 3 adet bikortikal vida ile fiksasyon yapılmıştır. Üçüncü grupta ise 4 adet monokortikal vida ve miniplak kullanımına ek olarak bir adet bikortikal vida ile hibrit fiksasyon gerçekleştirilmiştir. Hastalara ameliyat sonrası maksillomandibular fiksasyon uygulanmıştır. Değerlendirmeler, preoperatif dönemde, postoperatif 1. hafta ve 6. ayda lateral sefalometrik radyografler kullanılarak yapılmıştır. B noktası, menton, pogonionun vertikal ve sagittal düzlemdeki hareketi değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre, üç farklı fiksasyon yöntemi arasında relaps miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu da üç fiksasyon yönteminin de stabil ve uygulanabilir olduğunu göstermektedir. Ayrıca, ilerletme miktarının postoperatif relaps ile pozitif bir ilişkiye sahip olduğu tespit edilmiştir. Mandibulanın küçük ilerletmelerinde stabilite açısından farklı fiksasyon tiplerinde yakın sonuçlar elde edildiğinden dolayı mevcut çalışmada kritik değer olan 10 mm mandibular ilerletme uygulanmıştır. Bunun yanı sıra fiksasyon sistemleri çeşitlendirilerek daha geniş bir model grubu oluşturulmuştur [134].

Sindel ve arkadaşları tarafından 2014 yılında gerçekleştirilen çalışmada, SSRO sonrası fiksasyon amacıyla kullanılan farklı bikortikal vida konfigürasyonları ve vidaların çaplarının yarattığı stresler SEA yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Çalışmada, 1.5 mm ve 2.0 mm çapında bikortikal vidalar, L pozisyonunda, ters L pozisyonunda ve lineer olarak 3 farklı konfigürasyonda mandibula modellerine yerleştirilmiştir. Modellere birinci, ikinci premolar ve molar bölgeden 200 N çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, ters L pozisyonunda yerleştirilen bikortikal vida minimum stres oluşturmuş ve daha iyi bir stres dağılımı sağlamıştır. Ters L pozisyonunda yerleştirilen bikortikal vidayı, L pozisyonunda yerleştirilen bikortikal vidalar takip etmiştir. Ancak, transoral yaklaşımda L veya ters L pozisyonunun uygulama zorluğu nedeniyle, lineer pozisyonda bikortikal vida fiksasyonunun tercih edilebileceği bildirilmiştir. 1.5 mm ve 2.0 mm çapında bikortikal vidaların stres dağılımı açısından anlamlı bir farklılık göstermediği, ancak sinir yaralanması, geniş defekt alanı oluşumu ve kemikte mikro fraktür riskini azaltmak için 1.5 mm çapında bikortikal vida kullanılmasının önerildiği bildirilmiştir. Mevcut çalışmada bu çalışmanın grupları göz önünde bulundurularak ters L pozisyonunda 3 bikortikal vida uygulamasına ek lineer pozisyonda 3 bikortikal vida ve lineer pozisyonda 2 bikortikal vida uygulaması gerçekleştirilmiştir. Yine mevcut çalışmada ters L pozisyonunda yerleştirilen 3 bikortikal vidanın lineer pozisyonda yerleştirilen bikortikal vidalara kıyasla daha stabil sonuçlar

sunduğu görülmüştür. Ayrıca mevcut çalışmada 2.0 mm çapında bikortikal vidaların dezavantajları bulunmasına rağmen stabiliteyi arttıracakı düşünülerek 2.0 mm çapında bikortikal vidalar kullanılmıştır [135].

Al-Moraissi ve arkadaşları tarafından yapılan 2016 yılındaki sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında, SSRO ile gerçekleştirilen mandibular ilerletme sonrasında bikortikal vida ve miniplak kullanımının eşit iskeletsel stabilite sağlayıp sağlamadığı araştırılmıştır. Çalışma kapsamında SSRO cerrahisi uygulanan ve bikortikal veya monokortikal fiksasyon yapılan 247 makale incelenmiştir. Dahil edilme kriterlerine uygun olan 5 makalede yer alan 105 hasta monokortikal fiksasyon ve plak uygulaması almışken, 98 hastaya bikortikal vida uygulanmış ve toplamda 203 hastanın 1. haftadan itibaren 1.5 yıllık iskeletsel stabilite takipleri gerçekleştirilmiştir. Araştırmanın sonuçlarına göre, ilerletme miktarı arttıkça postoperatif stabilitenin azaldığı gözlenmiştir. Yazarlar, 6 mm'den daha fazla ilerletme gerektiren durumlarda optimal stabilite sağlamak için bikortikal vida kullanımını önermişlerdir. Ayrıca, proksimal ve distal segmentler arasında yeterli kemik teması sağlanamadığı durumlarda segmentleri stabilize etmek için plak fiksasyonunun tercih edilebileceği belirtilmiştir. Mevcut çalışmada, bikortikal vidaların komplikasyonları ve plakların avantajları göz önüne alınarak bikortikal vidalara ek olarak plak grupları da dahil edilmiştir [85].

Klein ve arkadaşları tarafından 2017 yılında gerçekleştirilen bir çalışmada, 10 mm ilerletilmiş poliüretan mandibula modelleri üzerinde farklı osteosentez yöntemlerinin biyomekanik stabilite üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Toplamda 60 poliüretan mandibula modeli kullanılmış ve bunlar 2 ana gruba ayrılmıştır. Grup 1'de 10 mm mandibular ilerletme yapılmışken, Grup 2'de 10 mm mandibular ilerletme ve saat yönünün tersine 20 derece rotasyon uygulanmıştır. Modellerin fiksasyonu için konvansiyonel miniplaklar, Y şekilli sagittal plaklar ve monokortikal vidalar kullanılmıştır. Her bir grupta alt gruplar oluşturulmuştur: Alt Grup A'da 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak, Alt Grup B'de 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak, Alt Grup C'de 1 adet Y şekilli sagittal plağı, Alt Grup D'de 1 adet 4 delikli kilitli miniplak, Alt Grup E'de 2 adet 4 delikli kilitli miniplak, Alt Grup F'de 1 adet kilitli Y şekilli sagittal plağı kullanılmıştır. Mandibula modellerine, segmentler arası 3 mm yer değişimi oluşana kadar birinci molar bölgesinden kuvvet uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, Grup 1'in Grup 2'ye göre daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Miniplak sistemleri karşılaştırıldığında, kilitli miniplakların

konvansiyonel miniplaklara göre daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Ayrıca, miniplakların yer değiştirme kuvvetlerine karşı direnci değerlendirildiğinde, 2 adet miniplak kullanmanın en stabil yöntem olduğu ve bunu 2 adet Y şekilli sagittal plağının takip ettiği rapor edilmiştir. Mevcut çalışmada 10 mm mandibular ilerletme yapılmış olup rotasyon hareketi uygulanmamıştır. Bu çalışmayla paralel olarak iki plak kullanımının tek plak kullanımına kıyasla daha stabil bir fiksasyon yöntemi olduğu tespit edilmiştir [112].

Bu çalışmanın sonuçları ve literatür göz önüne alındığında, ileri derecede mandibular ilerletme yapılan durumlarda SEA yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların, sert doku iyileşmesinin erken döneminde fiksasyon sistemi ve çevre dokuda açığa çıkan streslerin, ayrıca mandibulada meydana gelen yer değiştirme miktarların değerlendirilebilmesi açısından klinisyenlere fikir sağladığı düşünülmektedir. Bununla birlikte, uzun dönem stabiliteyi değerlendirmek için iyi planlanmış fiksasyon sistemleriyle yapılan deneysel ve klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Yaptığımız tez çalışmasının bir takım limitasyonları bulunmaktadır. SEA yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada oluşturduğumuz mandibula modellerinde kemik dokusu trabeküler ve kortikal kemikten oluşan homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Ancak mandibula canlı ve dinamik bir yapı olup heterojen anizotropik özellik gösterir. SEA yöntemi her ne kadar bilimsel araştırmalarda kullanılsa da deneysel ve klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Mandibula modellerine uygulanan çiğneme kuvvetleri tek seferlik ve sadece vertikal olarak okluzal bölgeden 140 N olacak şekilde uygulanmıştır. Ancak gerçek hayatta çiğneme kuvvetleri; vertikal, oblik ve horizontal olmak üzere çok yönlü ve değişkendir. Plak ve vida sistemleri klinik uygulamalarda enfeksiyon ve inflamasyon gibi çeşitli çevresel sebeplerden etkilenebilmektedir. Ancak SEA çalışmalarında bu durum yansıtılamamaktadır.



6. SONUÇ

Bu çalışmada, 10 mm mandibular ilerletme yapılan modellerin fiksasyonu gerçekleştirildikten sonra 1. molar dişin okluzal yüzeyine 140 N'lik bir vertikal kuvvet uygulanmıştır. Çalışmada, 8 farklı fiksasyon yönteminin avantaj ve dezavantajları göz önünde bulundurularak trabeküler kemik, kortikal kemik ve fiksasyon sistemleri üzerinde meydana gelen stres değerleri ölçülmüş ve ayrıca modellerde meydana gelen yer değiştirme miktarları da değerlendirilmiştir.

Bu çalışmanın limitleri dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Beklenildiği üzere bikortikal vida fiksasyonu uygulanan gruplar arasında, en düşük von Mises stres değeri ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida uygulanan modelde gözlenmiştir. En yüksek von Mises stres değeri ise lineer pozisyonda yerleştirilmiş 2 bikortikal vida fiksasyonunda görülmüştür. Benzer olarak bikortikal vida uygulanan gruplar arasında trabeküler kemik ve kortikal kemiğe en az stres ileten fiksasyon sistemi ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida uygulanan modeldir. En yüksek stres iletimi lineer pozisyonda 2 bikortikal vida fiksasyonunda ölçülmüştür. Fiksasyonun rijiditesinin artması her ne kadar günümüzde bir avantaj olarak değerlendirilmese de yük taşıma kapasitesi daha yüksek olduğu için kemiğe iletilen stresi azaltmıştır. 10 mm ve üzeri ilerletme durumlarında özellikle 3 vida ile yapılan fiksasyon tercih edilebilir görülmekle birlikte kondiler torka yol açtığı akıld tutulmalıdır ve teknik hassasiyet gerektirdiği hatırlanmalıdır.
2. Plak fiksasyonu uygulanan gruplar arasında trabeküler ve kortikal kemiğe en az stres ileten fiksasyon sistemi 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak uygulanan modeldir. Trabeküler kemikteki en yüksek stres iletimi konvansiyonel miniplak fiksasyonunda, kortikal kemik üzerindeki en yüksek stres iletimi SSRO plağında görülmüştür. İki plak fiksasyonu arasında stres iletimi açısından önemli farklılıklar bulunmamaktadır. Bu sonuçlar şiddetli ilerletmeye ihtiyaç duyulan olgularda kemik yapılara gelen stresi azaltmak için vertikal osteotomi hattının alt ve üst sınırına yerleştirilecek olan iki plak ile fiksasyon yapılmasının öngörülebilir sonuçlar vereceği şeklinde yorumlanabilir.

3. Hibrit fiksasyon uygulanan gruplar arasında trabeküler kemiğe en az stres ileten fiksasyon sisteminin 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida uygulanan modelde bulunmuştur. Kortikal kemiğe en az stres ileten fiksasyon sistemi ise, 1 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak ve 1 adet bikortikal vida uygulanan modelde bulunmuştur. Miniplak sisteminin 1 adet bikortikal pozisyonel vida ile desteklenmesi her iki plak vida sisteminde de yük taşıma kapasitesini arttırmış ve kemiğe gelen stresleri azaltmıştır. Bu sonuçlar hibrit fiksasyon sistemlerinin klinik uygulamada etkin bir şekilde kullanılabileceği şeklinde yorumlanabilir. Ayrıca plak vida sisteminin önce yerleştirilmesi ideal kondiler pozisyonu büyük oranda garanti altına alır ve vida fiksasyonu sonrasında oluşabilecek muhtemel kondiler torkun önüne geçer.
4. Plak fiksasyonu uygulanan tüm gruplarda, en yüksek von Mises stres değeri plağın distal yarısında ve osteotomi hattına yakın bölgede meydana gelmiştir. En düşük von Mises stres değeri ise 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak uygulanan grupta ölçülmüştür. En yüksek von Mises stres değeri konvansiyonel miniplak fiksasyonunda ölçülmüştür ve SSRO plağı ile arasında önemli bir fark bulunmamaktadır. Plak fiksasyonunda monokortikal vidalar üzerinde meydana gelen von Mises stres değerlerine bakıldığında, en düşük değer 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak uygulanan grupta 1 numaralı vida üzerinde ölçülmüştür. En yüksek değer konvansiyonel miniplakta bulunan 3 numaralı vida üzerinde ölçülmüştür. Beklenildiği gibi 2 plak kullanılması fiksasyon sistemi üzerindeki stresi azaltmış ve homojen olarak dağılımını sağlamıştır. Aynı zamanda bu sonuçlar osteotomiye spesifik plak dizaynı ile ilgili yapılacak çalışmalarda stresin yüksek olduğu tespit edilen plağın distal yarısında ve osteotomi hattına yakın olan bölgeye odaklanması gerekliliği şeklinde yorumlanabilir.
5. Hibrit fiksasyon uygulanan tüm gruplarda, plak üzerinde en yüksek von Mises stres değeri plağın distal yarısında ve osteotomi hattına yakın bölgede meydana gelmiştir. En düşük von Mises stres değeri ise konvansiyonel miniplak uygulanan modelde ölçülmüştür. Hibrit fiksasyon uygulanan gruplarda, vidalar üzerinde meydana gelen von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, bikortikal vida üzerindeki en düşük stres değeri SSRO plağı uygulanan modelde, monokortikal vida üzerindeki en düşük stres değeri ise yine SSRO plağı uygulanan modelde ölçülmüştür. Bu farklar çok minimal düzeyde olup her iki plak vida sisteminin hibrit fiksasyon için kullanılabilir olduğu şeklinde yorumlanabilir.

6. Modellere uygulanan kuvvet sonucu X, Y, Z eksenlerinde meydana gelen toplam yer değiştirme miktarları incelendiğinde;
- a) Tüm fiksasyon gruplarında en fazla yer değiştirme değerinin osteotomi hattına komşu anterior-inferior köşede,
 - b) Bikortikal vida fiksasyonu uygulanan gruplar arasında, en az yer değiştirme miktarı ters L pozisyonunda yerleştirilmiş 3 bikortikal vida uygulanan modelde, en yüksek yer değiştirme ise lineer pozisyonda yerleştirilmiş 2 bikortikal vida fiksasyonunda,
 - c) Plak fiksasyonu uygulanan gruplar arasında, en az yer değiştirme miktarı 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak uygulanan modelde, en yüksek yer değiştirme miktarı ise konvansiyonel miniplak uygulanan modelde,
 - d) Hibrit fiksasyon uygulanan gruplar arasında, en az yer değiştirme miktarı 1 adet 4 delikli SSRO plağı ve 1 adet bikortikal vida uygulanan modelde,
 - e) Tüm fiksasyon grupları birlikte değerlendirildiğinde en az yer değiştirme miktarı 2 adet 4 delikli konvansiyonel miniplak uygulanan modelde, en çok yer değiştirme miktarı ise üst sınıra lineer yerleştirilmiş 2 bikortikal vida uygulanan fiksasyon sisteminde olduğu gözlenmiştir.

Fiksasyon sistemlerinin güvenilirliğinin değerlendirilmesinde en önemli parametre sistemlerin izin verdiği yer değiştirme miktarıdır. Bu bağlamda yukarıdaki sonuçlar yorumlandığında 10 mm ve üzeri ilerletmeler için en güvenilir yöntemin alt ve üst sınıra yerleştirilmiş 2 adet miniplakla sağlandığı görülmektedir. Bununla birlikte üst sınıra yerleştirilmiş 1 adet bikortikal pozisyonel vida ile desteklenmiş tek plaklı hibrit sistemlerin de güvenilir olduğu düşünülebilir. Yönteme spesifik miniplaklar konvansiyonel miniplaklara göre az bir üstünlük sağlasa da kullanımını zorunlu kılacak bir sonuç ortaya çıkmamıştır. Her ne kadar farklı konfigürasyonda yerleştirilmiş 3 bikortikal pozisyonel vida ile yüksek stabilite değerleri elde edilmiş olsa da bu yöntemler ile ideal kondiler pozisyonun sağlanmasının güçlüğü ve bikortikal vida fiksasyonunda meydana gelen komplikasyonlar bu yöntemlerin günümüzde kullanımını azaltmıştır. Bu

nedenle gelecekte yapılacak çalışmaların monokortikal plak-vida ve hibrit sistemler üzerinde yoğunlaşması önerilebilir.



KAYNAKLAR

1. Patel, P. K., and Novia, M. V. (2007). The surgical tools: the LeFort I, bilateral sagittal split osteotomy of the mandible, and the osseous genioplasty. *Clinics in plastic surgery*, 34(3), 447–475. <https://doi.org/10.1016/j.cps.2007.05.012>.
2. Fonseca RJ.(2018). *Oral And Maxillofacial Surgery*. In: editor. Elsevier. 3 ed. St. Louis, Missouri : Elsevier, 2014. p. 1-321.
3. Kummer FJ.(2002) Craniomaxillofacial bone healing, biomechanics, and rigid internal fixation. *Craniomaxillofacial Reconstructive and Corrective Bone Surgery: Principles of Internal Fixation Using the AO/ASIF Technique*: 101-6.
4. Langdon, John and Patel, Mohan and Ord, Robert and Brennan, Peter. (2017). *Operative Oral and Maxillofacial Surgery*, 3rd Edition.
5. Miloro M, Peterson LJ. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. 3rd ed. Shelton, CT: People's Medical Pub. House-USA; 2012.
6. Kuik, K., De Ruiter, M. H. T., De Lange, J., and Hoekema, A. (2019). Fixation methods in sagittal split ramus osteotomy: a systematic review on in vitro biomechanical assessments. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 48(1), 56–70. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.06.013>.
7. Sigua-Rodriguez, E. A., Caldas, R. A., Goulart, D. R., Hemerson de Moraes, P., Olate, S., Ricardo Barão, V. A., and Ricardo de Albergaria-Barbosa, J. (2019). Comparative evaluation of different fixation techniques for sagittal split ramus osteotomy in 10 mm advancements. Part two: Finite element analysis. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 47(7), 1015–1019. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2019.01.007>.
8. Sato, F. R., Asprino, L., Consani, S., Noritomi, P. Y., and de Moraes, M. (2012). A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 114(5 Suppl), S60–S68. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2011.08.027>.
9. Erkmen, E., Simşek, 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. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2004.10.009>.
10. Erkmen, E., Simşek, B., Yücel, E., and Kurt, A. (2005). Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *The British journal of oral maxillofacial surgery*, 43(2), 97–104. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2004.10.007>.

11. Pereira Filho, V. A., Iamashita, H. Y., Monnazzi, M. S., Gabrielli, M. F., Vaz, L. G., and Passeri, L. A. (2013). In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42(3), 316–320. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.07.008>.
12. Sato, F. R., Asprino, L., Noritomi, P. Y., da Silva, J. V., and de Moraes, M. (2012). Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 41(8), 934–941. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.03.018>.
13. Joss, C. U., and Vassalli, I. M. (2009). Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 67(2), 301–313. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.06.060>.
14. Aymach, Z., Nei, H., Kawamura, H. and Bell, W. (2011). Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 111(1), 58–63. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.03.028>.
15. Kuik, K., Ho, J. P. T. F., de Ruitter, M. H. T., Klop, C., Kleverlaan, C. J., de Lange, J. and Hoekema, A. (2021). Stability of fixation methods in large mandibular advancements after sagittal split ramus osteotomy: an in vitro biomechanical study. *The British journal of oral maxillofacial surgery*, 59(4), 466–471. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2020.09.008>.
16. Farah J, Craig RG.(1974). Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Dental Research*. 53(4):859-66.
17. Küçükkurt, S. (2019). Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 701-710. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.328138>.
18. Güreşen G, Kahraman S.(2023) Mandibulanın Anatomisi, Embriyolojisi ve Mandibular Foramen'in Klinik Önemi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 12(1):158-64.
19. Breeland, G., Aktar, A. and Patel, B. C. (2023). Anatomy, Head and Neck, Mandible. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
20. Docherty, N. (2012). Netter's head and neck anatomy for dentistry, 2nd edition. *British dental journal*. 212. 567-8. 10.1038/sj.bdj.2012.517.
21. Sankar, D. K., Bhanu, S. P. and Susan, P. J. (2011). Morphometrical and morphological study of mental foramen in dry dentulous mandibles of South Andhra population of India. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 22(4), 542–546. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.90290>.
22. Drake, Vogl, Mitchell, Tibbitts and Richardson. (2015). *Gray's Atlas Of Anatomy*, Second Edition, an imprint of Elsevier Inc.

23. Stacey, D. H., Doyle, J. F., Mount, D. L., Snyder, M. C. and Gutowski, K. A. (2006). Management of mandible fractures. *Plastic and reconstructive surgery*, 117(3), 48e–60e. <https://doi.org/10.1097/01.prs.0000209392.85221.0b>.
24. Aziz S. R. (2004). Simon P. Hullihen and the origin of orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 62(10), 1303–1307. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2003.08.044>.
25. Steinhäuser E. W. (1996). Historical development of orthognathic surgery. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 24(4), 195–204. [https://doi.org/10.1016/s1010-5182\(96\)80002-3](https://doi.org/10.1016/s1010-5182(96)80002-3).
26. Obwegeser H. L. (2007). Orthognathic surgery and a tale of how three procedures came to be: a letter to the next generations of surgeons. *Clinics in plastic surgery*, 34(3), 331–355. <https://doi.org/10.1016/j.cps.2007.05.014>.
27. Caldwell, J. B. and Letterman, G. S. (1954). Vertical osteotomy in the mandibular ramal for correction of prognathism. *Journal of oral surgery*, 12(3), 185–202.
28. Trauner, R. and Obwegeser, H. (1957). The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 10(7), . [https://doi.org/10.1016/s0030-4220\(57\)80063-2](https://doi.org/10.1016/s0030-4220(57)80063-2).
29. Dal Pont G. (1961). Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *Journal of oral surgery, anesthesia, and hospital dental service*, 19, 42–47.
30. Hunsuck E. E. (1968). A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. *Journal of oral surgery (American Dental Association : 1965)*, 26(4), 250–253.
31. Epker B. N. (1977). Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *Journal of oral surgery (American Dental Association : 1965)*, 35(2), 157–159.
32. Wolford, L. M., Bennett, M. A. and Rafferty, C. G. (1987). Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 64(2), 146–155. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(87\)90080-6](https://doi.org/10.1016/0030-4220(87)90080-6).
33. Wolford L. M. (2000). The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 58(3), 310–312. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(00\)90062-4](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(00)90062-4)
34. Sato, F. R., Asprino, L., Consani, S. and de Moraes, M. (2010). Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 68(1), 160–166. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.09.004>.

35. Van Sickels, J. E. and Richardson, D. A. (1996). Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *The British journal of oral maxillofacial surgery*, 34(4), 279–285. [https://doi.org/10.1016/s0266-4356\(96\)90002-9](https://doi.org/10.1016/s0266-4356(96)90002-9)
36. Ogutcan-Toller M.(2009). Alt çene için ortognatik cerrahi teknikleri, stabilite ve komplikasyonlar. *Çene Cerrahları İçin Ortognatik Cerrahi*, Ankara: Özyurt Matbaacılık, s.103-37.
37. Wyatt W. M. (1997). Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggested modification of technique. *The British journal of oral maxillofacial surgery*, 35(2), 137–141. [https://doi.org/10.1016/s0266-4356\(97\)90691-4](https://doi.org/10.1016/s0266-4356(97)90691-4).
38. Wolford L. M. (2000). The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 58(3), 310–312. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(00\)90062-4](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(00)90062-4).
39. Prasad, V., Kumar, S., Pradhan, H., Siddiqui, R. and Ali, I. (2021). Bilateral sagittal split osteotomy a versatile approach for correction of facial deformity: A review literature. *National journal of maxillofacial surgery*, 12(1), 8–12. https://doi.org/10.4103/njms.NJMS_89_18.
40. Posnick, Jeffrey. (2013). Primary Mandibular Deficiency Growth Patterns with or without Maxillary Arch Constriction. *Orthognathic Surgery: Principles and Practice*. 640-685. 10.1016/B978-1-4557-2698-1.00019-8.
41. Beukes, J., Reyneke, J. P. and Damstra, J. (2016). Unilateral sagittal split mandibular ramus osteotomy: indications and geometry. *The British journal of oral maxillofacial surgery*, 54(2), 219–223. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2015.10.029>.
42. Monson L. A. (2013). Bilateral sagittal split osteotomy. *Seminars in plastic surgery*, 27(3), 145–148. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1357111>.
43. Reyneke, J. P. and Ferretti, C. (2016). The Bilateral Sagittal Split Mandibular Ramus Osteotomy. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 24(1), 27–36. <https://doi.org/10.1016/j.cxom.2015.10.005>.
44. Muto, T., Shigeo, K., Yamamoto, K. and Kawakami, J. (2003). Computed tomography morphology of the mandibular ramus in prognathism: effect on the medial osteotomy of the sagittal split ramus osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 61(1), 89–93. <https://doi.org/10.1053/joms.2003.50014>.
45. Verweij, J. P., Houppermans, P. N., Gooris, P., Mensink, G. and van Merkesteyn, J. P. (2016). Risk factors for common complications associated with bilateral sagittal split osteotomy: A literature review and meta-analysis. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 44(9), 1170–1180. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2016.04.023>.

46. Martis C. S. (1984). Complications after mandibular sagittal split osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 42(2), 101–107. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(84\)90320-3](https://doi.org/10.1016/0278-2391(84)90320-3).
47. Teltzrow, T., Kramer, F. J., Schulze, A., Baethge, C. and Brachvogel, P. (2005). Perioperative complications following sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 33(5), 307–313. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2005.04.005>.
48. Şirin, Y. and Soley, S. (2012). Bilateral Sagittal Split Osteotomi Ve Distraksiyon Osteogenezi Yöntemleri İle Yapılan Alt Çenenin İlerletilmesi Girişimlerinde Oluşan Inferior Alveolar Sinir Hasarlarının İncelenmesi. *Journal Of Istanbul University Faculty Of Dentistry*, 46(1), 71-81.
49. Fonseca RJ.(2018). *Oral And Maxillofacial Surgery*. In: editor. Elsevier. 3 ed. St. Louis, Missouri : Elsevier, 2014. p. 297-321.
50. Muratlı HH CM, Biçimoğlu A. (2003) Kırık tespitinde güncel yaklaşım: İnternal Atelleme. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*;2(1-2). 2003:44-50.
51. Bonanthaya K, Panneerselvam E, Manuel S, Kumar VV, Rai A.(2021). *Oral and Maxillofacial Surgery for the Clinician*: Springer; 2021.
52. Olivera, L. B., Sant' Ana, E., Manzato, A. J., Guerra, F. L. and Arnett, G. W. (2012). Biomechanical in vitro evaluation of three stable internal fixation techniques used in sagittal osteotomy of the mandibular ramus: a study in sheep mandibles. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 20(4), 419–426. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572012000400006>.
53. Ellis, E., 3rd and Dean, J. (1993). Rigid fixation of mandibular condyle fractures. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 76(1), 6–15. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(93\)90285-c](https://doi.org/10.1016/0030-4220(93)90285-c).
54. Simpson JP GV, Brown SA, Merritt K.(1981) *Implant Retrieval—Material and Biological Analysis*. In: Weinstein A GD, Brown S, Ruoff S, editor. fracture plates—implant and tissue analysis: NBS Spec. p. 395–422.
55. *Craniomaxillofacial Reconstructive and Corrective Bone Surgery*(2002). Principles of Internal Fixation Using the AO/ASIF Technique. In: Greenberg AM PJ, editor. New York: Springer-Verlag Inc.
56. Van Sickels, J. E., Dolce, C., Keeling, S., Tiner, B. D., Clark, G. M. and Rugh, J. D. (2000). Technical factors accounting for stability of a bilateral sagittal split osteotomy advancement: wire osteosynthesis versus rigid fixation. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 89(1), 19–23. [https://doi.org/10.1016/s1079-2104\(00\)80008-6](https://doi.org/10.1016/s1079-2104(00)80008-6).

57. Berger, J. L., Pangrazio-Kulbersh, V., Bacchus, S. N. and Kaczynski, R. (2000). Stability of bilateral sagittal split ramus osteotomy: rigid fixation versus transosseous wiring. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 118(4), 397–403. <https://doi.org/10.1067/mod.2000.108781>.
58. Assael LA. (1998). Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton.: *Techniques as recommended by the AO/ASIF-Maxillofacial Group*: Springer Science and Business Media.
59. Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: a comparative study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1990;48(2):108-21.
60. Tulasne, J. F. and Schendel, S. A. (1989). Transoral placement of rigid fixation following sagittal ramus split osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 47(6), 651–652. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(89\)80088-6](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(89)80088-6).
61. Cilasun, U., Uckan, S., Dolanmaz, D. and Saglam, H. (2006). Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. *The British journal of oral and maxillofacial surgery*, 44(6), 534–537. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2005.11.020>.
62. Fonseca RJ.(2018). *Oral And Maxillofacial Surgery*. In: editor: Elsevier. 3 ed. St. Louis, Missouri : Elsevier; 2014. p. 25-297.
63. Champy M, Härle F, Terry BC. (2009). *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws*: Thieme.
64. Sowden, D. and Schmitz, J. P. (2002). AO self-drilling and self-tapping screws in rat calvarial bone: an ultrastructural study of the implant interface. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 60(3), 294–300. <https://doi.org/10.1053/joms.2002.30585>.
65. Michael Miloro, G.E. Ghali, Larsen P, and Waite P. (2012). *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. 3rd edition.
66. Tiwana, P. S., Kushner, G. M. and Alpert, B. (2007). Lag screw fixation of anterior mandibular fractures: a retrospective analysis of intraoperative and postoperative complications. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 65(6), 1180–1185. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2006.11.046>.
67. Erdoğan, Ö., Sanrı, M. ve Kahraman, O. E. (2011). Ağız, çene, yüz cerrahisinde çekme vidalarının kullanımı üzerine literatür derlemesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(3), 225-232.
68. Franz Haerle MC, Bill C.Terry.(2009). *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis*. 2 ed. New York: Thieme Medical Publishers Inc.

69. Assael LA, Klotch DW, Manson PN, Prein J, Rahn BA, Schilli W, et al.(1998). Stable internal fixation of osteotomies of the facial skeleton. *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton: Techniques Recommended by the AO/ASIF Maxillofacial Group*. Pg.185-98.
70. Anucul, B., Waite, P. D. and Lemons, J. E. (1992). In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 50(12), 1295–1299. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(92\)90230-w](https://doi.org/10.1016/0278-2391(92)90230-w).
71. Tunç SK. (2021). *Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Uygulamaları*: Livre de Lyon; 1st edition.
72. Haug, R. H., Fattahi, T. T. and Goltz, M. (2001). A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 59(10), 1199–1210. <https://doi.org/10.1053/joms.2001.26726>.
73. Ellis, E., 3rd and Carlson, D. S. (1989). The effects of mandibular immobilization on the masticatory system. A review. *Clinics in plastic surgery*, 16(1), 133–146.
74. Schwimmer, A. M. and Greenberg, A. M. (1986). Management of mandibular trauma with rigid internal fixation. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 62(6), 630–637. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(86\)90254-9](https://doi.org/10.1016/0030-4220(86)90254-9).
75. Campbell, C. A. and Lin, K. Y. (2009). Complications of rigid internal fixation. *Cranio-maxillofacial trauma and reconstruction*, 2(1), 41–47. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202596>.
76. Orringer, J. S., Barcelona, V. and Buchman, S. R. (1998). Reasons for removal of rigid internal fixation devices in craniofacial surgery. *The Journal of craniofacial surgery*, 9(1), 40–44. <https://doi.org/10.1097/00001665-199801000-00009>.
77. Dolce, C., Hatch, J. P., Van Sickels, J. E. and Rugh, J. D. (2002). Rigid versus wire fixation for mandibular advancement: skeletal and dental changes after 5 years. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 121(6), 610–619. <https://doi.org/10.1067/mod.2002.123341>.
78. Arnett G. W. (1993). A redefinition of bilateral sagittal osteotomy (BSO) advancement relapse. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 104(5), 506–515. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(93\)70076-Z](https://doi.org/10.1016/0889-5406(93)70076-Z).
79. Moore, K. E., Gooris, P. J. and Stoelinga, P. J. (1991). The contributing role of condylar resorption to skeletal relapse following mandibular advancement surgery: report of five cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 49(5), 448–460. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(91\)90166-j](https://doi.org/10.1016/0278-2391(91)90166-j).

80. Ochs M. W. (2003). Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 61(12), 1477–1484. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2003.07.003>.
81. Stoelinga, P. J. and Borstlap, W. A. (2003). The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: the versatility of a technique. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 61(12), 1471–1476. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2003.07.002>.
82. Murphy, M. T., Haug, R. H. and Barber, J. E. (1997). An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 55(5), 489–495. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(97\)90699-6](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(97)90699-6).
83. Shetty, V., Freymiller, E., McBrearty, D. and Caputo, A. A. (1996). Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 54(11), 1317–1326. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(96\)90490-5](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(96)90490-5).
84. Foley, W. L. and Beckman, T. W. (1992). In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*, 7(3), 147–151.
85. Al-Moraissi, E. A. and Al-Hendi, E. A. (2016). Are bicortical screw and plate osteosynthesis techniques equal in providing skeletal stability with the bilateral sagittal split osteotomy when used for mandibular advancement surgery? A systematic review and meta-analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 45(10), 1195–1200. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2016.04.021>.
86. Sato, F. R., Asprino, L., Consani, S. and de Moraes, M. (2010). Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 68(1), 160–166. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.09.004>.
87. Ozden, B., Alkan, A., Arici, S. and Erdem, E. (2006). In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 35(9), 837–841. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2006.03.001>.
88. De Oliveira, L. B., Reis, J. M., Spin-Neto, R., Gabrielli, M. A., Oguz, Y., & Pereira-Filho, V. A. (2016). Mechanical evaluation of six techniques for stable fixation of the sagittal split osteotomy after counterclockwise mandibular advancement. *The British journal of oral and maxillofacial surgery*, 54(5), 573–578. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2016.03.002>.

89. Butterfield, K. J., Marks, P. L., McLean, L. and Newton, J. (2015). Linear and volumetric airway changes after maxillomandibular advancement for obstructive sleep apnea. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 73(6), 1133–1142. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2014.11.020>.
90. Holty, J. E. and Guilleminault, C. (2010). Maxillomandibular advancement for the treatment of obstructive sleep apnea: a systematic review and meta-analysis. *Sleep medicine reviews*, 14(5), 287–297. <https://doi.org/10.1016/j.smr.2009.11.003>.
91. Orr J, Finlay J.(1997). Photoelastic stress analysis. *Optical measurement methods in biomechanics*. 1-16.
92. Lisle, Timothy, Shaw, Brian, Frazer and Robert. (2017). External spur gear root bending stress: A comparison of ISO 6336:2006, AGMA 2101-D04, ANSYS finite element analysis and strain gauge techniques. *Mechanism and Machine Theory*. 111. 1-9. [10.1016/j.mechmachtheory.2017.01.006](https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2017.01.006).
93. Hoffmann K. (2012). An introduction to stress analysis and transducer design using strain gauges. *The definitive work on strain gauge measurement*.
94. Dally JW, Riley WF.(1965). *Experimental Stress Analysis: McGraw-Hill*.
95. Hatzigiannakis, Kostas, Bernikola, Eirini, Vivi and Tornari. (2012). A new portable digital holographic speckle pattern interferometry (DHSPI) system for structural documentation of artworks. *LACONA IX*. 210-212.
96. Knížková, Ľ., Kunc, P., Gürdil, G., Pinar, Y., Vd. (2007). Applications Of Infrared Thermography In Animal Production. *Anadolu Tarım Bilimleri Dergisi*, 22(3), 329-336. <https://doi.org/10.7161/anajas.2007.22.3.329-336>.
97. Yanikoğlu, Nuran, Sakarya and Rüştü. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: a literature review. *Journal of Materials Research and Technology*. 9. 9720-9734. [10.1016/j.jmrt.2020.06.049](https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.06.049).
98. Ulm, C., Solar, P., Blahout, R., Matejka, M. and Gruber, H. (1992). Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 74(2), 131–136. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(92\)90370-6](https://doi.org/10.1016/0030-4220(92)90370-6).
99. Avallone EA, Baumeister III T, Sadegh A.(2007). *Marks' standard handbook for mechanical engineers: McGraw-Hill Education*.
100. Yue, Xianfang. (2010). *Finite Element Analysis on Strains of Viscoelastic Human Skull and Duramater*. 10.5772/10009.
101. Askeland DR, Phulé PP, Wright WJ, Bhattacharya D.(2003). *The science and engineering of materials*.
102. Zharebtsov S, Semenova IP, Garbacz H, Motyka M. (2019). *Advanced mechanical properties. Nanocrystalline Titanium*: Elsevier; p. 103-121.

103. Van Paepegem W.(2015). Fatigue models for woven textile composite laminates. *Fatigue of Textile Composites*.p. 295-325.
104. Srirekha, A. and Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 21(3), 425–432. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.70813>.
105. Ledley, R. S. and Huang, H. K. (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research*, 47(3), 427–432. <https://doi.org/10.1177/00220345680470031401>.
106. Bathe KJ. Finite element method. *Wiley encyclopedia of computer science and engineering*. 2007:1-12.
107. Logg, A. (2007). Automating the Finite Element Method. *Arch Computat Methods Eng* 14, 93–138. <https://doi.org/10.1007/s11831-007-9003-9>.
108. 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. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2003\)073<0012:SOSDAD>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2003)073<0012:SOSDAD>2.0.CO;2).
109. Ramoğlu, S. and Ozan, O. (2015). Finite Element Methods In Dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(-3), 175-180. <https://doi.org/10.17567/dfd.27537>.
110. Takahashi H, Moriyama S, Furuta H, Matsunaga H, Sakamoto Y, Kikuta T. (2010). Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. *Head and face medicine*. 6:1-10.
111. Huppa, Christoph, Mack and Gavin. (2016). *Sagittal Split Osteotomy and Mandibular Advancement: Principles, Planning and Practice*. 10.1002/9781119004370.ch24.
112. Klein, G. B. G., Mendes, G. C. B., Ribeiro Junior, P. D., Viswanath, A. and Papageorge, M. (2017). Biomechanical evaluation of different osteosynthesis methods after mandibular sagittal split osteotomy in major advancements. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 46(11), 1387–1393. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.05.016>.
113. Schwartz, K., Rodrigo-Domingo, M. and Jensen, T. (2016). Skeletal Stability after Large Mandibular Advancement (> 10 mm) with Bilateral Sagittal Split Osteotomy and Skeletal Elastic Intermaxillary Fixation. *Journal of oral and maxillofacial research*, 7(2), e5. <https://doi.org/10.5037/jomr.2016.7205>.
114. Kuik, K., Ho, J. P. T. F., de Ruiter, M. H. T., Klop, C., Kleverlaan, C. J., de Lange, J. and Hoekema, A. (2021). Stability of fixation methods in large mandibular advancements after sagittal split ramus osteotomy: an in vitro biomechanical study. *The British journal of oral and maxillofacial surgery*, 59(4), 466–471. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2020.09.008>.

115. Brasileiro, B. F., Gempel, R. G., Ambrosano, G. M., Passeri, L. A. (2009). An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 67(4), 809–817. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.11.009>.
116. Boğaç, P. (2019). *Mandibula fraktürlerinde kullanılan miniplak vida sisteminde yüzey adaptasyon farklarının rekonstrüksiyon sonuçları üzerine etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle araştırılması. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara*, 97-111.
117. Ming-Yih, L., Chun-Li, L., Wen-Da, T. and Lun-Jou, L. (2010). Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *Journal of plastic, reconstructive and aesthetic surgery : JPRAS*, 63(3), 451–455. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2008.11.057>.
118. Kılınç, Y. (2013). *Mandibular anterior segmental osteotomilerde osteotomize segmentin değişik miktarlardaki superior repozisyonları sonrasında greftli ya da greftsiz olarak uygulanan farklı fiksasyon konfigürasyonlarının erken dönem etkilerinin biyomekanik açıdan incelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara*, 223-245.
119. Albougha, S., Darwich, K., Darwich, M. A. and Albogha, M. H. (2015). Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 44(7), 823–829. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2015.02.006>.
120. İnan Ö, Sevimay, M., Erarslan, O. ve Eskitaşçıoğlu, G. (2009). *Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods*. 15(2),:93-101.
121. . Wong, R. C., Tideman, H., Kin, L. and Merckx, M. A. (2010). Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 39(4), 313–319. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.11.003>.
122. Baiamonte, T., Abbate, M. F., Pizzarello, F., Lozada, J. and James, R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of oral implantology*, 22(2), 104–110.
123. Harada, K., Watanabe, M., Ohkura, K. and Enomoto, S. (2000). Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 58(4), 370–374. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(00\)90913-3](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(00)90913-3).
124. Throckmorton, G. S., Buschang, P. H. and Ellis, E., 3rd (1996). Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 54(9), 1080–1086. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(96\)90165-2](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(96)90165-2).

125. Ellis, E., 3rd, Throckmorton, G. S. and Sinn, D. P. (1996). Bite forces before and after surgical correction of mandibular prognathism. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 54(2), 176–181. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(96\)90443-7](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(96)90443-7).
126. Ingervall, B., Ridell, A. and Thilander, B. (1979). Changes in activity of the temporal, masseter and lip muscles after surgical correction of mandibular prognathism. *International journal of oral surgery*, 8(4), 290–300. [https://doi.org/10.1016/s0300-9785\(79\)80051-4](https://doi.org/10.1016/s0300-9785(79)80051-4).
127. Simmons, K. E., Turvey, T. A., Phillips, C. and Proffit, W. R. (1992). Surgical-orthodontic correction of mandibular deficiency: five-year follow-up. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*, 7(2), 67–79.
128. Epker, B. N. and Wessberg, G. A. (1982). Mechanisms of early skeletal release following surgical advancement of the mandible. *The British journal of oral surgery*, 20(3), 175–182. [https://doi.org/10.1016/s0007-117x\(82\)80035-8](https://doi.org/10.1016/s0007-117x(82)80035-8).
129. Gassmann, C. J., Van Sickels, J. E. and Thrash, W. J. (1990). Causes, location, and timing of relapse following rigid fixation after mandibular advancement. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 48(5), 450–454. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(90\)90229-u](https://doi.org/10.1016/0278-2391(90)90229-u).
130. Blomqvist, J. E. and Isaksson, S. (1994). Skeletal stability after mandibular advancement: a comparison of two rigid internal fixation techniques. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 52(11), 1133–1137. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(94\)90529-0](https://doi.org/10.1016/0278-2391(94)90529-0).
131. Schwartz, H. C. and Relle, R. J. (1996). Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 54(2), 234–235. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(96\)90457-7](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(96)90457-7).
132. Dolce, C., Hatch, J. P., Van Sickels, J. E. and Rugh, J. D. (2002). Rigid versus wire fixation for mandibular advancement: skeletal and dental changes after 5 years. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 121(6), 610–619. <https://doi.org/10.1067/mod.2002.123341>.
133. Oguz, Y., Ucan, S., Ozden, A. U., Ucan, E. and Eser, A. (2009). Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 108(2), 174–177. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.03.051>.

134. Sato, F. R., Asprino, L., Fernandes Moreira, R. W. and de Moraes, M. (2014). Comparison of postoperative stability of three rigid internal fixation techniques after sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 42(5), e224–e229. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.08.012>.
135. Sindel, A., Demiralp, S. and Colok, G. (2014). Evaluation of different screw fixation techniques and screw diameters in sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis method. *Journal of oral rehabilitation*, 41(9), 683–691. <https://doi.org/10.1111/joor.12188>.





ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : İNAN, Özgün Mehmet
Uyruğu : TC

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Selçuklu Anadolu Lisesi	2013
İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2018- Halen	Dentinan Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

- İNAN ÖM, KARACA İ, DOLANMAZ D. Fixation Methods Used in Sagittal Split Ramus Osteotomy. EJOMS.2024;3(1):43-51.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..