TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

BRUKSİZMİ OLAN BİREYLERDE SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE FARKLI FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN MEKANİK DAVRANIŞININ BOTOKS ÖNCESİ VE SONRASI SONLU ELEMAN ANALİZİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Ömer Faruk KOCAMAZ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Serpil ALTUNDOĞAN

ANKARA
2025

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

BRUKSİZMİ OLAN BİREYLERDE SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE FARKLI FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN MEKANİK DAVRANIŞININ BOTOKS ÖNCESİ VE SONRASI SONLU ELEMAN ANALİZİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Ömer Faruk KOCAMAZ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Serpil ALTUNDOĞAN

ANKARA
2025

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum "Bruksizmi Olan Bireylerde Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Farklı Fiksasyon Yöntemlerinin Mekanik Davranışının Botoks Öncesi Ve Sonrası Sonlu Eleman Analiziyle Değerlendirilmesi" başlıklı tez çalışması; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Ömer Faruk KOCAMAZ

Tarih :

İmza :

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda Ömer Faruk KOCAMAZ tarafından hazırlanan "Bruksizmi Olan Bireylerde Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Farklı Fiksasyon Yöntemlerinin Mekanik Davranışının Botoks Öncesi Ve Sonrası Sonlu Eleman Analiziyle Değerlendirilmesi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 04.12.2025

Prof. Dr. Serpil ALTUNDOĞAN
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU
Ankara Üniversitesi
Üye

Prof. Dr. Cahit ÜÇOK
Ankara Üniversitesi
Raportör

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. Kaan ORHAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ÖZET

Bruksizmi Olan Bireylerde Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Farklı Fiksasyon Yöntemlerinin Mekanik Davranışının Botoks Öncesi Ve Sonrası Sonlu Eleman Analiziyle Değerlendirilmesi

Dentofasiyal deformiteler; çiğneme, konuşma ve solunum gibi fonksiyonel sorunların yanı sıra estetik kaygılara da yol açarak bireylerin yaşam kalitesini olumsuz etkilemektedir. Bu deformitelerin cerrahi tedavisinde en sık uygulanan yöntemlerden biri sagittal split ramus osteotomisi (SSRO) olup, operasyon sonrası stabilitenin sağlanmasında kullanılan fiksasyon yöntemleri belirleyici rol oynamaktadır.

Bruksizm, aşırı çiğneme kuvvetleri ile kemik, diş ve eklem dokuları üzerinde yıkıcı etkilere yol açabilen önemli bir parafonksiyonel alışkanlıktır. Bu nedenle, bruksizmli bireylerde uygulanan fiksasyon yöntemlerinin mekanik güvenilirliğinin araştırılması klinik açıdan kritik öneme sahiptir. Botulinum toksin tip A (BoNT-A), bruksizm tedavisinde sıkça kullanılan bir yöntem olup çiğneme kas kuvvetinde yaklaşık %40 oranında azalma sağlamaktadır. Böylece SSRO sonrası fiksasyon sistemlerine binen yükler de azalabilmektedir. Ancak literatürde bruksist koşullarda BoNT-A uygulaması öncesi ve sonrasında farklı fiksasyon yöntemlerinin karşılaştırıldığı kapsamlı bir analiz bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, SSRO sonrasında kullanılan farklı fiksasyon yöntemlerinin mekanik davranışlarını, bruksist koşullarda ve BoNT-A uygulaması sonrası koşullarda sonlu elemanlar analizi (SEA) ile incelemektir. Çalışmada, 5 mm mandibular ilerletme sonrası oluşturulan üç boyutlu modellerde tek plak, çift düz plak, plak-bikortikal vida kombinasyonu, iki bikortikal vida ve üç bikortikal vida konfigürasyonları değerlendirilmiştir. Bruksizm varlığında 1000 N, BoNT-A sonrası ise 600 N kuvvet uygulanmıştır.

Elde edilen bulgular, parafonksiyonel yükler altında hem kortikal hem de trabeküler kemikte en düşük stres değerleri ve en homojen dağılımın çift düz plak (Model 2) ile elde edildiğini göstermiştir. Buna karşın en olumsuz stres profilleri kortikal kemikte iki bikortikal vida (Model 4), trabeküler kemikte ise tek plak (Model 1) ile gözlenmiştir. BoNT-A sonrası tüm modellerde yaklaşık %40 düzeyinde stres azalması saptanmış ve özellikle Model 2'de deplasman değerlerinde belirgin iyileşme kaydedilmiştir.

Sonuç olarak, bruksizmli bireylerde SSRO sonrasında çift düz plak fiksasyonunun en güvenli seçenek, tek plak ve iki bikortikal vida düzeneklerinin ise en riskli yöntemler olduğu belirlenmiştir. BoNT-A uygulaması ise donanım yorgunluğunu azaltarak erken iyileşme döneminde stabiliteye ek katkı sağlamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Botulinum Toksini, Tip A; Bruksizm; Ortognatik Cerrahi; Sagittal Split Ramus Osteotomisi; Sonlu Elemanlar Analizi

SUMMARY

Finite Element Analysis Of The Mechanical Behavior Of Different Fixation Methods in Sagittal Split Ramus Osteotomy in Patients With Bruxism: Evaluation Before And After Botulinum Toxin Application

Dentofacial deformities negatively affect patients' quality of life by causing functional problems such as chewing, speech, and breathing difficulties, as well as esthetic concerns. One of the most commonly performed surgical procedures for correcting these deformities is the sagittal split ramus osteotomy (SSRO), where the choice of fixation method plays a critical role in achieving postoperative stability.

Bruxism is a parafunctional habit that exerts excessive occlusal forces, leading to destructive effects on teeth, bones, and temporomandibular joints. Therefore, evaluating the mechanical reliability of fixation methods in patients with bruxism is of great clinical importance. Botulinum toxin type A (BoNT-A) has been widely used for bruxism management and has been shown to reduce masticatory muscle force by approximately 40%. This reduction may decrease the mechanical load on fixation systems after SSRO. However, no comprehensive studies have simultaneously compared different fixation methods under bruxism conditions before and after BoNT-A administration.

The aim of this study was to analyze the mechanical behavior of various fixation methods following SSRO using finite element analysis (FEA) under both bruxism and BoNT-A conditions. Three-dimensional models simulating 5 mm mandibular advancement were created with five different fixation configurations: single plate, double straight plates, plate with bicortical screws, two bicortical screws, and three bicortical screws. Loads of 1000 N (bruxism) and 600 N (BoNT-A) were applied.

The findings revealed that under parafunctional loading, the lowest stress values and most homogeneous distribution were observed with the double straight plate configuration (Model 2). In contrast, the most unfavorable stress profiles were found with two bicortical screws (Model 4) in cortical bone and a single plate (Model 1) in trabecular bone. After BoNT-A, all models showed approximately 40% reduction in stress, with Model 2 also demonstrating a marked decrease in displacement values.

In conclusion, in patients with bruxism undergoing SSRO, double straight plates provide the most reliable fixation, while single plate and two bicortical screw configurations are associated with higher mechanical risks. BoNT-A reduces hardware fatigue and excessive bone-screw loading, thereby contributing to early postoperative stability.

Keywords: Botulinum Toxins, Type A; Bruxism; Finite Element Analysis; Orthognathic Surgery; Osteotomy, Sagittal Split Ramus

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN ii
KABUL VE ONAY iii
ÖZET iv
SUMMARY v
İÇİNDEKİLER vi
ÖNSÖZ viii
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ ix
ŞEKİLLER x
ÇİZELGELER ..... **Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 4
2.1. Mandibulanın Anatomisi ve Biyomekaniği 4
2.1.1. Mandibulanın Embriyolojik Gelişimi 4
2.1.2. Mandibulanın Anatomik Özellikleri 4
2.1.3. Çiğneme Kasları 6
2.1.4. Mandibulanın Biyomekanik Prensipleri 7
2.2. Dentofasial Deformiteler 8
2.2.1. Mandibular Yetersizlik 8
2.3. Ortognatik Cerrahi 9
2.3.1. Mandibular Osteotomilerin Tarihçesi 9
2.3.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisi 11
2.4. Fiksasyon Yöntemleri 13
2.4.1. Direkt Fiksasyon 14
2.4.1.1. Bikortikal Vida Fiksasyonu 14
2.4.1.2. Plak-Vida Fiksasyonu 14
2.4.2. İndirekt Fiksasyon 15
2.5. Bruksizm 15
2.5.1. Bruksizmin Etiyolojisi 15
2.5.2. Bruksizmin Belirti ve Semptomları 16
2.5.3. Bruksizmin Tanı ve Tedavisi 16
2.6. Botulinum Toksin 16
2.6.1. Bruksizm Tedavisinde Botulinum Toksin 17
2.7. Stres Analizi 17
2.7.1. Stres Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar 17
2.7.2. Stres Analiz Yöntemleri 20
2.7.2.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi 21

3. GEREÇ VE YÖNTEM 24
3.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Dişlerin Modellenmesi 25
3.2. Titanyum Plak, Monokortikal ve Bikortikal Vida Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması 28
3.3. Çalışma Modelleri 30
3.4. Materyal Özellikleri 33
3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi 34
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları 35

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri (Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları) 36
3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu 37
3.9. SEA Programında Analiz Sonuçlarının Alınması 37

4. BULGULAR 38
4.1. Bruksizmli Kuvvetler Altında 38
4.1.1. Model 1 38
4.1.1.1. Kemik Bulguları 38
4.1.1.2. Plak-Vida Bulguları 42
4.1.2. Model 2 44
4.1.2.1. Kemik Bulguları 44
4.1.2.2. Plak-Vida Bulguları 47
4.1.3. Model 3 49
4.1.3.1. Kemik Bulguları 49
4.1.3.2. Plak-Vida Bulguları 52
4.1.4. Model 4 54
4.1.4.1. Kemik Bulguları 54
4.1.4.2. Plak-Vida Bulguları 58
4.1.5. Model 5 58
4.1.5.1. Kemik Bulguları 58
4.1.5.2. Plak-Vida Bulguları 62
4.2. Botulinum Toksin Uygulaması Sonrası Kuvvet Altında 64
4.2.1. Model 1 64
4.2.1.1. Kemik Bulguları 64
4.2.1.2. Plak-Vide Bulguları 68
4.2.2. Model 2 69
4.2.2.1. Kemik Bulguları 69
4.2.2.2. Plak-Vida Bulguları 73
4.2.3. Model 3 74
4.2.3.1. Kemik Bulguları 74
4.2.2.3. Plak-Vida Bulguları 78
4.2.4. Model 4 80
4.2.4.1. Kemik Bulguları 80
4.2.4.2. Plak-Vida Bulguları 83
4.2.5. Model 5 84
4.2.5.1. Kemik Bulguları 84
4.2.5.2. Plak-Vida Bulguları 88
4.3. Karşılaştırmalı Bulgular 89

5. TARTIŞMA 92
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 99
KAYNAKLAR 100

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca yalnızca cerrahi becerilerimi geliştirmemde değil, mesleki ve insani duruşumu şekillendirmemde de büyük bir özveriyle yol gösteren; bilgi ve deneyimini daima cömertçe paylaşarak karşılaştığım zorluklarda motivasyon sağlayan, sabrı ve anlayışıyla her zaman destek olan kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Serpil Altundoğan'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim sürecinde üzerimde büyük emeği olan, mesleki gelişimim boyunca yalnızca hocalığıyla değil, aynı zamanda her zaman hissettirdiği abiliğiyle bana yol gösteren Doç. Dr. Emre Yurttutan'a,

Başım her sıkıştığında yanımda olarak hiçbir zaman çekinmeden her konuda danışabilme imkânı sağlayan, hem akademik hem de kişisel anlamda bana ablalık yaparak destek veren Dr. Öğr. Üyesi Dilara Nur Şengün'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini her zaman büyük bir içtenlikle paylaşarak mesleki gelişimime katkı sağlayan bölümümüzün değerli hocaları Prof. Dr. Mine Cambazoğlu, Prof. Dr. Cahit Üçok, Prof. Dr. Ayşegül Mine Tüzüner, Doç. Dr. Çağıl Vural ve Dr. Öğr. Üyesi Yasemin Akçaalan'a

Birlikte çalışmaktan her zaman büyük keyif aldığım Dr. Öğr. Üyesi Bora Akat'a,

Bu uzun ve zorlu uzmanlık yolculuğunda birlikte yürüdüğüm; dayanışmaları, samimi destekleri ile bu süreci daha değerli kılan başta Berivan Deniz, Can Manav, Mehmet Alp Eriş, Mahzun Yıldız, Fuat Kılıç, Semih Gönç ve Ege Erdiner olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık sürecim boyunca birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım, aynı zamanda birlikte yetiştiğimiz ortodontist arkadaşlarım Meyra Durmaz ve Nursima Gökmen'e,

Çalışma ortamımızı daha güzel hale getiren üzere tüm personellerimize,

Ve beni bugünlere getiren; her adımımda bana etik değerleri, ahlakı ve vicdanı öğreten, varlıklarıyla güç veren sevgili aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ

3D	Üç Boyutlu
BoNT-A	Botulinum Toksini Tip A
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CBCT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
CT	Bilgisayarlı Tomografi
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
IAN	İnferior Alveolar Sinir
IMF	Intermaksiller Fiksasyon
kg	Kilogram
Mag	Deplasman Büyüklüğü
mm	Milimetre
MMF	Maksillomandibular Fiksasyon
N	Newton
Pmax	Maksimum Asal Gerilme
Pmin	Minimum Asal Gerilme
SEA	Sonlu Eleman Analizi
SSRO	Sagittal Split Ramus Osteotomisi
STL	Standard Tessellation Language
TMJ	Temporomandibular Eklem

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Mandibulanın Anatomisi. 6
Şekil 2.2. Çiğneme Kasları. **7**
Şekil 2.3. Zaman içinde mandibular cerrahide osteotomi yaklaşımlarının gelişimi……. 10
Şekil 2.4. Dal Pont' un sagittal osteotomi modifikasyonu. 11
Şekil 2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisi. 13
Şekil 2.6. Gerinim Çeşitleri. 18
Şekil 3.1. 3DSlicer yazılımına aktarılan tomografi görüntüsü 24
Şekil 3.2. Mandibula modeli 25
Şekil 3.3. Mandibulada kesi hattının oluşturulması 26
Şekil 3.4. Mandibulanın 5mm öne alınması 26
Şekil 3.5. Kesi sonrası kortikal kemik 27
Şekil 3.6. Kesi. Sonrası trabeküler kemik 27
Şekil 3.7. 1 mm kalınlığında 4 delikli titanyum plak 28
Şekil 3.8. 2 mm çapında, 5 mm uzunluğunda monokortikal vida 29
Şekil 3.9. 2 mm çapında, 11/13/15 mm uzunluğunda bikortikal vida 29
Şekil 3.10. 4 delikli düz tek plak kullanılan Model 1 31
Şekil 3.11. 4 delikli düz iki plak kullanılan Model 2 31
Şekil 3.12. 4 delikli düz tek plak ve tek bikortikal vida kullanılan Model 3 32
Şekil 3.13. İki adet bikortikal vida kullanılan Model 4 32
Şekil 3.14. Üç adet bikortikal vida kullanılan Model 5 33
Şekil 3.15. Modellerde oluşturulan Mesh yapısı 34
Şekil 3.16. Uygulanan kuvvetlerin yönü 35
Şekil 3.17. Modellerin sınır koşulları 36
Şekil 4.1. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı. 39
Şekil 4.2. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı. 40
Şekil 4.3. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan maksimum principal stres (Pmax) dağılımı. 41
Şekil 4.4. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı. 41
Şekil 4.5. 4 delikli düz plak ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 42
Şekil 4.6. Dört delikli düz plak kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında plakta elde edilen von Mises gerilme dağılımı 43
Şekil 4.7. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyonda monokortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri 43
Şekil 4.8. 4 delikli iki adet düz plak ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri 44

Şekil 4.9. 4 delikli iki adet düz plak ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri 45
Şekil 4.10. 4 delikli iki adet düz plak ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri 45
Şekil 4.11. 4 delikli iki adet düz plak ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri 46
Şekil 4.12. 4 delikli iki düz plak ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 47
Şekil 4.13. Dört delikli iki düz plak kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında plaklarda elde edilen von Mises gerilme dağılımı 48
Şekil 4.14. 4 delikli iki düz plak ile yapılan fiksasyonda monokortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri 48
Şekil 4.15. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri 49
Şekil 4.16. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri 50
Şekil 4.17. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri 50
Şekil 4.18. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri 51
Şekil 4.19. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 52
Şekil 4.20. Dört delikli düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu oluşan von Mises gerilme dağılımı 53
Şekil 4.21. 4 delikli düz plak ve bikortikal ile yapılan fiksasyonda monokortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri 53
Şekil 4.22. 4 delikli düz plak ve bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidadaki von Mises gerilme değerleri 54
Şekil 4.23. İki bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri 55
Şekil 4.24. İki bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri 55
Şekil 4.25. İki bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri 56
Şekil 4.26. İki bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri 57
Şekil 4.27. İki bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 57
Şekil 4.28. İki bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri 58
Şekil 4.29. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri 59
Şekil 4.30. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri 60
Şekil 4.31. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri 61
Şekil 4.32. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri 61
Şekil 4.33. Üç bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 62
Şekil 4.34. Üç bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri 63
Şekil 4.35. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı 65
Şekil 4.36. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı 65
Şekil 4.37. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı 66

Şekil 4.38. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı 67

Şekil 4.39. Dört delikli plak ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü .. 67

Şekil 4.40. Dört delikli düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu plakta oluşan von Mises gerilme dağılımı 68

Şekil 4.41. Dört delikli düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu monokortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımı 69

Şekil 4.42. Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı 70

Şekil 4.43. Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı 70

Şekil 4.44. Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı 71

Şekil 4.45. Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı 72

Şekil 4.46. Dört delikli iki adet plak ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 72

Şekil 4.47. Dört delikli iki adet düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu plaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı 73

Şekil 4.48. Dört delikli iki adet düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu monokortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımı 74

Şekil 4.49. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı 75

Şekil 4.50. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı 75

Şekil 4.51. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı 76

Şekil 4.52. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı 77

Şekil 4.53. Dört delikli plak ve bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 77

Şekil 4.54. Dört delikli düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu oluşan von Mises gerilme dağılımı 78

Şekil 4.55. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyonda monokortikal vidalar çevresindeki von Mises gerilme dağılımı 79

Şekil 4.56. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyonda bikortikal vida çevresindeki von Mises gerilme dağılımı 79

Şekil 4.57. İki bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı 80

Şekil 4.58. İki bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı 81

Şekil 4.59. İki bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı 82

Şekil 4.60. İki bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı 82

Şekil 4.61. İki bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 83

Şekil 4.62. İki bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri 84
Şekil 4.63. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri 85
Şekil 4.64. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri 85
Şekil 4.65. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri 86
Şekil 4.66. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri 87
Şekil 4.67. Üç bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü 87
Şekil 4.68. Üç bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri 88

TABLOLAR

Tablo 3.1. Çalışma Modelleri 30

Tablo 3.2. Analizde Kullanılan Malzemelerin Elastik Modül ve Poisson Oranları 34

Tablo 3.3. Oluşturulan Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları 37

Tablo 4.1. Bruksizmle kuvvetler altında farklı fiksasyon modellerine göre kortikal/trabeküler stres, yer değiştirme ve implant stres yoğunluğu açısından karşılaştırmalı sıralama 64

Tablo 4.2. Botulinum toksini uygulaması sonrası farklı fiksasyon modellerine göre kortikal/trabeküler stres, yer değiştirme ve implant stres yoğunluğu açısından karşılaştırmalı sıralama 89

Tablo 4.3. Bruksizmli kuvvetler altında ve botulinum toksini uygulaması sonrası ölçülen en yüksek stres değerlerinin karşılaştırılması 91

BRUKSİZMİ OLAN BİREYLERDE SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE FARKLI FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN MEKANİK DAVRANIŞININ BOTOKS ÖNCESİ VE SONRASI SONLU ELEMAN ANALİZİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

1. GİRİŞ

Dentofasiyal deformite, esas olarak çene ve diş yapısını etkileyen ve farklı toplumlarda değişen oranlarda görülebilen bir bozukluk olarak tanımlanmaktadır. Bu tür deformiteler, baş ve boyun bölgesine ait solunum, yutma, konuşma ve çiğneme gibi pek çok işlevin olumsuz yönde etkilenmesine neden olabilir.(Lew et al., 1993; J. Posnick, 2013) Deformiteler yalnızca tek bir çeneyi etkileyebileceği gibi, birden fazla kraniyofasiyal yapıyı da kapsayabilir. Toplumun yaklaşık %20'sinin bu tür bozukluklardan etkilendiği bildirilse de, ortognatik cerrahiye ihtiyaç duyulan dentofasiyal deformitelerin gerçek görülme sıklığı net olarak belirlenememiştir.(Eslamipour et al., 2017; Ong, 2004)

Mandibular deformitelerin tedavisinde en sık başvurulan cerrahi teknik, sagittal split ramus osteotomisi (SSRO) olarak tanımlanmaktadır.(Sato, Asprino, Noritomi, et al., 2012) Uygulanan tekniğin başarısının sağlanabilmesindeki en önemli faktörlerden biri ise yeterli rijit fiksasyon sağlamaktır. Titanyum plak ve vidalar kullanılarak uygulanan rijit internal fiksasyon, kaslardan kaynaklanan kuvvetlere karşı yeterli direnç sağlayarak kemik iyileşmesinin düzgün şekilde gerçekleşmesine olanak tanıyan ve günümüzde yaygın şekilde benimsenmiş yöntemlerdir.(Borstlap et al., 2004; Stoelinga & Borstlap, 2003) Rijid internal fiksasyonun başlıca avantajları arasında; kemik fragmanlarını doğru konumda sabitleyebilmesi, iyileşme sürecini hızlandırması, ameliyat sonrası intermaksiller fiksasyona gerek bırakmaması ve buna bağlı olarak mandibular fonksiyonların erken dönemde yeniden sağlanabilmesi yer almaktadır.(Schwimmer et al., 1994)

SSRO sonrasında proksimal ve distal segmentlerin sabitlenmesi amacıyla çeşitli miniplak, minivida tasarımları ve bunların farklı kombinasyonları kullanılsa da, ideal fiksasyon tekniği konusunda hâlâ bir görüş birliği bulunmamaktadır. Bu belirsizlik nedeniyle, cerrahlar fiksasyon yöntemi seçiminde genellikle kendi klinik tecrübeleri ve hasta özelindeki ihtiyaçları doğrultusunda karar vermektedir.(Kim et al., 2018; Sato, Asprino, Consani, et al., 2012)

Bruksizm, fonksiyonel olmayan kas aktivitesi olarak tanımlanmakta olup; dişlerde aşınma, periodontal hastalıklar, kas hipertrofisi ve temporomandibular bozuklukların (TMB) gelişiminde veya ilerlemesinde etkili bir etiyolojik faktör olarak kabul edilmektedir.(Jung et al., 2023; KOYANO et al., 2008) Bruksizm sırasında oluşan çiğneme kuvvetlerinin fizyolojik sınırların üzerine çıkarak 1000 N'yi aşabildiği, bazı çalışmalarda bu değerlerin daha da yüksek olduğu bildirilmiş olup; bu durumun dentoalveolar yapılar üzerinde ciddi mekanik stres ve yıkıma yol açabileceği belirtilmektedir.(Cosme et al., 2005; Gibbs et al., 1981; Ustrell-Barral et al., 2024; Waltimo et al., 1994) İnsanların çiğneme kuvvetlerinin sınırlarını inceleyen bir çalışmada, 234 kg (yaklaşık 2296 N) ve 443 kg (yaklaşık 4347 N) gibi fizyolojik sınırların oldukça üzerinde değerlere ulaşan maksimum kuvvetlerin ölçüldüğü bildirilmiştir.(Gibbs et al., 1986) Bruksizm, farklı derecelerde olmak üzere toplumun büyük bir kesiminde gözlemlenmektedir.(Sendra et al., 2021) Bruksizme bağlı ortaya çıkabilecek semptomları azaltmaya yönelik olarak oklüzal stabilizasyon splintleri, klonazepam veya klonidin gibi farmakolojik ajanlar ile bilişsel-davranışçı terapi gibi çeşitli yaklaşımlar kullanılmış olsa da, bu yöntemlerin hiçbirinin tam anlamıyla etkinlik sağladığı gösterilememiştir.(Beddis et al., 2018; Klasser et al., 2015; Vingender et al., 2023)

Botulinum toksini tip A (BoNT-A), bakteriyel kökenli bir bileşik olup sinapslarda asetilkolin salınımını inhibe ederek kas kasılmalarını geçici olarak engeller.(Malcangi et al., 2023) Kozmetik amaçlı kullanımının yanı sıra; servikal distoni, blefarospazm, spazmodik tortikollis, spastik disfoni, hemifasiyal spazm, masseter hipertrofisi ve çeşitli distoniler gibi kas hiperaktivitesiyle ilişkili baş-boyun hastalıklarının tedavisinde de etkili bir şekilde kullanılmaktadır.(Tinastepe et al., 2015) Bruksizme bağlı patolojik çiğneme kuvvetlerinin azaltılmasında botulinum toksin uygulamaları yaygın olarak tercih edilmekte olup, bazı çalışmalarda tedavi sonrası çiğneme kası kuvvetinde yaklaşık %40 oranında azalma olduğu bildirilmiştir.(Ahn & Kim, 2007; da Silva Ramalho et al., 2023; Sitnikova et al., 2022)

Fiksasyonun güvenilirliğini değerlendirmek amacıyla en sık başvurulan yöntemler arasında, in vitro olarak uygulanan iki nokta biyomekanik testleri ile bilgisayar destekli sonlu eleman analizi (SEA) yer almaktadır. SEA, mandibulanın mekanik yüklemeler karşısında sergilediği karmaşık davranışları ayrıntılı bir şekilde analiz edebilen ve diğer yöntemlerle elde edilmesi güç olan verileri sunabilen güçlü bir araştırma aracıdır. Mandibula üzerinde yapılan çalışmalarda, bu iki yöntemin mekanik ölçümlerinin yüksek düzeyde korelasyon gösterdiği rapor edilmiştir.(Erkmen et al., 2009; Şimşek et al., 2006; Takahashi et al., 2010)

Bildiğimiz dahilinde, bruksist hastalarda hem yüksek parafonksiyonel kuvvetler hem de BoNT-A uygulamasıyla azaltılmış yükler altında fiksasyon sistemlerinin plak/vida stres dağılımı ve mekanik güvenilirliğini eşzamanlı inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı, bruksizmli bireylerde SSRO sonrası, yüksek parafonksiyonel yükler ve BoNT-A ile modüle edilmiş yükler altında farklı fiksasyon konfigürasyonlarında plak/vida üzerindeki mekanik stres dağılımını nicel olarak karşılaştırmak ve mekanik güvenilirliği değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibulanın Anatomisi ve Biyomekaniği

2.1.1. Mandibulanın Embriyolojik Gelişimi

Mandibula ve kondilin gelişimi, fertilizasyonun yaklaşık 7. haftasında birinci faringeal ark kökenli olarak başlar. Bu süreçte, Meckel kıkırdağını çevreleyen fibröz mezenşimal dokuda primer intramembranöz ossifikasyon ile embriyonal mandibulanın histolojik oluşumu meydana gelir. Kemikleşmenin başlamasıyla birlikte, trabeküler kemik yapılar simfiz, korpus ve koronoid çıkıntının temelini oluşturacak şekilde anterior, posterior ve superior yönde gelişim gösterir. Bu ilk kemikleşme alanı, mandibulanın primer büyüme merkezi olarak kabul edilmektedir. Fertilizasyonun 8. haftasında mandibula korpusundaki trabeküler kemik oluşumu, maseter, temporal ve pterigoid kasların tutunma noktalarını da şekillendirmeye başlar. Mandibula, Meckel kıkırdağından ayrıldıktan sonra, mandibula tüberkülünün arka ucunda kondiler blastema gelişir. Pterigoid kasın üst bölümünün bu bölgeye tutunmasıyla birlikte, blastemanın arka ve yukarı yönde büyümesi eşliğinde endokondral ossifikasyon süreci başlar ve kondil yapısı bu şekilde oluşur.(Berraquero et al., 1995; Lee et al., 2001; Orliaguet et al., 1993)

2.1.2. Mandibulanın Anatomik Özellikleri

Yüz iskeleti içerisinde en büyük, en güçlü ve aynı zamanda tek hareket edebilen kemik olan mandibula, yapısal olarak at nalını andıran bir görünüme sahiptir. Bu kemik; yatay konumlanmış bir korpus ve dikey uzanan iki ramus bölümünden meydana gelir (Şekil 2.1).(Hiatt, 2020; Singh, 2014)

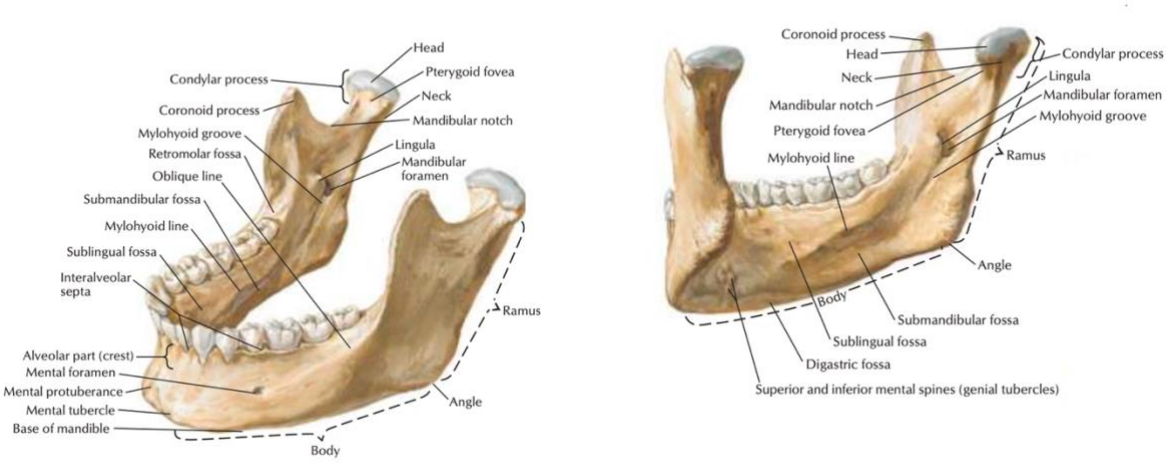
Mandibula korpusu, mandibulanın yatay uzanan ana bölümünü oluşturur. Ön kısmında orta hatta mandibular simfiz yer alır ve bu bölge, iki yarım mandibulanın birleşme hattıdır. Simfizin hemen lateralinde, her iki tarafta mental foramen bulunur; bu yapıdan mental sinir ve damarlar çıkar. Korpusun üst kenarında diş soketlerini içeren alveoler çıkıntı, alt kenarında ise çiğneme kaslarının tutunduğu baza yer alır. Lingual yüzeyinde mylohyoid çizgi, sublingual ve submandibular fossalar gibi kas ve bezlere ait izlenimler bulunur. Bu bölge, hem fonksiyonel hareketlerde hem de protez uygulamalarında önemli anatomik birimler içerdiği için klinik açıdan oldukça değerlidir. (Gray, 1877)

Mandibular ramus, mandibulanın dikey uzanan kısmı olup, mandibular korpusun arka ucundan dik bir şekilde yükselir. Ramus, üst ucunda iki çıkıntı içerir: önde yer alan koronoid

çıkıntı, temporal kasın tutunma yeridir; arkada yer alan kondiler çıkıntı ise temporomandibular eklemi oluşturan yapının bir parçasıdır. Bu iki çıkıntı arasında mandibular çentik bulunur. Ramusun iç yüzeyinde mandibular foramen yer alır ve bu açıklıktan inferior alveolar sinir ve damarlar mandibular kanala girer. Masseter ve medial pterygoid kaslar ramusun dış ve iç yüzeylerine tutunarak çiğneme sırasında mandibulanın hareketlerini sağlar. Bu yönleriyle mandibular ramus, hem kas fonksiyonları hem de sinir-damar geçişleri açısından kritik anatomik bir bölgedir.(Moore & Dalley, 2018)

Mandibulanın innervasyonu, trigeminal sinirin (V. Kranial sinir) üçüncü dalı olan mandibular sinir (n. mandibularis, V3) tarafından sağlanır. Bu dal hem duysal hem de motor lifler içerir. Mandibular sinirin duysal dalları arasında yer alan n. alveolaris inferior, mandibula içindeki mandibular kanal boyunca ilerleyerek alt dişleri, mental foramen yoluyla da çene derisini ve alt dudağı innerve eder. N. buccalis yanak mukozasını ve molar dişlerin bukkal gingivasını, n. Lingualis ise dilin ön üçte birlik kısmının genel duyusunu sağlar. Motor lifler ise çiğneme kaslarını (masseter, temporal, medial ve lateral pterygoid kaslar) uyarır. Bu dual fonksiyonel yapı sayesinde mandibular sinir, hem çiğneme kaslarının çalışmasını hem de alt çene, dişler ve ilgili mukozal yapıların duyusal algısını sağlar.(Moore & Dalley, 2018; Sinnatamby, 2011)

Mandibulanın arteriyel beslenmesi esas olarak a. maxillaris'in dalları aracılığıyla sağlanır. Bu arterin önemli bir dalı olan a. alveolaris inferior, mandibular foramen aracılığıyla mandibular kanala girerek alt dişler, mandibula korpusu ve mental bölgeyi besler. Arter, mandibular kanalda ilerlerken yan dallar vererek alt çene kemiğinin kortikal ve medüller yapılarında beslenmeyi sağlar. Mandibula ramusunun ve çevresindeki yumuşak dokuların beslenmesinde ise a. masseterica**,** a. buccalis, ve a. temporalis profunda posterior gibi dallar görev alır. Venöz drenaj genellikle eşlik eden venöz yapılar aracılığıyla pterygoid venöz pleksusa yönelir. Bu karmaşık arteriyel ve venöz ağ, mandibulanın hem kemik dokusunun hem de çevre yumuşak dokuların yeterli kan akışıyla fonksiyonlarını sürdürebilmesini sağlar.(Moore & Dalley, 2018; Sinnatamby, 2011)



Şekil 2.1. Mandibulanın Anatomisi. Atlas of Human Anatomy, Netter 7th Edition

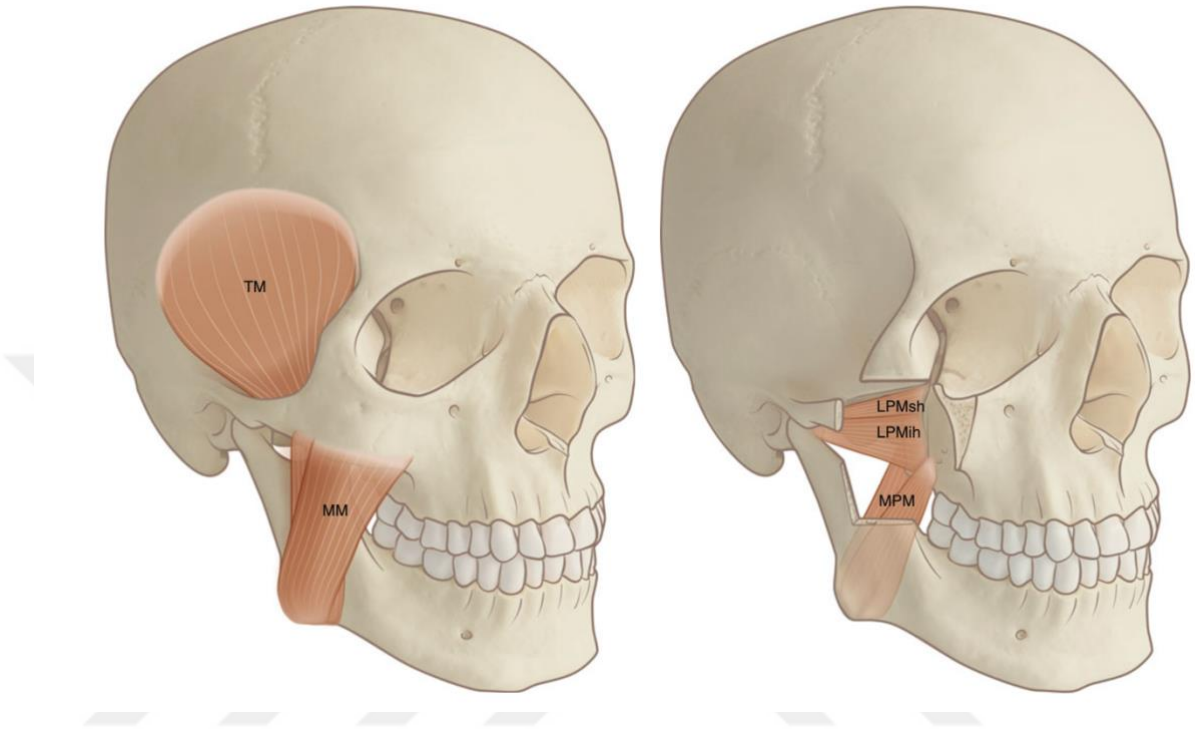
2.1.3. Çiğneme Kasları

Çiğneme kasları, mandibular çene hareketlerinin motorları olarak kabul edilebilir. Ana çiğneme kasları arasında masseter, temporalis, medial ve lateral pterygoid kasları bulunur (Şekil 2.2). Bu kasların tümü kafatasından (sabit kısım) başlar ve mandibulanın çeşitli kısımlarına (hareketli kısım) uzanır. Çiğneme kaslarının tendon bağları periosteal, kemik veya kıkırdak eklemlerine bağlanır.(Hems & Tillmann, 2000)

Çiğneme kasları, trigeminal sinirin (V. Kranial Sinir) üçüncü dalı olarak uzanan mandibular (V3) sinirin dalları tarafından innerve edilir. Mandibula, oldukça karmaşık ve çok yönlü hareketleri gerçekleştirme yeteneğine sahiptir. Bu hareketlerin yönü ve biçimi, hangi çiğneme kaslarının aktif olduğuna ve bu kasların tek taraflı mı yoksa her iki tarafta mı kasıldığına bağlı olarak değişir.(Von Arx & Lozanoff, 2016)

Masseter kası, zygomatik arktan başlayarak mandibular ramusun lateral yüzeyine tutunur ve mandibulanın elevasyonuna katkı sağlar. Temporalis kası, os parietale üzerindeki temporal çizgilerden başlar ve koronoid çıkıntı ile ramusun anterosuperior sınırına yapışır; elevasyonun yanı sıra çenenin retrüzyonunu da sağlar. Medial pterygoid kas, pterygoid çıkıntı **ve** maksiller tüberoziteden başlar, mandibular ramusun medial yüzeyine yerleşerek çenenin elevasyonu, protrüzyonu ve laterotruzyonunda fonksiyon görür. Lateral pterygoid ise pterygoid çıkıntı, palatin kemiğin piramidal çıkıntısı ve tüberozite gibi bölgelerden kaynaklanır; kondilin anteromedial yüzeyi ile eklem diskine tutunur ve mandibulanın öne ve yana doğru

hareketlerini kontrol eder. Bu kaslar hem birlikte hem de ayrı çalışarak kompleks çiğneme hareketlerinin koordinasyonunu sağlar.(Von Arx & Lozanoff, 2016)



Şekil 2.2. Çiğneme Kasları. Clinical oral anatomy: a comprehensive review for dental practitioners and researchers 2016

2.1.4. Mandibulanın Biyomekanik Prensipleri

Biyomekanik, mühendislik mekaniğini biyoloji ve fizyolojiyle birleştirerek canlı dokuların davranışlarını inceleyen bir bilim dalıdır. Bu alan, dokulara uygulanan kuvvetlerin hangi yapısal ve fonksiyonel etkileri doğuracağını analiz eder. Biyomekanik araştırmalar, tıp alanında teşhis ve tedavi yöntemlerinin geliştirilmesine katkı sağlarken, aynı zamanda biyolojik dokularla uyumlu materyallerin tasarımı ve üretimi konusunda da önemli bir temel oluşturur.(Jha et al., 2024)

Mandibula, çiğneme fonksiyonu sırasında karmaşık mekanik yüklenmelere maruz kalan, hem yapısal hem de işlevsel açıdan kritik bir kemik yapıdır. Biyomekanik olarak genellikle sınıf III kaldıraç sistemi şeklinde tanımlanır; bu sistemde kondil destek noktası, çiğneme kasları kuvvet uygulayıcı, dişler ise direnç noktası olarak görev yapar. Çiğneme, ağız açma ve protrüzyon gibi hareketler sırasında mandibulaya kas kuvvetleri**,** oklüzal yükler ve eklem

reaksiyon kuvvetleri etkide bulunur. Özellikle masseter, temporalis ve pterygoid kaslarının oluşturduğu çekme kuvvetleri ile diş temaslarından kaynaklanan basınç kuvvetleri mandibulanın mekanik yüklenmesinde başlıca rol oynar. Bu kuvvetlerin etkileşimi, mandibulada fleksiyon**,** mediale doğru daralma ve dental ark genişliğinde azalma gibi fonksiyonel deformasyonlara neden olabilir.(Choi et al., 2015)

2.2. Dentofasial Deformiteler

Dentofasiyal deformiteler, çene ve diş yapısını temel olarak etkileyen ve toplumdan topluma farklılık gösterebilen yaygın bozukluklardır. Bu tür yapısal bozukluklar; solunum, yutma, konuşma ve çiğneme gibi baş-boyun bölgesine ait birçok hayati fonksiyonu olumsuz yönde etkileyebilir.(Lew et al., 1993; J. Posnick, 2013) Bu tür deformiteler yalnızca tek bir çeneyi etkileyebileceği gibi, birden fazla kraniyofasiyal yapıyı da içerebilir. Toplumun yaklaşık %20'sinin çeşitli düzeylerde bu bozukluklardan etkilendiğini bildirilmiştir.(Eslamipour et al., 2017; Ong, 2004)

2.2.1. Mandibular Yetersizlik

Dentofasiyal deformiteler arasında en sık rastlanan bozukluklardan biri olan mandibular yetersizlik, genellikle artmış overjet ve derin kapanışla kendini gösteren Angle Sınıf II maloklüzyon ile ilişkilidir. Mandibula ve çene ucundaki gerilikle birlikte, bazı olgularda maksillaya ait yapısal bozukluklar da eşlik edebilir.(J. C. Posnick, 2013; Posnick et al., 2018)

Mandibular yetersizlik olguları, genellikle çeşitli fonksiyonel ve morfolojik belirtilerle tanımlanır. Bu belirtiler arasında konuşma ve çiğneme işlevlerinde bozulma, derin labiomental oluk, içe kıvrılmış alt dudak görünümü, belirgin overjet, maksillada düzleşmiş ve mandibulada belirginleşmiş Spee eğrisi ile birlikte Sınıf II kanin ve molar ilişkisi yer alır. **(Posnick et al., 2018)**

Mandibular yetersizlik nedeniyle hastalar, hem estetik kaygılar hem de fonksiyonel sorunlar nedeniyle tedavi arayışına girmektedir; bu sorunlar arasında çene ucu belirsizliği, dudak hattında bozulma, çiğneme güçlüğü, eklem rahatsızlıkları ve üst hava yolu darlığı yer almakta olup, tedavi planlaması hastanın büyüme paternine göre şekillendirilmektedir.(J. C. Posnick, 2013) Mandibuler yetersizlik vakalarında SSRO en sık kullanılan ortognatik cerrahi tekniğidir.(Chang et al., 2019)

2.3. Ortognatik Cerrahi

Ortognatik cerrahi, önemli fonksiyonel ve estetik değişiklikleri gideren, genel olarak güvenli ve çok yönlü bir dizi tekniktir. Bu operasyonlarda maksilla ve mandibula belirlenen konumlarda hizalanarak iskeletsel ve dişsel konumların doğru pozisyonlanması sağlanmaktadır.(Júnior et al., 1999; Olate et al., 2018) Bu işlemler sadece fonksiyonel ve kozmetik iyileşme ile sonuçlanmakla kalmaz, aynı zamanda görünüşün iyileşmesi hastaya psikolojik ve sosyal açıdan da fayda sağlar.(Kim & Park, 2007)

2.3.1. Mandibular Osteotomilerin Tarihçesi

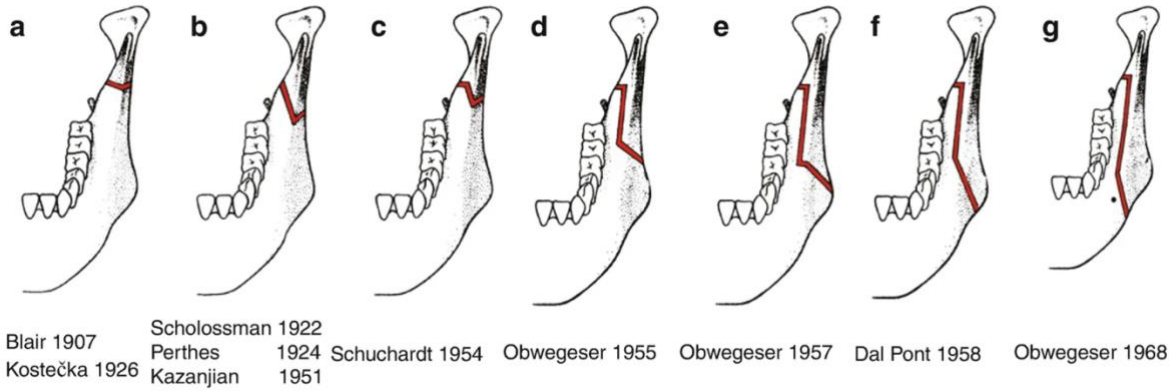
Ortognatik cerrahinin tarihi on dokuzuncu yüzyılın ortalarında başlamıştır ve o zamandan bu yana birçok farklı modifikasyona uğramıştır (Şekil 2.3). Amerikalı cerrah Simon P. Hullihen, ortognatik cerrahinin öncüsü olarak kabul edilmektedir. 1849 yılında, iskeletsel anterior açık kapanışın düzeltilmesi amacıyla ilk mandibular osteotomiyi tanımlamıştır.(Fillies & Seier, 2023) 1887 yılında Vilray P. Blair, mandibular prognatizmin düzeltilmesi amacıyla Hullihen'in operasyonuna bir modifikasyon uygulamıştır. Mandibulayı geriye almak için bilateral kama rezeksiyonu gerçekleştirmiştir.(Bell, 2018)

Avusturyalı cerrah Anton Freiherr von Eiselsberg**,** 1906 yılında mandibular geriletme işlemi için modifiye edilmiş bir teknik yayımlamıştır. Bu teknikte, kemik iyileşmesini artırmak amacıyla kemik temas yüzeyini genişleten basamaklı (step) osteotomi tasarımı kullanılmıştır.(Bell, 2018)

Prognatizmin tedavisi amacıyla oklüzal düzlemin üzerinde mandibulayı geriye almak için gerçekleştirilen ilk yatay osteotomi**,** 1905 yılında Sir William Arbuthnot Lane tarafından tanımlanmıştır ve kısa süre içinde Blair ve Babcock tarafından da benimsenmiştir.(J. C. Posnick, 2013) 1920'lerin sonlarında, Berlin'den ünlü ağız ve çene cerrahı Martin Wassmund ile Viyana'dan Hans Pichler, birbirlerinden bağımsız olarak mandibulayı ileri almak amacıyla uygulanan ters L osteotomi tekniğini tanımlamışlardır.(Bell, 2018)

Obwegeser, yapılan osteotomilerde yaklaşık %50 oranında kabul edilemez komplikasyon gözlemlemiştir. Obwegeser ve Richard Trauner'a göre, bu komplikasyonların temel nedeninin, kemik segmentleri arasındaki temas yüzeyinin yetersiz olması nedeniyle sağlıklı kemik kaynaşmasının gerçekleşmemesi olduğunu öne sürmüştür. Bu nedenle, segmentlerin daha geniş kemik temas yüzeylerine sahip olmasıyla ossifikasyonun artırılabileceği bir teknik arayışı başlamıştır. Obwegeser ve Trauner, geliştirdikleri

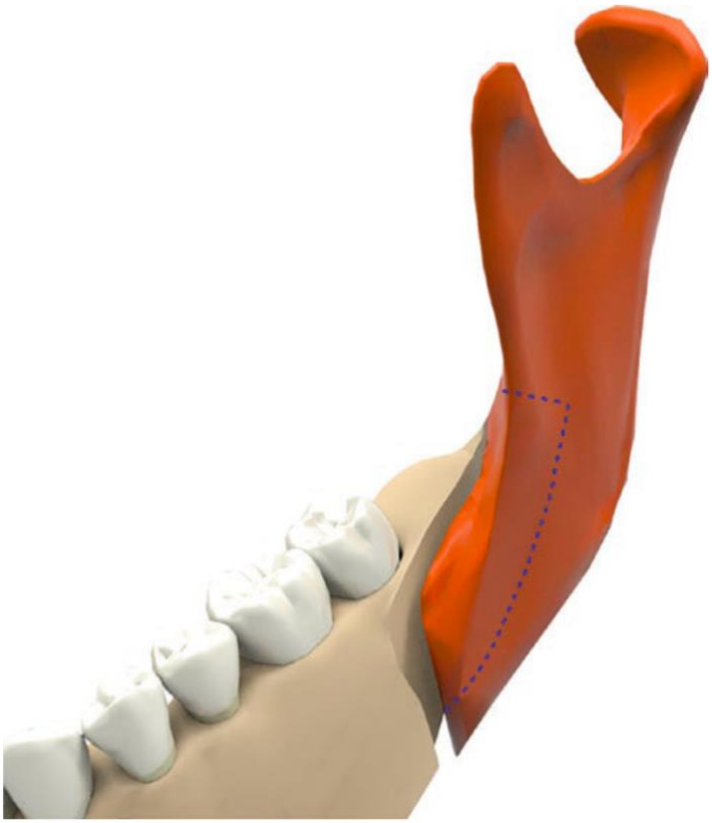
konsepti 1955 yılında yayımlamışlardır ve bu yöntem, mandibular deformitelerin düzeltilmesinde en yaygın kullanılan teknik hâline gelmiştir.(Obwegeser, 2007)



Şekil 2.3. Zaman içinde mandibular cerrahide osteotomi yaklaşımlarının gelişimi. (a) Blair 1907. (b) Schlössmann-Perthes-Kazanjian 1922–1951. (c) Schuchardt 1954. (d) Obwegeser 1955. (e) Obwegeser 1957. (f) Dal Pont 1958. (g) Obwegeser 1968. Obwegeser HL. Orthognathic Surgery and a Tale of How Three Procedures Came to Be: A Letter to the Next Generations of Surgeons. Clin Plast Surg. 2007.

Sagittal osteotomi tekniğinde yıllar içerisinde çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır. Bu teknik üzerindeki en önemli modifikasyonlardan biri, 1961 yılında Dal Pont tarafından yapılmıştır. Dal Pont, cerrahi görüş alanını genişletmek ve kemik segmentleri arasındaki temas yüzeyini artırmak amacıyla, lateral osteotomi hattını ikinci molar dişin arkasına gelecek şekilde mandibular korpusa uzatmıştır. Hunsuck ve Epker, ramusun medial yüzeyine erişimin anatomik zorluklar nedeniyle güç olduğunu belirtmiş ve bu nedenle medial osteotomi hattının, foramen mandibulanın hemen arkasında sonlandırılmasını önermişlerdir. Ayrıca Hunsuck, bu değişikliğin yumuşak doku hasarını azaltmaya yardımcı olacağını ifade etmiştir.(Miloro et al., 2004)

Obwegeser-Dal Pont-Hunsuck tekniği (Şekil 2.4.), günümüzde en sık kullanılan SSRO tekniğidir.(Rogers & Pickett, 2017)



Şekil 2.4. Dal Pont' un sagittal osteotomi modifikasyonu. Peterson’s Principles of Oral and Maxillofacial Surgery 4th Edition

2.3.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisi

Günümüzde bilateral sagittal split ramus osteotomisi (SSRO), mandibular prognatizm, retrognatizm ve çene asimetrilerinin cerrahi tedavisinde en yaygın olarak tercih edilen yöntemlerden biridir.(Larson et al., 2017) Bilateral SSRO, genellikle iskeletsel Sınıf II olgularında mandibulanın öne alınması amacıyla uygulanmaktadır. Orta ve ileri düzey mandibular gerilik durumlarında, fonksiyonel iyileşmenin sağlanması ve estetik görünümün optimize edilmesi için ortodontik tedavinin ortognatik cerrahiyle birlikte planlanması gereklidir.(Joss & Vassalli, 2009)

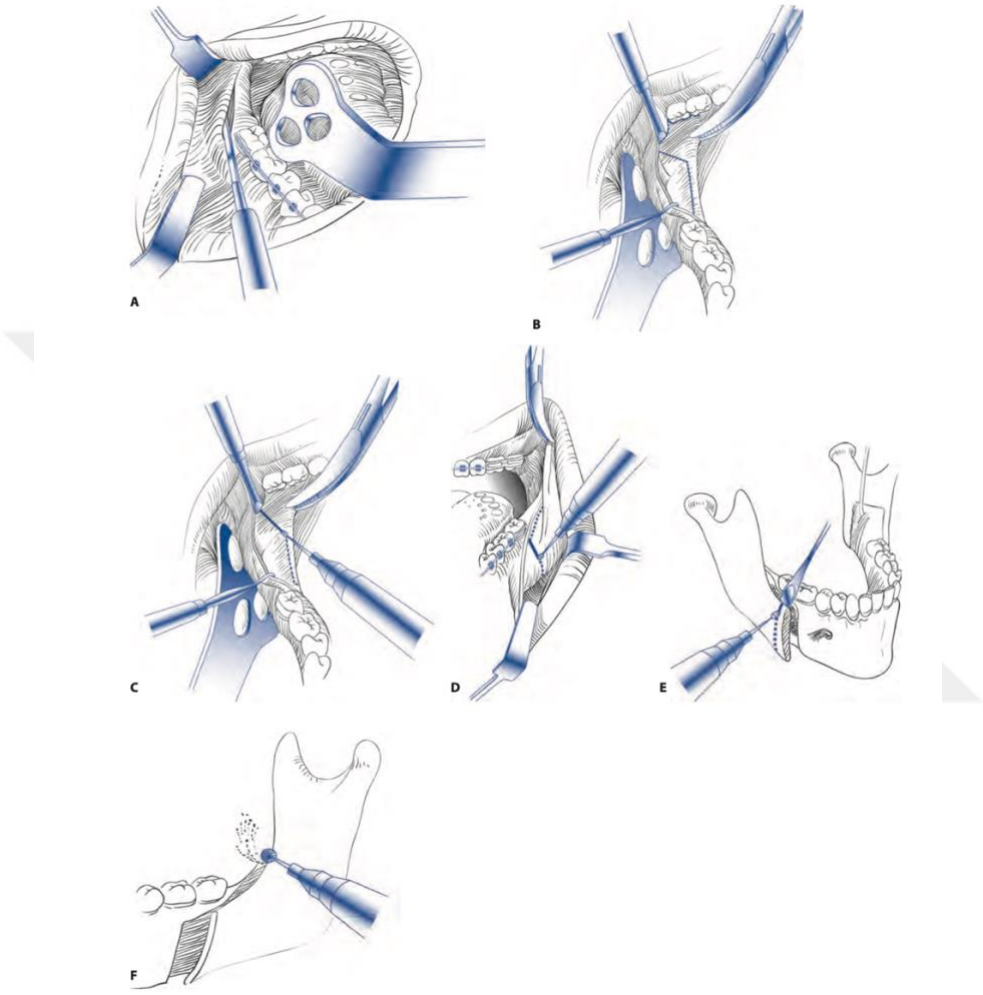
SSRO’nun avantajları;

- Geniş kemik temas yüzeyi oluşturarak postoperatif stabiliteyi artırır ve erken kemik kaynaşmasını destekler,
- Ameliyat sonrası mandibula segmentlerini istenen pozisyona hassas şekilde yeniden yerleştirmeye olanak sağlar,

- Kas dokusu üzerindeki etkisi minimal olduğundan relaps riski düşüktür,
- Temporomandibular eklem (TMJ) pozisyonunun korunmasını sağlar,
- Cerrahi süresi kısadır ve komplikasyon oranı görece düşüktür.(İnan et al., 2024)

SSRO cerrahisi (Şekil 2.5), mandibulanın vertikal ramusu üzerinde, oklüzal düzlemin yaklaşık orta seviyesinden başlayan bir insizyonla başlar. İnsizyon, retromolar fossa boyunca ilerletilir ve ikinci moların yaklaşık 5 mm posteriorundan geçerek birinci moların distalinde sonlanacak şekilde laterale ve öne doğru yönlendirilir. Bu kesi hattı, operasyon sonrası uygun bir yara kapanmasını sağlamak amacıyla yeterince lateral konumda tutulur.(Miloro et al., 2004; Proffit et al., 2003) Periost, mandibulanın lateral korteksi inferior sınırına kadar reflekte edilir. Posterior diseksiyon, kanlanmayı korumak için antegonial çentik seviyesinde sonlandırılır. Masseter kası minimal olarak sıyrılırken, temporalis kasının koronoid çıkıntıya tutunan lifleri, sigmoid çentik hizasına kadar yaklaşık 1 cm'lik bir alanda sıyrılarak medial horizontal kesiye erişim sağlanır. Medial yüzeyde, periost sigmoid çentik hizasından başlanarak kondil boynunun başlangıcına kadar kaldırılır. Lingula seviyesine kadar olan medial korteks açığa çıkarılırken, inferior alveolar sinir (IAN) ve lingual sinir dikkatle korunur.(Miloro et al., 2004) Osteotomi kesileri üç temel aşamada gerçekleştirilir. İlk olarak, medial korteks üzerinde horizontal bir kesi yapılır; bu kesi lingulanın hemen posteriorundan başlayarak ramusun ön sınırına kadar uzanır. Özellikle mylohyoid olukta yüzeysel bir kesi yapılması, kontrollü bir medial ayrımın başlatılmasını kolaylaştırır. İkinci olarak, vertikal bir kesi, mandibulanın bukkal yüzeyinde ikinci moların distalinden başlayarak inferior sınırdan external oblique ridge'e doğru yapılır. Son olarak, bu iki kesi, anterior ramus kenarından başlayan ve external oblique ridge boyunca ilerleyen eğimli bir bağlantı kesisiyle birleştirilir. Bu bağlantı kesisi, mümkün olduğunca kansellöz kemikte oluşturulmalı ve köşe geçişleri yuvarlatılarak istenmeyen kırıkların önüne geçilmelidir.(Miloro et al., 2004; Proffit et al., 2003) Kemiğin ayrılması işlemi, önceden belirlenen kesiler boyunca gerçekleştirilir. İnce bir osteotom medial horizontal kesi hattı boyunca yönlendirilerek medial korteks kırılır. Bağlantı kesisi boyunca kontrollü ilerleme sağlanır ve genellikle Smith spreader gibi özel ayırıcı aletler kullanılarak split tamamlanır. Bu aşamada, inferior alveolar sinirle karşılaşıldığında dikkatlice proksimal segmentten ayrılır. Özellikle inferior sınırda ve medial korteksin posteriorunda meydana gelebilecek kontrolsüz kırıkların önlenmesi için yavaş ve dikkatli ilerleme esastır. Cerrahiyi takiben, medial pterygoid kas proksimal segmentten sıyrılır ve planlanan mandibular pozisyona göre gerekirse kemik çıkarımı yapılır. Segmentlerin doğru konumlandırılması, preoperatif model cerrahisi veya prediktif ölçümlerle belirlenir. Mandibula yeni pozisyonuna getirildikten sonra, intermaksiller fiksasyon (IMF) veya interoklüzal splint ile geçici stabilizasyon sağlanır. Oklüzyon kontrolü sonrası segmentler, genellikle bikortikal vidalar ya

da monokortikal plak-vida sistemleri ile sabitlenir. Cerrahi alan, bol irrigasyon ile temizlendikten sonra reabsorbe olabilen sütürlerle kapatılır. Genellikle eksternal dren kullanımına gerek duyulmaz. Postoperatif dönemde, yönlendirici elastiklerle intermaksiller çekiş uygulanabilir.(Andersson et al., 2012; Miloro et al., 2004)



Şekil 2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisi. (A) insizyon, (B) ve (C) Medial ekspozür ve horizontal kesi, (D) vertikal kesi, (E) Set-back işleminde gerekli görüldüğü durumlarda kemiğin çıkarılması, (F) Ramus ön kenarının düzenlenmesi. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, 3th Edition

2.4. Fiksasyon Yöntemleri

Ortognatik cerrahide, kemik segmentleri arasında kaynaşma gerçekleşene kadar hareketin minimumda tutulması amacıyla çeşitli fiksasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Uygulanan fiksasyon sistemlerinin; operasyonla ilişkili dokuların anatomik olarak yeniden hizalanmasını sağlaması, kemik fragmanlarını stabil şekilde tutması, hastanın yüz oranları ile oklüzyonunun

korunmasına katkı sunması, erken dönemde çiğneme ve konuşma gibi temel fonksiyonlara izin vermesi ve enfeksiyon riskini en aza indirmesi gibi özellikler beklenmektedir.(Langdon et al., 2017)

2.4.1. Direkt Fiksasyon

Fiksasyon yapılacak olan bölgenin cerrahi olarak açılıp, fragmanların stabilize edilmesi olarak tanımlanır.

2.4.1.1. Bikortikal Vida Fiksasyonu

Maksillofasiyal ve ortopedik cerrahide, vidalar en yaygın kullanılan fiksasyon materyallerinden biridir. Genellikle iki veya üç bikortikal vida tercih edilmekte olup, bu vidalar lag vida ya da pozisyonel vida şeklinde uygulanabilir. Lag vidalar, yalnızca kemik segmentleri arasında pasif temas mevcutsa önerilmektedir. Pozisyonel vidalar ise transoral yaklaşımla, kemik segmentleri arasında yeterli temasın ve gerilimsiz uyumun bulunduğu bölgelere yerleştirilir. Bu yöntemle, özellikle kondilin yer değiştirmesinin önlenmesi hedeflenmektedir. Pozisyonel vidalar lineer, L ve ters L formu gibi birçok farklı sayıda ve konfigürasyonda kullanılabilmektedir. (Brasileiro et al., 2009)

2.4.1.2. Plak-Vida Fiksasyonu

Champy ve çalışma arkadaşları tarafından geliştirilen plak-vida fiksasyon sistemleri, uzun yıllardır maksillofasiyal cerrahide yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistemde, yaklaşık 1 mm kalınlığında miniplaklar ve 2.0 mm çapında mini vidalar kullanılarak kemik segmentlerinin stabil bir şekilde bir arada tutulması sağlanmaktadır.(Champy et al., 1978)

SSRO işlemlerinde miniplak kullanımı, ilk olarak 1988 yılında Rubens tarafından tanımlanmıştır. Bu yaklaşım, osteotomi sonrası segmentlerin stabilizasyonunda alternatif bir fiksasyon yöntemi olarak literatüre girmiştir.(Rubens et al., 1988)

SSRO operasyonlarında plak-vida sistemleri, ekstraoral insizyon gerektirmemesi, monokortikal vida kullanımı sayesinde inferior alveoler sinir hasarı riskini azaltması, hatalı yerleştirme durumunda kolayca revize edilebilmesi ve postoperatif dönemde çene fonksiyonlarını kısıtlamadan yeterli stabilite sağlaması gibi avantajları nedeniyle günümüzde standart fiksasyon yöntemi olarak tercih edilmektedir; bu sistemlerde ise yüksek dayanıklılık, sertlik ve biyouyumluluk özellikleri nedeniyle genellikle titanyum ve alaşımları kullanılmaktadır. (Kim et al., 2018; Kuik et al., 2019; Peterson et al., 2005)

2.4.2. İndirekt Fiksasyon

İndirekt fiksasyon, kemik kırıklarının cerrahi olarak açılmadan, dışarıdan uygulanan yöntemlerle hizalanarak stabilize edilmesini amaçlayan bir tedavi yaklaşımıdır. En sık kullanılan indirekt fiksasyon yöntemi intermaksiller fiksasyon (IMF) olup, bu amaçla arch barlar, teller, akrilik splintler ve MMF vidaları gibi çeşitli araçlar kullanılır. Bu yöntem, cerrahi travmanın azaltılması ve maliyetin düşük olması gibi avantajlar sunar. (Miloro et al., 2004)

2.5. Bruksizm

Bruksizm, bireyin dişlerini istemsiz olarak sıkması, gıcırdatması veya çenesini sıkıca kenetlemesiyle karakterize edilen parafonksiyonel bir alışkanlıktır. Bu durum hem uykuda (uyku bruksizmi) hem de uyanıklık sırasında (uyanıklık bruksizmi) ortaya çıkabilir ve çoğu zaman kişinin farkında olmadan gerçekleşir. Bruksizmin etiyolojisi multifaktöriyel olup, psikososyal stres, anksiyete, merkezi sinir sistemi bozuklukları ve genetik faktörler gibi çeşitli unsurların rol oynadığı düşünülmektedir. (Lobbezoo et al., 2013)

2.5.1. Bruksizmin Etiyolojisi

Bruksizm, basit bir çene hareket bozukluğundan ziyade, çok çeşitli içsel ve dışsal faktörlerin etkileşimi sonucu ortaya çıkan karmaşık bir nöromüsküler aktivite olarak tanımlanmaktadır. Uyku ve uyanıklık bruksizmi arasında bazı farklılıklar bulunsa da, her iki durum da biyolojik, psikolojik ve çevresel faktörlerin bir kombinasyonu ile şekillenir.(Gao et al., 2020; Granja et al., 2022) Özellikle uyanıklık bruksizmi, psikososyal stresörlere verilen motor tepkilerle yakından ilişkilidir. Günlük yaşamda (Manfredini et al., 2013)karşılaşılan stres, anksiyete ve depresif durumlar, çiğneme kaslarında istemsiz kasılmalara neden olarak bu davranışı tetikleyebilir.(Khan et al., 2024; Shetty et al., 2010) Uyku bruksizminin ise stres ile daha dolaylı bir ilişki içinde olduğu ve bu ilişkinin merkezi sinir sistemi aktivitesi üzerinden yürüdüğü düşünülmektedir. (Kato et al., 2003)

Nörofizyolojik açıdan değerlendirildiğinde, bruksizmin özellikle uyku sırasında beynin uyanıklık-uyku geçiş evrelerinde ortaya çıkan mikrouyarılmalar ile ilişkili olduğu görülmektedir. Bu evrelerde, santral sinir sistemi aracılığıyla çiğneme kaslarının kısa süreli olarak aktive edildiği öne sürülmektedir.(Bader & Lavigne, 2000) Ayrıca, dopamin gibi bazı nörotransmitter düzeylerindeki değişikliklerin bu davranışın ortaya çıkışında etkili olabileceği düşünülmektedir. (Shetty et al., 2010) Bunun yanı sıra, parafonksiyonel alışkanlıklar (örneğin kalem ısırma, dudak ısırma, sık sakız çiğneme) ve bazı yaşam tarzı faktörleri (sigara, alkol,

kafein tüketimi, SSRI kullanımı) da bruksizmin şiddetini ve sıklığını artırabilir. (Ohayon et al., 2001) Genetik yatkınlık da özellikle uyku bruksizmi açısından önem taşır; aile öyküsü olan bireylerde görülme sıklığı daha yüksek bulunmuştur. (Townsend et al., 2009)

2.5.2. Bruksizmin Belirti ve Semptomları

Bruksizm, genellikle bireyin farkında olmadan gerçekleştirdiği bir davranış olduğu için tanısı çoğu zaman gecikebilir; ancak bazı klinik bulgular tanımlayıcı niteliktedir. En yaygın belirtiler arasında diş yüzeylerinde aşınma (attrisyon), mine çatlakları, dişlerde mobilite artışı ve restoratif materyallerde kırıklar yer alır. (Manfredini et al., 2013) Ayrıca, sabahları baş ağrısı, çene kaslarında yorgunluk veya ağrı hissi, temporomandibular eklemde hassasiyet ve çiğneme sırasında rahatsızlık gibi semptomlar da sık görülür. (Fernandes et al., 2012) Uyku bruksizmi olan bireylerde diş gıcırdatma sesi partner tarafından fark edilebilirken, uyanıklık bruksizminde çene kaslarının istemsiz kasılması ve diş sıkma davranışı daha ön plandadır. Bu semptomlar zamanla çiğneme kaslarında hipertrofiye, oklüzal bozukluklara ve temporomandibular disfonksiyona yol açabilir. (Lobbezoo et al., 2013) Erken tanı ve müdahale, bu komplikasyonların önlenmesi açısından büyük önem taşır.

2.5.3. Bruksizmin Tanı ve Tedavisi

Bruksizmin tanısı; hastadan alınan detaylı anamnez, klinik muayene ve uyku bruksizmi durumunda gerekirse polisomnografi gibi objektif değerlendirmelere dayanır. Diş yüzeyinde aşınmalar, çiğneme kaslarında hassasiyet, temporomandibular eklem ağrısı ve sabah baş ağrıları tanıda yol gösterici bulgular arasındadır. (Lobbezoo et al., 2013) Tedavide hastaya özgü bir yaklaşım benimsenmelidir. Gece plağı kullanımı, davranışsal müdahaleler ve stres yönetimi bruksizm tedavisinde ilk basamağı oluşturan geleneksel tedaviler arasındadır. (Patel et al., 2019) Son yıllarda özellikle botulinum toksin (Botoks) uygulamaları, bruksizmin yönetiminde etkin bir seçenek olarak öne çıkmıştır. Çiğneme kaslarına enjekte edilen botulinum toksini, aşırı kas aktivitesini geçici olarak bloke ederek ağrıyı azaltır, kas hipertrofisini önler ve diş aşınmasını sınırlayabilir. (Minakuchi et al., 2022)

2.6. Botulinum Toksin

Botulinum toksini, *Clostridium botulinum* bakterisinden elde edilen ve sinir-kas kavşağındaki asetilkolin salınımını bloke ederek kas kontraksiyonunu geçici olarak durduran güçlü bir nörotoksindir. (Patel et al., 2019) Tıpta uzun süredir distoni, spazm, migren ve kozmetik amaçlı yüz kırışıklığı tedavisinde kullanılan bu ajan, son yıllarda diş hekimliği alanında da

dikkat çekici bir yer edinmiştir. Özellikle Tip A (BoNT-A) ve Tip B (BoNT-B) olmak üzere yedi serotipten ikisi, klinik uygulamalarda kullanılmaktadır. Bruksizm ve temporomandibular eklem bozuklukları (TMD) gibi çene kası ile ilişkili durumlarda, BoNT-A enjeksiyonları, kas aktivitesini azaltarak ağrının kontrolünde etkili bir seçenek olarak değerlendirilmektedir. (Bentivoglio et al., 2015; Fernández-Núñez et al., 2019; Pereira & Hassan, 2022)

2.6.1. Bruksizm Tedavisinde Botulinum Toksin

Bruksizm ve temporomandibular eklem bozukluklarında (TMD) görülen çiğneme kaslarının aşırı aktivitesi; ağrı, fonksiyon kaybı, çiğneme etkinliğinde azalma ve diş yapılarında aşınma gibi çeşitli semptomlara yol açabilir. Bu semptomların yönetiminde botulinum toksin tip A (BoNT-A), masseter, temporalis ve lateral pterygoid kaslara enjekte edilerek kas kontraksiyonunun geçici olarak baskılanmasını sağlar. Böylece hem kas kaynaklı ağrının azaltılması hem de çene kaslarındaki yorgunluk, diş sıkmaya bağlı baş-yüz ağrıları ve restoratif yapı hasarlarının önlenmesi amaçlanır.(Laskin, 2018; Tinastepe et al., 2015)

Bruksizm tedavisinde botulinum toksini (BoNT-A) en sık olarak masseter ve temporalis kaslarına uygulanmaktadır; bazı olgularda ise lateral pterygoid kası da enjeksiyon bölgeleri arasında yer almaktadır. Etkisi genellikle enjeksiyondan 2–3 gün sonra başlar ve maksimum etkiye yaklaşık 1–2 hafta içinde ulaşır. Bu etki ortalama olarak 3 ila 4 ay boyunca devam eder. (Tinastepe et al., 2015)

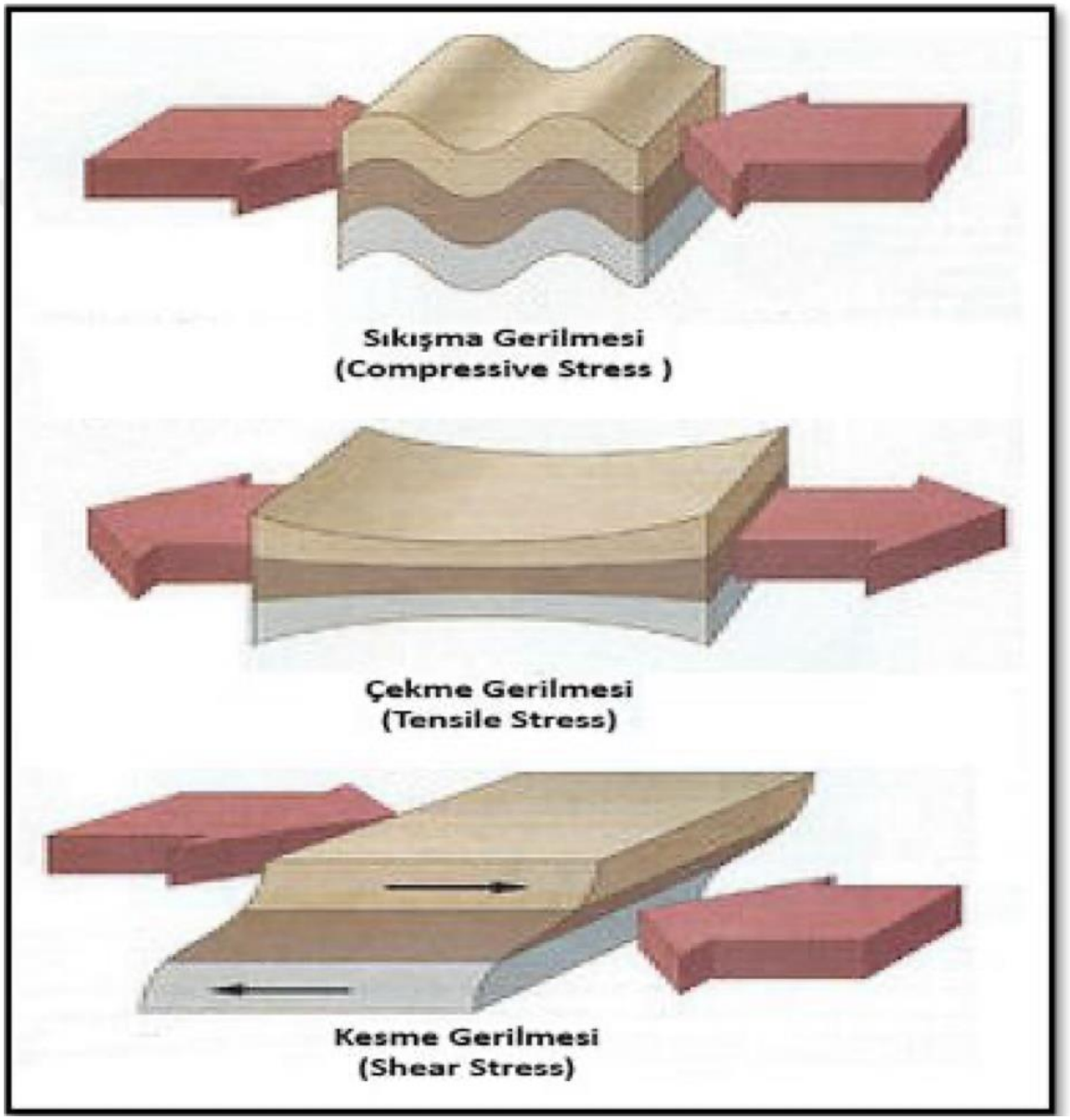
2.7. Stres Analizi

Bir cisme uygulanan dış kuvvetler sonucunda, bu kuvvetlerin cisim üzerinde nasıl dağıldığını, hangi bölgelerde yoğunlaştığını ve malzeme üzerinde ne tür yapısal değişimlerin meydana gelebileceğini inceleyen yöntemler genel olarak **stres analizi** olarak adlandırılır. Bu analizler, cismin kuvvete karşı verdiği mekanik tepkiyi anlamaya ve olası zayıf noktaların tespitine olanak sağlar. (Megson, 2019)

2.7.1. Stres Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar

Bir yapı, farklı açılardan veya doğrultulardan gelen kuvvetlere maruz kalabilir ve çoğu durumda birden fazla kuvvetin birleşimi sonucu karmaşık stresler oluşabilir. Kuvvetler; aksiyal (çekme veya basma), makaslama, eğilme ve bükülme (Şekil 2.6) gibi farklı kategorilere ayrılır. Tüm bu kuvvet türlerinin birleşimi, genellikle aksiyal ve makaslama kuvvetlerini meydana getirir. Eğer iki kuvvet aynı doğrultuda birbirinden uzaklaşacak şekilde uygulanırsa çekme, birbirine yaklaşacak şekilde uygulanırsa basma kuvvetleri ortaya çıkar.

Farklı doğrultularda ve birbirine paralel şekilde hareket eden iki kuvvet makaslama kuvvetlerini oluşturur. Bükülme, yapının dönme hareketine karşı koyan bir kuvvetken, eğilme momenti ise uygulandığı yapı üzerinde eğilme kuvvetlerinin oluşmasına neden olur. (Sakaguchi, 2012)



Şekil 2.6. Gerinim Çeşitleri. Küçükkurt S. Finite element stress analysis method and researches on dental implantology. J Dent Fac Atatürk Uni. 2019;29(4):701–710

Von Mises Gerilmesi (Eşdeğer Gerilim): Von Mises gerilmesi, sünek (çekilebilir) malzemelerde plastik şekil değişiminin başlamasını öngörmek amacıyla kullanılan bir kriterdir. Bu yöntem, bir yapının iki veya üç boyutta maruz kaldığı karmaşık gerilme durumlarını tek bir eşdeğer gerilim değeriyle ifade ederek, malzemenin tek eksenli çekme koşullarındaki dayanımıyla karşılaştırma imkânı sunar. Von Mises analizi, özellikle gerilme birikimlerinin ve kritik bölgelerdeki yoğunlaşmaların değerlendirilmesinde kullanılır ve kırılma riski taşıyan bölgelerin tespit edilmesinde önemli bir araçtır. (Yang, 1980)

Asal Gerilme (Principal Stress): Bir malzeme üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda, hem normal gerilmeler (σ) hem de kayma gerilmeleri (τ) ortaya çıkar. Ancak belirli bir düzlemde kayma gerilmesinin sıfır olduğu durumda, bu düzleme ait gerilmeler asal gerilme olarak tanımlanır. Üç boyutlu bir elemanda genellikle üç asal gerilme bileşeni bulunur. Bunlardan en büyüğü maksimum asal gerilme olarak adlandırılır ve çekme yönündeki en yüksek iç gerilmeyi temsil ederken, en küçüğü minimum asal gerilme olup basma yönündeki en yüksek iç gerilmeyi ifade eder. Eğer çekme ya da basma bileşenlerinden biri mutlak değerce diğerinden daha büyükse, bu durumda yapısal davranış üzerinde en baskın etkiyi o gerilme türü oluşturur. (Yue et al., 2010)

Lineer Elastik Cisim: Lineer elastik cisimler, üzerine uygulanan dış kuvvetlere karşı gerilme (stres) ve şekil değişiminin (birim uzama) doğrusal bir ilişki gösterdiği, yani gerilme ile şekil değişiminin orantılı olduğu kabul edilen malzemelerdir. Bu tür cisimlerde, deformasyon yük kaldırıldığında tamamen geri döner ve malzeme elastik davranış sınırları içinde kalır. (Yue et al., 2010)

Homojen Cisim: Homojen bir cisim, tüm noktalarında aynı fiziksel ve mekanik özellikleri gösterdiği varsayılan malzeme türüdür. Bu yapıdaki cisimlerde elastik modül, akma dayanımı gibi özellikler mekânsal olarak sabittir ve her bölgesi aynı davranışı sergiler. Bu varsayım, mühendislik analizlerinde malzeme davranışını sadeleştirmek amacıyla sıkça kullanılır. (Yue et al., 2010)

Hooke Kanunu: Hooke Kanunu, bir malzemeye uygulanan gerilme ile oluşan birim şekil değişimi (gerinim) arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eder. Bu ilişki, malzeme elastik sınırlar içinde kaldığı sürece geçerlidir ve özellikle küçük deformasyonlar için güvenilir sonuçlar verir. Gerilme-gerinim eğrisindeki doğrusal bölge, malzemenin esneklik katsayısını (Young modülü) temsil eder ve bu eğimin değeri malzemenin sertliğini belirler. Sert malzemeler yüksek, esnek malzemeler ise düşük elastik modül değerine sahiptir.(Edition et al., 2010)

Elastik Modül (Young Modülü): Elastik modül, bir malzemenin uygulanan gerilme karşısında ne kadar şekil değiştirdiğini gösteren, malzemenin elastikiyetini tanımlayan temel bir mekanik özelliktir. Tek eksenli yükleme altında, birim deformasyona karşı gösterilen direnç olarak tanımlanır. Bu değer, her malzeme için farklıdır ve genellikle malzemenin sertlik derecesiyle ilişkilidir. Elastik modülü yüksek olan malzemeler, aynı kuvvet altında daha az şekil değiştirir ve daha rijit bir davranış sergiler. (Uckan et al., 2009)

Poisson Oranı: Poisson oranı, bir malzeme üzerine uygulanan eksenel yükleme sonucunda oluşan boylamasına şekil değişimiyle, buna dik yönde meydana gelen enine şekil değişimi arasındaki oransal ilişkiyi tanımlar. Başka bir deyişle, malzemenin bir yönde gerilime maruz kaldığında diğer yönlerde nasıl tepki verdiğini gösterir. Örneğin, çekme kuvveti uygulanan bir malzeme uzarken, aynı anda enine yönde daralma gösterir; benzer şekilde, basınç altında kısalan bir cisim, yanlara doğru genişleyebilir. Bu oran, malzemenin deformasyon davranışını anlamada önemli bir parametredir.(Farah et al., 1988)

2.7.2. Stres Analiz Yöntemleri

Canlı dokular üzerinde doğrudan kuvvet analizi yapmak, hem etik hem de klinik sınırlamalar nedeniyle çoğu zaman mümkün değildir. Bu nedenle, araştırmalarda gerçek dokuları temsil eden modellerden yararlanılır. Kullanılan bu modellerin, biyolojik dokuların yapısal özelliklerine, malzeme davranışlarına ve maruz kaldıkları kuvvetlerin yönü, türü ve büyüklüğüne benzer şekilde oluşturulması, elde edilen verilerin doğruluğunu ve uygulanabilirliğini önemli ölçüde artırır. (Ulusoy & AK, 2003)

Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri;

- Fotoelastik stres analiz yöntemi
- Gerilim ölçer stres analiz yöntemi
- Kırılgan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
- Holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi
- Termografik kuvvet analiz yöntemi
- Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
- Sonlu eleman stres analiz yöntemleridir (Adıgüzel, 2010)

2.7.2.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık yapıların mekanik davranışlarını incelemek amacıyla geliştirilen sayısal bir analiz tekniğidir. Bu yöntemle yapılar bir, iki veya üç boyutlu modellere dönüştürülerek, daha küçük ve basit elemanlara ayrılır. Bu alt birimlerin birleşim noktaları olan düğümler üzerinden, yapıya etkiyen kuvvetlerin dağılımı hesaplanabilir. Geometrik karmaşıklık arttıkça, eleman sayısı artırılarak analiz hassasiyeti artırılır. İlk olarak 1940'lı yıllarda geliştirilen yöntem, Hrennikoff ve McHenry'nin iki boyutlu çözümlerine dayanır. Zamanla genişletilerek 1960'lardan itibaren üç boyutlu problemlere, diferansiyel denklemlerin çözümlerine ve akışkanlar mekaniği gibi farklı mühendislik alanlarına uygulanmıştır. Modelleme sürecinde elde edilen gerilmelerin doğru hesaplanabilmesi için ise fiziksel ve matematiksel bazı temel ilkelerin bilinmesi gerekir. (McHenry, 1943)

Sonlu elemanlar yönteminin doğru bir şekilde uygulanabilmesi için, her bir düğüm noktası ve elemanın belirli bir sistematikle numaralandırılması, malzemeye ait elastisite modülü ve Poisson oranı gibi mekanik özelliklerin tanımlanması, ayrıca dış düğümlere etki eden yüklerin ve sınır koşullarının uygun şekilde belirlenmesi gereklidir. Son yıllarda biyomekanik çalışmalara olan ilginin artmasıyla birlikte, bu yöntem diş hekimliği alanında da yaygın biçimde kullanılmaya başlanmıştır. Modeller, iki ya da üç boyutlu olarak oluşturulabilse de, genellikle daha pratik olması nedeniyle iki boyutlu analizler tercih edilmektedir. Ancak sonlu elemanlar analizinde kullanılan modellerin biyolojik dokuları tam olarak yansıtamaması, örneğin kemikte gerilme sonucu oluşabilecek apozisyon veya rezorpsiyon gibi biyolojik tepkimelerin modellenememesi, yöntemin sınırlılıklarındandır. Ayrıca kemik ve implant arasında varsayılan tam osseointegrasyon durumu, gerçekte her zaman sağlanamadığından, elde edilen sonuçlar ile klinik koşullar arasında farklılıklar gözlenebilir. (Daas et al., 2008)

Sonlu Elemen Stres Analizi Aşamaları:

Geleneksel matematiksel yöntemler, karmaşık yapıların dış kuvvetlere karşı verdiği tepkileri analiz etmekte yetersiz veya oldukça zorlayıcı olabilir. Bu gibi durumlarda, sonlu elemanlar yöntemi (SEA) devreye girerek daha uygulanabilir çözümler sunar. SEA, yapıyı bir bütün olarak değerlendirmek yerine, onu daha küçük ve hesaplaması kolay alt parçalara bölerek her bir eleman üzerindeki etkileri ve bu elemanlar arasındaki etkileşimleri ayrı ayrı analiz etmeye olanak tanır. Böylece, tüm yapının davranışı daha detaylı ve doğru bir şekilde tahmin edilebilir. (Rubin et al., 1983)

Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEA), üç temel aşamadan oluşur: modelleme, analiz ve sonuçların değerlendirilmesi. İlk aşamada, incelenecek yapı veya materyalin geometrisi uygun yazılımlar aracılığıyla dijital ortamda modellenir. İkinci aşamada, her bir elemanın mekanik özellikleri, yükleme koşulları ve malzemeye özgü parametreler (örneğin Poisson oranı, elastik modül gibi) dikkate alınarak matematiksel analiz süreci başlatılır. Bu aşamada model, belirli sınır koşulları altında bilgisayar destekli hesaplamalarla işlenir. Son aşamada ise, yapılan analiz sonucunda elde edilen sayısal veriler sistematik olarak kaydedilir ve grafiksel ya da istatistiksel yöntemlerle değerlendirilir. Her bir sonlu eleman, tüm yapının davranışını temsil edecek biçimde oluşturulduğundan, elemanlar arasındaki etkileşimler modelin bütünsel tepkisini ortaya koyar. (Rubin et al., 1983)

Analiz sürecinin ardından elde edilen veriler, bilgisayar ortamında görsel olarak sunulabilir. Bu amaçla çeşitli animasyonlar ya da sabit görüntüler oluşturularak, malzemenin farklı bölgelerindeki stres veya deformasyon dağılımı renklerle ifade edilir. Kullanılan renk skalası, her rengin hangi değer aralığını temsil ettiğini açıkça gösterir ve böylece yapının farklı noktalarındaki gerilme veya şekil değişimi düzeyleri kolaylıkla anlaşılabilir. Bu görselleştirme yöntemi, karmaşık verilerin yorumlanmasını kolaylaştırır ve analizin doğruluğunu değerlendirmede önemli bir araçtır. (Kimura et al., 2006)

Sonlu Eleman Analizinin Avantajları:

- Karmaşık geometrilere sahip yapıların analizine olanak tanır.
- Çözüm alanı küçük alt bölgelere ayrılarak farklı eleman tipleri kullanılabilir, böylece çözüm hassasiyeti artırılabilir.
- Sabit, değişken veya süreksiz yüklemeler modele kolayca entegre edilebilir.
- Farklı fiziksel özelliklere sahip malzemelerin yer aldığı sistemlerde rahatlıkla uygulanabilir.
- Sınır koşulları, temel denklemler belirlendikten sonra sistem matrisine kolayca dahil edilebilir.
- Matematiksel olarak genellenebilir; aynı model farklı problemlerin çözümünde tekrar kullanılabilir.

- Kuvvetin yönü, büyüklüğü ve uygulama noktası serbestçe değiştirilebilir, analizler farklı senaryolar için tekrarlanabilir.

- Fiziksel müdahale gerektirmediği için girişimsel olmayan bir yöntemdir.(Jafari et al., 2003)

Sonlu Eleman Analizinin Dezavantajları:

- Malzeme özellikleri, kuvvet değerleri ve eleman geometrileri kullanıcı tarafından belirlendiği için veri girişinde yapılan hatalar analiz sonuçlarını doğrudan etkileyebilir.

- Yöntemin uygulanması için yüksek kapasiteli bilgisayar sistemlerine ve gelişmiş yazılımlara ihtiyaç duyulması, teknik altyapı gereksinimini artırır.

- Karmaşık analizler uzun işlem süreleri gerektirebilir, bu da zaman açısından dezavantaj oluşturur.

- Kullanılan yazılımın ve donanımın kapasitesi, dijital modelleme sürecinin doğruluğunu ve çözüm sınırlarını belirler.

- Eksik ya da gerçek yapıyla uyumsuz veriler, sonuçların güvenilirliğini düşürebilir.

- Özellikle biyolojik dokular gibi yapısal olarak karmaşık sistemlerin gerçeğe uygun şekilde modellenmesi oldukça zordur. (Farah et al., 1988)

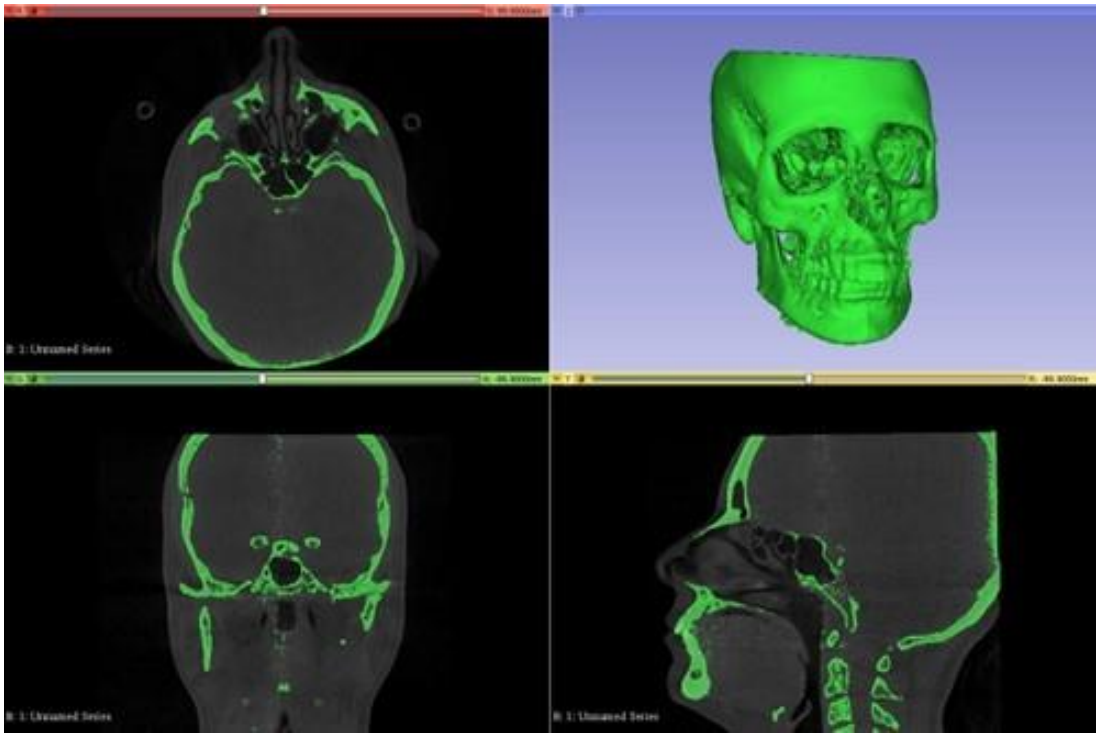
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ankara 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 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan kemik modeli Visible Human Project (The National Library of Medicine, FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, USA) verisi kullanılarak elde edilmiştir.

Tomografi verisinden kemik modeli ve diş modellerinin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri Blender 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 ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) çözücüsü kullanılmıştır.



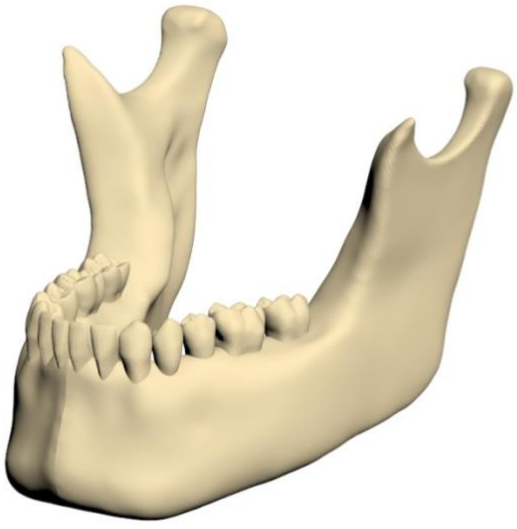
Şekil 3.1. 3DSlicer yazılımına aktarılan tomografi görüntüsü

3.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Dişlerin Modellenmesi

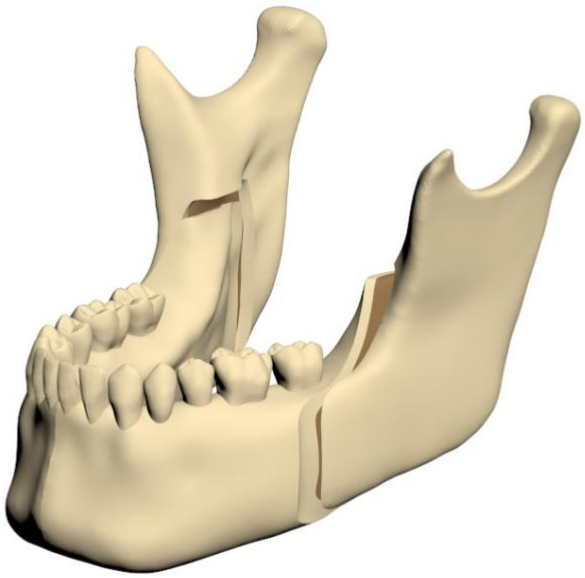
Çalışmada kullanılan mandibula kemik modelinin oluşturulması için; Visible Human Project tomografi verisi 0.33 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi, 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılmıştır (Threshold Aralığı: 426,50 – 3193,04). İstenmeyen bölgeler ve artefaktlar, 'Erase' ve 'Scissors' parametreleri kullanılarak temizlenmiştir. DICOM verilerinin işlenmesi sürecinde en zor olan kısım, uygun threshold aralığının belirlenmesi ve istenmeyen bölgelerin temizlenmesi olmuştur. Uygun segmentlere ayrılan veriler, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüş ve modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu modeller Blender yazılımına aktarılmıştır ve burada mandibula kemik modeline önce içe doğru 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturulmuştur. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu mandibula kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir.

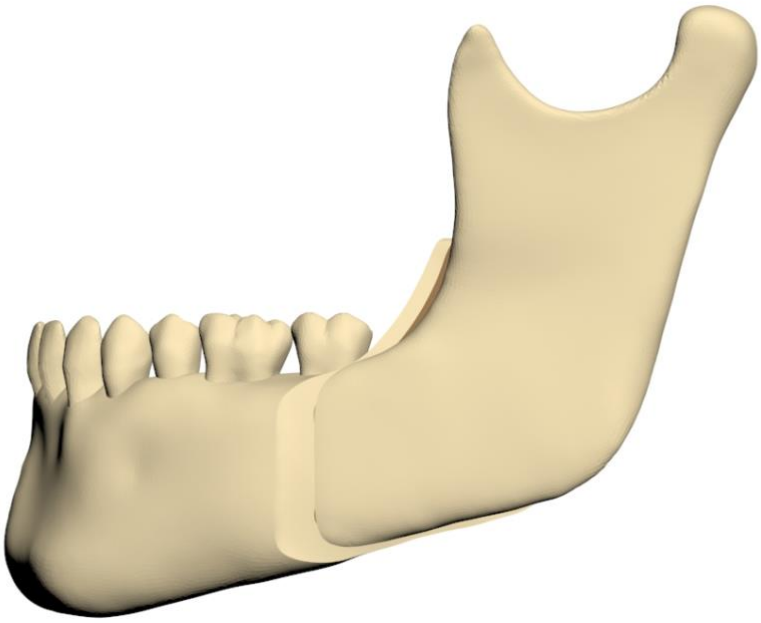
Analizlerde mandibula distal segmenti, sagittal split osteotomiyi takiben öne doğru 5 mm ilerletilerek yeniden konumlandırılmıştır. Hazırlanan tüm modeller Blender yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



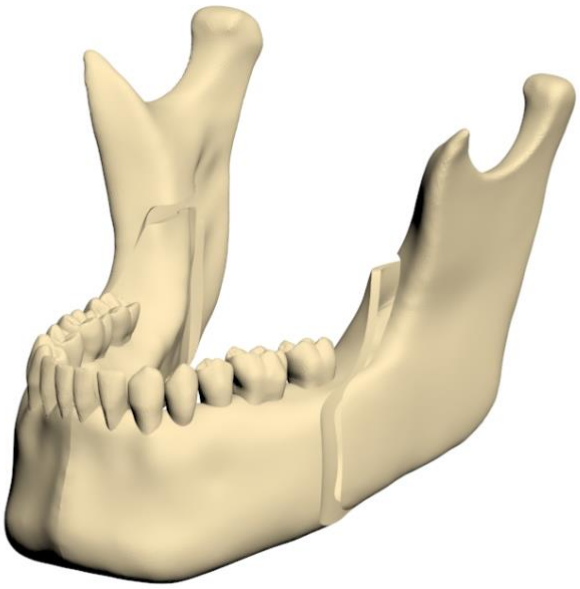
Şekil 3.2. Mandibula modeli



Şekil 3.3. Mandibulada kesi hattının oluşturulması



Şekil 3.4. Mandibulanın 5mm öne alınması



Şekil 3.5. Kesi sonrası kortikal kemik



Şekil 3.6. Kesi. Sonrası trabeküler kemik

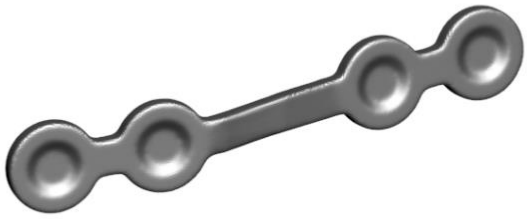
3.2. Titanyum Plak, Monokortikal ve Bikortikal Vida Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan 1 mm kalınlığında 4 delikli titanyum plaklar katalog verisi esas alınarak Blender yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.7)

Plakların yerleşimi için kullanılan monokortikal vidalar 2 mm çapında ve 5 mm boyunda olacak şekilde Blender yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.8)

Trabeküler kemiğin vidalama bölgesindeki kalınlığı göz önünde bulundurularak, 2 mm çapında ve 11 mm, 13 mm ile 15 mm uzunluk seçenekleriyle KLS Martin kataloğundan seçilen bikortikal vidalar, Blender yazılımı kullanılarak modellenmiştir (Şekil 3.9)

Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.7. 1 mm kalınlığında 4 delikli titanyum plak



Şekil 3.8. 2 mm çapında, 5 mm uzunluğunda monokortikal vida



Şekil 3.9. 2 mm çapında, 11/13/15 mm uzunluğunda bikortikal vida

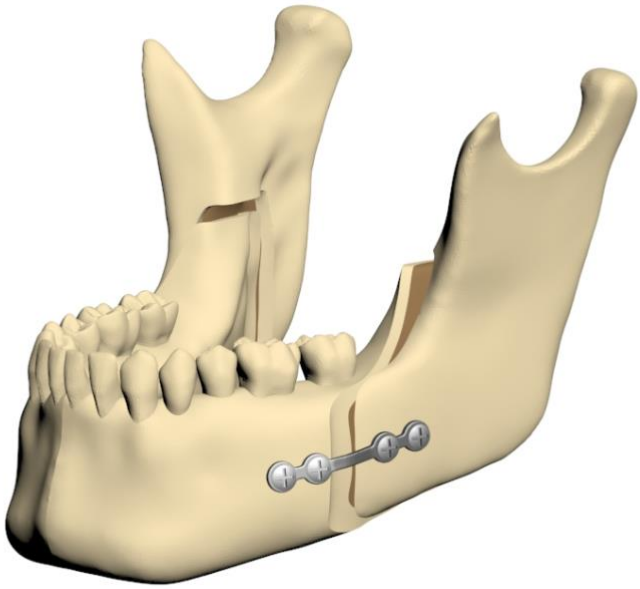
3.3. Çalışma Modelleri

Çalışmada, sagittal split ramus osteotomisi (SSRO) sonrası mandibular segmentlerin stabilizasyonunda kullanılan farklı fiksasyon yöntemlerinden oluşan beş ayrı model oluşturulmuştur.

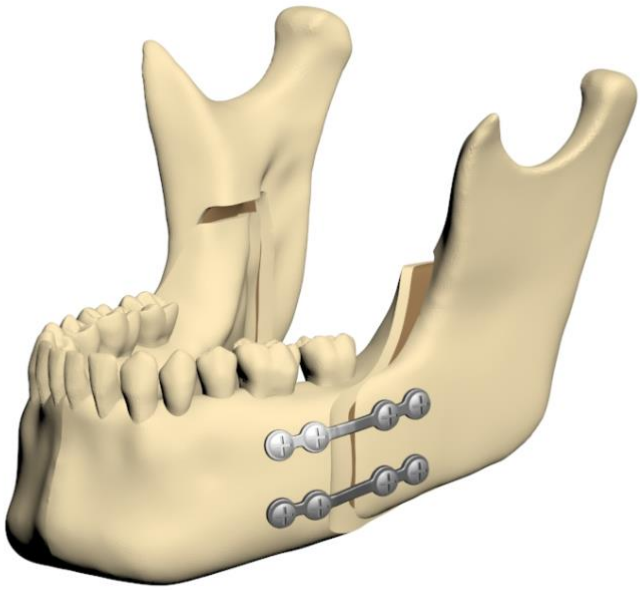
Model 1'de 4 delikli düz tek plak yerleşimi, Model 2'de ise aynı tipte iki plak yerleşimi uygulanmıştır. Model 3, tek düz plak ile birlikte bir adet bikortikal vidanın kullanımını içerirken, Model 4 yalnızca iki adet bikortikal vida ile fiksasyonu temsil etmektedir. Son olarak, Model 5'te üç adet bikortikal vida yerleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan çalışma modelleri Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışma Modelleri

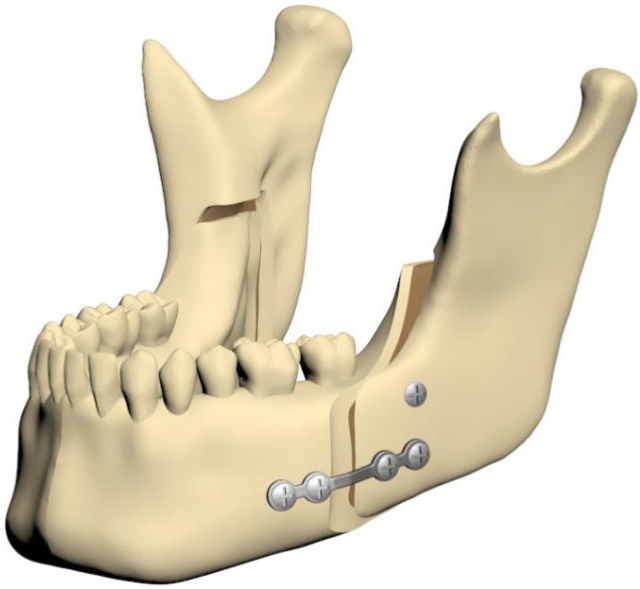
Modeller	
Model 1	4 delikli düz tek plak yerleşimi
Model 2	4 delikli düz iki plak yerleşimi
Model 3	4 delikli düz tek plak yerleşimi ve tek bikortikal vida yerleşimi
Model 4	İki adet bikortikal vida yerleşimi
Model 5	Üç adet bikortikal vida yerleşimi



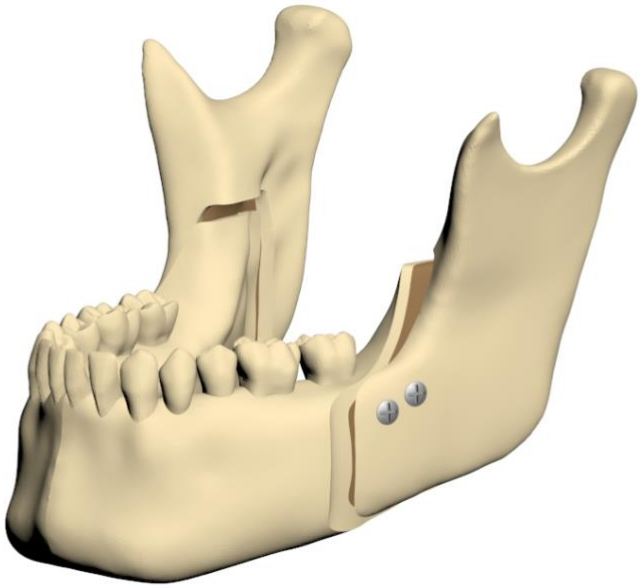
Şekil 3.10. 4 delikli düz tek plak kullanılan Model 1



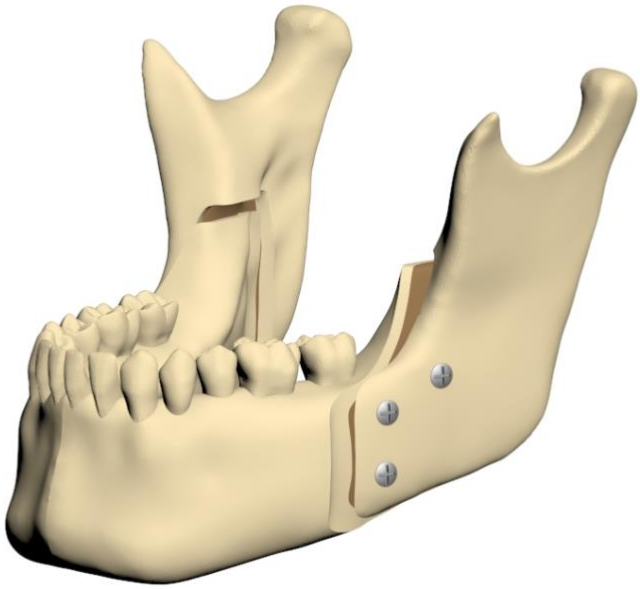
Şekil 3.11. 4 delikli düz iki plak kullanılan Model 2



Şekil 3.12. 4 delikli düz tek plak ve tek bikortikal vida kullanılan Model 3



Şekil 3.13. İki adet bikortikal vida kullanılan Model 4



Şekil 3.14. Üç adet bikortikal vida kullanılan Model 5

3.4. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan tüm modeller homojen, izotropik ve lineer materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzerlik olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın tüm yönlerde materyal özelliklerinin birebir aynı olduğu durumunu ifade etmektedir. Lineer elastisite ise yapının gerilim ve deformasyonunun uygulanan kuvvetler karşısında oransal açıdan değişiklik göstermesini tanımlamaktadır. Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır. Sistem elemanları için kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri aşağıda verilmiştir (Tablo 3.2).

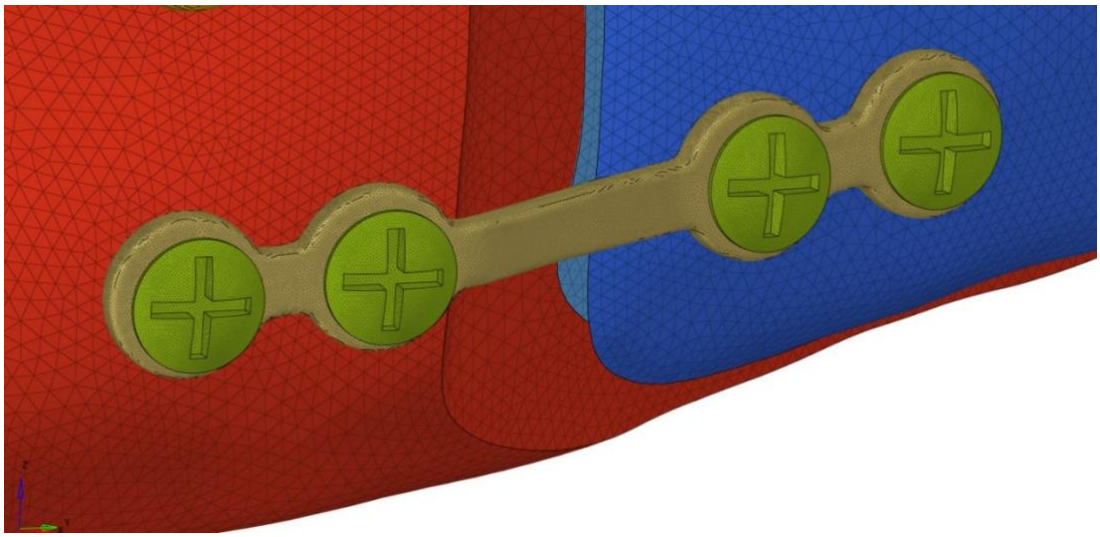
Tablo 3.2. Analizde Kullanılan Malzemelerin Elastik Modül ve Poisson Oranları

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	14000	0.3
Trabeküler Kemik	1500	0.3
Titanyum	110000	0.3

3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Blender yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) olusturulurken 0.1-0.25 mm aralığında (oldukça hassas) tria (üçgen) mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzey mesh'leri tria adını verilen üçgen mesh'ler ile mesh'lendikten sonra, objelerin katı mesh'leri tehtrahedral (düzgün dörtyüzlü) tipte katı mesh ile oluşturulmuştur.

Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan matematiksel modeller ALTAIR Optistruct çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3.15. Modellerde oluşturulan Mesh yapısı

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde bruksizmli hastada uygulanan kuvvet;

- İkinci premolardan 200N, birinci molardan 400N ve ikinci molardan 400N olarak toplamda 1000N büyüklüğünde kuvvet vertikal olarak uygulanmıştır.

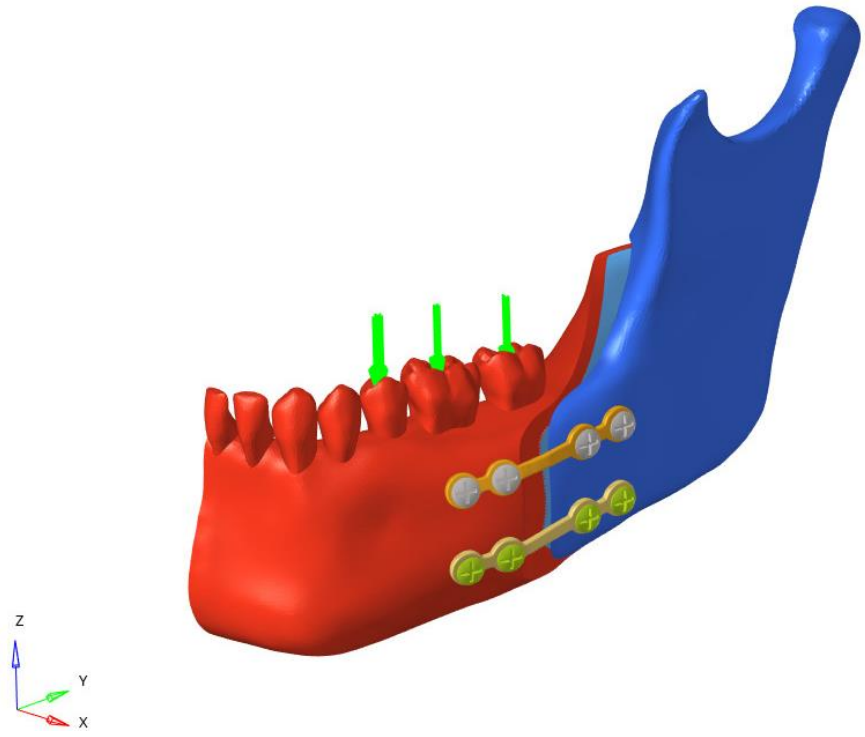
Tüm modellerde bruksizmi olan hastaya botoks uygulaması sonrası uygulanan kuvvet;

- İkinci premolardan 120N, birinci molardan 240N ve ikinci molardan 240N olarak toplamda 600N büyüklüğünde kuvvet vertikal olarak uygulanmıştır.

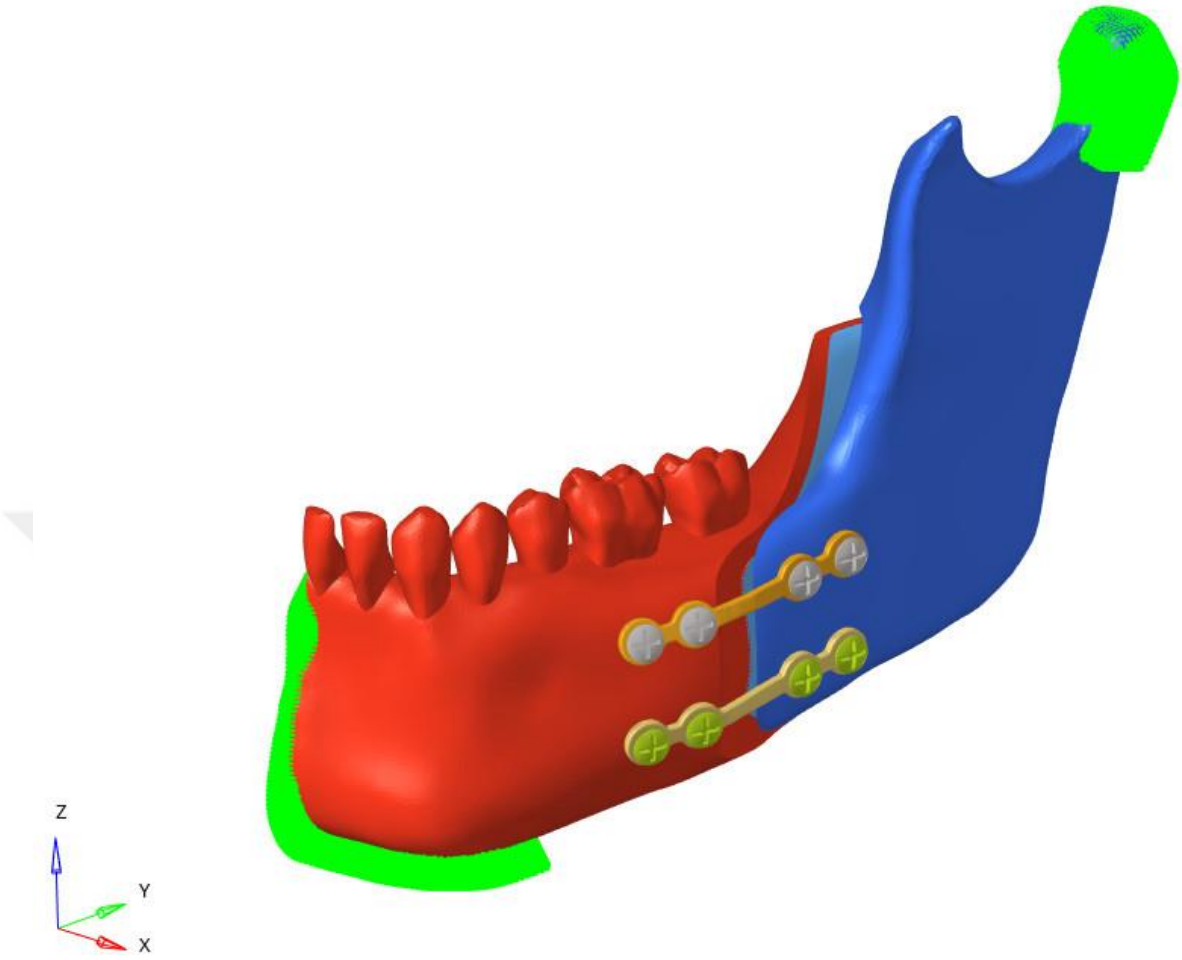
Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller; kortikal ve trabeküler kemiğin tabanından ve kondil bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde, tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında beş analiz modeli için on lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.16. Uygulanan kuvvetlerin yönü



Şekil 3.17. Modellerin sınır koşulları

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri (Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları)

Çalışmanın biyomekanik açıdan gerçeğe en yakın sonuçları verebilmesi amacıyla, analiz yazılımının olanakları doğrultusunda mandibula modelinin boyutları dikkate alınarak mümkün olan en yüksek çözünürlükte ağ (mesh) yapısı oluşturulmuş ve eleman sayısı maksimize edilmiştir. Sonlu eleman analizinde kullanılan mandibular modeller ile ilgili fiksasyon sistemlerini içeren matematiksel yapılarda yer alan toplam eleman ve düğüm (node) sayıları ilgili tabloda sunulmuştur. (Tablo 3.3.)

Tablo 3.3. Oluşturulan Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları

	Nod Sayıları	**Eleman Sayıları**
Model 01	254599	983015
Model 02	378103	1463595
Model 03	306277	1190189
Model 04	231039	901080
Model 05	270846	1056263

3.8. 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 eden komponentler arasında FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

3.9. SEA Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

Sonlu eleman yöntemiyle yapılan stres analizleri deterministik, yani önceden tanımlı sınır koşulları ve malzeme özellikleri çerçevesinde yapılan matematiksel hesaplamalara dayandığı için, bu analizlerden elde edilen veriler üzerinde geleneksel anlamda istatistiksel analizler uygulanamamaktadır. Bu nedenle, elde edilen sonuçlar; kesit görüntüleri, stresin düğümler üzerindeki büyüklüğü ve dağılım desenleri üzerinden nitel ve karşılaştırmalı olarak değerlendirilip yorumlanmaktadır.

4. BULGULAR

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılırken kemik gibi kırılgan özellik gösteren dokular için Principal Stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Maksimum Principal Stres (Pmax) gerilme stresini (tensile stress) belirtirken, Minimum Principal Stres (Pmin) sıkışma stresini (compressive stress) belirtmektedir. Titanyum gibi metal içerikli dövülebilir ve çekilebilir materyaller için ise von Mises stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Von Mises stres değerleri kırılgan materyallerin stres dağılımı hakkında bilgi vermekte ancak oluşan streslerin türü hakkında bilgi vermemektedir.

P1 Major = Maksimum Principle Stress = Tension: Çekme yönündeki stresleri ifade eder.

P3 Minor = Minimum Principle Stress = Compression: Sıkışma yönündeki stresleri ifade eder.

Magnitude (Mag) ifadesi, bir cismin üç eksendeki (X, Y, Z) yer değiştirmelerinin bileşke değerini temsil eder ve skaler bir büyüklüktür. Bu değer, her bir eksendeki yer değiştirme miktarlarının karelerinin toplamının karekökü alınarak hesaplanır (x2+y2+z2)(x2+y2+z2). Yön bilgisi içermez; yalnızca toplam yer değiştirme miktarını ifade eder. Sonlu eleman analizlerinde, bir yapıya etki eden tüm yer değiştirmelerin vektörel toplamı olarak tanımlanan bu bileşke yer değiştirme değeri, analiz yazılımının “magnitude” ölçüm komutu aracılığıyla elde edilmektedir. Bu parametre, özellikle deformasyonların genel boyutunu değerlendirmede önemli bir kriter olarak kullanılmaktadır.

4.1. Bruksizmli Kuvvetler Altında

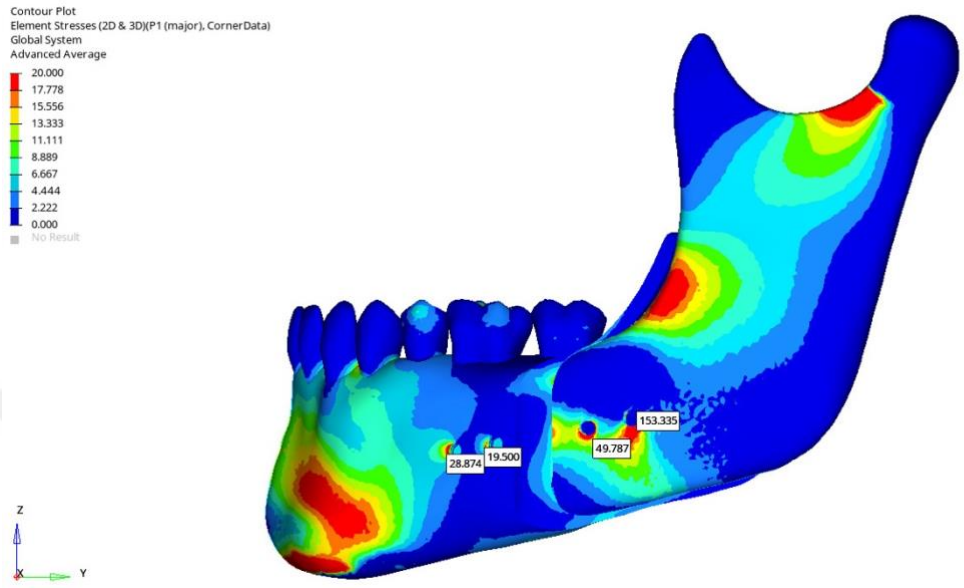
4.1.1. Model 1

4.1.1.1. Kemik Bulguları

Kortikal Kemik

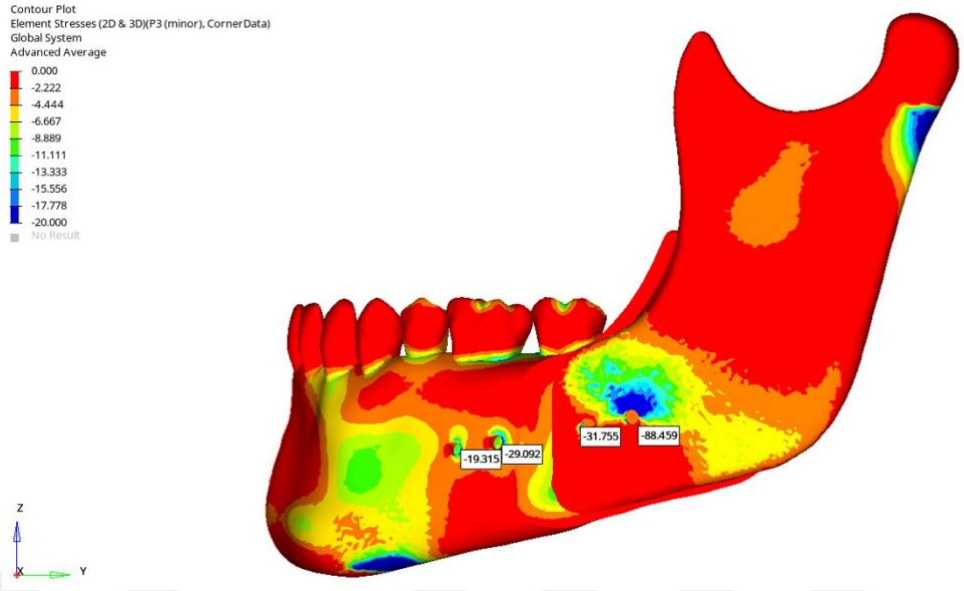
4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan maksimum principal stres (Pmax) değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 153.335 MPa ile en posterior bölgede yer alan vidanın çevresinde oluştuğu görülmektedir. Diğer vida bölgelerinde ise anteriordan posteriora doğru sırasıyla 28.874 MPa, 19.500 MPa ve 49.787 MPa düzeylerinde stres değerleri tespit edilmiştir. Bu bulgular, fiksasyon sisteminin kemik üzerine uyguladığı yükün bazı bölgelerde yoğunlaştığını ve özellikle arka segmentte

biyomekanik açıdan daha fazla zorlanma meydana geldiğini göstermektedir. Bu değerlendirme, maksimum principal stres değerlerinin kortikal kemik üzerindeki dağılımını ortaya koymaktadır (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı.

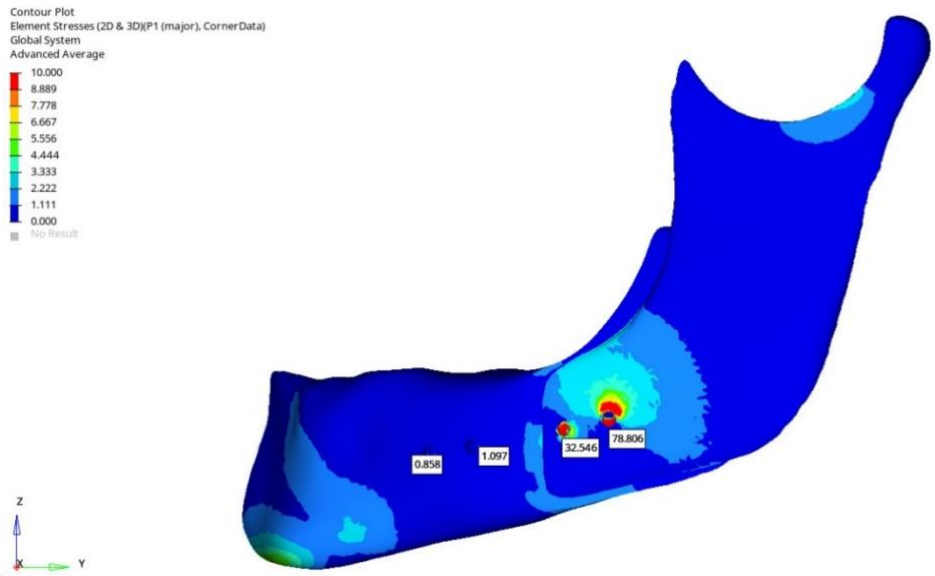
4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) değerleri incelendiğinde, en yüksek sıkışma stresinin -88.459 MPa ile en posterior bölgede yer alan vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vida bölgelerinde ise anteriordan posteriora sırasıyla -29.092 MPa, -19.315 MPa ve -31.755 MPa seviyelerinde sıkışma stresleri ölçülmüştür. Bu veriler, vida-kortikal kemik etkileşiminde özellikle arka segmentte belirgin stres birikimi olduğunu ve bu alanların biyomekanik olarak daha fazla zorlandığını ortaya koymaktadır. Sıkışma tipi gerilmelerin kortikal kemik içinde dağılımını yansıtan bu değerlendirme, implant stabilitesinin ve kemik-vida etkileşiminin analizi açısından önemlidir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı.

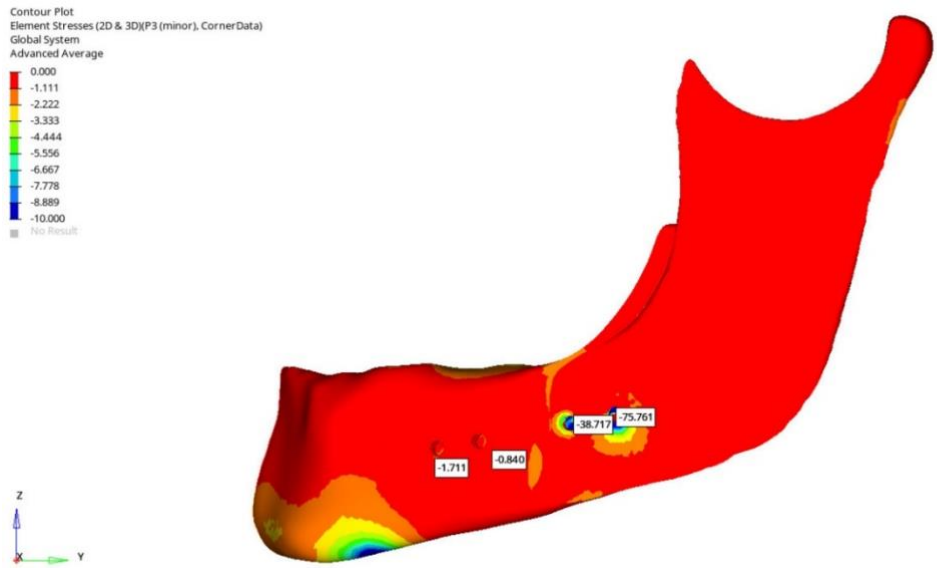
Trabeküler Kemik

4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres (Pmax) değerleri değerlendirildiğinde, en yüksek stresin 78.806 MPa ile en posterior vida çevresinde oluştuğu görülmektedir. Diğer vidaların bulunduğu bölgelerde ise anteriordan posteriora sırasıyla 0.858 MPa, 1.097 MPa ve 32.546 MPa seviyelerinde stres değerleri tespit edilmiştir. Bu veriler, trabeküler kemikte özellikle posterior segmentte belirgin bir stres yoğunlaşması olduğunu ve bu bölgedeki vida-kemik etkileşiminin biyomekanik olarak daha yüksek risk taşıyabileceğini göstermektedir (Şekil 4.3).



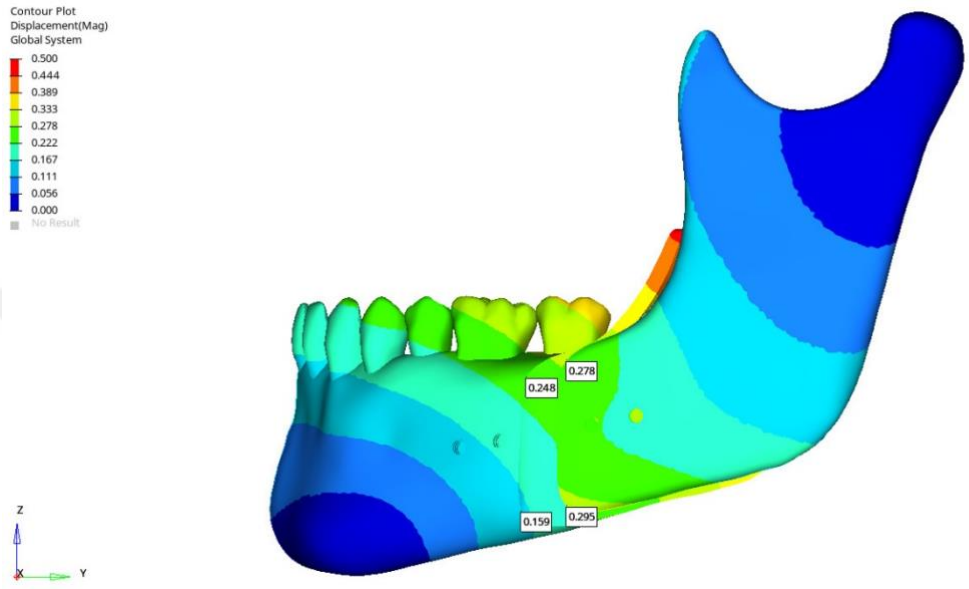
Şekil 4.3. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan maksimum principal stres (Pmax) dağılımı.

4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında trabeküler kemikte oluşan minimum principal stres (Pmin) değerleri incelendiğinde, en yüksek sıkışma stresinin -75.761 MPa ile en posterior vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vida bölgelerinde ise anteriordan posteriora sırasıyla -1.711 MPa, -0.840 MPa ve -38.717 MPa düzeylerinde sıkışma stresleri ölçülmüştür. Bu bulgular, trabeküler kemikte özellikle posterior bölgede vida-kemik etkileşiminin daha yoğun stres birikimine neden olduğunu, buna karşın diğer bölgelerde nispeten düşük stres seviyeleri oluştuğunu ortaya koymaktadır (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı.

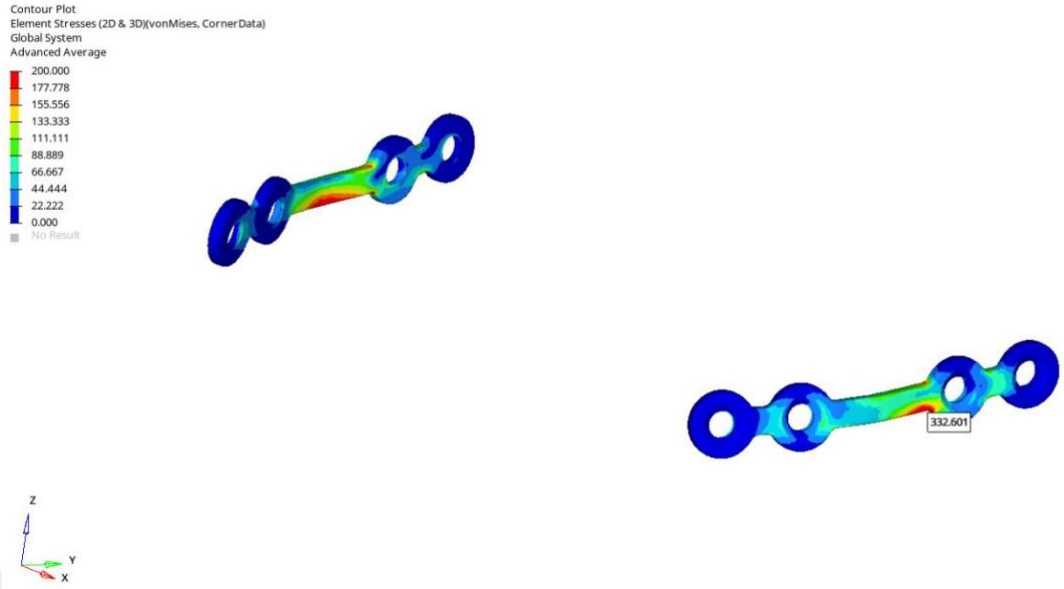
4 delikli düz plak kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme (displacement magnitude) değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.159 mm, posteriorda 0.295 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.248 mm, posteriorda 0.278 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. 4 delikli düz plak ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

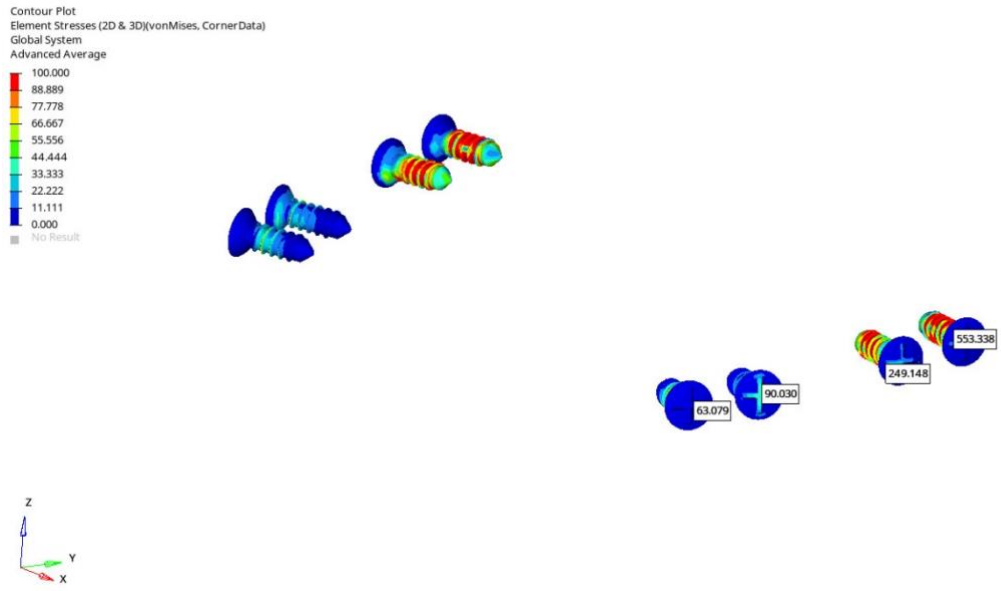
4.1.1.2. Plak-Vida Bulguları

Plak üzerinde uygulanan kuvvetler sonucunda farklı bölgelerde oluşan von Mises gerilme değerleri analiz edilmiştir. Özellikle vida delikleri arasındaki bağlantı bölgelerinde gerilme yoğunluğunun arttığı ve bu alanların daha fazla mekanik zorlanmaya maruz kaldığı görülmektedir. En yüksek von Mises gerilme değeri 332.601 MPa olarak tespit edilmiştir. Plaktaki von Mises gerilme değerleri Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Dört delikli düz plak kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında plakta elde edilen von Mises gerilme dağılımı

Dört delikli düz plak sisteminde kullanılan monokortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımı incelendiğinde vidalar üzerinde farklı seviyelerde mekanik zorlanmalar meydana gelmiştir. En yüksek von Mises gerilme değeri en posteriorda bulunan monokortikal vida üzerinde 553.338 MPa olarak tespit edilmiştir ve bu değer vida başı ile vida gövdesinin birleşim bölgesinde gözlenmektedir. Diğer monokortikal vidalarda ölçülen von Mises değerleri Şekil 4.7'de gösterilmiştir.



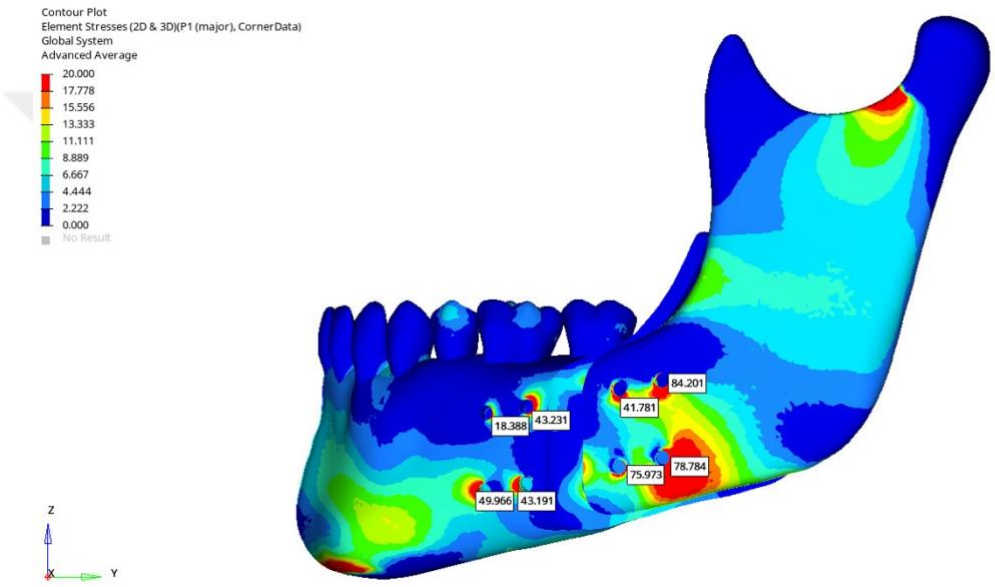
Şekil 4.7. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyonda monokortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri

4.1.2. Model 2

4.1.2.1. Kemik Bulguları

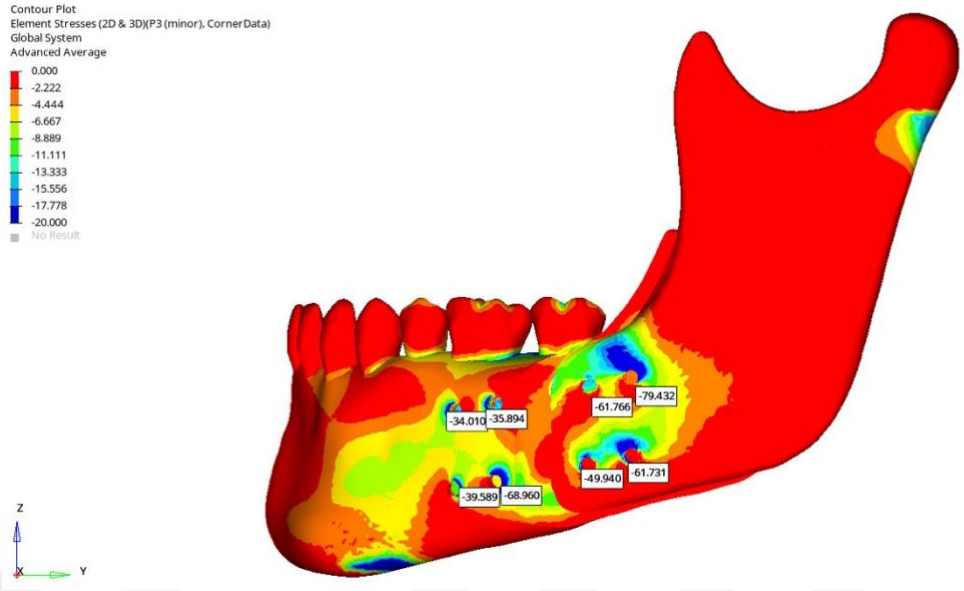
Kortikal Kemik

4 delikli iki düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin en posterior superiorda 84.201 MPa ile posterior superiorda yer alan monokortikal vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri Şekil 4.8'de gösterilmiştir.



Şekil 4.8. 4 delikli iki adet düz plak ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

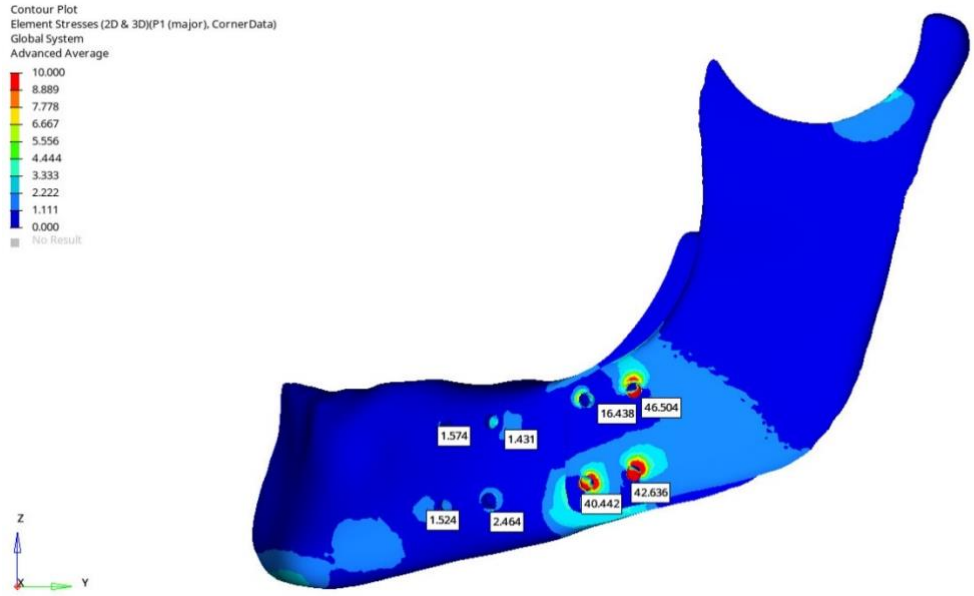
4 delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmin değerleri incelendiğinde, en yüksek bası stresinin -79.432 MPa ile en posterior superior bölgedeki monokortikal vidanın çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. 4 delikli iki adet düz plak ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

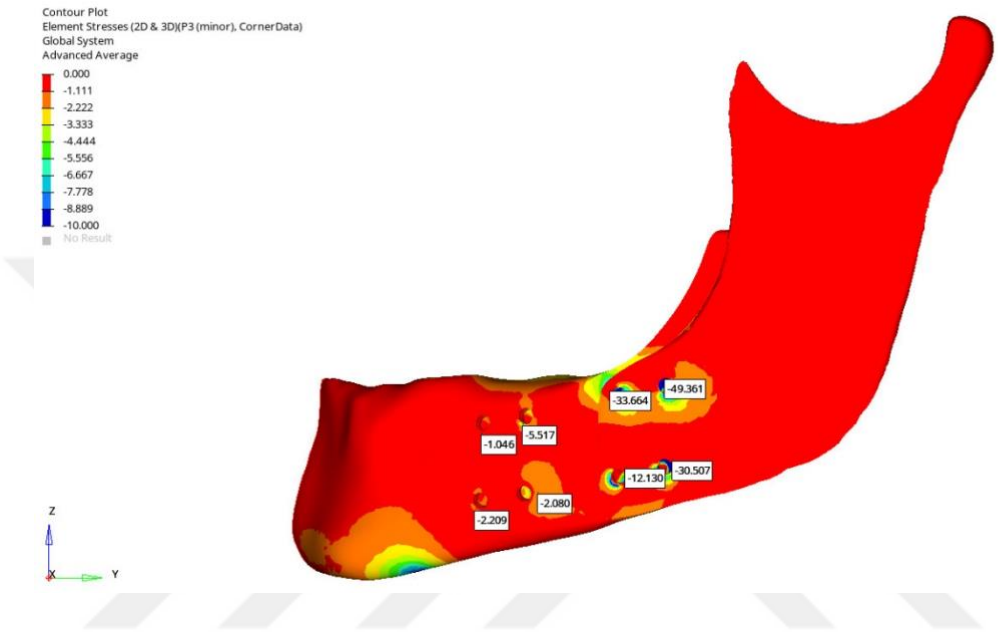
Trabeküler Kemik

4 delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 46.504 MPa ile en posterior superiordaki vidanın çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vidalar çevresinde trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



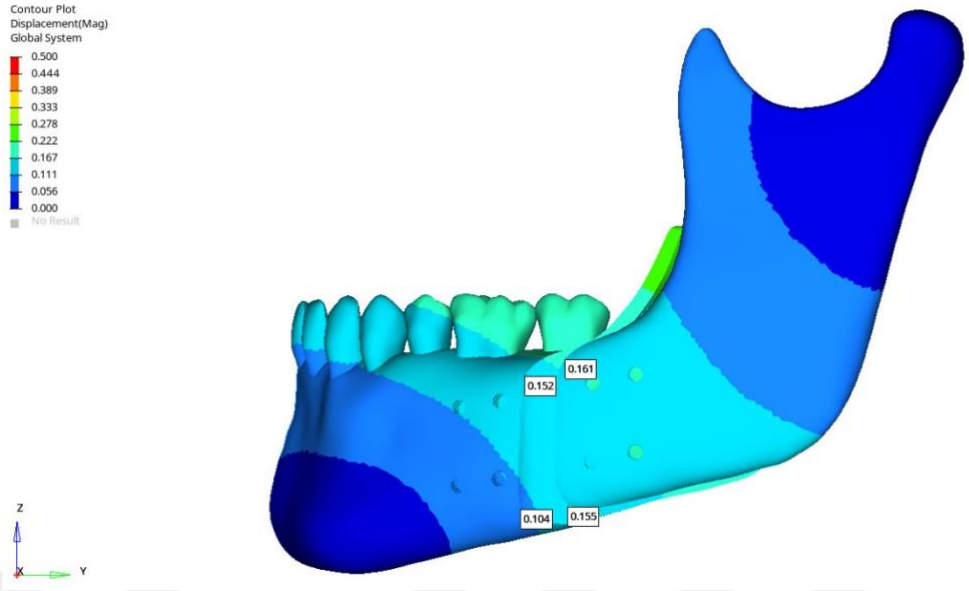
Şekil 4.10. 4 delikli iki adet düz plak ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri

4 delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmin değerleri incelendiğinde, en yüksek bası stresinin -49.361 MPa ile en posterior superiordaki vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vidalar çevresinde trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri Şekil 4.11'de gösterilmiştir.



Şekil 4.11. 4 delikli iki adet düz plak ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri

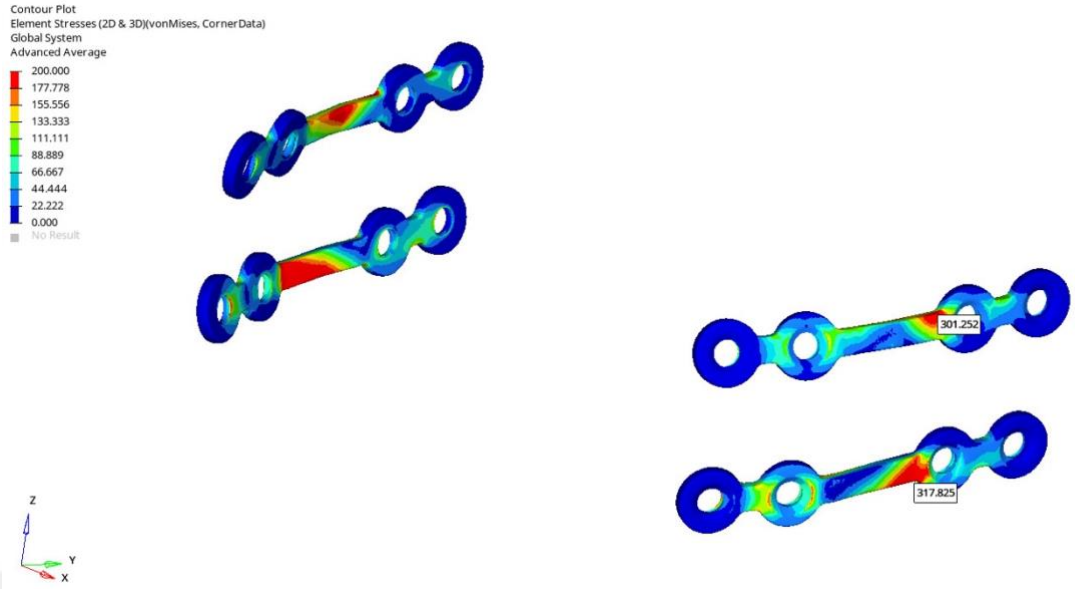
4 delikli iki düz plak kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme (displacement magnitude) değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.104 mm, posteriorda 0.155 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.152 mm, posteriorda 0.161 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.12'de gösterilmiştir.



Şekil 4.12. 4 delikli iki düz plak ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

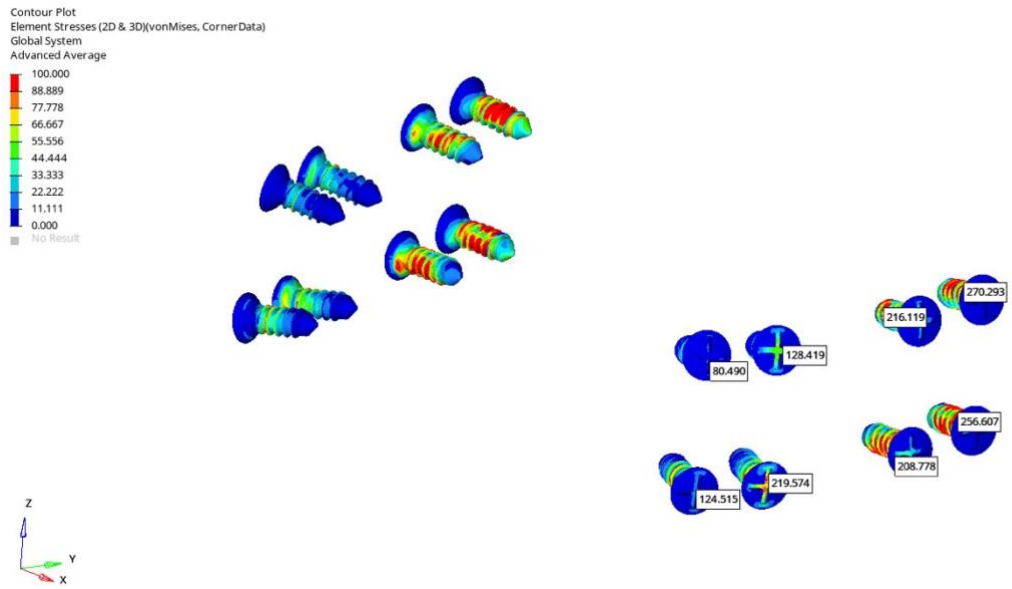
4.1.2.2. Plak-Vida Bulguları

Plak üzerinde uygulanan kuvvetler sonucunda farklı bölgelerde oluşan von Mises gerilme değerleri analiz edilmiştir. Özellikle vida delikleri arasındaki bağlantı bölgelerinde gerilme yoğunluğunun arttığı ve bu alanların daha fazla mekanik zorlanmaya maruz kaldığı görülmektedir. En yüksek von Mises gerilme değeri alt plakta 301.252 MPa, üst plakta 317.825 MPa olarak tespit edilmiştir. Plaklardaki von Mises gerilme değerleri Şekil 4.13'de gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Dört delikli iki düz plak kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında plaklarda elde edilen von Mises gerilme dağılımı

Dört delikli iki düz plak sisteminde kullanılan monokortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımı incelendiğinde vidalar üzerinde farklı seviyelerde mekanik zorlanmalar meydana gelmiştir. En yüksek von Mises gerilme değeri en posterior superiorda bulunan monokortikal vida üzerinde 270.293 MPa olarak tespit edilmiştir ve bu değer vida başı ile vida gövdesinin birleşim bölgesinde gözlenmektedir. Diğer monokortikal vidalarda ölçülen von Mises değerleri Şekil 4.14'de gösterilmiştir.



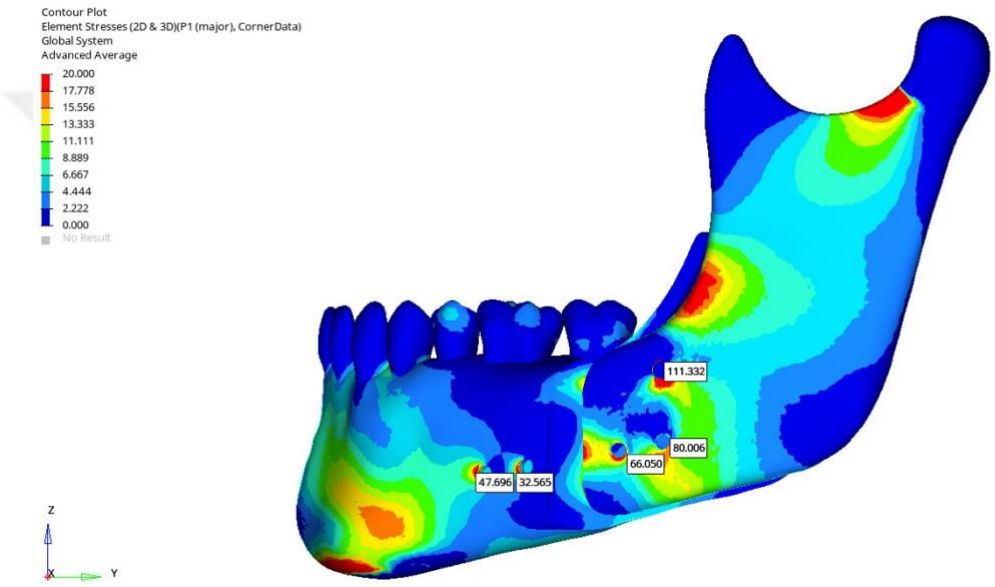
Şekil 4.14. 4 delikli iki düz plak ile yapılan fiksasyonda monokortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri

4.1.3. Model 3

4.1.3.1. Kemik Bulguları

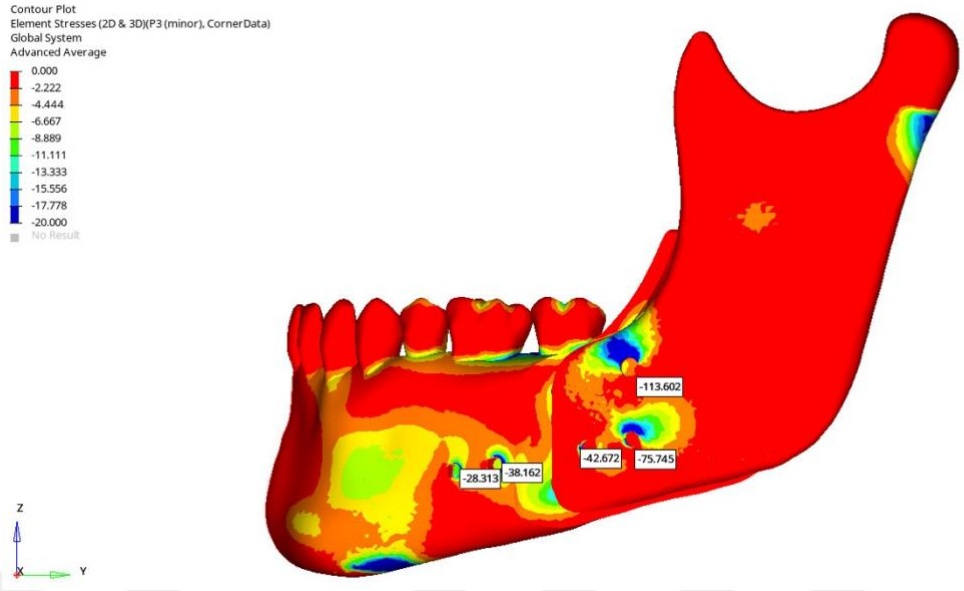
Kortikal Kemik

4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 111.332 MPa ile bikortikal vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri Şekil 4.15'te gösterilmiştir.



Şekil 4.15. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

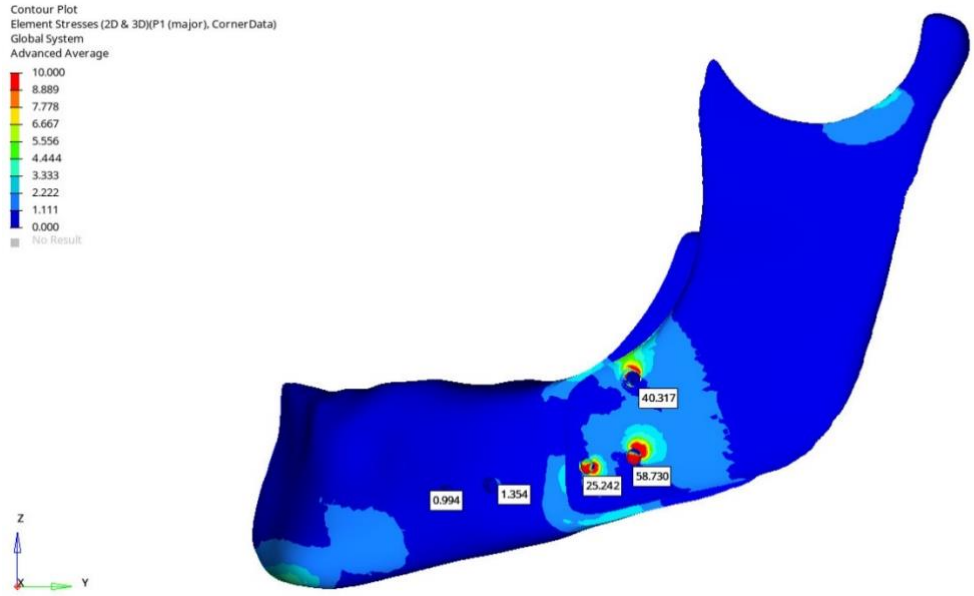
4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmin değerleri incelendiğinde, en yüksek bası stresinin -113.602 MPa ile bikortikal vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri Şekil 4.16'da gösterilmiştir.



Şekil 4.16. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

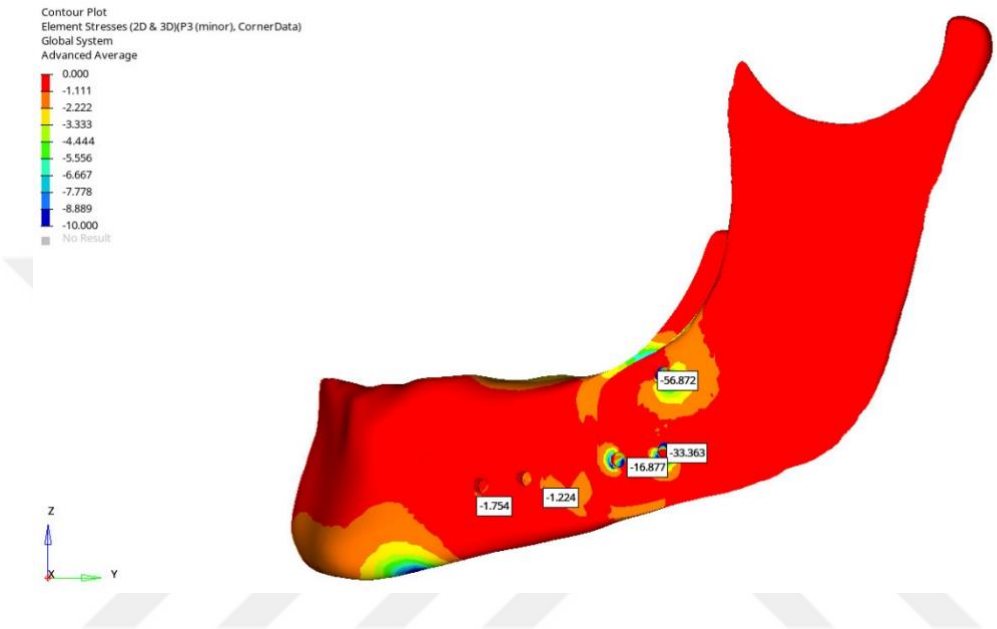
Trabeküler Kemik

4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 58.730 MPa ile en posteriorda bulunan monokortikal vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vidalar çevresinde trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri Şekil 4.17'de gösterilmiştir.



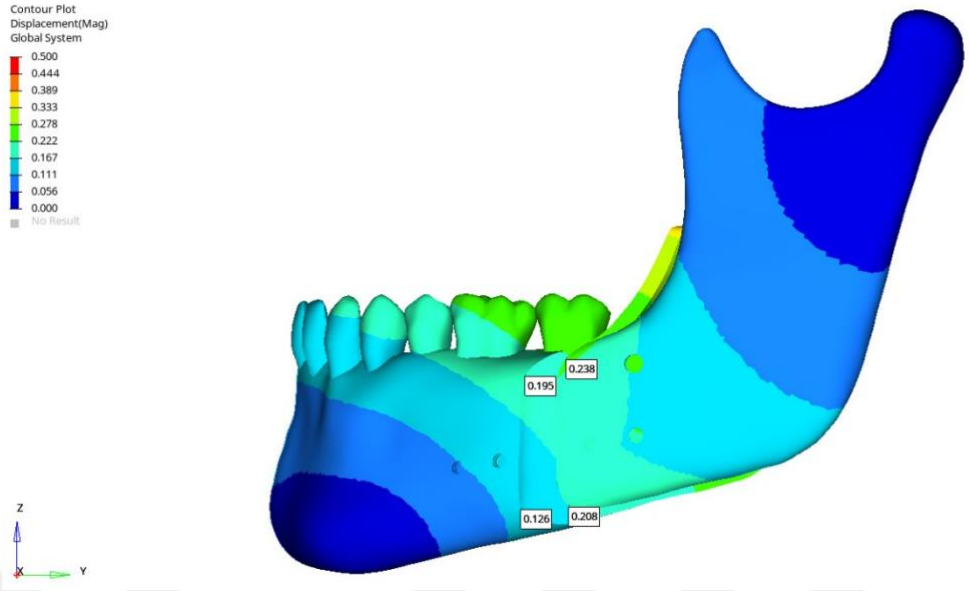
Şekil 4.17. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri

4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmin değerleri incelendiğinde, en yüksek bası stresinin -56.872 MPa ile bikortikal vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer vidalar çevresinde trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri Şekil 4.18'de gösterilmiştir.



Şekil 4.18. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri

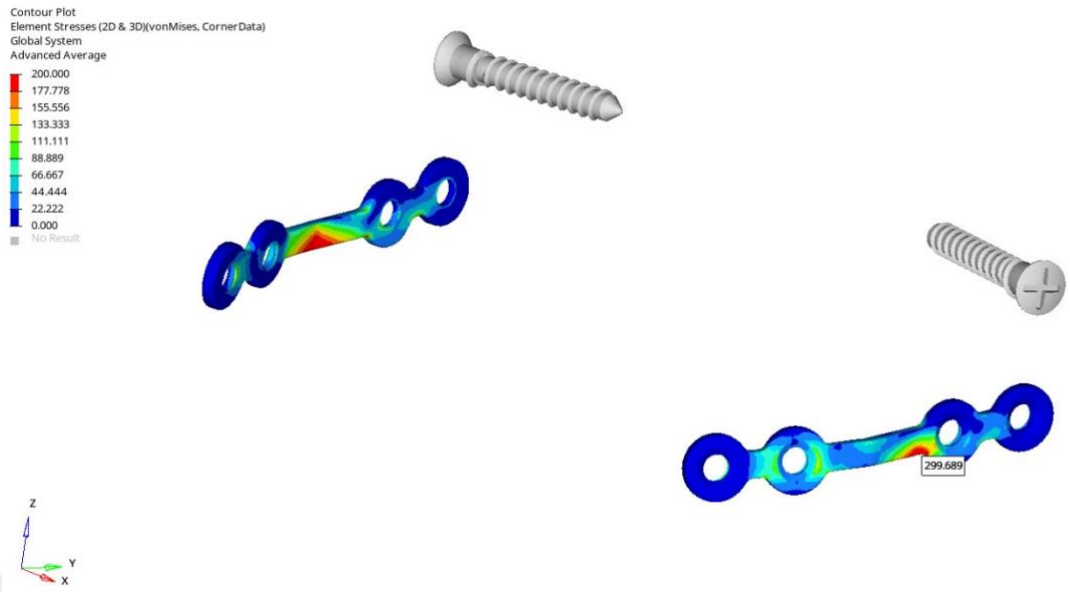
4 delikli düz plak ve bikortikal vida kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.126 mm, posteriorda 0.208 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.195 mm, posteriorda 0.238 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.19'da gösterilmiştir.



Şekil 4.19. 4 delikli düz plak ve bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

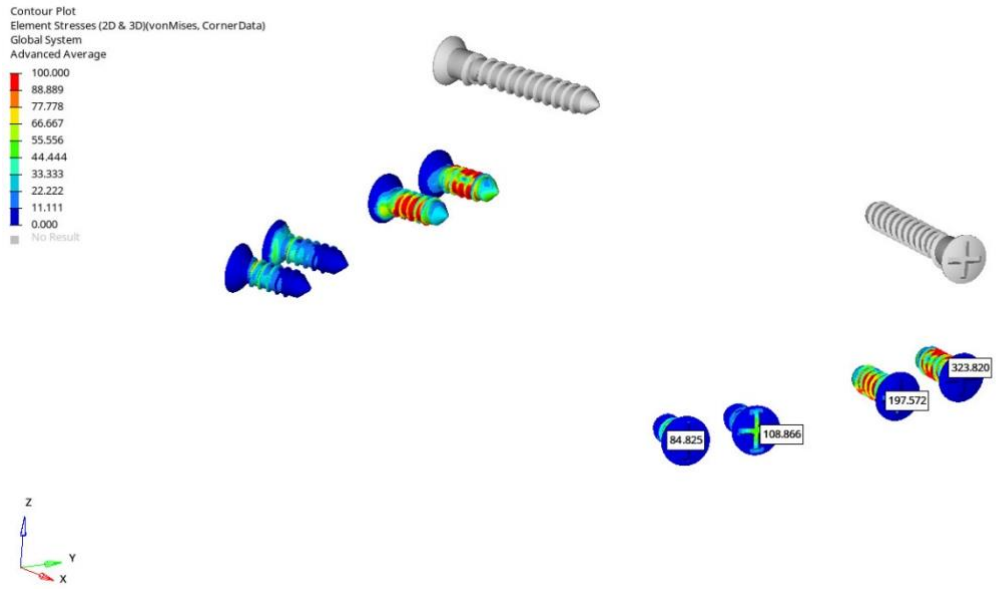
4.1.3.2. Plak-Vida Bulguları

Plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan von Mises gerilme dağılımı incelendiğinde, gerilmenin özellikle vida delikleri arasındaki bağlantı bölgelerinde yoğunlaştığı görülmektedir. En yüksek von Mises gerilme değeri 299.689 MPa olarak tespit edilmiş olup, bu değer bağlantı kısmında meydana gelmiştir. Bu bulgular, mekanik zorlanmanın plak üzerindeki belirli bölgelerde yoğunlaştığını ve bu alanların yapısal olarak kritik olduğunu göstermektedir. Plaktaki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.20'de gösterilmiştir.

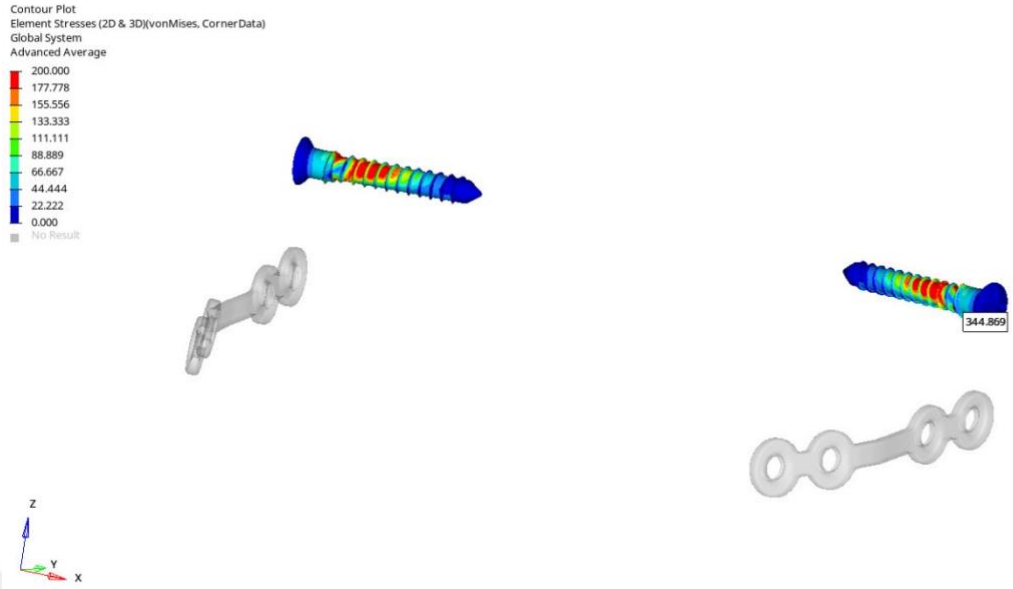


Şekil 4.20. Dört delikli düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu oluşan von Mises gerilme dağılımı

Fiksasyon sisteminde kullanılan bikortikal ve monokortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek gerilme değerlerinin vidaların plakla temas eden baş kısmı ile ilk birkaç vida dişi çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Monokortikal vidalarda maksimum von Mises gerilme değeri 323.820 MPa olarak ölçülmüşken, bikortikal vidalarda bu değer 344.869 MPa'ya ulaşmıştır. Bikortikal vida ve monokortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.21 ve 4.22'de gösterilmiştir.



Şekil 4.21. 4 delikli düz plak ve bikortikal ile yapılan fiksasyonda monokortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri



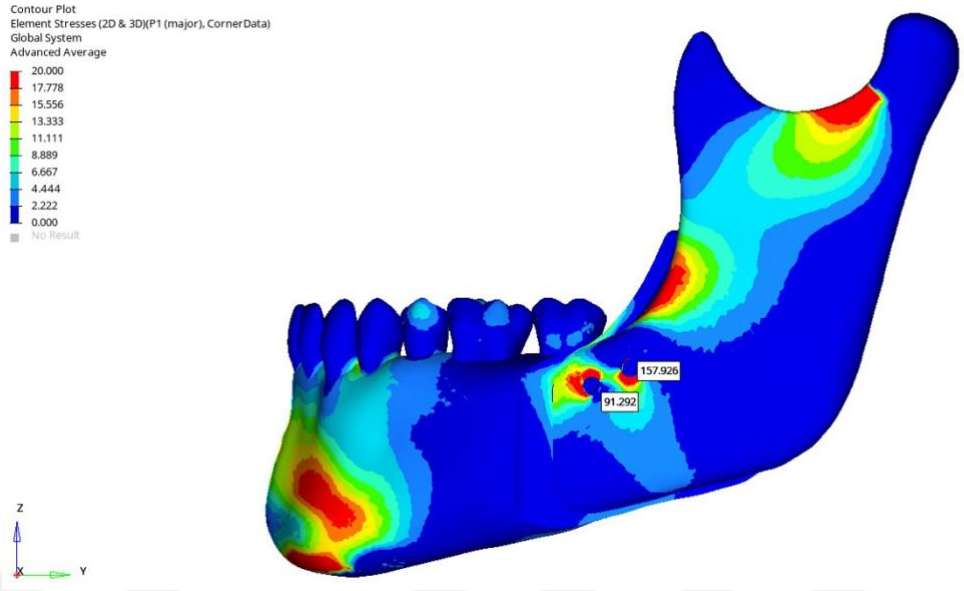
Şekil 4.22. 4 delikli düz plak ve bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidadaki von Mises gerilme değerleri

4.1.4. Model 4

4.1.4.1. Kemik Bulguları

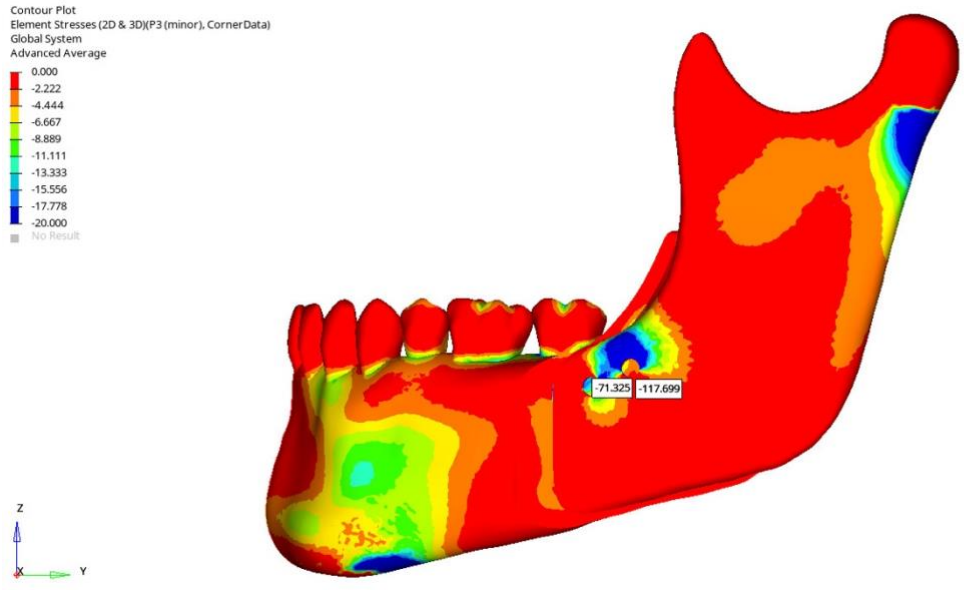
Kortikal Kemik

İki adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 157.926 MPa ile posterior bölgede yer alan vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Anteriorda bulunan bikortikal vida çevresinde ise 91.292 MPa değerinde stres oluştuğu belirlenmiştir. Bu bulgular, bikortikal vida uygulamasının lokal gerilme birikimine neden olabileceğini göstermektedir. Kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri Şekil 4.23'te gösterilmiştir.



Şekil 4.23. İki bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

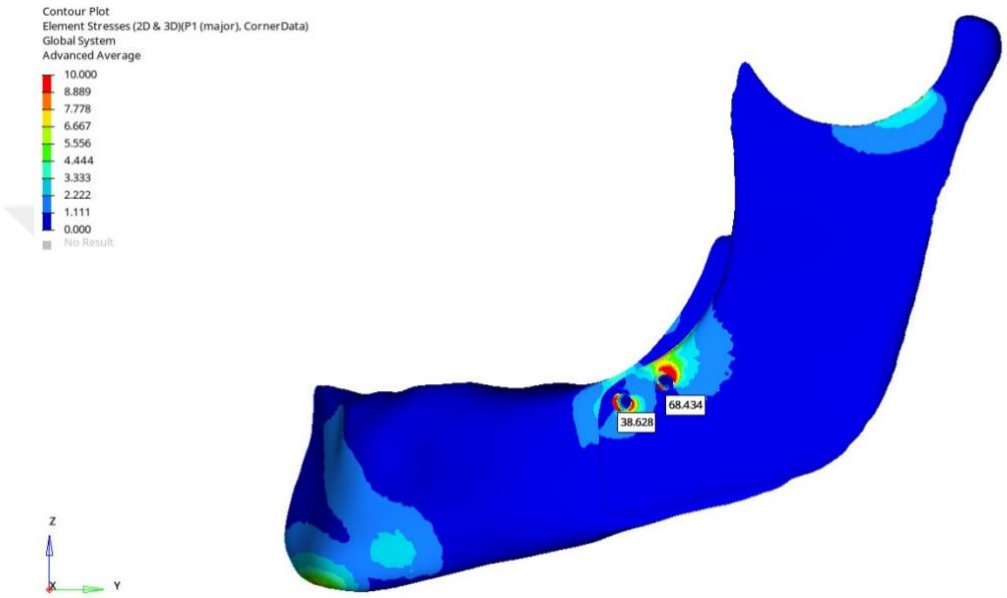
İki adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı incelendiğinde, en yüksek basınç gerilmesinin −117.699 MPa ile posterior vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Anteriorda bulunan bikortikal vida çevresinde ise −71.325 MPa'lık bir Pmin değeri tespit edilmiştir. Kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri Şekil 4.24'te gösterilmiştir.



Şekil 4.24. İki bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

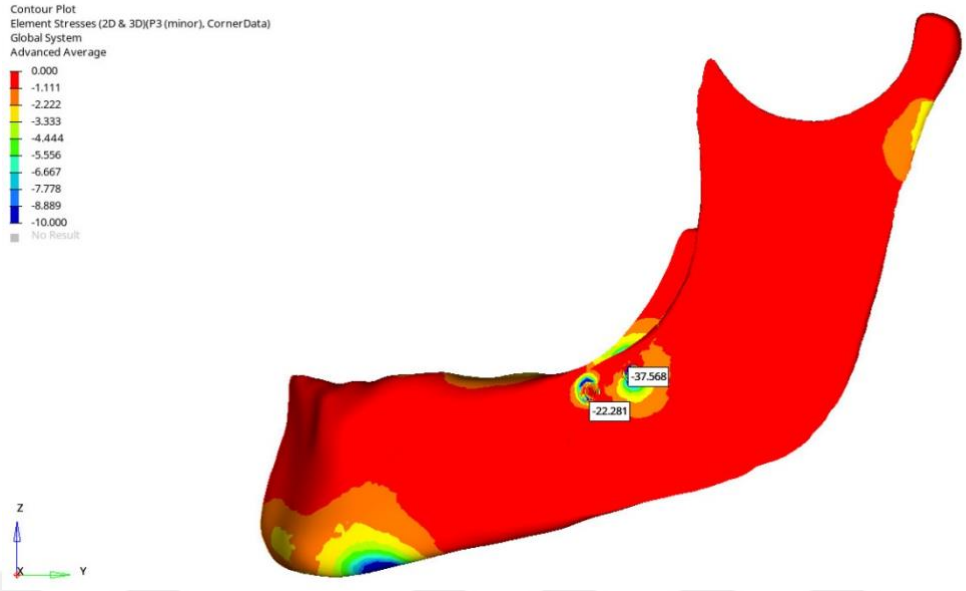
Trabeküler Kemik

İki adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 68.434 MPa ile posterior bölgede yer alan vida çevresinde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Diğer vida çevresinde ise Pmax değeri 38.628 MPa olarak belirlenmiştir. Trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımları Şekil 4.25'te gösterilmiştir.



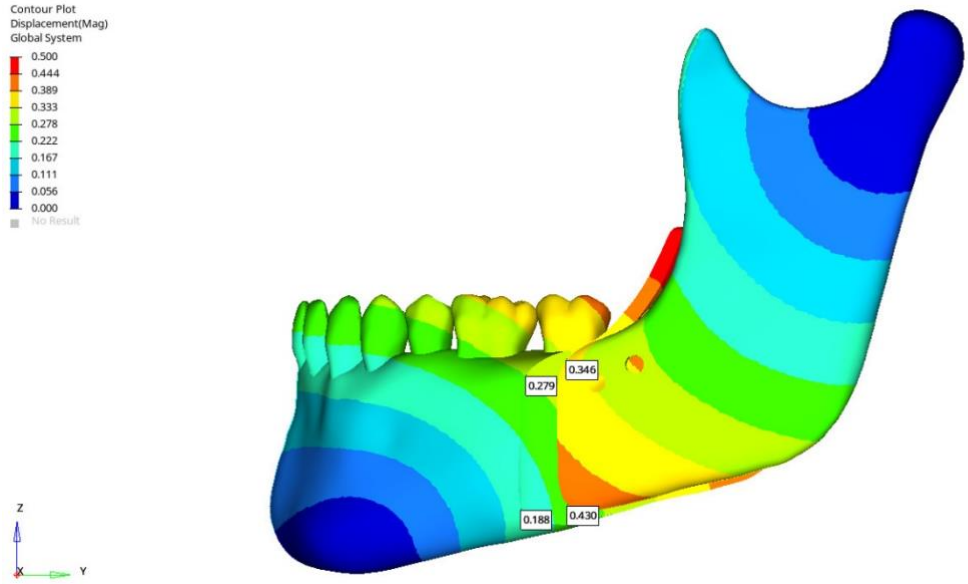
Şekil 4.25. İki bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri

İki adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı incelendiğinde, en yüksek basma gerilmesinin −37.568 MPa ile posterior bölgede yer alan vida çevresinde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Anteriordaki bikortikal vida çevresinde ise −22.281 MPa'lık bir stres yoğunluğu tespit edilmiştir. Trabeküler kemikte oluşan minimum principal stres dağılımları Şekil 4.26'da gösterilmiştir.



Şekil 4.26. İki bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri

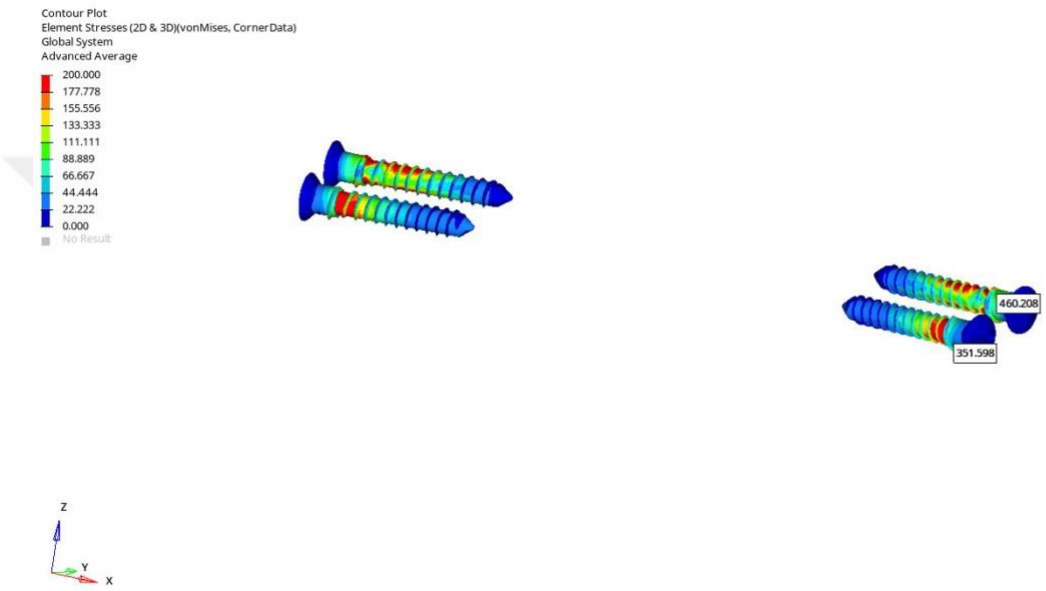
İki bikortikal vida kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.188 mm, posteriorda 0.430 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.279 mm, posteriorda 0.346 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.27'de gösterilmiştir.



Şekil 4.27. İki bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

4.1.4.2. Plak-Vida Bulguları

Fiksasyon sisteminde kullanılan bikortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek gerilme değerlerinin vidaların plakla temas eden baş kısmı ile ilk birkaç vida dişi çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bikortikal vidalardan posteriorda olanda 460.208 MPa değer ölçülürken anteriorda bulununda ise 351.598 MPa'lık bir stres yoğunluğu ölçülmüştür. Bikortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.28'de gösterilmiştir.



Şekil 4.28. İki bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri

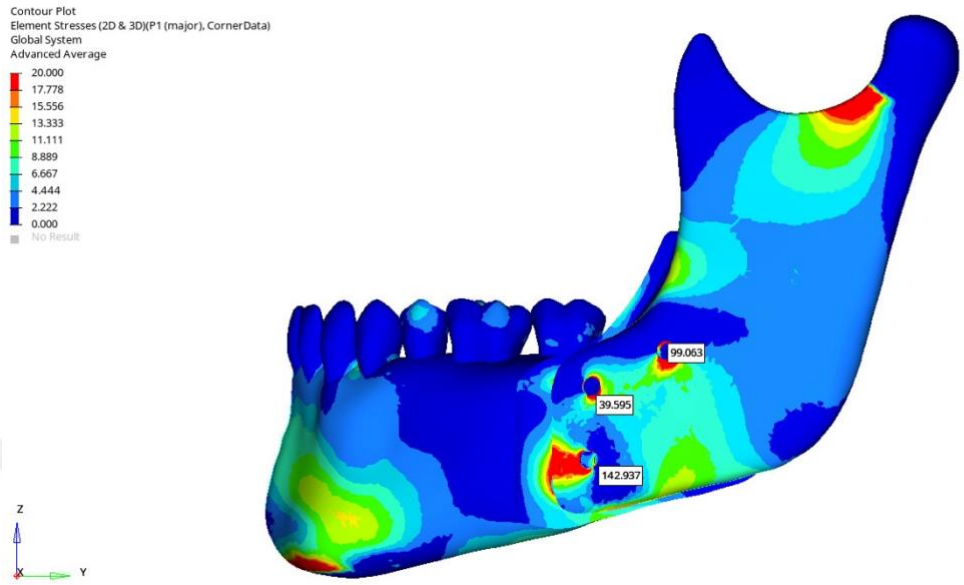
4.1.5. Model 5

4.1.5.1. Kemik Bulguları

Kortikal Kemik

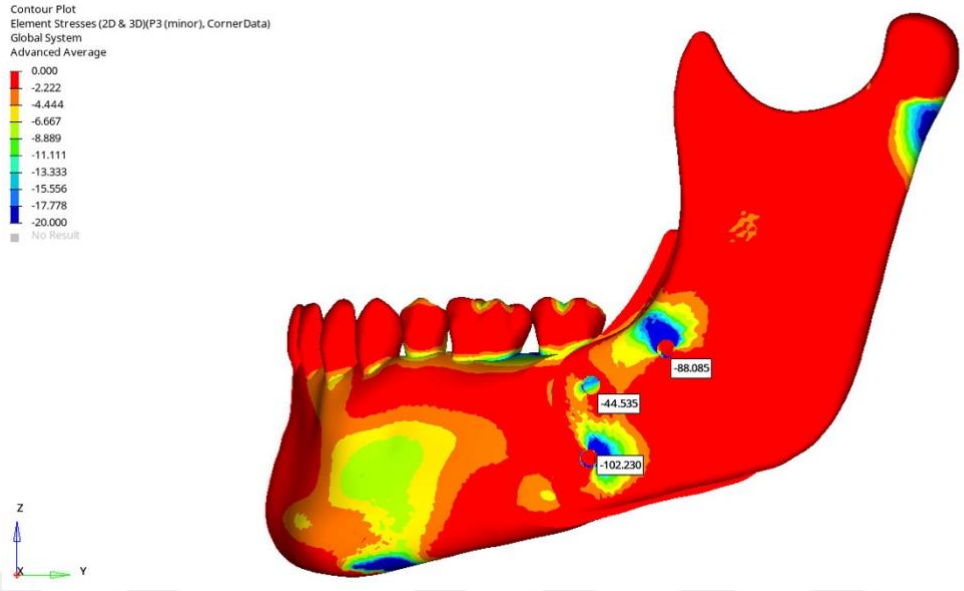
Üç adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 142.937 MPa ile basise yakın yer alan vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Superiorda bulununan iki vida çevresinde ise anteriordan posteriora sırasıyla 39.595 MPa ve 99.063 MPa değerlerinde stres oluştuğu belirlenmiştir. Bu bulgular, bikortikal vida uygulamasının özellikle posterior bölgede belirgin

lokal gerilme birikimine neden olabileceğini göstermektedir. Kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri Şekil 4.29'da gösterilmiştir.



Şekil 4.29. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

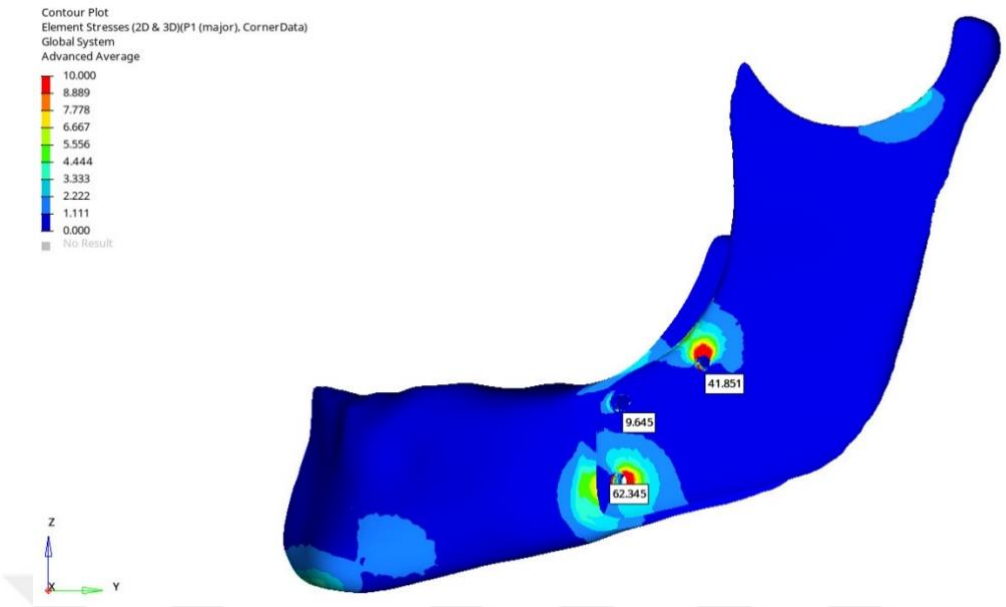
Üç adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı incelendiğinde, en yüksek basma gerilmesinin −102.230 MPa ile basise yakın bölgede yer alan vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Superiorda bulunan iki vida çevresinde anteriordan posteriora sırasıyla −44.535 MPa ve −88.085 MPa değerlerinde basma stresleri tespit edilmiştir. Bu bulgular, trabeküler kemikte de bikortikal vida çevresinde belirgin stres birikimlerinin oluştuğunu göstermektedir. Kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımları Şekil 4.30'da gösterilmiştir.



Şekil 4.30. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

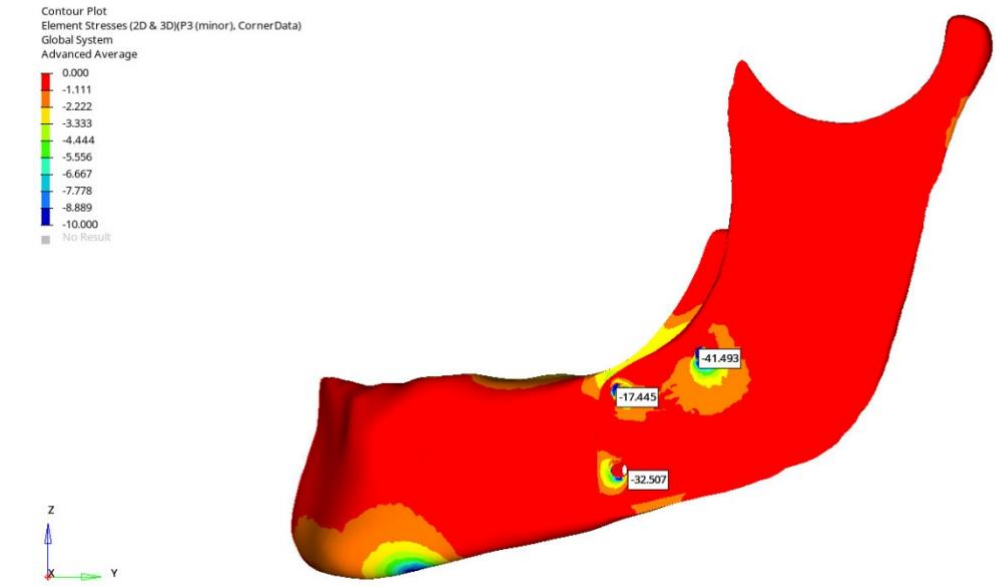
Trabeküler Kemik

Üç adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 62.345 MPa basise yakın bölgede yer alan vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Superiorda bulunan iki vida çevresinde ise anteriordan posteriora sırasıyla 9.645 MPa ve 41.851 MPa değerlerinde stres oluştuğu belirlenmiştir. Trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri Şekil 4.31'da gösterilmiştir.



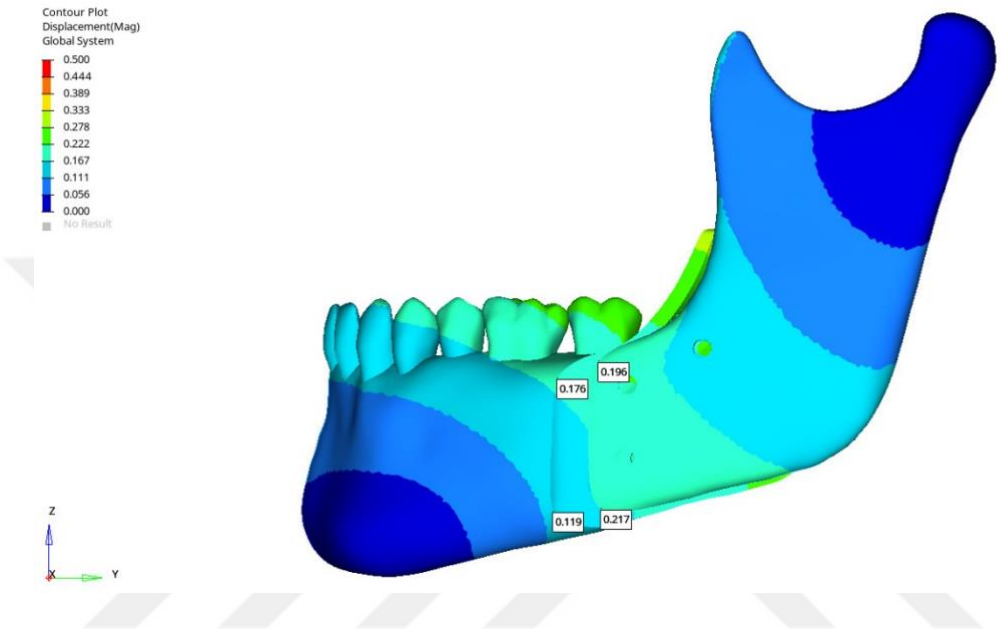
Şekil 4.31. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri

Üç adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmin değerleri incelendiğinde, en yüksek basma gerilmesinin −41.493 MPa ile superior posterior bölgede yer alan vida çevresinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer iki vida çevresinde ise sırasıyla superiorda −17.445 MPa, inferiorda −32.507 MPa değerlerinde stres oluştuğu belirlenmiştir. Trabeküler kemikte oluşan minimum principal stres değerleri Şekil 4.32'de gösterilmiştir.



Şekil 4.32. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri

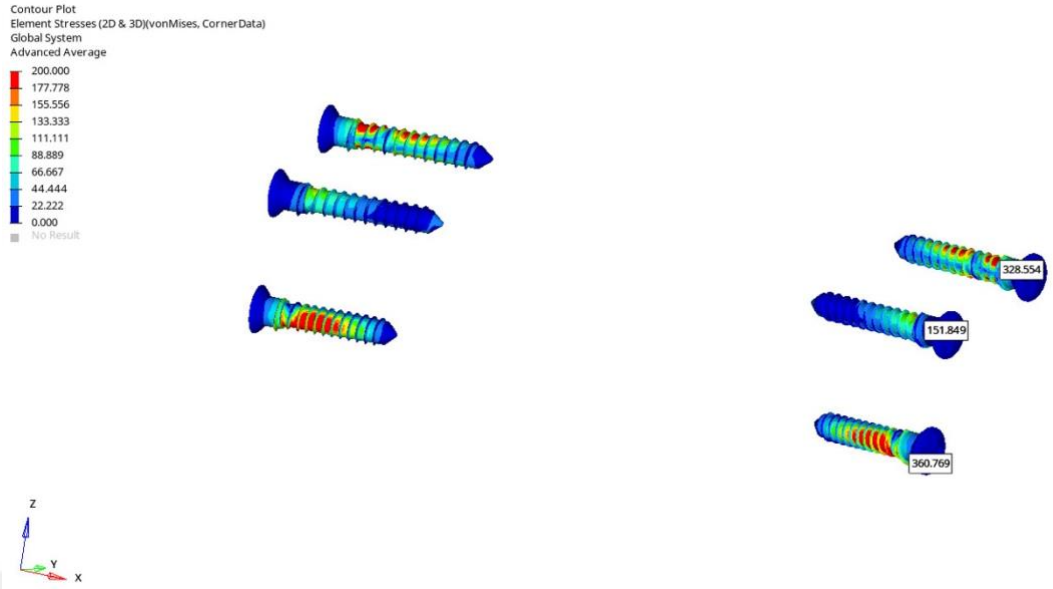
Üç bikortikal vida kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.119 mm, posteriorda 0.217 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.176 mm, posteriorda 0.196 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.33'de gösterilmiştir.



Şekil 4.33. Üç bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

4.1.5.2. Plak-Vida Bulguları

Fiksasyon sisteminde kullanılan bikortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek gerilme değerlerinin vidaların plakla temas eden baş kısmı ile ilk birkaç vida dişi çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Ölçümlere göre, en yüksek von Mises gerilmesi 360.769 MPa ile basise yakın bölgedeki vidada tespit edilmiştir. Superiorda bulunan vidalerda ise anteriordan posteriora doğru 151.849 MPa ve 328.554 MPa değerleri izlemiştir. Bikortikal vidalara ait von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.34'te sunulmuştur.



Şekil 4.34. Üç bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri

Bruksizmli kuvvetler altında modeller arası karşılaştırmalı analizde, kortikal kemikte oluşan Pmax–Pmin açısından en düşük stres değerleriyle en güvenilir fiksasyonun Model 2 olduğu görülmektedir. Bu modeli sırasıyla Model 1, Model 3, Model 5 ve en yüksek stres yoğunluğunun gözlendiği Model 4 takip etmektedir. Trabeküler kemikteki Pmax ve Pmin değerleri incelendiğinde de benzer şekilde Model 2 en dengeli stres dağılımını sunmuş, ardından Model 1, Model 3, Model 4 ve Model 5 sıralanmıştır. Yer değiştirme değerleri açısından değerlendirme yapıldığında, en az yer değiştirme değerleri Model 5'te izlenmiş olup bunu sırasıyla Model 4, Model 3, Model 2 ve Model 1 takip etmiştir. Plak ve vidalarda oluşan von Mises stres birikimi açısından en düşük değerlerin Model 2'de gözlenmesi, çift plak sisteminin hem kemik hem de implant bileşenleri açısından mekanik yükü daha homojen dağıttığını göstermektedir. Bu açıdan değerlendirme sırası Model 2 > Model 1 > Model 3 > Model 4 > Model 5 şeklindedir. Farklı parametrelerde modellerin kıyaslanması Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Bruksizmle kuvvetler altında farklı fiksasyon modellerine göre kortikal/trabeküler stres, yer değiştirme ve implant stres yoğunluğu açısından karşılaştırmalı sıralama

Parametre	**1 (En iyi)**	**2**	**3**	**4**	**5 (En kötü)**
Kortikal Kemikte Pmax–Pmin	Model 2	Model 1	Model 3	Model 5	Model 4
Trabeküler Kemikte Pmax–Pmin	Model 2	Model 1	Model 3	Model 4	Model 5
Yer Değiştirme	Model 5	Model 4	Model 3	Model 2	Model 1
Vida/Plak Stres Birikimi (von Mises)	Model 2	Model 1	Model 3	Model 4	Model 5

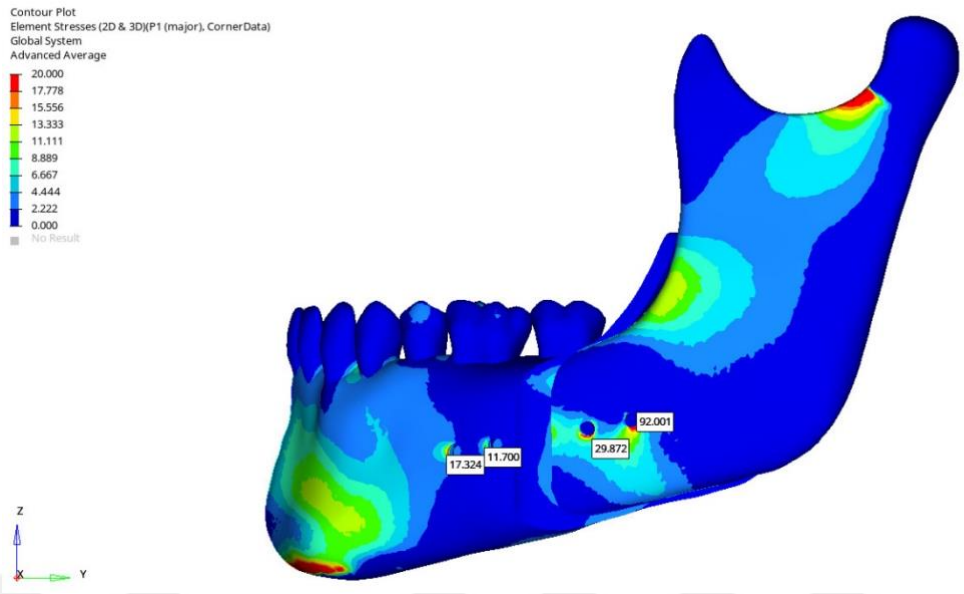
4.2. Botulinum Toksin Uygulaması Sonrası Kuvvet Altında

4.2.1. Model 1

4.2.1.1. Kemik Bulguları

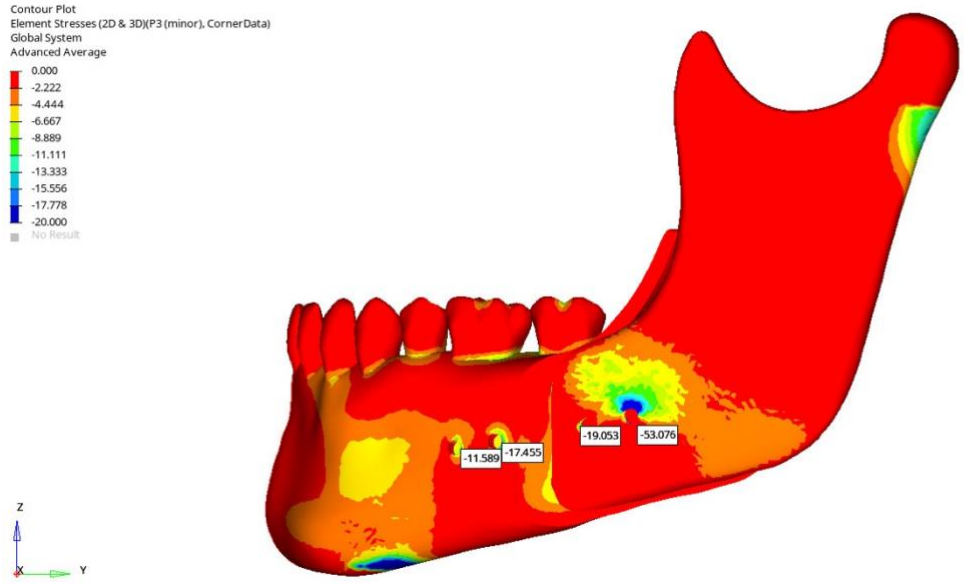
Kortikal Kemik

4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı incelendiğinde, en yüksek stresin 92.001 MPa ile en posterior bölgede yer alan vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Maksimum principal stres değerlerinin kortikal kemik üzerindeki bölgesel dağılımı Şekil 4.35'te gösterilmiştir.



Şekil 4.35. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı

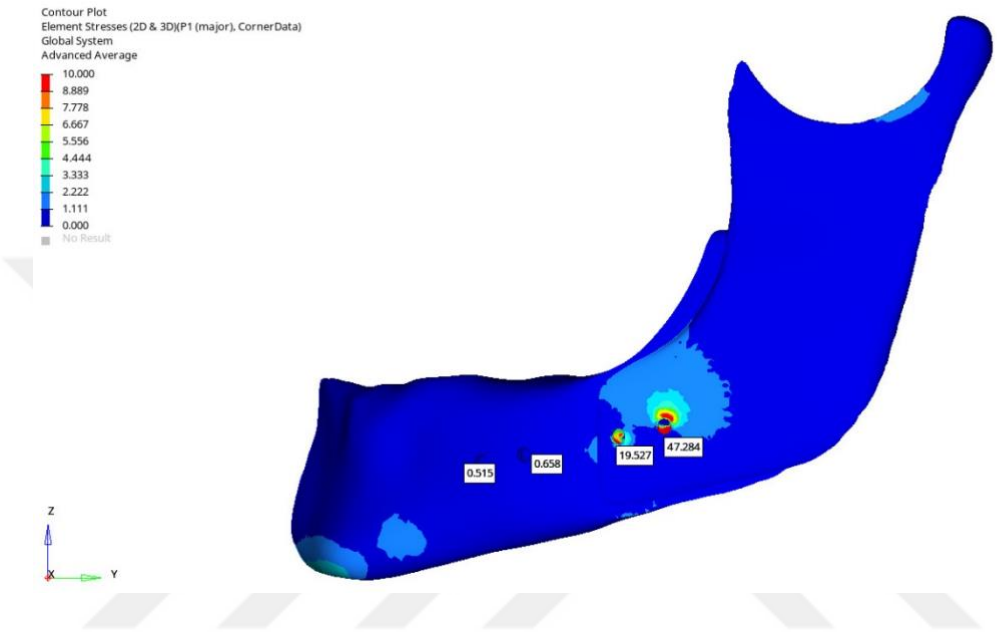
4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı incelendiğinde, en yüksek bası gerilmesinin -53.076 MPa ile en posterior bölgede yer alan vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Minimum principal stres değerlerinin kortikal kemik üzerindeki bölgesel dağılımı Şekil 4.36'da sunulmuştur.



Şekil 4.36. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı

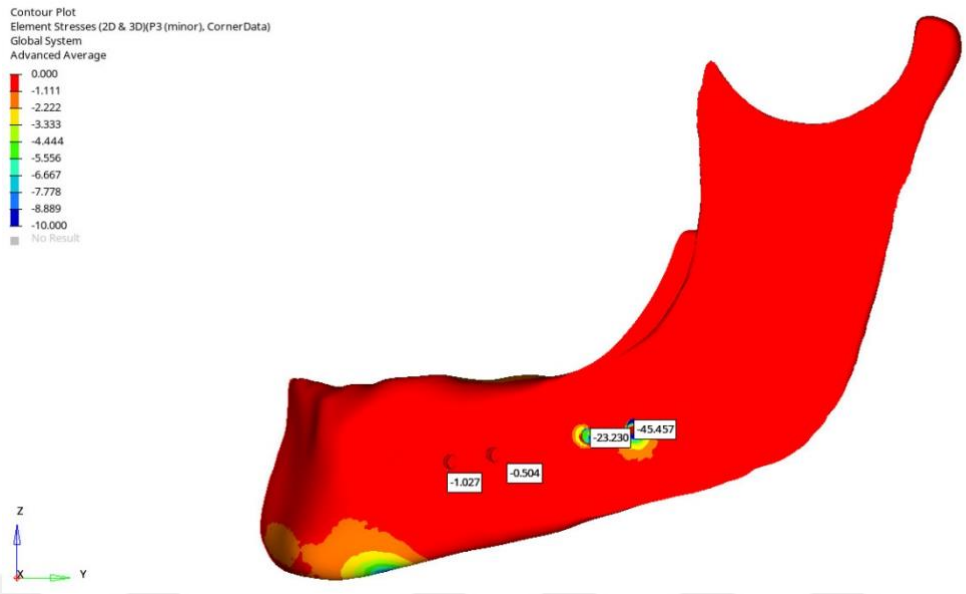
Trabeküler Kemik

4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı incelendiğinde, en yüksek stresin 47.284 MPa ile en posterior bölgede yer alan vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Trabeküler kemikteki maksimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.37'de sunulmuştur.



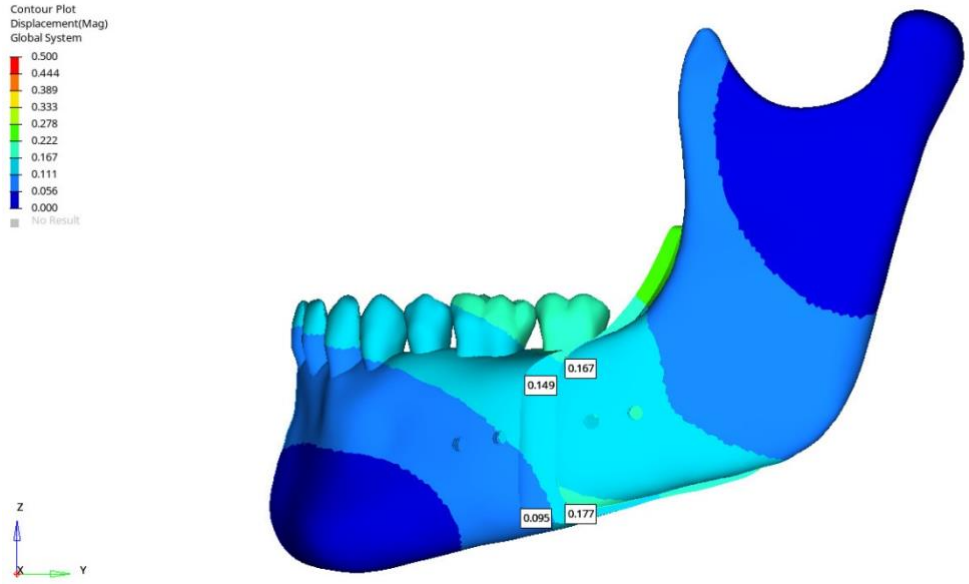
Şekil 4.37. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı

4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı incelendiğinde, en yüksek bası gerilmesinin -45.457 MPa ile en posterior bölgede yer alan vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Minimum principal stres değerlerinin trabeküler kemik üzerindeki bölgesel dağılımı Şekil 4.38'de sunulmuştur.



Şekil 4.38. 4 delikli düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı

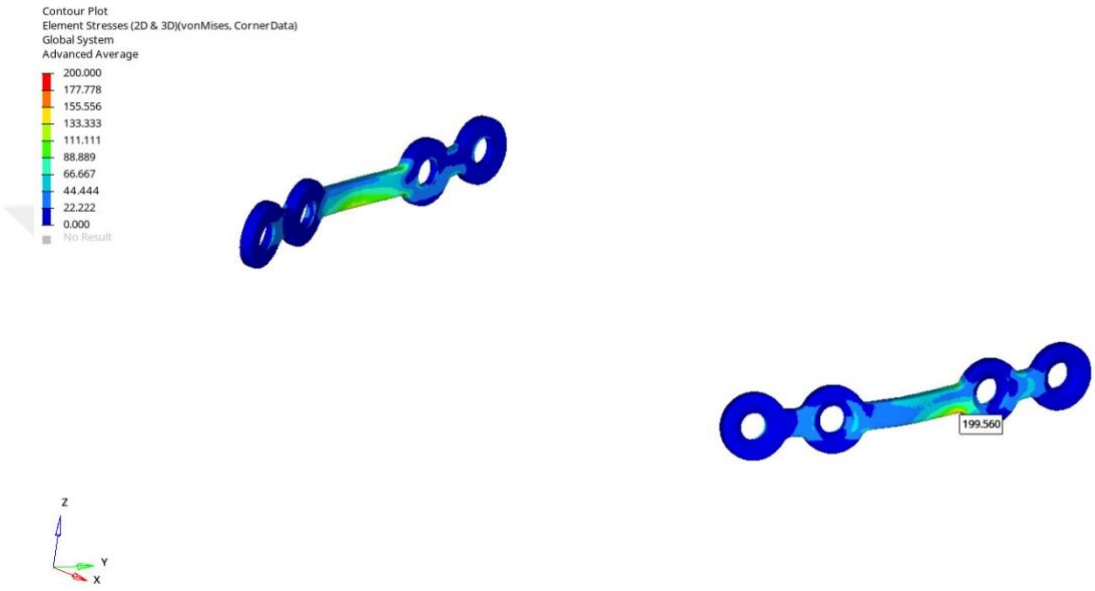
Dört delikli düz plak kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.095 mm, posteriorda 0.177 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.149 mm, posteriorda 0.167 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.39'de gösterilmiştir.



Şekil 4.39. Dört delikli plak ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

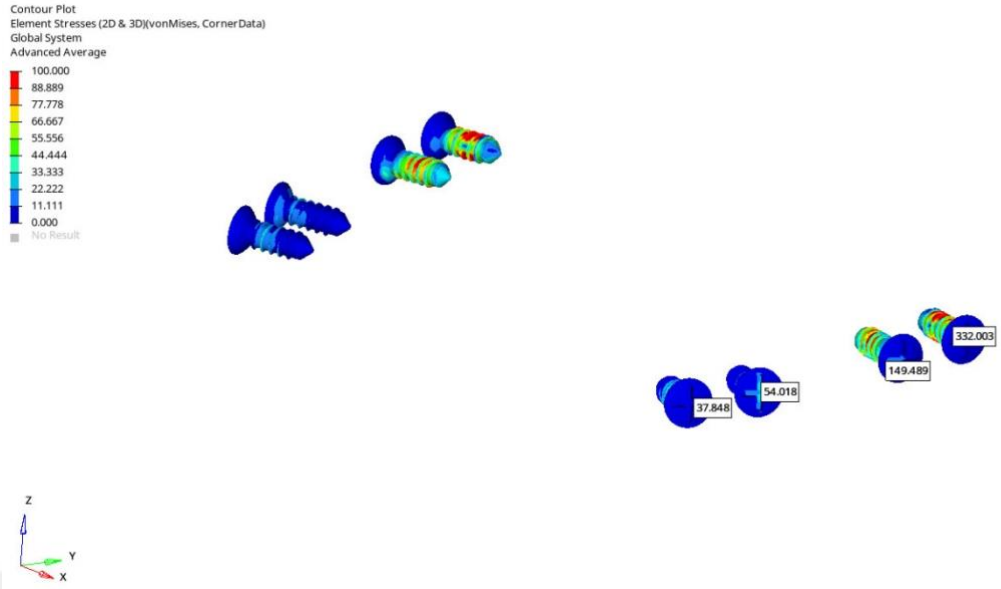
4.2.1.2. Plak-Vide Bulguları

Plak üzerinde uygulanan kuvvetler sonucunda farklı bölgelerde oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek von Mises gerilme değeri 199.560 MPa olarak posterior tarafta, vida deliğine komşu bağlantı bölgesinde tespit edilmiştir. Bu bulgular, yük aktarımının özellikle bağlantı bölgelerinde yoğunlaştığını ve bu alanların tasarım açısından kritik olduğunu göstermektedir. Plaktaki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.40'ta sunulmuştur.



Şekil 4.40. Dört delikli düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu plakta oluşan von Mises gerilme dağılımı

Dört delikli düz plak sisteminde kullanılan monokortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımı incelendiğinde, vidalar üzerinde farklı seviyelerde mekanik zorlanmalar meydana geldiği görülmüştür. En yüksek von Mises gerilme değeri, 332.003 MPa ile en posterior konumdaki monokortikal vida üzerinde tespit edilmiş olup, bu gerilme vida gövdesinde yoğunlaşmıştır. Monokortikal vidalardaki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.41'de sunulmuştur.



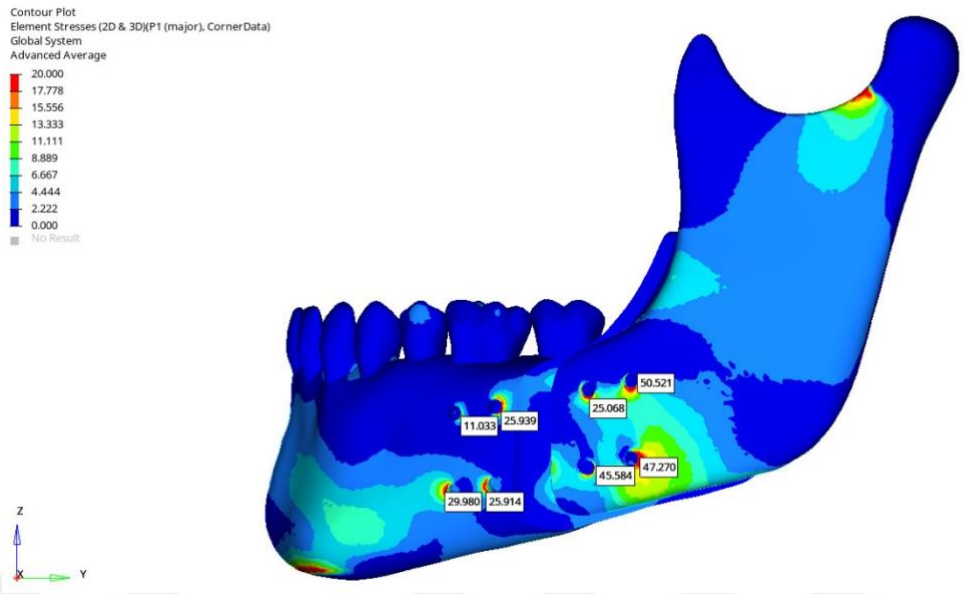
Şekil 4.41. Dört delikli düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu monokortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

4.2.2. Model 2

4.2.2.1. Kemik Bulguları

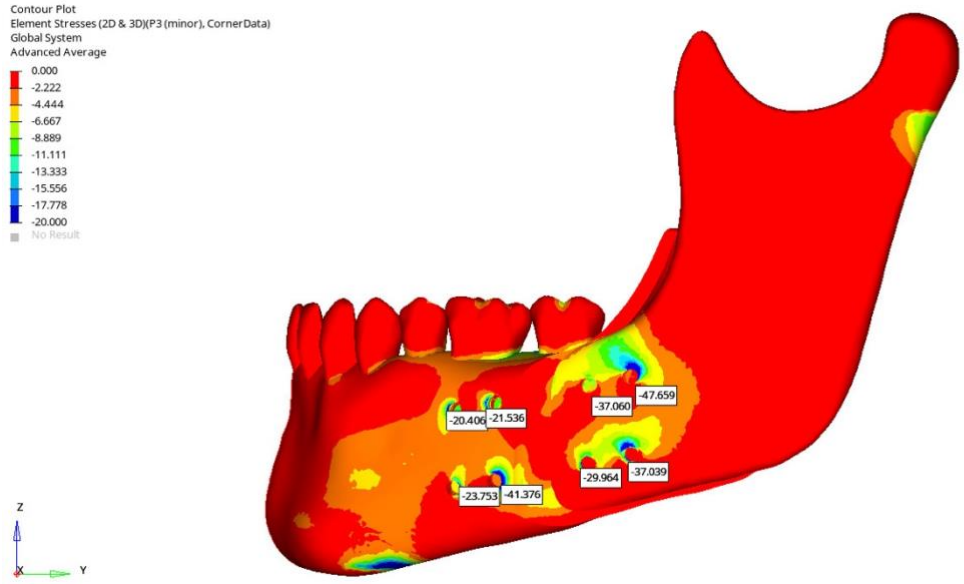
Kortikal Kemik

Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı incelendiğinde, en yüksek stresin 50.521 MPa ile en posterior superior bölgede yer alan vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Kortikal kemikteki maksimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.42'de sunulmuştur.



Şekil 4.42. Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı

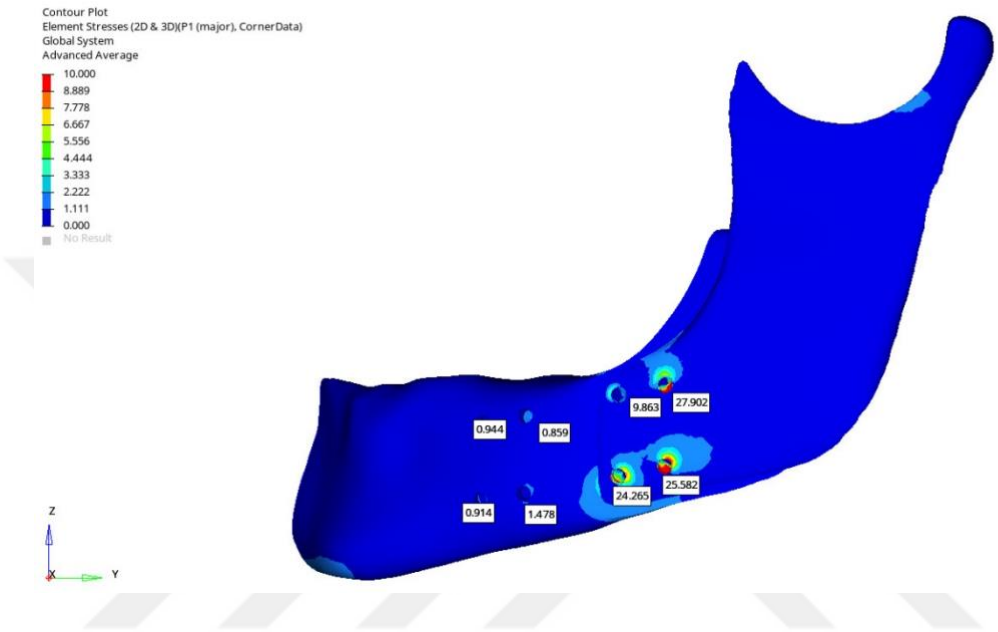
Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı incelendiğinde, en yüksek bası gerilmesinin -47.659 MPa ile posterior superior bölgede yer alan vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Kortikal kemikteki minimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.43'te sunulmuştur.



Şekil 4.43. Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı

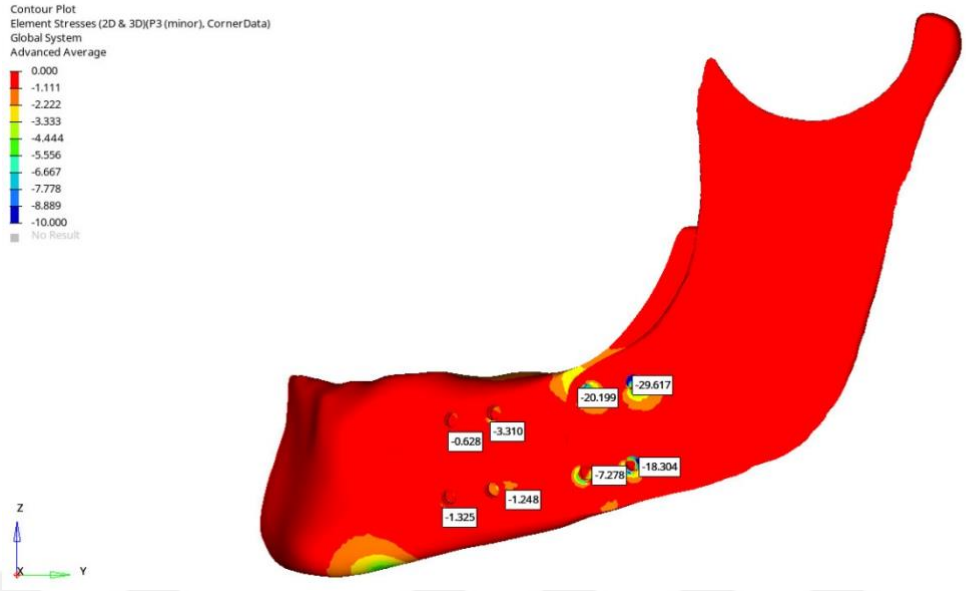
Trabeküler Kemik

Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı incelendiğinde, en yüksek stresin 27.902 MPa ile posterior superior bölgede yer alan vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Trabeküler kemikteki maksimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.44'te sunulmuştur.



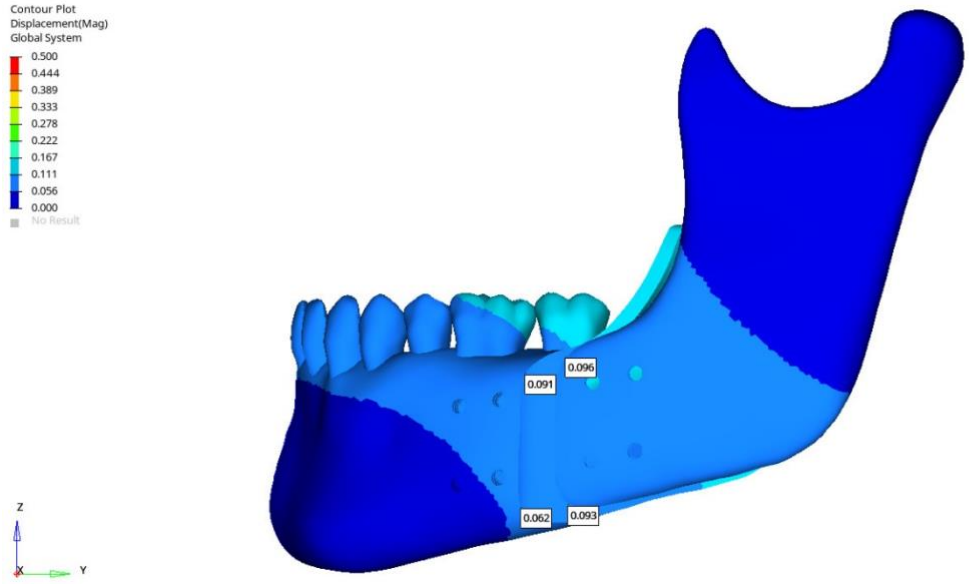
Şekil 4.44. Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı

Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı incelendiğinde, en yüksek bası gerilmesinin -29.617 MPa ile posterior superior bölgede yer alan vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Trabeküler kemikteki minimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.45'te sunulmuştur.



Şekil 4.45. Dört delikli iki adet düz plak ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı

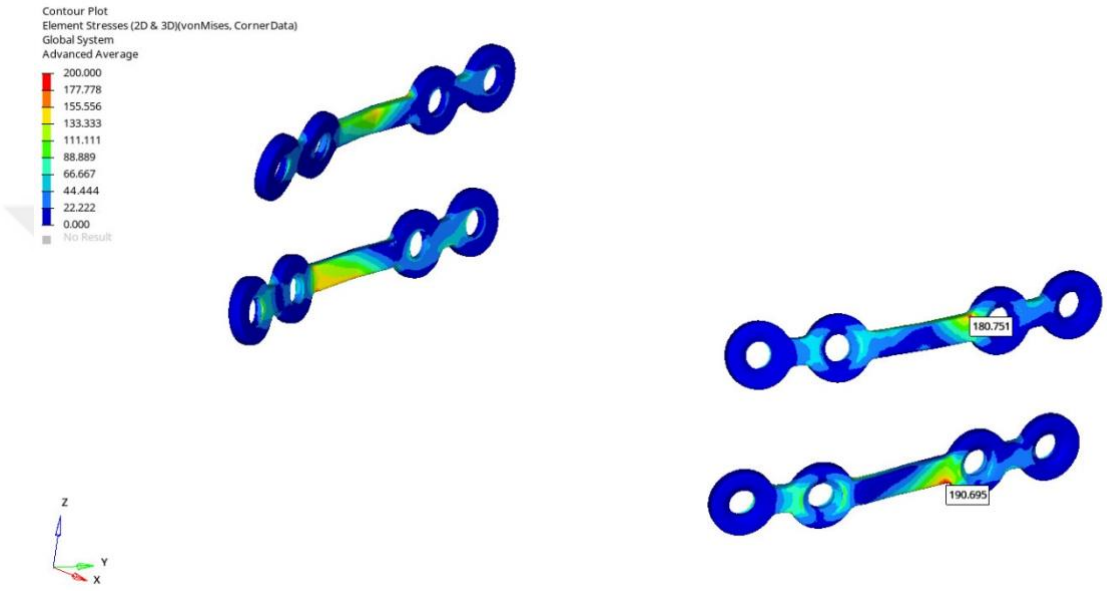
Dört delikli iki adet düz plak kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.062 mm, posteriorda 0.093 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.091 mm, posteriorda 0.096 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.46'da gösterilmiştir.



Şekil 4.46. Dört delikli iki adet plak ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

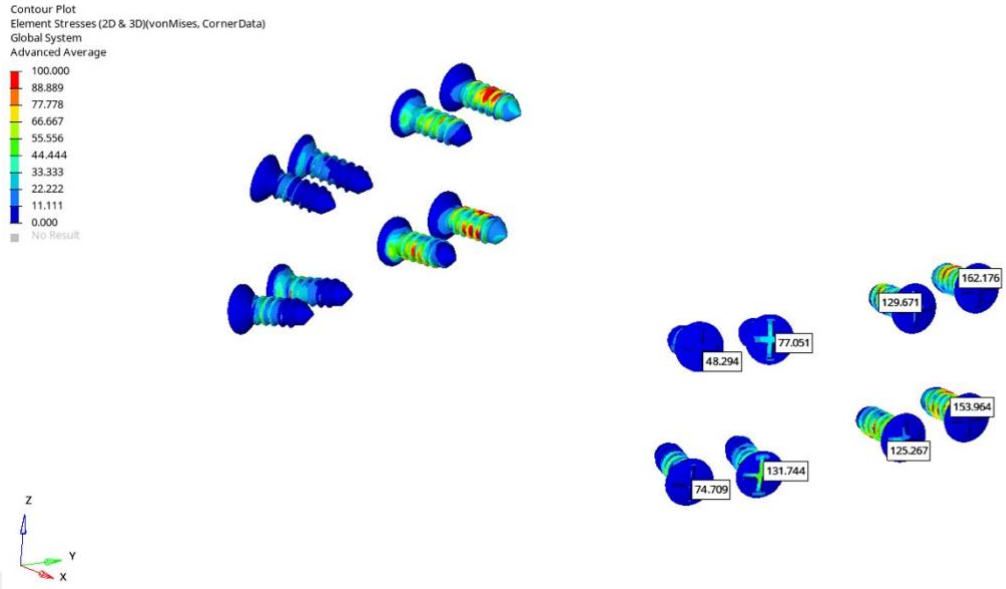
4.2.2.2. Plak-Vida Bulguları

Plaklar üzerinde uygulanan kuvvetler sonucunda farklı bölgelerde oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek von Mises gerilme değerinin 190.695 MPa ile inferiorda bulunan plağın posterior bölgesinde, vida deliğine komşu bağlantı bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Superiordaki plakta ise maksimum gerilme değeri 180.751 MPa olarak ölçülmüştür. Plaklardaki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.47'de sunulmuştur.



Şekil 4.47. Dört delikli iki adet düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu plaklarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

Dört delikli düz plak sisteminde kullanılan monokortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımı incelendiğinde, vidalar üzerinde farklı seviyelerde mekanik zorlanmalar meydana geldiği görülmüştür. En yüksek von Mises gerilme değeri, 162.176 MPa ile en posterior superior konumdaki monokortikal vida üzerinde tespit edilmiştir. Monokortikal vidalardaki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.48'de sunulmuştur.



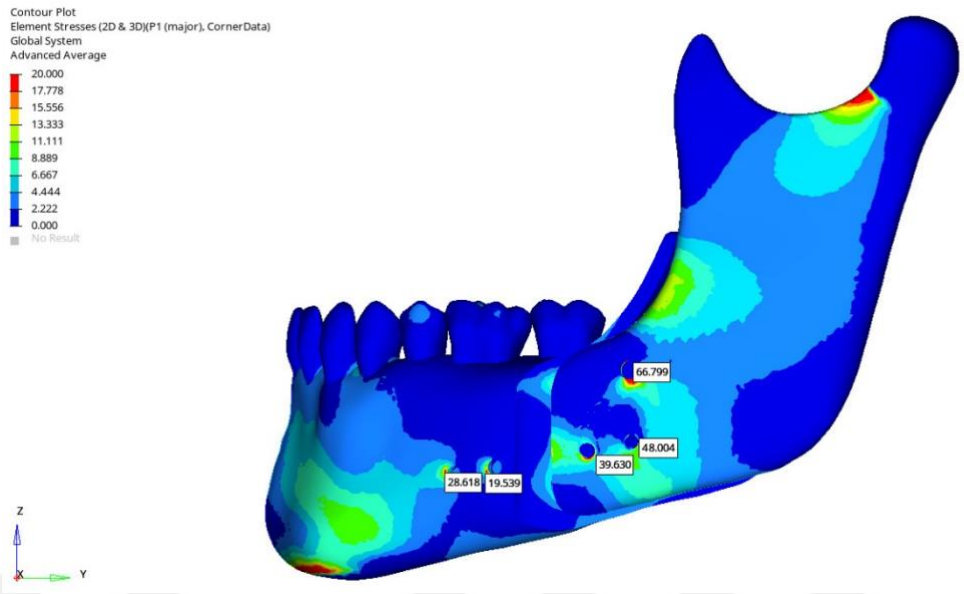
Şekil 4.48. Dört delikli iki adet düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu monokortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımı

4.2.3. Model 3

4.2.3.1. Kemik Bulguları

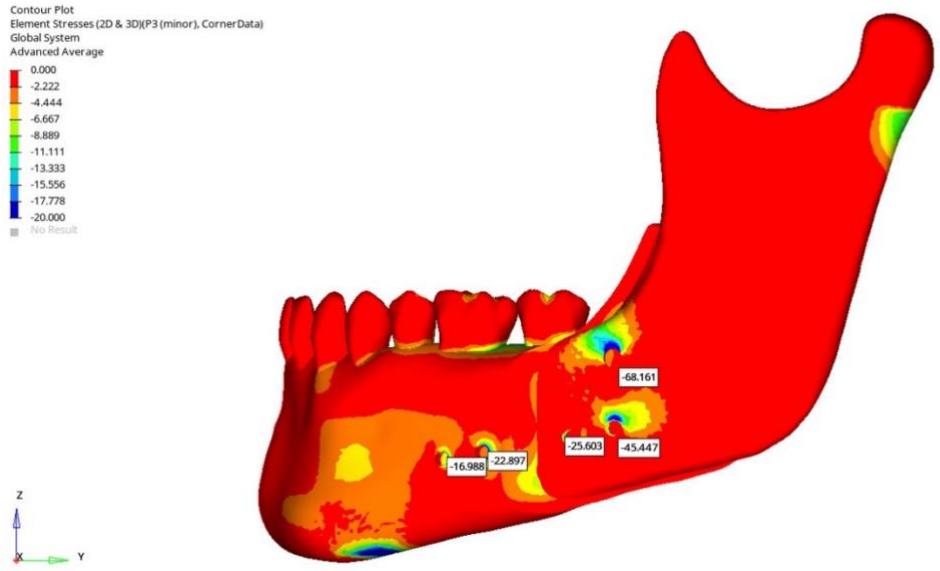
Kortikal Kemik

Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı incelendiğinde, en yüksek stresin 66.799 MPa ile bikortikal vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Monokortikal vidalarda ise en yüksek stres 48.004 MPa ile en posterior bölgedeki vidanın çevresinde görülmüştür. Kortikal kemikteki maksimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.49'da sunulmuştur.



Şekil 4.49. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı

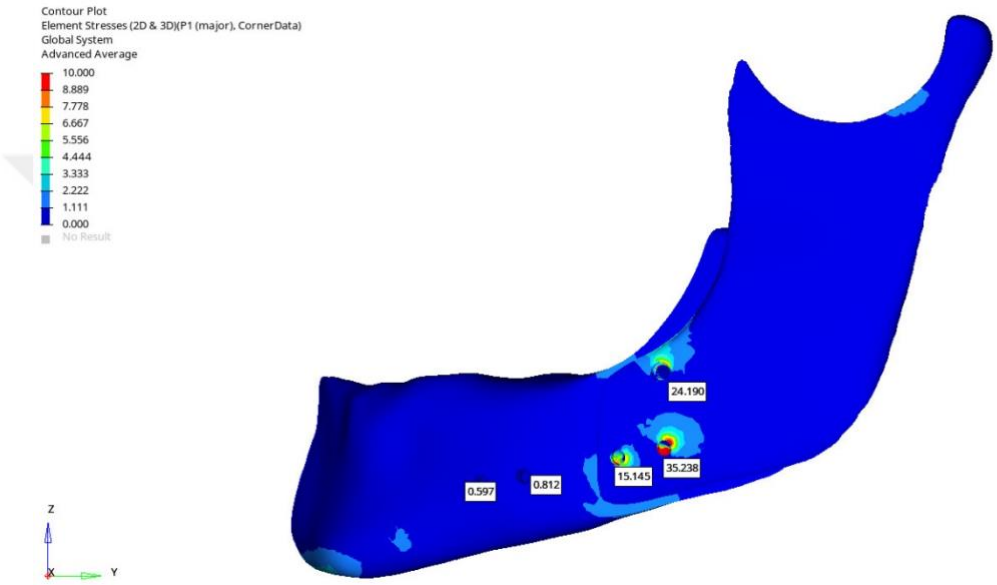
Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı incelendiğinde, en yüksek bası gerilmesinin -68.161 MPa ile bikortikal vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Monokortikal vidalarda ise en yüksek bası gerilmesi, -45.447 MPa ile en posterior bölgedeki vidanın çevresinde tespit edilmiştir. Kortikal kemikteki minimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.50'de sunulmuştur.



Şekil 4.50. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı

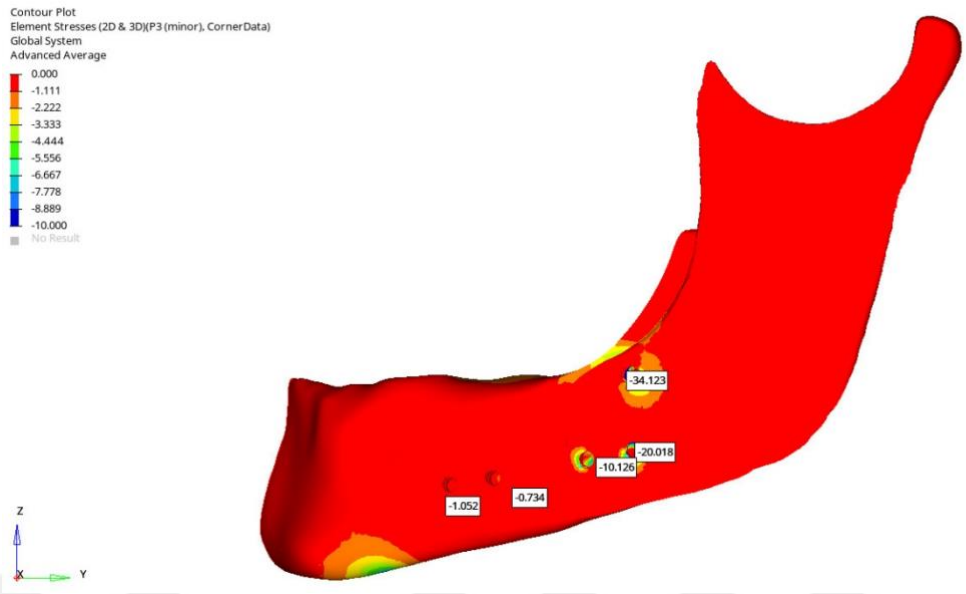
Trabeküler Kemik

Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı incelendiğinde, en yüksek stresin 35.238 MPa ile en posterior bölgede yer alan monokortikal vidanın çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Bikortikal vidanın çevresinde ise 24.190 MPa değerinde stres görülmüştür. Trabeküler kemikteki maksimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.51'de gösterilmiştir.



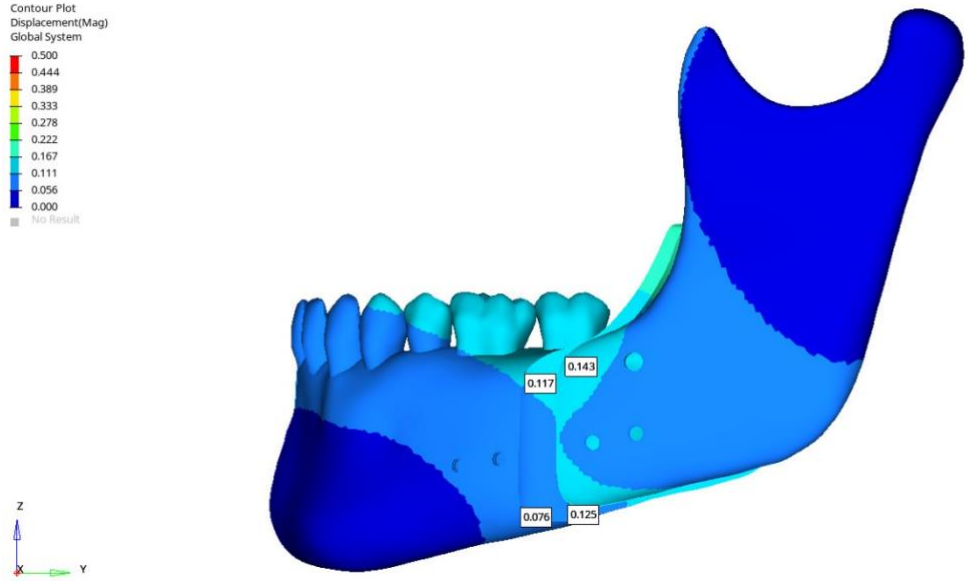
Şekil 4.51. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı

Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı incelendiğinde, en yüksek bası gerilmesinin -34.123 MPa ile bikortikal vidanın çevresinde yoğunlaştığı, sonrasında ise -20.018 MPa ile en posteriorda yer alan monokortikal vidanın çevresinde görülmektedir. Trabeküler kemikteki minimum principal stres değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.52'de gösterilmiştir.



Şekil 4.52. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı

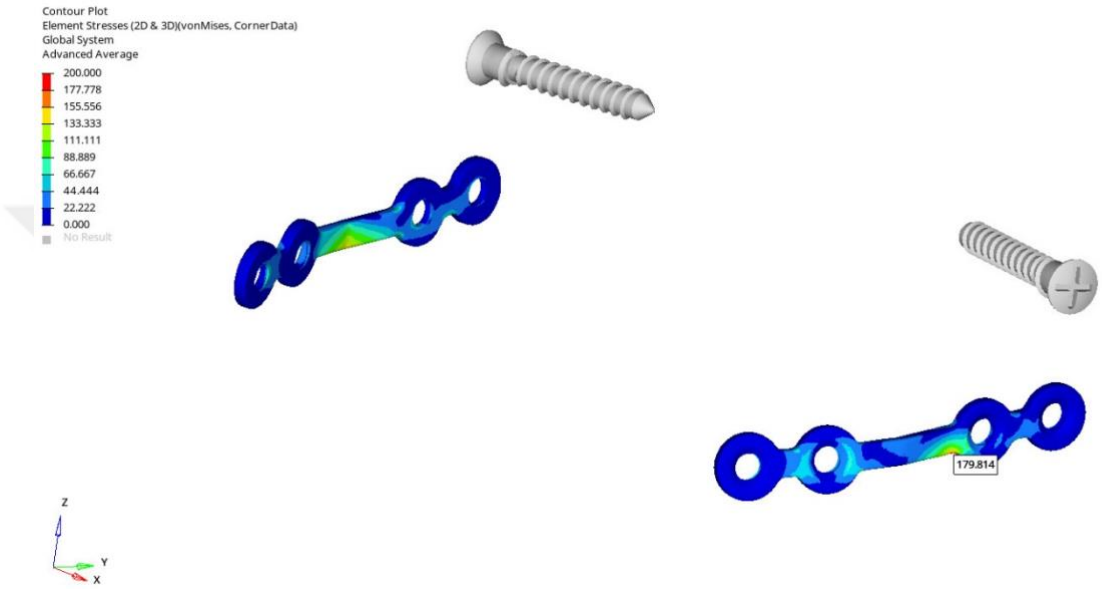
Dört delikli düz plak ve bikortikal vida kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.076 mm, posteriorda 0.125 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.117 mm, posteriorda 0.143 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.53'te gösterilmiştir.



Şekil 4.53. Dört delikli plak ve bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

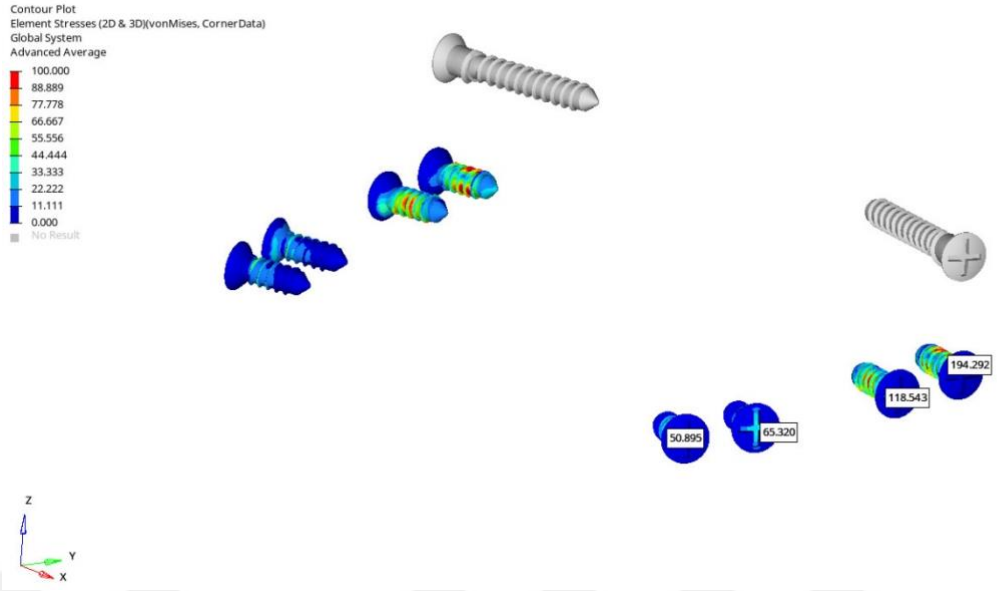
4.2.2.3. Plak-Vida Bulguları

Plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan von Mises gerilme dağılımı incelendiğinde, gerilmenin özellikle vida delikleri arasındaki bağlantı bölgelerinde yoğunlaştığı görülmektedir. Analiz sonucunda en yüksek von Mises gerilme değeri 179.814 MPa olarak ölçülmüş olup, bu değer posterior tarafta, vida deliğine komşu bağlantı bölgesinde meydana gelmiştir. Plaktaki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.54'te sunulmuştur.

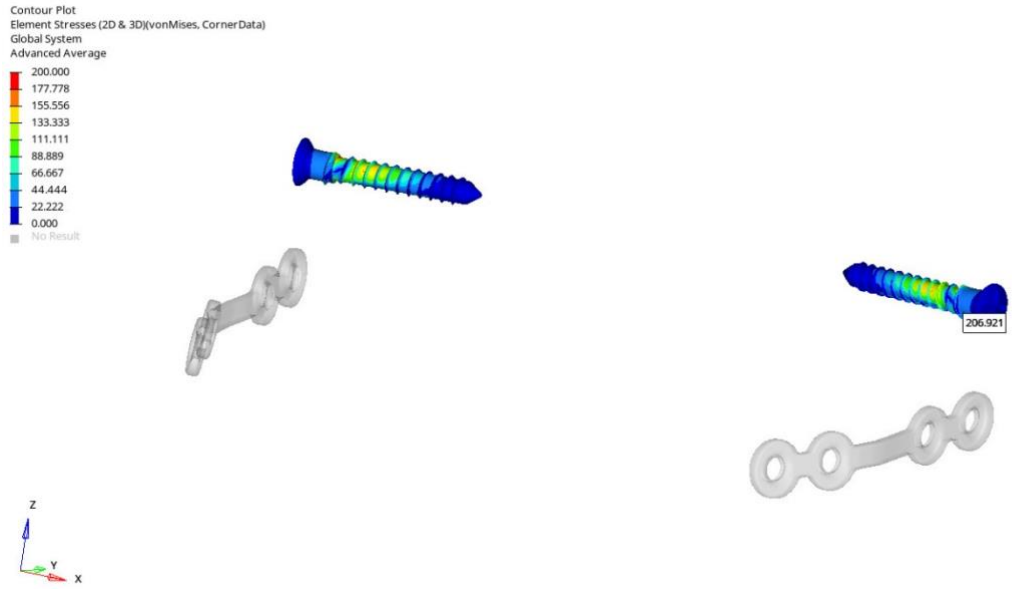


Şekil 4.54. Dört delikli düz plak üzerine uygulanan kuvvetler sonucu oluşan von Mises gerilme dağılımı

Fiksasyon sisteminde kullanılan bikortikal ve monokortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek gerilme değerlerinin bikortikal vida çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Monokortikal vidalarda maksimum von Mises gerilme değeri 194.292 MPa olarak ölçülmüşken, bikortikal vidada bu değer 206.921 MPa'ya ulaşmıştır. Bikortikal vida ve monokortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.55 ve 4.56'de gösterilmiştir.



Şekil 4.55. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyonda monokortikal vidalar çevresindeki von Mises gerilme dağılımı



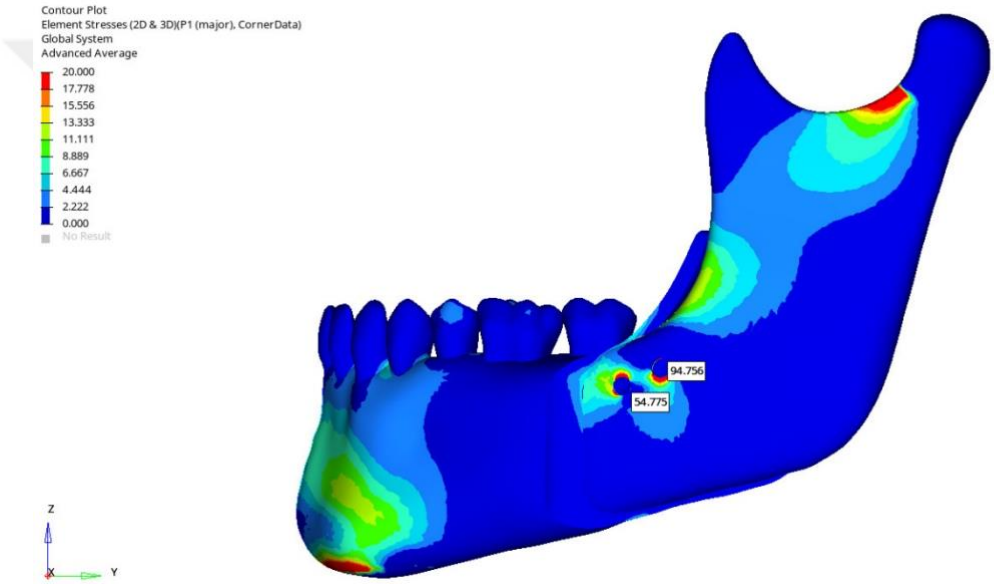
Şekil 4.56. Dört delikli düz plak ve bikortikal vida ile yapılan fiksasyonda bikortikal vida çevresindeki von Mises gerilme dağılımı

4.2.4. Model 4

4.2.4.1. Kemik Bulguları

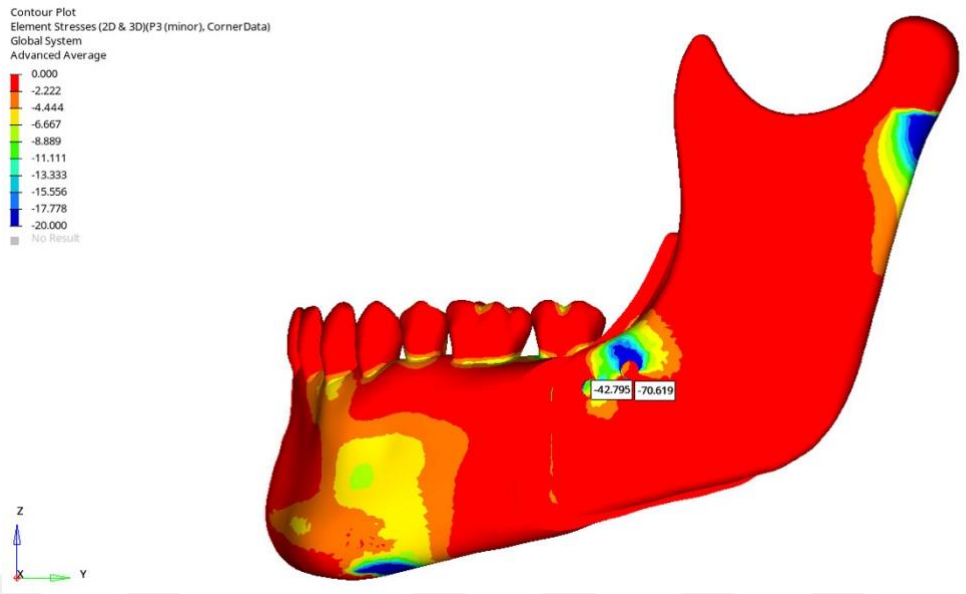
Kortikal Kemik

İki adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı incelendiğinde, en yüksek stresin 66.799 MPa ile posteriorda bulunan bikortikal vida çevresinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Anteriordaki bikortikal vida çevresinde ise 54.775 MPa'lık stres değeri ölçülmüştür. Kortikal kemikteki Pmax değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.57'de gösterilmiştir.



Şekil 4.57. İki bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmax dağılımı

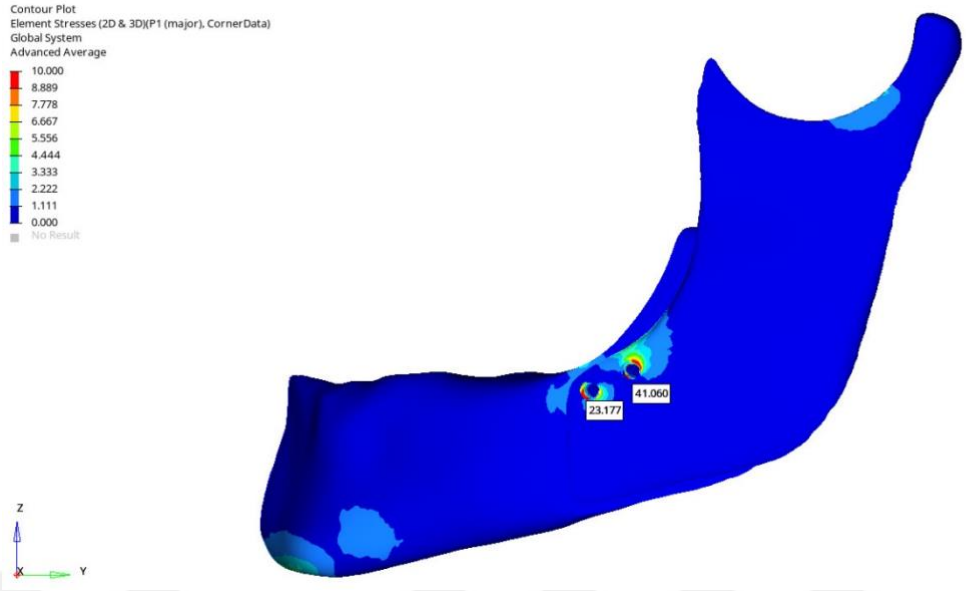
İki adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı incelendiğinde, en yüksek sıkışma stresinin -70.619 MPa ile posteriorda yer alan bikortikal vida çevresinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Anteriordaki bikortikal vida çevresinde ise -42.795 MPa değerinde stres izlenmiştir. Kortikal kemikteki Pmin değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.58'de sunulmuştur.



Şekil 4.58. İki bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula kortikal kemiğinde oluşan Pmin dağılımı

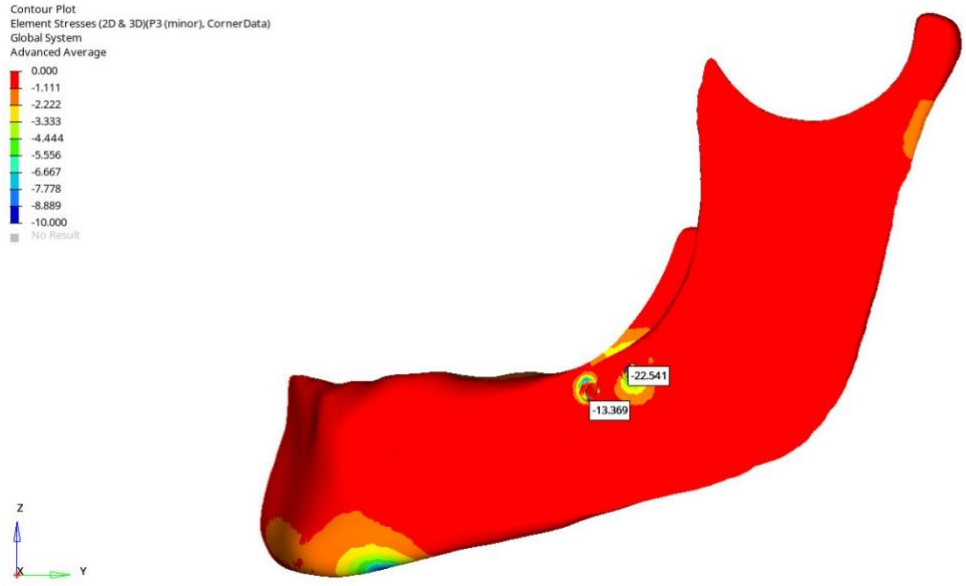
Trabeküler Kemik

İki adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı incelendiğinde, en yüksek çekme stresinin 41.060 MPa ile posteriorda yer alan bikortikal vida çevresinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Anteriordaki bikortikal vida çevresinde ise 23.177 MPa değerinde stres izlenmiştir. Trabeküler kemikteki Pmax değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.59'da sunulmuştur.



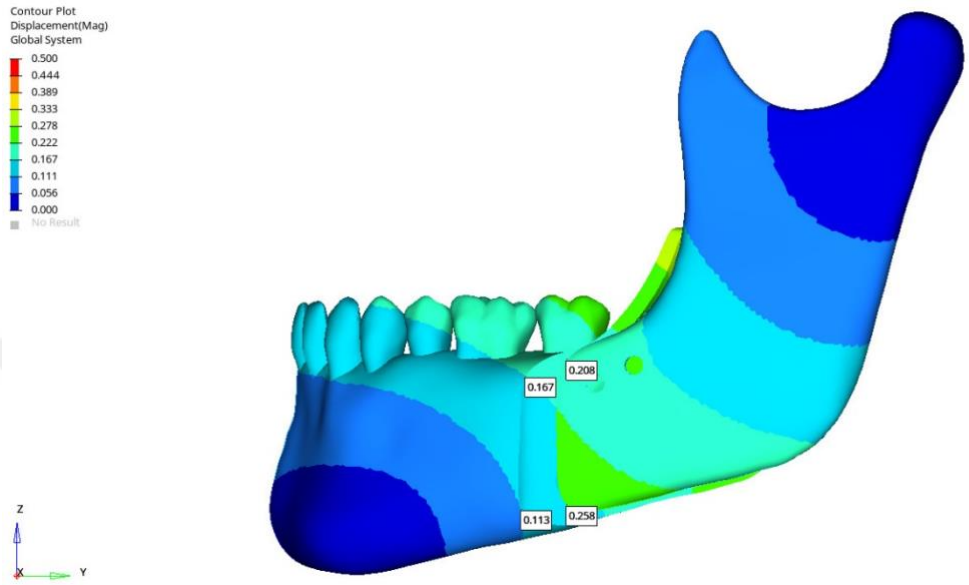
Şekil 4.59. İki bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmax dağılımı

İki adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan minimum principal stres (Pmin) dağılımı incelendiğinde, en yüksek sıkışma stresinin -22.541 MPa ile posteriorda yer alan bikortikal vida çevresinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Anteriordaki bikortikal vida çevresinde ise -13.369 MPa değerinde stres izlenmiştir. Trabeküler kemikteki Pmin değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.60'da sunulmuştur.



Şekil 4.60. İki bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibula trabeküler kemiğinde oluşan Pmin dağılımı

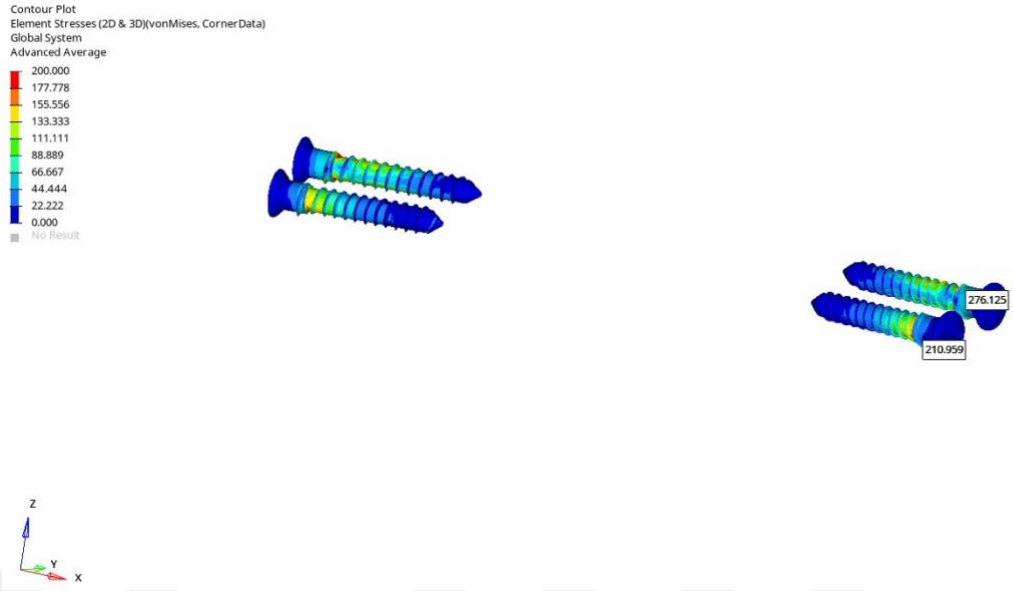
İki bikortikal vida kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.113 mm, posteriorda 0.258 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.167 mm, posteriorda 0.208 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.61'te gösterilmiştir.



Şekil 4.61. İki bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

4.2.4.2. Plak-Vida Bulguları

Fiksasyon sisteminde kullanılan bikortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek gerilme değerlerinin vidaların plakla temas eden baş kısmı ile ilk birkaç vida dişi çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bikortikal vidalardan posteriorda bulunan vida üzerinde 276.125 MPa, anteriorda bulunan vida üzerinde ise 210.959 MPa değerinde stres yoğunluğu tespit edilmiştir. Bikortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.62'de sunulmuştur.



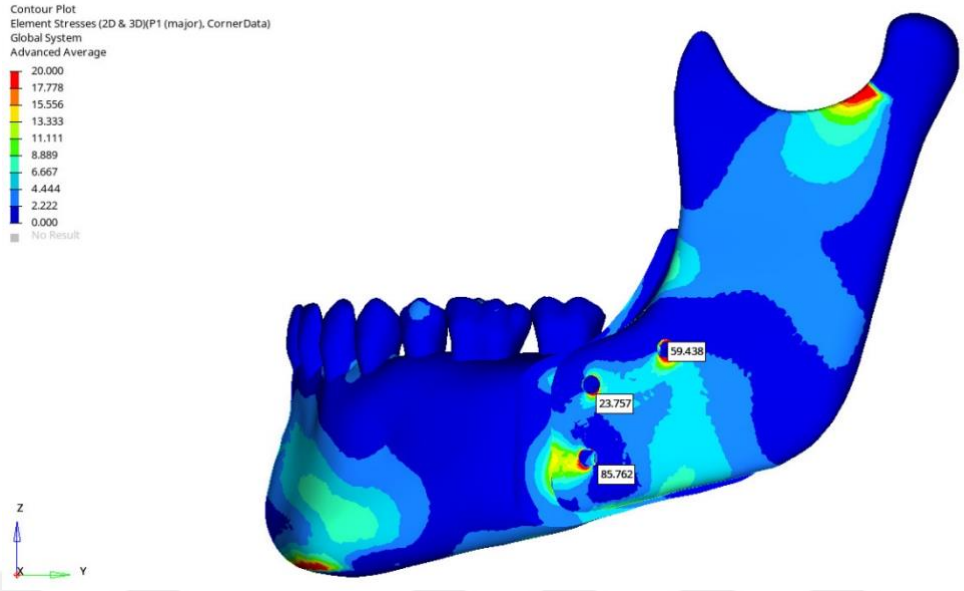
Şekil 4.62. İki bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri

4.2.5. Model 5

4.2.5.1. Kemik Bulguları

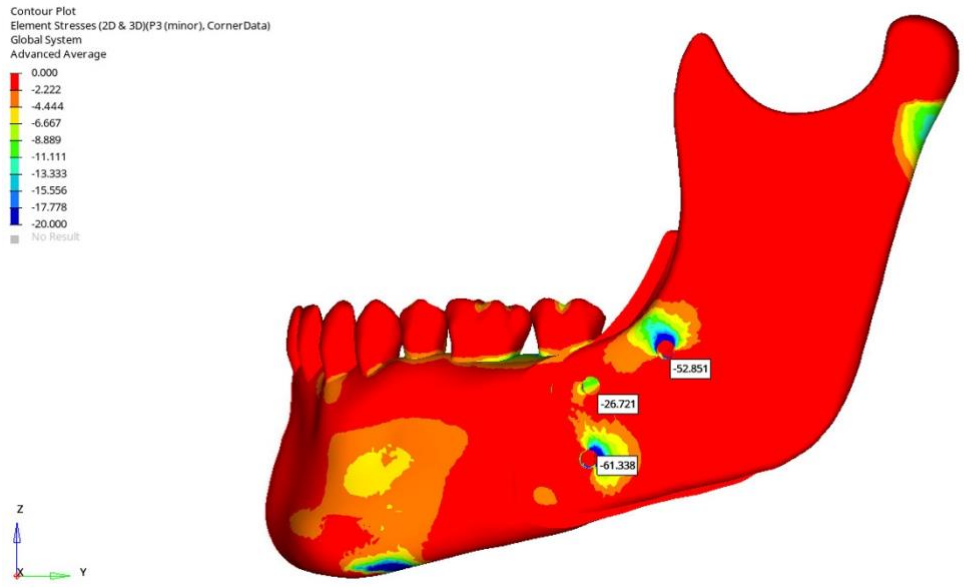
Kortikal Kemik

Üç adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 85.762 MPa ile basise yakın yer alan vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Superiorda bulunan bikortikal vidalarda ise anteriorda bulunan vida çevresinde 23.757 MPa, posteriorda bulunan vida çevresinde ise 59.438 MPa değerinde stres oluştuğu belirlenmiştir. Kortikal kemikteki Pmax değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.63'de sunulmuştur.



Şekil 4.63. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

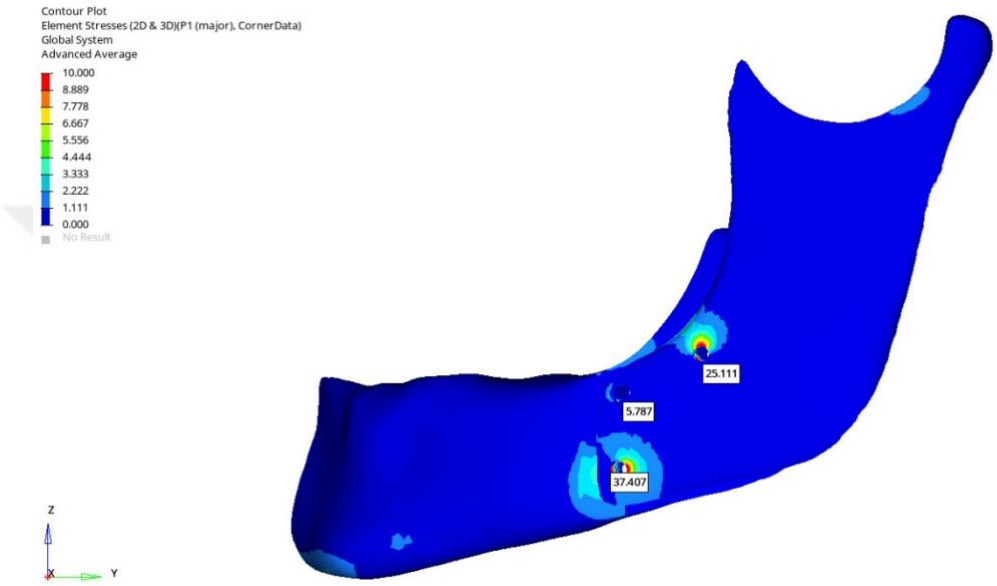
Üç adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın kortikal kemiğinde oluşan Pmin değerleri incelendiğinde, en yüksek sıkışma stresinin -61.338 MPa ile basise yakın yer alan vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Superiorda bulunan bikortikal vidalarda ise anteriordaki vida çevresinde -26.721 MPa, posteriordaki vida çevresinde ise -52.851 MPa değerinde stres oluştuğu belirlenmiştir. Kortikal kemikteki Pmin değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.64'de sunulmuştur.



Şekil 4.64. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

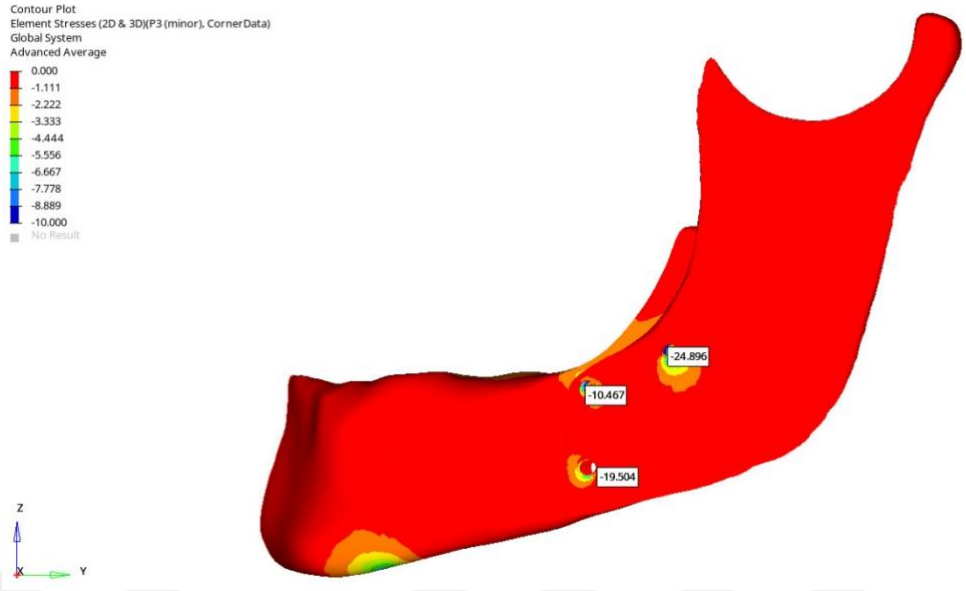
Trabeküler Kemik

Üç adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmax değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin 37.407 MPa ile basise yakın yer alan vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Ortadaki bikortikal vida çevresinde 5.787 MPa, superiordaki bikortikal vida çevresinde ise 25.111 MPa değerinde stres oluştuğu belirlenmiştir. Trabeküler kemikteki Pmax değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.65'te sunulmuştur.



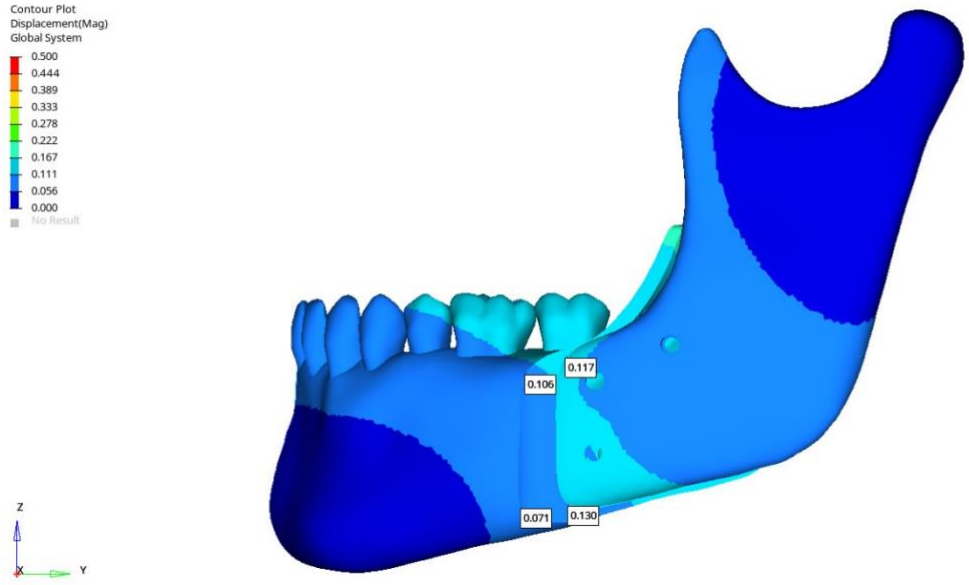
Şekil 4.65. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmax değerleri

Üç adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyon sonrasında mandibulanın trabeküler kemiğinde oluşan Pmin değerleri incelendiğinde, en yüksek sıkışma stresinin -24.896 MPa ile superior posteriorda bulunan vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Basise yakın yer alan bikortikal vida çevresinde -19.504 MPa, anterior superior konumda bulunan bikortikal vida çevresinde ise -10.467 MPa değerinde stres oluştuğu belirlenmiştir. Trabeküler kemikteki Pmin değerlerinin bölgesel dağılımı Şekil 4.66'da sunulmuştur.



Şekil 4.66. Üç adet bikortikal vida ile fiksasyonda trabeküler kemikte oluşan Pmin değerleri

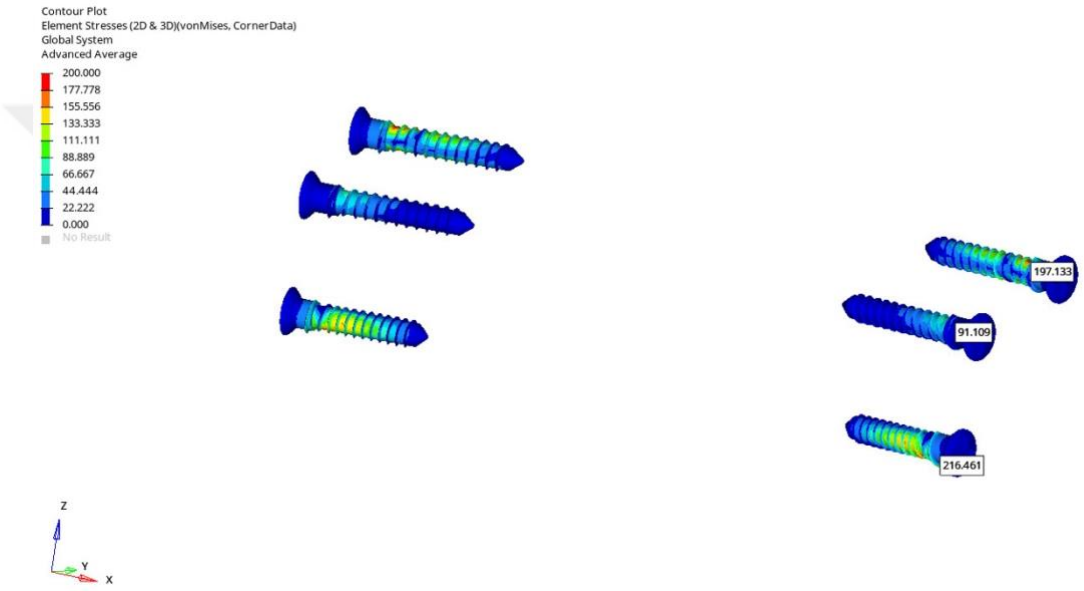
İki bikortikal vida kullanılarak yapılan fiksasyon sonrasında mandibulada ölçülen yer değiştirme değerleri incelendiğinde, osteotomi hattında basis bölgesinde anteriorda 0.071 mm, posteriorda 0.130 mm olarak, koronal bölgede ise anteriorda 0.106 mm, posteriorda 0.117 mm olarak gözlenmiştir. Mag değerlerinin dağılımı Şekil 4.67'de gösterilmiştir.



Şekil 4.67. Üç bikortikal vida ile fiksasyon yapılan mandibula modelinde yer değiştirme büyüklüğü

4.2.5.2. Plak-Vida Bulguları

Fiksasyon sisteminde kullanılan bikortikal vidalarda oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek gerilme değerlerinin vidaların plakla temas eden baş kısmı ile ilk birkaç vida dişi çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bikortikal vidalardan basise yakın bulunan vida üzerinde 216.461 MPa, superiordaki vidalardan anteriorda bulunan vida üzerinde 91.109 MPa, posteriorda bulunan vida üzerinde ise 197.133 MPa değerinde stres yoğunluğu tespit edilmiştir. Bikortikal vidalar üzerindeki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.68'de sunulmuştur.



Şekil 4.68. Üç bikortikal ile yapılan fiksasyonda bikortikal vidalardaki von Mises gerilme değerleri

Botulinum toksini uygulaması sonrası düşük kuvvetler altında yapılan karşılaştırmalı analizde, kortikal kemikte oluşan Pmax–Pmin değerleri açısından en düşük stres dağılımı Model 2'de gözlenmiş ve bu model en güvenilir fiksasyon yöntemi olarak belirlenmiştir. Bu modeli sırasıyla Model 5, Model 4, Model 3 ve en yüksek stres değerlerinin ortaya çıktığı Model 1 takip etmiştir. Trabeküler kemikteki Pmax ve Pmin değerleri incelendiğinde de benzer bir dağılım gözlenmiş, Model 2 en dengeli stres dağılımını sunarken onu Model 5, Model 4, Model 3 ve Model 1 izlemiştir. Yer değiştirme değerleri açısından değerlendirildiğinde, en az deplasman Model 2'de kaydedilmiş olup, bunu sırasıyla Model 5, Model 3, Model 1 ve en fazla deplasmanın görüldüğü Model 4 takip etmiştir. Plak ve vidalarda oluşan von Mises stres birikimi açısından da en düşük değerlerin Model 2'de görülmesi, bu sistemin hem kemik

dokusu hem de implant bileşenleri açısından mekanik yükün en homojen şekilde dağıtılmasını sağladığını göstermektedir. Bu bulgular ışığında genel güvenilirlik sıralaması Model 2 > Model 5 > Model 4 > Model 3 > Model 1 şeklinde belirlenmiştir. Farklı parametrelere göre yapılan modeller arası karşılaştırma Tablo 4.2'de sunulmuştur.

Tablo 4.2. Botulinum toksini uygulaması sonrası farklı fiksasyon modellerine göre kortikal/trabeküler stres, yer değiştirme ve implant stres yoğunluğu açısından karşılaştırmalı sıralama

Parametre	1 (En iyi)	2	3	4	5 (En kötü)
Kortikal Kemikte Pmax–Pmin	Model 2	Model 5	Model 4	Model 3	Model 1
Trabeküler Kemikte Pmax–Pmin	Model 2	Model 5	Model 4	Model 3	Model 1
Yer Değiştirme	Model 2	Model 5	Model 3	Model 1	Model 4
Vida/Plak Stres Birikimi (von Mises)	Model 2	Model 5	Model 4	Model 3	Model 1

4.3. Karşılaştırmalı Bulgular

Model 1:

Bruksizmli kuvvetler altında kortikal kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri 153.3 MPa iken, botoks sonrası bu değer 92.0 MPa'a düşmüştür. Ölçülen en yüksek Pmin değeri ise −88.4 MPa'dan −53.0 MPa'a gerilemiştir. Trabeküler kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri 78.8 MPa'dan 47.2 MPa'a, en yüksek Pmin değeri ise −75.7 MPa'dan −45.4 MPa'a düşmüştür. Yer değiştirme değerleri bruksizmde 0.295 mm'ye ulaşırken, botoks sonrasında 0.177 mm olarak ölçülmüştür. Plak üzerinde ölçülen en yüksek von Mises değeri 332.6 MPa'dan 199.5 MPa'a, vida üzerinde ise 553.3 MPa'dan 332.0 MPa'a gerilemiştir.

Model 2:

Kortikal kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri bruksizmli kuvvetlerde 84.2 MPa iken botoks sonrası 50.5 MPa'a, en yüksek Pmin değeri ise −79.4 MPa'dan −47.6 MPa'a düşmüştür. Trabeküler kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri 46.5 MPa'dan 27.9 MPa'a, en yüksek Pmin değeri ise −49.3 MPa'dan −29.6 MPa'a gerilemiştir. Yer değiştirme değerleri bruksizmli kuvvetlerde 0.161 mm'ye ulaşırken, botoks sonrasında 0.096 mm olarak ölçülmüştür. Plaklarda ölçülen en yüksek von Mises değeri üst plakta 317.8 MPa'dan 180.7 MPa'a, alt plakta ise 301.2 MPa'dan 190.6 MPa'a gerilemiştir. En yüksek vida stresi 270.2 MPa'dan 162.1 MPa'a düşmüştür.

Model 3:

Kortikal kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri bruksizmli kuvvetlerde 111.3 MPa iken botoks sonrası 66.7 MPa'a gerilemiştir. En yüksek Pmin değeri −113.6 MPa'dan −68.1 MPa'a düşmüştür. Trabeküler kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri 58.7 MPa'dan 35.2 MPa'a, en yüksek Pmin değeri ise −56.8 MPa'dan −34.1 MPa'a gerilemiştir. Yer değiştirme değerleri 0.238 mm'den 0.143 mm'ye düşmüştür. Plak üzerinde ölçülen en yüksek von Mises değeri 299.6 MPa'dan 179.8 MPa'a düşerken, vida üzerinde ölçülen en yüksek değer bikortikal vidada 344.8 MPa'dan 206.9 MPa'a, monokortikal vidalarda ise 323.8 MPa'dan 194.2 MPa'a gerilemiştir.

Model 4:

Kortikal kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri bruksizmde 157.9 MPa iken botoks sonrasında 94.7 MPa'a, en yüksek Pmin değeri ise −117.7 MPa'dan −70.6 MPa'a düşmüştür. Trabeküler kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri 68.4 MPa'dan 41.0 MPa'a, en yüksek Pmin değeri ise −37.5 MPa'dan −22.5 MPa'a gerilemiştir. Yer değiştirme değerleri 0.430 mm'den 0.258 mm'ye düşmüştür. Vidalar üzerinde ölçülen en yüksek von Mises değeri posterior vidada 460.2 MPa'dan 276.1 MPa'a, anterior vidada ise 351.6 MPa'dan 210.9 MPa'a düşmüştür.

Model 5:

Kortikal kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri bruksizmde 142.9 MPa iken botoks sonrası 85.7 MPa'a düşmüştür. En yüksek Pmin değeri ise −102.2 MPa'dan −61.3 MPa'a gerilemiştir. Trabeküler kemikte ölçülen en yüksek Pmax değeri 62.3 MPa'dan 37.4 MPa'a, en yüksek Pmin değeri ise −41.5 MPa'dan −24.9 MPa'a düşmüştür. Yer değiştirme değerleri 0.217

mm'den 0.130 mm'ye gerilemiştir. Vidalar üzerinde ölçülen en yüksek von Mises değeri basise yakın vidada 360.7 MPa'dan 216.4 MPa'a düşmüştür.

Tablo 4.3. Bruksizmli kuvvetler altında ve botulinum toksini uygulaması sonrası ölçülen en yüksek stres değerlerinin karşılaştırılması

		Modeller				
		Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Kortikal Kemik Pmax	Bruksizm	153.3	84.2	111.3	157.9	142.9
	Botoks Sonrası	92.0	50.5	66.7	94.7	85.7
Kortikal Kemik Pmin	Bruksizm	-88.4	-79.4	-113.6	-117.7	-102.2
	Botoks Sonrası	-53.0	-47.6	-68.1	-70.6	-61.3
Trabeküler Kemik Pmax	Bruksizm	78.8	46.5	58.7	68.4	62.3
	Botoks Sonrası	47.2	27.9	35.2	41.0	37.4
Trabeküler Kemik Pmin	Bruksizm	-75.7	-49.3	-56.8	-37.5	-41.5
	Botoks Sonrası	-45.4	-29.6	-34.1	-22.5	-24.9
Von Mises	Bruksizm	553.3	317.8	344.8	460.2	360.7
	Botoks Sonrası	332.0	190.6	206.9	276.1	216.4

Modeller arasında karşılaştırma yapıldığında, Model 2 (iki düz plak) ve Model 3 (plak + bikortikal vida) her iki kuvvet koşulunda da daha dengeli stres dağılımı ve daha düşük yer değiştirme değerleri göstermiştir. Buna karşılık sadece bikortikal vida kullanılan modellerde (Model 4 ve 5), özellikle bruksizmli kuvvetler altında yüksek stres birikimi dikkati çekmiştir.

5. TARTIŞMA

Ortognatik cerrahi; dentofasiyal deformitelere bağlı fonksiyonel (çiğneme, konuşma, solunum) ve estetik sorunları kalıcı biçimde düzelten, güvenli ve öngörülebilir sonuçlar sunan ileri bir tedavi alanıdır (Haas Junior et al., 2019; Proffit et al., 2007). Maksilla ve mandibulanın iskeletsel yeniden konumlandırılması, oklüzal ilişkilerin düzeltilmesi ve fasiyal oranların iyileştirilmesiyle hastaların yaşam kalitesinde belirgin artış sağlanır (Meger et al., 2021; S et al., 2025). Bununla birlikte cerrahi sonuçların stabil olabilmesi, büyük ölçüde segment fiksasyonu için seçilen yönteme ve bu yöntemin biyomekanik yeterliliğine bağlıdır (Haas Junior et al., 2019; Proffit et al., 2007). Parafonksiyonel yükler klasik stabilite varsayımlarını daraltabildiğinden, fiksasyon tercihi hasta-özel yük profiliyle birlikte değerlendirilmelidir.

Rijid internal fiksasyon (RİF) sistemlerinin yaygınlaşması, birçok olguda postoperatif rijid IMF gereksinimini azaltarak/ortadan kaldırarak erken mobilizasyonu ve daha erken çene fonksiyonlarını mümkün kılmış; IMF uygulanan hastalarda görülen beslenme kısıtlılığına bağlı kilo kaybı ve yaşam kalitesi düşüşü ile ağız hijyenindeki bozulma gibi olumsuzluklar göz önüne alındığında, hasta konforu açısından pratik avantajlar sunabilmiştir; ancak RİF'in her durumda mutlak üstün olmadığı, yaklaşımın vaka-temelli bireyselleştirilmesi gerektiği de vurgulanmalıdır (Johnson et al., 2025; Khechoyan, 2013; Pellegrini et al., 2023; Popat et al., 2021; Shetty et al., 2008). Sonuç olarak, fiksasyon planı IMF'den bağımsız erken fonksiyon hedeflese de, bruksizmin ürettiği yüksek ve tekrarlayıcı oklüzal kuvvetlerin bu plan üzerindeki etkisi mutlaka hesaba katılmalıdır (Cosme et al., 2005; Ustrell-Barral et al., 2024). Çalışmamızda özellikle posterior bölgelerde yoğunlaşan stres dağılımları, klinikte vida kırığı, plak deformasyonu veya lokal kemik rezorpsiyonu gibi komplikasyon risklerini düşündürmektedir. Bu durum, bruksizmli hastalarda fiksasyon seçiminin önemini vurgulamaktadır.

Bruksizm, uyanıklıkta ve uykuda görülebilen; diş sıkma/gıcırdatma ya da mandibulayı sabitleyerek sıkma-itme ile seyreden tekrarlayıcı çiğneme kas aktivitesi olarak tanımlanır. İki alt tipe ayrılır: uyanıklık bruksizmi ve uyku bruksizmi (Lobbezoo et al., 2018). Uyku bruksizmi çoğunlukla mikrouyanıklık epizotları sırasında ortaya çıkan ritmik çiğneme kas aktivitesi (RMMA) ile ilişkilendirilmiştir (Carra et al., 2012; Lavigne et al., 2008). Uyanıklık bruksizmi ise daha çok stres/anksiyete ve davranışsal etmenlerle bağlantılıdır (Bracci et al., 2022; Chemelo et al., 2020).

Bruksizmde ortaya çıkan artmış ısırma/oklüzal kuvvetleri, normal fizyolojik sınırları aşarak fiksasyon materyallerinde posterior segmentte stres yoğunlaşması, vida–kemik arayüzünde çekme/kompresyon pikleri ve mini plaklarda yorulma riski doğurabilir. Klinik veriler, maksimum ısırma kuvvetlerinin 1000 N'un üzerine çıkabildiğini göstermektedir (Cosme et al., 2005; Ustrell-Barral et al., 2024). Bruksizme eşlik eden yüksek oklüzal yükler, postoperatif dönemde osteotomi hattına aktarılan kuvveti arttırarak özellikle posterior vida çevrelerinde gerilme piklerinin yükselmesine yol açabilir. Bu bağlamda fiksasyon stratejisi, "plak vs. bikortikal vida" ikileminden ibaret görülmemeli; osteotomi geometrisi, beklenen kuvvet vektörü ve vida sayısı/yerleşiminin eşgüdümlü optimizasyonu esas alınmalıdır.

Ortognatik cerrahi sonrası iskeletsel stabilitenin, hareket miktarı ve fiksasyon tekniğinin yanı sıra yumuşak doku/kas kuvvetlerinin yeni iskeletsel konfigürasyonla dengelenmesine de bağlı olduğu, klasik "stabilite hiyerarşisi" çalışmalarında ortaya konmuştur (Proffit et al., 2007). Bu çerçevede, perimandibüler kas traksiyonunun özellikle mandibular ilerletme olgularında iskeletsel nükse katkıda bulunabildiği sistematik bir derleme ile desteklenmiştir. Bu derlemede, söz konusu kas gruplarının önleyici stratejiler için hedef olabileceği de vurgulanmıştır (Van den Bempt et al., 2022). Operasyon sonrası dönemde masseter ve temporalis kaslarında EMG aktivitesinin zamanla yeniden arttığı/normalize olduğu yönündeki izlem verileri, erken dönemdeki kas kaynaklı yüklerin segment uyumunu etkileyebileceğine işaret eder (Priyadarsini & Muthushekar, 2011). Shin ve arkadaşları, ortognatik cerrahide masseter kasına BoNT-A uygulanan hastalarda plak kırığı insidansının anlamlı olarak daha düşük olduğunu, ancak nüksü temsil eden açısal ölçümlerde gruplar arasında anlamlı fark saptanmadığını bildirmiştir (Shin et al., 2018).

Botulinum toksin A'nın (BoNT-A) masseter/temporalis kaslarına uygulanması, maksimum ısırma kuvvetinde klinik olarak anlamlı bir azalma oluşturur; orta–yüksek doz protokollerinde ≈%40'a varan düşüşler bildirilmiş, bu etki en çok 2–4. haftalarda belirginleşmiş ve 3 aydan uzun süreyle bu etki izlenebilmiştir (Ahn & Kim, 2007; da Silva Ramalho et al., 2023; Sitnikova et al., 2022). Ayrıca 50 U'luk tek doz uygulamayı izleyen çalışmalarda en az üç ay süreyle maksimum bite ısırma kuvvetinde düşüş rapor edilmiştir (Ågren et al., 2023). Bruksist hastalarda bu kas gücü modülasyonu, osteotomi hattına aktarılan yükleri erken dönemde düşürerek fiksasyon çevresindeki stres piklerini sınırlama potansiyeli taşır; özellikle ısırma kuvvetlerinin 1000 N ve üstüne çıkabildiği bir popülasyonda bu koruyucu etki klinik açıdan anlamlıdır. Literatür, fraktür/osteotomi iyileşmesinde onarım (soft→hard kallus) fazının yaklaşık ilk 2–12 hafta içinde

gerçekleştiğini; bunu izleyen dönemde remodelling sürecinin aylarca sürdüğünü göstermektedir (Claes et al., 2012; Einhorn & Gerstenfeld, 2015; Marsell & Einhorn, 2011). Ortognatik cerrahi sonrası dentoalveoler bölgede 3–4 ay boyunca artmış osteoklastik aktivite ve metabolik değişiklikler rapor edilmiştir; bu nedenle ilk üç ay, yük yönetimi ve fiksasyon stabilitesi açısından en kritik biyolojik dönem olarak kabul edilebilir (Choi et al., 2019; Desai et al., 2025; Liou et al., 2011). Bu bağlamda, yükün BoNT-A ile azaltıldığı senaryoda tüm konfigürasyonlarda ≈%40 mertebesinde saptanan stres ve yer değiştirme düşüşleri, söz konusu erken biyolojik dönemde stabiliteyi klinik açıdan destekleyebilecek bir kazanım olarak değerlendirilebilir.

Ortognatik cerrahide (özellikle BSSO sonrası) en sık karşılaştırılan yöntemler bikortikal vida ve monokortikal miniplak fiksasyonudur; meta-analizler genel olarak iskletsel stabilite açısından anlamlı fark göstermediğini, bazı set-back senaryolarında bikortikal vidaların hafif fakat istatistiksel olmayan bir üstünlük sergileyebildiğini bildirmiştir (Al-Moraissi & Al-Hendi, 2016; Al-Moraissi & Ellis, 2016). Bunun yanında, kilitli (locking) vs kilitsiz miniplak sistemleri; kilitli sistemlerin bazı serilerde postop MMF gereksinimini daha az doğurduğu bulgusuyla tartışılmıştır (Zhan et al., 2014). **Rezorbe olabilen plak vs titanyum** plak/vida karşılaştırmalarında ise, ortognatik bağlamda **üstün materyal lehine yeterli kanıt olmadığı** sonucu öne çıkmıştır (Agnihotry et al., 2017). Klinik ve deneysel düzeyde, lag screw ve hibrid (bikortikal vida + miniplak) yaklaşımlar da değerlendirilmiş; hibrid fiksasyonun seçilmiş olgularda pratik bir alternatif olabileceği, ancak yüksek düzeyli karşılaştırmalı veri gereksiniminin sürdüğü vurgulanmıştır (Pereira et al., 2010). Biyomekanik çalışmalarda üç bikortikal vidanın tek miniplak konfigürasyonuna göre daha rijit olabildiği, 3D/Y-plak gibi tasarımların ise dayanımı artırabildiği; öte yandan genel sonuçların osteotomi geometrisi, vida sayısı ve yerleşimine duyarlı olduğu gösterilmiştir (Sarkarat et al., 2020; Tharanon, 1998). Geniş bir bakışla, farklı plak/vida, kilitli-kilitsiz ve materyal tiplerine dair karşılaştırmaların çoğu yakın sonuçlar vermekte; seçim pratikte planlanan hareketin vektörü/miktarı, kondiler yönlendirme ve parafonksiyonel yükler gibi hasta ve işleme özgü parametrelerle bireyselleştirilmektedir (Joss & Vassalli, 2009). Literatürde farklı fiksasyon yöntemleri ve materyallerini inceleyen birçok çalışma bulunmakla birlikte, bilgimiz dahilinde bu yöntemlerin parafonksiyonel kuvvetler altında değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır; çalışmamızda bu boşluğu hedefleyerek parafonksiyonel kuvvetler altında SSRO sonrası titanyum plak ve vidalarla kurgulanan beş farklı fiksasyon senaryosu karşılaştırılmış ve ayrıca botulinum toksini uygulamasının stres dağılımına etkisi incelenmiştir.

SSRO sonrası FEA/in-vitro ve klinik karşılaştırmalar, kortikal kemikte stresin çoğunlukla vida çevresinde, özellikle de posterior yerleşimli vidalarda yoğunlaştığını; çift miniplak (iki düz plak) konfigürasyonlarının yükü daha homojen dağıtma eğiliminde olduğunu, bikortikal vida temelli yaklaşımların ise daha rijit olmakla birlikte lokal kortikal stres piklerini arttırabildiğini göstermiştir (Al-Moraissi & Ellis, 2016; Banakar et al., 2023; Eshghpour et al., 2023; Sato et al., 2014). He ve arkadaşları (2022), 5, 10, 15 ve 20 mm mandibular ilerletmeler için yedi farklı fiksasyon yöntemini sonlu element analizi ile karşılaştırarak implant von Mises değerlerini ve stabiliteyi rapor etmiş, ilerletme miktarı arttıkça gerilme ve instabilitenin belirgin şekilde arttığını bildirmiştir (He et al., 2022). He ve ark.'nın ilerletme miktarı arttıkça mekanik sorunların belirginleştiğini gösteren bulgularıyla uyumlu olarak, bizim 5 mm ilerletme koşulumuzda dahi parafonksiyonel yükler altında posterior vida çevresinde çekme/kompresyon stres piklerinin belirginleşmesi, ilerletmenin yarattığı kaldıraç kolu etkisinin yüksek çiğneme kuvvetleriyle birleştiğinde güvenlik payını hızla azalttığını düşündürmektedir. Çift düz plak ve/veya plak + bikortikal vida gibi "yük paylaşımı"nı artıran düzeneklerde stres dağılımının daha dengelenmesi, buna karşılık yalnız bikortikal vida konfigürasyonlarında lokal kortikal stres yoğunlaşmalarının artması bu yorumu destekler niteliktedir. Bu nedenle, bruksizm öyküsü olan olgularda tek plak kullanımı yetersiz kalabilir; posterior desteği güçlendiren hibrid veya çift plak tercihleri daha rasyonel görünmektedir. Ayrıca, BoNT-A ile simüle edilen azaltılmış kas kuvvetlerinde tüm düzeneklerde streslerin düşmesi, erken dönemde donanım yorgunluğunu ve kemik-vida çevresi aşırı yüklenmesini azaltmaya yönelik adjuvan bir "yük modülasyonu" stratejisinin klinik olarak anlamlı olabileceğini göstermektedir.

Sato ve arkadaşları (2012), SSRO sonrası beş farklı fiksasyon tekniğini inceledikleri sonlu element analizinde, en yüksek kemik stresini konvansiyonel miniplak sisteminde, en güvenli dağılımı ise tersine L vida düzeninde bulmuşlardır (Sato, Asprino, Noritomi, et al., 2012). Oguz ve arkadaşları (2015), in vitro biyomekanik karşılaştırmalarında altı farklı yöntemi değerlendirmiş ve en yüksek stabiliteyi hibrit (miniplak + bikortikal vida) ve grid plak konfigürasyonlarında, en düşük dayanımı ise tek miniplak sisteminde rapor etmişlerdir (Oguz et al., 2015). Benzer şekilde, Albougha ve arkadaşları (2015) dokuz farklı fiksasyon tekniğini sonlu eleman analizi yöntemi ile incelemiş; en yüksek kemik zorlanmasını L düzeninde yerleştirilen bikortikal vidalarda, en güvenli sonuçları ise hibrit teknik ve düz miniplak konfigürasyonlarında bildirmişlerdir (Albougha et al., 2015). Çalışmamızda ise parafonksiyonel yükler altında hem kortikal hem de trabeküler kemikte en düşük Pmax/Pmin pikleri ve en homojen dağılım Model 2 (iki düz titanyum plak) ile elde edilmiştir; bruksist koşulda bu model, posterior vida çevresindeki çekme/kompresyon yoğunlaşmalarını

diğer konfigürasyonlara göre daha sınırlı tutmuştur. BoNT-A sonrası kuvvet azaltımında, Model 2'de kortikal ve trabeküler Pmax değerlerinde yaklaşık %40 azalma izlenmiş; benzer yönde Pmin piklerinde de düşüş görülmüştür. Parafonksiyonel yükler altında en kötü stres düzeyleri, kortikal kemikte Model 4 (iki bikortikal vida) ve trabeküler kemikte Model 1 (tek plak) ile gözlenmiş; buna karşın botoks sonrası bu "en kötü" modellerde dahi Pmax ve Pmin değerlerinde yaklaşık %40 civarında azalma saptanmıştır. Klinik açıdan bu Pmax/Pmin düşüşleri, osteotomi hattında mikromobilite ve plak/vida yorgunluğu riskinin azalması, özellikle posterior vida çevresinde çekme-kompresyon piklerinin sınırlanması ve erken iyileşme döneminde stabilitenin desteklenmesi bakımından anlamlıdır.

Erkmen ve arkadaşları (2005), SSRO sonrası dört farklı fiksasyon yöntemini inceledikleri sonlu eleman analizinde, en yüksek von Mises stresini tek oblik plak konfigürasyonunda, en düşük değeri ise üçlü üçgen biçimli lag vida konfigürasyonunda bulmuşlardır (Erkmen et al., 2005). Atik ve arkadaşları ise SSRO sonrası farklı fiksasyon yöntemlerini karşılaştırdıkları sonlu eleman analizinde (150 N insizal yük altında) en yüksek von Mises stresini Y-plakta, en düşük değeri ise çift düz plak konfigürasyonunda bildirmiştir (Atik et al., 2016). Çalışmamızda ise benzer şekilde plak/vida (von Mises) stres birikimi açısından en iyi performans Model 2 (iki düz titanyum plak), en kötü performans ise Model 1 (tek düz plak) ile gözlenmiştir. BoNT-A uygulamasını takiben Model 2'de stres seviyeleri üst plakta ≈%43, alt plakta ≈%37 ve vidalarda ≈%40 oranında azalmış; toplamda yaklaşık %40 mertebesinde düşüş elde edilmiştir. Model 1'de de botoks sonrasında plaktaki ve vidalardaki von Mises değerleri ≈%40 azalmış, ancak mutlak değerler Model 2'ye kıyasla yüksek kalmıştır. Tüm modellerde tutarlı ve belirgin stres azalımının gözlenmiş olması, klinik doğrulama gerekmekle birlikte, gerekli olgularda BoNT-A uygulanmasının fiksasyon üzerinde oluşan yükleri azaltarak erken iyileşme ve stabilite açısından klinik olarak anlamlı bir katkı sağlayabileceğine işaret etmektedir.

Ortognatik cerrahide fiksasyon başarısını değerlendirirken yer değiştirme temel bir dayanıklılık parametresidir: segmentler arası mikro-hareketin sınırlanması erken dönemde stabiliteyi arttırır, relaps riskini azaltır ve sorunsuz kemik iyileşmesini destekler (Al-Moraissi & Ellis, 2016; Proffit et al., 2007). Parafonksiyonel kuvvetler altında, yer değiştirme açısından en güvenilir sonuç Model 2 (iki düz titanyum plak) ile elde edilirken, en yüksek deplasman Model 4 (iki bikortikal vida)'da gözlenmiştir. BoNT-A uygulaması sonrası tüm modellerde yer değiştirmelerde yaklaşık %40 düzeyinde azalmalar gözlenmiştir—örneğin Model 2'de 0.161→0.096 mm ve Model 4'te 0.430→0.258 mm—ki bu büyüklükteki

düşüşler, mikromobiliteyi azaltarak erken dönemde stabilitenin klinik olarak desteklenmesine katkı sağlayabilecek niteliktedir.

Bu çalışma, SSRO sonrası fiksasyon seçiminde özellikle parafonksiyonel yükler beklenen olgularda karar vermeyi doğrudan etkileyebilecek iki pratik çıkarım sunmaktadır. İlk olarak, iki düz titanyum plaklı konfigürasyonun (Model 2) hem kortikal/trabeküler stres dağılımı hem de yer değiştirme açısından daha elverişli bir profil verdiği gösterilmiştir; bu bulgu, bruksizmli hastalarda çift plak tercihine rasyonel bir temel sağlar. İkinci olarak, BoNT-A ile yük modülasyonu sonrasında tüm modellerde yaklaşık %40 oranında stres (Pmax/Pmin; von Mises) ve deplasman azalımı saptanması, erken dönemde mikromobilite ve plak/vida yorgunluğu riskinin azaltılarak stabilitenin desteklenebileceğine işaret etmektedir; dolayısıyla şiddetli bruksizmi olan hastalarda, uygun endikasyonda perioperatif BoNT-A cerrahi planlamanın tamamlayıcı bir bileşeni olarak değerlendirilebilir. Bilgimiz dahilinde, parafonksiyonel yüklerin ve ardından BoNT-A ile kuvvet azaltımının fiksasyon üzerindeki etkisini aynı çerçevede nicel olarak karşılaştıran bir çalışma literatürde bulunmamaktadır; bu yönüyle bulgularımız, bruksizmli hastalarda fiksasyon tercihlerine biyomekanik dayanak sunabilir ve klinik rehberliğe katkı sağlayabilir.

Bu çalışma, SSRO sonrası fiksasyon seçeneklerini yüksek parafonksiyonel yük ve BoNT-A ile azaltılmış yük senaryolarında FEA ile karşılaştırarak güçlü bir biyomekanik çerçeve sunmakla birlikte, bazı varsayımlar sonuçların genellenmesini sınırlayabilir. Homojen-izotropik ve lineer-elastik malzeme kabulleri ile 'freeze/tie' temas tanımı; arayüz sürtünmesi, gevşeme ve mikromobiliteyi bastırdığı için mikrohareket ve yorulma riskini genellikle olduğundan düşük tahmin ettirebilir; bununla birlikte kısıt etkisi bazı bileşenlerde yerel gerilme piklerini yer yer artırabilir. Çalışmamızda yükleme düzenekleri statik ve tek yönlü kurgulanmıştır; gerçek hayatta dinamik/çok yönlü çiğneme siklusları ve yorgunluk etkileri, özellikle posterior vida çevresinde zamanla biriken gerilme için belirleyicidir; ileride zaman-bağımlı ve döngüsel yüklemeleri içeren analizler planlanmalıdır. İkinci olarak, malzemelerin lineer-elastik ve izotrop kabulü ile vida–kemik temas/sürtünme sadeleştirmeleri, mikro-hareket ve gerilme piklerinin mutlak büyüklüğünü etkileyebilir; kadavra/in-vitro vidalama testleri ve prospektif klinik takiplerle model doğrulaması önerilir. Üçüncüsü, tek bir mandibula geometrisi üzerine kurulu analiz, kortikal kalınlık, kemik kalitesi ve anatomik varyasyon etkilerini sınırlı yansıtır; hasta-spesifik (CBCT tabanlı elastisite/yoğunluk eşlemesi) modeller, ayrıca vida çap/uzunluk ve plak geometrisi (ör. iki düz plak varyantları, 3D tasarımlar) için parametrik taramalar, planlamayı daha kişiselleştirilebilir kılacaktır. Son olarak, BoNT-A ile ≈%40'a varan stres/deplasman

düşüşünün erken iyileşme döneminde (≈ilk 3 ay) klinik anlamını ortaya koymak üzere, yük eşiği kavramını doğrulayan çok merkezli klinik çalışmalar hedeflenmelidir. Bu adımlar, burada gösterilen "çift plak + yük modülasyonu" yaklaşımının pratik cerrahi kararlara daha güçlü biçimde entegre edilmesine yardımcı olacaktır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışma, SSRO sonrasında parafonksiyonel yükler altında iki düz titanyum plaklı konfigürasyonun (Model 2) kortikal/trabeküler Pmax–Pmin, plak/vida von Mises ve yer değiştirme ölçütleri açısından en elverişli profili sunduğunu;

Tek plak (Model 1) düzeneklerinin von Mises açısından en olumsuz, iki bikortikal vida (Model 4) diziliminin ise en yüksek deplasman değerlerini verdiğini göstermiştir.

BoNT-A ile yük modülasyonu sonrasında tüm konfigürasyonlarda yaklaşık %40 oranında stres ve deplasman azalması izlenmiş; bu etki posterior vida çevresindeki çekme/kompresyon piklerini küçültüp erken dönemde mikro mobilite ve donanım yorgunluğu risklerinin sınırlanmasına işaret etmiştir.

Bulgular FEA temelli olup statik/tek yönlü yükleme ve lineer-elastik/izotropik malzeme kabulleri altında karşılaştırmalı eğilimler olarak yorumlanmalıdır.

Klinik öneriler:

- Bruksizm riski yüksek olgularda, ilk tercih olarak çift plaklı (Model 2) çözümler bireyselleştirilmiş planla düşünülmelidir.
- Vida sayısı–aralığı–yerleşimi, özellikle posterior segmentte stres piklerini minimize edecek biçimde optimize edilmelidir.
- BoNT-A, seçilmiş hastalarda perioperatif adjuvan olarak değerlendirilebilir; yaklaşık %40'lık stres/deplasman düşüşü, ilk 3 ay gibi kritik biyolojik pencerede stabiliteyi destekleyebilir.
- Tek plak ve yalnız bikortikal vida ağırlıklı düzeneklerde, sırasıyla lokal gerilme ve/veya deplasman artışı riski akılda tutulmalı; endikasyon, hareket vektörü/miktarı ve kortikal kalınlıkla vaka-temelli karar verilmelidir.
- Erken takipte oklüzal yük yönetimi (splint, davranışsal danışmanlık) ve rehabilitasyon protokolleri, biyomekanik kazanımı klinikte kalıcı kılmak için bütüncül uygulanmalıdır.

KAYNAKLAR

Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, *11*(18-23).

Agnihotry, A., Fedorowicz, Z., Nasser, M., & Gill, K. S. (2017). Resorbable versus titanium plates for orthognathic surgery. *Cochrane Database Syst Rev*, *10*(10), Cd006204. https://doi.org/10.1002/14651858.CD006204.pub3

Ågren, M., Nanchaipruek, Y., Phumariyapong, P., Apinuntham, C., Rakchart, S., Pettersson, M., & Wanitphakdeedecha, R. (2023). Duration of bite force reduction following a single injection of botulinum toxin in the masseter muscle bilaterally: A one-year non-randomized trial. *J Oral Rehabil*, *50*(5), 343-350. https://doi.org/10.1111/joor.13434

Ahn, K. Y., & Kim, S. T. (2007). The Change of Maximum Bite Force after Botulinum Toxin Type A Injection for Treating Masseteric Hypertrophy. *Plastic and Reconstructive Surgery*, *120*(6), 1662-1666. https://doi.org/10.1097/01.prs.0000282309.94147.22

Al-Moraissi, E. A., & 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/https://doi.org/10.1016/j.ijom.2016.04.021

Al-Moraissi, E. A. M., & Ellis, E. (2016). Stability of bicortical screw versus plate fixation after mandibular setback with the bilateral sagittal split osteotomy: a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *45*(1), 1-7. https://doi.org/10.1016/j.ijom.2015.09.017

Albougha, S., Darwich, K., Darwich, M., & Albogha, M. (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.

Andersson, L., Kahnberg, K.-E., & Pogrel, M. A. (2012). *Oral and maxillofacial surgery*. John Wiley & Sons.

Atik, F., Atac, M. S., Özkan, A., Kılınc, Y., & Arslan, M. (2016). Biomechanical analysis of titanium fixation plates and screws in sagittal split ramus osteotomies. *Niger J Clin Pract*, *19*(1), 140-144. https://doi.org/10.4103/1119-3077.164331

Bader, G., & Lavigne, G. (2000). Sleep bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder: REVIEW ARTICLE. *Sleep Medicine Reviews*, *4*(1), 27-43. https://doi.org/https://doi.org/10.1053/smrv.1999.0070

Banakar, V. T., Bhandage, S., Harish Kumar, A., & Swennen, G. R. J. (2023). Resistance and Stress Analysis of 3D Plate and Locking Plate Fixation in Bilateral Sagittal Split Osteotomy: A Comparative Finite Element Study. *J Maxillofac Oral Surg*, *22*(4), 856-860. https://doi.org/10.1007/s12663-023-01971-y

Beddis, H., Pemberton, M., & Davies, S. (2018). Sleep bruxism: an overview for clinicians. *British Dental Journal*, *225*(6), 497-501. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2018.757

Bell, R. B. (2018). A history of orthognathic surgery in North America. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, *76*(12), 2466-2481.

Bentivoglio, A. R., Del Grande, A., Petracca, M., Ialongo, T., & Ricciardi, L. (2015). Clinical differences between botulinum neurotoxin type A and B. *Toxicon*, *107*, 77-84. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.toxicon.2015.08.001

Berraquero, R., Palacios, J., Gamallo, C., de la Rosa, P., & Rodriguez, J. I. (1995). Prenatal growth of the human mandibular condylar cartilage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *108*(2), 194-200. https://doi.org/10.1016/S0889-5406(95)70083-8

Borstlap, W. A., Stoelinga, P. J., Hoppenreijs, T. J., & van't Hof, M. A. (2004). Stabilisation of sagittal split advancement osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year follow-up. Part II. Radiographic parameters. *Int J Oral Maxillofac Surg*, *33*(6), 535-542. https://doi.org/10.1016/j.ijom.2004.01.015

Bracci, A., Lobbezoo, F., Häggman-Henrikson, B., Colonna, A., Nykänen, L., Pollis, M., Ahlberg, J., Manfredini, D., Pain, I. N. f. O., & Methodology, R. D. (2022). Current Knowledge and Future Perspectives on Awake Bruxism Assessment: Expert Consensus Recommendations. *Journal of Clinical Medicine*, *11*(17), 5083. https://www.mdpi.com/2077-0383/11/17/5083

Brasileiro, B. F., Grempel, R. G., Ambrosano, G. M. B., & 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*, *67*(4), 809-817. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.11.009

Carra, M. C., Huynh, N., & Lavigne, G. (2012). Sleep bruxism: a comprehensive overview for the dental clinician interested in sleep medicine. *Dent Clin North Am*, *56*(2), 387-413. https://doi.org/10.1016/j.cden.2012.01.003

Champy, M., Lodde, J., Schmitt, R., Jaeger, J., & Muster, D. (1978). Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *Journal of maxillofacial surgery*, *6*, 14-21.

Chang, Y.-H., Chan, M.-Y., Hsu, J.-T., Hsiao, H.-Y., & Su, K.-C. (2019). Biomechanical analysis of the forces exerted during different occlusion conditions following bilateral sagittal split osteotomy treatment for mandibular deficiency. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2019*(1), 4989013.

Chemelo, V. D. S., Né, Y. G. S., Frazão, D. R., de Souza-Rodrigues, R. D., Fagundes, N. C. F., Magno, M. B., da Silva, C. M. T., Maia, L. C., & Lima, R. R. (2020). Is There Association Between Stress and Bruxism? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Front Neurol*, *11*, 590779. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.590779

Choi, A. H., Conway, R. C., Taraschi, V., & Ben-Nissan, B. (2015). Biomechanics and functional distortion of the human mandible. *J Investig Clin Dent*, *6*(4), 241-251. https://doi.org/10.1111/jicd.12112

Choi, D.-S., Garagiola, U., & Kim, S.-G. (2019). Current status of the surgery-first approach (part I): concepts and orthodontic protocols. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, *41*(1), 10. https://doi.org/10.1186/s40902-019-0194-4

Claes, L., Recknagel, S., & Ignatius, A. (2012). Fracture healing under healthy and inflammatory conditions. *Nature reviews. Rheumatology*, *8*, 133-143. https://doi.org/10.1038/nrrheum.2012.1

Cosme, D. C., Baldisserotto, S. M., Canabarro Sde, A., & Shinkai, R. S. (2005). Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont*, *18*(4), 328-332.

da Silva Ramalho, J. A., Palma, L. F., Ramalho, K. M., Tedesco, T. K., & Morimoto, S. (2023). Effect of botulinum toxin A on pain, bite force, and satisfaction of patients with bruxism: A randomized single-blind clinical trial comparing two protocols. *Saudi Dent J*, *35*(1), 53-60. https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2022.12.008

Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A., Lipinski, P., & Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical engineering & physics*, *30*(2), 218-225.

Desai, O., Kshirsagar, R., Singh, V., Nair, V. S., Pawar, S., & Jain, S. (2025). Orthognathic surgery: Is surgery first approach a viable option in orthognathic surgery? *Natl J Maxillofac Surg*, *16*(1), 3-6. https://doi.org/10.4103/njms.njms_114_23

Edition, F., Logan, D. L., Shortt, C. M., Adams, R., Gowans, H., Rizzo, C., Director, S. A., Kunkler, M., Adams, A., & Periera, C. (2010). Printed in the United States of America 1 2 3 4 5 6 7 13 12 11 10.

Einhorn, T. A., & Gerstenfeld, L. C. (2015). Fracture healing: mechanisms and interventions. *Nat Rev Rheumatol*, *11*(1), 45-54. https://doi.org/10.1038/nrrheum.2014.164

Erkmen, E., Ataç, M., Yücel, E., & Kurt, A. (2009). Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D-FEA: part 3: inferior and anterior repositioning surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *38*(2), 173-179.

Erkmen, E., Şimşek, B., Yücel, E., & 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.

Eshghpour, M., Samieirad, S., Shooshtari, Z., Shams, A., & Ghadirimoghaddam, N. (2023). Three Different Fixation Modalities following Mandibular Setback Surgery with Sagittal Split Ramus Osteotomy: A Comparative Study using Three-dimensional Finite Elements Analysis. *World J Plast Surg*, *12*(1), 43-57. https://doi.org/10.52547/wjps.12.1.43

Eslamipour, F., Borzabadi-Farahani, A., Le, B. T., & Shahmoradi, M. (2017). A Retrospective Analysis of Dentofacial Deformities and Orthognathic Surgeries. *Ann Maxillofac Surg*, *7*(1), 73-77. https://doi.org/10.4103/ams.ams_104_16

Farah, J., Craig, R., & Meroueh, K. (1988). Finite element analysis of a mandibular model. *Journal of oral rehabilitation*, *15*(6), 615-624.

Fernandes, G., Franco, A., Siqueira, J., Gonçalves, D. A. G., & Camparis, C. M. (2012). Sleep bruxism increases the risk for painful temporomandibular disorder, depression and non-specific physical symptoms. *Journal of oral rehabilitation*, *39*(7), 538-544.

Fernández-Núñez, T., Amghar-Maach, S., & Gay-Escoda, C. (2019). Efficacy of botulinum toxin in the treatment of bruxism: Systematic review. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, *24*(4), e416.

Fillies, T., & Seier, T. (2023). History of Orthognathic Surgery. In *Fundamentals of Craniofacial Malformations: Vol. 2, Treatment Principles* (pp. 125-130). Springer.

Gao, J., Liu, L., Gao, P., Zheng, Y., Hou, W., & Wang, J. (2020). Intelligent Occlusion Stabilization Splint with Stress-Sensor System for Bruxism Diagnosis and Treatment. *Sensors*, *20*(1), 89. https://www.mdpi.com/1424-8220/20/1/89

Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Lundeen, H. C., Brehnan, K., Walsh, E. K., & Holbrook, W. B. (1981). Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent*, *46*(4), 443-449. https://doi.org/10.1016/0022-3913(81)90455-8

Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Mauderli, A., Lundeen, H. C., & Walsh, E. K. (1986). Limits of human bite strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *56*(2), 226-229. https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90480-4

Granja, G. L., Lacerda-Santos, J. T., Firmino, R. T., Jiao, R., Martins, C. C., Granville-Garcia, A. F., & Vargas-Ferreira, F. (2022). Occurrence of bruxism in individuals with autism spectrum disorder: A systematic review and meta-analysis. *Special Care in Dentistry*, *42*(5), 476-485.

Gray, H. (1877). *Anatomy*. Рипол Классик.

Haas Junior, O. L., Guijarro-Martínez, R., de Sousa Gil, A. P., da Silva Meirelles, L., Scolari, N., Muñoz-Pereira, M. E., Hernández-Alfaro, F., & de Oliveira, R. B. (2019). Hierarchy of surgical stability in orthognathic surgery: overview of systematic reviews. *Int J Oral Maxillofac Surg*, *48*(11), 1415-1433. https://doi.org/10.1016/j.ijom.2019.03.003

He, Y., Zhang, H., Qiao, J., Fu, X., Xu, S., Jin, Q., Liu, J., Chen, Y., Yu, B., & Niu, F. (2022). Biomechanical Evaluation of Seven Fixation Methods for Sagittal Split Ramus Osteotomy with Four Advancement Levels by Finite Element Analysis [Original Research]. *Frontiers in Surgery*, *Volume 9 - 2022*. https://doi.org/10.3389/fsurg.2022.891747

Hems, T., & Tillmann, B. (2000). Tendon entheses of the human masticatory muscles. *Anat Embryol (Berl)*, *202*(3), 201-208. https://doi.org/10.1007/s004290000107

Hiatt, J. L. (2020). *Textbook of head and neck anatomy*. Jones & Bartlett Learning.

İnan, Ö. M., Karaca, İ., & Dolanmaz, D. (2024). Fixation Methods Used in Sagittal Split Ramus Osteotomy. *EurAsian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *3*(1), 43-51.

Jafari, A., Shetty, K. S., & 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.

Jha, K., Gupta, M., & Grover, A. (2024). Application of Biomechanics in Medical Sciences. *Journal of Applied Sciences and Clinical Practice*, *5*(2), 73-74. https://doi.org/10.4103/jascp.jascp_24_24

Johnson, A. W., Akkina, S. R., & Bevans, S. E. (2025). Maxillomandibular Fixation: Understanding the Risks and Benefits of Contemporary Techniques in Adults. *Facial Plast Surg Aesthet Med*, *27*(1), 98-105. https://doi.org/10.1089/fpsam.2024.0113

Joss, C. U., & 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*, *67*(2), 301-313. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.06.060

Jung, B. K., Park, H., Cheon, Y. W., Yun, I. S., Choi, J.-W., Kim, H. J., Lee, M. Y., Kang, B. S., & Kang, T. J. (2023). Clinical investigation of botulinum toxin (prabotulinumtoxin A) for bruxism related to masseter muscle hypertrophy: A prospective study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, *51*(5), 332-337. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jcms.2023.05.005

Júnior, N. L., Moro, M. A., Tanaka, F. Y., de Sousa Fattah, C. M. R., & Renon, M. A. (1999). O que significa cirurgia ortognática? *Arquivos de Ciências da Saúde da UNIPAR*, *3*(3).

Kato, T., Thie, N. M., Huynh, N., Miyawaki, S., & Lavigne, G. J. (2003). Topical review: sleep bruxism and the role of peripheral sensory influences. *J Orofac Pain*, *17*(3), 191-213.

Khan, A. J., Afrose, T., Nuha, F. A., Islam, M. A., & Ahmad, M. S. B. (2024). Bruxism management in individuals with autism spectrum disorder and down syndrome–A systematic review. *Special Care in Dentistry*, *44*(3), 645-658.

Khechoyan, D. Y. (2013). Orthognathic surgery: general considerations. *Semin Plast Surg*, *27*(3), 133-136. https://doi.org/10.1055/s-0033-1357109

Kim, J. W., Park, K. N., Lee, C. H., Kim, Y. S., Kim, Y. H., & Yang, B. E. (2018). Finite Element Stress Analysis of Keyhole Plate System in Sagittal Split Ramus Osteotomy. *Sci Rep*, *8*(1), 8971. https://doi.org/10.1038/s41598-018-27186-7

Kim, S. G., & Park, S. S. (2007). Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, *65*(12), 2438-2444. https://doi.org/10.1016/j.joms.2007.05.030

Kimura, A., Nagasao, T., Kaneko, T., Tamaki, T., Miyamoto, J., & Nakajima, T. (2006). Adaquate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, *34*(4), 193-200.

Klasser, G. D., Rei, N., & Lavigne, G. J. (2015). Sleep bruxism etiology: the evolution of a changing paradigm. *J Can Dent Assoc*, *81*, f2.

KOYANO, K., Tsukiyama, Y., Ichiki, R., & Kuwata, T. (2008). Assessment of bruxism in the clinic. *Journal of oral rehabilitation*, *35*(7), 495-508.

Kuik, K., De Ruiter, M., De Lange, J., & 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.

Langdon, J. D., Patel, M. F., Ord, R., & Brennan, P. A. (2017). *Operative oral and maxillofacial surgery*. CRC Press.

Larson, B. E., Lee, N.-K., Jang, M.-J., Jo, D.-W., Yun, P.-Y., & Kim, Y.-K. (2017). Comparative evaluation of the sliding plate technique for fixation of a sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, *123*(5), e148-e152. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.oooo.2016.11.016

Laskin, D. M. (2018). The Use of Botulinum Toxin for the Treatment of Myofascial Pain in the Masticatory Muscles. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, *30*(3), 287-289. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.coms.2018.04.004

Lavigne, G. J., Khoury, S., Abe, S., Yamaguchi, T., & Raphael, K. (2008). Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil*, *35*(7), 476-494. https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01881.x

Lee, S. K., Kim, Y. S., Oh, H. S., Yang, K. H., Kim, E. C., & Chi, J. G. (2001). Prenatal development of the human mandible. *Anat Rec*, *263*(3), 314-325. https://doi.org/10.1002/ar.1110

Lew, K. K., Foong, W. C., & Loh, E. (1993). Malocclusion prevalence in an ethnic Chinese population. *Aust Dent J*, *38*(6), 442-449. https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1993.tb04759.x

Liou, E. J. W., Chen, P.-H., Wang, Y.-C., Yu, C.-C., Huang, C. S., & Chen, Y.-R. (2011). Surgery-First Accelerated Orthognathic Surgery: Postoperative Rapid Orthodontic Tooth Movement. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, *69*(3), 781-785. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.10.035

Lobbezoo, F., Ahlberg, J., Glaros, A., Kato, T., Koyano, K., Lavigne, G., de Leeuw, R., Manfredini, D., Svensson, P., & Winocur, E. (2013). Bruxism defined and graded: an international consensus. *Journal of oral rehabilitation*, *40*(1), 2-4.

Lobbezoo, F., Ahlberg, J., Raphael, K. G., Wetselaar, P., Glaros, A. G., Kato, T., Santiago, V., Winocur, E., De Laat, A., De Leeuw, R., Koyano, K., Lavigne, G. J., Svensson, P., & Manfredini, D. (2018). International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil*, *45*(11), 837-844. https://doi.org/10.1111/joor.12663

Malcangi, G., Patano, A., Pezzolla, C., Riccaldo, L., Mancini, A., Di Pede, C., Inchingolo, A. D., Inchingolo, F., Bordea, I. R., Dipalma, G., & Inchingolo, A. M. (2023). Bruxism and Botulinum Injection: Challenges and Insights. *Journal of Clinical Medicine*, *12*(14), 4586. https://www.mdpi.com/2077-0383/12/14/4586

Manfredini, D., Winocur, E., Guarda-Nardini, L., Paesani, D., & Lobbezoo, F. (2013). Epidemiology of bruxism in adults: a systematic review of the literature. *J Orofac Pain*, *27*(2), 99-110.

Marsell, R., & Einhorn, T. A. (2011). The biology of fracture healing. *Injury*, *42*(6), 551-555. https://doi.org/10.1016/j.injury.2011.03.031

McHenry, D. (1943). A LATTICE ANALOGY FOR THE SOLUTION OF STRESS PROBLEMS. *Journal of the Institution of Civil Engineers*, *21*(2), 59-82.

Meger, M. N., Fatturi, A. L., Gerber, J. T., Weiss, S. G., Rocha, J. S., Scariot, R., & Wambier, L. M. (2021). Impact of orthognathic surgery on quality of life of patients with dentofacial deformity: a systematic review and meta-analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg*, *59*(3), 265-271. https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2020.08.014

Megson, T. H. G. (2019). *Structural and stress analysis*. Butterworth-Heinemann.

Miloro, M., Ghali, G., Larsen, P., & Waite, P. (2004). Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. *Hamilton, Ont*.

Minakuchi, H., Fujisawa, M., Abe, Y., Iida, T., Oki, K., Okura, K., Tanabe, N., & Nishiyama, A. (2022). Managements of sleep bruxism in adult: A systematic review. *Japanese Dental Science Review*, *58*, 124-136. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2022.02.004

Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2018). *Clinically oriented anatomy*. Wolters kluwer india Pvt Ltd.

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.

Oguz, Y., Watanabe, E., Reis, J., Spin-Neto, R., Gabrielli, M., & Pereira-Filho, V. A. (2015). In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5-mm sagittal split advancement osteotomies. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *44*(8), 984-988.

Ohayon, M. M., Li, K. K., & Guilleminault, C. (2001). Risk Factors for Sleep Bruxism in the General Population. *CHEST*, *119*(1), 53-61. https://doi.org/10.1378/chest.119.1.53

Olate, S., Sigua, E., Asprino, L., & de Moraes, M. (2018). Complications in orthognathic surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, *29*(2), e158-e161.

Ong, M. A. (2004). Spectrum of dentofacial deformities: a retrospective survey. *Ann Acad Med Singap*, *33*(2), 239-242.

Orliaguet, T., Dechelotte, P., Scheye, T., & Vanneuville, G. (1993). The relationship between Meckel's cartilage and the development of the human fetal mandible. *Surg Radiol Anat*, *15*(2), 113-118. https://doi.org/10.1007/bf01628309

Patel, J., Cardoso, J. A., & Mehta, S. (2019). A systematic review of botulinum toxin in the management of patients with temporomandibular disorders and bruxism. *British Dental Journal*, *226*(9), 667-672.

Pellegrini, M., Nardi, G., Pulicari, F., Scribante, A., Garagiola, U., & Spadari, F. (2023). Latest evidence on orthognathic surgery techniques and potential changes in oral microbiota related to intermaxillary fixation in orthodontic patients: a systematic review. *The Open Dentistry Journal*, *17*, 1-15.

Pereira, F. L., Janson, M., & Sant'Ana, E. (2010). Hybrid fixation in the bilateral sagittal split osteotomy for lower jaw advancement. *J Appl Oral Sci*, *18*(1), 92-99. https://doi.org/10.1590/s1678-77572010000100015

Pereira, I. N., & Hassan, H. (2022). Botulinum toxin A in dentistry and orofacial surgery: an evidence-based review - part 1: therapeutic applications. *Evidence-Based Dentistry*. https://doi.org/10.1038/s41432-022-0256-9

Peterson, G. P., Haug, R. H., & Van Sickels, J. (2005). A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, *63*(9), 1317-1324.

Popat, S. P., Rattan, V., Rai, S., Jolly, S. S., & Malhotra, S. (2021). Nutritional intervention during maxillomandibular fixation of jaw fractures prevents weight loss and improves quality of life. *Br J Oral Maxillofac Surg*, *59*(4), 478-484. https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2020.10.009

Posnick, J. (2013). Definition and Prevalence of Dentofacial Deformities. *Orthognathic Surgery: Principles and Practice*, 61-68. https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-2698-1.00003-4

Posnick, J. C. (2013). *Principles and practice of orthognathic surgery*. Elsevier Health Sciences.

Posnick, J. C., Egolum, N., & Tremont, T. J. (2018). Primary Mandibular Deficiency Dentofacial Deformities: Occlusion and Facial Aesthetic Surgical Outcomes. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, *76*(10), 2209.e2201-2209.e2215. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.06.009

Priyadarsini, P., & Muthushekar, M. R. (2011). Longitudinal changes in muscle activity of masseter and anterior temporalis before and after Lefort I osteotomies, An EMG study. *Ann Maxillofac Surg*, *1*(2), 131-135. https://doi.org/10.4103/2231-0746.92776

Proffit, W. R., Turvey, T. A., & Phillips, C. (2007). The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension. *Head Face Med*, *3*, 21. https://doi.org/10.1186/1746-160x-3-21

Proffit, W. R., White, R. P., & Sarver, D. M. (2003). *Contemporary treatment of dentofacial deformity* (Vol. 283). Mosby St. Louis.

Rogers, N., & Pickett, C. (2017). *Basic guide to oral and maxillofacial surgery*. John Wiley & Sons.

Rubens, B. C., Stoelinga, P. J., Blijdorp, P. A., Schoenaers, J. H., & Politis, C. (1988). Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *17*(6), 371-376.

Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., & Yi, H. (1983). Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of dental research*, *62*(2), 82-86.

S, A., G, A., A, A., S, A., M, M., & M, H. (2025). Psychological and quality of life outcomes following orthognathic surgery: A comprehensive systematic review. *Advances in Oral and Maxillofacial Surgery*, *18*, 100522. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.adoms.2025.100522

Sakaguchi, R. L. (2012). Craig's restorative dental materials. *Mosby Elsevier*, *293*.

Sarkarat, F., Ahmady, A., Farahmand, F., Fateh, A., Kahali, R., Nourani, A., & Rakhshan, V. (2020). Comparison of strengths of five internal fixation methods used after bilateral sagittal split ramus osteotomy: An in vitro study. *Dent Res J (Isfahan)*, *17*(4), 258-265.

Sato, F. R., Asprino, L., Consani, S., Noritomi, P. Y., & 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, *114*(5 Suppl), S60-68. https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2011.08.027

Sato, F. R., Asprino, L., Fernandes Moreira, R. W., & de Moraes, M. (2014). Comparison of postoperative stability of three rigid internal fixation techniques after sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement. *J Craniomaxillofac Surg*, *42*(5), e224-229. https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.08.012

Sato, F. R., Asprino, L., Noritomi, P. Y., da Silva, J. V., & de Moraes, M. (2012). Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, *41*(8), 934-941. https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.03.018

Schwimmer, A., Greenberg, A. M., Kummer, F., & Kaynar, A. (1994). The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, *52*(1), 45-48. https://doi.org/10.1016/0278-2391(94)90013-2

Sendra, L. A., Montez, C., Vianna, K. C., & Barboza, E. P. (2021). Clinical outcomes of botulinum toxin type A injections in the management of primary bruxism in adults: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *126*(1), 33-40. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.002

Shetty, S., Pitti, V., Satish Babu, C. L., Surendra Kumar, G. P., & Deepthi, B. C. (2010). Bruxism: A Literature Review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, *10*(3), 141-148. https://doi.org/10.1007/s13191-011-0041-5

Shetty, V., Atchison, K., Leathers, R., Black, E., Zigler, C., & Belin, T. R. (2008). Do the benefits of rigid internal fixation of mandible fractures justify the added costs? Results from a randomized controlled trial. *J Oral Maxillofac Surg*, *66*(11), 2203-2212. https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.06.058

Shin, S. H., Kang, Y. J., & Kim, S. G. (2018). The effect of botulinum toxin-A injection into the masseter muscles on prevention of plate fracture and post-operative relapse in patients receiving orthognathic surgery. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, *40*(1), 36. https://doi.org/10.1186/s40902-018-0174-0

Singh, B. (2014). *Anatomy Head, Neck & Brain,(Vol. 1)* (Vol. 1). Scientific Publishers.

Sinnatamby, C. S. (2011). *Last's Anatomy e-Book: Last's Anatomy e-Book*. Elsevier Health Sciences.

Sitnikova, V., Kämppi, A., Teronen, O., & Kemppainen, P. (2022). Effect of Botulinum Toxin Injection on EMG Activity and Bite Force in Masticatory Muscle Disorder: A Randomized Clinical Trial. *Toxins (Basel)*, *14*(8). https://doi.org/10.3390/toxins14080545

Stoelinga, P. J. W., & Borstlap, W. A. (2003). The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: the versatility of a technique¹. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, *61*(12), 1471-1476. https://doi.org/10.1016/j.joms.2003.07.002

Şimşek, B., Erkmen, E., Yilmaz, D., & Eser, A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics*, *28*(3), 199-213.

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 Face Med*, *6*, 4. https://doi.org/10.1186/1746-160x-6-4

Tharanon, W. (1998). Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, *56*(9), 1055-1058. https://doi.org/10.1016/S0278-2391(98)90255-5

Tinastepe, N., Küçük, B. B., & Oral, K. (2015). Botulinum toxin for the treatment of bruxism. *Cranio*, *33*(4), 291-298. https://doi.org/10.1080/08869634.2015.1097296

Townsend, G., Hughes, T., Luciano, M., Bockmann, M., & Brook, A. (2009). Genetic and environmental influences on human dental variation: A critical evaluation of studies involving twins. *Archives of Oral Biology*, *54*, S45-S51. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2008.06.009

Uckan, S., Veziroglu, F., Soydan, S. S., & Uckan, E. (2009). Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, *20*(3), 775-779.

Ulusoy, M., & AK, A. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Cilt II. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi*, 687-689.

Ustrell-Barral, M., Zamora-Olave, C., Khoury-Ribas, L., Rovira-Lastra, B., & Martinez-Gomis, J. (2024). Reliability, reference values and factors related to maximum bite force measured by the Innobyte system in healthy adults with natural dentitions. *Clin Oral Investig*, *28*(11), 620. https://doi.org/10.1007/s00784-024-06014-5

Van den Bempt, M., Vinayahalingam, S., Han, M. D., Bergé, S. J., & Xi, T. (2022). The role of muscular traction in the occurrence of skeletal relapse after advancement bilateral sagittal split osteotomy (BSSO): A systematic review. *Orthod Craniofac Res*, *25*(1), 1-13. https://doi.org/10.1111/ocr.12488

Vingender, S., Dőri, F., Schmidt, P., Hermann, P., & Vaszilkó, M. T. (2023). Evaluation of the efficiency of hyaluronic acid, PRP and I-PRF intra-articular injections in the treatment of internal derangement of the temporomandibular joint: A prospective study. *J Craniomaxillofac Surg*, *51*(1), 1-6. https://doi.org/10.1016/j.jcms.2023.01.017

Von Arx, T., & Lozanoff, S. (2016). Clinical oral anatomy: a comprehensive review for dental practitioners and researchers.

Waltimo, A., Nyström, M., & Könönen, M. (1994). Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res*, *102*(2), 92-96. https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1994.tb01161.x

Yang, W. (1980). A generalized von Mises criterion for yield and fracture. *Journal of Applied Mechanics*, *47*(2), 297-300.

Yue, X., WANG, L., WANG, R., & ZHOU, F. (2010). Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. *Finite Element Analysis*.

Zhan, S., Jiang, Y., Cheng, Z., & Ye, J. (2014). A Meta-analysis Comparing the 2.0-mm Locking Plate System With the 2.0-mm Nonlocking Plate System in Treatment of Mandible Fractures. *Journal of Craniofacial Surgery*, *25*(6). https://journals.lww.com/jcraniofacialsurgery/fulltext/2014/11000/a_meta_analysis_comparing_the_2_0_mm_locking_plate.35.aspx