

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

MANDİBULANIN KALINLIK VE UZUNLUĞUNUN SAGİTTAL SPLIT RAMUS
OSTEOTOMİSİNDE KULLANILAN FİKSASYON TÜRÜ VE KEMİK ÜZERİNDE
OLUŞAN STRES İLE İLİŞKİSİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Ezgi ERGEZEN ÖZAŞİR

UZMANLIK TEZİ

ANKARA
2018

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

MANDİBULANIN KALINLIK VE UZUNLUĞUNUN SAGİTTAL SPLIT RAMUS
OSTEOTOMİSİNDE KULLANILAN FİKSASYON TÜRÜ VE KEMİK ÜZERİNDE
OLUŞAN STRES İLE İLİŞKİSİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Ezgi ERGEZEN ÖZAŞİR

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Emre TOSUN

ANKARA

2018

ONAY SAYFASI

28/11/2018

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt.Ezgi ERGEZEN ÖZAŞIR'ın 28/11/2018 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Mandibulanın Kalınlık ve Uzunluğunun Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Türü ve Kemik Üzerinde Oluşan Stres ile İlişkisinin Sonlu Eleman Analizi ile Değerlendirilmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Hakan TÜZ

Hacettepe Üniversitesi

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Görevlisi Emre TOSUN

Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Timuçin BAYKUL

Süleyman Demirel Üniversitesi

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.


Prof. Dr. A. Küya YAZICI
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezimin aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.¹
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir.⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.⁽³⁾

14/01/2019

Ezgi ERGEZEN ÖZAŞİR

¹ “Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metodların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim sürecinde mesleki bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, sabır ve anlayışı ile yanımda olan değerli tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Emre Tosun'a,

Akademik hayatımın şekillenmesindeki eşsiz katkılarının yanı sıra, bana her konuda destek olan ve yol gösteren, mesleki hayatımda rehberliğinden her zaman yararlanacağım Prof. Dr. Hakan Tüz'e,

Hacettepe Üniversitesi'nde eğitimim boyunca gösterdiği sevgi, anlayış, mesleki katkıları ve bana olan inancı için Dr. Selen Adiloğlu'na

Uzmanlık eğitimimiz sürecinde yollarımız kesişen, sevgi ve sabırla beni destekleyen dostlarım Uzm. Dt. Canseda Avağ ve Dt. Şeydanur Urhan'a,

Eğitim hayatım boyunca engin tecrübelerinden, bilgi birikiminden faydalandığım Hacettepe Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine ve çalışma arkadaşlarıma,

Hayatımın her döneminde karşılıksız sevgi ve emeklerini esirgemeyen her zaman yanımda olan babam Abdi Ergezen ve annem Arife Ergezen'e; kardeşim Cansu Ergezen ve eşim Tufan Özaşir'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

Mandibulanın Kalınlık ve Uzunluğunun Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Türü Ve Kemik Üzerinde Oluşan Stres ile İlişkisinin Sonlu Eleman Analizi ile Değerlendirilmesi. Sagittal split ramus osteotomisi sonrası fiksasyon sistemi ve kemik üzerine gelen stresin değerlendirilmesi ve stres dağılımının değişen mandibuler uzunluk (Go-Me arasındaki mesafe) ve kalınlık (mandibula alt sınırı–alveoler kret üst sınırı arasındaki mesafe) ile ilişkisinin daha iyi anlaşılmasının, post operatif dönemde daha öngörülebilir cerrahi sonuçlar almak için önemli olduğu düşünülmektedir. Bu çalışmada kalınlığı ve uzunluğu değiştirilen mandibula modelleri sonlu eleman modelleme yöntemi ile elde edilmiştir. Sagittal split ramus osteotomisi ile 7 mm ilerletme uygulanan modeller; miniplak ve monokortikal vidalar, miniplak sistemine ek olarak uygulanan bikortikal vida (hibrit sistem) ve 3 adet bikortikal vidanın ters L konfigürasyonunda yerleştirildiği sistemler ile fikse edilerek insizal kenardan 200 N kuvvet uygulanmıştır. Fiksasyon sistemleri arasında en fazla stres miniplak sisteminde, en az stres ise ters L bikortikal vida sisteminde oluşmuştur. Uzun ve ince mandibula modellerinde, fiksasyon sistemi ve kemik üzerinde daha fazla stres oluşmuştur. Artan uzunlukla birlikte stresin kalınlık değişimine göre daha fazla arttığı ve mandibulanın kalınlaşması ile sistem üzerinde oluşan stresin kemik ve fiksasyon sistemi arasında paylaşıldığı görülmüştür. En az yer değiştirmenin hibrit sistemde olduğu ve miniplak sistemine ek olarak uygulanan bikortikal vidanın stabilizeye katkısı olduğu görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde, daha fazla stres oluşması beklenen uzun ve ince mandibulada sagittal split ramus osteotomisi ile ilerletme planlanan cerrahilerde hibrit sistem kullanımının biyomekanik olarak daha avantajlı olacağı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: ortognatik cerrahi, SEA, hibrit teknik

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of Mandibular Length and Height on the Sagittal Split Ramus Osteotomy Rigid Internal Fixation Techniques: A Finite Element Analysis.

The stress distribution on the fixation units after sagittal split ramus osteotomy and its relation with mandibular height and length is considered to be an important factor regarding post-operative outcomes. To assess this relation, finite element models of mandibles with different heights and lengths were created. Sagittal split ramus osteotomy and 7 mm advancement was simulated on these models prior to fixation with miniplate, hybrid or inverted L system. 200 N force was applied from the incisal edge and the stress distribution on the fixation systems and the adjacent bone was evaluated. The maximum stress was measured on the miniplate system and the least stress was measured on the inverted L system. The stress was higher in the longer and thinner models, also the increase in length affected the stress change unfavorably comparing to the decrease in height. The mandibular models with greater alveolar height shared the stress with fixation units resulting a homogenous stress distribution. The least displacement was seen in hybrid system and the stress was reduced when a bicortical screw was used with a miniplate system. Based on the results of this study, when sagittal split advancement osteotomy is planned for a rather long or thin mandible, using the hybrid system for fixation should be considered since it is biomechanically advantageous.

Key Words: orthognathic surgery, FEA, hybrid technique

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
ŞEKİLLER	xiv
TABLolar	xviii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Mandibula Anatomisi	3
2.1.1. Mandibula Embriyolojisi	3
2.1.2. Mandibula Postnatal Büyümesi	3
2.1.3. Mandibula Kemik Anatomisi	4
2.1.4. Mandibula Beslenmesi, İnervasyonu ve Drenajı	5
2.1.5. Çiğneme Kasları	6
2.2. Dentofasiyal Deformiteler	7
2.2.1. Mandibuler Yetersizlikler	8
2.3. Tedavi Şekilleri	10
2.3.1. Ortognatik Cerrahi	10
2.3.1.1. Mandibuler Osteotomilerin Tarihçesi	10
2.3.1.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisi	12
2.4. Fiksasyon Teknikleri	15
2.4.1. Direkt Fiksasyon	15
2.4.1.1. Bikortikal Vida Fiksasyonu	16
2.4.1.2. Plak-Vida Fiksasyonu	17
2.4.2. İndirekt Fiksasyon	20
2.5. Kemik Onarımı ve Kemik İyileşmesi	20

2.5.1. Direkt (Primer) Kemik İyileşmesi	20
2.5.2. İndirekt (Sekonder) Kemik İyileşmesi	21
2.6. Ortognatik Cerrahi İşlemlerde Stabilite ve Relaps	23
2.7. Mandibula Biyomekaniği	24
2.7.1. Mandibuler Kemiğin Materyal Özellikleri	28
2.7.2. Fonksiyon Sırasında Mandibula Üzerinde Etkili Olan Kuvvetler	28
2.8. Stres Analizi	29
2.8.1. Stres Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar	29
2.8.2. Mandibulanın Mekanik Özelliklerinin İncelenmesinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	30
2.8.2.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	31
2.8.2.2. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi	31
2.8.2.3. Kırılgan Vernik Kaplama Yöntemi İle Stres Analizi	32
2.8.2.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Kuvvet Analizi	32
2.8.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	32
2.8.2.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	32
2.8.2.7. Sonlu Eleman Analizi	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1. Modelleme ve Ağ Yapısının Oluşturulması	36
3.2. Farklı Mandibuler Morfoloji ve Fiksasyon Modelleri	39
3.3. Materyal Özellikleri	41
3.4. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi	41
3.5. Vidaların Numaralandırılması	42
3.6. Sonuçların Yorumlanması	43
4. BULGULAR	44
4.1. Fiksasyon Sistemleri Üzerindeki Stres Dağılımları	44
4.1.1. 65-25 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları	44
4.1.2. 75-25 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları	46
4.1.3. 85-25 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları	48
4.1.4. 75-15 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları	50

4.1.5. 75-35 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları	52
4.2 Kemik Üzerindeki Stresler Dağılımları	54
4.2.1. Miniplak Modelleri Üzerindeki Stres Dağılımları	54
4.2.1.1. 65-25 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	54
4.2.1.2. 75-25 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	55
4.2.1.3. 85-25 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	56
4.2.1.4. 75-15 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	57
4.2.1.5. 75-35 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	58
4.2.2. Hibrit Sistem Modelleri Üzerindeki Stres Dağılımları	59
4.2.2.1. 65-25 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	59
4.2.2.2. 75-25 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	60
4.2.2.3. 85-25 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	61
4.2.2.4. 75-15 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	62
4.2.2.5. 75-35 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	63
4.2.3. Ters L Bikortikal Vida Sistemi Modelleri Üzerindeki Stres Dağılımları	64
4.2.3.1. 65-25 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	64
4.2.3.2. 75-25 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	65
4.2.3.3. 85-25 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	66

4.2.3.4. 75-15 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	67
4.2.3.5. 75-35 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları	68
4.3. Kuvvet Altındaki Yer Değiştirme Değerleri	69
4.3.1. Miniplak Sistemleri Üzerindeki Yer Değiştirme Değerleri	69
4.3.2. Hibrit Sistem Modelleri Üzerindeki Yer Değiştirme Değerleri	70
4.3.3. Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelleri Üzerindeki Yer Değiştirme Değerleri	71
4.4. Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Streslerin Karşılaştırılması	71
4.4.1. Miniplak Sistemi Üzerindeki Streslerin Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması	71
4.4.2. Hibrit Sistem Üzerindeki Streslerin Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması	72
4.4.3. Ters L Bikortikal Vida Sistemi Üzerindeki Streslerin Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması	72
4.5. Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Kemik Üzerindeki Streslerin Karşılaştırılması	73
4.5.1. Miniplak Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımlarının Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması	73
4.5.2. Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımlarının Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması	74
4.5.3. Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımlarının Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması	75

5.TARTIŞMA	77
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	90
7. KAYNAKLAR	91



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
µm	mikrometre
GPa	Gigapascal
IKR	İlerleyici kondiler rezorbsiyon
IMF	İntermaksiller Fiksasyon
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekaire
MPa	Megapascal
N	Newton
Pa	Pascal
RIF	Rijit İnternal Fiksasyon
SEA	Sonlu Eleman Analizi
SSRO	Sagittal Split Ramus Osteotomisi
TME	Temporomandibular Eklem
σ	Gerilme/ sıkışma stresi
τ	Makaslama stresi

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Mandibula anatomisi	5
2.2. Çiğneme Kasları	7
2.3. Sagittal split ramus osteotomisi	12
2.4. Sagittal split ramus osteotomisi cerrahi teknik	14
2.5. Sagittal split ramus osteotomisi bikortikal vida fiksasyonu: ters L ve lineer formda uygulanması	17
2.6. Sagittal split ramus osteotomisi miniplak fiksasyonu	19
2.7. Sagittal split ramus osteotomisi hibrit fiksasyon	19
2.8. İndirekt kırık iyileşmesi	22
2.9. Gerilim çeşitleri	25
2.10. Stres-gerinim eğrisi	26
2.11. Sıkışma ve gerilme kuvvetleri altında materyalin kesitindeki değişim	27
3.1. Elde edilen katı modele SSRO uygulanması	37
3.2. Dişlerin uzaklaştırılmasının ardından elde edilen katı model	37
3.3. Spongiöz kemik modeli	37
3.4. Plak ve vida modeli	38
3.5. Miniplak fiksasyon modeli	40
3.6. Hibrit fiksasyon modeli	40
3.7. Ters L bikortikal vida fiksasyon modeli	41
3.8. Modelin kondil bölgesinden sabitlenmesi; insizal kenardan kuvvet uygulanması	42
3.9. Miniplak fiksasyon modelinde vidaların numaralandırılması	42
3.10. Hibrit fiksasyon modelinde vidaların numaralandırılması	43
3.11. Bikortikal vida fiksasyon modelinde vidaların numaralandırılması	43
4.1. 65-25 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	44
4.2. 65-25 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	45
4.3. 65-25 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	45
4.4. 75-25 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	46

4.5. 75-25 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	47
4.6. 75-25 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	47
4.7. 85-25 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	48
4.8. 85-25 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	49
4.9. 85-25 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	49
4.10. 75-15 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	50
4.11. 75-15 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	51
4.12. 75-15 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	51
4.13. 75-35 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	52
4.14. 75-35 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	53
4.15. 75-35 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler	53
4.16. 65-25 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	54
4.17. 65-25 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	55
4.18. 75-25 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	56
4.19. 75-25 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	56
4.20. 85-25 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	57
4.21. 85-25 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	57
4.22. 75-15 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	58
4.23. 75-15 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	58
4.24. 75-35 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	59
4.25. 75-35 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	59
4.26. 65-25 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	60

4.27. 65-25 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	60
4.28. 75-25 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	61
4.29. 75-25 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	61
4.30. 85-25 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	62
4.31. 85-25 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	62
4.32. 75-15 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	63
4.33. 75-15 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	63
4.34. 75-35 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	64
4.35. 75-35 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	64
4.36. 65-25 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	65
4.37. 65-25 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	65
4.38. 75-25 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	66
4.39. 75-25 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	66
4.40. 85-25 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	67
4.41. 85-25 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	67
4.42. 75-15 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	68
4.43. 75-15 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma	68

- 4.44.** 75-35 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma 69
- 4.45.** 75-35 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma 69
- 4.46.** Miniplak sisteminde en fazla ve en az yer değiştirme görülen modeller; 85-25, 65-25 70
- 4.47.** Hibrit sistemde en fazla ve en az yer değiştirme görülen modeller; 75-15, 65-25 70
- 4.48.** Bikortikal vida sisteminde en fazla ve en az yer değiştirme görülen modeller; 85-25, 65-25 71



TABLULAR

Tablo	Sayfa
3.1. Modellerde kullanılan düğüm ve nod sayıları	38
3.2. Materyal Özellikleri	41
4.1. Miniplak sistem modelinde fragmanlar arası yer değiştirme	69
4.2. Hibrit sistem modelinde fragmanlar arası yer değiştirme	70
4.3. Ters L bikortikal vida sistem modelinde fragmanlar arası yer değiştirme	71
4.4. Miniplak sistemi üzerindeki streslerin mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	72
4.5. Hibrit sistem üzerindeki streslerin mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	72
4.6. Ters L bikortikal vida sistemi üzerindeki streslerin mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	73
4.7. Miniplak sistem modelinde kortikal kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	73
4.8. Miniplak sistem modelinde spongiöz kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	74
4.9. Hibrit sistem modelinde kortikal kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	74
4.10. Hibrit sistem modelinde spongiöz kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	75
4.11. Ters L bikortikal vida sistem modelinde kortikal kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	76
4.12. Ters L bikortikal vida sistem modelinde spongiöz kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması	76

1. GİRİŞ

Ortognatik cerrahi prosedürler ile dentofasiyal deformitelerin düzeltimi, estetiğin iyileştirilmesi, sağlıklı statik ve fonksiyonel okluzyona ulaşılması amaçlanmaktadır. Mandibuler deformitelerin düzeltiminde en sık kullanılan osteotomi yöntemi sagittal split ramus osteotomisidir (SSRO) (1). SSRO sonrası, kullanılan fiksasyon yöntemi ve fragmanların stabil olmaması, cerrahi sırasında proksimal segmentin uygun olmayan pozisyonlandırılması, mandibuler ilerletme hareketine bağlı olarak kas ve çevre yumuşak dokuda oluşan gerilim, cerrahın deneyimi gibi etkenlerin erken ya da geç dönem relapsa neden olabileceği belirtilmiştir (2). Stabil bir fiksasyon ile postoperatif dönemde oluşabilecek komplikasyonlardan kaçınmak, osteotomize fragmanlar arasında iyi bir kemik iyileşmesi sağlanması, erken mobilizasyon ve relapsın önlenmesi amaçlanmaktadır (3).

Fragmanların stabilizasyonu için tel osteosentezi ile birlikte kullanılan intermaksiller fiksasyon yöntemleri (IMF), yerini plak ve vidaların kullanıldığı rijit internal fiksasyon (RIF) yöntemlerine bırakmıştır (4).

Bikortikal vida sistemleri en rijit teknik olarak tanımlanmış olsa da; muhtemel sinir hasarı, kondilde oluşabilecek dönme etkisi ve fazla stres, ekstraoral yaklaşım gerektirmesi, gerektiğinde operasyon sırası ve sonrasında çıkartılmasının zor olması nedeniyle SSRO'da miniplak ve monokortikal vidaların kullanımı önerilmiştir. Miniplak sisteminin, kemik ve vidalar arasında tam bir adaptasyon sağlanamadığı durumlarda fragmanı kendisine doğru çekebileceği ve okluzal ilişkinin bozulabileceği ya da vidaların gevşemesi ile stabilite kaybı oluşabileceği ileri sürülmüştür (5).

RIF için; bikortikal vidalar, miniplak ve son olarak da bu iki sistemin avantajlarından yararlanmak amacıyla miniplağa ek olarak uygulanan bikortikal vida (hibrit sistem) kullanımı önerilmiştir (6). Ancak bu sistemlerden hangisinin ideal

fiksasyon tekniği olduğu ile ilgili fikir birliği oluşmamıştır. Bu nedenle fiksasyon yöntemi seçiminde hekimler klinik tecrübelerinden yararlanmaktadırlar (1).

İdeal fiksasyon yönteminde, kuvvet karşısında maksimum dayanıklılık ve evre kemik dokuda minimum stres oluşması beklenmektedir (7). Fiksasyon sistemi ve evre kemik doku üzerinde fazla stres oluşması sonucunda, kemik dokuda rezorbsiyon ya da fiksasyon ünitelerinde deformasyonlar oluşması ile stabilite kaybı görülebilmektedir. Ayrıca uzun dönemde kondil bölgesinde oluşan rezorbsiyon da relaps ile ilişkilendirilmiştir (8).

Literatürde fiksasyon sistemleri ve kullanılan materyallerin etkinliği ile kuvvet altında kemik yapı ve fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler biyomekanik, fotoelastik ve sonlu eleman analizi (SEA) yöntemleri ile değerlendirilmiştir (4, 9). SEA çalışmalarının; maksillofasiyal travma, zigomatik implantlar, dental implantoloji ve ortognatik cerrahi gibi oral ve maksillofasiyal cerrahi alanlarında kullanımını son yıllarda artırmıştır (10, 11). Kemik yapıların biyomekanik davranışlarının SEA yöntemi ile değerlendirilmesinin doğru sonuçlar verdiği (12) ve invitro çalışmalarla benzer sonuçları olduğu gösterilmiştir (13). Ancak bu çalışmalarda farklı mandibula kalınlık ve uzunluklarının, kemik ve bikortikal vidalar ya da miniplak sistemleri üzerinde oluşan stres dağılımına etkisi değerlendirilmemiştir.

SSRO sonrası mandibulaya gelen kuvvetlerin, fiksasyon sistemi ile kemik arasında paylaşılarak karşılanması prensibi gözönünde bulundurulduğunda, bu kuvvetler karşısında yeterli stabilite sağlanamaması başarısızlığa neden olacaktır. Değerşen mandibuler kalınlık ve uzunlukta, aynı fiksasyon sistemlerinin farklı sonuçlar ortaya çıkarabileceği dşnlmektedir. Bu amaçla, değerşen mandibula kalınlık ve uzunluğunun, SEA yöntemi ile 3 boyutlu olarak modellenmesi sonrası kemik ve fiksasyon sistemi üzerindeki stres dağılımlarının değerlendirilmesi planlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibula Anatomisi

2.1.1. Mandibula Embriyolojisi

Mandibula ve kondilin temel büyüme paterni, fertilizasyonun 7. haftasında birinci faringeal arktan köken alır. “Meckel kıkırdağı” çevresindeki fibröz mezenşimal dokunun primer intramembranöz kemikleşmesi ile histolojik olarak embriyonel mandibula oluşmaya başlar. Başlangıç kemikleşmesinin ardından simfiz, korpus ve koronoid çıkıntıyı oluşturacak trabeküler kemik; öne, arkaya ve yukarı doğru gelişir. Embriyonel mandibuladaki bu başlangıç kemikleşme bölgesi, mandibulanın primer büyüme merkezi olarak tanımlanmıştır (14).

Mandibula korpusu trabeküler kemiği fertilizasyonun 8. haftasında; maseter, temporal ve pterigoid kas ataçmanlarını oluşturur. Mandibulanın Meckel kıkırdağından ayrılmasının ardından mandibula tüberkülünün posterior ucunda kondil blasteması şekillenir. Pterigoid kasın üst kısmının tutunduğu kondil blastemasının, arka ve yukarı yönde büyümesi ile eş zamanlı gerçekleşen endokondral kemikleşme sonucunda kondil formasyonu oluşur (14).

2.1.2. Mandibula Postnatal Büyümesi

Mandibula yüz kemikleri arasında, en gecikmiş büyüme potansiyeline sahip olan kemiktir. Doğumda maksillaya göre retrognatik olarak konumlanırsa da postnatal dönemdeki hızlı büyüme ile maksilla ve mandibula arasında uyum sağlanmaktadır. Doğumda iki parça olan mandibula, yaşamın ilk yılında orta hat mental simfiz bölgesinde birleşerek tek bir kemik halini alır. Endokondral apozizyonun gerçekleştiği kondiler kartilaj ve intramembranöz apozizyonun görüldüğü ramus posterioru ile alveoler çıkıntı primer gelişim noktaları olarak tanımlanmaktadır (15).

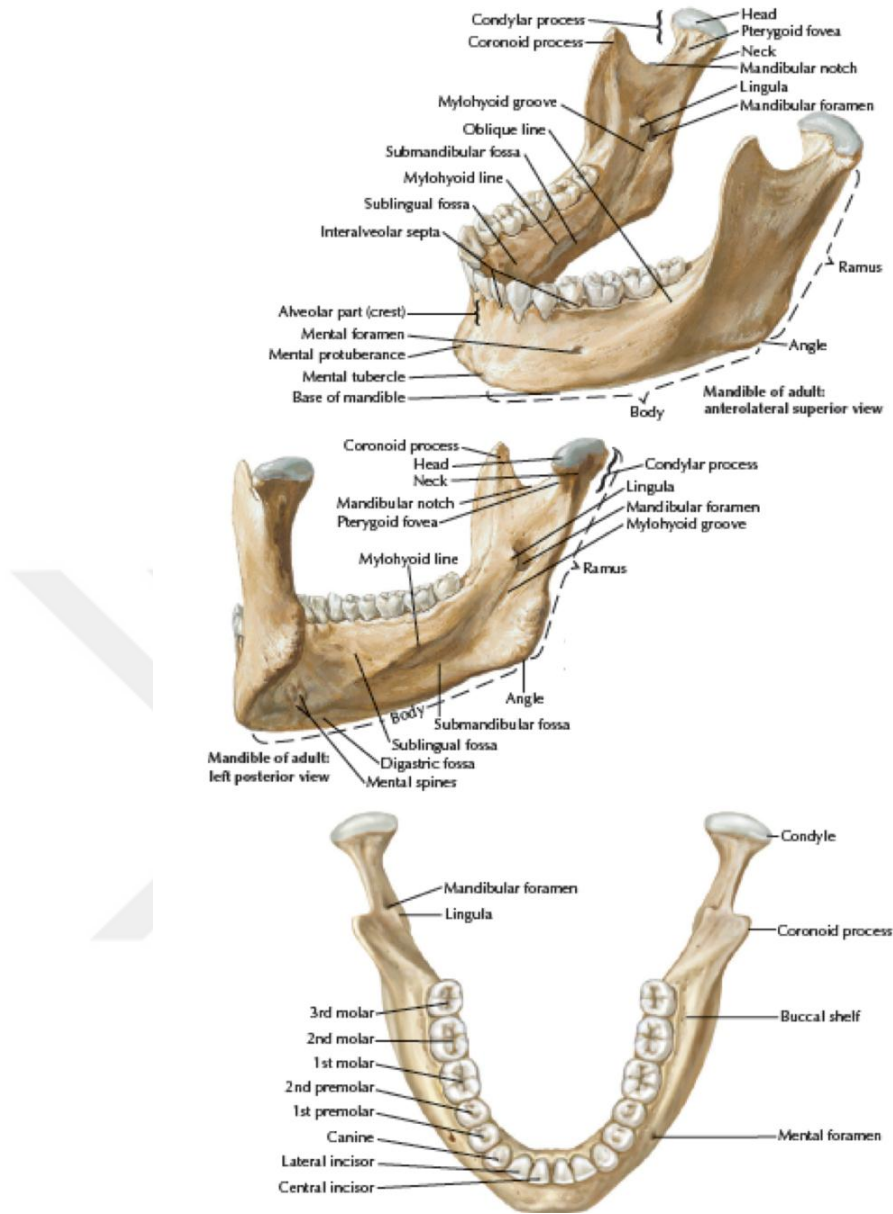
Kondiler kartilajdaki büyüme toplam ramus yüksekliğini belirlerken, alveoler çıkıntı büyümesi mandibuler korpus yüksekliğinin %60'ını belirlemektedir. Maksiller büyüme, 10 yaşından sonra adolosan döneme kadar minimal olarak devam etmektedir; ancak mandibuler büyüme atılımı pubertal dönemde gerçekleşmekte ve mandibula pozisyonunun final halini maksillanın pozisyonu belirlemektedir. Mandibuler büyüme lingual ve labial yumuşak doku ile kassal fonksiyona bağlı olarak değişmektedir (15).

2.1.3. Mandibula Kemik Anatomisi

Mandibula, değişen oranlarda spongiöz kemik etrafında; bukkal ve lingual kortikal plaklardan oluşan "U" şeklinde, kafa iskeletinin tek hareketli kemiğidir. Bazal kemik ve alveoler çıkıntı olarak ikiye ayrılabilir (16). Horizontal olarak uzanan korpus mandibula ve vertikal uzantısı olan ramus mandibula olarak iki kısımda incelenmektedir (17) (Şekil 2.1).

Korpus mandibula, kompakt kemik dokusundan oluşan tabanı basis ve alt dişlerin bulunduğu alveoler çıkıntıdan oluşur. Korpus mandibulanın dış yüzeyi, ön orta hat; simfiz mandibula olarak adlandırılır. Ramus mandibula her iki tarafta korpus ile birleşerek angulus mandibulayı oluşturur. Ramusun üst parçası, "incisura mandibularis" aracılığı ile önde koronoid; arkada kondiler uzantı olarak ikiye ayrılır (18) (Şekil 2.1).

Ramus mandibulanın iç yüzeyinde bulunan mandibuler foramen, korpus mandibulanın ön yan tarafında mental foramende sonlanır. Ramus mandibulanın ön kenarından aşağı doğru uzanan "linea obliqua" dış; "linea mylohyoidea" ise iç yüzeyde bulunur (18) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Mandibula anatomisi, *Netter Head and Neck Anatomy for Dentistry 2012*

2.1.4. Mandibula Beslenmesi, İnervasyonu ve Drenajı

Mandibuler sinir, trigeminal sinirin motor ve duyu komponentleri olan tek dalıdır. Bukkal mukoza ve dişlerin duysusu ile çiğneme kaslarının motor inervasyonunu sağlar. Kafa tabanını “foramen ovaleden” terk eder ve mandibuler foramenden giren alveoler inferior dalını verir.

Eksternal karotid arterin maksiller dalının, alveolaris inferior dalı ile mandibulayı saran periost, mandibulanın beslenmesini sağlar. İnferior alveoler sinir

ile birlikte mandibuler kanalda ilerleyerek mental foramende mental arter dalını verir.

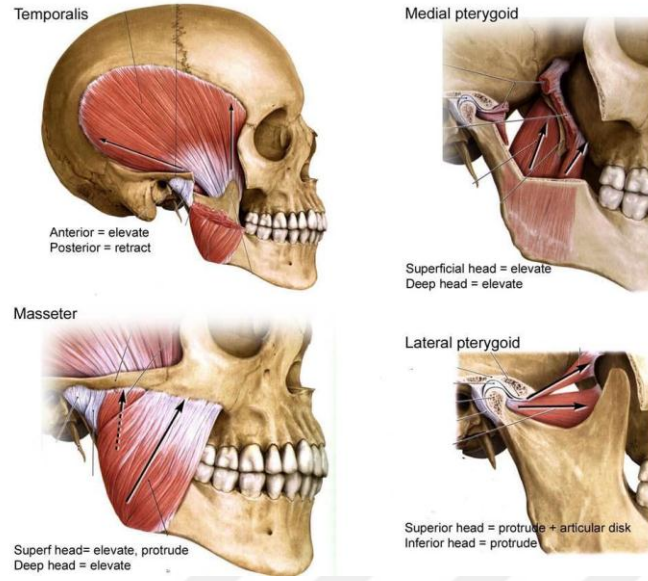
Maksiller ven, fasiyal ven ve pterigoid pleksusun drene olduğu eksternal ve internal juguler venler aracılığı ile mandibulanın venöz dolaşımı sağlanır (18).

2.1.5. Çiğneme Kasları

Mandibuler ramusa tutunan 4 ana kas çiğneme kasları olarak adlandırılır. Bu kas grupları simetrik hareketler için birlikte ya da asimetrik hareketler için tek taraflı olarak çalışabilmektedir (19).

Temporal kas; temporal fossadan başlayıp koronoid çıkıntıya tutunan ve mandibulayı kaldırıp kapatan fan şeklindeki kastır. Maseter kas; zigomatik arkta başlayıp mandibulanın lateral yüzüne tutunur. Çiğneme fonksiyonu sırasında mandibulayı kapatır en kuvvetli çiğneme kasıdır. Medial pterigoid kas, lateral pterigoid kanadın medial yüzeyinden; mandibulanın lingualindeki “tuberositas pterigoidea” uzanır. Mandibulayı kaldırır ve tek taraflı protruziyonunu sağlar. Lateral pterigoid kas, lateral pterigoid kanadın lateral yüzeyinden başlayıp mandibuler kondile uzanır; mandibulanın aşağı, öne ve yana hareketini sağlar (19) (Şekil 2.2).

Suprahyoid kaslar; mylohyoid, geniohyoid, digastrik ve stylohyoid, ile infrahyoid kaslar; sternohyoid, omohyoid, sternothyroid ve thyrohyoid, mandibuler hareket sırasında hyoid kemiğin pozisyonunu belirleyerek çiğneme ve yutkunmaya katkıda bulunmaktadır (19).



Şekil 2.2. Çiğneme Kasları, *Netter Head and Neck Anatomy for Dentistry 2012*

2.2. Dentofasiyal Deformiteler

Dentofasiyal deformite, maksillomandibuler kompleksin normal oranındaki sapma ile dişlerin üzerinde konumlandığı arklar ve okluzyondaki uyumsuzluk olarak tanımlanmaktadır. Dentofasiyal deformite mevcudiyetinde solunum, çiğneme, yutkunma ve baş boyun fonksiyonlarında kısıtlanma görülmekte, Temporomandibuler Eklem (TME), periodonsiyum ve dişler değişen derecelerde etkilenmektedir (20, 21). Populasyonun yaklaşık olarak %20'sinin dentofasiyal deformitelerden etkilendiği bildirilmiştir (22).

Ortognatik cerrahi prosedürler dentofasiyal deformitelerle ilişkili iskeletsel, dişsel ve yumuşak doku disfonksiyonlarının düzeltilmesinde önerilmektedir (23). Konuşma terapisi, dişsel ve ortodontik düzeltimler ile cerrahi prosedürlerin beraber yürütüldüğü bir tedavi planlaması yapılmaktadır. Bu prosedürlerden bazılarının dikkate alınmaması mevcut problemin tam anlamıyla tedavi edilememesine neden olmaktadır.

2.2.1. Mandibuler Yetersizlikler

Mandibuler yetersizlik, en fazla görülen dentofasiyal deformitedir ve artmış overjet ve sıklıkla derin kapanışla karakterize olan “Angle Sınıf II” malokluzyon ile sonuçlanır. Mandibula ve çene ucunda yetersizlikle birlikte, maksillada deformasyonlar da görülebilmektedir (22, 24).

Mandibuler yetersizlik etiolojisinde, Afrika ve Asya’da daha nadir görülmesi nedeniyle, kalıtımın etkisinin baskın olduğu düşünülmektedir (24). Kuzey Karolayna Üniversitesi’nde yürütülen Dentofasiyal Programı dahilinde 1979-1998 yılları arasında değerlendirilen hastaların %56.7’si iskeletsel Sınıf II ilişkiye sahip olarak değerlendirilmiş ve bu hastaların %36’sının 6 mm ve daha fazla overjete sahip oldukları görülmüştür (25). “*National health and nutrition examination survey*”e göre popülasyonun yaklaşık %10’unda, 7 mm’den daha fazla mandibuler yetersizlik görülmüştür ve en uygun tedavi seçeneği olarak ortognatik cerrahi önerilmiştir (24).

Mandibuler yetersizlik, SSRO için en sık endikasyonlardan biridir. Oblik olarak yapılan osteotomi ile fragmanlar arasında geniş bir temas yüzeyi olması nedeniyle kritik kemik yüzey alanı kaybı olmadan, distal fragmanın tüm yönlerdeki hareketine izin vermektedir. Operasyon sonrası stabilite, hareketin yönü ve miktarı ile ilişkili olarak, genellikle oldukça iyi olarak belirtilmektedir (22).

Normal ön yüz yüksekliği ve derin kapanışa sahip olan hastalarda mandibuler yetersizliğin düzeltimi stabil bir prosedürken, distal segmentte saat yönünde rotasyon gerektiren ön derin kapanış olguları ve ön yüz yüksekliğinin fazla olduğu saat yönünün tersine hareket gerektiren durumlar, stabilite kaybına neden olabilmektedir (22).

Mandibuler Yetersizliğin Karakteristik Özellikleri

- Konuşma, çiğneme ve yutkunma bozuklukları
- Üst hava yolu tıkanıklığı

- TME bozuklukları
- Kıvrılmış alt dudak ve belirgin labiamental oluk
- Artmış overjet
- Kesicilerde derin örtülü kapanış
- Mandibulada eğimi artmış spee eğrisi (24)

Mandibuler Yetersizlikle Birlikte Kısa Yüz

- Normal ya da kısa ön yüz yüksekliği
- Kesicilerde derin örtülü kapanış
- Üst kesici eksen eğimlerinde artma veya azalma
- Artmış overjet; üst dişlerin retrüzyonu ile kompanse olmadıysa
- Belirgin çene ucu (22)

Mandibuler Yetersizlikle Birlikte Uzun Yüz

- Artmış alt 1/3 ön yüz yüksekliği
- Sınıf I veya II dişsel ilişki
- Normal overbite ya da ön açık kapanış eğilimi
- Posterior da çapraz kapanış, dar maksilla
- Artan yüz yüksekliğine bağlı dudak yetersizliği
- Mandibuler kesicilerde çapraşıklık
- Konveks profil (22)

2.3. Tedavi Şekilleri

Mandibuler yetersizlik görülen hastalar, estetik olmayan dudak konturu, belirgin olmayan çene ucu gibi görsel kaygılarla; derin kapanış gibi alt kesici dişlerin palatinal bölgede iritasyon oluşturması, çiğneme fonksiyon bozuklukları, TME problemleri ve üst hava yolu darlığı gibi fonksiyonel şikayetler ile tedavi arayışına girebilmektedirler. Bu durumda hasta preadoloan çocukluk döneminde ise büyüme modifikasyonu; erişkin dönemde ise ortodontik kamufraj ve ortognatik cerrahi gibi tedavi seçenekleri bulunmaktadır (24).

2.3.1. Ortognatik Cerrahi

Ortognatik cerrahi ile dentofasiyal deformitelerin düzeltimi için cerrahın estetik algısı, hastaya özgü biyolojik ve psikososyal faktörler değerlendirilerek; milimetrik ölçümler ve açısal değişimlerin maksilla, mandibula ve çene ucu osteotomilerine yansıtılması ile estetik yüz oranları elde etmek ve fonksiyonun geliştirilmesi amaçlanmaktadır (26).

2.3.1.1. Mandibuler Osteotomilerin Tarihçesi

Mandibuler prognati hastasında ön açık kapanış düzeltimi ilk olarak 1894'te Hullihen tarafından, günümüzde anterior subapikal osteotomi tanımına çok benzer şekilde yapılan, intraoral bir osteotomi ile gerçekleştirilmiştir (27). Blair tarafından mandibuler horizontal fazlalığın tedavisine yönelik olarak yapılan korpus osteotomisi 1970'lere kadar küçük değişikliklere uğrayarak kullanılmıştır. Bu değişiklikler inferior alveoler sinirin korunması ve cerrahinin intraoral yaklaşımla yapılmasına yönelik olmuştur (28).

Mandibuler yetersizliğin düzeltiminde cerrahi tedavi seçeneği ise; ilk olarak Blair tarafından 1909'da, çift taraflı horizontal ramus osteotomisi olarak tarif edilmiştir (24). Ekstraoral yaklaşımla lingula üzerinden yapılan horizontal bir

osteotominin, mandibuler fazlalık veya yetersizliğinin düzeltiminde kullanımı önerilmiştir (28).

Limberg tarafından tanımlanan ekstraoral subkondiler osteotomi, günümüzde kullanılan intraoral vertikal subkondiler osteotomi halini almıştır (29). İntraoral subkondiler osteotomi, kondil boynuna medialden yaklaşım ile 1964'te Moose tarafından tarif edilmiştir (30). Winstanley 1968'de lateralden yaklaşımı önermiş ancak Herbert ve arkadaşlarının özel testerelerin kullanımını önermesinin ardından popüler hale gelmiştir (31, 32).

Vertikal subkondiler osteotominin bir modifikasyonu olan ters L osteotomisine benzer bir osteotomi, 1927'de Wassmund tarafından tanımlanmıştır (28). Caldwell ve arkadaşları (33), ters L osteotomisine mandibulanın alt sınırına yakın horizontal bir osteotomi daha ekleyerek C osteotomisini geliştirmişlerdir.

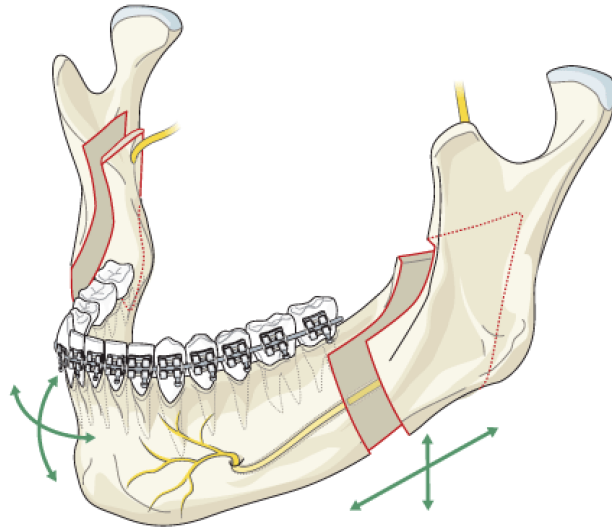
Vertikal ramus osteotomilerinde en büyük gelişim, 1955'te Obwegeser ve Trauner tarafından tarif edilmiştir (34). Vertikal ramusun medialinde, lingulanın hemen üzerinde; lateralinde ise lingulanın hemen altında olacak şekilde, birbirine paralel horizontal osteotomilerden oluşan sagittal osteotomi ilk olarak Lane tarafından tanımlanmıştır (35). Bu fikir Schuchardt tarafından geliştirilmiş ve Obwegeser tarafından yeniden şekillendirilmiştir (36). Osteotomi dizaynındaki majör değişiklik ilk olarak Dal Pont tarafından, kemik temas yüzeylerini arttırmak amacıyla, lateral korteksteki osteotominin mandibulanın horizontal parçasına taşınması önerisi ile olmuştur (22, 37).

Hunsuck ve Epker, (22) ramusun arka sınırına uzanan medial osteotominin bazı hastalarda bölge anatomisine bağlı olarak zor uygulanması nedeniyle, inferior alveoler sinir girişinin hemen arkasında sonlandırılmasını önermişlerdir. Hunsuck (38), ramus medialindeki horizontal osteotominin kısa yapılmasının yumuşak doku üzerindeki travmayı azaltacağını savunmuştur.

2.3.1.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisi

SSRO en sık kullanılan ortognatik cerrahi prosedürlerdendir. Mandibulanın öne ve geriye hareketleri ile mevcut asimetrilerin düzeltiminde kullanılan çok yönlü bir tekniktir (Şekil 2.3). Obwegeser'in tanımladığı osteotomi tekniği; iskeletsel mandibulanın uzatılmasında kullanılan ve intraoral olarak cerrahi alana ulaşımı sağlayan yaklaşım olarak standart tekniklerden ayrılmaktadır (28).

Dal Pont (37), kemik segmentler arasında daha fazla temas sağlanması için bukkal korteksteki osteotomiye 2. molar dişin arkasında konulacak şekilde tanımlamıştır. Ramusun arka sınırına kadar uzanan lingual osteotomi, Hunsuck tarafından modifiye edilerek lingulanın hemen arkasında sonlandırılmıştır (22, 28). SSRO' da biyolojik kriterler; ramusun lateral yüzeyinde masseterin ön sınırına kadar periosteal diseksiyon, lingualde ise sadece lingula üzerinde diseksiyon yapılması önerilerek Epker tarafından belirlenmiştir (39).



Şekil 2.3. Sagittal split ramus osteotomisi, *AO Surgery Reference*, <http://www.aosurgery.org>

Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Avantajları

- Distal fragmanın üç düzlemdeki hareketine izin vererek, operasyon sırasında segmentin istenilen pozisyonda konumlandırılmasına olanak sağlaması
- Osteotomize segmentlerdeki geniş temas alanı ile kemik iyileşmesinin daha iyi olması
- Çiğneme kaslarının normal pozisyonlarındaki minimal değişimler nedeni ile relaps riskinin azalması
- Komplikasyon oranının düşük olması (22)

Cerrahi Teknik

Ramusun anterior sınırında okluzal düzlemlerin ortasından başlayan insizyon, eksternal oblik sırt üzerinden 2. molar dişin arkasına doğru uzatılır. Ardından laterale doğru açılarak önde 1. molar dişin distalinde sonlandırılır. İnsizyon, fiksasyon sonrası yaranın gerilimsiz olarak kapatılmasına izin verecek kadar uzatılmalıdır. Mandibulanın lateral korteksinin açığa çıkartılması amacıyla yapılan periost elevasyonu mandibulanın alt sınırına kadar uzatılır ve proksimal fragmanın kan desteğini bozmayacak şekilde antegonial çentikte sonlandırılır. Periost, retromolar bölgeden anterior ramus üst kısmına kadar eleve edilir (28).

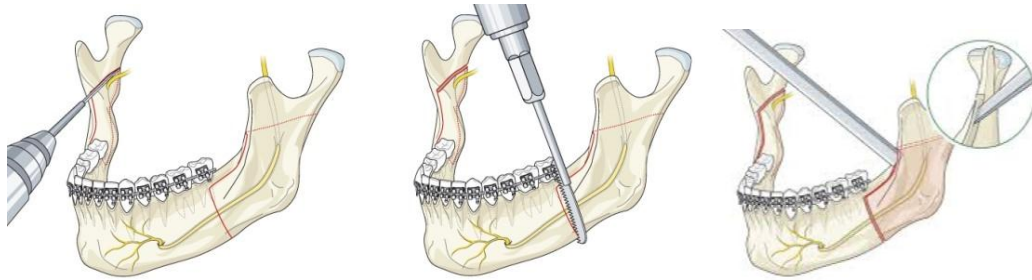
Temporal kasın ataçmanları, medial osteotomi için elverişli bir yaklaşım elde etmek adına, koronoid çıkıntı üzerinde sigmoid çentik seviyesine kadar eleve edilir. Ramusun medial yüzeyinde sigmoid çentik seviyesinden arkaya ve mediale doğru kondil boynu açığa çıkacak şekilde periost eleve edilir. Periost elevasyonu aşağı doğru devam ettirilir ve lingula açığa çıkartılır. Bu sırada, lingulanın hemen altında bulunan, inferior alveoler sinir hasarı oluşturmamaya özen gösterilmelidir (28).

Osteotomi alanındaki görüşün arttırılması amacıyla medialdeki periost elevasyonu, internal oblik sırt hizasından 2. molar dişin distaline doğru uzatılabilir.

Ekartörlerle en uygun görüş alanı sağlanması sırasında muhtemel sinir hasarından kaçınılması ve vertikal ramusun arka sınırının açığa çıkartılmaması önerilmektedir (28).

Ramusun medial korteksinde lingula üzerinde yapılan ve hemen arkasında sonlanan horizontal osteotomi; derinliği ramusun yarısı kalınlığında olacak şekilde yapılır. Lingulanın arkasındaki konkavitede ise osteotomi derinliği, posterior medial ayrılmanın mylohyoid çentikte başlaması için sığ yapılmalıdır (28).

Vertikal osteotomi, 2. molar diş hizasında yapılır ve mandibula alt sınırından eksternal oblik sırtı doğru uzanır, inferior alveoler sinir hasarından kaçınmak için spongiöz kemiğe ulaşıncaya sonlandırılır. Vertikal ve horizontal osteotomiler ramusun anterior sınırından başlayarak birleştirilir. İnce bir osteotom yardımı ile lingula üzerindeki medial korteksin tam olarak ayrılması ve mandibula alt sınırında osteotominin yeterli derinliğe ulaşp ulaşmadığının kontrolü sağlanır. Geniş kama tarzı osteotomiler ile ayrılma sağlanırken bu hattın lateral kortekse daha yakın olmasına dikkat edilmeli, inferior alveoler sinir proksimal segmentte ise dikkatlice ayrılmalıdır (28) (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Sagittal split ramus osteotomisi cerrahi teknik, *AO Surgery Reference*, <http://www.aosurgery.org>

Distal fragmanın geride konumlandırılması planlandıysa, proksimal fragmanın ön sınırında ve ramusun anterior kenarında kemik üzerinde uyumlama yapılması gerekebilmektedir. Her iki tarafta da ayrılma sağlandıktan sonra okluzal split kullanılarak IMF ile stabilizasyon sağlanır ve osseoz fiksasyon uygulanır. RIF tercih

edildiyse IMF açılarak okluzyon kontrol edilir. Cerrahi alan irigasyonun ardından suture edilir (28).

2.4. Fiksasyon Teknikleri

Kemik kırıklarının tedavisinde amaç, fragmanların uygun pozisyonda redüksiyonunun ardından hareketsiz tutularak fonksiyonun geri kazanımı ve enfeksiyondan korunmasıdır (40).

Eksternal fiksasyon; sabit ortodontik apareyler, kortikal vidalar ve IMF, işlenmiş tel ve prefabrik şineler, okluzal splintler kullanılarak yapılabilmektedir. Ancak bu sistemler plak vida sistemlerinin gelişimi ile güncelliğini yitirmiştir. Operasyon sırasında kemik segmentlerin ayrılmasının ardından, rijit fiksasyon uygulaması aşamasında maksilla ve mandibulanın geçici fiksasyonunda kullanılmaktadır (41).

İnternal fiksasyon; tel, vida ve plaklar yardımı ile osteotomize segmentlerin doğru anatomik pozisyonda redükte edildikten sonra kemik iyileşmesi tamamlanana kadar hareketsiz tutulmasıdır. Hastanın normal fonksiyona erken dönemde geri dönmesi ve relaps oranının azaltılması amaçlanmaktadır (28). Direkt ve indirekt fiksasyon olarak sınıflandırılmaktadır (40).

2.4.1. Direkt Fiksasyon

Fiksasyon uygulanacak bölgenin cerrahi olarak açılıp, görüntülenip, stabilize edilmesi olarak tanımlanmaktadır. Direkt fiksasyon; non-rijit, semi rijit ve rijit fiksasyon olarak üç gruba ayrılmıştır (40).

Non-rijit İnternal Fiksasyon

Fonksiyon sırasında kemik fragmanların hareketini önleyemeyen fiksasyon türüdür. Transosseöz tel fiksasyonu gibi osteotomize segmentlerin ayrılmasını sınırlı ölçüde önleyebilen fiksasyon yöntemlerinde tel, dönme ve makaslama kuvvetlerini

nötralize edememektedir. Bu durumda IMF gibi ek yöntemlerin kullanımı zorunlu hale gelmektedir (42).

Fonksiyonel Olarak Stabil Fiksasyon (Semi-rijit Fiksasyon)

Aktif iskeletsel fonksiyon sırasında fragmanlar arasında mikro harekete izin veren ancak bu hareketlilik nedeniyle direkt kemik iyileşmesi görülmeyen fiksasyon formudur. Maksillofasiyal cerrahilerde kullanılan fiksasyon yöntemleri genellikle fonksiyonel olarak stabildir. Tek miniplak kullanımı ile elde edilen fiksasyon sonucunda, fragmanlar arasındaki hareket tam olarak önlenemese de klinik olarak elde edilen başarılı sonuçlar fragmanlar arasında mutlak hareketsizliğin gerekli olmadığını düşündürmektedir (42).

Rijit İnternal Fiksasyon

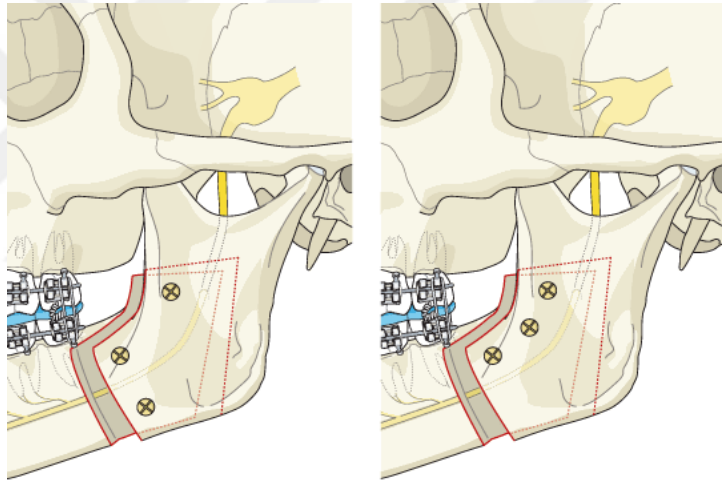
Fonksiyon sırasında kemik fragmanlar arasında hareket oluşmasını önleyebilen, direkt kemiğe uygulanmış fiksasyon sistemi rijit internal fiksasyon olarak tanımlanmaktadır (43). Sagittal osteotomide, RIF için vidaların kullanımı 1974'te Spiessl tarafından tanımlanmıştır (44). Lag vidalar, rekonstrüksiyon plağı, kompresyon plağı gibi sistemler rijit fiksasyon sağlamaktadır. Fragmanlar arasında minimum boşluk ve mutlak hareketsizlik olması ile iyileşme sürecinde, kallus formasyonu oluşmadan *primer* ya da *direkt* kemik iyileşmesi oluşur (42).

2.4.1.1. Bikortikal Vida Fiksasyonu

Vidalar ortopedik ve maksillofasiyal cerrahide en sık kullanılan fiksasyon materyalleridir (45). Genellikle 2 ya da 3 bikortikal vida kullanılmakta ve pozisyonel ya da lag vida olarak uygulanabilmektedir. Lag vidaların kullanımı sadece pasif kemik teması olduğu durumlarda önerilmektedir. Pozisyonel vidalar transoral olarak, fragmanlar arasında kemik temasının fazla ve gerilimsiz olarak sağlandığı bölgelere

yerleştirilmektedir. Bu sayede kondildeki yer değiştirmenin önlenmesi amaçlanmaktadır (22).

İki tane bikortikal vida nörovasküler yapının üzerinde bir tane bikortikal vida altta kalacak şekilde, IMF uygulanmadan RIF uygulanması tanımlanmıştır (44). SSRO fiksasyonu için 3 tane bikortikal vida kullanımı en rijit, maliyeti düşük ve öngörülebilir sonuçlara sahip fiksasyon olarak kabul edilmektedir (46). Pozisyonel vidalar lineer, L ve ters L formu gibi birçok farklı sayıda ve konfigürasyonda kullanılabilir. Yapılan biyomekanik çalışmalar sonucunda ters L şeklinde yerleştirilmiş üç tane bikortikal pozisyonel vida “altın standart” olarak kabul edilmektedir (9, 47, 48) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Sagittal split ramus osteotomisi bikortikal vida fiksasyonu: ters L ve lineer formda uygulanması, *AO Surgery Reference*, <http://www.aosurgery.org>

2.4.1.2. Plak-Vida Fiksasyonu

Osteotomi hattında plak yardımı ile iki fragman arasında köprü oluşturularak elde edilen fiksasyondur. Champy ve arkadaşları (49) tarafından geliştirilmişlerdir, 1 mm kalınlığında 2-9 mm uzunluğunda plaklar ve 2.0 mm çapında 5-19 mm uzunluğunda vidalar, günümüzdeki plak vida sistemlerinin başlangıç noktası olmuşlardır. Osteosentez sistemleri temel olarak titanyum ve paslanmaz çelikten üretilmişlerdir. Ancak 1980'lerden itibaren maksillofasial cerrahide korozyona

direnci ve yüksek biyouyumluluğu nedeniyle titanyum ve alaşımları tercih edilmektedir (50).

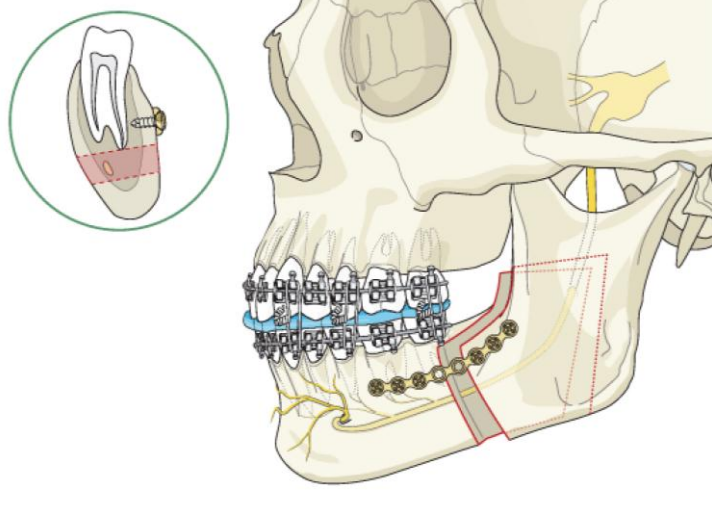
Champy miniplak sisteminden sonra, 1.0 mm, 1.5 mm mikro ve 2.0 mm mini sistemler; 2.3 ve 2.7 mm sistemler geliştirilmiştir. Mikro ve mini sistemler pediatrik cerrahi, orta yüz kırıkları ve ortognatik cerrahi işlemlerde, 2.0 mm ve 2.3 mm'lik sistemler mandibuler kırık tedavisi ve primer rekonstrüksiyonlarında kullanılmışlardır. 2.7 mm sistemler ise mandibulanın primer ve sekonder rekonstrüksiyonunda tercih edilmişlerdir (51).

Uygulama çeşitliği ve ihtiyaçlar doğrultusunda farklı plak tasarımları mevcuttur. Kalınlık, tasarım, vida delikleri arası mesafe ve delik çapları farklılık göstermektedir. Miniplaklar, yük taşımayan ince kemiklerde oldukça sert ve palpe edilebilir olduğu için mikroplak sistemlerinin kullanımı önerilirken, geniş mandibuler defektlerde köprü oluşturmak, yüksek baskı kuvvetlerine karşı koyabilmek amacıyla daha kalın ve güçlü rekonstrüksiyon plakları kullanılmaktadır (51). Genellikle 4 delikli bir miniplak ve osteotomi hattının her iki tarafında ikişer vida kullanımı, stabil bir fiksasyon elde etmek için yeterli olmaktadır (52).

Miniplakların SSRO'da kullanımı ise Michelet tarafından tanımlanmıştır (53). RIF, titanyum plak ve vidaların geliştirilmesi ile birlikte; erken dönemde fonksiyona izin vermesi, beslenmenin ve hava yolu idamesinin daha kolay sağlanabilmesi, stabiliteyi arttırması ve relaps oranını azaltması ile, SSRO'da standart fiksasyon yöntemi haline gelmiştir (48) (şekil 2.6).

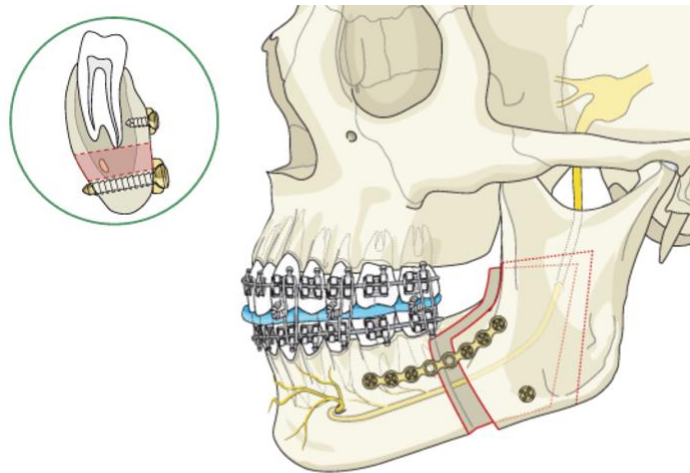
Rezorbe olabilen plak vida sistemleri, plakları çıkartmak için yapılan ikinci bir cerrahi işlem olasılığını ortadan kaldırmak için önerilmişlerdir. Polilaktik asit ve poliglitolik asitten üretilen bu sistemler 1-3 yıla kadar rezorbe olmaktadır (41). Kilitli vida ve plak sistemleri ise vida gevşemesine izin vermemesi, plakların kemiğe tam adaptasyon gereksiniminin eliminasyonu ve osteosentez sırasında fragmanların

yer değiştirmelerini engelleyerek primer stabiliteyi arttırması gibi avantajlarla önerilmişlerdir (51).



şekil 2.6. Sagittal split ramus osteotomisi miniplak fiksasyonu, *AO Surgery Reference*, <http://www.aosurgery.org>

SSRO'da hibrit teknik ise, Schwartz ve Relle (6) tarafından bikortikal pozisyonel vidalar ile miniplak sisteminin farklı avantajlarından faydalanmak amacıyla tanımlanmıştır. Bu sistemde; 1 miniplak ve 4 monokortikal vidaya ek olarak 1 adet bikortikal vida ya da 1 adet plak, 3 monokortikal vida ve 1 tane bikortikal vida ile fiksasyonun sağlanabileceği belirtilmiştir (şekil 2.7).



şekil 2.7. Sagittal split ramus osteotomisi hibrit fiksasyon, *AO Surgery Reference*, <http://www.aosurgery.org>

2.4.2. İndirekt Fiksasyon

İndirekt fiksasyon; proksimal ve distal kemik fragmanlarının stabilizasyonun kırık hatından uzak bir alanda yapıldığı fiksasyon yöntemidir. En sık kullanılan yöntem IMF olmakla beraber, dış çerçeve ile kombine eksternal pin fiksasyonu da kullanılmaktadır (40).

2.5. Kemik Onarımı ve Kemik İyileşmesi

İnternal veya eksternal kuvvetlere maruz kalan kemikte anatomik bütünlüğün bozulmasına kırık denir. Fizyolojik reaksiyonlarla, kırık sonucunda bozulan kemik bütünlüğü yeniden oluşturulmaya çalışılır. Kemikte skar dokusu oluşmadan, remodeling ile iyileşme gerçekleşir (54).

Kemik iyileşmesi histolojik olarak 3 evrede incelenir; fibrin ağın olduğu erken inflamatuvar safha, kallus formasyonunun olduğu onarım safhası (55), havers sistemi ve lameller kemiğin olduğu yeniden yapılanma safhası (remodeling) (56). Evreler zaman çizelgesinde birbirinden ayrılmaz ve her evre daima kendisinden önceki ya da sonraki evre içinde başlar veya biter (54).

2.5.1. Direkt (Primer) Kemik İyileşmesi

Direkt kemik iyileşmesi, fragmanların doğru anatomik redüksiyonu ve stabil olarak fikse edilmesi ile sağlanmaktadır. Kallus formasyonu oluşmamaktadır ve kemik iyileşmesi için açık redüksiyon ve internal fiksasyon gereklidir (57). Kraniyomaksillofasial iskelette direkt kemik iyileşmesi için sıkışmanın gerekli olmadığı gösterilmiştir (58). Direkt kemik iyileşmesi, kontakt ve boşluklu (gap) iyileşme şeklinde olmaktadır.

Kontakt iyileşme

Kemik fragmanları arasındaki mesafe 0.01 mm'den ve fragmanlar arasındaki gerinim %2'den daha az ise kontakt iyileşme oluşur (59). Fragman kenarlarına yakın noktalarda osteonların uç kısmında osteoklast içeren kesici koniler 50-100 µm/gün hızla doğrusal tüneller oluştururlar. Daha sonra bu kaviteler osteoblastlarca üretilen kemik ile doldurulurlar ve Havers sisteminin yeniden şekillenmesi ile sonuçlanır. Havers sistemi osteoblastik öncü hücreleri taşıyan damarsal yapıların geçişine izin verir ve osteonlar direkt lameller kemiğe remodele olarak, periosteal kallus oluşmadan iyileşme tamamlanır (57).

Boşluklu (Gap) İyileşme

Boşluklu iyileşme anatomik redüksiyon sonrası stabil koşulların sağlandığı ve fragmanlar arasında 1 mm'den az boşluğun mevcut olduğu durumlarda oluşur (60). Fragman uçlarında osteoklastik rezorbsiyon oluşmaksızın osteoblastik osteoid birikimi olmaktadır (61). Bu aşamada fragmanlar arasında mevcut olan lameller kemiğin kontakt iyileşmede görülenin aksine, sekonder osteonal rekonstrüksiyonu oluşmaktadır. Primer kemik yapısı, boşluğun her iki tarafında lameller kemik oluşturan ve osteoblastlara dönüşecek; ostoprogenitör hücreleri taşıyan düzlemsel revaskülerize osteonlar ile kademeli olarak yer değiştirir (59). Mekanik olarak zayıf lameller kemiğin oluştuğu başlangıç süreci yaklaşık olarak 3-8 hafta sürer, ardından kontakt iyileşme süreci başlar (57).

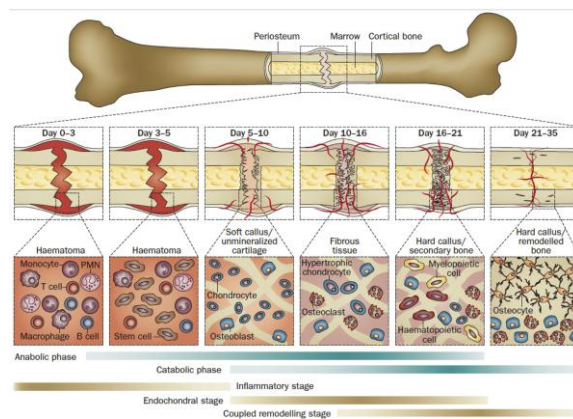
2.5.2. İndirekt (Sekonder) Kemik İyileşmesi

Endokondral ve intramembranöz kemik iyileşmelerini içeren ve en sık karşılaşılan kırık iyileşme tipidir (62). Anatomik redüksiyon veya rijit stabilizasyona ihtiyaç duyulmaz ancak fragmanların fazla hareketliliği ve artmış yüklerle maruz kalması gecikmiş iyileşme ya da iyileşmeme ile sonuçlanabilmektedir (63) . Bu tip

iyileşme opere edilmemiş kırıklarda, eksternal pin fiksasyonu ve parçalı kırıkların iyileşmesinde görülmektedir (64).

Kırık sonrası, damarsal devamlılığın bozulması ile hematoma formasyonu oluşur ve kemik fragman kenarlarında lokalize avaskülarizasyon oluşmasının ardından fragman uçlarına yakın noktalarda, Havers ve Volkman kanalları içinde damar trombozu oluşur. İndirekt kemik iyileşmesi kallus formasyonu ile olmaktadır (61).

Kallus formasyonu farklı basamaklardan oluşmaktadır. Başlangıçta, oluşan periosteal kallus fragmanlar arasındaki basıncın azalmasına neden olur ve endosteal kallus formasyonu gerçekleşir. Mevcut hematoma yerini granülasyon dokusu alır ve fragmanlar arası bağ dokusuna dönüşür. Kemik fragman kenarları osteoklastlar tarafından rezorbe olur ve bağ dokusu fibrokartilaja dönüşür. Fibröz dokuya kıyasla daha sert olan fibrokartilaj, fragmanlar arasındaki dokunun daha dayanıklı hale gelmesi ve fragmanların harekete karşı direncinin artmasına neden olmaktadır. Ardından fibrokartilaj dokuda mineralizasyon görülür. Fibrokartilajın vaskülarizasyonu ve mineralize matriksin rezorpsiyonu eş zamanlı olarak gerçekleşmektedir. Osteoblastların, yeni kemik oluşumuna temel olarak osteid üretimi öncesi, kalsifiye fibrokartilaj rezorbe olmakta ve yerini örgü kemiğe bırakmaktadır. Havers kanallarının yeniden şekillenmesi devam ederken örgü kemik yerini lamellar kemiğe bırakmaktadır (61) (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. İndirekt kırık iyileşmesi, *Fracture healing: mechanisms and interventions*, Einhorn, 2014

2.6. Ortognatik Cerrahi İşlemlerde Stabilite ve Relaps

Ortognatik cerrahinin uzun dönemdeki başarısı, cerrahi ile elde edilen düzeltimin uzun dönemdeki stabilitesine bağlıdır. Stabilite, iskelet ve ilişkili dental yapıların planlanan pozisyonda cerrahi sonrası uzun süre idamesinin sağlanması olarak tanımlanmaktadır. Stabilitenin sağlanamaması cerrahi relaps olarak adlandırılır.

Relaps, Schendel ve Epker (65) tarafından cerrahi sonrası birkaç aylık dönemde oluşan erken relaps ve geç relaps olarak ikiye ayrılmıştır. Erken dönemde oluşan relaps cerrahi teknikle ilişkiliyken, geç dönemde stamatognatik sistemdeki dengesiz kuvvetlere bağlı olarak daha yavaş olduğu ileri sürülmüştür (65). Segmentler arası hareket yoluyla osteotomi bölgelerinin, kondiler distraksiyon ile TME'nin ve proksimal segmentin rotasyonu ile kondilde oluşan morfolojik değişiklik alanlarının relapsa neden olabilecek bölgeler olduğu düşünülmektedir (66).

Kondiler distraksiyon, kondilin glenoid fossada aşağıda ya da önde konumlandığı durumdur. Bu nedenle kondil mandibulayı ortognatik cerrahi sonrası yeni pozisyonunda destekleyemez (66). Cerrahi sırasında kondiler distraksiyon oluşması, cerrahi sonrası hemen relaps görülmesine neden olabilir. Bu durum IMF ve elastikler nedeniyle maskelenebilmektedir (67). Proksimal segmentin saat yönü tersine hareketi, kasların değişen yönelimi ve uzunlukları nedeniyle kondiler distraksiyon oluşabilmektedir (66).

İlerleyici kondiler rezorbsiyon (İKR) ise, geç dönem relapsla ilişkilendirilmektedir. Sıklıkla yüksek mandibuler düzlem açısı olan genç kadın hastalarda görülmektedir (68). SSRO sonrası hastaların %7'sinde İKR olduğu ve ilerletme miktarı ile doğru orantılı olarak arttığı bildirilmiştir (69).

Kondilin glenoid fossada pasif olmayan konumlandırılması ya da fiksasyona bağlı dönme etkisinin oluşması, kondilin farklı bölgelerinde lokalize sıkışma ve gerilme

stresleri oluşmasına sebep olmaktadır (70). Kondildeki fazla sıkışma kuvvetlerinin, sinoviyal sıvı yolu ile beslenmeyi önlediği ve muhtemel kondiler rezorbsiyona neden olabileceği ileri sürülmüştür (71).

Relaps birçok değişkene bağlı olarak oluşan bir durumdur. Ortognatik cerrahi stabilite hiyerarşisinde, maksilla veya mandibulanın cerrahi olarak konumlandırılması sonrası stabilitede; cerrahi prosedür, hareketin yönü, kullanılan fiksasyon türü ve cerrahi tekniğin etkili olduğu bildirilmiştir (72). Cerrahi öncesi ortodonti ile elde edilen iyi bir dişsel kapanış da stabil sonuç için önemli bir faktör olarak değerlendirilmiştir (66).

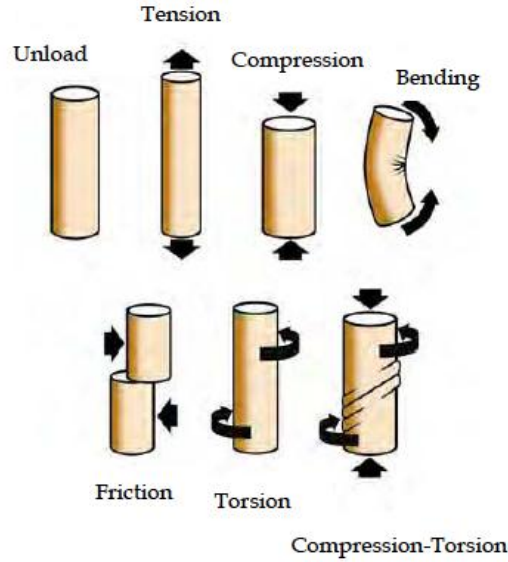
Relapsı etkileyen faktörler;

- Mandibuler hareketin miktarı
- Fiksasyonun türü ve materyali
- Mandibuler düzlem açısı
- Proksimal segmentin pozisyonu
- Yumuşak doku ve kaslar
- Hastanın mevcut büyüme potansiyeli ve yeniden şekillenme
- Cerrahin deneyimi olarak bildirilmiştir (66).

2.7. Mandibula Biyomekaniği

Kemiklere uygulanan kuvvet sonucunda 4 farklı tipte yüklenme görülmektedir; gerilme (tension), sıkışma (compression), makaslama (shear) kuvvetleri doğrusalken, dönme (torsion), bükülme (bending) kuvvetleri açısaldır. Mandibula çiğneme ve ısırma sırasında, çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvet ile bu kuvvetlere reaksiyon olarak oluşan; TME ile dişlerin oluşturduğu kuvvetlere maruz

kalmakta ve mandibulada deformasyon görülmektedir (73). Oluşan stres (gerilim) ve gerininim (strain) oranı ile dağılımı; eksternal kuvvetlere, mandibulanın materyal ve geometrik özellikleri ile kemik doku miktarı ve dağılımına bağlı olarak değişmektedir (74) (Şekil 2.9).



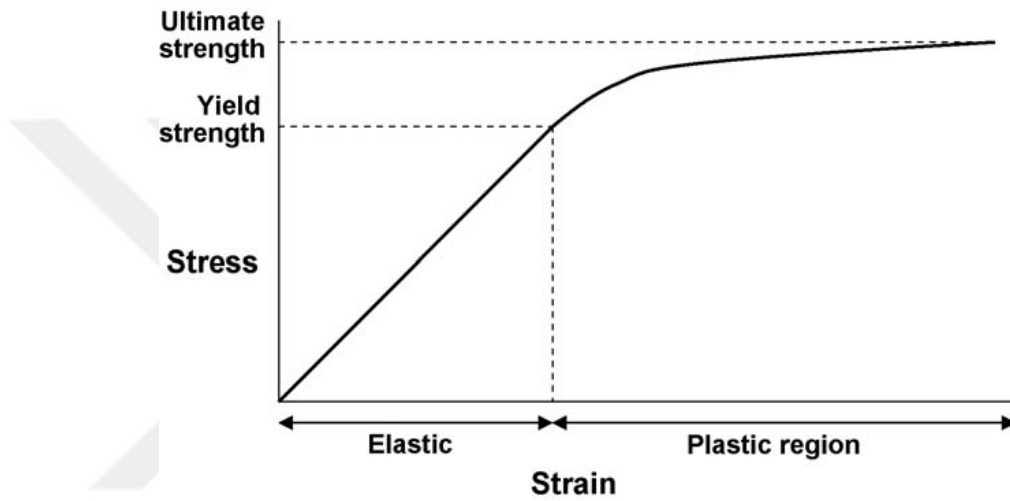
Şekil 2.9. Gerilim çeşitleri. *Biomechanical characteristic of the bone, Bankoff 2007, p.126.*

Deformasyon, gerinim miktarı ile ölçülmektedir. Gerinim, deformasyona bağlı olarak, materyalin orijinal uzunluğuna göre değişen uzunluğunun oranı olarak tanımlanmaktadır. Gerinim birimi % olarak ifade edilmektedir ve boyutsuz bir kavramdır (73).

Deformasyona bağlı olarak kemik dokuda stres oluşmaktadır. Stres, birim alandaki kuvvet olarak tarif edilmektedir ve birimi Pa' dır (N/m^2). Kuvvetin uygulama yönü ile ilişkili olarak stres; sıkışma, gerilme ve makaslama olarak sınıflandırılmaktadır. Kemikte uzama etkisi oluşturan kuvvetler gerilme, kısılma etkisi oluşturanlar sıkışma kuvvetleri olarak adlandırılır. Birbirine paralel ancak farklı yönlerde uygulanan kuvvetler ise makaslama kuvvetleridir (74).

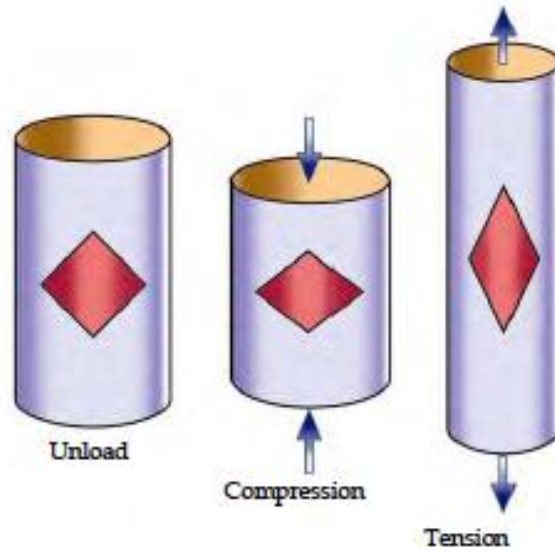
Stres ve gerinim arasındaki ilişki stres-gerinim eğrisi (stress-strain curve) ile gösterilmektedir (74) (Şekil 2.10) . Bu eğride; uygulanan kuvvet ortadan kalkınca

kemiğin eski haline döndüğü elastik deformasyon alanı ile kuvvetin kemikte kalıcı deformasyona neden olduğu plastik deformasyon alanları tanımlanmaktadır. Kemik dokusunun uygulanan kuvvet yönünde oluşan deformasyona karşı direnç gösterebilme yeteneğinin ölçütü elastik modüldür (Young's modulus). Stres-gerinim eğrisinde elastik deformasyon alanının eğimi kemiğin elastik modülünü göstermektedir. Makaslama modülü, kemiğin belli bir düzlemdeki makaslama streslerine direnç gösterebilme yeteneğinin ölçütüdür (74).



Şekil 2.10. Stres-gerinim eğrisi, *Biomechanics of mandibular reconstruction: a review, Wong 2010*

Kemik, uygulanan kuvvet sonucunda o doğrultuda sıkışma veya gerilme stresine maruz kalarak deforme olmasının yanında (primary strain), bu kuvvete dik doğrultuda uzama ya da kısalma eğilimi de göstermektedir (secondary strain). Yani gerilme yüklerine maruz kalan cismin, kuvvet yönünde uzarken kesiti daralmaktadır; sıkışma kuvvetlerine maruz kaldığında ise kesit kalınlığı artmaktadır (75) (Şekil 2.11). Poisson oranı (Poisson's ratio), uygulanan kuvvete dik yönde oluşan bu deformasyona karşı direnç gösterebilme yeteneğinin ölçütüdür (74). Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranıdır (75).



Şekil 2.11. Sıkışma ve gerilme kuvvetleri altında materyalin kesitindeki değişim, *Biomechanical characteristic of the bone, Bankoff 2007, p. 130.*

Elastik modül, makaslama modülü ve Poisson oranı, kemiğin elastik sabitlerini oluşturmakta ve kemiğe uygulanan kuvvet ile elastik alanda oluşan deformasyon arasındaki ilişkiyi tanımlamaktadır. Elastik sabitlerin ya da mekanik özelliklerin farklı yönlerde eşit değerlere sahip olması durumunda materyal izotropik, bu sabitlerin farklı yönlerde farklı değerlerde olması durumunda materyal anizotropik olarak nitelendirilir (73).

Dayanım (strength), kemik dokunun diğer önemli mekanik özelliklerinden biridir. Eğilme dayanımı (yield strength), kalıcı deformasyonun olduğu eğilme noktasındaki stres olarak tanımlanmaktadır (73). Eğilme noktası, stres-gerinim eğrisinde elastik ve plastik deformasyon alanlarını ayıran noktadır. Bu noktanın ötesinde, uygulanan kuvvet kaldırılrsa bile kemik orijinal şekline dönemez. En fazla dayanım (ultimate strength) kemik dokunun en fazla dayanabileceği stres iken, kırılma dayanımı (breaking strength) kemik dokunun kırıldığı stres değeridir ve bu iki değer genellikle aynıdır. Kırılma dayanım değeri uygulanan kuvvetin doğrultusu, lokasyonu ve oluşan stresin tipine bağlıdır. Kemik, makaslama ve gerilme kuvvetlerinin karşısında, sıkışma ile karşılaştırıldığında daha dayanıksızdır (73).

Düz bir kemik bükülme ile yüklendiğinde, belirli bir kesitteki stres hesaplanabilir. Bükülme momenti, uygulanan kuvvet ve yarı kesit ile kuvvetin uygulandığı nokta arasındaki mesafenin çarpımına eşittir. Bükülme sonucunda kemiğin bir tarafında sıkışma bir tarafında gerilme stresi oluşmaktadır (74). Kemik dokusunun biyomekanik özellikleri materyal ve geometrik özelliklerine bağlıdır (73).

2.7.1. Mandibuler Kemiğin Materyal Özellikleri

Elastik modül, makaslama modülü ve Poisson oranı boylamsal (longitudinal), dairesel (radial) ve yüzeysel (tangential) doğrultularda farklı değerlerde olduğu için mandibula anizotropiktir. Mandibulanın, boylamsal doğrultuda elastik modülü daha yüksektir, dairesel ve yüzeysel doğrultulara göre daha sert ve dirençlidir (74).

Kanın dişin altındaki mandibuler korpus alt sınırı, mandibulanın en sert bölgesidir ve dönmeye en dirençli olduğu bölge olduğu bildirilmiştir (76). Mandibuler kortikal tabakanın, korpus kısmında alveol kısımdan daha sert olduğu gösterilmiştir (77). Korpustaki maksimum sertlik (stiffnes) doğrultusu okluzal düzleme paralel, ramustaki yönü ise vertikaldir. Elastik modül molar bölgeden simfize doğru artmaktadır, lingual korteks simfiz ve premolar bölgede bukkal korteksten daha serttir (73). Simfiz bölgesinin yüksek boylamsal elastik modülüne sahip olması, büyük dönme yüklerini mandibula korpusundan daha iyi kompanse edilebileceği şeklinde yorumlamıştır (74).

2.7.2. Fonksiyon Sırasında Mandibula Üzerinde Etkili Olan Kuvvetler

Çiğneme kaslarının etkisi ya da kesici/molar ısırma kuvvetleri ile mandibulada sagittal düzlemde bükülme meydana gelmektedir. Bu bükülme, kas kuvvetlerinin vertikal etkisi ve kondil bölgesinde oluşan karşıt kuvvet ile ısırma/çiğneme kuvvetleri sonucunda oluşmaktadır. Sagittal bükülme momenti ve makaslama kuvvetleri; kas ve ısırma kuvvetlerinin uygulanma noktasına ve moment kolunun uzunluğuna bağlıdır. Fonksiyon sırasında en fazla kuvvet ramus ve angulus bölgelerinde oluşmaktadır.

Isırma noktasının daha öne taşınması ile oluşan bükülme momentinin büyüklüğü ve yönü değişiklik göstermektedir. Simetrik insizal ısırma sonucunda oluşan sagittal bükülme her iki mandibuler korpusta eşit olmaktadır (78).

Çiğneme kuvvetleri sonucu korpus uzun aksı boyunca dönme veya korpus rotasyonu ve transver bükülme etkileri birlikte görülmektedir (78). Oluşan bu bükülme, mandibula alt sınırının dışarı; alveoler sınırın ise içeri doğru dönerek dental arkta daralma etkisi oluşmasına neden olmaktadır. İnsizal ısırma sırasında korpusta çift taraflı dönme etkisi oluşurken simfiz bölgesinde eğilme etkisi görülmektedir. Simfiz üst sınırında sıkışma, alt sınırında gerilme kuvvetleri oluşmaktadır (79).

Lateral eğilme etkisi posteriordan anteriora doğru artarak en yüksek değerine simfiz bölgesinde alır. Lateral eğilme, bukkal kortikal yüzeyde sıkışma, lingual yüzeyde ise gerilme etkisi oluşturmaktadır (74). Hylander (80) tarafından geliştirilen kıvrımlı giriş sistemi ile bu streslerin analizi mümkün olmaktadır. Anatomik şekli nedeniyle, mandibulaya uygulanan kuvvetler iç kısımda, dış kısmına göre daha fazla stres oluşmasına neden olmaktadır. Kurvatürün yarıçapındaki azalma, dış korteksteki stresin azalmasına; iç korteksteki stresin artmasına neden olmaktadır. Yani iç yüzeylerdeki stres, kurvatürün yarıçapı ile ters orantılıdır. Yüksek gerilme stresine maruz kalan bölgeler; koronoid çıkıntı ve ramus anterior kenarından aşağı doğru, simfizin lingual bölgesinde birleşen alanlardır (74).

2.8. Stres Analizi

2.8.1. Stres Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar

von Mises Stres (Eşdeğer Gerilim, Equivalent Stress,): Çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir. Von Mises stresi, kırılma dayanımının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır (81, 82).

Asal Gerilim (Principal Stress): Materyal üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda ' σ ' normal (gerilme/sıkışma stresi) stresler ve ' τ ' makaslama stresleri oluşmaktadır. Makaslama stresinin "0" olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal gerilim değerleri elde edilir. Maksimum asal gerilim en büyük pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini, minimum asal gerilim ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini ifade eder. Hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanında büyük olan stresin etkisi belirgindir (83).

Lineer Elastik Cisim: Stres ile birim uzamanın, uygulanan kuvvetler ile doğru orantılı olarak değiştiği varsayılan cisimlerdir (83).

Homojen Cisim: Materyalin farklı noktalarında aynı elastik özelliğin mevcut olduğunun kabul edilmesidir. Homojen cisimler, mekanik özelliklerin yapısal her elemanda benzer olduğu cisimlerdir (83).

Hooke Kanunu: Birim şekil değiştirmeler ile stres arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden kanundur. Küçük yer değiştirmeler için, belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Stres-gerinim eğrisi, kuvvet uygulandığı zaman cisimde ne kadar deformasyon oluşacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar (84).

2.8.2. Mandibulanın Mekanik Özelliklerinin İncelenmesinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Mandibula farklı kuvvetler altında sadece mekanik bir anlayış ile değil, aynı zamanda canlı dokuların sağlığını korumak amacıyla fizyolojik sınırlar dahilinde değerlendirilmektedir. Uygulamalar sırasında oluşacak kuvvetlerin şiddeti, yönü ve yoğunlaştığı bölgelerin tespiti, doku bütünlüğüne zarar verilmemesi ve doğru uygulamaların tercih edilebilmesi açısından önemlidir (85).

Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri;

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerilim ölçer stres analiz yöntemi
3. Kırılğan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
4. Holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu eleman stres analiz yöntemleridir (82).

2.8.2.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Model üzerinde, kuvvet uygulandığı zaman yapının iç kısmındaki ve yüzeyindeki stres dağılımını gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bu yöntemde kuvvetin şiddeti, kuvvet çizgilerinin yoğunluğu ile değerlendirilmektedir. Uygulanan kuvvetle doğru orantılı olarak kuvvet çizgilerinin sayısı artar. Çizgilerin geniş yüzeyli olması kuvvetin geniş bir alana dağıldığını göstermektedir (85).

2.8.2.2. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer, model üzerinde oluşan basınç ve kuvvet gibi fiziksel özellikleri ölçmek için kullanılmaktadır. Modeldeki doğrusal şekil değişimleri ile mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik etkiler sayesinde oluşan değişiklikler incelenebilmektedir (85).

2.8.2.3. Kırılğan Vernik Kaplama Yöntemi İle Stres Analizi

İncelenecek yapı üzerine uygulanan verniğin kırılğanlığına bağı olarak kuvvet dağılımının değerlendirildiği tekniktir. Vernik üzerinde oluşan çatlaklar, kuvvetin yoğun olduğu bölgeler ve kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (85).

2.8.2.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Kuvvet Analizi

Lazer işını kullanılarak, modelin  boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Modeldeki aralık ve yer değiştirme miktarı, interferometri aleti kullanılarak elde edilen lazer demetleri ve cisim hareket ettiğinde oluşan holografik görüntüdeki saçakların değerlendirilmesi ile ölçülmektedir (85).

2.8.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Kuvvete maruz kalan materyal içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesi yöntemidir. Homojen ve izotropik materyaller üzerine uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu stresler ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişimleri incelenebilmektedir (85).

2.8.2.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Kuvvet uygulanan model üzerindeki gerilimlerde, direnç farklılıkları voltaj değişikliği oluşurmakta ve radyometrede frekans değişiklikleri görülmektedir. Bu verilerin bilgisayar donanımları yardımı ile herhangi bir materyal bağlantısı olmadan transferine yönelik bir tekniktir (85).

2.8.2.7. Sonlu Eleman Analizi

Karmaşık geometriler içeren problemlerin çözümünde analitik bir sonuca ulaşılması oldukça zor olmaktadır. SEA; karmaşık mekanik problemin daha küçük ve

basit elemanlara (sonlu eleman) bölünerek analitik olarak çözümlenmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümü formüle edilir ve uygun şekilde birleştirilerek cismin tamamı için uygulanır (86). Esas problem daha basit problemlere indirildiği için gerçeğe oldukça yakın sonuçlara ulaşılmaktadır (87).

SEA, ilk olarak 1960'ların başında havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmıştır. Statik analizlerin yapılması, akışkanlar mekaniği, ısı transferi ve elektromanyetik analizler gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanımı ise 1970'lerden sonra başlamış ve biyomekanik uygulamalarda kullanımı artmıştır (88, 89). Dental implantların fonksiyonu, fiksasyon materyalleri, mandibula rekonstrüksiyonu ve TME düzensizliklerinde mandibulanın biyomekanik modelleri kullanılmaktadır (90-93). Karmaşık geometrik yapılarda meydana gelen yer değiştirmeler, gerilme ve sıkışma streslerinin incelenmesine imkan veren bir yöntemdir (94). SEA, 3 aşamada gerçekleştirilir:

Hazırlık Safhası (Pre-Processing)

Problem analizinin yapılabilmesi için ilk aşama, çizgiler, alanlar ve hacimlerden oluşan geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Elde edilen model boyut ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek ağ model (mesh) oluşturulur. Ağ oluşturma işlemi ile elemanların ve bu elemanları birleştiren düğüm noktalarının (nod) koordinatları oluşturulur (86). Sonlu elemanlar, hassas bir hesaplama izin verecek kadar küçük ve basit yapıları olmalıdır. Eleman sayısının artması, sonucun gerçeğe daha yakın olmasını sağlarken, hata ihtimalini de arttırmaktadır (86). Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralel kenarlar, üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Tek boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler ise düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılır. Cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır ve düğümler ortadan kaldırıldığında komşu sonlu elemanlar arasındaki fiziksel süreklilik kaybolur (83).

Cismi temsil eden her bir sonlu eleman için eleman matrisleri tanımlanarak, cismin tamamına ait genel matrisi oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamda, cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır. Daha sonra sınır koşulları (boundary conditions) oluşturulur. Sınır koşulları gerilim ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar (89). Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağına göre sınır şartları belirlenir (95).

Çözüm Safhası (Solution)

Oluşturulan modelde; sonlu elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Elastisite modülü ve Poisson oranı ile mekanik özellikler ve modele uygulanması düşünülen kuvvetin yönü, şiddeti, açısı; sınır koşulları ve uygulanması planlanan analizin tipi gibi veriler belirlenir. Modeldeki her eleman ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için uygulanan kuvvet sonucunda alınan tepkiler yapının bütünü ile örtüşmektedir (83).

Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası (Post Processing)

SEA'da yapının bütünü çözümlenmesi ile sonuçlar elde edilir. Farklı koşullar altında yapılan analizler sonucunda; asal gerilimler (principal stress), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) gibi farklı veriler elde edilebilmektedir (83, 86). Bu aşamada sonuçlar düğüm noktası veya eleman bazında tablolar halinde listelenebildiği gibi, renkli grafiklerle görselleştirilebilir.

Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Avantajları:

- Karmaşık geometriye sahip şekillerin incelenmesine olanak sağlar. Çözüm bölgesi alt bölgelere ayrılarak değişik sonlu elemanlar kullanılabilir, daha hassas çözümler yapılabilir.
- Sürekli, süreksiz ve değişken yükler kolaylıkla uygulanabilir.
- Değişik ve karmaşık malzeme özellikleri olan sistemlerde kolaylıkla uygulanabilir.
- Sınır koşulları, temel denklemler kurulduktan sonra basit satır ve sütun işlemleri ile sisteme dahil edilebilir.
- Matematiksel anlamda genelleştirilebilir ve aynı model birçok problemin çözümü için kullanılabilir.
- Kuvvetin uygulama yönü, büyüklüğü ve uygulama noktası istenildiği gibi değiştirilebilir, çalışma defalarca tekrarlanabilir.
- Girişimsel olmayan bir yöntemdir (96).

Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Dezavantajları:

- Malzeme parametreleri iyi tanımlanmadığı takdirde; çatlama, kırılma, temas problemleri, lineer olmayan malzeme davranışı gibi durumların söz konusu olduğu problemlerin çözümlenmesinde zorluklar yaşanmaktadır.
- Problemin türüne göre büyük bellekli bilgisayarlar ve zamana ihtiyaç duyulmaktadır.
- Doğru sonuçların elde edilebilmesi için, sürekli ortamın doğru bölünmesi ve giriş bilgilerinin hatasız olması gerekmektedir (97).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda tez projesi olarak gerçekleştirilmiştir.

Değişen mandibuler kalınlık ve uzunluktaki modellerde, SSRO ile 7 mm mandibuler ilerletme sonrası tek miniplak, miniplak ve bikortikal pozisyonel vida (hibrit teknik) ile ters L konfigürasyonunda 3 tane bikortikal pozisyonel vida sistemleri ile fiksasyon uygulanmış; insizal kenardan uygulanan kuvvetin kemik ve fiksasyon sistemleri üzerinde oluşturduğu stres değerleri, üç boyutlu modelleme ve SEA yöntemi ile incelenmiştir.

3.1. Modelleme ve Ağ Yapısının Oluşturulması

Bilgisayarlı tomografi ile görüntüsü alınmış anomalisiz bir insan mandibulasına ait veriler ile 3 boyutlu sonlu eleman modeli elde edildi. Tomografi verileri 3D-doctor (Able Software Corporation, Lexington, MA, United States) yazılımına gönderildi ve "Interactive segmentation" yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Ayrıştırma işleminden sonra "3D complex render" yöntemi ile elde edilen 3 boyutlu .stl (Sterelithography) mandibula modeli, VRMesh 3 boyutlu mesh model düzenleme yazılımına gönderildi. Rhinoceros 4.0 yazılımı ile (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modellemesi yapıldı ve plak, vida ve kemik doku arasında uyumlandırma ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Kemik yapı, kortikal kemik ortalama 2 mm kalınlığında ve kemik topografisine uygun olacak şekilde kortikal ve spongiöz olarak ayrıştırıldı (98). Düzenlenen mesh modelde Dal Pont Hunsuck modifikasyonu kullanılarak SSRO simüle edildi (37, 38) (Şekil 3.1, Şekil 3.2, Şekil 3.3.)



Şekil 3.1. Elde edilen katı modele SSRO uygulanması



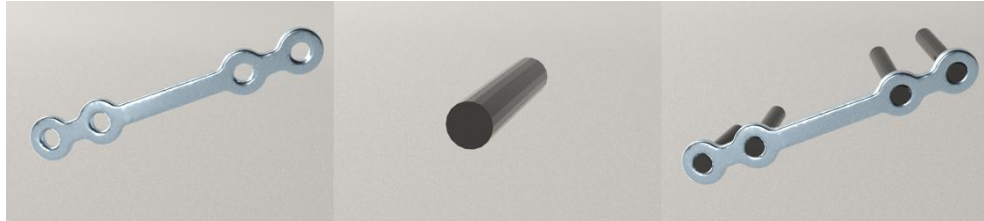
Şekil 3.2. Dişlerin uzaklaştırılmasının ardından elde edilen katı model



Şekil 3.3. Spongiöz kemik modeli

Plak ve vidalar Rhinoceros yazılımı ile oluşturuldu. Plaklar, 4 delikli 1 mm kalınlığında miniplak, vidalar ise monokortikal (9 mm) ve bikortikal (16 mm) olarak 2.0 mm çapında yivsiz titanyum alaşım (Ti-6Al-7Nb) olarak modellendi (99). Yivsiz

şekilde tasarımın tercih edilme sebebi, vida yivlerinin sıkışarak kemiğe oturmasından kaynaklanan streslerin, değerlendirilmek istenen diğer stres değerlerini kamufle etme olasılığıdır. Plak ve vidalar, mandibula modelinin üzerinde oluşturulan kırıkların osteosentezinin simülasyonu için kullanıldı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Plak ve vida modeli

Rhinoceros yazılımı ile elde edilen modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve koordinatları korunarak Algor FEMpro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) yazılımında analizlerin yapılması için Tetrahedral ve Bricks ve '8 nodlu elemanlar' kullanılarak düğüm noktalarında birleşen katı modele çevrildi (Tablo 3.1). Analizler simetri nedeniyle yarım çene mandibula modeli üzerinde yapıldı.

Tablo 3.1. Modellerde kullanılan düğüm ve nod sayıları

	<i>Plak</i>	<i>Plak vida</i>	<i>Vida</i>
75x15	<i>Number of nodes = 63594</i>	<i>Number of nodes = 65417</i>	<i>Number of nodes = 71774</i>
	<i>Number of elements = 300214</i>	<i>Number of elements = 308724</i>	<i>Number of elements = 269653</i>
75x25	<i>Number of nodes = 64436</i>	<i>Number of nodes = 65845</i>	<i>Number of nodes = 56946</i>
	<i>Number of elements = 306314</i>	<i>Number of elements = 312321</i>	<i>Number of elements = 274891</i>
75x35	<i>Number of nodes = 64003</i>	<i>Number of nodes = 65523</i>	<i>Number of nodes = 56708</i>
	<i>Number of elements = 303644</i>	<i>Number of elements = 310124</i>	<i>Number of elements = 273392</i>
65x25	<i>Number of nodes = 64385</i>	<i>Number of nodes = 65981</i>	<i>Number of nodes = 53195</i>
	<i>Number of elements = 305401</i>	<i>Number of elements = 312577</i>	<i>Number of elements = 250178</i>
85x25	<i>Number of nodes = 63614</i>	<i>Number of nodes = 65239</i>	<i>Number of nodes = 54376</i>
	<i>Number of elements = 300696</i>	<i>Number of elements = 307983</i>	<i>Number of elements = 257851</i>

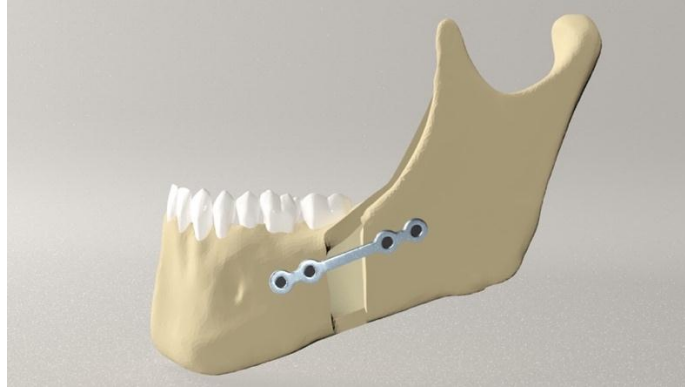
3.2. Farklı Mandibuler Morfoloji ve Fiksasyon Modelleri

Mandibula modeli üzerinde belirlenen Gonion-Menton noktaları arasındaki mesafenin (uzunluk) 65, 75 ve 85 mm olduğu korpus uzunluğunun değiştiği modeller ve 1. molar diş hizasında mandibula alt sınırı ile alveoler kemik üst sınırı arasındaki mesafenin (kalınlık) 15, 25 ve 35 mm olarak değiştiği mandibula modellerinde; Dal Pont Hunsuck modifikasyonuna uygun olarak SSRO uygulanmasının ardından distal segment 7 mm ilerletildi (100, 101).

Miniplak ve 4 adet monokortikal vida, miniplak ve 4 adet monokortikal vidaya ek olarak 1 adet bikortikal vida ya da ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal pozisyonel vidadan oluşan fiksasyon sistemlerinin uygulandığı modeller tasarlandı.

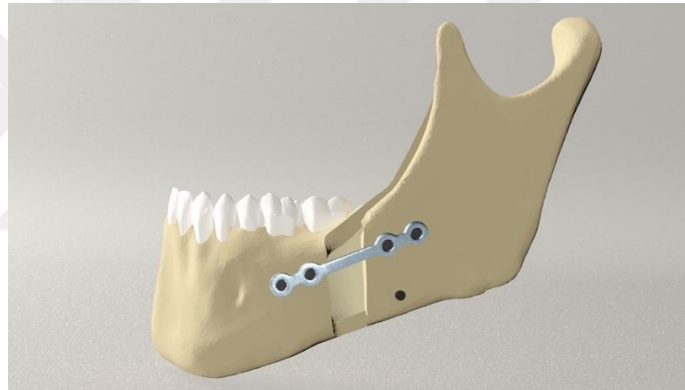
65 mm uzunluğunda 25 mm kalınlığındaki mandibula modelinde (65-25); miniplak, hibrit, ters L; 75 mm uzunluğunda 25 mm kalınlığındaki mandibula modelinde (75-25); miniplak, hibrit ,ters L; 85 mm uzunluğunda 25 mm kalınlığındaki mandibula modelinde (85-25); miniplak, hibrit ,ters L; 75 mm uzunluğunda 15 mm kalınlığındaki mandibula modelinde (75-15); miniplak, hibrit ,ters L; 75 mm uzunluğunda 35 mm kalınlığındaki mandibula modelinde (75-35); miniplak, hibrit ,ters L sistemlerinden oluşan 15 model elde edildi.

Miniplak modelinde; mandibulanın üst 1/3 lük kısmında, düz, 4 delikli miniplak ile osteotomi hattının her iki tarafında 2 şer monokortikal vida olacak şekilde fiksasyon oluşturuldu (102) (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Miniplak fiksasyon modeli

Hibrit modelinde; mandibulanın üst 1/3 lük kısmında, düz, 4 delikli miniplak ve osteotomi hattının her iki tarafında 2 şer monokortikal vida ile inferior alveoler kanalın altına gelecek şekilde bikortikal vida ile fiksasyon oluşturuldu (7) (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Hibrit fiksasyon modeli

Ters L modelinde; mandibulanın üst 1/3 lük kısmında, 2 adet bikortikal vida ile inferior alveoler kanalın altına gelecek şekilde yerleştirilen tek bikortikal vida ile fiksasyon oluşturuldu (7) (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Ters L bikortikal vida fiksasyon modeli

3.3. Materyal Özellikleri

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropi ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapıdaki deformasyon veya stresin uygulanan kuvvetler altında doğru orantılı olarak değişkenlik göstermesidir.

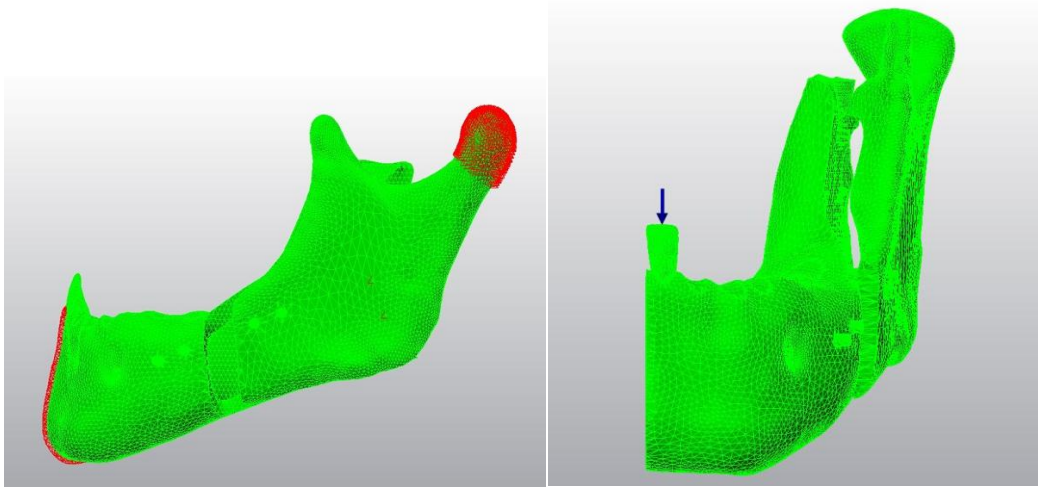
Modeli oluşturan yapıların her birine, analizin yapılabilmesi için fiziksel özelliklerini tanımlayan elastik modül ve Poisson oranı değerleri verilmiştir (103) (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Materyal Özellikleri

	<i>Young's modülü (GPa)</i>	<i>Poisson oranı</i>
<i>Kortikal</i>	13,7	0,30
<i>Spongöz</i>	1,37	0,30
<i>Titanyum</i>	110	0,35

3.4. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

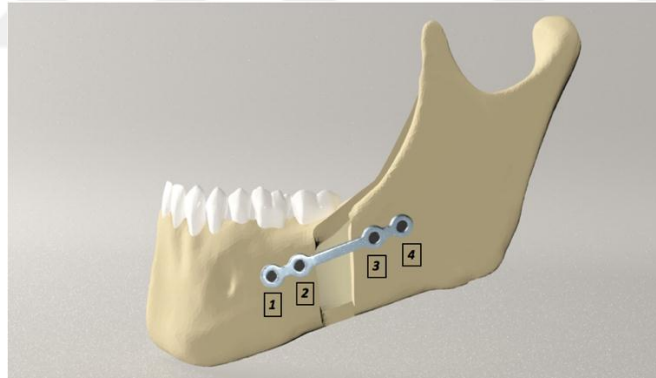
Model, kondil bölgesinden ve ramus lateralinden her "Degree of Freedom (DOF)" da "0" harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Hazırlanan üç boyutlu katı modellere insizal kenardan (1. diş üz üzerinden) 200 N kuvvet uygulandı (104) (Şekil 3.8).



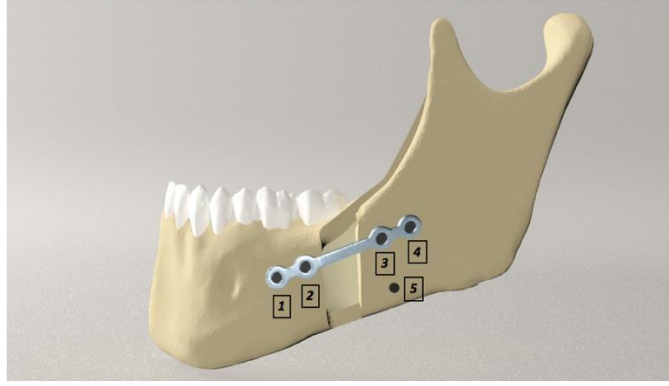
Şekil 3.8. Modelin kondil bölgesinden sabitlenmesi; insizal kenardan kuvvet uygulanması

3.5. Vidaların Numaralandırılması

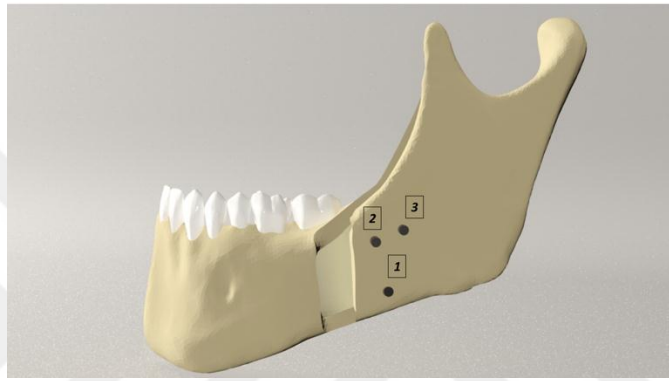
Çalışmada kullanılan vidalar Şekil 3.9, 3.10 ve 3.11’de gösterildiği gibi numaralandırılarak bahsedilmiştir.



Şekil 3.9. Miniplak fiksasyon modelinde vidaların numaralandırılması



Şekil 3.10. Hibrit fiksasyon modelinde vidaların numaralandırılması



Şekil 3.11. Bikortikal vida fiksasyon modelinde vidaların numaralandırılması

3.6. Sonuçların Yorumlanması

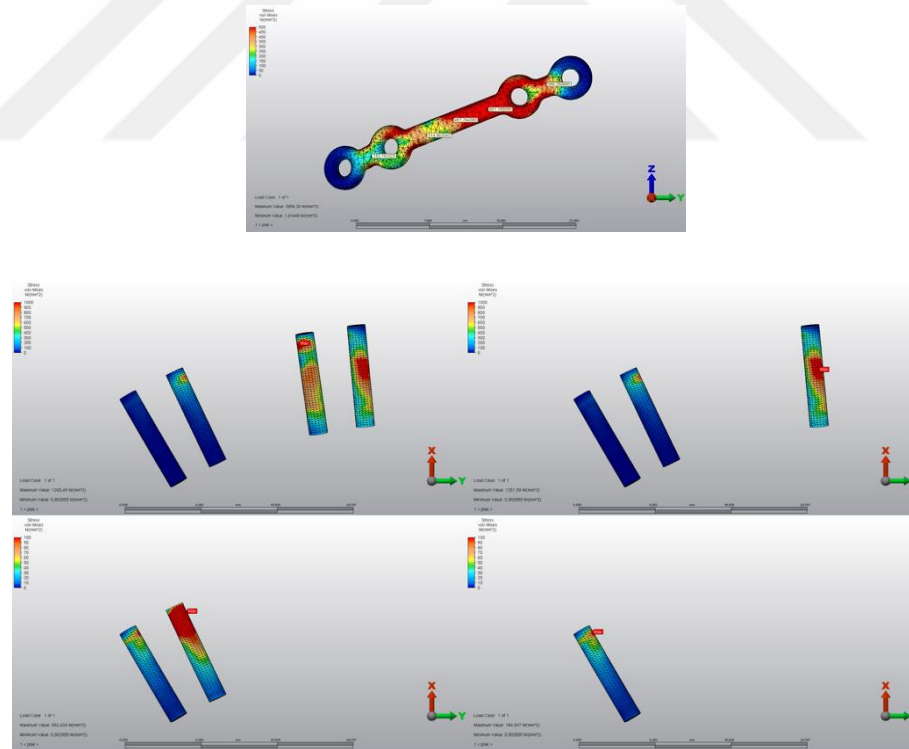
SEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Modellerde kemik üzerinde MPa (N/mm^2) oranı kullanılarak asal gerilim ve osteosentez materyalleri üzerinde von Mises değerleri ölçüldü. Stres değerleri N/mm^2 cinsinden renkli skala ile gösterildi.

4. BULGULAR

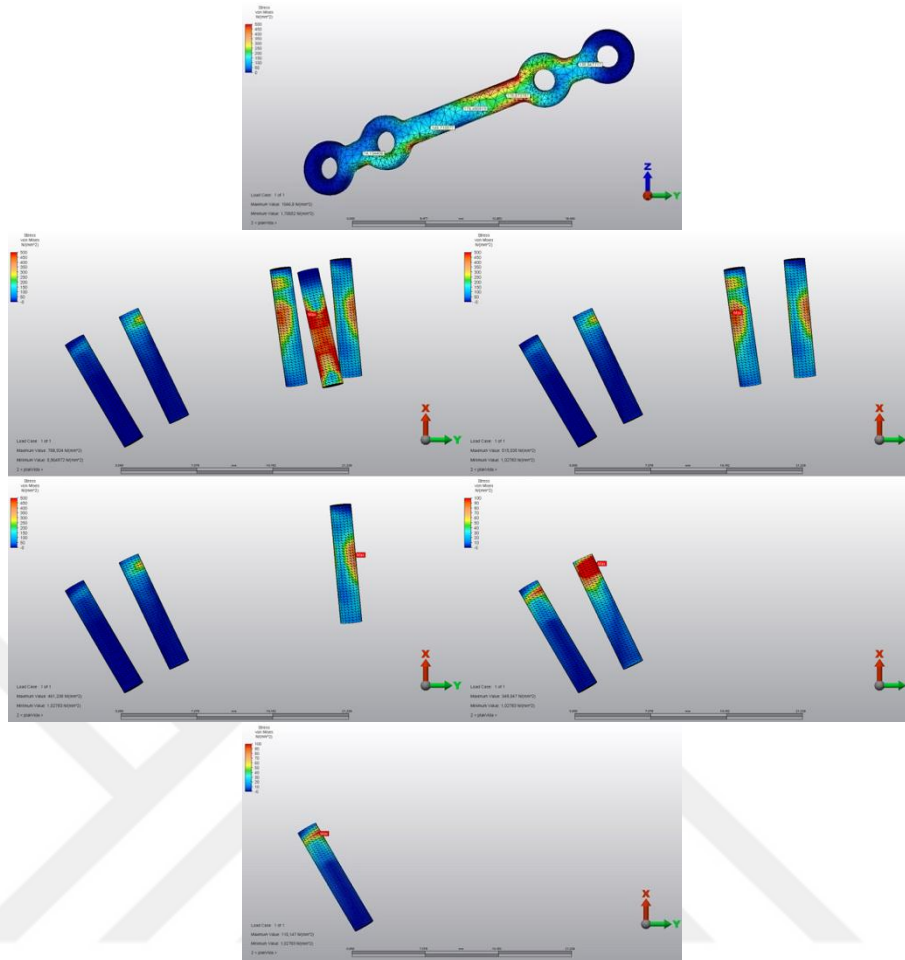
4.1. Fiksasyon Sistemleri Üzerindeki Stres Dağılımları

4.1.1. 65-25 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları

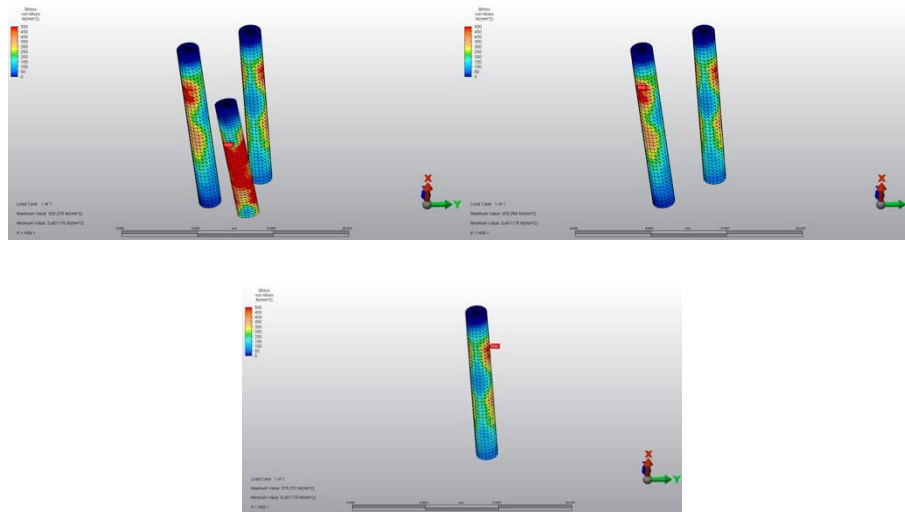
Miniplak, hibrit ve bikortikal vida fiksasyon sistemleri karşılaştırıldığında en yüksek von Mises değeri, miniplak sisteminde; en düşük değer ise bikortikal vida sisteminde ölçüldü. Miniplak sisteminde en yüksek stres, 3 numaralı vidada, hibrit sistemde vidalar arasındaki en yüksek stres değeri 5 numaralı vidada, ardından proksimal segmentte 3 numaralı vidada oluştu. Ters L şeklindeki bikortikal vida fiksasyonunda ise en yüksek stres değeri 1 numaralı vidada, ardından 2. vidada ölçüldü. Miniplak ve hibrit sistemde en düşük stresin 1 numaralı vidada, bikortikal sistemde ise 3 numaralı vidada olduğu görüldü (Şekil 4.1, 4.2, 4.3).



Şekil 4.1. 65-25 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



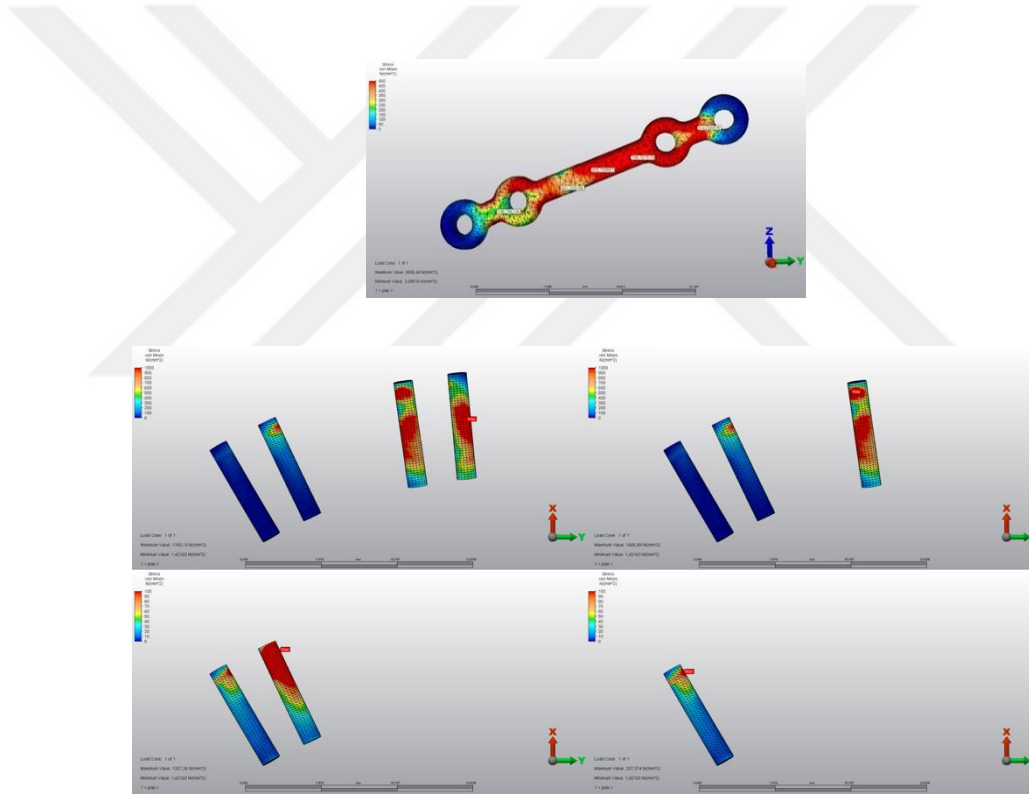
Şekil 4.2. 65-25 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



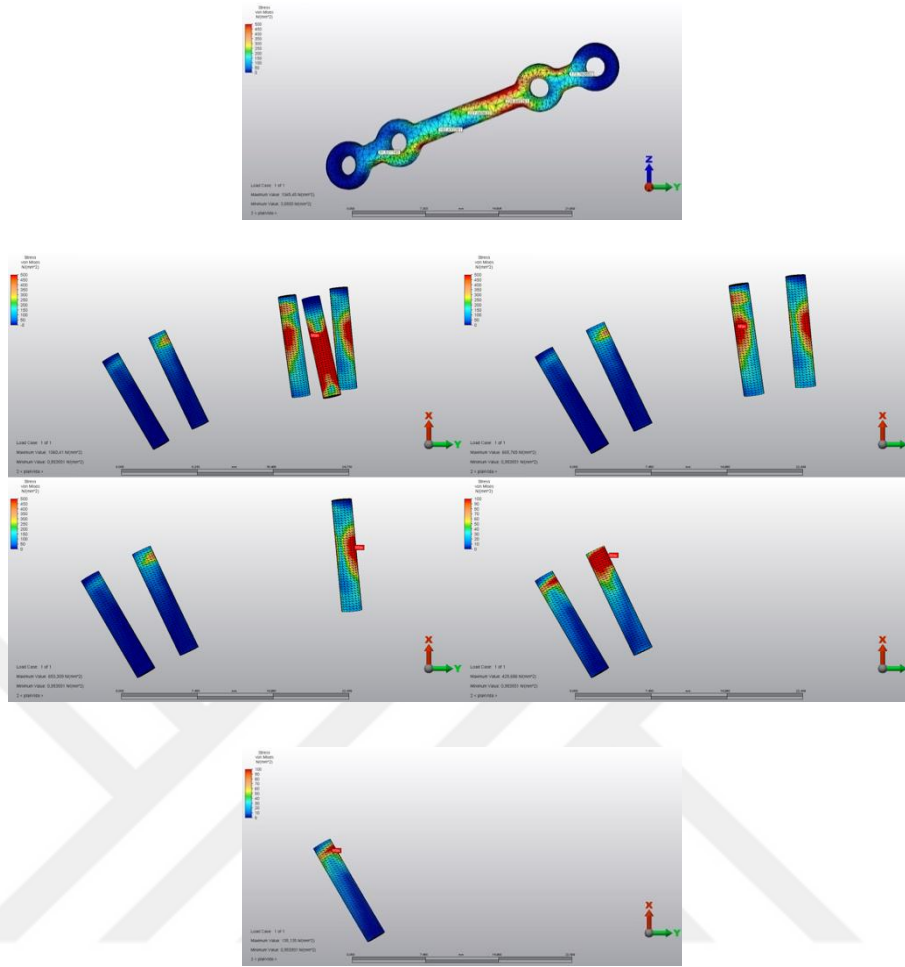
Şekil 4.3. 65-25 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler

4.1.2. 75-25 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları

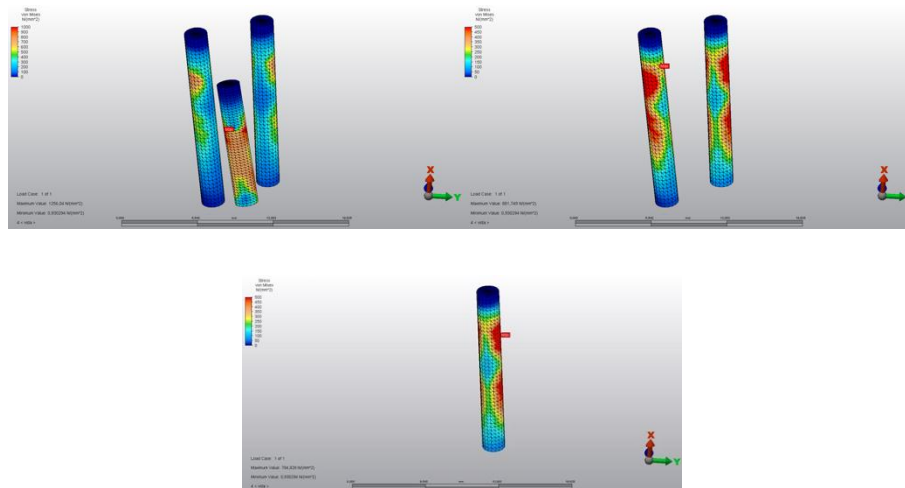
Miniplak, hibrit ve bikortikal vida fiksasyon sistemleri karşılaştırıldığında en yüksek von Mises değeri, miniplak sisteminde; en düşük değer ise bikortikal vida sisteminde ölçüldü. Miniplak sisteminde en yüksek stres, 4 numaralı vidada, hibrit sistemde vidalar arasındaki en yüksek stres değeri 5 numaralı vidada, ardından proksimal segmentte 3 numaralı vidada oluştu. Ters L şeklindeki bikortikal vida fiksasyonunda ise en yüksek stres değeri 1 numaralı vidada, ardından 2. vidada ölçüldü. Miniplak ve hibrit sistemde en düşük stresin 1 numaralı vidada, bikortikal sistemde ise 3 numaralı vidada olduğu görüldü. (Şekil 4.4, 4.5, 4.6).



Şekil 4.4. 75-25 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



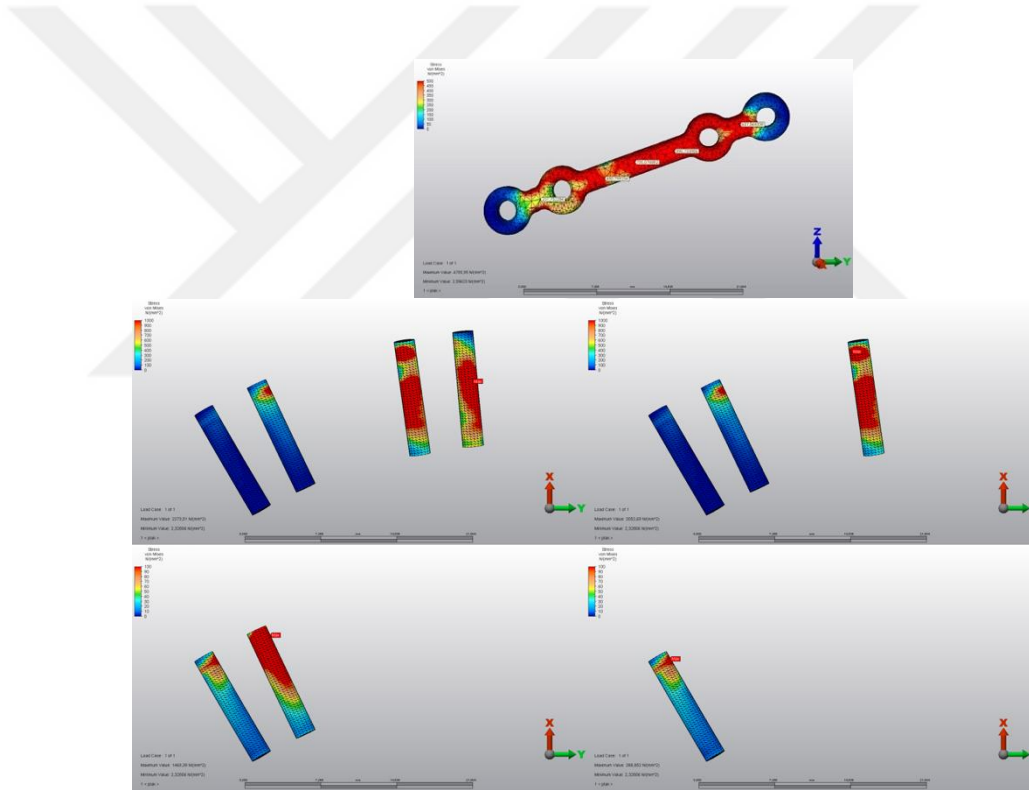
Şekil 4.5. 75-25 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



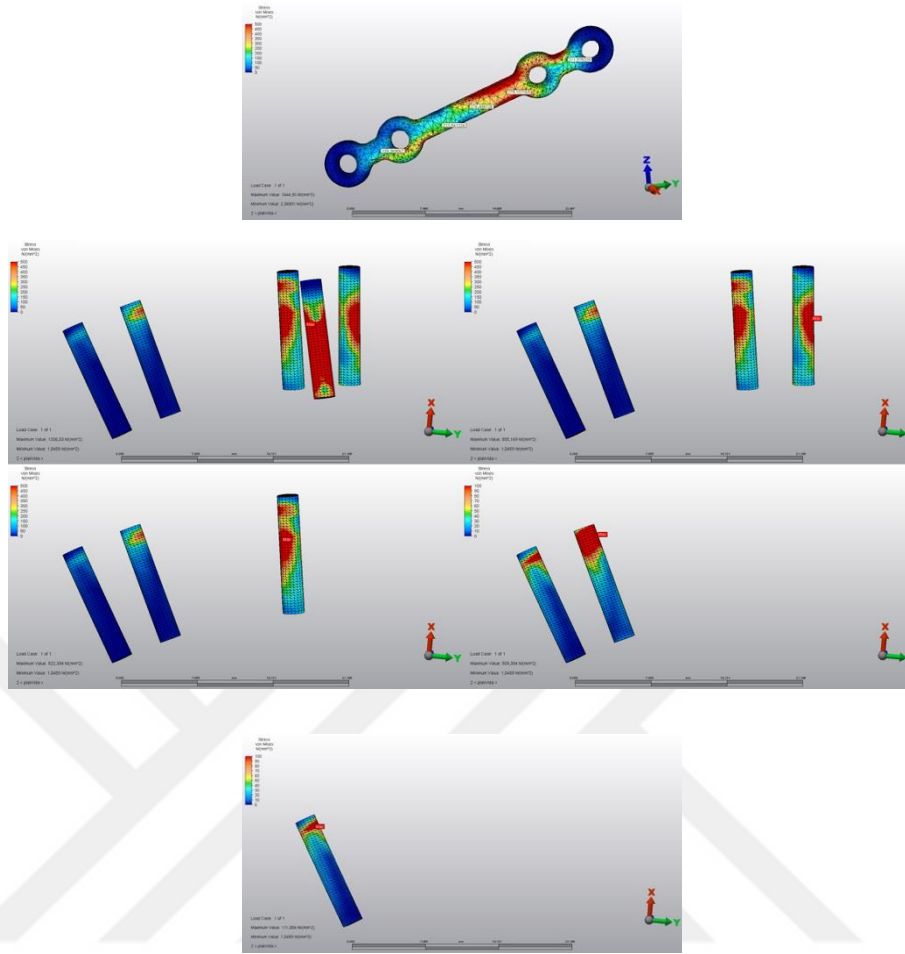
Şekil 4.6. 75-25 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler

4.1.3. 85-25 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları

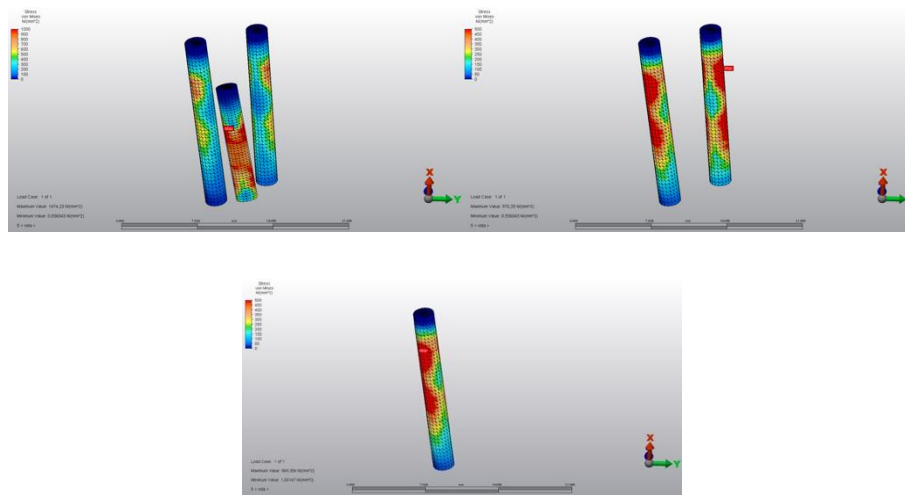
Miniplak, hibrit ve bikortikal vida fiksasyon sistemleri karşılaştırıldığında en yüksek von Mises değeri, miniplak sisteminde; en düşük değer ise bikortikal vida sisteminde ölçüldü. Miniplak sisteminde en yüksek stres, 4 numaralı vidada, hibrit sistemde vidalar arasındaki en yüksek stres değeri 5 numaralı vidada, ardından proksimal segmentte 4 numaralı vidada oluştu. Ters L şeklindeki bikortikal vida fiksasyonunda ise en yüksek stres değeri 1 numaralı vidada ölçüldü. Miniplak ve hibrit sistemde en düşük stres 1 numaralı vidada, bikortikal sistemde ise üstteki ve distaldeki vidada stres değerinin neredeyse aynı olduğu görüldü (Şekil 4.7, 4.8, 4.9).



Şekil 4.7. 85-25 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



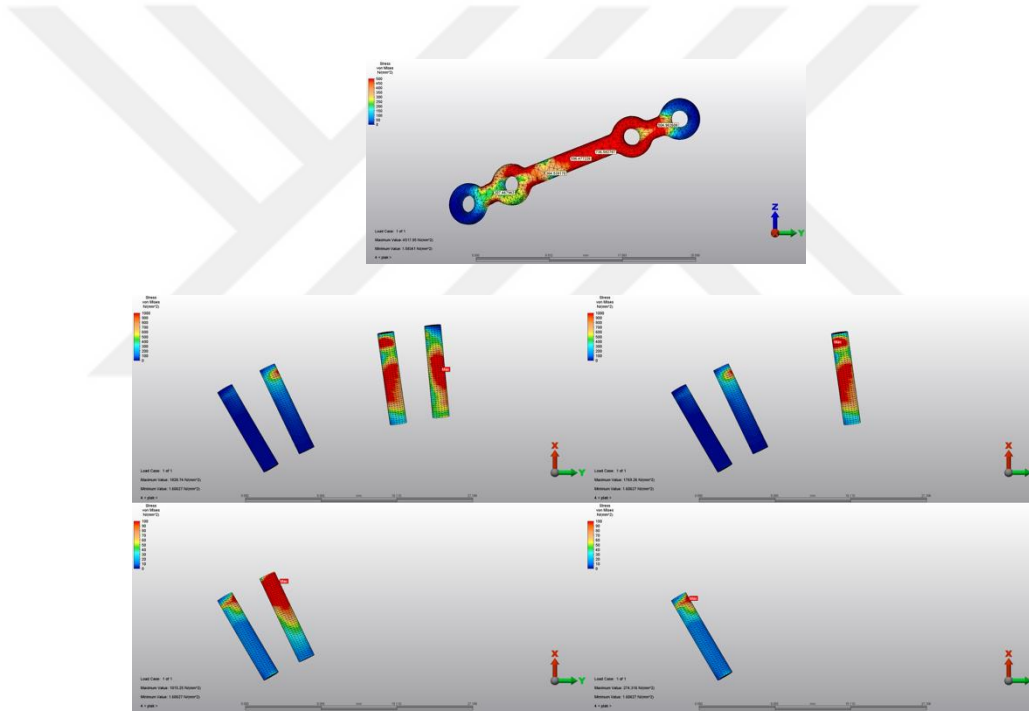
Şekil 4.8. 85-25 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



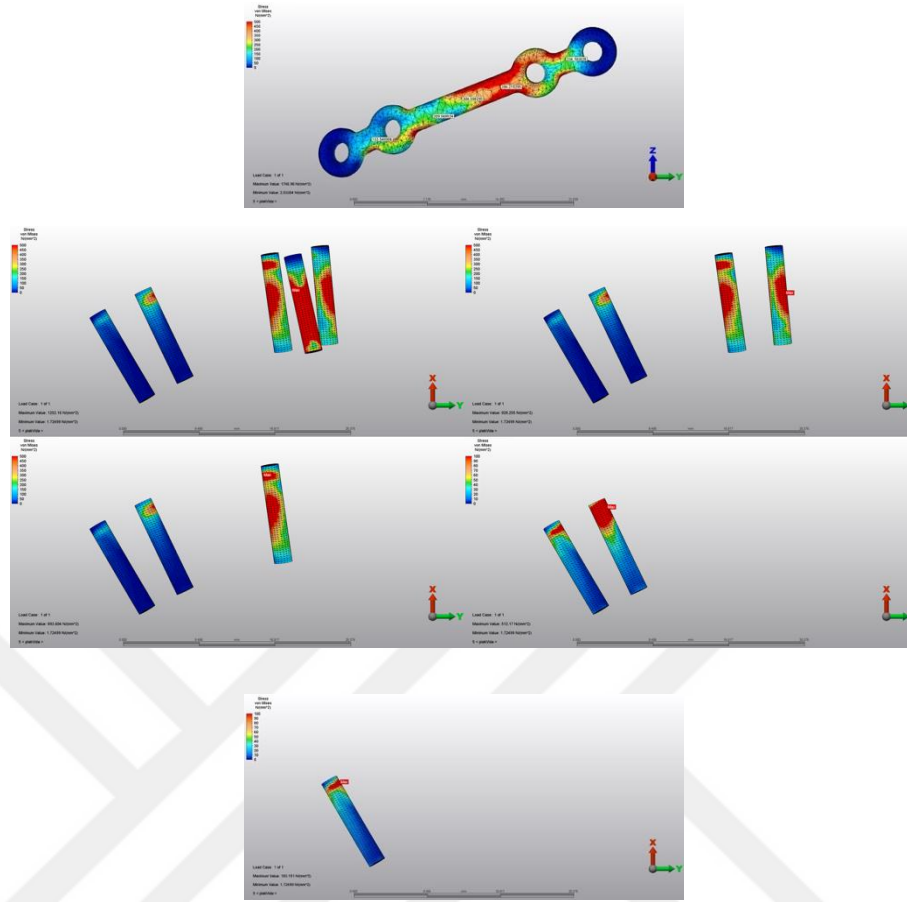
Şekil 4.9. 85-25 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler

4.1.4. 75-15 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları

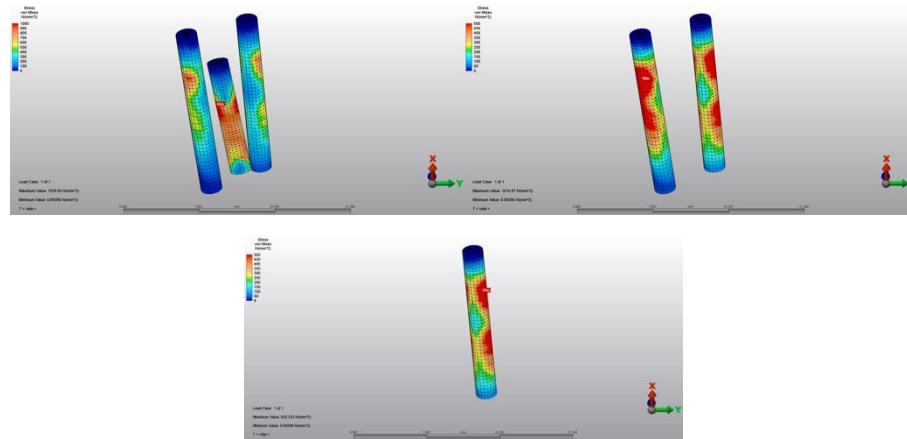
Miniplak, hibrit ve bikortikal vida fiksasyon sistemleri karşılaştırıldığında en yüksek von Mises değeri, miniplak sisteminde; en düşük değer ise bikortikal vida sisteminde ölçüldü. Miniplak sisteminde en yüksek stres, 4 numaralı vidada, hibrit sistemde vidalar arasındaki en yüksek stres değeri 5 numaralı vidada, ardından proksimal segmentte 4 numaralı vidada oluştu. Ters L şeklindeki bikortikal vida fiksasyonunda ise en yüksek stres değeri 1 numaralı vidada, ardından 2. vidada ölçüldü. Miniplak ve hibrit sistemde en düşük stresin 1 numaralı vidada, bikortikal sistemde ise 3 numaralı vidada olduğu görüldü (Şekil 4.10, 4.11, 4.12).



Şekil 4.10. 75-15 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



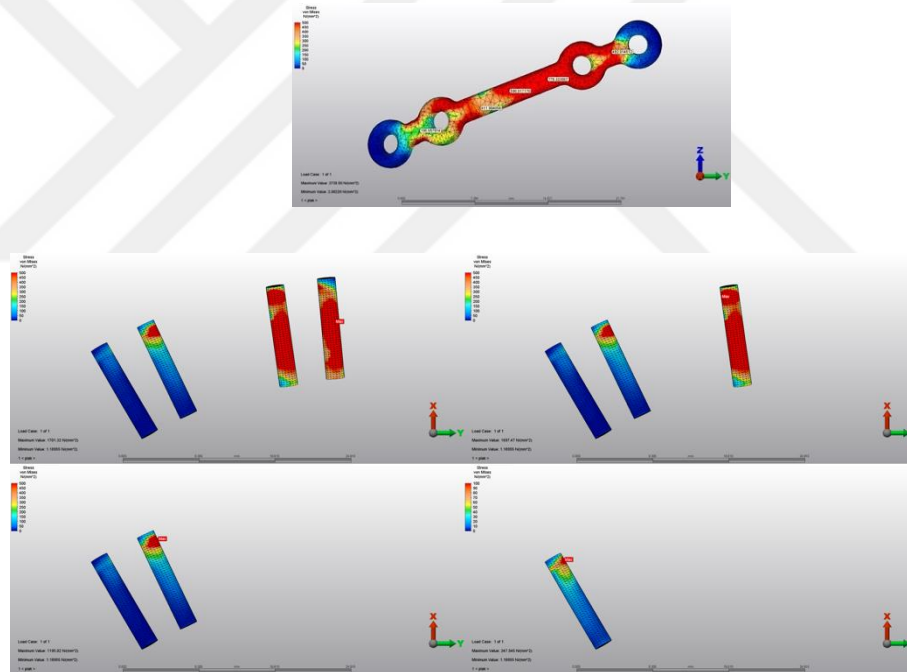
Şekil 4.11. 75-15 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



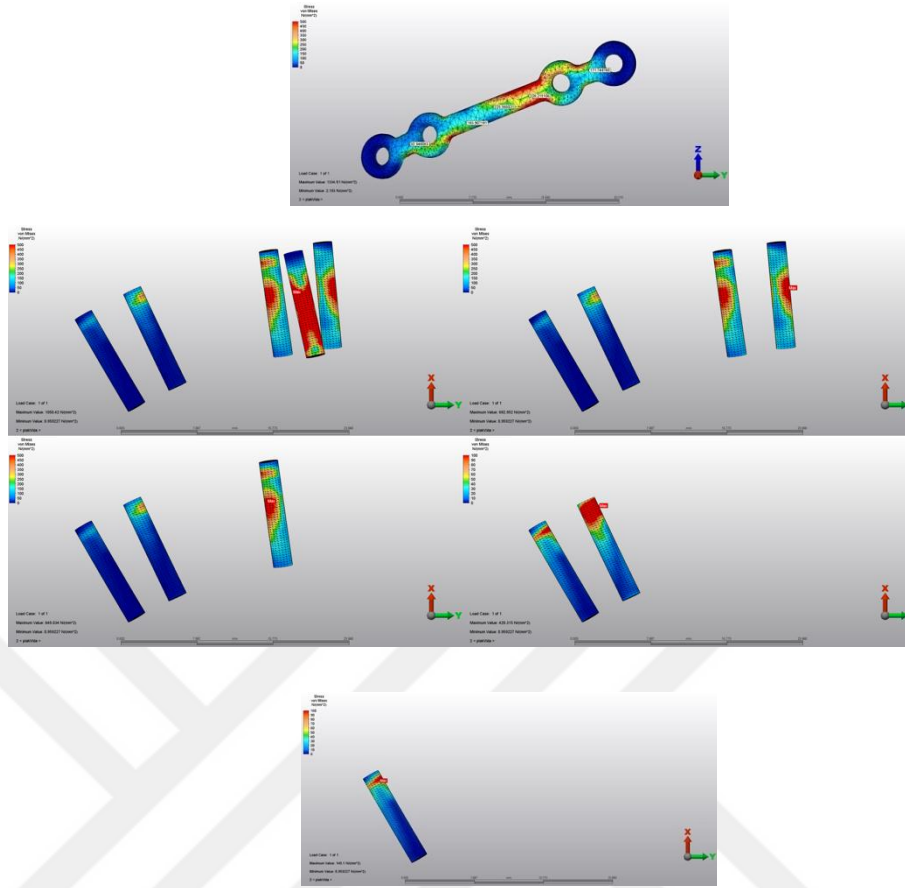
Şekil 4.12. 75-15 bikortikal vida fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler

4.1.5. 75-35 Modeli Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Stres Dağılımları

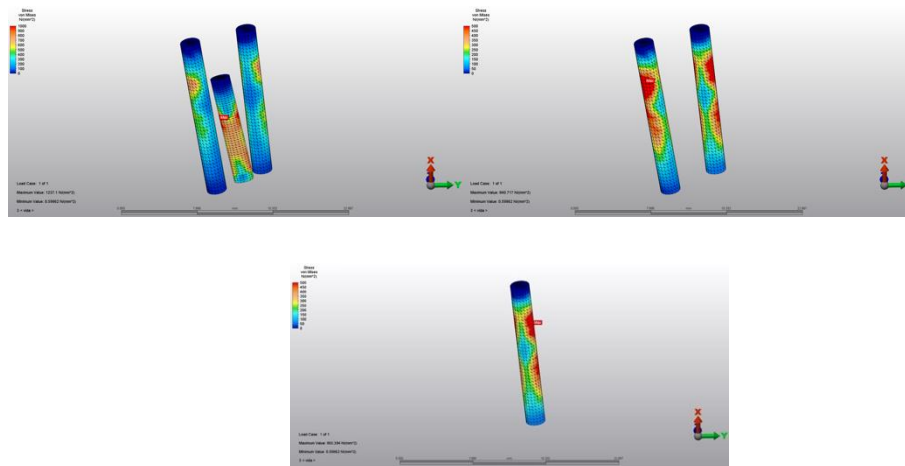
Miniplak, hibrit ve bikortikal vida fiksasyon sistemleri karşılaştırıldığında en yüksek von Mises değeri, miniplak sisteminde; en düşük değer ise bikortikal vida sisteminde ölçüldü. Miniplak sisteminde en yüksek stres, 3 numaralı vida ile çok az fark ile 4 numaralı vidada, hibrit sistemde vidalar arasındaki en yüksek stres değeri 5 numaralı vidada, ardından proksimal segmentte 4 numaralı vidada oluştu. Ters L şeklindeki bikortikal vida fiksasyonunda ise en yüksek stres değeri 1 numaralı vidada, ardından 2. vidada ölçüldü. Miniplak ve hibrit sistemde en düşük stresin 1 numaralı vidada, bikortikal sistemde ise 3 numaralı vidada olduğu görüldü (Şekil 4.13, 4.14, 4.15).



Şekil 4.13. 75-35 miniplak fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



Şekil 4.14. 75-35 hibrit fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler



Şekil 4.15. 75-35 bikortikal vıda fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler

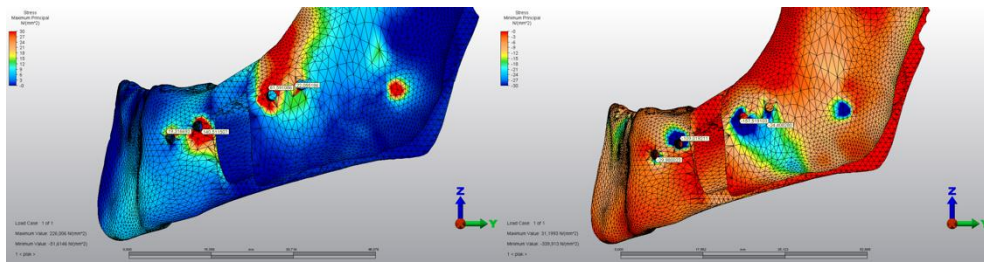
4.2 Kemik Üzerindeki Stresler Dağılımları

4.2.1. Miniplak Modelleri Üzerindeki Stres Dağılımları

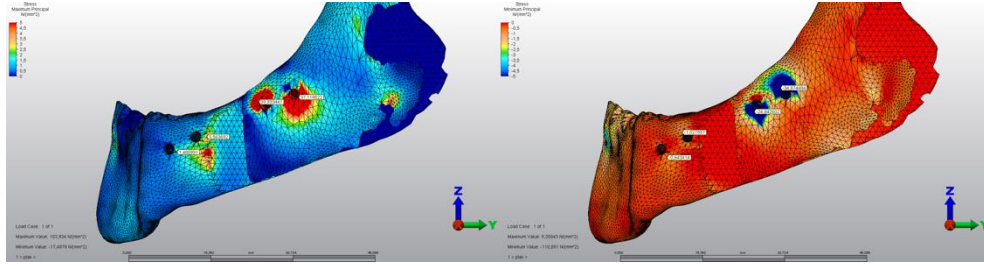
4.2.1.1. 65-25 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension- gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.16'da, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.17'de gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 numaralı vida etrafında ve 140,5 MPa'dır. Stresin proksimal segmentte osteotomi hattına yakın vida etrafında ve mandibula üst sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 3. vida bölgesinde -157,5 MPa'dır ve mandibula alt sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 3. vida etrafında ve 39,9 MPa, sıkışma değeri ise 4. vida etrafında ve -34,8 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 1. vida etrafında 19,3 MPa, sıkışma stresi ise 4. vida etrafında -24,4 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.16, 4.17).



Şekil 4.16. 65-25 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

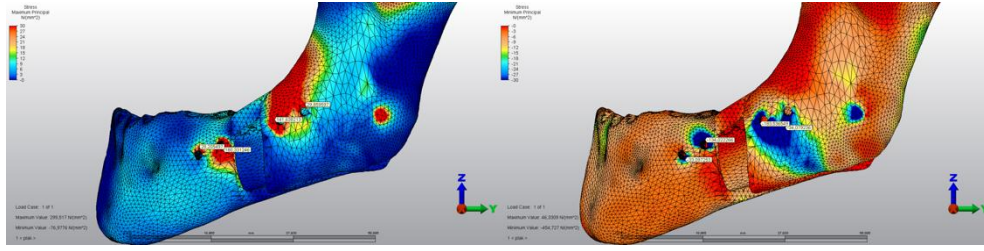


Şekil 4.17. 65-25 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

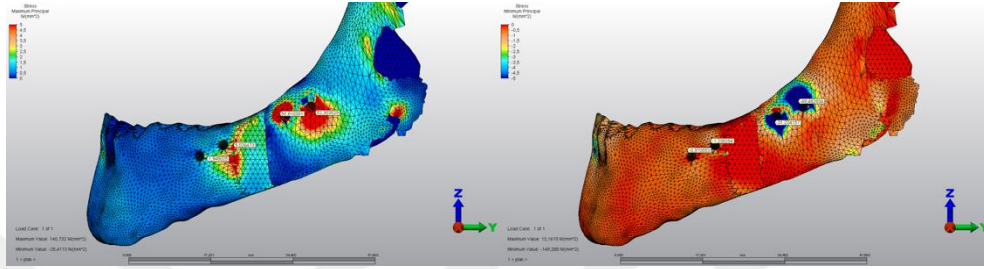
4.2.1.2. 75-25 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.18’de, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.19’da gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 numaralı vida etrafında ve 180,3 MPa’dır. Proksimal segmentte stresin, osteotomi hattına en yakın vida etrafında olduğu ve mandibula üst sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 3. vida bölgesinde ve -183,5 MPa’dır. Stresin proksimal segmentte osteotomi hattına en yakın vida etrafında ve mandibula alt sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 4. vida etrafında ve 52,3 MPa, sıkışma değeri ise 4. vida etrafında ve -49,4 MPa’dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 1. vida etrafında 28,2 MPa, sıkışma stresi ise 1. vida etrafında -33,09 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.18,4.19).



Şekil 4.18. 75-25 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

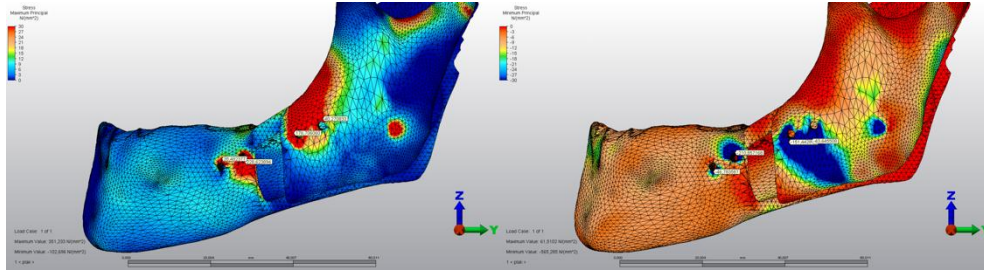


Şekil 4.19. 75-25 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

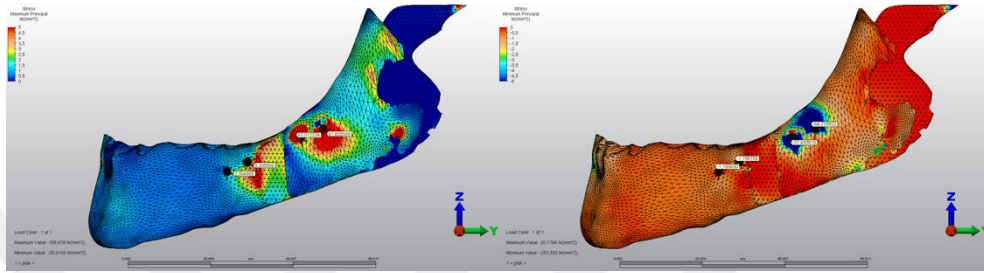
4.2.1.3. 85-25 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.20'de, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.21'de gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 numaralı vida etrafında ve 228,6 MPa'dır. Stresin proksimal segmentte osteotomi hattına en yakın vida etrafında olduğu ve mandibula üst sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 2. vida bölgesinde ve -210,8 MPa'dır. Proksimal segmentte stres osteotomi hattına en yakın vida etrafında ve mandibula alt sınırına doğru yoğunlaşmıştır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 4. vida etrafında ve 67,8 MPa'dır, sıkışma değeri ise 4. vida etrafında ve -64,2 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 1. vida etrafında 35,4 MPa, sıkışma stresi ise 4. vida etrafında -43,6 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.20, 4.21).



Şekil 4.20. 85-25 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

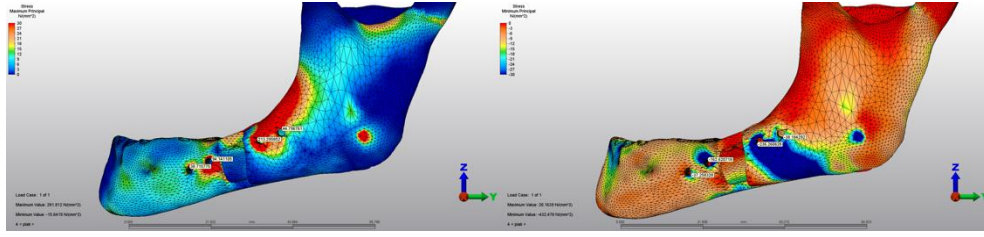


Şekil 4.21. 85-25 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

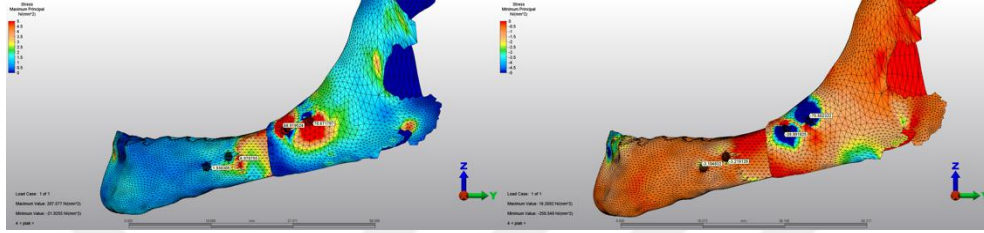
4.2.1.4. 75-15 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.22’de, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.23’te gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 3 numaralı vida etrafında ve 213,2 MPa’dır. Stresin proksimal segmentte mandibula üst sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 3. vida bölgesinde -236,2 MPa’dır ve proksimal segmentte stresin mandibula alt sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 4. vida etrafında 70,6 MPa’dır ve bu değer 3. vida ile neredeyse aynıdır (68,9 MPa), sıkışma değeri ise 4. vida etrafında ve -75,5 MPa’dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 1. vida etrafında 38,7 MPa, sıkışma stresi ise 1. vida etrafında -37,2 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.22, 4.23).



Şekil 4.22. 75-15 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

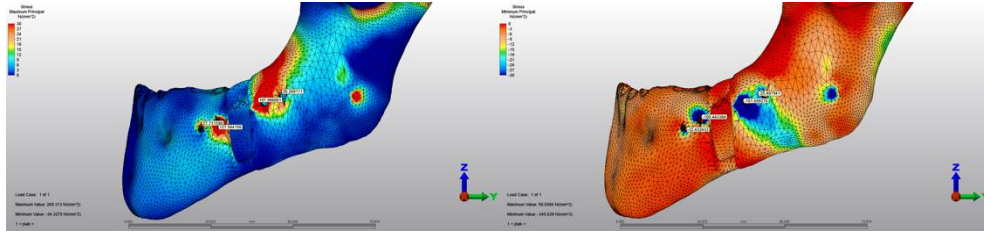


Şekil 4.23. 75-15 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

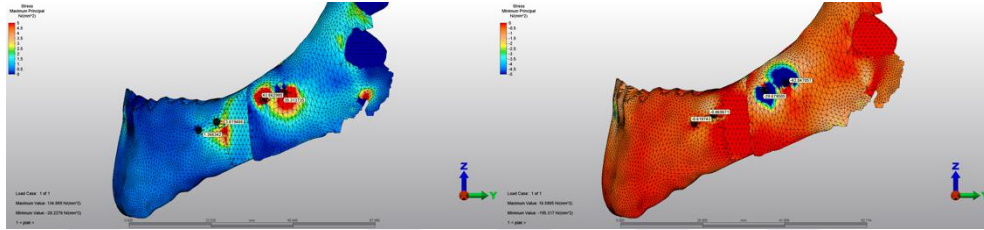
4.2.1.5. 75-35 Miniplak Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.24' te, spongiöz kemikteki stres değerleri ise 4.25'te gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 numaralı vida etrafında ve 127,5 MPa'dır. Stresin proksimal segmentte osteotomi hattına en yakın vida etrafında olduğu ve mandibula üst sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 3. vida bölgesinde ve -151,6 MPa'dır ve proksimal segmentte stresin mandibula alt sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 3. vida etrafında ve 43,6 MPa, sıkışma değeri ise 4. vida etrafında ve -42,04 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 4. vida etrafında 26,2 MPa, sıkışma stresi ise 4. vida etrafında -25,4 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.24, 4.25).



Şekil 4.24. 75-35 miniplak modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



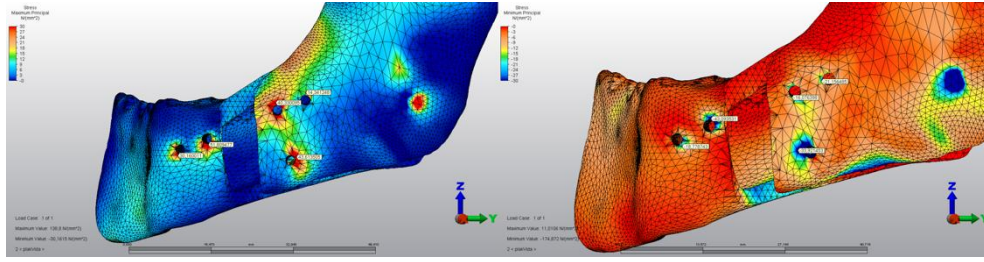
Şekil 4.25. 75-35 miniplak modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

4.2.2. Hibrit Sistem Modelleri Üzerindeki Stres Dağılımları

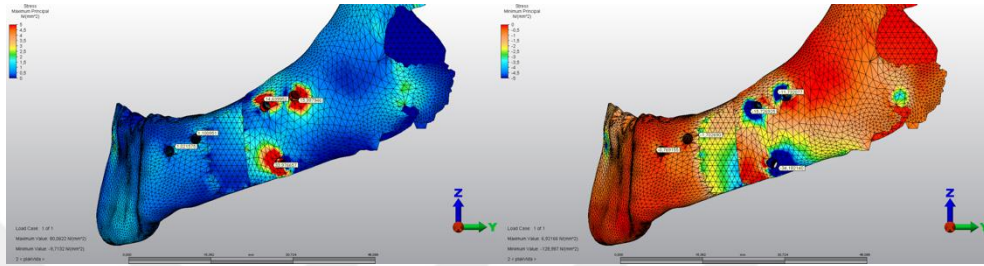
4.2.2.1. 65-25 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.26' da, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.27'de gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 numaralı vida etrafında ve 51,8 MPa'dır. Stresin, proksimal segmentte osteotomi hattına en yakın vida etrafında ve mandibula üst sınırına doğru yoğunlaştığı görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 2. vida bölgesinde ve -43,09 MPa'dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 5. vida etrafında ve 33,9 MPa, sıkışma değeri ise 5. vida etrafında ve -34,1 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 4. vida etrafında 14,3 MPa, sıkışma stresi ise 3. vida etrafında -16,07 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.26, 4.27).



Şekil 4.26. 65-25 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

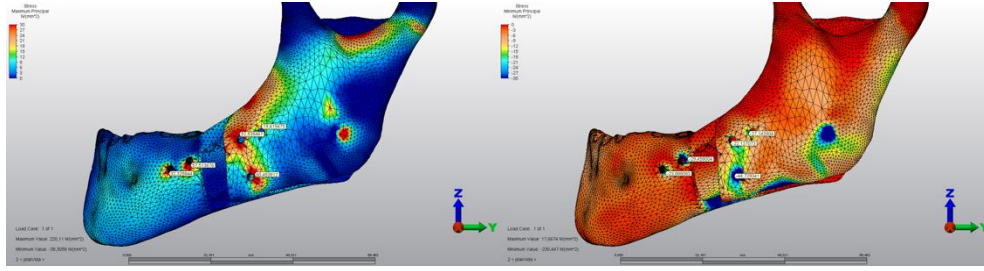


Şekil 4.27. 65-25 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

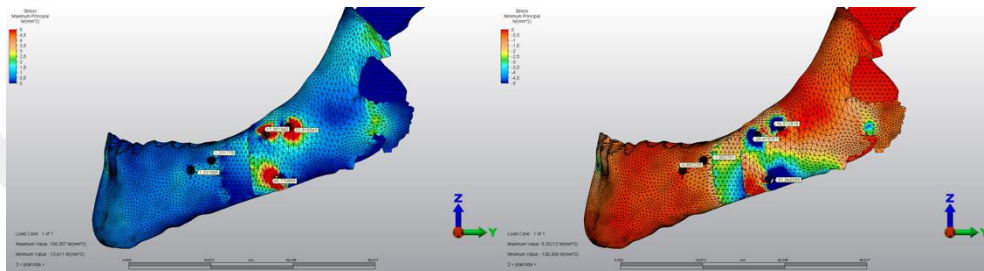
4.2.2.2. 75-25 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.28’de, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.29’da gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 5 numaralı vida etrafında ve 60,4 MPa’dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına en yakın vida etrafında ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 5. vida bölgesinde ve -44,7 MPa’dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 5. vida etrafında ve 45,7 MPa, sıkışma değeri ise 5. vida etrafında ve -51,8 MPa’dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 4. vida etrafında 19,4 MPa, sıkışma stresi ise 3. vida etrafında -22,1 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.28, 4.29).



Şekil 4.28. 75-25 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



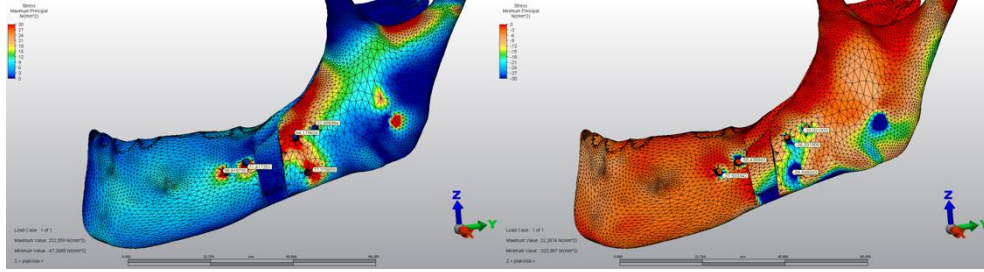
Şekil 4.29. 75-25 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

4.2.2.3. 85-25 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

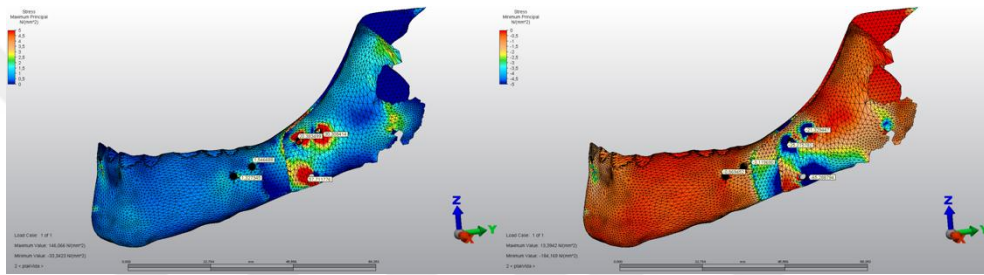
Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.30' da, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.31'de gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 ve 5 numaralı vida etrafında ve sırasıyla 77,4 ve 77,3 MPa'dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına en yakın vida etrafında ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 2 ve 5 numaralı vida bölgesinde sırasıyla -58,4 MPa ve -55,5 MPa'dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 5. vida etrafında ve 57,7 MPa, sıkışma değeri ise 5 numaralı vida etrafında ve -65,2 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 4. vida etrafında 22,8 MPa, sıkışma stresi ise 3. vida etrafında

-26,3 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.30, 4.31).



Şekil 4.30. 85-25 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



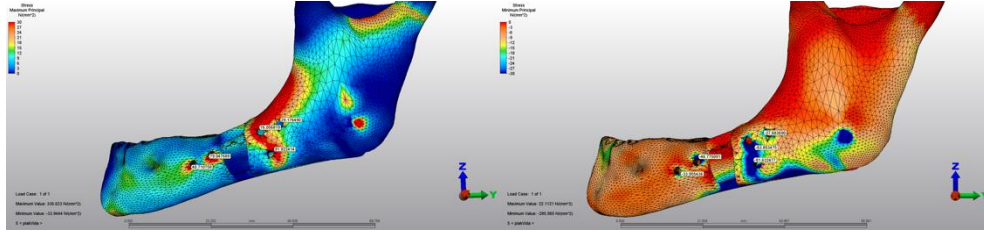
Şekil 4.31. 85-25 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

4.2.2.4. 75-15 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

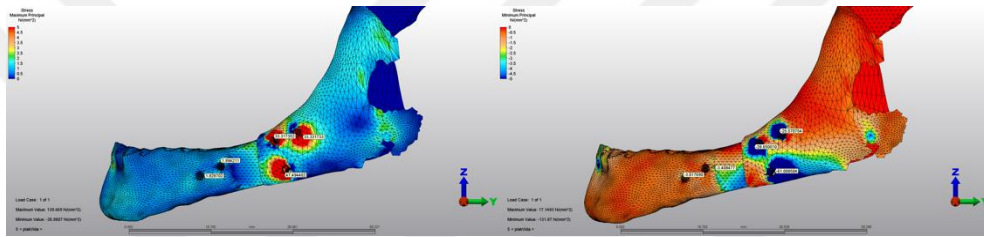
Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.32' de, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.33' te gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 5 numaralı vida etrafında ve 91,9 MPa'dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına en yakın vida etrafında ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 5. vida bölgesinde ve -81,6 MPa'dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 5. vida etrafında ve 47,4 MPa, sıkışma değeri ise 5. vida etrafında ve -61,0 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 4. vida etrafında 29,1 MPa,

sıkışma stresi ise 4. vida etrafında -27,6 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.32, 4.33).



Şekil 4.32. 75-15 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



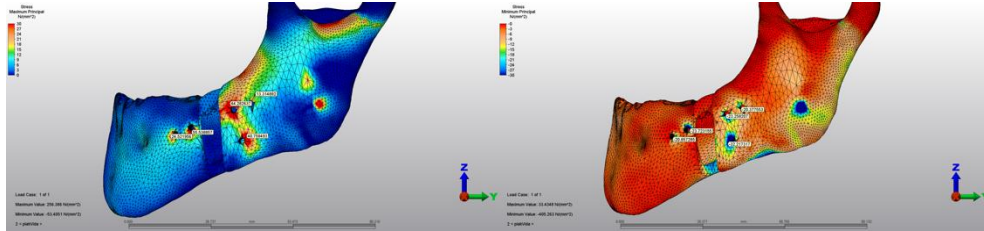
Şekil 4.33. 75-15 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

4.2.2.5. 75-35 Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

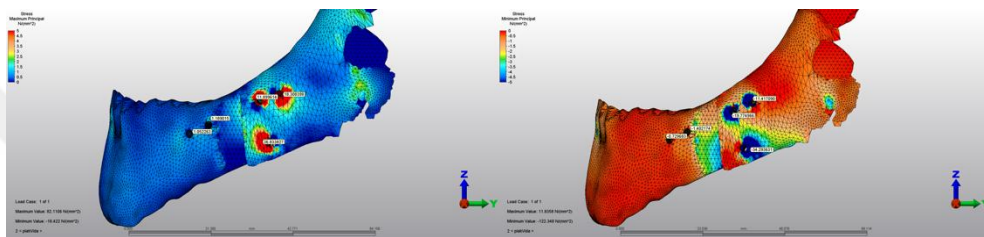
Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.34' te, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.35' te gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 numaralı vida etrafında ve 55,5 MPa'dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına en yakın vida ile bikortikal vida etrafında ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki sıkışma değerleri ise 5. vida bölgesinde ve -32,2 MPa'dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 5. vida etrafında ve 36,8 MPa, sıkışma değeri ise 5. vida etrafında ve -34,2 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 4. vida etrafında 13,3 MPa, sıkışma stresi ise 4. vida etrafında -20,3 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz

kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 1. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.34, 4.35).



Şekil 4.34. 75-35 hibrit modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



Şekil 4.35. 75-35 hibrit modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

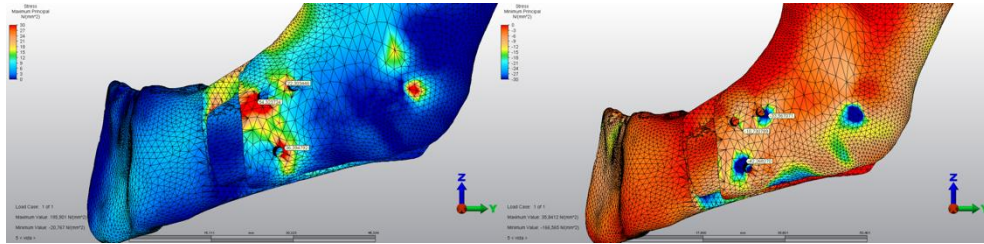
4.2.3. Ters L Bikortikal Vida Sistemi Modelleri Üzerindeki Stres Dağılımları

4.2.3.1. 65-25 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

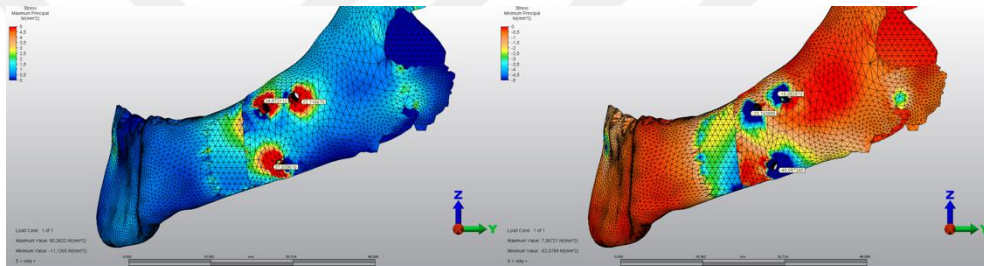
Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.36' da, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.37'de gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değerleri 2 numaralı vida etrafında ve 54,3 MPa, ardından 1 numaralı vida etrafında ve 36,3 MPa'dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma değerleri ise 1. vida bölgesinde ve -42,2 MPa'dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 1. vida etrafında ve 37,6 MPa,

sıkışma değeri ise 1. vida etrafında ve $-40,08$ MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 3. vida etrafında $22,3$ MPa, sıkışma stresi ise 2. vida etrafında $-10,7$ MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresleri 3. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.36, 4.37).



Şekil 4.36. 65-25 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



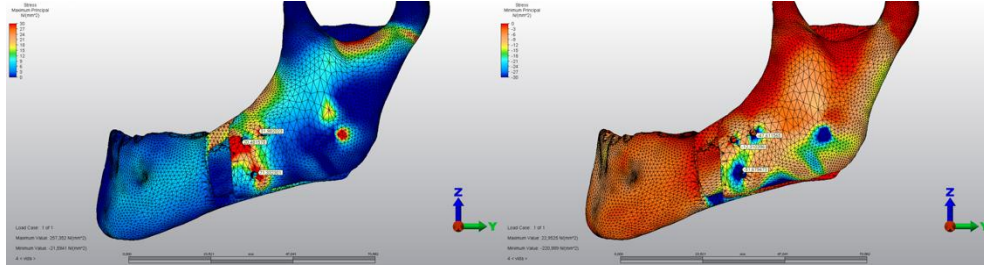
Şekil 4.37. 65-25 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

4.2.3.2. 75-25 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

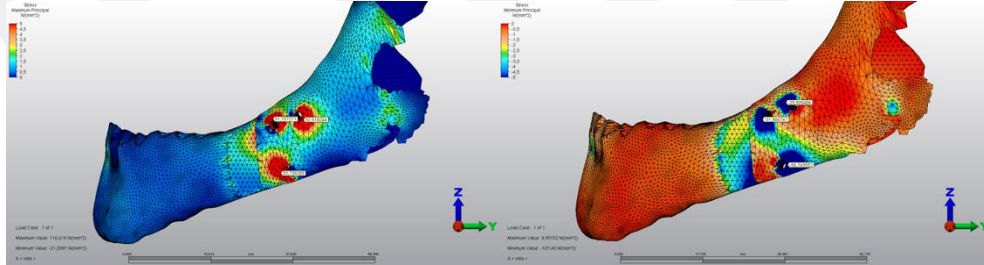
Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.38' de, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.39'da gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 1 numaralı vida etrafında ve $71,3$ MPa'dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma değerleri ise 1. vida bölgesinde ve $-51,6$ MPa'dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 1. vida etrafında ve $53,7$ MPa, sıkışma değeri ise 1. vida etrafında ve $-56,7$ MPa'dır. Kortikal

kemikte en düşük gerilme stresi 2. vida etrafında 20,4 MPa, sıkışma stresi ise 2. vida etrafında -12,3 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme stresi 2. ve sıkışma stresi 3. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.38,4.39).



Şekil 4.38. 75-25 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



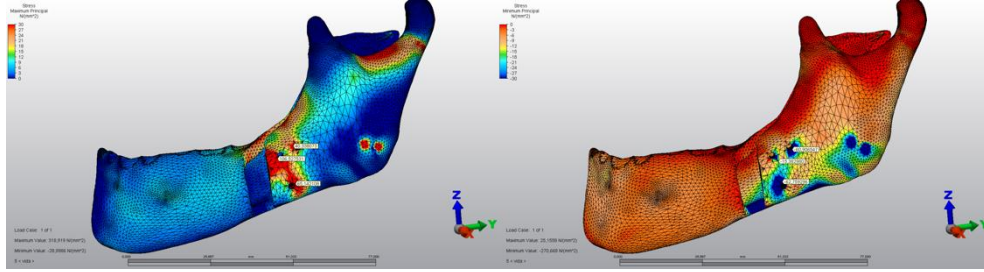
Şekil 4.39. 75-25 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

4.2.3.3. 85-25 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

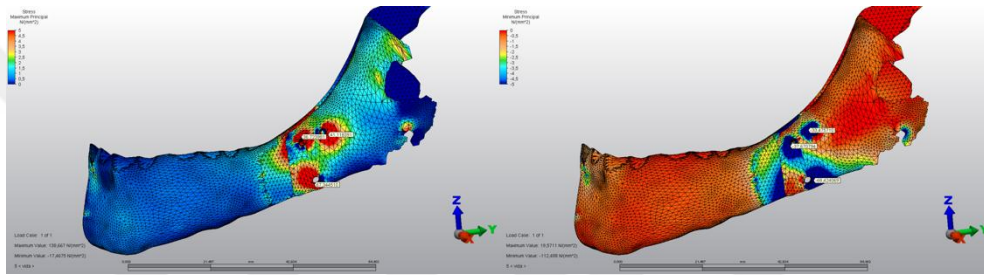
Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.40' ta, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.41'de gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 numaralı vida etrafında ve 106,5 MPa'dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma değerleri ise 1. vida bölgesinde ve -62,7 MPa'dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 1. vida etrafında ve 67,3 MPa, sıkışma değeri ise 1. vida etrafında ve -68,4 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 3. vida etrafında 40,3 MPa, sıkışma stresi ise 2. vida

etrafında -15,3 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme stresi 2. ve sıkışma stresi 3. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.40, 4.41).



Şekil 4.40. 85-25 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



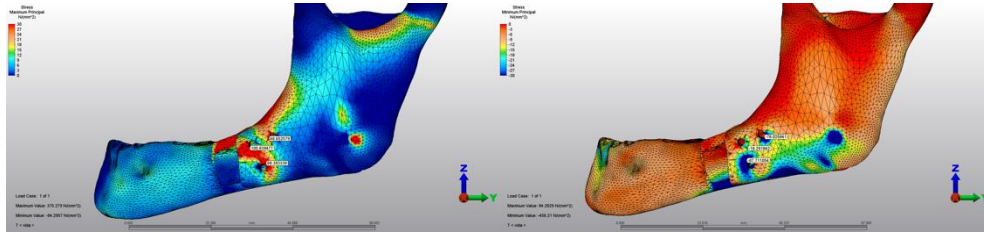
Şekil 4.41. 85-25 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

4.2.3.4. 75-15 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

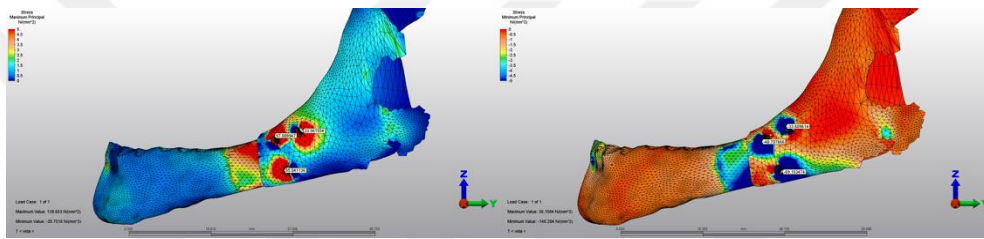
Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.42’de, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.43’te gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 2 numaralı vida etrafında ve 100,8 MPa’dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma değerleri ise 1. vida bölgesinde ve -87,7 MPa’dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değerleri 1. vida etrafında 55,0 MPa ve 2. vida etrafında 57,0 MPa, sıkışma değeri ise 1. vida etrafında ve -69,1 MPa’dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 3. vida etrafında

48,6 MPa, sıkışma stresi ise 2. vida etrafında -18,2 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme ve sıkışma stresi 3. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.42, 4.43).



Şekil 4.42. 75-15 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



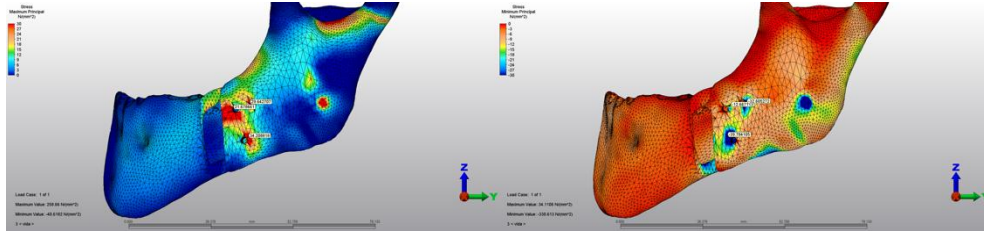
Şekil 4.43. 75-15 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

4.2.3.5. 75-35 Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımları

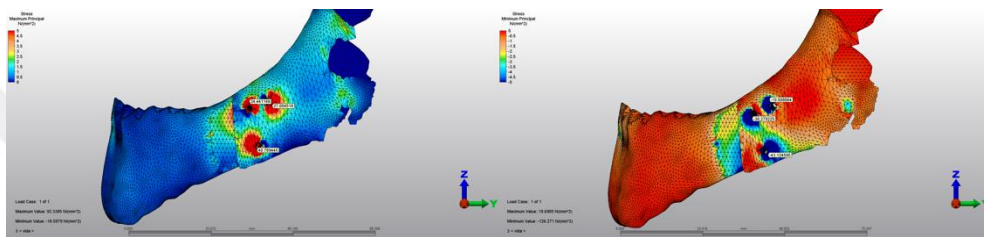
Ön ısırma kuvveti sonucunda fiksasyon sistemi etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres (tension-gerilme) ve minimum principal stres (compression-sıkışma) değerleri Şekil 4.44'te, spongiöz kemikteki stres değerleri ise Şekil 4.45'te gösterilmiştir.

Kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri 1 numaralı vida etrafında ve 34,2 MPa'dır. Proksimal segmentte osteotomi hattına ve mandibula üst sınırına doğru stres yoğunlaşması olduğu görüldü. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma değeri ise 1. vida bölgesinde ve -39,7 MPa'dır. Spongiöz kemikte en fazla gerilme değeri 1. vida etrafında ve 40,7 MPa, sıkışma değeri ise 1. vida etrafında ve -43,1 MPa'dır. Kortikal kemikte en düşük gerilme stresi 2. vida etrafında 21,6 MPa, sıkışma stresi ise 2. vida

etrafında -12,6 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiöz kemikte ise en düşük gerilme stresi 2. ve sıkışma stresi 3. vida etrafında ölçülmüştür (Şekil 4.44, 4.45).



Şekil 4.44. 75-35 bikortikal vida modelinde kortikal kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma



Şekil 4.45. 75-35 bikortikal vida modelinde spongiöz kemik üzerinde oluşan stresler; gerilme, sıkışma

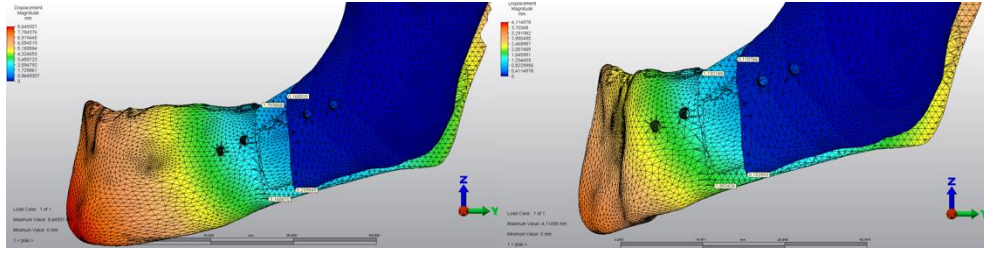
4.3. Kuvvet Altındaki Yer Değiştirme Değerleri

4.3.1. Miniplak Sistemleri Üzerindeki Yer Değiştirme Değerleri

Ön ısırma kuvveti sonucunda insizal kenarda oluşan yer değişim değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir. Mandibulanın uzunluğu arttıkça ve kalınlığı azaldıkça yer değiştirme miktarı artmıştır. Toplam yer değiştirme en fazla 85-25 modelinde, en az yer değiştirme 65-25 modelinde görülmüştür (Şekil 4.46).

Tablo 4.1. Miniplak sistem modelinde fragmanlar arası yer değiştirme

	TOPLAM		x		y		z	
	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer
65×25	4,114	0	0,034	-0,061	2,390	-2,595	3,269	-3,012
75×15	6,311	0	0,829	-0,113	2,698	-4,190	4,842	-5,856
75×25	5,871	0	0,058	-0,105	3,389	-3,539	3,714	-5,158
75×35	5,796	0	0,060	-0,100	3,829	-3,313	4,167	-4,833
85×25	8,649	0	0,094	-0,141	4,276	-4,491	5,699	-7,913



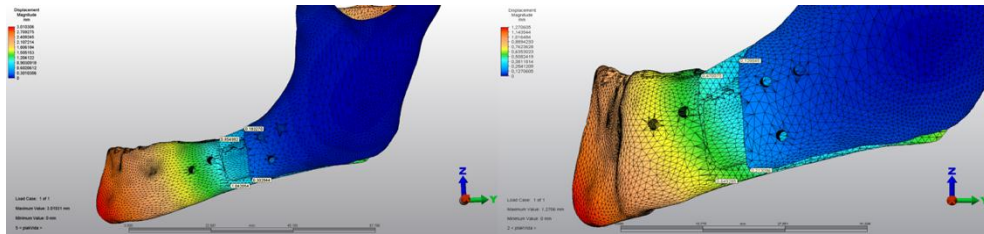
Şekil 4.46. Miniplak sisteminde en fazla ve en az yer değiştirme görülen modeller; 85-25, 65-25

4.3.2. Hibrit Sistem Modelleri Üzerindeki Yer Değiştirme Değerleri

Ön ısırma kuvveti sonucunda insizal kenarda oluşan yer değişim değerleri Tablo 4.2' de gösterilmiştir. Mandibulanın uzunluğu arttıkça ve kalınlığı azaldıkça yer değiştirme miktarı artmıştır. Toplam yer değiştirme en fazla 75-15 modelinde, en az yer değiştirme 65-25 modelinde görülmüştür (Şekil 4.47).

Tablo 4.2. Hibrit sistem modelinde fragmanlar arası yer değiştirme

	TOPLAM		x		y		z	
	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer
65×25	1,270	0	0,054	-0,152	0,736	-0,807	0,899	-1,098
75×15	3,010	0	0,037	-0,216	1,199	-1,877	2,033	-2,867
75×25	1,956	0	0,062	-0,194	1,024	-1,092	1,238	-1,772
75×35	1,939	0	0,663	-0,180	1,193	-1,057	1,201	1,678
85×25	2,838	0	0,069	-0,264	1,285	-1,380	1,580	-2,648



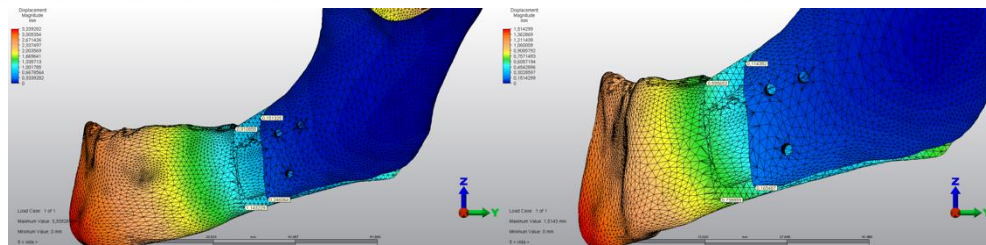
Şekil 4.47. Hibrit sistemde en fazla ve en az yer değiştirme görülen modeller; 75-15, 65-25

4.3.3. Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelleri Üzerindeki Yer Değişirme Değerleri

Ön ısırma kuvveti sonucunda insizal kenarda oluşan yer değişim değerleri Tablo 4.3'te gösterilmiştir. Mandibulanın uzunluğu arttıkça ve kalınlığı azaldıkça yer değişirme miktarı artmıştır. Toplam yer değişirme en fazla 85-25 modelinde, en az yer değişirme 65-25 modelinde görülmüştür (Şekil 4.48).

Tablo 4.3. Ters L bikortikal vida sistem modelinde fragmanlar arası yer değişirme

	TOPLAM		x		y		z	
	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer	maksimum değer	minimum değer
65×25	1,514	0	0,102	-0,149	0,839	-1,031	1,062	-1,332
75×15	3,099	0	0,134	-0,351	1,159	-1,795	1,831	-2,970
75×25	2,400	0	0,116	-0,166	1,185	-1,437	1,503	-2,206
75×35	2,377	0	0,105	-0,154	1,400	-1,388	1,457	-2,095
85×25	3,339	0	0,114	-0,236	1,405	-1,733	1,816	-3,154



Şekil 4.48. Bikortikal vida sisteminde en fazla ve en az yer değişirme görülen modeller; 85-25, 65-25

4.4. Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Fiksasyon Sistemi Üzerindeki Streslerin Karşılaştırılması

4.4.1. Miniplak Sistemi Üzerindeki Streslerin Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması

Miniplak üzerinde maksimum von Mises değerleri Tablo 4.4' te gösterilmiştir. En yüksek stres değeri 85-25 modelinde, en düşük stres değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.4. Miniplak sistemi üzerindeki streslerin mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

Stres von Mises

	<i>plak</i>		<i>vida 4 (distal)</i>		<i>vida 3</i>		<i>vida 2</i>		<i>vida 1</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65x25	2894,28	1,61448	1251,59	0,902855	1265,49	0,902855	932,424	0,902855	184,347	0,902855
75x15	4517,95	1,58341	1828,74	1,60627	1769,26	1,60627	1015,25	1,60627	274,316	1,60627
75x25	3838,48	2,09518	1763,13	1,42163	1666,89	1,42163	1207,26	1,42163	237,374	1,42163
75x35	3730,56	2,08228	1701,32	1,18955	1697,47	1,18955	1195,02	1,18955	247,545	1,18955
85x25	4755,95	2,59623	2273,51	2,32806	2052,69	2,32806	1469,39	2,32806	288,852	2,32806

4.4.2. Hibrit Sistem Üzerindeki Streslerin Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması

Hibrit sistem üzerindeki maksimum von Mises değerleri Tablo 4.5'te gösterilmiştir. En yüksek stres değeri 75-15 modelinde, en düşük stres değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.5. Hibrit sistem üzerindeki streslerin mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

Stres von Mises

	<i>plak</i>		<i>vida 4 (distal)</i>		<i>vida 3</i>		<i>vida 2</i>		<i>vida 1</i>		<i>vida 5(bikortikal)</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65x25	1046,8	1,706	461,2	1,027	515,0	1,027	349,0	1,027	110,1	1,027	788,9	0,864972
75x15	1746,9	2,533	928,2	1,724	893,6	1,724	512,1	1,724	183,1	1,724	1252,1	1,72499
75x25	1345,4	2,050	653,3	0,953	665,7	0,953	429,6	0,953	139,1	0,953	1060,4	0,953931
75x35	1334,5	2,193	682,9	0,959	648,0	0,959	420,3	0,959	140,1	0,959	1050,4	,959227
85x25	1644,9	2,368	855,1	1,045	822,3	1,045	509,3	1,045	171,8	1,045	1336,0	1,0459

4.4.3. Ters L Bikortikal Vida Sistemi Üzerindeki Streslerin Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması

Ters L bikortikal sistem üzerinde maksimum von Mises değerleri Tablo 4.6'da gösterilmiştir. En yüksek stres değeri 75-15 modelinde, en düşük stres değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.6. Ters L bikortikal vida sistemi üzerindeki streslerin mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

Stres von Misses

	<i>vida 1 (alt)</i>		<i>vida 2(üst)</i>		<i>vida 3(distal)</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65×25	926,378	0,451175	605,956	0,451175	579,731	0,451175
75×15	1529,93	0,89286	1016,97	0,89286	832,232	0,89286
75×25	1256,04	0,930294	881,749	0,930294	784,828	0,930294
75×35	1237,1	0,59862	840,717	0,59862	803,394	0,59862
85×25	1474,23	0,936043	969,356	1,03147	970,25	0,936043

4.5. Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Kemik Üzerindeki Streslerin Karşılaştırılması

4.5.1. Miniplak Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımlarının Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması

Miniplak sistemi modelinde kortikal kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal stres değerleri Tablo 4.7' de gösterilmiştir. Maksimum değerler arasında en yüksek gerilme değeri 85-25 modelinde, en düşük gerilme değeri ise 75-35 modelinde görülmüştür. Maksimum değerler arasında en yüksek sıkışma değeri 75-15 modelinde, en düşük sıkışma değeri ise 75-35 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.7. Miniplak sistem modelinde kortikal kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

<i>Kortikal</i>	<i>maksimum principal stres</i>		<i>minimum principal stres</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65×25	140,511507	19,316693	-157,519103	-24,40828
75×15	213,295852	38,715775	-236,260628	-37,258328
75×25	180,331246	28,205497	-183,536549	-33,097253
75×35	127,544156	26,248111	-151,699276	-25,407941
85×25	228,623894	35,482377	-210, 857168	-43,645508

Miniplak sistemi modelinde spongiöz kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal stres değerleri Tablo 4.8'de gösterilmiştir. Maksimum değerler

arasında en yüksek gerilme değeri 75-15 modelinde, en düşük gerilme değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür. Maksimum değerler arasında en yüksek sıkışma değeri 75-15 modelinde, en düşük sıkışma değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.8. Miniplak sistem modelinde spongiöz kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

<i>Spongiöz</i>	<i>maksimum principal stres</i>		<i>minimum principal stres</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65×25	39,933441	1,480991	-34,874484	-0,643414
75×15	70,671787	1,930305	-75,502322	-3,104832
75×25	52,303529	1,948025	-49,482934	-0,970553
75×35	43,66298	1,366342	-42,047057	-0,618743
85×25	67,835549	2,304985	-64,229922	-1,16063

4.5.2. Hibrit Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımlarının Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması

Hibrit sistemi modelinde kortikal kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal stres değerleri Tablo 4.9'da gösterilmiştir. Maksimum değerler arasında en yüksek gerilme değeri 75-15 modelinde, en düşük gerilme değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür. Maksimum değerler arasında en yüksek sıkışma değeri 75-15 modelinde, en düşük sıkışma değeri ise 75-35 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.9. Hibrit sistem modelinde kortikal kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

<i>Kortikal</i>	<i>maksimum principal stres</i>		<i>minimum principal stres</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65×25	51,809477	14,341248	-43,093531	-16,076398
75×15	91,922414	29,17649	-81,632477	-27,68369
75×25	60,4538121	19,415475	-44,729341	-22,127073
75×35	55,538857	13,314882	-32,217317	-20,377553
85×25	77,417201	22,898984	-58,438843	-26,331908

Hibrit sistemi modelinde spongiöz kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal stres değerleri Tablo 4.10' da gösterilmiştir. Maksimum değerler arasında en yüksek gerilme değeri 85-25 modelinde, en düşük gerilme değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür. Maksimum değerler arasında en yüksek sıkışma değeri 85-25 modelinde, en düşük sıkışma değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.10. Hibrit sistem modelinde spongiöz kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

<i>Spongiöz</i>	<i>maksimum principal stres</i>		<i>minimum principal stres</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65×25	33,976657	1,021575	-34,18214	-0,769155
75×15	47,494402	1,828702	-61,008504	-3,01769
75×25	45,770859	1,231585	-51,866595	-0,892239
75×35	36,833827	1,052263	-34,293631	-0,729683
85×25	57,711776	1,327345	-65,288794	-0,869452

4.5.3. Ters L Bikortikal Vida Sistem Modelinde Kemik Üzerindeki Stres Dağılımlarının Mandibula Kalınlık ve Uzunluğuna göre Karşılaştırılması

Ters L bikortikal sistem modelinde kortikal kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal stres değerleri Tablo 4.11' de gösterilmiştir. Maksimum değerler arasında en yüksek gerilme değeri 85-25 modelinde, en düşük gerilme değeri ise 75-35 modelinde görülmüştür. Maksimum değerler arasında en yüksek sıkışma değeri 75-15 modelinde, en düşük sıkışma değeri ise 75-35 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.11. Ters L bikortikal vida sistem modelinde kortikal kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

<i>Kortikal</i>	<i>maksimum principal stres</i>		<i>minimum principal stres</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65×25	54,323724	22,303446	-42,26827	-10,730789
75×15	100,839477	48,652579	-87,711054	-18,291842
75×25	71,332301	20,481578	-51,679473	-12,310396
75×35	34,208818	21,678661	-39,748105	-12,667113
85×25	106,527531	40,338073	-62,759296	-15,38298

Ters L bikortikal sistem modelinde kortikal kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal stres değerleri Tablo 4.12’de gösterilmiştir. Maksimum değerler arasında en yüksek gerilme değeri 85-25 modelinde, en düşük gerilme değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür. Maksimum değerler arasında en yüksek sıkışma değeri 75-15 modelinde, en düşük sıkışma değeri ise 65-25 modelinde görülmüştür.

Tablo 4.12. Ters L bikortikal vida sistem modelinde spongiöz kemik üzerindeki stres dağılımlarının mandibula kalınlık ve uzunluğuna göre karşılaştırılması

<i>Spongiöz</i>	<i>maksimum principal stres</i>		<i>minimum principal stres</i>	
	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>	<i>maksimum değer</i>	<i>minimum değer</i>
65×25	37,609616	22,71667	-40,08724	-19,392973
75×15	57,008947	33,561554	-69,153474	-33,609614
75×25	53,738289	31,707271	-56,749552	-29,805486
75×35	40,789445	24,441148	-43,124595	-19,508064
85×25	67,34451	36,723981	-68,424069	-33,47571

5. TARTIŞMA

SSRO; rijit internal fiksasyon yöntemlerinin gelişmesi, artan stabilite ve relapsın azalması ile birlikte ortognatik cerrahi prosedürlerde en sık tercih edilen osteotomi yöntemi haline gelmiştir (48). SSRO sonrası fonksiyon sırasında mandibulaya gelen kuvvetlerin, farklı fiksasyon sistemleri ile mandibuler kalınlık ve uzunlukta, farklı sonuçlar oluşturacağı düşünülmektedir. Bu çalışmada farklı kalınlık ve uzunluktaki mandibuler modellerde SSRO uygulanmasının ardından insizal kenardan uygulanan kuvvet altında; 3 farklı fiksasyon sistemi ile kemik üzerinde oluşan stres dağılımlarının SEA yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Birçok mühendislik çalışmasında karmaşık analitik sistemlerin çözülmesinde kullanılan SEA yöntemi, diş hekimliğindeki karmaşık problemlerin çözümü için de kullanılabilir (98). SEA, kuvvete maruz kalan mandibulanın karmaşık mekanik davranışlarının anlaşılabilirliği, biyomekanik problemlerin çözümlenebildiği güçlü bir analiz metodudur (13). Üç boyutlu SEA, diğer stres analiz yöntemleri ile karşılaştırıldığında kompleks klinik durumların stres değerlendirmesinin gerçeğe daha yakın olarak yapılabilirliği bir yöntemdir (105).

SEA yönteminin; karmaşık geometriye sahip cisimlerin modellenmesi, bu cisimlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin gerçeğe yakın olarak yansıtılabilmesi, bilgisayar ortamında istenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modellerin oluşturulabilmesi, stres dağılımları ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde ölçülebilmesi, model üzerine uygulanan kuvvetlerin ve geometrik özelliklerinin kolayca değiştirilebilmesi gibi avantajları mevcuttur (82, 106).

Literatürde birçok çalışma kemik dokusunun biyomekanik özelliklerinin SEA yöntemi ile doğru bir şekilde değerlendirilebileceğini göstermiştir (107-109). Ancak, simule edilen yapı üzerinde varsayımlarda bulunularak elde edilen modelin değerlendirilmesi beraberinde bazı limitasyonları da getirmektedir. Modellenen tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak değerlendirilmesine rağmen, canlı kemik doku dinamik ve anizotropiktir (110). Ayrıca analizlerin yapılabilmesi için

gerekli olan bilgisayar ve yazılım programlarının maliyeti fazladır. Yapılan araştırmaların güvenilirliği; doğru temel veriler, doğru sonlu eleman ve sayısal giriş verilerinin kullanımına bağlıdır (89). Elde edilen model matematiksel bir denkleme dđnüřtürüldüđü için en ufak bir hata doğru model elde edilememesine neden olmaktadır (1).

Literatürde SSRO'da kullanılan farklı fiksasyon tekniklerinin stabilitesi ve kuvvet altında oluşan streslerin değerlendirilmesinin SEA yöntemiyle yapılabileceği bildirilmiştir (111). Bu çalışmada SSRO sonrası kemik ve fiksasyon sistemi üzerindeki stres dağımlarının değerlendirilmesi amaçlanmış olup, fiksasyon sisteminin kırılma noktası dayanımı ya da fragmanlar arasındaki yer değiştirmenin değerlendirilebildiği SEA yöntemi tercih edilmiştir.

SSRO'nun en önemli endikasyonlarından biri mandibuler ilerletme operasyonudur (66). SSRO ile yapılan mandibuler ilerletme operasyonlarının, diğer mandibuler osteotomiler ile karşılaştırıldığında daha farklı biyomekanik özelliklere sahip olduğu bildirilmiş; mandibulanın geride konumlandırıldığı cerrahilerde, fiksasyon sistemi ve kemik mandibulaya gelen kuvvetleri paylaşırken, mandibuler ilerletme cerrahilerinde fragmanlar arası boşluğun olduğu alanda yük transferinin fiksasyon sistemi üzerinde olduğu belirtilmiştir (112). Deneysel çalışmalar ve klinik verilere dayalı gözlemler sonucunda, distal ve proksimal kemik segmentleri arasında oluşan boşluk üzerinden yerleştirilen fiksasyon sistemlerinde kemik dayanım etkisi (bone buttressing effect) olmadığı görülmüştür (47). Mandibuler ilerletme cerrahilerinde kemik segmentleri arasındaki boşlukta, aksiyel kuvvetin direkt olarak karşılanamaması nedeniyle, kalın bir yarı kesitin mevcut olduğu osteotomi bölgesinde ince bir yarı kesite sahip miniplak fiksasyonu ya da osteotomi hattını noktasal olarak geçen bikortikal vida sistemi ile maksimum stabilite elde edilmesi gerekmektedir (45).

Bükülme kuvvetlerine karşı direncin; uygulanan kuvvetin doğrultusu ile kuvvet uygulanan materyalin özellikleri, fiksasyon sisteminin geometrisi ve uyumu ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (113). Rijit fiksasyon sistemlerinin biyomekanik fonksiyonunun;

kemik, vida ve plak arasındaki etkileşimle ve bir bütün olarak hareket edebilmelerine bağlı olduğu bildirilmiştir (114).

SSRO sonrası cerrahi relaps olasılığını en aza indirmek için bikortikal vidalar veya monokortikal vidalarla birlikte kullanılan miniplaklarla uygulanan RIF; kaslar, komşu yumuşak doku ile eklem bölgesinde oluşan gerilim ve kas kuvvetlerine karşı, okluzyon stabilitesinin sağlanması açısından tercih edilen fiksasyon türü olmuştur (115). Bu çalışmada SSRO sonrası standart olarak kabul edilen fiksasyon türü olması nedeniyle RIF yöntemleri kullanılmıştır. Günümüzde bikortikal vidalar ya da miniplak ve monokortikal vidalar ile uygulanan sistemlerden hangisinin daha üstün olduğu ile ilgili net bir fikir birliği oluşmamıştır ve mevcut sistemlerden hiçbirinin relapsı tam olarak önleyemediği bildirilmiştir (7).

Ters L konfigürasyonu ve tek miniplak sisteminin karşılaştırıldığı çalışmalarda bikortikal vidalar ile elde edilen fiksasyonun vertikal yükler karşısında daha dirençli olduğu gösterilmiştir (7, 116-118). Anucul ve arkadaşları (119), bikortikal vida sisteminin, kuvvet karşısında monokortikal vida ve miniplak sistemine göre 3 kat daha fazla dayanım gösterdiğini, Brasileiro ve arkadaşları (120) ise, bu sistemin miniplak sistemine göre en az %40 daha rijit olduğunu belirtmişlerdir.

Daha rijit bir fiksasyon elde edilmesi amacıyla kullanılan bikortikal vidaların; diş pozisyonu, inferior alveoler sinirin konumu ve bölgedeki yirmi yaş diş çekimi sonrası kalan ince kemik duvarlardan yeterli destek alınamaması nedeni ile kullanımının uygun olmayabileceği belirtilmiştir (121). Segmentler arasında kompresyon oluşması sonucunda sinir hasarı ve kondilde oluşabilecek dönme etkisi, ekstraoral yaklaşım gerektirmesi ve bikortikal vidaların gerektiğinde operasyon sırasında ya da sonrasında çıkartılmasının daha zor olması gibi dezavantajlarının mevcut olduğuna dikkat çekilmiştir (122). Miniplakların SSRO sonrası fiksasyon için kullanılması; bikortikal vidaların dezavantajları göz önünde bulundurulduğunda, operasyon sonrası dönemde stabilite açısından yakın takip ile, okluzyondaki değişikliklerin değerlendirilmesinin önemi vurgulanarak önerilmiştir (123). Yapılan çalışmalarda tek miniplak kullanılan sistemin iki paralel plak ya da grid plakların

kullanımı ile karşılaştırıldığında mekanik olarak daha başarısız olduğu ancak, anatomik ve ekonomik nedenlerle her zaman 2 plak yerleştirilmesinin mümkün olmadığı belirtilmiştir (124, 125).

Miniplak sistemine ek olarak uygulanan bikortikal vidanın stabilite üzerinde olumlu etkisi olabileceği ileri sürülmüştür (126) ve her iki sistemin avantajlarından yararlanabilmek amacıyla hibrit sistemin kullanımı önerilmiştir(6). Sentetik mandibula modelleri üzerinde miniplak, hibrit ve ters L konfigürasyonunda bikortikal vidalar ile yapılan fiksasyon değerlendirildiğinde; bikortikal vida fiksasyonunun kuvvet karşısında en yüksek dayanımı, miniplak fiksasyonunun ise en zayıf dayanımı gösterdiği belirtilmiştir (45). Literatürde ters L bikortikal vida sisteminin daha iyi bir stabilizasyon sağladığı ancak hibrit sistem uygulanan modeller ile arasında anlamlı bir fark oluşmadığı bildirilmiştir (5). SSRO biyomekaniği ve farklı fiksasyon tekniklerinde oluşan stres değerlerinin daha iyi anlaşılabilmesi amacıyla bu çalışmada klinik kullanımda sıklıkla tercih edilen miniplak, hibrit ve ters L bikortikal sistemleri karşılaştırılmıştır.

Mandibuler ilerletme vakaları post operatif dönemde stabil bir cerrahi olarak kabul edilmesine rağmen, ilerletme miktarının 7 mm ya da daha fazla olduğu durumlarda stabilite kaybının ve relaps oranının arttığı bildirilmiştir (66, 127). Hava yolunun genişletilmesi için 7-10 mm mandibuler ilerletmeye ihtiyaç duyulan obstrüktif uyku apnesi olan vakalarda, , fiksasyon sistemi üzerinde daha fazla stres ve yumuşak doku ile kaslarda gerilme oluştuğu belirtilmiştir (128).

Biyomekanik çalışmalarda ise genellikle mandibulada 5mm ilerletme uygulanmıştır ve daha fazla ilerletme yapılan vakalarda stres dağılımlarının farklı olabileceği ileri sürülmüştür (128). Bu çalışmada, relaps görülme olasılığının daha fazla olduğu belirtilen 7 mm değeri göz önüne alınarak hazırlanan modeller üzerindeki stres değerleri incelenmiştir.

Biyomekanik çalışmalarda kuvvetin uygulandığı bölge de değişkenlik göstermektedir. İnsizal kenardan (45, 129, 130), premolar bölge (124, 131) ve molar bölgeden (4, 121, 122, 125, 132, 133) kuvvet uygulanan çalışmalar mevcuttur.

Peterson ve arkadaşları (48), dört farklı fiksasyon tekniğini karşılaştırdıkları çalışmada, sentetik mandibula modellerine insizal kenar ve molar bölgeden kuvvet uygulanmasının ardından fiksasyon sisteminin dayanıklılık derecesini ölçmüşlerdir. Ters L sistemi miniplak sisteminden daha iyi sonuçlar verirken, insizal kenardan uygulanan kuvvetlerin osteotomi bölgesinde daha etkili olduğunu göstermişlerdir. Benzer şekilde Van Sickels ve arkadaşları (134), molar ve insizal kenardan kuvvet uygulayarak beş farklı fiksasyon sistemini biyomekanik olarak değerlendirmişlerdir. İnsizal kenardan uygulanan kuvvet karşısında, miniplak sistemine bikortikal vida eklenmesinin direnci arttırdığı belirtilmiştir. İnsizal kenardan uygulanan kuvvet karşısındaki direncin daha düşük olması ise, daha uzun kantilever kolu etkisi oluşması ile açıklanmıştır. Bu çalışmada, SEA çalışmalarında daha nadir olan insizal kenardan kuvvet uygulandığında model üzerinde oluşan streslerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

SSRO sonrası stabil bir fiksasyon için elde edilmesi gereken dayanım değerleri belirlenirken (48, 135, 136) sağlıklı bireylerin ve ortognatik cerrahi hastalarının ısırma kuvvetleri göz önüne alınmıştır (137, 138). Throckmorton ve arkadaşlarının (104), ortognatik cerrahi hastalarının operasyon öncesi ve sonrası ısırma kuvvetlerini kontrol grubu ile karşılaştırdığı çalışmada, sağlıklı bireyin kesici dişlerle maksimum ısırma kuvvetinin 272 N olduğu belirtilmiştir. Peterson ve arkadaşları (48) ise, operasyondan sonra kesici dişlerle ısırma kuvvetinin yaklaşık olarak 125 N olacağını ileri sürmüşlerdir. SSRO sonrası ısırma kuvvetinin operasyon öncesi döneme göre daha düşük olacağı ve bu durumun 6-8 hafta kadar devam edeceği, 6. aydan sonra ise ısırma kuvvetinin operasyon öncesi döneme döneceği bildirilmiştir (137, 139). Bu çalışmada, literatürdeki veriler değerlendirilerek, uygulanan kuvvet 200 N olarak belirlenmiştir. Ancak çalışmada, fiksasyon sistemlerinin mekanik davranışları ve stres dağılımının değerlendirilmesi amaçlanmış olduğu için, uygulanan kuvvet sabit bir değer olarak düşünülüp göz ardı edilmiştir.

Takahashi ve arkadaşları (102), farklı osteotomi dizaynları ile 5 mm ilerletme uygulanan mandibula modellerinde, miniplak sistemi ve kemik üzerinde oluşan stresi

değerlendirmişlerdir. Obwegeser Dal Pont yöntemi ile osteotomi yapılan modellerde ve miniplağın mandibula üst sınırında, Champy'nin "ideal osteotomi hattı" olarak tanımladığı bölgeye yakın olarak yerleştirildiği durumda, kemik ve fiksasyon sistemi üzerinde en az stresin oluştuğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada da, literatürde ideal konum olarak gösterilmiş olan mandibula üst sınırı miniplak sistemi konumlandırılması için tercih edilmiştir.

İnsan kadavraları üzerinde yapılan bir araştırmada, en kalın bukkal kortikal tabakanın retromolar bölgede ramusun superioru hizasında olduğu gösterilmiş (140) ve bu bölge hibrit tekniğin kullanımı sırasında bikortikal vida yerleşimi için önerilmiştir (141). Ancak asimetri vakalarında ya da segmentler arasında interferans olduğu durumlarda distal segmentin retromolar bölgesinde osteotomi yapılması gerekebilmektedir. Bu osteotominin yapılması interferansa bağlı olarak kondilin yer değiştirmemesi ve relaps oluşmaması açısından önemlidir. Hibrit sistemde bikortikal vidanın mandibula alt sınırına yakın olarak yerleştirildiği, Özden ve arkadaşlarının (7) biyomekanik çalışmasında; 2 adet bikortikal vidanın mandibula üst sınırına yakın ve yan yana lineer şekilde yerleştirilmesinin, bir vidanın üst diğeriğin alt sınıra yakın konumlandırıldığı vertikal sistemden biyomekanik olarak daha başarısız olduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda hibrit sistemde kullanılan bikortikal vidanın, osteotomi hattında mandibula alt sınırına yakın olarak yerleştirilmesi ile mekanik dayanıklılığı arttırarak, stabiliteye katkısı olduğu görülmüştür. Lingual bölgede osteotomi yapılması gereken ya da retromolar bölgede SSRO sonrası lingual korteksin bikortikal vida kullanılması için ince olduğu durumlarda, hibrit sistemde bikortikal vida yerleştirilmesi için mandibula alt sınırının alternatif olabileceği düşünülmektedir.

İdeal fiksasyon yönteminde kemik parçaları arasında maksimum dayanıklılık sağlanırken çevre dokularda minimum stres oluşmalıdır. Yüksek stres değerleri rezorbsiyona sebep olarak bölgede stabilite kaybına sebep olabilmektedir (1). SSRO'da distal ve proksimal segmentin birbiri ya da fiksasyon sistemi ile ilişkisinin daha iyi anlaşılması ve çevre kemik üzerindeki stresin değerlendirilmesi; bu osteotomi

yönteminin biyomekanik özelliklerinin daha iyi anlaşılmasında ve post operatif dönemin daha iyi öngörülmesinde önemlidir.

SSRO ile mandibuler ilerletme sonrası sıklıkla (142), özellikle bikortikal vida fiksasyonu uygulandığında proksimal segmentin içeri doğru rotasyonu ile kondiler pozisyon değişiklikleri olduğu bildirilmiştir (143, 144). Kondillerin doğru konumlandırılmamasının, yumuşak doku çekişine maruz kalan mandibulada operasyon sonrası relaps oluşmasına neden olduğu düşünülmektedir (145). Mandibuler ilerletme cerrahilerinde, ilerletme miktarının artması ile birlikte kondilin glenoid fossa içerisinde doğru pozisyonda konumlandırılmasının zorlaştığı (145), artan yumuşak doku geriliminin de bu durumu olumsuz etkilediği düşünülmektedir (2, 146-148). Mandibuler ilerletme miktarının 5-10 mm arasında olduğu durumlarda kondiler rezorbsiyon miktarının, 5 mm'den daha az ilerletme yapılan vakalara göre 5.2 kat daha fazla olduğu bildirilmiştir (149).

SSRO ile ilerletme uygulanan mandibula modeli üzerinde farklı fiksasyon sistemlerinin kondil üzerinde oluşturduğu stres SEA çalışması ile değerlendirildiğinde, TME'de ters L bikortikal vida sisteminin miniplak sisteminden daha fazla strese neden olduğu görülmüştür. SSRO sonrası oluşan relapsın; kondilin doğru konumlandırılmaması, post operatif dönemde fiksasyonda stabilite kaybı ve kondiler rezorbsiyona bağlı olabileceğine dikkat çekilmiştir (103). Ancak SSRO sonrası kondil pozisyon değişikliğini değerlendiren Tabrizi ve arkadaşları (150), bikortikal vida ile fiksasyon sonrası kondilde pozisyon değişikliğinin miniplak fiksasyonuna kıyasla daha fazla olmasına rağmen 1 yıl sonra stabilite açısından miniplak ve bikortikal vida fiksasyonu arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Benzer şekilde mandibuler ilerletme sonrası 55 hastada miniplak, bikortikal vida ve hibrit teknikle yapılan fiksasyon stabiliteleri karşılaştırılmış ve gruplar arasında 6 aylık takip sonucunda relaps açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (151).

Al-Moraissi ve Al-Hendi (152), SSRO ile mandibuler ilerletme uygulanan çalışmaları inceledikleri literatür taraması ve meta analiz çalışmasında, bikortikal vida

fiksasyonunun stabilite açısından nispeten daha başarılı olduğunu ancak bu farkın klinik olarak anlamlı olmadığı sonucuna varmışlardır.

Mandibuler ilerletme sonrası glenoid fossa hacmi ve kondiler rezorbsiyonun değerlendirildiği bir çalışmada, operasyon sonrası glenoid kavite hacminin arttığı ancak 1 yıl içinde normal hacmine tekrar döndüğü belirtilmiştir. Bu süreçte kondilin posterior parçasında rezorbsiyon görüldüğü ve bu durumun sıkışma şeklinde oluşan mekanik strese bağlı olabileceği bildirilmiştir (153). SSRO sonrası kondildeki remodelasyon ve rezorbsiyon değerlendirildiğinde; remodelasyonun her zaman relaps ile ilişkilendirilemeyeceği, rezorbsiyonun ise değişen kondil yüksekliği ve hacmi ile relapsa neden olduğu düşünülmektedir (154). Xi ve arkadaşları (8), ortalama 7.8 mm mandibuler ilerletme yapılan 50 hastayı post operatif dönemdeki kondil remodelasyonu açısından değerlendirdikleri 2 yıllık takip çalışmasında %19'dan fazla hacim kaybını relaps ile ilişkilendirmişlerdir.

Literatür verileri, ortognatik cerrahi sonrası relapsın kondilde oluşan rezorbsiyon ile ilişkili olduğu yönündedir. Fiksasyon sistemleri karşılaştırıldığında; bikortikal vida sisteminde kondil üzerinde oluşan stresin miniplak sisteminden daha fazla olabileceği ancak bu durumun klinik olarak relapsla ilişki olmayabileceği ileri sürülmüştür. Proksimal segment hareketinin post operatif dönemde relaps ile ilişkili olmayabileceği fikri ile (155), bikortikal sistemin, klinik kullanımında en büyük çekincelerden biri olan, kondil pozisyonuna etkisinin daha az göz önünde bulundurulabileceği; bu nedenle, uygun vakalarda bikortikal vida kullanılan sistemlerin klinik kullanımda daha fazla tercih edilebileceği düşünülmektedir.

Erkmen ve arkadaşları (9), SSRO sonrası mandibula posterior bölgeden 500 N kuvvet uygulanan modellerde, farklı fiksasyon sistemleri üzerindeki von Mises değerlerini inceledikleri çalışmada; lineer 2 lag vida, ters L şeklinde 3 lag vida, paralel 2 miniplak ve oblik bir miniplak kullanmışlardır. Ters L şeklinde 3 lag vida ve paralel 2 miniplak fiksasyonunun diğer konfigürasyonlara göre daha fazla stabilite sağladığını bildirmişlerdir. Kemikteki ve fiksasyon sistemindeki en fazla stres miniplak sisteminde oluşurken, Ters L şeklinde vida fiksasyonu ile lineer vida fiksasyonunda benzer ve diğer

sistemlerden daha düşük stres olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da, literatürdeki benzer şekilde kemik ve fiksasyon sistemleri üzerindeki en yüksek stres miniplak sisteminde en düşük stres ise ters L sisteminde bulunmuştur. Ayrıca mandibulanın morfolojisi değerlendirildiğinde kısa ve kalın mandibulanın, stresin fiksasyon sistemleri ile paylaşılması açısından daha avantajlı olduğu görülmüştür.

Bikortikal vida ve miniplak sistemi üzerindeki stres değerleri ile insizal kenarda oluşan yer değiştirmenin değerlendirildiği SEA çalışmasında, mandibulada SSRO ile 8 mm ilerletme uygulanmıştır. Mandibulanın farklı noktalarından uygulanan kuvvetler kıyaslandığında, en fazla yer değiştirmenin insizal kenardan uygulanan kuvvet sonucunda ve her kuvvet uygulanan nokta için miniplak sisteminde olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en fazla yer değiştirmenin miniplak sisteminde olduğu görülmüştür. Aynı çalışmada bikortikal vida sistemi üzerindeki kuvvet değerlendirildiğinde en yüksek stres değerleri osteotomi yakınında üstteki vida ve etrafındaki kemikte oluşmuştur. Miniplak sisteminde en fazla kuvvet plakta, vidalar arasında ise proksimal segmentteki osteotomi hattına yakın vida ile etrafındaki kemikte stres yoğunluğu fazla olarak bulunmuştur. Miniplak sisteminde fiksasyon üzerindeki ve kemikteki stres değerlerinin, bikortikal vida sisteminden daha fazla olduğu belirtilmiştir (156). Çalışmamızda benzer şekilde, miniplak kullanılan modellerde kemikteki ve fiksasyon sistemindeki stresin ters L ve hibrit sisteme kıyasla daha fazla olduğu görülmüştür. Tüm sistemlerde kemikteki stres, değişen düzeylerde olmakla birlikte osteotomi hattına yakın bölgelerde yoğunlaşmıştır. Kemik ve vida üzerindeki bu stres yoğunlaşmasını, klinik olarak görülen vida gevşemesinin nedeni olabileceği belirtilmekle beraber (157), iyileşme sürecini nasıl etkilediği tam olarak bilinmemektedir (156).

Brasiliero ve arkadaşları (45), sentetik mandibula modelleri üzerinde miniplak, hibrit ve ters L konfigürasyonunda bikortikal vidalar ile yapılan fiksasyonu değerlendirdikleri çalışmada insizal kenar ve molar bölgeden kuvvet uygulamışlardır. Bikortikal vida fiksasyonu kuvvet karşısında en yüksek dayanımı, miniplak fiksasyonu ise en zayıf dayanımı göstermiştir. Bizim çalışmamızda bu sonuçları destekleyecek şekilde, bikortikal vida içeren sistemlerde daha az stres oluşması ve yer değiştirmenin daha az

olması nedeniyle; sistemin biyomekanik dayanımının daha az olduğu, yani mandibulanın daha uzun ya da ince olduğu durumlarda bikortikal vida içeren sistemlerin kullanımının avantajlı olacağı sonucuna varılmıştır. Stresin daha fazla olduğu uzun ve ince mandibulada planlanan operasyonlarda, hibrit sistemin kullanılması ile stabilite kaybı riskinin azaltılabileceği düşünülmektedir.

Modeller arasında kalınlık sabit tutularak 10 mm'lik uzunluk değişimi ve uzunluk sabit tutularak 10 mm'lik kalınlık değişimi değerlendirilmiştir. Fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stres değerleri incelendiğinde kalınlık değişimine kıyasla, uzunluk artışı ile birlikte stres miktarındaki artışın daha belirgin olduğu görülmüştür. Kalınlığın değişken olduğu durum içinse, tüm fiksasyon sistemlerinde benzer şekilde, 75-25 modeli ile 75-15 modeli arasındaki stres farkı daha belirgindir. Bu durum 25 mm kalınlığının altındaki mandibula için SSRO sonrası fiksasyondaki stres artışının daha belirgin, post operatif dönemde fiksasyon başarısızlığı ve stabilite kaybı riskinin daha yüksek olduğu şeklinde yorumlanmıştır. Kemikteki stres değerlendirildiğinde ise mandibulanın uzunluğunun azaldığı durumla kıyasla, kalınlığı artan modeller arasında stres farkının nispeten daha fazla azaldığı görülmüştür. Yani kalınlığı artan modelin mandibulaya gelen kuvvetleri fiksasyon sistemi ile paylaştığı ve mandibulanın aynı oranda kısılmasına göre stresi tolere etmede daha etkili olduğu düşünülmektedir.

Sato ve arkadaşları (4), yaptıkları çalışmada, SSRO ile 5 mm ilerletme uygulanan sentetik mandibula modelleri üzerinde mekanik, fotoelastik ve SEA yöntemlerini kullanarak; molar bölgeden uygulanan dik kuvvet altında hibrit teknik, bikortikal vida fiksasyonu ve miniplak sistemini karşılaştırmışlardır. Ters L konfigürasyonundaki bikortikal vida sistemi en yüksek mekanik dayanımı, miniplak sistemi ise en düşük dayanım göstermiştir. Hibrit sistemde en yüksek stresin, bikortikal vida ve etrafındaki kemik dokuda oluştuğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda ise hibrit sistemde kuvvetin, plakta daha fazla olmakla birlikte, bikortikal vida ile paylaşıldığı görülmüştür.

Aynı çalışmada en fazla yer değiştirmenin hibrit sistem kullanılan modellerde olduğu, hibrit sistemde kullanılan bikortikal vidanın mekanik dayanımı artırdığı ancak uygulandığı bölgede dönme noktası oluşturduğu belirtilmiştir (4). Bizim çalışmamızda ise

bu durumun aksine en az yer değiştirme değerleri, bikortikal sistemle aralarında çok az fark olacak şekilde, hibrit sistemde görölmüştür. Bu durumun, miniplağa ek olarak kullanılan bikortikal vida ile sistemin mekanik dayanıklılığının artırılması ve bikortikal vidanın osteotomi hattına yakın yerleştirilerek kantilever kolunun kısaltılması ile ilişkili olabileceği düşünölmektedir. Benzer şekilde Stringhini ve arkadaşları (158), en az yer değiştirmenin ters L ardından hibrit sisteminde olduğunu, miniplak fiksasyon sistemine ek olarak uygulanan bikortikal vidanın, kemikteki yer değiştirme direncini arttırdığını belirtmişlerdir.

Stres dağılımı bikortikal sistemde daha homojen olmakla beraber en yüksek stres düzeyi, osteotomi hattına yakın vidalarda bulunmuştur. Miniplak sisteminde ise en yüksek stres birikimi plak üzerinde olurken, vidalar arasında; proksimal segmentte osteotomi hattına yakın vida ve etrafındaki kemikte stresin yoğunlaştığı bildirilmiştir (4). Benzer şekilde bikortikal vida sisteminde oluşan stres vidalar arasında homojen dağılım göstermekle birlikte osteotomi hattına yakın olan vidalar üzerinde oluşan stresin daha fazla olduğu, miniplak sisteminde kuvvetin plak üzerinde yoğunlaştığı, vidalar arasında ise proksimal segmentte osteotomi hattından uzaktaki vidanın daha fazla strese maruz kaldığı görölmüştür.

Literatürde bikortikal vida sisteminde kemik segmentleri arasındaki geniş kemik temas alanının, mekanik dayanımının daha fazla olmasında etkili olduğu belirtilmiştir (4). Miniplak sisteminde, çiğneme kuvvetlerinin çoğunu fikasyon sistemi taşıdığı için daha ince bir kemik doku etrafında daha fazla stres oluştuğu düşünölmesine rağmen (1), ciltte kesi yapılmasına ihtiyaç olmadan intraoral olarak yerleştirilebilir olması, sinir hasarı ve kondilde pozisyon değişikliği oluşturma riskinin daha az olması gibi nedenlerle; bikortikal vidalar ile kıyaslandığında klinik kullanımda sıklıkla tercih edilmektedir (102).

Çalışmamızda bikortikal vida içeren sistemlerin, fiksasyon sistemi ve kemik üzerinde oluşan stres açısından değerlendirildiğinde daha avantajlı olduğu görölmüştür. Mandibula morfolojisi incelendiğinde daha fazla stres oluşması beklenen uzun ve ince mandibulada, anatomik kısıtlamaların mevcut olduğu operasyonlar dışında, bikortikal vida içeren sistemlerin kullanımının tercih edilebileceği düşünölmektedir.

Kemikteki asal gerininin değerlendirildiği ve ters L modelinde bu değerin miniplak ve hibrit sistemden fazla olduğu, tüm sistemler arasında ise hibrit sistemin en az gerinime maruz kaldığı belirtilen bir SEA çalışmasında, fiksasyon sistemleri arasında hibrit sistemde, plak ve ters L sisteminden daha fazla stres oluştuğu; tüm sistemler içinde en az stresin ise ters L fiksasyonunda oluştuğu rapor edilmiştir. Ters L konfigürasyonunda daha fazla yer değiştirme oluşurken, hibrit sistemde bu oranın en düşük olduğu belirtilmiştir. Çalışmada karşılaştırılan sistemler arasında minimal farklılıklar gözlemlendiği vurgulanmış, hibrit sistemdeki bikortikal vidaanın katkısının az olduğu ileri sürülerek SSRO'da miniplak sisteminin kullanımı önerilmiştir (159). Bu durumun aksine çalışmamızın sonuçları, hibrit sistem kullanımının miniplak üzerinde oluşan stresin azaltılması açısından daha avantajlı olduğu şeklinde değerlendirilmiştir. Benzer şekilde Bohluli ve arkadaşları (91), ters L şeklindeki bikortikal vida sisteminin en yüksek stabilite ve en düşük stres değerlerine sahip olduğunu belirtmekle birlikte fiksasyon tekniklerinden çoğunun klinik uygulama için uygun olduğunu bildirmişlerdir. SSRO sonrası miniplak sisteminin daha düşük mekanik dirence sahip olduğu kabul edilmekle birlikte (7, 48), klinik olarak miniplak kullanılan vakalarda, operasyon sonrası iyileşmenin yeterli olduğu çünkü operasyon sonrası dönemde çiğneme kuvvetlerinin operasyon öncesi döneme ya da opere olmamış bireylere göre daha düşük olduğu belirtilmektedir (137).

Biyomekanik ve SEA çalışmalarında, insizal kenar ya da premolar molar bölgelerden dik yönde uygulanan kuvvet değerlendirilmeleri yapılmasına rağmen, klinik olarak mandibula dik ve yatay yönde gelen kuvvetler ile dönme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Fiksasyon sistemlerinin klinik olarak verdiği sonuçlar bu fizyolojik koşullardan ve inflamasyon ya da enfeksiyon gibi durumlardan etkilenmektedir. SEA çalışmalarında, elde edilen stres değerlerinin klinik verilerle birebir örtüşmediği klinik durumlar için çıkarımlar yapılabileceğinin göz önünde bulundurulması önemlidir.

Bikortikal vida kullanılan sistemler incelendiğinde, biyomekanik ve SEA çalışmalarında stabilite ve mekanik dayanım açısından daha üstün olduğu ancak klinik olarak miniplak ve bikortikal vida sistemleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığı

belirlenmektedir. Bu çalışma sonucunda, mandibula uzunluğunun fazla olduğu ya da mandibulanın ince olduğu durumlarda, 7 mm ve daha fazla ilerletme yapılması planlanan vakalarda miniplak sistemine ek olarak bikortikal vida kullanımının fiksasyon stabilitesine katkısı olacağı düşünülmektedir. Ancak her vaka için ayrı planlama yapılması ve bu sonuçların klinik çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

SSRO sonrası, her bir fiksasyon tekniği farklı avantaj ve dezavantajlara sahip olsa da, bu çalışma ile fiksasyon tekniklerin değişen mandibuler kalınlık ve uzunlukta stres davranışları incelenmiş ve elde edilen veriler sonucunda aşağıda belirtilen sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Bu çalışmada bütün mandibula modellerinde, fiksasyon sistemi üzerindeki en yüksek stres miniplak sisteminde en düşük stres ise ters L sisteminde görülmüştür. Miniplak sistemde en yüksek stresin plakta olduğu; hibrit sistemde plak ve bikortikal vidanın stresi paylaştığı; ters L sisteminde ise stresin tüm vidalar arasında birbirine yakın olacak şekilde en fazla mandibula alt sınırına yakın olan vidada yoğunlaştığı görülmüştür.

2. Miniplak kullanılan tüm modellerde plaktaki en fazla stres, osteotomi hattı üzerinde proksimal parçaya daha yakın olacak şekilde ölçülmüştür ve bu sistemde mekanik olarak en zayıf olan bölge olarak değerlendirilmiştir

3. Yer değiştirme miktarının, ters L sistemi ile çok yakın olacak şekilde, hibrit sistemde en az olduğu görülmüştür. Miniplaka ek olarak uygulanan bikortikal vidanın stabiliteyi olumlu etkilediği görüşü desteklenmiştir.

4. Hibrit sistemde tüm modellerde 2 ve 5 numaralı vidalar etrafında oluşan stres değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmüş ve sistemde bu iki vida etrafında dengeli bir kuvvet dağılımı olduğu düşünülmüştür.

5. Mandibuladaki uzunluk artışı ile stres artışının, kalınlık değişimine göre daha belirgin olduğu; kalınlıktaki artış ile mandibulaya gelen kuvvetlerin kemik ve fiksasyon sistemleri arasında paylaşıldığı gözlenmiştir. Daha ince ve uzun mandibulada planlanan operasyonlarda hibrit sistemin kullanımının avantajlı olduğu düşünülmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Sato FR, Asprino L, Noritomi PY, da Silva JV, de Moraes M. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(8):934-41.
2. Joss CU, Thuer UW. Stability of the hard and soft tissue profile after mandibular advancement in sagittal split osteotomies: a longitudinal and long-term follow-up study. *Eur J Orthod.* 2008;30(1):16-23.
3. Schatzker J. Changes in the Ao/Asif Principles and Methods. *Injury-International Journal of the Care of the Injured.* 1995;26:Sb51-Sb6.
4. Sato FR, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. 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.* 2012;114(5 Suppl):S60-8.
5. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(4):724-30.
6. Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(2):234-5.
7. Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(9):837-41.
8. Xi T, van Luijn R, Baan F, Schreurs R, de Koning M, Berge S, et al. Three-dimensional analysis of condylar remodeling and skeletal relapse following bimaxillary surgery: A 2-year follow-up study. *J Craniomaxillofac Surg.* 2017;45(8):1311-8.
9. Erkmén E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;34(5):551-8.
10. Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K, Uyar Y. Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(6):1225-32.
11. Freedman M, Ring M, Stassen LF. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position--a finite element analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(6):785-90.

12. Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R. A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;94(6):678-86.
13. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2000;28(2):91-6.
14. Lee SK, Kim YS, Oh HS, Yang KH, Kim EC, Chi JG. Prenatal development of the human mandible. *Anat Rec.* 2001;263(3):314-25.
15. Spalding PM. Craniofacial Growth and Development: Current Understanding and Clinical Considerations, in *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2004:1051-86.
16. Hutson RK. Diagnostic Imaging of Facial Injuries, in *Oral and Maxillofacial Surgery* 2nd edition. 2009;2.
17. Sancak B, Cumhuri, M. Fonksiyonel Anatomi, Baş Boyun ve İç Organlar, ODTÜ Yayıncılık. 2010:16-7.
18. Neil S. Norton P. Netter'in Diş Hekimleri için Baş ve Boyun Anatomisi, Güneş Kitapevi. 2013:46-8.
19. Fletcher MC, Piecuch, J. F., Liebllich, S. E. Anatomy and Pathophysiology of the Temporomandibular Joint, in *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2004:933-47.
20. Posnick JC. Definition and prevalence of dentofacial deformities, in *Orthognathic Surgery, Principles and Practice.* 2013:61-8.
21. Helm S, Kreiborg S, Barlebo J, Caspersen I, Eriksen JH, Hansen W, et al. Estimates of orthodontic treatment need in Danish schoolchildren. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1975;3(3):136-42.
22. Watzke IM. Sagittal Split Osteotomy, in *Oral and Maxillofacial Surgery*, R.J. Fonseca, Marciani, Turvey, Editor. 2000, Elsevier. 2009;3:87-118.
23. Sullivan SM. Orthognathic surgery dilemma: increasing access. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(3):813-6.
24. Posnick JC. Primary Mandibular Deficiency Growth Patterns with or without Maxillary Arch Constriction, in *Orthognathic Surgery, Principles and Practice.* . 2013:640-85.
25. Proffit WR, Sarver, D. M., White, R.P.Jr. Mandibular Deficiency, in *Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity.* 2002:418-63.
26. Ackerman JL, Proffit WR. Soft tissue limitations in orthodontics: treatment planning guidelines. *Angle Orthod.* 1997;67(5):327-36.
27. Monson LA. Bilateral sagittal split osteotomy. *Semin Plast Surg.* 2013;27(3):145-8.

28. Bloomquist DS. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery , Principles of Mandibular Orthognathic Surgery. 2004:1135-78.
29. Limberg A. Treatment of open-bite by means of plastic oblique osteotomy of the ascending rami of the mandible. Dent Cosmos. 1925;67:1191.
30. Moose SM. Surgical Correction of Mandibular Prognathism by Intraoral Subcondylar Osteotomy. J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv. 1964;22:197-202.
31. Winstanley RP. Subcondylar osteotomy of the mandible and the intraoral approach. Br J Oral Surg. 1968;6(2):134-6.
32. Hebert JM, Kent JN, Hinds EC. Correction of prognathism by an intraoral vertical subcondylar osteotomy. J Oral Surg. 1970;28(9):651-3.
33. Caldwell JB, Hayward JR, Lister RL. Correction of mandibular retrognathia by vertical L osteotomy: a new technic. J Oral Surg. 1968;26(4):259-64.
34. Obwegeser H, Trauner, R. Zur operationstechnik bei der progenie und anderen unterkieferanomalien Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd. 1955(23):H1-2.
35. Hensel GC. The surgical correction of mandibular protraction, retraction, and fractures of the ascending rami. Int J Orthodont Oral Surg. 1937;23:814.
36. Schuchardt K. Ein beitrage zur chirurgischen kieferorthopadie unter berucksichtigung ihrer bedeutung fur die behandlung angeborener and erworbener kieferdeformitäten Uei soldaten Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd. 1942;9:73.
37. Dal Pont G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv. 1961;19:42-7.
38. Hunsuck EE. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. J Oral Surg. 1968;26(4):250-3.
39. Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg. 1977;35(2):157-9.
40. Chacon GE, Larsen P.E. Principles of Management of Mandibular fractures, in Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, M. M., Editor. 2004:401-33.
41. Bamber MA. Fiksasyon Teknikleri, Ortognatik Cerrahinin Temelleri. In: Apaydin A, editor.2009. p. 117-32.
42. Ellis E. Rigid versus Nonrigid Fixation, in Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, M. M., Editor. 2004. 2004:371-82.
43. Michael R. Atlas of Oral and Maxillofacial Surgery, Principles and Biomechanics of Rigid Internal Fixation of the Mandible. 2016:662-72.
44. Spiessl B. Osteosynthese bei sagittaler Osteotomie nach Obwegeser/ Dal Pont, in Schuchardt K (eds): Fortschritte in Kiefer-und Gesichtschirurgie. 1974.

45. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4):809-17.
46. Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61(12):1477-84.
47. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001;59(2):191-5.
48. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(9):1317-24.
49. Champy M LJ, Schmitt R, et al. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg* 1978;6:14–9.
50. Champy M, Wilk A, Schnebelen JM. [Treatment of mandibular fractures by means of osteosynthesis without intermaxillary immobilization according to F.X. Michelet's technic]. *Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl.* 1975;63(4):339-41.
51. Haerle F C, M. . Materials and Instrumentation, in *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws*, 2nd ed.2009.
52. Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1957;10(7):677-89; contd.
53. Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *J Maxillofac Surg.* 1973;1(2):79-84.
54. Shetty V, Bertolami, C.N. Wound Healing, in *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery.* . 2004:3-15.
55. Barnes GL, Kostenuik PJ, Gerstenfeld LC, Einhorn TA. Growth factor regulation of fracture repair. *J Bone Miner Res.* 1999;14(11):1805-15.
56. Pilitsis JG, Lucas DR, Rengachary SS. Bone healing and spinal fusion. *Neurosurg Focus.* 2002;13(6):e1.
57. Marsell R, Einhorn TA. The biology of fracture healing. *Injury.* 2011;42(6):551-5.
58. Kahn JL, Khouri, M. Champy's System, in *Rigid Fixation in Craniomaxillofacial Skeleton*, Boston. 1992:116-23.
59. Shapiro F. Cortical bone repair. The relationship of the lacunar-canalicular system and intercellular gap junctions to the repair process. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70(7):1067-81.

60. Kaderly RE. Primary bone healing. *Semin Vet Med Surg (Small Anim)*. 1991;6(1):21-5.
61. Haerle F, Champy M. Bone Repair and Fracture Healing, in *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws*, 2nd ed. 2009:12-8.
62. Gerstenfeld LC, Alkhiary YM, Krall EA, Nicholls FH, Stapleton SN, Fitch JL, et al. Three-dimensional reconstruction of fracture callus morphogenesis. *J Histochem Cytochem*. 2006;54(11):1215-28.
63. Green E, Lubahn JD, Evans J. Risk factors, treatment, and outcomes associated with nonunion of the midshaft humerus fracture. *J Surg Orthop Adv*. 2005;14(2):64-72.
64. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*. 2002;84(8):1093-110.
65. Schendel SA, Epker BN. Results after mandibular advancement surgery: an analysis of 87 cases. *J Oral Surg*. 1980;38(4):265-82.
66. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(2):301-13.
67. Mobarak KA, Espeland L, Krogstad O, Lyberg T. Mandibular advancement surgery in high-angle and low-angle class II patients: different long-term skeletal responses. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;119(4):368-81.
68. Hoppenreijts TJ, Freihofer HP, Stoelinga PJ, Tuinzing DB, van't Hof MA. Condylar remodelling and resorption after Le Fort I and bimaxillary osteotomies in patients with anterior open bite. A clinical and radiological study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1998;27(2):81-91.
69. Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML. Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2-5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1994;23(3):127-31.
70. Lee J, Piecuch JF. The sagittal ramus osteotomy. Stability of fixation with internal miniplates. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1992;21(6):326-30.
71. Fish LC, Epker BN. Prevention of relapse in surgical-orthodontic treatment. Part 1. Mandibular procedures. *J Clin Orthod*. 1986;20(12):826-41.
72. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. Orthognathic surgery: a hierarchy of stability. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1996;11(3):191-204.
73. Wong RC, Tideman H, Kin L, Merckx MA. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010;39(4):313-9.
74. van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2000;11(1):123-36.

75. Sakaguchi RL, Powers, J. M. Fundamentals of materials science, in Craig's Restorative Dental Materials. 2012:33-71.
76. Dechow P.C. S-DCL, Asman R.B. Elastic properties of the human mandibular corpus, in Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment., in Craniofacial growth series, C.D. Goldstein SA, Editor, University of Michigan.299-314.
77. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. Am J Phys Anthropol. 2003;120(3):252-77.
78. Hylander WL, Johnson KR, Crompton AW. Loading patterns and jaw movements during mastication in *Macaca fascicularis*: a bone-strain, electromyographic, and cineradiographic analysis. Am J Phys Anthropol. 1987;72(3):287-314.
79. Hylander WL. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses. Am J Phys Anthropol. 1984;64(1):1-46.
80. Hylander WL. Mandibular function and biomechanical stress and scaling. Am Zool. 1985;25:223-40.
81. Shigley J. Mechanical Engineering Design. First Metric Ed. Singapore: McGraw-Hill Co. 1986.
82. Adigüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi . 2010;11:8-23.
83. Yue X, Wang, L., Wang, R., Zhou, F. . Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater, in Finite element analysis, Sciyo. Moratal D, editor2010. 1-43 p.
84. Logan DL. First course in the finite element method 5th edition, Nelson Education Ltd 2007.
85. Güngör MA, DüNDAR, M., Artunç, C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. EÜ Dişhe Fak Derg. 2005;26:107-16.
86. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-98.
87. Erhan EE. Kiriş Elemanlardan Oluşan Bir Yapının Sonlu Eleman Analizi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2011.
88. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res. 1976;55(5):772-7.
89. Ramoğlu S, Ozan, O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. 2014;Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.:175-80.
90. Huang YM, Chou IC, Jiang CP, Wu YS, Lee SY. Finite element analysis of dental implant neck effects on primary stability and osseointegration in a type IV bone mandible. Biomed Mater Eng. 2014;24(1):1407-15.

91. Bohluli B, Motamedi MH, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MH. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(11):2765-9.
92. Li P, Shen L, Li J, Liang R, Tian W, Tang W. Optimal design of an individual endoprosthesis for the reconstruction of extensive mandibular defects with finite element analysis. *J Craniomaxillofac Surg.* 2014;42(1):73-8.
93. Commisso MS, Martinez-Reina J, Mayo J. A study of the temporomandibular joint during bruxism. *Int J Oral Sci.* 2014;6(2):116-23.
94. Ertem SY. Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara,. 2010.
95. Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments, Intech. 2012:5-20.
96. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod.* 2003;73(1):12-20.
97. Ulusoy M, AK, A. . Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2003(23):487-509.
98. Erkmek E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005;43(2):97-104.
99. De Jesus GP, Vaz LG, Gabrielli MF, Passeri LA, T VO, Noritomi PY, et al. Finite element evaluation of three methods of stable fixation of condyle base fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(10):1251-6.
100. Ponyi S, Szabo G. Statistical investigation of mandibular dimensions for the planning of a series of mandibular corpus replacements. *J Craniofac Surg.* 1990;1(2):112-6.
101. Ongkosuwito EM, Dieleman MM, Kuijpers-Jagtman AM, Mulder PG, van Neck JW. Linear mandibular measurements: comparison between orthopantomograms and lateral cephalograms. *Cleft Palate Craniofac J.* 2009;46(2):147-53.
102. Takahashi H, Moriyama S, Furuta H, Matsunaga H, Sakamoto Y, Kikuta T. Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. *Head Face Med.* 2010;6:4.
103. Ureturk EU, Apaydin A. Does fixation method affects temporomandibular joints after mandibular advancement? *J Craniomaxillofac Surg.* 2018;46(6):923-31.

104. Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E, 3rd. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(9):1080-6.
105. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2002;40(1):76-83.
106. Ilgun A, Korkmaz H.H., Malkoc S., Basciftci F.A. İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. *SÜ Müh-Mim Fak Derg.* 2004;19(1):29-38.
107. Voo K, Kumaresan S, Pintar FA, Yoganandan N, Sances A, Jr. Finite-element models of the human head. *Med Biol Eng Comput.* 1996;34(5):375-81.
108. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomech.* 1992;25(3):261-86.
109. Koriotoh TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8(1):90-104.
110. Akca K, Iplikcioglu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. Part II: 3-D finite element stress analysis. *Implant Dent.* 2001;10(4):238-45.
111. Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2003;31(5):284-9.
112. Foley WL. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies [discussion]. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995;53(1383).
113. Buijs GJ, van der Houwen EB, Stegenga B, Bos RR, Verkerke GJ. Mechanical strength and stiffness of biodegradable and titanium osteofixation systems. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007;65(11):2148-58.
114. Tulasne JF, Schendel SA. Transoral placement of rigid fixation following sagittal ramus split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989;47(6):651-2.
115. Mommaerts MY. Lag screw versus wire osteosynthesis in mandibular advancement. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1991;6(3):153-60.
116. Ulu M, Soylu E, Kelebek S, Dikici S, Oflaz H. Comparative study of biomechanical stability of resorbable and titanium fixation systems after sagittal split ramus osteotomy with a novel designed in-vitro testing unit. *J Craniomaxillofac Surg.* 2018;46(2):299-304.
117. Pereira Filho VA, Iamashita HY, Monnazzi MS, Gabrielli MF, Vaz LG, Passeri LA. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(3):316-20.

118. Hwang JM, Baek SH, Choi JY. Effect of number and geometry of resorbable screws on biomechanical stability of in vitro model with sagittal split ramus osteotomy. *J Craniofac Surg.* 2012;23(2):363-6.
119. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50(12):1295-9.
120. Brasileiro BF, Grotta-Grepel R, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(4):941-51.
121. Olivera LB, Sant' Ana E, Manzato AJ, Guerra FL, Arnett GW. Biomechanical in vitro evaluation of three stable internal fixation techniques used in sagittal osteotomy of the mandibular ramus: a study in sheep mandibles. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(4):419-26.
122. Sato FR, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(1):160-6.
123. Rubens BC, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JH, Politis C. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988;17(6):371-6.
124. De Oliveira LB, Reis JM, Spin-Neto R, Gabrielli MA, Oguz Y, Pereira-Filho VA. Mechanical evaluation of six techniques for stable fixation of the sagittal split osteotomy after counterclockwise mandibular advancement. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2016;54(5):573-8.
125. Klein GBG, Mendes GCB, Ribeiro Junior PD, Viswanath A, Papageorge M. Biomechanical evaluation of different osteosynthesis methods after mandibular sagittal split osteotomy in major advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017;46(11):1387-93.
126. Hammer B, Ettlin D, Rahn B, Prein J. Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations. *J Craniomaxillofac Surg.* 1995;23(5):321-4.
127. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension. *Head Face Med.* 2007;3:21.
128. Kuik K, De Ruiter MHT, De Lange J, Hoekema A. Fixation methods in sagittal split ramus osteotomy: a systematic review on in vitro biomechanical assessments. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018.
129. Scaf de Molon R, de Avila ED, Scartezini GR, Bonini Campos JA, Vaz LG, Real Gabrielli MF, et al. In vitro comparison of 1.5 mm vs. 2.0 mm screws for fixation in the sagittal split osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2011;39(8):574-7.

130. Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W. Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;111(1):58-63.
131. Oguz Y, Watanabe ER, Reis JM, Spin-Neto R, Gabrielli MA, Pereira-Filho VA. In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5-mm sagittal split advancement osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(8):984-8.
132. Vieira Santos ZTB, Goulart DR, Sigua-Rodriguez EA, Pozzer L, Olate S, Albergaria-Barbosa JR. Mechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems used in sagittal split ramus osteotomy. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2017;43(2):77-82.
133. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. Which kind of miniplate to use in mandibular sagittal split osteotomy? An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(11):1369-73.
134. Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(11):1620-5.
135. Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H. Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2006;44(6):534-7.
136. Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2004;42(2):127-32.
137. Ellis E, 3rd, Throckmorton GS, Sinn DP. Bite forces before and after surgical correction of mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(2):176-81.
138. Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58(4):370-3; discussion 3-4.
139. Tate GS, Ellis E, 3rd, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994;52(7):734-6.
140. Obeid G, Lindquist CC. Optimal placement of bicortical screws in sagittal split-ramus osteotomy of mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991;71(6):665-9.
141. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994;52(1):45-8.

142. Stroster TG, Pangrazio-Kulbersh V. Assessment of condylar position following bilateral sagittal split ramus osteotomy with wire fixation or rigid fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1994;9(1):55-63.
143. Kim YI, Park SB, Jung YH, Hwang DS, Lee JY. Evaluation of intersegmental displacement according to osteosynthesis method for mandibular setback sagittal split ramus osteotomy using cone-beam computed tomographic superimposition. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(12):2893-8.
144. Ueki K, Marukawa K, Shimada M, Nakagawa K, Yamamoto E. Change in condylar long axis and skeletal stability following sagittal split ramus osteotomy and intraoral vertical ramus osteotomy for mandibular prognathia. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(10):1494-9.
145. Thuer U, Ingervall B, Vuillemin T. Stability and effect on the soft tissue profile of mandibular advancement with sagittal split osteotomy and rigid internal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1994;9(3):175-85.
146. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy setback surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(8):1634-43.
147. Van Sickels JE, Dolce C, Keeling S, Tiner BD, Clark GM, Rugh JD. Technical factors accounting for stability of a bilateral sagittal split osteotomy advancement: wire osteosynthesis versus rigid fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89(1):19-23.
148. Borstlap WA, Stoelinga PJ, Hoppenreijts TJ, van't Hof MA. 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.* 2004;33(6):535-42.
149. Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(9):698-702.
150. Tabrizi R, Pourdanesh F, Sadeghi HM, Shahidi S, Poorian B. Does Fixation Method Affect Stability of Sagittal Split Osteotomy and Condylar Position? *J Oral Maxillofac Surg.* 2017;75(12):2668 e1- e6.
151. Sato FR, Asprino L, Fernandes Moreira RW, de Moraes M. Comparison of postoperative stability of three rigid internal fixation techniques after sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement. *J Craniomaxillofac Surg.* 2014;42(5):e224-9.
152. Al-Moraissi EA, Al-Hendi EA. 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. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45(10):1195-200.
153. Jung J, Kim JH, Lee JW, Ohe JY, Choi BJ. Three-dimensional volumetric analysis of condylar head and glenoid cavity after mandibular advancement. *J Craniomaxillofac Surg.* 2018;46(9):1470-5.

154. Borstlap WA, Stoelinga PJ, Hoppenreijns TJ, van't Hof MA. Stabilisation of sagittal split advancement osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year follow-up. Part III--condylar remodelling and resorption. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33(7):649-55.
155. Choi BJ, Lee BS, Kwon YD, Lee JW, Yun SU, Ryu KS, et al. Correlation between intraoperative proximal segment rotation and post-sagittal split ramus osteotomy relapse: a three-dimensional cone beam computed tomography study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018;47(5):613-21.
156. Chuong CJ, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(1):68-76.
157. Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(5):489-94; discussion 94-5.
158. Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araujo MR, Rebellato NL, et al. Resistance and Stress Finite Element Analysis of Different Types of Fixation for Mandibular Orthognathic Surgery. *Braz Dent J.* 2016;27(3):284-91.
159. Albougha S, Darwich K, Darwich MA, Albogha MH. Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(7):823-9.