

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI



MANDİBULER LATERAL DEFEKTLERDE KİLİTLİ VE KİLİTSİZ PLAK
VE VİDA SİSTEMLERİNİN ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU
ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Görkem MÜFTÜOĞLU

ANKARA/ 2013

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI



MANDİBULER LATERAL DEFEKTLERDE KİLİTLİ VE KİLİTSİZ PLAK
VE VİDA SİSTEMLERİNİN ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU
ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Görkem MÜFTÜOĞLU

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Burak BAYRAM

ANKARA/ 2013

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağız, Diş ve Çene Doktora Programı çerçevesinde Dt. Görkem MÜFTÜOĞLU tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 28/02/2013

Doktora Tez Konusu: “Mandibuler Lateral Defektlerde Kilitli ve Kilitli Plak ve Vida Sistemlerinin Üç Boyutlu Modelleme Ve Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi”

TEZ DANIŞMANI: Yrd. Doç. Dr. Burak BAYRAM

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof. Dr. Reha KİŞNİŞÇİ

Prof. Dr. Sina UÇKAN

Yrd. Doç. Dr. Burak BAYRAM

Yrd. Doç. Dr. Yener OĞUZ

Yrd. Doç. Dr. Bahar Füsun ODUNCUOĞLU

ONAY: Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun /.... / 2013 tarih, sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Rengin ERDAL
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimine başladığım ilk günden itibaren engin bilgisi ve hayat tecrübesiyle hayata ve mesleğime bakışımı şekillendiren, sabrı, olağanüstü özverisi ve desteğiyle beni yetiştiren Başkent Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dekanı değerli hocam, Prof. Dr. **Sina Uçkan**'a,

Doktora eğitimimin her aşamasında yardımlarını ve sevgisini esirgemeyen, bilgilerini benimle paylaşan, desteğini her zaman hissettiğim Başkent Üniversitesi Rektörü değerli hocam Prof. Dr. **Kenan Araz**'a,

Eğitimimin çok önemli bir kısmında her konuda kendisine danıştığım, bendeki emeğini hiçbir zaman unutmayacağım ve neşesiyle hayatıma renk katan değerli abim Dr. **Burak Bayram** ve tabiki ablam Doç. Dr. **Firdevs Veziroğlu Şenel**'e

Beraber çalışmaktan çok büyük zevk aldığım, çok şey öğrendiğim, içtenliğine inandığım ve çok sevdiğim ağabeyim Dr. **Ufuk Ateş**'e ve tabiki Dr. **Yener Oğuz** 'a,

Kader birliği yaptığımız doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve Dış Hekimliği Fakültesi çalışanlarına,

Çoğu zaman kendinden çok beni düşünen, anlayışı, özverisi ve sevgisiyle beni dimdik ayakta tutan, aynı zamanda çalışkanlığı ve iş disipliniyle bana yol gösteren **İpek Coşkun**'a

Hayatımın bana en büyük armağanlarından biri olan, her an yanımda olan ve ilerde de olacağından hiç şüphem olmayan, yoldaşım, kardeşim Dr. **Kağan Deniz**'e,

Meslek hayatımın ilk gününden itibaren birbirimizi koruyup kolladığımız, her zaman arkamda duran ve durmaya devam edeceğini bildiğim Dt. **Nur Altıparmak**'a öğrendiklerimizi birlikte paylaştığımız yoldaşım ve eş kıdemlim, Dr. **Tuba Develi**'ye ve canım arkadaşım Dr. **Sıdika Sinem Soydan**'a

Yaşamım boyunca önce insan, daha sonra iyi bir hekim olma yolunda bana yol gösteren, beni hep yüreklendiren, varlıklarını her zaman yüreğimde hissettiğim, maddi ve manevi desteklerini esirgmeden beni bu günlere getiren, hayatlarını çocuklarına adanmış sevgili babam **Bora Müftüoğlu**'na, sevgili annem **Yıldız Müftüoğlu**'na ve her an yanımda olan canım kardeşim **Çağdaş Müftüoğlu**'na,

Sonsuz Teşekkürler.

ÖZET

Mandibuler Lateral Defektlerde Kilitli ve Kilitli Plak ve Vida Sistemlerinin Üç Boyutlu Modelleme ve Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı, değişen uzunlukta lateral mandibula defektlerinde konvansiyonel ve kilitli plak sistemi dizaynlarının kemik, vida ve plak sistemleri üzerinde oluşan stres dağılımına etkisini analiz edip karşılaştırmaktır.

Katı matematiksel mandibula modeli üç boyutlu sonlu elemanlara bölünerek oluşturuldu. Modellere iki farklı boyutta rezeksiyon uygulanarak 2.4 mm'lik iki farklı biyomekanik dizayndaki rekonstrüksiyon plakları yerleştirildi. Doğal kas kuvvetleri ve kas vektörleri taklit edilerek modellere kuvvetler uygulandı. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi.

Konvansiyonel sistemin uygulandığı modellerde kemik ve vidalar üzerinde biriken yüklerin daha fazla olduğu görüldü. Bu yüksek stresin özellikle kilitli sistemde daha çok proksimal segment tarafında olduğu gözlemlendi. Bunların yanında kilitli sistem uygulanan modellerde konvansiyonel sisteme göre kemik yüzeyindeki streslerin daha homojen dağıldığı ancak kilitli sistemde plak ortasında biriken yüklerin rezeksiyon uzunluğu arttıkça belirgin olarak arttığı saptanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi göstermektedir ki fonksiyonel yükler altında standart rekonstrüksiyon plağı kullanımıyla kemikteki elemanlar üzerinde çok fazla kuvvet oluşmaktadır. Bu yüzden kilitli sistem kullanımıyla biriken streslerin kemik rezorpsiyonuna yol açabileceği ve sonrasında da vida kaybına neden olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bunun yanında kilitli sistem kullanımıyla da özellikle büyük boyuttaki segmental rezeksiyonlarda plak ortasında kırılma yaşanabileceği düşünülebilir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre rezeke çenelerin rekonstrüksiyonunda kilitli vida-plak sistemlerinin özellikle 25 mm kadar küçük defektlerde kullanımının avantajlı olacağı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: kilitli plak, segmental rezeksiyon, rekonstrüksiyon, SEA, mekanik stres

ABSTRACT

Evaluation of Locking and Non-Locking Reconstruction Plate–Screw System with lateral mandibular defects by FEA

The purpose of this study is to analyse and compare stress distribution on bone screws and plate systems in locking and non-locking screw-plates design with two different size of lateral mandibular defects.

Solid mathematical model of the mandible was created by three dimensional finite elements analysis and two different length lateral resection was performed on model. Models were reconstructed with two different reconstruction plate system including three 2.4 mm titanium screws. Then resected bone length varied. Realistic mastication force was applied by simulating natural muscles vectors. The effects of plate-screw types to the stress formation on bone and hard-ware system were evaluated and compared.

The stress values of the cortical bone, plate and screw system of the conventional plate model was higher than the locking system model. The highest stress values were measured in the proximal segment especially in conjunction with conventional screw system. Furthermore, in use with locking system, the distribution of the stress on bone surface more homogeneously in both defect size. On the other hand in locking system, plates can be subjected to much excessive force related with increasing defect size.

In the use of standard reconstruction plate, the results of the finite element analysis revealed increased stress resulting from the simulated functional loadings. Possible clinical consequences could be loss of bone and gradual loosening of the osteosynthesis screws. Besides this, in large defect size a fatigue fracture of the plate itself can be occurred by using locking system.

On the bone surface, the amount of stress was less than conventional system and stress spreads wider area. It is evident that in the reconstruction model, the use of locking system offer an additional advantage over the conventional system particularly in small (25 mm) defects.

Key words: locking plate, segmental resection, reconstruction, FEA, mechanical stress

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR ve SİMGELER.....	x
ŞEKİLLER.....	xi
TABLolar.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Mandibuler Defektlerin Etiyolojisi	3
2.1.1. Ağız Kanseri.....	3
2.1.1.1. Ağız Kanseri Epidemiyolojisi ve Etiyolojisi.....	3
2.1.1.2. Ağız Kanseri Teşhis.....	4
2.1.1.3. Ağız Kanseri Tedavi.....	8
2.1.1.3.1. Tedavi Seçimini Belirleyen Faktörler	8
2.1.1.3.2. Ağız Kanseri Genel Tedavi Prosedürleri	11
2.1.1.3.2.1. Cerrahi Tedavi.....	12
2.1.1.3.2.2. Radyasyon Tedavisi	15
2.1.1.3.2.3. Kemoterapi	15
2.2. Mandibuler Defektlerin Sınıflandırılması	16
2.3. Mandibula Rekonstrüksiyonu	18
2.3.1. Mandibula Rekonstrüksiyonunda Amaç	18
2.3.2. Mandibuler Rekonstrüksiyonun Tarihçesi	18
2.3.3. Mandibuler Rekonstrüksiyonda Zamanlama.....	22
2.3.4. Mandibula Rekonstrüksiyon Seçenekleri	22
2.3.5. Rekonstrüksiyon Plakları	25
2.4. Sonlu Elemanlar Analizi	32
2.4.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar	33
2.4.2. Stres Analiz Yöntemleri	36
2.4.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Tanımı	37
2.4.4. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları	38

2.4.5. Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	43
3.1. Modellerin Oluşturulması	45
3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması.....	55
3.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi	57
3.4. Sınır Koşulların Tayini.....	58
4. BULGULAR.....	65
4.1. Kısa (25 mm) Rezeksiyon Uygulanmış Modeldeki Gerilim Değerleri	66
4.1.1. Kemik Gerilim Değerleri.....	66
4.1.1.1. Proksimal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri	66
4.1.1.2. Proksimal Spongioz Kemik Gerilim Değerleri	69
4.1.1.3. Distal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri	72
4.1.1.4. Distal Spongioz Kemik Gerilim Değerleri	75
4.1.2. Vida ve Plak Sistemleri Üzerindeki Von Misses Gerilim Değerleri (Kısa-25 mm rezeksiyon modeli).....	78
4.2. Uzun (50 mm) Rezeksiyon Uygulanmış Modeldeki Gerilim Değerleri	83
4.2.1. Kemik Gerilim Değerleri.....	83
4.2.1.1. Proksimal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri	83
4.2.1.2. Proksimal Spongioz Kemik Gerilim Değerleri	86
4.2.1.3. Distal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri	89
4.2.1.4. Distal Spongioz Kemik Gerilim Değerleri	92
4.2.2. Vida ve Plak Sistemleri Üzerindeki Von Misses Gerilim Değerleri (Uzun -50 mm rezeksiyon modeli).....	95
4.3. Mandibula ve Vida –Plak Sistemi Üzerindeki Yer Değiştirmeler	100
5. TARTIŞMA.....	105
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	118
7. KAYNAKLAR	120

KISALTMALAR ve SİMGELER

AO	: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
Ark.	: Arkadaşları
ASIF	: Association for the Study of Internal Fixation
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
Ds	: Distal
FEA	: Finite Element Analysis
GB	: Gigabayt
GHz	: Gigahertz
m²	: Metrekare
MB	: Megabayt
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Newton
PORT	: Postoperatif Radyoterapi
Prk	: Proksimal
Psi	: Pounds per square inch
SEA	: Sonlu elemanlar analizi
Smax	: Maksimum asal gerilim
Smin	: Minimum asal gerilim
VM	: Von misses

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. a- Marjinal Rezeksiyon b-Parsiyel (segmental) Rezeksiyon.....	13
Şekil 2.2. Jewer'in Mandibuler Defekt Sınıflaması (HCL).....	17
Şekil 2.3. Jewer'in Mandibuler Defekt Sınıflaması (HCL).....	17
Şekil 2.4. Boyne'nin protetik aygıtı.....	19
Şekil 2.5. Mandibulanın primer rekonstrüksiyonunda kullanılmış protezler	20
Şekil 2.6. Yumuşak doku çeşidi ve damarlanmasına göre flep çeşitleri	24
Şekil 2.7. Yumuşak doku çeşidi ve damarlanmasına göre flep çeşitleri	24
Şekil 2.8. Konvansiyonel 2.4 mm Titanium Matrix MANDIBLE Cortex Vidası.....	27
Şekil 2.9. 2.4 mm Titanium Matrix MANDIBLE Kilitli Vida.....	29
Şekil 2.10. Kilitli vida dizaynı.....	29
Şekil 2.11. Kilitli vida plak adaptasyonu.....	29
Şekil 2.12. Konvansiyonel vida plak açılanması	30
Şekil 2.13. Kilitli ve konvansiyonel vida açılanabilirliği	30
Şekil 2.14. Kilitli sistemde plak üzeri yük dağılımı	31
Şekil 3.1. Konvansiyonel vida-plak sistemi yerleştirilmiş 50 mm rezeke edilmiş mandibula katı modeli	43
Şekil 3.2. Activity 880 optik tarayıcısı	44
Şekil 3.3. Kısa (25 mm) kilitli rekonstrüksiyon plağı	46
Şekil 3.4. Uzun kilitli rekonstrüksiyon plağı	46
Şekil 3.5. Kısa konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı.....	46
Şekil 3.6. Uzun konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı	47
Şekil 3.7. Kilitli tip vida	47
Şekil 3.8. Sabitlenen implant ve kronu	47
Şekil 3.9. Tomografik tarama görüntüsü	48
Şekil 3.10. 3d-doctor yazılımına aktarılmış görüntülerde ‘‘Interactive Segmentation’’ yönteminin kullanımı.....	49
Şekil 3.11. ‘‘Interactive Segmentation’’ yöntemi ile kemik dokusu ayrıştırılması.....	49
Şekil 3.12. ‘‘3d Complex Render’’ yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmesi.....	50
Şekil 3.13. Spongioz kemik.....	51
Şekil 3.14. VRMesh yazılımında dişler ve kortikal kemik dokusunun silinmesi.....	51

Şekil 3.15. 25 mm rezeke edilmiş model.....	52
Şekil 3.16. 50 mm rezeke edilmiş model.....	52
Şekil 3.17. 50 mm rezeke edilmiş çene ve konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model.....	53
Şekil 3.18. 50 mm rezeke edilmiş çene ve konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model spongioz kemik	53
Şekil 3.19. 50 mm rezeke edilmiş çene ve konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model.....	54
Şekil 3.20. 50 mm rezeke edilmiş model spongioz kemik vidasız görünüm	54
Şekil 3.21. 50 mm rezeke edilmiş ve kilitli rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model.....	54
Şekil 3.22. 25 mm rezeke edilmiş ve konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model.....	55
Şekil 3.23. 25 mm rezeke edilmiş ve kilitli rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model.....	55
Şekil 3.24. Serbest yöntem ağ oluşturulması.....	56
Şekil 3.25. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman çeşitleri	57
Şekil 3.26. Katı model sabitleme bölgeleri.....	59
Şekil 3.27. Çene kaslarının uyguladığı kuvvetin yaklaşık olarak miktarı ve uygulanma noktaları	60
Şekil 3.28. Çene kaslarının kuvvet uygulama noktaları ve yönleri	61
Şekil 3.29. Uygulanan kuvvet vektörleri	61
Şekil 3.30. Temporal kas vektörü	62
Şekil 3.31. Masseter kas vektörü	62
Şekil 3.32. Medial pterigoid kas vektörü.....	63
Şekil 3.33. Medial ptergoid ve digastrik kas vektörü	63
Şekil 4.1. Proksimal kortikal kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması.....	66
Şekil 4.2. Kilitsiz vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)	67
Şekil 4.3. Kilitsiz vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)	67

Şekil 4.4. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Çekme).....	68
Şekil 4.5. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	68
Şekil 4.6. Proksimal spongiöz kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması.....	69
Şekil 4.7. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongiöz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)	70
Şekil 4.8. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongiöz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)	70
Şekil 4.9. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongiöz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Çekme).....	71
Şekil 4.10. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	71
Şekil 4.11. Distal kortikal kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması	72
Şekil 4.12. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme).....	73
Şekil 4.13. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	73
Şekil 4.14. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme).....	74
Şekil 4.15. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	74
Şekil 4.16. Distal spongiöz kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması	75
Şekil 4.17. Kilitli vida kullanılan distal segment spongiöz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme).....	76
Şekil 4.18. Kilitli vida kullanılan distal segment spongiöz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	76
Şekil 4.19. Kilitli vida kullanılan distal segment spongiöz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme).....	77

Şekil 4.20. Kilitli vida kullanılan distal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)	77
Şekil 4.21. 25 mm rezeksiyon uygulanan ve normal (kilitsiz) vida kullanılan modelde vidalar üzerindeki von misses değerleri.....	79
Şekil 4.22. Distal segment kilitsiz vidalar von misses kuvvet dağılımları	79
Şekil 4.23. Proksimal segment kilitsiz vidalar von misses kuvvet dağılımları	79
Şekil 4.24. Normal (kilitsiz) rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Kısa rezeksiyon)	80
Şekil 4.25. Normal (kilitsiz) rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Kısa rezeksiyon)	80
Şekil 4.26. Kısa rezeksiyon uygulanan ve kilitli vida kullanılan modelde vidalar üzerindeki von misses değerleri	81
Şekil 4.27. Distal segment vidaları von misses	81
Şekil 4.28. Proksimal segment vidaları von misses.....	81
Şekil 4.29. Kilitli rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (kısa rezeksiyon).....	82
Şekil 4.30. Kilitli rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (kısa rezeksiyon).....	82
Şekil 4.31. Proksimal kortikal kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması	83
Şekil 4.32. Kilitsiz vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)	84
Şekil 4.33. Kilitsiz vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	84
Şekil 4.34. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)	85
Şekil 4.35. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	85
Şekil 4.36. Proksimal spongiöz kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması	86
Şekil 4.37. Kilitsiz vida kullanılan proksimal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)	87

Şekil 4.38. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	87
Şekil 4.39. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)	88
Şekil 4.40. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	88
Şekil 4.41. Distal kortikal kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması	89
Şekil 4.42. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme).....	90
Şekil 4.43. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	90
Şekil 4.44. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme).....	91
Şekil 4.45. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	91
Şekil 4.46. Distal spongioz kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması	92
Şekil 4.47. Kilitli vida kullanılan distal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme).....	93
Şekil 4.48. Kilitli vida kullanılan distal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	93
Şekil 4.49. Kilitli vida kullanılan distal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme).....	94
Şekil 4.50. Kilitli vida kullanılan distal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma).....	94
Şekil 4.51. Uzun rezeksiyon uygulanan normal (kilitli) vida kullanılan modelde vidalar üzerindeki von misses değerleri	96
Şekil 4.52. Proksimal segment kilitli vidalar von misses kuvvet dağılımları	96
Şekil 4.53. Distal segment kilitli vidalar von misses kuvvet dağılımları	96
Şekil 4.54. Normal rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Uzun rezeksiyon).....	97

Şekil 4.55. Normal rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Uzun rezeksiyon).....	97
Şekil 4.56. Uzun rezeksiyon uygulanan (kilitli) vida kullanılan modelde vidalar üzerindeki von misses değerleri	98
Şekil 4.57. Distal segment kilitli vidalar von misses kuvvet dağılımları	98
Şekil 4.58. Proksimal segment kilitli vidalar von misses kuvvet dağılımları.....	98
Şekil 4.59. Kilitli rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Uzun rezeksiyon).....	99
Şekil 4.60. Kilitli rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Uzun rezeksiyon).....	99
Şekil 4.61. 25 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem önden görünüm	101
Şekil 4.62. 25 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem üstten görünüm	101
Şekil 4.63. 25 mm rezeksiyonda kilitli sistem önden görünüm.....	102
Şekil 4.64. 25 mm rezeksiyonda kilitli sistem üstten görünüm.....	102
Şekil 4.65. 50 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem önden görünüm	103
Şekil 4.66. 50 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem üstten görünüm	103
Şekil 4.67. 50 mm rezeksiyonda kilitli sistem önden görünüm.....	104
Şekil 4.68. 50 mm rezeksiyonda kilitli sistem üstten görünüm	104

TABLÖLAR

Tablo 2.1. Boyundaki Lenf Nodu Seviyeleri	5
Tablo 3.1. Çiğneme kası kuvvetleri	60
Tablo 4.1. Vidalar üzerindeki von misses değerleri.....	78
Tablo 4.2. Plaklar üzerindeki von misses değerleri	78
Tablo 4.3. Vidalar üzerindeki von misses değerleri.....	95
Tablo 4.4. Plaklar üzerindeki von misses değerleri	95
Tablo 4.5. Sistemler üzerindeki maksimum yer değiştirmeler	100

1.GİRİŞ

Mandibulanın,patoloji veya travma nedeniyle rezeksiyonu sonrasındaark formunun restore edilmesi ve fonksiyonun devamının sağlanması için birçok rekonstrüktif cerrahi yöntem ve materyal tanımlanmıştır. Mandibuler defektin kalıcı veya geçici onarımında mandibulanın rekonstrüksiyon plakları ile fiksasyonu uzun yıllardır sıklıkla uygulanan tedavi prosedürlerinden bir tanesidir.

Rekonstrüksiyon plakları, fiksasyon ve stabilitenin arttırılması ve üstün biyomekanik özelliklerin sağlanması içinhem materyalleri hem de mekanik dizaynları açısındanoldukça önemli değişikliklere uğramıştır. Önceleri paslanmaz çelik malzemedenyapılmış ve kalın profilyüksekliği olan dizaynlar mevcutken, bugün komplikasyon oranlarını azaltmak için titanyum yapıda, kolay şekillendirilebilen, yuvarlatılmış kenar yapısı veince profil yüksekliği olan tasarımlar kullanılmaktadır. Bunlarla birlikte mevcut plakların dezavantajlarını gidermek ve fiksasyonun stabilitesini arttırmak için kilitli plak ve vida sistemleri üretilmiştir. Bunlarosteosentezde ve rekonstrüktif işlemlerde kullanılmaktadır.

Kilitlisistemlerinavantajları, kısa işlem süresi, kullanılan vidanın gevşemesine ve oynamasına izin vermemesi, tam kemik plakuyumlamasını gerektirmemesi, osteosentez sırasında fragmanların yer değiştirmelerini engellemesi, vaskülarizasyonu engellememesi ve primer stabiliteyi arttırması olarak bildirilmiştir. Bu avantajların birçoğu teoriktir ve test edilmemiştir.

Kilitli plak-vida sistemleri gerek kırık fiksasyonunda gerekse de rekonstrüktif işlemlerde popülerliği artan şekilde kullanılmalarına rağmen bu sistemlerin pahalı olması, vidaların açılı yerleştirilmesine imkan vermemesi ve yerleştirilen vidanın kemikteki tutuculuğunun anlaşılmasına olanak vermemesi gibi bazı dezavantajları vardır.Ayrıca konvansiyonel sistemlerle karşılaştırıldığında kilitli plak-vida sistemlerinde plağa bağlı komplikasyon oranlarında bir azalmada rapor edilmemiştir. Ancak bu iki sistemin stabiliteelerini karşılaştıran bir çalışma da bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, farklı uzunluktaki mandibuler lateral defektlerde kilitli plak-vida sistemleri ile geleneksel plak-vida sistemlerinin fiksasyon güvenirliliğinin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesidir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibuler Defektlerin Etyolojisi

Mandibulanın segmental defektleri benign ve malign tümörler, travma, osteomyelit, osteoradyonekroz veya bifosfonata bağlı osteonekroz kaynaklı oluşabilir. Travma özellikle ateşli silah yaralanması gibi penetran yaralanmalarda bir etken olarak karşımıza çıkarken en büyük ve en sık karşılaşılan etyolojik faktör malign tümörlerdir (1-3).

2.1.1. Ağız Kanserleri

2.1.1.1. Ağız Kanserleri Epidemiyolojisi ve Etiyolojisi

Oral kanserler dünyada en yaygın altıncı kanser türüdür (4). Tüm kanserlerin %4'ünü oluşturan bu kanser türü aynı zamanda kanser kaynaklı ölümlerin %2'sini oluşturur (5).

Ağız ve çevre dokusunda ortaya çıkan kanserlerin gelişimini etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Hastanın yaşı, cinsiyeti, ırkı, yaşam şekli, alışkanlıkları, genetik faktörler ve coğrafi varyasyonlar oral kanser görülme insidansını etkilemektedir (6).

Tüm oral kanserlerin yarısının 65 yaş üstü bireylerde ortaya çıkması yaşın büyük bir etkisi olduğunu göstermektedir. Bazı epidemiyolojik çalışmalar kanserlerin 40 yaş altı genç bireylerde ortaya çıkma olasılığının oldukça düşük olmasını muhtemel genetik ve çevresel etkenlere bağlamaktadır (7).

Oral kanserler erkeklerde daha çok ortaya çıkmaktadır. 1950'lerde erkeklerdeki oral kanser sıklığının kadınlardaki oral kanser sıklığına oranı 6/1 iken, bugünlerde bu oran 2/1'den daha azdır. Bu orandaki azalmanın en büyük nedeni olarak kadınlarda alkol

ve sigara kullanımının oldukça artması gösterilmektedir. Ayrıca 65 yaş üstü genel popülasyonda kadın nüfusu erkek nüfusundan yaklaşık %20 fazladır.

Etnik farklılıkların etkisi oral kanserlerde de bilinmektedir. Örneğin siyahlarda kanser oranı beyazlara göre fazladır. Oral kanserler siyahlarda en sık görülen 3.kanser iken Latin kökenli olmayan beyazlarda en sık görülen 7. kanserdir. Coğrafik farklılığa bakıldığında ise özellikle Güney Asya'da oral kanser prevalansının çok yüksek olduğu görülmektedir. Örneğin, Hindistan'da oral kanser en sık görülen kanser tipidir ve erkeklerdeki yeni teşhis edilen kanserlerin %35'ini oluşturur. Batı ülkelerinde dil ve ağız tabanı kanserleri daha çok görülürken, Hindistan'da dişeti ve yanak mukozası kanserlerine daha fazla rastlanır.

Tütün çiğneme ve alkol kullanımı en çok bilinen etyolojik ajanlardır (8). Radyasyon, enfeksiyonlar (bakteriyel, fungal, viral), beslenme faktörleri, genetik yatkınlık, travmatik irritasyon, önceki ağız hastalığı, immunosupresyon ve HIV ise diğer etyolojik faktörlerdir.

Son zamanlarda Human Papilloma Virüsü'nün oral kanser etyolojisindeki rolü tartışılmaktadır. Yapılan bir çalışmada virüsün skuamoz hücreli karsinomalı hastaların %26'sında saptandığı belirlenmiştir (9).

2.1.1.2. Ağız Kanserlerinde Teşhis

Bu lezyonların teşhisinde anamnez önemli bir yer tutmaktadır ve anamnezde malign tümör gelişmesinden önce iyileşmeyen ülserler veya egzofitik büyüme yapan lezyonlar ve lökoplaki, eritroplaki ve submukoz fibrozis gibi premalign lezyonların olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (10).

Klinik değerlendirmede tümörün ağız tabanı ve mandibula gibi önemli yapılara uzanımı, nodal metastazların saptanması ve tümörün histolojik karakterinin

değerlendirilmesi ilk amaçtır (10).İlgili bulgu ve semptomlar kanserin evresi ve lokalizasyonuna göre değişiklik göstermektedir(11).

Ağız ve çevre dokuların etkilenmesi sonucunda lokalizasyona bağlı olarak farklı klinik bulgular oluşur. Örneğin, dilin kas yapısının etkilenmesi ile hareket ve konuşma bozuklukları görülebilir. İnferior alveolar sinir etkilenmesine bağlı olarak çenede parestezi ortaya çıkabilir. Geç dönemde ise ağrı ve oro-kütanöz fistüller görülebilir (10). Bununla birlikte hastalarda görülen trismus bazen derin invazyonu gösterebilmektedir.

Oral kavitenin malignansilerinde nodal metastaz ilgili bölgedeki lenf drenajı ile olur ve gingivo-bukkal kanserlerin teşhisinde ve tedavi planının oluşturulmasında boyun lenf drenajı 5 bölgeye ayrılarak incelenir (Tablo 2.1).İlk basamakta fasiyal, submental, submandibuler ve jugulodigastrik nodlar etkilenirken, ikinci basamakta parotid, alt jugular ve arka üçgen nodları etkilenir. Orta hatta yakın olan lezyonlar ise bilateral metastaz yapabilir. Uzak organ metastazı çok nadirdir (12).

Tablo 2.1. Boyundaki Lenf Nodu Seviyeleri (12)

	Boyundaki lenf nodu seviyeleri
1. seviye	Submental ve submandibuler üçgen lenf nodları
2. seviye	Üst taraf derin jugular lenf nodları (kafa tabanı - karotis bifurkasyonu)
3. seviye	Orta derin jugular lenf nodları (karotis bifurkasyonu - omohyoid kasın altı)
4. seviye	Alt jugular lenf nodları (omohyoid kas - klavikula)
5. seviye	Posterior üçgen lenf nodları

Teşhis Yöntemleri

Oral kanserlerde kesin tanı insizyonel veya eksizyonel biyopsi ile klinikopatolojik inceleme sonucunda elde edilebilir. Biyopsinin tedavi öncesinde

yapılması önerilmektedir. Biyopsi, yeterince derin dokuyu ve sağlam dokuyuda içermelidir. Özellikle yüksek malignite riski taşıyan lezyonlarda kesin bir teşhis elde etmek için eğer teknik olarak uygunsa lezyonun tamamının biyopsi için çıkarılması önerilmektedir (5). Operasyon öncesinde ve esnasında tanıya yardımcı olan çeşitli incelemeler tedavi alternatiflerini seçmede önemlidir. Ağızda görülen patolojilerin değerlendirilmesinde birçok görüntüleme yöntemi kullanılmaktadır. Bunlar içinde konvansiyonel radyografiler (panoramik ve dental x-ray), BT (Bilgisayarlı Tomografi), ve MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme) en sık kullanılanlardır. Ortopantomograf ve mandibulanın oblik grafisi, mandibuler alveolü etkileyen ve ilerlemiş olan tümörlerin ilk teşhisinde yararlıdır. Ancak bu teknikler minimal düzeydeki kemik destrüksiyonunu, kortikal invazyonu, alveoler kemik üzerindeki ve lingualdeki tümörleri erken dönemde belirleyememektedir (13).

BT, tümöral doku ile kemiğin ilişkisinin belirlenmesinde; MRG ise mandibulada yumuşak doku ve perinöral invazyonun değerlendirilmesinde önemlidir. Ayrıca, ultrasonografi, BT ve MRG'ye göre ultrason ile yönlendirilmiş ince iğne aspirasyon sitolojisinin servikal nod metastazını değerlendirmede daha başarılı olduğu belirtilmektedir (8).

Mandibulayı etkileyen patolojilerin teşhisinde primer metodun preoperatif klinik değerlendirme olduğu kabul edilmektedir. Ancak klinik değerlendirme destekleyici görüntüleme yöntemleriyle beraber yapıldığında en doğru diagnostik yaklaşım olacaktır. Werning ve ark. segmental ve marjinal mandibulektomi uygulanan 222 hastada kemik erozyonu açısından preoperatif değerlendirmenin etkisini ve sonuçlarını retrospektif olarak incelemişlerdir. Klinik değerlendirmenin radyografik değerlendirmeye göre daha hassas olduğunu, ancak radyografik değerlendirmenin daha spesifik ve objektif olması sebebiyle, radyografik değerlendirme ile klinik değerlendirmenin birlikte kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Klinik değerlendirmenin yardımcı görüntüleme yöntemleriyle birlikte kullanıldığında, hem kemik invazyonunun değerlendirilmesinde, hem de primer tümörle ilişkili olarak ne çeşit bir rezeksiyon yapılacağına karar verilmesinde en etkili yol olduğu da vurgulanmıştır (14). Hiçbir görüntüleme yönteminin tek başına yeterli olmayacağı, ancak erken evredeki lezyonlarda panoramik

radlyografilerle beraber sintigrafı uygulanmasının doğru bir teşhis için güvenilir olduğu bildirilmiştir.Histolojik yayılım tipinin ayırımı ve yayılım miktarı da görüntüleme yöntemleriyle her zaman başarılı bir şekilde yapılamamaktadır. Shaha, (15) ağız tabanında karsinoma bulunan hastaların değerlendirmesinde panoramik ve dental filmler, BT ve MRG'nin karşılaştırmasını yapmıştır. Sonuçta, klinik uygulamalarda kemik içerisindeki bir patolojinin güvenilir ve detaylı incelenebilmesinin BT sayesinde olduğu yorumunu yapmıştır. Yüksek znrlkl BT, kemik-tümör dokusu arasındaki demarkasyonu net bir şekilde gösterecektir. Ancak kemik sintigrafileri yüksek hassasiyetleri sebebiyle erken invazyonu belirlese de, bazen düzensiz dental soketler ve artifaktlar bulunması sebebiyle yanlış pozitif görüntü verebilmektedir. Ayrıca BT ile mesiodistal kemik invazyonunun değerlendirmesi zor olabilir. Klinik değerlendirme ve görüntüleme teknikleri ile elde edilen veriler düzgün ilişkilendirilirse, invazyonun derinliği konusunda doğru karar verilebilir. MRG, oral kanserlerde mandibuler invazyonun özellikle yumuşak dokularla ilişkisinin belirlenmesinde kullanılmaktadır ancak kemikteki destrüksiyonu belirlemede yetersizdir.

Tei ve ark.'nın (16) yaptığı retrospektif bir çalışmada, mandibulektomi uygulanan hastalardaki preoperatif radyografik görünüm ile eksize edilen dokulardaki histopatolojik bulgular incelenmiştir. Eroziv tipte ilerleyen patolojiye bağlı olarak gelişen kemik defekti bulunanlarda, kemik içindeki ilerleme radyografik olarak tesbit edilen defekttten daha fazla değildir. Ancak radyolojik değerlendirmelerde güve yeniği şeklinde defekti olan invaziv vakaların %36.8'inde, invazyon radyolojik olarak tesbit edilenden daha fazla ilerlemiştir.

Politi ve ark. (17) tümöral yayılımı teşhis etmek için öncelikle preoperatif olarak BT ile değerlendirme önermektedirler. Bunun yanında, mandibulayı etkileyen tümörlerde periostun soyulmasının (stripping)hem teşhis hem de tedavide önemli olduğunu söylemişlerdir. Klinik değerlendirmenin periostal soyma ile beraber yapılmasının, kemik erozyonunun tesbitinde hassasiyeti artırdığını, cerrahi alanın genişliğinin en doğru şekilde tesbit edilmesini ve doğru cerrahi yaklaşımın seçilmesini sağladığını belirtmişlerdir.

2.1.1.3. Ağız Kanserlerinde Tedavi

2.1.1.3.1. Tedavi Seçimini Belirleyen Faktörler

Primer tümörün karakteristiği, hastayla ilgili faktörler ve tedavi edecek takımın özellikleri başlangıçta karar vermede önemlidir. Tedavide en önemli hedef, kanser dokusunu uzaklaştırmak, formu ve fonksiyonu korumak ve restore etmek, tedavi sonundaki sekeli en aza indirmek ve postoperatif dönemde rekürrensi önlemektir. Bu sonuçlara ulaşmak için cerrahi, radyoterapi, kemoterapi veya kombine tedaviler ve çeşitli koruma stratejileri, örneğin hayat tarzı ve alışkanlıkların değiştirilmesi uygulanabilmektedir.

- **Primer Tümöre Bağlı Faktörler**

Oral kanserlerde başlangıç tedavisini etkileyen tümör faktörleri; primer tümörün ağız içinde görülme yeri (anterior, posterior), tümörün evresi (T stage), tümöral dokunun kemiğe yakınlığı, servikal lenf nodlarının etkilenimi, daha önce uygulanmış olan tedaviler ve tümörün histolojik özellikleridir (tipi ve invazyon derinliği) (18,19).

Primer kanserlerin biyolojik davranışları farklı bölgelerde farklılık göstermektedir. Örneğin, dudak kanserleri deri kanserine benzer özelliktedir. Uzun dönem tedavide çok iyi prognozu vardır ve tümörün evresine (stage) göre kabul edilebilir prognozu vardır. Aynı şekilde sert damakta ve üst dişetinde görülen skuamoz hücreli karsinoma göreceli olarak daha iyi davranışlıdır ve bölgesel lenf nodu metastazı daha az görülmektedir. Öte yandan dil, ağız tabanı ve alt dişeti kanserlerinin bölgesel lenf nodu metastaz riski daha yüksektir ve bu sebeple prognozu daha kötüdür(20).

Başlangıç tedavisine karar vermeden önce primer tümörün boyutları da büyük önem taşımaktadır. Küçük ve yüzeysel tümörlere ulaşmak kolaydır, ancak daha büyük boyutlardaki tümörler için daha ileri cerrahi gerekebilmektedir. Ayrıca tümör büyüdükçe mikrometastaz riski de artmaktadır.

Ağız kavitesinde ve orofarinkste görülen kanserlerin aynı ilerleme derecesinde bulunanları içinde ön bölgede lokalize olanlarının bölgesel lenf nodlarına metastaz ihtimali, arka bölgede bulunanlara göre daha düşüktür (20).

Oral kanserlerde klinik olarak palpe edilebilen lenf nodu metastazı bulunuyorsa cerrahi tedavinin bir parçası da boyun diseksiyonu olmalıdır. Boyun diseksiyonunun genişliği metastaz bulunan nodun genişliği ve lokalizasyonuna göre yapılır. Ağız kanserlerinde lenf nodlarının lokalizasyonu 1,2, 3 seviyesinde ve daha nadir olarak 4 seviyesinde görülür. 5 seviyesinde görülmez. Ancak, boyunun anterior üçgeninde görülen büyük metastazlarda, kapsamlı diseksiyon gerekmekte ve bütün seviyelerdeki lenf nodlarına diseksiyon önerilmektedir (21).

Primer tümörün histolojik özellikleri tedavi seçeneğine karar vermede önemlidir. Skuamoz hücreli karsinoma ağız kavitesinde yaygın görülmektedir ve ağız içinde görülen primer malign karsinomaların %90'ını oluşturur. İkinci en sık görülen malign tümör ise minör tükrük bezlerinden gelişen tümörlerdir. Primer mukozal melanoma ve yumuşak dokudan gelişen malign tümörler çok nadir görülür. Lenfoma haricinde bütün ağız kavitesindeki malign tümörler cerrahi ile tedavi edilebilirler. Histolojik olarak patolojinin derecesi (grade) agresifliğini göstermektedir.

Bunun yanında tedavi protokolünü etkileyecek ve prognozu belirleyecek önemli patolojik özelliklerden biride invazyonun derinliğidir. İnsitu kanserler ve yüzeysel invaziv lezyonlar, bölgesel lenf nodu metastazı için düşük risk oluştururlar ve prognozları iyidir. Bunun yanında daha büyük ve derine infiltrasyon gösterenler, lenf nodu metastazı için daha yüksek risk oluştururlar (22). Derin invazyon genellikle zor anlaşılır, palpasyon ile muayene iyi bir indiktor olarak kullanılabilir. İlerlemiş ve büyük tümörlerde, kombine tedavi tercih edilmektedir.

- **Hasta Faktörleri**

Tedavi planının oluşturulmasında hastanın yaşı, genel sağlık durumu, tedaviye olan toleransı, mesleği, yaşam şekli, alışkanlıkları (sigara, alkol) ve diğer sosyoekonomik faktörler de etkilidir. Hastanın yaşının ileri olması ve sistemik hastalıklarının bulunması, örneğin kardiyopulmoner hastalığı olması, ileri cerrahi işlemlerde morbidite ve mortaliteyi artırmaktadır (23).

Bölgede yapılmış olan daha önceki tedavi hikayesinde kararı etkileyecektir. Daha önce radyoterapi uygulanan hastaya, aynı bölgede ikinci farklı bir tümör geliştiğinde, tekrar radyoterapi önerilmemektedir. Bunun yanında daha önce kanser tedavisi görmüş bir bölgede, cerrahi girişim sonrası yara kapatılması ve uygulanacak rekonstrüksiyonda dikkatli karar verilmelidir. Rekonstrüksiyon yapılırken sekonder komplikasyonları önlemek için, radyoterapi uygulanmamış bölgeden alınan muskulokutanöz flepler veya serbest doku transferleri uygulanmalıdır (18).

- **Doktor Faktörleri**

Oral kanser bulunan hastalarda tedavi için, multidisipliner bir takım çalışması gerekmektedir. Cerrahi yaklaşım, radyoterapi, kemoterapi, dental ve protetik destek, fizikososyal destek ve rehabilitasyon sağlayacak koordineli çalışan bir ekip, tedavinin başarılı olması için gerekmektedir.

Mandibulada Tümör Yayılımı

Ağız boşluğu, baş ve boyun bölgesinde görülen malign tümörlerin en yaygın görüldüğü lokalizasyondur. Ağız tabanı mukozasının ve dentoalveoler yapıların tümörle ilişkisi, tümörün yayılmasında ve tedavi planlamasında önem taşımaktadır (24).

Marchetta ve ark. (25) ve Carter ve ark. (26) çalışmalarında, segmental mandibulektomi sonrası elde edilen spesimenlerin anatomik ve histolojik analizleri

sonucunda, oral kavite tümörlerinin mandibulayı genellikle direk genişleme ile etkilediğini ve sanılan aksine lenfatik kanallar ile pek etkilemediğini göstermişlerdir.

Gingivobukkal kompleks kanserleri, mukoza yüzeyinde veya submukozal yumuşak dokuda, bukkal ve labial gingivaya ilerler. Bu noktadan sonra tümör hücreleri, periosteumun bu ilerlemenin önünde bir bariyer görevi görmesi sebebiyle, doğrudan kortikal kemiğe doğru ilerleyemez. Tümör hücreleri mandibulada alveole ulaştığında, dental soketlerdeki boşluklar sayesinde, bağlantı epitelinden alveole ilerler. Bu hücreler kök yüzeyinde ilerleyip, mandibulanın kansellöz kısmını etkiler ve inferior alveoler kanala ulaşırlar. Dişsiz hastalarda ise, alveoler kemiklerdeki porlar ve küçük boşluklar sayesinde invazyon gösterirler. Bu yayılım yollarını bilmek, cerrahi rezeksiyon şekline karar vermede önemlidir (20,27).

2.1.1.3.2. Ağız Kanserlerinde Genel Tedavi Prosedürleri

Tedavi seçiminde hastaya bağlı faktörler, tümöre bağlı faktörler ve fiziksel faktörler belirleyici olmaktadır. Tümörün geliştiği primer bölge lokalizasyonu, boyutları, kemiğe yakınlığı, infiltrasyonun derinliği, tümörün agresiflik derecesi, önceki tedavisi ve servikal lenf tutulumu cerrahi yaklaşımı belirler (20,28).

Cerrahi tedavi, en uzun süredir uygulanan, kabul görmüş ve ilk akla gelen seçenektir. Radiumun keşfedilmesiyle birlikte iyonize radyasyon, oral kanserlerin cerrahi olmayan tedavisinde önem kazanmıştır. Ancak ileri kanser hastalarının çoğunda genellikle cerrahi ile birlikte ve postoperatif tedavi olarak kullanılmaktadır. Bu tedavi seçeneklerine ek olarak kemoterapide uygulanabilmektedir. Oral dokuların malign patolojileri erken dönemde cerrahi veya radyoterapi ile tedavi edilir. Ancak özellikle mandibula bölgesine radyoterapi uygulanması, kemiğe yakınlığı ve postoperatif dönemde osteoradyonekroz riski nedeniyle tercih edilmeyebilir. İmmünoterapi ve gen tedavisi de bu konuda ileri araştırmalar gerektiren yöntemlerdendir. İlerlemiş vakalarda multidisipliner bir ekiple kombine tedavi tercih edilir (29).

2.1.1.3.2.1. Cerrahi Tedavi

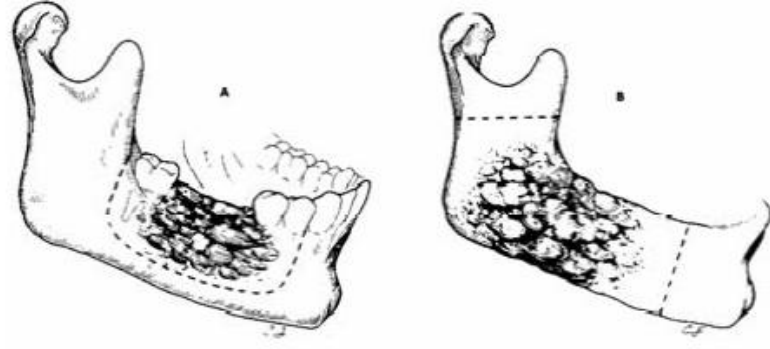
Tümörün çevresindeki dokudan sağlıklı dokunun da bir kısmını içerecek şekilde ayrılmasını ifade eden rezektif işlemler uygulanır. Yapılacak rezeksiyon, klinik ve radyolojik olarak patolojinin kemiğe invazyonunun derecesine ve tümörün boyutuna göre değişiklik göstermektedir. Rezeksiyon çeşitleri marjinal (rim) rezeksiyon, segmental rezeksiyon ve total rezeksiyon olarak sınıflandırılabilir.

Ayrıca rezidüel kemiğin yüksekliği ve kalınlığı da rezeksiyon çeşidini etkilemektedir. Yaşlanma ile birlikte alveoler preçes rezorbe olur ve mandibuler kanal, alveoler preçesin yüzeyine doğru yaklaşır. Böyle durumlarda segmental mandibulektomi uygulanmalıdır (30).

Cerrahi Yaklaşım Yolu

Oral kavite tümörlerinin rezeksiyonu için birçok cerrahi yaklaşım yolu mevcuttur. Malign tümör teşhisi ile gelen hastalarda; 2 cm veya daha küçük lezyonlarda, anteriorda lokalize olanlarda, minimal mandibuler etkileşim varsa ve ağız açıklığı iyi ise, ağız içinden yaklaşım ile rezeksiyon tercih edilir. Bunların dışında kalan çoğu oral kanser; alt ve üst yanak flepleri ve visor flebi gibi ağız dışından yapılan yaklaşımlarla tedavi edilir. Lenf nodu tutulumu mevcut ise kaldırılan flepler boyuna kadar genişletilir. Önce boyun diseksiyonu tamamlanır, sonra ilgili rezeksiyona başlanır. Rezeksiyon sınırları cerrahi saha kenarlarından üç boyutlu olarak 1–2 cm uzaktan geçecek şekilde ve sağlam kemik üzerinde olmalıdır (10,28).

Mandibulayı içeren malign tümörlerde marjinal rezeksiyon, parsiyel rezeksiyon, total ve kompozit rezeksiyonlar uygulanabilir.



Şekil 2.1. a- Marjinal Rezeksiyon b-Parsiyel (segmental) Rezeksiyon (28)

- **Marjinal (Rim) Rezeksiyon**

Primer tümörün mandibulaya yapışık olduğu veya minimal korteks invazyonunun bulunduğu durumlarda uygulanır. Kemiğin devamlılığı bozulmaz ve genellikle üst kısım blok halinde çıkarılır. Buna marginal rezeksiyon işlemi adı verilir (Şekil 2.1-a) (28).

- **Segmental Rezeksiyon**

Segmental mandibulektomi sıklıkla uygulanan ve kemiğin bir kısmının mandibuler bütünlüğü bozacak şekilde çıkarıldığı bir cerrahi tedavidir (Şekil 2.1-b) (28). Oral kanser vakalarında genellikle mandibulaya ilerlemiş invazyon varsa uygulanır. Diğer operasyonlarla karşılaştırıldığında altın standart olarak kabul edilir.

Segmental mandibulektomi uygulamasının bazı avantajları bulunmaktadır. Bunlar, rezeksiyon sahasınadaha rahat ulaşılabilmesi, cerrahi sahada çok iyi görüş sağlanması ve rezidüel dokunun rahat kapatılabilmesidir. Ancak postoperatif dönemde hemen rekonstrüksiyon sağlansa bile fonksiyonel ve kozmetik sonuçlar marjinal mandibulektomiye göre biraz daha sıkıntılı olabilmektedir (31).

Segmental Rezeksiyon Endikasyonları

- Mandibulanın medullar boşluğuna invazyon varsa
- Tümör, dişsiz hastalarda yapışık dişetine fikse ise
- Tümörün mandibuler veya mental foramen yoluyla invazyonunda veya tümör sinir dokusuna invaze olmuşsa
- Tümör çürük dişlerin periodontal ligamanına yakın ise
- Aşırı vertikal kemik kaybının olduğu hipoplastik mandibula varlığında
- Radyoterapi hikâyesi olan nüks vakalarında
- Aşırı radyoterapi tedavisi almış trismuslu hastalarda ağız açıklığını artırmak için ve osteoradyonekroz, bifosfonata bağlı osteonekroz ve osteomyelit gibi onkolojik olmayan vakalarda da rezeksiyon yapılmaktadır (20,31-34).

Birçok baş ve boyun cerrahı, önceden radyoterapi almış hastalarda marjinal rezeksiyonu uygun bulmamaktadır ve segmental mandibulektomiyi primer tedavi olarak kabul etmektedir (31,32). Bunun nedeni periostun radyasyondan etkilenmesiyle bariyer özelliğini yitirmesi ve tümörün multifokal özellikte yayılım göstermesidir (26,27). Ayrıca radyasyon almamış mandibulalarda tümör hücreleri etrafında %53 oranında yeni kemik yığılımı görüldüğü bildirilmiştir (27). Bu osteoblastik aktivite, radyasyon almış mandibulalarda belirgin şekilde bozulmaktadır ve bu hastalarda tümörün kemik içinde direk ekstensiyon riski, bozulmuş kemik yapımı sebebiyle de artmaktadır.

Segmental mandibulektomi uygulamalarında, vaskülarize kemik içeren serbest greftler ve rekonstrüksiyon plakları ile mandibulanın devamlılığının sağlanması, postoperatif estetik ve fonksiyonel deformiteyi sınırlayacaktır. Segmental mandibulektomide rekonstrüksiyon sağlanmazsa estetik ve fonksiyonel bozukluğun yanında maloklüzyon, mandibulada şişlik, temporomandibular eklem ağrısı ve beslenme rejiminin yumuşak diyet ile kısıtlanması gibi komplikasyonlar görülebilmektedir (35). Karşılaşılan komplikasyonların sınırlı olması ve hasta konforu ve estetiğinin sağlanmasının daha kolay olması sebebiyle marjinal mandibulektomi

artan uygulama alanı kazandıysa da nüks veya büyük tümöral yapı ile karşılaşıldığında segmental mandibulektomi kaçınılmaz bir tedavi prosedürüdür (36-38).

2.1.1.3.2.2. Radyasyon Tedavisi

Radyasyon, yüksek morbidite riskinden dolayı ağız içi kanserlerde ilk tedavi seçeneği olarak tercih edilmez. Özellikle yüksek doz radyasyon sonrası mandibulada osteoradyonekroz riski vardır. Genellikle ilerlemiş boyuttaki olgularda ve çoklu ve büyümüş lenf nodu tutulumlarında postoperatif radyoterapi (PORT) standart tedavi protokolünün bir parçasıdır (39).

Yalnız cerrahi uygulanan hastalarla cerrahinin yanında PORT uygulanan vakaları karşılaştıran randomize bir çalışma şu ana kadar yapılmamış olmasına rağmen, retrospektif kayıtlar PORT'un lezyonun bölgesel kontrolündeki etkisini ve hastalardaki sağ kalım oranını arttırdığını göstermektedir (39).

Son 10 yılda, intensity-modulated radiation therapy (IMRT) nin uygulanması ile oral kavite ve boyun bölgesinde radyasyona bağlı oluşan toksisite azaltılmıştır. Bu uygulama yüksek doz radyasyonun hedeflenen bölgeye uygulanmasına ve hedeflenmeyen dokuların radyasyondan etkilenmemesine olanak tanımaktadır. Böylelikle spinal kord, tükürük bezi ve braşiyal pleksus gibi radyasyona hassas dokular daha az etkilenir (39).

2.1.1.3.2.3. Kemoterapi

Son 10 yılda postoperatif radyasyonla beraber kemoterapötik olarak cisplatinum uygulaması üçlü tedavi protokolünün bir parçası olmuştur. Bunun yanında yeni geliştirilen RTOG 9501 ve EORTC 22931 ajanlarının rezeke edilebilen ilerlemiş baş boyun kanser vakalarındaki avantajları gösterilmiştir. Cisplatin-PORT ve EORTC uygulamalarının total sağ kalım oranlarını artırdığı da bildirilmiştir (40-41).

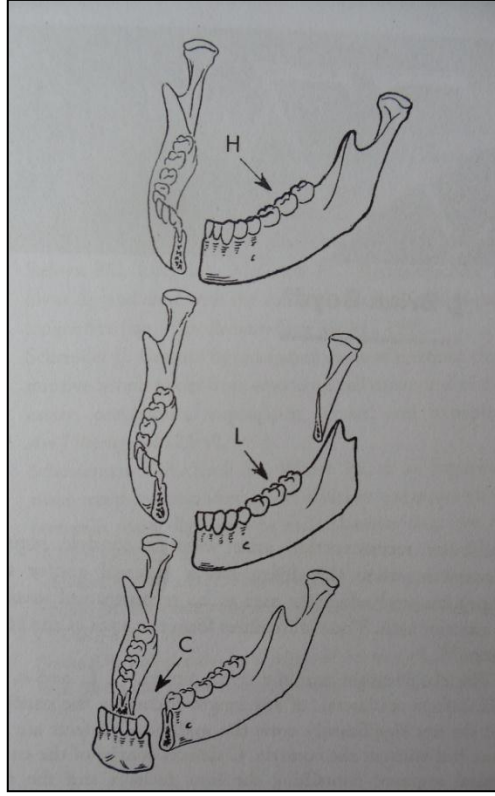
2.2. Mandibuler Defektlerin Sınıflandırılması

Mandibuler defektleri kategorize eden birçok sınıflama bulunmaktadır. Bunlardan bazıları sadece kemik dokuyu baz alırken bazıları yumuşak doku defektlerini de içermektedir. Yumuşak dokuyu içeren sınıflamalar dil, mukoza, deri, sinir vb. yapıların rezeksiyonunu da yansıttığı için daha karmaşıktır. Yani spesifik defektlerin kategorize edilmesi artan grup sayısı ile zorlaşabilmektedir. Bu sınıflamalar ne kadar kapsamlı da olsa rekonstrüksiyon metodları ve sonuçlarının karşılaştırılmasında pratik olamamaktadır.

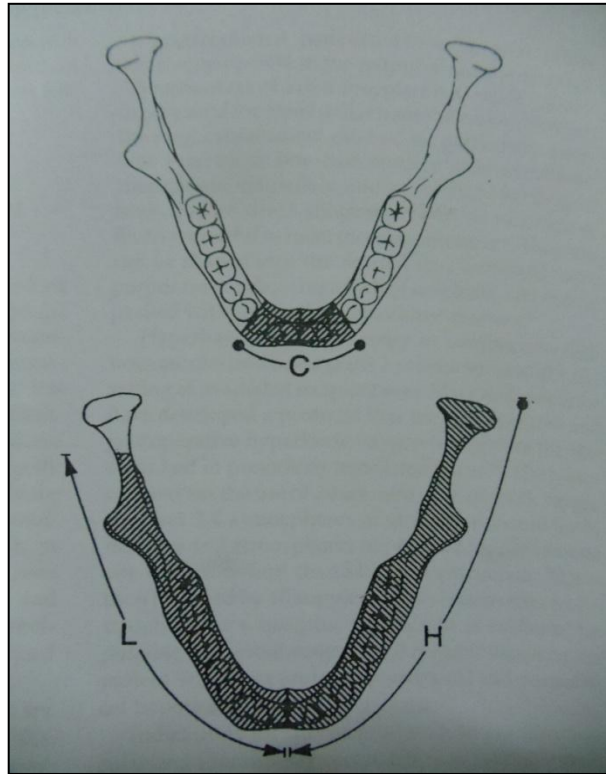
Mandibuler defektler, mandibulanın başlıca bölgelerine göre anterior ve lateral defektler olarak gruplandırılır. Bu basit sistem anterior ve lateral defektlerin alt grupları olacak şekilde Jewer tarafından tanımlanmıştır (Şekil 2.2, 2.3) (42). Bu sınıflamaya göre L defekt kondili içermeyen lateral defekt; H defekt kondili içeren lateral defekt; C defekt ise iki kanin dişide içeren anterior defekt tanımlar. Bu defektlerin LC- HC- LCL- HCL şeklinde kombinasyonları da yapılabilir. Bu HCL sınıflamasına ek olarak Boyd JB ve arkadaşları kaybolan dokuların niteliğinin ek olarak ifade etmek için bir tanımlama yapmışlardır. HCL sınıflamasından sonra yazılan “o” yalnız kemik defektlerini, “m” mukoza defektlerini ve “s” deri defektlerini tanımlar(43).

Urken ve arkadaşları benzer bir sınıflama şablonu kullanmışlardır. “C”, “R”, “B”, “S”, ve “SH.” “C” kondili içeren, “R” ramusu içeren, “B” korpusu içeren, “S” simfizinin tamamını içeren ve “SH” simfizinin yarısını içeren anlamını taşımaktadır (44).

Genel bir görüş olarak mandibulanın posterior korpus ve ramusuna uygulanan rezeksiyonlar estetiği anteriora uygulanan rezeksiyonlar kadar çok etkilemezler. Yalnız kemik defektlerinde fonksiyonel ve estetik sonuçlar başarılı iken, yumuşak doku kaybının eşlik ettiği defektlerde başarı oranı kayıp doku miktarına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (39).



Şekil 2.2. Jewer'in Mandibuler Defekt Sınıflaması (HCL) (42)



Şekil 2.3. Jewer'in Mandibuler Defekt Sınıflaması (HCL) (42)

2.3. Mandibula Rekonstrüksiyonu

2.3.1. Mandibula Rekonstrüksiyonunda Amaç

Mandibulanın formu ve fonksiyonunun tatmin edici bir şekilde restore edilebilmesi için birtakım fonksiyonel, anatomik ve estetik faktörler dikkate alınmalıdır.

Fonksiyonel ihtiyaçlar; çiğneme, konuşma, yemek yerken gıdaların ağız içinde yönlendirilebilmesi ve yutma gibi fonksiyonların yerine getirilmesidir.

Anatomik ihtiyaçlar; keser dişler arası yeterli ağız açıklığının sağlanması, segmentler arası mesafenin idamesi ve yeterli yumuşak doku ihtiyacının karşılanmasıdır.

Estetik ihtiyaçlar ise; fasiyal simetrisinin ve çene ucu belirginliğinin sağlanması, alt yüz yüksekliğinin korunması ve insizyon skarlarından kaçınmayı içerir (28).

Mandibulanın yapısal bütünlüğünün korunması, yutkunma, çiğneme ve konuşma gibi fonksiyonların sürdürülebilmesi için büyük önem taşımaktadır. Aynı zamanda yüzün görünümü hastaların sosyal yaşamları ve özgüvenleri açısından önemlidir (45).

2.3.2. Mandibuler Rekonstrüksiyonun Tarihçesi

Rekonstrüktif cerrahide karşılaşılan en zor problemlerden biri de mandibuler defekt onarımlarıdır. İlk girişimler 1800'lerin sonunda Martin ile başlamıştır. Martin kayıp segmenti protetik bir aygıtla onarmıştır(46). 8 yıl sonra Partsch mandibuler devamlılığı bir metal band kullanarak sağlamıştır(47). Sonraki 20 yılda da gümüş teller, sert plastik ve fildişi gibi çeşitli materyaller kullanılmıştır. En büyük ilerlemeler ise fazlaca klinik tecrübenin sağlanabildiği 1. ve 2. Dünya Savaşı sırasında olmuştur.



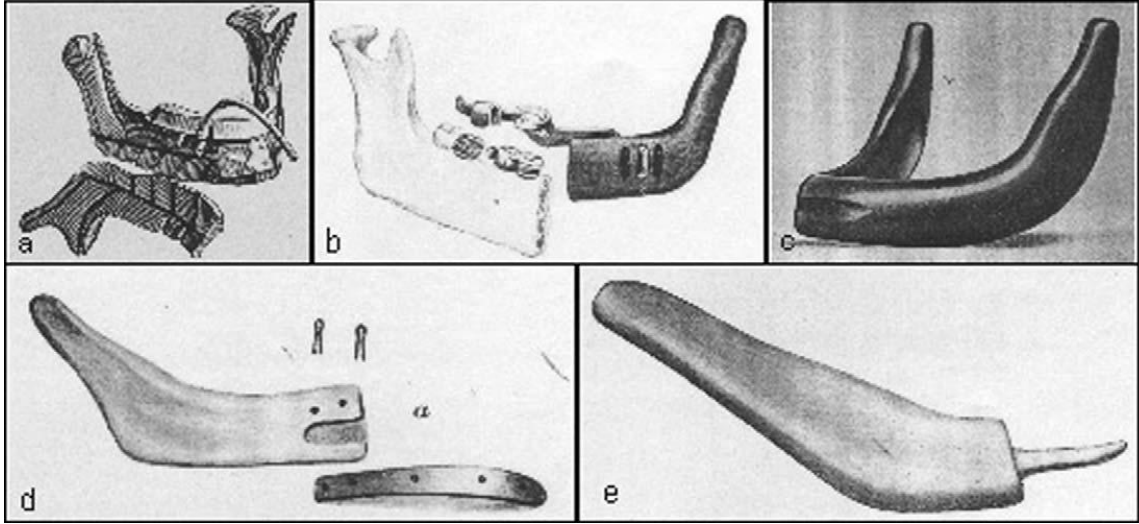
Şekil 2.4. Boyne'nin protetik aygıtı (53)

Mandibuler rekonstrüksiyon konusunda ilk büyük ilerleme çene defektleri için kemik greftleme tekniklerinin geliştirilmesi olmuştur. İlk uygulamalarda kaburga ve tibia kullanılmıştır. Lindeman(1916) ve Klap'ın (1917) kansellöz kemiğin önemini vurgulamalarıyla iliak krest tercih edilen greft materyali olmuştur (48-49). Sonradan 1931'de Ivy mandibuler defektlerde immediat iliak greftlemenin uzun dönem başarılı sonuçlarını bildirmiştir (50).

Birinci Dünya Savaşı sırasında kemik greftlemesinin fiksasyonu rijit ağız dışı apereylerle gerçekleştirilirken, İkinci Dünya Savaşı dönemlerinde internal stabilizasyon yaygın hale gelmiştir. Converse, silah yaralanması sonucu tahrip olmuş mandibula gövdesinin onarımı için, fragmente edilmiş kemik grefti ile doldurulmuşdelikli tantalyum kalıp kullanımını tanımlamış ve ikinci bir cerrahi ile var olan kalıbın çıkarılmasını ve destekleyici greftleme yapılmasını önermiştir (51). Takip eden 40 yıl boyunca ise protetik materyal ve kemik greftlerinin çeşitli kombinasyonları uygulanmıştır (Şekil 2.5) (1,52).

Boyne, internal splint görevi gören ve kansellöz kemik yerleştirilebilen hazne içeren krom-kobalt yapıda bir implant tanımlamış ve 1983'te bunu titanyumdan üretmiştir(Şekil 2.4) (53). Tümör rezeksiyonu sonrası titanyum meshle uygulanan kansellöz kemik greftlemesinin başarı sonuçları %88 olarak bildirilmiştir(54). Yakın

tarihlerde metal alternatifi olarak dakron-üretan protezler tasarlanmıştır. Bu protezlerin başarı oranlarının ise %88'den daha fazla olduğu belirtilmektedir (55).



Şekil 2.5. Mandibulanın Primer Rekonstrüksiyonunda kullanılmış protezler (1)

- (a) İmmediat protez, Martin
- (b) İmmediat sert kauçuk protez, Schröder
- (c) İçi boş sert plastik protez, Schröder
- (d) İnce splint protez, Fritzsche
- (e) Ivory implant protez, Koönig ve Roloff

Kanser cerrahisi sonrası oluşan defeklerin onarımında vaskülerize olmayan kemik greftlerinin kullanımı, bilhassa ağız içi uygulamalarda, enfeksiyona karşı dirençsiz olması sebebiyle tartışmalıdır. Özellikle radyasyona maruz kalmış mandibulada revaskülarizasyon oluşmaz ve greft genellikle rezorbe olur. Protetik kalıplar ise iyi bir fiksasyon sağlasa da plağın açığa çıkması ve tükürük kontaminasyonu nedeniyle başarı oranları düşüktür.

Rezeke edilen mandibuler otojen kemiğin dondurulup kurutulması veya radyasyon kullanılarak steril edilmesi ile ilgili de birçok rapor bulunmaktadır. Tekrar yerleştirilen, steril ve biyolojik olarak inert olan kemiğin yeni kemik oluşumu için bir yatak olarak kullanımı hedeflenmiştir. Başlangıçta elde edilen sonuçlar ümit verici

olmasına rağmen uzun dönemdeki sonuçlar başarısız olmuş ve uygulamalar terk edilmiştir (56).

Başarılı raporlara rağmen mandibuler rekonstrüksiyondaki yüksek komplikasyon oranları cerrahları yeni teknik ve malzeme arayışına itmiştir.

Kellman ve Gullane mandibuler defektlerin onarımında ilk kez paslanmaz çelik rekonstrüksiyon plağı kullanmış ve lateral defektlerde %17 plak açığa çıkma oranı rapor etmişlerdir(57). Mandibulanın alloplastik onarımında sonuçları iyileştirmek için büyük bir çaba sarf edilmiştir. Raveh, titanyum kaplı içi boş vida ve rekonstrüksiyon sistemi olan THORP'u (titanium hollow screw reconstruction plate) tanımlamıştır. Vidanın boşluklu yapısı içine yeni kemik dolumunun gerçekleşeceği ve bu yüzden başarı oranının yüksek olacağı düşünülse de özellikle radyoterapi alan hastalarda plak açığa çıkmaoranı ve vida -plaklardaki kırık oranı artmıştır(58).

1980'lerin sonlarında ise baş ve boyun rekonstrüksiyonlarında miyo-kütanöz fleplerin kullanımı başlamıştır. Kemik ilgili bölgedeki periosteal kan desteğini sağlayan kas grubuyla birlikte kaldırılır. Pectoralis majör flebi kaburga ile, sternokleidomastoid flebi klavikula ile, trapezius flebi scapula ile ve temporal kas flebi parietal kemik ile birlikte taşınır.Ancak bu tekniklerde transfer edilen kemiğin kalitesi kan desteğinin azalmasıyla birlikte düşer ve kemik-yumuşak doku oryantasyonunun ideal olmaması sebebiyle fonksiyon ve estetik beklenen düzeyde olmaz (59).

Son dönemde mikrovasküler yöntemle transfer edilen vaskülerize kemik greftleri altın standart olarak kabul görmektedir. Bu metodun avantajları; primer iyileşmenin sağlanması, artmış vaskülarizasyona bağlı olarak radyoterapinin etkilerine dirençli olması ve osteointegre implantlar kullanımına ve böylece dental rehabilitasyona izin vermesi olarak sıralanabilir. Vaskülerize kemik greftleri ilk olarak 1980'lerin sonlarında kullanılmaya başlanmıştır. İliak krest yaygın olarak kullanılmış, sonraları ise 2.metatarsal kemik ile alınan dorsalis pedis flebi ve osteokütanöz skapula flebi tanımlanmıştır. Osteokütanöz flep kullanımında son popüler basamağı ise radial forearm ve fibula serbest flepleri oluşturmaktadır. Mandibula rekonstrüksiyonunda mikrocerrahi ile gerçekleştirilenve %96'dan fazla başarı oranı rapor edilen vaskülerize

kemik transferi, arzu edilen fonksiyonel ve estetik sonucu sağlayan son güncel yaklaşımdır (59).

2.3.3. Mandibuler Rekonstrüksiyonda Zamanlama

Cerrahi sonrası iyileşmeyi sağlamak, fonksiyonu ve görüntüyü iade etmek ve yaşam kalitesini arttırmak için primer(rezeksiyon cerrahisinin yapıldığı seansta) rekonstrüksiyon uygulanması tavsiye edilmektedir (10).Bazı otörler ise özellikle ilk bir yıl içinde oluşan tümör rekürensini kontrol etmenin zor olmasından dolayı sekonder rekonstrüksiyonu önermektedirler (60). Aynı zamanda sekonder rekonstrüksiyonun daha iyi yara iyileşmesi sağladığı bildirilmektedir(61).Ancak günümüzde, skar doku formasyonun yarattığı cerrahi zorluk nedeniyle ve estetik açıdan idamenin erken evrede sağlanması amacıyla daha çok primer rekonstrüksiyon tercih edilmektedir(62).

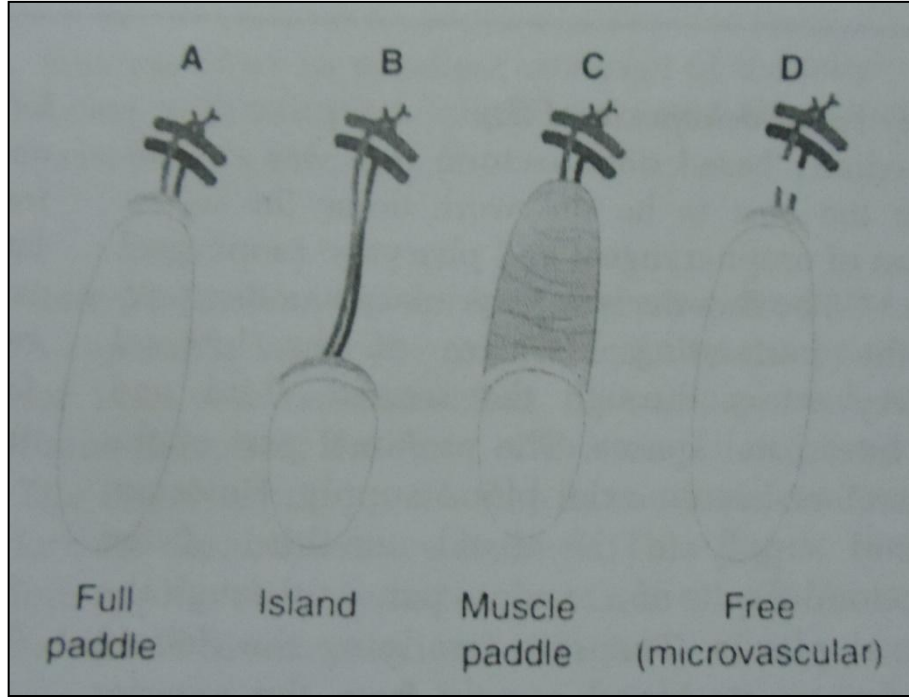
2.3.4. Mandibula Rekonstrüksiyon Seçenekleri

Segmental rezeksiyon sonrası oluşan estetik ve fonksiyonel problemleri çözmek için yapılacak rekonstrüksiyon, rezeksiyonun lokalizasyonuna, ne kadar kemik çıkarıldığına ve hastanın sağlık durumuna göre değişiklik gösterir.

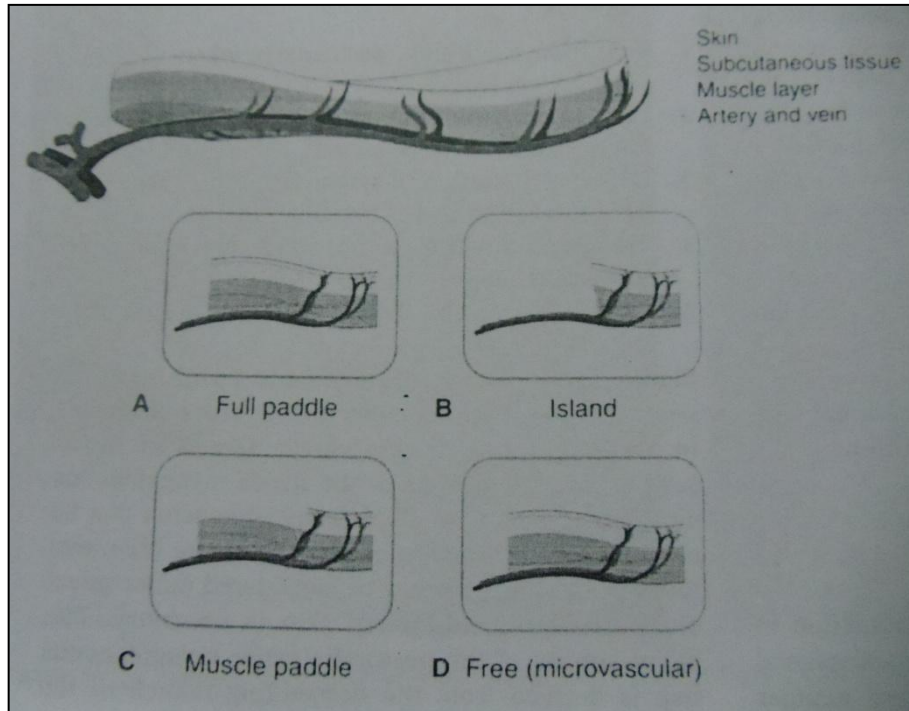
Rekonstrüksiyon seçenekleri:

- **Rekonstrüksiyon plakları**
- **Non vaskülerize kemik grefti (metal plaklar ile)**
- **Bölgesel flepler (metalik plaklar ile)**
 - ✓ Lokal flepler(dil, faringeal duvar, palatal mukozal,nazolabial, glabellar, rhomboid, bilobed, servikal kütanöz flepler)
 - ✓ Rejyonel kütanöz flepler (forehead,anterior servikal, posterior servikal, deltopektoralflepler)

- **Pediküllü osteomiyokütanöz flepler (metal plaklar ile)**
 - ✓ Pectoralis majör miyokütanöz
 - ✓ Anterior trapezius, posterior trapezius
 - ✓ Latissimus dorsi
- **Serbest flepler (metal plaklar ile)**
 - **Osteomiyokütanöz mikrovasküler serbest flepler**
 - ✓ radial forearm, rectus abdominis, fibula, scapula, latissimus dorsi, iliak krest, groin



Şekil 2.6. Yumuşak doku çeşidi ve damarlanmasına göre flep çeşitleri (28)



Şekil 2.7. Yumuşak doku çeşidi ve damarlanmasına göre flep çeşitleri (28)

2.3.5. Rekonstrüksiyon Plakları

Rekonstrüksiyonda başarının sağlanması rijit ve uzun ömürlü bir fiksasyona bağlıdır. İyi ve güvenli bir fiksasyon, nakledilen doku ve implantları harekete izin vermeyecek şekilde bir arada tutar. Böylelikle çiğneme sırasında oluşan aşırı kuvvet ve gerilimlere karşı dayanıklılık sağlanır ve çevreleyen yumuşak dokunun iyileşmesi de engellenmemiş olur.

Biyomekanik destek sağlayan alloplastik materyallerin gelişerek günümüzdeki rekonstrüksiyon plakları halini alması 70'li yılların ortalarını bulmuştur(63).

Önceleri paslanmaz çelik yapıda imal edilen plaklar daha sonraları vitalyum yapıda üretilmiştir ve günümüzde ise titanyum yapıda üretilmektedirler (64).

Rekonstrüksiyon plakları başlarda rijit fiksasyon ve osteointegrasyon prensiplerine dayalı olarak rezeke edilen her bölgede uygulanmıştır. Rijit fiksasyon ilk önce her fragmana 6 veya daha fazla paslanmaz çelik bikortikal vida yerleştirilerek sağlanmıştır. Alternatif olarak 3 adet osteointegre vidanın da eşit stabilite sağladığı bildirilmiştir (58). Günümüzde ise her segmente en az 3 adet, ideal olarak ise 4 adet titanyum vida yerleştirilmesinin yeterli fiksasyon sağladığı kabul edilmektedir (64).

Günümüzde mikrovasküler serbest flepler, mandibuler defekt restorasyonunda düşük komplikasyon oranı ile altın standart olarak kabul edilseler de bu flep cerrahilerinin artmış maliyeti, uygulama tekniğinin özel kabiliyet gerektirmesi, morbidite oranları ve potansiyel mortalite riski kullanımlarını sınırlar. Mandibula defektlerinde diğer bir seçenek olarak yalnız rekonstrüksiyon plaklarıyla onarım yapılmaktadır. Mandibuler rekonstrüksiyonun yalnız rekonstrüksiyon plaklarıyla sağlanması, özellikle anterior bölgede karşılaşılan plak ve vida kırılması, plak ekstrüzyonu, enfeksiyon gibi komplikasyonlar sebebi ile günümüzde oldukça tartışmalı bir konudur (65,66). Çoğu retrospektif çalışmada, defektin herhangi bir doku nakli yapılmadan yalnız rekonstrüksiyon plaklarıyla onarımı tavsiye edilmez iken, uzun

cerrahi yaklaşımları tolere edemeyen, medikal yönden yüksek riskli hastalarda daha basitleştirilmiş kapama sağlayan en mantıklı seçenek olabileceği belirtilmektedir (67). Ayrıca kemik fleplerinin uygun pozisyonunda stabilizasyonu için de bu materyallerin fiksasyon sağlamasına ihtiyaç duyulmaktadır. Böylelikle plaklar rekonstrüktif işlemlerde kilit rollerini hala devam ettirmektedirler.

Günümüzde rekonstrüksiyon plakları,

- Prognozu kötü olan, uzun tedavi prosedürlerini kaldıramayacak durumda olan bireylerin lateral defektlerinde kalıcı olarak
- Sekonder greftleme yapılana kadar geçici rekonstrüksiyonda
- Pediküllü veya serbest kemik greft fiksasyonunda greftin matürasyonu ve entegrasyonu süresince kullanılmaktadır(68-70).

Son dönemde anterior defektlerde rekonstrüksiyon plaklarının greftsiz ve kalıcı kullanımı, bu bölgedeki kasların etkisiyle oluşan plak açığa çıkması ve plak kırılması gibi komplikasyonların yüksek oranları nedeniyle tavsiye edilmemektedir. Anterior bölgedeki (C defekt) kullanımın uzun dönem sonuçlarının değerlendirildiği bir çalışmada, anterior bölgede kullanılan plakların %35'inin çıkarıldığı, lateral flep kullanılan vakalarda ise %5'lik başarısızlık olduğu rapor edilmiştir. Bununla birlikte C defektlerde özellikle çene ucu ve alt dudakta ptosis gibi estetik problemler gözlenmiştir. Bu yüzden bu plakların sadece lateral defektler için uygulanması tavsiye edilmektedir(71). Benzer olarak bu plakların lateral defektlerde kullanımının başarılı sonuçları birçok çalışmada gösterilmiştir(72).

Günümüzde plaklarda kullanılan materyaller ne kadar geliştirildiyse de halaplak ve vida kırılmalarıyla karşılaşmaktadır. Kullanılan metal titanyum da olsa paslanmaz çelik de olsa uzun süreli ve tekrarlayan çiğneme kuvvetleri karşısında metal yorgunluğu kaçınılmaz olacaktır. Rekonstrüksiyon plağı kullanan ve normal diyetine devam eden kişilerde genellikle postoperatif 2. veya 3. yılda plak kırıklarıyla karşılaşmaktadır(73).

Genel bir görüş olarak, komplikasyonları azaltmak için rekonstrüksiyon plağını kaplayacak yeterli yumuşak dokunun olmadığı durumlarda plaklar rejyonel veya serbest flep gibi iyi vaskülarize yumuşak doku ile örtülmelidir. Bu yumuşak doku desteği hem kullanılan materyale destek sağlayarak kırılmaları azaltır hem de olası plak açığa çıkmasını büyük oranda engeller (74). Boyd ve arkadaşları rekonstrüksiyon plakları ile beraber serbest radial forearm flebi uygulamasını popüler hale getirmişlerdir. Bu teknikle posterior lateral segment rekonstrüksiyonunda %96 başarı rapor edilmiştir. Bu yöntemin özellikle düşük hacimli posterior lateral defekte sahip olan yaşlı ve prognozu zayıf bireylerde kullanımı, fonksiyonel ve estetik açıdan çok başarılı bulunmuştur (75).

İlk uygulanan geleneksel rekonstrüksiyon plakları kilitsiz yapıda olup tutuculuklarını plağın kemiğe uyguladığı basınçla sağlarlar (Şekil 2.8) (67). Bu yüzden geleneksel rekonstrüksiyon plaklarının adaptasyonu da rekonstrüktif işlemlerin başarısı için kritik önem taşımaktadır. Arada boşluk olmadan yapılan sıkı vidalama basıncıyla segmentlerin stabilizasyonu sağlanıp arkin üç boyutlu konumu korunabilecektir.



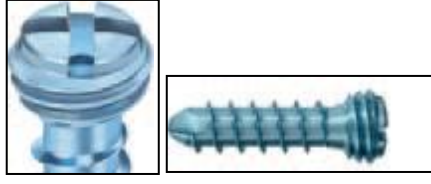
Şekil 2.8. Konvansiyonel 2.4 mm Titanium Matrix MANDIBLE Cortex Vidası (67)

Mevcut plakların dezavantajlarını gidermek adına titanyum ve boşluklu yapıda vidalar içeren rekonstrüksiyon plakları (THORP- Titanium hollow screw reconstruction plate) geliştirilmiştir. Bu plaklar aynı zamanda ilk geliştirilen kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı olma özelliğini taşımaktadır. Bu sistemin ana özelliği vidalarının plazma kaplı yüzey içermesi ve boşluklu yapıda olmasıdır. Böylelikle boşluklara yeni kemik dolması ve osteointegrasyon sağlayan yüzeyi sayesinde stabilizasyonun artırılması hedeflenmiştir. Mevcut vida ve plak sistemlerine oranla daha kalın yapısı sayesinde daha dayanıklıdır ve kalıcı uygulama için dizayn edilmiştir. Bükülmelerinin zor olması bir dezavantaj oluştururken tam uyumlama gerektirmemeleri işlem süresini

azaltır. THORP sisteminde rijidite plağın kemik üzerine yaptığı basınçla değil, vidaların plağa adapte olmasıyla sağlanmıştır (58,76,77).

THORP sisteminin uzun dönemli sonuçlarında karşılaşılan bazı dezavantajlar sebebiyle kullanımları tartışmalı hale gelmiştir. Plakların yüksek profilli yapısı yüzünden yüksek oranda plak açığa çıkması ile karşılaşılmıştır. Bunun yanında kırık ve vida kaybı sonucu çıkarılmaları gereken durumlarda da osteointegre yapısı yüzünden sökülme zorluğu yarattığı belirtilmiştir. Aynı zamanda 2 farklı vida çeşidi için iki farklı tornavida gerektirmeleri uygulama maliyetini arttırmaktadır (78,79).

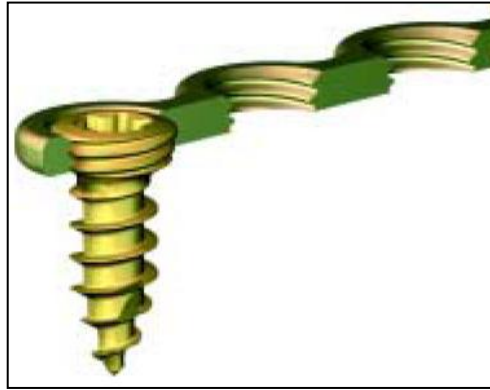
Makillofasiyal bölgedeki travma tedavisinde verekonstrüksiyonda kullanılan teknik ve materyaller genellikle ortopedik literatürün yol göstericiliğinde ilerlemektedir. THORP plaklarının dezavantajlarının anlaşılmasından sonra ortopedik literatürün kazandırdığı 2. nesil kilitli rekonstrüksiyon plakları maksillofasiyal kullanıma sokulmuştur(80). Ortopedi alanında özellikle yüksek kuvvete maruz kalan çok parçalı kırıklarda ve azalmış kemik kalitesi olan osteoporotik hastalarda artmış stabilite sağladığı bildirilen kilitli sistemlerin kullanımı hızla artmıştır. Artmış stabilitenin sistemlerdeki farklılığa bağlı olduğu ve kilitli sistemlerde kemik-plak ara yüzü teması gerektirmeden sıkı vida-plak bağlantısıyla sağlandığı gösterilmiştir. Böylelikle sistem mono blok bir fixatör gibi görev yapar. Kilitli vida başının çekme dayanımları konvansiyonel sistemlere göre daha yüksektir. Böylelikle tüm vidalar düşmedikçe plak kaybı yaşanması zordur(Şekil 2.9, 2.10, 2.11). Bunların yanında plakların çenelerde kullanımlarında, düşük profil yüksekliği sayesinde plak açığa çıkması riskini azalttığı gösterilmiştir(81,82).



Şekil 2.9. 2.4 mm Titanium Matrix MANDIBLE Kilitli Vida (78)



Şekil 2.10. Kilitli vida dizaynı (78)

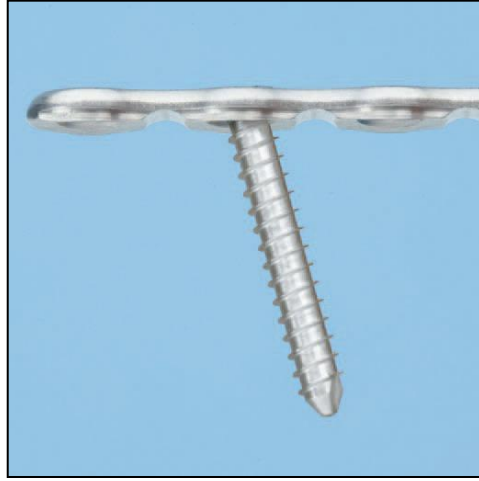


Şekil 2.11. Kilitli vida plak adaptasyonu (78)

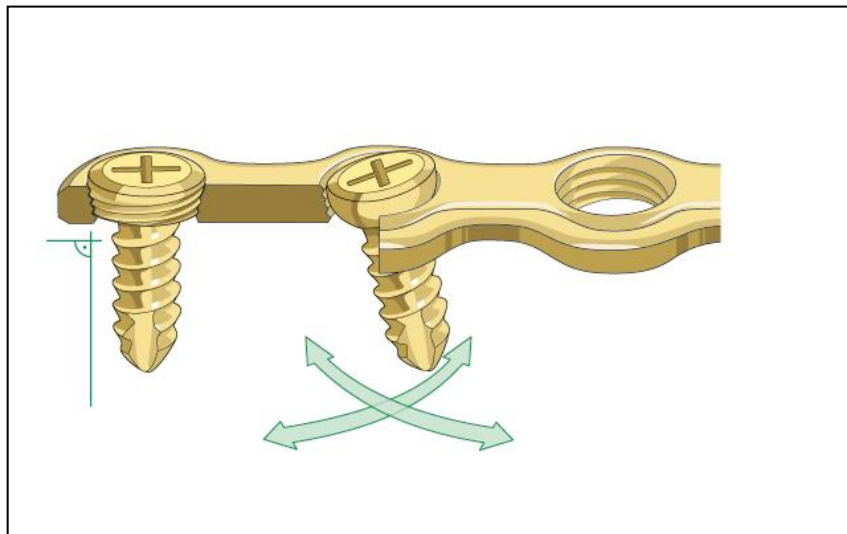
Kilitli rekonstrüksiyon plaklarının geliştirilmesinden sonra plak adaptasyon gereksinimi azalmıştır. Plaktaki kilitli vidalar ideal olmayan adaptasyonlarda bile iyi bir fiksasyonun sağlanmasını olanaklı kılar (83). Buna rağmen plakla kemik arasındaki boşluğu damarlanması olmayan fibröz bağ doku yapısındaki skar doldurabilir. Plak etrafındaki bu skar dokusu, kapillerden gelen besin ve oksijenin difüze olabileceği

mesafenin iki katından fazla olan 440 μm mesafeye kadar ulaşabilir. Böylelikle doku beslenmesi olumsuz yönde etkilenir (83). Bu durum özellikle ilk 3–5 gün boyunca plazmatik difüzyona ihtiyaç duyan sekonder kemik greftleme işlemleri için dezavantaj oluşturmaktadır (84).

Maliyetleri yüksek olan bu sistemlerde kilitli plak delikleri konvansiyonel sistemlerde gözlenen vida açılmasına neredeyse hiç izin vermez (Şekil 2.12, 2.13). Bu da çok iyi plak adaptasyonu gerektirmese de vidaların kemik içinde uygun pozisyonlanmasını engelleyebilir.

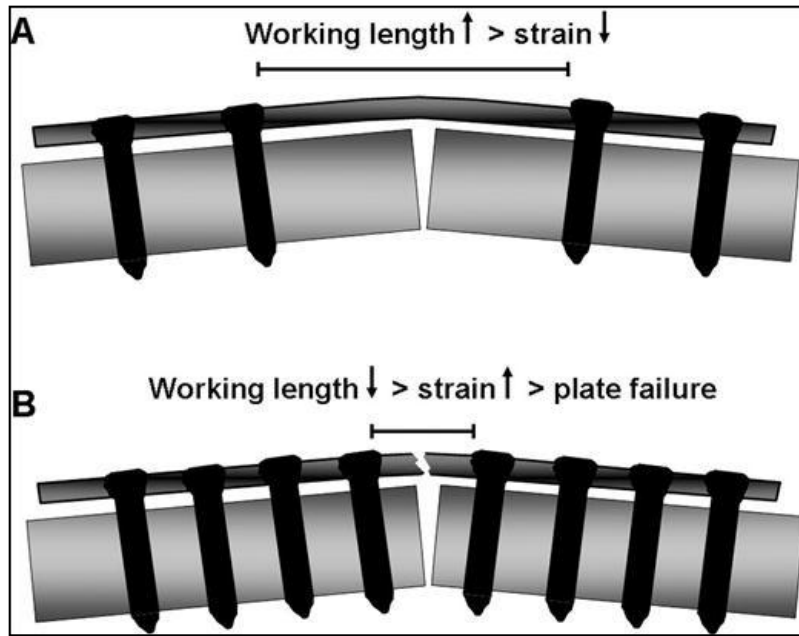


Şekil 2.12. Konvansiyonel vida plak açılması (67)



Şekil 2.13. Kilitli ve konvansiyonel vida açılabilirliği (78)

Kuvvetin plak üzerinde toplandığı (Load bearing) bu sistemlerin mekanik olarak en zayıf olduğu kısım, defekte en yakın vidalar arasında kalan vefragmanlar arasında bağlama görevi üstlenen plak bölgesidir. Artmış stres konsantrasyonu ve gerinime bağlı kırıklar en çok bu bölgede oluşmaktadır. Uzun kemiklerde yapılan çalışmalar,kilitli vida-plak sistemlerinin kırık tedavisi dışında köprüleştirme (load bearing ihtiyacı) amacıyla kullanımlarında kuvvetin daha geniş bir alana yayılmasını sağlamak ve böylelikle plak kırılmalarının önüne geçmek için segmentlerde defekte yakın ilk vidalar arasında 3 yada 4 vida deliğinin boş bırakılmasını önermektedir(Şekil 2.14) (81).



Şekil 2.14. Kilitli sistemde plak üzeri yük dağılımı

Konvansiyonel kilitsiz sistemlerde ise kırıklar daha çok vida ve plağın birleşim yeri olan vida başında oluşmaktadır. Ancak kilitli sistemlerde vida başları sistemin en sağlam yerini oluşturmaktadır. Rotasyonel kuvvetlere bağlı oluşan kronik stabilizasyon bozukluğu olan ve artmış gerinime maruz kalan vakalardakilitli vida başlarında da kırılmaların görülebileceği bildirilmiştir (81).

Plak yerleştirilmesinde dikkat edilmesi gereken bazı hususlar bulunmaktadır. Metal plak ile mukoza ve deri etkileşiminin engellenmesi için bu yapılardanuzağa yerleştirilmesi gerekmektedir. Özellikle plağın açığa çıkmasının engellenmesi için

plağın kas ve yumuşak dokularla çevrenmesi tavsiye edilmektedir. Yumuşak dokulara zarar gelmemesi ve periost hasarı ile beslenmenin bozulmaması için yerleştirilecek vidaların medial korteksten çıkmamasına özellikle dikkat edilmelidir. Plak; fasiyal yüksekliği sağlamak, diş köklerine zarar vermemek ve ağız mukozası ile teması engellemek için mandibulanın alt kenarına ve en yoğun kortikal kemik üzerine yerleştirilmelidir (1).

2.4. Sonlu Elemanlar Analizi (Sea)

Oral maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının arttırılması ve kemik ve biyomateryal yapılarında oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir rekonstrüksiyon için rekonstrüktif prosedürlerde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin ve çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir.

Bu amaçla kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan metodlardan biri de stres analiz yöntemleridir. Mandibulaya yapılabilecek osteotomi alternatiflerinde çeşitli kuvvetler uygulandıktan sonra stres birikecek noktalar ve oluşan stresin büyüklüğü ve dolayısıyla mandibulanın yükler karşısındaki direnci farklılık gösterebilmektedir. Sonlu elemanlar analizi, osteotomi ve rezeksiyon sonrası mandibulada oluşan streslerin test edilmesinde sık kullanılan, kuvvetlerin, kullanılan materyallerin özelliklerinin değiştirilebildiği ve elde edilecek sonuçların da objektif olarak ve net bir şekilde simüle edilebildiği bir yöntemdir (86,87).

2.4.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar

Kuvvet

İncelenen cisme, diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet olarak tanımlanabilir. İç kuvvet ise cismin düşünülen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetleridir. Mekanik bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim gibi düşünülür (88).

Stres (gerilim)

Bir cismin dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği iç direnç ya da reaksiyondur. Cismin içyapısında moleküler yapıdan daha büyük bir ölçekte kuvvetlerin doğmasına yol açar. Dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir ve ortalama formül gerilim için aşağıdaki gibi belirtilir (87).

$$\text{Gerilim} = \text{kuvvet/alan}$$

$$\text{Gerilim} = \text{force/area}$$

Birimi uluslararası birim sistemine göre N/m^2 dir. Psi (pounds per square inch) ve MPa (megapascal) da kullanılır.

Gerinim / deformasyon (strain)

Bütün cisimler, üzerine etki eden kuvvetler etkisiyle şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Gerinim birim boyut başına uzunluk değişimidir. Gerinim elastik veya plastik ya da her iki halde birden olabilir. Elastik gerilmede, stres ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Gerinimin değeri genel olarak % ile ifade edilir. 1 strain %100 uzamayı gösterirken 1000 microstrain %0.1 uzamayı gösterir (87).

Eğer cismin üzerine uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir (87, 89, 90).

Gerilim Tipleri

Gerilim, vektörel bir nicelik olduğu için yönü ve büyüklüğü ile tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır (87).

- 1- Çekme gerilimi (Tensile Stress): Cismin yüzeyine dik olarak moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir. Çekme gerilimi, kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir kuvvetin yarattığı bozulmaya karşı ortaya çıkan kuvvettir.
- 2- Sıkışma gerilimi (Compressive Stress): Bir kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir kuvvete maruz bırakıldığında, bu kuvvete karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma gerilimi denir.
- 3- Makaslama gerilimi (Shear Stress): Cismin moleküllerini tabakalar gibi birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan kuvvetlerin oluşturduğu gerilimdir.

Bileşik Gerilme Durumu

Yaşamda cisimlere uygulanan gerilmelerin tek temel tipte olması güçtür. Yük uygulanan yapılarda, üç temel gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumu meydana gelmektedir.

Asal Gerilim Değerleri

Asal gerilim değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Kesme gerilimlerinin “0” olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal

gerilim değerleri elde edilir. Maksimum asal gerilimler oluşan çekme gerilimini, minimum gerilimler ise sıkışma gerilimini gösterir.

Hooke Kanunu

Birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur ($F = kx$). Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile yani küçük yer değiştirmeler için, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısını ise esnek materyalleri tanımlar (91-93).

Esneklik Katsayısı (E)

Bir eksenindeki gerilim ile o eksen yönünde oluşan birim gerilmeyi ilişkilendiren katsayıdır. Malzemelerin türüne göre farklı değerler alır. Bir başka ifade ile gerilim-birim deformasyon doğrusunun eğimidir. Esneklik katsayısı yük altındaki cismin moleküllerinin, çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirmeye gösterdiği direncin bir ölçüsüdür ve her malzeme için farklıdır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile esneklik katsayısı büyüktür. Kompakt kemiğin esneklik katsayısının yumuşak dokunun 6700 katı olması buna bir örnektir.

Esneklik katsayısını ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile "Young's modülü" olarak da adlandırılmaktadır (94-96).

Esneklik katsayısı = gerilme / birim uzamadır.

Poisson Oranı

Çekme veya basmada aksiyel yükleme esnasında aynı zamanlı aksiyel ve lateral gerinim mevcuttur. Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır (ν). Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder.

Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur (97-99).

2.4.2. Stres Analiz Yöntemleri

Bir makine, cisim ya da binanın elemanlarının maruz kalabileceği yükler altında oluşacak gerilmeleri ve kuvvetleri görmek, tasarım aşamasında dayanımında fazla zorlanan elemanları tekrar dizayn ile daha güçlü kılmak, bir cismin üzerine gelen kuvvetler altında gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeleri görmek, o cismin ideal şeklini saptayabilmek amacıyla stres analiz yöntemleri kullanılır.

Biyolojik malzemelerde (kemik, kas, diş, vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavi ve protez malzemelerinde analiz yapmaktan daha zordur. Bu yapıların biyomekanik analizi için, fraktür rezistans testi gibi, gerçek modelleri yıkıma uğratan mekanik testler önemli bir yere sahiptir. Ancak sonlu eleman analizi gibi, gerçek bir modele ihtiyaç duymayan yöntemler, bu sonuçları almak için uygun bir metod olarak görünmektedir.

Bu avantajlardan dolayı canlı malzemenin bir modelinin oluşturulması yoluna gidilmiştir. Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, dokular ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte

organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel niteliği olabilir (100).

Kuvvetlerin yapılar üzerindeki internal etkileri stres analizleri ile belirlenir (101,102). Stres analiz yöntemler şunlardır (99, 103-105):

- 1- Fotoelastik madde kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 2- Kırılğan vernik kaplama tekniği kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 3- Stres ölçer kullanılarak yapılan stres analizi
- 4- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
- 5- Lazer ışınları ile yapılan stres analiz yöntemi
- 6- Termografik stres analiz yöntemi

2.4.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Tanımı

Sonlu elemanlar analizi ilk olarak 1950’li yılların ikinci yarısında matematiksel stres analizleri yapan mühendisler tarafından ortaya konmuştur. Gerilme analizleri problemlerinin çözülmesi amacıyla geliştirilen teknikte bu uygulamalar için bir büyüklük alanının hesaplanması gerekmektedir. Gerilme analizinde bu değer yer değiştirme alanı ve gerilme alanı; ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı; akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonudur. Hesaplanan büyüklük, alanın almış olduğu en büyük değer pratikte özel bir öneme sahiptir. Sonlu elemanlar yöntemi; malzeme özelliklerinin çeşitliliğini ve sınır koşullarının farklılığını güçlkle karşılaşmadan bağdaştırabilen, uygulaması kolay, çok yönlü sayısal analiz yöntemlerinden biridir.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi her türlü yapının tasarımında ve çözümünde, çeşitli mühendislik alanlarında sıklıkla kullanımının yanında, tıp alanında da kullanılmaktadır.

Metod, genel bir yaklaşım ile bütünü sonlu sayıda elemanlara bölmekte ve sistemin genel davranışını sistemi oluşturan elemanların davranışlarının ayrı ayrı süperpozisyonu ile açıklamaktadır.

2.4.4. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları (96, 103, 106-108)

- 1- Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
- 2- Gerçekçi malzeme değerleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
- 3- İstenilen sayıda değişik malzeme ile model oluşturulabilir.
- 4- Stres dağılımı ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde elde edilebilir.
- 5- Deneysel aracın kontrolü, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilip analizin zahmetsizce gerçekleştirilmesi mümkündür.
- 6- Noninvaziv bir tekniktir.
- 7- Herhangi bir noktaya uygulanan kuvvetle oluşan stres teorik olarak gerçeğe yakın bir biçimde ölçülebilir.
- 8- Dişler, alveolar kemik, periodontal ligament, kraniofasial yapılar ve diğer meteryaller simüle edilebilir.
- 9- Kuvvetin uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü istenildiği gibi değiştirilebilir.
- 10- Çalışma operatör isterse defalarca tekrarlanabilir.

Sonlu elemanlar analizinin diğer stres analizi yöntemlerine göre tercih edilme sebebi:

- 1- Sonlu elemanlar, boyutları ve şekillerinin esnekliği nedeniyle, verilen bir cismi temsil edebilir ve hatta karmaşık şekilli bir cisimde daha da etkili olabilir.
- 2- Çok bağlantılı bölgeler veya köşeleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.
- 3- Değişik malzeme ve/veya geometrik özellikleri bulunan problemlerde ek bir zorluk göstermez.
- 4- Sebep-sonuç bağıntılarına ait problemler tümel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş “kuvvetler” ve “yer değiştirmeler” cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar metodunun bu özelliği problemin anlaşılmasını hem mümkün kılar hem de basitleştirir.
- 5- Sınır koşulları kolayca uygulanır.

Sonlu elemanlar metodunun çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir (108).

Sonlu elemanlar yönteminin temel kavramı, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde model elde edilmesi ve böylece oluşturulan elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır.

Sonlu elemanlar metodunda yapı, davranışı daha önce belirlenmiş olan birçok elemana bölünür. Elemanlar "nod" ya da “düğüm” adı verilen noktalarda tekrar birleştirilirler. Bu şekilde cebirsel bir denklem takımı elde edilir. Gerilme analizinde bu denklemler nodlardaki denge denklemleridir. İncelenen probleme bağlı olarak bu

şekilde yüzlerce hatta binlerce denklem elde edilir. Bu denklem takımının çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır (109).

2.4.5. Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği

Karmaşık yapıya sahip cisimlerin incelenebilmesi için kurulan denklemleri analitik yollarla çözmek oldukça güçtür. Bu nedenle bu tip problemlerde SEA gibi numerik yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. SEA, karmaşık mekanik problemleri daha küçük ve basit elemanlara bölerek yüzey ve şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değer bulduğu bir yöntemdir. Yani başka bir deyişle SEA, cismin bütününe fonksiyonel çözümünün yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular.

Sonlu elemanlar analizi 3 aşamada gerçekleştirilir:

1- Hazırlık Safhası (Preprocessing)

Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun belkemiğini oluşturur. Termal, yapısal, mekanik, akışkan ve elektromanyetik gibi mühendisliğin temel alanlarında sayısal analiz işlemleri esnasında ağ oluşturma işlemi vazgeçilmez bir adımdır. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar.

Ağ modeli oluşturulurken komşu elemanlar üst üste gelmez ve aralarında boşluk yoktur. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır. Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralel kenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş

ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Bir boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle bağlanır, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılır.

Bütün durumlarda cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Sonuçta cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden oluşan bir sistemle yer değiştirmiş olacaktır. Genel olarak “cisim” terimi; yapı, sürekli ortam veya problemin bölgesi anlamında kullanılmaktadır. Düğümler ise komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun civata bağlantılarına benzetilebilir. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur.

Metodun çözümlenmesinde bundan sonraki adım, cismi temsil eden elemanların her biri için eleman matrislerini (element stiffness matrix) tanımlamaktır. Daha sonra eleman matrisleri, parçalara ayrılmış cismin tamamına ait “genel matrisi” (overall=global stiffness matrix) oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamada, cismin sonlueleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır. Buradan şu matris denkleminde ulaşılır:

$$[K] \{\delta\} = \{P\}$$

$[K]$ = cismin genel matrisini,

$\{P\}$ = toplam kuvvet vektörünü

$\{\delta\}$ = bütün düğümlerde meydana gelen yer değiştirmeleri göstermektedir.

Burada $[]$ işareti kare veya dikdörtgen matrisleri, $\{ \}$ ise sütun vektör matrisini temsil eder.

Bu aşamada dikkat edilmesi gereken noktalardan biri, aynı tip ve geometriye sahip elemanlar için bu cebirsel denklemlerin aynı olduğudur. Böylelikle bütün elemanlar için tek tek bu denklemlerin çözümlenmesine gerek kalmaz. Eğer cismin elemanlarının hepsi birbirinin aynı ise tek bir denklemin çözümü yeterli olacaktır. Elemanların geometrilerinin farklılığı çözülmesi gereken denklem sayısını belirler.

Dikkat edilmesi gereken diğerk bir nokta ise eleman tipinin seçimidir. Ne kadar basit elemanlar kullanılırsa, oluşturulacak denklemler kadar çözümleri de kolay olacaktır. Kısaca tüm problem için gerekli çaba, birkaç eleman için yazılacak birkaç denklemlle sınırlı kalacaktır.

[K] nitelik bakımından, parçalara ayrılmış cisimde birim yer değıştirme oluşturacak kuvveti temsil eder. Buradan cismin sonlu eleman katsayısını bir yaya eşdeğer olarak düşünürsek [K]'nın “yay sabitine” karşılık olacağı açıktır. Dolayısı ile sonlu elemanlar metodu, esas itibariyle cismin analizinin yapıldığı bir metottur. Bu aşamada iç kuvvetleri içeren denklemler oluşturulmuştur ancak sınır koşulları (basınç, ısı) dahil edilmemiştir. Sistem denklemleri oluşturulduktan sonra sınır koşulları eklenir.

Sınır koşullarını oluşturma var olan terimlere yenilerini ekleyerek veya denklemlerdeki terimlerin yerlerini sağa veya sola doğru kaydırarak gerçekleştirilir. Yer değıştirmelerden de değışmeler ve zorlanmalar hesaplanabilir.

2- Çözüm Safhası

Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak çözülebildikleri gibi, numerik analiz teknikleriyle bilgisayarda çözülür. Malzeme ile ilgili olarak değışik yer değıştirme miktarı veya ısı transferi problemleri ve klasik dalga yayılması problemleri bu denklemlerin sıkça kullanıldıkları alanlardır.

3- Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası

Bu aşamada denklemlerin çözümü tablolar, resimler veya grafikler aracılığı ile sergilenmektedir (110-112).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; erkek mandibulasından alınan bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen modellerde, sol posterior korpus bölgesinde 25 mm ve 50 mm.lik iki farklı uzunlukta segmental rezeksiyon oluşturulmuştur. Sol mandibuler korpus rezeksiyonu uygulanmış modelin ilgili bölgesine yerleştirilen rekonstrüksiyon plaklarının (Şekil- 3.1), farklı uzunluk ve değişen vida-plak tasarımlarına bağlı olarak, vida-plak üzerinde, kortikal ve spongioz kemik üzerinde alınan referans noktalarında oluşturdukları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Matematiksel olarak sonlu sayıda elemana bölünerek cebirsel bir matris haline getirilen modeller, bilgisayar yardımı ile çözülmüştür.



Şekil 3.1. Konvansiyonel vida-plak sistemi yerleştirilmiş 50 mm rezeksiyon edilmiş mandibula katı modeli

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı (Şekil 3.2) ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor

Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238–2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3.2. Activity 880 optik tarayıcısı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc.,USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bilgisayarda çözümü için şu aşamalar takip edilmiştir:

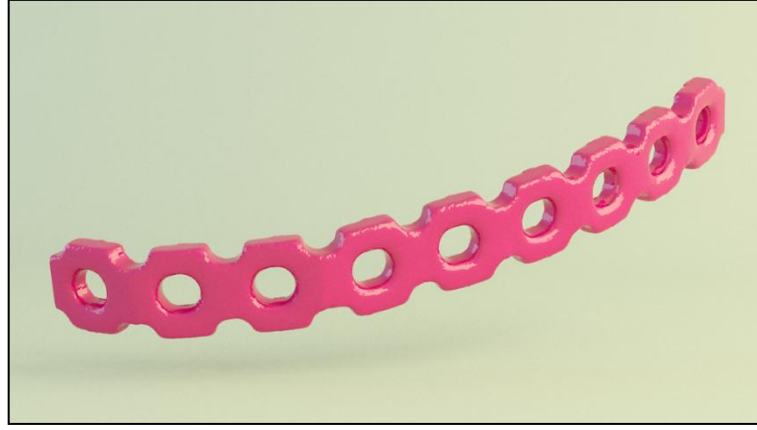
1- Katı modelleme (solid modelling)

- 2- Ağ yapısının oluşturulması (mesh generation)
- 3- Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi (elements and nodes)
- 4- Sınır koşullarının tayini (boundary conditions)
- 5- Modelin çözümü (model solution)
- 6- Analizlerin gösterimi (postprocessing)

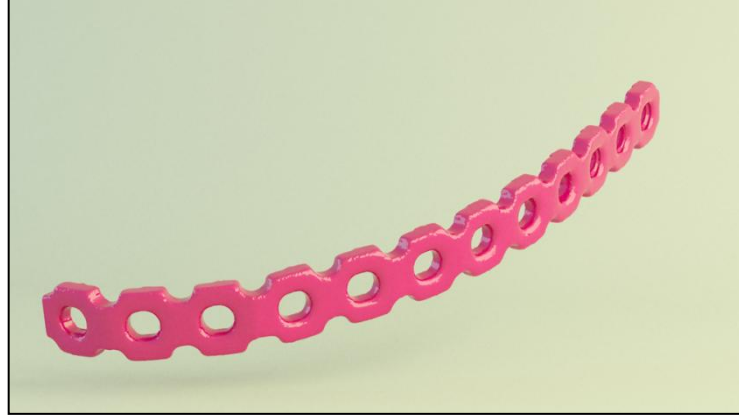
3.1. Modellerin Oluşturulması

Çalışmada tedarik edilen kilitli ve kilitsiz tipte rekonstrüksiyon plakları ve vida parçaları SmartOptics 3d tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmıştır. Stl formatında elde edilen modeller, VRMesh 3d mesh düzenleme yazılımına gönderilmiştir. Burada hataları düzeltilen parçalar Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiştir. Rhinoceros yazılımında Boolean yöntemi ile implant plaklar, vidalar ve kemik doku arasında uyumlandırma yapılmış ve kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

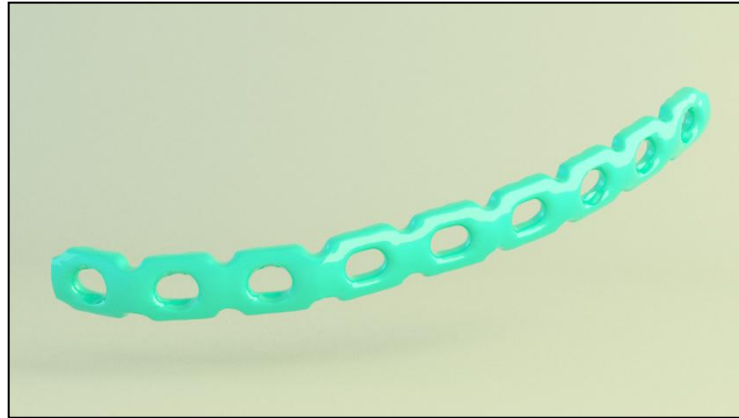
Bu çalışmada farklı uzunlukta (25 ve 50 mm.lik) lateral çene defektleri, taranarak modellenen 2.4 sistem, titanyum, 9 ve 12 delikli, sırasıyla 72 mm ve 90 mm uzunlukta, 2.5mm kalınlıkta, 8mm genişlik ve 8 mm delik boşluğu olan konvansiyonel tipte ve kilitli tipte rekonstrüksiyon plakları ve dış çapı 2.4 mm, iç çapı 1.7 mm, vida adımı 1 mm, baş çapı 4 mm ve uzunluğu 13 mm olan vidalar ile onarılmıştır (Şekil 3.3, Şekil 3.4, Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7).



Şekil 3.3. Kısa (25 mm) kilitli rekonstrüksiyon plağı



Şekil 3.4. Uzun kilitli rekonstrüksiyon plağı



Şekil 3.5. Kısa konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı



Şekil 3.6. Uzun konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı



Şekil 3.7. Kilitli tip vida



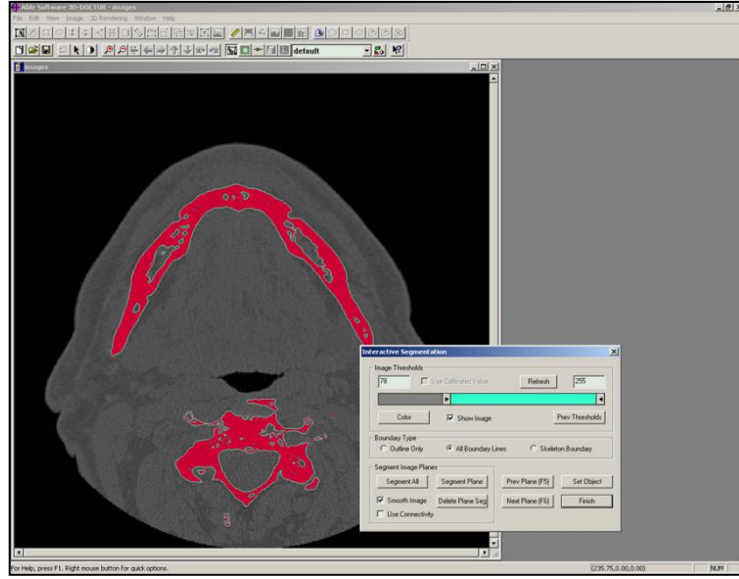
Şekil 3.8. Sabitlenen implant ve kronu

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekilmiştir. Tomografi çekiminde 3M IlumaCBCT cihazı(HYTEC Technology Center, 110 Eastgate Drive, Los Alamos, New Mexico 87544, USA) kullanılmıştır. Çekimde 120KvP,3.8mA değerlerinde ve 40 saniyelik çekim modu kullanılmıştır.

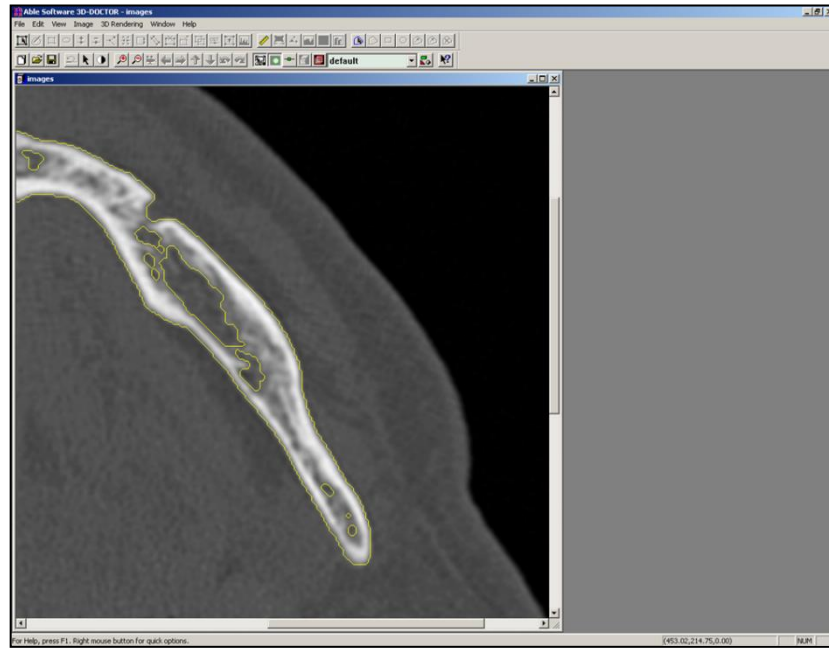


Şekil 3.9. Tomografik tarama görüntüsü

Çekilen filmler (Şekil 3.9), 3d-doctor yazılımına atılmış ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır (Şekil 3.9, 3.10).



Şekil 3.10. 3d-doctor yazılımına aktarılmış görüntülerde “Interactive Segmentation” yönteminin kullanımı



Şekil 3.11. “Interactive Segmentation” yöntemi ile kemik dokusu ayrıştırılması

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir (Şekil 3.12).

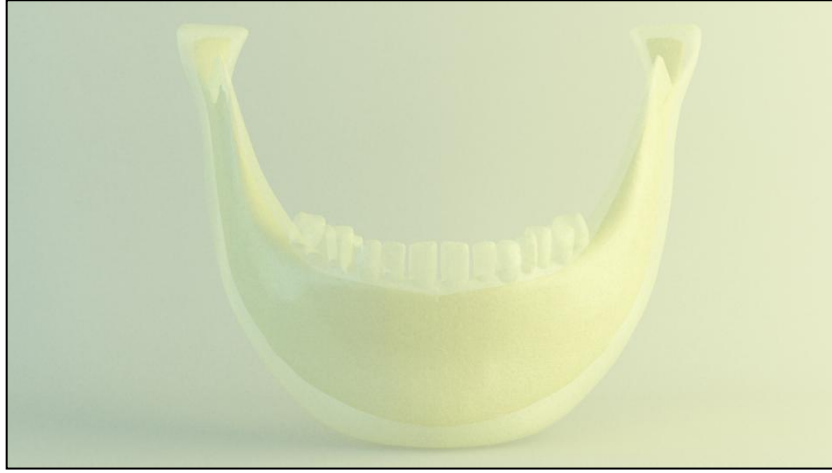


Şekil 3.12. “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmesi

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmiştir (Şekil 3.13, şekil 3.14).

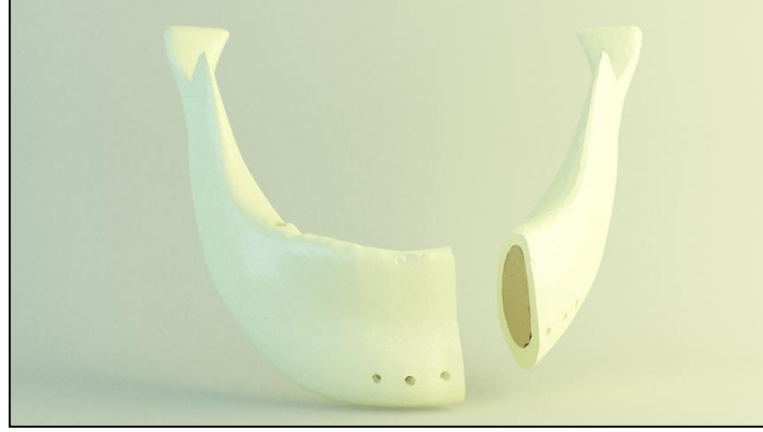


Şekil 3.13. Spongioz kemik

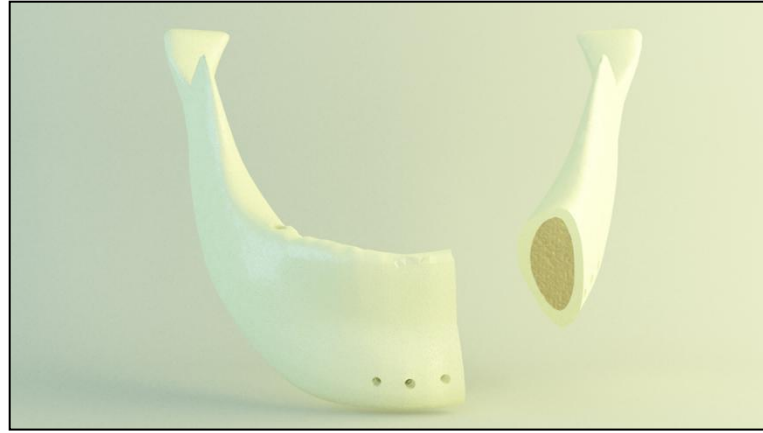


Şekil 3.14. VRMesh yazılımında dişler ve kortikal kemik dokusunun silinmesi

Elde edilen kortikal kemikteki dişler VRMesh yazılımında silinmiştir(şekil 3.14).İstenen ebatlarda kemik kesileri yapılmıştır (şekil 3.15, şekil 3.16).Vida yerleşimleri yapılmış ve yine kesileryapılarak vidalar ile kemik dokular arasında kuvvet iletiminin yapılması sağlanmıştır.

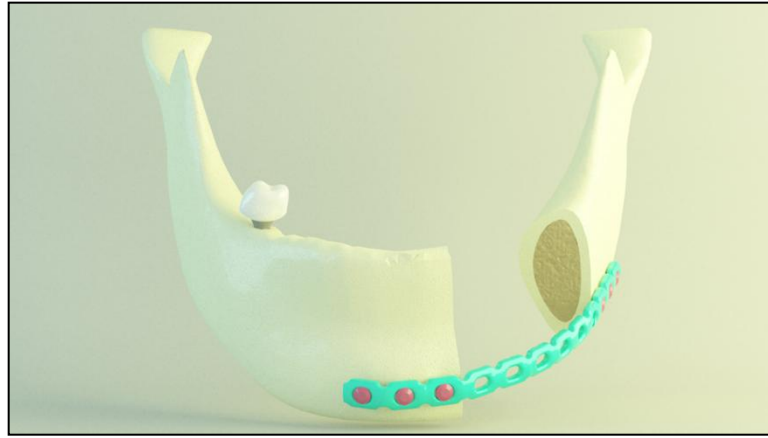


şekil 3.15. 25 mm rezeke edilmiş model

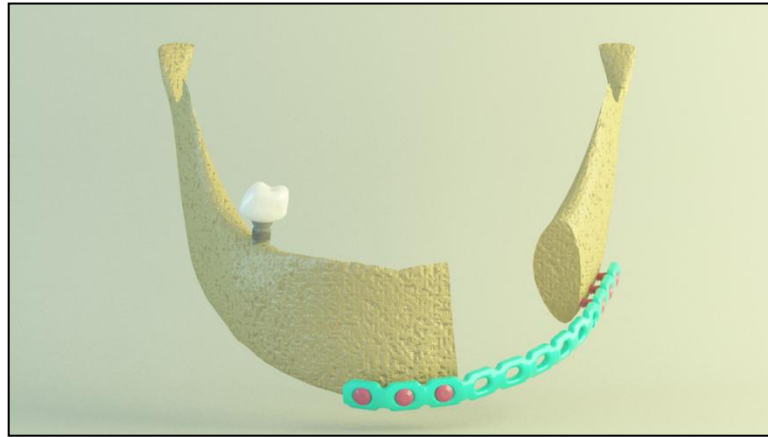


şekil 3.16. 50 mm rezeke edilmiş model

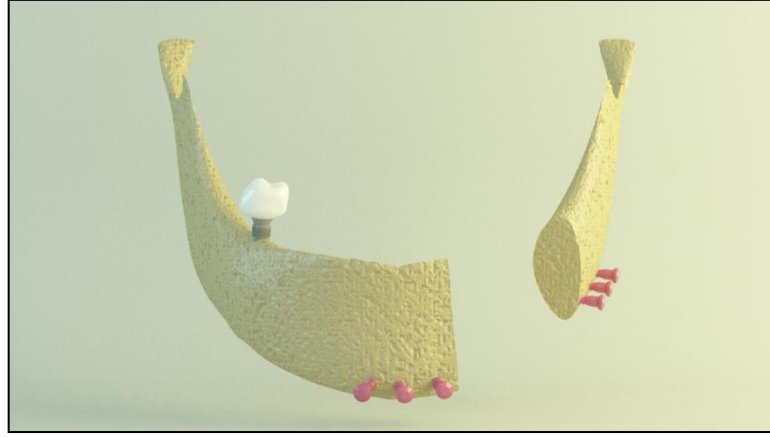
Bu şekilde mandibula, kortikal kemik, spongioz kemik, plaklar, sabitleme vidaları, üst çene ile ilişkiyi sağlayan (sabitlemede kullanılan) implant, implantüst yapısı ve kron parçaları gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşınmıştır.Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiştir. Oluşturulan modellerde rekonstrüksiyon plaklarının fiksasyonu literatürde belirtildiği gibi her segmentte minimum vida sayısı olan 3 vida ile simüle edilip modelleme işlemi tamamlanmıştır(Şekil 3.17, Şekil 3.18, Şekil 3.19, Şekil 3.20, Şekil 3.21, Şekil 3.22, Şekil 3.23) (79,113).



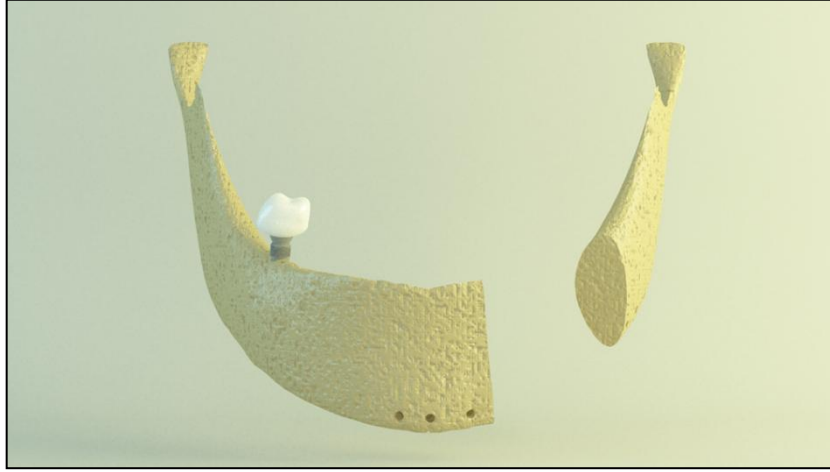
Şekil 3.17. 50 mm rezeke edilmiş çene ve konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model



Şekil 3.18.50 mm rezeke edilmiş çene ve konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model spongiöz kemik



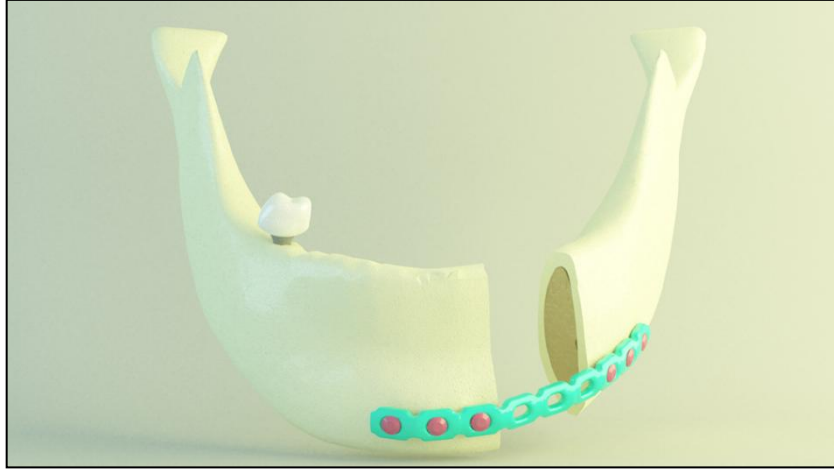
Şekil 3.19. 50 mm rezeke edilmiş model ve konvansiyonel vida yerleştirilmiş spongioz kemik görünümü



Şekil 3.20. 50 mm rezeke edilmiş model spongioz kemik vidasız görünüm



Şekil 3.21. 50 mm rezeke edilmiş ve kilitli rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model



Şekil 3.22. 25 mm rezeke edilmiş ve konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model



Şekil 3.23. 25 mm rezeke edilmiş ve kilitli rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model

Rhinoceros'ta yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır.

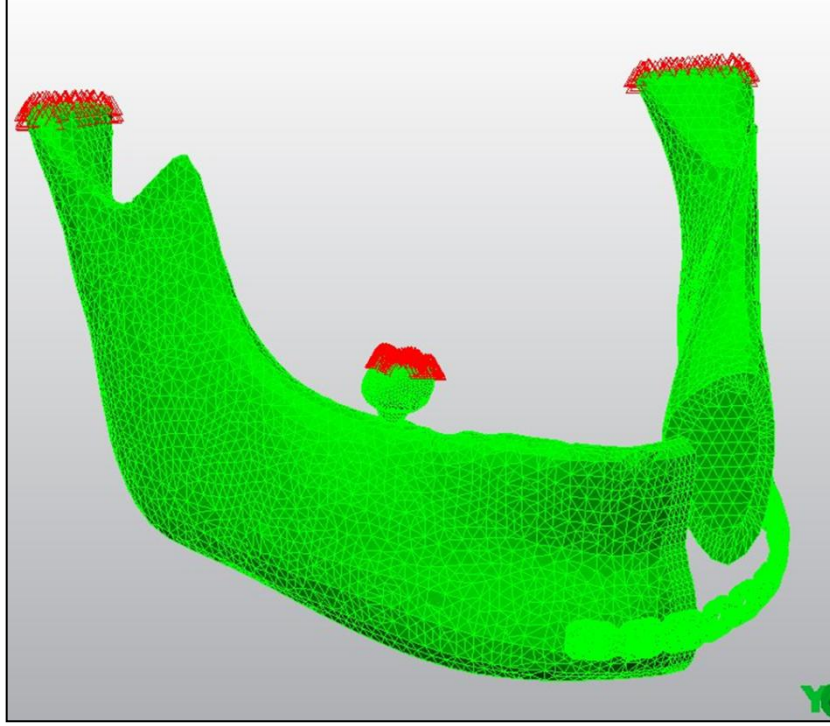
3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması (Mesh Generation)

Bu aşamada sonlu elemanlar yönteminde kullanılanmodelleme için gerekli ağ yapı oluşturulmuştur. Bu ağ yapı iki tipte hazırlanabilir:

1) Haritalama yöntemi (mapped meshing): Bu tip ağ yapıda eleman tipleri ve hacimleri kısıtlıdır. Sadece tuğla (brick) ve kama (wedge) tip elemanlar kullanılabilir.

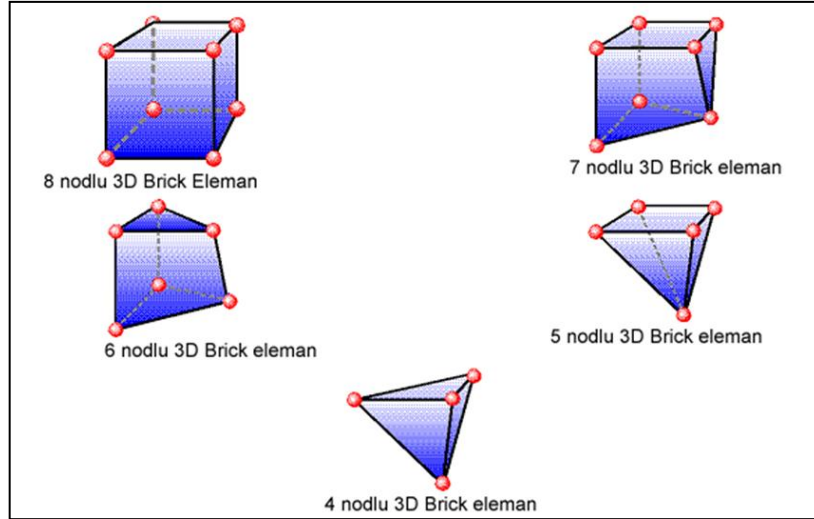
2) Serbest yöntem (free meshing): Bu tip ağ yapıda ise elemanlar istenilen hacimde oluşturulabilir (92,114).

Çalışmamızda kullanılan yöntem serbest yöntemdir (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. Serbest yöntem ağ oluşturulması

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman çeşitleri

3.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik olması ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

Hazırlanan modellerde her bir eleman aşağıdaki özellikleri aracılığı ile tanımlanır:

- 1) Türü: Eleman türü, elemanların fiziksel geometrilerini gösterir.
- 2) Sırası: Düğüm noktalarının sayısı temel alınarak eleman, elemanların sınırları içindeki ortalama interpolasyon fonksiyonunu belirler. Elemanın bir kenarı boyunca uzanan düğüm noktalarının sayısı, elemanın sırasını gösterir. Eleman sırası türe bağlıdır.

Bu çalışmada kısa lateral defekte uygulanan kiltsiz plak modeli için düğüm sayısı 194450, eleman sayısı ise 856525; kilitli plak model için ise düğüm sayısı 210604, eleman sayısı 939056'dır. Uzun lateral defekte uygulanan kiltsiz plak modeli

için düğüm sayısı 207736, eleman sayısı 909677; kilitli plak model için ise düğüm sayısı 228295, eleman sayısı 1017364'dir.

3) Topolojisi: Eleman topolojisi elemanın genel şeklini gösterir.

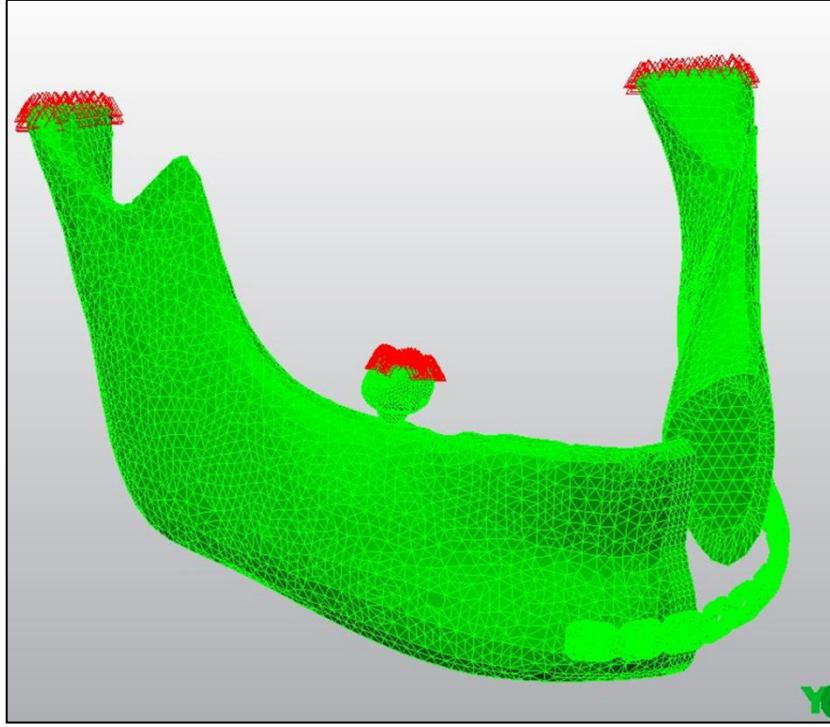
	Node	Element
25 mm konvansiyonel plak kullanılan model	194450	856525
25 mm kilitli plak kullanılan model	210604	939056
50 mm konvansiyonel plak kullanılan model	207736	909677
50 mm kilitli plak kullanılan model	228295	1017364

4) Materyal özellikleri: Bu özellikler modelin karakterlerini tanımlar. Materyallerin mekanik özellikleri literatürden alınmıştır (92,114).Kullanılan malzeme değerleri aşağıda belirtilmiştir:

	Young's modulu (mPa)	Poisson oranı
Spongioz kemik	1500	0,3
Kortikal kemik	15000	0,3
Titanyum	110000	0,33
Cr-co	134000	0,33
Porselen	82800	0,35

3.4. Sınır Koşulların Tayini (Boundry Conditions)

Model alt çene kondil bölgesinden ve kronun üst yüzeyinden her DOF (Degree of freedom)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.26).



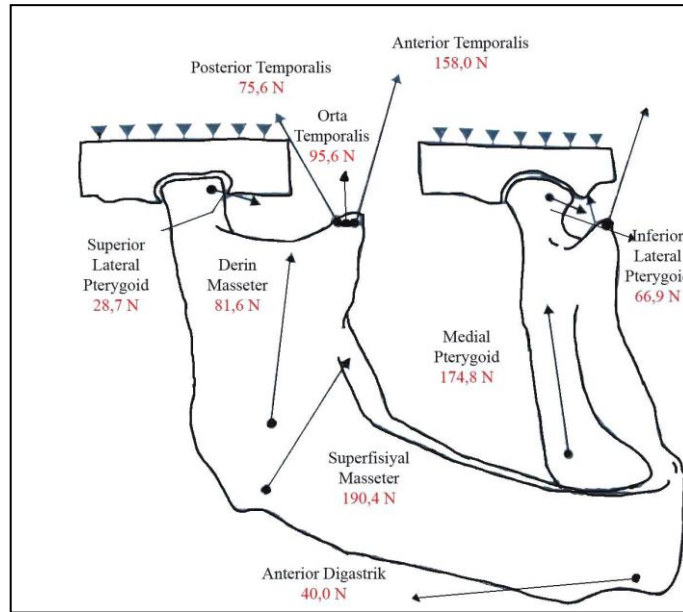
Şekil 3.26. Katı model sabitleme bölgeleri

Yükleme Koşulları:

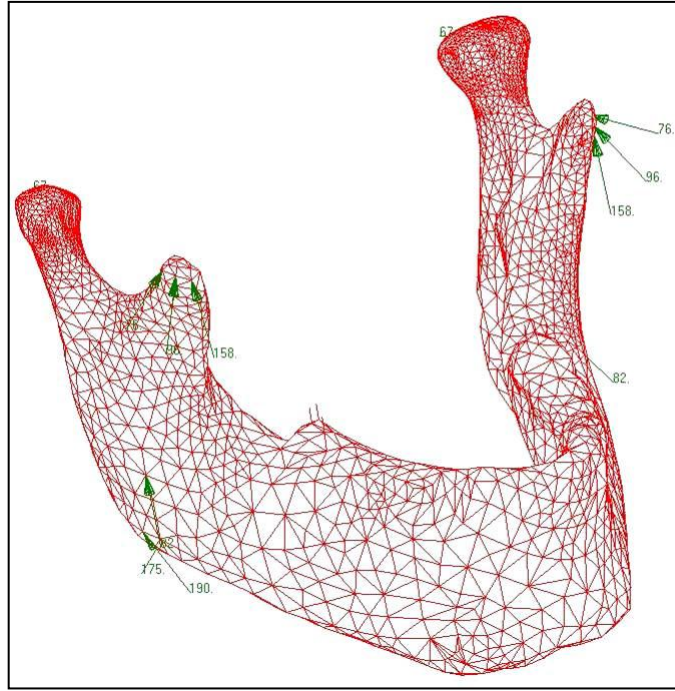
Çene kaslarıyla alt çeneyi bastıran kuvvetler ve kuvvet bileşenleri Tablo 3.1’de verilmektedir. Kuvvetin uygulama noktaları Şekil 3.27 ve Şekil 3.28’de gösterilmektedir (115- 117). Bu değerler çalışmamıza aktarılmıştır (Şekil 3.29, Şekil 3.30, Şekil 3.31,Şekil 3.32, Şekil 3.33).

Tablo 3.1. Çiğneme kası kuvvetleri (115)

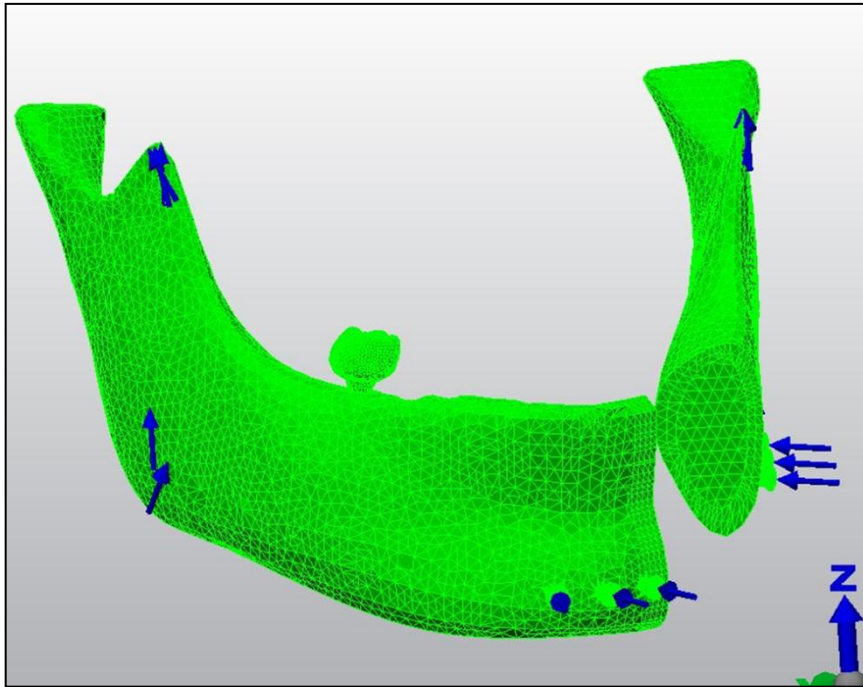
Kaslar	Kuvvet(N)	Cos x	Cos y	Cos z	Fx	Fy	Fz
Superficial masseter	190.4	0.207	0.884	0.419	79,7776	39,4128	168,3136
Derin masseter	81.6	0.546	0.758	0.358	29,2128	44,5536	61,8528
Medial pterygoid	174.8	0.486	0.791	0.373	65,2004	84,9528	138,2668
Anterior temporalis	158	0.149	0.988	0.044	-6,952	23,542	156,104
Orta temporalis	95.6	0.222	0.837	0.500	47,8	21,2232	80,0172
Posterior temporalis	75.6	0.208	0.474	0.855	64,638	15,7248	35,8344
Inferior lateral pterygoid	66.9	0.630	0.174	0.757	50,6433	-42,147	-11,6406
Superior lat. pterygoid	28.7	0.761	0.074	0.645	18,5115	21,8407	2,1238
Anterior digastric	40.0	0.244	0.237	0.940	37,6	9,76	-9,48



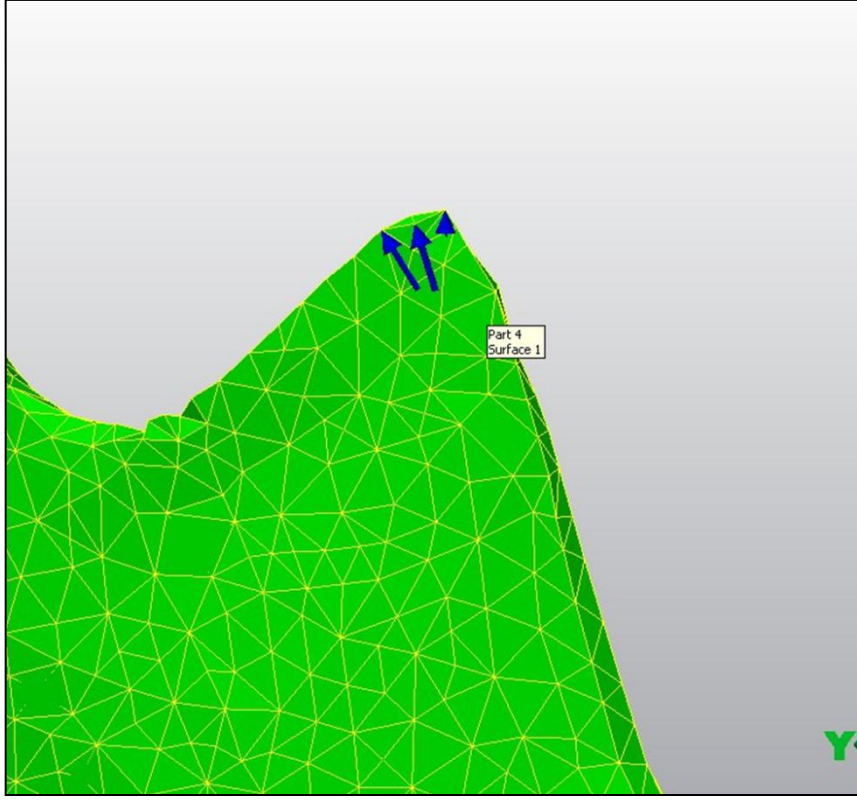
Şekil 3.27. Çene kaslarının uyguladığı kuvvetin yaklaşık olarak miktarı ve uygulanma noktaları



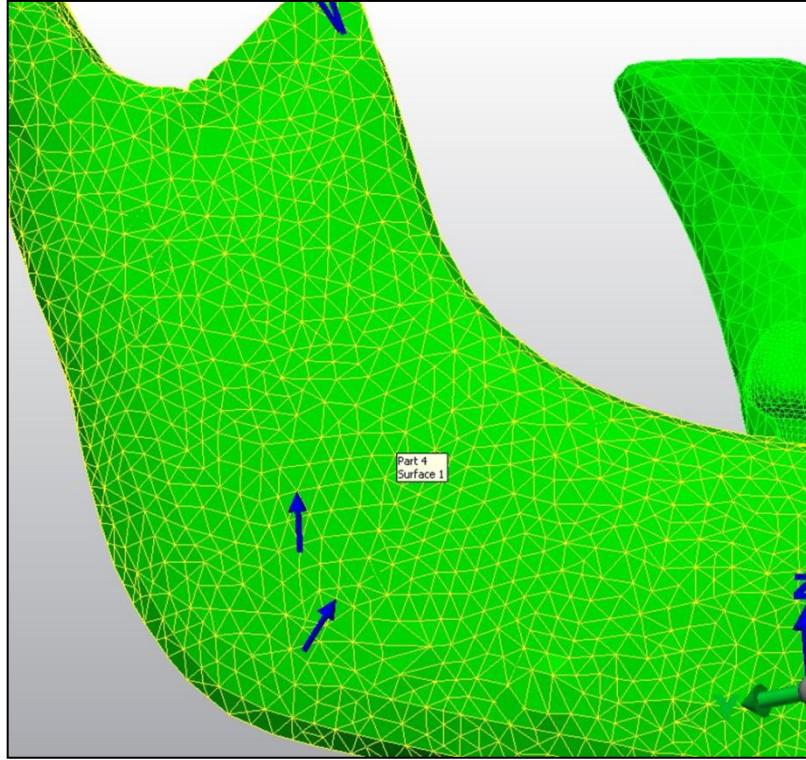
Şekil 3.28. Çene kaslarının kuvvet uygulama noktaları ve yönleri



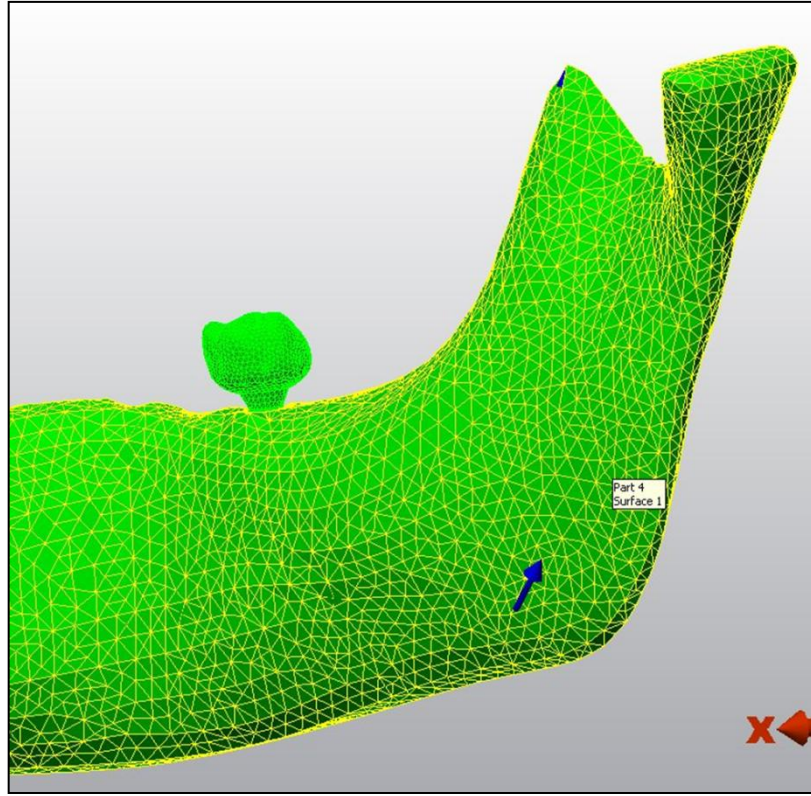
Şekil 3.29. Uygulanan kuvvet vektörleri



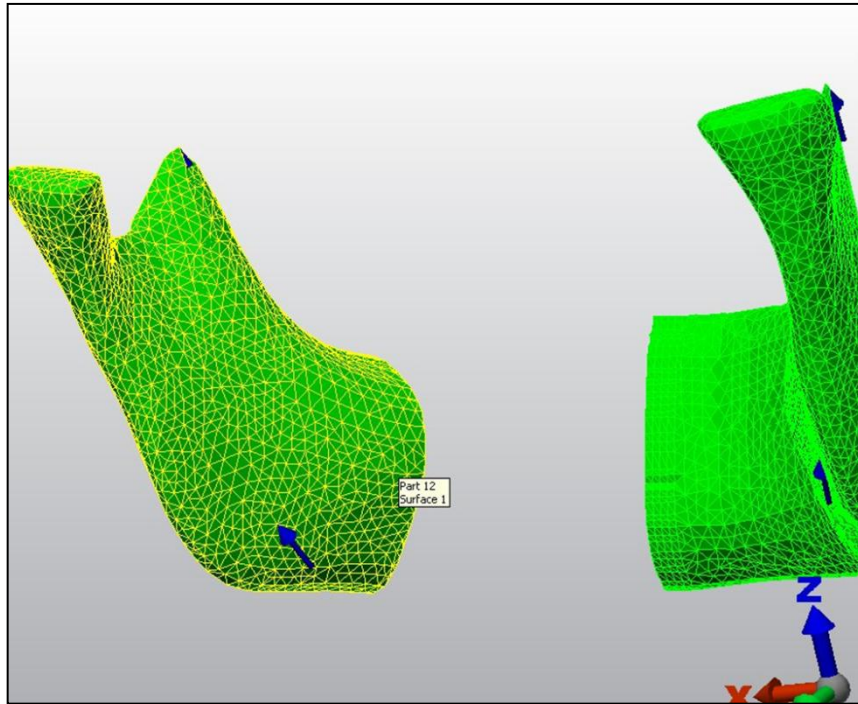
Şekil 3.30. Temporal kas vektörü



Şekil 3.31. Masseter kas vektörü



Şekil 3.32. Medial pterigoid kas vektörü



Şekil 3.33. Medial pterigoid ve digastrik kas vektörü

4 farklı tasarımda, 4 yükleme koşulunda toplam 4 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi 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. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

Sürtünme Katsayıları

Titanyum-titanyum arası sürtünme katsayısı 0.2 μ olarak alınmıştır. Bu değer sadece konvansiyonel plak sistemi için kullanılmıştır. Kilitli sistemde vida ve plağın birbirine bire bir sabitlenmesiyle sürtünmenin olmayacağı varsayılmıştır.

4.BULGULAR

Çalışmamızda iki farklı plak sistemi, mandibulada iki farklı uzunlukta oluşturulmuş Korpus rezeksiyonlarının fiksasyonunda kullanılmış ve çiğneme kaslarını taklit edecek şekilde uygulanarak gerilim değerlerine bakılmıştır. Aynı yükleme koşulu altında kortikal kemik, spongioz kemik, bütün olarak modelde oluşan gerilme stresi, sıkışma stresi ve devida ve plaklardaki von misses stresleri gösterilmiştir.

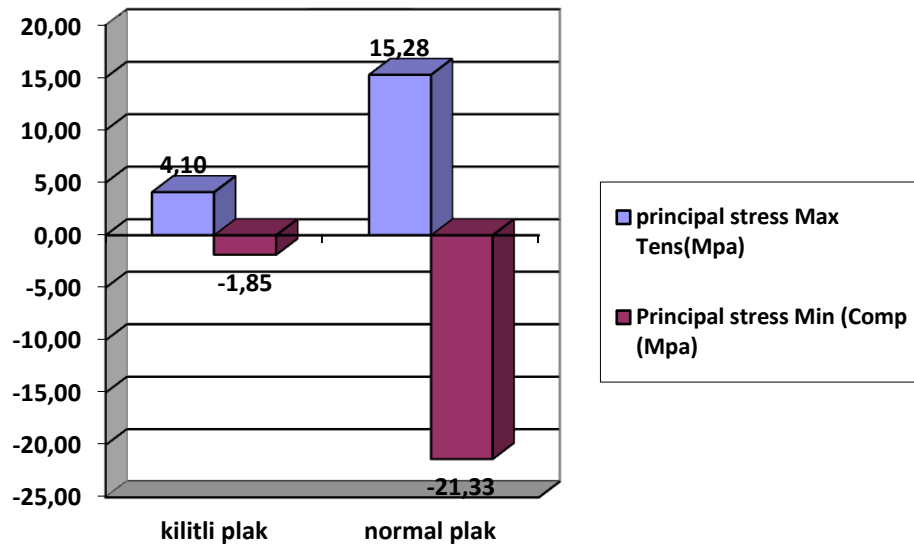
Sonuçlarda elde edilen üç boyutlu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Görüntülerin yan tarafındaki skala ile değer aralıkları gösterilmektedir. Modeller üzerindeki renkler stres yoğunlukları ile doğru orantılı olarak değişmektedir.

Gerilme stresi (principal stress max) ve von misses stresi pozitif değerlerdir. Sıkışma stres değerleri (principal stress min) negatif olarak ifade edilirler. Bu değerlerin büyüklüğü mutlak değer kabul edilerek karşılaştırılmalıdır.

4.1. Kısa (25 mm)Rezeksiyon Uygulanmış Modeldeki Gerilim Değerleri

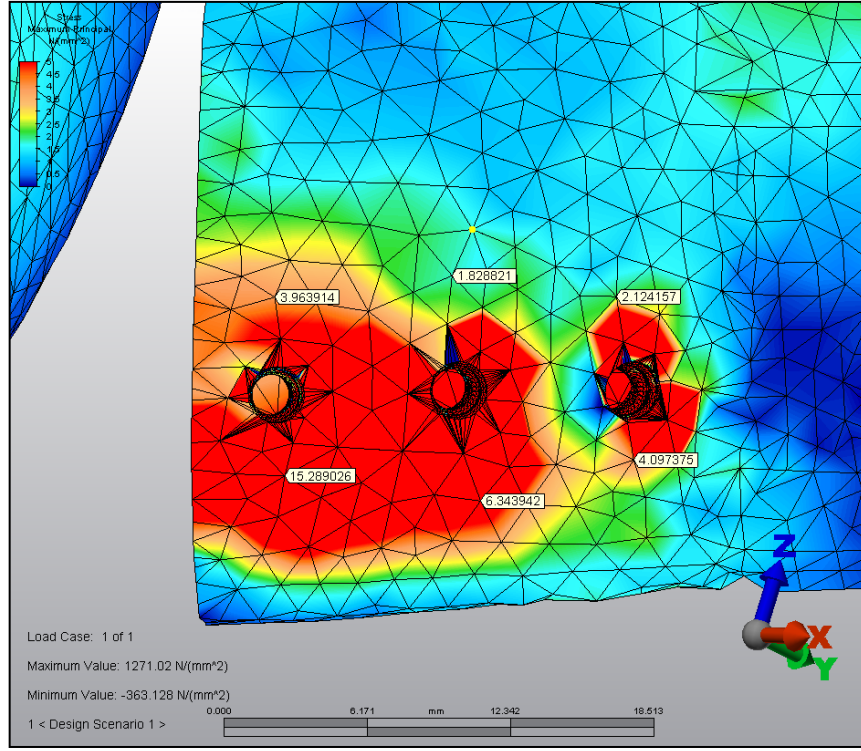
4.1.1.Kemik Gerilim Değerleri

4.1.1.1. Proksimal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri

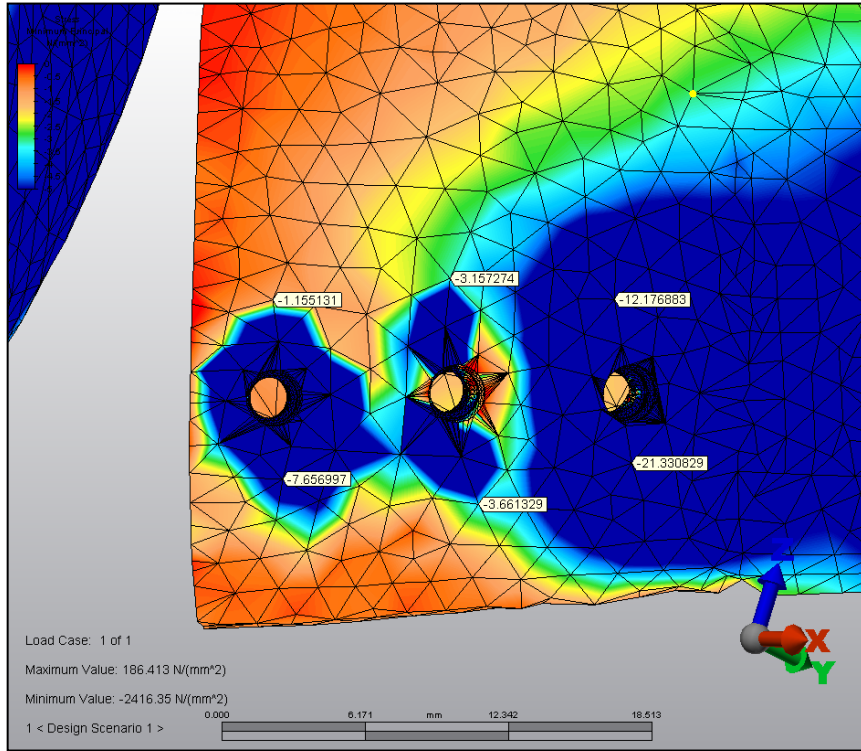


Şekil 4.1. Proksimal kortikal kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması

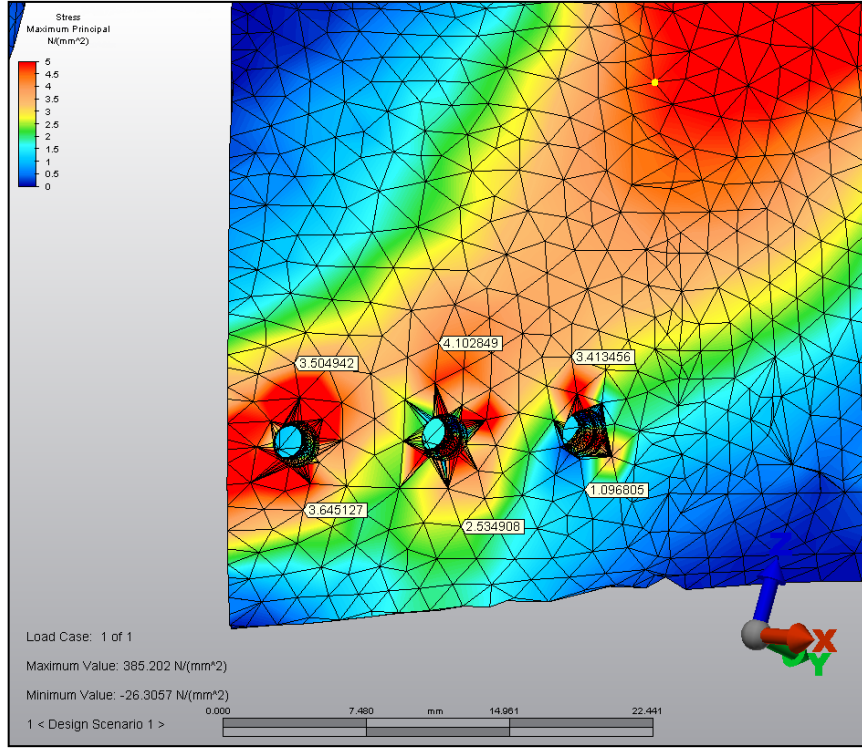
Uygun yükleme koşulunda 25 mm uzunlukta rezeksiyon edilen modellerden proksimal kortikal kemikte principal stres max (gerilme kuvveti) kilitli vida kullanılan modelde 4.10 Mpa, normal vida kullanılan modelde 15.20 Mpa bulunmuştur. Principal stres min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde -1.85 Mpa, normal plak kullanılan modelde -21.33 Mpa bulunmuştur (Şekil 4.1).



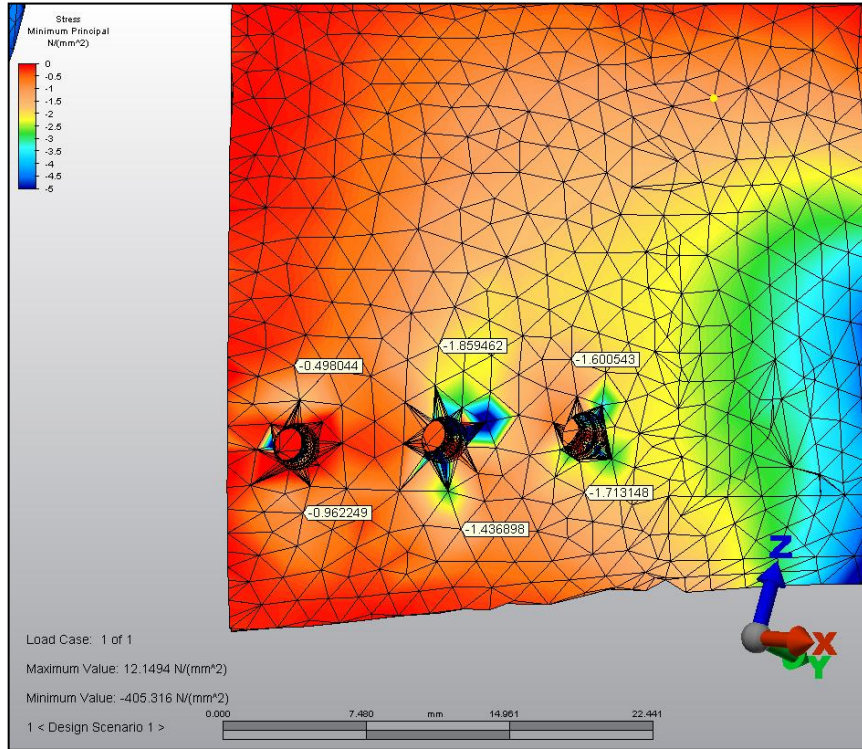
Şekil 4.2. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.3. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

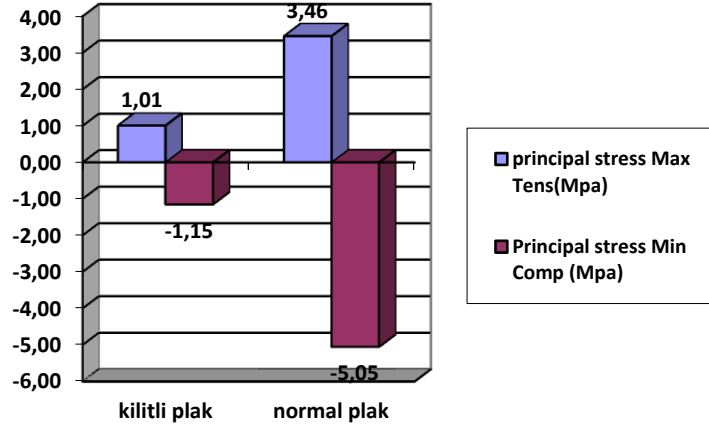


Şekil 4.4. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Çekme)



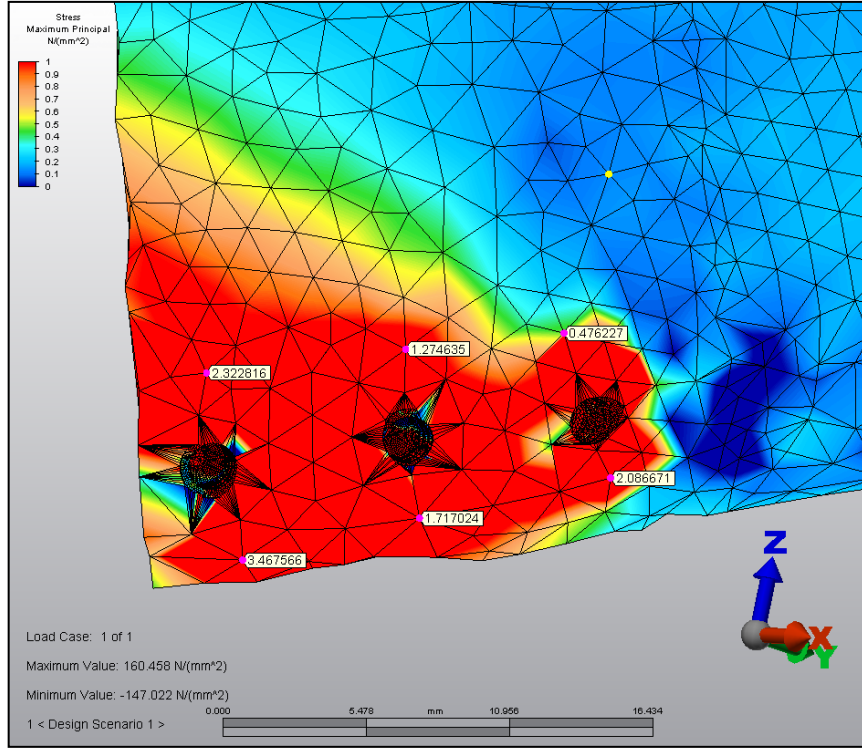
Şekil 4.5. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

4.1.1.2. Proksimal Spongioz Kemik Gerilim Değerleri

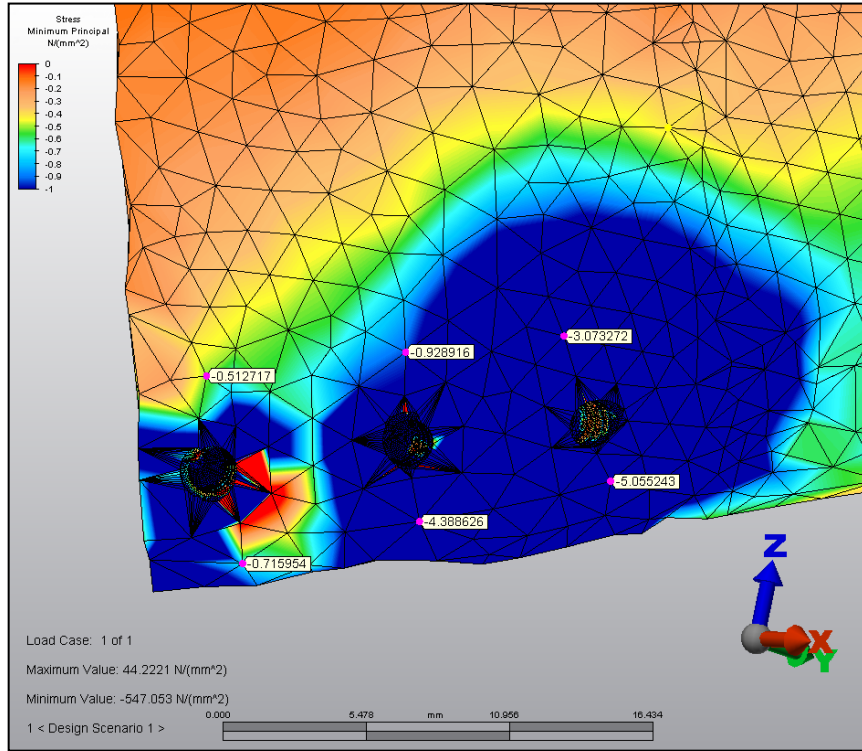


Şekil 4.6. Proksimal spongioz kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması

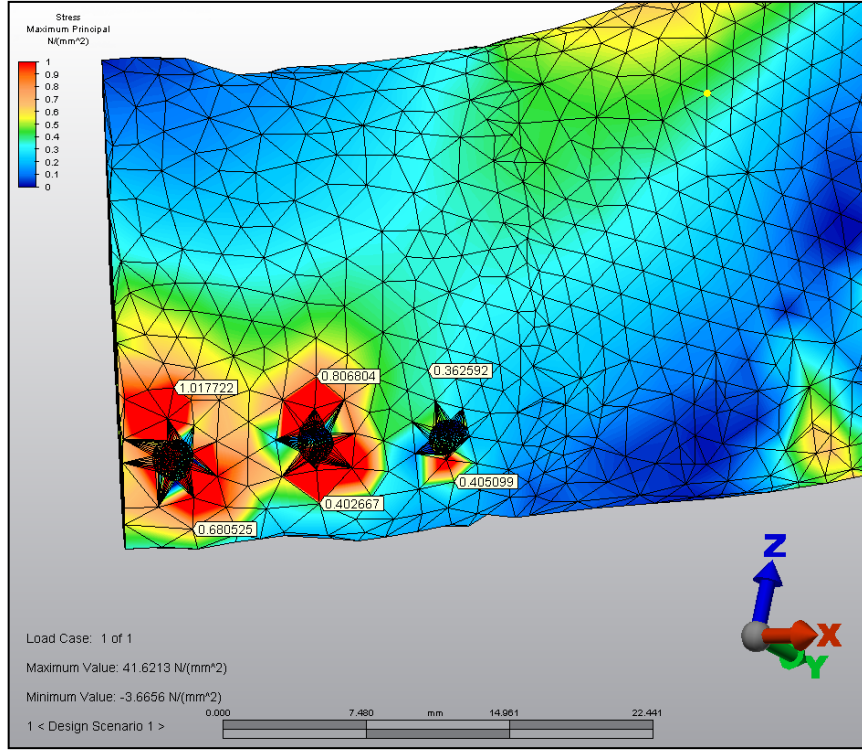
Uygun yükleme koşulunda 25 mm uzunlukta rezeke edilen modellerden proksimal spongioz kemikte principal stres max (gerilme kuvveti) kilitli vida kullanılan modelde 1.01 Mpa, normal vida kullanılan modelde 3.46 Mpa bulunmuştur. Principal stres min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde -1.15 Mpa, normal plak kullanılan modelde -5.05 Mpa bulunmuştur (Şekil 4.6).



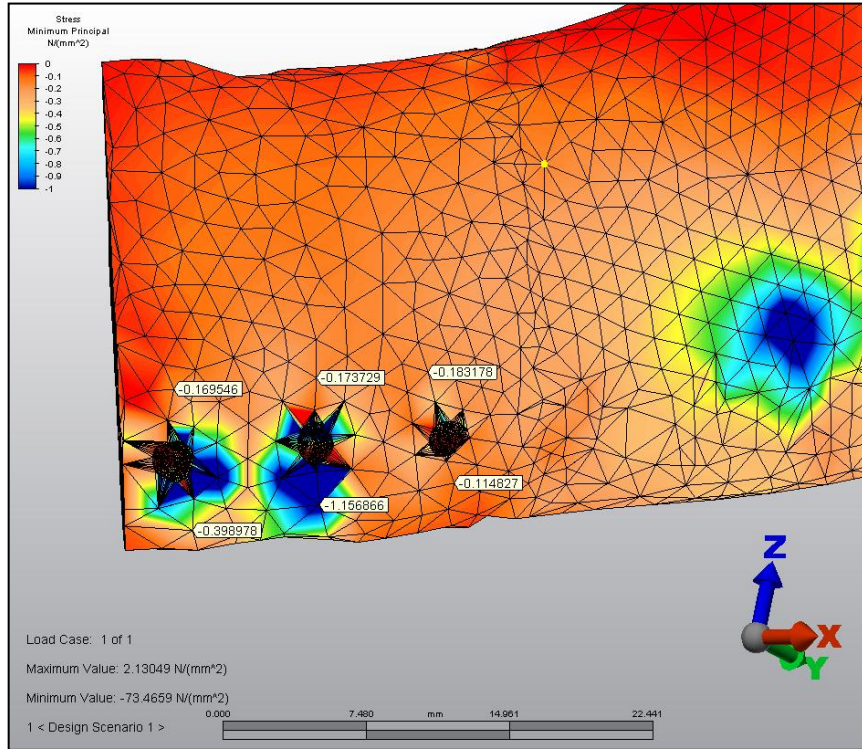
Şekil 4.7. Kilsiz vida kullanılan proksimal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.8. Kilsiz vida kullanılan proksimal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

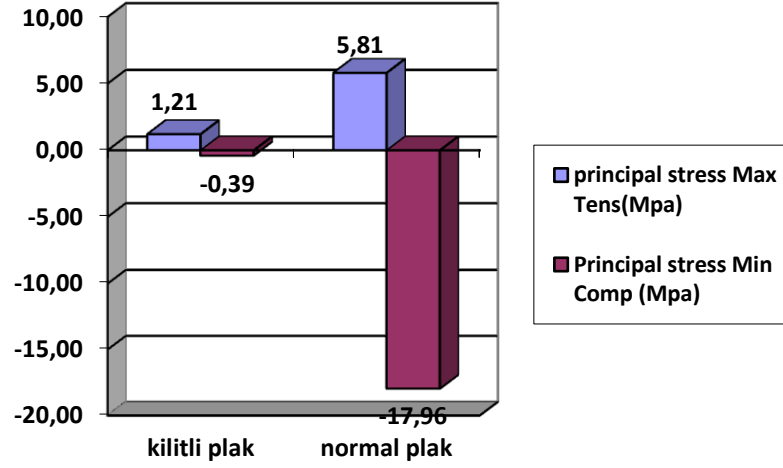


Şekil 4.9. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongios kemik maksimum asal gerilim değerleri (Çekme)



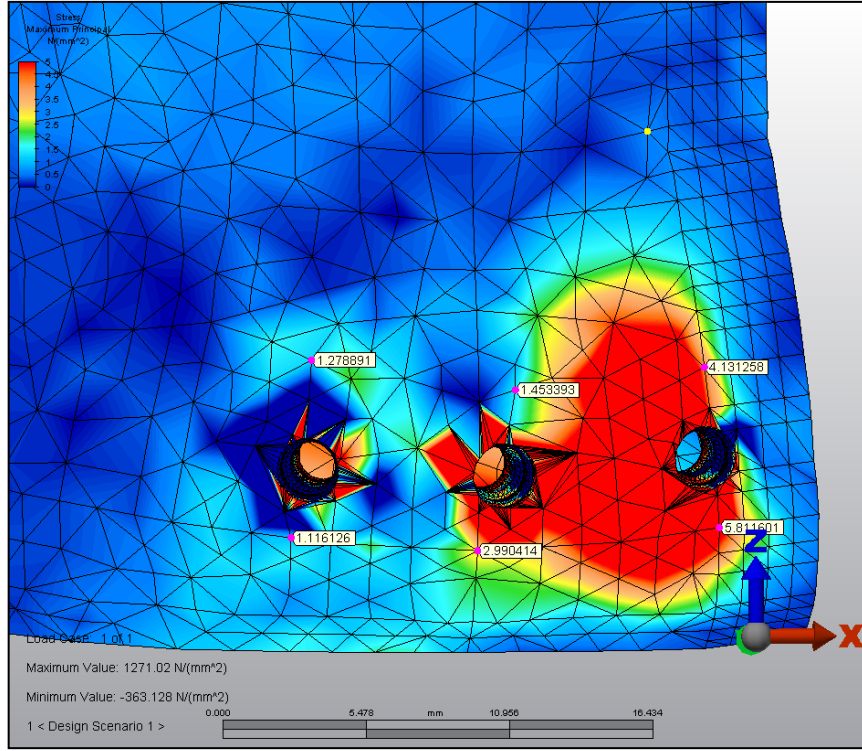
Şekil 4.10. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

4.1.1.3. Distal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri

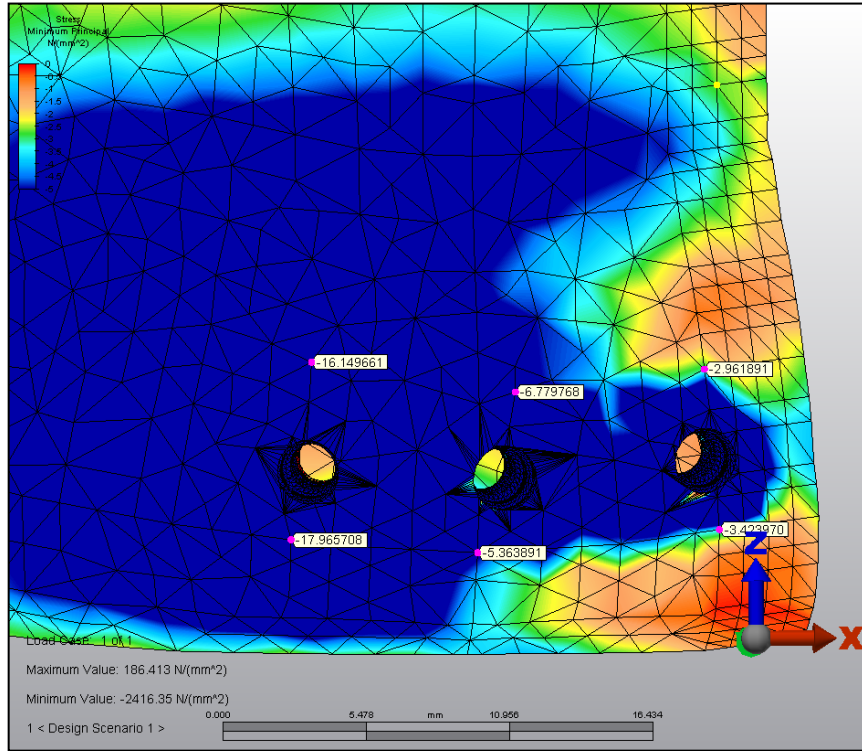


Şekil 4.11. Distal kortikal kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması

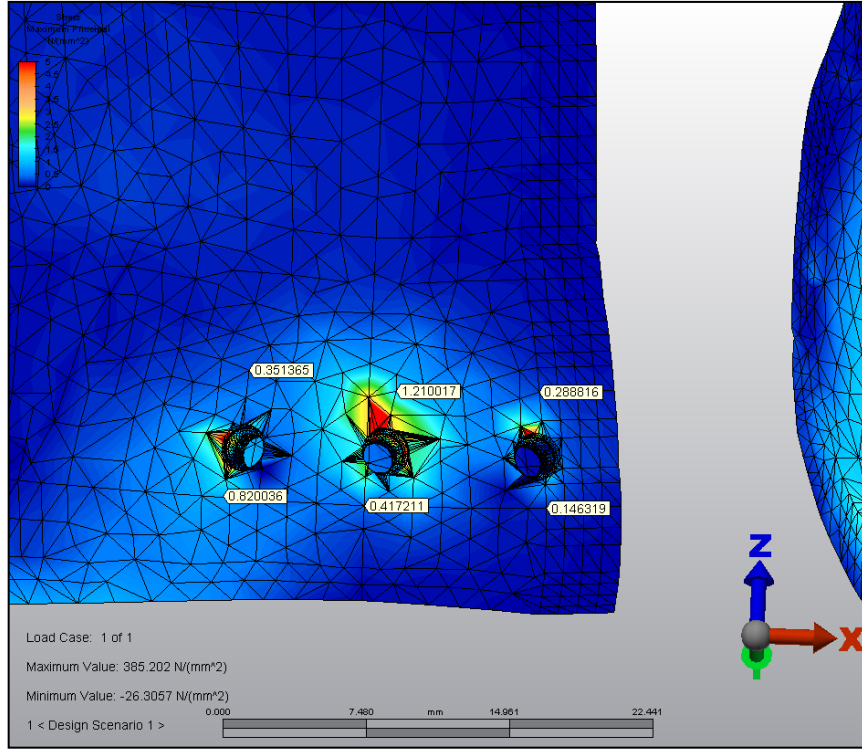
Uygun yükleme koşulunda 25 mm uzunlukta rezeke edilen modellerden distal kortikal kemikte principal stres max (gerilme kuvveti) kilitli vida kullanılan modelde 1.21 Mpa, normal vida kullanılan modelde 5.81 Mpa bulunmuştur. Principal stres min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde -0.39 Mpa, normal plak kullanılan modelde -17.96 Mpa bulunmuştur (Şekil 4.11).



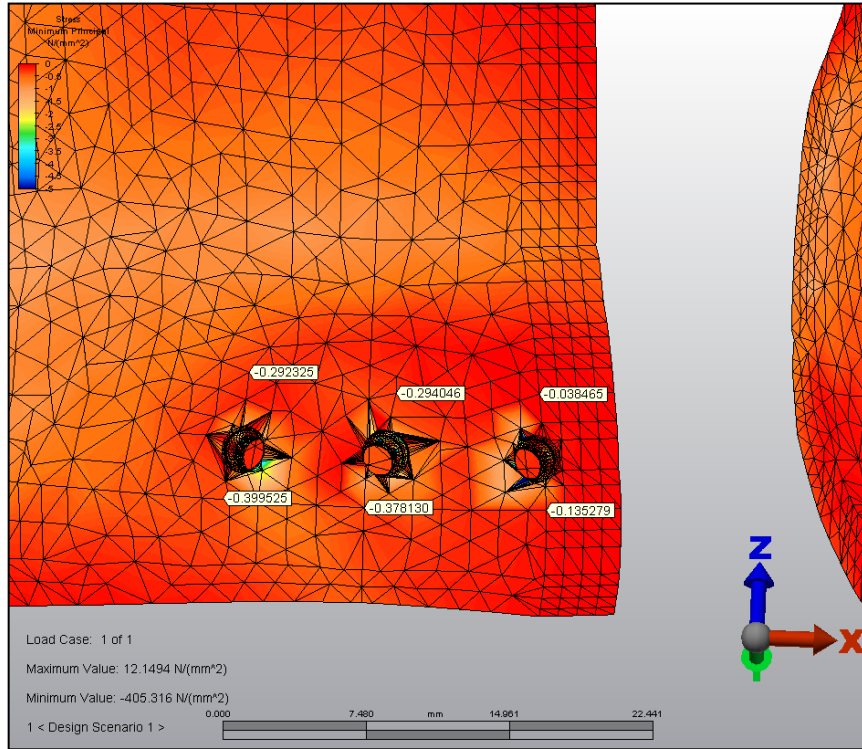
Şekil 4.12. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.13. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

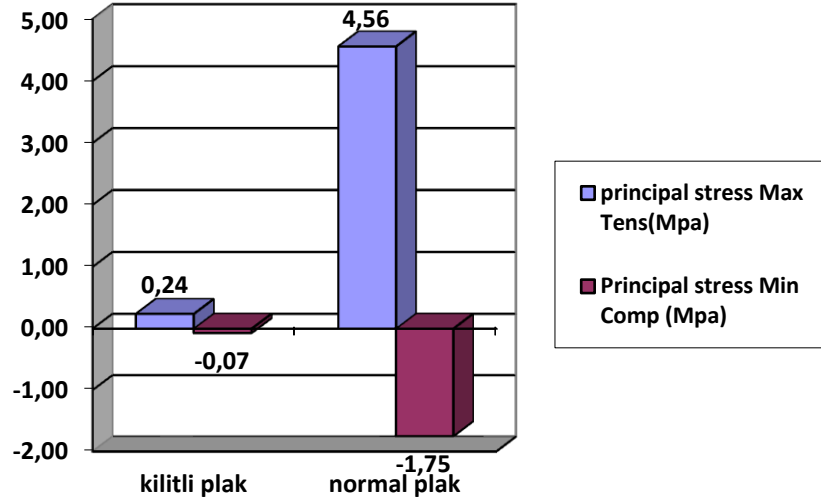


Şekil 4.14. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



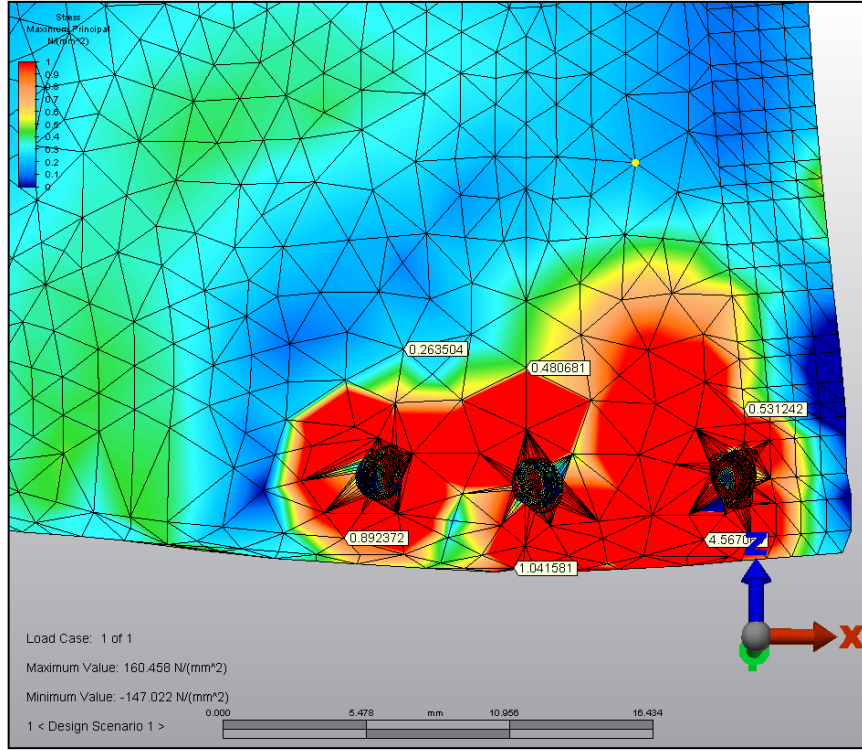
Şekil 4.15. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

4.1.1.4. Distal Spongioz Kemik Gerilim Değerleri

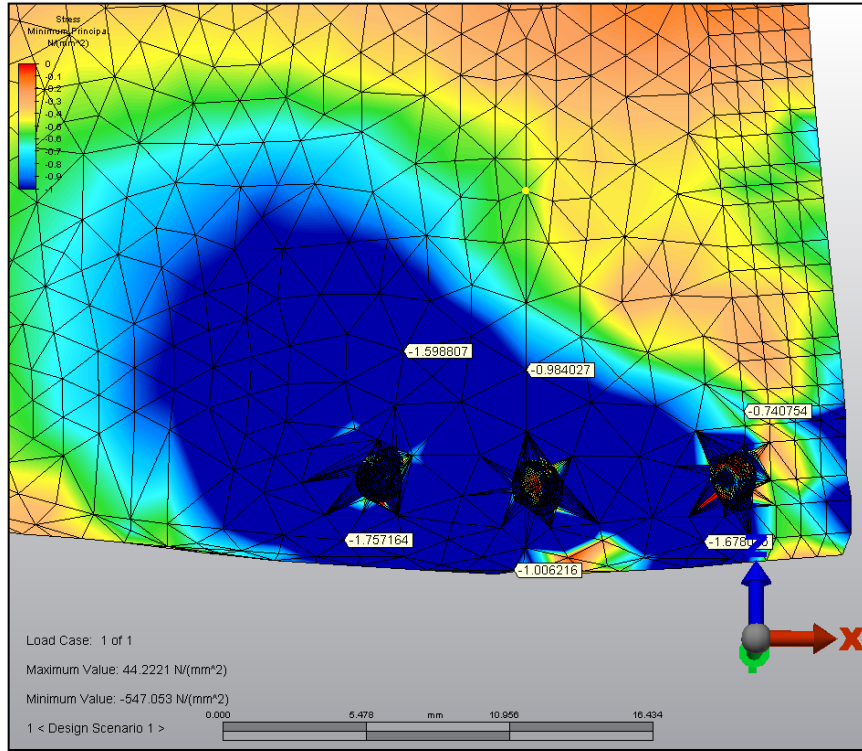


Şekil 4.16. Distal spongioz kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması

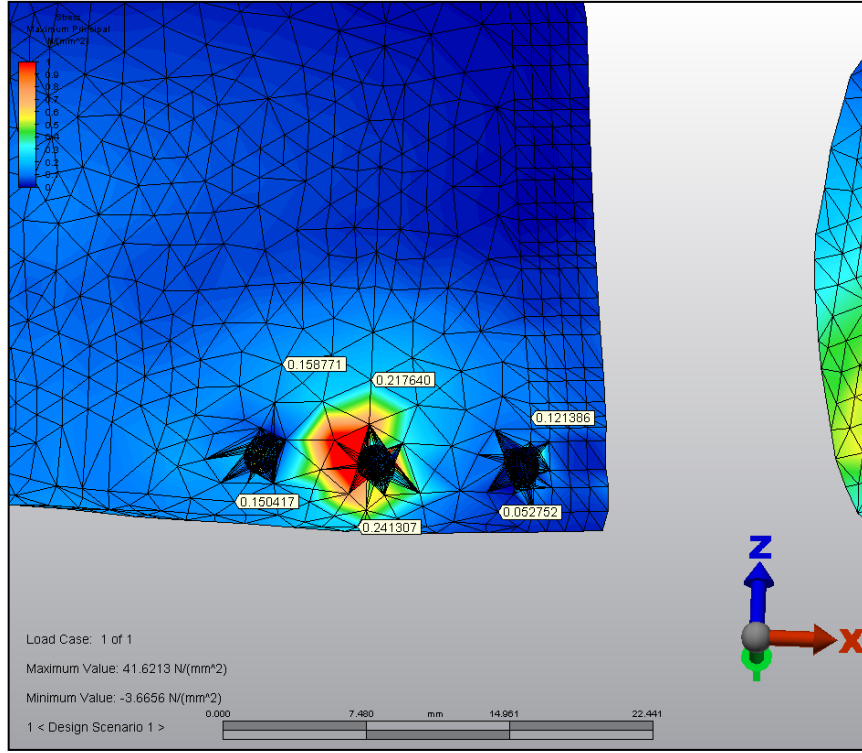
Uygun yükleme koşulunda 25 mm uzunlukta rezeke edilen modellerden distal spongioz kemikte principal stres max (gerilme kuvveti) kilitli vida kullanılan modelde 0.24 Mpa, normal vida kullanılan modelde 4.56 Mpa bulunmuştur. Principal stres min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde -0.07 Mpa, normal plak kullanılan modelde -1.75 Mpa bulunmuştur (4.16).



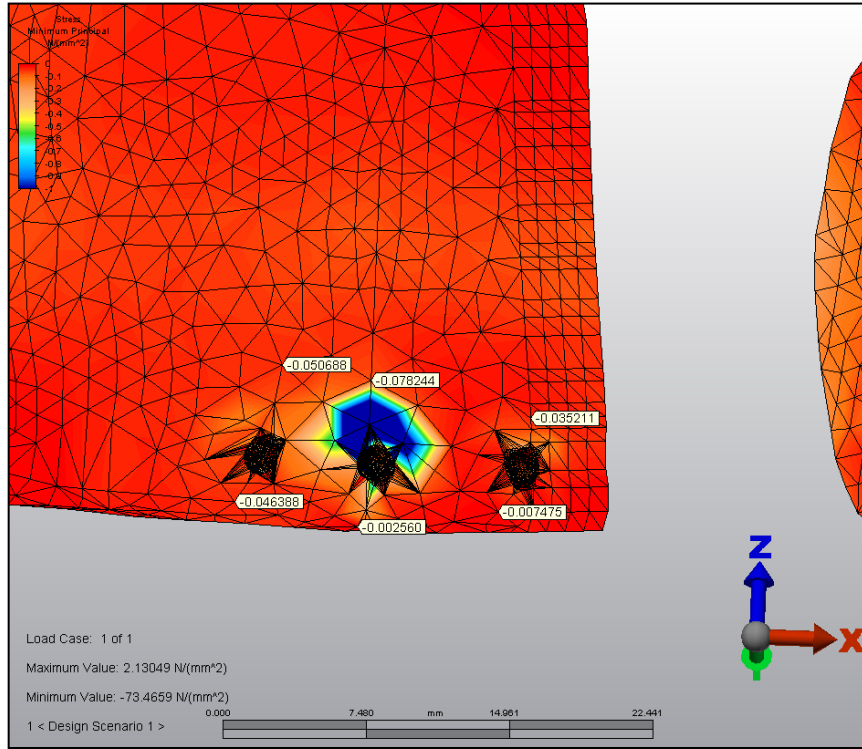
Şekil 4.17. Kilitsiz vida kullanılan distal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.18. Kilitsiz vida kullanılan distal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)



Şekil 4.19. Kilitli vida kullanılan distal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.20. Kilitli vida kullanılan distal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

4.1.2. Vida ve Plak Sistemleri Üzerindeki Von Misses Gerilim Değerleri(Kısa-25 mm rezeksiyon modeli)

Tablo 4.1. Vidalar üzerindeki von misses değerleri

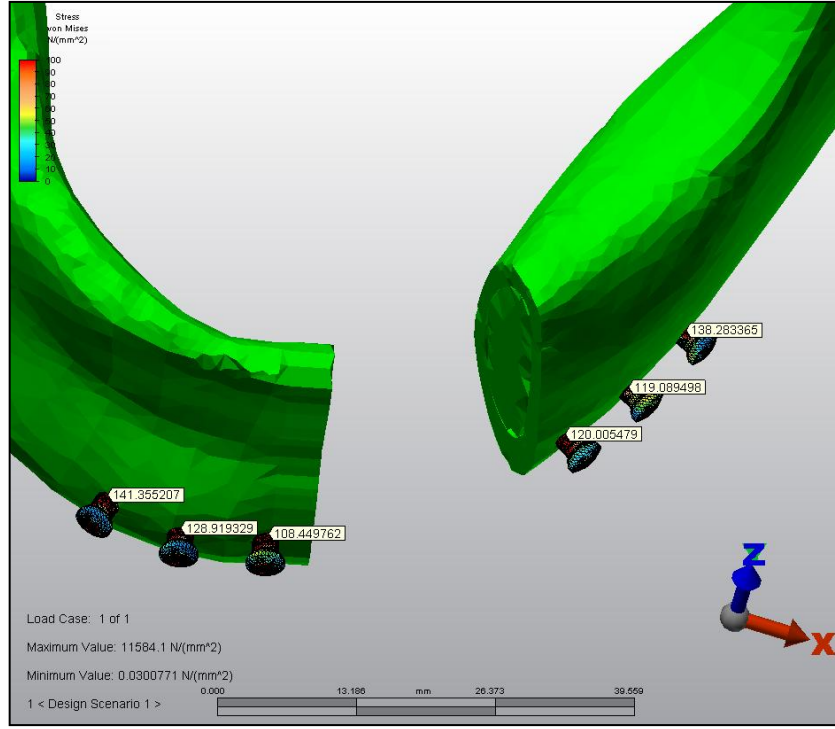
Kısa Rezeksiyon	Normal Vida	Proksimal				120.00	119.08	138.28
		Distal	141.35	128.91	108.44			
	Kilitli Vida	Proksimal				19.94	34.90	12.18
		Distal	7.92	7.80	12.63			

Uygun yükleme koşulunda 25 mm uzunlukta rezeke edilen modellerde vida boyun bölgelerinde oluşan en yüksek von misses değerleri; kilitli vida kullanılan modelde proksimal segmentin orta vidasında (34.90 Mpa), normal vida kullanılan modelde distal segmentin rezeke alana en uzak vidasında (141.35 Mpa) bulunmuştur (Tablo 4.1).

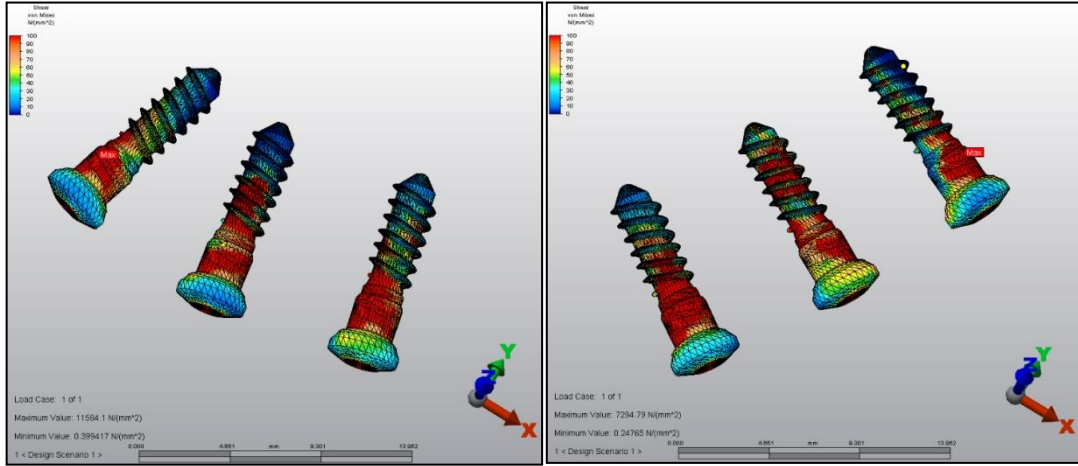
Tablo 4.2. Plaklar üzerindeki von misses değerleri

Kısa Rezeksiyon	Normal Plak	Distal		Plak ortası	Proksimal	
		11.78	11.86	5.93	21.99	20.80
	Kilitli Plak	Distal		Plak ortası	Proksimal	
		2.28	2.43	5.56	7.42	3.88

Uygun yükleme koşulunda 25 mm uzunlukta rezeke edilen modellerde kilitli plak üzerinde oluşan en yüksek von misses değerleri; kilitli plak kullanılan modelde proksimal segmentte (7.42 Mpa), normal plak kullanılan modelde proksimal segmentte (21.99 Mpa) bulunmuştur.

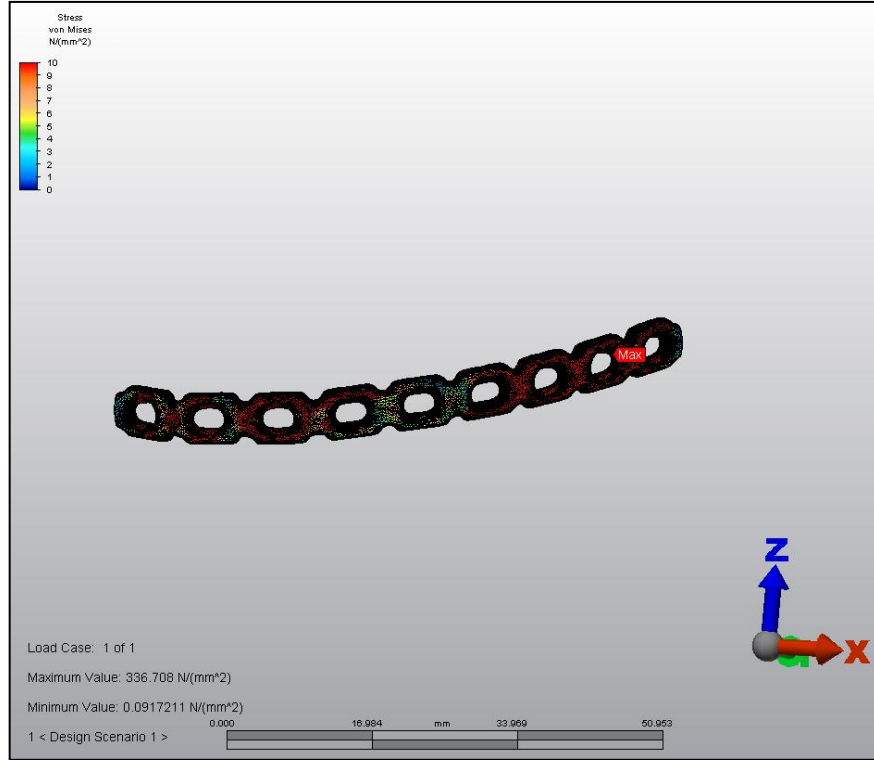


Şekil 4.21. 25 mm rezeksiyon uygulanan ve normal (kilitsiz) vida kullanılan modelde vidalar üzerindeki von misses değerleri

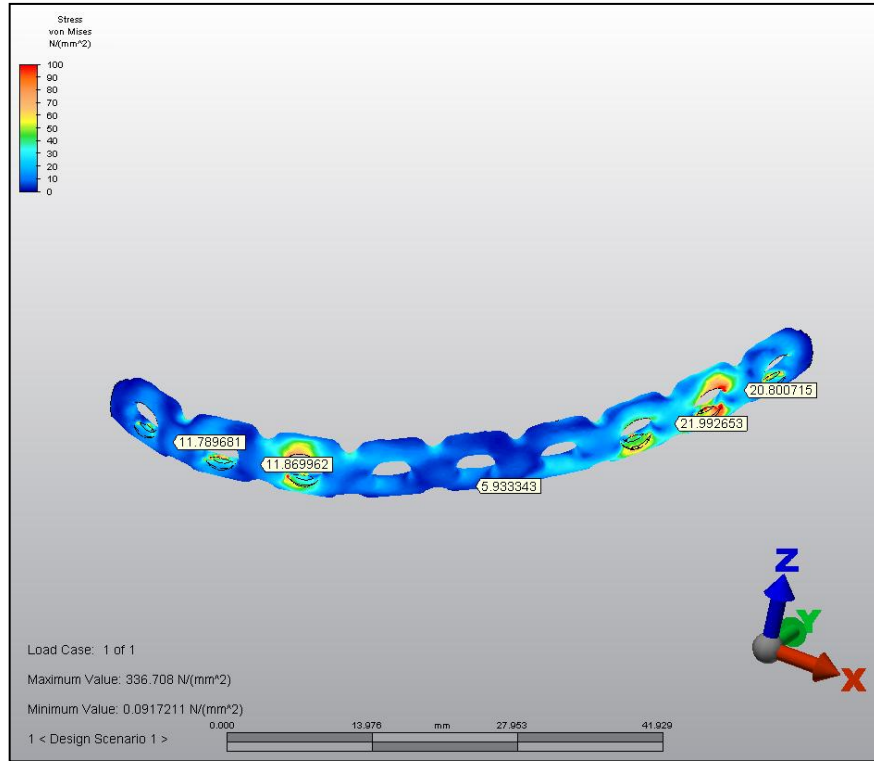


Şekil 4.22. Distal segment kilitsiz vidalar von misses kuvvet dağılımları

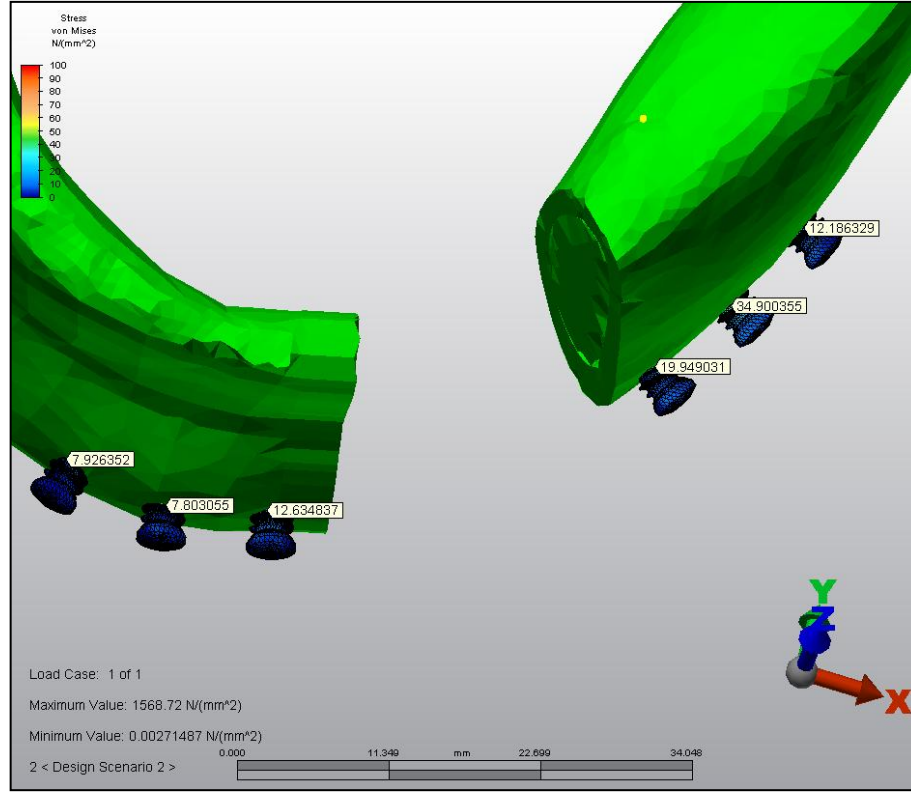
Şekil 4.23. Proksimal segment kilitsiz vidalar von misses kuvvet dağılımları



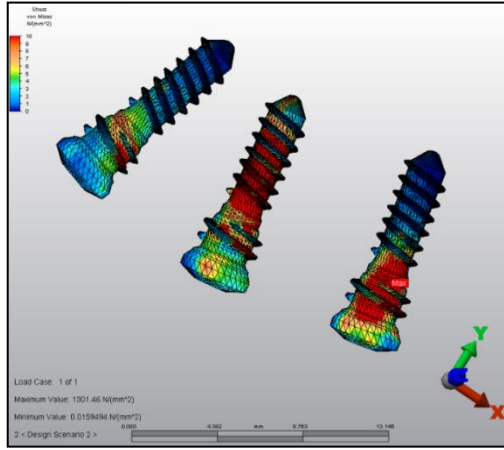
Şekil 4.24. Normal (kilitli) rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Kısa rezeksiyon)



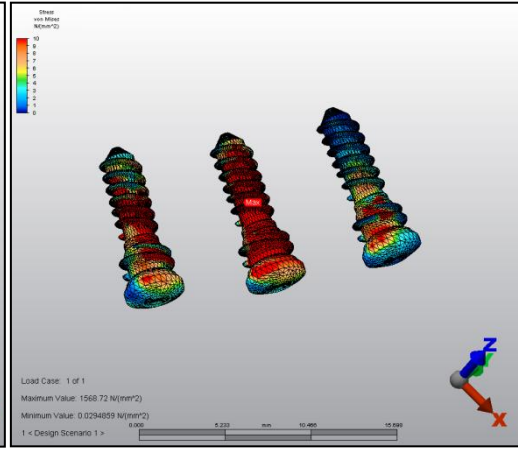
Şekil 4.25. Normal (kilitli) rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Kısa rezeksiyon)



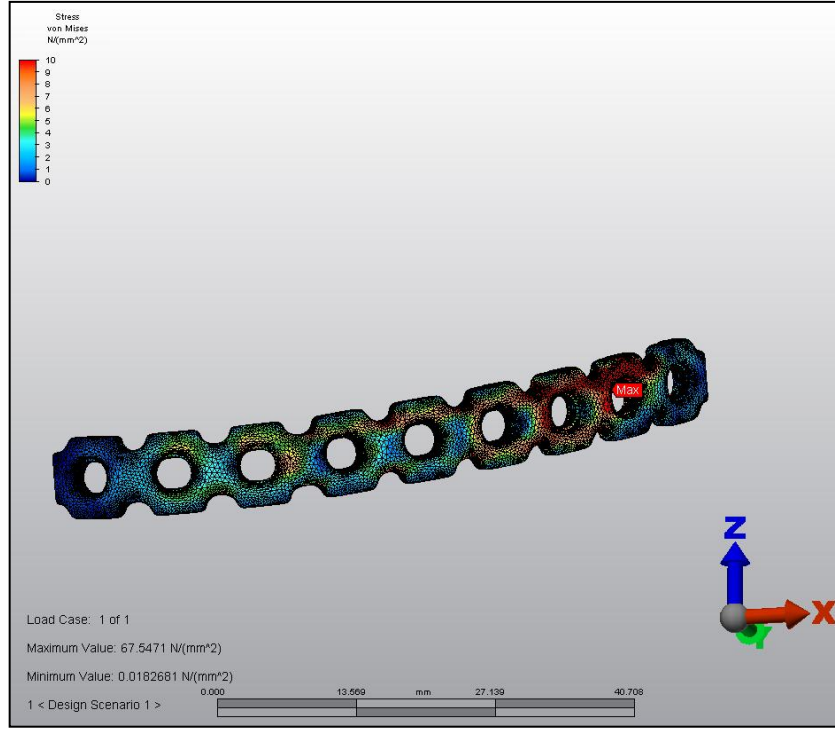
Şekil 4.26. Kısa rezeksiyon uygulanan ve kilitli vida kullanılan modelde vidalar üzerindeki von misses değerleri



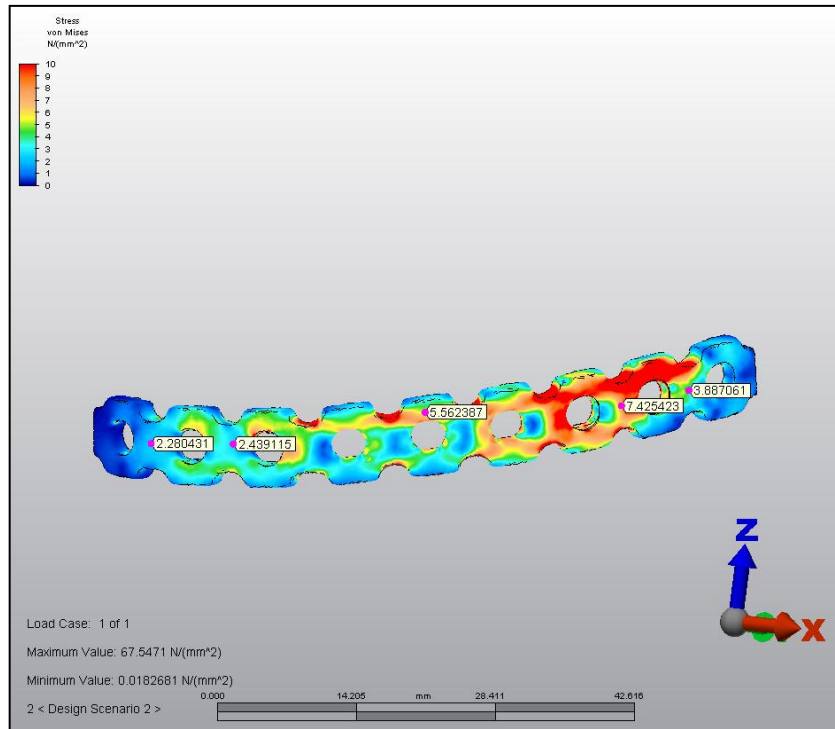
Şekil 4.27. Distal segment vidaları von misses



Şekil 4.28. Proksimal segment vidaları von misses



Şekil 4.29. Kilitli rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (kısa rezeksiyon)

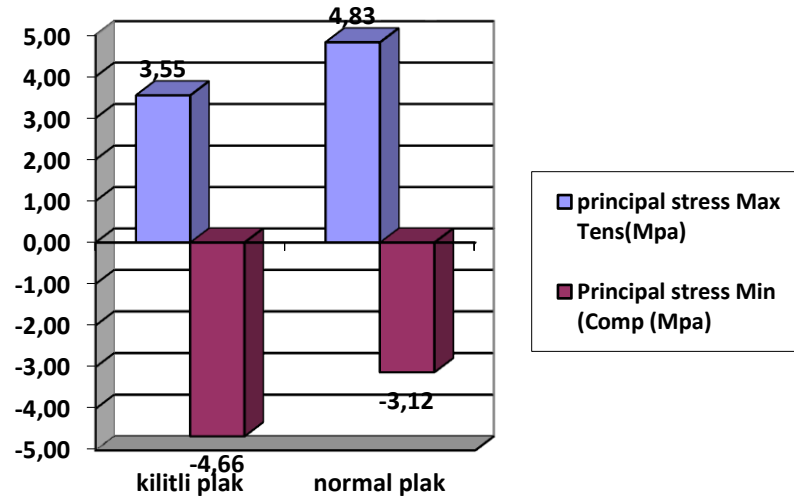


Şekil 4.30. Kilitli rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (kısa rezeksiyon)

4.2. Uzun (50 mm) Rezeksiyon Uygulanmış Modeldeki Gerilim Değerleri

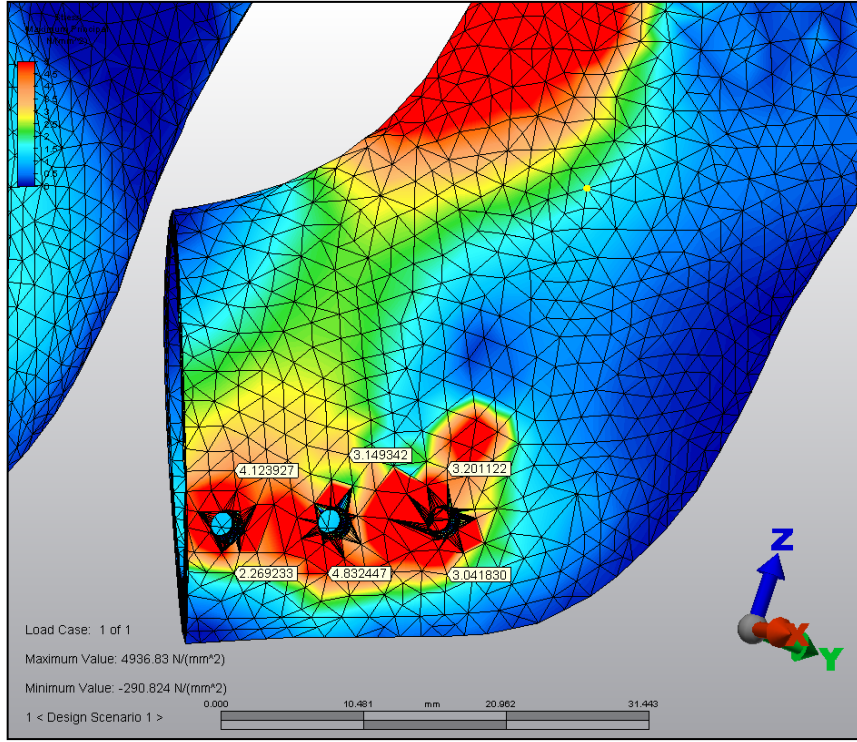
4.2.1. Kemik Gerilim Değerleri

4.2.1.1. Proksimal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri

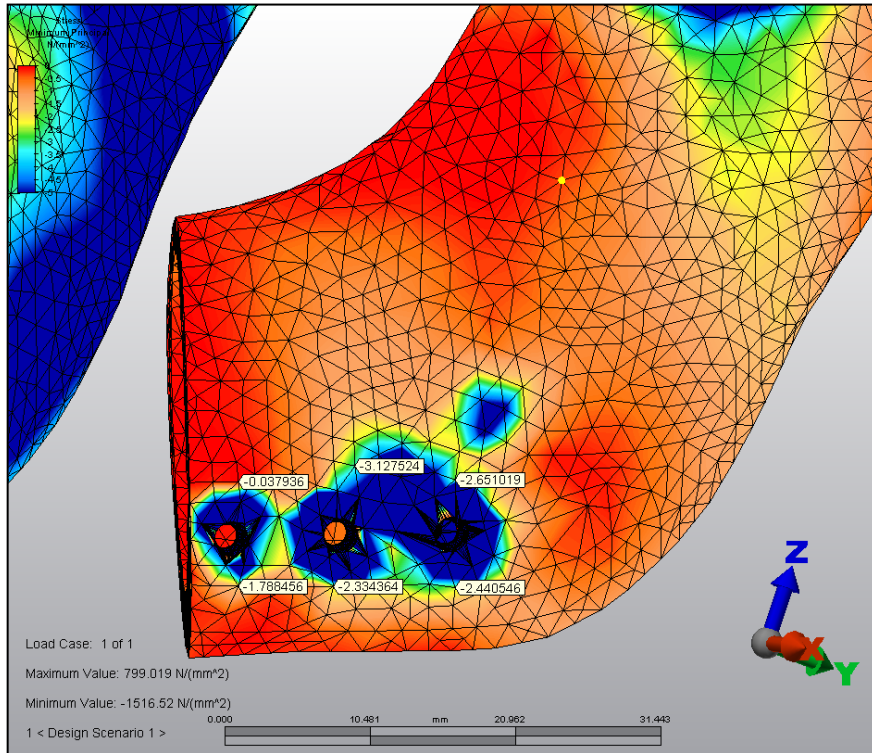


Şekil 4.31. Proksimal kortikal kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması

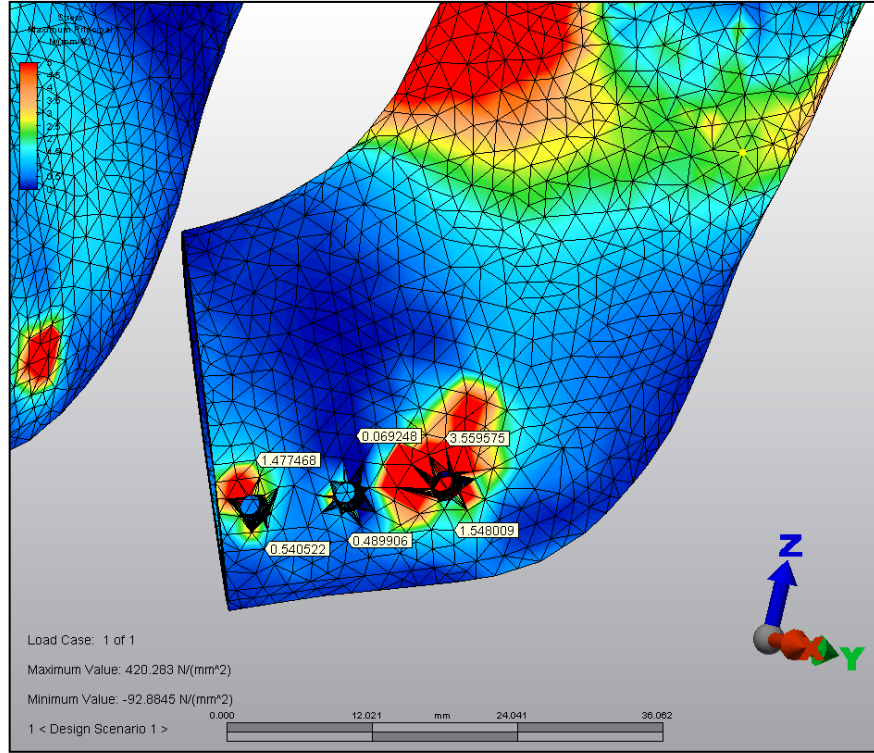
Uygun yükleme koşulunda 50 mm uzunlukta rezeke edilen modellerden proksimal kortikal kemikte principal stres max (gerilme kuvveti) kilitli vida kullanılan modelde 3,55 Mpa, normal vida kullanılan modelde 4,83 Mpa bulunmuştur. Principal stres min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde -4,66 Mpa, normal plak kullanılan modelde -21.33 Mpa bulunmuştur (Şekil 4.31).



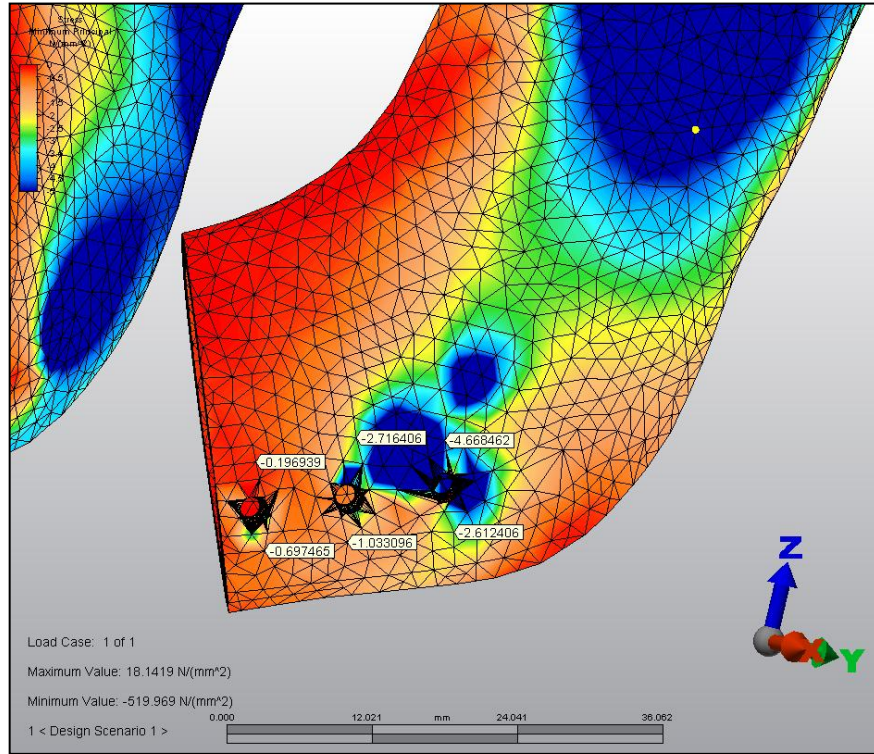
Şekil 4.32. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.33. Kilitli vida kullanılan Proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

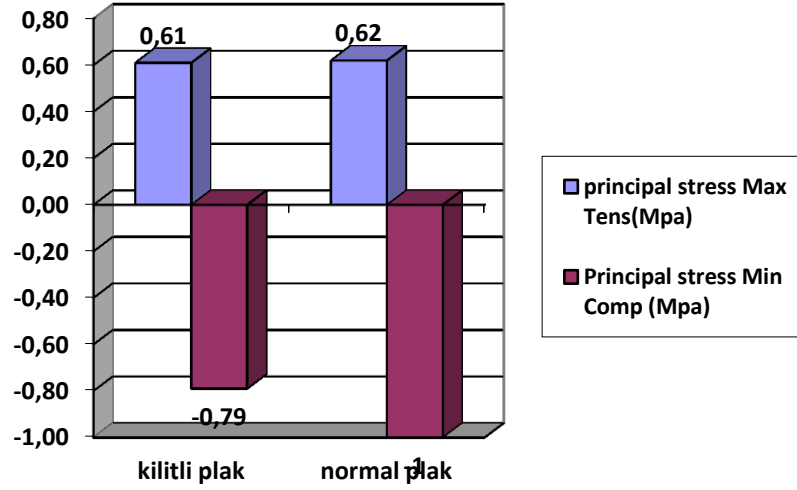


Şekil 4.34. Kilitli vida kullanılan Proksimal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



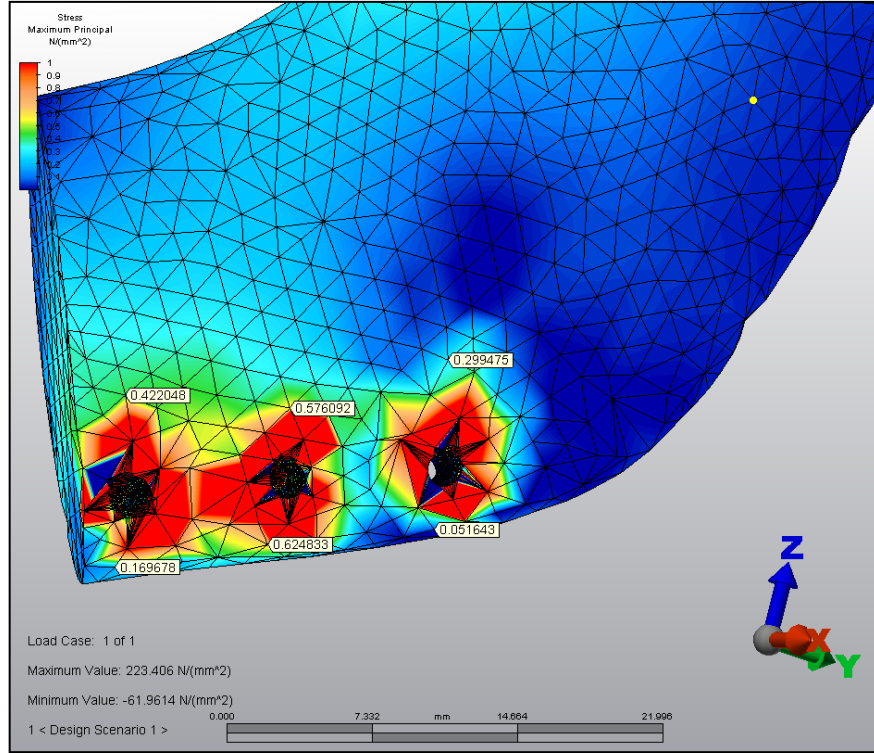
Şekil 4.35. Kilitli vida kullanılan proksimal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

4.1.2.2. Proksimal Spongioz Kemik Gerilim Değerleri

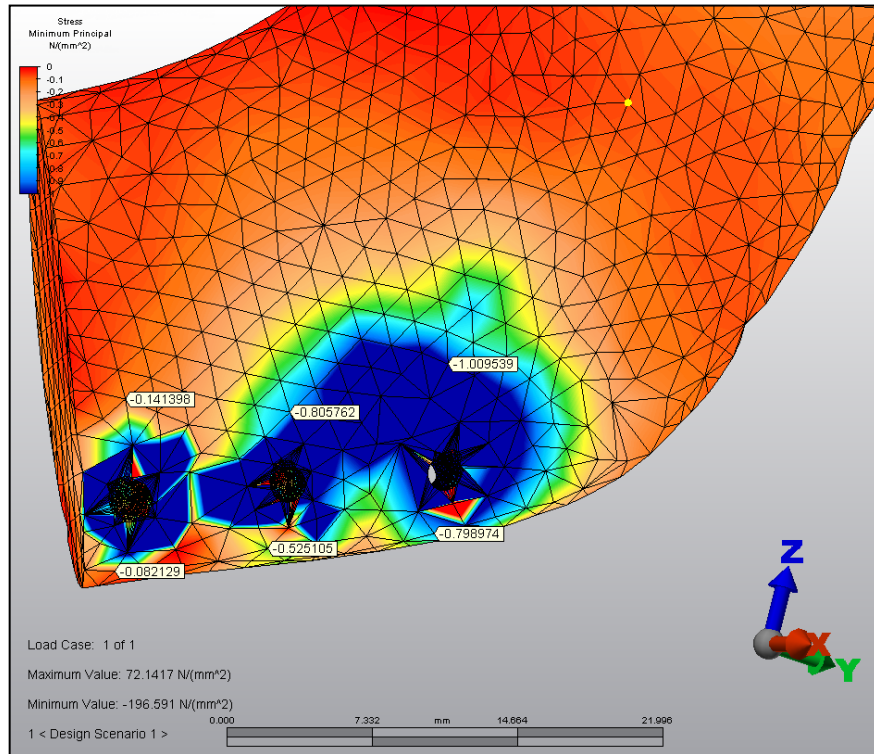


Şekil 4.36. Proksimal spongioz kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması

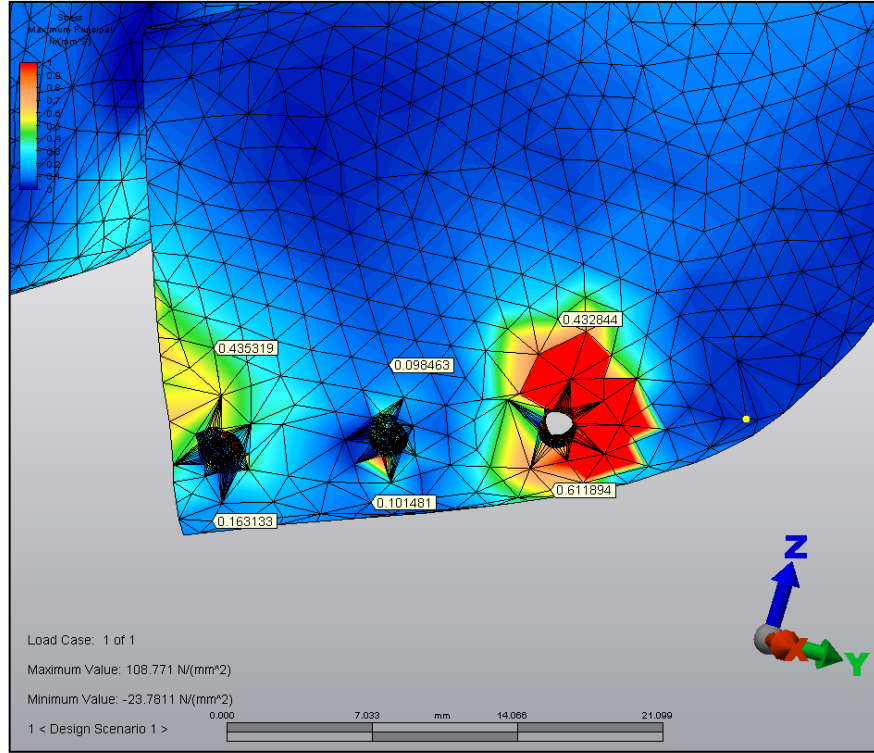
Uygun yükleme koşulunda 50 mm uzunlukta rezeke edilen modellerden proksimal spongioz kemikte principal stres max (gerilme kuvveti) kilitli vida kullanılan modelde 0.61 Mpa, normal vida kullanılan modelde 0.62 Mpa bulunmuştur. Principal stres min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde -0.79 Mpa, normal plak kullanılan modelde -1.00 Mpa bulunmuştur (Şekil 4.36).



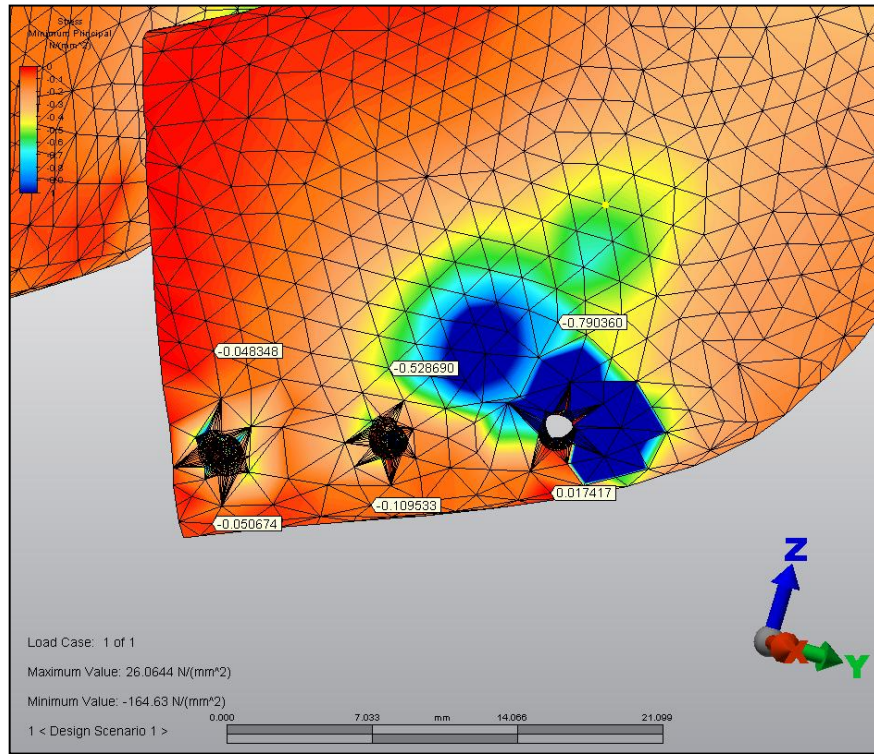
Şekil 4.37. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongiöz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.38. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongiöz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

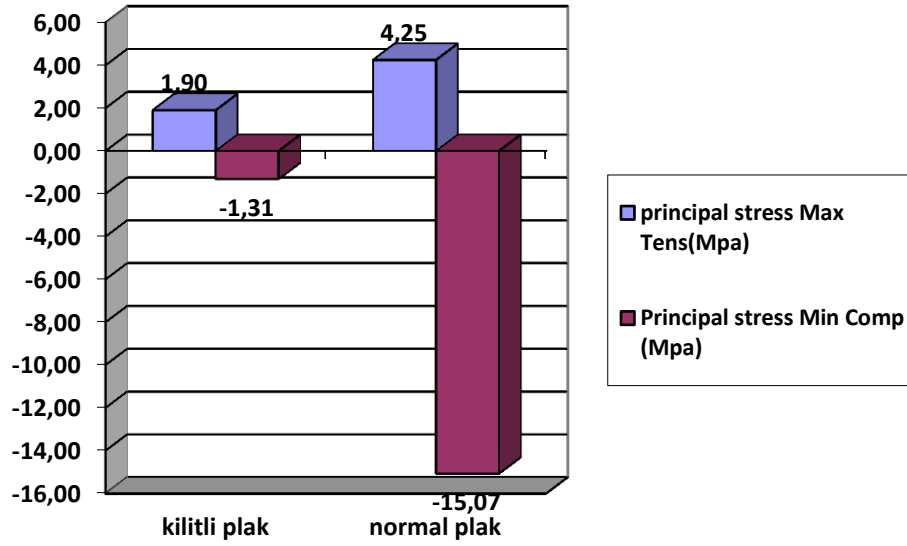


Şekil 4.39. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



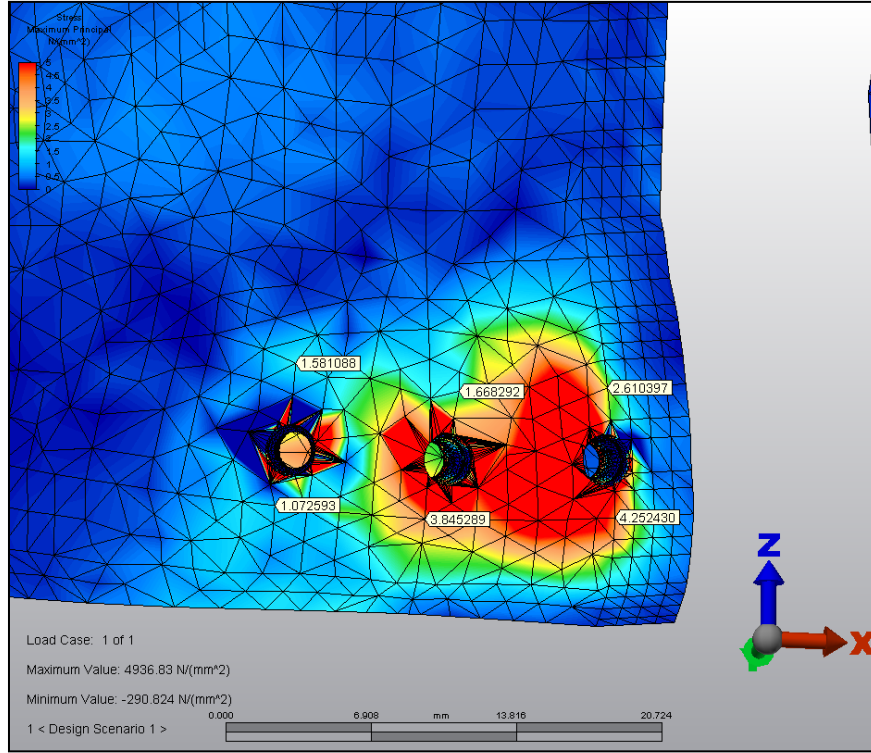
Şekil 4.40. Kilitli vida kullanılan proksimal segment spongioz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

4.2.1.3. Distal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri

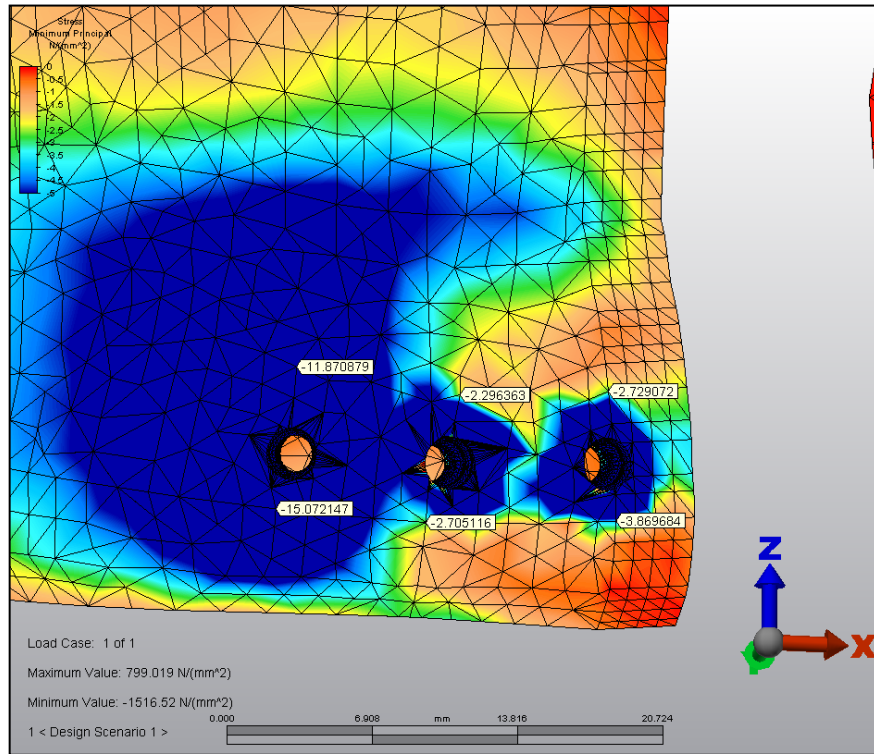


Şekil 4.41. Distal kortikal kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması

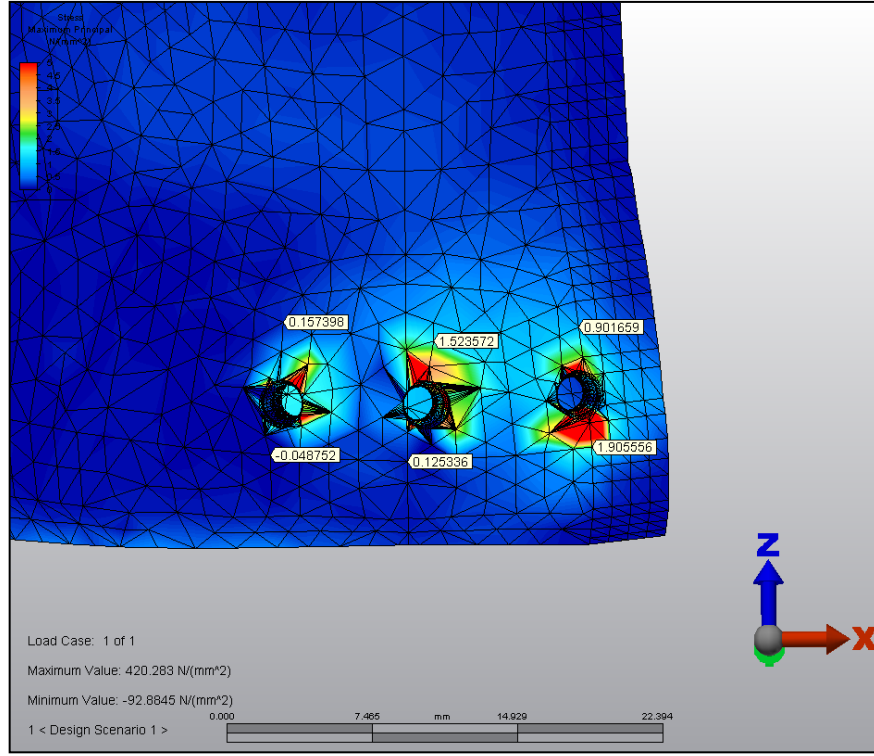
Uygun yükleme koşulunda 50 mm uzunlukta rezeke edilen modellerden distal kortikal kemikte principal stres max (gerilme kuvveti) kilitli vida kullanılan modelde 1.90 Mpa, normal vida kullanılan modelde 4,25 Mpa bulunmuştur. Principal stres min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde -1.31 Mpa, normal plak kullanılan modelde -15.07 Mpa bulunmuştur (Şekil 4.41).



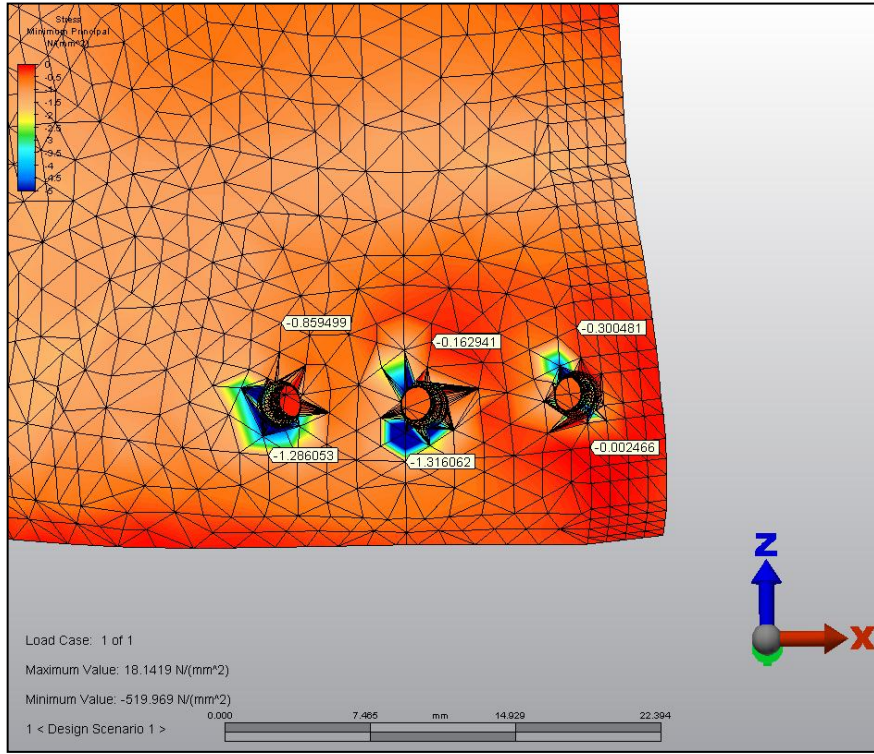
Şekil 4.42. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.43. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

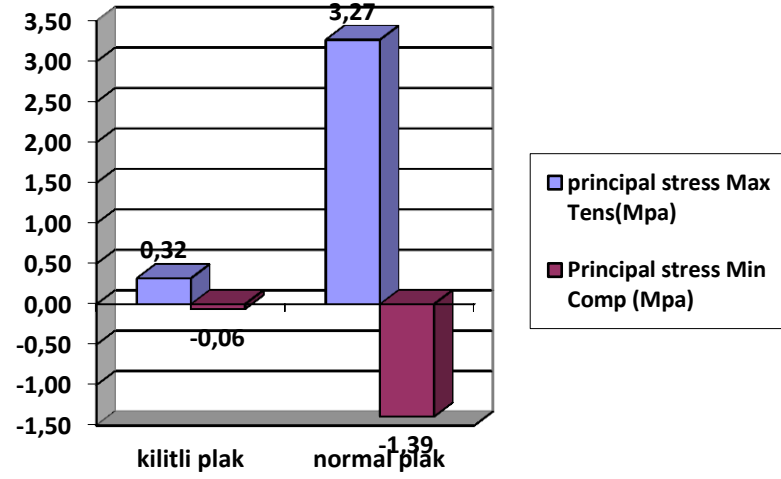


Şekil 4.44. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



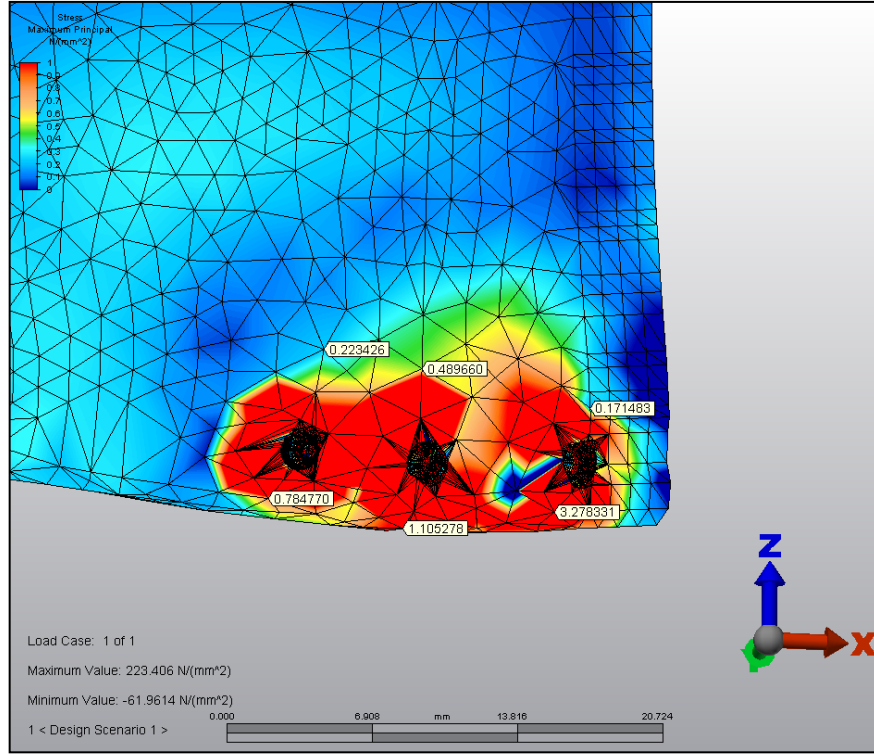
Şekil 4.45. Kilitli vida kullanılan distal segment kortikal kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

4.2.1.4. Distal Spongios Kemik Gerilim Değerleri

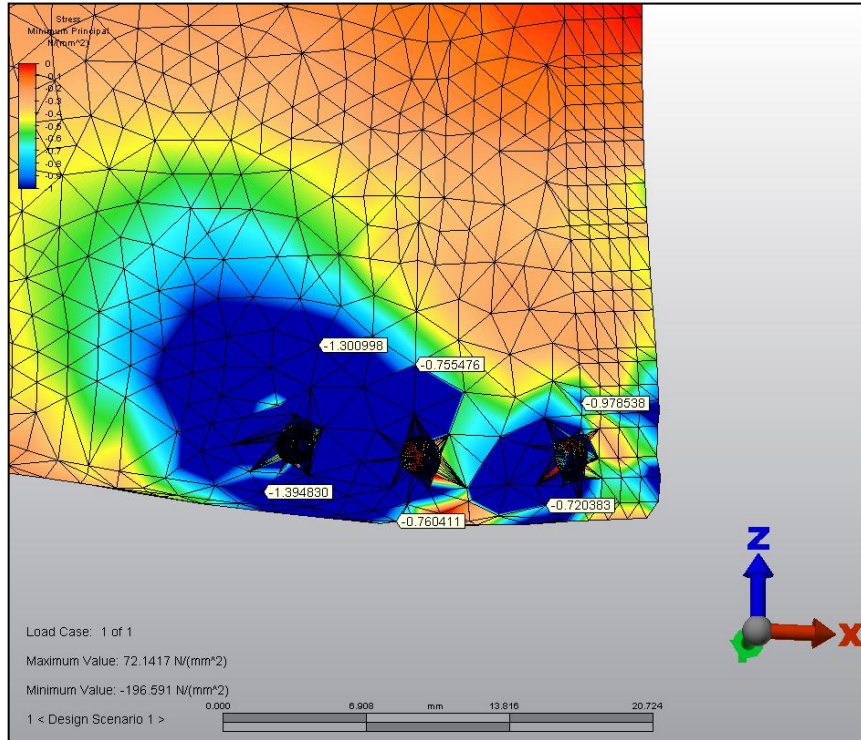


Şekil 4.46. Distal spongios kemik minimum ve maksimum asal gerilim değerleri sabit skala karşılaştırması

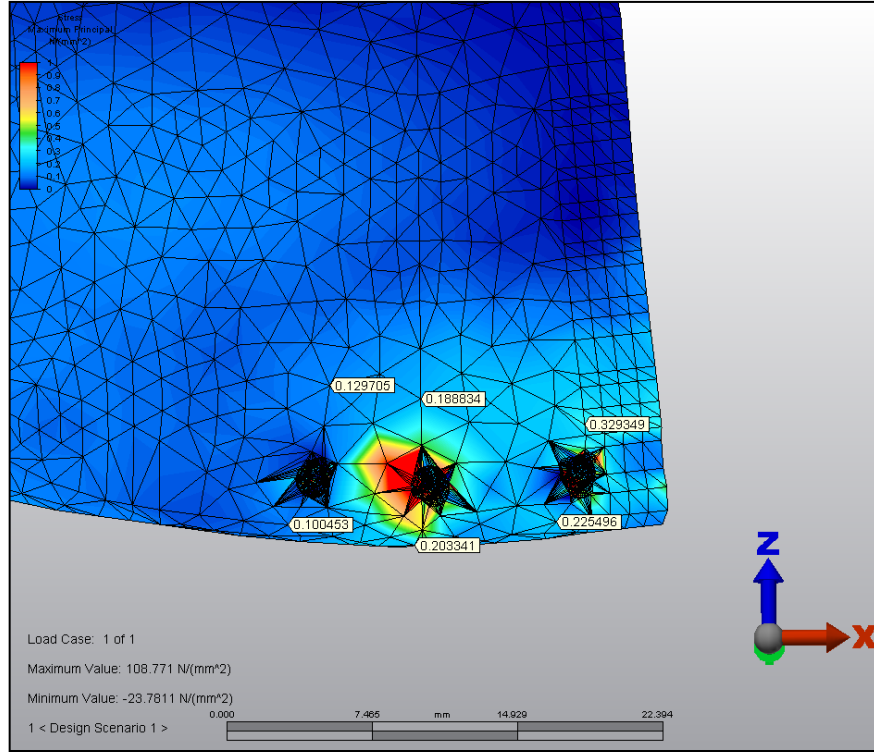
Uygun yükleme koşulunda 50 mm uzunlukta rezeke edilen modellerden distal spongios kemikte principal stres max (gerilme kuvveti) kilitli vida kullanılan modelde 0.32 Mpa, normal vida kullanılan modelde 3,27 Mpa bulunmuştur. Principal stres min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde -0.06 Mpa, normal plak kullanılan modelde -1.39 Mpa bulunmuştur (Şekil 4.46).



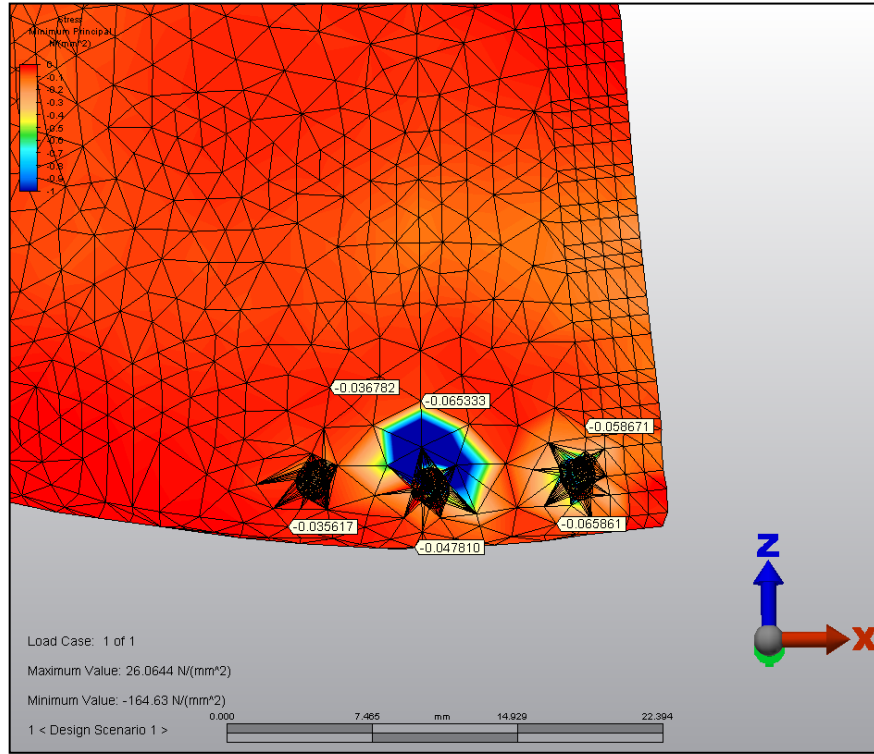
Şekil 4.47. Kilitsiz vida kullanılan distal segment spongioz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.48. Kilitsiz vida kullanılan distal segment kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)



Şekil 4.49. Kilitli vida kullanılan distal segment spongiöz kemik maksimum asal gerilim değerleri (Gerilme)



Şekil 4.50. Kilitli vida kullanılan distal segment spongiöz kemik minimum asal gerilim değerleri (Sıkışma)

4.2.2. Vida ve Plak Sistemleri Üzerindeki Von Misses Gerilim Değerleri(Uzun -50 mm- rezeksiyon modeli)

Tablo 4.3. Vidalar üzerindeki von misses değerleri

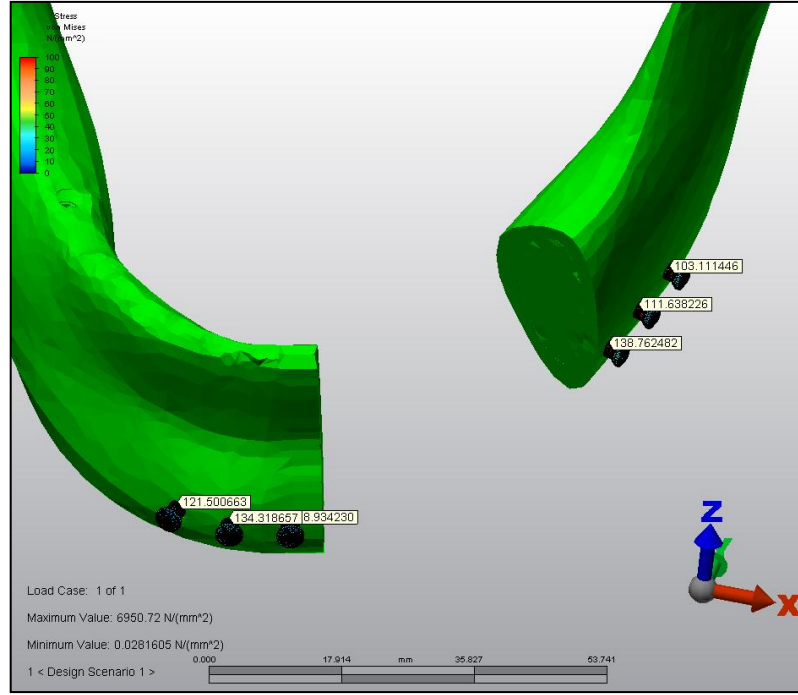
Uzun Rezeksiyon	Normal Vida	Proksimal				138.76	111.63	103.11
		Distal	121.50	134.31	98.93			
	Kilitli Vida	Proksimal				15.00	8.84	13.91
		Distal	7.88	26.35	23.28			

Uygun yükleme koşulunda 50 mm uzunlukta rezeke edilen modelde vida boyun bölgelerinde oluşan en yüksek von misses değerleri; kilitli vida kullanılan modelde distal segmentin orta vidasında (26.35 Mpa), normal vida kullanılan modelde proksimal segmentin rezeke alana en yakın vidasında (138.76 Mpa) bulunmuştur (Tablo 4.3).

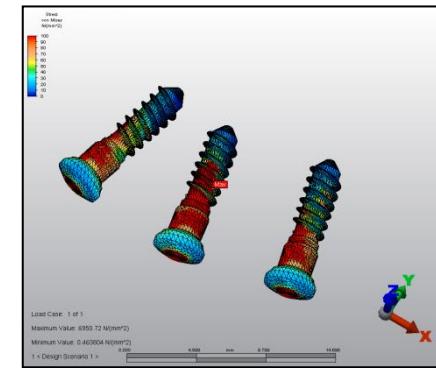
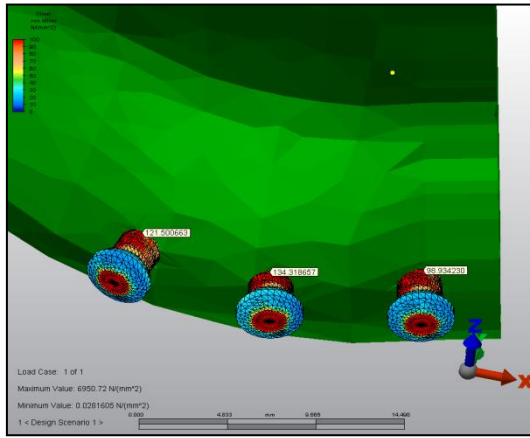
Tablo 4.4. Plaklar üzerindeki von misses değerleri

Uzun Rezeksiyon	Normal Plak	Distal		Plak ortası	Proksimal	
		11.91	7.71	4.32	6.29	5.13
	Kilitli Plak	Distal		Plak ortası	Proksimal	
		2.76	3.82	15.51	13.18	2.06

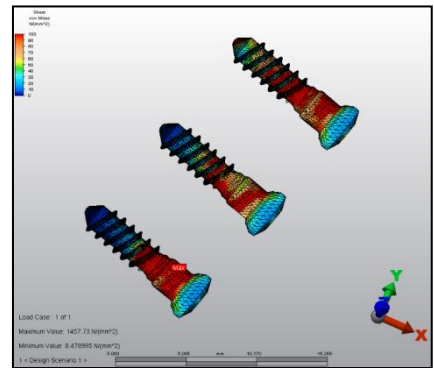
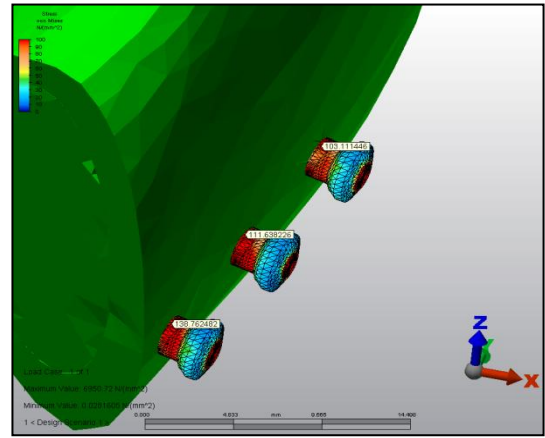
Uygun yükleme koşulunda 50 mm.lik büyük rezeksiyon uygulanan modelde kilitli plak üzerinde oluşan en yüksek von misses değerleri; kilitli plak kullanılan modelde plak ortasında (15.51 Mpa), normal plak kullanılan modelde ise distal segmentte (11.91 Mpa) bulunmuştur (Tablo 4.4).



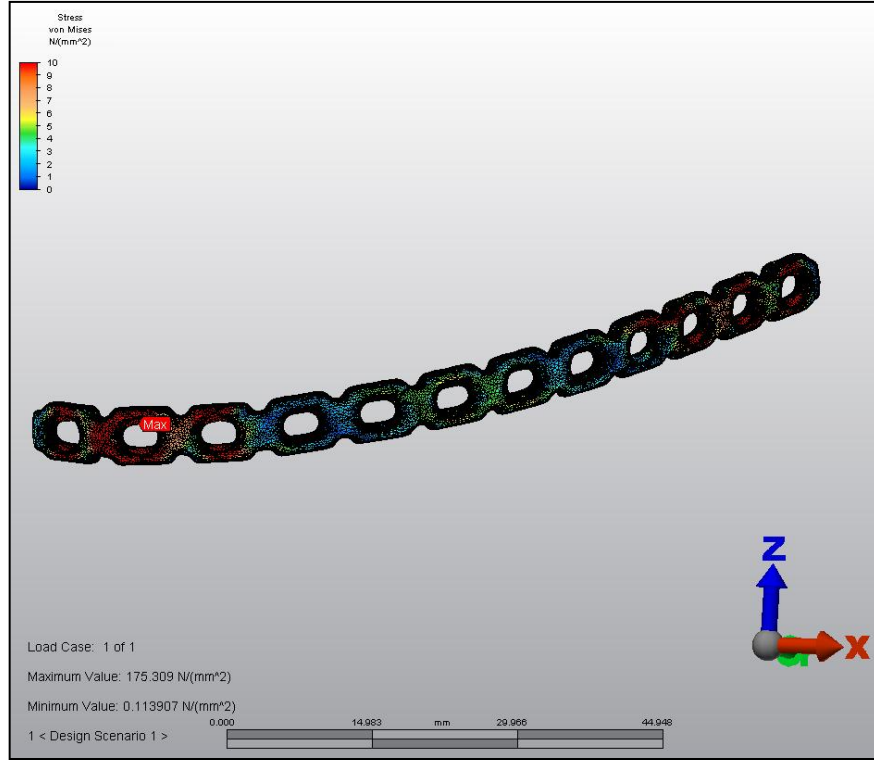
Şekil 4.51. Uzun rezeksiyon uygulanan normal (kilitli) vida kullanılan modelde vidalar üzerindeki von misses değerleri



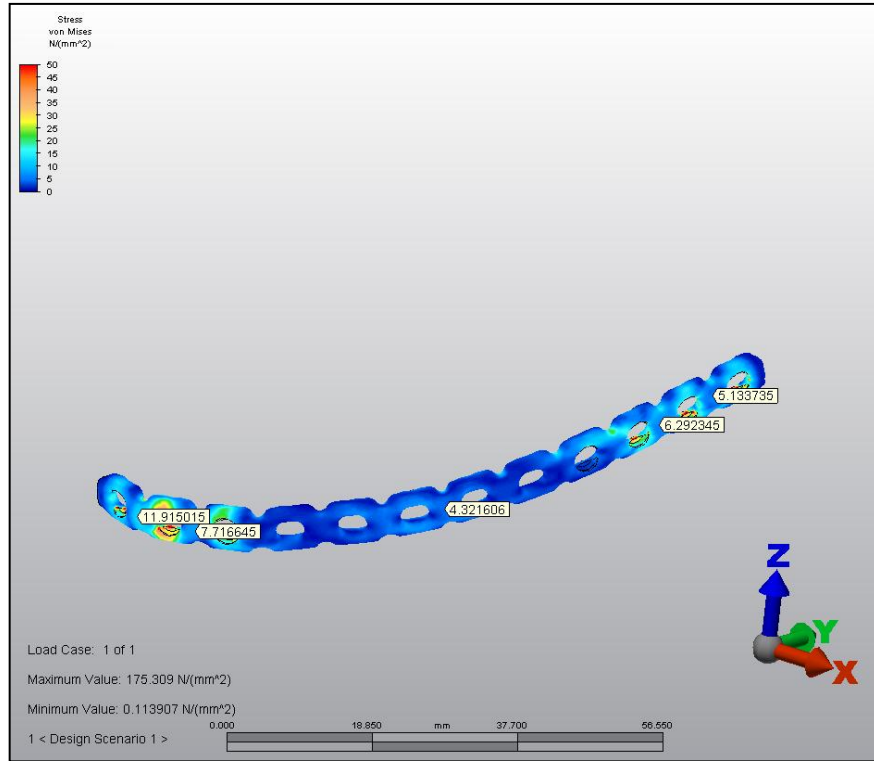
Şekil 4.52. Distal segment kilitli vidalar von misses kuvvet dağılımları



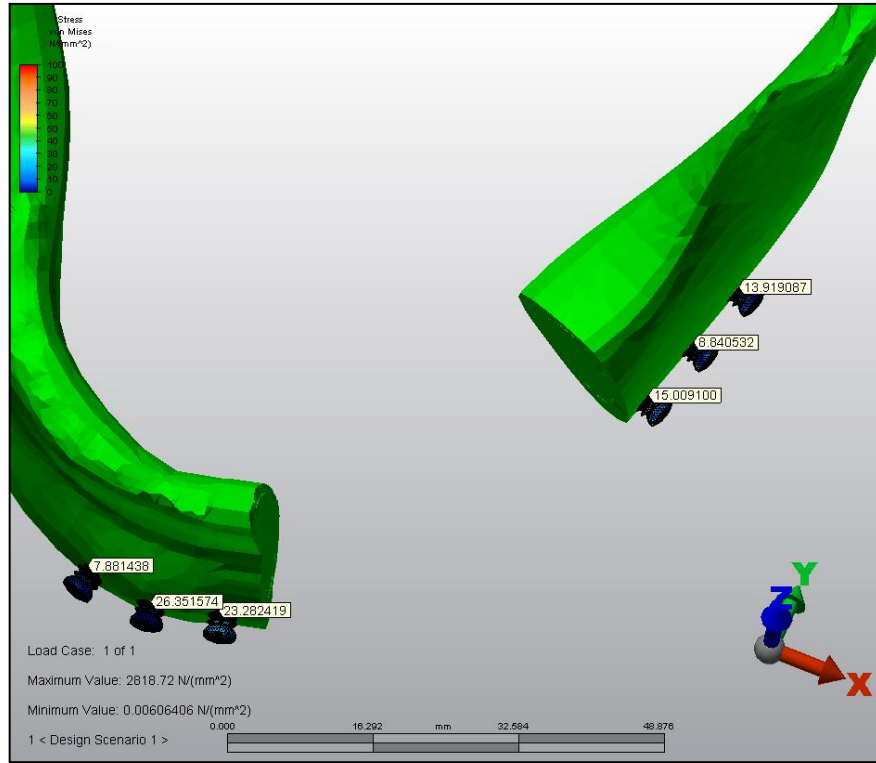
Şekil 4.53. Proksimal segment kilitli vidalar von misses kuvvet dağılımları



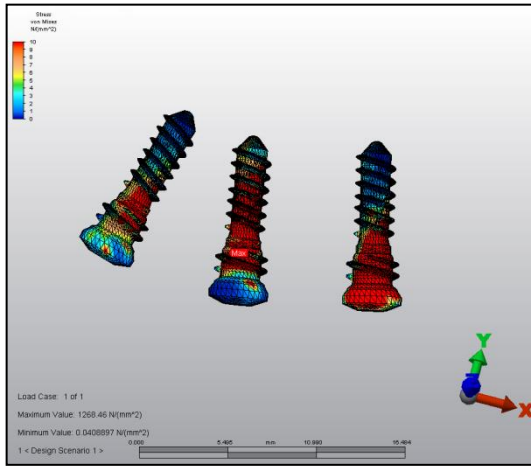
Şekil 4.54. Normal rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Uzun rezeksiyon)



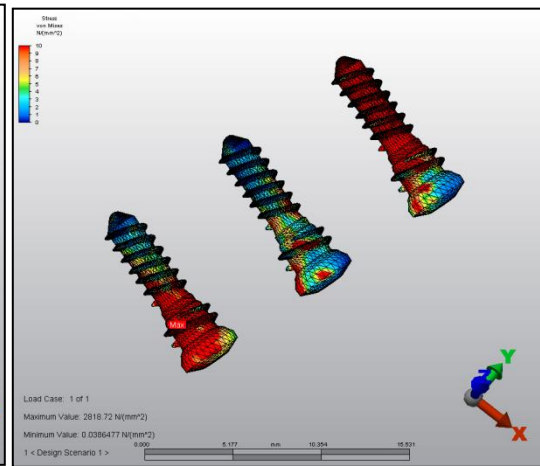
Şekil 4.55. Normal rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Uzun rezeksiyon)



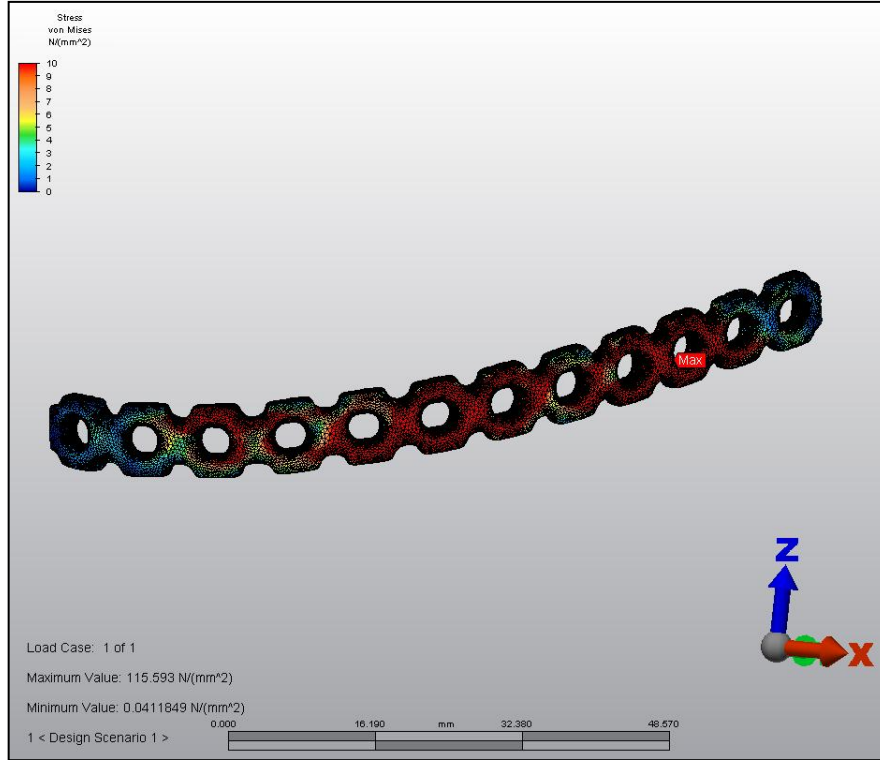
Şekil 4.56. Uzun rezeksiyon uygulanan (kilitli) vida kullanılan modelde vidalar üzerindeki von mises değerleri



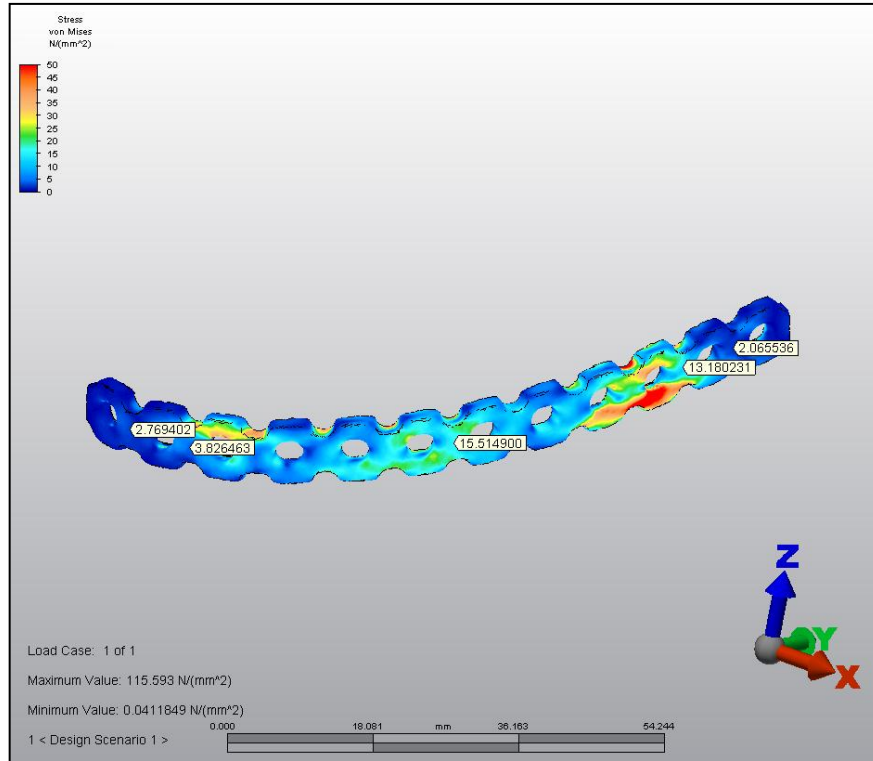
Şekil 4.57. Distal segment kilitli vidalar von mises kuvvet dağılımları



Şekil 4.58. Proksimal segment kilitli vidalar von mises kuvvet dağılımları



Şekil 4.59. Kilitli rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Uzun rezeksiyon)



Şekil 4.60. Kilitli rekonstrüksiyon plağı von misses kuvvet dağılımı (Uzun rezeksiyon)

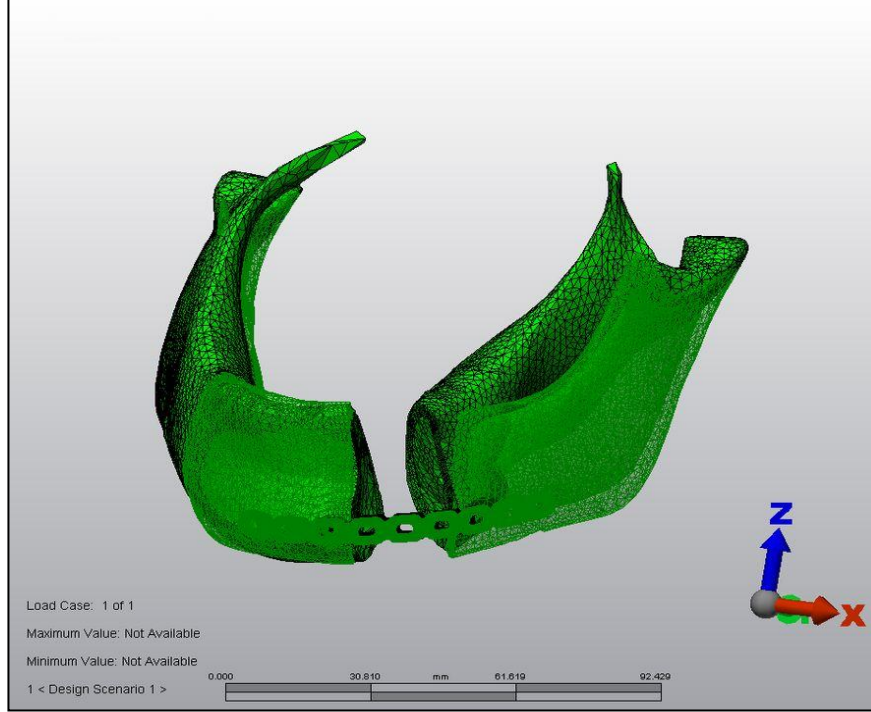
4.3. Mandibula ve Vida–Plak Sistemi Üzerindeki Yer Değiş tirmeler

Tablo 4.5. Sistemler üzerindeki maksimum yer de ğ işt irmeler

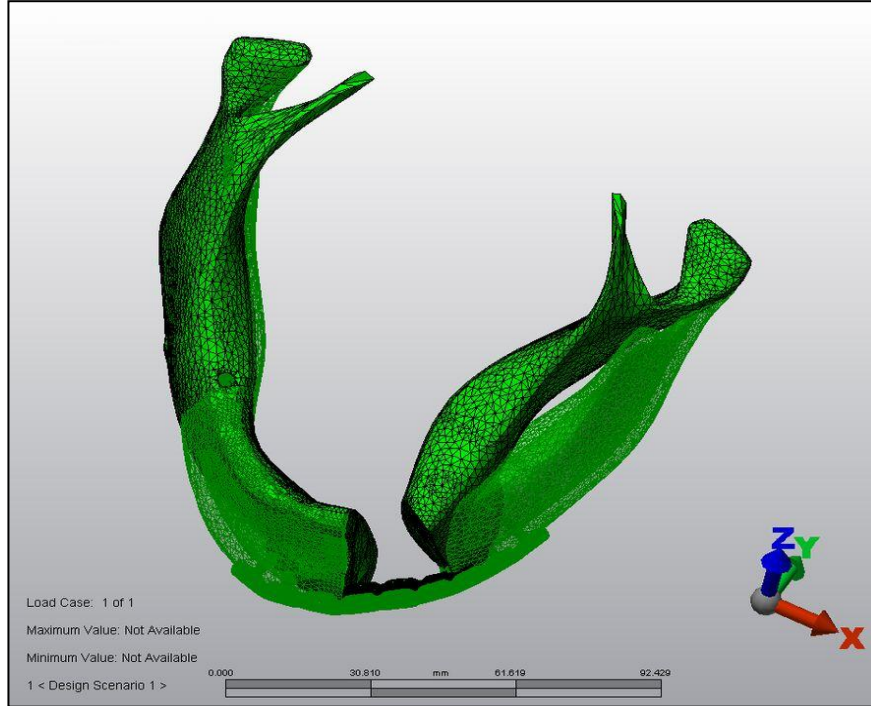
	Maksimum yer de ğ işt irme (mm)
25 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem	0.0532
25 mm rezeksiyonda kilitli sistem	0.0161
50 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem	0.0289
50 mm rezeksiyonda kilitli sistem	0.0727

4.3. Mandibula ve Vida–Plak Sistemi Üzerindeki Yer Değiştirmeler

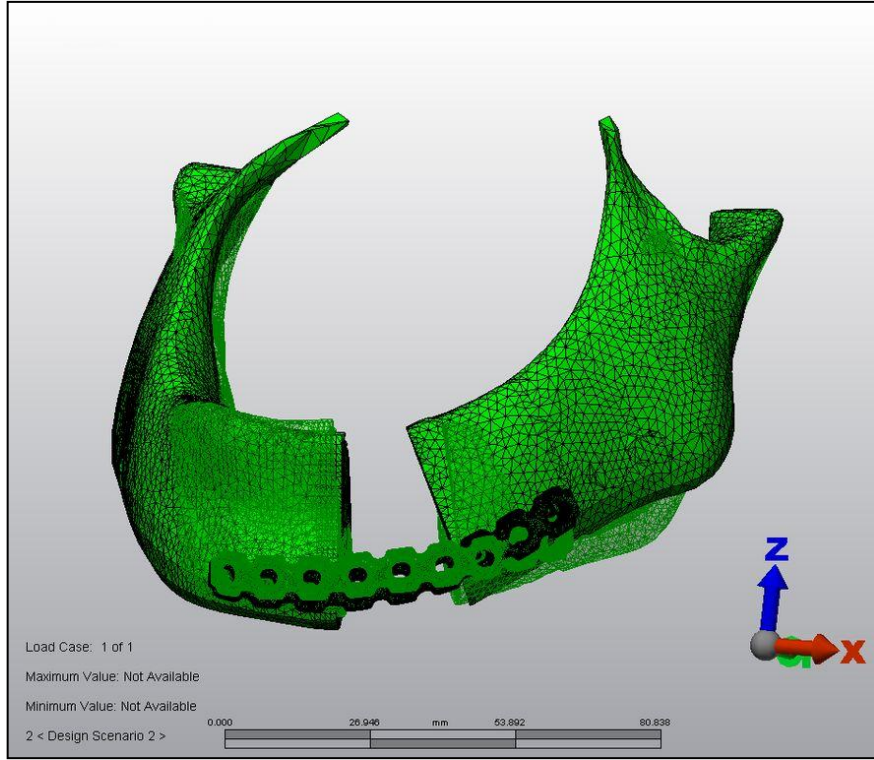
(Yer Değiştirmeler 20 Kat Artırılmış Şekilde)



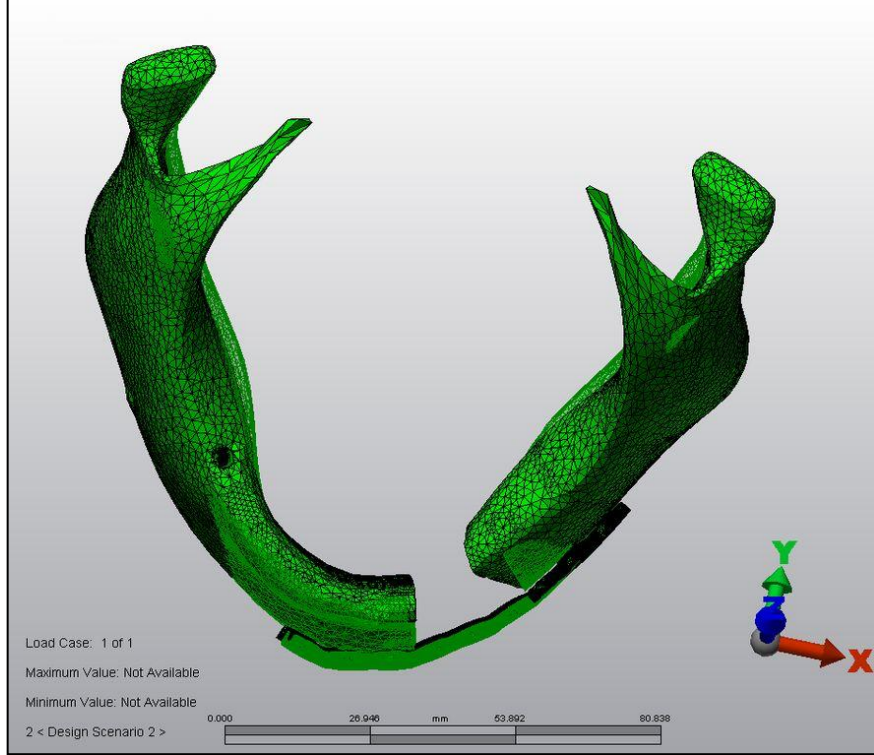
Şekil 4.61. 25 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem önden görünüm



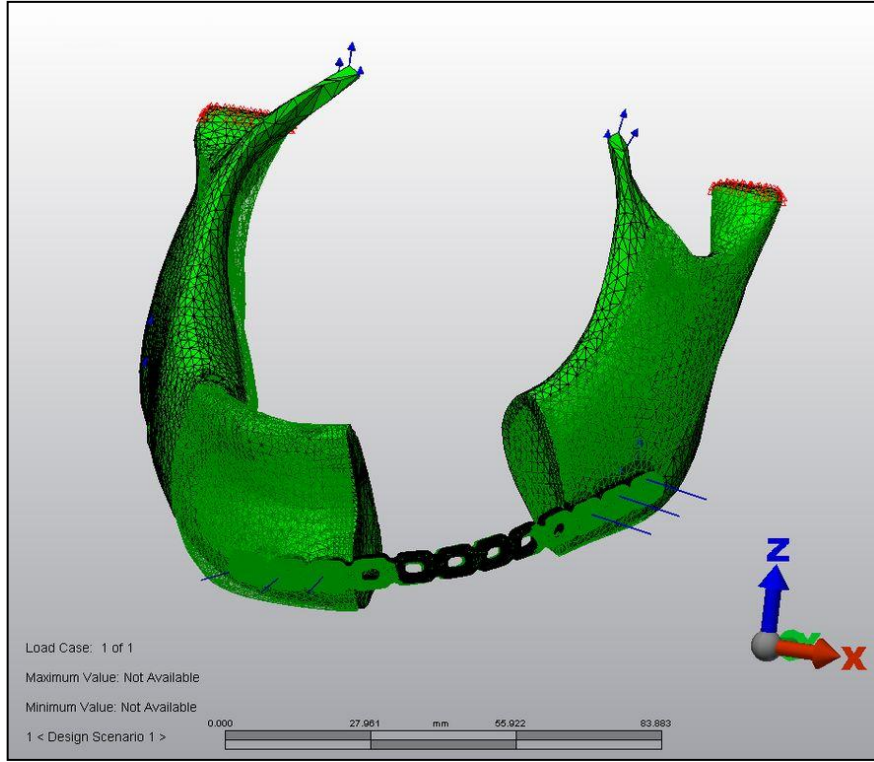
Şekil 4.62.25 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem üstten görünüm



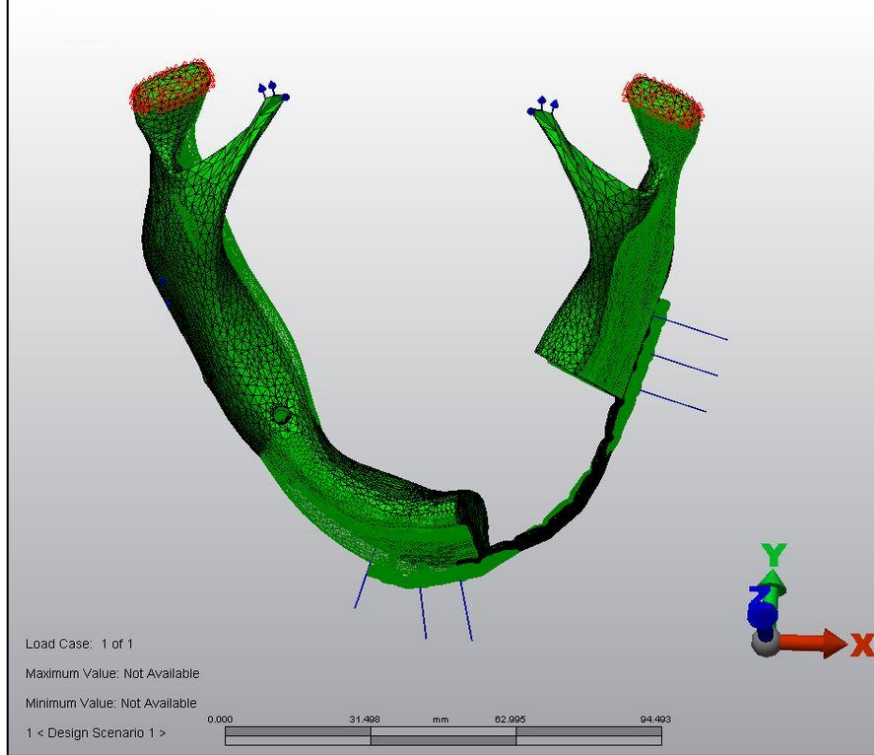
Şekil 4.63. 25 mm rezeksiyonda kilitli sistem önden görünüm



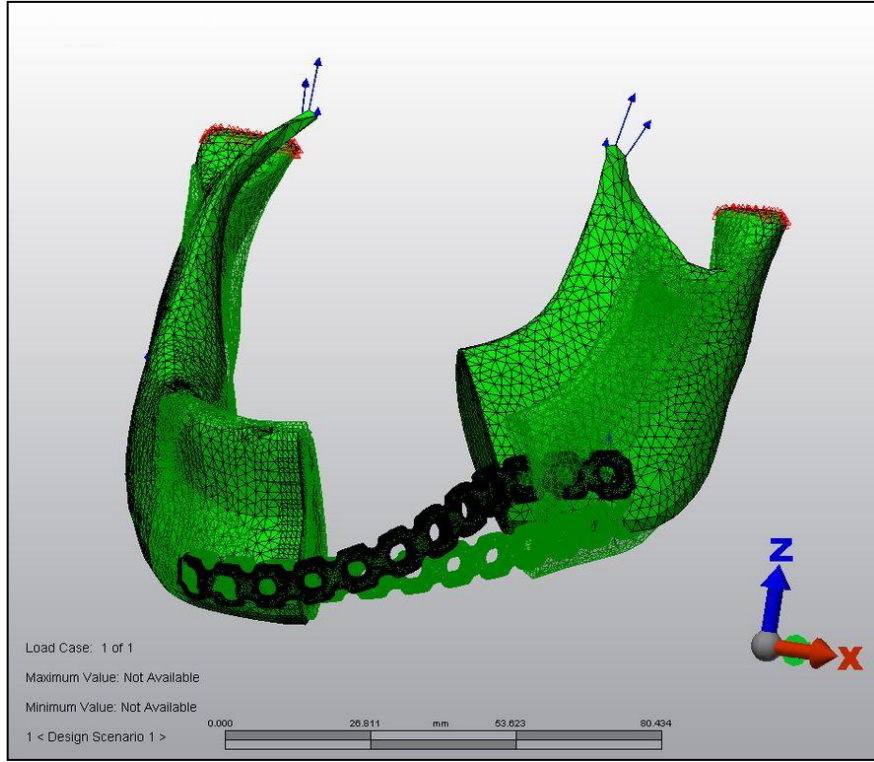
Şekil 4.64. 25 mm rezeksiyonda kilitli sistem üstten görünüm



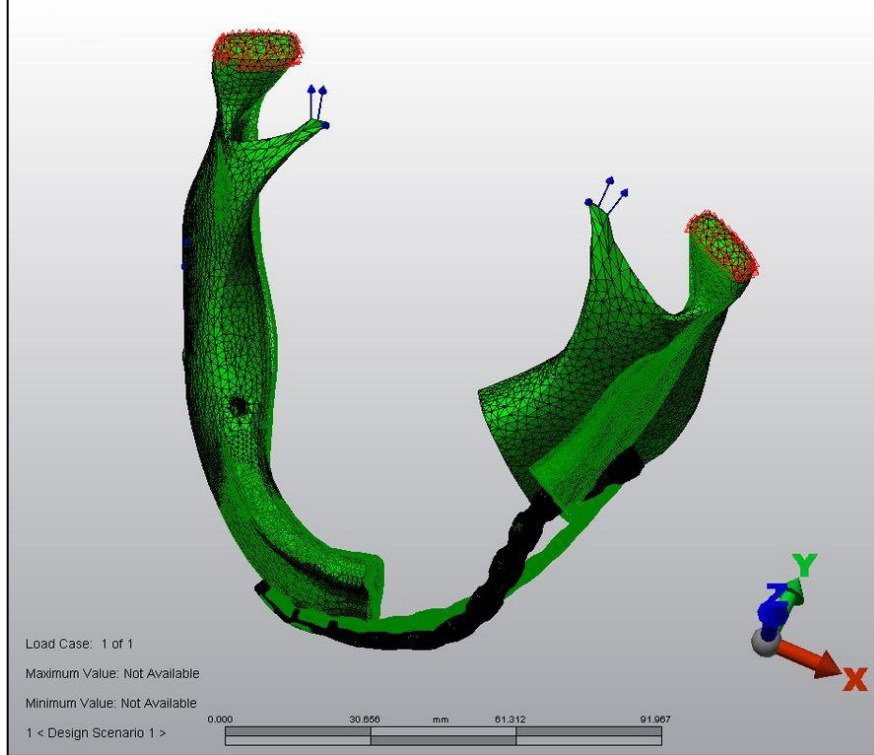
Şekil 4.65. 50 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem önden görünüm



Şekil 4.66. 50 mm rezeksiyonda konvansiyonel sistem üstten görünüm



Şekil 4.67. 50 mm rezeksiyonda kilitli sistem önden görünüm



Şekil 4.68. 50 mm rezeksiyonda kilitli sistem üstten görünüm

5.TARTIşMA

Mandibula insan hayatında fonksiyonel ve estetik açıdan çok önemli bir role sahiptir. Bu önemli yapı, yapısal bütünlüğünü bozacak birçok patolojiye maruz kalmaktadır. Ağız kanserleri bu bütünlüğün bozulmasına yol açan en büyük etyolojik faktördür.

Ağız kanserlerinin tedavisinde cerrahi yaklaşım yüz yılı aşkın süredir öncelikle uygulanan ve en çok kabul gören tedavi çeşididir. Oral kavitede oluşan primer tümörlerin invazyonunun değerlendirilmesi ve etkin bir cerrahi tedavi planının oluşturulması için mandibulanın iyi bir şekilde incelenmesi kritik önem taşımaktadır (20).

Yayınlanan son literatürler mandibulaya invaze olan büyük tümöral kitle varlığında, medullar boşluğun tutulumunda ve daha önceden radyasyon tedavisi görmüş bireylerin tedavisinde segmental mandibula rezeksiyonunu önermektedir (17).

Rezektif işlemlerin sonucunda mandibuler devamlılığının bozulması; hastalarda estetik, fonksiyonel ve özgüveni etkileyebilecek birçok psikososyal problem oluşturur. Bu önemli problemlerden dolayı bu gibi sekellerin tedavisi mecburidir (118).

Bu gibi sekellerde mandibula fonksiyonunun ve kaybolan yumuşak doku desteğinin erken evrede iadesinin; yutkunmanın iyileştirilmesi, konuşma kalitesinin artması ve dilin pitozu sonucu oluşabilecek hava yolu kollapsının en az seviyeye indirilmesinde etkili olduğu bildirilmiştir.

Ablatif cerrahi ve travma cerrahisi sonrasında oluşan, mandibuler bütünlüğün bozulduğu defektlerin tedavisinde, rekonstrüktif başarıyı ve stabiliteyi artırmak için hem cerrahi tekniklerde hem de fiksasyon tekniği ve materyallerinde birçok modifikasyon yapılmıştır.

Rekonstrüksiyon plaklarının 1970'lerde rekonstrüktif işlemlerde kullanılmaya başlanması bir devrim niteliği taşımaktadır (63). Rekonstrüksiyon plaklarının kullanımının başlamasından önce cerrahlar; osteomyokütanöz bölgesel flepler, eksternal fiksatörler, mesh taşıyıcılar, kemik greftleri, Kirschner tel fiksasyonu ve kemik içi teller kullanarak primer rekonstrüksiyon uyguluyorlardı. Ancak çoğu vakada sonuçların tatmin edici olmadığı, bu yöntemlerdeki olası kayıplarda bunun mandibuler kollapsa yol açacağı ve de sekonder rekonstrüksiyonu imkânsız hale getireceği belirtilmiştir (78,119).

Mandibuler bütünlüğün bozulduğu defektlerin tamirinde son dönemde ise; metalik plaklar, bölgesel veya uzak yumuşak doku flepleri, vaskülerize olmayan osseoz greftler, osteokütanöz flepler ve serbest flepler kullanılmaktadır (62). Metalik plaklar tek başlarına veya yumuşak doku flepleriyle birlikte, geçici veya daimi rekonstrüksiyonda ve de osseoz greft ve fleplerin fiksasyonunda başarılı bir şekilde kullanılmaktadırlar (122). Hangi rekonstrüksiyon metodunun kullanılacağını, defektin boyutu, lokalizasyonu ve ilgili yumuşak doku ihtiyacı belirler (59).

Günümüzde en çok kullanılan ve başarı oranı en yüksek olan yöntem vaskülerize serbest fleplerdir (120-121). Serbest fleplerin yüksek başarı oranı sağladığı bilinse de; ileri teknik bilgi gerektirmesi, operasyon süresinin uzun olması, donör bölgede morbidite ve komplikasyon riski olması bu fleplerin kullanımını sınırlar (38). Özellikle de klinik durumu bu operasyonu kaldıramayacak bireylerde, yaşlı bireylerde, ilerlemiş lezyonu bulunanlarda ve küçük lateral defektlerin tamirinde metalik rekonstrüksiyon plaklarının ilk seçenek olacağı belirtilmiştir (122). Bu çalışmada da rezeke modeller greft yerleştirilmemiş şekilde oluşturulmuş ve fiksasyonun mekanik özellikleri test edilmiştir.

Fiksasyonun biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda kullanılan yöntemlerin başında 2 nokta biyomekanik test modelleri ve SEA yöntemi gelmektedir.

Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesini ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel olabilir. (100)

İki nokta biyomekanik test modellerinde in vitro olarak hayvan veya kadavra çeneleri ya da plastik replikalar insan mandibulasını simule etmeleri amacıyla kullanılmaktadır. Bu şekilde yapılan çalışmaların ortak özelliği, farklı fiksasyon sistemi uygulanmış modellerin 2 noktadan sabitlenmesi ve çiğneme kuvvetinin geldiği bölgeden tek noktada basma ya da çekme hareketiyle; yer değiştirme, kopma kuvveti ve sertlik derecesinin ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (123-126). Bu teknik, biyomekanik karşılaştırmalar için uygun olsa da kuvvet dağılımlarının daha detaylı görülmesi amacıyla SEA yöntemi kullanılmaktadır.

Canlı doku ve organlarda gerilim analizi yapmak oldukça zor bir işlemdir. Bu nedenle, stres analiz çalışmaları canlı malzemenin cansız bir modeli üzerinde yapılır. Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar analizi, diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin bir arada ve duyarlı olarak elde edilebilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları nedeni ile çalışmamızda da tercih edilmiştir (127-129). Ayrıca bu yöntem, risk faktörleriyle ilişkili bulguların, klinik deneyimlere dayandırılmadan, önceden belirlenmesine izin verir (100).

Sonlu elemanlar analizinde modelleme iki ya da üç boyutlu olarak gerçekleştirilebilir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde üç boyutlu model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da, sonuçların doğruluğu açısından avantajlıdır. Üç boyutlu modelin uygulanması anatomik yapıların aksisimetrik özellikte olması ve stres dağılımlarını daha iyi yansıtabilmesi açısından avantajlıdır (130). Yapılan çalışmalarda da üç boyutlu model oluşturulmasının her düzlemde gerçeğe daha

yakın modelleme imkanı sağladığı, gerçekçi kuvvet çözümlemesine olanak sağlayabildiği ancak iki boyutlu analizlerde ise stres dağılımlarının detaylı yansıtılamadığı belirtilmiştir (131,132).

Bu çalışmada, kompleks geometriye sahip yapıların varlığı nedeniyle iki boyutlu yöntemin yeterli olmayacağı düşünülmüş ve üç boyutlu modeller oluşturulmuştur. Sonuçların doğruluk derecesi modelin doğruluk derecesi ile doğru orantılıdır. Modelin doğruluk derecesi de matematiksel modeldeki nokta ve elemanların sayısı ile orantılıdır. Yapılan çalışmalarda daha başarılı sonuçlar elde edilebilmesi için eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması gerektiği vurgulanmıştır. Bu durumda eleman büyüklüğü 150-300 μm . arasında olmaktadır. Eleman boyutunun 300 μm .‘den daha büyük olması halinde yanıltıcı sonuçların elde edilebileceği belirtilmiştir (133,134). Modellerimizdeki en düşük düğüm (194450) ve eleman sayıları (856525) da parametrelerin gerçekçiliğini doğrular niteliktedir.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının çoğunda, trabeküler kemik paternini tanımlayamadıkları için trabeküler kemik ağı çalışma dışı bırakılmıştır. Çalışmaların çoğu trabeküler kemiği kortikal kemik yapı içerisinde solid bir yapı olarak modellemiştir. Her iki kemik tipi de basit olarak izotropik materyaller olarak modellenmiştir (135-137).

Çalışmalarda da, SEA yönteminde kemiğin materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmaktadır. Materyal izotropik olarak kabul edildiğinde materyal özellikleri her yönde aynıdır. Bundan dolayı yalnızca 2 bağımsız materyal sabiti mevcuttur. Bunlar elastik modülü ve poisson oranıdır. Materyal özellikleri bunun dışında ortotropik ve anizotropik olarak da tanımlanabilir (138).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde vida, plak, implant gibi yapılar ve çene kemiği gibi karmaşık dokuların modelleri ile ilgili çözümler yaparken bazı varsayımlar ve tanımlamalar yapılmalıdır. Kortikal kemik ile trabeküler kemik kalınlıkları, kemik-vida-plak ara yüzü ve kullanılan materyallerin mekanik özellikleri aynen düğüm ve eleman sayılarında olduğu gibi bilgisayarda tanımlanmalıdır (139). Bu

varsayımlar,sonlu elemanlar stres analizi modelinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesini belli ölçüde etkiler (137).

Sonlu elemanlar analizinde, materyale uygulanan yükün büyüklüğü, tipi ve uygulama zamanı sınır koşulları oluşturulurken belirlenir. Uygulanan yüklerin durumu göz önünde bulundurulduğunda, değişen miktarlarda ve çok yönlü kuvvetler uygulanıp statik bir analiz tercih edilmiştir. Bu çalışmada mandibula hareketleri, rezeke edilmeyen bölgede bulunan implant üzerindeki ve kondiler proçes üzerindeki nodlar işaretlenerek sınırlandırılmıştır.

Gerek biyomekanik gerekse de SEA çalışmalarının birçoğunda çiğneme kuvvetleri, tüm çiğneme kaslarının kuvvetlerini ve bunların ortak vektörleri olan bileşke kuvvetleri yansıtabilecek şekilde uygulanmıştır. Bu çalışmalardan biri olan Doty JM ve arkadaşlarının yaptığı ve sadece dikey yönde ve bileşke kuvvetin uygulandığı biyomekanik çalışmada, 4 cm.lik lateral rezeksiyon uygulanan ve farklı kalınlık ve dizayndaki rekonstrüksiyon plakları ile onarılan sentetik modellerde oklüzal yükleme altında sistem dayanımları test edilmiştir. Vertikal yüklemede, plaklarda geriye dönüşümsüz deformasyon veya kırılma oluşmadan sentetik mandibulalarda kırık oluştuğu gözlenmiştir (122). Haug ve arkadaşları da rekonstrüksiyon plaklarının insizal dikey yüklemeye karşı dayanıklı olduğunu ancak kontralateral molar yüklemede yetersiz dayanıklılık sergilediğini ortaya koymuştur. Buna gerekçe olarak plak geometrisi sebebiyle (yaklaşık plak genişliği 8 mm, kalınlığı 2.5 mm) torsiyonel kuvvetlerin plak deformasyonunda çok etkili olmasını göstermiştir. Vertikal dayanımları yüksek olan plakların özellikle pterygoid kasların superomedial ve anterior digastrik kasın inferolateral etkisi ile horizontal deformasyona daha yatkın olduklarını vurgulamıştır (140). Bizim çalışmamızda da değişen kas vektörlerinin değişen rezeksiyon uzunluklarındaki etkilerini daha iyi değerlendirebilmek adına çiğneme kas kuvvetleri, her kas grubu için literatürdeki değerler kullanılarak orijinal büyüklük ve vektörleriyle yansıtılmıştır. Yani mandibula hareketleri gerçeğe yakındır (115-117). Literatürde bazı çalışmalar erken dönemde rezeksiyon uygulanan ve alloplastik rekonstrüksiyon gerçekleştirilen hastalarda maksimum kas kuvvetlerinin 186 N'a kadar azaldığını bildirirler de (141-143), rezeksiyon uygulanan çenelerde yapılan

Çalışmalarda ilerleyen zamanla beraber kuvvetlerin normal değerlere yaklaşacağı rrlerek sağlıklı bireylerdeki sınır kuvvetleri baz alınmıştır (113,125). Biz de bu çalışmalarda olduğu gibi normal koşulları sınamak istedik. Zaten amacımız sistemler üzerine ve kemiğe etki eden kuvvetlerin niceliksel değerlerinden çok, sistemler arasındaki kuvvet dağılım farklılıklarının stabiliteye etkisini genel bir yargıya kavuşturmaktır.

Stres analizlerinden matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen numerik değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi rutin yapılması gereken bir işlem değildir. Ancak bu sonuçlardan klinik uygulamalarda faydalanmak için yeterli ve tatmin edici yorumların yapılması gerekir.

Gerilim analizlerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde ve tanımlamalarda hangi tip değerlerin kullanılacağına dair kesin bir görüş mevcut değildir. Asal gerilim ve von misses gerilim değerleri karşılaştırmalarda en sık kullanılan değerlerdir. Asal gerilim ve gerinim değerleri (ekme + ve sıkışma -), kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Von misses gerilim değerleri ise plak ve vida gibi ezilebilir materyallerin içerisinde meydana gelen gerilimleri göstermek için idealdir (137).

Literatürde rezeke enelerde SEA yöntemiyle inceleme yapılan birkaç çalışma bulunmaktadır (113,144). Bu çalışmada da SEA yöntemi kullanılmış ve farklı uzunluktaki lateral defektlerde geleneksel olarak kullanılan kilitsiz rekonstrüksiyon vida-plak sistemiyle kilitli rekonstrüksiyon vida-plak sistemlerinin kemiğe uyguladığı kuvvetler ve bu plak ile vidalar üzerinde oluşan kuvvetler karşılaştırılmıştır.

Ayrıca literatürde konvansiyonel ve kilitli sistemleri invitro değerlendiren bazı biyomekanik çalışmalar da bulunmaktadır. Schupp ve arkadaşlarının 34 sentetik mandibula üzerinde yaptığı ve Unilock 2.4 plak-kilitli vida, rekonstrüksiyon (konvansiyonel) 2.4 mm plak-kilitsiz vida, Unilock 2.4 plak-kilitsiz vida, rekonstrüksiyon (konvansiyonel) 2.7 mm plak-kilitsiz vida ve 1 mm boşluklu yerleştirilen Unilock 2.4 plak-kilitli vida sistemlerinin biyomekanik olarak test edildiği

çalışmada, Unilock 2.4 plak ve kilitli vidanın kullanıldığı modellerin rekonstrüksiyon (konvansiyonel) 2.4 plak-kilitsiz vida kullanılan modellere göre daha başarılı olduğu tespit edilmiştir. Ancak Unilock 2.4 plağa yerleştirilen kilitli vidanın kullanıldığı modelin yine Unilock 2.4 plağa yerleştirilen kilitsiz vidalı modele göre daha dayanıklı olduğu ama bu farkın istatistiksel açıdan anlamlı olmadığı bildirilmiştir (125). Aslında bu sonuç plak sistemlerinin her ne kadar eş kalınlıkta ve aynı materyalden yapılmış olsalar da farklı makro yapıya bağlı biyomekanik değişkenlikler sergileyebileceğini ortaya koymaktadır.

Doty JM ve arkadaşları yaptıkları biyomekanik çalışmada ise 32 adet 4 cm.lik rezeksiyon uygulanmış poliüretan çenede, 3.0 mm kilitli sistem, 2.4 mm kilitli sistem ve 2.4 mm kilitsiz vida plak sistemi ve rezeksiyon yapılmayan kontrol grubunu instron cihazı kullanarak test etmişlerdir. Biyomekanik sertlik ve çökme yükleri açısından 3 plak grubunda da farklılık gözlenmezken, yük karşısında yer değiştirme miktarları açısından plak grupları ve kontrol grubu arasında da bir fark saptanmamıştır. Ancak 3.00 mm rekonstrüksiyon plağında vida plak kırılması için test devir sayısı diğer 2.4 sistemlere göre biraz daha yüksek bulunmuştur. 2.4 mm'lik kilitli ve kilitsiz sistemler arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır (122).

Plak sistemlerinin vivo olarak değerlendirildiği bir çalışmada ise mandibula rekonstrüksiyonu için geliştirilen 2.4 kilitli mandibuler rekonstrüksiyon plağı (MRP) sistemi ilk olarak Ellis E ve arkadaşları tarafından (80) 84 travma hastasına toplam 102 plak yerleştirilerek uygulanmıştır. Kilitli MRP bu hastalardan sadece 8 tanesinde bozulan mandibuler devamlılığın onarımı için kullanılmış, diğer hastalarda ise kırık fiksasyonu amacıyla kullanılmıştır. Bu sistemin vida kaybını engellediği, böylelikle kayıp vida çevresinde oluşan enfeksiyon oranlarının daha az olduğu ve vidalama sırasında redüksiyonda bir bozulma görülmediği belirtilmiştir. Ayrıca sistemin uygulanmasının kolay olduğu ve güvenilir fiksasyon sağladığı vurgulanmıştır.

Söderholm A-L ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, yetişkin 9 koyun mandibulasındaki 5 cm'lik defektlerde AO klasik kilitsiz rekonstrüksiyon plaklarıyla kilitli rekonstrüksiyon plakları (THORP) karşılaştırılmış ve sonuçlar mikroradyografi,

floresan mikroskopisi ve histolojik yöntemlerle değerlendirilmiştir. Kilitli sistemde vidaların sıkıştırılması ile oluşan ve plağın kortikal kemik yüzeyine uyguladığı basıncın kortikal kemikteki kanlanmayı kilitli sistemlere göre daha fazla bozduğu ve bu kesilen kan desteğinin kemik rezorpsiyonuna yol açtığı bildirilmiştir (145). Benzer şekilde bir diğer deneysel çalışmada da kilitli plak sistemlerinin kortikal kemik perfüzyonunu, altındaki kemiğe basınç uygulayan kilitli vida plak sistemleri kadar bozmadığı, daha az kemik rezorpsiyonuna yol açtığı gösterilmiştir (146). Yapılan bir başka çalışmada, standart rekonstrüksiyon plağı yerleştirilen hastaların yarısının bukkal ve lingual kortikal kemiğinde, THORP plak uygulanan vakaların ise bukkal kortikal kemiklerinde az miktarda da olsa rezorpsiyon olduğu gözlenmiştir (147). 40 tane kilitli yapıda olan 3-DBRP (dynamic bridging reconstruction plate) ve 70 tane THORP plağının 110 hastada uygulandığı ve sonuçların retrospektif olarak değerlendirildiği bir çalışmada; vidaların stabilitesindeki kayıp oranı kilitli 3-DBRP ve kilitli THORP plaklarında sırasıyla %13.9 ve %7.5, plak kırılma oranı ise %2.8 ve %0 olarak bulunmuştur. Klinik karşılaştırmalarda kilitli sistemlerin daha iyi fiksasyon sağladığı ve daha az komplikasyon oluşturduğu belirtilmiştir (148). Benzer çalışmalarda da paralel sonuçlar gösterilmiş ve bunlardan bazılarında vida kaybının etyolojisinde plak basıncının yarattığı lokal kemik iskemisinin yanında, kanser tedavisinde uygulanan radyoterapiye bağlı oluşan kemik iskemisinin de etkili olduğu vurgulanmıştır (149,150).

Bu görüşlere zıt olarak Klotch ve arkadaşları 1999 yılında yayınladıkları çalışmada, 1974-1996 yılları arasında konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı, THORP veya yeni kilitli rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş olan 309 hastayı değerlendirmiş; gelişen teknolojinin komplikasyon oranlarını azaltması beklense de, 22 yıllık deneyimde bu oranların azalmadığını belirtmişlerdir. Son gelişmeler her ne kadar kilitli sistemlerin kullanımıyla stabilitede bir artışın sağlanmadığını belirtse de, bu sistemlerin kolay uygulanabilir, güvenilir ve maliyet verimliliği yüksek sistemler olduğu da vurgulanmaktadır (67).

Literatürde son dönemde konvansiyonel sistemler aleyhine bir kanı oluşmuştur. Ancak, Young Kim ve arkadaşları kilitli sistemlerin bahsedilen dezavantajları değerlendirilirken bu sistemlerin kronolojik olarak incelenmesi gerektiğini, ilk dönemde

bildirilen başarısızlıkların o dönemlerde kullanılan ancak şu an kullanımdan kalkmış hatalı plak makro yapısından kaynaklanabileceğini ve şu anki serilere bakıldığında konvansiyonel sistemlerin kilitli sistemlerle benzer avantajlar sağladıklarını belirtmiştir. Bunun yanında serilerdeki komplikasyonların özellikle ilk 10 yılda ve bu 10 yılın da ilk yarısında gözlenmesinin, bu yüksek komplikasyon insidansının cerrahların öğrenme eğrisinin bir yansıması olabileceğini de vurgulamaktadırlar (151).

Sistemler arasındaki biyomekanik farklılıkların yanında defekt özelliklerinin de rekonstrüksiyon başarısında etkili olabileceği bilinmektedir.

Lateral defektlerde rekonstrüksiyon plağı uygulamalarının komplikasyon oranları %5–10 arasında rapor edilmektedir (64,152). Düşük vaka sayılı bazı çalışmalarda ise plağa bağlı oluşan komplikasyon oranlarının %25-40 aralığında olduğu bildirilmektedir (153,154). Ancak bu serilerdeki yüksek başarısızlık oranının korpus ve ramusu içeren defektlerin de çalışmaya katılmasıyla oluştuğunu düşünen Arden RL ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada rezeke edilen kemik ve yumuşak doku hacminin plağa bağlı komplikasyon oranını etkileyebileceğini ve bunun majör bir etken olduğunu göstermişlerdir. Yaptıkları bu çalışmada 5 cm ve 240 cm³ ten küçük defektlerde plağa bağlı komplikasyon görülmezken, 5 cm ve 240cm³ ten büyük olan defektlerin %62'sinde komplikasyon görülmüştür. Bu farklılık, rezeksiyon boyutu arttıkça plak ve vida sistemleriyle ilgili komplikasyon oranlarının da artabileceğini göstermekte olup uzun dönemli stabilizasyonun sağlanabilmesi için 5 cm'den uzun rezeksiyonlarda yalnız başına rekonstrüksiyon plaklarının kullanımının sınırlanması gerektiğini vurgulamaktadır (155). Bir başka benzer çalışmada da defekt uzunluğunun başarı için önemli bir kriter olduğu vurgulanmıştır (156). Artan rezeksiyon boyutunun vida plak sistemini olumsuz etkileyip etkilemeyeceğini de test etmek üzere yaptığımız çalışmamızda değişken uzunluktaki modeller incelendiğinde rezeksiyon uzunluğu arttıkça:

- Yivsiz (konvansiyonel) vida-plak sisteminin kullanıldığı modellerde kemik üzerine gelen kuvvetlerde (hem kortikal hem de spongios kemikte) bir

azalma gözükmemektedir. Yivli sistem kullanıldığında ise kemiklere gelen kuvvetler yönünden belirgin bir farklılık izlenmemektedir.

- Vidalar üzerine gelen yüklere bakıldığında ise; kilitsiz sistem vidalarında kuvvet miktarları açısından belirgin bir fark gözlenmezken, vidalara gelen kuvvet dağılımları değişkenlik göstermektedir. Kilitli sisteme bakıldığında ise yine total kuvvetlerin miktarı açısından bir fark gözlenmezken, sistemin proksimal segmentinde ve rezeke alana en yakın 2 vidasında yüklerde azalma, distal segmentteki rezeke alana yakın 2 vidada ise artma saptanmıştır. Yani kilitli sistemde artan uzunlukla birlikte vidalar üzerindeki yük daha çok distal segmente kaymaktadır.
- Plak üzerindeki stres birikimlerine bakıldığında ise; kilitsiz sistemde streslerin proksimal segmentin üzerindeki kısımda azaldığı gözlenmektedir. Distal segmentin rezeke boşluğa uzak uç kısmında streslerde bir azalma olmamıştır. Rezeke boşluğa denk gelen plak ortasındaki kuvvetlerde ise az miktarda bir düşüş olduğu bulunmuştur. Kilitli sistemin kullanıldığı modelde isedistal segment üzerindeki kısımda bir fark gözlenmezken plak ortasındaki yükün 3 kat arttığı, proksimal segmentin başlangıç kısmında ise plağın 2 kat fazla yüke maruz kaldığı gözükmemektedir.

Çalışmamızda artan rezeksiyon uzunluğuyla beraber kuvvetlerin kilitli plak ortasında arttığı bulunmuştur. Ancak uzun kemiklerde yapılan bir çalışmada, kilitli plak sistemlerinde plak ortasında kuvvet yoğunlaşmasına bağlı olarak kırılma oluşmaması için iki segment arasındaki ilk vidaların birbirinden uzağa yerleştirilmesi gerektiği, böylelikle bu mesafenin artmasının plak ortasında oluşacak bükülme stresini azaltacağı vurgulanmaktadır (81). Bizim çalışmamızın bu sonucun tersini ortaya koyması mandibulanın eğimli morfolojisi ve yapışan kas vektörlerinin kompleks yapısı ile ilişkili olabilir.

Çalışmamızdaki sonuçlara göre uygun yükleme koşulları altında kısa rezeksiyon uygulanan modellere bakıldığında; proksimal kortikal, proksimal spongioz, distal kortikal ve distal spongioz kemiklerde hem sıkışma hem de gerilme kuvvetlerinde konvansiyonel vida plak sistemi aleyhine bir artış olduğu saptanmıştır. Kenneth A. Egol

ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada konvansiyonel sistemlerde yeterli stabilizasyon sağlanması için vidanın plağa en az 3 Nm tork uygulaması gerektiği belirtilmiştir (157). Bizim çalışmamızda da konvansiyonel vida-plak modellerindeki her vidaya 3 Nm tork gelecek şekilde dik kuvvet uygulandı. Daha çok kısa rezeksiyon uygulanan modellerde gözlenen ve kilitsiz vida-plak sistemi aleyhine oluşan bu belirgin farklılık, konvansiyonel sistemlerde adaptasyon sağlanması amacıyla vidaya uygulanan ve plağın kemik üzerinde oynamamasını sağlayan bu kuvvetle ilişkili olabilir.

Özellikle konvansiyonel sistemde sıkışma kuvvetlerinin her iki segmentin rezeksiyon boşluğuna en uzak iki vidası etrafındaki kortikal kemikte belirgin olarak yoğunlaştığı gözlenmiştir. Bu durumun bu vidaların çevresindeki kemikte rezorpsiyona neden olup vidada gevşemeye yol açabileceği akla gelmelidir.

Ancak bu çalışmada, kısa rezeksiyon modelinde konvansiyonel vida plak sistemi uygulanan ve rezeke boşluğa en uzak vidalar etrafındaki kemikte oluşan kuvvetlerin patolojik olup olmadıkları yani rezorpsiyona neden olup gevşeme yapıp yapmayacakları değerlendirilememektedir.

İlave olarak kısa rezeksiyon modellerinde konvansiyonel plak ve vidalar üzerindeki kuvvetler kilitli sistemdekilere göre daha fazla bulunmuştur. Ancak plakların rezeke boşluğun da orta noktasına denk gelen ara bölgesindeki streslerde belirgin bir farklılık gözlenmemiştir.

50 mm.lik uzun rezeksiyon modeli değerlendirildiğinde;

- Proksimal kortikal kemikte gerilme kuvvetleri kilitsiz sistemde kilitli sisteme göre daha fazla bulunmuştur.
- Proksimal spongioz kemikte sıkışma kuvvetleri kilitsiz sistemde daha yüksek bulunmuştur. Ancak arka vida etrafındaki kemikte birbirine paralel dağılım saptanmıştır. Gerilme değerleri de bunlara paralellik göstermektedir.

- Distal kortikal kemikte kilitsiz sistemde sıkışma kuvvetlerinin belirgin bir şekilde arttığı, özellikle rezeke boşluğa uzak vida etrafında çok belirgin bir şekilde yoğunlaştığı görülmüştür. Gerilme kuvvetlerine bakıldığında ise, kilitsiz sistemde yine kuvvet değerleri daha yüksek olarak bulunmuş, kuvvetlerin özellikle rezeke boşluğa yakın iki vida arasında ve ikinci vida çevresinde yoğunlaştığı saptanmıştır. Kilitli sistemde ise belirgin bir fark gözlenmezken boşluk alana yakın vidalarda belirgin olmayan bir artış gözlenmiştir.
- Distal spongios kemikte, kilitsiz sistemde sıkışma kuvvetleri daha yüksek gözlenirken, kuvvet aynen kortikal kemikteki gibi boşluğa en uzak iki vida arasında ve son vidanın anterioruna doğru yoğunlaşmıştır. Kilitli sistemde sadece orta vidada hafif artış görülmüştür. Gerilme değerlerine bakıldığında ise değerler yine kilitsiz vida-plak sistemi aleyhinedir. Ancak vidalar etrafında yük dağılımı eşit görünmektedir.

Klinik açıdan değerlendirilen çalışmalarda vida-plak sistemlerinin başarısına etki eden başka faktörlerin de bulunduğu, plakla birlikte kemik grefti ve/veya yumuşak doku flebi uygulanmasının plağı destekleyerek komplikasyon oranlarını azalttığı (%3-10) bildirilmiştir (70,155,156).

Yi Zhang ve arkadaşlarının segmental rezeksiyon uygulanmış fotoelastik modeller üzerinde yaptığı, kilitsiz tipte 3-DBRP (dynamic bridging reconstruction plate) kullanılan ve sonuçların izokromatik sınır analizi ile değerlendirildiği çalışmada, yükleme koşullarında değişen rezeksiyon şekli ve vida sayısının stabiliteye ve vida çevresindeki kemiğe etkisi test edilmiştir. En çok yükün proksimal segmentte olduğu, bu yükün rezeke boşluğa en yakın ve en uzak vidalarda toplandığı, en uzak vidanın daha fazla yüke maruz kaldığı, bu vidalar etrafında oluşan kuvvetlerin birbirine zıt yönde olduğu, ortadaki vidanın çok fazla yük taşımadığı belirtilmiştir (158). Bizim çalışmamızda da uzun rezeksiyon uygulanan ve kilitsiz plak sisteminin kullanıldığı model hariç plaklardaki en çok yük proksimal segmentte toplanmıştır. Benzer şekilde kilitsiz vida kullanılan ve kısa rezeksiyon uygulanan modelde kuvvetin rezeke alana en

uzak vidalarda yoğunlaştığı gözlenmiştir. Ancak uzun rezeksiyon uygulanan ve kilitsiz vida kullanılan modelde böyle bir dağılım saptanmamıştır.

Javier Arias Gallo ve arkadaşlarının lateral mandibuler defekti olan ve konvansiyonel rekonstrüksiyon plakları ile rehabilite edilen 9 hastada retrospektif olarak yaptığı çalışmada, 5-11 yıllık takipte vida kaybı gözlenen 6 hastanın 5'indeki kayıpların proksimal segmentte olduğu bildirilmiştir (82).

Kimura A ve arkadaşlarının farklı rezeksiyon defektlerinde değişen vida konfigürasyonlarının fiksasyon stabilitesine etkisini anlamak amacı ile yaptıkları SEA çalışmasında, lateral defektlerde en fazla yükün kuvvet uygulanan taraf olan distal segmentin ilk vidasında olduğu gözlemlenmiş ve buraya gelen kuvvetin azaltılması için bu uç vidanın yakınına bir destek vida konulması tavsiye edilmiştir. Bu sonuç incelendiğinde, bu çalışmada mandibulanın kondil, koronoid proses ve masseter bölgelerinden sabitlendiği ve tek taraflı kuvvet uygulandığı görülmektedir. Tek taraflı uygulanan bu kuvvetin kuvvet kolu etkisi yüzünden yükleme yapılan ilk vidada aşırı kuvvet oluşabileceği anlaşılmaktadır. Ancak gerçekte mandibula kemiği farklı bölgelerden etkiyen birçok farklı yönlü kuvvete maruz kalmaktadır. Pratikte mandibula sadece kondildeki eksen ve karşıt arkta oklüzyonda bulunduğu bölge üzerinden sınırlandırılabilir (113).

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

- İki farklı uzunluktaki rezeksiyon modelinde de kemik üzerindeki kuvvet dağılımı belirgin şekilde kuvvetlerin daha homojen olarak dağıldığı kilitli sistem lehinedir.
- Vida etrafındaki kemik üzerine gelen yüklere bakıldığında, streslerin kilitsiz sistemlerde rezeke boşluğun en uzak iki ucundaki vidalar etrafında yoğunlaştığı gözlenmiştir.
- Genel olarak kuvvetler proksimal segmentte yoğunlaşırken, rezeksiyonun uzaması yükün distale taşınmasına ve özellikle de kilitsiz sistemde distal segmentte toplanmasına yol açmıştır.
- Vida ve plak sistemleri üzerindeki kuvvetlere bakıldığında, rezeksiyon uzunluğunun artması kilitsiz sistemde kuvvetleri azaltırken, yivli sistemde kuvvet plak ortasında 3 kat, proksimal segmentin ilk vidası etrafında 2 kat arttırmıştır. Zaten genel bilinen konseptle kilitli plak sistemlerinin kuvveti kendi üzerinde toplaması bu sonucu desteklemektedir.
- Sonuç olarak bütün bu etkiler gözönünde bulundurulduğunda sonlu elemanlar analizi ile değişen rezeksiyon uzunluklarında iki farklı plak tipi değerlendirildiğinde özellikle kısa rezeksiyonlarda kilitli plak sistemi lehinde bulgular elde edilmiştir. Artan rezeksiyon uzunluğuyla konvansiyonel sistemde daha az yer değiştirme gözlense de pratikte konvansiyonel sistemde görülen ve vida çevresindeki kemikte oluşan yüksek kuvvete bağlı oluşacak rezorpsiyon sonucu uzun rezeksiyonda kullanılan bu sistemin stabilizasyonunda dazamanla bozulma yaşanması muhtemeldir. Farklı rezeksiyon uzunluklarının vida plak sistemlerine etkisine bakıldığında ise klinik çalışmaların aksine artan uzunluğun sadece kilitli sistemler aleyhinde etki yarattığı görülmüştür. Bu da bu konudaki teorik bilgilerle yapılan klinik planlamanın tekrar değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.
- Plakta oluşan yer değiştirme göz önüne alındığında kilitli sistemin biraz daha dezavantajlı olduğu görülse de SEA yöntemi ile 25 ve 50 mm rezeksiyon

uygulanarak fikse edilen modellerde kilitli vida ve plak sistemleri, konvansiyonel vida ve plak sistemlerine göre kemiğe iletilen kuvvetler ve vidalar üzerindeki kuvvetlerin genel olarak daha az olması ve kuvvetlerin daha homojen dağılması sebebiyle daha avantajlı gözükmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. THORNE, CH. (1997). Grabb and Smith's Plastic Surgery.Fifth edition. Philadelphia, Lippincott-Raven Publishers. Chapter **82**: 957-80.
2. CHIM, H., SALGADO, CJ., MARDINI, S., CHEN HC. (2010). Reconstruction of mandibular defects. *Semin Plast Surg.* **24**: 188–197.
3. SALGUEIRO, MI., STEVENS, MR. (2010). Experience with the use of prebent plates for the reconstruction of mandibular defects. *Craniomaxillofac Trauma Reconstruction.* **3**: 201–208.
4. JOHNSON, N. (2001). Tobacco use and oral cancer: a global perspective. *J Dent Educ.***65**: 328-39.
5. CAMPANA, JP., MEYERS, AD. (2006). The surgical management of oral cancer. *Otolaryngol Clin N Am.***39**: 331–348.
6. MOORE, SR., JOHNSON, NW., PIERCE, AM., WILSON, DF. (2000). The epidemiology of mouth cancer: a review of global incidence. *Oral Dis.***6**:65-74.
7. LEWELLYN, CD., JOHNSON, NW., WARNAKULASURI, KA. (2004) Risk factors for oral cancer in newly diagnosed patients aged 45 years and younger: a case-control study in Southern England. *J Oral Pathol Med.* **33**:525-32.
8. VAN DEN BREKEL, MW., CASTELINJNS, JA., STEL, HV., GOLDING, RP., MEYER, CJ., SNOW GB. (1993). Modern imaging techniques and ultrasound-guided aspiration cytology for the assessment of neck node metastases: a prospective comparative study. *Eur Arch Otorhinolaryngol.***250**: 11–7.
9. KREIMER, AR., CLIFFORD, GM., BOYLE, P., FRANCESCHI, S. (2005). Human papillomavirus types in head and neck squamous cell carcinomas worldwide: a systematic review. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev.***14**: 467-75.
10. MISRA, S., CHATUVEDI, A., MISRA, NC. (2008). Management of gingivobuccal complex cancer. *Ann R Coll Surg Engl.* **90**:546-53.
11. ACHAUER, BM., ERIKSSON, E., GUYURON,. COLEMAN, JJ., RUSSELL, RC. (2000). Plastic Surgery: Head and Neck Surgery; Plastic Surgery: Indications, Operations and Outcomes. VOLUME 3 P;1067-287
12. SHAH, JP. (1990). Patterns of cervical lymph node metastasis from squamous carcinomas of the upper aerodigestive tract. *Am J Surg.***160**:405-9.
13. TEI, K., TOTSUKA, Y., IIZUKA, T., OHMORI, K. (2004). Marginal resection for carcinoma of the mandibular alveolus and gingiva: where radiologically detected bone defects do not extend beyond the mandibular canal. *J Oral Maxillofac Surg.***62**: 834-839.
14. WERNING, JW, (2001). Preoperative assessment for and outcomes of mandibular conservation surgery. *Head Neck.* **23**: 1024–30.
15. SHAHA, AR. (1991). Preoperative evaluation of the mandible in patients with carcinoma of the floor of the mouth. *Head neck.* **13**: 398–402.

16. TEI, K., TOTSUKA, Y., IIZUKA, T., OHMORI, K. (2004). Marginal resection for carcinoma of the mandibular alveolus and gingiva where radiologically detected bone defects do not extend beyond the mandibular Canal. *J Oral Maxillofac Surg.***62**: 834–9.
17. POLITI, M., COSTA, F., ROBIONY, M., RINALDO, A., FERLITO, A. (2000). Review of segmental and marginal resection of the mandible in patients with oral cancer. *Acta Otolaryngol.***120**: 569–79.
18. SHAH, JP., PATEL, SG. (2003). Head and Neck Surgery and Oncology. 3rd Edition. London, New York: Mosby, Edinburgh.
19. GULER, N., UCKAN, S., CELIK, I., OZNURLU, Y., UCKAN, D. (2005). Expression of fas and fas-ligand and analysis of argyrophilic nucleolar organizer regions In squamous cell carcinoma: relationships with tumor stage and grade, and apoptosis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **8**: 900-906.
20. SHAH, JP., GIL, Z. (2009). Current concepts in management of oral cancer. *Oral Oncology.* **45**: 394–401.
21. SHAH, JP. (1990). Patterns of cervical lymph node metastasis from squamous carcinomas of the upper aerodigestive tract. *Am J Surg.***160**: 405–9.
22. SPIRO, RH., HUVOS, AG., WONG, GY., SPIRO JD., GNECCO, CA., STRONG, EW. (1986). Predictive value of tumor thickness in squamous carcinoma confined to the tongue and floor of the mouth. *Am J Surg.***152**: 345–50.
23. PICCIRILLO, JF. (1995). Inclusion of comorbidity In a staging system for head and neck cancer. *Oncology (Williston Park)* **9**: 831–48.
24. WAX, MK., BASCOM, DA., MYERS, L. (2002). Marginal mandibulectomy vs segmental mandibulectomy: indications and controversies. *Arch Otolaryngol.***128**: 600-603.
25. MARCHETTA, FC., SAKO, K., MURPHY, JB. (1971). The periosteum of the mandible and intraoral carcinoma. *Am J Surg.***122**: 711-713.
26. CARTER, RI., TSAO, S., BURMAN, JF. (1983). Patterns and mechanisms of bone invasion by squamous carcinomas of the head and neck. *Am J Surg.***146**: 451-455.
27. MC GREGOR, AD., MAC DONALD, DG. (1988). Routes of entry of squamous cell carcinoma to the mandible. *Head Neck Surg.***10**: 294–301.
28. SHAH, JP., JOHNSON, NW., BATSAKIS, JG. (2003). Oral Cancer. LONDON. Martin Dunitz P: 209-365.
29. MISRA, S., CHATURVERDI, A., MISRA, NC. (2002). Oral Carcinoma. Recent Advances In Surgery, Volume 25. London: Royal Society Of Medicine Press. P: 71–86.
30. OBRIEN, CJ., LEE, KK., CASTLE, G., STEVENS, G. (1992). A comprehensive treatment strategy for squamous carcinoma of the oral cavity and oropharynx. *Am J Surg.***164**: 582–586.
31. DUBNER, S., HELLER, KS. (1993). Local control of squamous cell carcinoma following marginal and segmental mandibulectomy. *Head Neck Surg.* **15**: 29-32.

32. WAX, MK. (2005). Preservation of the mandible in the management of cancer of the oral cavity. *Operative Techniques in Otolaryngology*. **16**: 18-23.
33. REUTHER, JF., KUBLER, NR. (1999). Die wiederherstellung des unterkiefers. therapeutische verfahren nach kontinuiertsverlust durch Entzündung, trauma, tumor. *Dtsch Arzteblatt* **96**: 739–746.
34. CARLSON, ER., BASILE, JD. (2009). The role of surgical resection in the management of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws. *J Oral Maxillofac Surg*. **67**: 85-95.
35. GENDEN, EM., RINALDO, A., JACOBSON, A., SHAHA, AR., SUAREZ, C., LOWRY, J., URQUHART, AC., WERNER, JA., GULLANE, PJ., FERLITO, A. (2005). Management of mandibular invasion: when is a marginal mandibulectomy appropriate? *Oral Oncol*. **41**: 776-82.
36. HELLER, KS., DUBNER, SD., KELLER, A. (1995). Long-term evaluation of patients undergoing immediate mandibular reconstruction. *Am J Surg*. **170**: 517–520.
37. COUSTAL, B., MICHELET, V., PINSOLLE, J., SIBERCHICOT, F., CAIX, P., MICHELET, FX. (1994). Resultats de l'utilisation des plaques de reconstruction mandibulaire en titane (Results of primary mandibular reconstruction using titanium plates). *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. **95**: 274–277.
38. SCHIPSTER, T., GULLANE, PJ., NEGILAN, PC. (2000). The free vascularized flap and the flap plate options: comparative results of reconstruction Of lateral mandibular defects. *Laryngoscope*. **110**: 2056– 2060.
39. THOMAS, J., OW, TJ., MYERS, JN. (2011). Current management of advanced resectable oral cavity squamous cell carcinoma. *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology*. **1**: 1-10 .
40. HUGUENIN, P., BEER. KT., ALLAL, A., RUFIBACH, K., FRIEDLY, C., DAVIS, JB., SCHMID, S., THONI, A. (2005). Concomitant cisplatin significantly improves locoregional control in advanced head and neck cancers treated with hyperfractionated radiotherapy. *J Clin Oncol*. **22**: 4665-73.
41. COOPER, JS., PAJAK, TF., FORASTIERE, AA., JACOBS, J., CAMPBELL, BH., SAXMAN, SB., KISH, JA., KIM, HE. (2004). Postoperative concurrent radiotherapy and chemotherapy for high-risk squamous-cell carcinoma of the head and neck. *N Engl J Med*. **350**: 1937-44.
42. JEWER, DD., BOYD, JB., MANKTELOW, RT., ZUKER, RM., ROSEN, IB., GULLANE, PJ., ROTSTEIN, LE., FREEMAN, JE. (1989). Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: a review of 60 cases and a new method of classification. *Plast Reconstr Surg*. **84**: 391-405.
43. BOYD, JB., GULLANE, PJ., ROTSTEIN, LE., BROWN, DH., IRISH, JC. (1993). Classification of mandibular defects. *Plast Reconstr Surg*. **92** :1266-75.
44. URKEN, ML., WEINBERG, H., VICKERY, C., BUCHBINDER, D., LAWSON, W., BILLER, HF. (1991). Oromandibular reconstruction using microvascular composite free flaps: Report of 71 cases and a new classification scheme for bony,

- soft-tissue, and neurologic defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* **117**: 733-44.
45. SCHLIEPHAKE, H., JAMIL, MU. (2002). Prospective evaluation of quality of life after oncologic surgery for oral cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **31**: 427-33.
 46. MARTIN, C. (1889). Lymphadenopatý prosthese immediate, appliquee a lymphadenopathy resection des maxillares: rhino-plastie sur appareil prothetique permanent; restauration de lymphadenopathy face, levres, nez, langue, voute et viole du palais. Paris, Masson et Cie.
 47. PARTSCH. (1897). Prosthesis of lower jaw after resection. *Arch Klin Chir.* **55**: 746.
 48. LINDEMANN, A. (1916). Bruhns ergebnisse aus dem düsseldorfer lazzaret, behandlungen der kieferschussverletzungen. *Wiesbaden* p 243.
 49. KLAPP, R., SCHROEDER, H. (1917). Die Unterkieferschussbrüche. Berlin. Hermann Meusser.
 50. IVY, RH. (1921). Extensive loss of substance of mandible due to removal of sarcoma, replaced by bone graft from crest of ilium. *Int J Orthod.* **7**: 483.
 51. CONVERSE, JM. (1945). Early and late treatment of gunshot wounds of the jaw in French battle casualties in North Africa and Italy. *J Oral Surg.***3**: 112.
 52. SWANSON, LT., HABAL, MB., LEAKE, DL., MURRAY, JE. (1973). Compound silicone-bone implants for mandibular reconstruction. Development and application. *Plast Reconstr Surg.***51**: 402-10.
 53. BOYNE, PJ. (1969). Restoration of osseous defets in maxillofacial casualties. *J Am Dent Assoc.***78**:767.
 54. BOYNE, PJ. (1973). Implants and transplants: review of recent research in this area of oral surgery. *J Am Dent Assoc.* **87**: 1074-80.
 55. SCHWARTZ, HC. (1984). Mandibular reconstruction using the dacron-urethane prothesisand autogenic cancellous bone: review of 32 cases. *Plast Reconstr Surg.* **73**: 387-95.
 56. CUMMINGS, CW., LEIPZIG, B. (1980). Replacement of tumor-involved mandible by cryosurgically devitalized autograft: human experience. *Arch Otolaryngol.* **106**: 252-4.
 57. KELLMAN, RM., GULLANE, PJ. (1987). Use of the AO mandibular reconstruction plate for bridging of mandibular defects. *Otolaryngol Clin North Am.* **20**: 519-33.
 58. RAVEH, J., STICH, H., SUTTER, F., GREINER, R. (1984). Use of the titanium-coated hollow screw and reconstruction plate system in bridging of lower jaw defects. *J Oral Maxillofac Surg.* **42**: 281-94.
 59. ACHAUER, BM., ERIKSSON, E., GUYURON., COLEMAN, JJ., RUSSELL, RC. (2000). Plastic Surgery: Head and Neck Surgery; Plastic Surgery: Indications, Operations, and Outcomes. VOLUME 3 P;1067-287.

60. ECKARDT, A., BARTH, EL., KOKEMUELLER, H., (2004). Recurrent carcinoma of the head and neck: Treatment strategies and survival analysis in a 20-year period. *Oral Oncol***40**:427.
61. TARNAI, K. (1954). Operative metallentese-implantation in einer sitzung zum ersatz des fehlenden unterkieferkörpers. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd.* **19**: 288, 1954.
62. LIN, PY., LIN, KC., JENG, SF. (2011). Oromandibular reconstruction: the history, operative options and strategies, and our experience. *ISRN Surg.* **11**:824-34.
63. SPIESSL B. New Concepts in Maxillofacial Surgery. New York, NY: Springer-Verlag NY Inc; 1976:156-166.
64. KIM, MR., DONOFF, RB. (1992). Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg.* **50**: 1152-7.
65. ZWETYENGA, N., PINSOLLE, J., SIBERCHICOT, F., MAJOUFRE-LEFEVBRE, C. (2002). Reconstruction of lateral mandibular defects with dynamic bridging plates. *Br J Oral Maxillofac Surg.***40**: 307-12.
66. MARIANI, PB., KOWALSKI, LP., MAGRIN, J. (2006). Reconstruction of large defects postmandibulectomy for oral cancer using plates and myocutaneous flaps: a long-term follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **35**: 427-32.
67. KLOTCH, DW., GAL, TJ., GAL, RL. (1999). Assessment of plate use for mandibular reconstruction: has changing technology made a difference?. *Otolaryngol Head Neck Surg.* **4**: 388-392.
68. SCHONNING, H., EMSHOFF, R. (1988). Primary temporary AO plate reconstruction of the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* **86**: 667–672.
69. SPENCER, KR., SIZELAND, A., TAYLOR, GI., WIESENFELD, D. (1999). The use of titanium reconstruction plates in patients with oral cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **28**: 288–290.
70. BOYD, JB., MULHOLLAND, S. (1993). Fixation of the vascularized bone graft. *Plastic Recons Surg.* **21**: 360.
71. BRANEMARK, PI., LINDSTROM, J., HALLEN, O., BREINE, U., JEPPSON, PH., OHMAN, A. (1975). Reconstruction of the defective mandible. *Scand J Plast Reconstr Surg.***9**: 116-28.
72. BOYD, JB., MORRIS, S., ROSEN, IB., GULLANE, P., ROTSTEIN, L., FREEMAN, JL. (1994). The through-and-through oromandibular defect: rationale for aggressive reconstruction. *Plast Reconstr Surg.* **93**: 44-53.
73. DAVIDSON, J., BOYD, B., GULLANE, P., ROTSTEIN, L., FREEMAN, J., MANKTELOW, R., ROSEN, IA. (1991). Comparison of the results following oromandibular reconstruction using a radial forearm flap with either radial bone or a reconstruction plate. *Plast Reconstr Surg.* **88**: 201-8.
74. BOYD, JB. (1994). Use of reconstruction plates in conjunction with soft-tissue free flaps for oromandibular reconstruction. *Clin Plast Surg.***21**: 69-77.

75. BOYD, JB., MULHOLLAND, RS., DAVIDSON, J., GULLANE, PJ., ROTSTEIN, LE., BROWN, DH., FREEMAN, JE., IRISH, JC. (1995). The free flap and plate in oromandibular reconstruction: long-term review and indications. *Plast Reconstr Surg.* **95**: 1018-28.
76. RAVEH, J., STICH, H., SUTTER, F., GREINER, R. (1982). Current possibilities of reconstruction of the lower jaw in bony defects following tumor resection. Animal experiments and clinical results. *Chirurg.* **53**: 459-67.
77. RAVEH, J., STICH, H., SUTTER, F., SCHAWALDER, P. (1981). New reconstruction potentials in mandibular defects after tumor resection. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* **91**: 899-920.
78. COLETTI, DP., ORD, R., LIU, X. (2009). Mandibular reconstruction and second generation locking reconstruction plates: Outcome of 110 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **38**: 960–963.
79. BLACKWELL, KE., LACOMBE, V. (1999). The Bridging Lateral Mandibular Reconstruction Plate Revisited. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* **125**: 988-993.
80. HERFORD, AS., ELLIS, E. (1998). Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* **56**:1261-5.
81. SMITH, WR., ZIRAN, BH., ANGLIN, JO., STAHEL, PH. (2007). Locking plates: tips and tricks. *J Bone Joint Surg Am.* **89**: 2298-2307.
82. ARIAS-GALLO, J., MAREMONTI, P., GONZALEZ-OTERO, T., GOMEZ-GARCIA, E., BURGUENO-GARCIA, M., CHAMORRO, PM., MARTOREL-MARTINEZ, V. (2004). Long term results of reconstruction plates in lateral mandibular defects. Revision of nine cases. *Auris Nasus Larynx.* **31**: 57-63.
83. GUTWALD, R., ALPERT, B., SCHMELZEISEN, R. (2003). Principle and stability of locking plates. *Keio J Med.* **52**: 21-24.
84. MARX, RE., STERN, D. (2003). Oral and Maxillofacial Pathology: A Rationale for Diagnosis and Treatment. Carol Stream, IL: Quintessence Publishing Co., Inc.:635–703.
85. MARX, RE., (2007). Bone and bone graft healing. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* **19**: 455–466.
86. CHAO, CK., HSU, CC., WANG, JL., LIN, J. (2006). Increasing bending strength of tibial locking screws: mechanical tests and finite element analyses. *Clinical Biomechanics.* **22**: 59-66.
87. BARAN, NM. (1988). Finite Element Analysis on Microcomputers, McGraw Hill, Ins. p.:27-60.
88. ULM, C., SOLAR, P., BLAHAUT, R. (1992) Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **74**:131-136.
89. KAVASOGLU, AE. (1986). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile kanin distalizasyonunda kullanılan farklı yöntemlerin karşılaştırılması. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

90. MEYER, U., VOLLMER, D., RUNTE, C., BOURAUUEL, C., JOOS, U. (2001). Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxilla: a finite-element analysis. *J Cranio maxillofac Surg.* **29**: 100-105.
91. BATHE, KJ., WILSON, LE., PETERSON, EF. (1973). SAP IV- A Structural Analysis Program for Static and Dinamic Response of Lineer Systems. College of Engineering, University Of California: p:6-54.
92. SONUGELEN, M., ARTUNÇ, C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir, Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi
93. RHO, JY., ASHMAN, RB., TURNER, CH.(1993). Young's modulus of trabeculer and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* **26**: 111-119.
94. BALATLIOĞLU A. (2000) Akrilik kaide ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.
95. INAN, M. (1988). Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul: İTÜ Vakfı. 6.Baskı, Yayın No:25,12-342.
96. TOSUN, T. (1997). Serbest sonlanan alt çenelerde pit-easy, bio- oss implantları üzerinde yapılan implant-implant destekli ve implant diş destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
97. BUECHE, F. (1977). Principles of Physics, 3rd Ed. McGrow-Hill, USA.
98. JAMES, AM., LORD, MP. (1992). Macmillans Chemical and Physical Data, Macmillan, London, UK.
99. AK, S. (1994). Mandibula kırıklarında kullanılan miniplak-vida sisteminin sonlu elemanlar metodu ile üç boyutlu stres analizleri. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Konya.
100. AYDINLIK, E., SAHİN, E. (1977). Diş Hekimliğinde Stres Analizleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **1**:78-85.
101. BREKELMANS, WM., POORT, HW., SLOOF, TJ. (1972). A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Ortop Scandinav* **43**: 301-317.
102. CAPUTO, AA., STANDLEE, JP. (1992). Biomechanics in Clinical Dentistry, Second Edition, Chicago: Quintessence, p.:15-39.
103. VEZİROĞLU, F. (2005). Alveolar distraksiyon sonrası yerleştirilen üç farklı tip implantın çevre dokulara etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.
104. ÇALIŞ, AC. (2006). Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofiği görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu

- elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
105. AKMAN, H. (2002). Mandibulanın sagittal split osteotomisinde kullanılan değişik fiksasyon materyallerinin sonlu elemanlar stres analiz metodu ile incelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.
 106. DE VREE, JH., PTRES, MC., PLASSCHAERT, AJ. (1983). A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil.* **10**: 505-517.
 107. FARAH, JW., CRAIGH, RG. (1998). Studies on frameworks for osseointegrated prosthesis: part I. The effect of varying the number of the supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implant.* **3**:197-201.
 108. JAFARI, A., SHETTY, S., KUMAR, M. (2003). Study of stress distrubition and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces- a three dimensional FEM study. *Angle Orthod.* **73**:12-20.
 109. BARAN, İ. (1995). İki tip silindirik endosteal implant alt yapı üzerine hazırlanmış üç değişik tüberkül eğimli kron tasarımlarına uygulanan vertikal kuvvetlerin oluşturduğu streslerin FEM yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
 110. BURNETT, SD. (1988). From Concepts to Application. Addison-Wesley Publishing Company.
 111. ÖCAL, T. Boyun omur kırıklarının bilgisayar ortamında modellenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, Bursa, 2001.
 112. SIEGELE, D., SOLTESZ, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **4**: 333-340.
 113. KIMURA, A., NAGASAO, T., KANEKO, T., TAMAKI, T., MIYAMOTO, J., NAKAJIMA, T. (2006). Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg.* **34**: 193-200.
 114. OĞUZ, Y. (2007). Kilitli vida ve plak sisteminin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.
 115. VAN EIJDEN, TM., BRUGMAN, P., WEIJS, WA., OOSTING, J. (1990). Coactivation of jaw muscles: recruitment order and level as a function of bite force direction and magnitude. *J Biomech.* **23**: 475-85.
 116. VAN EIJDEN, TM. (1990). Jaw muscle activity in relation to the direction and point of application of bite force. *J Dent Res.* **69**: 901-5.

117. VAN EIJDEN, TM. (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol.* **36**: 535-9.
118. HAUSAMEN, JE. (2001). The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. *J Craniomaxillofac Surg***29**:2–21.
119. LEE, KY., LORE, JM., PERRY, CJ., BAILEY, BJ. (1988). Use of the Kirschner Wire for Mandibular Reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* **114**: 68-72.
120. URKEN, ML. (1991). Composite free flaps in oromandibular reconstruction: review of the literature. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* **117**:724–732.
121. KIM, BC., KIM, S., NNAM, W., CHA, KH. (2012). Mandibular reconstruction with vascularized osseous free flaps: a review of the literature. *Asian Pac J Cancer Prev.* **13**: 553-38.
122. DOTY, JM., PIENKOWSKI, D., GOLTZ, M., HAUG, RH., VALENTINO, J., AROSARENA, O. (2004). Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* **130**: 1388-92.
123. VAN SICKELS, JE., PETERSON G. P., HOLMS S., HAUG R. H. (2005).An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg.* **63**:1620-1625.
124. UCKAN S., SCHWIMMER A., KUMMER F., GREENBERG, AM. (2001). Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **39**:266-268.
125. SCHUPP, W., ARZDORF, M., LINKE, B., GUTWALD, R. (2007). Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* **65**: 924-30.
126. SIKES, JW,. SMITH, BR., MUKHER, JEE. DP, COWARD, KA. (1998). Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture reconstruction models. *J Oral Maxillofac Surg.* **56**:468-73.
127. DE HOFF, PH., ANUSAVICE, KJ. (1984). Effect of metal design on marginal distortion of metal ceramic crowns. *J Dent Res***63**:1327-1331.
128. FARAH, JW., CRAIG, RG., MEROUEH, KA. (1998). Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Reh.* **15**: 615-624.
129. SCHULLER-GOTZBURG, P., PLESCHBERGER, M., RAMMERSTORFER, FG., KRENKEL, C. (2009). 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **38**: 1298-305.
130. ISMAILL, YH., HAUNTIS, LN., FLEMING, JF. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant . *J Oral Imp.* **4**: 25-61.
131. STEGAROIU, R., SATO, T., KUSAKARI, H., MIYAKAWA, O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a

- three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. **13**: 82-90.
132. ESKITASCIOGLU, G., SEVIMAY, M., ERASLAN, O., İNAN, Ö. (2008). Comparison of two and three dimensional models of finite element analysis. *SÜ Dışhek Fak Der*. **17**: 182-189.
 133. SATO, Y., TEIXEIRA, ER., TSUGA, K, SHİNDÖİ, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. **26**: 640-3.
 134. SATO, Y., WADAMOTO, M., TSUGA, K, TEİXERİA, ER. (1999). The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. **26**: 288-91.
 135. GENG, JP., TAN, KC., LIU, GR. (2004). Finite element analysis of four thread - form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Reh*. **31**: 233-239
 136. DE TOLLA, D., ANDREANA, S., PATRA, A., BUHITE, R. (2000). The role of finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*. **26**: 77-81.
 137. GENG, JP., TAN, K., B, C., LIU, GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry. *J Prosth Dent*. **85**: 585-598.
 138. SAGESEN, L. (2000). İçi boş silindir (hollow silindir) implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri Doktora tezi. Gazi-üniv.
 139. VAN STADEN, RC., GUAN, H., LOO, YC. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. **9**: 257-70.
 140. HAUG, RH., FATTAHI, TT., GOLTZ, M. (2001). A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. **59**: 1199-210.
 141. MAURER, P., PISTNER, H., SCHUBERT, J. (2006). Computer assisted chewing power in patients with segmental resection of the mandible. *Mund Kiefer Gesichtschir*. **10**: 37-41.
 142. KOOLSTRA, JH.: (2002). Dynamics of the human masticatory system. *Crit Rev Oral Biol Med*. **13**: 366.
 143. MARUNICK, MT., MATHES, BE., KLEIN, BB. (1992). : Masticatory function in hemimandibulectomy patients. *J Oral Rehab*. **19**: 289.
 144. KNOLL, WD., GAIDA, A., MAURER, P. (2006). Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *J Craniomaxillofac Surg*. **34**: 201-9.
 145. SODERHOLM, AL., LINDQVIST, C., SKUTNAB, K., RAHN, B. (1991). Bridging of mandibular defects with two different reconstruction systems: an experimental study. *J OralMaxillofac Surg*. **49**: 1098-105.
 146. GUNST, MA. (1980). Interference with bone blood supply through plating of intact bone. In : Uhthoff HK, ed. *Current concepts of internal fixation of fractures*. :268-76.

147. SODERHOLM, AL, HALLIKAINEN, D., LINDQVIST, C.(1993).Long-term stability of two different mandibular bridging systems *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* **119**: 1031-6.
148. STOLL, P., WATCHER, R., BAHR, W. Bridging lower jaw defects with AO plates: comparison of THORP and 3-DBRP systems.
149. ARDARY, WC. (1993). Reconstruction of mandibular discontinuity defects using autogenous grafting and a mandibular reconstruction plate. *J Oral Maxillofac Surg.* **51**: 125-30.
150. FREITAG, V., HELL, B., FISCHER, H. (1991). Experience with AO reconstruction plates after mandibular resection involving its continuity. *J Craniomaxillofac Surg.* **19**: 191-5.
151. KIM, Y., SMITH, J. (2007). Fixation of mandibular osteotomies: Comparison of locking and nonlocking hardware. *Head & Neck.* **5**: 453–457,
152. SCHUSTERMAN, MA., REECE, GP., KROLL, SS., WELDON, ME. (1991). Use of the AO plate for immediate mandibular reconstruction in cancer patients. *Plast Reconstr Surg.* **88**: 588-93.
153. LINDQVIST, C., SODERHOLM, A., LLAINE, P., PAATSAMA, (1992). J. Rigid reconstruction plates for immediate reconstruction following mandibular resection for malignant tumors. *J Oral Maxillofac Surg.* **50**: 1158- 1163.
154. BLACKWELL, KE., BUCHBINDER, D., URKEN, ML. (1996). Lateral mandibular reconstruction using soft tissue free flaps and plates. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* **122**: 672- 678.
155. ARDEN, RL., RACHEL, JD., MARKS, SC., DANG, K. (1999). Volume-length impact of lateral jaw resections on complication rates. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* **125**: 68-72.
156. DISHER, MJ., ESCLAMADO, RM., SULLIVAN, MJ. (1993). Indications for the AO plate with a myocutaneous flap instead of revascularized tissue transfer for mandibular reconstruction. *Laryngoscope.* **103**: 1264-8.
157. EGOL, KA., KUBIAK, EN., FULKERSON, E., KUMMER, FJ., KOVAL KJ. (2004). Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma.* **18**: 488-93.
158. YI, Z., JIAN-GUO, Z., GUANG-YAN, Y., LING, L., FU-YUN, Z, GUO-CHENG, Z. (1999). Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **28**: 445-50.