

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

**FARKLI SEVİYELERDEN YAPILAN SEGMENTAL
MANDİBULAR REZEKSİYON SONRASI
REKONSTRÜKSİYON PLAĞI UYGULANAN
MANDİBULA MODELLERİNDE KORONOİDEKTOMİ
İŞLEMİNİN MANDİBULA VE PLAK ÜZERİNDE
OLUŞAN STRESLERE ETKİSİ: SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ**

Dt. Tayfun YETER

**Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Ertunç DAYI
2. Tez Danışmanı
Doç. Dr. Adnan KILINÇ**

**ERZURUM
2021**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	XIV
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ağız Kanserleri Epidemiyolojisi ve Etiyolojisi	3
2.2. Ağız Kanserlerinde Tedavi Seçimini Belirleyen Faktörler.....	4
2.2.1. Primer Tümöre Bağlı Faktörler.....	4
2.2.2. Hasta Faktörleri.....	5
2.2.3. Doktor Faktörleri	6
2.3. Mandibulada Tümör Yayılımı	6
2.4. Ağız Kanserlerinde Genel Tedavi Prosedürleri	7
2.4.1. Cerrahi Tedavi	7
2.4.2. Cerrahi Yaklaşım Yolu	8
2.5. Mandibular Defekt Sınıflandırılması	10
2.6. Mandibular Rekonstrüksiyon.....	13
2.6.1. Mandibular Rekonstrüksiyonun Amacı	14
2.6.2. Mandibular Rekonstrüksiyonun Tarihçesi.....	15
2.6.3. Mandibular Rekonstrüksiyonda Zamanlama	18
2.6.4. Mandibular Rekonstrüksiyon Teknikleri	18

2.7. Çiğneme Kasları	30
2.7.1. Temporal Kas.....	30
2.7.2. Masseter Kas.....	31
2.7.3. İç (medial) Pterygoid Kas	32
2.7.4. Dış (lateral) Pterygoid Kas	32
2.8. Sonlu Elemanlar Analizi.....	34
2.9. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Terimler.....	35
2.9.1. Kütle (Mass)	35
2.9.2. Kuvvet (Force).....	35
2.9.3. Gerilim (Stres)	35
2.9.4. Principal Stress (Asal Gerilim).....	36
2.9.5. Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, Von Mises Stres)	36
2.9.6. Strain (Gerinim).....	37
2.9.7. Esneklik Katsayısı (Young's modülü)	37
2.9.8. Poisson Oranı.....	37
2.9.9. Lineer Elastik Cisim	38
2.9.10. İzotrop Cisim	38
2.9.11. Homojen Cisim	38
2.10. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Avantajları	38
2.11. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Dezavantajları.....	39
2.12. Koronoidektomi	39
3. MATERYAL VE METOT.....	41
3.1. Modelleme	43
3.2. Gruplar	48
3.3. Yükleme ve Sınır Koşulları	53

3.4. Kas Kuvvetleri	53
3.5. Materyal Özellikleri.....	55
4. BULGULAR.....	56
5. TARTIŞMA.....	73
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	84
KAYNAKLAR	85
EKLER	104
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	104
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	105

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince anlayışı ve hoşgörüsüyle her zaman desteğini hissettiğim değerli danışman hocam Prof. Dr. Ertunç DAYI'ya, bilgi ve tecrübeleriyle uzmanlık eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen, disiplinli ve özverili çalışmalarını örnek almaya çalıştığım Ana Bilim Dalı başkanımız değerli hocam Prof. Dr. Ümit Ertaş'a ve tez çalışmamın her aşamasında kıymetli zamanını ayırarak her türlü konuda sabır ve titizlikle bana yardımcı olan ve yol gösteren 2. danışman hocam Doç. Dr. Adnan Kılınç'a en içten duygularıyla teşekkür ederim.

Eğitim sürecimdeki katkılarından dolayı Dr. Öğr. Üyesi Gelengül URVASIZOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Ertan YALÇIN ve diğer öğretim üyesi hocalarıma, beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum, desteklerini her zaman hissettiğim, güzel anılar biriktirdiğim asistan arkadaşlarıma, değerli hemşirelerimiz ve personelimize; hayatım boyunca her zaman yanımda olup bana duydukları güveni hissettiren, sevgilerini ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen canım aileme; desteği, sabrı ve sonsuz anlayışı ile her zaman yanımda olan sevgili eşim Gönül YETER'e ve varlığı en büyük armağanım olan canım oğlum Akif'e;

En derin sevgilerimi ve teşekkürlerimi sunarım.

Tayfun YETER

ÖZET

Farklı Seviyelerden Yapılan Segmental Mandibular Rezeksiyon Sonrası Rekonstrüksiyon Plağı Uygulanan Mandibula Modellerinde Koronoidektomi İşleminin Mandibula ve Plak Üzerinde Oluşan Streslere Etkisi: Sonlu Elemanlar Analizi

Amaç: Bu çalışmada farklı seviyelerden yapılan segmental mandibular rezeksiyon sonrası rekonstrüksiyon plağı uygulanan mandibula modellerinde plakta ve kemikte meydana gelen stres dağılımlarını koronoidektomi işleminin nasıl etkilediğinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada 3 farklı seviyeden rezeke edilmiş defektli mandibula modeli oluşturuldu. Defektler 2.5 mm kalınlığında konvansiyonel plak ve 9 mm uzunluğunda vida ile rekonstrükte edildi. Oluşturulan defektli her mandibula modeli için koronoid kesisi yapıldı. Böylelikle 6 adet grup elde edildi. Oluşturulan 6 adet modelde kesi hatları belirlenirken proksimalde kanin dişin hemen distali sabit kabul edildi. Distal bölgede ise 3 farklı kesi hattı belirlendi. Tüm gruplarda proksimaldeki kesi hattı sabit ve kanin dişin hemen distali olmak üzere: Grup 1’de distal bölgedeki rezeksiyon hattı 3. molar dişin hemen distalinden olacak şekilde oluşturuldu. Grup 2’de grup 1’e ek olarak koronoidektomi işlemi yapıldı. Grup 3’te distal bölgedeki rezeksiyon hattı angulusu içerecek ve angulusun hemen üzerinden olacak şekilde oluşturuldu. Grup 4’te grup 3’e ek olarak koronoidektomi işlemi yapıldı. Grup 5’te distal bölgedeki rezeksiyon hattı Grup 3’teki distal rezeksiyon hattına göre yaklaşık 1 cm daha yukarı alındı. Grup 6’da grup 5’e ek olarak koronoidektomi işlemi yapıldı. Doğal kas kuvvetleri ve kas vektörleri taklit edilerek modellere uygulandı. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi.

Bulgular: Mandibula modeline uygulanan rekonstrüksiyon plağı gövdesinde uygun yükleme koşullarında meydana gelen en yüksek von mises stres değeri, gruplarda sırasıyla 1416.97 Mpa, 1021.42 Mpa, 1145.79 Mpa, 395.007 Mpa, 1171.85 Mpa ve 383.007 Mpa olarak bulundu. Bakılan diğer tüm elementlerde oluşan stres değerlerinin koronoidektomi işlemi sonrası ciddi oranda azaldığı görüldü.

Sonuç: Koronoidektomi (temporal kas eliminasyonu) işlemi plak-vida-kemik sistemi üzerinde biriken stresi önemli ölçüde azaltmıştır. Sonuç olarak cerrahi planlama yapılırken rekonstrüksiyon işleminin prognozu açısından koronoidektomi işlemi mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Koronoidektomi, rekonstrüksiyon, rezeksiyon

ABSTRACT

The Effect of Coronoidectomy on Mandible and Plate Stress in Mandibular Models with Reconstruction Plate After Segmental Mandibular Resection: Finite Element Analysis

Objective: In this study, it was aimed to investigate how the coronoidectomy procedure affects the stress distributions on the plate and bone in mandible models with reconstruction plate after segmental mandibular resection performed at different levels, using the finite element method.

Material and Method: In this study, a mandible model with defects resected from 3 different levels was created. Defects were reconstructed with a 2.5 mm thick conventional plate and a 9 mm long screw. Coronoid incision was made in all of the defected mandible models prepared. Thus, 6 groups were obtained. While the incision lines were determined in 6 models prepared, the distal of the canine tooth at the proximal was considered fixed. In the distal region, 3 different incision lines were determined. In all groups, the proximal incision line is fixed and just distal to the canine tooth: Resection line in the distal region in Group 1; It was created in such a way that it was just distal to the 8th tooth. In group 2, coronoidectomy was performed in addition to group 1. Resection line in the distal region in Group 3; It was created to contain and just above the angulus of the mandible. In group 4, coronoidectomy was performed in addition to group 3. In Group 5, the resection line in the distal region was made approximately 1 cm higher than the distal resection line in Group 3. In group 6, coronoidectomy was performed in addition to group 5. Natural muscle forces and muscle vectors were imitated and applied to models. Three-dimensional finite element analysis was performed.

Results: The highest von mises stress value in the reconstruction plate body applied to the mandible model under appropriate loading conditions was found as 1416.97 Mpa, 1021.42 Mpa, 1145.79 Mpa, 395.007 Mpa, 1171.85 Mpa and 383.007 Mpa in the groups, respectively. It was observed that the stress values occurring in all other elements examined significantly decreased after the coronoidectomy procedure.

Conclusion: Coronoidectomy (temporal muscle elimination) procedure significantly reduced the stress accumulated on the plate-screw-bone system. As a result, the coronoidectomy procedure should be taken into consideration while making surgical planning in terms of the prognosis of the reconstruction procedure to be performed.

Keywords: Coronoidectomy, reconstruction, resection

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

CBCT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
cm	: Santimetre
gb	: Gigabyte
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekare
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
P_{max}	: Maksimum Principal Stres
P_{min}	: Minimum Principal Stres
SCC	: Skuamöz hücreli karsinom
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
THORP	: Boşluklu titanyum rekonstrüksiyon plağı
TME	: Temporomandibular eklem

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Marjinal Rezeksiyon.....	8
Şekil 2.2. Segmental (parsiyel) rezeksiyon	9
Şekil 2.3. Jewer'in mandibular defekt sınıflaması (oklüzal görünüm).....	11
Şekil 2.4. Jewer'in mandibuler defekt sınıflaması	11
Şekil 2.5. Urken'in mandibular defekt sınıflandırması	12
Şekil 2.6. Brown ve arkadaşlarının yaptığı segmental defekt sınıflaması.....	13
Şekil 2.7. Mandibulanın primer rekonstrüksiyonunda kullanılmış protezler (a) İmmediat protez, (b) İmmediat sert kauçuk protez, (c) İçi boş sert plastik protez, (d) İnce splint protez, (e) Ivory implant protez	16
Şekil 2.8. Boyne'nin protetik aygıtı.....	16
Şekil 2.9. Serbest ilium flebi anatomisi ve defektin ilium flebi ile onarımı.....	22
Şekil 2.10. Skapula flebi anatomisi ve defektin skapula flebi ile onarımı	23
Şekil 2.11. Fibula flebi anatomisi ve defektin fibula flebi ile onarımı	24
Şekil 2.12. Masseter ve temporal kasın tutunma bölgeleri.....	32
Şekil 2.13. Lateral ve medial pterygoid kas anatomisi.....	33
Şekil 2.14. Koronoid ekartörü	40
Şekil 3.1. Optik tarayıcı.....	41
Şekil 3.2. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman çeşitleri	43
Şekil 3.3. Tomografik tarama görüntüsü	44
Şekil 3.4. 3d-doctor yazılımına aktarılmış görüntülerde ‘‘Interactive Segmentation’’ yönteminin kullanımı	44
Şekil 3.5. Interactive Segmentation’’ yöntemi ile kemik dokusu ayrıştırılması	45

Şekil 3.6. 3d Complex Render yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmesi (Spongioz + kortikal).....	45
Şekil 3.7. Anatomik yapıların modele taşınması	46
Şekil 3.8. Rezeksiyon hatları, 0: sabit kesi hattı, 1: 1. grup kesi hattı, 2: 3. grup kesi hattı, 3: 5. grup kesi hattı, K: koronoidektomi kesisi	47
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan konvansiyonel plak ve vida	48
Şekil 3.10. 1. grup rezeksiyon hatları dişli model	48
Şekil 3.11. 1. grup rezeksiyon hatları dişsiz model	49
Şekil 3.12. Rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model.....	49
Şekil 3.13. 1. gruba ek olarak koronoidektomi kesisinin yapılması.....	50
Şekil 3.14. 3. grup rezeksiyon hatları dişli model	50
Şekil 3.15. 3. grup rezeksiyon hatları dişsiz model	51
Şekil 3.16. Rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model.....	51
Şekil 3.17. 3. gruba ek olarak koronoidektomi kesisinin yapılması.....	51
Şekil 3.18. 5. grup rezeksiyon hatları dişli model	52
Şekil 3.19. 5. grup rezeksiyon hatları dişsiz model	52
Şekil 3.20. Rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model.....	52
Şekil 3.21. 5. gruba ek koronoidektomi kesisinin yapılması.....	53
Şekil 3.22. TME sabitleme bölgesi.....	54
Şekil 3.23. Molar bölge vertikal eksen sabitleme bölgesi	54
Şekil 3.24. Çiğneme kaslarının uygulama yönleri ve vektörler	55
Şekil 4.1. Grup 1 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)	56
Şekil 4.2. Grup 1 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri	57

Şekil 4.3. Grup 2 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)	57
Şekil 4.4. Grup 2 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri	57
Şekil 4.5. Grup 1 ve 2 plak gövdesindeki maximum von mises stres değerleri	58
Şekil 4.6. Grup 3 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)	58
Şekil 4.7. Grup 3 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri	59
Şekil 4.8. Grup 4 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)	59
Şekil 4.9. Grup 4 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri	59
Şekil 4.10. Grup 3 ve 4 plak gövdesindeki maximum von mises stres değerleri	60
Şekil 4.11. Grup 5 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm).....	60
Şekil 4.12. Grup 5 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri	61
Şekil 4.13. Grup 6 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm).....	61
Şekil 4.14. Grup 6 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri	61
Şekil 4.15. Grup 5 ve 6 plak gövdesindeki maximum von mises stres değerleri	62
Şekil 4.16. Plak gövdesinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri (tüm gruplar).....	62
Şekil 4.17. Grup 1 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme).....	63
Şekil 4.18. Grup 1 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme).....	63
Şekil 4.19. Grup 1 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)	63

Şekil 4.20. Grup 1 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri	
(sıkışma).....	63
Şekil 4.21. Grup 2 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme).....	63
Şekil 4.22. Grup 2 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri	
(gerilme).....	63
Şekil 4.23. Grup 2 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma).....	63
Şekil 4.24. Grup 2 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri	
(sıkışma).....	63
Şekil 4.25. Grup 1-2 vida çevresi maximum ve minimum principal stres değerleri.....	64
Şekil 4.26. Grup 3 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme).....	64
Şekil 4.27. Grup 3 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri	
(gerilme).....	64
Şekil 4.28. Grup 3 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma).....	64
Şekil 4.29. Grup 3 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri	
(sıkışma).....	64
Şekil 4.30. Grup 4 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme).....	65
Şekil 4.31. Grup 4 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri	
(gerilme).....	65
Şekil 4.32. Grup 4 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma).....	65
Şekil 4.33. Grup 4 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri	
(sıkışma).....	65
Şekil 4.34. Grup 3-4 vida çevresi maksimum ve minimum principal stres değerleri	65
Şekil 4.35. Grup 5 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme).....	66
Şekil 4.36. Grup 5 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri	
(gerilme).....	66

Şekil 4.37. Grup 5 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)	66
Şekil 4.38. Grup 5 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma).....	66
Şekil 4.39. Grup 6 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme).....	66
Şekil 4.40. Grup 6 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme).....	66
Şekil 4.41. Grup 6 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)	66
Şekil 4.42. Grup 6 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma).....	66
Şekil 4.43. Grup 5-6 vida çevresi maksimum ve minimum principal stres değerleri	67
Şekil 4.44. Grup 1 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme).....	67
Şekil 4.45. Grup 1 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma).....	67
Şekil 4.46. Grup 2 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme).....	67
Şekil 4.47. Grup 2 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma).....	67
Şekil 4.48. Grup 1-2 kondil başı maksimum ve minimum principal stres değerleri.....	68
Şekil 4.49. Grup 3 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme).....	68
Şekil 4.50. Grup 3 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma).....	68
Şekil 4.51. Grup 4 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme).....	68

Şekil 4.52. Grup 4 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma).....	68
Şekil 4.53. Grup 3-4 kondil başı maksimum ve minimum principal stres değerleri.....	69
Şekil 4.54. Grup 5 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme).....	69
Şekil 4.55. Grup 5 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma).....	69
Şekil 4.56. Grup 6 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme).....	69
Şekil 4.57. Grup 6 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma).....	69
Şekil 4.58. Grup 5-6 kondil başı maksimum ve minimum principal stres değerleri.....	70
Şekil 4.59. Grup 1 vidalar von misses stres değerleri	70
Şekil 4.60. Grup 2 vidalar von misses stres değerleri	70
Şekil 4.61. Grup 1-2 vida boynu en yüksek von mises stres değerleri.....	71
Şekil 4.62. Grup 3 vidalar von mises stres değerleri	71
Şekil 4.63. Grup 4 vidalar von mises stres değerleri	71
Şekil 4.64. Grup 3-4 vida boynu en yüksek von mises stres değerleri.....	72
Şekil 4.65. Grup 5 vidalar von mises stres değerleri	72
Şekil 4.66. Grup 6 vidalar von mises stres değerleri	72
Şekil 4.67. Grup 5-6 vida boynu en yüksek von mises stres değerleri.....	72

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Modelde kullanılan düğüm ve eleman sayıları	47
Tablo 3.2. Çiğneme kas kuvvetleri	53
Tablo 3.3. İlgili kesiler ve etkin kas grupları	55
Tablo 3.4. Modellenen materyallerin Young's modülü ve poisson oranları.....	55

1. GİRİŞ

Tümör nedeniyle yapılan rezeksiyon, enfeksiyon ya da travma sebebiyle meydana gelen oromandibular defektlerin rekonstrüksiyonu baş edilmesi güç bir sorundur. Operasyon sonucu oluşan skar, dokuların yer değiştirmesi, duyuşal değışiklikler, ağız tabanı ve vestibül sulkus derinliğinin sığlaşması, ayrıca kas fonksiyonlarında meydana gelen değışiklikler uygun bir protez yapılmasına engel teşkil etmektedir.¹ Bu sebepler dolayısıyla hastanın hayat konforunu yeniden sağlayabilmek için alt çene rekonstrüksiyonu gerekmektedir.² Mikrovaskülerize kemik greftleri, rekonstrüksiyon plakları ve otojen kemik greftleri alt çene defektlerinin rekonstrüksiyonu için tercih edilebilecek tedavi yöntemleri arasında yer almaktadır.²⁻⁵ Verici alan morbiditesi, enfeksiyon, rekonstrüksiyon plağı ile ilgili komplikasyonlar ve uygulanan kemik greftlerinin başarısızlığı bu tekniklerin başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır.^{2, 6} Ayrıca ileri yaştaki, tümör nüksü görülen ve zayıf prognoza sahip hastaların vaskülerize kemik greftleri gibi karmaşık rekonstrüksiyon prosedürlerini tolere etmede güçlük çektiğı görülmektedir.⁷ Yaş, sistemik hastalıklar, bölgesel iyileşme kapasitesi ve uygulanacak kemik greftlerinin hangi kaynaktan elde edildiğı gibi etmenler izlenecek tedavi prosedürünün sonucuna etki edebilmektedir.²

Mandibula rekonstrüksiyonu, mandibula defektlerinin belirli bir durumda rekonstrüksiyonu için vazgeçilmez tedavi olarak kabul edilmektedir. Kemik grefti olmaksızın mandibulanın yer ve konturunu korumak için rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı, sık karşılaşılan komplikasyonlara rağmen kötü sağlık problemleri olan veya ilerlemiş maligniteleri olan hastalar için endikedir.⁸

Mandibular rekonstrüksiyon plakları, defekti köprülemek, kalan segmentleri stabilize etmek, oklüzyonu ve yüz konturunu korumak için mandibula alt sınırı boyunca uygulanan sert titanyum plakalardır.⁹ Çiğneme sırasında çiğneme kaslarının neden

olduğu kuvvetler doğrudan mandibulaya etki etmektedir. Bu etki mekanik strese ve böylece plak fraktürü, vidalarda gevşeme, kemik rezorpsiyonu gibi baş edilmesi güç komplikasyonlara neden olmaktadır.^{10, 11}

Çiğneme kasları içerisinde en güçlü olanlardan biri de temporal kastır ve koronoid prosese tutunmaktadır.¹² Koronoid proçesin rezeksiyonu ile bu kasın eliminasyonu, kemik-plak-vida sistemi üzerinde biriken stresi azaltabilecek ve böylelikle muhtemel komplikasyonların önüne geçilebilecektir. Literatürde koronoidektominin rekonstrüksiyon plağı üzerinde meydana getirdiğı stres değışikliğini inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmada farklı seviyelerden yapılan segmental mandibular rezeksiyon sonrası rekonstrüksiyon plağı uygulanan mandibula modellerinde, plakta ve kemikte meydana gelen stres dağılımlarını koronoidektomi işleminin nasıl etkilediğinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ağız Kanserleri Epidemiyolojisi ve Etiyolojisi

Ağız kanserleri dünyada en fazla görülen 6. kanser türüdür.⁴ Bütün kanserlerin %4'ünü oluşturan ağız kanserleri, aynı zamanda kanser nedeniyle meydana gelen ölümlerin %2'sini oluşturmaktadır.⁵ Ağız ve çevre dokularında görülen kanserlerin meydana gelmesini ve gelişimini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Hastanın cinsiyeti, yaşı, ırkı, yaşam tarzı, alışkanlıkları, genetik etmenler ve coğrafik değişiklikler ağız kanseri görülme sıklığını etkilemektedir.⁶

Ağız kanserlerinin %50'sinin 65 yaş üzeri bireylerde ortaya çıkması, ilerlemiş yaştan kanser oluşumunda büyük etkisi olduğunu göstermektedir. Bazı epidemiyolojik çalışmalar kanserlerin 40 yaşın altındaki bireylerde ortaya çıkma ihtimalinin çok düşük olmasını genetik ve çevresel etmenlere bağlamaktadır.⁷

Oral kanserler erkeklerde daha çok görülmekle beraber, 1950 yıllarında erkeklerde oral kanser sıklığının kadınlara oranı 6/1 iken, günümüzde bu oran 2/1'den daha düşüktür. Bu orandaki azalma, kadınların alkol ve sigara kullanımının artmasıyla paralellik göstermekte ve kadınlardaki kanser oranındaki artış buna bağlanmaktadır.¹³

İrksal farklılıkların oral kanser insidansını etkilediği bilinmekte ve beyaz ırka oranla siyah ırkta kanser görülme oranının daha yüksek olduğu bildirilmektedir. Coğrafik farklılığa bakıldığında ağız kanseri meydana gelme sıklığının Güney Asya'da çok yüksek olduğu görülmektedir. Hindistan'da yanak mukozası ve dişeti kanserlerine daha sık rastlanırken, batı ülkelerinde dil ve ağız tabanı kanserleri daha fazla görülmektedir.^{13, 14}

Alkol kullanımı ve tütün çiğneme, ağız kanseri oluşumunda rol oynadığı en çok bilinen etiyolojik ajanlardır. Bunun yanı sıra radyasyon, bakteriyel, fungal ve viral enfeksiyonlar, beslenme, genetik yatkınlık, kronik travma ve buna bağlı irritasyon, daha

önceden mevcut olan oral hastalık, bağışıklık sistemi baskılanması ve HIV gibi etmenler ağız kanseri oluşumunda rol oynamaktadır.⁸

HPV'nin oral kanser oluşumundaki etkisi son zamanlarda tartışma konusudur. Yapılan bir çalışmada skuamöz hücreli karsinomlu (SCC) hastaların %26'sında Human Papilloma Virüsü'nün saptandığı belirlenmiştir.⁹

2.2. Ağız Kanserlerinde Tedavi Seçimini Belirleyen Faktörler

Primer tümörün spesifik özellikleri, hastaya bağlı faktörler ve tedavide yer alacak ekip, tedavi seçeneğine karar vermede önemli yer tutmaktadır. Tedavide hedef; habis dokuyu uzaklaştırmak, bütünlüğü tekrar elde etmek, işlevselliği sağlamak, tedavi sonrasında oluşacak sekeli minimuma indirmek ve ameliyat sonrası nüksün önüne geçmektir. İstenen sonuca ulaşmak için; cerrahi, radyoterapi, kemoterapi veya bunların birkaçının birlikte uygulandığı tedavilerin yanı sıra yaşam şekli ve alışkanlıkların değiştirilmesi gibi birtakım koruma yöntemleri uygulanabilmektedir.

2.2.1. Primer Tümöre Bağlı Faktörler

Ağız kanserlerinin tedavisini etkileyen tümöre ait faktörler; tümörün lokalizasyonu, evresi, kitlenin kemiğe yakınlığı, lenf nodu tutulumunun varlığı, önceden uygulanmış tedaviler ve tümörün histopatolojik özellikleridir (tipi ve invazyon derinliği).^{15, 16}

Primer kanserlerin biyolojik davranışları ağız içerisinde bulunduğu bölgeye göre farklılık göstermektedir. Dudak kanseri, deri kanserleriyle benzerlik göstermekte ve uzun dönemde iyi prognoza sahip olmaktadır. Benzer biçimde sert damakta ve üst çene gingivada görülen SCC nispeten daha az agresif olup bölgesel lenf tutulumu daha az görülmektedir. Diğer taraftan ağız tabanı, dil ve mandibula dış etinde oluşan kanserlerde metastaz riski daha fazladır ve prognoz daha kötüdür.¹⁷

Başlangıç tedavisine karar verme sürecinde tümörün boyutu da önem arz etmektedir. Boyutu küçük ve derin olmayan tümörlere ulaşmak kolaydır, fakat büyük boyutlardaki tümörler için daha radikal cerrahi gerekebilmektedir. Ayrıca, tümör büyüklüğü arttıkça mikrometastaz riski de artmaktadır. Aynı ilerleme derecesinde olan ve orofarinkste görülen kanserlerde; arka bölgede yerleşim gösterenlerin metastaz riski ön bölgede yerleşim gösterenlere göre daha fazla olmaktadır.¹⁷

Ağız kanserlerinde palpasyonda lenf nodu metastazı tespit ediliyorsa boyun diseksiyonu gerekmektedir. Yapılacak diseksiyonun genişliği metastatik lenf nodunun yerine ve genişliğine bağlı olmaktadır. Oral kanserlerde lenf nodlarının yerleri genel olarak 1, 2, 3 seviyesinde görülmekte ve nadir olarak 4 seviyesinde izlenebilmektedir. Fakat, anterior boyun üçgeninde büyük metastazlar görüldüyse kapsamlı diseksiyon gerekmekte ve tüm lenf nodlarının diseksiyonu önerilmektedir.¹⁸

Primer tümörün histopatolojik özellikleri tedavi seçeneğini belirlemede önemli yer tutmaktadır. Tümörün histolojik olarak derecesi (grade) agresifliği ifade etmektedir. Bunun yanı sıra tedavi protokolünde dikkat edilmesi gereken ve tedavinin gidişatını belirleyecek önemli patolojik özelliklerden biri de invazyon derinliğidir. Yüzeyel lezyonların ve insitu kanserlerin lenf nodu metastazı yapma ihtimali düşüktür ve tedaviye iyi yanıt vermektedirler. Derin infiltrasyon yapmış büyük lezyonların metastaz riski ise daha yüksek olmaktadır. Bu şekilde ilerlemiş ve büyük boyutlara ulaşmış tümörlerde birkaç tedavi seçeneği bir arada tercih edilmektedir.¹⁹

2.2.2. Hasta Faktörleri

Tedavinin planlanmasında hastanın yaşı, sağlık durumu, mesleği, yaşam tarzı, sigara, alkol gibi alışkanlıkları ve diğer sosyoekonomik faktörler etkili olmaktadır. Hastanın ileri yaşta olması ve sistemik hastalıklarının bulunması, morbidite ve mortaliteyi artırmaktadır.²⁰

Hastanın daha önceki tedavi öyküsü de operasyon kararını etkilemektedir. Radyoterapi öyküsü bulunan hastada aynı bölgede başka bir tümör geliştiğinde yeniden radyoterapi önerilmemektedir. Daha önce kanser tedavisi görmüş bir hastada aynı bölgede 2. cerrahi işlem düşünülüyorsa dikkatli karar verilmesi gerekmektedir. Sekonder komplikasyonların önüne geçmek için radyoterapi almamış bölgelerden elde edilen muskulokutanöz flepler veya free-flap'ler uygulanmaktadır.¹⁶

2.2.3. Doktor Faktörleri

Ağız kanseri bulunan hastalarda multidisipliner bir takım çalışması gerekmektedir. Cerrahi teknik, radyoterapi, kemoterapi, dental ve protetik rehabilitasyon ve psikolojik destek için birlikte çalışan bir ekibin varlığı tedavinin tam anlamıyla başarıya ulaşması için önemli yer tutmaktadır.

2.3. Mandibulada Tümör Yayılımı

Ağız boşluğu, baş ve boyun bölgesinde meydana gelen habis tümörlerin en sık görüldüğü yerdir. Ağız tabanı, diş ve çevre dokularının tümörle ilişkisi tümörün yayılımında ve tedavi planının belirlenmesinde önemli yer tutmaktadır.²¹ Yapılan çalışmalarda segmental mandibula rezeksiyonu sonucu elde edilen parçaların histolojik ve anatomik olarak incelenmesi sonucunda, ağız içi tümörlerin alt çeneyi bilinenin aksine lenfatik kanallar yolu ile değil direkt genişleme şeklinde etkilediği ortaya çıkmıştır.^{22, 23}

Dişeti ve yanak mukozasını içeren kanserler, mukoza altında bukkal ve labial dişetine doğru ilerlemektedir. Bu aşamadan sonra tümöral hücreler, periostun bir set görevi görmesi nedeniyle, direkt olarak kortikal kemiğe ulaşamamaktadır. Habis tümör hücreleri dişi çevreleyen kemik dokuya ulaştığında diş soketlerini kullanarak bağlantı epitelinden alveole, dişlerin kök yüzeyinden ilerleyip alt çenenin kansellöz kemiğini etkilemekte ve buradan mandibular kanala ulaşmaktadır. Bu ilerleme dişsiz hastalarda

alveol kemiğindeki porlar ve küçük boşluklar sayesinde olmaktadır. Tüm bu tümöral yayılım yollarını bilmek cerrahi tedavi biçimine karar vermede önemlidir.^{17, 24}

2.4. Ağız Kanserlerinde Genel Tedavi Prosedürleri

Hangi tedavi şeklinin uygulanacağına karar verme sürecinde, hasta ile ilgili faktörler, tümöre ait faktörler ve fiziksel faktörler belirleyici olmaktadır. Kanserin meydana geldiği ilk bölge, boyutu, sert ve yumuşak doku yakınlığı, infiltrasyon derinliği, tümörün agresifliği, daha önce uygulanan tedavi ve lenf metastazı varlığı cerrahi tedavi şeklini belirlemektedir.^{17, 25}

Radyoaktif elementlerin (Radyum) bulunması ile birlikte iyonize radyasyon, ağız kanserlerinin tedavisinde cerrahi olmayan yöntem olarak önem kazanmaktadır. Bununla birlikte cerrahi tedavi çok önceden beri uygulanan, kabul edilen ve akla ilk gelen seçenektir. İyonize radyasyon tedavisi ileri kanser hastalarının çoğunda genel olarak cerrahi tedavi ile birlikte ve operasyon sonrası tedavi seçeneği olarak tercih edilmektedir. Bazı durumlarda buna ek olarak kemoterapi de uygulanabilmektedir. Ağız mukozası patolojilerinde erken dönemde cerrahi veya radyoterapi tercih edilmekte iken, alt çene bölgesine radyoterapi uygulanması, postoperatif osteoradyonekroz riski nedeniyle düşünülmeyebilir. İmmünoterapi ve gen tedavisi gibi yeni yöntemler, ağız kanseri tedavisinde ileri araştırmalar yapılması gereken tedavi seçenekleridir. İlerlemiş kanser vakalarında multidisipliner bir takım çalışması ve kombine tedavi tercih edilmektedir.²⁶

2.4.1. Cerrahi Tedavi

Tümörün, komşuluğundaki sağlıklı dokunun bir kısmını içerecek şekilde çıkarılmasını ifade eden rezeksiyon işlemi uygulanmaktadır. Bu işlem, klinik ve radyolojik olarak tümörün infiltrasyon derecesine ve boyutuna göre değişkenlik göstermektedir. Rezeksiyon çeşitleri: Marjinal, segmental ve total rezeksiyon olarak sınıflandırılmaktadır. Ayrıca, planlanan rezeksiyon sonrası kalan kemiğin yüksekliği ve

kalınlığı da yapılacak rezeksiyon çeşidini etkilemektedir. Yaşın ilerlemesiyle birlikte kemik rezorpsiyonunu takiben inferior alveolar kanal, kemik yüzeyine doğru yaklaştığından bu durumlarda segmental rezeksiyonun tercih edilmesi gerekmektedir.²⁶

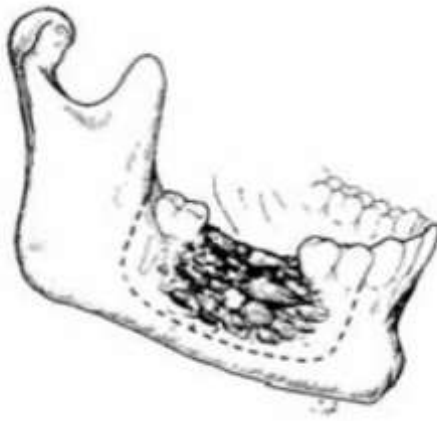
2.4.2. Cerrahi Yaklaşım Yolu

Ağız içinde meydana gelen tümörlerin rezeksiyonu için çok sayıda cerrahi yöntem mevcuttur. Kötü huylu tümör teşhisiyle gelen hastalarda, 2 cm veya daha küçük patolojilerde, anterior yerleşim gösterenlerde, mandibulanın çok az etkilendiği durumlarda ve ağız açıklığının kısıtlanmadığı durumlarda intraoral yaklaşım ile rezeksiyon tercih edilmektedir. Bunların dışında kalan çoğu ağız kanseri alt ve üst yanak flepleri, visor flebi gibi ekstraoral yaklaşımlarla tedavi edilmektedir. Lenf tutulumu var ise kaldırılan flepler boyuna kadar genişletilmektedir. Rezeksiyon hattı cerrahi bölge kenarlarından üç boyutlu olarak 1-2 cm uzakta ve sağlam kemik üzerinde olmalıdır.^{25, 27}

Alt çeneyi içeren agresif veya habis tümörlerde marjinal rezeksiyon, parsiyel rezeksiyon, total ve kompozit rezeksiyon uygulanabilmektedir.

Marjinal (Rim) Rezeksiyon

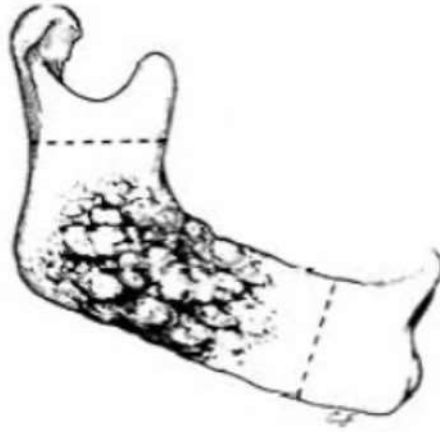
Tümörün mandibulaya yapışık olduğu veya minimal korteks invazyonunun olduğu durumlarda uygulanmaktadır. Bu rezeksiyon tipinde devamlılık bozulmamakta ve genellikle üst kısım blok halinde çıkarılmaktadır (Şekil 2.1).



Şekil 0.1. Marjinal Rezeksiyon

Segmental (Parsiyel) Rezeksiyon

Segmental rezeksiyon, sıklıkla uygulanan ve mandibular kemiğin bir kısmının mandibular bütünlüğü bozacak şekilde çıkarıldığı cerrahi tedavi yöntemidir (Şekil 2.2). Bu teknik ağız kanseri vakalarında genellikle alt çene kemiğine ilerlemiş invazyon mevcut ise uygulanmakta ve diğer tedavi yöntemleriyle karşılaştırıldığında altın standart olarak kabul edilmektedir.



Şekil 0.2. Segmental (parsiyel) rezeksiyon

Segmental rezeksiyonun avantajları; cerrahi sahaya rahat ulaşılabilmesi, iyi görüş sağlaması ve kalan dokuların rahat kapatılabilmesidir. Fakat ameliyat sonrası dönemde hemen rekonstrüksiyon sağlansa bile estetik ve fonksiyonel açıdan marjinal rezeksiyona göre daha problemli olabilmektedir.²⁸

Segmental Rezeksiyon Endikasyonları

- Alt çene kemiğinin medullar boşluğuna invazyon varsa
- Tümör, dişsiz hastalarda yapışık dişetine fiks ise
- Tümör mental foramen yoluyla sinir dokusuna invaze olmuş ise
- Tümör çürük dişlerin periodontal ligamentine yakın komşulukta ise
- İleri derecede vertikal kemik kaybının olduğu hipoplastik mandibula varlığında
- Radyoterapi öyküsü olan nüks vakalarında

- Yüksek doz radyoterapi tedavisi almış trismuslu hastalarda ağız açıklığını artırmak için, ayrıca osteoradyonekroz, bifosfonata bağlı osteonekroz ve osteomyelit gibi onkolojik olmayan durumlarda da rezeksiyon yapılmaktadır.^{17, 28-31}

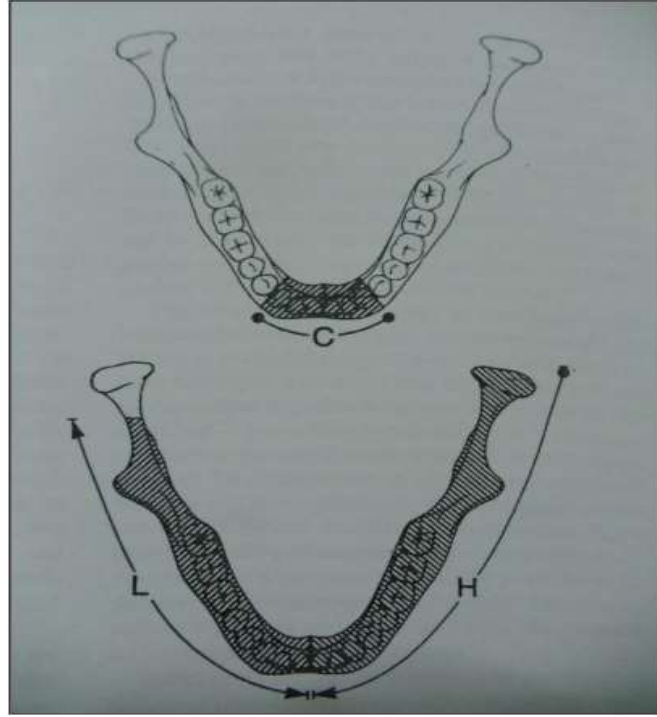
2.5. Mandibular Defekt Sınıflandırılması

Alt çenede herhangi bir sebepten dolayı meydana gelen defektlerin rekonstrüksiyonunda ilk adım, mevcut defektin tanımlanması ve kategorize edilmesidir. Defektin yeri, boyutu, kalan sağlam mandibula segmenti ve karşı ark ile olan ilişkisi, ilgili bölgede etkilenmiş kas atışmanlarının mevcudiyeti rekonstrüksiyon tekniğini belirleyen kriterler arasında yer almaktadır.

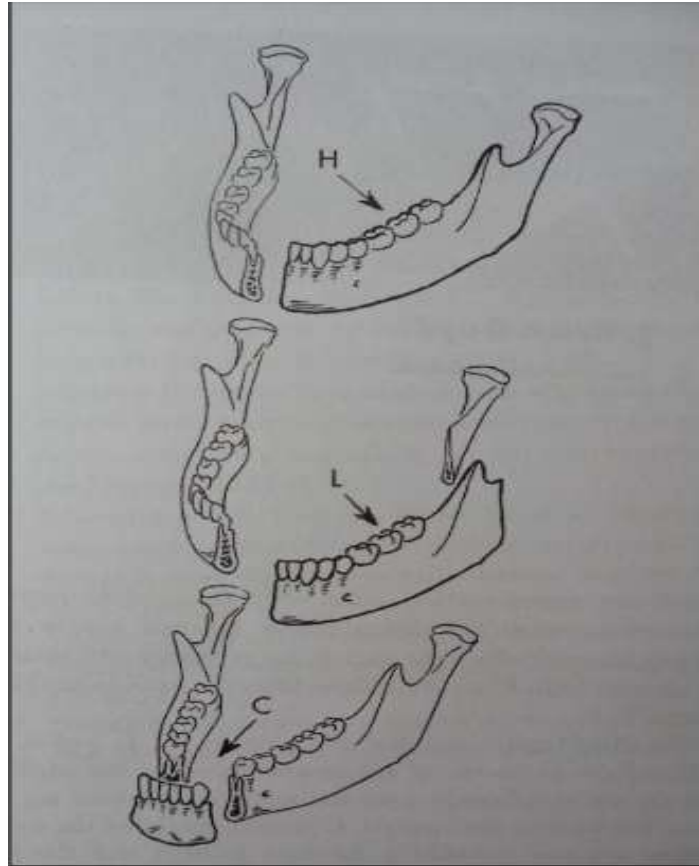
Mandibular defektleri kategorize eden birçok sınıflandırma bulunmaktadır. Bu defektler çoğunlukla bulundukları yere ve defekt büyüklüğüne göre isimlendirilmektedir. Jewer ve ark. rekonstrüksiyon ve kompleksliğini yansıtabilecek biçimde tasarlanmış bir sınıflandırma sistemi kullanmışlardır (Şekil 2.3, Şekil 2.4).³² Bu sınıflandırmanın, rekonstrüktif problemin karmaşıklığını belirtmekteki başarısı oldukça yüksektir.

- Her iki köpek dişi dahil olduğu mandibula ön bölge defektleri “C” defekti
- Kondilin dahil olmadığı lateral segment defektleri “L” defekti
- Kondili içine alan lateral mandibular defektler ise “H” defekti olarak adlandırılmaktadır.

Alt çenede meydana gelen defektler bu harflerin kullanıldığı 8 farklı kombinasyon ile ifade edilmektedir (C, L, H, LC, HC, LCL, HCL VE HH).



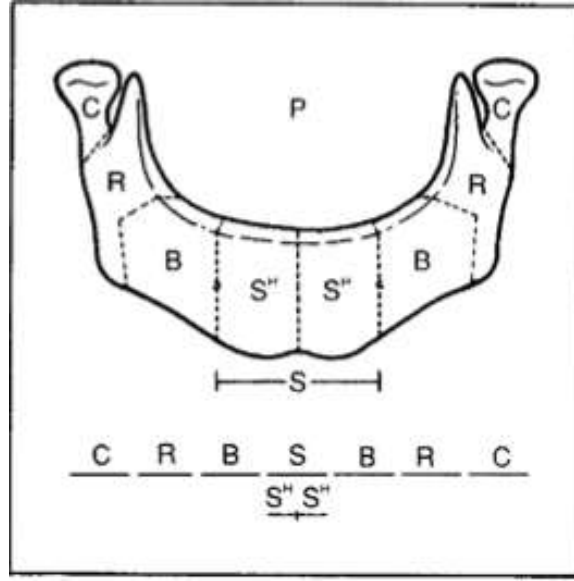
Şekil 0.3. Jewer'in mandibular defekt sınıflaması (oklüzal görünüm)



Şekil 0.4. Jewer'in mandibuler defekt sınıflaması

Boyd ve ark. defektin diğer bileşenlerini dikkate alarak geliştirdikleri sınıflandırmada “o: yalnızca kemik”, “m: mukoza”, “s: cilt” olarak belirtilmekte, meydana gelen yumuşak ve sert doku defektleri bu harflerle ifade edilmektedir.³³

Urken ve arkadaşlarının kullandığı sınıflandırma sisteminde “C” kondili içine alan, “R” ramusu içine alan, “S” simfizinin bütününe içeren ve “SH” simfizinin yarısını içeren” şeklinde ifade edilmektedir (Şekil 2.5).³⁴



Şekil 0.5. Urken’in mandibular defekt sınıflandırması

Brown ve arkadaşlarının yaptığı yeni sınıflandırmaya göre ise (Şekil 2.6);

Sınıf 1: Kanin ve kondilin dahil olmadığı lateral defektler

Sınıf 1c: Kondili içine alan lateral defektler

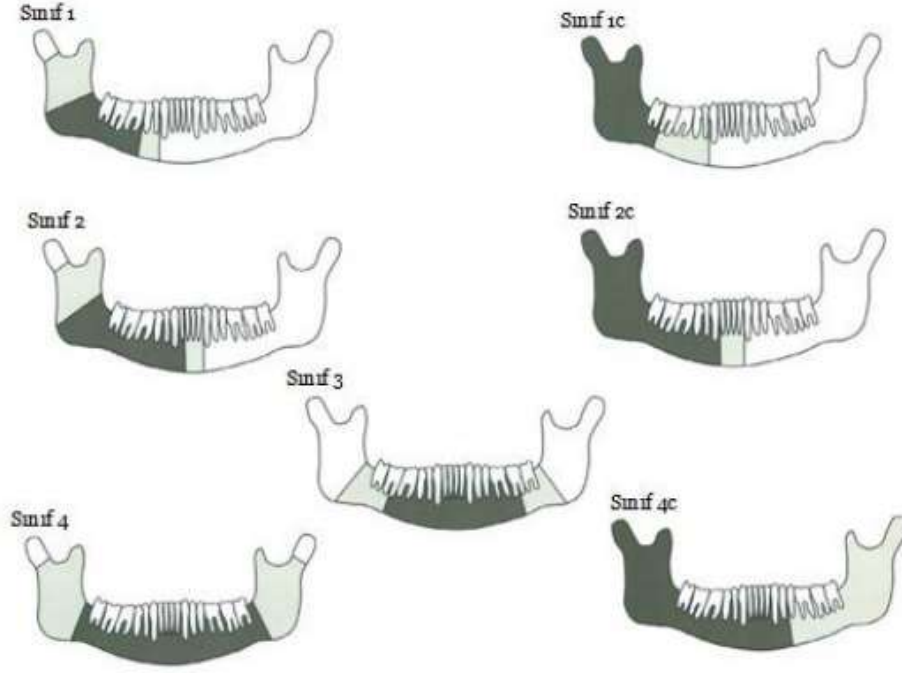
Sınıf 2: Aynı taraftaki kanini içine alan hemimandibulektomi

Sınıf 2c: Kondili de dahil olduğu hemimandibulektomi

Sınıf 3: Her iki taraftaki kaninin de dahil olduğu anterior defektler

Sınıf 4: Çift taraflı angulusa kadar uzanan geniş defektler

Sınıf 4c: Çift taraftaki kaninlerin dahil olduğu angulus ve kondili de içeren geniş defektler.³⁵



Şekil 0.6. Brown ve arkadaşlarının yaptığı segmental defekt sınıflaması

2.6. Mandibular Rekonstrüksiyon

İyi ve kötü huylu tümörler ile mandibulada meydana gelen osteomyelit gibi patolojilerden dolayı yapılan mandibula rezeksiyonu ve rekonstrüksiyonu cerrahlar için problem oluşturmaya devam etmektedir. Baş-boyun gölgesi habisi tümörleri için uygulanan radikal cerrahi tedavinin ardından oluşan geniş alt çene defektleri, hastayı hem fonksiyon hem estetik açıdan olumsuz etkilemektedir. Bu problemlerle baş edebilmek için multidisipliner bir yaklaşım gerekmektedir. Rekonstrüktif cerrahinin optimum estetik ve fonksiyonel sonuçlara ulaşabilmesi için; kemik ve yumuşak doku desteklerini yenileyebilmesi, ayrıca ileride uygulanacak dental tedaviler için bir temel teşkil edebilmesi gerekmektedir.³⁶

Alt çenenin yutkunma, çiğneme ve konuşmaya katkısı iyi bilinmektedir. Alt çenenin işlevsel ve iskeletsel yetersizliği bu fonksiyonları olumsuz etkilemekte bu da solunum yolu obstrüksiyonu ve aspirasyon sorunlarına yol açmaktadır. Yumuşak doku rekonstrüksiyonunda birçok gelişme olmasına rağmen, mandibula rekonstrüksiyonu

problem teşkil etmeye devam etmektedir. Radikal cerrahiye takiben alt çenede meydana gelen defektin rekonstrüksiyonu ilerlemiş yaş, sağlık problemleri, malnütrisyon, eşlik eden geniş yumuşak doku defektleri, daha önce yapılan cerrahi işlemler, öncesinde veya eş zamanlı uygulanan radyoterapi ve kemoterapi nedeniyle daha zor hale gelmektedir. Alt çenede meydana gelen tümör ilerlediğinde rezeksiyon gerekmekte iken, ek olarak yumuşak doku infiltrasyonu meydana geldiğinde operasyon kararı çok daha karmaşık hale gelmektedir.³⁷

2.6.1. Mandibular Rekonstrüksiyonun Amacı

- Rezeksiyon öncesi anatomiye en yakın rekonstrüksiyonu sağlamak,
- Meydana gelen dişsel eksikliklerin, protetik açıdan rehabilitasyonuna izin vermek,
- Fonksiyonel hareketler sırasında mandibulada oluşan kuvvetlere karşı direnç oluşturmak,
- Çiğneme işlevini erken dönemde yeniden kazandırmak,
- Dudak, dil ve diğer yumuşak dokuların normal duyusunu kazanmasını sağlamak,
- Esnek, ucuz, basit ve tekrar eden kuvvetler karşısında mukavemet gösterebilecek özelliklere sahip bir materyal kullanmaktır.⁸

Doğru şekilde rekonstrükte edilemeyen mandibular defektler;

- Skar ve kontraksiyona,
- Kalan sağlıklı sert dokunun deformasyonuna,
- Beslenme sorunlarına neden olabilmektedir.³⁸

Mandibular rekonstrüksiyonu sağlamak amacıyla en uygun yöntem seçilirken;

- Defektin büyüklüğü,
- Hastanın yaşı,

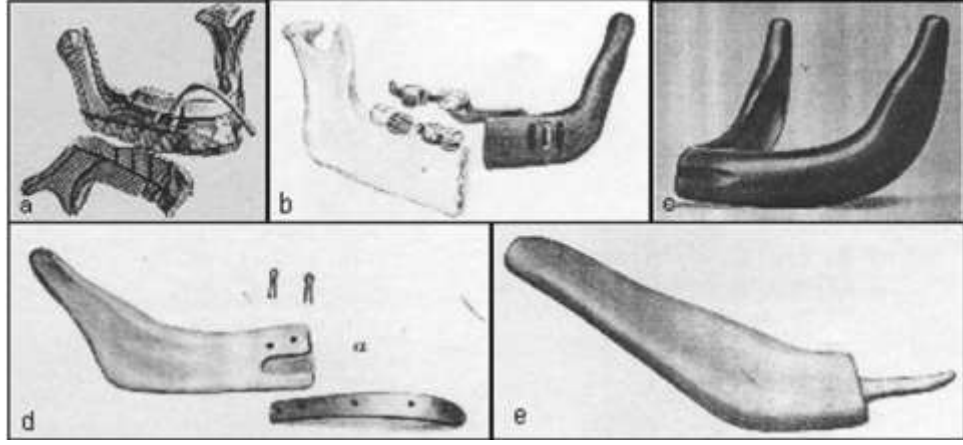
- Hastanın genel sağlık durumu,
- Kalan dişlerin sayısı gibi etmenler dikkate alınmaktadır.⁷

2.6.2. Mandibular Rekonstrüksiyonun Tarihçesi

Alt çene defekt onarımı, rekonstrüktif cerrahide karşılaşılan en zor sorunlardan biridir. Bu alanda ilk girişimler 1800’li yılların sonuna doğru Martin tarafından, defektli bölgenin protetik bir aygıtla onarılmasıyla başlamıştır.³⁹ Partsch sekiz yıl sonra alt çene kemiğinin devamlılığını metal bir band kullanarak sağlamıştır.⁴⁰ Daha sonraki 20 yıl içerisinde de gümüş teller, fil dişi ve sert plastik gibi çeşitli materyaller kullanılmıştır. Çok sayıda klinik tecrübenin sağlanabildiği 1. ve 2. Dünya Savaşı sırasında ise büyük ilerlemeler sağlanmıştır.

Mandibula defektleri için ilk büyük ilerleme kemik greftleme yöntemlerinin geliştirilmesi ile meydana gelmiş olup costa ve tibia gefti ilk uygulamalarda kullanılmıştır. Klap’in (1917) ve Lindeman’ın (1916) kansellöz kemiğin önemine dikkat çekmeleriyle beraber greft materyali olarak iliak krest tercih edilmeye başlanmıştır.^{41, 42} Ivy ise 1931 yılında iliak greftlemenin alt çene defektlerinde uzun dönem başarılı olduğuna dair sonuçlar bildirmiştir.⁴³

1.Dünya Savaşı sırasında kemik greftinin fiksasyonu ekstraoral rijit apareylerle gerçekleştirilirken, 2. Dünya Savaşı sırasında intraoral fiksasyon daha yaygın kullanılmıştır. Converse, silah yaralanması sonucu defekt oluşmuş alt çene gövdesinin rekonstrüksiyonu için, fragmente edilmiş kemik grefti ile doldurulmuş delikli tantalyum kalıp kullanımını tanımlamış ve bu kalıbın 2. bir cerrahi ile çıkarılarak destekleyici greft uygulanmasını önermiştir.⁴⁴ Daha sonraki 40 sene boyunca, kemik grefti ve protetik materyaller çeşitli şekillerde bir arada kullanılmıştır (Şekil 2.7).^{45, 46}



Şekil 0.7. Mandibulanın primer rekonstrüksiyonunda kullanılmış protezler (a) İmmediat protez, (b) İmmediat sert kauçuk protez, (c) İçi boş sert plastik protez, (d) İnce splint protez, (e) Ivory implant protez

Boyne ise internal splint işlevi gören ve içerisine kansellöz kemik alabilen hazne barındıran, yapısı krom-kobalt şeklinde olan implant tarifi yapmış ve üretimini yapmıştır (Şekil 2.8).⁴⁷ Tümör nedeniyle yapılan rezeksiyon sonrasında titanyum meshle birlikte uygulanan kansellöz kemik greftlemesinin %88 oranında başarılı olduğu bildirilmiştir.⁴⁸ Dakron-üretan protezler metal materyallere alternatif olarak yakın zamanda tasarlanmıştır. Bu protezlerin %88'den daha fazla başarı oranlarına sahip olduğu ifade edilmektedir.⁴⁹



Şekil 0.8. Boyne'nin protetik aygıtı

Alt çene defektlerinin onarımında paslanmaz çelikten yapılan rekonstrüksiyon plağını ilk defa kullanan Kellman ve Gullane lateral defektlerde %17 plak ekspozu oranı bildirmişlerdir.²⁷ Titanyumdan yapılan içi boş vida ve rekonstrüksiyon sistemi olarak

adlandırılan THORP'u (titanium hollow screw reconstruction plate) Rahev tanımlamıştır. Boşluklu yapıda olan vidanın içerisine kemiğin yerleşeceği, böylelikle başarı oranının artacağı düşünülse de radyoterapi gören hastalarda plak ekspozu ile vida ve plak kırılması gibi komplikasyonların görülme sayısı artmıştır.⁵⁰

Alt çene rekonstrüksiyonunda serbest kemik grefti uygulaması ilk olarak Sykoff tarafından gerçekleştirilmiştir. Sykoff, karşı taraf mandibuladan elde ettiği 4 cm'lik grefti kullanarak alt çenede devamlılığı olmayan defektin rekonstrüksiyonunu gerçekleştirmiştir. Serbest kemik greftleri asıl olarak 1. Dünya Savaşı sırasında sıklıkla uygulanmıştır. Klapp ve Schröder'in mandibulanın rekonstrüksiyonu konusunda ortaya koyduğu yöntemler cerrahlar tarafından tüm dünyada kabul görmüştür. 1970'li yılların sonuna kadar serbest kemik greftlerinin stabilizasyonu, tel osteosentezi ve birlikte uygulanan uzun süreli intermaksiller fiksasyon ile sağlanmıştır.⁴

Mandibular rekonstrüksiyonda mikrovasküler kaburga grefti ilk defa 1971 senesinde Mc Kee tarafından tanıtılmıştır.⁵¹ 1982 yılında Song ve arkadaşları tarafından radial önkol flebi ilk defa tanımlanmış; alt çene rekonstrüksiyonunda uygulanması ise 1983 yılında Soutar ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Özellikle yumuşak dokunun da dahil olduğu durumlarda avantajlı bir flep özelliği taşımaktadır.^{52, 53} Yine 1982 yılında, Skapular flep Gilbert ve Teot tarafından ilk defa tanımlanmıştır.⁵⁴ Daha sonra Teot ve arkadaşları osteokutanöz skapular flebi tanımlayarak alt çene rekonstrüksiyonunda uygulamışlardır.⁵⁵ Günümüzde kompozit rezeksiyon sonrası meydana gelen defektlerin onarımında tercih edilmektedir.

1980'li yıllarda verici saha olarak iliak krest sıklıkla tercih edilmiştir. İnternal oblik iliak osteomiyokutanöz flebin tanımı ise 1989 senesinde Urken ve arkadaşları tarafından yapılmıştır.⁵⁶ Serbest vaskülarize fibula flebinin kullanımı ilk olarak Hidalgo tarafından 1989 yılında tanımlanmıştır.⁵⁷

Günümüzde mikrocerrahi uygulamalarının gelişmesiyle, mikrovasküler kemik greftleri mandibula rekonstrüksiyonu uygulamalarında altın standart olarak görülmektedir.⁵⁸

2.6.3. Mandibular Rekonstrüksiyonda Zamanlama

Ameliyat sonrası iyileşmeyi ve fonksiyonu sağlamak, operasyon öncesi görünümü tekrar elde etmek ve yaşam konforunu artırmak için rezeksiyon işleminin yapıldığı seans rekonstrüksiyon yapılması (primer rekonstrüksiyon) önerilmektedir.²⁷ Bazı yazarlar ise 1 sene içerisinde nükslerin kontrolünün zor olduğunu düşündüklerinden sekonder rekonstrüksiyonu tavsiye etmektedir.⁵⁰ Sekonder rekonstrüksiyon yapılan hastalarda yara iyileşmesinin daha iyi olduğu bildirilmektedir.⁵⁹ Fakat günümüzde birinci ameliyat sonrası kalan skar dokusunun neden olduğu cerrahi zorluk ve estetik açıdan devamlılığın erken dönemde sağlanması amacıyla primer rekonstrüksiyon, sekonder rekonstrüksiyona göre daha çok tercih edilmektedir.⁶⁰

2.6.4. Mandibular Rekonstrüksiyon Teknikleri

Segmental mandibulektomi yapılan hastalarda meydana gelen estetik ve fonksiyonel sorunları çözmek için yapılacak olan rekonstrüksiyon, rezeke edilen bölgenin yerine, kaldırılan kemik miktarına ve hastanın genel sağlık durumuna göre farklılık göstermektedir.

Rekonstrüksiyon seçenekleri:

Kemik Greftleri: İliak grefti, kosta grefti, fibula grefti, tibia grefti, kalvarum greft, sternum grefti

Saplı (Pediküllü) flepler

Serbest flepler: İlium flebi, skapula flebi, fibula flebi, radial ön kol flebi, kosta flebi, ulna flebi, metatarsus flebi, humerus flebi

Rekonstrüksiyon Plakları

Güncel Teknikler: Modüler endoprotezler, distraksiyon osteogenezi, doku mühendisliği uygulamaları

Kemik greftleri: Travma veya patolojik bir nedenden dolayı mandibula rezeksiyonu yapılan hastalarda kemik sürekliliği bozulmaktadır. Meydana gelen bu estetik ve fonksiyonel kayıp hastayı sosyal olarak olumsuz etkilemektedir. Rezeksiyon sonucu meydana gelen defektlerin onarımı; doğru maksillomandibular konumlandırma, estetiği ve işlevselliği korumayı amaçlayan ve aynı seans yapılan kemik rekonstrüksiyonu aracılığıyla gerçekleştirilmelidir. Segmental alt çene defektlerinin onarımında vaskülerize olmayan kemik greftleri veya vaskülarizasyonu sağlanmış flepler kullanılabilir. Kanlanma ve yumuşak doku desteğini sağlayan en iyi rekonstrüksiyon yöntemi olan vaskülerize greftin birtakım dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar; pahalılık, uzun cerrahi süre, multidisipliner ekip ve çalışma ihtiyacı, morbidite, komplikasyon ve uzun hastane yatış süresi olarak sıralanabilmektedir.⁶¹

Alt çene devamlılığının kaybolmadığı, yumuşak dokuların etkilenmediği, iyi huylu tümör cerrahisi sonrası meydana gelen defektlerde ve küçük defektlerde vaskülerize olmayan kemik greftlerinin kullanıldığı rekonstrüksiyon işlemi tercih edilmektedir. Graft, kanlanması iyi olan yatağa yerleştirilip kemik parçaları üzerindeki periost sıyrılmakta, böylelikle kemikler arasında ideal yüzey teması sağlanmaktadır.⁶²

Tercih edilebilir bazı donör sahalar; iliak krest, tibia, kaburga, fibula, kalvaryum ve sternumdur. Erişme kolaylığı ve hem kortikal hem kansellöz kemik barındırması

nedeniyle çoğunlukla iliak kemik kullanılmaktadır. Ayrıca, yerinde kullanıldığında bu grefler, dental implant uygulamasını ve protetik tedaviyi kolaylaştırabilmektedir.⁶³

Kansellöz içeriği yüksek olan iliak kemik grefti, istenilen kalınlık ve uzunluğa sahip olduğundan implant uygulaması için çok iyi bir destek oluşturmaktadır. Ayrıca, segmental mandibulektomilerin rekonstrüksiyonu için uygun bir biçimde şekillendirilebilmektedir.

Çocuk ve ergen hastalarda kondiler rekonstrüksiyon için genellikle kosta greftleri kullanılmaktadır. Bu tekniğin diğerlerine göre avantajı büyüme gelişimin devam edebilmesidir. Bu avantajından dolayı büyüme gelişmesi devam eden vakalarda tercih edildiğinde diğer rekonstrüktif yöntemlere göre daha iyi sonuçlar sunmaktadır.³⁶ Bunun yanı sıra rekonstrüksiyon işleminde kullanılan nonvaskülarize greftlerde başarı ve komplikasyon oranları sırasıyla %46-100, %20-35 olarak değişiklik göstermektedir. Oranların çeşitliliği ameliyat ve planlama ile ilgili unsurların değişkenlik göstermesi ile açıklanabilmektedir.^{63, 64}

Kemik flepleri: Alt çene defektlerinin rekonstrüksiyonunda pediküllü ve pedikülsüz kemik flepleri kullanılmaktadır. İyi vaskülarizasyon gösteren dokuların kemik defektlerinin onarımında kullanımı, içerisinde kas ve cilt dokusu barındıran fleplerin kullanımına öncülük etmiştir. Nonvaskülarize kemik greftlerinin uygulandığı vakalarda elde edilen sonuçlar istenilen düzeyde olmayıp, başarı oranı %70'lere kadar düşmektedir.

Saplı osteomyokutanöz flepler: Bu flepler alt çene rekonstrüksiyonu için 1970 yılında tanıtılmıştır. Defekt alanının rekonstrüksiyonu amacıyla kullanılan en eski yöntemlerden biridir. Saplı flepler önceleri defekt bölgelerini onarmak ve yumuşak dokuların tamirini sağlamak amacıyla başarılı bir şekilde kullanılmış; fakat kemik onarımının ikinci cerrahi operasyonlarla temini ilerleyen zamanda mümkün hale gelmiştir. Ağız içi kontaminasyondan kaçınmak bu işlemin başarısı için önemlidir.

Güncel tekniklerin kullanılmaya başlanması ile daha az tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir. Klavikula mediali, sternocleidomastoid kası, skapula içeren trapezius kası, kosta ile pektoral majör kas, lateral trapezius (klavikulanın akromiyal kısmı), temporoparietal kemiği içeren musculus temporalis ve klavikulanın akromiyal kısmını içeren deltopektoral flep osteomyokutanöz flepler arasında sayılabilmektedir.⁶⁵

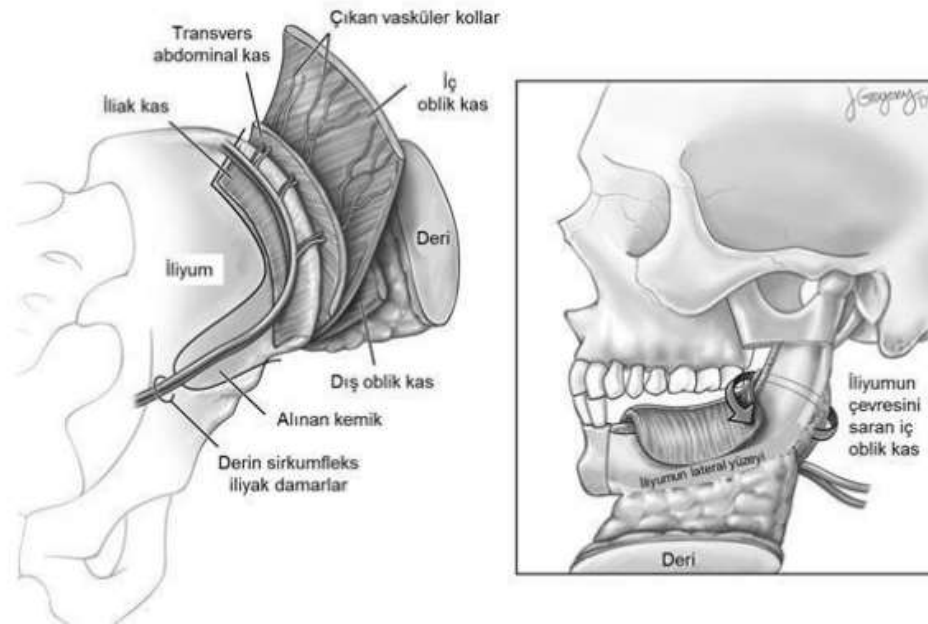
Bu yöntemin dezavantajları arasında; kemik uzunluğunun yetersiz oluşu, implant cerrahisi için tahmin edilemeyen kemik miktarı, flep hareketliliğinin ve dönme hareketinin sınırlı olması, kutanöz bileşenlerden ötürü sağ kalım oranının düşük olması, başarı oranlarının değişkenlik göstermesi ve verici saha morbiditesinin yüksek olması sayılabilmektedir.⁶⁶

Serbest flepler: Son yirmi yılda meydana gelen teknolojik gelişmeler, postoperatif hasta bakımı ve mikrocerrahi tekniklerde ilerlemeler, alt çene defekt onarımı için vaskülarize pedikülsüz kemik greftlerinin kullanımını yaygınlaştırmış ve diğer yöntemlerle kıyas edildiğinde alt çene rekonstrüksiyonunda altın standart olarak kabul edilmektedir.⁶⁵

Bu yöntemlerin kullanıldığı bölgeler; skapula, humerus, fibula, ilium, ulna, radius, metatarsus ve kosta olmak üzere 8 adettir. Fibula, skapula ve ilium flepleri birçok farklı olguda tercih edilebilmesi ve güvenilirliği nedeniyle günümüzde çoğu merkez tarafından kullanılmaktadır.

İlium flebi: İliak kemiğin doğal anatomik yapısı, büyük ebatlarda greft elde edilebilmesi ve uyumlandırma işleminin kolay olması rezeksiyon yapılan alt çene kemiği için, iliuma popüler bir donör saha olma özelliği katmaktadır. Bu flep çeşidinde vasküler desteği sağlayan sirkumfleks iliak arterdir. Alt çene rekonstrüksiyonu için ilium flebini modifiye eden Urken ve ark.^{56, 67} olumlu sonuçlar rapor etmişlerdir. Toplamda 14-16 cm'lik sert doku grefti elde edilebilmektedir. Ayrıca, bu flep yumuşak doku içeriğini

kendisinde barındırmakta ve kemik yüksekliği osteointegrasyon için yeterli olmaktadır. Bu özelliklere sahip olması ilium flebini kompozit defektlerde tercih edilen gözde bir flep haline getirmektedir. Periferal damar hastalığı olanlarda, varikoz öyküsü bulunanlarda, alt ekstremitte travma öyküsü bulunanlarda, atar veya toplar damar yetersizlik bulguları olan hastalarda fibular flebe karşı ilium flebi endikedir. İlgili bölgedeki cilt esnekliğinin zayıflığı, diseksiyon sonucu meydana gelen verici saha morbiditesi bu flebin kullanımını kısıtlayan başlıca etkenlerdir (Şekil 2.9).



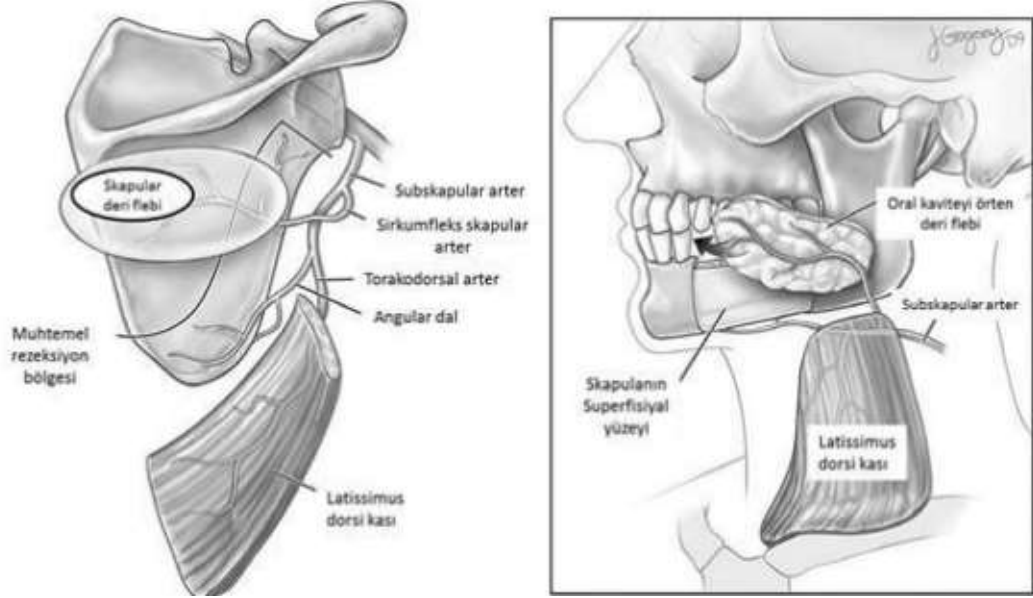
Şekil 0.9. Serbest ilium flebi anatomisi ve defektin ilium flebi ile onarımı

Skapula flebi: Bu flep, baş ve boyun bölgesinde meydana gelen büyük yumuşak doku defektlerinde tercih edilebilmektedir. Bu flep lateral skapula, m. latissimus dorsi ve m. serratus anterioru içine alabilmekte olup vasküler kaynağı subskapular arterdir.

Bölgenin damarsal yapısı, kemiğin deriden bağımsız konumlandırılmasına olanak sağlamaktadır. Kortikokansellöz olan bu kemikten 10-14 cm uzunluğunda greft elde edilebilmektedir. Yüzde reaminasyon amaçlandığında m. latissimus dorsi kasının yeniden innervasyonu sağlanabilmektedir. Ameliyat sırasında konumlandırılmasının zor

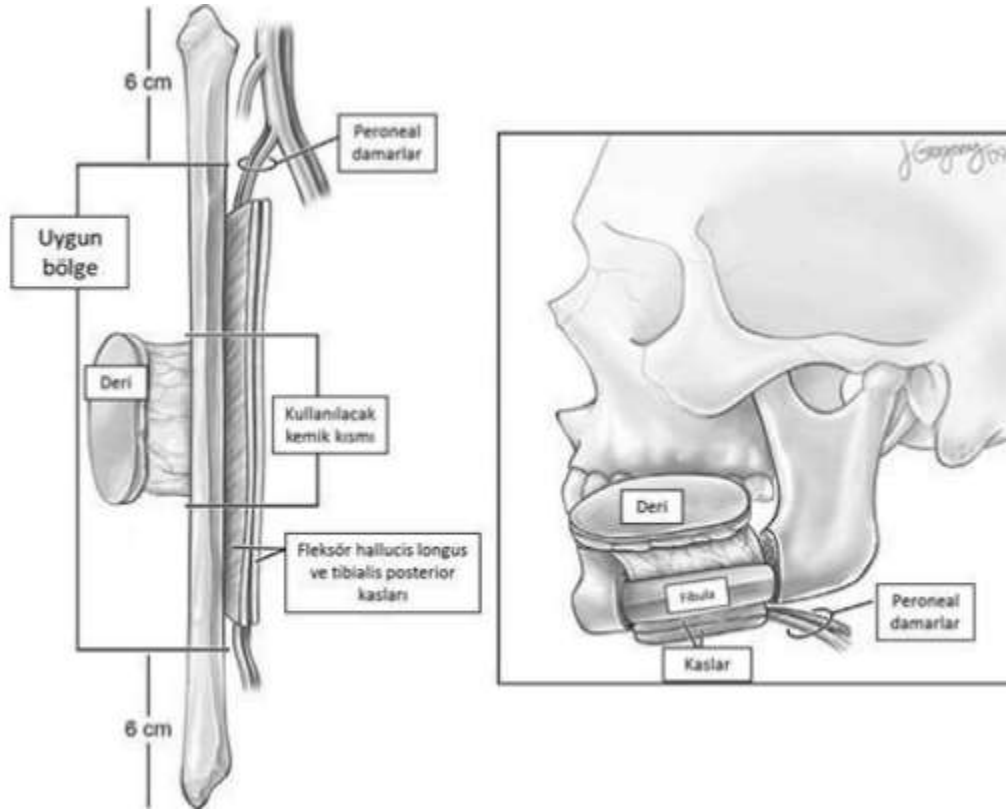
olması bu flebin en önemli dezavantajıdır. Vakanın durumuna göre, osteointegrasyonu sağlayacak biçimde flep kesiti ayarlanabilmektedir (Şekil 2.10).⁶⁸

Urken ve ark.³⁴ oromandibular defekt tamirinde 11 senelik mikrovasküler doku transfer deneyimini incelemişler ve 210 vakada %96 oranında başarı rapor etmişlerdir.



Şekil 0.10. Skapula flebi anatomisi ve defektin skapula flebi ile onarımı

Fibula flebi: Taylor ve ark.⁶⁹ bu flebi alt ekstremité için tanımlamışlardır. Daha sonra bu flep Hidalgo tarafından 1989 yılında alt çene rekonstrüksiyonu için uyarlanmıştır. Günümüzde alt çene rekonstrüksiyonu için en gözde ve kullanım alanı en yaygın olan flep serbest fibula flebidir (Şekil 2.11). Flebin vasküler orjini peroneal ve ilişkili arterlerdir. Yeterli uzunluk ve genişlikte elde edilebilmektedir. Fibular kemiğin kanlanması hem kemik içi hem segmentaldir. Bundan dolayı çok sayıda osteotomi yapılabilir. Uzunluk yeterli olmasına karşın yükseklik dental rehabilitasyon için yeterli olmayabilir. Böyle durumlarda ikinci bir greft uygulaması veya vertikal distraksiyon osteogenezisi tanımlanmıştır. Verici saha morbiditesi nispeten düşüktür ancak, periferik damar hastalığının mevcut olması fibula flebi endikasyonunu ortadan kaldırmaktadır.⁴



Şekil 0.11. Fibula flebi anatomisi ve defektin fibula flebi ile onarımı

Rekonstrüksiyon plakları: Rijit ve uzun vadeli fiksasyon, rekonstrüksiyonun başarılı olmasında temel koşuldur. Sağlam ve güvenilir bir fiksasyon, transfer edilen doku ve greftlerin stabil kalmasını sağlamaktadır. Bu da çiğneme kuvvetleri karşısında mukavemet sağlamak ve çevre dokuların iyileşmesine katkıda bulunmaktadır.

1970’li senelerin ortalarına doğru alloplastik materyaller yerini günümüzde kullanılan rekonstrüksiyon plaklarına bırakmıştır.⁷⁰ Başlangıçta paslanmaz çelik şeklinde imal edilen bu plaklar vityum daha sonra ise titanyum yapıda imal edilmiştir.⁷¹ Başlarda rijit fiksasyon, tüm fragmanlara paslanmaz çelikten üretilen vidalar 6 ya da daha fazla sayıda bikortikal yerleştirilerek sağlanmaya çalışılmıştır. Buna alternatif olarak osteointegre 3 vidanın da aynı stabiliteyi sağladığı rapor edilmiştir.⁷² Günümüzde her fragmana minimum 3 adet ya da optimum 4 adet olacak şekilde titanyum vida yerleştirilerek istenilen düzeyle fiksasyonun elde edilebileceği kabul görmüştür.⁷¹

Mikrovasküler free-flapler alt çene defekt onarımında komplikasyon oranının düşük olması ve başarı oranının yüksek olması sebebiyle altın standart olarak kabul edilmektedir. Fakat pahalılık, cerrahi işlemin özel yetenek gerektirmesi, morbidite ve mortalite riski bu fleplerin kullanımını kısıtlamaktadır. Alt çene defektlerinde sadece rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı alternatif bir seçenektir. Fakat bu plakların kullanımı, özellikle mandibula anterior bölgede plak ve vida fraktürü, plak ekspozu ve enfeksiyon gibi komplikasyonlara neden olduğundan hala tartışılmaktadır.^{73, 74} Geçmişe dönük yapılan çoğu çalışmada, greft veya doku nakli yok ise sadece rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı önerilmez iken, cerrahiyi kaldıramayacak, sistemik açıdan yüksek risk grubunda olan hastalarda en doğru tercih olabileceği ifade edilmektedir.⁷⁵ Bunun yanı sıra elde edilen fleplerin istenilen konumda sabitlenmesi için rekonstrüksiyon plaklarına ihtiyaç duyulmaktadır.

Rekonstrüksiyon plakları;

- Kötü prognoza sahip ve uzun süreli tedavileri tolere edemeyecek halde olan hastaların lateral defektlerinde sürekli olarak
- İkinci greft uygulaması yapılana dek geçici olarak
- Saplı ya da serbest kemik greftlerinin fiksasyonunda, greftin olgunlaşması ve alıcı sahaya entegrasyonu süresince tercih edilmektedir.⁷⁶⁻⁷⁸

Günümüzde alt çene ön bölge defektlerinde plakların, greft kullanılmadan kalıcı olarak kullanılması kaslar nedeniyle oluşan plak ekspozu, plak ve vida fraktürü gibi komplikasyonların yüksek olması nedeniyle önerilmemektedir. Yapılan bir çalışmada “C” defekti bulunan vakalarda rekonstrüksiyon plağı kullanımının uzun vadeli sonuçları değerlendirilmiş; ön bölgede kullanılan plakların %35’inin tekrar söküldüğü, lateral flep uygulanan hastalarda ise başarı oranının %95 olduğu bildirilmiştir. Bunun yanı sıra ön bölge defektlerinde (C defekt) çene ucu pitozisi ve alt dudak pitozisi gibi estetik olmayan

sorunlar gözlemlenmiştir. Bu sebeple rekonstrüksiyon plaklarının yalnızca lateral defektlerde kullanımı önerilip ve bu tarz vakalarda başarı oranının daha yüksek olduğu çok sayıda çalışmada gösterilmiştir.^{79, 80}

Rekonstrüksiyon plaklarında kullanılan materyal kalitesi ne kadar gelişse de plak ve vida fraktürleri ile günümüzde halen karşılaşılmaktadır. Rekonstrüksiyon plağı uygulanan ve beslenme şekli değişmeyen hastalarda operasyon sonrası 2-3 ay içerisinde plak fraktürleri ortaya çıkabilmektedir.⁸¹

Kammerer ve ark. segmental mandibula rezeksiyonu yapılan ve rekonstrüksiyon plağı uygulanan 162 hasta üzerinde bir çalışma yapmışlardır. Takip süresinin yaklaşık 12,9 ay olduğu bu çalışmada 46 hastada rekonstrüksiyon plağı ile ilgili komplikasyonlar meydana gelmiş ve bu hastaların 45'inde plaklar sökülmüştür. Meydana gelen komplikasyonlar; 8 hastada plak fraktürü, 7 hastada vida gevşemesi, 12 hastada intraoral olmak üzere 19'u fistül gelişimiyle birlikte plak ekspozu meydana gelmiştir. Aynı çalışmada komplikasyon oranının %28 olduğu rapor edilmiştir.⁸²

Alt çene defektlerinin rekonstrüksiyonunda kullanılan plakların ekspoz olma sebepleri arasında aşağıdaki faktörlerin yer aldığı düşünülmektedir.³⁸

1. Plağın kemiğe tam adapte olmaması plak altında ölü boşluk oluşmasına neden olmaktadır. Çevre yumuşak dokular meydana gelen boşluğa göç ederek ilerleyen zamanlarda tüm plak yüzeyini kaplamakta ve plak ekspozu meydana gelmektedir.
2. Plak üzerindeki yumuşak dokunun ince olması fiziksel travma sonucu plak ekspozuna neden olabilmektedir.
3. Plak ve plak üzerini örten yumuşak doku üzerindeki uyumsuzluk plak ekspozuna neden olabilmektedir.
4. Rezeksiyon bölgesi ve genişliği plak ekspozunu etkilemektedir.^{8, 38}

5. Işın tedavisi gören hastalarda plak ekspoz oranının daha yüksek olduğu rapor edilmiştir.⁸³
6. Plagın yapıldığı metale karşı gelişen alerji plak ekspozuna neden olabilmektedir.³⁸
7. Rezeksiyon hattının orta hattı geçmesi plak ekspoz oranını artırabilmektedir.⁸

Kabul edilen bir kanı olarak, rekonstrüksiyon plagının üstünü örtecek miktarda yumuşak doku varlığının mevcut olmadığı hallerde bölgesel ya da vaskülarizyonu iyi olan yumuşak doku serbest flepleri plagın üzerini örtmek için kullanılmalıdır. Böylelikle plak için gerekli destek sağlanarak hem plak fraktürleri azalmakta hem de plak ekspozunun önüne geçilmektedir.⁸⁴ Boyd ve ark. radial forearm free flebi ile beraber rekonstrüksiyon uygulamasını popülerleştirmişlerdir. Bu yöntemle özellikle mandibula arka bölge lateral defekt rekonstrüksiyonunda başarı oranını %96 olarak bildirmişlerdir. Özellikle küçük boyutlarda lateral defekti bulunan yaşlı ve sağ kalım oranı düşük olan hastalarda bu tekniğin kullanımı işlevsellik ve estetik yönden oldukça başarılı bulunmuştur.³³

Standart rekonstrüksiyon plakları kilitsiz olduğundan tutuculuk plak tarafından kemiğe uygulanan basınçla sağlandığından bu plakların kemiğe olan adaptasyonu rekonstrüksiyon işleminin başarısı için kritik bir öneme sahiptir. Arada boşluk kalmayacak şekilde yapılan sıkı vidalama ile segmentlerin fiksasyonu sağlanmakta ve normal anatomik yapı üç boyutlu bir şekilde korunabilmektedir.⁷⁵

Mevcut rekonstrüksiyon plaklarının dezavantajlarını elimine etmek için THORP (Titanium hollow screw reconstruction plate) olarak adlandırılan ve boşluklu yapıya sahip vida içeren rekonstrüksiyon plakları geliştirilmiştir. Bu plaklar ilk geliştirilen kilitli rekonstrüksiyon plagı özelliği taşımaktadır. Sistemin asıl özelliği vidaların plazma ile kaplı yüzey barındırması ve boşluklu yapı içermesidir. Bu boşluklara kemik dolması ve osteointegrasyon sağlayan yüzeyi vasıtasıyla daha fazla stabilizasyon sağlanması

amaçlanmıştır. Kalınlığı standart plak ve vida sistemlerine nazaran daha fazla olduğundan dayanıklılığı daha fazladır. Yapısal farklılıklardan dolayı manipülasyonları zordur fakat tam uyumlama gerektirmediklerinden operasyon süresini kısaltmaktadır. THORP sisteminde sağlamlık, plağın kemiğe uyguladığı basınçla değil vidaların plağa tam adaptasyonu ile sağlanmaktadır.^{72, 85, 86}

Uzun dönem takiplerde ortaya çıkan bazı dezavantajlar nedeniyle THORP sistemi tartışmaya açık hale gelmiştir. Bu plakların profil yapısının yüksek olması nedeniyle plak ekspozu yüksek oranlarda görülmeye başlanmıştır. Bunun yanı sıra plak fraktürü ve vida gevşemesi gibi nedenlerden dolayı çıkarılmaları gerektiğinde osteointegre yapısından dolayı zorluk meydana getirdiği ifade edilmektedir. Ayrıca, farklı vida çeşitleri için farklı tornavida ihtiyacının olması maliyetini artırmaktadır.^{87, 88}

Çene yüz bölgesinde meydana gelen travmaların tedavisinde ve rekonstrüksiyonunda kullanılan materyaller ve uygulanan teknikler ortopedik literatürün rehberliğinde ilerlemektedir. THORP rekonstrüksiyon plaklarının olumsuz özelliklerinin fark edilmesinden sonra ilk defa ortopedide kullanılmaya başlanan ikinci nesil rekonstrüksiyon plakları çene yüz bölgesinde de kullanılmaya başlanmıştır.⁸⁹ Ortopedi alanında özellikle çok parçalı kırıklarda ve kemik kalitesinin düşük olduğu osteoporotik hastalarda stabilitesinin fazla olması nedeniyle kilitli sistemlerin kullanılma sıklığı artmıştır. Bu artmış stabilitenin kemik-plak temasına ihtiyaç olmadan sıkı vida-plak bağlantısı ile oluştuğu gösterilmiştir. Böylelikle bu sistem tek blok halinde fiksator görevi görmektedir. Kilitli dizayn edilmiş vida başlarının çekme dayanımları konvansiyonel sistemlere nazaran daha yüksektir. Böylelikle plak kaybının oluşması için bütün vidaların kaybı gerekmektedir. Ayrıca, düşük profil yüksekliğine sahip olmasının plak ekspoz riskini azalttığı bildirilmiştir.^{9, 90}

Kilitli sistemlerin geliştirilmesi ile birlikte plak ve kemik arasında oluşması istenen tam adaptasyon ihtiyacı azalmıştır. Sistemde bulunan kilitli vidalar sayesinde plak ve kemik arasında ideal adaptasyon oluşmadan yeterli fiksasyon elde edilmektedir.⁹⁰ Fakat plak ve kemik arasında mevcut olan boşluğu fibrötik bağ dokusu doldurabilmektedir. Plak etrafında meydana gelen bu skarlı doku, sekonder greft ihtiyacının olduğu durumlarda beslenmeyi olumsuz etkilemektedir.^{89, 91}

Pahalı olan kilitli sistemler, konvansiyonel sistemlerde gözlemlenebilen vida açılanmasına müsaade etmediğinden kemik içerisinde vidaların istenilen şekilde konumlanması engellenebilmektedir. Bu sistemlerde kuvvet plak üzerinde toplanmaktadır (load bearing). Mekanik yönden en zayıf olan bölge defekt bölgesine en yakın olarak yerleştirilen vidalar arasında kalan ve her iki segment arasında bağlantı görevi gören kısımdır. Stres ve gerinim nedenli kırıklar daha çok bu kısımda oluşmaktadır.⁸⁹

Standart kilitsiz plak sistemlerinde ise kırıklar daha çok vida başında oluşmaktadır. Kilitli sistemlerde bu durum tam tersidir ve vida başları en dayanıklı kısımlardır. Buna rağmen rotasyonel kuvvetler nedeniyle meydana gelen, tekrarlayan stabilizasyon bozukluğuna sahip olan ve yüksek gerinim kuvvetine maruz kalan durumlarda kilitli sistemlerdeki vida başlıklarında da kırıkların görülebileceği rapor edilmiştir.⁴⁶

Plak yerleştirilirken dikkatli olunması gereken birtakım hususlar vardır. Plak ile yumuşak doku etkileşiminin olmaması için plağın mukoza ve deri gibi yapılardan uzağa yerleştirilmesi gerekmektedir. Plak ekspozunun önlenmesi için plak çevresinde kas ve yumuşak doku gibi yapıların bulunması önerilmektedir. Yumuşak doku ve periost hasarına ve buna bağlı beslenme problemlerine neden olmamak için yerleştirilen vidaların medial korteksi geçmemesine dikkat edilmesi gerekmektedir. Plak, fasiyal

yüksekliği elde etmek ve oral mukoza ile temasın önüne geçmek için; diş köklerinden uzağa, mandibular kemiğin alt kenarına ve kortikal kemik yoğunluğunun en fazla olduğu yere yerleştirilmelidir.⁴⁶

2.7. Çiğneme Kasları

2.7.1. Temporal Kas

Yelpazeye benzeyen bir şekle sahiptir. Kasın origosu os temporalisin skuamoz parçasındaki fossa temporalistir. Aşağıya ve öne doğru seyrederek koronoid prosesin boynunu çevreleyip buraya tutunmaktadır (Şekil 2.12). Farklı bölümlere sahip olan temporal kas, farklı kesit hacimleri, farklı sarkomer uzunlukları ve farklı yönelimleri nedeniyle değişik yönlerde ve farklı miktarlarda hareket kabiliyetine sahip komplike bir kıştır.⁹² Bu kasın, birlikte ya da ayrı ayrı çalışabilen ön, arka ve oblik olmak üzere 3 bölümü vardır. Ön (dikey) bölüm fonksiyon sırasında daha aktiftir ve daha fazla çiğneme kuvveti oluşturmaktadır. Temporal kas komplike bir yapıya sahip olduğundan fonksiyonel olarak hetorejendir.⁹³

Bu kas tümünden kasıldığında mandibula yükselerek dişlerin oklüzyona gelmesini sağlamaktadır. Farklı parçaları ayrı ayrı kasıldığında ise bu parçaların oryantasyonlarına göre mandibulanın hareket yönü değişmektedir:

- Ön (dikey) parça: Fizyolojik olarak en geniş kesit alanına sahip olan bölümdür. Lifleri dikey, ön ve mezial yönde ilerlemektedir.⁹² Fonksiyona geçtiğinde mandibulanın yükselmesine neden olmaktadır.⁹⁴
- Orta (oblik) parça: Kasıldığında çeneyi yükseltip çenenin geri yönde (retrüzyon) gitmesini sağlamaktadır.⁹⁵
- Arka (yatay) parça: Temporal kasın en dar kesit alanına sahip bölümüdür. Arka ve yana doğru bir seyre sahiptir.⁹² Kasılma anında mandibula çok az bir miktar retrüze olmakta ve çene belirgin bir şekilde kapanmaktadır. DuBrul bu

parçanın asıl olarak çenenin kapanmasında görev aldığını ifade etmiştir.⁹⁶

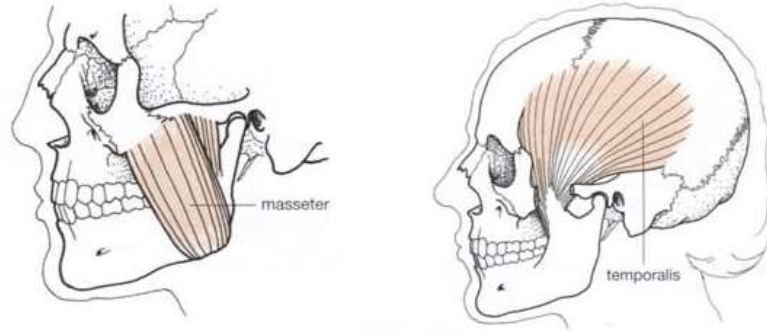
Zwijnenburg ve ark. ise çalışmalarında bu bölümün çenenin geri yönde hareketi sırasında aktif hale geçtiğini göstermişlerdir.⁹⁷

Diş sıkma ve çenelerin normal fonksiyonları (açma-kapama) sırasında her üç parça da aktif haldedir. Çiğneme halinde ise ön ve arka parçalar arasında ciddi farklar gözlenmektedir. Fonksiyon gören taraftaki kas kontraksiyonu, diğer tarafa göre oldukça fazla olmaktadır.⁹⁵ Temporal kasın innervasyonu ve beslenmesi, nervus mandibularis ve arter maksillarisin derin temporal dalları aracılığıyla sağlanmaktadır.⁹⁸

2.7.2. Masseter Kas

Yüzeyel ve derin liflerden meydana gelmektedir. Yüzeyel olan lifler, zigomanın maksiller kemik uzantısının alt-ön bölümünden orjin almakta olup yukarıdan aşağıya ve arkaya doğru seyrederek alt çene angulusu ile ramusun altında sonlanmaktadır. Yüzeyel lifler alt çenenin kapanması sırasında görev almaktadır. Bu lifler derin liflere göre ramusun daha aşağısında ve lateralinde sonlanmaktadır (Şekil 2.12).

Derin lifler arcus zygomaticus'un inferior kenarının daha derin bölümünden orjin alıp, aşağı ve anteriore doğru seyrederek angulus ve ramusun lateralinde, yüzeyel liflere göre daha altta sonlanmaktadır. Bu lifler mandibulanın retrüzyonunda görev almaktadır. Ayrıca, liflerin bir bölümü de temporomandibular eklem kapsülüne ve diske tutunmaktadır.⁹⁹⁻¹⁰¹ Innervasyonu nervus mandibularisin masseterik dalı tarafından yapılırken, beslenmesi arter maksillarisin masseterik bölümü ve arter temporal superficialisin transvers fasiyal bölümü ile sağlanmaktadır.



Şekil 0.12. Masseter ve temporal kasın tutunma bölgeleri

2.7.3. İç (medial) Pterygoid Kas

Bu kas sfenoid kemikte bulunan pterygoid çıkıntının iç yüzeyinden başlamakta ve anteriorden posteriore, lateralden mediale doğru seyrederek angulusun iç yüzeyinde ramusun arka ve alt medial yüzeyine tendon vasıtasıyla tutunmaktadır (Şekil 2.13). Derin ve yüzeysel lifleri mevcuttur. Derin lifler hacim olarak daha büyük olup pterygoid parçanın medial yüzünden başlamaktadır. Yüzeysel lifler ise pterygoid parçanın piramidal uzantısıyla tüber maksilladan başlamaktadır.

Kas kasıldığında vertikal ve horizontal komponentleri olan bir hareket meydana gelmektedir. Vertikal komponent çenenin kapanmasını sağlarken, horizontal komponent mandibulanın bir miktar anteriore doğru konumlanmasını sağlamaktadır. Kasın yönü masseter kasının yüzeysel lifleri ile paralellik göstermektedir. Esas olarak mandibulanın oklüzyona gelmesinde fonksiyonel olan bu kas ayrıca alt çenenin protrüzyonunda da görev almaktadır. Medial pterygoid kasın tek taraflı kasılması mandibulayı mediotrusiv yönde hareket ettirmektedir. İnervasyonu nervus mandibularisin medial pterygoid kısmı tarafından sağlanırken, beslenmesi arter maksillarisin pterygoid dalı tarafından sağlanmaktadır.⁹⁸

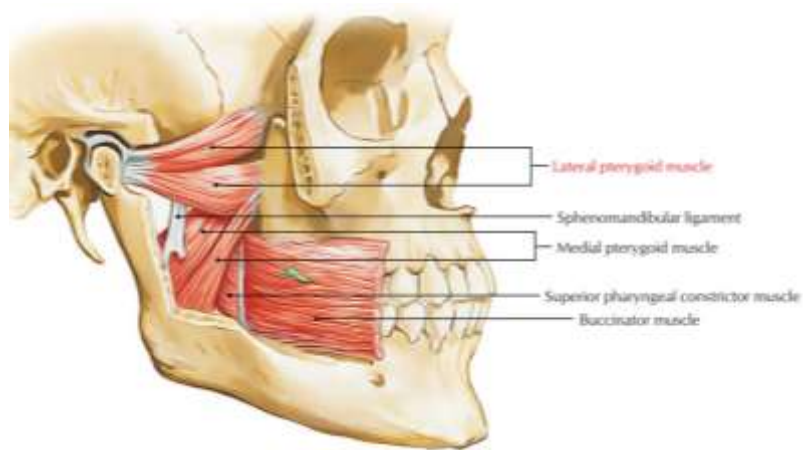
2.7.4. Dış (lateral) Pterygoid Kas

Bu kasın alt ve üst karın olmak üzere iki bölümü olup bu bölümlerin birbirinden tamamen farklı işlevleri mevcuttur.¹⁰²

Alt karın pterygoid parçanın lateral yüzünden orjin alıp; anteriordan posteriore, medialden laterale, aşağıdan yukarı doğru seyir izleyerek, ramus boynunda bulunan fovea pterygoidea'ya tutunmaktadır. Üst karın, sfenoid kemiğin ala majör (büyük kanat) üzerinde bulunan infra temporal çukurdan orjin alıp, anteriordan posteriore, medialden laterale doğru horizontal bir seyir izleyerek eklem kapsülü, disk ve kondil boynuna tutunmaktadır (Şekil 2.13). Alt karın, digastrik kas ile beraber alt çenenin açılmasında görev üstlenmektedir. Bu esnada hyoid üstü ve hyoid altı kasların indirekt görevleri vardır. Üst karın ise mandibulayı kapatan kaslarla beraber işlev görmektedir.¹⁰³

Kasın her iki karnı medialden laterale doğru bir seyir izlediğinden kasılma sırasında hareketini sağladığı yapılar mediale doğru hareket etmektedir. Alt karnın tek taraflı çalışması, medial pterygoid kasla beraber lateral hareketlerin meydana gelmesinde rol oynamaktadır.¹⁰⁴

Bu kasın lateral kısımlarının innervasyonu nervus bukkalis tarafından sağlanırken medial kısmın innervasyonu da nervus mandibularisin ön uzantısı sayesinde sağlanmaktadır. Lateral pterygoid kasın beslenmesi ise arter maksillarisin pterygoid dalı ve arter fasiyalisin yükselen dalı tarafından sağlanmaktadır.



Şekil 0.13. Lateral ve medial pterygoid kas anatomisi

- **Hyoid üstü kaslar**
- **Hyoid altı kaslar**

2.8. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi, ilk defa Turner ve arkadaşları tarafından uçak mühendisliği alanında 1956 yılında geliştirilen matematiksel stres analiz tekniğidir. Yöntemin adlandırılması 1960 senesinde Clough tarafından yapılmıştır.¹⁰⁵ Bütün mühendislik bölümleri tarafından benimsenen bu yöntem 1970’li yıllardan sonra da dış hekimliğinde biyomekanik çalışmalarda kullanılmaya başlanmış ve gittikçe popüler hale gelmiştir.^{106, 107} Sonlu elemanlar analizi yöntemi kabaca doğal anatomik yapıları sanal ortamda gerçekçi bir şekilde taklit edebilmeyi amaçlamaktadır. Bu yöntem kompleks problemlerin daha basit alt başlıklara bölünerek her alt başlıktaki problemin kendi içinde çözümü ile bütün problemlerin çözüme ulaştığı bir yöntemdir. Teknikte temel unsur ilk aşamada; her cismin daha küçük parçalara ayrılması, bu parçaların birbiriyle komşuluk oluşturan köşelerinde meydana getirilen düğüm noktaları ile temaslı olmalarıdır.¹⁰⁸ Yöntemde çözülmesi planlanan geometrik bir şekle ait problemin, istenilen şekilde formülize edilmesinin zor olması sebebiyle, bu geometrik cisim, formülize edilmesi daha kolay olan ve bilinen daha küçük geometrik şekillere (birimlere) bölünmektedir. Geometrik birimlerin her biri “element”, birimlere bölünmüş geometrik şekil “matematiksel model” ve bu birimleri (element) bir araya getiren köşe noktalar “düğüm” (node) olarak adlandırılmaktadır.^{105, 109}

Sonraki aşamada ağ yapısı oluşturulmaktadır. Bu işlem ile birimlerine ayrılan modele, materyale spesifik poisson oranı, elastisite modülü, cismin sabitlenme noktası, kuvvetin uygulanma yeri, analiz esnasında yapılan deplasman (yer değiştirme) ve gerilmelerin sınır şartları tanımlanmaktadır. Bundan sonra yükleme şartları için uygulanacak kuvvetin yönü, büyüklüğü ve açısı istenilen şekilde ayarlanarak analiz işlemi gerçekleştirilmektedir.¹¹⁰⁻¹¹² Son olarak bütün cisimlerin alt birimlerinin

çözümlemesi ile tüm yapı çözümlenip elde edilen veriler yorumlanarak sonuca ulaşılmaktadır.

2.9. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Terimler

2.9.1. Kütle (Mass)

Cismin hareketinde meydana gelen değişime karşı sergilediği mukavemet olarak tanımlanabilmektedir. Yer çekim kuvvetine ve çevresel koşullara bağlı değildir.

2.9.2. Kuvvet (Force)

Duran bir cismi harekete geçiren, hareketli bir cismin hareket yönünü değiştiren veya durduran etkidir. **Kuvvet (F): Kütle (m) × ivme (a)** formülüyle ifade edilmektedir.

Birimi kg force (kgf) ya da Newton'dur (1 kgf= 9.8 N).¹¹³

2.9.3. Gerilim (Stres)

Bir cisme dışarıdan uygulanan kuvvet karşısında cisim içerisinde birim alanda meydana gelen tepkidir. $\text{Stres } (\sigma) = \text{Kuvvet (F)} / \text{Alan} = \text{N} / \text{mm}^2 = \text{MPa}$ formülü ile ifade edilmektedir. Vektörel bir nicelik olup yön ve büyüklük kavramlarıyla tanımlanmaktadır. Yönü dikkate alındığında 3 farklı şekilde ifade edilmektedir.¹¹⁴

Gerilme (tensile) Stresi: Doğrultusu aynı fakat yönleri ters olan iki farklı kuvvetin bir cismi etkilemesiyle meydana gelmektedir. Bu kuvvetler aynı zamanda cismin moleküllerini ayırmaya zorlayan kuvvettir.

Sıkıştırma (compressive) Stresi: Doğrultuları aynı fakat yönleri ters iki kuvvetin cismi etkilemesiyle meydana gelmektedir. Burada durum gerilmenin tam tersidir ve molekülleri sıkıştırmaya zorlayan bir kuvvet söz konusudur.

Makaslama (Shear) Stresi: Seviyeleri farklı ve yönleri zıt olan iki kuvvetin cisme aynı anda etki etmesi ile meydana gelmektedir. Bu etki, cismin moleküllerini birbirleri üzerinde ve yüzeye paralel olacak şekilde kaymaya zorlamaktadır.

Tensile ve compressive stresler normal stresler olarak adlandırılmakta ve “ σ ” sembolü ile ifade edilmektedir. Shear stresler ise “ τ ” sembolü ile ifade edilmektedir. Günlük hayatta bir cisme uygulanan stresin tek tipte olması zordur. Kuvvet uygulanan cisimlerde her üç stres halinin bir arada görüldüğü birleşik stres olarak ifade edilen durumlar meydana gelmektedir.^{113, 115, 116}

2.9.4. Principal Stress (Asal Gerilim)

Kesme gerilim değerlerinin “sıfır” olduğu durumlarda 3 boyutlu elemanların asal gerilim değeri elde edilmektedir. Bu gerilim tipi kemik gibi sert ve kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemli yer tutmaktadır. Asal gerilimin maksimum değeri pozitifdir ve gerilme stresinin en yüksek değerini göstermektedir. Asal gerilimin minimum değeri ise negatiftir ve sıkışma geriliminin en yüksek olduğu değeri göstermektedir.¹¹⁷ Mutlak değer olarak stres tiplerinden hangisi büyük ise stres elemanı o stres tipinin etkisindedir. Örnek verecek olursak; herhangi bir düğüm bölgesinde 100 Mpa gerilme tipi stress değeri, -40 Mpa sıkışma tipi stres değeri mevcutsa, ilgili düğüm noktasında gerilme tipi stres daha baskındır ve değerlendirilmesi gerekli olan asıl stres değeri budur.¹¹⁸

2.9.5. Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, Von Mises Stres)

Bu stres enerji prensiplerinden oluşturulmuş bir kriterdir. Buna göre, yapının içerisinde belirli bir yerde iç enerji değeri belirli bir seviyeyi aşarsa, tam bu noktada bu yapının şekli değişecektir.¹¹⁹ Von mises ve ark. bulduğu “şekil değiştirme enerjisi” olarak isimlendirilen enerji hipotezi, sonlu elemanlar analizi yöntemiyle verilerin stres dağılımlarının değerlendirilmesinde kriter olarak uygundur.¹¹⁵ Biçim değiştirmenin başlangıç noktası olarak ifade edilen Von Mises stresinin hesaplanmasında üç adet asal stres değeri kullanılmakta ve aşağıdaki gibi formülize edilmektedir.¹¹³

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 = 2\sigma_0^2$$

2.9.6. Strain (Gerinim)

Kuvvet uygulanması sonucu cismin birim uzunluğunda meydana gelen değişim olarak ifade edilmektedir. Cisimde gerilim oluşmasına sebebiyet veren kuvvetler aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır. Cisim içerisinde yer alan atomların yer değiştirme miktarı olarak da belirtilebilmektedir. Bu yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim, atomların yer değiştirme direnci ise gerinimdir. Gerilimde büyüklük ve yön söz konusu iken gerinimde sadece büyüklük söz konusudur. Formülü aşağıdaki gibidir.^{108, 113, 115, 120}

$$\text{Gerinim}(\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orijinal Uzunluk} = \Delta L / L_0$$

2.9.7. Esneklik Katsayısı (Young's modülü)

Esneklik katsayısı (young's modülü), bir ekseninde oluşan gerinim ile aynı eksen yönünde meydana gelen birim gerilmeyi birbiriyle ilişkilendiren katsayı olarak ifade edilmektedir. Başka bir ifadeyle birim deformasyon doğrultundaki eğim gerilimi vermektedir. İlk defa Thomas Young tarafından hesaplanmış ve ismini buradan almıştır. Young's modülü, kuvvet altındaki cismin molekülleri arasındaki çekim kuvvetinin, birim uzama karşısında gösterdiği direnç olarak ifade edilebilmektedir. Sert malzemelerin young's modülü büyüktür. Bunun nedeni deformasyon karşısındaki iç dirençlerinin fazla olmasıdır. Örneğin; yumuşak dokuların esneklik katsayısı kompakt kemiğin 1/6700'üne karşılık gelmektedir.¹²¹

2.9.8. Poisson Oranı

Poisson oranı, “Gerilme veya sıkıştırma kuvvetlerine maruz kalan nesnelerin elastik sınırları içerisinde, cismin eninde meydana gelen birim uzamanın boyunda meydana gelen birim uzamaya oranı” olarak ifade edilmektedir. Gerilmeye maruz kalan bir lastik şeritte boyca uzama meydana gelmekte iken eni incelmektedir. Bunun gibi uygulanan kuvvet sonucu bir yönden şekil değişikliğine uğrayan cisim, başka bir yönden de şekil değişikliğine maruz kalmaktadır. Bu oran tüm nesneler için “0” ile “0.5” arasında

değer almakta ve ortalama olarak “0.25” değerine sahip olması gerektiği iddia edilmektedir.¹²²

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Uzama} / \text{Boydaki Birim Uzama}^{123}$$

2.9.9. Lineer Elastik Cisim

Gerilim ve birim yüzeyde meydana gelen uzamanın doğru orantılı bir şekilde değişkenlik gösterdiğinin kabul edilmesi ve bu ilişkinin basit bir şekilde ifade edilmesidir. Fakat bu varsayım sadece belirli bir gerilme sınırı için geçerlidir. Bu sınır değeri kemik için kabul edilebilse de yumuşak doku için çok küçüktür ve bu sınır aşıldığında hesaplamalarda ciddi yanlışlar meydana gelebilmektedir.¹²⁴

2.9.10. İzotrop Cisim

İzotrop cisimlerin farklı doğrultularda gösterdikleri elastik özelliklerinin aynı olduğu kabul edilmektedir. Bu kabul sayesinde gerilim-şekil değiştirme arasındaki ilişki Young’s modülü ve Poisson oranına bakılarak ifade edilmektedir.^{116, 124}

2.9.11. Homojen Cisim

Cisim içerisinde elastik özelliklerin her noktada aynı olduğunun varsayılmasıdır. Cismin içerisindeki her yerde madde cinsi ve yoğunluğun aynı olması cismin homojen olduğunu göstermektedir. Bu cisimlerde her noktanın mekanik özelliği aynıdır.¹²⁴

2.10. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Avantajları

1. Düzgün şekilli olmayan kompleks katı cisimlerin ve içerisindeki malzeme özellikleri farklı olan karmaşık yapıların modellenmesi kolaydır.
2. Cisimler gerçeğe yakın bir şekilde modellenebilmektedir.
3. Gerilme, gerinim ve yer değiştirme gibi değerler detaylı bir şekilde elde edilebilmektedir.
4. Hem nesnenin bütününün hem de istenilen bölgenin analiz sonuçları birbirinden bağımsız olarak değerlendirilebilmektedir.

5. Bir tek bilgisayar ve programla problemler çözülmektedir.
6. Mevcut değişkenler değiştirilerek istenilen sayıda analiz tekrarı yapılabilmektedir.
7. Elde edilen verilerin değerlendirilebilmesi için, görselleştirme yapılabilmektedir. Görselleştirme yapılırken kullanılan her rengin bir değer aralığına sahip olduğu bu yöntemde, görüntülerde mevcut olan ölçek yardımıyla verilerin değerlendirilmesi daha kolay hale gelmektedir.
8. İşlem hızlı bir şekilde yapılmaktadır.^{108, 125-130}

2.11. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Dezavantajları

1. Yapılacak işlemin sınırını bilgisayar donanımı ve yazılım programının kapasitesi belirlemektedir.
2. Pahalıdır.
3. İleri düzey yazılım bilgisi gerekmektedir.
4. Kullanılan programların belirli aralıklarla güncellenmesi gerekmektedir.
5. Kullanılacak verilerin tamamının sisteme doğru ve eksiksiz bir şekilde yüklenmesi gerekmektedir.
6. Yapılan analizin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle ağız içinde olduğu gibi dinamik bir şekilde gerçekleştirilmesi mümkün olsa da uygulanması zordur.^{127,}

128, 130, 131

2.12. Koronoidektomi

Cerrahi prosedür: Nasal endotrakeal genel anesteziyi takiben ilgili bölgeye lokal anestezi yapılır. Ramusun bukkal yüzeyine 3. molar dişin hemen arkasına dikey bir insizyon yapılır. Flep kaldırıldıktan sonra koronoid ekartörü (Şekil 2.14) kullanılarak kemik açığa çıkartılır. Koronoid, kesi hattının üzerinden bir klemp yardımıyla

kavrandıktan sonra cerrahi testere yardımıyla kesilir. Rezeke edilen kısım kas ve kas liflerinden diseke edilerek çıkartılır.¹³²

Koronoidektomi işlemi trismus, ilgili bölgede tümöral kitle varlığı, hiperplaziye bağlı ağız açmada kısıtlılık ve ağrı gibi nedenlerden ötürü yapılabilmektedir. Bizim çalışmamızda bu işlem temporal kasın ekartasyonu için yapılmıştır.



Şekil 0.14. Koronoid ekartörü

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamız Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Komitesi tarafından onaylanmıştır (Karar no: 52, karar tarihi: 01.10.2020). Çalışma Helsinki Bildirgesi'nin ilkelerine göre yapılmış ve Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (BAP) tarafından (TDH-2021-8785) desteklenmiştir. Bu araştırma, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Limited Şirketi iş birliği ile gerçekleştirilmiştir.

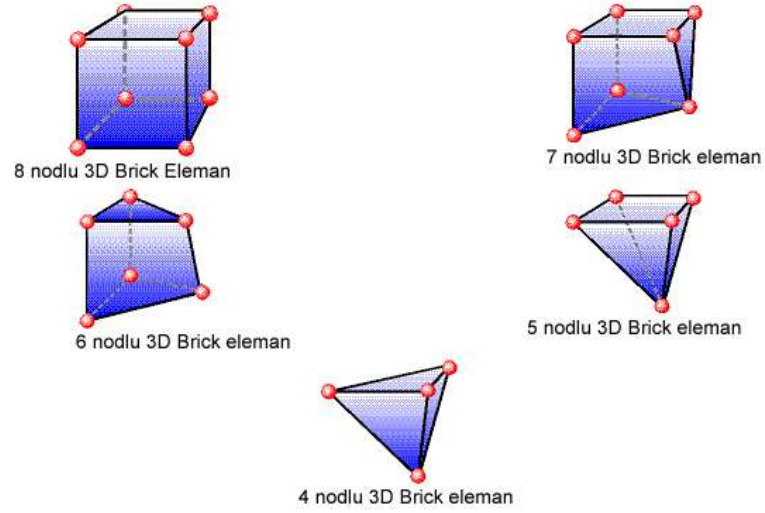
Bu çalışmada 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3.30 GHz işlemci, 500 gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan (Şekil 3.1), Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 0.1. Optik tarayıcı

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. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir. VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır (Şekil 3.2).



Şekil 0.2. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman çeşitleri

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu göstermektedir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite, yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

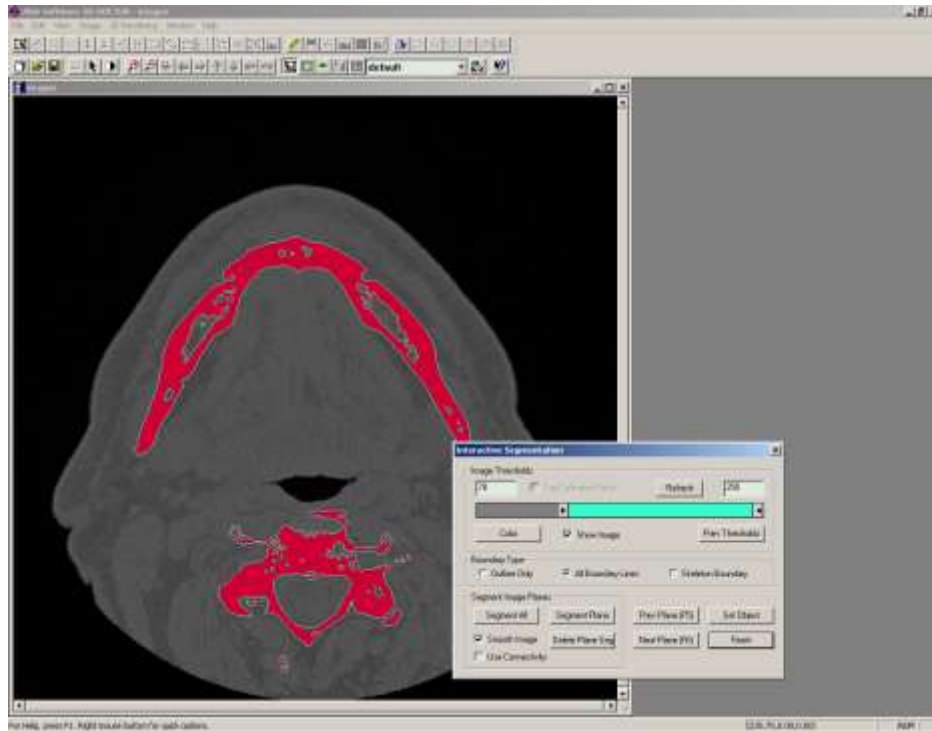
3.1. Modelleme

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekildi (Şekil 3.3). Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı ve 120 KvP, 3.8 mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı.



Şekil 0.3. Tomografik tarama görüntüsü

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı (Şekil 3.4, Şekil 3.5).



Şekil 0.4. 3d-doctor yazılımına aktarılmış görüntülerde “Interactive Segmentation” yönteminin kullanımı



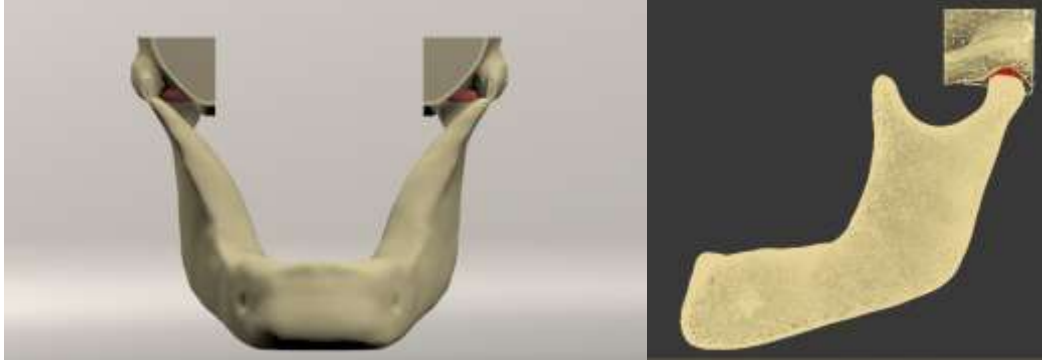
Şekil 0.5. Interactive Segmentation” yöntemi ile kemik dokusu ayrıştırılması

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu (Şekil 3.6). Oluşturulan mandibula modeli bilgisayar ortamında dışsız hale getirildi. Oluşturulan mandibula modelinde kortikal ve spongioz tabakalar gösterildi.



Şekil 0.6. 3d Complex Render yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmesi (Spongioz + kortikal)

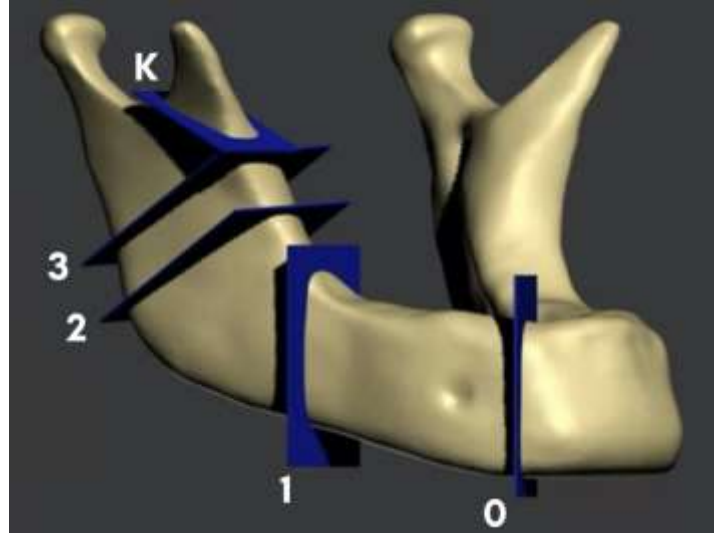
Bu şekilde mandibulada kortikal kemik, spongioz kemik, plak, vida, disk ve tme bölgesi gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı (Şekil 3.7). Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu. Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.



Şekil 0.7. Anatomik yapıların modele taşınması

Çalışmada tedarik edilen plak ve vidaların demo modelleri SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park A ve N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile plak, vida ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Bu çalışmada, modellenen mandibula üzerinde 3 farklı seviyeden rezeke edilmiş defektli mandibula modeli oluşturulmuş, oluşturulan defektli her mandibula modeli için koronoid kesisi yapılmıştır (Şekil 3.8). Böylelikle 6 adet grup elde edilmiştir. Oluşturulan 6 adet modelde kesi hatları belirlenirken proksimalde kanin distali sabit kabul edilmiş, distal bölgede 3 adet kesi hattı belirlenmiştir.



Şekil 0.8. Rezeksiyon hatları, 0: sabit kesi hattı, 1: 1. grup kesi hattı, 2: 3. grup kesi hattı, 3: 5. grup kesi hattı, K: koronoidektomi kesisi

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

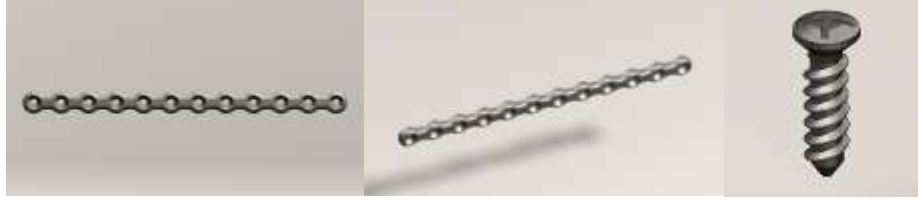
Tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 0.1. Modelde kullanılan düğüm ve eleman sayıları

Grup 1	Sabit (0) + 1. kesi	Number of nodes = 635763 Number of elements = 2961120
Grup 2	Sabit (0) + 1. kesi + koronoidektomi	Number of nodes = 616559 Number of elements = 2869560
Grup 3	Sabit (0) + 2. kesi	Number of nodes = 624071 Number of elements = 2869697
Grup 4	Sabit (0) + 2. kesi + koronoidektomi	Number of nodes = 604039 Number of elements = 2772723
Grup 5	Sabit (0) + 3. kesi	Number of nodes = 615280 Number of elements = 2809164
Grup 6	Sabit (0) + 3. kesi arası + koronoidektomi	Number of nodes = 595607 Number of elements = 2714597

Bu çalışmada oluşturulan tüm defektler, taranarak modellenen 2.5 mm kalınlığında konvansiyonel tipte rekonstrüksiyon plağı ve 2.7 mm çapında 9 mm uzunluğunda vidalar ile onarılmıştır. Kullanılan vida sayıları, rezeksiyon hattına en yakın

üç deliğe yerleştirilmek şartıyla hem proksimal hem distal segmentte 3'er adet olacak şekilde planlanmıştır. Plak uzunlukları bu şartları sağlayacak uzunlukta ayarlanmıştır.



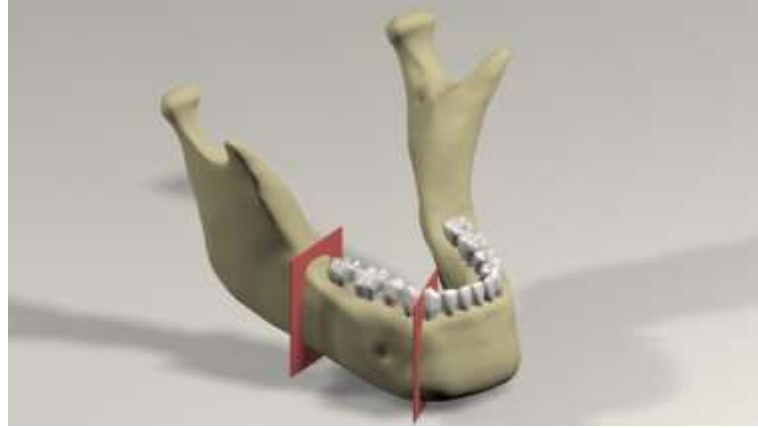
Şekil 0.9. Çalışmada kullanılan konvansiyonel plak ve vida

3.2. Gruplar

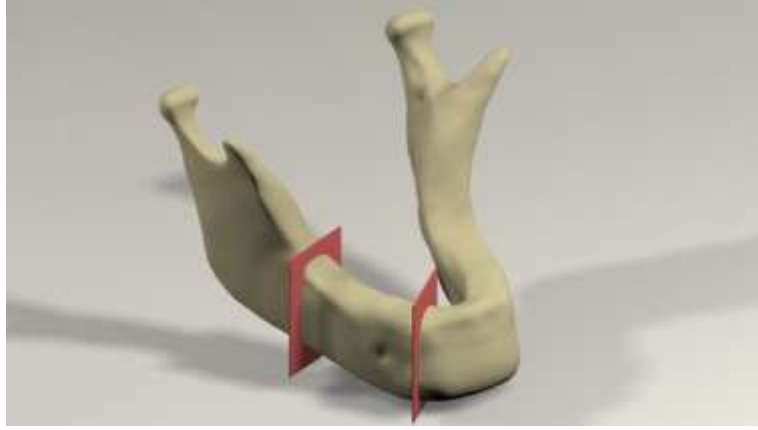
Kanin dişin hemen distalinden oluşturulan kesi hattı tüm gruplarda sabit proksimal rezeksiyon hattı olarak belirlenmiştir.

1. Grup

Distaldeki rezeksiyon hattı 20 yaş dişinin hemen distali olarak belirlendi (Şekil 3.10-11-12).



Şekil 0.10. 1. grup rezeksiyon hatları dişli model



Şekil 0.11. 1. grup rezeksiyon hatları dişsiz model



Şekil 0.12. Rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model

2. Grup

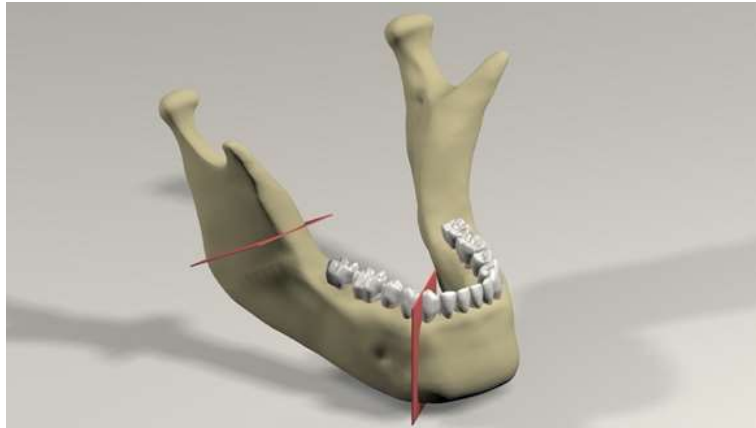
1. grupta yapılan kesilere ek olarak koronoidektomi kesisi yapıldı (Şekil 3.13).



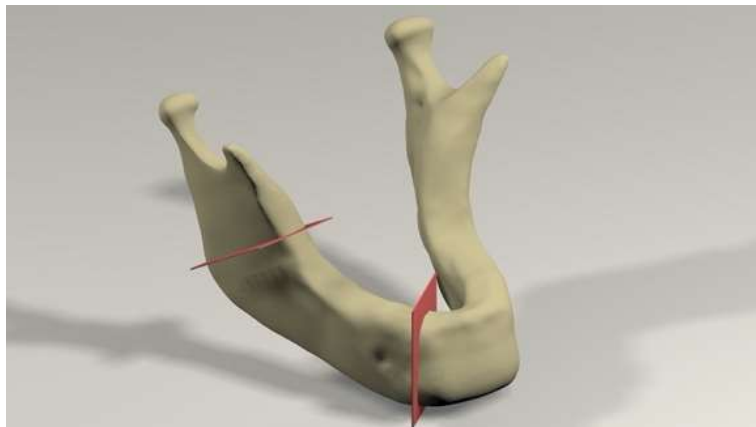
Şekil 0.13. 1. gruba ek olarak koronoidektomi kesisinin yapılması

3. Grup

Distaldeki rezeksiyon hattı angulusu tamamen içerecek ve angulusun hemen üzerinde olacak şekilde planlandı (Şekil 3.14-15-16).



Şekil 0.14. 3. grup rezeksiyon hatları dişli model



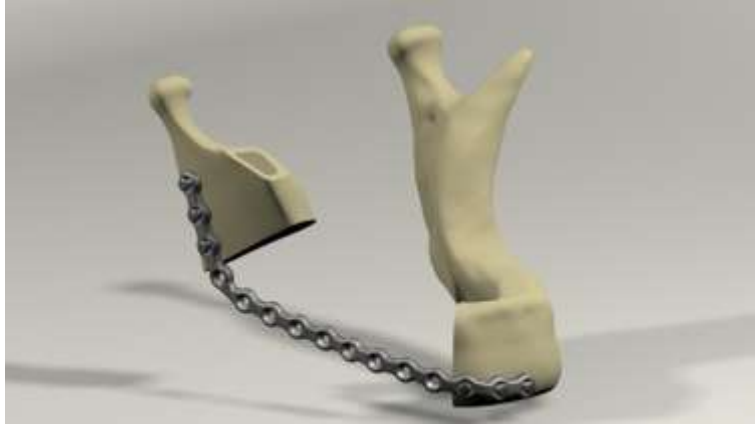
Şekil 0.15. 3. grup rezeksiyon hatları dışsız model



Şekil 0.16. Rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model

4. Grup

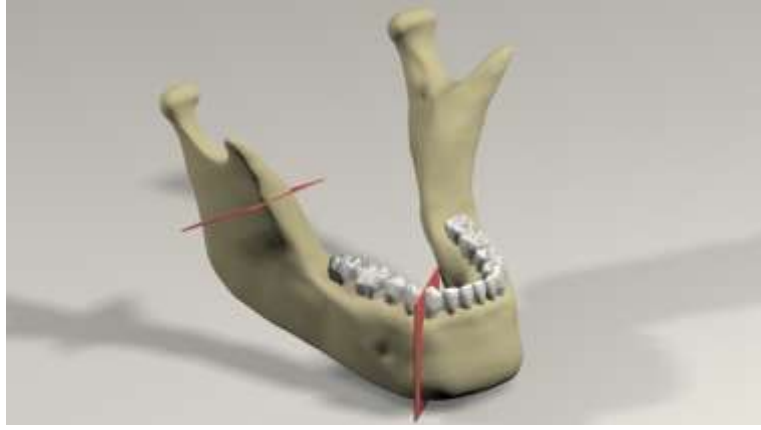
3. gruptaki kesilere ek olarak koronoidektomi kesisi yapıldı.



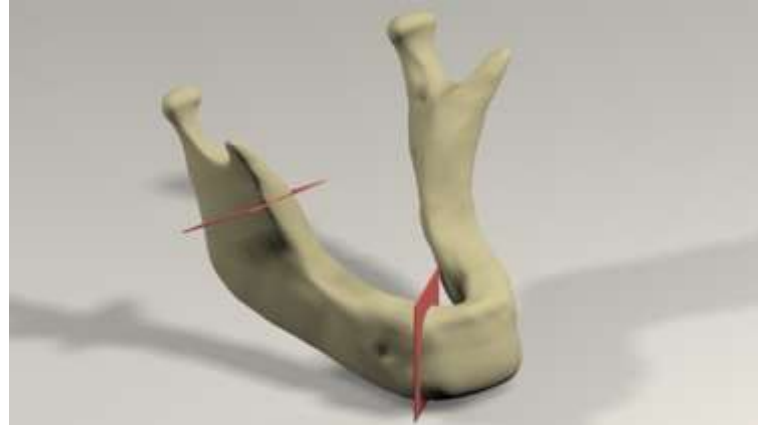
Şekil 0.17. 3. gruba ek olarak koronoidektomi kesisinin yapılması

5. Grup

Distal segmentteki rezeksiyon hattı 4. gruptaki rezeksiyon hattına göre 1 cm daha distale alındı.



Şekil 0.18. 5. grup rezeksiyon hatları dişli model



Şekil 0.19. 5. grup rezeksiyon hatları dişsiz model



Şekil 0.20. Rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş model

6. Grup

5. gruptaki kesilere ek olarak koronoidektomi kesisi yapıldı.



Şekil 0.21. 5. gruba ek koronoidektomi kesisinin yapılması

3.3. Yükleme ve Sınır Koşulları

Çiğneme kasları, anatomik veriler ışığında bu alanda birçok çalışmanın referans aldığı değerler kullanılarak 3 boyutlu modelde mandibulaya tutundukları bölgelere anatomik kuvvet vektörleri yerleştirilmiş ve tek taraflı ısırma kuvvetini taklit edecek şekilde bu vektörlere ilgili kuvvet büyüklükleri atanmıştır.¹³³⁻¹³⁵

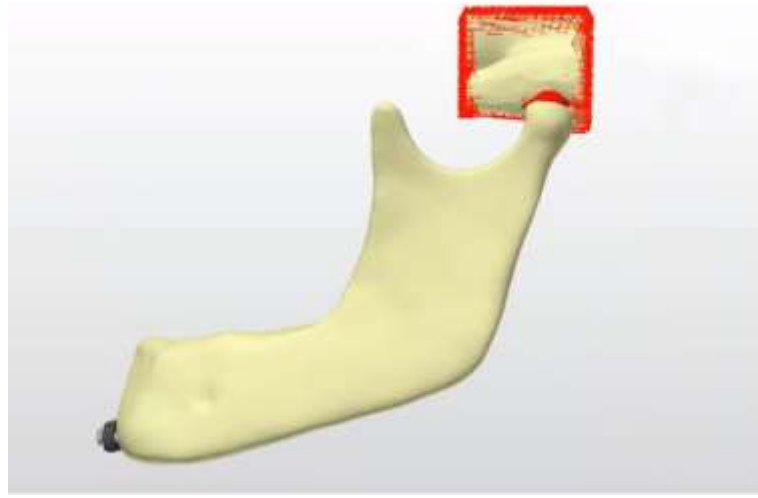
3.4. Kas Kuvvetleri

Çiğneme kaslarının kuvvetleri Tablo 3.2’de gösterilmiştir.

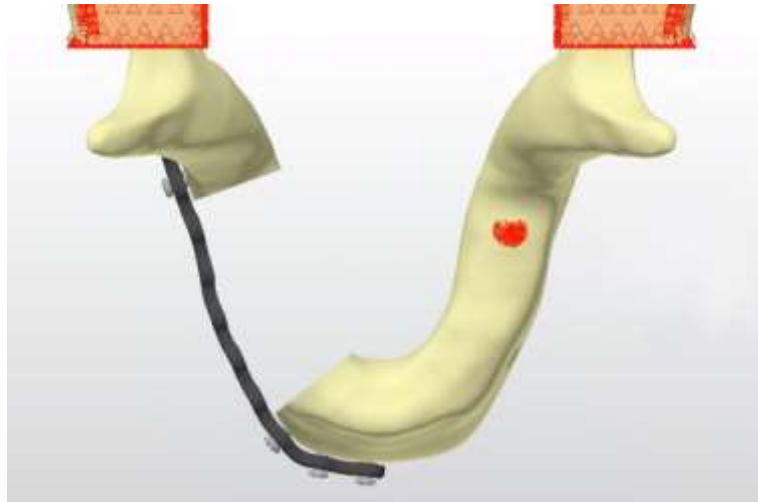
Tablo 0.2. Çiğneme kas kuvvetleri

	Kaslar	Working Side (SOL) (N) * Sağlıklı taraf	Balancing Side (SAĞ) (N) * Defektin olduğu taraf
1	Superficial masseter	$190.4 \times 0.72 = 137.088$	$190.4 \times 0.60 = 114.24$
2	Deep masseter	$81.6 \times 0.72 = 58.752$	$81.6 \times 0.60 = 48.96$
3	Medial pterygoid	$174.8 \times 0.84 = 146.832$	$174.8 \times 0.60 = 104.88$
4	Anterior temporalis	$158 \times 0.73 = 115.34$	$158 \times 0.58 = 91.64$
5	Middle temporalis	$95.6 \times 0.66 = 63.096$	$95.6 \times 0.67 = 64.052$
6	Posterior temporalis	$75.6 \times 0.59 = 44.604$	$75.6 \times 0.39 = 29.484$
7	Inferior lateral pterygoid	$66.9 \times 0.30 = 20.07$	$66.9 \times 0.65 = 43.485$

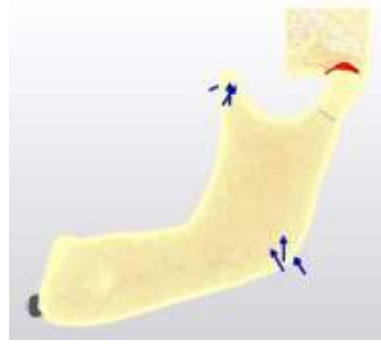
Maksilla tme bölgesinin üst, ön, arka ve yanlarından DOF (Degree of freedom)'da “0” harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.22). Ayrıca modele uygulanan kuvvette, molar çiğnemedede sol molar bölgenin vertikal eksenindeki hareketi sınırlandırılmıştır (Şekil 3.23). Kas kuvvetleri uygun açıda ve N değerinde uygulanmıştır (Şekil 3.24). Rezeksiyon hattının içinde kalan kas kuvvetleri ilgili gruplarda dahil edilmemiştir (Tablo 3.3).



Şekil 0.22. TME sabitleme bölgesi



Şekil 0.23. Molar bölge vertikal eksen sabitleme bölgesi



Şekil 0.24. Çiğneme kaslarının uygulama yönleri ve vektörler

Tablo 0.3. İlgili kesiler ve etkin kas grupları

Grup 1	Sabit (0) + 1. kesi	* Tüm kaslar var.
Grup 2	Sabit (0) + 1. kesi + koronoidektomi	* 4, 5 ve 6 nolu kas yok.
Grup 3	Sabit (0) + 2. kesi	* 1, 2 ve 3 nolu kas yok.
Grup 4	Sabit (0) + 2. kesi + koronoidektomi	* 1, 2, 3, 4, 5 ve 6 nolu kas yok.
Grup 5	Sabit (0) + 3. kesi	* 1, 2 ve 3 nolu kas yok.
Grup 6	Sabit (0) + 3. kesi + koronoidektomi	* 1, 2, 3, 4, 5 ve 6 nolu kas yok.

Kas numaraları, kas tablosunda mevcuttur.

3.5. Materyal Özellikleri

Modellenen materyallerin Young's modülü ve Poisson oranları daha önce yapılmış çalışmalarda kullanılan parametreler esas alınarak belirlendi (Tablo 3.4).^{136, 137}

Tablo 0.4. Modellenen materyallerin Young's modülü ve poisson oranları

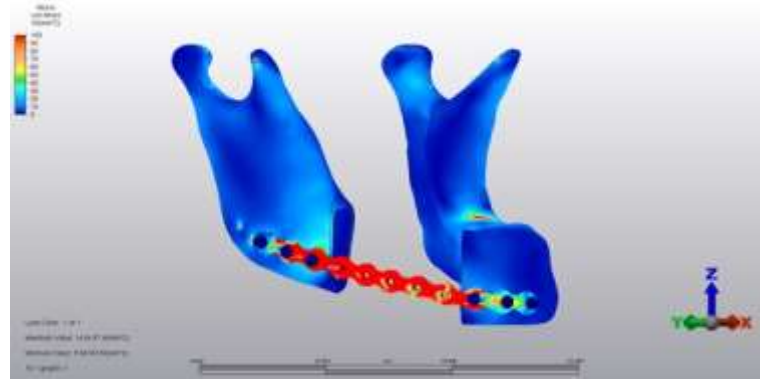
Materyaller	Young's Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal	14 700	0.30
Sponge	1 370	0.30
Titanyum (plak ve vida)	110 000	0.30
Disk	44.1	0.40

4. BULGULAR

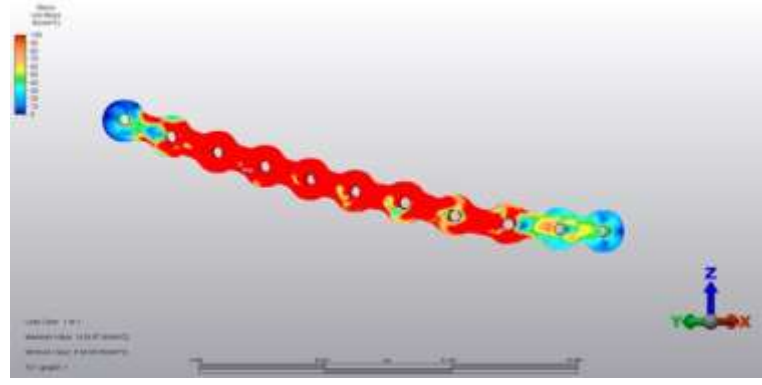
Sonuçlarda elde edilen üç boyutlu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Görüntülerin yan tarafındaki skala ile değer aralıkları gösterilmektedir. Modeller üzerinde renkler stres yoğunlukları ile doğru orantılı olarak değişmektedir. Gerilim stresi (principal stres maksimum) ve Von mises stres değerleri pozitif değerlerdir. Sadece sıkışma stres değerleri (principal stres minimum) negatif olarak ifade edilir ve skalanın alt kısmında yer alırlar. Bu değerlerin büyüklüğü mutlak değer kabul edilerek karşılaştırılmalıdır.

Rekonstrüksiyon Plaklarında Ölçülen Stres Değerleri

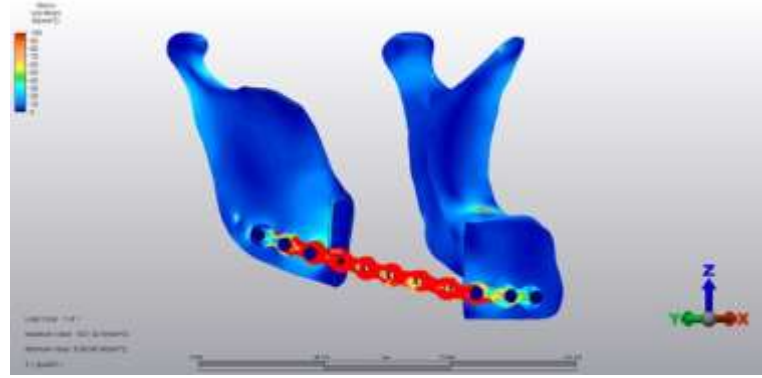
Grup 1 mandibula modeline uygulanan rekonstrüksiyon plağı gövdesinde uygun yükleme koşullarında meydana gelen en yüksek von mises stres değeri 1416.97 Mpa bulundu (Şekil 4.1-2). Grup 2’de uygun yükleme koşullarında plak gövdesinde meydana gelen en yüksek von mises stres değeri ise 1021.42 Mpa bulundu (Şekil 4.3-4-5).



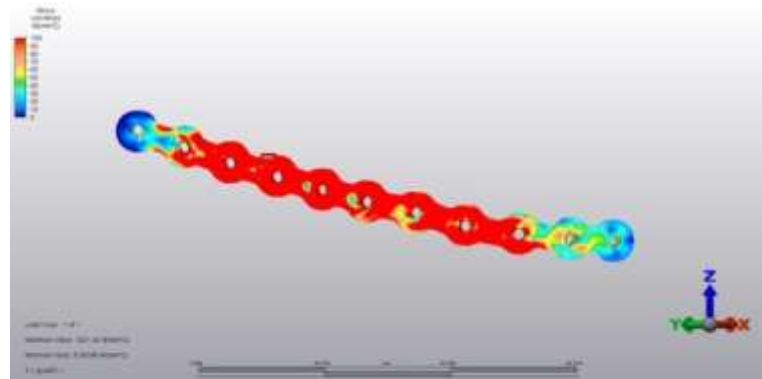
Şekil 0.1. Grup 1 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)



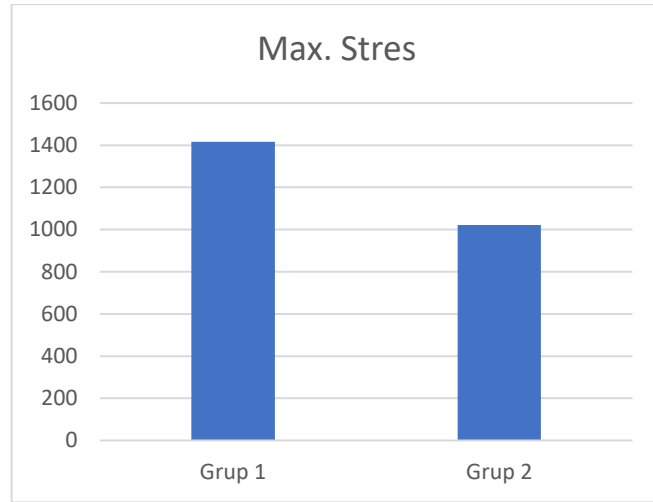
Şekil 0.2. Grup 1 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri



Şekil 0.3. Grup 2 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)

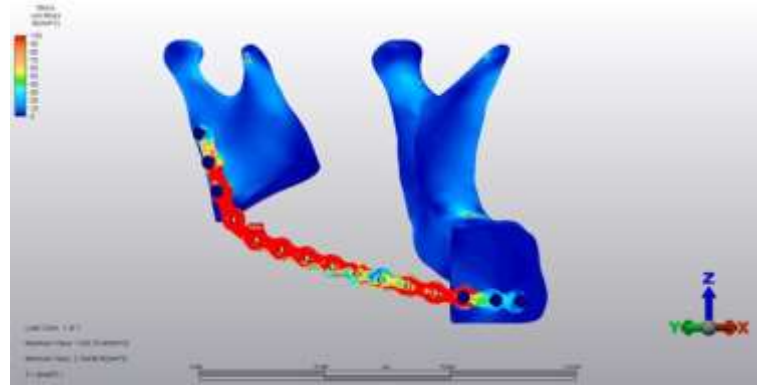


Şekil 0.4. Grup 2 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri

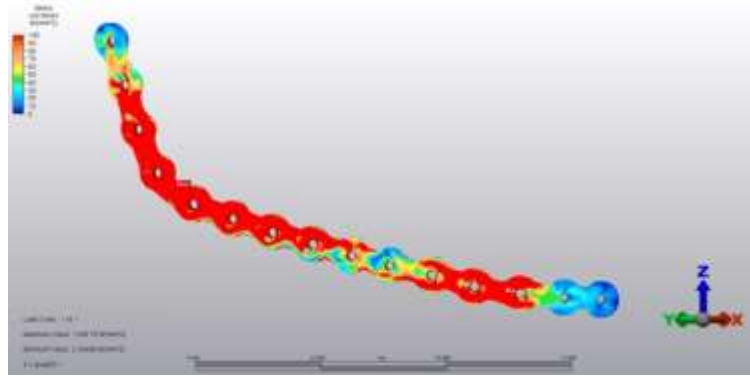


Şekil 0.5. Grup 1 ve 2 plak gövdesindeki maximum von mises stres değerleri

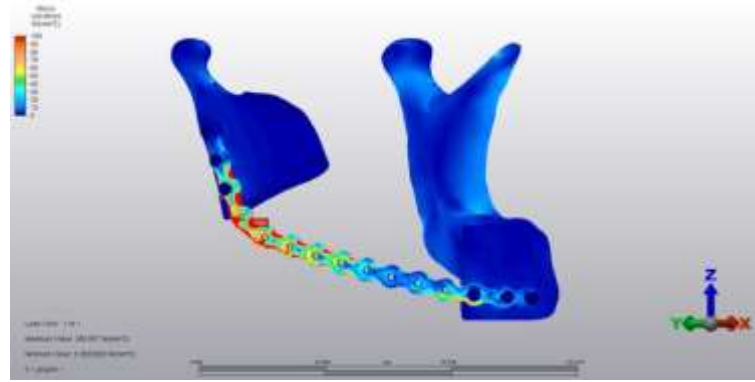
Grup 3 mandibula modeline uygulanan rekonstrüksiyon plağı gövdesinde uygun yükleme koşullarında meydana gelen en yüksek von mises stres değeri 1145.79 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.6-7). Grup 4'te uygun yükleme koşullarında plak gövdesinde meydana gelen en yüksek von mises stres değeri ise 395.007 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.8-9-10).



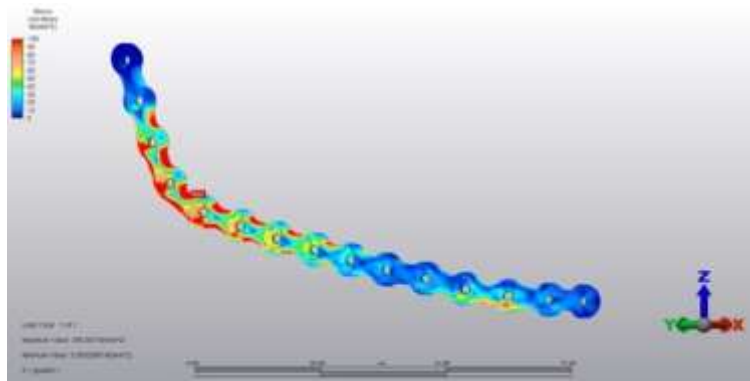
Şekil 0.6. Grup 3 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)



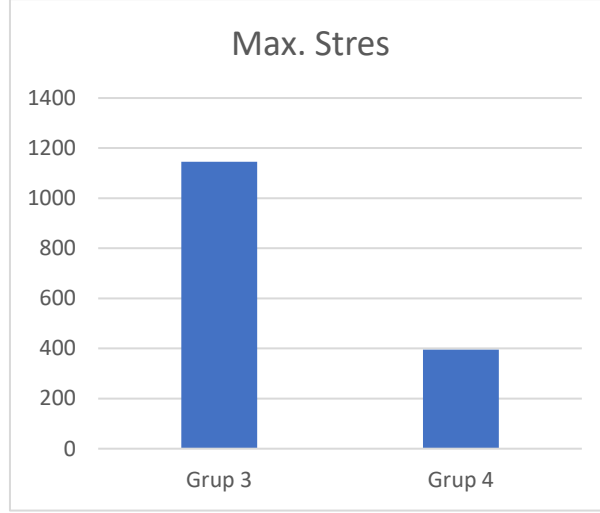
Şekil 0.7. Grup 3 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri



Şekil 0.8. Grup 4 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)

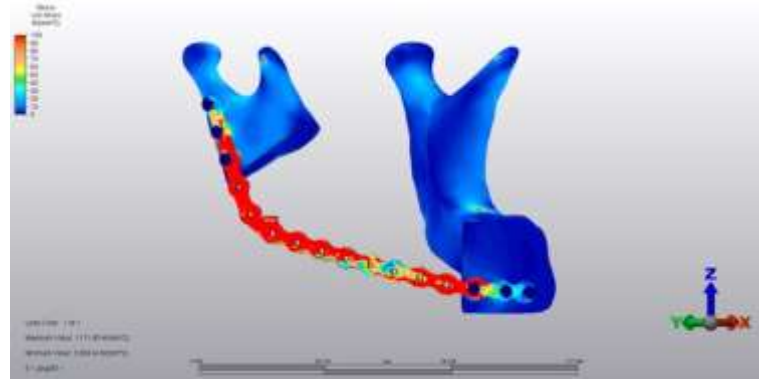


Şekil 0.9. Grup 4 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri

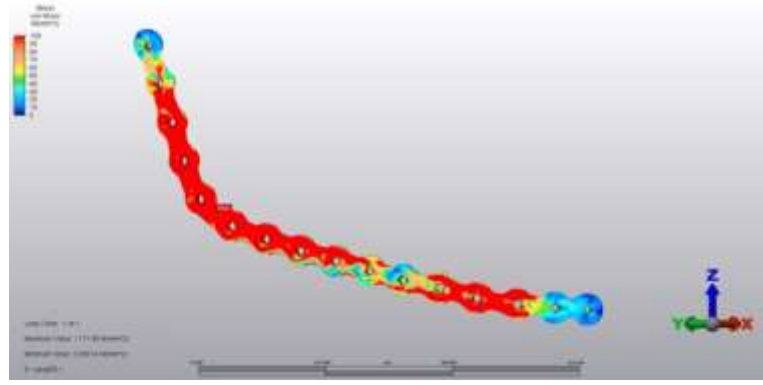


Şekil 0.10. Grup 3 ve 4 plak gövdesindeki maximum von mises stres değerleri

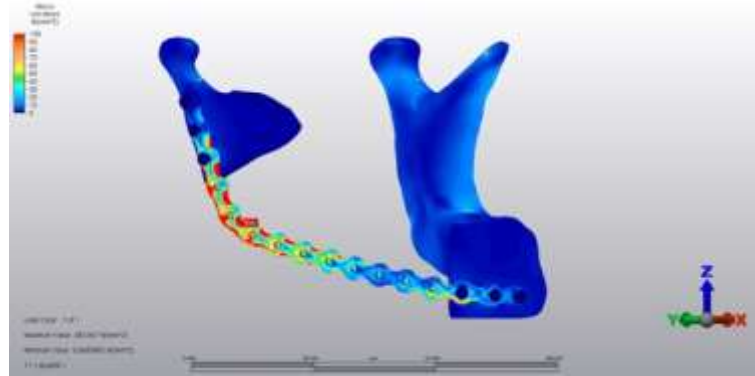
Grup 5 mandibula modeline uygulanan rekonstrüksiyon plağı gövdesinde uygun yükleme koşullarında meydana gelen en yüksek von mises stres değeri 1171.85 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.11-12). Grup 6’da uygun yükleme koşullarında plak gövdesinde meydana gelen en yüksek von mises stres değeri ise 383.007 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.13-14-15). Tüm grupların plak gövdesinde oluşan en yüksek von mises stres değerlerinin karşılaştırılması Şekil 4.16’da verilmiştir.



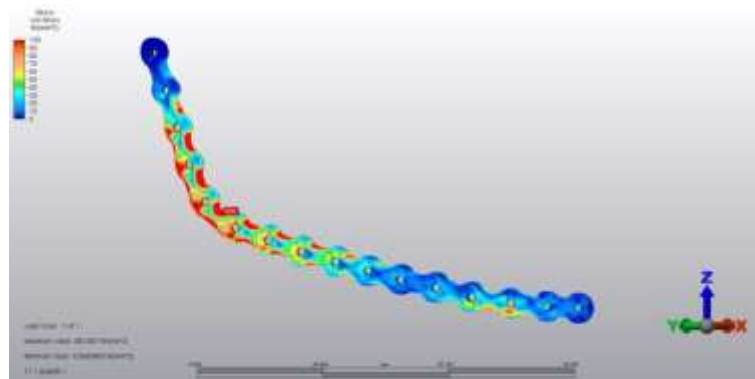
Şekil 0.11. Grup 5 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)



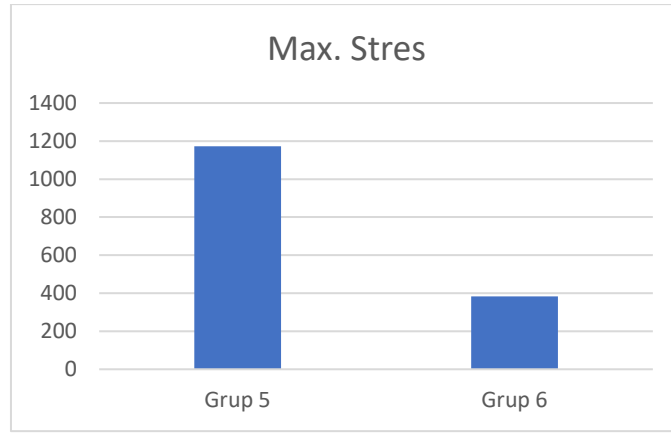
Şekil 0.12. Grup 5 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri



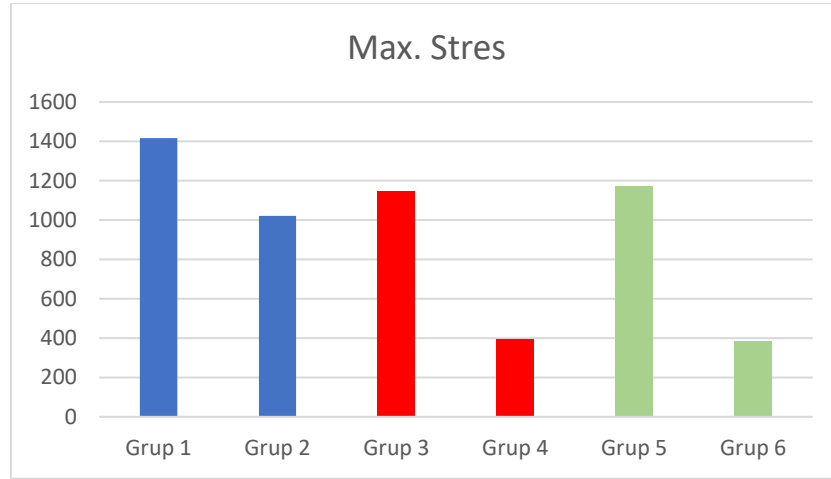
Şekil 0.13. Grup 6 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri (model üzerinde görünüm)



Şekil 0.14. Grup 6 plak gövdesinde oluşan maksimum von mises stres değeri



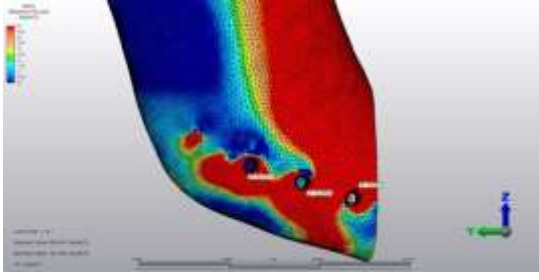
Şekil 0.15. Grup 5 ve 6 plak gövdesindeki maximum von mises stres değerleri



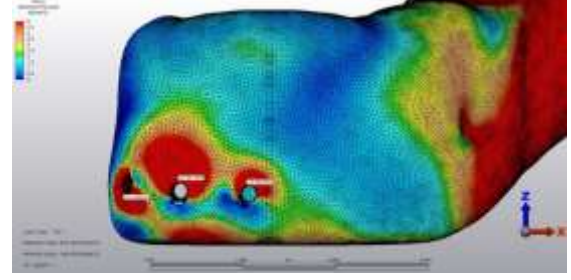
Şekil 0.16. Plak gövdesinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri (tüm gruplar)

Mandibulada (vida çevresi) Oluşan Maksimum Principal (gerilim tipi) ve Minimum Principal (sıkışma tipi) Stres Değerleri

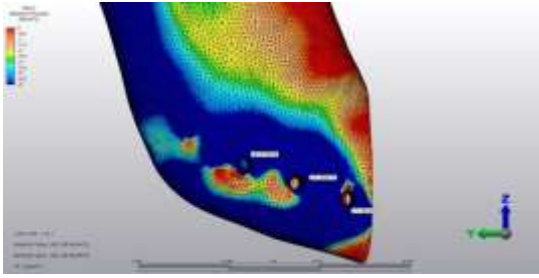
Grup 1’de vida çevresi kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum principal ve minimum principal stres değerleri sırasıyla 91.355548, -77.082809 Mpa bulunurken Grup 2’de bu değerler sırasıyla 89.360366, -61.702080 olarak bulundu (Şekil 4.17-25).



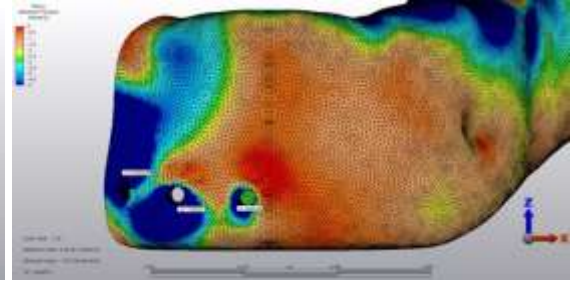
Şekil 0.17. Grup 1 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



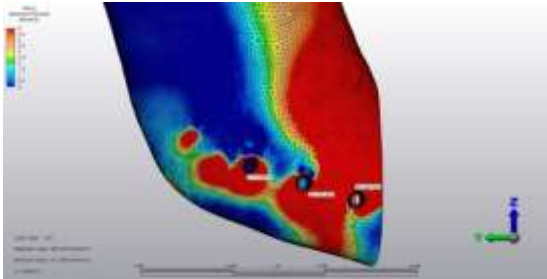
Şekil 0.18. Grup 1 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



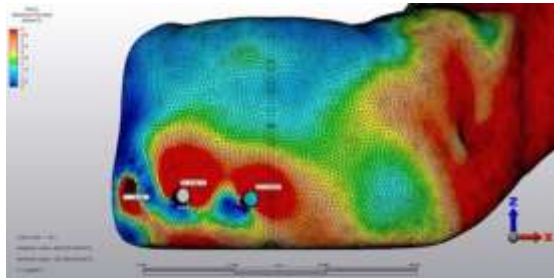
Şekil 0.19. Grup 1 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)



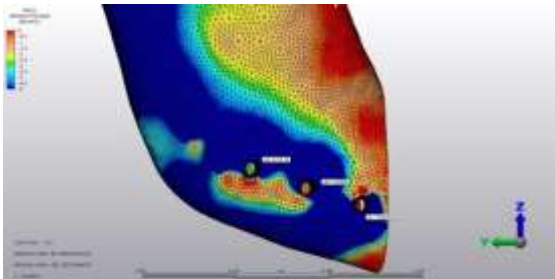
Şekil 0.20. Grup 1 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)



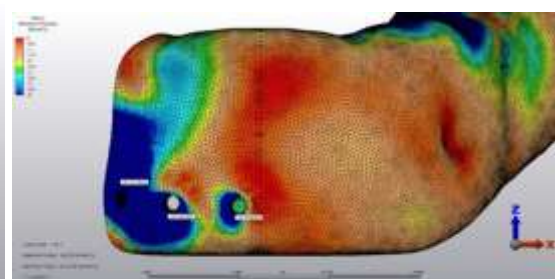
Şekil 0.21. Grup 2 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



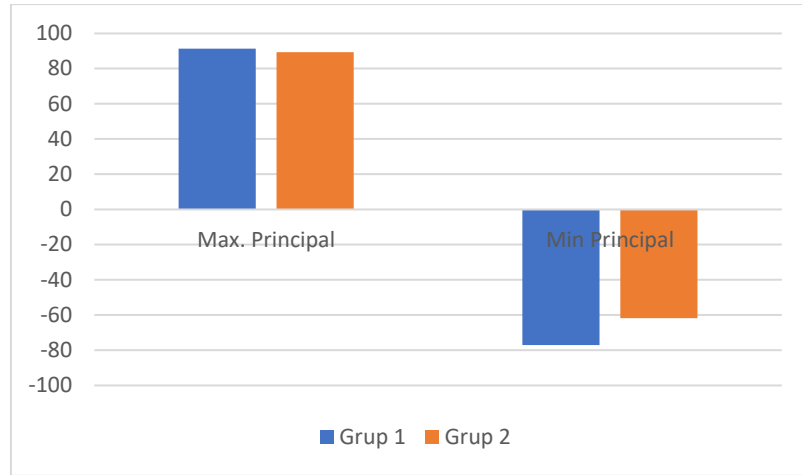
Şekil 0.22. Grup 2 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



Şekil 0.23. Grup 2 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)

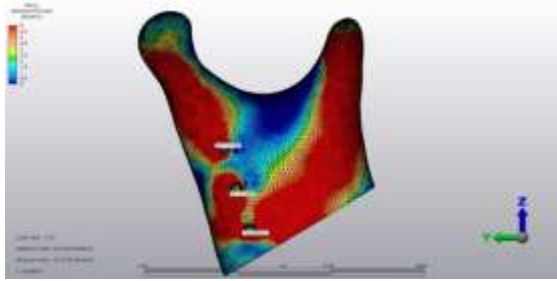


Şekil 0.24. Grup 2 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)

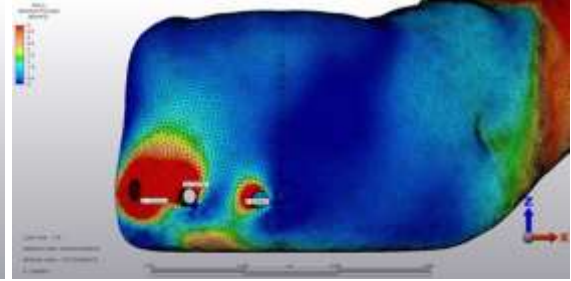


Şekil 0.25. Grup 1-2 vida çevresi maksimum ve minimum principal stres değerleri

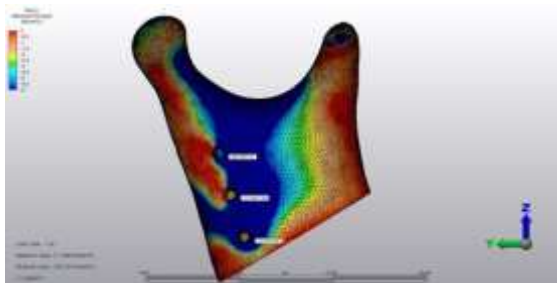
Grup 3'te vida çevresi kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Maksimum Principal ve Minimum Principal stres değerleri sırasıyla 52.227424, -73.941768 Mpa bulunurken Grup 4'te bu değerler sırasıyla 13.322852, -13.689050 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.26-34).



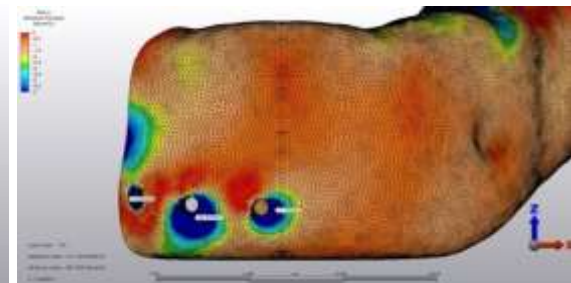
Şekil 0.26. Grup 3 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



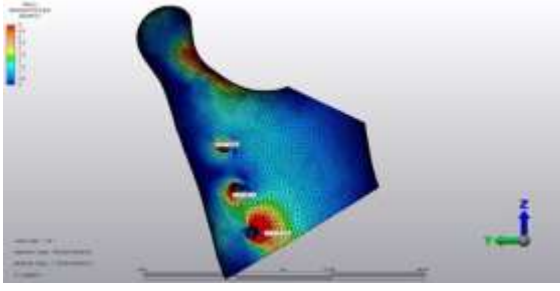
Şekil 0.27. Grup 3 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



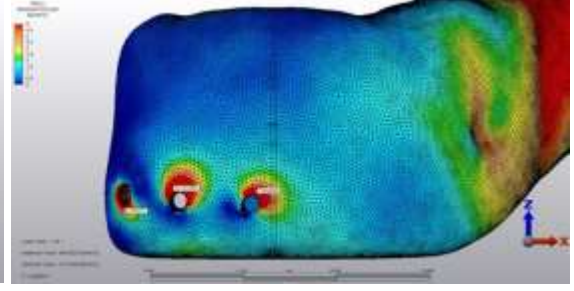
Şekil 0.28. Grup 3 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)



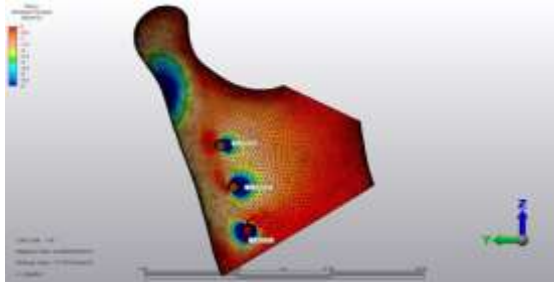
Şekil 0.29. Grup 3 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)



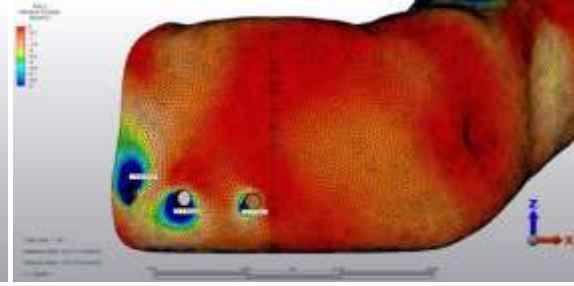
Şekil 0.30. Grup 4 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



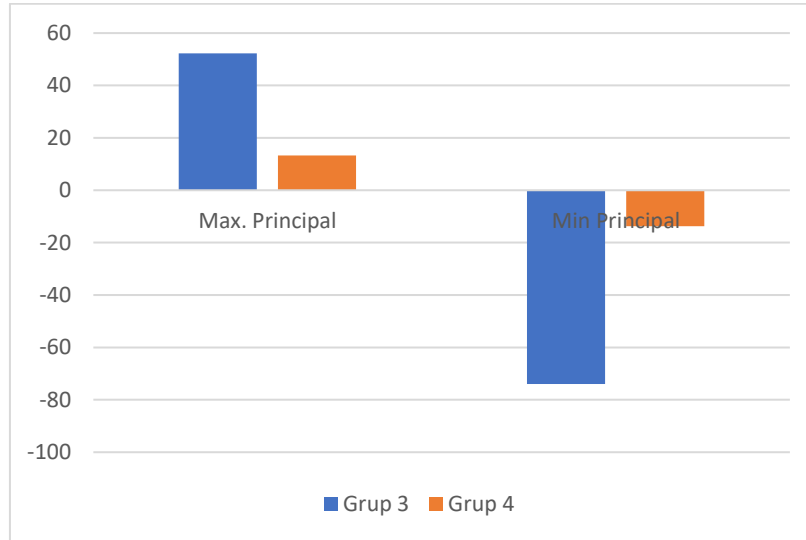
Şekil 0.31. Grup 4 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



Şekil 0.32. Grup 4 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)

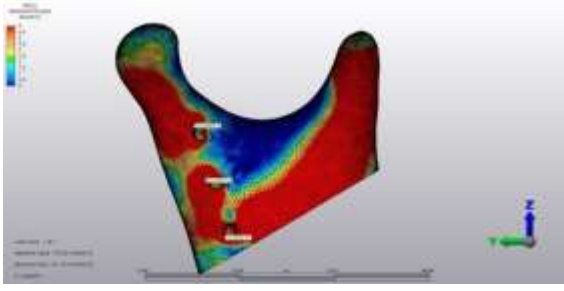


Şekil 0.33. Grup 4 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)

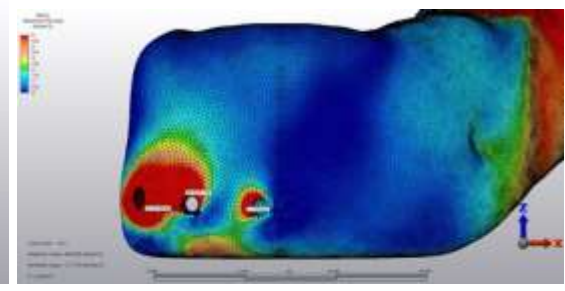


Şekil 0.34. Grup 3-4 vida çevresi maksimum ve minimum principal stres değerleri

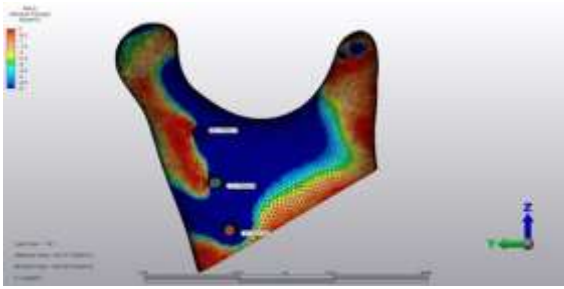
Grup 5'te vida çevresi kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum principal ve minimum principal stres değerleri sırasıyla 43.225714, -72.794419 Mpa bulunurken, Grup 6'da bu değerler sırasıyla 13.687628, -13.676968 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.35-43).



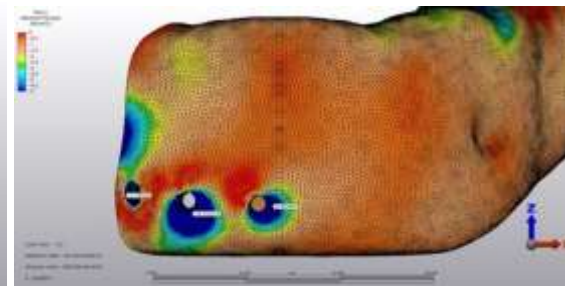
Şekil 0.35. Grup 5 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



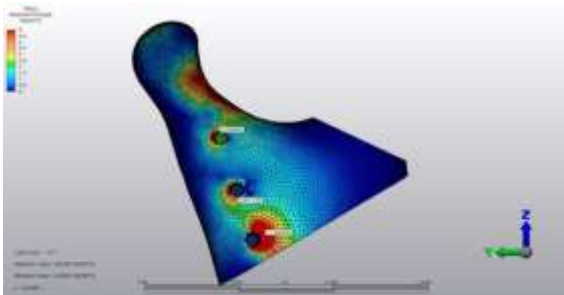
Şekil 0.36. Grup 5 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



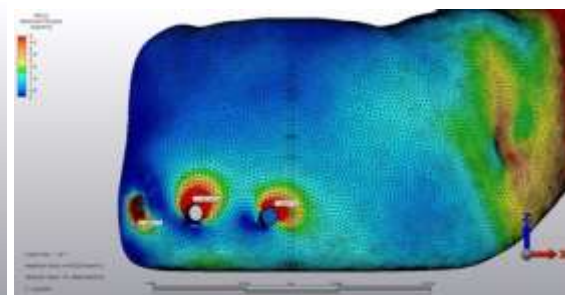
Şekil 0.37. Grup 5 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)



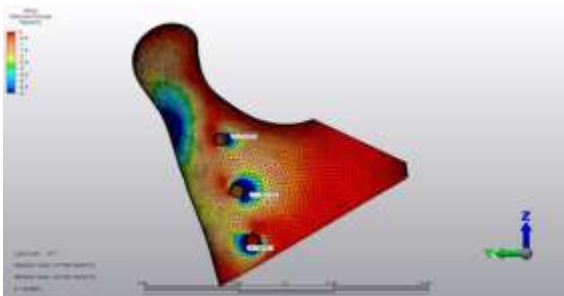
Şekil 0.38. Grup 5 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)



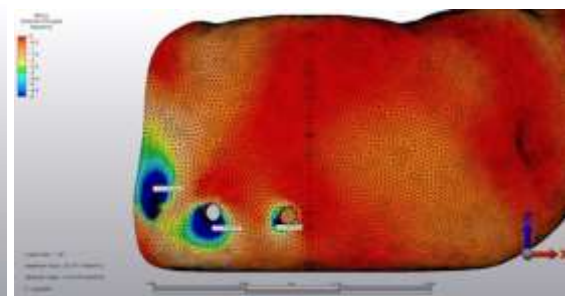
Şekil 0.39. Grup 6 distal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



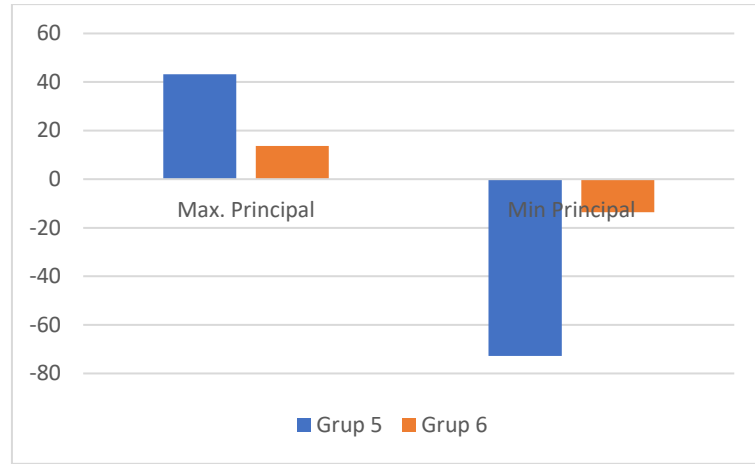
Şekil 0.40. Grup 6 proksimal segment maksimum asal gerilim stres değerleri (gerilme)



Şekil 0.41. Grup 6 distal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)



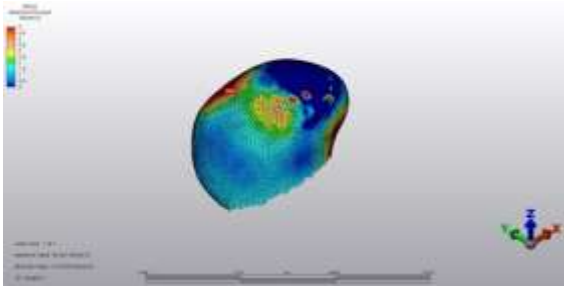
Şekil 0.42. Grup 6 proksimal segment minimum asal gerilim stres değerleri (sıkışma)



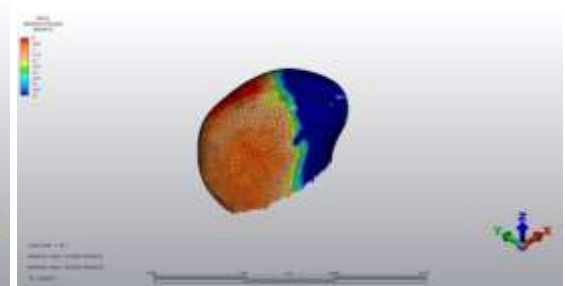
Şekil 0.43. Grup 5-6 vida çevresi maksimum ve minimum principal stres değerleri

Defekt Bölgesi Kondil Başında Meydana Gelen En Yüksek Maksimum ve Minimum Principal Değerleri

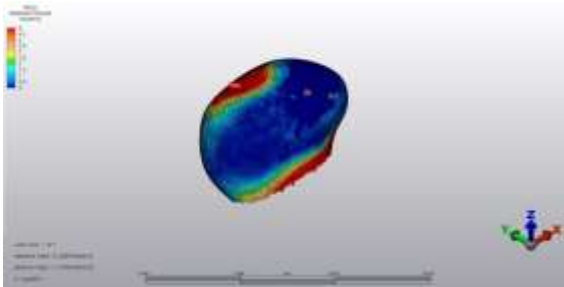
Grup 1’de kondil başında meydana gelen en yüksek maksimum ve minimum principal değerleri sırasıyla 30.447, -39.6242 Mpa bulunurken, Grup 2’de bu değerler sırasıyla 21.4689, -32.784 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.44-48).



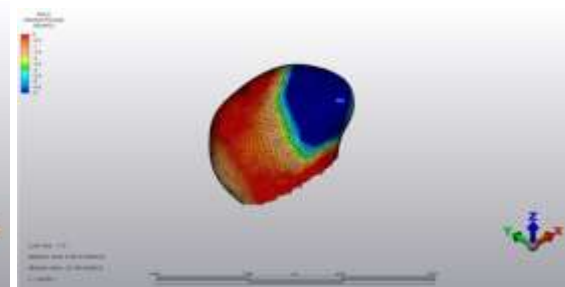
Şekil 0.44. Grup 1 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme)



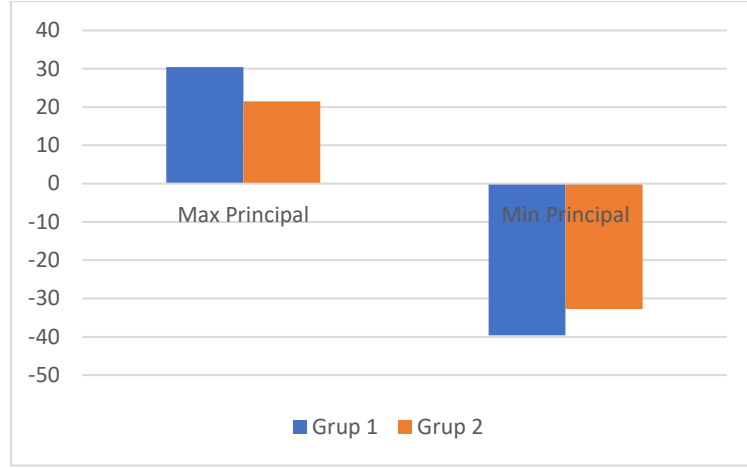
Şekil 0.45. Grup 1 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma)



Şekil 0.46. Grup 2 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme)

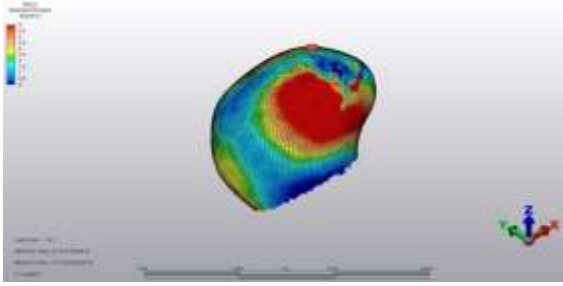


Şekil 0.47. Grup 2 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma)

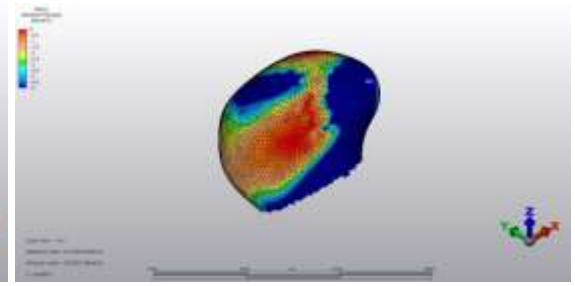


Şekil 0.48. Grup 1-2 kondil başı maksimum ve minimum principal stres değerleri

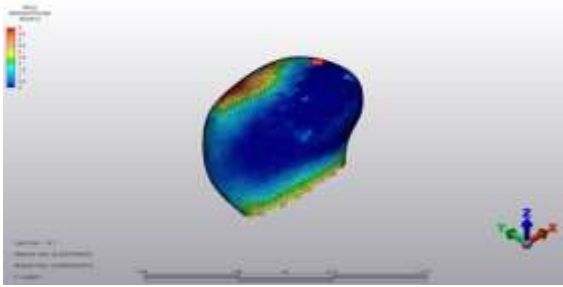
Grup 3'te kondil başında meydana gelen en yüksek maksimum ve minimum principal değerleri sırasıyla 31.613, -42.6527 Mpa bulunurken, Grup 4'te bu değerler sırasıyla 20.3329, -11.8025 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.49-53).



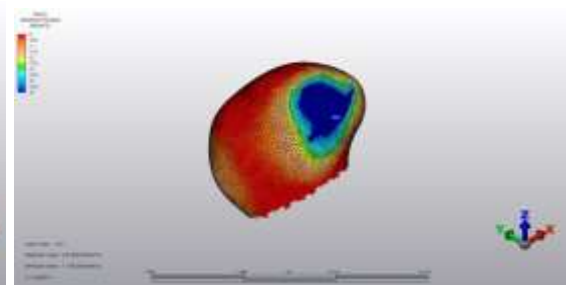
Şekil 0.49. Grup 3 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme)



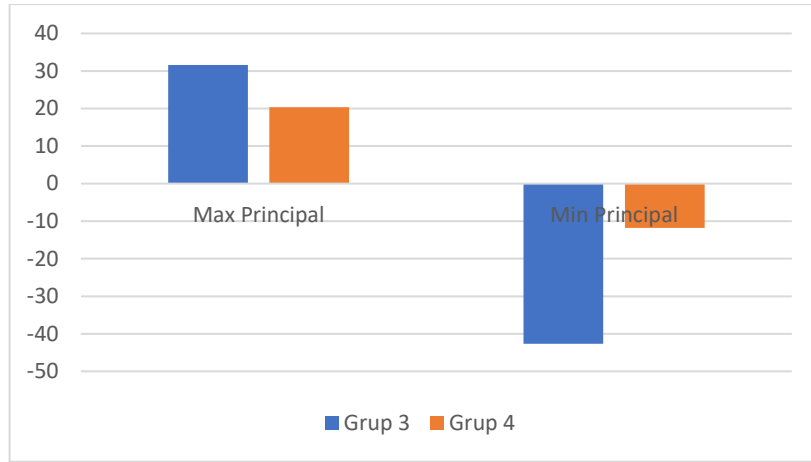
Şekil 0.50. Grup 3 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma)



Şekil 0.51. Grup 4 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme)

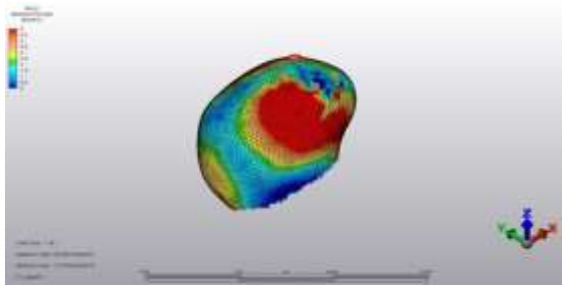


Şekil 0.52. Grup 4 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma)

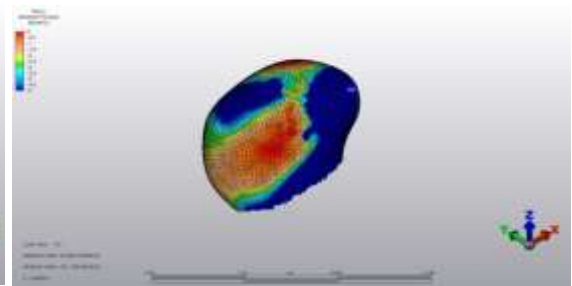


Şekil 0.53. Grup 3-4 kondil başı maksimum ve minimum principal stres değerleri

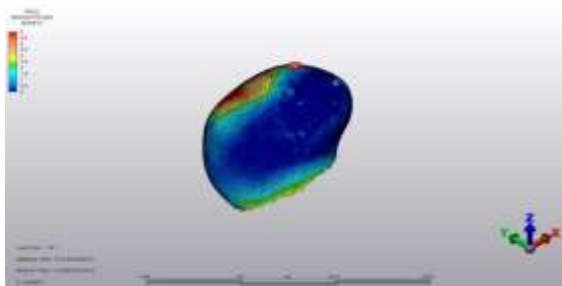
Grup 5'te kondil başında meydana gelen en yüksek maksimum ve minimum principal değerleri sırasıyla 38.0609, -36.1759 Mpa bulunurken, Grup 6'da bu değerler sırasıyla 19.9124, -13.5779 Mpa olarak bulundu (Şekil 4.54-58).



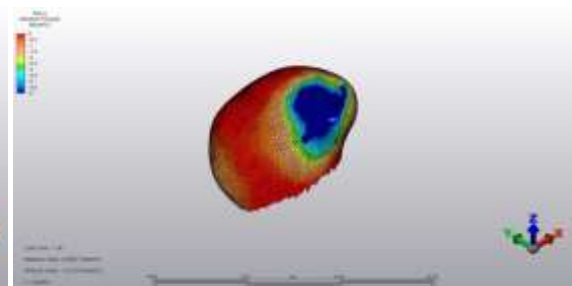
Şekil 0.54. Grup 5 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme)



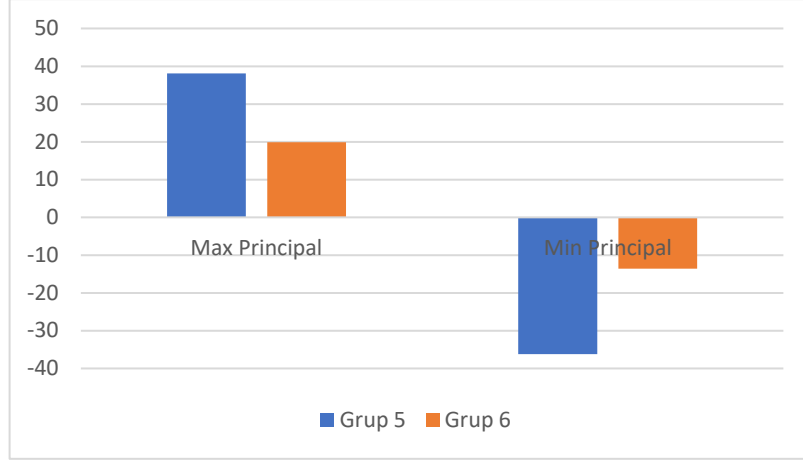
Şekil 0.55. Grup 5 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma)



Şekil 0.56. Grup 6 defekt bölgesi kondil başı max. asal gerilim stres değeri (gerilme)



Şekil 0.57. Grup 6 defekt bölgesi kondil başı min. asal gerilim stres değeri (sıkışma)

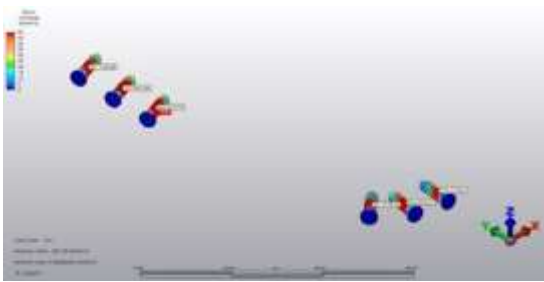


Şekil 0.58. Grup 5-6 kondil başı maksimum ve minimum principal stres değerleri

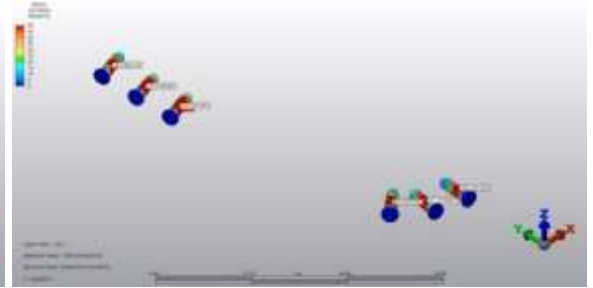
Vida Boynunda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri

Tüm gruplarda vida boynunda meydana gelen en yüksek Von Mises stres değeri distal segmentte rezeksiyon hattına en yakın vida boynunda meydana gelmiştir.

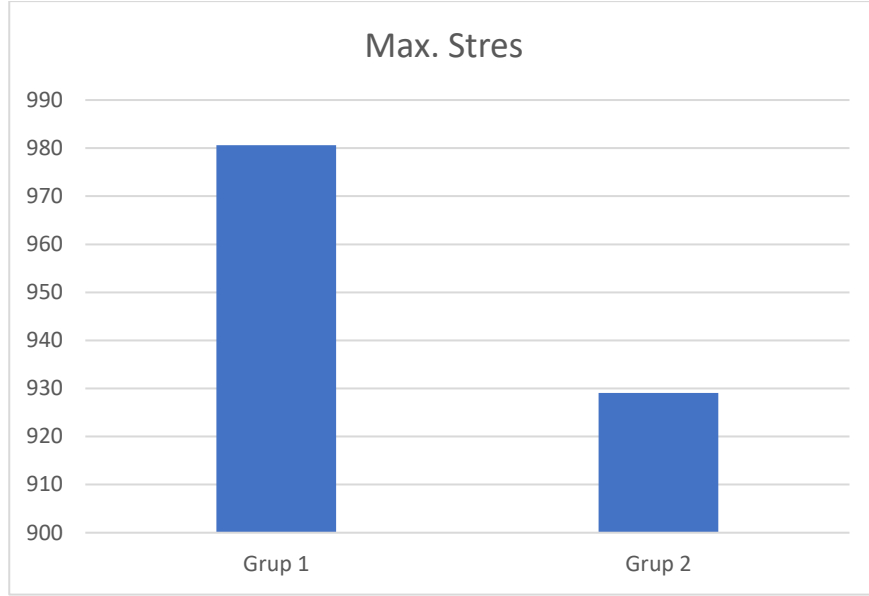
Grup 1’de vida boyunlarında meydana gelen en yüksek Von Misses stres değeri 980.6207048 Mpa olarak bulunurken, Grup 2’de bu değer 929.051093 Mpa olarak bulunmuştur (Şekil 4.59-61).



Şekil 0.59. Grup 1 vidalar von misses stres değerleri

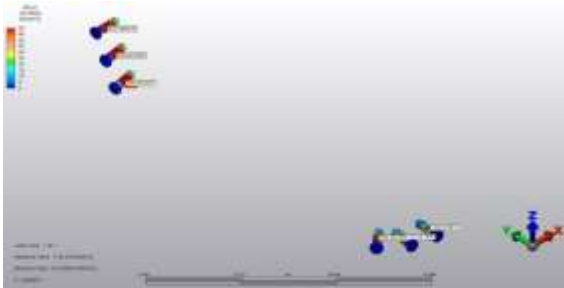


Şekil 0.60. Grup 2 vidalar von misses stres değerleri

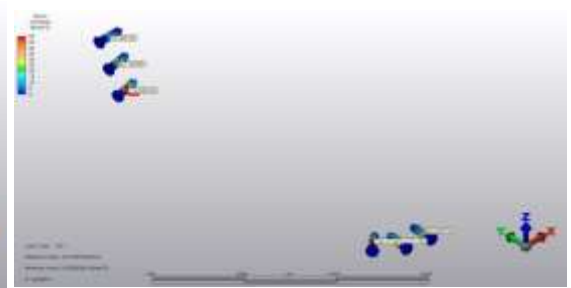


Şekil 0.61. Grup 1-2 vida boynu en yüksek von mises stres değerleri

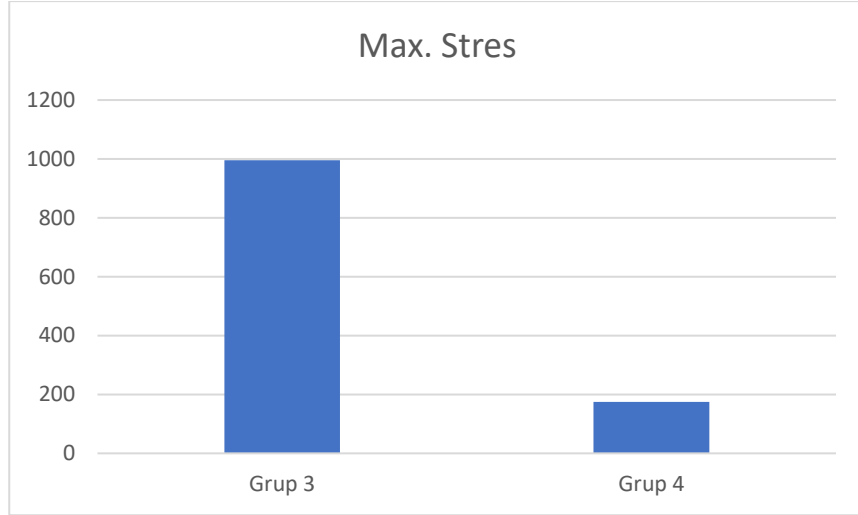
Grup 3'te vida boyunlarında meydana gelen en yüksek Von Mises stres değeri 995.852597 Mpa olarak bulunurken, Grup 4'te bu değer 174.889240 Mpa olarak bulunmuştur (Şekil 4.62-64).



Şekil 0.62. Grup 3 vidalar von mises stres değerleri

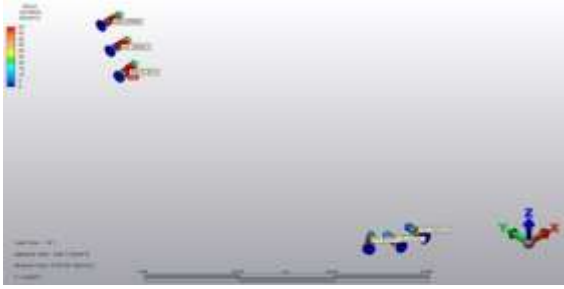


Şekil 0.63. Grup 4 vidalar von mises stres değerleri

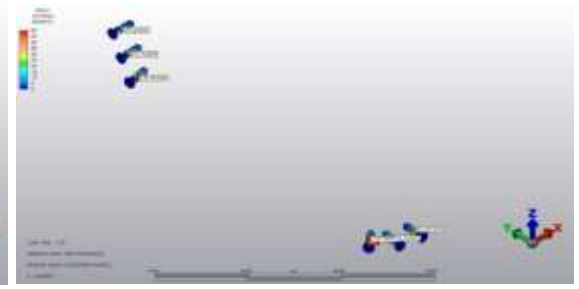


Şekil 0.64. Grup 3-4 vida boynu en yüksek von mises stres değerleri

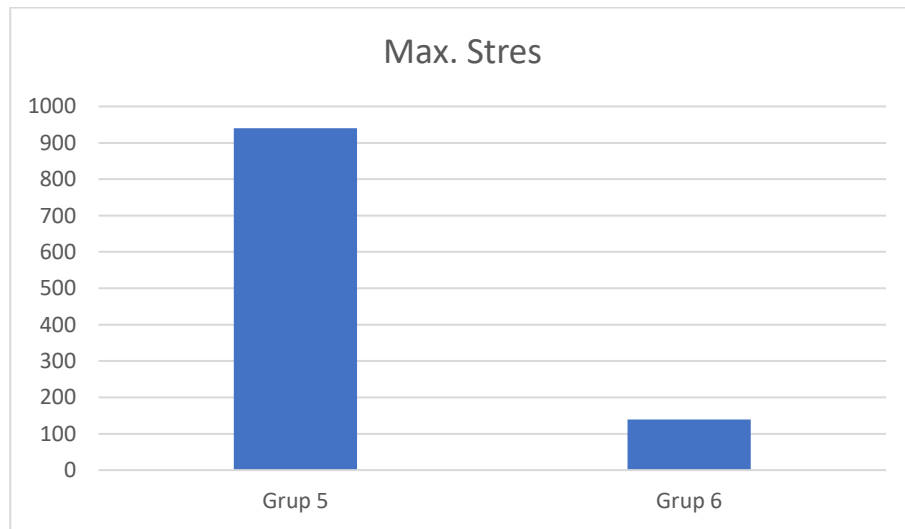
Grup 5'te vida boyunlarında meydana gelen en yüksek Von Mises stres değeri 939.813614 Mpa olarak bulunurken, Grup 6'da bu değer 139.541616 Mpa olarak bulunmuştur (Şekil 4.65-67).



Şekil 0.65. Grup 5 vidalar von mises stres değerleri



Şekil 0.66. Grup 6 vidalar von mises stres değerleri



Şekil 0.67. Grup 5-6 vida boynu en yüksek von mises stres değerleri

5. TARTIŞMA

Mandibula insan yaşamında gerek fonksiyonel açıdan gerek estetik açıdan oldukça önemli bir işleve sahiptir. Ağız içerisinde meydana gelen kötü huylu lezyonlar mandibula bütünlüğünde bozukluğa neden olan etkenlerin başında gelmektedir.

Oral kanserlerin tedavisinde cerrahi yaklaşım yüz yıldan beri tercih edilen ve kabul gören tedavi çeşididir. Ağız içerisinde meydana gelen primer patolojilerin invazyon derinliğinin değerlendirilmesi ve etkili bir cerrahi tedavi tekniğinin belirlenmesi için mandibulanın titiz bir şekilde incelenmesi gerekmektedir.¹⁷ Yapılan son bilimsel çalışmalarda alt çeneye invaze olmuş büyük patolojilerin varlığında, medullar boşluğa invaze olmuş tümör varlığında ve radyoterapi öyküsü olan bireylerin cerrahi tedavisinde mandibular segmental rezeksiyon önerilmektedir.¹³⁸

Mandibulada yapılan rezektif işlemler sonucu kemik devamlılığının bozulması; estetik, fonksiyonel ve bunlara bağlı olarak psikolojik açıdan birçok problem oluşturduğundan meydana gelen defektlerin onarılması zorunlu hale gelmektedir.¹³⁹ Bunun gibi rezektif işlemler sonucu alt çene işlevselliğinin, yumuşak ve sert doku desteğinin erken dönemde iadesinin; yutkunma fonksiyonunun iyileştirilmesi, telaffuz kabiliyetinin artması ve dilin altta konumlanması sonucu meydana gelebilecek hava yolu obstrüksiyonunun minimal seviyeye indirilmesinde etkili olduğu gösterilmiştir. Ablatif cerrahi ya da travma sonrası yapılan cerrahi sonrasında meydana gelen, alt çene bütünlüğünün bozulduğu defektlerin onarımında, yapılan rekonstrüksiyon işleminin başarısını ve stabilitesini artırmak amacıyla gerek cerrahi yöntemlerde gerek fiksasyon tekniğinde ve fiksasyon işlemlerinde kullanılan materyallerde çok sayıda modifikasyon yapılmıştır.

1970’li yıllarda rekonstrüksiyon işlemlerinde plakların kullanılmaya başlanması ile birlikte yepyeni bir döneme geçilmiştir.⁷⁰ Rekonstrüksiyon plaklarının kullanılmadığı

dönemlerde cerrahlar; osteomyokütanöz bölgesel flepler, eksternal fiksatorler, mesh taşıyıcılar, kemik greftleri, Kirschner tel fiksasyonu ve kemik içi teller kullanarak primer rekonstrüksiyon uyguluyorlardı. Ancak birçok vakada istenilen sonuçların elde edilemediği, olası greft kayıplarında alt çenede kollaps meydana gelebileceği ve bunun da ikinci bir rekonstrüksiyon işlemini çok zor hale getirebileceği ifade edilmiştir.^{87, 140}

Alt çene bütünlüğünün bozulduğu defektlerin onarımında son zamanlarda; metal yapılı plaklar, bölgesel ya da farklı bölgelerden elde edilen yumuşak doku flepleri, nonvaskülarize osseoz greftler, osteokütanöz flepler ve free flepler tercih edilmektedir.⁶⁰ Metal yapılı plaklar, tek başına ya da diğer tekniklerle birlikte kalıcı ya da geçici rekonstrüksiyon işlemlerinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.¹⁴¹ Rekonstrüksiyonda hangi tekniğin tercih edileceğini; defektin büyüklüğü, defektin yeri, yumuşak doku ihtiyacının gerekliliği ve miktarı belirlemektedir.¹⁴²

En yüksek başarı oranına sahip ve halen en fazla tercih edilen teknik vaskülarize free fleplerdir.^{143, 144} Bu yüksek başarı oranına rağmen serbest fleplerin; ileri düzey teknik bilgi ihtiyacı doğurması, uzun ameliyat süresi, verici saha morbiditesi ve buna bağlı olarak komplikasyonların fazla olması bu tekniğin kullanımını sınırlandırmaktadır.¹⁴⁵ Özellikle genel sağlık durumu bu operasyonu tolere edemeyecek ileri yaş bireylerde ve küçük lateral defektlere sahip bireylerde rekonstrüksiyon işlemi için metal yapılı rekonstrüksiyon plaklarının ilk tercih olacağı ifade edilmiştir.¹⁴¹ Bizim çalışmamızda da sadece rekonstrüksiyon plakları ile oluşturulan fiksasyonun mekanik özellikleri incelenmiştir.

Günümüzde rekonstrüksiyon plaklarının yapımında çeşitli metaller kullanılmaktadır.¹⁴⁶ Alt çene defektlerinin tamirinde metal plakların kullanımı 1970'li yıllara dayanmaktadır.⁷⁷ İlk zamanlarda kullanılan paslanmaz çelik plaklar günümüzde yerini titanyum metal plaklara bırakmıştır.⁷⁵ Kalça eklem ve diz protezlerinde ise krom-

kobalt alaşımları kullanılabilir. ¹⁴⁷ Kullanılan biyomateryal çevresinden alınan doku örnekleri incelendiğinde ortopedi alanında titanyum hariç kullanılan tüm materyallerde, biyomateryal etrafındaki kapsül kalınlığı ile kapsül içeriğindeki metal iyon konsantrasyonu arasında bir korelasyon tespit edilmiştir. Titanyumda ise metal kalınlığı fazla olsa dahi materyal etrafında oluşan fibröz kalınlığın artmadığı gözlemlenmiştir. ¹⁴⁸ Bu sebeplerden dolayı biz de çalışmamızda çene yüz cerrahisi alanında en çok tercih edilen materyal olan titanyum plak ve vida sistemlerini tercih ettik.

Kullanılacak rekonstrüksiyon plağı yerleştirilirken bazı noktalara dikkat edilmesi gerekmektedir. Metalin deri ve mukoza ile temasının önüne geçmek ve plak ekspozunu önlemek için plağın bu yapılardan mümkün olduğunca uzağa yerleştirilmesi gerekmektedir. Yine periost hasarına sebebiyet vermemek, beslenmeyi bozmamak ve yumuşak dokuların zarar görmesini engellemek için vidaların medial korteksten dışarı çıkmamasına dikkat edilmesi gerekmektedir. Plak; yüz yüksekliğini sağlamak ve korumak, dental dokulara zarar vermemek, oral mukoza ile temasa engel olmak için mandibula alt kenarına ve kortikal kemik yoğunluğunun fazla olduğu bölgeye yerleştirilmelidir. ⁴⁶ Bu çalışmada mandibula modeli üzerine rekonstrüksiyon plağı yerleştirilirken bu noktalara dikkat edilmiştir.

Çiğneme sırasında çiğneme kaslarının (temporalis kası, lateral ve medial pterygoid kası, masseter kası) neden olduğu kuvvetler doğrudan mandibulaya etki etmektedir. Bu etki komplikasyonlarda önemli bir faktör olan mekanik strese neden olmaktadır. ¹⁰ Bu stres vidalarda gevşeme, plak fraktürü ve kemik rezorpsiyonu gibi baş edilmesi güç komplikasyonlara neden olmaktadır. ¹¹

Yapılan bir araştırmada lateral defektlerde plak ve vidalarda meydana gelen komplikasyon oranının fazla olduğu gösterilmiş ve buna çiğneme kaslarının meydana

getirdiği kuvvetin neden olduğu belirtilmiştir.¹⁴⁹ Bu kuvvetlerin oluşmasında rol oynayan en önemli kaslardan biri de temporal kastır ve koronoid prosese tutunmaktadır.¹²

Çalışmamızda çiğneme kaslarının bağlanma yerleri, büyüklükleri ve vektörel yönleri, literatürdeki değerler referans alınarak modele yansıtılmış olup mandibula hareketleri gerçeğe yakındır.¹³³⁻¹³⁵ Yapılan bazı çalışmalar rekonstrüksiyon işlemi sonrası hastanın maksimum kas kuvvetlerinin azaldığını bildirirler de, rezeksiyon uygulanan çenelerde yapılan çalışmalarda kas kuvvetlerinin ilerleyen zamanlarda normal sınırlara geleceği öngörülerek sağlıklı bireylerdeki normal sınır kuvvetleri referans alınmıştır.^{11, 134, 150-152} Bizim çalışmamızda da sağlıklı bireylerdeki sınır kuvvetleri temel alınmıştır. Çalışmamızdaki asıl amaç, sistemler üzerine ve mandibulaya etki eden kuvvetlerin nicel değerlerindense temporal kas eliminasyonundan sonra meydana gelen stres değişikliğinin hangi düzeyde olduğunu değerlendirmektir.

Yapılan fiksasyon işleminin biyomekanik özelliklerinin ortaya çıkarılması maksadıyla yapılan çalışmalarda genellikle 2 yöntemden yararlanılmaktadır. Bunlar: 2 nokta biyomekanik test modelleri ve SEA yöntemidir. Stres analizlerinin yapıldığı çalışmalarda asıl amaç, oluşturulan modelin ve restorasyon için kullanılan malzemenin mümkün olduğu kadar gerçeğe yakın olmasını sağlamak; ayrıca, gerçekte etkili olan ve modele yansıtılacak kuvvetlerin büyüklük, yön ve tip olarak gerçeğe en yakın bir biçimde taklit edilebilmesini sağlamaktır. Sadece bu şartlarda elde edilen sonuçlar gerçeğe yakın ve bilimsel olabilmektedir.¹⁵³

Gerilim analizini canlı organ ve dokularda yapmak çok zordur. Bu sebeple stres analizinin yapıldığı çalışmalarda canlı dokuyu temsil eden cansız bir model kullanılmaktadır. SEA yöntemi; hemen her türlü cisimde ve kompleks yapılarda uygulanabilmesi, istenildiği kadar malzeme kullanılabilmesi, meydana gelen stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin birlikte ve hassas bir şekilde elde edilebilmesi,

deneysel modelin kontrol edilebilmesi, sınır koşullarında istenilen değişikliğin yapılabilmesi ve kullanılan malzemelerin hem mekanik hem fiziksel özelliklerinin çok iyi bir biçimde yansıtılabilmesi gibi avantajlara sahip olması nedeniyle bizim çalışmamızda da tercih edilmiştir.¹⁵⁴⁻¹⁵⁶ Bunun yanı sıra SEA yöntemi, risk faktörleriyle ilişkili bulguların, klinik tecrübelerle dayandırılmadan önceden tespit edilmesine olanak sağlamaktadır.¹⁵³

SEA yönteminde iki veya üç boyutlu modelleme oluşturulabilmektedir. Zaman ve ekonomik yönden zor olmasına rağmen, doğruluk değeri yüksek sonuçlar vermesinden dolayı avantajlı bir yöntemdir. Üç boyutlu analizlerin; stres dağılımlarının daha iyi yansıtılabilmesi, gerçeğe daha yakın modelleme yapılabilmesi ve gerçeğe yakın kuvvet çözümlenmesine olanak sağlaması bu yöntemi iki boyutlu analizlere göre daha avantajlı hale getirmektedir.^{157, 158} Bizim çalışmamızda da belirtilen bu avantajlardan ötürü üç boyutlu modeller oluşturulmuştur.

SEA yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalarda kemiğin materyal özelliği tanımlanırken 3 kavram kullanılmaktadır. Bunlar: Lineer elastik, homojen ve izotropik olarak adlandırılmaktadır. İzotropik kabul edilen cisimlerde materyal her bölgede aynı özelliği göstermektedir. Buna bağlı olarak elastik modülü ve poisson oranı adı altında iki tane birbirinden bağımsız değişkenlik göstermeyen materyal sabiti bulunmaktadır. Materyal özelliklerini tanımlarken bunların dışında ortotropik ve anizotropik kavramları da kullanılmaktadır.¹⁵⁹ SEA yönteminde oluşturulan karmaşık doku modelleri ve kullanılan diğer materyallerle ilgili çözümlemeler yapılırken birtakım varsayım ve tanımlamalar yapılması gerekmektedir. Spongioz ve kortikal kemik kalınlıkları, kullanılan plak ve vida gibi materyallerin mekanik özellikleri, vida-plak-kemik ara yüzü gibi özellikler bilgisayarda tanımlanmalıdır.¹⁶⁰ Tüm bu varsayımlar modelde gerçeğe daha yakın sonuçlara ulaşmayı etkilemektedir.¹¹⁰

SEA yönteminde model ne kadar gerçeğe yakın ise sonuçlar o kadar gerçeğe yakın olmaktadır. Modelin gerçeğe yakınlık derecesi de matematiksel modelde kullanılan nokta ve eleman sayısı ile orantılıdır. Yapılan çalışmalarda doğru sonuçlara ulaşılabilmesi için bu sayıların minimum 30.000-200.000 arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da kullanılan düğüm sayısı 604039 ile 635763 arasında; eleman sayısı ise 2714597 ile 2961120 arasında değişmektedir. Çalışmamızda kullandığımız eleman ve düğüm sayılarının yüksek olması analizin tüm alt çeneye uygulanmasından kaynaklanmaktadır.¹⁶¹

Stres analizlerinden matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen numerik değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel değerlendirilmesi rutin olarak yapılan bir işlem değildir. Ancak elde edilen sonuçlardan klinik uygulamalarda yararlanabilmek için yeterli ve de ikna edici yorumlamaların yapılması gerekmektedir. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde ve tanımlanmasında en sık olarak von mises ve asal gerilim değerleri kullanılmaktadır. Asal gerilim ve gerinim değerleri (çekme (+) ve sıkışma (-)) kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemli yer tutarken, von misses gerilim değerleri titanyum gibi şekil değiştirebilir materyallerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.¹¹⁰ Bizim çalışmamızda da bu değerler referans alınmıştır.

Literatürde defektli çenelerde SEA yöntemi kullanılarak stres analizi yapılan çalışmalar olmasına rağmen, bu stres değerleri üzerinde temporal kasın etkisini inceleyen SEA yöntemi kullanılarak yapılan bir çalışma bulunmamaktadır. Bizim çalışmamızda 3 farklı boyutta segmental rezeksiyon yapılarak lateral defekt oluşturulmuş ve rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş mandibula modellerine uygun şartlarda kuvvet uygulanması sonucu plak ve mandibulada meydana gelen stresler ile; aynı modellerde

koronoidektomi işlemi yapıldıktan sonra (temporal kas eliminasyonu) meydana gelen stresler karşılaştırılmıştır.

Koronoidektomi işlemi; trismus, ilgili bölgede tümöral kitle varlığı, hiperplaziye bağlı ağız açmada kısıtlılık ve ağrı gibi nedenlerden ötürü yapılabilmektedir. Bizim çalışmada ise bu işlem temporal kasın ekstansiyonu için yapılmıştır.

Mandibular defekt sonrası rekonstrüksiyon plağı uygulanan 36 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada; yaş, cinsiyet, defektin lokalizasyonu, defektin boyutu, kemik grefti uygulanıp uygulanmaması, koronoidektomi işleminin yapılıp yapılmadığı ve radyoterapi uygulanıp uygulanmadığı gibi etkenlerin plak sağ kalım oranına etkisi incelenmiş; koronoidektomi uygulanan hiçbir hastada plağa bağlı herhangi bir komplikasyon gelişmediği bildirilmiştir.¹⁶² Bu çalışmada, temporal kas eliminasyonunun plak üzerinde meydana gelen stresi nasıl değiştirdiğini SEA yöntemini kullanarak test edilmesi amaçlanmıştır.

Alt çenede meydana gelen lateral defektler, klinikte en sık karşılaşılan defekt çeşidi olup, çoğunlukla tek taraflı ramus, kondil ve korpusun bir kısmını içeren rezeksiyonlar sonucu meydana gelmektedir.^{163, 164} Mandibula rekonstrüksiyonu ile ilgili yapılan geniş kapsamlı ve uzun süreli bir çalışmada lateral defektlerin diğer defekt çeşitlerine göre daha çok meydana geldiği bildirilmiştir.¹⁴⁶ Mandibula devamlılığının bozulduğu bu defekt çeşidi hem hasta hem hekim açısından ciddi zorluklar meydana getirmektedir. Çalışmamızda sıklıkla görülmesinden dolayı lateral defekt oluşturulmuş mandibula modelleri kullanılmıştır.

Günümüzde mandibulada meydana gelen defektlerin rekonstrüksiyonu için kilitli ve kilitsiz olmak üzere iki adet vida-plak sistemi kullanılmaktadır. Kilitli vida-plak sistemlerinde; işlemin kısa sürmesi, vida gevşemesinin zor olması, plağın kemiğe tam adapte edilmesine gerek olmayışı, sistemin eksternal fiksator gibi davranması ve

kanlanmayı bozmaması gibi avantajlar bildirilmesine rağmen, bu avantajların çoğu test edilmeye muhtaç ve teorikte kabul edilen avantajlardır.^{9, 89} Ayrıca kilitli plak-vida sistemleri; pahalı olması, vidalarda istenilen açılmanın yapılamaması, plak ve kemik arasındaki boşluğun bağ doku ile dolabilmesi gibi dezavantajlara sahiptir.^{90,91} Bunun yanı sıra komplikasyon oranları açısından kilitli sistemlerin, kilitsiz sistemlere üstünlüğüne dair bir görüş birliğine varılamamıştır. 32 adet 4 cm'lik defekt oluşturulmuş poliüretan çenede; 3.0 mm kalınlığında kilitli, 2.4 mm kalınlığında kilitli, 2.4 mm kalınlığında kilitsiz vida plak sisteminin ve defekt oluşturulmayan kontrol grubunun instron cihazı kullanılarak; biyomekanik sertlik, çökme yükleri ve yük karşısındaki yer değiştirme miktarlarının test edildiği bir çalışmada 2.4 mm kilitli ve kilitsiz sistemler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.¹⁴¹

1999 yılında Klotch ve arkadaşlarının yayınladıkları bir çalışmada, 1974-1996 yılları arasında konvansiyonel, THORP ya da yeni kilitli rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmiş 309 hasta değerlendirilmiş; konvansiyonel sistemlere göre kilitli sistemlerde komplikasyon oranlarının daha az olması beklenirken 22 yıllık takipte bu oranların azalmadığını belirtmişlerdir.⁷⁵

Son dönemde konvansiyonel sistemler aleyhinde bir düşünce meydana gelmiştir. Ancak Young Kim ve ark. konvansiyonel sistemlerle ilgili dezavantajları değerlendirilirken geçmişten günümüze teknolojik açıdan meydana gelen ilerlemenin göz önünde bulundurulması gerektiğini ifade etmiş; geçmiş dönemde kullanılan konvansiyonel plaklarda meydana gelen başarısızlıkların hatalı makro plak yapısından kaynaklanabileceği ve günümüzdeki konvansiyonel sistemlere bakıldığında, bu sistemlerin kilitli sistemlerde benzer avantajlara sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra meydana gelen komplikasyonların özellikle ilk 5 yıl içerisinde gözlemlenmesi

ve komplikasyon insidansının yüksek olmasının cerrahların öğrenme becerisinin bir yansıması olabileceği belirtilmektedir.¹⁶⁵

Kilitli ve kilitsiz sistemler ile ilgili tartışmaların halen devam etmesi, bu iki sistemin birbirleri üzerindeki üstünlükleri ile ilgili kesin bir kanıya varılamamış olması, çalışmamızın bu kapsamda yapılan ilk çalışma olması ve konvansiyonel plak sisteminin günümüzde halen sıklıkla tercih edilmesinden dolayı bu çalışmada konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı tercih edilmiştir. Bunun yanı sıra temporal kas eliminasyonunun plak-vida-kemik sistemi üzerindeki stres birikimini ciddi oranda azaltacağını düşündük. Bunun da komplikasyon oranları açısından kilitli-kilitsiz sistemler arasındaki olası farkı minimize edeceği kanısını taşımaktayız.

Martola ve ark. yaptıkları bir çalışmada, mandibular defektlerin rekonstrüksiyon plağı ile onarımında farklı sayıda vida kullanılmış ve plağın her iki tarafında 2’şer, 3’er ve 4’er vida kullanıldığında meydana gelen stres dağılımlarının benzer olduğunu ifade etmişlerdir.¹⁶⁶ Kimura ve ark. yaptıkları literatür araştırmasında, çoğunlukla 3 ya da 4 vida kullanıldığını, 2 vida kullanımı ile karşılaşmadıklarını rapor etmişlerdir.¹¹ Halpern, yaptığı derleme çalışmasında, rekonstrüksiyon işlemi için her iki fragmanda en az 3 vida kullanılması gerektiğini ifade etmiştir.¹⁶⁷ Bizim çalışmamızda ise tüm gruplarda her iki fragmanda 3’er adet vida kullanılmıştır.

Yapılan araştırmalarda, rezeksiyon hattına en yakın vidalarda meydana gelen stresin diğer vidalardan daha fazla olduğu rapor edilmiştir. En yüksek stres değerinin ise distal fragmanda bulunan ve rezeksiyon hattına en yakın vidada meydana geldiği bildirilmiştir.^{11, 149} Vida boynunda oluşan streslerin de değerlendirildiği çalışmamızda bu sonuçlarla uyumlu olarak tüm 3’lü vida gruplarında en yüksek stres, rezeksiyon hattına en yakın vidalarda meydana gelmiştir. Bütün vidalar göz önünde bulundurulduğunda ise

en yüksek stres değeri distal fragmanda rezeksiyon hattına en yakın vidada meydana gelmiştir.

Farklı plak modifikasyonlarının ve vida çaplarının plak üzerinde oluşan stres üzerine etkilerinin değerlendirildiği bir diğer sonu elemanlar analizi çalışmasında; kullanılan vida çaplarının 1.5 kata (2.7 mm'den 4 mm'ye kadar) arttırılması ve farklı plak modifikasyonlarının (üçgen yerleşimli delik, kare yerleşimli delik, dikdörtgen yerleşimli delik) kullanılmasının plak üzerinde meydana gelen stresi düşürdüğü gösterilmiştir.¹⁶⁸ Yapılan başka bir sonlu eleman analizi çalışmasında farklı modifikasyonda oluşturulan rekonstrüksiyon plağının (sinüs dalgalı), standart rekonstrüksiyon plağına göre plak-vida sistemi üzerinde daha az stres oluşturduğu gösterilmiştir.¹⁶⁹ Bir diğer sonlu eleman analizi çalışmasında rezeksiyon hattına yakın bölgeye 2 vida yerleştirilmesine izin veren bir plak modifikasyonu kullanılmış ve vidalardaki çekme kuvvetinden, dönme momentine geçişin daha az olduğu bildirilmiş; buna bağlı olarak vida gevşemesinin daha az olacağı belirtilmiştir.¹⁴⁹ Ancak pratikte istenilen modifikasyonda plak ve istenilen çapta vida kullanımı her zaman mümkün olamamaktadır. Bizim çalışmamıza göre özellikle angulusu içeren lateral rezeksiyonlarda koronoidektomi işlemi sonrası, stres değerlerinin ciddi oranda düştüğü görülmüştür. Dolayısı ile farklı plak-vida modifikasyonlarına gerek kalmadan, temporal kas eliminasyonu ile plak-vida-kemik sisteminde oluşan stresin önemli oranda azaltılabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

Çalışmamıza genel olarak baktığımızda; plaklarda meydana gelen en yüksek von mises stres değerleri grup 1'de 1416 Mpa bulunurken, koronoidektomi sonrası bu değer grup 2'de 1021 Mpa'a düşmüştür. Grup 3'te 1145 Mpa bulunurken, koronoidektomi sonrası bu değer grup 4'te 395 Mpa'a düşmüştür. Grup 5'te 1171 Mpa bulunurken koronoidektomi sonrası bu değer grup 6'da 383 Mpa'a düşmüştür. Sonuç olarak temporal kas eliminasyonunun tüm gruplarda ciddi stres düşüşüne neden olduğu görülmüştür. Grup

1’de stres değerinin yüksek olması ve koronoidektomi sonrası stres düşüşünün diğer gruplara göre daha az olması; diğer gruplarda rezeksiyon sahasına masseter ve medial pterygoid kasların dahil olması ve değerlendirme yapılırken bu kas kuvvetlerinin dikkate alınmamasına bağlanmıştır. Grup 1’ de rezeksiyon hattı bu kasların yapışma noktasının önünde olduğundan ilgili kas kuvvetleri modele aynen yansıtılmıştır.

Vida boynunda meydana gelen stresler değerlendirildiğinde meydana gelen en yüksek von mises stres değeri temporal kasın eliminasyonu ile; Grup 1’de 980 Mpa’dan 929 Mpa’a, Grup 3’de 995 Mpa’dan 174 Mpa’a, Grup 5’te 939 Mpa’dan 139 Mpa’a düşmüştür. Koronoidektomi işlemi plakta olduğu gibi vida boyunlarında meydana gelen stres değerlerinde de ciddi oranda düşüş sağlamıştır.

Defekt bölgesi kondil başında meydana gelen stresleri değerlendirdiğimizde temporal kas eliminasyonu ile meydana gelen en yüksek Pmax (maksimum gerilme) değerleri Grup 1’de 30 Mpa’dan 21 Mpa’a, Grup 3’de 31 Mpa’dan 20 Mpa’a, Grup 5’te ise 38 Mpa’dan 19 Mpa’a düşmüştür. En yüksek Pmin (Maksimum sıkışma) değerleri ise Grup 1’de -39 Mpa’dan -32 Mpa’a, Grup3’te -42 Mpa’dan -11 Mpa’a, Grup 5’te -36 Mpa’dan -13 Mpa ya düşmüştür.

Vida evresi kortikal kemikte meydana gelen stresler değerlendirildiğinde; Temporal kas eliminasyonu ile oluşan en yüksek Pmax (maksimum gerilme) değeri yaklaşık olarak Grup 1’de 91 Mpa’dan 89 Mpa’a, Grup 3’te 52 Mpa’dan 10 Mpa’a, Grup 5’te ise 43 Mpa’dan 11 Mpa’a düşmüştür. Pmin (Maksimum sıkışma) değerleri ise yaklaşık olarak Grup 1’de -77 Mpa’dan -61 Mpa’a, Grup 3’te -73 Mpa’dan -13 Mpa’a, Grup 5’te -72 Mpa’dan -11 Mpa ya düşmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bakılan tüm elementlerde koronoidektomi sonrası stres değişikliği en az Grup 1’de meydana gelmiştir. Bunun nedeni diğer gruplarda nerdeyse tek etkin kas grubunun temporal kas olması; Grup 1’de ise temporal kasa ek olarak medial pterygoid ve masseter kasların etkin olması olarak değerlendirilmiştir. Bundan dolayı angulusu içermeyen lateral defektlerde koronoidektomi cerrahisine ek olarak başka önlemler (plak sayısının arttırılması, vida konfigürasyonunda değişiklik v.b.) alınabileceği düşünülmüştür.

Tüm gruplarda koronoidektomi sonrası plak üzerinde meydana gelen stresler ciddi oranda azalmıştır. Mandibulada meydana gelen lateral defekt sonucu rekonstrüksiyon plağı uygulanan hastalarda plağa bağlı komplikasyonların önüne geçmek için yapılacak koronoidektomi işlemi kritik önem taşımaktadır.

Temporal kas eliminasyonu vida çevresi kortikal kemikte ve vida boynunda meydana gelen stresleri ciddi oranda azaltmıştır. Vida kaybına bağlı komplikasyonların önüne geçilmesi için yapılacak koronoidektomi cerrahisi kritik önem taşımaktadır.

Defektli bölgedeki kondil başında meydana gelen maksimum sıkışma ve maksimum gerilme stres değerleri temporal kas ekartasyonu sonrası önemli ölçüde azalmıştır. Uzun vadede kronik strese bağlı TME patolojilerinin önüne geçmek için yapılacak koronoidektomi cerrahisi kritik öneme sahiptir.

Çalışmamızda temporal kas eliminasyonunun etkisine farklı seviyelerden oluşturulmuş lateral defektlerde bakılmıştır. Diğer defekt çeşitlerinde bu eliminasyonun stres değişikliğini hangi oranda etkileyeceği belirsizdir. Bu konuda ileri çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Sonuç olarak yapılacak rekonstrüksiyon işleminin prognozu açısından cerrahi planlama yapılırken, koronoidektomi işlemi mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Hotz G. Reconstruction of mandibular discontinuity defects with delayed nonvascularized free iliac crest bone grafts and endosseous implants: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996, 76: 350-355.
2. Lye KW, Tideman H, Wolke JC, Merkx MA, Chin FK, Jansen JA. Biocompatibility and bone formation with porous modified pmma in normal and irradiated mandibular tissue. *Clinical oral implants research*, 2013, 24: 100-109.
3. Cordeiro PG, Disa JJ, Hidalgo DA, Hu QY. Reconstruction of the mandible with osseous free flaps: A 10-year experience with 150 consecutive patients. *Plastic and reconstructive surgery*, 1999, 104: 1314-1320.
4. Goh BT, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJ. Mandibular reconstruction in adults: A review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2008, 37: 597-605.
5. Samman N, Luck W, Cheung L, Cheung L, Tideman H, Clark R. Custom-made titanium mandibular reconstruction tray. *Australian dental journal*, 1999, 44: 195-199.
6. Zimmermann C, Börner B-I, Hasse A, Sieg P. Donor site morbidity after microvascular fibula transfer. *Clinical oral investigations*, 2001, 5: 214-219.
7. Onoda S, Kimata Y, Yamada K, Sugiyama N, Onoda T, Eguchi M, Mizukawa N. Prevention points for plate exposure in the mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2012, 40: e310-e314.
8. Wong R, Tideman H, Kin L, Merkx M. Biomechanics of mandibular reconstruction: A review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2010, 39: 313-319.
9. Arias-Gallo J, Maremonti P, González-Otero T, Gómez-García E, Burgueño-García M, Pons MC, Martorell-Martínez V. Long term results of reconstruction

- plates in lateral mandibular defects: Revision of nine cases. *Auris Nasus Larynx*, 2004, 31: 57-63.
10. Nagasao T, Miyamoto J, Tamaki T, Kawana H. A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2010, 109: 346-356.
 11. Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2006, 34: 193-200.
 12. Faulkner M, Hatcher D, Hay A. A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading. *Journal of biomechanics*, 1987, 20: 997-1002.
 13. Johnson NW, Gupta B, Ariyawardana A, Amarasinghe H. Epidemiology and site-specific risk factors for oral cancer. In: *Contemporary oral oncology*, Springer, 2017: 103-153.
 14. Ferlay J, Soerjomataram I, Dikshit R, Eser S, Mathers C, Rebelo M, Parkin DM, Forman D, Bray F. Cancer incidence and mortality worldwide: Sources, methods and major patterns in globocan 2012. *International journal of cancer*, 2015, 136: E359-E386.
 15. Guler N, Uçkan S, Celik I, Oznurlu Y, Uçkan D. 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. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2005, 34: 900-906.
 16. Shah J PS. *Head and neck surgery and oncology*. 3rd. New York, Mosby, 2003.
 17. Shah JP, Gil Z. Current concepts in management of oral cancer—surgery. *Oral oncology*, 2009, 45: 394-401.

18. Shah JP. Patterns of cervical lymph node metastasis from squamous carcinomas of the upper aerodigestive tract. *The American journal of surgery*, 1990, 160: 405-409.
19. Spiro RH, Huvos AG, Wong GY, Spiro JD, Gnecco CA, Strong EW. Predictive value of tumor thickness in squamous carcinoma confined to the tongue and floor of the mouth. *The American journal of surgery*, 1986, 152: 345-350.
20. Piccirillo JF. Inclusion of comorbidity in a staging system for head and neck cancer. *Oncology*, 1995, 9.
21. Wax MK, Bascom DA, Myers LL. Marginal mandibulectomy vs segmental mandibulectomy: Indications and controversies. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 2002, 128: 600-603.
22. Marchetta FC, Sako K, Murphy JB. The periosteum of the mandible and intraoral carcinoma. *The American Journal of Surgery*, 1971, 122: 711-713.
23. Carter RL, Tsao S-W, Burman JF, Pittam MR, Clifford P, Shaw HJ. Patterns and mechanisms of bone invasion by squamous carcinomas of the head and neck. *The American Journal of Surgery*, 1983, 146: 451-455.
24. McGregor AD, Macdonald DG. Routes of entry of squamous cell carcinoma to the mandible. *Head & neck surgery*, 1988, 10: 294-301.
25. Shah J, Johnson N, Batsakis J. London: Martin dunitz; 2003. *Oral Cancer*. [Google Scholar].
26. Misra S CA, Misra Nc. *Oral carcinoma. Recent advances in surgery* 25. London, Royal Society Of Medicine Press, 2002: 71-86.
27. Misra S, Chaturvedi A, Misra N. Management of gingivobuccal complex cancer. *The Annals of The Royal College of Surgeons of England*, 2008, 90: 546-553.

28. Dubner S, Heller KS. Local control of squamous cell carcinoma following marginal and segmental mandibulectomy. *Head & neck*, 1993, 15: 29-32.
29. Wax MK. Preservation of the mandible in the management of cancer of the oral cavity. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 2005, 16: 18-23.
30. Reuther JF, Kubler NR. Die wiederherstellung des unterkiefers-therapeutisches vorgehen nach kontinuieratsverlust durch entzündung, trauma oder tumor. *Deutsches Arzteblatt-Arztliche Mitteilungen-Ausgabe A*, 1999, 96: 1054-1060.
31. Carlson ER, Basile JD. The role of surgical resection in the management of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2009, 67: 85-95.
32. Jewer DD, Boyd JB, Manktelow RT, Zuker RM, Rosen IB, Gullane P, Rotstein LE, Freeman JE. Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: A review of 60 cases and a new method of classification. *Plastic and reconstructive surgery*, 1989, 84: 391-403; discussion 404.
33. Boyd J, Mulholland R, Davidson J, Gullane P, Rotstein L, Brown D, Freeman J, Irish J. The free flap and plate in oromandibular reconstruction: Long-term review and indications. *Plastic and reconstructive surgery*, 1995, 95: 1018-1028.
34. Urken ML, Weinberg H, Vickery C, Buchbinder D, Lawson W, Biller HF. Oromandibular reconstruction using microvascular composite free flaps: Report of 71 cases and a new classification scheme for bony, soft-tissue, and neurologic defects. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 1991, 117: 733-744.
35. Brown JS, Barry C, Ho M, Shaw R. A new classification for mandibular defects after oncological resection. *The Lancet Oncology*, 2016, 17: e23-e30.

36. Kumar BP, Venkatesh V, Kumar KJ, Yadav BY, Mohan SR. Mandibular reconstruction: Overview. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 2016, 15: 425-441.
37. Lydiatt DD. Mandibular resection. *Head & neck*, 1995, 17: 247-251.
38. Van Der Rijt E, Noorlag R, Koole R, Abbink J, Rosenberg A. Predictive factors for premature loss of martin 2.7 mandibular reconstruction plates. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2015, 53: 121-125.
39. Martin C. De la prothese imme' diate, applique' eala re' section des maxillaires: Rhinoplastie sur appareil prothe' tique permanent; restauration de la face, levres, nez, langue, vou^te et voile du palais. 1889.
40. Partsch H. Prosthesis of lower jaw after resection. *Arch Klin Chir*, 1897, 55: 746.
41. Lindemann A. Bruhn's ergebnisse aus dem dusseldorfer lazarett. *Behandlungen der Kieferschussverletzungen*, 1916.
42. Klapp R, Schröder H. *Die unterkieferschussbrüche und ihre behandlung*. Meusser, 1917.
43. Ivy RH. Extensive loss of substance of mandible due to removal of sarcoma; replaced by bone graft from crest of ilium. *International Journal of Orthodontia and Oral Surgery (1919)*, 1921, 7: 483-487.
44. Converse JM. Early and late treatment of gunshot wounds of the jaws in french battle casualties in north africa and italy. *J Oral Surg*, 1945, 3: 112-137.
45. Swanson LT, Habal MB, Leake DL, Murray JE. Compound silicone-bone implants for mandibular reconstruction: Development and application. *Plastic and reconstructive surgery*, 1973, 51: 402-410.
46. Thorne C. *Grabb and smith's plastic surgery*. 5th. Philadelphia, Lippincott-Raven Publishers, 1997: 957-980.

47. Boyne PJ. Restoration of osseous defects in maxillofacial casualties. *The Journal of the American Dental Association*, 1969, 78: 767-776.
48. Boyne PJ. Implants and transplants: Review of recent research in this area of oral surgery. *The Journal of the American Dental Association*, 1973, 87: 1074-1080.
49. Schwartz HC. Mandibular reconstruction using the dacron-urethane prosthesis and autogenic cancellous bone: Review of 32 cases. *Plastic and reconstructive surgery*, 1984, 73: 387-395.
50. Eckardt A, Barth E, Kokemueller H, Wegener G. Recurrent carcinoma of the head and neck: Treatment strategies and survival analysis in a 20-year period. *Oral oncology*, 2004, 40: 427-432.
51. Mckee DM. Microvascular bone transplantation. *Clinics in plastic surgery*, 1978, 5: 283-292.
52. Song Y. Dr. Huyao song, dr. Yeguang song, dr. Yuseng yu. *Clinics in plastic surgery*, 1982, 9: 27.
53. Soutar D, Scheker L, Tanner N, McGregor I. The radial forearm flap: A versatile method for intra-oral reconstruction. *British journal of plastic surgery*, 1983, 36: 1-8.
54. Gilbert A, Teot L. The free scapular flap. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 1982, 69: 601-604.
55. Teot L. The scapular crest pedicled bone graft. *J Microsurg*, 1981, 3: 257-262.
56. Urken ML, Vickery C, Weinberg H, Buchbinder D, Lawson W, Biller HF. The internal oblique-iliac crest osseomyocutaneous free flap in oromandibular reconstruction: Report of 20 cases. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 1989, 115: 339-349.

57. Hidalgo DA. Fibula free flap: A new method of mandible reconstruction. *Plastic and reconstructive surgery*, 1989, 84: 71-79.
58. Grohmann I, Raith S, Kesting M, Rau A, Mücke T, Lethaus B, Hölzle F, Steiner T. Experimental biomechanical study of the primary stability of different osteosynthesis systems for mandibular reconstruction with an iliac crest graft. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2013, 51: 942-947.
59. Tarnai K. Operative metallentese-implantation in einer sitzung zum ersatz des fehlenden unterkieferkörpers. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd*, 1954, 19: 288.
60. Lin P-Y, Lin KC, Jeng S-F. Oromandibular reconstruction: The history, operative options and strategies, and our experience. *ISRN surgery*, 2011, 2011.
61. Moura L, Carvalho PDA, Xavier C, Post L, Torriani M, Santagata M, Júnior OC. Autogenous non-vascularized bone graft in segmental mandibular reconstruction: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2016, 45: 1388-1394.
62. Chow JM, Hill JH. Primary mandibular reconstruction using the ao reconstruction plate. *The Laryngoscope*, 1986, 96: 768-773.
63. Van Gemert JT, Van Es RJ, Van Cann EM, Koole R. Nonvascularized bone grafts for segmental reconstruction of the mandible—a reappraisal. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2009, 67: 1446-1452.
64. Guerrier G, Alaqeeli A, Al Jawadi A, Foote N, Baron E, Albustanji A. Reconstruction of residual mandibular defects by iliac crest bone graft in war-wounded iraqi civilians, 2006–2011. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2015, 53: e27-e31.
65. Gurushanthaiah D HJ. Mandibular reconstruction. In: Girod D. *Oral cavity reconstruction*, 1st ed. New York, Taylor & Francis Group, 2006: 327-347.

66. Krespi YP, Oppenheimer RW, Flanzer JM. The rhombotrapezius myocutaneous and osteomyocutaneous flaps. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 1988, 114: 734-738.
67. Urken ML, Vickery C, Weinberg H, Buchbinder D, Biller HF. The internal oblique-iliac crest osseomyocutaneous microvascular free flap in head and neck reconstruction. *Journal of reconstructive microsurgery*, 1989, 5: 203-214.
68. Aviv JE, Urken ML, Vickery C, Weinberg H, Buchbinder D, Biller HF. The combined latissimus dorsi—scapular free flap in head and neck reconstruction. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 1991, 117: 1242-1250.
69. Taylor GI, Miller GD, Ham FJ. The free vascularized bone graft: A clinical extension of microvascular techniques. *Plastic and reconstructive surgery*, 1975, 55: 533-544.
70. Spiessl B. *New concepts in maxillofacial bone surgery*. New York, NY: Springer-Verlag NY Inc, 1976: 156-166.
71. Kim M-R, Donoff RB. Critical analysis of mandibular reconstruction using osseous reconstruction plates. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1992, 50: 1152-1157.
72. Raveh J, Stich H, Sutter F, Greiner R. Use of the titanium-coated hollow screw and reconstruction plate system in bridging of lower jaw defects. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1984, 42: 281-294.
73. Zwetyenga N, Pinsolle J, Siberchicot F, Majoufre-Lefebvre C. Reconstruction of lateral mandibular defects with dynamic bridging plates. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2002, 40: 307-312.
74. Mariani P, Kowalski LP, Magrin J. Reconstruction of large defects postmandibulectomy for oral cancer using plates and myocutaneous flaps: A long-

- term follow-up. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2006, 35: 427-432.
75. Klotch DW, Gal TJ, Gal RL. Assessment of plate use for mandibular reconstruction: Has changing technology made a difference? *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, 1999, 121: 388-392.
 76. Schöning H, Emshoff R. Primary temporary ao plate reconstruction of the mandible. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1998, 86: 667-672.
 77. Spencer K, Sizeland A, Taylor G, Wiesenfeld D. The use of titanium mandibular reconstruction plates in patients with oral cancer. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 1999, 28: 288-290.
 78. Boyd JB, Mulholland RS. Fixation of the vascularized bone graft in mandibular reconstruction. *Plastic and reconstructive surgery*, 1993, 91: 274-282.
 79. Brånemark P-I, Lindström J, Hallen O, Breine U, Jeppson P-H, Öhman A. Reconstruction of the defective mandible. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 1975, 9: 116-128.
 80. Boyd JB, Morris S, Rosen IB, Gullane P, Rotstein L, Freeman JL. The through-and-through oromandibular defect: Rationale for aggressive reconstruction. *Plastic and reconstructive surgery*, 1994, 93: 44-53.
 81. Davidson J, Boyd B, Gullane P, Rotstein L, Freeman J, Manktelow R, Rosen I. A comparison of the results following oromandibular reconstruction using a radial forearm flap with either radial bone or a reconstruction plate. *Plastic and reconstructive surgery*, 1991, 88: 201-208.
 82. Kämmerer P, Klein M, Moergel M, Gemmel M, Draenert G. Local and systemic risk factors influencing the long-term success of angular stable alloplastic

- reconstruction plates of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2014, 42: e271-e276.
83. Okura M, Isomura ET, Iida S, Kogo M. Long-term outcome and factors influencing bridging plates for mandibular reconstruction. *Oral oncology*, 2005, 41: 791-798.
 84. Boyd JB. Use of reconstruction plates in conjunction with soft-tissue free flaps for oromandibular reconstruction. *Clinics in plastic surgery*, 1994, 21: 69-77.
 85. Raveh J, Stich H, Sutter F, Greiner R. Current possibilities of reconstruction of the lower jaw in bony defects following tumor resection. Animal experiments and clinical results. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizen*, 1982, 53: 459-467.
 86. Raveh J, Stich H, Sutter F, Schawalder P. New reconstruction potentials in mandibular defects after tumor resection. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie*, 1981, 91: 899.
 87. Coletti D, Ord R, Liu X. Mandibular reconstruction and second generation locking reconstruction plates: Outcome of 110 patients. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2009, 38: 960-963.
 88. Herford AS, Ellis Iii E. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1998, 56: 1261-1265.
 89. Smith WR, Ziran BH, Anglen JO, Stahel PF. Locking plates: Tips and tricks. *JBJS*, 2007, 89: 2298-2307.
 90. Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *The Keio Journal of Medicine*, 2003, 52: 21-24.
 91. Marx RE, Stern D. *Oral and maxillofacial pathology: A rationale for diagnosis and treatment*. Hanover Park, IL: Quintessence Pub. Co., 2012.

92. Korfage J, Van Eijden T. Regional differences in fibre type composition in the human temporalis muscle. *Journal of Anatomy*, 1999, 194: 355-362.
93. Gaudy J-F, Zouaoui A, Bravetti P, Charrier J-L, Guettaf A. Functional organization of the human masseter muscle. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 2000, 22: 181-190.
94. Moller E. The chewing apparatus: An electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. *Acta Physiologica Scandinavica*, 1966, 280: 1-229.
95. Blanksma N, Van Eijden T. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during static biting, open\close excursions, and chewing. *Journal of Dental Research*, 1995, 74: 1318-1327.
96. Dubrul E L. *Sicher's oral anatomy*. 7th ed. United States, Mosby Inc, 1980.
97. Zwijnenburg A, Megens C, Naeije M. Influence of choice of reference point on the condylar movement paths during mandibular movements. *Journal of oral rehabilitation*, 1996, 23: 832-837.
98. Tedavisi ÇSDHP. Klasik tam protezler. 5. Baskı. *Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. İstanbul*, 2010: 62-437.
99. Monroe C, Frommer J. A basic fuchsin-alcian blue stain for the human hypophysis. *Stain technology*, 1966, 41: 248-248.
100. Meyenberg K. Relationships of the muscles of mastication to the articular disc of the temporomandibular joint. *Helv. Odontol. Acta.*, 1986, 30: 1-20.
101. Dauber W. The adjacent structural relationships of the articular disk of the temporomandibular joint and its functional importance. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 1987, 97: 427.

102. Wang M, Yan C, Yuan Y. Is the superior belly of the lateral pterygoid primarily a stabilizer? An emg study. *Journal of oral rehabilitation*, 2001, 28: 507-510.
103. Yamaguchi S, Rikimaru H, Yamaguchi K, Itoh M, Watanabe M. Overall activity of all masticatory muscles during lateral excursion. *Journal of dental research*, 2006, 85: 69-73.
104. Widmalm SE, Lillie J, Ash Jr M. Anatomical and electromyographic studies of the digastric muscle. *Journal of oral rehabilitation*, 1988, 15: 3-21.
105. Brauer J. *What every engineer should know about finite element analysis*. CRC Press, 1993.
106. Darendelile Yaman S. Sonlu elemanlar yöntemi ve dişhekimliğindeki uygulamalar. 1995.
107. Tosun T. Serbest sonlanan alt çenelerde pitt-easy bio-oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli ve implant-diş destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi 1997.
108. Çankaya M. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli profitez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. *İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi*, 2005.
109. Fagan M. *Finite element analysis theory and practice*. 1st. London, Longman & Technical, 1992: 15-34.

110. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85: 585-598.
111. Keyak J, Fourkas M, Meagher J, Skinner H. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of biomedical engineering*, 1993, 15: 505-509.
112. Shigley JE. *Shigley's mechanical engineering design*. Tata McGraw-Hill Education, 2011.
113. Sancaklı E. Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, 2006.
114. Baran NM. *Finite element analysis on microcomputers*. McGraw-Hill, Inc., 1988.
115. İna M. *Cisimlerin mukavemeti*. Birsen Yayınevi, 1984.
116. Şeker E. Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Lefkoşa: Yakın Doğu Üniversitesi, 2011.
117. Ferrario VF, Sforza C, Poggio CE, Schmitz JH. Facial volume changes during normal human growth and development. *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, 1998, 250: 480-487.
118. Stegarolu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: A technical investigation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004, 19.

119. Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1995, 10: 51-57.
120. Craig R, Powers J. Restorative dental materials, mosby, st. Louis, Missouri, USA, 2002: 672-675.
121. Balatlıoğlu A. Akrilik kaide ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2000.
122. Incropera F P, Dewitt Dp. *Fundamentals of heat and mass transfer*. 5th ed. John Wiley, New York, 2002.
123. Fung Y-C, Skalak R. Biomechanics. Mechanical properties of living tissues. *JAM*, 1982, 49: 464.
124. Hancı M BE. *Biyomekanik*. İstanbul, Logos Yayıncılık, 2000: 10-55.
125. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*, 2002, 29: 565-574.
126. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Taylor RL, Taylor RL. *The finite element method: Solid mechanics*. Butterworth-heinemann, 2000.
127. Moratal D. *Finite element analysis*. BoD–Books on Demand, 2010.
128. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: A finite element model. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 2004, 7: 98-107.

129. Moaveni S. *Finite element an alysis theory and application with ansys*. 4th ed. India, Pearson Education, 2014.
130. Cheung Y K, Yeo M,F. *A practical introduction to finite element analysis*. 1st ed. London, Pitman, 1979.
131. Daryl L L. *A first course in the finite element method*. 4th ed. Canada, Chris Carson, 2007.
132. Bhrany AD, Izzard M, Wood AJ, Futran ND. Coronoidectomy for the treatment of trismus in head and neck cancer patients. *The Laryngoscope*, 2007, 117: 1952-1956.
133. Van Eijden T, Korfage J, Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, 1997, 248: 464-474.
134. Koolstra JH. Dynamics of the human masticatory system. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 2002, 13: 366-376.
135. Koriotoh TW, Hannam AG. Mandibular forces during simulated tooth clenching. *Journal of orofacial pain*, 1994, 8.
136. Tominaga K, Habu M, Khanal A, Mimori Y, Yoshioka I, Fukuda J. Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2006, 64: 1510-1516.
137. Gurbanov V, Bas B, Öz AA. Evaluation of stresses on temporomandibular joint in the use of class ii and iii orthodontic elastics: A three-dimensional finite element study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2020, 78: 705-716.
138. Politi M, Costa F, Robiony M, Rinaldo A, Ferlito A. Review of segmental and marginal resection of the mandible in patients with oral cancer. *Acta otolaryngologica*, 2000, 120: 569-579.

139. Hausamen J-E. The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, 2001, 29: 2-21.
140. Lee KY, Loré JM, Perry CJ, Bailey BJ. Use of the kirschner wire for mandibular reconstruction. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 1988, 114: 68-72.
141. Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena OA. Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 2004, 130: 1388-1392.
142. Achauer BM, Vander Kolk C, Coleman JJ, Russell RC. *Plastic surgery: Aesthetic surgery*. Mosby, 2000.
143. Urken ML. Composite free flaps in oromandibular reconstruction: Review of the literature. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 1991, 117: 724-732.
144. Kim B-C, Kim S-M, Nam W, Cha I-H, Kim H-J. Mandibular reconstruction with vascularized osseous free flaps: A review of the literature. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*, 2012, 13: 553-558.
145. Shpitzer T, Gullane PJ, Neligan PC, Irish JC, Freeman JE, Van Den Brekel M, Gur E. The free vascularized flap and the flap plate options: Comparative results of reconstruction of lateral mandibular defects. *The Laryngoscope*, 2000, 110: 2056-2060.
146. Maurer P, Eckert AW, Kriwalsky MS, Schubert J. Scope and limitations of methods of mandibular reconstruction: A long-term follow-up. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2010, 48: 100-104.

147. Driemel O, Braun S, Müller-Richter U, Behr M, Reichert T, Kunkel M, Reich R. Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2009, 38: 909-920.
148. Niinomi M. Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and materials transactions A*, 2002, 33: 477.
149. Markwardt J, Pfeifer G, Eckelt U, Reitemeier B. Analysis of complications after reconstruction of bone defects involving complete mandibular resection using finite element modelling. *Oncology Research and Treatment*, 2007, 30: 121-126.
150. Maurer P, Pistner H, Schubert J. Computer assisted chewing power in patients with segmental resection of the mandible. *Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie: MKG*, 2006, 10: 37-41.
151. Marunick M, Mathes B, Klein B. Masticatory function in hemimandibulectomy patients. *Journal of oral rehabilitation*, 1992, 19: 289-295.
152. Schupp W, Arzdorf M, Linke B, Gutwald R. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2007, 65: 924-930.
153. Aydınlik E, Şahin E. Diş hekimliğinde stres analizleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1977, 1: 78-85.
154. Dehoff P, Anusavice K. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *Journal of dental research*, 1984, 63: 1327-1331.
155. Farah J, Craig R, Meroueh K. Finite element analysis of a mandibular model. *Journal of oral rehabilitation*, 1988, 15: 615-624.
156. Schuller-Götzburg P, Pleschberger M, Rammerstorfer F, Krenkel C. 3d-fem and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally

- dynamic bridging plate. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2009, 38: 1298-1305.
157. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1998, 13.
158. Eskitaşcioğlu G. Comparison of two and three dimensional models of finite element analysis. *Sı Dışhek Fak. Der. v17*, 2008, 182.
159. Sağesen H. İç boş silindir (hollow cylinder) implan destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2000.
160. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2006, 9: 257-270.
161. Kurowski P. *Finite element analysis for design engineers*. SAE, 2017.
162. Seol G-J, Jeon E-G, Lee J-S, Choi S-Y, Kim J-W, Kwon T-G, Paeng J-Y. Reconstruction plates used in the surgery for mandibular discontinuity defect. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 2014, 40: 266-271.
163. Beumer J, Curtis TA, Marunick MT. *Maxillofacial rehabilitation: Prosthodontic and surgical considerations*. Ishiyaku Euroamerica, 1996.
164. Keskin H, Özdemir T. Çene yüz protezleri. *İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları*, 1995: 145-174.
165. Kim Y, Smith J, Sercarz JA, Head C, Abemayor E, Blackwell KE. Fixation of mandibular osteotomies: Comparison of locking and nonlocking hardware. *Head*

- & Neck: *Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck*, 2007, 29: 453-457.
166. Martola M, Lindqvist C, Hänninen H, Al-Sukhun J. Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumor surgery. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2007, 80: 345-352.
 167. Halpern JA. Bone plating techniques in head and neck tumor surgery. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 2000, 11: 201-205.
 168. Knoll W-D, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2006, 34: 201-209.
 169. Al-Ahmari A, Nasr EA, Moiduddin K, Anwar S, Kindi MA, Kamrani A. A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method. *Advances in Mechanical Engineering*, 2015, 7: 1687814015593890.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Tayfun YETER
Doğum tarihi:	
Doğum Yeri:	
Medeni Hali:	
Uyruğu:	
Adres:	
Tel:	
Faks:	
E-mail:	
Eğitim	
Lise:	Mimar Sinan Lisesi
Lisans:	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2016
Uzmanlık:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AnaBilim Dalı 2021
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	İyi
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
-	
İlgi Alanları ve Hobiler	

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU**



Bölümü : Dekanlık
Servisi : Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Sayı : B.30.2.ATA.0.01.00/
Konu : Etik Kurul Kararı

01.10.2020

Sayın:Prof.Dr.Ertunç DAYI
Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Değerlendirilmek üzere Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunduğunuz
"Farklı Seviyelerden Yapılan Segmental Mandibular Rezeksiyon Sonrası
Rekonstrüksiyon Plağı Uygulanan Mandibula Modellerinde Koronoidektomi İşleminin
Mandibula ve Plak Üzerinde Oluşan Streslere Etkisi: Sonlu Elemanlar Analizi" isimli
bilimsel tez çalışmasına ait Kurul Kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Eki :
1 Adet Etik Kurul Kararı

Sorumlu Araştırmacı :
1. Prof.Dr.Ertunç DAYI
2.Doç.Dr.Adnan KILINÇ

Yardımcı Araştırmacı :
1. Arş.Gör.Dr.Tayfun YETER



**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU**



KARAR

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı
	TELEFON :	+90 442 234 65 11
	FAKS	+90 442 236 09 68
	E-POSTA	atatipetikkurul@gmail.com
SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI		Prof.Dr.Ertunç DAYI / Doç.Dr.Adnan KILINÇ
ARAŞTIRMACININ AÇIK ADI		Farklı Seviyelerden Yapılan Segmental Mandibular Rezeksiyon Sonrası Rekonstrüksiyon Plağı Uygulanan Mandibula Modellerinde Koronoidektomi İşleminin Mandibula ve Plak Üzerinde Oluşan Streslere Etkisi: Sonlu Elemanlar Analizi
KARAR BİLGİLERİ	Toplantı Sayısı: 08 Karar No: 52	Tarih: 01.10.2020
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve çalışmanın bütçesinin BAP tarafından karşılanması koşulu ile yapılmasında bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi. Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir. Araştırmacıya çalışmalarında başarılar dileriz.	