

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**





KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünce

Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : / /

Tezin Savunma Tarihi : / /

Tez Danışmanı :

Trabzon

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalında

Sinan KÖSE tarafından hazırlanan

SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİ KULLANILARAK TEMPOROMANDİBULAR
EKLEM PROTEZİNİN TASARIM KRİTERLERİNİN BELİRLENMESİ: PİMLİ TME
PROTEZİ

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 16 /04/2019 gün ve 1800 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda

DOKTORA TEZİ
olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

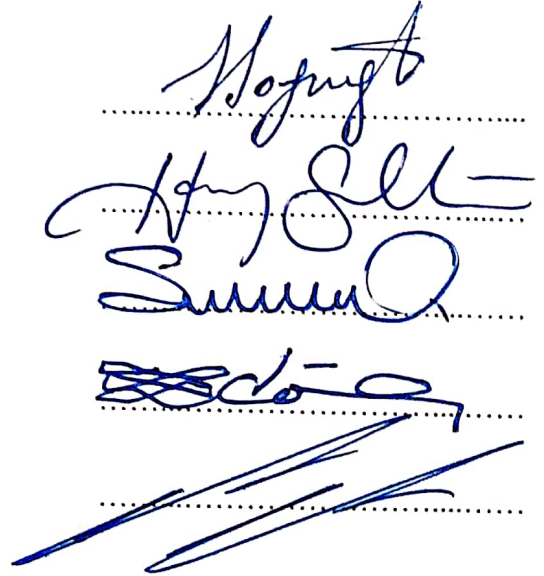
Başkan : Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU

Üye : Doç. Dr. Hasan GEDİKLİ

Üye : Prof. Dr. Sultan ÖZTÜRK

Üye : Prof. Dr. Ragıp ERDÖL

Üye : Doç. Dr. Celal ÇANDIRLI



Prof. Dr. Asim KADIOĞLU

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

İnsanoğlu varoluşundan günümüze kadar; fonksiyonelliğini yitiren anatomik yapılarının görevini üstlenebilecek yapay bileşenlerin geliştirilmesi ve alternatif tedavi yöntemlerinin arayışı içerisinde. Toplumun %20'sinde görülen ve yeme/içme konuşma gibi gerekli çene hareketlerinin kısıtlandığı, temporal kemiğin alt çene kemiği ile birleşim bölgesi olan temporomandibular eklem (TME) bölgesi rahatsızlıkları, alternatif tedavi yöntemleriyle çözüm aranılan problemlerin başında gelmektedir. Tedavi yöntemleri içerisinde yüksek başarı oranına sahip olan cerrahi TME protezi uygulamaları ile hastalar yaşam konforlarına kavuşurken, bu protez uygulamaları sırasında ve sonrasında çeşitli risklerle de karşılaşabilmektedirler. Bu risklerin başında; protez bileşenlerinin, çene kuvvetlerinin etkisiyle yorulmaya maruz kalmaları ve akma dayanımı diğer bileşenlere kıyasla daha düşük olan kemik dokularının zamanla hasara uğramaları gelmektedir. Bu sebeple TME bölgesi tedavilerinde, protez kaynaklı riskleri asgari düzeye indirgeyebilmek amacıyla bu tez çalışması gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada TME protezleri üzerine literatür, saha ve anket çalışmaları yürütülerek yeni protez tasarım kriterler belirlenmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi yardımıyla, sağlam çene kemiği modeli ve piyasada kullanılan ticari TME protezleri incelenmiş, protez tasarım kriterlerine uygun, yeni kendinden pimli TME protezi tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamda değerli görüşlerini ve yardımlarını esirgemeyen, sabıryla örnek aldığım/alacağım değerli danışman hocam Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU'na, protez örneklerinin temini, vakalar hakkında sahip olduğu bilgi ve tecrübelerini paylaşımı ve tez kapsamındaki tüm desteklerinden ötürü değerli hocam Doç. Dr. Celal ÇANDIRLI'ya, ayrıca yaşamımın her kademesinde her türlü konuda yanımda olan, geleceğini benimle paylaşan halam Prof. Dr. Sevim KÖSE'ye teşekkürlerimi ifade etmek isterim. Görüş ve önerileriyle değerli hocalarım Prof. Dr. Sultan ÖZTÜRK ve Doç. Dr. Hasan GEDİKLİ'ye teşekkürü borç bilirim. Yaşamım boyunca beni her durumda destekleyen aileme, sabır ve destekleriyle çalışmalarına katkıda bulunan Fazilet ÇETİNKAYA'ya teşekkür ederim. Son olarak çalışmanın hazırlanması boyunca beni devamlı destekleyen ve teşvik eden TTSO Proje Koordinasyon Ofisi arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Sinan Köse
Trabzon 2019

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Sonlu Elemanlar Yöntemi Kullanılarak Temporomandibular Eklem Protezinin Tasarım Kriterlerinin Belirlenmesi: Pimli TME Protezi” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU’nun sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdığimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 03/05/2019

Sinan KÖSE

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XIV
SEMBOLLER DİZİNİ	XVI
1. GENEL BİLGİLER	1
1.1. İnsan Anatomisi ve Mekanik Benzeşimler.....	2
1.2. Biyomekanik ve Kinesiyoloji.....	5
1.3. Kemik Mekanığı	6
1.4. Kas Mekanığı	11
1.5. İnsan Kafatası Mekanığı ve Protez Uygulamaları	13
1.5.1. Temporomandibular Eklem (TME), Anatomisi ve Protez Üretimi.....	18
1.6. Biyomalzemeler; Özellikleri, Kullanım Alanları ve Seçim Kriterleri	28
1.7. Biyomekanik Çalışmalarda Sonlu Elemanlar Yöntemi Kullanımı	32
1.8. Çalışmanın Amacı ve Kapsamı.....	34
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR	38
2.1. Cerrahi Beklenti Anket Çalışmaları.....	38
2.2. Cerrahi Operasyonlar ve Saha Çalışmaları	40
2.3. 3-Boyutlu Protez Modelleri	43
2.3.1. Ticari TME Protezi Modeli.....	44
2.3.2. Kendinden Pimli TME Protezi Modeli	45
2.3.3. Sabitlemede Kullanılan Cıvata Tipi.....	48
2.4. Analizlerde Kullanılan Çene Modelleri	49
2.4.1. Sağlam Çene Kemiğı Modeli.....	50
2.4.2. Ticari TME Protezli Çene Modeli	52
2.4.3. Kendinden Pimli TME Protezli Çene Modeli.....	53
2.5. Analizler İçin Oluşturulan Sonlu Elemanlar Modelleri	54

2.5.1.	Sonlu Eleman Yapısı, Tipi ve Boyutları	54
2.5.2.	Malzeme Özellikleri, Yükleme ve Sınır Şartları.....	57
2.6	İdeal Pim – Cıvata Yapısının Elde Edilmesi.....	61
2.7	Yeni TME Protez Uygulama Prensiplerinin Belirlenmesi.....	70
3.	BULGULAR VE İRDELEME	72
3.1.	Anket Sonuçlarının Değerlendirilmesi	72
3.2.	Sağlam Çene kemiği Modelinden Elde Edilen Bulgular	74
3.2.1.	Sert Kemikte Oluşan von-Mises Gerilme Değerleri.....	74
3.2.2.	Sert Kemikte Oluşan Şekil Değişimi Değerleri	75
3.3.	Ticari TME Protezli Modelden Elde Edilen Bulgular	76
3.3.1.	Ticari TME Protezli Modeldeki Sert Kemik İçin Elde Edilen Bulgular.....	77
3.3.2.	Ticari TME Protezli Modeldeki Protez İçin Elde Edilen Bulgular.....	79
3.3.3.	Ticari TME Protezli Modeldeki Sabitleme Cıvataları İçin Elde Edilen Bulgular	80
3.4.	Kendinden Pimli TME Protezli Modelden Elde Edilen Bulgular.....	82
3.4.1.	Kendinden Pimli TME Protezli Modeldeki Sert Kemik İçin Elde Edilen Bulgular	84
3.4.2.	Kendinden Pimli TME Protezi İçin Elde Edilen Bulgular.....	86
3.4.3.	Kendinden Pimli TME Protezli Modeldeki Sabitleme Cıvataları İçin Elde Edilen Bulgular	87
3.5.	Temel Karşılaştırma Modelleri	88
3.6.	İdeal Pim – Cıvata Pozisyonları İçin Elde Edilen Bulgular	91
4.	SONUÇLAR	125
5.	ÖNERİLER.....	128
6.	KAYNAKLAR	129
7.	EKLER.....	137
ÖZGEÇMİŞ		

Doktora Tezi

ÖZET

SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ KULLANILARAK TEMPOROMANDIBULAR EKLEM PROTEZİNİN TASARIM KRİTERLERİNİN BELİRLENMESİ: PİMLİ TME PROTEZİ

Sinan KÖSE

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makina Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU
2019, 136 Sayfa, 2 Sayfa Ek

Geçmişten günümüze kadar insan vücudunda kendisinden beklenen fonksiyonu yerine getiremeyen uzuvlar yerine bunların vazifesini görebilecek çeşitli yapay bileşenler geliştirilmektedir. Alt çene kemiği ve temporal kemiğin birleşim bölgesi olan temporomandibular eklem (TME) bölgesinde kullanılan protezler bu yapay bileşenlere iyi bir örnektir. Bu tez çalışmasında ülkemizde üretimi olmayan TME protezlerinin, literatür, saha ve anket çalışmalarıyla tasarım kriterleri ve uygulama riskleri değerlendirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda öncelikle hasarsız alt çene kemiği modeli tasarlandı ve ardından optik tarama metodu kullanılarak ticari TME protezi tarandı. Elde edilen verilere uygun sağlam çene kemiği ve ticari TME protezli ana karşılaştırma modelleri elde edildi. Karşılaştırma modellerinin sonlu elemanlar yöntemi ile mekanik analizleri değerlendirilmiş ve daha az sabitleme cıvatasına sahip yekpare pimli yapısıyla, hem sert kemik dokularında hem de sabitleme cıvatalarında ticari protezli modellere kıyasla daha az gerilme değerlerinin ortaya çıktığı kendinden pimli yeni TME protezleri tasarlanmıştır. İdeal pim-cıvata yapılarının da araştırıldığı yeni TME protezlerinde, kanallı formlara yer verilerek protez sabitleme çalışmalarında cerrahlara alternatif cıvatalama alanları kazandırılmıştır. Yapılan bütün bu çalışmaların sonucunda ideal pim-cıvata yapısının elde edildiği PI2C/3 protez modeli tasarlandı ve prototip çıktıları üretildi.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Temporomandibular eklem protezi, Sonlu elemanlar yöntemi, Gerilme analizi, Sabitleme cıvataları,

PhD. Thesis

SUMMARY

DETERMINATION OF THE DESIGN CRITERIA OF TEMPOROMANDIBULAR
JOINT PROSTHESIS USING FINITE ELEMENT METHOD: SELF-PINNED TMJ
PROSTHESIS

Sinan KÖSE

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Mechanical Engineering Graduate Program
Supervisor: Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU
2019, 136 Pages, 2 Pages Appendix

From past to present, a variety of artificial organs which can have been developed in the human body, which can serve as a function of the organs that cannot fulfill their expected functions. The prostheses used in the temporomandibular joint (TMJ) region, the junction of the lower jaw and temporal bone, are optimal example for these artificial organs. In this thesis, design criteria and application risks of TMJ prostheses which are not produced in our country, were evaluated using the published data scientific articles, surgical operations and questionnaires.

Firstly, undamaged lower jaw model was designed and then commercial TMJ prosthesis CAD data was generated using optical scanning method. These CAD data were then used to obtain the main comparison models of undamaged lower jaw bone and commercial TMJ prostheses. Mechanical analysis of the comparison models based on the finite element method were evaluated and new TMJ prostheses with self-pinned and less fixing bolt structure having less stress on both cortical bone tissues and fixing bolts compared to commercial prosthetic models, were designed. In the prosthetic fixation studies, alternative slot bolting areas were provided to the surgeons in the TMJ prostheses in which ideal pin-bolt structures were also investigated. As a result of all these studies, PI2C/3 TMJ prosthesis was obtained to be an optimum design, and its prototypes were then produced.

Key Words: Biomechanics, Temporomandibular joint prosthesis, Finite element method, Stress analysis, Fixation screws

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. M. Ö. 3. Yüzyıla ait yapay dişi sabitlemede kullanılan demir çivi	1
Şekil 2. Bazı anatomik yapıların serbest cisim diyagramı karşılıkları	3
Şekil 3. Oynar eklem tipleri.....	4
Şekil 4. Venüs bitkisi üzerinde yürütülen biyomekanik çalışmalar	5
Şekil 5. Dışta sert kemik ve iç kesimde süngerimsi yapıya benzer yumuşak kemik	7
Şekil 6. Yoğunluklarına göre kemik tipleri	8
Şekil 7. Anatomik yapıda düzlemler; a) sagital, b) transvers, c) frontal	9
Şekil 8. Anatomik yapıda eksenler	10
Şekil 9. Anatomik yapıda moment hareketleri	10
Şekil 10. Kasın yapısı	12
Şekil 11. Temporomandibular eklem (TME) bölgesi.....	14
Şekil 12. Kafatasının dış yan yüzünün kemikleri	15
Şekil 13. Kişiye özgü kafatası protezi	16
Şekil 14. Dental implant uygulaması.....	17
Şekil 15. Çeşitli çene implantları; a) diş telleri, b) sabitleyici implantlar	17
Şekil 16. Temporomandibular eklem protezi uygulaması.....	18
Şekil 17. Çiğneme kasları; a) m. temporalis, b) m. masseter, c) m. pterygoideus medialis, d) m. pterygoideus lateralis	19
Şekil 18. Alt çene kemiği temel hareketleri	20
Şekil 19. Alt çene kemiğinde sinir kanalları ve kan damarları.....	20
Şekil 20. Artiküler disk bölgesi	21
Şekil 21. Artrosentez işlemi	22
Şekil 22. Alt çene kemiği ve temporal kemik	24
Şekil 23. Bazı implant ve doku malzemelerinin gerilme-şekil değişimi ilişkisi	31
Şekil 24. TME protezi kulak hizası kesi bölgesi ve fossa bileşeni.....	41
Şekil 25. Yüz sınırları.....	41
Şekil 26. Alt kesi bölgesi.....	42
Şekil 27. TME protez bölgesi âtıl kemik dokusu	43
Şekil 28. Biomet mandibular implant.....	44

Şekil 29. Ticari TME protezi ve kendinden pimli temporomandibular eklem protezi.....	46
Şekil 30. Kanallı protez modeli montaj grubu.....	47
Şekil 31. Hızlı prototipleme ünitesi ve ürün çıktısı.....	48
Şekil 32. TME protezi sabitleme civatası tasarımı.....	48
Şekil 33. Alt çene kemiğinin profil çizgilerinde loft komutu.....	51
Şekil 34. Sağlam çene kemiği modeli	52
Şekil 35. Ticari protez uygulanmış ikinci karşılaştırma grubu.....	53
Şekil 36. Kendinden Pimli TME protezi uygulanmış üçüncü karşılaştırma grubu.....	54
Şekil 37. Elaman boyutuna göre gerilme değerlerinin değişimi	55
Şekil 38. Sağlam çene kemiği sonlu eleman modeli	56
Şekil 39. Ticari protezli çene kemiği sonlu eleman modeli	56
Şekil 40. Yeni TME protezli çene kemiği sonlu eleman modeli.....	57
Şekil 41. Modellerin sınır şartları.....	59
Şekil 42. Modellere uygulanan kuvvet ve doğrultularının model üzerinde gösterimi	60
Şekil 43. Pim-cıvata ilk konumlandırma modelleri (p1, p2, p3 ve p4 pimler; C1, C2 cıvatalar); a) C1-C2 1. dikey pozisyon, b) C1-C2 yatay pozisyon, c) C1-C2 2. dikey pozisyon.....	63
Şekil 44. Pimlerin ilk konumlandırma aşamasında sağlam çene kemiği modeli üzerinde von-Mises gerilme dağılımı.....	63
Şekil 45. Pimlerin ilk konumlandırma aşamasında sağlam çene kemiği modeli üzerinde şekil değişimi haritası	64
Şekil 46. P2CY modelinden türetilen 1. alt model grupları	65
Şekil 47. P2CY-k modelinden türetilen alt model grupları	67
Şekil 48. Özgün kendinden pimli TME protezi modelleri	69
Şekil 49. Kılavuz protez ve nihai protez ön görünüşü, a) Nihai TME protezi, b) Kılavuz TME protezi.....	71
Şekil 50. Sağlam çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerinde von-Mises gerilme dağılımları haritası.....	75
Şekil 51. Sağlam çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerinde şekil değişimi haritası	75
Şekil 52. Ticari TME protezi C1-C2 dikey cıvatalama pozisyonu.....	77
Şekil 53. Ticari TME protezi C1-C2 yatay cıvatalama pozisyonu.....	77
Şekil 54. C1-C2 dik pozisyonunda çene modelinde gerilme dağılımı	78
Şekil 55. C1-C2 yatay pozisyonunda çene modelinde gerilme dağılımı.....	79

Şekil 56. C1 ve C2 cıvatalarının birbirlerine göre; a) dikey, b) yatay pozisyonunda ticari TME protezinde oluşan von-Mises gerilme dağılımı.....	80
Şekil 57. C1 ve C2 cıvatalarının birbirlerine göre; a) dikey, b) yatay pozisyonunda ticari protez modelinin sabitleme cıvataları üzerinde oluşan von-Mises gerilme dağılımları	81
Şekil 58. Kendinden pimli P2CD/1 TME protezli çene kemiği modeli	82
Şekil 59. Kendinden pimli P2CD/2 TME protezli çene kemiği modeli	83
Şekil 60. Kendinden pimli P2CY TME protezli çene kemiği modeli	83
Şekil 61. P2CD/1 kendinden pimli TME protez modelinin kullanıldığı sert kemikte oluşan von-Mises gerilme dağılımı	84
Şekil 62. P2CD/2 kendinden pimli TME protez modelinin kullanıldığı sert kemikte oluşan von-Mises gerilme dağılımı	85
Şekil 63. P2CY kendinden pimli TME protez modelinin kullanıldığı sert kemikte oluşan von-Mises gerilme dağılımı	85
Şekil 64. Kendinden pimli TME protezlerinde oluşan von-Mises gerilme dağılımı.....	86
Şekil 65. Sabitleme cıvataları üzerinde von-Mises gerilme dağılımları.....	88
Şekil 66. Kendinden pimli P3C TME protezli çene kemiği modeli	91
Şekil 67. Kendinden pimli P3C-IIk TME protezli çene kemiği modeli	92
Şekil 68. Kendinden pimli P2CY-k TME protezli çene kemiği modeli	92
Şekil 69. Kendinden pimli P3C TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	93
Şekil 70. Kendinden pimli P3C-IIk TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	93
Şekil 71. Kendinden pimli P2CY-k TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	94
Şekil 72. Kendinden pimli P3C, P3C-IIk ve P2CY-k TME protezlerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları	94
Şekil 73. Kendinden pimli P3C, P3C-IIk ve P2CY-k TME protezlerinin sabitleme cıvatalarında ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları	95
Şekil 74. Kendinden pimli P2CY-kk TME protezli çene kemiği modeli	96
Şekil 75. Kendinden pimli P2C-uk TME protezli çene kemiği modeli.....	96
Şekil 76. Kendinden pimli P2CY-uk TME protezli çene kemiği modeli	97
Şekil 77. Kendinden pimli P2CY-kk TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	97

Şekil 78. Kendinden pimli P2C-uk TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	98
Şekil 79. Kendinden pimli P2CY-uk TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	98
Şekil 80. Kendinden pimli P2CY-kk, P2C-uk ve P2CY-uk TME protezlerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları	99
Şekil 81. Kendinden pimli P2CY-kk, P2C-uk ve P2CY-uk TME protezlerinin sabitleme cıvatalarında ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları	100
Şekil 82. Kendinden pimli P2CY-kk* TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	103
Şekil 83. Kendinden pimli P2C-uk* TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	103
Şekil 84. Kendinden pimli P2CY-uk* TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	104
Şekil 85. Kendinden pimli P2CY-kk*, P2C-uk* ve P2CY-uk* TME protezlerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları	105
Şekil 86. Kendinden pimli P2CY-kk*, P2C-uk* ve P2CY-uk* TME protezlerinin sabitleme cıvatalarında ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları	106
Şekil 87. Özgün P2C-II/1 TME protezli çene kemiği modeli	108
Şekil 88. Özgün P2C-II/1 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	109
Şekil 89. Özgün P3C-II/2 TME protezli çene kemiği modeli	110
Şekil 90. Özgün P3C-II/2 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	110
Şekil 91. Özgün P2C-I TME protezli çene kemiği modeli	111
Şekil 92. Özgün P3C-II/2 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	112
Şekil 93. Özgün P2C-OII/1 TME protezli çene kemiği modeli	112
Şekil 94. Özgün P2C-OII/1 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	113
Şekil 95. Özgün P2C-OII/2 TME protezli çene kemiği modeli	114
Şekil 96. Özgün P2C-OII/2 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	114
Şekil 97. Özgün P2C-I/3 TME protezli çene kemiği modeli	115
Şekil 98. Özgün P2C-I/3 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı	116

Şekil 99. Özgün TME protezlerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları	117
Şekil 100. Özgün TME protezli modellerin sabitleme civatalarında ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları.....	119



TABLULAR DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Sert kemik ve yumuşak kemik mekanik özellikleri	7
Tablo 2. Temel karşılaştırma modellerinin eleman ve düğüm noktası sayıları.....	55
Tablo 3. Model bileşenlerinin malzeme özellikleri.....	58
Tablo 4. Modellere uygulanan kuvvet büyüklükleri ve doğrultuları.....	60
Tablo 5. Sert kemik dokularında oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	88
Tablo 6. Protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	89
Tablo 7. Sabitleme cıvatalarında oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri	90
Tablo 8. Protez pimlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	90
Tablo 9. Sert kemik dokuları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri	100
Tablo 10. Protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	101
Tablo 11. Sabitleme cıvataları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri	102
Tablo 12. Protez pimleri üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	102
Tablo 13. Sert kemik dokuları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri	104
Tablo 14. P2CY- <i>k</i> alt modeli kullanılarak tasarlanan temaslı ve temassız protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri	105
Tablo 15. Sabitleme cıvataları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri	107
Tablo 16. Protez pimleri üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	107
Tablo 17. Özgün TME protezli modellerin sert kemik dokuları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	117
Tablo 18. Özgün TME protezlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri....	118
Tablo 19. Özgün TME protezli modellerin sabitleme cıvataları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	120
Tablo 20. Özgün TME protezlerin pimlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri	121
Tablo 21. P2C-I/3 ve P2C-I/3* protez modellerinin karşılaştırma tablosu.....	122
Tablo 22. Ticari ve kendinden pimli TME protezlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri	123
Tablo 23. Temel karşılaştırma modellerinin sert kemik dokularında oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri.....	123

Tablo 24. Temel karşılaştırma modellerinin sabitleme cıvatalarında oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri aşırtma tablosu 124



SEMBOLLER DİZİNİ

D1, D2, D3, D4	: Kemik Yoğunlukları
CAD	: Computer Aided Desing
E	: Elastisite Modülü [MPa]
igs	: International Graphics Exchange Standard
m.	: kas (muscle)
SUT	: Sağlıkta Uygulama Tebliği
step	: Standard for the Exchange of Product Data
TME	: Temporomandibular Eklem
SEY	: Sonlu Elemanlar Yöntemi
TPE	: Türk Patent Enstitüsü
*	: Temassız Model İndisi

1. GENEL BİLGİLER

İnsanoğlu, varlığının başlangıcından günümüze kadar; öncelikli olarak fizyolojik ihtiyaçlarını karşılama, sonrasında ise yaşam kalitesini artırmanın arayışı içerisindedir. Yaşadığı ağın bilgi birikiminin üzerine eklemiş olduğu yenilikler, geleceğinin tarihsel devirlerini de şekillendirmiş ve temelini oluşturmuştur. İnsanoğlu tarih boyunca; yaşam konforunu artırmanın yanı sıra hasarlı uzuvlarını iyileştirme çalışmalarının içerisinde olup, çağının araç ve gereçlerini en etkin şekilde kullanabilme becerisine sahiptir. Öyle ki Fransa'nın kuzey bölgesinde yer alan La Chene bölgesindeki kazılarda M.. 3'nc yüzyıla ait 20 – 30 yaşlarında ldğu tahmin edilen kadının üst çene kesici bölgesinde, kemik, ahşap vb. malzemeden yapılmış ve kesici diş görevi gören bir yapıyı sabitlediği düşünülen demir bir çivi bulunmuştur (şekil 1). Buluş günümüz dental implant uygulamalarının atası olarak düşünülmektedir.



şekil 1. M. . 3. Yüzyıla ait yapay dişi sabitlemede kullanılan demir ivi (URL-1, 2018)

Kazı kalıntılarındaki veriler bu tedavinin planlaması ve uygulanışıyla ilgili bilgiler sunamasa bile zamanla bilimin kayıt altına alınması ve nesillerce taşınıp sistematik bir gelişim sergilemesi, ana bilim dallarının gelişiminin yanı sıra alt bilim dallarının da ortaya çıkmasını sağlamıştır. Mekanik, anatomi, kinesiyoloji ve bütün bunların disiplinler arası

çalışmaları sonucunda doğan biyomekanik buna örnek olarak gösterilebilir. Biyomekanik; canlı yapıların fonksiyonel ve yapısal işlevselliklerini mekanik yöntemler ile incelemenin yanı sıra anatomi ve mühendisliğin bulunduğu noktadır.

1.1. İnsan Anatomisi ve Mekanik Benzeşimler

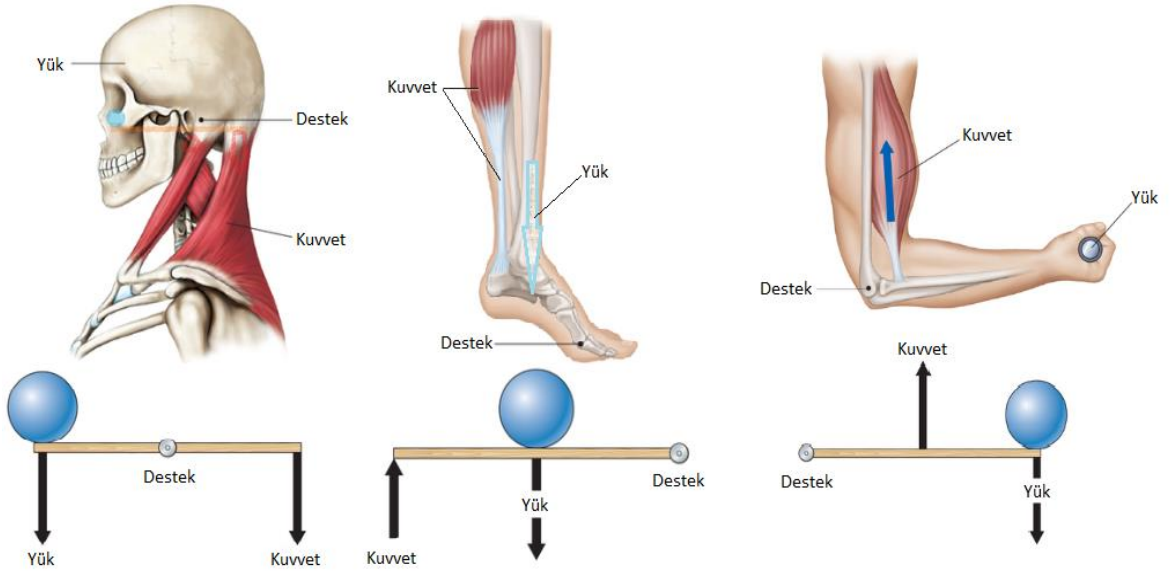
Gözle görülemeyecek boyutlardaki yaşamsal izler taşıyan en küçük yapılar olan hücrelerin, kompleks fonksiyonlarını yerine getirebilmek amacıyla birleşmeleri sonucu ortaya çıkan yapıya canlı denir. Eski Yunanca 'da “*Ana*” (-içinden) ve “*tome*” (-kesmek) kelimelerinden oluşan anatomi, insan vücudunun şeklinden bu yapıyı oluşturan bileşenlerin tamamını inceleyen bilim dalıdır. M.Ö. 462 – 377 yıllarında Hippocrates'e dayandığı bilinmektedir ve ilk yazılı kayıtlar bu döneme kadar inmektedir. M.S. 980 – 1037 yıllarında İbn-i Sina; anatomi ve fizyoloji üzerine eseri olan “*Tıp Kanunu*” ile 16. yüzyıla kadar anatomi alanındaki çalışmaların temelini oluşturmuştur (Naderi vd., 2003). 16. yüzyılda kadavrular üzerine yapılan çalışmalar ve mikroskobun bulunuşu anatomiye olan ilgiyi artırmıştır (Ackerknecht, 1982). Malzeme bilimindeki gelişmeler ve canlı anatomisindeki yeni bulgularla vücut içi protezler için Ar-Ge çalışmalarına ağırlık verilmiştir.

Protez tasarımlarında, yerine kullanılması düşünülen eksik organların fonksiyonel yapılarının kopyalanması için mekanik biliminden faydalanılmaktadır. Canlı yapıların mekanik sistemler ile olan benzerliği ve görüntüleme teknolojilerinin gelişimi protez çeşitliliğini artırmıştır.

Canlıdan canlıya değişen kemik, kas dokusu gibi temel yapı taşları, günümüzde standartlaştırılmış üretimleri devam eden protezlerin tedavi başarısı önündeki en büyük engellerdendir. Kısaca endüstriyel üretimin temelini oluşturan standartlaşma, protez çalışmalarında geçerliliğini kısmen yitirmektedir. Yaşın, beslenme alışkanlıklarının, genetik yapının, cinsiyet durumunun ve hatta yaşanan bölgeye bağlı çeşitli çevresel etkenlerden kaynaklı başta kemik ve yumuşak doku yapısındaki farklılıklar, canlı anatomisinin mekanikte problem çözümlerinde kullanılan serbest cisim diyagramlarına indirgenildiğinde problemin sınır şartlarının değişiklik göstermesine neden olmaktadır.

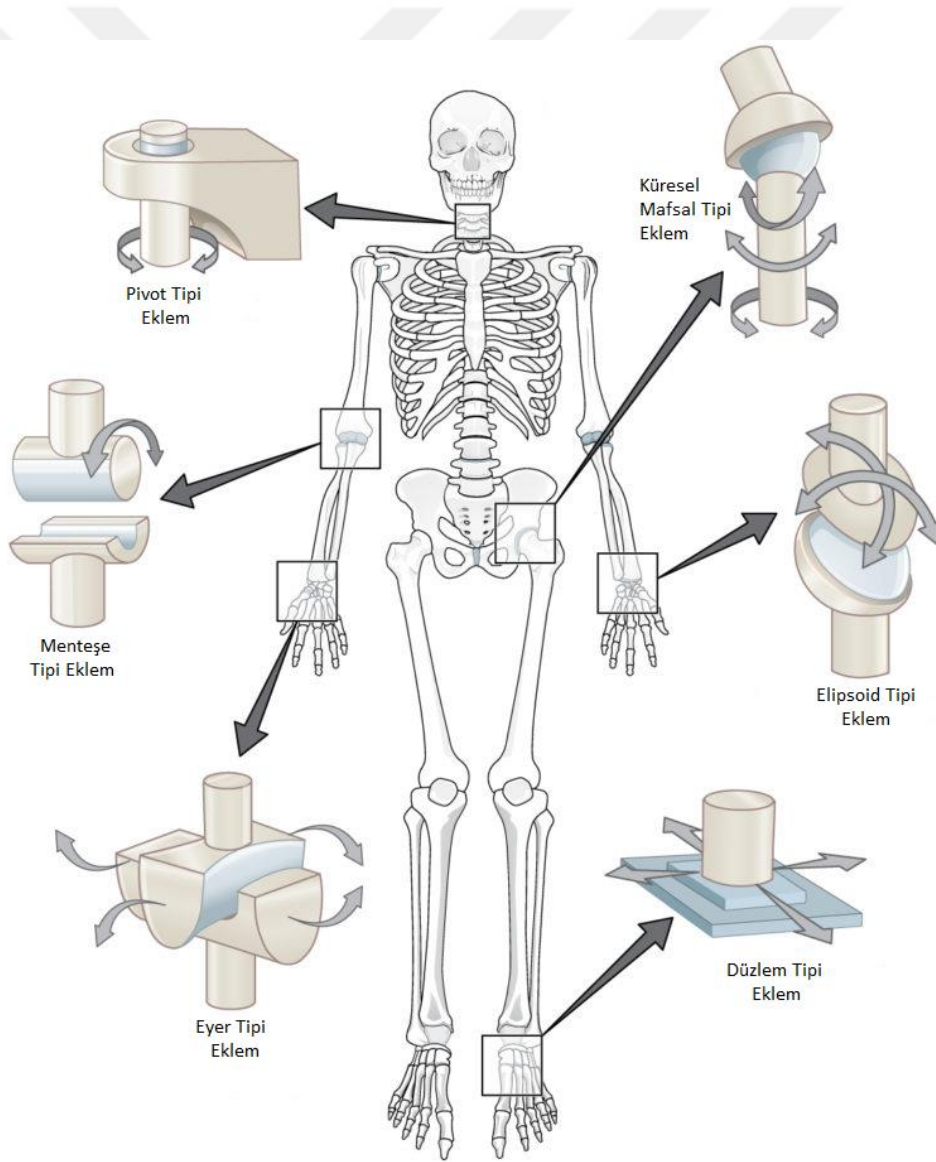
Mevcut bu değişiklikler sonsuz problem çözümlerini ortaya çıkarmaktadır. Bu yüzden başta protez ve ortez tasarımları olmak üzere insan yapısıyla ilgili mekanik problemlerin çözümünde bazı kabullere ve varsayımlara yer verilmektedir.

Günümüzde gelişen teknoloji geleneksel üretimden daha çok, kişiye özgü protez çalışmalarına yönelmiş ve mekanik biliminden daha fazla faydalanma yoluna gitmiştir. Disiplinler arası çalışmalar sonucunda, anatomik yapıların mekanik sistemler ile benzerliği araştırılmış, kişinin ihtiyacına yönelik tedavi öncesi ve sonrası yüksek başarı getirebilecek buluşlara imza atılmıştır. Yapay eklemler, dental implantlar, ortezler, stendler, yapay kalp kapakçıkları vb. çalışmalar, bu buluşların gerçekleştirildiği önemli araştırma alanlarından sadece birkaçıdır. İlgili çalışmaların başarısında anatomi ve mekaniğin yapısal benzeşimleri önemlidir. Mekanik problemlerin girdisi olan kuvvet ve kuvvet yönünün anatomideki karşılığı olan kaslar, kas doğrultuları ve canlının ağırlığı, mekanik yapının karşılığı iskelet sistemi ve organlar olarak örneklendirilebilir. Mekanikte, problem çözümlerinin kolaylaştırılması için kullanılan serbest cisim diyagramlarında bulunan elemanların anatomideki karşılığı kemikler, bu elemanların birbirleriyle kesiştiği bağlantı noktalarının (mesnetler) anatomik yapılardaki karşılığı eklemler ve dış yükleri de temsilen kaslar anatomik serbest cisim diyagramlarını oluşturmaktadır (Şekil 2).



Şekil 2. Bazı anatomik yapılar ve serbest cisim diyagramı karşılıkları (URL-2, 2018)

Mesnet olarak adlandırılan sınırlandırıcıların anatomideki karşılığı eklemler, canlı yapının hareket etmesinde başrolü oynamakta ve mekanik açıdan da en yüksek gerilmelerin oluştuğu/taşındığı noktalardır. Oynar eklemler (Sinovial) (Şekil 3), yarı oynar eklemler (Kartilajinöz) ve oynamaz eklemler (fibriöz) olarak 3 ana gruba ayrılan eklemlerin birbirleriyle temas halinde olan yüzey alanları arttıkça ekleme etkileyen kuvvet değeri azalmaktadır (Uluçay, 2005). İnsan vücudunda bilinen ve üzerinde çalışma yapılan eklemlerin başında; diz eklemi, kalça eklemi, dirsek ve omuz bölgeleri eklemlerinin yanı sıra alt çene kemiği eklemi (TME) gelmektedir. Bu tez çalışması ise oynar eklemlerden biri olan, alt çene kemiği eklemi üzerine gerçekleştirilmiştir.



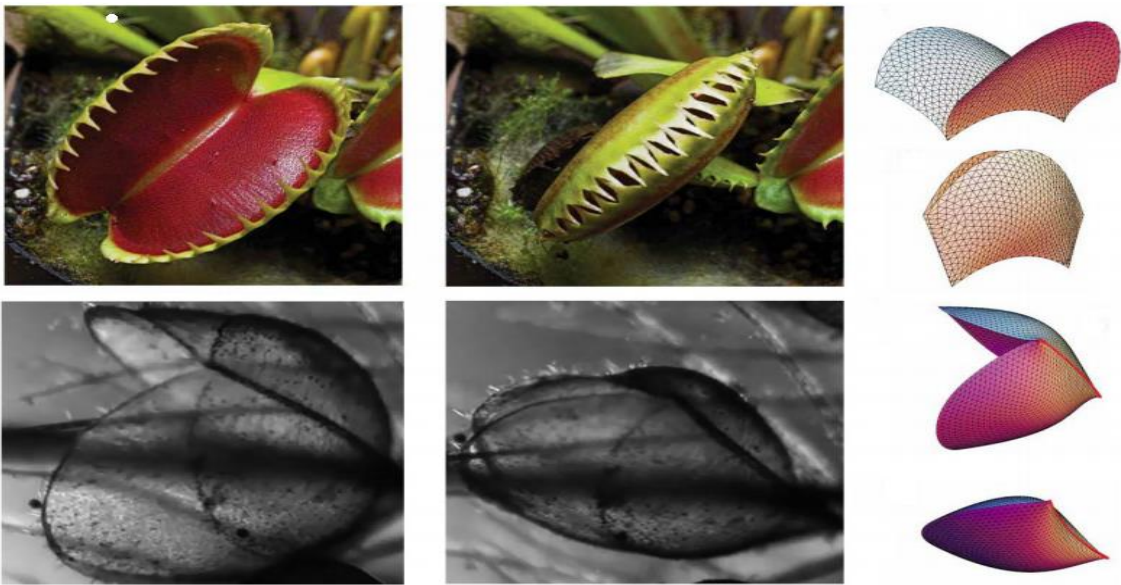
Şekil 3. Oynar eklem tipleri (URL-3, 2019)

1.2. Biyomekanik ve Kinesiyoloji

Eski Yunanca'da hareket anlamına gelen “*kinesis*” kökünden türeyen kinesoloji bilim dalının alt bilim dallarından olan biyomekanik, canlı sistemlerin yapısal ve fonksiyonel olarak mekanik yöntemler ile incelenmesidir (Hatze, 1974). Biyomekaniğin çalışma alanlarında kabul edilebilir sonuçlara ulaşılabilmesi için, yeterli düzeyde matematik ve fizik bilgisinin yanı sıra anatomi, morfoloji ve doku bilimi üzerinde yorum ve muhakeme yeteneğine de sahip olunmalıdır.

Biyomekanik bilimi; hastalık, yaşlanma, kaza ve zorlanmalar gibi çeşitli nedenlerden ötürü canlıların fiziksel mekanizmalarında ortaya çıkan işlevsizliklerin tanımlanmasında ve bu işlevsizliklerin, canlı yapısına en uygun çözümünün belirlenmesinde, protez ve ortez benzeri destek ünitelerinin tasarımında kullanılmaktadır. Ayrıca mevcut anatomik yapıların incelenmesinde ve çeşitli hastalıklar hakkında yeni fikirler edinilmesinden de biyomekanik biliminden yararlanılmaktadır.

Biyomekanik sadece insan anatomisini değil, hayvan ve hatta bitki yapılarıyla da ilgilenmektedir (Şekil 4). Dünya genelinde bu alanlar ile ilgili çalışmalar giderek yaygınlaşmaktadır.

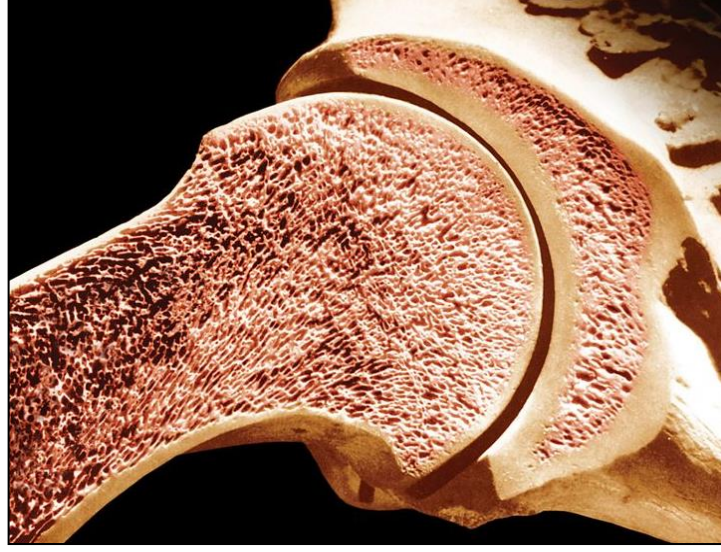


Şekil 4. Venüs bitkisi üzerinde yürütülen biyomekanik çalışmalar (Zheng vd., 2013)

1.3. Kemik Mekaniki

Kemikler dişlerden sonra canlı yapının en sert dokularındandır. Vücudun çatısını oluşturan iskelet sistemi kemiklerden meydana gelmiştir. Osteosit olarak adlandırılan canlı kemik hücreleri arasında ostein ara maddesi bulunur. Bu ara madde özellikle kalsiyum ve kalsiyum bileşenleri gibi inorganik maddeler açısından zengindir ve kemik dokunun sert yapısı bu minerallerden ileri gelmektedir. Canlı kemik hücreleri kendi kendini yenileyebilen ve etkisi altında kaldığı kuvvetlere karşı adapte olabilen, şekil değiştirebilen bir özelliğe sahiptir. Örneęin tek taraflı çiğneme hareketi gerçekleştiren kişinin çene yapısındaki kemik yoğunluğu, çiğneme iři yapan taraf ile çiğneme iři yapmayan taraf arasında farklılık göstermektedir. Farklılık kemik doku yoğunluğunun iři yapmayan bölgelerde zayıflamasından ileri gelmektedir. Kemik gelişimi ve sağlığını etkileyen unsurların başında; beslenme alışkanlıkları, aktivite yoğunluğu, genetik etmenler ve çevresel faktörler gelmektedir. Yapısal olarak benzerlik gösterse de canlı yapıda farklı kemik tipleri bulunmaktadır. Uzun kemik, kısa kemik, yassı kemik, susamsı kemik, sutural kemik ve düzensiz kemik, kemik tiplerine verilen adlardır (Karpiński vd., 2017). Bu kemik tipleri yan yana veya uç uca bir araya geldiklerinde oynar, yarı oynar veya oynamaz eklemler aracılığı ile birbirlerine bağlanmaktadır. Bu tez çalışmasının konusunu oluşturan alt çene kemiği, kemik tiplerinden düzensiz kemik grubuna girerken, alt çene kemiğinin temporal kemikle birleşim bölgesindeki eklem tipi de oynar eklemdir.

Vücuda hareket kabiliyeti sağlayan, bazı organları dış etkenlere karşı koruyan, kan yapımı gibi görevleri olan kemikler, morfolojik yapılarına göre sert kemik (kortikal) ve yumuşak kemik (trabeküler) olmak üzere iki ana bileşenden meydana gelmektedir (şekil 5) (URL-4, 2019).



Şekil 5. Dışta sert kemik ve iç kesimde süngerimsi yapıya benzer yumuşak kemik (URL-5, 2018)

İskelet ağırlığının yaklaşık %80'ini oluşturan sert kemik, iskelet yapının dışını oluşturup mekanik güç ve yük aktarımını sağlamaktadır (Ömeroğlu, H., 2010). Yumuşak kemik, sert kemiğe nazaran düşük mekanik özelliklere (Tablo 1) sahipken mineral desteği ve daha aktif metabolik faaliyetler sergilemektedir.

Tablo 1. Sert kemik ve yumuşak kemik mekanik özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Sert Kemik	14000	114,11	0.30	Ma vd., 2006
Yumuşak Kemik	1500	-	0.30	Cowin, 1989

Lekholm ve Zarb (1985) implant uygulama araştırmalarında, sert ve yumuşak kemik bileşenlerinden oluşan kemik dokusunu yoğunluklarına göre D1, D2, D3 ve D4 olarak dört ana grupta değerlendirmiştir (Şekil 6). D1 kemik yapısında sert kemik kısmı daha fazla alan kaplarken iç kısımda bulunan yumuşak kemik ise nispeten az ya da yoktur. Kırılgan bir kemik yapısıdır. D2 kemik tipinde, iç kesimde bulunan yumuşak kemik görülmekle birlikte sert kemik kalınlığı 5-8 mm değerlerine ulaşabilmektedir. İnsanların çoğunda

görülen D3 tipi kemik yapısında yer yer sert kemik kalınlığı 2-4 mm civarında olmakla birlikte ideal kemik tipi olarak bilinir. D4 kemik tipinde ise sert kemik oldukça ince bir tabakada iken yumuşak kemiğin kapladığı alan oldukça yüksektir.



Şekil 6. Yoğunluklarına göre kemik tipleri (URL-6'dan modifiye edilmiştir, 2019)

Canlı gelişim periyodunda kemik doku; vücudun belli başlı bölgelerinden vücudun gelişim gösterdiği ve ihtiyaç duyulan farklı bölgelerine taşınım ile depo edilebilir. Buna kemik dokunun yapım-yıkım eğilimi denmektedir. Yapım-yıkım eğiliminin bir diğer adlandırılması olan yapısal oluşum eylemi; iskelet sisteminin yetişkinliğe ulaşmasından sonra yerini yenileme eylemine bırakır. Yenileme eylemi ile yaklaşık 10 yılda bir iskelet yapının tamamı kendini yenilemektedir (URL-7, 2019).

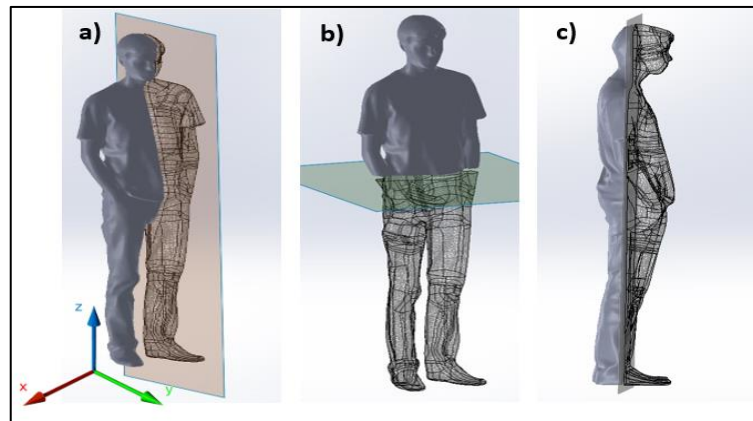
Günümüzde kemik yapıların üzerinde gerçekleştirilen biyomekanik çalışmaların çoğu implant ihtiyaçlarının giderek yaygınlaşmasından kaynaklanmaktadır. Dental implant ve kalça protezleri bu çalışmalara örnek gösterilebilir. Bu çalışmalarda kemik davranışını doğru algılamak ve yürütülen çalışmaların nihai sonuçlarının istenilen sınır şartlarına yakınlığını yakalamak, hastanın yaşam konforunu artıracak gibi tedavi ve tedavi sonrası başarıyı da etkileyecektir.

Mevcut çalışmalarda kemik ve kemiklerin hareket serbestisini belirleyen eklem bölgelerinin tanımlamalarını bilmek ve yorumlamak da önem arz etmektedir. Mekanik çalışmalarda kullanılan koordinat sistemi canlı anatomisinde farklı isimlendirmeler ile karşılık bulmaktadır.

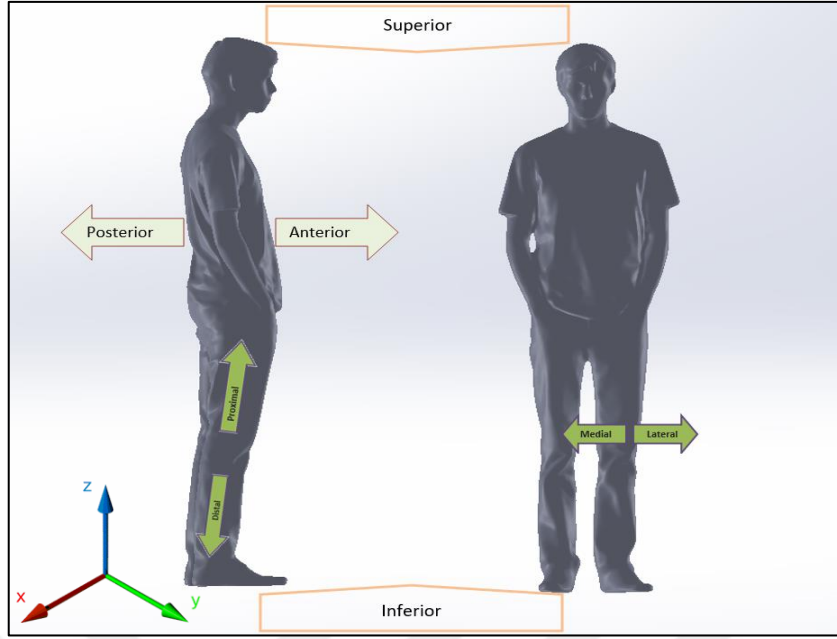
Sagittal düzlem olarak adlandırılan düzlem; canlı anatomik yapıların canlı bakış doğrultusunun geçtiği, sağ ve sol olarak anatomik yapıyı simetrik olarak ikiye bölen düzlemdir. Anatomik yapılarda, canlının ön ve arka bölgelerini ikiye ayıran, sagittal düzlemi dik kesen düzleme frontal (coronal) düzlem adı verilmektedir. Yere paralel olup anatomik yapıyı alt ve üst olmak üzere ikiye böldüğü varsayılan düzleme ise transvers düzlem denir (Şekil 7).

Frontal düzlemin oluşturduğu varsayılan ve anatomik yapının ön tarafına doğru olan bölge anterior, arka bölgeye ise posterior bölge denmektedir. Koronal düzlem üzerinden değerlendirildiğinde sagittal düzleme yakın olan bölgeye medial, uzak olan bölgeye ise lateral bölge denmektedir. Uzunların vücuda bağlandıkları bölgeler referans alındığında; bağlantı bölgelerine uzak olan alanlara distal, yakın olan alanlara ise proksimal denmektedir. Anatomik yapının sagittal bölge üzerinde değerlendirildiğinde üst bölgesine yakın alanlara superior, alt bölgesine yakın alanlara da inferior denmektedir (Şekil 8).

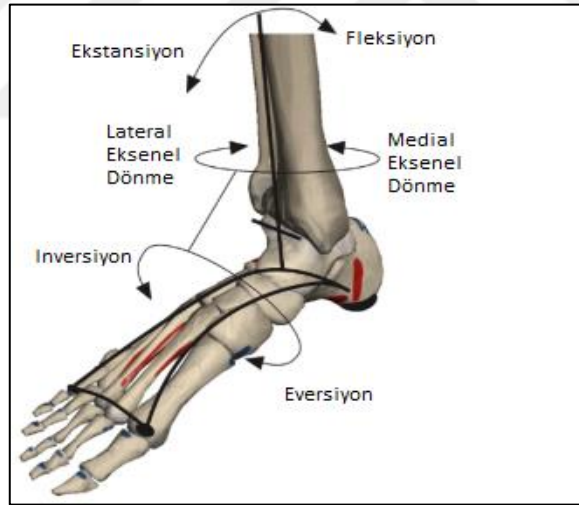
Anatomik yapılardaki dönme hareketleri de çeşitli isimlendirmeler ile sınıflandırılırlar. Sagittal düzlemden yapılan uzaklaşma hareketine abduksiyon denirken yaklaşma hareketine ise adduksiyon hareket denir. Ayak tabanının içe dönük hareketine inversiyon adı verilirken tersine ise eversiyon hareket denir. Uzunların vücut ile arasındaki açıyı azaltan hareketine fleksiyon denirken tersi hareketine de ekstansiyon denir (Şekil 9) (URL-8, 2019).



Şekil 7. Anatomik yapıda düzlemler; a) sagittal, b) transvers, c) frontal



Şekil 8. Anatomik yapıda eksenler



Şekil 9. Anatomik yapıda moment hareketleri

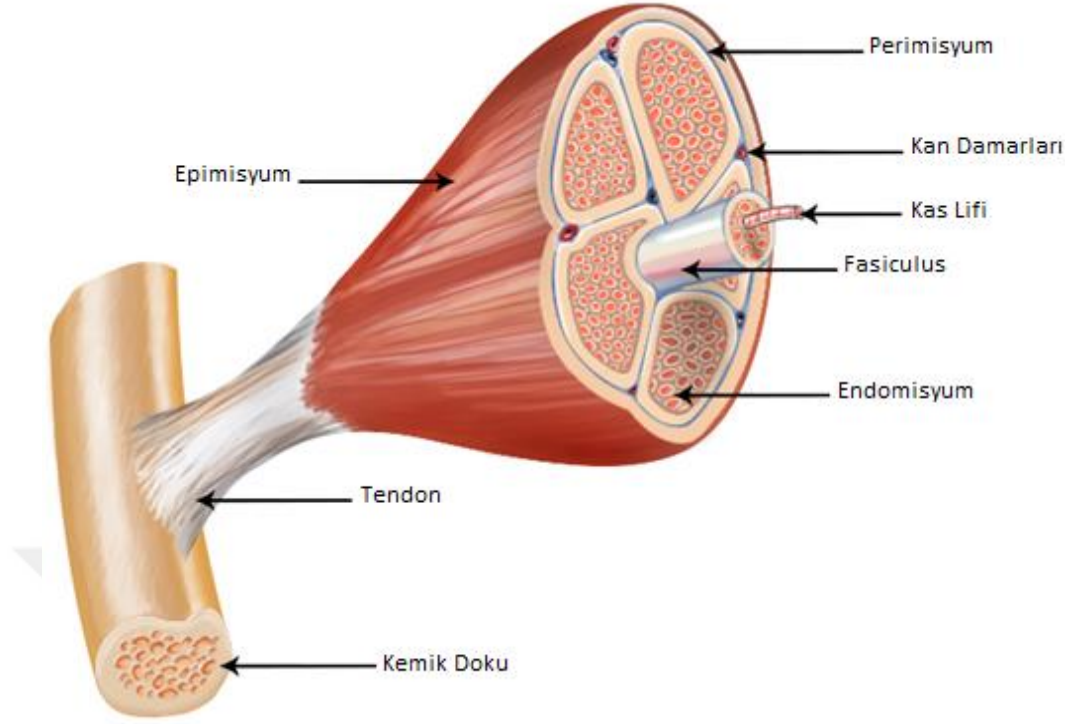
Biyomekanik çalışmaların temelinde; insan hayatını kolaylaştıracak implant tasarımları ve yeni tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi bulunuyor olsa da, canlı dokuların davranışlarındaki sınırların açığa çıkarılma isteği de yadsınamaz bir gerçektir. Üzerine etkiyen yüke göre şekil değişimi sergileyen kemik dokuların mekanik özelliklerini inceleyen bilimsel çalışmalar günümüze kadar süregelmiştir. Aslında kemik dokuların

mekanik özellikleri üzerine yapılan bilimsel çalışmaların temel amacı; biyomekanik çalışmalarda kritik girdiyi oluşturan kemik dokuların mekanik benzeşimlerde ideale yakın bir yapıda modellenebilmesini sağlamaktır. Bu ve benzeri çalışmalar günümüze kadar süregelmiştir ve bundan sonra da devam edecektir.

1.4. Kas Mekaniği

%75'i su olup, sağlıklı bireylerin vücut ağırlığının doğduğunda %25'ini, gençlik ve erişkin dönemlerinde %40'ını, yaşlılığında %30'unu oluşturan ve hareketin aktif organı olarak adlandırılan yapıya kas denir (Serbest ve Eldoğan, 2014). Kaslar hareket, korunma, ısı meydana getirme, duruş ve vücut pozisyonunun korunması, çiğneme/yutma, solunum, mekanik iş vb. fonksiyonların yerine getirilmesinden sorumludur.

Kasların temel görevi olan hareket, sinirler tarafından verilen uyarılara tepki olarak kasılmalarıyla ortaya çıkar. Kasılan kasın hacminde değişim olamaz. İskelet sisteminde hareketin gerçekleşebilmesi için en az iki adet kemik ve kemikler arasında eklemlerin bulunması gerekmektedir. Tendon adı verilen yapılarla kemiklere bağlanan ve tek bir yönde kasılıp gevşeyebilen kaslar lifli yapıların bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Tendonlar arasındaki bölgeye kas gövdesi denmekte ve dışı epimisyum bağ dokusuyla sarılıdır. Kasılma hareketi kas gövdesinde olup tendonlar yardımıyla kaslarda oluşan kuvvet kemiklere aktarılmaktadır. Kas gövdesi fasciculus olarak adlandırılan ve etrafi perimisyum bağ dokusuyla sarılan küçük demetlerden oluşmaktadır. Bu demetlerin iç kısmında ise endomisyum bağ dokusuyla sarılı çok sayıda kas lifi bulunmaktadır. Kasların çalışabilmesi için kan damarları kanalıyla oksijen ve ihtiyaç duyulan muhteviyat taşınmaktadır (Şekil 10).



Şekil 10. Kasın yapısı (URL-9, 2018)

Kuvvet-hız, kuvvet-zaman, kasın uzaması gibi birbirine bağlı parametrelerin yanı sıra kasların iç yapısı üretebildikleri toplam kuvveti belirlemektedir. Kaslar eklem (mesnet) ile birbirine bağlanan kemikler arasındaki izafi hareketi uzayıp kısalmalarıyla sağlarlar. Kaslar 1300 N/mm^2 kadar gerilme üretebilirler (Burkhart vd., 2017) ancak çalışma alanlarının darlığı uzamaları önündeki engeldir. Kasların kısalma hızları diğer anlamıyla yük üzerinde iş yapabilme kabiliyetine cevap verme hızları, kas boylarına göre değişkenlik göstermektedir.

Kaslar yapısal olarak; istemli hareket eden çizgili kaslar (iskelet kasları), istemsiz hareket eden düz kaslar ve çizgili kaslara benzemesine rağmen istemsiz hareket eden kalp kası olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadır. İnsan vücudundaki iskelet kasları 600 adet civarında olup buldukları anatomik bölgelere göre de kendi içlerinde gruplandırılmaktadırlar. Baş-boyun kasları, gövde kasları, kol (üst ekstremite) kasları, ayak (alt ekstremite) kasları olmak üzere 4 temel grup bulunmaktadır.

Bu tez çalışmasının uygulama bölgesinde bulunan kaslar baş-boyun kas grubunda yer alıp baş kısmında konumlanmaktadır. Baş kasları yüz ve çiğneme kasları olarak kendi

içinde gruplanmaktadır. Çiğneme kasları; m. temporalis, m. pterygoideus medialis, m. masseter ve m. pterygoideus lateralis olmak üzere 4 temel kastan oluşmaktadır. Bu kasların hareket eyleminde faal olan sinir n. mandibularis olarak adlandırılmaktadır.

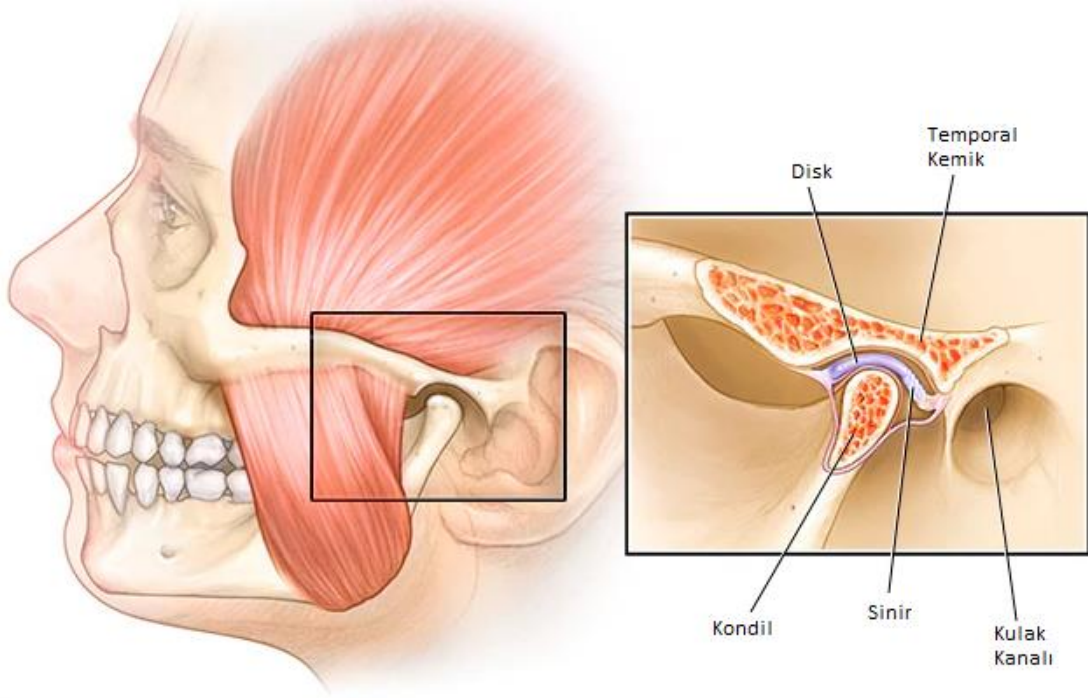
Kasın viskoelastik özelliğinin yüksek olması yük altında kemiğe göre daha fazla şekil değişimini ve hatta metalik malzemelere göre daha üstün özelliklere sahip olmalarını mümkün kılmaktadır. Örneğin, gerçekleştirilen biyomekanik çalışmaların sonuçları mekanik özellikler açısından irdelendiğinde aşıl tendonumuzun aynı sınır koşullarındaki çelikten daha yüksek çekme dayanımına sahip olduğu bilinmektedir.

Biyomekanik çalışmalarda, karmaşık problemlerin çözümünde iskelet yapının yanı sıra uygulanan kuvvetin değeri ve doğrultusu da önem taşımaktadır. Bu yüzden biyomekanik çalışmaların gerçekleştirileceği anatomik bölgelerde yer alan kaslar iyi tanınmalıdır. Artan bilimsel araştırmalar ve gelişen teknolojiye rağmen anatomik yapıların mekanik modellere benzeşiminde, kuvveti ve kuvvet doğrultularını temsil edecek olan kaslar ile ilgili birtakım sorunlar halen mevcuttur. Bu sorunlardan biri de hareket eylemi süresi boyunca değişen kas doğrultuları ve canlıdan canlıya farklılık gösteren kas yapılarıdır. Bu sorunlar anatomik yapının serbest cisim diyagramları ile basite indirgenmesinde bazı varsayımları mecburi kılmaktadır. Alt çene kemiğini hareket ettiren kasların değişen doğrultuları statik problemlerde göz ardı edilebilmektedir. Ya da kaslar ile kuvvet uygulanan kemiğin tendonlar ile temas bölgesi dairesel forma benzer olmasına rağmen noktasal kabul edilebilmektedir. Bu ve benzeri varsayımlar, karmaşık yapıları problemlerin çözümünü kolaylaştırmasına rağmen kimi zaman modellenen sistemlerin sonuçlarının gerçek değerlerinden uzaklaşmasına da sebebiyet verebilmektedir.

1.5. İnsan Kafatası Mekanik ve Protez Uygulamaları

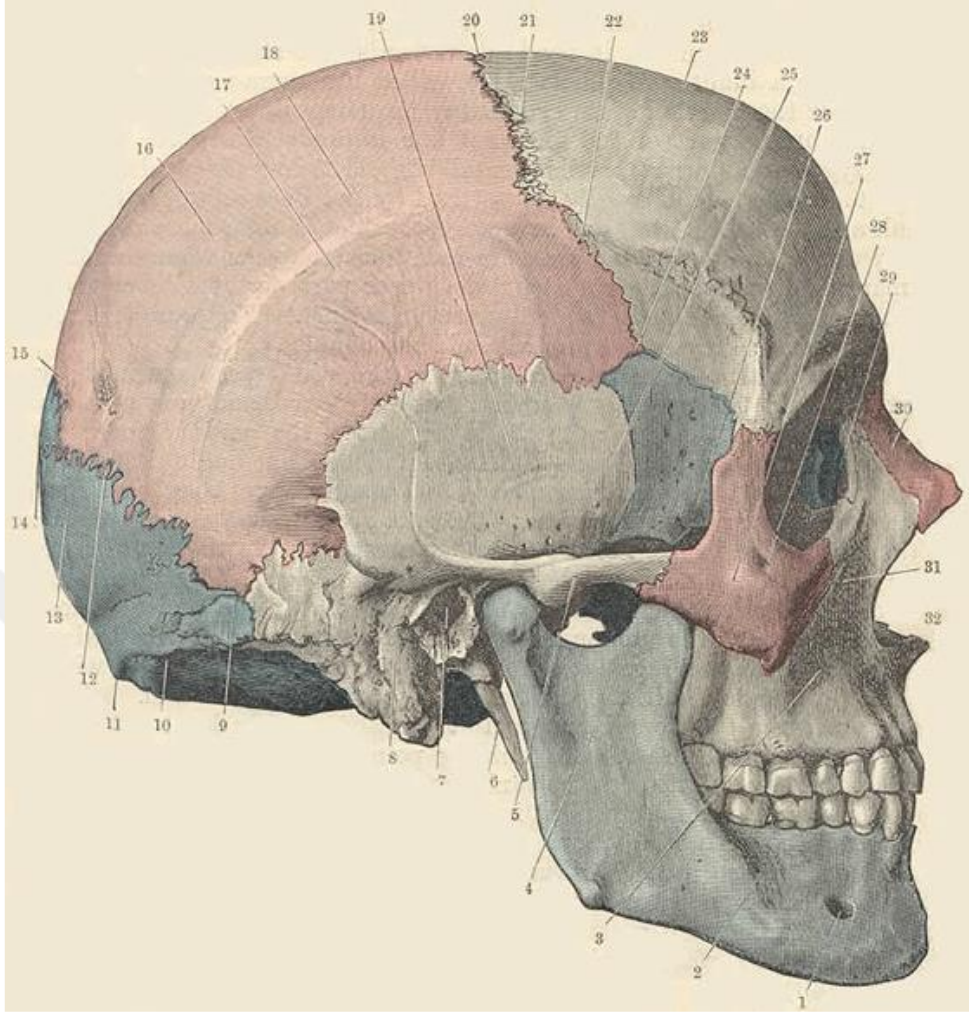
Canlıların anatomik yapılarında önem arz eden bölgelerden, baş kısmının koruyucu kafes yapısı olarak bilinen kafatası; sutura olarak adlandırılan hareketsiz eklemlerle birbirine bağlanan yassı, yaygın ve geniş kemiklerden oluşmaktadır. İnsan kafatasının en büyük kemiklerinden olan alt çene kemiği ise hareketli eklemlere sahip tek bölgedir. Bu eklemler alt çene kemiği ile temporal kemik arasında işlevini yürütmekte olup

temporomandibular eklemler (TME) olarak isimlendirilmektedirler. Isırma, çiğneme, konuşma gibi çene bölgesinin gerekli hareketlerinin gerçekleşmesinde önem arz etmektedirler. TME bölgesi; disk, kıkırdak, kemik ve kas kombinasyonu ile hareket aktifliğini yürütmektedir (Şekil 11).



Şekil 11. Temporomandibular eklem (TME) bölgesi (URL-10, 2018)

Kafa derisi, yumuşak dokular (kaslar, damarlar, göz vb.), beyin ve omuriliği çevreleyen beyin zarı ile beyin omurilik sıvısı ile canlının baş bölgesini oluşturan kafatasının yapısı; cinsiyet, yaş ve çevresel etkenlere göre farklılık gösterebilmektedir. Yeni doğanların kafatası yetişkinlere oranla daha yüksek elastikiyet değerine sahiptir. Kafatasını oluşturan kemikler (Şekil 12) dışardan gelen kuvvetlere karşı dayanıklılık gösterebilecek yapısal formlara sahiptir. Kafatasının üst kısmı kavisli yapı formundayken, yüz bölgesindeki kemikler birbirine geçmeli yapıdadır. Baş bölgesinde yer alan kaslar kafatası üzerinde genellikle çekme kuvvetlerini oluşturmaktadır.



Şekil 12. Kafatasının dış yan yüzünün kemikleri (Standring, 2004)

1- Çene ucu boşluğu. 2- Alt çene gövdesi. 3- Üst çene kemiği. 4- Alt çene kemiği 5- Elmacık kemiği 6- Stiloid çıkıntısı. 7- İşitme duyusu kanalı. 8- Mastoid çıkıntısı. 9- Asterion. 10- Ense üst çizgisi. 11- Oksipital (Kafa ardı) kemiği dış çıkıntısı. 12- Lambda eklemi 13- Oksipital (kafaardı) kemik 14- Lambda eklemi. 15- Sagittal eklemi üzerindeki nokta. 16- Kafatası yan kemiği. 17- Şakak alt çizgisi. 18- Şakak üst çizgisi. 19- Temporal kemiğin squamöz kısmı. 20- Başın en yüksek kısmı. 21- Koronal eklem. 22- Sutura coronalis ile şakak çıkıntısının kesiştiği nokta. 23- Alın kemiği. 24- Pteryon. 25- Şakak kemiği çukuru. 26- Kaması kemiğin büyük kanadı. 27- Elmacık kemiği. 28- Elmacık kemiği deliği. 29- Fossa sacci lacrimalis (göz yaşı bezi çukuru) 30- Burun kemiği. 31- Alt göz çukuru kemiği. 32- Ön burun kemiği omurgası.

Kafatası kemiklerine gelen kuvvetler, çeşitli kırıklara, dokusal hasarlara ve kayıplara sebebiyet verebilmektedirler. Ayrıca biyolojik etkenlerden kaynaklı bazı rahatsızlıklar da (kemik tümörü vb.) bu tarz hasar ve kayıplara neden olabilmektedir. Bazı durumlarda dokunun kendini iyileştirdiği veya tedavi edilebildiği bilinse de çoğu durumlarda implant uygulamalarına başvurma zorunluluğu doğmaktadır. Özellikle, kısmi kemik kayıplarında yumuşak dokunun desteklenebilmesi için çeşitli protezler (Şekil 13) kullanılmaktadır. Günümüzde gelişen ve çeşitlenen imalat teknolojileriyle bu protezler yüksek hassasiyetli ölçüm ve tasarım metotları kullanılarak kişiye özgü üretilebilmektedir.



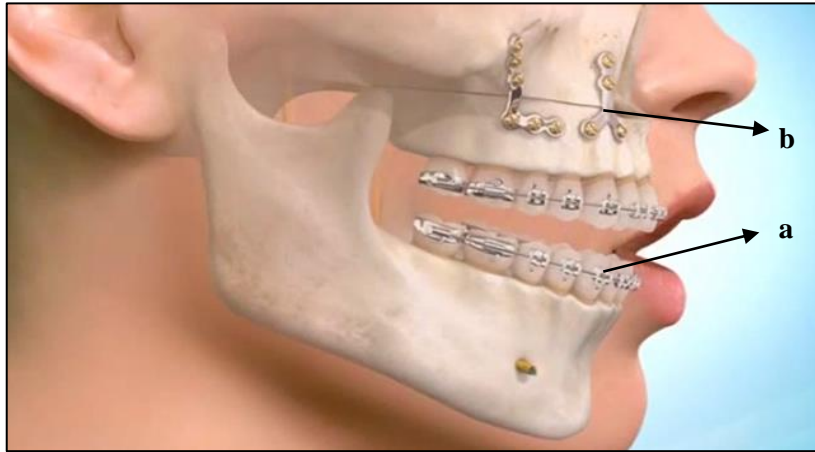
Şekil 13. Kişiye özgü kafatası protezi (URL-11, 2018)

Kafatası bölgesinde sıklıkla kullanılan protezlerin başında dental implantlar gelmektedir. Çeşitli problemlerden dolayı kayba uğramış diş/dişlerin yerine alt ve üst çene kemikleri arasında oluşan kuvvetleri TME bölgelerine iletebilmek amacıyla rijit ya da hareketli diş protezlerini destekleyen yapay diş köklerine dental implant (Şekil 14) denilmektedir.



Şekil 14. Dental implant uygulaması (URL-12, 2018)

Dental implantların yansıra, doğuştan, gelişimin yetersiz olduğu veya kaza vb., dış etkenlerden kaynaklı çene yapılarındaki şekil bozukluklarının giderilmesinde çeşitli sabitleyiciler, dişlerin şekil bozukluklarında kullanılan geçici diş telleri gibi implantlar (Şekil 15) da mevcuttur. Kullanılan bu protezlerin tamamının amacı, hastanın yaşam konforunu artırmak ve rutin çene işlevlerinin mümkün olduğunca eksiksizce yerine getirilmesidir.



Şekil 15. Çeşitli çene implantları; a) diş telleri, b) sabitleyici implantlar

Kemik yapısının şekli bozuklukları veya eksikliklerinde kullanılan protezlerin yanı sıra hareket kısıtlayıcı etki gösteren eklem bölgesi rahatsızlıklarında kullanılan eklem

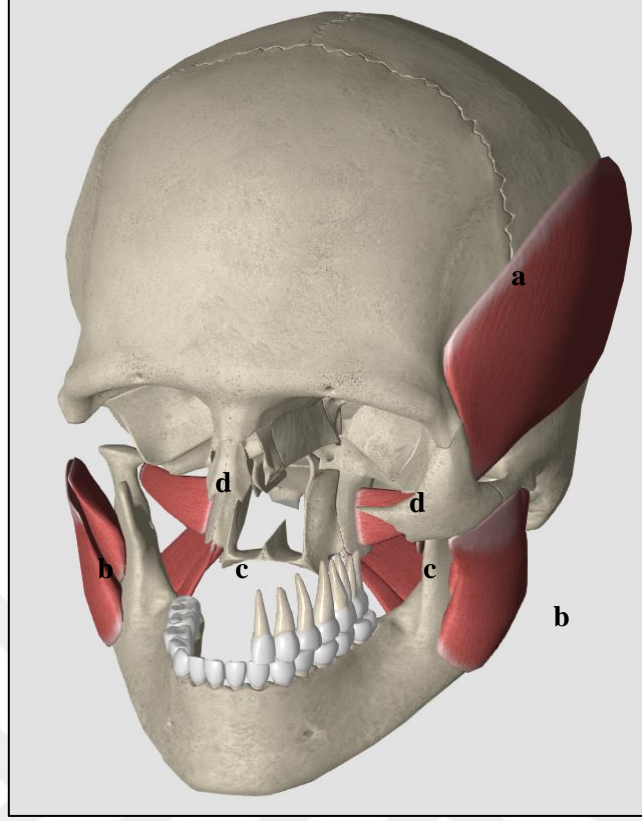
protezleri de bulunmaktadır. Kafatası bölgesinde hareketli eklem bölgesinde kullanılan bu protezlere TME protezi (Şekil 16) denmektedir.



Şekil 16. Temporomandibular eklem protezi uygulaması (URL-13, 2018)

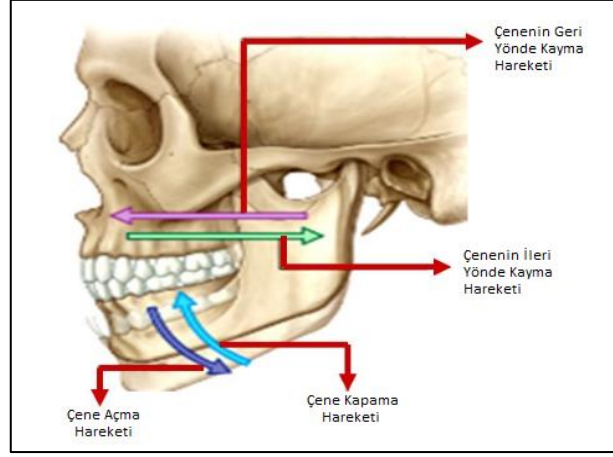
1.5.1. Temporomandibular Eklem (TME), Anatomisi ve Protez Üretimi

Bu tez çalışmasının konusuyla ilintili olan çene ve çene çevresi kasları vücudumuzun sıklıkla kullanılan kasları arasındadır. Alt çene kemiğinin konuşma, ısırma/çiğneme vb fonksiyonel pozisyonlarını yerine getiren 4 temel kas grubunun olduğu belirtilmişti ve tekrar etmek gerekirse bu kaslar; m. temporalis, m. pterygoideus medialis, m. masseter ve m. pterygoideus lateralis çiğneme kasları (Şekil 17) olarak adlandırılmaktadır.



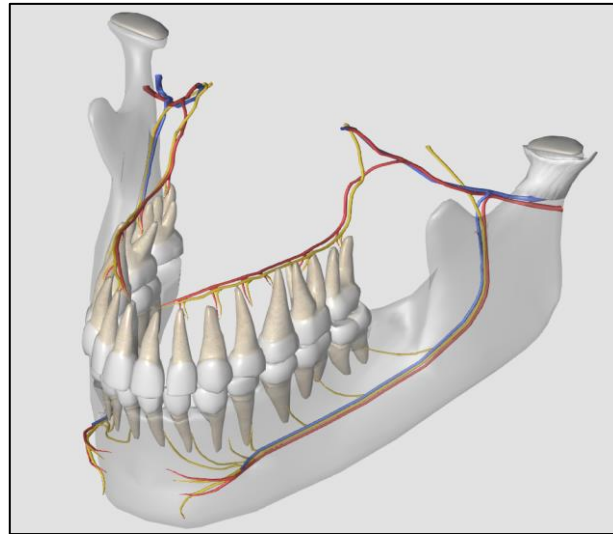
Şekil 17. Çiğneme kasları; a) m. temporalis, b) m. masseter, c) m. pterygoideus medialis, d) m. pterygoideus lateralis (Organon, 2019)

Alt çene kemiği ısırma çiğneme ve konuşma hareketlerinin yanı sıra açma, kapama, çenenin ileri ve geri hareketleri ile alt çene kemiğinin dış yana ve iç yana pozisyon hareketlerini de gerçekleştirmektedir (Şekil 18). Bu temel hareketler için temel kas gruplarının yanı sıra yardımcı kas grupları da faaliyet göstermektedir. Mandibulayı açma pozisyonuna getiren, M. Pterygoideus Externus, M. Digastricus, M. Mylohyoideus, M. Geniohyoideus, M. Genioglossus, M. Infrahyoideus kasları ve kapama hareketini gerçekleştiren, M. Masseter, M. Temporalis, M. Pterygoideus Internus kas grupları örnek verilebilir.



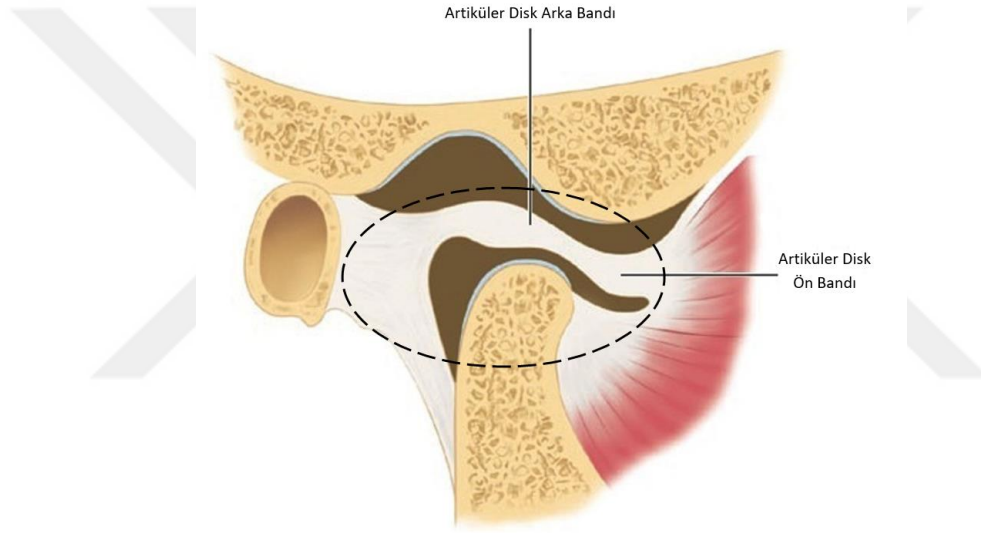
Şekil 18. Alt çene kemiğinin temel hareketleri

Alt çene kemiğinin hareket kabiliyetinde kasların önemi kadar yine alt çene kemiğinin mandibuler foramen kanalından kemik içine girip mental foramen boşluğunun bulunduğu alt çene kemiğinin ön kısmından çıkan ve çene kemiği üzerine sıralanmış dişlerin canlı dokusunu destekleyen kan ve sinir kanalları (Şekil 19) da önem arz etmektedir. Özellikle alt ve üst çene kemiklerinde uygulanacak olan implantların cerrahi planlamalarında bu kanallar dikkate alınmaktadır. Aksi takdirde dental implant uygulamalarında sinirlere verilebilecek hasarlar hastanın çene bölgesinde felce kadar ağır hasarlar bırakabilmektedir.



Şekil 19. Alt çene kemiğinde sinir kanalları ve kan damarları (Organon, 2019)

Temporomandibular eklemi oluşturan alt çene kemiği ve temporal kemik arasında artiküler disk (Şekil 20) olarak adlandırılan eklem kıkırdağı bulunur. Bu kıkırdak eklem hareketleri sırasında eklemi oluşturan kemik yapıların temasını engelleyerek adeta bir yastık görevini görür. Temporomandibular eklem, ağız açma sırasında rotasyon ve öne aşağı doğru kayma hareketi yapmaktadır. Eklemi oluşturan kondil, fossa ve disk bütünü, eklem kapsülü tarafından her yönden sarılır. Eklem kapsülü iç tarafta sinoviyal zar ile örtülüdür. Sinoviyal zar, sinoviyal sıvıyı salgılar, sinoviyal sıvı eklemin hareket için kayganlık ihtiyacını sağlar.



Şekil 20. Artiküler disk bölgesi

Toplumun %20'sinde rastlanılan (Yengin vd., 1996) TME rahatsızlıkları genellikle ikiye ayrılmış olup bunlar kas kaynaklı rahatsızlıklar ile eklemin iç yapısından kaynaklı rahatsızlıklardır (Hupp vd., 2014; Miloro vd., 2012). Kas kaynaklı rahatsızlıkların en bilinen nedeni bruksizm olarak adlandırılan diş gıcırdatma alışkanlığıdır. Bu rahatsızlıkta gereğinden fazla çalışan çiğneme kasları gerekli dinlenme zamanı bulamaz ve hastada kas ağrıları başlar.

Eklemin kendi iç yapısından kaynaklı rahatsızlıklara iç direnç denir. İç direnç, kondil ve fossa arasında konumlanan diskin anormal pozisyonu ile karakterize edilmektedir (Emes vd., 2014). Bu anormal pozisyon, eklem hareketlerinde düzensizliklere, eklem içi

anormal seslere ve hareket kısıtlanmalarına neden olur. Uzun dönemde bu rahatsızlık tedavi edilmediği takdirde eklem içi yapılarda bozulmalar meydana gelebilmektedir (Emes vd., 2014; Cevidaneş vd., 2010).

İç direncin tedavisi geleneksel ve cerrahi yöntemlerle yapılmaktadır. Geleneksel tedavi yöntemleri arasında ilaç tedavisi ve ısırma plağı örnek olarak verilebilir (Sidebottom, 2009). Cerrahi yöntemler arasında en çok uygulanan ve başarı oranı birçok çalışmaya göre yüksek değerler aldığı belirtilmiş artrosentez işlemidir (Sidebottom, 2009; Vos vd., 2013). Artrosentez iki adet iğneyle çene eklem bölgesine girilerek sıvı ile yıkanmasıdır (Şekil 21). Bu işlemde eklem içinde hasara neden olan bir takım yabancı maddeler uzaklaştırılır. Eklem içinde disk ile eklem içi yapılar arasında oluşan kaynaşmalar ayrıştırılır ve eklem daha kolay hareket etmesi sağlanır. Bununla birlikte artrosentez işleminin başarısız olduğu bireylerde uzun dönemler içerisinde eklem içi yapılarda artan fonksiyonel bozukluklar görülmektedir.



Şekil 21. Artrosentez işlemi (URL-14, 2018)

Eklem içi yapılardan biri olan eklem diskinde yırtılmalar, kondil başı kıkırdak doku ve fossa da oluşan yapısal bozulmalara osteoartrit denmektedir (Cevidaneş vd., 2010). Osteoartrit sonucunda hasta eklem hareketlerinde kısıtlılık ve eklem fonksiyonu sırasında

ağrı hisseder. Osteoartritin başlıca ortaya çıkış (etyolojik) faktörleri; bruksizm, travma, eklem zarar verecek kronik alışkanlıklar (sert nesnel ısırma/kırma, vb.) ve genetik faktörlerdir (Machon vd., 2011). Bu etyolojik faktörler neticesinde eklem içinde oluşan gerilme, dokuların fizyolojik adaptasyon sınırını aşar ve eklem içi yapılarda yıkımlar başlar (Hupp vd., 2014).

Osteoartrit başlangıç aşamasında hastalığa neden olan sağlık problemleri geleneksel tedavi yöntemlerinin yanı sıra artrosentez ile tedavi edilebilir. Osteoartrit bazı hastalarda kondil ve fossayı oluşturan kemik yapıların kendini yenilemesiyle de kendiliğinden gerileyebilir (Cevitanes vd., 2010). Ancak hastalığın ilerlemesiyle eklem içi yapıların ciddi deformasyonu ile eklem fonksiyonlarında ciddi kısıtlılık ve ağrılı yapı oluşabilir. Bu evrelerde hastalığın tedavisinde eklem içi yıkama gibi konvansiyonel tedaviler ve diske yönelik cerrahi işlemler hastalığı tedavi etmede başarısızdırlar (Dimitroulis, 2013).

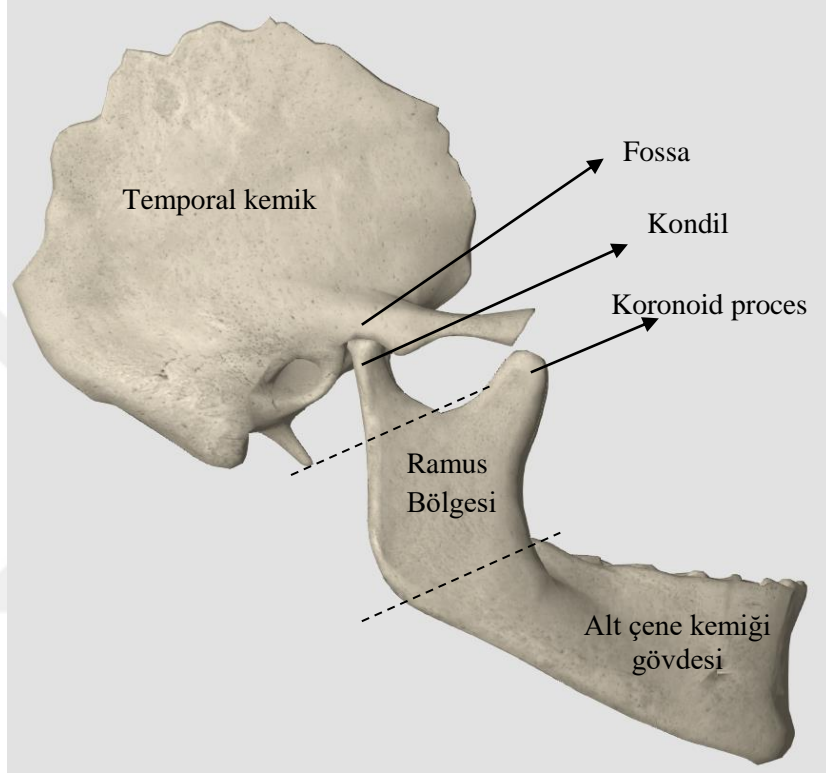
Osteoartrit sonucu ileri derecede harap olmuş eklem tedavisinde günümüzde altın standart olarak adlandırılan TME protezi gelmektedir (Sidebottom, 2009; Gruber vd., 2015).

Louis G. Mercuri yayınlamış olduğu bir makalesinde temporomandibular eklem (TME) protezi uygulamalarında izlenmesi gereken tedavi yöntemlerini ve tedavi sürecini şu şekilde belirlemiştir (Mercuri, 2013);

- Diğer cerrahi protokollerle tedavi edilemeyecek iltihaplanmalarda,
- Kemik hareket kısıtlılığı durumlarında,
- Başarısız olmuş kemik ve yumuşak doku ekim operasyonlarında,
- Başarısız olmuş alloplastik eklem cerrahi operasyonlarında,
- Kemik dokusu kaybı, travma, gelişimsel anormallikler ve patolojik doku bozukluğu nedeniyle alt çene kemiğinin yüksekliğinin azalması ve alt ve üst çeneleri arası kapanış ilişkisinin bozulduğu vakalarda.

TME protezi, eklem yapılarını modelleyecek şekilde tasarlanmaktadır. TME protezi fossa ve kondil olarak iki ayrı kısmından oluşur. Protezin fossa kısmı, temporal kemiğin fossa bölgesinin görevini üstlenir. Cerrahi uygulama temporal kemiğin fossa bölgesine yapılır ve tasarlanan fossa protezi civatalar yardımıyla bölgeye yerleştirilir. Kondil

protezinin yerleştirilmesi için ise, alt çene kemiğinin işlevini yitirmiş kondil başı bölgesi cerrahi operasyonla çıkartılır ve kondil protezi alt çene kemiğinin ramus bölgesine sabitleme cıvataları ile yerleştirilir. Bu işlemler sonrası, hastalık neticesinde hasara uğramış kemik dokuların yerini protez yapılar almış olur (Şekil 22).



Şekil 22. Alt çene kemiği ve temporal kemik (Organon'dan modifiye edilmiştir)

TME protezlerinin, cerrahi olmayan yöntemlere göre birçok avantajı olduğu bildirilmiştir (Catherine vd., 2016). Diğer greftleme yöntemleriyle kıyaslandığında donör (dokunun alınacağı canlı alan) saha gerektirmemesi, operasyon zamanının daha kısa olması, operasyon sonrası çene sabitleme prosesini gerektirmemesi (alt ve üst çenenin belli bir süre bağlanarak hareketsizliğinin sağlanması) ve tedaviye daha erken dönemlerde fonksiyonel açıdan izin vermesi başlıca avantajlarıdır (Neelakandan vd., 2014). Bununla birlikte yabancı doku reaksiyon riskinin bulunması, protez stabilizesinin zamanla azalma riski, lateral pterigoid kas fonksiyonunun ortadan kalkması ve yüksek maliyeti dezavantajları olarak gösterilebilir (Mercuri, 2013).

Gruber ve arkadaşlarının (2015) yapmış oldukları 3 ila 5 yıllık takip çalışmasında 126 TME protezi (TMJ Concept marka) uygulanmıştır. Hastalar ağrı ve fonksiyon açısından değerlendirilmiş ve erken dönemdeki komplikasyonlar dışında tüm hastalarda istatistiksel olarak yorumlanabilir olumlu sonuçlar elde edilmiştir. Çalışma kayıtlarına göre 2 hastada, enfeksiyon nedeniyle protez revizyon cerrahisi uyguladıklarını bildirmişlerdir. Lobo Leandro ve arkadaşları (2013) 10 yıllık takip çalışmasında, 300 hastaya (201 tek taraflı protez uygulaması, 99 çift taraflı protez uygulaması) TME protezi (Biomet marka protez) uygulamışlardır. Hastalar maksimum ağız açıklığı, fonksiyonellik, konuşma ve ağrı bakımından değerlendirilmiştir. Cerrahi uygulama sonrası 1 yıllık takip sonunda sadece 1 hastanın maksimum ağız açıklığının 25 mm'nin altında olduğu bildirilmiştir. Mercuri (2013) 14 yıllık takip çalışmasında TME protezi uyguladığı vakalarda mandibula fonksiyonları bakımından oldukça başarılı sonuçlar bildirmiştir. Literatürde TME protezi uygulamasının başarılı sonuçlarını bildiren buna benzer birçok çalışma vardır (Catherine vd., 2016; Gonzalez-Perez vd., 2015). Bu çalışmalar neticesinde özellikle ileri derecede komplikasyonlu eklem hastalığının ve TME ankilozunun cerrahi tedavisinde TME protezleri ilk tercih olarak gösterilmektedir. Daha önce geçirilmiş başarısız cerrahi tedavilerin revizyonu ve TME bölgesinde doku kaybına neden olmuş hassaslaşan veya kapasite üstü çalışan bağışıklık sistemi hastalıklarının cerrahi tedavisinde de TME protezleri güncel tedavi yaklaşımı olarak gösterilebilir (Guarda-Nardini vd., 2008; Ramos ve Mesnard, 2015a).

İmiroğlu ve arkadaşları (2014) gerçekleştirmiş oldukları yeni bir TME tasarımında, ortaya çıkardıkları modelin simülasyon çalışmalarının, sanal cerrahi operasyonlar için başarılı sonuçlar elde ettiğini belirtmiştir. Özellikle çiğneme ile çenenin gereksinim duyduğu yer değiştirme sonuçları olumlu karşılanmıştır. Ancak klinik çalışmalarda modelin gerçek uygulamaları için eksiklikler görülmüştür. Bunun en büyük sebebi ise tasarımsal yanlışlıklar olarak gösterilmiştir.

Tanaka ve arkadaşlarının (2000) gerçekleştirmiş olduğu çalışmalarda mandibulanın hareketleri sonucunda TME bölgesinde statik ve dinamik yüklerin ortaya çıktığı gözlemlenmiştir. Eklem bölgesinde ortaya çıkan bu yükleme değerleri, çekme, basma ve kayma kuvvetlerinin oluşturduğu bir kombinasyon olarak gözlemlenmektedir. Mandibulada yapılan analizler, TME rahatsızlıklarındaki yapısal formalar ve fonksiyonlar arasındaki etkileşim konusunda ipuçları verebilmektedir (Ingawalé ve Goswami, 2009;

Koriouth ve Versluis, 1997). Çiğneme ve konuşma gibi iki temel özelliğe sahip mandibula günde yaklaşık olarak 1500 – 2000 defa hareket etmektedir (Mackowiak, 1989). Bu değerlerdeki hareketlerin yük altında gerçekleşmesi durumunda ise eklem bölgesinde ortaya çıkan gerilmeler; yapısal ve işlevsel açıdan birtakım olumsuzlukların ortaya çıkmasına sebep olabilmektedir.

Yarım yüzyıldan fazla gerçekleştirilen eklem protezi biyomekanik çalışmaları başta diz ve omuz bölgelerine odaklanmış durumdayken, TME protezi üzerine çalışmalarda bulunan bazı araştırma grupları, belli başlı kriterler sunarak son birkaç on yıldır bu alandaki çalışmaların önemini ortaya koymuşlardır (Van Loon vd., 2002; Huang vd., 2011). Huang ve arkadaşlarının gerçekleştirmiş olduğu çalışmalarda en önemli kriterlerden olan yapay mandibula eklem protezinin kasların etkisi altındaki yapının hareket serbestliği olmuştur (Huang vd., 2011). Özellikle mandibula üzerindeki simülasyon çalışmalarında eklem serbestliğinin modellenmesinde belirleyici olan kaslar üzerine durulmuştur. Yükleme koşulları için bazı araştırmacılar 9 (van Essen vd., 2005), bazıları 7 (Tie vd., 2006), bazıları 5 (Wong vd., 2012), bazıları 4 (Daas vd., 2008; Pileicikiene vd., 2007) ve bazıları da 2 mandibula kası (Oğuz vd., 2009) için yükleme değerlerini kullanmıştır. Yüklemede etkin olan kaslar, doğrultularından ve kuvvet yönlerinden dolayı temporomandibular eklem protezlerinin tasarımsal karakteristiklerinde belirleyici özellik sergilemektedir.

Chowdhury ve arkadaşları (2011) ticari olarak piyasada kullanılan TME protezinin biyomekanik açıdan stabilizesinin iyileştirilebilmesi amacıyla kemik – implant birleşimi için cıvata tipleri (değişen çap ve boylarda) ve cıvata pozisyonlandırılması için sonlu elemanlar yönteminden faydalanmıştır. Uygun cıvata seçiminin ve cıvata pozisyonlandırmalarının kondil kısmında azalan gerilme değerlerini ortaya çıkardığını gözlemlemiştir.

Günümüzde Amerika Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) onayı almış üç temporomandibular eklem protezi markası bulunmakta olup bunlar TMJ Concept (Ventura, USA), Zimmer Biomet (Indiana, USA) ve Christensen TMJ (Colorado, USA) markalarıdır. TMJ Concept kişiye özel protezler üretmektedir. Kişiye özel protezler; MR, ultrason, tomografi benzeri 3 boyutlu görüntüleme sistemlerinden elde edilen verilerin, bilgisayar destekli tasarım programlarıyla işlenmesiyle üretilmektedir. Diğer temporomandibular eklem protezi markaları olan Biomet ve Christensen TMJ ise farklı boyutlara sahip standart protezler

üretmekte olup; bu standart protezlerin kondil ve fossa bileşenlerinden uygun olanı hastaya yerleştirilmektedir. TME protezlerinde kondil ve fossanın tasarımı üretici firmalara göre değişkenlik gösterir. Protezlerin fossa bileşeni günümüzde ağırlıklı olarak yüksek molekül ağırlıklı polietilenden üretilmektedir (Gruber vd., 2015). Bu bileşen titanyum alaşımlarından da üretilebilmektedir. Kondil kısmı ise, gövde ve baş kısmı olarak ikiye ayrılır. Gövde kısmı, krom-kobalt-molibdenyum alaşımı veya titanyum alaşımlarından üretilebildiği gibi krom-kobalt-molibdenyum alaşımına alerjisi olan bireylerde gövde kısmı da dahil olmak üzere protezin tamamının titanyum alaşımlarından üretilebildiği bilinmektedir (Gruber vd., 2015).

Biomet temporomandibular eklem protezinde, fossa bileşeni ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilenden imal edilir. Kondiler bileşeni ise krom-kobalt alaşımından imal edilir, mandibular gövdeye bakan kısım ise osseointegrasyon (kemik dokunun proteze nüfuz etmesi) sağlaması amacıyla titanyum plazma spreyle kaplanır (Gruber vd., 2015). Karşılaştırmalı çalışmaların sonuçlarına göre kişiye özel ve diğer tip protezler arasında başarı yönünden fark gösterilememiştir (Guarda-Nardini vd., 2008). Fakat kişiye özel protezlerin hastanın anatomik yapısına tam olarak uygun üretilmesi nedeniyle protez stabilizasyonu ve dolayısıyla bundan kaynaklanabilecek problemler açısından diğerlerine göre daha avantajlı olduğu bilinmelidir (Arabshahi vd., 2011).

TME protezinin, enfeksiyon, yabancı dokulara karşı tepki, maliyeti, aşınma ve kırılmaların yanında en büyük dezavantajı protez bileşenlerinde oluşabilecek sabitleme sorunlarıdır (Mercuri, 2013; Wolford ve Perez, 2015).

Dünyada üretici firmaların kısıtlı sayıda olması, ülkemizde ise hiç olmaması bu dezavantajların yanına ulaşılabilirlik sıkıntısını da eklemektedir. Bununla birlikte temporomandibular eklem protezlerinin dizaynı ile ilgili altın standart henüz bildirilmiş değildir ve bu standardizasyon için, biyomekanik açıdan ve biyolojik yönden bir seri çalışmaya ihtiyaç vardır (Abel vd., 2015). Planlanan bu tez çalışması ile cerrahi operasyonlar sırasında ve sonrasında ortaya çıkan olumsuzlukların iyileştirilmesi faaliyetlerinin bilimsel temellere dayandırılarak gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır.

1.6. Biyomalzemeler; Özellikleri, Kullanım Alanları ve Seçim Kriterleri

İmplant, protez ve ortez gibi uygulanacağı canlı dokulardan farklı yapısal özellik gösteren malzemeler; uygulandıkları canlı dokularda canlı sisteminin geneli tarafından kabul edilmeme, toksin etki gösterme gibi bir takım olumsuz doku tepkimelerine sebep olabilmektedir. İmplant, protez ve ortez gibi canlı dokulardan farklı yapısal özellik gösteren malzemelerden üretilmiş cihazların, canlı organizma tarafından kabul edilebilirliğine ilgili malzemenin biyoyumluluğu denir.

Canlı yapının implant vb. yapılar ile bir araya geldiklerinde malzemelerin biyoyumluluğu her geçen gün önemini artırmaktadır. Günümüzde, yeni implant tasarımlarının yanısıra biyoyumluluğu yüksek olan malzeme arayışlarına da ağırlık verilmiştir. Gelişen teknoloji ve artan malzeme çeşitliliği araştırmaların yakın zamanda değerlendirmeye alındığı izlenimi yaratsa da biyoyumlu malzemelerin tarihçesi milattan öncesine kadar uzanmaktadır. Altının diş malzemesi olarak kullanılması, bakır ve bronz malzemelerden kemik benzeri protezler buna en önemli kanıtlardandır. Bakırın vücut içerisindeki zehirleyici etkileri yerine işlenmesi kolay alternatif bir malzemenin bulunamayışı, 1850'li yıllara kadar implant malzemesi olarak bakırın kullanımını mecburi kılmıştır.

Krom, kobalt ve molibden malzemelerinin birleşimlerinden oluşan vitalyum özel olarak geliştirilmiş ilk protez malzemelerinin başında gelmektedir (Mishima vd., 2002). Korozyon dayanımının zayıf olması ve vücudun ret etme eğiliminin fazla olması günümüzde kullanılmamasının temel nedenidir. Vanadyum 1930'lu yıllarda kullanılmaya başlanmış ancak bu malzemedeki imal edilen plaka ve civataların korozif tehlikesi alternatif malzeme arayışlarını gündeme getirmiştir. Alimuna, zirkonyum, titanyum ve alaşımları, paslanmaz çelik, biyoseramik malzemeler günümüze kadar geliştirilen implant malzemelerinden sadece bir kaçıdır. Günümüze kadar 40'ın üzerinde metal, seramik ve polimer; vücut implant malzemesi olarak ve vücut ile etkileşim halinde olan her türlü tedavi, vücut destek üniteleri vb., yapılarda kullanılmaktadır.

Canlı yapılarda kullanılan biyoyumlu malzemeler yapılarına göre; metalik malzemeler, kalsiyum seramikler, polimerler ve biyolojik malzemeler olmak üzere dörde

ayrılır. Günümüzde kompozit malzemeler de beşinci ana grup olarak dile getirilmeye başlanmıştır.

Vücut için uygun biyomalzemeler; doner alan olmadığından bu bölgelerde doku ölümü (morbidite) olmamakta, kolaylıkla ve istenilen miktarda elde edilebilir, istenilen zamanlarda kullanıma hazır hale getirilebilir, cerrahi operasyon sürelerini kısaltır, doku tarafından emilim (rezorbsiyon) gerçekleşmez ve hastanın ihtiyaçlarına uygun hazırlanabilir/işlenebilir yapıdadır. Yukarıda sayılan avantajlara rağmen bazen istenilmeyen durumlar ile de karşılaşılabilir. Vücut tarafından ret edilme, uygulama bölgesinde enfeksiyon oluşması, implantın yer değiştirip açığa çıkması, implantlarda kırılma vb. hasarlar, yabancı cisim reaksiyonu sonucu görülen fibrozis (aşırı damarlanma), kanser ve benzeri riskler öngörülemeyen bu durumlara örnek verilebilir.

Biyomalzeme seçimi; cerrahi operasyonların başarısını ve hasta konforunun artırılması için hassasiyetle yürütülen uygulamalara ve deneylerden edilen tecrübelere dayanmaktadır. Malzeme üzerinde biyolojik testler de önemli rol oynar. Biyolojik performansı önceden belirlemede kullanılan in vitro (laboratuvar ortamında yapılan testler, çekme testleri vb) ve in vivo (canlı doku üstündeki testler, tavşan, fare üzerinde yapılan testler) testler mevcuttur. Gerçekleştirilen bu testler toksisite risklerinin belirlenmesinin yanı sıra, kullanılması planlanan malzemelerin anatomik yapılarda olası yan etkilerinin de belirlenmesi için yapılmaktadır. Malzemenin kullanılacak olduğu bölgenin analizleri tam olarak gerçekleştirilememesi, yukarıda bahsedilen sorunların doğmasına sebep olabilir. Bu olumsuzlukların geneline biyoyumsuzluk denir (Anonim, 2018).

Biyomalzeme seçiminde irdelenmesi gereken iki önemli ana başlık söz konusudur. İlki kullanılacak malzemenin biyoyumluluğu, diğeri de fonksiyonel performansın belirlenmesi için biyomalzemenin uygulanacak olduğu yerin istekleridir. Kol/el protezleri uygulamalarında iş yapabilmeyen yanı sıra uzuvların hareket hızları da dikkate alınmalıdır. Kalça kemiği protezlerinde vücut üst bölgesinin oluşturduğu basıncın dağılımı da bir başka örnek olarak verilebilir. İşitme duyusu kısıtlı veya tamamen kaybetmiş hastaların kullandıkları protezler de farklı bir uygulama örneğidir. Kulak içi protezlerde istenilen özellik; uyarıları algılama, ışık ve ses transmisyonunu gerçekleştirebilmesidir.

Biyomalzemenin etkileşim halinde olduğu organ ve kullanılan bölgenin biyoyumu da önemlidir. Metalürjik özellikleri, kuvvet altında statik ve dinamik açıdan davranışlar,

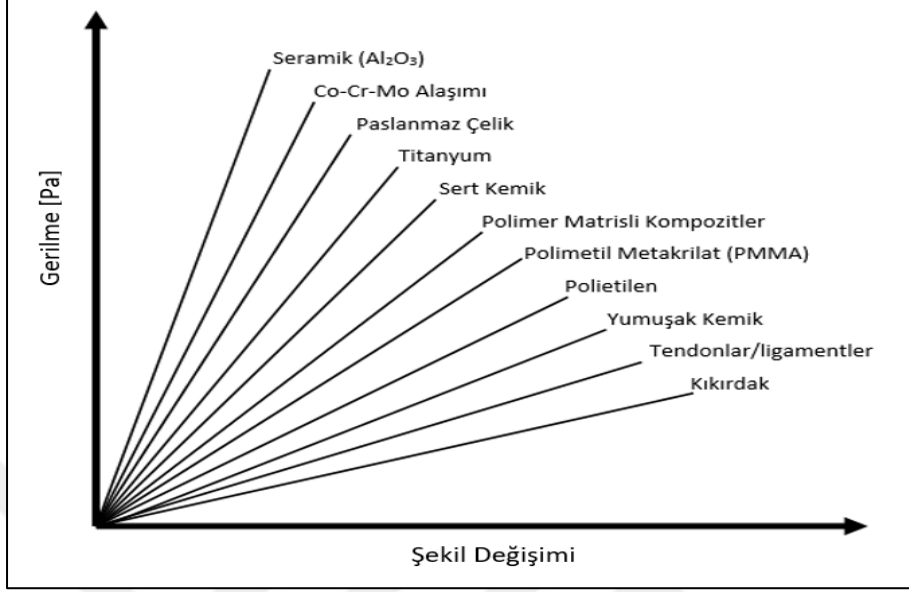
konak ile temas alanı, yakın bölgelerdeki organlara etkileri ayrıca incelenen diğer etkenlerdir.

Biyomalzemeler buldukları ortama etkileyen fiziksel ve kimyasal değişimlerden etkilenebilirler. Oksitlenme, kimyasal çözülme, aşınma, genleşme vb. nedenler bu etkileşimlerden kaynaklıdır. Biyomalzeme seçiminde en önemli unsur oksitlenme konusudur. Oluşan korozif ürünler, doku içerisine nüfuz ederek hücreleri zarara uğratar. İnsan vücudundaki akışkanlar; su, çözülmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar barındırır. Dolayısıyla canlı dokular, biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça korozif bir ortamdır. Canlı dokularda kullanılan metalik implantların yüzeylerinde oluşan pasif filmler, yüzeydeki oksitlenme reaksiyonlarını yavaşlatmakta, vücut sıvısı içinde metalin minimum düzeyde çözünmesini sağlamakta ve vücut içinde kullanım süresini de uzatmaktadır. Vücuttaki metalik bir implantta korozyon oluşursa, metaldeki elektronların akışı, iyonların oluşumu, temasta oldukları doku ve hücrelerde zarara sebep verebilmektedir. Metalik biyomalzemeler için düşük çözünme eğilimi tercih edilmektedir. Oksidasyon ile açığa çıkan metal iyonları, böbrek ve karaciğer gibi organlara taşınmakta ve birikmektedirler. Bu da çeşitli hastalıklara sebep olmakta ve zehirlenme risklerini artırmaktadır (Anonim, 2018).

Metalik biyomalzemeler proteinler gibi besin bileşenleriyle temas etmeleri durumunda, biyomalzemeyi çevreleyen dokuda alerjik, iltihaplı reaksiyonlara sebep olabilmektedir. İltihaplı hücreler, hidrojen peroksit üretmekte ve hidroksil radikaller, metalik biyomalzemeyi çevreleyen dokuda ağır hasarlara sebep olmaktadır. Biyomalzemenin dayanıklılık, kimyasal kararlılık, aşınma direnci gibi birtakım özelliklere sahip olması gerekmektedir. Ayrıca, alerjik reaksiyonlara neden olmamaları, zehirli ürünler salgılamamaları, kolay şekillendirilebilir olmaları ve sterilizasyon işlemlerinde özelliklerini bozmamaları da büyük önem arz etmektedir (Anonim, 2018).

Bazı biyomalzemeler ve kullanım alanları sıralanacak olunursa; 316L; kemiklere takılan plakalar, pimler, çiviler, cıvatalar, stentlerde, Co28Cr6Mo; alt ve üst ekstremite kemik protezlerinde, plakalarda, cıvatalarda, kalp kapakçıklarında, Ti; kemiklere takılan plaklarda, cıvatalarda, dolaşım sisteminde kalp kapakçıklarında, kalp pillerinde, Ti-6Al-4V; alt ve üst ekstremite kemiklerinde kullanılan protezlerinde, Ta; tel, levhalarda, klipslerde, elektrotlarda. Canlı dokunun farklı bölgelerinde farklı biyomalzeme

kullanımında; tercih edildikleri bölgelerde ihtiyaç duyulan gerilme, şekil değişimi gibi mekaniksel özellikler (Şekil 23) de dikkate alınmaktadır (Güven, 2014).



Şekil 23. Bazı implant ve doku malzemelerinin gerilme-şekil değişimi ilişkisi

Biyomalzemeleri sadece canlı dokular ile özdeşleştirmemek gerekir. Teknolojinin farklı alanlarında da bu malzemelerden faydalanılmaktadır. Örneğin canlılarda kullanılan çiplerin tasarımından, katalizör görevi gören enzimlerin tutuklanmasına kadar oldukça geniş kullanım alanları söz konusudur.

Biyomalzemeler kullanıldıkları canlıda, biyolojik davranışlarına göre 4 grupta irdelenebilir; biyotolere yeteneği, biyoinert özelliği, biyoaktiflik ve toksisite. Biyotolere yeteneği; malzemenin konak bölgede kısıtlı derecede sıkı doku üretiyorsa, vücut biyomalzemeyi tolere edebilir yapıdadır. Biyoinert etki; vücuda uygulanan implantlar ile vücut dokuları arasında etkileşim ortaya çıkmaktadır. Bu etkileşim vücudun implantları kabul etmemesi olarak düşünülebilir. Biyoinert özelliği, yukarıda bahsedilen etkileşimlerin görülmediği malzeme-doku etkileşimine denir. Günümüz araştırmacılarının birçoğunun görüşü biyoinert olarak tarif edilen bir malzeme çeşidinin bulunmadığı yönündedir. Bu malzemeler canlı dokular ile etkileşime girdiklerinde fiziksel ve mekanik özelliklerini korumaktadırlar. Böylece oksidasyona ve aşınmaya karşı direnç gösterirler. Biyoinertlik durumunda doku ile bitişik yaşayan hücreler herhangi bir tepkime göstermezler fakat yerel hücreleri mekanik hasardan korumak amacıyla implant yüzeyine yakın bölgelerde koruyucu fiberimsi hücreler büyütürler. Biyoaktif etki; eğer biyomalzeme uygulandığı

dokuda, benzer hücrelerin oluşumuna yardım ediyorsa biyoaktif etkisinden söz edilebilir. Dental implant uygulamalarında, yumuşak kemik üretimi ve yıkımının devam edebilmesi biyoaktif etkiye örnek olarak gösterilebilir. Toksikite çalışmaları ise biyomalzemelerin kullanıldıkları dokularda herhangi bir zehirlenme göstergelerini araştırmak amacıyla gerçekleştirilmektedir.

1.7. Biyomekanik Çalışmalarda Sonlu Elemanlar Yöntemi Kullanımı

Canlı yapılar üzerinde gerçekleştirilen biyomekanik çalışmalarda, karşılaşılan problemlerin başında sistemin karmaşık yapısı gelmektedir. Günümüzde etik izin kurallarının daha da katılaştırılması, karmaşık canlı yapıları üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmaların sayısını olumsuz yönde etkilemiştir. Azalan deneysel çalışmaların yanı sıra gelişen bilgisayar teknolojileri, bilimsel araştırmalarda sayısal modeller üzerinde yoğunlaşmasına neden olmaktadır. Bu karmaşık yapılar üzerinde planlanan biyomekanik çalışmalarda, problem(ler)i sistemin bütününde çözümlenmek yerine, alt sistemlere ayrıştırarak irdelemek bilim insanlarına avantaj sağlamaktadır. Beynimizin algılama kapasitesi, karmaşık yapıların alt parçalara ayrılıp, sadeleştirilen bileşenlerin davranışını yorumlaması için yeterlidir. Kompleks yapıyı alt bileşenleriyle irdelemek çalışmalarda rahatlık sağlarken artan bileşen sayısı problemlerin çözümündeki zorlukları da beraberinde getirmektedir. Bunlar arasında zamanın etkin değerlendirilememesi, sonuca her zaman ulaşamama, nitelikli iş gücü ihtiyacı vb. unsurlar sayılabilir. Ancak bilgisayarların kullanılmasıyla birlikte, eleman sayısı olarak adlandırılan alt sistemler ne kadar fazla olursa olsun genelde çözülebilmektedirler. Sınırlı kapasiteye sahip olan bilgisayarlar, matematiksel yaklaşımların kullanılmasıyla çözüm üretebilmektedir. Ayrıklaştırma yani sistemi alt bileşenlerine indirgeme, matematiksel teknikler ile sınırlanmış olup matematikçiler ve mühendisler tarafından problemlerin karakteristiğine göre farklı yaklaşım önerilerine sahip olmuştur.

Mühendislerin karşılaştığı karmaşık, zor ve analitik olarak çözülemeyen problemlerin kabul edilebilir bir yaklaşımla çözülmesinde kullanılan sonlu elemanlar yöntemi (SEY); katı cisimler mekaniği, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, mekanik

titreşimler ve biyomekanik gibi pek çok bilimsel alanda günümüzde kullanılan yaygın yöntemlerden biridir.

Sonlu elemanlar yönteminin net bir başlangıç tarihi olmamakla birlikte 1960'lı yılların başında J. H. Argyris, O. C. Zienkiewicz ve Y. K. Cheung, sonlu elemanlar yöntemine katkılarıyla ön plana çıkmaktadır (Bathe, 2016) ve bu alanda günümüze kadar pek çok bilimsel makaleler ve bildiriler yayımlanmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi, günümüzde bilgisayar teknolojilerindeki ve bilgisayar destekli tasarım (CAD) alanlarındaki gelişmelere paralel olarak çok karmaşık, deneysel olarak çok zaman alan ve de pahalı olan problemlere uygulanabilmekte ve çok kısa sürede güvenilir sonuçlar verebilmektedir.

Bu yöntemin kullanımındaki temel amaç; sıcaklık, titreşim, basınç, gerilme ve yer değiştirme gibi sürekli bir niceliğin, küçük ve sayılı parçaların birleşmesi ile meydana gelen yeni bir modelde elde edilmesidir. Burada sonlu sayıda elemanlara ayrılan problemdeki elemanların, birbirlerine bağlandıkları noktalar düğüm noktaları olarak ifade edilmektedir. Sonlu elemanlar yönteminin en önemli özelliklerinden biri eğrilmiş sınırların, yüksek izoparametrik elemanlar kullanılarak, gerçekçi olarak tanımlanabilmesidir. Bu yöntemde cismin sonlu boyutta çok sayıda elemana ayrıldığı kabul edilir. Daha sonra bu elemanlar birbirlerine interpolasyon fonksiyonu şeklinde tanımlanan şekil fonksiyonlarıyla bağlanır. Burada çözüm sonlu eleman tipine, boyutuna ve interpolasyon fonksiyonuna bağlıdır.

Günümüzde kullanılan paket programların sayesinde sonlu elemanlar yönteminin kullanılabilirdiği alanlar genişlemektedir. Bilgisayarların sonlu elemanlar yönteminde kullanılması, sağladığı avantajların yanında birtakım sorunları da beraberinde getirmektedir. Çözümlerde kullanılan işlem sayılarının fazlalığı hata oranlarını artırmaktadır. Yüksek kapasite ihtiyacı duyulan bilgisayarların maliyetinin yanı sıra paket programların kullanımında gözden kaçacak en küçük hata yorumlanamayan veya öngörülemeyen sonuçların ortaya çıkmasına neden olabilecektir.

Günümüzde sonlu elemanlar yöntemi biyomekanik alanında araştırmacıların problem çözümlerinde öncelikli olarak başvurdukları çözüm metotlarının başında gelmektedir. Abel ve arkadaşları (2015) yayınlamış oldukları çalışmada; farklı tipteki TME protezleri ile

kendi tasarımları olan TME protezlerini sonlu elemanlar yöntemiyle elde ettikleri gerilme değerleri aracılığıyla karşılaştırmışlardır.

Hsu ve arkadaşları (2011) TME protezlerinin, ramus bölgelerine sabitlemesinde kullandıkları cıvataların, üzerinde oluşan gerilme değerlerini, sonlu elemanlar yönteminden faydalanarak elde etmiştir. Bu çalışmada alt çene kemiğinin kondil kısmına yakın olan cıvatanın gerilme değerlerinin her durumda kritik değer taşıdığını belirtmiştir.

Kashi ve arkadaşları (2010) farklı malzeme özelliklerine sahip aynı tipteki TME protezlerini, farklı yoğunluklardaki çene kemiği modellerinde sonlu elemanlar yöntemini kullanarak incelemiş ve eklem protezinde oluşan gerilmeleri değerlendirmiştir. Ramos ve Mesnard (2015b) sonlu elemanlar yöntemi kullanarak gerçekleştirdikleri biyomekanik çalışmalarında, piyasada kullanılan iki adet ticari temporomandibular eklem protezini ve sağlıklı bir hastaya ait çene eklem yapısının karşılaştırmalarını yapmışlardır.

Ackland ve arkadaşları (2015) cerrahların temporomandibular eklem cerrahisi için ideal protez pozisyonunu araştırmıştır. Temporomandibular eklem protezini ramusa superior eksen boyunca farklı açılarda yerleştirerek farklı modeller elde etmiş ve bu modelleri sonlu elemanlar yöntemiyle elde ettiği gerilme ve yer değiştirme değerlerine göre karşılaştırmıştır. Duarte ve arkadaşları (2013) çene eklem protezlerinde sonlu elemanlar yöntemini sabitleme cıvatalarının pozisyonlarını değerlendirmede kullanmışlardır.

1.8. Çalışmanın Amacı ve Kapsamı

Temporomandibular eklem (TME) protezi, ileri düzey osteoartrit (kondil başı kırıldak doku ve fossa da oluşan yapısal bozulmalar) vakaların tedavisinde altın standart protokol olarak kabul görmektedir. Bunun nedeni, ileri derece osteoartrit nedeniyle eklem yapısındaki geri dönüşümsüz bozulmaların; artrosentez (eklem boşluğundaki sıvının özel iğnelerle alınması) veya diskoplasti (orijinal konumundan ayrılmış diski eski pozisyonuna alma) gibi bilinen geleneksel yöntemlerle tedavi edilememesidir. Günümüzde tüm dünyada tanınırlığı yüksek ve FDA onaylı üç TME protezi üreticisi vardır. Bu üç üreticiden “TMJ

Concept”, kişiye özel protezler üretirken, Biomet ve Christensen firmaları ise fabrikasyon ve standart ölçülerde protezler üretmektedir. Sağlık Bakanlığının 2016 yılında sağlık uygulama tebliği (SUT) ile hasta tedavilerinde kullanılacak olan TME protezleri için verilen maddi ödenek, destek kapsamı dışına alınmıştır. Böylece, ithal edilen bu ürünlerin artan ihtiyaca rağmen ulaşılabilirliği azalmıştır.

Cerrahlar; TME protezi operasyonlarında insan kafatasına cerrahi müdahalelerinde birtakım olası risklere karşın, ameliyat planlamalarını titizlikle yürütmektedirler. Ameliyat sonrası oluşabilecek doku-protez komplikasyonlarının yanı sıra yine operasyon sonrası protezlerin mekanik özelliklerinden kaynaklı sorunlar bu risklerin başında gelmektedir. Mekanik riskler irdelendiğinde, kemik-implant birleşimlerinde kullanılan sabitleme cıvatalarının davranışları önem arz etmektedir. Protezin kondil bileşeninin mandibulaya sabitlenmesinde ve mandibula üzerinde oluşan kuvvetlerin proteze aktarılmasında kullanılan sabitleme cıvatalarının; protez üzerindeki konumları, sayıları, kullanılan cıvataların çapları ve tipleri bilimsel araştırmalarda üzerinde durulan konuların başında gelmektedir.

Protezin kondil ve fossa bileşenlerinin, hasta konforunu artırmaya yönelik şekil esaslı tasarımların yanı sıra, TME protezinin mandibulaya sabitlenmesinde kullanılan cıvatalar üzerindeki çalışmaların temelinde; alt çene kemiğinin ısırma, çiğneme, konuşma vb., rutin ve gerekli hareketleri sonucunda ortaya çıkan gerilme değerlerinin, cerrahi uygulama bölgesinde kabul edilebilir sınır değerleri içerisinde olup olmadığının kontrolü, iyileştirilmesi ve ideal yapının tespiti yatmaktadır. Ayrıca, alt çene kemiğinde oluşan kuvvetlerin, kemik-cıvata-kondil-fossa bileşenleri üzerinden kafatası kemiğine iletilmesinde, sağlıklı mandibula eklem bölgesi davranışlarına benzer yaklaşımların arayışıdır.

TME protezleri alt çene kemiğinde oluşan gerilmeleri sabitleme cıvatalarından alarak kondil ve fossa bileşenleri üzerinden kafatasına aktarmaktadır. Sabitleme cıvatalarının protezlerin alt çene kemiğine sagittal düzlemde hareket kısıtlayıcıları olmalarının yanı sıra gerilmelerin aktarımında da görevleri vardır. Yapılan çalışmalarda cıvataların protez üzerindeki farklı konumlandırılmalarının değişen gerilme değerlerinin ortaya çıkmasına sebep olduğu görülmüştür. Cıvatalar üzerinde oluşan gerilmeler kemik dokunun üzerinde tekrarlı gerilmelere neden olup hasta konforunu olumsuz etkileyeceğinin mekanik bakış

açısıyla tahmin edilmesinin yanında bu tez çalışması kapsamında yapılan anketlerle de teyit edilmiştir.

Protez uygulayıcılarının risk öngörülerinde; sabitleme cıvatalarının sinir kanallarına denk gelmesi ve günde ortalama 1500 – 2000 defa açma kapama hareketi yapan alt çene kemiğinde (Huang vd., 2015) meydana gelen tekrarlı yüklerin, zamanla sabitleme cıvatalarının fonksiyonlarını yerine getirememesi de bulunmaktadır.

Alt çene kemiğinin aktiviteleri sonucunda oluşan kuvvetlerin, kemik dokusu üzerinden doğrudan proteze aktarılması, protez sabitleme cıvatalarına gelen yüklerin ve cıvata sayılarının azaltılması tez çalışmamızın temel amacını oluşturmaktadır. Bu sebeple bu tez çalışması kapsamında temporomandibular eklem protezlerinin kondil bileşeninin imalatında protezle bir bütün halde (yekpare) üretilmiş özel tasarımlı pimli yapı (kendinden pimli TME protezi) ile sabitleme cıvatalarına gelen yükün azaltılması araştırılmıştır. Böylece, bu tez çalışması ile tasarımı gerçekleştirilmiş olan kendinden pimli TME protezinde, daha az sabitleme cıvatası kullanılacak olup sabitleme cıvatalarında, protezlerde ve kemiklerde oluşabilecek hasar riskleri asgari düzeye indirgenmeye çalışılacaktır. Hsu ve arkadaşlarının 2011 yılında yayınladıkları araştırma sonuçlarına göre; TME protezi kondil bileşeninin alt çene kemiğine sabitlenebilmesinde asgari üç adet sabitleme cıvatasına ihtiyaç duyulmaktadır. Ramos ve arkadaşları da 2015 (c) christensen marka TME protezinin kondil bileşeninin alt çene kemiğine sabitlenmesinde en az üç adet sabitleme cıvatasının yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarında bu üç cıvatanın kondilin anterior bölgesinde konumlandırılmasının daha uygun olacağı görüşünü savunmuşlardır.

Çalışmanın yukarıda belirtilen kapsamda yürütülmesi için ilk olarak cerrahlar ile gerçekleştirilmiş anket çalışmalarıyla yeni TME protezi tasarımı için gerekli olan sınır şartları belirlenmiştir. Anket soruları (Ek-1) uygulayıcıların sahada karşılaştıkları/karşılaşabilecekleri veya ihtimal verdikleri/verebilecekleri risklere odaklanılarak hazırlanmıştır. Kendinden pimli yeni TME protezi için tasarım önerilerinin derlenmesini takiben ticari TME protezi cerrahi uygulama operasyonlarına dahil olunarak bu uygulamalarındaki olası riskler ve sorunlar da yerinde görülerek değerlendirmeye alınmıştır.

Şartların ve kısıtlamaların belirlendiği saha ve literatür çalışmalarını takiben, sağlıklı TME bölgesinin bilgisayar destekli üç boyutlu tasarımı gerçekleştirilmiştir. Sağlıklı mandibula tasarımında sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak, gerilme ve birim şekil değişimi değerleri belirlenmiştir. Elde edilen veriler, protezin kondil bileşeninde yer alan ve protezle bütün halde üretilen (yekpare) pimlerin protez üzerindeki yerlerinin tespitinde kullanılmıştır. Protez ile bütün halde üretilen pimler, mandibulanın ramus bölgesinde gerilme değerlerinin büyük olduğu alanlara konumlandırılmıştır. Böylece mandibula üzerinde oluşabilecek büyük değerlerdeki gerilmelerin, sabitleme civatalarından önce yekpare pimler tarafından karşılanması sağlanmış olacaktır. Yeni tasarlanan kendinden pimli TME protezi üzerindeki pimlerin konumlandırma çalışmaları yapılırken, sinir kanalları ve cerrahi operasyon uygulamalarındaki kısıtlayıcı kriterler gibi anatomik risklere karşı, alanında uzman TME protezi uygulayıcılarıyla fikir alışverişinde bulunulmuştur.

İdeal civata-pim sayısı belirlendikten sonra ikinci olarak, protez üzerindeki ideal pim ve civata uygulama bölgelerinin tespit çalışmalarıyla tasarımın iyileştirilme aşamasına geçilmiştir. Pimlerin ve civataların konum kombinasyonları için sonlu elemanlar analiz yönteminden faydalanılmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak; sağlam mandibula durumu, piyasada kullanılan ticari protezli mandibula durumu ve bu tez kapsamında geliştirilen kendinden pimli TME protezli mandibula durumları karşılaştırılmıştır.

İdeal modellemenin elde edilmesini takiben ise, hızlı prototipleme teknolojisi kullanılarak nihai prototip üretilmiştir. Nihai prototip, alanında uzman cerrahlar aracılığı ile taklit mandibula modeli üzerinde cerrahi uygulama simülasyonu ile denenmiş ve bu tezde çalışma konumuz olan kendinden pimli TME protezi için, fikri mülkiyet hakları alanında gerekli başvuruları yapılmıştır (Başvuru no: TPE 2017/09687).

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Tez çalışmasının bu bölümünde; sağlam çene kemiği, ticari temporomandibular eklem (TME) protezi ve yeni tasarlanan kendinden pimli TME protezinin, modelleme çalışmaları ve bu modeller üzerinde sonlu elemanlar yöntemini kullanarak yapılan sayısal analizler anlatılmıştır. Sağlam çene kemiği ve ticari TME protezleri ile karşılaştırılarak geliştirilen kendinden pimli TME protezi için, tasarım ve analiz adımları yürütülürken anatomik kısıtlayıcılar ve saha çalışmaları dikkate alınmış, olası riskler asgari düzeye indirgenmiştir.

Günümüz ticari TME protezleri, temporal kemiğe montajlanan fossa ve alt çene kemiğinin ramus bölgesinin baş kısmını oluşturan kondilin işlevini yerine getirecek olan protez kondil bileşenlerinden oluşmaktadır. TME protezleri üzerine yürütülen çalışmaların birçoğunda kondil bileşenleri üzerine odaklanılmış (Ackland vd., 2015; Ramos vd., 2013; Duarte vd., 2013; Huang vd., 2015) olup; bu tez çalışmasında kendinden pimli TME protezinin tasarım ve modelleme faaliyetlerinde protezlerin fossa bileşenleri üzerine herhangi bir çalışma yapılmamıştır.

2.1. Cerrahi Beklenti Anket Çalışmaları

Ürün geliştirme çalışmalarında karşılaşılabilecek muhtemel sorunlar, genellikle bilgisayar destekli tasarımı takip eden prototip üretim ve uygulama aşamalarında fark edilmektedir. Kendinden pimli TME protezinin tasarımı için literatür çalışmalarını takiben protez uygulayıcılar (cerrahlar) ile yüz yüze görüşmeler gerçekleştirilmiş ve protez uygulama aşamalarında karşılaşılan problemler ve olası riskler irdelenmiştir. Ülkemiz genelinde 14 cerrah ile yüz yüze ve 11 çene cerrahı ile de yazılı anket çalışmaları (Ek-1) gerçekleştirilmiş olup, tasarım geliştirme sürecinde olası problem ve risklerin yanı sıra yeni protez tasarımından beklentiler araştırılmıştır. Cerrahi beklenti anketlerinde;

- Protez uygulama aşamalarında karşılaşılan komplikasyonlar,

- Kullanılan protezlerin hasta konforundaki etkileri
- Protez tedavisine başvuruda bulunan hastaların şikayetleri,
- Kullanılan ticari protez tipleri ve sebepleri,
- Protez uygulama aşamalarında karşılaşılan zorluklar,
- Protez uygulama başarısının değerlendirilmesi,
- Protez uygulama sonrası hasta şikayetlerindeki iyileşme durumu,
- Mevcut uygulamalara dair gözlemlenen eksiklikler, öneriler ve genel protez değerlendirmesi,
- TME proteze ulaşımında görülen zorluklar

ile ilgili ana konu başlıkları irdelenmiştir. Elde edilen bulgular bu tezin “Bulgular ve İrdeme” bölümünde ayrıntılarıyla değerlendirilmiştir.

Çene cerrahisi başta olmak üzere, canlı yapıda kullanılan protezlerin çoğunda sabitleme cıvataları kullanılmakta olup, sabitleme cıvataları üzerine yürütülen araştırma ve geliştirme çalışmalarının çoğunluğu; cıvata tipi, cıvata boyutları, cıvata diş profilleri ve cıvata malzemeleri üzerinedir. Anket çalışmalarında çene cerrahi uzmanlarının yanı sıra başta ortopedi olmak üzere protez uygulama yetkinliğine sahip cerrahlar ile de görüşmeler gerçekleştirilmiştir. Bu bağlamda bölgede faaliyette bulunan kamu/özel hastaneleri ve üniversite hastanelerinde çalışan ağız-diş ve çene cerrahları ile yüz yüze görüşmeler gerçekleştirilerek özellikle sabitleme cıvatalarıyla ilgili karşılaşılan sorunlar üzerine odaklanılmıştır.

Bu tez çalışmasında yürütülen beklenti anketlerinden elde edilen veriler değerlendirildiğinde; sabitleme cıvatalarına gelen yüklerin şiddetinin azaltılması gerektiği ve tekrarlı yükler altında sabitleme cıvatalarının asgari düzeyde etkilenebileceği yeni bir protez modeline ihtiyacın olduğu sonucuna varılmıştır. Düşünülen yeni protez modelinde; protez ile bir bütün halde üretilmiş pimler (yekpare pimler), alt çene kemiğinde oluşan kuvvetleri sabitleme cıvatalarından önce proteze aktarabilecektir. Böylece hem sabitleme cıvatalarının sayısı hem de cıvatalara gelen kuvvetler azaltılabilecektir. Cerrahi operasyonlar hem protez üzerindeki yekpare pimlerin sayısında ve pim boyutlandırma çalışmalarında hem de cıvataların konumlandırılmalarında belirleyici olduğundan, cerrahlar ile fikir alışverişinde bulunulmuş olup; sinir kanalları, ameliyat kesi bölgeleri gibi anatomik kısıtlayıcılara tasarım çalışmaları sırasında dikkat edilmiştir.

2.2. Cerrahi Operasyonlar ve Saha Çalışmaları

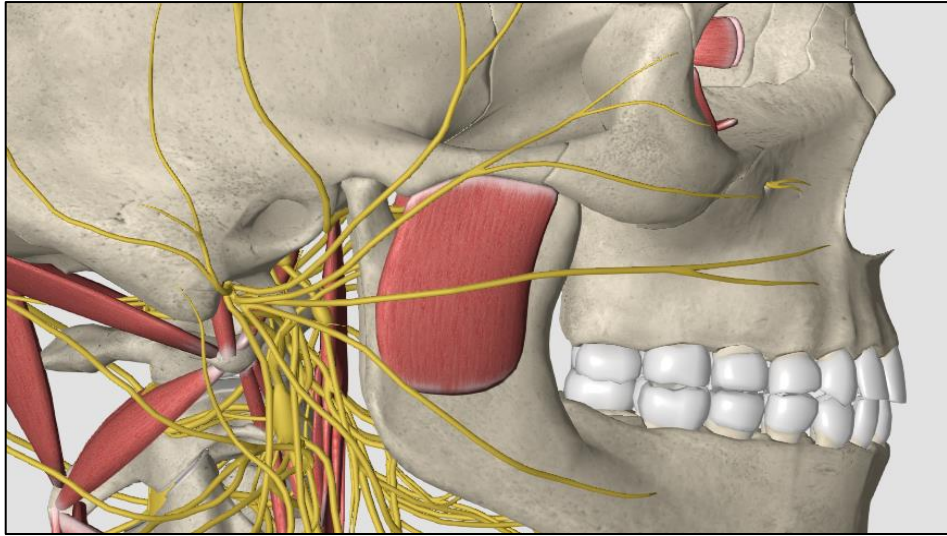
Anket çalışmalarının değerlendirilmesiyle elde edilen yekpare pimli TME protezi soyut kavramının, modelleme çalışmalarından önce protezin uygulanacağı alanın tanınması tasarım adımlarını kolaylaştıracaktır. Bu yüzden cerrahların protez uygulama operasyonlarına dahil olunarak, olası protez-kemik montaj riskleri yerinde görülmüştür. Dahil olunan cerrahi operasyonlar; yekpare pimli TME protezinin tasarımının (fiziki görünüş vb.) şekillenmesinde ve sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak olan karşılaştırma modellerindeki protezlerin (ticari TME protez ve kendinden pimli TME protezi) kemik doku üzerine konumlandırılmalarında aydınlatıcı rehber olmuştur.

Protez operasyonlarında uygulama bölgesine atılan cerrahi kesiler yüz bölgesinden geçen sinirlere hasar verilmeden birden fazla olmak kaydıyla farklı alanlara yapılmaktadır. Kulak hizası kesi bölgesi TME protezinin fossa kısmının montajı ve alt çene kemiğinin kondil başı bölgesinin kesilerek çıkarılması amacıyla açılmaktadır. Bu bölge protezin fossa bileşeninin uygulanması için temporal kemiğin şekillendirildiği alandır. Genellikle yüksek molekül ağırlıklı polietilen malzemeden üretilen fossa bileşeni temporal kemiğe 2-4 adet sabitleme civatasıyla montajlanmaktadır. Cerrahi operasyonlarda alt çene kemiğinin kondil kısmının yanı sıra koronoid bölümünün çıkarıldığı vakaların da var olduğu bilinmektedir. Bu tür vakalarda koronoid bölgede faal bulunan anterior temporalis ve medial temporalis kasları işlevsiz kalır. Koronoid bölüme müdahale yine kulak hizası kesilerden gerçekleştirilmektedir (Şekil 24).

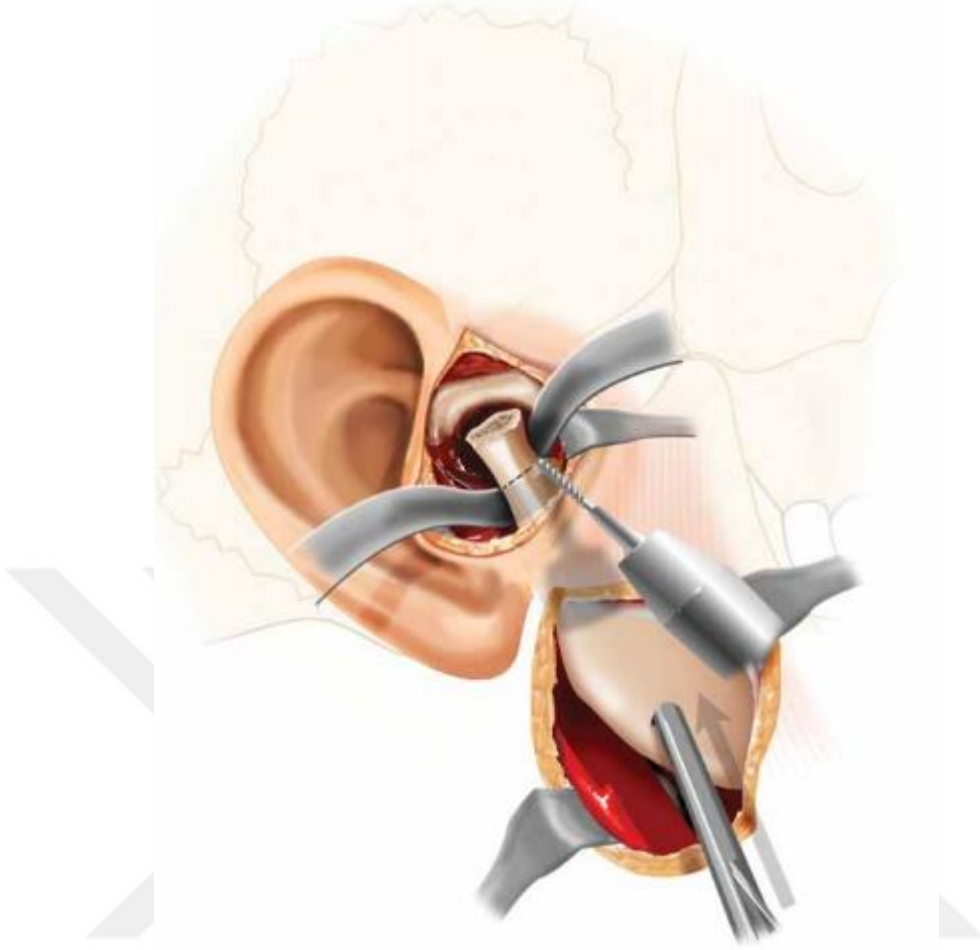


Şekil 24. TME protezi kulak hizası kesi bölgesi ve fossa bileşeni

Kulak hizası kesi bölgesinin alt kısmından geçen yüz sinirlerine (Şekil 25) zarar verilmesi durumunda hastada kalıcı hasar ortaya çıkar. Bu bölgeye yapılan kesileri, 2-4 cm ara boşluktan sonra alt çene kemiğinin ramus alt bölgesi hizasına atılan kesi izlemektedir (Şekil 26).



Şekil 25. Yüz sinirleri (Organon, 2019)



Şekil 26. Alt kesi bölgesi (URL-10, 2018)

Alt bölge kesisi ve ağzın iç kısmına denk gelen alana atılan üçüncü kesi bölgeleri, alt çene kemiğine yapılan müdahale sonucunda ortaya çıkan atıl dokuların uzaklaştırılması amacıyla kullanılmaktadır.

Cerrahi operasyonlarda kas dokularına yapılan müdahalelere dikkat edilmekte olup çene kemiğine montajlanan protez ile kas dokusunun yapısal bütünlüğünün bozulmamasına özen gösterilmektedir. Cerrahi uygulamalarda kas dokuların zamanla proteze yapışabildiği ve protez ile bir bütün halde hareket ettiği bilinmektedir. Kas dokularındaki uyuma rağmen cerrahi uygulama sonrası kemik dokunun kontrolsüz şekil değişimi, hastada ağrılı bir süreci doğurabilmektedir. Hasta konforunu olumsuz etkileyen canlı dokunun kontrolsüz büyümesi, düzeltme/iyileştirme operasyonlarıyla giderilmeye çalışılmaktadır (Şekil 27).



Şekil 27. TME protez bölgesi atıl kemik dokusu

Literatür ve saha çalışmalarından elde edilen veriler, tasarım sürecinin temelini oluşturmaktadır. Bu sebeple cerrahlardan elde edilen bilgiler ve anatomik kısıtlayıcıların belirlenmesinin ardından bilgisayar destekli çizim programları yardımıyla ihtiyaçlara yönelik protez tasarım aşamasına geçilmiştir.

2.3. 3-Boyutlu Protez Modelleri

Bu tez çalışması kapsamında; tasarımı literatür ve saha çalışmalarından elde edilen verilere göre şekillendirilmiş olan ve daha az sayıda sabitleme civatasının kullanıldığı, alt çene kemiğinde oluşan kuvvetlerin sabitleme civatalarından önce proteze aktarılmasını amaçlayan, kendinden pimli yeni temporomandibular eklem (TME) protezi geliştirilmiştir. Geliştirilen bu yeni protezin işlevini eksiksiz olarak yerine getirdiğini belirlemek için karşılaştırma modelleri oluşturulmuş ve elde edilen sonuçlar birbirleriyle kıyaslanmıştır.

Karşılaştırma modellerinin 3-boyutlu tasarımında SolidWorks v2012 (Dassault Systèmes, Fransa) yazılımından faydalanılmıştır.

2.3.1. Ticari TME Protezi Modeli

Ülkemizde üretilmemesine rağmen, TME bölgesi rahatsızlıkları için ihtiyaç duyulan protezler, hastaların kendi maddi imkanları ile yurtdışından temin edilmektedir. Piyasada tercih edilen TME protezlerinden ‘Biomet standart mandibula implant’ (Şekil 28), diğer protez markalarına göre temin edilebilirliği ve uygulanabilirliği açısından tercih edilen, standartlaştırılmış modellere sahip protez markalarının başında gelmektedir.



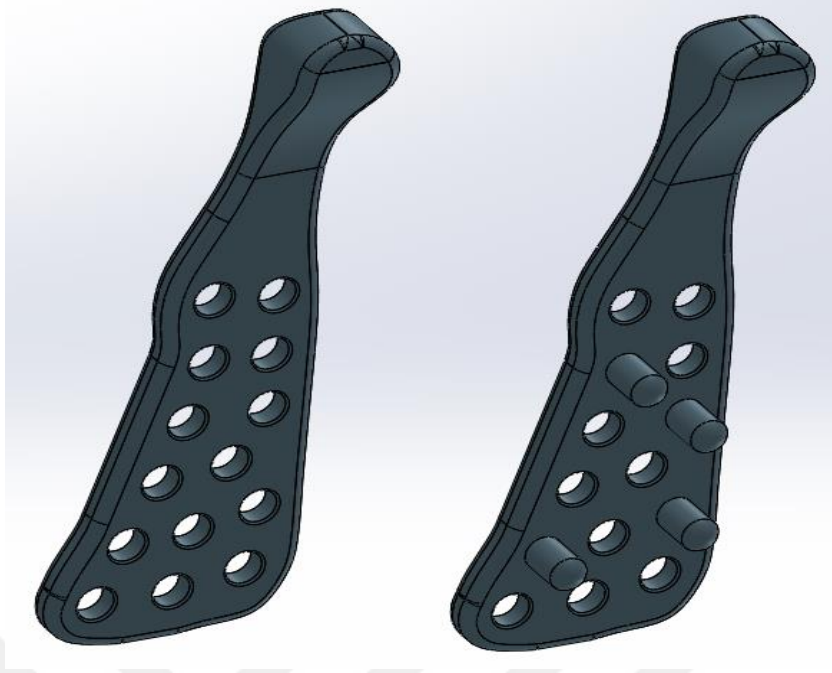
Şekil 28. Biomet mandibular implant (URL-11, 2018)

Piyasada kullanılan ticari biomet protezi temin edilerek üzerinde laser tarama yöntemi kullanılarak tersine mühendislik çalışmaları gerçekleştirildi. Öncelikle Metris ModelMaker MCA (manual coordinate measuring arm, Belçika) lazer tarayıcı ile nokta bulutları elde edildi. Sonrasında ise, stereolithography (STL) formatında alınan yüzeyler Rapidform XOR (3D Systems, Almanya) tersine mühendislik yazılımıyla iyileştirme yapılarak “*.igs” formatına çevrilerek solidworks programına aktarıldı.

2.3.2. Kendinden Pimli TME Protezi Modeli

2016 yılı sağlık bakanlığının, sağlıkta uygulama tebliği (SUT) ile ÷lkemizce ithal edilen temporomandibular eklem protezlerine verilen maddi destek kaldırılmış olup yerli imkanlar ile üretilmesi amaçlanmıştır. TME protezleri üzerinde yapılan çalışmaların ve kullanımlarının gün geçtikçe artıyor olmasına rağmen, üreticilerin uyması gereken yasal prosedürlerin zorlayıcı etkenleri ve üretim platformlarının getirdiği mali yük yerli girişimciliğin önündeki engellerin başında gelmektedir. ÷lkemizde TME protezi üretimi teşebbüsünde bulunan firmalar olmasına rağmen hali hazırda başarılı bir işletme örneğine rastlanmamıştır. Üretilmesi planlanan TME protezleri, üretim yapmayı planlayan firmaların özgün çalışmalarının çıktıları olmamasının yanında piyasada sıklıkla kullanılan ticari protezlerin bire bir kopyası niteliğindedir.

Kendinden pimli TME protezinin oluşturulmasında ticari protezin dış geometrisine müdahale edilmeden, kemik – protez temas yüzeyi için değişikliğe gidilmiştir. Dolayısıyla ticari TME protezi ve kendinden pimli TME protezinin kondil bölümleri geometrik açıdan aynı yapıda olup bu çalışmada kendinden pimli protezin cıvatalı protezlere karşı avantajları üzerine odaklanılmıştır. Ticari protezlerde alt çene kemiğinden cıvatalara gelen tekrarlı yüklerin, protez bölgesinde hasara sebebiyet vermemesi için kuvvetleri cıvatalardan önce karşılayacak olan fiziksel bir yapı planlanmış ve bu çalışmada protez ile bütün halde üretilecek pimli tasarımlar üzerine odaklanılmıştır (şekil 29). Protez üzerine konumlandırılacak pimlerin ve sabitleme cıvatalarının toplam sayısı, ticari protezlerin sabitlenmesinde kullanılan cıvataların sayısına eşit alınmıştır. Bu sebeple, ticari protezlerde kullanılan ortalama 6 adet cıvataya karşılık bu yeni tasarımda 4 adet pim ve 2 adet sabitleme cıvatası kullanılmıştır. İdeal pim-cıvata kombinasyonunu belirlemek için 4 adet pimin yanı sıra 3 adet sabitleme cıvatasının da kullanıldığı karşılaştırma modelleri de tasarlanmıştır ve analiz sonuçları değerlendirmeye alınmıştır.



Şekil 29. Ticari TME protezi ve kendinden pimli temporomandibular eklem protezi

TME protezinde bulunan pimlerin çapları protez sabitleme cıvatalarının anma çaplarıyla aynı olup 2,7 mm değerindedir. Pim boyu, protezin iç yüzeyinden itibaren 4,5 mm olup bu değer protez pimlerinin alt çene kemiğinden geçen sinir kanallarının dışında güvenli bölgede kalmasını sağlayacak şekilde belirlenmiştir. Protez üzerindeki pimlerin konumlandırılmaları ise, sağlam çene kemiği modelinin sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak ramus bölgesi üzerinde ortaya çıkan gerilme değerlerinin dikkate alınmasıyla belirlenmeye çalışılmıştır.

Kemik dokularının şekli, sinir kanallarının konumları, dokulardaki hasarlar, doku kayıpları gibi anatomik bileşenler benzer yapısal özellik gösterememektedir. Bu yapısal farklılıklar cıvatalar gibi protez bileşenlerinin uygulanabileceği alternatif uygulama alanlarını kısıtlayabilmektedir. Dolayısıyla protez yapılarında gerçekleştirilebilecek optimizasyon çalışmalarını etkileyebilmektedir. Sinir kanalları, düşük kemik yoğunluğu gibi anatomik bileşenlerin, canlı doku üzerinde bulunduğu bölgelerin kişiden kişiye farklılık göstermesi, protezlerin özellikle cıvata uygulama bölgelerinde alternatif protez cıvatalama deliklerinin ihtiyacını ortaya çıkarmaktadır. Kendinden pimli temporomandibular eklem protezi tasarımında, cerrahların protezleri sabitlemelerinde kullanacak olduğu cıvataların anatomik yapı üzerindeki kritik bölgelerin (sinir kanalları,

doku kayıplarının kritik olduğu hasarlı alanlar vb.) dışına kolaylıkla transfer edebilecekleri cıvatalama kanalı modelleri de tasarlanmış ve sayısal analizleri yapılmıştır (Şekil 30).



Şekil 30. Kanallı protez modeli montaj grubu

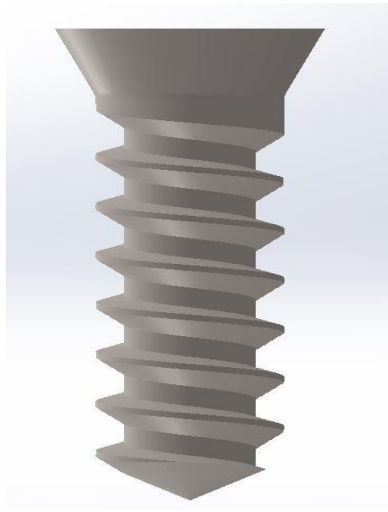
Kendinden pimli yeni TME protezi tasarımı bitirdikten sonra 3 boyutlu yazıcılardan (Zortax M200, Zortrax S.A., Poland) ABS filament malzemesinden üretilerek cerrahların ve danışman onayına sunulmuştur. Tasarımların son aşamasında ise nihai protezin ve kılavuz protezin prototipleri hızlı prototipleme teknolojisi ve lazer kütleme teknolojisi kullanılarak yüksek hassasiyette Eden ObJet v240 makinesiyle (Şekil 31) üretilmiştir. 1/100 mm hassasiyetli üretimi takiben lazer ergitme yöntemiyle metal tozundan nihai ürün elde edilmiştir. Elde edilen metal protez ürünler, replika alt çene kemiğine, alanında uzman cerrahların kontrolünde cerrahi operasyon simülasyonu olarak uygulanmıştır.



Şekil 31. Hızlı prototipleme ünitesi ve ürün çıktısı

2.3.3. Sabitlemede Kullanılan Cıvata Tipi

Ticari TME protezinin cıvata delik bölgeleri ve cıvata çap ölçülerinde orijinal ürüne uyumlu tasarım gerçekleştirilmiştir. Üretici firmanın verilerine göre (URL-16, 2018) cıvata çapı 2,7 mm olup cıvata toplam boyu 8 mm'dir (Şekil 32). Protez üzerinde bulunan 14 adet cıvata deliği cerrahların uygulama sırasında sinir kanalları, kemik yoğunluğu gibi anatomik kısıtlayıcılara karşı alternatif cıvatalama bölgelerini oluşturmaktadır.



Şekil 32. TME protezi sabitleme cıvatası tasarımı (URL-16, 2018)

Tasarımı gerçekleştirilen sabitleme cıvataları, hem ikinci karşılaştırma modeli olan ticari modelin alt çene kemiğine sabitlenmesinde hem de bu tez çalışması kapsamında geliştirilen kendinden pimli TME protezinin alt çene kemiğine sabitlenmesinde kullanılmıştır. Cıvata boy ve çapları tüm karşılaştırma modellerinde aynıdır. Cıvata malzemesi olarak Ti6Al4V (URL-16, 2018) üretici firma verilerine göre belirlenmiştir.

2.4. Analizlerde Kullanılan Çene Modelleri

İlk olarak; yetişkin bir hastanın alt çene kemiği kullanılarak bilgisayar destekli tasarım (CAD) yardımı ile sağlam alt çene kemiği modeli oluşturulup karşılaştırma modellerinden birincisi elde edilmiştir. Karşılaştırma modelleri içerisinde bulunan ve piyasada sıklıkla kullanılan ticari TME protezinin modellenmesi ile ikinci karşılaştırma modeli oluşturulmuştur. İkinci karşılaştırma modelinde kullanılan ticari protez, piyasada yaygın olarak kullanılan ‘Biomet-Standart Mandibular Implant (Zimmer Biomet Microfixation, Hollanda) ürünüdür. Protez üreticisinin uygulama önerisinde (URL-15, 2018), protezin kondil bileşeninin alt çene kemiğine sabitlenmesinde 4-6 adet cıvata kullanımı önerilirken, cerrahlar bu sabitleme işleminde genellikle 6-7 adet cıvata kullanmaktadır.

Meurechy vd.’nin (2017) farklı marka temporomandibular eklem protezi uygulamalarının incelediği çalışmasında; TMJ concept protezinde 8 adet ve biomet TME protezinde 5 adet sabitleme cıvatası kullanmış olmasına rağmen; Ackland vd. (2017) iki farklı ticari TME protezinin maksimum ısırma kuvvetlerinin karşılaştırmasında, “Biomet microfixation” modelinde 4 adet cıvata, “Melbourne” modelinde ise 6 adet cıvata kullanmayı tercih etmiştir.

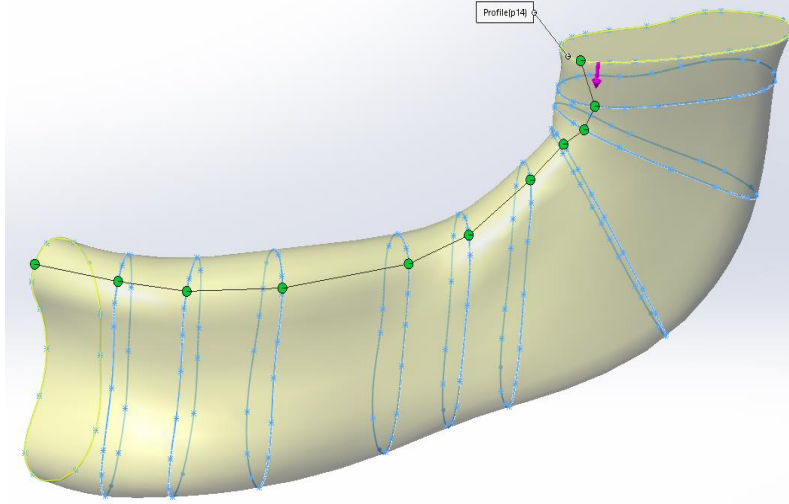
Sağlam çene kemiği, piyasada yaygın olarak kullanılan ticari TME protezi, bu tez kapsamında geliştirilen kendinden pimli TME protezi ve sabitleme cıvatalarının 3-boyutlu modelleme ve tasarım çalışmaları tamamlandıktan sonra, sonlu elemanlar analizlerinde kullanılacak olan çene gruplarının montajlanmasına geçildi. Böylece analiz çalışmalarında kullanılmak üzere 3 çene modeli oluşturulmuş olup bunların biri bu tez çalışmasında

geliştirilen kendinden pimli TME protezi diğer ikisi ise; sağlam çene kemiği ve ticari TME protezli çene kemiğinden oluşan karşılaştırma modelleridir.

2.4.1. Sağlam Çene Kemiği Modeli

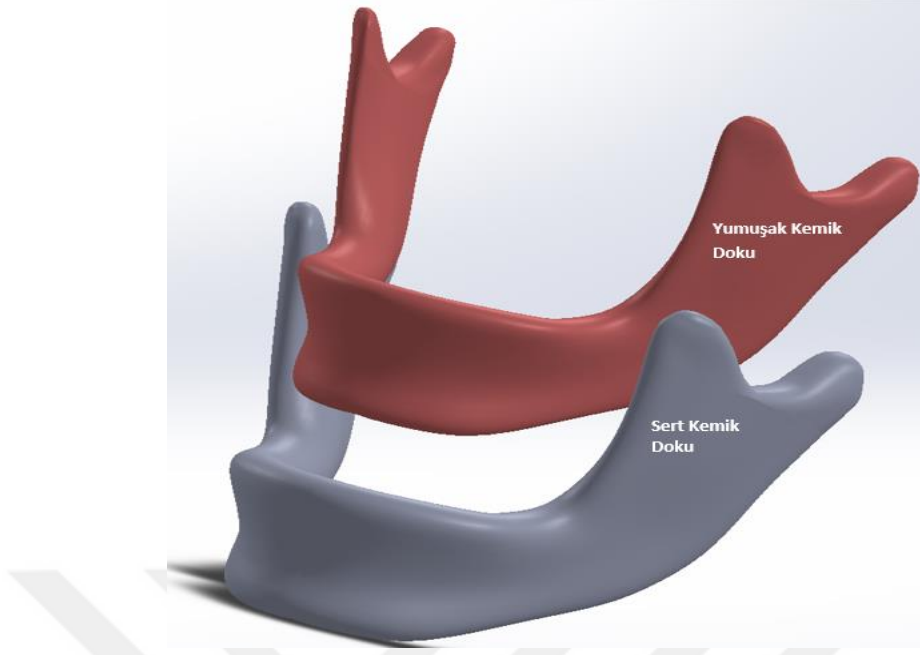
Karşılaştırma modellerinden birincisi olan sağlam çene kemiği modeli, dış kısmında bulunan sert kemik ve iç kısmındaki yumuşak kemik bileşenlerinden oluşan ana karşılaştırma modelimizdir. Bu model üzerinde ısırma pozisyonunda, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerilme ve şekil değiştirme değerleri elde edilmiştir. Bu değerler ideal TME yapısının sonuçları olarak kabul edilmiş olup karşılaştırma verileri olarak kullanılmıştır.

Sağlam çene kemiği modeli için öncelikle solidworks programı “sketch” modülü kullanıldı. Programın sketch modülünde çene kemiğinin sagittal düzlemi (programdaki karşılığı right plane) temel alınarak 11 adet profil düzlemi oluşturuldu. Her bir düzleme çene kemiğini oluşturan temel profiller çizildi. Temel profiller çizildikten sonra solidworks “surface modelling” modülü ile profiller yüzey formunda “surface loft” komutuyla birleştirildi (Şekil 33). “Surface loft” komutu çalışılırken profiller üzerinde yer alan kontak noktalarında profile normal geçişler için komut ayarlamaları yapıldı. Böylece sürekli (profillerden teğetsel geçiş) yüzey geçişine sahip alt çene kemiği modeli elde edildi. Kesit profiller ile elde edilen yüzey yapısına “surface” modülü içerisindeki kalınlık (thicken) komutu ile 1,5 mm (Gonzalez, 2008; Kim ve Park, 2012; Katranji vd., 2007; Moslemzade vd., 2014) değerinde kabuk hacmi verilerek alt çene kemiğinin içi boş sert kemik dokusu elde edildi.



Şekil 33. Alt çene kemiğinin profil çizgilerinde loft komutu

Üzerinde çalışılacak olan alt çene kemiği sert kemik doku ve yumuşak kemik doku olarak iki temel bileşenden oluşmaktadır. Sert kemik dokunun iç kısmı yumuşak doku ile kaplanmıştır. Yumuşak kemik dokusu ve sert kemik dokusu arasındaki temas yüzeyi süreklilik arz etmekte olup herhangi bir boşluk veya yabancı malzeme ihtiva etmemektedir. İki doku arasındaki hassas yüzey ilişkisi için; solidworks programında “cavity” komutundan faydalanılmıştır. Montaj sayfasına aktarılan sert kemik doku etrafına “New Part” komutuyla sert kemik dokuyu tamamıyla kaplayacak bir dörtgen prizmatik yapı oluşturulur. Mevcut yapı “cavity” komutuyla sert kemik dokudan çıkarılarak, sağlam alt çene kemiğini oluşturan sert kemik dokunun içini tamamıyla kaplayan yumuşak kemik doku elde edildi. Elde edilen yarım alt çene kemiğinin sagittal düzleme göre aynalanması ile sağ ve sol simetrik yapıda sağlam alt çene kemiği modeli elde edildi (Şekil 34). Elde edilen alt çene kemiği modeli montaj ara yüz sayfasında bulunan “evaluate” araç çubuğu içerisinde bulunan çakışma testi (interference detection) ile hata analizine tabi tutuldu. Montajı oluşturan bileşenlerin tasarımcının farkında olmadan iç içe geçmesi, özellikle sonlu elemanlar analizi aşamasında hatalı sonuçlar ortaya çıkardığı, çoğu zamanda sonlu elemanlara bölme aşamasında programda hata kodları alındığı bilinmektedir. Bu yüzden çakışma testlerinin her montaj aşamasının sonunda uygulanması ile olası hataların ve zaman kayıplarının önüne geçilmiştir.



Şekil 34. Sağlam çene kemiği modeli

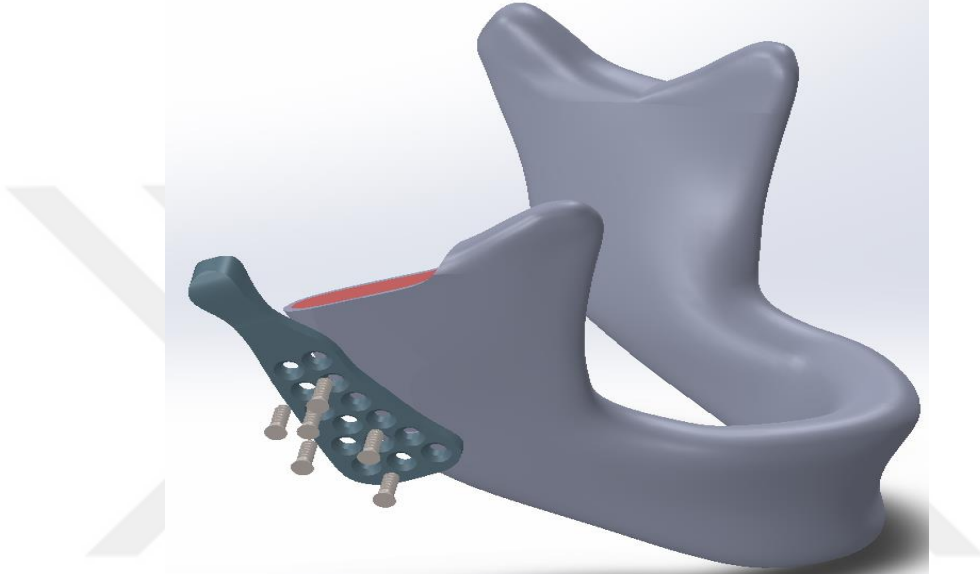
Sağlam çene kemiği modelinde, sonlu elemanlar analizi öncesinde ideale yakın eleman boyutunun belirlenmesi için farklı eleman boyutlarında ön analiz çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Eleman boyutu belirlenirken; modellerin ortak kritik bölgelerinde (gerilme değerlerinin yüksek çıkabileceğinin düşünüldüğü medial pterygoid bölgesi) farklı eleman boyutlarında sonlu elemanlar analizi çalışmaları tekrarlanmış ve ortaya çıkan gerilme değerlerinin değişim oranları göz önünde bulundurulmuştur.

Modellemesi yapılan sağlam alt çene kemiği, diğer karşılaştırma gruplarındaki protezlerin uygulanacak olduğu hasarlı çene kemikleri için de kullanılacaktır. Sağlam alt çene kemiği modelinin sağ ramus bölgesindeki kondil baş kısmı, cerrahi operasyonlara benzer şekilde kesilmesiyle hasarlı alt çene kemiği modeli elde edilmiştir.

2.4.2. Ticari TME Protezli Çene Modeli

İkinci ana karşılaştırma modelini ise hasara uğramış sağlam çene kemiğine monte edilen ticari TME protezli çene modeli oluşturmuştur. Bu montajlı çene modelinde, sağlam çene kemiğinin, sağ temporomandibular eklem bölgesinde, eklem rahatsızlığı neticesinde sağ ramus bölgesinin kondil baş kısmı kesilerek çıkarılmıştır. Çıkarılan kondil bölgesine

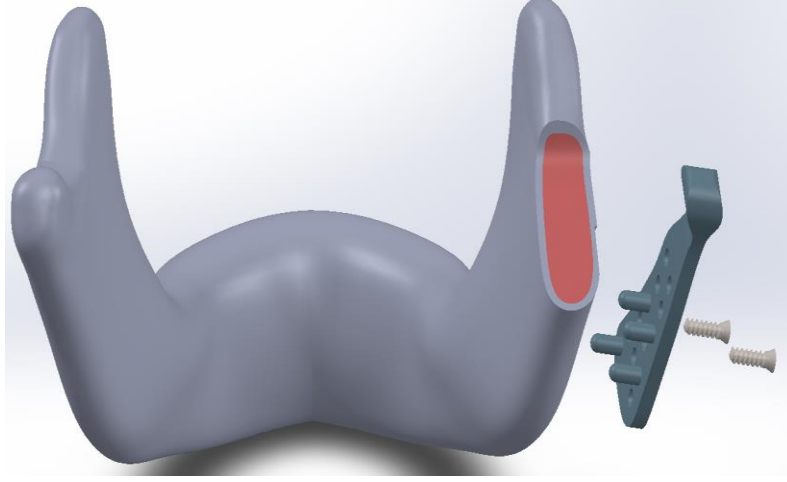
piyasada kullanılan ticari TME protezi monte edilmiştir. Gerçek saha uygulamalarındaki gibi ramus bölgesi, protezin uygulama öncesinde, protez-kemik yüzeyi için ön işleme tabi tutularak protezin oturabileceği düz kemik yüzey yapısı elde edilmiştir (Şekil 35). Protezin sabitlenmesinde 6 adet sabitleme cıvatası kullanılmış olup cıvataların yerleştirilmesinde cerrah görüşleri dikkate alınmıştır.



Şekil 35. Ticari protez uygulanmış ikinci karşılaştırma grubu

2.4.3. Kendinden Pimli TME Protezli Çene Modeli

Kendinden pimli TME protezinin hasarlı çene kemiğine (Sağ ramus bölgesi kondil başı kısmı çıkarılmış) montajlanmış modeli ise üçüncü çene modelini oluşturmaktadır. Bu tez kapsamında tasarlanan bu protez modelinin montajında, 4 adet pimin yanı sıra 2 ve 3 adet sabitleme cıvatası kullanılan seçenekler de bulunmaktadır (Şekil 36). Pimlerin protez üzerindeki yerleşim bölgelerinin tespitinde, sert kemik üzerinde ortaya çıkan kritik gerilme ve şekil değişimi bölgelerinden faydalanılmıştır.



Şekil 36. Kendinden pimli TME protezi uygulanmış üçüncü karşılaştırma grubu

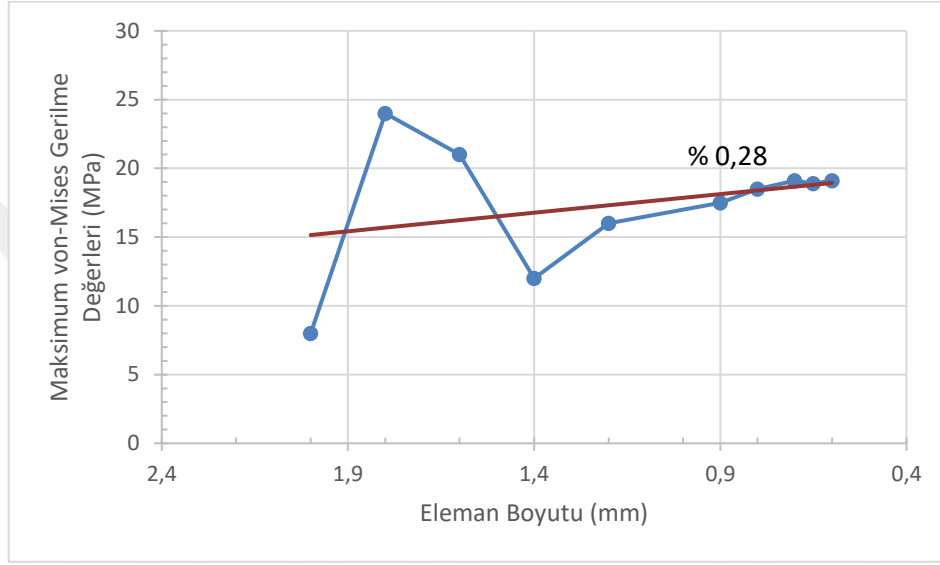
2.5. Analizler İçin Oluşturulan Sonlu Elemanlar Modelleri

Üç çene modelinin de elde edilmesinin ardından, modellerin sayısal çözümü için kullanılacak olan Ansys 16.2 (ANSYS, Inc., USA) yazılımına dosyaların aktarılması işlemine geçilmiştir. Solidworks yazılımındaki modellerin montaj dosyaları “*.step” formatında kaydedilip Ansys yazılımına aktarılmıştır.

2.5.1. Sonlu Eleman Yapısı, Tipi ve Boyutları

Analiz çalışmalarında, modellere ait tüm bileşenlerin lineer elastik malzeme bölgesi içerisinde yer aldığı kabul edilmiştir. Anatomik dokuların karmaşık geometrik yapılarının sonlu elemanlara ayrıştırılmasında (meshleme işlemi) tetrahedral eleman tipi tercih edilmiştir. Mesh yapı için dört düğüm noktalı tetrahedron eleman yapısı seçilmiş ve eleman boyutu 0,8 mm alınmıştır. Şekil 37’de görüleceği üzere eleman boyutlarının değişimleriyle birlikte, sonlu elemanlar analizi çalışmaları için daha önceden belirlenmiş kontrol bölgesinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerlerinin değişim grafiği elde edilmiştir. Grafik üzerindeki yüzdesel değerlerden de görüleceği üzere, 0,8 mm boyutundaki eleman yapısı için gerilme değerlerindeki yüzdesel değişim %0,28 olarak görülmektedir. Eleman boyutunun azalması geometrinin sonlu elemanlar modelinde iyileşme sağlarken; artan eleman sayısı hem işlem süresini uzatacak hem de hata

oranlarında artışa sebebiyet verecektir. Ön analiz çalışmalarında 0,8 mm eleman boyutunun altındaki değerlerde gerilme verilerinde göz ardı edilebilecek değişimlere ulaşılmakta olup eleman sayısında ise işlem hacmini artıracak kayda değer artışlar görülmüştür (0,6 mm eleman boyutu için, ticari TME protezli çene modelinde %53,43 artış ile 1,056,984 adet eleman sayısı).



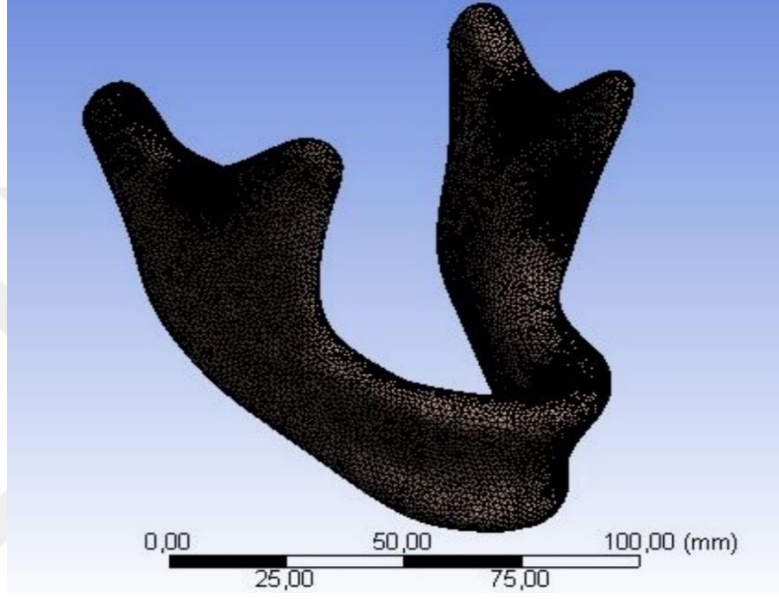
Şekil 37. Eleman boyutuna göre gerilme değerlerinin değişimi

Bu sebeple tüm modellerin 0,8 mm eleman boyutunda sonlu elemanlara ayırma çalışmaları yapılmış olup analizlerde kullanılan eleman ve düğüm noktası sayıları Tablo 2'de verilmiştir.

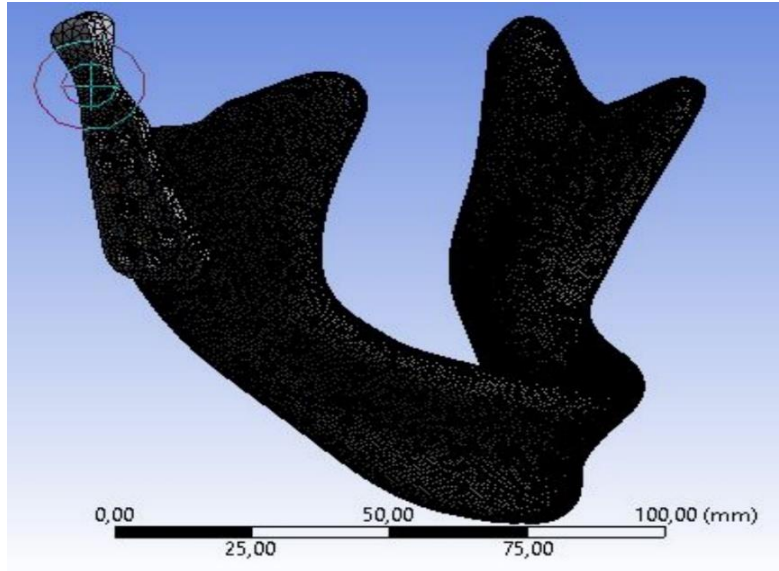
Tablo 2. Temel karşılaştırma modellerinin eleman ve düğüm noktası sayıları

Modeller	Sağlıklı Çene Kemiği Modeli	Ticari Protezli Çene Kemiği Modeli	Kendinden Pimli TME Protezli Çene Kemiği Modeli
Eleman Sayısı	907 361	688901	735139
Düğüm Noktası Sayısı	1 258 035	998421	1061384

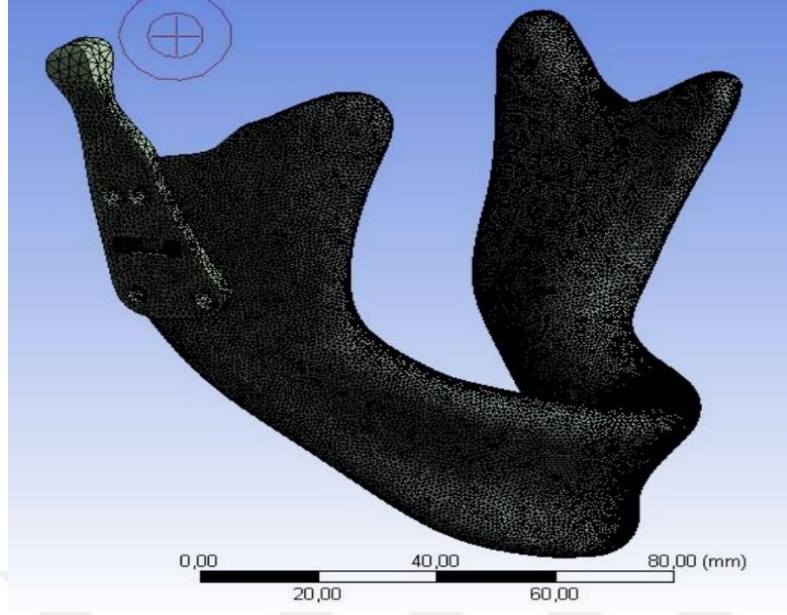
Karşılaştırma modellerinden olan sağlıklı çene kemiği modelinin ağ yapısı Şekil 38’de görünmektedir. Bu kemiğin sağ ramus bölgesinin deforme edilip ticari protez uygulanmış karşılaştırma modelinin ağ yapısı Şekil 39’da verilirken sağ ramus bölgesine yeni TME protezi takılmış çene kemiği modelinin sonlu eleman yapısı ise Şekil 40’da görülmektedir.



Şekil 38. Sağlam çene kemiği sonlu eleman modeli



Şekil 39. Ticari protezli çene kemiği sonlu eleman modeli



Şekil 40. Yeni TME protezli çene kemiği sonlu eleman modeli

2.5.2. Malzeme Özellikleri, Yükleme ve Sınır Şartları

Ansys yazılımına aktarılan modellerin, sayısal çözümünde sınır şartlarının gerçeğe yakın değerler içermesi, elde edilen sonuçların en az hata oranıyla değerlendirilmesini sağlayacaktır. Uygun malzeme seçiminde yapılmış önceki çalışmalar ve protez imalatçısı firmaların verileri dikkate alınmıştır. Dolayısıyla sabitleme cıvatalarında malzeme olarak Ti6Al4V, protezlerde ise titanyum kullanılmıştır.

Tablo 3'te verilen ve sonlu elemanlar modellerini oluşturan bileşenlerin malzeme özellikleri Ansys Workbench modülünün "engineering data" bölümüne girilmiştir. Modeli oluşturan bileşenlerin malzeme özellikleri atandıktan sonra sayısal analiz için yer değişiminin olmadığı alanların (fix support) programa tanıtılmasına geçilmiştir.

Tablo 3. Model bileşenlerinin malzeme özellikleri

Malzeme	Elastisite Modülü (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Sert Kemik	14 000	114,11	0,3	Ma vd., 2006
Yumuşak Kemik	1 500	-	0,3	Cowin, 1989
Ti6Al4V (Sabitleme Cıvatası)	104 800	827,37	0,31	Ansys v16,2
Titanyum (TME Protezi)	110 000	559	0,35	Collings, 1984

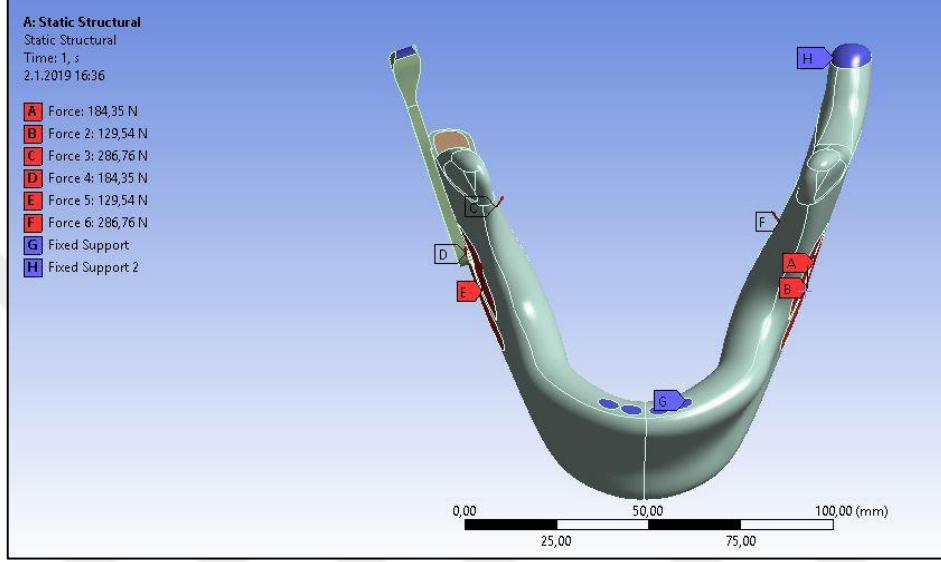
Abel 2015'te 31 yaşındaki kadın hastanın bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde ettiği modellere sonlu elemanlar yöntemi kullanarak sonlu elemanlar analizi gerçekleştirebilmek için ön kesici dişlerden ve kondil başlarından sabitleme yapmış ve ticari protezler ile yeni TME protezi tasarımını karşılaştırmıştır.

Ramos ve arkadaşlarının 2015 (d) yılında yayınladıkları deneysel çalışmalarda 45 yaşındaki kadavradan alınan alt çene kemiğine uygulanan biomet protezindeki gerilmeleri deneysel yöntemlerle ölçmüştür. Şekil değişimi ölçer (Strain-gage) kullanarak elde ettiği verileri, sayısal bağıntılar kullanarak hesaplamış ve önceki çalışmalarıyla yorumlamıştır. Deneysel çalışmada mandibulanın sabitlenmesini, alt çene kemiği anterior bölgesinden ve ramus kondil başı bölgelerini kullanarak yapmıştır.

Benzer başka bir çalışmada; Mesnard'ın (2013) sonlu elemanlar yöntemi kullanarak kondil formlarındaki değişikliklerin sabitleme cıvatalarındaki gerilme farklılıklarını araştırmasında, kesici diş bölgelerinden ve kondil başlarından sabitleme işlemi yapılmıştır. Aynı çalışmada kemik ve protez arasında tanımlanan sürtünme katsayısı 0,3 olup, bu tez çalışmasında da kendinden pimli temporomandibular eklem protezi ile sert kemik arasına Mesnard'ın ve ilgili çalışması referans alınarak 0,3 sürtünme katsayısı (Duarte vd., 2013) tanımlanmıştır.

Yapılan diğer çalışmalarda sabitleme cıvataları ve protez arasındaki sürtünme katsayısı 0,1 olarak alınmış olup (Ramos vd., 2015; Duarte vd., 2013) bu tez çalışmasında da protezlerin cıvatalar ile ara yüzlerinde sürtünme katsayısı olarak 0,1 değeri kullanılmıştır.

Alt çene kemiğinin ön kesici dişleri, statik ısırma bölgesi kabul edilerek bu bölgede yer değişiminin olmadığı varsayılmıştır. Ayrıca alt çene kemiğinin kondil bölgesinden ve protezlerin kondil bölgelerinden de yer değişiminin olmadığı varsayılmıştır. Modellerin tamamı bu bölgelerden sabitlenmiştir (Şekil 41).



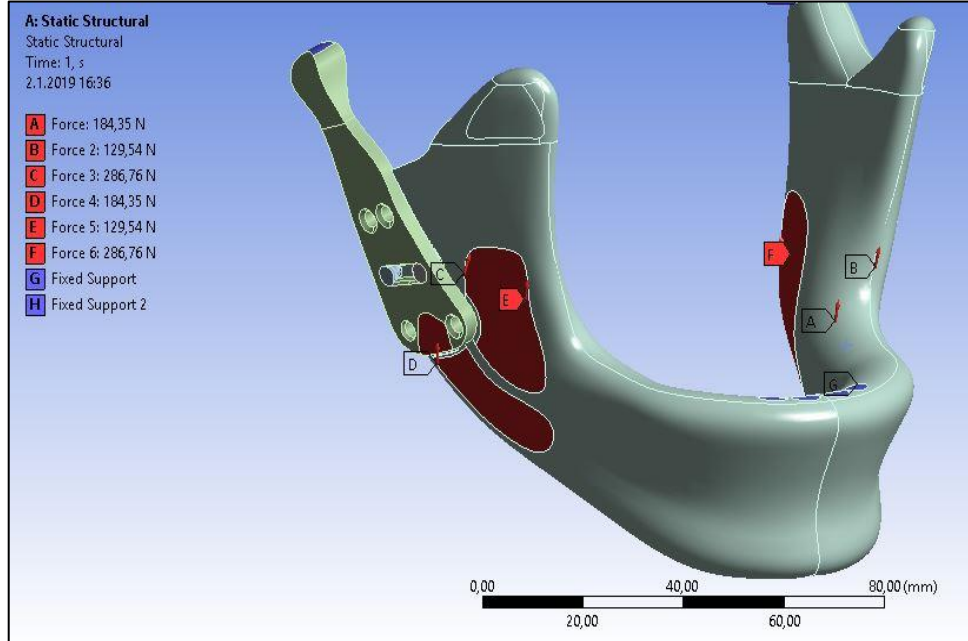
Şekil 41. Modellerin sınır şartları

Modellerde kullanılan malzeme türleri/özellikleri ve modellerin sınır şartları belirlendikten sonra sonlu elemanlar analizi için son aşama olan kuvvet ve kuvvet doğrultularının, analiz programına tanıtılmasına geçilmiştir. Modellere etkiyen kuvvetlerin kaynağı, ısırma üzerinde etkili olan kaslar; deep masseter, superficial masseter, medial pterygoid, temporalis anterior ve medial temporalis kaslarıdır. Yapılan çalışmalarda ısırma pozisyonunda alt çene kemiğinin ramus bölgesi üzerinde ortaya çıkan kritik kas kuvvetleri Tablo 4'te gösterilmiştir. Bu değerler maksimum ısırma kuvveti (yaklaşık 800N) sonucunda, ısırma sırasında etkin olan kaslarda ölçülen değerlerdir (Ramos vd., 2011; Ramos ve Mesnard, 2014; Ackland vd., 2017).

Tablo 4. Modellere uygulanan kuvvet büyüklükleri ve doğrultuları (Ramos A. vd., 2013)

Kaslar	Kuvvet (N) x doğrultusu	Kuvvet (N) y doğrultusu	Kuvvet (N) z doğrultusu
Deep masseter	7,776	127,3	22,68
Superficial masseter	12,873	183,5	12,11
Medial pterygoid	140,38	237,8	-77,30
Temporalis anterior	0,064	0,37	-0,13
Medial temporalis	0,97	5,68	-7,44

Kas doğrultularındaki değerler alt çene kemiğinin sağ ve sol yüklem bölgelerinde farklılık göstermektedir. Farklılık, modele tanımlanan eksen takımı orjininin, sagittal düzlem üzerinde bulunmasından kaynaklanmaktadır. Kas kuvvetlerinin x eksen bileşenleri alt çene kemiğinin sağ ve sol bölgelerinde işaret değiştirmektedir (Şekil 42). Yüklemelerde temporalis anterior ve medil temporalis kaslarının ısırma etkilerinin diğer kas gruplarına göre düşük değerlerde olması, bazı vakalarda da bu kas gruplarının konumlandığı ramus koronoid bölgesinin alınması sebebiyle, bu kaslar ve kaslardan gelen kuvvetler bu tez çalışmasında ihmal edilmiştir.



Şekil 42. Modellere uygulanan kuvvet ve doğrultularının model üzerinde gösterimi

2.6. İdeal Pim-Cıvata Yapısının Elde Edilmesi

İdeal pim-cıvata yapısının bulunması amacıyla 3 çene kemiği modeli grubunun, aynı sınır koşullarında sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak, sert kemik dokularında, pimlerinde ve sabitleme cıvatalarda ortaya çıkan von-Mises gerilme değerleri karşılaştırılmıştır. Bu tez çalışmasında, sağlıklı alt çene kemiği modeli temel karşılaştırma modeli olarak kullanılmıştır. Sağlam alt çene kemiği modelindeki gerilme ve şekil değişimi değerlerinin yanı sıra, ticari TME protezi modeli üzerinde oluşan gerilme değerleri birlikte değerlendirilerek, pimlerin yeni TME protezi üzerindeki konumlarına karar verilmiştir. Ayrıca, ticari TME protezli ikinci karşılaştırma modeli oluşturulurken sabitleme cıvatalarının sayıları ve protez üzerindeki konumları için cerrahların bilgilerine de başvurulmuştur.

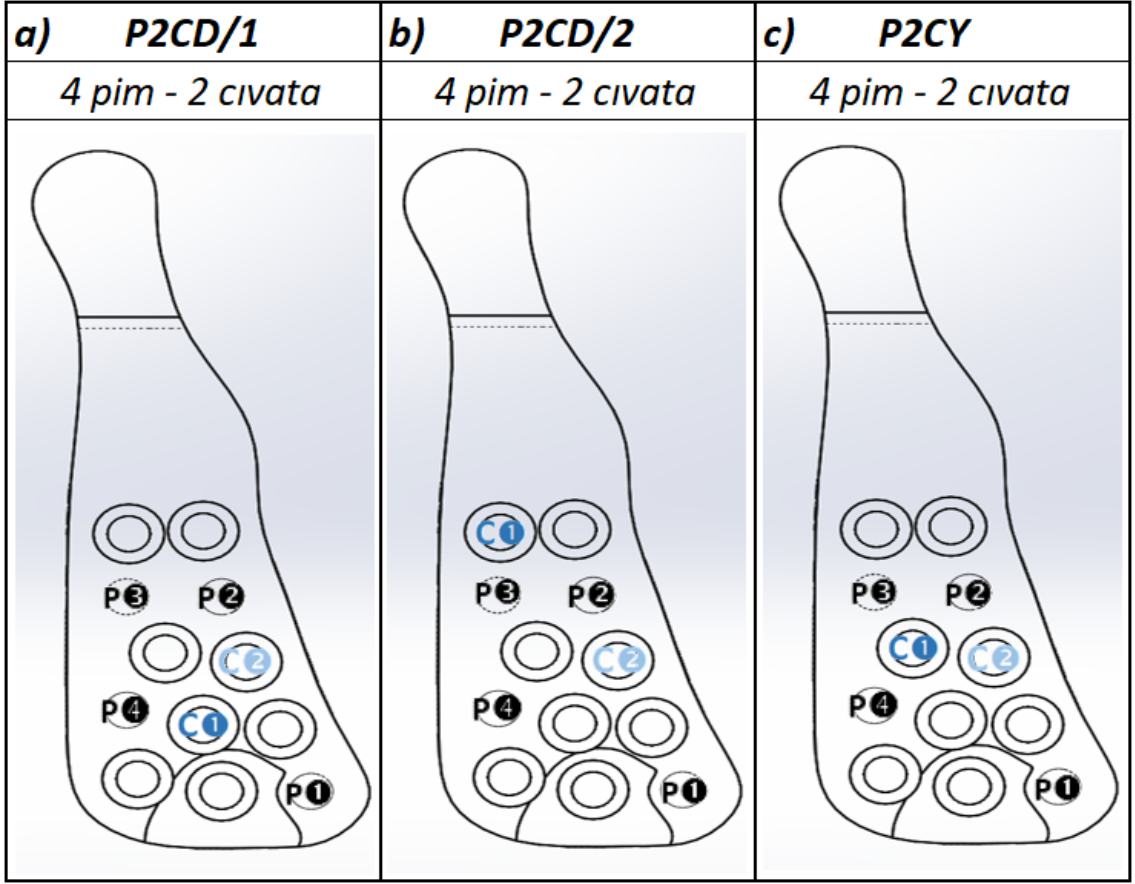
Cerrahlardan elde edilen bilgiler ışığında, protezlerin alt çene kemiğine sabitlenmesi aşamalarında, kondil başı kesi bölgesine yakın cıvata deliklerinin kullanılmadığı ve bu bölgelerde herhangi bir cıvatalama çalışmasının yapılmadığı yönünde olup bu tez çalışmasında da bu önerilere uyulmuştur. Kesi bölgelerine yakın cıvata deliklerinde cıvata kullanılması bu bölgelerin yakınında kritik kesit alanlarını ortaya çıkarmaktadır.

Sahadaki kritik bilgilerin toplanmasından sonra pim ve cıvata sayılarını belirleme aşamasına geçilmiştir. Bu aşamada sağlam alt çene kemiği modeli ve ticari TME protezli alt çene kemiği modellerinde yürütülen sonlu elemanlar analizi sonuçlarının birlikte değerlendirilmesi ile yeni tasarlanan kendinden pimli TME protezindeki pim ve cıvataların konumları da belirlenmiştir. Kendinden pimli TME protezinin frontal düzlemde oluşabilecek hareketlerin kısıtlanmasında, 2 adet sabitleme cıvatasının yetebilecek sayıda olduğu tespit edilmiştir. Bu tez çalışmasında bu iki adet cıvata (C1 ve C2) çeşitli pozisyonlara yerleştirilerek, kendinden pimli TME protezinin sabitlenmesinde kullanılacak olup, ticari protezlerde konumları değişmeyen cıvataların (C) yerine de yeni protezin 4 adet pimi (P1, P2, P3, P4) yerleştirilmiştir. Burada pim sayısı belirlenirken en az sabitleme cıvatası adeti fikrinden yola çıkılmıştır. Ayrıca farklı alt gruplarda üçüncü sabitleme cıvatası da (C3) kullanılarak modellerdeki gerilme dağılımlarındaki değişimlere etkisi incelenmiştir. Sonuç olarak, bu tez çalışmasında geliştirilen kendinden pimli TME

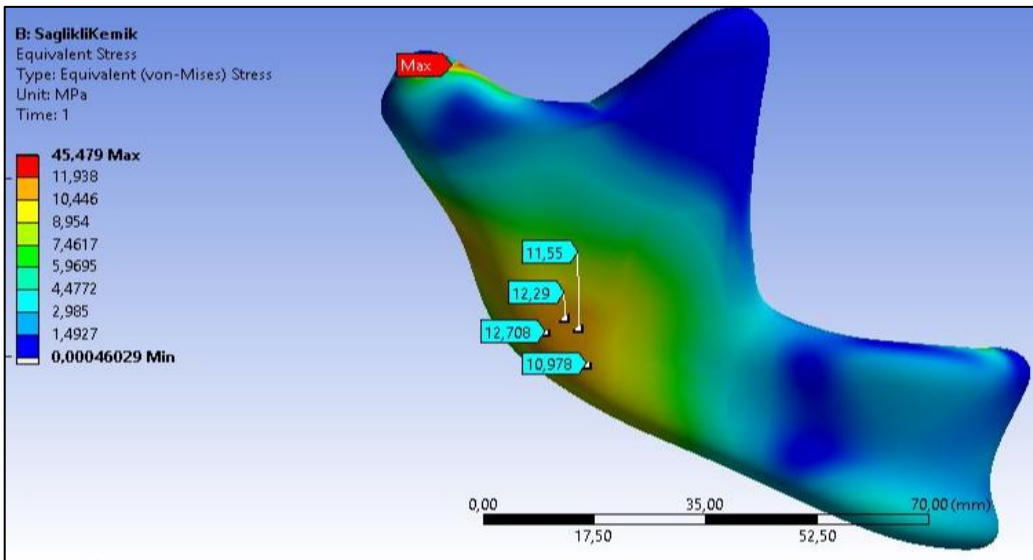
protezinde 4 adet pim ve 2 adet sabitleme cıvatası (bazı alt gruplarda 3 adet sabitleme cıvatası) kullanılacaktır.

Çene eklemi ameliyatlarında protezlerin cıvatalar ile sabitlenmesi için genel olarak iki farklı konumlandırma metodu kullanıldığı cerrahlar tarafından belirtilmiştir. Bu iki farklı konumlandırma metodu Şekil 43'te de görüleceği üzere bu tez çalışmasında kullanılan C1 ve C2 sabitleme cıvatalarının birbirlerine göre konumları dikkate alınarak “yatay” ve “dikey” olarak adlandırılmış ve diğer alt gruplar oluşturulmuştur.

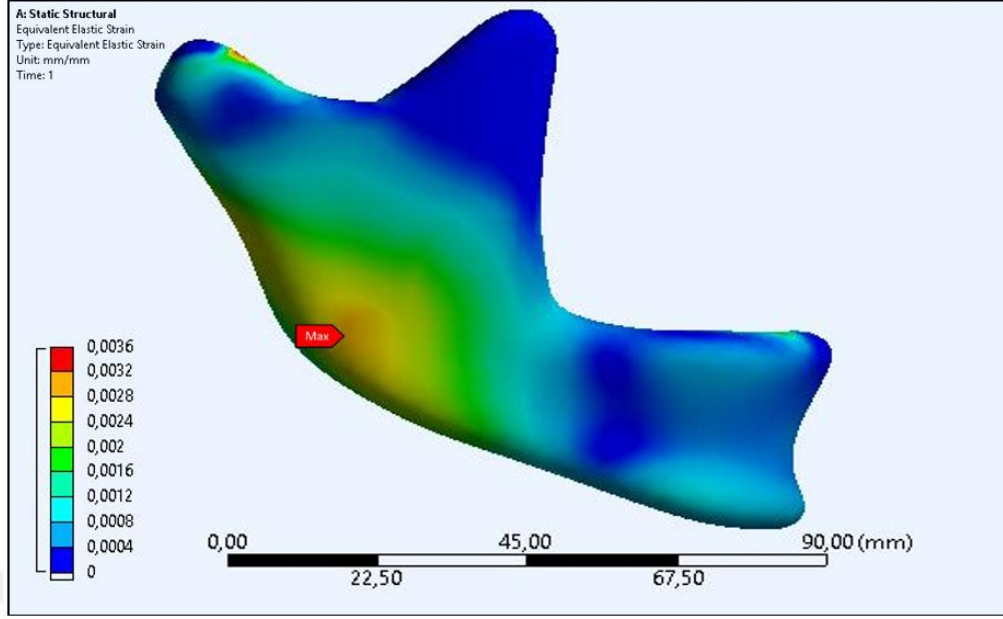
Bu çalışmada, tasarlanan alt gruplar için özel isimlendirme kullanılmıştır. Buna göre örneğin P2CD/1 modelinde; P: pimli, 2C: 2 adet sabitleme cıvatası ve cıvataların birbirlerine göre dikey (D) konumdaki /1 alternatif tasarımını göstermektedir. “/2” ile dikey konumlandırmanın ikinci alternatif tasarımını ve (Y) ile de cıvataların birbirlerine göre yatay konumlandırmaları belirtilmiştir. Kendinden pimli yeni TME protezi için C1 ve C2 cıvatalarının konumlarına göre 3 adet ana grup (P2CD/1, P2CD/2, P2CY) oluşturulmuş ve Şekil 43'te gösterilmiştir. Daha sonra bu modeller üzerinde sonlu elemanlar analiz yöntemi ile von-Mises gerilme değerleri belirlenmiştir. Sağlam çene kemiğinde gerçekleştirilen sonlu elemanlar analizlerinden, ramus bölgesinde oluşan von-Mises gerilme dağılımı ve şekil değişimi haritası sırasıyla Şekil 44 ve 45'te gösterilmiştir. Sabitleme cıvatalarının Şekil 43'te verilen konumları kullanılarak elde edilen bu öncül veriler, pimlerin ilk konumlandırılmaları için kullanılmıştır. Ayrıca P2CY modelinin sert kemik dokusu üzerindeki gerilme değerleri, diğer modellere göre daha uygun olduğundan optimum protez tasarımının geliştirilmesi kısaca ideal pim-cıvata yapısını içeren yeni tasarımların türetilmesi için bu modelden faydalanılmasını sağlamıştır.



Şekil 43. Pim-civata ilk konumlandırma modelleri (p1, p2, p3 ve p4 pimler; C1, C2 civatalar); a) C1-C2 1. dikey pozisyon, b) C1-C2 2. dikey pozisyon, c) C1-C2 yatay pozisyon



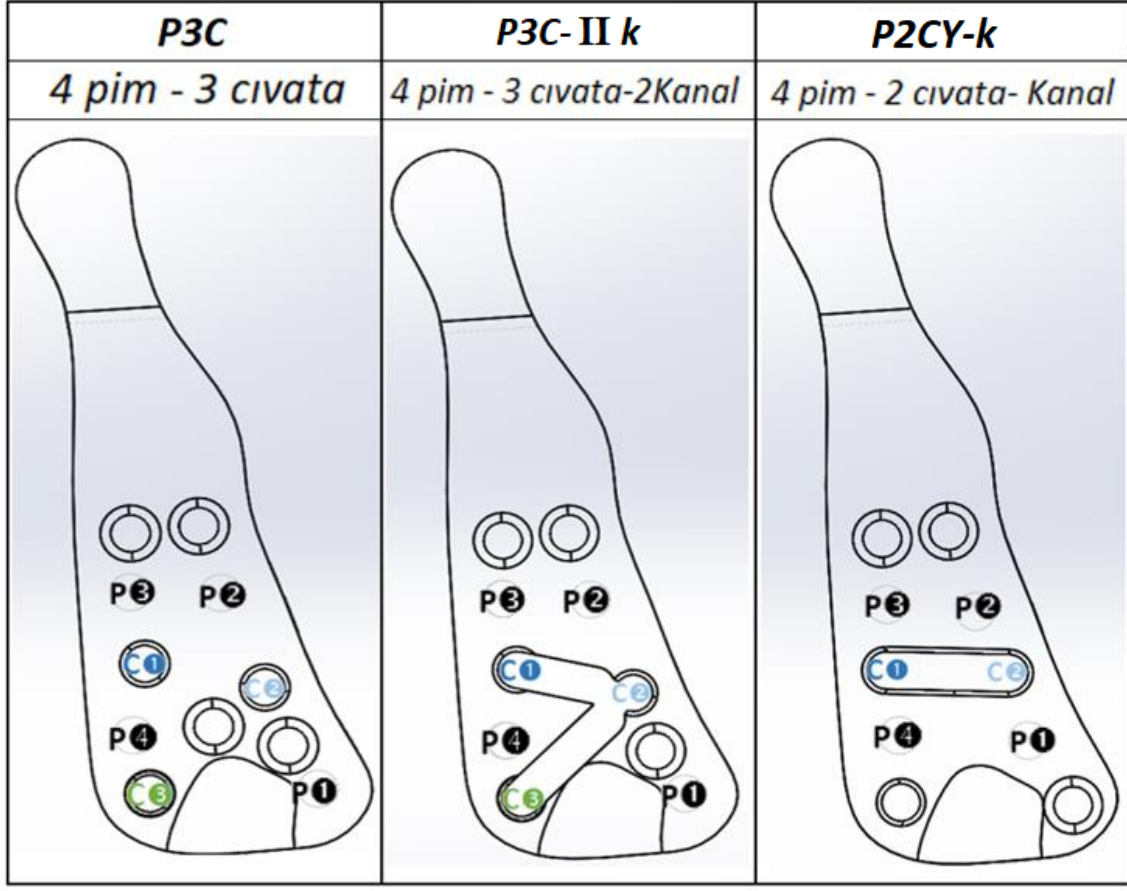
Şekil 44. Pimlerin ilk konumlandırma aşamasında sağlam çene kemiği modeli üzerinde von-Mises gerilme dağılımı



Şekil 45. Pimlerin ilk konumlandırma aşamasında sağlam çene kemiği modeli üzerinde şekil değişimi haritası

Daha öncede belirtildiği gibi, ideal-pim yapısının elde edilmesi için yararlanılan P2CY modelinde, üçüncü sabitleme cıvatası (C3) kullanılarak P3C modeli de tasarlanmıştır. Bu modelde kullanılan üçüncü cıvata P4 piminin alt bölgesinde yer alan cıvata deliğine yerleştirilmiştir. C1 ve C2 arasındaki mesafe artırılarak sert kemik dokunun iç bölgesinden geçen sinir kanallarından uzaklaşmaya çalışılmıştır. Böylece C1 cıvatası, P4 ve P3 pimlerinin ara bölgesinde konumlandırılmıştır. C2 cıvatası ise protezin anterior bölgesine yaklaştırılmıştır.

Bu aşamada tasarımda bir yeniliğe daha gidilip protez üzerinde cıvatalama kanalları açılarak, cerrahlara protezleri sabitlemede esneklik kazandırılması istenmiştir. Bu tasarımın ilki, P3C modelinin cıvataları arasına kanallar açılarak elde edilmiştir (P3C-IIk (IIk: çift kanallı)). Modelin üzerinde yer alan 2 adet cıvatalama kanalının özelliği; kanallar boyunca cerrahların uygun gördüğü alanlara cıvatalama yapabilme rahatlığıdır. Üçüncü olarak P2CY modelinin de kanallı alt grubu tasarlanarak P2CY-k (-k: tek kanallı) modeli elde edilmiş ve üçü birlikte Şekil 46'da verilmiştir. P2CY-k alt model grubunda bulunan P1 pimi protezin superior bölgesine kaydırılmış, üstünde bulunan cıvata deliği ile yer değişmiştir. P1 piminin böylece C2 cıvatasına yaklaştırılarak gerilmeleri C2 cıvatasından daha önce karşılaşması düşünülmüştür.



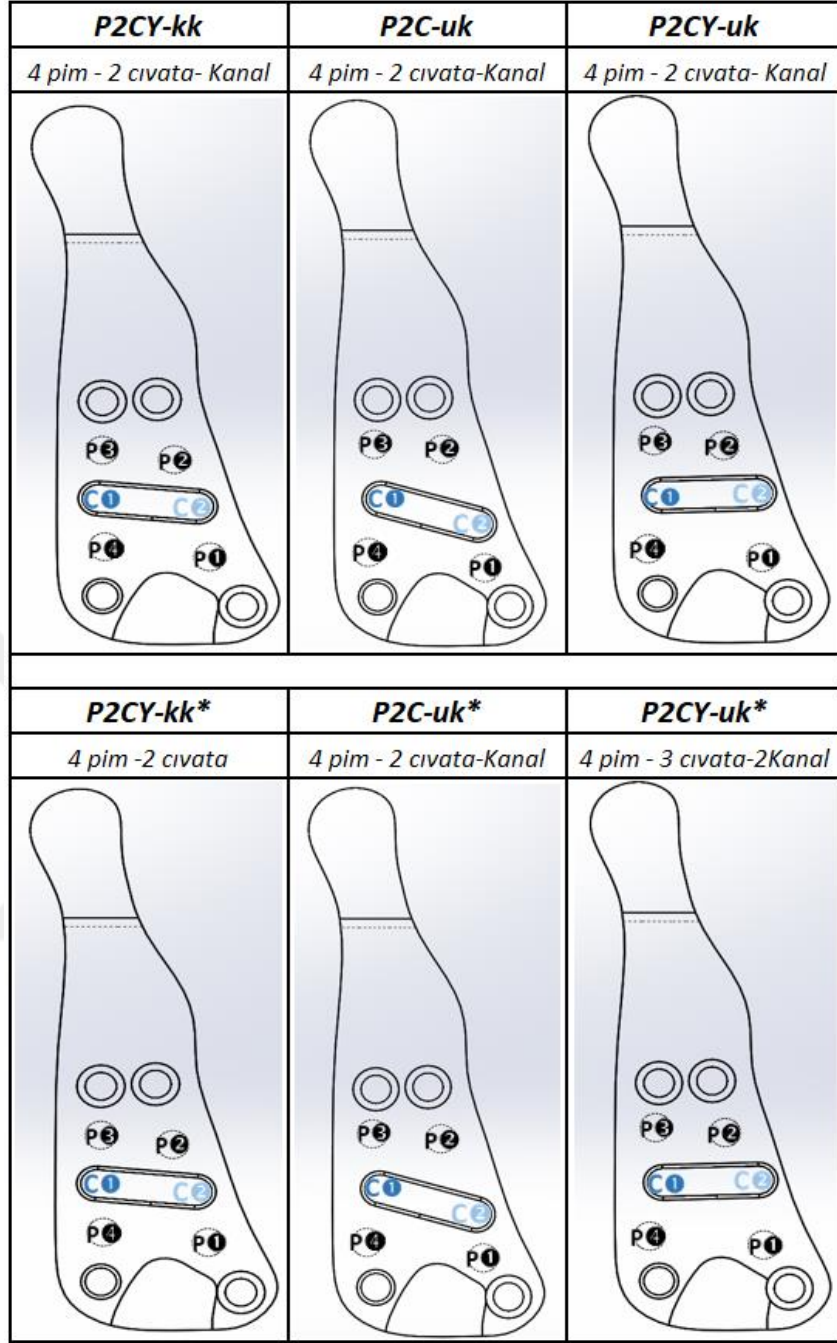
Şekil 46. P2CY modelinden türetilen 1. alt model grupları

Kanallı tasarımlardan daha iyi verim alınabilmesi için, kanal özelliklerinin (kanal doğrultusu, kanal boyu vb.) değiştirildiği ve kanal dairesel kenarlarının sabitleme civatalarıyla temas durumlarının da dikkate alındığı, P2CY-k modelinden türetilen 6 adet alt model grubu tasarlanmıştır.

6 adet alt model grubu için ilk olarak, P2CY-k alt model grubundaki kanallı yapının, kanal boyu kısaltılarak P2CY-kk (*kk*: kısa kanal), alt modeli elde edilmiştir.

Sonra P2CY-k alt model grubu üzerindeki civata kanalının boyu uzatılarak, kanal doğrultusunun yataylığının bozulduğu ve C2 civatasının P1 pimine yaklaştırılması sağlanarak P2C-uk (*-uk*: uzun kanal tipi) alt model grubu oluşturulmuştur. Bu şekilde kanal boyunun uzatılarak cerrahların civatalama yapabilecekleri alanlarda artış sağlanması istenmiştir. Daha sonra ise bu modelin kanal ekseninin yatay olduğu P2CY-uk alt modeli elde edilmiştir. Kanal boyunun uzunluğunu koruması ve yatay pozisyona yaklaştırılması için C2 civatası protezin anterior bölgesine yaklaştırılmıştır.

Cerrahların kanallı protezleri cıvatalama aşamalarında, sabitleme cıvatalarının kanallı yapıların dairesel kenarlara temas etmeme ihtimaline karşı ise (cerrahın tercihlerinden, anatomik kısıtlayıcılardan veya cıvatalama esnasında cıvatanın istenilen yere konumlandırılmaması nedenlerinden kaynaklı) P2CY-*kk*, P2C-*uk* ve P2CY-*uk* alt modellerindeki sabitleme cıvatalarının kanal uçlarına temas etmemesini temsilen ve * ile gösterilen (* sabitleme cıvataların, protezler üzerindeki kanalların dairesel kenarlarına temas etmediği) P2CY-*kk**, P2C-*uk** ve P2CY-*uk** alt modelleri tasarlanmıştır. Tüm bu kanal boyu, kanalın yatay konumu ve cıvataların kanallara temas edip etmeme durumunu temsilen oluşturulan 6 yeni pimli TME protezi Şekil 47'de gösterilmiştir. Böylece P2CY modeli kullanılarak oluşturulan 9 adet alt model grubu (ilk grup; P3C, P3C-III, P2CY-*k*, ve ikinci grup; P2CY-*kk*, P2C-*uk*, P2CY-*uk*, P2CY-*kk**, P2C-*uk**, P2CY-*uk**) ile sert kemik dokusu üzerinde gerilme değerlerinin düşük olduğu ve anatomik kısıtlayıcıların dikkate alındığı ideale yakın protez yapısına ulaşılmaya çalışılmıştır.



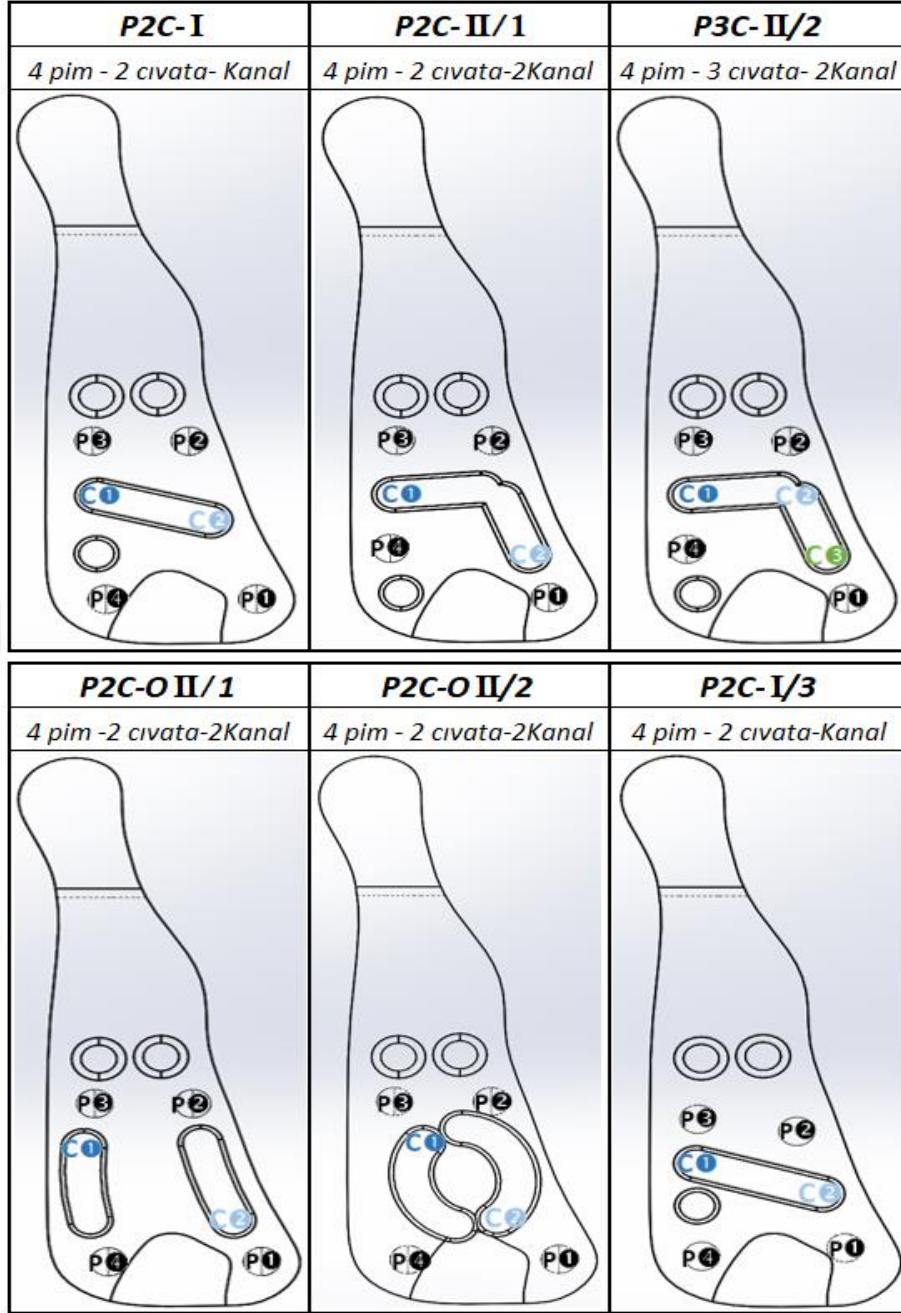
Şekil 47. P2CY-k modelinden türetilen alt model grupları

(* civatalar kanalların dairesel kenar yüzleriyle temas halinde değil)

Bu tez çalışmasına konu olan, yeni TME protezinin tasarım ve tasarım geliştirme çalışmalarında izlenen yöntem; karşılaştırma modellerinin sonlu elemanlar analizi sonuçlarına göre, sert kemik dokularında en düşük gerilme değerini veren alt modelin belirlenmesi ve kanallı/kanalsız yapı, protez üzerindeki sabitleme civataları sayısı ve civataların konumlarındaki alternatif pozisyonlar gibi parametrelerin değiştirilerek ideal

pim-cıvata yapısına ulaşabilmek/yaklaşabilmek olmuştur. Kısaca, buraya kadar geliştirilen modeller (9 adet) mekanik parametreler ön plana çıkarılarak türetilmiştir (mekanik modeller). Ancak, türetilen bu modellerde görülen iyileşmenin, tam olarak istenilen seviyede olmaması sebebiyle anatomik yapılar (kaslar ve doğrultuları, sinir kanalları gibi) ve kısıtlar dikkate alınarak yeni protez (6 adet) tasarımları gerçekleştirilmiştir (Özgün modeller).

Anatomik parametrelerin ön plana çıkarılarak tasarımları gerçekleştirilen pimli TME protezlerinden (özgün modeller) P2C-II/1 ve P3C-II/2 modellerinde iki adet cıvatalama kanalından biri protezin anterior bölgesinde P1 ve P2 pimlerinin ortasına yerleştirilmiştir. Sırasıyla iki ve üç adetlik sabitleme cıvatası kullanılarak protezin alt çene kemiğine sabitlenmesi gerçekleştirilmiştir. P2C-I modelinde, tek kanal bulunmakta olup bu protez modelindeki önemli değişiklik P4 piminin protezin en alt bölgesindeki cıvata deliğiyle yer değiştirmesi olmuştur. P4 piminin protez alt bölgesine kaydırılarak, özellikle superficial masseter kasından P1 pimine gelen yüklerin azaltılması amaçlanmıştır. P2C-OII/1 ve P2C-OII/2 (O: oval kanal formu) protez modellerinde pimler arasındaki cıvata delikleri kaldırılmış ve cıvatalama alanlarında alternatiflerin artırıldığı oval formdaki kanallı protez modelleri tasarlanmıştır. Son protez modeli olan P2C-OII/3'te ise P2 ve P3 pimleri P1 ve P4 pimlerine yaklaştırılarak yine tek kanallı yapıya sahip iki cıvatalı protez elde edilmiştir.



Şekil 48. Özgün kendinden pimli TME protezi modelleri

Tez çalışması kapsamında tasarımı gerçekleştirilen protez modelleri içerisinde, sonlu elemanlar analizi ile P2C-I/3 modelinden elde edilen bulgular, diğer modellere göre daha iyi sonuç göstermiştir. Dolayısıyla P2C-I/3 modelinin sahadaki uygulamalarında karşılaştırılması muhtemel temassız modeli olan P2C-I/3* protezi de tasarlanarak sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

2.7. Yeni TME Protez Uygulama Prensiplerinin Belirlenmesi

Temporomandibular eklem (TME) protezleri; çene cerrahisinde tecrübe ve bilgi birikimleriyle kendi içerisinde uygulama adımlarını oluşturmuş, kullanımı gittikçe yaygınlaşan implant çeşitlerindedir. TME protezi üzerinde yürütülen ar-ge çalışmaları, malzeme özelliklerinin yanı sıra, fonksiyonelliğinin geliştirilmesi, tasarımsal güncelleştirmeler ve uygulama sırasında/sonrasında iyileştirme faaliyetlerini içermektedir. Tasarım kriterlerini belirlediğimiz ve üretimini yaptığımız yeni kendinden pimli TME protezi, ticari TME protez muadilleriyle kıyaslandığında, gerilme dağılımı açısından ortaya koyduğu fonksiyonel avantajlarını, protez uygulamalarında pimlerin yekpare yapısından kaynaklı olarak protezin kemiğe montajında dezavantaja çevirebilmesi muhtemeldir. Bir başka deyişle bu tez çalışmasıyla geliştirilen kendinden pimli TME protez üzerinde yer alan pimlerin, montajlanacağı kemik üzerindeki karşılığı olan pim yuvalarının koordinatlarındaki belirsizlik, uygulama sırasında karmaşıklığa sebebiyet verebilecektir. Bu sebeple cerrahlara uygulama kolaylığı sağlanması ve nihai protezin kemik üzerine konumlandırılmasındaki kontrolünü kaybetmemesi amacıyla kılavuz protez geliştirilmiştir. Kılavuz protezlerin üzerinde nihai protezin pimlerine karşılık gelen ve pimlerin deliklerini açacak cerrahi matkabın takım ucuna uygun pim kılavuz delikleri bulunmaktadır (Şekil 50). Böylece cerrah, nihai protezle aynı şekle sahip kılavuz protezin yardımıyla kemik üzerinde protezin konumlandırılacağı bölgede ön işlemler gerçekleştirebilecektir. Kılavuz protezin istenen konumlandırma ayarları sonrasında kılavuz protez üzerindeki pim, kılavuz deliklerinden, kemik üzerine pim yuvalarını açabilmektedir. TME protezinin kemikteki bu bölgeye yerleştirilmesi ile sabitleme civatalarının delikleri, konumlarından sapma olmadan TME protezi üzerinden açılarak protez-kemik montajı tamamlanabilecektir.



Şekil 49. Kılavuz protez ve nihai protez ön görünüşü,
a) Nihai TME protezi, b) Kılavuz TME protezi

3. BULGULAR VE İRDELEME

Şekil değişimi ve von-Mises gerilme değerleri ramus üzerindeki kritik bölgeler hakkında fikir vereceğinden bu tez çalışması kapsamında tasarımı gerçekleştirilen kendinden pimli temporomandibular eklem (TME) protezi üzerinde bulunan yekpare pimlerin ilk konumlandırma aşamasında sağlam çene kemiği üzerindeki von-Mises gerilme değerlerinin yanı sıra şekil değişim değerleri de incelenmiştir.

Analiz sonuçları incelenirken; modelleri oluşturan bileşenler gruplandırılarak değerlendirilmiştir. Örneğin sert kemiklerde, sabitleme cıvatalarında, protez ve pimlerinde oluşan gerilme değerleri ayrı ayrı başlıklar altında sunulmuştur.

3.1.Anket Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Sözlü ve yazılı anket çalışmalarının değerlendirilmesinde ortaya çıkan temel sorunların başında; ülkemizde 2016 yılı sağlıkta uygulama tebliği (SUT 2016) ile ithal TME protezlerinin destek kapsamından çıkarılması ve hastaların kendi maddi imkanlarıyla ihtiyaç duydukları protezleri temin etmesi gelmektedir. TME protezinin temin sıkıntısının yanı sıra günümüzde kullanılan protezlerin operasyon sonrasında işlevselliğini yitirebilme ihtimali, cerrahların öngördükleri risklerin en kritiğidir. Protezin işlevsizliği, TME protezinin alt çene kemiğine montajında kullanılan sabitleme cıvatalarının kritik yükler altında uğradığı/uğrayacağı hasarlardan kaynaklı olduğu görülmektedir.

Ramos, Duarte ve Mesnard (2015 d) TME protezlerinin sabitlenmesinde kullanılan cıvataların başarılarının uzun süreli etkilerini değerlendirmiştir. Çalışmalarında, sabitlenme cıvatalarıyla sert çene kemiğine monte edilen protezlerin zamanla gevşemelere/çözölmelere uğrayabileceğini bildirmiş ve sabitleme cıvatalarından kaynaklı protez uygulamalarındaki başarısızlığa dikkat çekmişlerdir.

Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen yüz yüze ve yazılı anket çalışmaları ile cerrahların mevcut ürünlerden beklentileri ve olası riskleri belirtip değerlendirmeleri istenmiştir. Anket çalışmalarına katılanların %92,5'lik kısmı protez erişimlerinde karşılaştıkları zorlukları dile getirmiştir. TME protezlerinin yurtdışından ithal ürün kalemi içerisinde yer alması, ürünlerin fiyatlandırmasında döviz artışlarındaki değişimler etkili olmakta, dolayısıyla medikal bayilerce stoklara alınamamaktadır. SUT 2016 ile devlet desteğinin kaldırılması, stoklardaki ürün sıkıntıları, yurtdışı siparişlerinde yaşanan aksaklıklar (siparişin gecikmesi, hatalı ürün tedariki gibi) TME protezlerindeki fiyat dalgalanmalarından kaynaklı olumsuzluklar cerrahlarca karşılaşılan sorunların başında gelmektedir.

Cerrahların %98'i piyasadaki fabrikasyon TME protezlerinden Biomet marka ürünü kullandıklarını belirtmişlerdir. Biomet eklem protezlerinin standart yapıda olmalarına rağmen ulaşılabilirlik açısından rakip firmalara oranla avantaj göstermeleri ülkemizde baskın pazar payına sahip olmalarını sağlamaktadır.

Anket çalışmalarında kullanıcılara uygulama zorluklarıyla ilgili fikirleri sorulduğunda ise; protezlerin kondil bileşenlerinin kemiğe montajında sıkıntılar yaşandığı, özellikle protezin alt çene kemiğine cıvatalama aşamasında %55'lik bir kısım ek tedbirlere ihtiyaç olduğu görüşünü belirtmişlerdir. %15'lik bir kitle biyomalzemeler açısından ürünlerde geliştirme çalışmalarını önermekteyken, %10'luk kesim ise geniş kondil yüzeyinin uygulama aşamasında ve sonrasında daha etkili sonuçlar doğuracağını söylemişlerdir.

Cerrahlar protez kullanımında hastaların %98'ine yakınında iyileşme olduğunu, %2'lik kısmın ise hastalarda kontrolsüz kemikleşmenin tekrar ettiğini gözlemlemiş ve cerrahi operasyonlara yeniden başvurulduğunu iletmıştır.

Anket değerlendirmeleri ve literatür çalışmalarında TME protezlerinin kondil bileşenleri üzerine odaklanılmış olup, özellikle protezin alt çene kemiğine sabitlenmesinde kullanılan cıvatalar üzerine çeşitli yorumlamalarda bulunulmuştur. Yazılı ve sözlü ankete katılanların %28,3'ü protezlerin sabitlenmesinde oluşabilecek aksaklıkların cerrahi operasyonları tekrarlamasına neden olabileceği gibi kemik, doku ve protezde kalıcı hasarlara sebebiyet verebileceği görüşünü belirtmişlerdir. TME protezi araştırmalarında, protezlerin kondil bileşenlerinde farklı cıvata tipleri ve farklı cıvata pozisyonları ile gerilme dağılımları incelenmekte olup protezlerin, sabitleme cıvatalarının veya sert kemiğin zamana bağlı hasar durumlarının incelendiği de görülmüştür. Bu tez çalışmasında; kemik doku ile sabitleme cıvatalarının veya protezin temas ettikleri yüzeylerde oluşan gerilmelerin; çene kemiğinde,

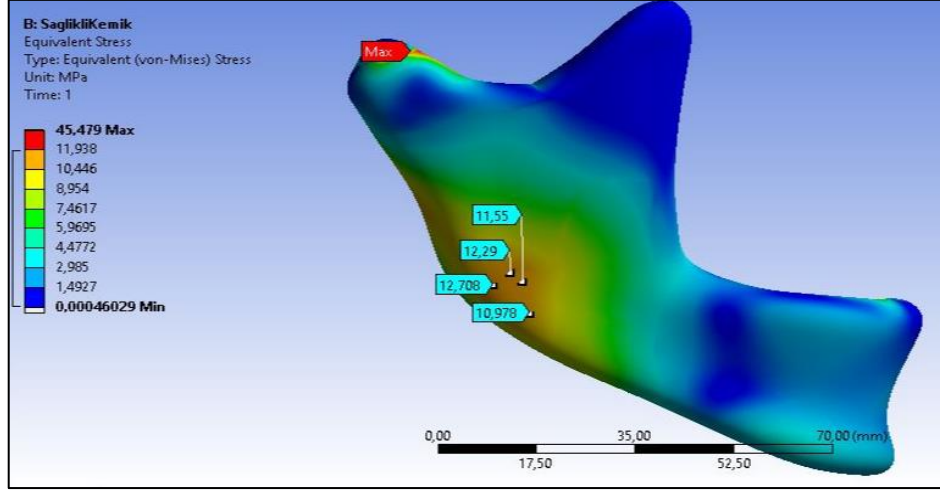
sabitlenme civatalarında ve protezlerde herhangi bir hasara neden olmaması, cerrahın da protez uygulamalarında rahat ve kontrollü hareket alanına sahip olması hedeflenmiştir.

3.2. Sağlam Çene kemiği Modelinden Elde edilen Bulgular

3.2.1. Sert Kemikte Oluşan von-Mises Gerilme Değerleri

Yükleme sonucunda sağlam alt çene kemiği modelinde ortaya çıkan von-Mises gerilme dağılımı değerleri Şekil 50’de verilmiştir. Maksimum gerilme kondil başı bölgesinde görülmüş ve değeri de 45,479 MPa’dır. Ramus bölgesinin yüzeyinde Ansys “probe” komutu kullanılarak gerilme değerleri de belirlenmiş olup, ramus bölgesinde ortaya çıkan ortalama gerilme değerlerin 10-13 MPa aralığında yoğunlaştığı görülmüştür (Şekil 50). Literatürdeki gerilme değerleri ve dağılımları incelendiğinde de çalışmamızla benzer sonuçların elde edildiği ve kondil boyun bölgesinden sonra gerilme değerlerinin ramusun alt bölgesinde artış gösterdiği görülmüştür. Tsai vd. (2015) 34-41 yaş aralığındaki 8 adet temporomandibular eklem rahatsızlığı olan hastasını cerrahi operasyona başvurmadan ve damak protezi kullanarak tedavilerini denediği çalışmalarında, maksimum gerilme değerlerini sert kemiğin kondil başı bölgesinde belirlemiştir. Gregolin vd. (2017) ticari implant geliştirme çalışmalarında, tomografi verilerini kullanarak alt çene kemiğini modellemiş ve etkin kas kuvvetlerinin sağlam alt çene kemiği üzerinde oluşturduğu gerilmelerin kondil bölgesinde yoğunlaştığını belirtmiştir. 33,20 MPa olarak ortaya çıkan maksimum gerilme değerinin çalışmamıza göre farklılık göstermesi, Gregolin ve arkadaşları (2017) kas kuvvetlerini daha düşük değerlerde almasından ve sonlu elemanlar modelinin geometri farklılığından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Liu ve arkadaşları da (2017) sağlam çene kemiğinde posterior bölgesindeki dişlerin farklı pozisyonlarında sağlam alt çene kemiği üzerinde gerilme dağılımlarını incelemiş ve maksimum gerilmenin kondil başı bölgesinde yoğunlaştığını gözlemlemiştir.

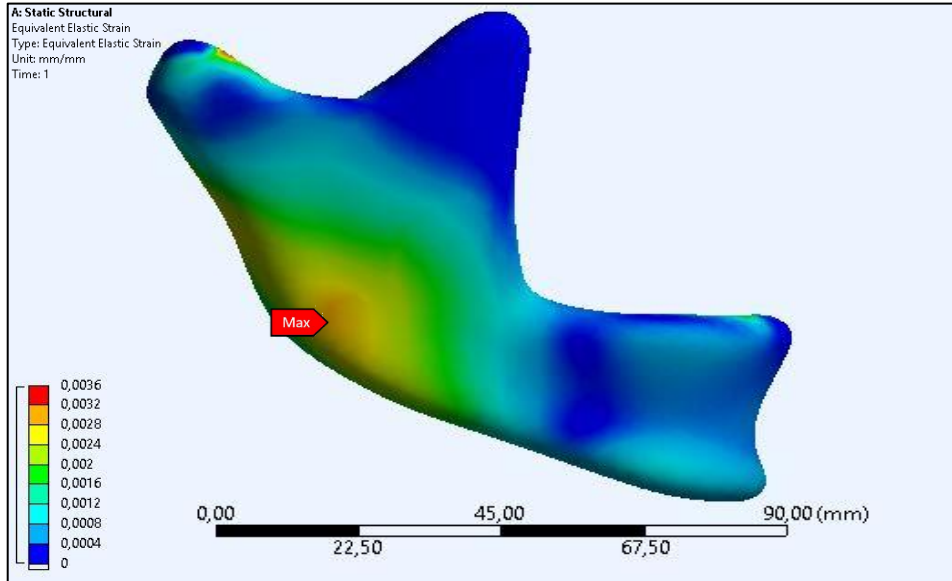
Bu tez çalışmasında sağlam çene kemiği modelinde elde ettiğimiz gerilme değerleri ideal gerilme değerleri olarak kabul edilmiş ve yeni protez tasarımında bu değerlere yaklaşılmaya çalışılmıştır. Elde edilen gerilme değerleri, yüklemeler sonucunda ortaya çıkan şekil değişimi değerleriyle birlikte değerlendirilerek, pimler için ilk konumlandırmalar gerçekleştirilmiştir.



Şekil 50. Sağlam çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerinde von-Mises gerilme dağılımları haritası

3.2.2. Sert Kemikte Oluşan Şekil Değişimi Değerleri

Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak elde edilen analiz sonuçlarında şekil değişiminin maksimuma ulaştığı nokta ramus bölgesi üzerinde olup ortaya çıkan şekil değişimi haritası Şekil 51’de görülmektedir. En yüksek şekil değişimi, ramusun alt çene kemiğinin gövdesiyle birleştiği bölgenin sagittal düzleme bakan (alt çene kemiğinin iç bölgesine bakan yüzey) alanda oluşmuş ve değeri de 0,0036’dır.



Şekil 51. Sağlam çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerinde şekil değişimi haritası

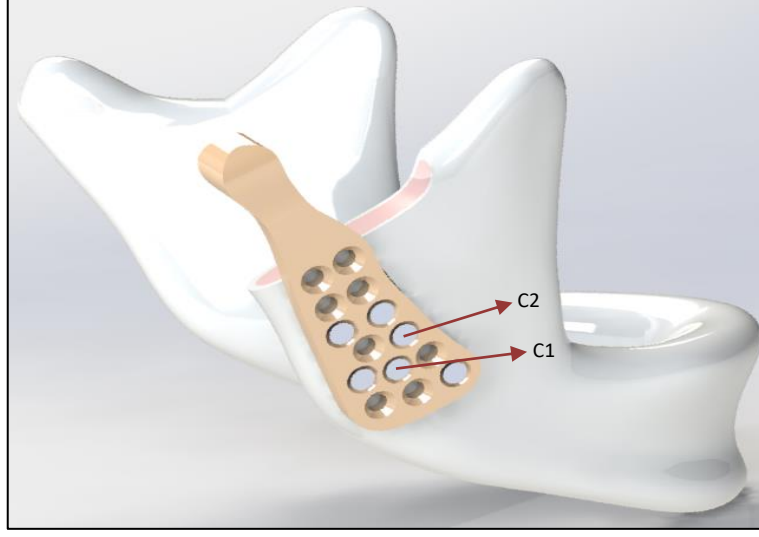
Ramusun alt bölgesinde, maksimum şekil değişiminin yanı sıra 0,387 mm değerinde maksimum yer değişim değeri de bulunmuştur.

Sağlam alt çene kemiğinin, sonlu elemanlar yöntemiyle analizi ve deneysel çalışmalarıyla karşılaştırmalarının gerçekleştirildiği bilimsel araştırmada, ramus alt bölgesi üzerinde oluşan şekil değişiminin diğer bölgelere oranla daha yüksek çıktığı gözlemlenmiştir. Alt çene kemiğinin çeşitli bölgelerine yerleştirilen şekil değişimi ölçerlerden okunan değerlerin, araştırmacıların sonlu elemanlar analizinden elde edilen değerler ile yakınlık gösterdiği ve bu tez çalışmasında elde edilen şekil değişimi haritası ile benzer özelliklerde olduğu tespit edilmiştir (Ramos vd., 2009).

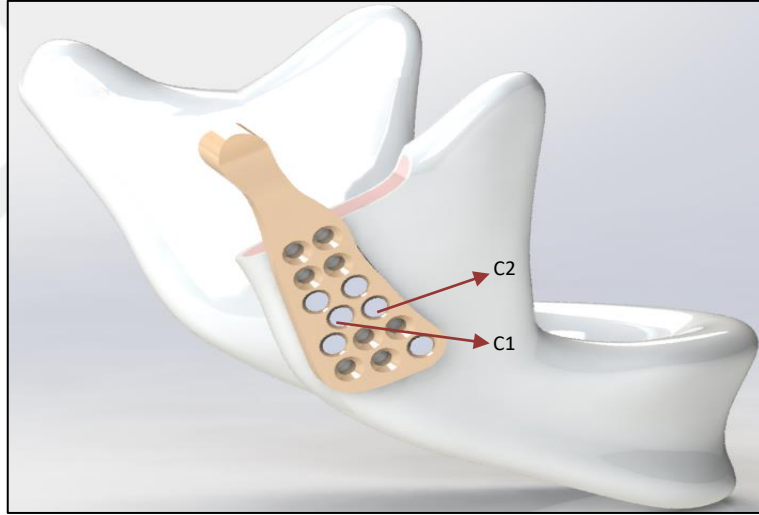
Ichim vd. (2006) çığneme kuvvetlerinin mandibula üzerinde ortaya çıkardığı şekil değişimlerini araştırdıkları çalışmalarında; 0,42mm'lik maksimum yer değişimini ramusun alt bölgesinde ölçmüştür. Ichim vd. 2007 yılındaki çalışmalarında da maksimum yer değişimlerinin ramusun alt bölgesinde ortaya çıktığını belirtilmiştir. Koriotoh vd., (1992) insan alt çene kemiğinin üç boyutlu sayısal modellenmesi çalışmasında da maksimum şekil değişimini ramusun alt bölgesinde bulunduğunu belirtmiştir. Yukarıda özetlenmeye çalışılan araştırma sonuçları, çalışmamızın ilk bulgularını doğrular niteliktedir.

3.3. Ticari TME Protezli Modelden Elde Edilen Bulgular

Sağlam çene kemiği modelindeki sınır şartlarının tamamı ticari protezli modele aktarılarak sonra; sonlu elemanlar analizleri sonucunda sert kemik doku, ticari TME protezi ve sabitleme cıvataları üzerinde oluşan gerilme değerleri incelenmiştir. Ticari TME protezi üzerinde 2 farklı analiz çalışması gerçekleştirilmiştir. Şekil 52-53'te görüleceği gibi cıvata 1 (C1) ve cıvata 2 (C2) birbirlerine göre “dikey” ve “yatay” pozisyonlandırmada denenmiştir. C1 ve C2 dışındaki cıvataların yerini yeni tasarlanan protezin yekpare pimleri alacaktır. C1 ve C2 cıvatalarının haricindeki diğer sabitleme cıvataları, buldukları bölge itibarıyla anatomik kısıtlayıcılar olan sinir ve kan damarı hatlarının dışında yer almaktadırlar.



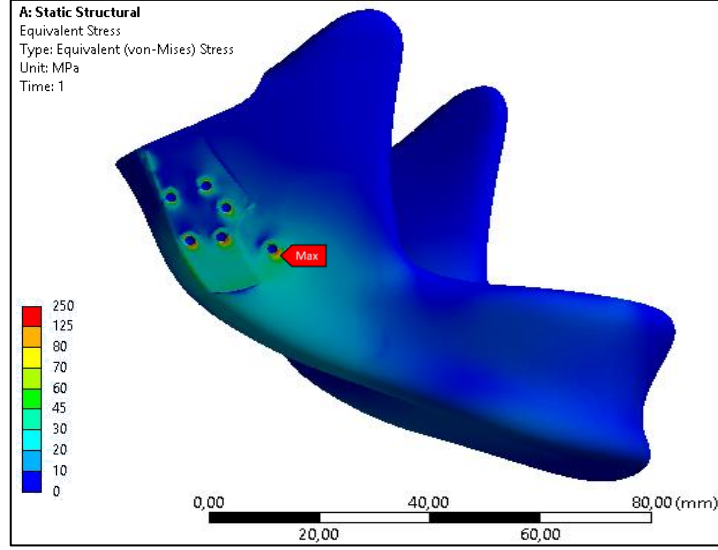
Şekil 52. Ticari TME protezi C1-C2 dikey cıvatalama pozisyonu



Şekil 53. Ticari TME protezi C1-C2 yatay cıvatalama pozisyonu

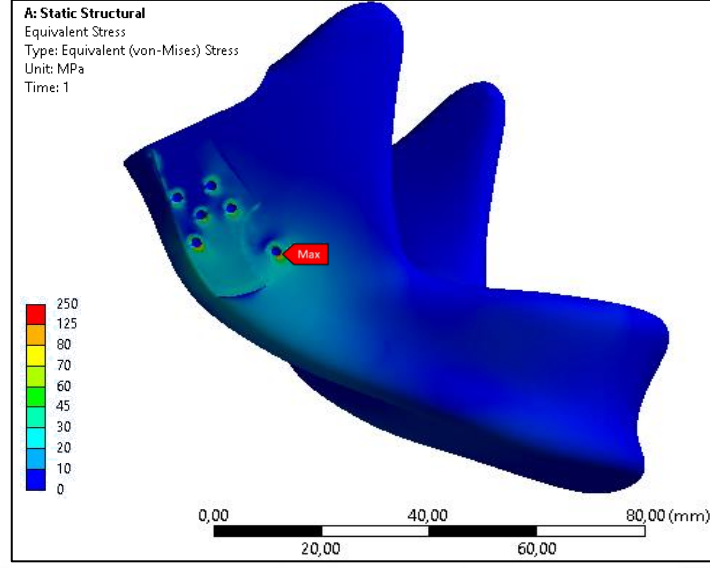
3.3.1. Ticari TME Protezli Modeldeki Sert Kemik İçin Elde Edilen Bulgular

Sabitlenme cıvataları C1 ve C2'nin birbirlerine göre yatay ve dikey pozisyonları için sert kemik dokusunda farklı gerilme değerleri elde edilmiştir. C1 ve C2 cıvatalarının birbirlerine göre dikey pozisyonlandırılmalarında sert kemik dokusu üzerinde ortaya çıkan en yüksek gerilme değeri 109,62 MPa olup bu değer ramusta C2 cıvatası altında bulunan cıvata (protezin anterior ve alt bölgesindeki cıvata) ile sert kemiğin temas yüzeyi üzerinde ortaya çıkmıştır (Şekil 54).



Şekil 54. C1-C2 dikey pozisyonunda çene modelinde gerilme dağılımı

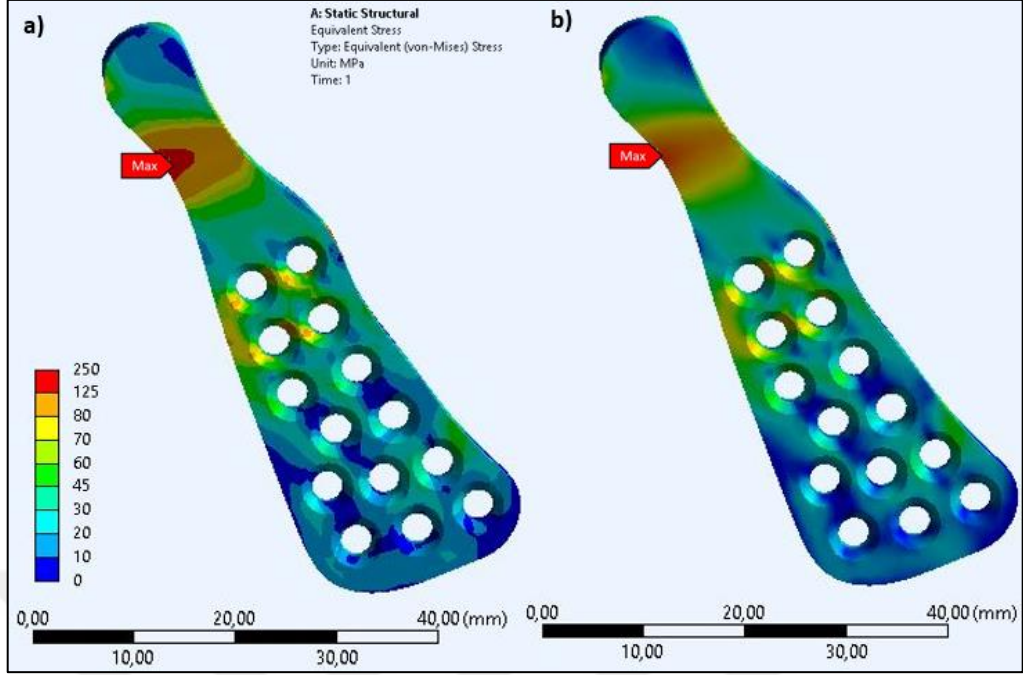
Cıvataların yatay konumlandırma pozisyonlarında gerçekleştirilen çalışmalarda ise ortaya çıkan von-Mises gerilme değeri, C2 cıvatasının altında bulunan cıvata (protezin anterior ve alt bölgesindeki cıvata) ile sert kemik dokusuyla temas bölgesinde görülmüş olup değeri de 94,8 MPa'dır (Şekil 55). Ticari protezin her iki cıvata pozisyonlandırılması değerlendirildiğinde, C1 ve C2 cıvatalarının yatay konumlandırılmaları, sert kemik dokusu üzerinde daha düşük gerilme değerlerini oluşturduğu görülmüştür. Cıvataların yatay pozisyonlandırmalarının bu avantajı kendinden pimli TME protezinde kullanılmıştır.



Şekil 55. C1-C2 yatay pozisyonunda çene modelinde gerilme dağılımı

3.3.2. Ticari TME Protezli Modeldeki Protez İçin Elde Edilen Bulgular

Yüklemelerin sonucunda, ticari protezlerde oluşan gerilmeler, C1 ve C2 cıvatalarının yatay ve dikey her iki pozisyonu için oluşturulan iki ayrı modelin aynı bölgesinde ortaya çıkmıştır. Gerilme değerleri; cıvataların dikey konumlandırmalarında 241,01 MPa olup bu değer yatay konumlandırmada 223,43 MPa'dır (Şekil 56). Protezler üzerinde oluşan maksimum gerilmeler her iki protez modelinin kondil boyun kısmında görülmüştür. Protez boyun bölgesi dışındaki gerilme değerlerinin ise; ramusun kesilen kondil bölümüne yakın cıvatalama alanında yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgelerde ortalama gerilme değerleri C1-C2 dikey cıvatalama modellerinde 90-105 MPa aralığında olup bölgedeki cıvata deliklerinin etrafında yoğunlaşmıştır. Cıvataların yatay pozisyonları için bu bölgelerde ortaya çıkan gerilme değeri aralığı, dikey pozisyonlandırmaya oranla daha düşüktür (82- 96 MPa).

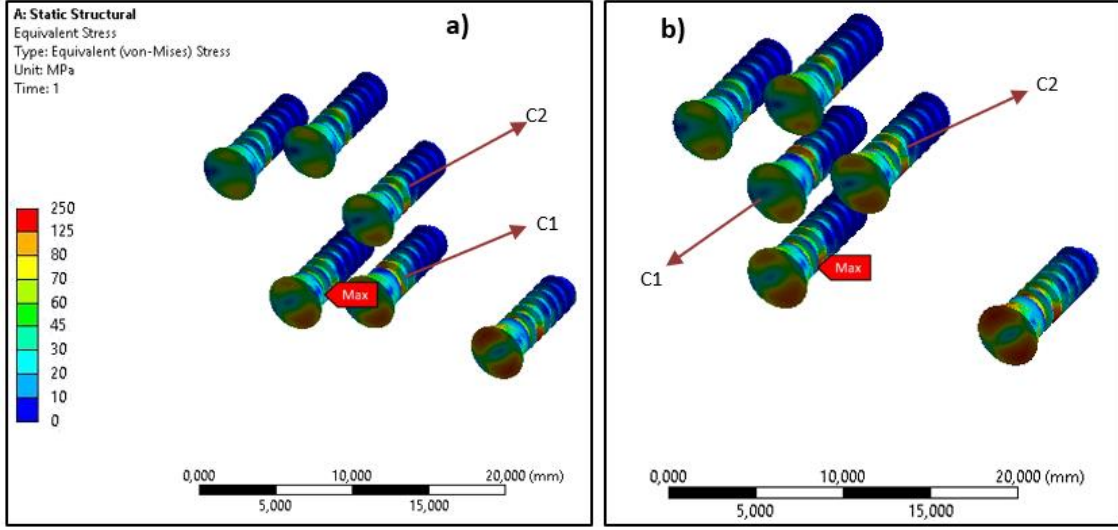


Şekil 56. C1 ve C2 cıvatalarının birbirlerine göre; a) dikey, b) yatay pozisyonunda ticari TME protezinde oluşan von-Mises gerilme dağılımı

3.3.3. Ticari TME Protezli Modeldeki Sabitleme Cıvataları İçin Elde Edilen Bulgular

Ticari TME protezli modelde kullanılan cıvatalar üzerinde ortaya çıkan gerilmelerden en yüksek değer 232,18 MPa ile C1 ve C2 cıvatalarının dikey konumlandırılmasında elde edilmiş ve Şekil 57.a'da gösterilmiştir. Maksimum gerilme değeri, cıvataların dikey pozisyonunda, protezin posterior bölgesindeki cıvata gruplarından protez alt bölgesinde yer alan cıvatanın dişlerinde görülmüştür. Cıvataların yatay pozisyonlanmasında ise ortaya çıkan gerilme değeri aynı cıvatanın dişi üzerinde oluşmuş ve bir miktar düşerek 218,32 MPa değerine inmiştir (Şekil 57.b).

Ackland ve ark. (2015) TME protezi kondil bileşeninin, ramusa farklı açılar ile konumlandırıldığı ve kondilin alt çene kemiğine farklı cıvata sayılarıyla montajlandığı çalışmada, posterior bölgelerdeki cıvatalama modellerinde en yüksek gerilme değerlerini gördüğünü belirtmiş olup, bu tez çalışması da benzer verileri ortaya koymuştur.



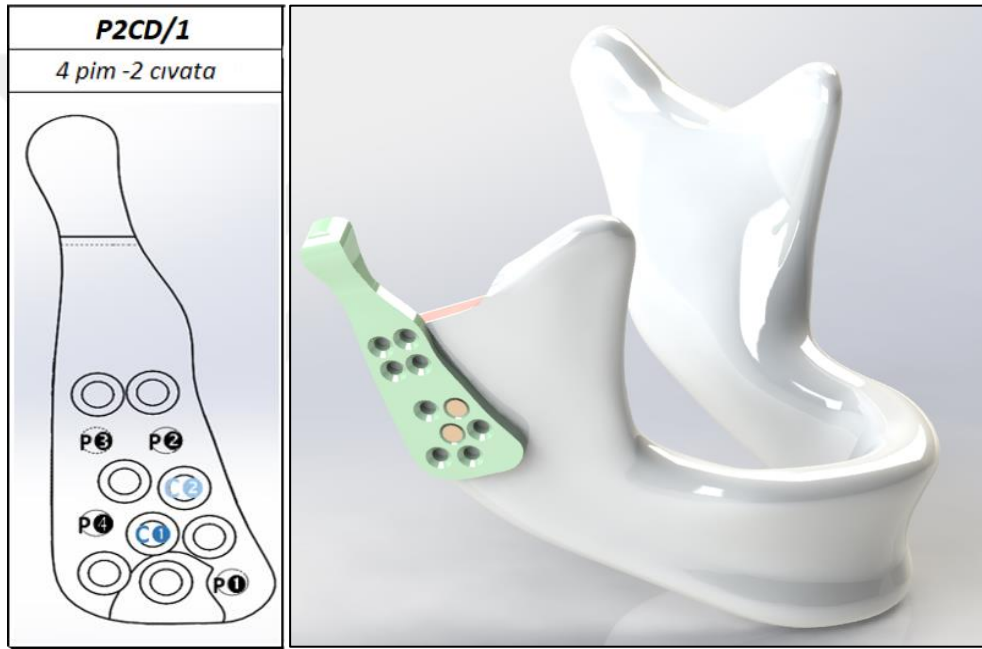
Şekil 57. C1 ve C2 civatalarının birbirlerine göre; a) dikey, b) yatay pozisyonunda ticari protez modelinin sabitleme civataları üzerinde oluşan von-Mises gerilme dağılımları

Sabitleme civataları üzerinde ortaya çıkan gerilme değerleri incelendiğinde, gerilmelerin özellikle sert kemik ile temas halinde olan civata dişlerinin diplerinde yoğunlaştığı görülmüştür. C1 ve C2 civatalarının dikey pozisyonlandığı modelde (Şekil 57.a) oluşan yüksek gerilme değerlerinin, ticari TME protezinin posterior bölgesinde yer alan iki adet sabitleme civatasının dişlerinde yoğunlaştığı görülmüştür (170 MPa – 233 MPa aralığında). Protezin anterior bölgesinde yer alan C1 ve C2 civatasının da dahil olduğu, dört adet sabitleme civatasında oluşan maksimum gerilme değerleri ise 128 MPa ile 191 MPa aralığında değişkenlik göstermektedir. C2 civatasında ortaya çıkan gerilme değeri 190,11 MPa değerine ulaşırken, C1 civatasında bu değer 129,02 MPa'a inmiştir.

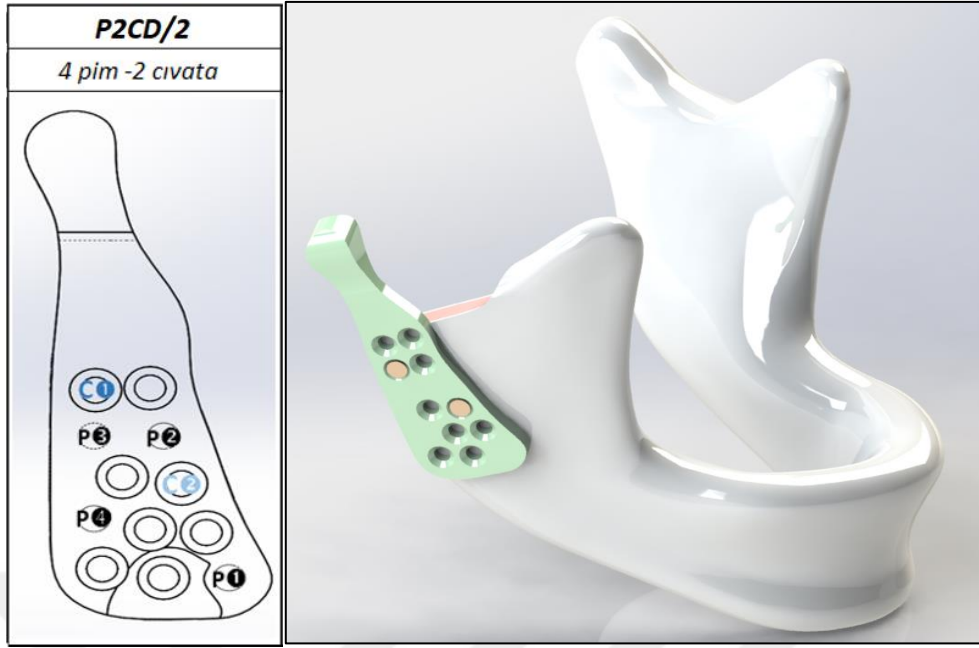
C1 ve C2 civatalarının yatay pozisyonlandığı modelin (Şekil 57.b) sabitleme civatalarında oluşan yüksek gerilme değerleri, protezin posterior bölgesinde yer alan iki adet sabitleme civatasının dişleri üzerinde dağılım göstermektedir. Maksimum gerilmenin oluştuğu civata hariç diğer sabitleme civatalarında oluşan yüksek gerilme değerleri 118 MPa ile 190 MPa aralığında dağılım göstermektedir. C2 civatasında ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 186,27 MPa değerine ulaşırken, C1 civatasında bu değer 118,06 MPa'a inmiştir.

3.4. Kendinden Pimli TME Protezli Modelden Elde Edilen Bulgular

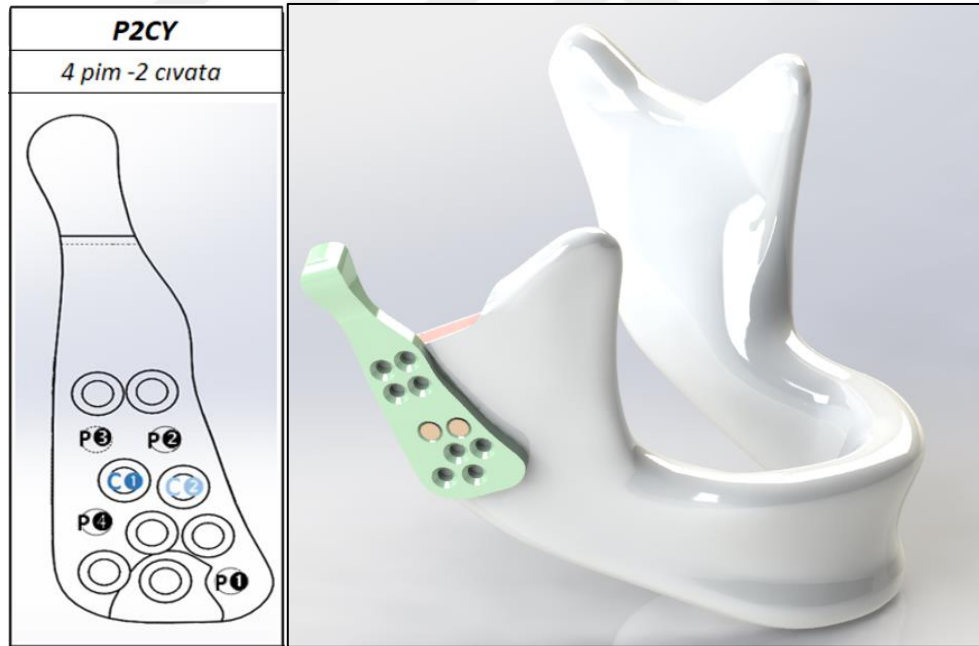
Bu tez çalışması kapsamında geliştirilen kendinden pimli TME protezinin modelleme aşamasında P2CD/1, P2CD/2, P2CY olmak üzere üç ana model oluşturulmuştu (Şekil 58-59-60). Bu modellerin sonlu eleman analiz sonuçları; sert kemikler, pimli protezler ve pimli protezlerin alt çene kemiğine sabitlenmesinde kullanılan civatalar için (2 adet) kendi içlerinde ayrı ayrı değerlendirilmiştir.



Şekil 58. Kendinden pimli P2CD/1 TME protezli çene kemiği modeli



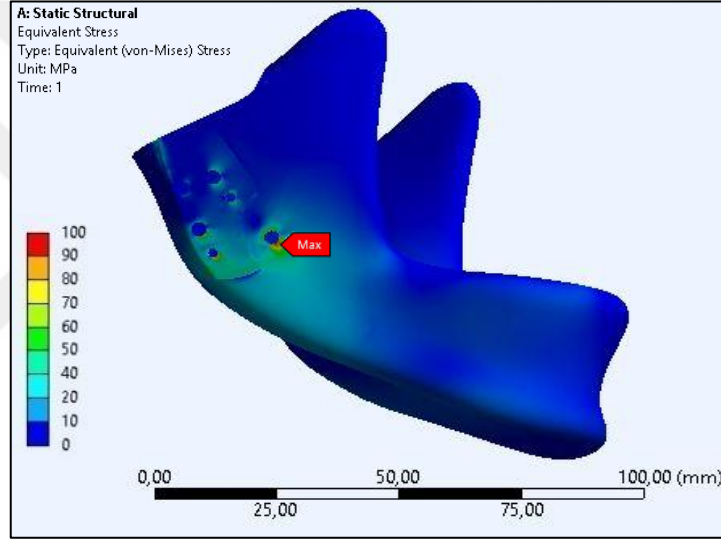
Şekil 59. Kendinden pimli P2CD/2 TME protezli çene kemiği modeli



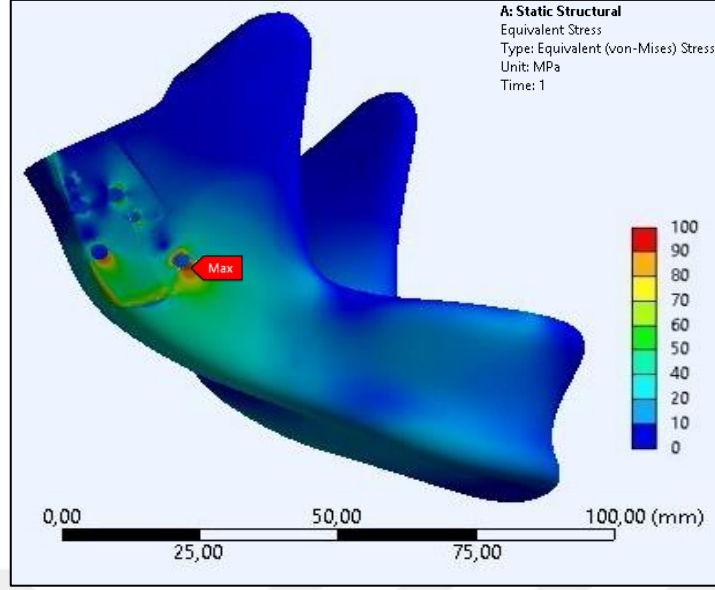
Şekil 60. Kendinden pimli P2CY TME protezli çene kemiği modeli

3.4.1. Kendinden Pimli TME Protezli Modeldeki Sert Kemik İçin Elde Edilen Bulgular

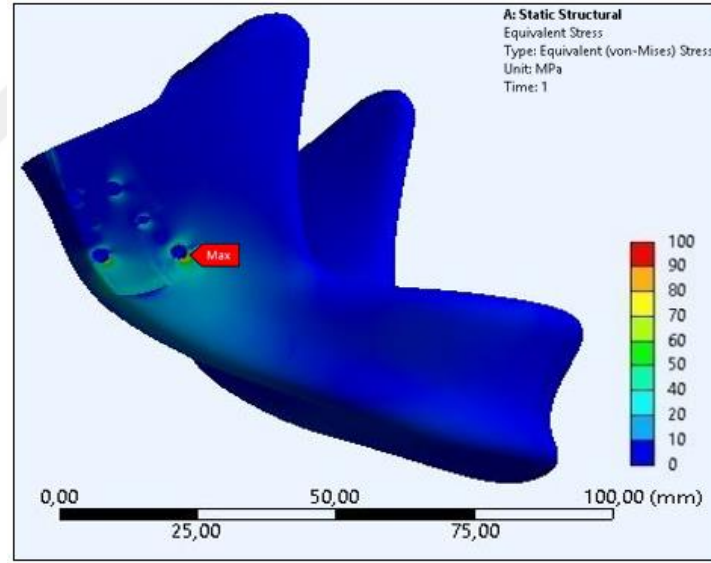
Sonlu elemanlar analizinde bir önceki karşılaştırma modelleriyle aynı sınır şartları olan, kendinden pimli TME protezi gruplarındaki farklılık; sabitleme cıvatalarının konumlandırılmalarında olup, analizler sonucunda sert kemik doku üzerinde ortaya çıkan von-Mises gerilme dağılımları cıvata pozisyonlarından dolayı değişiklik göstermiştir. Her üç model grubunda maksimum gerilme değerlerinin; protezlerin, alt anterior bölgesinde konumlanan pim ile sert kemik dokunun temas ettikleri yüzeylerde ortaya çıktığı görülmüştür (Şekil 61-62-63).



Şekil 61. P2CD/1 kendinden pimli TME protez modelinin kullanıldığı sert kemikte oluşan von-Mises gerilme dağılımı



Şekil 62. P2CD/2 kendinden pimli TME protez modelinin kullanıldığı sert kemikte oluşan von-Mises gerilme dağılımı



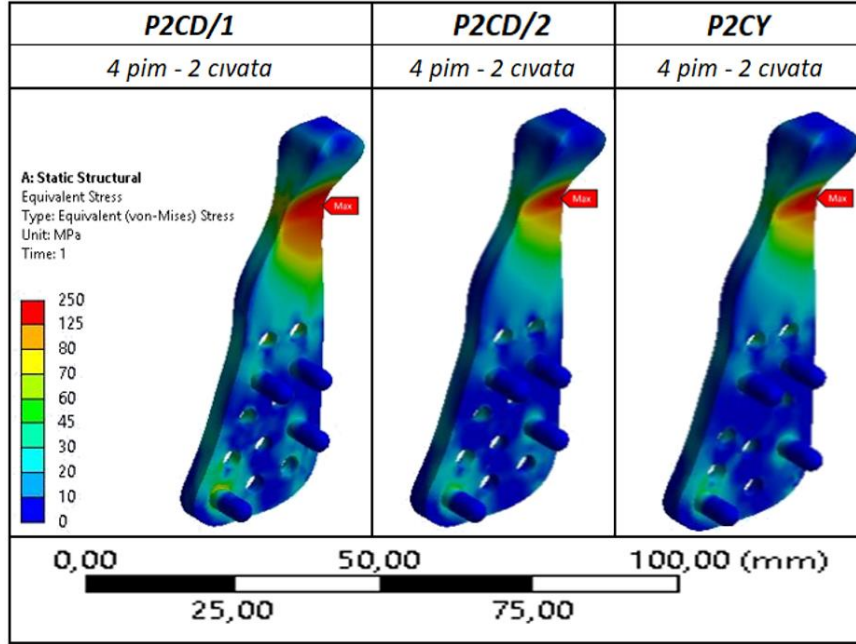
Şekil 63. P2CY kendinden pimli TME protez modelinin kullanıldığı sert kemikte oluşan von-Mises gerilme dağılımı

P2CD/1 modelinin sert kemik dokusu üzerinde 87,782 MPa olarak ortaya çıkan maksimum gerilme, protezin alt anterior bölgesinden alt posterior bölgesi doğrultusu boyunca sert kemik üzerinde yayılım sergilemektedir (Şekil 61). P2CD/2 modelinde ortaya çıkan gerilme değeri 88,949 MPa olarak hesaplanmış olup (Şekil 62), P2CY ana modelinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri ise 84,838 MPa ile bu üç model arasındaki en düşük gerilme değerini göstermiştir (Şekil 63). Bu tez çalışmasındaki sonlu elemanlar analizi

çalışmalarının temel amacı; anatomik kısıtlayıcıların dikkate alınmasıyla sert kemik doku üzerindeki asgari gerilme değerlerinin araştırılması olduğundan, elde edilen ilk karşılaştırma bulgularında P2CY modelinin diğer modellere kıyasla daha uygun değerleri ortaya koyduğu tespit edilmiştir. Sert kemik dokuları üzerindeki gerilme dağılımları incelendiğinde; protezlerin alt bölgelerinin temas ettiği kemik yüzeylerinde, ramusun alt çene kemiği gövdesiyle birleştiği bölümde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu yoğunlaşma deep masseter ve superficial masseter kaslarının bu bölgelerdeki etkinliğinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Deep masseter ve superficial masseter kaslarının etkinliği sonucunda ortaya çıkan gerilmeleri ilk etapta P1 pimi karşılamıştır.

3.4.2. Kendinden Pimli TME Protezi İçin Elde Edilen Bulgular

Kendinden pimli TME protezlerinin tamamında gerilme değerleri protezin boyun kısmında ortaya çıkmıştır (Şekil 64). Maksimum von-Mises gerilme değerleri; P2CD/1 modelinde 176,51 MPa, P2CD/2 modelinde 158,96 MPa ve P2CY modelinde 155,56 MPa olarak görülmüştür. Literatürdeki TME protezi çalışmaları da incelendiğinde gerilmenin maksimum çıktığı bölgenin protezlerin boyun bölgesi olduğu görülmektedir.



Şekil 64. Kendinden pimli TME protezlerinde oluşan von-Mises gerilme dağılımı

Abel ve arkadaşlarının (2015) kondil destekli, ticari ve anatomik TME protezi modellerini kıyasladığı çalışmada, kondil destekli modellerin maksimum gerilmeleri, protezlerin boyun bölgesinde ortaya çıkmıştır. TME protezlerinin geometrik yapılarının boyun bölgelerinde daralma göstermeleri, gerilme yığılmalarının bu bölgelerde yoğunlaşmasına neden olmaktadır. Protezlerin geometrik yapıları gerilmelerin yoğunlaştığı alanları etkilerken, kullanılan cıvatalar, cıvata deliklerinin sayıları ve protez üzerindeki konumlarının yanı sıra protezin alt çene kemiğine yerleştirilme açısı da gerilmelerin ortaya çıktığı alanları değiştirebilmektedir.

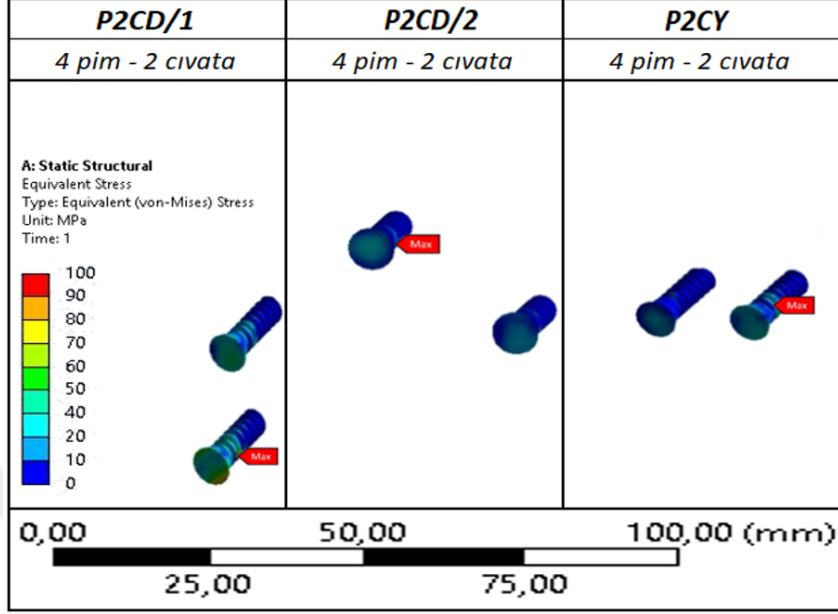
Bu tez çalışmasının üçüncü ana grubunu oluşturan yeni protez tasarımlarının, pimlerine gelen gerilme değerleri de incelenmiştir. P2CD/1 modelinde P1 piminin protezle kesişim bölgesinde 74,6 MPa olan gerilme değeri, P2CD/2 ve P2CY modellerinde de aynı pim üzerinde ortaya çıkmıştır. Bu modellerdeki pim gerilmeleri sırasıyla 74,581 MPa ve 65,771 MPa'dır. Protezler üzerindeki diğer pimler incelendiğinde P1 piminden sonra sırasıyla P4 ve P2 pimleri gerilmeleri karşılamaktadır. P3 pimleri üzerinde oluşan en yüksek gerilme değeri 5,25 MPa ile diğer pimlerde oluşan maksimum gerilme değerleri ile kıyaslandığında en düşük değerlerin ortaya çıktığı pimler olduğu görülmüştür.

3.4.3. Kendinden Pimli TME Protezli Modeldeki Sabitleme Cıvataları İçin Elde Edilen Bulgular

Ticari protezlerde kullanılan sabitleme cıvatalarına kıyasla bu çalışmada geliştirilen kendinden pimli TME protezinde kullanılan az sayıdaki (2 adet) sabitleme cıvatasında elde edilen gerilme değerlerinde anlamlı düşüşler görülmüştür. Sabitleme cıvatalarının pozisyonlarına göre maksimum gerilme değerleri, modellerde kullanılan sabitleme cıvatalarının farklı bölgelerinde gözlenmiş olup Şekil 65'te verilmektedir. P2CD/1 ve P2CD/2 modellerinde maksimum von-Mises gerilme değerleri C2 cıvatasında oluşurken bu değerler, P2CD/1 modelinde 98,256 MPa ve P2CD/2 modelinde ise 57,174 MPa'dır.

81,111 MPa ile maksimum von-Mises gerilme değerinin C1 cıvatasında olduğu P2CY modelinde kullanılan sabitleme cıvataları, birbirlerine göre yatay konumdadır. Chowdhury ve arkadaşlarının (2011) TME protezlerinin sabitlenmesinde kullanılan cıvataların farklı ölçü ve konumlandırmaları için ortaya çıkan gerilme değerlerini incelediği çalışmalarında; birbirlerine göre yatay hizada olan cıvata modelinin, birbirlerine göre zig-

zag pozisyonlardaki cıvata modellerine göre daha iyi gerilme dağılımı sergilediğini belirtmiş olup bu tez çalışması ile benzer sonuçlara ulaşılmıştır.



Şekil 65. Sabitleme cıvataları üzerinde von-Mises gerilme dağılımları

3.5. Temel Karşılaştırma Modelleri

Sağlam çene kemiği modeli, ticari ve kendinden pimli TME protezli bu üç temel karşılaştırma modellerinden elde edilen maksimum von-Mises gerilme değeri sonuçları; sert kemik dokular için Tablo 5, protezler için Tablo 6, sabitleme cıvataları için Tablo 7 ve protez pimleri için ise Tablo 8’de ayrı ayrı gruplandırılarak sunulmuştur.

Tablo 5. Sert kemik dokularında oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	Sağlam Çene Modeli	Ticari TME Protezli Çene Modelleri		Kendinden Pimli TME Protezli Çene Modelleri		
		C1 ve C2 Yatay	C1 ve C2 Dikey	P2CD/1 Modeli	P2CD/2 Modeli	P2CY Modeli
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	45,479	94,8	109,62	87,782	88,949	84,838
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	Kondil Başı Bölgesinde	Anterior alt cıvata- Kemik Temas Bölgesi	Anterior alt cıvata- Kemik Temas Bölgesi	P1-Kemik Temas Bölgesi	P1-Kemik Temas Bölgesi	P1-Kemik Temas Bölgesi

Yukarıdaki tabloda üç temel model (sağlam çene kemiği modeli, ticari TME protezli model ve kendinden pimli TME protezli model) için sunulan gerilme değerleri incelendiğinde, kendinden pimli TME protezinin ilk tasarımlarının ticari TME protezli modellere göre avantajlı sonuçlar ortaya koyduğu kolaylıkla görülmektedir. Kendinden pimli TME protezli modellerin sert kemik dokuları üzerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme değerleri ticari proteze göre %22,61'lik azalma değerleri göstermiştir.

Protez boyun bölgelerinde ortaya çıkan gerilme değerlerindeki azalma miktarı ise %35,46 olarak ortaya çıkmıştır. Sabitleme cıvatalarındaki gerilme değerlerindeki bu azalma; ticari protezin C1 ve C2 dikey pozisyonlanma modeli ile kendinden pimli P2CY TME protezi arasındadır (Tablo 5).

Tablo 6. Protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	Ticari TME Protezli Çene Modelleri		Kendinden Pimli TME Protezli Çene Modelleri		
	C1 ve C2 Yatay	C1 ve C2 Dikey	P2CD/1 Modeli	P2CD/2 Modeli	P2CY Modeli
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	223,43	241,01	176,51	158,96	155,56
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi

Ticari protezlerde kullanılan altı adet sabitleme cıvatasına karşı kendinden pimli TME protezini alt çene kemiğine sabitlemek için iki adet cıvata yeterli görülmüştür. Azalan cıvata sayısı sonucunda, bu cıvatalara gelebilecek gerilme değerlerindeki artış beklentisi, protez üzerindeki yekpare pimler ile giderilmiştir. Tablo 6'da da görüleceği üzere özellikle P2CD/2 modelinde %75,38 ile cıvatalar üzerindeki maksimum gerilmelerde azalma görülmüştür. Bu azalma ticari protezin C1 ve C2 dikey pozisyonlanma modeli ile kendinden pimli P2CY TME protezi arasında %62,07'dir.

Tablo 7. Sabitleme cıvatalarında oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	Ticari TME Protezli Çene Modelleri		Kendinden Pimli TME Protezli Çene Modelleri		
	C1 ve C2 Yatay	C1 ve C2 Dikey	P2CD/1 Modeli	P2CD/2 Modeli	P2CY Modeli
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	218,32	232,18	98,256	57,174	81,111
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	Protezin; posterior bölgesi alt cıvatası	Protezin; posterior bölgesi alt cıvatası	C2 Cıvatası Dış Dibi	C1 Cıvatası Dış Dibi	C2 Cıvatası Dış Dibi

Protez pimlerinin karşılaştırıldığı Tablo 8’de görüleceği üzere, P2CD/1 ve P2CD/2 modellerinin pimlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerlerinde önemli farklılıklar görülmemiştir. P2CY modelinde ise diğer protez pimlerine kıyasla %11,8’lik düşüş görülmüştür.

Tablo 8. Protez pimlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

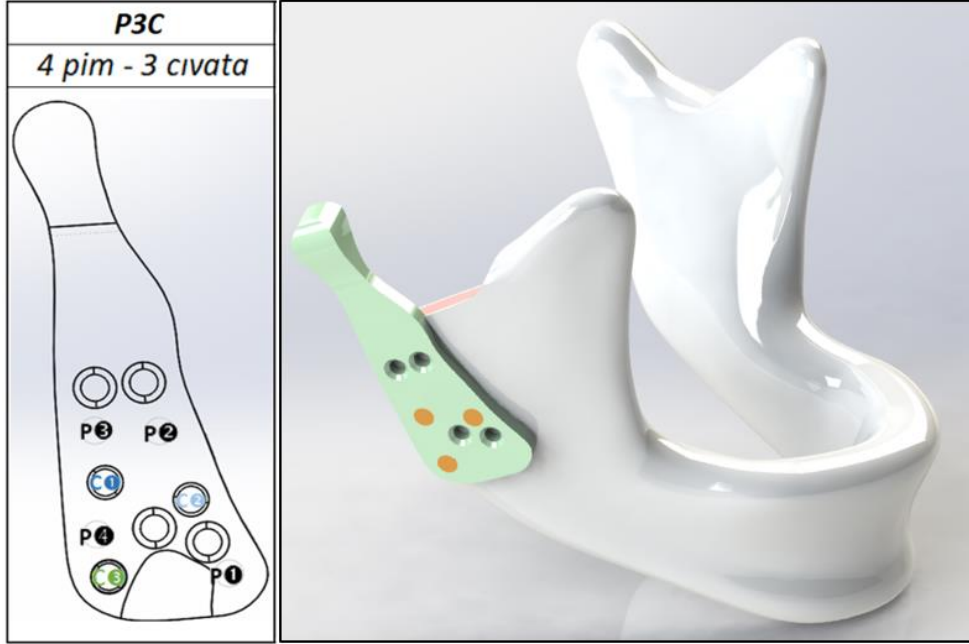
Modeller Bulgular	Kendinden Pimli TME Protezli Çene Modelleri		
	P2CD/1 Modeli	P2CD/2 Modeli	P2CY Modeli
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	74,6	74,581	65,771
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	P1 pim dibi	P1 pim dibi	P1 pim dibi

Yukarıdaki karşılaştırmalar kendinden pimli TME protezli modellerin tamamının ticari TME protezli modellere oranla iyileşme sergilediğini göstermiştir. Bu aşamadan sonra TME protezinin daha da iyileştirilmesi için bir dizi çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Kendinden pimli bu üç ana TME protezi kendi içinde değerlendirildiğinde ise P2CD/2 modelinin sabitleme cıvatalarında diğerlerine göre yaklaşık %41,8 daha iyi değerler elde edilmesine karşı, P2CY modelinin kemik doku ve protezler üzerindeki gerilme dağılımlarında avantaj sağladığı görülmüştür. Bu sebeple ideal pim-cıvata yapısının tespiti olarak adlandırılan çalışmanın bu kısmında, yeniden tasarlanan kendinden pimli TME protezleri için P2CY modeli temel alınmıştır. Buna gerekçe olarakta, modellerdeki en zayıf

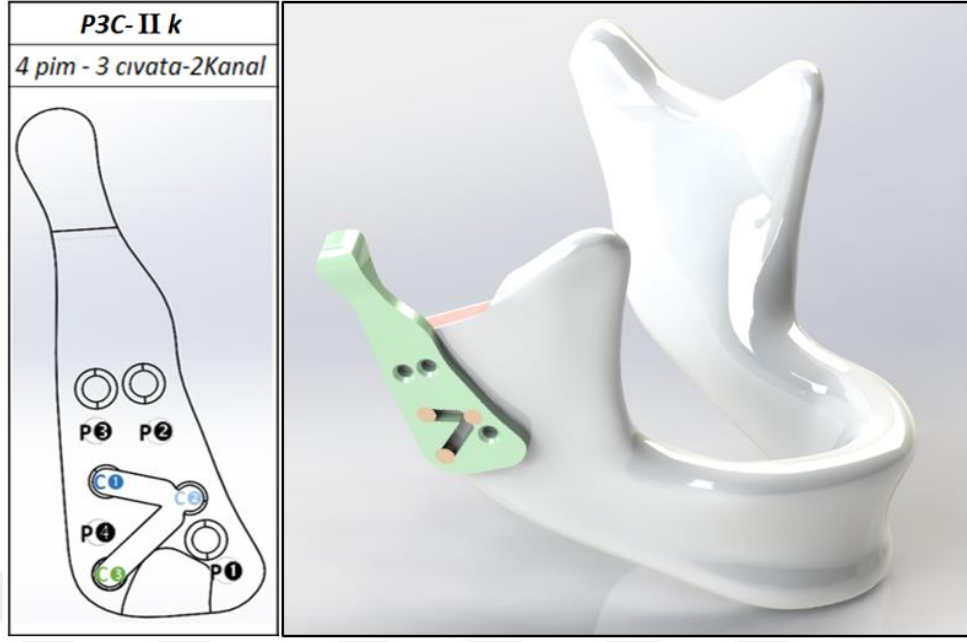
bileşenin akma dayanımı (114,11 MPa) en düşük olan sert kemik dokunun olması gösterilebilir.

3.6. İdeal Pim-Cıvata Pozisyonları İçin Elde Edilen Bulgular

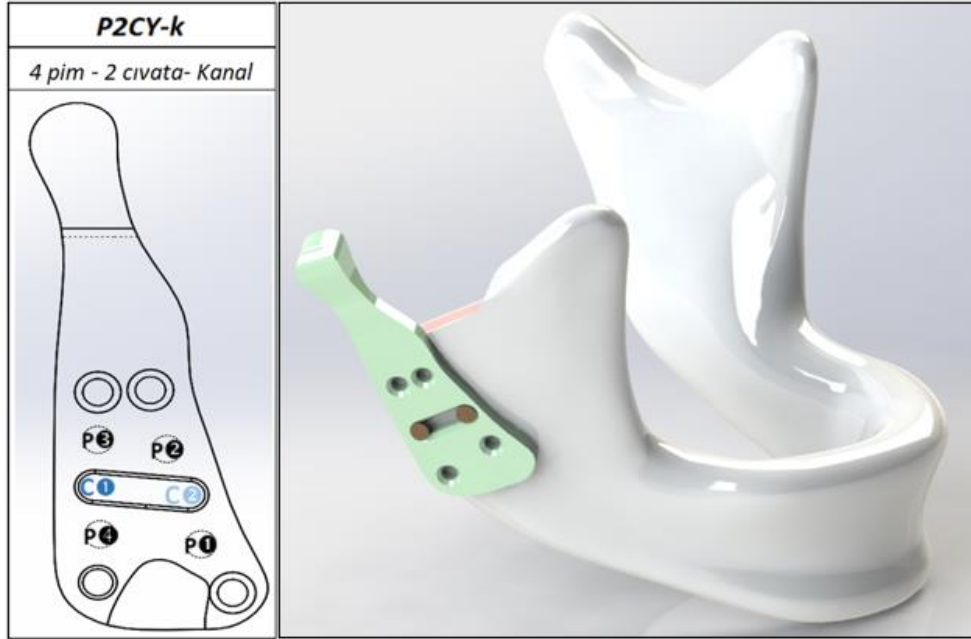
P2CY ana modeli kullanılarak elde edilen; üç cıvatalı P3C (Şekil 66), üç cıvatalı ve iki kanallı P3C-IIk (Şekil 67) ve Şekil 68’de görüldüğü üzere P2CY ana modelinin C1 ve C2 cıvata delikleri arasına kanal açılmasıyla elde edilen P2CY-k (Şekil 68) modellerinin sonlu elemanlar analizleri sonucunda sert kemik dokularında oluşan von-Mises gerilme dağılımları Şekil 69, 70 ve 71’te görülmektedir.



Şekil 66. Kendinden pimli P3C TME protezli çene kemiği modeli



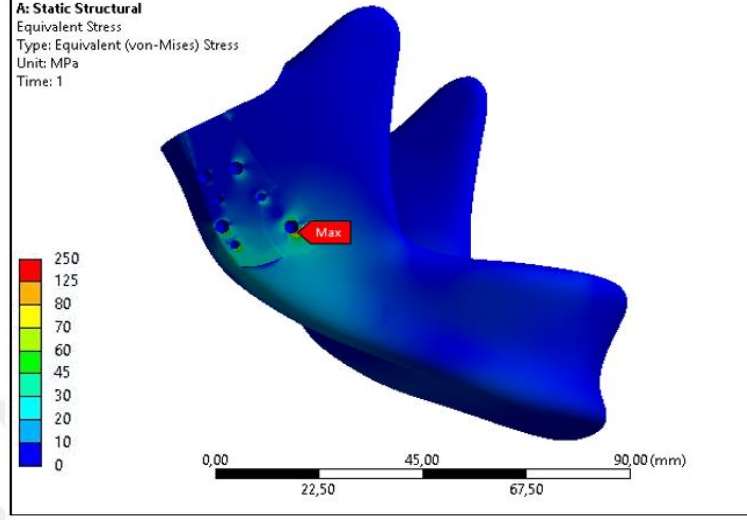
Şekil 67. Kendinden pimli P3C-II k TME protezli çene kemiği modeli



Şekil 68. Kendinden pimli P2CY-k TME protezli çene kemiği modeli

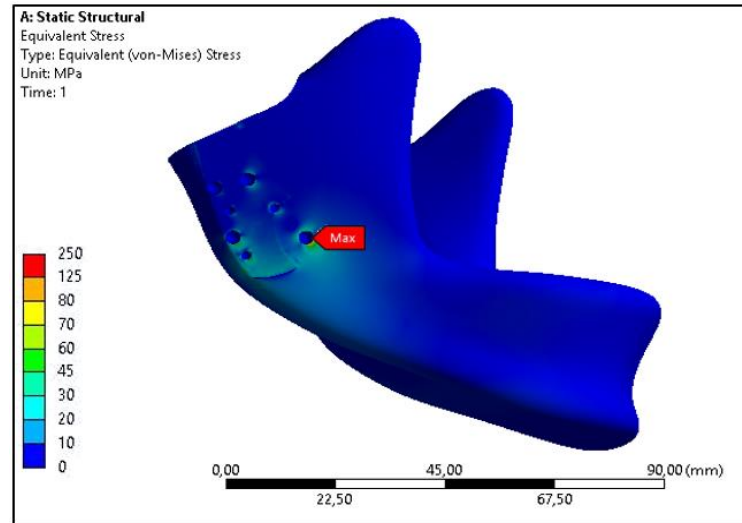
Sert kemik dokularının üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme dağılımları her üç modelde de P1 pimlerinin sert kemik dokularıyla temas ettiği bölgelerde ortaya çıkmıştır. Sabitleme civatalarının üç adet kullanıldığı P3C TME protezli modelin sert kemik dokusu

üzerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme değeri 82,756 MPa olarak elde edilmiştir (Şekil 69).

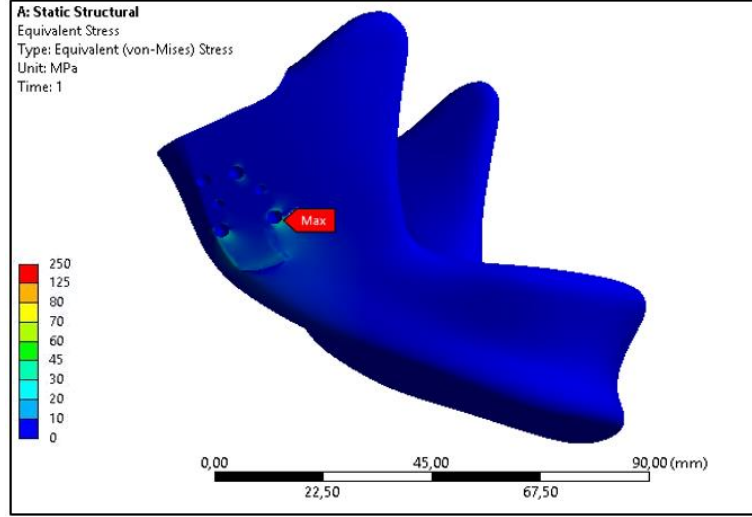


Şekil 69. Kendinden pimli P3C TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

İki kanallı ve üç sabitleme civatasının kullanıldığı P3C-IIk TME protezli modelde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme değeri 81,78 MPa olup (Şekil 70), P2CY-k protezli modelde ise bu değer 66,521 MPa'dır (Şekil 70). Sert kemik dokularında oluşan maksimum von-Mises gerilme dağılımları değerlendirildiğinde, P2CY-k protezli modeldeki değer diğer modellere göre %19,62 oranında düşüş gösterdiği tespit edilmiştir.

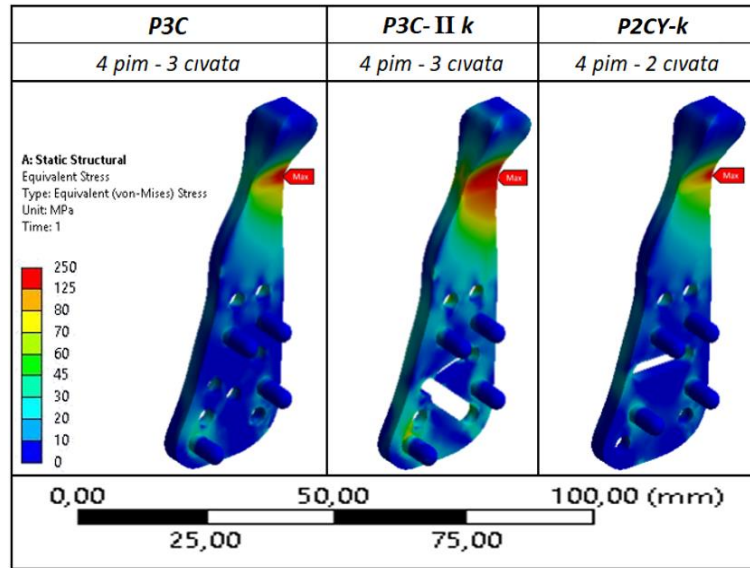


Şekil 70. Kendinden pimli P3C-IIk TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı



Şekil 71. Kendinden pimli P2CY-*k* TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

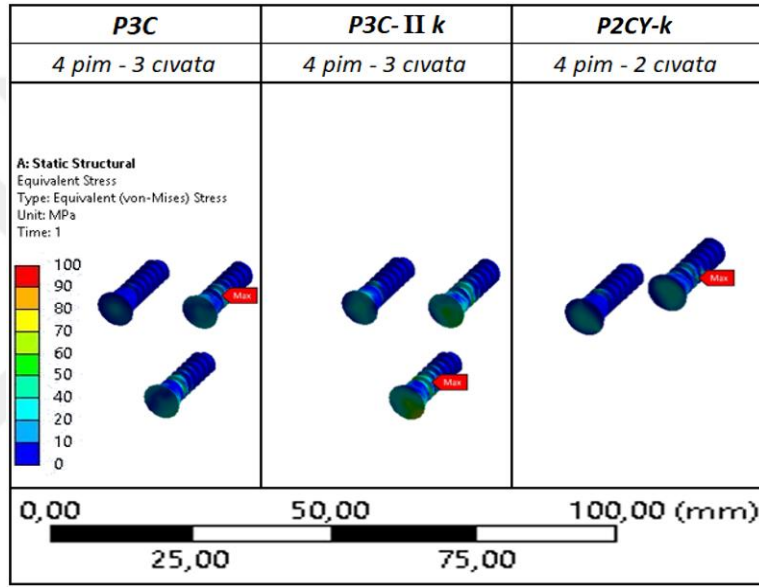
Protezler değerlendirildiğinde, Şekil 72’de de görüleceği üzere, maksimum von-Mises gerilme değerleri pimli protezlerin boyun bölgelerinde ortaya çıktığı görülmüştür. P3C, P3C-II*k* ve P2CY-*k* TME protezlerinde sırasıyla bu değerler; 154,25 MPa, 153,96 MPa ve 153,73 MPa’dır. Pimlerde oluşan gerilme değerleri incelendiğinde P1 pimleri tüm protez tipleri için maksimum gerilmeleri taşımaktadır. P2CY-*k* protezinin P1 pimine gelen maksimum gerilme değeri, P3C ve P3C-II*k* protezlerindeki P1 pimlerine oranla, %9,5’i bulan düşüşler göstermiştir.



Şekil 72. Kendinden pimli P3C, P3C-II*k* ve P2CY-*k* TME protezlerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları

P3C, P3C-IIk ve P2CY-k protez tiplerindeki belirgin fark sabitleme cıvatalarının sayısı ve kanallı yapılardan kaynaklı olup, sabitleme cıvatalarında oluşan maksimum gerilmeler, cıvataların sert kemik dokularıyla temas ettikleri alanlara denk gelen cıvata dişleri üzerinde oluşmuştur.

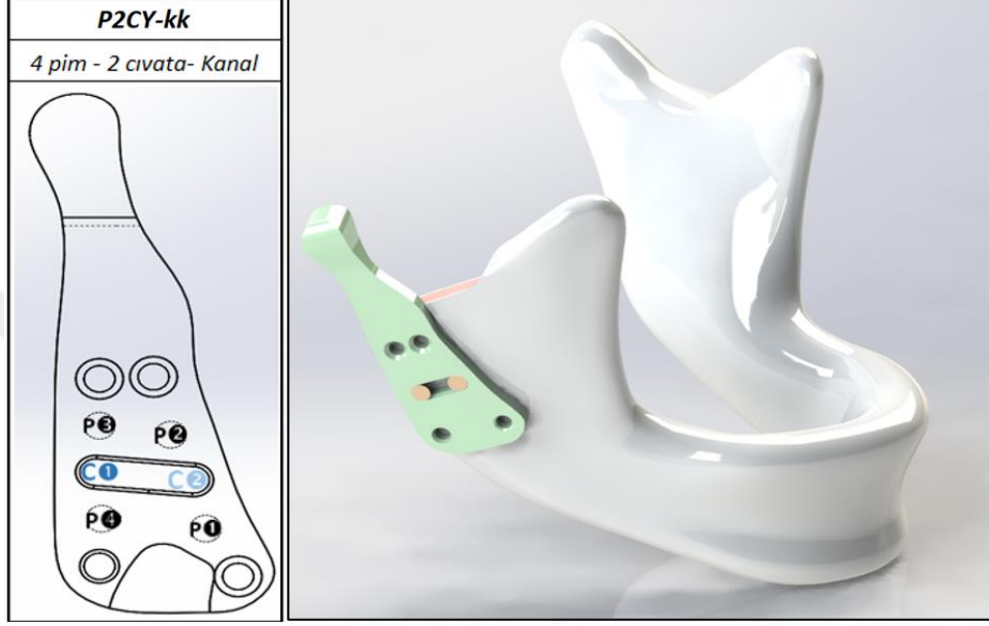
Şekil 73'ten de görüleceği üzere P3C ve P2CY-k modelinde maksimum gerilme değeri, C2 cıvatalarında görülürken, P3C-IIk iki kanallı modelinde ise maksimum gerilme değeri C3 cıvatasında ortaya çıkmıştır.



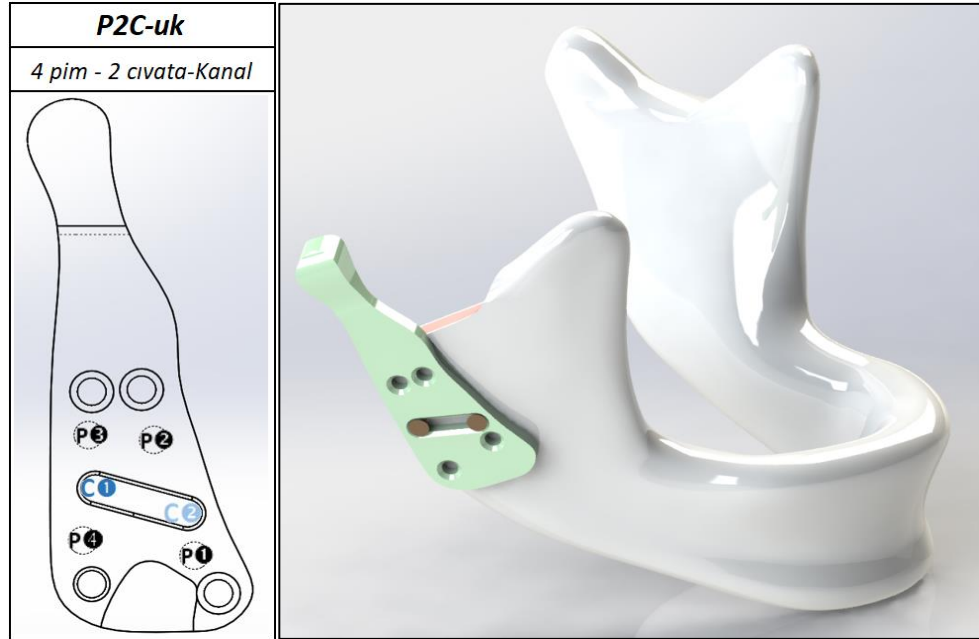
Şekil 73. Kendinden pimli P3C, P3C-IIk ve P2CY-k TME protezlerinin sabitleme cıvatalarında ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları

Maksimum gerilmeler; P3C protez modelindeki C2 cıvatasında 69,256 MPa, P3C-IIk modelinde %14,51 artışla 79,308 MPa ile C3 cıvatasında görülmüştür. P2CY-k protez tipinde kullanılan C2 cıvatasında önemli bir düşüş ile maksimum gerilme değeri 56,319 MPa olarak elde edilmiştir. P2CY-k TME protez tipi diğer modellere oranla; sabitleme cıvatalarında, sert kemik dokusunda ve protez pimlerindeki gerilmeler dikkate alındığında, düşen maksimum gerilme değerlerinden dolayı daha iyi performans sergilemiştir.

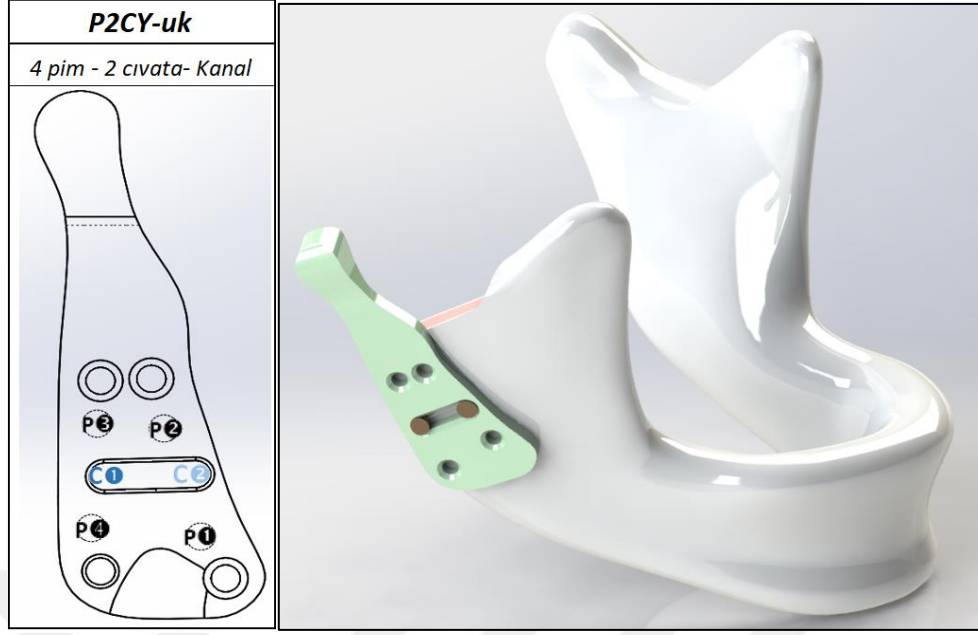
P2CY-*k* modeli kullanılarak geliştirilen P2CY-*kk* (Şekil 74), P2C-*uk* (Şekil 75) ve P2CY-*uk* (Şekil 76) alt model gruplarının sonlu elemanlar analizi çalışmaları da gerçekleştirmiş olup bu modellere ait sert kemik dokuları üzerinde oluşan von-Mises gerilme dağılımları Şekil 77, 78 ve 79’da verilmiştir.



Şekil 74. Kendinden pimli P2CY-*kk* TME protezli çene kemiği modeli

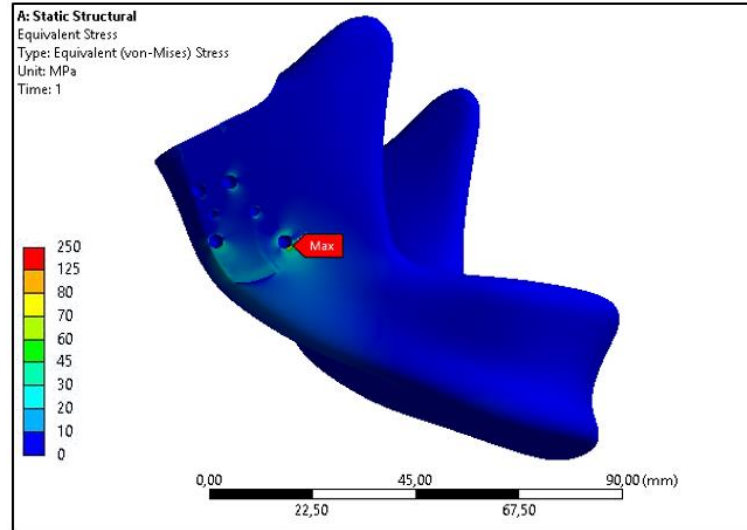


Şekil 75. Kendinden pimli P2C-*uk* TME protezli çene kemiği modeli

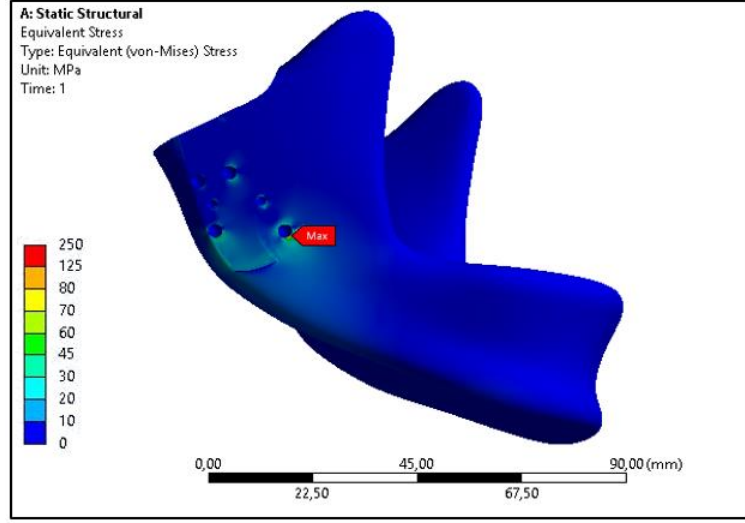


Şekil 76. Kendinden pimli P2CY-*uk* TME protezli çene kemiği modeli

P2CY-*kk* protezli çene modelinin sert kemik dokusu üzerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilem değeri P1 piminin alt bölgesinin sert kemik doku ile kesiştiği bölgede 73,656 MPa bulunmuştur. Şekil 77’de görüleceği üzere sert kemik dokusu üzerinde oluşan gerilmeler büyüklüklerine göre P1 piminden sonra sırasıyla P4, P2 pimleri ve C2 civatasının etrafında yoğunlaşmıştır.

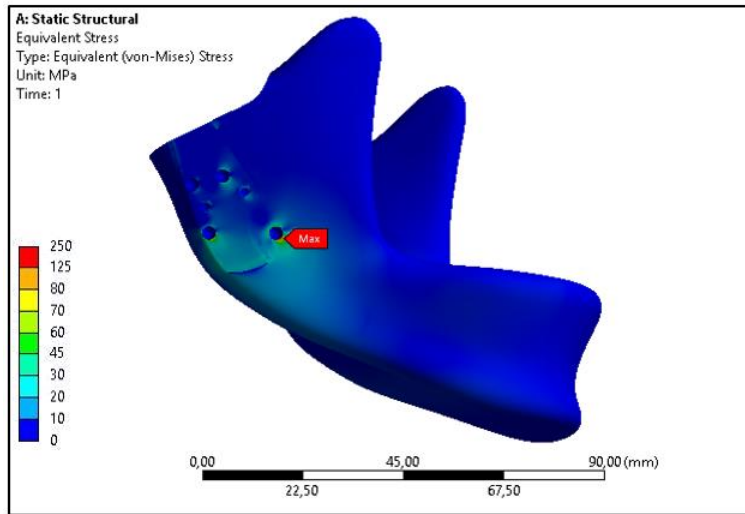


Şekil 77. Kendinden pimli P2CY-*kk* TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı



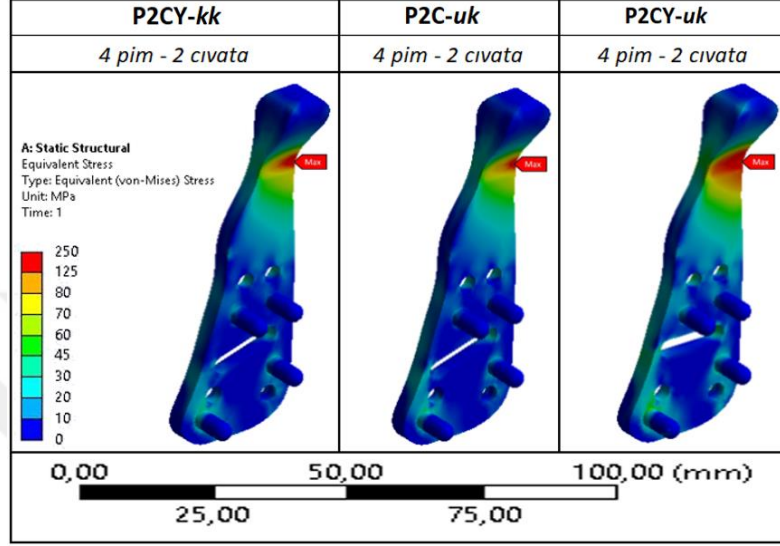
Şekil 78. Kendinden pimli P2C-*uk* TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

İki sabitleme cıvatasının kullanıldığı bir uzun cıvatalama kanalı olan P2C-*uk* protez modelinin kullanıldığı sert kemik dokusunda (Şekil 78) ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 80,02 MPa olup P2CY-*uk* (Şekil 79) modelinde ise bu değer 81,353 MPa'dır. Her iki modelde de maksimum gerilmeler P1 pimiyle kesişim bölgesinin yüzeyinde ortaya çıkarken P2CY-*uk* modelinin P2 piminde oluşan gerilmelerde artış görülmüştür. Fakat, C2 cıvatasındaki gerilmeler azalmıştır. C2 cıvatasındaki gerilme değerlerinde meydana gelen bu azalma, paralel kanallı yapıdaki C2 sabitleme cıvatasının P2 pimine yaklaşması ve bunun sonucunda P2 pimindeki gerilme değerlerindeki artışla ilişkilendirilebilir.



Şekil 79. Kendinden pimli P2CY-*uk* TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

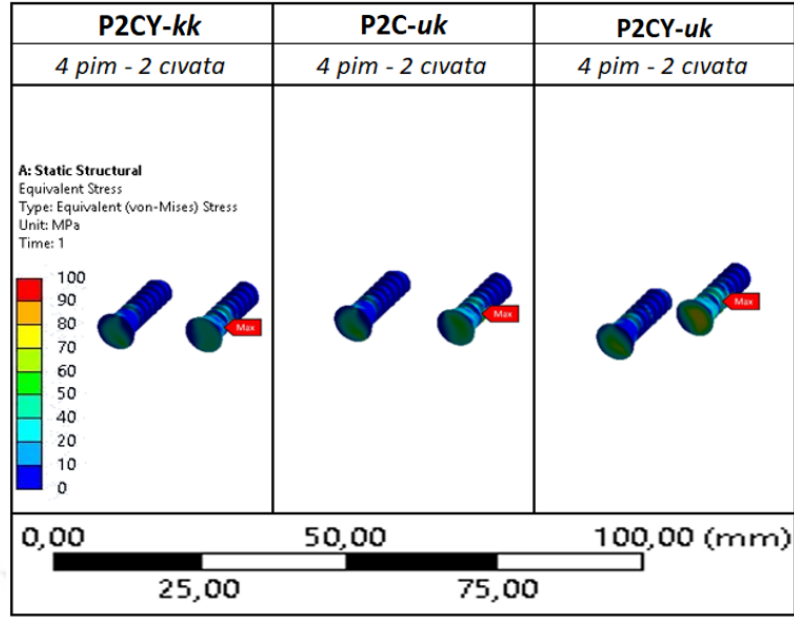
Sert kemik dokularındaki gerilme farklılığını oluşturan pimli protezler üzerindeki maksimum von-Mises gerilmeleri, bu üç protez tipi için (P2CY-*kk*, P2C-*uk* ve P2CY-*uk*) protezlerin boyun bölgelerinde görülmüştür (Şekil 80). P2CY-*kk*, P2C-*uk* ve P2CY-*uk* modellerinde bu değerler sırasıyla 154,93 MPa, 148,89 MPa ve 157,6 MPa'dır.



Şekil 80. Kendinden pimli P2CY-*kk*, P2C-*uk* ve P2CY-*uk* TME protezlerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları

Protezlerin pimlerinde ortaya çıkan maksimum gerilme değerleri incelendiğinde ise; P2CY-*uk* modelinin P1 piminin protez gövdesiyle kesiştiği yüzeyde 72,158 MPa ile en yüksek değer görülmüştür. P2CY-*kk* ve P2C-*uk* modellerin gerilmelerin maksimum değerleri aynı bölgelere denk gelmekle birlikte sırasıyla 64,659 MPa ve 68,046 MPa olarak hesaplanmıştır.

Pimli protezlerin sert kemik dokuya sabitlenmesinde kullanılan sabitleme civatalarındaki gerilme değerleri Şekil 81'de verilmekte olup maksimum gerilmeler civataların sert kemik dokularıyla temasta olan dişler üzerinde ortaya çıkmıştır. 88,866 MPa maksimum değeri ile P2CY-*uk* modelinde kullanılan C2 civatası en yüksek değeri taşıırken P2CY-*kk* ve P2C-*uk* modellerinde bu değerler sırasıyla 54,616 MPa ve 70,258 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 81. Kendinden pimli P2CY-*kk*, P2C-*uk* ve P2CY-*uk* TME protezlerinin sabitleme civatalarında ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları

Bu tez çalışması ile P2CY ana protez modeli kullanılarak tasarlanan alt model gruplarının (P2CY-*kk*, P2C-*uk* ve P2CY-*uk*) sert kemik dokularında, protezlerde, sabitleme civatalarında ve protez pimlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerlerinin karşılaştırma tabloları sırasıyla Tablo 9, Tablo 10, Tablo 11 ve Tablo 12’de sunulmuştur.

Tablo 9. Sert kemik dokuları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	P2CY Ana Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri			P2CY- <i>k</i> Alt Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri		
	P3C	P3C-II <i>k</i>	P2CY- <i>k</i>	P2CY- <i>kk</i>	P2C- <i>uk</i>	P2CY- <i>uk</i>
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	82,756	81,78	66,521	73,656	80,02	81,353
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge

Sert kemik dokularının tamamında ortaya çıkan maksimum gerilme değerleri, P1 piminin kemik dokuyla temas bölgesinde görülmüş olup gerilmeler; kemik yüzeyinde ve çene kemiğinin alt yüzeyine doğru yayılım göstermektedir. P2CY-*k* modelinden türetilmiş olmasına rağmen yeni protez modellerinin (P2CY-*kk*, P2C-*uk* ve P2CY-*uk*) kullanıldığı

kemik dokularındaki maksimum gerilmelerde, beklenenin aksine artış görülmüştür. Bu artış miktarı %22,3'e kadar ulaşabilmektedir. Sert kemik dokuları üzerindeki incelemelerde P1 pim dibindeki maksimum gerilmelerdeki artışa rağmen diğer pimlere ve bu pimlerin temas halinde oldukları kemik doku yüzeylerinde (P4 pimi etrafındaki kemik doku) %18,36 oranında azalmalar görülmüştür.

Tablo 10'da görüleceği üzere protezler üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerlerinde, P2C-*uk* protezi dışında anlamlı değişimler görülmemiştir. Değişim oranı %5,5 değerlerinde kalmıştır. Maksimum gerilmeler protez modellerinin tamamında protezlerin boyun bölgesinde oluşmuştur.

Tablo 10. Protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	P2CY Ana Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri			P2CY- <i>k</i> Alt Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri		
	P3C	P3C- <i>Iik</i>	P2CY- <i>k</i>	P2CY- <i>kk</i>	P2C- <i>uk</i>	P2CY- <i>uk</i>
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	154,25	153,96	153,73	154,93	148,89	157,6
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde

Sabitleme cıvataları incelendiğinde; P2CY-*k* protez modelinden türetilen P2CY-*kk* protez modeli, %3,02 ile daha iyi performans ortaya koyarken diğer modellerde ise gerilme artışları görülmüştür (Tablo 11). Bu az miktardaki iyileşmeye rağmen P2CY-*kk* protezinin C1 cıvatası üzerindeki gerilmelerde artış tespit edilmiştir.

Tablo 11. Sabitleme civataları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	P2CY Ana Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri			P2CY-k Alt Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri		
	P3C	P3C-IIk	P2CY-k	P2CY-kk	P2C-uk	P2CY-uk
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	69,256	79,308	56,319	54,616	70,258	88,866
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	C2 civatası dışlarında	C3 civatası dışlarında	C2 civatası dışlarında	C2 civatası dışlarında	C2 civatası dışlarında	C2 civatası dışlarında

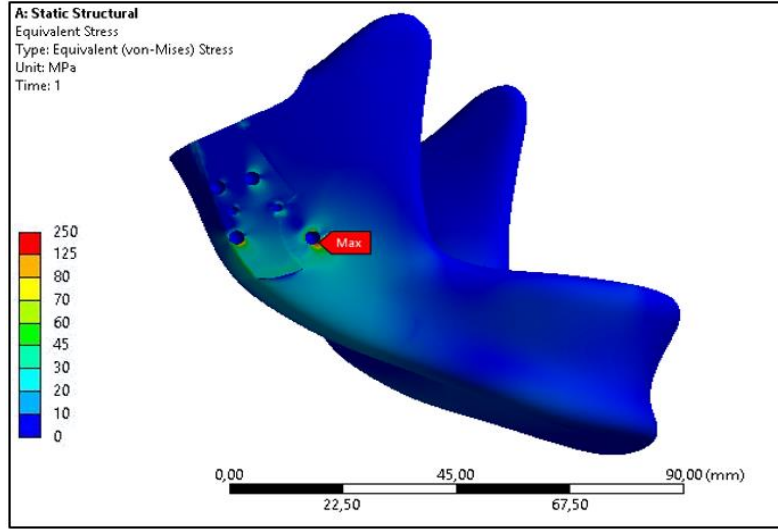
Protez pimleri incelendiğinde de benzer durumun söz konusu olduğu görülmektedir. P2CY-kk protez pimlerinde iyileşme oranı türetildikleri modele göre (P2CY-k) %4,3 oranını bulmaktadır (Tablo 12).

Tablo 12. Protez pimleri üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

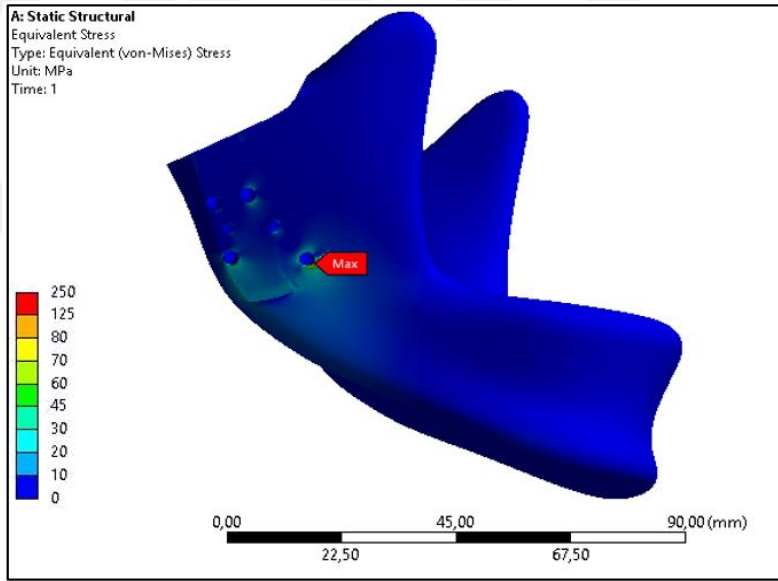
Modeller Bulgular	P2CY Ana Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri			P2CY-k Alt Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri		
	P3C	P3C-IIk	P2CY-k	P2CY-kk	P2C-uk	P2CY-uk
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	69,11	74,651	67,553	64,659	68,046	72,158
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	P1 pim dibi	P1 pim dibi	P1 pim dibi	P1 pim dibi	P1 pim dibi	P1 pim dibi

P2CY-kk, P2C-uk ve P2CY-uk alt model grupları kullanılarak elde edilen civataların temassız ikinci alt model gruplarının (P2CY-kk*, P2C-uk*, P2CY-uk*) sonlu elemanlar analizlerinin sonucunda sert kemik dokularında ortaya çıkan von-Mises gerilmelerinin dağılımı Şekil 82, 83 ve 84'te görülmektedir.

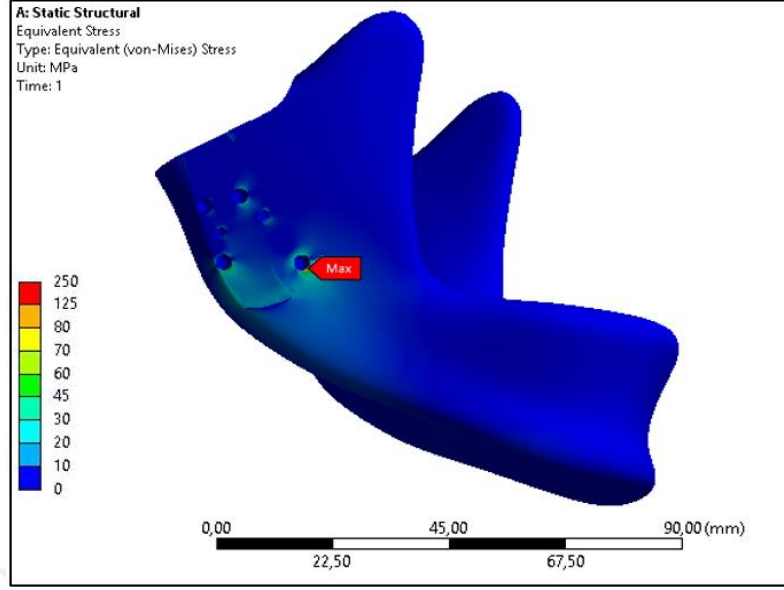
P2CY-kk* (Şekil 82) alt model grubunda P1 pimiyle temas bölgesinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme değeri 87,528 MPa olup P2CY-uk* (Şekil 84) modelinde maksimum gerilme değeri 82,139 MPa'a düşmüştür. Temassız model grupları içerisinde en düşük maksimum gerilme değeri ise 79,077 MPa ile P2C-uk* (Şekil 83) alt model grubunda görülmüştür. Temassız modellerin sert kemik dokularında ortaya çıkan maksimum gerilme değerlerinin karşılaştırılması Tablo 13'te, türetildikleri temaslı modellerin bileşenleriyle verilmiştir.



Şekil 82. Kendinden pimli P2CY-*kk** TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı



Şekil 83. Kendinden pimli P2C-*uk** TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı



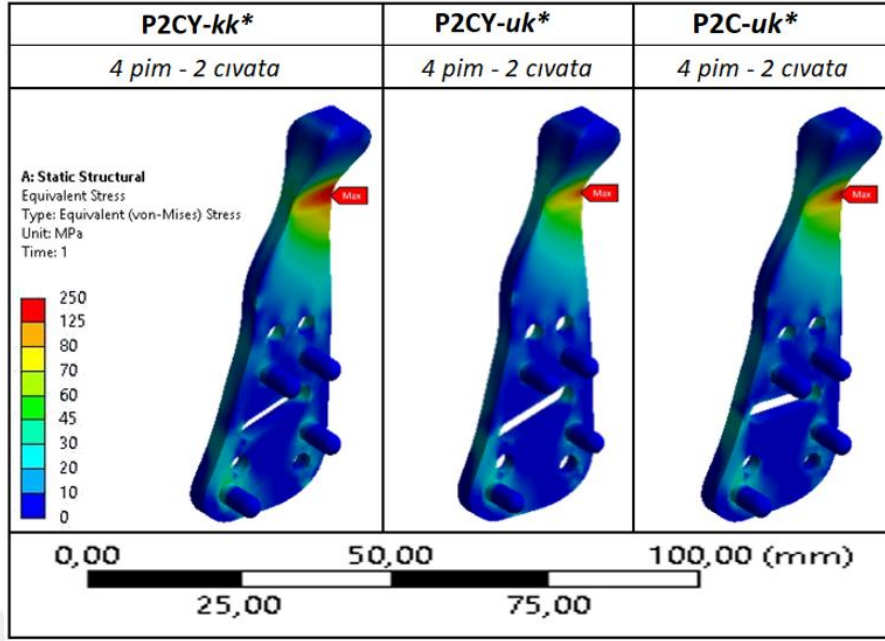
Şekil 84. Kendinden pimli P2CY-*uk** TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

Tablo 13'ten görüleceği üzere temaslı modellerden türetilen tüm temassız modellere ait sert kemik dokularındaki gerilmelerde artış görülmüştür. Bu artış, P2CY-*uk* protez modelinin temassız modeliyle (P2CY-*uk**) arasında %12,15 iken, P2CY-*kk* protez modeli ve temassız modeli olan P2CY-*kk** arasında ise %26,13'e kadar çıkmıştır.

Tablo 13. Sert kemik dokuları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	P2CY- <i>k</i> Alt Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri			P2CY- <i>k</i> Alt Modeli Kullanılarak Tasarlanan Temassız Alt Grup Modelleri		
	P2CY- <i>kk</i>	P2C- <i>uk</i>	P2CY- <i>uk</i>	P2CY- <i>kk</i> *	P2C- <i>uk</i> *	P2CY- <i>uk</i> *
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	64,659	68,046	72,158	87,528	79,077	82,139
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge

Pimli protezler üzerinde ortaya çıkan gerilmeler incelendiğinde maksimum gerilmelerin tamamının ilgili protezlerin boyun bölgelerinde olduğu gözlemlenmiştir. Boyun bölgelerinde ortaya çıkan gerilme değerleri P2CY-*kk** modelinde 159,62 MPa, P2C-*uk** modelinde 147,89 MPa ve P2CY-*uk** modelinde ise 152,6 MPa'dır (Şekil 85).



Şekil 85. Kendinden pimli P2CY-*kk**, P2C-*uk** ve P2CY-*uk** TME protezlerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları

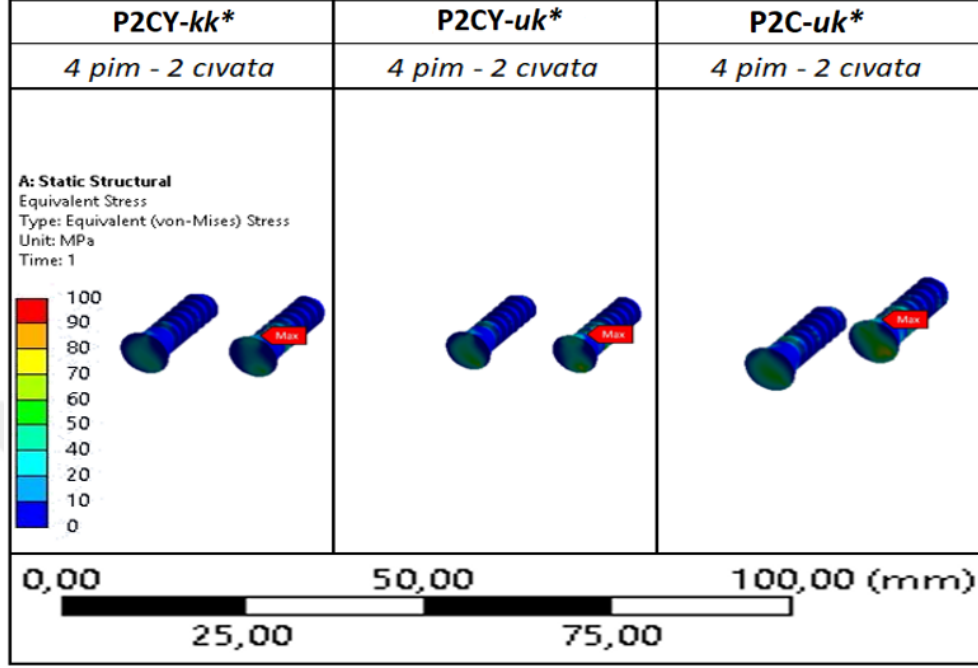
Bu protezlerin hem temaslı hem de temassız modellerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması Tablo14'te verilmiştir.

Tablo 14. P2CY-*k* alt modeli kullanılarak tasarlanan temaslı ve temassız protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	P2CY- <i>k</i> Alt Modeli Kullanılarak Tasarlanan Alt Grup Modelleri			P2CY- <i>k</i> Alt Modeli Kullanılarak Tasarlanan Temassız Alt Grup Modelleri		
	P2CY- <i>kk</i>	P2C- <i>uk</i>	P2CY- <i>uk</i>	P2CY- <i>kk</i> *	P2C- <i>uk</i> *	P2CY- <i>uk</i> *
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	154,93	148,89	157,6	159,62	147,89	152,6
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde	Protezin boyun bölgesinde

Protezlerin sabitlenmesinde kullanılan cıvataların sonlu elemanlar analizi sonuçlarında maksimum gerilmeler cıvataların protezle temas ettikleri yüzeyde boyuna çizgisel bir hat şeklinde yayılım göstererek ortaya çıkmıştır (Şekil 86). 63,92 MPa maksimum gerilme değerinin ortaya çıktığı P2C-*uk** modeli, P2CY-*kk** ve P2CY-*uk** temassız modellerine göre

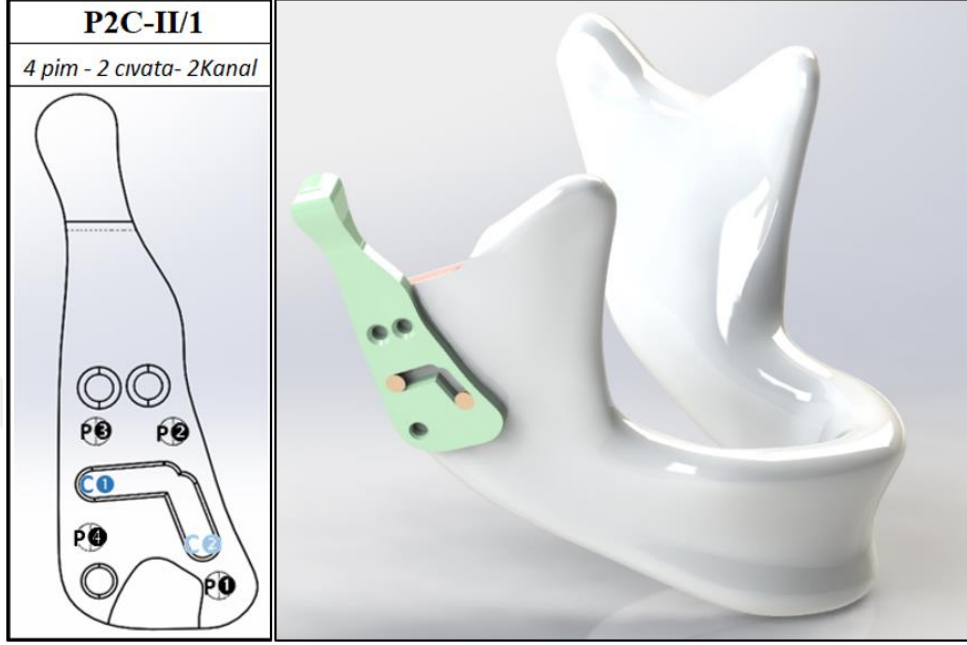
daha iyi performans göstermiştir. P2CY-*kk** ve P2CY-*uk** modellerinde ortaya çıkan gerilme değerleri ise sırasıyla 68,736 MPa ve 70,822 MPa'dır.



Şekil 86. Kendinden pimli P2CY-*kk**, P2C-*uk** ve P2CY-*uk** TME protezlerinin sabitleme civatalarında ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları

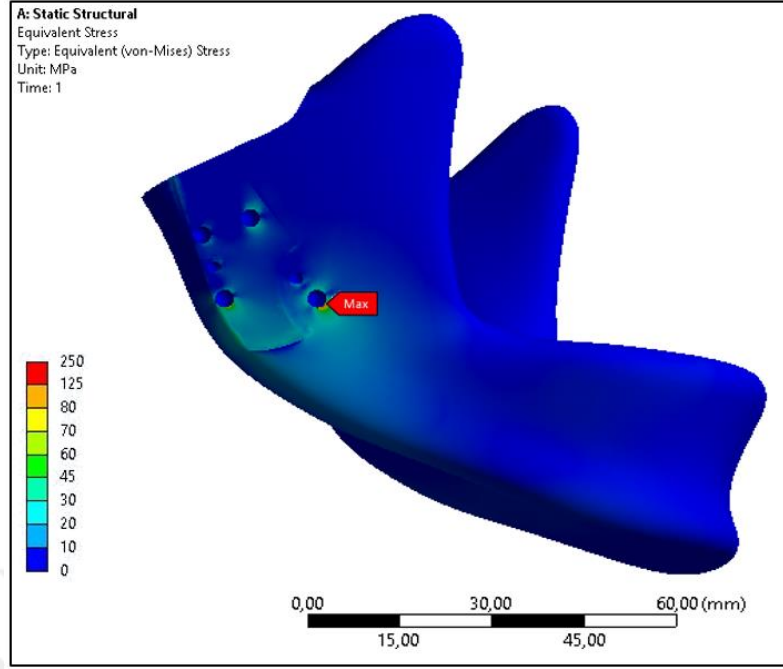
Sabitleme civatalarında ortaya çıkan maksimum gerilmelerin karşılaştırılması, daha rahat kıyaslayabilmek ve gerilmelerdeki değişim oranlarını daha rahat yorumlayabilmek için türetildikleri temaslı modellerin bileşenleriyle aynı tabloda (Tablo 15) verilmiştir. Temassız modellerin çene kemiğine sabitlenmesinde kullanılan civataların tamamında maksimum gerilme değerleri civataların kanallar ile temas ettikleri civata başlarında ortaya çıkmıştır. Bu gerilmeler P2CY-*kk** modelinde artış göstermesine karşın diğer iki modelde azalmıştır (Tablo 15). Ayrıca civata dişlerindeki gerilme değerleri incelendiğinde ise; P2CY-*kk** protezli modelin C2 civata dişinde 44,03 MPa, P2C-*uk** protezli modelin C2 civata dişinde 61,949 MPa ve P2CY-*uk** protezli modelin C2 civata dişinde 47,049 MPa olduğu görülmüştür. Böylece temaslı ve temassız modeller için civata diş diplerinde oluşan gerilme değerleri kıyaslandığında ise modellerin tamamında düşüş belirlenmiştir.

Özgün modellerden birincisi P2C-II/1 protezli modeli olup montaj şeması Şekil 87’de görülmektedir.



Şekil 87. Özgün P2C-II/1 TME protezli çene kemiği modeli

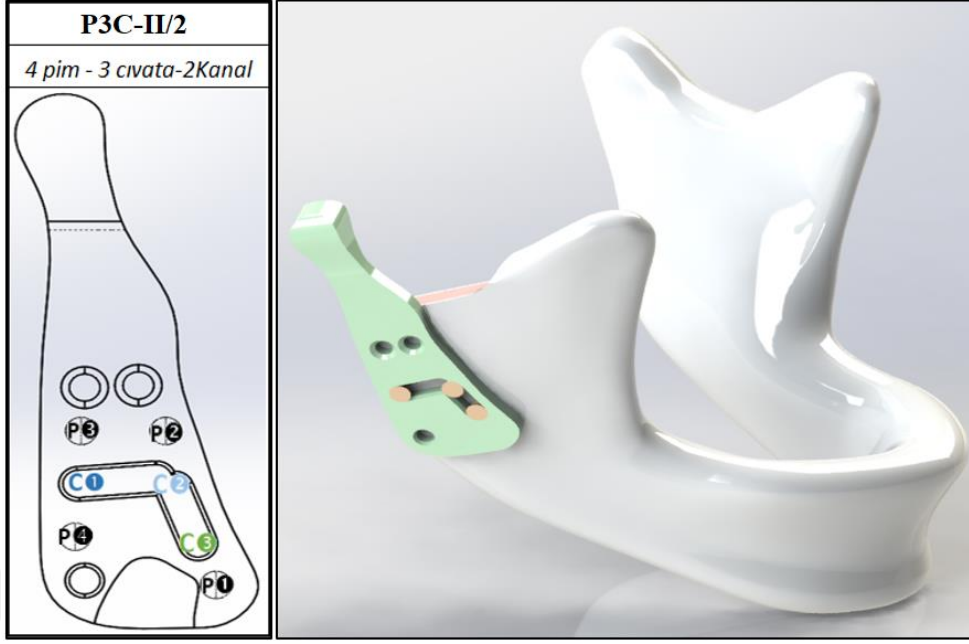
P2C-II/1 model pimli TME protezinin sonlu elemanlar analizi ile elde edilen von-Mises gerilme dağılımları Şekil 88’de sunulmuştur. Sert kemik dokusu üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri, P1 pimi ile sert kemik dokunun kesiştiği yüzeyde görülmüş olup değeri 82,497 MPa’dır. Şekil 88’deki gerilme dağılımı haritasında P4 piminin sert kemik ile kesiştiği alan dikkat çekmektedir. P4 pimi çevresindeki gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek gerilme değeri de 56,705 MPa’dır.



Şekil 88. Özgün P2C-II/1 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

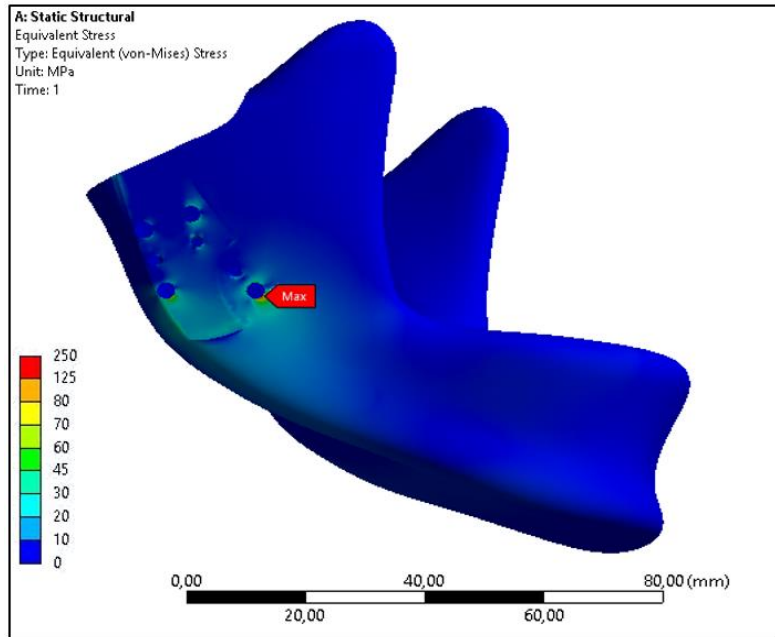
Sert kemiğin P2 pimiyle temas bölgesinde maksimum gerilme değeri 31,147 MPa iken P3 pimin sert kemikle kesişim noktasında ortaya çıkan gerilme değeri 16,208 MPa'dır. Sabitleme cıvatalarıyla kesişim bölgeleri dikkate alındığında ise maksimum von-Mises gerilme değeri 17,422 MPa olarak elde edilmiştir.

Özgün TME protezlerinden ikincisi olan P3C-II/2 modeli, iki kanallı ve 3 sabitleme cıvatalı model olup Şekil 89'da montaj resmi görülmektedir.



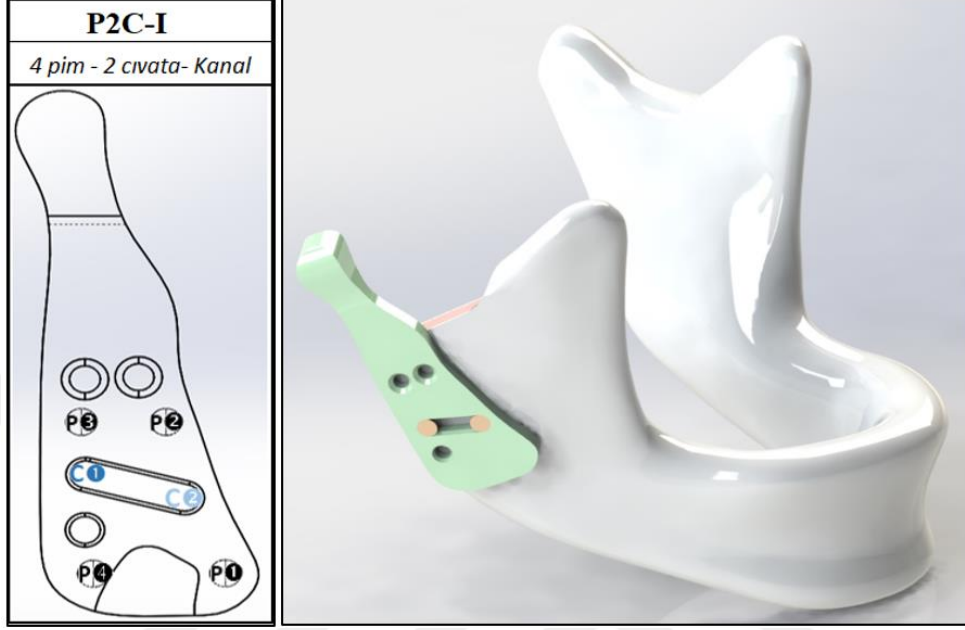
Şekil 89. Özgün P3C-II/2 TME protezli çene kemiği modeli

3 sabitleme cıvatasının kullanıldığı P3C-II/2 modellenli sert kemik dokusunda oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri P1 pimiyle kesişim bölgesinde olup değeri de 81,803 MPa'dır. Gerilme dağılımları ise P2C-II/1 protezli model ile benzerlik göstermektedir (Şekil 90).



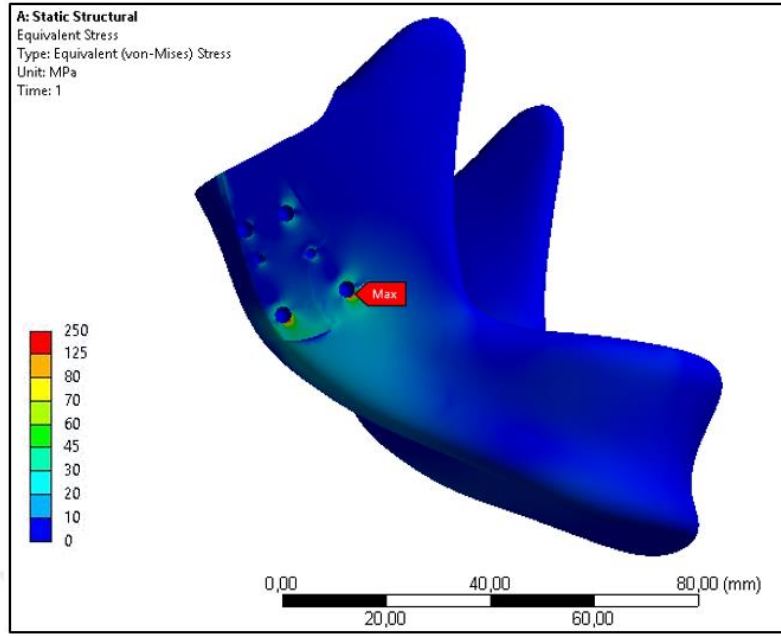
Şekil 90. Özgün P3C-II/2 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

Farklı kanal pozisyonlarının ve pim konumlarının denendiği özgün modellerden üçüncüsü olan P2C-I protezli çene kemiği modeli Şekil 91'deki gibi montajlanmıştır.



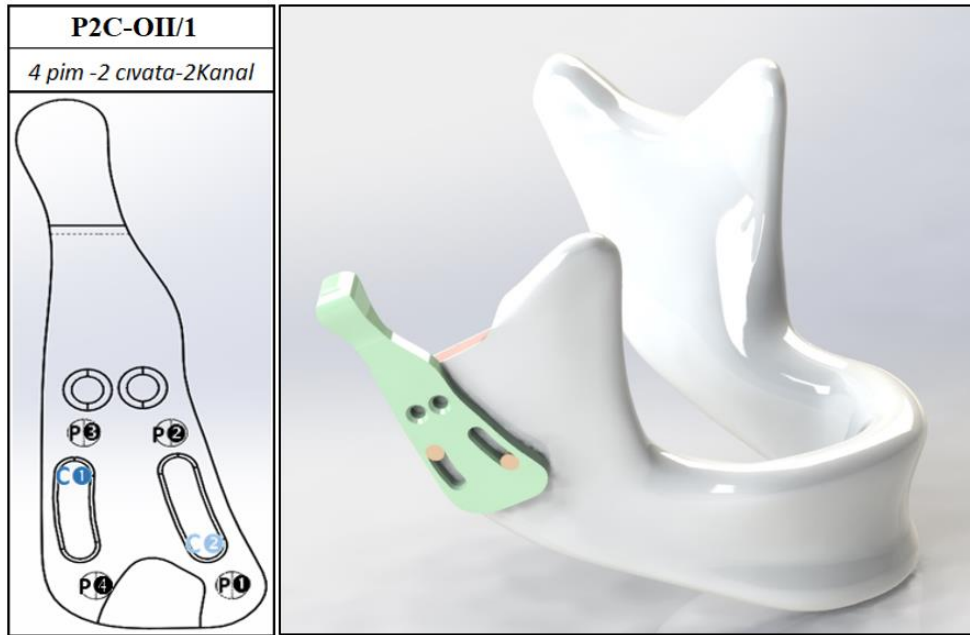
Şekil 91. Özgün P2C-I TME protezli çene kemiği modeli

P2C-I modelli sert çene kemiğinde maksimum gerilme değerleri bir önceki model gruplarındaki gibi P1 pimiyle kemiğin kesiştiği bölgede ortaya çıkmıştır. Maksimum gerilme değeri 79,88 MPa ile önceki iki modele göre bir miktar düşüş sergilemiştir (%3,17). Buna rağmen sert kemik dokunun P4 pimiyle kesiştiği bölgede gerilme değerlerinde %25,19 artış gözlenmiştir (76,83 MPa). Sert kemik dokusu üzerinde oluşan gerilme dağılımları Şekil 92'de görülmektedir.



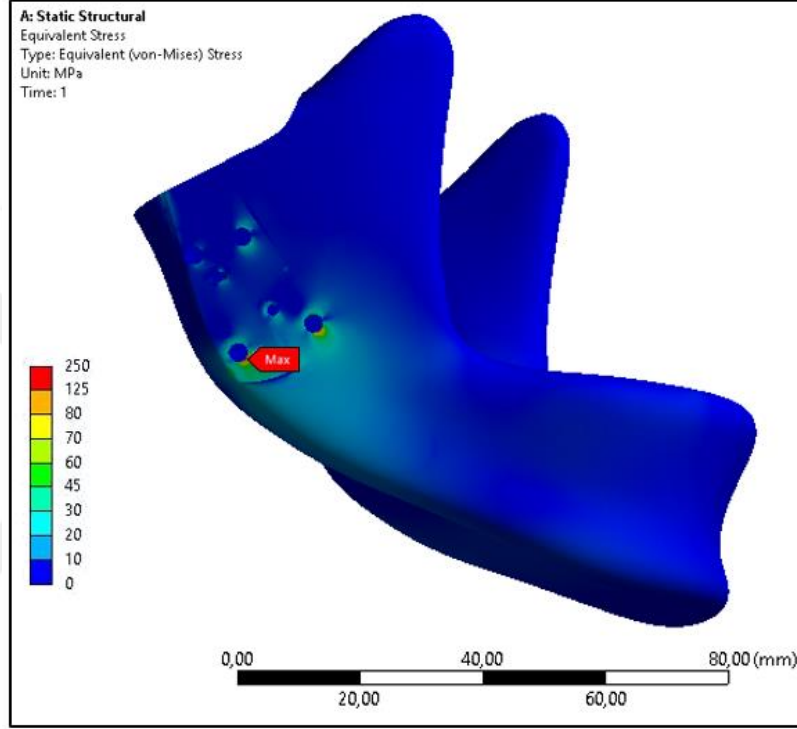
Şekil 92. Özgün P2C-I TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

Birbirleriyle temas halinde olmayan, iki adet oval kanal yapısına sahip ilk protezli model grubu olan, dördüncü özgün TME protezi modeli P2C-OII/1, sert kemik dokusuna en az iki adet sabitleme civatasıyla montajlandığı tasarım şeması Şekil 93’te görülmektedir.



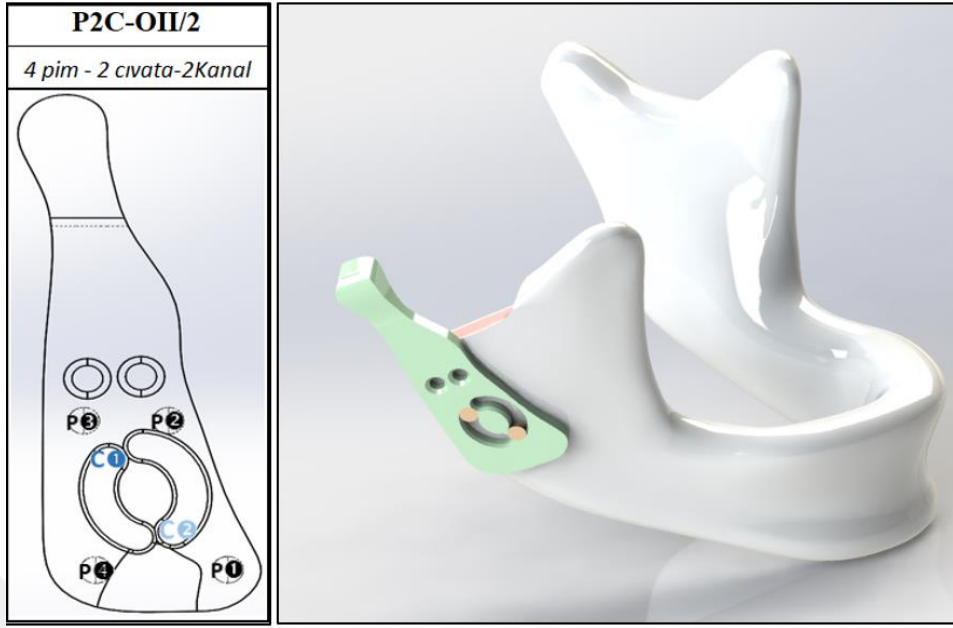
Şekil 93. Özgün P2C-OII/1 TME protezli çene kemiği modeli

Sert kemik dokusu üzerindeki maksimum von-Mises gerilme değeri bir önceki modellerin aksine P4 pimiyle kemiğin kesiştiği bölgede olup değeri 82,635 MPa'dır. P1 piminin sert kemik dokusuyla kesiştiği bölgede ise bu değer 80,215 MPa'dır. Şekil 94'te gerilme dağılımı görülmekte olup P2 pimiyle kemiğin kesiştiği bölgedeki gerilme değeri 24,457 MPa'dır.

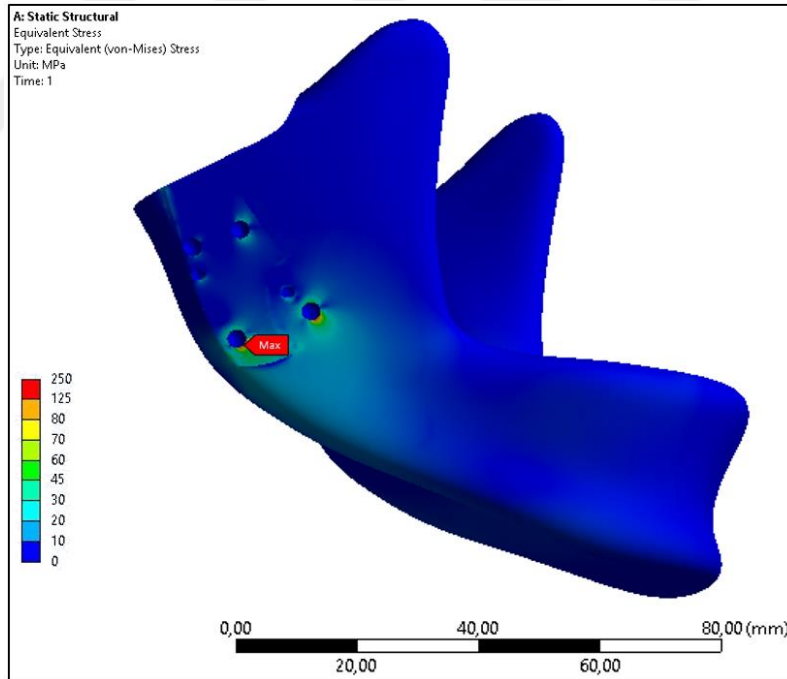


Şekil 94. Özgün P2C-OII/1 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

Oval kanallı modellerin ikincisi olan P2C-OII/2 protezinin montaj resmi Şekil 95'tedir. P4 piminin sert kemik dokusuyla kesişim bölgesinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme değeri 75,533 MPa iken P1 piminin sert kemik ile temas bölgesinde de buna yakın gerilme değeri görülmüştür (72,874 MPa). Sert kemik dokuda oluşan gerilme dağılımları incelendiğinde (Şekil 96) C2 civatasının kemikle temas bölgesinde 35,195 MPa'lık gerilme değeri görülmüştür. Gerilmelerin yüksek çıktığı sonraki bölge ise 28,095 MPa ile P2 pimiyle sert kemik dokunun kesiştiği bölgedir.

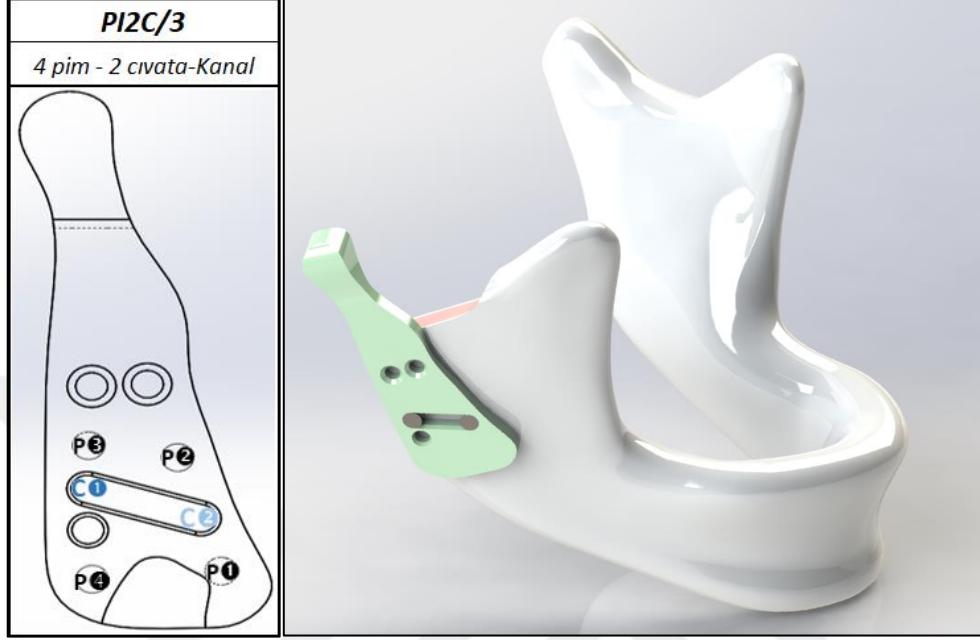


Şekil 95. Özgün P2C-OII/2 TME protezli çene kemiği modeli



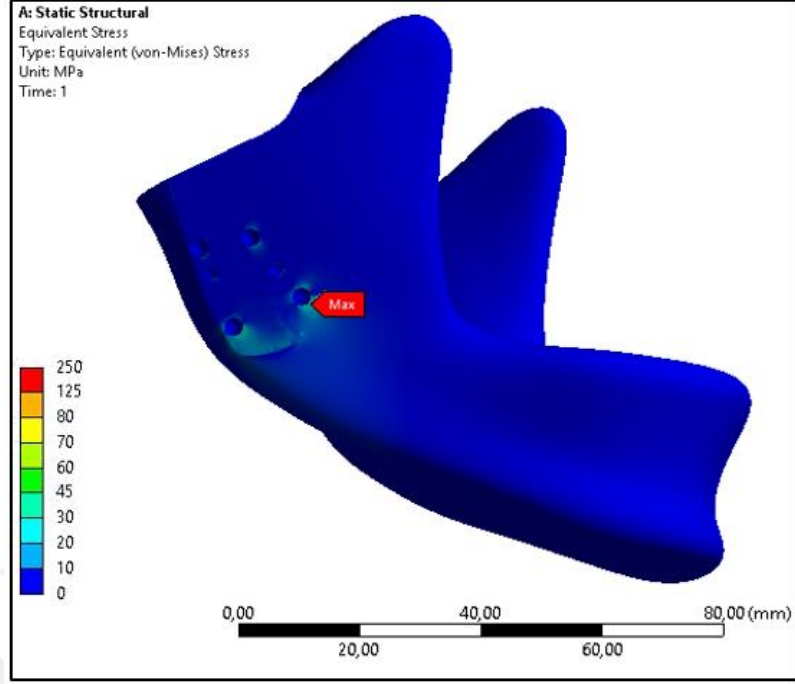
Şekil 96. Özgün P2C-OII/2 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

Özgün modellerden sonuncusu P2C-I/3 protezli model (Şekil 97) tek kanallı yapısı ve pim konumlarındaki farklılık ile öne çıkmaktadır.



Şekil 97. Özgün P2C-I/3 TME protezli çene kemiği modeli

Şekil 98'de görülen gerilme dağılımı haritasından da anlaşıldığı üzere, maksimum von-Mises gerilme değeri P1 pimiyle sert kemik dokunun kesişim bölgesinde olup değeri de 59,898 MPa'dır. Sert kemik doku üzerindeki diğer yüksek gerilmeler sırasıyla P4 piminin bulunduğu bölgede 57,521 MPa'dır. C2 sabitleme civatasını çevreleyen sert kemik dokuda 32,568 MPa ve P2 pimi çevresinde de 27,21 MPa gerilme değerleri görülmüştür. P3 pimi ve C1 sabitleme civatasında görülen von-Mises gerilme değerleri 14-17 MPa aralığında değişiklik göstermektedir.



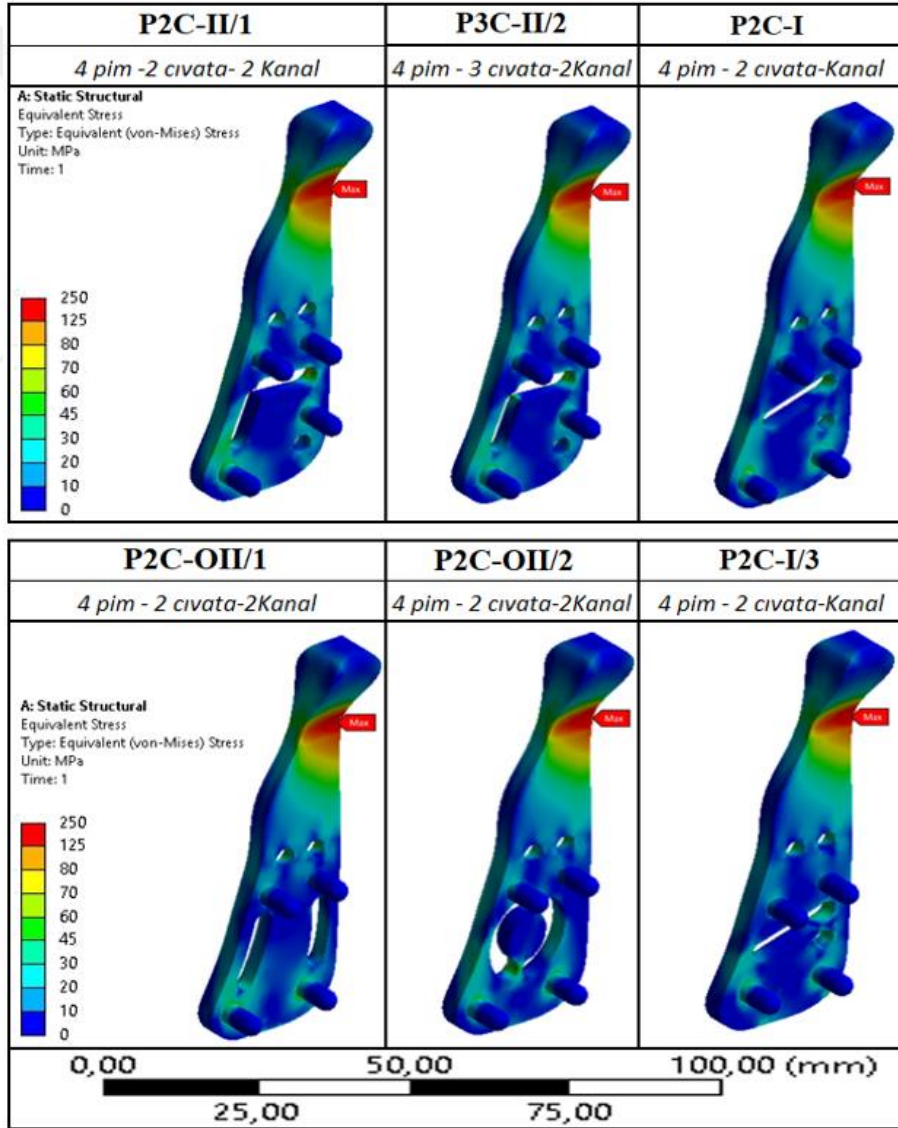
Şekil 98. Özgün P2C-I/3 TME protezli çene kemiği modelinin sert kemik dokusu üzerindeki von-Mises gerilme dağılımı

Özgün pimli TME protezlerinin kullanıldığı sert kemik dokularında oluşan maksimum von-Mises gerilmelerin tamamı Tablo 17’de verilmiştir. Set kemik dokuları karşılaştırıldığında, P2C-I/3 protezli modelde ortaya çıkan gerilme değeri, özgün protez modelleri içerisinde %27,52 daha düşük bir gerilme değeri ile en iyi değeri vermiş durumdadır. Bu değer ayrıca diğer tüm pimli TME protezli modeller içerisindeki en iyi değerdir ve sağlam çene kemiğinde ortaya çıkan değere (45,479 MPa) de en yakın değerdir.

Tablo 17. Özgün TME protezli modellerin sert kemik dokuları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	Özgün TME Protezi Modelleri					
	P2C-II/1	P3C-II/2	P2C-I	P2C-OII/1	P2C-OII/2	P2C-I/3
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	82,497	81,803	79,88	82,635	75,533	59,898
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P1 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P4 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P4 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	P4 piminin sert kemikle kesiştiği bölge

Özgün protezlerin gerilme değerleri kendi içinde değerlendirilmiş olup gerilme dağılımları Şekil 99'da görülmektedir. Maksimum von-Mises gerilme değerleri tüm protez modellerinde, protezlerin boyun kısımlarında ve protezlerin posterior bölgeye yakın iç yüzeylerinde olduğu görülmüştür. Maksimum gerilme değerleri 150-156,09 MPa aralığında değişmekte olup değişimlerde kayda değer farklılıklar görülmemiştir. 156,09 MPa ile en yüksek gerilme değeri, P2C-II/1 TME protezinin boyun bölgesinde görülmüştür. En düşük gerilme değeri ise 150,1 MPa ile P2C-I protez modelinin boyun kısmında ortaya çıkmıştır. Diğer protezlerin maksimum gerilme değerleri; P3C-II/2'de 154,93 MPa, P2C-OII/1'de 155,08 MPa, P2C-OII/2'de 150,85 MPa ve P2C-I/3 protezinde de 150,89 MPa'dır.



Şekil 99. Özgün TME protezlerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları

Tablo 18, protezler üzerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme değerlerinin kolaylıkla karşılaştırılabilmesi için verilmiştir. Maksimum gerilme değerleri arasındaki değişim oranının %3,8'i geçmemesi anlamlı gerilme farklılıklarının oluşmadığını göstermektedir.

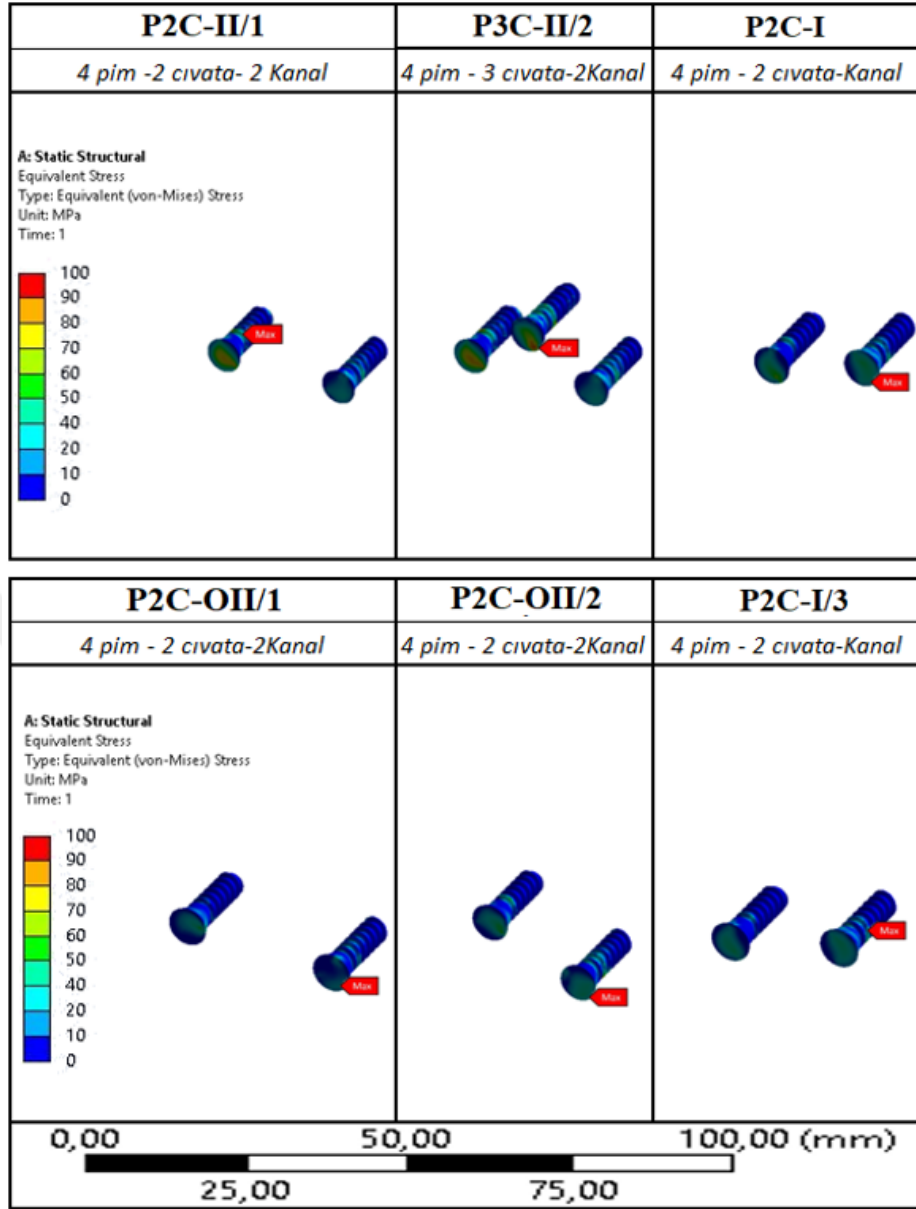
Tablo 18. Özgün TME protezlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	Özgün TME Protezi Modelleri					
	P2C-II/1	P3C-II/2	P2C-I	P2C-OII/1	P2C-OII/2	P2C-I/3
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	156,09	154,93	150,1	155,08	150,85	150,89
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi

Protezlerin alt çene kemiklerine sabitlemesinde kullanılan cıvatalarda ortaya çıkan von-Mises gerilme dağılımları Şekil 100'de verilmiştir. P2C-II/1 protezinin sabitlemesinde kullanılan cıvatalar incelendiğinde maksimum von-Mises gerilme değeri C1 cıvatasının dişlerinde görülmüş olup, gerilmenin değeri de 77,34 MPa'dır. C2 sabitleme cıvatasında ise gerilmeler 35,522 MPa değerine ulaşmıştır.

P3C-II/2 modelinde kullanılan sabitleme cıvataları için 94,396 MPa olarak hesaplanan maksimum gerilme değeri C2 cıvatasının boyun kısmında boyuna çizgisel bir dağılım şeklinde ortaya çıkmıştır. C2 cıvatasının diş yüzeylerinde ise 63,698 MPa gerilme değeri görülmüştür. P3C-II/2 modelinde kullanılan diğer sabitleme cıvatalarından C1 üzerinde oluşan maksimum gerilme değeri 78,246 MPa iken C3 sabitleme cıvatasında da 36,841 MPa'dır. C1 ve C3 cıvatalarında bu gerilme değerleri her iki cıvatanın da dişleri üzerindedir.

P2C-I protez modelinin sabitleme cıvatalarındaki maksimum gerilme değeri 72,638 MPa ile C2 cıvata başında görülmüştür. C2 cıvatasının sert kemik dokuyla temas ettiği dişlerinde gerilme değeri 59,390 MPa'a kadar düşmektedir. C1 cıvatasındaki 38,926 MPa gerilme değeri ise cıvata dişi üzerindedir.



Şekil 100. Özgün TME protezli modellerin sabitleme civatalarında ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme dağılımları

Oval kanallı modellerin ilki olan P2C-OII/1 protezinin sabitlenmesinde iki adet civata kullanılmıştır. C2 civatasının baş kısmında görülen 53,305 MPa değerinin yanında aynı civatanın diş kısmında oluşan gerilme değeri ise 23,214 MPa'a inmiştir. C1 sabitleme civatasında ise oluşan maksimum gerilme değeri 40,409 MPa olup civatanın diş üstünde ortaya çıkmıştır.

P2C-OII/2 protezinin sabitlenmesinde kullanılan civatalarından C2 civatasının diş kısmında 65,824 MPa gerilme değeri görülmüş olup bu değer maksimum von-Mises gerilme

değerinin karşılığıdır. C1 sabitleme cıvatasındaki en yüksek gerilme cıvata dışında oluşup değeri de 62,032 MPa'dır.

P2C-I/3 protezli modelde C2 cıvata başında ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 70,108 MPa olup cıvata dışında gerilme değeri 47,341 MPa'a inmiştir. C1 cıvatası incelendiğinde cıvatanın maksimum gerilmesi cıvata başında olup değeri 67,606 MPa'dır. C1 sabitleme cıvatasının dışlarında ise gerilme değeri 38,953 MPa'a düşmüştür.

Tablo 19, özgün protez tasarımlarının, sabitlenmesinde kullanılan cıvataların sonlu elemanlar analizleri sonucunda elde edilen maksimum von-Mises gerilme değerlerini göstermektedir.

Tablo 19. Özgün TME protezli modellerin sabitleme cıvataları üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	Özgün TME Protezi Modelleri					
	P2C-II/1	P3C-II/2	P2C-I	P2C-OII/1	P2C-OII/2	P2C-I/3
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	77,34	94,396	72,638	53,305	65,824	70,108
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	C1 cıvata dışında	C2 cıvata başı	C2 cıvata başı	C2 cıvata başı	C2 cıvata dışında	C2 cıvata başı

Sabitleme cıvatalarında oluşan maksimum gerilmeler 53 MPa ile 95 MPa aralığında değişim göstermektedir. P2C-OII/1 modelinin sabitlenmesinde kullanılan cıvatalar üzerinde oluşan gerilme değeri yaklaşık %43,53'lük bir düşüş göstermiş olup bu cıvataların pozisyonları diğer modellere oranla protez pimlerine daha yakındır.

Özgün modellerin sert kemik doku ve cıvataları üzerindeki karşılaştırmalarının yanı sıra Tablo 20'de protezlerin pimlerinde ortaya çıkan maksimum gerilme değerleri de karşılaştırılmıştır. P2C-I/3 protezi dışında özgün diğer protezlerin P1 piminde maksimum gerilme değerleri görülmüştür. P2C-I/3'te ise maksimum gerilme değeri P4 pim dibinde ortaya çıkmıştır.

P2C-II/1 protezinin P1 piminde ortaya çıkan maksimum gerilme 55,824 MPa iken protezin P4 piminde 49,046 MPa gerilme değeri görülmüştür. P2 piminde 39,144 MPa ve P3 piminde 23,408 MPa diğer pimlerde görülen gerilme değerleridir.

P3C-II/2 protezinin P1 pimi 58,552 MPa'lık gerilme değerine maruz kalmaktadır. Yüksek gerilme değerinin ortaya çıktığı bir diğer pim ise P4 pimidir ve değeri de 48,753 MPa'dır.

P2C-I protezinin pimleri incelendiğinde maksimum von-Mises gerilme değeri P1 piminin dip bölgesinde 65,105 MPa olarak görülmüştür. P4 piminde ortaya çıkan maksimum gerilme değeri P1 pimine yakın değerler almakta olup değeri de 63,97 MPa'dır. P2 ve P3 pimlerinde ise 21 MPa ve 32 MPa aralığında gerilme değerleri görülmüştür.

Oval kanallı yapıdaki P2C-OII/1 protezinde yine P4 pim dibinde ortaya çıkan gerilmenin ulaştığı maksimum değer 68,742 MPa'dır. P1 piminde görülen en yüksek gerilme değeri 59,869 MPa olup, P2 piminde 34,669 MPa ve P3 piminde 17,948 MPa gerilme değerlerine ulaşılmıştır.

P2C-OII/2 protezinin P4 pimi yüksek gerilmeyi karşılamış olup gerilmenin değeri ise 64,323 MPa'dır. P1 piminde ortaya çıkan en yüksek gerilme değeri 57,074 MPa iken; P2 piminde 41,169 MPa ve P3 piminde 19,156 MPa gerilme değerleri elde edilmiştir.

P2C-I/3 protezinin pimlerinde en yüksek gerilme değeri, diğer protezlerin aksine P4 piminde ortaya çıkmıştır. Gerilmenin değeri 59,787 MPa'dır. P1 piminde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerilme 58,79 MPa olup; gerilme değerleri P2 pimi için 34,03 MPa ve P3 pimi içinde 21,424 MPa bulunmuştur.

Tablo 20. Özgün TME protezlerin pimlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri

Modeller Bulgular	Özgün TME Protezi Modelleri					
	P2C-II/1	P3C-II/2	P2C-I	P2C-OII/1	P2C-OII/2	P2C-I/3
Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]	55,824	58,552	65,105	68,742	64,323	59,787
Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge	P1 pim dibi	P1 pim dibi	P1 pim dibi	P4 pim dibi	P4 pim dibi	P4 pim dibi

Yukarıda özgün modeller için (özellikle sert kemikte) elde edilen tüm sonuçlar karşılaştırıldığında en uygun sonuca P2C-I/3 modelinde ulaşıldığı tespit edilmiştir. Bu sebeple P2C-I/3 modelinin temassız modeli olan P2C-I/3* modelinde sonlu elemanlar

analizi gerçekleştirilmiş olup bu modeli oluşturan bileşenlere ait maksimum von-Mises gerilme değerleri Tablo 21’de verilmiştir.

Temassız P2C-I/3* protez modelinin kullanıldığı sert kemik doku üzerinde oluşan maksimum gerilme değeri P4 pimiyle kemiğin kesişim bölgesinde 61,42 MPa olarak ortaya çıkmıştır. P1 pimiyle kemiğin kesişim bölgesinde ise gerilme değeri 60,887 MPa’dır. Sert kemik dokunun diğer pimlerle kesişim bölgeleri incelendiğinde ise gerilmenin P2 piminin bulunduğu bölgede 30,04 MPa değerinde olduğu gözlemlenmiştir.

Temassız P2C-I/3* protezin üzerinde ortaya çıkan maksimum von-Mises gerileme 147,62 MPa ile protezin boyun bölgesinde görülmüştür. Protez pimleri kendi arasında değerlendirildiğinde ise P4 pimi 62,574 MPa ile maksimum gerilmeyi karşılamaktadır. P4 pimini P1 pimi 57,469 MPa ile P2 pimi 34,028 MPa ile ve P3 pimi 20,642 MPa ile takip etmektedir.

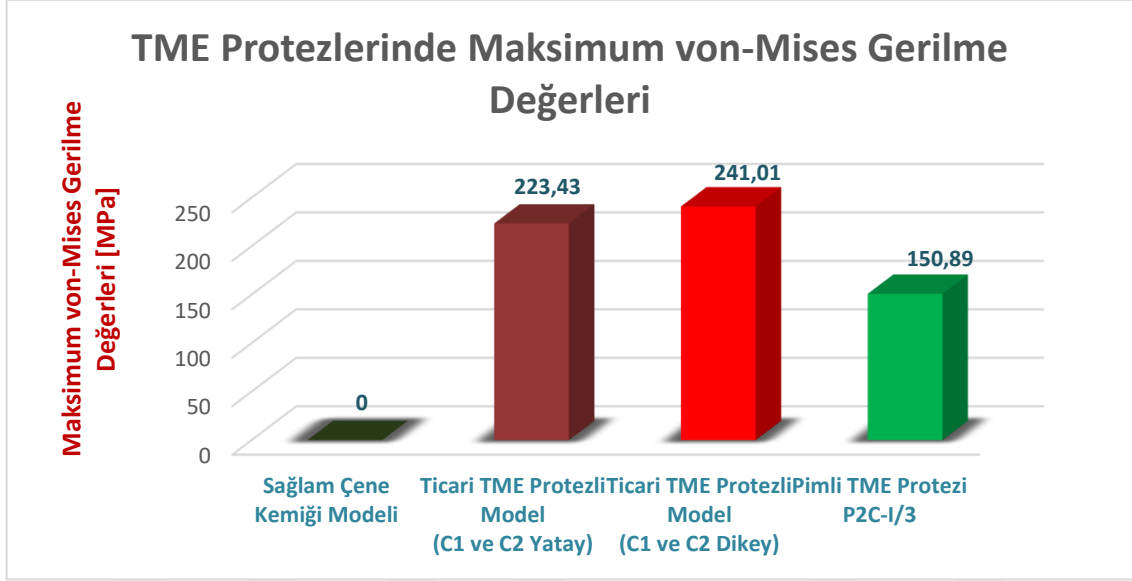
Tablo 21. P2C-I/3 ve P2C-I/3* protez modellerinin karşılaştırma tablosu

Modeller	Bileşenler		Sert Kemik Doku	Protez Üzerinde	Sabitleme Cıvatalarında	Protez Pimlerinde
	Bulgular					
P2C-I/3	Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]		59,898	150,89	70,108	59,787
	Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge		P4 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	C2 cıvata başı	P4 pim dibi
P2C-I/3*	Maksimum von-Mises Gerilmesi [MPa]		61,42	147,62	66,029	62,574
	Gerilmenin Maksimum Olduğu Bölge		P4 piminin sert kemikle kesiştiği bölge	Kondil Bileşeninin Boyun Bölgesi	C2 cıvata başı	P4 pim dibi

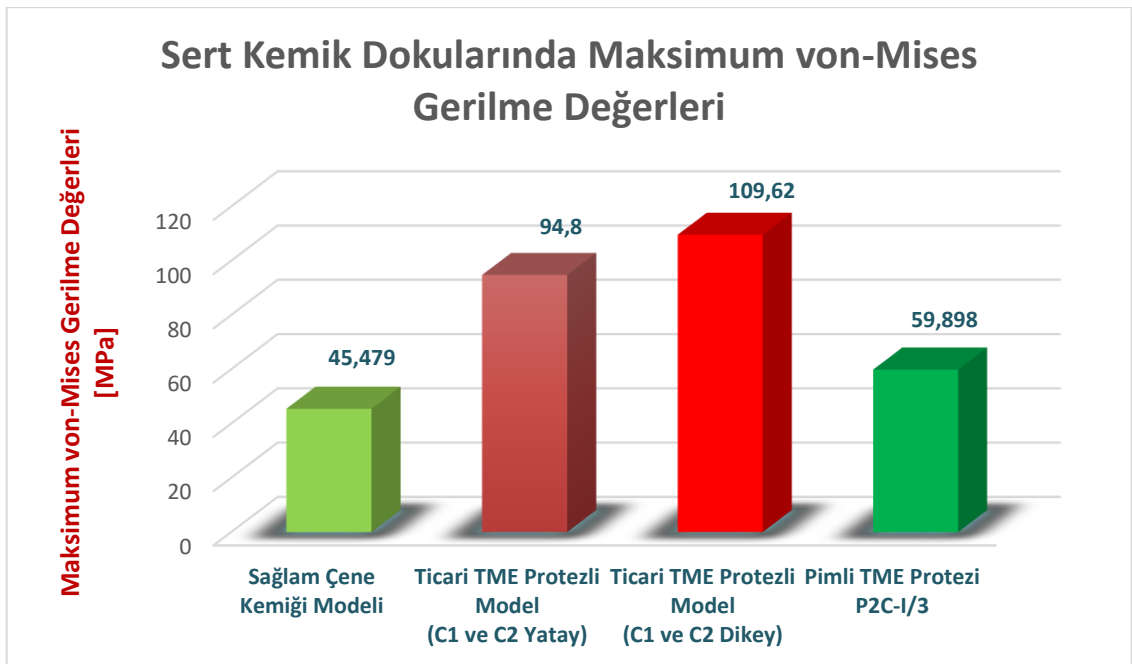
İdeal pim-cıvata yapısının tespiti için tasarlanan modellerden P2C-I/3 TME protez modeli diğer pimli modellere kıyasla daha iyi performans (sert kemik dokularında) göstermiştir. Tablo 22’de kendinden pimli TME protezinin ticari protezlerle kıyaslaması yapılmıştır. İyileşme oranları dikkate alındığında; pimli TME protezi, ticari TME protezlerine göre %37,4’lük daha iyi performans göstermiştir. Tablo 23’te sağlam çene kemiği modeli, ticari TME protezi modelleri ve bu tez kapsamında yürütülen çalışmalar sonucunda elde edilen değerlere göre öneride bulunan kendinden pimli P2C-I/3 TME protezli modellerin, sert kemik dokuları üzerindeki gerilme değerleri karşılaştırılmıştır.

P2C-I/3 protezli modelin kullanıldığı sert kemik dokularında ticari protezli modellere kıyasla %45,36'lık iyileşme görülmektedir. Sabitleme cıvataları değerlendirildiğinde ise iyileşme değerleri %69,80'lere ulaşmaktadır (Tablo 24).

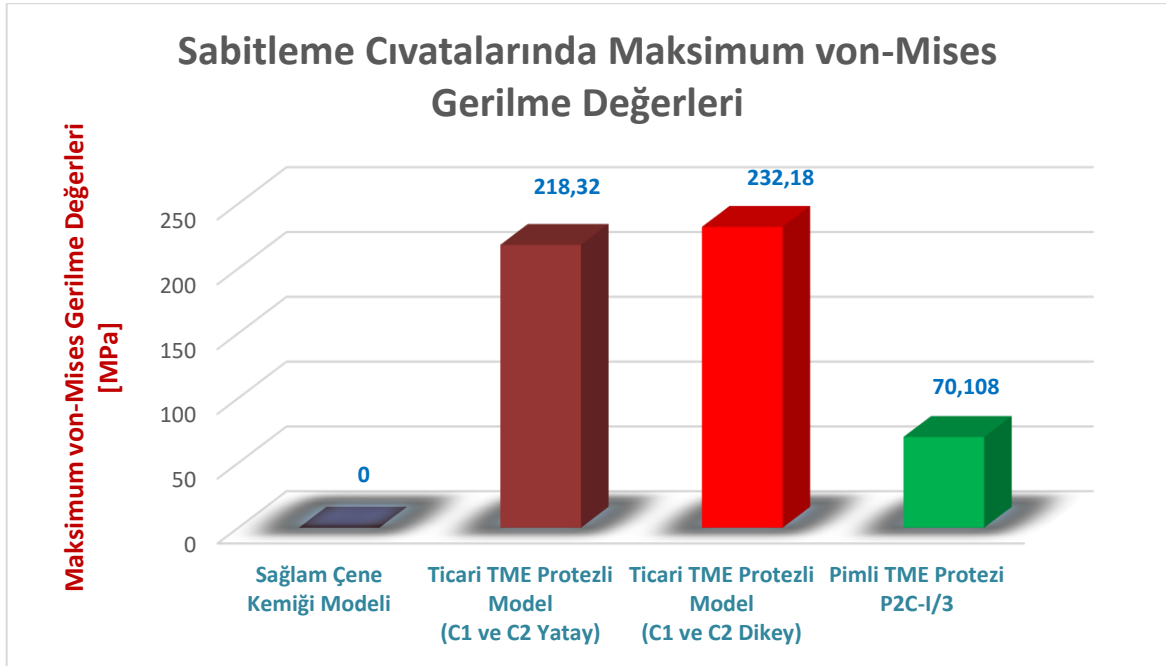
Tablo 22. Ticari ve kendinden pimli TME protezlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri



Tablo 23. Temel karşılaştırma modellerinin sert kemik dokularında oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri



Tablo 24. Temel karşılaştırma modellerinin sabitleme civatalarında oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri



4. SONUÇLAR

Bu tez kapsamında, temporal kemik ile alt çene kemiğinin birleşim bölgesinde bulunan temporomandibular eklem (TME) bölgesinin, çeşitli rahatsızlıklar sonucunda fonksiyonunu kaybetmesi durumunda, başarı oranı yüksek tedavi yöntemlerinden biri olan cerrahi TME protezi uygulamaları araştırılmıştır. Sabitleme cıvatalarıyla alt çene kemiğine montajlanan TME protezleri, fonksiyon kaybına uğrayan eklem bölgesinin görevini üstlenmektedir. Bu tez kapsamında yürütülen literatür ve anket çalışmalarıyla, TME protezi sorunları ve yeni protez tasarım kriterleri belirlenmiştir. Bu kriterlere göre oluşturulan kendinden pimli TME protezli modellerin sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmiş olup elde edilen bulgulardan, aşağıda verilen sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Tez kapsamında gerçekleştirilen anketlerde Temporomandibular eklem (TME) protezlerinde, ülkemiz genelinde tedarik sorunları görülmektedir. Tedarik sorunlarının başında kamunun ithal TME protezlerini destek kapsamından çıkarması gelmektedir. Hastalar, yerli üretimi olmayan TME protezlerini maddi imkanlarıyla tedarik etmektedir. Ayrıca ülkemizde değişen döviz kurları ve ürün fiyat politikaları medikal firmaların ürün stoklarından kaçınmalarına neden olmaktadır. Bu olumsuzlukların yanı sıra yurtdışından ürün tedarikinde yaşanan gecikmeler de TME protezine ulaşımlarda karşılaşılan en önemli sorunların başında gelmektedir.

2. Anket çalışmaları; sabitleme cıvatalarının zamanla kemiklere gelen yükler altında hasara uğrayabilme risklerini göstermiştir. Sabitleme cıvatalarının veya cıvataların temas halinde oldukları çevre dokularda hasarların oluşması, protezlerin fonksiyonlarını yerine getirememelerine dolayısıyla cerrahi operasyonların tekrarlanmasına neden olmaktadır.

3. Sağlıklı çene kemiği modellerinde ısırma gibi çene fonksiyonları sonucunda ortaya çıkan kuvvet(ler) altında oluşan gerilmeler, mandibulanın kondil bileşeninin baş kısmında yoğunlaşmaktadır. Maksimum yer değiştirme değerleri alt çene kemiği gövdesinin, kondil bileşeniyle birleştiği bölgenin alt kısmında görülmektedir.

4. Pimli TME protezlerinde maksimum gerilme değerleri protezlerin tamamının boyun bölgelerinde ortaya çıkmaktadır. Pimli protez modellerinde; en düşük 147 MPa (P2C-

I/3* protez modelinde) ve en yüksek 176 MPa (P2CD/1 protez modeli) aralığında gerilme değerleri görülmekte olup ticari protez modellerinde maksimum gerilmeler 223 MPa ile 242 MPa arasında değişmektedir. Pimli protez modellerinde oluşan maksimum gerilme değerleri ticari protez modellerine göre %38,75 oranında iyi performans sergilemektedir.

5. Pimli TME protezlerinin sabitletmesinde kullanılan cıvatalar değerlendirildiğinde, maksimum gerilme değerleri 53,305 MPa (P2C-OII/1 protezli modelde) ile 98,256 MPa (P2CD/1 protezli modelde) aralığında değişmektedir. Ticari TME protezli modellerde kullanılan sabitleme cıvatalarında oluşan gerilme değerleri ise 218,32 MPa- 232,18 MPa aralığında olup bu sonuçlar pimli protezlerdeki sabitleme cıvatalarının azalan sayılarına rağmen ticari TME protezlerine oranla %77,04 daha başarılı olduğunu göstermektedir.

6. Ticari protezlerin sabitletmesinde kullanılan cıvatalardaki gerilme değerleri incelendiğinde posterior bölgede yer alan cıvatalardaki gerilme değerleri, anterior bölgede yer alan cıvatalara oranla daha yüksektir. Cıvataların tamamında gerilme değerleri cıvataların sert kemik dokularıyla kesiştikleri cıvata dişlerinde görülmekte olup sabitleme cıvatalarındaki maksimum von-Mises gerilme değerleri 110-242 MPa aralığında değişkenlik göstermektedir. Akma dayanımı 827,37 MPa olan Ti6Al4V cıvata malzemesi için bu değerler malzemenin elastik bölge sınırları içerisinde bulunmaktadır.

7. Karşılaştırma modellerini oluşturan bileşenler dikkate alındığında, akma dayanımı 114,11 MPa olan sert kemik dokuları, TME protezi tasarım ve tasarım iyileştirme çalışmalarındaki en kritik bileşendir. Sert kemik dokularında düşen gerilme değerleri dokuların hasara uğrama riskini de düşürecektir. Protezli karşılaştırma modellerinin analizleri sonucunda; kendinden pimli TME protezlerinin tamamının, ticari protezlere oranla sert kemik dokuları üzerinde gerilme değerlerinde iyileşme sergilediğini göstermektedir. Pimli protezlerin kullanıldığı sert kemik dokular incelendiğinde maksimum von-Mises gerilme dağılımları 59 MPa ile 89 MPa aralığında değiştiği görülmüştür. Özgün PI2C/3 protezinin kullanıldığı modelde 59,898 MPa ile sert kemik doku üzerindeki maksimum von-Mises gerilme değeri en düşük değerin görüldüğü protez modelidir. Bu değer ile piyasada kullanılmakta olan ticari TME protezlerine (C1- C2 dikey) göre %45,36 ile daha iyi performans göstermiştir. Ticari protez modellerindeki sert kemik dokuda görülen 1,041 emniyet katsayısı, pimli modeller için 1,91 değerine ulaşmaktadır.

8. Pimli TME protezlerinde kullanılan sabitleme cıvatalarının sayısındaki düşüş, mevcut cıvatalar üzerindeki maksimum gerilme değerlerinde artış beklentisini ortaya

koymaktadır. Buna rağmen, pimli TME protezi cıvatalarındaki gerilme değerlerindeki düşüş %77,04'leri bulmaktadır. Bu düşüş protezler ile yekpare üretilmiş pimlerin, işlevselliğinden kaynaklıdır. İdeal pim-cıvata yapısı için tasarlanan modellerde sabitleme cıvatalarının pozisyon olarak protez pimlerine yaklaştırıldığı modellerde, sabitleme cıvatalarındaki gerilmelerde artış pimlerde oluşan gerilmelerde ise düşüş görülmüştür. Bu sonuçlara göre cıvatalar pimplere yakın konumlandırıldıklarında; cıvatalar üzerinde oluşan gerilme değerlerinde artış, pimlerde uzaklaştırıldıklarında ise gerilme değerlerinde azalma görülmektedir. Pimlerde oluşan gerilmeler; cıvataların yakın konumlandırılmasında azalmakta, uzak konumlandırma pozisyonlarında ise gerilmeler artmaktadır.

9. Pimli protez tasarımlarında cıvatalama için kanallı yapılara yer verilmesi, protez üzerindeki deliklerin sayıca azalmasını ve cerrahlar için daha esnek cıvatalama alanlarının oluşturulmasını sağlamıştır. Bu protezler cerrahi operasyonlarda çene kemiklerine sabitlenirken, cıvatalar kanalların dairesel yüzeyleriyle temas halinde olmayabilirler. Tez kapsamında temassız modeller olarak adlandırılan bu modellerin sonlu elemanlar analizleri yürütülmüş ve tamamında temaslı modellerine göre gerilme değerlerinde artış görülmüştür. Temassız modellerin sabitlenmesinde kullanılan cıvatalar incelendiğinde, gerilmeler cıvata başlarında boyuna çizgisel formda yayılım göstermiştir. Tez kapsamında en iyi performansı gösteren (sert kemik dokuları üzerinde) özgün PI2C/3 TME protezinin temassız uygulaması olan PI2C/3* modelinin gerilme değerlerinde %2,5 oranında artış görülmekte olup bu değer anlamlı bir değişim taşımamaktadır.

5. ÖNERİLER

Bulgular ile elde edilen sonuçların ve kendinden pimli yeni TME protezi tasarımı ve uygulamalarının geliştirilmesi için aşağıdaki öneriler yapılmıştır.

1. Bu tez kapsamında pimli protez tasarımına odaklanılmış ve statik yükleme durumunda sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilerek ideal pim-cıvata yapısına ulaşılmaya çalışılmıştır. Dinamik yükleme koşullarında veya kuvvetlerin farklı açısız pozisyonları için benzer çalışmalar yapılabilir.

2. Dairesel formdaki pim profillerinde geliştirme çalışmaları yürütülerek kemik doku üzerinde oluşan maksimum gerilme değerlerinde değişimler incelenebilir.

3. Pimli TME protezinin ortaya koyduğu avantajlar göz önünde bulundurularak, ideal pim-cıvata pozisyonu için alternatif pimli protez tasarımları gerçekleştirilebilir.

4. TME protezlerinin sabitlemesinde sert kemik dokuya vida dişleri açılmaktadır. Sert kemik dokulara montajlanacak olan protezlerde ise vida dişleri bulunmamaktadır. Sabitleme cıvatalarının geçebileceği ve cıvata anma çapından daha büyük düz cıvata delikleri bulunmaktadır. Kendinden pimli TME protezlerine de vida dişleri açılarak, sert kemik dokularının yanı sıra protezlere de söküp takılabilen pimlere sahip hibrit protez modelleri tasarlanabilir.

5. Pimli protez yönteminin başta kalça kemiği protezleri olmak üzere sabitleme cıvatalarının kullanıldığı diğer tüm protez tiplerindeki etkileri üzerine çalışmalar yapılabilir.

6. Pimli TME protezlerinin saha uygulamalarında, pimlerinin sert kemik üzerine yerleştirilmesinde kolaylık sağlanabilmesi amacıyla kılavuz protez kullanılabilir ve cerrahlara uygulamalarda kılavuz protezler yardımıyla kolaylık sağlanabilir.

6. KAYNAKLAR

- Abel, E., W., Hilgers, A. ve McLoughlin, P., M., 2015. Finite Element Analysis of a Condylar Support Prosthesis to Replace the Temporomandibular Joint, British Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 53, 352-357.
- Anonim, <http://otomasyondergisi.com.tr/arsiv/yazi/gunumuzde-biyomalzeme-uygulamalari>, 25 Kasım 2018.
- Ackerknecht, E., H., 1982. A Short History of Medicine, Revised Edition, The John Hopkins University Press, Baltimore.
- Ackland, D., C., Moskaljuk, A., Hart, C., Vee Sin Lee, P. ve Dimitroulis, G., 2015. Prosthesis Loading After Temporomandibular Joint Replacement Surgery: A Musculoskeletal Modelling Study, Journal of Biomechanical Engineering, 137, 4, 041001.
- Ackland, D., C., Robinson, D., Redhead, M., Lee, P., V., S., Moskaljuk, A. ve Dimitroulis G., 2017. A Personalized 3D-Printed Prosthetic Joint Replacement for the Human Temporomandibular Joint: From Implant Design to Implantation, Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials, 69, 404-411.
- Ansys, Engineering Data, Materials Library, 16,2.
- Arabshahi, Z., Kashani, J., Kadir, A., R., R., A. ve Azari, A., 2011. Influence of Thickness and Contact Surface Geometry of Condylar Stem of TMJ Implant on its Stability, 2011 International Conference on Physics Science and Technology (ICPST 2011), 414-419.
- Bathe, K. J., 2016. Finite Element Procedures, Watertown, MA, USA.
- Burkhart, K., Bruno, A., G., Bouxsein, M., L., Bean, J. ve Anderson D., E., 2017. Estimating Apparent Maximum Muscle Stress of Trunk Extensor Muscles in Older Adults Using Subject-Specific Musculoskeletal Models, Journal of Orthopaedic Research, 36, 498-505.
- Catherine, Z., Breton, P. ve Bouletreau, P., 2016. Management of Dentoskeletal Deformity Due to Condylar Resorption: Literature Review, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, 15, 1152-1159.
- Cevidanes, L., H., S., Hajati, A., K., Nackley, A., G. ve Paniagua, M., S., 2010. Quantification of Condylar Resorption in Temporomandibular Joint Osteoarthritis, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, 110,1,110-117.

- Chowdhury, A., R., Kashi, A. ve Saha, S., 2011. A Comparison of Stress Distributions for Different Surgical Procedures, Screw Dimensions and Orientations for a Temporomandibular Joint Implant, Journal of Biomechanics, 44, 2584-2587.
- Collings, E., W., 1984. The Physical Metallurgy of Titanium Alloys, Metals Park, OH: American Society for Metals.
- Cowin, S. C., 1989. Bone Mechanics, Boca Raton (FL), CRC Press.
- Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A., S., Lipinski, P. ve Rignon-Bret, C., 2008. A Complete Finite Element Model of a Mandibular Implant-Retained Overdenture with Two Implants: Comparison Between Rigid and Resilient Attachment Configurations, Medical Engineering and Physics, 30, 218-225.
- Dimitroulis, G., 2013. A New Surgical Classification for Temporomandibular Joint Disorders, International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 42, 218-222.
- Duarte, R., J., Ramos, A. ve Mesnard, M., 2013. Evaluation of a Primary TMJ Implant Fixation Using Screws: A Numerical Study, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 16, S1, 242-243.
- Emes, Y., Arpınar, I., Ş., Öncü, B. ve Aybar, B., 2014. The Next Step in the Treatment of Persistent Temporomandibular Joint Pain Following Arthrocentesis: A Retrospective Study of 18 Cases, Journal Cranio Maxillofacial Surgery, 42, 65-69.
- Gonzalez-Perez, L., M., Fakh-Gomez, N., Gonzalez-Perez-Somarriba, B., Centeno, G. ve Montes-Carmona, J., F., 2015. Two-Year Prospective Study of Outcomes Following Total Temporomandibular Joint Replacement, International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 45,1, 78-84.
- Gonzalez, S., M., 2008. Cortical Bone Thickness in the Maxilla and Mandible for Mini-Implant Placement, Yüksek Lisans Tezi, Graduate College the University of Iowa, Iowa.
- Gregolin, R., F., Zavaglia, A., C., Tokimatsu, R., C. ve Pereira, J., A., 2017. Biomechanical Stress and Strain Analysis of Mandibular Human Region from Computed Tomography to Custom Implant Development, Advances in Materials Science and Engineering, 7525897.
- Gruber, E., A., McCullough, J. ve Sidebottom, A., J., 2015. Medium-Term Outcomes and Complications After Total Replacement of the Temporomandibular Joint. Prospective Outcome Analysis After 3 and 5 years, The British Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 53, 412-415.
- Guarda-Nardini, L., Manfredini, D. ve Ferronato, G., 2008. Temporomandibular Joint Total Replacement Prosthesis: Current Knowledge and Considerations for the Future, International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 37,2,103-10.

- Güven, Ş. Y., 2014. Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi, Süleyman Dmeirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 303-311.
- Hatze, H., 1974. The Meaning of the Term Biomechanics, Journal of Biomechanics, 7,2, 189.
- Hsu, J., T., Huang, H., L., Tsai, M., T., Fuh, L., J. ve Tu, M., G., 2011. Effect of Screw Fixation on Temporomandibular Joint Condilar Prosthesis, Journal Maxillofacial Oral Surgery, 69,6,1320-1328.
- Huang, H., L., Chang, Y., Y., Lin, D., J., Li, Y., F., Chen, K., T. ve Hsu, J., T., 2011. Initial Stability and Bone Strain Evaluation of the Immediately Loaded Dental Implant: An in Vitro Model Study, Clinical Oral Implants Research, 22, 691-698.
- Huang, H., L., Kuo, C., S., Lih, J., F., Michael, Y., C., C., Jay, W., Tsai, M., T. ve Hsu, J. T., 2015. Biomechanical Analysis of a Temporomandibular Joint Condylar Prosthesis During Various Clenching Task, Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 43,7, 1194-1201.
- Hupp, J., Ellis, E. ve Tucker, M., 2014. Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery, Elsevier, 633-634.
- Ichim, I., Kieser, J., A. ve Swain, M., 2007. Functional Significance of Strain Distribution in the Human Mandible Under Masticatory Load: Numerical Predictions, Archives of Oral Biology, 52, 465-473.
- Ichim, I., Swain, M. ve Kieser, J., A., 2006. Mandibular Biomechanics and Development of Human Chin, Journal of Dental Research, 85,7, 638-642.
- İmiroglu, H., I., Tosun, Z., Kaymaz, I., Sever, C., Akdag, O. ve Selimoglu, M., N., 2014. Yeni Bir TMJ İmplant Tasarımı, Suleyman Demirel University Journal of Engineering Sciences and Design, 2,3, 199-210.
- Ingawalé, S. ve Goswami, T., 2009. Temporomandibular Joint: Disorders, Treatments, and Biomechanics, Annals of Biomedical Engineering, 37,5, 976-996.
- Karpiński, R., Jaworski, L. ve Czubacka, P., 2017. The Structural and Mechanical Properties of the Bone, Journal of Technology and Exploitation, 3, 43-50.
- Kashi, A., Chowdhury, A., R. ve Saha, S., 2010. Finite Element Analysis of a TMJ Implant, Research Reports Biomaterials & Bioengineering, 89,3, 241-245.
- Katranji, A., Misch, K. ve Wang, H., L., 2007. Cortical Bone Thickness in Dentate and Edentulous Human Cadavers, Journal of Periodontology, 78,5, 874-8.
- Kim, J., H. ve Park, Y., C., 2012. Evaluation of Mandibular Cortical Bone Thickness for Placement of Temporary Anchorage Devices (TADs), The Korean Journal of Orthodontics, 42,3, 110-117.

- Korioth, T., W., P. ve Versluis, A., 1997. Modeling the Mechanical Behavior of the Jaws and Their Related Structures by Finite Element (Fe) Analysis, Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 8, 90-104.
- Korioth, T., W., P., Romilly, D., P. ve Hannam, A., G., 1992. Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of the Dentate Human Mandible, American Journal of Physical Anthropology, 88, 69-96.
- Leandro, L., F., Ono, H., Y., Loureiro, C., C., Marinho, K. ve Guevara, H., A., 2013. A Ten-Year Experience and Follow-up of Three Hundred Patients Fitted with the Biomet/Lorenz Microfixation TMJ Replacement System, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 42,8, 1007-13.
- Lekholm, U. ve Zarb, G., A., 1985. In: Patient Selection and Preparation, Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry, Chicago: Quintessence Publishing Company, 199–209.
- Liu, Y., F., Wang, R., Baur, A., D. ve Jiang, X., F., 2017. A Finite Element Analysis of the Stress Distribution to the Mandible from Impact Forces with Various Orientations of Third Molars, Journal of Zhejiang University-SCIENCE B (Biomedicine & Biotechnology), 19,1, 38-48.
- Ma, P., Li, D., H., Peng, Q., J., Kuang, W., Shi, Z., Lin, S., Wu, X., X., Li, S., H. ve Li, W., N. 2006. Self-Adaptation Function of Pro/ENGINEER Software in Constructing 3-D Model Data of Screw Implant, Chinese Journal of Medical Aesthetics and Cosmetics, 12, 28–30.
- Mackowiak P., 1989. Relief of Pain from Headaches and TMJ, New York: Manhattan Printing, Solomon Books, 1-49.
- Machon, V., Hirjak, D. ve Lukas, J., 2011. Therapy of the Osteoarthritis of the Temporomandibular Joint, Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 39,2, 127-30.
- Mercuri, L., G., 2013. The Role of Custom-Made Prosthesis for Temporomandibular Joint Replacement, Cirugía Oral y Maxillofacial, 35, 1-10.
- Mesnard, M. ve Ramos, A., 2013. Towards a Rigorous Approach to Designing a Temporomandibular Joint Prosthesis. From Clinical Challenge to Numerical Prototype, Procedia CIRP, 5, 141-146.
- Meurechy, N., De., Braem, A. ve Mommaerts, M., Y., 2017. Biomaterials in Temporomandibular Joint Replacement: Current Status and Future Perspectives-a Narrative Review, International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 47, 518-533.
- Miloro, M., Ghali, G., E., Larsen, P., E. ve Waite, P., D., 2012. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, 3rd edition, People's Medical Publishing House, USA, 1033.

- Mishima, K., Yamada, T. ve Sugahara, T., 2002. Evaluation of Respiratory Status and Mandibular Movement after Total Temporomandibular Joint Replacement in Patients with Rheumatoid Arthritis, International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 32, 275-279.
- Moslemzade, S., H., Kanansizadeh, Y., Nourizadeh, A., Sohrabi, A., Panjnoosh, M. ve Shafiee, E., 2014. Evaluation of Cortical Bone Thickness of Mandible with Cone Beam Computed Tomography for Orthodontic Mini Implant Installation, Advanced in Bioscience and Clinical Medicine, 2,2, 64-72.
- Naderi, S., Acar, F., Mertol, T. ve Arda, M., N., 2003. Functional Anatomy of the Spine by Avicenna in his Eleventh Century Treatise Al-Qanun Fi Al-Tibb (The Canons of Medicine), Neuro - Surgery, 52, 1449-1453.
- Neelakandan, R., S., Raja, A., V. ve Krishnan, A., M., 2014 Total Alloplastic Temporomandibular Joint Reconstruction for Management of TMJ Ankylosis, Journal Maxillofacial Oral Surgery, 13, 575-582.
- Oğuz, Y., Uckan, S., Ozden, A., U., Uckan, E. ve Eser, A., 2009. Stability of Locking and Conventional 2.0-Mm Miniplate/Screw Systems After Sagittal Split Ramus Osteotomy: Finite Element Analysis, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics 108,2, 174-7.
- Ömeroğlu, H., 2010. Kas İskelet Sisteminde Temel Anatomik Oluşumların Yapısı, İşlevi, İyileşmesi ve Kemik Metabolizması, Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi, 9,2, 78-84.
- Organon. 3D Organon, Medis Media, Australia. <https://www.3dorganon.com> / 3 Mart 2019.
- Pileickiene, G., Surna, A., Barauskas, R., Surna, R. ve Basevicius, A., 2007. Finite Element Analysis of Stresses in the Maxillary and Mandibular Dental Arches and TMJ Articular Discs During Clenching into Maximum Intercuspatation, Anterior and Unilateral Posterior Occlusion, Stomatologija, 9,4, 121-8.
- Ramos, A., M. ve Mesnard, M., 2015a. Christensen vs Biomet Microfixation Alloplastic TMJ Implant: Are There improvements? A Numerical Study, Journal Craniomaxillofacial Surgery, 43, 1384-1391.
- Ramos, A., M. ve Mesnard, M., 2015b. The Stock Alloplastic Temporomandibular Joint Implant Can Influence the Behaviour of the Opposite Native Joint: A Numerical Study, Journal Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 1398-1403.
- Ramos, A., Duarte, R., J. ve Mesnard, M., 2015c. Prediction at Long-Term Condyle Screw Fixation of Temporomandibular Joint Implant: A Numerical Study, Journal Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 469-474.
- Ramos, A., Duarte, R., J. ve Mesnard, M., 2015d. Strain Induced in the Condyle by Self-Tapping Screws in the Biomet Alloplastic Temporomandibular Joint: A Preliminary

- Experimental Study, International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 44, 1376-1382.
- Ramos, A., Relvas, C., Completo, A., Simoes, J., A. ve Mesnard, A., 2013. The Importance of the Geometry of the Screws in TMJ Implant Fixation, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 16, S1, 258-259.
- Ramos, A., Completo, A., Relvas, C., Mesnard, M. ve Simoes, J., A., 2011. Straight, Semi-Anatomic and Anatomic TMJ Implants: The Influence of Condylar Geometry and Bone Fixation Screws, Journal Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 39,5, 343-350.
- Ramos, A., Mesnard, M., Relvas, C., Completo, A. ve Simoes, J., A., 2014. Theoretical Assessment of an Intramedullary Condylar Component Versus Screw Fixation for the Condylar Component of a Hemiarthroplasty Alloplastic TMJ Replacement System, Journal Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 42,2, 169-174.
- Ramos, A., Relvas, C., Mesnard, M., Ballu, A. ve Simoes, J., A., 2009. Numerical Study of the Mandible Geometry Influences Using Two Different TMJ Implants, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 12, S1, 209-210.
- Serbest, E. ve Eldoğan, O., 2014. İskelet Kaslarının Yapısı ve Biyomekaniği, Akademik Platform Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi, 2,3, 41-51.
- Sidebottom, A., J., 2009. Current Thinking in Temporomandibular Joint Management, British Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 47, 91-94.
- Standring, S., 2004. Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice (Hardcover), Elsevier, New York.
- Tanaka, E., Rodrigo, D., P., Miyawaki, Y., Lee, K., Yamaguchi, K. ve Tanne, K., 2000. Stress Distribution in the Temporomandibular Joint Affected by Anterior Disc Displacement: A Three-Dimensional Analytic Approach with the Finite-Element Method, Journal of Oral Rehabilitation, 27, 754-759.
- Tie, Y., Wang, D., M., Ji, T., Wang, C., T. ve Zhang, C., P., 2006. Three-Dimensional Finite-Element Analysis Investigating the Biomechanical Effects of Human Mandibular Reconstruction with Autogenous Bone Grafts, Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 34, 290-298.
- Tsai, M., H., Wu, C., M., Wu, C., Z., Cheng, H., Y. ve Ou, K., L., 2015. Research on Biomechanical Behavior of Temporomandibular Joint Disorders Using Occlusal Splint Treatment: Computed-Aided Analysis, Journal of Biomedical Sciences, 4, 2,8.
- Uluçay, Ç., 2005. Diz Osteoartritinde Artroskopik Debridman ve Viskosüplemantasyonun Yeri, Uzmanlık Tezi, Türkiye Cumhuriyeti Sağlık Bakanlığı Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul.
- URL-1, https://www.bbc.com/turkce/haberler/2014/05/140528_ilk_takma_dis, 1 Aralık 2018.

- URL-2, <https://uk.humankinetics.com/blogs/excerpts/levers-work-to-create-movement-in-the-human-body>, 1 Aralık 2018.
- URL-3, <https://courses.lumenlearning.com/boundless-biology/chapter/joints-and-skeletal-movement/>, 1 Şubat 2019.
- URL-4, https://acikders.ankara.edu.tr/pluginfile.php/18852/mod_resource/content/0/5-Kemi%C4%9Fin%20anatomik%20ve%20morfolojik%20yap%C4%B1s%C4%B1%2C%20kemik%20h%C3%BCcreleri%20ve%20tipleri%2C%20insan%20v%C3%BCcudundaki%20kemikler.pdf, 1 Mart 2019.
- URL-5, <http://blog.michael-crockett.com/html/InternalGeometry.html>, 10 Aralık 2018.
- URL-6, <https://airfreshener.club/quotes/macroscopic-cross-section-bone.html>, 15 Ocak 2019.
- URL-7, <https://www.nytimes.com/2005/08/02/science/your-body-is-younger-than-you-think.html>, 15 Ocak 2019.
- URL-8, <https://gmch.gov.in/e-study/e%20lectures/Anatomy/TERMS%20OF%20POSITION%20&%20MOVEMENT.pdf>, 20 Ocak 2019.
- URL-9, <https://training.seer.cancer.gov/anatomy/muscular/structure.html>, 8 Aralık 2018.
- URL-10, <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/tmj/symptoms-causes/syc-20350941>, 5 Kasım 2018.
- URL-11, <http://biofabris.com.br/en/mans-livelihood-restored-by-eus-approval-of-3d-printed-cranial-implant/>, 5 Kasım 2018.
- URL-12, <http://homedental.vn/vn/all-on-4-dental-implants-a301.html>, 7 Kasım 2018.
- URL-13, <https://www.medgadget.com/2018/07/tmj-implants-market-continue-to-rise-despite-tremendous-market-competition-a-review-with-top-players-ortho-baltic-zimmer-tmj-medical-and-dow-corning-insight-2018-2023.html>, 14 Kasım 2018.
- URL-14, <http://www.sembronimaxillo.com/en/maxillofacial-surgery/temporomandibular-disorders/arthrocentesis>, 16 Kasım 2018.
- URL-15, <https://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zimmer-biomet/medical-professionals/000-surgical-techniques/cmftotal-mandibular-joint-replacement-surgical-guidelines.pdf>, 16 Kasım 2018.
- URL-16, <https://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zimmer-biomet/medical-professionals/cmft-thoracic-total-joint-replacement-system/total-joint-replacement-system-brochure.pdf>, 16 Kasım 2018.

- van Essen, N., L., Anderson, I., A., Hunter, P., J., Carman, J., Clarke, R., D. ve Pullan, A., J., 2005. Anatomically Based Modelling of the Human Skull and Jaw, *Cells Tissues Organs*, 180, 44e53.
- van Loon, J., P., de Bont, L., G., Stegenga, B., Spijkervet, F., K. ve Verkerke, G., J., 2002. Groningen Temporomandibular Joint Prosthesis. Development and First Clinical Application, *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 31,1, 44-52.
- Vos, L., M., Huddleston, S., J., J. ve Stegenga, B., 2013. Arthrocentesis as Initial Treatment for Temporomandibular Joint Arthropathy: A Randomized Controlled Trial, *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 42,5, 134-9.
- Wolford, L., M. ve Perez, D., E., 2015. Surgical Management of Congenital Deformities with Temporomandibular Joint Malformation, *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 27,1,137-54.
- Wong, R., C., Tideman, H., Merckx, M., A., Jansen, J. ve Goh, S., M., 2012. The Modular Endoprosthesis for Mandibular Body Replacement. Part 2: Finite Element Analysis of Endoprosthesis Reconstruction of the Mandible, *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 40,8, e487-497.
- Yengin, E., Evliođlu, G. ve Uygun, N., 1996. Temporomandibular Eklem Disfonksiyonu Olan 500 Vakada Semptomatik Bulgular ve Tedavi Sonuçları, *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi*, 30, 211-218.
- Zheng, H., Liu, Y. ve Chen, Z., 2013. Fast Motion of Plants: from Biomechanics to Biomimetics, *Journal of Postdoctoral Research*, 1-2, 40-50.

7. EKLER

Ek-1

- 1. Yaşınız:**
- 2. Cinsiyetiniz:**
- 3. Ünvanınız:**
- 4. Uzmanlık alanınız:**
- 5. Kaç defa TME protezi uyguladınız:**
- 6. Cerrahi operasyonlar esnasında yaşadığınız komplikasyonlar nelerdir?**
- 7. Hasta beklentileriyle sizin beklentileriniz ne ölçüde örtüşmektedir?**
- 8. Hastalarınızda ne gibi semptomlar mevcuttu?**
- 9. Hangi tür eklem protezi uygulamayı tercih ediyorsunuz? Sebepleri nelerdir?**
- 10. TME protezi uygulamasında protezin uygulanması ile ilgili ne gibi zorluklar yaşıyorsunuz?**
- 11. Hastalarda aynı sonuçları alacak olsanız total TME eklem protezi mi yoksa hemijoint TME protezi mi tercih edersiniz? Sebepleri nelerdir?**
- 12. Hastalarınızın semptomlarında ne ölçüde iyileşme oldu?**
- 13. Mevcut uygulamaya dair gözlemlediğiniz bir eksiklik veya daha kolay bir uygulama sağlayacağını düşündüğünüz bir değişiklik var mı? Varsa nelerdir?**
- 14. TME protezine ulaşmaya dair bir problemle karşılaştınız mı?**

Ek-2



patent araştır



Dosya Durumu



Sonuç Sayfası



Dokümanlar



Yeni Arama

Başvuru Bilgileri		
Başvuru Numarası : 2017/09687	Evrak Numarası : 2017-GE-260386	Tescil Numarası :
Başvuru Tarihi : 2017/06/30	Evrak Tarihi : 2017/06/30	Tescil Tarihi :
Başvuru Şekli : Ulusal Başvuru	Koruma Tipi : Patent	Yayın Tarihi :
Başvuru Sahipleri	Buluşun Tasnif Sınıfları	
SİNAN KÖSE Karadeniz Teknik Üniversitesi Lojmanları, 14. Blok, 4. Kat Daire No:7. Ortahisar Trabzon	A61F 2/30	
HASAN SOFUOĞLU Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği, Mekanik Anabilim Dalı, 61080 Ortahisar Trabzon	A61F 2/02	
CELAL ÇANDIRLI 1 Nolu Beşirli Mh.Kenar Sok.1.Etap Yeşil Park Sitesi B Blo K:2 No:4 Ortahisar Trabzon		
Buluş Sahipleri		
SİNAN KÖSE Karadeniz Teknik Üniversitesi Lojmanları, 14. Blok, 4. Kat Daire No:7. Ortahisar Trabzon		
Buluş Başlığı		
KENDİNDEN DIŞLI ALT ÇENE KEMİĞİ EKLEM PROTEZİ		
Buluş Özeti		
<p>Bu buluş; sağlık alanında insanlarda alt çene kemiği ve kafatası birleşim bölgelerindeki temporomandibular eklemlerin görevlerini yerine getirememesinden kaynaklı işlevsizliklerin giderilmesi ve hasta konforunun iyileştirilmesi amacıyla kullanılan kendinden dişli alt çene eklem protezi ile ilgilidir. Günümüzde kullanılan eklem protezlerinin çene kemiklerine tespitinde kullanılan bağlantı elemanlarının, konuşma, çiğneme/ısıрма gibi farklı çene konumlandırılmalarında ortaya çıkan statik veya dinamik yükler neticesinde hasara uğradığı bilinmektedir. Hasara uğrayan veya ortaya çıkan yüklemeler sonucunda meydana gelen gerilmeler altındaki bağlantı elemanları (vida vb.) hasta konforunu olumsuz etkileyebilmektedir ve tedavinin başarısızlığını düşürmektedir. Kendinden dişli alt çene eklem protezi ile bağlantı elemanları üzerine gelen gerilmeler, protez üzerindeki dişlere aktarılarak azaltılmakta ve ortaya çıkabilecek hasarların önüne geçilmektedir. Çiğneme, ısırma, konuşma gibi elzem ihtiyaçlardan kaynaklı gerilme değerleri protez üzerinde bulunan dişler vasıtasıyla alt çene kemiğinden protez üzerine ve protez üzerinden de kafatasından vücuda iletilecektir.</p>		

ÖZGEÇMİŞ

Sinan KÖSE 1984 yılında Trabzon Çarşıbaşı ilçesinde doğdu. 2002 yılında Tevfik Serdar Anadolu Lisesi'nden mezun olup KTÜ Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü'nü kazandı. 2007 mezuniyetini takiben aynı yıl Kahramanmaraş Afşin-Elbistan B Termik Santrali'nde Türbin Bakım Şefi olarak göreve başlamıştır. Askerlik hizmetini tamamladıktan sonra Trabzon Avrupa Birliği İş geliştirme Merkezi (ABİGEM) 3B Teknoloji Birimi sorumlusu olarak 2010 yılına kadar görevini sürdürmüştür. 2009-2019 yılları arasında, başta AB fonu destekli olmak üzere çeşitli kamu kurum/kuruluşları ve özel sektörün desteklediği projelerde CAD/CAA eğitmeni olarak görev almıştır. Biyomekanik alanındaki çalışmalarına, ülkemizin ilk endüstriyel boyutta dental implant üretimi gerçekleştiren fabrikasında baş mühendis (kurucu mühendis) ve kalite kontrol uzmanı görevlerini alarak başlamıştır. 2012 yılı itibariyle Trabzon Ticaret ve Sanayi Odası / Trabzon Teknokent Tasarım Merkezi sorumlusu olarak yeni görevine başlamış ve bu görevini halen sürdürmektedir.

Sinan Köse, 2009-2013 yıllarında yüksek lisans ve 2013-2019 yıllarında da doktora eğitimlerini tamamlamıştır (Karadeniz Teknik Üniversitesi / Fen Bilimleri Enstitüsü / Makina Mühendisliği Anabilim Dalı). Balıkçılık Teknolojisi Mühendisliği ve İşletme lisans diplomaları da bulunan Sinan KÖSE, iyi derecede İngilizce bilmektedir.