

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KİŞİYE ÖZEL TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZİ TASARIMI VE
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Eda ÖZYILMAZ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Malzeme ve İmalat Programı

ARALIK 2019

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KİŞİYE ÖZEL TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZİ TASARIMI VE
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Eda ÖZYILMAZ
503131318**

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Malzeme ve İmalat Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Celalettin ERGUN

Aralık 2019

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 503131318 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Eda ÖZYILMAZ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "KİŞİYE ÖZEL TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZİ TASARIMI ve SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE ANALİZİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Celaletdin ERGUN**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Turgut Gülmez**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Semih SEZER

Yıldız Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **15 Kasım 2019**
Savunma Tarihi : **16 Aralık 2019**





Mutlu olacaklara ithafen,



ÖNSÖZ

“Kişiyeye Özel Temporomandibular Eklem Protezi Tasarımı ve Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Analizi” çalışmasında kişiyeye/ hastaya özel olarak Temporomandibular eklem protezi tasarımları geliştirilerek, sonlu elemanlar yöntemiyle analizi yapılmıştır. Hasta için en uygun temporomandibular eklem protezi yapmak amaçlanmıştır.

Bu çalışma kapsamında hem anlayışını hem de bilgi ve yardımlarını esirgemeyen, her açıdan hep destek olmaya çalışan sayın danışman hocam Prof. Dr. Celaletdin Ergün’ e şükranlarımı sunarken; varlıkları ile huzur bulduğum ve güç aldığım aileme kucak dolusu sevgilerimi gönderiyorum.

Aralık 2019

Eda ÖZYILMAZ
(Makine Mühendisi)



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
SEMBOLLER	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ	xv
ŞEKİL LİSTESİ	xvii
ÖZET	xxi
SUMMARY	xxiii
1. GİRİŞ	1
2. TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ANATOMİSİ VE BİYOMEKANİĞİ	3
2.1 Temporomandibular Eklem Anatomisi	6
2.2 Temporomandibular Eklem Anatomisi	6
2.3 Temporomandibular Eklem Tedavi Seçenekleri	9
2.4 Temporomandibular Eklem Alloplastik Değişimi	10
2.5 Temporomandibular Eklem Protezi	10
2.6 Çene ve Eklemnin Biyomekaniği.....	12
2.6.1 Kemik ve malzeme mekanik özellikleri.....	12
2.6.2 Çenenin hareket yörüngesi ve çeneye gelen kuvvetlerin gösterimi	13
2.7 Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analize Genel Bakış	14
2.8 Yorulma ve Ömür	15
3. TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZİ TASARIMI	17
3.1 Tasarımda Kullanılacak Malzemeler ve Özellikleri	17
3.2 Tasarım	19
3.3 Yapılan Tasarımlar ve Karşılaştırmaları	34
3.4 Yorulma Analizi.....	34
3.5 Analiz Parametreleri.....	35
4. ANALİZ SONUÇLARI	43
4.1 İmplantta İdeal Vida Yerleşimi İçin Lokasyon Analizi	43
4.2 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME Protezinde Fossadaki UHMWPE- Ti6Al4V Malzemeleri için von Mises Gerilmesi Kıyaslaması.....	52
4.3 İdeal vida lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME İmplantında Fossadaki UHMWPE-Ti6Al4V Malzeme İçin Birim Uzama Kıyaslaması.....	57
4.4 İdeal Vida Lokasyonlu Ti6Al4V Kondil Başlı Tme Protezinde Fossadaki UHMWPE- Ti6Al4V Malzemeleri İçin von Mises Gerilmesi Kıyaslaması.....	59
4.5 İdeal Vida Lokasyonlu Ti6Al4V Kondil Başlı Tme İmplantında Fossadaki Malzeme İçin UHMWPE ile Ti6Al4V Birim Uzama Kıyaslaması ..	65

4.6 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME İmplantta Maksimum Ağız Açıklığında Kondilin Yuvadan Çıkıp/Çıkmama Kontrolü.....	67
4.7 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME İmplant İçin Çiğneme Kuvveti (200N) Altında Yorulma Analizi	68
4.5 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME İmplantta Maksimum Isırma Kuvveti Altında Sağlıklı Çene ile İdeal Fossanın von Mises Gerilmesi Kıyaslaması	71
5. SONUÇLAR, ÖNERİLER VE GELECEKTEKİ ÇALIŞMALAR.....	75
KAYNAKLAR.....	81
ÖZGEÇMİŞ	87



KISALTMALAR

TME	: Temporomandibular Eklem
TMS	: Temporomandibular eklem Sorunları
FEA	: Finite Element Analysis
TMD	: Temporomandibular disorder
TMJ	: Temporomandibular joint
UHMWPE	: Ultra High Moleüler Weight
Ti	: Titanyum
CT	: Computed Tomography
N	: Newton
mm	: Milimetre
Ti-6Al-4V	: 6% Al, 4% V, ağırlıkça %95 Titanyum içeren Titanyum alaşımı
UHMWPE	: Ultra High Molecular Weight Polietilen
AT	: Anterior Temporalis Kas
PT	: Posterior Temporalis
DAM	: Deep Anterior Masseter
DPM	: Deep Posterior Masseter
SM	: Superficial Masseter
MP	: Medial Pytergoid
ILP	: Inferior lateral pterygoid
SLP	: Superior lateral pterygoid



SEMBOLLER

σ_{\max}	: Maksimum gerilme
σ_{\min}	: Minimum gerilme
σ_m	: Ortalama gerilme
σ_a	: Gerilme genliği
R	: Stress Oranı
ρ	: Yoğunluk
C°	: Santigrat derece
μ	: Mikro



ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 3.1 : Tasarımda kullanılan Ti6Al4V malzemesinin mekanik özellikleri	18
Çizelge 3.2 : Dokuların dayanımına yaşın etkisi (Kevin ve diğ., 2018).....	18
Çizelge 3.3 : Protezlerin seramik- polimer- metal olmalarına göre mekanik özelliklerinin karşılaştırılması (Kevin ve diğ., 2018)	19
Çizelge 3.4 : Bilgisayarlı tomografi parametreleri.	19
Çizelge 3.5 : Analizde kullanılan malzeme özellikleri (Ackland ve diğ., 2015, Tanaka ve diğ., 2001, Liu ve diğ.,2018; Zhang ve diğ., 2019).....	35
Çizelge 3.6 : Çiğneme sırasında kasların x, y, z doğrultularında uyguladıkları kuvvetler (200N) (Ackland ve diğ., 2017).....	41
Çizelge 3.7 : Isırma sırasında kasların x, y, z doğrultularında uyguladıkları kuvvetler (800N) (Ackland ve diğ., 2018).....	41
Çizelge 4.1 : İdeal vida lokasyonlu, Zirkonya kondilli tasarımın analiz sonuçlarının sağlaması	46
Çizelge 4.2 : Farklı vida lokasyonları belirtilen durumlar için ısırma kuvveti [800N] altında sistemdeki her bir parça için analiz sonuçları (Tamamı UHMWPE fossa, Zirkonya kondil).....	47
Çizelge 4.3 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme protezinde fossadaki farklı malzeme ve tasarımlar için von mises gerilmesi karşılaştırması	52
Çizelge 4.4 : UHMWPE fossa için birim uzama karşılaştırması.....	57
Çizelge 4.5 : İdeal vida lokasyonlu Ti6Al4V kondil başlı tme implantında fossadaki malzeme için UHMWPE ile Ti6Al4V malzemelerinin von mises gerilmesi kıyaslaması (800N)	60
Çizelge 4.6 : Zirkonya kondil – Ti6Al4V kondil karşılaştırması	64
Çizelge 4.7 : Ti backed PE fossa için birim uzama karşılaştırılması.....	66
Çizelge 4.8 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implant için çiğneme kuvveti (200N) altında analizi gerilme değerleri	69
Çizelge 4.9 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implant için çiğneme kuvveti (200N) altında yorulma analizi sonuçları.....	70
Çizelge 4.10 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implant için çiğneme kuvveti (800N) altında yorulma analizi sonuçları.....	69
Çizelge 4.11 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implantta maksimum ısırma kuvveti (800 N) altında sağlıklı çene, Model-C ve Model-D von Mises gerilmesi kıyaslaması	71
Çizelge 5.1 : Örnek bir maliyet hesabı.....	75



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1	: Temporomandibular eklemin anatomik görünümü.	1
Şekil 2.1	: Kişiye özel TME implant tasarımı ve uygulanan kas kuvvetlerinin örnek görünümü.	6
Şekil 2.2	: Temporal bölgenin gösterimi.	7
Şekil 2.3	: Temporomandibular eklem diski.....	7
Şekil 2.4	: Temporomandibular eklemin dönme eksenleri.....	8
Şekil 2.5	: İmplantların başarısız olma sebepleri (Geetha ve diğ., 2009).....	12
Şekil 2.6	: Çene hareketleri (Geetha ve diğ., 2009).....	13
Şekil 2.7	: Çeneye Gelen Kuvvetlerin Gösterimi.	14
Şekil 2.8	: Çene kemiğinde zarar gören bölgelerin yüzdeleri.....	14
Şekil 2.9	: Örnek bir ömür diyagramı.....	15
Şekil 2.10	: Örnek gerilme- zaman diyagramı.....	16
Şekil 3.1	: Protezin tasarımında kullanılan malzemeler.	17
Şekil 3.2	: Akış şeması görsel görünüm.	20
Şekil 3.3	: Tasarım Basamakları.....	20
Şekil 3.4	: MIMICS program arayüzü ve yeni proje ekleme menüsü.	21
Şekil 3.5	: Tomografi verilerinin programa aktarılması.....	21
Şekil 3.6	: Tomografi katmanları ve aktarım arayüzü.	22
Şekil 3.7	: Tomografi görünüm detayları ve konumlandırılması.	22
Şekil 3.8	: Farklı yoğunluk değerleri için kemik çeşitlerinin gösterimi.	23
Şekil 3.9	: Farklı bölgeler için oluşturulan maskelerin görünümü.	24
Şekil 3.10	: CT işlenerek elde edilen model görünümü.....	25
Şekil 3.11	: Alt çenede bulunan kasların gösterimi.	25
Şekil 3.12	: Mandibula kemiğinde ana sinirin bulunduğu konum.....	26
Şekil 3.13	: Kesik kondil bölgesi ile mandibular implantın kontak bölgesi.....	26
Şekil 3.14	: Kişiye özel implant tasarımı a) iç ve b) dış görünümü.....	27
Şekil 3.15	: TME implant-Zirkonya kondil başı montaj görünümü.	27
Şekil 3.16	: Üst çenenin implanta bağlanan bölgesi.....	27
Şekil 3.17	: Kondil Görünümü.	28
Şekil 3.18	: Zirkonya kondil sıkı geçmesinin femur başından referansı.	28
Şekil 3.19	: Model-A: Tek parça, Ti6Al4V fossa.....	29
Şekil 3.20	: Model-B: iki parça, Ti meshed backed UHMWPE.....	29
Şekil 3.21	: Model-C: tek parça, UHMWPE.	30
Şekil 3.22	: Model-D: iki parça, Ti backed UHMWPE.....	30
Şekil 3.23	: Mandibula ölçüleri örnek gösterimi.	31
Şekil 3.24	: Mimics programında modellenmiş modelin montaj görünümü.	31
Şekil 3.25	: a)Articular cartilage, b)Mandibula, maxilla ve cartilage montaj görünümü.	31
Şekil 3.26	: Modelin montaj görünümü.....	32
Şekil 3.27	: Meshmixer programı reduce işlemi görünümü.	33

Şekil 3.28 : Meshmixer smooth boundary sonrası görünüm.....	33
Şekil 3.29 : Malzeme ataması ekran görünümü.	35
Şekil 3.30 : Analiz yapısı mesh görünümü.	36
Şekil 3.31 : Analizdeki kontaklardan örnek görünüm.	37
Şekil 3.32 : Analizdeki fixed support görüntüsü.	37
Şekil 3.33 : TME implant modeli mesh görünümü.	38
Şekil 3.34 : TME implant modeli eleman kalitesi.	38
Şekil 3.35 : Analizde uygulanan kuvvetlerin görüntüsü.	408
Şekil 3.36 : TME implant modeli sınır şartları görünümü.....	39
Şekil 4.1 : Analiz modeli görünümü.	44
Şekil 4.2 : İmplant üzerine vida yerleşimlerinin görünümü.....	44
Şekil 4.3 : Örnek analiz sonucu görünümü.	45
Şekil 4.4 : 6 farklı vida lokasyonu için von Mises gerilme değerleri.	48
Şekil 4.5 : Mandibuladaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları.	49
Şekil 4.6 : Fossadaki von Mises gerilme değeri nin emniyet katsayısı sonuçları. ...	50
Şekil 4.7 : Mandibular implanttaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları.	51
Şekil 4.8 : Kondildeki von Mises gerilme değeri nin emniyet katsayısı sonuçları. .	51
Şekil 4.9 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezlerde von Mises gerilme değeri sonuçları (800N).	53
Şekil 4.10 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezde mandibuladaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).	55
Şekil 4.11 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezde implanttaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).	56
Şekil 4.12 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezde kondildeki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).	56
Şekil 4.13 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezde fossadaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).	57
Şekil 4.14 : Kemikte birim uzama sınırının %0,7 olduğunu gösteren stress-birim uzama grafiği.	58
Şekil 4.15 : Ti6Al4V' da birim uzama sınırının %1 olduğunu gösteren stress-birim uzama grafiği	59
Şekil 4.16 : UHMWPE' in birim uzama sınırının %10 olduğunu gösteren stress-birim uzama grafiği.	59
Şekil 4.17 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde von Mises gerilme değeri sonuçları (800N).	62
Şekil 4.18 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde mandibuladaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).	62
Şekil 4.19 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde implanttaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).	63
Şekil 4.20 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde kondildeki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).	63
Şekil 4.21 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde fossadaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).	64

Şekil 4.22 : Temporomandibular eklem protezi ağız açıklığı kontrolü	68
Şekil 4.23 : Ömür analizi sonucu örnek görünüm (200N).....	69
Şekil 4.24 : Ti6Al4V alaşımı wöhler eğrisi (Janecek M. ve diğ., 2015).	70
Şekil 4.25 : Sağlıklı Çene – ideal fossa karşılaştırması.	72
Şekil 4.26 : Sağlıklı çene ve ideal fossa olarak seçilen iki tasarımın çene boyunca ortaya çıkardığı birim uzamalar	73
Şekil 5.1 : Tasarımı yapılan parçaların üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş halinin montaj görünümü.	77
Şekil 5.2 : İmplant iç yüzey scaffold yapı ve hastaya özel vida lokasyonları görünümü.	78





KİŞİYE ÖZEL TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZİ TASARIMI ve SONLU ELEMAN ANALİZİ

ÖZET

Son yıllarda temporomandibular eklem üzerine yapılan çalışmalar oldukça artmış ve önem kazanmıştır. Çene kemiğinin çiğneme, konuşma gibi işlevlerini yerine getirmesi esnasında yaşam şartları, dişlerin sıkılması, diskin yerinden çıkması veya anatomik etkenlere bağlı olarak kondil bölgesinde problemler meydana gelebilmektedir. Bu durum ise ileri safhalarda ağrının yanı sıra kişinin ağızını açamamasına sebebiyet verebilmektedir. Genellikle 20-40 yaş aralığında görülmeye başlanan bu rahatsızlığın her geçen gün arttığı ve nüfusun %20-25'i oranında meydana geldiği raporlanmıştır.

Temporomandibular eklem ile ilgili yapılmış benzer çalışmalar incelendiğinde Xu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada kişiye özgü yeni bir implant protezi tasarlayıp, lazer sinterleme ile ürettikleri görülmüştür. Temporomandibular eklem implantı uygulamaları cerrahi olarak zor şartlar altında yapıldığı için birçok araştırmacı kişinin kemik yoğunluğunu, sinir ve kas bölgelerini göz önünde bulundurarak implant tasarımı çalışmaları gerçekleştirmişlerdir. Yapılan bir derleme çalışmasında ise temporomandibular eklem ile ilgili olarak yapılan sonlu eleman çalışmalarında genellikle çene kemiği-implant ilişkisinin incelendiği ve implant kondil başının maksilla ile olan etkileşimini içeren çok az çalışma olduğu bilgisi aktarılmıştır.

Literatürde yer alan çalışmalarda birçok araştırmacı, farklı zamanlarda, farklı tasarımlarda benzer malzeme kombinasyonları kullanarak çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Ancak standartlaşmış bir uygunluk tanımı bulunmamaktadır. Gerçekleştirilen çalışmada ise; kişiye özel olarak oluşturulan tasarım üzerinden sistematik bir şekilde ilerleyerek farklı malzeme, fossa ve vida lokasyonu kombinasyonları uygulayarak çene kemiği-implant-maksilla ilişkisi bir bütün halinde incelenmiştir.

Gerçekleştirilen çalışma kapsamında hastaya özel olarak Temporomandibular eklem protezi tasarımı gerçekleştirilmiştir. Hastanın tomografi datası (CT) alındıktan sonra katı cisme dönüştürülmüş ve kondil başı kesilmiştir. Kesilen bölgenin ağırlığı hesaplanarak tasarlanan implantın çok ağır olmamasına dikkat edilmiştir. Protez eklem alt tarafı ve üst tarafını içeren tasarımdan oluşmaktadır. Tasarlanan implantın sabitlenmesinde kullanılan vidaların lokasyonu için kemik yoğunluğu durumları göz önünde bulundurularak 6 farklı tasarım yapılmıştır. Bu tasarımlar ayrı ayrı analiz edilerek gerilmeyi hem homojen dağıtan hem de akma dayanımı sınırını geçmeyen minimum gerilmelere sahip tasarımı bulmak için sonlu eleman analizi gerçekleştirilmiştir. Tasarım kriterlerine en uygun olduğu

düşünülen tasarım seçilmiş ve hasta için ideal vida lokasyonlu tasarım olarak adlandırılmıştır. İdeal vida lokasyonlu tasarım üzerinden iki farklı kondil malzemesi kullanılarak analizler tekrar edilmiştir. Sıkı geçme ile montaj edilmiş Zirkonya ve Ti6Al4V kondil başı uygulaması yapılarak karşılaştırılmıştır. Analiz sonucunda tasarımların von Mises gerilmeleri ve birim uzama değerleri bulunarak birbirleri içinde kıyaslaması yapılmıştır. Gerilmesi minimum ve akmadan en uzak tasarım/tasarımlar uygulanabilir olarak önerilmiştir. Önerilen tasarım üzerinde yorulma analizi ile kontrol, kondilden çıkıp çıkmama kontrolü uygulanmış ve aynı analiz şartlarında sağlıklı çenedeki gerilmeyle bu sonuçların kıyaslaması gerçekleştirilmiştir.



DESIGN AND FINITE ELEMENT ANALYSIS OF CUSTOMIZED TEMPOROMANDIBULAR JOINT PROSTHESIS

SUMMARY

Customized implant design and manufacturing has become widespread in recent years. Since the application of temporomandibular joint implants are performed under difficult conditions in terms of surgery, as few and as short as possible operations, the patient will be satisfied with the minimum disturbance process and provide an ideal life after the operation. Therefore, it is of great importance that implants are designed and manufactured in accordance with patient anatomy. The temporomandibular joint (TMJ) is a bi-lateral articulation in synovial fluid with the mandible and temporal bone. TMJ is critical for expressing of emotion, chewing, swallowing, speech. TMJ works as bicondylar joint means that joints act simultaneously. The purpose of total joint replacement operation is diminishing pain, getting better patient life quality, improving jaw performance, spreading interincisal position.

The number of people exposed to temporomandibular joint disease will increase by 2030. Just in USA, 20-25% of the population indicate temporomandibular disease also 1 million new patients are added each year. Necessity is increasing to supply exact remedying for temporomandibular joint disorders. Because, failures are still ongoing such as screw loosening, implant breakage, nerve injury during surgery, 15% infection occurs post-operatively.

During the last 5 years, investigation topics for examining the temporomandibular joint prosthesis that used finite element analyze method attempted to clarify fixation number, fixation locations and strain comparisons at innovative designs. In a review paper, it is overemphasized that most of the studies are including only the interaction between implant and mandible and more investigation is needed for examining the relationship between implant-mandible-fossa-maxilla. In order to give a better understanding on the interactions of a full system, a model that including mandible, implant, condyle, articular cartilage, fossa and maxilla is prepared for conducting finite element analysis.

The aim of the study is to compare systematically the different fossa and material combinations in the literature and thus find the ideal fossa and material combinations to see the overall picture. By this way, everyone can adapt to their study and will be able to see more clearly which one is more advantageous or useful in fossa design and prosthesis material combination. In the scope of this thesis, temporomandibular joint prosthesis was designed specifically for a patient. Three-dimensional model obtained from a male patient (29 years) computed tomography (CT) in this study. The CT scan was made as cranial-maxillofacial

scan with a slice thickness of 0,3945 mm and matrix of 512*512. The model obtained from CT scan than imported to Mimics software (version 19.0; Materialise, Leuven, Belgium). The customized patient specific total TMJ prosthesis, fossa component, condyle and screws were designed by using 3-matic module of Materialise (version 14.0). In the design stage, a ceramic condyle head mounted with a tight fit was used to provide an advantage in terms of wear resistance and wearing of the prosthesis. Finite element analysis was performed for the location of the screws used in the fixation of the designed implant considering the bone density conditions. In addition, UHMWPE and Ti6Al4V were examined at the different design of fossa housing where the condyle head contacted.

Mandibular condyle material was fictionalized as metallic (Ti6Al4V) and ceramic (Zirconia: ZrO₂) to obtain minimum strength values. Fossa (maxillary implant) component modelled as 4 construction at the same geometry as single and double pieces. First one is all Ti6Al4V, second one is Ti-meshed backed UHMWPE, third one all UHMWPE and the fourth one is Ti-backed UHMWPE. In this study mesh size selected as 1 mm. Mesh type settled as tetrahedral. Contact area of maxilla bone-fossa implant and mandibular implant-mandibula bone was selected as multi point constrained (MPC). All screws interface implant and bone were contacted as bonded.

The aim of first part of this study was trying to find ideal screw location for our patient's jawbone. Best located design was selected from six different alternatives as 'f' because of the stress distribution on mandibula and fossa were below tensile strength limits in accordance with others. Even though other components were not close to yield strength, fossa (UHMWPE) and mandibula bone were close the yield limit. Than, at the second stage of the work, four different fossa component designs with zirconia and Ti6Al4V condyles were compared. The results showed that the fully UHMWPE fossa has the lowest stress values while also the Titanium backed design also has similar results. That's why, both designs were selected as useful alternatives than other designs. As a general output of these results, fossa design and material selection is one of the most important point for a succesful temporomandibular prosthesis application. In order to have a better system, the surgeon must be careful on selection of fossa components.

After the use of this new concept, different materials and designs were investigated. It is reported that the use of Co-cr-Mo condylar head and UHMWPE fossa component materials increased the success rate of prosthesis significantly. In order to see and compare the effect of fossa component different variations that is done in the market were designed. Results showed similarities with other studies that the stress was located on the anterior and posterior areas of condylar neck. On the other hand, Intact mandible and resected model is also compared to discover ideal model/models designed for this custom-made TMJ prosthesis.

As a result of this study, the geometry of the fossa and implant components were designed to obtain best performance that is suited with the anatomy of the patient's mandible and glenoid fossa. The simulation results of this work suggest that patient specific TMJ prosthesis is providing a uniform stress distribution on the model that is not exceeding the yield strength for all materials.

Stress distribution of implant screws recommend that more screws can be used closer to condylar neck area while using less at the bottom of implant. Further

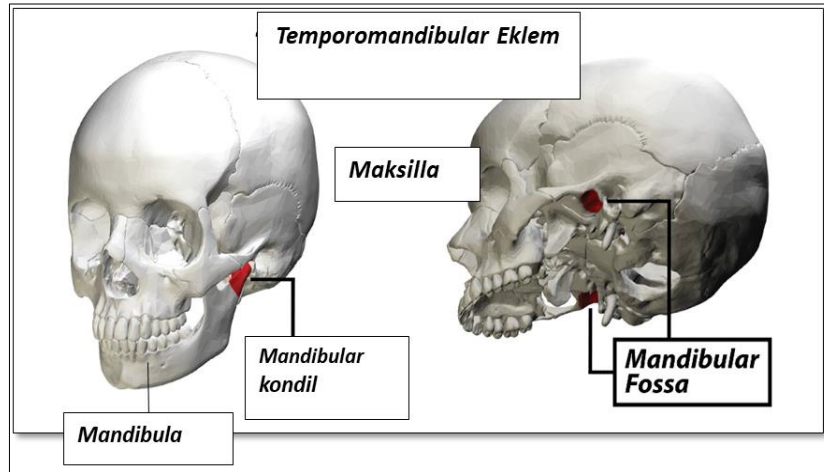
improvements on fossa components must be done on selection of materials and design where touching to condylar head. Stress concentration was closer to yield strength of UHMWPE at the contact regions of fossa and condylar head. This system with different fossa variations can be used for end-stage TMJ treatments but further tests in addition to simulations must be done to confirm.





1. GİRİŞ

Temporomandibular eklem (TME), mandibula kemiğini veya alt çeneyi kafatasına bağlamakta ve çenenin hareketini düzenlemektedir. TME; insan vücudunda en karmaşık ve en çok kullanılan eklemlerden biridir. Temporomandibular eklem en önemli işlevleri çiğneme ve konuşmadır. Temporomandibular bozukluk çene ve TME ile ilgili herhangi bir problem için kullanılan genel bir terimdir. Eklem detayları Şekil 1.1’de sunulmuştur. Çene, TME veya baş/boyun kaslarının zarar görmesi temporomandibular bozukluklara neden olabilir. Diğer olası sebepleri; dişlerin sıkılması, disklerin yerinden çıkması, TME’de osteoartrit veya romatoid artrit varlığı, stress ve kasların yaşlanmasıdır. En sık görülen TME bozuklukları; ağrı fonksiyon bozukluğu sendromu, iç düzensizlik, artrit ve travmadır. TME sorunları en sık 20-40 yaş arasındaki insanlarda görülür ve kadınlarda erkeklerden daha sık rastlanır (the National Institutes of Health, America). Amerikadaki bazı araştırmalar nüfusun %20-25’inin temporomandibular eklem bozukluğu gösterdiğini ayrıca buna her yıl 1 milyon yeni hasta eklendiğini söylemektedir.



Şekil 1.1 : Temporomandibular eklem anatomik görünümü.

Literatürde bu alanda birçok çalışma bulunmaktadır ancak son yıllarda kullanımı yaygınlaşan kişiye özel implant tasarımı ile elde edilen modelin kullanıldığı sonlu eleman analizi çalışması sayısı oldukça azdır. Bunun yanı sıra sonlu eleman analizi çalışmalarında genellikle implant ve çene kemiği arasındaki ilişki incelenmiştir. İmplantın fossa ve üst çene ile olan irtibatının modellendiği ve hastaya özel olarak analiz edildiği çalışmalar ise yok denecek

kadar azdır. Bu nedenle implant ile fossa arasındaki ilişkinin de incelendiği hastaya özel bir çalışmanın faydalı olabileceği öngörölmüştür.

Tezin Amacı:

Gerçekleştirilen çalışma kapsamında hastaya özel olarak;

1. Temporomandibular eklem protez tasarımı geliştirmek,
2. Farklı malzemeler kullanarak canlı ve cansız dokularda gerilme ve gerinim dağılımlarını incelemek,
3. Birçok araştırmacının, farklı zamanlarda, farklı tasarımlarda benzer malzeme kombinasyonları kullanarak çalışmalar yaptığı gözlemlenmiştir. Bu çalışmada ise; kişiye özel olarak oluşturulan TME implantı tasarımı üzerinden sistematik ilerleyerek bu malzemelerin kıyaslamasını yaparak fossa-kondil malzeme varyasyonlarının birbiri ile olan etkileşimlerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

2. TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ANATOMİSİ VE BİYOMEKANİĞİ

2.1 Literatür Araştırması

Temporomandibular eklem ile ilgili yapılmış benzer çalışmalar incelendiğinde Xu ve arkadaşlarının (2017) yaptıkları çalışmada kişiye özgü yeni bir implant protezi tasarlayıp, lazer sinterleme ile ürettikleri görülmüştür. Kondilde Ti6Al4V, fossada ise ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) malzeme kullanmışlardır. Kondil başından kemiğe doğru olan kısmını tetrahedral olarak açık gözenekli iskele yapı şeklinde tasarlamışlardır. Sağlam kondil hareketinin yörüngesi, fossa bileşeninin tasarımını kolaylaştırmak için kinematik analiz yoluyla değerlendirilmiştir. Sağlam mandibula ile protezli mandibula davranışlarının karşılaştırıldığı çalışmada biyomekanik davranış, protez üzerindeki stres dağılımı ve mandibuladaki birim uzama dağılımının değerlendirilerek analiz edildiği görülmüştür. Bu çalışmada da benzer şekilde çene kemiği kas kuvvetleri uygulanmıştır. Protezin mandibula kondil boynundaki kompresif birim uzama, sağlam kondildeki birim uzamadan daha düşük bulunmuştur. Ancak vidalardaki birim uzama sağlam taraftaki birim uzamadan daha yüksek olduğunu aktarmışlardır (Xu ve diğ., 2017).

Ackland ve arkadaşlarının yaptığı (2017) yeni Melbourne TME protez tasarımında, osteoartritin son aşamasındaki 58 yaşında bir bayan hasta için özel olarak kondil bileşeni olarak tasarlandığı çalışmada tasarım yapılırken mandibular sinirinin yanında olmamasına dikkat edildiği anlaşılmıştır. Maksimum çiğneme kuvvetleri uygulanarak analiz gerçekleştirilmiş ve simülasyonlar daha sonra yerleşik bir stok cihazı olan Biomet Microfixation protezi ile tekrar edildiği görülmüştür. Kondildeki, cıvatalardaki ve mandibula-cıvata bağlantısındaki mandibuladaki maksimum gerilme Melbourne TME protezinde (sırasıyla; 259.6 MPa, 312.9 MPa ve 198.4 MPa) Biomet Microfixation protezinden daha düşük (sırasıyla; 284,0 MPa, 416,0 MPa ve 262,2 MPa) çıktığı belirtilmiştir. Hastaya implante edilen protez 6 ay sonra kontrol edildiğinde açılma mesafesi 40.0 mm olarak aktarılmıştır (Ackland ve diğ., 2017).

Temporomandibular eklem protezi replasman ameliyatı ile ilgili en sık bildirilen komplikasyonlardan biri kondile takılan implantın vidasının gevşemesi ve instabilitesidir.

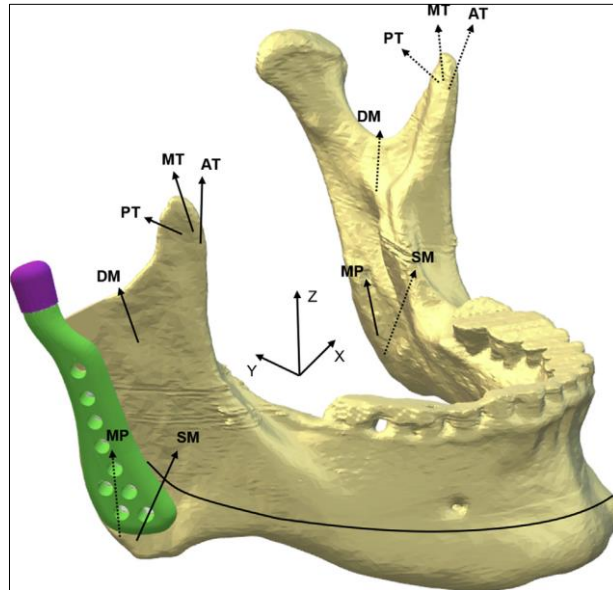
Ackland'ın 2015 yılında yapmış olduğu çalışmanın amacı, protezin kondil kısmının oryantasyonunun ve vida yerleştirilmesinin çiğneme sırasında kondile gelen yükün etkisini değerlendirmek için insan çenesinin kas-iskelet sistemi modelini geliştirmektir. Üst çene, alt çene, çiğneme kasları, eklem kıkırdak ve eklem disklerini içeren çenenin üç boyutlu bir modelini geliştirmişlerdir. Protez sonrası doğal TME ve TME için çiğneme ile azami kuvvet ısırma simülasyonları yapmışlardır. Üç tane klinik olarak önemli durum olan vida konfigürasyonu araştırılmıştır; tamamı, arka ve minimal arka vida konfigürasyonu. Kondilin öne rotasyonundaki artışların, protezin kondil kısmının temas gerilmelerinde bir artışa ve implantı sabitleyen vidalarda önemli gerilme artışlarına neden olduğunu belirtmişlerdir. Kondili sabitlemede kullanılan vidaların daha fazla olmasının, vida gerilme büyüklüklerini ve maksimum kondil gerilmelerini azalttığını aktarmışlardır. Üst bölgede yani kondil başına yakın yere takılan vidalarda diğer vidalara kıyasla daha yüksek gerilmeler ortaya çıktığı anlatılmıştır. Bu çalışma, Temporomandibular eklem ameliyatları sırasında vidaların bağlantı yerleri için önemlidir (Ackland ve diğ., 2015).

Ackland'ın 2015 yılında yapmış olduğu diğer çalışmanın amacı; Temporomandibular eklem protezinin ve karşı taraftaki doğal eklem sonlu elemanlar yöntemiyle gerilme dağılımını değerlendirmektir. Bilgisayarda simüle edilmek üzere 3 boyutlu bir model oluşturmuşlardır. Bu modeli, gerçek TME tedavi prosedürüne benzer şekilde, bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak bilgisayar tarafından oluşturulan alt çene kemiği modeline entegre etmişlerdir. Analiz sırasında modele çiğneme kuvvetleri uygulamışlardır. TME protezi bulunmayan modelde kondildeki maksimum Von Mises gerilmesi 252.697 N/mm^2 , diskteki maksimum gerilme 5.418 N/mm^2 bulmuşlardır. Tek taraflı TME protezi olan çalışmada protezde çıkan maksimum gerilme 792.681 N/mm^2 iken doğal kondil tarafında kondilde çıkan maksimum stres 268.908 N/mm^2 ve diskteki maksimum stres 8.357 N/mm^2 olarak belirlemişlerdir. Tek taraflı total TME protezine sahip TME modelinde, diğer taraftaki doğal TME'nin kondilinde, diskinde artmış stres değerleri gözlemlemişlerdir (Ackland ve diğ., 2015).

Ramos ve arkadaşlarının (2015) yapmış olduğu çalışmada, inovatif bir implant konseptini önceden doğrulamak, mandibular kondilin davranışını ex vivo ticari bir model (Biomet implantı) ile karşılaştırmak ve ilk kadavra çalışmalarının sonuçlarını sunmak amaçlanmıştır. Üç deneysel kadavrayı, farklı üç koşul altında test etmişler: biri sağlam, biri Biomet modelinde innovative ve diğeri yenilikçi konseptte şeklinde belirlemişlerdir. Her bir durum için kondile 300 N luk kuvvet uygulayarak asal deformasyonları (principal strains) ölçmüşlerdir. Labaratuvar ortamında mandibulada kondilin maksimum yüke kadar lineer bir

davranış sunduğunu belirtmişlerdir. Biomet implantı ile ölçülen gerilim, proksimal bölgede uzun vadede kemik kaybını azaltan koruyucu etki gösterdiği bilgisi aktarılmıştır. Biomet protezin implante edildiği kondilde deformasyonun %44 artış gösterdiği ve yapılan yeni konsept tasarımda ise sağlam kondile benzer ve Biomet' ten daha iyi bir davranış görüntülediği aktarılmıştır. Yenilikçi konsept TME protezinin sabitlenmesi için vidalardan kaçınmanın protezin davranışını iyileştirdiğini söylemişlerdir (Ramos ve diğ., 2015).

Chen ve arkadaşları (2018) Çin' de yapılmış ve kişiye özel olan üç boyutlu TME protezini sonlu elemanlar yöntemiyle analiz etmişlerdir. Çalışmalarda Mimics 18.0 programı sayesinde önce 3 boyutlu, ardından da STL formatlı kemik elde etmişlerdir. Çalışmada 2 model yapısı kurgulamışlardır. Bunlardan bir tanesi sağlam çene, diğer durum ise tek tarafı sağlam diğer tarafı protez olan yapının deformasyonunu incelemişlerdir. Sonlu elemanlar analizi için Hypermesh ve LS-DYNA yazılımlarını kullanmışlardır. Maksimum çiğneme kuvvetleri uygulanarak analiz gerçekleştirmişlerdir. Fossa kısmındaki UHMWPE' de maksimum gerilme 19.61 MPa, kondil kısmındaki Titanyum implantta ise en fazla gerilme boyun kısmının ön ve arka yüzeylerinde 170.01 MPa olarak belirlemişlerdir. Yapıdaki maksimum von Mises gerilmesini en üst taraftaki civatada 268.08 MPa olarak aktarmışlardır. Sağlam modelde şekil değiştirme dağılımının simetrik olduğunu gözlemlemişlerdir. Protezli olan modelde kontrol çizgisinde birim uzama dağılımı son 24 mm' ye kadar oldukça tutarlı olarak belirlemişlerdir. Son 24 mm de ise gerilmenin belirgin olarak (%41.4-58.3 aralığında) azaldığını belirtmişlerdir. Sonuç olarak kişiye özel tasarlanan protezin karşı taraftaki doğal eklemin davranışını değiştirmeden tek tip stres dağılımı sergilediğini aktarmışlardır (Chen ve diğ., 2018).



Şekil 2.1 : Kişiyeye özel TME implant tasarımı ve uygulanan kas kuvvetlerinin örnek görünümü.

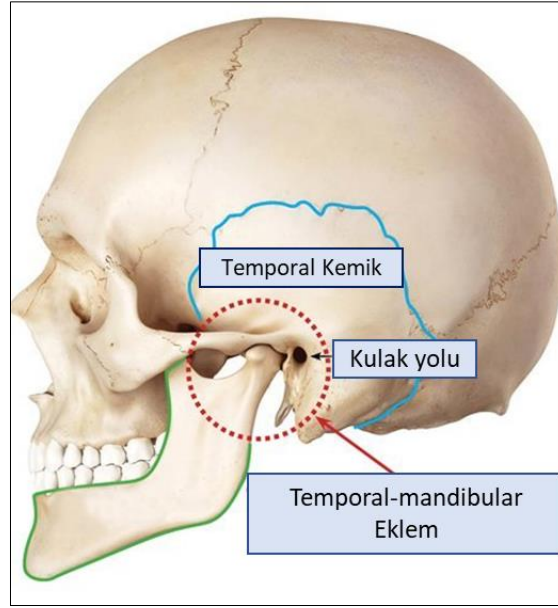
Ackland ve arkadaşları (2018) yapmış oldukları çalışmada, çiğneme sırasında uygulanan yükün protez kondil geometrisine etkisini incelemişlerdir. Bir çiğneme yükü ve azami kuvvet ısırma yükü sırasındaki protez tepkisini, kişiselleştirilmiş çoklu vücut kas-iskelet modeli kullanarak değerlendirmişlerdir. Simülasyonları kondil kalınlığı, boyun uzunluğu ve kafa küreselliklerinin karşılaştırması ile yapmışlardır. Protez kondil boyun uzunluğundaki artışların, mandibula ve Temporomandibular eklem kuvvetini zayıflatıldığını belirtmişlerdir. Kondiler bileşen kalınlığındaki değişikliklerin sabitleme vidası gerilme tepkisini büyük ölçüde etkilediğini, daha eksantrik bir kondil başının protez eklem temas yüklemesini arttırdığını belirtmişlerdir. Ameliyat sonrasında, prostetik temporomandibular eklem ameliyatının görsel ağrı skalasında hasta ağrısını 7/10'den 1/10'a düşürdüğü ve ağız açılma mesafesini 22 mm'den 38 mm'ye çıktığını belirtmişlerdir (Ackland ve diğ., 2018).

TME implantı sayesinde ağrı, şişme ve fonksiyonlarda önemli gelişmeler olacağı varsayılmıştır (Elledge ve diğ., 2019).

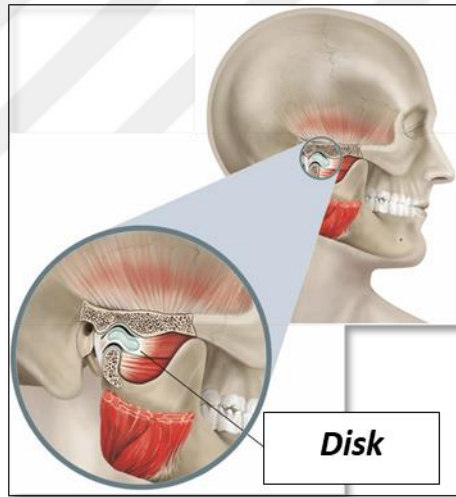
2.2 Temporomandibular Eklem Anatomisi

TMJ, mandibulanın iki ucunda bulunan kondilin aynı anda çalıştığı ikili kondil eklemidir. Alt çenenin hareketli yuvarlak üst ucuna kondil, sokete ise artiküler fossa denir. Kondil ve artiküler fossa arasında bulunan disk; kondil ile fossa arasında gerilmeyi emmek için bir yastık görevi gören ve kondil ağzının açılıp kapandığında kolayca hareket etmesini sağlayan fibrokartilajdan oluşmuştur (Şekil 2.3). Kondil ve fossanın eklem yüzeyleri kıkırdak ile kaplıdır. Disk eklem boşluğunu ön ve arka olmak üzere iki bölmeye ayırmaktadır. Eklem iki bölümü de eklem yapılarına yağlama ve beslenme sağlayan sinovyal sıvı ile doldurmaktadır. Disk, eklem gerilmelerini daha geniş bir alana dağıtır, böylece kontak noktalarındaki gerilmeler eklemde bir noktada yoğunlaşmaktadır. Eklem kapsülünde diskin varlığı kemik üzerindeki kemiğin temas etmesini ve kondil ile fossanın daha az aşınmasını sağlamaktadır. Kemikler bağlarla birbirine tutunurlar ve bu bağlar eklem kapsülünü tamamen çevrelemektedir. Güçlü kaslar, çenenin ve TME' in hareketini kontrol etmektedir.

- Temporalis kas: temporal kemiğe bağlanarak alt çenenin (mandibula) yükseltilmesinde görev alır.
- Medial pterygoid kaslar; temporalis kas gibi asansör görevinde bulunur.
- Masseter kas: ağız kapatmayı sağlar, çiğnemeyi sağlayan ana kaslardır.



Şekil 2.2 : Temporal bölgenin gösterimi.

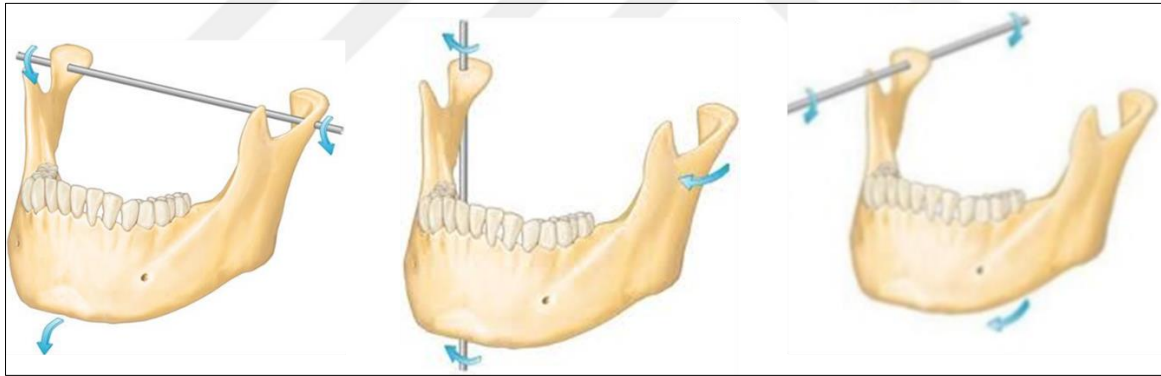


Şekil 2.3 : Temporomandibular eklem diski.

Temporomandibular eklem menteşe ve kayma hareketlerine maruz kalmaktadır. TME hareketleri çok karmaşıktır çünkü mafsal üç serbestlik derecesine sahiptir, her bir serbestlik derecesi ayrı bir dönme eksenine ile ilişkilendirilmektedir. Eklem dönme, ileri- geri ve sağa-sola hareketlerini yapabilir.

Biraz daha detaylı anlatacak olursak; TME hareketini etkileyen kaslar; masseter, temporalis, medial pterygoid, lateral pterygoid, suprahyoid (digastrik, geniohyoid, mylohyoid ve stylohyoid) ve infrahyoid (sternohyoid, omohyoid, sternotiroidi, tirohyoid)' dir. Bir grup olarak,

masseter, temporalis ve medial pterygoid, mandibuları yükselten ve ağzı kapatan ana kaslardır. Lateral pterygoid ve digastrik, mandibulaya basan ve ağzı açan birincil kaslardır. Mandibula açılması sırasında, elektromiyografi (EMG) çalışmaları lateral pterygoid kasların digastrik ve inferior başının aktif olduğunu bulmuştur. Yerçekimi ayrıca mandibulayı aşağı doğru indirir. Çenenin kapanması sırasında temporal, masseter ve medial pterygoid aktiftir. Lateral pterygoidin üst başı, mandibular kondil geriye doğru dönerken diski ileride tutmak için kapanma sırasında eksantrik olarak etki etmektedir. Maksimum ağız açıklığı sırasında, çene kemiğinin iç içe geçme noktasından geçen doğrusal mesafe, normal çene işlevine sahip kişilerde yaklaşık 38-50 mm'ye ulaşır (Mercuri, L. G., ve diğ. 2016). Normal bir mandibula kemiği 29–35° arasında dönebilir. Rotasyon 11-25 mm ağız açıklığını, ilerleme ölçüsü kalan ağız açıklığını oluşturmaktadır. Mandibula ileri-geri ve aşağı yönlerde hareket eder. Ağız kapanışı sırasında, mandibula posterior ve superior olarak hareket eder ve TME ters çeviriye ve dönüşü uğrar. Hareketin çoğunluğu, ~% 77 mandibular rotasyondur. Rotasyona atfedilen hareket yüzdesi, ağız açıklığı ilerledikçe artar ve kapanma sırasında azalmaktadır. Hareketin mandibular boyutu kadınlar ve erkekler için farklıdır. Ayrıca kondilar dönme yaş ilerledikçe azalmaktadır (Mercuri, L. G., ve diğ. 2016).



Şekil 2.4 : Temporomandibular eklem döne eksenleri.

Medial pterygoid kas en fazla yük bileşeni olan kas iken, anterior temporalis kası en az yüklerin uygulandığı kastır (Rodrigues ve diğ., 2018).

15 ülkede yapılan araştırmaya göre, şimdiye kadar geliştirilen ya da geliştiriliyor olan Temporomandibular eklem protezi sayısı 27' dir. Bunlardan 21 tanesi kişiye özel tasarım, kalan 6 tanesi standart tasarımıdır. Bu tarihe kadar 27 protezin sadece 4 tanesi onaylanmıştır. Tüm cihazlar glenoid fossa ve kondilden oluşmaktadır. 21 tane protezin fossa kısmında UHMWPE malzeme kullanılırken, 10 tanesinde Titanium kondil kullanılmıştır. Kişiyeye özel tasarlanan ve FDA onaylı TME concepts firmasının tasarımında fossa Titanium ile

UHMWPE' den oluşmaktadır (cpTi mesh-backed UHMWPE) Diğer FDA onaylı firma ise Zimmer Biomet' tir. 2000 yılından beri fossa kısmını sadece UHMWPE olarak üretmektedir (Elledge ve diğ., 2019)

Fossada kullanılan UHMWPE malzemenin bir çok avantajı vardır. Prosesinin ucuz olması, yüksek sertlik, yüksek çarpma direnci, düşük sürtünme katsayısı, iyi darbe yükü sönümleme özelliği bunlardan bazılarıdır. Biomet firmasının yaptığı temporomandibular eklem protezinin minimum kalınlığı 4 mm' dir. UHMWPE'in dezavantajı ise hâli hazırda standart olarak bulunan temporomandibular eklem protezinin fossasındaki UHMWPE creep/cold flow olarak da tanımlanan sürünmeye uğramaktadır. Uzun süre yüklemeye maruz kalınan durumlarda malzeme deformasyona uğrayabilmektedir (De Meurechy ve diğ., 2018).

Çizelge 2.1 : Kalça protezlerinde kullanılan Zirkonya kondil ve Titanium kondil başının fossadaki UHMWPE malzemesinde göstermiş olduğu aşınma.

Malzeme	UHMWPE' in aşınma miktarı
Seramik baş	0.098-0.03 mm/yıl
Metalik baş	0.12-0.25 mm/yıl

UHMWPE' deki diğer karşılaşılan problem ise self-aging olarak bilinen kendiliğinden yaşlanma problemidir (De Meurechy ve diğ., 2018).

Kendiliğinden yaşlanma problemi; sterilizasyon ve vakum sırasında nötr gazlara maruz bırakılarak veya vitamin E gibi antioksidan kullanılarak daha stabil ve oksidasyona dirençli bir UHMWPE elde edilerek çözmüşlerdir. Tüm bu dezavantajlarını yorumlayacak olursak; Biomet firmasının protezinin fossa kısmında 2000 yılından beri Titanium vidalarla sabitlenmiş UHMWPE kullanılmıştır, ancak literatürde sistematikleştirilmiş bir başarısızlık mevcut değildir (De Meurechy ve diğ., 2018).

TME' lerde total eklem protez cihazlarının son ürün olarak temporomandibular eklem sorunlarının yönetiminde kullanımının 2030 yılına kadar daha da artması beklenmektedir. TME malzemelerinin gelecek nesillere yönelik araştırmaları sektördeki bu eksikliği tamamlaması önemli olduğu belirtilmiştir (Onoriobe ve diğ., 2016).

2.3 Temporomandibular Eklem Tedavi Seçenekleri

Çeşitli TME bozuklukları için tedaviler fizik tedavi ve cerrahi dışı tedavilerden çeşitli cerrahi işlemlere kadar uzanmaktadır. Genellikle tedavi ilk olarak cerrahi olmayan tedavilerle başlar, cerrahi işlem son seçenek olarak düşünülmektedir. Temporomandibular bozukluğu olan hastalarının çoğu cerrahi olmayan tedaviler ile başarılı bir şekilde tedavi edilebilir ve hasta

popülasyonunun sadece küçük bir kısmı için cerrahi müdahaleler gerekmektedir. Ancak ilk tedavi her zaman işe yaramaz ve eklem replasmanı (protez uygulaması) gibi daha yoğun tedaviler gelecekteki bir seçenek olabilir. Cerrahi olmayan tedavi seçenekleri; ilaç tedavisi, kişisel bakımla kendi kendine iyileşmesini bekleme, fizik tedavi (sinovyal eklemi yağlanmış halde tutmak ve çene hareketinin tam aralığını korumak için), atel takmak, alt ve üst dişlerin bir araya gelmesini önlemek/ dişleri sıkma ve öğütme etkilerini azaltmak için dişlere plastik ağızlık takmak örnek olarak sunulabilmektedir.

Cerrahi tedaviyi tetikleyen en önemli durum eklem arasında enerjiyi sönmölemek ve gelen yükü homojen dağıtmayı sağlayan diskin görevini yapamamasıdır. Bunun için cerrahlar diski tıkanığını yerden çıkarıp, düzeltip tekrar bağlara dikerler ancak bu geçici bir çözüm olacaktır. Bu durum ağrıya sebep olacaktır. Ayrıca bu durumdaki diskte mafsala gelen yükleri abzorbe edici görevini tam göremeyecektir.

2.4 Temporomandibular Eklem Alloplastik Değişimi

Mümkünse daha ılımlı/ koruyucu tedaviler tercih edilmekle birlikte, ciddi vakalarda veya çoklu operasyonlardan sonra, mevcut son aşama tedavisi eklem değişmesidir. Başka bir deyişle hasta için eklem değiştirme seçeneği hiç düşünülmeden önce, cerrahi olmayan tüm konservatif tedavi seçeneklerinin tüketilmesi gerekir. Eklem replasmanı, TME'nin ciddi şekilde hasar görmüş bölümünün çıkarıldığı ve protez bir cihazla değiştirildiği cerrahi bir operasyondur. TME replasmanı; kemik kaynaşması, tekrarlayan fibröz kaynaşması, şiddetli dejeneratif eklem hastalığı, kondil aseptik nekrozu, ilerlemiş romatoid artrit, geçirilen iki veya daha fazla ameliyat, patolojiye bağlı TME (kondil- mandibular ramus bölgesi vs.) yapısının olmaması gibi bazı durumlarda gerçekleştirilmektedir.

2.5 Temporomandibular Eklem Protezi

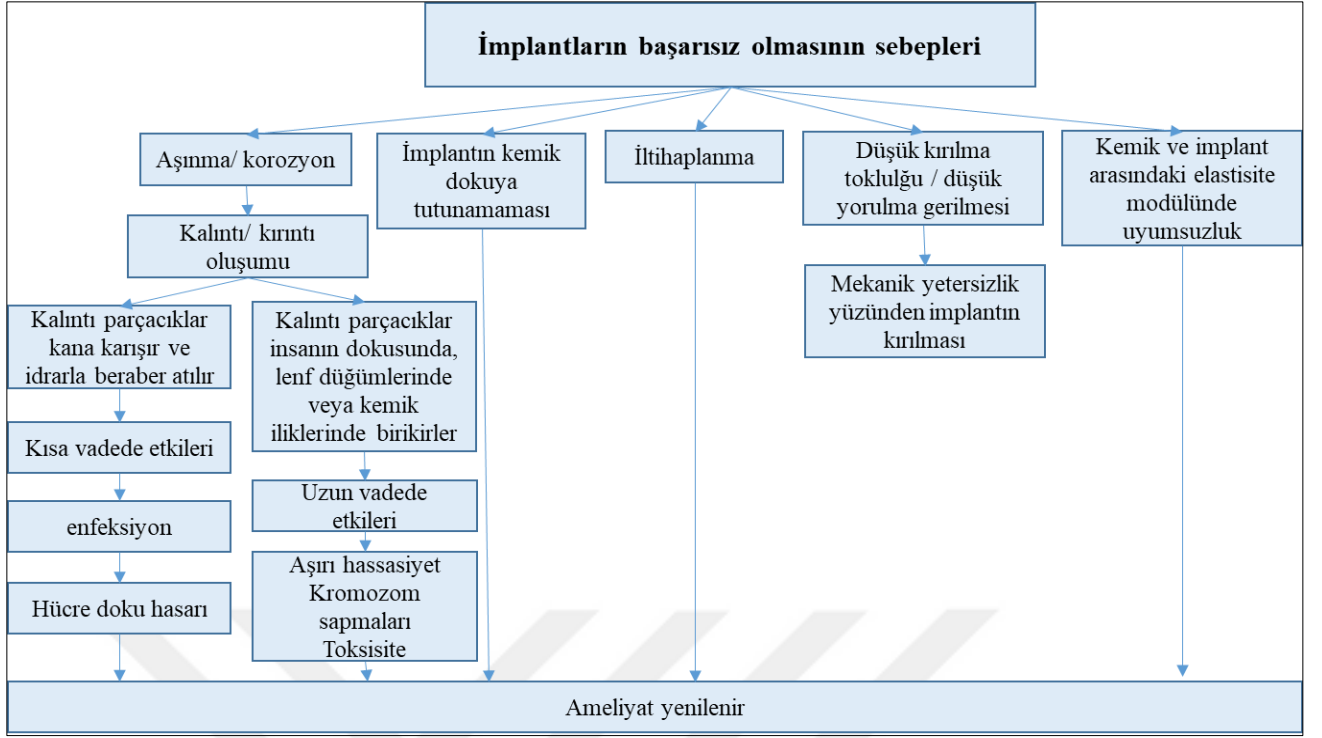
TME protezleri 1960' ların başlarında kullanılmaya başlanmasına rağmen 1974 yılına kadar TME protezi ile ilgili bir tanım yapılmamıştır. Bu tarihten sonra cerrahlar bir fossa ya da bir kondil implante etmeye yoğunlaşmışlardır ancak ikisinin beraber olduğu bir protez türü hâlâ gündemde değildir. 1980'lerde Vitek- Kent protezinin tanıtımıyla TME protezleri popüler olmaya başlamıştır. Sonrasında ise birçok TME protezi tanıtılmıştır. Bu implantların canlılardaki öngörülen ömürlerinin 1- 3 yıl arasında olduğu belirtilmiştir fakat bu protezlerin birçoğu çenenin fonksiyonel hareketleriyle TME' de karşılaşılan tekrarlanan mekanik gerilmelere karşı kırılmalıklarından dolayı amaçlanan sonuçları vermekte başarısız olmuştur. 1970- 1980' lerde kullanılan malzemeler; Silikon kauçuk, teflon, karbon fiber.

Önceleri bu malzemeler için daha iyi implant stabilizesi, daha iyi yumuşak doku kaynaşması gibi başarılı olarak sunulan özelliklerinden bahsedilmekteydi. Ancak zaman geçtikçe protezi kullanan hastalardan gelen ağrı ve özellikle teflon ve silikon kauçuk kullanan hastalardan kırılma şikayetleri alınmaya başlanmıştır. İmplantların yapısal yetersizliği sonucu oluşan aşınmalarla da döküntüler oluşturmaya başlamıştır. Parçalanma partikülleri, şiddetli ağrı, baş ağrısı, iltihaplanma, fibröz, yanlış ağız kapama, ilerleyici kemik ve yumuşak doku tahribatı ve sıklıkla daha fazla ameliyat gerektiren ciddi sınırlı eklem fonksiyonu ile sonuçlanınca bu malzemelerden vazgeçilmeye başlanmıştır.

TMJ Concepts, eski adıyla Techmedica's firması ilk kişiye özel protezi denemesini 1976 yılında yapmıştır. TMJ Concepts 1997 yılında 36 hastasının üzerinde 65 TME implantının uygulandığı grubu 5 yıl boyunca takip etmiş ve sonuçta FDA onayını almıştır. TMJ Concepts firması protezlerinde ortopedide kullanılan kalça ve diz protezlerindeki onaylanmış malzemeleri kullanmıştır. Kullanılan malzemeler (kondil- fossa malzemeleri sıralamasıyla);

1. Saf Titanyum (ASTM F67 & F1341)- UHMWPE (UHMWPE ASTM F648)
2. Tıbbi uyumlu Titanyum alaşımı (ASTM F136)- Co- Cr- Mo alaşımı (ASTM F1537)
3. Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V)- Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V)

Osseointegrasyon mikro- hareketi azaltarak aşınma ve stresi azaltır böylece hastada protezin kullanım fonksiyonunu artırır. Temporomandibular eklem cihazları disk tedavilerinde, kondil tedavilerinde, fossa tedavisinde ve total eklem protezleri için kemik içi implantlar olarak kullanılırlar. Başarılı bir tedavi olması için TME implantının biyo-uyumlu malzemelerden yapılmasının yanı sıra fonksiyonel olarak da uyum sağlaması gerekir. Biyomekanik/ fonksiyonel olarak uyum sağlaması için düşük aşınma ve büyük yorulma direnci, anatomik yapıya adaptasyon, rijid yani mukavim, korozyona dirençli ve nontoksik olması beklenmektedir. Van Loon ve diğ. (2018) TME implantlarının ömür beklentisini en kritik gereksinim olarak değerlendirmiştir. Van Loon ve diğ. (2018) ağırlı ve pahalı ameliyatın revizyon sayısının azaltılması ve TME protezinin 20 yıldan fazla ömre sahip olması gerektiğini savunmuşlardır.



Şekil 2.5: İmplantların başarısız olma sebepleri (Geetha ve diğ., 2009).

2.6 Çene ve Eklemnin Biyomekaniği

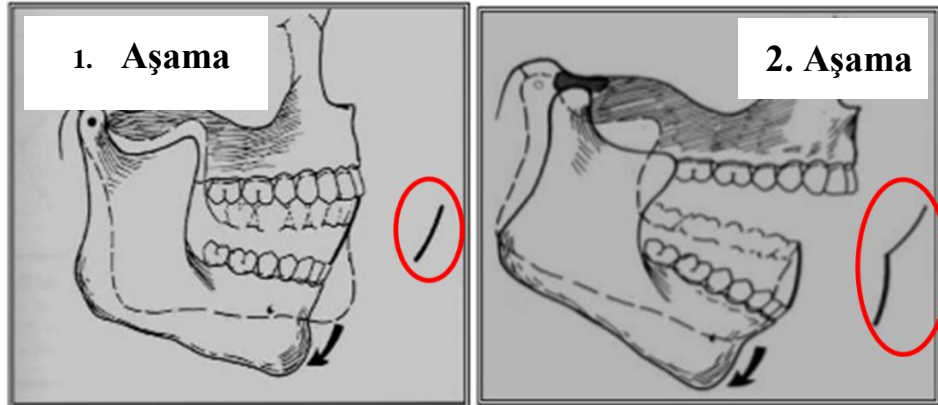
2.6.1 Kemik ve malzeme mekanik özellikleri

Mandibular ve temporal kemikler Temporomandibular eklemnin şeklinde, işlevinde ve işlev bozukluğunda önemli rol oynamaktadır. Kemiğin tamamı makroskopik geometrik ve malzeme özellikleriyle tek bir yapı olarak değerlendirilmiştir. Dış kemik tabakası, kortikal kemik adı verilen yoğun bir kalsifik doku tabakası ile kaplıdır. Trabeküler kemik iğne benzeri yapıların örgüsüne benzemektedir. Kortikal ve trabeküler kemik aynı malzeme bileşimine sahiptir, ancak yapı ve fonksiyon bakımından farklı olduğu aktarılmıştır. Nicel olarak, kortikal kemiğin kütsel olarak %80-90' ı kemik, trabeküler kemiğin sadece %15-25' i kemikten oluşmaktadır. Bu yapısal düzenleme kortikal kemiği, trabeküler kemiğe kıyasla daha sert ve daha az esnek kılmaktadır. Elastisite modülü ve poisson oranı kemik malzemesinin mekanik özelliklerini tanımlayan iki ana parametredir. Hem kortikal hem de trabeküler kemiğin, boylamasına doğrultuda enine doğrultuda olduğundan daha güçlüdür. Kemik kolaylık olsun diye genellikle izotropik kabul edilmektedir. Kemiğin viskoelastik davranışı nedeniyle, gerilme sadece büyüklüğüne değil aynı zamanda gerilme oranına da bağlıdır. Ancak, düşük gerilme oranlarında kortikal ve trabeküler kemikler elastik olarak kabul edilebilmektedir. Kemik, akma mukavemetini geçtikten sonra üzerine gelen yüke

cevaben doğrusallık göstermemektedir. Bununla birlikte, akma dayanımından önce hem kortikal hem de trabeküler kemiğin yüke tepkisi doğrusaldır.

2.6.2 Çenenin hareket yörüngesi ve çeneye gelen kuvvetlerin gösterimi

Çeneye gelen kuvvetlerin çeneye etkisi Şekil 2.7’de sunulmuştur. Bu kuvvetler çiğneme kuvveti ve kas kuvveti olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Çene kemiğinde en çok zarar gören bölgeler incelendiğinde (Şekil 2.8) %29 ile en çok temporomandibular eklem bölgesinin zarar gördüğü anlaşılmaktadır. Bu durumda çalışmanın önemini ortaya koymaktadır.



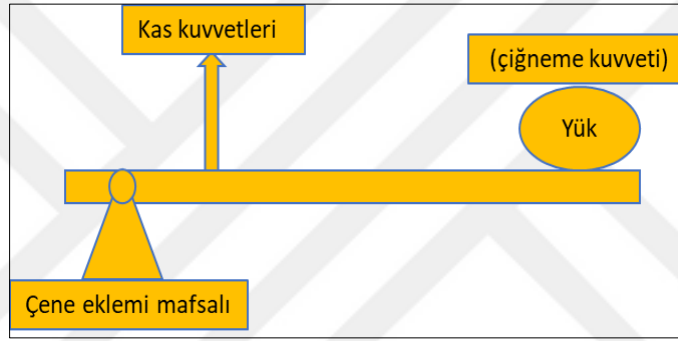
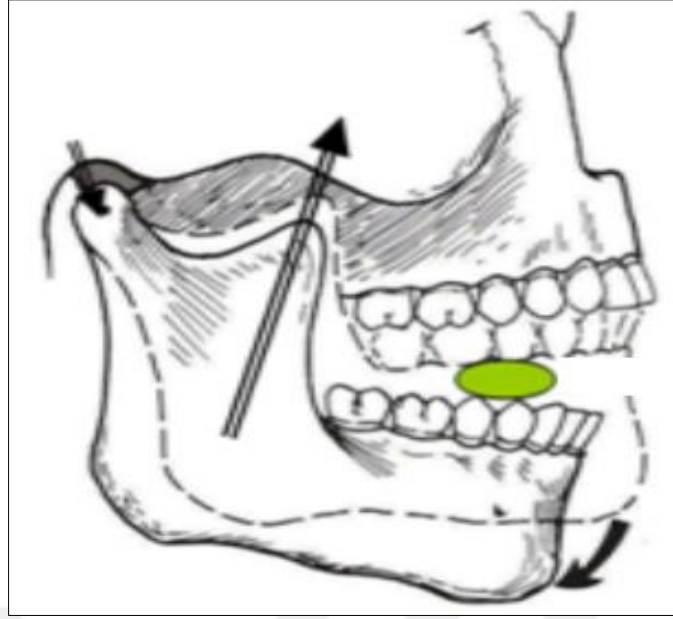
Şekil 2.6: Çene hareketleri (Geetha ve diğ., 2009).

1. Aşama :

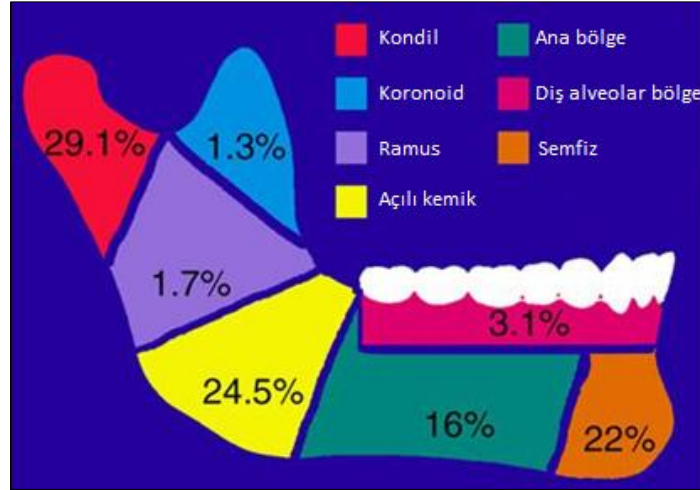
- Sadece rotasyon (menteşe)
- Mandibula 29–35° (%77)
- Rotasyonda ~30 mm ağız açıklığı
- Yaş ilerledikçe rotasyon eylemi azalır.

2. Aşama:

- Öne ve aşağı hareket
- Hareketin ~% 23 mandibular ilerleme



Şekil 2.7: Çeneye Gelen Kuvvetlerin Gösterimi.



Şekil 2.8: Çene kemiğinde zarar gören bölgelerin yüzdeleri.

2.7 Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analize Genel Bakış

Sonlu elemanlar analizi (FE analizi), pek çok alanda sayısız mühendislik problemine, karmaşık problem çözme yeteneğine sahip çözümler üretmek için etkili bir sayısal yöntemdir. Mühendislerin karşılaştığı karmaşık ve zorluk derecesi yüksek durumlarda herkes

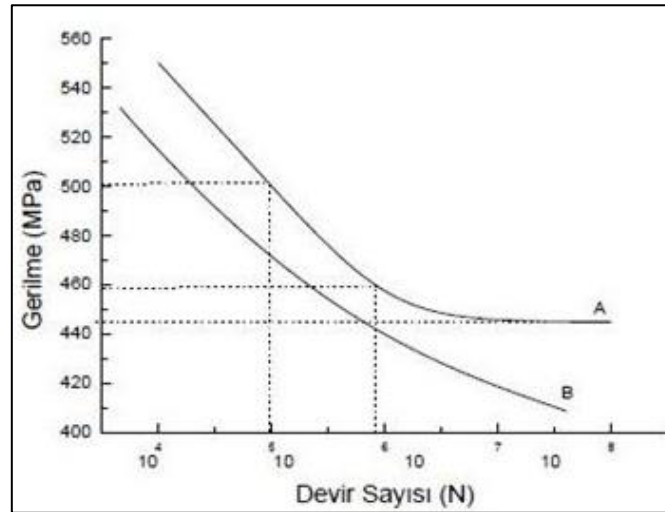
tarafından kabul gören yaklaşımları kullanarak çözüm üreten bir analiz yöntemidir. Özellikle makine mühendisliği alanında yer alan akışkanlar mekaniği, ısı transferi, malzemelerin mekaniği, kompozit malzemeler ve biyomekanik gibi bir çok alanda kullanılan günümüzün en yaygın analiz yöntemidir.

Protez; biyomekanik, araştırmacıların karmaşık yapısal mekanik problemlerini çözmek için hesaplamalı bir araç olarak FE analiz tekniğinden yaygın olarak yararlandığı ve faydalandığı alanlardan biridir. Rodrigues ve arkadaşlarının 2018 yılında yapmış oldukları derleme çalışmasında temporomandibular eklem implantlarının sonlu elemanlar yöntemi ile biyomekanik analizini incelemişlerdir. Burada toplamda 307 çalışma incelenmiş ve bizim çalışmamız ile direkt alakalı olan 19 çalışma belirlenmiştir. Bu tür yapıların cerrahi operasyon öncesinde bilgisayar ortamında simüle edilebilmesi komplikasyon risklerini minimize etmek için oldukça önemlidir. Bu yöntem sayesinde çok karmaşık ve deneysel olarak hem maddi hem de vakit açısından çok büyük kayıplar oluşturan durumları içeren çalışmalar çok kısa sürede daha ucuza ve güvenilir şekilde incelenebilmektedir.

2.8 Yorulma ve Ömür

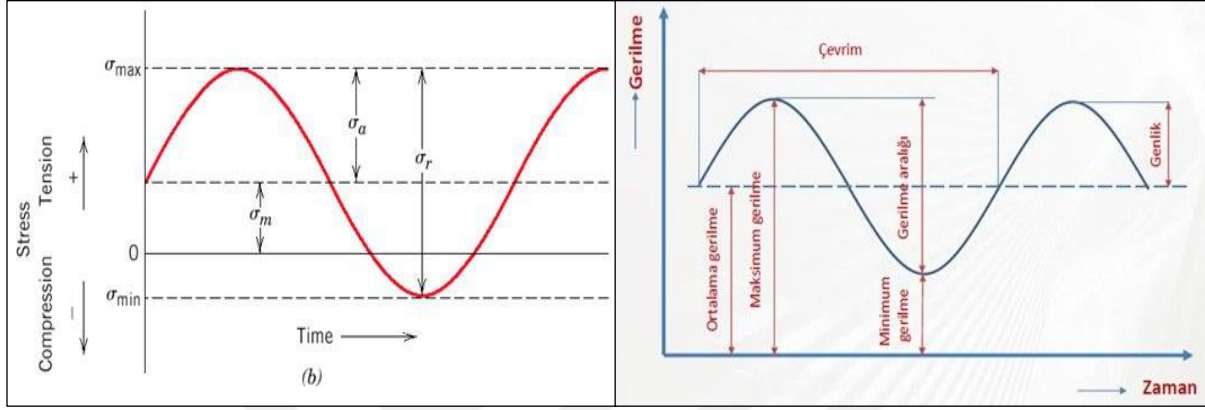
Yorulma emniyet katsayısı (Fatigue Safety Factor); parçaya sunulan ömür değerinde parçaya ne kadar güvenilebileceği hakkında bilgi vermektedir.

Yorulma Ömrü (Fatigue Life); Yorulma analizi yapılan parçanın muhtemel ömrünün tayini için kullanılır. Yorulmadan dolayı parçanın kopacağı ana kadarki çevrim sayılarını göstermektedir.



Şekil 2.9 : Örnek bir ömür diyagramı.

Şekil 2.5' deki A çizgisinde yorulma gerilmesi 445 MPa' dır. Parçaya 445 MPa' ın altında gerilme uygulandığında sonsuz ömürde çalışacak anlamına gelmektedir, B çizgisinde ise bazı malzemelerin yorulma sınırı olmadığı için parçaya uygulanan gerilme ne kadar azaltılsa da belli bir devir sayısından sonra parça hasara uğrayacağı görülmektedir. Yorulma Hasarı (Fatigue Damage); Verilen ömür için yorulma hasarını gösterir. 1' den büyük değerler ömür tamamlanincaya kadar olan hasarları gösterir.



Şekil 2.10 : Örnek gerilme- zaman diyagramı.

Gerilme değişimi (stress range):

$$\Delta\sigma = \sigma_{max} - \sigma_{min} \quad (2.1)$$

Ortalama gerilme (mean stress):

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad (2.2)$$

Gerilme genliği (amplitude or alternating stress):

$$\sigma_a = \frac{\Delta\sigma}{2} \quad (2.3)$$

Gerilme oranı (stress ratio):

$$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \quad (2.4)$$

Yükleme durumu eşit ve zıt yönlü olduğunda (fully- reversed loading):

$$\sigma_m = 0, R=1 \quad (2.5)$$

Yük uygulanıp tekrar geri kaldırıldığında (zero- based loading):

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max}}{2}, R=0 \quad (2.6)$$

Soderberg, Gerber ve Goodman teoremlerinden Goodman teoremini seçiyoruz.

Goodman Teoremi:

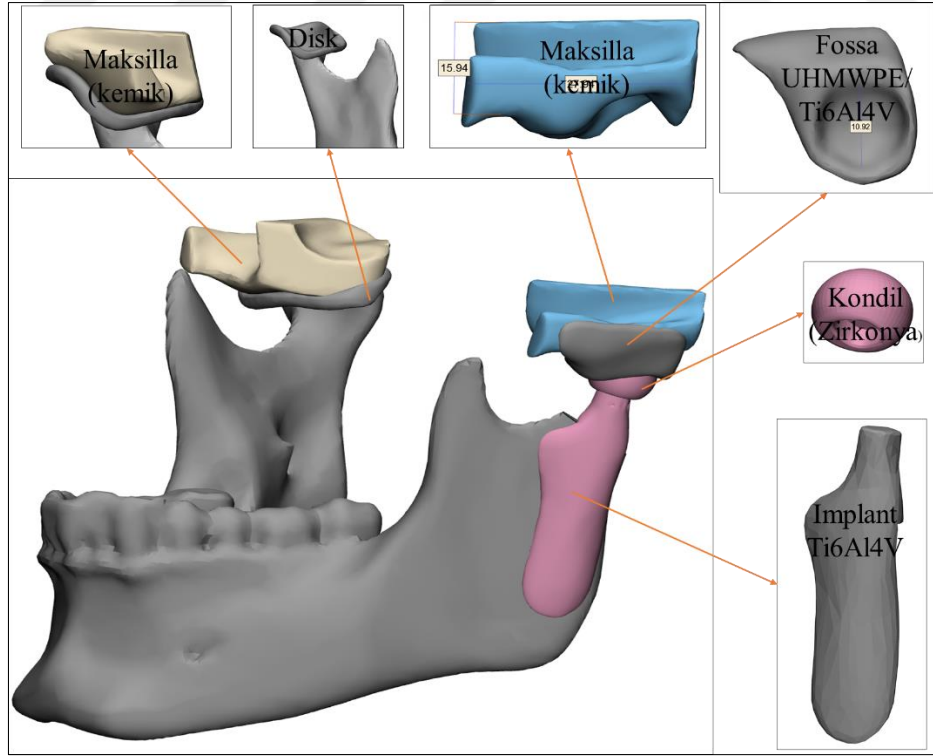
$$\frac{\sigma_{Değişken}}{S_{Yorulma\ dayanımı}} + \frac{\sigma_{Ortalama}}{S_{Kopma\ mukavemeti}} = 1 \quad (2.7)$$

3. TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZİ TASARIMI

3.1 Tasarımda Kullanılacak Malzemeler ve Özellikleri

Hareket edebilme kabiliyetinden ödün vermeden istenilen dayanımı sağlayan protezlere ideal protez adı verilebilmektedir. Genellikle yeni protez tasarımlarının amacı sürtünme ve aşınmayı azaltmaktır. Aşınma sonrası oluşan parçalar eklem boşluğunda biriktikten sonra eklem sıvısına ait basınçtan da etkilenir ve kemik-implant arayüzündeki boşluklara yönelmektedir. Protez tasarımında oluşan ihtiyaçlar nedeniyle düşük aşınma oranları ve düşük reaktifliği olan yeni malzeme arayışları devam etmektedir.

Tasarımı yapılan implanta ait malzeme ve tasarım özellikleri protezin üretilebilir / zor olmayan, ucuz ve uzun yıllar kullanılabilir olmasını gerektirmektedir. Uygulamayı yapacak olan cerraha bir çok alternatif sunması gerekmektedir. Uygulama yapılırken mümkün olduğunca az kemik deformasyonu gerektiren tasarımlar yapılmalıdır.



Şekil 3.1 : Protezin tasarımında kullanılan malzemeler.

Protez tasarımında kullanılan malzemeler Şekil 3.1.'de sunulmuştur. Fossa, implant civataları ve implant malzemesi Ti6Al4V olarak seçilmiş ve mekanik özellikleri Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir. Fossa için ise UHMWPE kullanılmıştır. Ayrıca kıyaslamak için Ti6Al4V özellikleri de fossa için denenmiştir.

Çizelge 3.1 : Tasarımda kullanılan Ti6Al4V malzemesinin mekanik özellikleri.

Malzeme Adı	Akma Mukavemeti	Elastiklik Modülü	Poisson Oranı
Ti6Al4V	828 MPa	110 GPa	0,37
UHMWPE	23 MPa	600 MPa	0,46

Zirkonya inert ve biyouyumlu seramik bir malzemedir. 1970' lerde femur başı protezi olarak Alümina kullanılırken 1985' lerde zirkonya kullanılmaya başlanmıştır. Bir femoral baş bileşeni olarak alüminadan zirkonyaya geçiş, alümina kafalarının kırılma sıklığının ve aluminaya kıyasla zirkonya kırılma tokluğunun artmasından kaynaklanmaktadır (Hu ve diğ., 2018). Bizim çalışmamızda da seramik olan kondilar başlık Zirkonya olarak isimlendirilen ZrO₂ (Zirkonyum oksit) olarak seçilmiştir.

Eklem implantlarında kullanılan seramik ve polimerlerin birbiri ile temas halinde olduğunda ortaya çıkan aşınma oranı yıllık 51 mm³ olarak belirtilmiştir (Kevin ve diğ., 2018).

Yaş aralıklarına göre dokulardaki dayanım verileri Çizelge 3.2'de belirtilmiştir. 20 yaşında vücuttaki mukavemet/dayanım oranı maksimumdur. Bu yaştan sonra toplam kemik her yıl yaklaşık %5 oranında azalmaktadır.

Çizelge 3.2 : Dokuların dayanımına yaşın etkisi (Kevin ve diğ., 2018).

Kortikal kemik			
Yaş aralıkları	30-39	50-59	70-79
Çekme	0.98	0.76	0.70
Basma	0.95	0.95	-
Kas sistemi (ortalama)	0.97	0.85	0.77

Protezlerde kullanılan malzemelerin seramik, polimer ve metal olmaları durumlarında mekanik özelliklerine göre sınıflandırılması Çizelge 3.3'de sunulmuştur. Seramik ve metaller daha yüksek mekanik özelliklere sahip iken polimer malzemelerin dayanım özellikleri daha düşük olmaktadır.

Çizelge 3.3 : Protezlerin seramik- polimer- metal olmalarına göre mekanik özelliklerinin karşılaştırılması (Kevin ve diğ., 2018).

Özellik	Maksimum	Orta	Minimum
Çekme gerilmesi	Seramik	Metal	Polimer
Akma gerilmesi	Metal	-	Polimer
Kopma gerilmesi	Seramik	Metal	Polimer
Kopma gerinimi	Polimer	Metal	Seramik
Tokluk	Metal	Seramik	Polimer
Sertlik	Seramik	Metal	Polimer
Canlı	seramik	Polimer	Metal

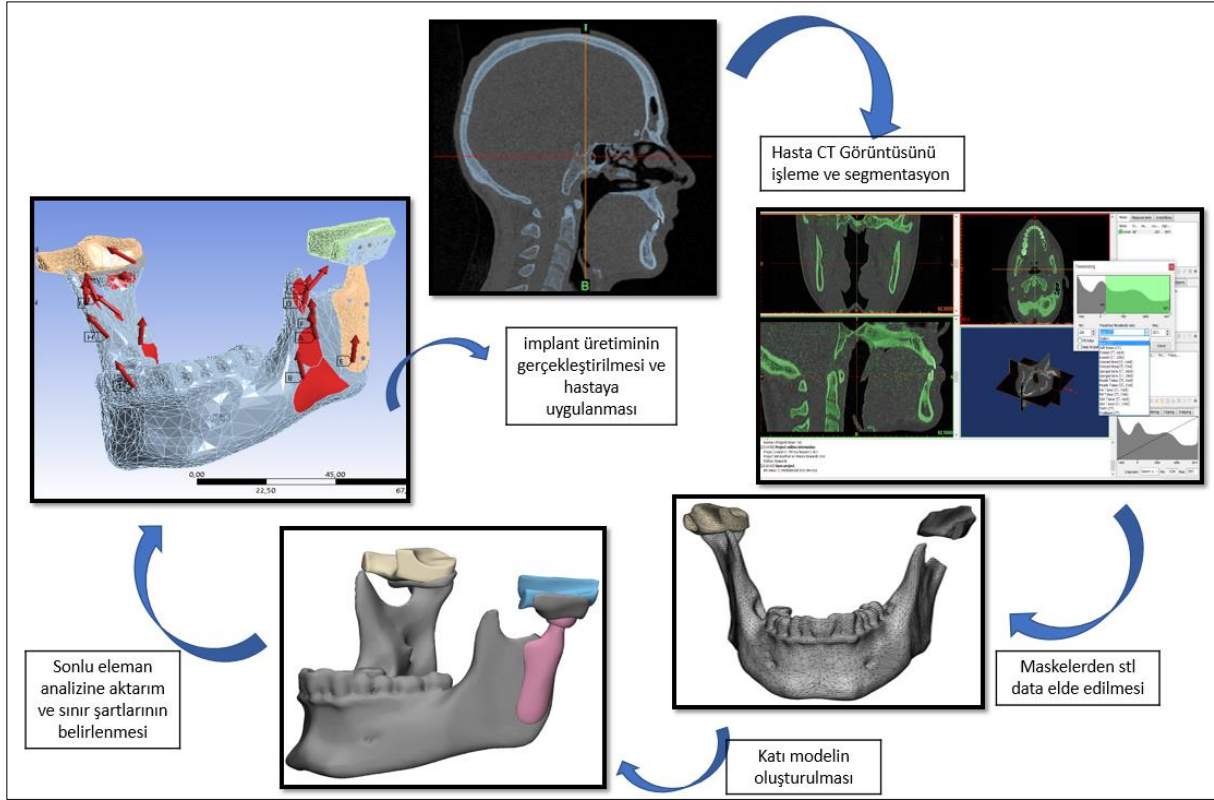
3.2 Tasarım

- Tasarım kişiye özel olarak yapılmıştır. Tasarım için 29 yaşındaki bir hastanın CT görüntüleri kullanılmıştır. Kullanılan CT görüntülerine ait çekim protokolü aşağıdaki gibidir. Medikal görüntü işleme yazılımı olarak Mimics, Materialise, Belgium kullanılmıştır. CT Çekiminden elde edilen 529 adet dicom verisi işlenmek üzere yazılıma aktarılmıştır (Çizelge 3.4).

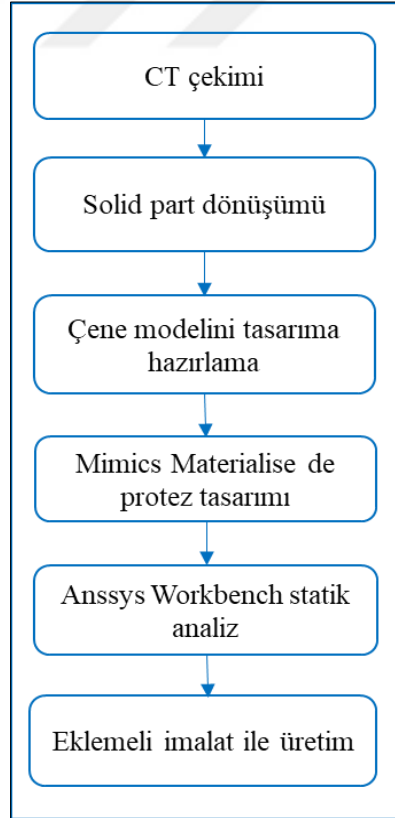
Çizelge 3.4 : Bilgisayarlı tomografi parametreleri.

CT parametreleri	
Gantry titl/ oblique açısı	0°
Matrix	512x512
Katman kalınlıkları	Maksimum 1 mm (0,3945 mm)
Her bir rotasyondaki besleme	Maksimum 1 mm
Yeniden yapılanmadaki slice artışları	Maksimum 1 mm
Yeniden yapılanma algoritması	Kemik veya yüksek çözünürlük
Gantry titl/ oblique açısı	0°

- Nokta bulutu olarak gelen veri üzerinde 'hounsfield' değerlerine göre maskeler oluşturulup gerekli ayrımlar yapıldıktan sonra STL formatına dönüştürülmektedir. Sonrasında tasarım, değişiklik veya analizler yapabilmek için katı cisime dönüştürülmektedir. Katı cisime dönüştürülen model üzerine yapılan modifikasyonlar sonrasında sınır şartları belirlenerek analize tabi tutulmaktadır (Şekil 3.2, Şekil 3.3).

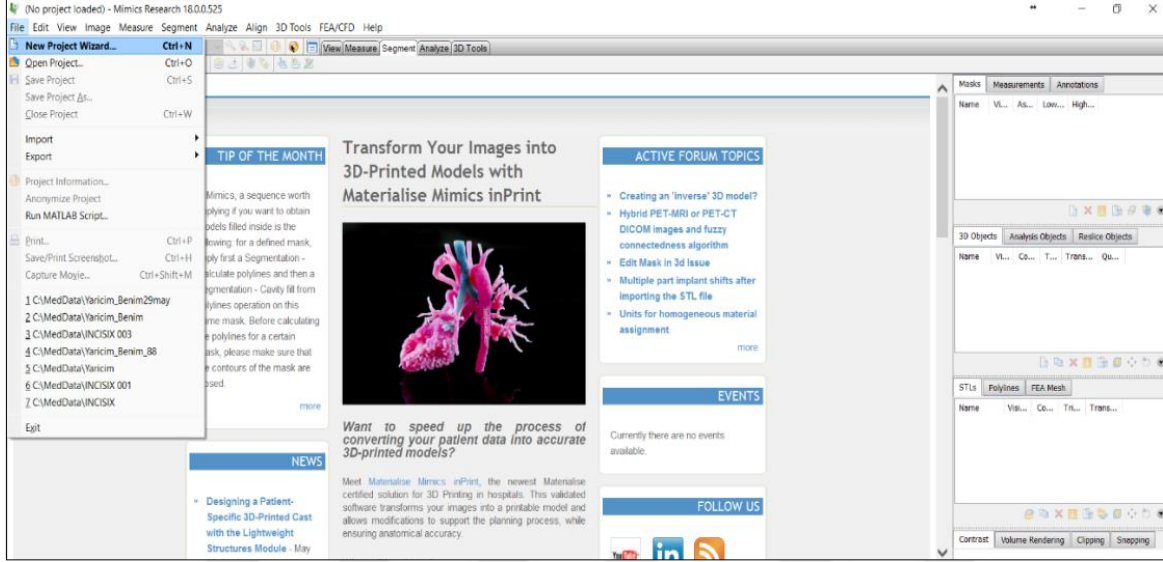


Şekil 3.2: Akış şeması görsel görünüm.

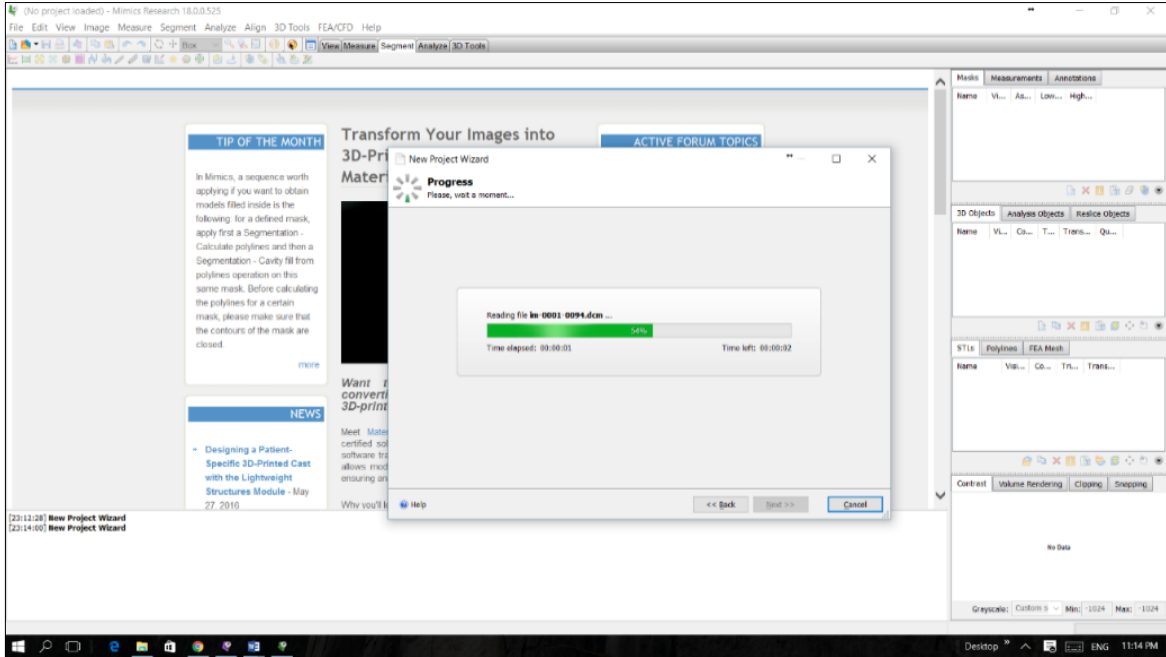


Şekil 3.3 : Tasarım Basamakları.

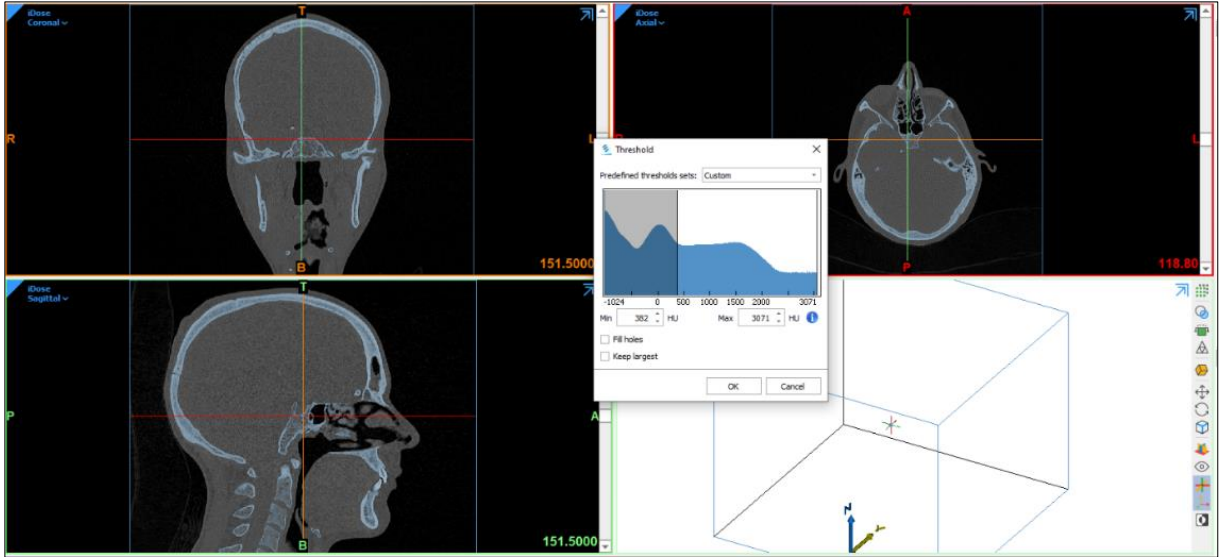
- Tomografi Görüntülerinin Segmente Edilmesi: Materialise firmasına ait olan MIMICS programı kullanılarak elimizde bulunan tomografi görüntülerinin her bir katmanı ayrı ayrı işlenerek nihai model elde edilmiştir. Bu kapsamda öncelikli olarak tomografiye ait .dcm uzantılı DICOM dosyası program açıldığında new project wizard komutu ile seçilerek programa aktarılır (Şekil 3.4). Daha sonra tomografi verilerinin programa aktarım işlemi gerçekleştirilmektedir (Şekil 3.5).



Şekil 3.4 : MIMICS program arayüzü ve yeni proje ekleme menüsü.

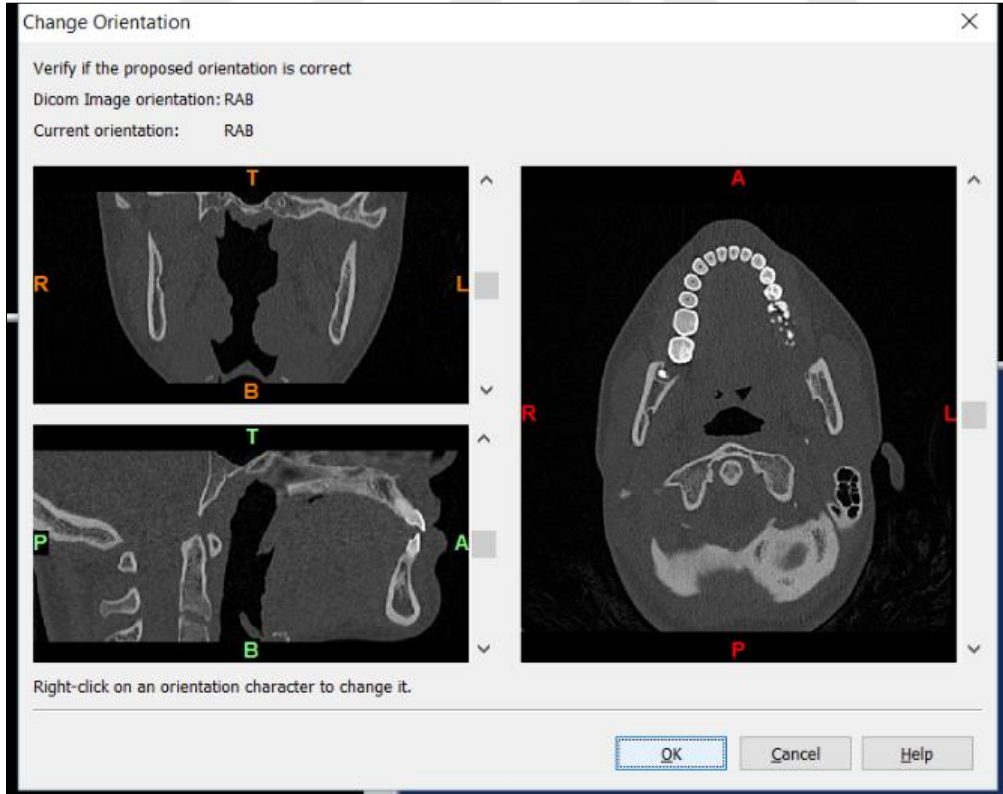


Şekil 3.5 : Tomografi verilerinin programa aktarılması.



Şekil 3.6 : Tomografi katmanları ve aktarım arayüzü.

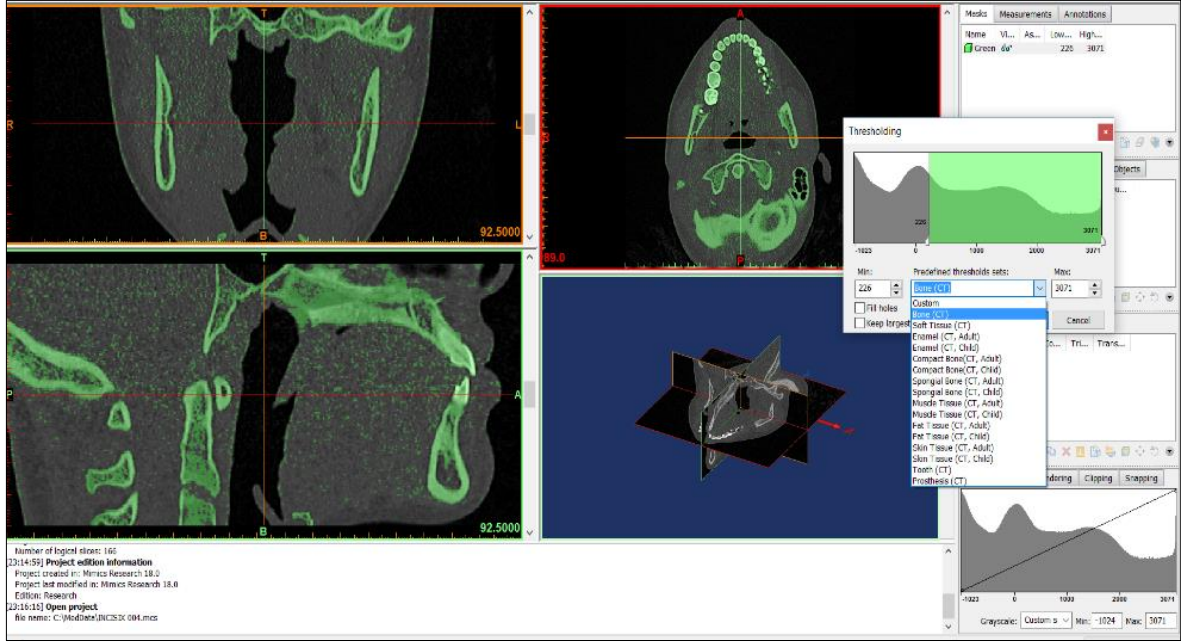
DICOM formatındaki tomografi görüntülerinin detayı Şekil 3.6’ da gösterildiği gibi detaylandırılmaktadır. Ayrıca bu ekranda tomografinin çekim kalitesinin anlaşılacağı özellikleri ve hasta bilgileri de yer almaktadır. Aynı ekranda beliren ‘convert’ komutu kullanılarak bütün katmanların MIMICS arayüzüne aktarılması sağlanmaktadır.



Şekil 3.7 : Tomografi görünüm detayları ve konumlandırılması.

MIMICS arayüzüne aktarılan tomografi görüntüsü için öncelikli olarak görünüm detaylarının belirlenmesi gerekmektedir. Bunun içinde üst-alt için top-bottom, ön-arka için anterior-

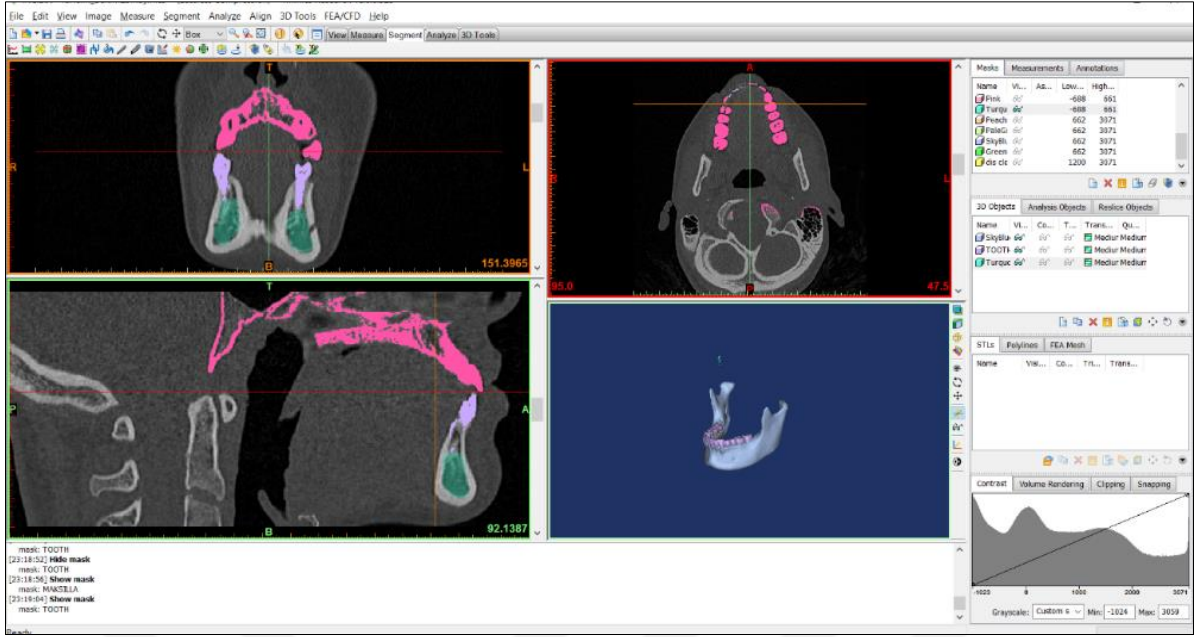
posterior ve sağ-sol için right-left konumları belirlenir (Şekil 3.7). Bu görüntülerin doğru olarak belirlenmesi sonraki aşamalarda katmanların segmente edilmesinin doğru yapılabilmesini kolaylaştıracaktır. Şekil 3.7’ de sunulan görüntüde ise MIMICS arayüzüne tomografi verilerinin aktarılmış hali gösterilmektedir. Buraya 3 farklı görünümde aktarılan tomografi katmanlarının sadece bir adet kesiti görünmektedir. Kaliteli görüntü alınan tomografilerde genellikle 150-300 arasında kesit bulunmaktadır. İstenilen kemiklerin doğru şekilde ayrılabilmesi için bu kesitlerin her biri teker teker işlenmelidir.



Şekil 3.8 : Farklı yoğunluk değerleri için kemik çeşitlerinin gösterimi.

Gerçekleştirilen çalışmada yer alan farklı kemik türlerinin sayısına göre MIMICS programında farklı katmanlar oluşturulur.

MIMICS Programının Şekil 3.8’ de de gösterildiği gibi kendi veritabanında farklı kemikler için belirlenmiş yoğunluk aralıkları bulunmaktadır. Ancak bu yoğunluk değerleri hastadan hastaya değişkenlik göstermektedir. Bu nedenle bu aralıklar her ne kadar fikir sahibi olunmasına yardımcı olsada, istenilen kemik bölgeleri her bir katman için göz önünde bulundurularak işlemde geçirilmelidir. Bu işlemler genellikle ‘multiple slice edit’ komutu ile istenilen bölgelere ekleme ve silme işlemi ile oluşturulur. Şekil 3.9’ da çene kemiği, alt ve üst dişlerin ayrılarak gösterildiği görüntüye bakıldığında farklı bölgelerin bu şekilde birbirinden ayrılması işleminin her bir katman için titizlikle gerçekleştirilmesi gerektiği anlaşılabilir. Çünkü bir katmanda dahi eksik veya farklı düzenleme yapılırsa katı modele dönüştürüldüğünde hatalı yüzeylerin elde edilmesine neden olur.



Şekil 3.9 : Farklı bölgeler için oluşturulan maskelerin görünümü.

MIMICS programında elde edilen mandibula ve maksilla kemiklerine uygun olarak kişi anatomisinde dikkate alınıp tasarımlara yön verilmiştir (Şekil 3.10). Bu doğrultuda öncelikli olarak implant tasarımı gerçekleştirilmiştir. İmplant tasarlanırken hastanın uygulama yapılacak bölgesinin yüzey özelliklerine tam uyumlu ve eksiltelen bölgenin ağırlığı oranında bir implant tasarlanmıştır. Tasarlanan implantın çene kemiğine oturan iç yüzeyi ve dış yüzeyi Şekil 3.14’de sunulmuştur. İmplantın yüksekliği 47,6 mm ve genişliği 14,04 mm’dir. İmplantın kondil başına geçen bölgesinin çapı ise 5,25 mm’dir. İmplant başı ile kondil birbirine sıkı geçme ile bağlanacak şekilde tasarlanmıştır. Seramik olarak tasarımı yapılan kondil başının çapı ise 11,23 mm’dir. Gerçekleştirilen çalışma kapsamında femur protezi bağlantısına benzer bir sıkı geçme durumu tasarlanmıştır. Ayrıca ANSYS Workbench yorulma modülü kullanılarak ömür değerlendirmesi yapılacaktır.

Çenenin sağlam tarafı referans alınarak ağırlığı hesaplanmıştır. Eklenecek protezin ağırlığı eksik olan kemiğin ağırlığına yakın olarak tasarlanmıştır. Aksi hâlde, ağırlıkça denge olmadığı durumda, hafif olan taraf fazla kullanılıp kasları kuvvetlenecek ağır olan taraf az kullandığı için kaslar zayıflayacaktır. Bu süreç uzayınca çene kayıklık gösterecektir. Hacmine bakılıp kemik yoğunluğu ile çarpılarak kütle bulunmuştur.

Protezin ağırlık hesabı;

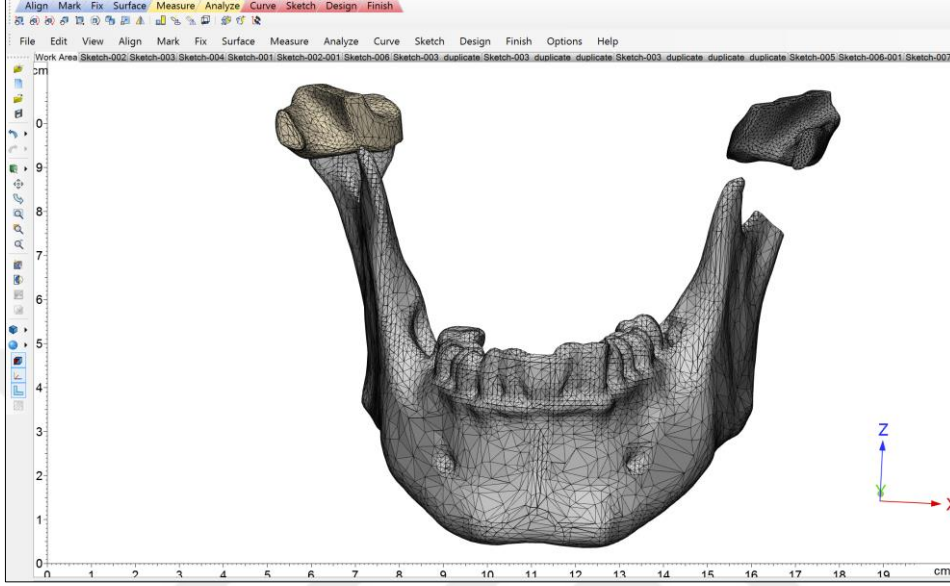
$$(d_{\text{cortical}} = 1.9 \text{ gr/cm}^3, V_{\text{kesilen kemik}} = 4672 \text{ mm}^3, m = d.V, m_{\text{kesilen kemik}} = 8,88 \text{ gr})$$

$$d_{\text{Ti6Al4V}} = 4,50 \text{ gr/ cm}^3 =, V_{\text{Ti6Al4V}} = 1219,7 \text{ mm}^3, m_{\text{Ti6Al4V}} = 5,48 \text{ gr (implant)}$$

$$d_{\text{Ti6Al4V}} = 4,50 \text{ gr/ cm}^3 =, V_{\text{Ti6Al4V}} = 19,11 \text{ mm}^3 \times 6, m_{\text{Ti6Al4V}} = 0,513 \text{ gr (civata)}$$

$$d_{\text{Zirkonya}} = 5,68 \text{ gr/ cm}^3, V_{\text{Zirkonya}} = 210,67 \text{ mm}^3, m_{\text{Zirkonya}} = 1,19 \text{ gr}$$

$$[m_{\text{Ti6Al4V}} = 5,99 \text{ gr}] + [m_{\text{Zirkonya}} = 1,19 \text{ gr}] = 7,18 \text{ gr} \approx m_{\text{kesilen kemik}} = 8,88 \text{ gr} \checkmark$$

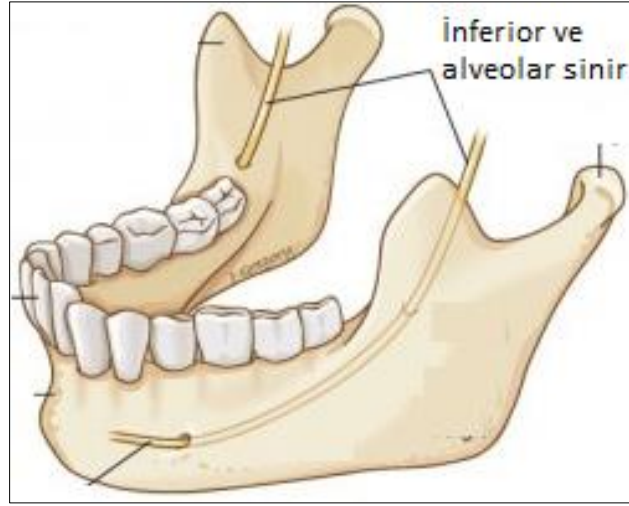


Şekil 3.10: CT işlenerek elde edilen model görünümü.

Çene kaslarının olduğu bölgelere protezin yüzeyi gelmemektedir (Şekil 3.11). Çene kemiğinin içindeki sinirlerin olduğu yerlere protezin bağlantı vidalarının uçları dâhi yaklaşmayacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3.12).



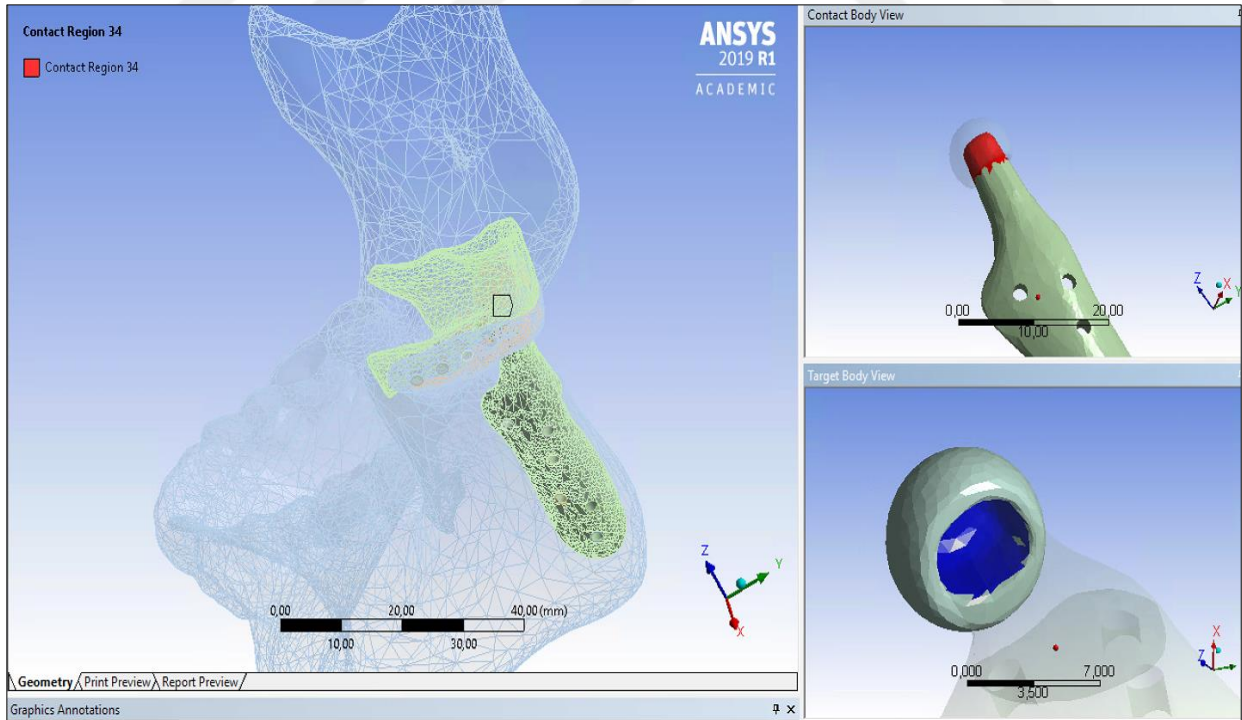
Şekil 3.11 : Alt çenede bulunan kasların gösterimi.



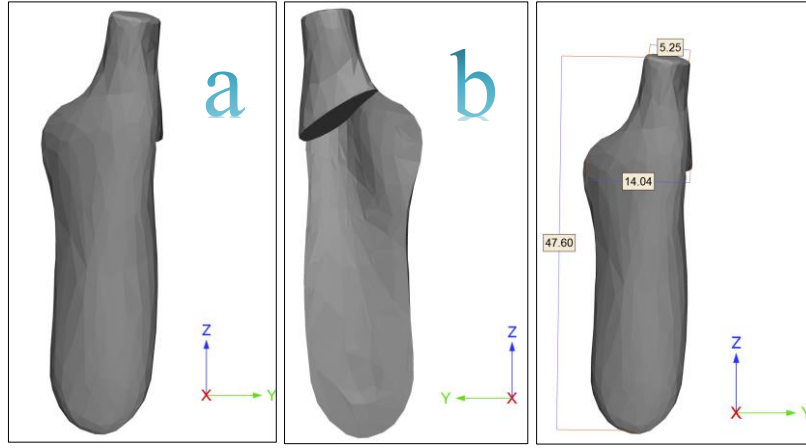
Şekil 3.12 : Mandibula kemiğinde ana sinirin bulunduğu konum.

Protezlerde boyun bölgeleri streslerin yığıldığı ve kayma gerilmelerinin gözlemlendiği bölgelerdir, bu sebeple implanta göre daha kalın tasarlanmıştır. Civatalar kaldırıcı görevi görme ihtimaline karşın eksantrik olarak kemiğe yerleştirilmemeye çalışılmıştır. İmplant edildiği yüzeye dik olması gerektiği için tamamen paralel değildir.

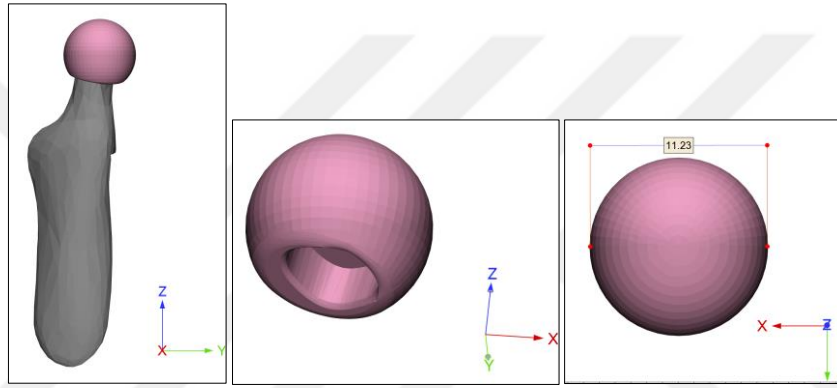
Kondilin alt tarafında kemiğin üzerine gelen kısım stabilite sağlaması için boşluksuz tasarlanmıştır.



Şekil 3.13 : Kesik kondil bölgesi ile mandibular implantın kontak bölgesi.

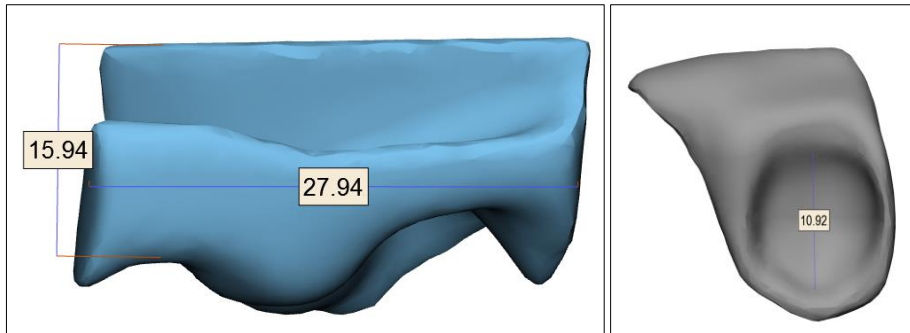


Şekil 3.14 : Kişiy e özel implant tasarımı a) iç ve b) dış görünümü.



Şekil 3.15 : TME implant-Zirkonya kondil başı montaj görünümü.

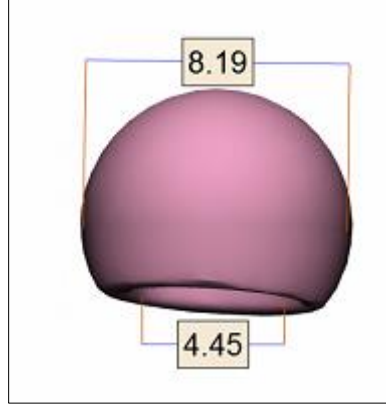
Şekil 3.16' da Zirkonya başlığın hareketini gerçekleştirdiği maxillanın fossa kısmı sunulmuştur. Kondilin bu yuvadan çıkmayacak şekilde çene hareketinin maksimum kaç mm ağız açıklığına kadar hareket edebildiği durumu da gözlemlenmiştir. Fossa yuvasının iç çapı 10,92 mm'dir.



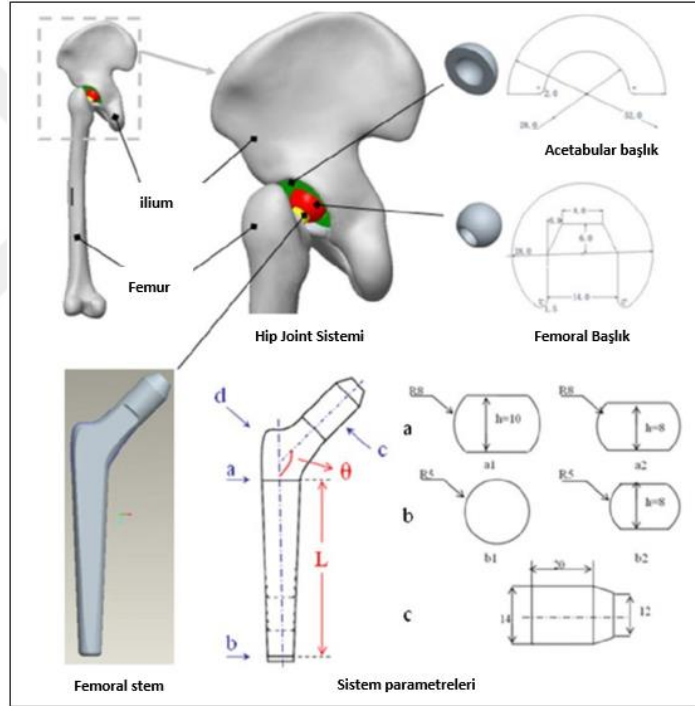
Şekil 3.16 : Üst çenenin implanta bağlanan bölgesi.

Çalışma kapsamında oluşturulacak modelin çözümünü kolaylaştırmak adına üst çenenin tamamı değil sadece implant ile temas eden bir kısmı analize dahil edilmiştir. Bu kapsamda

sınır şartları bu duruma göre belirlenerek analiz sürelerinin kısalması sağlanacaktır. Üst çenenin sol tarafta bulunan parçasının dış ölçüleri 27,94 mm ve 15,94 mm'dir (Şekil 3.16).



Şekil 3.17 : Kondil Görünümü.



Şekil 3.18 : Zirkonya kondil sıkı geçmesinin femur başından referansı.

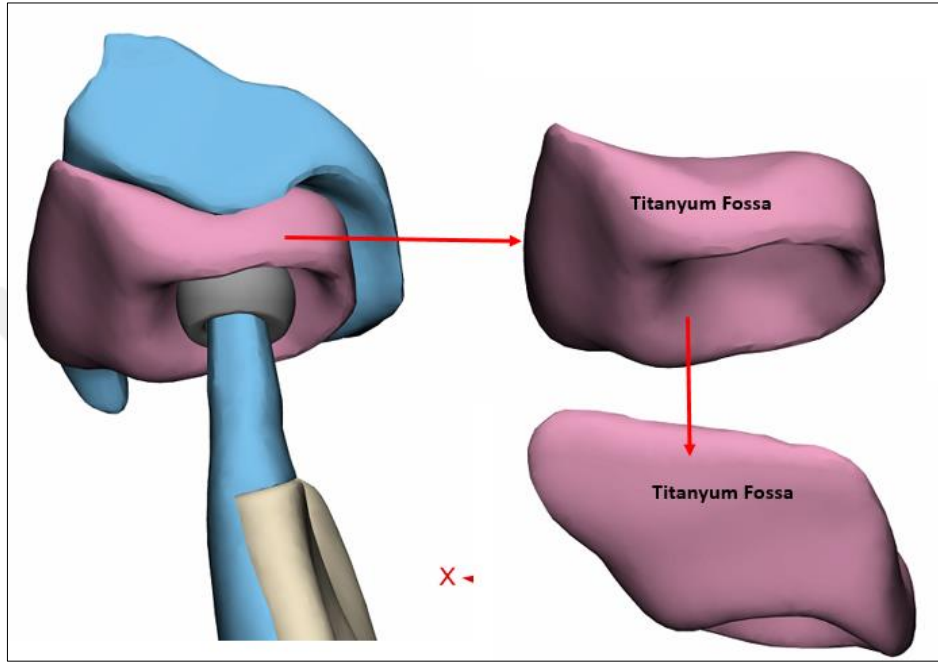
Kondil ile kontak yapan fossa bölgesi arasındaki clearance 200 μm olarak alınmıştır (Elledge ve diğ., 2019)

Tez çalışması kapsamında üst çene ile bağlantıyı sağlayacak olan fossa yapısı 4 farklı varyasyonla tasarlanmıştır.

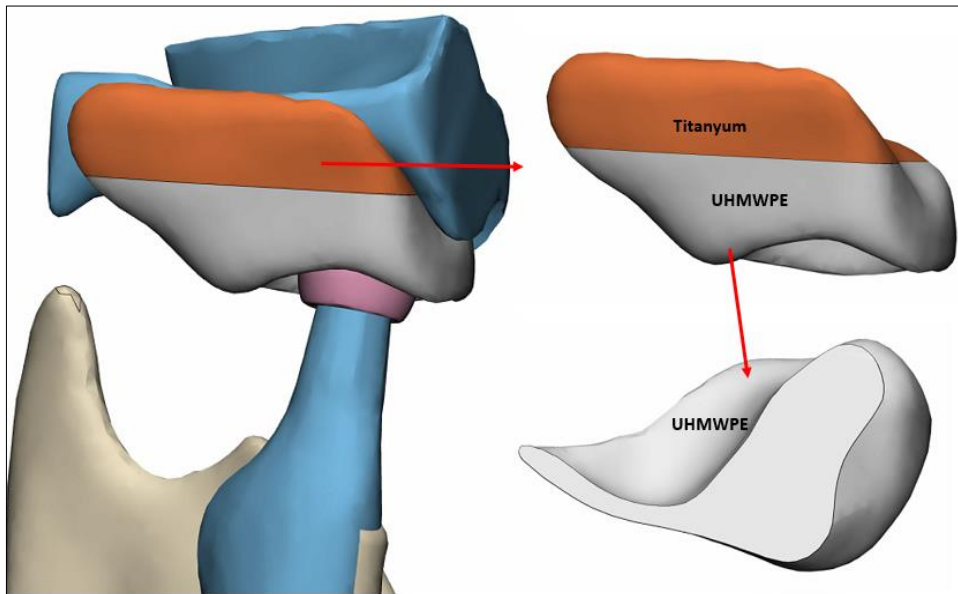
- Tek parça, malzeme Ti6Al4V
- İki parça, Ti meshed backed UHMWPE

- c) Tek parça, malzeme UHMWPE
- d) İki parça, Ti backed UHMWPE

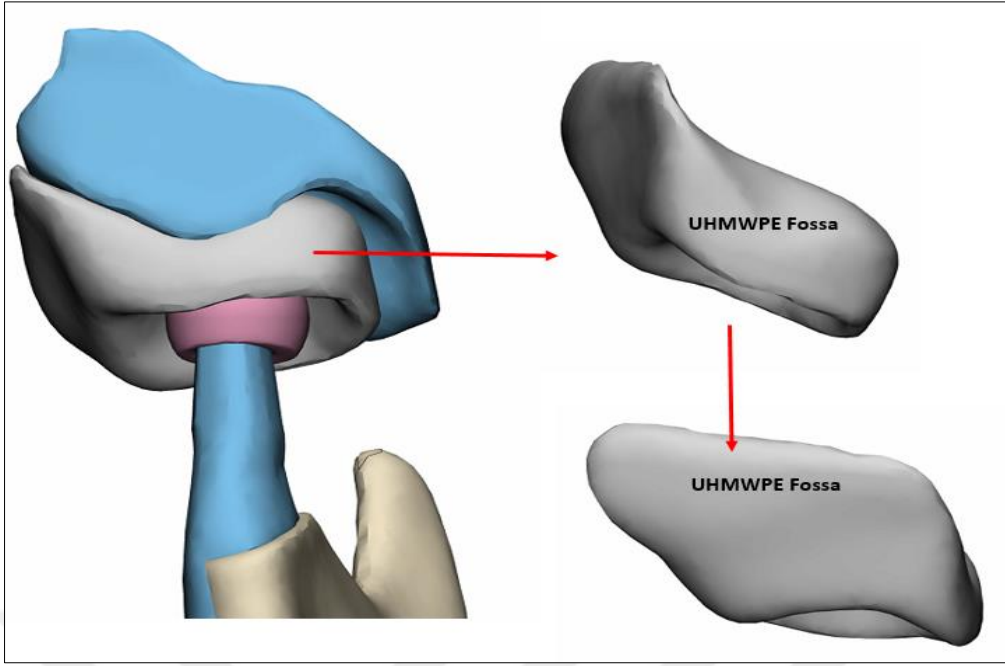
İki parçalı olarak tasarlanan yapılarda bağlantılarda üst çeneye temas eden parça Ti6Al4V ve alt tarafta kondil başı ile temas eden kısım ise UHMWPE malzemesinden oluşmaktadır. 4 Farklı model Şekil 3.19-20-21-22' de gösterilmektedir.



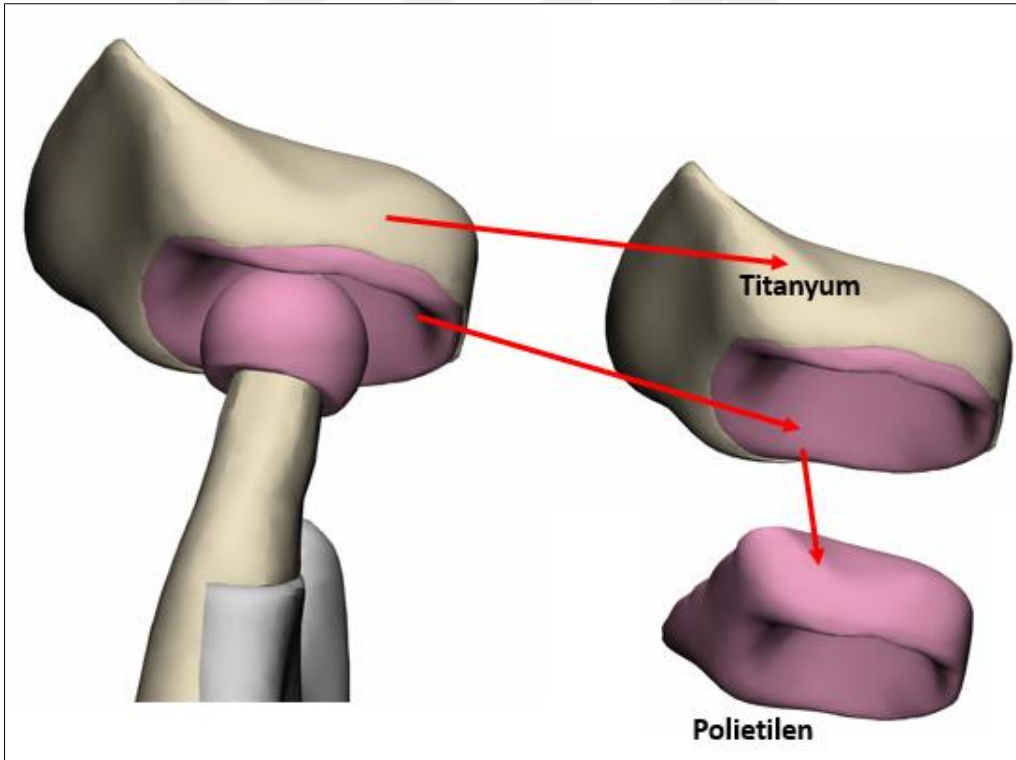
Şekil 3.19 : Model-A: Tek parça, Ti6Al4V fossa.



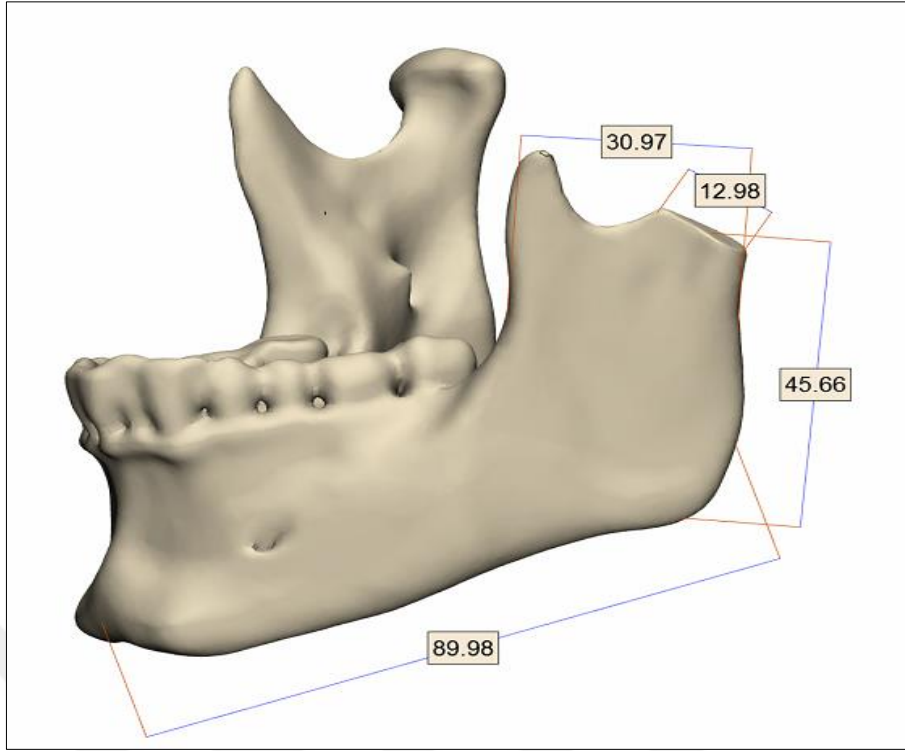
Şekil 3.20 : Model-B: iki parça, Ti meshed backed UHMWPE.



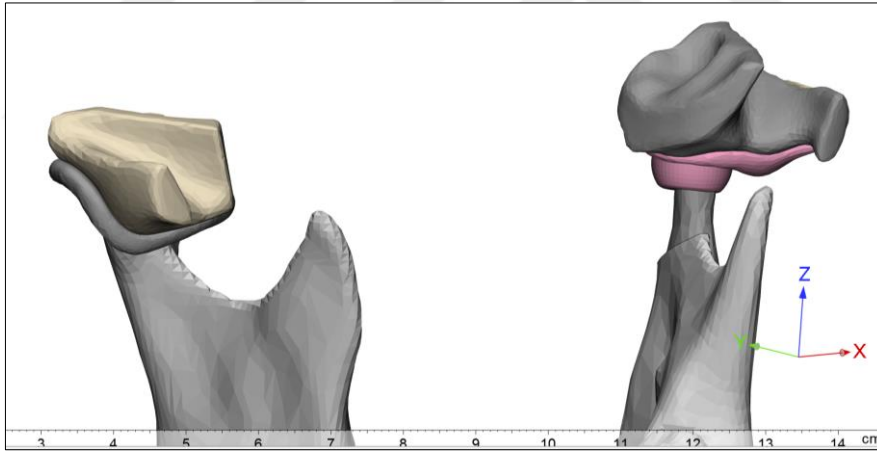
Şekil 3.21 : Model-C: tek parça, UHMWPE.



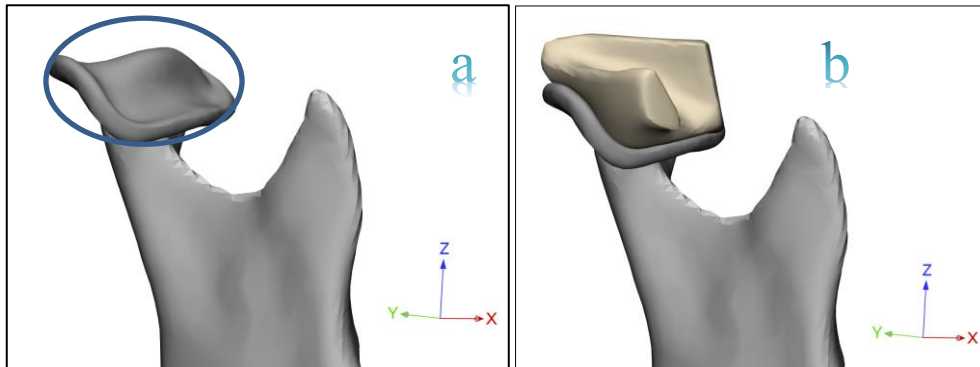
Şekil 3.22 : Model-D: iki parça, Ti backed UHMWPE.



Şekil 3.23 : Mandibula ölçüleri örnek gösterimi.

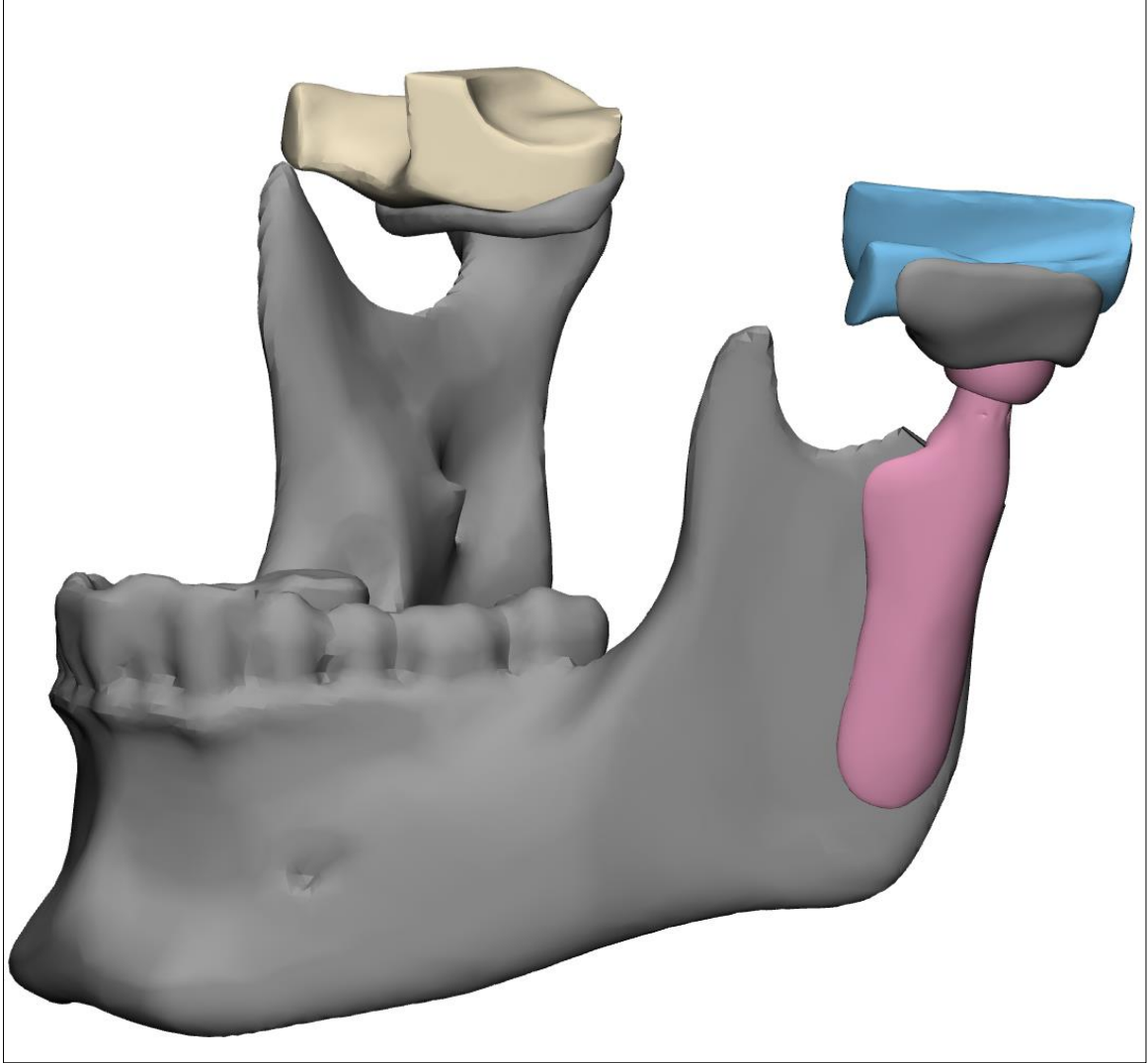


Şekil 3.24 : Mimics programında modellenmiş modelin montaj görünümü.



Şekil 3.25 : a)Articular cartilage, b)Mandibula, maxilla ve cartilage montaj görünümü.

İmplant kullanılmayan bölgede üst çene ile alt çene kondil başı arasında bulunan bölgeye Şekilde belirgin olarak sunulan articular cartilage tasarlanmıştır. Malzeme özellikleri de bu yapıya göre girilmiş ve kondil ile üst çene arası doldurulmuştur (Şekil 3.25).

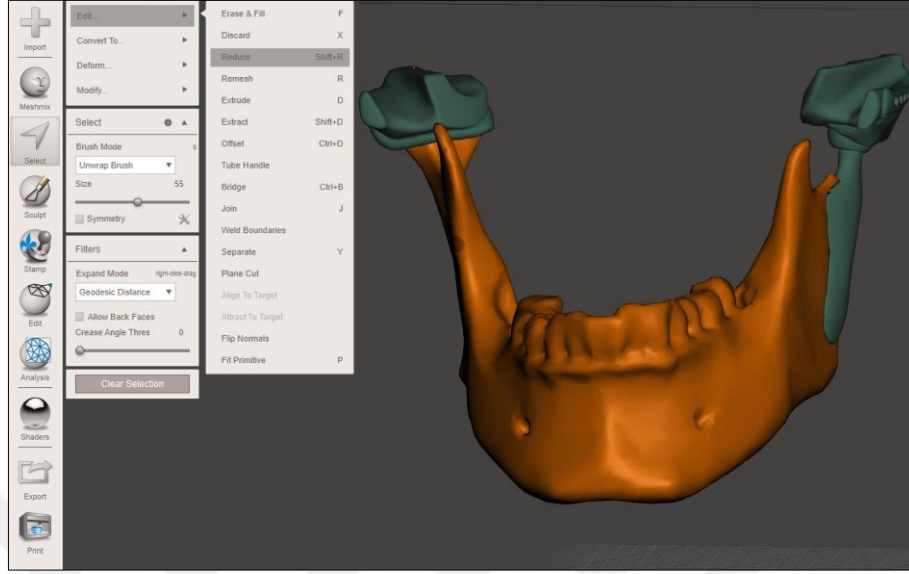


Şekil 3.26 : Modelin montaj görünümü.

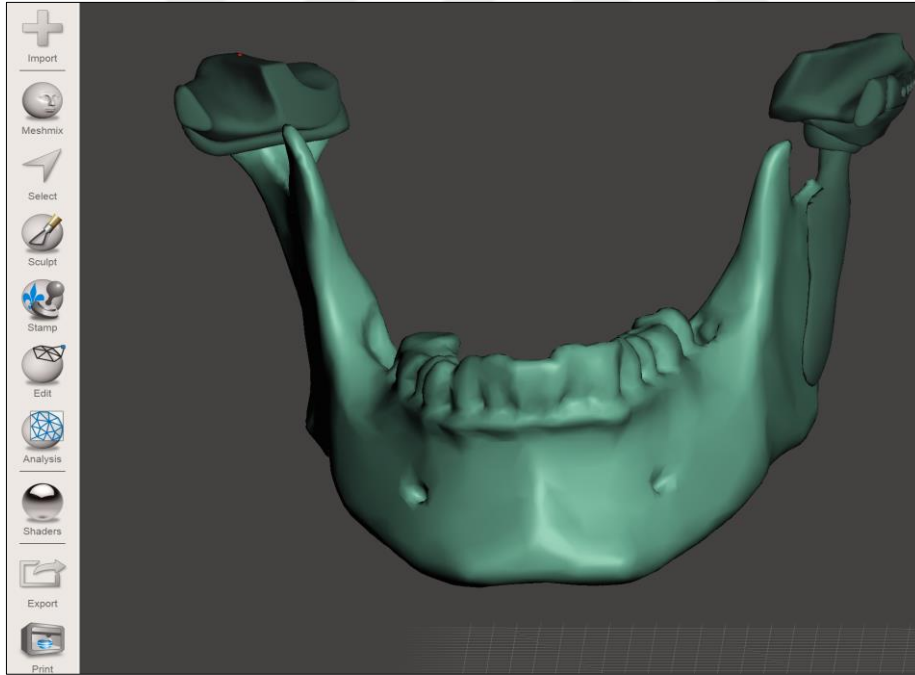
Bütün yapının vida delikleri ve vida montajı yapılmadan önceki görünümü Şekil 3.26'da sunulmuştur. Mimics Materialise firmasına ait 3-matic programında elde edilen bu model üzerine civataların eklenmesi ve civata deliklerinin açılması işlemleri ANSYS Workbench programında yapılmıştır. Bu sayede daha düz ve kolay mesh atılabilir yüzeyler elde edilmiştir.

3-matic programında elde edilen parçalar STL formatında kayıt edilerek analiz ortamına geçilmeden önce Meshmixer programında işlenmiştir. Bu aşamada bütün parçalar ayrı ayrı reduce, remesh ve smooth işlemlerine tabi tutulmuştur. Böylelikle modele ait yüzeylerdeki

hataların giderilmesi ve daha kolay şekilde mesh yapılması sağlanmıştır. Meshmixer programına aktarılmış 3D model ve arayüz Şekil 3.27 ve 3.28’ de sunulmuştur.



Şekil 3.27 : Meshmixer programı reduce işlemi görünümü.



Şekil 3.28 : Meshmixer smooth boundary sonrası görünüm.

Meshmixer programından elde edilen implant ve çene kemiği modelleri ANSYS Space Claim programına import edilmiştir. Import edilen model yüzey olarak aktarıldığı için bu yapı katıya dönüştürülmüştür. Cıvata delikleri açılmıştır. Katı haldeki parçalar üzerine önceden belirlenmiş olan sınır şartları uygulanmıştır. Bu sınır şartları fixed support, çiğneme kuvveti ve kas kuvvetleridir. ANSYS Workbench programının malzeme kütüphanesinde bizim

kullanmak istediğimiz malzemeler bulunmadığı için malzeme kütüphanesine kortikal kemik, Ti6Al4V, cartilage, Zirkonya ve UHPWE malzemeleri tanımlanmıştır.

3.3 Yapılan Tasarımlar ve Karşılaştırmaları

- İmplantta ideal vida yerleşimi için lokasyon analizi
- İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme protezinde fossadaki UHMWPE-Ti6Al4V malzemeleri için von Mises gerilmesi kıyaslaması
- İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implantında fossadaki UHMWPE-Ti6Al4V malzemeleri için birim uzama kıyaslaması
- İdeal vida lokasyonlu Ti6Al4V kondil başlı tme protezinde fossadaki UHMWPE-Ti6Al4V malzemeleri için von Mises gerilmesi kıyaslaması
- İdeal vida lokasyonlu Ti6Al4V kondil başlı tme implantında fossadaki UHMWPE-Ti6Al4V malzeme için birim uzama kıyaslaması
- İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implantta maksimum ağız açıklığında kondilin yuvadan çıkıp/çıkıkmama kontrolü
- İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implant için çiğneme kuvveti (200 N) altında yorulma analizi
- İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implant ile sağlıklı çene üzerinde yapılan analizlerin kıyaslaması

3.4 Yorulma Analizi

Ansys workbench yorulma analizi;

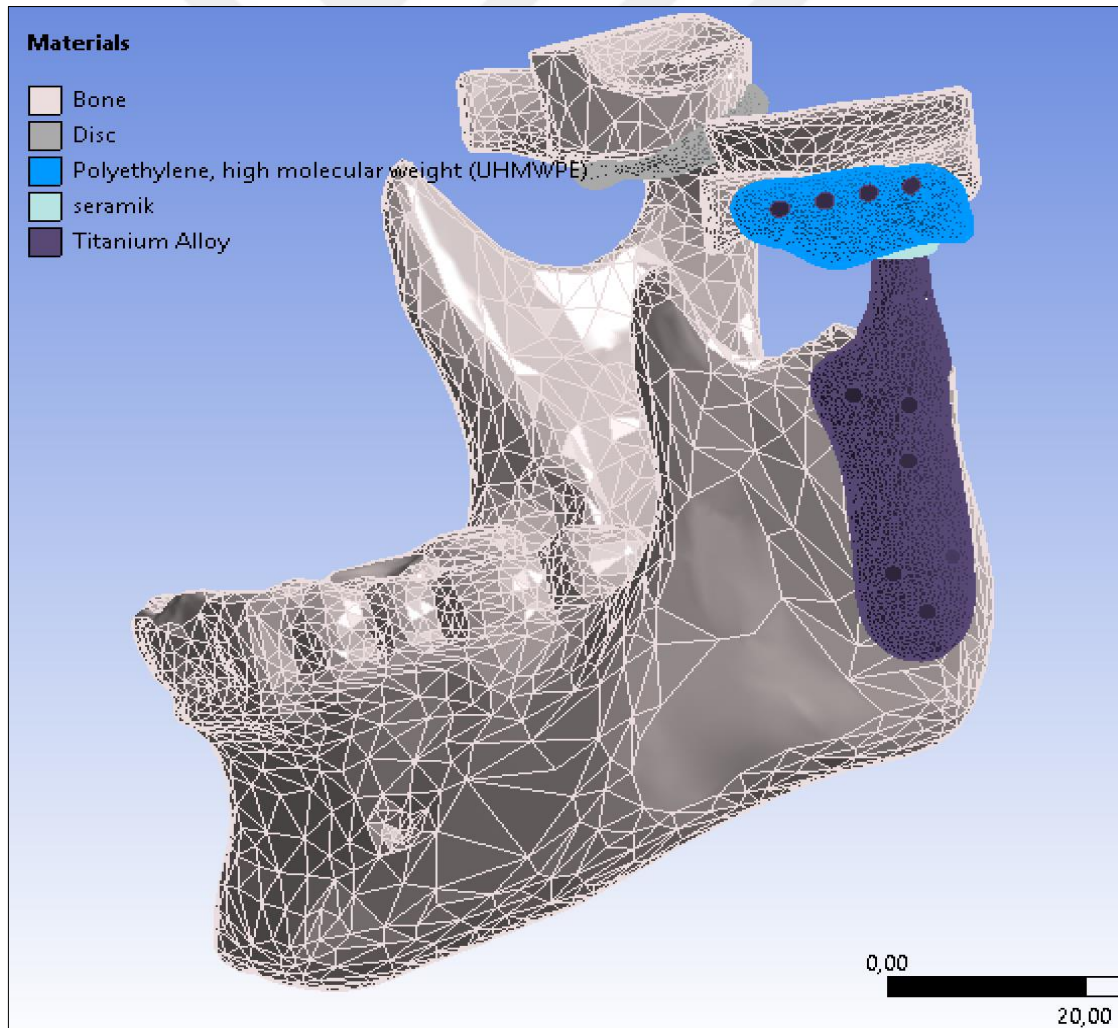
1. Workbench' te yapısal analiz için model hazırladıktan sonra 'run' edilmiştir.
2. Solutions seçildikten sonra yukarıda bulunan 'Tools' ikonundan 'Fatigue Tool' eklenmiştir.
3. Fatigue Tool' da yer alan 'Loading Type' seçeneğinden 'Zero Based veya Fully Reversed' seçeneğini, analiz tipi olarak da 'stress life' seçeneği seçilmiştir.
4. Hesaplama teorisi olarak Goodman teorisi kabul edilmiştir.
5. Fatigue Tool' a 'Life, Damage ve Safety Factor' ekleyerek analiz çözdürülmüştür.
6. Analiz öncesinde 'Engineering data' kısmına gidip 'Alternating Stress Mean Stress' kısmından grafik kısmına Semi-Log seçilmiştir.
7. Çalışma tekrar 'run' edilerek 'life' ve 'safety factor yeniden hesaplanmıştır.

3.5 Analiz Parametreleri

Tasarımı yapılan modele ait olan analiz parametreleri literatürde yer alan güncel verilerden elde edilmiştir. Yapıda kullanılan bütün parçalara ait mekanik özellikler Çizelge 3.5’de sunulmuştur.

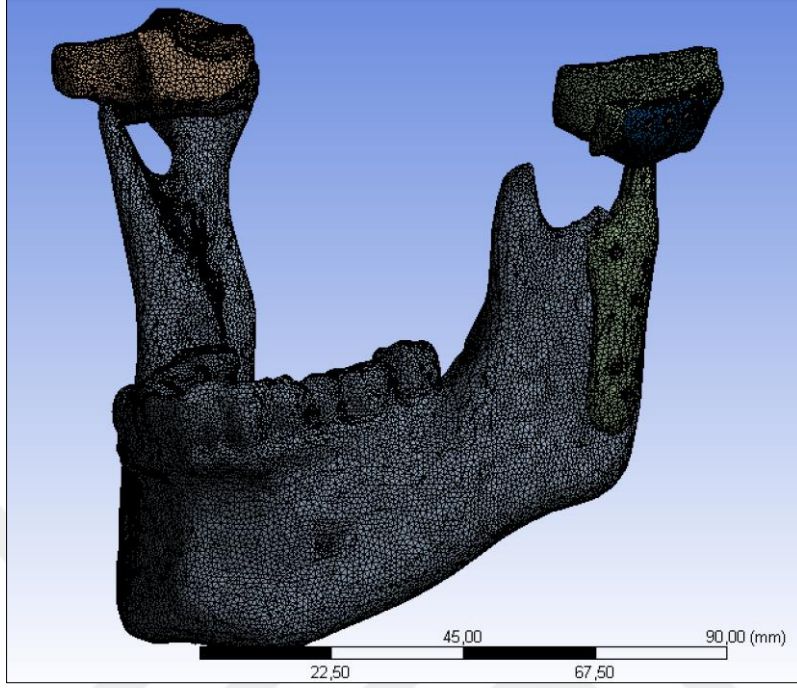
Çizelge 3.5 : Analizde kullanılan malzeme özellikleri (Ackland ve diğ., 2015, Tanaka ve diğ., 2001, Liu ve diğ.,2018; Zhang ve diğ., 2019).

Kullanılan malzemeler	Elastisite Modülü [MPa]	Akma Mukavemeti [MPa]	Poisson oranı
Kemik	14 500	114	0.30
Ti6Al4V	110 000	828	0.37
UHMWPE	600	23	0.46
Zirkonya	210 000	711	0.23
Articular Disk	47.1	-	0.4



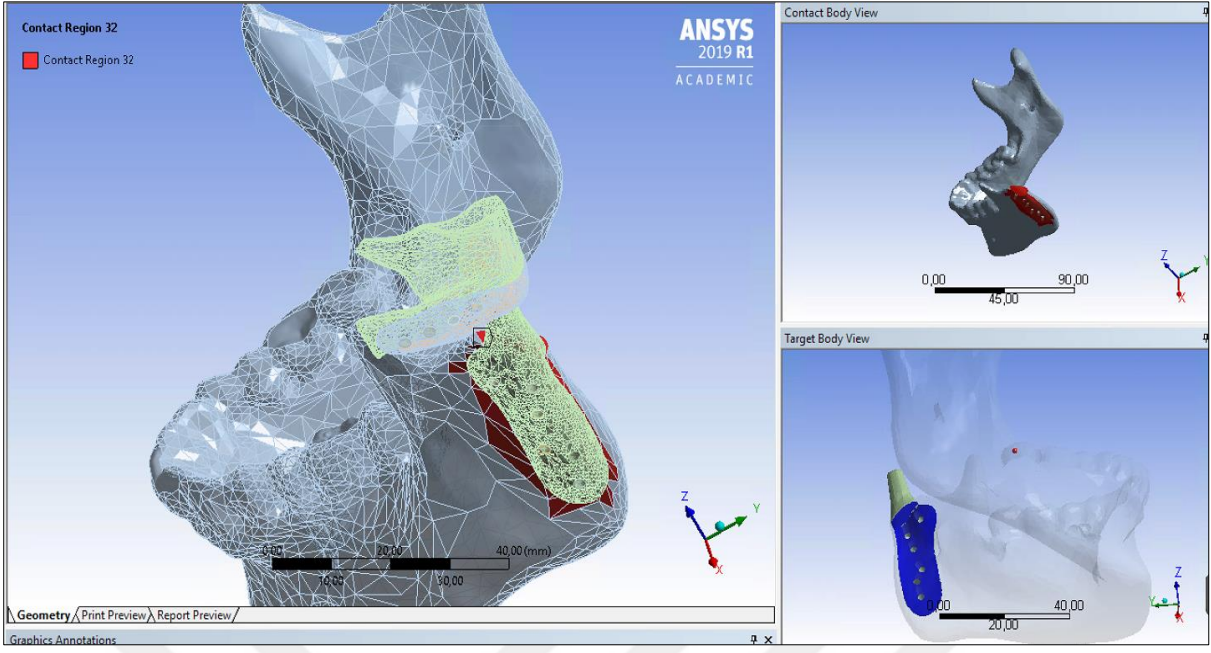
Şekil 3.29 : Malzeme ataması ekran görünümü.

Engineering Data modülünden malzeme atandıktan sonra elde edilen ANSYS Workbench analiz ekranı Şekil 3.29’da sunulmuştur.

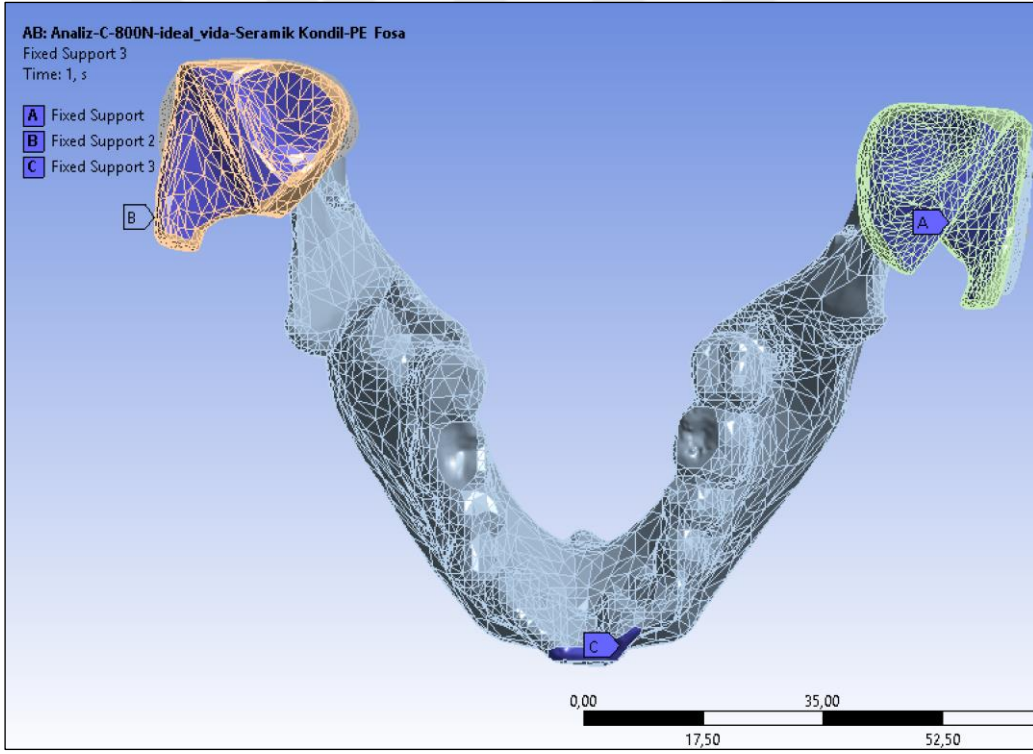


Şekil 3.30 : Analiz yapısı mesh görünümü.

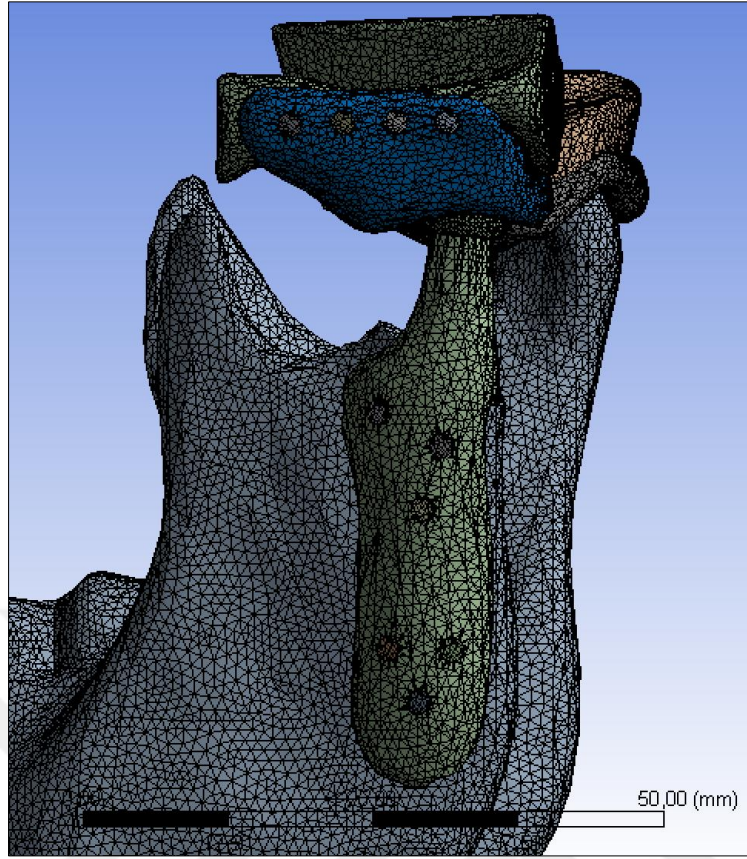
Modele ait mesh görünümü Şekil 3.30’ da sunulmuştur. Ayrıca model maksimum ağız açıklığı durumu için (800N – incisor diş) incelenmiştir. Sınır şartları için üst çeneye ait parçaların üst kısımları ve ön kesici diş bölgeleri fixed support şeklinde sabitlenmiştir (Şekil 3.32). Bu tür bir sabitleme ile çiğneme kas kuvvetlerinin etkisi bir çok çalışmada sınır şart olarak kullanıldığı için bu çalışmada da bu doğrultuda seçim yapılmıştır (Mesnard ve diğ. 2013; Ramos ve diğ., 2015; Köse ve diğ., 2019).



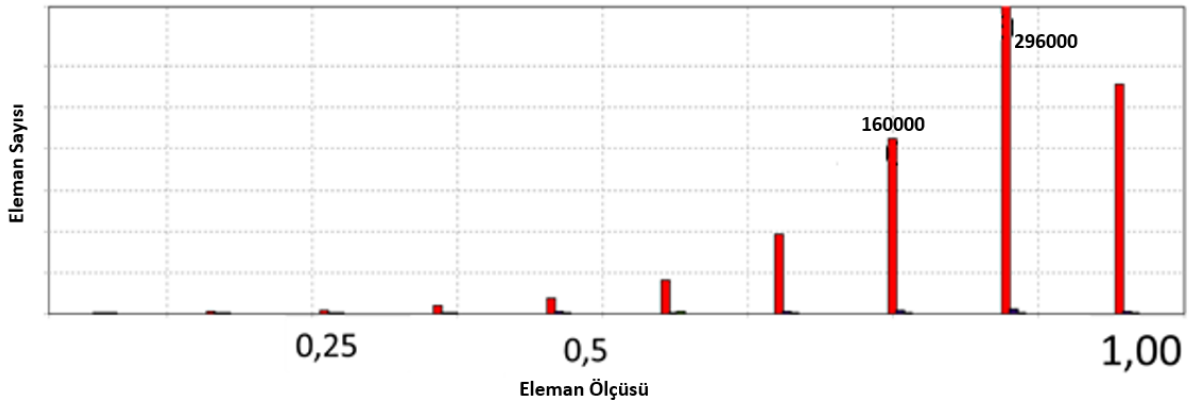
Şekil 3.31 : Analizdeki kontaklardan örnek görünüm.



Şekil 3.32 : Analizdeki fixed support görüntüsü.



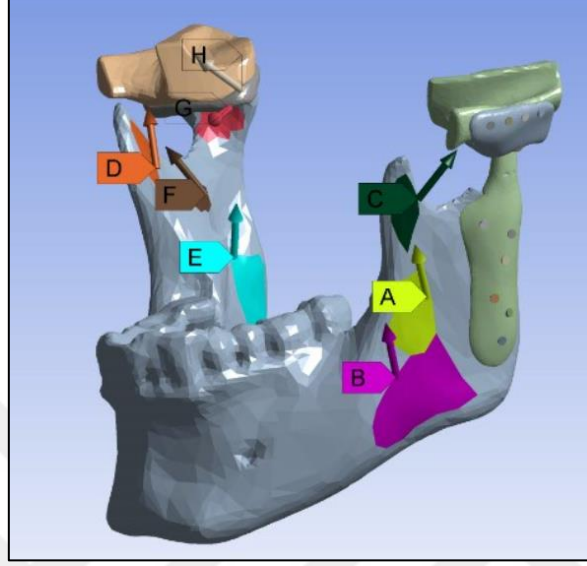
Şekil 3.33 : TME implant modeli mesh görünümü.



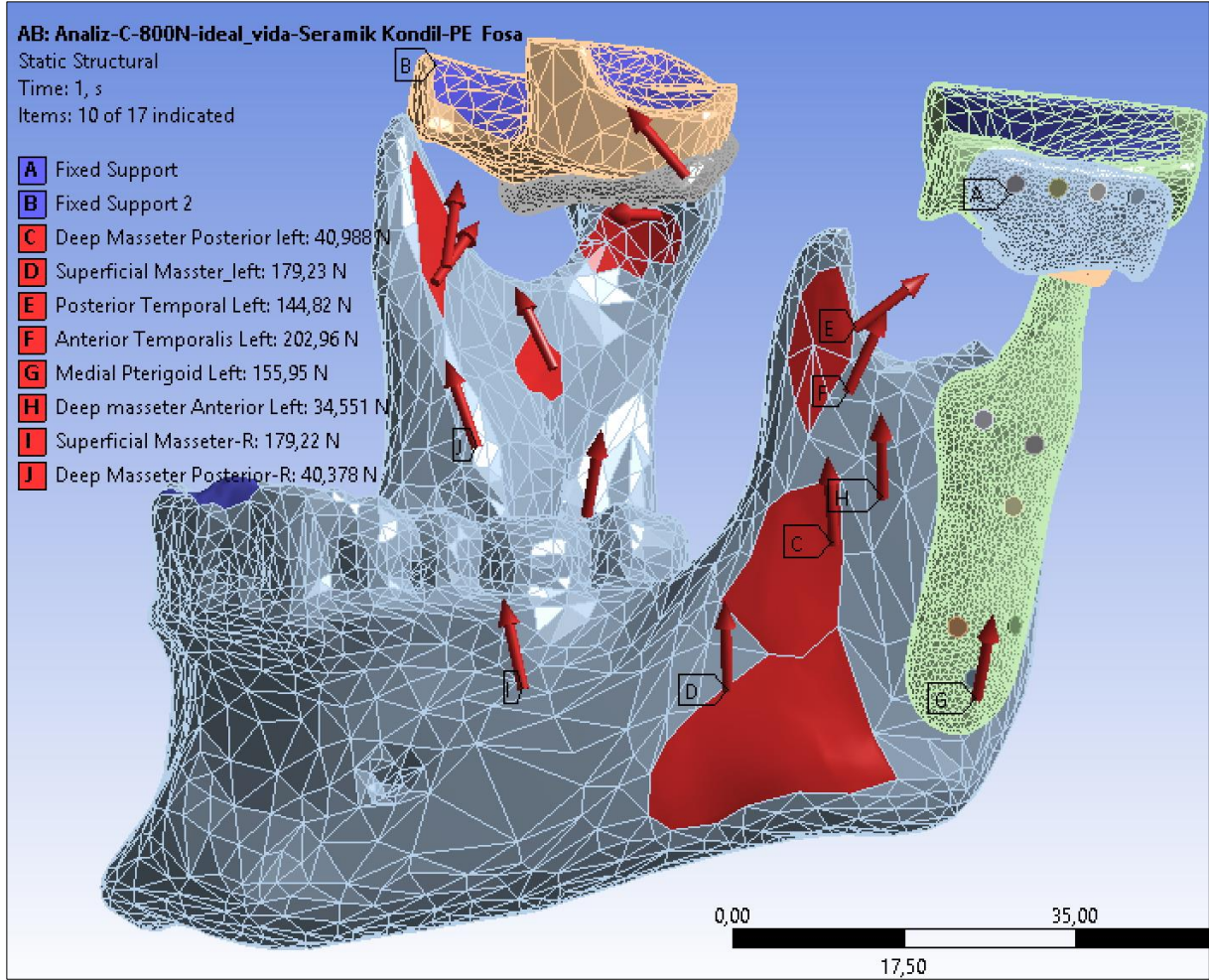
Şekil 3.34 : TME implant modeli eleman kalitesi.

Çalışmada kullanılan modele ait mesh görünümü Şekil 3.33’de sunulmuştur. Analizde kullanılan eleman boyutları belirlenirken benzer çalışmalardaki eleman boyutları incelenerek karar verilmiştir. Shirish 2013 yılında yapmış olduğu çalışmada 1 mm ,1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm için çalışmalar gerçekleştirmiş ve 2 mm ile analizleri yapmıştır. Köse 2019 yılında yapmış olduğu çalışmada 0,8 mm ve 0,6 mm için analiz sürelerini değerlendirmiş ve 0,8 mm ile çözüm yapmıştır. Bu çalışmada ise 0,5 mm, 1 mm ve 2 mm için analiz tekrarlanmış ve

sonuçlarda belirgin bir fark olmadığından 1 mm ile çözüm yapılabileceği belirlenmiştir. Şekil 3.34’de sunulan mesh metric grafiğinde ise eleman kalitesi durumu görülebilmektedir. Analizde kullanılan elemanların tamamına yakın kısmının 0,2 – 1 aralığında olduğundan Ansys tutoriallara göre de iyi kalitede olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 3.35 : Analizde uygulanan kuvvetlerin görüntüsü.



Şekil 3.36 : TME implant modeli sınır şartları görünümü.

Analizde kullanılan çiğneme kuvveti verilerinin uygulama bölgeleri Şekil 3.36 ve Şekil 3.37’de görülebilir. Çizelge 3.7’de çiğneme esnasında 200N’luk kuvvet uygulandığında Çizelge 3.8’de ise 800 N’luk çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan kas kuvvetlerinin x,y,z doğrultularındaki değerleri belirtilmiştir (Ramos ve Mesnard, 2017; Ackland ve diğ., 2018; Köse, 2019).

Çizelge 3.6 : Çiğneme sırasında kasların x, y, z doğrultularında uyguladıkları kuvvetler (200N) (Ackland ve diğ., 2017).

Kaslar	Fx[N]	Fy[N]	Fz[N]	Toplam[N]
Anterior temporalis (sol)	11.3	12.5	54.4	57.0
Anterior temporalis (sağ)	-16.9	11.0	51.7	55.5
Posterior temporalis (sol)	4.8	10.8	11.5	16.4
Posterior temporalis (sağ)	-5.3	10.5	11.3	16.3
Deep anterior masseter (sol)	0.5	-0.7	2.0	2.2
Deep anterior masseter (sağ)	-1.0	-0.7	1.7	2.1
Deep posterior masseter (sol)	0.3	-0.7	2.1	2.2
Deep posterior masseter (sağ)	-0.6	-0.8	2.0	2.2
Superficial masseter (sol)	7.0	-16.7	62.7	65.3
Superficial masseter (sağ)	-16.5	-16.5	62.0	66.3
Medial pterygoid (sol)	7.7	-3.2	22.7	24.2
Medial pterygoid (sağ)	6.9	-3.3	22.4	23.6
Inferior lateral pterygoid (sağ)	1.5	-3.1	-0.1	3.5
Superior lateral pterygoid (sağ)	-0.2	-0.4	0.4	0.6

Çizelge 3.7 : Isırma sırasında kasların x, y, z doğrultularında uyguladıkları kuvvetler (800N) (Ackland ve diğ., 2018).

Kaslar	Fx[N]	Fy[N]	Fz[N]	Toplam[N]
Anterior temporalis (sol)	40.1	44.6	193.9	203.0
Anterior temporalis (sağ)	-61.4	40.2	188.4	202.2
Posterior temporalis (sol)	42.0	94.8	101.1	144.8
Posterior temporalis (sağ)	-46.6	91.8	99.1	142.9
Deep anterior masseter (sol)	8.5	-10.8	31.7	34.6
Deep anterior masseter (sağ)	-17.0	-11.1	28.0	34.6
Deep posterior masseter (sol)	5.6	-12.9	38.5	41.0
Deep posterior masseter (sağ)	-10.6	-14.9	36.0	40.4
Superficial masseter (sol)	19.1	-45.9	172.2	179.2
Superficial masseter (sağ)	-44.7	-44.7	167.7	179.2
Medial pterygoid (sol)	49.3	-20.7	146.5	155.9
Medial pterygoid (sağ)	45.8	-22.0	147.3	155.8
Inferior lateral pterygoid (sağ)	31.0	-62.2	-1.5	69.5
Superior lateral pterygoid (sağ)	-1.4	-3.3	3.2	4.8

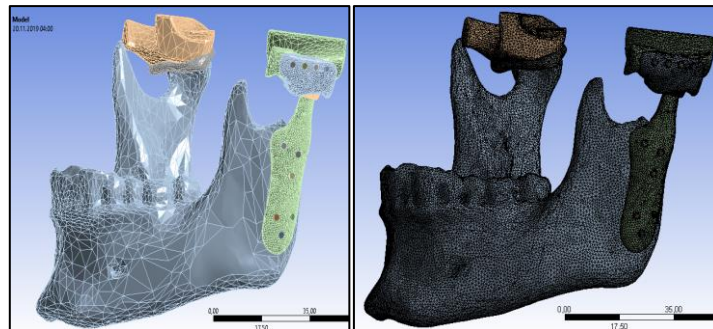
4. ANALİZ SONUÇLARI

4.1 İmplantta İdeal Vida Yerleşimi İçin Lokasyon Analizi

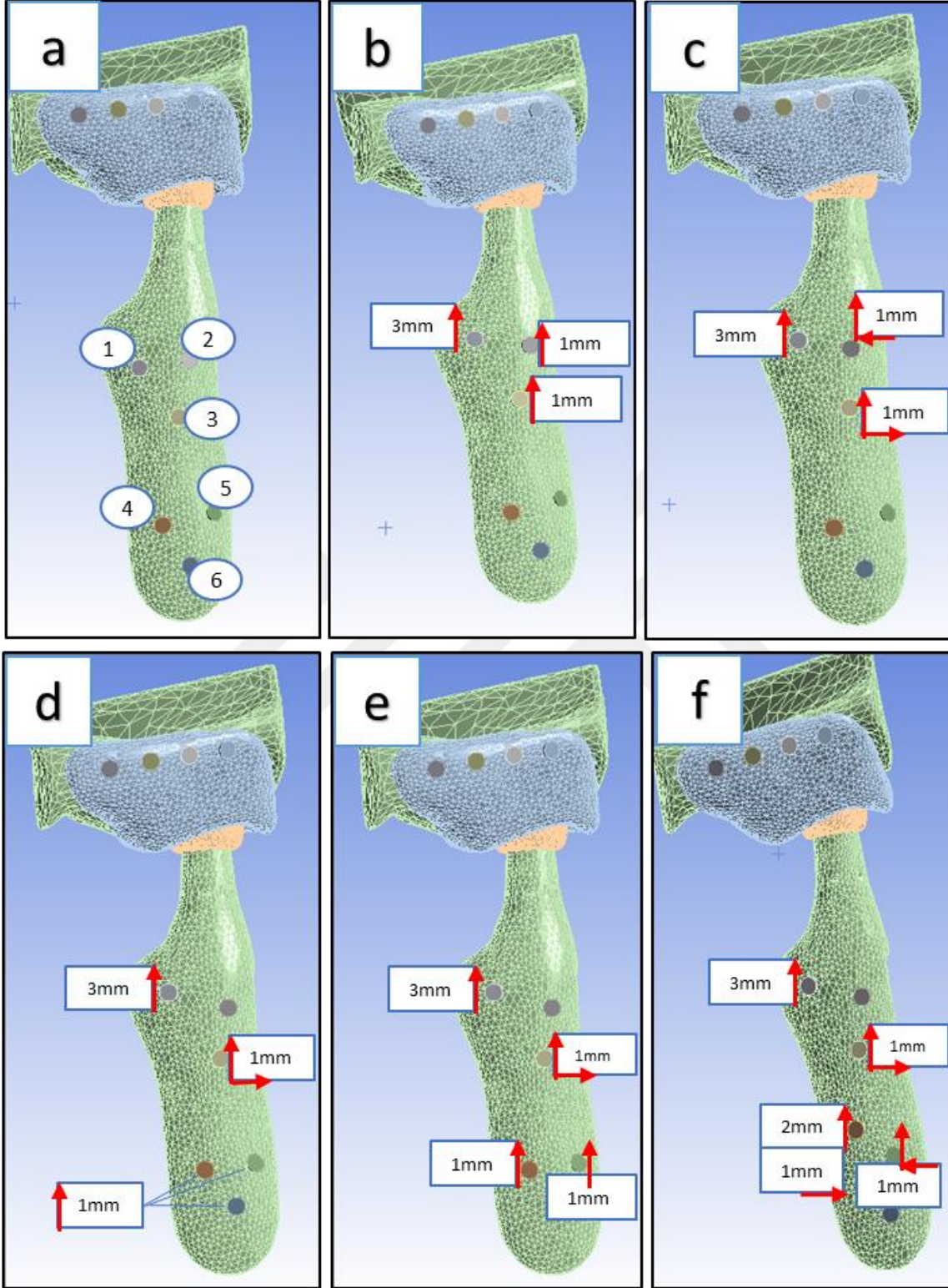
ANSYS Workbench programı ile farklı vida varyasyonlarından düşük ve homojen von Mises stres değerlerine sahip olanı tasarımı bulmak amaçlanmıştır. Analiz sonlu elemanlar yöntemiyle yapılmış olup, aynı sınır şartları uygulanarak yapılmıştır. Vida varyasyonları aşağıdaki gibi isimlendirilmiştir. İsimlendirme için bir adet vida yerleşimi referans kabul edilmiş ve bu yerleşime göre aşağı ve yukarı olarak oluşturulan yer değiştirmelere göre sınıflandırılmıştır.

- a) Referans lokasyon
- b) 1.cıvata 3 mm yukarı, 2. ve 3. Cıvata 1 mm yukarı, 4-5-6. cıvatalar sabit
- c) 1. Cıvata 3 mm yukarı, 2. Cıvata 1 mm yukarı-1 mm sola, 3. Cıvata 1mm yukarı-1 mm sağa, 4-5-6. cıvatalar sabit
- d) 1. Cıvata 3 mm yukarı, 2. Cıvata sabit, 3. Cıvata 1mm yukarı-1 mm sağa, 4-5-6. cıvatalar 1 mm yukarı
- e) 1. Cıvata 3 mm yukarı, 2. Cıvata sabit, 3. Cıvata 1mm yukarı-1 mm sağa, 4. Cıvata 1mm yukarı, 5 Cıvata 1 mm yukarı, 6 cıvata sabit
- f) 1. Cıvata 3 mm yukarı, 2. Cıvata sabit, 3. Cıvata 1mm yukarı-1 mm sağa, 4. Cıvata 2mm yukarı-1 mm sağa, 5 Cıvata 1 mm yukarı-1 mm sola, 6. cıvata sabit

Analiz sırasında en kritik/maksimum yükleme durumu olan 800N değerine karşılık gelen kas kuvvetleri uygulanmıştır (Ackland ve diğ, 2018). Böylece en kötü durum için en iyi implant tasarımının oluşması beklenmiştir. Analiz için oluşturulan model görünümü ve meshli yapı Şekil 4.1’de sunulmuştur.



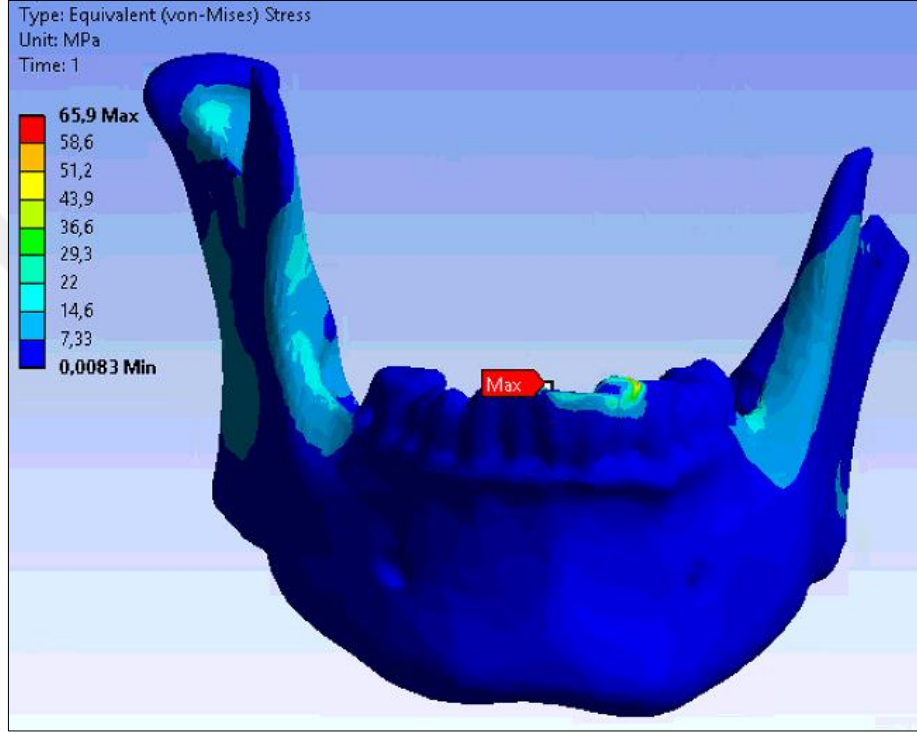
Şekil 4.1 : Analiz modeli görünümü.



Şekil 4.2 : İmplant üzerine vida yerleşimlerinin görünümü.

Yerleşimlerin detayları a,b,c,d,e ve f şeklinde isimlendirilerek verilen vida lokasyonlarının implant üzerindeki gösterimi Şekil 4.2’de 6 farklı durum için gösterilmiştir. ‘a’ referans lokasyondur, belirtilmeyen cıvatalar referanstaki ile aynı/sabittir.

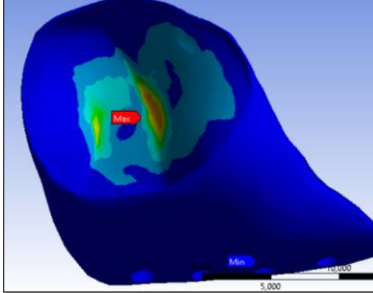
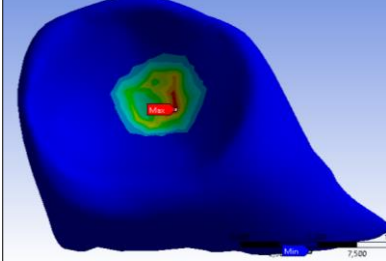
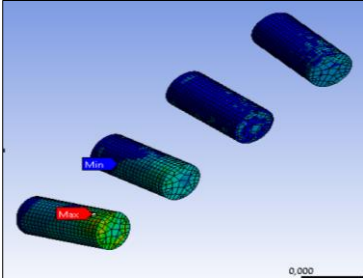
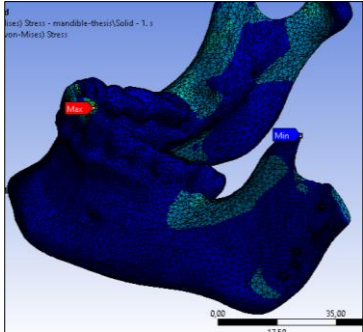
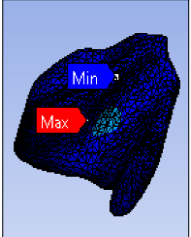
Bu durumların her biri için en zor şartlar olan 800N değerine karşılık gelen kas kuvvetleri altında analiz uygulanmıştır. Gerçekleştirilen analizlere ait örnek ekran görüntüsü Şekil 4.3’de sunulmuştur.

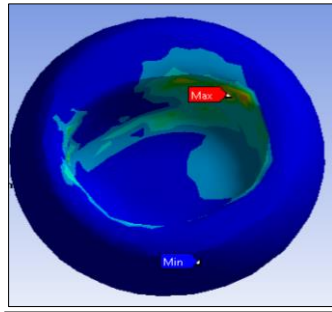


Şekil 4.3 : Örnek analiz sonucu görünümü.

İdeal vida lokasyonu için oluşturulan analizler neticesinde elde edilen ve “f” şeklinde isimlendirilen modele ait Titanyum backed tasarımda her bir parça için analiz sonuçlarının ekran görüntüsü ve bu parçaların akma mukavemeti verileri Çizelge 4.1’de sunulmuştur. Bu sonuçlara göre UHMWPE fossa parçası dışında diğer parçaların hepsinin akma mukavemetinin altında gerilmelere sahip olduğu ve güvenli olduğu anlaşılmıştır. Fossa için ise bu analizde uygulanan 800N’luk kuvvet değerinin sürekli çalışma kuvveti olmadığı ve en zor şartları gözlemlemek için kullanıldığı düşünüldüğünde sınıra yakın ve sınırın altında olan dayanım değerinin kabul edilebilir olduğu söylenebilir.

Çizelge 4.1 : İdeal vida lokasyonlu, Zirkonya kondilli tasarımın analiz sonuçlarının sağlanması.

Analiz sonucu parça ve parçada oluşan max/min gerilmelerin görüntüsü	Malzeme	Akma muk. [MPa]	Oluşan stres [MPa]	Dayanım hesabı	Sonuç
	Ti6Al4V (Backed)	828	217,07	$217 \leq 828$	√
	UHMWPE	23	22,12	Singularite $22,12 \leq 23$	√
	Ti6Al4V (Civata)	828	4,141	$4 \leq 828$	√
	Kemik (Mand.)	114	65,98	$65 \leq 114$	√
	Kemik (Maks.)	114	34,06	$34 \leq 114$	√



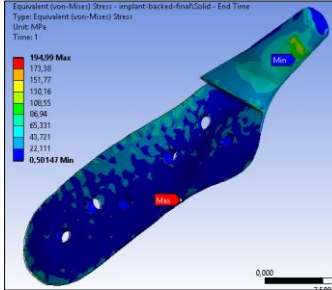
Zirkonya
(Kondil)

711

198,1

$198 \leq 711$

√



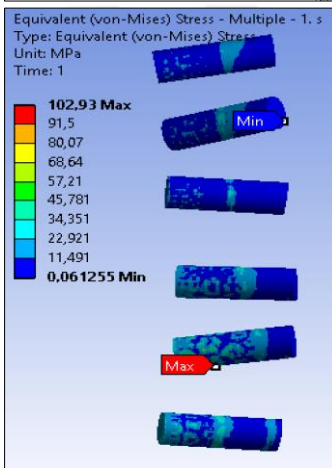
Ti6Al4V
(Mandibular
İmplant)

828

194,99

$194 \leq 828$

√



Ti6Al4V
(Civatalar)

828

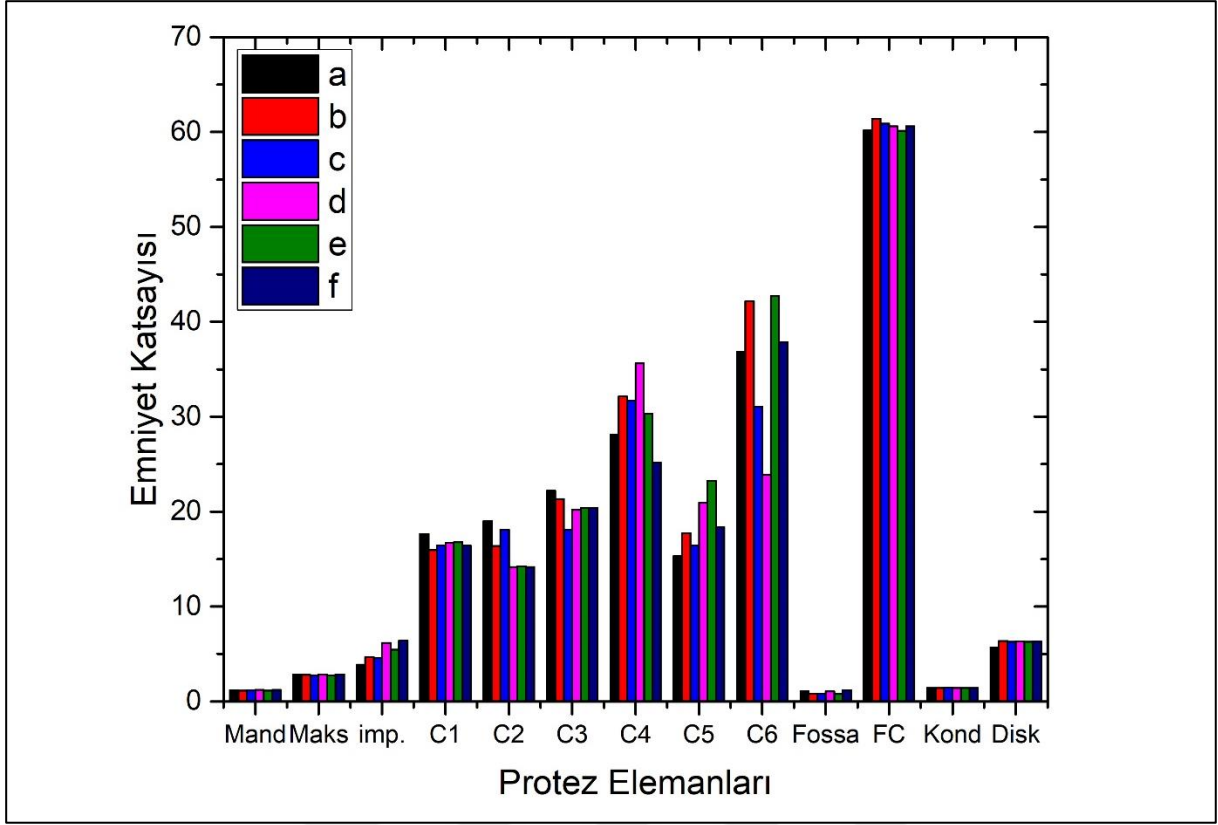
102,93

$102 \leq 828$

√

Çizelge 4.2 : Farklı vida lokasyonları belirtilen durumlar için ısırma kuvveti [800N] altında sistemdeki her bir parça için analiz sonuçları (Tamamı UHMWPE fossa, Zirkonya kondil).

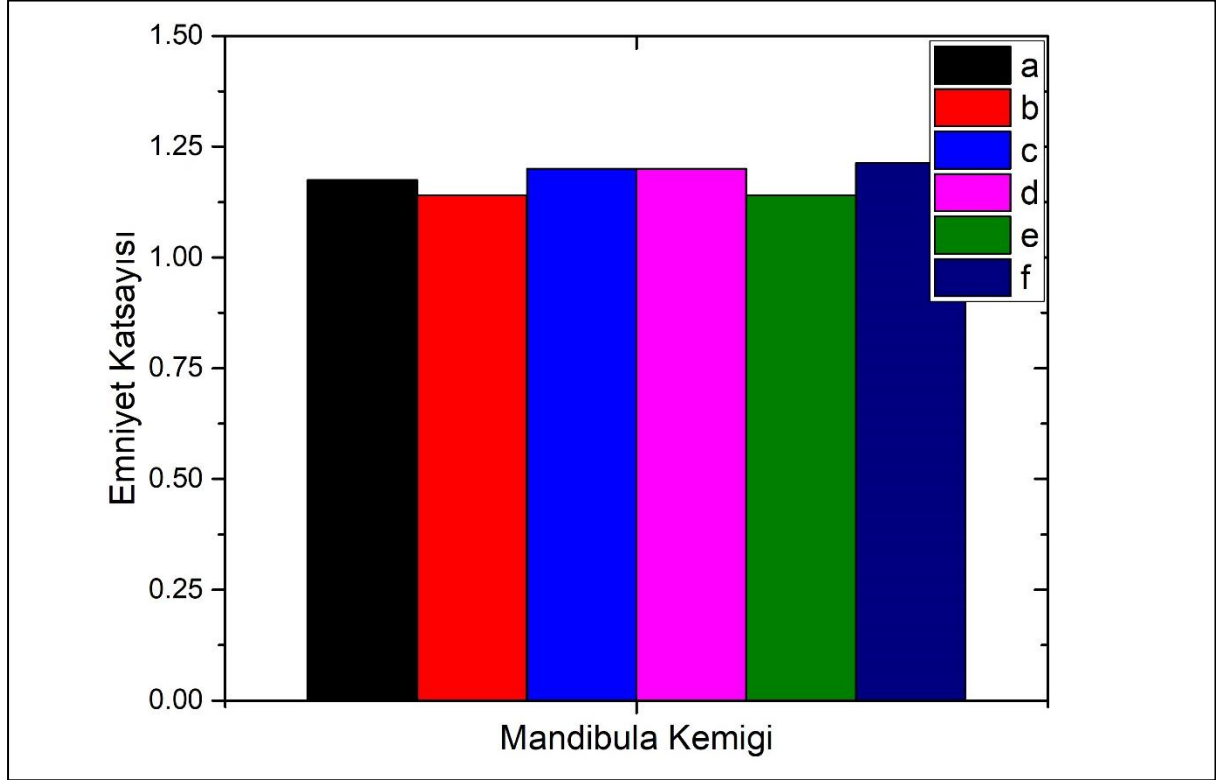
Parçanın adı	a	b	c	d	e	f
Mandibula kemiği	97,48	100,69	95,89	95,36	100,25	94,36
Maksilla kemiği	40,06	40,97	41,29	40,17	41,64	40,18
Kondilar Ti6Al4V implant	213,37	177,86	180,63	134,59	151,88	129,05
Kondilar civata 1	46,94	51,98	50,42	49,62	49,33	50,44
Kondilar civata 2	43,56	50,54	45,78	58,50	58,16	58,51
Kondilar civata 3	37,28	38,8	45,74	41,03	40,62	40,59
Kondilar civata 4	29,45	25,76	26,13	23,24	27,31	32,91
Kondilar civata 5	54,02	46,73	50,45	39,58	35,62	45,08
Kondilar civata 6	22,46	19,64	26,66	34,61	19,39	21,87
UHMWPE Fossa	22,23	28,69	29,03	22,36	29,39	20,1
Fossa civatalar	13,76	13,49	13,60	13,66	13,77	13,66
Kondil başlığı	498,58	507,33	493,42	498,82	502,36	499,21
Articular cartilage	8,30	7,39	7,49	7,45	7,49	7,45
Toplam deformasyon (mm)	0,191	0,187	0,201	0,191	0,192	0,1918



Şekil 4.4 : 6 farklı vida lokasyonu için von Mises gerilme değerleri.

6 Farklı vida lokasyonu için sonuçlara ait emniyet katsayısı kıyaslama tablosu Şekil 4.4'te sunulmuştur. Bu tabloya göre fossa dışında diğer parçalarda 1 ve üzeri emniyet katsayısı değerleri elde edildiği anlaşılmıştır. Ayrıca bu parçalardan mandibula, kondil, implant ve fossa için kıyaslamalar ayrı grafik üzerinde gerçekleştirilerek farklar gözlemlenmiştir. Farklı vida yerleşimleri için elde edilen sonuçlar incelendiğinde Mandibula için en düşük gerilme değerinin “f” yerleşiminde elde edildiği (94,36 MPa) ve en yüksek gerilme değerinin de “b” durumunda (100,69 MPa) oluştuğu ve f yerleşiminin %5 daha iyi bir performans gösterdiği görülmektedir. Maksilla kemiği için ise gerilme değerleri 40 MPa civarında bütün durumlar için birbirine yakın çıkmaktadır. Kondilar Ti6Al4V implant için elde edilen sonuçlar incelendiğinden düşük gerilmenin 129,05 MPa ile “f” vida yerleşiminde oluştuğu görülmüştür. En yüksek gerilme ise “a” durumunda (213,37 MPa) oluşmuştur. Ti6Al4V implant için en düşük gerilme çıkan diğer tasarıma göre %4 daha iyi olmakla beraber, en büyük gerilme elde edilen tasarıma göre ise %65 daha düşük gerilme oluşmuştur. Fossa parçası üzerinde oluşan maksimum gerilme 29,39 MPa minimum gerilme ise 20,1 MPa'dır. “f” durumunda fossa için elde edilen 20,1 MPa değeri minimum gerilmeye oldukça yakın olduğu için bu varyasyon ile seçime devam edilmiştir. En büyük gerilme çıkan tasarıma göre % 33 daha düşük gerilme çıkmıştır. Kondil başlığı için elde edilen maksimum gerilme

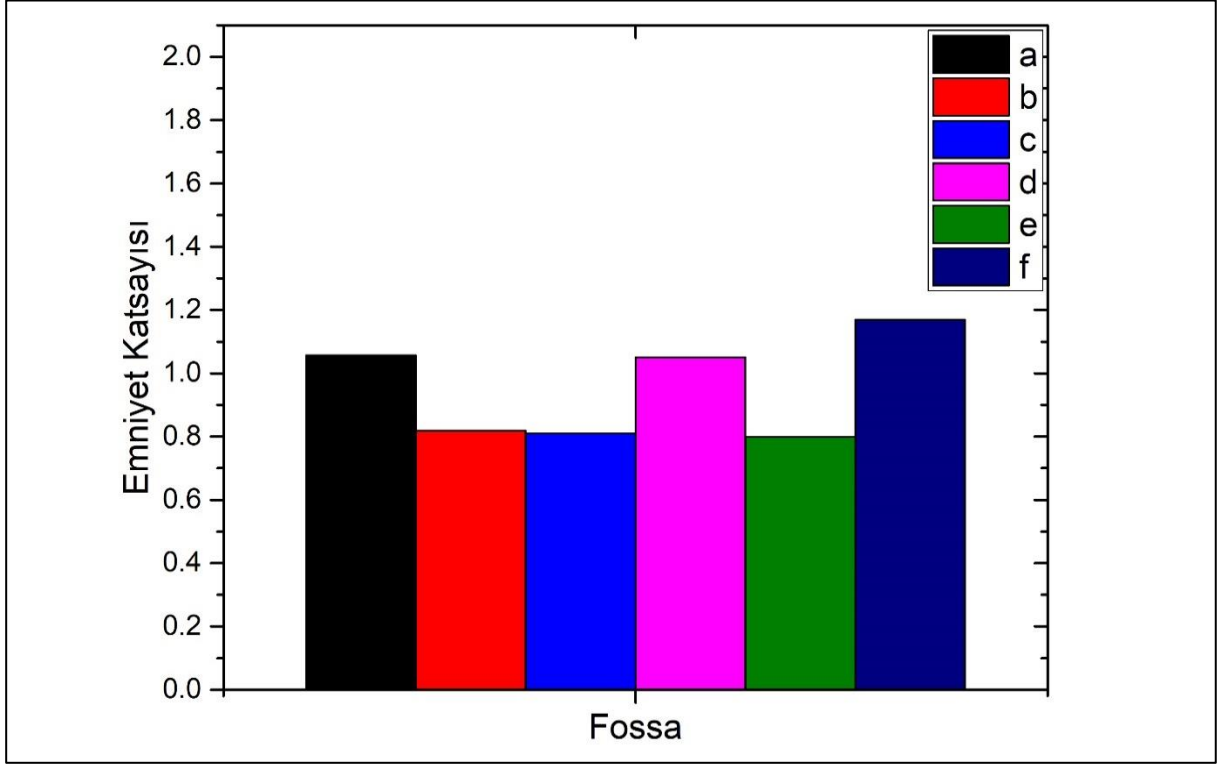
değeri 507,33 MPa (b) iken minimum gerilme değeri de 498,58' (a) dir. Bu durumda da oluşan minimum gerilme değerine çok yakın olduğu için (499,21 MPa) f durumu da avantajını korumaktadır. Analiz sonucunda elde edilen gerilme değerleri bütün halinde incelendiğinde f vida yerleşiminin diğerlerine göre bazı durumlarda en düşük gerilme bazı durumlarda da en düşük gerilme değerine çok yakın olması nedeniyle ideal vida yerleşiminin bu olduğuna karar verilmiştir.



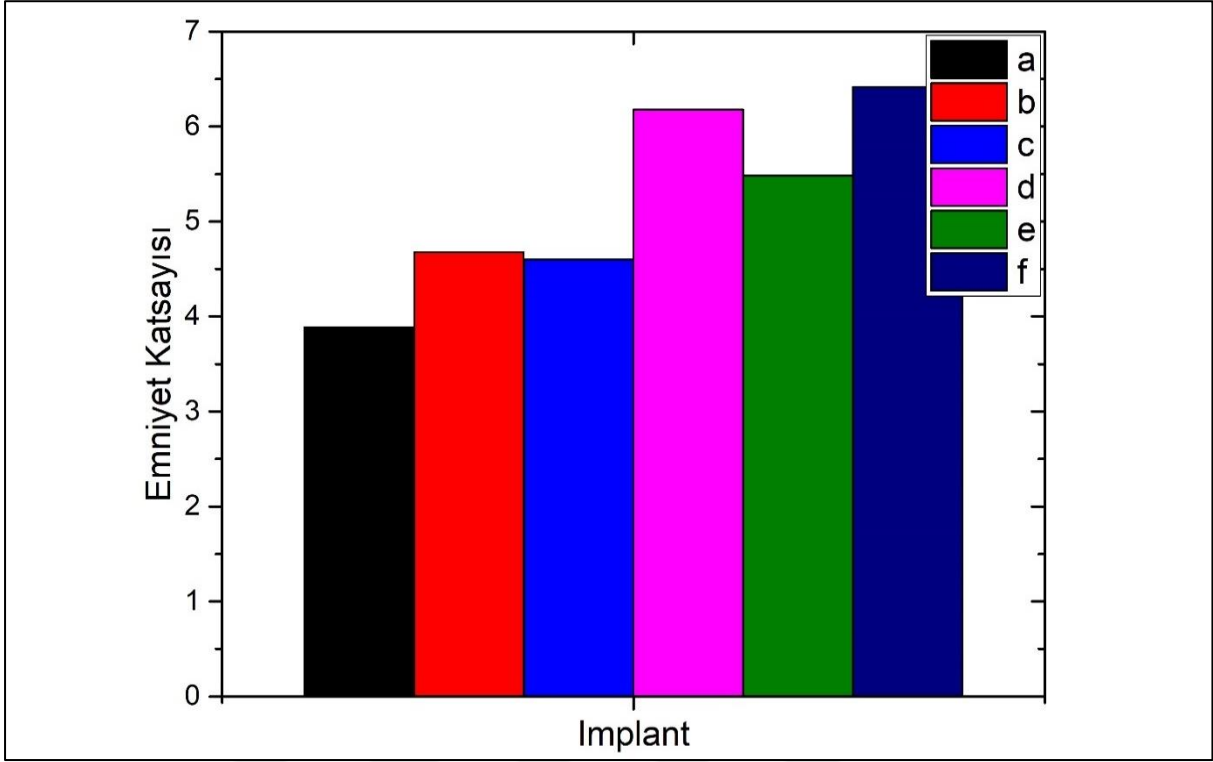
Şekil 4.5 : Mandibuladaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları.

Grafik verileri kritik önemdeki parçalar için daha detaylı incelendiğinde “Emniyet Katsayısı” olarak kıyaslama yapılmıştır. Bu amaç doğrultusunda akma dayanımı, analiz sonucunda ortaya çıkan von Mises gerilme değerlerine bölünmüş ve emniyet katsayısı değerleri elde edilmiştir. Bu verilerden: 1 değerinden ne kadar düşük ise o kadar fazla riskli, ne kadar yüksekse o kadar daha az riskli şeklinde değerlendirilebilmektedir. Mandibula için en düşük emniyet katsayısı değerinin “b” ve en yüksek emniyet katsayısı değerinin “f” durumunda olduğu belli olmaktadır (Şekil 4.5). Benzer şekilde fossa için bakıldığında ise en yüksek değerlerin “a,d,f” durumlarında olduğu belirlenmiştir. En düşük emniyet katsayısının ise “b, c” ve “e” durumlarında oluşmuştur. Modelin en önemli parçalarından olan implant üzerinde oluşan emniyet katsayısı değerlerinin kıyaslandığı Şekil 4.7’de ise en düşük emniyet katsayısının “a” durumunda olduğu en yüksek değerlerin ise “f” durumunda elde edildiği

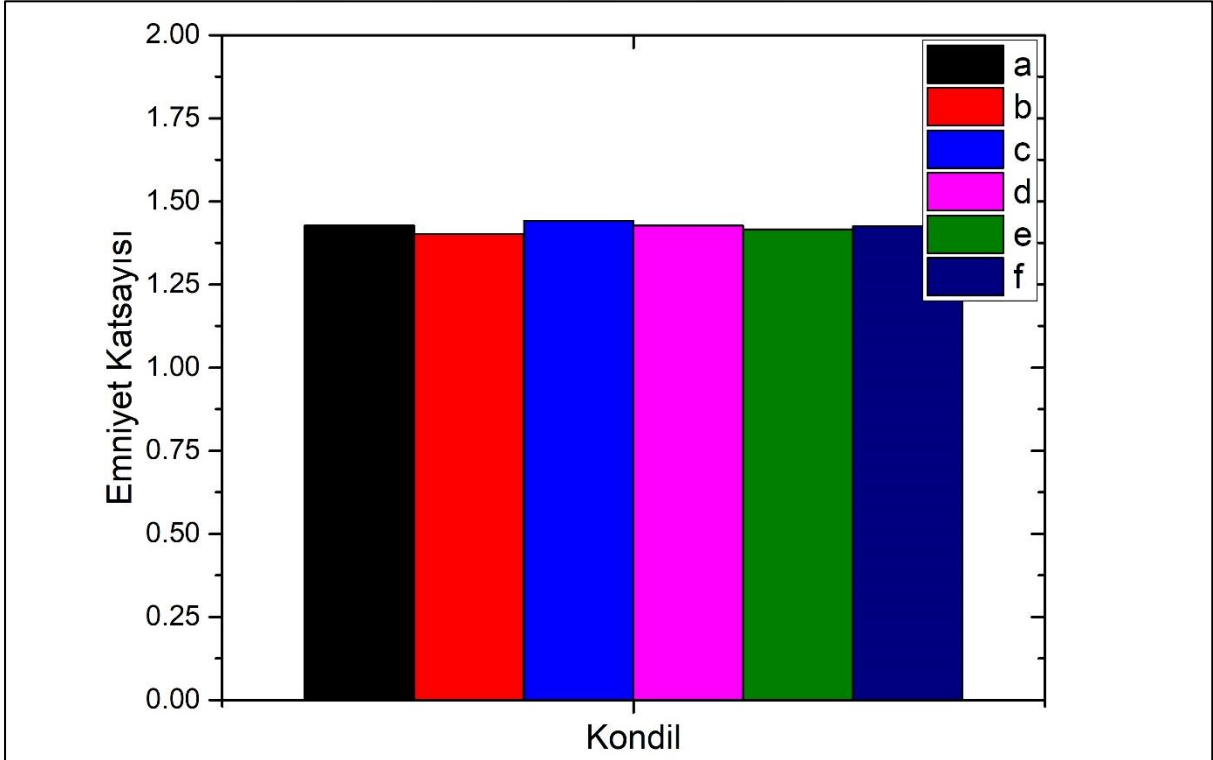
anlaşılmıştır. Kondil için oluşan değerlere bakıldığında en düşük değer “b” varyasyonunda en yüksek değer de “c” varyasyonunda olduğu görülmektedir. Bütün halinde elde edilen minimum ve maksimum değerlere bakıldığında ve önceki paragrafta belirtilen yüzdesel değişimler göz önüne alındığında “f” olarak tanımlanan vida yerleşiminin diğerlerine göre daha düşük gerilmelere sahip olduğu ve ideal yerleşimin bu şekilde elde önerilebileceği sonucuna varılmıştır.



Şekil 4.6 : Fossadaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları.



Şekil 4.7 : Mandibular implanttaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları.



Şekil 4.8 : Kondildeki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları.

4.2 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME Protezinde Fossadaki UHMWPE- Ti6Al4V malzemeleri için von Mises Gerilmesi Kıyaslaması

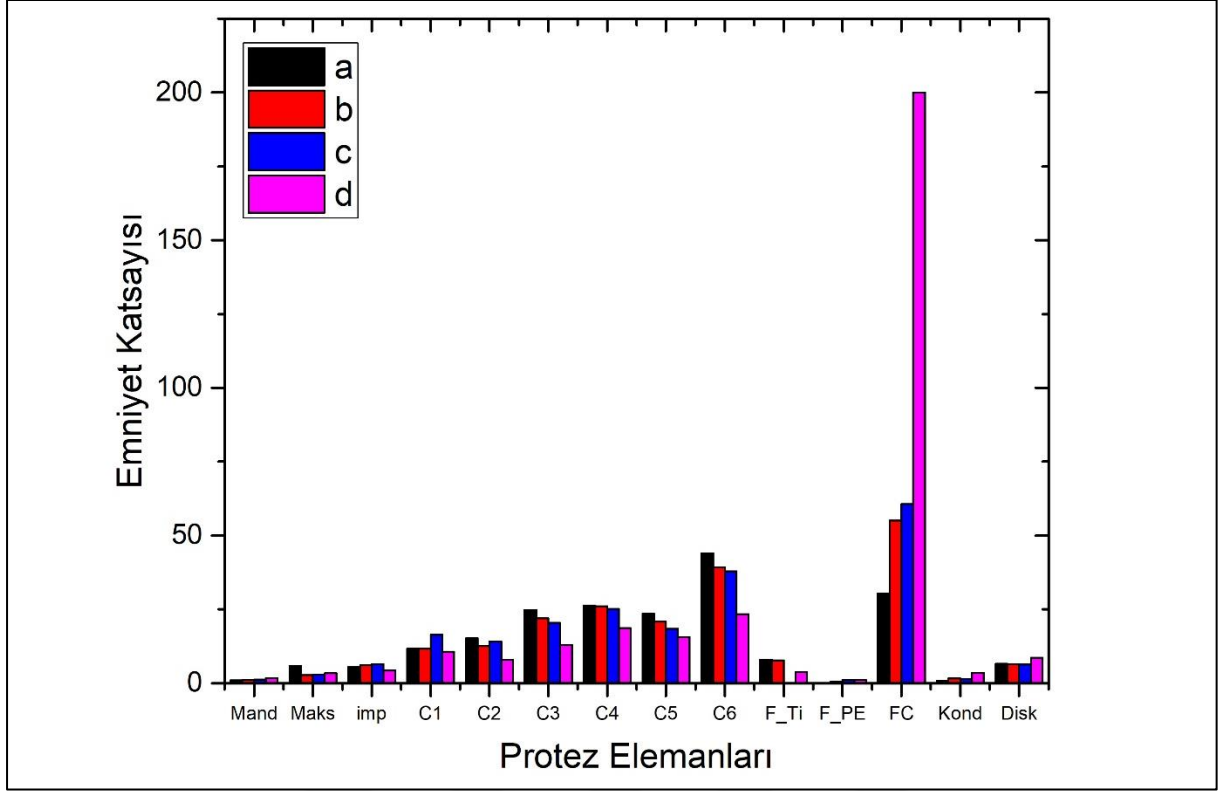
Gerçekleştirilen çalışma kapsamında Ti6Al4V ve Zirkonya başlıklı kondiller için 4 farklı fossa tasarımı yapılarak bu fossaların 800 N'luk ısırma kuvveti altındaki modele etki eden gerilme değerleri incelenmiştir. Bu bölümde Zirkonya kondil başlı implant protezinden oluşan modele ait veriler incelenmiştir (Çizelge 4.3).

Fossaların üretim yöntemleri aşağıdaki gibidir;

- Tamamı Ti6Al4V malzemedan yapılan fossa eklemeli imalat ile üretilebilir.
- Ti6Al4V meshed backed fossanın UHMWPE' e gelen yüzeyi oldukça pürüzlüdür. Eritilen UHMWPE, eklemeli imalat ile üretilen Ti6Al4V' nin üzerine kalıp içinde basılarak üretilebilir.
- Tamamı UHMWPE malzemedan yapılan fossa eklemeli imalat veya CNC ile üretim yapılabilir.
- Ti6Al4V backed olan fossanın Ti6Al4V kısmı eklemeli imalat ile üretilip, CNC ile üretilen şekilli UHMWPE parça ile sıkı geçme ile birleştirilebilir.

Çizelge 4.3 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme protezinde fossadaki farklı malzeme ve tasarımlar için von mises gerilmesi karşılaştırması.

Parçanın Adı (Zirkonya kondil için)	Maksimum von Mises gerilmesi Ti6Al4V Fossa [MPa]-a	Maksimum von Mises gerilmesi Ti meshed backed Fossa [MPa]-b	Maksimum von Mises gerilmesi UHMWPE Fossa [MPa]-c	Maksimum von Mises gerilmesi Ti backed (UHMWPE) [MPa]-d
Mandibula kemiği	112,49	104,75	94,36	65,9
Maksilla kemiği	19,77	41,38	40,18	34,06
Kondilar Ti6Al4V implant	153,41	137,37	129,05	194,99
Kondilar civata 1	71,16	70,56	50,44	77,26
Kondilar civata 2	54,21	65,65	58,51	102,93
Kondilar civata 3	33,35	37,72	40,59	63,68
Kondilar civata 4	31,43	31,71	32,91	44,47
Kondilar civata 5	35,22	39,78	45,08	52,85
Kondilar civata 6	18,84	21,05	21,87	35,49
Fossa Ti6Al4V kısmı	103,32	106,63	---	217,07
Fossa UHMWPE kısmı	---	42,09	20,1	22,12
Fossa civatalar	27,24	15,04	13,66	4,14
Kondil başlığı	952,54	433,98	499,21	198,1
Articular cartilage	7,17	7,31	7,45	5,5



Şekil 4.9 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezlerde von Mises gerilme değeri sonuçları (800N).

Zirkonia malzemesinden oluşan kondil için tasarımı yapılan 4 farklı fossa için model üzerindeki her bir parçada elde edilen maksimum von-Mises gerilmesi değerleri Şekil 4.9'da sunulmuştur. Grafik incelendiğinde tüm yapı üzerinde en yüksek gerilme kondilde meydana gelmiştir. En düşük gerilmeler ise diskte meydana gelmiştir. Model üzerinde oluşan gerilmelerin her bir fossa tasarımı için ayrı ayrı parçalar bazında kıyaslaması sonraki grafiklerde sunulmuştur. Şekil 4.10'da sunulan grafikte çene kemiğine etki eden gerilmelere bakıldığında en yüksek emniyet katsayısı değeri (1,73) Titanyum backed (D) fossada meydana gelmiştir. En düşük emniyet katsayısı ise (1,01) fossanın tek parça Ti6Al4V olarak tasarlandığı modelde oluşmuştur. En yüksek gerilmenin olduğu model ile en düşük gerilmenin olduğu model arasında %40'lık bir fark olduğu belirlenmiştir. En yüksek emniyet katsayısı değerine en yakın emniyet katsayısı değeri 1,21 ile "c" modelinde elde edilmiştir. Çene kemiğinin emniyet katsayısı değerine bakıldığında ideal tasarımlardan biri "D" olarak seçilmiştir. "C" tasarımı ise çene kemiğine göre opsiyonel, ancak fossadaki düşük gerilmesine (20,1) göre ideal tasarım olarak ortaya çıkmaktadır. Emniyet katsayısı değerlerine bakıldığında fossa dışında diğer parçaların üst limite yakın olmadığı ve fossanın daha kritik bir öneme sahip olduğu anlaşılmaktadır.

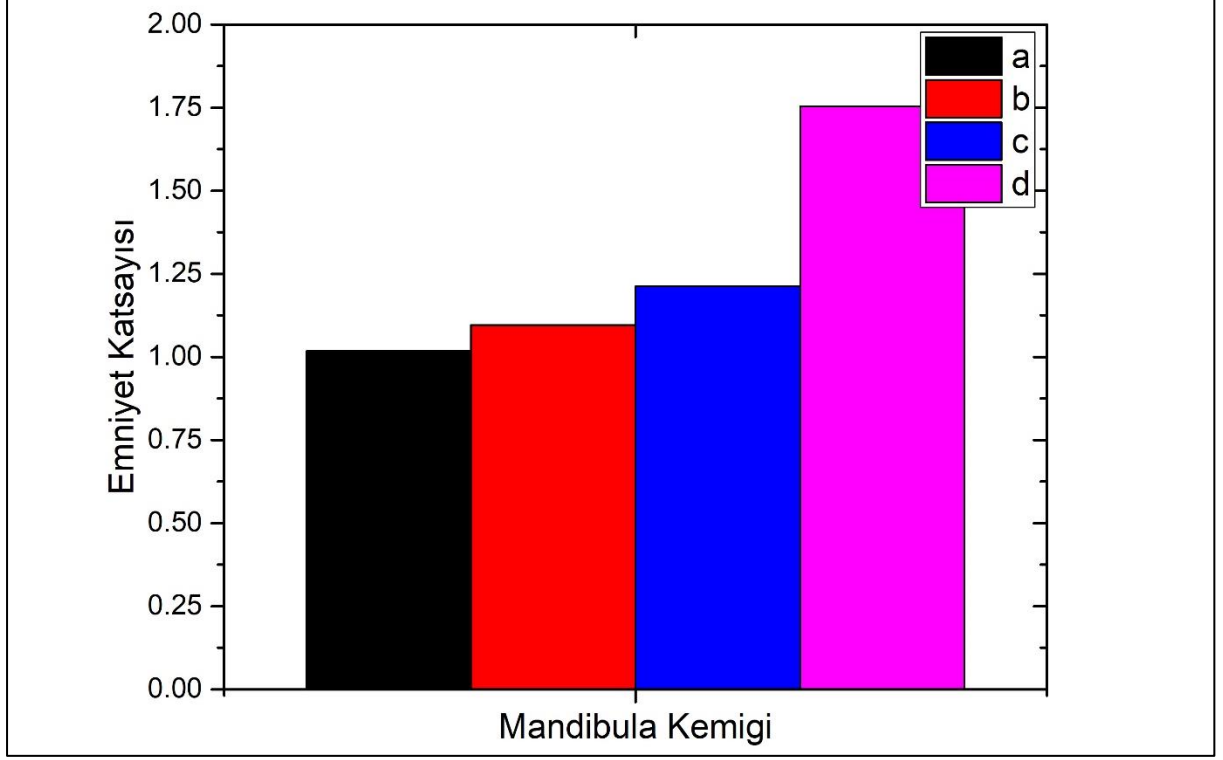
Şekil 4.11’de sunulan grafikte Ti6Al4V implant için en düşük emniyet katsayısı (4,25) değerinin “D” modelinde oluştuğu anlaşılmıştır. En yüksek emniyet katsayısı (6,42) ise (C) tasarımında oluşmuştur. Ti6Al4V malzemesinin sahip olduğu akma değeri (828 MPa) ile elde edilen sonuçlar kıyaslandığında bütün sonuçların güvenilir olduğu ve en ideal fossanın gerilmelerin karşılaştırılması ile belirlenemeyeceği anlaşılmıştır. Kondilar civataların sahip olduğu gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek gerilme değerinin 102,93 MPa olduğu anlaşılmıştır. En düşük gerilme (18,84 MPa) ile (A) tasarımında oluşmuştur. Ti6Al4V malzemesinin sahip olduğu akma değeri (828 MPa) ile elde edilen sonuçlar kıyaslandığında bütün sonuçların güvenilir olduğu ve en ideal civata gerilmelerinin karşılaştırılması ile belirlenemeyeceği anlaşılmıştır.

Şekil 4.13’te farklı fossa tasarımlarında fossanın Ti6Al4V malzemedan oluşan kısımları kıyaslandığında en düşük gerilmenin (103,32 MPa) “A” tasarımında en yüksek gerilmenin de (217,07 MPa) “D” tasarımında olduğu görülmektedir. Ti6Al4V malzemesinin sahip olduğu akma değeri (828 MPa) ile elde edilen sonuçlar kıyaslandığında bütün sonuçların güvenilir olduğu ve en ideal civata gerilmelerinin karşılaştırılması ile belirlenemeyeceği anlaşılmıştır.

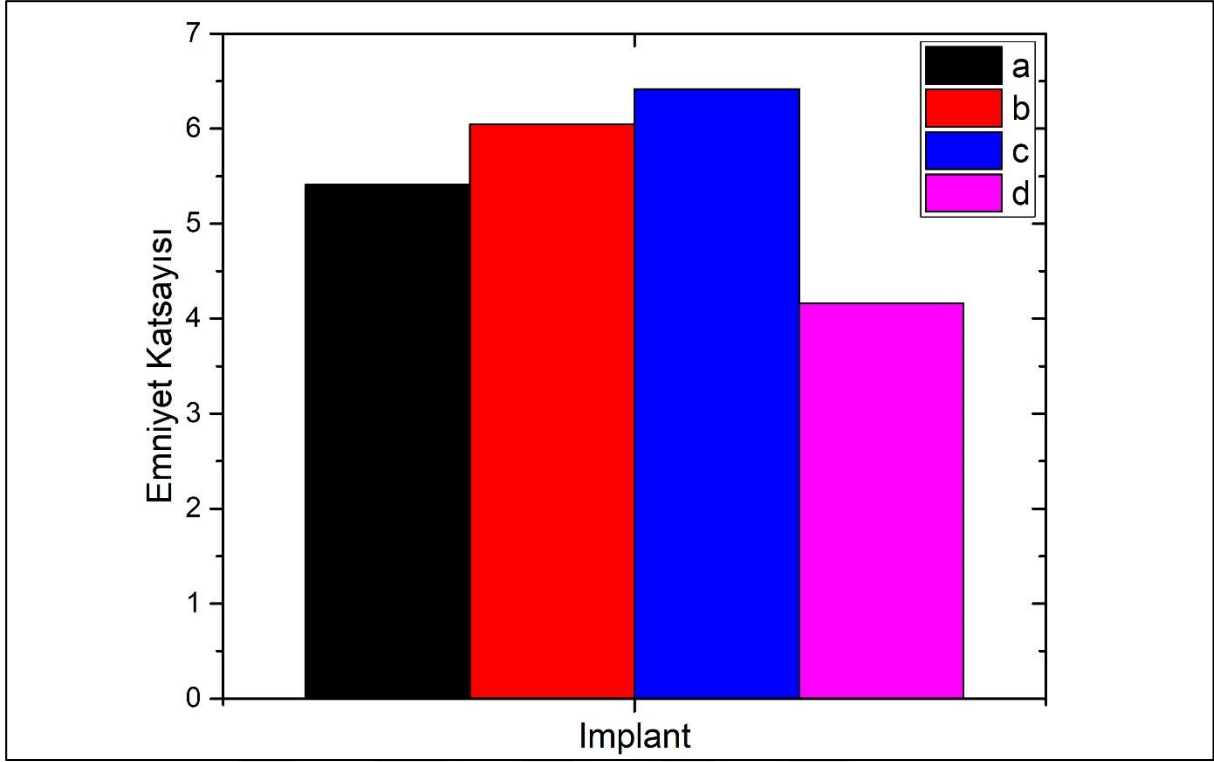
Fossa bölgesinin UHMWPE malzemedan oluşan parçaları incelendiğinde (Şekil 4.13) En düşük gerilme değeri 22,12 MPa (D) ve en yüksek gerilme değeri 42,09 MPa (B) olduğu belirlenmiştir. Fossa bölgesinde oluşan gerilmeler incelendiğinde gerilme değerlerinde %98’lik bir fark olduğu anlaşılmaktadır. UHMWPE malzemesinin dayanımının 23,5 MPa olduğu düşünüldüğünde “c ve d” tasarımlarının fossa için en ideal tasarım oldukları anlaşılmıştır. Kondil başlığı üzerine gelen gerilme değerlerine bakıldığında tamamen tek parça Ti6Al4V’ dan oluşan fossa “a” tasarımında en yüksek gerilmelerin (952,54 MPa) elde edildiği ve malzemenin kırıldığı belirlenmiştir. Bu gerilme değeri kondil başı ile fossanın birbirine temas ettiği bölgede meydana gelmektedir. Kondil başlığındaki en düşük gerilme (198,1 MPa) titanyum backed olarak isimlendirilen “D” tasarımıdır. En yüksek ve en düşük gerilme arasında yaklaşık 4,8 kat fark bulunmaktadır. Aynı zamanda “D” tasarımının kendisine en yakın gerilmeye sahip (433,98 MPa) “B” tasarımına göre %99 daha az gerilme oluşturduğu görülmektedir.

Articular cartilage için elde edilen maksimum gerilme değeri 7,45 MPa ile (C) tasarımında iken “D” hariç diğer tasarımlardaki gerilmelerin hepsinin birbirine çok yakın olduğu ve “D” tasarımında minimum olan 5,5 MPa olarak elde edildiği görülmüştür. Bu durumda en idealinin “D” tasarımı olduğu söylenebilmektedir.

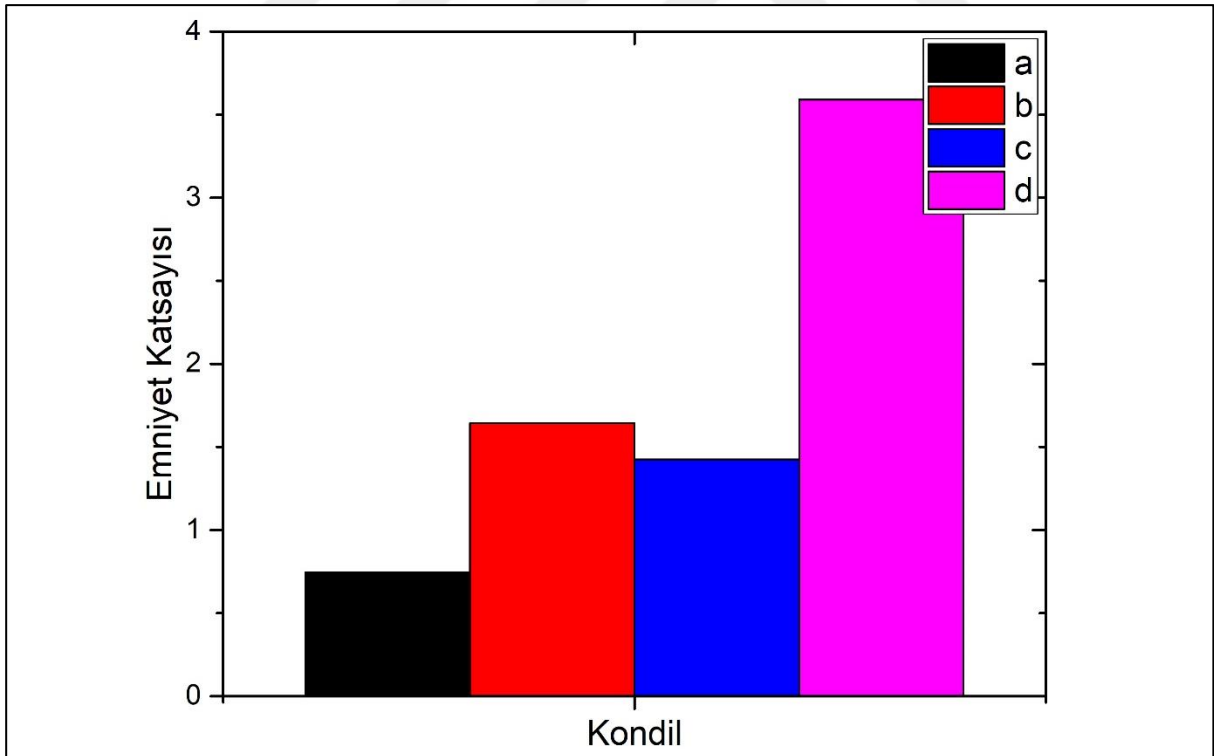
Fossayı üst çeneye bağlayan cıvatalarda ise oluşan gerilme değerleri “A” tasarımında 27,24 MPa (maksimum) ve “D” tasarımında 4,14 MPa (minimum) olarak elde edilmiştir. Buradaki gerilme değerleri kullanılan malzeme olan Ti6Al4V’ un akma mukavemetine göre oldukça düşüktür.



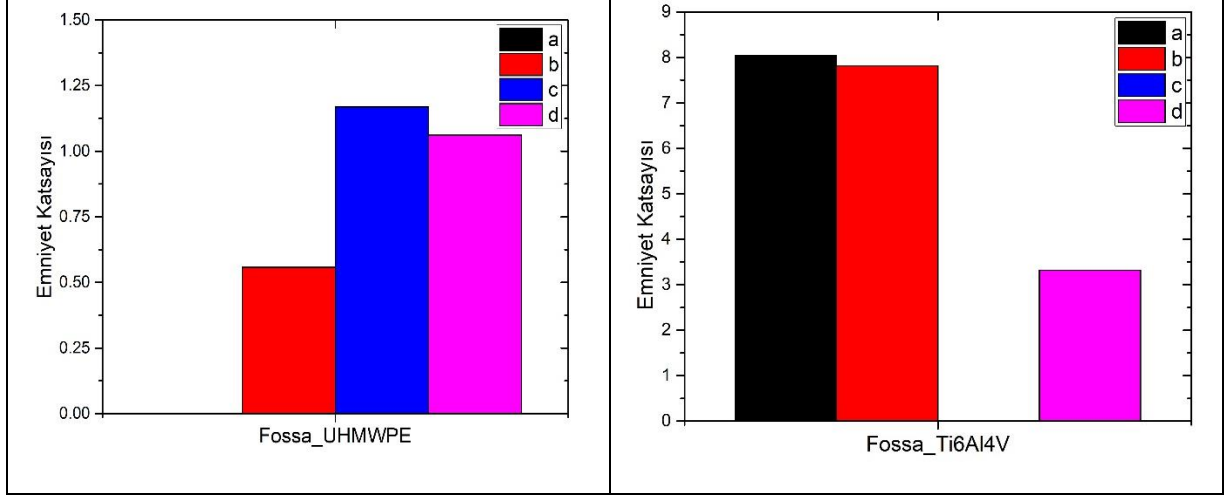
Şekil 4.10: UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezde mandibuladaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).



Şekil 4.11: UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezde implanttaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).



Şekil 4.12 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezde kondildeki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).



Şekil 4.13 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Zirkonya kondilli protezde fossadaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).

4.3 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME İmplantında Fossadaki UHMWPE-Ti6Al4V Malzeme İçin Birim Uzama Kıyaslaması

Parçalarda gerilmelerin yanı sıra birim uzama değeri açısından da kontrol etmek gerekir. Protezlerde elemanların birim uzama değerlerine bakmak kemiklerde herhangi bir aşınma göstermemesi açısından önemlidir. Kemiklerdeki deformasyon sonucu implant bulunduğu bölgeden sıyrılıp çıkacak dolayısıyla implant başarısız olacaktır. Bu sebeple birim uzama açısından da kontrol edilmelidir. Tasarlanan protezlerden ideal vida lokasyonlu UHMWPE fossalı implantın birim uzama değerleri tabloda yer almaktadır. Gerilme değerleriyle kıyaslanması açısından gerilme değerleriyle aynı tabloda verilmiştir.

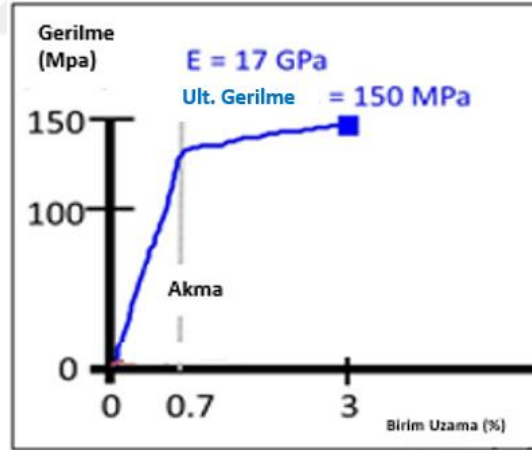
Çizelge 4.4 : UHMWPE fossa için birim uzama karşılaştırması.

Parça adı	Zirkonya kondil Max Von Mises Gerilme (MPa)	Ti6Al4V kondil Max Von Mises Gerilme (MPa)	Zirkonya kondil % Birim Uzama (mm/mm)	Ti6Al4V kondil % Birim Uzama (mm/mm)
Mandibula	94,36	94,25	0,558	0,655
Implant	129,0	121,93	0,093	0,190
Fossa Tit.	-	-	-	-
Fossa PE	20,03	22,35	6,30	7,21
Kondil	499,21	336,94	0,245	0,319
C1	50,54	50,28	0,044	0,053
C2	58,51	58,58	0,102	0,083
C3	40,59	40,66	0,051	0,048
C4	32,91	32,92	0,035	0,037
C5	45,05	45,16	0,035	0,055
C6	21,87	21,9	0,039	0,038

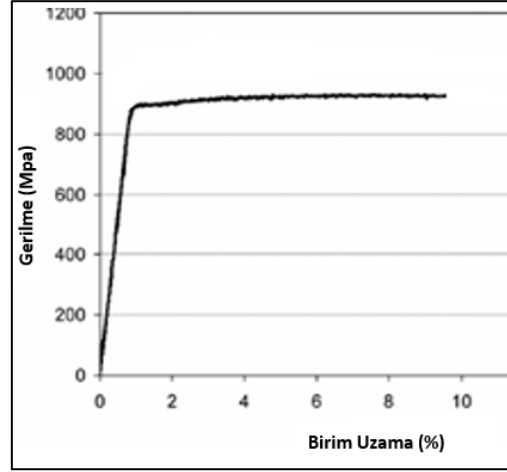
Tasarımlarda kemikte gözlemlenen maksimum birim uzama değeri % 0,65 olarak Ti6Al4V kondilli implantta çıkmaktadır. Kemikte plastik bölgeye geçmemesi için birim uzama sınır değeri % 0,7' dir (Şekil 4.14). Bu sebeple kabul edilebilir değerdedir ancak yine de sınıra yakın olduğu için maksimum birim uzama değeri % 0,55 olan Zirkonya fossalı tasarım önerilecektir.

Tasarımlarda Ti6Al4V' da gözlemlenen maksimum birim uzama değeri % 0,19 olarak Ti6Al4V kondilli implantta çıkmaktadır. Ti6Al4V' un plastik bölgeye geçmeyip elastik bölgede kalması için birim uzama sınır değeri %1 ' dir (Şekil 4.15). Bu sebeple kabul edilebilir değerdedir ancak yine de sınıra yakın olduğu için maksimum birim uzama değeri % 0,093 olan Zirkonya fossalı tasarım önerilecektir.

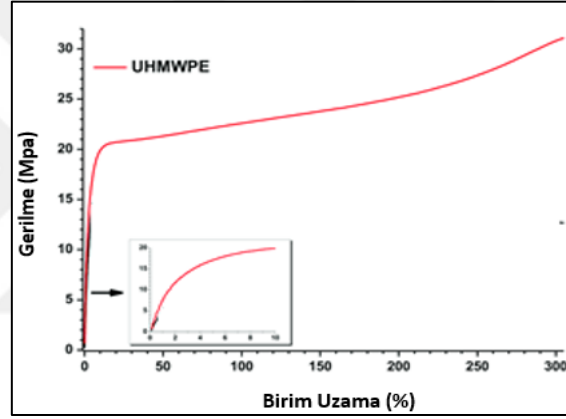
Tasarımlarda UHMWPE' de gözlemlenen maksimum birim uzama değeri % 7.21 olarak Ti6Al4V kondilli implantta çıkmaktadır. UHMWPE' nin plastik bölgeye geçmeyip elastik bölgede kalması için birim uzama sınır değeri % 10' dur (Şekil 4.16). Bu sebeple kabul edilebilir değerdedir ancak yine de sınıra yakın olduğu için maksimum birim uzama değeri % 6,30 olan Zirkonya fossalı tasarım önerilmektedir.



Şekil 4.14 : Kemikte birim uzama sınırının %0,7 olduğunu gösteren stress-birim uzama grafiği.



Şekil 4.15 : Ti6Al4V’ da birim uzama sınırının %1 olduğunu gösteren stress-birim uzama grafiği.



Şekil 4.16 : UHMWPE’ in birim uzama sınırının %10 olduğunu gösteren stress-birim uzama grafiği.

4.4 İdeal Vida Lokasyonlu Ti6Al4V Kondil Başlı Tme Protezinde Fossadaki UHMWPE-Ti6Al4V Malzemeleri İçin Von Mises Gerilmesi Kıyaslaması

Gerçekleştirilen çalışma kapsamında Ti6Al4V ve Zirkonya başlıklı kondiller için 4 farklı fossa tasarımı yapılarak bu fossaların 800 N’luk ısırma kuvveti altındaki modele etki eden gerilme değerleri incelenmiştir. Bu bölümde Ti6Al4V kondil başlı implant protezinden oluşan modele ait veriler incelenmiştir.

Çizelge 4.5 : İdeal vida lokasyonlu Ti6Al4V kondil başlı tme implantında fossadaki UHMWPE ile Ti6Al4V malzemelerinin von mises gerilmesi kıyaslaması (800N).

Parçanın Adı (Ti6Al4V kondil için)	Maksimum von Mises gerilmesi	Maksimum von Mises gerilmesi	Maksimum von Mises gerilmesi	Maksimum von Mises gerilmesi
	Ti6Al4V Fossa [MPa]-a	Ti meshed backed fossa [MPa]-b	UHMWPE Fossa [MPa]-c	Maksimum von Mises gerilmesi Ti backed (UHMWPE) [MPa]-d
Mandibula kemiği	112,24	104,64	94,25	66,4
Maksilla kemiği	19,40	41,31	40,12	33,95
Kondilar Ti6Al4V implant	154,96	136,48	121,93	195,24
Kondilar civata 1	71,84	70,28	50,28	77,16
Kondilar civata 2	54,56	65,74	58,58	103,04
Kondilar civata 3	33,48	37,76	40,66	63,81
Kondilar civata 4	31,50	31,72	32,92	44,47
Kondilar civata 5	35,40	39,88	45,16	52,98
Kondilar civata 6	18,93	21,08	21,9	35,56
Fossa Ti6Al4V	92,33	106,36	**	216,9
Fossa UHMWPE	**	43,84	22,35	23,95
Fossa civatalar	26,36	15,02	13,65	4,11
Kondil başlığı	615,83	284,04	336,94	137,83
Articular cartilage	7,18	7,32	7,45	5,51

Ti6Al4V malzemesinden oluşan kondil için tasarımı yapılan 4 farklı fossa için model üzerindeki her bir parça için elde edilen maksimum von Mises gerilme değerleri Şekil 4.17’de sunulmuştur. Grafik incelendiğinde tüm yapı üzerinde en yüksek gerilme kondilde meydana gelmiştir. En düşük gerilmeler ise diskte meydana gelmiştir. Model üzerinde oluşan gerilmelerin her bir fossa tasarımı için ayrı ayrı parçalar bazında kıyaslaması sonraki grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 4.18’de sunulan grafikte çene kemiğine etki eden emniyet katsayına bakıldığında en yüksek değer (1.72) Titanyum backed (D) fossada meydana gelmiştir. En düşük emniyet katsayısı (1.02) ise fossanın tamamen tek parça Ti6Al4V olarak tasarlandığı modelde oluşmuştur. Bu durumda her iki model arasında %41,07’lik bir fark olduğu anlaşılmaktadır. Emniyet katsayısı değerlerine bakıldığında en ideal tasarım “D” olarak önerilebilir.

Şekil 4.16’da sunulan grafikte Ti6Al4V implant için en yüksek gerilme (195,24 MPa) değerinin “D” modelinde oluştuğu anlaşılmıştır. En düşük gerilme (121,93 MPa) ise konik fossa tasarımında (d) oluşmuştur. Bu iki model arasında “D” tasarımının %61,15 daha fazla

gerilme oluşturduğu anlaşılmaktadır. Ti6Al4V malzemesinin sahip olduğu akma değeri (828 MPa) ile elde edilen sonuçlar kıyaslandığında bütün sonuçların güvenilir olduğu ve en ideal fossanın implant gerilmelerinin karşılaştırılması ile belirlenemeyeceği anlaşılmıştır.

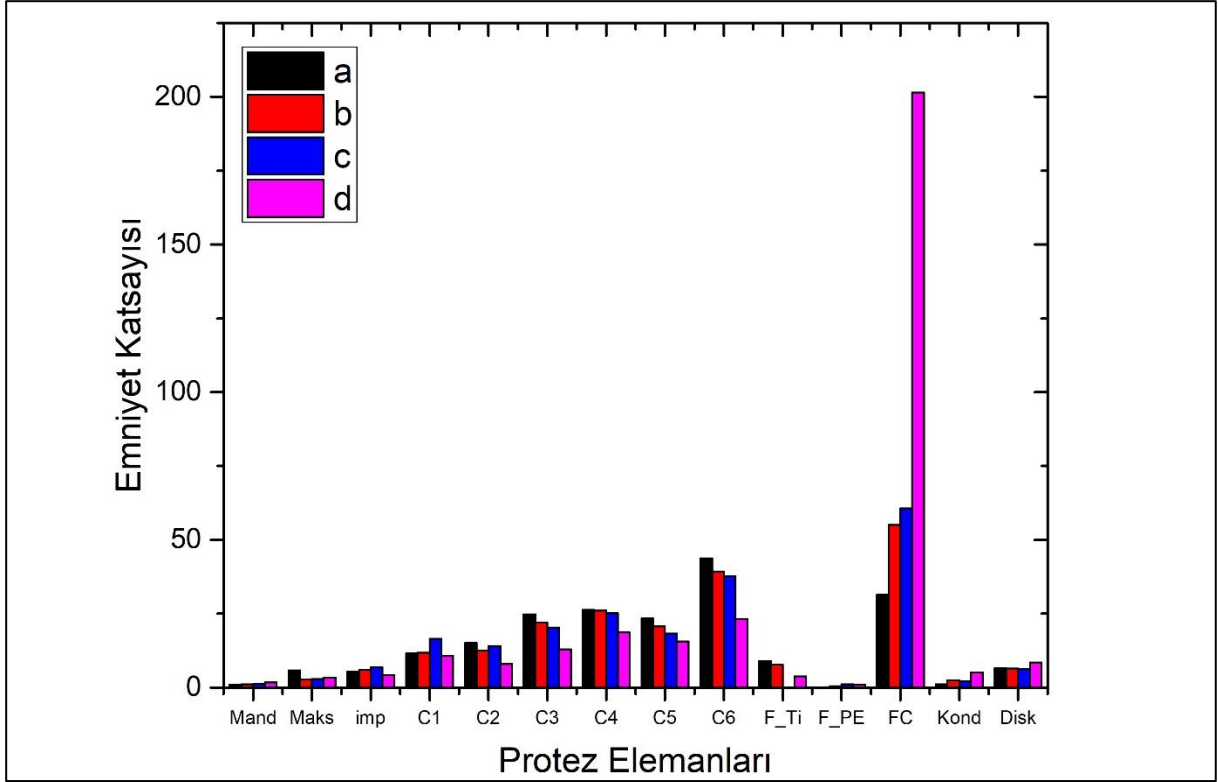
Kondilar civataların sahip olduğu gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek gerilme değerinin 103,4 MPa olduğu ve akma mukavemeti değerinden oldukça düşük olduğu görülmüştür.

Şekil 4.21’de farklı fossa tasarımlarında fossanın Ti6Al4V malzemedan oluşan kısımları kıyaslandığında en yüksek emniyet katsayısının (9) “A” tasarımında en düşük emniyet katsayısının da (3,83) “D” tasarımında olduğu ve yaklaşık 2,5 kat daha fazla olduğu görülmektedir. Ancak bütün değer aralıkları 1’ den yüksektir.

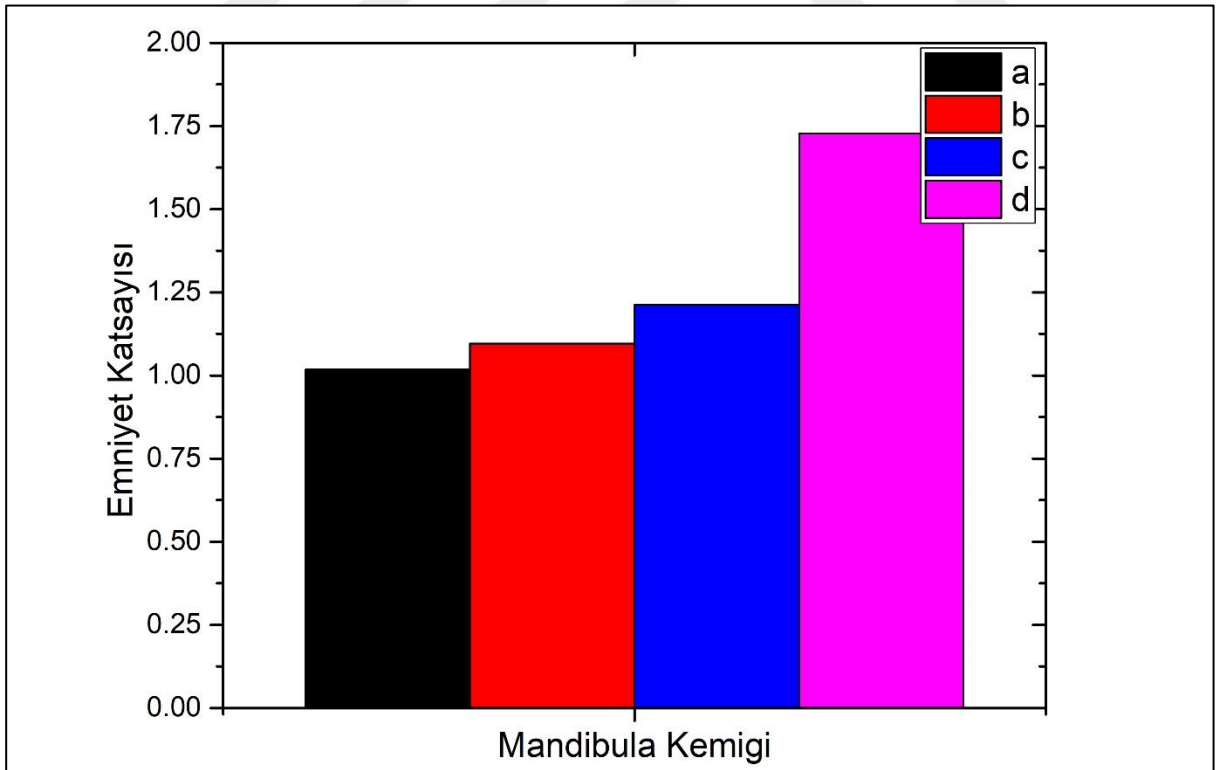
Fossa bölgesinin UHMWPE malzemedan oluşan parçaları incelendiğinde (Şekil 4.18) En yüksek emniyet katsayısı değeri 1,05 (C) ve en düşük emniyet katsayısı değeri 0,54 (B) olduğu görülmüştür. Emniyet katsayısı ve gerilme dağılımı göz önünde tutulduğunda emniyet katsayısı değeri 1,05 olan “C” yerleşimi ideal konum olarak önerilebilir. Bu kısımda ayrıca “D” tasarımında 23,5 MPa olan gerilme değerinin akma dayanımına yakın olmasına rağmen bu değer noktasal olması nedeniyle modelin kullanılabilceği düşünülmektedir.

Kondil başlığı üzerine gelen gerilme değerlerine bakıldığında tamamen tek parça Ti6Al4V’ dan oluşan fossa “A” tasarımında en yüksek gerilmelerin elde edildiği ve malzemenin akmaya uğradığı belirlenmiştir. Bu gerilme değeri kondil başı ile fossanın birbirine temas ettiği bölgede meydana gelmektedir. Kondil başlığındaki en yüksek emniyet katsayısı değeri (5,16) Ti_backed olarak isimlendirilen “D” tasarımıdır. En düşük emniyet katsayısı ise “A” tasarımında 1,15 olarak oluşmuş ve aralarında yaklaşık 4,5 katlık bir fark olduğu anlaşılmıştır. Articular cartilage için elde edilen maksimum gerilme değeri 7,45 MPa ile “C” tasarımında iken “D” hariç diğer tasarımlardaki gerilmelerin hepsinin birbirine çok yakın olduğu ve “D” tasarımında minimum olan 5,5 MPa olarak elde edildiği görülmüştür. Bu durumda en idealinin “D” tasarımı olduğu söylenebilmektedir.

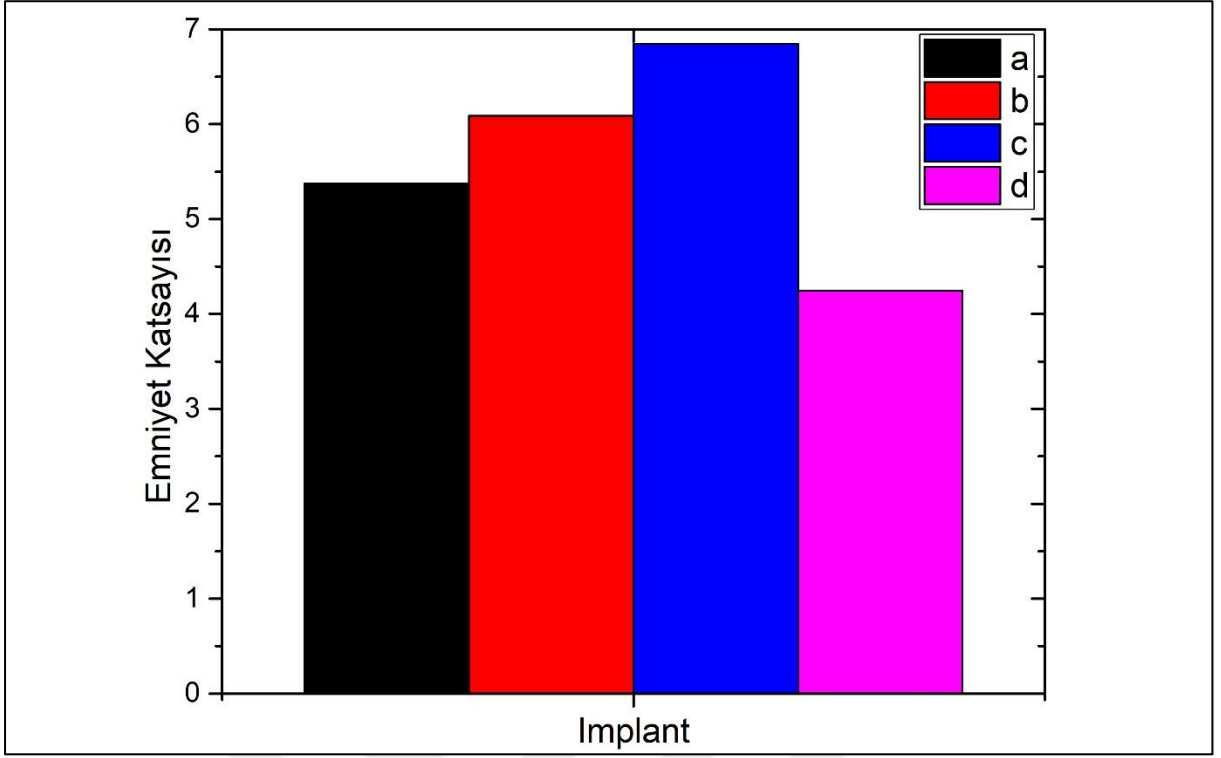
Fossayı üst çeneye bağlayan civatalarda ise oluşan gerilme değerleri “A” tasarımında 26,36 MPa (maksimum) ve “D” tasarımında 4,11 MPa (minimum) olarak elde edilmiştir. Buradaki gerilme değerleri kullanılan malzeme olan Ti6Al4V’ un akma mukavemetine göre oldukça düşüktür.



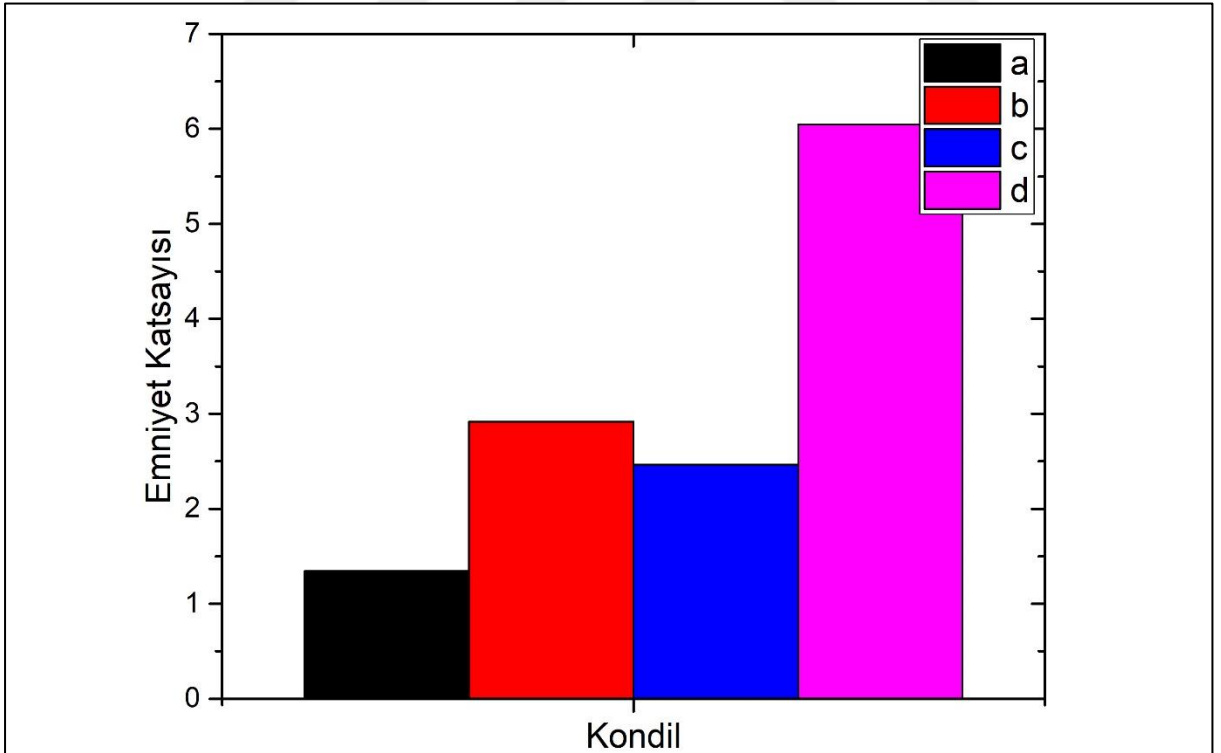
Şekil 4.17 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde von Mises gerilme değeri sonuçları (800N).



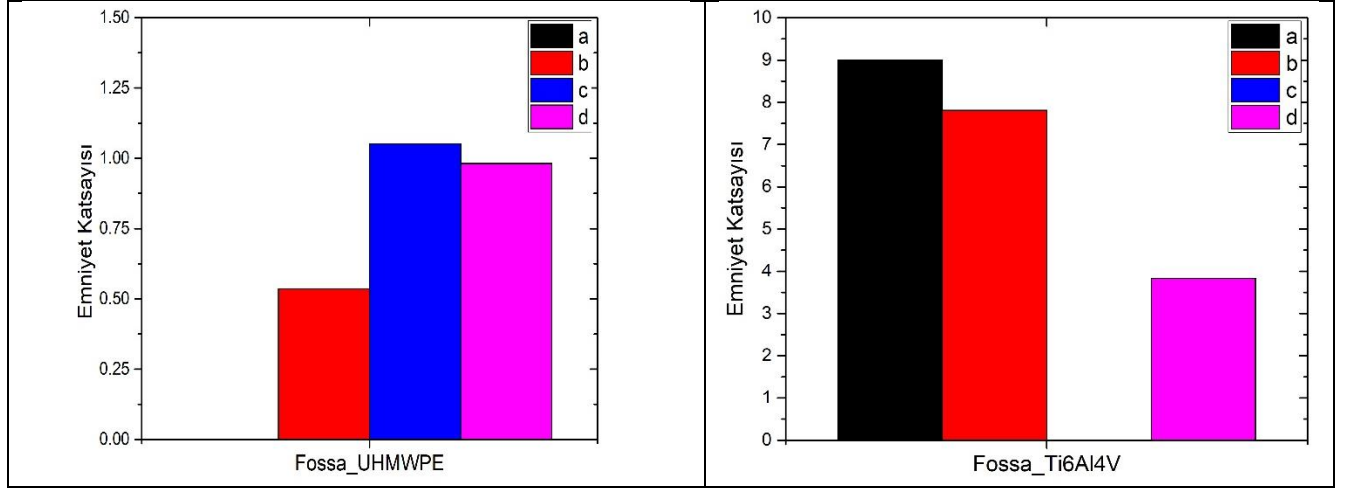
Şekil 4.18 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde mandibuladaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).



Şekil 4.19 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde implanttaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).

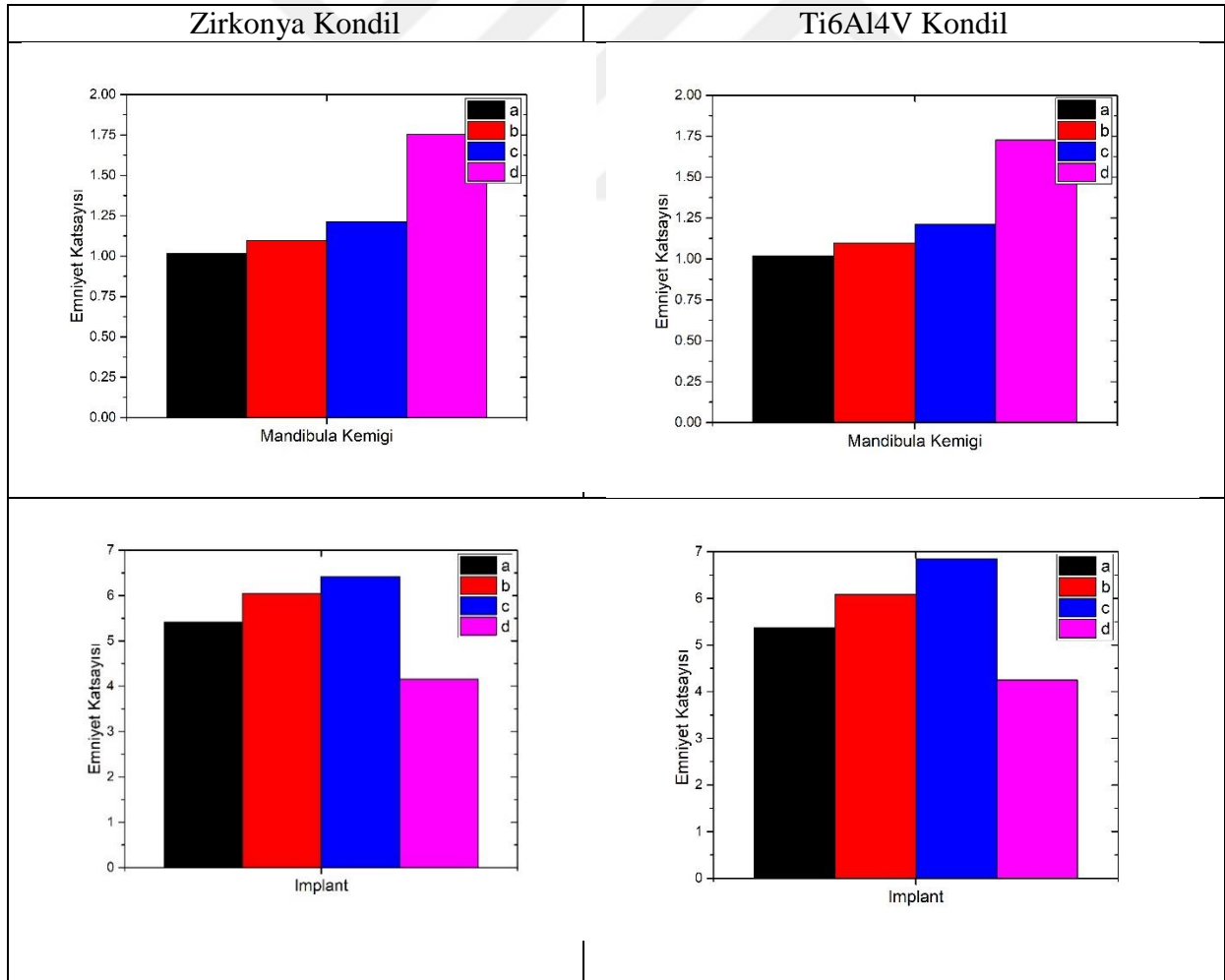


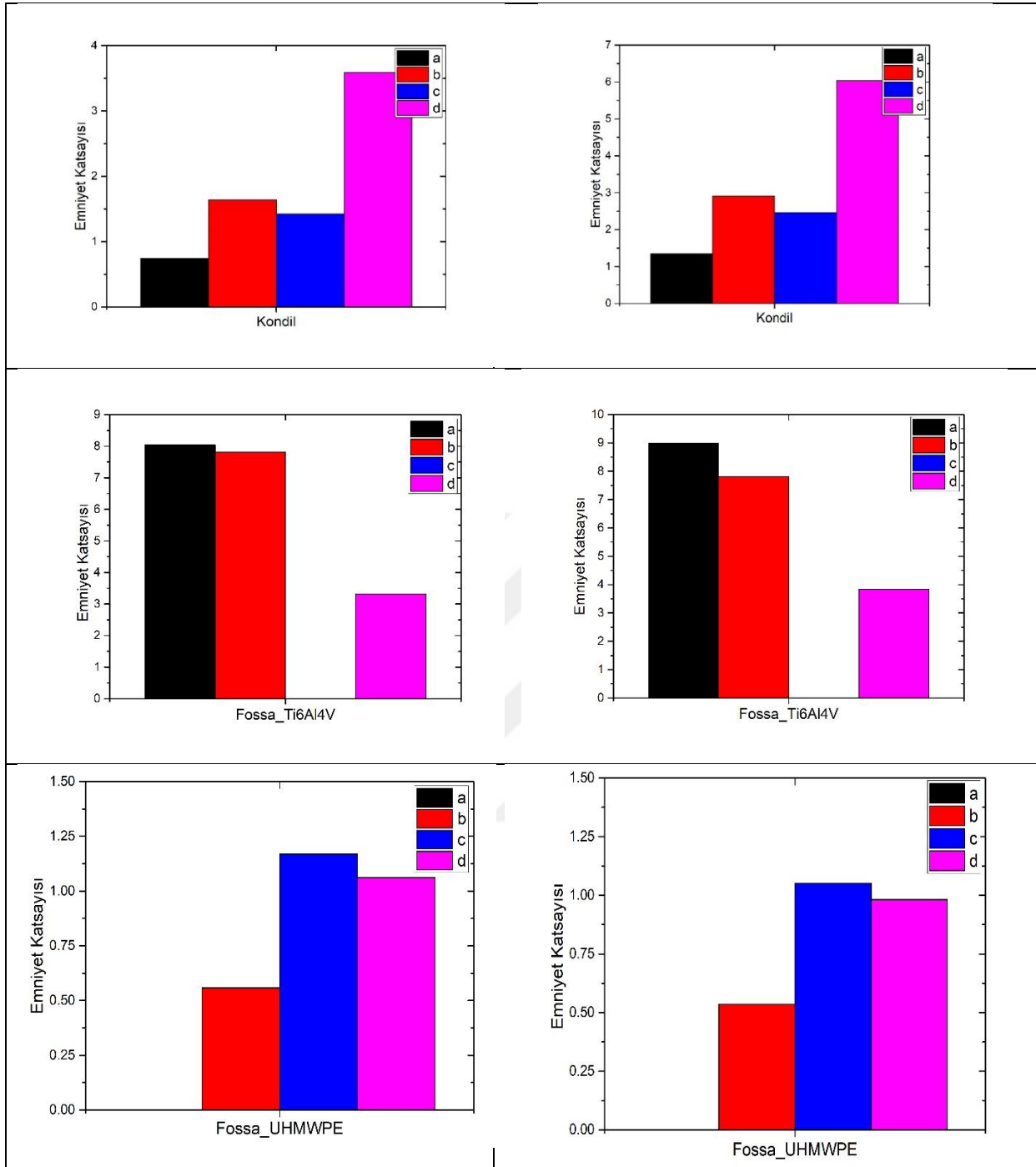
Şekil 4.20 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde kondildeki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).



Şekil 4.21 : UHMWPE ile Ti6Al4V fossalı, Ti6Al4V kondilli protezde fossadaki von Mises gerilme değerinin emniyet katsayısı sonuçları (800N).

Çizelge 4.6 : Zirkonya Kondil - Ti6Al4V Kondil Karşılaştırması.





4.5 İdeal Vida Lokasyonlu Ti6Al4V Kondil Başlı TME İmplantında Fossadaki Malzeme İçin UHMWPE ile Ti6Al4V Birim Uzama Kıyaslaması

Parçalarda gerilmelerin yanı sıra birim uzama değerleri açısından kontrol etmek gerekir. Protezlerde elemanların birim uzama değerlerine bakmak kemiklerde herhangi bir aşınma göstermemesi açısından önemlidir. Kemiklerdeki deformasyon sonucu implant bulunduğu bölgeden sıyrılıp çıkacak dolayısıyla implant başarısız olacaktır. Bu sebeple birim uzama açısından da kontrol edilmelidir. Tasarlanan protezlerden ideal vida lokasyonlu UHMWPE

fossalı implantın birim uzama değerleri tabloda yer almaktadır. Gerilme değerleriyle kıyaslanması açısından gerilme değerleriyle aynı tabloda verilmiştir.

Çizelge 4.7 : Ti_backed UHMWPE fossa için birim uzama karşılaştırması.

Parça adı	Zirkonya kondil Max Von Mises Gerilme (MPa)	Ti6Al4V kondil Max Von Mises Gerilme (MPa)	Zirkonya kondil % Birim Uzama (mm/mm)	Ti6Al4V kondil % Birim Uzama (mm/mm)
Mandibula	65,98	66,4	0,597	0,60
İmplant	194,99	195,24	0,231	0,232
Fossa Ti.	249,7	216,9	0,227	0,227
Fossa PE	22,1	23,95	7,339	7,316
Kondil	198,1	137,83	0,096	0,149
C1	77,26	77,16	0,075	0,075
C2	102,93	103,04	0,138	0,138
C3	63,68	63,81	0,075	0,075
C4	44,47	44,47	0,046	0,046
C5	52,85	52,98	0,063	0,064
C6	35,49	35,56	0,044	0,044

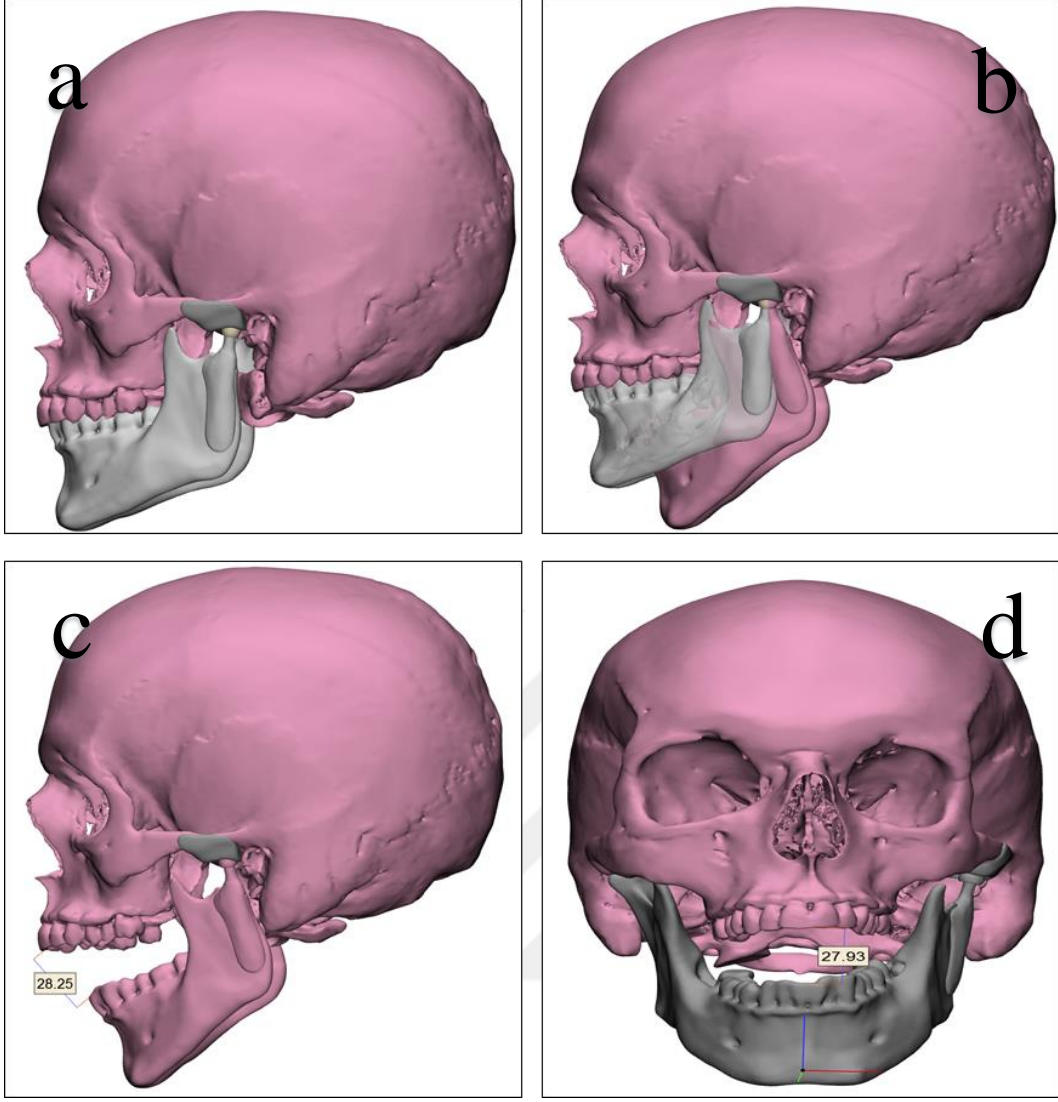
Tasarımlarda kemikte gözlemlenen maksimum birim uzama değeri %0,6 olarak Ti6Al4V kondilli implantta oluşmaktadır. Zirkonya kondilli implantta ise birim uzama değeri %0,59' dur. Kemikte plastik bölgeye geçmemesi için birim uzama sınır değeri %0,7' dir. İki değer neredeyse aynı ve kabul edilebilir değer aralığında, yani elastik bölgede bulunduğundan dolayı iki tasarım da önerilebilmektedir.

Tasarımlarda Ti6Al4V' da gözlemlenen maksimum birim uzama değeri %0,232 olarak Ti6Al4V kondilli implantta çıkmaktadır. Zirkonya kondilli implantta ise birim uzama değeri %0,231' dir. Ti6Al4V plastik bölgeye geçmemesi için birim uzama sınır değeri %1' dir. İki değer neredeyse aynı ve kabul edilebilir değer aralığında, yani elastik bölgede bulunduğundan dolayı iki tasarım da önerilecektir.

Tasarımlarda UHMWPE' de gözlemlenen maksimum birim uzama değeri %7,31 olarak Ti6Al4V kondilli implantta çıkmaktadır. Zirkonya kondilli implantta ise birim uzama değeri %7,34' dür. UHMWPE plastik bölgeye geçmemesi için birim uzama sınır değeri %10' dur. İki değer neredeyse aynı ve kabul edilebilir değer aralığında, yani elastik bölgede bulunduğundan dolayı iki tasarım da önerilebilmektedir.

4.6 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı Tme İmplantta Maksimum Ağız Açıklığında Kondilin Yuvasından Çıkıp/Çıkmama Kontrolü

Mandibulanın maksimum şekilde açılabilirdiği durumda kondil başının fossa yuvasından çıkıp çıkmadığı durumunun incelenmesi için çene kemiği ve Temporomandibular eklem implantı birlikte hareket ettirilerek ağzın ortalama olarak açılabilirdiği maksimum limitlere kadar açılması sağlanmıştır. Elde edilen modele ait kapalı çene görünümü Şekil 4. 22.a'da sunulmuştur. Bu doğrultuda çene kemiği maksimum 28 mm civarında açılabilmiştir (Şekil 4.22.c). Açık ve kapalı çene kemiği görünümü ise daha iyi ayırt edilebilmesi için Şekil 4.22.b'de gösterilmiştir. Çene kemiğinin maksimum açıklığa ulaştığında sahip olduğu açıklık (28 mm) verisini gösteren görsel ön ve yan görünüm halinde Şekil 4.22.c ve 4.22.d'de sunulmuştur. Bu açıklık seviyesine ulaştığında implanta ait kondil başının fossa içerisinde yer almaya devam ettiği görülmektedir.



Şekil 4.22 : Temporomandibular eklem protezi ağız açıklığı kontrolü

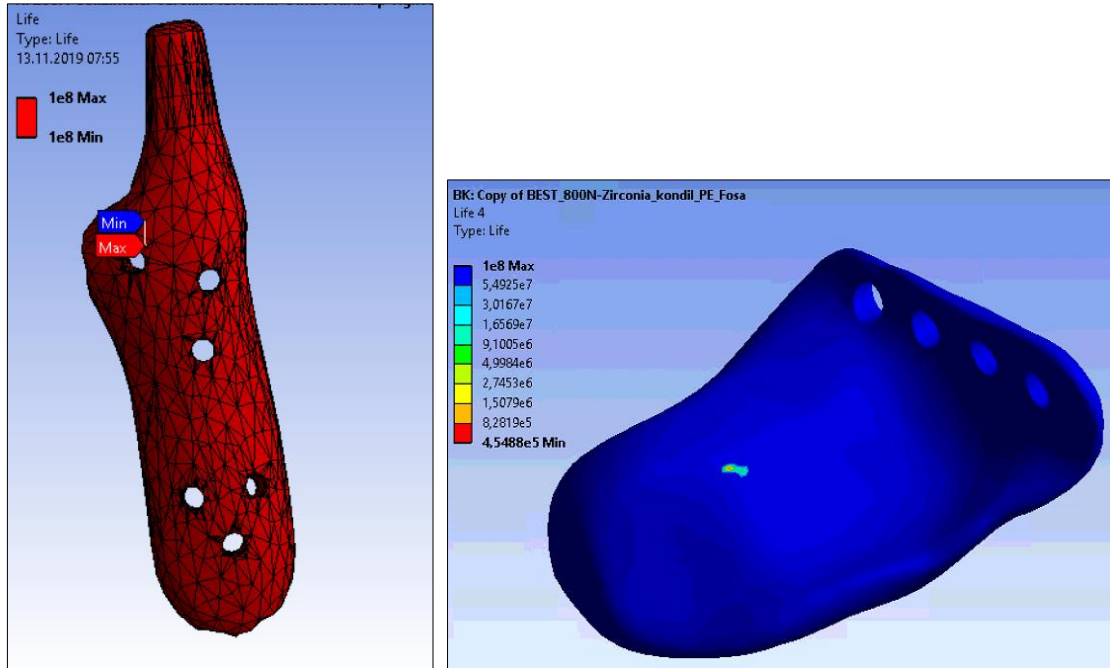
4.7 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME İmplant İçin Çiğneme Kuvveti (200N) Altında Yorulma Analizi

Yapılan analiz varyasyonlarından 200N'luk normal çiğneme kuvveti için ANSYS Workbench programı ile fatigue tool eklenmiş ve yorulma analizi yapılmıştır. Ti6Al4V alaşımının kullanıldığı parçalarda maksimum gerilme 58,81 MPa çıkmıştır. UHMWPE malzeme kullanılan parçada ise maksimum gerilme 8,08 MPa çıkmıştır.

Çizelge 4.8 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implant için çiğneme kuvveti (200N) altında analizi gerilme değerleri.

Parçanın Adı (Zirkonya kondil için)	Maksimum von Mises gerilmesi UHMWPE Fossa	Maksimum von Mises gerilmesi Ti backed UHMWPE Fossa
	[MPa]- c	[MPa]-d
Mandibula kemiği	34,71	23,16
Maksilla kemiği	9,93	8,27
Kondilar Ti6Al4V implant	30,00	58,81
Kondilar civata 1	14,30	21,31
Kondilar civata 2	16,93	28,06
Kondilar civata 3	9,49	14,85
Kondilar civata 4	7,78	10,07
Kondilar civata 5	10,62	13,45
Kondilar civata 6	5,49	9,23
Fossa Ti6Al4V kısmı	---	53,01
Fossa UHMWPE kısmı	8,08	11,08
Fossa civatalar	3,51	1,04
Kondil başlığı	97,14	56,20
Articular Cartilage	3,35	2,41

Bu analiz neticesinde implantın ve vidaların sonsuz ömür olarak kabul edilen çevrim sayısına ulaştığı ve güvenli olduğu belirlenmiştir.



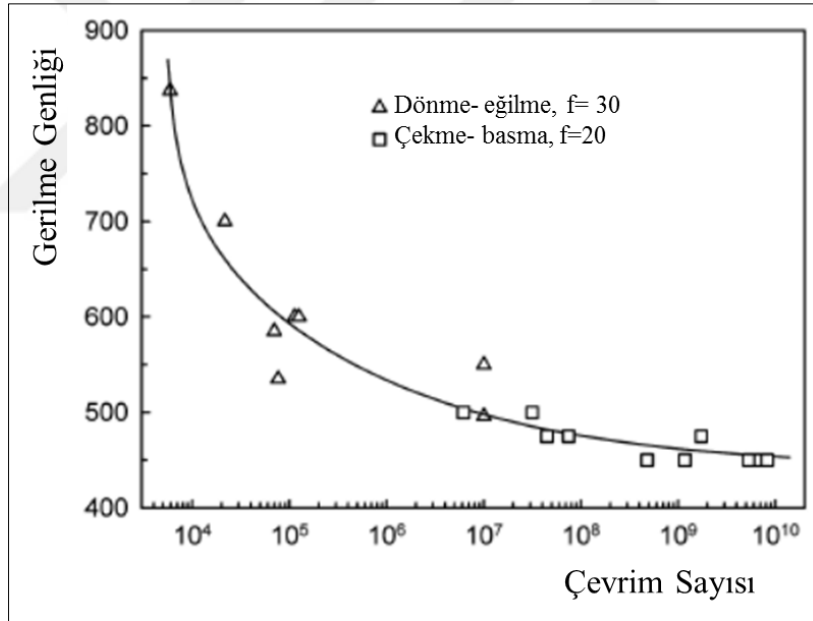
Şekil 4.23 : Ömür analizi sonucu örnek görünüm (800N).

Çizelge 4.9 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implant için çiğneme kuvveti (200N) altında yorulma analizi sonuçları.

Parçanın adı	Ömür	Emniyet Katsayısı
İmplant	1e8	15
Kondilar Ti cıvatalar	1e8	5.33
Fossa	1e8	5.33

Çizelge 4.10 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implant için çiğneme kuvveti (800N) altında yorulma analizi sonuçları.

Parçanın adı	Ömür	Emniyet Katsayısı
İmplant	1e8	15
Kondilar Ti cıvatalar	1e8	5.33
Fossa	454880	0.8-5



Şekil 4.24 : Ti6Al4V alaşımı wöhler eğrisi (Janecek M. ve diğ., 2015).

Şekil 4.24’ deki Wöhler eğrisinde de görüldüğü üzere Ti6Al4V alaşımının 460 MPa’ dır ve bu değerin altındaki gerilmeler sonsuz ömür değerine ulaşır. Bu çalışmada ideal olarak seçtiğimiz tasarımda hem implant hem de civatadaki maksimum gerilme değeri 217 MPa’ dır. Dolayısıyla Ti6Al4V alaşım malzeme yorulmadan dolayı hasara uğramayacaktır. Benzer şekilde UHMWPE için de sonsuz ömür değerine ulaşılmıştır.

Isırma kuvvetinin etkisini incelemek için 800N altında yorulma analizi gerçekleştirilmiştir. Analiz neticesinde implant ve cıvatalardan oluşan Ti6Al4V malzemelerde yorulmadan dolayı

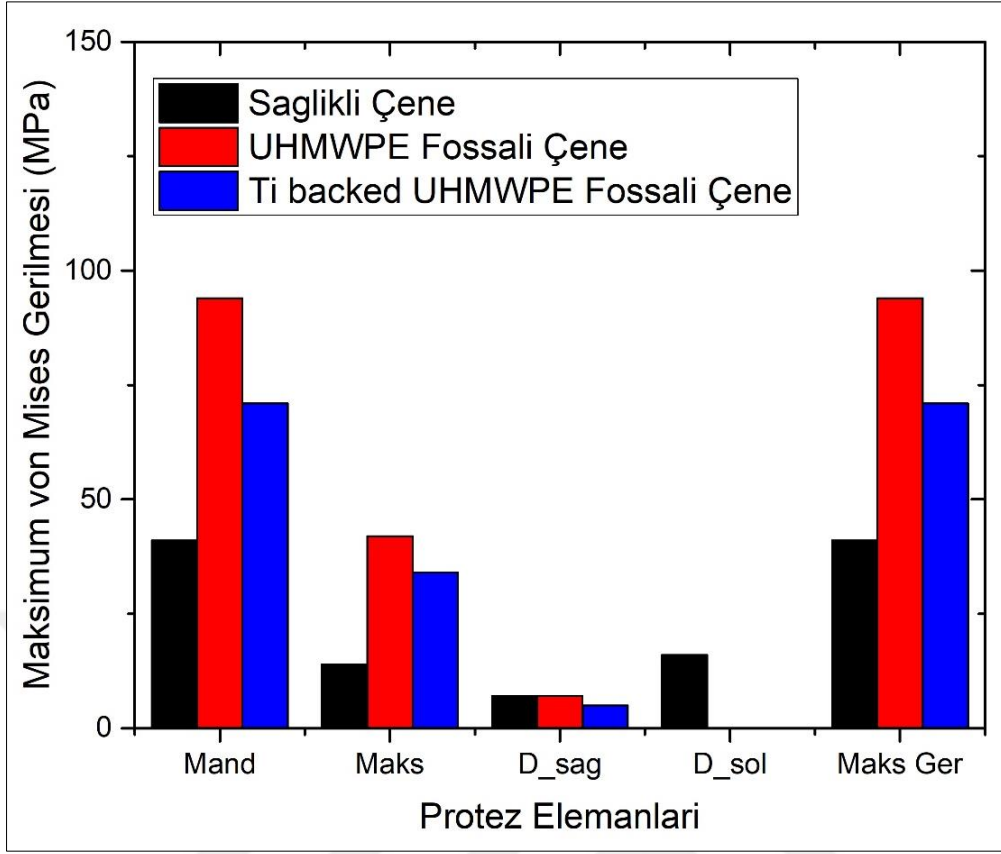
hasar oluşmadığı belirlenmiştir. Fosa malzemesi için ömür hesabı yapıldığında ise insanların herhangi bir yiyeceği çiğneme ve yutma işlemi için her ısırma 40 kez çiğnediği bilinmektedir. Bu nedenle 1750 olan günlük çevrim sayısı 40'a bölünmüştür. Bu durum altında yaklaşık ömür hesabı: $[1750/40]$ (ort günlük çevrim sayısı)*365(1 yıldaki gün sayısı)= 15 968 (1 yıllık çevrim sayısı) =>454 880 (parçanın toplam ömrü)/ 15 968 (yıllık çevrim sayısı)= 28,5 yıl.

4.5 İdeal Vida Lokasyonlu Zirkonya Kondil Başlı TME İmplantta Maksimum Isırma Kuvveti Altında Sağlıklı Çene ile İdeal Fossanın von Mises Gerilmesi Kıyaslaması

İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı TME implantta 800N uygulandığında oluşan kas kuvvetleriyle birlikte yapılan analizde sağlıklı çene ile Titanyum backed fossa modeli ve tamamen UHMWPE fossalı model karşılaştırılmıştır (Çizelge 4.9). Mandibula kemiği için sağlıklı çene üzerinde 41,98 MPa gerilme oluşurken Titanyum backed fossada 65,98 MPa, tamamen UHMWPE olanda ise 94,36 MPa oluşmuştur. Model-D'de bulunan protez ile elde edilen sonuçların sağlıklı çene ile elde edilen değere daha yakın olduğu ve kemiğin akma dayanımının 114 MPa olduğu gözönünde bulundurulduğunda ortaya çıkan gerilmenin her ki durum için de güvenli olduğu ancak Model-D'de bulunan titanyum backed fossada daha düşük olduğu belirlenmiştir.

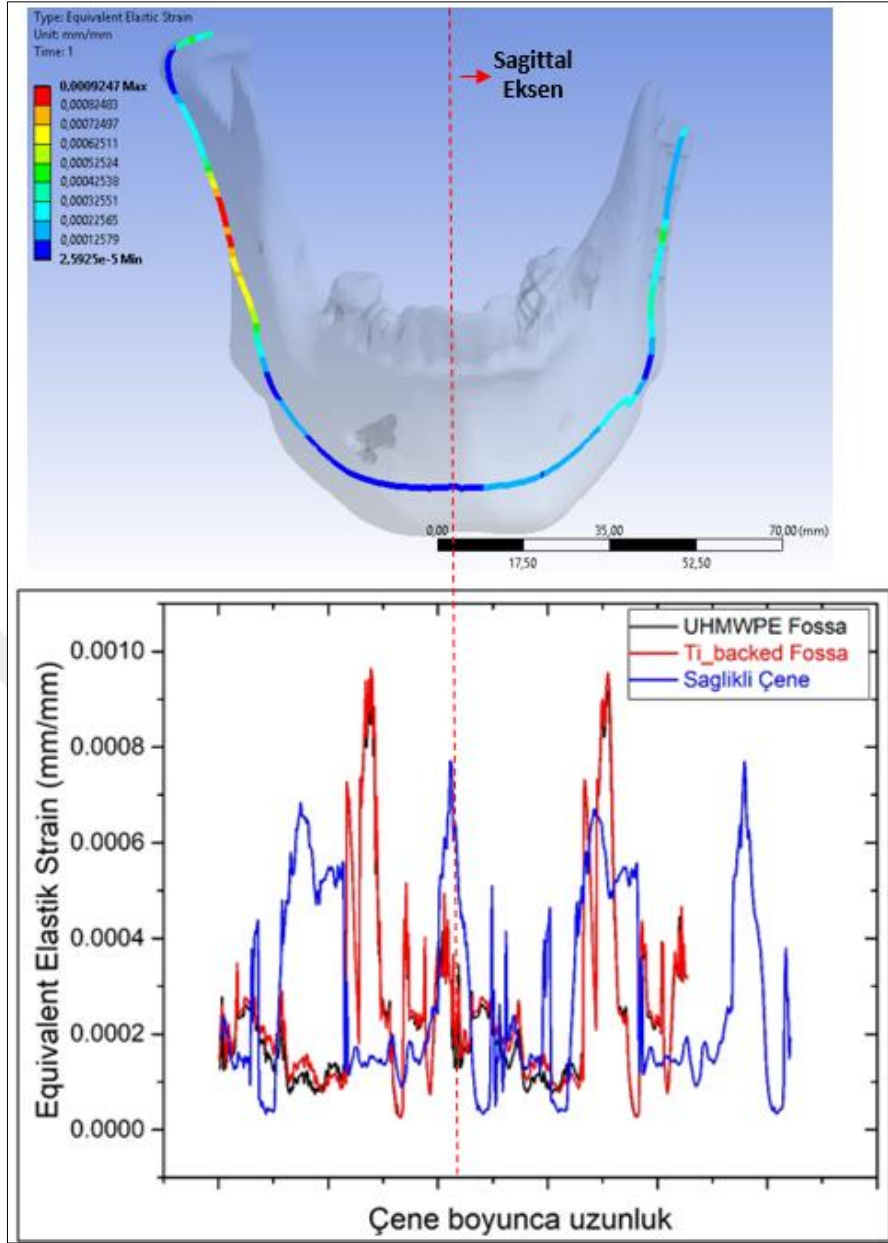
Çizelge 4.12 : İdeal vida lokasyonlu Zirkonya kondil başlı tme implantta maksimum ısırma kuvveti (800 N) altında sağlıklı çene, Model-C ve Model-D von mises gerilmesi kıyaslaması.

Parçanın adı	Maksimum von Mises gerilmesi Sağlıklı çene [MPa]	Maksimum von Mises gerilmesi	Maksimum von Mises gerilmesi
		İdeal vida lokasyonlu UHMWPE fossalı Tasarım – C [MPa]	İdeal vida lokasyonlu Ti backed fossalı Tasarım - D [MPa]
Mandibula kemiği	41,98	94,36	65,98
Maksilla kemiği	14,56	40,18	34
Cartilage Right	7,16	7,45	5,5
Cartilage Left	16,17	-	-
Maksimum gerilme	41,98	94,36	65,98
Toplam deformasyon (mm)	0,275	0,215	0,202



Şekil 4.25 : Sağlıklı Çene – ideal fossa karşılaştırması.

UHMWPE fossalı tasarımda kemikte gözlemlenen maksimum birim uzama değeri % 0,55 olan Zirkonya kondilli tasarımdır. Ti_backed UHMWPE fossalı tasarımda kemikte gözlemlenen maksimum birim uzama değeri % 0,59 olan Zirkonya kondilli tasarımdır. Kemikte plastik bölgeye geçmemesi için birim uzama sınır değeri % 0,7' dir. Ortaya çıkan bu birim uzama değerleri 800 N yani çenenin uygulayabileceği maksimum ısırma kuvveti sırasında ortaya çıkardığı birim uzama değeridir. Her iki tasarımda da çenede oluşan birim uzamalar çene birim uzama sınır değerine göre çene kemiğini plastik bölgeye geçirmemektedir. Başka bir deyişle hem çenenin sağlam kısmında hem de implantın sabitlendiği noktalarda çene plastik bölgeye geçmemektedir. Kemiğin elastik bölgede kalması ile civataların sabitlendiği noktalarda mikrohareketlilik olmaması beklenmektedir.

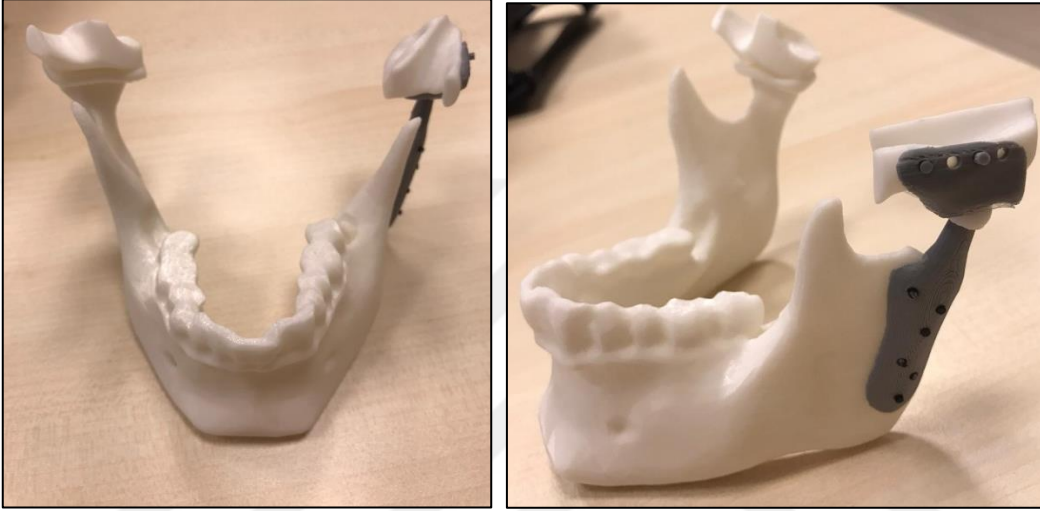


Şekil 4.26 : Sağlıklı çene ve ideal fossa olarak seçilen iki tasarımın çene boyunca ortaya çıkardığı birim uzamalar.

Birim uzamaların çene üzerinde aynı hat boyunca değişimini kıyaslayacak olursak; sağlıklı çene yaklaşık olarak simetrik artış azalışlar göstermektedir. İmplantlı tasarımlarda UHMWPE fossalı ve Ti_backed fossalı Zirkonya kondilli tasarımlarda ise aynı lokasyonlarda yaklaşık birim uzama değerleri ortaya çıkmıştır. Şekil 4.26’da gösterilen yol boyunca çene kemiği üzerindeki birim uzama değerlerine bakıldığında kondile yakın bölgelerde artışlar olduğu ancak bu değerlerin en yüksek olarak %0,1 değerine ulaştığı ve çene kemiğine ait maksimum birim uzama değerinin (%0,7) altında olduğu anlaşılmıştır.

5. SONUÇLAR, ÖNERİLER ve GELCEKTEKİ ÇALIŞMALAR

- Çalışma kapsamında tasarımı yapılan parçaların birbiri ile uyumu ve çalışma sistemini görebilmek adına üç boyutlu yazıcı ile 1:1 ölçülerinde üretimi gerçekleştirilmiştir (Şekil 5.1).



Şekil 5.1 : Tasarımı yapılan parçaların üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş halinin montaj görünümü.

- Kondildeki, cıvatalardaki ve mandibuladaki maksimum gerilme
 - Melbourne TME protezinde (sırasıyla; 259.6 MPa, 312.9 MPa ve 198.4 MPa) (Ackland ve diğ., 2017).
 - Biomet Microfixation protezinde (sırasıyla; 284,0 MPa, 416,0 MPa ve 262,2 MPa) çıkmıştır. (Ackland ve diğ., 2017).
 - Yapılan çalışmada sırasıyla 198,1 MPa, 102,9 MPa ve 65,98 olarak bulunmuştur.
- Fossa kısmındaki UHMWPE' de maksimum gerilme 19.61 MPa, implantta 170.01 MPa' a ulaştığı bildirilmiştir (Chen ve diğ., 2018). Yapılan çalışmada sırasıyla 194,9 MPa, 20,1 MPa olarak bulunmuştur.

- Ackland (2015) yılında yaptığı çalışmada civata gevşemelerinin devam ettiğini söylemektedir. Yapılan çalışmada gerilme ve gerinim değerleri güvenli bölgede olduğu için civataların gevşemelerinde azalma olması beklenmektedir.
- Geetha ve arkadaşlarının 2009 yılında yaptığı çalışmada implantın yapısal yetersizliği sonucu oluşan aşınmalar sonucu döküntüler oluşturmaya başladığı söylenmektedir. Tercih edilen Zirkonya kondil - UHMWPE fossa kombinasyonu sonucunda aşınmaların zaman içerisinde azalması beklenmektedir.
- Biomet, 2000 yılından beri fossa kısmını Titanium vidalarla sabitlenmiş UHMWPE olarak üretmektedir (Elledge ve ark., 2019). Tasarlanan protezde tamamı UHMWPE olan tasarımdaki gerilmeler akma değerini geçmediğinden güvenli kullanılması beklenmektedir. Biomet'in literatürde sistematikleştirilmiş bir başarısızlığı mevcut değildir (De Meurechy ve diğ., 2018).
- Kanatas (2012) yapmış olduğu çalışmada ameliyat sırasında çene içindeki sinire zarar verme durumları gözlemlendiğini bildirmektedir. Tasarlanan implant kişiye özel ve hastanın çene sinirine yakın olmayan bölgelerden sabitlenecek şekilde tasarlandığı için böyle bir sorunun çözülmesi beklenmektedir.
- Tasarlanan implantta birim uzama değerleri elastik bölgede kaldığından, canlı ve cansız dokuya zarar vermesi beklenmemektedir.
- Civataların boyun bölgesine yakındakilerine daha fazla yük gelmesi sonucunu azaltmak için bölgeye 2 adet civata konularak bölgedeki gerilmenin düşmesi beklenmektedir.
- Kişiye özel implant tasarımı sayesinde cerrahi operasyon süresi kısalması beklenmektedir.
- Hastanın kemik yoğunluğunun yüksek olduğu bölgeye civata ile bağlantı sağlanmıştır, böylece stabilitenin artması hedeflenmiştir.
- Titanyum alaşımı her ne kadar biyouyumluluk açısından öne çıksa da aşınmaya karşı direnç konusunda istenen performansı sergileyememektedir. Bu nedenle aşınmaya direnci daha yüksek olan UHMWPE günümüzde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (De Meurechy ve diğ., 2018). Gerçekleştirilen analizlerde de UHMWPE kullanıldığında fossada 20 MPa çıkan gerilme değerinin titanyum kullanıldığında 249,7 MPa değerlerine ulaştığı anlaşılmıştır.

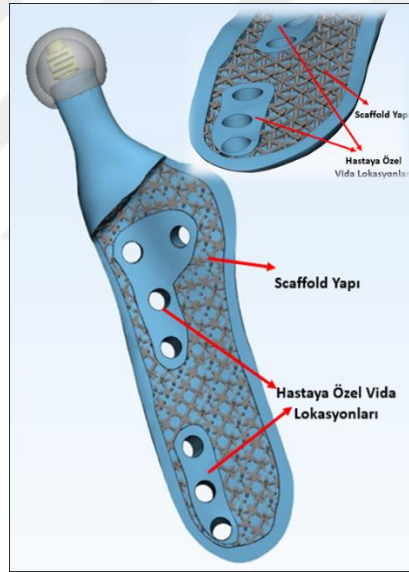
- UHMWPE fossaya temas eden kondil başı metal olduğunda 0,12-0,25mm olan yıllık aşınma değeri, Zirkonya kullanıldığında 0,098-0,03mm seviyesine düşmektedir (De Meurechy ve diğ., 2018). Bu nedenle gerçekleştirilen çalışmada çene kemiğine temas eden kısımda titanyum implant kullanılırken UHMWPE ile temas eden başlık kısmı sıkı geçmeli olarak birbirine geçen zirkonia (ZrO₂) olarak seçilmiştir. Kondil başının Zirkonya olması sayesinde en az yılda %400 daha az aşınma olacağı beklenmektedir.
- Üst tarafta yani kondil başına yakın yere takılan vidalarda diğer vidalara kıyasla daha yüksek gerilmeler ortaya çıkmıştır (Ackland ve diğ., 2018). Soruna çözümsel yaklaşmak için farklı vida yerleşimleri/lokasyonları ile tasarım yapılarak ayrı ayrı ve aynı analiz şartlarıyla analiz yapılmıştır. Gerilmeyi mümkün olduğunca homojen dağıtarak protezin hasar süresini/ömrünü uzatmak amaçlanmıştır. Gerçekleştirdiğimiz çalışmada elde edilen sonuçlar 6 farklı civata için ayrı ayrı incelendiğinde alt tarafta yer alan civataların daha düşük gerilmelere, boyun bölgesine yakın civataların da daha yüksek gerilmelere maruz kaldığı anlaşılmıştır.
- 3 ana TMJ protez üreticisi mevcuttur; Biomet Microfixation ,USA; Nexus CMF ,USA; TMJ Concepts, USA. Bu firmaların kullanıldığı yerlerden örnek bir maliyet hesabı çizelgede verilmiştir.

Çizelge 5.1 : Örnek bir maliyet hesabı (Institute of Health Economics, Canada, 2013).

Aşama	Yapılan İşlem	Fiyat (CAD-\$)
Ön klinik çalışmalar	CT çekimi	997
	Cerrah muayenesi	630
Ön proses değerlendirmesi	Cerrahi hazırlıklar	120
Operasyon	Çene cerrahı, anestezi uzmanı, hemşire	8933
	Tek taraflı protez işlemi	8800
	Cerrahi operasyon ve ilgili malzemeler	8453
Ameliyat sonrası işlemler	İyileşmesi için ilaç vs.	302
	Hastanede yatış, konaklama	3504
Toplam		31 739

Gelecekte Yapılabilecek Çalışmalar:

- Kondil başının aşınma durumunu inceleyen bir çalışma yapılması faydalı olabilir.
- Cerrahi operasyon sonrasında dışarda kalan civata başlığına kas veya doku takılması gibi problemler raporlanmıştır. (Larry M. ve diğ., 2018) Yapılan çalışmada vida başları implanta gömülü olarak tasarım yapılmıştır. Öneri olarak başsız vida da kullanılabilir.
- TME implantın iç yüzeyinde tutunma alanını artırarak daha rijit bir bağlantı elde edebilmek için iç yüzeyde ince bir poroz yapı tabakası tasarlanmıştır (Şekil 5.1). Bu poroz yapı sadece iç yüzeyde ve ince bir tabakadır. Dış yüzey poroz olmayacaktır. Ayrıca bu yapıda hasta çenesinin anatomik yapısına uygun şekilde vida lokasyonları belirlenerek bu bölgelerde poroz yapı yapmayarak vida etrafına doku sarmasının önüne geçilmesi hedeflenmiştir. Bu tür bir yapı üzerine ilerleyen dönemlerde çalışma yapılacaktır.



Şekil 5.2 : İmplant iç yüzey scaffold yapı ve hastaya özel vida lokasyonları görünümü.

- İmplant boyun bölgesi civarında kas tutunmasını sağlayıp doğala yakın bir çekme mekanizması oluşturularak proteze ve çeneye gelen gerilme değerlerinin azaltılması amacıyla Şekil 5.2'de sunulduğu gibi bir scaffold yapı eklenerek burada kas tutunması ve protezin kendisini çekebilmesi şeklinde bir tasarım yapılabilir.
- Çiğneme sırasında en riskli diskin pozisyonuna kondilin üzerine gelen kuvvetler 0° / 5° / 10° / 15° açılı olarak uygulanarak çiğneme sırasındaki farklı durumlar simüle edilebilir.

- Çiğneme kuvvetinin çenede sağ 2. molar dişe, ön kesici dişe ve sol 2. molar dişe uygulanması ve karşılaştırılması yapılabilir.
- Fossadaki malzeme çeşitliliğine civataların bağlantı bölgesi Ti6Al4V olan alaşım yapıp, kondil başının UHMWPE malzemedan üretilmesi şeklinde bir çalışma gerçekleştirilebilir.
- Ekleme kapsül yapılarak düzenli sürelerde eklem sıvısı enjekte edilerek kayganlaşmayı artırmak, böylece aşınmanın azaltılması sağlanabilir.
- Kondil boyun bölgesi uzunluğunu %30 artırıp, %30 azaltarak kondil boynunun tasarımdaki etkilerini görebiliriz.
- Zirkonya kondil olarak tercih ettiğimiz Zirkonya yerine basma dayanımı daha yüksek biyouymlu malzeme olan ZTA (Zirconia toughned Alimüna) tercih edilebilir.





KAYNAKLAR

- Ackland, D. C., Moskaljuk, A., Hart, C., Vee Sin Lee, P., & Dimitroulis, G.** (2015). Prosthesis Loading after Temporomandibular Joint Replacement Surgery: A Musculoskeletal Modeling Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(4), 1–9. <https://doi.org/10.1115/1.4029503>
- Ackland, D. C., Robinson, D., Redhead, M., Lee, P. V. S., Moskaljuk, A., & Dimitroulis, G.** (2017). A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69(February), 404–411. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.01.048>
- Ackland, D., Robinson, D., Lee, P. V. S., & Dimitroulis, G.** (2018). Design and clinical outcome of a novel 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint. *Clinical Biomechanics*, 56(July 2017), 52–60. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.05.006>
- Arabshahi, Z., Kashani, J., Kadir, M. R. A., & Azari, A.** (2011). Influence of thickness and contact surface geometry of condylar stem of TMJ implant on its stability. *Physics Procedia*, 22, 414–419. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2011.11.065>
- Atali, O., Varol, A., Basa, S., Ergun, C., & Hartomacioğlu, S.** (2014). Comparison and validation of finite element analysis with a servo-hydraulic testing unit for a biodegradable fixation system in a rabbit model. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(1), 32–39. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2013.06.007>
- Bekcioglu, B., Bulut, E., & Bas, B.** (2017). The Effects of Unilateral Alloplastic Temporomandibular Joint Replacement on the Opposite-Side Natural Joint: A Finite-Element Analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 75(11), 2316–2322. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.05.017>
- Bhargava, D., Neelakandan, R. S., Dalsingh, V., Sharma, Y., Pandey, A., Beena, S., & Koneru, G.** (2019). A three-dimensional (3D) musculoskeletal finite element analysis of DARSN temporomandibular joint (TMJ) prosthesis for total unilateral alloplastic joint replacement. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, (2018), 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2019.04.001>
- Bilgen, Ö. F., Bilgen, S., & Ermutlu, C.** (2011). Total diz protezlerinde materyal ve tasarım. *TOTBİD Dergisi*, 10(2), 158–167.

- Chen, X., Wang, Y., Mao, Y., Zhou, Z., Zheng, J., Zhen, J., Yang, C.** (2018). Biomechanical evaluation of Chinese customized three-dimensionally printed total temporomandibular joint prostheses: A finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 46(9), 1561–1568. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.06.018>
- Choi, B. J., Lee, B. S., Kwon, Y. D., Lee, J. W., Yun, S. U., Ryu, K. S., & Ohe, J. Y.** (2018). Correlation between intraoperative proximal segment rotation and post-sagittal split ramus osteotomy relapse: a three-dimensional cone beam computed tomography study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47(5), 613–621. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.10.014>
- Commisso, M. S., Martínez-Reina, J., Ojeda, J., & Mayo, J.** (2015). Finite element analysis of the human mastication cycle. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 41, 23–35. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.022>
- De Meurechy, N., Braem, A., & Mommaerts, M. Y.** (2018). Biomaterials in temporomandibular joint replacement: current status and future perspectives— a narrative review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47(4), 518–533. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.10.001>
- De Meurechy, N., & Mommaerts, M. Y.** (2018). Alloplastic temporomandibular joint replacement systems: a systematic review of their history. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47(6), 743–754. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.01.014>
- Dogru, S. C., Cansiz, E., & Arslan, Y. Z.** (2019). Biomechanical evaluation of resorbable and titanium miniplates and of single and double miniplates for the treatment of mandibular condyle fractures. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 39(3), 709–718. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2019.04.006>
- Elledge, R., Mercuri, L. G., Attard, A., Green, J., & Speculand, B.** (2019). Review of emerging temporomandibular joint total joint replacement systems. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2019.08.009>
- Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K.** (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. *Progress in Materials Science*, 54(3), 397–425. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2008.06.004>
- Gursoytrak, B., Unsal, N., Demetoglu, U., Simsek, H. O., Saglam, H., & Dolanmaz, D.** (2018). Biomechanical evaluation of hybrid fixation method of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 46(12), 2063–2068. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.05.005>
- Haq, J., Patel, N., Weimer, K., & Matthews, N. S.** (2014). Single stage treatment of ankylosis of the temporomandibular joint using patient-specific total joint replacement and virtual surgical planning. *British Journal of Oral and*

- Huang, H. L., Su, K. C., Fuh, L. J., Chen, M. Y. C., Wu, J., Tsai, M. T., & Hsu, J. T.** (2015). Biomechanical analysis of a temporomandibular joint condylar prosthesis during various clenching tasks. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(7), 1194–1201. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.04.016>
- Islam, I.** (2018). *Alloplastic reconstruction* (pp. 547–551). pp. 547–551.
- Janecek, M., Novy, F., Harcub, P., Strasky, J., Lrsko, L., Mhade, M., & Wagner, L.** (2015). The Very High Cycle Fatigue Behaviour of Ti6Al4V Alloy. *Journal of Acta Physica Polonica A*, 4(128), Proceedings of the International Symposium on Physics of Materials (ISPMA13)
- Khare, N., Patil, S. B., Kale, S. M., Sumeet, J., Sonali, I., & Sumeet, B.** (2012). Normal Mouth Opening in an Adult Indian Population. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 11(3), 309–313. <https://doi.org/10.1007/s12663-012-0334-1>
- Kozakiewicz, M., Wach, T., Szymor, P., & Zieliński, R.** (2017). Two different techniques of manufacturing TMJ replacements – A technical report. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 45(9), 1432–1437. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.06.003>
- Kraeima, J., Merema, B. J., Witjes, M. J. H., & Spijkervet, F. K. L.** (2018). Development of a patient-specific temporomandibular joint prosthesis according to the Groningen principle through a cadaver test series. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 46(5), 779–784. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.03.004>
- Liu, Z., Qian, Y., Zhang, Y., & Fan, Y.** (2016). Effects of several temporomandibular disorders on the stress distributions of temporomandibular joint: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(2), 137–143. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.996876>
- Marková, M., & Gallo, L. M.** (2016). The influence of the human TMJ eminence inclination on predicted masticatory muscle forces. *Human Movement Science*, 49, 132–140. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.06.012>
- Mercuri, L. G., & Jacobs, J. J.** (2016). Temporomandibular Joint Total Joint Replacement – TMJ TJR. In *Temporomandibular Joint Total Joint Replacement – TMJ TJR*. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-21389-7>
- Mesnard, M., Ramos, A., & Simões, J. A.** (2014). Influences of implant condyle geometry on bone and screw strains in a temporomandibular implant. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42(3), 194–200. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.04.010>

- Moiduddin, K., Mian, S. H., Alkhalefah, H., & Umer, U.** (2019). Digital design, analysis and 3D printing of prosthesis scaffolds for mandibular reconstruction. *Metals*, 9(5), 1–20. <https://doi.org/10.3390/met9050569>
- Mori, H., Horiuchi, S., Nishimura, S., Nikawa, H., Murayama, T., Ueda, K., ... Tanaka, E.** (2010). Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching. *Archives of Oral Biology*, 55(11), 879–886. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2010.07.011>
- Omidi, A., Ali Nazari, M., & Jeannine, C.** (2018). A 3D Finite Element Model of Mastication Muscles to Study the Jaw Movement for TMJ Prosthesis Performance Evaluation. *2017 24th Iranian Conference on Biomedical Engineering and 2017 2nd International Iranian Conference on Biomedical Engineering, ICBME 2017*, (December), 2–6. <https://doi.org/10.1109/ICBME.2017.8430268>
- Onoriobe, U., Miloro, M., Sukotjo, C., Mercuri, L. G., Lotesto, A., & Eke, R.** (2016). How Many Temporomandibular Joint Total Joint Alloplastic Implants Will Be Placed in the United States in 2030? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(8), 1531–1538. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.04.011>
- Prof, C. A., & Do, K.** (2010). *Çene eklemi hastalıkları*.
- Ramos, A., Gonzalez-Perez, L. M., Infante-Cossio, P., & Mesnard, M.** (2019). Ex-vivo and in vitro validation of an innovative mandibular condyle implant concept. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 47(1), 112–119. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.11.010>
- Ramos, A., & Mesnard, M.** (2014). Load transfer in Christensen ® TMJ in alloplastic total joint replacement for two different mouth apertures. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42(7), 1442–1449. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2014.04.008>
- Rodrigues, Y. L., Mathew, M. T., Mercuri, L. G., da Silva, J. S. P., Henriques, B., & Souza, J. C. M.** (2018). Biomechanical simulation of temporomandibular joint replacement (TMJR) devices: a scoping review of the finite element method. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47(8), 1032–1042. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.02.005>
- Scarr, G., & Harrison, H.** (2016). Resolving the problems and controversies surrounding temporo-mandibular mechanics. *Journal of Applied Biomedicine*, 14(3), 177–185. <https://doi.org/10.1016/j.jab.2016.03.003>
- Shu, J., Zhang, Y., & Liu, Z.** (2019). Biomechanical comparison of temporomandibular joints after orthognathic surgery before and after design optimization. *Medical Engineering and Physics*, 68, 11–16. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.03.018>
- Sun, M., Yang, J., Zhou, R., Li, N., Xia, J., & Gu, F.** (2015). Mechanical analysis on individualized finite element of temporal-mandibular joint under overlarge jaw

opening status. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 8(6), 9046–9054.

- Tanaka, E., Sasaki, A., Tahmina, K., Yamaguchi, K., Mori, Y., & Tanne, K.** (2001). Mechanical properties of human articular disk and its influence on TMJ loading studied with the finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 28, pp. 273–279. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2001.tb01699.x>
- Ulu, M., Soylu, E., Kelebek, S., Dikici, S., & Oflaz, H.** (2018). Comparative study of biomechanical stability of resorbable and titanium fixation systems after sagittal split ramus osteotomy with a novel designed in-vitro testing unit. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 46(2), 299–304. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.11.024>
- Walia, M. S., Arora, S., Arora, N., & Rathee, M.** (2014). *Temporomandibular Joint (TMJ): A Weight Bearing Joint? Temporomandibular Joint (TMJ): A Weight Bearing Joint?* (January).
- Wolford, L. M., Dingwerth, D. J., Talwar, R. M., & Pitta, M. C.** (2003). Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61(6), 685–690. <https://doi.org/10.1053/joms.2003.50112>
- Wolford, L. M., Mercuri, L. G., Schneiderman, E. D., Movahed, R., & Allen, W.** (2015). Twenty-year follow-up study on a patient-fitted temporomandibular joint prosthesis: The Techmedica/TMJ Concepts device. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(5), 952–960. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2014.10.032>
- Xu, X., Luo, D., Guo, C., & Rong, Q.** (2017) Implantation-made temporomandibular joint prosthesis for fabrication by selective laser melting: Finite element analysis. *Medical Engineering and Physics*, 46, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.04.012>
- Zaid, W. Y., Alshehry, S., Zakhary, G., Yampolsky, A., & Kim, B.** (2019). Use of Vascularized Myo-Osseous Fibula Free Flap to Reconstruct a Hemimandibular Defect With a Concomitant Skull Defect Arising From Stock Condylar Prosthesis Displacement Into the Middle Cranial Fossa. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 77(6), 1316.e1-1316.e12. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.12.003>
- Zheng, J., Chen, X., Jiang, W., Zhang, S., Chen, M., & Yang, C.** (2019). An innovative total temporomandibular joint prosthesis with customized design and 3D printing additive fabrication: A prospective clinical study ChiCTR-ONC-16009712 16009712 11 Medical and Health Sciences 1103 Clinical Sciences. *Journal of Translational Medicine*, 17(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s12967-018-1759-1>



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Eda ÖZYILMAZ
Doğum Tarihi ve Yeri : 1988/ Kayseri
E-posta : edaozyilmaz88@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2011, Yıldız Teknik Üniversitesi, Makine Fakültesi, Makine Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : 2019, İstanbul Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Anabilimdalı, Malzeme ve İmalat Programı

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2013-2014 yılları arasında San Diego State Üniversitesinde NSF projesinde proje asistanı olarak çalıştı.
- TSI Aviation Seats firmasında, Uçak koltuklarının çarpma testlerinde mühendis olarak çalıştı.
- Gebze Teknik Üniversitesi' nde Araştırma Görevlisi olarak çalışıyor.

DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

Sam Kassegne Maria Vomero; Roberto Gavuglio; Mieko Hirabayashi; Emre Özyilmaz; Sebastien Nguyen; Jesus Rodriguez; Eda Özyilmaz; Pieter van Niekerk; Ajit Khosla, “Electrical Impedance, Electrochemistry, Mechanical Stiffness, and Hardness Tunability in Glassy Carbon MEMS Micro-ECoG Electrodes” Journal of Microelectronic Engineering, Volume 133, 5 February 2015, Pages 36–44. doi:10.1016/j.mee.2014.11.013