



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**AŞIRI MANDİBULA İLERLETMELERİNDE TOTAL TME  
ALLOPLASTİK PROTEZİN KONDİL/RAMUS Cr-Co  
KOMPONENTİNİN İKİ FARKLI DİZAYNININ SONLU  
ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

HAKAN KARAGÖZOĞLU  
UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Altan Varol

2019-İSTANBUL

## I. BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Hakan KARAGÖZOĞLU

## II. TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, bu süreçte her zaman iyi ve doğrunun peşinden koşmayı öğreten Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. Kamil GÖKER'e,

Geldiğim günden beri mesleğe bakışımı değiştiren ve geliştiren, yaptığı cerrahi müdahalelerle ufkumuzun sınırlarını zorlayan danışman hocam Prof. Dr. Altan VAROL'a,

Bunaldığım zamanlarda o güzel sohbetleriyle beni kendime getiren, cerrahi bilgi ve birikimini paylaşmaktan çekinmeyen Doc. Dr. Onur GÖNÜL, Doc. Dr. Faysal Uğurlu, Doc. Dr. Hasan GARİP, Doc. Dr. Gühan DERGİN, Dr. Öğr. Üyesi Necip Fazıl ERDEM hocalarıma,

Fakültede sırtımı yaslayacağım başka bir yoldaş aratmayan, ilk günümünden son günüme kadar her zaman yanımda duran, çalışkanlığı ve düzenli yapısıyla kendime örnek aldırın kardeşim Emrah CANBAZOĞLU'na,

Gözümü açtığımda onları görmek için koşa koşa fakülteye gelmeme sebep olan, hiçbir zaman kopamayacağım iş arkadaşlarım Mehmet Kürşat ALADAĞ, Elif ÖZÇELİK, Murat AFAT, Tayfun CIVAK, Tuna AKDOĞAN, Nasuh KOLSUZ ve diğer bölüm arkadaşlarıma,

Bana bistüri tutmayı öğreten, abi yetiş dediğimde ışınlanarak yanıma gelen, benim ve tüm asistan arkadaşlarımın mesleki başarısının en büyük sebepleri olan Sertaç AKTOP ve Onur ATALI'ya,

Benim bu günlere gelmem için benden daha çok çaba sarf eden başta annem Ayşe KARAGÖZOĞLU, babam Dr. Mehmet Ali KARAGÖZOĞLU, ablam Ebru KARAGÖZOĞLU ve abim Akın KARAGÖZOĞLU'na ve her şeyim EZGİ AYTI'ya

Sonsuz teşekkürlerimi borç bilirim.

### III. İÇİNDEKİLER

I. BEYAN.....	i
II. TEŞEKKÜR .....	ii
III. İÇİNDEKİLER .....	iii
IV. KISALTMALAR .....	v
V. ŞEKİL VE TABLO LİSTESİ .....	vi
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY .....	3
3. GİRİŞ VE AMAÇ .....	5
4. GENEL BİLGİLER .....	6
4.1. Temporomandibular Eklem ve Çiğneme Kaslarının Anatomisi.....	6
4.1.1. Eklem anatomisi.....	6
4.1.1.1 Eklem kemikleri ve arasında şekillenen eklem boşluğu (cavitas articularis) .....	7
4.1.1.2. Kıkırdak dokusu ile örtülü eklem yüzeyi (cartilago articularis) .....	7
4.1.1.3. Discus articularis.....	7
4.1.1.4. Sinovial sıvı.....	9
4.1.1.5. Capsula articularis.....	9
4.1.1.6. Eklem bağları .....	10
4.1.2. Çiğneme Kaslarının Anatomisi .....	12
4.2. TME Hareketleri .....	13
4.2.1. Ağız açma ve kapama .....	14
4.2.2. Protrüzyon ve retrüzyon.....	14
4.2.3. Lateral deviasyon .....	15
4.3. TME Protezleri.....	15
4.3.1. TME Protezinin Tarihçesi .....	16
4.3.2. TME protezi endikasyonları ve kontrendikasyonları.....	19
4.3.3. TME Protezlerinde kullanılan biyomateryaller.....	20
4.3.3.1. Titanium (ASTM F-64) ve Ti6AlV4 alaşımı .....	21
4.3.3.2. Krom–Kobalt-Molibden alaşımı (ASTM F-75).....	22
4.3.3.3. Ultra yüksek molekül ağırlıklı Polietilen (UYMAP).....	23
4.3.4. TME protezlerinin tipleri .....	23
4.3.4.1. Stok protezler .....	24

4.3.4.2. Kişisel (custom) protezler .....	24
4.3.4.3. Eşzamanlı TER ve ortognatik cerrahi .....	25
4.3.4.4. Genişletilmiş TER ile mandibula replasmanı .....	26
4.3.5. TER cerrahi uygulaması.....	28
4.3.6. TER uygulamalarında komplikasyonlar .....	31
4.4. Kuvvet Analizleri .....	32
4.4.1. Temel Mekanik Kavramlar .....	32
4.4.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri .....	35
4.4.3 Sonlu Eleman Analizi .....	37
4.4.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi Aşamaları.....	38
4.4.4.1. Sonlu elemanlar modelinin (SEM) oluşturulması.....	39
4.4.4.2. Sonlu elemanlar ile stres analizi aşamaları .....	41
4.4.5. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları .....	42
4.4.6. Oral Ve Maksilofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Kullanılması .....	43
5.GEREÇ VE YÖNTEM .....	48
5.1.3D Solid Model Hazırlanması.....	48
5.2.Sonlu Elemanlar Ağ Yapısının Oluşturulması (Mesh) İşlemi .....	50
5.3.Malzeme Modelleri ve Uygulanması .....	50
5.4.Yükler ve Sınır Koşulları .....	51
6.BULGULAR .....	52
7. TARTIŞMA .....	72
8.SONUÇ .....	82
9. KAYNAKLAR .....	83
10. ÖZGEÇMİŞ .....	94

## IV. KISALTMALAR

**$\sigma_e$** : Eşdeğer Stres, Von Mises Stress

**3B**: 3 boyutlu

**a**: İvme

**BT**: Bilgisayarlı Tomografi

**CAD**: Computer Aided Design

**DICOM**: Digital Imaging and Communications in Medicine

**F**: Kuvvet

**kgf**: Kilogram kuvvet

**m**: Kütle

**MPa**: Megapaskal

**N**: Newton

**SEA**: Sonlu Elemanlar Analizi

**SEM**: Sonlu Elemanlar Modeli

**STL**: Stereolithography

**TME**: Temporomandibular eklem

**TER**: Total eklem replasmanı

**m**: Musculus

**lig**: Ligamentum

**UYMAP**: Ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen

**PMMA**: Polimetilmetaakrilat

**art**: Articulatio

**Cr-Co-Mo**: Krom-Kobalt-Molibden

**CASS**: Computer assisted surgical simulation

# V. ŞEKİL VE TABLO LİSTESİ

## I. Şekiller Listesi

Şekil 1 TME şematik görüntüsü

Şekil 2 TME ligamentlerinin şematik görüntüsü

Şekil 3 Sphenomandibular ve Stylomandibular ligamentlerin şematik görüntüsü

Şekil 4 Tmj Concepts<sup>R</sup>'e ait TER protezi

Şekil 5 Kafatasına TER cihazının yerleştirilmesi

Şekil 6 Test 1 Cihazı

Şekil 7 Test 2 Cihazı

Şekil 8 Yapının sonlu elemanlar ağına bölünmesi

Şekil 9 Uygulanan yükler ve sınır şartları

Şekil 10 3B modeldeki parçalar ve numaraları

Şekil 11 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri

Şekil 12 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri

Şekil 13 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri

Şekil 14 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri

Şekil 15 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

Şekil 16 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

Şekil 17 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

Şekil 18 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

Şekil 19 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

Şekil 20 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

Şekil 21 160N'luk kuvvette Test 1 cihazının Von Mises stresleri

Şekil 22 160N'luk kuvvette Test 2 cihazının Von Mises stresleri

Şekil 23 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri

Şekil 24 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri

Şekil 25 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri

Şekil 26 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri

Şekil 27 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

Şekil 28 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

- Şekil 29** 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 30** 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 31** 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 32** 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 33** 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri
- Şekil 34** 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri
- Şekil 35** 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri
- Şekil 36** 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri
- Şekil 37** 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 38** 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 39** 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 40** 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 41** 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri
- Şekil 42** 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

## **II. Tablolar Listesi**

**Tablo 1** Elledge ve Mercuri'nin TER cihazları sınıflandırması

**Tablo 2** Malzemeler ve mekanik özellikleri

**Tablo 3** Birleşenlerin numaraları

**Tablo 4** 20-80N yükleme durumu için gerilme sonuçları

**Tablo 5** 100-160N yükleme durumu için gerilme sonuçları

**Tablo 6** 180-220N yükleme durumu için gerilme sonuçları



## 1.ÖZET

Temporomandibular eklem hastalıkları(TME) ve dentofasiyal deformiteler maksillofasiyal cerrahinin teşhis ve tedavi açısından en karmaşık hastalıklarından olup, sıklıkla birbirleriyle neden-sonuç ilişkisi gösterirler. Bu hastalıkların teşhisinde her iki durum dikkatli bir şekilde incelenmeli ve tedavi planlaması bu çerçevede yapılmalıdır.

Günümüzde fizik tedavi, psikoterapi ve medikal tedaviyle tedavi edilemeyen şiddetli TME hastalıklarının cerrahi tedavi seçenekleri içerisinde total eklem replasmanı (TER) cihazları yerini almıştır. Retrognatik mandibulası olan hastalarda cerrahi tekniklerin endike olduğu TME hastalıkları birlikte görüldüğünde, bu hastalara özel tasarlanmış TER cihazlarıyla TME hastalığı ve mandibular yetersizlik tek bir cerrahi girişimle başarılı bir şekilde tedavi edilebilmektedir.

Bu protezlerin tasarımı kişiden kişiye değişmekle birlikte genel hatlara ışık tutabilecek iki farklı tasarıma sahip TER cihazı SEA ile incelenmiş ve bu cihazların bileşenlerinde ısırma kuvveti nedeniyle oluşan stresler değerlendirilmiştir.

Çocukluk döneminde bilateral kondil fraktürü nedeniyle mandibula retrognatisi gelişen 56 yaşındaki bayan hastanın yüz bölgesi BT ile DICOM formatında görüntülenmiştir. Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile elde edilen görüntüler Mimics 10.0 (Materialize NV) yazılımı ile nokta bulutuna çevrilerek stereolithography (STL) dosyası olarak kaydedildi. Daha sonra bu datalar Geomagic Studio 12 (Geomagic Inc. North Carolina) yazılımı ile gerekli düzeltme ve yenileme işlemlerinden sonra 3B katı model elde edildi. Çizimleri SolidWorks (Dassault Systèmes, SolidWorks Corporation) yazılımında yapılan protez ve ilave parçaları ile hazırlanan çene ve kafa modeli montaj edilerek analiz için 3B montaj modeli hazır hale getirildi. Hazırlanan 3D montaj modelleri parasolid.x\_t uzantısında kaydedilerek Ansys Workbench 19 (Ansys Inc.Pensilvanya) yazılımıyla analiz işlemi yapılmıştır.

. Sonuçlar genel olarak yorumlandığı zaman Test 1 durumu için protez üzerinde oluşan gerilmeler Test 2 durumu için oluşan gerilmelerden bütün yükleme durumlarında daha küçük olduğu, üst bağlantı parçasının ise bu yükleme durumlarında

dayanıklı olduğu, üst bağlantı parçası vidalarının ise gerilme açısından 220 N da dahi herhangi bir hasara maruz kalmayacağı, protez çene kemiği bağlantı vidalarında ise en bđyđk problemin yaşandığı, özellikle çene kemiğinin kırılđan yapısı ve dđřđk çekme dayanımı dikkate alındığında bu tđr bir protezin uygulanmasında kritik bđlge olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca fossa komponentinin 200 N ve daha yđksek kuvvetlere sđrekli maruz kalması durumunda bu parçada deformasyonlar oluşabileceği grđlmüřtđr.

Gerek gerilme dağılımları, gerekse ergonomiklik ve çene anatomisine uygunluk açısından Test 1 modelinin daha uygun olduğu, 200 N çiğneme kuvvetine dayanabileceği tespit edilmiştir.



## **2.SUMMARY**

Temporomandibular joint diseases (TMJ) and dentofacial deformities are one of the most complex diseases of maxillofacial surgery in terms of diagnosis and treatment, and often have a cause-effect relationship with each other. For diagnosis of these pathologies, both conditions should be carefully examined and treatment planning should be done within this framework.

Nowadays, total joint replacement (TJR) devices have been replaced by surgical treatment options for severe TMJ diseases that cannot be treated with physical therapy, psychotherapy and medical treatment. In patients with retrocephalous mandibular disease, when TMJ diseases are indicated, surgical treatment of these patients can be successfully treated with only one surgical procedure. The design of these prostheses has been examined by SEA, which has two different designs that can shed light on the general lines, and the stresses caused by the bite force in the components of these devices were evaluated.

CT DICOM data of a 56-year-old female patient who developed mandibular retrognathia due to bilateral condylar fractures in childhood was used in our study. Images obtained by computed tomography (CT) were recorded as stereolithography (STL) files by turning them to point cloud with Mimics 10.0 (Materialize NV) software . Afterwards, these data were obtained with Geomagic Studio 12 (Geomagic Inc. North Carolina) software and after the correction and renewal processes, a 3D solid model was obtained. The design of prosthesis and additional parts was made in SolidWorks (Dassault Systèmes, SolidWorks Corporation) software and prepared for analysis. The 3D models were recorded in a parasolid.xt extension file and analyzed with Ansys Workbench 19 (Ansys Inc. Pennsylvania) software.

While the results are interpreted in general, the stresses on the prosthesis for the Test 1 condition are smaller than the stresses occurring for the Test 2 condition in all loading situations, when the upper connecting part is durable in these loading situations and the upper connecting part screws will not be subjected to any damage even at 220N for stress. and the biggest problem in the prosthetic jaw bone connecting

screws, especially the brittle structure and low tensile strength of the jaw bone is considered as a critical region in the application of this type of prosthesis. In addition, when the fossa component is continuously exposed to forces of 200 N and higher, deformations may occur in this part.

It has been determined that Test 1 model is more suitable and can withstand 200N chewing force in terms of both stress distributions, ergonomics and jaw anatomy.



### 3.GİRİŞ VE AMAÇ

Dünya nüfusunun % 25'inden fazlası, herhangi bir temporomandibular bozukluktan etkilenmekte ve bu durum mandibular disfonksiyon ve ağrı ile sonuçlanmaktadır (Wolford ve ark. 2003).

Ekstra-artiküler TME bozuklukları çoğunlukla menşei çiğneme kasları iken, eklem içi TME bozuklukları spesifik tanımlanabilir patolojilerle ilgilidir. Ekstra-artiküler TME bozukluklarının tedavisi davranışsal, farmakolojik ve fizik tedavi yöntemleri gibi cerrahi olmayan seçenekleri içerir (Lotesto ve ark. 2016; Mercuri 2012).

TME bozuklukları ve dentofasiyal deformiteler sıklıkla bir arada bulunur. TME patolojisi çene deformitesinin nedeni olabilir veya çene deformitesinin bir sonucu olarak gelişebilir veya iki olgu birbirinden bağımsız olarak gelişebilir. Hepsi sıklıkla dentofasiyal deformasyonlar, maloklüzyon, TME ağrısı, baş ağrıları, miyofasiyal ağrı, TME ve çene fonksiyon bozukluğu, kulak semptomları, uyku apnesi, vb. ilişkilidir. Bu şartlara sahip hastalar, TER cihazlarıyla rekonstrüksiyon, ortognatik cerrahi ve diğer ek cerrahiler dahil olmak üzere düzeltici cerrahi müdahaleden fayda görmektedirler (Wolford ve ark. 2003).

TER cihazlarıyla eş zamanlı yapılan ortognatik cerrahi ameliyatları son yıllarda güncel tedavi yöntemleri arasına girmeye başlamıştır (Wolford, 2016) . Bu cihazların tarihsel gelişimi dikkate alındığında uzun bir mesafe kat edildiği görülmektedir. Bu cihazların uzun dönem başarısını arttırabilmek ve hastaların başarılı bir fonksiyon görebilmesi adına bu cihazlarda yapılabilecek tasarım açısından farklı varyasyonlar çalışmamızın amacı olmuştur. Bu çıkış noktasıyla geçirilmiş bilateral kondil fraktürü nedeniyle mandibula retrognatisi olan bir hastanın tomografi görüntüleri üzerinden tasarlanan iki farklı mandibula ilerletme TER cihazı dizayn edilmiş ve sanal ortamda SEA ile bu protezin parçaları stres açısından değerlendirilmiştir.

Bu değerlendirmeler ışığında yeni dizaynlara öncü olunabileceği, yapılan bu cihazlardaki eksiklerin iyileştirilebileceği, böylece daha stabil ve uzun dönem başarılı protezlerin üretilmesi amaçlanmıştır.

## 4.GENEL BİLGİLER

### 4.1. Temporomandibular Eklem ve Çiğneme Kaslarının Anatomisi

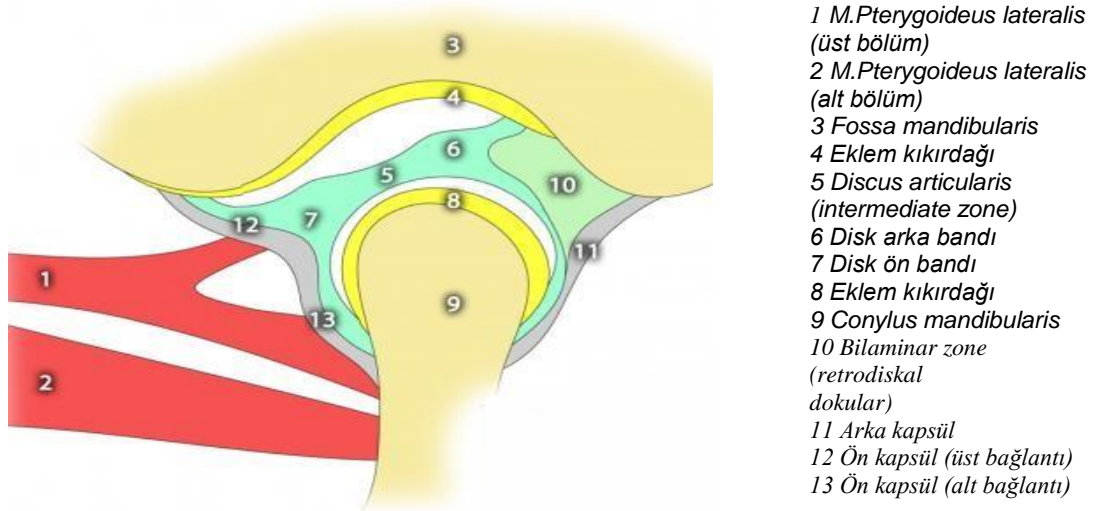
#### 4.1.1. Eklem anatomisi

Her iki temporal kemiğin fossa mandibularis adı verilen çukur bölümleri ve bunların ön uzantılarında yer alan tuberculum articulare adı verilen çıkıntılı bölgeler ile mandibulanın her iki ramusunun uzantısı olan processus condylaris üst ucunda şekillenen caput mandibula arasında yer alan eklemlerdir.

TME, discus articularis ile ikiye ayrılmış olan articulatio sinovialis grubundan bir eklem olup vücudun en komplike eklemidir. Menteşe hareketi ile ginglomoid eklem, kayma hareketi yapması ile artroidal eklem sınıfına girer. Bu nedenle ginglymoarthroidal eklem olarak da tanımlanabilir.

Eklem ön tarafta incusura mandibula, masseter kas ve masseteric arterle; lateralde parotis bezinin fasyası; medialde maxiller arter ve ven; arkada ise parotis bezinin glenoid çıkıntısı ve meatus acusticus externus ile komşudur.

TME kompleks yapısı altı anatomik bölümden oluşmaktadır.



Şekil 1 TME şematik görüntüsü

#### **4.1.1.1 Eklem kemikleri ve arasında şekillenen eklem boşluğu (cavitas articularis)**

Temporal kemiğin glenoid fossaları ve mandibular kemiğin processus condylaris TME'nin kemik yapılarını oluşturur.

Temporal kemiğin pars squamosa parçasında, processus zygomaticusun altında yer alan fossa mandibularis (glenoid fossa) önde dışbükey arkada içbükey olarak şekillenmiştir. Glenoid fossa ortalama olarak 20-25 mm genişlikte, 18-20 mm uzunluktadır. Sentrik okluzyonda kondil başı ile eminentia articularis arasında 1,5-2,5 mm olan aralık; fossa artikularisin en derin yerinde 2,5-3 mm'ye ulaşır. Kondil başının arkası ile eklem boşluğunun arkada duvarı arasında 7,5-10 mm boşluk bulunur.

Processus condylaris uç kısmına doğru collum mandibula ve caput mandibula ile son bulur.

#### **4.1.1.2. Kıkırdak dokusu ile örtülü eklem yüzeyi (cartilago articularis)**

Temporomandibular eklem katılan temporal kemik ve mandibula kondilinin yüzeyleri ortalama 2-2.5 mm kalınlığında yoğun fibröz bağ dokusu yapısındaki hyalin kıkırdak ile örtülmüş durumdadır. Bu yapı eklemi oluşturan kemik yüzeylerinin aşınmasını engeller, yıpranmaya karşı daha dirençlidir ve tamiri daha kolaydır. Kondilin kıkırdak ile kaplı yüzeyi 203 mm<sup>2</sup> kadardır.

#### **4.1.1.3. Discus articularis**

Articulatio temporomandibularis gibi eklem yüzleri birbirine tam uymayan ve arada fazla boşluk kalan eklemlerde bu boşluk morfolojisine uyumlu fibröz yapıdaki discus articularis adı verilen ara eklem elemanı ile doldurulmuştur.

Önde lig. capsulare ve m. pterygoideus lateralisin üst liflerine; yanlarda lig. capsulare ile eklem kapsülüne; arkada retrodiskal dokulara bağlanır. Eklem diski, eklem boşluğunu alt ve üst kompartımanlara bölen fibröz yapıda bir ara parça olup eklem yüzlerinin birbirleri ile temasını engeller.

Üst eklem boşluğu (temporodiskal kavite) eminentia artikularis ile disk arasında yer alır. Kondilin kayma hareketinin gerçekleştiği bölüm burasıdır ve alt kompartımana oranla hacmi daha büyüktür. (580 mm<sup>2</sup>) Alt eklem boşluğu

(kondilodiskal kavite) condylus mandibula ile disk arasında yer alan daha küçük ve dar yapılanan bu boşlukta kondilin dönme hareketi gerçekleşir (395mm<sup>2</sup>).

Discus articularis ortada ince, kenarlarda kalın olarak şekillenmiştir. Disk şeklindeki yapının ince olan orta bölümüne ara ince bant (Intermediate Zone) adı verilir. Discus articularisin kalın olan periferik kısmı çevresel olarak eklem kapsülüne yapışır. Bu yapışık alan arkada retrodiskal yastık adı verilen, damar ve sinirden zengin fibroelastik bir bağ dokusu ile desteklenerek fissura pterygotympanicaya tutunur.

Ağız kapalı durumda iken, fossa mandibularis ile caput mandibula arasında bulunan discus articularis, ağız açıldığında tuberculum articulare ile caput mandibula arasında konumlanır. Yoğun fibröz bağ dokusundan oluşan disk kan damarları ve sinir lifleri taşımaz. Normal bir eklemden kondilin eklem yüzeyi diskin intermediate bölümünde yer alır.

Disk sagittal düzlemde kalınlığına göre üçe ayrılır;

1. Ön bölümde 2mm,
2. Orta bölüm 1mm(en ince kısım),
3. Ön bölüm 3 mm kalınlıktadır.

Disk ön-arka boyutu yaklaşık 10 mm, iç - dış boyutu 20 mm kadardır. Önden bakıldığında disk medialde laterale göre biraz daha kalındır. Bunun nedeni kondil ile artiküler fossa arasındaki boyutun medialde daha fazla olmasıdır.

Disk şekli, kondilin ve mandibuler fossanın morfolojisine bağlıdır. Hareket sırasında disk esnektir ve eklem yüzeylerinin fonksiyonel gereksinimlerine göre şekil değiştirir. Intermediate zone normal mandibular hareketlerde temporal kemik ile kondil başı arasında yer alır. Disk, yapısal değişimler ve yıkıcı kuvvetler gelmedikçe morfolojisini korur. Yapısal değişimler ve yıkıcı kuvvetler oluşursa; disk geriye dönüşümsüz olarak şekil değiştirir ve patolojik olaylar gelişebilir.

Disk arka bölümü damar ve sinirden çok zengin gevşek bağ dokusuna bağlıdır. Bu dokuya retrodiskal doku veya bilaminar zone adı verilir. Retrodiskal doku retrodiskal lamina ile bağlantı kurar. Üstteki superior retrodiskal lamina artiküler diski tympanic plağa bağlar. Altındaki inferior retrodiskal lamina diskin posterior kenarının iç kısmını kondilin eklem yüzeyinin posterioruna bağlar.



Superior retrodiskal lamina elastik ve kollagen lif ağından, inferior retrodiskal lamina yoğun kollagen liflerden oluşur. İki tabaka arasında sinir ve damar pleksusları ile yağ dokusu bulunur. Bu kısım kondilin öne hareketi sırasında kanla dolar. Superior retrodiskal lamina, fossa glenoidalise bağlanır, ağız açıldığında discus articularisi arkaya doğru çeker.

#### **4.1.1.4. Sinovial sıvı**

Capsula articularisin iç tabakası olan membrana synovialis tarafından üretilir ve gerektiğinde rezorbe edilir. Eklem yüzeylerine sinoviyal sıvı gerekli metabolik ortamı sağlar. Fonksiyon sırasında yağlayıcı etki yapar. Eklem yüzeyi üzerindeki sürtünmeyi azaltır. Sarımsı renkte yumurta akı kıvamında olup yağ granülleri ile az sayıda hücre ihtiva eder. Ortalama 0,5 ml kadardır.

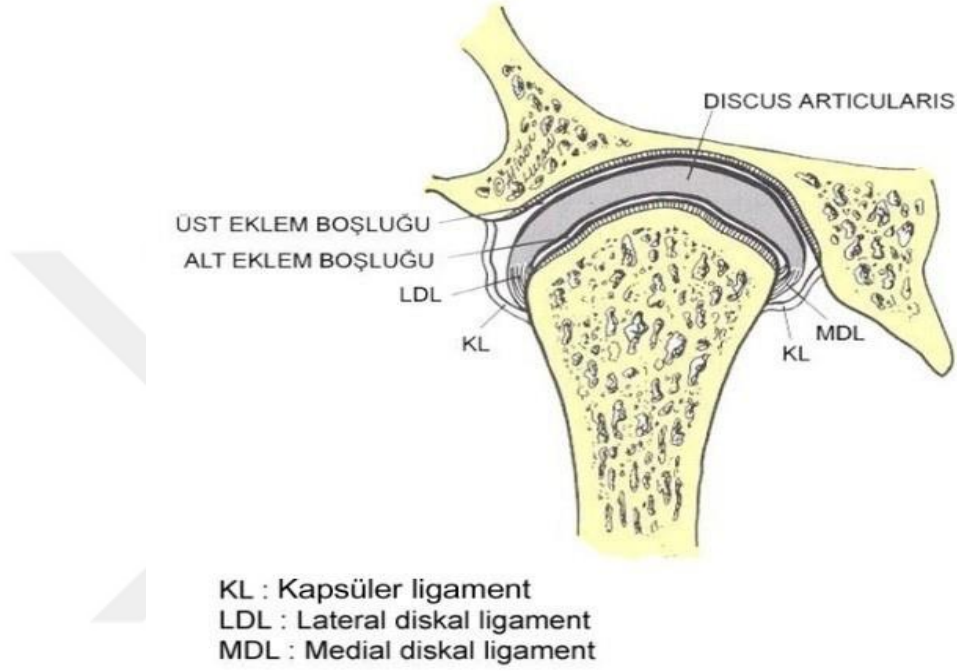
#### **4.1.1.5. Capsula articularis**

Articulatio temporomandibularisi oluşturan kemikler, capsula articularis ve eklem bağları ile birbirlerine bağlanmışlardır. Capsula articularis, eklem yüzleri arasındaki aralığı dıştan sararak cavum articulare adı verilen eklem boşluğunu şekillendirir. Bu boşlukta bağlar, disk ve synovial sıvı bulunur.

Capsula articularis synovial sıvının salınması ve bası karşısında emilimi işlevini görür. Dış ve iç olarak iki tabakadan oluşur. Stratum fibrosum (Membrana Fibrosa) adı verilen dış tabaka fibröz bağ dokusundan yapılmıştır. Bu yapı kuvvete karşı uyum ve direnç açısından önemlidir. Kemik periostuna yapışan fibröz membran eklem dış etkenlerden korunmasına yardımcıdır. Stratum synoviale (Membrana Synovialis) adı verilen iç tabaka synovial sıvıyı üretir. Eklem boşluğuna bakan synovial intima ile damar ve sinirden zengin olan, elastik bağ dokusu yapısında, çeşitli reseptörler içeren synovial subintima olmak üzere iki tabakadan oluşur.

#### 4.1.1.6. Eklem bağları

Mandibulayı her iki maksilla bloğuna askılayan yoğun kollajen yapısında oluşumlardır. TME fonksiyonuna aktif olarak katılmazlar, gerilemezler, hareketi sınırlarlar. Bağların fonksiyon yetersizliğinde tek ya da çift taraflı kondil çıkıkları oluşur. TME’de üç adet fonksiyonel, 4 adet yardımcı ligament bulunur.



Şekil 2 TME ligamentlerinin şematik görüntüsü

#### Fonksiyonel ligamentler:

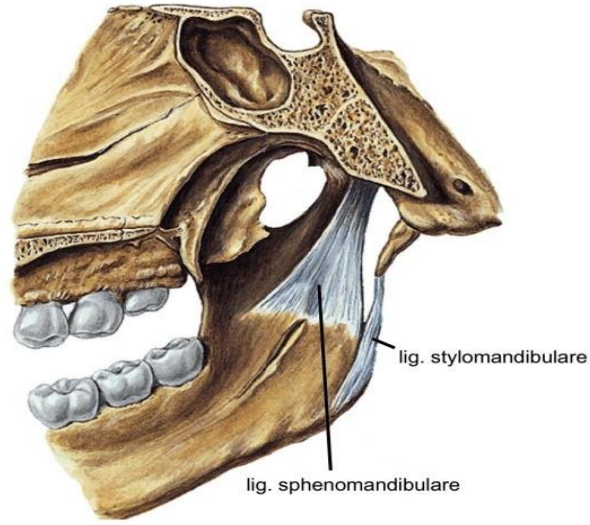
- Lig. collaterale (diskal ligament) eklem diskinin medial ve lateral kenarlarını kondil ucuna birleştirir. Diskal ligament olarak da adlandırılan bu yan bağlar 2 tanedir. Bu ligamentler medio-lateral yönde, eklemi üst ve alt iki eklem boşluğuna ayırır. Bunlar gerçek ligamentlerdir ve kollojen bağ dokusu fiberlerinden oluşurlar, esneme yetileri sınırlıdır, diskin kondilden ayrı hareket etmesini önlerler.
- Lig. capsulare processus condylarisin collum bölümü ile üst önde eminencia articularis, üst arkada fossa articularis arasında uzanır. Eklem boşluğunu tümü ile saran kapsüler ligament diski ve kondili destekler,

içinde synovial sıvı bulunur. Lateral bölümde lig. temporomandibulare tarafından desteklenir.

- Lig. temoromandibulare çalışan tarafta rotasyon yapan kondil başının lateral hareketlerini kısıtlayarak saf rotasyon hareketine yönlenmesine yardımcı olur.

**Yardımcı ligamentler:**

- Lig sphenomandibulare foramen spinosumun yan duvarı ile spina ossis sphenoidalisden başlar, aşağı doğru genişleyerek m. pterygoideus lateralis ve m. pterygoideus medialis arasından geçerek ramus mandibulanın iç yüzünde yer alan foramen mandibula girişi ile lingula mandibula arasında uzanır. Lig. sphenomandibulare, mandibulanın ileri hareketini ve maksimum açılımını engeller.
- Lig. stylomandibulare temporal kemikteki processus styloideus ile angulus mandibulanın ramusa yakın iç arka bölümü arasında uzanır. Bu bağ mandibulanın aşırı ileri (protrusiv) hareketlerini sınırlandırır.
- Lig. reticulare ramus mandibula ile glandula parotidea arasında uzanır. M. masseterin kontraksiyonunda oluşan kuvveti ekleme ve retrodiskal dokuya iletir.
- Lig. malleomandibulare(Pino ligamenti) kulak kemiklerinden malleustan başlayarak, discus articularisin orta bölümü ve lig. sphenomandibulare arasında uzanır. Eklem fizyolojik limitler dışında zorlandığında duyu iletimini etkilediği düşünülen bu bağın kesin fonksiyonları bilinmemektedir.



Şekil 3 Sphenomandibular ve Stylomandibular ligamentlerin şematik görüntüsü

#### 4.1.2. Çiğneme Kaslarının Anatomisi

TME hareketlerini sağlayan kaslardan temporal, masseter, medial pyterigoid kaslar ağız kapatan ana kaslar; lateral pyterigoid ve digastrik kaslar ise ağız açan kaslardır.

Masseter kas derin ve yüzeysel kısımlardan oluşan dikdörtgensel bir kاستır. Derin kısım zigomatik kemiğin medialinden başlar, yüzeysel kısım ise zigomatik kemiğin anteriorundan başlar. Her iki kas grubunda ramusun dış yüzeyine bağlanır.

Temporal kas temporal fossadan başlayıp zigomatik kemiğin medialinden geçerek infratemporal fossada koronoid proses ile birleşir. Anterior kısmı mandibulayı açma hareketiyle birlikte öne doğru hareket ettirirken arka kısmı çeneyi yukarı ve geri hareket ettirir. Total eklem replasmanı sırasında koronoidektomi yapılırsa temporal kasta kayıp olur.

Medial pyterigoid kas, pyterigoid plakalardan köken alıp ramusun iç yüzeyine bağlanır. Ağız açma hareketiyle birlikte karşı taraf lateral pyterigoid kas ile çeneye lateral hareketin yapılmasına yardımcı olur.

Lateral pyterigoid üst ve alt kısımdan oluşur. Üst kısım sfenoid kemiğin büyük kanadındaki infratemporal yüzeydir. Alt kısmın başlangıcı ise lateral plaktır. Lateral pyterigoid kas kondil ve eklem kapsülüne bağlıdır. Bu kas eklem diskini eklem diskini ileriye çeker ve karşı tarafın medial pyterigoid kasıyla birlikte çalıştığında lateral hareketi sağlar. Alt grup kondile ön dış ve aşağı yönlü kuvvet uygulayarak çeneyi açma ilerletme sırasında görev alır.

Suprahyoid kaslar, digastrik, mylohyoid, geniohyoid ve stylohyoid kaslardan oluşur. Digastrik kas, anterior ve posterior karından oluşur. Anterior karın, mandibulaya ait digastrik fossadan başlar. Posterior karın temporal kemiğin mastoid çentiğinden orijin alır. Her iki karın da hiyoid kemikte buluşurlar. Digastrik kas, mandibulayı deprese eder ve geri çeker ve hiyoid kemiği yükseltir. Posterior karın yutkunmada ve öksürmede aktiftir (Dutton 2012). Mylohyoid kas, dili ve ağzın tabanını stabilize eder ve yükseltir. Geniohyoid kas, mylohyoid kasın altında yer alır ve hiyoidi yükseltir. Stylohyoid kas hiyoidi ve dilin gövdesini yükseltir (Dutton 2012). TER sonrası lateral pterygoid yokluğunda, suprahyoid kaslar, mandibular açılmaya yardımcı olmak üzere yoğunlaşır.

İnfrahyoid kas grubunda sternohyoid, omohyoid, sternothyroid ve thyrohyoid kaslar bulunur. Hiyoid kemiği aşağı çekerler. Yutkunma ve çiğneme hareketlerinde etkileri vardır.

#### **4.2. TME Hareketleri**

TME'de, diskin üstünde ve altındaki üst ve alt eklem boşlukları farklı hareket türlerinden sorumludur. Rotasyon hareketi, disk ve mandibular kondil arasındaki alt eklemden, bir menteşe şeklinde gerçekleşir. Translasyon, disk ile articular fossa arasındaki üst eklemden gerçekleşir. Üst eklem, disk ile temporal kemik arasındaki gevşek eklemlerden dolayı translasyon hareketine izin verir.

TER yapılmış hastalarda artık bir disk olmadığı için tek bir eklem boşluğu vardır. Translasyon hareketi büyük oranda azalır, neredeyse saf rotasyon hareketi ile mandibula hareketi izlenir. İndirgenmiş translasyonun nedenleri arasında lateral pterygoid kas ataçmanlarının kaldırılması, TER cihaz eklem yüzeyi geometrisi ve

özellikle multipl olarak opere edilen hastalarda doku ve kas fibrozisinin oluşması yer alır. Bununla birlikte TER uygulanmış hastalarda, suprahyoid, masseter ve medial pterygoid kaslar bazı translasyon hareketlerini tekrar kazanabilirler.

Mandibular hareketler arasında, depresyon, elevasyon, protrüzyon, retrüzyon ve lateral deviasyon yer alır. Bu hareketler, kasların kasılmalarıyla elde edilir, ligamentler ve TME'nin temas eden yüzeyleri tarafından sınırlanır.

#### **4.2.1. Ağız açma ve kapama**

Mandibulanın açılması sırasında elektromiyografi (EMG) çalışmaları lateral pterygoid kasların alt karnı ve digastrik kasların aktif olduğunu göstermiştir (Bell 1990; Gibbs ve ark. 1984). Yerçekimi kuvveti de bu hareketi destekler. Mandibulanın kapanması sırasında ise medial pterygoid, masseter ve temporal kas grubu aktiftir. Lateral pterygoid kasın üst karnı çene kapanırken diskin geri kaçmasını engeller. Maksimum ağız açıklığında interinsizal mesafe lineer olarak 38-50 mm ye ulaşır (Celebi ve ark. 2011). Mandibula 29-35° derece rotasyon yapabilir (Lewis ve ark. 2001). Rotasyonel hareket ağız açma hareketinin 11-25 mm kısmını sağlar. Geri kalan açma miktarı ise translasyonel hareketle sağlanır.

TME'nin hareketine ağız açılma miktarını ilişkilendirmek için birçok çalışma yapılmıştır. Ağız açılışı, TME'de eklem rotasyonu ve translasyonunun kombinasyonu ile sonuçlanır. Rotasyon, disk ile kondil arasındaki alt eklem bölmesinde meydana gelir. Translasyon, disk ve artiküler eminens arasındaki üst eklem bölmesinde oluşur.

#### **4.2.2. Protrüzyon ve retrüzyon**

Masseter, medial pterygoid ve lateral pterygoid kaslar, çenenin protrüzyon hareketini üretmek için iki taraflı olarak birlikte hareket ederler. Temporalis, digastrik ve suprahyoid kasların posteriorları, bilateral olarak etki gösterirken çenenin retrüzyon hareketini üretir. Normal mandibula, 8-12 mm (Celebi ve ark. 2011) protrüzyon yapabilir. Protrüzyon, üst TME kompartımanında sadece anterior ve inferior translasyonunu içerir. Tersine, retrüzyon, sadece posterior ve superior translasyonunu içerir. Protrüzyon, posterior diskal ataçmanlar ile sınırlandırılır. Retrüzyon temporomandibular ligament ve retrodiskal doku ile sınırlandırılır.

### 4.2.3. Lateral deviasyon

Lateral ve medial pterygoid kaslar, mandibulayı karşı tarafa hareket ettirir. Temporal kas, aktive olan kas liflerine bağlı olarak mandibulayı aynı tarafa saptırabilir. Birlikte, temporalis ve lateral pterygoid kaslar, bir kuvvet çifti gibi davranır. Mandibula, her iki kasın aktif olduğu taraftaki kondil etrafında döner ve mandibula lateral sapmasına neden olur.

Çiğneme sırasında lateral hareket meydana gelir, çünkü temporal kas da mandibulayı yükseltir. Normal mandibula lateral olarak 7 ve 10 mm hareket edebilir (Ferrario ve ark. 2005). TME'de, bir tarafta dönme hareketi, diğer tarafta kayma ile eşzamanlı olarak gerçekleşir. Bu hareketler çiğneme ve öğütme işlevi için birlikte meydana gelir.

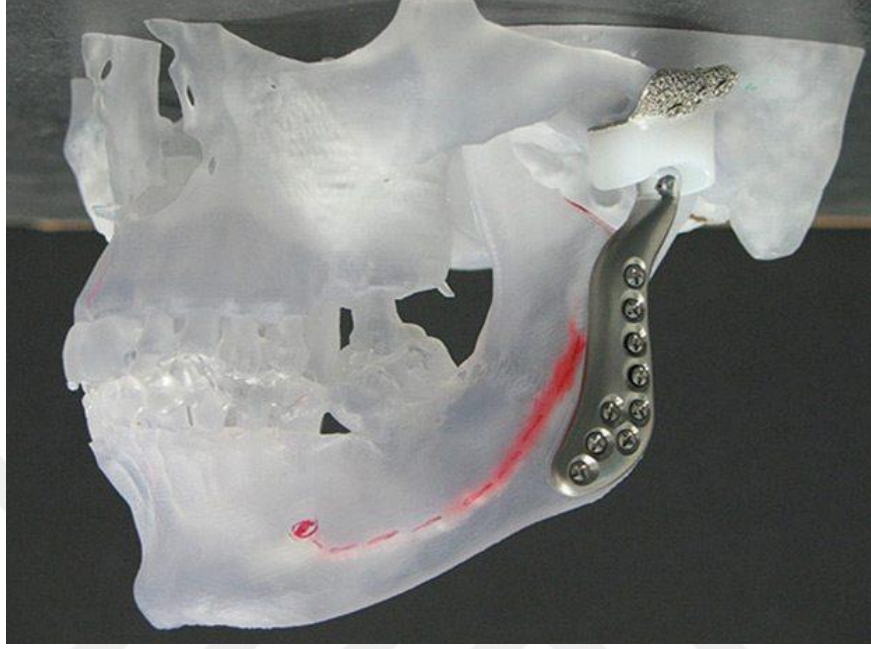
### 4.3. TME Protezleri

Birçok TME hastalıkları başlangıçta cerrahi olmayan ve konservatif yöntemlerle tedavi edilseler de, ciddi eklem patolojileri ve şiddetli fizyolojik disfonksiyonu olan bazı hastalar TER ihtiyaç duymaktadır. TER'nin amacı, mandibula formunu ve işlevini düzeltmektir. TER otojen greflerle yapılabildiği gibi son zamanlarda daha sıklıkla alloplastik materyaller tercih edilmektedir.

Alloplastik TER uygulamaları hastanın biyolojik özelliklerinden ziyade biyomekanik fonksiyonlarını iade etmeyi hedefler. Alloplastik TER'in ağız açıklığının artmasına, yaşam kalitesinin artmasına, ağrı ve diyet kısıtlamalarının azalmasına ve çiğneme, konuşma, yutma gibi önemli yaşamsal fonksiyonları geri kazandırdığını destekleyen birçok araştırma vardır (Dimitroulis 2014; Leandro ve ark. 2013; Machon ve ark. 2012; Westermarck 2010).

Geçmişte TER için çok sayıda alloplastik malzeme kullanılmıştır. Propplast-Teflon (Vitek Kent, Houston, Texas) ve Silastic içeren önceki sistemler, yabancı cisim dev hücre reaksiyonu (Carter ve ark. 2000) ve ciddi yıpranmaları nedeniyle piyasadan uzaklaştırılmıştır. Modern gün sistemlerinin çoğu, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UYMAP) bazlı fossa bileşenlerine sahip Kobalt-Krom-Molibden (Co-Cr-Mo) veya Titanyum (Ti) kondiler bileşenlerden oluşur (Petty 1991).

İki tip TER protez sistemi bulunmaktadır. Farklı prefabrike boyutlarda ve şekillerde mevcut ortalama ölçümlere dayanan stok fit protezler ve şahsi olarak hazırlanmış kişisel protezlerdir.



Şekil 4Tmj Concepts<sup>R</sup>'e ait TER protezi

#### 4.3.1. TME Protezinin Tarihçesi

M.Ö. 5000 yılına dayanan hiyeroglifler eklemlerin ankilozu ve çene dislokasyonunu tarif etmiştir (Schwartz 1959). İlk cerrahi müdahale 1536 yılında enfeksiyon kaynaklı eklem dejenerasyonu olan bir hastada eklem eksizyonunu yapan Rönesans Ambrose Pare adlı Fransız bir berber cerrah tarafından yapılmıştır (Rutkow 1991). 1536 ve 1840 arasında, cerrahi eksizyon, ciddi eklem hastalığı için bildirilen tek tedavi idi (Freeman ve Swanson 1977; Dumbleton 1981). 1778'de John Hunter, eklem ankilozu tedavisini araştırmalarına öncülük etmiştir (Mercuri 2016). Barton, 1826'da, ekstremitelerin ankilozu tedavisinde psödo-artikülasyon kavramını önermiştir (Shands 1984).

1840 yılında, New Yorklu cerrah John Murray Carnochan, dejeneratif eklem yüzeyleri arasına malzeme yerleştirme fikrini ortaya atmıştır. Hastanın ankilozu bağlı TME'sini, kondilin boynunda bir boşluk oluşturduktan sonra, rezidüel mandibulanın



kemikli yüzeyleri arasına küçük bir tahta bloğu yerleştirme girişimi olduğunu bildirmiştir (Carnochan 1860). 1891'de Gluck, kalça eklemlerinde fildişinden yapılmış protezin çimento ile sabitlenerek kullanıldığı total eklem artroplastileri olduğunu bildirmiştir (Mercuri 2016).

1948 silastik adı verilen silikon ve plastik esaslı materyalin tanıtımından sonra; 1968 yılında eklem hastalıklarının cerrahisinde kullanımı için önerilmiştir. Braley ve Brown silikonların TME ankiloz cerrahisinde uygulamış ve takipler yapmışlardır.

TME ve mandibular rekonstrüksiyon için materyal olarak Teflon ve Silastic kullanımı ile küçük deneyler yapılmıştır. Willmington 1964'te Teflonun büyük mandibular rezeksiyonların restorasyonuna daha fazla uyum sağlayabildiğini bildirirken, Silastic kondilin replasmanı için daha uygun olduğunu bildirmiştir (Mercuri 2016).

1950 yılında Judet (Gomez ve Morcuende 2005) akrilik, polimetilmetakrilat (PMMA) hareketli femur başı bileşenine karşı metal bir asetabulum bileşeni kullanarak total kalça protezini geliştirdi. PMMA'nın yük altında kalması sonucu oluşan partikül debris, bu cihazın başarısızlığına yol açmıştır (Rushton ve ark. 1979). 1954'te, Healy (Takushima ve ark. 2005), ablatif cerrahiden sonra mandibulayı yeniden yapılandırmak için akrilik implantların kullanımını bildirmiştir ve 1975'te, Kameros ve Himmelfarb, TME ankilozu tedavisinde interpozisyonel metilmetakrilat akrilik kullanımını önermiştir.

Boyne ve ark. (Boyne 1989), ankiloz tedavisinde polioksimetilen (Delrin) kondiler replasman kullanımını bildirmişlerdir. 1970 yılında Hahn ve Corgill (Mercuri 2016) ,ilk olarak ankiloz tedavisi için ramus-kondil hemiartroplasti protezinin kullanımını bildirmişlerdir. Kondiler bileşen, dental polimetilmetakrilattan üretilmiştir. Ramus bileşeni paslanmaz çelik tel örgüden üretilmiştir. Hiçbiri klinik olarak başarılı olmamıştır.

1933'te Risdon (Risdon 1933), gap artroplastisi sonrası kemik yüzeyleri arasına altın folyo yerleştirerek bir TME ankiloz hastasının tedavisini bildirmiştir. 1972'de Tauras, bir TME'nin rekonstrüksiyonunda özel olarak üretilmiş bir döküm altın ramus-condyle protezi kullanımını bildirmiştir (Tauras ve ark. 1972).

Rooney ve ark. PTFE glenoid fossa bileşenlerinin doğal kondile karşı yerleştirilmesinden sonra üç olguda hızlı kondiler dejenerasyon olduğunu bildirmişlerdir. Histolojik olarak, ameliyatta bu cihazlarla çıkarılmış olan çevre dokularda dev hücre reaksiyonu olduğu bildirilmiştir. Bu vakaların, bu protezin doğal kondile karşı dikkatle kullanılması gerektiği uyarısını kuvvetle desteklediği sonucuna varılmıştır (Rooney ve ark. 1988) .

Sağlıklı eklem kıkırdağı ile eklemelenen metalik bir taşıyıcı yüzey uygulanan hemiarthroplasti işlemi, geriatrik hastalarda kalça ve omuz kırıkları için ortopedik cerrahide sıklıkla kullanılır. İşlevsel taleplerin düşük olduğu durumlarda ameliyat oldukça başarılı olabilir; Bununla birlikte, zaman içinde, eklem kıkırdağına karşı olan metalik bileşen, kıkırdak aşınmasına neden olur ve total eklem replasmanı gerektirecek şekilde ağrıya neden olabilir. Bu nedenle, genç hastalarda veya önceden var olan dejeneratif eklem hastalığı olan hastalarda genellikle hemiarthroplasti yapılmamaktadır (Beckenbaugh ve ark. 1977; Petrera ve Rubash 1995) .

Alloplastik kondiler komponentlerin sağlıklı glenoid fossada kullanılması savunulmuştur (Kameros ve Himmelfarb 1975; Szabo ve ark. 1990). Marx ve ark. patoloji veya travma nedeniyle glenoid fossa ve diski sağlıklı sadece metalik kondiler rekonstrüksiyon yapılan hastaların 7.8 yıllık takibini bildirmiştir. Bu seride % 10'luk minimal komplikasyon, yüksek stabilite ve glenoid fossada herhangi bir rezorpsiyon olmadığını bildirmişlerdir.

Fossa, eminens cihazlarında görülen kondiler değişikliklerden dolayı, Christensen PMMA çatısına sahip, vityum ramus-kondil birleşeni dizayn ederek total eklem protezini geliştirdi (Chase ve ark. 1995). Fonksiyonel yükleme altında aşınma nedeniyle bu çatı metal-metal yüzey birleşimine yerini bırakmıştır.

Kiehn, total kalça rekonstrüksiyonunda kullanılan prensipleri, polimetakriakrilat ve bir vityum modifiye Cargill-Hahn ramus / kondil protezi ile temporal tarafında takviye edilmiş bir Howmedica (Kalamazoo, MI) vitallium mandibular fossa plakasını kullanarak uygulamıştır. 1979'da kendisi ve arkadaşları, TME ankiloz, artrit, neoplazi, enfeksiyon veya refrakter ağrı tedavisinde bu cihazla toplam TME rekonstrüksiyonu geçiren 27 hastanın takibini bildirmişlerdir. 1-3 yıllık

takip ile 23 başarılı vakayı tanımlamışlardır. Fonksiyon sırasında ağrının olmaması başarı kriteri olarak kabul edilmiştir.

1985 (Sonnenburg ve Sonnenburg 1985) ve 1990'da (Driemel ve ark. 2009) Schonenberg, ultra-yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UYMAP) fossa ile eklemelenmiş bir krom-kobalt-molibden (Cr-Co-Mo) ramus-kondil bileşeninden oluşan total bir TME cihazının kullanımını bildirmişlerdir.

1995 yılında Mercuri prospektif bir klinik çalışmada CAD/CAM ile üretilmiş kişisel protezleriyle ilgili sonuçları bildirmişlerdir (Mercuri ve ark. 1995). Bu çalışmaya dayanarak TMJ Concepts (Ventura.CA) 1999 yılında bu cihazı üretmek ve pazarlamak için FDA onayını almıştır.

2000 yılında Quinn, Biomet Microfixation TER (Mercuri 2006) stok protezini tanıtmıştır. Bu sistem, Giannakopoulos ve ark. tarafından daha sonra yayınlanmış bir klinik çalışmayla, cihazı üretmek ve pazarlamak için FDA onayı almıştır.

#### **4.3.2. TME protezi endikasyonları ve kontrendikasyonları**

TER endikasyonları, her ikisi de yaygın olarak kabul edilen Ulusal Sağlık ve Bakım Mükemmellik Enstitüsü (NICE) Mayıs 2014'te (Dang ve Mehra 2017) ve 2008 yılında İngiliz Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Birliği(Sidebottom 2008) dahil olmak üzere birçok kuruluş tarafından tarif edilmiştir. TER uygulamaları için kabul edilen endikasyonlar:

- Kemik ankilozu,
- Önceki alloplastik ve otojen eklem replasmanı başarısızlığı,
- Travma sonrası tamir edilemeyecek kondiler yaralanma,
- Avasküler nekroz,
- Tümör ablatif cerrahiden sonra rekonstrüksiyon,
- Geç dönem dejeneratif eklem hastalıkları(osteoartrit, romatoid artrit vs),
- Konjenital deformiteler(Treacher Colins, Hemifasiyal Mikrosomi vs.),
- Fonksiyonel deformite,
- Konservatif tedaviye yanıt vermeyen şiddetli inflamatuvar durumlardır.

TER cihazlarının tam olarak kontrendike olduğu çok az durum vardır ve en yaygın olarak karşılaşılanları; hastaların aktif bir enfeksiyonun olması ve implant bileşenlerine belgelenmiş alerjisi olması durumlarıdır. Protezin akut enfeksiyonu olan bir bölgeye yerleştirilmesi mikro hareketlere, protezin stabilize edilememesine ve sonuçta başarısızlığa yol açmasına neden olabilir. Alaşım bileşenlerine karşı alerji önceden mevcut olabilir veya protezin yerleştirilmesinden sonra ortaya çıkabilir ve genellikle tip IV gecikmiş hipersensitivitedir.

TER'in rölatif kontrendike olabileceği diğerk durumlar arasında, kontrolsüz sistemik hastalığı olan ve psikolojik olarak bu cerrahiye hazır olmayan ve prosedürden gerçekçi olmayan beklentileri olan hastalar olarak sayılabilir.

#### **4.3.3. TME Protezlerinde kullanılan biyomateryaller**

Bir TER protezinin başarılı olması için bazı geniş biyolojik ve mekanik özellikleri karşılaması gerekir. Üç temel gereksinim vardır: (Mercuri 2006; Mercuri ve ark. 2007; Wolford ve ark. 2016)

- 1) Fonksiyonel TME hareketlerinin simülasyonu,
- 2) Yakın adaptasyon,
- 3) In-vivo uzun ömürlü olmasıdır.

TME hareketlerinin simülasyonu ile ilgili olarak, herhangi bir protez, kondilin translasyon hareketini, in vivo olmayan / yer değıştirmeyen kontralateral eklemin hareketlerini kısıtlamadan taklit edebilmelidir. Çekme mukavemeti, sertlik, elastikiyet ve yorulma katsayıları açısından uygun mekanik özelliklere sahip bir malzeme seçmek, stresin bitişik kemiğe aktarılmasını engelleyecek, kemik erimesini ve implant gevşemesini önleyecektir.

İkincisi, anatomik yapılara doğru ve yakın bir uyum elde etmek için, protez yüzeyi ve materyali, yeterli kemikleşme için yeni kemik oluşumuna ve hücre çoğalmasına izin vermelidir. Son olarak, biyouyumluluk, inertlik, korozyon direnci ve düşük aşınma oranları gibi biyolojik özellikler, herhangi bir protezin uzun vadede in vivo başarısını etkiler.

Şu anda, alloplastik TER cihazlarının üretiminde kullanılan FDA onaylı malzemeler, kobalt-krom alaşımları (Co-Cr-Mo), ticari olarak saf titanyum (cpTi), alaşımlı titanyum (Ti6Al4V) ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilendir (UYMAP). Günümüzde biyouyumlu olarak tarif edilebilecek hiçbir materyal yoktur. Materyaller açısından ilk sorun 1960 yılında, metal femoral gövdeli ve aerokarbon (Teflon™) asetabulum ile alloplastik total kalça eklem cihazı geliştiren Sir John Charnley'den geldi. Bu kombinasyon aşırı partiküler yüzey aşınmasına ve ardından başarısızlığa neden oldu.

Bu eklem replasman sistemi daha sonra PMMA ile sabitlenmiş paslanmaz çelik femoral baş ile metalik destekli bir UYMAP asetabulumda kullanılmıştır (Charnley 1979) . Bu cihazın titanyum, titanyum alaşımı ve kobalt-krom-molibden alaşımları kullanılarak yapılan modifikasyonları, ortopedik cerrahide düşük sürtünmeli total eklem artroplastisi için standart hale gelmiştir (Petty 1991).

#### **4.3.3.1. Titanium (ASTM F-64) ve Ti6Al4V alaşımı**

Endosteal implant ve kemik plakaları için alaşımsız titanyum kullanılmaktadır çünkü bunların yüzeyinde her zaman ince bir serbest radikal tabakası ( $TiO^2$ ) ( $\ll 10 \mu m$ ) bulunur ve bu korozyona direnci artırır. Bu metal oksit tabakası, cihaz bileşenlerinin konak kemiği ile osseointegrasyonu için uygun bir yüzey sağlar. Bu durum sağlamlığı ve işlenebilirliği ile birlikte titanyumu, alloplastik total eklem cihazlarının ve dental implantların ana yapısal bileşenlerinin üretiminde tercih edilen metali haline getirmiştir.

Titanyum (Ti), alüminyum (Al) ve vanadyum (V) (Ti6Al4V) alaşımı, nispeten yüksek mekanik dayanıklılığı, kırılğan olmayan yapısı, erozyon ve kreviküler korozyona karşı direnci bütünleştirir. Bu alaşım, aynı zamanda, hava ve sıvılar içinde yukarıda bahsedilen koruyucu yüzey oksidini oluşturur, ancak oksit, alaşımlayıcı bileşenler tarafından modifiye edilir ve implantasyonla ilişkili olan enflamatuar süreçler sırasında ortaya çıkan serbest radikallerle aynı yararlı reaktiviteyi göstermez.

Alaşımlı veya saf titanyum, total eklem bileşenleri için optimal değildir. Ortak simülatörlerden elde edilen laboratuvar verileri, titanyum ve alaşımlarının, polietilene karşı eklemlendiğinde kobalt krom alaşımları veya düz seramiklerle

karşılaştırıldığında yüzey aşınmasına daha fazla maruz kaldığını göstermiştir (Lemons 2000).

Yük altında, saf ve alaşımlı titanyum, sürtünme kayma hareketlerine maruz kaldığında aşınmaya ve sürtünmeye karşı hassastır. Bu da yabancı cisim reaksiyonlarına, konakçı kemiği osteolizine ve cihazların kaybına neden olur.

#### **4.3.3.2. Krom–Kobalt-Molibden alaşımı (ASTM F-75)**

Kobalt esaslı alaşımlar erken ortopedik cihazlar için kullanılmıştır. Çünkü bu malzemeler kolay dökülebilir, parlatıldıklarında düzgün yüzeye sahiptirler. Malzeme sert, kuvvetlidir ve biyolojik olarak uyumludur. Aşınmaya ve yıpranmaya dirençli yapıları bu alaşımın önemli özelliklerindedir.

Nikel bu alaşımlarda final yüzey kaplaması olarak uygulanır ve alaşımın %1’lik kısmını oluşturur. Çoğu final alaşımda bulunur fakat her protezde yoktur. Krom, krom oksit tabakasını oluşturur ve bu tabaka bileşimin kuvvetli ve kimyasal inertliğini artırır. Molibden, paslanma ve krevikular korozyona karşı direnci artırır.

TME kısıtlı bir eklem değildir, mandibuladaki çiğneme kaslarının hareketinden dolayı çoklu vektör kuvvetine bağlı olarak rotasyonel, translasyonel ve yanal hareketlere sahiptir. Bu temel anatomik fonksiyonel özellikler, onu metal-metal yüzeyli TER cihazları için uygun olmayan bir bağlantı haline getirir. Kobalt-krom-molibden alaşımı, dökülebilirliği, dayanıklılığı, parlatılabilirliği ve biyouyumluluk özelliği ile UYMAP fossaya karşı mükemmel yıpranma özelliklerine sahiptir, şu anda ortopedik ve TER'deki kondiler bileşeni için standarttır.

UYMAP'a karşı kobalt-krom ile kıyaslandığında, bu malzemeler tarafından sergilenen aşınmanın azalmasıyla, total eklem bağlantı sistemlerinde mobil taşıyıcı yüzey olarak alüminyum ve zirkonyum oksitler gibi seramiklerin kullanımına yönelik araştırmalar başlatılmıştır. Bugüne kadar, seramik kondiler kafaları kullanan total TME rekonstrüksiyon sistemi tanıtılmamıştır, ancak yeni nesil yapısal seramiklerin kullanılmasına yönelik öneriler ortaya atılmaktadır (Dutta 2011).

#### **4.3.3.3. Ultra yüksek molekül ağırlıklı Polietilen (UYMAP)**

Teflon<sup>TM2</sup>'un korozyon ürünleri sonucu eklemlerde meydana getirdiği dev hücreli reaksiyonlar sonucu Chanley 1962 yılında UYMAP'ı tanıtmıştır.

UYMAP moleküler ağırlığı bir milyondan fazla lineer dalsız bir polietilen zincirdir. Günümüzde kullanılan çoğu UYMAP üç ile altı milyon moleküler ağırlığa sahiptir. Yüksek ışınlama bu değeri arttırmaktadır ve bu da materyalin aşınma direncini arttırmaktadır.

Düşük sürtünme katsayısı ve yumuşak bir materyal olması nedeniyle TER uygulamalarında ideal yatak materyali haline gelmiştir. Yüksek stres bu materyalin başarısız olmasına nadiren sebep olur. Tekrarlanan aşırı kuvvetlerde aşınma ve yorulma hasarıyla başarısız olabilirler.

#### **4.3.4. TME protezlerinin tipleri**

1990'lı yıllarda cerrahlar sıkı olmayan klinik deneme koşulları ve kullanım öncesi onay alımı gereksinimi olmaması nedeniyle stok protezlerle ilgili birçok deneyim kazanmışlardır. Bu dönemde Morgan protezleri, Christensen protezleri, Kent-Vitek protezleri, Osteomed protezleri, Delrin-Timesh kondiler protezleri uygulanmıştır. Fakat yüzey aşınması, mekanik gevşeme ve metal yorulmalarına bağlı deformasyonlar sebebiyle birçok başarısızlık yaşanmıştır. Mercuri ve ark (Mercuri ve ark. 1995) 1995 yılında CAD/CAM ile üretilmiş kişisel (Techmedica, Camarillo, CA) sisteminin güvenilirliği ve etkinliğini kanıtlamıştır ve önceki kötü deneyimlerden dolayı kullanımı tartışmalı olan TME protezlerini tekrar gündeme getirmiştir.

#### **4.3.4.1. Stok protezler**

1995 yılında Biomet (Jacksonville, FL), başlangıçta Lorenz Total Temporomandibular Eklem İmplantı adı verilen bir stok TER cihazı ile klinik çalışmalara başlamıştır (Giannakopoulos ve ark. 2012; Quinn 1999; Aagaard ve Thygesen 2014). Bu cihaz, Biomet Microfixation sistemi (Biomet Microfixation, Jacksonville, FL) olarak yeniden adlandırılmış ve 2005 yılında FDA onayı almıştır.

Stok protezler, farklı zigomatik falanj uzunluklarına sahip zigomaya çeşitli sayıda vida ile vidalanan UYMAP'tan üretilmiş fossta komponenti ve çeşitli firmalarda farklı alaşım ve farklı dizaynlarda üretilen kondiler parçadan oluşmuştur. Fossa komponentinde aşınmayı azaltmak için gama ışınlamasıyla çarpaz bağ sayısı artırılmıştır. Fossa bileşenin stabilizasyonu, emineste yapılan cerrahi düzenlemeyle oluşturulan tripod yerleşmeye dayanır. Kondiler komponent, genellikle krom-kobalt alaşımdan üretilir ve ramusa oturan dış yüzeyinde pürüzlendirilmiş titanyum bir kaplamadan oluşur.

Stok protezlerin, uygun esnekliği immedat uygulanabilirliği ve kişisel protezlere göre daha uygun fiyatları avantajları arasında sayılabilir. Buna karşın anterior-posterior yöndeki uyum için sınırlı olması ve özellikle çift taraflı rekonstrüksiyonlarda protezleri uyumlamak için deneyime ihtiyaç duyması dezavantajlarındanadır.

#### **4.3.4.2. Kişisel (custom) protezler**

Kişisel protezler, stok protezlerde olduğu gibi UYMAP'tan üretilmiş bir fossa komponenti ve Cr-Co alaşımdan üretilmiş bir kondil bileşeni içerir. Kişisel protezler hazırlanmadan önce hastalardan alınan bilgisayarlı tomografi görüntüsü dijital ortama aktarılır. Bilgisayar ortamında osteotomi sınırları belirlenir ve bu osteotomilere uygun protez bileşenlerinin dizaynı yapılır. Ardından CAD/CAM veya lazer sinter cihazlarıyla bileşenlerin üretimi yapılır.

Hasta anatomisine birebir uyumu ve anatominin ciddi bozulduğu durumlarda kullanımı avantaj sağlar. Ayrıca mandibulanın aşırı anterior ve inferior hareketlerinin amaçlandığı cerrahilerde başarılı bir şekilde uygulanmaktadır. Stok protezlere göre ücretlerinin yüksek olması, üretimi için belirli bir sürece ihtiyacının olması ve sınırlı



fleksibilitesi nedeniyle cerrahi sınırlara birebir sadık kalınma zorunluluğu dezavantjlarındandır.

#### **4.3.4.3. Eşzamanlı TER ve ortognatik cerrahi**

TME bozuklukları, patolojisi ve dentofasiyal deformiteler sıklıkla birlikte bulunur. TME patolojisi çene deformitesinin nedensel faktörü olabilir veya çene deformitesinin bir sonucu olarak gelişebilir veya iki varlık birbirinden bağımsız gelişir. TME'nin uzun süreli disk dislokasyonu, adelasan internal kondiler rezorpsiyon, reaktif artrit, ankiloz, konjenital deformiteler, travma, otoummün ve bağ dokusu hastalıkları, önceki başarısız eklem cerrahileri, son dönem eklem hastalıkları TME ile ilgili yumuşak ve sert dokularda dejenerasyona sebebiyet verir ve dentofasiyal deformite, malokluzyon, baş ağrıları, miyofasial ağrılar, TME'de hareket kısıtlılığı, kulak semptomları, uyku apnesi gibi durumlarla ilişkilendirilirler (Wolford ve ark 2009; Wolford ve Movahed 2014; Wolford ve Dhameja 2011; Wolford 2012).

TME hastalarının çoğu semptomlara sahip olsa da, önemli TME patolojisi, bozukluğu olan hastaların yaklaşık %25'i asemptomatik olabilir (Wolford ve ark. 2003). TME patolojisi uygun şekilde tanınmayabilir veya yönetilemeyebilir; bu da, kondiler rezorpsiyon veya aşırı gelişmişlikten kaynaklanan iskelet ve oklüzal deformitenin potansiyel olarak yeniden gelişmesine yol açabilecek şekilde sonuçlanır.

Birçok klinisyen TME patolojisini göz ardı etmeyi ve bu tip vakalarda sadece ortognatik cerrahiye gerçekleştirmeyi tercih etmektedir. Ancak bu yönetim felsefesi, TME patolojisinin devamına veya şiddetlenmesine neden olabilir ve kötüleşen oklüzyon, çene disfonksiyonu, yüz dengesizliği ve ağrı ile orijinal deformite tekrarlayabilir. TER gerektiren dentofasiyal deformiteleri ve TME patolojilerini ele alan klinisyenler, ameliyatı tek bir aşamada veya iki ayrı aşamada gerçekleştirebilirler.

İki aşamalı yaklaşım, hastanın genel tedaviyi önemli ölçüde uzatan iki ayrı ameliyat ve anestezi geçirmesini gerektirir. Bununla birlikte, bu olgularda eş zamanlı TME ve ortognatik cerrahi yapılması, tedavi süresini önemli ölçüde azaltır, daha iyi sonuçlar sağlar, ancak her iki cerrahi teknik de dikkatli tedavi planlaması ve cerrahi yeterlilik gerektirir.

TER gerektiren hastalarda klinisyenler tarafından sıklıkla göz ardı edilen antero-posterior maksiller ve mandibular yetmezlik, orofaringeal hava yolu, nazal hava yolu tıkanıklığı ve uyku apnesi sorunlarıdır. TME sorunları olan hastalar, özellikle de kondiler rezorpsiyon veya dejenerasyon olan hastalar, giderek kötüleşen solunum ve uyku apnesi sorunları yaşayabilir.

Birçok uyku apnesi hastasında eşzamanlı TME sorunları vardır. Stabil ve öngörülebilir bir sonuç vermek ve önceden var olan ağrının azaltılması için bu durum göz ardı edilmemelidir. Maksiller ve mandibular kompleksi iletirmek, yüz dengesini iyileştirir ve hava yolunu iyileştirmek için orofaringeal hava yolunu belirgin şekilde açar (Goncalves ve ark. 2013; Coleta ve ark. 2009; Goncalves ve ark. 2006).

Eş zamanlı TER-Ortognatik cerrahi olgularında tedavi planlaması, sefalometrik analiz, cerrahi öngörü, klinik değerlendirme ve diş modellerine dayanır. Bu bilgiler ışığında fasiyal harmoni, havayolu hacmi gibi bilgiler de değerlendirilir. TER gerektiren hastalar için, TME, maksilla ve mandibula içeren maksillofasiyal bölgenin bir protokol BT taraması önerilir.

Cerrahın kişisel protez kullanarak hastaya entegre total eklem protezlerinin yapımına yardımcı olmak adına model hazırlamak için iki seçeneği vardır. Bunlar stereolitik (STL) model veya sanal cerrahi planlama (VSP) kullanan geleneksel protokol olarak sıralanabilir (Movahed ve ark. 2013).

#### **4.3.4.4. Genişletilmiş TER ile mandibula replasmanı**

TME'yi de içine alan kazanılmış deformitelerin rekonstrüksiyonu amacıyla geliştirilmiş kişisel eklem protezlerinin kullanımı son yıllarda giderek artmıştır.

TME'nin dahil olduğu mandibular defektler, TME'nin çiğneme, yutkunma, fonasyon ve hava yolu desteği de dahil olmak üzere çene işlevinde önemli bir rol oynadığı için bu bölgenin rekonstrüksiyon oldukça zahmetlidir. Kondil mandibula ve alt yüz için ikincil büyüme merkezi olarak hizmet eder (Smartt Jr ve ark. 2005). Bu nedenle, büyüyen bireyde TME'yi içeren mandibular defektlerin rekonstrüksiyon prensipleri erişkin ile karşılaştırıldığında farklıdır.

Bununla birlikte, bu farklılıkların varlığında bile, bu rekonstrüksiyonların ana hedefleri aynı kalmaktadır: (1) Fonksiyon sınırlaması, dejenerasyon ve büyüme

bozukluğunu durdurma ve (2) stabil artikülasyon ve mandibula devamlılığını sağlayarak formu ve fonksiyonu geri kazanma şeklinde sıralanabilir.

TME'yi içeren mandibular defektlerin rekonstrüksiyonunda otojen dokular veya alloplastik materyaller kullanan çok sayıda cerrahi teknik tarif edilmiştir. Her tekniğin endikasyonları problemin şiddetine, geçmiş tıbbi öykü ve hastanın yaşına, ameliyat sonrası fizik tedavi, cerrahın deneyimi ve sosyoekonomik faktörlere bağlı olarak değişebilir.

Bu tür protezler nadirdir ve yayınlanan raporlar, izole vakalar ve vaka serileri ile sınırlıdır. Bu tür protezleri sınıflandırmaya yönelik bir çalışmada iki komponent için ayrı sınıflandırmalar önerilmiştir (Elledge ve ark. 2018).

**Tablo 1** Elledge ve Mercuri'nin TER cihazları sınıflandırması

	Classification	Description
Fossa Components	F0	Standard fossa component (contained within fossa)
	F1	Extending anteriorly to but not beyond the articular eminence
	F2	Extending beyond the articular eminence anteriorly (zygomatic arch defect)
	F3	Temporal bone defect not including auditory apparatus +/- arch defect
	F4	Temporal bone defect involving auditory apparatus +/- arch defect
	F5	Temporal defect extending to jugular foramen
Condyle/mandible components	M0	Standard condyle-ramus component (proximal to angle of mandible)
	M1	Extended proximal to ipsilateral mental nerve foramen/region
	M2	Extended proximal to contralateral mental nerve foramen/region
	M3	Extensive extending beyond contralateral mental nerve foramen/region
	M4	Total alloplastic mandible (including both condyles)

#### 4.3.5. TER cerrahi uygulaması

Önemli anatomik komşulukları olan TME'in tüm cerrahilerinde olduğu gibi TER uygulamalarında da cerrahın bilgi birikimi ve tecrübesi önemlidir. Bu komplike cerrahinin basamakları şu şekildedir (Quinn 1999):

1. Ramusun açığa çıkarılması: TER protezleri, preauricular insizyon ve retromandibular insizyonun bir kombinasyonu ile yerleştirilir. Optimal görüntülemeye izin vermek için osteotomiler yapılmadan önce hem üst hem de aşağı insizyon için diseksiyonların tamamlanması önemlidir ve external karotis arterin dallarından kanama kontrolü prosedür sırasında yapılmalıdır.
2. Zigomatik arkın açığa çıkarılması: Diseksiyon, fasiyal sinirin dallarında herhangi bir hasarı önlemek için mümkün olduğunca arkada tutularak, zigomatik arkın arka köküne doğru taşınır.
3. Eklem açığa çıkarılması: Kondiler retraktörler, iç maksiller arter ve dallarını koruyarak kondilin boynunu izole etmek için kullanılır.
4. Osteotomi için retraktörlerin yerleştirilmesi: Kondiler retraktörler ve özel tasarlanmış kondil boynu retraktörleri (PDQ retraktörü) iki aşamalı osteotomi için yerleştirilir.
5. Kondiler boynun medial diseksiyonu: Zigoma gövdesinin altı diseke edilirken superfisiyal temporal arter bağlanır. Kondil boynunun medialde yeteri kadar diseke edilmesi cerrahi sırasında kanama ile en sık karşılaşılan internal maksiller arterden (meningeal medial arter ve derin temporal arter) uzaklaşmak adına önemlidir. Daha önce cerrahi geçirmiş hastalarda bu damarların fibrozis ve skar nedeniyle osteotomi sahasına daha yakın olabileceği unutulmamalıdır.
6. Ramusun açığa çıkarılması: Retromandibular insizyon büyük ölçüde sternokleidomastoid kasın anteriorunda dikey bir diseksiyon düzleminde gerçekleştirilir. Bu kondiler protezin yerleştirilmesi için tüm ramusun görüşünü arttırmayı sağlar. Ramusun üst kısmı ve kondilin medial tarafındaki hemostaz amacıyla dış karotid arterin bağlanmasının gerektiği vakalarda bu arterin üst kısmına ulaşımı kolaylaştırır. Posterior aurikuler

arterin üstünde ve transvers fasiyal arterin altında olan dış karotid arter ligasyonu, internal karotid arterin bifurkasyonunda yapılan ligasyonla karşılaştırıldığında internal maksiller arter ve dallarına akışın azaltılmasında daha etkili olduğu gösterilmiştir.

7. Marjinal mandibular sinir civarında yapılan diseksiyon: Retromandibular insizyon lateral ramusun görünürlüğünü en üst düzeye çıkarır. Bu diseksiyonda fasiyal sinirin dalı olan marjinal mandibular dal diseksiyon hattının üstünde kalacak şekilde ayrılmalıdır.
8. Masseter kasın görülmesi: Masseter ve medial pterygoid arasındaki aponöroz görüldüğünde, bu bileşke bistüri yardımıyla kesilir.
9. Ramusun lateral kemik yüzeyinin açılması: Masseter kas tendonları, kas fibrillerine zarar vermeyecek ve kanamaya sebep olmayacak şekilde periost elevatörüyle nazikçe kaldırılır.
10. İlk osteotominin yapılması: Masseter ve temporal kas fibrillerinin kemikten diseke edilmesinden sonra preauricular insizyondan 1mm'lik fissür frez veya piezo cihazıyla standart kondilektomi osteotomisi yapılır.
11. Osteotomla osteotominin tamamlanması: 1 mm'lik fissür frez veya piezo cihazıyla ikinci osteotomi medialde ince bir kortikal tabaka kalana kadar yapılır. Ardından kalan medial ramustaki kortikal tabaka bir osteotom yardımıyla kırılır. Kondiler parça bir forseps yardımıyla tutulduğu esnada lateral pyterigoid kasın bağlantıları diseke edilir.
12. İkinci osteotominin yapılması: Özel tasarlanmış forsepslerle angulustan tutulan mandibula ikinci ostetomi hattının daha rahat görülmesi için yukarı yönde itilir. Polietilen fossa implantının kalınlığına izin vermek için yeterli kemiği çıkarmak önemlidir. Bunu sağlayabilmek için osteotomi sigmoid çentiğin en derin bölgesinin hemen altından yapılır.
13. Fossa protezinin oturacağı bölgenin düzenlenmesi: Kaba bir elmas frezle fossa komponentinin tripod stabilitesini sağlayacak şekilde zigoma traşlanır. Özellikle bruksizm hikayesi olan hastalarda masseter kasın yapıştığı lateral ramusta, hipertrofik kemik kütlesi de düzenlenir.
14. Uygulanacak fossanın ölçülerinin tespit edilmesi ve vidalanması: Eğer stok bir protez kullanılacaksa, fossa şablonlarıyla uygun fossa komponenti

belirlenir. Fossanın Frankfurt yatay hattına yaklaşık olarak paralel olduğundan emin olmak önemlidir. Anterior olarak açlandırılmış bir fossa komponenti, potansiyel olarak kondiler protezin dislokasyonuna sebebiyet verebilir. Fossa protezi ve kondiler protez arasındaki eşleşmenin optimal olduğundan emin olmak için öncelikle fossa protezi iki vida ile denenir. Fonksiyon uygun ise diğer vidalar yerleştirilir.

15. İntermaksiller fiksasyon yapılması: Cerrahi öncesi arch bar, ivy loop, imf vidaları ve braketleri yerleştirilmiş olan hastaya fossa komponenti yerleştirildikten sonra rijit bir inter maksiller fiksasyon yapılır. Bu işlem yapılırken mutlaka intraoral bölgede ayrı bir set kullanılır ve işlem tamamlandıktan sonra cerrahlar mutlaka eldivenlerini ve önlüklerini değiştirmelidir.
16. Kondiler komponentin uyumlaması ve yerleştirilmesi: Eğer stok bir protez uygulaması yapıyorsa şablonlar kullanılarak kondiler komponent seçilir. Ardından kondil başı mümkün olduğunca posteriora gelecek şekilde yerleştirilir. Böylece 32-35 mm ağız açma hareketlerinde psödo translasyon adı verilen harekete olanak sağlanır. Eğer kondil anteriorda olacak şekilde yerleştirilirse kondilin disloke olmasına neden olur.
17. Son vidaların yerleştirilmesi: Kondiler protez iki adet vida ile yerleştirilir ve yine cerrahi insizyonlar kapatılır, steril stripler yaraların üzerine yerleştirilir ve intermaksiller fiksasyon çıkarılır. Protezin kabul edilebilir bir hareket aralığında olduğundan, anterior dislokasyon veya mekanik obstrüksiyona dair herhangi bir kanıt olmaksızın yapıldığından emin olmak gerekir. Uygun bir ilişki sağlandıktan sonra alveolar inferiordan kaçacak şekilde diğer delikler vidalanır.

#### 4.3.6. TER uygulamalarında komplikasyonlar

Herhangi bir cerrahi prosedürde olduğu gibi, TER’de de komplikasyonlar gelişebilir. Olumsuz sonuçlar hastanın tıbbi veya cerrahi öyküsüyle, cerrahın tanı ve deneyimiyle, hastanın ameliyat öncesi ve sonrası yönergelerle uyumuyla ilgili olabilir. TER uygulamalarında oluşabilecek komplikasyonlar şu şekilde sıralanabilir:

- Periprotetik eklem enfeksiyonları
- Heterotopik kemik formasyonu
- Dislokasyon
- Devam eden ve artan ağrılar
- Materyal hipersensitivitesi

## 4.4. Kuvvet Analizleri

### 4.4.1. Temel Mekanik Kavramlar

Biyomekanik, biyolojik dokulara gelen kuvvetlere bu dokuların verdiği tepkileri inceleyen bilim dalıdır. Protetik ve restoratif materyaller farklı kimyasal, termal ve mekanik etkenlere maruz kalırlar. Bu etkenler materyallerde değişikliklere sebep olubilirler. Bir materyalin mekanik özellikleri bu materyalin farklı etkenlere nasıl cevap verdiğini belirler (Sakaguchi ve Powers 2012) .

TER protezlerinde, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece fazladır. TER protezlerinin kompleks yapıları farklı birçok materyali bünyesinde barındırır. Her materyal farklı mekanik özellik sahiptirler. Çoklu elemanlarda tek bir materyalin mekanik özelliği, bütüne uygulanan kuvvetler karşısındaki oluşan cevap hakkında doğru bilgi veremez. Materyallere gelen kuvvetlerin ve etkilerinin anlaşılabilmesi için biyomekanik kavramların bilinmesi gerekir.

**Kuvvet;** cisimlerin hareket yönlerini, hızını, durumlarını veya şekillerini değiştiren etki olarak adlandırılır. Vektörel bir nicelik olup yönü, süresi, büyüklüğü, tipi vardır. Diğer cisimler tarafından yapılan etkiye dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetlerine ise iç kuvvet denir. Formülde "Kuvvet (F) = kütle (m) x ivme (a)" olarak ifade edilir. Birimi Newton (N) veya kilogram kuvvet (kgf) olup, 1 kgf 9.8 N 'dur (Ulm ve ark. 1992).

Kuvvetler aksial (çekme veya basma), makaslama, eğilme ve bükülme gibi farklı tiplerde incelenirler. İki kuvvet tipi aynı doğru üzerinde birbirinden uzaklaşacak şekilde uygulanırsa yapıda çekme, aynı doğru üzerinde birbirlerine yaklaşacak şekilde uygulanırsa basma, birbirine paralel farklı iki doğru üzerinde birbirlerine yaklaşacak veya uzaklaşacak şekilde uygulanırsa makaslama kuvvetleri oluştururlar. Bükülme, yapının dönmesine karşı ve eğilme, uygulanan eğilme momenti sonucunda oluşan kuvvet türleridir (Sakaguchi and Powers 2012).

Çekme kuvveti altında yapıdaki moleküller birbirinden uzaklaşıp dağılmaya karşı, basma kuvveti altındaysa moleküller birbirlerine yaklaşıp sıkışmaya karşı bir



direnç gösterirler. Makaslama kuvvetine maruz kalan yapıda, uygulanan kuvvetin yönüne göre moleküllerin diğeri üzerinden kaymasına karşı bir direnç oluşmaktadır. Katı yapıların elastikiyet kalitesini, materyalin deformasyona karşı gösterdikleri sözü geçen direnç mekanizmaları belirlemektedir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Diğeri kuvvet türleriyle kıyaslandığında makaslama kuvvetleri, implantlar ve kemik dokusu üzerindeki en yıkıcı kuvvet tipidir. Özellikle kortikal kemik ve implant komponentleri çekme ve makaslama kuvvetlerine kıyasla sıkışma kuvvetlerine karşı daha dirençlidirler (Bidez ve Misch 2005).

**Gerilme (stres);** dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı cismin birim alanında oluşan tepkidir. Cismin içindeki gerilme, birim yüzeydeki kuvvet olarak bilinmektedir. Formülde "Gerilme= Kuvvet / Alan" olarak ifade edilir. Birimi Paskaldır ( $P = N/m^2$  veya  $kg/cm^2$ ). Diğeri hekimliğinde boyutların küçük olması nedeniyle genellikle Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır. Cismin üzerine etki eden kuvvetler üç farklı tipte gerilim ortaya çıkarabilmektedir.

1. Çekme gerilmesi (tensile stress), malzemeyi kuvvet yönünde uzatacak şekilde, yüzey alanına dik yönde kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkmaktadır.
2. Basma gerilmesi (compressive stress) yaratmak için yine yüzey alanına dik yönde, malzemeyi sıkıştıracak şekilde kuvvet uygulanması gerekmektedir.
3. Makaslama gerilmesi ise (shear stress), malzemenin iki zıt yüzeyinin birbirine paralel ve ters yönde kaymalarını sağlayacak şekilde kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkmaktadır.

Cisme kuvvet uygulandığında gerilme tipleri izole izlenmemekte, üç temel gerilmenin bir arada bulunduğu birleşik gerilme durumu meydana gelmektedir (Cox ve ark. 2003; Jafari, Shetty, ve Kumar 2003).

**Gerinim (strain);** cisme kuvvet uygulandığı zaman birim boyutta oluşan şekil değişimini ifade eder. Cisimler kuvvet altında elastik, plastik veya ikisinin birlikte izlendiği şekil değişimine uğrar. Elastik gerinimde, kuvvet ortadan kalktığı zaman cisim orijinal şekline döner. Plastik gerinimde, uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilme kuvvetinden fazla ise, cisimde kırılma veya kopma oluşur.

Gerinim değeri genellikle % ile ifade edilir. Denklemi "Gerinim = boyuttaki değişim / orjinal boyut" olarak ifade edilir. Gerilim, yönü ve büyüklüğü olan vektörel bir kuvvet iken, gerinme kuvvet değil, skaler bir büyüklüktür (Baran 1988; Bohluli ve ark. 2010).

**Hooke Kanunu;** Bir maddenin şekil değişiminin, bu şekil değişikliğine sebep olan kuvvet miktarı ile doğru orantılı olduğunu kabul eden kanundur. ( $F=-kx$ ) Cisme uygulanan kuvvet ile cisimde oluşan değişim miktarı arasındaki ilişkiyi gösteren bir grafik çizildiğinde bunun bir doğru orantı grafiği olduğu görülür. Bu grafikteki eğim kuvvet sabitini ( $k$ ) verir ve cismin sertliğini gösterir. Yüksek olması rijiditeyi düşük olması elastisiteyi tanımlar (Rho ve ark. 1993).

**Elastik Modül (Young modülü);** cisimlerin moleküller arası çekim kuvvetinin, üzerine yük uygulandığı zaman, birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir, Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirmeye gösterdiği direncin bir ölçüsüdür ve tüm malzemeler için değişkendir. Esneklik katsayısı yüksek cisimler rijittir ve yüksek iç dirençleriyle deformasyona karşı dayanıklıdır. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetlerle, düşük elastisite modülüne sahip cisimden daha az deformasyona uğrar (Choi ve ark. 2010; Uckan ve ark. 2009).

**Poisson Oranı;** belirli bir kuvvet altında materyalde oluşan boyuna deformasyonun, kesitsel deformasyona olan oranıdır. Yani bir eksenindeki gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır. Örneğin cisim baskı kuvveti altındayken yükün geldiği yöne paralel olarak cisimde boy kısalması, kuvvetin yönüne dik olarak ise boy uzaması gözlenecektir. Çekme kuvvetleri altında cismin boyu uzarken eni incelmektedir (Farah ve ark. 1988).

Poisson oranı = endeki birim uzama / boydaki birim uzamadır.

**Asal gerilim değeri:** Bir cisme kuvvet uygulandığında cisim içerisinde çekme ve sıkıştırma gerilimlerini ifade eden normal gerilim ( $\sigma$ ) ve kesme gerilimi ( $\tau$ ) olmak üzere asal gerilimler oluşur. Üç boyutlu bir stres elemanına  $x, y, z$  düzlemlerinde biri

normal ikisi kesme tipi olmak üzere üç farklı stres etki eder (Ichim ve ark. 2007).

Kemik gibi kırılabilir yapıların incelenmesinde asal gerilim değeri önemli bir rol oynar. Cisme uygulanan kuvvetler altında, tüm gerilimler değerlendirildiğinde kesme gerilimlerinin '0' olduğu durumda üç boyutlu elemanın sadece asal gerilim değeri elde edilebilir. Asal gerilimin maksimum olduğu nokta çekme gerilimini, minimum olduğu nokta ise sıkışma gerilimini gösterir (Wagner ve ark. 2002).

Üç boyutlu bir cisimde en büyük gerilim kesme stresleri toplamının '0' olduğu noktalarda oluşmaktadır (Düğüm noktaları). Bu noktadaki normal gerilimler 'Asal Gerilimler' olarak tanımlanır. Asal stresin en fazla olduğu değer pozitif bir değer olup gerilme stresini ifade eder, en düşük olduğu değer ise negatif bir değer olup sıkışma stresini ifade etmektedir. Çeşitli streslerin etkili olduğu bu noktalarda stres tiplerinden hangisinin mutlak değeri daha büyükse cisim o stres türünün etkisi altındadır ve o noktanın stres değerlendirilmesi etkili olan stres türüne göre yapılır (Çalış 2006).

**Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress)** Dr. R. Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi, sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirmesinde kullanılır ve , $\sigma_e$ ' simgesiyle tanımlanır. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Stresi, üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (İnan 1988).

#### 4.4.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Herhangi bir cisme kuvvet uygulandığında maruz kaldığı yükler altında oluşan gerilmelerin ve kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri görerek, fazla zorlanan elemanların tekrar dizaynı ile cismin ideal şeklinin saptanmasında kuvvet analiz yöntemleri kullanılır. Etik kurallar ve klinik uygulanabilirlik açısından biyolojik dokularda, kuvvet analizi yapmak cansız materyallere göre daha zor olduğundan, dokuların modellerinin oluşturulması tercih edilmiştir. Modelin dokulara, organlara, malzemelere ve uygulanan kuvvetlerin fonksiyonel kuvvetlerin yön, tip, büyüklüğüne benzerliği sonuçların gerçekliğe en yakın elde edilebilmesi açısından önemlidir.

Kuvvet analiz yöntemleri (Ulusoy ve AK 2003):

- 1. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi:** Homojen, izotropik bir materyale düzenli yapılan yüklemelerle ısıda oluşan değişimlerin incelenerek, materyaldeki asal gerilimlerle ilişkilendirildiği yöntemdir.
- 2. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi:** Cismin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını kullanılarak kaydedildiği tekniktir. Yüzeydeki nanometrik deformasyonlar, görünen ışın hüzmelerine dönüştürülerek analiz edilir.
- 3. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi:** Herhangi bir materyal bağlantısı gerekmeden, donanım ve yazılımla verilerin elde edilerek analiz edildiği bir yöntemdir.
- 4. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi:** Kuvvet uygulaması sonucu oluşan gerilimleri gözle görülebilir ışık taslaklarına dönüştürerek, gerilimin direkt gözlenmesini sağlayan analiz yöntemidir.
- 5. Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi:** Elastik limitleri dahilinde gerilen cisimde meydana gelen yapısal değişikliklerin, yapının elektriksel direncini nasıl değiştirdiği incelenerek yapıdaki gerilim miktarının belirlendiği bir yöntemdir.
- 6. Kırılğan Vernik Kuvvet Analizi Yöntemi:** Modele özel bir vernik sürülerek fırınlandıktan sonra kuvvet uygulanan ve oluşan çatlakların gözlemlenerek oluşan gerilim büyüklüğü ve doğrultusu hakkında bilgi edinilen bir yöntemdir.
- 7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Analizi Yöntemi**

#### 4.4.3 Sonlu Eleman Analizi

Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık geometrilerin analizinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Yöntemde, değişik şekillerdeki yapılar modellenir, birbirlerine düğüm noktalarından bileşen daha basit geometrik şekillere (elemanlara) bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılır.

Yöntem ile ilgili ilk çalışmalar, Hrennikoff ve Mc Henry tarafından geliştirilen iki boyutlu yarı analitik analiz yöntemlerine dayanır. Yöntemin üç boyutlu problemlere uygulanması 1964 yılında geliştirilmiştir. 1965 yılında yöntem ile Poisson denklemi çözülmüştür. 1970'de ise yöntem akışkanlar mekaniğine uygulanmıştır. Modeldeki stresleri matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gerekmektedir (Hrennikoff 1941; McHenry 1943). Bunlar;

- Düğüm noktaları ve elemanların toplam sayısı ile her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
- Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite katsayısı ve poisson oranı
- Sınır şartları tipi ve dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesidir.

Günümüzde, çene yüz cerrahisi alanında bu yöntem sıklıkla kullanılmaya başlamıştır. Yöntem, iki boyutlu ve üç boyutlu olarak uygulanabilir. İki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylığı nedeni ile tercih edilmektedir. SEA'da modeller biyolojik yapıları tamamıyla taklit etmediği için, kemik yapıdaki gerilme miktarına bağlı apozisyon veya rezorpsiyon gibi biyolojik değişimler incelenemez. Çalışmalarda kabul edilen kemik ve implant arası %100 osseointegrasyon gerçekte izlenmemektedir ve in vivo şartlarla görülen farklılıkların esas nedeni olarak gösterilmektedir (Meijer ve ark. 1992; Daas ve ark. 2008).

#### 4.4.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi Aşamaları

Sonlu elemanlar yönteminde sistem, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere ayrılır. Bu elemanlar, düğüm olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü, sistemin yaklaşık davranışını belirler. Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar geometrilerine göre, üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, dönele elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak ayrılır.

Sonlu elemanlar yöntemi düğüm noktaları için tanımlanmış şartları, cebirsel lineer denklemlere çevirir, önce bu denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek gerilmeler bulunmaya çalışılır. Sonuç olarak model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçekçi sonuçlar elde edilir.

Sonlu eleman yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleri ile bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilimlerle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye çalışır. Böylece gerilme yaklaşık olarak uygulanan yüke eşit bulunur. Bu düğüm noktaları mutlaka belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir.

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değerler otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. İncelenecek materyalin önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Sonrasında cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir.

Katı modelleme; En üst düzeyde modelleme tekniğidir. Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esas özelliği,

görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara geçmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Cisimlerin yüzeylerindeki renkler, geçirgenlik ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir.

Bir, İki Ve Üç Boyutlu Modelleme; Bir boyutlu modellemede, oluşturulan model tek eksenli olur. Yani yüksek hesap gerekmeyen ya da kuvvetin tek eksenenden etki ettiği durumlarda kullanılabilir. İki boyutlu modellerde çizilen parçalar ise iki boyutlu olarak oluşturulur. Kuvvetler oluşturulan modelde iki eksen doğrultusunda etki ettirilir. Meydana gelen etkiler de bu yönlerde oluşmaktadır. Kullanım yeri, üç boyutlu hareket eksenini olmayan veya özellikleri nedeni ile başka eksenlerde çalışmayan sistemdir.

Üç boyutlu modelleme ise gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için kullanılır. Her eksene olan kuvvetler hesaba katılmış olur. Böylece daha hassas ve gerçek sonuçlar elde edilebilir. Üç boyutlu bir benzeşimi, iki boyutlu veya bir boyutlu çözmek daha basit yaklaşımını sağlayarak hesaplamalarda kolaylık sağlar.

#### **4.4.4.1. Sonlu elemanlar modelinin (SEM) oluşturulması**

SEM oluşturmak için öncelikle kompleks yapıdaki cisimler daha basit, düzgün geometrik şekilli parçalara bölünür. Sonlu eleman, bu iki veya üç boyutlu parçaların bir bölümü veya bölgesine denir. Sonlu elemanların birbirlerine temas ettiği yüzey veya noktalara düğüm noktaları (node) denir. Düğüm noktalarının bir arada tuttuğu bu yapıların bütünü ağ (mesh) yapısını oluşturur (Atali ve ark. 2014).

SEM oluşturulması sırasında kullanılan bazı bilgilere ihtiyaç vardır.

1. Kullanılacak materyalin fiziksel özellikleri: Orijinal materyalin bilgisayar ortamına gerçeğe en yakın şekilde aktarılabilmesi için o materyalin kendine özgü özelliklerinin bilinmesi gereklidir. İncelenen materyalin sertliği, yoğunluğu, elastisitesi gibi yapısal özellikleri de analizin yapılacağı programa girilmelidir.

2. Dizayn: Yapılan analizle gerçeğe en yakın sonuçlar elde etmek için, oluşturulan 3B modelin, incelenen materyali olabildiğince iyi bir şekilde taklit etmesi gerekir. Canlı ve cansız dokularda modelleme, çalışılan dokunun BT görüntülemesi yapılırken aynı

zamanda DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) programı ile materyalin ağ yapıda SEM oluşturması ile hassas bir şekilde yapılır (Ardary 1989).

3. Eleman sayısı ve boyutu: İncelenecek materyalin geometrik şekli ne kadar karmaşıksa dijital ortamda oluşturulan SEM o kadar fazla sayıda sonlu eleman içermelidir. Kullanılacak eleman sayısının hesaplanması konusunda mühendislerin tecrübeleri, incelenen yapının geometrisi ve incelemenin yapılacağı bilgisayarın kapasitesi belirleyici faktörlerdir (Freitas ve ark. 2010; Kimura ve ark. 2006). Elemanların boyutu ise gerçeğe en yakın sonuçları elde edebilmek amacıyla mümkün olduğunca küçük, ancak hesaplamaların bilgisayar programlarında yapılabilmesine imkan sağlaması için yeterli büyüklükte seçilmelidir. Eleman sayısının artması demek, oluşturulan modelin gerçeğine yaklaşması ancak bilgisayar programının yapacağı hesaplama sayısının artması anlamına gelmektedir (Daegling ve Hylander 2000; Hohlweg-Majert ve ark. 2011).

4. Eleman tipi: SEM oluşturulması amacıyla lineer elemanlar, iki boyutlu katı elemanlar ve üç boyutlu katı elemanlar kullanılır. İncelenecek materyalin geometrisine göre uygun eleman tipi seçilmelidir. (Maurer ve ark. 1999; Rubin ve ark. 1983).

Düğüm noktalarından çizgisel elemanlar oluşur. Çizgisel elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktası oluşturabilirler. İki boyutlu katı elemanlar ise genellikle üçgen veya eşkenar yamuk şeklindedir, üç veya dört düğüm noktasından oluşurlar. Üç boyutlu katı elemanlar dört yüzeyle (tetrahedral) veya altı yüzeyle (hegzatetral) olabilir. Tek boyutlu yapıların incelenmesinde çizgisel elemanlar, yassı yapıda iki boyutlu yapıların incelenmesinde üçgen ve eşkenar yamuk şeklindeki elemanlar, üç boyutlu solid yapıların incelenmesinde ise dört veya daha fazla yüzeyle elemanlar tercih edilir (Çalış 2006).

SEA ile stres-gerilme analizlerinin yapılabilmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler; cismin geometrisinin oluşturulmasında kullanılacak koordinatlar, cismin geometrisine bağlı olarak belirlenen eleman tipi, elemanların Poisson oranı ve elastisite modülü değerleri, modele uygulanacak kuvvetler ve incelemesi yapılacak analizin tipi olarak sıralanır (Choi ve ark. 2010).



#### 4.4.4.2. Sonlu elemanlar ile stres analizi aşamaları

Kompleks yapılı cisimlerin kuvvet gibi dış etkenlere karşı oluşturdukları tepkilerin bütün olarak incelenebilmesi için oluşturulan denklemlerin geleneksel matematiksel analitik yöntemlerle çözmek zor ve karmaşık olduğundan bu tip incelemelerde SEA gibi yöntemlerle ara değerler elde edilebilmektedir. SEA ile cismin tamamının değerlendirilmesi yerine, cisim daha küçük ve değerlendirmesi daha kolay olan sonlu elemanlara ayırarak uygulanan etkinin her bir sonlu elemanda ve sonlu elemanların birbirleri arasında oluşturduğu etki incelenir (Rubin ve ark. 1983).

SEA hazırlık safhası, analizin yapılması ve sonuçların değerlendirilmesi olmak üzere üç aşamada gerçekleştirilir. Hazırlık safhasında analizi yapılacak materyalin çeşitli programlar yardımıyla modelinin oluşturulması ve oluşturulan modelin doğru bir şekilde dijital ortama aktarılması gerçekleştirilir. Analiz aşamasında ise SEM incelemesi yapılır, modeli oluşturan her bir sonlu elemanın mekanik özellikleri ve yükleme koşulları oluşturulan denkleme dahil edilir.

Kullanılacak materyalin kendine ait değerleri (Poisson oranı, Elastisite modülü, akma dayanımı vb.) analizin yapılacağı programa girilerek gerçeğe en yakın sonuçların elde edilmesi sağlanır. Sonrasında oluşturulan matematiksel denkleme cisme uygulanan dış etkenlerin sonucu meydana gelen yükleme durumları bu aşamada bilgisayar programları ile çözümlenir (Ming-Yih ve ark. 2010). Modelde kullanılan her bir sonlu eleman, cismin bütününe yapısal özelliğini taşıdığı için bu elemanların kendi içlerinde ve birbirleri arasında oluşan değişimler bütünü incelenen ana yapıyı taklit eder.

Ayrıca kullanılan materyalin kendine özgü değerleri (Poisson oranı, Elastisite modülü vb.) analizin yapılacağı programa girilerek gerçeğe en yakın sonuçların elde edilmesi amaçlanır. Sonrasında oluşturulan matematiksel denkleme cisme uygulanan dış etkenlerin sonucu meydana gelen yükleme durumları bu aşamada bilgisayar programları ile çözümlenir (Ming-Yih ve ark. 2010). Modelde kullanılan her bir sonlu eleman, cismin bütününe yapısal özelliğini taşıdığı için bu elemanların kendi içlerinde ve birbirleri arasında oluşan değişimler bütünü incelenen ana yapıyı taklit eder.

Analiz sonucunda elde edilen veriler ve değişimler hesaplanır ve kayıt altına alınır. Bu kayıtlar daha sonra verilerin değerlendirilmesi ve grafik oluşturulması safhasında kullanılacaktır (Rubin ve ark. 1983; Hohlweg-Majert ve ark. 2011).

Analiz sonucunda elde edilen veriler renk kodları olarak materyalin istenen açılardan alınan görüntülerine yerleştirilebilir. Her renk, Őeklin altında bir ölçek halinde verilen bir değer aralığını gösterir (Kimura ve ark. 2006).

#### **4.4.5. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları**

Sonlu elemanlar analizinin avantajları Şu Şekilde sıralanabilir;

1. Kompleks geometriye sahip cisimlerin dijital ortamda gerçeğine çok yakın taklitleri elde edilebilir.
2. Materyal zerine uygulanan dış etkiler ile içyapısında oluşacak değişimler ve stres dağılımları ayrıntılı bir Şekilde incelenebilir.
3. Analiz sonucu elde edilen verilerin anlaşılabilirliğinin sağlanması için görsel öğeler kullanılabilir.
4. Farklı malzemelerden oluşan yapıların bir bütün halinde incelenebilmesine olanak verir. Bilgisayar ortamına aktarılabilen her türlü cismin stres analizi yapılabilir.
5. Stres analizleri, ısı iletimi, manyetik alan değerlendirmesi gibi birçok alanda kullanılabilmektedir.
6. Hızlı ve etkili bir yöntemdir, zamandan tasarruf sağlar (Daegling ve Hylander 2000; Farah ve ark. 1988).
7. Farklı katmanlardan oluşan cisimlerin, kendisini oluşturan katmanların fiziksel özellikleri ve katmanların birbirleri arasında birleşim özelliklerini yansıtacak bir bütün halinde değerlendirilmesine olanak verir.
8. Dijital ortamda, modeller ve uygulanan etkiler değiştirilerek analiz istenilen sayıda tekrarlanabilir.

9. Cerrahi öncesi planlamaya yardımcı olarak stereolitografik modelleme gereksinimini ortadan kaldırarak maliyeti düşürür.

SEA yöntemi ile yapılan bu çalışmalarda, araştırmanın doğruluğunu etkileyen faktörler vardır. Malzemenin fiziksel özellikleri, kuvvet değerleri, elemanların boyutu ve şeklinin tayini tamamen insan faktörü kontrolü altındadır ve bu değerlerin programa girilmesinde yapılacak bir hata tüm analiz sonuçlarını etkileyebilmektedir. Bunun yanı sıra programların kullanılabilmesi için ciddi bir teknolojiye ihtiyaç duyulması ve bazı durumlarda incelemelerin zaman alması bu yöntemin dezavantajlarından. Objelerin dijital ortama birebir aktarılması işlemi, kullanılan bilgisayarın donanımı ve analizin yapıldığı paket programların kapasiteleri ile sınırlıdır. Verilerin yetersiz olması ve gerçeğine yakın elde edilemeyen modeller hatalı sonuçlar çıkmasına sebep olmaktadır.

Ayrıca insan vücuduna ait karmaşık ve değişken dokular gibi yapıların modellerini oluşturup doğru fiziksel verilerin girilmesi oldukça zordur. Tüm bu olumsuz yönlerine rağmen SEA yöntemi deneysel çalışmaların çok zor veya imkansız olduğu düşünülen birçok materyalin bilinmeyen davranışlarının incelenmesinde çok önemli bir yöntem olmuştur ve kullanılan yazılım ve donanımların geliştirilmesi ile gerçeğine daha yakın sonuçlar elde edilebilecektir (Farah ve ark. 1988; Daegling ve Hylander 2000).

#### **4.4.6. Oral Ve Maksilofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Kullanılması**

Tıp ve sağlıkta kan, kaslar, damarlar, kemik ve benzeri kalsifiye yapılar üzerinde çalışmalar yapılmaktadır. Üzerinde çalışılan bu dokuların her birinin kimyasal bileşimleri ve buna bağlı olarak fiziksel özellikleri farklılık göstermektedir. Bu farklılıklar sebebiyle farklı dokuların, hatta aynı türdeki dokuların vücuttaki farklı konumlarına göre dış kuvvetlere verdikleri fiziksel yanıtlar, elastisite modülleri, deformite gibi özellikleri değişmektedir (Shyam Sundar ve ark. 2012).

Maksillofasiyal bölgedeki yapıların incelenmesinde, gerek yapıların makro ve mikro düzeydeki kompleks anatomiye sahip olması, gerekse bu yapıların heterojen iç yapıları nedeniyle problemlerin analizleri ve sağlıklı sonuçlar elde edilmesi zorlaşır

(Wong ve Tang 2011).

SEA incelemelerinde, insan, kadavra veya hayvan dokularının BT ile taranması ile elde edilen görüntüler, belli programlar yardımı ile meş (ağ) yapısına dönüştürülmekte, bu ağ yapısının düzenlenmesi ile objenin sanal ortamda üç boyutlu (3B) modeli elde edilebilmektedir. Canlı veya cansız dokular ile yapılması oldukça zor olabilecek çalışmalar bu oluşturulan 3B modeller ile hem kolay hem tekrarlanabilir şekilde yapılabilmektedir. (Daegling ve Hylander 2000) Bu özellikleri sebebiyle maksillofasiyal bölgedeki kompleks yapıların incelenmesinde SEA oldukça faydalı bir yöntem olarak görülmektedir (Wong ve Tang 2011).

SEA ile incelenecek yapı kendisinden daha küçük ve daha basit parçalara ayrılırsa analiz o derece basit hale gelir. Yani karmaşık bir yapı ne kadar fazla düzgün geometriye sahip şekillere bölünebilirse incelenmesi ve yapılacak olan hesaplama sistemleri o kadar basit hale gelir. İncelenecek parçaların sayısı arttıkça bu parçalar üzerinde yapılan hesaplamalar da artar, böylece daha kesin ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilir. Maksillofasiyal bölgedeki kompleks yapılar bütününcü incelenmesi SEA dışındaki benzer metodlar ile yapılamayacak kadar detaylı ve komplikedir (Shyam Sundar ve ark. 2012; Daegling ve Hylander 2000).

Fizik kurallarına göre bir cisme uygulanan her etki bir tepkiye neden olur. Mandibula da çiğneme, konuşma gibi fonksiyonları sırasında üzerine yapışan kasların etkisi altında kalır ve yapısı içerisinde çeşitli gerilimler oluşur. Bu karmaşık hareketler bütünü ve mandibulanın kendisine has yapısal özellikleri bu kemikle yapılacak olan in vivo incelemelerde biyomekanik olarak gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesini zorlaştırır (Shyam Sundar ve ark. 2012; Hart ve ark. 1992).

SEA maddenin statik olarak incelenebilmesine olanak veren bir yöntemdir. Ancak gelen kuvvetler karşısında mandibula içyapısında oluşan gerilim dağılımları ve yer değiştirmeleri konusunda güvenli veriler sağlayabilmektedir. Bu teknikte aynı zamanda materyale özgü karakterlerin (elastisite modülü, sertliği vb.) yazılım sistemine girilerek mekanik özelliklerinin incelenmesine fırsat verir, böylece laboratuvar ortamına gerek kalmadan biyomekanik incelemeler yapılmasına ve klinik pratikte kullanılabilir nitelikte veriler elde edilmesini sağlar (Wong ve Tang 2011).

SEA maksillofasiyal bölgede meydana gelen travmaların tedavilerinde darbe analizleri, yerleştirilmesi planlanan osteosentez sistemlerinin ideal pozisyonunu ve maruz kalacakları yükleri belirlemede ve başarılı bir osteosentez tahmininin değerlendirilmesinde kullanılır. Planlı olarak gerçekleştirilen farklı osteotomi tekniklerinin biyomekanik analizlerinin yapılabilmesine, kemik üzerini kaplayan yumuşak dokuların bu hareketlere vereceği cevabın kozmetik açıdan tahmin edilebilir olmasına yardımcı olur.

Maksillofasiyal bölgelerde meydana gelen geniş patolojilere bağlı yapılan rezeksiyon osteotomilerinin ve rezeksiyon sonrası ilgili bölgenin rekonstrüksiyonunun planlanmasında, yeni oluşturulan yapının biyomekanik davranışının incelenmesinde kullanılır. Ayrıca dental implantların dizaynı, implantın kemik içine yerleştirilmesi sırasında kemikte ve implantta oluşan streslerin incelenmesi için kullanılır. Distraksiyon osteogenezi uygulanacak vakalarda ise sert ve yumuşak dokulara uygulanacak kuvvetin ayarlanması, vektör hesaplamaları, distraksiyon aygıtının tasarımı ve adaptasyonunda kullanılmaktadır (Wong ve Tang 2011).

Son yıllarda zigomatik implantlar, zigoma ve maksiller sinüs ve alveoler kemiği modellemesi çalışmalar içerisinde öne çıkan konulardır (Freedman ve ark. 2013). Zigomatik implantların 2 ve 3 boyutlu sonlu eleman modellemeleri ile, zigoma ve maksillada mekanik stimülasyon, çevre dokularda oluşabilecek oluşabilecek deformasyonlar, oklüzal kuvvetler ile zigoma ve maksillada oluşan gerilim kuvvetleri ve etkileri, mastikasyon süresince maksilla ve zigomada oluşabilecek stresler, farklı cerrahi tekniklerle uygulanan zigomatik implantların çevresindeki stres dağılımları gibi farklı konularda araştırmalar yapılmıştır (Ishak ve ark. 2012; Ujigawa ve ark. 2007; Wang ve ark. 2013).

Kaybedilen dişlerin rehabilitasyonunda implantların kullanımı yaygınlaşmıştır (Barry ve ark. 2005). Piyasada çeşitli markaların çeşitli modellerde implantları bulunmaktadır. Markaların ve modellerin çeşitliliğinin yanında implant malzemeleri de çeşitlilik göstermektedir. Malzemelerin mekanik özellikleri implant seçimindeki en önemli kriterlerden biridir. Sonlu elemanlar yöntemi biyomedikal uygulamalarda özellikle dental implantlar konusunda son zamanlarda oldukça sıklıkla kullanılmaktadır. (Huang ve ark. 2001; Geng, Tan, ve Liu 2001; Himmlöva ve ark.

2004). Bu çalışmalarda özellikle kemik üzerindeki gerilmelerin incelenmesinde oldukça çeşitli sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçların çeşitliliği yapılan kabullere ve implant özelliklerine göre değişim göstermektedir. İmplant kırıklarının dental implant uygulamalarında başarısızlık sebeplerinden biri olduğu düşünülürse implant üzerindeki gerilmelerin de incelenmesi önem arz etmektedir.

Dental implant sistemleri implant ve abutment olmak üzere 2 komponentten oluşmaktadır. İmplant bölümü çene kemiği içerisine (endoosseöz) ya da üzerine (subperiostal) yerleştirilmektedir. Abutment bölümü, implantın, ilişkili restorasyon ile bağlantısını kuran bölümdür. Abutment implant arasındaki ilişki, makinelenmiş bir yüzey ile sağlanabildiği gibi abutmentin bir vida yardımı ile implant ile bağlantısının oluşturulması ile de olabilir. Abutment vidası kaybı gibi bazı mekanik komplikasyon implant- abutment ilişkisinde görülebilir (Mackerle 2004)

İmplant başarısızlıklarının en büyük etkeni, implant ve implantı çevreleyen kemik doku arasındaki biyomekanik ilişkinin yeterli düzeyde olmamasıdır. Dental implantlar karşısında çene kemiklerinin cevabı yeterli düzeyde incelenmemiş ve implant uygulamaları sonucu çene kemikleri üzerinde oluşan streslerin uzun süreli etkileri tam olarak anlaşılamamıştır. Streslerin incelenmesi ve anlaşılması, çene kemikleri üzerinde istenmeyen streslerin oluşumunun önüne geçebilir (Mackerle 2004). Sonlu elemanlar analizi, herhangi bir geometrik yapının, üzerinde oluşan gerilim ve deformasyonların analizini sağlayan sayısal bir metoddur. Sonlu elemanlar analizi metodunun gerilimler üzerinde çalışılabilmeye olanak tanınması, dental implantlar üzerinde uygulanmasının başlıca nedenidir (Mackerle 2004).

. Dental implantların sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi farklı başlıklar üzerinden yapılmaktadır. Bu başlıklar, tasarım değerlendirmeleri, materyal değerlendirmeleri, implant üzerinde oluşan yüklerin değerlendirilmesi, yüzey değerlendirilmeleri ve diğer konulardır (Van Staden ve ark. 2006).

TER cihazlarının mekanik davranışını göz önüne alarak, protez-eklem uyumsuzluğuyla kafa tabanında yüksek konsantrasyonda stres olduğu rapor edilmiştir. Sonlu elemanlar analizi (SEA), cihazlarla ve bitişindeki kemik

dokularıyla stres dağılımını ölçmek ve karakterize etmek için geliştirilen modellerden elde edilen verileri kullanan bir bilgisayar simülasyon aracıdır.

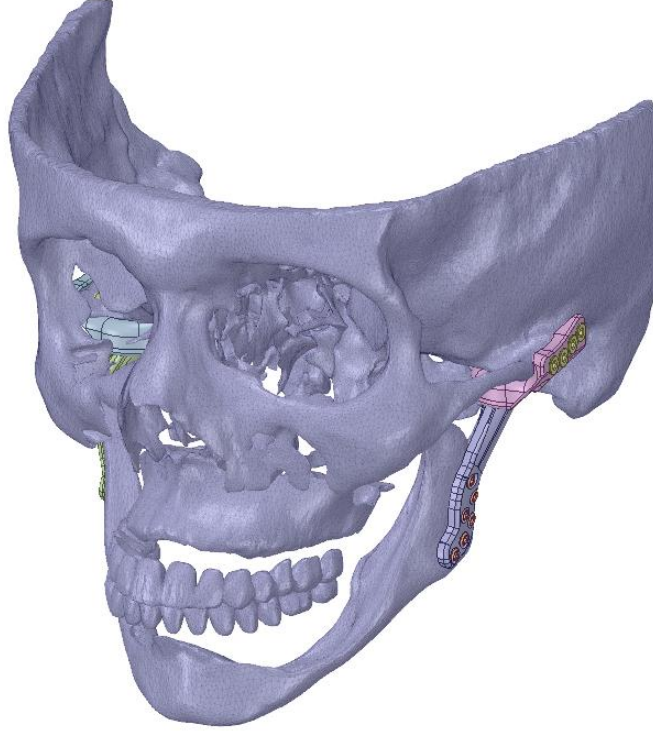
Bu biyomekanik analizlerin anlaşılması, TER cihazlarının bileşenlerinin yapısal malzemeleri üzerindeki stres dağılımını tahmin etmenin yanı sıra, cihaz bileşen stabilitesini, düzenlemesini ve osseointegrasyonu etkileyen sorunları saptamaya yardımcı olacaktır (Ackland ve ark. 2015; Ramos ve ark. 2011; Kashi, Chowdhury, ve Saha 2010; Ramos ve ark. 2014; Mesnard ve Ramos 2016; Ramos ve Mesnard 2016; Ramos ve Mesnard 2015; Mesnard ve ark. 2011)



## 5.GEREÇ VE YÖNTEM

### 5.1.3D Solid Model Hazırlanması

Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile elde edilen görüntüler Mimics 10.0 (Materialize NV) yazılımı ile nokta bulutuna çevrilerek STL. dosyası olarak kaydedildi. Daha sonra bu datalar Geomagic Studio 12 (Geomagic Inc. North Carolina) yazılımı ile gerekli düzeltme ve yenileme işlemlerinden sonra 3B katı model elde edildi. Çizimleri SolidWorks (Dassault Systèmes, SolidWorks Corporation) yazılımında yapılan protez ve ilave parçaları ile hazırlanan çene ve kafa modeli montaj edilerek analiz için hazır hale getirildi.



Şekil 5 Kafatasına TER cihazının yerleştirilmesi

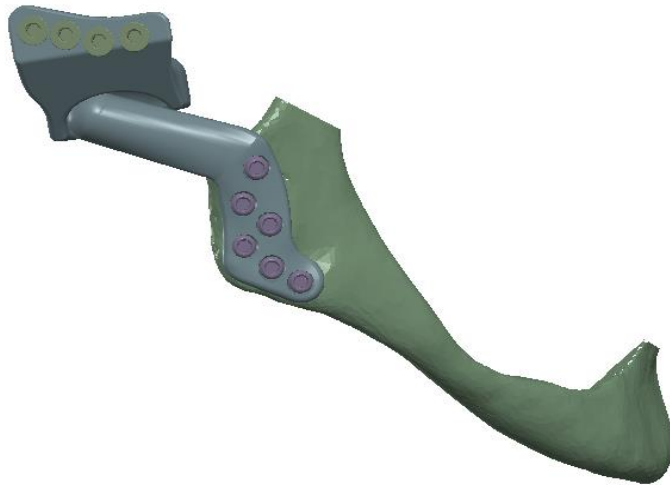


3B montaj modelin hazırlanmasının ardından modelin simetrik durumundan hareketle ürün iki eşit parçaya ayrılıp sol taraf analiz için kullanılmıştır. Ürünün fazla olan yerleri çıkartılıp, filtreleme işleminden sonra analiz için nihai geometrik model elde edilmiştir.

Analizlerde kullanılmak üzere iki tipte protez geliştirilmiştir. Test 1 ve Test 2 olarak isimlendirilmiştir. Test 1 ve Test 2 ye ait resimler şekil 6 ve 7’de verilmiştir.



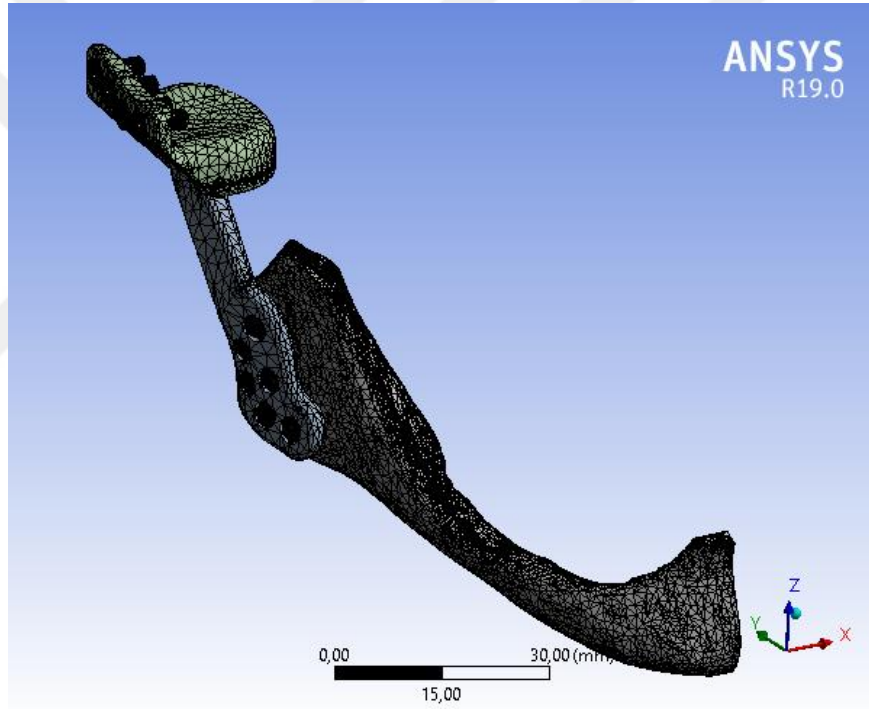
Şekil 6 Test 1 Cihazı



Şekil 7 Test 2 Cihazı

## 5.2.Sonlu Elemanlar Ağ Yapısının Oluşturulması (Mesh) İşlemi

Hazırlanan 3B montaj modeller parasolid.x\_t uzantısında kaydedilerek Ansys Workbench 19 yazılımına aktarılmıştır. Ansys Mesh (Ansys Inc.Pennsylvania) modülü kullanılarak test 1 ve 2 için hazırlanan modeller sonlu elemanlar ağ yapılarına bölünmüşlerdir. Mesh işleminde altı yüzlü Tetra elemanlar kullanılmıştır. Bu eleman türü özellikle karmaşık şekilli ürünlerin mesh işlemlerinde sıkça kullanılmaktadır. Test 1 ve Test 2 modellerinin sonlu elemanlara ayrılmış resmi Şekil 8’de verilmiştir. Yapılar toplam 446 111 Tetra eleman, 713895 düğüm noktasından oluşmaktadır.



Şekil 8 Yapının sonlu elemanlar ağına bölünmesi

## 5.3.Malzeme Modelleri ve Uygulanması

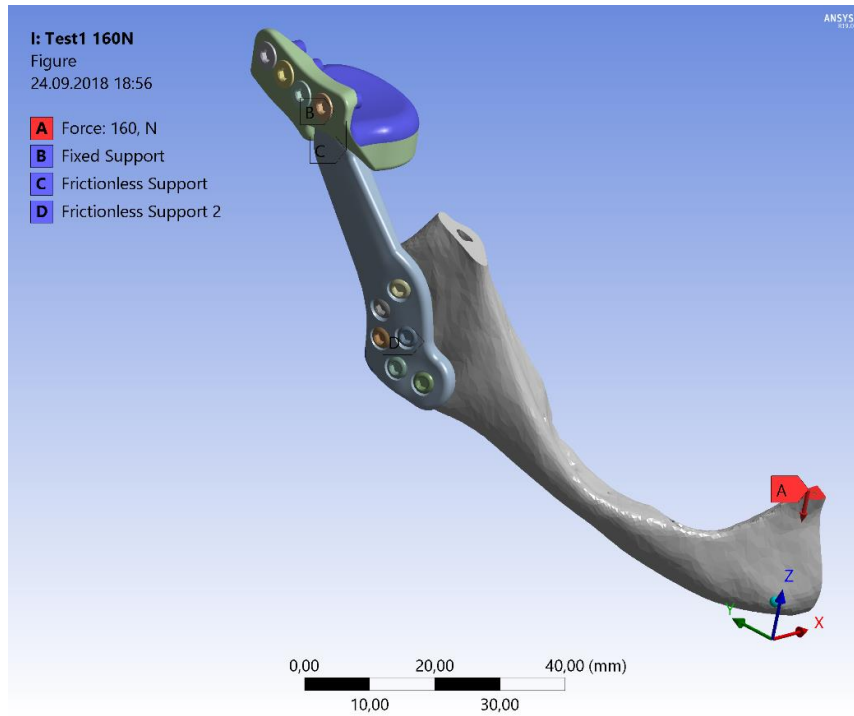
Analiz için hazırlanan 3B modelde bir adet simetrik dişsiz çene, krom kobalt malzemedan üretilmiş kondiler komponent ile kemiğin bağlantısını sağlayan 6 adet titanyum alaşımından üretilmiş vida ve UYMAP’tan üretilmiş fossa komponenti ile bu parçayı zigomatik kemiğe bağlayan 4 adet titanyum alaşımli vida olmak üzere toplam 13 parçadan oluşmaktadır. Malzemelerin özellikleri katalog bilgilerinden elde edilmiştir.

**Tablo 2** Malzemeler ve mekanik özellikleri

Malzeme	Elastikiyet Modülü	Poisson Oranı	Akma Dayanımı
Titanyum alaşımı	94.000 MPa	0.34	858 MPa
Krom Kobalt alaşımı	230.000 MPa	0.29	520MPa
UYMAP	600Mpa	0,46	40 MPa
Kemik	15000 MPa	0.35	135 MPa

#### 5.4.Yükler ve Sınır Koşulları

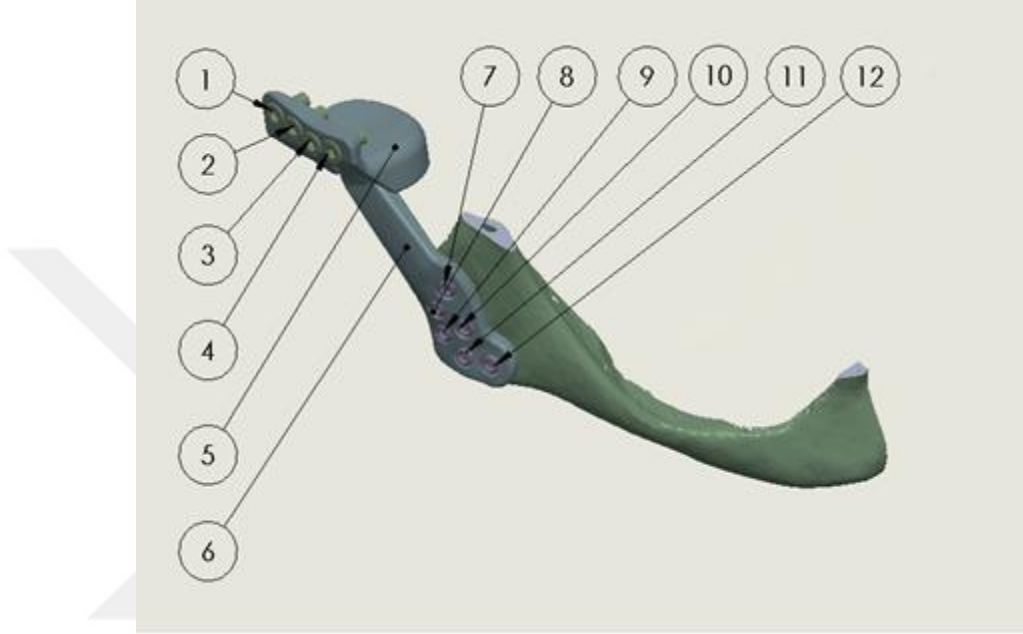
TER protezinin matematiksel modeli, doğrusal esneklikte yarı-zorlayıcı temas problemleri teorisine dayanır. Analizlerde en riskli durum için modelleme yapılmıştır. Çiğneme kuvveti ön bölgeden olacak şekilde 20N ila 220N arasında kademeli olarak yüklenmiştir. Modelde vidalar ile kemik arasında sürtünmeli kontak tipi, üst parça ile kemik arasına sürtünmeli, protez ile kemikler arasında ise sürtünmeli kontak tipi atanmıştır. Uygulanan yük ve sınır şartları Şekil 9’da verilmiştir.



**Şekil 9** Uygulanan yükler ve sınır şartları

## 6.BULGULAR

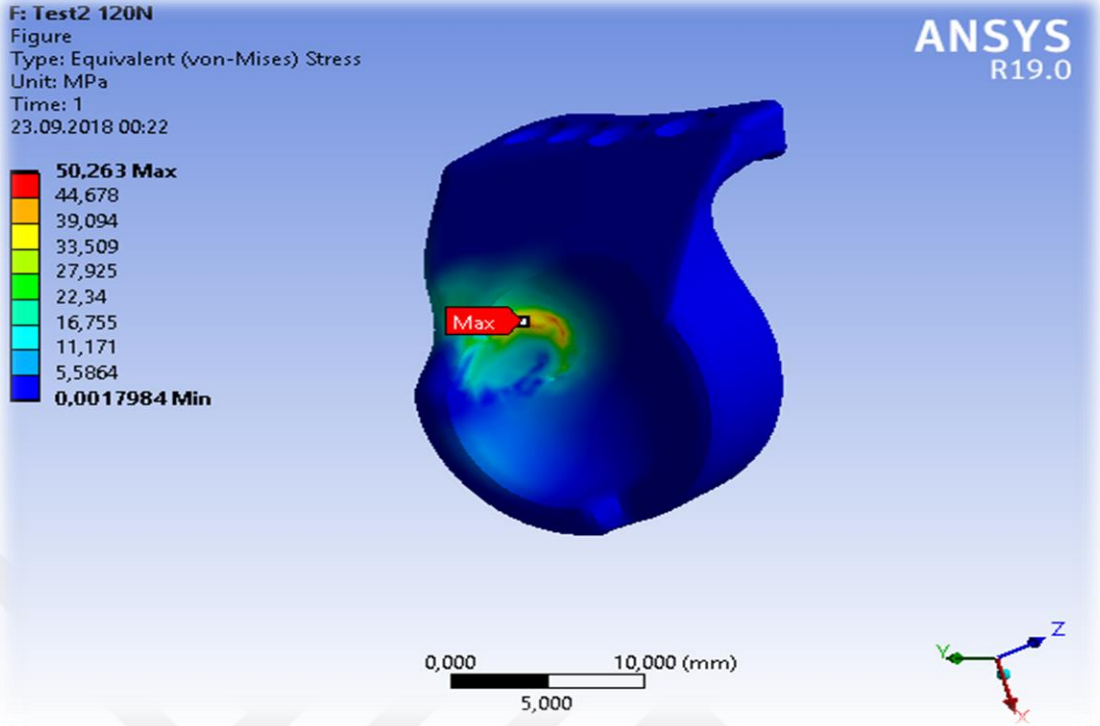
Ansys Workbench (Ansys Inc.Pennsylvania) yazılımı ile gerçekleştirilen çözüm sonrası elde edilen gerilmeler, büyüklükleri ve dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir. 3B modeldeki parçalar ve numaraları Şekil 10’da verilmiştir. Tablo 3’de ise parçalar ve isimleri verilmiştir.



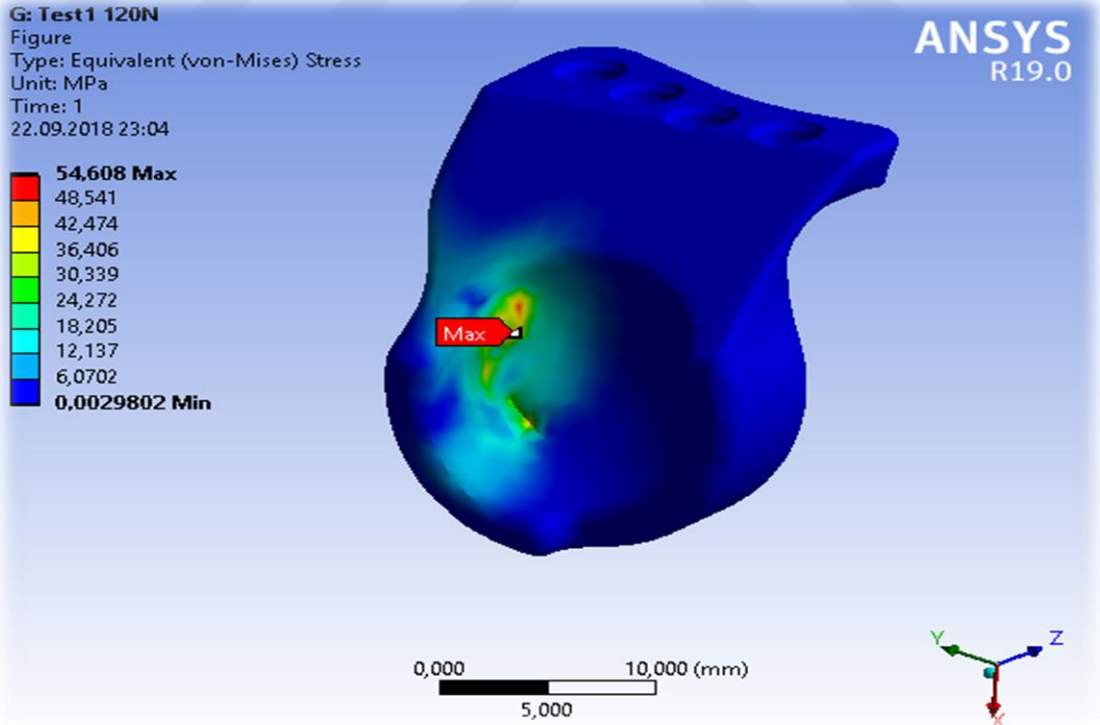
Şekil 10 3B modeldeki parçalar ve numaraları

Tablo 3 Birleşenlerin numaraları

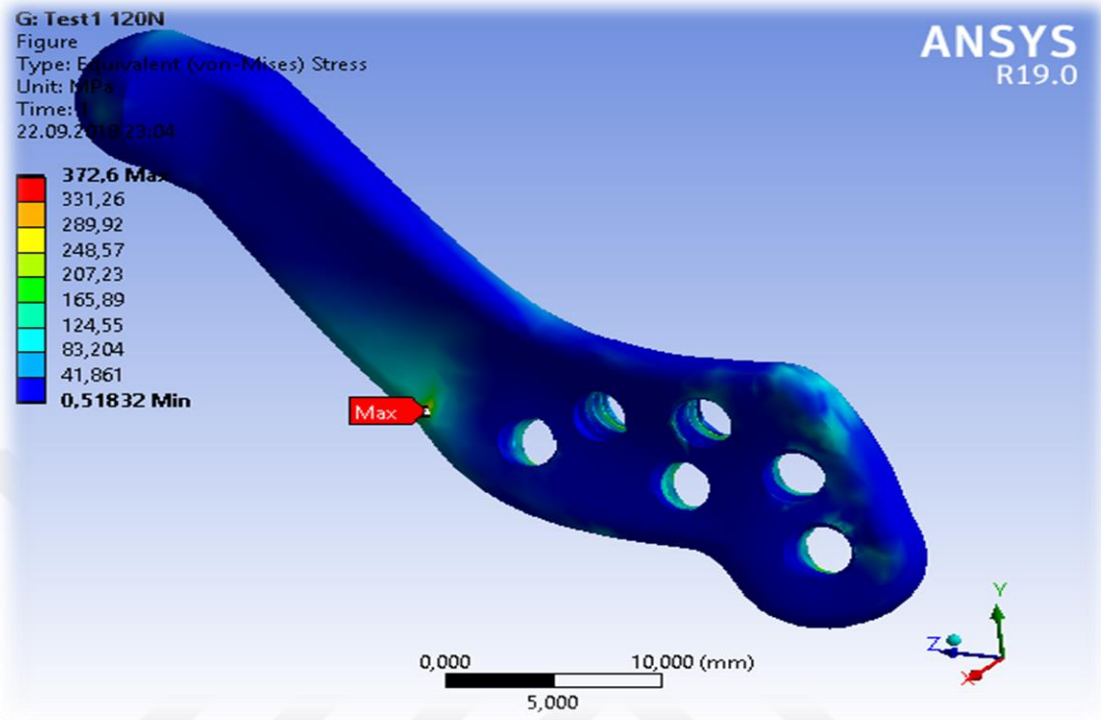
1. Üst bağlantı vidası 1
2. Üst bağlantı vidası 2
3. Üst bağlantı vidası 3
4. Üst bağlantı vidası 4
5. Fossa komponenti
6. Ramus komponenti
7. Alt bağlantı vidası 1
8. Alt bağlantı vidası 2
9. Alt bağlantı vidası 3
10. Alt bağlantı vidası 4
11. Alt bağlantı vidası 5
12. Alt bağlantı vidası 6



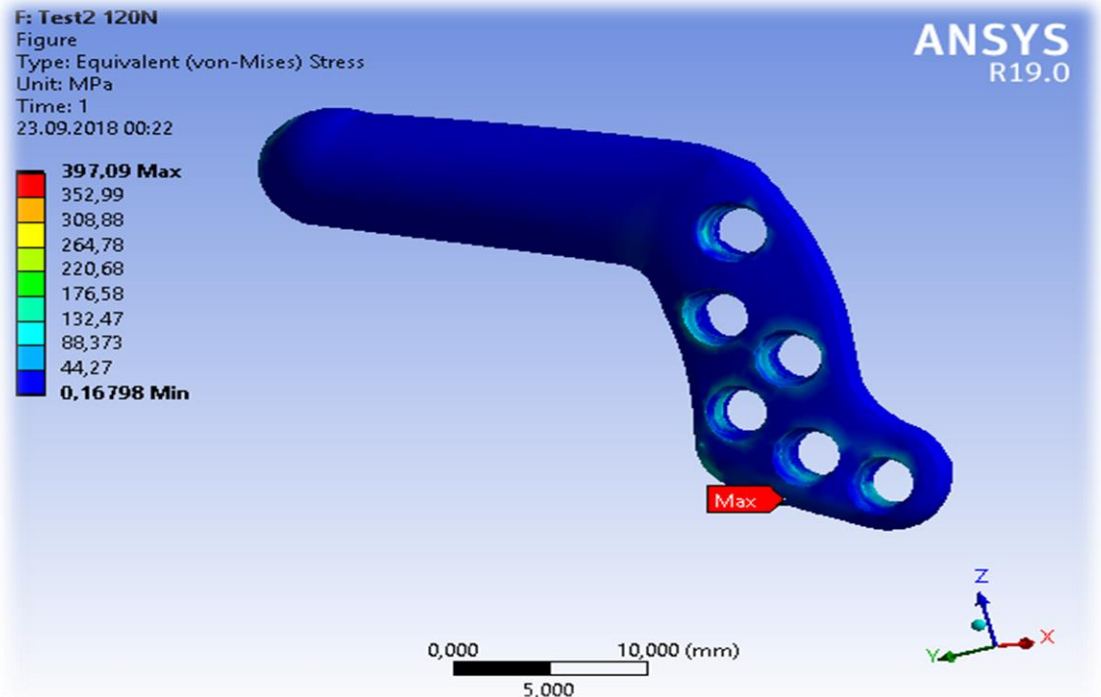
Şekil 11 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri



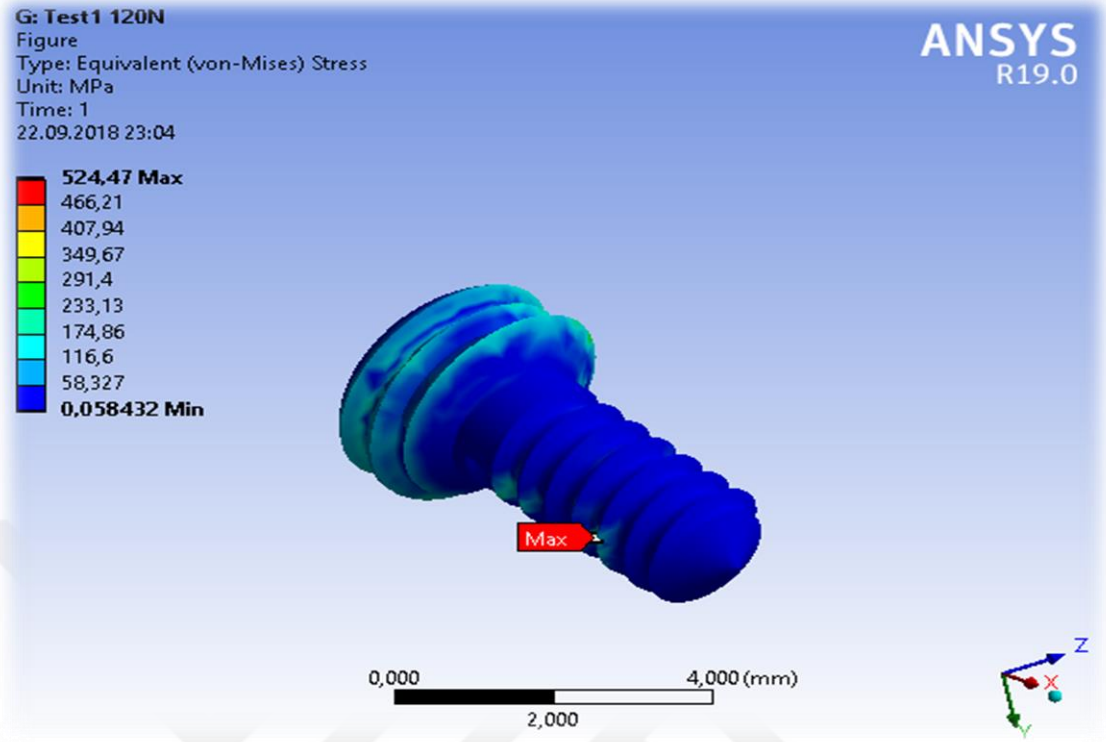
Şekil 12 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri



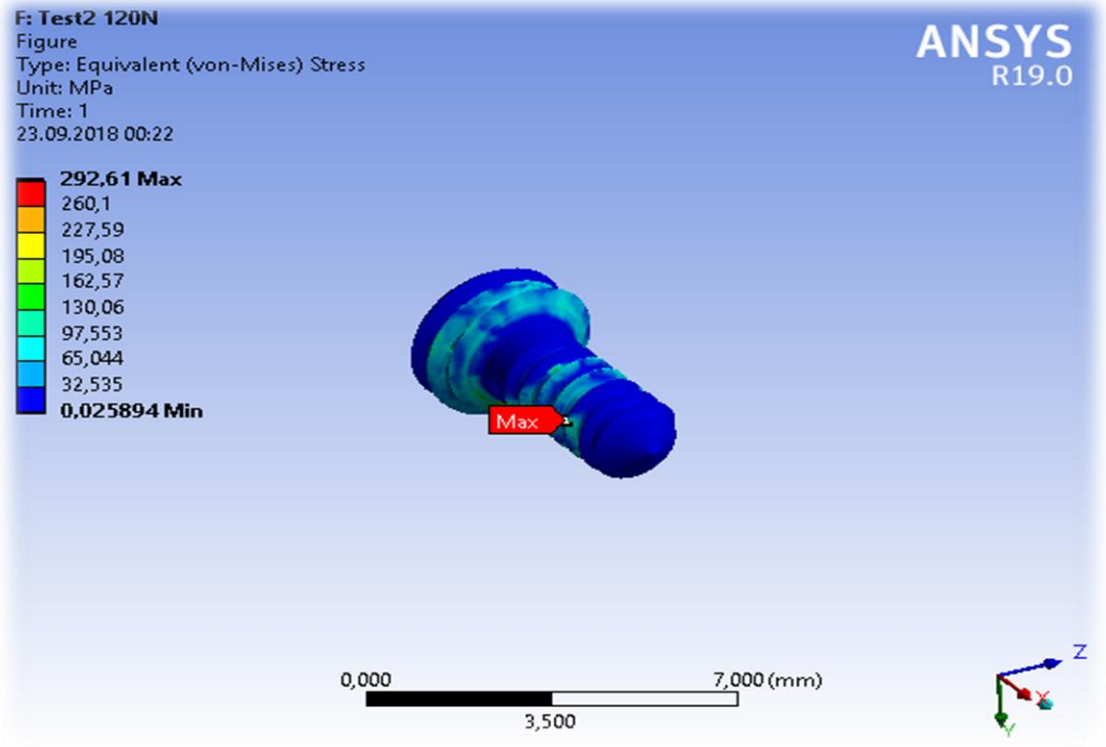
Şekil 13 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri



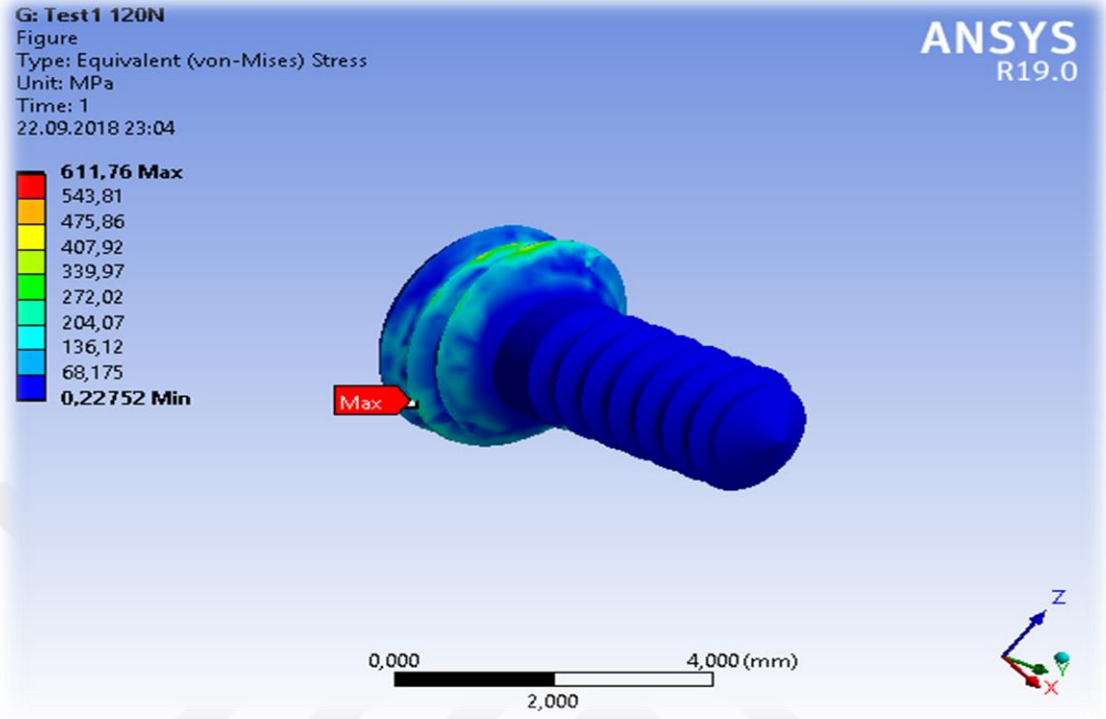
Şekil 14 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri



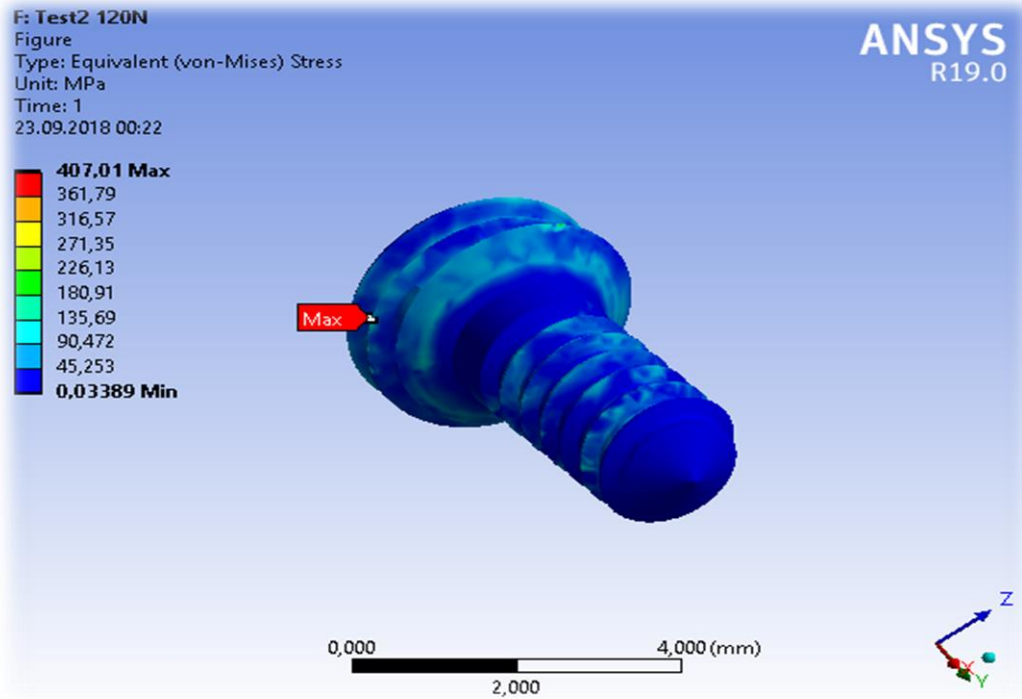
Şekil 15 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



Şekil 16 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

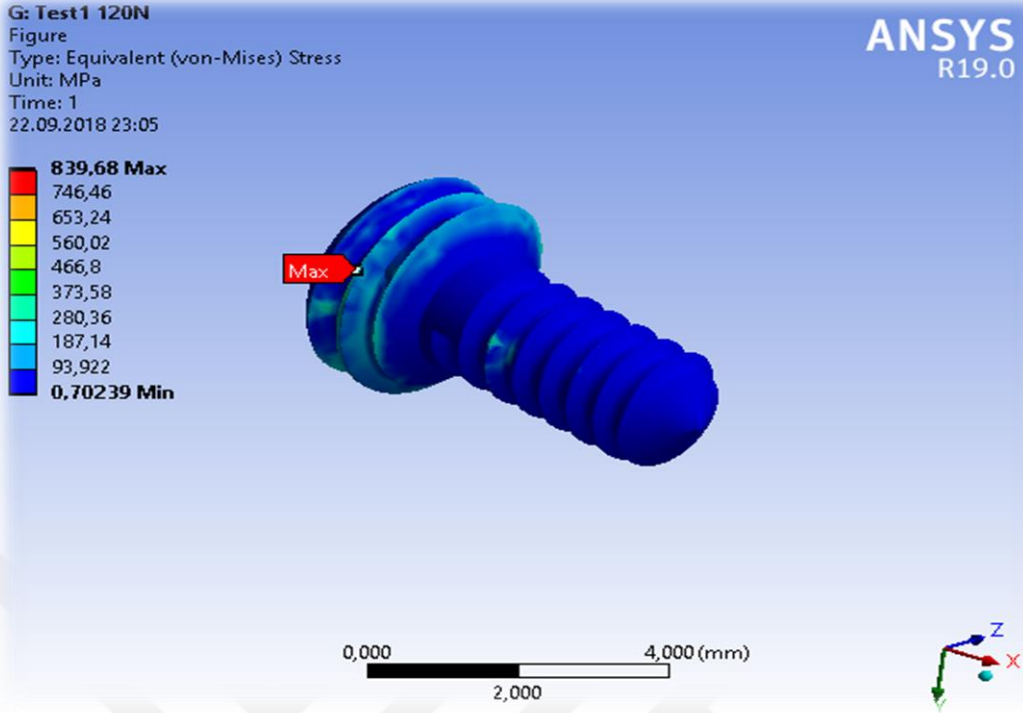


Şekil 17 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

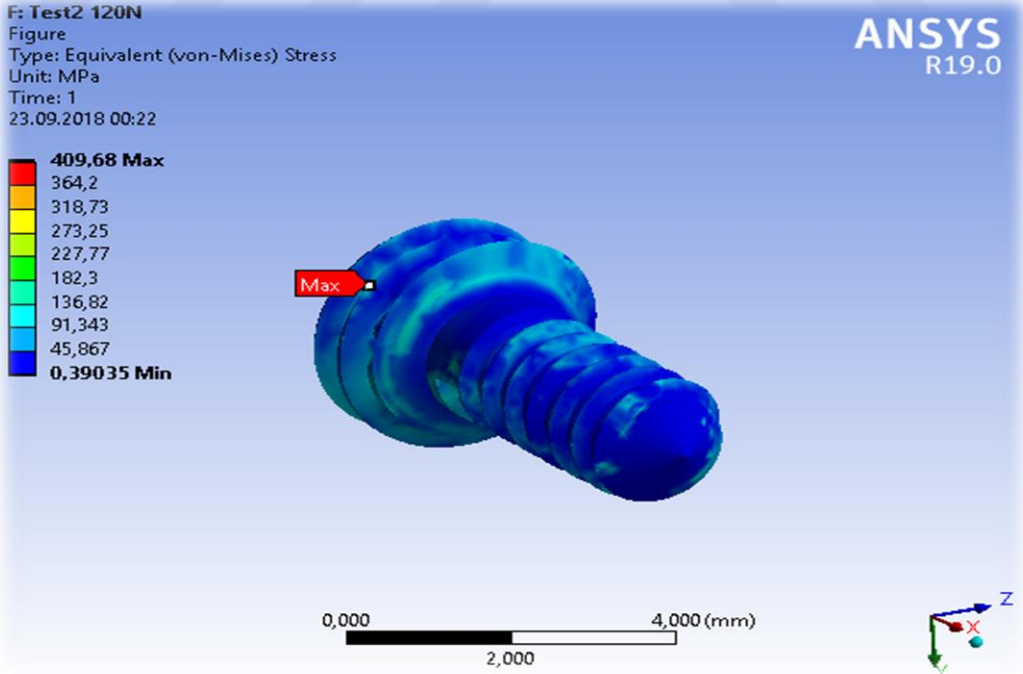


Şekil 18 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

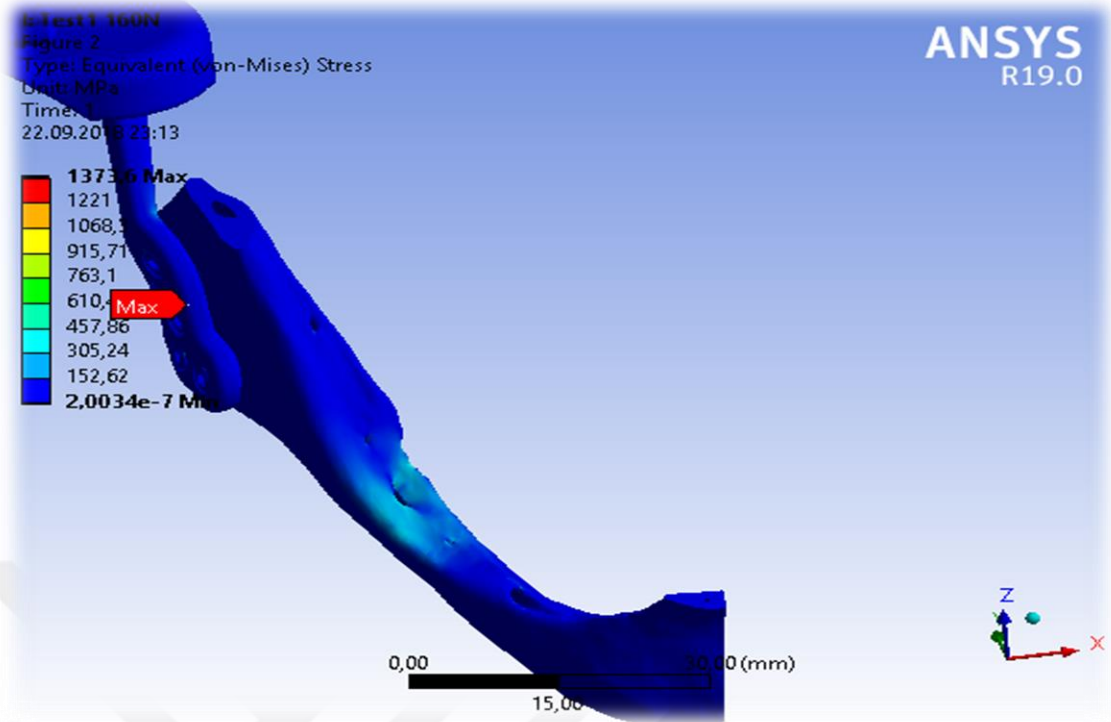




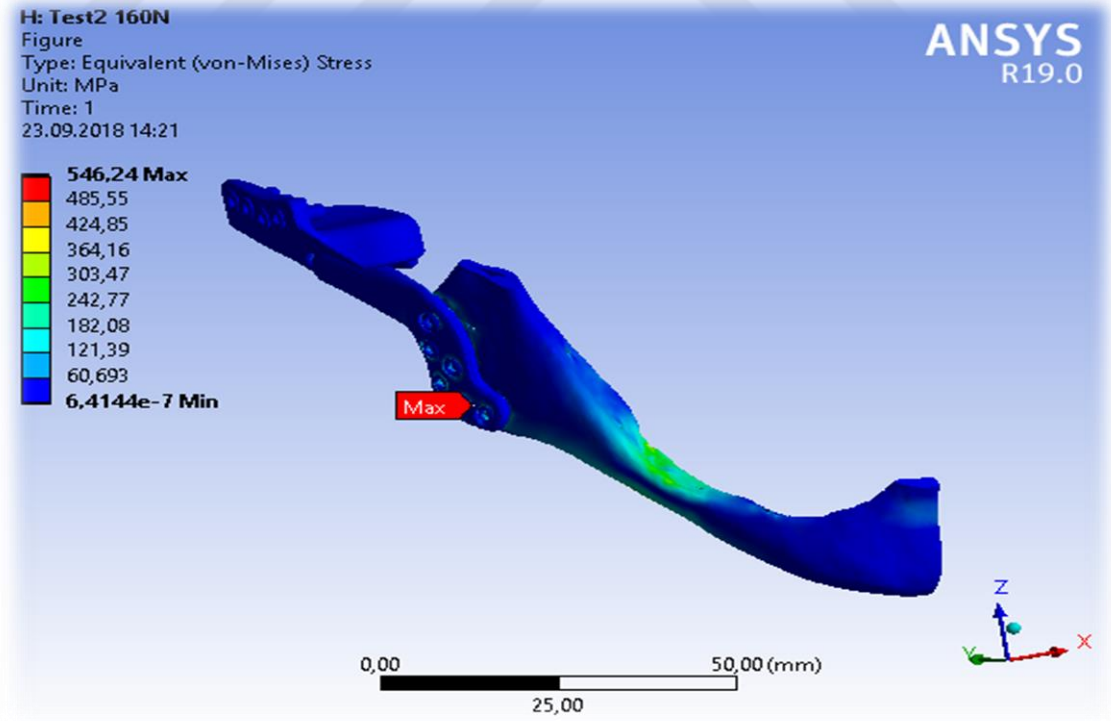
Şekil 19 120N'luk kuvvette Test 1 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



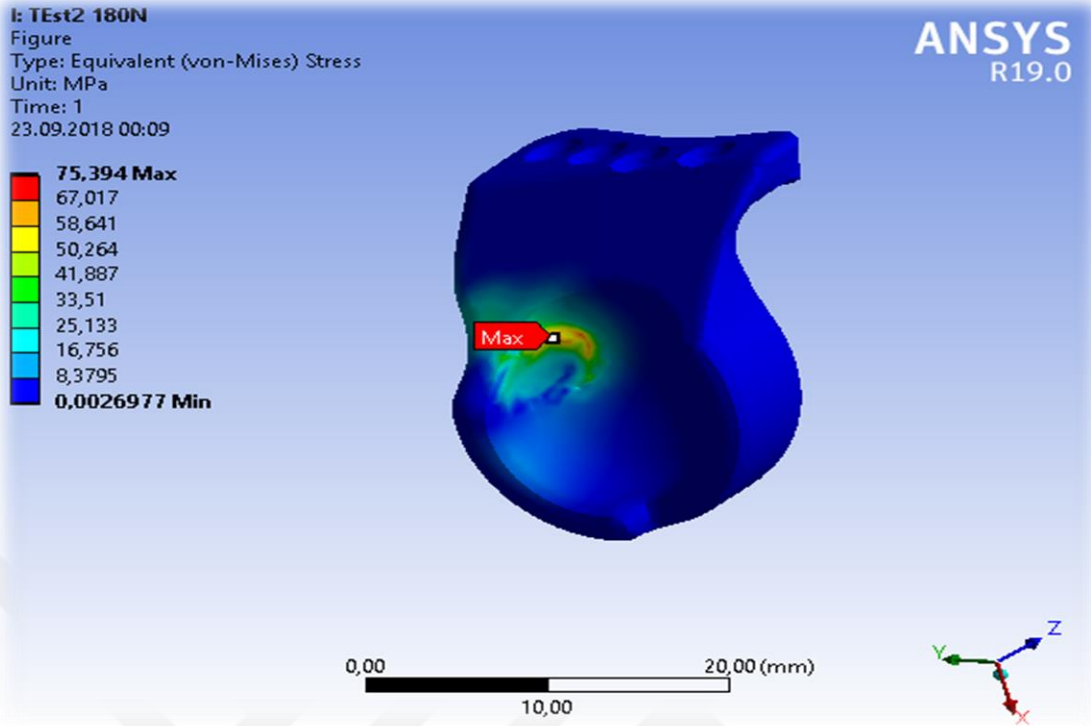
Şekil 20 120N'luk kuvvette Test 2 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



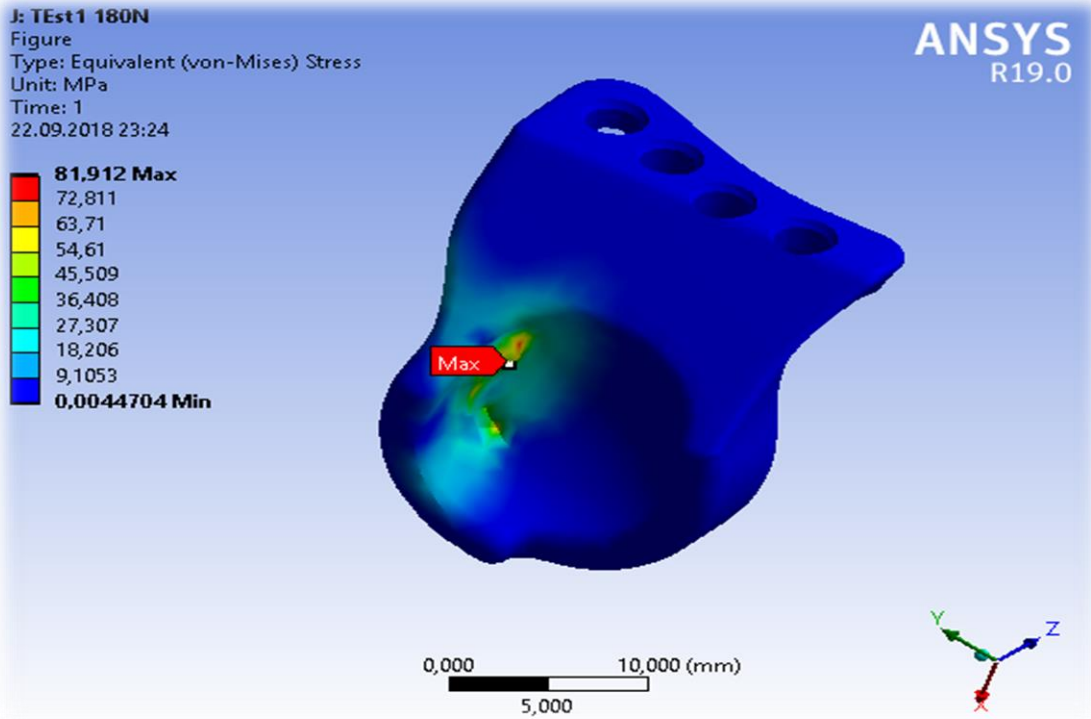
Şekil 21 160N'luk kuvvette Test 1 cihazının Von Mises stresleri



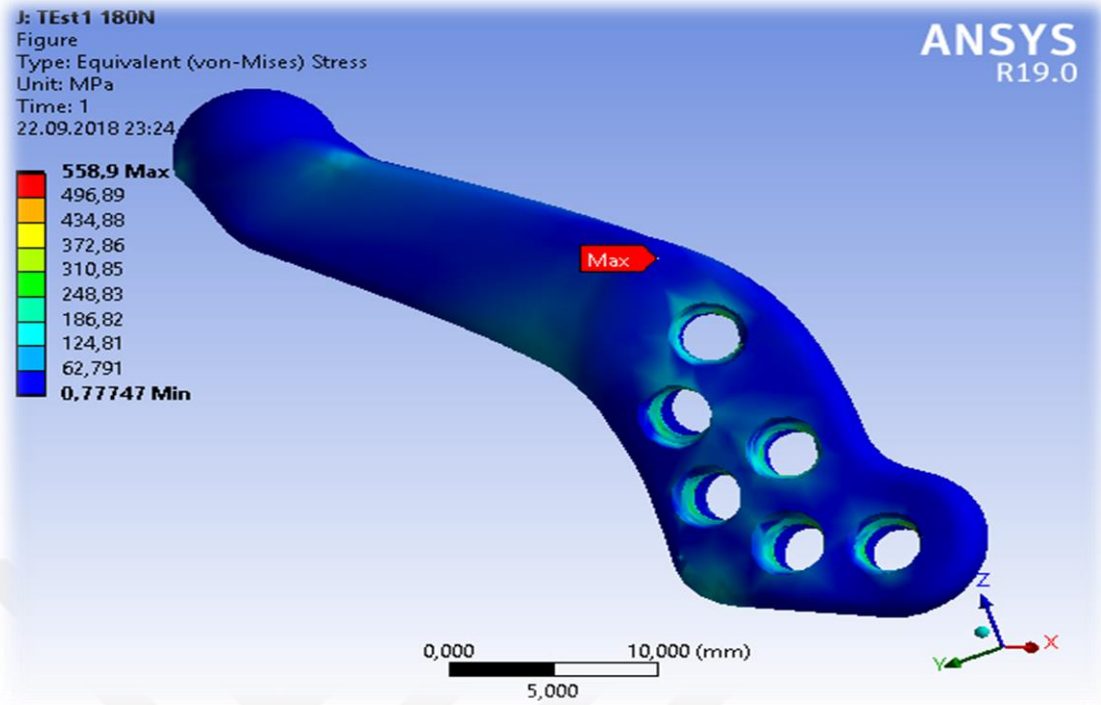
Şekil 22 160N'luk kuvvette Test 2 cihazının Von Mises stresleri



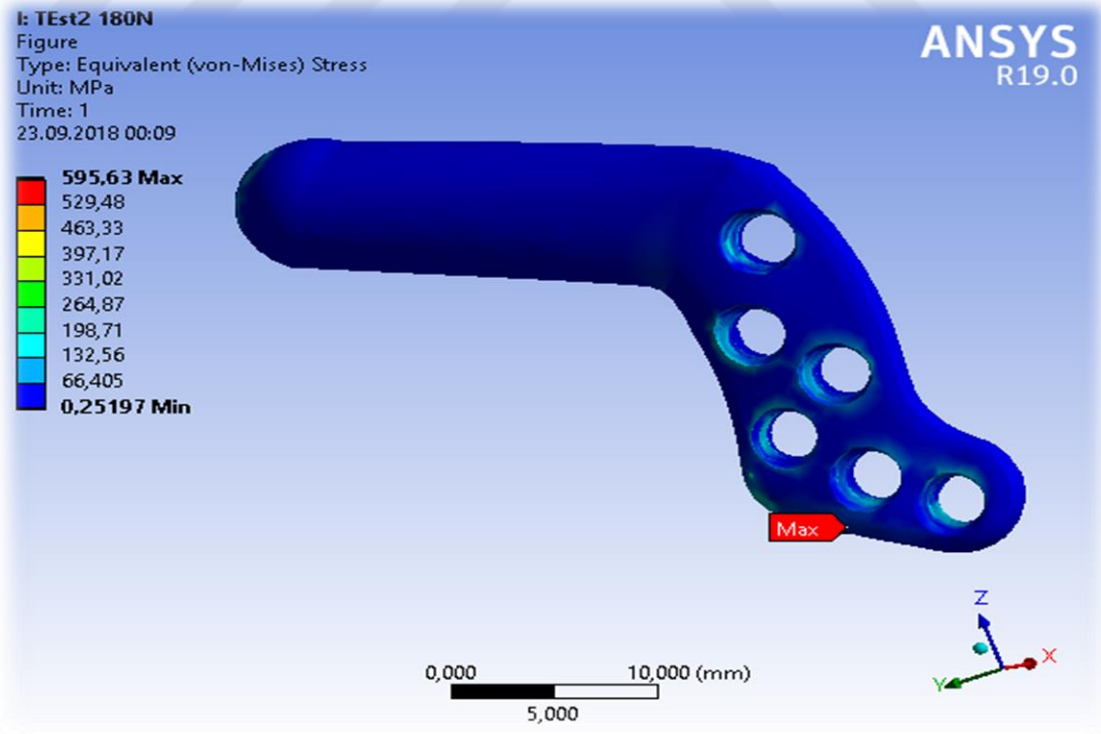
Şekil 23 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının fossa componentindeki Von Mises stresleri



Şekil 24 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının fossa componentindeki Von Mises stresleri



Şekil 25 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının ramus componentindeki Von Mises stresleri

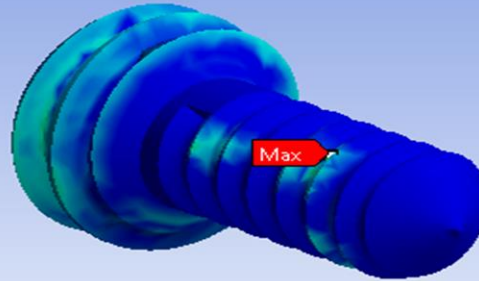


Şekil 26 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının fossa componentindeki Von Mises stresleri

J: TEst1 180N  
Figure  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: MPa  
Time: 1  
22.09.2018 23:24

ANSYS  
R19.0

786,71 Max  
699,31  
611,91  
524,5  
437,1  
349,7  
262,3  
174,89  
87,49  
0,087648 Min



0,000 4,000 (mm)  
2,000

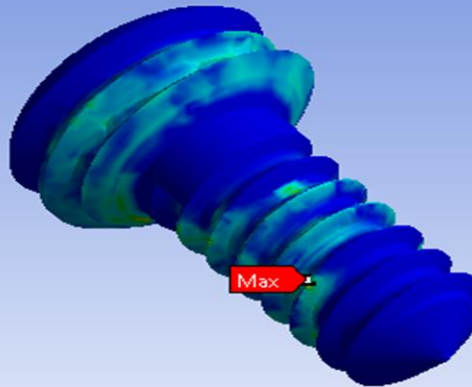


Şekil 27 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

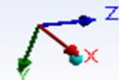
I: TEst2 180N  
Figure  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: MPa  
Time: 1  
23.09.2018 00:09

ANSYS  
R19.0

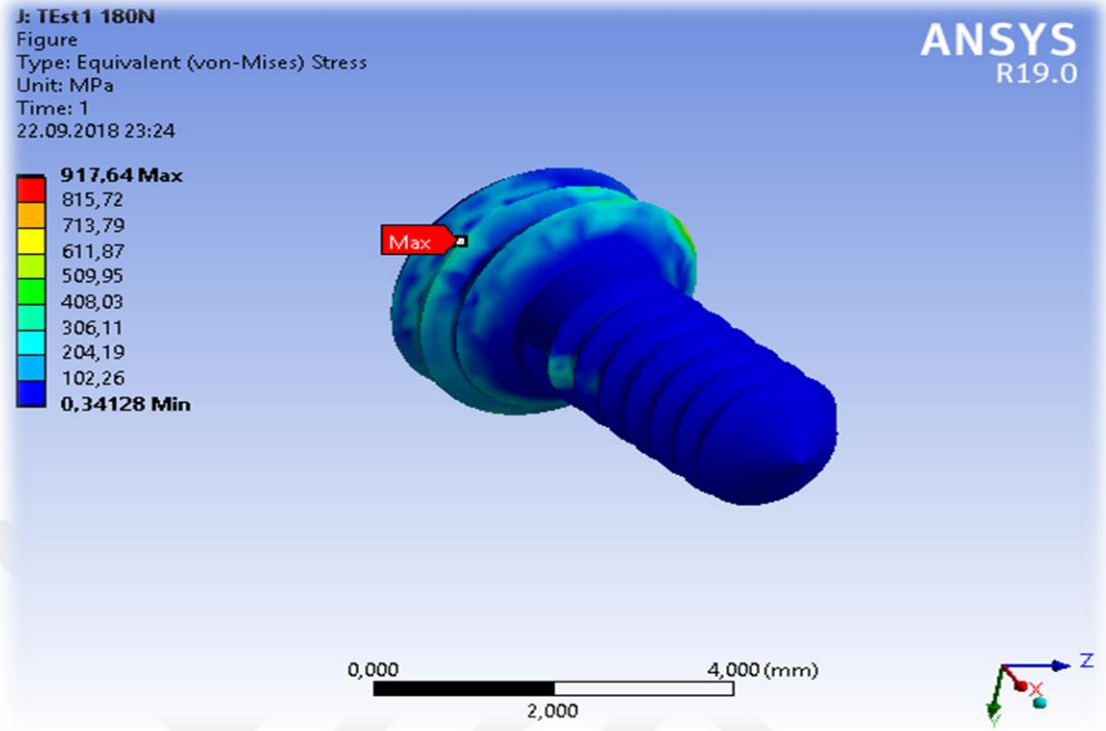
438,91 Max  
390,15  
341,38  
292,62  
243,86  
195,09  
146,33  
97,566  
48,802  
0,038841 Min



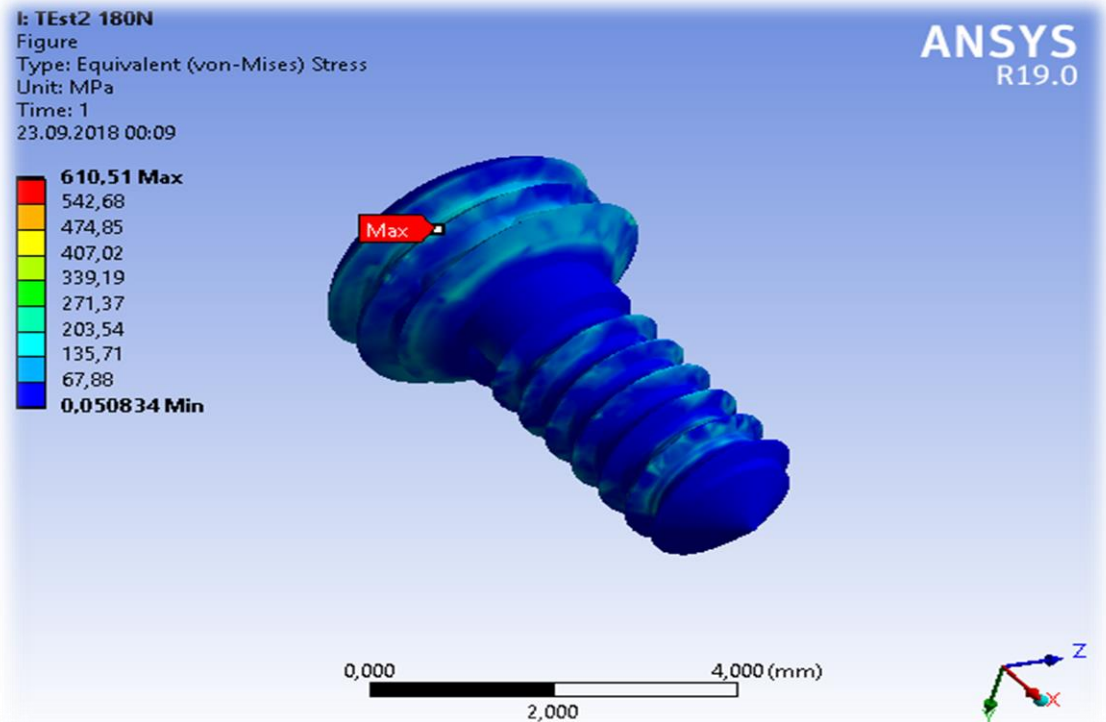
0,000 4,000 (mm)  
2,000



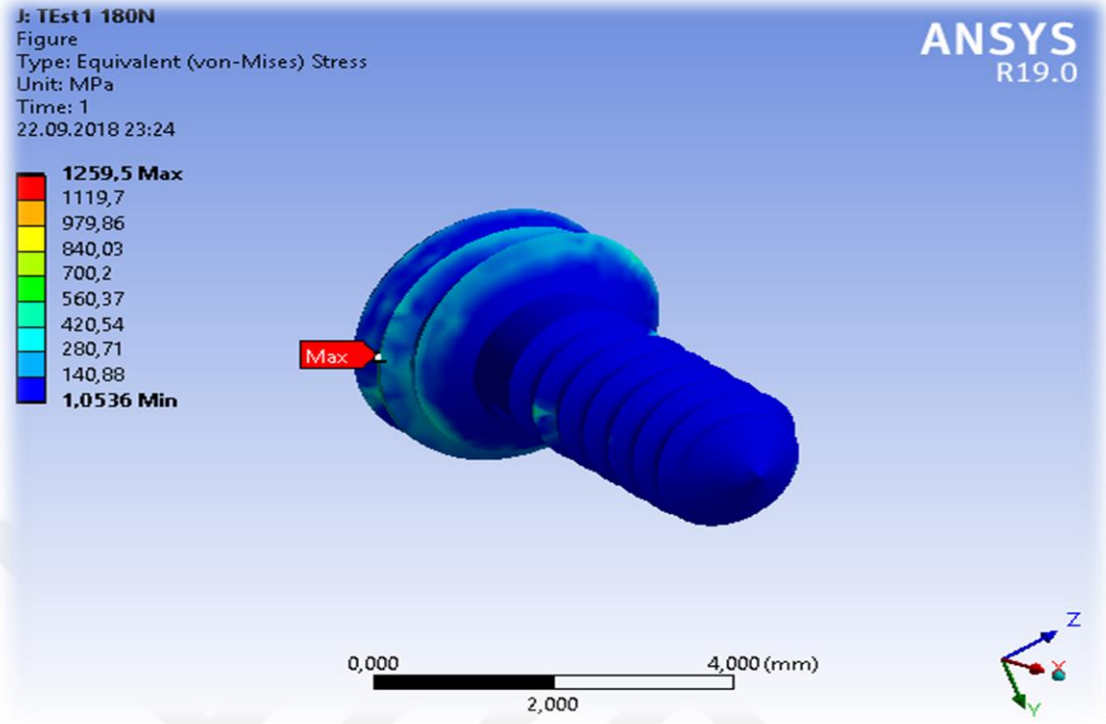
Şekil 28 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



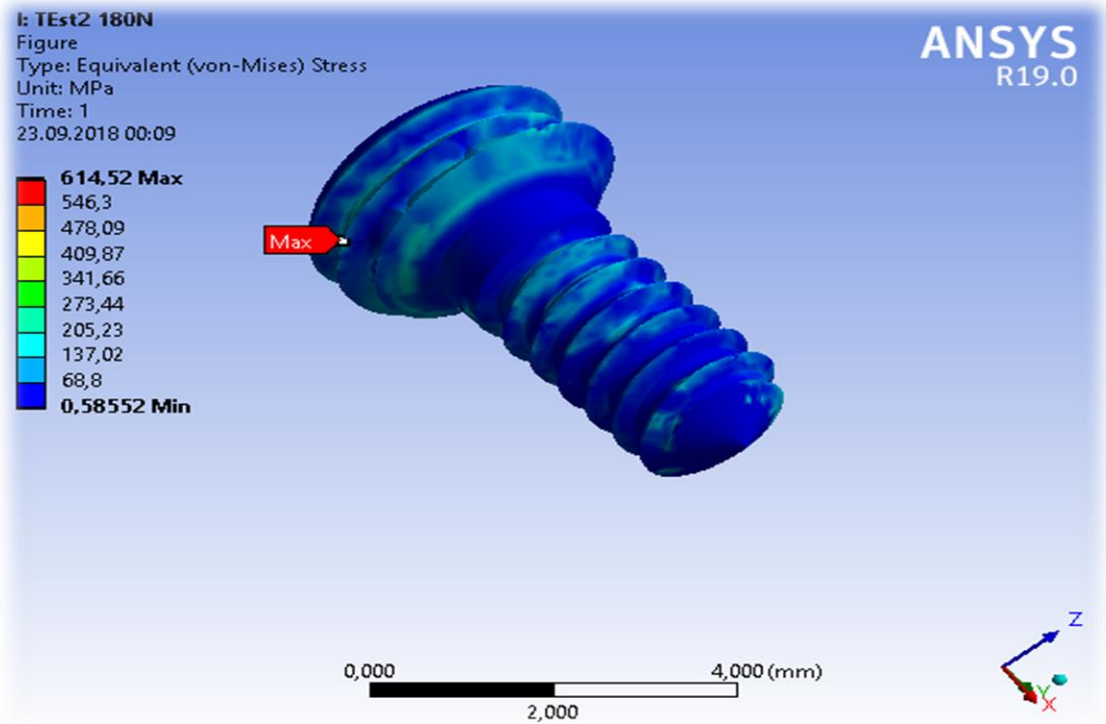
Şekil 29 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



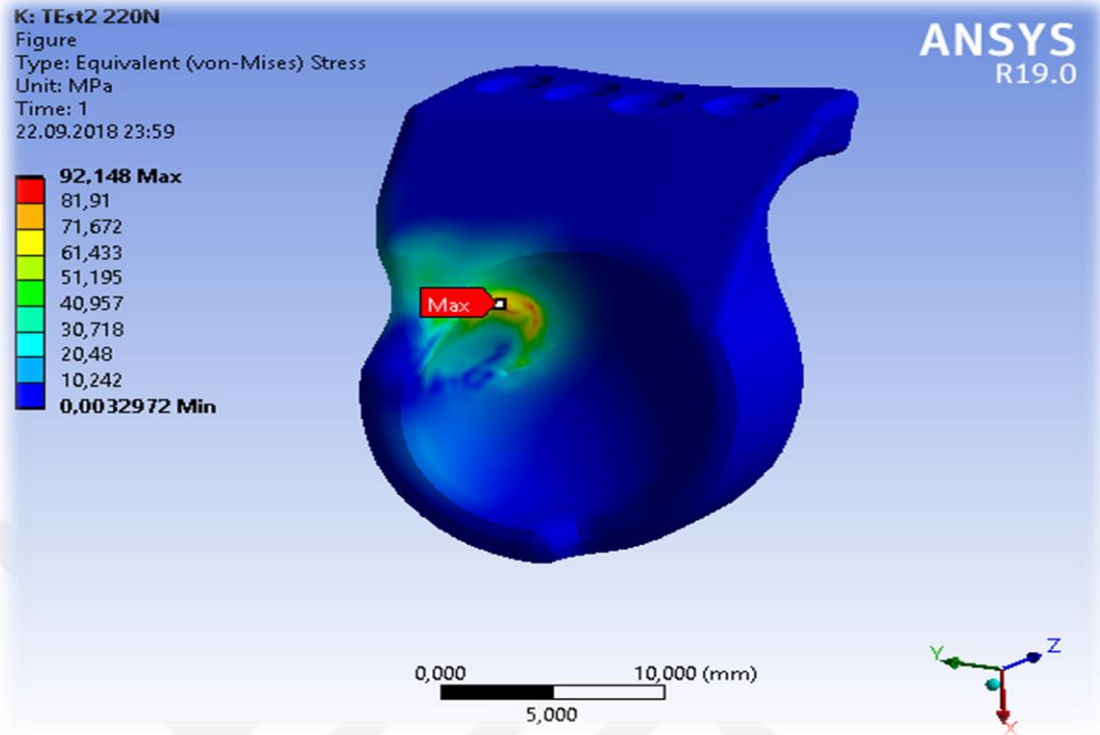
Şekil 30 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



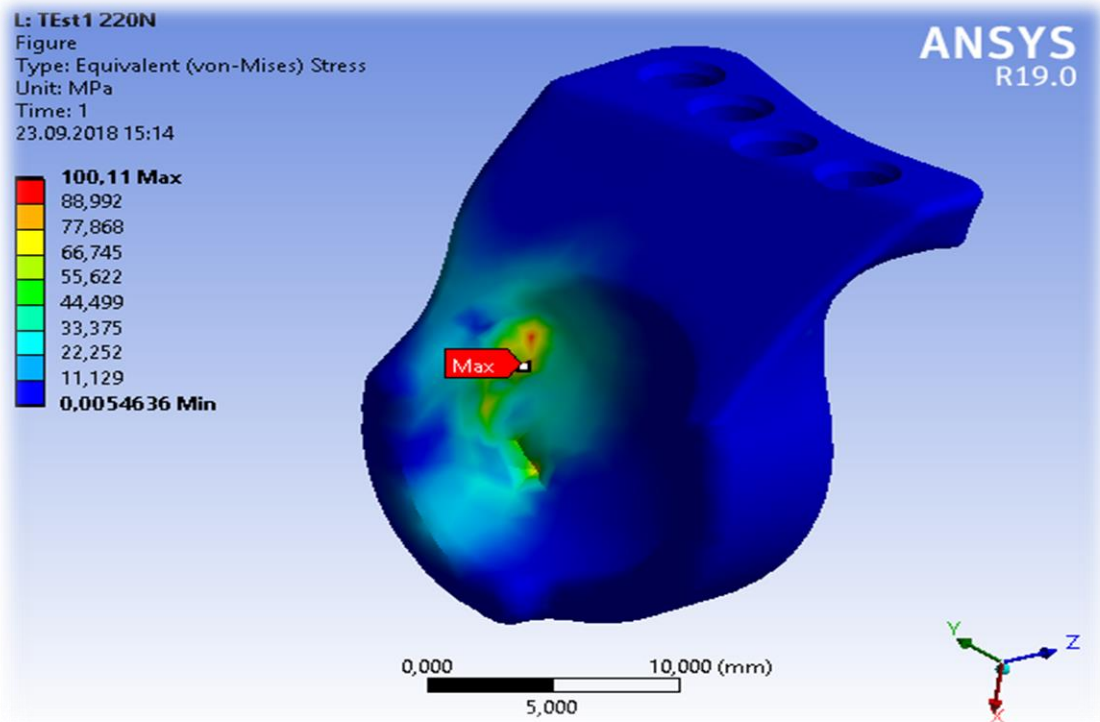
Şekil 31 180N'luk kuvvette Test 1 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



Şekil 32 180N'luk kuvvette Test 2 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

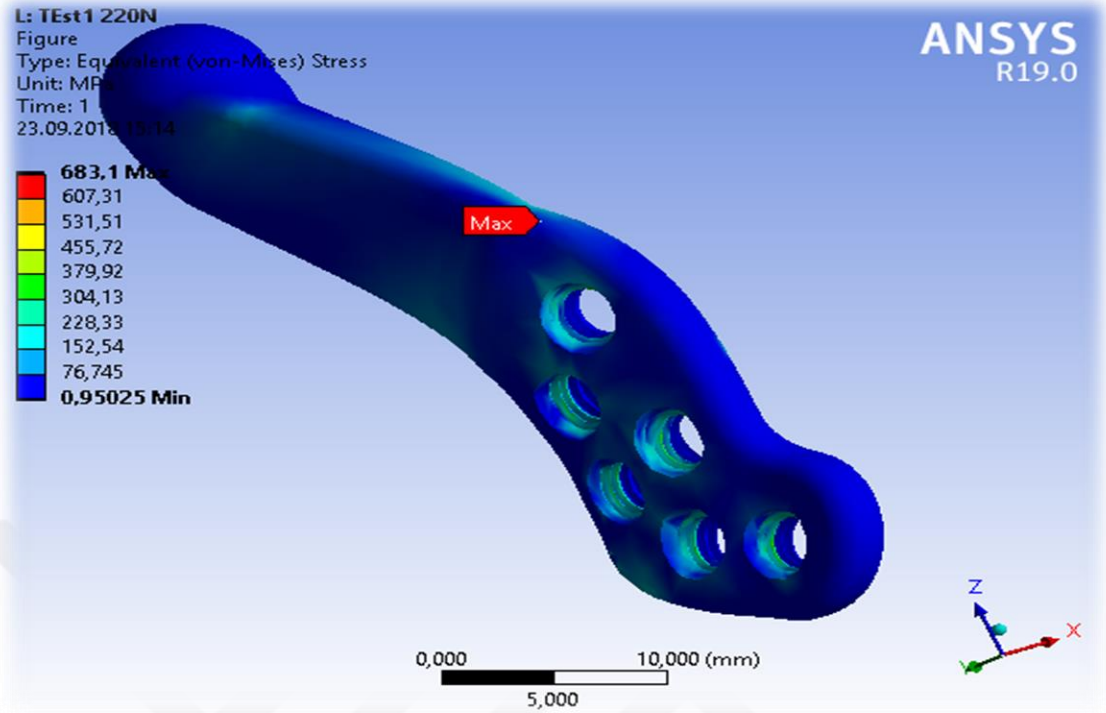


Şekil 33 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri

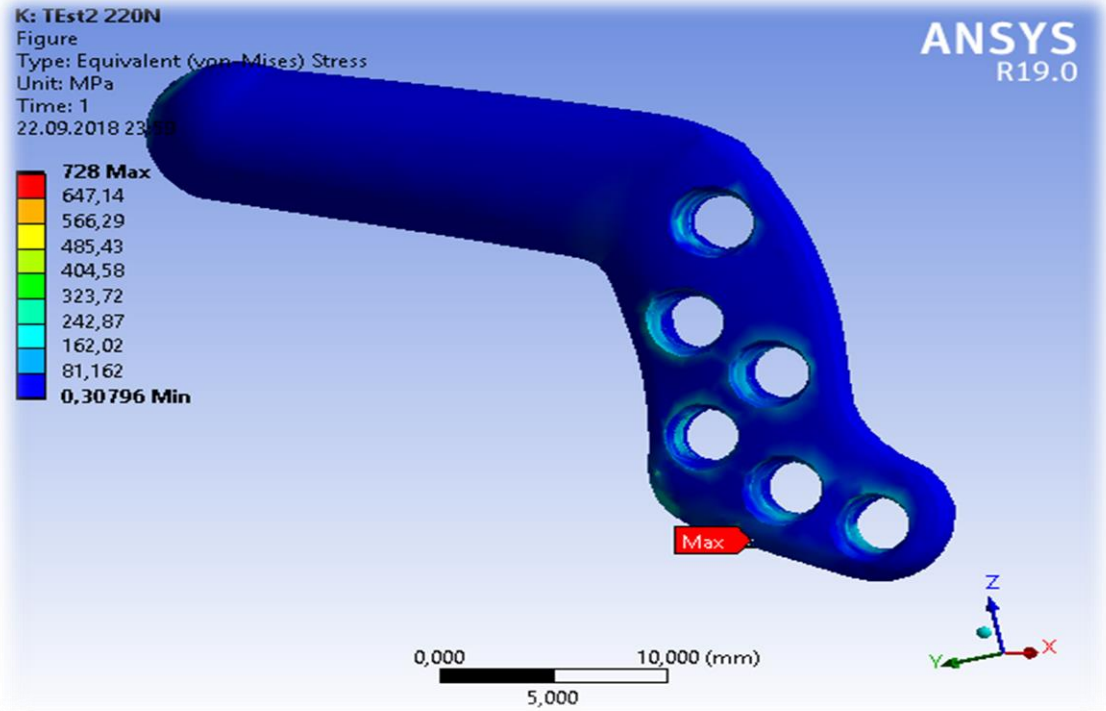


Şekil 34 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının fossa komponentindeki Von Mises stresleri

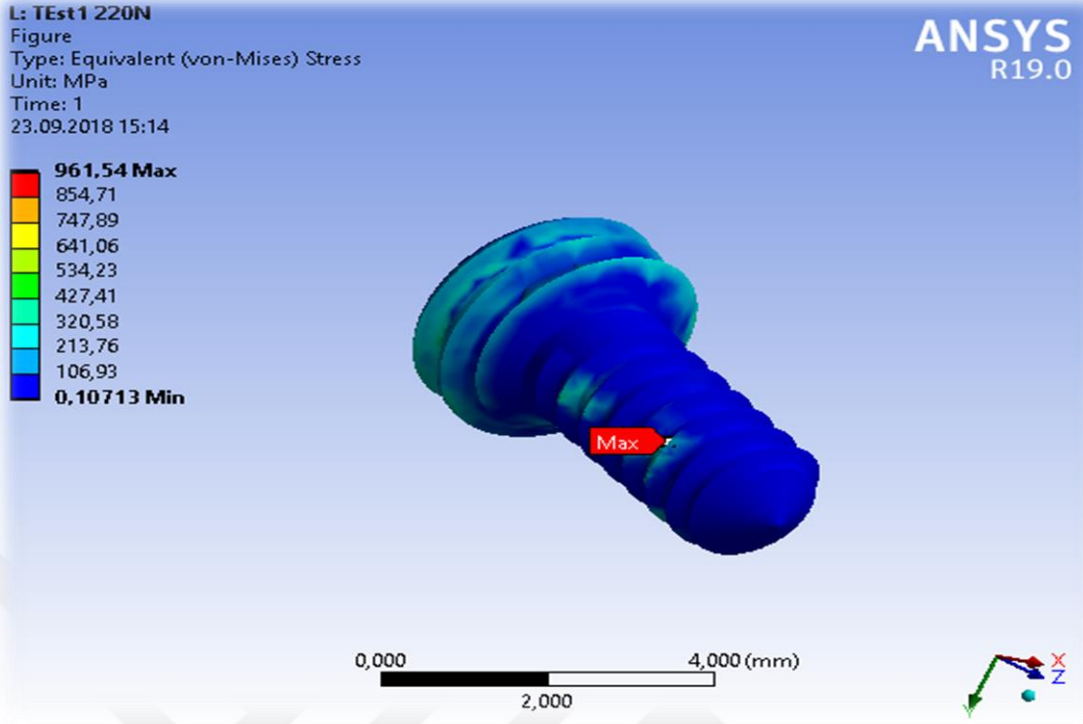




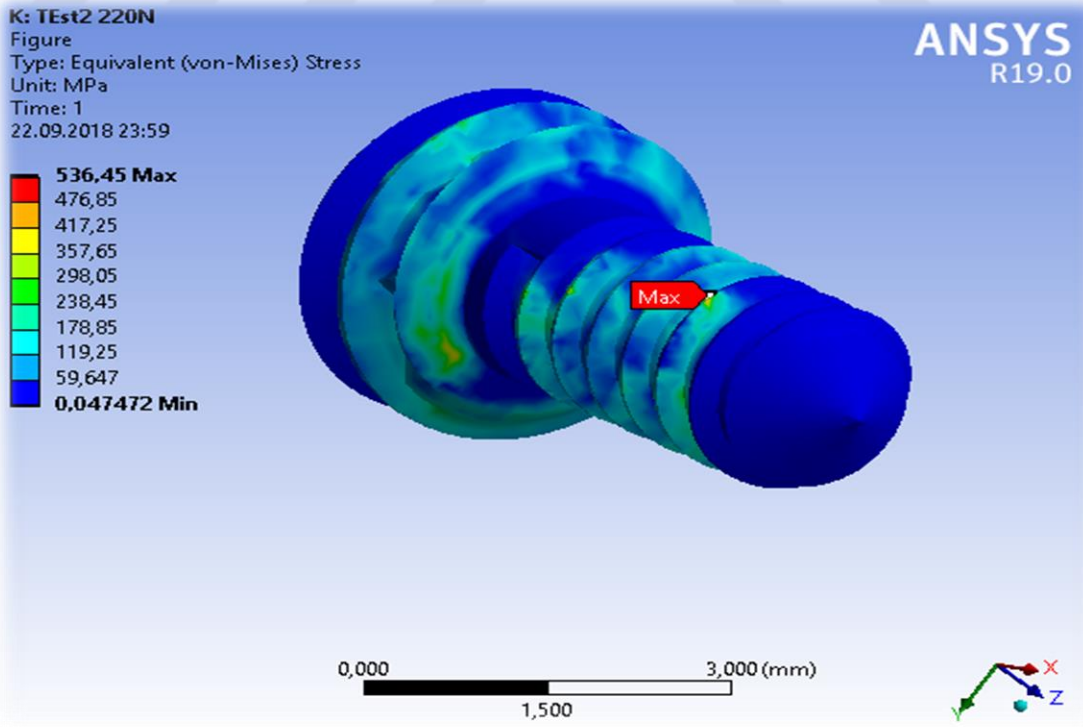
Şekil 35 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri



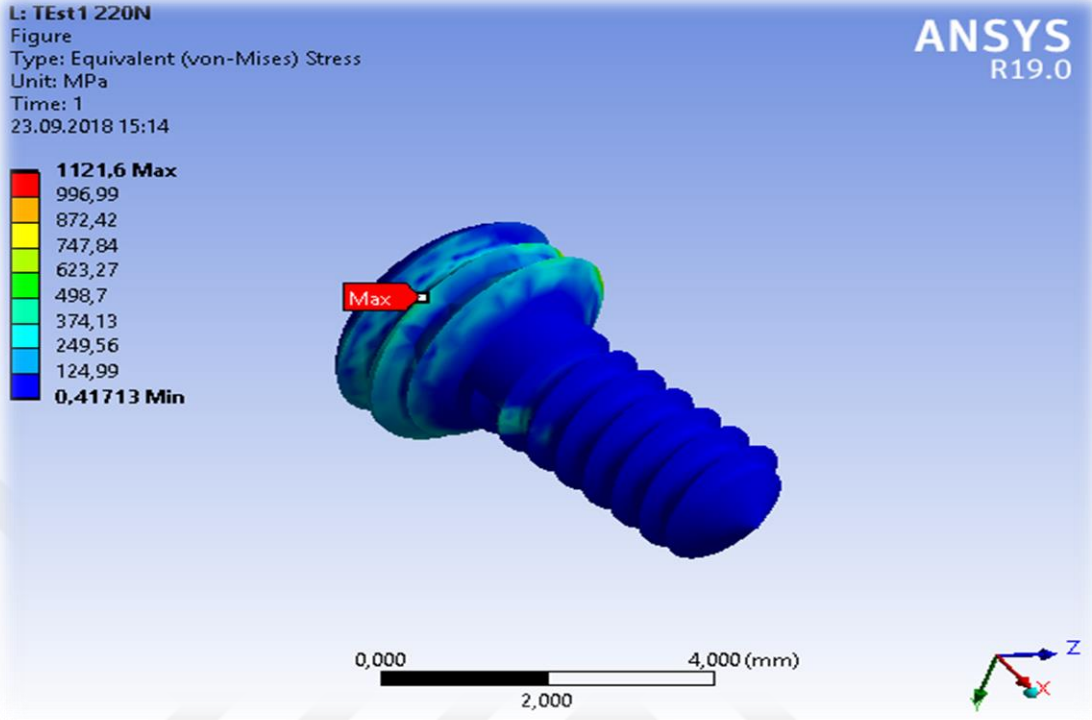
Şekil 36 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının ramus komponentindeki Von Mises stresleri



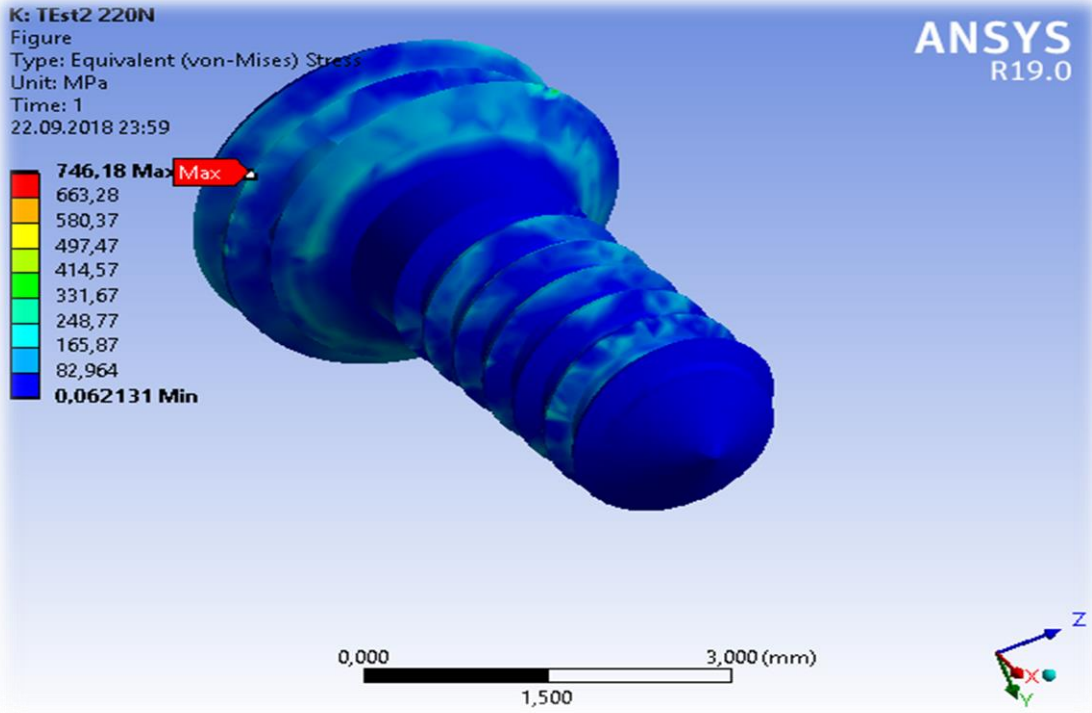
Şekil 37 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



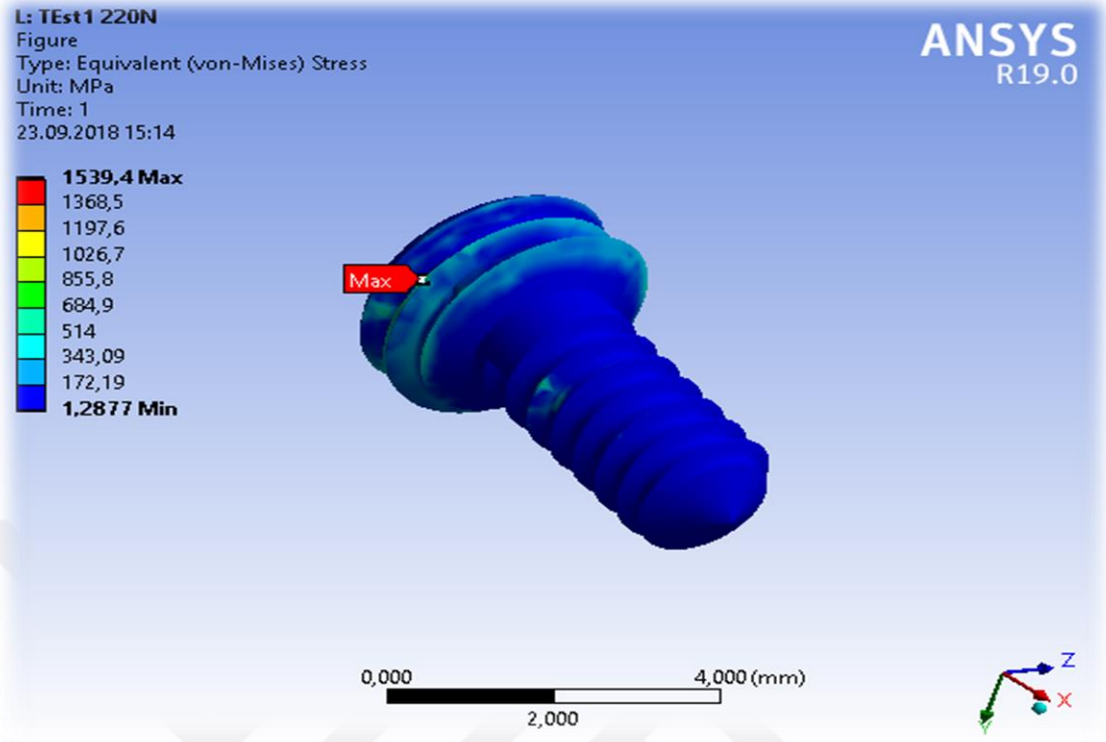
Şekil 38 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının 7 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



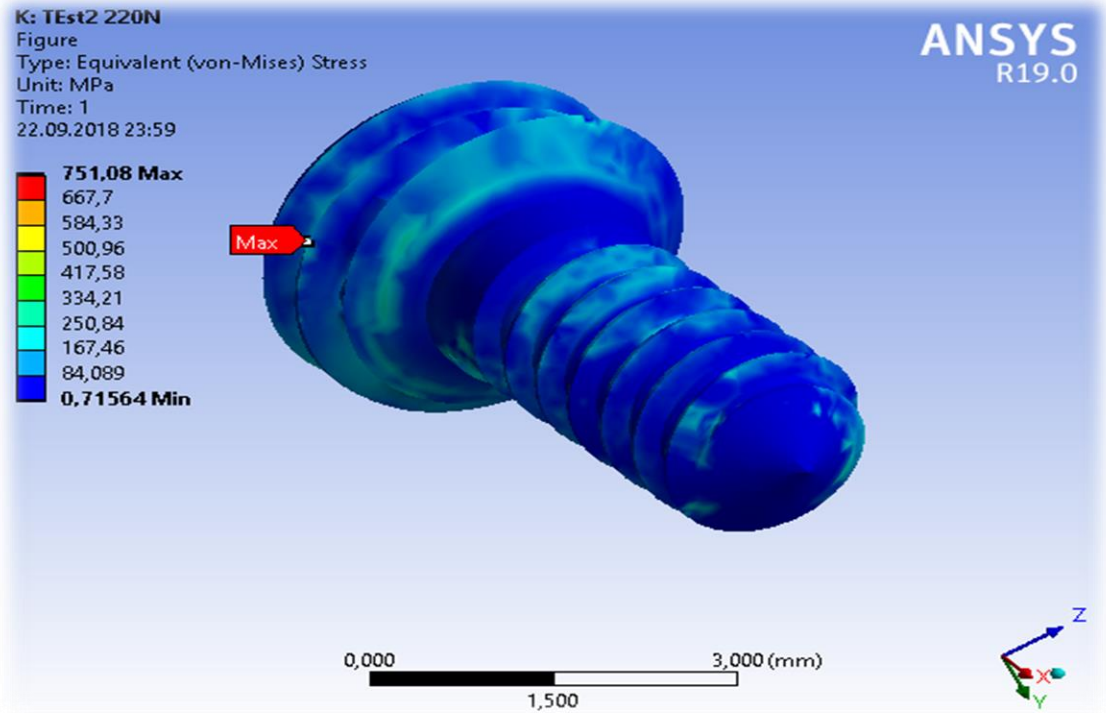
Şekil 39 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



Şekil 40 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının 8 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



Şekil 41 220N'luk kuvvette Test 1 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri



Şekil 42 220N'luk kuvvette Test 2 cihazının 11 no'lu vidasındaki Von Mises stresleri

Yapılan analizlerin sonuçlarından elde edilen ortalama gerilme değerleri **Tablo 4**, **Tablo 5** ve **Tablo 6**'da verilmiştir.

**Tablo 4** 20-80N yükleme durumu için gerilme sonuçları

No	Test1 20N	Test 2 20 N	Test1 40N	Test 2 40 N	Test1 60N	Test 2 60 N	Test1 80N	Test 2 80 N
1	1.74	2.07	2.00	2.50	2.60	2.55	3.50	3.30
2	0.70	0.82	0.70	0.80	1.05	2.25	1.40	3.25
3	0.33	0.25	0.40	0.25	0.50	0.35	0.70	0.35
4	0.20	0.76	0.20	0.70	0.30	0.18	0.40	0.45
5	4.60	13.40	9.00	27.00	14.00	15.00	16.50	18.00
6	32.00	100.00	62.00	85.00	93.00	121.00	124.00	132.00
7	44.00	32.00	87.00	137.00	131.00	71.00	174.00	97.50
8	51.00	30.00	100.00	80.00	152.50	147.50	203.00	135.00
9	29.00	87.00	58.00	97.00	87.00	137.00	116.00	128.00
10	38.50	41.50	76.50	66.00	114.00	76.50	153.00	70.00
11	70.00	47.50	139.50	183.00	209.00	127.00	279.00	121.00
12	49.00	52.00	98.00	108.00	147.00	132.00	196.00	103.00

**Tablo 5** 100-160N yükleme durumu için gerilme sonuçları

No	Test1 100N	Test 2 100 N	Test1 120N	Test2 120 N	Test1 140N	Test 2 140 N	Test1 160N	Test 2 160N
1	4.30	4.15	5.20	4.90	6.00	5.50	7.00	6.50
2	1.75	4.10	2.10	4.90	2.50	5.50	7.00	6.50
3	0.80	0.45	1.20	0.60	1.15	0.70	2.80	0.75
4	0.50	0.80	0.60	0.70	0.70	0.80	1.30	1.40
5	20.5	22.50	25.00	27.00	29.00	32.00	33.50	36.50
6	155.00	165.00	186.00	198.00	217.00	231.50	248.00	264.00
7	218.00	121.00	262.00	146.00	305.00	170.00	349.00	195.00
8	254.00	170.00	305.00	203.00	356.00	237.00	407.00	140.00
9	145.00	160.00	174.00	192.00	204.00	225.00	233.00	256.00
10	191.00	87.00	229.00	105.00	267.00	122.00	306.00	140.00
11	349.00	170.00	419.00	204.00	489.00	170.00	559.00	273.00
12	245.00	129.00	294.00	155.00	343.00	181.50	392.00	207.00

**Tablo 6** 180-220N yükleme durumu için gerilme sonuçları

No	Test1 180N	Test 2 180 N	Test1 200N	Test2 200N	Test1 220N	Test 2 220 N
1	7.75	7.5	8.70	8.30	9.50	9.10
2	3.15	7.4	3.50	8.20	4.00	9.00
3	1.5	0.9	1.70	0.90	1.80	1.10
4	0.9	1.0	1.00	1.10	1.20	1.30
5	37.5	40.5	42.00	45.50	46.50	48.50
6	279.5	298.00	310.00	330.00	342.00	364.00
7	393.00	216.00	437.00	443.00	480.00	268.00
8	454.00	305.00	508.00	339.00	565.00	373.00
9	262.00	288.00	292.00	321.00	321.00	353.00
10	345.00	157.50	383.00	292.00	421.00	193.00
11	625.00	307.00	700.00	342.00	770.00	375.00
12	441.00	233.00	292.00	260.00	535.00	285.50

Tablolarda verilen gerilme değerleri ile malzemelerin dayanımları kıyaslanarak dayanım durumları tespit edilmiştir. Üst bağlantı parçasında kullanılan 1, 2, 3 ve 4 numaralı parçalar olan titanyum alaşımlı vidalarda Test 1 ve Test 2 durumu için toplam çigneme kuvveti 220N'a kadar malzemenin akma dayanımı olan 858MPa dikkate alındığında herhangi bir problem görülmemiştir.

5. parça olan fossa komponentinin akma dayanımı 40MPa olduğu göz önüne alındığında 180N'a kadar olan çigneme kuvvetlerinde Test 1 ve Test 2 modelleri için üst noktaya yaklaştığı, fakat kırılmadan bu yüke dayanabileceği görülmektedir. 200 N'dan büyük kuvvetler uygulandığında ise akma dayanımı aşıldığından tekrarlayan yüklemelerde bu bölgede deformasyonlar oluşabileceği düşünülmüştür.

6 numaralı parça olan kondiler komponentte Test 1 için 220N çigneme kuvvetinde ortalama gerilme 342MPa, Test 2 için ise 364MPa'a çıkmaktadır. Krom kobalt alaşımından yapılmış olan bu parça akma dayanımı 520MPa olduğu dikkate alındığında tüm yükleme koşullarında dayanıklı olacaktır.

Protez ile çene kemiği arasındaki bağlantıyı sağlayan 7, 8, 9, 10, 11 ve 12 numaralı vidalarda oluşan gerilmeler malzemenin akma dayanımı olan 858MPa dikkate alındığında Test 1 ve Test 2 cihazlarında oluşan hiçbir vidada deformasyon olmadığı görülmüştür.

Elde edilen sonuçlar doğrultusunda **Test 1** durumu için protez ana parçaları üzerinde oluşan gerilimler **Test 2** durumu için oluşan gerilimlerden bütün yükleme durumlarında daha küçük olduğu, Test 1 cihazının üst bağlantı parçasının ise 200 N'a kadar dayanabileceği daha yüksek tekrarlayan kuvvetlerde deformasyon oluşabileceği, üst bağlantı parçası vidalarının ise gerilme açısından 220N da dahi herhangi bir hasara maruz kalmayacağı, kondiler komponent-çene kemiği bağlantı vidaları açısından özellikle çene kemiğinin kırılğan yapısı ve düşük çekme dayanımı dikkate alındığında vidaların yerleştirildiği bölgelerde problem oluşabileceği düşünülmüştür. Biyolojik faktörler de düşünüldüğünde bu bölgenin değerlendirilmesi olanaksız hale gelmektedir.

Çene kemiğinde kemik deformasyonu meydana geldiği için ön dişlerden meydana gelebilecek çiğneme kuvvetlerine karşı dayanımının azaldığı analizlerden görülmektedir.

Gerilim dağılımları, ergonomi ve çene anatomisine uygunluk açısından **Test 1** modelinin daha uygun olduğu, 200N çiğneme kuvvetine dayanabileceği tespit edilmiştir.

## 7. TARTIŞMA

TME bozuklukları ve dentofasiyal deformiteler sıklıkla bir arada bulunur. TME patolojisi çene deformitesinin kaynağı olabilir veya çene deformitesi sonucunda gelişebilir. Her iki olgu birbirinden bağımsız olarak da gelişebilmektedir. TME sert ve yumuşak doku komponentleri, aşağıdaki TME'nin patolojik koşullarından herhangi biriyle dejeneratif hale gelebilir.

Bunlar uzun süredir devam eden eklem diski dislokasyonu, adeloan internal kondiler rezorpsiyon, reaktif artrit, ankiloz, TME'nin konjenital deformasyonu veya yokluğu, travma, bağ dokusu ve otoimmün hastalıklar, daha önce başarısız olmuş TME ameliyatları ve diğer son dönem TME bozukluklarıdır (Wolford ve ark. 2009; Wolford ve Movahed 2014; Wolford ve Dhameja 2011; Wolford 2012).

Hepsi sıklıkla dentofasiyal deformasyonlar, maloklüzyon, TME ağrısı, baş ağrıları, miyofasiyal ağrı, TME ve çene fonksiyon bozukluğu, kulak semptomları, uyku apnesi ile ilişkilidir. Bu şartlara sahip hastalar, TER cihazlarıyla rekonstrüksiyon, ortognatik cerrahi ve diğer ek cerrahiler dahil olmak üzere düzeltici cerrahi müdahaleden fayda görmektedirler.

TME hastalarının çoğunun ilişkili semptomları olmasına rağmen, önemli TME patolojisi, bozukluğu olan hastaların yaklaşık % 25'i asemptomatik olabilir. Bu hastalar ortognatik cerrahi yapılırken tanısız bir zorluk oluşturur, çünkü TME patolojisi uygun şekilde tanınamayabilir veya tedavi edilemeyebilir, bu durum kondiler rezorpsiyon veya aşırı gelişme sonucu ortaya çıkan iskeletsel ve oklüzal deformitenin potansiyel olarak yeniden geliştirilmesi ile istenmeyen sonuçların oluşmasına sebep olabilir (Wolford ve ark. 2003).

Birçok klinisyen TME patolojisini görmezden gelmeyi ve bu tip vakalarda sadece ortognatik ameliyatı yapmayı seçer. Ancak bu yönetim felsefesi, TME patolojisinin devam etmesine veya daha da şiddetlenmesine neden olabilir ve orijinal deformiteyi; uygun olmayan oklüzyon, çene disfonksiyonu, yüz dengesizliği ve ağrı ile yeniden oluşturabilir.

TER cihazlarının 25 yıllık takibinde, TER gerektiren hastaların yaklaşık üçte ikisinin fonksiyon, hava yolu ve solunum kabiliyetlerinde iyileşme, ağrının



giderilmesi, daha iyi estetik sonuçlar elde etmek için eşlik eden ortognatik ameliyatlardan fayda gördüğü bildirilmiştir (Wolford 2016).

Pinto ve ark. 47 kadın hastayı ağrı ve disfonksiyon sonuçlarına göre değerlendirmişler ve hastalara önceki ameliyatların sayısına göre iki gruba ayırmıştır: Grup 1'e önceki ameliyat sayısı 0-1, Grup 2'ye iki ya da daha fazla ameliyat olan hastalar konulmuştur. TME ağrıları, baş ağrıları, çene fonksiyonları, diyet ve sakatlık açısından önemli gelişmeler (% 37-52) gözlemlenmiştir. Interinsizal mesafe %14 artmıştır. Grup 1 hastalarında Grup 2 hastalarından daha iyi ağrı ve çene fonksiyon sonuçları olduğu kanısına varılmıştır (Pinto ve ark. 2009).

TER-ortognatik vakalarında tedavi planlaması, fonksiyon, yüz uyumu, oklüzyon, havayolu ile ilgili olarak en iyi tedavi sonucunu oluşturmak için üst ve alt çenelerin hareketleri için şablon sağlayan sefalometrik analiz, tahmin izleme, klinik değerlendirme ve diş modelleri simultane bir şekilde değerlendirilmelidir. TER gerektiren hastalar için, TME, maksilla ve mandibula içeren maksillofasiyal bölgenin protokol CT taraması önerilir. TER'in yapımında model hazırlığı için iki seçenek tarif edilmiştir: stereolitik (STL) model veya sanal cerrahi planlama (VSP kullanarak geleneksel protokol) ) (Movahed ve ark. 2013; Movahed ve Wolford 2015).

Sanal cerrahi planlamada (VSP), planlanan cerrahi prosedürleri simüle etmek için bilgisayar teknolojisi kullanılmaktadır. Son on yılda, bilgisayar destekli cerrahi simülasyon (CASS) teknolojisi, konjenital ve kazanılmış dentofasiyal deformitelerin yönetimi, ablatif tümör cerrahisi, travma, kraniyal defektler ve TME'nin rekonstrüksiyonu gibi birçok çene-yüz cerrahi uygulamasına entegre edilmiştir (Movahed ve ark. 2013; Movahed ve Wolford 2015; Xia ve ark. 2000; Gateno ve ark. 2007; Rotaru ve ark. 2012).

TME protezlerinde, yüksek kemik entegrasyonunu sağlamak için kemik bağlantı üniteleri olan protez vidaları titanyumdan yapılmakla birlikte, kondil kısmı strese dayanıklı olabilmesi adına krom-kobalt alaşımından yapılır. Kondil, mandibular fossanın yerine geçen ve protez ekleminin kayma hareketleri sırasında düşük sürtünme sağlayan, biyo-uyumlu bir polimerik yüzey yapısı ile temas halindedir. TME protezleri stabilite, fonksiyonel uyumluluk ve çiğneme kuvvetlerine dayanacak mekanik

dayanım elde etmek için anatomik yapılara tam olarak uymalıdır (Ramos ve Mesnard 2016).

UYMAP, düşük sürtünme katsayısı ( $<0,3$ ) ve yüksek çekme dayanımıyla sünek olarak tanımlanır ve bunu total bir eklem replasman sistemi için ideal bir malzeme haline getirir. UYMAP, tek bir yüksek stres veya kırılma suşlarını aşan bir gerilme direnci nedeniyle nadiren başarısız olur. Ancak, tekrarlanan yükleme altındaki aşınma veya yorulma hasarı nedeniyle başarısız olabilir (Baier ve Meyer 2016).

Arabshahi ve ark. titanyum ve Cr-Co alaşımından yapılmış iki protezi sonlu elemanlar analiziyle değerlendirmişlerdir. Ti-6Al-4V'nin, nispeten daha yüksek bir emniyet faktörü ürettiği ve nispeten düşük sertlik değerinden dolayı mekanik olarak daha uyarlanabileceği için Co-Cr-Mo'den üstün olduğu bulunmuştur (Arabshahi ve ark. 2013).

Benzer bir çalışmada ortalama von Mises ve kayma gerilmesi, titanyum bazlı kondil ramus bileşenleri için Co-Cr-Mo bazlı kondil ramus bileşenleri için kaydedilen değerlerden daha düşük bulunmuştur (Kashi ve ark. 2010).

Fakat alaşımli olsun olmasın, eklemleme yüzeyleri için titanyum uygun değildir. Çünkü eklem simülatörlerinden elde edilen laboratuvar verileri, titanyum ve alaşımlarının, polietilenle eklemleendiğinde kobalt krom alaşımlarına veya pürüzsüz seramiklere kıyasla temas yüzeyindeki aşınmaya daha fazla maruz kaldığını göstermiştir (Lemons 2000).

Yaptığımız çalışmada benzer şekilde fossa komponenti materyali olarak UYMAP kullanılmış olup kondiler bileşen için Cr-Co materyali tercih edilmiştir.

Teknolojik gelişmelerle kişiye özel protezlerin uygulama alanları genişlemiş olmakla birlikte hala stok protezlerin kullanımı önemli yer tutmaktadır. Bu iki sistemin birbirlerine avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Kişisel protezlerin maliyeti ve ilave yazılımlar gerektirmesi dezavantajları olarak sayılabilir. Ancak bilgisayar tarafından üretilen özel implantların tam olarak yerleştirilmesi, sabitleme sistemlerinde daha az stres ile yükleme sırasında mikro hareket olasılığını azaltmakta, böylece implantların ömrünü uzatacağı düşünülmektedir (Westermarck ve ark. 2011; Mercuri ve ark. 2008).

Kişiye özel kondil ramus bileşenleri ve çevresindeki kemikte oluşan ortalama stres değerleri stok kondil ramus bileşenleri ve çevresindeki kemikte oluşan ortalama stres değerleriyle karşılaştırıldığında daha düşük bulunmuştur (Ramos ve Mesnard 2014a).

Ramos ve ark. kişisel ve stok protezlerin fossasını karşılaştırdığı bir çalışmada, gözlenen eşdeğer Von Mises stresi, stok protezinin kafatası ile temas bölgesinde 490 MPa ölçülmüştür. Fossa ile kondil bileşimindeki stres, stok protez için maksimum 308 MPa ve özel yapım için 215 MPa olarak ölçülmüştür (Ramos ve Mesnard 2014a).

Ayrıca, eşlik eden ortognatik cerrahi ve TME rekonstrüksiyonu durumunda hastaya özgü cihazların kullanımı, kondil-ramus ünitesi rekonstrüksiyonunu, hem bilateral (esas olarak iatrojenik kondiler rezorpsiyon durumları) hem de tek taraflı olgular için tutarlı sonuçlar veren oklüzyon düzeltmesiyle mükemmel bir olanak sağlamıştır (Gerbino ve ark. 2017).

Gerbino ve ark. stok ve kişisel protezleri karşılaştırdığı bir çalışmada hem stok hem de özel implantların benzer sonuçlar verdiğini, ancak özel implantların kullanım alanlarının farklı olduğunu savunmuşlardır. Kişisel implantlar, özellikle zor vakalarda, daha güvenli ve rahat bir operasyon süreci sağlar; bu nedenle, bilgisayar destekli cerrahinin (CAS) maliyeti azaldığında ve planlama protokolleri ve yazılımlarına erişilebilirlik daha kolay olduğunda, kişisel implantların kullanımı savunulmuştur (Gerbino ve ark. 2017).

Literatürde TER cihazlarının kondiler parçasındaki vida tipleriyle ilgili bilgi bulunmamaktadır. Yaptığımız çalışmada TME protezinin ramus bölgesindeki vida delikleri 2,3 mm'lik kilitli tip vida olacak şekilde hazırlanmıştır.

Kashi ve ark. Christensen TER kondil-ramus bileşeninin geometrisinin, kondile en yakın sabitleme vidaları üzerinde maksimum gerilmelere sebep olduğu ve bunun da 132 ve 140 MPa arasında değişen en yüksek Von Mises stresine yol açtığını tespit etmişlerdir (Kashi, Chowdhury, and Saha 2010).

Mesnard ve Ramos, üç veya daha fazla sabitleme vidasının yerleştirilmesinin bu vidaların üzerine baskı gerilmesinin azalmasına yol açtığı sonucuna varmıştır (Mesnard ve Ramos 2016; Mesnard ve ark. 2014). Paralel bir sabitleme vidası tasarımı

zigzag tasarımı olanlardan daha küçük von Mises değerleri ve kayma gerilmeleri ortaya çıkarmıştır.

Ayrıca, sabitleme vidalarının sayısının arttırılması, TER kondil-ramus bileşenindeki ve ayrıca sabitleme vidalarındaki gerilmelerin büyüklüğünde bir azalmaya yol açmıştır (Ramos ve ark. 2011; Hsu ve ark. 2011). Çalışmalarında kullanılan kemik modelinde Christensen TER kondil-ramus bileşeni ile stresin stabilitesini ve optimal dağılımını sağlamak için sadece üç kademeli vidanın kullanılmasının yeterli olduğunu göstermiştir; bu tespit vidalarının pozisyonunun vida sayısından daha önemli olduğunu göstermiştir.

Ramos ve ark. yaptığı benzer bir çalışmada TER cihazı kemiğe 2 mm çapında, 5mm uzunluğunda 4 titanyum vida ile sabitlenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda maksimum gerilmenin kondile en yakın vidada olduğu gözlemlenmiştir(Ramos ve ark. 2014).

Chowdhury ve ark. yaptığı bir çalışmada TER cihazı ve titanyum alaşımından yapılan vidaların bitişik kemiğin stres dağılımı üzerindeki etkisi sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmiştir. Temel implantın boyutları aynı (kalınlık, uzunluk / yükseklik ve vida başı için delikler), vida sapının çapı ve uzunluğu değiştirilmiştir. Çalışma için üç vida çapı (2, 2,5 ve 3 mm), dört gövde uzunluğu (4,5, 5, 5.5 ve 6 mm) ve iki yapılandırma (paralel ve zigzag) dikkate alınmıştır. Çalışma sonucunda en yüksek gerilmeler vidanın boyun kısmında meydana gelmiştir.

Kemik temaslı ve değişken vida çaplarına sahip bir implant için, gerilmelerin büyüklüğü çok farklı bulunmamıştır. Bununla birlikte, zigzag oryantasyonlu yerleştirilen grupta stres miktarı paralel oryantasyona göre daha çok bulunmuştur (Chowdhury ve ark. 2011).

Duarte ve ark. her bir sabitleme vidasının bir Christensen TER kondil-ramus bileşenindeki pozisyonunu analiz etmişler ve kondile en yakın sabitleme vidalarının ve en alttaki iki vidanın, TER kondil-ramus bileşeninin stabilitesine en çok katkıda bulunduğunu tespit etmişlerdir (Duarte ve ark. 2013).

Yaptığımız SEA değerlendirmesinde 6 adet titanyum vida kullanılmış olup bu vidalar birbirine paralel şekilde yerleştirilmiştir. Kritik vida olarak her test durumunda en yüksek Von Mises stresi en alt posterior vidada görülmüştür. Bunları takiben

kondile en yakın ve angulustaki diğer vidada yüksek değerler görülmüş ve 3 vida fiksasyonun savunan Mesnard ve ark.'nın (Mesnard ve Ramos 2016; Mesnard ve ark. 2014) haklı olabileceği düşünülmüştür.

TER cihazlarının mekanik davranışını göz önüne alarak, protez-eklem uyumsuzluğuyla kafa tabanında yüksek konsantrasyonda stres olduğu rapor edilmiştir. SEA, cihazlarla ve bitişindeki kemik dokularıyla stres dağılımını ölçmek ve karakterize etmek için geliştirilen modellerden elde edilen verileri kullanan bir bilgisayar simülasyon aracıdır.

Bu biyomekanik analizlerin anlaşılması, TER cihazlarının bileşenlerinin yapısal malzemeleri üzerindeki stres dağılımını tahmin etmenin yanı sıra, cihaz bileşen stabilitesini, düzenlemesini ve osseointegrasyonu etkileyen sorunları saptamaya yardımcı olacaktır (Ackland ve ark. 2015; Ramos ve ark. 2011; Kashi ve ark. 2010; Ramos ve ark. 2014; Mesnard ve Ramos 2016; Ramos ve Mesnard 2016; Ramos ve Mesnard 2015; Mesnard ve ark. 2011).

Bu metodla protezin kondiler ve fossa komponenti üzerinde yapılacak değişikliklerle biyomekanik olarak en avantajlı tasarımı bulmaya yardımcı olacağını düşündük. Böylece TER cihazının yerleştirilmesinden sonraki süreçte hasta konforu, fonksiyon artışı, ve protezin uzun ömürlü olması sağlanabilecektir.

Bu bölgede yapılacak bir sonlu elemanlar analizinin doğruya yakın sonuç verebilmesi adına bazı araştırmacıların kabul ettiği sınır koşullar çalışmamızda da kabul edilmiştir ve bu bölgeyi biyomekanik açıdan etkileyen bazı faktörler ya elimine edilmiştir ya da analizin yapılabilmesi adına basitselleştirilmiştir.

BT taraması yapılan hastamızın total dişsiz olması sebebiyle implant ve dişlerin SEM oluşturulması sırasında modele eklenebileceği düşünülmüş, ancak literatür taramasında Koriath ve ark, dişlerin mandibula içindeki yük dağılımı üzerinde önemsiz bir etkisi olduğunu göstermiştir(Koriath and Hannam 1990). Bu bulguya dayanarak çalışmamızda protez ve implantlar SEM incelemesi için alt çeneye yerleştirilmemiştir. Ayrıca TME'den oldukça uzak oldukları için, bazı yazarlar ya dişleri modelden uzaklaştırmaya ya da dişleri kortikal kemik olarak kabul etmeye karar vermişlerdir (Ramos ve Mesnard 2014a; Mesnard ve ark. 2011; Ackland ve ark. 2015; Mesnard ve ark. 2014; Abel, Hilgers, ve McLoughlin 2015)

Simülasyondan önce, malzemelerin özellikleri, sınır koşulları, yükleme ve kemik desteği modelde tanımlanmalıdır. Cihaz bileşenlerinin malzeme özellikleri bilimsel literatürde belirlenir, bu nedenle incelenen tüm çalışmalarda standarttır. Malzeme sertliği ile ilgili temel farklılıklar, daha yüksek bir Young modülü (210 GPa) sergileyen Co-Cr alaşımlarıyla birlikte titanyum alaşımları (110 GPa) ve son olarak UYMAP (0.5 GPa) ile uyumludur.

Bununla birlikte, konak kemik yapılarını temsil eden malzemenin fiziksel özelliklerinde önemli farklılıklar literatürde mevcuttur (Tanaka, Kawai, ve ark. 2004; Tanaka, Del Pozo, ve ark. 2004; Singh ve Detamore 2009; Boryor ve ark. 2008; Ramos ve Mesnard 2014b; Hsu ve ark. 2011). Çalışmamızda titanyumun Young modülü 94 GPa, Cr-Co 330 GPa ve kortikal kemiğin ise 13.5 GPa olarak belirlenmiştir.

Eklem protezlerinde yapılan sonlu elemanlar analiziyle ilgili yapılan bir derlemede seçilen 19 çalışmadan 10'u (% 52,6) geometri ve fiksasyonun etkisini araştırırken, ikisi (% 10,5) eklem yanıtının etkisini değerlendirmiştir. Tekli çalışmalar protezin açılma yöneliminin (% 5,3), mandibular fossa yanıtının (% 5,3) ve yüklemenin (% 5,3) etkisini değerlendirmişlerdir (Rodrigues ve ark. 2018). Yaptığımız çalışmada protezin geometrisi ve yükleme koşullarında bileşenlerde oluşacak yanıtlar değerlendirilmiştir.

Bilgisayarlı tomografi (BT) verilerinden kemiklerin 3B modellerini oluşturmak için üç boyutlu (3B) görüntü işleme yazılımı olan Mimics (Materialize NV) kullanılmıştır. Yine aynı derlemedeki çalışmaların çoğunda, bu amaçla Simpleware ScanIP'i (Synopsys, Inc.) kullanılmıştır. Başka yazılımların kullanımı da bildirilmiştir. Daha az ölçüde Mimics (Materialize NV), Amira (Thermo Fisher Scientific), CTVolRegApp (West Bohemia Üniversitesi, Çek Cumhuriyeti) ve SolidWorks (Dassault Systèmes, SolidWorks Corporation) yazılımları kullanılmıştır.

Protez modellemesi için sadece iki çalışmada kullanılan modelleme yazılımı belirtilmiştir. Bunlar CATIA V5 (Dassault Systèmes, Intrinsic) ve SolidWorks (Dassault Systèmes, SolidWorks Corporation)tür. Bizde çalışmamızda SolidWorks (Dassault Systèmes, SolidWorks Corporation) yazılımıyla protez tasarımını gerçekleştirdik.

İncelenen çalışmalarda birkaç farklı TER cihazı kullanılmıştır. Çalışmalar 12 (% 63,2) TMJ Inc. (Christensen, şimdi Nexus CMF) sistemini, 3 (% 15,7) Zimmer Biomet sistemini, 2 (% 10,5) Stryker sistemini, 1 (% 5,3) Synthes sistemini ve 1 (% 5,3) teorik bir intramedüller sistemini analiz etmiştir. 5 (% 26,3) çalışmada özel TER cihazları değerlendirilmiştir (Rodrigues ve ark. 2018). Çalışmamızda mandibula ilerletme işlevini de yerine getirecek kişisel bir protezin iki farklı dizaynını test ettik.

İncelenen çalışmalarda kullanılan FEM yazılım programları MSC Marc (MSC Yazılım) (dokuz çalışma,% 47,4), ANSYS (beş çalışma,% 26,3), CATIA V5 (bir çalışma,% 5,3), Abaqus (Dassault Systèmes) (bir çalışma,% 5,3) ve COMSOL Multiphysics (COMSOL Inc.) (bir çalışma,% 5,3) olarak belirtilmiştir. İki çalışma (% 10,5), TME analizleri için kullanılan yazılımı sonlu elemanlar yöntemi ile rapor etmemiş olmasına rağmen, TER'in biyomekanik davranışına ilişkin bulgular bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ANSYS WORKBENCH programı kullanılmıştır.

TME'nin kompleks yapısı, çiğneme etkisi olan geniş bir kas grubunun oluşu ve bunların kişiden kişiye değişmesi, ayrıca çalışmamızda olduğu gibi ilerletme yapılacak hastaların yumuşak doku projeksiyonlarının ameliyattan sonra değişmesi ve bu kas gruplarının farklı kuvvetler üretebileceği düşünülmüştür. Bu sebeple insizal ısırma noktasından, kademeli artan bir şekilde(20N-220N) kuvvetler uygulanmış ve elemanlarda oluşan gerilme kuvvetleri Vom Mises stres cinsinden ölçülmüştür.

SEA çalışmaları, tek bir ısırma sırasında eklem yükleme koşullarını simüle ederken, sonuçta ortaya çıkan implant yüklemesi, bireysel kas kuvvetleri ve ortaya çıkan çene temas yüklemesi modellenmediğinden fizyolojik olmayabilir. TME eklem-temas kuvvetinin büyüklüğünün ve yönünün büyük ölçüde TME pozisyonuna ve yayılan kasların karşılık gelen kuvvetlerine ve moment kollarına bağlı olduğu gösterilmiştir (Tuijt ve ark. 2010; Throckmorton ve Throckmorton 1985; May, Saha, ve Saltzman 2001; Choi, Ben - Nissan, ve Conway 2005).

Ackland ve ark. yaptığı bir çalışmada TER cihazı uygulanan hastanın SEA ile incelenmesinde, çiğneme ve ısırma kuvveti için hesaplanan azami kas kuvvetleri, her bir kasın mandibular kökeninde uygulanan kasın hareket çizgisi doğrultusunda nokta kuvvetleri olarak temsil edilmiş ve hesaplamalar bu duruma göre yapılmıştır (Ackland ve ark. 2015).

Abel ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada Christensen protezi ve kendi tasarladıkları kondil destekleyici protezi SEA ile incelenmiştir. Protezlerde 2,7 mm'lik 6 adet titanyum vida kullanılmıştır. Analiz sonuçlarında en yüksek gerilme kondile en yakın olan vidada 250-320 MPa olarak tespit edilmiştir. Kendi tasarladıkları protezde ise vidalarda ortalama 60 MPa lık gerilme ölçülmüştür. Bunun nedeni yükün çoğunun kondil ile protez arasındaki arayüzde aktarılmasıdır; bu durum vida sabitleme bölgesindeki gerilmeleri azaltır (Abel ve ark. 2015).

Çalışmamızda vidalara gelen gerilmeler angulusa ve kondile en yakın olan vidalarda fazla olmakla birlikte 160N luk bir ısırma kuvveti uygulandığında vidalardaki stres değerleri 195MPa-273MPa arasında bulunmuştur.

Chen ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada sağlam mandibula ve Çin'de üretilen 3B yazıcıyla hazırlanmış bir protez SEA ile karşılaştırılmıştır. Test sonuçlarında UYMAP yüzeyindeki maksimum gerilme, 19.61 MPa'ya ulaşmıştır; bu, UYMAP'ın (19.00 MPa) akma dayanımından biraz daha büyüktür ve bu durum, çok fazla çiğneme kuvvetinin fossa yatağının stabilitesini zayıflayabileceğini göstermektedir.

Fossa bileşenlerini sabitlemek için kullanılan vidalara gelince, stresin büyüklüğü 5 MPa'dan azdır. Mandibular komponente ilişkin olarak, mandibular komponentteki maksimum stres, kondiler boyun anterior ve posterior bölgelerine dağılmış ve en yüksek von Mises stresi 170.01 MPa'ya ulaşmıştır. Mandibular bileşeni sabitlemek için kullanılan vidalara gelince, 236.08 MPa olarak bulunan üst vidada en yüksek von Mises stresi gözlenmiştir. Genel olarak, mandibular bileşen ve vidalardaki en yüksek gerilme değerleri, titanyum alaşımı (858 MPa) verim gücünün çok altında bulunmuştur(Chen ve ark. 2018).

Çalışmamızda bulunan SEA sonuçlarına göre 180N'luk çiğneme kuvvetinde sırasıyla Test 1 ve Test 2 cihazı için, UYMAP fossaya 40.5-42 MPa stres iletildiği tespit edilmiştir ve bu materyalin 40 MPa akma dayanımı olduğu düşünülürse tekrarlayan yüklemelerde stabilite açısından sakıncalar doğurabileceği düşünülmüştür. Fossa komponentini sabitlemek için kullanılan vidalara gelen stres ise her iki protez tasarımında da 7.5 MPa'ı geçmemiştir.

Yaptığımız çalışmada Test1 ve Test 2 grupları arasında sonuçlarda anlamlı farklar olduğu görülmüştür. Bilgisayar analizi ile yapıldığından bu sonuçların herhangi



bir varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır.

Sonlu elementler analizi sonucunda kondiler komponent ve fossa komponentinde her iki grup arasında farklılık bulundu. Test 1 grubunda kondil boynuna yapılan açısız tasarım farkı ile kondil başının fossa içine daha muntazam şekilde oturduğu ve elde edilen sonuçların Test 2 grubuna göre daha üstün olduğunu tespit ettik.

Özellikle angulus bölgesinde 11 no'lu vida da belirgin şekilde fark mevcuttur. Kondil sahasına en yakın olan 7 ve 8 no'lu vidalarda da belirgin farklar oluşmaktadır. Literatüre göre kondiler protezlere gelen yükler genelde kondil bölgesine en yakın vidalara yoğunlaşmaktadır. Fakat çalışmamızda angulustaki özellikle Test 1 cihazında daha yoğun stresler tespit ettik. Bunun sebebinin mandibula ilerletmesine bağlı oluşan kuvvet kolunun uzamasıyla ilişkili olabileceğini düşündük. Her ne kadar stres değerleri bu bölgede yoğunlaşsa da titanyum alaşımının akma dayanımı olan 852 MPa'a ulaşmadığı görülmüştür.

## 8.SONUÇ

Kondil patolojilerine bağlı olarak maksillofasiyal iskeletin rekonstrüksiyonunu sağlamak amacıyla gerçekleştirilen TER-Ortognatik cerrahi prosedüründe SEA ile incelediğimiz farklı tasarlanmış alloplastik total eklem protezlerinin biyomekanik değerlendirmesinde:

1. Protez ana bileşenlerine gelen stresler, ergonomi ve anatomik yapı göz önünde bulundurulduğunda kondil boynunda aılandırma yapılan Test 1 protezi daha başarılı bulunmuştur.
2. Test 1 cihazında yapılan eğim sayesinde çiğneme kuvvetleri fossa komponenti ve kondiler komponente daha avantajlı bir şekilde dağıldığı görülmüştür.
3. Kondiler komponent vidalarında en yüksek stresler Test 1 cihazında her zaman angulusa en yakın vidada görülürken, Test 2 cihazında bu vidayla birlikte kondile en yakın vidalarda da yakın değerler görülmüştür. Fakat protezin stabilitesi açısından iki test cihazındaki vidalar da yeterli dayanıklıktadır.
4. Tüm yükleme durumlarında vidalarda oluşan en düşük stresler Test 1 cihazı için 10 numaralı vida iken, test 2 cihazında 9 numaralı vidadır.
5. Mandibula ilerlemesi sonucunda kuvvet kolu uzadığı için bu tür vakalarda uygulanan TER cihazı için 6 vida desteği yeterli görülmüştür.
6. Test 1 cihazındaki eğim sayesinde fossaya iletilen dik kuvvetler biyomekanik açıdan avantaj sağlamakla birlikte fossa içerisindeki oryantasyonu ve hareket kabiliyeti açısından daha başarılı bulunmuştur.
7. Çiğneme kuvvetleri 200 N'un üzerine çıktığında özellikle Test 2 cihazında meydana gelen stresler materyalde deformasyona neden olabilecek seviyeye ulaşmaktadır. Bu sebeple UYMAP'ın fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi veya bu materyale başka bir alternatif geliştirilmesi önerilebilir.

## 9. KAYNAKLAR

- Aagaard, Esben, and T Thygesen. 2014. 'A prospective, single-centre study on patient outcomes following temporomandibular joint replacement using a kişisel-made Biomet TMJ prosthesis', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 43: 1229-35.
- Abel, Eric W, André Hilgers, and Philip M McLoughlin. 2015. 'Finite element analysis of a condylar support prosthesis to replace the temporomandibular joint', *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 53: 352-57.
- Ackland, David C, Adrian Moskaljuk, Chris Hart, Peter Vee Sin Lee, and George Dimitroulis. 2015. 'Prosthesis loading after temporomandibular joint replacement surgery: a musculoskeletal modeling study', *Journal of biomechanical engineering*, 137: 041001.
- Ackland, David C., Adrian Moskaljuk, Chris Hart, Peter Vee Sin Lee, and George Dimitroulis. 2015. 'Prosthesis Loading After Temporomandibular Joint Replacement Surgery: A Musculoskeletal Modeling Study', *Journal of biomechanical engineering*, 137: 041001-01-9.
- Arabshahi, Zohreh, Mohammed Rafiq Abdul Kadir, Seyed Saeid Rahimian Koloor, and Jamal Kashani. 2013. 'Finite element analysis of temporomandibular joint implant under five simulated clenching loads', *Advanced Science Letters*, 19: 3293-96.
- Ardary, WC. 1989. 'Plate and screw fixation in the management of mandible fractures', *Clinics in plastic surgery*, 16: 61.
- Atali, O., A. Varol, S. Basa, C. Ergun, and S. Hartomacioglu. 2014. 'Comparison and validation of finite element analysis with a servo-hydraulic testing unit for a biodegradable fixation system in a rabbit model', *Int J Oral Maxillofac Surg*, 43: 32-9.
- Baier, Robert E, and Anne E Meyer. 2016. 'TMJ TJR Biomaterials.' in, *Temporomandibular Joint Total Joint Replacement-TMJ TJR* (Springer).
- Baran, Nicholas M. 1988. *Finite element analysis on microcomputers* (McGraw-Hill, Inc.).
- Barry, Michael, David Kennedy, K Keating, and Z Schauerl. 2005. 'Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants', *Materials & design*, 26: 209-16.
- Beckenbaugh, RD, HA Tressler, and Jr EW Johnson. 1977. "Results after hemiarthroplasty of the hip using a cemented femoral prosthesis. A review of 109 cases with an average follow-up of 36 months." In *Mayo Clinic proceedings*, 349-53.
- Bell, Welden E. 1990. *Temporomandibular disorders: classification, diagnosis, management* (Year Book Medical Publishers Chicago).
- Bidez, M, and C Misch. 2005. 'Clinical biomechanics in implant dentistry'.
- Bohluli, Behnam, Mohammad Hosein Kalantar Motamedi, Pedram Bohluli, Farzin Sarkarat, Nima Moharamnejad, and Mohammad Hossein Seif Tabrizi. 2010. 'Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via

- finite element method', *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 68: 2765-69.
- Boryor, Andrew, Martin Geiger, Ansgar Hohmann, Arthur Wunderlich, Christian Sander, Franz Martin Sander, and Franz Günter Sander. 2008. 'Stress distribution and displacement analysis during an intermaxillary disjunction—a three-dimensional FEM study of a human skull', *Journal of biomechanics*, 41: 376-82.
- Boyne, Philip J. 1989. 'Free grafting of traumatically displaced or resected mandibular condyles', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47: 228-32.
- Carnochan, JM. 1860. 'Mobilizing a patient's ankylosed jaw by placing a block of wood between the raw bony surfaces after resection', *Arch de Med*, 284.
- Carter, LC, JM Carter, PA Nickerson, JR Wright, and RE Baier. 2000. 'Particle-induced phagocytic cell responses are material dependent: Foreign body giant cells vs. osteoclasts from a chick chorioallantoic membrane particle-implantation model', *The Journal of Adhesion*, 74: 53-77.
- Celebi, Nukhet, E Carlos Rohner, Jaime Gateno, Philip C Noble, Sabir K Ismaily, John F Teichgraeber, and James J Xia. 2011. 'Development of a mandibular motion simulator for total joint replacement', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69: 66-79.
- Charnley, John. 1979. 'Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory and Practice', *Springer-Verlag. Berlin*, 137: 182-83,246.
- Chase, Donald C, John-Wallace Hudson, David A Gerard, Robert Russell, Keith Chambers, James R Curry, James E Latta, and Robert W Christensen. 1995. 'The Christensen prosthesis: a retrospective clinical study', *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 80: 273-78.
- Chen, Xuzhuo, Yexin Wang, Yi Mao, Zhihang Zhou, Jisi Zheng, Jinze Zhen, Yating Qiu, Shanyong Zhang, Haiyi Qin, and Chi Yang. 2018. 'Biomechanical evaluation of Chinese kışiselized three-dimensionally printed total temporomandibular joint prostheses: A finite element analysis', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 46: 1561-68.
- Choi, AH, B Ben - Nissan, and RC Conway. 2005. 'Three - dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching', *Australian Dental Journal*, 50: 42-48.
- Choi, Jae-Pyong, Seung-Hak Baek, and Jin-Young Choi. 2010. 'Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three-dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split ramus osteotomy', *Journal of Craniofacial Surgery*, 21: 1104-09.
- Chowdhury, Amit Roy, Ajay Kashi, and Subrata Saha. 2011. 'A comparison of stress distributions for different surgical procedures, screw dimensions and orientations for a temporomandibular joint implant', *Journal of biomechanics*, 44: 2584-87.
- Coleta, KE Dela, LM Wolford, João Roberto Gonçalves, A dos Santos Pinto, LP Pinto, and DS Cassano. 2009. 'Maxillo-mandibular counter-clockwise rotation and mandibular advancement with TMJ Concepts® total joint

- prostheses: Part I-Skeletal and dental stability', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38: 126-38.
- Cox, Tyler, Markell W Kohn, and Thomas Impelluso. 2003. 'Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures', *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 61: 481-87.
- Çalış, AC. 2006. 'Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi', *Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara*.
- Daas, M, G Dubois, AS Bonnet, P Lipinski, and C Rignon-Bret. 2008. 'A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations', *Medical engineering & physics*, 30: 218-25.
- Daegling, David J, and William L Hylander. 2000. 'Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form', *American Journal of Physical Anthropology*, 112: 541-51.
- Dang, Rushil R, and Pushkar Mehra. 2017. 'Alloplastic reconstruction of the temporomandibular joint', *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 51: S31.
- Dimitroulis, G. 2014. 'Comparison of the outcomes of three surgical treatments for end-stage temporomandibular joint disease', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 43: 980-89.
- Driemel, O, S Braun, UDA Müller-Richter, M Behr, TE Reichert, M Kunkel, and R Reich. 2009. 'Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38: 909-20.
- Duarte, RJ, A Ramos, and M Mesnard. 2013. 'Evaluation of a primary TMJ implant fixation using screws: a numerical study', *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16: 242-43.
- Dumbleton, John H. 1981. *Tribology of natural and artificial joints* (Elsevier).
- Dutta, Sandeepan. 2011. *Rapid Reconstruction of Temporomandibular Joint Using Ceramic Implants and Dental Adhesives* (State University of New York at Buffalo).
- Dutton, Mark. 2012. *Dutton's Orthopaedic examination, evaluation, and intervention* (McGraw-Hill Medical).
- Elledge, R, LG Mercuri, and B Speculand. 2018. 'Extended total temporomandibular joint replacements: a classification system', *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 56: 578-81.
- Farah, JW, RG Craig, and KA Meroueh. 1988. 'Finite element analysis of a mandibular model', *Journal of oral rehabilitation*, 15: 615-24.
- Ferrario, Virgilio F, Chiarella Sforza, Nicola Lovecchio, and Fabrizio Mian. 2005. 'Quantification of translational and gliding components in human temporomandibular joint during mouth opening', *Archives of oral biology*, 50: 507-15.

- Freedman, M, M Ring, and LFA Stassen. 2013. 'Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42: 671-76.
- Freeman, Michael Alexander Reykers, and Sydney Alan Vasey Swanson. 1977. *The scientific basis of joint replacement* (Wiley).
- Freitas, E. P., S. C. Rahal, M. A. Gioso, L. C. Vulcano, A. C. Shimano, J. V. da Silva, P. Y. Noritomi, and A. O. El Warrak. 2010. 'Finite element modeling for development and optimization of a bone plate for mandibular fracture in dogs', *J Vet Dent*, 27: 212-21.
- Gateno, Jaime, James J Xia, John F Teichgraeber, Andrew M Christensen, Jeremy J Lemoine, Michael AK Liebschner, Michael J Gliddon, and Michaelanne E Briggs. 2007. 'Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation (CASS) in the treatment of complex cranio-maxillofacial deformities', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65: 728-34.
- Geng, Jian-Ping, Keson BC Tan, and Gui-Rong Liu. 2001. 'Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature', *The Journal of prosthetic dentistry*, 85: 585-98.
- Gerbino, Giovanni, Emanuele Zavattoni, Gianfranco Bosco, Sid Berrone, and Guglielmo Ramieri. 2017. 'Temporomandibular joint reconstruction with stock and custom-made devices: Indications and results of a 14-year experience', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 45: 1710-15.
- Giannakopoulos, Helen E, Douglas P Sinn, and Peter D Quinn. 2012. 'Biomet microfixation temporomandibular joint replacement system: a 3-year follow-up study of patients treated during 1995 to 2005', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70: 787-94.
- Gibbs, Charles H, Parker E Mahan, Thomas M Wilkinson, and Andre Mauderli. 1984. 'EMG activity of the superior belly of the lateral pterygoid muscle in relation to other jaw muscles', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 51: 691-702.
- Gomez, Pablo F, and Jose A Morcuende. 2005. 'Early attempts at hip arthroplasty: 1700s to 1950s', *The Iowa orthopaedic journal*, 25: 25.
- Goncalves, Joao Roberto, Peter H Buschang, Daniela Godoi Goncalves, and Larry M Wolford. 2006. 'Postsurgical stability of oropharyngeal airway changes following counter-clockwise maxillo-mandibular advancement surgery', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64: 755-62.
- Gonçalves, João Roberto, LCR Gomes, AP Vianna, DB Rodrigues, Daniela Aparecida de Godoi Gonçalves, and LM Wolford. 2013. 'Airway space changes after maxillomandibular counterclockwise rotation and mandibular advancement with TMJ Concepts® total joint prostheses: three-dimensional assessment', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42: 1014-22.
- Hart, R. T., V. V. Hennebel, N. Thongpreda, W. C. Van Buskirk, and R. C. Anderson. 1992. 'Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study', *J Biomech*, 25: 261-86.
- Himmlova, Lucie, Tat'jana Dostálová, Alois Kácovský, and Svatava Konvičková. 2004. 'Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis', *The Journal of prosthetic dentistry*, 91: 20-25.

- Hohlweg-Majert, B., C. Pautke, H. Deppe, M. C. Metzger, K. Wagner, and D. Schulze. 2011. 'Qualitative and quantitative evaluation of bony structures based on DICOM dataset', *J Oral Maxillofac Surg*, 69: 2763-70.
- Hrennikoff, Alexander. 1941. 'Solution of problems of elasticity by the framework method', *J. appl. Mech.*
- Hsu, Jui-Ting, Heng-Li Huang, Ming-Tzu Tsai, Lih-Jyh Fuh, and Ming-Gen Tu. 2011. 'Effect of screw fixation on temporomandibular joint condylar prosthesis', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69: 1320-28.
- Hsu, Jui-Ting, Heng-Li Huang, Ming-Gen Tu, and Lih-Jyh Fuh. 2010. 'Effect of bone quality on the artificial temporomandibular joint condylar prosthesis', *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 109: e1-e5.
- Huang, Haw Ming, Li De Wu, Sheng Yang Lee, and Che Tong Lin. 2001. 'Optimal design for wall thickness of dental implants using finite element method', *Journal of Medical and Biological Engineering*, 21: 191-95.
- Ichim, I., J. A. Kieser, and M. V. Swain. 2007. 'Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions', *Arch Oral Biol*, 52: 465-73.
- İnan, M. 1988. 'Cisimlerin mukavemeti,(6. baskı)', *İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı*: 35-59.
- Ishak, MI, MR Abdul Kadir, E Sulaiman, and NH Abu Kasim. 2012. 'Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 41: 1077-89.
- Jafari, Alireza, K Sadashiva Shetty, and Mohan Kumar. 2003. 'Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study', *The Angle Orthodontist*, 73: 12-20.
- Kameros, J, and R Himmelfarb. 1975. 'Treatment of temporomandibular joint ankylosis with methyl methacrylate interpositional arthroplasty: reprot of four cases', *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*, 33: 282-87.
- Kashi, Ajay, A Roy Chowdhury, and Subrata Saha. 2010. 'Finite element analysis of a TMJ implant', *Journal of dental research*, 89: 241-45.
- Kimura, Akiko, Tomohisa Nagasao, Tsuyoshi Kaneko, Tamotsu Tamaki, Junpei Miyamoto, and Tatsuo Nakajima. 2006. 'Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 34: 193-200.
- Korioth, TWP, and AG Hannam. 1990. 'Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at the mandibular condyles', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 64: 62-73.
- Leandro, LF Lobo, HY Ono, CC de Souza Loureiro, K Marinho, and HA Garcia Guevara. 2013. 'A ten-year experience and follow-up of three hundred patients fitted with the Biomet/Lorenz Microfixation TMJ replacement system', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42: 1007-13.

- Lemons, JE. 2000. 'Biomaterial and Orthopedic Considerations in Endoprostheses', *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 12: 43-56.
- Lewis, Rodney P, Peter H Buschang, and Gaylord S Throckmorton. 2001. 'Sex differences in mandibular movements during opening and closing', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120: 294-303.
- Lotesto, Anthony, Michael Miloro, Louis G Mercuri, and Cortino Sukotjo. 2016. 'Are oral and maxillofacial surgery residents trained adequately in alloplastic total temporomandibular joint replacement?', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74: 712-18.
- Machon, V, D Hirjak, M Beno, and R Foltan. 2012. 'Total alloplastic temporomandibular joint replacement: the Czech-Slovak initial experience', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 41: 514-17.
- Mackerle, Jaroslav. 2004. 'Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003', *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 7: 277-303.
- Maurer, P., S. Holweg, and J. Schubert. 1999. 'Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible', *J Craniomaxillofac Surg*, 27: 365-72.
- May, Brian, Subrata Saha, and Matthew Saltzman. 2001. 'A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading', *Clinical Biomechanics*, 16: 489-95.
- McHenry, Douglas. 1943. 'A LATTICE ANALOGY FOR THE SOLUTION OF STRESS PROBLEMS', *Journal of the Institution of Civil Engineers*, 21: 59-82.
- Meijer, HJA, JH Kuiper, FJM Starmans, and F Bosman. 1992. 'Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68: 96-102.
- Mercuri, LG. 2012. 'End-stage TMD and TMJ reconstruction', *Peterson's principles of oral & maxillofacial surgery*, 52: 1173-86.
- Mercuri, Louis G. 2006. 'Total joint reconstruction—autologous or alloplastic', *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*, 18: 399-410.
- . 2016. 'History of TMJ TJR.' in, *Temporomandibular Joint Total Joint Replacement—TMJ TJR* (Springer).
- Mercuri, Louis G, Firas Alcheikh Ali, and Robert Woolson. 2008. 'Outcomes of total alloplastic replacement with periarticular autogenous fat grafting for management of reankylosis of the temporomandibular joint', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66: 1794-803.
- Mercuri, Louis G, Naushad R Edibam, and Anita Giobbie-Hurder. 2007. 'Fourteen-year follow-up of a patient-fitted total temporomandibular joint reconstruction system', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65: 1140-48.
- Mercuri, Louis G, Larry M Wolford, Bruce Sanders, R Dean White, Anita Hurder, and William Henderson. 1995. 'Kişisel CAD/CAM total temporomandibular joint reconstruction system: preliminary multicenter report', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 53: 106-15.



- Mesnard, M, and A Ramos. 2016. 'Experimental and numerical predictions of Biomet® alloplastic implant in a cadaveric mandibular ramus', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44: 608-15.
- Mesnard, M, A Ramos, and JA Simões. 2014. 'Influences of implant condyle geometry on bone and screw strains in a temporomandibular implant', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42: 194-200.
- Mesnard, Michel, Antonio Ramos, Alex Ballu, Julien Morlier, M Cid, and JA Simoes. 2011. 'Biomechanical analysis comparing natural and alloplastic temporomandibular joint replacement using a finite element model', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69: 1008-17.
- Ming-Yih, L., L. Chun-Li, T. Wen-Da, and L. Lun-Jou. 2010. 'Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy', *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, 63: 451-5.
- Movahed, Reza, Marcus Teschke, and Larry M Wolford. 2013. 'Protocol for concomitant temporomandibular joint kişisel-fitted total joint reconstruction and orthognathic surgery utilizing computer-assisted surgical simulation', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71: 2123-29.
- Movahed, Reza, and Larry M Wolford. 2015. 'Protocol for concomitant temporomandibular joint kişisel-fitted total joint reconstruction and orthognathic surgery using computer-assisted surgical simulation', *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*, 27: 37-45.
- Petrera, Pasquale, and Harry E Rubash. 1995. 'Revision total hip arthroplasty: the acetabular component', *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 3: 15-21.
- Petty, William. 1991. *Total joint replacement* (WB Saunders Co).
- Pinto, LP, LM Wolford, PH Buschang, FH Bernardi, João Roberto Gonçalves, and DS Cassano. 2009. 'Maxillo-mandibular counter-clockwise rotation and mandibular advancement with TMJ Concepts® total joint prostheses: Part III–Pain and dysfunction outcomes', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38: 326-31.
- Quinn, Peter D. 1999. *Alloplastic reconstruction of the temporomandibular joint* (University of Texas at Dallas, Southwestern Medical Center).
- Ramos, A, A Completo, C Relvas, M Mesnard, and JA Simões. 2011. 'Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: the influence of condylar geometry and bone fixation screws', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 39: 343-50.
- Ramos, A, RJ Duarte, and M Mesnard. 2015. 'Prediction at long-term condyle screw fixation of temporomandibular joint implant: A numerical study', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43: 469-74.
- Ramos, A, and M Mesnard. 2014a. 'Comparison of load transfers in TMJ replacement using a standard and a kişisel-made temporal component', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42: 1766-72.
- Ramos, A, M Mesnard, C Relvas, A Completo, and JA Simões. 2014. 'Theoretical assessment of an intramedullary condylar component versus screw fixation for the condylar component of a hemiarthroplasty alloplastic

- TMJ replacement system', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42: 169-74.
- Ramos, António M, and Michel Mesnard. 2015. 'The stock alloplastic temporomandibular joint implant can influence the behavior of the opposite native joint: A numerical study', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43: 1384-91.
- Ramos, António, and Michel Mesnard. 2014b. 'Load transfer in Christensen® TMJ in alloplastic total joint replacement for two different mouth apertures', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42: 1442-49.
- . 2016. 'A new condyle implant design concept for an alloplastic temporomandibular joint in bone resorption cases', *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44: 1670-77.
- Rho, J. Y., R. B. Ashman, and C. H. Turner. 1993. 'Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements', *J Biomech*, 26: 111-9.
- Risdon, FE. 1933. 'Ankylosis of the temporomandibular joint', *J Am Dent Assoc*, 21: 1934-42.
- Rodrigues, YL, MT Mathew, LG Mercuri, JSP da Silva, B Henriques, and JCM Souza. 2018. 'Biomechanical simulation of temporomandibular joint replacement (TMJR) devices: a scoping review of the finite element method', *International journal of oral and maxillofacial surgery*.
- Rooney, Thomas P, Richard H Haug, Ashfaq H Toor, and A Thomas Indresano. 1988. 'Rapid condylar degeneration after glenoid fossa prosthesis insertion: Report of three cases', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46: 240-46.
- Rotaru, Horatiu, Horatiu Stan, Ioan Stefan Florian, Ralf Schumacher, Yong-Tae Park, Seong-Gon Kim, Horea Chezan, Nicolae Balc, and Mihaela Baciut. 2012. 'Cranioplasty with kişisel-made implants: analyzing the cases of 10 patients', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70: e169-e76.
- Rubin, C, N Krishnamurthy, E Capilouto, and H Yi. 1983. 'Clinical Science Stress Analysis of the Human Tooth Using a Three-dimensional Finite Element Model', *Journal of dental research*, 62: 82-86.
- Rushton, Neil, Graeme M Hart, and GP Arden. 1979. 'The Judet prosthesis: a long term follow-up of three cases and a review of the literature', *Injury*, 11: 49-51.
- Rutkow, Ira M. 1991. 'The value of surgical history', *Archives of Surgery*, 126: 953-56.
- Sakaguchi, Ronald L, and John M Powers. 2012. *Craig's restorative dental materials-e-book* (Elsevier Health Sciences).
- Schwartz, L. 1959. 'Disorders of the Temporomandibular joint, Philadelphia. 1959; W"', *WB Saunders Company*, 3.
- Shands, Alfred R. 1984. 'Historical milestones in the development of modern surgery of the hip joint.' in, *Surgery of the Hip Joint* (Springer).
- Shyam Sundar, S., B. Nandlal, D. Saikrishna, and G. Mallesh. 2012. 'Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon's Perspective', *J Maxillofac Oral Surg*, 11: 206-11.

- Sidebottom, Andrew J. 2008. 'Guidelines for the replacement of temporomandibular joints in the United Kingdom', *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46: 146-47.
- Singh, M, and MS Detamore. 2009. 'Biomechanical properties of the mandibular condylar cartilage and their relevance to the TMJ disc', *Journal of biomechanics*, 42: 405-17.
- Smartt Jr, James M, David W Low, and Scott P Bartlett. 2005. 'The pediatric mandible: I. A primer on growth and development', *Plastic and Reconstructive Surgery*, 116: 14e-23e.
- Sonnenburg, Ingrid, and Michael Sonnenburg. 1985. 'Total condylar prosthesis for alloplastic jaw articulation replacement', *Journal of maxillofacial surgery*, 13: 131-35.
- Szabo, G, J Barabas, J Matral, J György, and L Miklos. 1990. 'Application of compact aluminum oxide ceramic implants in maxillofacial surgery', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 48: 354-61.
- Takushima, Akihiko, Kiyonori Harii, Hirota Asato, Akira Momosawa, Mutsumi Okazaki, and Takashi Nakatsuka. 2005. 'Choice of osseous and osteocutaneous flaps for mandibular reconstruction', *International journal of clinical oncology*, 10: 234-42.
- Tanaka, E, R Del Pozo, M Tanaka, D Asai, M Hirose, T Iwabe, and K Tanne. 2004. 'Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening', *Medical engineering & physics*, 26: 503-11.
- Tanaka, E, N Kawai, K Hanaoka, TMGJ van Eijden, A Sasaki, J Aoyama, M Tanaka, and K Tanne. 2004. 'Shear properties of the temporomandibular joint disc in relation to compressive and shear strain', *Journal of dental research*, 83: 476-79.
- Tauras, SP, JE Jordan, and RR Keen. 1972. 'Temporomandibular joint ankylosis corrected with a gold prosthesis', *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*, 30: 767-73.
- Throckmorton, Gaylord S, and Linda S Throckmorton. 1985. 'Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces—I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces', *Journal of biomechanics*, 18: 445-52.
- Tuijt, Matthijs, Jan Harm Koolstra, Frank Lobbezoo, and Machiel Naeije. 2010. 'Differences in loading of the temporomandibular joint during opening and closing of the jaw', *Journal of biomechanics*, 43: 1048-54.
- Uckan, Sina, Firdevs Veziroglu, Sdka Sinem Soydan, and Eren Uckan. 2009. 'Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery', *Journal of Craniofacial Surgery*, 20: 775-79.
- Ujigawa, K, Y Kato, Y Kizu, M Tonogi, and G-Y Yamane. 2007. 'Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 36: 620-25.
- Ulm, Christian, Peter Solar, Rudolf Blahout, Michael Matejka, and Helmut Gruber. 1992. 'Reduction of the compact and cancellous bone substances

- of the edentulous mandible caused by resorption', *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 74: 131-36.
- Ulusoy, Mutahhar, and Aydın AK. 2003. 'Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler', *Cilt I. Ankara. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın: 487-509.*
- Van Staden, RC, Hong Guan, and Yew-Chaye Loo. 2006. 'Application of the finite element method in dental implant research', *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 9: 257-70.
- Vollmer, D, U Meyer, U Joos, A Vegh, and J Piffko. 2000. 'Experimental and finite element study of a human mandible', *Journal of cranio-maxillo-facial surgery*, 28: 91-96.
- Wagner, A., W. Krach, K. Schicho, G. Undt, O. Ploder, and R. Ewers. 2002. 'A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process', *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 94: 678-86.
- Wang, Mingyi, Xingzhou Qu, Min Cao, Dongmei Wang, and Chenping Zhang. 2013. 'Biomechanical three-dimensional finite element analysis of prostheses retained with/without zygoma implants in maxillectomy patients', *Journal of biomechanics*, 46: 1155-61.
- Westermarck, A, P Hedén, E Aagaard, and C-P Cornelius. 2011. 'The use of TMJ Concepts prostheses to reconstruct patients with major temporomandibular joint and mandibular defects', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 40: 487-96.
- Westermarck, Anders. 2010. 'Total reconstruction of the temporomandibular joint. Up to 8 years of follow-up of patients treated with Biomet® total joint prostheses', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 39: 951-55.
- Wolford, Larry M. 2012. 'Mandibular asymmetry: temporomandibular joint degeneration.' in, *Current Therapy In Oral and Maxillofacial Surgery* (Elsevier).
- . 2016. 'Concomitant TMJ total joint replacement and orthognathic surgery.' in, *Temporomandibular Joint Total Joint Replacement–TMJ TJR* (Springer).
- Wolford, Larry M, Daniel S Cassano, and João Roberto Goncalves. 2009. 'Common TMJ disorders: orthodontic and surgical management', *Temporomandibular disorders and orofacial pain: separating controversy from consensus*, 46: 159-98.
- Wolford, Larry M, and Amit Dhameja. 2011. 'Planning for combined TMJ arthroplasty and orthognathic surgery', *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 19: 243-70.
- Wolford, Larry M, Douglas J Dingwerth, Reena M Talwar, and Marcos C Pitta. 2003. 'Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61: 685-90.
- Wolford, Larry M, and Reza Movahed. 2014. 'Concomitant TMJ and orthognathic surgery: diagnosis and treatment planning', *Oral Maxillofac Surg Knowl Update. AAOMS.*

- Wolford, Larry M, Oscar Reiche-Fischel, and Pushkar Mehra. 2003. 'Changes in temporomandibular joint dysfunction after orthognathic surgery', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61: 655-60.
- Wolford, Larry, Reza Movahed, Marcus Teschke, Rolf Fimmers, Drew Havard, and Emet Schneiderman. 2016. 'Temporomandibular joint ankylosis can be successfully treated with TMJ Concepts patient-fitted total joint prosthesis and autogenous fat grafts', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74: 1215-27.
- Wong, H. C., and W. C. Tang. 2011. 'Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration', *J Biomech*, 44: 1046-50.
- Xia, James, Horace HS Ip, Nabil Samman, Dongfeng Wang, Christy SB Kot, Richie WK Yeung, and Henk Tideman. 2000. 'Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy', *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 29: 11-17.



## 10. ÖZGEÇMİŞ

<b>Adı</b>	HAKAN	<b>Soyadı</b>	KARAGÖZOĞLI
<b>Doğum Yeri</b>	GAZİANTEP	<b>Doğum Tarihi</b>	27.03.1990
<b>Uyruğu</b>	TÜRKİYE CUMHURİYETİ	<b>Tel</b>	0532 7069299
<b>E-mail</b>			

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
<b>Doktora/Uzmanlık</b>		
<b>Yüksek Lisans</b>		
<b>Lisans</b>	ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2012
<b>Lise</b>	GAZİANTEP KOLEJ VAKFI ÖZEL FEN LİSESİ	2007

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İNGİLİZCE	İYİ	İYİ	İYİ

### Yabancı Dil Sınav Notu #

YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
		5,5						

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>ALES Puanı</b>			
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MICROSOFT OFFICE	İYİ