

## YENİ BİR TMJ İMPLANT TASARIMI

Halil İbrahim İMİROĞLU\*<sup>1</sup>, Zekeriya TOSUN<sup>2</sup>, İrfan KAYMAZ<sup>1</sup>, Cem SEVER<sup>3</sup>,  
Osman AKDAĞ<sup>2</sup>, M.Nebil SELİMOĞLU<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Atatürk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Erzurum, Türkiye

<sup>2</sup> Selçuk Üniversitesi, Tıp Fakültesi Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi ABD, Konya, Türkiye

<sup>3</sup> Mevlana Üniversitesi, Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD, Konya, Türkiye

Anahtar Kelimeler	Özet
Kondil eklemi TMJ implant Sonlu elemanlar analizi	Temporomandibuler Eklem (TME) rahatsızlığına veya kondil kırığına sahip bir hastada ağız açmada kısıtlılık, buna bağlı olarak yeterince beslenememe ve ağız - diş hastalıklarına yatkınlık artmaktadır. Bu hastalar eklem problemine bağlı iyi beslenemedikleri için çocuklar için büyümede gerilik görülürken, erişkinler için ise yetersiz beslenmeye bağlı hastalıklara yatkınlık artmaktadır. Bu durumu gidermek için kullanılan TME implantları hastanın anatomik yapısını dikkate alınarak geliştirilmek zorundadır. Türkiye’de kullanılan TME implantlarının ithal ürünlere dayanması veya bazen hastaya özel modellenip üretilmeleri gerektiğinden oldukça pahalı olmaları sebebiyle, TME rahatsızlığına sahip hasta sayısı çok olmasına rağmen az sayıda kullanılabilmektedir. Bu nedenle, bu çalışma kapsamında yeni bir TME implant tasarımı gerçekleştirilmiştir. Hasta CT görüntüsü kullanılmış ve CAD programına aktarılarak hastaya özel mandibula modeli elde edilmiştir. Çiğneme kuvvetleri neticesinde tasarlanmış olan implantın davranışı sonlu elemanlar analizi kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu çalışma kapsamında tasarlanan implant benzerleri ile karşılaştırıldığında; sağa ve sola hareket sağlaması ile hem konuşma, hem de çiğneme hareketleri daha rahat olmakta, polietilen insert malzeme kullanımı ile metal malzemenin kullanıldığı klasik implant modellerine göre sürtünme azalmakta, fossaya gelen yüklerin daha üniform olarak dağıldığı görülmektedir.

## DESIGNING A NEW TMJ IMPLANT

Keywords	Abstract
Condyle joint TMJ implant Finite element analysis	A patient suffering from temporomandibular joint (TMJ) or condyle break encounters limited mouth opening, thus insufficient nutrition, and increases the inclination of having orthodontic diseases. These patients cannot take enough nourishment due to joint problems, leading growth retardation for children, and adults suffer from diseases due to malnourishment. TMJ implant, used to resolve these problems, has to be designed by taking into account of patients' anatomy. Although the number of the patients suffering from TMJ disease is large, the TMJ implants in Turkey can be used for patients in limited numbers because they are very expensive due to the fact that they must be imported from abroad or must be patient-specifically designed and produced. Therefore, a new TMJ implant has been designed in this study. Patient CT images were used and transferred to a CAD program to create patient-specific mandibular model. The implant behavior was evaluated using the finite element analysis, considering chewing forces. When compared to similar implants, the one designed in this study enables much comfortable movements during speaking and chewing because of easy movement of the mandibular to right and left. The new design also reduces friction due to the use of polyethylene insert in contrast to the standard implant models using metallic insert. In addition, the loading in fossa is distributed more uniformly in this new design.

\* İlgili yazar: halilibrahimimiroglu@gmail.com

## 1.Giriş

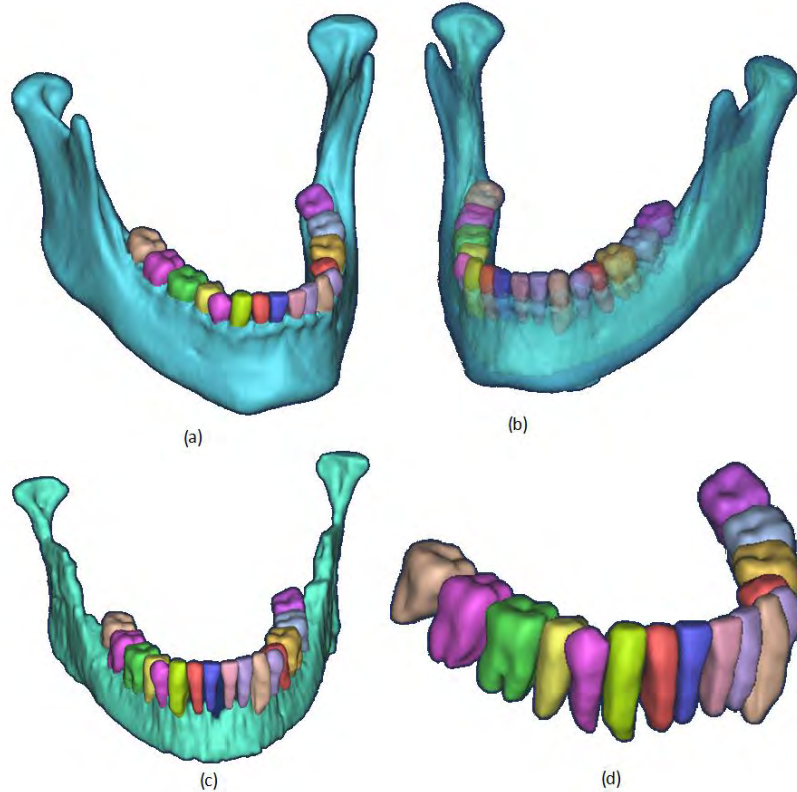
Temporomandibular eklem (TME) çene hareketlerini sağlayan, konuşma, çiğneme gibi fonksiyonlara katkıda bulunan bir eklemdir. Bu eklemde ait rahatsızlıklar, ihmal halinde ilerlemekte ve kırık, kemik yapıda ciddi deformasyonlar oluşabilmektedir. Oluşan bu bozukluklar başlangıçta kırık, sonrasında ise kemiğe ulaşmakta ve hastalar için ağrılı dönem başlamaktadır. Bu aşamaya gelmiş bir hasta için TME protezi hem ağrılar için bir çözüm, hem de eklem hareket kısıtlılığı için iyi bir tedavi şekli olmaktadır. Tedavide eklem protezi olmaksızın yapılan "gap artroplastisi" si tekniğinde geniş kemik rezeksiyonu yapıldığı için, hem kasların yapışma alanı yok olmakta, hem de eklem olmadığı için yeterince çiğneme kuvveti uygulanamamaktadır. TME protezi bütün bu sorunları ortadan kaldıran iyi bir alternatiftir. TME artrozunda önerilen kostal kemik ve kartilaj ile onarımda gerçek bir eklem modeli ortaya çıkmaktadır (Beirne 2012). Günümüzde sık uygulanan TME protezi ile tedavide sorun çözülüyor görünmekle beraber gerçek bir eklemi simüle etmediği ve translyasyon hareketinin yanında lateral yönde de hareket imkânı sağlamaması nedeniyle alternatif yöntemlere ihtiyaç artmaktadır (Aagard ve Thygesen, 2014). Sık kullanılan kostakondral greft ile TME rekonstrüksiyonlarında sıklıkla geniş rezeksiyon

yapılması ve getirilen materyalin otojen kaynaklı olmasına rağmen bir eklem modeli olmaması sebebiyle klinik uygulamada re-ankilozlar ve getirilen kostakondral greftin rezorbsiyonu gibi olumsuzluklar sıkça yaşanmaktadır (Zhang vd., 2012)

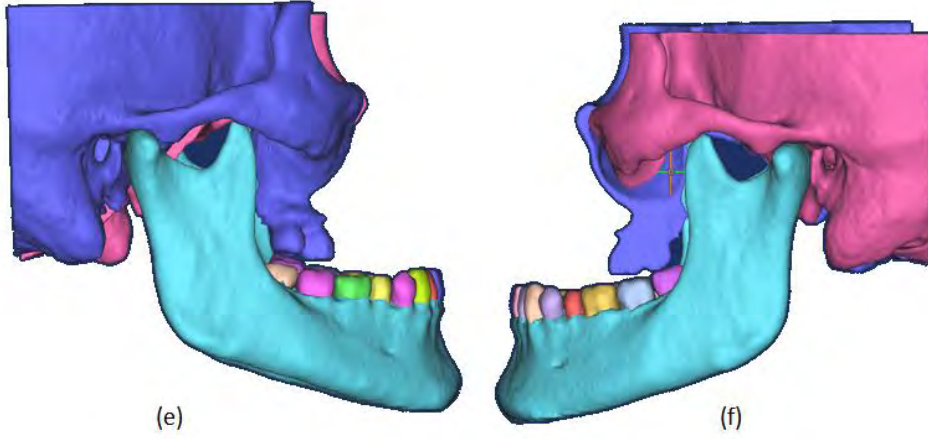
Bu çalışmada sunulan TME protezi modeli ile gerçek bir eklem sistemi modellenmiş ve yeni eklem bilinen diğer modellerin aksine mandibulanın tüm eksenlerde hareketine imkan vermesi nedeniyle bir üstünlük sağlanmıştır. Ayrıca kondil bölgesindeki kuvvet aktarımı noktasal değil de düzlemsel olarak aktarıldığı için sistemin daha uzun ömürlü olması öngörülmüştür.

## 2. Materyal ve Yöntem.

Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Anabilim Dalı' na temporomandibular eklem artrozu için gelen ve tedavide temporomandibular eklem artroplastisi düşünülen hastanın DICOM formatındaki BT verisi Mimics® 15.01 (Materialise, Leuven, Belgium) yazılımına aktarılarak doku modelindeki Hounsfield (HU) değerlerine göre modellenmiştir. Segmentasyon işlemiyle kortikal, trabeküler kemik ve dişler ayrı oluşturulup nokta bulutları çıkarılmıştır. (Şekil 1).



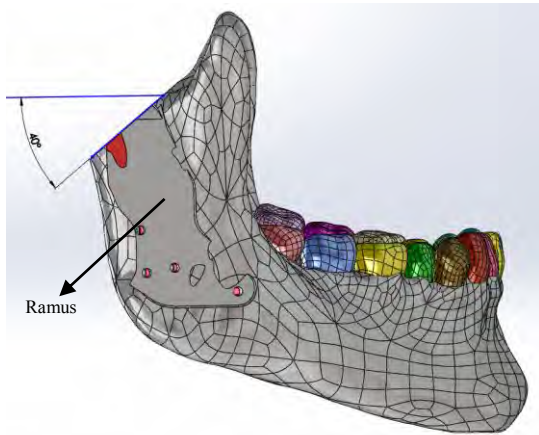
Şekil 1. (a) Mandibula modeli (b) Mandibula modeli saydam görünüş (c) Trabeküler kemik ve dişler (d) Dişler



**Şekil 1. Devam** (e) Sağ temporal kemik ve mandibula (f) Sol temporal kemik ve mandibula

Bu çalışmamızda, temporomandibular eklem rahatsızlığına sahip hastalara takılan TME protezleri için farklı bir bakış açısı getirilmeye çalışılmıştır. Kondil eklemi tasarımında dikkat ettiğimiz öncelik eklem, kondil bölgesindeki eklem hareketlerine minimum düzeyde kısıtlama getirmek ve kondilin noktasal kuvvet aktaran bölgesindeki oluşabilecek aşınmaları minimumu indirilmesi hedeflenmektedir.

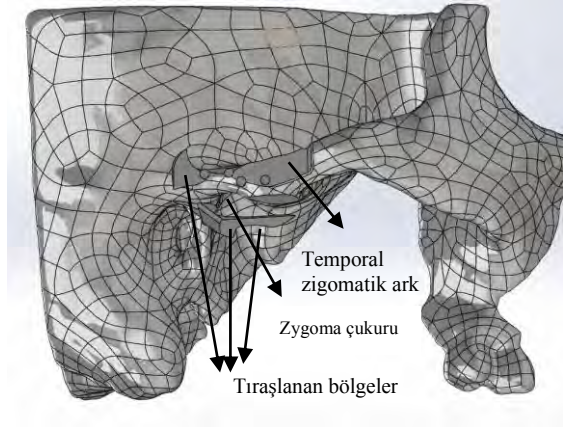
Kemik katmanlarının nokta bulutları ayrı ayrı Mimics programından alınarak SolidWorks 2014 Premium yazılımında tek tek tersine mühendislik yöntemi kullanılarak katı hale getirilmiştir. Katı hale gelen parçaların yüzeyleri geometrik hata kontrolü yapılmış, parçalardaki hatalar nokta bulutuna uygun yeni yüzeyler atılarak düzeltilmiştir. SolidWorks programını kullanarak sanal ameliyat yöntemi ile mandibula kondil kısmı yaklaşık 40-45 derece arasında kesilmiştir. Ramus bölgesine oturacak plağın mandibula yüzeyine iyi temas etmesi için bu bölge tıraşlanmıştır (Şekil 2).



**Şekil 2.** SolidWorks programında sanal ameliyat yapılması.

Temporomandibular eklem (TME) protezinin zygoma çukuruna yerleştirilecek kısmı temporal kemikte yer

almaktadır (Şekil 3). Mandibulanın kondiline yataklama yapmaktadır. Yeni tasarlanacak yataklama protez parçasının temporal ve temporal zigomatik ark kemikleri üzerine düzgün oturması için (Şekil 3)' de belirtilen bölgeler tıraşlanır. Mandibula hareketi sırasında kondil zygoma çukurunda hem öteleme hem de dönme hareketi gerçekleştirmektedir. Anatomik yapısı bozulmuş hastalar için yeni tasarlanan bu protez, eklemlerin hareket kabiliyetlerine tekrar izin vermektedir. Aynı operasyonlar, mandibulanın sol kısmı ve sol temporal kemikte de uygulanmaktadır.

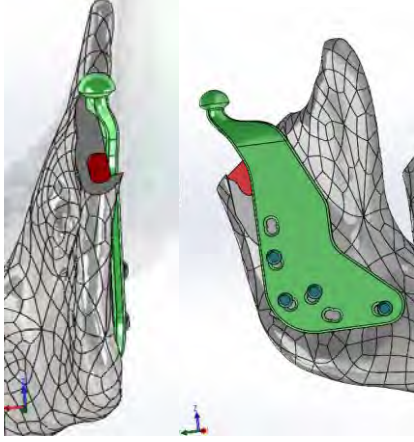


**Şekil 3.** Sağ temporal kemikte yapılan sanal ameliyat.

Kemikler üzerindeki sanal ameliyatın tamamlanmasının ardından sağ ve sol temporal kemikler ile mandibulanın anatomik konumları göz önünde bulundurularak yeni TME protezinin tasarımına başlanmaktadır. Protezi tasarımında, eklemlerin anatomik hareketlerine izin vermesi ve sürtünme kuvvetinin etkisinin minimuma düşürülmesi hedeflenmektedir.

Protezin tasarımında ilk adım mandibula kondil kısmına bağlanacak olan kondil plağının oluşturulmasıdır. Plağın ramusa bağlantısı kilitli vida plak sistemi ile yapılmıştır. Böylece vidanın geri

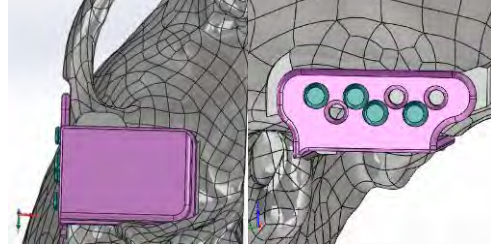
çözülmesine karşı daha rijit bir kemik plak ve vida plak bağlantısı elde edilmiştir. Plağın kondil bölgesi ise zygoma çukuruğunun içine yerleşebilecek mesafede ve eğimde olmalıdır. Plağın kondil kafası universal mafsal şeklinde oluşturulmuştur. (Şekil 4).



Şekil 4. Plağın tasarımı ve ramusa montajı

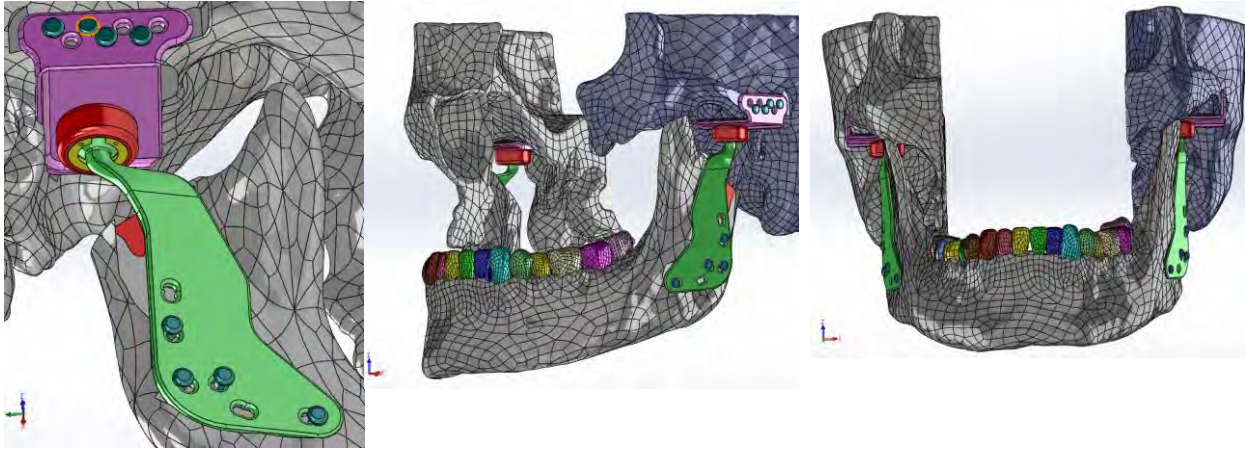
Yeni protezin temporal kemiğe yerleştirilecek olan insert yatağı, temporal zigomatik ark doğrultusunun hizasına gelecek yerden sabitlenmiştir. İnsertin lineer

yataklama görevi görmesi için temporal kemiğin zygoma çukuruğunu örterek temporal kemikte tıraşlanan bölgelere oturacak şekilde tasarlanmıştır. (Şekil 5).



Şekil 5. İnsert yatağı tasarımı ve temporal kemiğe montajı.

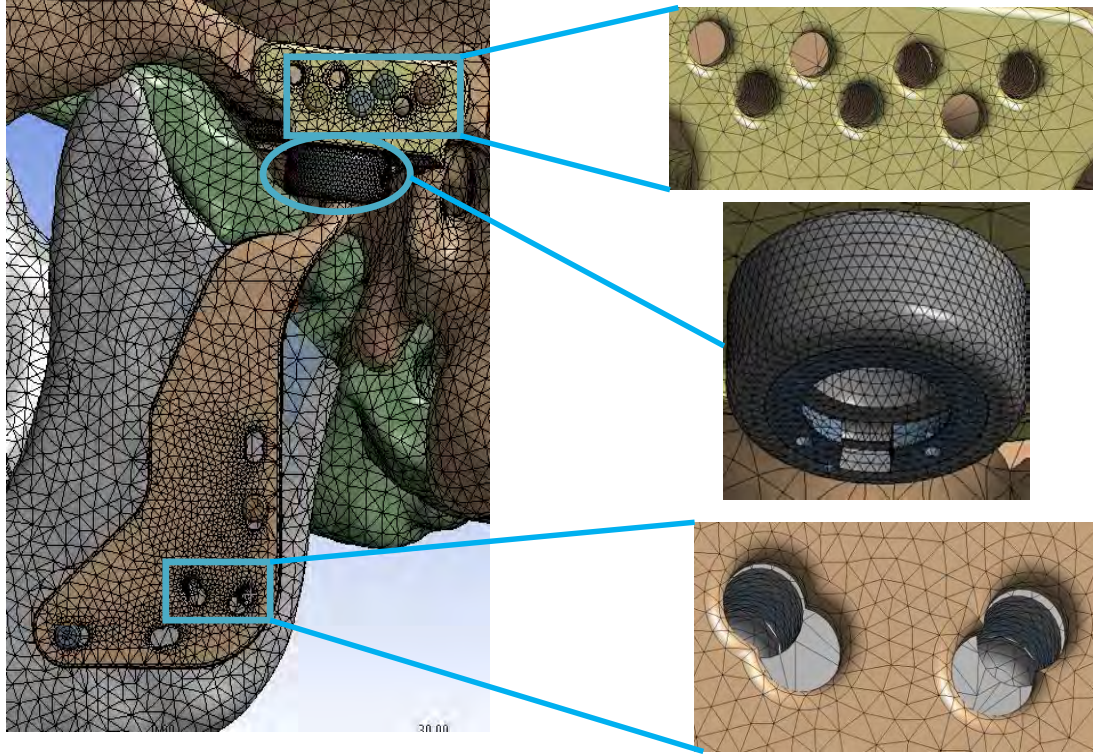
Protez tasarımı, mandibula kondilinin hem öteleme hem de dönme hareketini yapmasına olanak sağlayan insert tasarımı ile tamamlanmıştır. İnsert'ün kilitli segmenti sayesinde plağın kondilinin eklemdaki yerinden çıkması engellenmiştir. Aynı zamanda mandibuladan gelen kuvveti temporal kemiğe aktaran insert, temporal kemiğe takılan lineer yataklama elemanına noktasal değil, düzlemsel olarak aktardığı için sürtünme kuvvetinin etkisini en aza indirmektedir (Şekil 6).



Şekil 6. İnsert tasarımı ve kemiklere montajı yapılmış haldeki görünüşleri.

Tüm protez parçaları ile kemiklerin montajı SolidWorks 2014 Premium' da tamamlanarak sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir. Montajlanmış parçalar Ansys® Workbench 14.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) yazılımına aktarılmıştır. Sonlu elemanlar programına montajlanmış olarak gelen

parçalar "Static Structural" analiz sistemine aktarılmıştır. Modele ait hacimsel mesh yapısı oluşturulmuştur. Kritik noktalar olan vida delikleri ile insert için daha ince mesh yapısı oluşturulmuştur (Şekil 7).



Şekil 7. Ansys Workbench “Static Structural” modülünde oluşturulan montajın mesh yapısı.

Çizelge 1’de mandibulanın kortikal ve trabeküler yapıları, kondil plağı, insert yatağına ve inserte ait malzeme ve özellikleri verilmiştir. Burada trabeküler ve kortikal segmentlere ait elastisite modülleri ve

akma dayanımları arasındaki ciddi fark göze çarpmaktadır. Bu ise, sonuçların hassasiyetinde segmentasyon işleminin önemi ortaya koymaktadır.

Çizelge 1. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan malzeme özellikleri

Malzeme	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Akma Dayanımı (MPa)	Referans
Kortikal Kemik	13.7	0.3	122	Boccaccio vd., 2006
Trabeküler Kemik	1.37	0.3	2	Boccaccio vd., 2006
Diş	18.6	0.31	103	Boccaccio vd., 2006
Kondil Plağı ve İnsert Yatağı (Ti6Al4V F136 ELI)	103.4	0.35	850	Ferreira vd., 2014
İnsert (Polietilen UHMWPE )	0.85	0.4	52*	Osano vd., 2014

\*Matweb

Çizelge 2’ de sonlu elemanlar modelinin sınır şartları verilmiştir. Mandibula ve temporal kemiğe bağlayan ve çiğneme esnasında mandibulayı kapatmaya çalışan

masseter, medial pterygoid, temporallis kaslarının kuvvet bileşenleri girilmiştir.

Çizelge 2. Mandibula kaslarının kuvvet bileşenleri (Savoldelli vd., 2012)

KAS	Mandibulya bağlanan kasların çiğneme esnasındaki tepki kuvvetleri bileşenleri (N)		
	X	Y	Z
Sağ masseter	50	-50	200
Sol masseter	-50	-50	200
Sağ medial pterygoid	0	-100	200
Sol medial pterygoid	0	-100	200
Sağ temporallis	0	50	100
Sol temporallis	0	50	100

Yeni tasarlanan TME protezinin çiğneme esnasındaki kuvvet dağılımlarını görmek için Çizelge 3’de dişler üzerinden ayrı ayrı deplasman miktarları verilmiştir. Bu deplasman miktarları ve seçilen diş, çiğneme esnasında kesmeye ve ezmeye çalışan en çok kuvvetin geleceği diş olan 6. sağ ve sol dişler üzerine olacağı için deplasman tanımlanmıştır. Bu serbestlikler çiğnemeye en yakın simülasyonu sağlamak amacıyla Z yönü sıfır olarak girilmiştir. Ayrıca çiğneme esnasında

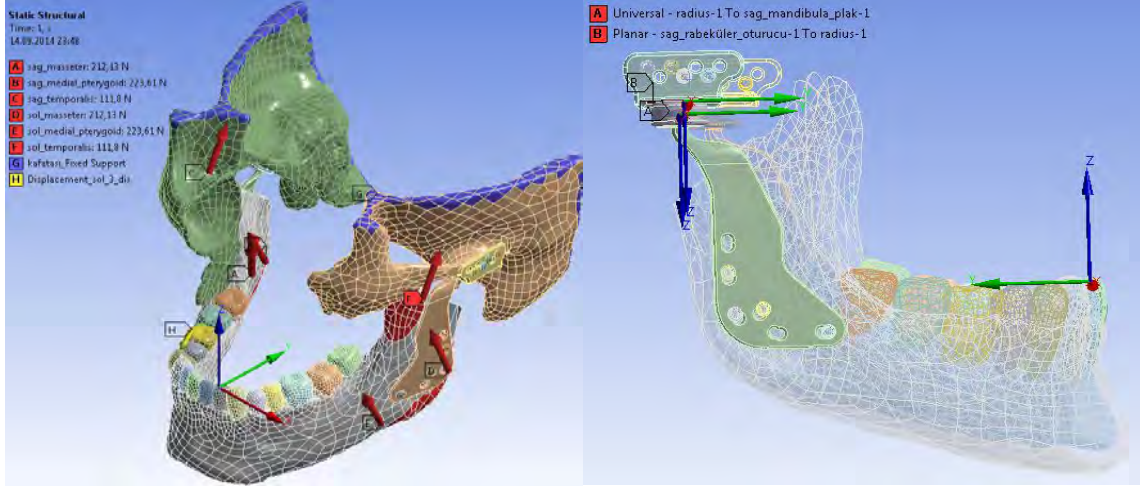
alt çene ve üst çeneye ait dişlerin oklüzal yüzlerinin birbirine kilitlemesi ile mandibula X ve Y yönünde de hareket etmektedir. X eksenindeki hareket, dişlerin tepe noktası ile dişin orta noktasının ortalama yarısı olarak tayin edilmiştir. Y eksenindeki hareketi ise dişin tepe noktası ile yan komşu dişin başladığı noktaya kadar olan mesafenin yarısı olarak tayin edilmiştir.

Çizelge 3. Dişin deplasman bileşenleri

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Sağ 6. diş üzerinden	0,5	-1	0
Sol 6. diş üzerinden	-0,5	-1	0

Tüm montaj sağ ve sol temporal kemikten mesnetlenmiş olup kasların mandibulaya uyguladığı toplam kuvvetler Şekil 8’ da gösterilmektedir. İnsert

ile kondil kafası üniversal kontak tanımlanmış ve insert ile insert yuvası arasında düzlemsel yataklama kontağı tanımlanmıştır.

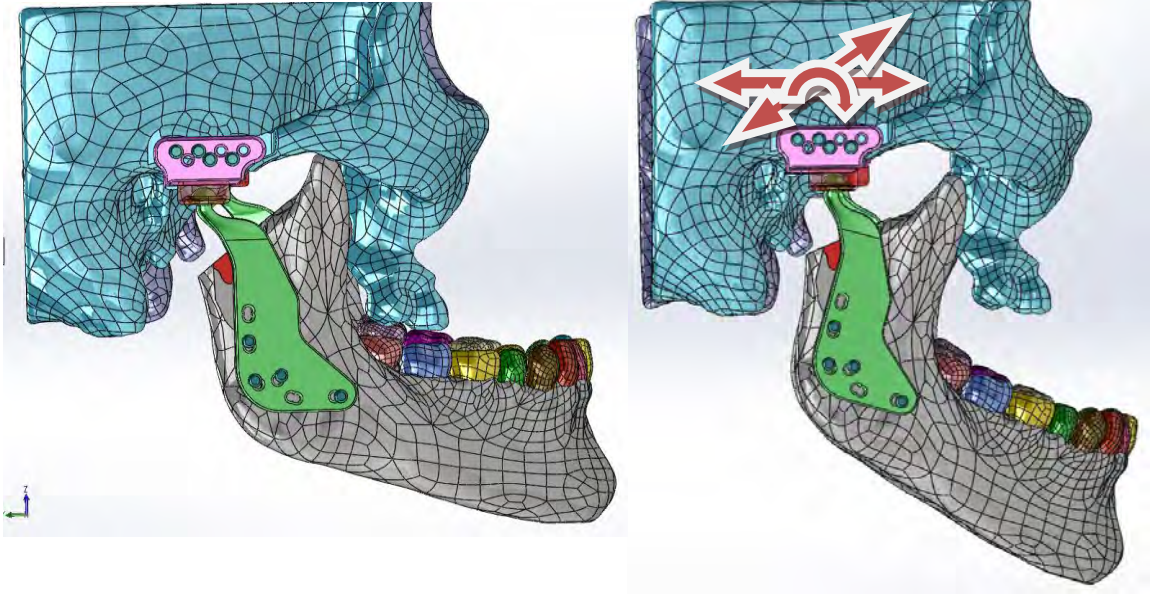


Şekil 8. Sistemin sınır şartları

### 3. Araştırma Bulguları

Çalışmada mevcut temporomandibular eklem protezlerinin varolan aşınma ve eklem hareketleri kısıtlılığına çözüm olarak gerçek bir TME protezi simule edilmeye çalışılmıştır. Aşınmayı minimuma indirerek sürtünme kuvvetinin etkisini azaltılmış olup protezin ömrü uzatılmıştır. Bu da hastanın protezi kullanırken daha rahat ve konforlu kullanmasına olanak sağlamaktadır. Ayrıca kondil plağının kilitli vida plak sistemi ile mandibulaya sabitlenmesi vidanın hem kemik hem de plak üzerinden gevşemesini minimuma düşürmüştür. İnsert yatağı

temporal kemiğe 4 adet vida ile tespit edilmiştir. Burada vidanın yerleri, plak üzerine gelecek olan kuvvetin vidalara eşit dağılmasına sağlayacak şekilde seçimi yapılmıştır. Kondil plağı mandibula üzerine tespit edilirken mandibula sinir kanalına dikkat edilerek vidaların yerleri ve buna göre kondil plağının konumu seçilmiştir. Kondil plağı konumunun belirlenmesini ardından plak mandibulaya 4 adet kilitli vida ile tesbit edilmiştir. İnsert seçimi ise temporal kemikte bulunan düzlemsel yatak ile kondil plağının mafsalsal kısmı arasındaki mesafeye göre tasarlanmıştır (Şekil 9).

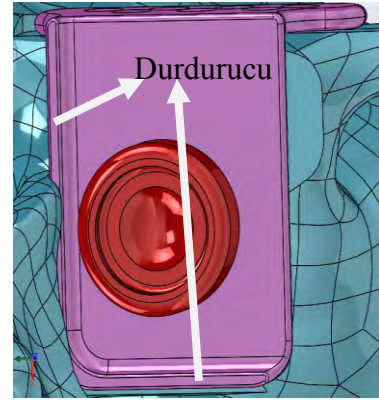


Şekil 9. TME protezinin eklem serbestliği ve kemiklere tesbit edilmiş hali.

Eski mevcut TMJ sistemlerinde kondil kafası temporal kemikte konumlandırılmış konkav yüzeye sahip kondil yuvasına noktasal temasta bulunduğu için burada aşınma meydana gelmektedir. Ayrıca konkav yüzey eklemlerin 3 yönlü hareketlerine kısıtlama getirmekte olup çenenin açılma miktarını da azaltmaktadır. Konkav yüzey ile kondil mafsallık bölgesi, mandibulanın ileri yönde hareket ederken birbiri üzerinden kayma eylemini gerçekleştirirken eklemin yerinden çıkması söz konusudur.

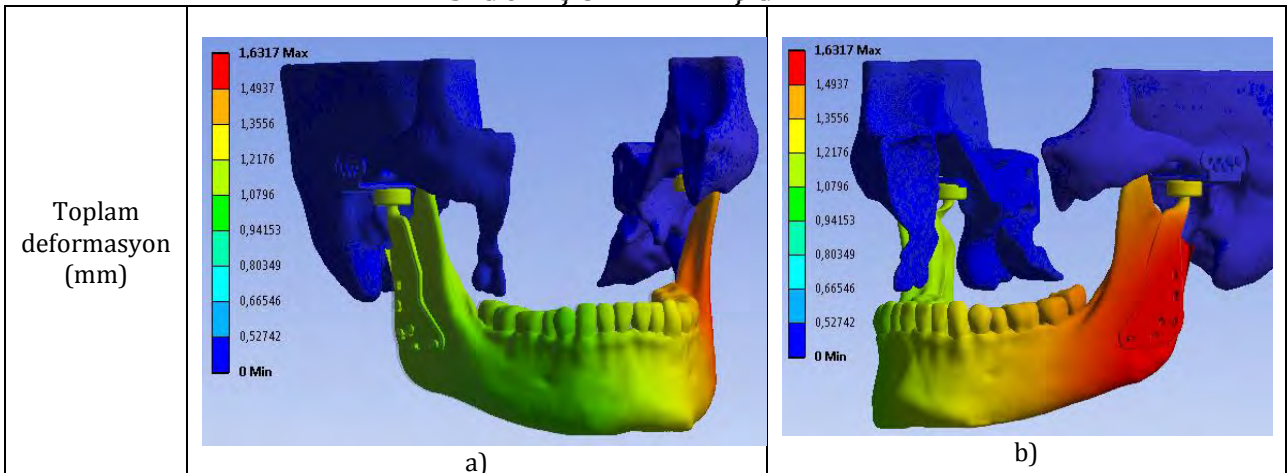
Yeni tasarladığımız TME protezi kasların izin verdiği miktarda ileri-geri, sağ-sol ve dönme hareketlerine (Şekil 9)'daki gibi izin vermektedir. Bu sistemde temporal kemikte bulunan düzlemsel insert yatağının kulak ve beyin tarafına doğru durdurucuları mevcut olup insertin kemiklere değme olasılığını ortadan kaldırmaktadır (Şekil 10). Düzlemsel yataklama yaptığından ve kondil insert içerisinde yataklama yapmasından dolayı ilerlemeyi tüm sistem olarak

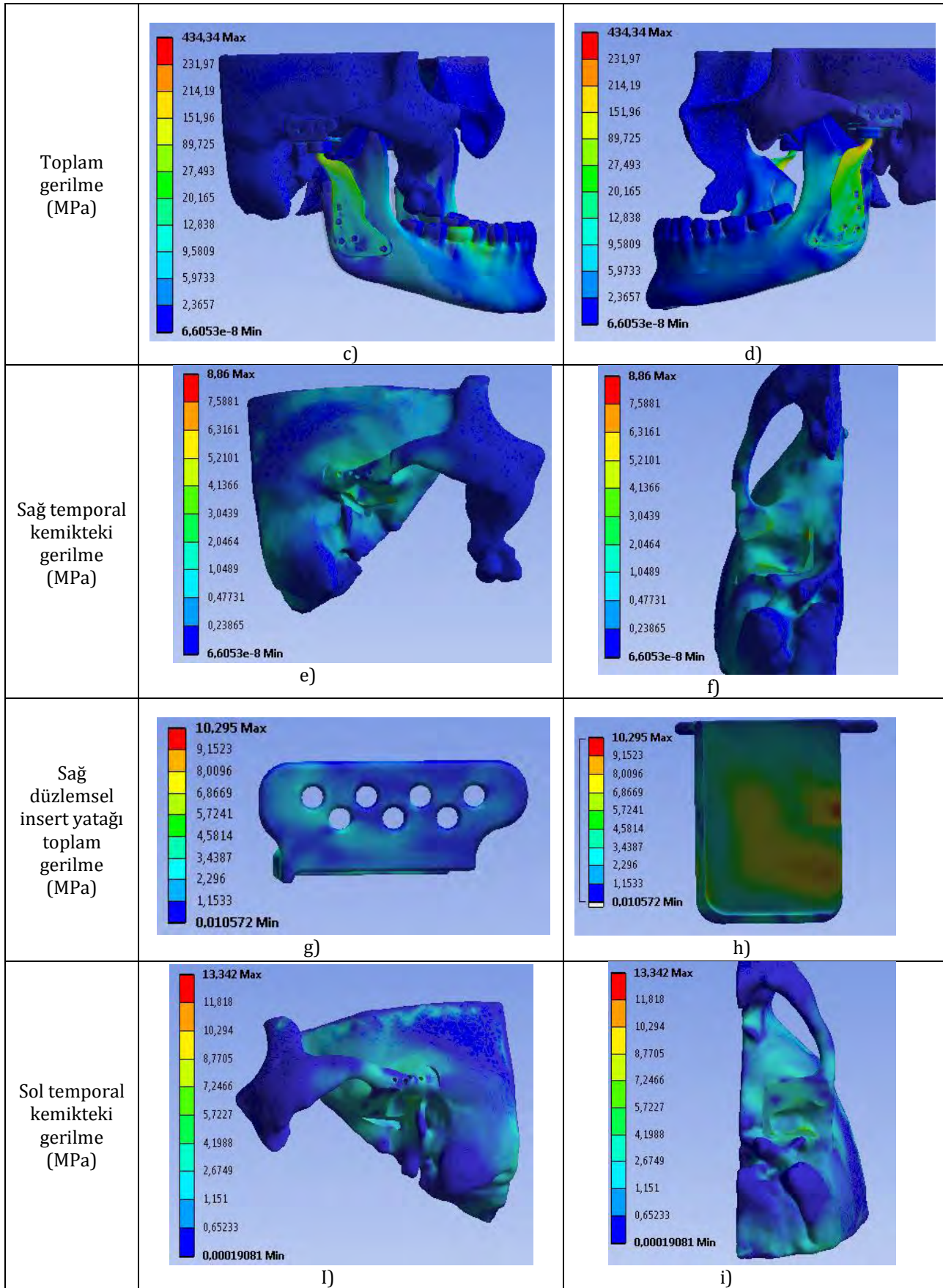
gerçekleştirdiği için yatak düzleminden ayrılması çok zordur.



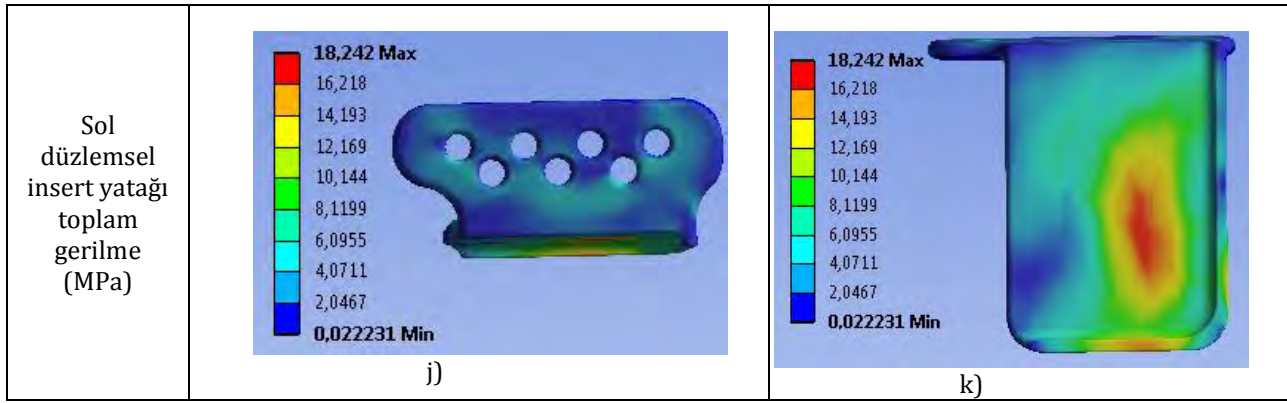
Şekil 10. Düzlemsel yatak üzerinde bulunan durdurucular.

### SAĞ 6. DIŞ ÜZERİNDEN ÇİĞNEME

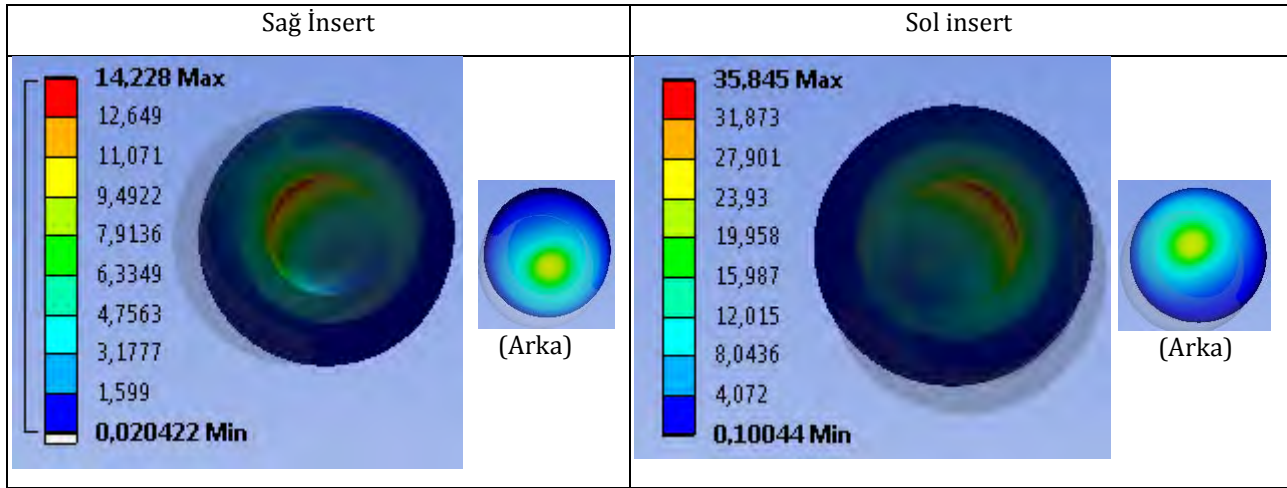




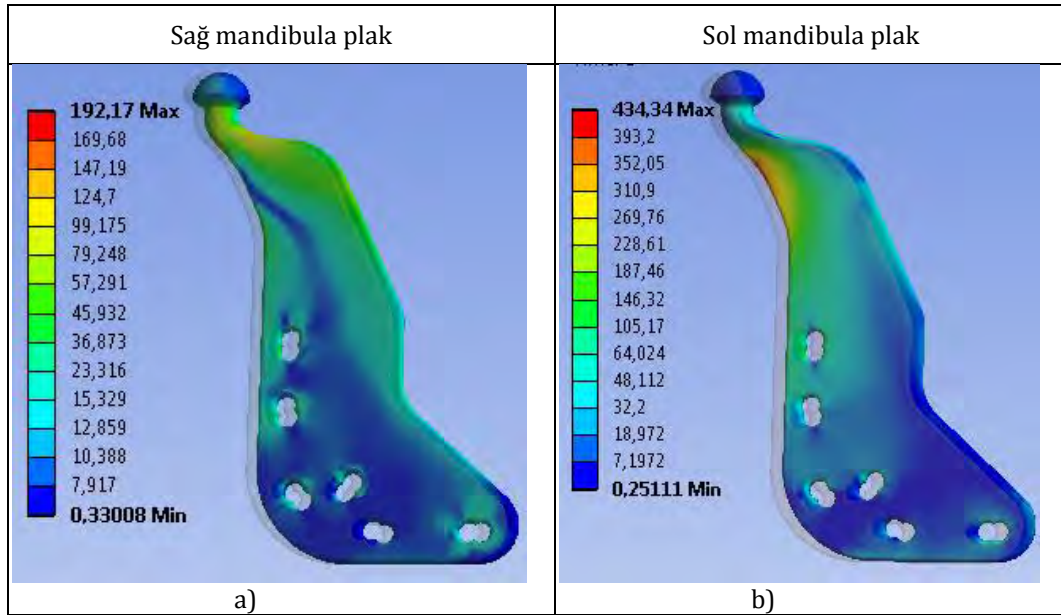




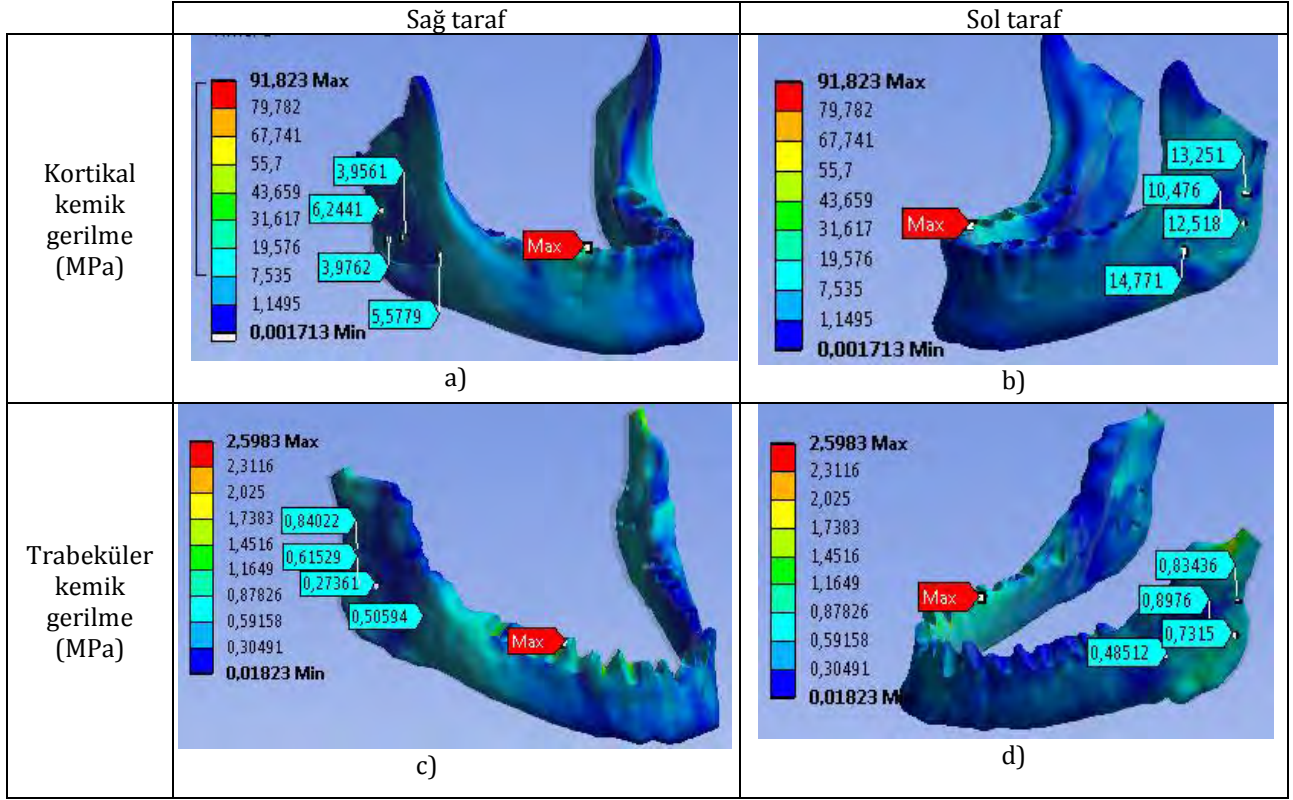
**Tablo 1.** Sistemin ve kemiklerin gerilme miktarları ile deplesmen değerleri



**Tablo 2.** İnsert parçalarının gerilme değerleri (MPa)



**Tablo 3.** Kondil plağı gerilme değerleri (MPa)



**Tablo 4.** Kortikal ve trabeküler kemiğin gerilme ve gerinme değerleri.

**Çizelge 4.** Düzlemsel yatak üzerindeki reaksiyon kuvvetleri

Sağ düzlemsel yatak üzerindeki reaksiyon kuvveti	152,02 N
Sol düzlemsel yatak üzerindeki reaksiyon kuvveti	382,21 N

#### 4. Sonuç

Bu çalışmada, mandibula ve temporal kemik modeline sanal ameliyat uygulaması yapılarak kondil eklem rahatsızlığı olan hastaya yeni bir TME protezi tasarlanmıştır. Mandibulada kortikal - trabeküler ayrımı yapılarak daha gerçekçi sonuçlar elde edilmiştir. Yeni tasarlanan TME protezinin eklem montajı gerçekleştirilmiştir. Gerçeğe yakın bir TME eklemi tasarlanıp simüle edilmiştir.

**Çizelge 6.** Temporal kemik ve TME protez parçalarında bulunan maksimum gerilmeler.

	Sağ Taraf (MPa)	Sol Taraf (MPa)
Temporal kemik	8,86	13,342
Düzlemsel İnsert Yatağı	10,295	18,242
İnsert	14,228	35,845
Kondil Plağı	192,17	434,34

Çiğneme esnasında dişlerin oklüzal bölgelerinin birbirlerine kilitlenmesi ile mandibula düzlemsel yatağın üzerinde toplam 1,6317 mm hareket etmiştir (Tablo 1. a-b). Bu da yeni tasarlanan TME protezinin eklem serbestliğine izin verdiğini göstermektedir. Çizelge 5' de mandibulanın kortikal ve trabeküler kısımlarındaki gerilmeler verilmiştir. Buradaki maksimum gerilme çiğneme esnasında sağ tarafta bulunan 5. diş eti altında kalan kısımda noktasal gerilmeden kaynaklanmaktadır. Kortikal ve trabeküler kemik genelinde ortaya çıkan gerilmeler akma gerilmesinin (Çizelge 1.) altındadır. Sağ ve sol

**Çizelge 5.** Mandibula üzerine bulunan maksimum gerilmeler.

	Gerilme (MPa)
Mandibula Kortikal	91,823
Mandibula Trabeküler	2,5983

tarafta bulunan kondil plağına sabitlenen vidaların, vida yuvalarındaki gerilmeleri (Tablo 4)' de verilmiştir. Sağ ve sol tarafta bulunan kemiklerin ve TME protezinin parçalarının gerilme farkları oldukça yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni tek taraflı çiğneme esnasında çiğnemenin olmadığı diğer tarafında moment etkisi ortaya çıkarak gerilmeyi artırmış olmasıdır.

Temporal kemik üzerine oturduğumuz düzlemsel yatak ile insert arasındaki reaksiyon kuvvetleri Çizelge 4' de verilmiştir. Eski sisteme de bu kuvvet

noktasal aktarıldığı için insert' ün yüzeyindeki aşınmayı daha kısa sürede gerçekleştirerek ömrünü azaltmıştır. Yeni tasarladığımız TME protezin insert' ü bu kuvveti noktasal değil de 30,34 mm<sup>2</sup> 'lik bir alan üzerinden aktardığı için aşınmayı minimuma indirmektedir. Temas yüzeyinin bu şekilde genişletilmesiyle insert ömrünün uzatılması hedefine ulaşılmıştır.

### Conflict of Interest

No conflict of interest was declared by the authors.

### Kaynaklar

Aagaard, E., Thygesen, T., 2014. A prospective, single-centre study on patient outcomes following temporomandibular joint replacement using a custom-made Biomet TMJ prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 43(10), 1229-1235

Beirne, O.R., 2012. Using the gap arthroplasty to treat temporomandibular joint ankylosis may result in greater mandibular range of motion than treating the ankylosis using ankylosis resection and Ramus-Condyle reconstruction with costochondral grafting. *J Evid Based Dent Pract.* 12(4), 190-192

Boccaccio, A., Lamberti, L., Pappalettere, C., Carano, A., Cozzani, M., 2006. Mechanical Behavior of an

Osteotomized Mandible with Distraction Orthodontic Devices. *Journal of Biomechanics* 39, 2907-2918

Ferreira, M.B., Barão, V.A., Delben, J.A., Faverani, L.P., Hipólito, A.C., Assunção, W.G., 2014. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 38, 306-314

Osano, K., Nagamine, R., Todo, M., Kawasaki, M., 2014. The Effect of Malrotation of Tibial Component of Total Knee Arthroplasty on Tibial Insert during High Flexion Using a Finite Element Analysis. *Scientific World Journal*;2014:695028. doi: 10.1155/2014/695028. Epub 2014 May 8.

Savoldelli, C., Bouchard, P.-O., Manière-Ezvan, A., Bettega, G., Tillier, Y., 2012. Comparison of stress distribution in the temporomandibular joint during jaw closing before and after symphyseal distraction: a finite element study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(12), 1474-1482

Zhang, X.H., Yang, C., Fang, B., Chen, M.J., Wu, Y., Wang, B.L., 2012. Simultaneous costochondral graft and distraction osteogenesis in unilateral TMJ ankylosis associated with mandibular retrognathia and asymmetry. *J Craniofac Surg.* 23(3), 682-684