



Kişiyeye Özel ve Geleneksel Tibial Diz Protezi Bileşenlerinin Performans Analizi

İsmail Hakkı KORKMAZ¹, İrfan KAYMAZ², Ömer Selim YILDIRIM³

¹Iğdır Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, 76000, Iğdır, Türkiye

²Atatürk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, 25240, Erzurum, Türkiye

³Atatürk Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Cerrahi Tıp Bilimleri, Ortopedi ve Travmatoloji, 25240, Erzurum, Türkiye

(Alınış Tarihi: 12.09.2014, Kabul Tarihi: 27.11.2014)

Anahtar Kelimeler

Kişiyeye Özel
Diz Protezi
Bilgisayar Destekli Tasarım
Sonlu Elemanlar Yöntemi

Özet: Vücudun en karmaşık hareket dizilerine ve şekline sahip olan diz ekleminin, gonartroz (kireçlenme) gibi nedenlerle hareket özelliğini kaybetmesi sonucunda hekimler tarafından yaygın olarak Total Diz Artroplastisi (TDA) tedavisi uygulanmaktadır. TDA'larda kullanım süresinin artmasıyla gevşeme, aşınma, dengesizlik gibi birçok hasar meydana gelmektedir. Bu hasarlar içerisinde en yaygın olarak görülen hasar fiksasyonla ilişkili olan gevşemedir. Özellikle tibial bileşenin gevşemesi femoral bileşene göre daha yaygın olarak görülmektedir. Geleneksel tibial bileşenlerin kullanıldığı TDA'ların başarısını artırmak için hastanın kilo, boy ve cinsiyet gibi özellikleri dikkate alınarak kemiğin boyutsal açıdan değerlendirilmesi gerekmektedir. Raf ürünü olarak şu an kullanılan geleneksel protezlerin çoğu Kafkas insanların antropometrik diz datalarına göre tasarlanmaktadır. Bu durum farklı bölgelerdeki farklı insanların eklem boyutları için uyum sorunu anlamına gelmektedir. Bu çalışmada hastanın bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen tibia kemiğinin kesi yüzeyine göre kişiyeye özel çimentolu tibial bileşeni tasarlanmıştır. Önerilen bu tasarım ile geleneksel çimentolu tibial bileşenin performansı, sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Çalışma sonucunda özellikle uzun dönemdeki stress shielding (gerilme kalkanı) ile ilişkili olarak tibia trabeküler kemiğindeki gerilme dağılımı kişiyeye özel protezde daha uniform şekilde elde edilmiştir. Bu durum tibia trabeküler kemiğinin bileşenle uyumunun geleneksel modele göre daha iyi olduğunu ve gevşeme hasarının kişiyeye özel modelde görülme ihtimalinin daha düşük olduğunu göstermektedir.

Performance Analysis of Patient Specific and Traditional Tibial Knee Prosthesis Components

Keywords

Patient Specific
Knee Prosthesis
Computer Aided Design
Finite Element Method

Abstract: Total Knee Arthroplasty (TKA) treatment has been widely used for knee joint, having the most complex motion sequences and shape of the body, in case of loss of motion ability such as gonarthrosis. Lots of failures such as loosening, wear and instability have occurred as a result of increasing usage period. Instability is the most commonly seen failure associated with fixation. Especially loosening of tibial component is more common than that of femoral component. Evaluation of bone in terms of shape related with patient's weight, height and gender is required to increase the success of TKAs comprising traditional tibial components. Most of the current commercially available knee prostheses are designed based on the anthropometric data of Caucasian knees. This means an accordance problem for the people in different regions having different joint size. In this study, a patient specific tibial component has been designed according to cutting surface of tibial bone obtained from the patient's computed tomography images. This proposed design has been comparatively investigated with the traditional cemented tibial component by using the finite element analysis. In conclusion, more uniform stress distribution on the tibial trabecular bone related with stress shielding due to long term use was obtained in the patient specific prosthesis. The results have shown that the compatibility

between the tibial bone and its component is better than the traditional model and possibility of loosening failure in the patient specific model is lower.

1. Giriş

Vücudun en karmaşık hareket dizilerine ve şekline sahip olan diz eklemine, gonartroz (kireçlenme) gibi nedenlerle hareket özelliğini kaybetmesi sonucunda hekimler tarafından yaygın olarak Total Diz Artroplastisi (TDA) tedavisi uygulanmaktadır. Temel olarak bu tedavide, diz eklemi içerisinde yer alan femur, tibia ve patella kemikleri yüzeyleri metal ana bileşenler ve polimer esaslı ara bileşenlerle yenilenerek eklem hareketi tekrar sağlanmaktadır. Femoral ve tibial metal bileşenlerin, insert ve patellar polimer bileşenlerin kullanıldığı TDA'lar 10-15 yıllık süreçte dikkate alındığında % 90-95 oranında başarı sağlamaktadır (Sharkey, 2002; Patil, 2010; Ezzet, 2012).

TDA'larda kullanım ömrünün artmasıyla gevşeme, aşınma, dengesizlik gibi birçok hasar meydana gelmektedir. Bu hasarlar içerisinde en yaygın olarak görülen hasar gevşemedir (Dunbar, 2009; NJR, 2013). Özellikle tibial bileşenin gevşemesi femoral bileşene göre daha yaygın olarak görülmektedir (Liu, 2013). Bileşendeki gevşemenin engellenebilmesi için protez bileşenlerinin kemiğe çimentolu veya çimentosuz olarak fiksasyonu sağlanması ve bileşen şeklinin boyutsal, geometrik ve malzeme açısından değerlendirilmesi gerekmektedir.

Anatomik diz modelindeki dengeyi ve stabiliteyi kurmak için geleneksel yöntemde protezlerin ilgili hekim tecrübesi ışığında hasta kemiğine uygun boyutta seçilmesi gerekir. Çünkü boyutta yapılabilecek bir hata direkt olarak erken gevşeme gibi en yaygın problemleri ortaya çıkaracaktır.

Kemiğin boyutsal olarak değerlendirilmesinde hastanın kilo, boy ve cinsiyet gibi özellikleri dikkate alınmaktadır. Meneghini vd. (2013) yaptıkları çalışmada özellikle uzun erkeklerde, daha uzun kemiklerin oluşturduğu momentin ve daha fazla ağırlığın (koronal ve sagittal düzlemlerde) tibial bileşenin posterior kısmına çok büyük mekanik kuvvetleri oluşturacak şekilde birleşerek etki ettiğini bildirmişlerdir. Bu sebeple 106 poroz tantalum protez uygulamasını, 18 aylık süreçte takip ederek 9 hastada hasarın tibial bileşenin medial kısmında aşırı yüklenmeden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Yine poroz tantalum gibi çimentosuz TDA'ların erken hata sebebi olarak ilk jenerasyon protez dizaynlarından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Bu hasarları giderebilmek için farklı protez tasarımları (hibrid vb.)

ve medial kemik desteğinin sağlanması gerektiğini belirtmişlerdir (Meneghini, 2013).

Femur kemiğinin oluşturduğu yükün tibia kemiğine doğru bir şekilde aktarılması için tibia bileşeninin boyutsal olarak doğru belirlenmiş olması gerekir. Yang vd. (2013) diz protezi şeklinin, operasyonun uzun dönem başarısını etkilemesi açısından kemiğin kesi yüzeyinin geometrik şeklini belirlediğini bildirmişlerdir. Kesi yüzeyi ile ilgili olarak, eğer protez, kemiğin kesi yüzeyinden daha küçük olursa protezin trabeküler kemik içerisine çökme eğilimi artacağını ve çözünmeye sebep olabileceğini, tersi durumda ise yani protezin, kemiğin kesi yüzeyinden daha büyük olması durumunda yumuşak dokuyu bozabileceğini (iltihap) ve dengeyi etkileyebileceğini bildirmişlerdir (Liu, 2013).

Raf ürünü olarak şu an kullanılan geleneksel protezlerin çoğu Kafkas insanların antropometrik diz datalarına göre tasarlanmaktadır (Yang, 2013). Bu durum bayan hastalarda veya Asya toplumu gibi boyutsal olarak daha küçük dizlere sahip toplumlarda kullanılan TDA'ların daha başarısız klinik sonuçlarını ortaya çıkarmaktadır. Bu başarısız klinik sonuçları gidermek için tibial doğal geometrisine uygun cinsiyeti dikkate alan protezlerin üretilmesi gerektiği vurgulanmıştır (Yang, 2013). 179 diz kireçlenmesi tanılı hasta üzerinde boyutsal olarak geleneksel protezlerin yeterliliği açısından değerlendirme yapan Liu vd. (2013) bu hastaların sadece yarısına boyut olarak uygun protezler takıldığını belirtmişlerdir. Bu sonuç geleneksel protezlerin boyutsal anlamda yetersizliğini ortaya koymaktadır.

Bu çalışmada ise hastaya ait tibia kemiğinin kesi yüzeyine göre tasarlanmış kişiyeye-özel çimentolu tibial bileşen ile geleneksel çimentolu tibial bileşenin simülize edilen diz eklemine limit sınır şartlarındaki performansı, sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

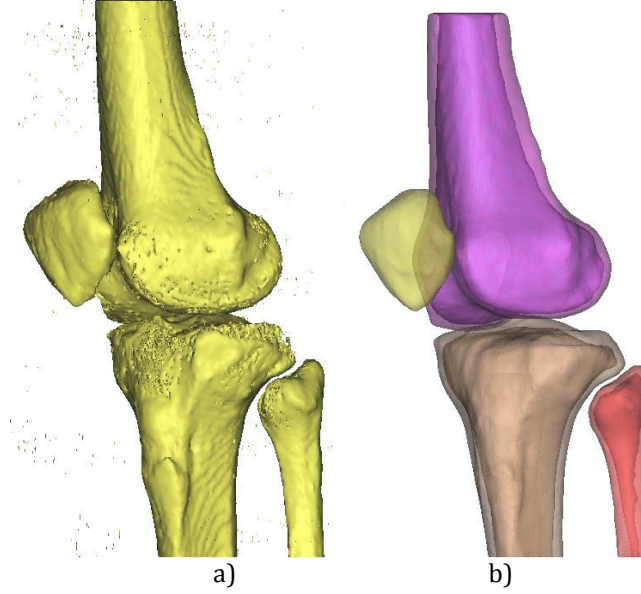
2. Materyal ve Yöntem

Yapılan çalışma da eklem modeli, diz protezi uygulanacak bir hastadan alınmıştır. Hastaya ait bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı öğretim elemanları tarafından çekilmiştir. DICOM formatında alınan görüntüler 0.889 mm piksel boyutu ile görüntü 512 x 512 çözünürlüğüne ve 1.0 mm kesit aralığına sahip 207 kesitten oluşmaktadır.

2.1. Kişiyi Özel 3-Boyutlu Kemik Modeli

Hastadan alınan Dicom formatındaki görüntüler kemiğin 3 boyutlu modelini elde etmek için Mimics® (Materialise, Leuven, Belgium) yazılımına aktarılmıştır. Burada femur ve tibia kemiklerinin kortikal katmanını elde etmek için 226-2080

Hounsfield (HU) değerleri, trabeküler katmanları için ise 226-472 HU olan hastaya özel değerler dikkate alınarak katmanların ayrıştırma işlemi yapılmıştır. Şekil1'de ilk BT'ye ait eklem görünümü ve ayrıştırma yapıldıktan sonraki kemik katmanlarının görüntüleri verilmiştir.



Şekil 1. Eklemi oluşturan kemiklerin işlenmeden önceki (a) ve sonraki (b) görüntüleri

2.2. Kemiğin Malzeme Özelliklerinin Hastaya Özel Olarak Elde Edilmesi

Kemiğin geometrisini ve 3B modelinin BT görüntülerinden elde edilmesinin yanı sıra, aynı

görüntüler kullanılarak kemiğe ait malzeme özelliği de belirlenebilmektedir. Kemiğe ait elastisite modülünün belirlenmesi için gerekli işlem akışı Şekil2'de verilmiştir.



Şekil 2. BT görüntüsünden elastisite modülünün elde edilme aşamaları

Elastisite modülü ile kemik yoğunluğu arasındaki korelasyon, deneysel sonuçlardan elde edilen ampirik bir ilişki olarak verilmektedir (Peng, 2007). Yapılan analizlerde kullanılacak en uygun modelin seçiminde kurulan modelin deneysel sonuçları ne kadar temsil ettiğini gösteren model doğruluk oranı (R^2) dikkate alınmıştır.

Malzeme ataması yapılırken Hounsfield skalası eş parçalara bölünür ve her bir eş bölgeye ortalama HU değeri ve girilen matematiksel ifadeler aracılığı ile de o bölgenin mekanik özellikleri atanır. Bu matematiksel ifadeler seçilirken bölgeye özel ve korelasyon sayıları yüksek olanlar seçilerek kullanılmıştır (Çizelge.1).

Çizelge1. Trabeküler kemik için literatürde belirlenmiş olan yoğunluk-elastisite modülü bağıntıları

Bölge	Kemik Tipi	Çalışma	Kullanılacak Bağıntılar	R^2
Proksimal Tibia	Trabeküler	(Hvid, 1989) (Varghese, 2011)	$\rho_{\text{gör}} = 114 + 0.916 * \text{HU}$	0.98
			$E = 0.06\rho_{\text{gör}}^{1.51}$	0.89
Distal Femur	Trabeküler	(Rho, 1995) (Varghese, 2011)	$\rho_{\text{gör}} = 139 + 1.205 * \text{HU}$	0.98
			$E = 0.01\rho_{\text{gör}}^{1.79}$	0.77

Kortikal kemikte Hounsfield değerine göre hacimsel eleman sayısındaki değişkenliğin fazla olmadığı ve dağılımın belli bir aralık civarında toplandığı görülmüştür. Kortikal kemik için literatürde elde edilen ve Çizelge2’de verilen ρ -HU ve ρ -E bağıntılarının, model doğruluk oranının (R^2) düşük olması ve HU değerlerindeki değişkenliğin az olması nedeniyle çalışmada kortikal kemik homojen olarak kabul edilmiş ve malzeme özellikleri literatürden elde

edilen veriler dikkate alınmıştır. Bu çalışmada femural ve tibial kortikal kemikleri için elastisite modülü 16,7 GPa (Chang, 2011) olarak seçildi. Yine aynı şekilde patella ve fibula kemikleri için kortikal kabulü yapılarak elastisite modülü 16,7 GPa (Chang, 2011) olarak seçilmiştir. Yine çalışmadaki izotropik tüm modeller için poisson oranı 0.3 (Wirtz, 2000) olarak seçilmiştir.

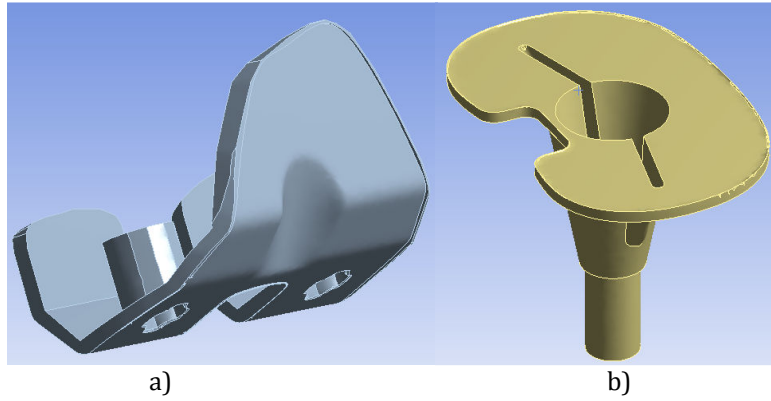
Çizelge 2. Kortikal kemik için ρ –E ilişkisi

Çalışma	Bölge	Kemik Tipi	Young modülü E (MPa)	R^2
(Rho, 1995)	Tibia	Kortikal	$E = 0.013\rho_{\text{gör}} - 3.842$	0.53
(Rho, 1995)	Femur	Kortikal	$E = 0.014\rho_{\text{gör}} - 6.142$	0.77

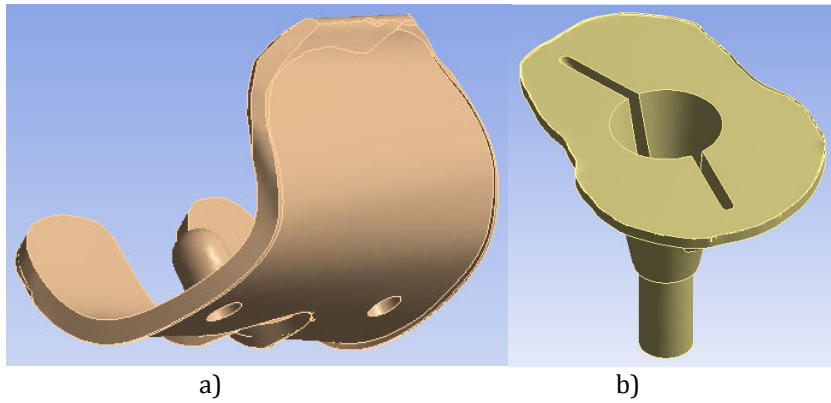
2.3. Bileşen Modelleri ile TDP bileşenlerinin Montajı

Kemik modelleri için uygun kesi düzlemlerinin seçilmesi ve TDP bileşenlerinin kemiklere montajlanması ilgili ortopedist rehberliğinde gerçekleştirilmiştir. Kesi düzlemlerinin belirlenmesi sonucunda TDP bileşenleri montajlanması için kemik-femur bileşeni ve kemik-tibia bileşeni ara yüzeylerinde bulunacak standart kemik çimentosu modelleri Şekil.3’de görüldüğü gibi üç boyutlu

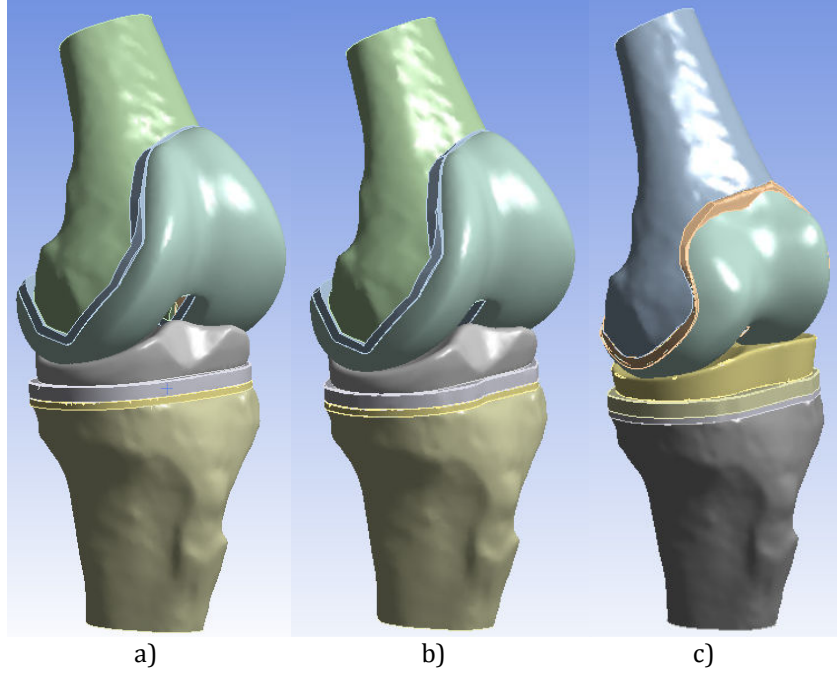
tasarım programı ProEngineer’da, kişiyi özel kemik çimentosu modelleri ise Şekil.4’de görüldüğü gibi üç boyutlu tasarım programı RapidFORM’da modellenmiştir. Elde edilen tüm modeller MIMICS’te ilgili ortopedist eşliğinde montajlanmıştır (Şekil.5). Diz eklemesindeki tüm modeller(kemikler, çimentolar ve TDP bileşenleri) doğru dizilime göre montajlandıktan sonra MIMICS’in remesh modülü olan 3-matic’e aktarılarak sonlu elemanlar analizi için mesh dosyaları .cdb uzantılı olarak elde edilmiştir.



Şekil 3. ProEngineer programında tasarlanan standart kemik çimentolarının görünümü a) Femur kemiği çimentosu, b) Tibia kemiği çimentosu



Şekil 4. RapidFORM programında tasarlanan kişiyi özel kemik çimentolarının görünümü a) Femur kemiği çimentosu, b) Tibia kemiği çimentosu



Şekil 5. TDP bileşenleri ile diz eklemine ait kemiklerin montajlanması (45° fleksiyon durumundaki femur, tibia ve patella kemiklerinin görünümü) a) Standart bileşenlere sahip diz modeli b) Sadece kişiyi özel tibial bileşen ve kemik çimentosu bileşenlerine sahip diz modeli c) Tüm bileşenleri kişiyi özel hazırlanan (femur, insert ve tibia) diz modeli

3. Araştırma Bulguları

3.1. Hastaya Özel Malzeme Özellikleri

Kortikal kemik malzeme özelliği hem tibia ve hem de femur kemikler için homojen kabul yapılmış ve literatürden alınan değerler bu analizlerde kullanılmıştır. Tibial ve femural trabeküler kemikler için elastisite modülü, Çizelge1 'de belirtilen HU- ρ ve

ρ -E arasında ilişki kuran bölgeye özel yüksek doğruluk oranına sahip denklemlerden MIMICS aracılığı ile hesaplanmış ve Çizelge3' de gösterilen değerler izotropik malzeme modeli olarak sonlu elemanlar programında tanımlanmıştır. Böylece hasta BT görüntülerinden elde edilen değerler kullanılarak hastaya özel izotropik malzeme özelliği tanımlanmıştır. Yine Çizelge 4'te TDP bileşenlerine ait izotropik malzeme özellikleri verilmiştir.

Çizelge 3. Gerilme analizinde tanımlanmış olan izotropik malzeme modeli değerleri

Bileşen	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı (Wirtz, 2000)
Femur Kortikal	16.7 (Chang, 2011)	0.3
Femur Trabeküler ^a	0.321	0.3
Tibia Trabeküler ^a	0.271	0.3
Tibia Kortikal	16.7 (Chang, 2011)	0.3

^a MIMICS'de hesaplatılan ortalama değer

Çizelge 4. TDP bileşenlerine ait izotropik malzeme özellikleri

Bileşen	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
CrCoMo Femur Bileşeni ^b	200	0.3
CrCoMo Tibia Bileşeni ^b	200	0.3
Insert (UHMWPE) ^b	1	0.3
Kemik Çimentosu ^b	1.940	0.4

^b Sistem Ortopedi®

3.2. Sınır Şartları ve Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları

Sonlu elemanlar analizi için hazırlanan mesh dosyaları sonlu elemanlar tabanlı analiz yazılımı olan

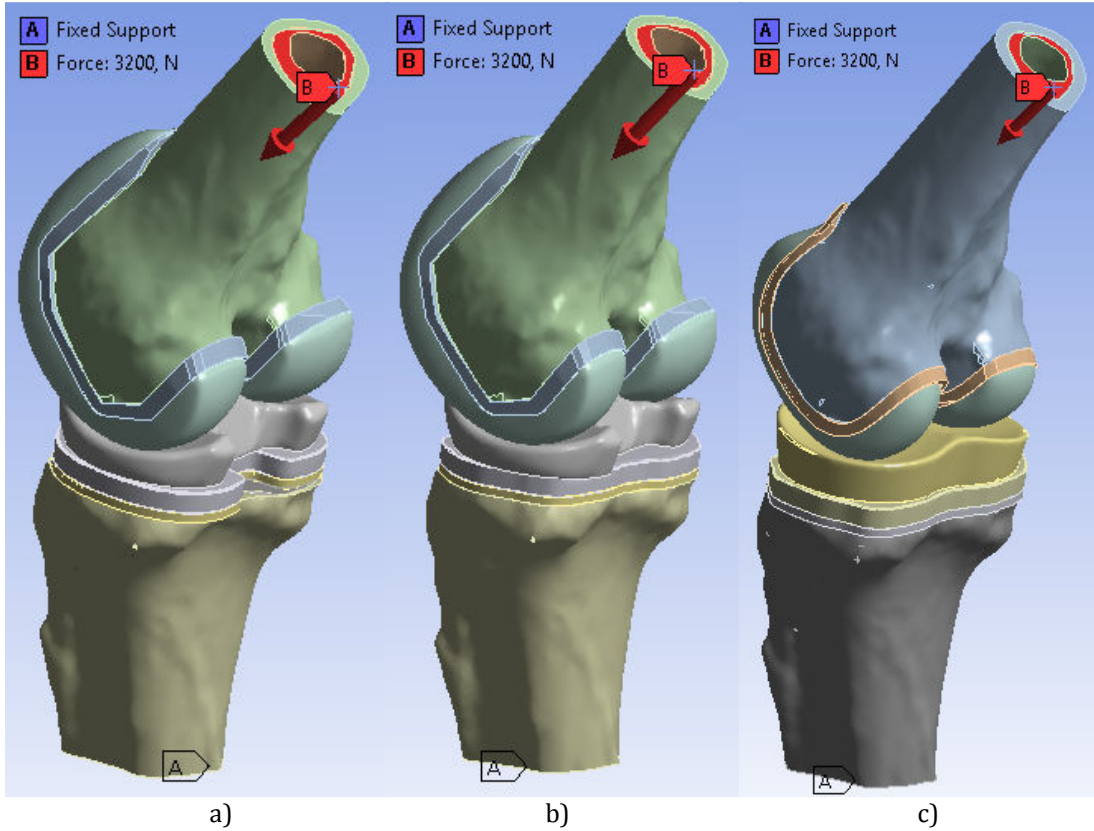
ANSYS Workbench'in (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) Finite Element Modeller'a aktarılmıştır. Burada elemanların sahip oldukları hacimsel eleman sayısı Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Tüm modellerin hacimsel eleman sayısı

Bileşen adı	Hacimsel eleman sayısı		
	Geleneksel Model	Kişiyi Özel Tibia Modeli	Kişiyi Özel Tam Model
Femur trabeküler kemiği	58641	58641	59118
Femur kemik çimentosu	34795	34795	42399
Femur bileşeni	25469	25469	27405
Femur kortikal kemiği	37569	37569	45339
Tibia kemik çimentosu	28471	15807	26299
Tibia bileşeni	31385	17457	27456
Tibia kortikal kemiği	35180	29753	46424
Tibia trabeküler kemiği	53011	33750	51384
Insert	18250	18250	26072
Toplam	322771	271491	351896

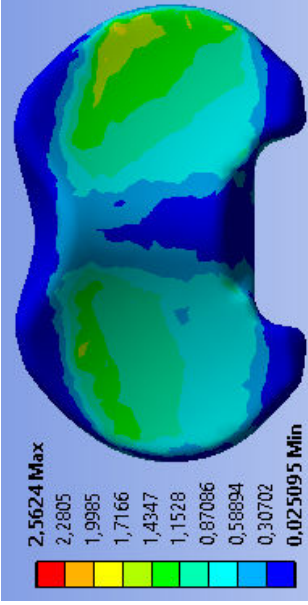
Analiz için bir sonraki aşama sistemin sınır şartlarının belirlenmesidir. Diz eklemi için inceleme durumu dize en yüksek kuvvetin geldiği 45°'lik fleksiyon olarak seçilmiştir (Matthews, 1977). Bu açıda diz eklemine axial yönde 3200 N'luk (Villa,

2004) bir kuvvet gelmektedir. Bu sebeple Şekil 6'da görüldüğü gibi B noktasından femur kemiğine 3200 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Tibia kemiği ise A noktasından sabitlenmiştir.

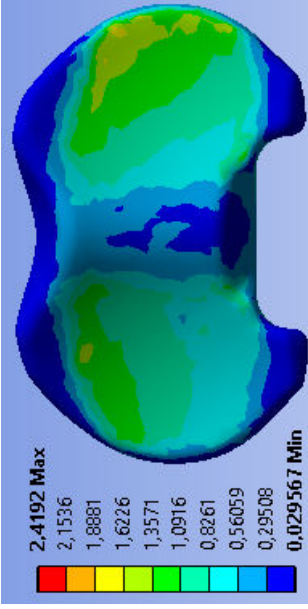


Şekil 6. Diz eklemi için uygulanan sınır şartları, a) Geleneksel model, b) Kişiyi özel tibial bileşenli model, c) Tam kişiyi özel model

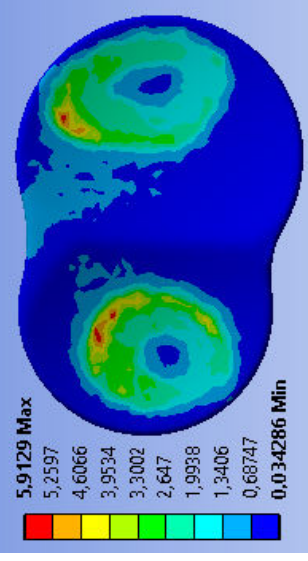
GELENEKSEL MODEL (1)



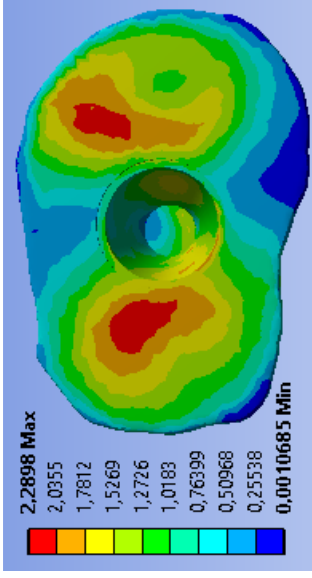
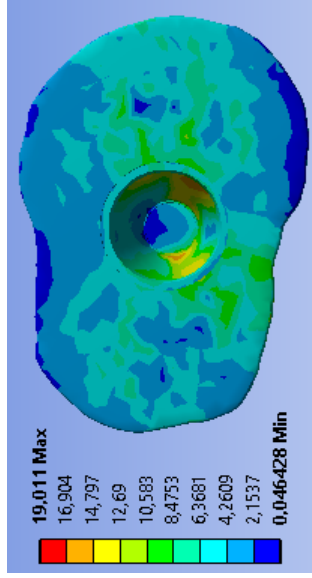
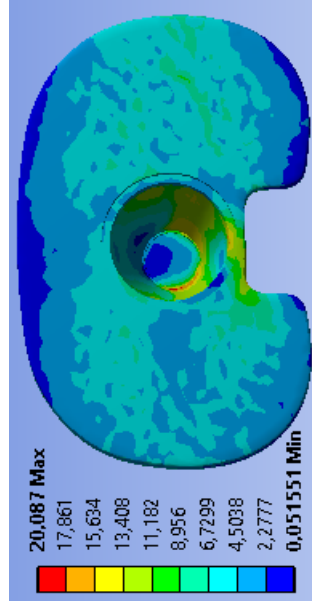
KİŞİYÖZEL TIBIAL BİLEŞENLİ MODEL (2)



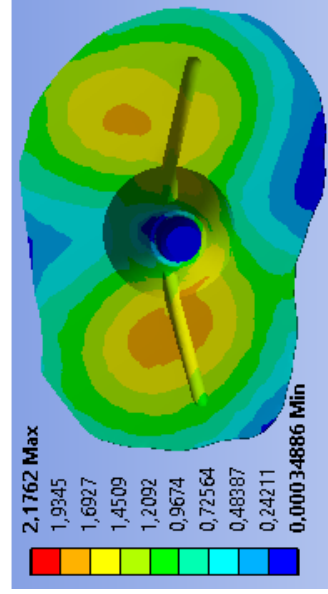
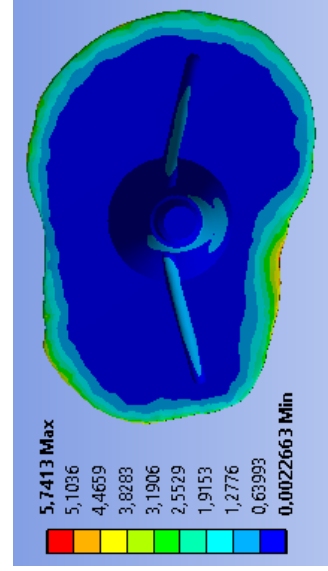
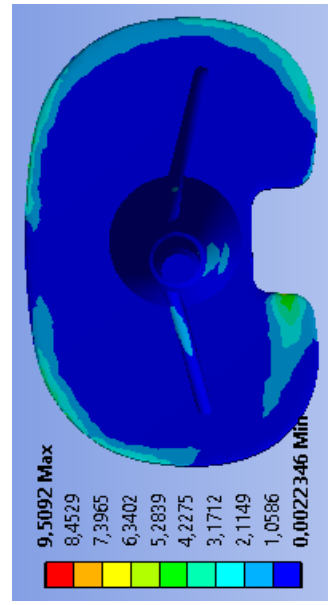
TAM KİŞİYÖZEL MODEL (3)



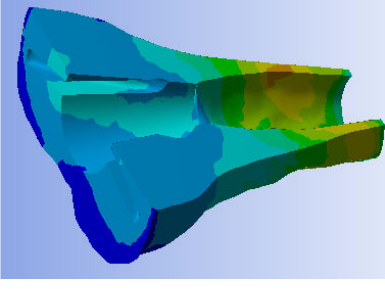
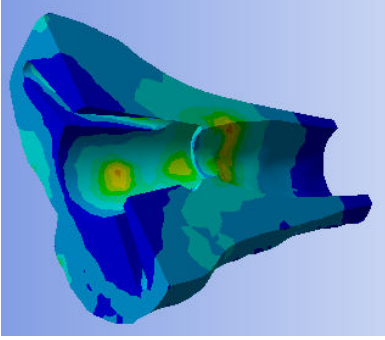
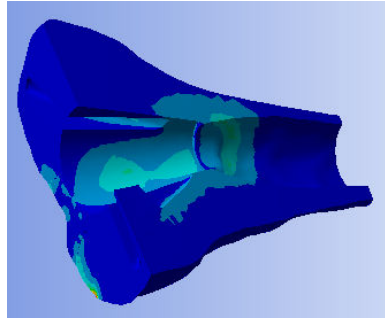
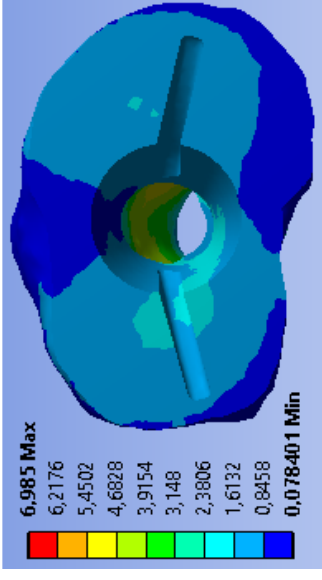
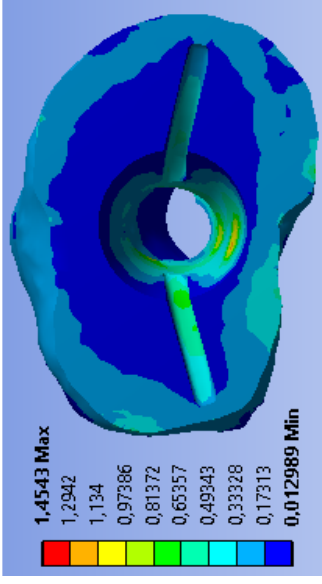
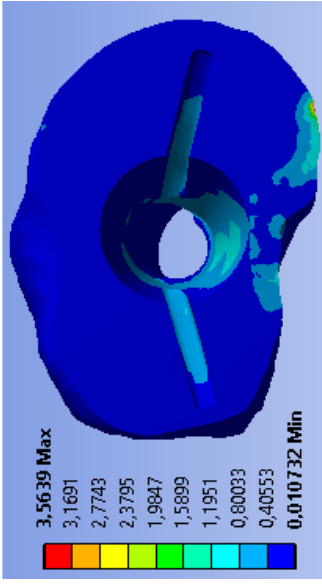
Insert (Von-Mises, MPa)



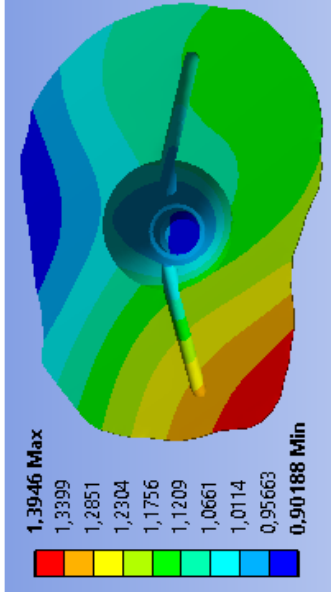
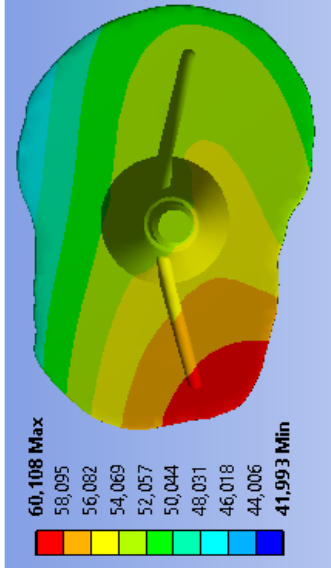
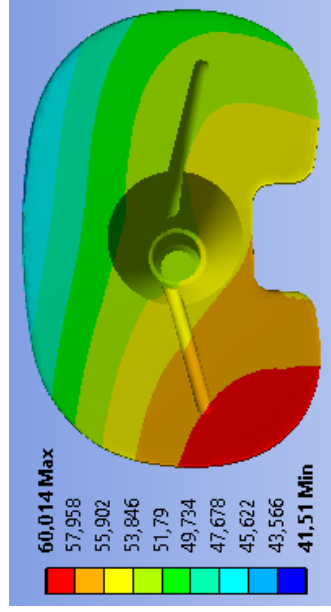
Tibial Bileşen (Von-Mises, MPa)



Tibia Kemik Çimentosu (Von-Mises, MPa)



Tibia Trabeküler Kemigi (Von-Mises, MPa)



Tibia Trabeküler Kemigi (Kesit Görünümü)

Tibia Kemik Çimentosu (Deplasman, µm)

4. Tartışma ve Sonuç

Yapılan çalışmada geleneksel diz protezleri ile kişiyeye özel protezler arasındaki tasarım farklılıklarının eklem performansına etkisi incelenmiştir. Diz protezlerinden yaygın görülen hasar tiplerinden olan bileşenlerin gevşemesi ve ilgili olarak stress shielding etkisini gidermek amacıyla kişiyeye özel olarak tasarlanan bileşenler limit sınır şartlarında analiz edilmiştir.

3 farklı model ele alınarak yapılan analizlerde, 1. model; standart diz protezi bileşenlerinin kullanıldığı geleneksel modeli, 2. model; standart femur ve insert bileşenleri ile kişiyeye özel tibial bileşenlerinin kullanıldığı modeli ve 3. model ise tüm bileşenlerin kişiyeye özel olarak tasarlandığı modeli ifade etmektedir.

1. ve 2. model karşılaştırıldığında bileşenlerin az da olsa maruz kaldıkları gerilmelerde düşüş gözlenmektedir. Ancak tibial bileşenin kemik ile tespitinin uzun dönemde de bozulmadığını gösterecek olan tibia kemik çimentosunun deplasman değerlerinde farklılık yok denecek kadar azdır. Özellikle gevşemenin ortaya çıkması ile ilişkilendirilen mikro hareketler (Sundfeldt, 2006) bu durumda önemini korumaktadır. Çünkü TDA sonrası kemik-kemik çimentosu, kemik çimentosu-protez arasında mikro boyutta gerçekleşen bağıl hareket 150 µm'den daha fazla olduğunda fiksasyonun artık olgun dokular (kortikal kemik) tarafından üstlenildiği dolayısıyla bölgenin kemiğini yenileyip güçlendirecek trabeküler kemiğin devre dışı kaldığını göstermektedir (Kienapfel, 1999). Elde edilen 60 µm'lik değer bu kritik değerden oldukça düşüktür ve kişiyeye özel tibial bileşenin tibia trabeküler kemiğindeki gerilme dağılımı çok daha uniformdur. Gevşeme mekanizmasında yer alan ve stress shielding ile direkt ilişkili kemiğe kuvvetin gelmemesi veya başka bir deyişle protezin gelen yükü komple emmesi ve kemiğin gelişimi için kuvvet iletilmemesi durumunun kişiyeye özel modeldeki uniform dağılımdan yola çıkılarak daha az olduğu söylenebilir. Ancak bu başarı daha da artırılabilir.

Kişiyeye özel modelin başarısını iyileştirmek için femur bileşeninden gelen yükün tibial bileşene doğru bir şekilde aktarmak gerekir. Bu da aradaki insert bileşeninin de kişiyeye özel tasarlanması ile mümkün olabilir. Ancak kişiyeye özel insert bileşeninin biyomekanik anlamda doğru olabilmesi için femur bileşeninin de kişiyeye özel tasarlanması gerekmektedir. Bu şekilde tasarlanan 3. model tibial bileşenin gevşemesi açısından yukarıda bahsedilen parametrelerle ilişkili olarak daha başarılıdır. Özellikle kemik çimentosundaki eş değer gerilmenin

(2,18 MPa) diğer modellere (9,5 MPa, 5,74 MPa) göre çok daha az çıkması protezin stress shielding etkisine daha az maruz kalabileceğini göstermektedir. Aynı şekilde elde edilen 1,4 µm'lik deplasman değeri diğer modellerdekinden (60 µm) ve referans değerden (150 µm) çok çok düşük çıkmıştır. Bu değer ise gevşeme olasılığının diğer modellere göre çok daha az olduğunu ortaya koymaktadır. Ayrıca tibia trabeküler kemiğindeki gerilme dağılımı 2. model'den de daha iyi olarak elde edilmiştir.

Kişiyeye özel tam model tibial bileşen açısından başarılı olmasına rağmen femur bileşeninin insert ile yaptığı temasta ortaya çıkan gerilme değeri ve dağılımı femur bileşeninin tasarımının gözden geçirilmesi gerektiğini göstermektedir. Femur bileşeninin ve insert üst yüzeyinin temas yüzey uyumu artırılarak bu durum giderilebilir.

Kaynaklar

Chang, T.-W., Yang, C.-T., Liu, Y.-L., Chen, W.-C., Lin, K.-J., Lai, Y.-S., Huang, C.-H., Lu, Y.-C., Cheng, C.-K., 2011. Biomechanical evaluation of proximal tibial behavior following unicondylar knee arthroplasty: Modified resected surface with corresponding surgical technique. *Medical Engineering & Physics*, 33 (10), 1175-1182.

Dunbar, M.J., Wilson, D.A.J., Hennigar, A.W., Amirault, J.D., Gross, M., Reardon, G.P., 2009. Fixation of a Trabecular Metal Knee Arthroplasty Component. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 91, 1578-1586.

Ezzet, K.A., Hermida, J.C., Steklov, N., D'Lima, D.D., 2012. Wear of Polyethylene Against Oxidized Zirconium Femoral Components: Effect of Aggressive Kinematic Conditions and Malalignment in Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 27 (1), 116-121.

Hvid I., Bentzen S.M., Linde F., Mosekilde L., Pongsoipetch B., 1989. X-Ray Quantitative Computed Tomography: The Relations to Physical Properties of Proximal Tibial Trabecular Bone Specimens. *Journal of Biomechanics*, 22(9), 837-844.

Kienapfel, H., Sprey, C., Wilke, A. and Griss, P., 1999. Implant fixation by bone ingrowth. *The Journal of Arthroplasty*, 14 (3), 355-368.

Liu, Z., Yuan, G., Zhang, W., Shen, Y., Deng, L., 2013. Anthropometry of the Proximal Tibia of Patients With Knee Arthritis in Shanghai. *The Journal of Arthroplasty*, 28, 778-783.

Matthews, L.S., Sonstegard, D.A. and Henke, J.A., 1977. Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthop Scand*, 48 (5), 511-6.

Meneghini, R.M., Beaubien, B.C., Early Failure of Cementless Porous Tantalum Monoblock Tibial Components. *The Journal of Arthroplasty*, 28, 1505-1508.

National Joint Registry (NJR), 2013. 10. Annual Report.
<http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Reports,PublicationsandMinutes/Annualreports/tabid/86/Default.aspx> (25.08.2014)

Patil, N., Lee, K., Huddleston, J. I., Harris, A. HS, Goodman, S. B., 2010. Aseptic Versus Septic Revision Total Knee Arthroplasty: Patient Satisfaction, Outcome and Quality of Life Improvement. *The Knee*, 17, 200-203.

Peng L, Bai J, Zeng X, Zhou Y., 2007. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Med Eng Phys*. 28, 227–233.

Rho J.Y., Hobatho M.C., 1995. Ashman R.B. Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone. *Medical Engineering and Physics*, 17(5), 347-355.

Sharkey, P.F., Hozack, W.J., Rothman, R.H., Shastri, S., Jacoby, S.M., 2002. Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop Relat Res*, 404, 7-13.

Sundfeldt, M., Carlsson, L.V., Johansson, C.B., Thomsen, P. and Gretzer, C., 2006. Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories. *Acta Orthop*, 77 (2), 177-97.

Varghese B., Short D., Penmetsa R., Goswami T., Hangartner T., 2011. Computed-Tomography-Based Finite Element Models of Long Bone Scan Accurately Capture Strain Response to Bending and Torsion. *Journal of Biomechanics*, 44, 1374–1379.

Villa, T., Migliavacca, F., Gastaldi, D., Colombo, M. and Pietrabissa, R., 2004. Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations. *Journal of Biomechanics*, 37 (1), 45-53.

Wirtz, D.C., Schiffers, N., Pandorf, T., Radermacher, K., Weichert, D., Forst, R., 2000. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33 (10), 1325-1330.

Yang, B., Yu, J.K., Zheng, Z.Z., Lu, Z.H., Zhang, J.Y., Cheng, J.H., 2013. Computed Tomography Morphometric Study of Gender Differences in Osteoarthritis Proximal Tibias. *The Journal of Arthroplasty*, 28, 1117-1120.