



## Yüzüncü Yıl Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi

<https://dergipark.org.tr/tr/pub/yyufbed>



Araştırma Makalesi

### CT Görüntülü Femur – Tibia Kemiklerinin Katı Modelinden Diz İmplantı Analizi

İsmet Emircan TUNÇ

Erzurum Teknik Üniversitesi, Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 25050,  
Erzurum, Türkiye

İsmet Emircan TUNÇ, ORCID No: 0000-0001-6212-4381

\*Sorumlu yazar e-posta: ismet.tunc15@erzurum.edu.tr

#### Makale Bilgileri

Geliş: 13.12.2021

Kabul: 05.04.2022

Online Nisan 2022

DOI:10.53433/yyufbed.1036092

#### Anahtar Kelimeler

Biyomekanik,

Femur – tibia implant,

Yürüme hareketi,

Sonlu elemanlar analizi

**Öz:** Protezler ve ortezlerin kullanımları çok eskilere dayanır. Temelde protez ve ortezler, fonksiyonunun belli bir kısmını ve/veya tamamını yitirmiş eklem ya da ampüte edilmiş uzuvların fonksiyonlarının bir kısmını veya tamamını geri kazandırmak amacıyla canlılara uygulanır. 2000’li yıllara kadar belli kalıp modellerde kullanılıyorken son yıllarda artık hastaların kemik ve eklem yapılarına uygun olacak şekilde kişiye özel olarak üretilmektedir. Bu deneysel çalışmada sonlu elemanlar metodunun biyomekanikte kullanılmasıyla, modelin hazırlanmasının temel aşamalarının ve elde edilen modelin statik analizinin gerçekleştirilmesi amaçlanmış olup, özellikle diz ekleminde hastanın günlük yaşamındaki yürüme kabiliyetini azaltacak her türlü sorunun iyileştirilmesi hedeflenmiştir. Buna bağlı olarak bu sorunları yaşayan hastaların yürüme fonksiyonuna yardımcı olacak protezlerin vücuda uygulayacak etkilerinin simüle edilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bir makine mühendisinin tek başına genel anatomideki teorik bilgiler ile başa çıkabileceğini gösterebilmek ve elde ettiği sonuçları da yorumlayabileceğini gösterebilmek adına yapılmıştır. Başlangıçta 76 yaşındaki bir kadının femur ve tibiasının bilgisayarlı tomografisi (BT) alınmış, elde edilen görüntüler bilgisayar ortamına aktarılmış ve femur ve tibianın üç boyutlu sonlu elemanlar modeli hazırlanmıştır. Çalışmada modelin hazırlanmasında izlenen adımlar detaylı olarak verilmiştir. Model hazırlandıktan sonra ANSYS programına aktarılıp sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Yürüme hareketinin simüle edilmeye çalışılan analizinde gerekli sınır şartları, malzeme özellikleri ve mafsal grupları tanımlanarak en yakın sonuçlar hedeflenmiştir. Böylece ortopedide uygulanan tedavilerin etkileri daha gerçekçi bir şekilde elde edilebileceği bir sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir. Yapılan analiz sonucunda protezde ve kemikte oluşan yüklenme değerleri 375 – 550 MPa arasındadır. Burada kortikal ve trabeküler kemik ve protezin çoklu parçalarında oluşan yüklenme değerleri de dahil edilerek genel bir değer aralığı verilmiştir. Sonuçlar detaylıca irdelenmiştir.

### Knee Implant Analysis from Solid Model of Femur-Tibia Bones with CT Images

#### Article Info

Received: 13.12.2022

Accepted: 05.04.2022

Online April 2022

DOI:10.53433/yyufbed.1036092

**Abstract:** The use of prostheses and orthoses dates back to ancient times. Basically, prostheses and orthoses are applied to living things in order to restore some or all of the functions of joints or amputated limbs that have lost some and/or all of their function. While it was used in certain mold models until the 2000s, it is now produced specifically for the patient's bone and joint structures in recent years. In this experimental study, using the finite element method in biomechanics, it was aimed to perform the basic stages of the preparation of the model and the static analysis of the obtained model, and it was aimed to improve all kinds of problems

## Keywords

Biomechanics,  
Femur – tibia implant,  
Walking movement,  
Finite element analysis

that would reduce the walking ability of the patient in daily life, especially in the knee joint. Accordingly, it is aimed to simulate the effects of prostheses that will help the walking function of patients who have these problems. In addition, it was done to show that a mechanical engineer can cope with the theoretical knowledge in general anatomy alone and to show that he can interpret the results he obtained. At the beginning, computed tomography (CT) of the femur and tibia of a 76-year-old woman was taken, the obtained images were transferred to the computer environment, and a three-dimensional finite element model of the femur and tibia was prepared. In the study, the steps followed in the preparation of the model are given in detail. After the model was prepared, it was transferred to the ANSYS program and finite element analysis was performed. In the analysis of walking motion, which is tried to be simulated, the necessary boundary conditions, material properties and joint groups are defined and the closest results are aimed. Thus, a finite element model was obtained in which the effects of treatments applied in orthopedics can be obtained more realistically. As a result of the analysis, the loading values in the prosthesis and bone are between 375 and 550 MPa. Here, a general range of values is given, including the loading values of cortical and trabecular bone and multiple parts of the prosthesis. The results were analyzed in detail.

## 1. Giriş

Bu çalışmada sonlu elemanlar metodu baz alınarak ilk önce CT görüntüleri ile 76 yaşındaki bir kadının femur ve tibia kemiklerinin bilgisayarlı tomografisi alınmıştır. Kemik görüntüsü elde edilip yüzeyindeki pürüzlü bölgeler iyileştirilerek katı modeli elde edilmiştir ve analiz programına aktarılmıştır. Bu aşamalarda 3D Slicer, Autodesk Meshmixer, Solidworks ve ANSYS Workbench gibi mühendislik programları kullanılmış, kemiklerin ve implantların malzeme özellikleri belirlenmiştir. Et ve kıkırdak dokusu analiz işleminin daha çabuk yapılabilmesi için çözüm aşamasına dahil edilmemiştir. Bu çalışmada kullanılan bilgisayar özellikleri ve çalışmanın arzu edilen süre içerisinde tamamlanabilmesi adına Solidworks ortamında 3 boyutlu modelleme ile montaj yapılmış olup ANSYS Workbench ortamına aktarılan analiz dosyasının da 2 boyutlu yürüme hareketinin belirli bir anında yani statik durum için sonlu elemanlar analizi ile yapılmıştır. Yapılan ihmallerin temel nedenleri bunlardır. Kabuller; ortalama bir insanın 80 kg olduğu ve yer çekimi ivmesinin  $\cong 10 \text{ m/s}^2$  alınması ile  $(80 \text{ kg} * 10 \text{ m/s}^2)$  800 N hesaplanan teorik insan kuvveti. Protez için uygun malzemenin seçilmesi ve maliyetinin uygunluğu tamamen makine mühendisliğinin temel 3E kuralına (emniyet, ekonomi, estetik) uyulacak şekilde yapılmıştır. Yani, bu çalışmada kısaca bir makine mühendisinin tek başına, hastaya takılacak uygun implant ve/veya protez parçalarının analizlerini yaparak vücuda uygunluğunu hesaplayabilmesi ve yorumlayabilmesi için yapılmıştır.

Anatomide temel olarak sagittal, koronal ve aksiyal isimli 3 eksen vardır ve bu eksenlerin de kendi etrafında 3 adet hareket açısı, sırasına bağlı kalmadan ( $\alpha$ ,  $\beta$  ve  $\gamma$  olarak) tanımlanabilir. Her eksen için 3 hareket açısından toplamda 9 adet hareket açısı oluşmaktadır. Bunun neticesinde her açının doğrusal konumu, hızı ve ivmesi, aynı şekilde açısal konumu, hızı ve ivmesi için ayrıca hesaplamalar yapılmasına işaret etmektedir. Bu hesap karmaşıklığını azaltmak ve yapılan araştırmalara kolaylık sağlaması açısından sagittal, koronal ve aksiyal eksenlerde tek yönlü hareket ile sınırlandırma yapılarak çalışılmıştır. Ayrıca, literatürde bu tip çalışmalar daha çok klinik çalışmalar olduğundan elde edilen sonuçların paylaşılması tamamen, verileri kullanılan hastaların verecekleri onaya bağlıdır (Jia ve ark., 2003; Öncen, 2016; Anonim, 2018a).

Bilgisayarlı tomografi görüntüleri elde edildikten sonra 400 kesik/katman görüntüye tomografi programında renk atanır. Her katman boyunca kemik ile et dokusu arasındaki fazla birleşimler piksel

piksel silme işlemine tabi tutulur. Bu işlemler sagittal, koronal ve aksiyal eksenlerde de tekrarlanır. Daha sonra ise katı modeli elde edilen femur ve tibia kemikleri mesh düzeltme programına aktarılır. Mesh düzeltme işlemi, tomografide tam olarak elde edilemeyen görüntü kalitesinden kaynaklanır. Yüksek kalitede tomografi görüntüsü için de hastanın daha fazla radyasyona maruz kalması demektir. Bu da ileriye yönelik olası rahatsızlıklara sebep olabileceği anlamına gelir. Yüksek kaliteli görüntüler, kitle ve/veya tümör durumlarının dışında çoğu zaman önerilmez. Mesh düzeltme işlemleri yapılan kemik ile diz protezi parçaları küçük ve üçgenimsi yapıdadır. Bu parçaların montaj ilişkileri için yüzey seçme işlemi yapılır. Ancak, parça yüzeyleri çok küçük ve seçilebilmeleri zor olduğundan Solidworks programında kemik modellerinin montajı yaklaştırma ile yapılır. Yani, parçalar gerçek bir kemik – protez görüntüsüne ve uyumuna uygun olacak şekilde hizalanarak montaj edilir. Bu montajdan sonra parçalar arasında birbiri içine geçen parçalar hala var ise, tıraşlama yöntemi ile bu sorunlar giderilir. Analiz programında kontaklar kısmında ve meshleme konusunda fazla sorun çıkarabilirler. Tüm gözle görülebilir işlemler yapıldıktan sonra montaj dosyası hazır hale gelir. Bu noktada ise doğru parçaya doğru malzeme ataması yapılır. Daha sonra meshleme ile meshin eleman kalitesi ve çarpıklık değerlerine bakılır. Eleman kalitesi  $> 0.5$  ve çarpıklık  $< 0.5$  teorik şartları ile de bir sonraki işlem olan tanımlanması gereken kuvvetler, momentler, sabit ve varsa hareketli mesnetler tanımlanır. Bu noktadan sonra ise elde edilen sonuçlar, teorik değerler ve (yapılmış ise) elle hesaplama değerleri ile karşılaştırılır. Bu karşılaştırmaların sonucunda bu protezin hastaya uygulanabileceği kanısına varılmıştır. Bu işlemin doğruluğu açısından hasta ve doktor ile uygulanabilirliğine ortak karar vermek de mümkündür (Anonim, 2017).

Sonlu elemanlar yöntemi parçadan bütüne gitme genel prensibine dayanmaktadır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası veya bir bölgesidir. Sonlu elemanlar gerilme analizinde gerçek geometrik cismin, tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle, bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlardan oluşturulmaktadır. Daha sonra bilinen bütün fizik kuralları daha basit geometriye sahip olan bu küçük elemanların her birine uygulanmaktadır. Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulmaktadır. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş haline *sayısal model* denilmektedir. Sayısal modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulmaktadır. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir (Rony ve ark., 2020).

Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılmaktadır. Ayrıca, geometrik şekli oluşturan tüm elemanların malzeme özelliklerini belirleyen, Poisson oranı ( $\nu$ ) ve Elastisite modülü (E) değerleri bilgisayar programına tanımlanmaktadır. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta ve bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme ve şekil değiştirmeler elde edilmektedir.

Sonlu elemanlar gerilme analizi ile problemlerin çözülmesi için bilgisayara tanımlanması gerekli olan bilgiler;

- Cismin geometrik modeli
- Elemanların Poisson oranı ve Elastisite modülü değerleri
- Başlangıç, sınır ve yükleme koşulları
- Yapılacak olan analizin tipi

Femur kemiği, memelilerin vücutlarında yer alan en uzun, en hacimli ve en güçlü olan kemiktir. Kalçanın ve dizin bir kısmını meydana getirir. Femur sözcüğü, uyluk sözcüğünün latinesidir. Femur kemiğinin baş kısmı, pelvis (leğen) kemiğine tam uyacak yapıdadır. Alt kısım olarak da geçen patellar yüzey ise tibia (kaval) kemiğinin üst/kafa kısmına uyumlu yapıdadır. Femur kemiklerinde genellikle kalça kireçlenmesi (*Osteoartrit*) ve diz kireçlenmesi (*Osteoliz*) görülür. Bu kireçlenme durumları ciddiye alınmadığı takdirde bölgesine göre kalça ya da diz protezi ameliyatına kadar gidebilir (Morrey ve ark., 2011; Alkan, 2014).

Dış yan bağlar; femur ve tibia ile bağlantıda olup eklem kıkırdağı ile dış menisküsün hareket uyumunu sağlamaktadır.

İç yan bağlar; dış ve iç menisküs gibi tibia ile bağlantıdadır ve eklem kıkırdağı ile iç menisküsün hareket uyumunu sağlamaktadır (Anonim, 2013; 2016a).



Şekil 1. Femur – tibia eklem bağları.

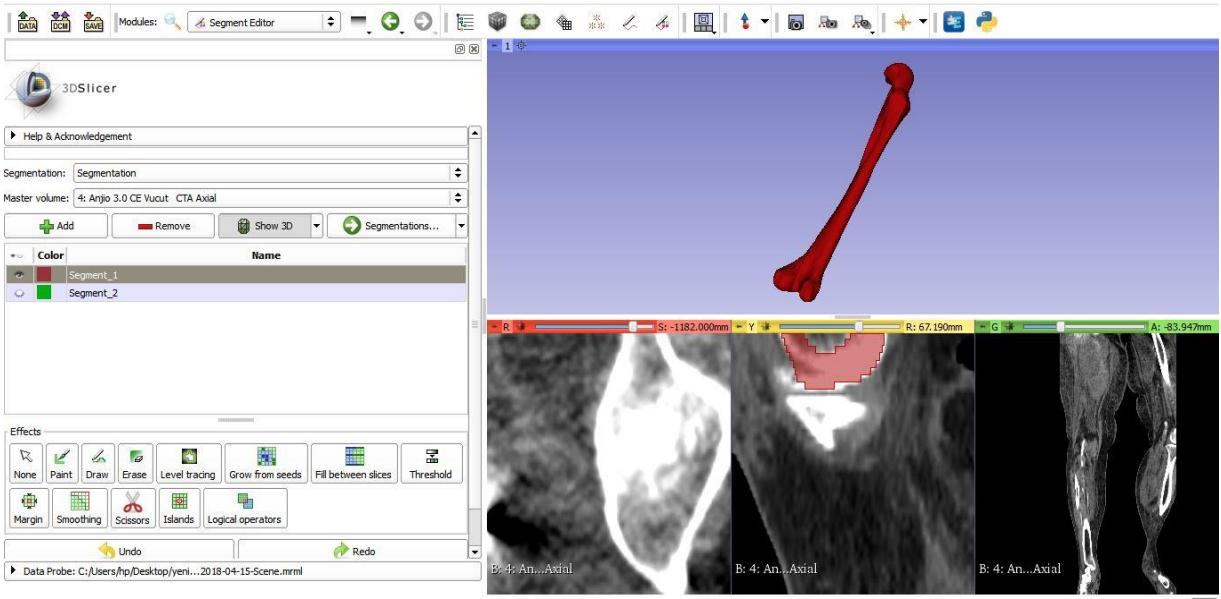
Bu kaslardan en az birinin (Şekil 1.) zarar görmesi, yorulması ve/veya kopması gibi durumlarda hastaya önce normal tedaviler denenir. Sonuç alınmadığı takdirde ise diz implantı uygulamasına geçilir (Anonim, 2016b; 2016c; McCarthy ve ark., 2017; Anonim, 2018b).

## 2. Materyal ve Yöntem

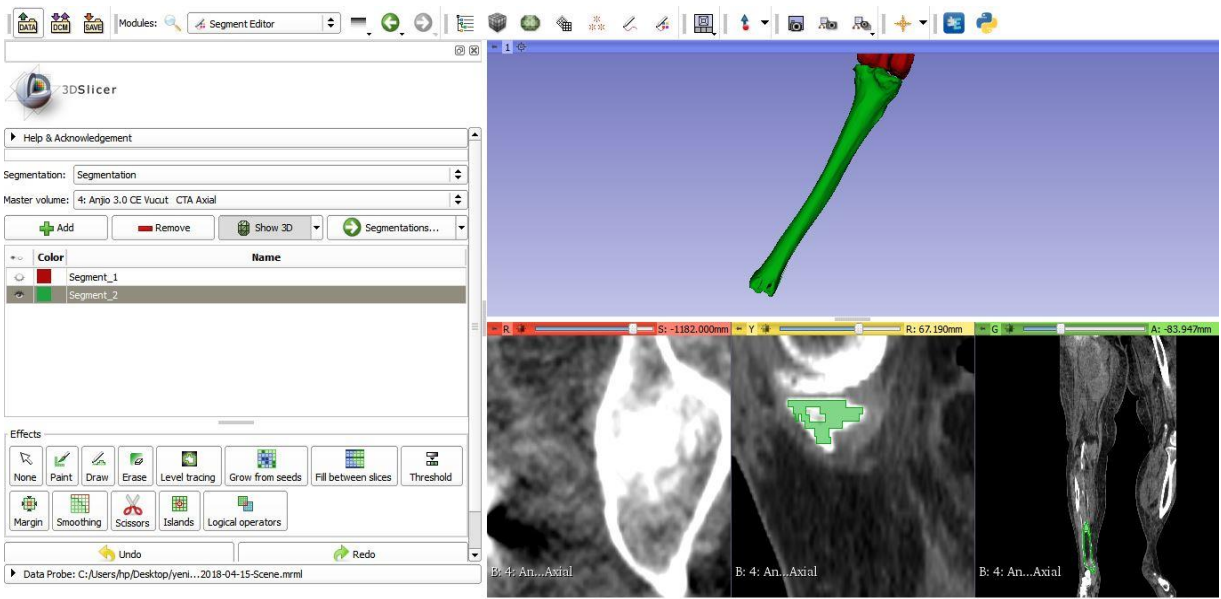
Bu çalışmanın B.30.2.ATA.0.01.00/120 numaralı ve 25.07.2014 tarihli etik kurul kararı ile uygulanmasına izin verilmiştir. Projede kullanılan görüntüler Atatürk Üniversitesi Araştırma Hastanesi Radyografi Bölümü'nden, hastanın izni dahilinde alınmış olup, 76 yaşında kadın bir hastaya aittir. Bilgisayarlı tomografi görüntüleri DICOM formatında, 10 dakika sürede ve toplamda 400 adet sagittal, koronal ve aksiyal düzlemlerde peş peşe çekilmiş DICOM (.dcm) uzantılı görüntü dizisinden oluşmaktadır. Görüntüler 3D Slicer programına aktarılıp, birebir oluşturulması gereken kemik katı modelleri yapılmaya çalışılmıştır. Bu işlemler; görüntülerde elde edilmek istenen bölge (sert kemik, yumuşak kemik, doku, organ) HU (Hounsfield Ünitesi) değeriyle belirlenir. Belirlenen bölge için üç görünüşü (sagittal, koronal, aksiyal) ve 3D model ekranıyla birlikte dört bölmeye ayrılmış arayüzde ön izleme ile tabakalar halinde görüntülenir. Ardından model oluşturulur. Oluşturulan modelin yüzey özellikleri ve yapısı, görüntülerin kalitesine bağlı olarak başlangıçta kaba ve kusurludur. Modele femur

kemiği için 0-500 ve tibia kemiği için 501 – 1000 eşik değeri verildikten sonra hangi kemik ve/veya doku işlenecekse ona uygun aletler kullanılır. Modelin oluşturulması tamamlandıktan sonra ise 3D olarak parça elde edilir ve ardından yüzey kusurları giderilmeye çalışılır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta ise; tomografi görüntüleri ne kadar kaliteli/detaylı olursa olsun, katı model oluşturulduğunda mutlaka bir pürüz ile karşılaşılır. Buna kullanılan X-RAY ışınlarının miktarı neden olur (Anonim, 2018c).

Bu programlarda oluşturulan ilk modellerde kusurlu yüzeyler düzeltilmiş, boyutu azaltılmış ve çıkış uzantısı (.dcm'den .stl'ye) ve (.stl'den de .x\_t'ye) değiştirilmiş sonlu elemanlar modeli olarak kullanılır. Görüntü işleme programında düzeltilmeyen hatalar ise Meshmixer programı kullanılarak yapılmıştır (Grosel ve ark., 2009).

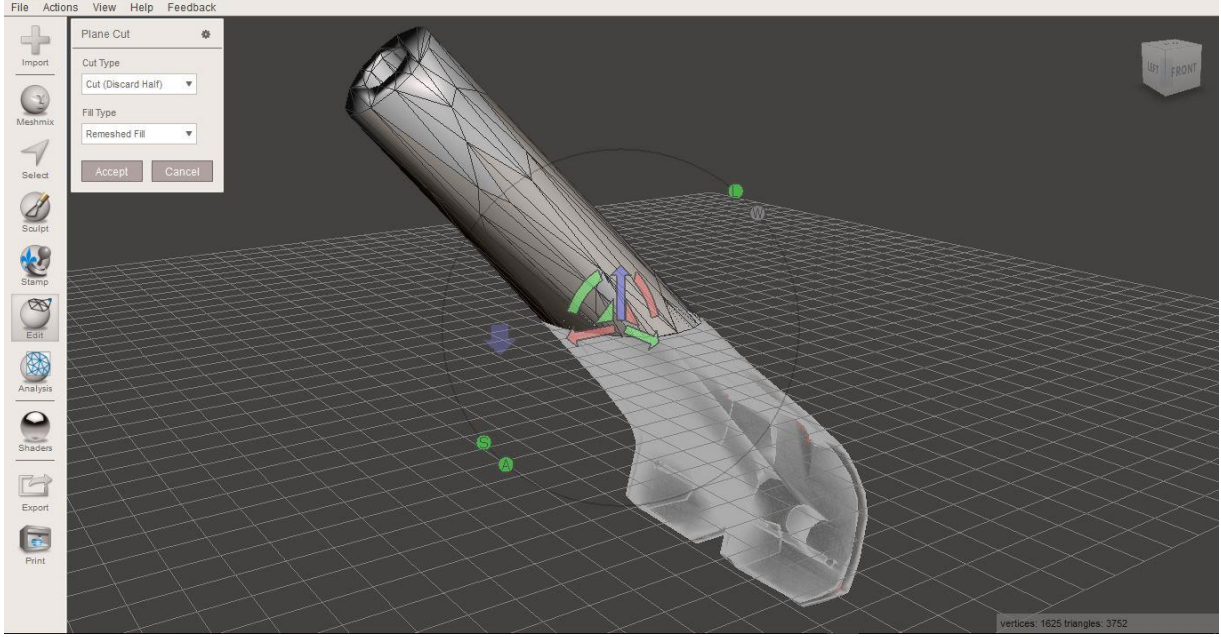


Şekil 2. 3D Slicer'da CT görüntülerinden elde edilen femur kemiği.

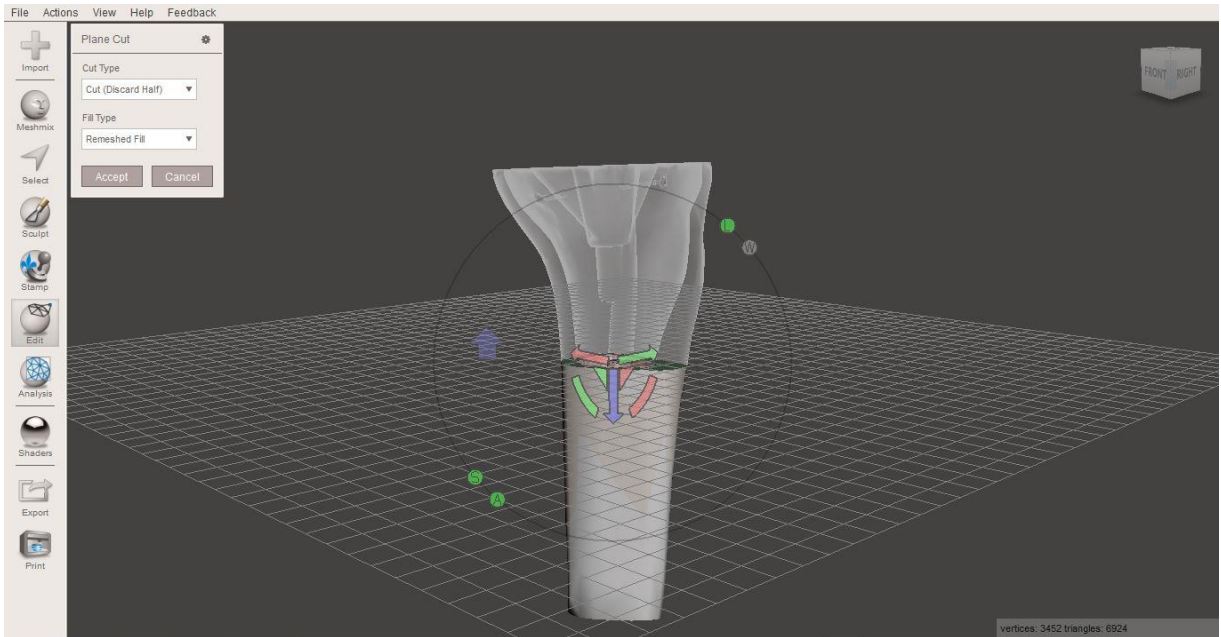


Şekil 3. 3D Slicer'da CT görüntülerinden elde edilen tibia kemiği.

Bahsedildiği üzere, işlenen tomografinin kaliteli olması, katı modele bağlı olarak uygun implant parçasının seçilmesinde önemli rol oynar. Ancak, bunun yapılabilmesi için görüntünün alınacağı kişinin olması gerekenden çok fazla radyasyona maruz kalmamasına dikkat etmek gerekir. 3D Slicer programında elde edilen (.stl) uzantılı dosyaları Autodesk Meshmixer programı yardımıyla, sorunlu olan yerlerin onarılması, fazla mesh yapılı parçanın düzenlenmesi ile ilgili adımların görselleri Şekil 4. ve Şekil 5. ile gösterilmiştir (Anonim, 2016d; 2018d).

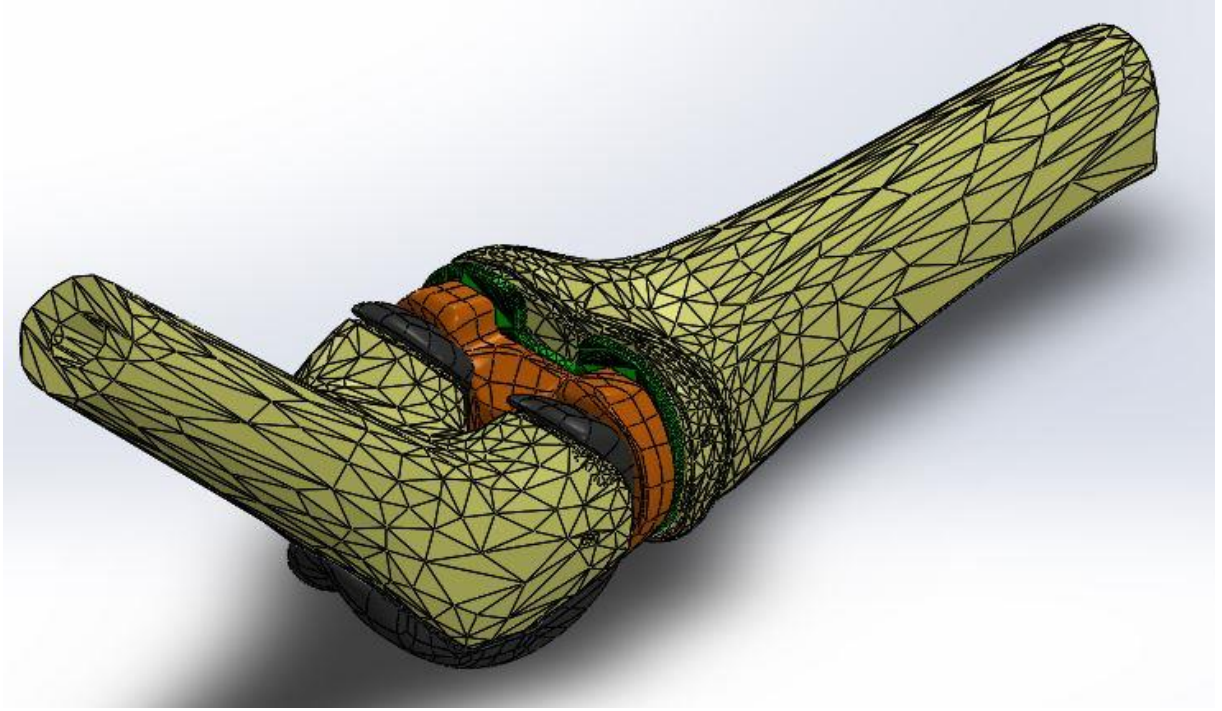


Şekil 4. Meshmixer’ da yüzeyi iyileştirilmiş femur modeli.



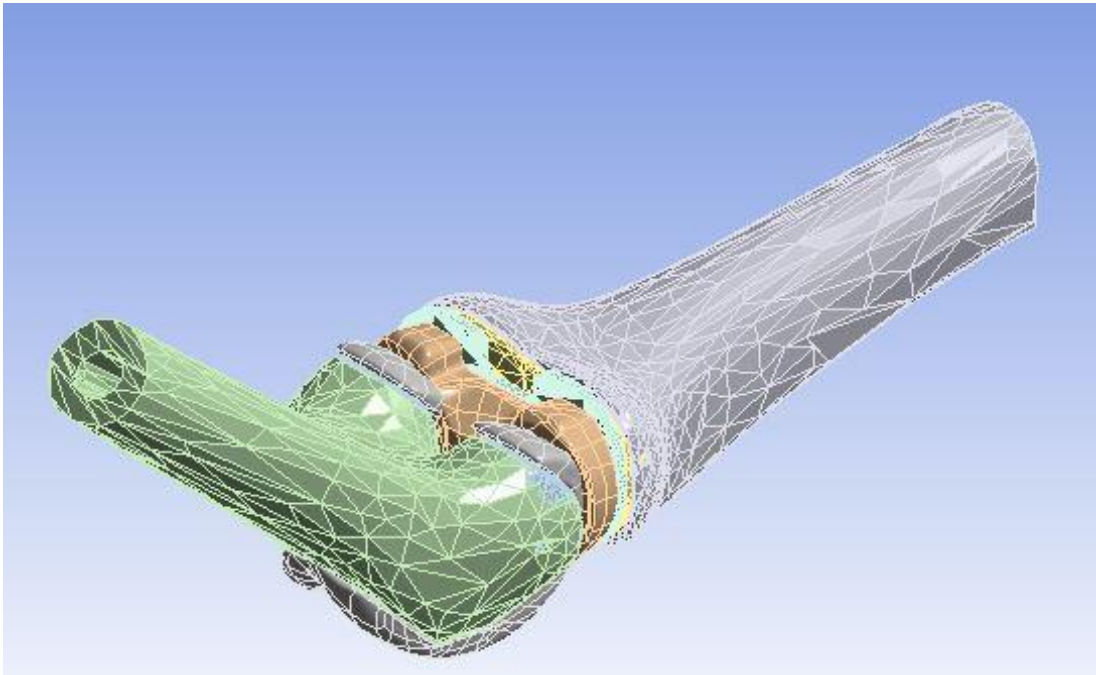
Şekil 5. Meshmixer’ da yüzeyi iyileştirilmiş tibia modeli.

Meshmixer programında STL (.stl) formatında katı model oluşturularak, modelin Solidworks programında katı gövdeler halinde montaj oluşturulmuş hali, parasolid (.x\_t) formatına dönüştürülmüş ve analiz programına aktarılmaya hazır görüntüsü Şekil 6. ile verilmiştir.

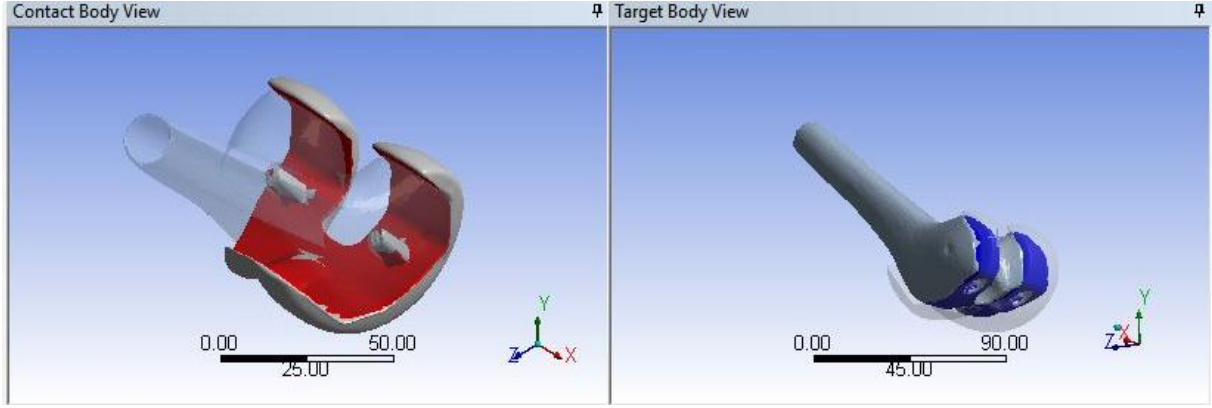


Şekil 6. Montajı yaklaştırma metodu ile yapılmış ve analize hazır parça.

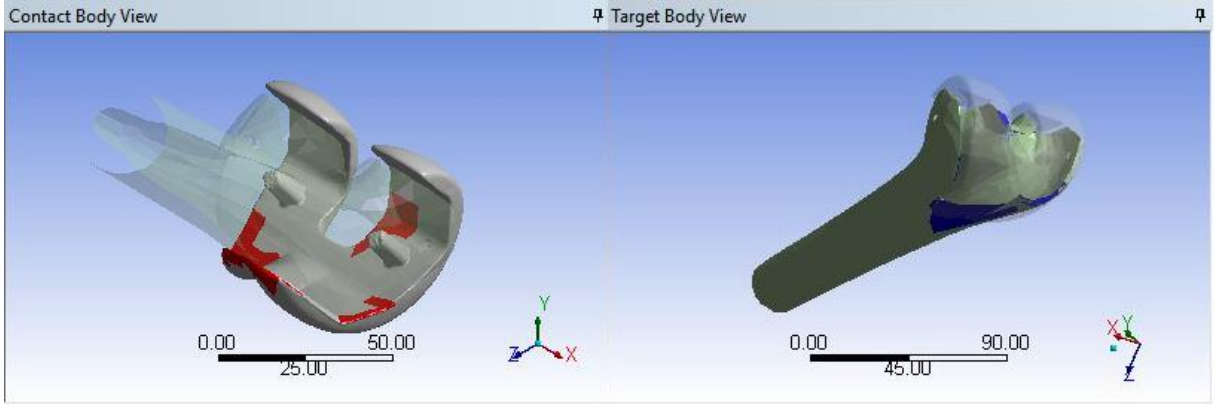
ANSYS 17.2 'ye aktarılmış parça, sonlu elemanlar statik yapısal analizine hazır model ve programda tanımlanmış kontaklar Şekil 7. – 16. arasında verilmiştir.



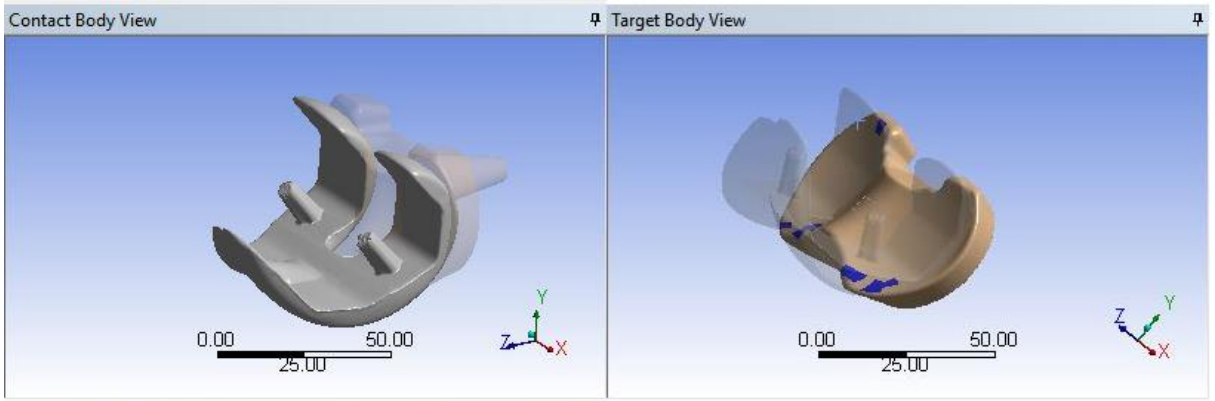
Şekil 7. ANSYS Workbench parça modeli.



Şekil 8. Femur implant ve trabeküler arası kontak

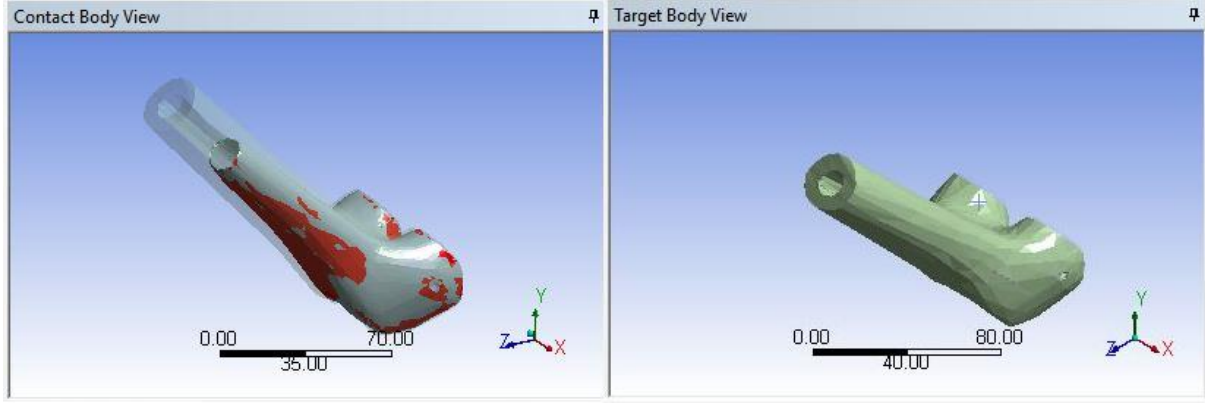


Şekil 9. Femur implant ve kortikal arası kontak.

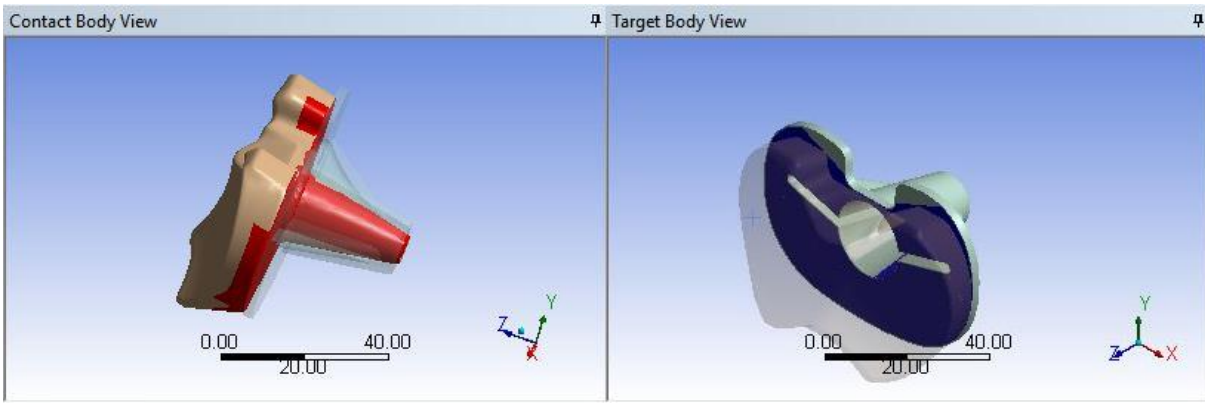


Şekil 10. Femur implant ve insert arası kontak.

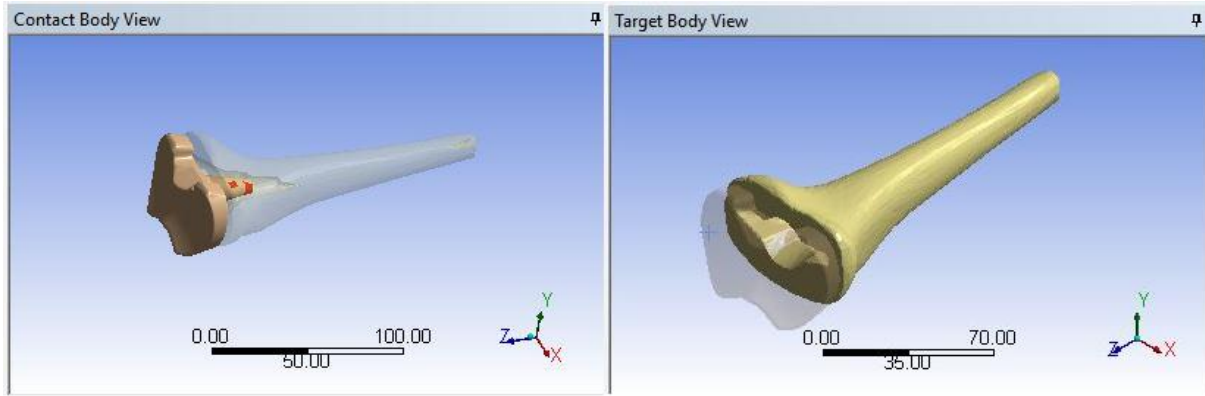




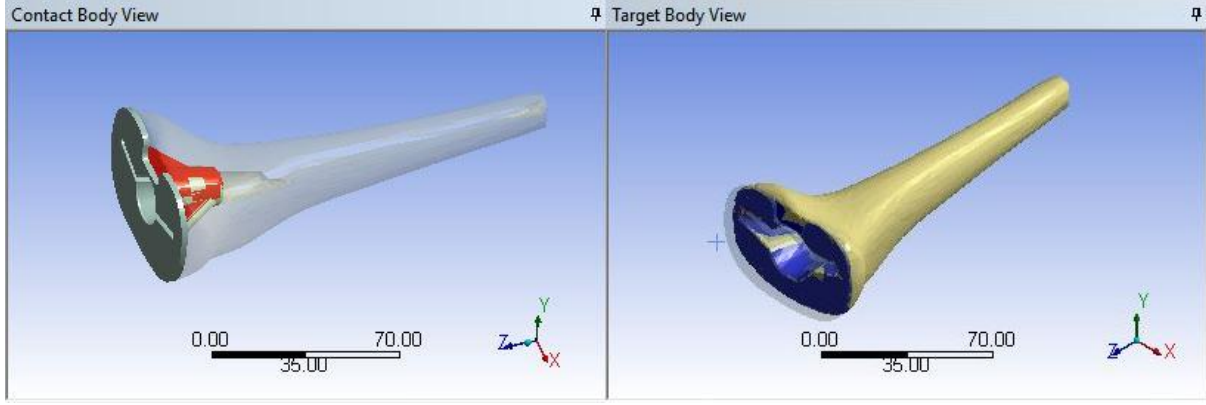
Şekil 11. Femur trabeküler ve kortikal arası kontak.



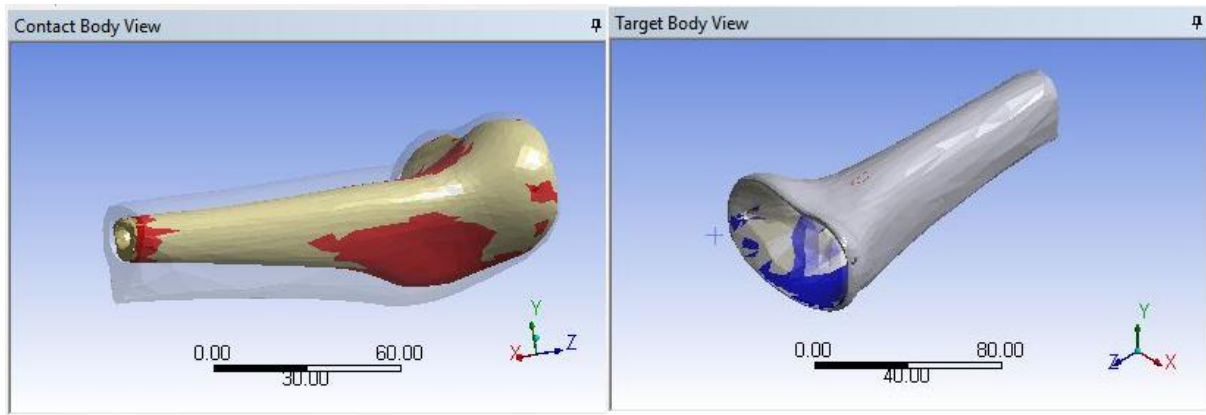
Şekil 12. Tibia implant ve insert arası kontak.



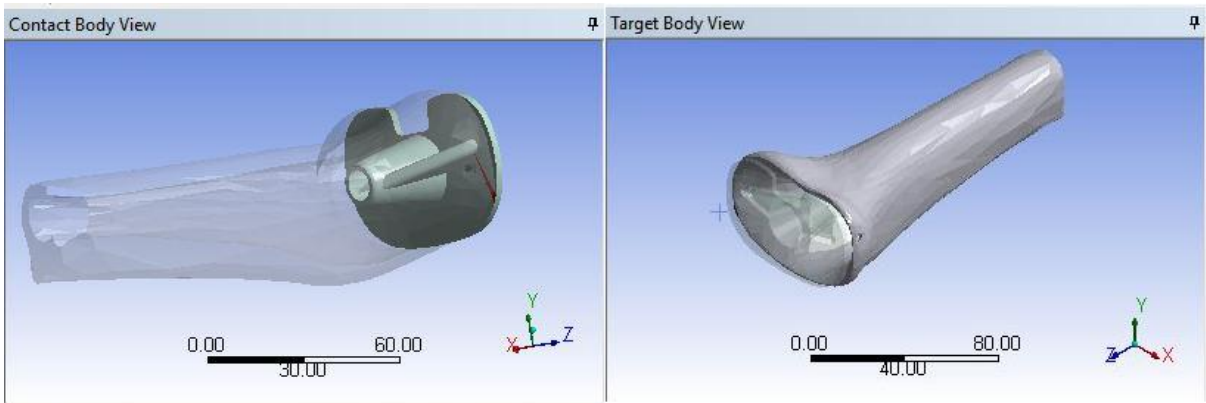
Şekil 13. Tibia trabeküler ve insert arası kontak.



Şekil 14. Tibia trabeküler ve implant arası kontak.



Şekil 15. Tibia kortikal ve trabeküler arası kontak.



Şekil 16. Tibia kortikal ve implant arası kontak.

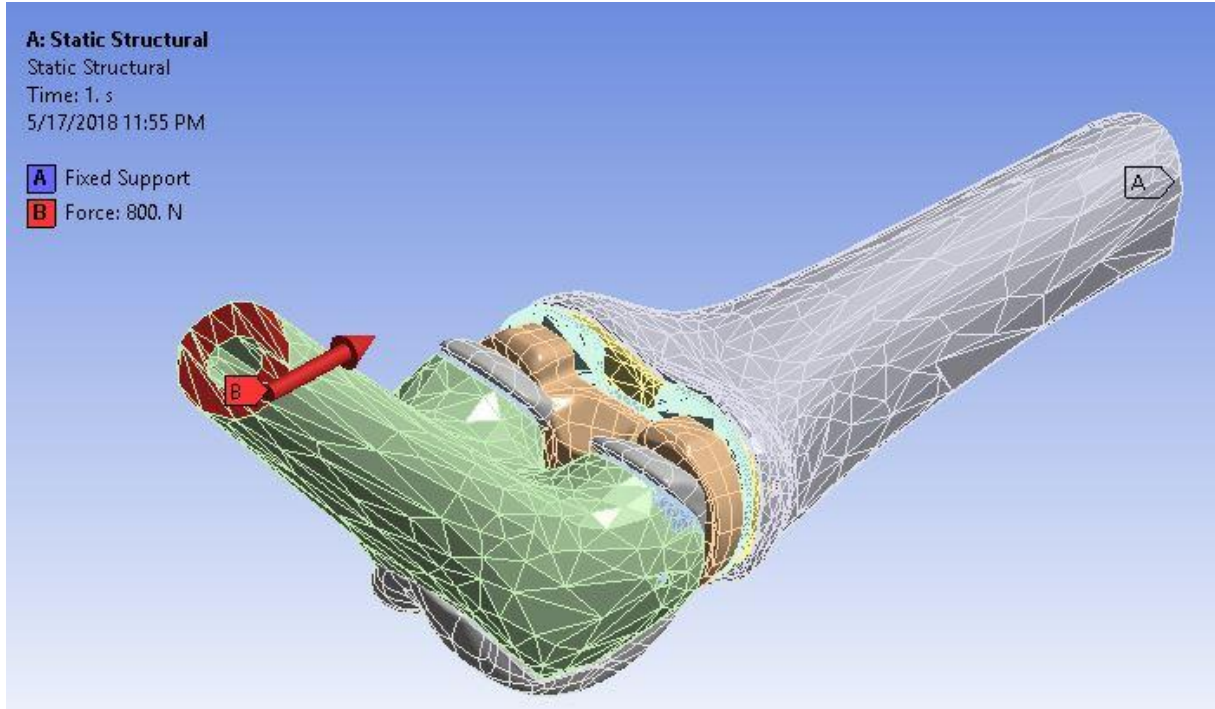
Bu analizde gereken malzeme atamasının yapılabilmesi için malzemenin doğru özelliklerinin seçilmesi ve doğru girilmesi gerekmektedir. Kullanılan malzeme özellikleri Çizelge 1. ile verilmiştir (Anonim, 2015a).

Çizelge 1. Malzeme özellikleri

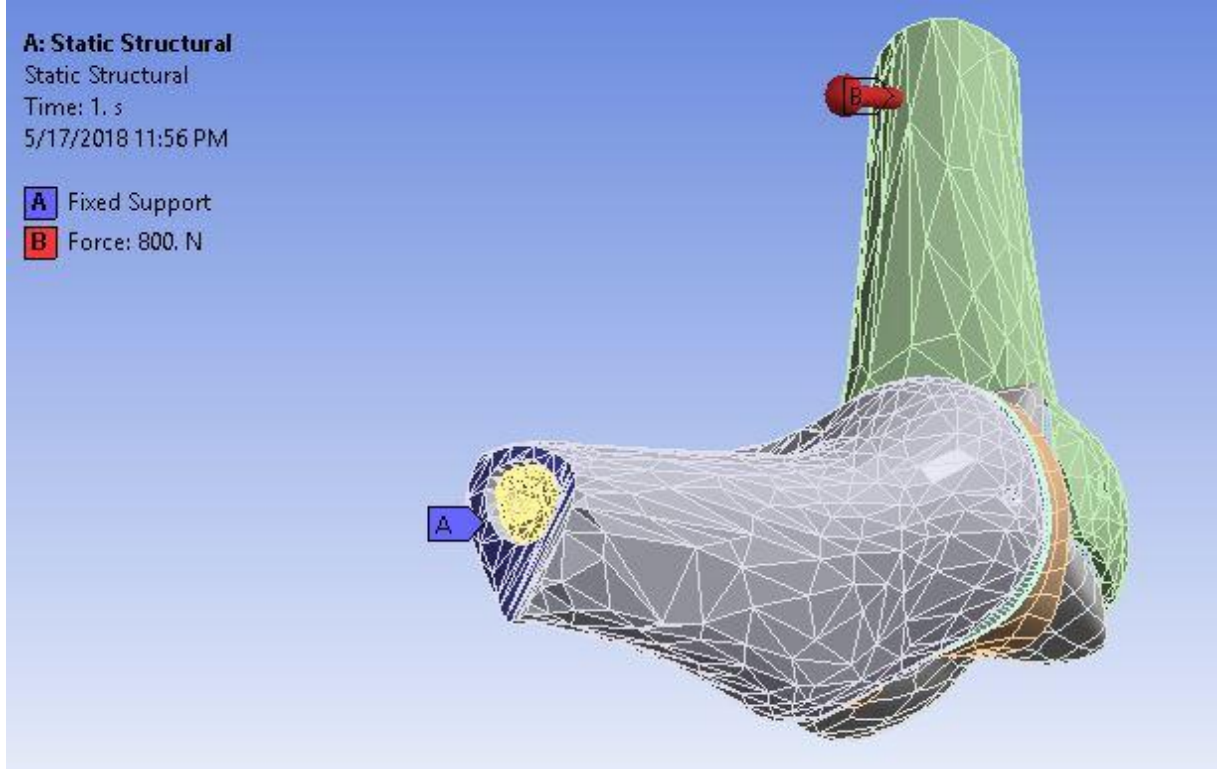
	Elastisite (MPa)	Modülü	Poisson oranı ( $\nu$ )	Yoğunluk (kg/m <sup>3</sup> )
Kortikal Kemik	17200		0.3	185
Trabeküler Kemik	90		0.3	232
Ti-6Al-4V	96000		0.36	4620

Femur ve tibia kemiğinde bulunan kortikal ve trabeküler tabakaların malzeme atamaları ve bağlantı bölgeleri gerçeğe en yakın sonuçları verecek şekilde oluşturulmuştur (Lei ve ark., 2014).

Yürüme sırasında femurdan tibiaya doğru vücudun bütün ağırlığı dikkate alınarak 800 N'luk insan vücudundan zemine (Z yönünde) kuvvet etki ettirilmiştir. Tibia ise sabit kabul edilerek sabit mesnet seçilmiştir (Zhang ve Roberts, 2000).



Şekil 17. Femurdan etkiyen kuvvet.



Şekil 18. Tibiadaki sabit mesnet.

### 3. Bulgular

Mesh ataması ve ayarları, Workbench' in içinde yapılmıştır ve değerler program içinde okunduğu gibi aşağıda Çizelge 2'de verilmiştir.

Çizelge 2. Montaj modelinde oluşturulan mesh istatistiği

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Kortikal femur	13703	25323
Trabeküler femur	86499	146130
Femur implant	4219	8112
İnsert	4169	7429
Kortikal tibia	21136	37058
Trabeküler tibia	34682	59028
Tibia implant	96982	157060

Aynı zamanda Çizelge 3'de verilen çarpıklık değerleri de program içinde okunan değerlerdir. Ortalama çarpıklığın  $< 0.5$  olması, mesh yapısının ve buna bağlı çarpıklığın uygun olduğunu ve yapılacak/yapılmış analizin hata oranının en az olacağını ifade eder. Yapılan dosya dönüşümlerine, meshleme işlemlerine, ihmellere ve kabullere göre çarpıklık değerinin olması gerekenden az çıkması ( $0.42 < 0.5$ ) yapılan işlemlerin karmaşık olmasına rağmen ne kadar doğru adımlar atıldığını göstermektedir (Anonim, 2015b).

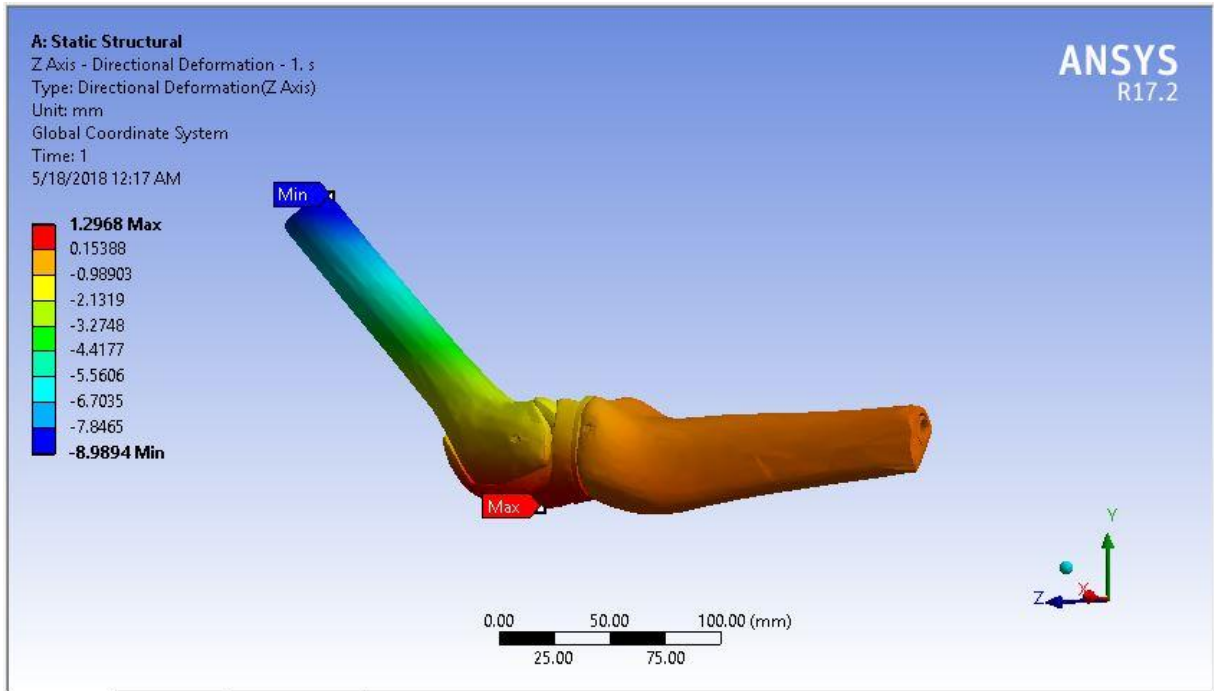
Çizelge 3. Tanımlı mesh için çarpıklık ve eleman kalitesi

	Minimum	Standart Sapma	Ortalama	Maksimum
Çarpıklık	0.0029074	0.26153	0.42	1
Eleman Kalitesi	0.00027485	0.24511	0.68	1

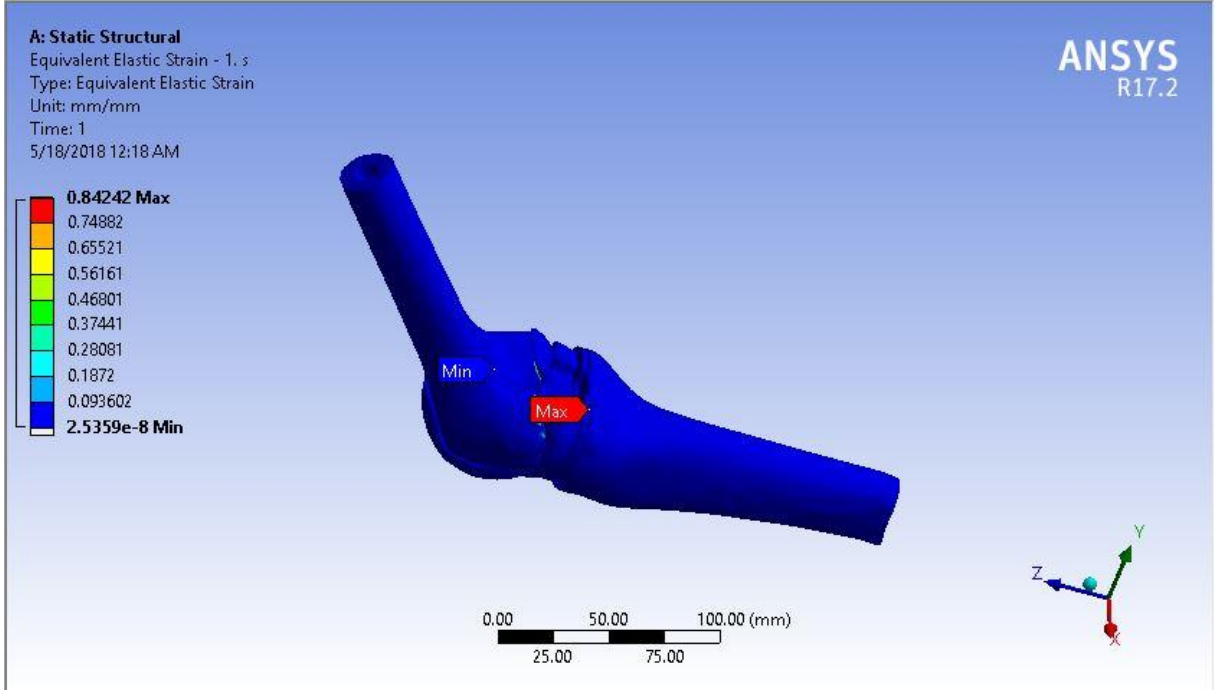
Projede model oluşturma işlemi için sırasıyla 3D Slicer, Autodesk Meshmixer, Solidworks ve ANSYS Workbench programları kullanılmış dolayısıyla oluşan sonlu elemanlar modelinde gerçek modelden biraz uzaklaşmıştır. Bu işlemlerin sonucu olarak model, tamamen bedava ve açık kaynaklı programlar ile üretilmiş ve aynı zamanda alışılmadık standart yöntemlere bir alternatif sunulmuştur.

Bu bilgilere ek olarak eleman kalitesinin ortalamasının üzerinde olması ( $0.68 > 0.5$ ) yapılan mesh iyileştirme ve mesh ataması işlemlerinin doğru olduğunu ifade eder. Elde edilen sonuçların doğru değerlere yakınlığını gösterir. Eleman kalitesini maksimum değer olan 1'e yaklaştırarak detaylıca analizler yapılabilmesi ve gerçeğe daha da yakın sonuçlar elde edebilmesi mümkündür. Bunun için daha iyi mesh kalitesi adına mesh ayarlarında değişiklikler yapılması gerekeceğinden analiz sonucunun süresi artacaktır. Analiz sonuçlarına kısa sürede ulaşılmak istenildiği durumlar için genellikle istenmeyen bir durumdur (Zachariah ve Sanders, 2000).

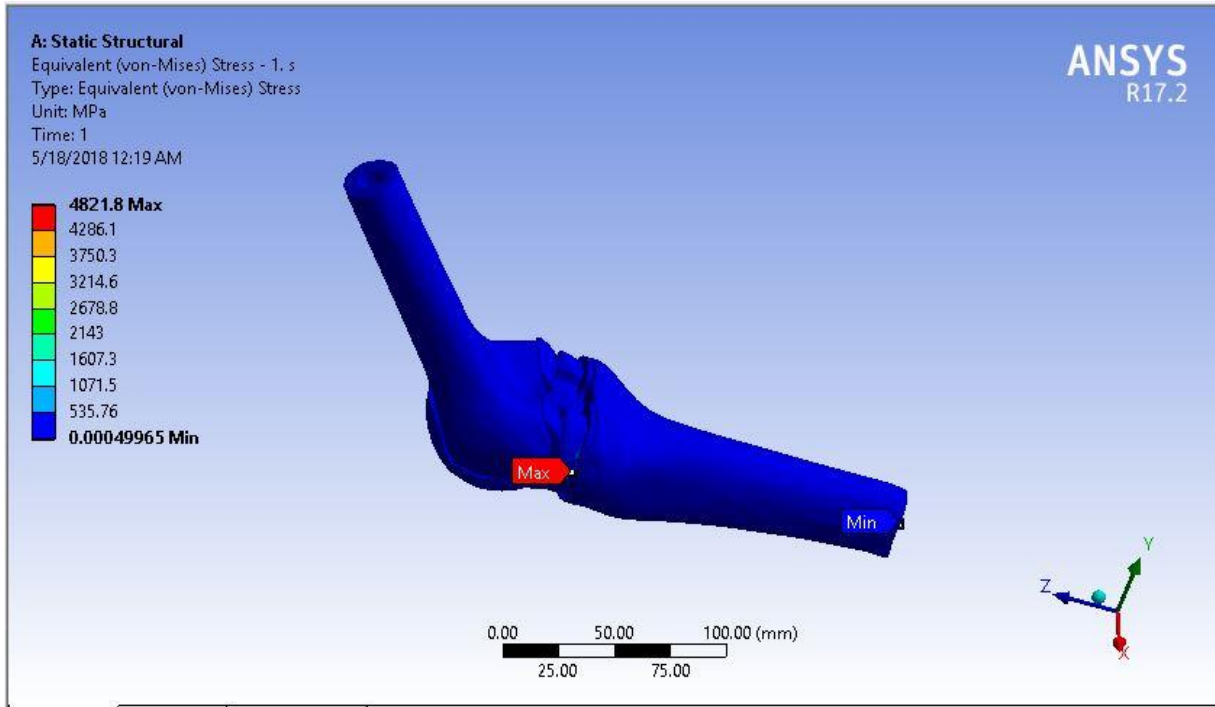
Analiz sonunda modelin ve her bir parçanın toplam deformasyonu, elastik gerilmeleri ve Von - Mises gerilmeleri hesaplatılmış ve Şekil 19-21 serisinde gösterilmiştir.



Şekil 19. Statik analiz sonucu toplam deformasyon.



Şekil 20. Statik analiz sonucu toplam elastik gerilme.



Şekil 21. Statik analiz sonucu toplam Von – Mises gerilmeleri.

Şekil 21’de elde edilen değerlerin fazla olmasının başlıca sebebi; kemiklerin katı modeli oluşturulurken tomografi görüntüsünün 400 adet ile sınırlandırılmış olmasıdır. Görüntü sayısının artırılması ile elde edilecek kemiğin katı modeli gerçeğe çok daha yakın olacaktır ancak daha fazla görüntü işlenmesi, vücudun daha fazla radyasyona maruz kalmasına ve bu radyasyona bağlı hastalık oluşumuna karşılık gelmektedir. Kemiklerin katı model montajı sırasında yaklaştırma modelinin uygulanması, 45 derecelik montajla analiz yaptırılmasında normal ve kayma gerilmelerinin beraber ve

maksimum olduğu durum söz konusu olduğundan, sonuç olarak ortaya çıkan 0 – 4820 MPa değerleri yerine 100 – 500 MPa değerlerine yoğunlaşmak gerekmektedir. Bir insan kemiği en fazla 500 MPa gerilmeye karşı koyabilir, 500 MPa gerilmeden fazla durumlarda kemikte kırılmalar gerçekleşir (Anonim, 2015b).

Burada hem analizin çözümünde hem de montajın % 100 olarak tam benzetilememesinden ötürü kaynaklanan problemlerden dolayı ihmal edilecektir. Özel bir durum olan ‘İğne Ucu Etkisi’, yani alanın minimum ancak kuvvetin maksimum olduğu duruma benzer durum yaşanmıştır. Buradaki çözümlerde karşılaşılan durum, montajda yaklaştırma metodu ile yapıldığından sadece bahsedilmesi yeterli olacaktır. Aynı zamanda mesh yapısında ve/veya Solidworks katı modellerinde düzeltme yapıldığında, ANSYS Workbench programı hata verecek, meshleme yapılması ve bu analizin çözülmesi bir saatten fazla sürecektir. Bu da hata oranının artmasına sebep olmaktadır. Bu tip nedenlerden ötürü çözümler bu şekilde yorumlanmıştır.

Şekil 21’de görüldüğü üzere, analiz sonucunda toplamda ortalama 100 - 500 MPa arasında gerilme sonucuna ulaşılması gerekirken 4820 MPa değerlerine çıktığı görülmüştür.

#### 4. Tartışma ve Sonuç

Bu çalışmada tomografi görüntülerinden oluşturulan diz implant modeli, yürüme hareketinin belirli bir anında yani statik durum için sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Çizelge 4. ile sonlu elemanlar analizi için gerilme sonuçları verilmiştir. Model için öncesinde Meshmixer programında tahmin edilen senaryo, sonlu elemanlar analizinde doğrulanmış olup femur ile tibia arasında kalan bölgede gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu görülmüştür.

Çizelge 4. Analiz sonucunda oluşan maksimum gerilme ve deformasyon değerleri

	Kortikal femur	Trabeküler femur	Femur implant	İnsert	Kortikal tibia	Trabeküler tibia	Tibia implant
Gerilme (MPa)	66.5	60	607*	1556*	66.5	60.7	4821*
Deformasyon (mm)	60	0.88	1.3	1.08	0.26	0.38	0.97

Çizelge 4’te bulunan \* işaretli sonuçların yüksek çıkmasının sebepleri Şekil 21.’in altında detaylıca açıklanmıştır. Diz implant modeli ve diğer biyomekanik çalışmalarda oluşturulan model üzerinde son olarak yüzey oluşturma işlemi yapıldığında model üzerinde bulunan kusurlar ve bozukluklar giderilmiştir. Aynı zamanda bu işlem sayesinde model boyutları da düşürülerek işlem hızı arttırılmıştır. Bu yönteme alternatif oluşturması açısından yüzey oluşturulmamış, analizi gerçekleştirilen modelin boyut azaltma ve yüzey düzenleme işlemleri manuel olarak aynı anda gerçekleştirilmiştir. Programlar arası uygun dosya uzantısına geçişlerde ve yapılan hem teorik hem de pratik kabullerle elde edilen sonuçlara göre bu diz protezinin hastaya uygulanabilirliği konusunda bir sorun çıkmadığı görülmektedir (Anonim, 2015b).

Bu çalışmada;

- tomografi görüntülerinin işlenmesi,

- diz için hastaya uygun protez parçasının oluşturulması,
- homojen kabul edilen kemik yapısının, aslında kortikal ve trabeküler dokulu olması yani kemiğin yerine göre homojen yerine göre heterojen olması göz önünde bulundurularak,
- proteze; vücudun kıkırdak ve et dokusu dahil tepkime vermeyeceği şekilde uygun malzeme seçilmesi,
- diz kapağı bağlarının ve et dokusunun tepkime değerlerinin de ihmal edilmesi düşünüldüğünde,

makine mühendisinin her ne kadar ortopedi doktoru ile ortak çalışması mecburi olsa da, her hangi bir ortopedi doktoruna danışmasına ihtiyaç duymadan da diz protezinin hastaya olan uygunluğunu yorumlayabilmesi ve gösterebilmesi ayrı bir başarıdır. Ancak genel olarak klinik çalışmalarda hastaların hayatını etkileyecek durumlarda mutlaka bir ortopedi doktoru ile makine mühendisinin ortak çalışması mecburidir.

Bu çalışmada kullanılan 3D Slicer ve Autodesk Meshmixer programları tamamen açık kaynaklı olmakla birlikte bedelsizdir. Solidworks ve ANSYS Workbench programları ise öğrenci sürümü olup dosya boyutu, mesh elemanı ve düğüm sayısı sınırları olması sebebiyle yapılan montaj ve analiz işlemlerini sınırlamaktadır. Açık kaynaklı programlara göre daha profesyonel ve paralı programlar da mevcuttur. Hatta öyle ki, Anybody Modeling isimli lisanslı program ile Solidworks ve ANSYS Workbench programlarındaki montaj ve analiz işlemlerine gerek duymadan, hatta ve hatta et dokusunun ve bağ dokularının ihmal edilmesine gerek kalmadan daha detaylı sonuçları elde etmek mümkündür. Ancak, kullanılan bilgisayarın işlem hızı, ekran kartı kapasitesi vb. özellikleri yapılan ve yapılmak istenen montaj ve analiz işlemlerine etki etmektedir. Ortalama özelliklerdeki bir bilgisayar ile bu çalışmanın sonuçları yaklaşık 1 - 2 saat içerisinde elde edilebilirken, yüksek performanslı bir bilgisayar ile yaklaşık 10 - 15 dakika içerisinde bunu yapabilmek mümkün olacaktır.

Yaklaşık son 20 yıldır belki de biraz daha fazla süredir protez ve ortez çalışmaları geleneksel kalıp modellerden farklı olarak, tamamen hastaya özgü veriler elde edildikten sonra hastaya uygun şekilde kullanılacak protez/ortez yapılmaktadır. Verileri kullanılan hastanın bilgileri tamamen kişisel olduğundan karşılaştırma yapılacak güncel veri bulunması halinde bile doğru değildir. Ancak aynı hastanın birkaç yıl sonraki kendi kişisel verileri ile karşılaştırmak mümkün ve doğru olacaktır. En temel düzeyde, bu çalışmada hastaya uygulanması muhtemel protezin takılmasının uygunluğu kontrol edilmiştir. Sonuç itibari ile hastaya protez takılması doğrultusunda şahsımca yorumlanmıştır. Tam onay için doktor ve hasta ile birlikte tekrar yorumlanmalıdır. Bu bilgilere ek olarak, kişiye özgü protez ve ortez parçalarının üretimi ve uygulanmasının geleneksel kalıp modellere oranla avantajları vardır (Fukaya ve ark., 2018).

Femur ve tibia kemiklerinin iç kısımda, dış kabuğa oranla daha yumuşak bir yapı olduğu bilinmektedir. Modelleme yapılırken trabeküler kısmın eşik değerlerine göre femur ve tibia kemik modelleri iki ayrı kısım olarak modellenirse, analiz sonucunda alınan değerler daha gerçekçi ve doğru olacaktır.

Sonlu elemanlar analizinde analiz sonuçlarının gerçekliği, kullanılan eleman sayısı ile doğru orantılıdır. Ancak eleman sayısı arttırılırsa problem boyutları artar, dolayısıyla çözüm süresi uzamış olur. Bu yüzden optimum eleman sayısı için önceden araştırma yapılmalıdır. Sonlu elemanlar analizinde elde edilen değerleri azaltan bir diğer etmen ise malzeme özellikleridir.

## **Teşekkür**

Gerek bu çalışmalarında gerek hayata bakış açımda bana büyük katkısı olan ve karşılaştığım sorunlarda beni destekleyen değerli hocam Prof. Dr. İrfan KAYMAZ' a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.



Ayrıca gerek duyduğumuz zamanlarda bizden yardımını esirgemeyen Arş. Gör. Fahri MURAT ve ekip arkadaşlarımdan Bekir Özkan ve Ahmet Faruk Fırat' a teşekkürlerimi sunarım.

## Kaynakça

- Alkan, H. (2014). Sonlu elemanlar metodu ve mühendislik uygulamaları. <https://alkanhulya.wordpress.com/2014/03/07/sonlu-elemanlar-metodu-ve-muhendislik-uygulamalari/> Erişim tarihi: 01.04.2018
- Anonim. (2013). Biomechanics for everybody. <https://biomechanicsforeverybody.wordpress.com/tag/knee/>. Erişim tarihi: 02.04.2018
- Anonim. (2015a). Explanation of Jacobian Ratio in ANSYS. <https://mechanicalbase.com/explanation-of-jacobian-ratio-in-ansys-meshing/>. Erişim tarihi: 05.04.2018
- Anonim. (2015b). Looking to Element Quality in ANSYS. <https://mechanicalbase.com/looking-to-element-quality-in-ansys-meshingillustrated-expression/>. Erişim tarihi: 07.04.2018
- Anonim. (2016a). Ön çapraz bağ yaralanması. <http://bezmialemdragoshastanesi.com/tr/Sayfalar/ortopedi/on-capraz-bag-yaralanmasi.aspx>. Erişim tarihi: 08.04.2018
- Anonim. (2016b). 3B Model Oluşturma Teknikleri. <https://forums.autodesk.com/t5/3ds-max-maya-turkce/3b-model-olusturma-teknikleri/td-p/6264360>. Erişim tarihi: 09.04.2018
- Anonim. (2016c). ACL rehab – thinking beyond typical protocols. <https://postcompetitiveinsight.com/2016/02/acl-rehab-thinking-beyond-typical-protocols.html>. Erişim tarihi: 10.04.2018
- Anonim. (2016d). Femur anatomy and attachments. <https://boneandspine.com/femur-anatomy-and-attachments/>. Erişim tarihi: 15.04.2018
- Anonim. (2017). Kalça kireçlenmesi. <https://www.drmcevdetavkan.com/kalca-kirecflenmesi>. Erişim tarihi: 20.04.2018
- Anonim. (2018a). Anatomical Planes. <https://teachmeanatomy.info/the-basics/anatomical-terminology/planes/> Erişim tarihi: 21.04.2018
- Anonim. (2018b). Anatomide hareket terimleri. [https://tr.wikipedia.org/wiki/Anatomide\\_hareket\\_terimleri](https://tr.wikipedia.org/wiki/Anatomide_hareket_terimleri) Erişim tarihi: 23.04.2018
- Anonim. (2018c). Femur bone structure. <https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/femur-bone-structure-vector-19944594>, Erişim tarihi: 24.04.2018
- Anonim. (2018d). Kinematics. <https://en.wikipedia.org/wiki/Kinematics>. Erişim tarihi: 26.04.2018
- Morrey, B., & Berry, D. (2011). *Joint Replacement Arthroplasty Basic Science, Hip, Knee and Ankle*
- McCarthy, J. C., Noble, P. C., & Richard, N. V. (2017). *Hip Joint Restoration*.
- Grosel, M., Gfoehler, M., Peham, C. (2009). Alternative solution of virtual biomodeling based on CT-scans, *Journal of Mibomechanics*. *Journal of Biomechanics*, doi:10.1016/j.biomech.2009.05.007
- Öncen, H. (2016). Ossa Crucis (Tibia - fibula). <https://aduvetfak.wordpress.com/2016/12/26/ossa-cruris-tibia-fibula/>. Erişim tarihi: 02.05.2018
- Rony I., Kingma, I., de Boode, V., Faber, G. S., & van Dieën, J. H. (2020). Angular velocity, moment, and power analysis of the ankle, knee, and hip joints in the goalkeeper's diving save in football. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2(13), 1-9. doi:10.3389/fspor.2020.00013
- Lei, S., Anderson, D. D., Brown, T. D., & Frank, M. (2014). A method to represent heterogenous materials for rapid prototyping: The Matroyshka Approach. *Rapid Prototyping Journal*, 20(5), 390-402. doi:10.1108/RPJ-10-2012-0095

- Takashi Fukaya, Wataru Nakano, Hirotaka Mutsuzaki, & Koichi Mori (2018). Smoothness of the knee joint movement during the stance phase in patients with severe knee osteoarthritis. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine*, doi:10.1016/j.asmart.2018.08.002
- Xiahong Jia, Ming Zhang, & Winson C. C. Lee (2003). Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb – Dynamic effects. *Journal of Biomechanics*, 31(9):1371-1377. doi:10.1016/j.biomech.2003.12.024
- Zachariah, S.G., & Sanders, J.E., (2000). Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact. *Journal of Biomechanics*, 33, 895-899. doi:10.1016/S0021-9290(00)00022-1
- Zhang, M., & Roberts, V.C., (2000). Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket. *Medical Engineering and Physics*, 22, 607-612. doi:10.1016/s1350-4533(00)00079-5