

# NOKTASAL YÜKLEME ETKİSİNDEKİ ÜÇ BOYUTLU İNSAN KALÇA EKLEMİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

Mehmet Emin ÇETİN\* ve Hasan SOFUOĞLU\*

<sup>\*)</sup> Karadeniz Teknik Üniversitesi, Makina Müh. Böl., Trabzon

## ÖZET

3 boyutlu olarak modellenmiş protezsiz ve protezli insan kalça eklemi sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Çalışma kapsamında 3 farklı protez, yürüme ve merdiven çıkma olmak üzere 2 farklı hareket ve noktasal yükleme durumu için sonlu elemanlar modelleri oluşturulmuştur. Çalışma kapsamında Charnley, Müller ve Hipokrat tipi 3 farklı çimentolu kalça protezi kullanılmıştır. Modeller sonlu elemanlar analiz programı olan Ansys Workbench programına aktarılmış, burada yürüme ve merdiven çıkma durumları göz önüne alınarak noktasal statik yüklemeler için 3 boyutlu sonlu eleman analizleri yapılmıştır. Analizler sonucunda, kortikal ve trabeküler kemiklerde, protezde ve kemik çimentosunda oluşan von-Mises gerilmeleri ve şekil değiştirmeleri belirlenerek karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Biyomekanik, Kalça eklemi, Kalça protezi, Sonlu Elemanlar Yöntemi

## THE INVESTIGATION OF A 3-D HUMAN HIP JOINT UNDER THE EFFECT OF CONCENTRATED FORCE BY USING FINITE ELEMENT METHOD

### ABSTRACT

In this study, a three dimensionally modeled human hip joint with and without prosthesis was investigated by using finite element method. In scope of the study, 3 different types of cemented prosthesis namely; Charnley, Muller and Hipokrat were used. After preparing the solid models of the hip joint, the models were exported to Ansys Workbench program in order to create 3-D finite element models of the hip joint. The finite element analysis were then pursued for walking and stair climbing activities using concentrated force conditions applied statically. The von-Mises stresses and strains on the cortical and trabecular layers of bone, prosthesis and bone cement were determined at the end of the finite element analysis and compared to each other.

**Key Words:** Biomechanics, Hip joint, Hip prosthesis, Finite Element Method

### 1. GİRİŞ

Kalça eklemi vücudun en fazla yük taşıyan eklemidir. Gün boyunca yük taşımak gibi efor gerektiren eylemlerin yanında yürümek, merdiven çıkmak, oturup kalmak gibi günlük yaşamın vazgeçilmez eylemlerini gerçekleştirirken de kalçada önemli yüklenmeler oluşmaktadır. Kalça eklemünde, ilerleyen yaşlarda tekrarlayan mekanik zorlanmalar sonucunda, halk arasında kireçlenme olarak bilinen, osteoartrit (OA) eklem hastalığı ortaya çıkmaktadır. OA nedeniyle kıkırdak doku hasara uğramakta, kıkırdakta incelme ve aşınma meydana gelmektedir. OA'nın ilerleyen

aşamalarında kalça eklemi iş göremez hale gelmekte ve hastada şiddetli ağrıya ve hareket kısıtlamalarına sebep olmaktadır. Bu durum ise, hastanın sıkıntılarını çözmek için tam kalça yenileme ameliyatını (Total Hip Arthroplasty, THA) gerekli kılmaktadır.

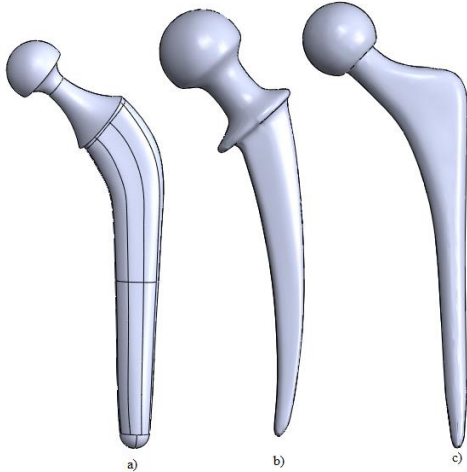
THA’ da kullanılan kalça protezlerinin klinik kullanım öncesi test edilmesi büyük önem arz etmektedir. Vücuttaki iskelet-kas sistemini yapısal bir sistem gibi düşünüp statik ve dinamik yüklemelerle kemikte ortaya çıkan gerilmeler, şekil değiştirmeler ve yer değiştirmeler sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak tespit edilebilmektedir. Bunun yanında deneysel çalışmalar ise, kadavradan çıkarılarak elde edilmiş modeller veya kompozit malzeme kullanılarak hazırlanmış gerçek kemik dokusunun mekanik özelliklerine benzer özellik gösteren modeller gerektirmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak THA’da kullanılan protezlerin klinik kullanımı öncesi testleri yapılarak deneysel çalışmalara bir üstünlük sağlanabilmektedir. Dolayısıyla bu çalışmada, protezsiz ve protezli modellerin incelenerek sağlam kalça eklemiyle THA uygulanmış kalça eklemine karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu amaç için sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak oluşturulan üç boyutlu modeller, kas ve temas kuvvetlerinin noktasal olarak yüklendiği durumlar için analiz edilerek kortikal ve trabeküler kemiklerde, protezde ve protezin kemiğe montajında kullanılan çimentoda meydana gelen gerilmeler ve şekil değiştirmeler belirlenmiştir.

## 2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

### 2.1. Kalça Eklemi Modellerinin Oluşturulması

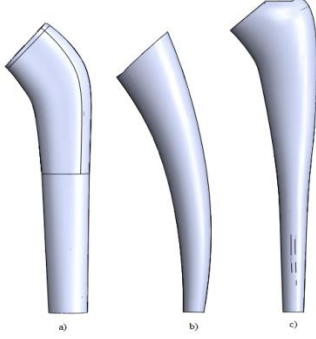
Kalça eklemi, kalça çukuru ve uyluk kemiği olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir. Bu çalışmada kalça eklemi modelleri oluşturulurken sadece uyluk kemiği kısmı modellenmiştir. Kalça eklemi modelleri protezli ve protezsiz olmak üzere iki farklı yolla oluşturulmuştur. Protezsiz uyluk kemiği modeli kortikal (sert) kemik kısmı ve trabeküler (süngerimsi) kemik kısımlarından oluşmakta ve zarar görmemiş sağlam kemiği temsil etmektedir. Protezli uyluk kemiği modeli kortikal kemik kısmı, trabeküler kemik kısmı, kemik çimentosu ve protezden oluşmaktadır. Protezli uyluk kemiği THA uygulanmış kemiği temsil etmektedir. Bu çalışmada Viceconti vd. (1996) tarafından oluşturulmuş “Standardize Edilmiş Uyluk Kemiği” modeli kullanılmıştır. Standardize edilmiş uyluk kemiği kortikal kemik ve trabeküler kemik katmanlarından oluşmaktadır. Model “Biomedtown”(URL-1) adlı siteden “parasolid” formatında indirilmiştir.

Bu çalışmada Charnley (Depuy, Johnson & Johnson, Leeds, UK), Müller (JRI Ltd, London, UK) ve Hipokrat (Hipokrat A.Ş. Türkiye) tipi olmak üzere üç tip protez kullanılmıştır. Bu protezler Şekil 2.1’de gösterilmektedir. Charnley protezi katı modeli “Biomedtown”(URL-1) adlı sitesinden indirilmiştir. Müller ve Hipokrat protezleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Farabi Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinden temin edilmiştir. Protezler Breuckmann Optotophe üç boyutlu tarama cihazında taranmıştır. Tarama ile nokta bulutu elde edilmiş ve protezlerin nokta bulutu halleri “stl” formatında Rapidform XOR 3 tersine mühendislik programına aktarılarak bu program aracılığıyla sonlu elemanlar analizinde kullanılacak hale getirilmiştir. Rapidform XOR3 programında protezlere yüzey giydirilmiş ve “iges” formatında kaydedilmiştir. Solidworks CAD programında “iges” formatındaki dosyalar açılmış ve Müller ve Hipokrat protezlerinin üç boyutlu katı modelleri elde edilmiştir.



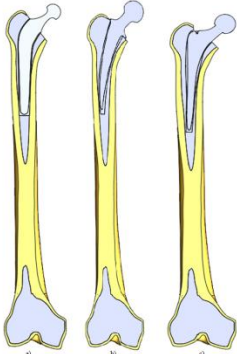
Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan protezler a) Charnley b) Müller c) Hipokrat

Genel olarak cerrahi uygulamalarda protezler uyluk kemiği kanalı içine yerleştirilmeden önce çimento ve protez için kemik içinde gerekli boşluklar açılmaktadır. Protez uyluk kemiği kanalı içine yerleştirilirken sap çevrelerine çimento sürülmekte ve kanal içine yerleştirilip sabitlenmektedirler. Bu çalışmada protezlerin etrafındaki çimento tabakalarının tasarımında cerrahi uygulama göz önüne alınarak çimento tabakaları uyluk kemiği kanalına yerleşecek şekilde protezin etrafındaki optimum kalınlık esas alınmış ve Solidworks CAD programı kullanılarak modeller oluşturulmuştur. Şekil 2.2’de çalışmada kullanılan çimento modelleri gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Çalışmada kullanılan çimento modelleri a) Charnley protezi çimento modeli, b) Müller protezi çimento modeli, c) Hipokrat protezi çimento modeli

Çalışmada kullanılan modeller protezli ve protezsiz olmak üzere ikiye ayrılmıştır. THA uygulanmış protezli modellerden Charnley protezi yerleştirilmiş, Müller protezi yerleştirilmiş ve Hipokrat protezi yerleştirilmiş modellerin kesit görüntüleri Şekil 2.3’te verilmiştir. Çalışmada 1 tane protezsiz ve 3 tane protezli olmak üzere toplam 4 adet model kullanılmıştır.



Şekil 2.3. Çalışmada kullanılan modelleri a) Charnley protezi yerleştirilmiş, b) Müller protezi yerleştirilmiş, c) Hipokrat protezi yerleştirilmiş

## 2.2. Çalışmada Kullanılan Malzeme Özellikleri

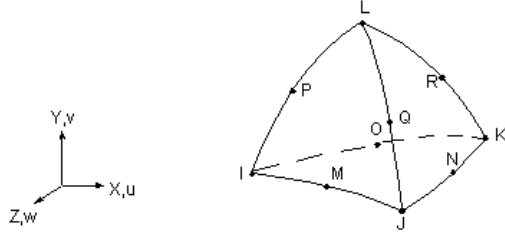
Çalışmada kullanılan modellerde trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protezler için izotropik malzeme özellikleri kullanılırken kortikal kemik anizotropik kabul edilmiştir. Charnley, Müller ve Hipokrat protezlerinin her üçünün malzemesi, CoCr alaşımı olarak seçilmiştir. Sonlu eleman analizlerinde kullanılan malzeme özellikleri Stolk vd.’nin (2002) yaptığı çalışmadan alınmış ve Tablo 2.1’de verilmiştir.

Tablo 2.1. Sonlu eleman analizlerinde kullanılan malzeme özellikleri (Stolk vd. 2002)

Bileşen	Malzeme	Elastik Modüller [GPa]	Poisson Oranı
Protez	CoCr alaşımı	210	0,3
Çimento	PMMA	2,28	0,3
Süngerimsi Kemik		0,4	0,3
Sert Kemik		$E_x = E_y = 7,0$ ; $E_z = 11,5$	$\nu_{xy} = \nu_{yz} = \nu_{zx} = 0,4$
		$G_{yz} = G_{zx} = 3,5$ ; $G_{xy} = 2,6$	

### 2.3. Modellerde Kullanılan Sonlu Elemanlar Ağı

Sonlu elemanlar analizi yapılırken modellere sonlu elemanlar ağı örülmesi gerekmektedir. Modelleri oluşturan kortikal kemik, trabeküler kemik, çimento ve protez bileşenlerinin tümü için Şekil 2.4’te gösterilen 3 boyutlu 10 düğüm noktalı yapısal katı tipi tetrahedral eleman kullanılmıştır.



Şekil 2.4. 3 boyutlu 10 düğüm noktalı yapısal katı tipi eleman (URL-2)

Bu çalışmada protezsiz ve protezli modellerde kullanılan toplam eleman sayısı ve düğüm noktaları sayısı, bileşenlerin her birinin eleman sayısı ve düğüm noktaları sayısı Tablo 2.2, Tablo 2.3, Tablo 2.4 ve Tablo 2.5’de sırayla gösterilmiştir.

Tablo 2.2. Protezsiz modeldeki eleman ve düğüm noktası sayıları

Bileşen	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası
Kortikal Kemik	21083	38161
Trabeküler Kemik	17209	28496
<b>Toplam</b>	<b>38292</b>	<b>66657</b>

Tablo 2.3. Charnley protezi yerleştirilmiş modeldeki eleman ve düğüm noktası sayıları

Bileşen	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası
Kortikal Kemik	34363	59702
Trabeküler Kemik	28532	46820
Protez	5121	8601
Kemik çimentosu	4996	9987
<b>Toplam</b>	<b>73012</b>	<b>125110</b>

Tablo 2.4. Müller protezi yerleştirilmiş modeldeki eleman ve düğüm noktası sayıları

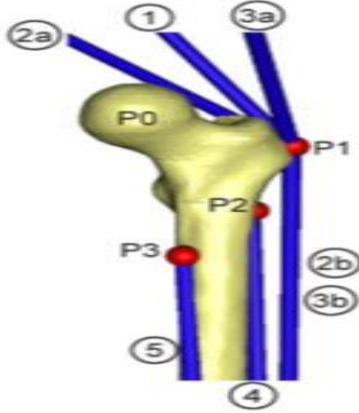
Bileşen	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası
Kortikal Kemik	22456	40227
Trabeküler Kemik	18113	30337
Protez	9936	16585
Kemik çimentosu	6222	11588
<b>Toplam</b>	<b>56727</b>	<b>98737</b>

Tablo 2.5. Hipokrat protezi yerleştirilmiş modeldeki eleman ve düğüm noktası sayıları

Bileşen	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası
Kortikal Kemik	28469	51411
Trabeküler Kemik	26001	41471
Protez	5168	8645
Kemik çimentosu	3274	6547
<b>Toplam</b>	<b>62912</b>	<b>108074</b>

## 2.4. Uygulanan Kuvvetler ve Sınır Şartları

Bu çalışmada insanın günlük yaşamında en çok yaptığı aktiviteler olan yürüme ve merdiven çıkma hareketleri ve bu hareketler sırasında oluşan kas ve temas kuvvetleri göz önüne alınmıştır. Yüklemeler, yürüme ve merdiven çıkma hareketleri için ayrı ayrı, hem sağlıklı insan kalça eklemi temsil eden protezsiz modellere hem de THA uygulanmış hastaları temsil eden protezli modellere uygulanmıştır. Yükleme için kas kuvvetlerinin uygulanacağı noktaların yeri ve kas kuvvetlerinin vücut ağırlığı değerleri yüzde olarak Heller vd.'nin (2005) çalışmasından alınmıştır. Şekil 2.4'de noktaların uyluk kemiği üzerindeki yerleri gösterilmiştir. Bu çalışmada yürüyüşün basma fazı tek bacak ayakta duruş şekli esas alınmış ve uyluk kemiği kondil kısmından sabitlenmiştir. Vücut ağırlığı ortalama bir insanın ağırlığı düşünülerek 750 N olarak alınmıştır. Çalışmada kullanılan kuvvet değerleri yürüme ve merdiven çıkma durumunda etkin olan kasların kuvvet değerleridir ve bu kuvvet değerleri Tablo 2.6 ve Tablo 2.7'de verilmiştir.



Şekil 2.5. Uyluk kemiği üzerinde yüklemeye kullanılan noktaların yerinin şematik gösterimi (Heller vd. 2005)

Tablo 2.6. Yürüme durumu için uygulanan kuvvet değerleri

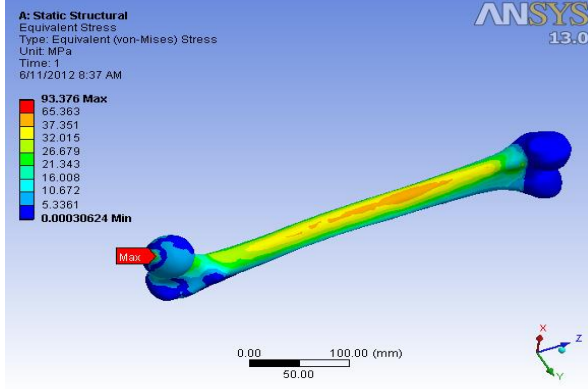
	Kuvvet Bileşenlerinin Büyüklükleri			Temas Noktası
	X [N]	Y [N]	Z [N]	
<b>Temas kuvveti</b>	-405	246	1719	P0
<b>Abdüktörler</b>	435	-32,25	-648,75	P1
<b>Tensor fasciae latae, proximal part</b>	54	-87	-99	P1
<b>Tensor fasciae latae, distal part</b>	-3,75	5,25	142,5	P1
<b>Vastus lateralis</b>	-6,75	-138,75	696,75	P2

Tablo 2.7. Merdiven çıkma durumu için uygulanan kuvvet değerleri

	Kuvvet Bileşenlerinin Büyüklükleri			Temas Noktası
	X [N]	Y [N]	Z [N]	
<b>Temas kuvveti</b>	-444,75	-454,5	-1772,25	P0
<b>Abdüktörler</b>	525,75	216	636,75	P1
<b>İlio-tibial tract, proximal part</b>	78,75	22,5	96	P1
<b>İlio-tibial tract, distal part</b>	-3,75	-6	-126	P1
<b>Tensor fasciae latae, proximal part</b>	23,25	36,75	21,75	P1
<b>Tensor fasciae latae, distal part</b>	-1,5	-2,25	-48,75	P1
<b>Vastus lateralis</b>	-16,5	168	-1013,25	P2
<b>Vastus medialis</b>	-66	297	-2003,25	P3

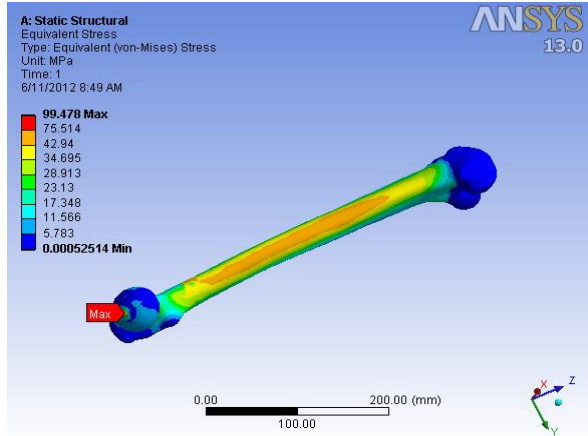
### 3. BULGULAR

Protezsiz modelde yürüme hareketi için kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri Şekil 3.1'den de görüldüğü gibi 93,376 MPa'dır. Kortikal kemikte maksimum gerilme, baş kısmında temas kuvvetinin kemiğe etki ettiği noktada oluşmuştur. Kemiğin shaft kısmı boyunca ise gerilmeler 32 ve 65 MPa arasında değişmektedir. Trabeküler kemikteki maksimum gerilme ise baş kısmında 7,3998 MPa olarak gerçekleşmiştir.



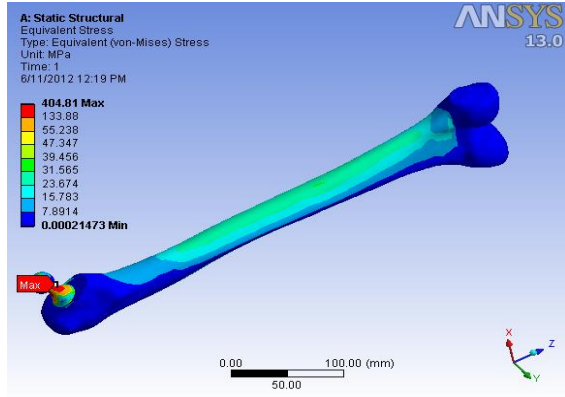
Şekil 3.1. Protezsiz modelde yürüme hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Şekil 3.2'de protezsiz modelde merdiven çıkma hareketi için oluşan gerilme dağılımı verilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi maksimum gerilme değeri 99,478 MPa'dır ve kortikal kemikte oluşmuştur. Bu maksimum gerilme, baş kısmında temas kuvvetinin kemiğe etki ettiği noktada meydana gelmiştir. Trabeküler kemikte ise maksimum von-Mises gerilmesi baş kısmında ve 7,8458 MPa olarak ortaya çıkmıştır.



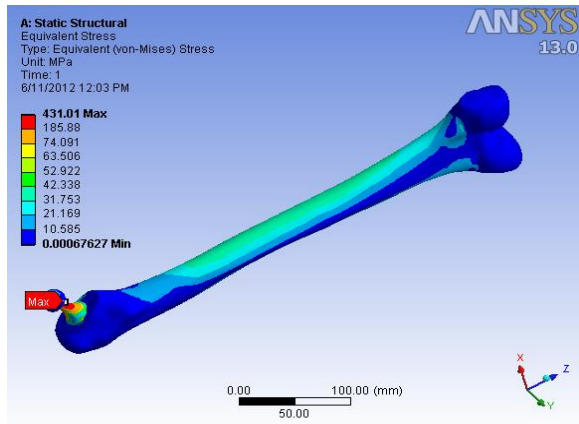
Şekil 3.2. Protezsiz modelde merdiven çıkma hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Charnley protezli modelde yürüme hareketi için 404,81 MPa değerindeki maksimum von-Mises gerilmesi (Şekil 3.3) protezin boynunun alt kısmında oluşmuştur. Kortikal kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi vastus lateralis kasının kemiğe bağlantı noktasında 41,821 değerinde oluşmuştur. Trabeküler kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi ise, 14,166 MPa değeri ile kemik çimentosu ile trabeküler kemiğin kesiştiği bölgededir. Bu modelde kemik çimentosundaki maksimum von-Mises gerilmesi ortaya kısma yakın arka bölgede 59,529 MPa değerinde oluşmuştur.

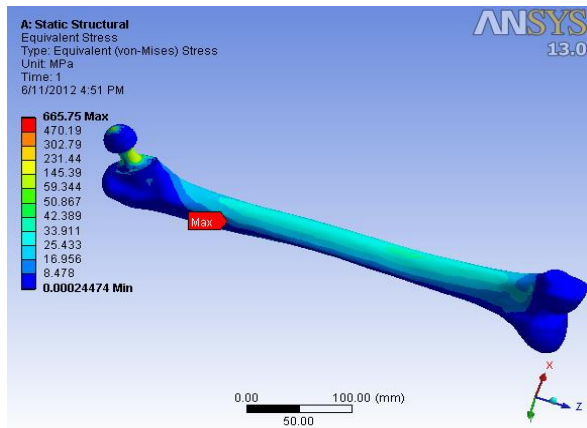


Şekil 3.3. Charnley protezli modelde yürüme hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Charnley protezli modelde merdiven çıkma hareketi için Şekil 3.4’de verildiği gibi maksimum von-Mises gerilmesi protezin boynunun alt kısmında 431,01 oluşurken kortikal kemikteki aynı gerilme değeri 87,981 MPa olarak gerçekleşmiştir. Trabeküler kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi ise 13,628 MPa değeri ile kemik çimentosunun ön orta kısmının trabeküler kemiğe temas ettiği bölgede oluşmuştur. Bu modelde kemik çimentosunda maksimum gerilme üst arkada ortaya yakın bölgede 65,597 MPa değerindedir.



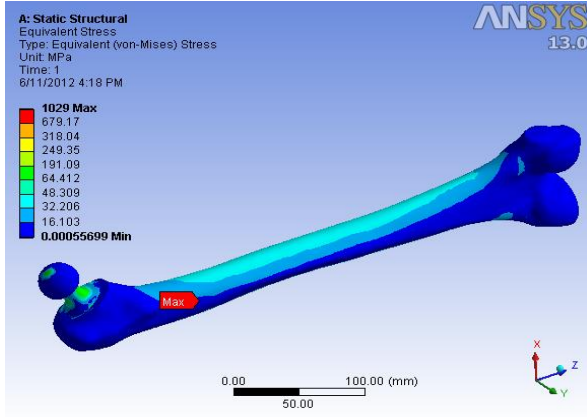
Şekil 3.4. Charnley protezli modelde merdiven çıkma hareketi için von-Mises gerilme dağılımı



Şekil 3.5. Müller protezli modelde yürüme hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

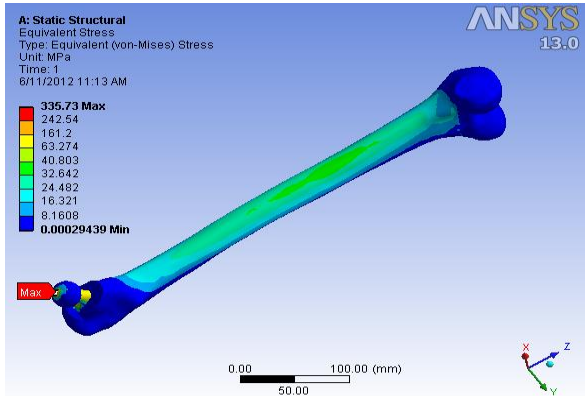
Müller protezli modelde yürüme hareketi için 665,75 MPa değerindeki maksimum von-Mises gerilmesi protezin sap kısmında uca yakın bölgede ortaya çıkmıştır (Şekil 3.5). Kortikal kemikte maksimum von-Mises gerilmesi kortikal kemiğin protezin yaka kısmı ile temas ettiği bölgede 96,871 MPa değerini almıştır. Trabeküler kemikte maksimum von-Mises gerilmesi 13,599 MPa değeri ile kemik çimentosunun arka alt kısmının trabeküler kemiğe temas ettiği bölgededir. Kemik çimentosunda maksimum von-Mises gerilmesi alt arka bölgede uca yakın 50,518 MPa değerindedir.

Müller protezli modelde merdiven çıkma hareketi için 1029 MPa değerindeki maksimum von Mises gerilmesi protezin sap kısmında uca yakın bölgede ortaya çıkmıştır (Şekil 3.6). Kortikal kemikte maksimum von-Mises gerilmesi kortikal kemiğin protezin yaka kısmı ile temas ettiği bölgede 117,5 MPa değerinde oluşmuştur. Trabeküler kemikte maksimum von-Mises gerilmesi kemik çimentosunun alt arka kısmının trabeküler kemiğe temas ettiği bölgede 17,771 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Kemik çimentosunda maksimum von-Mises gerilmesi alt arka bölgede uca yakın 82,745 MPa olarak gerçekleşmiştir.



Şekil 3.6. Müller protezli modelde merdiven çıkma hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Şekil 3.7 Hipokrat protezli modelde yürüme hareketi için von-Mises gerilme dağılımını vermektedir. Modelde maksimum von-Mises gerilmesi protezin baş kısmında temas kuvvetinin etkidiği noktada 335,73 MPa olarak gerçekleşmiştir. Kortikal kemikte maksimum von-Mises gerilmesi 63,275 MPa değerinde vastus lateralis kasının kemiğe bağlantı noktasında ortaya çıkmıştır. Trabeküler kemikte maksimum von-Mises gerilmesi kemiğin ön kısmında küçük trokantere yakın bölgede 10,157 MPa değerini almıştır. Kemik çimentosunun üst arka kısmında 59,747 MPa değerinde maksimum von-Mises gerilmesi meydana gelmiştir.

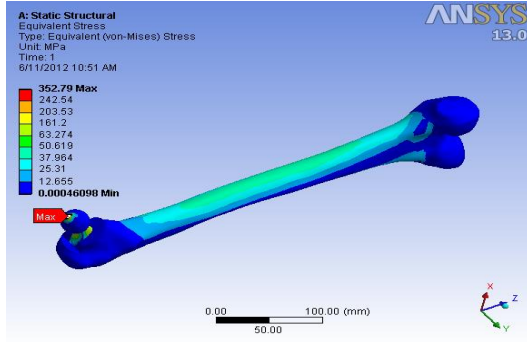


Şekil 3.7. Hipokrat protezli modelde yürüme hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Hipokrat protezli modelde merdiven çıkma hareketi için 352,79 MPa değerindeki maksimum von-Mises gerilmesi protezin baş kısmında oluşmuştur (Şekil 3.8). Kortikal kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi 116,52 MPa



değerinde ve vastus medialis kasının kemiğe bağlantı noktasında ortaya çıkmıştır. Trabeküler kemikte 12,618 MPa değerindeki maksimum von-Mises gerilmesi kemiğin ön kısmında küçük trokantere yakın bölgede ortaya çıkmıştır. Kemik çimentosunda ise üst arka bölgede 72,037 MPa değerini almıştır.



Şekil 3.8. Hipokrat protezli modelde merdiven çıkma hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Protezli modellerdeki analizler sonucunda Tablo 3.1’de protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri verilmiştir. Gerilme değerlerini hareket tipi açısından incelediğimizde merdiven çıkma sırasında oluşan gerilmeler yürüme hareketine göre bütün modellerde daha büyük değerlerdedir. Bu bulgu, THA uygulanmış hastalarda merdiven çıkma hareketinin proteze gelen yükü artırdığı ve protezde daha büyük gerilmeler oluşturduğunu göstermektedir.

Tablo 3.1. Protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]
Charnley	404,81	431,01
Müller	665,75	1029
Hipokrat	335,73	352,79

Tablo 3.2’de protezli modellerdeki analizler sonucunda protezlerde ortaya çıkan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri gösterilmiştir. Protezlerde oluşan bu değerler incelendiğinde; en büyük şekil değiştirmenin 0,0049 değeri ile merdiven çıkma hareketi sırasında Müller protezinde olduğu görülmektedir.

Tablo 3.2. Protezlerde oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [mm/mm]	Merdiven Çıkma [mm/mm]
Charnley	0,001928	0,002052
Müller	0,003170	0,00490
Hipokrat	0,001599	0,00168

Tablo 3.3’te protezli tüm modellerin kemik çimentosunda oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri gösterilmiştir. Bu çalışmada kullanılan ve yüklemelerin noktasal uygulandığı Charnley, Müller ve Hipokrat tipi protezlerin kemik çimentosunda oluşan maksimum gerilmeler yürüme hareketinde Müller protezli modelin kemik çimentosunda en küçük olurken merdiven çıkma hareketinde ise, yine Müller protezli modelin kemik çimentosunda en büyük değere ulaşmıştır. Tablo 3.4’te protezli tüm modellerin kemik çimentosunda oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlar içinde en büyük şekil değiştirme merdiven çıkma durumunda Müller protezli modelde ortaya çıkmıştır. Bu sonuç Müller protezinin THA’da kullanılması durumunun günlük yaşamında çok fazla merdiven çıkan hastalarda orta ve uzun vadede aseptik gevşemeyle sonuçlanabileceğini

göstermektedir. Bu da revizyon ameliyatını gerekli kılmaktadır. Herberts vd.'nin (2000) yaptıkları çalışmaya göre, ameliyattan 10 yıl sonra Charnley ve Müller protezlerinin revizyon ameliyatı gerektirme oranları, sırasıyla % 8 ve % 13'tür.

Tablo 3.3. Kemik çimentosunda oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]
Charnley	59,529	65,597
Müller	50,518	79,421
Hipokrat	59,747	72,037

Tablo 3.4. Kemik çimentosunda oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [mm/mm]	Merdiven Çıkma [mm/mm]
Charnley	0,026109	0,028771
Müller	0,022157	0,034834
Hipokrat	0,025295	0,031595

Tablo 3.5'te kortikal kemik için verilen maksimum von-Mises gerilmelerine baktığımızda en küçük değer her iki hareket tipi için de Charnley protezi kullanılan kortikal kemikte olduğu açıkça görülmektedir.

Tablo 3.5. Kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]
Charnley	41,821	87,981
Müller	96,871	117,5
Hipokrat	63,275	116,52
Protezsiz Kemik	93,376	99,478

Tablo 3.6'da kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri gösterilmiştir. Bu değerler incelendiğinde, Charnley ve Hipokrat protezlerinin kullanıldığı kortikal kemikte oluşan von-Mises şekil değiştirmelerinin sağlıklı kortikal kemikteki aynı değerlere yakın çıktığı buna karşın; Müller protezinin kullanılması durumunda ise çok daha büyük şekil değiştirmelerin oluşacağı söylenebilir.

Trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmelerinin verildiği Tablo 3.7 incelendiğinde en büyük von-Mises gerilmesinin Müller protezli modelde merdiven çıkma hareketi sırasında meydana geldiği görülmektedir.

Tablo 3.6. Kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [mm/mm]	Merdiven Çıkma [mm/mm]
<b>Charnley</b>	0,004492	0,009043
<b>Müller</b>	0,01125	0,01369
<b>Hipokrat</b>	0,006572	0,012022
<b>Protezsiz Kemik</b>	0,010435	0,01111

Tablo 3.8’de trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri gösterilmiştir. Bu değerlere baktığımızda, farklı tip hareket durumlarının her ikisi için, sağlıklı, yani protez takılmamış trabeküler kemikte oluşan maksimum şekil değiştirmelere en yakın şekil değiştirmelerin Hipokrat protezli modellerde olduğu anlaşılmaktadır.

Tablo 3.7. Trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]
<b>Charnley</b>	14,166	13,628
<b>Müller</b>	13,599	17,771
<b>Hipokrat</b>	10,157	12,618
<b>Protezsiz Kemik</b>	7,3998	7,8458

Tablo 3.8. Trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [mm/mm]	Merdiven Çıkma [mm/mm]
<b>Charnley</b>	0,035415	0,034071
<b>Müller</b>	0,33998	0,044429
<b>Hipokrat</b>	0,025393	0,031545
<b>Protezsiz Kemik</b>	0,01850	0,019615

#### 4. SONUÇLAR

Bu çalışmada insan kalça eklemi, farklı tip çimentolu protez ve farklı tip hareket için sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak üç boyutlu olarak modellenip kas ve temas kuvvetlerinin noktasal olarak yüklendiği durumlar için analiz edilmiştir. Analiz sonucunda, uyluk kemiğinin katmanları olan kortikal ve trabeküler kemiklerde, protezde ve protezi kemiğe montajda kullanılan çimentoda oluşan von-Mises gerilmeleri ve şekil değiştirmeleri elde edilmiştir. Elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Kemik çimentosunda oluşan von-Mises gerilmelerine ve şekil değiştirmelere bakarak kemik çimentosunda hasar oluşturma bakımından, merdiven çıkmanın yürümeye göre daha fazla hasar verici olduğu görülmüştür.
2. THA uygulamalarında Charnley, Müller ve Hipokrat protezlerinin kullanılmaları durumunda, çimento tabakasında oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri ve şekil değiştirmeleri açısından ele alındığında, Müller protezinin aseptik gevşemeye neden olup revizyon ameliyatını gerektirme açısından, diğer iki proteze göre daha tehlikeli olduğu anlaşılmıştır.

3. Modellerde oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri açısından karşılaştırma yaptığımızda, Charnley protezi kullanılan kortikal kemikte yürüme ve merdiven çıkma hareketlerinin her ikisinde de diğer iki proteze göre daha düşük gerilme oluştuğu söylenebilir.
4. THA uygulamalarında Charnley ve Hipokrat protezlerinin kullanılması durumunda, kortikal kemikte oluşan şekil değiştirmelerin sağlıklı kemikteki şekil değiştirmelere yakın çıktığı, Müller protezi kullanılması durumunda ise daha büyük şekil değiştirmenin meydana geldiği görülmektedir.
5. Farklı tip hareket (yürüme ve merdiven çıkma) durumlarının her ikisi için de, sağlıklı yani protez kullanılmamış trabeküler kemikte oluşan maksimum şekil değiştirmelere en yakın şekil değiştirmelerin Hipokrat protezi kullanılmış modellerde oluştuğu gözlenmiştir.

#### **KAYNAKÇA**

1. Heller, M.O., Bergmann, G., Kassi, J.P., Claes, L., Haas, N.P. ve Duda, G.N., Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing, Journal of Biomechanics, 38 (2005) 1155-1163.
2. Herberts, P., Malchau, H., Long-term registration has improved the quality of hip replacement:a review of the Swedish THR Register comparing 160000 cases., Acta Orthop Scand, 71 (2000) 111-121.
3. Stolk, J., Verdonschot, N. ve Huiskes, R., Stair Climbing is More Detrimental to the Cement in Hip Replacement than Walking, Clinical Orthopaedics and Related Research, 405 (2002) 294-305.
4. URL-1- [www.biomedtown.org](http://www.biomedtown.org), 15.08.2011
5. URL-2- [www.ansys.com](http://www.ansys.com), 30.11.2011
6. Viceconti, M., Casali M., Massari B., Cristofolini, L., Bassini S. ve Toni, A., The 'Standardized femur program'. Proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur, J. Biomechanics, 29 (1996) 1241.