

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

MEHMET EMİN ÇETİN\*, HASAN SOFUOĞLU\*

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

## ÖZET

İnsan kalça eklemi protezsiz ve protezli olarak 3 boyutlu modellenmiş ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Çalışma kapsamında yayılı yüklemeye uygulanmış 3 farklı protez ile yürüme ve merdiven çıkma olmak üzere 2 farklı hareket tipinin sonlu elemanlar modelleri oluşturulmuştur. Çimentolu kalça protezleri olan Charnley, Müller ve Hipokrat tipi protezler çalışmak için seçilmiştir. Sonlu elemanlar analiz programı olarak Ansys Workbench kullanılmış ve yayılı 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 Protezi, Sonlu Elemanlar Yöntemi

## THE INVESTIGATION OF A 3-DIMENSIONAL HUMAN HIP JOINT SUBJECTED TO DISTRIBUTED LOAD BY USING FINITE ELEMENT METHOD

### ABSTRACT

In this study, a three dimensionally modeled human hip joint was investigated by using finite element method. During this study, finite element models were prepared for three different prosthesis types namely; Charnley, Muller and Hipokrat and for two different activities as walking and stair climbing motions. Ansys Workbench commercial program was used for finite element analysis by applying distributed load condition. The von-Mises stresses and strains occurred on the cortical and trabecular layers of bone, prosthesis and bone cement which was used to assemble prosthesis into bone's intramedullary canal, were determined at the end of the finite element analysis and compared to each other.

**Key Words:** Biomechanics, Hip Prosthesis, Finite Element Method

### 1. GİRİŞ

Biyomekanik, canlılarda meydana gelen fiziksel olayları inceleyen bir bilim dalıdır. Bir başka açıdan ise biyomekanik; fiziksel prensiplerin canlı organizmalarda geçerliliğini araştıran bilim dalı olarak tanımlanabilir. Dolayısıyla günümüzde biyomekanik; mühendislik, matematik, biyoloji, fizik, kimya, anatomi ve fizyoloji bilim dallarından destek alan ve en çok dikkat çeken bir bilim dalı haline gelmiştir.

Osteoartrit (OA) eklem hastalığı kalça eklemindeki kıkırdak dokusunda hasar oluşturmakta, OA'nın ilerleyen aşamalarında kalça eklemi iş göremez hale gelmektedir. Hasta şiddetli ağrıya ve hareket kısıtlamalarına maruz

kalmaktadır. Tam kalça yenileme ameliyatı (Total Hip Arthroplasty, THA) OA nedeniyle sıkıntı çeken hastalar için zorunlu hale gelmektedir.

Klinik kullanım öncesi THA’ da kullanılan protezlerin test edilmesi ve ne derece tehlike oluşturup oluşturmayacağı tespit edilmelidir. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak THA’da kullanılan protezlerin klinik kullanımı öncesi testleri yapılarak protezlerin kemiklerde oluşturacağı gerilmeler ve şekil değiştirmeler hesaplanabilmektedir.

Vücudun en fazla yükü taşıyan eklemi olan kalça eklemi biyomekanik araştırmalar açısından önem arz etmektedir. Bu çalışmada protezsiz ve protezli üç boyutlu modellerin kullanılması ile sağlam ve hasar görmemiş kalça eklemiyle, THA uygulanmış kalça eklemine karşılaştırılması amaçlanmıştır. Farklı tip protez ve hareket durumları için oluşturulan üç boyutlu modeller sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analiz edilmiş ve kemiğin katmanları olan kortikal ve trabeküler kemiklerde, protezde ve protezin kemiğe montajında kullanılan çimentoda meydana gelen gerilmeler ve şekil değiştirmeler, kas ve temas kuvvetlerinin yayılı yük olarak uygulandığı durumlar için belirlenmiştir.

## 2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

### 2.1. Kalça Eklemi Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada Viceconti vd. (1996) tarafından oluşturulmuş “Standardize Edilmiş Uyluk Kemiği” modeli kullanılmıştır. Standardize edilmiş uyluk kemiği sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalarda sıkça kullanılmaktadır. Model “Biomedtown” (URL-1) adlı siteden “parasolid” formatında indirilmiştir. İnsan kalça eklemine, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak oluşturulan modeli ile ilgili detaylar Çetin (2012) veya Çetin ve Sofuoğlu (2012)’de bulunabilir.

Bu çalışmada Charnley (Depuy, Johnson & Johnson, Leeds, UK), Müller (JRI Ltd, London, UK) ve Hipokrat (Hipokrat A.Ş. Türkiye) tipi çimentolu protezler kullanılmıştır. Charnley protezi katı modeli “Biomedtown”(URL-2) adlı sitesinden indirilmiştir. Müller ve Hipokrat protezleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Farabi Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinden temin edilmiş ve Breuckmann Optotophe 3 boyutlu tarama cihazında taranarak katı modelleri elde edilmiştir. Çalışmada 1 tane protezsiz ve 3 tane protezli olmak üzere toplam 4 adet model kullanılmıştır.

### 2.2. Çalışmada Kullanılan Malzeme Özellikleri

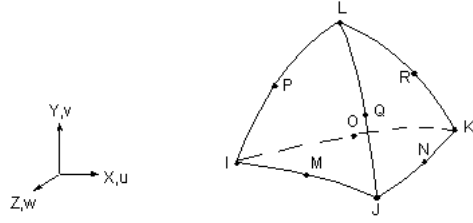
Çalışmada kullanılan modellerde kortikal kemik için ortotropik malzeme özellikleri kullanılırken trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protezler için izotropik malzeme özellikleri kullanılmıştır. Charnley, Müller ve Hipokrat protezleri CoCr alaşımından üretilmiştir. Sonlu elemanlar analizleri için malzeme 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		$E_x = E_y = 7,0 ; E_z = 11,5$	$\nu_{xy} = \nu_{yz} = \nu_{xz} = 0,4$
		$G_{yz} = G_{zx} = 3,5 ; G_{xy} = 2,6$	

### 2.3. Modellerde Kullanılan Sonlu Elemanlar Ağı

Şekil 2.1’de gösterilen 3 boyutlu 10 düğüm noktalı yapısal katı tipi tetrahedral eleman sonlu eleman tipi olarak seçilmiş ve modelleri oluşturan kortikal kemik, trabeküler kemik, çimento ve protez bileşenleri için aynı eleman tipi kullanılmıştır.



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

Bu çalışmada protezsiz ve protezli modellerde kullanılan bileşenlerin her birinin eleman sayısı ve düğüm noktaları sayısı, toplam 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	49456	84455
Trabeküler Kemik	40200	63030
<b>Toplam</b>	<b>89656</b>	<b>148485</b>

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

Bileşen	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası
Kortikal Kemik	45041	76786
Trabeküler Kemik	36860	59856
Protez	6637	10923
Kemik çimentosu	6292	12551
<b>Toplam</b>	<b>94830</b>	<b>160116</b>

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

Bileşen	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası
Kortikal Kemik	22122	39801
Trabeküler Kemik	17652	29648
Protez	10030	16767
Kemik çimentosu	6178	11524
<b>Toplam</b>	<b>55982</b>	<b>97740</b>

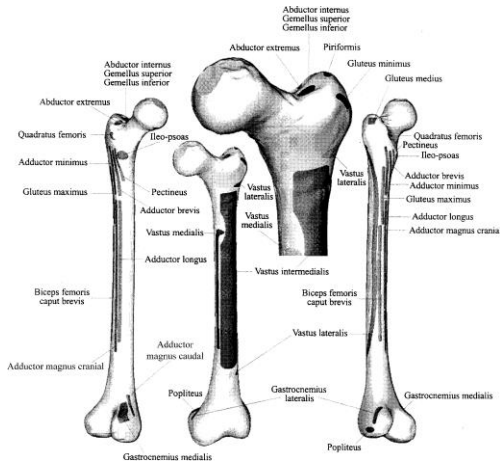
Tablo 2.5. Hipokrat protezi yerleştirilmiş modeldeki eleman ve düğüm noktası sayıları

Bileşen	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası
Kortikal Kemik	39277	68827
Trabeküler Kemik	36896	58343
Protez	11432	18528
Kemik çimentosu	7106	12978
<b>Toplam</b>	<b>94711</b>	<b>158676</b>

## 2.4. Uygulanan Kuvvetler ve Sınır Şartları

Bu çalışmada yürüme ve merdiven çıkma hareketleri sırasında oluşan kas ve temas kuvvetleri göz önüne alınmıştır. Yükleme hem THA uygulanmış hastaları temsil eden protezli modellere hem de sağlıklı insan kalça eklemine temsil eden protezsiz modellere uygulanmıştır. Yükleme için kasların kemik üzerinde kapladığı yüzeyler Viceconti vd. (2003) tarafından yapılan çalışmadan alınmıştır ve Şekil 2.4'te bu kas yüzeyleri gösterilmektedir.

Bu çalışmada yürüyüşün basma fazı tek bacak ayakta duruş şekli esas alınmış ve uyluk kemiği kondil kısmından sabitlenmiştir. Yükleme için kas kuvvetlerinin vücut ağırlığı cinsinden yüzde olarak değerleri Heller vd.'nin (2005) çalışmasından alınmıştır. 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 gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Uyluk kemiği üzerinde kasların tutunma yüzeyleri ( Viceconti vd. 2003)

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

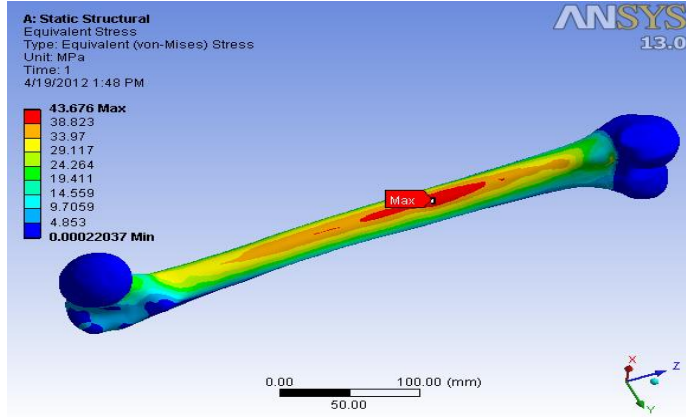
## 1. BULGULAR

Protezsiz modelde yürüme hareketi için maksimum von-Mises gerilmesi kortikal kemiğin ön kısmında ve shaftın kondile yakın alt kısmında meydana gelmiş ve Şekil 3.1'de görüldüğü gibi 43,676 MPa olarak gerçekleşmiştir. Trabeküler kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi üst arka bölgede abdüktör kasların uygulanma bölgesine yakın olarak 4,03 MPa değerinde gerçekleşmiştir.

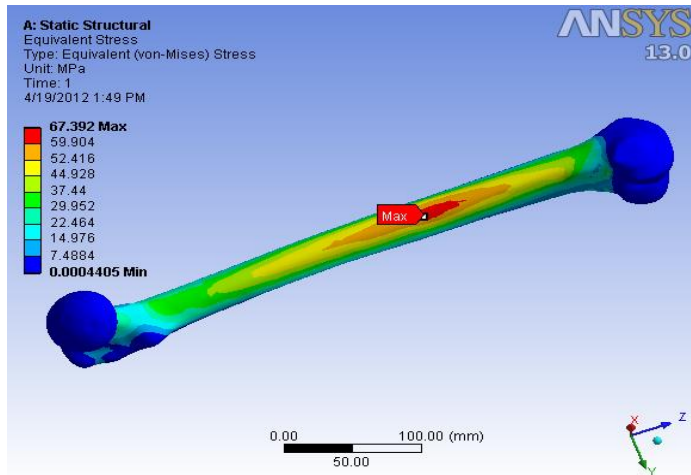
Tablo 2.7. Merdiven çıkma durumu için uygulanan kuvvet değerleri

	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

Protezsiz modelde merdiven çıkma durumunda maksimum von-Mises gerilmesi, yürüme durumunda olduğu gibi kortikal kemiğin ön kısmında shaftın kondile yakın alt kısmında görülmüştür. Şekil 3.2'den de görüldüğü gibi kortikal kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi 67,392 MPa olarak gerçekleşmiştir. Trabeküler kemikteki maksimum von-Mises gerilme değeri ise, boynun alt kısmında 4,43 MPa büyüklüğündedir.



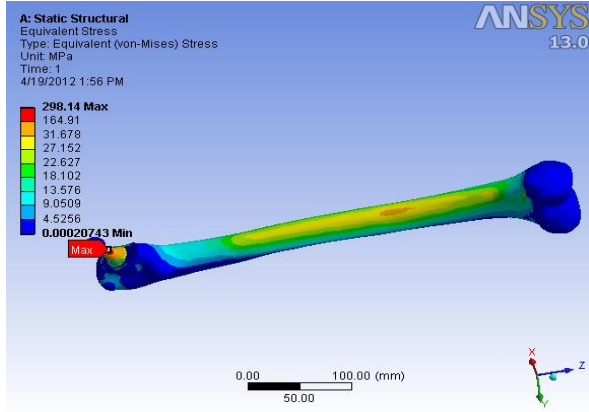
Şekil 3.1. Protezsiz modelde yürüme hareketi için von-Mises gerilme dağılımı



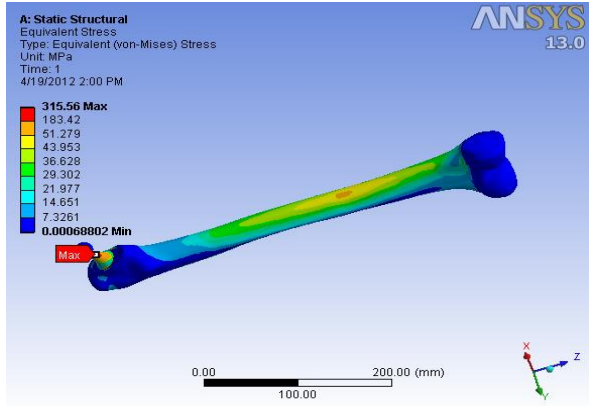
Şekil 3.2. Protezsiz modelde merdiven çıkma hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Charnley protezli modelde yürüme hareketi için maksimum von-Mises gerilmesi protezin boynunun alt kısmında 298,14 MPa değerinde oluşmuştur (Şekil 3.3). Kortikal kemikte maksimum von-Mises gerilmesi kemik çimentosunun alt kısmının kortikal kemiğe temas ettiği noktada 34,547 MPa'dır. Trabeküler kemikte maksimum von-Mises gerilmesi 13,257 MPa değeri ile kemik çimentosunun ön alt kısmının trabeküler kemiğe temas ettiği bölgede ortaya çıkmıştır. Bu modelde kemik çimentosundaki maksimum von-Mises gerilmesi ise, üst arka bölgede 58,828 MPa değerinde oluşmuştur.

Charnley protezli modelde merdiven çıkma hareketi için maksimum gerilme, Şekil 3.4'ten de görüldüğü gibi, protezin boynunun alt kısmında 315,56 MPa değerinde oluşmuştur. Kortikal kemikte maksimum von-Mises gerilmesi ön kısmında shaftın kondile yakın alt kısmında 57,773 MPa değerinde meydana gelmiştir. Trabeküler kemikte maksimum von-Mises gerilmesi 17,404 MPa değeri ile kemik çimentosunun ön alt kısmının trabeküler kemiğe temas ettiği bölgede ortaya çıkmıştır. Kemik çimentosundaki maksimum von-Mises gerilmesi üst arka bölgede 76,902 MPa değerini almıştır.

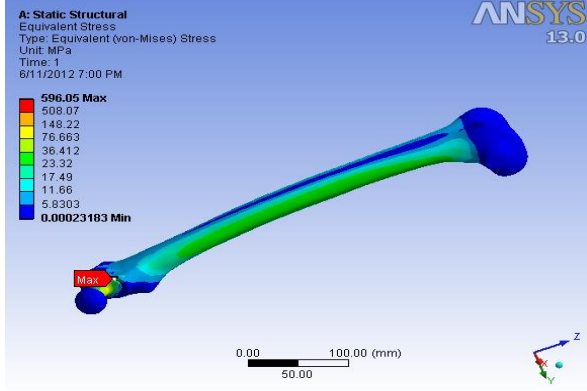


Şekil 3.3. Charnley protezli modelde yürüme hareketi için von-Mises gerilme dağılımı



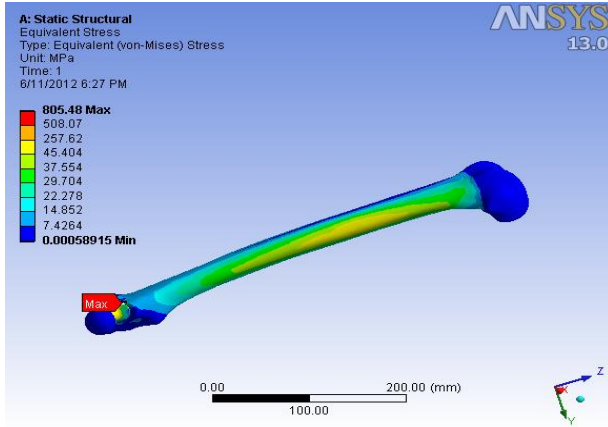
Şekil 3.4. Charnley protezli modelde merdiven çıkma hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Müller protezli modelde yürüme hareketi için Şekil 3.5'te görüldüğü gibi maksimum von-Mises gerilmesi protezin yaka kısmının kemikle temas ettiği bölgede 596,05 değerinde oluşmuştur. Kortikal kemikte maksimum von-Mises gerilmesi kortikal kemiğin protezin yaka kısmı ile temas ettiği bölgede 108,57 MPa değerini almıştır. Trabeküler kemikte maksimum von-Mises gerilmesi 11,442 MPa değeri ile kemik çimentosunun alt arka kısmının trabeküler kemiğe temas ettiği bölgede ortaya çıkmıştır. Bu modelde kemik çimentosundaki maksimum gerilme üst arka bölgede ve 56,675 MPa değerindedir.



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

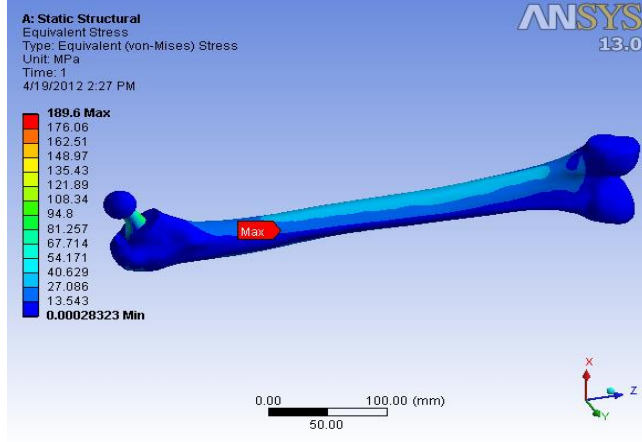
Müller protezli modelde merdiven çıkma hareketi için maksimum von-Mises gerilmesi protezin yaka kısmının kemikle temas ettiği bölgede 805,48 MPa değerini almıştır (Şekil 3.6). Kortikal kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi kortikal kemiğin protezin yaka kısmı ile temas ettiği bölgede 141,95 MPa olmuştur. Trabeküler kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi 16,288 MPa değeri ile kemik çimentosunun alt arka kısmının trabeküler kemiğe temas ettiği bölgede ortaya çıkmıştır. Kemik çimentosunda maksimum von-Mises gerilmesi alt arka bölgede 82,058 MPa olarak gerçekleşmiştir.



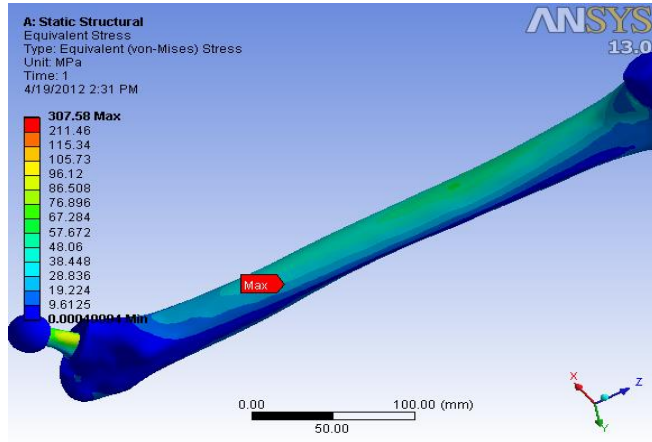
Şekil 3.6. Müller protezli modelde merdiven çıkma hareketi için von-Mises gerilme dağılımı

Hipokrat protezli modelde yürüme hareketi için 189,6 MPa değerindeki maksimum von-Mises gerilmesi Şekil 3.7’de verildiği gibi protezin alt uç kısmında oluşmuştur. Kortikal kemikte maksimum von-Mises gerilmesi 37,661 MPa değerinde kemiğin ön kısmında ve şaftın kondile yakın alt kısmında ortaya çıkmıştır. Trabeküler kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi ise trabeküler kemikle protezin temas ettiği ve protezin yerleştirilmesi için kesilen kemiğin üst boyun kısmında 9,8547 MPa değerini almıştır. Kemik çimentosunun üst arka kısmında ise maksimum von-Mises gerilmesi 52,254 MPa olarak gerçekleşmiştir.

Şekil 3.8’den görüldüğü gibi Hipokrat protezli modelde yürüme hareketi için 307,58 MPa değerindeki maksimum von-Mises gerilmesi protezin alt uç kısmında oluşmuştur. Kortikal kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi 61,011 MPa değerinde, kemiğin ön kısmında ve şaftın kondile yakın alt kısmında ortaya çıkmıştır. Trabeküler kemikteki maksimum von-Mises gerilmesi ise, trabeküler kemikle protezin temas ettiği ve protezin yerleştirilmesi için kesilen kemiğin üst boyun kısmında 13,456 MPa olarak gerçekleşmiştir. 70,026 MPa değerindeki maksimum von-Mises gerilmesi ise kemik çimentosunun üst arka kısmında oluşmuştur.



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



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

Tablo 3.1’de protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri gösterilmiştir. Gerilme değerlerini incelediğimizde merdiven çıkma hareketi sırasında oluşan gerilmeler yürüme hareketi tipine göre bütün modellerde daha büyük değerlerdedir. Bu durum THA geçirmiş hastalarda merdiven çıkma hareketi tipinin; protezde yük artışına sebep olduğu ve bu sebeple daha büyük gerilmeler oluşturduğunu göstermektedir.

Tablo 3.1. Protezlerde oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]
Charnley	298,14	315,56
Müller	596,05	805,48
Hipokrat	189,6	307,58

Tablo 3.2’de protezlerde ortaya çıkan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri gösterilmiştir. Protezlerde oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri içinde en büyük şekil değiştirmenin 0,0038356 değeri ile merdiven çıkma hareketi için 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	0,001420	0,001503
Müller	0,0028383	0,0038356
Hipokrat	0,000903	0,001465

Tablo 3.3'te tüm protezli modellerin kemik çimentosunda elde edilen maksimum von-Mises gerilme değerleri verilmiştir. Kemik çimentosunda oluşan maksimum gerilmeler arasında en büyük değer Müller protezli modelde merdiven çıkma hareketi için 82,058 MPa olarak elde edilmiştir. Tablo 3.4'te gösterilen tüm protezli modellerin kemik çimentolarında oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmelerine bakıldığında ise; en büyük şekil değiştirme yine merdiven çıkma hareketi için Müller protezli modelde ortaya çıkmıştır. Bu sonuç Müller protezinin THA'da kullanılması durumunda orta ve uzun vadede aseptik gevşemeye sebep olup revizyon ameliyatını gerektireceğini göstermektedir.

Tablo 3.3. Kemik çimentosunda oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]
Charnley	58,828	76,902
Müller	56,675	82,058
Hipokrat	52,254	70,026

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

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [mm/mm]	Merdiven Çıkma [mm/mm]
Charnley	0,025802	0,033729
Müller	0,024857	0,035991
Hipokrat	0,022918	0,030713

Tablo 3.5'te kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri gösterilmiştir. Bu çalışmada yayılı yüklemeli protezsiz kemik modelleri için bulunan von-Mises gerilme değerlerine baktığımızda yürüme durumu için maksimum von-Mises gerilmesi 43,676 MPa, merdiven çıkma durumu için maksimum von-Mises gerilmesi 67,392 MPa'dır. Protezli modellere baktığımızda ise; yürüme hareketi için Charnley protezli modelde kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmesi 34,547 MPa, Hipokrat protezli modelde 37,661 MPa ve Müller protezli modelde ise 108,57 MPa'dır. Canpolat (2010)'ın yürüme hareketi için çalışmasında sağlam uyluk kemiğinin kortikal kısmındaki maksimum von-Mises gerilme değerini 60,696 MPa bulurken, protez uygulanmış uyluk kemiğinin kortikal kısmında maksimum von-Mises gerilme değerini ise 33,93 MPa olarak belirlemiştir. Bu çalışmada Charnley ve Hipokrat protezlerinin kullanılması sonucunda kortikal kemikte oluşan gerilme Canpolat (2010)'ın yaptığı çalışmada kortikal kemik için bulduğu değerlerle uyumlu çıkarken protezsiz modelde oluşan gerilme değerleri açısından ise bulunan değer Canpolat (2010)'ın bulduğu değerden daha küçük çıkmıştır.

Tablo 3.6'da kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri gösterilmiştir. Tablo 3.5 ve Tablo 3.6'daki değerler incelendiğinde, Charnley ve Hipokrat protezlerinin kullanıldığı kortikal kemikte oluşan von-Mises gerilme ve şekil değiştirmelerin sağlıklı kortikal kemikteki aynı değerlere yakın çıktığı buna karşın; Müller protezinin kullanılması durumunda ise çok daha büyük gerilme ve şekil değiştirmenin oluşacağı söylenebilir.

Tablo 3.5. Kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]
Charnley	34,547	57,773
Müller	108,57	141,95
Hipokrat	37,661	61,011
Protezsiz Kemik	43,676	67,392
Canpolat (2010) Protezsiz Kemik	60,696	
Canpolat (2010) Protezli Kemik	33,93	

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

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [mm/mm]	Merdiven Çıkma [mm/mm]
Charnley	0,003423	0,005889
Müller	0,012676	0,016365
Hipokrat	0,003864	0,006230
Protezsiz Kemik	0,004481	0,006870

Tablo 3.7’de trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri verilmiştir. Bu çalışmada protezsiz kemikte trabeküler kemikte yürüme hareketi için 4,0299 MPa, merdiven çıkma hareketi için ise 4,4317 MPa maksimum von-Mises gerilme değerleri bulunmuştur. Canpolat (2010) yaptığı çalışmada sağlam uyluk kemiği için yaptığı sonlu elemanlar analizi sonucunda trabeküler kemik için maksimum von-Mises gerilme değerini 5,3361 MPa bulmuştur. Dolayısıyla bu çalışmada trabeküler kemikte yürüme hareketi için bulunan değerlerin Canpolat (2010)’ın çalışmasında trabeküler kemik için bulduğu maksimum von-Mises gerilme değerine yakın çıktığı söylenebilir.

Bütün protezler için trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri birbirine yakın çıkmıştır. Trabeküler kemikte hem yürüme hem de merdiven çıkma hareketleri için en düşük von-Mises gerilmesi Hipokrat protezli modelde oluşurken en büyük von-Mises gerilmesi ise her iki hareket tipi için Charnley protezli modelde ortaya çıkmıştır.

Tablo 3.8’de trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises şekil değiştirmeleri gösterilmiştir. Hipokrat protezli modellerde, protez takılmamış modellerdeki trabeküler kemikte oluşan maksimum şekil değiştirmelere en yakın şekil değiştirmelerin oluştuğu tablodaki değerlerden görülmektedir.

## 1. SONUÇLAR

1. Kemik çimentosunda oluşan von-Mises gerilme ve şekil değiştirme değerlerinin merdiven çıkma durumunda daha büyük olmasından merdiven çıkma hareketinin, kemik çimentosuna zarar verme açısından yürüme hareketinden daha tehlikeli olduğu söylenebilir.
2. Kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilme ve şekil değiştirme bulguları incelediğinde, Charnley ve Hipokrat protezlerine göre Müller protezi kullanımının, kortikal kemikte hasar oluşturma açısından daha zarar verici olduğu anlaşılmıştır.
3. Charnley, Müller ve Hipokrat protezli modellerin kemik çimentolarında oluşan maksimum von-Mises gerilme ve şekil değiştirme değerlerine bakıldığında aseptik gevşeme oluşturma bakımından Müller protezinin diğer iki protezden daha fazla tehlikeli olduğu söylenebilir.

4. Trabeküler kemikte oluşan gerilme ve şekil değiştirmeler incelendiğinde Hipokrat protezi kullanılmış modellerde sağlıklı trabeküler kemikte oluşan maksimum şekil değiştirmelere ve gerilmelere en yakın değerlerin oluştuğu görülmüştür.

Tablo 3.7. Trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]
Charnley	13,257	17,404
Müller	11,442	16,288
Hipokrat	9,8547	13,456
Protezsiz Kemik	4,030	4,4317
Canpolat (2010) Protezsiz Kemik	5,3361	

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

Protez Tipi	Hareket Tipi	
	Yürüme [mm/mm]	Merdiven Çıkma [mm/mm]
Charnley	0,033142	0,043511
Müller	0,028606	0,04072
Hipokrat	0,024637	0,033640
Protezsiz Kemik	0,010075	0,011079

## KAYNAKLAR

1. Canpolat, C., Sinüzoidal Formda Kalça Protezinin Geliştirilmesi ve Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü, 2010.
2. Çetin, M.E. ve Sofuoğlu, H., Noktasal Yükleme Etkisindeki İnsan Kalça Eklemine Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi, VI. Ulusal Biyomekanik Kongresi, Sakarya Üniversitesi, Sakarya, 2012.
3. Çetin, M.E., Farklı Yükleme Etkisindeki İnsan Kalça Eklemine Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, 2012.
4. 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.
5. Stolk, J., Verdonschot, N. ve Huijskes, R., Stair Climbing is More Detrimental to the Cement in Hip Replacement than Walking, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 405 (2002) 294-305.
6. URL-1- [www.biomedtown.org](http://www.biomedtown.org), 15.08.2011
7. URL-2- [www.ansys.com](http://www.ansys.com), 30.11.2011
8. 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.
9. Viceconti, M., Ansaloni, M., Baleani, M. ve Toni, A., The muscle standardized femur: a step forward in the replication of numerical studies in biomechanics, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 217, 2 (2003) 105-110.