



## İSTATİKSEL TASARIM YÖNTEMİ KULLANILARAK İNSAN KALÇA EKLEMİNİN MEKANİK DAVRANIŞININ BELİRLENMESİ

Mehmet Emin Çetin<sup>1</sup>, Hasan Sofuoğlu<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon

### ABSTRACT

In the study, the mechanical behavior of human hip joint with prosthesis was investigated by using statistically designed finite element method. In the scope of the study, two different cemented prostheses types namely; Charnley and Hipokrat were used for predicting bone adaptation and mechanical behavior of cemented total hip reconstructions (THR). The concentrated or distributed muscle and hip contact forces were applied to the cemented THR during walking and climbing of stairs. The finite element modeling and analyses were then pursued according to 2<sup>3</sup> factorial design method using these prostheses and activities. The maximum von Mises stresses occurred on the components of the cemented THR having the cortical and trabecular layers of bones, prosthesis and cement mantle were determined in the finite element analysis. The statistical analysis of these data was then carried out using variance analysis method to evaluate the contribution and interaction of main factors on the observed values. It was identified from this statistical study that the maximum von Mises stresses of the cemented THR's components showed significant differences for the majority of main factors and their two-factor interactions.

**Key Words:** Biomechanics, Hip joint, Finite Element Method, Factorial Design, ANOVA

### ÖZET

Bu çalışmada protezli insan kalça eklemine mekanik davranışı istatistik olarak tasarlanmış sonlu elemanlar yöntemi (SEY) kullanılarak incelenmiştir. Çalışma kapsamında Charnley ve Hipokrat isimli 2 farklı tip çimentolu protez tam kalça yenileme ameliyatının (THA) mekanik davranışını ve ameliyat sonrası kemik-protez adaptasyonunu tahmin etmek için kullanılmıştır. İki farklı yükleme durumu olarak noktasal ve yüzeysel kas ve kalça temas kuvvetleri yürüme ve merdiven çıkma hareketleri için çimentolu THA'lı kalça eklemine uygulanmıştır. Sonlu elemanlar modeli ve analizleri, bu hareket ve protezleri dikkate alan 2<sup>3</sup> faktöriyel tasarım metoduna göre oluşturulmuştur. Sonlu elemanlar analizlerinde kemiğin katmanları olan kortikal ve trabeküler kemiklerde, protezde ve protezi kemiğe bağlamada kullanılan çimentoda oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri belirlenmiştir. Bu verilerin istatistik analizi varyans analiziyle gözlemlenen değerler üzerinde ana faktörlerin ilişkisini ve katkısını değerlendirmede kullanılmıştır. Bu istatistik çalışma sonucunda çimentolu THA

uygulamasından sonra bileşenlerin maksimum von-Mises gerilmelerinin ana faktörler ve ikili etkilerin büyük çoğunluğunda önemli ölçüde farklılıklar gösterdiği tespit edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Biyomekanik, Kalça Eklemi, Kalça Protezi, Sonlu Elemanlar Yöntemi, Faktöriyel Tasarım, ANOVA

## GİRİŞ

Biyomekanik fiziksel prensiplerin canlı organizmalarda geçerliliğini araştıran bilim dalı olarak tanımlanabilir. Günümüzde biyomekanik; mühendislik, temel ve tıp bilimlerinden destek aldığından birlikte anılan bir bilim dalı haline gelmiştir.

Osteoartrit (OA) eklem hastalığı kalça eklemindeki kıkırdak dokusunda hasar oluşturmaktadır. OA'nın ilerleyen aşamalarında kalça eklemi iş göremez hale gelmekte ve bunun yanında hasta şiddetli ağrıya ve hareket kısıtlamalarına maruz kalmaktadır. OA nedeniyle sıkıntı çeken hastalar için THA zorunlu hale gelmektedir.

Mühendislik mekaniğindeki ilerlemeler ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler SEY'nin biyomekanik alanındaki uygulamalarına son 35 yılda büyük bir ivme kazandırmıştır. Mcnamara vd. [1] kemik-protez kemikleşmesinin, uyluk kemiği üst kısmı yük transferine etkisini yapay uyluk kemiği ile deneysel ve sonlu elemanlar analizi yaparak araştırmışlardır. THA'da kullanılan uyluk kemiği bileşeninin biyomekanik karakteristiklerini incelemek için Watanabe vd. [2] çalışmalarında üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yapmışlardır. Merdiven çıkma çimentolu THA'larda yapıyı yüksek burulma yüklerine maruz bıraktığı için zarar verici olabilir. Stolk vd. [3] yaptıkları çalışmada hastanın hareketi boyunca gerçekleştirdiği aktivitelerin farklı frekanslarını hesaba katarak, merdiven çıkmanın kalça protezi uyluk kemiği bileşenini çevreleyen çimentonun etrafında hasar birikmesine nasıl katkı yaptığını incelemişlerdir. Senalp vd. [4] yaptıkları çalışmada SEY kullanarak kalça protezi için yeni tasarladıkları sap şekillerinin statik, dinamik ve yorulma davranışlarını incelemişlerdir. Yeni tasarlanan protezlerin tökezleme boyunca vücut ağırlığı yükü altındaki davranışını Kayabaşı ve Ekici [5] parametrik yöntem kullanarak araştırmışlardır.

Bu çalışmada klinik kullanımları hakkında bilgi sahibi olunan Charnley ve Hipokrat tipi 2 farklı çimentolu kalça protezi kullanılmıştır. Solidworks katı modelleme programında uyluk kemiğinin içine klinik kullanımdaki yollar izlenerek protez yerleştirilmiştir. Charnley ve Hipokrat protezli modeller olmak üzere bu çalışma kapsamında 2 model oluşturularak çalışılmıştır. Modeller sonlu elemanlar analiz programı olan Ansys Workbench programına aktarılmıştır. 2<sup>3</sup> faktöriyel tasarımına göre düzenlenerek oluşturulan sonlu elemanlar analizleri sonucunda, kemiğin katmanları olan kortikal ve trabeküler kemiklerde, protezde ve protezi kemiğe bağlamada kullanılan çimentoda oluşan gerilme değerleri elde edilmiştir. Elde edilen bu gerilme değerleri üzerinden varyans analizleri yapılarak ANOVA tabloları oluşturulmuştur. Varyans analiziyle, THA uygulamasından sonra protezde, kemik çimentosunda, kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri üzerinde etkili olan ana faktörler ve ikili etkiler belirlenmiştir.

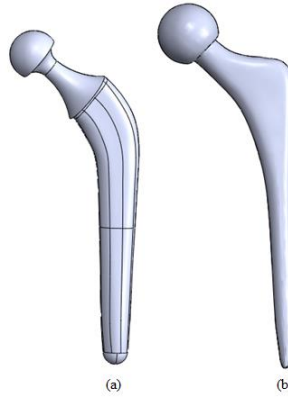
## YAPILAN ÇALIŞMALAR

### Kalça Eklemi Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada kalça eklemi modelleri oluşturulurken kalça ekleminin uyluk kemiği kısmı modellenmiştir. Kalça eklemi modelleri kortikal kemik kısmı, trabeküler kemik kısmı,

kemik çimentosu ve protezden oluşmaktadır. Bu çalışmada 3. nesil 3 boyutlu kompozit femur modeli kullanılmıştır. Femur modeli kortikal kemik ve trabeküler kemik katmanlarından oluşmaktadır. Model “www.biomedtown.org” adlı siteden “parasolid” formatında indirilmiştir.

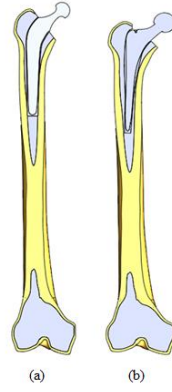
Bu çalışmada Charnley (Depuy, Johnson & Johnson, Leeds, UK) ve Hipokrat (Hipokrat A.Ş., Türkiye) tipi olmak üzere iki tip protez kullanılmıştır. Bu protezler Şekil 1’de gösterilmektedir. Charnley protezi katı modeli “www.biomedtown.org” adlı sitesinden indirilmiştir. Hipokrat protezi Karadeniz Teknik Üniversitesi Farabi Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinden temin edilmiştir. Hipokrat protezi Breuckmann Optotophe üç boyutlu tarama cihazında taranmıştır. Rapidform XOR3 ve Solidworks CAD programları kullanılarak Hipokrat protezinin üç boyutlu katı modeli elde edilmiştir. Protezleri kemiğe sabitlemek için kullanılan çimento tabakaları uyluk kemiği kanalına yerleşecek şekilde protezin etrafındaki optimum kalınlık esas alınmış ve Solidworks CAD programı kullanılarak modeller oluşturulmuştur. Şekil 2’de çalışmada kullanılan çimento modelleri gösterilmiştir. THA uygulanmış Charnley protezi yerleştirilmiş ve Hipokrat protezi yerleştirilmiş modellerin kesit görüntüleri Şekil 3’te verilmiştir.



Şekil 1. Çalışmada kullanılan protezler a) Charnley ve b) Hipokrat



Şekil 2. Çalışmada kullanılan a) Charnley ve b) Hipokrat protezi çimento modeli



Şekil 2.3. Çalışmada kullanılan a) Charnley ve b) Hipokrat protezi yerleştirilmiş modellerin kesit gösterimi

### Çalışmada Kullanılan Malzeme Özellikleri

Çalışmada trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protezler için izotropik malzeme özellikleri kullanılmıştır. Kortikal kemik anizotropik kabul edilmiştir. Charnley ve Hipokrat protezlerinin her ikisinin malzemesi, CoCr alaşımı olarak seçilmiştir. Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan malzeme özellikleri Stolk vd.'nin [3] yaptığı çalışmadan alınmış ve Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Sonlu eleman analizlerinde kullanılan malzeme özellikleri [3]

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

### Sonlu Elemanlar Modellemesi

Modelleri oluşturan kortikal kemik, trabeküler kemik, çimento ve protez bileşenlerinin tümü için 3 boyutlu 10 düğüm noktalı yapısal katı tipi tetrahedral eleman kullanılmıştır. Bu çalışmada modellerde kullanılan toplam eleman sayısı, bileşenlerin her birinin eleman sayıları Tablo 2 ve Tablo 3'te sırayla gösterilmiştir.

Tablo 2. Modellerdeki Eleman Sayıları ( ilk koşturma)

		Eleman Sayıları	
	Bileşenler	Noktasal Yükleme	Yüzeysel Yükleme
<b>Charnley</b>	Kortikal Kemik	34363	45041
	Trabeküler Kemik	28532	36860
	Protez	5121	6637
	Çimento	4996	6292
	<b>Toplam</b>	<b>73012</b>	<b>94830</b>
<b>Hipokrat</b>	Kortikal Kemik	28469	39277
	Trabeküler Kemik	26001	36896
	Protez	5168	11432
	Çimento	3274	7106
	<b>Toplam</b>	<b>62912</b>	<b>94711</b>

Tablo 3. Modellerdeki Eleman Sayıları ( ikinci koşturma)

		Eleman Sayıları	
	Bileşenler	Noktasal Yükleme	Yüzeysel Yükleme
<b>Charnley</b>	Kortikal Kemik	22019	22701
	Trabeküler Kemik	20171	20800
	Protez	2702	2620
	Çimento	3393	3248
	<b>Toplam</b>	<b>48285</b>	<b>49369</b>
<b>Hipokrat</b>	Kortikal Kemik	20547	20608
	Trabeküler Kemik	16817	17803
	Protez	9260	2793
	Çimento	6522	2374
	<b>Toplam</b>	<b>53146</b>	<b>43578</b>

### Uygulanan Kuvvetler ve Sınır Şartları

Bu çalışmada yürüyüşün basma fazı tek bacak ayakta duruş şekli esas alınmış ve uyluk kemiği kondil kısmından sabitlenmiştir. Noktasal yükleme için kas kuvvetlerinin uygulanacağı noktaların yeri ve kas kuvvetlerinin vücut ağırlığı değerleri yüzde olarak Heller vd.'nin [6] çalışmasından alınmıştır. Yüzeysel yükleme için kasların kemik üzerinde kapladığı yüzeyler Viceconti vd. [7] tarafından yapılan çalışmadan alınmıştır. Vücut ağırlığı ortalama bir insanın ağırlığı düşünülerek 750 N olarak alınmıştır. Çalışmada kullanılan kuvvet değerleri insanın günlük yaşamında en çok yaptığı akviteler olan yürüme ve merdiven çıkma hareketleri sırasında oluşan kas ve temas kuvvetleridir ve bu kuvvet değerleri Tablo 4 ve Tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 4. Yürüme durumu için uygulanan kuvvet değerleri

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

Tablo 5. Merdiven çıkma durumu için uygulanan kuvvet değerleri

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

## BULGULAR

Charnley ve Hipokrat protezli modellerin kortikal kemik, trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protez bileşenlerinde meydana gelen maksimum von-Mises gerilmelerinin, 2<sup>3</sup> faktöriyel tasarımına göre Varyans analizleri yapılarak ANOVA tabloları oluşturulmuştur ANOVA tabloları Minitab 15 yazılımı yardımıyla hazırlanmıştır. Sonlu elemanlar analizleri sonucu elde edilen maksimum von-Mises gerilmeleri Tablo 6'da protezler için, Tablo 7'de kemik çimentosu için, Tablo 8'de kortikal kemik için ve Tablo 9'da trabeküler kemik için verilmiştir.

Tablo 6. Charnley ve Hipokrat protezlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

		Yükleme (Faktör B)			
		Noktasal		Yüzeysel	
		Hareket Tipi (Faktör C)	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]	Yürüme [MPa]
Protez Tipi (Faktör A)	Charnley	404,81	431,01	298,14	315,56
		381,51	408,96	282,99	294,72
	Hipokrat	335,73	352,79	189,60	307,58
		234,74	246,57	140,58	161,23

Tablo 7. Kemik çimentosunda oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

		Yükleme (Faktör B)			
		Noktasal		Yüzeysel	
		Hareket Tipi (Faktör C)	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]	Yürüme [MPa]
Protez Tipi (Faktör A)	Charnley	59,529	65,597	58,828	76,902
		53,069	54,337	55,676	72,101
	Hipokrat	59,747	72,037	52,254	70,026
		62,173	72,021	56,371	75,026

Tablo 8. Kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

		Yükleme (Faktör B)			
		Noktasal		Yüzeysel	
		Hareket Tipi (Faktör C)	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]	Yürüme [MPa]
Protez Tipi (Faktör A)	Charnley	41,821	87,981	34,5470	57,773
		47,373	69,364	35,924	51,206
	Hipokrat	63,275	116,52	37,661	61,011
		48,548	75,674	32,774	52,340

Tablo 9. Trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri

		Yükleme (Faktör B)			
		Noktasal		Yüzeysel	
		Hareket Tipi (Faktör C)	Yürüme [MPa]	Merdiven Çıkma [MPa]	Yürüme [MPa]
Protez Tipi (Faktör A)	Charnley	14,166	13,628	13,257	17,404
		10,681	12,052	10,808	14,676
	Hipokrat	10,157	12,618	9,8547	13,456
		12,746	15,969	9,7658	13,140

Tablo 10'dan görüldüğü gibi protez, yükleme ve hareket ana faktörleriyle protez-yükleme ikili etkileşimi, protez-hareket ikili etkileşimi, hareket-yükleme ikili etkileşimi ve protez-hareket-yükleme üçlü etkileşimi protezde meydana gelen gerilmeleri sırasıyla % 39, % 35,12, % 3,45, % 0,21, % , % 0,38, % 1 oranında etkilemektedir. Tablo değerlerinden açıkça görüleceği üzere protez ve yükleme tipi ana faktörlerinin protezde oluşan gerilme üzerinde istatistiksel ve fiziksel bir öneme sahip olduğu belirlenmiştir.

Tablo 10. Charnley ve Hipokrat protezlerinde oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri için ANOVA tablosu

	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F Değeri	P Değeri [%]	P
<b>Protez Tipi (A)</b>	1	44866	44866	15,25	39,00	0,005
<b>Yükleme (B)</b>	1	40411	40411	13,74	35,13	0,006
<b>Hareket Tipi (C)</b>	1	3967	3967	1,35	3,45	0,279
<b>AxB</b>	1	244	244	0,08	0,21	0,781
<b>AxC</b>	1	432	432	0,15	0,38	0,712
<b>BxC</b>	1	437	437	0,15	0,38	0,71
<b>AxBxC</b>	1	1154	1154	0,39	1,00	0,549
<b>Hata</b>	8	23537	2942		20,46	
<b>Toplam</b>	15	115047			100,00	

Tablo 11'de verilen sonuçlara göre protez tipi, yükleme, hareket tipi, protez tipi-yükleme ikili etkileşimi, protez tipi-hareket tipi ikili etkileşimi, hareket tipi-yükleme ikili etkileşimi, protez tipi-hareket tipi-yükleme üçlü etkileşimi; kemik çimentosunda meydana gelen gerilmeleri sırasıyla % 3,28, % 2,05, % 59,23, % 11, % 1,64, % 10,10, % 0,97 oranında etkilemektedir. Bu analiz sonucu; hareket tipi ana faktörünün yanı sıra protez tipi-yükleme ve yükleme-hareket tipi etkileşimlerinin de çimento gerilmesi üzerinde istatistiksel ve fiziksel öneme sahip olduğunu belirtmektedir.



Tablo 11. Kemik çimentosunda oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri için ANOVA tablosu

	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F Değeri	P Değeri [%]	p
<b>Protez Tipi (A)</b>	1	34,86	34,86	2,24	3,28	0,173
<b>Yükleme (B)</b>	1	21,79	21,79	1,4	2,05	0,271
<b>Hareket Tipi (C)</b>	1	630,01	630,01	40,43	59,23	0,000
<b>AxB</b>	1	117,05	117,05	7,51	11,00	0,025
<b>AxC</b>	1	17,49	17,49	1,12	1,64	0,320
<b>BxC</b>	1	107,39	107,39	6,89	10,10	0,030
<b>AxBxC</b>	1	10,36	10,36	0,66	0,97	0,438
<b>Hata</b>	8	124,67	15,58		11,72	
<b>Toplam</b>	15	1063,63			100,00	

Kortikal kemik için Tablo 12’de verilen ANOVA sonuçlarına göre protez, yükleme, hareket, protez-yükleme ikili etkileşimi, protez-hareket ikili etkileşimi, hareket-yükleme ikili etkileşimi, protez-hareket-yükleme üçlü etkileşimi; kalça protezinin sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan analiz kortikal kemikte meydana gelen gerilmeleri sırasıyla % 3,22, % 29,56, % 44,54, % 2,38, % 0,23, % 3,79, % 0,05 oranında etkilemektedir. Sonuçlar yükleme ve hareket tipi ana faktörlerinin % 95 güvenilirlik seviyesinde kortikal kemik gerilmesi üzerinde istatistiksel ve fiziksel öneme sahip olduklarını göstermektedir.

Tablo 12. Kortikal kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri için ANOVA tablosu

	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F Değeri	P Değeri [%]	p
<b>Protez Tipi (A)</b>	1	238,8	238,8	1,59	3,22	0,243
<b>Yükleme (B)</b>	1	2193	2193	14,58	29,56	0,005
<b>Hareket Tipi (C)</b>	1	3304,7	3304,7	21,97	44,54	0,002
<b>AxB</b>	1	176,5	176,5	1,17	2,38	0,310
<b>AxC</b>	1	17,3	17,3	0,11	0,23	0,743
<b>BxC</b>	1	281,4	281,4	1,87	3,79	0,209
<b>AxBxC</b>	1	3,8	3,8	0,03	0,05	0,877
<b>Hata</b>	8	1203,4	150,4		16,22	
<b>Toplam</b>	15	7418,9			100,00	

Trabeküler kemik için ANOVA sonuçları Tablo 13’te verilmiştir. Bu sonuçlara göre protez, yükleme, hareket, protez-yükleme ikili etkileşimi, protez-hareket ikili etkileşimi, hareket-yükleme ikili etkileşimi, protez-hareket-yükleme üçlü etkileşimi; trabeküler kemikte meydana gelen gerilmeleri sırasıyla % 6,98, % 0,01 % 40,17, % 10,3, % 1,26, % 6,24, % 3,01 oranında etkilemektedir. Sonuçlar hareket tipi ana faktörünün trabeküler kemikte oluşan gerilme üzerinde istatistiksel ve fiziksel öneme sahip olduğunu göstermektedir.

Tablo 13. Trabeküler kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilmeleri için ANOVA tablosu

	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F Değeri	P Değeri [%]	p
<b>Protez Tipi (A)</b>	1	5,024	5,024	1,74	6,98	0,223
<b>Yükleme (B)</b>	1	0,007	0,007	0,00	0,01	0,961
<b>Hareket Tipi (C)</b>	1	28,911	28,911	10,03	40,17	0,013
<b>AxB</b>	1	7,414	7,414	2,57	10,30	0,147
<b>AxC</b>	1	0,908	0,908	0,32	1,26	0,590
<b>BxC</b>	1	4,488	4,488	1,56	6,24	0,247
<b>AxBxC</b>	1	2,169	2,169	0,75	3,01	0,411
<b>Hata</b>	8	23,054	2,882		32,03	
<b>Toplam</b>	15	71,974			100,00	

## SONUÇLAR

Yapılan sonlu elemanlar ve varyans analizleri ile aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır

1. Kullanılan protez tipinin ve yüklemenin protezde oluşan gerilmeler üzerinde, istatistiksel ve fiziksel öneme sahip olduğu belirlenmiştir. Ayrıca protez tipi-yükleme, protez tipi-hareket tipi ve hareket tipi-yükleme ikili etkileşimlerin protezde meydana gelen gerilmeler üzerinde birbirlerine yakın etki oluşturdukları saptanmıştır.
2. Hareket tipi ana faktörünün, protez tipi-yükleme ve yükleme-hareket tipi ikili etkileşimlerinin kemik çimentosunda oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri üzerinde istatistiksel ve fiziksel öneme sahip olduğu saptanmıştır.
3. Charnley ve Hipokrat protezli modeller için yükleme ve hareket tipi ana faktörlerinin % 95 güvenilirlik seviyesinde kortikal kemik gerilmesi üzerinde istatistiksel ve fiziksel öneme sahip oldukları belirlenmiştir.
4. Hareket tipi ana faktörünün Charnley ve Hipokrat protezli modellerin trabeküler kemik kısmı üzerinde istatistiksel ve fiziksel öneme sahip olduğu belirlenmiştir.

## KAYNAKLAR

- [1] B.P. Mcnamara, L. Cristofolini, A. Toni, D. Taylor, Relationship Between Bone-Prosthesis Bonding and Load Transfer in Total Hip Reconstruction, *Journal of Biomechanics*, 30, 6 (1997) 621-630.
- [2] Y. Watanabe, N. Shiba, S. Matsuo, F. Higuchi, Y. Tagawa, A. Inoue, Biomechanical Study of the Resurfacing Hip Arthroplasty Finite Element Analysis of the Femoral Component, *The Journal of Arthroplasty*, 15, 4 (2000) 1-7.
- [3] J. Stolk, N. Verdonschot, R. Huiskes, Stair climbing is more detrimental to the cement in hip replacement than walking, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 405 (2002) 294-305.
- [4] A.Z. Senalp, O. Kayabasi, H. Kurtaran, Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis, *Materials and Design*, 28 (2007) 1577-1583.

[5] O. Kayabaşı, B. Ekici, The effects of static, dynamic and fatigue behaviour on three-dimensional shape optimization of Kayabasi\_Ekici type hip prosthesis by finite element method and probabilistic approach, *Journal of Biomechanics*, 44, 1 (2011) 6.

[6] M.O. Heller, G. Bergmann, J.P. Kassi, L. Claes, N.P. Haas, G.N. Duda, Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing, *Journal of Biomechanics*, 38 (2005) 1155-1163.

[7] M. Viceconti, M. Casali, B. Massari, L. Cristofolini, S. Bassini, A. Toni, The 'Standardized femur program'. Proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur, *Journal of Biomechanics*, 29 (1996) 1241.