

ÇİFT KATMANLI KEMİK MODELİ İLE DİZ PROTEZİ DİZİLİMİ ELDESİ VE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

İsmail Hakkı Korkmaz¹, İrfan Kaymaz², Fatih Medetalibeyolu³, Ömer Selim Yıldırım⁴

¹Meslek Yüksekokulu, Makine Bölümü Ağrı İbrahim Çeçen Üniversitesi, Ağrı, Türkiye, ihk_erk@hotmail.com

²Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, Türkiye, ikaymaz@atauni.edu.tr

³Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, Türkiye, falibeyoglu@gmail.com

⁴Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Bölümü, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, Türkiye, oselim@atauni.edu.tr

ÖZET

Başarılı protez tasarımları, vücudun gerçek anatomisine en yakın kemik modeli ile elde edilebilir. Bu amaçla, tasarımların doğruluğunu artırmak için kişiye özel protez tasarımlarında kortikal ve trabeküller kemik katmanları dikkate alan modeller kullanılmalıdır.

Bu çalışmada 65 yaşındaki bir hastanın diz eklemine ait bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri ile kemik yapısının üç boyutlu (3B) modeli literatürde bulunan pek çok çalışmadan farklı olarak kortikal ve trabeküller kemik katmanları dikkate alınarak modellenmiştir. Metal protez bileşenleri ile kemiğin fiksasyonu için kemik çimentosu kullanılarak diz protezi dizilim modeli elde edilmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi ile dize en fazla yük geldiği 45° açıda normal kuvvetler etki ettirilerek analizler gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda anatomiye en yakın kemik modeli için elde edilen bulgular değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı tomografi, diz protezi, 3B tasarım, sonlu elemanlar analizi

1. GİRİŞ

Geleneksel diz protezlerinin postoperatif süreçte ortaya çıkardığı sorunları gidermek amacıyla geliştirilen kişiye özel protezler kişiye özel anatomi ile temellendirilmektedir. Postoperatif sürecin başarısını artırmak için kişiye özel protez tasarımları dikkate alınmaktadır. Çünkü bu tip protezlerde alınan kemik miktarının minimum tutulması söz konusudur. Rezeksiyon sonucu ortaya çıkan protez diziliminin doğru olarak modellenmesi sonlu elemanlar analizleri için büyük önem taşır. Protez açısından modelin elde edilmesi kolayken kemik için modellemenin bazı sorunları vardır. Literatürde kemiğin modellenmesinde bir çok yöntem vardır.

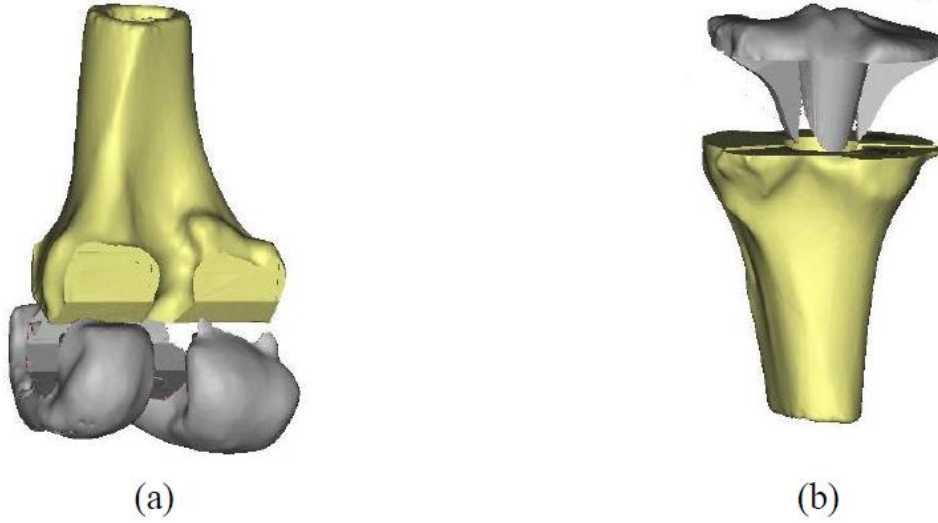
Heever *vd.* (2011) temas basınçlarını inceledikleri unikompartmental protez dizaynında, MRI görüntülerinden elde ettikleri modelde malzeme özelliklerini kortikal kemik olarak atamışlardır. Baldwin *vd.* (2012) kadavradan aldıkları MRI görüntülerinden elde ettikleri femur, tibia ve patella modelleri için tek bir malzeme özelliği dikkate almışlardır. Bougherra *vd.* (2009) kortikal ve trabeküller olarak iki katmandan oluşan BT görüntülerinden elde ettikleri model ile gerilme analizini gerçekleştirmişlerdir. Chong *vd.* (2011) gerilme kalkan etkisini azaltmak amacıyla yaptığı hibrid çimentolu protez tasarımında sonlu elemanlar analizi modeli için proksimal tibiayı heterojen olarak distal tibiayı ise izotropik olarak dikkate almışlardır.

Kişiye özel tasarımların son dönem çalışmalarındaki amaç, mümkün olduğunca gerçek anatomiye yakın modeli elde etmektir. Bu amaçla, bu çalışmada gerçeğe yakın diz modelinin elde edilmesi hedeflenmiştir. Diz protezlerinin üç boyutlu bileşenleri MIMICS® Medikal Görüntüleme Yazılımı(The Materialise Group, Leuven, Belgium) kullanılarak kemik modelleri ile montajlanmıştır. Montajlama sürecinde kemik modelindeki gerekli rezeksiyon veya doğru

dizilim elde edilmesi gibi konular için bir ortopedist cerrah rehberlik etmiştir. Kortikal kemiğin malzeme özellikleri literatürden alınırken trabeküler kemiğin malzeme özellikler HU (Hounsfield Unit) değerlerine göre MIMICS’de atanmıştır. Diz kemiğinin protezli modeli elde edildikten sonra analizlerin gerçekleştirileceği sonlu elemanlar yazılımına hazırlanmıştır.

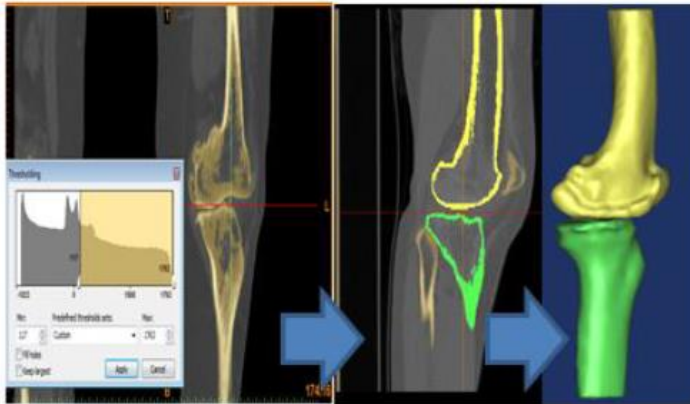
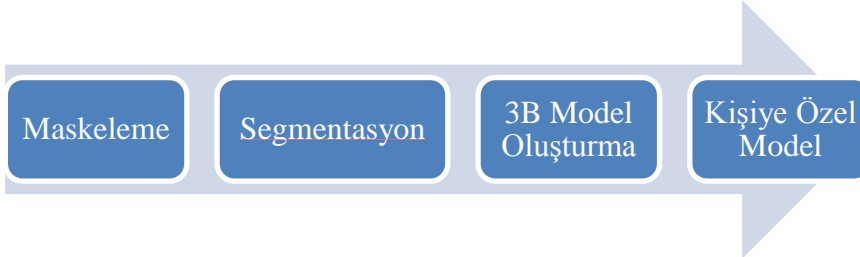
2. DİZ PROTEZİNİN 3B MODELİ

65 yaşındaki bayan hastanın sol dizinden alınan, 191 kesit, 0.781 mm piksel aralığı, 512x512 çözünürlük ve 2 mm kesit kalınlığına sahip bilgisayarlı tomografi(BT) görüntüleri total diz artroplastisi öncesi femur ve tibia kemik modellerini oluşturmak için kullanılmıştır. Hastada görülen gonartroza(diz kireçlenmesi) bağlı biçim bozukluğu ve ortopedist tarafından yapılan protez montajı için kesi işlemi Şekil-1’de görüldüğü gibidir.



Şekil-1. Orijinal ve kesilmiş femur (a) orijinal ve kesilmiş tibia (b)

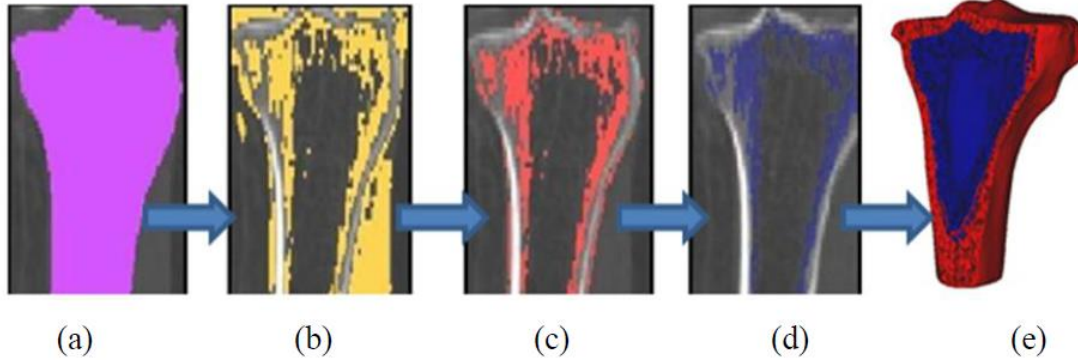
İşlem adımları, Şekil-2(a)’de görüldüğü gibi BT görüntülerinden bilgisayar destekli tasarım(BDT) modelini elde etmeyi içerir. Femur ve tibia kemikleri için 3B BDT modeli Şekil-2(b)’de verilmiştir.



Şekil-2. BT görüntülerinden 3B model oluşturmak için gerekli adımlar(a), femur ve tibianın 3B modelleri

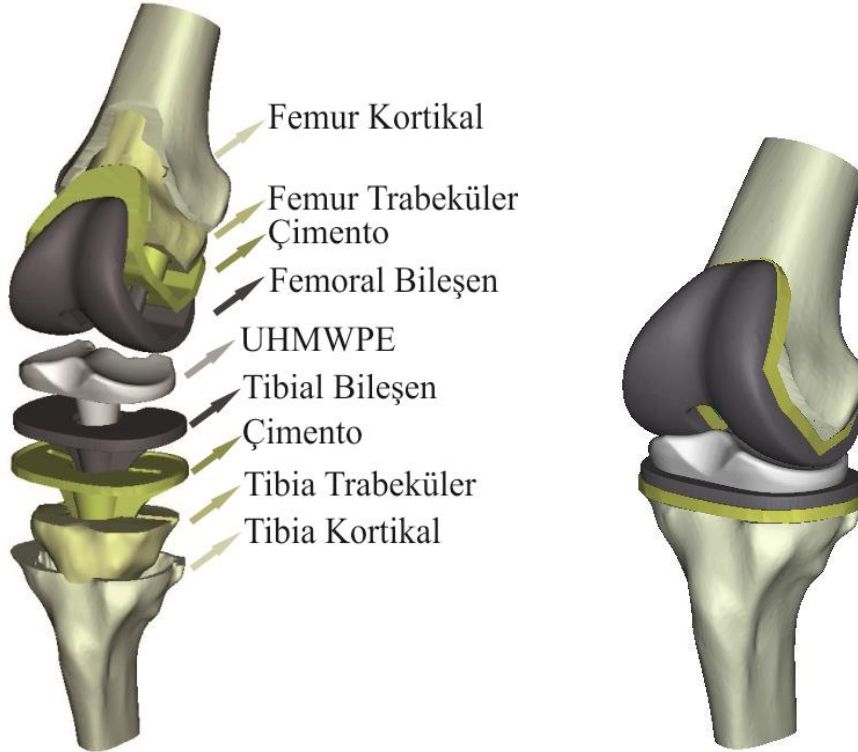
En son elde edilen 3B BDT modeli Sistem Ortopedi'den alınan ve rotasyon(dönme) hareketine izin veren mobile-bearing tip protez bileşenleri ve çimento modelleri, ortopedist eşliğinde ameliyat sürecinde gerçekleştirildiği gibi montajlanarak elde edilmiştir.

Femur ve tibia bileşenlerinin anatomiye en yakın 3B modelleri ile analizin doğruluğu artırmak için bu kemikler kortikal ve trabeküler olmak üzere çift katman olarak modellenmiştir. Şekil-3'de görüldüğü gibi, trabeküler kemiği elde etmek için kortikal kemik sınırlarını kapsayacak şekilde bir alandan (a), HU değerlerine göre elde edilmiş trabeküler kemik için oluşturulan maske (b) çıkarılarak elde edilen maske temizlenip (c) gerçek anatomiye mümkün olduğunca en yakın trabeküler kemik maskesi (d) elde edilmeye çalışılmıştır.



Şekil-3. Gerçek femur kemiğinde olduğu gibi uniform olmayan kortikal kemiğin segmentasyon metoduyla tanımlanması.

Tüm adımlar gerçekleştirildikten sonra tamamlanan diz protezinin 3B modeli Şekil-4'de verilmiştir.



Şekil-4. Diz protezi bileşenlerinin ayrıntılı ve tüm görünümü

3. MALZEME MODELLERİNİN ATANMASI

Krotikal ve trabeküler kemik ayrımının yanı sıra kemik malzeme özelliklerinin de doğru bir şekilde tanımlanması analizin başarısı için çok önemlidir. Kemik yapılarının doğru olarak karakterizasyonu kemiğe gelen gerilmelerin öngörülmesi için kritik öneme sahiptir.

Dizdeki kemik yoğunluğu literatürde yer aldığı gibi her insan için önemli derecede değişkenlik göstermektedir. Heterojen özelliği dikkate alarak modelleme yapmak mevcut bilgisayar teknolojisi açısından dahi çok zaman alabilmektedir, bu yüzden diz kemiği modelleri genellikle basitleştirilirler. Bu çalışmada uygulanan yaklaşımla trabeküler kemiğe ait malzeme özellikleri HU değerlerinin istatistiksel analizine temellendirilerek belirlenmiştir.

Bu çalışmada kullanılan diz protezi modelinde, kortikal kemik için malzeme özelliği literatürle farklı olmayacak şekilde HU değerlerine bağlı olarak alınmıştır. Ayrıca trabeküler kemiğin mekanik özellikleri literatürde yayınlanan en yüksek R^2 değerlerine sahip olduğu için aşağıdaki eşitlikler kullanılarak elde edilmiştir (Rho *vd.* 1995).

$\rho_{app} = 139 + 1,205 * HU$	$R^2 = 0.77$	(1)
$E = 0.01 * \rho^{1.79}$	$R^2 = 0.93$	(2)

Hasta BT'lerinden MIMICS yardımıyla elde edilen HU değerlerinin trabeküler kemik için belirlenenlerin ortalaması alınarak heterojen trabeküler kemik yapısının ortalama bir elastisite modülü hesaplanmıştır. Bu değerler ve tüm protez bileşenlerinin malzeme özellikleri Tablo-1'de verilmiştir.

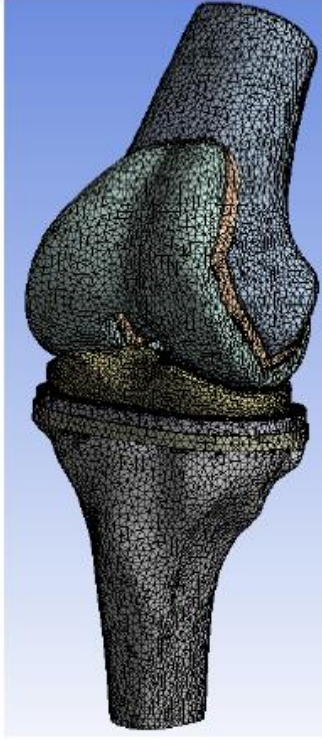
Tablo-1. Diz protezi bileşenlerinin malzeme özellikleri

	Elastisite Modülü(GPa)	Poisson Oranı
Femur Bileşeni ^a	200	0.3
Tibia Bileşeni ^a	200	0.3
Femur Kortikal (Chang <i>et. Al</i> (2011))	16.7	0.3
Femur Trabeküler ^b	0.313	0.3
Tibia Kortikal (Chang <i>et. Al</i> (2011))	16.7	0.3
Tibia Trabeküler ^b	0.268	0.3
Kemik Çimentosu ^a	2.1	0.4
UHMWPE ^a	1	0.3

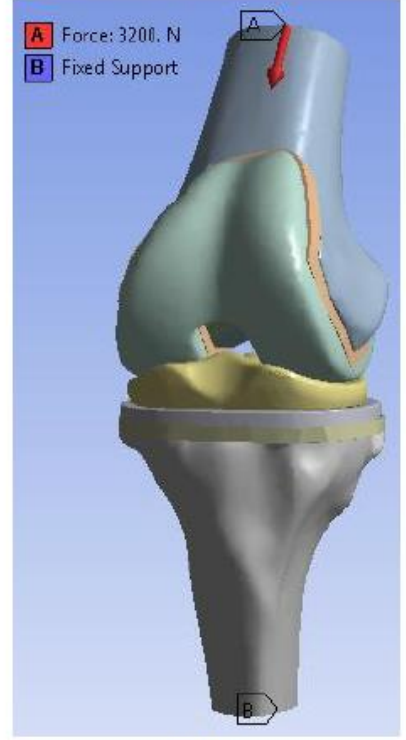
^aÜretici(Sistem Ortopedi®) tarafından belirlenen değerler, ^bMIMICS'de hesaplanan değerler

4. SONLU ELEMENLAR MODELİ

Diz protezinin 3B modeli sonlu elemanlar modeli oluşturmak için ANSYS® Workbench 13.0 (Canonsburg, PA, USA) yazılımına aktarılmıştır. Şekil-6 (a)'da gösterildiği gibi toplam 301146 elemente sahip diz protezinin mesh yapısı için eleman tipi olarak Solid 72 eleman tipi seçildi.



(a)



(b)

Şekil-6. Diz protezinin meshli modeli (a), sınır şartlarının sonlu elemanlar modelinde gösterimi (b)

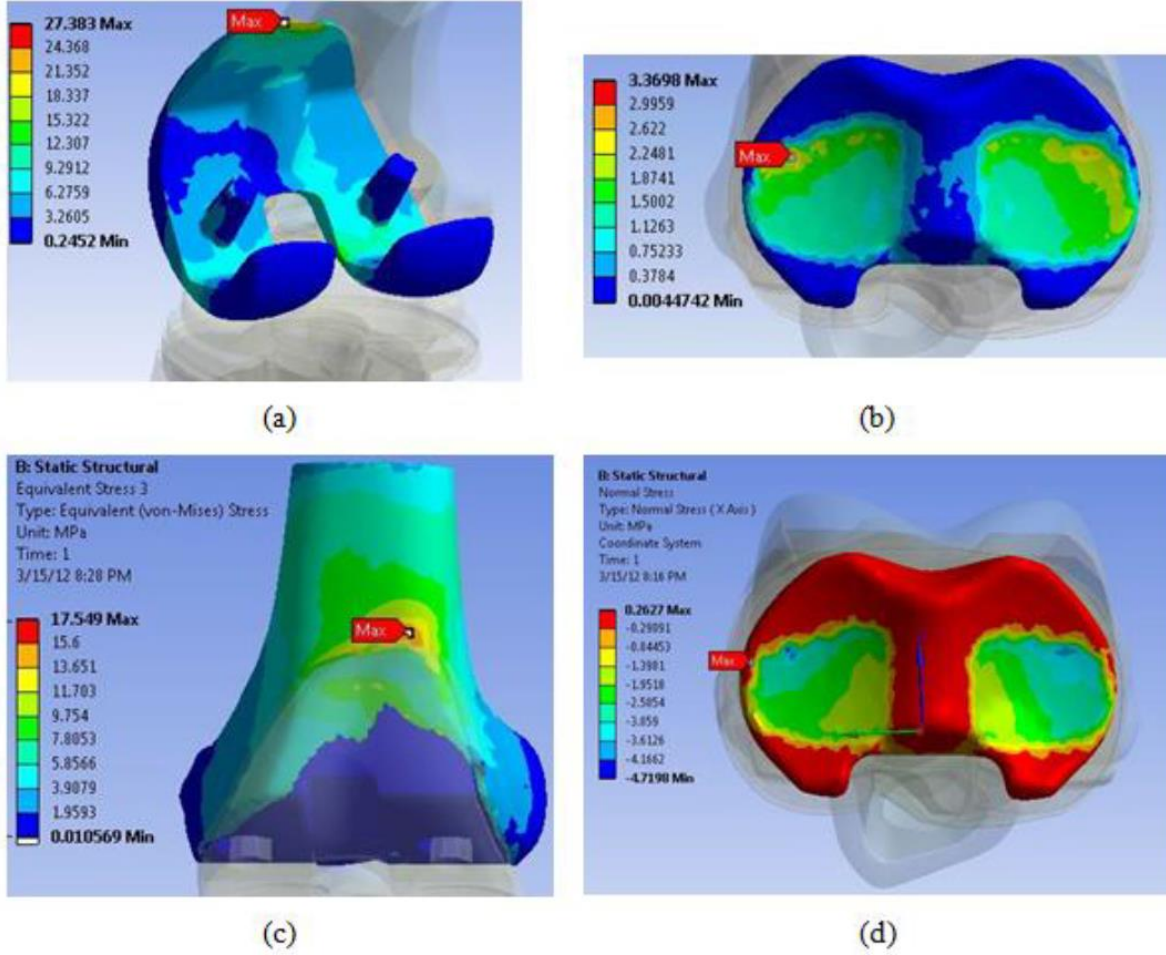
Şekil-6(b)'de görüldüğü gibi sonlu elemanlar modelinde femurun üst yüzeyine 3200 N'luk (Villa vd. 2004) bir kuvvet uygulanırken tibia alt yüzeyi ise sabitlenmiştir.

5. SONUÇLAR

Bu çalışmada, diz protezinin 3B modeli, diz kireçlenmesinden sıkıntı çeken 65 yaşındaki bir hastanın BT görüntülerinden elde edilmiştir ve 3B CAD modeli femur ve tibianın her ikisi için ortopedistler tarafından kesilerek oluşturulmuştur. Femur ve tibia kemikleri kortikal kemik için uniform bir kalınlığa sahip olmaksızın gerçekçi bölümlere sahiptir. Bu model aynı zamanda, literatürdeki modellerin çoğunda trabeküler olarak modellenen ilik kanalının boşluğunu da içermektedir. Malzeme özellikleri, hastaya ait BT datalarından elde edilmiş HU değerleri ve literatürdeki değerlerin her ikisi dikkate alınarak atanmıştır.

Şekil-7' de görüldüğü gibi UHMWPE'deki temas alanı literatürdeki ile karşılaştırıldığında daha büyüktür, böylece temas gerilmeleri benzer çalışmalarda verilenlere göre daha azdır. UHMWPE'nin yüksek gerilmeler altında aşınmaya maruz kalması ile ortaya çıkan protez hatasının görülmesi bu durumda daha geç gerçekleşecektir. Yine aynı şekil, kemik ve protez ara yüzeyinde görülen noktasal temasın oluşturduğu maksimum gerilmeleri engellemek için farklı protez tasarımları gerekliliğini göstermektedir.

Gerçek anatomiye en yakın model için bu çalışmaya ilaveten modelde bağ ve diğer kemik yapılarının kullanılması ve analizlerdeki bileşenler arasındaki kontak tanımlamalarının daha detaylı olarak yapılması ilerleyen çalışmalarda dikkate alınabilir. Yine bu analizler olasılık esaslı gerçekleştirilerek sonuçlar belirli bir aralık dikkate alınarak değerlendirilebilir.



Şekil-7. Gerilme dağılımları, femoral bileşen için von Mises(a), UHMWPE için von Mises(b), Femur kemiği için von Mises(c), UHMWPE için temas basıncı(d)

KAYNAKLAR

1. Baldwin M.A., Clary C.W., Fitzpatrick C.K., Deacy J.S., Maletsky L.P. and Rullkoetter P.J., Dynamicfiniteelement knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics, *Journal of Biomechanics*, 2012, Vol. 45, p. 474-483.
2. Bougherara H., Mahboob Z., Miric M. and Youssef M., Finite Element Investigation of Hybrid and Conventional Knee Implants, *International Journal of Engineering*, 2009, Vol. 3, p. 257-266.
3. Chang T.W., Yang C.T., Liu Y.L., Chen W.C., Lin K.J., Lai Y.S., Huang C.H., Lu Y.C. and Cheng C.K., Biomechanical evaluation of proximal tibial behavior following unicondylar knee arthroplasty: Modified resected surface with corresponding surgical technique, *Medical Engineering & Physics*, 2011, Vol. 33, p. 1175-1182.
4. Chong D.Y.R., Hansen U.N., Venne R., Verdonschot N. and Amis A.A., The influence of tibial component fixation techniques on resorption of supporting bone stock after total knee replacement, *Journal of Biomechanics*, 2011, Vol. 44, p. 948-954.
5. Heever D.J., Scheffer C., Erasmus P. and Dillon E., Contactstresses in apatient-specific unicompartmental knee replacement, *Clinical Biomechanics*, 2011, Vol. 26, p. 159-166.
6. Rho J.Y., Hobatho M.C. and Ashman R.B., Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone, *Med Engng Phys*, 1995, Vol. 17, p. 347-55.
7. Villa T., Migliavacca F., Gastaldi D., Colombo M. and Pietrabissa R., Contactstresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations, *Journal of Biomechanics*, 2004, Vol. 37, p. 45-53.