



Femur Boyun Geometrisinin Femur ve Pelvis Üzerindeki Gerilme Da ılımına Etkisi

Effects Of Femoral Neck Geometry On Stress Distribution Of Femur And Pelvis

¹ Arif ÖZKAN

² Halil ATMACA

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, femur boyun geometrik boyutlarındaki deformiteler sonucu oluşan deformitelerin femur gövdesi ve pelvis üzerinde meydana getirdiği gerilmeler değerlendirilmiştir.

Yöntem: Femur boyun geometrik boyutlarındaki deformiteler sonucu oluşan ve koksaya ve valga olarak tanımlanan alt ekstremitte bozuklukları sonucunda yaklaşık 100 kg vücut ağırlığı dikkate alınarak femur diafizi ve pelvis üzerindeki gerilme ve deformasyon dağılımı incelendi. Bunun için de insan femur ve pelvis kemiklerinin birebir ölçüde katı modelleri Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri yardımıyla elde edildi. İnsan vücut ağırlığı dolayısıyla uygulanan yükler sonucu elde edilen femur ve pelvis modellerindeki eşdeğer (von-mises) gerilme değerleri hesaplandı. Pelvis ve femur üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilme alanları koksaya (KVAR) ve koksaya valga (KVAL) modellerindeki pelvis üzerindeki eşdeğer gerilmelerle karşılaştırıldı.

Sonuç: Referans normal model üzerinde elde edilen gerilme değerine göre daha yüksek bulundu. Bunun yanında KVAR ve KVAL modellerindeki femur üzerinde oluşan gerilmeler yine referans model (RMOD) femuru üzerindeki gerilmeden fazla elde edildi. Gerilme dağılımlarına göre elde edilen gerilme artışı, femur boyun açılarındaki deformite femur boyun uzunluğundaki deformiteye göre daha etken olduğu elde edilmiştir.

Anahtar Sözcükler: Femur, Koksaya, Koksaya valga, Sonlu elemanlar yöntemi, Bilgisayarlı tomografi

¹ Düzce Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Düzce.

² Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Antalya.

Submitted/Basın tarihi:

10.04.2012

Accepted/Kabul tarihi:

25.07.2012

Registration/Kayıt no:

12.02.220

Corresponding Address / Yazışma Adresi:

Arif ÖZKAN, Yrd. Doç. Dr. (PhD)

Düzce Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, Malat Mühendisliği Bölümü, Konuralp Kampüsü DÜZCE.

+90542 235 9298

arifozkan@duzce.edu.tr

© 2012 Düzce Medical Journal
e-ISSN 1307- 671X
www.tipdergi.duzce.edu.tr
duzcetipdergisi@duzce.edu.tr

ABSTRACT

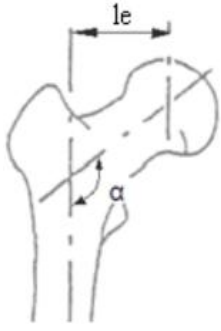
Aim: In this study the effect of femoral neck geometry deformities for stress distribution on femur and pelvis were analyzed. In this study, the stress distribution on femoral diaphysis due to body weight was investigated in lower extremity deformities such as coxa vara and valga. **Method:** For this purpose, three dimensional (3D) solid models of femur and pelvis were generated using computerized tomography (CT) images. 100 kg body weight was taken into account during calculation of femoral diaphysis load distribution due to coxa vara and valga deformities. Equivalent stress values were determined on femur and pelvis models.

Results: Maximum equivalent stress values obtained at reference femur and pelvis (RMOD) model were compared to the stress values of coxa vara (KVAR) and valga (KVAL) models. The values of coxa vara and valga models were found to be higher than the reference values. Femoral neck angle (°) alteration was more effective than femoral neck length changes for load distribution.

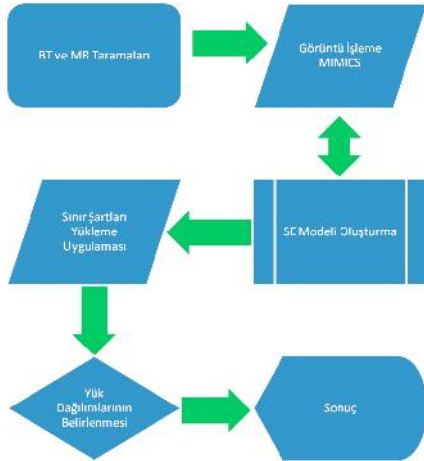
Keywords: Femur, Coxa vara, Coxa valga, Finite element method, Computerized tomography

GİRİŞ

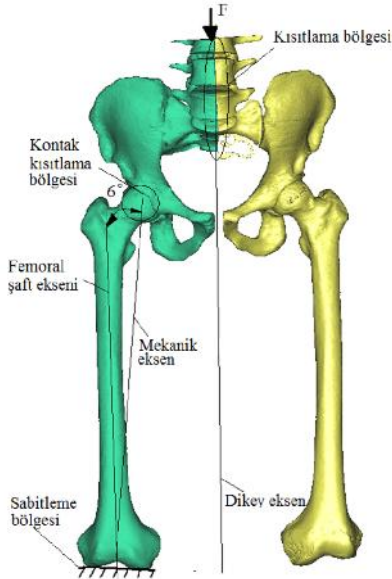
Cerrahi operasyon öncesi bilgisayar ortamında cerrahi planlamanın yapılması zaman, maliyet ve doğrudan operasyon bakımından yeni olanaklar sağlar. Tıp biliminde görüntüleme teknikleri kullanılarak yapılacak cerrahi operasyon öncesi bilgisayar destekli planlamalar son yıllarda sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Bu tekniklere ilaveten, sonlu elemanlar tabanlı tasarım çözümleri bütün alanlarda olduğu gibi ortopedik ara tırma çözümlerinde de yaygın olarak kullanılmaktadır(1,2). Hoenecke ve ark(3) bilgisayar destekli görüntüleme yazılımı kullanarak omuz artroplastisi için üç boyutlu (3B) implant tasarımını cerrahi öncesi bilgisayar ortamında oluşturmuşlardır. Kafatası eğilimi bozukluğunun düzeltilmesinde de yine bilgisayar desteğiyle ameliyat gerçekleştirilmiştir(4). Bilgisayar ortamında oluşturulan katı modelleme çözümleri, kalça, pelvis, vertebra ve distal radius deformiteleri gibi birçok ekstremitte uyum ve dizilim bozuklukları için düzeltme planlamalarında çok yararlıdır. Bilgisayarlı Tomografi (BT)



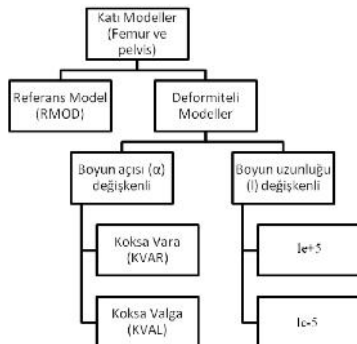
ekil 1: Femur boynu geometrik parametreleri.



ekil 2: İstem akı şeması.



ekil 3: Femur, pelvis ve lomber vertebra'nın 3B katı modeli.



ekil 4: Yük dağılımlarının belirlenmesi için kullanılan model gurupları.

görüntüler yardımıyla türetilen katı modeller, düzeltici osteotomiler için preoperatif planlama aracı olarak kullanılmaktadır(5). Sowmianarayanan ve ark(6), subtrokanterik femur kırıklarının proksimal femur çivisi (PFN) sonlu elemanlar metodu ile gerilme dağılımlarını bilgisayar ortamında 3B katı modeller yardımıyla tanımlamışlardır. Ayrıca, gerek sentetik femur gerekse kadavra çalımlarından elde edilen sonuçlar bilgisayar ortamında sonlu elemanlar analizleri ile elde edilen sonuçlar ile kıyaslandığında, sonuçların birbirleriyle örtüşmesi ü Completo ve ark(7) çalımlarında açıklanmıştır.

Çok iyi bilindiği gibi femur ve pelvis, insan vücudunun destek, hareket ve duru stabilizasyonu için çok büyük fizyolojik öneme sahiptir. Bununla beraber kemik yapıların biyomekanik davranışlarının araştırılması da önem arz etmektedir. Wirtz ve ark (8), Taddei ve ark(9), Helgason ve ark(10-11) gibi çalımlar BT görselleri ile oluşturulan üç boyutlu modellerin, geometri ve malzeme özelliklerinin sonlu elemanlar modeline adaptasyonu ve kullanımı hakkında kullanışlı bilgiler sağlamışlardır. Buradan yola çıkarak doğru bir 3B biyo modelin uygun malzeme özellikleri atanarak, değerlendirilebilir ve uygulanabilir sonuçlar için temel teşkil edeceği sonucu çıkarılabilir. Bu çalımla ile, koksa vara ve valga deformitesi ve femur boyun uzunluk değişiminin femur ve pelvis üzerindeki deformasyon ve gerilme davranışları arasındaki ilişkileri araştırılmıştır.

Kalça eklemi, lokomotor sistemin statik ve dinamik fizyolojisinde önemli bir yeri olan ve yük taşıyan bir eklemdir[8-10]. Kalça eklemi, konveks ve sferik femur başının, konkav asetabulum içerisine geçmesiyle oluşan sferoid (ball and socket) bir eklemdir. Bu yapıyı oluşturan femur inklinasyon açısı (α), anteversiyon ve femur boyun uzunluğu (le) gibi geometrik boyutların sayısal değerlerindeki değişimler, statik ve dinamik denge açısından önemlidir.

Koronal plan esas alınarak, ekil 1'de ile gösterilen açı, femur boynu ile ağız arasında inklinasyon açısı olarak adlandırılmaktadır. Bu açı, origo ve insersiyoları femur ve pelviste olan abdüktör kaslar için iyi bir kaldıraç gücü sağlamaktadır. Bu açının ortalama değeri bu çalımda 130° olduğu kabul edilmiştir. Bu çalımda, inklinasyon açısının $>130^\circ$ olması durumu Koksa Valga, $<130^\circ$ ise Koksa Vara deformiteleri olarak kabul edilmiştir. Koksa Vara ve Valga deformitesi olduğu durumda, femur-asetabular uyumsuzluğu ortaya çıkmakta ve femur diafizine aktarılan yük dağılımında dengesizlikler meydana gelmektedir. Koksa valga deformitesi olan bir kişinin yürüyüşü esnasında kalça üzerindeki yük, normal yüklenmenin 10-20 katı ve vara deformitesi durumunda, yüklenme normale göre 3-4 katı büyüklüğündedir(11-12).

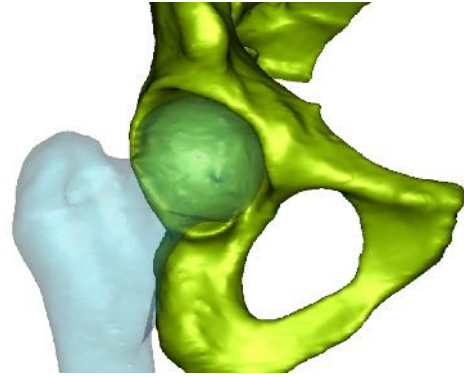
ekil 1'de ile gösterilen ortalama femur boyun uzunluğu 30-45 mm aralığında tanımlanmaktadır(13). Bu çalımda ise (yaklaşık olarak) $le=35$ mm normal model olarak tanımlanmıştır.

İnsan vücut ağırlığından gelen yükler, kalça eklemi başlangıcıyla femoral ağıza aktarılır. Femur ile pelvis arasındaki küresel başlangıcı olan femur boyun geometrisi yükün aktarılmasında önemli rol oynamaktadır. Bu eklem yapısını oluşturan ve yükün taşınmasında etken olan femur boyun geometrisidir. Femur boyun geometrisini oluşturan ve yük taşımadaki fonksiyonel en önemli iki geometrik parametre ekil 1'de gösterilen femur boyun uzunluğu (le), femur inklinasyon açısıdır (α). Bir diğer parametre ise anteversiyon açısı olup bu çalımda sabit olarak kabul edilmiştir.

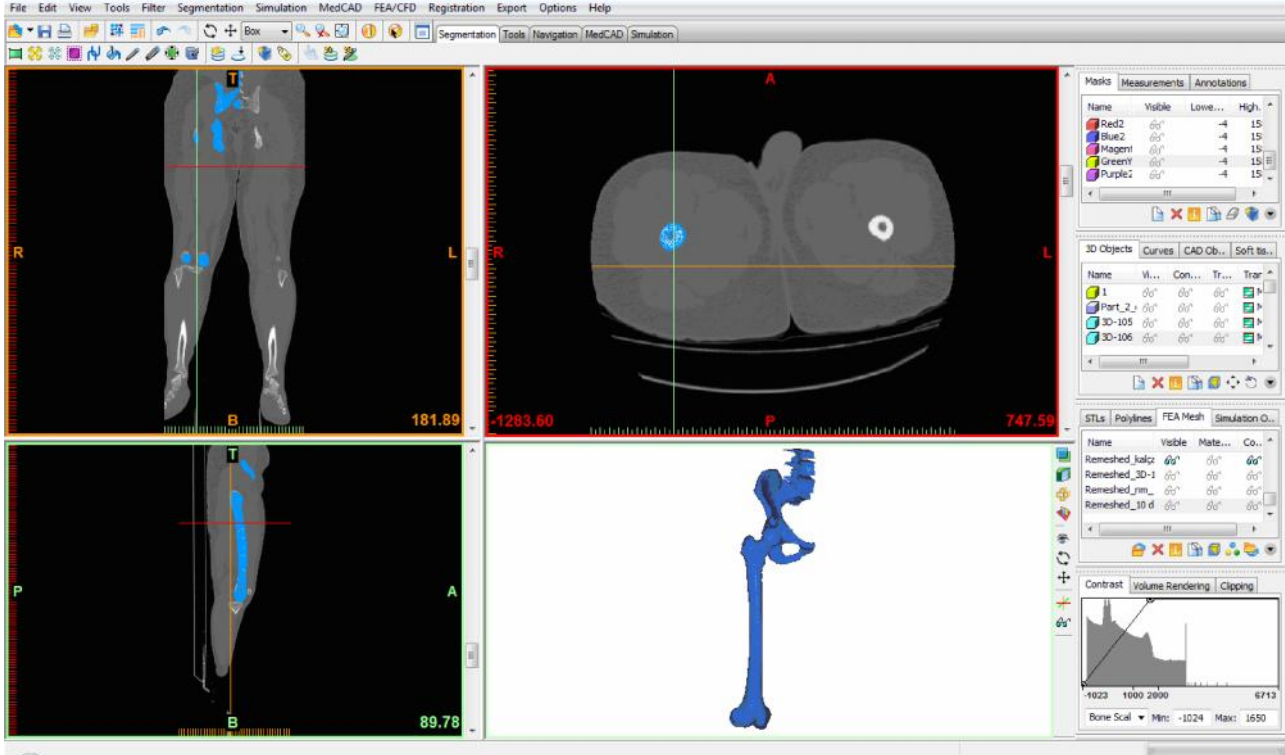
Bu çalımda, insan vücut ağırlığından gelen yükün, femura aktarılmasında le ve α 'nın etkisi incelenmiştir. Sonlu elemanlar tabanlı nümerik hesaplama metodu ile femur diafizine aktarılan yükün dağılımı le ve α 'nın bir fonksiyonu olarak hesaplanmıştır.



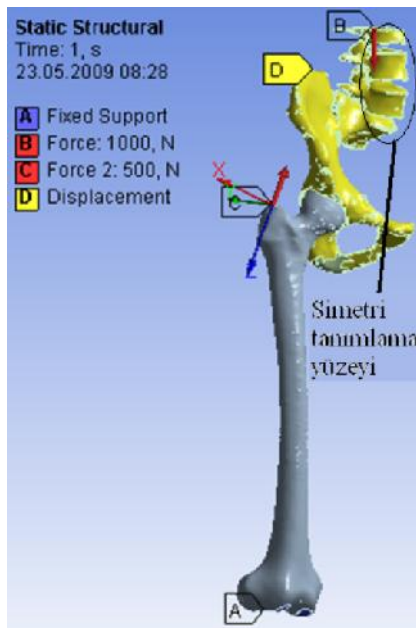
ekil 5: Femur boynu kesme düzlemi.



ekil 7: Femur ve asetebulum arasındaki temas yüzeyleri.



ekil 6: MIMICS yazılımında BT görüntülerinden elde edilen 3B katı model.



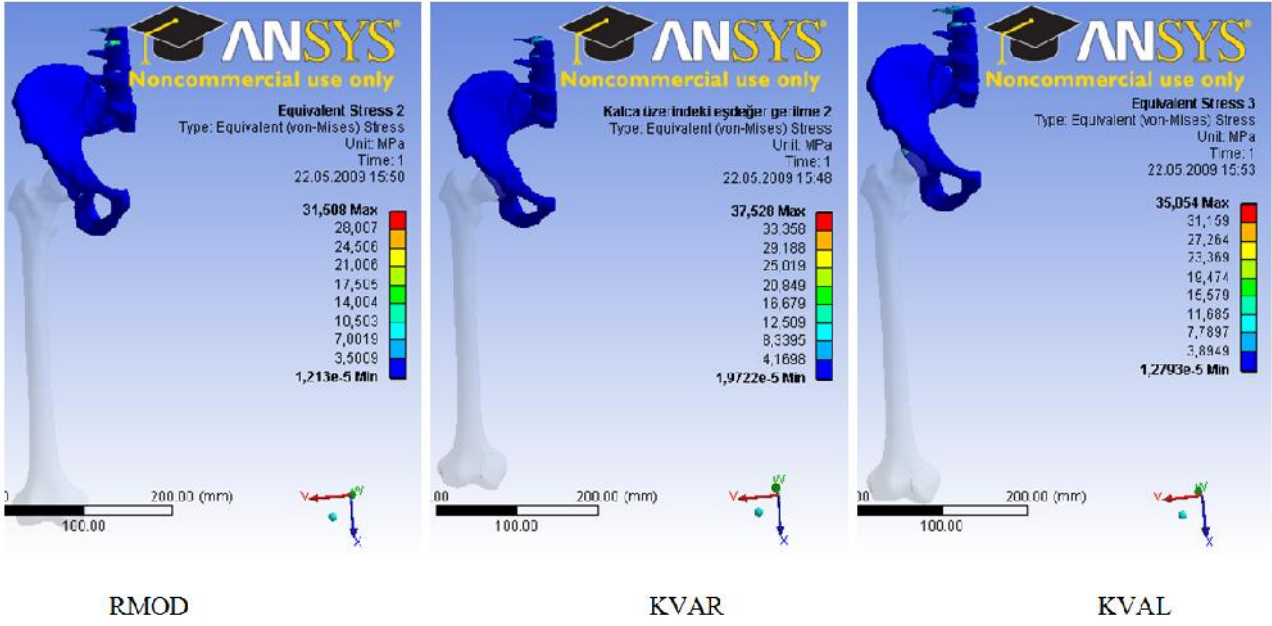
ekil 8: Femur-pelvis modeli yükleri ve sınır şartları.

Kemik yapı	Elastikiyet modülü (E) Gpa	Poisson oranı (ν)
Femur	17.2	0.3
Pelvis ve lomber vertebra	1.5	0.3

Tablo 1: Femur ve pelvis kemik malzeme özellikleri[9].

GEREÇ VE YÖNTEM

İnsan vücut yükünün femur ve pelvis üzerinde ortaya çıkardığı gerilme dağılımının hesaplanabilmesi için, femur-pelvis bağlantısını oluşturan kalça eklemi bilgisayar destekli 3B katı modeli BT görüntülerinden referans model olarak modellenmiştir. Kalça eklemi oluşturulan femur, pelvis ve lomber vertebra katı modelleri, birbirlerine çalınan artlarına göre ayakta duruş pozisyonu esas alınarak montaj yapılmıştır. Yük dağılımlarının ve gerilme olarak hesaplanabilmesi için, farklı degerlerine sahip model grupları referans model kullanılarak bilgisayar ortamında modellenmiştir. Referans model üzerinden elde edilen deformiteli modeller iki farklı grup olarak ele alınmıştır. Bu gruplar gerilme degerleri normal olan referans model ve gerilme degerleri farklı degerlerine sahip dolayısı ile



ekil 9: Modellerin pelvisleri üzerindeki maksimum e de er gerilme.

deformitesi olan modellerdir. Yük da ılımlarının hesaplanabilmesi için ekil 2'de gösterilen i lem akı prosedürü a amaları kullanılmı tr. Bu a amalar, BT taramaları, görüntü i leme, sonlu elemanlar modeli olu turma ve yük da ılımlarının hesaplanmasından olu maktadır.

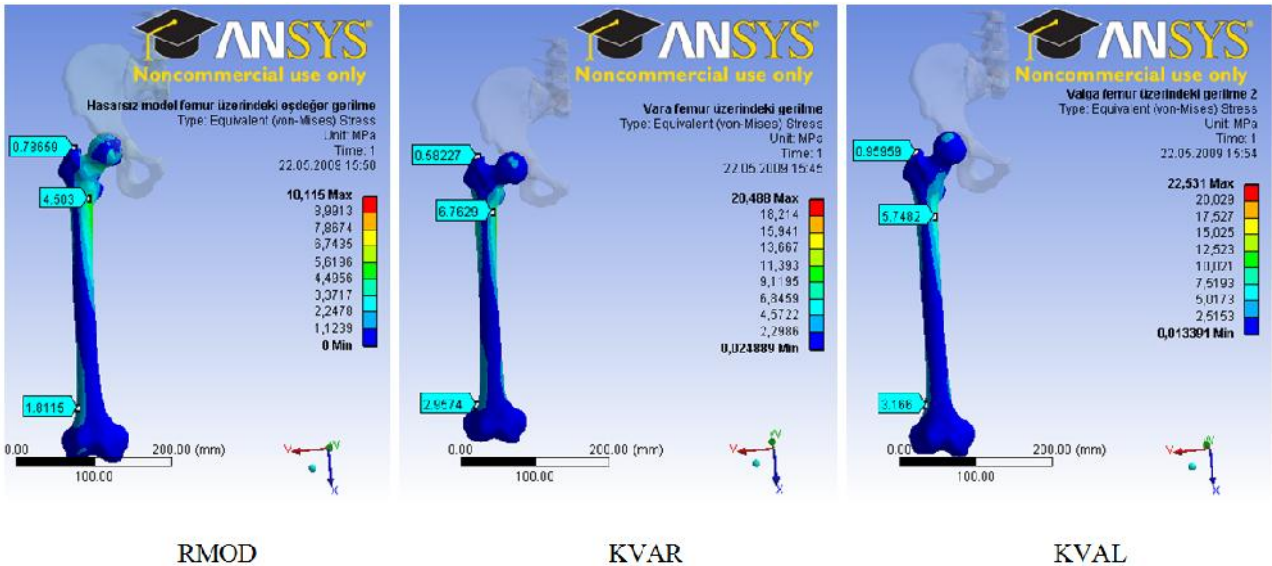
Yük da ılımlarının belirlenmesi için kullanılacak modele referans te kil edecek femur, pelvis ve vertebra kemiklerinin BT görüntüleri Toshiba Aquilion BT tarayıcı aygıtıyla taranmı tr. BT görüntüleri, BT tablasında nötral (yatar) pozisyonda, 0.774 mm kesit aralı nda, 512x512 piksel çözünürlü ünde ve 2551 katmanlı bir tarama sonucu elde edilmi tir. Görüntüler DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında kaydedilmi olup, 3 boyutlu (3B) görüntü i leme yazılımı MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System) programına aktarılarak ekil 3 de gösterilen 3B boyutlu femur, pelvis ve lomber vertebranın (L5, L4, L3) birebir katı modelleri olu turulmu tr.

Femur üzerine binen yük da ılımını hesaplamak için le ve 'ya ba lı bilgisayar destekli femur ve pelvis katı model gurubu elde

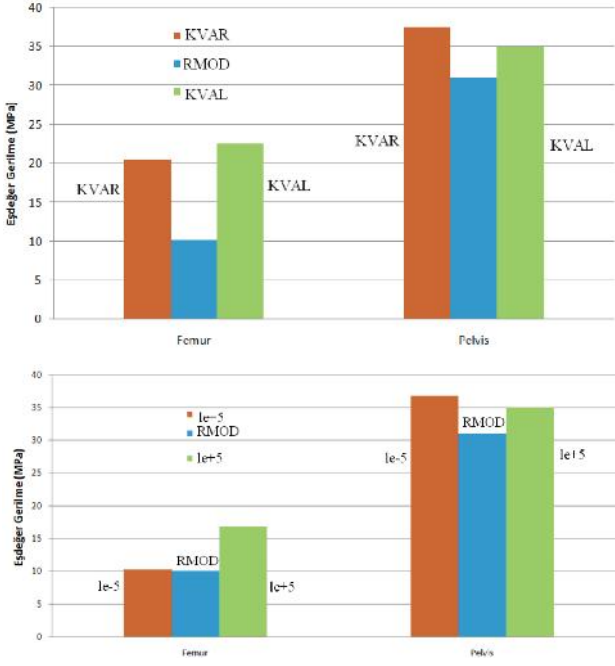
edildi. ekil 4'de görüldü ü gibi birinci grup referans model (RMOD) olup le ve 'nın normal de erleri için referans de erler (le=35 mm ve =130°) alındı. ikinci grup modeller ise le ve 'nın normal de erlerden pozitif ve negatif sapmalar ile deforme grup modelleri olu turuldu. Deformite grup modelleri de kendi aralarında, le sabit de i kenli ve sabit le de i kenli olarak guruplar olu turuldu.

Deformite grup modellerde, ekil 4'de görüldü ü gibi femur boyun uzunlu u (le) sabit tutuldu unda, =130°±10° de erler olacak ekilde iki farklı model olu turuldu. Femur boyun açısının bozuklu una göre 10° koksı valga model (KVAL) ve 10° koksı vara model (KVAR) olarak tanımlanmı tr. Farklı deformatelere sahip katı modeller, ekil 5'de gösterildi i gibi femur boynuna yapılan cerrahi kesi (osteotomi) teknikleri yardımıyla elde edildi. Öte yandan, 'nın sabit tutulup femur boyun uzunlu una ba lı iki farklı modeller (le±5 mm) elde edildi. Femur boyun uzunlu una ba lı modeller ise le+5 ve le-5 olarak isimlendirildi.

Femur modelleri MIMICS yazılımı kullanılarak nokta bulutu (txt) biçiminde kaydedilmi tir. Nokta bulutu modelleri geometri



ekil 10: Modellerin femurlarında maksimum e de er gerilme.



ekil 11: Modellerdeki e de er gerilme da ılımları.

düzenlemesi için tersine mühendislik programına (GEOMAGIC) aktarılmı tır. KVAR ve KVAL femur modellerinin yüzey hataları giderilerek 3B pürüzsüz katı modelleri elde edilmi olup STL (steriolithography) formatında kaydedilerek MIMICS FEA (sonlu elemanlar analiz modülü) ile non-manifold montaj olarak femur, pelvis ve lumbar kemikleri birleştirilmi tır. Montaj durumunda sonlu elemanlar tabanlı hacim modeli a örgüsü oluşturulmu tır.

ekil 3’de gösterilen dikey simetri eksenini kullanarak simetrik femur-pelvis-lumbar modelleri sonlu elemanlar analizi için kullanılmı tır. ekil 6’da MIMICS yazılımında elde edilen femur-pelvis-lumbar simetrik modeli görülmektedir.

Yük da ılımlarının hesaplanması

ekil 4’de verilen model gruplarındaki gerilme da ılımlarının, numerik olarak hesaplanabilmesi için sonlu elemanlar metodu tabanlı ANSYS WorkBench programı kullanıldı. Sonlu elemanlar a örgüsü modeli için 10 node tetrahedral element kullanılmı tır. Tüm modellerin MIMICS FEA içerisinde a örgüsü hazırlanmı tır.

Femur ve pelvis arasındaki kalça eklemine temas (kontakt) tanımlaması ekil 7’de gösterildi i gibi yüzeyden yüzeye

ayrılmayan fakat kayma hareketi yapabilecek biçimde asetebulum ile femur ba kısmına yapılı tır. Femur üzerindeki yük da ılımının hesaplanabilmesi için, ANSYS Workbench programında elde edilen modellerin, kemik malzeme de erleri, yükleme ve sınır artları tanımlandı.

Modellerinin mekanik özelliklerinin lineer elastik ve izotropik yapıya sahip oldu u varsayıldı. Buna göre, modelde tanımlanan pelvis, lumbar ve femura ait malzeme mekanik özellikleri Tablo 1’de verilmi olup bu de erler yapısal analiz için ANSYS Workbench’de tanımlanmı tır.

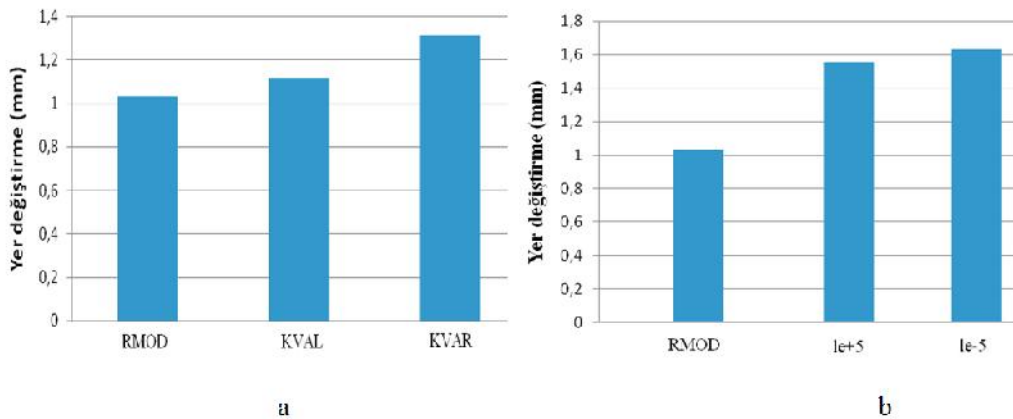
Femur tabanı (kondiler yüzey) SEA için ekil 3’de gösterildi i ekilde tamamen sabitlenmi tır (sıfır deplasman). Vücut a ırlı 1 ve proksimal femura etkiyen kas yükleri gibi farklı yükler Simoes ve ark’nın(14) çalı masında, eklem reaksiyon kuvveti olarak tanımlanan vücut yükü 700 N ve abdüktör kuvveti ise 300 N olarak seçilmi tır. Bu çalı maya ilaveten Moreo ve ark(15) çalı malarında kullandı ı kuvvetlerin bile kesi hesaplandı nda, vücut yükü olarak 2092 N ve abdüktör kuvveti olarak 975 N kullanılmı lardır. Bu çalı mada ise, ekil 3’de F ile ve ekil 8’de B ile gösterilen 1000 N. vücut a ırlı 1 lumbar vertebra üst yüzeyine dü ey yönde tesir ettirilerek ve ekil 8’de C ile gösterilen 500 N. tesirindeki abdüktör kuvveti de etken yük olarak tanımlanmı tır. Bununla beraber abdüktör kuvveti kolunun uzunlu u tüm modeller için sabit kabul edilmi ve etken yük aynı de erde tanımlanmı tır. Pelvise sadece mekanik eksen yönünde serbestlik verildi. Tüm bu veriler do rultusunda sonlu elemanlar analizinde uygulanan protokol ekil 8’de verilen ekilde tanımlandı.

SONUÇLAR

KVAR ve KVAL hasarında olu an gerilmeleri ve yer de i imini belirlemek, deformiteli yapıların ne kadar yüklemeye maruz kaldı ını belirlemek açısından önemlidir. Bununla beraber tedavi için te his ve normal yapının mekanik eksen düzenine, deformiteli yapıyı getirmek için önemlidir.

ekil 9’da pelvis üzerindeki maksimum e de er gerilmelerin ve ekil 10’de ise femurda olu an e de er gerilmelerin kıyaslaması RMOD, KVAR ve KVAL modelleri için verilmi tır. KVAR ve KVAL modellerindeki pelvis üzerindeki gerilme de erleri, RMOD üzerinde elde edilen gerilme de erine göre daha yüksek çıkmı tır. Bunun yanında, KVAR ve KVAL modellerindeki femur üzerinde olu an gerilmelerde yine RMOD femuru üzerindeki gerilmeden fazla elde edilmi tır.

Vücut a ırlı 1 ının etkisi ile deforme grup modellerinde elde edilen yük da ılımları RMOD ile kar ıla tırılarak referanstan sapma miktarları elde edildi. Koksa vara ve valga deformitesinin



ekil 12: Modellerde en fazla yer de i tirme miktarı.

femur ve pelvis üzerindeki gerilmeyi arttırdı ı görülmü tür. ekil 11 a'da görüldü ü gibi femur üzerinde koksa valga hasarında ortaya çıkan gerilme koksa vara yapısal hasarına göre fazla, pelvis üzerinde olu an gerilme ise az oldu u belirlenmi tir. Femur boyun uzunlu unun (le) de erine ba lı olarak, femur üzerindeki olu an maksimum e de er gerilme de eri ekil 11 b'de görüldü ü gibi le-5 modelde le+5 modele göre az, pelvis üzerinde ise fazla olarak elde edildi tir.

KVAL ve KVAR modellerinin toplam yer de i tirme (deformasyon) miktarının RMOD'e göre daha yüksek oldu u ekil 12 a' da gösterilmi tir. Bununla beraber ekil 12 b' de gösterilen le'ye ba lı olarak toplam yer de i tirmenin RMOD'e göre arttı ı görülmü tür. Ayrıca, femur boyun uzunlu unun referans modele göre azalmasının, artmasına göre de toplam yer de i im miktarında artı a neden oldu u belirlenmi tir.

TARTI MA

KVAR ve KVAL deformatörlerinde pelvis ve de femurda olu an e de er gerilmeler RMOD'a göre daha fazla çıkmı tir. Yük da ılımlarına bakıldı nda 'nın de i mesinin le' nin de i imine göre daha ekili oldu u elde edildi tir. Femur üzerine ekstenel yük binmesinin en fazla ölçüldü ü deneysel modelin, á' nin pozitif, le' nin negatif oldu u model oldu u tespit edildi. Bu durumda ön görümüz KVAL ve horizontal ofsetin azaldı ı durumlarda femura aktarılan yük da ılımı artmakta buda femurda erken deformasyon ve e de er gerilmelerde artı a sebep olmaktadır. Öte yandan, ' nin negatif ve le' nin pozitif de er alındı ı modelde ise pelvise aktarılan yük da ılımında artı olmaktadır.

Bu çalı ma göstermi tir ki sadece femur boyun açısının de i mesi durumunda bile hem femur hem de pelvise aktarılan yük da ılımı artmaktadır. Bu durum proksimal femur geometrisinin de i ti i Femur ba ı epifiz kayması (SCFE), post travmatik bozukluklar, septik artrit ve Legg Calve Perthes sekeli gibi durumlarda geli en sekonder coxartrozun asetabulum kırıkda ı üzerindeki deformasyonu açıklayan faktörlerden biri oldu unu destekler niteliktedir.

KAYNAKLAR

- Beyer J., Hadw-Ger M., Wolfsberger S., Bühler K., High-Quality Multimodal Volume Rendering for Preoperative Planning of Neurosurgical Interventions, IEEE Visualization 2007, 1696-1703.
- Ehrhardt J., Handels H., Mal_Na T., Strathmann B., Plötz W., Pöpl S.J., Atlas-based segmentation of bone structures to support the virtual planning of hip operations, International Journal of Medical Informatics 2001, 64, 439-447.
- Hoenecke Jr.H.R., Dembitsky N., Hermida H.C., Patil S., D'lima D.D., Mimics Innovation Award Application: Mimics for 3D-CT-Based Preoperative Templating of Total Shoulder Arthroplasty, 2007.
- Clijmans T., Gelaude F., Mommaerts M., Suetens P., Vandersloten J., Materialise Mimics Innovation Awards: Computer Supported Pre-Operative Planning Of Craniosynostosis Surgery: A Mimics-Integrated Approach, 2006.
- Mahaisavariya B, Sitthiseripratip K., Or_S P., Tongdee T., Rapid Prototyping Model for Surgical Planning of Corrective Osteotomy for Cubitus Varus: Report of Two Cases, Injury Extra 37, 2006, 176-180.
- Sowmianarayanan S., Chandrasekaran A., Krishnakumar R., Finite Element Analysis of Proximal Femur Nail for Subtrochanteric Fractured Femur, International Ansys Conference, 2006.
- Completo, A., Fonseca F., Simoes J.A., Experimental Validation of Intac and Implnted Distal Femur Finite Element Models, Journal of Biomechanics, 40, 2007, 2467-2476.
- Sonel, B., Kalça Eklemi Biyomekani i T. Klinik J. PM. R, 1, 2001
- Yamada, H., , Mechanical Properties of Locomotor Organs And Tissues, Strength of Biological Materials, Williams & Wilkins, Baltimore1970, 210.
- Örnek, A. M., , Burulma Yüküne Maruz nsan Tibiasının Gerilme Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 139 ss., 2004.
- Pauwels, F., Biomechanics of the locomotor apparatus Berlin, Springer-Verlag,1980,76-105.
- Pauwels F . A Clinical Observation as Example and Proof of Functional Adaptation of Bone Through Longitudinal Growth. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1975 Feb;113(1):1-5.
- Isaac B, Vettivel S, Prasad R, Jeyaseelan L, Chandi G: Prediction of Femoral Neck-Shaft Angle From the Length of The Femoral Neck. Clin Anat10(5) ; 318-323, 1997
- Simoes J.A., Vaz, M.A., Blatcher, S., Taylor, M., Influence of Head Constrains and Muscle Forces on The Strain Distribution within The Intact Femur, Medical Engineering & Physics, 2000, 22, 453-459
- Moreo P., Pérez M.A., García-Aznar J.M., "Modelling The Mechanical Behaviour of Living Bony nterfaces, Comp Methods Appl Mech Engr., 2007, 196: 3300-3314.
- Takada, M., Engelke, K., Hagiwara, S., Grampp, S., Jergas, M., Glüer, C.C., Genant, H.K., Assessment of Osteoporosis: Comparison Of Radiographic Absorptiometry of the Phalanges and Dual X-ray absorptiometry of The Radius and Lumbar Spine, Radiology, 1997, 202:3, 759-763.
- Taddei, F., Pancanti, A., Viceconti, M., An Improved Method for the Automatic Mapping of Computed Tomography Numbers onto Finite Element Models, Med Eng Phys., 2004, 26, 61-69.
- Helgason, B., Perilli, E., Schileo, E., Taddei, F., Brynjolfsson, S., Viceconti, M., Mathematical Relationships Between Bone Density and Mechanical Properties: A Literature Review, Clin Biomech 2008 a, 23:2, 135-146.
- Helgason, B., Taddei, F., Palsson, H., Schileo, E., Cristofolini, L., Viceconti, M., Brynjolfsson, S., A modified method for assigning material properties to FE models of bones, Med Eng Phys., 2008b, 30:4, 444-453.