

Femur Yapısal Hasarlarında Menisküslerde Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Assessment Of Changes In The Loading Of Menisci Following Femur Structural Deformities

Halil Atmaca¹, Arif Özkan²

¹ Akdeniz Üniversitesi Tıp Fak. Ortopedi ve Travmatoloji A.D. Antalya/ Türkiye

² Düzce Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi İmalat Mühendisliği Bölümü, Düzce / Türkiye

Abstract

Purpose: To evaluate the changes of maximum equivalent stresses (MES) on menisci following femur structural deformities. **Materials and methods:** Three- Dimensional (3D) solid models were created on MIMICS® by using DICOM formatted longitudinal computed tomography scans. +10° femur neck valgus osteotomy was simulated for coxa valga and -10° varus osteotomy was simulated coxa vara. ANSYS® Workbench™ (Version 12) was used to analyze the stress/load distribution on menisci. **Results:** In the reference model, the MES on medial meniscus was 17.362 Megapascal (MPa), lateral meniscus was 8.621 MPa. The MES was measured 10.632 MPa on medial meniscus and 9.487 MPa on lateral meniscus in coxa vara model. In coxa valga simulated model the MES on medial meniscus was 6.866 MPa while lateral meniscus was 21.854 MPa. **Conclusion:** Maximum equivalent stresses on menisci were affected according to changes in mechanical axis of lower extremity due to proximal femur geometric variations.

Keywords: Meniscus, finite element analysis, biomechanics, knee joint.

Application: 04.07.2012 **Accepted:** 11.07.2012

Özet

Amaç: Femur boyun geometrisi değişimlerinde diz ekleminde medial ve lateral menisküslerde oluşan gerilmelerin hesaplanması **Yöntem:** DICOM formatında alınan alt ekstremite uzunluk Bilgisayarlı Tomografi kesitleri MIMICS® programında üç boyutlu (3D) katı model haline getirildi. Femur boynu kesme düzlemi Femur boyun (D) açısı referans femur modeli üzerinden -10° döndürülerek vara ve +10° döndürülerek valga femur modelleri elde edilmiştir. Menisküsler üzerindeki yük dağılımının hesaplanabilmesi için, ANSYS® Workbench™ (Version 12) programı kullanılmıştır. **Bulgular:** Referans modelde medial menisküs de oluşan en fazla eşdeğer gerilme (MES) değeri 17.362 MPa, lateral menisküs için ise 8.621 MPa olarak bulunmuştur. 10° koksaya vara modelde elde edilen MES medialde 10.632 MPa, lateralde ise 9.487 MPa olarak bulunmuştur. 10° koksaya valga modelde MES medialde 6.866 MPa, lateralde ise 21.854 MPa olarak bulunmuştur. **Sonuç:** Femur proksimal geometrik değişimlerde menisküsler üzerinde oluşan MES lerde değişimler olmaktadır bu değişimler alt ekstremite mekanik aks değişimlerinden kaynaklanmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Menisküs, sonlu elemanlar analizi, biyomekanik, diz ekleminin

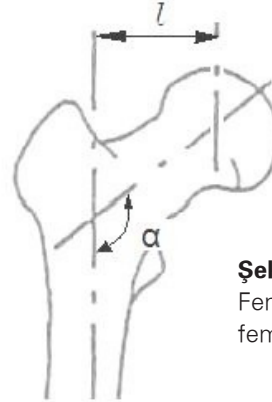
Başvuru Tarihi: 04.07.2012 **Kabul Tarihi:** 11.07.2012

Giriş

Tibial ve femoral kondillerin uyumu araya giren menisküsler ile sağlanır. Dizdeki lateral ve medial menisküsler bir elma dilimi şeklindedir. Medial menisküs yarım ay (C), lateral menisküs çember (O) biçimindedir¹. Her iki menisküsün ön uçları dizin transvers ligamenti ile birbirine bağlanırlar. Menisküslerin periferal fiksasyonu fleksiyonda arkaya, ekstansiyonda öne doğru kaymalarına izin verecek gevşekliktedir. Menisküsler ön ve arka boynuzları ile tibiya, periferik kısımları ile eklem kapsülüne tutunurlar². Lateral menisküs, medial menisküse göre daha mobildir ve bu nedenle daha az yaralanır. Diz fleksiyonu sırasında menisküsler arkaya, ekstansiyonu sırasında öne, içe rotasyon sırasında medial menisküs öne, lateral menisküs arkaya, dış rotasyon sırasında medial menisküs arkaya, lateral menisküs öne kayarak hareketi kolaylaştırır. Diz flexiyon ve ekstansiyonunda meniskofemoral, rotasyonunda ise meniskotibial hareket meydana gelir³.

Normal ayakta duruş pozisyonunda vücut ağırlığının %40-60'ı menisküslerce taşınırlar⁴. Eklem kıkırdakları sönümlenme yapamadığı için meniskülerin şok sönümlenme işlevi çok önemlidir. Eklem temas yüzeyinin menisküslerce yaklaşık 2.5 kat¹ artırılması eklem stabilizasyonunu artırır ve böylelikle eklemlere ve kıkırdağa binen yüklemeye neticesindeki hasar önlenmiş olur⁵. Bunlarla beraber sinovyal boşluktaki sıvının dağıtılması ile bir yağlama işlevini icra ederek kıkırdak beslenmesi ve rotasyona katkıda bulunurlar⁴. Ön düzlemi (Koronal plan) esas alınarak Şekil 1'de alfa ile gösterilen açı, femur boynu ile shaftının arasında inklinasyon açısı olarak adlandırılmaktadır. Bu açı yaklaşık 130° civarında olması normal kabul edilmektedir. Bu açılanma, femur baş bölgesinde son bulan pelvis kaslarına, iyi bir kaldıraç gücü sağlamaktadır. inklinasyon açısının alfa>130° olması durumu Koksa Valga, alfa<130° durumu ise Koksa Vara bozuklukları olarak adlandırılmaktadır. Koksa Vara ve Valga bozukluğu olduğu durumda, sferik eklem bağlantısının yapısında tam uyumun sağlanamaması söz konusudur. Koksa valga deformitesi olan bir kişinin yürüyüşü esnasında kalça üzerindeki yük, normal yüklenmenin 10-20 katı büyüklüğündedir⁵. Yine benzer biçimde vara deformite durumunda, yüklenme normale

göre 3-4 kat artığı belirtilmektedir⁵. Şekil 1'de 'l' ile gösterilen ortalama femur boyun uzunluğu 30-45 mm aralığında tanımlanmaktadır⁶. Bu çalışmada koksa vara ve valga deformitesinin medial ve lateral menisküslerde meydana getirdiği gerilme dağılımları incelenmiş ve kıyaslanmıştır.



Şekil 1:
Femur inklinasyon açısı (alfa),
femur boyun uzunluğu (l).

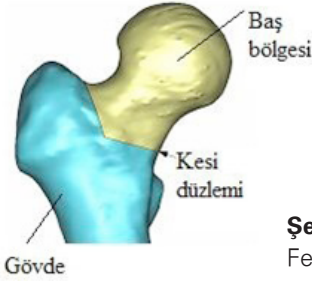
Materyal ve Metod

Femur, kıkırdak ve menisküs yapılarının katı modellenmesi

Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans (MR) görüntülerinden model elde etmek için kullanılan yazılımlar günümüzde farklı özellikleri ile kullanıcılara sunulmaktadır. Bu çalışma dahilinde üç boyutlu (3B) katı modelleme BT ve MR görüntülerinden elde edilmiştir. Bu çalışmada kullanılacak modeller BT ve MRI çekimleri sonrasında MIMICS yazılımı ile elde edilmiştir. Modellerin analizi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Modellere oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT ve MRI görüntülerinde ayrılammış istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC (tersine mühendislik programı) yazılımından yararlanılmıştır.

Normal (referans) model olarak tanımlanan normal kalça eklemi, l ve alfa'nın normal değerleri kullanılarak elde edilmiştir. Diğer taraftan, deformite gurubu modeller ise l sabitken alfa=130°±10° değişken bozukluklara sahip modeller elde edildi. Farklı deformitelere sahip katı mo-

deller, Şekil 2' de gösterildiği gibi femur boynuna yapılan cerrahi kesi (osteotomi) teknikleri yardımıyla elde edildi.



Şekil 2:
Femur boynu kesme düzlemi.

Femur boynu kesme düzlemi Femur boyun (alfa) açısı yapısal hasarı olmayan femur modeli üzerinden -10° döndürülerek vara ve $+10^\circ$ döndürülerek valga femur modelleri elde edilmiştir. Oluşturulan femur modelleri MIMICS yazılımı kullanılarak nokta bulutu biçiminde kaydedilmiştir. Nokta bulutu modellerinin geometri düzenlemesi için GEOMAGIC kullanılmıştır. Femur modellerinin yüzey hatalarının giderilmesi ve düzleştirmeleri GEOMAGIC yazılımı ile yapılarak 3B katı modelleri elde edilmiştir. Elde edilen 3B modeller STL (steriolithography) formatında kaydedilerek MIMICS FEA (sonlu elemanlar analiz modülü) ile BT ve MR görüntülerinden elde edilen menisküsler ve femur kırıkdağı ile non-manifold montaj olarak femur, tibia, femur ve tibia kırıkdağı ve menisküsler birleştirilmiştir. Montaj durumunda sonlu elemanlar tabanlı hacim modeli ağ örgüsü oluşturulmuştur. MIMICS yazılımında oluşturulan sonlu elemanlar modeli ANSYS Workbench'e aktarılmıştır. Sonlu elemanlar analizinde kullanılacak model ANSYS Sonlu Elemanlar Modelleme arayüzü (FEA Modeller) ile düzenlendikten sonra simülasyon ortamına aktarılmıştır.

Yük dağılımlarının hesaplanması

Menisküsler üzerindeki yük dağılımının hesaplanabilmesi için, sonlu elemanlar metodu destekli ANSYS Workbench programında elde edilen modellerin, kemik malzeme değerleri, yükleme ve sınır şartları tanımlandı. Elde edilen modellerinin yapıları lineer elastik ve izotropik özelliklere sahip olduğu varsayıldı. Buna göre, modelde belirlenen malzeme mekanik özellikleri Tablo 1' de verilmiş olup bu değerler yapısal analiz için ANSYS

Workbench'de tanımlanmıştır.

Tablo 1: Sonlu eleman analizlerde(SEA) kullanılan mekanik özellikleri^{7,8}

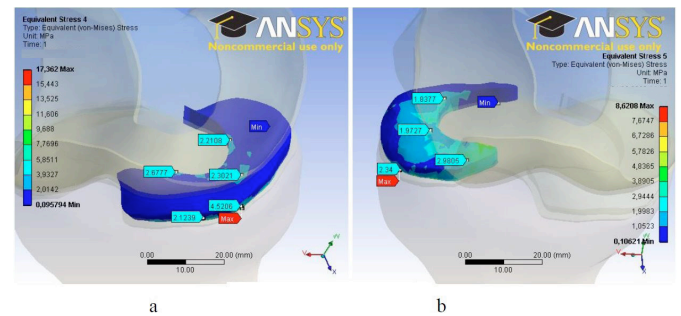
Yapı	Elastik Modülüs (E, MPa)	Poison oranı (v)
Tibia	14.000	0.3
Femur	17.000	0.3
Menisküs	59	0.49
Kırıkdağ	5	0.46

Tibia alt yüzeyi (talus ile temas eden yüzey) tamamen sabitlenmiştir (sıfır deplasman). Bu çalışmada femur başı üzerine 1000 N vücut ağırlığı ve 500 N abdüktör kas kuvveti ile yüklemeler tanımlanmıştır⁶. Menisküslerde oluşan gerilmeler değerlendirilmiştir.

Sonuçlar

Şekil 3' de hasar unsuru olmayan normal modelde medial ve lateral menisküslerde analizler sonucunda elde edilen gerilmeler verilmiştir. Şekil 4 a'da medial menisküs de oluşan en fazla eşdeğer gerilme değeri 17.362 MPa, şekil 4 b'de lateral menisküs için ise 8.621 MPa olarak bulunmuştur.

Şekil 3: Hasarsız modelde menisküslerdeki eşdeğer gerilmeler. A) Medial B) Lateral menisküs.

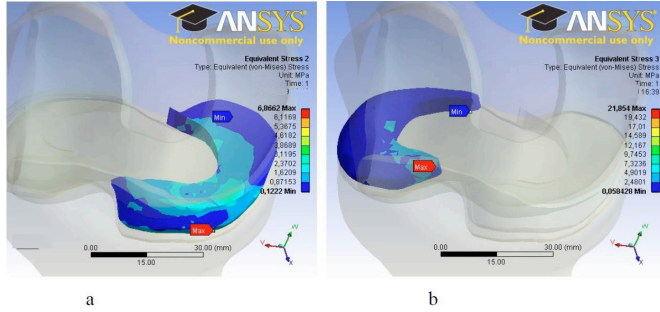


10° koksa valga modelde gerilme değerleri şekil 4a'da medial, şekil 4b' de lateral kısım için verilmiştir. En fazla eşdeğer gerilme medialde 6.866 MPa, lateralde ise 21.854 MPa olarak bulunmuştur.

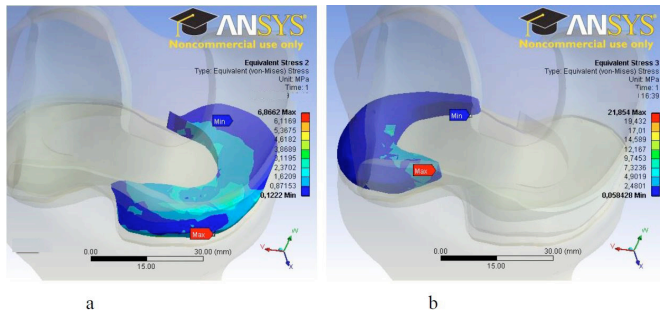
10° koksa vara modelde elde edilen gerilme değerleri şekil 5a'da medial, şekil 5b'de lateral kısım için verilmiştir.

En fazla eşdeğer gerilme medialde 10.632 MPa, lateralde ise 9.487 MPa olarak bulunmuştur.

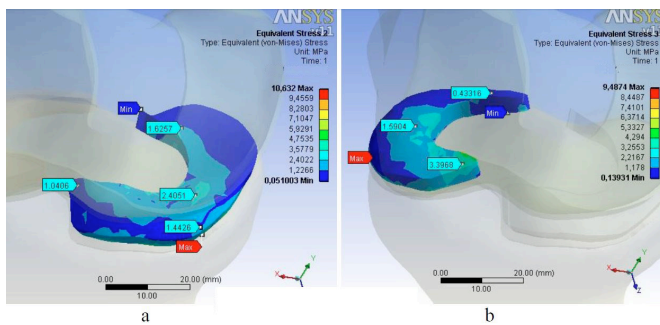
Şekil 4: 10° Koksa valga modelde menisküslerdeki eşdeğer gerilmeler. A) Medial B) Lateral menisküs.



Şekil 4: 10° Koksa valga modelde menisküslerdeki eşdeğer gerilmeler. A) Medial B) Lateral menisküs.



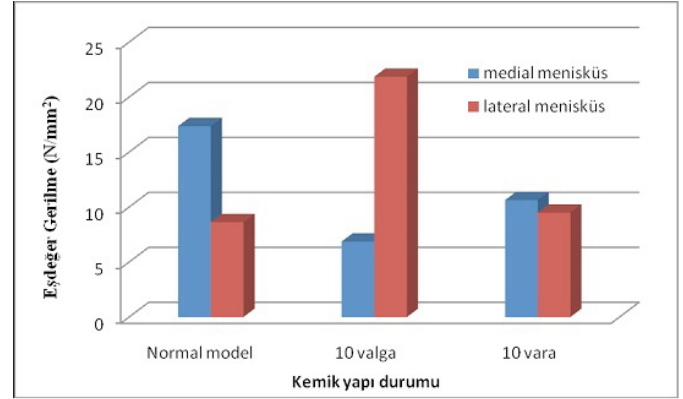
Şekil 5: 10° Koksa vara modelde menisküslerdeki gerilmeler. A) Medial B) Lateral menisküs.



Medial ve lateral taraflar için normal model ve 10° Koksa valga/vara modeller değerlendirildiğinde; gerilmenin normal model için medial ve lateral kısımlarda yüzey alanları ile orantılı bir dağılım göstermiştir. Buna karşın 10° Koksa valga modelde lateral kısımdaki gerilme fazla olarak elde edilmiştir. 10° Koksa vara model için ise medial ve lateral kısımlardaki gerilme dağılımı neredeyse eşit olarak elde

edilmiştir. Şekil 6' da menisküslerin medial ve lateral taraf eşdeğer gerilme dağılımları grafik olarak verilmiştir.

Şekil 6: Menisküslerdeki en fazla eşdeğer gerilme değerleri.



Tartışma

Koksa valga modelinde femur başı orta noktası ve kalça eklemi rotasyon merkezi superolaterale kaymaktadır. Buna paralel olarak, abduktör mekanizma ve bileşke alt ekstremite mekanik aksının diz eklemi lateraline kayması nedeniyle, medial menisküse uygulanan eşdeğer gerilme azalırken lateral menisküsde artmaktadır. Hacim olarak daha küçük olan lateral kompartmanda birim alana düşen yük miktarı artmaktadır. Fakat diz eklemine etki eden toplam yüklerdeki değişim ve kırıldak üzerinde oluşan eşdeğer gerilmeler bu çalışmada değerlendirilmediğinden subkondral bölgede oluşabilecek yüklenmeler bilinmemektedir.

Coventry normal dizde eklem gelen yükün %60 medial, %40 lateral kompartman tarafından taşındığını belirtmiştir^{9,10}. Klinik ön görüler doğrultusunda varus modellerde medial kompartmanda oluşan yüklenmenin artabileceği düşünülmektedir fakat koksa vara modelinde femur başı orta noktası ve kalça eklemi rotasyon merkezi infero-mediale alındığından vücut ağırlık merkezi moment kolu proksimal femoral açı (PFA) değişimi nedeniyle kısalır. Kuvvetin, cisimleri belirli bir noktaya ya da belirli bir eksen etrafında döndürebilme etkisine "moment" denir. Moment vektörel bir büyüklüktür, Bu nedenle, kuvvetin cisme kazandıracağı momentin büyüklüğü, kuvvetin büyüklüğü ile kuvvetin cismin döndürme eksenine olan

uzaklığının çarpımına eşittir. Modellerimizde uygulanan kuvvet sabit olduğundan (1000 N) alt ekstremiteye etkileyen bileşke vektör kuvveti normal ve valga modeline göre daha az olacaktır. Bu nedenle vara modelde medial menisküs üzerinde oluşan anlık yüklenme normal modele göre daha az çıkmıştır. Fakat bu varus yüklenmelerin alt ekstremite mekanik aks değişimleri sonucunda kronik dönemdeki etkileri araştırılmalıdır. Buna karşılık olarak, vara modelinde lateral menisküs üzerinde normal modele göre gerilme artışı azda olsa ortaya çıkmıştır. Bu durum değişen femur boyun açısı nedeniyle PFA değişiminden kaynaklanan yük dağılımının laterale aktarılmasından ortaya çıkmıştır.

Çalışmamız menisküsler üzerinde oluşan stres yüklerini (MES) ve ardışık derecelerde uygulanan varus ve valgus osteotomilerinin oluşan bu eş değer gerilmelere etkisini araştıran bir sonlu elemanlar analiz çalışmasıdır. Modelle-

rimizin sadece tam ekstansiyonda incelenmesi, biyomekanik açıdan önemli yere sahip olan patellofemoral eklem bu çalışmalarda yer almaması, diz içi diğer yapılar (tibia kırık, femur kırık, tibia ve femur subkonral bölge) üzerindeki MES'lerin incelenmemesi ve çalışmaların sadece statik ortam analizlerden oluşması, çalışmamızın limitasyonları olarak görülse de, bu çalışma diz eklemi biyomekanikini dinamik olarak inceleyen ve diz eklemi kinematikini de içerecek ileriki çalışmalar açısından referans oluşturabilecek analizler içermektedir.

Teşekkür

Bu çalışma, TÜBİTAK tarafından desteklenen 107M327 nolu araştırma projesi kapsamında yapılmıştır. Desteğinden dolayı TÜBİTAK'a, Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD'na ve KOU Teknik Eğitim Fakültesi Makine Eğitimi Bölümüne teşekkür ederiz.

Kaynaklar

1. Gürer G, Seçkin B, Diz biyomekanik, Romatizma 2001; 16(2):114-124.
2. Oğuz H, Diz Ağrıları, Romatizmal ağrılar, Konya: Atlas Tıp Kitapevi; 1992. p. 275-85
3. Tüzün F, Yavuz M, Akarımak Ü. Diz ağrıları, hareket sistemi hastalıkları, İstanbul, Nobel Tıp Kitapevleri; 1997.p 279-280.
4. Öztürk L, Aktan ZA, Varol T. Alt ekstremite kasları, işlevsel anatomi, İzmir, Saray Kitapevleri; 1997.p.192-194
5. Pauwels F. Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus.In: Pauwels F (Ed) Biomechanics of the locomotor apparatus Berlin, Springer-Verlag, 1980; p.76-105
6. Simoes JA, Vaz MA, Blatcher S, Taylor M. Influence of head constraints and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. Medical Engineering & Physics 2000; 22: 453-459.
7. LeRoux MA, Setton LA. Experimental biphasic fem determinations of the material properties and hydraulic permeability of the meniscus tension, J Biomech Eng 2002; 124: 315-321.
8. Pena E, Calvo B, Martinez MA, Palanca D, Doblare M, Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics, Clin Biomech 2005;20: 498-507.
9. Coventry MB. Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results. Orthop Clin North Am 1979;10:191-210
10. Coventry MB. Proximal tibial osteotomy. Orthop Rev 1988;17:456-458