

KOKSA VARA- VALGA DURUMLARINDA MENİSKÜSLERDE OLUŞAN GERİLMELERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Halil Atmaca¹, Arif Özkan²

1- Midyat Devlet Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, Mardin/ Türkiye
2- Düzce Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi İmalat Mühendisliği Bölümü, Düzce /Türkiye

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. Modellere oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT ve MRI görüntülerinde ayırlanmış istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC yazılımından yararlanılmıştır. Femur boynu kesme düzlemi Femur boyun (α) açısı yapısal hasarı olmayan femur modeli üzerinden -10° döndürülerek vara ve $+10^\circ$ döndürülerek valga femur modelleri elde edilmiştir. Menisküsler üzerindeki yük dağılımının hesaplanabilmesi için, sonlu elemanlar metodu destekli ANSYS Workbench programında elde edilen modellerin, kemik malzeme değerleri, yükleme ve sınır şartları tanımlandı.

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° koksa vara modelde elde edilen MES medialde 10.632 MPa, lateralde ise 9.487 MPa olarak bulunmuştur. 10° koksa valga modelde MES medialde 6.866 MPa, lateralde ise 21.854 MPa olarak bulunmuştur.

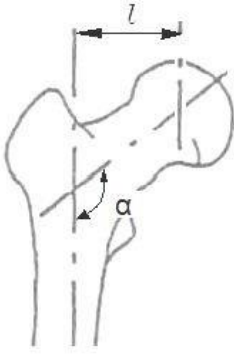
Sonuç: Koksa valga modelinde femur başı orta noktası ve kalça eklemi rotasyon merkezi superolaterale kaymaktadır. Buna paralel olarak, abduktör mekanizma ve bileşke alt ekstremite mekanik aksının diz eklemi lateraline kayması nedeniyle, medial menisküse uygulanan eşdeğer gerilme azalırken lateral menisküsde artmaktadır. 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 inferomediale alındığından vücut ağırlık merkezi moment kolu proksimal femoral açı (PFA) değişimi nedeniyle kısalmır. Bu nedenle, kuvvetin cisme kazandıracığı 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

1. GİRİŞ

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) biçimindedir [1]. Her iki menisküsün ön uçları dizin transvers ligamenti ile birbirine bağlanırlar. Menisküslerin periferel fiksasyonu fleksiyonda arkaya, ekstansiyonda öne doğru kaymalarına izin verecek gevşekliktedir. Menisküsler ön ve arka

boynuzları ile tibiaya, periferik kısımları ile eklem kapsülüne tutunurlar [2]. Lateral menüsküs, medial menüsküse göre daha mobildir ve bu nedenle daha az yaralanır. Diz fleksiyonu sırasında menüsküsler arkaya, ekstansiyonu sırasında öne, içe rotasyon sırasında medial menüsküs öne, lateral menüsküs arkaya, dış rotasyon sırasında medial menüsküs arkaya, lateral menüsküs öne kayarak hareketi kolaylaştırır. Dizin fleksiyon ve ekstansiyonunda meniskofemoral, rotasyonunda ise meniskotibial hareket meydana gelir [3].

Normal ayakta duruş pozisyonunda vücut ağırlığının %40-60'ı menüsküslerce taşınırlar [4]. Eklem kıkırdakları sönümleme yapmadığı için meniskülerin şok sönümleme işlevi çok önemlidir. Eklem temas yüzeyinin menüsküslerce yaklaşık 2.5 kat [1] artırılması eklem stabilizasyonunu artırır ve böylelikle eklemlere ve kıkırdağa binen yüklemeye neticesindeki hasar önlenmiş olur [5]. Bunlarla beraber sinovyal boşluktaki sıvının dağıtılması ile bir yağlama işlevini icra ederek kıkırdak beslenmesi ve rotasyona katkıda bulunurlar [4]. Ön düzlemi (Koronal plan) esas alınarak şekil 1'de α 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 $\alpha > 130^\circ$ olması durumu Koksia Valga, $\alpha < 130^\circ$ durumu ise Koksia Vara bozuklukları olarak adlandırılmaktadır. Koksia Vara ve Valga bozukluğu olduğu durumda, sfirik eklem bağlantısının yapısında tam uyumun sağlanamaması söz konusudur. Koksia valga deformitesi olan bir kişinin yürüyüşü esnasında kalça üzerindeki yük, normal yüklenmenin 10-20 katı büyüklüğündedir [5]. Yine benzer biçimde vara deformite durumunda, yüklenme normale göre 3-4 kat artığı belirtilmektedir [5]. Şekil 1'de '1' ile gösterilen ortalama femur boyun uzunluğu 30-45 mm aralığında tanımlanmaktadır [6]. Bu çalışmada koksia vara ve valga deformitesinin medial ve lateral menüsküslerde meydana getirdiği gerilme dağılımları incelenmiş ve kıyaslanmıştır.



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

2. MATERYAL VE METOD

2.1. Femur, kıkırdak ve menüsküs 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 ayrılamamış istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC (tersine mühendislik programı) yazılımından yararlanılmıştır.

Normal (referans) model olarak tanımlanan normal kalça eklemi, l ve α' nın normal değerleri kullanılarak elde edilmiştir. Diğer taraftan, deformite gurubu modeller ise l sabitken $\alpha = 130^\circ \pm 10^\circ$ değişken bozukluklara sahip modeller elde edildi. Farklı deformitelere sahip katı modeller, 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 (α) 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 (stereolithography) formatında kaydedilerek MIMICS FEA (sonlu elemanlar analiz modülü) ile BT ve MR görüntülerinden elde edilen menüsküsler ve femur kırıkdağı ile non-manifold montaj olarak femur, tibia, femur ve tibia kırıkdağı ve menüsküsler 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.

2.2. Yük dağılımlarının hesaplanması

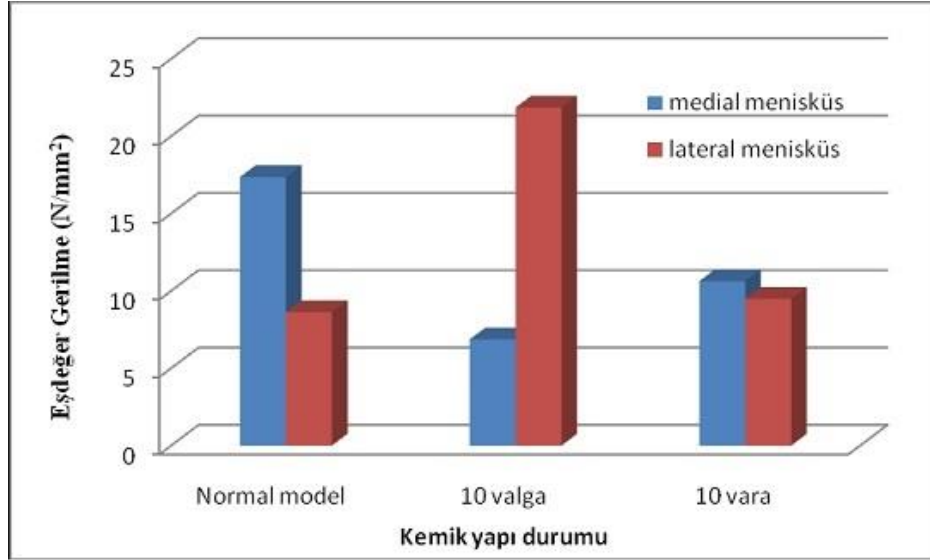
Menüsküsler üzerindeki yük dağılımının hesaplanabilmesi için, sonlu elemanlar metodu destekli ANSYS Workbench programında elde edilen modellerin, kemik malzeme değerleri, yükleme ve sınır şartları tanımlandı. Elde edilen modellerinin yapıları lineer elastik ve izotropik özelliklere sahip olduğu varsayıldı.

Bu çalışmada femur başı üzerine 1000 N vücut ağırlığı ve 500 N abdüktör kas kuvveti ile yüklemeler tanımlanmıştır [6].

3. SONUÇLAR

Hasar unsuru olmayan normal modelde medial menüsküs de oluşan en fazla eşdeğer gerilme değeri 17.362 MPa, lateral menüsküs için ise 8.621 MPa olarak bulunmuştur. 10° koksa valga modelde en fazla eşdeğer gerilme medialde 6.866 MPa, lateralde ise 21.854 MPa olarak bulunmuştur. 10° koksa vara modelde en fazla eşdeğer gerilme medialde 10.632 MPa, lateralde ise 9.487 MPa olarak bulunmuştur.

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 3' de menüsküs yapılarıdaki medial ve lateral taraf eşdeğer gerilme dağılımları grafik olarak verilmiştir.



Şekil 3: Menisküslerdeki en fazla eşdeğer gerilme değerleri.

4. TARTIŞMA

Koksa valga modelinde femur başı orta noktası ve kalça eklemi rotasyon merkezi superolaterale kaymaktadır. Buna paralel olarak, abduktör mekanizma ve bileşke alt ekstremitte mekanik aksının diz eklemi laterale 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 kıkırdak 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 inferomediale 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 ekstremitte 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 ekstremitte 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. Modellerimizin sadece tam ekstansiyonda incelenmesi, biyomekanik açıdan önemli yere sahip olan patellofemoral eklem bu çalışmada yer almaması, diz içi diğer yapılar (tibia kıkırdak, femur kıkırdak tibia ve femur subkondral bölge) üzerindeki MES' lerin incelenmemesi ve çalışmaların sadece statik ortam analizlerden oluşması, çalışmamızın limitasyonları olarak görülse de, bu çalışma diz eklemi biyomekaniğini dinamik olarak inceleyen ve diz eklemi kinematiğini de içerecek ileriki çalışmalar açısından referans oluşturabilecek analizler içermektedir

KAYNAKLAR

1. Güner G. Seçkin B., Diz Biyomekaniği, Romatizma 2001; Cilt: 16, Sayı: 2
2. Oğuz H., Diz Arıları, Romatizmal Ağrılar, Konya: Atlas Tıp Kitapevi; 1992. p. 275-85
3. Tüzün F., Eyavuz M., Akarırmak Ü., Diz Ağrısı, Hareket Sistemi Hastalıkları, İstanbul, Nobel Tıp Kitapevleri; 1997.p 279-280.
4. Öztürk L., Aktan Z.A., Varol T., Alt Ekstremitte Kaslar, işlevsel Anatomi, İzmir, Saray Kitapevleri; 1997.p.192-4
5. Pauwels, F., Biomechanics of the locomotor apparatus Berlin, Springer-Verlag, 1980; 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; 12: 31-321.
8. Pena E, Calvo B, Martinez MA, Palanca D, Doblare M, Fitne 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