

## ARAŞTIRMA

Halil Atmaca

Midyat Devlet Hastanesi  
Ortopedi ve Travmatoloji  
Bölümü, Mardin-Türkiye

**İletişim adresi:**

Uz. Dr. Halil Atmaca  
Midyat Devlet Hastanesi Ortopedi  
ve Travmatoloji Bölümü, Mardin  
Tel: + (90) - (532) - 722-77-14  
Faks: + (90) - (242) - 249 61 85  
E-mail: drhalilatmaca@hotmail.com

Bu çalışma, TÜBİTAK tarafından  
desteklenen 107M327 nolu  
araştırma projesi kapsamında  
yapılmıştır.

**Konuralp Tıp Dergisi**  
e-ISSN1309-3878  
konuralptipdergi@duzce.edu.tr  
konuralpgeneltip@gmail.com  
[www.konuralptipdergi.duzce.edu.tr](http://www.konuralptipdergi.duzce.edu.tr)

## Alt Ekstremitte Mekanik Aks Değişimleri Sonucu Oluşan Varus Ve Valgus Pozisyonlarında Tibia Kıkırdağı Üzerindeki Yük Değişimlerinin Değerlendirilmesi: Sonlu Eleman Model Çalışması

**ÖZET**

**Amaç:** Varus ve valgus pozisyonlarında tibia kıkırdağı üzerindeki yük değişimlerinin incelenmesi.

**Yöntem:** DICOM formatında alınan alt ekstremitte uzunluk Bilgisayarlı Tomografi kesitleri MIMICS® programında üç boyutlu (3D) katı model haline getirildi. Oluşturulan 3D katı modellere sırasıyla 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15° varus ve valgus osteotomisi uygulandı. Tibia kıkırdağına etki eden stres yüklerini (maksimum eşdeğer gerilmelerini (MES)) analiz edebilmek için ANSYS Workbench (Version 12) kullanıldı.

**Bulgular:** Referans değer olan MD 0 için tibia kıkırdağında elde edilen maksimum yüklenme olan MES 0.860 MPa iken referans değere ardışık uygulanan varus osteotomileri sonucunda bu değer MD 0-2.5° varus modelinde 0.935 MPa, 5°'de 1.010 MPa, 7.5°'de 1.113 MPa, 10°'de 1.247 MPa, 12.5°'de 1.388 ve 15° varus modelinde ise 1.530 MPa olarak ölçülürken aynı modelde yapılan 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15° valgus osteotomileri sonucunda bu değerler sırasıyla 0.813, 0.792, 0.769, 0.745, 0.718 ve 0.690 MPa olarak ölçüldü (p=0.028).

**Sonuç:** Tibia kıkırdağı üzerine varus pozisyonunda daha fazla yük binmekte ve bu yük valgus osteotomisi ile azalmaktadır. Valgus osteotomisi ile elde edilen azalma varus pozisyonunda ölçülen MES'e kıyasla anlamlı derecede farklı ve azdır. Bu durum diz ekleminin valgusa kıyasla varus pozisyonlarında daha fazla etkilendiğini göstermektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Sonlu Eleman Analizi, Eşdeğer Gerilme, Diz Eklemi

## Changes in the Loading of Tibial Articular Cartilage Following Varus and Valgus Mechanical Axis of Lower Extremity: A Finite Element Model Study

**ABSTRACT**

**Objective:** To evaluate changes in the loading of tibial articular cartilage following varus and valgus mechanical axis of lower extremity.

**Methods:** Three- Dimensional (3D) solid models were created on MIMICS® by using DICOM formatted longitudinal computed tomography scans. Respectively 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° and 15° varus and valgus osteotomies were performed to 3D solid models. ANSYS® Workbench™ (Version 12) was used to analyze the stress/load distribution, that is to say MES (maximum equivalent stress- von Mises stress), which affect the tibia cartilage in the finite element model obtained by MIMICS®.

**Results:** MES of the tibial cartilage was measured 0.860 MPa in the reference model. With regard to the varus models, MES was measured 0.935 MPa in 2.5° varus model, 1.010 MPa in 5°, 1.113 MPa in 7.5°, 1.247 MPa in 10°, 1.388 MPa in 12.5° and 1.530 MPa in 15° varus model. MES was measured 0.813, 0.792, 0.769, 0.745, 0.718 and 0.690 MPa in 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° and 15° valgus osteotomy models respectively (p=0.028).

**Conclusion:** MES increased in all models of varus position when was compared with reference and valgus models. The decrease of load bearing on tibial articular cartilage in valgus position was lower and statistically different than the reference and varus models. This study clearly showed that tibia cartilage is more sensitive to load bearing in varus position than the valgus positioned lower extremity mechanical axis.

**Keywords:** Finite Element Analysis, Maximum Equivalent Stress, Knee Joint.

## GİRİŞ

Osteoartrit (OA), 65 yaş üzerindeki insanları en çok etkileyen kronik bir hastalıktır. Diz semptomatik olarak en sık tutulan eklemdir. Diz OA'sı ilerleyici şekilde fonksiyon kaybına yol açar, dolayısıyla bu da yürüme, merdiven çıkma ve diğer alt ekstremitayı ilgilendiren işlerde kişiyi bağımlı hale getirir. Doğal seyri tam olarak açıklanamamış olmasına karşın, varus dizilim bozukluğunun anormal mekanik etkisi düzeltilmezse, menisküs dejenerasyonu ve ilerleyici kıkırdak örtünüm yetersizliğiyle karakterize ciddi medial kompartman artrozuna yol açtığı geniş kabul görmektedir (1).

Mekanik yük dağılımının proksimal tibiya uygulanacak valgus osteotomisiyle (yüksek tibial osteotomi-PTO) eklem lateraline kaydırılması, medial kompartmandaki stresi ve ağrıyı hafifletmeyi hedefler ve bu kompartmanda oluşacak kıkırdak harabiyetini önler (2-6).

Bu çalışmada valgus pozisyonunda diz eklemine etki eden yüklerin varus pozisyonuna göre daha az olacağı hipotez edilerek, farklı derecelerde varus ve valgus pozisyonunda üç boyutlu (3D) sonlu eleman katı modelleri oluşturularak tibia kıkırdağına etki eden yük miktarı (maksimum eşdeğer gerilme=MES) araştırılmıştır.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Alt ekstremita mekanik aks değişimlerinin tibia kıkırdağına binen yüklere etkisini araştırmak için insan alt ekstremitesi üç boyutlu sonlu elemanlar modellemesi kullanıldı. Bu modelleme için TUBİTAK destekli 107M327 numaralı bilimsel araştırma projesi dahilinde Kocaeli Üniversitesi Radyoloji AD'da Toshiba® Aquilion multi slice BT cihazında supin pozisyonda her iki kalça ve diz eklemi tam ekstansiyonda, her iki patella tam yukarıda olacak şekilde kalça ekleminden iç rotasyon verilerek alt ekstremita mekanik aksına aksiyel planda dik olarak 0.5 mm kesit aralığı ile çekilen alt ekstremita uzunluk BT kesitleri DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında alınarak Hewlett-Packard® Notebook PC kullanılarak MIMICS® (Materialise's Interactive Medical Image Control System, Materialise-Belgium) programında 3D katı model haline getirildi.

**BT Görüntülerinden Üç Boyutlu Modelleme:** MIMICS görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT ve MR görüntülerini kullanan interaktif bir yazılımdır. Çalışmada kullanılacak modeller BT çekimleri sonrasında MIMICS yazılımı ile elde edilmiştir. Modellerin düzenlenebilmesi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Modellerde oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT görüntülerinde istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için nokta bulutu verisine dönüştürülen modeller GEOMAGIC yazılımından yararlanılarak geometrik düzenlemeden geçmiştir. Düzenlenen 3D modeller

sonlu elemanlar analizleri (FEA) için uygun hale gelmektedir. Steriolithography (STL) formatında veri aktarımı GEOMAGIC ve MIMICS arasında gerek ASCII gerekse binary biçiminde gerçekleştirilmektedir. Sonlu elemanlar modeli olarak kullanılacak 3D biyomodellerin eleman tanımlaması ve ağ örgüsü MIMICS REMESH ara yüzü ile oluşturulmuştur. MIMICS REMESH modülü ile ağ örgüsü oluşturulan ve düzenlenen biyo model ANSYS WORKBENCH (WB) yazılımına MIMICS yazılımı FEA ara yüzü ile aktarılabilir. Modellemeler sırasında patella kesitleri modellemeye alınmadı ve bu çalışmada patello-femoral eklem değerlendirilmedi. Diz eklemi modelinde ağ örgüsünün tüm diz eklemi elemanları üzerindeki yoğunluğu MIMICS FEA modülü ile tetrahedral eleman olarak düzenlenmiştir. Ağ örgüsünün düzgün dağılımlı olması çözümleme açısından önemli olmakla beraber kritik olan diz eklemi elemanları arasındaki temas bölgelerinin ağ örgüsü sıklaştırılmıştır. Şekil 1'de ağ örgüsü düzenlenmiş model gösterilmektedir. Oluşturulan 3D katı modellere sırasıyla 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15° varus ve valgus osteotomisi uygulandı. Şekil 2'de normal ve osteotomi uygulanan modelin üst üste çakışık görüntüsü görülmektedir. Hem referans hem de referans modele uygulanan osteotomisi sonuçlarıyla karşılaştırıldı. MIMICS ile elde edilen sonlu elemanlar modellerinde tibia kıkırdağına etki eden stres yüklerini (MES) analiz edebilmek için ANSYS Workbench (Version 12) kullanıldı. Analizler diz eklemi tam ekstansiyonda ve ayakta duran insan modeline göre statik olarak yapıldı. Femur başı merkezinden alt ekstremita mekanik aksı doğrultusunda 1000 Newton (N) ve trokanterik bölgeden ise abduktör kol vektörü doğrultusunda 500 N yük uygulandı. Tüm modeller için aynı sınır şartları uygulandı. Tibia kıkırdağı üzerinde oluşan MES'ler Newton/mm<sup>2</sup>=Megapaskal (MPa) olarak elde edildi ve değerlendirildi. Analizlerde kullanılan diz içi yapıların poisson (ν) oranları ve elastik modülüsleri (E) literatür taraması sonunda elde edildi (7-11) (Tablo 1).

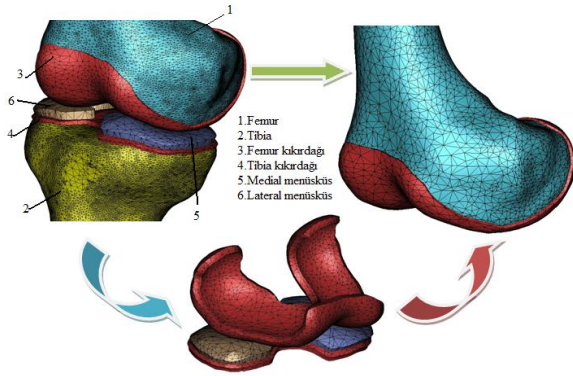
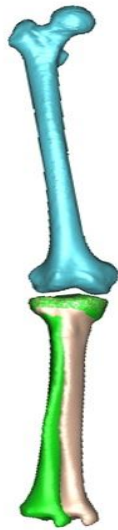
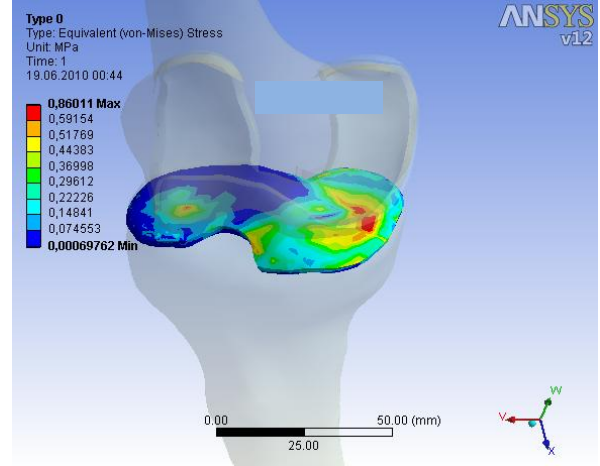
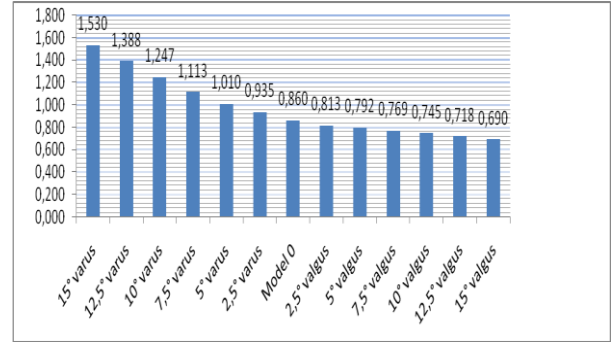
**İstatistiksel analizler:** İstatistiksel analizler SPSS 15.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) paket programı kullanılarak yapıldı. Sürekli değişkenlere ait tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma (SD) değerleri ile gösterildi. Kesikli değişkenler için ise medyan değerleri hesaplandı. Verilerin normal dağılımı varsayımı Kolmogorov-Smirnov testi ile test edildi. Alt ekstremita mekanik aks değişimleri sonucu oluşan varus ve valgus pozisyonlarında oluşan MES'lerin referans değer ile karşılaştırılması için Student's t testi kullanıldı. Ayrıca varus ve valgus pozisyonları arasındaki ilişki Pearson korelasyon katsayısı ile hesaplanarak test sonucu gösterildi. Hipotezler çift yönlü olup, p<0.05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

**Tablo 1.** Malzeme özellikleri.

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

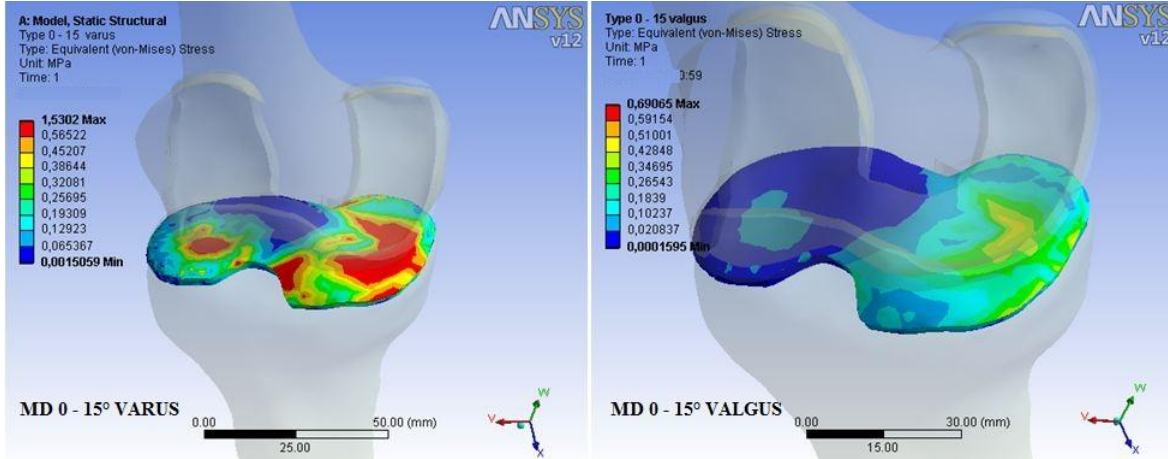
**Tablo 2.** Mekanik aks değişimlerinin referans modelle olan istatistiksel ilişkisi.

Test sabiti =0.860				
Pozisyon	p	Ort. fark	%95 Güven Aralığı farkı	
			Alt	Üst
Varus	0.014	0.343	0.104	0.583
Valgus	0.002	-0.105	-0.153	-0.057

**Şekil 1.** MIMICS FEA ile ağ örgüsü yoğunluğu düzenlenmiş sonlu elemanlar modeli.**Şekil 2.** Normal ve osteotomi uygulanmış model çakışık görüntüsü.**Şekil 3.** Referans model (MD 0) tibia kıkırdağı yük dağılımları.**Grafik 1.** Mekanik aks değişikliklerinin tibia kıkırdağına etkisi.

## BULGULAR

Referans değer olan MD 0 için tibia kıkırdağında elde edilen maksimum yüklenme olan MES 0.860 MPa (Şekil 3) iken, referans değere ardışık uygulanan varus osteotomileri sonucunda bu değer MD 0-2.5° varus modelinde 0.935 MPa, 5°'de 1.010 MPa, 7.5°'de 1.113 MPa, 10°'de 1.247 MPa, 12.5°'de 1.388 ve 15° varus modelinde ise 1.530 MPa olarak ölçülürken aynı modelde yapılan 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15° valgus osteotomileri sonucunda bu değerler sırasıyla 0.813, 0.792, 0.769, 0.745, 0.718 ve 0.690 MPa olarak ölçüldü (p=0.028). Hem varus hem de valgus pozisyonlarında ortaya çıkan MES'ler referans değer olan 0.860 MPa'ya kıyasla anlamlı derecede farklılık göstermektedir (Tablo 2). 15° varus ve 15° valgus pozisyonunda tibia kıkırdağında oluşan MES'ler Şekil 4'de görülmektedir. Mekanik aks değişikliklerinin tibia kıkırdağına etkisi Grafik 1'de gösterilmiştir. İki grup arasındaki ilişkiyi inceleyen Pearson korelasyon katsayısı sonucunda ise iki grup arasında yüksek düzeyde (r =-0.998) negatif ve anlamlı derecede önemli korelasyon olduğu bulundu (p<0.01).



Şekil 4. 15° varus ve valgus pozisyonlarında referans modelde elde edilen yük dağılımları.

## TARTIŞMA

Tibiofemoral eklem özellikle kompresyona neden olacak yükleri taşır. Her iki ayak üzerinde duran birinde her iki diz eklemi vücut ağırlığının %43'ünü taşır. Tek ayak üzerinde durulduğunda ise dengeyi sağlamak için lateral bağ gerilmesi ile oluşan kuvvetler vücut ağırlığının iki katına ulaşır (12). Yürüme esnasında tibiofemoral ekleme iki yük biner. Bunlar yürümenin basma (stance) fazında yer reaksiyon kuvveti ve salınım (swing) fazında bacağın kendi yüküdür. Yürümenin fazına göre değişmekle birlikte, normal yürüme sırasında dize vücut ağırlığının iki ila beş katı yük biner. Bunlar koşma esnasında vücut ağırlığının 24 katına çıkabilir. Yürüme esnasında dize gelen yükler 1300-3500 Newton arasındadır (13). Dize binen fonksiyonel yükün yön ve büyüklüğü, o anda dize etki eden kas kuvvetinin büyüklüğü ile beraber belirli bir yön ve büyüklükte eklem reaktif kuvveti oluşturur. Bu oluşan eklem reaktif kuvveti eklem temas noktalarının eklem yüzeylerine dik olduğu durumda, çapraz ve kollateral bağlarda bir gerilme yaratmadan dengeyi sağlar (12). Yer reaksiyon kuvvetlerinin lateral ve medial bileşenleri dizde varus ve valgus momentlerine yol açar. Diz bu varus valgus momentlerine üç mekanizma ile karşı koyar. Bunlar eklem temas yüzeyine binen yükün yeniden dağılımı, eklem temas yüzeyinin kompresyonla genişlemesi ve bağlara aşırı yük binmesidir (13).

Bu durumda vücut ağırlığının oluşturduğu kuvvet (P), diz eklemine iç kısmından (medial) geçer. (P) kuvveti, bir diğer kas kuvveti olan Lata tarafından (L) kuvveti ile dengelenir. Bu her iki kuvvet vektörünün bileşkesi, diz eklemi ortasında (G) merkezi ve (R) vektörü şeklinde olur. Bu (G) noktası dizin rotasyon merkezidir (13). Diz eklemine iç kısmında oluşan osteoartrit, dizde varus deformitesi oluşmasına neden olur. Bu durumda, dizin dış tarafındaki kas gücünün (L) yönü değişir ve aynı zamanda vücut ağırlığı ile oluşan kuvvetin de (P) yönü iç tarafa kayar. Böylece bu kuvvetlerin uzantıları, ayak bileğinden

daha uzakta birleşecek ve dizdeki bileşke kuvvet (R) mediale kayacaktır (14).

Diz eklemi, alt ekstremité mekanik aks vektörü nedeniyle daha çok varus momentine maruz kalmakta ve medial kompartmana daha çok yük binmektedir (3,4). Referans modelde alt ekstremité mekanik aks değişiklikleri incelendiğinde Grafik 1 üzerinde değerler neticesinde, tibia kırıktağı üzerinde oluşan 0.860 MPa olan referans MES'in ardışık valgus osteotomiler sonrası azaldığı ve 15° PTO sonrasında %19.7 azalarak 0.690 MPa, ardışık varus osteotomiler sonrasında artarak 15° varus osteotomi sonrasında %77.9 artış ile 1.530 MPa olarak ölçülmüştür. Bu sonuçlar arasında yüksek düzeyde ( $r=-0.998$ ) negatif ve anlamlı derecede farklılık olduğu ( $p<0.001$ ) görülmüştür. Bu durum diz eklemine valgusa kıyasla varus pozisyonlarında daha fazla etkilendiğini göstermektedir.

PTO dizin varus deformitesinde ve buna bağlı oluşan medial kompartman gonartrozunda tedaviyi sağlayan biyolojik bir ameliyattır. PTO'da amaç alt ekstremitéde ki bozuk olan veya zamanla bozulan mekanik aksın düzeltilerek diz eklemine yük dağılımının dengelenmesidir (13,15). PTO sonrası femur ve tibia arasında olması gereken açı tartışmalıdır. Coventry normal dizde ekleme gelen yükün %60 medial, %40 lateral kompartman tarafından taşındığını ve normal valgus açısının 5°-8° olduğu düşüncesinden hareketle, 5° aşırı düzeltme planlanarak osteotomi sonrası valgus açısının 10°-13° olması gerektiğini önerirken (3,4), Kettelkamp ve ark. valgus açısının 8°-11° olması gerektiğini bildirmişlerdir (16). Keene ve ark. 2 yıllık takip sonucunda 5°-13° valgus verilen dizlerin, 5°den daha az valgus verilen dizlere oranla anlamlı derecede daha iyi olduğunu belirtmektedir. Aynı seride 5 yıllık takipte 7°-13° valgus verilmiş dizlerden elde edilen iyi sonuçların, 7°den daha az valgus verilen dizlere oranla iki katı olduğu bildirilmiştir (17). Çalışmamızda valgus pozisyonunda elde edilen MES referans ve varus pozisyonuna kıyasla daha az bulunmuştur ve bu



sonuç literatürü destekler niteliktedir. Fakat bu çalışma medial gonartroz ile birlikte lateral kompartman tutulumunda olan hastalarda PTO'nun uygulanabilirliği konusunda net bir yol gösterememektedir. Çünkü çalışmamız tibia kıkırdağı üzerine etki eden maksimum yük değerini anlık yüklenme süresinde göstermektedir. Klinik süreçte her iki tibia platosu üzerine kronik etki eden yüklerin etkisi bu çalışmada gösterilememiştir. Kanaatimizce aşırı valgus pozisyonlarında MES medialden laterale kaymakta ve siklik yüklenmelerle hacimce daha küçük olan lateral menisküste birim alanda daha fazla yük artışına ve dejenerasyon artışına sebep olacaktır. Çalışmamız tibia kıkırdağı 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 çalışmalarda yer almaması, diz içi diğer yapılar (menisküs, femur kıkırdağı tibia ve femur subkonral bölge) üzerindeki MES'lerin incelenmemesi ve çalışmaların sadece statik ortam analizlerden oluşması, çalışmamızın limitasyonları olarak görülsede, çalışmamız PTO'nun diz ekleminde tibia kıkırdağı üzerine etki eden MES'i azalttığını göstermiştir. Bu çalışma diz eklemi biyomekaniğini dinamik olarak inceleyen ve diz eklemi kinematığını 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 AD'na ve KOU Teknik Eğitim Fakültesi Makine Eğitimi Bölümüne teşekkür ederiz.

## KAYNAKLAR

1. Murphy SB. Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. Orthop Clin North Am 1994;25(3):477-82.
2. Coventry MB. Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am. 1973;55(1):23-48.
3. 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(1):191-210.
4. Coventry MB. Proximal tibial osteotomy. Orthop Rev 1988;17(5):456-8.
5. Lobenhoffer P, Agneskirchner JD. Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2003;11:132-8.
6. Kesemenli CC, Memisoglu K, Muezzinoglu US. Bone marrow edema seen in MRI of osteoarthritic knees is a microfracture. Med Hypotheses 2009;72(6):754-5.
7. Yamada H. Mechanical Properties of Locomotor Organs And Tissues, Strength of Biological Materials, Baltimore: Williams & Wilkins, 1970; 210.
8. Ashman RB, Cowin SC, Van Buskirk WC, et al. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bones. J Biomech 1984;17(5):349-61.
9. Reilly DT, Burstein AH. The mechanical properties of cortical bone. J Bone Joint Surg Am 1974;56(5):1001-22.
10. Martens M, vanAudekercke R, DeMeester P, et al. The geometrical properties of human femur and tibia and their importance for the mechanical behaviour of these bone structures. Arch Orthop Trauma Surg 1981;98:113-20.
11. Martens R, Van Audekercke R, Delpont P, et al. The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. J Biomech 1983;16:971-983.
12. Mikosz RP, Andriacchi TP, Anatomy and Biomechanics of the Knee Orthopaedic Knowledge Update Hip and Knee Reconstruction. Editor Callaghan JJ. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1995;227.
13. Tandoğan R, Alparslan M, Diz Cerrahisi. Ankara: Haberal Vakfi, 1999; 5-18.
14. Üstüner, Y. Total Diz Artroplastisi Erken Dönem Sonuçları, Tıp Uzmanlık Tezi, Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul. 2006.
15. Al-Duri Z, Patel DV, Aichroth PM. High tibial osteotomy for degenerative arthritis of the knee: An overview. Knee Surgery. Current practice Editors: Aichroth PM, Cannon WD Jr. Chapter 15. New York: Raven press, 1992; 598-607
16. Kettelkamp DB, Wenger DR, Chao EYS. Results of proximal tibial osteotomy. J Bone Joint Surg Am 1976;58(7):952-60.
17. Keene JS, Dyreby JR Jr. High tibial osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. The role of preoperative arthroscopy. J Bone Joint Surg Am 1983;65(1):36-42.