



## Günlük fiziksel aktivitelerin alt ekstremitelerde üzerindeki biyomekanik etkileri

Kasım SERBEST<sup>1</sup>, Murat ÇİLLİ<sup>2</sup>, Osman ELDOĞAN<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Sakarya Üniversitesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Sakarya;

<sup>2</sup>Sakarya Üniversitesi, Antrenörlük Eğitimi Bölümü, Sakarya

**Amaç:** Bu çalışmada gündelik fiziksel aktivitelerin başında gelen oturup kalkma, çömelip kalkma ve basamak çıkma hareketleri esnasında alt ekstremitelerde eklemlerinde oluşan momentlerin harici bir aparat kullanmadan tespit edilmesi amaçlanmıştır.

**Çalışma planı:** Çalışmaya 26 yaşında fiziksel herhangi bir sorunu olmayan sağlıklı bir erkek birey katıldı. Bireyin antropometrik özelliklerine uygun olarak oluşturulan eklem-uzuv modeli, eklem momentlerinin hesaplanacağı MATLAB yazılımına aktarıldı. Bu işlem için SimMechanics yazılımı kullanıldı. Birey, hareketleri (20 cm ve 40 cm yükseklikten oturup kalkma, yere çömelip kalkma, 10 cm ve 20 cm yükseklikteki basamaklara çıkma) gerçekleştirirken görüntüler tek bir dijital kamera ile izlendi ve sayı-sallaştırma işlemi yapılarak eklemlere ait konum verileri elde edildi. Ayrıca eklem uzuv modelinin doğruluğunu test etmek amacıyla dikey yöndeki yer tepki kuvvetleri kuvvet platformu aracılığıyla ölçüldü. Yapılan benzetim işlemi sonucunda alt ekstremitelerde eklemlerinde meydana gelen momentler hesaplandı.

**Bulgular:** Elde edilen veriler incelendiğinde en büyük eklem momentlerinin diz ekleminde olduğu görülmektedir. Diz ve ayak bileği eklemlerini en çok zorlayan hareket, 20 cm yükseklikteki basamağa çıkış hareketidir. Bu hareket sırasında diz ekleminin ve ayak bileğinde oluşan en büyük momentler sırasıyla 157.2 Nm ve 146 Nm olarak hesaplanmıştır. Oturuş yüksekliği artınca diz ekleminin ve ayak bileğindeki momentlerin arttığı anlaşılmaktadır. Hareketler esnasında en az zorlanan eklemin kalça ekleminin olduğu anlaşılmıştır.

**Çıkarımlar:** Bulgular, diz ekleminin ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri sırasında oluşan yüksek momentleri taşıyabilecek nitelikte olduğunu açıklamaktadır. Eklem-uzuv modeli ve MATLAB yazılımında ters dinamik yöntem kullanılarak yapılan benzetim işlemi, eklem momentlerinin hesaplanmasında başarılı sonuçlar ortaya koymuştur. Çalışmanın en büyük sınırlılığı tek bir deneğin hareketlerinin incelenmesidir. Bu çalışma eklem momentlerinin uzuvlar üzerine takılan harici bir aparat kullanılmadan başarılı bir şekilde hesaplanabileceğini göstermiştir. Elde edilen veriler; protez, ortez tasarımlarında ve kemiklere yönelik yapısal analizlerde kullanılabilir.

**Anahtar sözcükler:** Alt ekstremiteler; biyomekanik analiz; eklem momenti; fiziksel aktivite; hareket analizi; ters dinamik yöntem.

Canlıları cansızlardan ayıran en büyük özelliklerden biri hareket etmektir. İnsan, gündelik işleri sırasında çok farklı hareketler sergiler. İnsan hareketlerinin tanımlana-

bilmesi ortez ve protez tasarımları,<sup>[1,2]</sup> ergonomik çalışmalar,<sup>[3]</sup> sportif faaliyetler<sup>[4,5]</sup> ve insansı mekanizmalar<sup>[6,7]</sup> açısından önem arz etmektedir.

**Yazışma adresi:** Dr. Kasım Serbest, Sakarya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Esentepe Kampüsü, Serdivan 54187, Sakarya.

Tel: +90 264 – 295 65 38 e-posta: kserbest@sakarya.edu.tr

**Başvuru tarihi:** 05.02.2013 **Kabul tarihi:** 07.11.2014

©2015 Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği

Bu yazının çevrimiçi İngilizce versiyonu

www.aott.org.tr adresinde

doi: 10.3944/AOTT.2015.3180

Karekod (Quick Response Code)



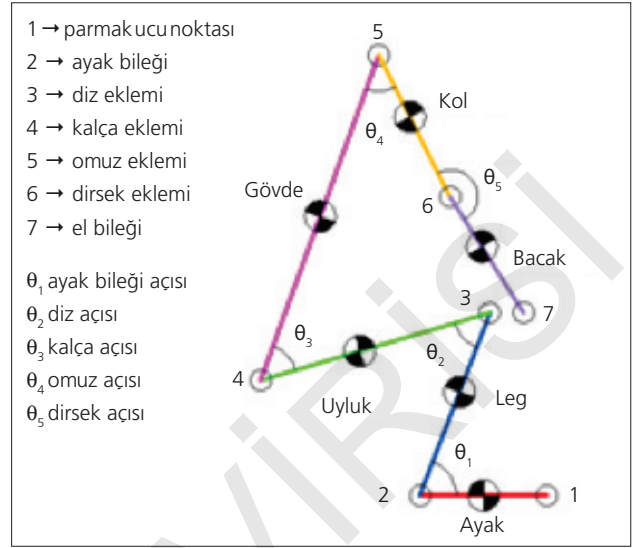
Sayırsız miktarda kas, eklem ve sinir etkileşimi içeren insan hareketleri, günlük yaşantı içerisinde farkına varılmadan gerçekleştirilmektedir. Bazı hareketleri gerçekleştirebilmek için nispeten daha fazla güce ihtiyaç vardır. Dolayısıyla hareket sistemi üzerine binen yük artmaktadır. Alt ekstremitte ve gövde kaslarının uyumlu bir şekilde çalıştığı bu hareketler; oturup kalkma, çömelip kalkma ve basamak çıkma şeklinde sıralanabilir.

İnsan hareketleri sırasında meydana gelen kuvvet ve momentleri tespit etmek amacıyla, uzuvlar üzerine yerleştirilen harici bir takım aparatlar kullanılmaktadır.<sup>[8,9]</sup> Ancak bu aparatlar, hareketleri kısıtlayabilmekte ve sağlıklı ölçümlerin yapılmasını zorlaştırmaktadır. Bu çalışmada, yukarıda bahsedilen gündelik hareketlerin kinematik ve kinetik analizlerini gerçekleştirecek bir eklem-uzuv modeli oluşturulmuştur. İnsan vücudunun mekanik yapısına açıklık getiren eklem-uzuv modelleri; hareketi ortaya çıkaran iskelet kasları, eklemler ve kemikler gibi oluşumları basitleştirilmiş bir yapıya getirerek<sup>[10]</sup> dinamik analizleri kolaylaştırmaktadır. Oluşturulan ters dinamik model sayesinde eklem momentleri, harici bir aparat kullanmadan tespit edilmek istenmiştir. Modelin benzetimi, karmaşık olmayan insan hareketlerinin incelenmesinde başarılı sonuçlar veren<sup>[2,6]</sup> MATLAB&Simulink ve SimMechanics kütüphaneleri kullanılarak yapılmıştır. SimMechanics, gerçek boyutlardaki fiziksel sistemlerin geometrik ve kütleli özelliklerinin blok diyagramları şeklinde modellenildiği ve dinamik çözümlerin Newton mekaniği yasalarına göre yapıldığı bir yazılımdır.

## Gereç ve yöntem

Hareketleri incelenecek olan gönüllü denek; 26 yaşında, hareketlere mani olacak herhangi bir sağlık sorunu bulunmayan, kütlesi 70.2 kg ve boyu 174 cm olan erkek bireydir. Deneğe, çalışma hakkında ön bilgiler verilmiştir ve kendisinin onamı alınmıştır. Çalışma, Mayıs 2012 tarihinde Sakarya Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Biyomekanik Laboratuvarında yapılmıştır.

Kinematik ve kinetik analizleri gerçekleştirebilmek



**Şekil 1.** Sagittal düzlemdeki eklem-uzuv modeli ve eklem açıları. [Bu şekil, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

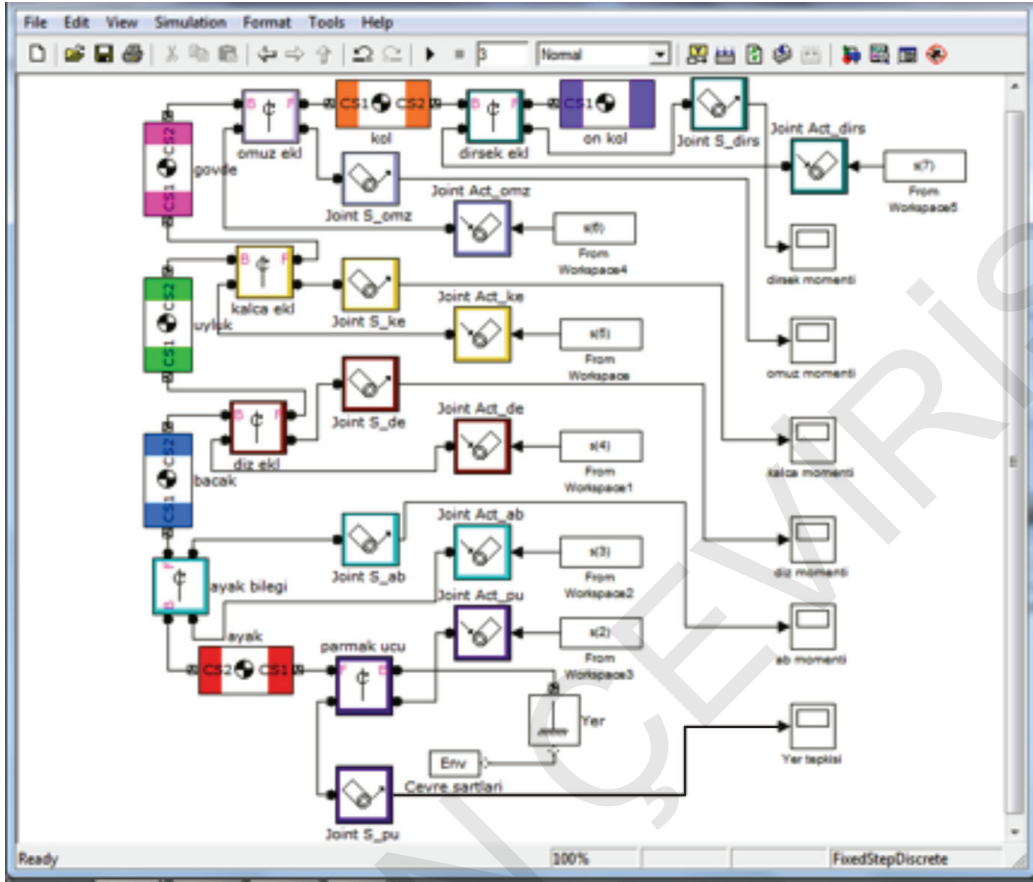
için deneğin antropometrik özelliklerinin belirlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla, antropometrik modellerden<sup>[11,12]</sup> ve CAD (Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımlarından<sup>[13]</sup> faydalanılmıştır (Tablo 1). Atalet momentleri hesaplanırken MATLAB referans eksen takımı dikkate alınmıştır.<sup>[14]</sup>

**Eklem uzuv modeli:** Bu çalışmada insan vücudu ayak, bacak, uyluk, gövde, kol ve ön kol olmak üzere toplam 6 katı uzuvdan oluşan ve açık zincir mekanik yapıya sahip bir eklem-uzuv modeli ile temsil edilmiştir (Şekil 1). İncelenen hareketler esnasında uzuvlar simetrik olarak hareket ettiğinden vücudun, sagittal düzleme göre yarısı referans alınarak eklem uzuv modeli oluşturulmuştur. Baş ve boyun bölgesinin ağırlığı gövdeye eklenmiştir. Ancak bu uzuvlar incelenen hareketler sırasında belirgin bir yer değiştirme göstermediğinden modele fiziksel olarak dahil edilmemiştir. Böylece model sadeleştirilmiştir.<sup>[2]</sup>

Oluşturulan eklem-uzuv modeli ve deneğin antropometrik özellikleri, dinamik analizlerin gerçekleştiri-

**Tablo 1.** Deneğe ait uzuvların antropometrik özellikleri.

Uzuv	Uzuv boyu (cm)	Kütle (kg)	Atalet momenti (g·cm <sup>2</sup> )			Proksimal uçtan itibaren kütle merkezi yeri (cm)
			I <sub>xx</sub>	I <sub>yy</sub>	I <sub>zz</sub>	
Ayak	24.33	0.993	7·10 <sup>3</sup>	30·10 <sup>3</sup>	33·10 <sup>3</sup>	12.16
Bacak	37.53	3.185	329·10 <sup>3</sup>	29·10 <sup>3</sup>	391·10 <sup>3</sup>	16.25
Uyluk	45.82	6.850	1157·10 <sup>3</sup>	224·10 <sup>3</sup>	1137·10 <sup>3</sup>	19.84
Gövde	66.44	23.53	19744·10 <sup>3</sup>	9325·10 <sup>3</sup>	12736·10 <sup>3</sup>	32.88
Kol	30.52	1.965	132·10 <sup>3</sup>	22·10 <sup>3</sup>	133·10 <sup>3</sup>	13.3
Ön kol	26.3	1.123	64.5·10 <sup>3</sup>	8.8·10 <sup>3</sup>	66.9·10 <sup>3</sup>	11.31



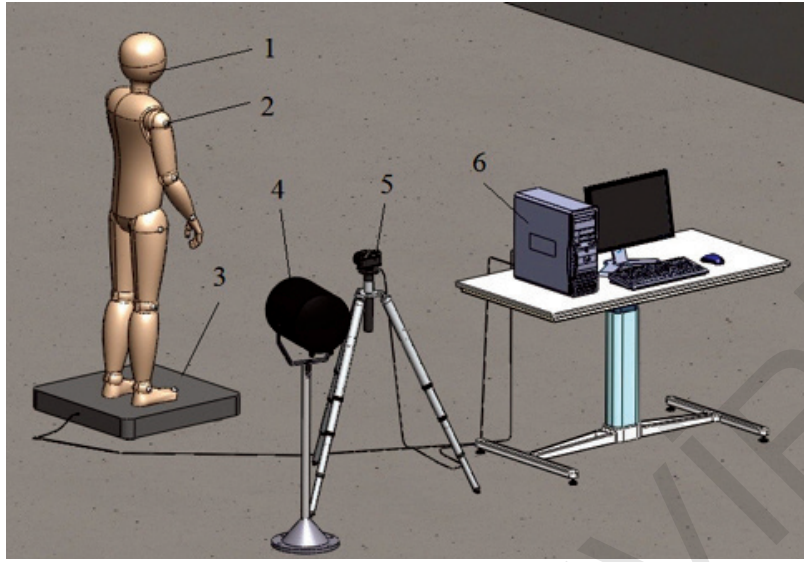
**Şekil 2.** Eklem-uzuv modelinin SimMechanics blok diyagramı. [Bu şekil, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

lebilmesi için SimMechanics yazılımı ile MATLAB<sup>[15]</sup> ortamına aktarılmıştır. Sagittal düzlemde iki boyutlu olarak oluşturulan modelde uzuvlar katı cisim olarak kabul edilmiştir.<sup>[2,8]</sup> Çok serbestlik dereceli ve polisentrik yapıdaki eklemler, sagittal ekseninde ekstansiyon-fleksiyon hareketlerini yapabilecek şekilde modellenmiştir.<sup>[8]</sup> Şekil 2, dinamik analizlerin yapılacağı SimMechanics modelinin blok diyagramlarını göstermektedir.

**Hareket analizi:** SimMechanics yazılımında oluşturulan modelin çözümü, ters dinamik yöntem<sup>[12]</sup> kullanılarak gerçekleştirileceğinden uzuvları birbirine bağlayan eklemlere ait hareketlerin tam olarak bilinmesi gerekmektedir. Bu amaçla denek üzerine deri yüzeyinden hissedilebilen anatomik çıkıntılar olan ve uzuvların başlangıç ve bitiş noktaları olarak kabul edilen ayakucu, ayak bileği, diz, kalça, omuz, dirsek ve el bileği noktalarına yansıtma özelliği olan işaretleyiciler yerleştirilmiştir. Denek, hareketleri gerçekleştirirken görüntüler tek bir dijital kamera ile izlenmiş (saniyedeki kare sayısı 50, çözünürlük 720x576 piksel) ve MATLAB ortamında görüntü işleme teknikleri kullanılarak hazırlanan program

sayesinde işaretleyicilere ait konum verileri elde edilmiştir. Bu işlem için sayısallaştırılacak görüntü seçilmekte, koordinatları belirlenecek noktaların sayısı belirtilmekte ve ışık yoğunluğuna olan duyarlılık ayarlanmaktadır. Program, hareket halindeki görüntüde işaretleyicilerin yerini algılayarak her bir görüntü karesindeki koordinat değerlerini tespit etmektedir. Ardından bu koordinat verilerinin hangi noktalara ait olduğunu belirtmek için görüntü üzerindeki noktaların yeri belirlenmektedir. Seçme işlemi bir kez yapıldıktan sonra elde edilen koordinat değerleri bir dosyaya yazdırılarak kullanılabilir hale gelmektedir. Meydana gelen görüntüleri gidermek için verilere, alçak geçiren sayısal filtre işlemi uygulanmıştır.<sup>[16]</sup> Ayrıca hareketler esnasında oluşan dikey yer tepki kuvvetleri kuvvet platformu (veri toplama hızı 500 Hz, Kistler Quatro Jump) aracılığıyla ölçülmüştür.<sup>[8]</sup> Şekil 3'de hareket analizi işleminin CAD yazılımında oluşturulmuş modeli görülmektedir.

Denek oturup kalkma hareketini, kolçakları ve sırt desteği olmayan bir tabure üzerinden kendi belirlediği normal bir hız ile 20 cm ve 40 cm yüksekliklerden ger-

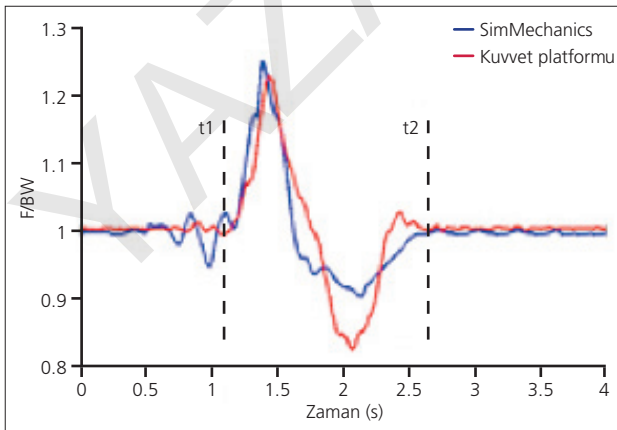


**Sekil 3.** Deney ortamının CAD modeli. 1: Gönüllü denek; 2: İşaretleyici; 3: Kuvvet platformu; 4: Işık sistemi; 5: Dijital kamera; 6: Bilgisayar seti. [Bu şekil, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

çektirmiştir.<sup>[17]</sup> Çömelip kalkma hareketi, vücut dik pozisyonda ve iki ayak üzerindeyken yere çömelip tekrar aynı pozisyona gelme şeklinde gerçekleştirilmiştir. Basamak çıkma hareketi incelenirken gönüllü denek, 10 cm ve 20 cm yüksekliğindeki basamaklara basarak dominant ayağı üzerinde yükselmiştir.

## Bulgular

MATLAB yazılımı ile yapılan benzetim işlemi sonucunda ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde meydana gelen moment değişimleri analiz edilmiştir. Oluşturulan modelin doğruluğunu sınamak için hareket analizi işlemi sırasında kuvvet platformu aracılığıyla ölçülen dikey yer



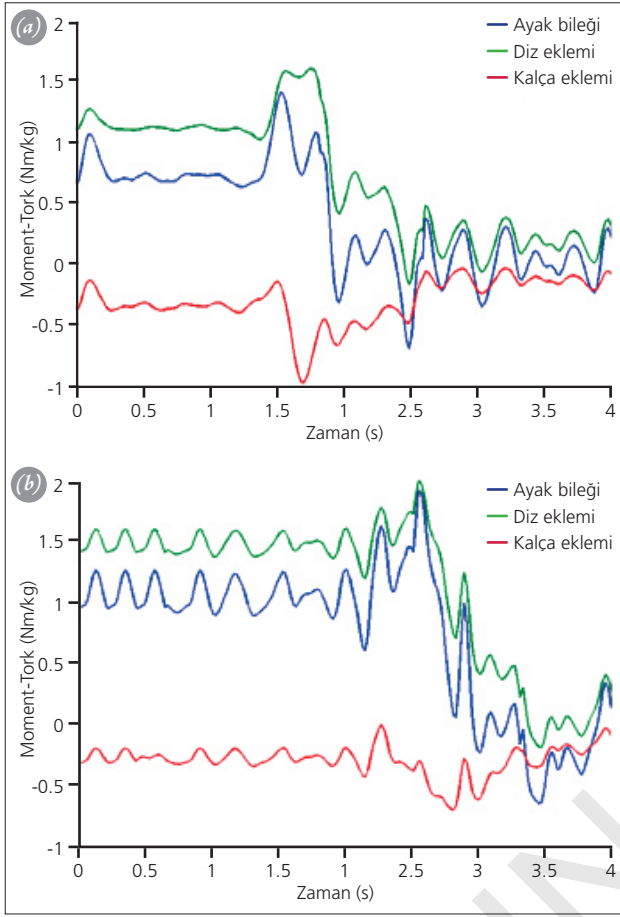
**Sekil 4.** 40 cm yükseklikten oturup kalkma hareketi sırasında oluşan dikey yer tepki kuvvetlerinin karşılaştırması, t1: Kalçanın oturma yüzeyinden ayrıldığı an; t2: Vücudun tam doğrulduğu an; F: Kuvvet; BW: Toplam vücut ağırlığı. [Bu şekil, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

tepki kuvvetleri, MATLAB yazılımında yapılan benzetimin sonucunda hesaplanan dikey yer tepki kuvvetleri ile karşılaştırılmıştır. Hesaplanan yer tepki kuvvetlerinin ölçülen yer tepki kuvvetleri ile tutarlı olduğu görülmüştür. Şekil 3'de, 40 cm yükseklikten kalkış esnasında oluşan dikey yöndeki yer tepki kuvvetlerinin karşılaştırması görülmektedir. Meydana gelen maksimum dikey yer tepki kuvvetinin vücut ağırlığının yaklaşık 1.25 katına denk geldiği görülmektedir. Hareketin belli bir bölümünden sonra tepki kuvveti vücut ağırlığının altına düşmektedir. Bu durum, hızlanan vücudu hareketin sonunda tekrar statik duruma getirmek için eklemlerde meydana gelen ters yönlü ivme sonucunda meydana gelmektedir. Benzetim işlemi ile hesaplanan yer tepki kuvvetinin maksimum değeri ve değişim davranışının, ölçülen değerlere çok benzer olduğu açıktır. İncelenen hareketlerdeki maksimum yer tepki kuvvetinin hesaplanmasında yapılan %7 oranındaki en büyük hata 20 cm yükseklikten kalkış esnasında gerçekleşmiştir.

Farklı yüksekliklerden gerçekleştirilen oturup kalk-

**Tablo 2.** Eklemlerde meydana gelen en büyük momentler.

İncelenen hareket	En büyük eklemler momenti (N-m)		
	Ayak bileği	Diz eklemleri	Kalça eklemleri
20 cm kalkış	97.8	111.4	-68.2
40 cm kalkış	133.6	139.4	-50.1
Çömel – kalk	-83.1	97.8	-81.3
10 cm basamak çıkma	144.7	139.6	-42
20 cm basamak çıkma	146	157.2	-29



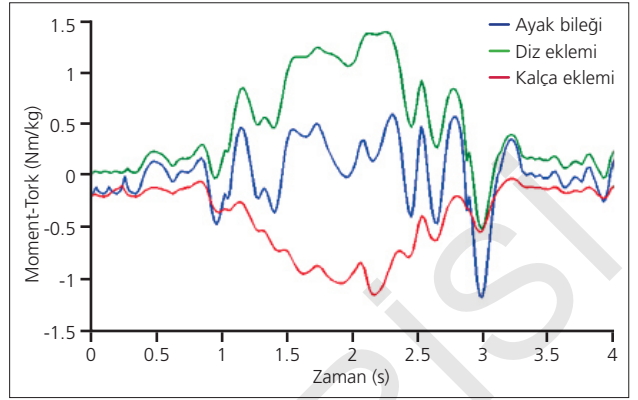
**Şekil 5.** Oturup kalkma esnasında meydana gelen eklem momentleri, (a) 20 cm, (b) 40 cm yükseklikten kalkış. [Bu şekil, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

ma hareketleri sırasında alt ekstremite eklemlerinde meydana gelen ve benzetim işlemi sonucunda hesaplanan eklem momentlerine Şekil 4'de yer verilmiştir.

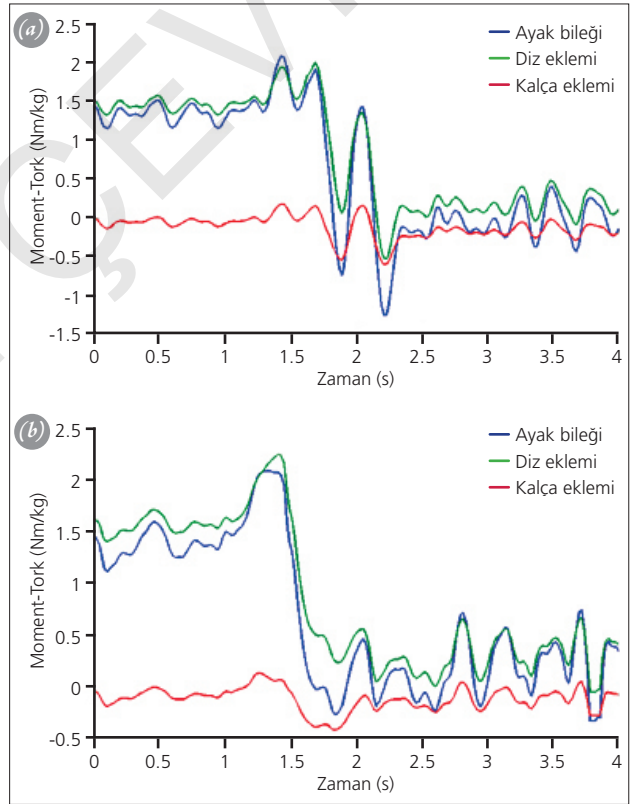
Çömelip kalkma hareketi esnasında hesaplanan eklem momentleri Şekil 5'de görülmektedir.

### Tartışma

Günlük fiziksel aktivitelerin başında gelen hareketlerin incelendiği bu çalışmada, eklem momentlerine bakıldığında en büyük zorlanmaların diz ekleminde olduğu görülmektedir (Tablo 2). Diz eklemini en fazla zorlayan hareket, basamak çıkma hareketidir ve basamak yüksekliği arttıkça, eklemden meydana gelen moment de artmaktadır. Bu veriler, diz ekleminin anatomik yapısının<sup>[18,19]</sup> ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri sırasında oluşan yüksek momentleri taşıyabilecek nitelikte olduğunu ortaya koymaktadır. Ayrıca diz eklemini oluşturan kemiklerin temas noktalarındaki büyük oluşumların uyumu ekstansiyon ve fleksiyon hareketlerinin açıklığını artırmaktadır. Eklemden kıkırdağın yük altındaki şekil



**Şekil 6.** Çömelip kalkma esnasında meydana gelen eklem momentleri. [Bu şekil, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]



**Şekil 7.** Basamak çıkma esnasında oluşan eklem momentleri, (a) 10 cm, (b) 20 cm yükseklikteki basamağa çıkış. [Bu şekil, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

değişimi meydana gelen gerilmeleri düşürerek kemikler üzerindeki basıncı azaltmaktadır. Bununla birlikte eklemden kasların bağlanma biçimi mekanik özelliklere olumlu katkı yapmaktadır.

Mak ve ark.<sup>[19]</sup> tarafından oturup kalkma hareketine yönelik gerçekleştirilen çalışmada en büyük eklem momentinin diz ekleminde meydana geldiği tespit edilmiştir.

Oturma yüksekliği arttıkça (20 cm'den 40 cm'ye) eklemde meydana gelen moment artmaktadır. Oturma yüksekliğinin artması, vücut kütle merkezinin diz ve ayak bileği eklemlerinden uzaklaşmasına neden olmaktadır. Bu durum oluşan eklem momentini yükseltmektedir. Ancak 20 cm oturma yüksekliğinden kalkış esansında, vücut dik pozisyona gelene kadar (40 cm yükseklikten kalkışa kıyasla) daha fazla süre geçmektedir. Bundan dolayı 20 cm yükseklikten kalkış sırasında harcanan enerji daha fazladır.

İncelenen hareketlere bakıldığında en düşük momentlerin kalça ekleminde olduğu anlaşılmaktadır. Yere çömelip kalkma hareketi, kalça eklemini en çok zorlayan harekettir. Nispeten daha düşük eklem momentleri oluşmasına rağmen, çömelip kalkma hareketi insanı en çok yoran harekettir. Çömelip kalkma hareketine ait moment grafiği incelendiğinde en uzun süreli değişimin bu hareket sırasında olduğu anlaşılmaktadır. Bu durum, hareket esnasında daha fazla enerji harcanmasını gerektirir.

Bu çalışmanın en büyük sınırlılığı olarak, tek bir deneyin hareketlerinin incelenmesi gösterilebilir. Örneklem sayısı artırılarak daha kapsamlı incelemeler yapmak mümkündür. Ancak şunu göz ardı etmemek gerekir ki, insana ait her oluşumda olduğu gibi, insan hareketi de kişiye özel farklılıklar içerir. Bunlara antropometrik farklılıklar da ilave edilince değişik sonuçlara ulaşılabilir. Bu çalışmada, incelenen hareketlere yönelik kesin bir açıklama değil, genel bir bakış açısı sergilenmiştir.

Çalışmanın özgün unsuru, harici bir aparat kullanılarak doğrudan ölçülmesinde sakıncalar bulunan eklem momentlerinin,<sup>[8,20]</sup> mekanik sistemlerin analizi için geliştirilmiş bir yazılım kullanılarak başarılı bir şekilde hesaplanmasıdır. Böylece eklem momentlerinin belirlenmesine yönelik çalışmalarda, vücuda takılan herhangi bir aparat olmadan da eklem momentleri tespit edilebilir. Çalışmadan elde edilen moment verileri, alt ekstremiteye yönelik protez veya ortez tasarımları için faydalı olabilir. Ayrıca kuvvet ve moment verileri, kemiklere yönelik yapısal analizlerin yüklem şartlarını tanımlamada kullanılabilir. SimMechanics araçlarının esnek yapısı sayesinde model üzerinde kolaylıkla değişiklik yapılarak daha farklı analizler (örneğin hareketler esnasında harcanan enerjinin belirlenmesi) gerçekleştirmek mümkündür.

Mali ilişki: Bu çalışma Sakarya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiştir (Proje no: 2012-50-01-006).

**Çıkar örtüşmesi:** Çıkar örtüşmesi bulunmadığı belirtilmiştir.

## Kaynaklar

- Oçğüder A, Gök H, Heycan C, Tecimel O, Tönük E, Bozkurt M. Effects of custom-made insole on gait pattern of patients with unilateral displaced intra-articular calcaneal fracture: evaluation with computerized gait analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2012;46:1-7.
- Jamshidi N, Rostami M, Najarian S, Menhaj MB, Saadatian M, Firooz S. Modelling of human walking to optimise the function of ankle-foot orthosis in Guillan-Barré patients with drop foot. *Singapore Med J* 2009;50:412-7.
- Mavrikios D, Karabatsou V, Alexopoulos K, Pappas M, Gogos P, Chryssoulouris G. An approach to human motion analysis and modelling. *Int J Ind Ergonom* 2006;36:979-89.
- Hubbard M, Hibbard RL, Yeadon MR, Komor A. A multisegment dynamic model of ski jumping. *International Journal of Sport Biomechanics* 1989;5:258-74.
- Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 1980;13:397-406.
- Daumas B, Xu WL, Bronlund J. Jaw mechanism modelling and simulation. *Mech Machine Theor* 2005;40:821-33.
- Winder SB, Esposito JM. Modeling and control of an upper-body exoskeleton. 40<sup>th</sup> Southeastern Symposium on System Theory; 2008 March 16-18; New Orleans, USA. p. 263-8.
- Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2<sup>nd</sup> edition. Canada: John Wiley & Sons; 1990.
- Deighan MA, Nevill AM, Maffulli N, Cheng JC, Gleeson N. Evaluation of knee peak torque in athletic and sedentary children. [Article in Turkish] *Acta Orthop Traumatol Turc* 2009;43:484-90.
- Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. *Dynamics of Human Gait*. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publishers; 1999.
- Silva MP, Ambrósio JA. Kinematic data consistency in the inverse dynamic analysis of biomechanical systems. *Multi-body Sys Dyn* 2002;8:219-39.
- Chandler RF, Clauser CE, McConville JT, Reynolds HM, Young JW. *Investigation of Inertial Properties of The Human Body*. Washington, D.C.: Aerospace Medical Research Laboratory; 1975. p. 1-162.
- Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. *Research Methods in Biomechanics*. USA: Human Kinetics; 2004.
- Solidworks. *Vélizy-Villacoublay, France: Dassault Systèmes*; 2010.
- SimMechanics™ User's Guide. Natick, MA, USA: The MathWorks Inc.; 2008.
- MATLAB® 7.6.0. Natick, MA, USA: The MathWorks Inc.; 2008.
- Gourgoulis V, Aggeloussis N, Kalivas V, Antoniou P, Mavromatis G. Snatch lift kinematics and bar energetics in male adolescent and adult weightlifters. *J Sports Med Phys Fitness* 2004;44:126-31.
- Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther* 2002;82:866-79.
- Mak MK, Levin O, Mizrahi J, Hui-Chan CW. Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003;18:197-206.