



## Özgün Araştırma / Original Article

# Üst ekstremite salınımı kısıtlanmasının yürüme enerji tüketimine ve dengeye etkisi

## Effect of upper extremity swing restrain on walking energy consumption and balance

Ayhan Taner Erdoğan,<sup>1</sup> Uğur Dal,<sup>2</sup> Berrin Maraşlıgil,<sup>2</sup> Hüseyin Beydağı<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Mersin Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu, Mersin, Türkiye

<sup>2</sup>Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi, Fizyoloji Anabilim Dalı, Mersin, Türkiye

Geliş tarihi / Received: Kasım 2015 Kabul tarihi / Accepted: Ocak 2016

### ÖZ

**Amaç:** Bu çalışmada, kol salınımı kısıtlanmasının tercih edilen yürüme hızı, yürüme sırasında harcanan oksijen miktarı ve vücut kütle merkezi dikey yer değişimi üzerine etkileri araştırıldı.

**Gereç ve yöntemler:** Çalışmaya Şubat 2011 - Nisan 2011 tarihleri arasında yaşları 18-30 yıl arasında değişen 52 sağlıklı erkek gönüllü katıldı ve beş farklı yürüme modeli kullanıldı. Her yürüme modeli için bireylerin zeminde tercih edilen yürüme hızları belirlendi. Bireyler bu hız ile koşu bandında yedi dakika yürütülerek oksijen tüketimleri kaydedildi. Birinci sakral vertebraya işaretleyici yerleştirildi ve iki kızıl ötesi kamera ile yürüme sırasında vücut kütle merkezi dikey yer değişimini belirlemek için kayıt yapıldı.

**Bulgular:** Oksijen maliyeti açısından normal ( $0.158 \pm 0.021$  mL/kg/m) yürüme ile yanda bağlı ( $0.166 \pm 0.022$  mL/kg/m) ve önde bağlı ( $0.166 \pm 0.023$  mL/kg/m) yürüme modelleri arasında anlamlı fark bulundu ( $F(3.734, 204) = 5.606, p < 0.05$ ). Vücut kütle merkezi dikey yer değişimi açısından da normal ( $3.81 \pm 0.94$  cm), yanda bağlı ( $4.36 \pm 1.05$  cm) ve önde bağlı ( $4.25 \pm 0.93$  cm) yürüme modelleri arasında da anlamlı fark bulundu ( $F(3.461, 204) = 5.144, p < 0.05$ ). Normal yürümede ( $5.06 \pm 0.62$  km/saat) tercih edilen yürüme hızı anlamlı olarak diğer modellerdeki (sağ kol bağlı;  $4.93 \pm 0.65$  km/saat, sol kol bağlı;  $4.92 \pm 0.62$  km/saat, yanda bağlı;  $4.88 \pm 0.61$  km/saat ve önde bağlı;  $4.88 \pm 0.56$  km/saat) yürüme hızlarından yüksekti ( $F(3.387, 204) = 10.433, p < 0.05$ ).

**Sonuç:** Kol salınımının dengeyi sağlamada yardımcı olduğu, ancak, her iki kol salınımının kısıtlandığı durumlarda biyomekanik sistemlerin bu değişikliği kompanse edemediği için vücut kütle merkezi dikey yer değişimini ve yürümenin oksijen maliyetini artırdığı kanısındayız. Denge sorunu yaşayan bireylerde günlük kazaların önlenmesi konusunda bulgularımızın yardımcı olabileceğini düşünmekteyiz.

**Anahtar sözcükler:** Denge; yürüme; oksijen tüketimi; hız; üst ekstremite.

### ABSTRACT

**Objectives:** This study aims to investigate the effects of arm swing restrain on preferred walking speed, amount of oxygen spent during walking and vertical displacement of the center of mass.

**Materials and methods:** Between February 2011 and April 2011, a total of 52 healthy male volunteers, in the age range of 18 to 30, participated in the study and five different walking models were used. Individuals' preferred walking speeds on the ground were determined for each model. Their oxygen expenditures were recorded while individuals walked on the treadmill at this speed for seven minutes. We placed a marker on the first sacral vertebrae and used two infrared cameras to determine the changes in vertical displacement of the center of mass during walking.

**Results:** We found a significant difference ( $F(3.734, 204) = 5.606, p < 0.05$ ) between normal ( $0.158 \pm 0.021$  mL/kg/m) and at side restraint ( $0.166 \pm 0.022$  mL/kg/m) and at front restraint ( $0.166 \pm 0.023$  mL/kg/m) models in oxygen cost. We also found a significant difference ( $F(3.461, 204) = 5.144, p < 0.05$ ) between normal ( $3.81 \pm 0.94$  cm) and at side restraint ( $4.36 \pm 1.05$  cm) and at front restraint ( $4.25 \pm 0.93$  cm) models in terms of vertical displacement of the center of mass. Preferred walking speed in the normal model ( $5.06 \pm 0.62$  km/hr) was significantly higher ( $F(3.387, 204) = 10.433, p < 0.05$ ) than other models (at right restraint;  $4.93 \pm 0.65$  km/hr, at left restraint;  $4.92 \pm 0.62$  km/hr, at side restraint;  $4.88 \pm 0.61$  km/hr, and at front restraint;  $4.88 \pm 0.56$  km/hr).

**Conclusion:** We are of the opinion that arm swing helps providing balance but in the situation of both arm restrain, since biomechanical systems cannot compensate this modification, it may increase the vertical displacement of the center of mass and oxygen cost of walking. We think that our findings may help individuals with balance problems regarding the prevention of daily accidents.

**Keywords:** Balance; gait; oxygen consumption; speed; upper extremity.

**İletişim adresi / Corresponding author:** Dr. Uğur Dal, Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi, Fizyoloji Anabilim Dalı, 33169 Yenişehir, Mersin, Türkiye.  
e-posta / e-mail: drugurdal@gmail.com

Cite this article as:

Erdoğan AT, Dal U, Maraşlıgil B, Beydağı H. Effect of upper extremity swing restrain on walking energy consumption and balance. Turk J Phys Med Rehab 2016;62(4):329-36.

Yürüme en sık kullanılmak zorunda olduğumuz günlük aktivitedir. Fonksiyonel bağımsızlık ve dolaşımı ile günlük ihtiyaçlarımızın karşılanabilmesi için normal bir yürüme gerekir. Yürümedeki herhangi bir sorun, yürüme parametrelerine değişik şekillerde yansımaktadır. Bunların uygun şekilde takibi yapılarak, özellikle ileri yaşlardaki insanları sedanter bir yaşama iten önemli bir faktör düzeltilip bu önemli sağlık sorununun üstesinden gelinebilir.

Yürüme eylemi, genel tanımıyla, enerji sarfiyatının optimum düzeyde tutularak vücudun uzaysal ortamda düzgün biçimde ilerlemesidir.<sup>[1-4]</sup> Normal bir yürüme sırasında kollar, yer çekimi ve ivmelenmenin etkisi ile bir sarkaç gibi ayakların ters yönüne doğru hareket eder.<sup>[1,5-7]</sup> Düzgün şekilde ilerleyen gövdenin yanı sıra, uzuvların hareketi ile baş, kollar ve gövdenin ağırlık merkezlerinin dikey ve yatay yönde simetrik, düşük genlikli yer değişiminin sağlanması hedeflenir. Ağırlık merkezindeki yer değişiminin uygun düzeyde olmasıyla kinetik ve potansiyel enerjinin korunması sağlanır.<sup>[3]</sup>

Günlük yaşantımızda yürüme sırasında bireyler objeleri taşıırken veya kullanılırken üst ekstremitate hareketleri tamamen veya kısmen engellenir. Örnek olarak, elde taşınan poşet, çanta, eşya, elde tutulan fincan veya kucakta taşınan bebek, kol salınımını kısıtlayıp gövde ve kalçada ki rotasyonu azaltırken, adım aralığı düşer ve kadans artar.<sup>[8]</sup> Jackson ve ark.<sup>[9]</sup> elde tutulan kitapların veya istemli olarak yanda tutulan kolların gövde rotasyonunu azalttığını bildirmiştir.

Yapılan çalışmalarda kolların sadece pasif olarak sallanmadıkları, omuz kaslarının kol salınımına etkisinin olduğu gösterilmiştir. Fakat kol salınımının engellendiği durumlardaki yürüme enerji tüketimi konuları net değildir.<sup>[1,7]</sup> Yizhar ve ark.<sup>[10]</sup> tercih edilen yürüme hızında kol salınımının kısıtlanmasının, oksijen (O<sub>2</sub>) tüketiminde anlamlı bir artmaya neden olduğunu tespit etmiştir. Benzer bir şekilde, Umberger<sup>[1]</sup> de yürüme sırasında kol salınımının engellendiği durumda, metabolik enerji tüketiminin %5-8 oranında arttığını göstermiştir. Diğer taraftan, Hanada ve Kerrigan ise üst ekstremitate immobilizasyonunun enerji tüketimini etkilemediğini bildirmiştir.<sup>[11]</sup>

Yürüme sırasında tercih edilen yürüme hızı ve yürümenin oksijen maliyeti, yürümeyi genel olarak değerlendiren ve patolojik ile normal yürümeyi birbirinden ayırt etmemizi sağlayan önemli iki parametredir.<sup>[12,13]</sup> Yürüme oksijen maliyeti belirli bir mesafeyi (örneğin 1 metre) kat etmek için harcanan oksijen miktarıdır<sup>[14]</sup> ve bu ölçüm yapılarak yürüme sırasında kullanılan enerjinin verimliliği de hesaplanabilir.<sup>[12]</sup>

Vücut kütle merkezi (VKM) ise vücut kütlesi bütünü tek bir noktada dengede olduğu kabul edilen hayali bir nokta olarak tanımlanabilir.<sup>[15,16]</sup> Yürüme sırasında ağırlık merkezi dikey yer değişimi, yürüme verimliliğinin bir göstergesidir.<sup>[17]</sup> Ayrıca, yürüme sırasında kolları sallamanın, ağırlık merkezi dikey değişikliğini azalttığı da varsayılmaktadır.<sup>[18]</sup> Vücut kütle merkezi dikey yerdeğişimi ölçümü yürüme çalışmalarında yapılan mekanik işi, dengeyi ve enerji tüketimine etkisini belirlemede sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>[19,20]</sup> Yürüme sırasında değişik yöntemlerle denge ölçülebileceği gibi, yapılan çalışmalar tek nokta yöntemi (VKM dikey yer değişimi) ile de dengedeki değişimin belirlenebileceğini göstermiştir.<sup>[20]</sup>

Kollar vücudun dikey bir eksen etrafındaki rotasyonunu dengeler ve bu işlemler sırasında metabolik enerji sarf eder.<sup>[18]</sup> Kol salınımının kısıtlanması enerji tüketimini artırmaktadır.<sup>[21]</sup> Üst ekstremitate salınımı, VKM dikey yer değişimini ve dikey yer tepki momentini azalttığı gibi, mekanik dengeyi sağlar ve enerji tüketimini en aza indirmeye yardımcı olur.<sup>[1,18,22]</sup> Merkezi olarak kontrol edilen vücut reaksiyonları, yürüme sırasında bozulan dengeyi düzeltmede aktif olarak görev alır. Üst ekstremitate salınımı kısıtlanarak, kol salınımının vücudun dengesine yardımının engellendiği durumlarda, diğer vücut bölümlerinin dengeyi sağlamaya yönelik çabaları artmaktadır.<sup>[23]</sup> Çalışmamızda, kol salınımının tek taraflı veya çift taraflı kısıtlanması ile günlük hayattaki tek el ve çift el ile eşya taşınması taklit edilmeye çalışılmıştır.

Bu çalışmanın amacı, bireylerde üst ekstremitate salınımı kısıtlanmasının tercih edilen yürüme hızı, yürüme sırasında harcanan oksijen miktarına ve VKM dikey yer değişimi üzerine etkilerini araştırmaktır.

## GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmaya yaşları 18-30 yıl (22.35±2.60 yıl) arasında değişen toplam 52 erkek gönüllü katıldı. Çalışma Mersin Üniversitesi Yerel Etik Kurulu tarafından onaylandı ve test öncesi tüm bireylerden yazılı onam alındı. Çalışma Helsinki Deklarasyonu ilkeleri uyarınca gerçekleştirildi. Her bireyin fiziksel aktiviteye hazır olup olmadığı test öncesi Fiziksel Aktiviteye Hazır Olmayı Değerlendirme Anketi (PAR-Q) uygulanarak değerlendirildi.<sup>[24]</sup> Katılımcılardan, enerji tüketimlerini etkileyebilecek hastalığı (aktif enfeksiyon, otoimmün veya periferik vasküler hastalıklar, kronik sistemik inflamatuvar hastalıkları veya metabolik hastalıklar) ve yürümeyi etkileyecek ortopedik sorunları olan (ayak kemiklerine ait herhangi bir kırığı veya çıkığı, doğuştan patella dislokasyonu veya

subluksasyonu, akut bursit veya tendinit, kronik ayak bileği instabilitesi ve topuk dikenini ve yürüme mekaniğini bozabilecek ayak ark bozuklukları olan bireyler çalışmaya dahil edilmedi. Çalışmaya katılan tüm bireylerin testten önce öyküleri alındı ve antropometrik ölçümleri yapıldı (boy, vücut ağırlığı, bacak boyu ve vücut kompozisyonu). Bacak uzunluğu, spina iliaca anterior superior ile malleolus medialis arasındaki mesafe olarak tayin edildi. Her iki bacak uzunluğu aynı araştırmacı tarafından iki kez ölçülüp ortalamaları hesaplandı ve analiz için sağ bacak uzunluğu kullanıldı.<sup>[25]</sup> Daha önceden fibula ile tibia kırığı olan iki birey çalışmaya alınmadı.

Bireyler normal ve sağ kol bağlı, sol kol bağlı, her iki kol yanda sabit, her iki kol önde bağlı olmak üzere beş farklı yürüme modeli ile tercih ettikleri yürüme hızında koşu bandı üzerinde yürüdü.

Normal modelde bireyler, herhangi bir kısıtlama olmadan normal kol salınımları ile yürüdü. Sağ ve sol bağlı modelde, içi süngerle kaplı ve yastıklı ayarlanabilir omuz kemeri özelliğine sahip olan kol askısı kullanıldı. Kol, dirsekten 90° açı yapacak şekilde ve omuz internal olarak döndürülerek kol askısına yerleştirildi ve böylece kol salınımı engellendi.<sup>[1,26]</sup> Yanda sabit modelde ise kollar yanda, bilekler femoral kemiğin büyük trokanterinin önünde olacak şekilde istemli olarak tutuldu.<sup>[27]</sup> Önde bağlı modelde, her iki kol askıya yerleştirilerek salınım engellendi. Gerekli görülen durumlarda omuz kemeri sıkılaştırıldı.<sup>[1,26]</sup>

Her yürüme modeli için ayrı ayrı tercih edilen yürüme hızı (TEYH) tespiti için, bireylerin 2. ve 12. metresinde kızılötesi sensör bulunan 14 metrelik düz bir parkurda yürümeleri istendi. On metre mesafeyi kat etme süreleri elde edildi ve bu süreler kullanılarak TEYH, m/sn cinsinden hesaplandı. Parkurda yürüme üç kez tekrarlanarak hızların ortalamaları alındı ve bu hızlar km/s'ye çevrildi. Hız tespitinden sonra bireylerin yürüme deneyimleri dikkate alınmaksızın alışıncaya kadar en az 10 dk koşu bandında (Viasys Health Care, USA) düşük hızlardan başlayarak her yürüme modeli için yürüme alıştırmaları yapıldı.<sup>[28]</sup> Koşu bandının eğimi 0 derece olarak ayarlandı ve kişilerin yürüme sırasında koşu bandı barlarına tutunmaları engellendi. Her yürüme modeli için bireyler belirlenen hızlar ile koşu bandında 7 dk yürütülerek oksijen tüketimi ölçümü yapıldı (Şekil 1).

Oksijen tüketimi ölçümleri metabolik analizör (Vmax 29c SensorMedics, Yorba Linda, CA, USA) kullanılarak indirekt kalorimetri yöntemi ile yapıldı. Cihaz, her testten önce üreticilerin önerilerine uygun olarak 3 lt'lik kalibrasyon şırıngası ve uygun kalib-

rasyon gazları ile kalibre edildi. Laboratuvar ortamı sıcaklık 20-24 °C, nem ise %50 civarında olacak şekilde ayarlandı. Oksijen tüketimi ölçümü için solunum havası örnekleme yüz maskesi (Hans-Rudolph Inc., Kansas City, MO, USA) ile her nefeste yapıldı. Oksijen tüketimi hesaplanmasında, yedi dakikalık yürüme sırasında toplanan verilerin son iki dakikası kararlı durum olarak kabul edildi ve ortalaması alındı.<sup>[29-31]</sup> Yürümenin kişilerde yarattığı metabolik etkinin ve egzersiz yoğunluğunun takibi için de solunumsal değişim oranı dikkate alındı.

Vücut kütle merkezi dikey yer değişimi ölçümü için, bireylerin sırt ve bel bölgeleri açık kalacak şekilde spor kıyafetleri ayarlandı. Vücut kütle merkezi olarak kabul edilen 1. sakral vertebra (S1).<sup>[32,33]</sup> ASIS (anterior superior iliac spine) ile aynı düzlemde olduğundan<sup>[34]</sup> el ile tespit edilen ASIS noktalarından S1 noktası belirlendi. Bu bölge alkol ile temizlendi ve gereken durumlarda fazla tüylerden arındırılması için tıraş edildi. İki taraflı yapışkan bant ile 20 mm çapındaki işaretleyici tabanı S1 bölgesine sabitlendi (Şekil 2). Vücut kütle merkezi dikey yer değişimi iki pik nokta arası mesafenin ortalaması olarak belirlendi ve her bireyin bacak boyu uzunluğu değerlerine bölünerek düzeltme uygulandı.<sup>[20]</sup>

Yürüme sırasında VKM dikey yer değişiminde meydana gelen değişiklikleri belirlemek için iki kamera



Şekil 1. Sol kol bağlı yürüme modeli ve oksijen tüketimi ölçümü.

kullanıldı. Kameralar koşu bandı merkezinden 2.30 m uzaklığa, aralarındaki mesafe 3 m olacak şekilde ve kesişme noktasında 58 derecelik açı yapacak şekilde yerleştirildi ve sabitlendi (Şekil 3). Kamera yerleşim ve düzenekleri laboratuvarın fiziksel imkanları da göz önünde bulundurularak tasarlandı. Bu yerleşim, deneme testlerinde aralıkları bilinen sabit ve değişken ölçümleri en iyi şekilde belirleyen açılardır.<sup>[35,36]</sup>

Ek olarak, kameralar aşağı doğru yaklaşık 15 derecelik açı ile ayarlandı.<sup>[37,38]</sup> Video kayıtları için iki adet; 1/3 SONY Super HAD CCD sensöre sahip, 25 IR ledli gece görüş kamerası (BL-655D) kullanıldı. 50 Hz kayıtlar saniyede 25 kare ve spasyal çözünürlük 500(Y) x 582(D) pikselde PAL formatında dijital video yakalama kartı (Grabbee X) kullanılarak AVİ video formatında kaydedildi. Lenslerin merkezinden yere uzaklık 100 cm olarak ayarlandı. Kameralarda 6 mm sabit odaklı lensler kullanılarak 2.5 m yatay ve 1.8 m dikeylik bir alan kaydedildi. Mercek açılıp kapanma hızı minimum 1/50 sn olarak ayarlandı. Görüntüler analiz için dijital olarak bilgisayara kayıt edildi.

Kamera ve 3 boyutlu ortamın kalibrasyonu için 100 cm yüksekliğinde (Y), 100 cm uzunluğunda (X) ve 50 cm eninde (Z) bir kalibrasyon kafesi kullanıldı. Kalibrasyon kafesi üzerinde 50 cm ve 100 cm noktalarına belirleyici beyaz yuvarlak küreler (30 mm çapında) konularak 12 kalibrasyon koordinatı oluşturuldu. Kalibrasyon kafesi koşu bandının üzerine konularak iki sabit kamera ile daha sonradan koordinatları belirlenmek üzere dijital ortama kaydedildi. Bu işlem her test için tekrarlandı.

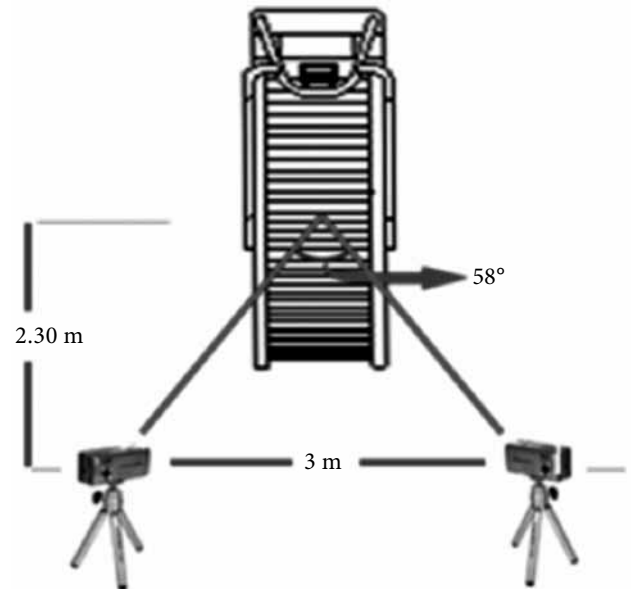
Elde edilen kayıtlar SkillSpector 1.3.0 (Video4coach, Svendborg, Denmark) yazılımı kullanılarak dijitalize



Şekil 2. 20 mm çapındaki işaretleyicinin 1. sakral vertebra (S1) bölgesine yerleşimi.

edildi. Dijitalize edilen kayıtlardaki işaretleyiciler aynı program kullanılarak analiz edildi ve otomatik olarak kayıt edildi. Bu işlem her iki kameradan yapılan kayıtlar senkronize edilerek üç boyutlu (3D) ortama aktarıldı. Üç boyutlu bilgileri bireylerin VKM dikey yer değişiminde meydana gelen değişiklikleri belirlemek için kullanıldı. İşaretleyicilerin yer değişimi, ortalama karesel hata 20 piksel olarak belirlenerek kübik spline interpolasyon yöntemi ile filtrelendi.<sup>[39,40]</sup>

Elde edilen verilerin istatistiksel analizinde SPSS 11.5 versiyon (SPSS Inc., 2002, Lead. Technology, Chicago, IL, USA), paket programı kullanıldı. Yürüme modellerinin test sırasınının arka arkaya denk gelmemesi ve her denek için farklı bir sıra oluşturulması için 5x10 Latin kare dizaynı kullanıldı. Normal dağılımı test etmek amacıyla Shapiro Wilk testi kullanıldı. Yaş hariç diğer tüm antropometrik ve demografik değişkenler normal olarak dağılmaktaydı. Demografik istatistik tablolarında, parametrelere ait ortalama ( $\pm$ ) ve standart sapma (SS) değerleri verildi. Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi varsayımlarını test etmek için yapılan Mauchly küresellik testi incelendiğinde varsayımın ihlal edildiği durumlarda Greenhouse-Geisser düzeltmesi kullanıldı. Yürüme modellerinde, oksijen maliyeti ve VKM dikey yer değişimi arasındaki farklılıkları belirlemek için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi istatistiksel yöntemi kullanıldı. Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi testi uygulanan değişkenler, algılanan zorluk derecesi (AZD) hariç normal dağıldı ve bu değişken için Friedman ve sonrasında Wilcoxon sıralı işaretler testleri uygulandı. Bonferroni



Şekil 3. Kamera yerleşimi.

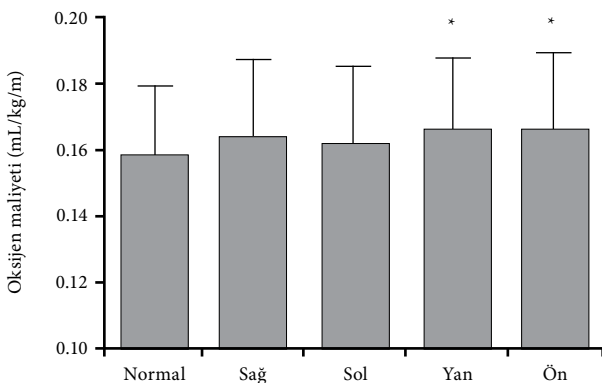
düzeltilmesi yapıldı ve istatistiksel anlamlılık düzeyi  $p<0.05$  olarak kabul edildi.

## BULGULAR

Çalışmaya katılan bireylerin bazı antropometrik ve demografik özellikleri sırasıyla, boy:  $175.96\pm 5.88$  cm, vücut ağırlığı:  $72.18\pm 9.37$  kg, bacak uzunluğu:  $90.60\pm 4.42$  cm, yağ yüzdesi:  $\%12.31\pm 4.87$  idi.

Verilerin analizi sonucunda, oksijen maliyeti (mL/kg/m) açısından yürüme modelleri arasında anlamlı fark bulundu. Foksijen maliyeti ( $3.734.204=5.606$ ,  $p<0.05$ ). Normal yürüme sırasındaki oksijen maliyeti  $0.158\pm 0.02$  mL/kg/m, sol kol bağlı iken  $0.162\pm 0.23$  mL/kg/m, sağ kol bağlı iken  $0.163\pm 0.24$  mL/kg/m, her iki kol yanda sabit  $0.166\pm 0.22$  mL/kg/m ve iki kol önde bağlı  $0.166\pm 0.23$  mL/kg/m idi. Bonferroni düzeltmesi uygulanarak yapılan post-hoc testi sonucunda her iki değişken için anlamlı farkın normal ile her iki kol yanda ve önde bağlı ( $p<0.05$ ) yürüme modelleri arasında olduğu bulundu (Şekil 4).

Vücut kütle merkezi dikey yer değişimi için bacak boyu ile düzeltilmiş değeri analize dahil edildi ve VKM dikey yer değişimi açısından yürüme modelleri arasında anlamlı fark bulundu,  $F_{VKM}$  dikey yer değişimi ( $3.461.204=5.144$ ,  $p<0.05$ ). Normal yürüme sırasındaki VKM dikey yer değişimi miktarı  $0.042\pm 0.01$ , sol kol bağlı iken  $0.046\pm 0.01$ , sağ kol bağlı iken  $0.046\pm 0.01$ , her iki kol yanda sabit iken  $0.048\pm 0.01$  ve iki kol önde bağlı iken  $0.047\pm 0.01$  idi. Bonferroni düzeltmesi uygulanarak yapılan post-hoc testi sonucunda her iki değişken için anlamlı farkın normal ile her iki kol yanda ve önde bağlı ( $p<0.05$ ) yürüme modelleri arasında olduğu bulundu (Şekil 5).

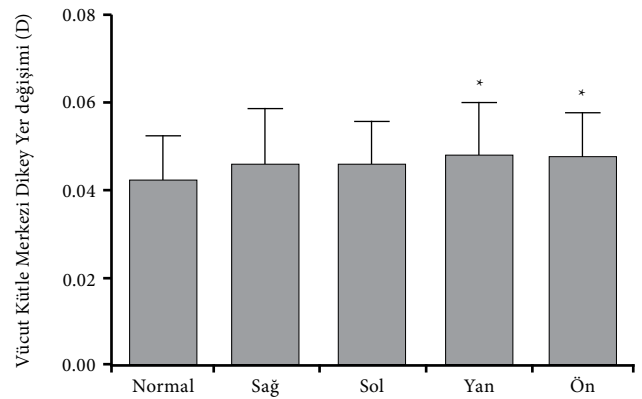


Şekil 4. Yürüme modellerinin oksijen maliyeti açısından karşılaştırılması. \* Normal model ile karşılaştırıldığında  $p<0.05$ .

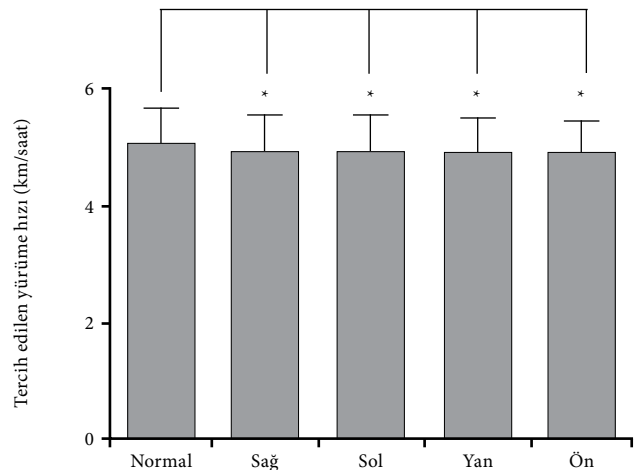
Vücut kütle merkezi dikey yer değişimi değeri açısından normal yürüme modeli ile yan ve ön kol bağlı model arasında anlamlı fark vardı. Normal yürüme sırasındaki değişim  $3.81\pm 0.94$  cm, sağ kol bağlı iken  $4.16\pm 1.11$  cm, sol kol bağlı iken  $4.15\pm 0.88$  cm, her iki kol yanda sabit iken  $4.36\pm 1.05$  cm ve iki kol önde bağlı iken  $4.25\pm 0.93$  cm idi.

Yürüme testleri sırasında kayıt edilen solunumsal değişim oranı normal, sağ kol bağlı, sol kol bağlı, yanda sabit ve önde bağlı modeller için sırayla,  $0.81\pm 0.40$ ,  $0.82\pm 0.50$ ,  $0.81\pm 0.40$ ,  $0.82\pm 0.40$ ,  $0.82\pm 0.50$  idi.

Algılanan zorluk derecesi açısından sadece normal ile her iki kol önde bağlı yürüme modeli arasında anlamlı fark vardı ( $X^2(4)= 16.212$ ,  $p<0.05$ ). Algılanan zorluk derecesi değerleri normal yürüme sırasında



Şekil 5. Yürüme modellerinin vücut kütle merkezi dikey yer değişimi açısından karşılaştırılması. \* Normal model ile karşılaştırıldığında  $p<0.05$ .



Şekil 6. Yürüme modellerinin tercih edilen yürüme hızı açısından karşılaştırılması. \* Normal model ile karşılaştırıldığında  $p<0.05$ .

9.13±2.28, sol kol bağlı iken 9.35±2.17, sağ kol bağlı iken 9.46±2.41, yan kol bağlı iken 9.67±2.42, ön kol bağlı iken 9.94±2.65 idi.

Normal, sağ kol bağlı, sol kol bağlı, yanda sabit ve önde bağlı modeller için TEYH sırasıyla 5.06±0.62 km/saat, 4.93±0.65 km/saat, 4.92±0.62 km/saat, 4.88±0.61 km/saat, 4.88±0.56 km/saat idi. Yapılan istatistiksel analiz sonucu TEYH arasında anlamlı fark bulundu ( $F_{TEYH}(3.387.204)=10.433$ ,  $p<0.05$ ). Normal modeldeki TEYH anlamlı olarak diğer modeldeki yürüme hızlarından yüksekti ( $p<0.05$ ), (Şekil 6).

## TARTIŞMA

Elde ettiğimiz sonuçlar, her iki üst ekstremité salınımının kısıtlanması, bireylerin yürüme oksijen maliyetini anlamlı olarak artırdığını göstermiştir. Vücut kütle merkezi dikey yer değişiminin, her iki üst ekstremité salınımının kısıtlanması ile arttığını ve bunun da enerji maliyetini artırdığını düşünmekteyiz.

Bu çalışmada her birey ve her yürüme modeli için ayrı ayrı TEYH ölçümü yapıldı. Fakat önceki yıllarda yapılan çalışmalarda sabit hız kullanımına da rastlamak mümkündür.<sup>[41,42]</sup> Ancak TEYH'nin merkezi sinir sistemi tarafından ilk birkaç adımdan sonra enerji tüketimini en verimli hale getirebilecek hız seçimi olduğu bilinmekte ve bunun üstünde veya altındaki hızlarla yapılacak yürüme de oksijen maliyeti artmaktadır. Bu nedenle çalışmamız planlanırken hızların her yürüme stili için ayrı ayrı belirlenmesinin daha fizyolojik bir yaklaşım olabileceği düşünüldü. Elde ettiğimiz yürüme hızları ortalama değerlerinde en yüksek değerin normal yürüme sırasında olduğu görülmektedir. Bireylerin kollarını serbestçe hareket ettirebildiği normal yürüme modelinde hız seçiminin diğerlerinden yüksek olması mantıklıdır.

Tercih edilen yürüme hızında tek üst ekstremité immobilizasyonunun<sup>[10]</sup> ve koşu sırasında oluşturulan ekstremité kısıtlamasının<sup>[21,43]</sup> oksijen tüketiminde anlamlı bir artışa neden olduğu ve yürüme sırasında kol salınımının engellendiği durumda, metabolik enerji tüketiminin %5-8 oranında arttığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir.<sup>[1,44]</sup> Diğer taraftan başka bir çalışmada ise üst ekstremité immobilizasyonunun enerji tüketimini etkilemediğini bildirmiştir.<sup>[11]</sup> Diğer bir çalışma ise kişilerin TEYH ile yürümelerinde enerji tüketimleri açısından anlamlı bir fark bulmazken, TEYH'den yüksek hızlarda bireylerin oksijen maliyetlerinin normalden %5.8 daha fazla olduğu bulunmuştur.<sup>[45]</sup> Bulgularımız, iki üst ekstremité salınımı kısıtlanmasının oksijen maliyetini artırdığı yönünde olup

yukarıda belirttiğimiz literatür ile uyumludur. Kol salınımının kısıtlandığı durumlarda kol kaslarının hareket etmemesinden dolayı enerji sarfiyatının düşeceğini iddia eden çalışmalar olsa da,<sup>[18]</sup> üst ekstremité kısıtlanması ile artan oksijen tüketimi farkının, durumu kompanze etmek için bacak kaslarının aktivitesinin artmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.<sup>[46]</sup>

Yürüme sırasında VKM dikey yer değişimi, sıklıkla yürüme verimliliğinin göstergesi olarak kullanılmıştır.<sup>[47,48]</sup> Ayrıca, yürüme sırasında kolları sallamanın, VKM dikey yer değişimini azalttığı da varsayılmaktadır.<sup>[1,18,49]</sup> Yapılan çalışmalarda VKM dikey yer değişimindeki artışın enerji tüketimini artırdığı yönünde bulgulara rastlanmaktadır.<sup>[50]</sup> Bazı çalışmalar ise VKM dikey yer değişiminde meydana gelen değişiklikler denge ile ilişkilendirilmiş ve VKM dikey yer değişimindeki artışın dengenin bozulmasına neden olduğu bulunmuştur.<sup>[51]</sup> Çalışmamızda dengede meydana gelen farkın, normal model ile yanda ve önde bağlı modellerde meydana gelmesi, her iki kol salınımı kısıtlandığında dengede bozulma meydana geldiğinin göstergesidir. Bu durum yürüme sırasında her iki kol salınımının engellenmesiyle meydana gelen dezavantajın vücuttaki bazı biyomekanik değişiklikler ile kompanze edildiği şeklinde açıklanabilir.<sup>[11]</sup>

Çalışmamızda VKM ve oksijen maliyeti arasında anlamlı bir ilişki bulunmadı. Denge, VKM dikey yer değişiminin Y düzleminde her iki yöndeki (yukarı ve aşağıya) toplam değişimi olarak tanımlanmaktadır.<sup>[52,53]</sup> Çalışmamızda da VKM dikey yer değişimi ölçümleri Y düzleminde yukarı (+) ve aşağıya (-) olan değişimlerinin toplamını içermektedir. Yürüme enerji tüketimi, VKM dikey yer değişiminin Y ekseninin + bölümünde meydana gelmekte (tek ayak üzerinde yükselme ve potansiyel enerjinin sağlanması) ve bu noktadan aşağıya doğru düşüş sırasında depolanan potansiyel enerji, kinetik enerjiye dönüşmektedir.<sup>[54]</sup> Bu nedenle VKM dikey yer değişimi ile enerji maliyeti arasında yapılacak bir korelasyon veya regresyon analizi, bu iki değişkenin fizyolojik etkileşimini çok iyi yansıtmayabilir ve korelasyon sonuçlarının ortaya konulması verilerin yanlış yorumlanmasına yol açabilir. Ayrıca VKM'nin sadece pozitif (yukarı) yönlü yer değişimi bu analiz için anlamlı sonuç verme potansiyeline sahip ise de kullandığımız yazılımın algoritması nedeniyle böyle bir ölçümün yapılamaması çalışmanın kısıtlılığı olarak değerlendirilebilir.

Bireylerin her yürüme modelini algıladıkları zorluk Borg skalası kullanılarak tespit edilmeye çalışıldı. Bu verilere göre kolların önde bağlı olduğu modelin en zor olarak algılandığı dikkat çekmektedir. Kolların

yanda istemli olarak tutulduğu model ve önde bağlı olduğu modele ait oksijen maliyeti değerleri daha yüksektir. Bireyler ellerini yanda tuttıkları modeli önde bağlı modele göre daha kolay bulsalar da bu durumu metabolik olarak kompanze edememişlerdir. Ayrıca, metabolik ölçüm sırasında kaydettiğimiz solunumsal oran değerleri, tüm yürüme modelleri için beklendiği gibi aerobik enerji kaynaklarının kullanıldığını göstermektedir. Yürüme modellerinde algılanan zorluk derecesi artmış olsa da bu durum bireyleri anaerobik enerji sistemlerini dominant olarak kullanacakları seviyeye getirmemiştir.

Yapılan bu çalışma sonucunda kolların yürüme sırasında denge sağlamada önemli olduğu, bununla birlikte tek kol kısıtlanmasının biyomekanik sistemler tarafından kompanze edilip, denge ve oksijen maliyetine yansımadağı görüldü. Fakat her iki kolun istemli olarak yanda veya önde bağlı olarak immobilize edilmesinin hız tercihi ile düzeltilemediği ve bu mekanik etkinin VKM dikey yer değişimini ve oksijen maliyetini artırdığı tespit edildi. Özellikle ileri yaşlar da ev kazaları ve bozulmuş denge sonucunda meydana gelen kazaların oranı çok artmaktadır. Bu verilerin ışığında en azından her iki kolun hareketsiz bırakacak şekilde yürünmemesi gerektiği söylenebilir. Bu sonucun bir kısmı kol amputasyonu olan bireylere de genellenebilir.

Sonuç olarak, yürüme sırasında gerçekleşen kol salınımının dengeyi sağlamaya yardımcı olduğu, tek kol salınımı kısıtlanmasının kompanze edilemediği fakat her iki kolun immobilize edilmesinin biyomekanik sistemlerce üstesinden gelinemediği ve bu nedenden dolayı VKM dikey yer değişimini ve yürümenin oksijen maliyetini artırdığı kanısındayız. Bulgularımızın özellikle ileri yaşlarda ve denge ile ilgili sorunu bulunan bireylerde günlük hayatlarının idamesinde meydana gelebilecek kazaların önlemesini konusunda faydalı olabileceğini düşünmekteyiz.

#### Teşekkür

Araştırmamıza katkıda bulunan Dr. Ayşegül Cüreoğlu'na ve Dr. Fazilet Ertürk'e teşekkür ederiz.

#### Çıkar çakışması beyanı

Yazarlar bu yazının hazırlanması ve yayınlanması aşamasında herhangi bir çıkar çakışması olmadığını beyan etmişlerdir.

#### Finansman

Bu çalışma Mersin Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir (BAP-SBE BES (ATE) 2011-1 DR).

## KAYNAKLAR

- Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech* 2008;41:2575-80.
- Vaughan CL, Davis BL, O' Connor JC. Dynamics of Human Gait. 2nd ed. Cape Town: Kiboho Publishers; 1999.
- Berker N, Yaşçın S. Yürüme Analizi. 1. Baskı. İstanbul: Avrupa Matbaacılık; 2001.
- Dal U, Erdogan T, Cüreoğlu A, Resitoglu B, Helvacı İ, Beydagi H. Antropometrik özelliklerin tercih edilen yürüme hızı ve yürüme sırasında harcanan enerji miktarına etkileri: oksijen maliyeti-oksidasyon tüketimi. *Mersin Üniv Sağlık Bilim Derg* 2011;3:9-14.
- McNeill Alexander R. Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *Am J Hum Biol* 2002;14:641-8.
- Ortega JD, Fehlmán LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *J Biomech* 2008;41:3303-8.
- Pontzer H, Holloway JH, Raichlen DA, Lieberman DE. Control and function of arm swing in human walking and running. *J Exp Biol* 2009;212:523-34.
- Hodges B. H, Lindhie O. Carrying babies and groceries: The effect of moral and social weight on caring. *Ecol Psychol* 2006;18:93-111.
- Jackson KM, Joseph J, Wyard SJ. The upper limbs during human walking. Part 2: Function. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1983;23:435-46.
- Yizhar Z, Boulos S, Inbar O, Carmeli E. The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men. *Int J Rehabil Res* 2009;32:115-23.
- Hanada E, Kerrigan DC. Energy consumption during level walking with arm and knee immobilized. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1251-4.
- Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture* 1999;9:207-31.
- Schwartz MH. Protocol changes can improve the reliability of net oxygen cost data. *Gait Posture* 2007;26:494-500.
- Martin PE, Rothstein DE, Larish DD. Effects of age and physical activity status on the speed-aerobic demand relationship of walking. *J Appl Physiol* (1985) 1992;73:200-6.
- Whittle MW. Gait Analysis: An Introduction. 4th ed. China: Butterworth Heinemann Elsevier; 2007.
- Schepers HM, van Asseldonk EH, Buurke JH, Veltink PH. Ambulatory estimation of center of mass displacement during walking. *IEEE Trans Biomed Eng* 2009;56:1189-95.
- Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol Clin* 2008;38:105-16.
- Ortega JD, Fehlmán LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *J Biomech* 2008;41:3303-8.
- Feng J, Pierce R, Do KP, Aiona M. Motion of the center of mass in children with spastic hemiplegia: balance, energy transfer, and work performed by the affected leg vs. the unaffected leg. *Gait Posture* 2014;39:570-6.

20. Saini M, Kerrigan DC, Thirunarayan MA, Duff-Raffaele M. The vertical displacement of the center of mass during walking: a comparison of four measurement methods. *J Biomech Eng* 1998;120:133-9.
21. Arellano CJ, Kram R. The metabolic cost of human running: is swinging the arms worth it? *J Exp Biol* 2014;217:2456-61.
22. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc Biol Sci* 2009;276:3679-88.
23. Misiaszek JE, Krauss EM. Restricting arm use enhances compensatory reactions of leg muscles during walking. *Exp Brain Res* 2005;161:474-85.
24. Thomas S, Reading J, Shephard RJ. Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). *Can J Sport Sci* 1992;17:338-45.
25. Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait Posture* 2002;15:195-206.
26. Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM. Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait Posture* 2007;26:135-41.
27. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc Biol Sci* 2009;276:3679-88.
28. Van de Putte M, Hagemester N, St-Onge N, Parent G, de Guise JA. Habituation to treadmill walking. *Biomed Mater Eng* 2006;16:43-52.
29. Trallesi M, Porcacchia P, Aversa T, Brunelli S. Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: a comparison study between floor and treadmill test. *Gait Posture* 2008;27:70-5.
30. Ozyener F, Rossiter HB, Ward SA, Whipp BJ. Influence of exercise intensity on the on- and off-transient kinetics of pulmonary oxygen uptake in humans *J Physiol* 2001;533:891-902.
31. Dal U, Erdogan T, Resitoglu B, Beydagi H. Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. *Gait Posture* 2010;31:366-9.
32. Lee JB, Sutter KJ, Askew CD, Burkett BJ. Identifying symmetry in running gait using a single inertial sensor. *J Sci Med Sport* 2010;13:559-63.
33. Lee JB, Mellifont RB, Burkett BJ. The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait. *J Sci Med Sport* 2010;13:270-3.
34. Peleg S, Dar G, Medlej B, Steinberg N, Masharawi Y, Latimer B, et al. Orientation of the human sacrum: anthropological perspectives and methodological approaches. *Am J Phys Anthropol* 2007;133:967-77.
35. Salvi J, Armangué X, Batlle J. A comparative review of camera calibrating methods with accuracy evaluation. *Pattern Recognition* 2002;35:1617-35.
36. Olague G, Mohr R. Optimal camera placement for accurate reconstruction. *Pattern Recognition* 2002;35:927-44.
37. Vander Linden DW, Carlson SJ, Hubbard RL. Reproducibility and accuracy of angle measurements obtained under static conditions with the Motion Analysis video system. *Phys Ther* 1992;72:300-5.
38. Scholz JP. Reliability and validity of the WATSMART three-dimensional optoelectric motion analysis system. *Phys Ther* 1989;69:679-89.
39. Nicolas G, Bideau B. A kinematic and dynamic comparison of surface and underwater displacement in high level monofin swimming. *Hum Mov Sci* 2009;28:480-93.
40. Leporace G, Praxedes J, Fonseca R, Chagas D, Junior JB, Rodrigues C, et al. Difference in kinematic behavior between two landing tasks in male volleyball athletes. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 2010;12:464-70.
41. Gullstrand L, Halvorsen K, Tinmark F, Eriksson M, Nilsson J. Measurements of vertical displacement in running, a methodological comparison. *Gait Posture* 2009;30:71-5.
42. Ada L, Dean CM, Hall JM, Bampton J, Crompton S. A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:1486-91.
43. Park CI, Shin JC, Kim DY. Role of arm swing on gait. *Gait and Posture* 2000;11:164-5.
44. Arellano CJ, Kram R. The energetic cost of maintaining lateral balance during human running. *J Appl Physiol* (1985) 2012;112:427-34.
45. Meyns P, Bruijn SM, Duysens J. The how and why of arm swing during human walking. *Gait Posture* 2013;38:555-62.
46. Misiaszek JE, Krauss EM. Restricting arm use enhances compensatory reactions of leg muscles during walking. *Exp Brain Res* 2005;161:474-85.
47. Knudson D. *Fundamentals of Biomechanics*. 2nd ed. California: Springer; 2007.
48. Tözeren A. *Human Body Dynamics Classical Mechanics and Human Movement*. 1st ed. New York: Springer-Verlag; 2000.
49. Hatze H. Letter: The meaning of the term "iomechanics". *J Biomech* 1974;7:189-90.
50. Yang HS, Atkins LT, Jensen DB, James CR. Effects of constrained arm swing on vertical center of mass displacement during walking. *Gait Posture* 2015;42:430-4.
51. Hahn ME, Chou LS. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *J Biomech* 2004;37:837-44.
52. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg [Am]* 1953;35:543-58.
53. Gard SA, Miff SC, Kuo AD. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum Mov Sci* 2004;22:597-610.
54. Kirtley C. *Clinical Gait Analysis*. 1st ed. London; Churchill Livingstone; 2006.