

T.C
MERSİN ÜNİVERSİTESİ
EĞİTİM BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

**ÜST EKSTREMİTE SALINIMININ KISITLANMASININ
SPORCU VE SEDANTERLERDE YÜRÜME ENERJİ
TÜKETİMİNE VE YÜRÜMEDEN KOŞUYA GEÇİŞE
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

A. Taner ERDOĞAN

DOKTORA TEZİ

MERSİN - 2011

T.C
MERSİN ÜNİVERSİTESİ
EĞİTİM BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

**ÜST EKSTREMİTE SALINIMININ KISITLANMASININ
SPORCU VE SEDANTERLERDE YÜRÜME ENERJİ
TÜKETİMİNE VE YÜRÜMEDEN KOŞUYA GEÇİŞE
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

A. Taner ERDOĞAN

DOKTORA TEZİ

DANIŞMANLAR

Prof. Dr. Hüseyin BEYDAĞI

Yrd.Doç.Dr. Uğur DAL

Bu tez, Mersin Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından

BAP-SBE BES (ATE) 2011-1 DR nolu proje olarak desteklenmiştir

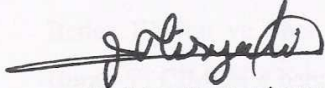
MERSİN - 2011

Mersin Üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsü

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı doktora programı çerçevesinde yürütülmüş olan Üst Ekstremitte Salınımının Kısıtlanmasının Sporcu ve Sedanterlerde Yürüme Enerji Tüketimine ve Yürümeden Koşuya Geçiş Etkisinin Araştırılması başlıklı çalışma, jürimiz tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi 15/06/2011

Doç.Dr. M.Burak Y.ÇİMEN
Mersin Üniversitesi
Jüri Başkanı



Prof. Dr. Şefik TIRYAKI

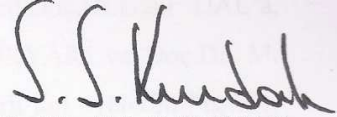
Mersin Üniversitesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Hüseyin BEYDAĞI

Mersin Üniversitesi

Jüri Üyesi



Prof.Dr. S.Sadi KURDAK

Çukurova Üniversitesi

Jüri Üyesi

Prof.Dr. Şeref ERDOĞAN

Çukurova Üniversitesi

Jüri Üyesi

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunun 22.6.2011 tarih ve5..... sayılı kararı ile kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Emel ULTAANIR
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Yürüme günümüzde sık yapılan egzersiz türlerinden biridir. Yürüme insan hareketinin en basit biçimi olarak da ifade edilebilir. Aslında değişik fazlarda ve milisaniyelik dönemlerden oluşan yürüme çok karmaşık bir yapıya sahiptir. Son yıllarda gelişen teknoloji ile birlikte yürüme analizleri yapmak daha popüler hale gelmiştir. İleri teknoloji kullanılarak yapılan analizler aslında yürümenin düşündüğümüz kadar basit olmadığını bizlere göstermektedir.

Çalışmaya görüş ve bilgileriyle destek olan başta değerli danışmanım Prof. Dr. Hüseyin BEYDAĞI'na, araştırmada yardımlarını esirgemeyen ve çalışmaya her türlü önerileriyle değerli katkılarını sunan ikinci danışmanım Yrd.Doç.Dr.Uğur DAL'a, Beden Eğitimi ve Spor Yüksek Okulu'ndan Prof.Dr.Şefik TIRYAKI ve Doç.Dr. M. Burak Y. ÇİMEN'e bana tanıdığı imkan ve sabırları için, değerli jüri üyelerim Prof.Dr. S.Sadi KURDAK ve Prof.Dr. Şeref ERDOĞAN'a sundukları katkılardan dolayı ve veri toplama aşamasında emekleri bulunan Dr.Aslıgül CÜREOĞLU , Dr.Fazilet ERTÜRK ve Arş.Gör.Berrin MARAŞLIGİL'e teşekkürlerimi sunuyorum. Ayrıca, bu süreçte bana her türlü desteği ve sabrı gösteren eşim Banu ERDOĞAN ve kızım Dora Naz ERDOĞAN'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Ayhan Taner ERDOĞAN

Haziran, 2011, MERSİN

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

Kabul ve Onay.....	ii
Önsöz.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xi
ÖZET.....	xii
ABSTRACT.....	xiii
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİ.....	2
2.1 Motor İşlevler	2
2.2 Yürümenin Motor Kontrolü.....	4
2.3 Motor İşlevlerin Korteks ve Beyin Sapı Tarafından Kontrolü.....	4
2.4 Primer Motor Korteks.....	5
2.5 Premotor Alan.....	5
2.6 Suplemer Motor Alan.....	5
2.7 Sinyallerin Motor Korteksten Kaslara Taşınması.....	5
2.7.1 Kortikospinal (Piramidal) Yol.....	5
2.7.1.1 Ventral ve Medial Kortikospinal Yollar.....	6
2.7.1.2 Lateral Kortikospinal ve Rubrospinal Yol.....	6
2.7.2 Ekstrapiramidal Yol.....	6
2.8 Serebellum.....	6
2.9 Afferent Yollar.....	7
2.9.1 MSS' den Gelen Yollar.....	7
2.9.2 Periferden Gelen Yollar.....	7
2.10 Efferent Yollar.....	7
2.11 İskelet Kasın Yapısı.....	8
2.12 Motor Nöronlar.....	8
2.13 Sinir Hücresinden Kas Liflerine Uyarı Geçişi	9
2.14 İskelet Kasının Aktivasyonu.....	9
2.15 Kas Tipleri.....	10

	Sayfa No
2.16 Kinezyoloji ve Biyomekanik	12
2.17 Yürüme Analizinin Tarihi.....	12
2.18 Spasyo-temporal Parametreler.....	12
2.18.1 Adım Uzunluğu ve Çift Adım Uzunluğu.....	12
2.18.2 Kadans (Tempo).....	13
2.18.3 Adım Aralığı	14
2.19 Spasyo-temporal Parametrelerin Norm Değerleri.....	14
2.20 Yürüme Siklusu.....	14
2.21 Yürümenin Fazları.....	15
2.21.1 Basma Fazı.....	15
2.21.1.1 İlk Değme - Topuk Vuruşu.....	15
2.21.1.2 Yüklenme - Taban Vuruşu.....	16
2.21.1.3 Basma Ortası Fazı.....	16
2.21.1.4 Basma Sonu Fazı - Topuk Kalkışı	17
2.21.1.5 Salınım Öncesi - Parmak Kalkışı.....	17
2.21.2 Salınım Fazı.....	18
2.21.2.1 Erken Salınım – Akselerasyon.....	18
2.21.2.2 Salınım Ortası.....	18
2.21.2.3 Salınım Sonu – Deselerasyon.....	18
2.22 Yürüme Analizi Teknikleri.....	19
2.22.1 Gözleme dayalı.....	19
2.22.2 Adım analizi.....	19
2.22.3 Kinematik analiz.....	19
2.22.4 Kuvvet levhası ve basınç levhası analizleri.....	19
2.22.5 Elektromyografik (EMG) analizler.....	19
2.23 İşaretleyiciler.....	20
2.24 Üç Boyutlu (3D) Yürüme Analizi.....	21
2.25 Enerji Sarfıyatı.....	21
2.26 Algılanan Eforun Zorluk Derecesinin Belirlenmesi.....	22
2.27 Kasların etkinliği.....	23
2.27.1 Kas boyu kontrolü.....	23

	Sayfa No
2.27.2 Kasların elastikiyeti	23
2.27.3 Kasın eklemler arasında enerji aktarması	23
2.28 Vücut Kütle Merkezi.....	23
2.29 Vücut Kütle Merkezi Yer Değişiminin Belirleyicileri.....	25
2.29.1 Pelvik Rotasyon.....	25
2.29.2 Pelvik Düşme.....	25
2.29.3 Diz Fleksiyonu.....	25
2.29.4 Ayak Bileği Plantar Fleksiyonu.....	25
2.29.5 Ayak ve Ayak Bileği Rotasyonu.....	26
2.29.6 Pelvis'in Lateral Yer değişimi	26
2.30 Kas Koordinasyonu.....	26
2.31 Yürümede Kas Aktivitesi.....	26
2.31.1 Ayak Bileği Dorsifleksörleri.....	26
2.31.2 Gastroknemius ve Soleus Kasları.....	26
2.31.3 Kuadriseps Kasları.....	27
2.31.4 Hamstring Kasları.....	27
2.31.5 Kalça Abdüktörleri.....	27
2.31.6 Kalça Addüktörleri.....	27
2.31.7 Gluteus Maksimus.....	27
2.31.8 Spinal Erektör Kaslar.....	28
2.32 Enerji Sistemleri.....	28
2.32.1 Anaerobik Enerji Yolu.....	28
2.32.1.1 Alaktik Enerji Yolu.....	28
2.32.1.2 Laktik Enerji Yolu.....	29
2.32.2 Aerobik Enerji Yolu.....	29
2.32.2.1 Karbonhidratlar.....	29
2.33 Solunumsal Oran (RQ).....	29
2.34 Üst Ekstremité İmmobilizasyonu.....	30
2.35 Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı (YKGH).....	30
2.36 Dinamik Denge.....	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	33

	Sayfa No
3.1 Katılımcılar.....	33
3.2 Yürüme Modelleri ve Üst Ekstremitte İmmobilizasyonu	33
3.2.1 Normal.....	34
3.2.2 Sağ ve Sol.....	34
3.2.3 Yan	34
3.2.4 Ön	34
3.3 Segmental Kas ve Yağ analizi.....	34
3.4 Anterior Superior İliaka Spina ve Bacak Uzunluğu Ölçümü.....	34
3.5 Tercih Edilen Hız Tespiti.....	35
3.6 Yürüme Sırasında Enerji Tüketimi Ölçümü.....	35
3.7 Borg Skalası.....	35
3.8 Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı Ölçümü.....	35
3.9 Vücut Kütle Merkezi Ölçümü.....	36
3.10 Adım Aralığı Ölçümü.....	36
3.11 Kamera Kayıtları	38
3.12 Spasyo-temporal Parametre Ölçümleri.....	39
3.13 İstatistiksel Değerlendirme.....	39
3.14 Çalışmamızın Limitasyonları.....	40
4.BULGULAR.....	41
4.1 Sporcu ve Sedanter Grup Karşılaştırılması.....	41
4.1.1 Sporcu ve Sedanter Grupların Demografik ve Antropometrik Özellikleri Açısından Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.....	41
4.1.2 Sporcu ve Sedanter Grubun Segmental Kas Kütleli Analizlerinin Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular	42
4.1.3 Sporcu ve Sedanter Grubun Yürüme Modellerinde Algılanan Zorluk Derecesi Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular	42
4.1.4 Sporcu ve Sedanter Grubun Yürüme Modellerinde Solunumsal Değişimi Oranı Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular	43

	Sayfa No
4.1.5 Sporcu ve Sedanter Grubun Yürüme Modellerindeki Enerji Sarfiyatlarının Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.....	43
4.1.6 Sporcu ve Sedanter Grubun Yürüme Modellerindeki Vücut Kütle Merkezi-Dikey Yerdeğişimi ve Adım Aralığı Değişkenliği Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular	45
4.1.7 Sporcu ve Sedanter Grubun Yürüme Modellerindeki Spasyo Temporal Parametrelerin Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular	47
4.1.8 Sporcu ve Sedanter Grubun Yürüme Modellerinde Tercih Edilen Yürüme Hızı Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular	49
4.1.9 Sporcu ve Sedanter Grubun Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular	51
5. TARTIŞMA	52
5.1 Tercih Edilen Yürüme Hızlarının Değerlendirilmesi.....	52
5.2 Enerji Sarfiyatlarının Değerlendirilmesi.....	53
5.3 Yürümeden Koşuya Geçiş Hızının Değerlendirilmesi.....	54
5.4 VKM-DY'ndeki Değişikliklerin Değerlendirilmesi.....	55
5.5 Spasyo-temporal Parametrelerin Değerlendirilmesi.....	56
5.6 Adım Aralığı Değişkenliği.....	57
5.7 Vücut Yağ Yüzdesi ve Vücut Kütlelerinin Değerlendirilmesi.	57
5.8 Segmental Kas Kütle Analizinin Değerlendirilmesi.....	57
5.9 Haftalık Spor Saati.....	58
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	59
7. KAYNAKLAR.....	60
ÖZGEÇMİŞ	67

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1	Yürümenin 7 unsuru.....	4
Şekil 2	İskelet kasının yapısı.....	9
Şekil 3	Sinir hücresinden kas liflerine uyarı geçişi.....	11
Şekil 4	Sarkotübüler sistem.....	11
Şekil 5	Yürüme siklusu.....	14
Şekil 6	Yürümenin fazları.....	15
Şekil 7	İşaretleyicilerin yansıma mekaniği.....	20
Şekil 8	Algılanan eforun zorluk derecesi (Borg) skalası.....	22
Şekil 9	Yürüme modelleri.....	33
Şekil 10	İşaretleyici yerleşimi.....	37
Şekil 11	Adım aralığı değişkenliği ölçümü.....	37
Şekil 12	Kamera yerleşimi.....	38
Şekil 13	Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerdeki oksijen maliyetinin karşılaştırılması.....	44
Şekil 14	Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerindeki D-VKM-DY karşılaştırılması.....	46
Şekil 15	Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerindeki AAD karşılaştırılması.....	47
Şekil 16	Sedanter ve sporcu grubun kadans değerlerinin karşılaştırması	48
Şekil 17	Sedanter ve sporcu grubun TEYH karşılaştırması.....	50

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa No

Çizelge 1	Sedanter ve sporcu grubun demografik ve antropometrik özelliklerinin karşılaştırılması.....	41
Çizelge 2	Sedanter ve sporcu grubun segmental kas kütlesi analizi.....	42
Çizelge 3	Sedanter ve sporcu grubun algılanan zorluk derecesi Puanları.....	42
Çizelge 4	Sedanter ve sporcu grubun solunumsal değişim oranı değerleri.....	43
Çizelge 5	Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerdeki enerji sarfiyatlarının karşılaştırılması.....	44
Çizelge 6	Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerindeki VKM-DY ve AAD'nin karşılaştırılması.....	46
Çizelge 7	Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerdeki spasyo temporal parametrelerin karşılaştırılması.....	48
Çizelge 8	Sedanter ve sporcu grubun tercih edilen yürüme hızı değerleri	49
Çizelge 9	Sedanter ve sporcu grubun yürümeden koşuya geçiş hızı değerleri.....	51

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAD	Adım Aralığı Değişkenliği
ASIS	Spina İliaka Anterior Superior
EMG	Elektromyografi
<i>L</i>	Bacak Boyu Düzeltmesi
RQ	Solunumsal Oran
TEYH	Tercih Edilen Yürüme Hızı
YKGH	Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı
VKİ	Vücut Kütle İndeksi
VKM	Vücut Kütle Merkezi
VKM-DY	Vücut Kütle Merkezi-Dikey Yerdeğişimi
D-VKM-DY	Bacak boyu ile düzeltilmiş Vücut Kütle Merkezi-Dikey Yerdeğişimi
YTK	Yer Tepkime Kuvveti
YTKV	Yer Tepkimesi Kuvveti Vektörü

ÖZET

Yürüme eylemi, genel tanımıyla, enerji sarfiyatının minimum düzeyde tutularak vücudun uzaysal ortamda düzgün biçimde ilerlemesi olup kolların hareketi ile karakterizedir. Yürüme sırasındaki, kol salınımı kısıtlanması bireylerin enerji sarfiyatında ve dengesinde değişikliklere sebep olabilir. Bu çalışmanın amacı, sporcu ve sedanterlerde üst ekstremité salınımı kısıtlanmasının tercih edilen yürüme hızı, enerji tüketimi, spasyo-temporal parametreler, adım aralığı değişkenliği (AAD) ve vücut kütle merkezi-dikey yerdeğişimi (VKM-DY) üzerine etkilerini araştırmaktır.

Çalışmamızda normal, sağ kol bağı, sol kol bağı, her iki kol yanda ve her iki kol önde bağı olarak 5 değişik yürüme modeli kullanıldı. Her yürüme modeli için bireylerin zeminde tercih edilen yürüme hızları belirlendi. Bireyler bu hız ile koşu bandında 7 dakika yürütülerek oksijen tüketimleri açık devre spirometri yöntemi ile kaydedildi. Yürüme sırasında sağ ve sol ayakların arka orta bölgelerine ve 1. sakral vertebraya işaretleyiciler yerleştirildi ve 2 kızıl ötesi kamera ile AAD ve VKM-DY belirlemek için kayıt yapıldı.

Gruplar arası karşılaştırmalarda enerji sarfiyatı, AAD, VKM-DY ve yürümeden koşuya geçiş hızı açısından anlamlı fark bulunmadı. Grup içi karşılaştırmalarda ise, her iki gruptaki yan ve ön bağı yürüme modellerinde enerji maliyeti ve VKM-DY değerleri diğer modellere göre anlamlı olarak yüksek bulundu.

Sonuç olarak, her iki grupta yürüme modelleri incelendiğinde, tek kol salınımı kısıtlanması enerji sarfiyatında ve VKM-DY’de farka neden olmazken, her iki kol salınımı kısıtlanmasının bu parametreleri artırmaktadır.

Bu nedenle çalışmalarda enerji tüketiminin yanında enerji maliyeti parametresi de kullanılabilir. Ek olarak, yürüme sırasında meydana gelen denge bozuklukları değerlendirmek için AAD’nin yanında VKM-DY parametresinin de kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Enerji sarfiyatı, üst ekstremité immobilizasyonu, sporcu, sedanter, vücut kütle merkezi dikey yer değişimi, yürümeden koşuya geçiş hızı, tercih edilen yürüme hızı.

ABSTRACT

Walking can be described, in general, as moving body in spatial environment expending minimum level of energy, and it is also characterized by arm swing. Arm swing restraint may have affect on energy consumption and balance during walking. The purpose of this study is to investigate the effect of arm swing restrain on preferred walking speed, energy consumption, spatiotemporal parameters, center of mass vertical displacement (COM-VD) and step width variability (SWV).

Five different walking models were used as normal, right, left, side and front restraint. Overground preferred walking speeds were determined for each walking model. Individuals walk on treadmill at this predetermined speed for 7 minutes and energy expenditure was recorded using open spirometry circuit method. Markers were placed on middle point of both back foot and 1st sacral vertebrae and 2 infrared cameras were used for measurement of COM-VD and SWV.

There were no significant differences between groups in energy expenditure, walk to run transition speed, COM-VD and SWV. Within group comparison, only at side and front double arm restraint walking models oxygen cost and COM-VD were significantly higher compared to other walking models.

In conclusion, only one arm restraint was not enough to make changes in oxygen cost and COM-VD. However, both arm restraint caused increments in these parameters.

That is why, it would be better to use oxygen cost along with energy expenditure. In addition, COM-VD and SWV may be used together to evaluate balance in walking gait studies.

Keywords: Energy consumption, arm swing restrain, athletes, sedentary, center of mass vertical displacement, walk to run transition speed, preferred walking speed.

1. GİRİŞ

Yürüme eylemi, genel tanımıyla, enerji sarfiyatının optimum düzeyde tutularak vücudun uzaysal ortamda düzgün biçimde ilerlemesidir (1,2,3,4). Yürüme, kolların hareketi ile karakterize olup yürüme fazlarına uyum gösterir. Normal bir yürüme sırasında kollar, yer çekimi ve ivmelenmenin etkisi ile bir sarkaç gibi ayakların ters yönüne doğru hareket eder (1,5,6,7).

Kas kuvveti ve gövde eylemsizliği, yürümede öne doğru hareketi sağlayan etkenlerdir. Basma fazının ortasında, vücut denge halinde olmakla birlikte, gövde kendi eylemsizliği ile öne doğru ilerlemeye devam eder ve denge değişerek vücut öne doğru salınır. Havadaki ayağın yere basıp çift destek fazının oluşması ile birlikte denge tekrar sağlanır. Ancak vücut öne doğru ilerlemesine devam ederken denge tekrar değişerek öne doğru salınımı başlar. Bu sırada topuk, ayak bileği ve ayak ön eklemlerinde oluşan bir dizi hareketle öne doğru ilerleme sağlanır. Bu şekilde gövde ağırlığının öne hareketi ve tekrar dengenin kurulması işlemlerinin ritmik olarak tekrarlanmasıyla vücut ilerler (2,3).

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 merkezlerindeki yer değişiminin az olması sonucu kinetik ve potansiyel enerji korunmuş olur. Yürüme sırasındaki enerji sarfiyatı genel olarak oksijen tüketimi ve oksijen maliyeti parametreleri kullanılarak ifade edilmektedir. Çünkü submaksimal yüklerle yapılan egzersizlerde enerji elde edilmesi sürecinde başlıca oksijen kullanılmaktadır, bu nedenle enerji tüketimi ve oksijen tüketimi eş anlamlı olarak kullanılmaktadır. Yürüme sırasında tercih edilen hız genel yürüme performansının iyi bilinen bir göstergesidir ve sıklıkla lokomotor faaliyeti değerlendirmek için kullanılır (4).

Daha önce yapılmış çalışmalarda, kolların sadece pasif olarak sallanmadıkları, omuz kasları hareketinin kol salınımına etkisinin olduğu gösterilmesine rağmen, kol salınımının engellendiği durumlardaki yürüme enerji tüketimi konuları literatürde net değildir (1,3,7).

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Motor İşlevler

Motor sistemler refleks, ritmik ve istemli hareketlerden oluşur. Refleksler, periferik uyanlarla ortaya çıkan, istemsiz meydana gelen kas kasılması ve gevşeme hareketidir. Farklı reflekslerdeki spasyal ve temporal kasılma hareketleri, uyarılan duysal reseptör tipine göre değişik olarak ortaya çıkar. Kastaki reseptörler germe reflekslerinin, deri reseptörleri geri çekme reflekslerinin oluşmasına aracılık eder. Reflekslerde, bir uyarana yanıt olarak kasılan belirli kaslar, uyarının yerine göre değişir. Ancak, hem yanıtın şiddeti, hem de reflekslerin belirtileri modüle edilebilir. Bu mekanizmalar, davranışın içeriğine göre, aferent lif bağlantılarının örüntülerini spinal ara nöronlara ve motor nöronlara dönüştürür (8).

Tekrarlanan ritmik motor hareketler, yürüme, çiğneme, ve dört ekstremiteli lokomasyonda, çift taraflı, sıralı ve değişken fleksör ve ekstansör kasılmaları içerir. Bu hareketlerin oluşumu, omurilik ve beyin sapındadır. Bu örüntüler bazen kendiliğinden oluşabilir de, daha çok, periferik uyanlarla ortaya çıkar. Reflekslerin aksine, istemli hareketler, belirli bir amacı gerçekleştirmek üzere başlatılır. İstemli hareketler dış etkilerle başlatılabilir ve tekrarlanma ile gelişir (8,9).

Sinir sistemi bu dış etkileri optimize etmek için iki yol uygular. Birincisi, duysal sinyalleri izler ve bu bilgiyi doğrudan o kol veya bacağı etkiyecek biçimde kullanır (geribildirim-feedback). İkincisi, sinir sistemi, aynı veya farklı etkenleri deneyime dayalı proaktif stratejiler başlatmak için kullanır. Bu moda da ileri-bildirim (feedforward) denir (8).

Geri bildirimli kontrolde, reseptörlerden gelen sinyaller, referans sinyal olarak temsil edilen bir durum ile karşılaştırılır. Aradaki fark veya hata sinyali, çıktıyı düzeltmek için kullanılır. Geribildirim özellikle ekstremitelerin pozisyonunu veya tuttuğumuz nesneye uyguladığımız kuvvetin sürdürülmesinde önemlidir. Kaslardaki

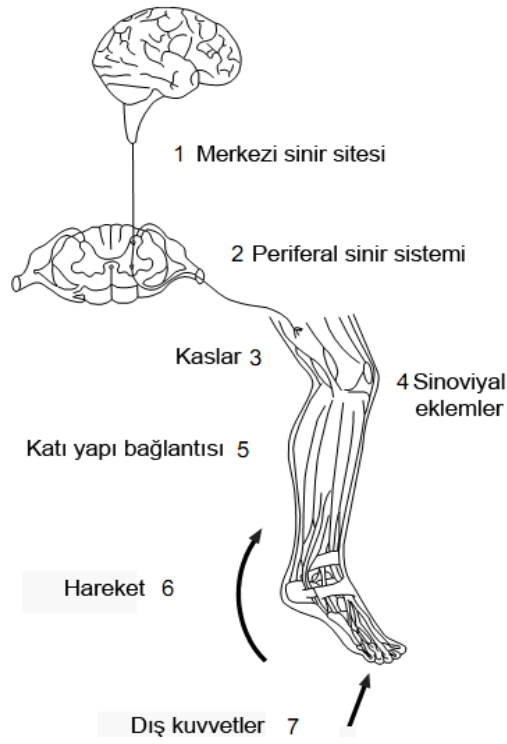
aşırı duyarlı mekanoreseptörler ve parmak uçlarındaki deri aferentleri, bu işler için önemli geribildirim sinyalleri sağlarlar. Bu bildirimlerdeki herhangi bir problem, bireylerde belirgin postür ve hareket bozukluklarına sebep olur (8,9).

İleri-bildirimli kontrolün, postür ve hareket kontrolünde önemli yeri vardır. Ayakta dururken kollar kaldırmak istenirse, bacak kasları, kol kaslarından önce aktive olur ve böylece ağırlık merkezindeki değişim dengelenir. Ekstremitelerde, hiçbir hareket olmasa bile, solunum sırasında değişen ağırlık merkezini dengede tutmak için bacak kasları sürekli kasılır (8,9).

Deneyim, ileri-bildirimli kontrolde önemlidir. Bir topu yakalama eylemi, tetiklenmiş görsel bir ileri-bildirimdir. Topun yörüngesinin başlangıç kısmına ait görsel bilgi, topun gideceği yönü tahmin etmek için kullanılır. Ancak, top, elimize dokunduktan ve pozisyonunu etkiledikten sonra geribildirim ile el pozisyonu ayarlanır. İleri-bildirim mekanizması, topun etkisini hesaplayıp, ona göre karşılayacak elin kaslarını, tam top temas ederken kasılmasını sağlar (8,10).

Yürüme eyleminin oluşumu (Şekil 1) özet olarak aşağıda listelendiği gibi açıklanabilir (2):

1. Yürüme eylemi komutunun merkezi sinir sistemi tarafından başlatılması
2. Yürüme sinyallerinin periferik sinir sistemine iletimi
3. Kasların kasılması
4. Sinoviyal eklemlerde kuvvetin oluşması
5. Antropometriye bağlı olarak iskelet segmentlerinin, eklem kuvvetlerinin ve momentlerinin regülasyonu
6. Fonksiyonel yürüme olarak tanımlanan segmentlerin yer değişimi (hareket)
7. Yer Tepkime Kuvvetinin (YTK) oluşumu.



Şekil 1. Yürümenin 7 unsuru (2)

2.2 Yürümenin Motor Kontrolü

Yürüme, kaslara gönderilen sinir sinyalleri yoluyla eklemlerin, kalçanın ve vücudun geri kalan bölümlerinin hareketini sağlayan, koordine edilmiş, karmaşık bir yapıdan oluşmaktadır (11). Merkezi kalıp üreticileri (Central Pattern Generators), endojen olarak ritmik kalıplar üreten beyin ve spinal kordun değişik bölgelerinde yer alan sinirsel ağlar olarak tanımlanabilir (11,12).

2.3 Motor İşlevlerin Korteks ve Beyin Sapı Tarafından Kontrolü

Korteks motor kontroldeki en üst düzeydir. Primer motor korteks ve bazı premotor alanlar, kortikospinal yolak aracılığı ile direk olarak omuriliğe sinyal gönderir ve ayrıca, beyin sapından doğan motor yolları da düzenler. Motor korteks, 3 alt alana ayrılır;

- Primer Motor Korteks
- Premotor Alan
- Suplemer Motor Alan

2.4 Primer Motor Korteks

Primer motor korteks hareketin basit özelliklerini kontrol eder ve santral sulkusun önünde frontal lobun ilk kıvrımında yer almaktadır. Primer motor korteksin büyük bir bölümü el ve konuşma kaslarının kontrolü ile ilgilidir (8,9).

2.5 Premotor Alan

Premotor alandan çıkan sinyaller primer motor kortekste oluşturulan hareketlerden daha karmaşık kalıplar oluşturur (8). Bu alanın en büyük özelliği, hareketin öncelikle premotor alanda kas hareketinin kalıbının oluşturulmasıdır. Daha sonra oluşturulan kalıp arka motor kortekste kas hareketinin yapılması için uyarana dönüştürülür (9). Bu sinyaller hedef kasları uyarmak için ya primer motor kortekse ya da bazal ganglionlar ve talamus yoluyla geriye premotor kortekse gönderilir ve böylece kas aktivitesi düzenlenmiş olur (10).

2.6 Suplemler Motor Alan

Suplemler motor alanın uyarılması ile meydana gelen kas kasılmaları çift taraflıdır (8,10). Özellikle yürüme sırasında meydana gelen kol ve bacakların salınımı gibi hareketlere, primer motor korteks ve premotor alanla sağlanan hassas motor kontrol için zemin hazırlar (9).

2.7 Sinyallerin Motor Korteksten Kaslara Taşınması

Motor sinyaller doğrudan korteksten omuriliğe kortikospinal yolla taşınır (2,9).

2.7.1 Kortikospinal (Piramidal) Yol

Yüzde 30 primer motor korteksten, %30 premotor ve suplemler motor alanlardan, %40 somatik duyuşal alandan köken alır (9). Kortikospinal yol korteksten ayrıldıktan sonra internal kapsülün posterior kolundan yani putamen ve nükleus caudatus arasından geçer. Daha sonra aşağı inip medulla piramitlerini oluşturur. Piramidal liflerin büyük kısmı (%80) karşı tarafa geçer ve omuriliğin lateral kortikospinal yollarını oluşturmak üzere aşağı iner. Son olarak başta omurilik gri maddesinin geçiş bölgelerindeki ara nöronlarda sonlanır (10). Az kısmı da arka

boynuzdaki duyusal ileti nöronlarında, daha da az kısmı doğrudan kas kasılmasına neden olan anterior motor nöronlarda sonlanır (8).

2.7.1.1 Ventral ve Medial Kortikospinal Yollar

Ekstremitelerin proksimallerini ve kaba (gross motor) hareketleri kontrol ederler.

2.7.1.2 Lateral Kortikospinal ve Rubrospinal Yol

Ekstremitelerin distalini ve el ile ayak hareketlerini kontrol eder.

2.7.2 Ekstrapiramidal Yol

Bu yol korteksten çıkıp, direkt olarak piramidal yolun bir elemanı olmayan yoldur. Eğer piramidal yol hasara uğrarsa kaslarda hipotoni oluşur. Ayrıca hassas hareketler kontrol edilemez. Eğer piramidal yolun yakınında bir hasarlanma olursa, kasılmanın ve tonusun artmasına bağlı olarak kaslarda spastisite meydana gelir (8,9,10).

2.8 Serebellum

Serebellum görevlerinden biri, hareketler arası hızlı geçişi ve bunlar arasında koordinasyonu sağlamaktır. Bu sayede motor kortekse yardımcı olur (8). Agonist ve antagonist kaslar arasındaki kasılma ve gevşeme zamanlamasını ayarlar. Aynı zamanda kas yükünde değişiklik meydana geldiğinde, kasılma şiddetini belirler (9). Haraplanmasında yürüme ve koşma gibi arka arkaya hareket gerektiren beceriler önemli derecede bozulur (10).

Serebelluma, motor korteksten ve periferden afferent lifler gelir. Bu gelen bilgiler sayesinde serebellum, planlanan ve devam ettirilen hareket arasında uyumsuzluk varsa bu giderilir ve hareketler koordine edilir (10). Fonksiyonel olarak vermis nodulusu ile flocculusların birleştiği kısma vestibulo serebellum adı verilir. Denge ve vestibulo oküler reflesten sorumludur. Vermis ile komşu serebellum yarım küreyi içine alan bölgeye spinocerebellum denir (8). Planlanan eylem ile yapılan eylem arasındaki koordinasyonu sağlar. Ayrıca, serebellum afferent ve efferent liflere sahiptir (9).

2.9 Afferent Yollar

2.9.1 MSS' den Gelen Yollar

Kortikopontoserebellar yol: Primer motor merkez, premotor merkez, somatik duyu merkezi bu yolu kullanır (8).

Olivoserebellar yol: İnférieur olivar çekirdekten çıkan lifler serebelluma proprioseptif duyuları yani afferent bilgileri getirir. Bu bilgiler inferior olivar çekirdeğe uğramadan motor korteks, bazal gangliyonlar ve retiküler formasyondan kaynaklanır (9).

Vestibulocerebellar yol: Labirentlerden ve vestibuler çekirdeklerden kaynaklanır.

Retikülocerebellar yol: Retiküler formasyondan kaynaklanır.

Tectospinal yol: İşitsel ve görsel duyuları serebelluma ulaştırır. İnférieur ve süperior colliculuslardan kaynaklanır (10).

2.9.2 Periferden Gelen Yollar

Dorsal Spinoserebellar Yol

Proprioseptif (vücut içi duyular-kas içgiği) ve ekstraseptif (dokunma, ısı, ağrı) duyuları getirir (10).

Ventral Spinoserebellar yol

Proprioseptif ve ekstraseptif duyuları getirir (8). Spinoserebellar yolun iletim hızı 120 m/sn'dir. Bu denli hızlı olmasının sonucu hareketlerin uyumlu çalışmasını sağlar (10).

2.10 Efferent Yollar

Lateralden mediale, nuc. dentatus, nuc. emboliformis, nuc. globosus ve nuc. fastigii olarak 4 çekirdekten meydana gelir (10).

Lifler ya direkt olarak çekirdeklere ya da indirekt olarak serebellar kortekse daha sonra da çekirdeklere gider. Buradan da çekirdekler spinoserebelluma ve neoserebelluma efferent uyarı gönderir (8,9). Spinoserebellumda medial bölümdeki nuc. fastigii ile bitişindeki interpozisyon çekirdeklerinden çıkan efferentler beyin sapına gider. Neocerebellumdaki nuc. dentatus ise sinyalleri talamus'a gönderir (10).

2.11 İskelet Kasın Yapısı

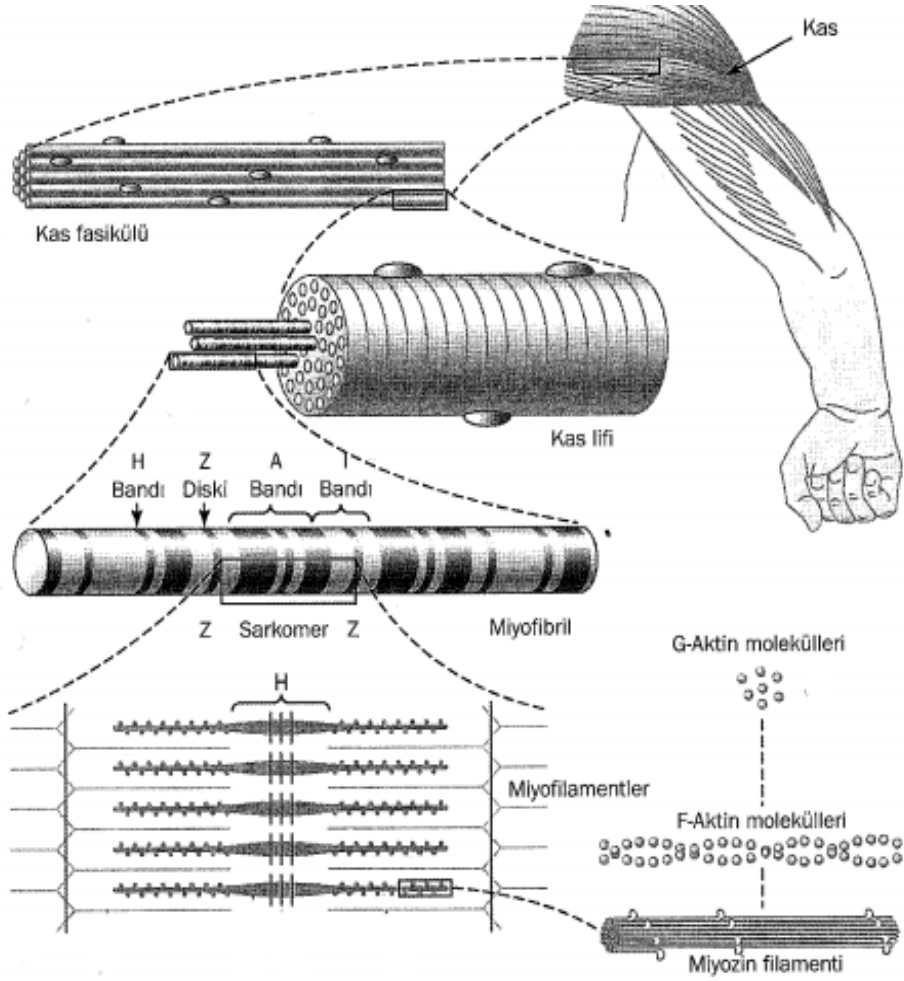
Myofibriller, iskelet kasının kasılma mekanizmasında görev alan fonksiyonel birimlerdir. Uzunlamasına incelendiklerinde, sarkomer adı verilen çok sayıda bölmelere ayrıldıkları görülür. Sarkomer kas hücresinde kasılma işini yapan en küçük birimdir. Yapısını, ince ve kalın filament olarak tanımlanan, protein yapısında myofilamentler oluşturur. Myofilamentlerin yerleşim düzeni, iskelet kas hücrelerine mikroskop altında çizgili görünüm kazandırmaktadır (13).

Sarkomeri oluşturan kalın filament miyozin molekülünden, ince filament ise aktin, tropomiyozin ve troponin olmak üzere üç proteinden oluşmaktadır. İnce filamentler sarkomerin iki ucunda, kalın filamentler ise orta bölgede yerleşmiştir. Sarkomerin her iki ucunda yerleşmiş olan ince filamentlerin başlangıç bölgeleri Z çizgisi olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2). İki Z çizgisi arası, sarkomer boyunu belirler. Kas hücreleri kasılırken tüm sarkomerlerin Z çizgileri birbirine yaklaşarak sarkomer boyları kısalmır. Kısılmanın nedeni ince ve kalın filamentlerin birbirleri üzerinden kaymasıdır. Kayma sırasında merkezdeki kalın filamentler sabit dururken, ince filamentler kalın filamentlere doğru hareket etmektedir. İnce filamentlerin kalın filamentlere doğru çekilmesiyle Z çizgileri birbirine yaklaşır ve sarkomer boyu kısalmır (13).

2.12 Motor Nöronlar

İskelet kaslarında uyarılar, nöronlar tarafından oluşturulur ve iskelet kasları sinirsel impuls olmadıkça kasılamazlar. Kaslarda aksiyon potansiyeli oluşturup kasılmayı başlatan nöronlara "motor nöronlar" adı verilmektedir.

Motor nöronlar, bir iskelet kas lifi üzerinde sinir kas kavşağında sonlanırlar. Sinir hücrelerinin akson adı verilen uzantıları, kas hücresi zarının kalınlaşmış, girintili-çukuntulu bir yapı gösterdiği ve motor son plak adı verilen bölgesinde, bu bölge ile arasında 20-50 nm bir açıklık kalacak şekilde sonlanır. Akson sonlanmaları yumru görünümünde olup içlerinde çok sayıda kesecikler bulundurulur. Kesecikler sinir hücresindeki uyarının kas hücrelerine aktarılmasında aracılık eden asetilkolin içerirler (13).



Şekil 2. İskelet kasının yapısı (9)

2.13 Sinir Hücresinden Kas Liflerine Uyarı Geçişi

Motor nöronun akson ucuna ulaşan aksiyon potansiyeli, keseciklerdeki asetilkolinin ekzositoz ile serbestleşmesini sağlar. Daha sonra asetilkolin, kas lifi zarında bulunan reseptörlere bağlanarak zarı sodyum + yüklü iyonlarına karşı geçirgen hale getirir (Şekil 3) ve aksiyon potansiyelini başlatır (13).

2.14 İskelet Kasının Aktivasyonu

İnce ve kalın filamentlerin aktive olup kayma işlevini yapabilmeleri için önce kas hücrelerinin uyarılarak zarlarında aksiyon potansiyelinin oluşması gerekmektedir.

Uyarılmayı takiben kasılmanın oluşması, uyarılma ve kasılma gibi iki farklı mekanizmanın birbiriyle eşleşmesine bağlıdır. Uyarılma ile kasılma arasındaki eşleşme kalsiyum (Ca^{2+}) iyonları tarafından yapılmaktadır. Ca^{2+} iyonları sarkoplazmik retikulumun tübül sisteminde depo edilmiş halde bulunur (Şekil 4). Hücre zarında oluşan aksiyon potansiyeli, sarkoplazmik retikuluma ulaştığı zaman, Ca^{2+} iyonları serbestleşerek ince filamentlerin yapısında bulunan troponin molekülüne bağlanır. Bağlanmayı takiben ince filamentler kalın filamentler üzerinden kayar ve kasılma gerçekleşir. Bu arada ATP molekülünden yüksek enerjili bir fosfat bağı koparılarak ATP molekülü ADP'ye dönüştürülmektedir (13).

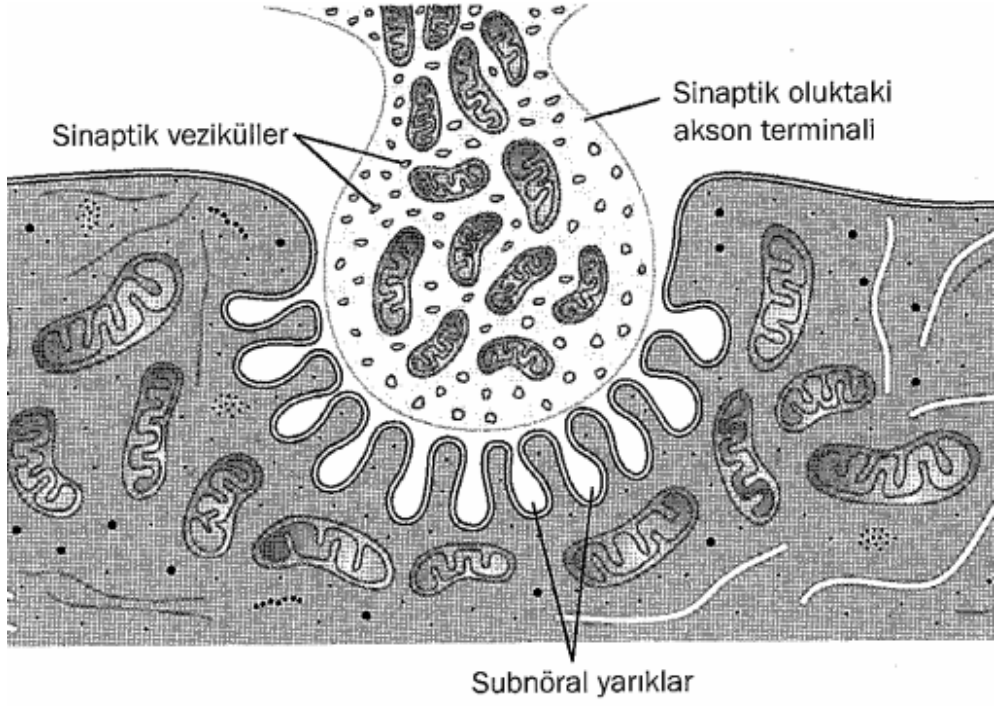
Kasların gevşemesi sırasında Ca^{2+} iyonları aktif taşıma ile sarkoplazmik retikuluma geri alınır. Bu nedenle gevşeme sırasında da ATP tüketimi ve enerji sarfiyatı meydana gelir (13).

2.15 Kas Tipleri

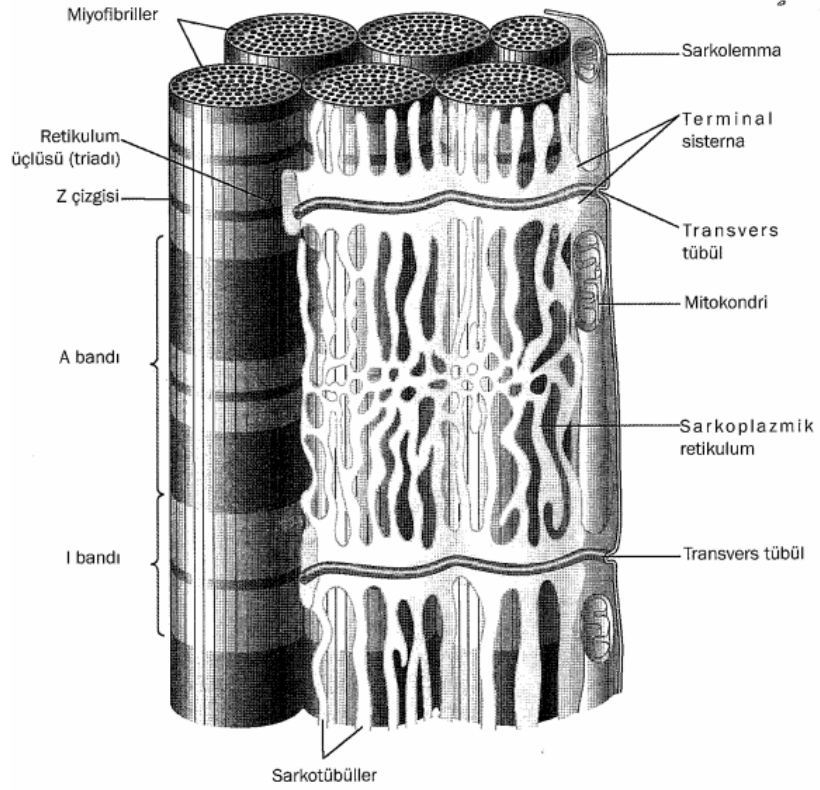
İskelet kasları yavaş ve hızlı kasılan kas lifleri olarak 2 çeşittir. Farklı kas lif tipleri farklı düzeyde myofibrillar ATPaz enzimi içerir ve bu özellikleri ile histokimyasal olarak sınıflandırılırlar. Hızlı kasılan kas lifleri (tip II) yavaş kasılan kas lifleri (tip I) ile karşılaştırıldığında hızlı kasılmalar gerektiren durumlarda daha çabuk bir şekilde enerji sağlayabilirler. Ancak tip II kas lifleri yavaş kasılan liflerden daha hızlı yorulurlar. Hızlı kasılan liflerde sarkoplazmik retikulum daha iyi geliştiğinden kasılma için kalsiyum iyonu daha fazla bulunur ve motor nöronları da daha gelişmiştir. Böylece hızlı kasılan tip II lifleri daha çok kas myofibrili uyararak daha büyük güç oluşturabilirler (14).

Hızlı kasılan liflerden daha yavaş kasılmalarına ve daha düşük güç üretebilmelerine karşın, yavaş kasılan lifler aerobik özelliklerindeki gelişmeden dolayı uzun süre güç oluşturabilme (dayanıklılık) yeteneğine sahiptirler (14).

Kas lifleri yavaştan hızlı kasılma özelliğine doğru sınıflandırıldığında, hızlı kasılan lifler tip IIC, IIA ve IIB sırasını izlerler. Bu sınıflama da yer alan tip IIC lifleri kas içinde düşük oranda bulduklarından genellikle göz ardı edilirler (14).



Şekil 3. Sinir hücresinden kas liflerine uyarı geçişi (9)



Şekil 4. Sarkotübüler sistem (9)

2.16 Kinezyoloji ve Biyomekanik

Biyomekanik, canlıların hareketlerinin mekanik bilimi kullanılarak incelenmesi olarak tanımlanabilir (15). Kinezyoloji bilimsel olarak insan hareketlerini inceler ve biyomekanik de kinezyolojinin alt disiplinlerinden bir tanesidir.

Biyomekanik insan hareketlerinin tamamen incelenmesini ve hareketin nedenlerinin araştırılmasını kapsar. Biyomekanik kinezyoloji alanındaki mesleki çalışmalarla ilgilidir. Hareket tekniğini doğru olarak öğretmek ve bu sayede sakatlıklardan korunulmasını sağlayan beden eğitimi öğretmeni, koçlar ve antrenörler veya sakatlıkları tedavi eden fizik tedavi uzmanları hareketin sayısal analizini yaparak biyomekaniksel tekniklerden faydalanırlar (15,16,17).

2.17 Yürüme Analizinin Tarihi

Normal yürümenin karmaşıklığı ve değerlendirilmesinin zor olması bilim adamlarını yeni yöntemler geliştirmeye teşvik etmiştir. İlk olarak, Aristo M.Ö. 384-322'de eklem hareketlerini kas kasılmasının yaptırdığını bulmuş, insan ve hayvan yürüme hareketleri arasındaki farkı ortaya koymuştur. Birkaç yüzyıl sonra Galen (M.S. 131-201) kas kasılmasını sinirlerin uyardığını hipotez olarak sunmuştur (3,11,18).

Giovani Borelli, 1680 yılında insan yürüyüşü ile ilgili mekanik çalışmalar yapmıştır. 1832 yılında fotoğrafın icadıyla birlikte insan ve hayvanlarda hareket biçimleri daha detaylı olarak çalışılmaya başlanmıştır. 1836 yılında Weber kardeşler yürüme siklusunun ilk detaylı ve açık tanımını yapmışlardır (11).

Muybridge 1872 özel kameralar aracılığıyla çektiği fotoğraflarla atın dört ayağının da aynı anda havada olduğu bir anı belgelemeyi başarmıştır. 1877 yılında ise hızlı resim çekebilen özel kameralar kullanarak hayvanlar ve insanın çeşitli hareketleri üzerine detaylı araştırmalar yapmıştır (3,11). 1980'lerin başında ileri teknoloji ile kayıt ve analiz yapabilen ürünler piyasaya tanıtılmıştır.

2.18 Spasyo-temporal Parametreler

2.18.1 Adım Uzunluğu ve Çift Adım Uzunluğu

Bacağın öne doğru yaptığı her hareket bir adım oluşturur. Örnek olarak, sağ bacak öne doğru hareket ettiğinde sağ adım sol bacak öne doğru hareket ettiğinde ise sol adım meydana gelir. Adım uzunluğu ise bir topuğun yere değdiği nokta ile diğer

topuğun yere değdiği nokta arasındaki uzaklıktır. Çift adım uzunluğu ise, aynı topuğun ard arda iki kez yere değdiği noktalar arası uzaklıktır. Yürüme bozukluklarında adım uzunlukları birbirinden farklı olabilir. Yürüme hızı kadans ve çift adım uzunluğunun bir ürünüdür (3,11).

2.18.2 Kadans (Tempo)

Bir dakikalık zaman içinde atılan adım sayısıdır. Gerçekte kadansı, saniyedeki çift adım sayısı olarak ifade etmek daha mantıklı gibi görünse de, dakikadaki adım sayısını belirlemek daha pratiktir. Her çift adımda iki adım ve 1 dakika da 60 saniye olduğundan dolayı dakikadaki adım sayısı 120 ile bölünerek saniyedeki çift adım sayısı hesaplanabilir. Normal yürüme temposu 120 adım/dk dan biraz düşüktür. Dakikada 120 adım atan bir bireyin kadansı saniyede 1 adımdır (11,12).

Kadans genellikle adım/dk olarak ölçüldüğünden Kadans ile Çift adım uzunluğunun çarpımı 120 ile bölünürse hız hesaplanabilir.

$$\text{Hız} = \text{Kadans} \times \text{Çift adım uzunluğu} / 120$$

Bu formül sayesinde bilinen iki değişkenden 3. değişken biri kolaylıkla hesaplanabilir.

Çift adım uzunluğu aşağıdaki formül ile de hesaplanabilir;

$$\text{Çift adım uzunluğu} = (120 \times \text{Hız}) / \text{Kadans}$$

Ayrıca, çift adım uzunluğu diğer bir formül kullanılarak da hesaplanabilir;

$$\text{Çift adım uzunluğu} = \text{Hız} \times \text{çift adım zamanı}$$

2.18.3 Adım Aralığı

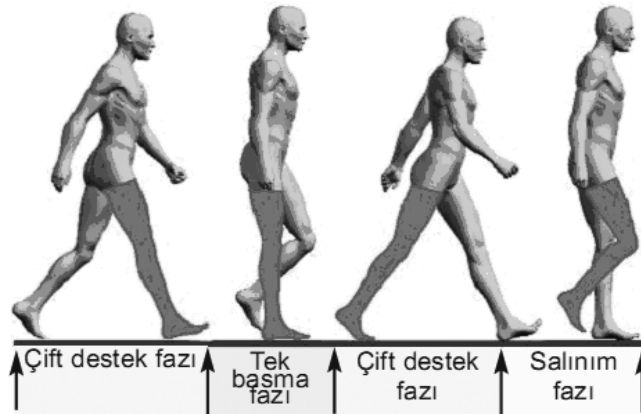
İki ayağın dikey eksenleri arasındaki uzaklık olarak tanımlanabilir ve topuk ortasından veya ayak bileği eklemi ortasından ölçülür (2,3,19). Adım aralığı değişkenliği (AAD), çalışmalarda yürüme sırasındaki dengeyi ölçmek için kullanılan bir parametredir (20). Adım aralığı değişkenliği ile denge arasında pozitif bir ilişki vardır (18,21).

Spasyo-temporal parametrelerin ölçümü için basit bir kronometre yeterli olduğu gibi gelişmiş ticari ürünler de bulunmaktadır. Kızılötesi kapılarla belirli bir mesafenin ne kadar zamanda alındığı hesaplanıp ayrıca bu mesafede kaç adım atıldığı sayılıp spasyo-temporal parametreler hesaplanabilir. Ek olarak, pedometre, tek destek, salınım ve çift destek zaman hesaplamaları da gelişmiş analiz sistemleriyle kolayca hesaplanabilir (18).

2.19 Spasyo-temporal Parametrelerin Norm Değerleri

Ortalama hız, erkeklerde 1.3-1.6 m/sn arasında iken bayanlarda 1.2-1.5 m/sn dir. Ortalama kadans ve çiftadım uzunluğu değerleri ise sırasıyla erkeklerde 110-115 adım/dk, 1.4-1.6 m, bayanlarda 115-120 adım/dk, 1.3-1.5 m dir (18). Adım uzunluğu ve adım genişliği ise sırasıyla erkeklerde 79 cm, 8.1 cm ve bayanlarda 66 cm, 7.1 cm dir (3). Bu norm değerleri, çalışmalarda (22,23,24,25,26) değişiklik gösterdiği için her laboratuvarın kendi normlarını oluşturması önerilmektedir (18).

2.20 Yürüme Siklusu

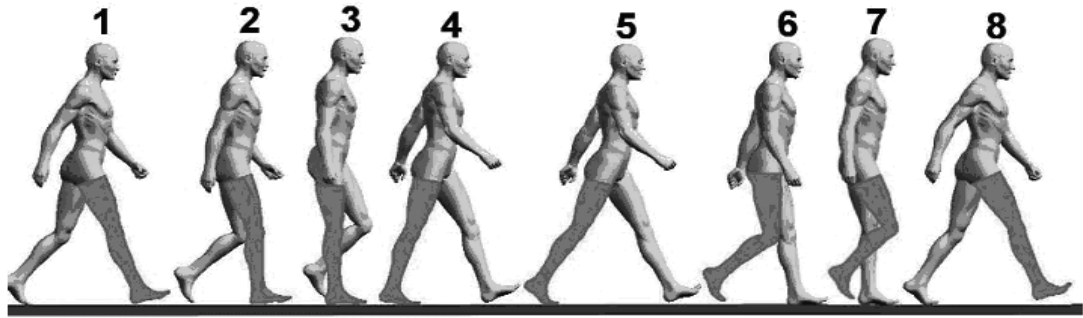


Şekil 5. Yürüme siklusu (3).

Yürüme, her iki bacakta resiprokal olarak tekrarlanan hareketlerin bileşimidir. Bu hareketler normal şartlar altında her iki bacakta beraber ve ahenkli olarak gerçekleşir. Yürüme siklusu; topuğun ilk yere değmesinden sonra aynı topuğun tekrar yere değmesine kadar geçen döneme denir ve ortalama 1.03 ± 0.1 saniyedir (Şekil 5).

Yürüme siklusunu basma (%60) ve salınım (%40) olarak iki fazı oluşur (20, 27,28). Diğer bir kaynakta ise bu fazlar sırasıyla %62 ve %38 olarak gösterilmektedir (3).

2.21 Yürümenin Fazları



Şekil 6. Yürümenin fazları (3).

2.21.1 Basma Fazı

2.21.1.1 İlk Değme - Topuk Vuruşu

Yürüme döngüsünün küçük bir parçasını oluşturur (% 0-2). Ayağın zemine değmesi ile basma fazı başlamış olur (Şekil 6). Bu safhada yürüme eylemine fonksiyonel olarak katılan bölümlerin durumu şöyledir;

- Kalça yaklaşık 30° fleksiyondadır,
- Diz tam ekstansiyondadır,
- Ayak bileği nötral pozisyonundadır
- Ayak supinasyondadır

Bu fazın amacı ayağı önce topuk yere degecek şekilde yere indirmektir. Topuk yere ilk değdiği anda gövde ayağın gerisinde, vücut kütle merkez en düşük noktada ve en yüksek hızındadır. Kalça stabilitesini korumak için gluteus maksimus ve hamstring kas grubu kasılır çünkü bu durumda yer tepkimesi kuvveti vektörü (YTKV) kalçanın

önündedir. Hamstring kas grubunun kasılması, dizde YTKV'nin yarattığı ekstansör momenti dengeler ve ayak bileği, dorsifleksörlerin yardımı ile nötral pozisyonda tutulur (2,3,11,12,20,28).

2.21.1.2 Yüklenme - Taban Vuruşu

Yürüme siklusunun % 2-10'luk kısmını oluşturur ve birinci çift destek fazıdır. Diğer ayağın zeminden kalktığı döneme kadar gövde ağırlığı bu ayağa aktarılır. Bu durumda;

- Kalça fleksiyondan ekstansiyona gelir.
- Diz 20° fleksiyondadır.
- Ayak bileği 10° plantar fleksiyondadır.

Bu dönemde ayağın tamamının zemine indirilmesi ve gövde ağırlığının taşınması sırasında şok absorpsiyonu sağlanmaktadır. Vücut Kütle Merkezi (VKM) dikey olarak pozitif yönde artar ve dizde fleksiyon, ayak bileğinde plantar fleksiyon meydana gelir. Dengelenme esnasında kalçada gluteus maksimus, hamstring, dizde kuadriseps kas grupları ve ayak bileğinde dorsifleksörler kasılır (2,3,11,12,20,28).

2.21.1.3 Basma Ortası Fazı

Yürüme siklusunun %10-30'luk kısmını oluşturan fazıdır. Bu faz tek basma fazının başlangıcı olarak kabul edilir.

- Kalça ve diz ekstansiyondadır.
- Ayak bileği dorsifleksiyondadır.
- Salınım fazındaki bacak zeminle temas eden bacağın yanından salınır.

Sabit olan ayak üzerinde gövde öne doğru ilerlerken; VKM'nin öne doğru hızı en aza iner, dikey hareketi en üst ve en dış yan noktaya ulaşır. YTKV kalçanın ortasından, dizin arkasından, ayak bileğinin önünden geçer. Bu nedenle kalça kaslarının aktif olarak kasılmasına gerek yoktur, dizde kuadriseps kas grubu kasılır. Ayrıca pelviste meydana gelen alçalma kalça abdükörlerinin kasılması ile azaltılır (2,3,11,12,20,28).

2.21.1.4 Basma Sonu Fazı - Topuk Kalkışı

Yürüme siklusunun en büyük kısımlarında birini (%30-50) oluşturur. Bu faz sonunda tek basma fazı bitmektedir.

- Kalça 10° ekstansiyondadır.
- Diz ekstansiyondan fleksiyona gelir.
- Ayak bileği plantar fleksiyondadır.

Bacak zeminden ayrılır ve VKM'nin dikey yer değişikliği ve yana kayması azalır. YTKV kalçanın arkasında, dizin ve ayak bileğinin önünde kalır. Kalçada iliopsoas, dizde gastroknemius, ayak bileğinde triseps kasları aktif olarak işlev görürler. Diğer ayak zemine basana kadar kalça abdükörlerinin kasılması devam eder (2,3,11,12,20,28).

2.21.1.5 Salınım Öncesi - Parmak Kalkışı

Yürüme siklusunun %50-60'lık kısmını oluşturan bölüm bu fazda gerçekleşir. Bu kısımda basma fazı biter ve salınım fazı başlar. Bu faz ayrıca çift destek dönemini de kapsar. Diğer bacak zemine temas ettiğinde basma fazı başlar ve ayak parmaklarının yerden kesilmesiyle biter.

- Kalça ekstansiyonu,
- Diz fleksiyonu,
- Ayak bileğinin plantar fleksiyonu artar.

Bu dönemde gövde ağırlığı ekstremiteler üzerinden kalkar. Bu fazın amacı bacağı salınımına hazırlamaktır. Ayak, yeri terketmeden önce YTKV dizin arkasına kayar, ayak parmakları zeminden ayrılınca YTKV azalır ve kaybolur. Kalçada iliopsoas, rektus femoris, addükörler, ayak bileğinde triseps kasları aktif olarak kasılır, dizde fleksiyon pasif olarak gerçekleşir. Rektus femoris kasi diz ekstansiyonunu kısıtlarken aynı zamanda kalça fleksiyonuna yardımcı olur (2,3,11,12,20,28).

2.21.2 Salınım Fazı

2.21.2.1 Erken Salınım - Akselerasyon

Yürüme siklusunun %60-73'lük bölümünü oluşturur. Ayağın zeminden ayrılması ile başlar, ayak diğer bacağın hizasına geldiğinde biter.

- Kalça ve dizde fleksiyon artar.
- Ayak bileğinde dorsifleksiyon oluşur.

Bu fazda amaç, zemine temas etmeyen havadaki bacağı hızla ileri doğru hareket ettirmektir. Kalça fleksörleri ve ayak bileği dorsifleksörleri kasılır ve ilerleme etkisi ile dizde fleksiyonu meydana gelir (2,3,11,12,20,28).

2.21.2.2 Salınım Ortası

Yürüme siklusunun %73-87'lik kısmını oluşturan bu fazda salınan bacak basma fazındaki bacağı yanına gelir ve önüne geçer.

- Kalça ve dizde fleksiyon artar.
- Ayak bileğinde dorsifleksiyon yapılır.

Kalça ve diz fleksiyonu ileri hareket etkisi ile pasif olarak yapılırken, ayak bileği dorsifleksörleri kasılmayı sürdürür (2,3,11,12,20,28).

2.21.2.3 Salınım Sonu - Deselerasyon

Yürüme siklusunun son fazıdır ve siklusun %87-100'lük kısmını oluşturur. Salınan bacak yere temas eden ekstremitenin önüne geçtiğinde başlar, ayağın zemine temas ettiği noktaya kadar devam eder.

- Kalça fleksiyondadır.
- Diz ekstansiyondadır.
- Ayak bileği ise nötral pozisyonundadır.

Bu fazda ayağın yere basmaya hazırlanması amaçtır. Dizin tam ekstansiyonu ile adım uzunluğu artar. Hamstring kas grubu eksantrik şekilde kasılarak kalçada fleksiyon ve dizdeki ekstansiyonu limitler, ayak bileği dorsifleksörleri de kasılmayı sürdürürler. (2,3,11,12,20,28)

2.22 Yürüme Analizi Teknikleri

2.22.1 Gözleme dayalı

Video kayıtlarıyla birlikte uygulandığında daha güvenilir hale gelen bir yöntemdir ve sonuçları subjektiftir. Yürümei değerlendirirken her eklemi ayrı ayrı incelemek gerekir. Patolojik durumlar hariç, yürüyüş, 8-10 m uzunluğunda 3 m genişliğinde bir alandan önce frontal sonra sagittal düzlemden izlenir (3,27).

2.22.2 Adım analizi

Zaman ve mesafe ile ilgili kantitatif ölçümler elde edilir. Pratik bir uygulamadır, ancak açısal kinetik ve kinematik analizler yapılamaz (3,27).

2.22.3 Kinematik analiz

Hareketi oluşturan kuvvetler dikkate alınmadan yalnızca hareketin incelenmesine kinematik analiz denir. Kinematik analiz sırasında bütün vücudun her üç düzlemdeki pozisyonu, eklem açıları, lineer ve açısal hız ve ivmeleri ölçülür ve sayısal veri olarak kaydedilir. Bu veriler objektif ve kantitatif verilerdir (3,27).

2.22.4 Kuvvet levhası ve basınç levhası analizleri

Zemin ile ayak arasındaki "yer reaksiyon kuvvetini" ölçen kuvvet levhaları sayesinde gerçekleştirilir. Ölçülen kuvvet "basınç merkezi" olarak adlandırılır. Newton'un hareket kanunları kullanılarak, hareket veri yakalayıcısından alınan verilerden (kinematik) eklem reaksiyonları (kinetik) hesaplanır. Bu yöntem "ters dinamik" adı verilmektedir. Eksternal kuvvetlerin ölçümü için kullanılır ve duruş fazında yük dağılımı ile ilgili bilgi verir (3,27).

Hareket sırasında ayak tabanında oluşan ağırlık kuvvet vektörüne, büyüklüğü aynı fakat ters yönlü bir kuvvet vektörü karşılık verir ve bu kuvvet yer tepkime kuvveti vektörü olarak adlandırılır. Yürüme sırasında, vücut ağırlığı ve kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşan bu kuvvetin yönü ve büyüklüğü değişir (29).

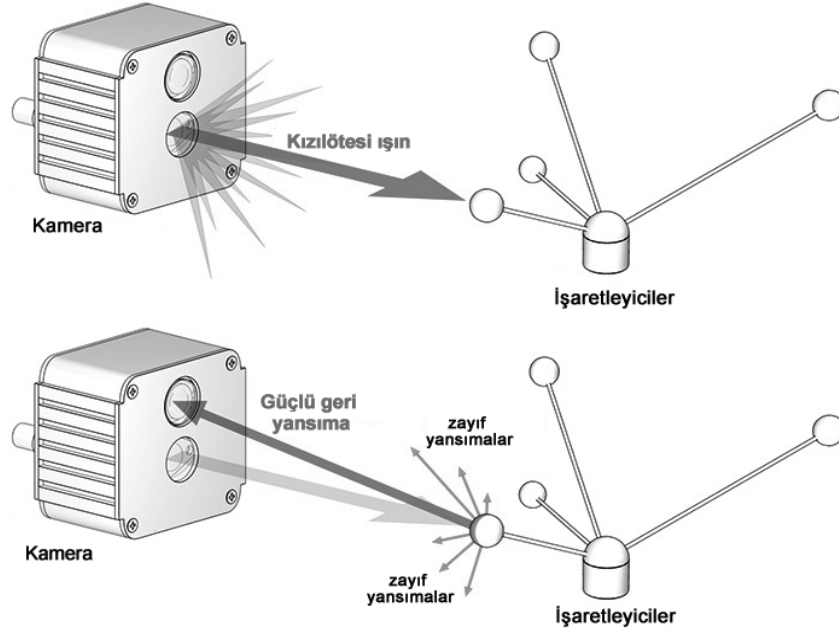
2.22.5 Elektromyografik (EMG) analizler

Cild üzerine veya kas içine yerleştirilen elektrotlar, hareket sırasındaki kas aksiyon potansiyelini ölçmektedirler. Yürüme sırasındaki kas fonksiyonları ve motor

performans hakkında bilgi verir. Kinetik ve kinematik parametreler ile birlikte kullanılabilir (27).

2.23 İşaretleyiciler

İşaretleyiciler 3 değişik şekilde (sinyal alan, yansıtan veya gönderen) olabilir. Sinyal alıcılar algıladığı kızılötesi ışınları bilgisayara gönderir. Alüminyum folyoya benzeyen özel bir materyalle kaplı olan 9-25 mm çapındaki yansıtıcı işaretleyiciler kameranın altına yerleştirilen kızılötesi ışık kaynağından gelen ışınları kameraya geri yansıtır (Şekil 7). Vericiler ise küçük ampulleri sayesinde belirli zaman aralıklarıyla ışık saçarlar (30).



Şekil 7. İşaretleyicilerin yansıma mekaniği (30).

Bilgisayar vücuda yerleştirilmiş farklı işaretleyicileri birbirinden ayıramadığı için yansıtıcıların teker teker bilgisayara tanıtılmaları (dijitalizasyonu) gerekir. Vericiler ise farklı zaman dilimlerinde ışıdıklarından bilgisayar tarafından tanınırlar. İşaretleyiciler genellikle eklem yakınındaki palpe edilebilen bir kemik çıkıntı üzerinde cilde yapıştırılır. Özellikle kilolu bireylerde kemik çıkıntılarının tanımlanmasının güçlüğü, kemik ile cilt arasında oluşan hareket, kas kasılması ile işaretleyicilerinin hareket etmesi gelen sinyalin hatalı olmasına yol açar. Bu nedenle, cilt üzerine

yapıştırılan işaretleyiciler, deri ve yumuşak doku hareketlerinden etkilendikleri için işaretleyicilerin önerilen noktalara hassasiyetle yerleştirilmesi ve sabitlenmesi gerekmektedir (3,31).

2.24 Üç Boyutlu (3D) Yürüme Analizi

İki gözümüzün 3D'yi oluşturmak için beraber çalıştığı mekanizmaya benzer bir şekilde, 2'den fazla kameradan elde edilen 2 boyutlu kamera kayıtlarının birleştirilerek 3D görüntüsü oluşturulma esasına dayanmaktadır. Bu işlemler sırasında bir seri karmaşık matematik işlemleri yapılmakla birlikte, ana nokta ölçüm yapılacak 3D'lu alanın kalibrasyonudur (32). Uzaklıkları bilinen 2 nokta arası mesafeler analiz programına tanıtılarak 3D ortamın koordinatları oluşturulur. Bu işlemin tamamlanmasından sonra, kameraların da sabit olması koşulu ile hareketler bireylerin üzerine yerleştirilen işaretleyiciler ile birlikte kayıt edilir. Kayıt edilen noktalar özel programlar vasıtasıyla dijitalize edilir ve bu işlem bittikten sonra dijitalize edilen 2D görüntüler birleştirilerek, 3D ortamındaki hareketlerin analizi yapılır. Laboratuvar koşullarına bağlı olarak ortalama hata payı kayıt edilen alan uzunluğunun %0.1'i kadardır (11,18).

2.25 Enerji Sarfiyatı

Hareket sırasında harcanan enerji miktarını belirlemek için kullanılan en geçerli metot bireyin tükettiği oksijen (O_2) miktarını belirlemektir. Bunu gerçekleştirmek için de bireyin tükettiği O_2 miktarının ölçülmesi gerekmektedir. Üretilen karbondioksit miktarının da ölçülmesi hareketin, hangi tür enerji metabolizması (aerobik-anaerobik) kullanılarak gerçekleştirildiğini belirlemede faydalı olur. İndirek kalorimetri yönteminde, toplanan gazlar analizör vasıtasıyla, sıcaklık, basınç ve nem düzeltmesi uygulandıktan sonra O_2 tüketimi hakkında doğru belirlemeler yapılabilir (11,18).

Yürümede enerji; hız artırma, yavaşlama ve şok emilimi için harcanır. Enerji tüketimi dakikada harcanan O_2 (L/dk) miktarı ile belirlenir. Ayrıca, bireyin ağırlığı başına dakikada kullandığı O_2 miktarı (ml/kg/dk) ve bireyin 1 metrede ağırlığı başına kullandığı O_2 miktarı (ml/kg/m) çalışmalarda sıklıkla kullanılan parametrelerdir.

Bireyin maksimum efor sırasında 1 dakikada ağırlığı başına kullandığı O_2 miktarına maksimum O_2 tüketim kapasitesi (VO_{2Maks}) denir. Tercih edilen yürüme

hızında (80 m/dk) birey maksimum O₂ tüketim kapasitesinin yaklaşık %38'ini kullanır (3). Enerji tüketimi bazı biyomekanik optimizasyonlar yoluyla düşük seviyede tutulabilir. Bunların birincisi VKM'nin yer değişimini azaltan hareketler, ikincisi ise yürüme esnasında kullanılan kasların en ekonomik biçimde kasılmasıdır (3,11,12).

2.26 Algılanan Eforun Zorluk Derecesinin Belirlenmesi

Borg Skalası kişinin egzersiz veya fiziksel aktivite sırasında algıladığı zorluk derecesini ölçmek için kullanılan bir yöntemdir. Stockholm Üniversitesi profesörü Gunnar Borg tarafından 1980'lerde geliştirilen bu ölçek, herhangi bir ekipman gerektirmez. Altı (hiçbir şekilde zorlanma yok) ile 20 (en üst düzeyde ağır) arasında değişen bir ölçektir (Şekil 8). Amerikan Spor Hekimliği Birliği (American College of Sports Medicine) tarafından modifiye edilmiş 0 ile 10 aralığında bir skala da mevcuttur. Bireyin egzersiz veya fiziksel aktivite sırasında ne kadar zorlandığı bu skala yardımı ile belirlenir. Birey 6 ile 20 arasındaki ve sayıların yanındaki açıklamalara bakarak o anki durumunu ifade eden bir sayı belirler ve bu sayıya, bireyin “algılanan eforun zorluk derecesi” denir (33).

6	Hiçbir Şekilde Zorlanma Yok
7	Son derece hafif
8	
9	Çok Hafif
10	
11	Hafif
12	
13	Kısmen Ağır
14	
15	Ağır
16	
17	Çok Ağır
18	
19	Çok Fazla Ağır
20	En Üst Düzeyde Ağır

Şekil 8. Algılanan eforun zorluk derecesi (Borg) skalası (33).

2.27 Kasların etkinliği

2.27.1. Kas boyu kontrolü

Aynı kas yürüme siklusunun farklı dönemlerde çeşitli şekilde (eksantrik / konsantrik / izometrik) kasılır ve böylece tek bir kas, değişik fonksiyonlar üstlenebilir. Alt ekstremitenin biçimi ve kasların doğru kullanımı kasların boylarını en az değiştirerek en etkili kasılmayı sağlar. Buradaki amaç, konsantrik kasılmayı minimuma indirgeyerek daha az enerji tüketmektir (3,11,18).

2.27.2 Kasların elastikiyeti

Kaslar pasif olarak gerildikten sonra, gevşemeye başladığında başlangıç haline dönerken eklemde hareket oluştururlar (elastic recoil). Kaslarımızın bu özelliğini günlük aktivitelerde de sıkça kullanır (bir cismi atarken kolu arkaya gerdirme vb.) Aktif kasılmadan önce hafifçe gerdirilen kas, daha az enerji harcayarak daha güçlü kasılma sağlar (3,11,18).

2.27.3 Kasın eklemler arasında enerji aktarması

Psoas, hamstringler, rektus, triseps gibi biartiküler kaslar, bir eklemde hareket oluştururken diğer eklemde hareketi frenlerler (34). Bu sayede bir eklemden diğerine enerji transferi sağlanmış olur (35). Örnek olarak; yürüme sırasında rektus femoris, salınım öncesi ve erken salınım fazlarında kalçayı fleksiyona getirirken diz fleksiyonunu kısıtlar, bu sayede rektus dizdeki kinetik enerjiyi kalçaya aktarır. Bu tür kasılma sayesinde % 20 civarında enerji kazanılır (3,11,18).

2.28 Vücut Kütle Merkezi

Vücut Kütle Merkezi (VKM) vücut kütlesi bütünüünün tek bir noktada dengede olduğu kabul edilen hayali bir nokta olarak tanımlanabilir (36). Yürüme sırasında ağırlık merkezi dikey yer değişimi, sıklıkla yürüme verimliliğinin göstergesi olarak kullanılmıştır (37,38). Ayrıca, yürüme sırasında kolları sallamanın, ağırlık merkezi dikey değişikliğini azalttığı da varsayılmaktadır (1,39).

Hareket halindeki bir cismin kütle merkezi de o hareket yönünde ilerler. İnsan vücudu kütle merkezini iki yana (lateral) ve yukarı-aşağı (vertikal) en az yer değiştirecek şekilde sabit tutmaya çalışır. Ancak, VKM öne doğru ilerlerken dikey

hareketinde en yüksek noktaya basma ortası fazında ulaşır, en alçak noktası ise çift destek fazı esnasındadır. Ortalama VKM dikey yer değişikliği 5 cm kadardır. VKM'nin lateral hareketi her tek basma fazında basan tarafa doğru yaklaşık 2,5 cm olacak şekilde toplam 5 cm'dir (3,11,18).

Genel olarak VKM 1. ile 2. sakral vertebra hizasında veya bireyin boy uzunluğunun yerden %55'i hizasında olduğu kabul edilir. VKM yürüme fazları dikkate alındığında, çift destek fazında negatif yönde ve tek destek basma fazında pozitif yönde dikey olarak hareket eder. Hareketin genliği adım uzunluğu ve yürüme hızı ile ilişkilidir (11,18).

Vücut kütle merkezi dikey yerdeğişimi (VKM-DY) ölçümü yürüme çalışmalarında yapılan mekanik işi, dengeyi ve enerji tüketimine etkisini belirlemede sıklıkla kullanılmaktadır (36,40,41,42,43,44,45). Yürüme sırasında değişik metotlarla denge ölçülebileceği gibi, yapılan çalışmalar tek nokta metodu (VKM-DY) ile de dengedeki değişimin belirlenebileceğini göstermiştir (36,41). Bu metot yukarıda da açıklandığı üzere 1. veya 2. sakral vertebra hizasına yerleştirilen işaretleyicinin yürüme sırasında ki dikey yer değişimi ölçümüne dayanmaktadır. Hatta koşu bandı üzerinde gerçekleştirilen koşu testlerinde bile tek nokta ölçümlerinin VKM-DY ölçümü için kullanılabilir olduğu gösterilmiştir (43).

Kollar, vücudun dikey bir eksen etrafındaki rotasyonunu dengeler ve bu işlemler sırasında metabolik enerji sarf edilir (6). Ayrıca, yürüme sırasında kolları sallamanın, ağırlık merkezi dikey değişikliğini azalttığı da varsayılmaktadır (1,37). Yürüme sırasında ağırlık merkezi yer değişimi, sıklıkla yürüme verimliliğinin göstergesi olarak kullanılır (16,17). Üst ektremite salınımı gerçekleştirilmesi, ağırlık merkezindeki dikey değişkenliği en aza indirger, dikey yer tepki momentini azaltır ve mekanik dengeyi sağlar (1,39,46).

Merkezi olarak kontrol edilen vücut reaksiyonları, yürüme sırasında bozulan dengeyi düzeltmede görev alırlar (47). Başka bir deyişle, çevreye ve göreve bağlı olarak meydana gelen kısıtlamalar, vücudun dengeyi sağlamak için kullandığı sistemlerde değişiklik yaratmaktadır. Örnek olarak, üst ektremite salınımı kısıtlanarak, kol salınımının vücudun dengesine yardımcı engellendiği durumlarda, diğer vücut bölümlerinin dengeyi sağlamaya yönelik çabaları artmaktadır.

2.29 Vücut Kütle Merkezi Yer Değişiminin Belirleyicileri

Saunders ve ark. (1953) tarafından yapılan çalışmaya göre vücut, 6 değişik optimizasyon kullanarak ağırlık merkezi yer değişimini minimumda tutmaya çalışır (48). Determinant olarak adlandırılan bu optimizasyonlar sayesinde VKM'nin her düzlemdeki salınımları en aza indirilerek ani yön değişiklikleri önlenir ve bu sayede enerji tüketimi minimuma indirilir (11,49).

2.29.1 Pelvik Rotasyon

Pelvis salınım bacağı yönünde mediale doğru döner ve öne 4 derece rotasyon yapar. Pelvik rotasyon sayesinde VKM'nin çift destek fazındaki ani düşüş azalır, kalça eklemi öne doğru ilerlediğinden adım uzunluğu artar (11). VKM'nin en düşük olduğu pozisyon bu dönemde meydana gelir. (48,49).

2.29.2 Pelvik Düşme

Salınım fazında pelvisin frontal düzlemde zemine doğru alçalmasından dolayı tek basma fazında VKM'nin yükselmesi azalır (48,49). Salınım fazındaki bacağın pelvisi alçalırken ayağın zemine değmemesi için diz ve ayak bileğinde fleksiyon gerekir. Pelvik düşme her iki yönde 4° – 5° alçalır ve buda VKM'yi düşürür (11).

2.29.3 Diz Fleksiyonu

Dizlerin fleksiyonu, pelvis-bilek mesafesini kısaltarak dikey elevasyonu orta basma fazında azaltır ve böylece VKM dikey yer değişimi azaltılarak enerji tüketimini düşürülür (48,49).

2.29.4 Ayak Bileği Plantar Fleksiyonu

İlk değme fazında, bilekteki plantar fleksiyon pelvis düşmesini yumuşatır ve VKM'nin alçalmasını azaltır (48,49). Aynı zamanda basma fazı sonunda oluşan plantar fleksiyon, VKM'nin azalmasıyla da ilişkilidir (11).

2.29.5 Ayak ve Ayak Bileği Rotasyonu

Basma ortası fazından sonra VKM alçalmaya başlar ve aynı zamanda ayak bileğinde plantar fleksiyon meydana gelir (11). Ayak supinasyonu bacak boyunun kısalmasını önleyerek VKM'nin alçalmasını azaltır (48).

2.29.6 Pelvis'in Lateral Yer değişimi

Pelvis, basan bacağıın üzerine doğru yer değiştir. VKM, destek merkezinin üzerinde kalır ve VKM yer değişimi azalmış olur (11).

Bu altı hareket sayesinde frontal ve transvers düzlemlerde VKM yerdeğişimi azalarak 9.5 cm den 5 cm ye iner (18,49)

2.30 Kas Koordinasyonu

Enerjinin en etkin şekilde kullanımını sağlayan etkenlerden bir tanesi de kas kasılmalarının koordinasyonudur (3). Basma fazı boyunca kaslar yalnızca dış momentin dinamik dengeyi ve eklem stabilitesini bozduğu dönemlerde kasılarak enerji tüketirler. Sagital düzlemden meydana gelen ve karşı konulması gereken dış momentler kalça ve dizde fleksiyon, ayak bileğinde dorsifleksiyon momentleridir (50,51). Frontal düzlemden ise kalça abduksiyon - addüksiyonu ile subtalar eklem inversiyon - eversiyonudur. Bunun dışındaki dönemlerde eklem stabilizasyonu bağlarla pasif olarak sağlanır ve kaslar gevşer. Kaslar en az enerji harcaması ile kullanılırlar (52)

2.31 Yürümede Kas Aktivitesi

2.31.1 Ayak Bileği Dorsifleksörleri

Ayak bileği dorsifleksörleri eksantrik kasılır ve ilk değme anından yüklenmeye kadar geçen dönemde ayağın yere yavaş inmesini sağlarlar (3). Basma fazının geri kalan bölümünde medio-lateral stabiliteyi sağlarlar. Ayağın dorsifleksiyonunu sağlayarak, salınım fazında parmakları zeminden ayırır (11,18).

2.31.2 Gastroknemius ve Soleus Kasları

Gastroknemius ve soleus kasları basma fazının sonunda vücudun hızlanmasını sağlarlar (3).

2.31.3 Kuadriseps Kasları

İlk değme fazından itibaren kuadriseps kasları kasılmaya başlar. Tam basmaya kadar geçen zamanda 15° diz fleksiyonunu sağlarken, hem şokları absorbe eder hem de gövdenin öne ilerlemesine katkıda bulunur (3,11). Salınım fazı başında kaslar kısa bir süre daha kasılmaya devam eder ve havadaki dizin aşırı fleksiyon yapmasını engeller (18).

2.31.4 Hamstring Kasları

Hamstring kasları ilk değme fazında kalça eklemünde meydana gelen yer tepkime kuvvetinin oluşturduğu dış fleksiyon momentine karşı koymak için kasılırlar. Salınım fazı sonunda tibiayı frenlemek için kasılırlar (3,11,18).

2.31.5 Kalça Abdüktörleri

Kalça abdüktörleri ilk değme fazından başlayarak basma fazı ortasına kadar pelvik düşmeyi 4 derecede sabit tutmak için kasılırlar (3).

2.31.6 Kalça Addüktörleri

Kalça addüktörleri ilk değme fazı sonrasında oluşan dış fleksör momenti dengelemek için kasılır. Femurun iç rotasyonuna yardımcı olur (3). Basma fazı sonunda kalça fleksörleri ile birlikte bacağı salınımına hazırlarlar. Ayağın zeminle temas etmediği dönemde femura dış rotasyon yaptıran addüktörler ayak yere basarken iç rotator olarak çalışırlar (11,18).

2.31.7 Gluteus Maksimus

Gluteus maksimus ilk değme fazında dış fleksör momenti dengelemek için kasılır ve zemine değme şokunun emilimine yardım eder (3,11). Basma fazı sonunda ise, vücudu öne itmek için, hamstring kasları ve addüktör magnusla birlikte kasılarak kalça ve dizde ekstansiyon oluşturur (18).

2.31.8 Spinal Erektör Kaslar

İlk değme fazında spinal erektör kaslar kasılarak omurgada oluşan dış fleksör momenti dengelerler. Ayrıca gövdede mediolateral stabilizasyon sağlarlar (3,11). Gövdenin stabilizasyonuna karın kasları da yardımcı olurlar (18).

2.32 Enerji Sistemleri

Egzersiz sırasında kullanılan enerjinin iki temel kaynağı vardır (53,54). Bunlar:

- **Anaerobik Enerji Yolu**
- **Aerobik Enerji Yolu**

2.32.1 Anaerobik Enerji Yolu

Bu sistemde çalışma için gerekli enerji tümüyle oksijensiz ortamda sağlanır.

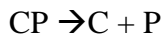
- Alaktik Enerji Yolu (ATP-CP)
- Laktik Enerji Yolu (LA)

2.32.1.1 Alaktik Enerji Yolu

ATP kas yapısında bulunan kimyasal bir bileşiktir ve adenin, riboz ve üç fosfat kökünün bileşiminden oluşmuştur. ATP'den bir fosfat kökünün ayrılması ile bileşik adenozin difosfata (ADP) dönüşür. Bu sırada 12 kcal enerji açığa çıkar (53,54).

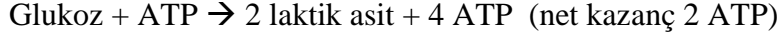


Bu yolla, kaslarda en antrenmanlı sporcularda bile 6-8 saniye süre ile enerji üretilebilir. Kaslarda ATP'den başka yüksek enerji veren diğer bir fosfat bileşiği kreatin fosfattır (CP). Doğrudan kas tarafından kullanılamaz. Ancak fosfatını ADP'ye kolayca aktarır ve hızlı bir şekilde ATP yapımını sağlar. Toparlanma döneminde ATP'nin bir fosfatı kreatinle birleşerek, kreatin fosfat oluşturur ve gerektiğinde kullanılmak üzere kaslarda depolanır (53,54).



2.32.1.2 Laktik Enerji Yolu

Bu yolla glukoz ve glikojen oksijensiz olarak laktik aside dönüşür. Açığa çıkan enerji ile 4 molekül ATP sentezlenir. Ancak bunlardan ikisi reaksiyon için gerekli enerjinin sağlanmasında kullanılacağı için net ATP kazanımı 2 moleküldür (53,54).

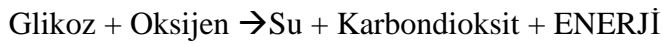


Açığa çıkan enerji kreatin fosfatta olduğu gibi doğrudan kas çalışmasında kullanılmaz. İlk önce, parçalanmış durumdaki ATP'nin yeniden yapılmasında kullanılır (53). Sistem fosfojen sistemi ile sağlanan aktiviteye ek olarak 60 saniye süreyle maksimal kas aktivitesi için gerekli enerjiyi sağlar (9). Bu sürenin uzaması durumunda kaslarda biriken laktik asit miktarı artacağından enerji üretimi yavaşlar. Bu durumda aerobik sistem baskın olarak devreye girer (53,54).

2.32.2 Aerobik Enerji Yolu

Aerobik sistem ile besin maddeleri oksitlenerek enerji elde edilir. Glikoz, yağ asitleri ve amino asitlerin yakılması mümkündür. Vücuttaki amino asitlerin % 60'ı karbohidrata dönüşmeye uygundur (53,54).

2.32.2.1 Karbonhidratlar



Aerobik sistem yeterli besin olduğu sürece sınırsız miktarda enerji sağlayabilir. Örnek olarak 1 mol glikozun (180 gr) oksidasyonu ile 686 kcal enerji açığa çıkar (53).

2.33 Solunumsal Oran (RQ)

Solunumsal oran (RQ) üretilen karbondioksit miktarının birim zamanda hücresel işlemler sırasında tüketilen oksijen miktarına oranıdır. Bu değer egzersiz çeşidine ve beslenmeye bağlı olarak 0.7-1.0 arasında değişir ve genellikle hesaplamalarda 0.825 olarak kabul edilir. Bu oran egzersizin şiddetini belirlemede de kullanılır (9,55,56,57).

Ayrıca maksimum şiddette yapılan egzersizlerde egzersizi sonlandırma kriteri olarak da kullanılır (58).

2.34 Üst Ekstremitte İmmobilizasyonu

Kollar vücudun dikey bir eksen etrafındaki rotasyonunu dengeler ve bu işlemler sırasında metabolik enerji sarf eder (39). Yürüme sırasında ağırlık merkezi yer değişimi, yürüme verimliliğinin bir göstergesidir (38,45). Üst ekstremitte salınımı, vücut kütle merkezi dikey yer değişimini ve dikey yer tepki momentini azalttığı gibi, mekanik dengeyi sağlar ve enerji tüketimini en aza indirmeye yardımcı olur (1,39,46). Merkezi olarak kontrol edilen vücut reaksiyonları, yürüme sırasında bozulan dengeyi düzeltmede aktif olarak görev alır. Başka bir deyişle, çevreye ve göreve bağlı olarak meydana gelen kısıtlamalar, vücudun dengeyi sağlamak için kullandığı sistemlerde değişiklik yaratmaktadır. Örnek olarak, üst ekstremitte salınımı kısıtlanarak, kol salınımının vücudun dengesine yardımcı engellendiği durumlarda, diğer vücut bölümlerinin dengeyi sağlamaya yönelik çabaları artmaktadır (47).

Vücut, yürüme sırasında üst ekstremitte salınımı kısıtlandığında, bozulan dengeyi, m. soleus, m. tibialis anterior, m. vastus lateralis ve m. biceps femoris kaslarını daha fazla kullanarak sağlar (47). Ek olarak, kol salınımı, dikey yer tepki momentine karşı koyan torkun oluşumunda bacak kaslarının iş yükünü azaltmaktadır. Bunun sonucunda, yürüme sırasında üst ekstremitte salınımının engellenmesi, bu momenti yükseltir ve bacak kaslarının enerji gereksinimini artırır (46).

2.35 Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı (YKGH)

Yürüme hızı arttıkça bireylerin istemli olarak yürümeden koşuya geçme mekanizmasının deneysel ve teorik olarak incelenmesi araştırmacıların ilgi konusu olmuştur. YKGH birçok araştırmada antropometrik (59,60), kinetik (61), mekanik (62), kinematik (60,63), algısal (64), ve enerji tüketimi (63,65,66) açıdan incelenmiştir.

İnsanlarda ortalama YKGH 108-132 m/dk dir (67,68) olmakla birlikte, tercih edilen yürüme hızı ortalama 80 m/dk'dır. Ortalama bir yürüme siklusu süresi ortalama 1 saniyeden biraz fazladır. Hız arttıkça çift destek fazı kısalır ve kaybolması ile koşma hareketi başlamış olur (3).

Bireyler, yürümeden koşuya geçişi metabolik enerji maliyetini azaltmak için gerçekleştirdiği düşünülmektedir (63,65,66,69). Yürümeden koşuya geçiş, salınım fazında dorsifleksörlerin aşırı açılı yapmasını engellemek için oluşmaktadır (61,70).

Yürüme hızının artması durumunda bilek fleksör kaslarının aşırı gerilmekte ve bu nedenle da koşuya geçiş uyarılmaktadır (71). Ek olarak, salınım fazındaki aktif olarak işlev gören fleksör kaslar koşuya geçiş hızını etkilemektedir (72). Bilek ekstansör kaslarında meydana gelen kuvvetteki azalma, hızlı yürümeyi daha az verimli hale getirmektedir (73).

2.36 Dinamik Denge

Yürüme sırasında gövde ağırlığı konum olarak daha arkada bulunan bacadan öndekine aktarılır. Aynı zamanda destek alanı merkezi topuktan tabana ve ön ayağa doğru değişir. Yani vücut kütlesi bir süre topukta, bir süre tabanda ve bir süre de ön ayakta taşınır. Yer tepkimesi vektörü yürüme sırasında devamlı yer değiştirir. Yer tepkimesi vektörü basan ayağın merkezinden geçtiği anda denge sağlanır (3,11,18).

Bugüne kadar yapılan çok sayıda araştırmada, kişilerin tek veya iki kolunun hareketi engellenerek, daha önceden belirlenen değişik hızlarda yürüme parametreleri ve enerji tüketimlerini araştırılmıştır (1,2,29,74). Yihzar ve ark. (74) ise kişilerin tercih ettikleri yürüme hızını kullanarak, tek kol salınımını engellendiği ve engellenmediği durumlarda enerji tüketimini ve spasyo-temporal parametreleri ölçmüşlerdir. Hanada ve Kerrigan (75) sadece tek kol salınımını engellenmesinin yürüme enerji tüketimine etkisi olup olmadığını incelerken, Collins ve ark. (46) üç değişik yürüme modelinde enerji tüketimini incelemişlerdir. Umberger ise (1), yalnızca tek ve çift üst ekstremitelerde salınımını engellenmesinin metabolik enerji tüketimine etkisini araştırmıştır.

Spasyo-temporal parametrelerin ölçüldüğü bazı modellerde, tercih edilen yürüme hızı yerine sabit veya değişken hızlar kullanılmıştır (1,2,29,42,44,76,77). Bizim çalışmamızda ise, kol salınımını engellenmiş yürüme modellerinde, her model için tercih edilen yürüme hızı zeminde belirlenip koşu bandında bu hızlar kullanıldı.

Çalışmamızda, kişilerin zeminde tespit edilen tercih ettikleri yürüme hızları ile üst ekstremitelerde salınımını kısıtlanmış değişik yürüme modellerinin enerji tüketimi, spasyo-temporal parametreler ve VKM-DY üzerine etkileri belirlendi. Ek olarak, segmental kas miktarının enerji tüketimi üzerinde herhangi bir etkisi olup olmadığı da araştırıldı.

Sporcu grupta segmental kas miktarının kontrol grubuna göre daha yüksek olacağı beklenmektedir. Fakat bu farkın, yürüme enerji tüketimine ne kadar yansıtacağı bilinmemektedir.

Bildiğimiz kadarıyla, sporcu, sedanter ve grup içi karşılaştırmalar yapan, 5 yürüme modelini bir arada değerlendiren ve her model için ayrı bir tercih edilen yürüme hızı tespit eden, VKM-DY ve adım aralığının ve bu parametrelerin enerji tüketimi ile ilgisini araştırılan bir çalışma bugüne kadar yapılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı, sporcu ve sedanterlerde üst ekstremitelerde salınımı kısıtlanmasının tercih edilen yürüme hızı, enerji tüketimi, spasyo-temporal parametreler, ve VKM-DY üzerine etkilerini araştırmaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Denekler

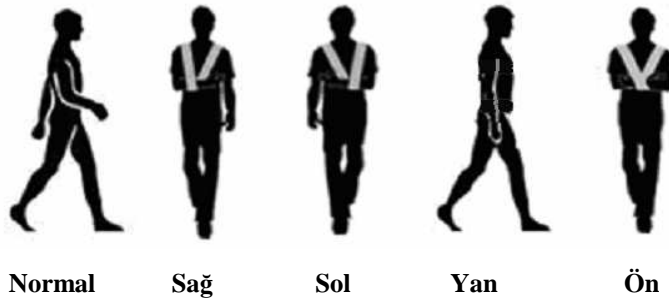
Çalışmaya yaşları 18-30 yıl arasında değişen ve haftalık spor süresi 14.92 ± 6.06 saat olan 26 sporcu (22.23 ± 2.30 yıl) ve 26 sedanter (1.50 ± 2.35 saat/hafta ve 22.46 ± 2.92 yıl) erkek denek katılmıştır. Sedanter ve sporcuların bazı demografik ve antropometrik özellikleri sırasıyla, boy 175.57 ± 6.17 cm ve 176.35 ± 5.67 cm, vücut ağırlığı 71.59 ± 6.17 kg ve 72.77 ± 7.34 kg, vücut kütle indeksi 22.90 ± 3.08 kg/cm² ve 23.08 ± 2.07 kg/cm², vücut yağ yüzdesi 14.17 ± 4.70 ve 10.45 ± 4.35 dir.

Çalışma Mersin Üniversitesi Yerel Etik Kurulu tarafından onaylandı ve test öncesi tüm bireylerden yazılı onam alındı. Her bireyin fiziksel aktiviteye hazır olup olmadığı test öncesi PAR-Q anketi uygulanarak değerlendirildi (78). Katılımcılardan, enerji tüketimlerini etkileyebilecek hastalığı ve yürümeyi etkileyecek ortopedik sorunları olanlar çalışmaya dahil edilmedi.

Çalışmaya katılan tüm bireylerin testten önce anamnezleri alındı ve yapılan anamnez sonucu, daha önceden fibula ve tibia kırığı olan 2 sporcu çalışmaya alınmadı. Katılımcıların test günü egzersiz yapmamaları ve en az 4 saatlik açlıkla laboratuara gelmeleri sağlandı (79). Bireyler laboratuara geldikten sonra en az 10 dakika dinlendirildi.

3.2 Yürüme Modelleri ve Üst Ekstremitte İmmobilizasyonu

Bireyler normal ve 4 değişik yürüme modellerinde tercih ettikleri yürüme hızında koşu bandı üzerinde yürüdüler (Şekil 9).



Şekil 9. Yürüme modelleri

3.2.1 Normal

Bireyler, her hangi bir kısıtlama olmadan normal kol salınımları ile yürüdüler.

3.2.2 Sağ ve Sol

İçi 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 (1,80).

3.2.3 Yan

Kollar yanda, bilekler femoral kemiğin büyük trokanter'nin önünde olacak şekilde istemli olarak tutulacaktır (81).

3.2.4 Ön

Önde yürüme modeli için sağ ve sol yürümler için belirtilen standartlar ve yöntemler dahilinde her iki kol askıya yerleştirilerek salınımı engellendi. Gerekli görülen durumlarda omuz kemeri sıkıldı (1,80).

3.3 Segmental Kas ve Yağ Analizi

Segmental vücut analizi (vücut ağırlığı, vücut yağ yüzdesi, yağ kütlesi, yağsız vücut kütlesi, sağ bacak kas kütlesi, sol bacak kas kütlesi, sağ kol kas kütlesi, sol kol kas kütlesi) biyoelektrik empedans cihazı (Tanita BC-418 MA, Tanita Corporation, Tokyo, Japan) kullanılarak yapıldı.

3.4 Anterior Superior İliaka Spina ve Bacak Uzunluğu Ölçümü

Spina İliaka Anterior Superior (ASIS) mesafesi, sağ ve sol ASIS arası ölçüm olarak belirlendi. Bacak uzunluğu, ASIS ile malleolus medialis arasındaki mesafe olarak ölçüldü. Her iki bacak uzunluğu aynı araştırmacı tarafından iki kez ölçülüp ortalamaları hesaplandı ve analiz için sağ bacak uzunluğu kullanıldı (82, 83).

3.5 Tercih Edilen Hız Tespiti

Her yürüme modeli için, bireylerin 2. ve 12. metrelerinde kızılötesi sensör bulunan 14 metrelik düz bir parkurda yürümeleri istendi. On metre mesafeyi kat etme süreleri elde edildi ve bu süreler kullanılarak bireyin tercih ettiği yürüme hızı (TEYH) m/sn cinsinden hesaplandı. Parkurda yürüme 3 defa tekrarlanarak hızların ortalamaları alındı ve bu hızlar km/s'e çevrildi. Hız tespitinden sonra bireylerin yürüme tecrübeleri dikkate alınmaksızın alışıcaya kadar en az 10 dk koşu bandında (Viasys Health Care, USA) düşük hızlardan başlayarak her yürüme modeli yürüme alıştırmaları sağlandı (84). Koşu bandının eğimi 0^0 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.

3.6 Yürüme Sırasında Enerji Tüketimi Ölçümü

Oksijen tüketimi ölçümleri metabolik analizör (Vmax 29c Sensormedics USA) kullanılarak indirekt kalorimetri yöntemi ile yapıldı. Cihaz, her testten önce üreticilerin önerilerine uygun olarak 3 lt'lik kalibrasyon şırıngası ve kalibrasyon gazları (%26 oksijen + balans N_2 ve %4 karbondioksit + %16 oksijen + balans N_2) ile kalibre edildi. Laboratuvar ortamı sıcaklık $20-24^0$ C ve nem ise %50 civarında olacak şekilde ayarlandı. Oksijen tüketimi ölçümü için solunum havası örnekleme maske (Hans-Rudolph, Kansas City, MO,USA) ile her nefeste (breath by breath) yapıldı. Oksijen tüketimi hesaplanmasında, yedi dakikalık yürüme sırasında toplanan verilerin son 2 dakikası kararlı durum (steady state) olarak kabul edilip ortalaması alındı (85,86). Yürümenin kişilerde yarattığı metabolik etkinin ve egzersiz yoğunluğunun takibi için de solunumsal değişim oranı dikkate alındı.

3.7 Borg Skalası

Her 7 dakikalık yürümenin ardından deneklere daha önce açıklanan ve algılanan zorluk derecesini gösteren 20 puanlık Borg skalası uygulandı (33).

3.8 Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı Ölçümü

Yürümeden koşuya geçiş hızının belirlenmesinde basamak (stepped) protokolü kullanıldı (70). Bireylerin koşu bandı ekranını görmeyecek şekilde, koşu bandı üzerinde 2.2 km/s hızda yürümeleri istendi. Birey, koşmayı tercih ettiği hızına ulaştığını

söyleyene kadar koşu bandının hızı kademeli olarak her 30 saniyede 0.4 km/s artırıldı. Bireyin koşuya geçiş hızı ile 30 saniye koşması durumundaki hız bireyin yürümeden koşuya geçiş hızı olarak belirlendi.

3.9 Vücut Kütle Merkezi Ölçümü

Bireylerin sırt ve bel bölgeleri açık kalacak şekilde spor kıyafetleri ayarlandı. Vücut kütle merkezi olarak kabul edilen 1. sakral vertebra (S1) (87,88) ASIS ile aynı düzlemde olduğundan (89) 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 1. sakral vertebra (S1) bölgesine sabitlendi ve ek olarak özel bir bant ile işaretleyici tabanının üst kısımları deriye yapıştırıldı (Şekil 4). VKM-DY iki pik noktalar arası mesafelerin ortalaması olarak belirlendi ve bacak boyu uzunluğu ile düzeltildi (*D*).

Yapılan çalışmalar VKM üzerine sabitlenmiş tek bir nokta ölçümlerinin VKM-DY'ni belirlemek için geçerli bir yöntem olduğunu göstermişlerdir (29,41). VKM-DY değerleri bacak boyu uzunluğu değerlerine bölünerek düzeltme uygulandı (41).

3.10 Adım Aralığı Ölçümü

Adım aralığını ölçümü için iki adet 20 mm çapında işaretleyici sağ ve sol ayakların arka orta bölgelerine yerleştirildi (Şekil 10) ve stans fazı, topuğa yerleştirilen işaretleyici dikey pozisyonunun yaklaşık 0 (sıfır) olduğu durum olarak kabul edildi (Şekil 11). Adım aralığı, X koordinatındaki stans fazında her iki ayak topuklarının orta noktaları arasındaki mesafe olarak hesaplandı (2,19,90,91).



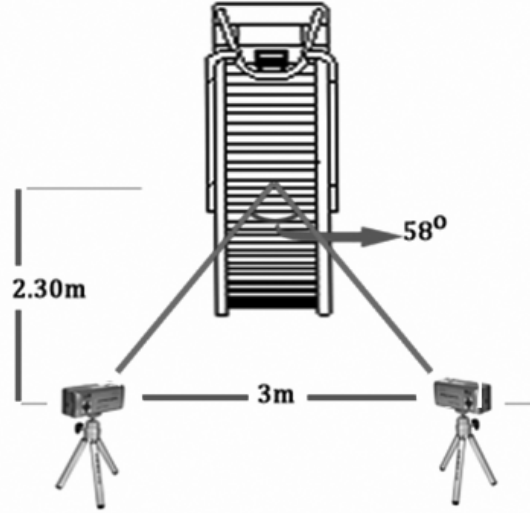
Şekil 10. İşaretleyici yerleşimi



Şekil 11. Adım aralığı değişkenliği ölçümü

3.11 Kamera Kayıtları

Kameralar koşu bandı merkezinden 2.30 m uzaklığa, aralarındaki mesafe 3 m olacak şekilde ve kesişme noktasında 58°'lik açı yapacak şekilde yerleştirildi ve sabitlendi (Şekil 12). Bu yerleşim deneme testlerinde aralıkları bilinen sabit ve değişken ölçümleri en iyi şekilde belirleyen açılar olmuştur.



Şekil 12. Kamera yerleşimi

Ek olarak, kameralar aşağı doğru yaklaşık 15 ° 'lik açı ile ayarlandı (92,93). Video kayıtları için 2 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 avi 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. Kayıtlar sırasında ses kaydı yapılmadı. Kayıtların digital olarak kaydedilmesinde 2 adet AMD Athlon 64x2 Dual Core işlemcili, 3GB DDR2 hafızaya sahip ve Geforce 7000m grafik kartı özellikli bilgisayarlar kullanıldı.

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 koyularak 2 sabit kamera ile daha sonradan koordinatları belirlenmek üzere dijital ortama kaydedildi. Bu işlem her test için tekrarlandı.

Elde edilen kayıtlar Skillspector (1.3.0, Denmark) yazılımını kullanarak dijitalize edildi. Dijitalize edilen kayıtlardaki işaretleyiciler aynı program kullanılarak analiz edildi ve otomatik olarak kayıt edildi. Bu işlem her iki kameradan yapılan kayıtlar senkronize edilerek 3 boyutlu ortama aktarıldı. 3D bilgileri bireylerin VKM-DY değişiklikleri ve spasyo-temporal parametrelerini (kadans, adım uzunluğu, çiftadım uzunluğu ve adım aralığı) belirlemek için kullanıldı. İşaretleyicilerin yer değişimi, ortalama karesel hata 20 piksel olarak belirlenerek kübik spline interpolasyon metodu ile filtrelendi (94,95).

3.12 Spasyo-temporal Parametre Ölçümleri

Spasyo-temporal parametre ölçümleri yapılırken, adım başlangıcı olarak sol ayak topuğunun yere ilk değme noktası alındı. Çift adım uzunluğu; aynı topuğun ard arda iki kez yere değdiği noktalar arasında uzaklık olarak hesapladı. Bir topuğun yere değdiği nokta ile diğer topuğun yere değdiği anda iki topuk arasındaki uzaklık adım uzunluğu olarak kaydedildi (96).

Yapılan bütün ölçümlerin analizinde 7 dakikalık yürüme süresinin son 2 dakikası değerlendirilmeye alındı. (85,86,97)

3.13 İstatistiksel Değerlendirme

Elde edilen verilerin istatistiksel analizinde SPSS (v.11.5, SPSS INC. 2002, Lead. Technology, Chicago, IL, USA) paket programını kullanıldı. Yürüme modellerinin test sırasının arka arkaya denk gelmemesi ve her denek için farklı bir sıra oluşturulması için Latin Kare yöntemi kullanıldı. Demografik istatistik tablolarında, parametrelere ait ortalama (\bar{X}) ve standart sapma (SS) değerleri verildi. Grup sayıları parametrik testlere uygun olmadığından dolayı ($n < 30$) parametrik olmayan (non-parametrik) testler kullanıldı (98,99). Sporcu ve sedanter grup karşılaştırmalarında 2 bağımsız örneklem (Mann-whitney U) testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

Grup içi, 2 den fazla bağımlı değişkenlerin karşılaştırmaları ise Tek Yönlü Tekrarlayan Ölçümler Dizayını K bağımlı örneklem (Friedman Analizi) ve Bonferroni düzeltimli ($0.05/5=0.01$, $p<0.01$) Wilcoxon İşaretili Sıralar Testi kullanılarak yapıldı.

3.14 Çalışmamızın Limitasyonları

Sporcu ve sedanter gruplarda yürüme sırasında oluşan değişiklikler daha önce çok fazla araştırılmamıştır. Bizim çalışmamızdaki bazı verilerin yorumlanabilmesi için aslında EMG kullanımına ihtiyaç vardır. Çalışmayı planlarken EMG kaydı alınmasını da düşünmüştük. Bununla beraber, koşu bandı üzerinde yaptığımız ilk testlerde, kablolu EMG'nin yürüme yi zorlaştırdığını gördük ve bu nedenle çalışmamızın bu bölümünü iptal etmek zorunda kaldık.

4. BULGULAR

4.1 Sedanter ve Sporcu Grupların Karşılaştırılması

Çalışmaya yaşları 18-30 yıl arasında değişen 26 erkek sporcu (22.23±2.30 yıl) ve 26 erkek sedanter (22.46±2.92 yıl) katıldı.

4.1.1 Sedanter ve Sporcu Grupların Demografik ve Antropometrik Özellikler Açısından Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular.

Sedanter ve sporcu grupların demografik ve antropometrik özelliklerinin karşılaştırılması sonuçları Çizelge 1’de verilmiştir.

Çizelge 1. Sedanter ve sporcu grubun demografik ve antropometrik özelliklerinin karşılaştırılması.

	Ortalama ± SS		Ortalama Sırası		
	Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	U
Yaş (yıl)	22.46 ±2.92	22.23±2.30	26.87	26.13	328.5
Boy (cm)	175.57±6.17	176.35±5.67	25.44	27.56	310.5
Vücut Ağırlığı (kg)	71.59±11.16	72.77±7.34	25.10	27.90	301.5
VKİ (kg/m ²)	22.90±3.08	23.08±2.07	25.81	27.19	320.0
ASIS (cm)	26.58±1.27	25.96±1.88	29.83	23.17	251.5
Bacak Uzunluğu (cm)	90.47±5.10	90.72±3.70	25.40	27.60	309.5
Haftalık Spor Saati (s)	1.50±2.35	14.92±6.01*	13.52	39.48	0.5
Spor Yaşı (yıl)	0.50±1.30	9.35±3.02*	25.81	39.33	4.5
Vücut Yağ Yüzdesi (%)	14.17±4.70	10.45±4.35*	32.00	21.00	195.0
Yağ Kütlesi (kg)	10.36±4.52	7.69±3.58*	30.87	22.13	224.0
Yağsız Vücut Kütlesi (kg)	60.33±7.19	64.10±4.88*	21.52	31.48	208.5

VKİ: Vücut Kütle İndeksi; ASIS: Spina İliaka Anterior Superior.

* $p<0.05$

Çizelge 1’de gösterildiği üzere, sedanter ve sporcu gruplar karşılaştırıldığında, haftalık spor saati ($Z=-6.28$, $p<0.05$), spor yaşı ($Z=-6.32$, $p<0.05$) ve yağsız vücut kütlesi ($Z=-2.37$, $p<0.05$) parametreleri sporcu grupta anlamlı olarak daha yüksek bulunurken vücut yağ yüzdesi ($Z=-2.61$, $p<0.05$) ve yağ kütlesi ($Z=-2.08$, $p<0.05$) sedanter grupta daha yüksekti.

4.1.2 Sedanter ve Sporcu Grubun Segmental Kas Kütlesi Analizlerinin Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.

Sedanter ve sporcu grup arasında, segmental kas kütlesi miktarı karşılaştırmasına ilişkin sonuçlar Çizelge 2’de verilmiştir.

Çizelge 2. Sedanter ve sporcu grubun segmental kas kütlesi analizi

	Ortalama ± SS		Ortalama Sırası		U
	Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	
Sağ Bacak Kas Kütlesi (kg)	10.15±1.17	10.55±0.79	23.10	29.90	249.50
Sol Bacak Kas Kütlesi (kg)	9.84±1.14	10.57±0.76*	20.56	32.44	183.50
Sağ Kol Kas Kütlesi (kg)	3.28±0.45	3.73±0.38*	19.37	33.63	152.50
Sol Kol Kas Kütlesi (kg)	3.22±0.48	3.70±0.38*	19.52	33.48	156.50

* $p<0.05$

Çizelge 2 incelendiğinde, sedanter ve sporcu gruplar arasında segmental kas kütlesi parametrelerinden sol bacak kas kütlesi ($Z=-2.83$, $p<0.05$), sağ kol kas kütlesi ($Z=-3.41$, $p<0.05$), sol kol kas kütlesi ($Z=-3.33$, $p<0.05$) açısından anlamlı fark bulundu ve sporcu grubun değerleri sedanter gruptan daha yüksekti.

4.1.3 Sedanter ve Sporcu Grubun Yürüme Modellerinde Algılanan Zorluk Derecesi Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.

Sedanter ve sporcu grup arasında, yürüme modellerinde algılanan zorluk derecesi puanlarının karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Çizelge 3’de verilmiştir.

Çizelge 3. Sedanter ve sporcu grubun algılanan zorluk derecesi puanları

	Ortalama ± SS		Ortalama Sırası		U
	Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	
Normal	10.12±2.17	8.15±1.97*	32.94	20.06	170.50
Sağ	10.65±2.26	8.27±1.93*	34.04	18.96	142.00
Sol	10.42±1.88	8.27±1.90*	33.04	19.19	148.00
Yan	10.85±2.09	8.50±2.17*	33.69	19.31	151.00
Ön	11.00±2.44	8.88 ±2.44*	32.71	20.29	176.50

* $p<0.05$

Çizelge 3 incelendiğinde, sedanter ve sporcu grupların algılanan zorluk derecesi puanları karşılaştırıldığında, normal ($Z=-3.13$, $p<0.05$), sağ ($Z=-3.64$, $p<0.05$), sol ($Z=-3.55$, $p<0.05$), yan ($Z=-3.47$, $p<0.05$) ve ön ($Z=-3.02$, $p<0.05$) yürüme modellerindeki algılanan zorluk derecesi puanları sedanter grupta anlamlı olarak daha yüksekti.

Algılanan zorluk derecesi puanları açısından sedanter grupta yürüme modelleri arasında anlamlı, $\chi^2(4)= 8.187$, $P=0.085$, fark bulunmamıştır.

Sporcu grupta ise yürüme modelleri arasında anlamlı, $\chi^2(4)= 10.304$, $P=0.036$, fark bulunmasına rağmen Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi kullanılarak yapılan post-hoc analizi sonucunda Normal ile diğer yürüme modelleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

4.1.4 Sedanter ve Sporcu Grubun Yürüme Modellerinde Solunumsal Değişim Oranı Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.

Sedanter ve sporcu grup arasında, yürüme modellerinde solunumsal değişim oranı karşılaştırmasına ilişkin sonuçlar Çizelge 4’te verilmiştir.

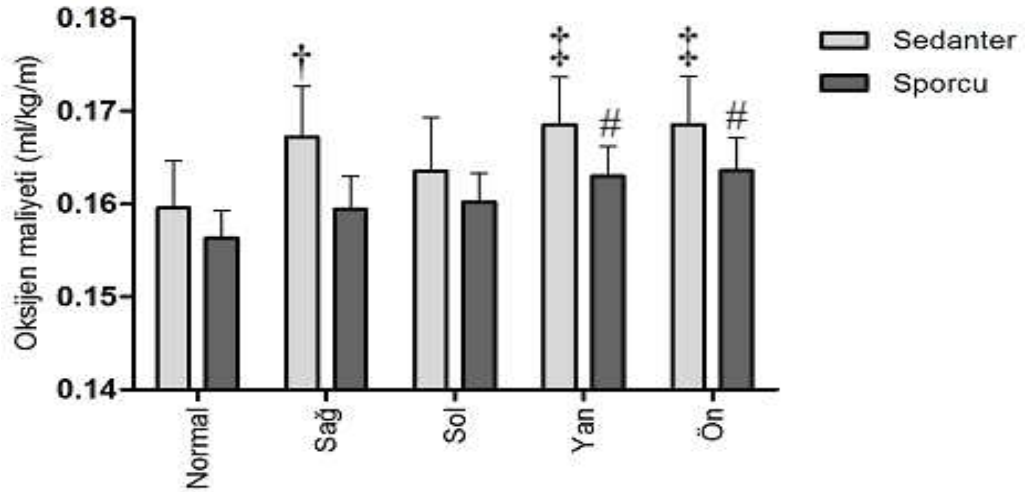
Çizelge 4. Sedanter ve sporcu grubun solunumsal değişim oranı değerleri

	Ortalama \pm SS		Ortalama Sırası		U
	Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	
Normal	0.81 \pm 0.05	0.82 \pm 0.03	24.46	28.54	285.00
Sağ	0.82 \pm 0.05	0.82 \pm 0.05	26.92	26.08	327.00
Sol	0.82 \pm 0.05	0.81 \pm 0.04	27.87	25.13	302.50
Yan	0.82 \pm 0.05	0.82 \pm 0.03	25.42	27.58	310.00
Ön	0.82 \pm 0.05	0.82 \pm 0.04	25.17	27.83	303.50

Çizelge 4 incelendiğinde, solunumsal değişim oranı değerleri açısından sedanter ve sporcu gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

4.1.5 Sedanter ve Sporcu Grubun Yürüme Modellerindeki Enerji Sarfiyatlarının Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.

Sedanter ve sporcu grup arasında, normal ve 4 değişik yürüme modellerindeki enerji sarfiyatlarına ilişkin sonuçlar Çizelge 5’de verilmiştir. Çizelge 5 incelendiğinde, sedanter ve sporcu grupların yürüme modelleri açısından oksijen tüketimi (l/dk, ml/kg/dk) ve oksijen maliyeti (ml/kg/m) parametreleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır (Şekil 13).



Şekil 13. Yürüme modellerinin oksijen maliyetinin karşılaştırılması. Gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Grup içi karşılaştırmalarda normal modele göre, Sedanterlerde †: $p < 0.05$, ‡: $p < 0.01$. Sporcularda #: $p < 0.01$.

Çizelge 5. Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerindeki enerji sarfiyatlarının karşılaştırılması.

Yürüme Modelleri	Enerji Sarfiyatı	Ortalama \pm SS		Ortalama Sırası		U
		Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	
Normal	l/dk	0.98 \pm 0.23	0.92 \pm 0.15	29.38	23.62	263.0
	ml/kg/dk	13.80 \pm 2.74	12.76 \pm 1.62	30.13	22.87	243.5
	ml/kg/m	0.159 \pm 0.03	0.156 \pm 0.01	28.50	24.50	286.0
Sağ	l/dk	1.01 \pm 0.25	0.91 \pm 0.11	29.58	23.42	258.0
	ml/kg/dk	14.08 \pm 3.04	12.63 \pm 1.34	30.25	22.65	238.0
	ml/kg/m	0.167 \pm 0.03†	0.159 \pm 0.02‡	29.15	23.85	269.0
Sol	l/dk	0.97 \pm 0.22	0.92 \pm 0.13	28.46	24.54	287.0
	ml/kg/dk	13.65 \pm 2.72	12.78 \pm 1.50	29.46	23.54	261.0
	ml/kg/m	0.164 \pm 0.03	0.160 \pm 0.01	27.38	25.62	315.0
Yan	l/dk	1.00 \pm 0.24	0.93 \pm 0.13	29.35	23.65	264.0
	ml/kg/dk	13.95 \pm 2.72	12.93 \pm 1.39	30.35	22.65	238.0
	ml/kg/m	0.169 \pm 0.03‡	0.163 \pm 0.02#	28.15	24.85	295.0
Ön	l/dk	1.01 \pm 0.24	0.93 \pm 0.14	28.73	24.27	280.0
	ml/kg/dk	14.06 \pm 2.83	12.93 \pm 1.63	30.13	22.87	243.5
	ml/kg/m	0.169 \pm 0.03‡	0.164 \pm 0.02#	28.85	24.15	277.0

Gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Grup içi karşılaştırmalarda normal modele göre, Sedanterlerde †: $p < 0.05$, ‡: $p < 0.01$. Sporcularda #: $p < 0.01$.

Sedanter grupta yürüme modelleri arasında enerji tüketimi (l/dk ve ml/kg/dk) açısından anlamlı fark, $\chi^2(4) = 3.785$, $P = 0.436$, bulunmamıştır. Fakat enerji maliyeti açısından sedanter grupta modeller arasında anlamlı, $\chi^2(4) = 10.554$, $P=0.32$, fark vardır. Yürüme modellerindeki enerji maliyeti medyan (ml/kg/m) değerleri sırayla, 0.161, 0.166, 0.161, 0.170, 0.176 olarak bulunmuştur.

Normal ile sol ve yürüme modeli arasında ($Z=-1.054$, $P=0.292$) anlamlı fark bulunmamıştır. Normal ile sağ ($Z=-2.222$, $P=0.026$), yan ($Z=-2.654$, $P=0.008$) ve ön ($Z=-2.908$, $P=0.004$) modelleri arasında anlamlı fark vardı. Ön ve yan modelin oksijen maliyeti değerleri normal modelin değerinden daha yüksekti (Şekil 13).

Sporcu grupta yürüme modelleri arasında enerji tüketimi (l/dk ve ml/kg/dk) açısından anlamlı fark, $\chi^2(4) = 2.923$, $P = 0.571$, bulunmamıştır. Fakat enerji maliyeti açısından sporcu grupta modeller arasında anlamlı, $\chi^2(4) = 9.538$, $P=0.49$, fark vardır Çizelge 5.

Normal, sağ, sol, yan ve ön yürüme modellerindeki enerji sarfiyatı (ml/kg/m) medyan değerleri sırayla, 0.153, 0.154, 0.160, 0.161, 0.159 olarak bulunmuştur. Normal ile sol ve sağ yürüme modeli arasında ($Z=-1.130$, $P=0.258$, $Z=-1.587$, $P=0.112$) anlamlı fark bulunmamıştır.

Normal model ile yan ($Z=-2.730$, $P=0.006$) ve ön ($Z=-2.756$, $P=0.006$) modeller arasında anlamlı fark vardı (Çizelge 5). Ön ve yan modelin oksijen maliyeti değerleri normal modelin değerinden daha yüksekti (Şekil 13).

4.1.6 Sedanter ve Sporcu Grubun Yürüme Modellerindeki Vücut Kütle Merkezi Dikey Yerdeğişimi ve Adım Aralığı Değişkenliği Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.

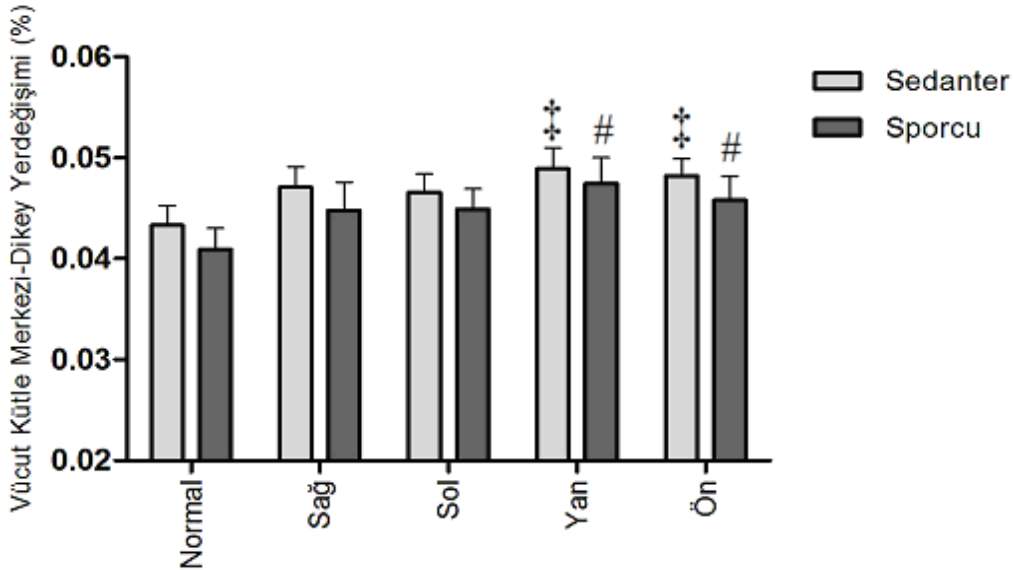
Sedanter ve sporcu grup arasında, normal ve 4 değişik yürüme modellerindeki VKM-DY ve AAD'na ilişkin sonuçlar sonuçlar Çizelge 6'da verilmiştir.

Çizelge 6 incelendiğinde, sedanter ve sporcu gruplar arası yürüme modellerinde VKM-DY ve AAD açısından anlamlı fark bulunmadı (Şekil 14 ve Şekil 15).

Çizelge 6. Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerindeki VKM-DY ve AAD'nin karşılaştırılması.

		Ortalama ± SS		Ortalama Sırası		
		Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	U
Normal	D-VKM-DY(%)	.043±0.01	.040±0.01	28.81	24.19	278.00
	AAD (cm)	8.18±1.48	9.18±1.92	22.79	30.21	241.50
Sağ	D-VKM-DY(%)	.047±0.01	.044±0.01	28.77	24.23	279.00
	AAD (cm)	8.89±1.83	9.20±1.85	25.21	27.79	304.50
Sol	D-VKM-DY(%)	.047±0.01	.044±0.01	27.21	25.79	319.50
	AAD (cm)	8.97±1.36	9.19±1.68	25.58	27.42	314.50
Yan	D-VKM-DY(%)	.049±0.01‡	.047±0.01#	26.50	26.50	338.00
	AAD (cm)	9.49±1.37	9.15±1.63	28.00	25.00	299.00
Ön	D-VKM-DY(%)	.048±0.01‡	.046±0.01#	27.63	25.37	308.50
	AAD (cm)	8.87±1.83	8.54±1.50	27.79	25.21	304.00

D-VKM-DY: Bacak boyu ile düzeltilmiş Vücut Kütle Merkezi-Dikey Yerdeğişimi; AAD: Adım Aralığı Değişkenliği. Gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Grup içi karşılaştırmalarda normal modele göre, Sedanterlerde ‡: p<0.01. Sporcularda #: p<0.01.

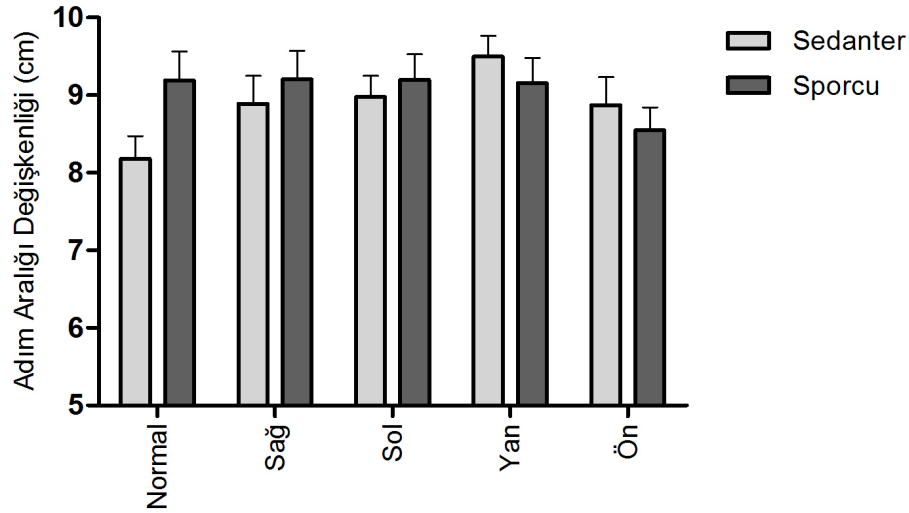


Şekil 14. Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerindeki D-VKM-DY karşılaştırılması. Gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Grup içi karşılaştırmalarda normal modele göre, Sedanterlerde ‡: p<0.01. Sporcularda #: p<0.01.

VKM-DY açısından sedanter grupta modeller arasında anlamlı, $\chi^2(4)= 12.586$, $P=0.013$, fark vardır. Yürüme modellerindeki medyan (VKM-DY) değerleri sırayla, 0.043, 0.048, 0.045, 0.047, 0.048 olarak bulundu. Normal ile sağ ($Z=-1.857$, $P=0.063$) ve sol ($Z=-1.401$, $P=0.161$) modeller arasında anlamlı fark bulunmazken, normal ile yan ($Z=-2.389$, $P=0.008$) ve ön ($Z=-2.519$, $P=0.004$) yürüme modeli arasında anlamlı fark bulundu (Çizelge 6). Yan (0.489 ± 0.10) ve ön (0.048 ± 0.008) model ortalama değerleri normal (0.043 ± 0.009) yürüme modeli değerinden daha yüksekti (Şekil 14).

Sporcu grupta yürüme modelleri arasında VKM-DY açısından anlamlı fark, $\chi^2(4) = 6.964$, $P = 0.138$, bulunmamıştır. Fakat Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi uygulandığında normal-yan ($Z=-2.874$, $P=0.004$) ve normal-ön ($Z=-2.609$, $P=0.008$) modeller arasında anlamlı fark bulunmuştur (Çizelge 6). Yan ve ön model VKM-DY değerleri normal yürüme modeli değerinden daha yüksekti (Şekil 14).

Sedanter grupta yürüme modelleri arasında AAD açısından anlamlı fark, $\chi^2(4) = 6.299$, $P = 0.178$, bulunmadı. AAD açısından ise sporcu grupta modeller arasında anlamlı, $\chi^2(4)= 3.599$ $P=0.463$, fark yoktu (Şekil 15).



Şekil 15. Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerindeki AAD karşılaştırılması. Gruplar arası ve grup içi karşılaştırmalarda anlamlı fark bulunmamıştır.

4.1.7 Sedanter ve Sporcu Grubun Yürüme Modellerindeki Spasyo Temporal Parametrelerin Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.

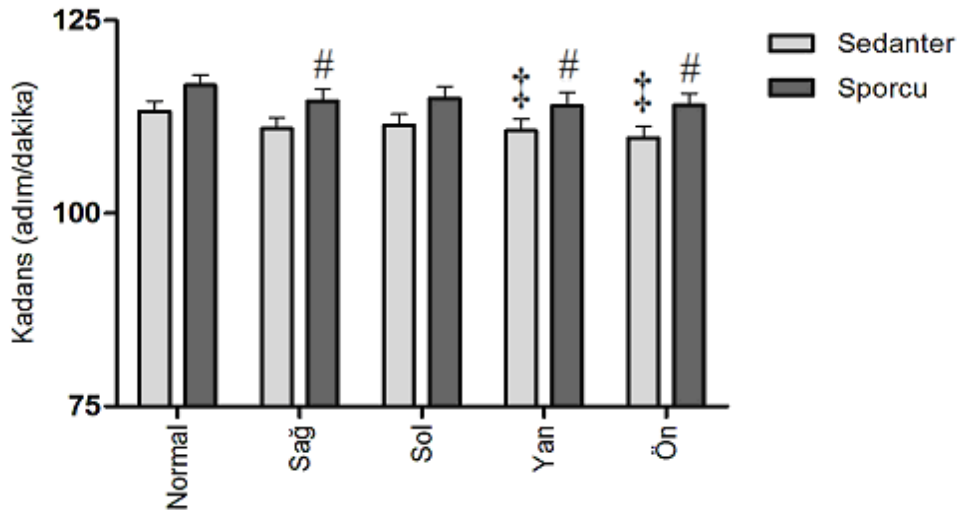
Sedanter ve sporcu grup arasında, yürüme modellerindeki spasyo temporal parametrelerin karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Çizelge 7’de verilmiştir.

Çizelge 7. Sedanter ve sporcu grubun yürüme modellerdeki spasyo-temporal parametrelerin karşılaştırılması.

	Yürüme Modelleri	Ortalama \pm SS		Ortalama Sırası		U
		Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	
Kadans (adım/dk)	Normal	116.62 \pm 6.69	113.23 \pm 6.59	30.04	22.96	246.00
	Sağ	114.58 \pm 7.73	110.96 \pm 7.19	30.08	22.92	245.00
	Sol	114.88 \pm 7.82	111.42 \pm 7.26	29.60	23.40	257.50
	Yan	113.92 \pm 8.86‡	110.73 \pm 7.56#	30.00	23.00	247.00
	Ön	114.04 \pm 7.47‡	109.77 \pm 7.69#	30.29	22.71	239.50
Adım Uzunluğu (cm)	Normal	73.96 \pm 6.22	72.25 \pm 5.76	29.38	23.62	263.00
	Sağ	73.29 \pm 7.65	71.82 \pm 4.21	29.94	23.06	248.50
	Sol	72.82 \pm 7.35	71.76 \pm 4.36	29.29	23.71	265.50
	Yan	72.63 \pm 7.52	71.89 \pm 5.21	28.54	24.46	285.00
	Ön	72.93 \pm 5.80	72.26 \pm 5.90	28.62	24.38	283.00
Çift Adım Uzunluğu (cm)	Normal	147.92 \pm 12.45	144.50 \pm 11.52	29.38	23.62	263.00
	Sağ	146.59 \pm 15.30	143.63 \pm 08.41	29.94	23.06	248.50
	Sol	145.64 \pm 14.69	143.52 \pm 08.72	29.29	23.71	265.50
	Yan	145.26 \pm 15.05	143.79 \pm 10.41	28.54	24.46	285.00
	Ön	145.87 \pm 11.61	144.52 \pm 11.80	28.62	24.38	283.00

Gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Grup içi karşılaştırmalarda normal modele göre, Sedanterlerde ‡: p<0.01. Sporcularda #: p<0.01.

Çizelge 7 incelendiğinde, sedanter ve sporcu gruplar arası yürüme modellerinde spasyo temporal parametrelerin açısından anlamlı fark bulunmamıştır (Şekil 16).



Şekil 16. Sedanter ve sporcu grubun kadans değerlerinin karşılaştırması. Gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Grup içi karşılaştırmalarda normal modele göre, Sedanterlerde ‡: p<0.01. Sporcularda #: p<0.01.

Sedanter grupta yürüme modelleri arasında adım uzunluğu ve çift adım uzunluğu açısından anlamlı fark, $\chi^2(4) = 3.874$, $P=0.423$, bulunmamıştır.

Kadans açısından sedanter grupta modeller arasında anlamlı, $\chi^2(4) = 15.827$, $P=0.003$, fark vardır. Yürüme modellerindeki medyan (kadans) değerleri sırayla, 117.00, 116.00, 115.00, 116.00, 114.00 olarak bulunmuştur. Normal ile sol ($Z=-2.330$, $P=0.020$) ve sağ ($Z=-2.319$, $P=0.020$) yürüme modeli arasında anlamlı bir fark yoktur. Normal ile yan ($Z=-2.837$, $P=0.005$) ve ön ($Z=-3.150$, $P=0.002$) yürüme modelleri arasında anlamlı fark vardır (Çizelge 7). Yan ve ön modellerdeki kadans değerleri normal değere göre daha düşüktü (Şekil 16).

Sporcu grupta yürüme modelleri arasında adım uzunluğu ve çift adım uzunluğu açısından anlamlı fark, $\chi^2(4) = 1.933$, $P = 0.748$, bulunmamıştır.

Kadans açısından sporcu grupta modeller arasında anlamlı, $\chi^2(4) = 21.286$, $P=0.000$, fark vardır. Yürüme modellerindeki (normal, sağ, sol, yan, ön) medyan (kadans) değerleri sırayla, 114.00, 111.50, 111.00, 114.00, 111.50 adım/dk olarak bulunmuştur. Normal ile Sol ($Z=-2.579$, $P=0.010$) yürüme modeli arasında anlamlı bir fark yoktur. Normal ile sağ ($Z=-3.686$, $P=0.000$), yan ($Z=-3.218$, $P=0.001$) ve ön ($Z=-3.681$, $P=0.000$) yürüme modelleri arasında anlamlı fark vardı (Çizelge 7). Sağ, yan ve ön modellerindeki değerler normal model değerinden daha düşüktü (Şekil 16).

4.1.8 Sedanter ve Sporcu Grubun Yürüme Modellerinde Tercih Edilen Yürüme Hızı Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.

Sedanter ve sporcu grup arasında, yürüme modellerinde tercih edilen yürüme hızı karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Çizelge 8’de verilmiştir.

Çizelge 8. Sedanter ve sporcu grubun tercih edilen yürüme hızı değerleri (m/dk)

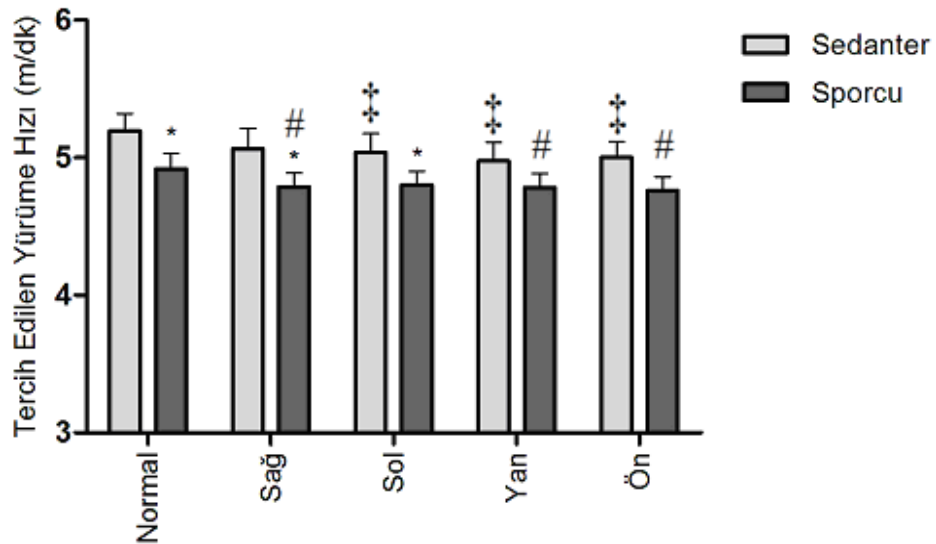
Tercih Edilen Yürüme Hızı	Ortalama \pm SS		Ortalama Sırası		
	Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	U
Normal	86.57 \pm 10.63	81.95 \pm 9.77*	31.00	22.00	221.00
Sağ	84.39 \pm 12.42	79.77 \pm 8.43*#	31.10	21.90	218.50
Sol	83.94 \pm 11.81‡	80.03 \pm 8.22*	30.88	22.12	224.00
Yan	82.92 \pm 11.49‡	79.71 \pm 8.72#	30.42	22.58	236.00
Ön	83.36 \pm 09.83‡	79.33 \pm 8.52#	30.42	22.58	236.00

Gruplar arası karşılaştırmalarda *: $p<0.05$. Grup içi karşılaştırmalarda normal modele göre, Sedanterlerde ‡: $p<0.01$. Sporcularda #: $p<0.01$.

Çizelge 8 incelendiğinde, tercih edilen yürüme hızı değerleri açısından sedanter ve sporcu gruplar arasında normal ($Z=-2.15$, $p<0.05$), sağ ($Z=-2.19$, $p<0.05$) ve sol ($Z=-2.09$, $p<0.05$) yürüme hızları arasında anlamlı fark bulunmuştur. Sporcu grubun TEYH değerleri sedanter gruptan daha yavaştı (Şekil 17).

TEYH açısından sedanter grupta yürüme modelleri arasında anlamlı, $\chi^2(4)=18.359$, $P=0.001$, fark vardır. Yürüme modellerindeki medyan (TEYH) değerleri sırayla, 89.130, 88.300, 85.800, 84.135, 83.300 olarak bulunmuştur. Normal ile sağ ($Z=-2.160$, $P=0.031$) yürüme modeli arasında anlamlı bir fark yoktur. Normal ile sol ($Z=-2.686$, $P=0.007$), yan ($Z=-3.136$, $P=0.002$) ve ön ($Z=-3.019$, $P=0.003$) yürüme modelleri arasında anlamlı fark vardı (Çizelge 8) ve normal TEYH değeri diğer modellerden daha yüksekti (Şekil 17).

TEYH açısından sporcu grupta yürüme modelleri arasında anlamlı, $\chi^2(4)=18.079$, $P=0.001$, fark vardır. Yürüme modellerindeki medyan (TEYH) değerleri sırayla, 82.465, 80.800, 79.970, 79.970, 79.970 olarak bulunmuştur. Normal ile sol ($Z=-2.352$, $P=0.019$) yürüme modeli arasında anlamlı bir fark yoktu. Normal ile sağ ($Z=-3.482$, $P=0.000$), yan ($Z=-2.925$, $P=0.003$) ve ön ($Z=-3.066$, $P=0.002$) yürüme modelleri arasında anlamlı fark vardı (Çizelge 8) ve normal TEYH değeri diğer modellerden daha yüksekti (Şekil 17).



Şekil 17. Sedanter ve sporcu grubun TEYH karşılaştırması. Gruplar arası karşılaştırmalarda *: $p<0.05$. Grup içi karşılaştırmalarda normal modele göre, Sedanterlerde ‡: $p<0.01$. Sporcularda #: $p<0.01$.

4.1.9 Sedanter ve Sporcu Grubun Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı (YKGH) Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular.

Sedanter ve sporcu grup arasında, yürüme modellerinde yürümeden koşuya geçiş hızı karşılaştırmasına ilişkin sonuçlar Çizelge 9'da verilmiştir.

Çizelge 9. Sedanter ve sporcu grubun yürümeden koşuya geçiş hızı değerleri

	Ortalama \pm SS		Ortalama Sırası		U
	Sedanter	Sporcu	Sedanter	Sporcu	
YKGH (km/saat)	7.53 \pm 0.82	7.61 \pm 1.05	26.35	26.65	334.00

YKGH: Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı.

Çizelge 9 incelendiğinde, yürümeden koşuya geçiş hızı açısından sedanter ve sporcu gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

5. TARTIŞMA

Kol salınımının engellendiği durumlarda vücutta meydana gelen değişiklikler (enerji tüketimi, TEYH, spasyo-temporal parametreler, VKM-DY ve YKGH) bir çok araştırmacı tarafından incelenmiş ve bazı parametrelerde çelişkili sonuçlar bulunmuştur (1,2,3). Enerji tüketimi konusu ele alındığında, bireyler tercih ettikleri yürüme hızında yürürken, yürüme hızlarını en az enerji tüketecek şekilde ayarlamakta oldukları bilinmektedir (5,7). Bugüne kadar yapılan çok sayıda araştırmada, kişilerin tek veya iki kolunun hareketi engellenerek, daha önceden belirlenen değişik hızlarda yürüme parametreleri ve enerji tüketimleri incelenmiştir (1,2,29,74). Yihzar ve ark. (74) kişilerin tercih ettikleri yürüme hızını kullanarak, tek kol salınımını engellendiği ve engellenmediği durumlarda enerji tüketimini ve spasyo-temporal parametreleri ölçmüşlerdir. Hanada ve Kerrigan (75) sadece tek kol salınımını engellenmesinin yürüme enerji tüketimine etkisi olup olmadığını incelerken, Collins ve ark. (46) üç değişik yürüme modelinde enerji tüketimini araştırmışlardır. Umberger ise (1), yalnızca tek ve çift üst ekstremitte salınımının engellenmesinin metabolik enerji tüketimine etkisini araştırmıştır. Sporcu ve sedanter gruplarda yürüme çalışmalarına sık rastlanmamaktadır. Bu noktadan hareketle, biz de çalışmamızda, sporcu ve sedanterlerde üst ekstremitte salınımı kısıtlanmasının tercih edilen yürüme hızı, enerji tüketimi, spasyo-temporal parametreler, adım aralığı değişkenliği ve VKM-DY üzerine etkilerini araştırdık.

5.1 Tercih Edilen Yürüme Hızlarının Değerlendirilmesi

Laboratuvarımızda daha önce yaptığımız pilot çalışma sonucu yürüme modelleri arasında tercih edilen yürüme hızı (TEYH) açısından anlamlı fark bulunmuştu. Bu nedenle bu çalışmamızda TEYH'nın her yürüme modeli için ayrı ayrı hız tespitinin yapılmasının gerekli olduğu düşünüldü. Yapılan istatistiksel analizde gruplar TEYH açısından karşılaştırıldığında bütün yürüme modellerinde sporcu grup sedanter gruptan daha yavaş hızları tercih etmiş ve her iki grubun normal, sağ ve sol yürüme hızları

arasında anlamlı fark bulunmuştur. Yan ve ön modellerde fark bulunmamasının nedeni her iki eksteremite salınımı kısıtlandığında bireylerin dengelerini korumak için daha yavaş yürümüş olduklarını ve bu nedenden dolayı fark bulunmadığını düşünmekteyiz.

Grup içi karşılaştırmalar incelendiğinde, her iki gruptaki bireyler, yan ve ön yürüme modellerinde diğer modellere göre daha düşük TEYH kullanmışlardır. Yapılan bir araştırmada bireylerin dengelerini korumak amacıyla hızlarını düşürdükleri bulunmuştur (1). Eke-Okoro ve ark.'nın (37) yaptığı diğer bir çalışmada ise üst ekstremitte immobilizasyonunun tercih edilen hızları anlamlı olarak düşürdüğü belirtilmiştir. Bu bulgular, çalışmamızda her iki grupta kol salınımlarının tamamen engellendiği durumlarda daha düşük hızların tercih edilmesini açıklamaktadır. Aslında tüm modellerde normale göre düşük hızlar tercih edilmiştir, fakat sporcu grupta sağ ve sedanter grupta sol yürüme modellerindeki tercih edilen hızlar anlamlılık düzeyinde sonuçlara yansımamıştır.

5.2 Enerji Sarfiyatlarının Değerlendirilmesi

Literatürde kol salınımı kısıtlanması ve enerji tüketimi konusunda çelişkili bulgular vardır. Yapılan bir çalışmada, sağ ve sol kol salınımı kısıtlanmış bireyler değişik hızlarda yürütülmüş ve enerji maliyetlerinin farklı olduğu bulunmuştur (1). Yizhar ve ark. (74) tercih edilen yürüme hızında tek üst ekstremitte immobilizasyonunun, O₂ tüketiminde anlamlı bir artmaya sebep olduğunu tespit etmiştir. Benzer bir şekilde, Umberger de (1), yürüme sırasında kol salınımlarının engellendiği durumda, metabolik enerji tüketiminin %5-8 oranında arttığını göstermiştir. Diğer taraftan, Hanada ve Kerrigan ise, üst ekstremitte immobilizasyonunun enerji tüketimini etkilemediğini bildirmiştir (75). Diğer bir çalışma ise kişilerin TEYH ile yürümelerinde enerji tüketimleri açısından anlamlı bir fark bulmazken, TEYH'ndan yüksek hızlarda bireylerin O₂ maliyetlerinin normalden %5.8 daha fazla olduğunu bulmuştur (100).

Çalışmamızda bireyler her yürüme modelinde en az enerji tükettikleri (5,7, 101,102,103) TEYH'nda yürümüşlerdir. Enerji tüketimi ile ilgili bulgularımız, üst ekstremitte kısıtlamasının sporcu ve sedanter gruplar karşılaştırıldığında değişik yürüme modellerindeki enerji tüketiminde fark olmadığını ortaya koymuştur. Daha önce yapılan çalışmalarda, hız ile enerji tüketimi ve maliyeti konuları araştırılmıştır. Yürüme hızı ile

enerji sarfiyatı arasında anlamlı ilişki bulunduğu (1,75) göz önüne alınırsa çalışmamızda her model için ayrı hız belirlenmesinin her model için enerji sarfiyatının optimum seviyede tutulmuş olduğu düşünülebilir. Ayrıca, yüksek hızlarda yürürken, kol salınımının sarkaç hareketi sayesinde yürümenin enerji tüketimi açısından daha verimli olduğu ve yüksek hızlarda kol salınımı engellenmesinin enerji tüketimini artırdığı düşünülmektedir (75).

Çalışmamızda her iki grubun solunumsal oran değerleri arasında anlamlı bir farkın olmaması değişik yürüme modellerinde gerçekleştirilen yürüme modellerinin aynı şiddette yapıldığı göstermektedir. Bu bulgu da, gruplar arası enerji sarfiyatının farklı olmamasını açıklar niteliktedir.

Grup içi değerlendirmeler incelendiğinde ise, sporcu grupta enerji tüketimi açısından modeller arası fark bulunmamıştır. Fakat enerji maliyeti açısından tüm modellerde normale göre bir artış görülürken istatistiksel olarak anlamlı fark sadece yan ve ön ile normal yürüme modelleri arasında vardır. Bu da tek kol salınımının enerji maliyetini etkilemediği, ama çift kol salınımı engellendiği durumlarda enerji maliyetinin arttığını göstermektedir. Yapılan çalışmalarda sonuçlarımızı destekler nitelikte bulgular vardır (42,104).

Sedanter grupta da sporcu grubun bulgularına paralel olarak enerji tüketiminde fark bulunmamasına rağmen enerji maliyetinde yürüme modelleri arasında anlamlı fark vardır. Sedanter gruptaki fark da yan ve ön yürüme modeli enerji maliyetinde bulunmuştur. Bu da sporcu grupta olduğu gibi her iki kol salınımı kısıtlanmasının enerji maliyetini artırdığını düşündürmektedir.

5.3 Yürümeden Koşuya Geçiş Hızının Değerlendirilmesi

Yürümeden Koşuya Geçiş Hızı, gruplar arasında anlamlı olarak farklı bulunmadı. Sedanterlerin algılanan zorluk derecesinin sporculara göre anlamlı olarak yüksek olması nedeniyle, enerji tüketimlerini düşük seviyede tutmak için sedanterlerin daha düşük hızda koşuya geçmeleri beklenmekteydi. Fakat çalışmamızda bu algılanan zorluk derecesi farkı koşuya geçiş hızına yansımamıştır. Bunun nedeni belki de, lokal ve kasa özgü faktörlerin yürümeden koşuya geçişe daha etkili olmasıdır.

Yapılan bir araştırmada, yürüme hızının artması durumunda ayak bilek fleksör kaslarının aşırı gerildiği ve bunun da koşuya geçişini uyardığı rapor edilmiştir (71).

Benzer şekilde, Prilutsky ve Gregor (35), salınım fazındaki aktif olarak işlev gören fleksör kasların koşuya geçiş hızını etkilediğini bulmuştur. Ek olarak, bilek ektansör kaslarında meydana gelen kuvvetteki azalma, hızlı yürüme için daha az verimli hale getirmektedir (73). Her iki grupta da, lokal ve kasa özgü faktörlerin benzer olduğu göz önüne alındığında, YKGH'nda gruplar arasında neden anlamlı farkın olmadığı daha iyi anlaşılabilir.

5.4 VKM-DY'ndeki Değişikliklerin Değerlendirilmesi

Yürüme sırasında kütle merkezi dikey yer değişimi, sıklıkla yürüme verimliliğinin göstergesi olarak kullanılmıştır (16,17). Ayrıca, yürüme sırasında kolları sallamanın, VKM-DY'ni azalttığı da varsayılmaktadır (1,15). Yapılan çalışmalarda VKM-DY'deki artışın enerji tüketimini artırdığı yönünde bulgulara rastlanmaktadır (71,72,73). Bazı çalışmalar ise VKM-DY'de meydana gelen değişiklikler denge ile ilişkilendirilmiş ve VKM-DY'ndeki artışın dengenin bozulmasına sebep olduğu bulunmuştur (105,106).

Çalışmamızda gruplar arası VKM-DY açısından fark bulunmamıştır. Bunun sebeplerinden bir tanesi bireylerin TEYH'nda yürümeleri olarak gösterilebilir. Çünkü TEYH'ndan daha yavaş veya hızlı yapılan yürümelerde VKM-DY'inde ki artışın daha fazla olduğu ve bunun da toplam dikey değişikliği artırdığı yönün bulgular vardır (1,80,107). Çalışmamızda bireyler TEYH'nda yürüdüklerinden dolayı VKM-DY, vücut tarafından en düşük düzeyde tutulmuş olabilir.

Sporcu ve sedanter gruplar yürüme modelleri açısından ayrı ayrı incelendiğinde, her iki grupta da tüm modellerde benzer şekilde normale göre artış görülmüş ancak bu artış sadece yan ve ön modellerde istatistiksel olarak anlamlılık göstermiştir. Sedanter grupta Friedman testi sonucu VKM-DY açısından anlamlı olmamasına rağmen Wilcoxon İşaretili Sıralar Testi sonucunda yan ($p= 0.017$) ve ön ($p=0.012$) VKM-DY değerleri istatistiksel açıdan anlamlı olmaya çok yakındırlar.

Bu durum yürüme sırasında çift kol salınımının engellenmesiyle meydana gelen dezavantajın vücutta ki bazı biyomekanik değişiklikler ile kompanse edildiği varsayılmaktadır şeklinde açıklanabilir (75).

Bu bulgudan yola çıkarak, her iki kol salınımı kısıtlanmasının dengeyi bozduğu söylenebilir. Bu da enerji maliyetinde meydana gelen değişikliklerle ilgili bulgularımızı açıklar niteliktedir.

5.5 Spasyo-temporal Parametrelerin Değerlendirilmesi

Spasyo-temporal parametreler yürüme çalışmalarında sıklıkla kullanılan parametrelerdendir. Bu parametrelerden olan yürüme hızı kol salınımı ile pozitif bir ilişkiye sahiptir. Başka bir deyişle, yürüme hızı arttıkça kol salınımı büyüklüğü de artmaktadır (1,104). Spasyo-temporal parametrelerin ölçüldüğü bazı modellerde, tercih edilen yürüme hızı yerine sabit veya değişken hızlar kullanılmıştır (1,2,29,42,44). Bizim çalışmamızda ise, kol salınımı engellenmiş yürüme modellerinde, her model için tercih edilen yürüme hızı zeminde belirlenip koşu bandında bu hızlar kullanıldı.

Yizhar ve ark. yaptıkları çalışmada (74) tek üst ekstremitte salınımı kısıtlanmasının, kadansda artma ve adım uzunluğunda azalmaya sebep olduğunu bulmuştur. Eke-Okoro ve ark. (37) hem tek hem çift üst ekstremitte salınımı kısıtlanmasının da, çift adım uzunluğu ve çift adım frekansı değerlerinde düşüş meydana getirdiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda bu bulgulara zıtlık teşkil edecek şekilde sporcu ve sedanter grubun yürüme modellerdeki spasyo temporal parametreleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Teste katılan her bireyin her yürüme modeli için ayrı ayrı yürüme hızlarının belirlenmesi ve kişilerin bu hızlarla koşu bandında üst ekstremiteleri kısıtlanarak yapılan yürümelerini, gruplar arasında fark olmamasının nedeni olarak düşünmekteyiz. Bulgularımızı destekler nitelikteki çalışmalarda, tercih edilen yürüme hızlarında spasyo-temporal parametrelerin değişmediği bulunmuştur (77,81). Grup içi değerlendirmede ise sadece normal ile diğer modeller karşılaştırıldığında yan ve ön model kadans değerleri normal model değerinden anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda tercih edilen yürüme hızı yan ve ön modelde normal modele göre anlamlı olarak daha yüksekti. Yapılan diğer çalışmalarda, yürüme hızı artırıldığı veya yavaşlatıldığında kadansta değişiklik meydana gelmiştir (76,77). Yürüme hızı ile kadans arasında pozitif bir ilişkinin olması kadans değerindeki farkı açıklar niteliktedir.

5.6 Adım Aralığı Değişkenliği

AAD literatürde denge ile ilişkilendirilen diğer bir parametredir (11,18). Yapılan çalışmalarda kol salınıminin kısıtlanması nedeniyle bozulan denge sonucu adım aralığında artma meydana gelmiştir (42,47). Genellikle bu artış yaşlı gruplarda daha belirgin olmaktadır (41,42). Çalışmamıza katılan bireylerin yaş aralığı 18-30 yıl olduğunda dolayı AAD değerlerinde anlamlı fark bulunmadığını düşünmekteyiz.

Dört haftalık yürüme egzersizleri yapan grupta bireylerin yürüme kapasite ve hızlarını artmasına rağmen adım aralıklarında herhangi bir değişim bulunmamıştır (77). Bu bulgu spor yapan bireylerle yapmayanlar arasında adım aralığı açısından fark olmamasını destekler niteliktedir.

5.7 Vücut Yağ Yüzdesi ve Yağ Kütlesinin Değerlendirilmesi

Sporcu ve sedanter grupların vücut yağ yüzdeleri ve yağ kütlesi anlamlı olarak farklı bulundu. Daha önce yapılan çalışmalarda, vücut ağırlığı fazla olan bireylerin yürüme enerji sarfiyatlarının daha fazla olduğunu bulunmuştur (74,75,76). Çalışmamızda her iki grup arasında vücut yağ yüzdesi, yağ kütlesi ve yağsız vücut kütlesi açısından anlamlı fark olmasına rağmen sedanter grubun değerleri sırayla 14.17 ± 4.70 , 10.36 ± 4.52 ve 60.33 ± 7.19 kg dır. Bu değerler göz önüne alındığında, çalışmamıza katılan sedanter bireylerin vücut yağ yüzdelerinin normal sınırlar içinde olduğu kabul edilebilir. Obez ve normal bireylerin enerji tüketimlerini karşılaştıran çalışmalar (108,109) incelendiğinde, çalışmamızda bulunun değerler her iki grup açısından da obez gruplara göre düşük olarak nitelendirilebilir. Bu nedenle her iki grup arasındaki farkın enerji sarfiyatı değerlerine yansımadığını düşünmekteyiz.

5.8 Segmental Kas Kütlesi Analizinin Değerlendirilmesi

Segmental kas kütlesi analizi sonucu sağ bacak hariç diğer ekstremiteler arasında anlamlı fark bulundu. Sporcuların haftalık spor saati ve spor yaşının anlamlı olarak sedanterlerden yüksek olarak bulunması gruplar arasındaki kas kütlesi farkını açıklamaktadır. Daha önce yapılan çalışmalarda değişik yürüme modellerinde meydana gelen farkın, kasların daha fazla kullanılmasından dolayı meydana geldiğini belirtilmiştir (46,47,74,75). EMG kullanılarak yapılan bir araştırmada, yürüme sırasında üst ekstremitelere salınımı istemli olarak kısıtlandığında, bozulan dengeyi kompanse eden

faktörün, bacak kaslarının (m. soleus, m. tibialis anterior, m. vastus lateralis ve m. biceps femoris) daha fazla kullanımı olduğu bulunmuştur (47). Ek olarak, Collins ve ark. (81) yaptıkları araştırmada, kol salınımının, dikey yer tepki momentine karşı koyan torkun oluşumunda bacak kaslarının iş yükünü azalttığını bulmuştur. Bunun sonucunda, yürüme sırasında üst ekstremitte salınımı engellenmesinin, bu momenti artıracak ve dolayısıyla bacak kaslarının enerji gereksiniminin de artacağı beklenebilir. Fakat bizim çalışmamızda, gruplar arasında kas kütlesi açısından fark olmasına rağmen, bu fark enerji sarfiyatına anlamlı olarak etkilememiştir.

5.9 Haftalık Spor Saati

Haftalık spor saati ve spor yaşının sporcu ve sedanter gruplarda anlamlı olarak farklı olması beklediğimiz bir sonuçtur. Bu farkın test ettiğimiz parametrelere yansımalarının ne kadar olacağı daha önce başka çalışmalarda test edilmemiştir. Çalışmamızda, algılanan zorluk derecesi açısından her iki grup arasında anlamlı farkın çıkması, sporcuların performanslarının üst düzeyde olması ve bu nedenle yürüme testindeki algılarının daha düşük olması olarak açıklanabilir. Ancak, bu farklılığın enerji tüketimi değerlerine yansımadığını düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Sonuç olarak, sporcu ve sedanter gruplar arasında yürüme modellerinde enerji sarfiyatı açısından anlamlı bir fark yoktur. Fakat grup içi farklılıklar yan ve ön yürüme modellerinde ortaya çıkmaktadır. Tek kol salınımı kısıtlanması modeller arası enerji sarfiyatında farka neden olmazken, her iki kol salınımı kısıtlanmasının enerji maliyetini artırmaktadır. Bu nedenle enerji tüketiminin yanında enerji maliyetinin de değerlendirilmesinin gerektiğini düşünmekteyiz.

Enerji maliyeti, yürüme hızına bağlıdır ve en verimli yürümenin de tercih edilen yürüme hızında olmasından dolayı, zemin hızları belirlenirken her yürüme modeli için ayrı hızlar belirlenmesinin ve bu hızlarla koşu bandı üzerinde verilerin toplanmasının gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

Sporcu ve sedanter karşılaştırmalarında yürümenin zorluk derecesini belirlemek amacıyla, algılanan zorluk derecesi ölçümü yürüme çalışmalarında kullanılabilir fakat bu fark enerji sarfiyatı sonuçlarına yansımamaktadır.

Dengenin diğer bir göstergesi olan AAD'de sporcu ve sedanter gruplar arasında fark bulunmamış ve bu bulgu enerji sarfiyatı ile paralellik göstermiştir. Grup içi yürüme modelleri karşılaştırıldığında ise her iki grubun ortak bulgusu olarak yan ve ön modellerde VKM-DY parametresinde artış gözlemlendi. Bu nedenle, yürüme sırasında meydana gelen denge bozukluklarını değerlendirmek için AAD'nin yanında VKM-DY parametresinin de kullanılmasının uygun olduğu kanaatindeyiz.

Yürüme sırasında sporcu ve sedanter farkının belirgin olarak ortaya çıkmadığını veya yürüme egzersizinin sporcu ve sedanter bireyleri aynı oranda etkilediği kanaatine varabiliriz.

7. KAYNAKLAR

1. **Umberger BR.** Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of Biomechanics*, **2008**;41: 2575–2580.
2. **Vaughan CL, Davis BL ve O' Connor JC.** Dynamics of Human Gait. 2nd Ed. Kiboho Publishers , **1999**.
3. **Berker N, Yaşın S.** Yürüme Analizi. 1.baskı. **2001**.
4. **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-Oksijen Tüketimi. *Mersin Üniv Sağlık Bilim Derg*, **2011**;3(1): 9-14.
5. **McNeill AR.** Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *Am J Hum Biol*, **2002**;14(5):641-8.
6. **Ortega JD, Fehlman LA, Farley CT.** Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics*, **2008**; 41: 3303–3308.
7. **Pontzer H, Holloway JH, Raichlen DA, Lieberman DE.** Control and function of arm swing in human walking and running. *J. Exp. Biol*, **2009**; 212: 523-534.
8. **Ghez C, Krakauer J.** The organization of movement in principles of neural science, In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. 2nd Ed. McGraw-Hill, New York, **2000**:653–673.
9. **Guyton & Hall.** Tıbbi Fizyoloji. 11.basım. In: Çavuşoğlu H, Yeğen BÇ, Nobel Tıp Kitapları, **2007**.
10. **Ganong WF.** Tıbbi fizyoloji. 20. baskı. Ankara: Nobel Kitapevi, **2002**.
11. **Whittle MW.** An Introduction to Gait Analysis. 4th Ed. Butterworth-Heinemann, **2006**.
12. **Hooper SL.** Central Pattern Generators. 1st Ed. **2001**.
13. TC. Anadolu Üniversitesi Yayını. **İnsan Anatomisi ve Fizyolojisi**, , Eskişehir, Mayıs **2009**.
14. **Güçlü G.** Yüzme Ve Koşu Egzersizinin Sıçan Kas Lif Tipleri Üzerine Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, **2008**.
15. **Hatze H.** The meaning of the term: “Biomechanics.” *Journal of Biomechanics*, **1974**; 7:189–190.
16. **Knudson D.** Fundamentals of Biomechanics. 2nd Ed. Springer USA. **2007**.
17. **Tözeren A.** Human Body Dynamics Classical Mechanics and Human Movement. 1st Ed. Springer-Verlag New York, Inc. **2000**.

18. **Kirtley C.** Clinical Gait Analysis: Theory and Practice. 1st Ed. Churchill Livingstone, **2006**.
19. **Grabiner MD, Troy KL.** Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults. *J Neuroeng Rehabil*, **2005**; 2:25.
20. **Erdoğan CB, Şansın Tüzün Ş.** Yaşlılarda Yürüme Kinematığı. *Türk Geriatri Dergisi*, **2001**;4(1):33-39.
21. **Bauby CE, Kuo AD.** Active control of lateral balance in human walking. *J Biomech*, **2000**; 33(11):1433-40.
22. **Murray MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepic SB.** Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *Am J Phys Med*, **1966**;45(1):8-23.
23. **Murray MP, Kory RC, Clarkson BH.** Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol*, **1969**;24(2):169-78.
24. **Murray MP, Kory RC, Sepic SB.** Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*, **1970**;51(11):637-50.
25. **Hausdorff JM, Zeman L, Peng C, Goldberger AL.** Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *J Appl Physiol*, **1999**;86(3):1040-7.
26. **Oberg T, Karsznia A, Oberg K.** Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*, **1993**;30(2):210-23.
27. **Kanath U, Yetkin H, Songür M, Öztürk, Bölükbaşı S.** Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, **2006**; 5(1-2):53-59.
28. **Bartlett R.** Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns. 2nd Ed. Routledge.NY, USA. **2007**.
29. **Farley CT, Ferris DP.** Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc Sport Sci Rev*, **1998**; 26:253–85.
30. **Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L.** Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture*, **2005**;21(2):186-96.
31. **Baker R.** Gait analysis methods in rehabilitation *J Neuroengineering Rehabil*, **2006**;3(4):1-10.
32. **Miller NR, Shapiro R, McLaughlin TM.** A technique for obtaining spatial kinematic parameters of segments of biomechanical systems from cinematographic data. *Journal of Biomechanics*, **1980**;13(7):535-547.
33. **Borg GA.** Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **1982**; 14; 377-81.
34. **Karahan M, Erol B.** Çocukluk ve ergenlik döneminde kas ve tendon yaralanmaları. *Acta Orthop Traumatol Turc*, **2004**;38(1):37-46.
35. **Prilutsky BI, Zatsiorsky VM.** Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *J Biomech*, **1994**;27(1):25-34.
36. **Thirunarayan MA, Kerrigan D, Rabuffetti M, Croce UD, Saini M.** Comparison of three methods for estimating vertical displacement of center of mass during level walking in patients. *Gait & Posture*, **1996**; 4(4) 306-314.

37. **Eke-Okoro ST, Gregoric M, Larsson LE.** Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clinical Biomechanics*, **1997**;12: 516-521.
38. **Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T.** Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol Clin*, **2008**; 38(2): 105-16.
39. **Ortega JD , Fehlman LA ve Farley CT.** Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics*, **2008**; 41: 3303–3308.
40. **Winter DA.** Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th Ed. New York: Wiley-Interscience Publication. **1990**.
41. **Saina M, Kerrigan DC, Thirunarayan MA, Duff-Raffaele M.** The vertical displacement of the centre of mass during walking: a comparison of four measurement methods. *J Biomech Engineering*, **1998**; 120: 133-139.
42. **Lee JB, Sutter KJ, Askew CD, Burkett BJ.** Identifying symmetry in running gait using a single inertial sensor. *J Sci Med Sport*, **2010**; 13(5):559-63.
43. **Hanada E, Kerrigan CD.** Energy consumption during level walking with arm and knee immobilized. *Arch Phys Med Rehabil*, **2001**; 82; 1251-1254.
44. **Al-Yahya E, Dawes H, Collett J, Howells K, Izadi H, Wade DT, Cockburn J.** Gait adaptations to simultaneous cognitive and mechanical constraints. *Exp Brain Res*, **2009**; 199(1):39-48.
45. **Gutierrez-Farewik EM, Bartonek A, Saraste H.** Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait. *Hum Mov Sci*, **2006**; 25(2); 238-56.
46. **Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD.** Dynamic arm swinging in human walking. *Proc Biol Sci*, **2009**; 276(1673); 3679-88.
47. **Misiaszek JE, Krauss EM.** Restricting arm use enhances compensatory reactions of leg muscles during walking. *Exp Brain Res*, **2005**; 161; 474–485.
48. **Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD.** The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **1953**;35A: 543-558.
49. Physical Medicine and Rehabilitation Board Review. In: Cuccurullo S. New York: Demos Medical Publishing; **2004**.
50. **Houldin A, Luttin K, Lam T.** Locomotor adaptations and after effects to resistance during walking in individuals with spinal cord injury. *J Neurophysiol*, **2011** [Epub ahead of print].
51. **Hortobagyi T, Finch A, Solnik S, Rider P, Devita P.** Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **2011**;66(5):541-7.
52. **VanSwearingen JM, Perera S, Brach JS, Cham R, Rosano C, Studenski SA.** A randomized trial of two forms of therapeutic activity to improve walking: effect on the energy cost of walking. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, **2009**;64:1190-1198.
53. **Robergs RA, Roberts SO.** *Exercise Physiology: Exercise, Performance, and Clinical Applications*, William C Brown Pub, **1997**.

54. **McArdle WD, Katch VI, Katch VL.** Exercise *Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance*, 6th Ed. Lippincott Williams & Wilkins, **2006**.
55. **Issekutz JR, Rodahl K.** Respiratory quotient during exercise *Journal of Applied Physiology*, **1961**;16(4):606-610.
56. **Salvadeo D, Lazer S, Busti C.** Gas exchange kinetics in obese adolescents. Inferences on exercise tolerance and prescription *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol*, **2010** 299:R1298-R1305.
57. **Ward SA.** Discriminating features of responses in cardiopulmonary exercise testing. *Clinical Exercise Testing*, **2010**;10(1):36-68.
58. **Thomas EE.** Speed training with body weight unloading improves walking energy cost and maximal speed in 75- to 85-year-old healthy women. *J. Appl. Physiol*, **2007**;103:1598-160.
59. **Holt KG, Hamill J, Andres RO.** Predicting the minimal energy costs of human walking. *Med Sci Sports Exerc*, **1991**;23:491-498.
60. **Hreljac A.** Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors. *J Biomech*, **1995**;28:669-677.
61. **Bartlett JL, Kram R.** Changing the demand on specific muscle groups affects the walk-run transition speed. *J Exp Biol*, **2008**;211:1281-1288.
62. **Kram R, Domingo A, Ferris DP.** Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *J Exp Biol*, **1997**;200:821-826.
63. **Minetti AE, Ardigo LP, Saibene F.** The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiol Scand*, **1994**;150:315-323.
64. **Noble B, Metz KB, Pandolf CW, Bell E, Cafarelli E, Sime WE.** Perceived exertion during walking and running II. *Med Sci Sports Exerc*, **1973**;5:116-120.
65. **Mercier J, LeGallais D, Durand M, Goudal C, Micallef JP, Prefaut C.** Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *Eur J Appl Physiol Occup Physio*, **1994**;69:525-529.
66. **Rotstein A, Inbar O, Berginsky T, Meckel Y.** Preferred transition speed between walking and running: effects of training status. *Med Sci Sports Exerc*, **2005**;37:1864-1870.
67. **Hreljac A.** Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Med Sci Sports Exerc*, **1993**; 25:1158–1162.
68. **Prilutsky BI, Gregor RJ.** Swing-and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *J Exp Biol*, **2001**;204:2277–2287.
69. **Arellanon CJ, Kram R.** The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. *Journal of Biomechanics* , **2011**;44:1291–1295.
70. **Neptune RR, Sasaki K.** Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *J Exp Biol*, **2005**;208(5):799-808.
71. **Hreljac A.** Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinetic factors. *Gait and Posture*, **1993**; 1:217-23.
72. **Neptune RR, Sasaki K.** Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *J Exp Biol*, **2005**; 208: 799-808.

73. **Prilutsky BI, Gregor RJ.** Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *J Exp Biol*, **2001**; 204(13): 2277-87.
74. **Yizhar Z, Boulos S, Inbar O, Carmeli E.** The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men. *International Journal of Rehabilitation Research*, **2009**; 32(2); 115-123.
75. **Hanada E, Kerrigan C.D.** Energy consumption during level walking with arm and knee immobilized. *Arch Phys Med Rehabil*, **2001**; 82;1251-1254.
76. **Gullstrand L, Halvorsen K, Tinmark F, Eriksson M, Nilsson J.** Measurements of vertical displacement in running, a methodological comparison. *Gait & Posture*, **2009**;30(1):71-78.
77. **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(10):1486-91.
78. **Thomas S, Reading J, Shephard RJ.** Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). *Can J Sport Sci*, **1992**; 17(4):338-45.
79. **Schwartz MH.** Protocol changes can improve the reliability of net oxygen cost data. *Gait & Posture*, **2007**;26:494-500.
80. **Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM.** Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait & Posture*, **2008**; 726;135–141.
81. **Collins SH, Adamczyk PG, Kuo A.D.** Dynamic arm swinging in human walking. *Proc Biol Sci*, **2009**; 276(1673);3679-88.
82. **Gurney B.** Leg length discrepancy. *Gait & Posture*, **2002**;15:195-206.
83. **Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE.** Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol*, **2006**;186:127–139.
84. **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.
85. **Traballesi M, Porcacchia P, Averna 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.
86. **Özyener 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.
87. **Lee JB, Sutter KJ, Askew CD, Burkett BJ.** Identifying symmetry in running gait using a single inertial sensor. *J Sci Med Sport*, **2010**;13(5):559-63.
88. **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(2):270-3.
89. **Peleg S, Dar G, Medlej B, Steinberg N, Masharawi Y, Latimer B, Jellema L, Peled N, Arensburg B, Hershkovitz I.** Orientation of the human sacrum: anthropological perspectives and methodological approaches. *Am J Phys Anthropol*, **2007**;133(3):967-77.
90. **Bauby CE, Kuo AD.** Active control of lateral balance in human walking. *J Biomech*, **2000**; 33(11):1433-40.

91. **Hurt CP, Rosenblatt N, Crenshaw JR, Grabiner MD.** Variation in trunk kinematics influences variation in step width during treadmill walking by older and younger adults. *Gait & Posture*, **2010**;31(4):461-4.
92. **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(4):300-5.
93. **Scholz JP.** Reliability and validity of the WATSMART threedimensional optoelectric motion analysis system. *Phys Thm*, **1989**; 69: 679-689.
94. **Guillaume N, Benoit B.** A kinematic and dynamic comparison of surface and underwater displacement in high level monofin swimming. *Human Movement Science*, **2009**; 28:480–493.
95. **Leporace G, Praxedes J, Fonseca R, Chagas D, Junior JB, Rodrigues C, Pereira GR, Batista LA.** Difference in kinematical behavior between two landing tasks in male volleyball athletes. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*, **2010**; 12(6): 464-470.
96. **Kang HG, Dingwell JB.** Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture*, **2008**; 27(4): 572-7.
97. **Kram JM, Kuo AD.** Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proc Biol Sci*, **2001**; 268(1480):1985-92.
98. **Reha Alpar.** Spor Bilimlerinde Uygulamalı İstatistik. 2. baskı. Nobel Yayın Dağıtım; Ankara, **2001**.
99. **İsmet Kan.** Biyoistatistik. 4. baskı. Nobel Yayın Dağıtım; Ankara, **2006**.
100. **Park CI, Shin JC, Kim DY.** Role of arm swing on gait. In: Proceedings of the 5th Annual Gait and Clinical Movement Analysis Society Meeting, Rochester, **2000**.
101. **Chapman MW, Ralston HJ.** Effect of immobilization of the back and arms on energy expenditure during level walking. Berkeley (CA), **1964**.
102. **Gonzalez EG, Corcoran PJ.** Energy expenditure during ambulation. 2nd Ed. Stoneham (MA), Butterworth-Heineman, **1994**.
103. **Zarrugh MY, Todd FN, Ralston HJ.** Optimization of energy expenditure during level walking. *Eur J Appl Physiol*, **1974**;33:293-306.
104. **Park J.** Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, **2008**; 41; 1417–1426.
105. **Thorstensson A, Roberthson H.** Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running. *Acta Physiol Scand*, **1987**;131:211–214.
106. **Tseh W, Bennett J, Caputo JJ.** Comparison between preferred and energetically optimal transition speeds in adolescents. *Eur J Appl Physiol*, **2002**; 88:117–121.
107. **Duff-Raffaele M, Kerrigan DC, Corcoran PJ, Saini M.** The proportional work of lifting the center of mass during walking. *Am J Phys Med Rehabil*, **1996**;75:375–379.
108. **Nantel J, Mathieu ME, Prince F.** Physical activity and obesity: biomechanical and physiological key concepts. *J Obes*, **2011**:650230. Epub 2010.

109. **McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS.** Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **2000**;81(4):484–489.

ÖZGEÇMİŞ

1971 yılında Ankara'da doğdu. 1994 yılında Orta Doğu Teknik Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bölümü'nden mezun oldu. Ocak 2008 yılında yüksek lisans programında mezun oldu ve aynı yıl Mersin Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor AD'nda doktora programına başladı. Halen Mersin Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu'nda araştırma görevlisi olarak görevine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizcedir. Evli ve bir çocuk babasıdır.

