



## Beyin felçli çocuklarda yürüteç kullanımı sırasında üst ekstremitte kinetikleri ve enerji tüketimi

### *Upper extremity kinetics and energy expenditure during walker-assisted gait in children with cerebral palsy*

Katherine A. KONOP,<sup>1,2</sup> Kelly M. B. STRIFLING,<sup>1,2</sup> Mei WANG,<sup>2,5</sup> Kevin CAO,<sup>2</sup> Daniel EASTWOOD,<sup>3</sup>  
Scott JACKSON,<sup>3</sup> Jeffrey ACKMAN,<sup>4</sup> Haluk ALTIOK,<sup>4</sup> Jeffrey SCHWAB,<sup>5</sup> Gerald F. HARRIS<sup>1,2,4,5</sup>

Marquette Üniversitesi, <sup>1</sup>Biyomedikal Mühendislik Bölümü, <sup>2</sup>Ortopedi ve Rehabilitasyon Mühendisliği Merkezi, Milwaukee, WI;  
<sup>3</sup>Wisconsin Tıp Fakültesi Biyoistatistik Bölümü, <sup>5</sup>Ortopedik Cerrahi Bölümü, Milwaukee, WI;  
<sup>4</sup>Shriners Çocuk Hastanesi, Chicago, IL

**Amaç:** Çalışmada, spastik diplezik beyin felçli çocuklarda, ön ve arka yürüteç kullanımı sırasında üst ekstremitte (ÜE) kinetik verileri ile enerji tüketim indeksi arasındaki ilişkiler araştırıldı.

**Çalışma planı:** Yürüteçle yürüyebilen, spastik diplezik beyin felçli 10 çocukta (3 erkek, 7 kız; ort. yaş 12.1; dağılım 8-18) ÜE kinematığı ve kinetiği ile ilgili yürüme analizleri yapıldı. Üst ekstremitte kinetiği ile ilgili veriler yürüteç tutacaklarına yerleştirilen donanım ile elde edildi. Enerji tüketim indeksi, kalp hızı yöntemiyle ( $ETI_{KH}$ ), yürüme sırasındaki kalp hızından dinlenme anındaki kalp hızının çıkarılması ve sonucun yürüyüş hızına bölünmesiyle hesaplandı. Kinetik değişkenler ile  $ETI_{KH}$  ve yürümenin zamansal ve adım parametreleri arasındaki korelasyonlar araştırıldı.

**Sonuçlar:** Genel olarak, ön yürüteç kullanmada  $ETI_{KH}$ 'nin daha yüksek olduğu görüldü. Birçok kinetik değişken, yürümenin zamansal ve adım parametreleri ve  $ETI_{KH}$  ile korelasyon gösterdi. Anlamlı korelasyonların tümü ( $r>0.80$ ;  $p<0.005$ ) ön yürüteç kullanımı sırasında görüldü ve eklem reaksiyon momentlerinden çok kuvvetleri ile ilgiliydi. Bazı kinetik değişkenlerin ön yürüteç kullanımı sırasında güçlü ve çoklu korelasyon gösterdiği gözlemlendi: Bunlar el bileği medial eklem reaksiyon kuvveti (ERK), dirsek eklemi posterior ERK ve omuz eklemi inferior ve superior ERK'leri idi.

**Çıkarımlar:** Gözlenen korelasyonlar, yürüteç içinde öne hareket için harcanan güç ile artmış  $ETI_{KH}$  arasında ilişki olabileceğini göstermektedir. Bu ilişkinin daha açık hale getirilmesi ve eklem kinematığı de dahil diğer değişkenlerle ilişkilerin araştırılması için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

**Anahtar sözcükler:** Biyomekanik; beyin felci; çocuk; enerji metabolizması; yürüme bozukluğu, nörolojik; kalp hızı; kinetik; kas spastisitesi; üst ekstremitte; yürüteç; yürüme/fizyoloji.

**Objectives:** We evaluated the relationships between upper extremity (UE) kinetics and the energy expenditure index during anterior and posterior walker-assisted gait in children with spastic diplegic cerebral palsy (CP).

**Methods:** Ten children (3 boys, 7 girls; mean age 12.1 years; range 8 to 18 years) with spastic diplegic CP, who ambulated with a walker underwent gait analyses that included UE kinematics and kinetics. Upper extremity kinetics were obtained using instrumented walker handles. Energy expenditure index was obtained using the heart rate method ( $EEI_{HR}$ ) by subtracting resting heart rate from walking heart rate, and dividing by the walking speed. Correlations were sought between the kinetic variables and the  $EEI_{HR}$  and temporal and stride parameters.

**Results:** In general, anterior walker use was associated with a higher  $EEI_{HR}$ . Several kinetic variables correlated well with temporal and stride parameters, as well as the  $EEI_{HR}$ . All of the significant correlations ( $r>0.80$ ;  $p<0.005$ ) occurred during anterior walker use and involved joint reaction forces (JRF) rather than moments. Some variables showed multiple strong correlations during anterior walker use, including the medial JRF in the wrist, the posterior JRF in the elbow, and the inferior and superior JRFs in the shoulder.

**Conclusion:** The observed correlations may indicate a relationship between the force used to advance the body forward within the walker frame and an increased  $EEI_{HR}$ . More work is needed to refine the correlations, and to explore relationships with other variables, including the joint kinematics.

**Key words:** Biomechanics; cerebral palsy; child; energy metabolism; gait disorders, neurologic; heart rate; kinetics; muscle spasticity; upper extremity; walkers; walking/physiology.

**Yazışma adresi / Correspondence:** Gerald Harris, MD. Department of Orthopedic Surgery, Medical College of Wisconsin, P.O. Box 26099, Milwaukee, WI 53226, USA. Tel: +1 414 288 0698 e-posta: gerald.harris@marquette.edu

**Başvuru tarihi / Submitted:** 26.09.2008 **Kabul tarihi / Accepted:** 08.03.2009

© 2009 Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği / © 2009 Turkish Association of Orthopaedics and Traumatology

Beyin felci (BF) ABD’de canlı doğan her 1000 bebekten 3-4’ünü etkileyen nörolojik bir hastalıktır.<sup>[1]</sup> Beyin felçli çoğu olgu spastik (kas tonusunda hız bağımlı artış) ve diplejik (üst ekstremiteleri alt ekstremitelere göre daha ciddi etkiler) olarak tanımlanır. Bu tip BF’li çok sayıda çocuk stabilite için ön, arka yürüteçler gibi yürümeye yardımcı cihazlar kullanırlar (Şekil 1).

Beyin felçli çocuklarda yürüteç kullanımı sırasında kollara binen yükün artan şiddeti ve sıklığı nedeniyle üst ekstremiteler (ÜE) kinetiğini araştırmak önemlidir.<sup>[2-4]</sup> Yaşamın daha ileri döneminde ortaya çıkan omuz yaralanması veya artrit, uzun süreli yürüteç ve tekerlekli sandalye kullanımıyla ilişkilendirilmiştir.<sup>[5,6]</sup>

Yürüteç kullanma sırasında ÜE kinetiğini ölçen çalışmalar nadirdir, çalışmaların çoğu baston ve Lofstrand koltuk değnekleri üzerine yapılmıştır.<sup>[4,7]</sup> Yürüteç yüklenme ile ilgili ön kinetik analizler tamamlanmış olmakla birlikte,<sup>[6,8-11]</sup> bu çalışmalar, yürütecin bacaklarındaki yüklenme kuvvetlerini ölçerek genel yürüteç kuvvetlerini incelemiştir. Bu tür veriler kullanılarak iki taraflı ÜE kinetik analizlerinin yapılması mümkün değildir. Öte yandan, grubumuzun iki taraflı ÜE kinetiği üzerine çalışmaları henüz çok yenidir.<sup>[12]</sup>

Beyin felçli çocukların sağlıklı çocuklara göre yürürken daha fazla enerji harcadıkları kesin olarak ortaya konmuştur.<sup>[13-17]</sup> Ancak, yüksek enerji kullanımının nedenleri açıklığa kavuşmamıştır. Bu artışa kinematik yetmezliğin ya da kasların eşzamanlı kontraksiyonunun yol açtığı öne sürülmektedir. Van den Hecke ve ark.<sup>[17]</sup> segmental hasara bağlı mekanik iş artışının yürüme sırasında artmış enerji tüketimine yol açtığını saptamışlardır. Yürüteç kullanımı sırasında ÜE yüklenmesi ile harcanan enerji arasındaki ilişki araştırılmamıştır.

Yürüme sırasında harcanan enerji çeşitli yöntemlerle hesaplanabilir; bunlar arasında kalp hızını kullanarak enerji tüketim indeksi ( $ETI_{KH}$ )<sup>[13,14,18-20]</sup> ve oksijen tüketimi ( $VO_2$ )<sup>[13,17,18,21-23]</sup> sayılabilir. Oksijen tüketimi enerji kullanımını ölçmede altın standart olarak kabul edilmekle birlikte,  $ETI_{KH}$ ’nin uygulaması daha kolaydır ve karmaşık ekipman kullanımı gerektirmez. Oksijen tüketimi yöntemi, yüz maskesi ile tüketilen oksijen ve üretilen karbondioksit hacmini belirlemek için bir kap veya paket kullanımını gerektirir. Rose ve ark.<sup>[15]</sup> BF’li çocuklarda yürüme sırasında enerji harcanmasının hesaplanmasında  $ETI_{KH}$ ’nin

uygun bir yöntem olduğunu göstermişlerdir. Bu görüş son zamanlarda tartışılmalı hale gelmiştir. Keefer ve ark.<sup>[18]</sup> hemiplejik BF’li çocuklarda ölçümleri karşılaştırmışlar ve düşük korelasyon değerleri bulmuşlardır. Yazarlar  $ETI_{KH}$  yöntemini kullanırken dikkatli olunmasını önermişlerdir. Norman ve ark.<sup>[13]</sup> aynı konuyu belirli bir hızda yürüyeyen spastik diplejik BF’li çocuklarda incelemişler ve  $ETI_{KH}$ ’nin bu hastalarda enerji kullanımını değerlendirmek için uygun bir yöntem olduğu sonucuna varmışlardır.

Beyin felçli çocuklarda ön ve arka yürüteçle yürüme sırasında harcanan enerjiyi inceleyen çalışmalar yapılmıştır. Oksijen tüketimi yöntemini kullanan Park ve ark.<sup>[24]</sup> arka yürüteçle, ön yürüteçle göre anlamlı derecede daha az enerji harcadığını bulmuşlardır. Bununla birlikte, Mattsson ve Andersson<sup>[25]</sup> yürüteç tipleri arasında fark bulamamışlardır. Strifling ve ark.<sup>[26]</sup> da iki yürüteç tipi arasında  $ETI_{KH}$  açısından fark bulamamışlardır.

Bu çalışmada, ön ve arka yürüteç kullanan çocuklarda üçboyutlu ÜE kinetiği ile  $ETI_{KH}$  arasındaki ilişki araştırıldı.

## Hastalar ve yöntem

Yürüteç kullanan spastik diplejik BF’li 10 çocuk (3 erkek, 7 kız; ort. yaş 12.1; dağılım 8-18) incelendi. Çalışmaya alınma ölçütü, hastanın rutin olarak en az bir ay süreyle yürüteç kullanması ve dirsek eklemide Ashworth skorunun 2 veya daha düşük (kas tonusunda hafif artış) olması idi. Son altı ay içinde vücutlarının herhangi bir yerinde tip A botulinum toksin tedavisi görenler veya çalışma başlangıcından önceki bir yıl içinde cerrahi tedavi geçirenler çalışmaya alınmadı.

Çalışmaya alınan hastaların demografik verileri Tablo 1’de özetlendi. Çalışmaya başlamadan önce tüm hastalar arka yürüteç kullanmaktaydı. Çalışma için ilgili kurumlardan gereken onay ve ebeveynlerin rızası alındı.

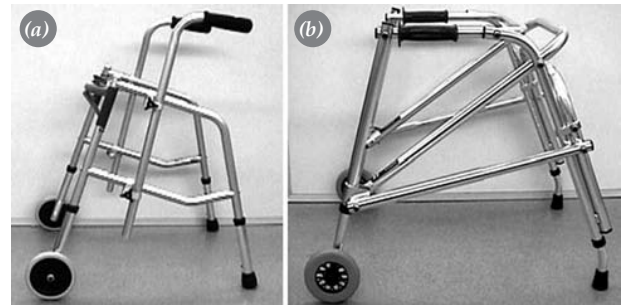


Fig. 1. Walker types: (a) anterior and (b) posterior walkers.

**Tablo 1.** Hastaların demografik ve klinik verileri

Olgu	Yaş <sup>+</sup>	Cinsiyet	Boy (m)	Ağırlık (kg)	Baskın el	Ashworth <sup>+&amp;</sup>		GMFCS*
						Sol	Sağ	
1	18	E	1.4	38.7	Sağ	2	2	3
2	12	K	1.3	32.2	Sol	1	2	3
3	13	K	1.4	42.2	Sağ	1	1	3
4	13	K	1.3	55.6	Sol	1	1	3
5	8	K	1.1	18.8	Sol	1	1	3
6	11	K	1.3	25.2	Sağ	2	2	3
7	9	E	1.2	21.8	Sağ	2	2	3
8	18	K	1.4	50.8	Sağ	1	1	4
9	9	K	1.2	27.4	Sağ	2	2	3
10	10	E	1.3	43.2	Sol	1	1	3
Ortalama	12.1		1.3	35.6				

GMFCS: Gross Motor Function Classification System for Cerebral Palsy; <sup>+</sup>Veriler hastanın ilk vizitinde toplandı. \*GMFCS skorunun 3 olması çocuğun yürüme için yardımcı bir araca bağımlı olduğunu, 4 olması ise çocuğun yürüteçle yürüyebildiğini, ancak bu hareketin daha çok tekerlekli araç kullanımına bağımlı olduğunu gösterir. <sup>&</sup>Ashworth skorunun 1 olması kas tonusunda artış olmadığını, 2 olması ise hafif artış olduğunu gösterir.

### Veri toplama

Hareket verileri üst ekstremitelere ve alt ekstremitelere (AE) yansıtıcı yüzey belirteçleri yerleştirilerek kaydedildi. Belirteç seti grubumuz tarafından daha önce tanımlanmıştı.<sup>[26]</sup>

Farklı hasta boylarına göre üç büyüklükte yürüteç kullanıldı (ön yürüteçler: Sunrise Medical, Model 7783, 7781, 7780, Longmont, CO; arka yürüteçler: Kaye Products, Inc., Model W2B-W4B, Hillsborough, NC). Yürüteçler, hasta kolları yanda ayakta dururken yürüteç tutacağı hastanın ulnar stiloïd proç seviyesine gelecek şekilde ayarlandı. Hareket verileri önce hasta kendi normal yürüteç tipini (arka) kullanırken toplandı. Beyin felcinin spastik etkisinin hastalar arasında değişkenlik gösterdiği iyi bilinmektedir;<sup>[27]</sup> bu yüzden, kabul edilebilir üç yürüme siklusunun elde edilmesi için en az beş yürüme denemesi yapıldı. Yürüme hastanın kendi seçtiği hızda ve yürüme stilinde yapıldı. Hareket verileri, 60 Hz'de 12 kameralı Vicon hareket analiz sistemi (Oxford Metrics, Oxford, UK) kullanılarak toplandı.

Kinetik veriler, 1500 Hz'de, özel tasarlanmış iki yürüteç tutacağı kullanılarak (AMTI, Watertown, MA) toplandı. Ele etki eden üç kuvveti ve üç momenti ölçmek için, her bir tutacak, altı eksenli yüklenmeyi ölçebilen duyarlı hücreyle donatılmıştı. En az 30 günlük alışma evresinden sonra, aynı işlem diğer yürüteç tipi kullanılarak (ön yürüteç) yapıldı. Çalışmanın tamamlanmasından sonra yapılan bir ankette,

hastalar sıklıkla ya da her zaman ön yürüteci kullandıklarını bildirdiler. Aynı ankette 10 hastanın dördü, kendi arka yürüteçleri yerine ön yürüteçleri tercih ettiklerini bildirdi.

Harcanan enerji kalp hızı yöntemi ( $ETI_{KH}$ ) kullanılarak şu formülle ölçüldü:  $ETI_{KH}$  (atım/metre) = (Ortalama yürüme kalp hızı - Ortalama dinlenme kalp hızı) / yürüme hızı.

Hassas performanslı Polar Kalp Atış Hızı Monitörü ile (model S610, yazılım versiyonu 3.02.007, Polar Electro Inc., Woodbury, NY) hem dinlenmede hem de yürüme sırasındaki kalp hızı (KH) kaydedildi. Dinlenme KH yürüme analizinden önce ve hasta beş dakika sırtüstü yattıktan sonra ölçüldü. Yürüme KH ölçümü yürüme analizinden sonra yapıldı. Hastalar kesintisiz bir şekilde beş dakika yürütüldü ve bu süre boyunca KH kaydedildi. Yürüme KH değeri, KH'nin kararlı duruma ulaşmasından başlayarak yürüme sonuna kadar elde edilen verilerin ortalaması olarak hesaplandı. Bu beş dakika süresince hastaların yürüdüğü mesafe kaydedildi ve yürüme hızı hesaplandı. Veriler, hem ön hem de arka yürüteçle yürüme sırasında kaydedildi.

### Veri analizi

Ham veriler Woltring filtresiyle filtrelendikten sonra, verilere özel bir ÜE kinematik ve kinetik modeli uygulandı. Bu modelin kinematik kısmı Uluslararası Biyomekanik Birliği'nin (International Society of Biomechanics - ISB) ÜE koordinat sistemiyle (+X öne, +Y yukarı, +Z sağ)<sup>[28]</sup> uyumluydu ve distal seg-

mentin proksimale yaptığı açı olarak tanımlanan eklem açısını belirlemek için Euler rotasyon yöntemini (sagittal-koronal-transvers sıralama) kullanıyordu. Her bir segmentin açısal hızı ve ivmesi pozisyon ve rilerinin diferansiyasyonu ile belirlendi.

Modelin kinetik bölümünde, vücut segment parametre verileri ve özel donanımlı yürüteç tutacaklarından elde edilen veriler yanı sıra açısal hız ve ivmeler kullanıldı. Eklem reaksiyon kuvveti (ERK) ve momentinin (ERM) hesaplanmasında, el bileği, dirsek ve omuz (glenohumeral) eklemleri için her bir planda, Vaughan ve Appendix'in<sup>[29]</sup> kullandığına benzer ters dinamik yaklaşım kullanıldı.

Eklem reaksiyon kuvveti, her eklem için, distal segment kütle merkezinin kütle merkezinin ivmesi ile çarpımından (kütle x ivme)<sub>Distal segment</sub> distal ekleme ( $F_{Distal\ eklem}$ ) uygulanan gücün çıkarılmasıyla hesaplandı:  $ERM = (kütle \times ivme)_{Distal\ segment} - F_{Distal\ eklem}$ .

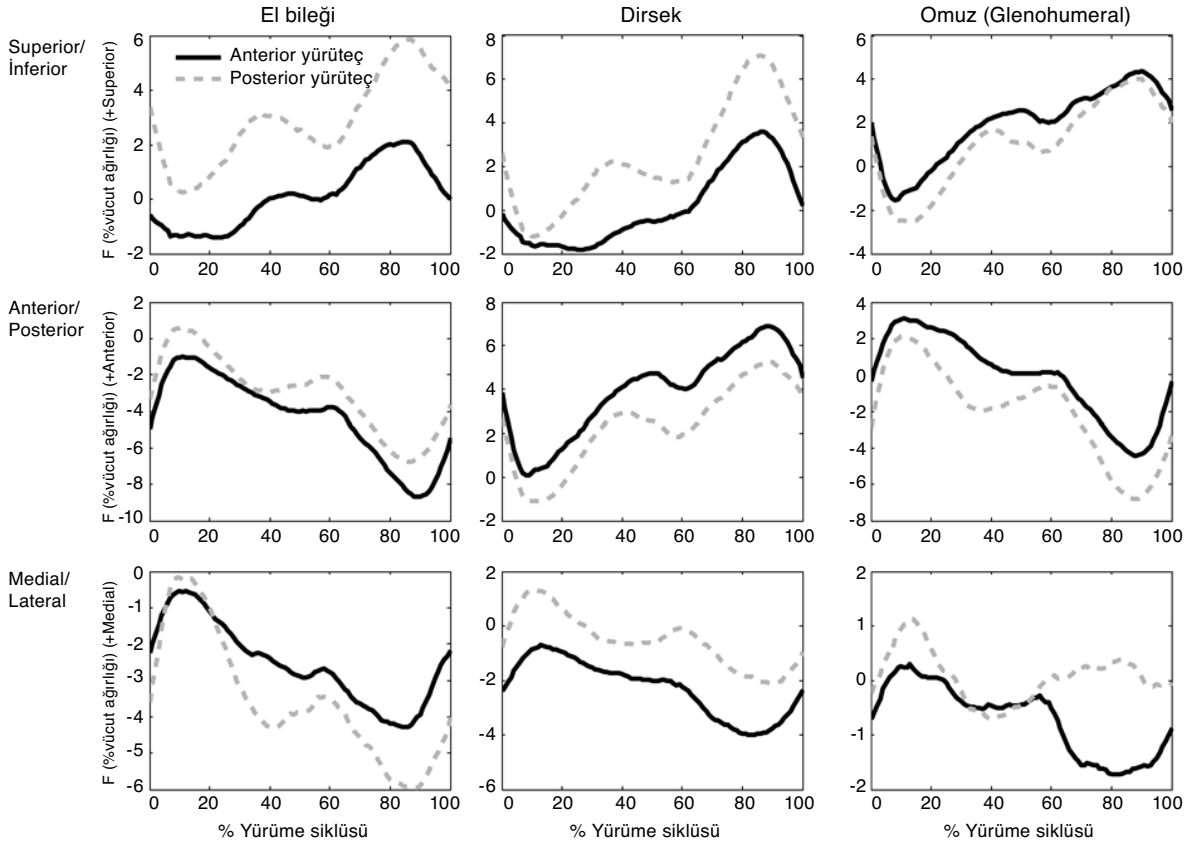
Eklem reaksiyon momentleri, distal segmentin kütle merkezinin açısal momentumundaki değişim hızına ( $H_{Distal\ segment}$ ), distal ekleme uygulanan momente ( $M_{Distal\ eklem}$ ), proksimal ve distal eklemlere uygu-

lan kuvvetlerden kaynaklanan moment katkılarına (F) ve segmentlerin kütle merkezi ile eklemler arasındaki moment kollarına (R) bağlıdır ve aşağıdaki denklemle ifade edilir:

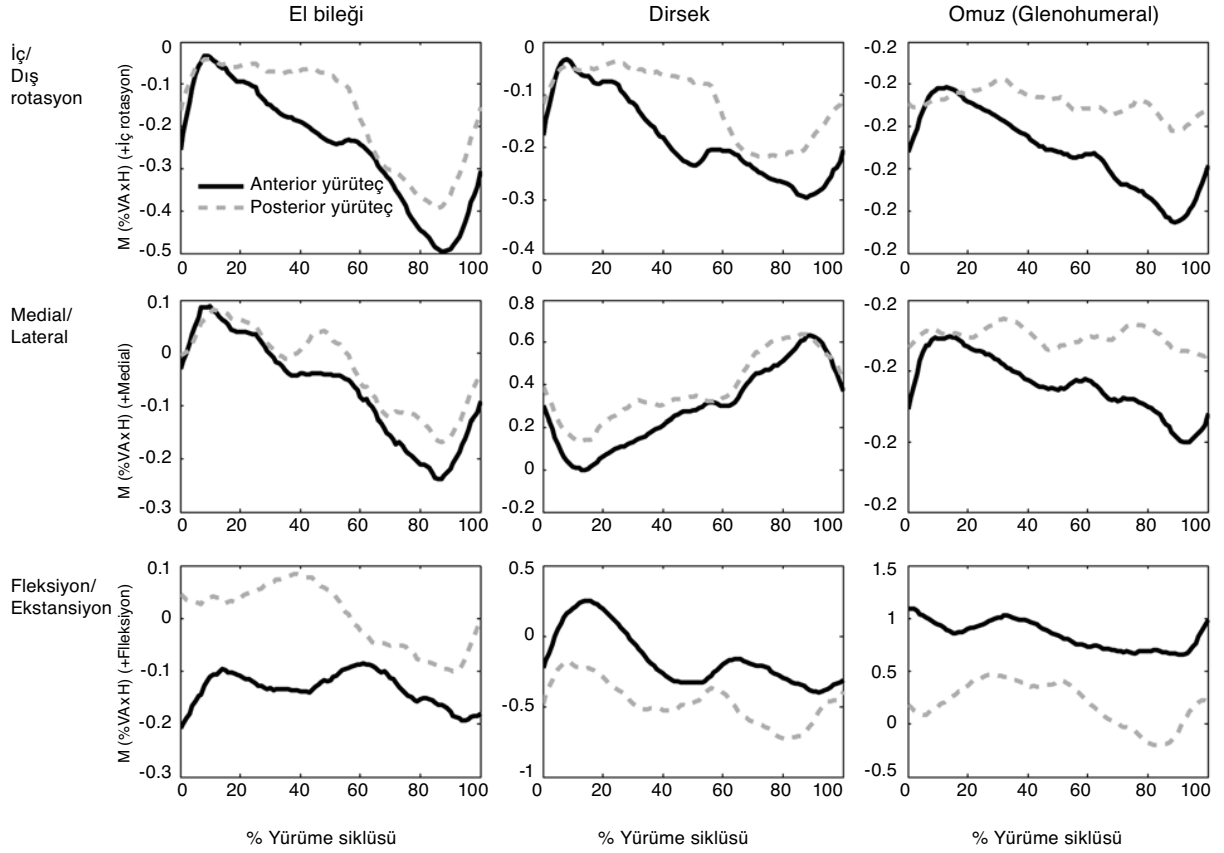
$$ERM = H_{Distal\ segment} - M_{Distal\ eklem} - (R \times F)_{Proksimal\ eklem} + (R \times F)_{Distal\ eklem}$$

### İstatistiksel değerlendirme

Biyomekanik veriler, hastanın hangi elle yazdığına bakılarak belirlenen baskın ele göre gruplandırıldı. Yürüteç tipleri arasındaki karşılaştırmalar Wilcoxon *signed rank* test kullanılarak yapıldı. Bu, lineerite varsaymayan parametrik olmayan bir testtir ve görece küçük örnek sayıları için uygundur. Tepe noktaların büyüklükleri (maksimum ve minimum) ve kuvvet ve momentlerin dinamik aralıkları ile  $ETI_{KH}$ , yürümenin zamansal ve adım parametreleri arasındaki korelasyon Spearman *rank* korelasyon katsayısı ile değerlendirildi. Çok sayıda karşılaştırma ve korelasyon incelemesi olması nedeniyle, istatistiksel anlamlılık gösterir  $p$  değeri  $<0.005$  düzeyinde tutuldu. Bu değer, tesadüf olabilecek anlamlı farklılıklar bulma olasılığını azaltmaktadır.



Şekil 2. Yürüme siklusünde üst ekstremité ortalama eklem güçleri (iki taraf birleştirilmiş). VA: Vücut ağırlığı.



**Şekil 3.** Yürüme siklüsünde üst ekstremitelerde ortalama eklemler reaksiyon momentleri (M) (iki taraf birleştirilmiş).  
VA: Vücut ağırlığı.

## Sonuçlar

### Enerji tüketimi

Her bir hasta için hesaplanan  $ETI_{KH}$  değerleri Tablo 2'de gösterildi. Ön yürüteç kullanımı genelde daha yüksek  $ETI_{KH}$  ile sonuçlandı (Tüm sonuçları olan 7 hastanın 5'inde). Yürüteç tipleri arasında anlamlı fark saptanmadı ( $p=0.47$ ).

**Tablo 2.** Enerji tüketim indeksi değerleri (atım/metre)

Hasta	Ön yürüteç	Arka yürüteç
1	0.7	1.1
2	2.6	1.9
3	1.2	0.9
4	1.3	2.6
5	1.5	–
6	1.3	0.5
7	0.5	–
8	7.8	3.4
9	1.2	1.1
10	–	1.0
Ort.±SS	2.0±2.2	1.6±1.0

### Biyomekanik veriler

On hastada ERK ve ERM için ortalama eğriler sırasıyla Şekil 2 ve Şekil 3'te gösterildi. Veriler, ön ve arka yürüteç kullanımları arasında tepe noktası ve yük aralıkları açısından az sayıda anlamlı farklılık gösterdi.

Eklemler kinetiği verileri ile  $ETI_{KH}$  arasında korelasyon gözlemlendi (Tablo 3). Anlamlı korelasyonların tümü ( $r>0.80$ ;  $p<0.005$ ) ön yürüteç kullanımında görüldü ve eklemler reaksiyon momentlerinden çok kuvvetleri ile ilgiliydi. Baskın olmayan el bileğinde her üç plandaki kuvvetler ve baskın el bileğinde posterior kuvvet  $ETI_{KH}$  ile ilişkili bulundu. Baskın olmayan dirsekte posterior kuvvet ve her iki omuzda inferior kuvvetler de  $ETI_{KH}$  ile ilişkili idi.

### Yürümenin zamansal ve adım parametreleri

Her iki yürüteç tipiyle yürüme sırasında kaydedilen yürümenin zamansal ve adım parametreleri şunları içeriyordu: Yürüme hızı, ritim, iki adım (stride) uzunluğu ve adım (step) uzunluğu. Bu parametrelere ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4'te

**Tablo 3.** Kalp hızı enerji tüketim indeksi ile kinetik değişkenler arasındaki korelasyonlar

	Eklem reaksiyon kuvveti	Taraf	Yürüteç	<i>r</i>	<i>p</i>
El bileği	İnferior	Baskın değil	Ön	0.87	0.002
El bileği	Medial	Baskın değil	Ön	-0.93	0.000
El bileği	Posterior	Baskın	Ön	-0.87	0.002
El bileği	Superior	Baskın değil	Ön	0.88	0.002
Dirsek	Posterior	Baskın değil	Ön	0.88	0.002
Omuz	İnferior	Baskın	Ön	0.87	0.002
Omuz	İnferior	Baskın değil	Ön	0.85	0.004

gösterildi. Yürüteç tipleri arasında yürümenin zamansal ve adım parametreleri açısından tek anlamlı fark sol adım uzunluğunda görüldü ( $p=0.0001$ ).

Bu çalışmada bazı kinetik değişkenlerin adım uzunluğu ve çift adım uzunluğuyla ( $r>0.80$ ;  $p<0.005$ ) ilişkili olduğunu göstermiştir. Bu korelasyonlar Tablo 5'te özetlendi. Baskın dirsekte iç/dış rotasyon momentinin dinamik aralığı da arka yürüteç kullanımında iki taraflı ritim ile korelasyon gösterdi. Yürüteç tipi ile yürüme hızı arasında anlamlı ilişki gözlenmedi.

## Tartışma

Bu çalışmanın amacı, ön ve arka yürüteç kullanan BF'li çocuklarda enerji tüketimi ve ÜE eklem reaksiyon kuvvetleri ve momentleri arasındaki ilişkiyi araştırmaktır.

Bu çalışmadan elde edilen biyomekanik sonuçlar mantıklıdır ve diğer ÜE yüklenme çalışmalarındaki sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Haubert ve ark.<sup>[2]</sup> erişkinlerde ön yürüteç kullanımıyla ilgili benzer omuz ERK'leri bildirmişlerdir (*Haubert ve ark.:* %5.93 vücut ağırlığı (VA) superior; %3.16 VA inferior; %3.29 VA posterior; %0.92 VA medial; *bu çalışma:* %5.70 VA superior; %4.30 VA inferior; %7.40 VA posterior; %2.30 VA medial).

Çalışmamızda bulunan momentler, Bachschmidt ve ark.<sup>[12]</sup> tarafından yürüteç kullanan BF'li çocuk

hastalarda bildirilen değerlerle benzerlik göstermektedir (*Bachschmidt ve ark.:* arka yürüteç için: omuz fleksiyonu 0.15 Nm/kg, dirsek ekstansiyonu -0.06 Nm/kg, el bileği fleksiyonu 0.02 Nm/kg; ön yürüteç için: omuz ekstansiyonu -0.04 Nm/kg, dirsek ekstansiyonu -0.19 Nm/kg, el bileği fleksiyonu 0.07 Nm/kg; *bu çalışma:* arka yürüteç için: omuz fleksiyonu 0.12 Nm/kg, dirsek ekstansiyonu -0.14 Nm/kg, el bileği fleksiyonu 0.04 Nm/kg; ön yürüteç için: omuz ekstansiyonu -0.01 Nm/kg, dirsek ekstansiyonu -0.10 Nm/kg, el bileği fleksiyonu 0.01 Nm/kg). Moment büyüklükleri de Bachschmidt ve ark.<sup>[30]</sup> tarafından standart ön yürüteç kullanan normal erişkinlerde yapılan çalışma bulgularıyla benzerdir.

Bu çalışmada elde edilen  $ETI_{KH}$  değerleri (ort. 1.8 atım/metre) BF'li hastalarda Raja ve ark.<sup>[14]</sup> (1.55 atım/metre) ve Toms ve ark.<sup>[20]</sup> (2.0 veya daha az atım/metre) tarafından bildirilenlere yakındır. Bizim değerlerimiz Keefer ve ark.<sup>[18]</sup> (0.50-0.60 atım/metre) ve Provost ve ark.<sup>[19]</sup> (0.68 atım/metre) tarafından bildirilen değerlerden biraz daha yüksekti; ancak, bu çalışmalar yardımcı bir alet olmadan yürütülen BF'li hastalarda yapılmıştı.

Kinetik değişkenler ile  $ETI_{KH}$  değerleri ve yürümenin zamansal ve adım parametreleri arasında anlamlı korelasyonlar gözlemlendi. Kinetik değişkenlerin bazıları veri setinde çoklu korelasyonlar gösterdi. Bunlar, el bileğinde medial ERK, dirsek

**Tablo 4.** Yürümenin zamansal ve adım parametreleri

	Taraf	Ön yürüteç	Arka yürüteç	<i>p</i>
Yürüme hızı (m/sn)		0.42±0.06	0.35±0.06	0.1579
Ritim (adım/dk)		77.05±7.72	69.79±8.14	0.1662
İki adım uzunluğu (m)	Sol	0.64±0.06	0.59±0.05	0.4481
	Sağ	0.64±0.07	0.60±0.06	0.2731
Adım uzunluğu (m)	Sol	0.31±0.04	0.30±0.05	0.0001
	Sağ	0.32±0.04	0.30±0.04	0.1003

**Tablo 5.** Yürümenin zamansal ve adım parametreleri ile kinetik değişkenler arasındaki korelasyonlar

	Eklem	Kinetik değişken	Taraf	Yürüteç tipi	r	p
Ritim (Sol)	Dirsek	İç/dış rotasyon ERM	Baskın	Arka	-0.85	0.002
Ritim (Sağ)	Dirsek	İç/dış rotasyon ERM	Baskın	Arka	-0.84	0.002
Adım uzunluğu (Sol)	El bileği	Medial ERK	Baskın değil	Ön	0.87	0.001
	Dirsek	Posterior ERK	Baskın değil	Ön	-0.92	0.000
	Omuz	Ekstansiyon ERM	Baskın değil	Arka	0.83	0.003
	Omuz	İnferior ERK	Baskın değil	Ön	-0.90	0.000
	Omuz	Superior ERK	Baskın değil	Ön	-0.93	0.000
Adım uzunluğu (Sağ)	El bileği	Medial ERK	Baskın değil	Arka	-0.82	0.004
	Dirsek	Medial ERK	Baskın	Ön	0.81	0.005
	Omuz	Ekstansiyon ERM	Baskın	Ön	0.84	0.002
İki adım uzunluğu (Sol)	El bileği	İnferior ERK	Baskın	Arka	0.84	0.002
	El bileği	Medial ERK	Baskın değil	Ön	0.88	0.001
	Dirsek	Fleksiyon ERM	Baskın değil	Arka	0.81	0.005
	Dirsek	Posterior ERK	Baskın değil	Ön	-0.85	0.002
	Omuz	Ekstansiyon ERM	Baskın değil	Arka	0.87	0.001
	Omuz	İnferior ERK	Baskın değil	Ön	-0.87	0.001
	Omuz	Lateral ERK	Baskın değil	Ön	-0.83	0.003
	Omuz	Superior ERK	Baskın değil	Ön	-0.90	0.000
İki adım uzunluğu (Sağ)	El bileği	İnferior ERK	Baskın	Arka	0.81	0.005
	El bileği	Medial ERK	Baskın değil	Ön	0.89	0.001
	Dirsek	Posterior ERK	Baskın değil	Ön	-0.87	0.001
	Omuz	Ekstansiyon ERM	Baskın değil	Arka	0.96	0.000
	Omuz	İnferior ERK	Baskın değil	Ön	-0.88	0.001
	Omuz	Lateral ERK	Baskın değil	Ön	-0.82	0.004
	Omuz	Superior ERK	Baskın değil	Ön	-0.88	0.001

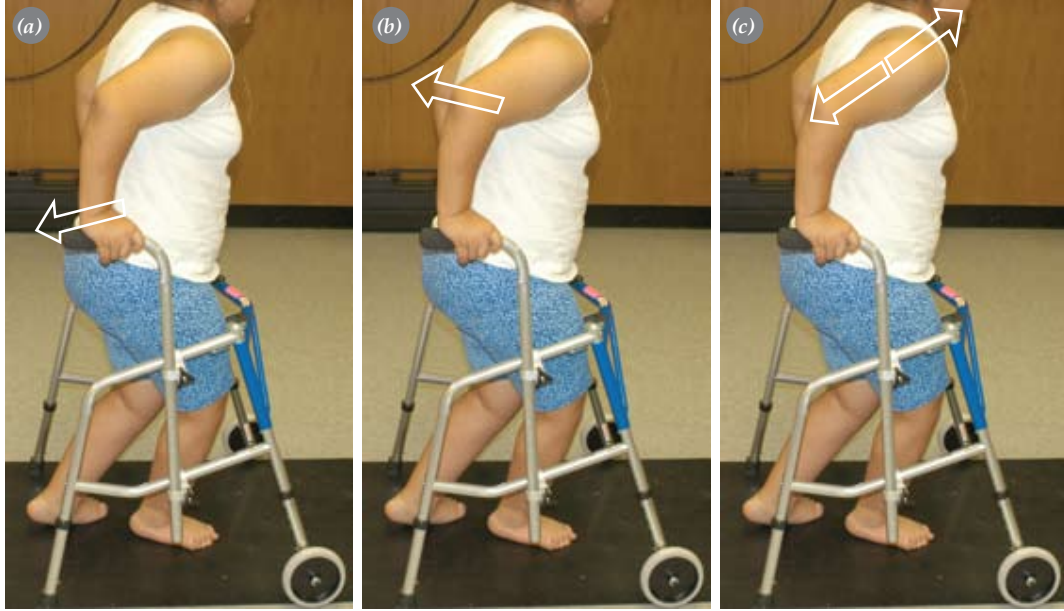
ERK: Eklem reaksiyon kuvveti; ERM: Eklem reaksiyon momenti.

te posterior ERK ve omuzda inferior ve superior ERK'ler idi.

Ön yürüteç kullanımı sırasında baskın olmayan el bileğinde (Şekil 4a) medial ERK, sol adım uzunluğu ( $r=0.87$ ;  $p=0.001$ ), sol ( $r=0.88$ ;  $p=0.001$ ) ve sağ ( $r=0.89$ ;  $p=0.001$ ) çift adım uzunluğuyla pozitif korelasyon,  $ETI_{KH}$  ( $r=-0.93$ ;  $p<0.001$ ) ile negatif korelasyon gösterdi. El bileğine göre medial yön ulnar stiloid proçese işaret eder. Hastanın elinin yürütecin tutacağındaki pozisyonu nedeniyle, medial el bileği ERK'si genellikle yürütecin arkasına doğru yönelir. Bu kuvvet, yürüteci öne iten ele yanıt olarak etki eder; diğer bir deyişle, el segmenti tarafından el bileğine uygulanan lateral makaslama kuvvetine karşı bir reaksiyondur. Yürütecin daha büyük bir kuvvetle öne doğru itilmesi durumunda, adım ve çift adım uzunluğu daha büyük olacaktır. Bu durumda, her adım daha fazla alanı içine alacağından yürüme etkinliği artacak ve sonuçta  $ETI_{KH}$  düşecektir.

Ön yürüteç kullanımı sırasında baskın olmayan dirsekteki posterior ERK (Şekil 4b), sol adım uzunluğu ( $r=-0.92$ ;  $p<0.001$ ) ve sağ ( $r=-0.87$ ;  $p=0.001$ ) ve sol ( $r=-0.85$ ;  $p=0.002$ ) çift adım uzunluğu ile negatif korelasyon gösterirken,  $ETI_{KH}$  ( $r=0.88$ ;  $p=0.002$ ) ile pozitif korelasyon gösterdi. Dirsekteki posterior ERK, kişinin vücudunu öne doğru ilerletmek için yürüteç çerçevesine eğiliyor olabileceğini göstermektedir. Bu nedenle, bulunan korelasyonlar mantıklıdır; çünkü, eğer kişi vücudunu öne doğru ilerletmek için yürüteç üzerine daha büyük derecede abanıyorsa, bu durumda adım/çift adım uzunluğu çok fazla olmayacaktır. Bu yürüme tipi zaman içinde alınan mesafeyi kısaltır ve böylece  $ETI_{KH}$ 'yi artırır.

Ön yürüteç kullanımı sırasında baskın olmayan omuzdaki inferior ve superior ERK'ler (Şekil 4c) sol adım uzunluğu (superior ERK için,  $r=-0.93$ ;  $p<0.001$ ; inferior ERK için,  $r=-0.90$ ;  $p<0.001$ ) ve sağ ve sol çift adım uzunluğuyla (superior ERK, sol:  $r=-0.90$ ;



**Şekil 4.** Üst ekstremitte eklemler reaksiyon kuvvetleri: (a) Medial el bileği; (b) Posterior dirsek; (c) inferior ve superior omuz.

$p < 0.001$ ; sağ:  $r = -0.88$ ;  $p = 0.001$ ; inferior ERK, sol:  $r = -0.87$ ;  $p = 0.001$ ; sağ:  $r = -0.88$ ;  $p = 0.001$ ) negatif korelasyon gösterdi. Inferior ERK ise  $ETI_{KH}$  ( $r = 0.85$ ;  $p = 0.004$ ) ile pozitif korelasyon gösterdi. Omuzda superior ERK (posterior ERK ile birlikte), kişinin vücut ağırlığına destek olmak için yürütecin tutacağını aşağı doğru ittiğini göstermektedir. Omzun ekstansiyondaki pozisyonundan dolayı, inferior ERK, vücudun yürüteç çerçevesi içinde ileri doğru hareketine yardımcı olabilir. Daha büyük ERK'nin işaret ettiği daha fazla yük verme, daha kısa adım/çift adım uzunluğunu gösterir. Eğer vücudu öne ilerletmek için daha fazla kuvvete gerek varsa (inferior ERK), kişi muhtemelen daha küçük adımlar/çift adımlar atacaktır. Bu durum, yürüme etkinliğini ve alınan mesafeyi azaltacak,  $ETI_{KH}$ 'yi arttıracaktır.

Üst ekstremiteler vücudu ileri atmak için ne kadar çok çalışırsa, genelde, kişinin yürüyüşü de o kadar az verimli olacaktır. Tersine, medial el bileği ERK'lerinde görüldüğü gibi, kişi yürüteci öne ilerletmek için ne kadar fazla güç harcıyorsa, yürüyüş o kadar çok verimli olacaktır.

Yürüteç destekli yürüme sırasında ÜE kinematiği ve kinetiği arasındaki ilişkiyi ortaya koymak için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu çalışmalar, yüklenme ve hareketin birbirlerini nasıl etkilediğini daha iyi anlamamıza yardımcı olabilir. Ayrıca, ÜE yüklenmesini ve yürüme etkinliğini iyileştirmek için,

yürüyüş eğitim rutinlerinin nasıl değiştirilebileceği konusunda daha açık fikir verebilir,

Sonuç olarak, çalışmamızda BF'li çocuklarda yürüteç kullanımı sırasında ÜE kinetik verileri ile yürümenin zamansal ve adım parametreleri ve  $ETI_{KH}$  arasındaki korelasyonlar değerlendirildi. Ön yürüteç kullanılırken, baskın olmayan taraftaki el bileğinde medial ERK, dirsekte posterior ERK ve omuzdaki inferior ve superior ERK'ler ile çoklu korelasyonlar da dahil çeşitli korelasyonlar gözlemlendi. Bu ilişkilerin nedenlerini anlamak ve ÜE kinematiği gibi diğer değişkenlerle ilişkileri araştırmak için daha ileri çalışmalara gerek vardır.

### Teşekkür

Bu proje NIDRR (National Institute on Disability and Rehabilitation Research) tarafından desteklenmiştir (H133P020004 ve H133G010069).

### Kaynaklar

1. Yeargin-Allsopp M, Van Naarden Braun K, Doernberg NS, Benedict RE, Kirby RS, Durkin MS. Prevalence of cerebral palsy in 8-year-old children in three areas of the United States in 2002: a multisite collaboration. *Pediatrics* 2008;121:547-54.
2. Haubert LL, Gutierrez DD, Newsam CJ, Gronley JK, Mulroy SJ, Perry J. A comparison of shoulder joint forces during ambulation with crutches versus a walker in persons with incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:63-70.



3. Melis EH, Torres-Moreno R, Barbeau H, Lemaire ED. Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 1999;37:430-9.
4. Requejo PS, Wahl DP, Bontrager EL, Newsam CJ, Gronley JK, Mulroy SJ, et al. Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait. *Med Eng Phys* 2005;27:19-29.
5. Bateni H, Maki BE. Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:134-45.
6. Opila KA, Nicol AC, Paul JP. Forces and impulses during aided gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1987;68:715-22.
7. Slavens BA, Frantz J, Sturm PF, Harris GF. Upper extremity dynamics during Lofstrand crutch-assisted gait in children with myelomeningocele. *J Spinal Cord Med* 2007;30 Suppl 1:S165-71.
8. Adrezin RS, Cordaro MA, Wang FS, Fast A. Instrumentation and computer interfacing of a standard walker to study user-walker interaction dynamics. In: *Proceedings of ASME Bioengineering Division Winter Annual Meeting*, Anaheim, CA, Nov 1992. p. 403-5.
9. Fast A, Wang FS, Adrezin RS, Cordaro MA, Ramis J, Sosner J. The instrumented walker: usage patterns and forces. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:484-91.
10. Finkel J, Fernie GR, Cleghorn W. A guideline for the design of a four-wheeled walker. *Assistive Technology* 1997;9:116-29.
11. Pardo RD, Deathe AB, Winter DA. Walker user risk index. A method for quantifying stability in walker users. *Am J Phys Med Rehabil* 1993;72:301-5.
12. Bachschmidt RA, Harris GF, Hassani S, Carter M, Caudill A, Reiners K, et al. Quantitative study of walker-assisted gait in children with cerebral palsy: Anterior versus posterior walkers. In: Harris GF, Smith P, editors. *Pediatric gait: a new millenium in clinical care and motion analysis technology*. Piscataway, NJ: Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.; 2000. p. 217-23.
13. Norman JF, Bossman S, Gardner P, Moen C. Comparison of the energy expenditure index and oxygen consumption index during self-paced walking in children with spastic diplegia cerebral palsy and children without physical disabilities. *Pediatr Phys Ther* 2004;16:206-11.
14. Raja K, Joseph B, Benjamin S, Minocha V, Rana B. Physiological cost index in cerebral palsy: its role in evaluating the efficiency of ambulation. *J Pediatr Orthop* 2007;27:130-6.
15. Rose J, Gamble JG, Burgos A, Medeiros J, Haskell WL. Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1990;32:333-40.
16. Stallings VA, Zemel BS, Davies JC, Cronk CE, Charney EB. Energy expenditure of children and adolescents with severe disabilities: a cerebral palsy model. *Am J Clin Nutr* 1996;64:627-34.
17. van den Hecke A, Malghem C, Renders A, Detrembleur C, Palumbo S, Lejeune TM. Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2007;27:643-7.
18. Keefer DJ, Tseh W, Caputo JL, Apperson K, McGreal S, Morgan DW. Comparison of direct and indirect measures of walking energy expenditure in children with hemiplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2004;46:320-4.
19. Provost B, Dieruf K, Burtner PA, Phillips JP, Bernitsky-Beddingfield A, Sullivan KJ, et al. Endurance and gait in children with cerebral palsy after intensive body weight-supported treadmill training. *Pediatr Phys Ther* 2007;19:2-10.
20. Toms B, Harrison B, Bower E. A pilot study to compare the use of prototypes of multipositional paediatric walking sticks and tripods with conventional sticks and tripods by children with cerebral palsy. *Child Care Health Dev* 2007;33:96-106.
21. Maltais DB, Pierrynowski MR, Galea VA, Bar-Or O. Physical activity level is associated with the O<sub>2</sub> cost of walking in cerebral palsy. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:347-53.
22. Protas EJ, Raines ML, Tissier S. Comparison of spatiotemporal and energy cost of the use of 3 different walkers and unassisted walking in older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:768-73.
23. Ulkar B, Yavuzer G, Güner R, Ergin S. Energy expenditure of the paraplegic gait: comparison between different walking aids and normal subjects. *Int J Rehabil Res* 2003;26:213-7.
24. Park ES, Park CI, Kim JY. Comparison of anterior and posterior walkers with respect to gait parameters and energy expenditure of children with spastic diplegic cerebral palsy. *Yonsei Med J* 2001;42:180-4.
25. Mattsson E, Andersson C. Oxygen cost, walking speed, and perceived exertion in children with cerebral palsy when walking with anterior and posterior walkers. *Dev Med Child Neurol* 1997;39:671-6.
26. Strifling KM, Lu N, Wang M, Cao K, Ackman JD, Klein JP, et al. Comparison of upper extremity kinematics in children with spastic diplegic cerebral palsy using anterior and posterior walkers. *Gait Posture* 2008;28:412-9.
27. Steinwender G, Saraph V, Scheiber S, Zwick EB, Uitz C, Hackl K. Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clin Biomech* 2000;15:134-9.
28. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005;38:981-992.
29. Vaughan CL. Appendix B: Detailed mathematics used in GaitLab. In: Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC, editors. *Dynamics of human gait*. 2nd ed. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers; 1992. p. 83-106.
30. Bachschmidt RA, Harris GF, Simoneau GG. Walker-assisted gait in rehabilitation: a study of biomechanics and instrumentation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2001;9:96-105.