



에너지보행과 일반보행에서 몸통운동의 특성 비교

The Comparison of Characteristics of Trunk Motion between Energy Walking and Normal Walking

신제민*(상명대학교)

Shin, Je-Min*(Sangmyung University)

ABSTRACT

J. M. SHIN, The Comparison of Characteristics of Trunk Motion between Energy Walking and Normal Walking. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 3, pp. 133-145, 2007. The purpose of this paper was to compare of difference between energy walking and normal walking. Subjects were selected 8 male undergraduates. The kinematic variables of a pelvis and a thorax were analysed at the take off and contact with 3d cinematography. In addition to the variables, the phase plot angle was calculated in order to definite characteristics in the phase space.

The pelvic angle and angular velocity showed significant differences in the flexion/extension between two walking patterns. The pelvic angle and angular velocity were increasing when walking speed was increasing and magnitude of the variables of energy walking was larger than corresponding values for normal walking. On the other hand, the thoracic angle demonstrated significant differences in the flexion/extension and rotation between two walking patterns. The angles of energy walking were smaller in the flexion/extension and were larger in the rotation than the angle of normal walking. The kinematic characteristics of energy walking were also showed clearly significant differences in the range of motion and the relative angle of the trunk. The angle of phase plot only showed demonstrated a significant difference in the rotation at contact between the two walking patterns.

KEYWORDS : RANGE OF MOTION, RELATIVE ANGLE, PHASE PLANE PORTRAITS

I. 서론

에너지보행이란 일반보행에 비해서 하지의 움직임은

유사하나 상지의 움직임을 크게 걷는 방법이다. 즉 일반 보행에 비해 보속과 보폭은 동일하게 유지하지만 상지를 앞뒤로 힘차게 흔들면서 걷는 것이 다른 점이다. 따라서 경보와 같은 강도의 파워워킹에 비해 신체

적인 부담이 적어 컨디션 조절 및 체중을 조절하는데 유용하게 이용된다(이재영(역), 2004).

보행에 관한 연구는 보행조건이나 외부환경이 변화될 때 전체적인 관절과 분절의 운동학적 및 운동학의 특성 변화에 관심을 보였다. 트레드밀에서 경사도에 따른 하지관절의 각도변화양상과 동적운동범위의 변화(윤남식 등, 2000), 속도변화에 따른 하지관절의 운동역학적 변화(이성철 등, 2000), 계단오르기 동작과 평지보행과의 운동형상학적 및 운동역학적 비교 분석(김덕용 등, 2001), 보폭변화에 따른 하지관절 움직임의 변화(김승재와 김로빈, 2001), 트레드밀의 속도 변화에 따른 노년기 성인의 보행패턴 연구(은석덕, 2001), 경사도와 속도에 따른 트레드밀 보행에서 변수로 연구(이경옥과 김지연, 2001), 정상인의 경사면에서 보행(배하석, 2003) 등이 있다.

그런데 보행조건이 변화되면 몸통의 움직임도 변화될 것인데 운동역학적 연구는 하지운동에 집중되어 있어 몸통에 대한 분석은 찾아보기 힘들다. 특히 일부 몸통에 관련된 연구는 몸통 전체를 강체(rigid body)로 인식하여 전체 몸통의 분석으로만 이루어졌고(Cappozzo, 1981; Cappozzo, 1983), 보행과 세부적인 몸통운동의 관계에 대한 연구는 불충분한 실정이고 특히 3차원에서 분석은 더욱 미진하다. 보행에서 몸통연구는 3차원 분석은 아니지만 상지, 하지 및 몸통 분절간 협응특성을 분석하는 연구에서 보다 체계화되었다. 이와 같은 연구는 보행에서 분절간 협응특성 변화에 관심을 갖고 보행속도를 높이거나(Wagennar & Emmerik, 1994; Emmerik & Wagennar, 1996a, b), 부하물을 부착하는(Haddad et al., 2005) 등 보행조건에 변화를 준 후 나타나는 분절간 운동결과를 분석하였다. 이들의 연구는 보행에서 분절의 변화를 위상변수(phase variables)의 변화관계에 초점을 맞추고 있다(Craik et al., 1976; Webb and Tuttle, 1989; Emmerik et al., 1993; Wagennar & Emmerik, 1994). 위상변수는 위상공간에서 특징적으로 사용되는 변수를 의미하는데 위상공간이란 위치와 운동량을 갖는 입자들의 집합체이다. 즉, 직선상에서 움직이는 단일 입자의 위상공간은 이차원 공간인데 수평축은 위치 x 를 나타내고, 수직축은 속도 \dot{x} 를 나타낸다. 위상공간에서 입자의 좌표는 (x, \dot{x}) 이다. 이 입자의 초기조건 $x(t_0)$ 와 $\dot{x}(t_0)$ 가 동시

에 주어지면 그 이후의 운동은 결정된다. 그러므로 입자운동의 변화과정을 위상공간에서 그 점의 좌표를 그려서 입자의 움직임을 판단할 수 있다. 위상공간에서 점의 이동과정은 입자가 시간에 따라 변화한 과정을 완벽하게 표현할 수 있다(진병문, 2005).

Clark와 Phillips(1993)의 보행에서 대퇴와 하퇴의 위상도면을 사용하여 협응특성을 분석하였고, Li et al(1999)은 같은 속도에서 걷기와 뛰기의 협응형태를 비교하는 연구에서 엉덩이, 무릎, 발목관절의 위상도면을 이용하여 지지구간과 스윙구간의 변화에 대한 시각적인 특성을 설명하였다. Wagennar & Emmerik(1996)은 보행속도와 몸통분절간 특성의 연구에서 유용한 결과를 보여주었다. 이 연구에서 보행속도를 체계적으로 증가하고 감소하는 조건에서 실험을 하였는데 분석변수로 연속상대위상(continuous relative phase)사용하였다. 연속상대위상은 동일한 시점에서 위상공간의 분절들의 각도 차이로 정의되는 것인데, 분절의 시공간적 협응특성을 설명하는데 효과적으로 사용되고 있다(Wagennar & Beek, 1992; Emmerik & Wagennar, 1996; Li et al., 1999; Wagennar & Emmerik, 2000; Kurz & Stergiou, 2002; Haddad et al, 2005). 연구결과 보행속도가 변화될 때 몸통 움직임도 변화되는데, 속도가 낮을 때는 어깨와 골반간 동일한 방향으로(no spin) 회전하다가 속도가 빨라지면서 상대회전(counter rotation)하는 독특한 특징을 보였다. 이와 같은 결과는 Wagennar & Beek(1992)의 반신마비 경험을 가진 환자와 건강한 성인을 대상으로 한 보행실험에서도 보행속도가 증가하면서 몸통이 상대회전운동 하는 동일한 결과가 나타났었다.

이와 같은 보행에서 협응특성을 분석하는 연구는 보행의 조건이 변화될 때 상지와 하지 및 몸통 분절간 특성을 연구하는데 유용한 연구결과를 제시하고 있다. 그러나 외부환경이 변화되어 하지의 운동학적 변화가 일차적으로 발생하게 되고 이 후 상지운동의 변화가 생겼다는 점에서 출발하게 된다. 그러므로 기존의 보행 연구에서 상지의 역할과는 동일한 관점의 연구이다. 그러나 에너지 보행은 상지운동의 변화에 따른 하지를 포함한 분절들의 변화라는 관점이므로 상반된다.

이미 사전연구에서 외부환경에 의한 보행의 조건이

변화될 때 분절간 협응형태에는 변화가 생긴다는 것은 밝혀졌지만 수동적인 역할을 하고 있는 상지를 의도적으로 크게 스윙할 때 다른 분절들의 협응특성은 어떻게 변화될까? 라는 질문은 여전히 남게 된다. 그러므로 본 연구는 상지의 협응특성을 분석하는데 유용한 위상 변수를 이용하여 상지분절의 운동이 의도적으로 증가된 형태 즉 에너지 보행을 일반보행과 비교하여, 보속의 변화없이 상지의 적극적인 스윙은 몸통 분절에 어떠한 운동학적 변화에 영향을 주는지 밝히고, 이를 통해 에너지보행의 운동학적 특성을 정의하는 것이 본 연구의 목표이다.

II. 연구방법

1. 피험자

피험자는 보행에 영향을 미치지 않는 상지, 하지 및 몸통에 근골격계의 병력이 없는 건강한 8명의 남자대학생으로 선정하였다. 보행형태는 연령과 성별 등에 직접적인 영향을 받을 수 있기 때문에 20대의 남자로 한정하였다. 피험자의 신장은 $174.75 \pm 3.41\text{cm}$, 체중은 $65.0 \pm 7.73\text{kg}$, 연령은 22.38 ± 2.20 세 이었다.

2. 실험절차 및 기자재

본 실험은 에너지보행과 일반보행의 동작형태를 분석하기 위해서 3가지 속도조건에서 실시되었다. 실험의 조건은 보행형태는 에너지 보행과 일반보행이며 속도는 빠른보행, 중간보행, 느린보행이었다. 따라서 모든 피험자들은 에너지보행 빠른속도(EF), 에너지보행 중간속도(EN), 에너지보행 느린속도(ES), 일반보행 빠른속도(NF), 일반보행 중간속도(NN), 일반보행 느린속도(NS)를 수행하였다. 이때 보행속도를 통제하기 위해서 디지털 메트로놈을 이용하였는데 1 비트(beat)에 1 보(cadence)를 맞추도록 하였다. 본 실험이 진행되기 전에 모든 피험자에게 에너지보행을 숙지할 수 있도록 설명한 후, 3가지 속도에서 자연스럽게 보행할 수 있도록

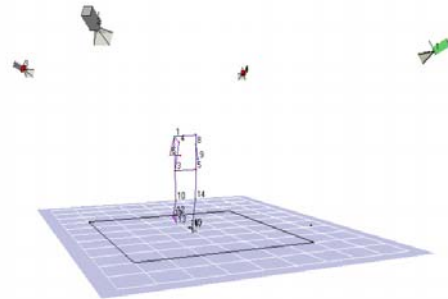


그림 1. 카메라 및 표식자 위치

록 메트로놈의 비트에 맞추어 충분히 연습하였다. 보행속도를 결정하기 위해 사전연구를 참고하였는데, 김덕용 등(2001)은 일반 성인을 대상으로 한 보행연구에서 속도의 변화를 느린속도(2km/h), 중간속도(4km/h), 빠른속도(6km/h)로 설정하여 분석하였는데 연구결과 보수가 $64.6(\text{step/m})$, $114.0(\text{step/m})$, $160.0(\text{step/m})$ 으로 분석되었다. 또한 기세준 등(2005)은 파워보행과 일반보행의 차이를 분석하는 연구에서 보속을 통제하기 위해 메트로놈을 140step/s 로 설정하였다. 이런 결과들을 기준으로 본 실험에서는 느린속도는 65beat/m , 중간속도는 115beat/m , 빠른속도는 160beat/m 으로 3가지 조건으로 결정하였다. 피험자는 정해진 속도에 따라서 주로에서 에너지보행과 일반보행을 실시하였고, 실험의 신뢰도를 고려하여 보행형태와 속도를 정하지 않고 순서를 무작위로 선정하여 보행하게 하였다. 또한 신발의 종류에 의해 보행형태가 영향을 받을 것을 고려하여 모든 보행을 맨발로 하게 하였다. 운동학적 분석을 위해 해부학적 경계점에 맞추어 표식자를 부착하였다. 이 표식자는 적외선 카메라가 피험자의 관절위치를 정확히 인식할 수 있도록 반사마커를 사용하였고, 피험자의 상의는 탈의 하게 하고, 하의는 몸에 꼭 맞는 타이즈용 반바지만 착용하였다. 표식자의 위치는 양측 어깨관절, 양측 엉덩관절, 양측 팔꿈치관절, 양측 팔목관절, 양측 무릎관절, 양측 발목관절, 양측 발뒤꿈치, 양측 전족부 및 오른쪽 건갑골 하부에 부착하였다<그림 1>.

본 실험을 위해서 적외선 카메라인 Falcon camera(Motion Analysis Corporation) 4대를 사용하였고, 카메라의 sampling 비율은 60frame/s 이었다. 적외

선 카메라는 피험자에 부착된 표식자이 위치좌표를 촬영한 후 위치좌표를 생성하는 MIDas program에 전달하게 되고 마지막으로 EVaRT 4.0을 거쳐 3차원 위치좌표가 생성되었다. 위치좌표의 평활화는 시간축에 대한 자료의 그래프를 관찰하여 최적이 되도록 Butterworth 저역통과 필터를 사용하였으며, 이때 차단주파수는 6Hz로 결정하였다(Winter, 1990). 그리고 분석을 위해 운동학적 자료(kinematic data)와 기타 변수는 LabView 8.0(Johnson, 1994)을 사용하였다.

모든 걷기형태의 동작구간은 양측의 대칭적인 관계를 고려하여 걷기 시 오른쪽 착지에서부터 다음 착지까지 1보(stride)로 정하였다. 1보의 전체 동작구간 중 2개의 중요한 시점인 이지와 착지시점에서 분석하였다. 오른쪽 발이 착지하여 이지 한 후 두 번째 착지를 하는데 착지시점은 두 번째 착지시점으로 결정하였다.

3. 자료분석

1) 지역좌표계 설정 및 각도계산

본 연구에서는 관성좌표계는 피험자가 동작이 진행되는 방향인 피험자의 전후방향을 x축, 좌우방향을 y축, 그리고 상하방향을 z축으로 결정하였다. 몸통의 운동을 구체적으로 분석하기 위하여 몸통을 골반과 어깨로 나누어 분석하였다. 그리고 관절의 각도를 계산하기 위해 골반과 어깨에 관성축의 방향과 동일하게 지역축을 3차원으로 매립하였다. 골반은 좌우 전상장골극(PSIS)을 연결한 벡터를 y축으로 설정하였고, 우측견갑골 하부와 우측 전상장골극을 연결한 벡터와 외적하여 x축을 설정하였으며, x축과 y축을 외적하여 z축을 설정하였다. 또한 어깨는 좌우견봉점(acromion)을 연결한 벡터를 y축으로 설정하였고, 우측견갑골 하부와 우측 견봉점을 연결한 벡터와 외적하여 x축을 설정하였으며, x축과 y축을 외적하여 z축을 설정하였다.

본 연구에서 골반과 어깨의 3차원의 각도를 계산하기 위하여 오일러 각도(Euler's angle)를 이용하였다(Chao, 1980; Grood & Suntay, 1983; Nigg & Herzog, 1994; Allard, Stoke & Bianchi, 1995). 본 실험에서는 관성축을 기준으로 지역축을 회전시켜 생성되는 절대각도를 계산하였다. 따라서 관성축의 단위벡터를 I, J,

K(X, Y, Z)로 정의하고, 지역축의 단위벡터를 i, j, k(x, y, z)로 정의하였다. 관성축 X, Y, Z와 지역축 x, y, z의 단위벡터(unit vector)를 각각 I, J, K와 i, j, k라 하면 두 축 간의 상대적 회전을 구하기 위한 회전변환행렬식(rotational transformation metrics), R은

$$R = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i \cdot I & i \cdot J & i \cdot K \\ j \cdot I & j \cdot J & j \cdot K \\ k \cdot I & k \cdot J & k \cdot K \end{bmatrix}$$

이고, 오일러 모델 R을 변환행렬식으로 정리하여 다음과 같은 함수를 얻었다.

$$R = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 \cos \theta_2 & \sin \theta_3 \cos \theta_1 + \cos \theta_3 \sin \theta_2 \sin \theta_1 & \sin \theta_3 \sin \theta_1 - \cos \theta_3 \sin \theta_2 \cos \theta_1 \\ -\sin \theta_3 \cos \theta_2 & \cos \theta_3 \cos \theta_1 - \sin \theta_3 \sin \theta_2 \sin \theta_1 & \cos \theta_3 \sin \theta_1 + \sin \theta_3 \sin \theta_2 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 \sin \theta_1 & \cos \theta_2 \cos \theta_1 \end{bmatrix}$$

$$\sin \theta_2 = k \cdot I \rightarrow \theta_2 = \sin^{-1} k \cdot I$$

$$\cos \theta_2 \sin \theta_1 = k \cdot J \rightarrow \theta_1 = \sin^{-1} \frac{k \cdot J}{\cos \theta_2}$$

$$\sin \theta_3 \cos \theta_2 = j \cdot I \rightarrow \theta_3 = \sin^{-1} \frac{j \cdot I}{\cos \theta_2}$$

$$\text{각도 범위 } \left(-\frac{\pi}{2} < \theta < \frac{\pi}{2} \right)$$

2) 몸통 동작범위 및 상대각도

몸통의 동작범위는 골반과 어깨에서 각각 계산되었다. 동작범위는 동작 전체구간에서 최대값과 최소값의 절대값을 합하여 계산되었다.

몸통의 상대각도는 골반과 어깨의 개별적인 움직임보다는 상대적인 움직임을 분석하기 위하여 필수적이다. 골반과 어깨의 움직임을 1개의 변수로 만들기 위해서 이지와 착지시점에서 어깨각도와 골반각도의 차를 계산하였다.

3) 위상도면(phase plane portraits) 각도

위상도면은 보행과 같이 주기가 반복 진행되는 움직임을 반복자(oscillator)로서 특성화하는 것이다. 그러므로 분절의 특정위치와 그 위치의 속도를 구하여 반복운동을 재구명하는 방법으로 사용되고 있다(Schöner, 1990). 본 연구에서는 골반과 몸통의 절대각과 이 각을

미분하여 위상공간에서 분절의 움직임을 도면화하였다. 보행에서 관절의 운동을 도면화하여 직관적으로 시각화하는 연구는 이미 여러 학자들에 의해 유용하게 사용되고 있다(Clark & Phillips, 1993; Hurmuzlu, 1993a, b, 1994; Tchernichovski & Golani, 1995; Li et al., 1999).

위상도면은 분절 및 관절의 운동을 시각화할 수 있는 장점이 있지만, 비교 대상간에 차이를 정량화하기가 어렵다. 따라서 본 연구에서는 위상도면에서 이지시점과 착지시점에서 위상도면의 좌표값을 정량화하기 위해 이 시점의 좌표값과 원점이 이루는 각도를 내적하여 위상도면의 각도를 정량화하였다(Burgess-Limerick, Abernethy & Neal, 1993). 벡터의 내적을 다음과 같다(Anton, 2000).

$$a \cdot b = |a| |b| \cos\theta$$

이와 같이 위상도면을 특정 시점의 좌표값의 각도를 정량화하기 위해서 선행해야 할 과정은 각도와 각속도를 정규화(normalization)하는 것이다. 피험자마다 그리고 분절마다 각도와 각속도의 크기가 다르기 때문에 각각의 최대값을 기준으로 정규화하였다(Kurz & Stergiou, 2002). 정규화한 공식은 다음과 같다.

$$\theta_i = \left(\frac{2 \times (\theta_i - \min(\theta_i))}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)} \right) - 1$$

$$\omega_i = \left(\frac{2 \times (\omega_i - \min(\omega_i))}{\max(\omega_i) - \min(\omega_i)} \right) - 1$$

<그림 2>와 같이 각도와 각속도는 Kurz와 Stergiou(2002)의 공식에 의해 +1에서 -1의 범위로 정규화되었고, 화살표에서 시작해서 반시계방향으로 진행된다. 따라서 각도는 우측상단 4분면의 수평축을 기준으로 360°체계로 계산되었다. a는 기준선에서 이지시점까지의 각도를 의미하고, b는 기준선에서 착지시점의 각도를 의미한다.

4) 통계분석

에너지보행과 일반보행차이를 3가지 다른 속도에서 분석하였다. 보행형태는 2개, 속도는 3개 조건을 피험자내의 요인으로 이지시점과 착지시점에서 반복측정하였다.

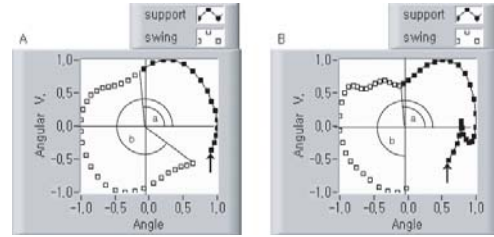


그림 2 위상도면각도(A: 에너지보행 빠른속도, B: 일반보행 빠른속도, a: 이지시점 각도, b: 착지시점 각도)

그러므로 종속변수는 3차원 각도 및 각속도, 동작범위, 상대각도, 위상도면각도이었다. 통계는 SPSS 12k에서 반복측정 분산분석(repeated measures ANOVA)을 이용하였다.

III. 결과

1. 골반각도와 각속도

골반의 x축에서 발생하는 좌우굴곡운동의 각도 변화는 두 보행형태이나 속도차이와 관계없이 미세하게 나타나는 정도이었다<표 1>. 각도의 통계적인 차이는 이지시점이나 착지시점에서 나타나지 않았다. 보행형태에 따라서 상반되는 방향으로 좌측굴곡과 우측굴곡으로 나타나지만 각도의 차이가 미미하여 특징적인 형태로 해석하기는 어려웠다. 그러나 각속도에서는 착지시 속도간에 유의한 차이가 나타났다 [F(1,7)=5.562, p<.05]. 그러나 각속도는 서로 반대방향의 속도가 발생하였지만 크기가 작아서 특징적인 차이로 설명하기가 어려웠다. 다음으로 y축에서 발생하는 굴곡/신전에서 각도는 보행형태간에 유의하지 않았지만, 속도간에 착지시 유의도가 크게 나타났다[F(2,14)=15.527 p<.000]. 이와 같은 차이는 각속도에서 착지시 속도간 유의한 차이를 보였다[F(2,14)=14.205 p<.001]. 골반에서 굴곡과 신전운동은 에너지보행을 하더라도 각도와 각속도의 변화는 없었다. 그러나 보행에서 속도가 증가하면 지지시 골반각도는 감소하지만 각속도는 증가하는 특성이 나타났다. 마지막으로 z축에서 발생하는 회전운동에서는 <표 2>와 같이 착지시 각도에서는 보행형태간에 유

표 1. 골반 각도와 각속도 (deg, deg/s)

		에너지보행			일반보행			
축	변수	빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도	느린속도	
이 지	x	θ	2.32±4.76	1.27±2.85	1.86±3.76	1.56±3.80	1.76±5.28	0.76±6.33
		ω	-1.19± 4.16	-0.35± 2.46	-1.22± 3.06	2.41± 4.54	3.05± 4.21	1.77± 3.68
	y	θ	13.77±8.54	18.75±3.03	18.44±3.51	17.51±4.85	18.84±3.08	19.53±3.00
		ω	-49.66± 7.59	-46.95± 7.97	-48.11± 10.44	-55.35±7.89	-57.71±6.74	-61.45±6.68
	z	θ	-4.47±13.16	-7.07±5.21	-3.36±4.70	-5.89±5.24	-3.62±2.77	-3.98±4.95
		ω	8.25±4.22	10.57±4.67	10.92±7.39	4.13±7.06	3.43±8.46	5.60±9.27
		에너지보행			일반보행			
축	변수	빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도	느린속도	
착 지	x	θ	-1.29±3.22	-0.05±4.32	2.08±4.02	0.57± 4.03	0.77± 3.97	2.86± 9.16
		ω	15.03±21.90	27.53±9.65	14.20±17.42	13.06±19.84	34.87±15.64	6.64±12.27
	y	θ	7.86± 5.32	14.19± 3.07	14.71± 3.21	11.26± 4.19	14.83± 2.24	15.42± 3.67
		ω	29.37±25.23	30.99±16.10	8.40±9.56	26.01±9.69	21.43±7.76	-3.96±13.85
	z	θ	7.91± 3.58	5.66± 4.03	6.42± 5.68	4.26± 5.37	4.75± 3.09	3.50± 4.26
		ω	4.13±28.94	-19.31±29.27	-6.87±12.04	-6.22±16.90	-8.81±15.21	11.41±14.78

표 2. 어깨 각도와 각속도 (deg, deg/s)

		에너지보행			일반보행			
축	변수	빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도	느린속도	
이 지	x	θ	-1.29±3.22	-.35±2.46	-1.23±3.06	2.41±4.54	3.05±4.21	1.77±3.68
		ω	2.51±18.67	11.26±25.11	-7.61±20.39	7.76±15.60	14.93±15.54	12.95±8.85
	y	θ	-49.66±7.59	-46.95±7.97	-48.11±10.44	-55.35±7.89	-57.71±6.74	-61.45±6.69
		ω	18.51±41.47	13.64±21.49	19.84±18.61	31.34±15.84	5.28±5.99	11.00±14.75
	z	θ	7.91±3.58	5.66±4.03	6.42±5.68	-5.71±10.70	-4.77±7.71	-6.56±7.42
		ω	-11.05±47.98	-18.91±32.47	12.65±34.04	1.16±22.00	-10.01±15.59	-9.17±12.22
		에너지보행			일반보행			
축	변수	빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도	느린속도	
착 지	x	θ	4.72±4.76	1.27±3.31	1.92±5.26	-0.86±7.47	-2.35±4.22	-1.07±4.63
		ω	-9.06±15.78	-18.60±22.67	-7.88±16.60	-26.03±20.10	-24.44±17.03	-8.071±7.29
	y	θ	-48.28±7.99	-46.20±8.02	-48.09±10.05	-55.70±8.27	-56.28±7.59	-61.11±5.61
		ω	-2.46±52.11	-43.83±51.73	0.38±31.04	15.62±27.36	4.89±23.33	1.86±9.26
	z	θ	-10.47±7.03	-9.10±6.88	-12.49±7.88	-5.71±10.70	-4.77±7.71	-6.56±7.42
		ω	27.88±32.33	44.61±25.41	9.66±35.67	33.30±11.80	28.41±17.46	10.58±13.19

의한 차이를 보였다[F(1,7)=11.070, p<.05]. 에너지보행을 할 때 일반보행 보다 착지시 골반 좌측회전이 더 크게 일어났다. 그리고 두 보행간 차이는 이지시점에서 보다 착지시점에서 더욱 뚜렷하였다.

2. 어깨의 각도와 각속도

어깨는 골반의 움직임에 비해 보행형태에 따라서 각도와 각속도의 값이 상대적으로 크게 나타났다. 특히 보행형태간 각도의 차이는 3차원 모든 축에서 2가지

시점에서 유의하게 나타났다. 그러나 상지를 더 크게 스윙하는 에너지보행에서 각도가 더 크게 나타나지는 않았다<표 2>.

먼저 x축에서 발생한 좌우굴곡은 각도의 차이가 크지 않았다. 통계적인 차이는 이지와 착지시에 나타났는데 보행형태간 각도의 차이는 이지시 F(1,7)=7.999, p<.05, 착지시 F(1,7)=6.405, p<.05이었다. 그러나 <표 3>에서와 같이 값의 차이는 미미하였다. 즉 두 보행 모두 보행형태나 속도가 변화되어도 좌우굴곡이 일어나지 않는 직립에 가까운 자세를 취하였다. y축에서

표 3. 골반과 어깨의 각도와 각속도 통계결과

축	변수	요인	골반				어깨			
			이지		착지		이지		착지	
			F값	유의도	F값	유의도	F값	유의도	F값	유의도
x	θ	보행형태	.498	.503	.672	.439	7.999	.025	6.405	.039
		속도	.199	.822	2.090	.161	.609	.558	3.691	.052
	ω	보행형태	.436	.530	.059	.815	2.105	.190	1.580	.249
		속도	.720	.504	5.562	.017	2.693	.102	5.342	.019
y	θ	보행형태	3.992	.086	5.292	.055	19.022	.003	18.508	.004
		속도	3.414	.062	15.527	.000	1.906	.185	3.892	.045
	ω	보행형태	.093	.769	3.490	.104	.057	.818	15.562	.006
		속도	1.993	.143	14.205	.000	2.819	.094	2.301	.137
z	θ	보행형태	.107	.753	11.070	.013	7.301	.031	6.020	.044
		속도	.332	.723	.504	.615	.928	.418	1.778	.205
	ω	보행형태	11.210	.012	1.366	.281	.001	.979	.439	.529
		속도	1.441	.270	1.928	.182	1.118	.335	6.059	.013

표 4. 골반과 어깨의 동작범위(deg)

보행형태	속도	골반				
		에너지보행			일반보행	
		빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도
x	8.23±2.49	7.96±2.67	7.03±2.12	8.17±2.63	9.21±3.29	11.03±7.14
y	17.38±3.29	19.77±2.68	20.03±3.42	1.52±4.59	20.42±2.89	21.19±2.89
z	20.81±7.68	15.56±4.03	13.43±2.29	13.91±3.72	13.39±3.37	12.69±4.21

보행형태	속도	어깨				
		에너지보행			일반보행	
		빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도
x	11.87±5.04	10.19±4.39	10.31±4.63	13.50±5.98	12.79±3.07	13.52±7.25
y	58.65±9.03	55.44±8.62	54.50±8.83	62.11±6.82	62.50±4.47	64.98±5.45
z	22.40±6.59	27.41±8.25	32.56±5.79	17.29±7.56	15.88±3.65	21.29±6.80

도착지 시 보행형태간 각도와 각속도의 차이가 분명히 나타났다. 통계의 결과에도 각도는 $F(1,7)=18.508$, $p<.01$, 각속도는 $F(1,7)=15.562$, $p<.01$ 로 유의한 차이를 보였다. 착지시 일반보행에 비해서 에너지 보행에서 더 작은 몸통의 굴곡이 일어났으며, 각속도는 보행형 태간 통계적인 차이를 보이고 있지만, 각속도의 표준편차가 크고 3가지 속도조건에서 비교될 만한 특징은 보이지 않았다. 마지막으로 z축에서는 보행형태간 각도는 이지시 $F(1,7)=7.301$, $p<.05$, 착지시 $F(1,7)=6.020$, $p<.05$ 로 유의한 차이가 나타났다 이와 같은 차이는 종축을 중심으로 회전운동을 할 때 착지와 이지시 일반보행에 비해서 더 큰 각도로 우측회전하기 때문에 기인되는 것이라고 분석했다.

3. 골반과 어깨의 동작범위

이지와 착지시점에서 분석하는 것이 동작의 특징시점의 분석이라면 동작범위는 전체구간에서의 동작의 특성을 설명하는 변수이다. <표 4>에서 나타나듯 이 골반의 동작범위는 x축에서는 차이가 없었고, y축에서는 보행형태보다는 속도간 차이가 뚜렷하였다. 통계 결과는 보행중 어깨의 동작은 두 속도간 $F(2,14)= 8.941$, $p>.01$ 유의도가 상당히 높게 나타났다. 이와 같은 결과는 보행속도가 증가면서 골반의 굴곡신전의 변화가 생기게 되는데 이것은 보행형태에 영향을 받는 것이 아니라 속도의 변화에 의해서 영향을받는 것으로 나타났다. z축에서는 보행과 속도간 모두 유의한 결과를 보였다 <표 5>. 이와 같은 결과에서 에너지보행을 할 때 일

표 5. 동작범위 및 상대각도 통계결과

축	요인	동작범위				상대각도			
		골반		어깨		이지		착지	
		F값	유의도	F값	유의도	F값	유의도	F값	유의도
x	보행형태	4.195	.080	2.018	.198	15.403	.006	7.310	.030
	속도	.392	.683	.987	.397	.280	.760	3.356	.064
y	보행형태	3.102	.122	12.830	.009	33.294	.001	24.437	.002
	속도	8.941	.003	.529	.601	3.620	.054	15.302	.000
z	보행형태	6.207	.042	152.336	.000	9.597	.017	17.487	.004
	속도	4.463	.032	8.778	.003	.106	.900	1.108	.357

반보행에 비해서 동작범위가 증가하고, 보행형태에 관계없이 속도가 빨라질수록 골반의 동작범위는 증가하는 것을 알 수 있었다.

어깨에서 동작범위는 y축에서 보행형태간 유의한 차이를 보였다($F(1,7)=12.830$, $p>.01$). 이 결과는 골반에서 차이가 나타나지 않는 것과는 대조를 이루었다. 특히 어깨의 굴곡은 상지의 스윙이 큰 에너지보행에서 나타난 것이 아니라 오히려 일반스윙에서 더 크게 나타났다. z축에서는 <표 5>에서와 같이 보행형태간, 속도간 모두 유의한 차이를 보였다. 특히 어깨에서는 보행형태에 따라 통계적인 유의도가 상당히 높게 나타나서 보행형태간 분명한 특징적인 차이라는 것을 알 수 있었다. 이 차이는 골반과 동일한 결과를 보여 주었는데 어깨에서 에너지보행, 속도가 빠를수록 더 큰 동작범위가 나타났다. 따라서 두 보행형태에서 동작범위는 골반과 어깨의 회전운동이 가장 큰 차이를 보였다. 이와 같은 결과는 Nottrodt, Chartier와 Wall(1982)의 연구결과에서 보행속도가 증가할 때 골반의 회전운동이 함께 증가한다는 사실을 알게 되었고 이는 골반의 회전운동은 속도가 증가할 때 보폭이 증가하는데 공헌한다는 결과와 일치한다. 그리고 이들의 연구가 골반의 횡단면에서만 분석하였기 때문에 y축에 관련한 언급은 없었지만, 보폭증가는 하지의 전후방향에서 이루어지므로, 골반의 y축에서 속도간의 유의한 차이는 z축 회전운동의 차이와 무관하지 않을 것이라 추측하였다. 그러나 y축에서 어깨의 동작범위가 일반보행에서 더 크게 나타나는 것은 예상치 못한 결과이었다. 또한 Frigo, Carabalona, Dalla, & Negrini(2003)은 10~18세 여성을 대상으로 보행중 몸통의 3차원 운동학적 분석을 하였다. 이 연구에서는 3차원 각도를 규정하는 방법이 분

실험과는 다소 차이가 있지만 몸통의 수평면의 각도 계산은 거의 동일하게 설정되었다. 어깨의 수평면의 회전은 좌우 견봉돌기를 연결한 축으로, 골반의 회전은 좌우PSIS(posterior superior iliac spines)을 연결한 축을 기준으로 계산하였다. 이 연구의 결과 어깨의 회전운동의 동작범위는 $6.9\pm 2.0^\circ$, 어깨와 골반의 동작범위의 차이는 $13.0\pm 2.9^\circ$ 로 나타났다. 본 연구의 일반보행 중간 속도일 때 z축의 동작범위는 15.88 ± 3.65 로 나타나서 다소 결과의 차이를 보였다. 그러나 Frigo et. al.(2003)의 연구가 10~18세의 여성이며, 보행속도를 제한하지 않고 피험자가 선호하는 가장 편안한 속도로 수행하게 한 것을 고려한다면 본 연구의 결과와 차이가 나타날 수 있을 것이라 판단하였다.

4. 몸통 상대각도

몸통 상대각도는 같은 시점에서 몸통과 골반의 각도의 차이를 의미하는 것이다. <표 5>와 같이 보행형태간 3차원 모든 축에서 이지와 착지 두 시점에서 모두 유의하게 나타났다. 즉 에너지보행은 골반과 어깨의 개별적인 운동에서는 특성의 차이가 뚜렷하지 않았지만 상대각도와 같은 한 시점에서 두 분절의 움직임의 특성에 관한 변수에서는 분명한 차이가 있었다. 이와 같은 특성은 에너지보행과 일반보행의 형태의 차이를 설명할 수 있고 결과적으로 두 보행형태의 협응특성의 차이로 설명할 수 있다. 그리고 속도간 통계적인 차이도 z축을 제외한 대부분의 축에서 유의하게 나타났다. x축에서는 비록 통계적인 차이가 나타나지만 <표 6>에서와 같이 차이가 미미하였다. y축에서 몸통 상대각도는 특징적인 차이를 보여주고 있다. 통계적인 차이도

표 6. 몸통 상대각도(deg)

보행형태		이지					
		에너지보행			일반보행		
속도	빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도	느린속도	
x	-3.51±6.77	-1.62±3.11	-3.09±5.90	.85±5.92	1.29±4.54	1.01±8.09	
y	-63.43±7.48	-65.70±7.75	-66.55±9.02	-72.86±7.11	-76.55±5.63	-80.98±5.54	
z	12.72±15.56	17.63±7.98	14.28±8.44	10.02±11.14	7.05±10.22	9.58±12.38	
보행형태		착지					
		에너지보행			일반보행		
속도	빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도	느린속도	
x	6.01±5.47	1.32±4.75	-.16±7.05	-1.43±7.20	-3.12±4.90	-3.93±8.88	
y	-56.15±4.45	-60.39±6.99	-62.80±9.72	-66.97±6.92	-71.10±8.28	-76.53±5.19	
z	-18.38±8.54	-14.76±8.29	-18.90±6.18	-9.97±7.55	-9.51±8.81	-10.06±8.97	

이지시 $F(1,7)=33.294$, $p<.001$, 착지시 $F(1,7)=24.437$, $p<.01$ 로 분명하게 나타났다. 이 차이는 두 시점에서 $-56.15^{\circ}\sim-80.98^{\circ}$ 내의 상당한 크기를 나타내었고, 전체구간의 동작범위의 분석에서와 같이 에너지보행보다 일반보행에서 더 크게 나타났다. 또한 속도간에도 이지시 $F(2,14)=3.620$ $p=.054$, 착지시 $F(2,14)=15.302$, $p<.000$ 로 나타났고 모든 속도조건에서 일반보행이 더 크게 나타났다.

Wagennar와 Beek(1992), Emmerik과 Wagennar(1996)의 연구는 일반인의 보행에서 속도가 증가할 때 횡단면의 골반의 운동범위는 증가하고, 어깨의 운동범위는 감소한다고 하였다. 그리고 결과적으로 속도가 증가하면서 골반과 어깨는 무회전운동(no spin)에서 상대회전운동(counter-rotation)으로 진행된다는 것이다. 이런 현상이 일어나는 이유는 속도가 증가할수록 보폭이 증가하게 되고 골반의 회전운동은 더 큰 보폭을 만들어주기 위해 증가하게 된다. 따라서 골반의 회전운동이 증가함에 따라 모멘트가 증가하게 되는데 이때 몸통의 총 모멘트를 감소시켜 인체시스템의 안정성을 높이기 위해 상부몸통은 반대방향의 회전운동을 더 크게 증가시킨다는 것이다. 그러나 이와 같은 특성이 본 연구의 결과도 정확하게 일치하지 않았다. <표 1, 3>에서 나타나듯이 착지시 골반각도는 +, 착지시 몸통각도는 -이고, 이지시 골반각도는 -, 이지시 몸통각도는 +로 나타났다. 그러나 일반보행의 착지시에는 모든 속도조건에서 같은 방향의 운동이 발생하였다. 그러나 최소한 에너지보행에서는 두 시점에서 골반과 몸통이 상대운동하는 것을 알 수 있었

다. 또한 <표 5>의 결과와 같이 상대각도는 속도간에 유의한 차이가 없었고, 속도가 증가 할수록 상대운동이 더 분명하게 나타나지도 않았다. 이와 같은 결과는 Wagennar와 Beek(1992), Emmerik과 Wagennar(1996) 실험과는 다소 다른 결과를 보이고 있는데 그들의 실험은 속도의 변화에 따른 동작형태의 변화에 주목하여 연속상대위상(CRP: continuous relative phase)을 이용하였기 때문에 특정 시점에서 분석한 본 연구의 결과와는 차이가 나타난 것으로 판단된다.

그러나 본 연구에서는 에너지보행과 일반보행과의 보행형태간의 변화에 관심을 두었고, 연구결과 에너지보행이 일반보행에 비해서 특히 z축에서 상대각도가 더 크게 발생한다는 것을 보여주고 있다. 특히 일반보행을 할 때는 보행속도가 증가하면서 몸통의 회전운동은 감소하지만, 에너지보행을 할 경우 일반보행에 비해서 골반과 몸통의 각도의 차이는 유의하게 증가한다는 사실이다. 즉 에너지보행 할 때 일반보행에 비해 양팔을 힘차게 스윙하게 되는데 스윙의 결과 골반과 어깨의 상대운동이 더욱 증가하게 되었다.

5. 위상도면

<그림 3>는 몸통 z축을 정규화(normalization)하지 않은 원자료(raw data)의 위상도면이다. 이 위상도면은 전체 동작구간 중 오른발 첫 번째 착지에서부터 이지 후 다음 착지까지의 구간으로 구성되어 1 보행주기의 차이점을 개괄적으로 볼 수 있다. 즉 에너지보행의 각

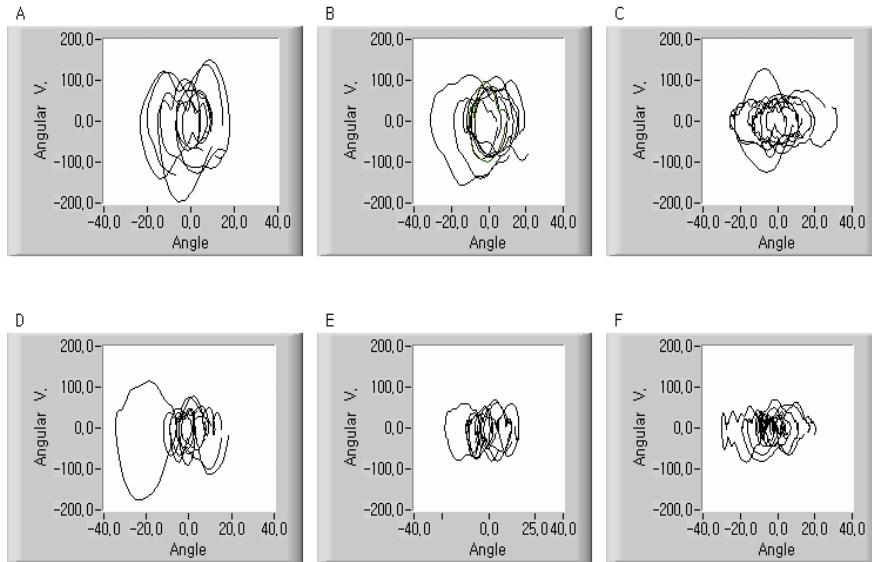


그림 3. 정규화된 위상도면(A: 에너지보행 빠른 속도, B: 에너지보행 중간속도, C: 에너지보행 느린속도, D: 일반보행 빠른속도, E: 일반보행 중간속도, F: 일반보행 느린속도)

도와 각속도의 크기가 전반적으로 일반보행에 비해서 크게 나타났다는 것을 알 수 있다. <그림 3>의 D에서 8명의 피험자 중 1명의 피험자가 다른 7명에 비해 상당히 크게 나타났지만 전체적인 차이는 분명히 나타났다.

위상도면각도의 분석은 골반과 몸통은 x와 y축에서 보행형태 및 속도차이에 따른 차이를 찾기 힘들었지만, <표 7, 8>에서 나타나듯이 x, y축에서는 각도의 표준편차가 크기 때문에 통계적인 차이도 나타나기가 어려웠다. 그러나 몸통의 z축에서 차이가 나타났다. 골반에서는 z축의 위상도면각도는 착지시 속도간에 $F(1,7)=5.470$, $p<.05$ 로 유의한 차이를 보였다. 그리고

<표 7>의 z축에서 나타나듯이 보행속도가 빨라질수록 위상도면 각도는 더욱 작아지는 형태가 뚜렷하다. 이와 같은 결과는 에너지보행의 빠른속도는 179.73° 느린속도는 201.51° , 일반보행의 빠른속도는 161.67° 느린속도는 216.82° 으로 변화되었다. 즉 위상도면에서 나타나는 좌표점의 차이는 착지 시 골반의 각도와 각속도의 운동학적 변수에 직접 영향을 받고 있다. <표 2>의 골반 각도와 각속도 분석에서 z축의 운동은 보행형태간 각도와 각속도에 모두 유의한 차이가 나타났고, 속도간에는 유의한 차이가 없었다. 그러나 위상도면의 각도분석에서는 이 결과와 상반되는 결과로서 보행형태간에는

표 7. 어깨 위상도면의 각도(deg)

보행형태		이치				
		에너지보행		느린속도	에너지보행	
속도	빠른속도	중간속도	빠른속도		중간속도	느린속도
x	234.02±138.69	265.80±50.61	217.87±88.70	212.68±36.98	205.24±27.45	184.09±27.01
y	205.15±156.91	296.08±32.75	74.92±106.27	206.38±138.70	223.75±133.45	136.60±127.30
z	153.51±20.06	134.20±26.06	161.70±34.36	110.08±27.11	117.14±24.60	132.01±43.73
보행형태		착지				
		에너지보행		느린속도	에너지보행	
속도	빠른속도	중간속도	빠른속도		중간속도	느린속도
x	151.86±63.62	152.66±70.86	192.19±58.32	215.50±105.64	106.81±107.56	101.65±48.77
y	136.35±148.73	115.09±133.36	97.36±110.43	72.47±106.19	148.08±118.76	69.84±55.77
z	288.18±110.33	207.61±166.60	190.57±164.14	188.99±158.94	217.05±164.39	213.19±172.68

표 8. 골반 위상도면의 각도(deg)

보행형태	이치					
	에너지보행			에너지보행		
속도	빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도	느린속도
x	139.05±54.73	74.21±23.49	130.25±140.62	103.89±51.87	70.32±46.69	142.12±126.20
y	122.71±43.38	101.70±23.13	134.32±35.68	120.80±17.17	121.21±19.82	176.01±35.30
z	254.22±149.53	244.04±148.51	259.47±141.88	239.12±148.20	186.11±159.53	131.95±161.53

보행형태	착지					
	에너지보행			에너지보행		
속도	빠른속도	중간속도	느린속도	빠른속도	중간속도	느린속도
x	211.62±141.24	223.03±110.32	222.82±132.69	222.99±105.03	232.26±134.01	250.00±96.58
y	117.74±134.92	66.91±107.93	32.24±19.26	105.67±147.57	112.02±125.96	135.19±144.55
z	179.73±59.71	167.06±28.16	201.51±36.12	161.67±68.87	184.62±47.32	216.82±40.98

표 9. 위상도면 각도 통계결과

축	요인	골반				어깨			
		착지	이치	착지	이치				
		F값	유의도	F값	유의도	F값	유의도	F값	유의도
x	보행형태	.158	.703	.154	.707	.583	.470	3.551	.102
	속도	.095	.910	1.651	.227	2.026	.169	1.254	.316
y	보행형태	1.888	.212	3.782	.093	.308	.596	.011	.920
	속도	.204	.818	7.446	.006	.625	.549	5.683	.016
z	보행형태	.061	.812	3.731	.095	.604	.463	7.740	.027
	속도	5.470	.018	.292	.751	.218	.807	2.540	.115

유의한 차이가 없었고 오히려 속도간에 유의한 차이가 있었다.

그러나 어깨에서는 z축 운동은 이치시 위상학적으로 보행형태간 분명한 차이가 나타났다. 이치시 보행형태간 $F(1,7)=7.740$, $p<.05$ 로 유의한 차이를 보였다. <표 8>과 같이 에너지보행에서 153.51° , 134.20° , 161.70° 이었고, 일반보행에서는 110.08° , 117.14° , 132.01° 로 일반보행에 비해서 에너지보행시 더 큰 위상각도가 나타났다. 따라서 몸통의 회전운동은 에너지보행을 할 때 동작범위, 상대각도 및 위상도면각도에서 유의한 차이를 보였다. 이와 같은 차이는 운동학적 변인의 차이와 더불어 위상공간에서 차이를 보여주므로 에너지보행이 일반보행과 구별되는 특성으로 설명될 수 있을 것이다.

IV. 결론

에너지보행은 보폭과 보행속도 등은 일반보행과 동

일하지만 상지의 스윙은 달리기를 하듯이 힘차게 스윙하는 보행방법이다. 이런 보행방법을 통해 컨디션이나 체중조절을 조절하는데 일반보행보다 효과가 있다고 해서 많이 이용되고 있다. 그런데 에너지보행은 일반보행과 동일한 보폭과 보속으로 상지의 스윙만 커지게 되는데 이때 상지와 직접 연결되어 있는 몸통분절의 운동학적 특성에는 어떤 영향이 미치는지 의문이다. 따라서 본 연구는 에너지보행을 일반보행과 비교하여 운동학적 변수와 위상도면을 사용하여 분석되었고 몸통은 어깨와 골반으로 나누어 이치와 착지시점에서 분석되었다.

골반의 각도와 각속도는 에너지보행에서 어깨에 비해 작은 크기를 보였고, 골반의 굴곡/신전운동시 각도는 보행형태와 관계없이 보행속도가 증가할 때 동시에 증가하였고 회전운동에서는 에너지보행에서 각도가 더 크게 나타났다. 어깨에서 굴곡/신전운동은 보행형태간 유의한 차이를 보여 에너지보행에 비해 일반보행에서 더 큰 각도차이를 보였다. 회전운동은 에너지운동에서

유의하게 크게 나타났다. 어깨와 골반의 운동학적 특징은 동작범위와 상대각도에서 보다 명확하게 나타났는데 골반의 굴곡/신전운동은 속도조건에서 유의한 차이를 보여 속도가 증가할수록 골반의 운동범위가 증가하는 것을 알 수 있었고, 몸통의 회전운동은 보행형태간 유의한 차이가 나타나서 에너지보행시 일반보행보다 동작범위뿐만 아니라 상대회전도 증가하는 것으로 나타났다. 이와 같은 에너지보행 z축에서 발생하는 회전운동의 특성은 위상도면각도에서도 나타나서 일반보행과 구별되는 특징으로 설명할 수 있었다.

본 연구의 목표는 일반보행과 비교해서 에너지보행의 효율성을 찾는 것이었다. 그래서 먼저 일반보행과의 운동학적 차이를 분석하여 에너지보행의 운동학적 특성을 정의하였다. 그러나 보다 구체적인 운동학적 특성을 정의하기 위해서는 좀 더 세분화된 속도변화에서 전체동작을 설명할 수 있는 변수를 이용하여 연구될 필요가 있다. 그리고 에너지보행의 궁극적인 목표가 체중을 줄이고 컨디션을 조절하는 것이라면 에너지 소비 등의 생리학적인 분석이 동반되어야 할 것이다. 그러므로 에너지보행을 할 때 나타나는 동작의 변화에 대한 명확한 설명과 함께 에너지 소비량의 양적정보를 제공할 수 있다면 에너지보행을 즐기는 일반인들에게 실용적인 도움을 줄 것이라 기대한다.

참 고 문 헌

- 기세준, 김연정, 장재익, 채원식(2005) 정상보행과 파워 보행 시 하지근의 근전도 비교. **한국운동역학회 2005년 추계 학술대회**.
- 김덕용, 박창일, 박은숙, 한수봉(2001) 보행에서 상지 움직임의 역할. **대한재활의학회지**, 제25권 6호, 1031-1040.
- 김덕용, 박창일, 장용원, 박사운(2001) 계단 오르기 동작과 평지 보행과의 운동형상학적 및 운동역학적 비교 분석. **대한재활의학회지**, 제25권 6호.
- 김승재, 김로빈(2001) 보행시 보폭변화에 따른 하지관절 움직임의 변화. **한국체육학회지**, 제40권 2호.
- 배하석, 박창일, 신지철, 김용욱, 노준래, 장지훈(2003) 정상인에서 경사면 보행의 분석. **대한재활의학회지**, 제27권 6호.
- 윤남식, 이경옥, 김지연, 문무성, 양길태(2000) 트레드밀 보행시 경사도에 따른 하지관절의 각도변화양상과 동적운동범위(DRM)의 변화. **한국체육학회지**, 제39권 1호.
- 은선덕(2001) 트레드밀의 속도 변화에 따른 노년기 성인의 보행패턴 연구. **서울대학교 체육연구소 논집**, 제22권 1호.
- 이경옥, 김지연(2001) 경사도와 속도에 따른 트레드밀 보행의 운동역학적 분석. **한국체육학회지**, 제40권 3호.
- 이재영(역)(2004) 몸의 선을 만들어주는 워킹 다이어트, 이지북.
- 진병문(역)(2005) 일반역학 7판. 청범출판사. 서울.
- Allard, P., Stokes, Ian A. F. & Bianchi, J.(1995). Three dimensional analysis of human movement. *Human Kinetics*, Champaign, 166-168.
- Anton, H.(2000) Elementary Linear Algebra 8th. John Wiley & sons, inc. NY.
- Burgess-Limerick, R, Abernethy, B, Neal, R J,(1993) Relative phase quantifies interjoint coordination. *Kurz, M J, Stergiou N(2002) effect of normalization and phase angle calculation on continuous relative phase. Journal of Biomechanics*.26(1), 91~94.
- Chao, E. Y. S.(1980). Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *Journal of Biomechanics*, 13, 989-1006.
- Clark, J. E., Phillips, S. J.(1993) A longitudinal study of Intra-limb coordination in the first year of independent walking: a dynamical system analysis. *Child Development* 64, 1143-1157.
- Grood, E. S. & Suntay, W. J.(1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motion: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105, 136-144.
- Frigo, C., Carabalona, R., Dalla Mura, M., Negrini,

- S.(2003) The upper body segmental movements during walking by young females. *Journal of Biomechanics*. 18, 419~425.
- Hurmuzlu, Y.(1993a) Dynamic of bipedal gait: Part I. Objective functions and the contact event of a planar five-link biped. *ASME J. appl. Mech.* 60, 331~336.
- Hurmuzlu, Y.(1993b) Dynamic of bipedal gait: Part II. Stability analysis of a planar five-link biped. *ASME J. appl. Mech.* 60, 331~336.
- Hurmuzlu, Y., Basdogan, C., Carollo, J. J.(1994) Presenting joint kinematics of human locomotion using phase plane portraits and POINCARÉ maps. *Journal of Biomechanics*. 27(12). 1495~1499.
- Johnson, G.W.(1994) *LabVIEW graphical programming, practical applications in instrumentation and control*. N.Y.
- Kurz, M. J, Stergiou N.(2002) effect of normalization and phase angle calculation on continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*.35, 369~374.
- Li, L., Elizabeth, C. H., van den Bogert, Caldwell, G. E., van Emmerik, R. E.A., Hamill, J(1999) Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Human Movement science*. 18, 67~85.
- Nigg, B. M. & Herzog, W.(1994). *Biomechanics of the muscular-skeletal system*. New York : John Wiley & sons.
- Tchernichovski, O., Golani, I.(1995) A phase plane representation of rat exploratory behavior. *Journal of Biomechanics*.62, 21~27.
- van Emmerik, R. E. A., Wagenaar, R. C.(1996) effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*. 29(9), 1175~1184.
- Wagenaar, R. C., van Emmerik, R. E. A.(2000) Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics* 33, 853-861.
- Wagenaar, R. C., Beek, W. J.(1992) Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *Journal of Biomechanics*. 25(9), 1007~1015.
- Webb, D., Tuttle, R.(1989) The effect of stride frequency on the motion of the upper limbs in human walking. *American Journal of Physical Anthropology* 78, 321~322.
- Winter, D. A.(1990) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2nd ed.), John Wiley & Sons, Inc. NY.

투 고 일 : 7월 31일

심 사 일 : 8월 6일

심사완료일 : 9월 5일