



에너지보행과 일반보행의 운동학적 비교

The Kinematic Comparison of Energy Walking and Normal Walking

신제민* (상명대학교) · 진영완 (동의대학교)

Shin, Je-Min* (Sangmyung University) · Jin, Young-wan (Dongguk University)

ABSTRACT

J. M. SHIN, Y. W. JIN, The Kinematic Comparison of Energy Walking and Normal Walking. Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 4 pp. 61-71, 2006. The purpose of this study was to compare kinematic characteristics on the limbs at 3 different walking speed during the energy and the normal walking. Eight subjects performed energy walking and normal walking at the slow speed(65 beats/min), the normal speed(115beats/min), the fast speed(160 beats/min). The 3-d angle was calculated by vector projected with least squares solution with three-dimensional cinematography(Motion Analysis corporation). The range of motion was calculated on the trunk, shoulder, elbow, hip, knee joint. The results showed that stride length was no difference of the two walking pattern. The duration of support phase was also no difference of the two walking pattern. The range of motion of shoulder joint significantly increased in the sagittal and frontal planes, and the range of motion of elbow joint significantly increased as the energy walking. The range of motion of hip joint had no significant difference in the any planes in changing of walking speed. But the most remarkable difference of the two walking patterns revealed at the trunk. The range of flexion/extension angle had significant increasing 2.36° at normal speed, and the range of the right/left flexion angle had significant increasing below 4° at the 3 walking speed, and The range of rotation angle had significant increasing 7.35° , 9.22° , respectively at the normal and slow speed. But there was no significant difference of range of motion at the hip and knee joints between energy walking and normal walking.

KEYWORDS: ENERGY WALKING, NORMAL WALKING, COMPARISON

I. 서론

최근 비만이 사회적인 문제로 부상하면서 비만에 대한 일반인들의 관심도 크게 증가하고 있다. 세계보건기구 (WHO)의 발표에 따르면 전체 세계 인구 중 12억

정도가 과체중이라고 추산하고 있으며 우리나라도 성인 3명 중 1명이 비만이며 또 성인 비만 인구의 비율이 해마다 3%씩 늘고 있는 실정이다(대한비만학회, 2003). 비만과 관련해서 가장 효과적인 운동방법인 여러 가지 유산소 운동 중 일상생활에서 쉽게 접할 수 있는 운동

* jemshin@smu.ac.kr

이 빠르게 걷기와 달리기이다. 특히 달리기에 비해 빠르게 걷기 운동은 저충격 신체활동으로 근골격근 및 관절에 충격이 적어 일반인들에게 권장되는 운동이다. 특히 빠르게 걷기 운동은 비만에 대한 개선 뿐 아니라 골밀도, 혈압, 혈청지질 등에 개선효과가 있으며 우울, 불안증세에 호전이 있는 등 정신건강에도 도움이 된다(윤진환 등, 2002).

걷기 운동의 실용성이 인정받으면서 파워워킹, 에너지보행, 노르딕 워킹 및 웨이트 워킹 등 여러 가지 형태의 걷기 운동이 행해지고 있다(이재영(역), 2004). 이 중 최근 사람들에게 많은 관심을 받고 있는 운동이 파워보행과 에너지보행이다. 파워보행 운동은 최근 다이어트를 하는 사람들과 건강유지를 원하는 사람들에게 가장 주목을 받고 있는 운동형태이며 단어가 가지는 의미대로 '빠르고 힘차게 걷기'라는 뜻을 가지고 있다. 구체적인 운동방법은 등을 곧게 편 상태에서 시선은 15m 전방을 향하고 앞뒤로 힘차게 팔을 흔들면서 빠른속도로 걷는다. 이때 속도는 6.0~8.0km/h(1km당 7:30-9:20), 팔꿈치는 'L'자 또는 'V'자 모양으로 약간 구부린 상태로 하고 걸을 때는 뒤꿈치부터 대고 발바닥은 바깥쪽에서 안쪽으로 걷는다. 발의 보폭은 신장에서 100cm를 제한 정도로 하며 걷는 도중 호흡은 코로 마시고 입으로 내쉬도록 하는 방법이 바람직하다. 또 다리는 양 무릎이 스칠 정도로 거의 일자에 가깝게 이동하며 주먹은 가볍게 쥐고 가슴 중심선을 조금씩 교차되는 정도로 움직인다. 주먹과 가슴 사이의 거리가 30cm 이상 떨어지지 않도록 하며 유의할 점은 보폭을 크게 늘리려는 욕구를 참아야 하며, 더 빨리 가려면 짧고 빠른 발걸음을 유지하는 것이 오래 걷는 방법이다(김병성, 2003). 이에 비해 에너지보행은 파워 워킹과 팔의 자세는 동일하나 보폭이나 보속에는 차이가 있다. 보폭과 보속은 일상생활 속에서 자연스럽게 걷게 되는 일반적인 보행과 동일하지만 상지의 움직임만 파워 워킹과 동일하게 전후로 힘차게 흔드는 것이다. 파워 워킹이 일반 걷기와 경보의 중간 정도의 강도이라면 에너지보행은 일반 걷기의 강도에서 상지만 힘차게 흔드는 것이다. 따라서 파워 워킹 보다는 부담이 적고 컨디션 조절과 체중조절에 초점을 맞추고 있다는 것이 비교된다(이재영(역), 2004). 그러므로 체력이 약해서 평소에 운동을 하기 어려운 사

람, 비만이 있는 사람, 중장년층도 쉽게 할 수 있는 운동이 에너지보행이다.

보행과 관련된 국내의 운동역학적 연구는 일반인, 유아, 노인 및 장애인 등의 특정인의 보행특성을 분석하는 것이 일반적이다. 특정인이 보행속도, 보폭, 경사도, 계단오르기 등 보행할 때 조건이나 외부환경이 다를 때 보행 형태의 변화를 분석하고 있다. 트레드밀에서 경사도에 따른 하지관절의 각도변화양상과 동적운동범위의 변화(윤남식 등, 2000), 속도변화에 따른 하지관절의 운동역학적 변화(이성철 등, 2000), 계단 오르기 동작과 평지 보행과의 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 이지연, 2001)하였고, 정상인의 경사면에서 보행(배하석, 2003)등이 있다. 위에서 기술된 보행과 관련된 사전연구들은 하지분절의 운동에 초점을 맞추고 있다. 보행형태가 보행속도, 보폭, 보행하는 지면의 형태 및 경사도 등이 변화될 때 하지분절의 운동학 및 운동역학적 변화에 주목하고 있다.

보행에서 상지의 역할에 관한 전통적인 운동역학적 관점은 중력과 운동량(momentum)으로 발생하는 진자운동(Hourue, 1969; Webb et al, 1994; Trunquist et al., 1999, Bertram & Chang, 2001; Gutnik, Mackie, Hudson & Stunden, 2005)과 신체가 움직이면서 발생하는 수직축에 대한 회전운동을 조절하는 기능 등 수동적인 역할(Elftman, 1939)로 인식하고 있다. 그러나 본 연구에서는 보행형태의 변화가 하지에 발생하는 것이 아니라 상지에서 발생하게 된다. 따라서 본 연구의 관점은 상지의 운동형태의 변화가 하지를 포함하여 전체 분절 시스템에 어떠한 변화가 발생하는지에 관한 접근이다. 왜냐하면 에너지보행은 하지운동은 일반보행과 같은 크기로 움직이지만 상지운동은 마치 단거리 달리기와 상지운동과 같이 의도적으로 크게 움직이기 때문이다. 에너지보행의 목표가 상지를 적극적으로 움직여 일반보행보다 운동효과를 증가시키는데 초점을 맞추고 있다.

그러나 보행에서 상지의 독립적인 역할에 관한 사전

연구는 전무하고 오히려 상지의 움직임 억제된 상황에서 다른 분절에 미치는 영향 등에 관한 연구로 접근하고 있을 뿐이다(김덕용, 박창일, 박은숙, 한수봉, 2001; Mark, 1997). 최근에 다양한 보행형태가 일반인에게 보급되면서 에너지보행과 유사한 파워 보행에 관한 연구가 보고되었다. 기세준, 김연정, 장재익과 채원식(2005)은 일반보행과 파워 보행 시 하지근의 근전도를 비교한 결과, 파워 보행 중 주동근인 대퇴사두근과 비복근의 활동이 보다 활발하였다고 하였다. 그러나 에너지보행은 정상보행 정도의 보폭과 보속으로 상지의 움직임만 커지기 때문에 상지가 분절 시스템을 주도하기 때문에 독특한 형태의 보행 방법이고 이와 유사한 연구는 찾아볼 수 없다. 그러나 이와 같이 독특한 보행 형태인 에너지보행에 대한 연구는 대중적인 인기에 비해 학문적인 연구는 전무한 실정이다.

본 연구의 목적은 에너지보행과 일반보행을 같은 보행속도에서 비교하여 2가지 보행 시 나타나는 운동학적 특성을 밝히는 것이다. 특히 상지의 과도한 움직임으로 인한 하지 및 몸통 분절의 움직임의 변화를 비교하고 분석하고자 한다.

II. 연구방법

1. 피험자

피험자는 상지, 하지 및 몸통에 병력이 없는 건강한 8명의 대학생을 선정하였다. 보행형태는 연령과 성별 등에 직접적인 영향을 받을 수 있기 때문에 20대의 남자만을 대상으로 선정하였다. 근골격계의 질환의 유무는 면담을 통하여 확인하였고 질환의 경험이 있는 대상자는 실험에서 제외하였다. 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 형태를 분석하기 위해서 3가지 속도에서 실시되었다. 실험에 앞서서

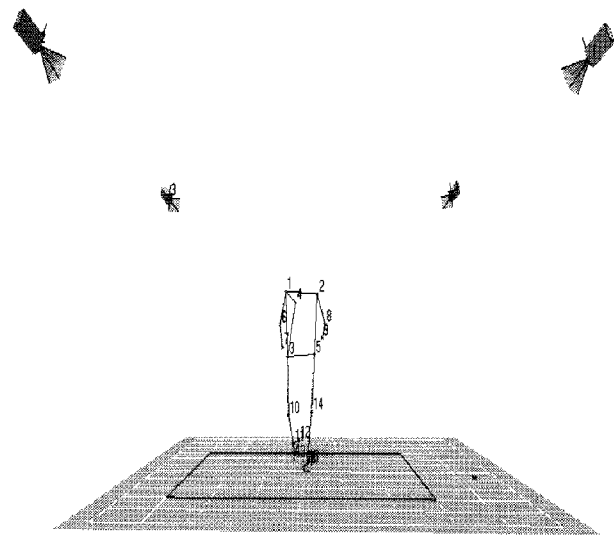


그림 1. 카메라 및 마커 위치

모든 피험자에게 에너지보행을 숙지할 수 있도록 설명하였고, 3가지 속도에서 보행할 수 있도록 충분히 연습하였다. 그러므로 보행의 조건은 에너지보행 빠른속도(EF), 에너지보행 중간속도(EN), 에너지보행 느린속도(ES), 일반보행 빠른속도(NF), 일반보행 중간속도(NN), 일반보행 느린속도(NS)이었다. 보행속도의 통제는 디지털 메트로놈을 이용하여 메트로놈의 박자에 보속수(cadence)를 맞추도록 하였다. 보행속도는 김덕용 등(2001)의 일반 성인을 대상으로 한 보행연구에서 속도의 변화를 느린속도(2km/h), 중간속도(4km/h), 빠른속도(6km/h)로 설정하였고, 결과적으로 보폭의 수가 64.6(step/m), 114.0(step/m), 160.0(step/m)이었다. 또한 기세준 등(2005)은 파워보행과 일반보행의 차이를 분석하는 연구에서 보속을 통제하기 위해 메트로놈을 140step/s로 설정하였다. 이런 결과들을 기준으로 본 실험에서는 느린속도는 65beat/m, 중간속도는 115beat/m, 빠른속도는 160beat/m으로 3가지 조건으로 결정하였다. 피험자는 정해진 박자에 맞추어 주로를 따라 에너지보행과 일반보행을 실시하였고, 운동화의 조건에 의해 보행형태가 영향을 받을 것을 고려하여 맨발로 보행하게 하였다. 관절의 위치좌표를 확보하기 위해서 해부학적 경계점에 표식자(반사마커)를 부착하였다. 이때 표식자가 적외선 카메라에 잘 나타날 수 있도록 몸에 꼭 맞는 탄력적인 소재의 반바지만 착용하도록 하고 상의는 탈의하게 하였다. 표식자

는 양측 어깨관절, 양측 엉덩관절, 양측 팔꿈치관절, 양측 팔목관절, 양측 무릎관절, 양측 발목관절, 양측 발뒤꿈치, 양측 전족부 및 오른쪽 견갑골 하부에 부착하였다<그림 1>.

본 실험을 위해서 4대의 적외선 카메라 Falcon camera(Motion Analysis)를 사용하였고 카메라의 sampling 비율은 60frame/s으로 결정하였다. 4대의 적외선 카메라에서 촬영된 자료는 MIDas program에 의해 수집되었고, 수집된 자료는 EVa RT 4.0을 거쳐 위치좌표를 획득하였다. 위치좌표의 평활화는 곡선의 정도에 따라 최적의 될 수 있도록 Butterworth 저역통과 필터를 사용하였으며 이때 차단주파수는 6Hz 로 설정하였다(Winter, 1990). 그리고 이와 같은 과정으로 획득한 위치좌표를 이용하여 운동학적 자료(kinematic data)를 계산하였으며 계산을 위해 LabView 6.0(Johnson, 1994)을 사용하였다.

모든 걷기형태의 동작구간은 양측의 대칭적인 관계를 고려하여 걷기 시 오른쪽 착지에서 부터 다음 착지까지 1stride로 정하였다.

몸통, 어깨관절 및 엉덩관절의 3차원 각도는 운동면의 행렬(matrix)과 분절의 벡터를 이용하여 최소자승해(Least Squares Solutions)를 구하였다. 최소자승해를 찾는 방법은 다음과 같이 정리할 수 있다(조진호와 손진근, 2000).

$$p = A(A^T A)^{-1} A^T v$$

p = 투영벡터

A = 면을 구성하는 행렬

v = 분절을 나타내는 벡터

팔꿈치 관절의 각도와 무릎관절의 각도는 해당 관절을 이루고 있는 2개 분절의 종축의 벡터를 내적(inner product)하였다. 벡터의 내적공식은 다음과 같다 (Anton, 2000).

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

통계처리를 위해 운동학 자료는 에너지보행과 일반보행간 3가지 속도조건 각각에서 SPSS 10을 이용하여 대응표본 t-test를 통해 분석되었다.

III. 결과 및 논의

1. 보폭

EF와 NF간 보폭의 길이는 통계적으로 유의하지 않았다(t=2.01 p<.05). EF의 평균은 133.09±38.22cm, NF의 평균은 149.37±42.43cm으로 NF의 보폭의 길이가 크게 나타났다. 에너지보행은 상지의 적극적인 움직임으로 인해 일반보행에 비해 보폭도 증가할 것으로 예상했지만 통계적인 차이가 없었다. 그리고 평균값도 중간속도와 빠른속도에서는 일반보행을 할 때 더욱 크게 나타났다.

1cycle의 시간은 EF와 NF간 유의하지 않았다. EF의 평균은 .83±.19s, NF의 평균은 .89±.11s로 에너지보행을 할 때 1보의 시간이 짧았다. 보폭의 변화는 보행속도의 변화에 따라 통계적인 차이는 없었다. 그러므로 에너지보행과 일반보행이 느린속도, 중간속도, 빠른속도의 조건에서 보폭의 길이와 시간에서 통계적으로 유의하지 않았다. 그러나 두 보행 방법 중 보폭의 길이와 시간을 통계적으로

표 1. 보폭의 길이와 시간

보행속도	보폭 및 시간	평균	표준편차
빠른속도	EF_LENGTH	133.09	38.22
	NF_LENGTH	149.37	42.43
	EF_TIME	.83	.19
	NF_TIME	.89	.11
중간속도	EN_LENGTH	123.17	117.41
	NN_LENGTH	124.36	105.19
	EN_TIME	1.03	4.96
	NN_TIME	1.03	7.09
느린속도	ES_LENGTH	105.42	166.40
	NS_LENGTH	103.51	103.70
	ES_TIME	1.69	.35
	NS_TIME	1.80	.24

* E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도, LENGTH: 보폭(cm), TIME: 1보 소요시간(s)

비교할 때 빠른속도에서 보폭 길이의 변화가 유의확률이 .084로 나타나서 비교적 주목할 만 한 차이를 보였다.

김덕용 등(2001)의 연구에서 본 연구와 거의 유사한 조건에서 느린속도에서 50.9cm, 중간속도에서 58.5cm, 빠른속도에서 62.4cm으로 분석하였다. 이 연구에서는 1cycle을 계산하지 않고 1step으로 계산하였으므로 절대적인 비교는 할 수 없지만, 상대적인 비교를 한다면 비슷한 결과로 볼 수 있었다.

2. 지지구간의 시간

지지구간의 시간은 1stride 시간을 100%로 규정하고 100%에 대한 상대시간으로 정규화하였다. 2가지 보행 형태에서 동일한 결과를 보였는데, 속도가 빨라지면서 지지구간의 시간도 짧아지는 특징을 보였다. 그러나 에너지보행과 일반보행간 지지구간의 시간은 통계적으로 차이가 없었다. EF와 NF간 $t=-.373$, EN과 NN간 $t=-.594$, ES와 NS간 $t=.931$ 로 계산되어 통계적으로 유의하지 않았다. 지지구간의 평균시간을 비교해보면, 빠른속도와 중간속도에서는 에너지보행을 할 때 접촉시간이 짧았으나 느린속도에서는 오히려 일반보행을 할 때 짧았다.

3. 관절의 동작범위

1) 어깨관절

어깨관절의 시상면에서의 운동은 <그림 2>에서와

같이 지지발의 이지가 되는 시점을 중심으로 굴곡 되었다가 이 후 신전되는 일반적인 형태를 보였다. <표 2>에서 1cycle을 100%의 시간으로 정했을 때 48~60%동안이 지지구간이다. 따라서 이 구간의 끝은 지지발이 이지되는 시점이다.

에너지보행과 일반보행과 어깨관절의 시상면에서의 각도의 형태가 차이가 있다. 일반적으로 에너지보행을 할 때 상지의 굴곡이 더 크게 나타났다. 그러나 일부 피험자는 굴곡보다는 과신전이 크게 나타나서 보행 중에 상지를 뒤쪽 방향으로 스윙을 크게 하는 특징을 보였다.

어깨관절의 시상면의 운동에서 에너지보행과 일반보행간에 통계적인 유의한 차이가 있었다. EF와 NF간 $t=7.736$, EN과 NN간 $t=8.308$, ES와 NS간 $t=5.912$ 로 계산되어 모두 통계적으로 유의하였다. 이 값은 $p<.001$ 수준에서 유의한 차이를 보였다.

정중면의 운동에서는 에너지보행과 일반보행간에 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. EF와 NF간 $t=5.30$, EN과 NN간 $t=6.43$, ES와 NS간 $t=7.82$ 로 계산되어 모두 통계적으로 유의하였다. 이 값은 시상면에서와 같이 $p<.001$ 수준에서 유의한 차이를 보였다.

에너지보행과 일반보행은 보행형태 중 시각적면에서 가장 구별되는 특징이 상지의 운동이다. 즉 일반보행에 비해 에너지보행은 상지의 동작범위를 의도적으로 증가시키는 것이다. 따라서 두 보행형태가 어깨관절의 시상면과 정중면에서 동작범위가 통계적으로 유의한 차이가 나타나는 것은 당연하다. 이와 같은 결과는 2가지 보행이 구별되게 잘 통제되어 실험의 타당도가 높았다는 것을 의미한다.

표 2 지지구간의 상대시간(100% 시간)

보행속도	보행형태	평균(%)	표준편차
빠른속도	EF	48.62	18.21
	NF	51.64	8.58
중간속도	EN	56.48	4.15
	NN	57.22	4.74
느린속도	ES	60.56	8.29
	NS	58.21	6.38

* E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도

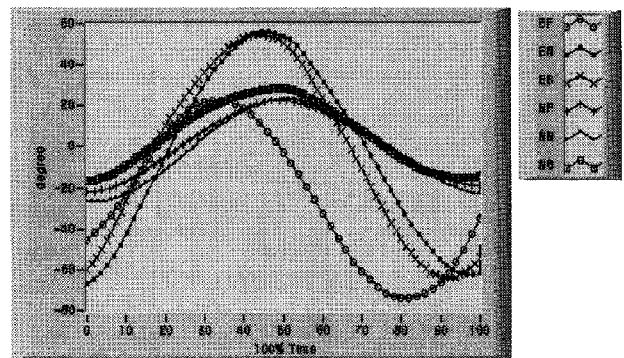


그림 2. 어깨관절 시상면의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도)

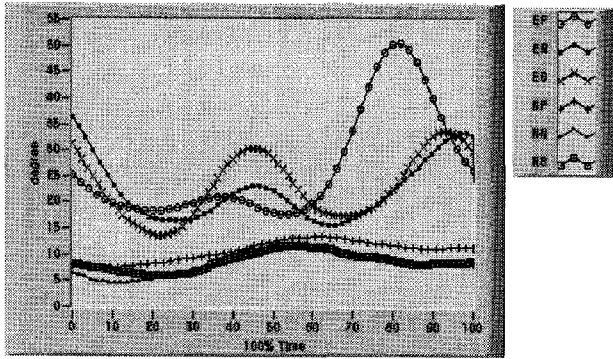


그림 3. 어깨관절 정중면의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, M:중간속도, S:느린속도)

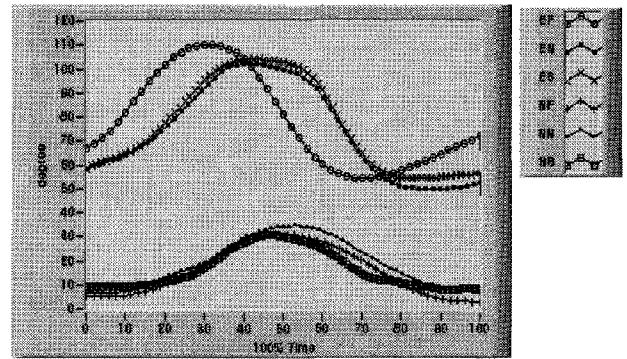


그림 4. 팔꿈치관절의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, M:중간속도, S:느린속도)

2) 팔꿈치 관절

팔꿈치 관절의 각도는 에너지보행과 일반보행간에 분명한 차이를 보여주고 있다<그림 3>. 일반보행을 할 때 팔꿈치 각도는 속도 변화에 따라 큰 차이가 없지만 에너지보행을 할 때 빠른속도에서 굴곡되는 시점이 다른 속도에서 보다 빠르게 나타나는 특징을 보였다.

팔꿈치 관절은 통계적으로 빠른속도와 중간속도에서는 유의한 차이가 없었지만 느린속도에서 유의한 차이를 보였다. EF와 NF간 $t=4.41$, EN과 NN간 $t=-.037$, ES와 NS간 $t=4.877(p<.05)$ 로 나타났다. 느린속도에서 팔꿈치 관절 각도의 평균을 비교해 보면 ES는 39.1 ± 7.34 , NS는 19.21 ± 8.84 로 나타났다.

이와 같은 결과는 에너지보행의 방법이 팔꿈치관절보다는 어깨관절에서 주도한다는 것을 의미한다. <표 3>에서 에너지보행을 할 때 팔꿈치관절의 변화는 속도의 변화와 비례적으로 증가하지 않았다. 이에 비해 일반보행은 속도의 변화에 비례적으로 팔꿈치 관절의 동작범위가 증가하였다. 따라서 에너지보행은 팔꿈치관절은 고정한 채 어깨관절을 중심으로 상지를 앞뒤로 힘차게 흔드는 스윙을 하는 것을 알 수 있었다.

3) 몸통

몸통의 시상면에서는 지지구간을 중심으로 굴곡이 발생하고 스윙구간으로 전환되면서 신전되는 일반적인 특징을 보였다. 정중면에서는 큰 변화없이 우측굴곡을 유지하거나 좌측굴곡을 유지하였다. 횡단면에서는 지지구간의 끝 즉 발끝이 이지되는 시점을 중심으로 내측회전이 일어났다가 그 시점 이후에는 외측회전이 발생하

였다.

몸통의 시상면에서는 EF와 NF간 $t=1.577$, EN과 NN간 $t=3.008(p<.05)$, ES와 NS간 $t=.822$ 로 나타나서 빠른속도와 느린속도에서는 유의한 차이가 없었지만 중간속도에서 유의한 차이가 나타났다. 그러나 유의한 결과를 보인 중간속도에서 평균동작범위를 비교해 보면 EN은 14.68° , NN은 12.32° 로 나타나서 2.36° 로 미미한 차이를 보였다. 정중면에서는 모든 속도 변화 조건에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. EF와 NF간 $t=-2.419(p<.05)$, EN과 NN간 $t=2.757(p<.05)$, ES와 NS간 $t=4.168(p<.001)$ 으로 나타났다. 평균동작범위를 비교해 보면 EF는 $10.31\pm5.03^\circ$, NF는 $12.55\pm2.70^\circ$, EN은 $9.14\pm3.94^\circ$, NN은 $11.97\pm1.37^\circ$, ES는 $8.67\pm3.44^\circ$, NS는 $12.25\pm2.44^\circ$ 로 나타나서 각각 -2.24° , -2.83° , -3.58° 의 각도차이를 보였다.

횡단면에서는 대체로 유의한 차이를 보였다. EF와 NF간 $t=1.347$ 로 유의하지 않았지만, EN과 NN간 $t=4.574(p<.01)$, ES와 NS간 $t=4.330(p<.01)$ 으로 유의하게 나타났다. 평균동작범위를 비교해보면 EF는 $16.95\pm6.03^\circ$, NF는 $14.51\pm4.29^\circ$, EN은 $22.70\pm5.22^\circ$, NN은 $15.35\pm2.70^\circ$, ES $27.71\pm7.10^\circ$, NS는 $18.49\pm6.30^\circ$ 으로 나타났으며 각각 2.44° , 7.35° , 9.22° 의 각도차이를 보였다.

에너지보행은 상지의 동작범위가 증대될 때 이 분절과 직접 연결되어 있는 몸통분절의 운동학적 변화에 직접적인 영향을 미쳤다. 그러나 이 영향은 시상면에서가 아니라 정중면과 횡단면에서 나타났다. 에너지보행을 하는 방법을 가르칠 때 상지의 스윙을 전후방향으로 크게 하라고 한다. 이때 <표 3>에서 보듯이 어깨관절의

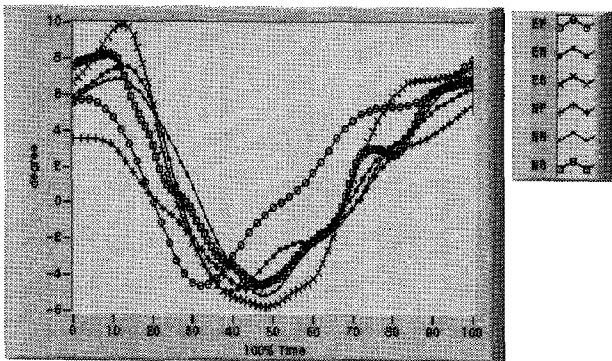


그림 5. 몸통 시상면의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도)

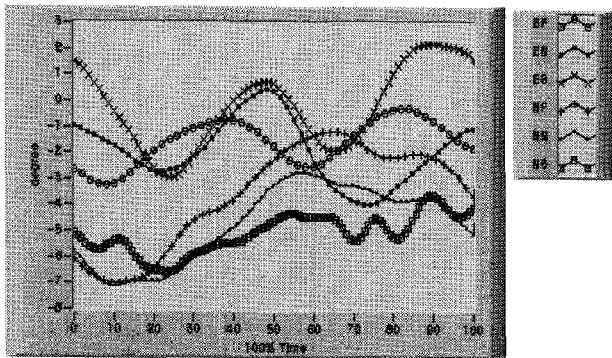


그림 6. 몸통 정중면의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도)

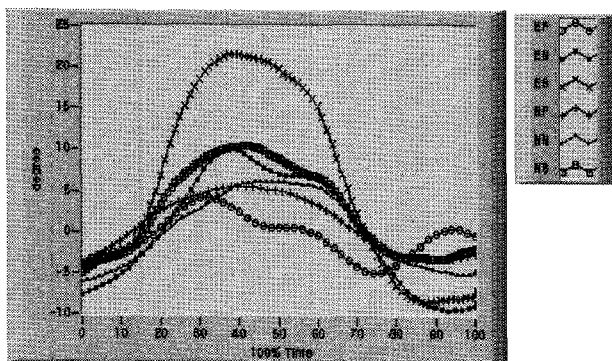


그림 7. 몸통 횡단면의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도)

시상면에서 3가지 속도조건에서 40~50° 정도 더 큰 각 운동이 발생하게 된다. 또한 이 운동은 시상면에서 동작범위를 증가시키는 것이 아니라, 어깨관절의 정중면에서 약 15~20° 증가시켰다. 이와 같은 결과는 어깨관절의 정중면에서의 움직임은 몸통분절 정중면과 횡단면의 동작범위에 영향을 미치고 있는 듯하다. 어깨관절 시상면에서 크게 증가한 각운동은 인체가 걸어가는 시

스템에서 몸통의 시상면에는 큰 영향을 미치지 않았지만 어깨관절의 정중면의 운동 즉 내전과 외전은 몸통의 정중면과 횡단면의 운동에 상당히 영향을 미친 듯하다.

4) 엉덩관절

엉덩관절 시상면의 운동은 발끝의 이지구간을 기준으로 신전되었다가 이 후 점차 굴곡되는 일반적인 형태를 보였다. 정중면에서는 시상면의 형태보다는 상대적으로 복잡하였다. 이와 같이 복잡한 형태는 스윙구간에서 발생하였는데 보행속도와 보행형태에 따라 외전의 각도의 변화가 다양하게 나타났기 때문이다.

엉덩관절 동작범위는 시상면에서 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 그러나 중간속도에서 EN과 NN간 $t=2.067$, 유의수준이 .078로 나타나서 유의할 가능성을 보일 뿐이었다. 평균동작범위에서도 EN은 $39.57 \pm 4.59^\circ$, NN은 $37.87 \pm 4.85^\circ$ 로 나타나서 1.7의 각도차이를 보일 뿐이었다.

정중면에서 통계적인 차이는 없었다. 그러나 빠른속도에서 EF와 NF간 $t=2.282$, 유의수준이 .056으로 나타나서 유의한 결과는 아니지만 고려할 만 차이는 보였다. 평균값은 EF는 $9.92 \pm 5.82^\circ$, NF는 $6.18 \pm 1.78^\circ$ 로 나타나서 미미한 차이를 보였다.

에너지보행에서 상지의 의도적인 스윙은 하지의 운동학적 특징에 영향을 미칠 것으로 예상했지만 통계적인 차이가 없었다. 따라서 본 실험의 결과를 해석할 때 상지 스윙은 하지 동작의 동작범위에 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.

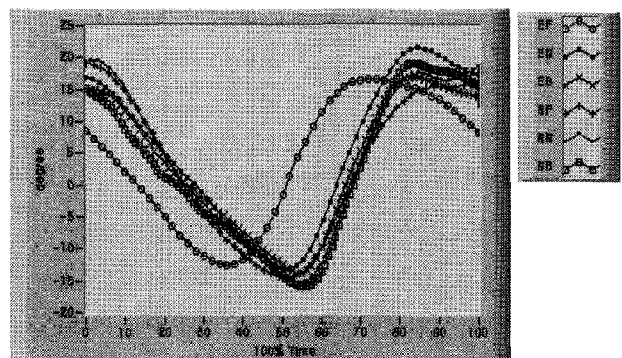


그림 8. 엉덩관절 시상면의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도)

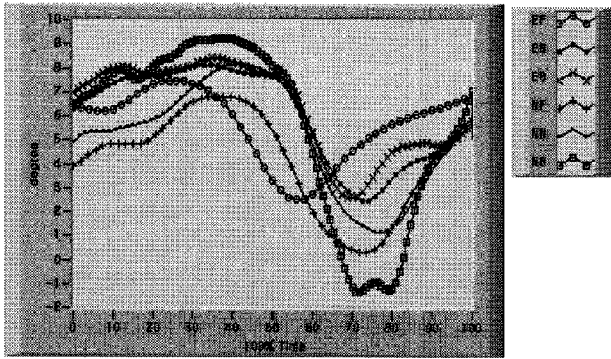


그림 9. 엉덩관절 정중면의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도)

Wagenaar & Emmerik(2000)은 트레드밀 위에서 속도 변화에 따른 보행분석을 하였는데 트레드밀의 속도가 변화되어 특정 범위(0.3-0.7m/s)에서 상지가 하지의 스텝(step)주기에 동조되었고 이후 0.8m/s에서 보폭(stride)주기에 동조된다는 것을 밝혔다. 이와 같은 상지와 하지분절의 동조는 Craik et al., (1976), Webb & Truttle(1989)의 연구에서도 같은 결과를 밝혔고 4개의 다리를 가진 동물실험을 통한 Schöner, Jiang & Kelso(1990)의 연구에서도 비슷한 결과를 보였다. 지금까지 연구가 하지분절의 동작에 상지분절이 공조를 이루는 연구의 결과라면 에너지보행은 상지분절의 동작에 대한 하지분절의 공조라는 관점으로 볼 수 있다. 그러나 본 실험의 결과 상지분절의 과도한 스윙동작은 하지분절에는 공조가 없었고, 따라서 각도변화에 영향이 없었다.

표 3. 관절의 동작범위

관절	동작면	보행형태	평균(°)	표준편차
어깨관절	시상면	EF	90.84	11.44
		NF	49.89	11.33
		EN	101.66	16.59
		NN	50.51	16.36
		ES	88.74	16.93
		NS	44.05	15.44
	정중면	EF	38.57	16.25
		NF	14.69	4.24
		EN	35.45	8.61
		NN	15.51	4.22
		ES	30.89	8.01
		NS	13.58	5.23

팔꿈치관절	시상면	EF	41.19	13.61
		NF	37.93	8.80
		EN	35.72	9.64
		NN	35.96	10.42
		ES	39.31	7.34
		NS	19.21	8.84
몸통	시상면	EF	23.80	16.41
		NF	14.30	4.34
		EN	14.68	2.99
		NN	12.32	1.86
		ES	14.30	4.34
		NS	13.32	2.56
	정중면	EF	10.31	5.03
		NF	12.55	2.70
		EN	9.14	3.94
		NN	11.97	1.37
		ES	8.67	3.44
		NS	12.25	2.44
허벅지관절	시상면	EF	16.95	6.04
		NF	14.51	4.29
		EN	22.70	5.22
		NN	15.35	2.70
		ES	27.71	7.10
		NS	18.49	6.28
엉덩관절	시상면	EF	44.87	20.17
		NF	39.35	3.54
		EN	39.57	4.59
		NN	37.87	4.85
		ES	37.30	6.85
		NS	36.89	6.54
	정중면	EF	9.92	5.18
		NF	6.18	1.78
		EN	7.59	2.00
		NN	7.34	1.82
		ES	8.46	1.75
		NS	9.46	1.97
무릎관절	시상면	EF	60.18	12.83
		NF	55.41	4.03
		EN	60.08	6.22
		NN	56.85	3.87
		ES	51.40	8.64
		NS	48.54	5.41

* E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, N:중간속도, S:느린속도

기세준 등(2005)은 정상보행과 파워보행시 하지근의 근전도에 관하여 분석하였다. 동일한 속도에서 하지의 대퇴와 하퇴부위의 근육의 근전도 분석을 하였는데 정

상보행에 비해 지지구간의 스윙구간에서 약 2배의 평균적분 근전도값이 나타나는 것으로 분석되었다. 파워보행이 에너지보행과 상지의 동작은 동일하나 하지의 동작이 동작범위나 impact force 등이 더 클 것으로 예상한다면 정상보행에 비해 근전도가 평균적분값이나 최대적분값의 크기가 크게 나타나는 것은 타당한 결과이다. 그러나 일반보행과 에너지보행에서 대퇴분절의 굴곡/신전운동과 내전/외전운동에서 동작범위가 통계적으로 유의하지 않았지만 근전도 분석의 결과에는 예상할 수 없다. 상지의 적극적인 스윙이 하지분절의 각도변화에는 영향을 주지 않았고 몸통의 각운동에만 영향을 주는 것인지, 아니면 하지의 외재적인 형태 즉 각도변화에 영향을 주지는 않았지만 하지분절의 근육들이 보행 중 몸 전체의 균형을 유지하기 위해 내재적으로 어떤 역할을 하고 있는지는 정확히 알 수 없다.

5) 무릎관절

무릎관절의 운동은 발끝이 이지가 되는 시점을 지나면서 굴곡되는 일반적인 형태를 보였다. 무릎관절의 동작범위는 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p=0.05$). EF와 NF간 $t=1.253$, EN과 NN간 $t=1.832$, ES와 NS간 $t=1.705$ 로 나타났다. 평균값을 비교해도 각 속도에서 5°이내의 각도차이를 보일 뿐이었다. 이와 같은 결과는 엉덩관절의 특징과 동일하다. 에너지보행을 할 때 상지의 과도한 스윙은 하지분절 중 무릎관절의 동작범위에 영향을 미치지 않는 것으로 해석하였다.

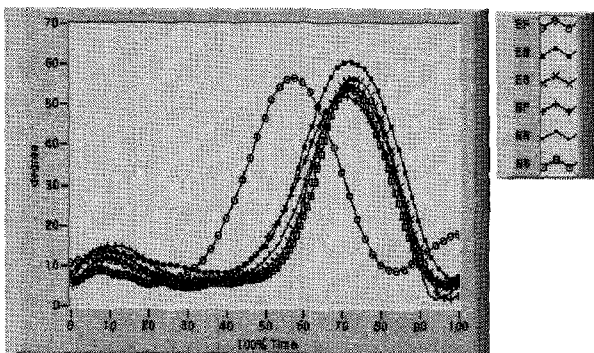


그림 10. 무릎관절의 각도(E:에너지보행, N:일반보행, F:빠른속도, M:중간속도, S:느린속도)

IV. 결론 및 제언

걷기동작에 관한 역학적 관점은 속도 및 환경이 변할 때 하지의 동작의 변화가 생기게 되고 하지의 변화에 맞추어 상지의 운동이 변화된다는 것이다. 따라서 하지운동에 초점을 맞추어 속도 등의 환경을 변화시킬 때 하지운동은 어떻게 변화되는 것일까? 라는 관점에서 연구되고 있다. 그러나 에너지보행은 하지운동에 종속된 상지의 운동이 아니라 상지운동을 독립적인 운동으로 인식하고 의도적으로 변화시키고 있다. 본 연구는 이와 같은 관점으로 에너지보행과 일반보행을 할 때 신체관절 및 분절의 운동학적 변화를 분석하였다.

보행형태는 에너지보행과 일반보행 2가지 조건이었고, 속도변화의 조건은 느린속도, 중간속도, 빠른속도 3가지 조건이었다. 각 속도에서 보행형태간 통계분석하였다.

첫째, 보행형태간 보폭의 변화는 없었다.

지지구간의 시간은 속도가 빨라질수록 지지구간의 시간도 짧아지는 특징을 보였다. 이와 같은 특징은 속도가 빨라질수록 지지구간의 시간은 짧아지고 비례적으로 스윙구간의 시간은 길어졌다.

둘째, 속도의 변화가 두 보행형태의 지지구간의 시간을 변화시키지는 않았다

느린속도, 중간속도, 빠른속도로 보행속도가 변화되더라도 각 속도조건에서 에너지보행과 일반보행간 지지구간의 시간에는 통계적으로 차이가 없었다.

셋째, 보행형태간 관절 및 분절의 동작범위에는 차이가 있었다.

어깨관절의 시상면과 정중면에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 에너지보행과 일반보행간 운동형태의 차이가 상지의 스윙의 크기에서 결정되기 때문에 통계적인 유의한 차이는 당연한 결과이다.

팔꿈치관절은 느린속도에서만 유의한 차이를 보여 속도가 증가함에 따라 팔꿈치관절을 이용하는 방법에는 차이가 없었다.

몸통은 3차원 동작면에 모두 유의한 차이를 보여 실제로 가장 특징적인 분절이었다. 몸통 시상면에서는 중간속도, 정중면에서는 모든 속도조건, 횡단면에서는 중

간속도와 느린속도에서 유의한 차이를 보였다. 시상면의 중간속도에서 유의한 차이가 낮지만 평균 동작범위의 차이는 2°의 차이에 불과하였고, 정중면에서는 각 속도조건에서 4°이하의 미미한 차이가 나타났다. 그러나 횡단면에서는 에너지보행일 때 중간속도에는 7.35° 느린속도에는 9.22°로 크게 나타나서 동작범위의 차이가 가장 뚜렷하게 나타났다. 이와 같은 결과는 몸통이 상완과 인접하여 연결된 분절이므로 상완의 증가된 동작에 간접적인 영향을 받은 것으로 해석하였다.

그러나 하지의 엉덩관절과 무릎관절에서는 두 보행 형태간 모든 속도조건에서 동작범위의 유의한 차이는 없었다.

본 연구를 통해 에너지보행이 일반보행과 비교하여 보폭과 지지시간 등에는 차이가 없고 상완 및 몸통의 각도변화에만 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 그러나 이와 같은 특징이 단위시간동안 일반보행과 에너지보행간에 에너지 소비에 대한 분석과 근전도를 통한 근육의 수축특성 등의 후속적인 연구를 통하여 유산소 운동효과에 얼마나 영향을 미치는지에 대한 연구는 필요할 것이다. 그리고 에너지보행에서 어떤 속도로 보행할 때 칼로리 소비가 최대가 되는지 운동학적 분석과 함께 생리학적 분석이 공동수행 될 필요가 있다. 궁극적인 목표는 일반인들이 일상생활에서 하고 있는 에너지보행법이 속도의 변화에 따라 어떤 형태로 변화되고 비만개선 등에 일반보행보다 더 효과적인지 분석하여 정보를 제공하는 것이다.

참 고 문 헌

- 기세준, 김연정, 장재익, 채원식(2005) 정상보행과 파워 보행 시 하지근의 근전도 비교. 한국운동역학회 2005년 추계 학술대회.
- 김덕용, 박창일, 장용원, 박사운(2001) 계단 오르기 동작과 평지 보행과의 운동형상학적 및 운동역학적 비교 분석. 대한재활의학회지, 제25권 6호.
- 김덕용, 박창일, 박은숙, 한수봉(2001) 보행에서 상지 움직임의 역할. 대한재활의학회지, 제25권 6호, 1031-1040.
- 김병성(200) 월간체육 2003년 3월호.
- 김승재, 김로빈(2001) 보행시 보폭변화에 따른 하지관절 움직임의 변화. 한국체육학회지, 제40권 2호.
- 대한비만학회 비만치료지침(2003) 도서출판 현의학, 서울.
- 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.
- 윤진환, 이희혁, 김양희(2002) 비만여성의 걷기와 달리기 시 에너지 소비와 근피로도 분석 한국사회체육학회지, 제18권, 1257-1269.
- 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.
- 조진호, 손진곤(2002) 알기쉽게 해설한 선형대수, 이한출판사.
- Anton, H.(2000) Elementary Linear Algebra 8th. John Wiley & sons, inc. New York, NY.
- Bertram, J. E, Chang Y H.(2001) Mechanical energy oscillations of two brachiation gaits: measurement and simulation. Am J Phys Anthropol 115, 319-326.
- Gutnik, B., Mackie, H., Hudson, G., Stunden, C., (2005) How close to pendulum is human upper limb movements during walking? HOMO, 56, 35-49.
- Johnson, G. W.(1994) LabVIEW graphical programming, practical applications in instrumentation and control. N.Y. :

- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985) Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7, 282-288.
- Turnquist, J. E., Schmitt D., Rose M. D., Cant J.G.(1999) Pendulum motion in the brachiation of captive *Lagothrix* and *Atteles*. *Am J Primatol* 48: 263-281.
- 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.
- 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.
- Whitall, J., Caldwell, G. E.(1992) Coordination of symmetrical and asymmetrical human gait. *J. Motor Behavior*. 24, 339-53.
- Winter, D. A.(1990) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2nd ed.), NY: John Wiley & Sons, Inc.

투 고 일 : 2006. 10. 30

심 사 일 : 2006. 11. 10

심사완료일 : 2006. 12. 20