



## 비만인들의 보행속도와 하지관절모멘트에 대한 상관관계 분석

### Correlation Between Walking Speeds and Lower Extremities Joint Moment in Obese

신성휴 · 김태완\* · 권문석(성균관대학교)

Shin, Sung-Hyoo · Kim, Tae-Whan\* · Kwon, Moon-Seok(Sung Kyun Kwan University)

---

#### ABSTRACT

S. H. SHIN, T. W. KIM, M. S. KWON, Correlation Between Walking Speeds and Lower Extremities Joint Moment in Obese. Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 3, pp. 105-115, 2006. The purpose of this study is to elucidate the mechanical characteristics of lower extremity joint movements at different walking speeds in obese people and suggest the very suitable exercise for obese person's own body weight and basic data for clinical application leading to medical treatment of obesity. This experimental subjects are all males between the ages of 20 and 30, who are classified into two groups according to Body Mass Index(BMI): one group is 15 people with normal body weight and the other 15 obese people. Walking speed is analysed at 3 different speeds(1.5<sup>m/s</sup>, 1.8<sup>m/s</sup>, 2.1<sup>m/s</sup>) which is increased by 0.3<sup>m/s</sup> from the standard speed of 1.5<sup>m/s</sup>. We calculated joint moments of lower extremity during stance phase through video recording and platform force measurement. Two-way ANOVA(Analysis of Variance, Mix) is applied to get the difference of moments according to walking speeds between normal and obese groups. Pearson's Correlation Analysis is applied to look into correlation between walking speeds and joint moments in both groups. Significance level of each experiment is set as  $\alpha=0.05$ .

As walking speed increases maximum ankle plantar flexion moment in the stance phase is smaller in obese group than in normal group, which is suggestive of weak toe push-off during terminal stance in obese group, and the highest maximum ankle plantar flexion moment in obese group during the middle speed walking(1.8<sup>m/s</sup>). Maximum ankle dorsal flexion moment in obese group is relatively higher than in normal group and this is regarded as a kind of compensatory mechanism to decrease the impact on ankle when heel contacts the floor. Maximum knee flexion and extension moments are both higher in normal group with an increase tendency proportional to walking speed and maximum hip flexion and extension moments higher in obese group.

In summary, maximum ankle plantar flexion moment between groups( $p<0.025$ ), maximum knee moment not in flexion but in extension( $p<0.001$ ) within each group according to increasing walking speed, and maximum hip flexion and extension moment( $p<0.001$  and  $p<0.004$ , respectively according to increasing walking speed are

statistically significant but knee and hip moments between groups are not. Pearson correlation are different: high correlation coefficients in maximum knee flexion and extension moments, in maximum hip extension moment but not hip flexion, and in maximum ankle dorsal flexion moment but not ankle plantar flexion, in each group. We suspect that equilibrium imbalance develops when the subject increases walking speed and the time is around which he takes his foot off the floor.

**KEYWORDS:** GAIT SPEEDS, JOINT MOMENT, OBESE

## I. 서론

비만은 인간의 질병 중 인류의 문제로 제기되고 있으며, 이를 반영하듯 60억 인구 중 17억 명이 비만 및 과체중 상태이고, 지난 10년 사이 비만 인구는 1995년 2억명에서 2003년 3억명으로 50%나 급증한 통계적 결과를 보였다(김종정 et al., 1996). 이러한 비만은 선진국들에서 심각한 문제로 비만과 관련 질병들이 전 세계적으로 확산되고 있다(이옥진; 김미예, 2003). 그러므로 비만에 대한 예방과 치료에 이르기까지 다양한 측면(의학, 생리적, 역학적 등)에서의 연구들이 활발하게 이루어지고 있다. 우리나라도 최근 대한비만학회가 비만 판정의 기준인 체질량지수(Body Mass Index; BMI)를 30 이상에서 25 이상으로 강화한 것은(비만학회지, 2003) 비만에 심각성을 인지한 것으로 해석할 수 있다.

비만 치료는 체중 감량에 첫 번째 목적을 두고 있다. 이러한 목적을 달성하기 위하여 현재 비만 치료는 식이요법, 운동요법, 약물요법, 행동수정요법 시행되어지고 있지만, 비만을 해결하기 위한 가장 안전하고 바람직한 방법은 식이요법과 운동요법이 병행된 치료라 생각되며 이를 바탕으로 한 생활습관의 변화를 추구하는 것이 가장 바람직한 비만치료라 할 수 있을 것이다. 이러한 치료방법 중 하나인 운동요법은 운동으로 인한 에너지 소비의 증가(Webb, 1981), 안정 시 대사량의 증가(Tremblay et al., 1986; Ballor, 1991), 그리고 인슐린감수성의 증가로 인한 지방합성의 감소(Tremblay et al., 1986; Coon et al., 1989; Dolkas, Kenneth, Carl, 1990) 등이 보고되어 있다. 운동으로 인한 기초대사량을 증가시키는 요인들은 세포 내 생화학적 작용의 증가(Ballor, 1991), 증가된 음식 섭취에 의한 열발생의 증가

(Gleeson, Brown, Waring, 1982; Bahr, Hanson, Sejersted, 1990), 그리고 체지방체중의 증가(Tremblay et al., 1986), 비만의 유전적인 요인을 감안하는(Comuzzi, Allison, 1998) 등의 생리학적 연구들이 이루어져 왔다. 하지만 이와 같은 생리적인 측면에서의 요인만을 감안한 운동요법은 체중의 증가로 인한 관절의 상해를 고려하지 못하고 운동처방을 설정하는 실정이다.

비만으로 인한 체중증가는 하지 관절에 작용하는 하중을 증가시켜 하지관절의 상해 및 관절염을 발생시키는 요인으로 작용된다(Felson, 1988; Felson & Zang, 1998; Hochberg et al., 1995; Sturmer, Guther, Brenner, 2000). 그러므로 최근 비만을 가진 사람들의 동작 시 발생하는 상해 또는 관절 질환의 가능성에 관한 보다 많은 연구가 필요하다는 의견이 제기되고 있다(Hills et al., 2002).

비만 치료를 위한 저항도 장시간 유산소 운동요법으로 걷기 운동(보행)이 대표적이다. 걷기 운동은 때와 장소를 가리지 않고 특별한 시설 없이도 생활 속에서 할 수 있는 매우 실용적인 운동요법이다. 그러므로 많은 연구자들은 비만인들의 보행 시 발생하는 특성들을 관찰하기 위하여 노력하였으며 그 결과로 정상적인 체중의 사람보다 비만을 가진 사람들은 보행 시 느린 속도, 짧은 보폭, 두 배로 긴 체공시간(Support Time), 좁은 무릎의 움직임 범위, 지지 시 더 큰 지면 반발력 등의 특징을 밝혀내었다(McGraw et al., 2000; Messier, 1994; Messier et al., 1992, 1996; Spyropoulos et al., 1991). 또한 DeVita and Hortobagyi(2003)은 마른 체형과 비만 체형을 가진 성인 그룹을 대상으로 자기보행속도(1.2m/s)와 표준보행속도(1.5m/s)로 실험한 결과 비만 체형을 가진 집단은 표준속도 보다 자기보행속도에서

무릎굴곡이 12% 낮고 발목 족저굴곡이 11% 높았으며, 표준보행속도에서 보다 자기보행속도로 걸을 때 무릎 모멘트와 파워가 줄고 발목 토크와 파워가 더 증가하였다. 또한 두 그룹이 표준보행 속도에서 발목의 모멘트와 파워에는 차이가 있었으나 무릎에서는 차이가 없었으므로 비만인은 자신의 체중에 맞게 하지관절에 작용하는 신경근육작용을 재조정하여 하지 관절에 하중을 최소화할 수 있는 것으로 보고하였다. 그리고, Murry(1967)은 정상인 40명을 대상으로 자유 보행과 빠른 보행을 비교한 결과 빠른 보행 속도는 2.12 m/s 이고 자유보행은 1.51 m/s로 나타났다. 빠른 보행에서는 보행 주기와 보행 간격이 각각 0.81sec와 1.86m 였고, 자유보행에서는 1.06sec과 1.56m였다. 디딤기와 중복 디딤이 보행 주기에서 차지하는 비율은 빠른 보행에서 57%와 14%이고, 자유보행에서는 61%와 22%로 나타났다고 보고하였으며, Jansen and Jansen(1978)은 속도가 증가함에 따라 발뒤축 접지기와 발가락 들림기에서 수직 지면 반발력의 일반적인 증가와 중간 입각기동안 힘의 유의한 감소가 관찰되었으며, 전·후방의 힘은 속도 증가에 비례적으로 증가하는 것이 관찰되었다고 보고하였다.

위의 선행연구들을 살펴본 결과, 비만인들은 자신들의 체중에 알맞게 신경근육작용을 재조정함으로써 관절에 작용하는 하중 보행패턴을 만들어 낸다. 그리고 일반적인 보행 시 보행 속도가 증가할수록 인체의 운동량이 커짐으로 지면에 접지시와 유각시 지면에서 전·후방으로 작용하는 반발력이 커지게 된다. 이와 같은 비만인들의 보행 특성은 체중 감량을 위한 운동요법 시 반드시 고려해야할 요인들이며, 비만인들에 대한 운동 처방 및 트레이닝을 시킬 때 달리지 말고 빠른 걸음으로 걷도록 하는 운동처방과 일치한다. 국내에서도 생활 식습관의 급격한 변화로 인하여 비만 인구가 급증하면서 비만 치료를 위한 저강도 장시간 유산소 운동요법으로 걷기 운동처방이 널리 이용하고 있다. 그러나 하지관절에 작용하는 하중을 고려한 속도에 대한 제시는 국내·외적으로 전무한 실정이다. 따라서 본 연구는 비만인의 걷기 운동 시 속도 변화에 따른 하지의 움직임과 관절에서의 기계적 메커니즘을 밝혀냄으로서 비만인들 자신의 체중에 알맞은 걷기 운동처방의 자료를 제시할

수 있을 뿐만 아니라 비만 치료를 위한 임상적인 평가에도 이용될 수 있는 기초적 자료를 제공하는데 목적이 있다.

## II. 연구방법

### 1. 실험대상

본 연구는 정형외과적 병력과 신경학적 병력을 경험하지 않은 20~30대의 남자를 대상으로 하였으며, 먼저 신체조성 검사를 실시하여 여기서 측정된 BMI에 따라 정상집단 9명과 비만집단 9명으로 총 18명을 대상으로 분석하였다.

정상인 그룹은 신장 176.1±4.1cm, 몸무게 70.3±5.5kg, BMI 22.6±1.5kg/m<sup>2</sup>이고, 비만인 그룹은 신장 181.6±6.1cm, 몸무게 122.5±19.4kg, BMI 37.0±5.1kg/m<sup>2</sup>이었다.

### 2. 실험장비 및 절차

#### 1) 실험장비

본 연구에 사용된 실험장비는 <표 1>과 같다.

표 1. 실험측정 장비

구분	명칭	모델명	제조사
분석 장비	CCD Camera	SHC-650A	Samsung.
	Digital Video Recorder	CU-VH1 VCR	JVC Co.
	Photoelectric sensor	BX5M-MDT	Visol Co.
	LED	Light Emitting Diodes	Visol Co.
	Calibration Frame	Control Object	Visol Co.
	A/D box	VSAD-102-32C	Visol Co.
	Force Platform	BP400800	AMTI Inc.
자료 처리	동작분석 software	Kwon 3D 3.1	Visol Co.
	지면반력분석 software	Kwon GRF 2.1	Visol Co.
	Computer	PentiumIV	Samsung Co.

2) 실험절차

평행한 실험실 보행 통로 중앙에 지면반력기를 설치하고, 기준좌표계(Global Reference Frame) 설정을 위하여 통제점들(3×3×2)을 3초간 촬영 하였다. 각피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달 후, 피험자들의 인체 28곳의 관절에 표면 반사마커(직경 15mm)를 부착하여 같은 날짜에 실험을 실시하였다.

Warren et al.(2004)은 보행 속도를 7가지로(0.45, 0.67, 0.89, 1.12, 1.34, 1.56, 1.79m/s)로 분류하였으며, Hof et al. (2005)는 0.75, 1.0, 1.25, 1.50, 1.75 m/s 5가지로 분류, Tirosh & Sparrow(2005)는 표준(1.38m/s), 중간(1.81m/s), 빠르게(2.41m/s)하여 실시하였다.

이와 같이 보행의 속도는 느린 보행속도에서 평균보행속도까지의 변화와 평균보행속도에서 빠른 보행속도까지의 변화로 나누어 연구의 목적에 부합할 수 있는 방법을 사용하고 있음을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 비만인의 보행속도와 하지관절 모멘트의 상관관계를 밝혀내기 위하여 선행연구(DeVita & Hortobagyi, 2003; Murry, 1967)를 기초로 하여 표준보행속도(standard speed) 1.5%를 기준으로 하여 0.3m/s씩 증가 시켜 총 3단계로 구분하여 <그림 1>에서 보는바와 같이 12m의 보행로(walkway)에서 걷도록 하였다. 이때 속도에 허용 오차는 ±0.05% 이내로 하였으며, 속도의 통제는 2대의 이벤트 동조기(Photoelectric sensor, Visol)를 좌우측에 설치하였으며, 각각의 속도에서 성공한 3회를 획득하여 그 평균을 분석하였다.

실험 시 보행 동작 분석을 위해 6대의 CCD 카메라의 영상 및 지면반력기의 자료의 동기화 (Synchronization) 시키기 위하여 동조용 시각 코드 발생기와 LED를 이용하였으며, 카메라의 셔터노출 시간은 1/500초로 고정시켰으며, 실험이 진행되는 동안 피험자들은 연구자의 시작신호와 함께 보행을 실시하였다.

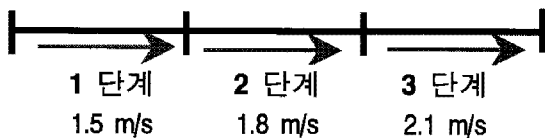


그림 1. 보행속도별 단계

실험 시 하지 관절의 보행을 분석하기 위해 6대의 카메라(Samsung SHC-650A, Korea; 60fields/sec)와 지면반력기(BP400800, AMTI; 1000Hz), 증폭기(MCA6, AMTI) A/D 변환기를 사용하여, 지면반발력과 지면에 접촉위치에 대한 자료를 얻었으며, 피험자들에게 가급적 지면반력판의 중앙부분에 발을 딛도록 주의시켰다. 지면반력판과 운동측정장치로부터 얻는 자료의 동기화(synchronization)를 위해 피험자가 보행 중 속도센스의 경로를 차단할 때 발생하는 전위차를 A/D변환기와 LED에 연결하여 불빛을 방사하게 하였다. 지면반력판에서 A/D변환기에서 나오는 신호를 그리고 운동측정장치에서는 LED에서 방사한 불빛을 감지토록 함으로써 발이 지면에 닿기 전의 한 순간에서 자료의 측정시점을 일치 시킬 수 있었다. 지면반력기에 얻어진 자료는 1000 Hz로 샘플링 하였으며, 그 후 카메라에서 얻어진 자료 60 Hz를 입력된 동조 신호를 기준으로 1000 Hz로 보간(interpolation) 한 후 영상과 지면반력 자료를 동조 시켰다.

본 실험에서는 카메라의 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(direct linear transformation)방식을 이용한 Kwon3d 소프트웨어(visol, korea)를 사용하였으며, DLT 파라미터들을 얻기 위해서 46개의 통제점을 이용하였고, DLT 방식에 의해서 재구성된 좌표와 실제 통제 점과의 오차는 약 0.15cm이었다. 하지 분절 정의는 kwon3d의 body modeling software를 사용하여 정의 하였으며, 실험에 적합한 3번의 동작을 선택하였다. 분석 국면은 시상면(sagittal plane)을 기준으로 오른쪽 하지의 지지기 국면(stance phase)에서 분석하였다.

3. 자료처리 및 변인의 계산 방법

본 연구에 동원된 자료는 영상분석 도구와 지면반력기를 통해 산출되었다. 통제점과 인체관절 중의 좌표화, 동조, DLT방법을 이용한 3차원 좌표의 계산 및 평활화(smoothing)에는 영상분석 프로그램인 Kwon(2002)이 개발한 Kwon3D 3.1 프로그램을 사용하였으며, 지면반력자료는 KwonGRF 2.0을 이용하여 산출하였다.

3차원 좌표값을 계산하기 전에 원자료에 포함된 고주파 노이즈를 제거하기 위해 저역통과필터(butterworth

- 골반 좌,우 정상질골극
- 천골
- 대퇴 우측 대전자
- 우측 대퇴중앙
- 우측 외측상과
- 하퇴 우측 내측상과
- 우측 하퇴중앙
- 우측 외측복사
- 우측 내측복사
- 발 우측 중족골두
- 우측 종골

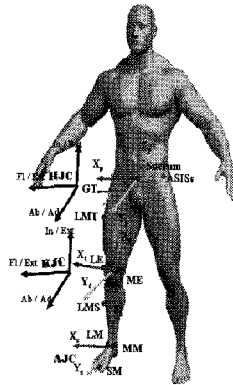


그림 2. 하지의 표면반사 마크와 지역좌표계

low-pass 2차)를 사용하여 필터링하였고, 이 때 cut off-frequency는 6Hz로 설정하였다(winter, 1990).

3차원 좌표계산을 위한 지역좌표계의 설정 방법은 다음과 같다<그림 2>.

1) 골반의 지역좌표계

$$i_p = \frac{(R\text{ASIS} - L\text{ASIS})}{|(R\text{ASIS} - L\text{ASIS})|}$$

$$k_p = \frac{(R\text{ASIS} - SA) \times (L\text{ASIS} - SA)}{|(R\text{ASIS} - SA) \times (L\text{ASIS} - SA)|}, j_p = k_p \times i_p$$

(LASIS= Left Anterior Superior Iliac Spine, RASIS= Right Anterior Superior Iliac Spin, SA= Sacrum)

2) 대퇴의 지역좌표계

$$k_t = \frac{(RH - RK)}{|(RH - RK)|}, j_t = \frac{(RH - RK) \times (LT - RH)}{|(RH - RK) \times (LT - RH)|}$$

$$i_t = j_t \times k_t$$

(RH = center of the Right Hip, RK=center of the Right Knee, LT=Lateral-Thigh)

3) 하퇴의 지역좌표계

$$k_s = \frac{(RK - RA)}{|(RK - RA)|}, j_s = \frac{(RK - RA) \times (LS - RK)}{|(RK - RA) \times (LS - RK)|}$$

$$i_s = j_s \times k_s$$

(LS=Lateral-Shank, RA=center of the right ankle)

4) 발의 지역좌표계

$$k_f = \frac{(RT - CA)}{|(RT - CA)|}, j_f = \frac{(RT - CA) \times (RA - RT)}{|(RT - CA) \times (RA - RT)|}$$

$$i_f = j_f \times k_f$$

(RT=Right Toe(SM), CA=Calcaneus posterior)

분석 변인인 하지 관절의 모멘트는 지면반력 데이터와 운동학적 데이터를 이용한 역동역학적(inverse dynamics) 해석방법을 사용하는 Kwon3d 프로그램을 이용하여 산출하였으며, 각 분절의 각속도와 각가속도의 계산에는 Cardanian Angles을 사용하여 전역좌표계에 대한 지역좌표계의 움직임을 표현하였으며, 이를 통해 고정된 전역좌표계에 대한 분절의 기억좌표계의 움직임을 표현하였다. 우선 발목관절에 가해진 힘 즉, 발 분절의 근위단에 작용하는 힘은,  $\vec{F}_a = m_f \vec{a}_f - m_f \vec{g} - \vec{F}_{gr}$  ( $\vec{F}_a$  = 발목관절에 가해지는 힘벡터,  $m_f$ =발의 질량,  $\vec{a}_f$ =발의 질량 중심에서의 가속도,  $\vec{g}$ = 중력 가속도 벡터,  $\vec{f}_{gr}$  = 지면반력 벡터)이 되며, 이때의 모멘트는,  $\vec{M}_a = \vec{J}_f - \vec{M}_{gr} - \vec{P}_{gr} \times \vec{F}_{gr} - \vec{P}_a \times \vec{F}_a$  ( $\vec{M}_a$  = 발목관절에 발생하는 모멘트 벡터,  $\vec{J}_f$  = 발의 각운동량의 변화,  $\vec{M}_{gr}$  = 지면반력 모멘트 벡터,  $\vec{P}_{gr}$  = 발의 질량 중심에서 압력 중심으로의 위치 벡터,  $\vec{P}_a$  = 발의 질량 중심에서 발목관절 중심으로의 위치 벡터)로 나타낼 수 있다.

같은 방식으로 무릎 관절에서 작용하는 힘, 즉 하퇴의 근위단에 작용하는 힘은,  $\vec{F}_k = m_s \vec{a}_s - m_s \vec{g} - \vec{F}_a$

( $\vec{F}_k$  = 무릎관절에 가해지는 힘벡터,  $m_s$  = 하퇴의 질량,  $\vec{a}_s$  = 하퇴의 질량 중심에서의 가속도)가 되며, 이 지점에서 작용하는 모멘트는  $\vec{M}_k = \vec{J}_s - \vec{M}_a - \vec{P}_{ka} \times \vec{F}_a - \vec{P}_k \times \vec{F}_k$  ( $\vec{M}_k$  = 무릎관절에 발생하는 모멘트 벡터,  $\vec{J}_s$  = 하퇴의 각운동량의 변화,  $\vec{P}_{ka}$  = 하퇴의 질량 중심에서 발목관절 중심으로의 위치 벡터,  $\vec{P}_k$  = 하퇴의 질량 중심에서 무릎관절 중심으로의 위치 벡터)로 계산된다.

엉덩이관절에 작용하는 힘도 같은 방식으로 계산되는데, 대퇴의 근위단에 작용하는 힘은  $\vec{F}_h = m_t \vec{a}_t - m_t \vec{g} - \vec{F}_k$  ( $\vec{F}_h$  = 엉덩관절에 가해지는 힘벡터,  $m_t$  = 대퇴의 질량,  $\vec{a}_t$  = 대퇴의 질량 중심에서의 가속도)가 되며, 이 지점에서 작용하는 모멘트는  $\vec{M}_h = \vec{J}_t - \vec{M}_k - \vec{P}_{ka} \times \vec{F}_a - \vec{P}_h \times \vec{F}_h$  ( $\vec{M}_h$  = 엉덩관절에 발생하는 모멘트 벡터,  $\vec{J}_t$  = 대퇴의 각운동량

의 변화,  $\vec{P}_{hk}$  = 대퇴의 질량 중심에서 발목관절 중심으로의 위치 벡터,  $\vec{P}_h$  = 대퇴의 질량 중심에서 무릎관절 중심으로의 위치 벡터)로 계산된다. 하지관절에 작용하는 모멘트 값은 실제 산출된 모멘트 값을 피험자의 체중으로 나누어 일반화 시킨 값이다.

모든 개별 변수는 각 피험자의 세 번의 실험 데이터의 평균이며, 정상인집단과 비만인집단간의 보행속도별 차이를 분석하기 위해 이원분산분석(tow-way Mix ANOVA)을 실시하였다. 또한 보행에 따른 속도와 모멘트에 연관성을 알아 보기 위하여 Pearson의 상관분석을 실시하였으며, 모든 분석의 유의성은  $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

### III. 결과 및 논의

본 연구에 이용된 하지관절모멘트는 발목관절, 무릎관절, 엉덩이관절이며, Winter(1990)가 제시한 하지관절 모멘트 변인 산출법을 적용하였으며, 단계별 속도 변화에 따라 각각의 관절모멘트 변화를 살펴보는 데 중점을 두고 결과를 분석하였다. 또한 지지기(support)동안 시상면을 대상으로 속도 변화에 따라 측정된 각각의 하지관절모멘트 값 중 최대값을 구분하여 제시하였다.

#### 1. 발목관절의 모멘트

표 2. 보행속도별 발목관절모멘트의 상관관계

그룹		DF(A)	DF(B)	DF(C)
정상	DF(A)	1		
	DF(B)	.584	1	
	DF(C)	.682*	.583	1
비만	DF(A)	1		
	DF(B)	.515	1	
	DF(C)	.566	.776*	1
그룹		PF(A)	PF(B)	PF(C)
정상	PF(A)	1		
	PF(B)	.343	1	
	PF(C)	.419	.401	1
비만	PF(A)	1		
	PF(B)	.612	1	
	PF(C)	.286	.469	1

\*.05, PF: Plantar flexion, DF: Dorsiflexion, A: 1단계 speed, B: 2단계 speed, C: 3단계 speed

다음에 제시한 <표 2>는 정상인 그룹과 비만인 그룹간의 보행속도에 따라 발목관절의 최대 배측굴곡 모멘트와 최대 저측굴곡 모멘트의 상관관계를 제시한 것이다.

최대 배측굴곡 모멘트에서는 정상인 그룹은 DF(A)와 DF(C)에서 유의한 상관( $r=.682, p<.05$ )을 보였으며 비만인 그룹은 DF(B)와 DF(C)에서 유의한 상관( $r=.776, p<.05$ )이 있는 것으로 나타났다. 최대 저측굴곡 모멘트에선 정상인 그룹과 비만인 그룹 모두 유의한 상관이 나타나지 않았다.

발목관절의 최대 저측굴곡 모멘트에서는(Max. Ankle Plantar flexion Moment)는 세 종류의 속도 즉, 1.5m/s, 1.8m/s, 2.1m/s에서 두 그룹 모두 보행 2단계(1.8m/s)에서 가장 높은 모멘트가 나타나는 특징을 보였으며 최대 배측굴곡 모멘트(Max. Ankle Dorsiflexion Moment)에서는 두 그룹 모두 보행 3단계(2.1m/s)에서 가장 높은 배측굴곡 모멘트가 나타났다. 보행속도별 최대 배측굴곡과 저측굴곡 모멘트에서는 정상인 그룹이 비만인 그룹보다 더 큰 모멘트를 나타내 보였다.

발목관절에서 최대 배측굴곡 모멘트에서는 집단 내 상호작용에서 속도( $p=.235$ )와 속도×그룹( $p=.980$ )에서 유의한 차이를 보이지 않았으며, 집단 간에서도 통계적 유의한 차이( $p=.980$ )를 보이지 않았다. 최대 저측굴곡 모멘트에서는 집단 내 상호작용에서 속도( $p=.186$ )와 속도×그룹( $p=.752$ )에서 유의한 차이를 보이지 않았으며, 집단 간에서도 통계적 유의한 차이 ( $p=.025$ )를 나타내 보였다. 이는 DeVita와 Hortobagyi(2003)의 연구보고에서 비만인 그룹과 마른 그룹간의 저측굴곡 모멘트에서 통계적 유의한 차이가 있다는 보고와 동일한 결과였다. 또한 최대 배측굴곡과 저측굴곡 모멘트의 상호작용이 유의하지 않은 것은 <표 3>에서 제시된 평균값에서 언급했듯이 보행속도에 따라 두 집단 모두 비교적 일관된 차이를 보였기 때문으로 사료된다.

표 3. 보행속도에 따른 발목관절 모멘트의 최대평균값  
(Unit : N · m/BW)

Stance Phase	Group	speed	M±SD
Max. Ankle PF moment	정상	1	1.488±0.111
		2	1.503±0.171
		3	1.420±0.164
	비만	1	1.278±0.329
		2	1.369±0.172
		3	1.261±0.120
Max. Ankle DF moment	정상	1	-0.118±0.052
		2	-0.117±0.062
		3	-0.142±0.101
	비만	1	-0.108±0.041
		2	-0.113±0.057
		3	-0.136±0.102

표 4. 발목관절 모멘트의 two-way Mix ANOVA

Dorsiflexion						
	Source	SS	df	MS	F	p
Between	그룹	.001	1	.001	.054	.819
	Error	.178	16	.011		
Within	속도	.008	2	.004	1.517	.235
	속도 * 그룹	.001	2	5.00E-005	.020	.980
	Error	.080	32	.002		
Plantar flexion						
	Source	SS	df	MS	F	p
Between	그룹	.380	1	.380	5.957	.025
	Error	1.021	16	.064		
Within	속도	.083	2	.041	1.772	.186
	속도 * 그룹	.013	2	.007	.287	.752
	Error	.745	32	.023		

2 무릎관절의 모멘트

다음에 제시한 <표 5>는 정상인 그룹과 비만인 그룹 간의 보행속도에 따라 발목관절의 최대 신전 모멘트와 최대 굴곡 모멘트의 상관관계를 제시한 것이다.

최대 신전 모멘트에서는 정상인 그룹은 Ext(B)와 Ext(C)에서 유의한 상관(r=873, p<.01)을 보였으며 비만인 그룹은 Ext(B)와 Ext(C)에서 유의한 상관(r=976, p<.01)이 있는 것으로 나타났다. 최대 굴곡 모멘트에선

정상인 그룹은 Flx(A)와 Flx(B)에서 유의한 상관(r=926, p<.01)을 보였으며 비만인 그룹은 Flx(A)와 Flx(B)에서 유의한 상관(r=915, p<.01)이 있는 것으로 나타났다. 무릎관절 최대 굴곡 모멘트에서는 두 그룹 모두 높은 상관관을 나타내 보였다.

무릎관절의 최대 신전 모멘트(Max. Knee Extension Moment)는 두 그룹 모두 보행속도의 증가에 따라 일정하게 증가하는 특징을 보였으며, 최대 굴곡 모멘트(Max. Knee Flexion Moment)에서는 두 그룹 모두 보행 2단계(1.8m/s)에서 가장 높은 모멘트가 나타나는

표 5. 보행속도별 무릎관절모멘트의 상관관계

그룹		Ext(A)	Ext(B)	Ext(C)
정상	Ext(A)	1		
	Ext(B)	.788*	1	
	Ext(C)	.866**	.873**	1
비만	Ext(A)	1		
	Ext(B)	.782*	1	
	Ext(C)	.750*	.976**	1
그룹		Flx(A)	Flx(B)	Flx(C)
정상	Flx(A)	1		
	Flx(B)	.926**	1	
	Flx(C)	.909**	.854**	1
비만	Flx(A)	1		
	Flx(B)	.915**	1	
	Flx(C)	.792*	.909**	1

\*, .05, \*\*, .01, Ext.:Extension, Flx.:Flexion,  
A: 1단계 speed, B : 2단계 speed, C : 3단계 speed,

표 6. 보행속도에 따른 무릎관절 모멘트의 최대평균값  
(Unit : N · m/BW)

Stance Phase	Group	speed	M±SD
Max. Knee Ext moment	정상	1	0.616±0.285
		2	0.763±0.290
		3	0.879±0.475
	비만	1	0.441±0.278
		2	0.564±0.385
		3	0.729±0.462
Max. Knee Flx moment	정상	1	-0.446±0.249
		2	-0.457±0.223
		3	-0.439±0.240
	비만	1	-0.354±0.215
		2	-0.456±0.282
		3	-0.416±0.249

특징을 보였다. 무릎관절 모멘트에서는 정상인 그룹이 비만인 그룹보다 속도변화에 따른 굴곡과 신전모멘트에서 더 큰 모멘트를 나타내 보였으며 속도의 증가에 따라 일정하게 증가하는 특징을 보였다. 이는 Helden et al.(1997)의 연구보고에서 18명의 건강한 피험자를 대상으로 5단계의 보행속도로 걷도록 한 결과 보행속도 증가에 따라 무릎관절 모멘트 값이 일정하게 증가한다고 보고하였는데 본 연구와 동일한 결과를 보였다.

무릎관절에서 최대 신전 모멘트에서는 집단 간 상호작용에서 속도(p=.001)에서 유의한 차이를 나타내 보였으며, 주효과 검증에서는 그룹 간에서는 통계적 유의한 차이(p=.298)를 보이지 않았다. 최대 굴곡 모멘트에서는 집단 간 상호작용에서 속도(p=.160)와 속도×그룹(p=.272)에서 유의한 차이를 보이지 않았으며, 주효과 검증에서도 집단 간에서 통계적 유의한 차이(p=.731)를 나타나지 않았다.

DeVita와 Hortobagyi(2003)의 연구보고에서 비만인 그룹과 마른 그룹간의 동일한 보행속도에서 무릎관절 모멘트는 통계적 유의한 차이가 없다는 보고와 동일한 결과였다. 또한 최대 굴곡 모멘트의 상호작용이 유의하지 않은 것은 <표 6>에서 제시된 평균값에서 언급했듯이 보행속도에 따라 두 집단 모두 비교적 일관된 차이를 보인 것으로 사료된다.

표 7. 무릎관절 모멘트의 two-way Mix ANOVA

Knee Extension						
	Source	SS	df	MS	F	p
Between	그룹	.411	1	.411	1.157	.298
	Error	5.683	16	.355		
Within	속도	.683	2	.342	11.427	.001
	속도 * 그룹	.005	2	.003	.090	.914
	Error	.957	32	.030		

Knee Flexion						
	Source	SS	df	MS	F	p
Between	그룹	.020	1	.020	.122	.731
	Error	2.618	16	.164		
Within	속도	.028	2	.014	.944	.160
	속도 * 그룹	.020	2	.010	.356	.272
	Error	.233	32	.007		

### 3. 엉덩이관절의 모멘트

다음에 제시한 <표 8>은 정상인 그룹과 비만인 그룹간의 보행속도에 따라 엉덩이관절의 최대 신전 모멘트와 최대 굴곡 모멘트의 상관관계를 제시한 것이다.

최대 신전 모멘트에서는 정상인 그룹은 Ext(A)와 Ext(B)에서 유의한 상관(r=.872, p<.01)을 보였으며 비만인 그룹은 Ext(A)와 Ext(C)에서 유의한 상관(r=.779, p<.05)이 있는 것으로 나타났다. 최대 굴곡 모멘트에선 정상인 그룹은 Flx(A)와 Flx(C)에서 유의한 상관(r=.847, p<.01)을 보였으며 비만인 그룹은 유의한 상관이 나타나지 않았다. 엉덩이관절 최대 신전 모멘트에서는 두 그룹 모두 상관을 나타내 보였으며, 최대 굴곡 모멘트에서는 비만인 그룹은 유의한 상관이 없는 것으로 나타났다.

엉덩이관절 최대 신전 모멘트(Max. Hip Extension Moment)과 최대 굴곡 모멘트(Max. Hip Flexion Moment)에서는 두 그룹 모두 보행속도의 증가에 따라 일정하게 증가는 특징을 보였으며, 보행속도별 두 그룹간 비교에서 비만인 그룹이 정상인 그룹보다 전반적으로 신전과 굴곡모멘트에서 더 큰 값을 나타내 보였다.

표 8. 보행속도별 엉덩이관절모멘트의 상관관계

그룹		Ext(A)	Ext(B)	Ext(C)
정상	Ext(A)	1		
	Ext(B)	.872**	1	
	Ext(C)	.746*	.739*	1
비만	Ext(A)	1		
	Ext(B)	.711*	1	
	Ext(C)	.779*	.669*	1
그룹		Flx(A)	Flx(B)	Flx(C)
정상	Flx(A)	1		
	Flx(B)	.288	1	
	Flx(C)	.847**	.024	1
비만	Flx(A)	1		
	Flx(B)	.291	1	
	Flx(C)	.240	.563	1

\*: .05, \*\*: .01, Ext.:Extension, Flx.:Flexion, A: 1단계 speed, B : 2단계 speed, C : 3단계 speed,



표 9. 보행속도에 따른 엉덩이관절 모멘트의 최대평균값  
(Unit : N·m/BW)

Stance Phase	Group	speed	M±SD
Max. Hip Ext moment	정상	1	0.849±0.278
		2	1.110±0.311
		3	1.536±0.486
	비만	1	0.868±0.218
		2	1.262±0.476
		3	1.572±0.399
Max. Hip Flx moment	정상	1	-0.614±0.127
		2	-0.698±0.095
		3	-0.956±0.201
	비만	1	-0.694±0.460
		2	-0.728±0.268
		3	-0.807±0.244

표 10. 엉덩이관절 모멘트의 two-way Mix ANOVA

		Hip Extension				
	Source	SS	df	MS	F	p
Between	그룹	.065	1	.065	.457	.506
	Error	5.216	16	.326		
Within	속도	4.359	2	2.179	45.588	.001
	속도 * 그룹	.047	2	.024	.493	.615
		Error	1.530	32	.048	
		Hip Flexion				
	Source	SS	df	MS	F	p
Between	그룹	.003	1	.003	.020	.890
	Error	3.094	22	.141		
Within	속도	.626	2	.313	6.167	.004
	속도 * 그룹	.162	2	.081	1.591	.215
		Error	2.233	44	.051	

엉덩이관절에서 최대 신전 모멘트에서는 집단 내 상호작용에서 속도(p=.001)에서 유의한 차이를 나타내 보였으며, 주효과 검증에서는 그룹 간 유의한 차이((p=.506)를 보이지 않았다. 최대 굴곡 모멘트에서는 집단 내 상호작용에서 속도(p=.04)에서 유의한 차이를 나타내 보였으며, 주효과 검증에서 집단 간에서는 유의한 차이((p=.890)를 나타내지 않았다.

이는 DeVita와 Hortobagyi(2003)의 연구 결과와 동일하였다

## IV. 결론

본 연구는 정상인과 비만인을 대상으로 보행속도 증가가 관절에 어떠한 영향을 미치는지를 알아봄으로써 비만인들 자신의 체중에 알맞은 걷기 운동처방의 자료를 제시할 수 있을 뿐만 아니라 비만 치료를 위한 임상적인 평가에도 이용될 수 있는 기초적 자료를 제공하는데 목적이 있다.

본 연구에서 살펴본 하지의 움직임에 따라 하지관절이 받는 부하를 나타내는 운동역학적 변인들을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

보행속도에 따라 지지기에 작용하는 발목관절 모멘트에서는 비만인 그룹이 정상인 그룹보다 저축굴곡 모멘트 값이 적게 나타났으며, 이는 비만인 그룹이 정상인 그룹보다 발들림(toe-off)때 추진력이 정상인 그룹보다 약하다는 것을 확인되었다. 또한 두 그룹 모두 보행속도 2단계(1.8m/s)에서 가장 높은 저축굴곡 모멘트를 나타내보였다. 배축굴곡 모멘트는 정상인 그룹이 비만인 그룹보다 상대적으로 높게 나타나는 특징을 보였다. 무릎관절 모멘트에서는 정상인 그룹이 비만인 그룹보다 신전과 굴곡 모멘트 모두 상대적으로 크게 나타났으며, 보행속도 변화에 따라 신전과 굴곡 모멘트 모두 증가하는 특징을 보였다. 엉덩이관절 모멘트에서는 비만인 그룹이 정상인 그룹보다 상대적으로 신전과 굴곡모멘트가 높게 나타나는 특징을 보였다.

통계적으로 유의한 결론을 요약하면, 발목관절 모멘트에서는 최대 저축굴곡 모멘트는 두 그룹 간 검증에서 유의한 차이를 보였으며, 최대 배축굴곡 모멘트에서는 두 그룹 모두 유의한 차이가 나타나지 않았다. 무릎관절 모멘트의 경우 두 그룹 간에는 유의한 차이는 없었으나 최대 신전모멘트에서 보행속도 증가에 따른 유의한 차이가 나타났다. 그러나 최대 굴곡모멘트는 유의한 차이가 없었다. 엉덩이관절 모멘트에서는 최대 굴곡과 신전모멘트에서 두 그룹 모두 유의한 차이가 없었으나 보행속도 증가에 따라 두 그룹 모두 유의한 차이를 나타내 보였다.

상관분석을 살펴보면 최대 신전모멘트에서 무릎과 엉덩이관절은 두 그룹 모두 높은 상관을 보였으며, 최

대 굴곡모멘트에서는 무릎관절은 높은 상관을 보였으나 엉덩이관절은 상관이 나타나지 않았다. 발목관절의 최대 배측굴곡 모멘트에서는 두 그룹 모두 보행속도 증가에 따라 상관이 있는 것으로 나타났으나 최대 저측굴곡 모멘트에선 두 그룹 모두 상관이 없는 것으로 나타났다. 이는 보행속도 증가에 따라 발의 지면에서 떨어질 때 일정한 균형을 유지 하지 못하기 때문에 이러한 결과가 나타난 것으로 생각되어 진다.

향후 연구에서 근육에 대한 모델링을 이용하여 하지 근육의 근력을 고려한 하중해석이 요구되며 본 연구의 결과에서 제시한 바를 견고하기 위해서는 향후 보다 많은 수의 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- 김종정, 이순향, 지성철, 두정희 (1996). 정상아와 비만아의 활보장과 분속수의 차이. 한국 전문물리치료학회지, 3(2). 36-41.
- 대한비만학회 (2003). 비만지침. 대한비만학회지, 12(1), 125-139.
- 이옥진, 김미예 (2003). 비만과 자세 안정성 한계. 한국스포츠심리학회지, 14(4), 149-158.
- Bahr, R., Hanson, P., Sejersted, O.M. (1990). Triglyceride/fatty acid cycling is increased after exercise. *Metabolism*, 39, 993-999.
- Ballor, D.L. (1991). Exercise training elevates RMR during moderate but not severe dietary restriction in obese male rats. *J Appl Physiol*, 70, 2303-2310.
- Comuzzi, A.G., Allison, D.B. (1998). The search for human obesity genes. *Science*, 280, 1374-1377.
- Coon, P.J., Shimokata, H., Anderes, R., Elahi, D., Muller, D.C., Tobin, J.D. (1989). Studies in the distribution of body fat. II. Longitudinal effects of change in weight. *Int J Obesity*, 13, 455-64.
- DeVita, P. and Hortoba'gyi, T. (2003). Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *Journal of Biomechanics* 36, pp. 1355~1362.
- Dolkas, C.B., Kenneth, J.R., Carl, E.M. (1990). Effect of body weight gain on insulin sensitivity after retirement from exercise training. *J Appl Physiol*, 68, 520-526.
- Felson, D. T. (1988). Epidemiology of hip and knee osteoarthritis. *Epidemiological Reviews* 10, pp. 1~28.
- Felson, D. T. and Zhang, Y. (1998). An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis and Rheumatism* 41, pp. 1343~1355.
- Gleeson, M., Brown, K.F., Waring, J.J. (1982). The effects of physical exercise on metabolic rate and dietary-induced thermogenesis. *Br J Nutr*, 47, 173-181.
- Hills, A. P., Henning, E. M., Byrne, N. M., Steele, J. R. (2002). The biomechanics of adiposity - structural and functional limitations of obesity and implications for movement. *obesity reviews* 3, 35~43.
- Hochberg, M. C., Lethbridge-Cejku, M., Scott Jr., W. W., Reichle, R., Plato, C. C. and Tobin, J. D. (1995). The association of body weight, body fatness and body fat distribution with osteoarthritis of the knee: Data from the Baltimore longitudinal study of aging. *Journal of Rheumatology* 22, 488~493.
- Hof, A. L., Elzinga, H., Halbertsma, J.P.K. (2005). Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait and Posture*, 21, 171-177.
- Holden, J. P., Chou, G., Stanhope, S. J. (1991). Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 12, 375-382.
- Jansen, E. C. and Jansen, K. F. (1978). Vis-velocitas-via: Alteration of foot-to-ground forces during increasing speed of gait, *Biomechanics IV-A*,

- Baltimore, NJ: University Park Press.
- Kwon, Y. H. (2002). **KWON3D 3.1 motion analysis software package manual**. Visol, Korea.
- McGraw, B., McClenaghan, B. A., Williams, H. G., Dickerson, J., Ward, D. S. (2000). Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 81, 484-489.
- Otter, A.R. den, Geurts, A.C.H., Mulder, T., and Duyssens J. (2004). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait and Posture*, 19, 270-278.
- Tirosh, O., Sparro, W. A., (2005). Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. *Gait and Posture*, 21, 279-288.
- Warren, G. L., Maher, R. M., Higbie, E. J. (2004). Temporal patterns of plantar pressure and lower-leg muscle activity during walking. *Gait and Posture*, 19, 91-100
- Winter, D. A. (1990). **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2rd. ed. *John Wiley & Sons, Inc.*

투 고 일 : 2006. 7.30

심 사 일 : 2006. 8. 1

심사완료일 : 2006. 8.15