



보행속도가 비만인의 하지관절각과 지면반발력에 미치는 영향

Effect of Walking Speed on Angles of Lower Extremity and Ground Reaction Force in the Obese

김태완*(용인대학교)

Kim, Tae-Wan*(YongIn University)

ABSTRACT

T. W. KIM, Effect of Walking Speed on Angles of Lower Extremity and Ground Reaction Force in the Obese. Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 4 pp. 83-94, 2006. The purpose of this study is to elucidate how walking speed influences on change of angles of lower extremity and ground reaction force in normal and obese people. One group with normal body weight who were experimented at a standard speed of 1.5m/s and the other obese group were experimented at two different walking speeds (standard speed of 1.5m/s and self-selected speed of 1.3m/s). We calculated angles of lower extremity and ground reaction force during stance phase through video recording and platform force measuring. When the obese group walked at the standard speed, dorsi-flexion angle of ankle got bigger and plantar-flexion angle of ankle got smaller, which were not statistically significant. There was no significant difference of knee joint angles between normal and obese group at the same speed walking but significant post hoc only for the first flexion of knee joint in obese group. F_{x1} was bigger than F_{x3} in vertical axis for ground reaction force in both groups at the standard speed walking and the same force value at self-selected speed in obese group. F_{y3} was always bigger than F_{y1} in anterior-posterior axis in both groups.

KEYWORDS: LOWER EXTREMITY, WALKING SPEED, GROUND REACTION FORCE

I. 서 론

보행은 인간의 일상적인 행동이므로 보행동적에 대한 분석은 하지의 상해와 병적인 기전을 구별하는 수단으로 다양한 방법으로 접근되어왔다. 인체속성의 본질적인 차이 때문에 보행형태는 사람에 따라 각기 독특하

지만, 일반적으로 해부학적 구조와 생리학적 구성은 기본적으로 동일하기 때문에 인간의 이동운동은 건강한 성인의 경우 유사한 형태를 나타내게 된다(Esquerazi, 1993).

비만은 기원전 2200년 Wilendorf의 석상에서 보는 바와 같이 구석기 시대부터 이미 인류의 문제로 대두되었고 대사 질환 중에 제일 먼저 문헌에 기술되었을 뿐만

아니라 가장 많은 유병률을 차지하는 질환이다(김종정 등, 1996). 비만은 여러 가지 건강상의 위험요소와 연관 되는데, 심혈관질환을 일으키는 위험요인을 증가시키며, 인슐린 내성을 생기게 하며, 체중부하에 의한 정형 외과적 문제가 발생하기도 한다(MacLean et al., 2000; McGraw et al., 2000). 이러한 비만인들의 하지 움직임에 대한 운동역학적 접근 방법에는 보행분석을 들 수 있다. 비만인을 대상으로 한 보행에 관한 선행연구들을 살펴보면, 비만과 상해의 상관관계에 관한 연구(DeVita & Hortobagyi, 2000, 2003; Hochberg et al., 1995; Kerner & Eberle, 2001; Melanson et al., 2001; Messier, 1994)에 관한 것이 대부분으로 그 내용은 관절염이나 상해를 비만과 연관지어 설명하고자 한 것으로, 보행속도와 비만의 관련성을 연구 보고한 경우는 매우 드물었다.

이에 본 연구자는 보행 속도가 정상인과 비만인의 하지관절각 변화와 지면반력에 미치는 영향을 알아보기 위해 실시하였으며, 연구 결과를 통해 정상인과 비만인의 보행속도 변화에 따른 특징적인 변화를 비교하고 분석하여 유의한 차이가 있음을 밝히는데 그 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구에서의 피험자들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

2. 실험장비 및 절차

평행한 실험실 보행 통로 중앙에 지면반력기를 설치

표 1. 연구 대상의 일반적 특성

Group	Age(yr.)	Mass(kg)	Height(m)	BMI(kg/m ²)
Obese(n=8)	26.7±4.4	116.9±16.3	181.3±6.6	35.8±4.7
Normal(n=8)	26.0±3.9	71.6±5.1	176.5±3.9	22.9±1.5

하고, 기준좌표계(global reference frame) 설정을 위하여 통제점틀(3×3×2)을 3초간 촬영 후 제거하였다. 각 피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달 후, 피험자들의 인체 27곳의 관절에 표면 반사마커(직경 15mm)를 부착하였다. 비만인 대상자에게 지면반력기 위로 자기가 평소에 걷는 걸음은 각각의 피험자들로부터 5회씩 측정하여 평균 1.3m/s 보행속도가 측정된 것과 표준보행속도는 DeVita & Hortobagyi(2003)의 선행연구를 기초로 하여 표준보행속도(standard speed) 1.5m/s로 걷도록 임의의 과제를 주어 보행을 실시하였다. 이때 표준보행속도에 대한 허용 오차는 ±0.05% 이내로 하여 실시하였으며, 6m의 보행로(walkway)에서 걷는데 걸리는 시간을 측정하기 위해 2대의 포토셀(photocell, Visol)을 설치하여 측정하였다. 실험 시 보행 동작 분석을 위해 6대의 CCD 카메라(Charge Coupled Device Camera)의 영상과 지면반력기의 자료를 동기화(synchronization)시키기 위하여 LED(Light Emitting Diodes)를 이용하였으며, 카메라의 셔터노출 시간은 1/500으로 고정시켰다. 실험이 진행되는 동안 피험자들은 연구자의 시작신호와 함께 보행을 실시하였다. 또한 하지요소에 작용하는 하중을 계산하기 위해서 인체를 15개의 분절로 분류하여 각 분절의 무게, 무게중심 위치, 판성치를 Zatsiorsky et al.(1990)의 해부학적 측정계수를 이용하여 마틴 인체계측기로 직접 16명의 개인별 피험자들의 BSP(Body Segment Parameter)비율을 계산하였다.

3. 자료처리

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. 지면반력판

에서 A/D변환기에서 나오는 신호를 그리고 운동측정 장치에서는 LED에서 방사한 불빛을 감지도록 함으로써 발이 지면에 닿기 전의 한 순간에서 자료의 측정시점을 일치 시킬 수 있었다. 지면반발력에 얻어진 자료는 1000 Hz로 샘플링 하였으며, 그 후 카메라에서 얻어진 자료 60 Hz를 입력된 동조 신호를 기준으로 1000 Hz로 보간(interpolation) 한 후 영상과 지면반발력 자료를 동조 시켰다.

본 실험에서는 카메라의 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(Direct Linear Transformation)방식을 이용한 Kwon3d 소프트웨어(visol, korea)를 사용하였으며, DLT 파라매터들을 얻기 위해서 46개의 통제점을 이용하였고, DLT 방식에 의해서 재구성된 좌표와 실제 통제 점과의 오차는 약 0.15cm이었다. 하지 분절 정의는 Kwon3D(2002)의 body modeling software를 사용하여 정의 하였으며, 실험에 적합한 5번의 동작을 선택하였다. 분석국면은 시상면을 기준으로 오른쪽 하지의 지지기국면(stance phase)에서 분석하였으며, 표면 마커 좌표 데이터는 butterworth low-pass 2차를 사용하여 필터링하였고, 이 때 cut off-frequency는 6Hz로 설정하였다(winter, 1990).

4. 통계 분석

본 연구에서 개별 변수는 각 피험자의 다섯 번의 실험 데이터의 평균이며, 이러한 평균값을 통계적 검증(SPSS 11.0)에 포함시켰다. 비만인의 상호 관련성을 알아보기 위해 상관분석(Pearson's r)을 실시하였으며, 비만인의 보행속도에 따른 각도의 차이를 알아보기 위해 one-way(RM) MANOVA를 실시하였으며, 일반집단과 비만집단의 표준보행에 따른 각도의 차이는 one-way(RG) MANOVA를 실시하였다. 분석을 위한 모든 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

III. 결과 및 논의

본 연구에 이용된 하지 관절각은 발목관절, 무릎관절, 엉덩이관절이며, Winter(1990)가 제시한 하지 관절

각도변인 산출법을 적용하여 속도 변화에 따라 각각의 관절 변화를 살펴보는 데 중점을 두고 결과를 분석하였다. 또한 지지기(support)동안 속도 변화에 따라 측정된 각각의 하지관절각 값 중 최대값을 구분하여 제시하였다.

1. 발목관절각 변화

비만인의 보행속도별 발목관절각의 최대 배측굴곡각과 최대 저측굴곡각의 평균과 표준편차 그리고 상관관계는 <표 2>에 제시하였다.

보행속도별 발목 관절 최대 배측굴곡각(Max. ankle dorsiflexion angle)은 비만인 자기보행속도(A) 평균 16.6도, 비만인 표준보행속도(B) 평균 14.8도였고, 첫 번째와 두 번째 최대 저측굴곡각(Max. ankle plantar flexion angle)의 변화는 비만인 자기보행속도(A)의 경우 평균 4.5도와 -16.5도, 비만인 표준보행속도(B)의 경우 평균 -1.4도와 -18.3도로 각각 측정되었다.

비만인의 표준보행속도(B)와 자기보행속도(A)의 최대 배측굴곡과 최대 저측굴곡의 상관관계를 비교해본 결과 최대 배측굴곡 각에서 유의한 상관($r=.816$, $p=.013$)이 있는 것으로 나타났다. 또한 첫 번째 최대 저측굴곡 각에서 상관 역시 유의한($r=.834$, $p=.010$)것을 보였으며, 두 번째 최대 저측굴곡 각 역시 유의한 상관($r=.902$, $p=.002$)관계가 있는 것으로 나타났다.

표 2. 비만인그룹의 발목관절 상관관계 및 평균과 표준편차

	DF(B)	PF1(B)	PF2(B)	DF(A)	PF1(A)	PF2(A)
DF(B)	1					
PF1(B)	.539	1				
PF2(B)	.571	.625	1			
DF(A)	.816*	.640	.652	1		
PF1(A)	.226	.834*	.546	.359	1	
PF2(A)	.290	.508	.902**	.548	.439	1
M	14.82	-1.37	-18.29	16.61	-4.45	-16.50
SD	3.42	3.01	5.69	1.39	2.89	4.44

* DF: Dorsiflexion, PF1: 1st. Plantar flexion, PF2: 2nd. Plantar flexion, A: Obese self-selected speed, B: Obese standard speed

이것은 Winter(1983)의 보고에서 정상인을 대상으로 느린보행속도 대 자기보행속도 간에 발목관절 상관계수는 $r=0.975$ 로 높게 나타난 것과 유사한 것을 알 수 있었다.

<표 3>는 비만인의 자기보행속도(A)와 표준보행속도(B)에 따라 발목각에 미치는 영향을 알아보기 위하여 one-way(RM) MANOVA를 실시한 것이다.

위의 결과에 의하면, Hotelling's T^2 가 9.840이며, $F(3,5)=16.4$ 로 나타났고 $p=.005$ 로 유의한 차이를 보였다. 비만인의 자기보행속도(A)와 표준보행속도(B)에서 발목각도는 차이를 나타내보였고, 최대 배측굴곡과 최대 저측굴곡의 사후검증을 실시한 결과 비만인의 자기보행속도(A) 평균 16.6도와 표준보행속도(B) 평균 14.8도에서 배측굴곡 $p=.038$ 로 통계적 유의한 차이가 있었으며, 첫 번째와 두 번째 저측굴곡에서도 자기보행속도(A) 평균 -4.5도와 -16.5도, 표준보행속도(B) 평균 -1.4도와 -16.5도에서 $p=.001$, .044로 통계적 유의한 차이가 나타났다.

선행연구를 살펴보면 DeVita와 Hortobagyi(2003)의 보고에서 비만 그룹 내에서는 표준보행속도에서 자기보행속도보다 저측굴곡각이 크며, 이들은 모두 통계적으로 유의하다고 하였다.

<그림 1>를 살펴보면, 비만그룹의 자기보행속도(A)와 표준보행속도(B)는 7%의 부하 수용기에서 첫 번째 저측굴곡이 약하게 나타났으며, 최대 배측굴곡은 자기

표 3. 비만인 발목각도변인의 one-way(RM) MANOVA 결과

Effect		Value	F	P
반복 (A vs B)	T^2	9.840	16.400	.005
Source	Measure	SS	df	P
반복 (A vs B)	DF	12.852	1	.038
	PF1	37.946	1	.001
	PF2	12.816	1	.044
Error (반복)	DF	20.525	7	
	PF1	10.155	7	
	PF2	22.795	7	

* A: Obese self-selected speed, B: Obese standard speed, DF: Dorsiflexion, PF1: 1st. Plantar flexion, PF2: 2nd. Plantar flexion,

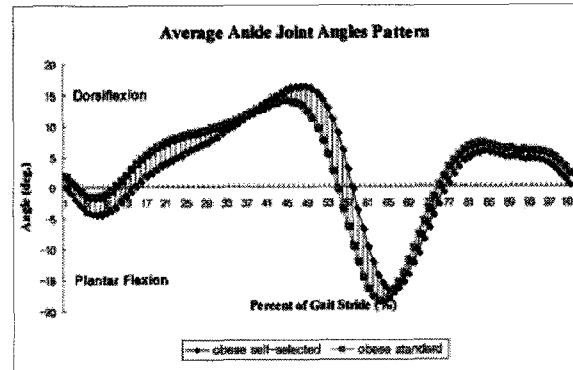


그림 1. 비만인 보행속도변화에 따른 발목관절각의 평균

보행속도의 경우 약 48%, 표준보행속도에선 약 45% 지점에서 발뒤꿈치 들림기(heel off)가 발생하였으며, 최대 저측굴곡은 자기보행속도의 경우 약 65%, 표준보행속도에선 약 61%지점에서 발앞꿈치 들림기(toe-off)가 발생하였다.

<표 4>은 비만인과 정상인 표준보행속도(B vs C)의 최대 발목관절각의 평균을 나타낸 것이다.

보행속도별 최대 배측굴곡각은 비만인 표준보행속도(B) 평균 14.8도, 정상인 표준보행속도(C) 평균 11.7도였고, 첫 번째와 두 번째 최대 저측굴곡각의 변화는 비만인 표준보행속도(B)의 경우 평균 -1.4도와 -18.3도, 정상인 표준보행속도(C)의 경우 평균 4.1도와 -18.6도로 각각 측정되었다. 비만인과 정상인의 표준보행속도에서의 발목관절 각의 변화를 비교해 본 결과 비만인이 정상인에 비해 최대 배측굴곡각은 평균 3.1도 더 크고, 첫 번째 최대 저측굴곡각과 두 번째 최대 저측굴곡각은 각각 평균 2.7도와 0.3도 더 작았다.

표 4. 비만인과 정상인의 최대 발목관절각의 평균과 표준편차 (Unit : degree)

Stance phase		M	SD
Max. ankle DF angle	B	14.82	3.42
	C	11.75	2.94
Max. 1st. ankle PF angle	B	-1.37	3.01
	C	-4.09	3.01
Max. 2nd. ankle PF angle	B	-18.29	5.69
	C	-18.64	4.34

* Max.: Maximum, DF: Dorsiflexion, PF: Plantar flexion, B: Obese standard speed, C: Normal standard speed

표 5. 비만인과 정상인 발목각도변인의 one-way(RG) MANOVA 결과

Effect	Value	F	P
집단 (B vs C)	T^2	.398	.1593

* B: Obese standard speed, C: Normal standard speed

<표 5>는 비만인과 정상인 표준보행속도(B vs C)에 따라 발목각에 미치는 영향을 알아보기 위하여 one-way(RG) MANOVA를 실시한 것이다.

위의 결과에 의하면, Hotelling's T^2 가 .398이며, $F(3,5)=1.593$ 로 나타났고, $p=.243$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 따라서 사후검증은 제시하지 않았다. 전반적으로 같은 속도로 보행 시 비만인과 정상인의 발목각은 영향을 받지 않는 것을 알 수 있었다.

<그림 2>를 살펴보면, 비만인의 경우 약 7%, 정상인은 5%의 부하 수용기에서 첫 번째 저측굴곡이 나타났으며, 비만인과 정상인 모두 약 45%지점인 발뒤꿈치 들림기(heel off)에서 최대 배측굴곡 되었다. 두 번째 최대 저측굴곡은 비만인과 정상인은 약 61%지점에서 발앞꿈치 들림기(toe-off)가 발생하였다. 전반적으로 그룹 별 발목관절 패턴을 살펴보면, 비만인과 정상인의 배측굴곡이 약간 차이가 있는 점을 빼고는 동일한 패턴을 보였으며, 발목관절의 굴곡시간과 신전시간은 보행속도와 상관없이 일정하게 나타났다.

Spyropoulos et al.(1991)은 30~40대 비만인 12명을 대상으로 자기보행속도를 측정한 결과 비만인의 보행속도는 1.09m/s, 정상인의 보행속도는 1.64m/s였고 비

만인의 평균 배측굴곡은 정상인보다 크며 저측굴곡은 작고 이들 결과는 모두 통계적으로 유의하다고 보고하였고, DeVita와 Hortobagyi(2003)는 비만 성인 21명과 마른 성인 18명을 대상으로 비만인 자기보행속도(1.29m/s), 비만인 표준보행속도(1.5m/s), 정상인 표준보행속도(1.5m/s)를 비교 분석하였는데, 비만인의 BMI는 평균 42.3 kg/m^2 , 정상인은 평균 22.7 kg/m^2 로 비만인 자기보행속도 20.6도, 비만인 표준보행속도 22.8도, 정상인 표준보행속도 15.4도의 발목관절 저측굴곡을 보고하였다. 본 실험결과 역시 이들 연구와 유사하였다.

2 무릎관절각의 변화

비만인의 보행속도별 무릎관절각의 최대 굴곡각과 최대 신전각의 평균과 표준편차 그리고 상관관계는 <표 6>에 제시하였다.

보행속도별 무릎관절의 첫 번째와 두 번째 최대 무릎 굴곡각(Max. knee flexion angle)은 각각 비만인 자기보행속도(A) 평균 7.1도와 54.6도, 비만인 표준보행속도(B) 평균 14.6도와 55.7도로 측정되었고, 최대 무릎 신전각(Max. knee extension angle)의 변화는 비만인 자기보행속도(A) 평균 -1도, 비만인 표준보행속도(B) 평균 -0.3도로 각각 측정되었다.

비만인의 표준보행속도(B)와 자기보행속도(A)의 첫 번째 최대 무릎 굴곡각을 비교하였을 때 유의한 상관

표 6. 비만인 그룹의 무릎관절 상관관계 및 평균과 표준편차

	flx.1(B)	flx.2(B)	ext.(B)	flx.1(A)	flx.2(A)	ext.(A)
flx.1(B)	1					
flx.2(B)	.648	1				
ext.(B)	.853**	.646	1			
flx.1(A)	.867**	.638	.765*	1		
flx.2(A)	.744*	.940**	.658	.596	1	
ext.(A)	.681	.658	.905**	.670	.619	1
M	14.60	55.66	-0.30	7.15	54.58	-1.02
SD	5.87	5.38	3.71	6.61	6.08	2.52

*flex1.: 1st. flexion, flex2.: 2nd. flexion, ext.: extension,
A: Obese self-selected speed, B: Obese standard speed

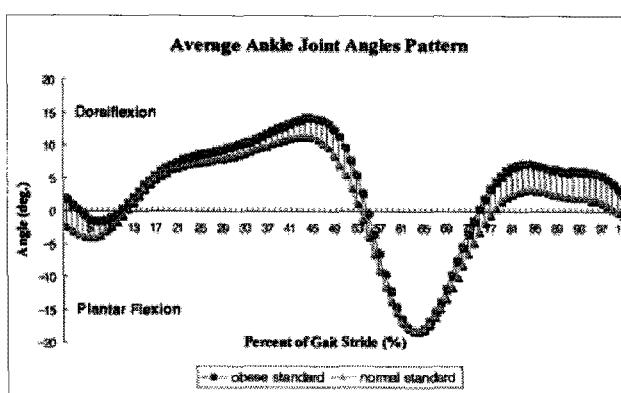


그림 2. 비만인과 정상인 표준보행 속도변화에 따른 발목관절각의 평균

($r=.867$, $p=.005$)이 있는 것으로 나타났다. 또한 두 번째 최대 무릎 굴곡각 역시 유의한 상관($r=.940$, $p=.001$)이 있는 것으로 나타났으며, 최대 무릎 신전각을 비교하였을 때 그룹 내에 유의한 상관($r=.905$, $p=.002$)이 있는 것으로 나타났다. 이는 Winter(1983)의 연구보고에서 정상인을 대상으로 느린보행속도 대 자기보행속도 간에 무릎관절 상관계수는 $r=.995$ 로 높게 나타난 것과 유사한 것을 알 수 있었다.

<표 7>은 비만인의 자기보행속도(A)와 표준보행속도(B)에 따라 무릎각에 미치는 영향을 알아 보기위해 one-way(RM) MANOVA를 실시한 것이다.

위의 결과에 의하면, Hotelling's T^2 가 19.639이며, $F(3,5)=32.7$ 로 나타났고 $p=.001$ 로 유의한 차이를 보였다. 비만인의 자기보행속도(A)와 표준보행속도(B)에서는 전반적으로 무릎각도에서 차이가 있었고, 따라서 무릎각에서 굴곡과 신전의 사후검증을 실시한 결과 비만인의 자기보행속도(A) 평균 7.1도와 표준보행속도(B) 평균 14.6도로 첫 번째 굴곡에서는 $p=.001$ 로 통계적 유의한 차이가 있었으며, 두 번째 굴곡에서 자기보행속도(A) 평균 54.6도와 표준보행속도(B) 평균 55.7도와 신전에서 자기보행속도(A) 평균 -1도와 표준보행속도(B) 평균 -0.3도에서는 통계적 유의한 차이가 나타나지 않았다. 즉, 비만인 그룹 내에서 보행속도는 무릎관절의 첫 번째 최대 굴곡에는 영향을 미치고 이는 통계적 의미가 있었으나 최대 신전과 두 번째 최대 굴곡에는 영향을 미치지 않는 것으로 나왔고 이는 통계적 의미는 없었다.

표 7. 비만인 무릎각도변인의 one-way(RM) MANOVA 결과

Effect		Value	F	P
집단 (A vs B)	T2	19.639	32.731	.001
Source	Measure	SS	df	P
반복 (A vs B)	flx.1	222.234	1	.001
	flx.2	6.656	1	.121
	ext.	2.045	1	.293
Error(반복)	flx.1	38.140	7	
	flx.2	15.010	7	
	ext.	11.088	7	

* flex1.: 1st. flexion, flex2.: 2nd. flexion, ext.: extension, A: Obese self-selected speed, B: Obese standard speed

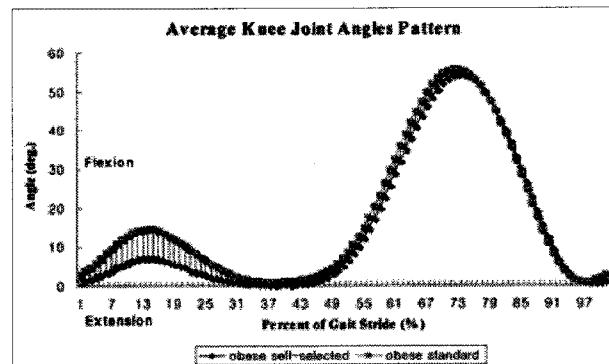


그림 3. 비만인 보행속도변화에 따른 무릎관절각의 평균

<그림 3>을 살펴보면, 비만그룹의 자기보행속도와 표준보행속도는 발뒤꿈치 접지(heel contact) 후 중간 입각기 약 15%지점에서 첫 번째 최대 굴곡이 일어났고 이후 다시 말기 입각기 약 38~45%지점까지 신전되다가 급격하게 굴곡 되었다. 무릎관절의 두 번째 최대 굴곡은 전체 보행주기의 약 75~78% 지점에서 일어나는 패턴을 보였다. 전반적으로 그룹별 무릎관절 패턴을 살펴보면, 첫 번째 굴곡에서 다소 각도가 차이 나는 점을 빼고는 동일한 패턴을 보였으며, 무릎관절의 굴곡시간과 신전시간은 보행속도와 상관없이 일정하게 나타났다. 비만인의 경우 보행속도가 빨라지면 첫 번째 무릎 굴곡각이 커지는 현상을 볼 수 있었고 이는 DeVita와 Hortobagyi(2003)의 보고와 동일하였다.

<표 8>은 비만인과 정상인의 보행속도(B vs C)별 무릎관절각의 최대 굴곡각과 최대 신전각의 평균값 변화를 나타낸 것이다.

보행속도별 무릎관절의 첫 번째와 두 번째 최대 굴곡각은 비만인 표준보행속도(B) 평균 14.6도와 55.7도,

표 8. 비만인과 정상인의 최대 무릎관절각의 평균과 표준편차 (Unit : degree)

Stance phase	M	SD
Max. 1st. knee flex. angle	B	14.60
	C	19.37
Max. 2nd. knee flex. angle	B	55.66
	C	59.79
Max. knee ext. angle	B	3.71
	C	2.37

* Max.: Maximum, flex.: flexion, ext.: extension, B: Obese standard speed, C: Normal standard speed

표 9 비만인과 정상인 무릎각도변인의 one-way(RG) MANOVA 결과

Effect		Value	F	P
집단 (B vs C)	T^2	.380	1.520	.260

* B: Obese standard speed, C: Normal standard speed

정상인 표준보행속도(C) 평균 19.4도와 59.8도였고, 최대 신전각의 변화는 비만인 표준보행속도(B) 평균 -0.3도, 정상인 표준보행속도(C) 평균 0.7도로 각각 측정되었다.

<표 9>은 비만인과 정상인 표준보행속도(B vs C)에 따라 무릎각에 미치는 영향을 알아보기 위하여 one-way(RG) MANOVA를 실시한 것이다.

위의 결과에 의하면, Hotelling's T^2 가 .380이며, $F(3,5)=1.520$, $p=.260$ 로 유의한 차이가 없었다. 따라서 사후검증은 제시하지 않았다.

선행연구를 살펴보면 Spyropoulos et al.(1991)은 정상인은 비만인보다 무릎의 굴곡은 크지만 통계적으로 유의성은 없다고 보고하였다. 즉, 같은 속도로 보행 시 비만인과 정상인의 무릎 각은 영향을 받지 않는 것을 알 수 있었다.

<그림 4>를 살펴보면, 비만인과 정상인 모두 발뒤꿈치 접지 후 중기 입각기 약 14~16% 지점까지 굴곡이 일어났고 이후 다시 말기 입각기 약 38~45% 지점까지 신전되다가 급격하게 굴곡 되었다. 무릎관절의 최대굴곡은 전체 보행주기의 약 75~78% 지점에서 일어나는 패턴을 보였다.

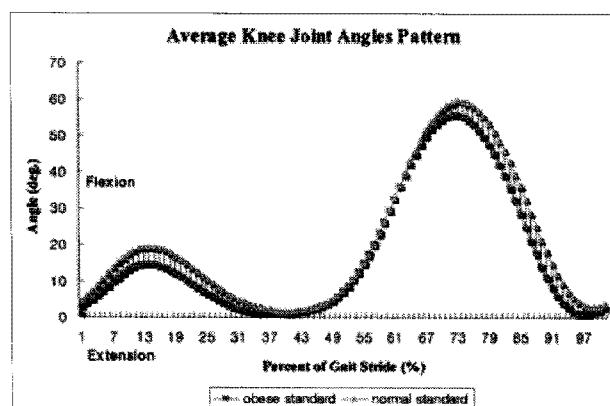


그림 4. 비만인과 정상인 표준보행 속도변화에 따른 무릎관절각의 평균

Spyropoulos et al.(1991)은 말기 지지기의 최대 굴곡값을 구한 결과 비만인의 평균 무릎굴곡은 42.3도, 정상인은 40.72도로 비만인의 무릎굴곡이 크지만 통계적 유의성은 없다고 보고하였고, DeVita와 Hortobagyi(2003)는 무릎관절의 초기 지지기의 최대 굴곡값을 구한 결과 비만인 자기보행속도 시 무릎관절의 최대 굴곡 15.4도, 비만인 표준보행속도 최대굴곡 17.3도, 정상인 표준보행속도 최대굴곡 25.2도로 보고하였다. 본 실험결과 역시 선행연구에서 제시한바와 같이 무릎굴곡각이 비만인에서 작았지만 통계적으로 의미가 없었다.

3. 엉덩이관절각의 변화

비만인의 보행속도별 엉덩이관절각의 최대 굴곡각과 최대 신전각의 평균과 표준편차 그리고 상관관계는 <표 10>에 제시하였다.

보행속도별 엉덩이관절의 최대 굴곡각(Max. hip flexion angle)은 비만인 자기보행속도(A) 평균 11.7도, 비만인 표준보행속도(B) 평균 12.5도였고, 최대 신전각 (Max. hip extension angle)의 변화는 비만인 자기보행속도(A) 평균 -11.0도, 비만인 표준보행속도(B) 평균 -10.7도로 각각 측정되었다. 특히 비만인의 엉덩이관절 표준편차 값(A: 7.88, B: 7.46)이 커는데, 그 이유는 보행기간 동안 엉덩이관절에 부착한 마커가 살의 떨림(skin movement)으로 인해 그 위치가 조금씩 달라졌기 때문으로 생각한다.

위의 결과 비만인의 표준보행속도(B)와 자기보행속도(A)의 최대 굴곡각의 상관관계를 비교하였을 때 유의

표 10. 비만인 그룹의 엉덩이관절각 상관관계 및 평균과 표준편차

	flx.(B)	ext.(B)	flx.(A)	ext.(A)
flx.(B)	1			
ext.(B)	.793*	1		
flx.(A)	.755*	.705	1	
ext.(A)	.811*	.992**	.758*	1
M	12.48	-10.74	11.66	-11.01
SD	7.46	4.50	7.88	3.97

* flex.: flexion, ext.: extension, A: Obese self-selected speed, B: Obese standard speed

표 11. 비만인 영덩이각도변인의 one-way(RM) MANOVA 결과

Effect		Value	F	P
반복 (A vs B)	T^2	.152	.456	.654

* A: Obese self-selected speed, B: Obese standard speed

한 상관($r=.755$, $p=.030$)이 있는 것으로 나타났다. 또한 최대 신전각 역시 유의한 상관($r=.992$, $p=.001$)관계가 있는 것으로 나타났다. 이는 Winter(1983)의 보고에서 정상인을 대상으로 느린보행속도 대 자기보행속도 간에 영덩이관절 상관계수는 $r=.990$ 로 높게 나타난 것과 유사한 것을 알 수 있었다.

<표 11>은 비만인의 자기보행속도(A)와 표준보행속도(B)에 따라 영덩이관절각에 미치는 영향을 알아보기 위하여 one-way(RM) MANOVA를 실시한 것이다.

위의 결과에 의하면, Hotelling's T^2 가 .152이며, $F(3,5)=.456$ 로 나타났고 $p=.654$ 로 유의한 차이는 없었다. 따라서 사후검증은 제시하지 않았다.

선행연구를 살펴보면 DeVita와 Hortobagyi(2003)는 비만인 그룹 내에서 자기보행속도와 표준보행속도를 걸었을 때 영덩이관절각에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다고 보고하였다. 즉, 속도변화에 따라 보행 시 비만인 그룹 간에 영덩이관절각에는 영향을 주지 않는 것을 알 수 있었다.

<그림 5>를 살펴보면, 비만인 그룹의 자기보행속도(A)와 표준보행속도(B)는 입각기의 약 31~34%지점에서 최대로 영덩이관절각이 신전되고 전체 보행주기의 약 82~85%지점에서 굴곡이 최대로 일어나는 패턴을

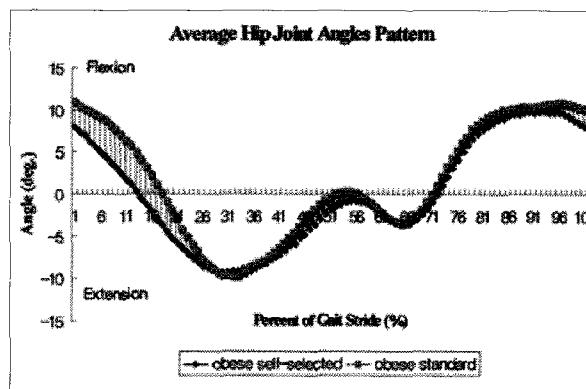


그림 5. 비만인 보행속도변화에 따른 영덩이관절각의 평균

보이고 있다. 전반적으로 그룹별 영덩이관절 패턴을 살펴보면, 첫 번째 굴곡에서 다소 높이가 차이 나는 점을 빼고는 동일한 패턴을 보였으며, 영덩이관절의 굴곡시간과 신전시간은 보행속도와 상관없이 일정하게 나타났다.

비만인과 정상인의 보행속도(B vs C)별 영덩이관절 각의 최대 굴곡각과 최대 신전각의 평균값 변화를 <표 12>에 제시하였다.

보행속도별 영덩이관절의 최대 굴곡각은 각각 비만인 표준보행속도(B) 평균 12.5도, 정상인 표준보행속도(C) 평균 11.0도였고, 최대 신전각의 변화는 비만인 표준보행속도(B) 평균 -10.7도, 정상인 표준보행속도(C) 평균 -12.2도로 각각 측정되었다.

비만인과 정상인의 표준보행속도에서 영덩이관절 각의 변화를 비교해 본 결과 최대 굴곡에서 평균 1.5도 비만인이 더 굴곡되었고, 최대 신전에서 정상인이 비만인에 비해 평균 1.5도 더 신전하였다. 전반적으로 영덩이관절의 굴곡과 신전을 비교해 본 결과 비만인과 정상인에서의 각도의 차이는 미미한 것으로 나타났다.

<표 13>는 비만인과 정상인 표준보행속도(B vs C)에 따라 영덩이관절각에 미치는 영향을 알아보기 위하여 one-way(RG) MANOVA를 실시한 것이다.

표 12. 비만인과 정상인 최대 영덩이관절각의 평균과 표준편차 (Unit : degree)

Stance phase		M	SD
Max.	B	12.48	7.46
hip flex. angle	C	10.99	5.67
Max.	B	-10.74	4.50
hip ext. angle	C	-12.16	2.48

* Max.: Maximum, flex.: flexion, ext.: extension, B: Obese standard speed, C: Normal standard speed

표 13. 비만인과 정상인 영덩이각도변인의 one-way(RG) MANOVA 결과

Effect		Value	F	P
집단 (B vs C)	T^2	.049	.318	.733

* B: Obese standard speed, C: Normal standard speed

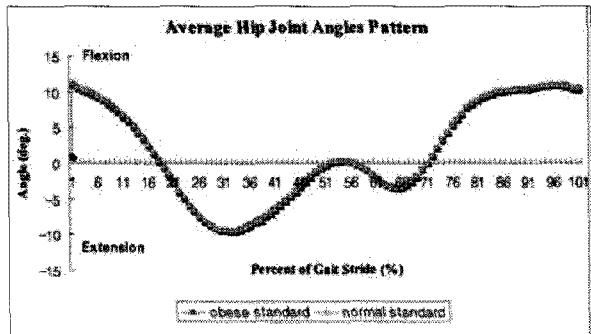


그림 6. 비만인과 정상인 표준보행 속도변화에 따른 엉덩이 관절각의 평균

위의 결과에 의하면, Hotelling's T^2 가 .049이며, $F(3,5)=3.18$ 로 나타났고 $p=7.33$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 따라서 사후검증은 제시하지 않았다.

선행연구를 살펴보면 Spyropoulos et al.(1991)은 비만인은 정상인보다 엉덩이관절의 굴곡과 신전이 작다고 보고하였으며, DeVita와 Hortobagyi(2003) 역시 엉덩이관절 각에서 정상인과 비만인의 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았고 보고하였다.

<그림 6>에서 비만인과 정상인의 지지기 엉덩이관절은 입각기의 신전과 유각기의 굴곡으로 나눌 수 있다. 입각기의 약 31~34% 지점에서 최대로 엉덩이관절 각이 신전되고 전체 보행주기의 약 82~85%지점에서 최대로 굴곡이 일어나는 패턴을 보이고 있다. 전반적으로 그룹별 엉덩이관절 패턴을 살펴보면, 동일한 굴곡과 신전이 일어나는 패턴을 보였으며, 엉덩이관절의 굴곡 시간과 신전시간은 보행속도와 상관없이 일정하게 나타났다.

4. 지면반력에 대한 결과

그룹별 보행속도에 따른 지면반력은 각 그룹별 피험자의 실험횟수의 평균값을 하나하나 검사하여 얻은 것이다.

1) 수직 지면반력

수직 지면반력의 기준으로 F_z1 , F_z2 , F_z3 가 있고 첫 번째 F_z1 은 부하반응 동안 체중을 받아들이는 이벤트로 중간 입각기 이전에 발생하며, 이 때 신체의 무게 중심은 급격히 떨어지고 이 동작에는 체중으로 인한 가속도

의 영향이 더해지게 된다. 중간 입각기 후에 골짜기 (F_z2)는 발이 고정된 상태에서 신체가 앞으로 굽혀지면서 무게중심이 올라갈 때 생겨난다. 이 골짜기는 스윙하는 동안의 운동량(momentum)에 의해 영향을 받게 된다. 두 번째 정점인 F_z3 은 말기 입각기 후에 발생하고 무게중심이 아래로 내려갈 때와 말기 입각기에서 전족 라커(forefoot rocker) 발생 후 다시 나타난다(Perry, 1992).

<그림 7>은 그룹별 보행속도에 따른 수직 지면반력 변화를 막대그래프로 구한 것으로 그룹별 피험자의 수직 지면반력을 하나하나 검사하여 얻은 값을 체중 (Body Weight; BW)으로 나누어 표현한 것이다

정상적인 보폭에서 보행속도의 변화에 따라 첫 번째 수직 지면반력 값 F_z1 의 평균값은 비만인 자기보행속도 1.07 BW, 비만인 표준보행속도 1.21 BW, 정상인 표준보행속도 1.31 BW의 값을 보였다. 두 번째 F_z2 에서는 비만인 자기보행속도 0.78 BW, 비만인 표준보행속도 0.68 BW, 정상인 표준보행속도 0.63 BW의 값을 나타내었으며, 세 번째 F_z3 에서는 비만인 자기보행속도 1.09 BW, 비만인 표준보행속도 1.10 BW, 정상인 표준보행속도 1.17 BW의 값을 나타내 보였다.

선행연구를 살펴보면, 정남주와 윤희중(2001)은 남자 비만인 어린이 7명을 대상으로 보행분석을 한 결과 수직 지면반력의 F_z1 의 평균값은 1.13 BW, F_z2 의 평균값은 0.80 BW, F_z3 의 평균값은 1.05 BW이었고, Messier et al.(1996)은 무릎관절염이 있는 노년기의 성인(비만인 52명, 정상인 49명) 총 101명을 대상으로 비만노인의

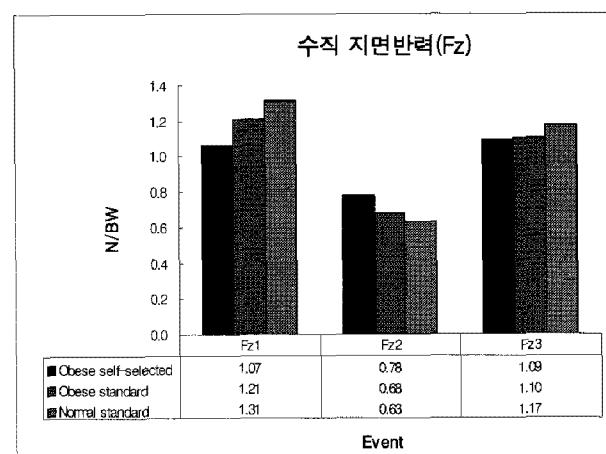


그림 7. 그룹별 보행속도변화에 따른 수직 지면반력의 평균

BMI 평균 35.5 kg/m^2 , 정상노인의 BMI는 평균 26.6 kg/m^2 로 시상면에서 하지관절의 보행을 비교 분석하였는데, 비만노인 그룹의 자기보행 수직반력 F_{z1} 의 평균값은 968.48 N , 정상노인 그룹의 수직반력 F_{z1} 의 평균값은 756.17 N 이 측정되었으며, F_{z2} 의 평균값은 비만노인 그룹에서 780.57 N , 정상노인 그룹 581.16 N 의 값이 측정되었고 F_{z3} 의 평균값은 비만노인 그룹에서 936.07 N , 정상노인 그룹 739.44 N 의 값이 측정되었다. 선행연구 결과를 살펴보면 전체적 보행주기 동안 수직지면반력 F_{z1} 이 F_{z3} 에 비해 더 큰 값을 나타내 보인다고 보고하였다.

본 실험결과에서는 정남주·윤희중(2001)과 Messier et al.(1996)의 연구보고에서와 같이 비만인 표준보행속도와 정상인 표준보행속도에서 F_{z1} 이 F_{z3} 보다 더 큰 값을 나타났으나 비만인 자기보행속도에서는 F_{z1} 과 F_{z3} 값 간의 차이는 거의 없었고 이 결과로 미루어보아 비만인이 자기보행속도로 걸을 시 스스로 보행을 조절하는 자기제어 기전이 있는 것으로 추정되고 이는 스스로 하중으로 인한 관절 손상을 예방하기 위한 일종의 보호 상호작용이라 생각된다.

2) 전·후 지면반력

전·후 지면반력은 발뒤꿈치가 지면에 착지하면서 생기는 제동력(breaking force)인 F_{y1} 과 지면을 딛고 나가는 추진력(propulsion force)인 F_{y3} 로 나눌 수 있다 (Wintle 2002).

<그림 8>은 그룹별 보행속도에 따른 전·후 지면반력변화를 막대그래프로 구한 것으로 그룹별 피험자의 수직 지면반력 값을 하나하나 검사하여 얻은 값을 체중(BW)으로 나누어 표현한 것이다.

정상적인 보폭에서 보행속도의 변화에 따른 첫 번째 전·후 지면반력 값 F_{y1} 의 평균값은 비만인 자기보행속도에서 0.21 BW , 비만인 표준보행속도 0.26 BW , 정상인 표준보행속도 0.27 BW 의 값을 나타내 보였다. 두 번째 F_{y3} 에서는 비만인 자기보행속도에서 0.23 BW , 비만인 표준보행속도 0.27 BW , 정상인 표준보행속도 0.29 BW 의 값을 나타내 보였다.

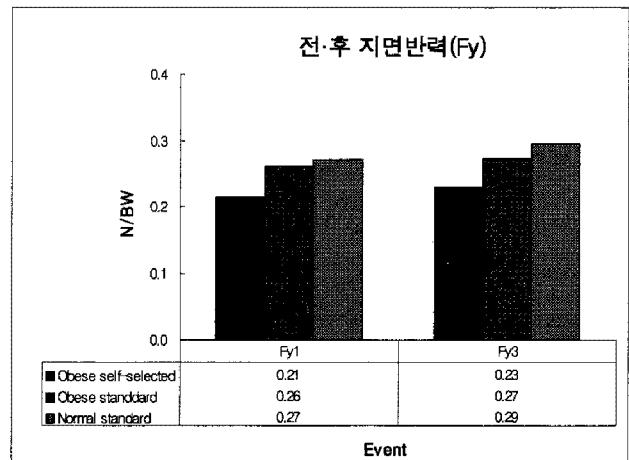


그림 8. 그룹별 보행속도변화에 따른 전·후 지면반력의 평균

선행연구를 살펴보면, 정남주·윤희중(2001)은 전·후 지면반력의 F_{y1} 평균값은 0.17 BW , F_{y3} 평균값은 0.19 BW 로 보고하였고, Messier et al.(1996)은 비만노인 그룹의 자기보행 전·후 지면반력 F_{y1} 평균값은 144.20 N , 정상노인 그룹의 전·후 지면반력 F_{y1} 평균값은 112.61 N , F_{y3} 평균값은 비만노인 그룹 152.45 N , 정상노인 그룹 122.00 N 으로 보고하였다. 선행연구 결과를 살펴보면 전체적 보행주기 동안 전·후 지면반력 F_{y3} 가 F_{y1} 보다, 비만인이 정상인보다 그 값이 더 커졌다. 본 실험결과에서는 정남주·윤희중(2001)과 Messier et al.(1996)의 연구보고에서와 같이, 모든 그룹에서 F_{y3} 값이 F_{y1} 보다 커졌다. 이는 비만인의 경우 정상인보다 큰 하중이 추진력 강화에 기여한 것으로 생각된다.

IV. 결 론

첫째, 하지관절각 중 발목관절의 경우 배측굴곡각은 비만인 표준보행속도가 정상인 표준보행속도보다 크고, 저측굴곡각은 비만인이 정상인보다 작게 나타났으나 통계적 유의성은 없었다. 또한 비만인 그룹 내에서는 보행속도가 빨라질수록 배측굴곡각과 첫 번째 저측굴곡각은 작아지는 반면 두 번째 저측굴곡각은 커짐을 관찰할 수 있었다. 비만인의 경우 보행 시 발목관절에 하중이 가해지는 주된 시기는 두 번째 저측굴곡 때이었으며 이는 그 굴곡각이 첫 번째에 비해 크고 굴곡시간도 길어지는 현상과 관련된다고 생각한다. 무릎굴곡의 경

우 동일한 속도로 보행 시 비만인은 정상인을 비교하면 통계적으로 차이가 없는 것으로 나왔고, 비만인 그룹 내에서는 첫 번째 굴곡만 유의한 차이가 사후검증 결과 나타났다. 엉덩이관절의 경우 굴곡과 신전은 모두 차이가 없는 것으로 통계적으로 분석되었다.

둘째, 지면반발력의 수직성분(F_z)은 표준보행속도 그룹을 비교하면 비만인과 정상인 모두에서 F_z1 이 F_z3 보다 값이 커졌으며, 비만인을 자기보행속도로 보행시킬 경우 두 값의 차이는 없는 것으로 나타났다. 비만인은 체중으로 인한 무릎 손상을 예방하는 기전이 있음을 제안한 보고처럼 본 연구의 결과 비만인은 스스로 보행속도를 조절하여 무릎을 손상으로부터 보호하는 일종의 자기보호장치를 이용하고 있음이 추정되고, 향후 보다 많은 비만인을 대상으로 이 기전에 대한 연구가 필요할 것으로 생각되어진다.

전후성분(F_y)에서는 비만인의 경우 큰 하중이 추진력 강화에 기여하는 것으로 생각되어지며 모든 그룹에서 F_y3 값이 F_y1 값보다 크게 나타났다.

참 고 문 헌

- 김종정, 이순향, 지성철, 두정희 (1996). 정상아와 비만아의 활보장과 분속수의 차이. *한국전문물리치료학회지*, 제3권 제2호, pp. 36~41.
- 정남주, 윤희중 (2001). 남자 비만 어린이 보행주기의 생체역학적 분석. *한국운동역학회지*, 제10권 2호, pp. 179-193.
- DeVita, P. and Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology* 88, pp. 1804~1811.
- DeVita, P. and Hortobagyi, T. (2003). Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *Journal of Biomechanics* 36, pp. 1355~1362.
- Esquendzi, A. (1993). *Rehabilitation Medicine; Principle and Practice*. second edition edited by Joel A DeLisa J. B. Lippincott Company, Philadelphia.

- 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, pp. 488~493.
- Korner, J. and Eberle, M. A. (2001). An update on the science and therapy of obesity and its relationship to osteoarthritis. *Current Rheumatology Reports* 3, pp. 101~106.
- Kwon, Y. H. (1994). *KWON3D motion analysis software package manual*. Visol, Korea.
- MacLean, P. S., Vadlamudi, S., MacDonald, K. G., Pories, W. J., Houmard, J. A., Barakat, H. A. (2000). Impact of insulin resistance on lipoprotein subpopulation distribution in lean and morbidly obese nondiabetic women. *Metabolism: Clinical and Experimental* 49(3), pp. 285~292.
- 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, pp. 484-489.
- Melanson, K. J., McInnis, K. J., Rippe, J. M., Blackburn, G., Wilson, P. F. (2001). Obesity and cardiovascular disease risk : research update. *Cardiology in Review* 9(4), pp. 202~207.
- Messier, S. P. (1994). Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26, pp. 1446~1452.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis - Normal and Pathological Function*. New Jersey: SLACK.
- Spyropoulos, P., Pisciotta, J. C., Pavlou, K. N., Cairns, M. A. Simon, S. R. (1991). Biomechanical gait analysis in obese men. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 72, pp. 1065-1070.

- Winter, D. A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*, 15, pp. 302~330.
- Winter, D. A. (1990). Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2nd. ed. *John Wiley & Sons, Inc.*
- Wintle, M. W. (2002). Gait Analysis : an introduction 3rd ed. *Oxford: Orthopaedic Engineering Center University of Oxford.*
- Zatsiosky, V.M., Selnyanov, V.N.,& Chugunova, L.(1990). In vivo body segment inertia parameters determination using a gamma scanner method. *Biomechanics of Human Movement ; Application in Rehabilitation, Sports and ergonomics*, pp.187-202. *Worthington, OH : Bertec corporation.*

투고일 : 2006. 10. 30

심사일 : 2006. 11. 10

심사완료일 : 2006. 12. 20