Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 28, No. 3 pp.33-39, August 2009

보행 시 하지 관절의 3축 충격가속도에 관한 연구

오 연 주 · 이 창 민

동의대학교 산업경영공학과

The Study on 3-Axes Acceleration Impact of Lower Limbs Joint during Gait

Yeon-Ju Oh, Chang-Min Lee

Department of Industrial and Management Engineering, Dongeui University, Busan, 614-714

ABSTRACT

Impact force to a body during walking depends on walking speed, walking steps, the condition of the floors and shoes, and weight. The ground reaction force and the foot pressure can be measured instantaneous force easily, but it's difficult to find out the amount of transferring forces to the body. On the other hand, the acceleration has an advantage for analyzing the amount of transferring forces. However, most of studies about impact forces to the ground reaction during exercise have been limited to analyze instantaneous forces. The important thing is to evaluate characters and the amount of the impact force rather than the magnitude. Therefore, this study analyze the impact force using 3 axis acceleration in three dimensions (x; anterior-posterior, y; left-right and z; longitudinal axis) using three axis acceleration. As working speed increased, impact forces increased significantly. Impact forces on x axis and z axis are higher at lower limb than that of upper limb. However, impact force at the knee is higher than that of other parts on y axis regardless of walking speed significantly. In addition, relations of the impact forces as interaction of experiment factors as well as effect of each factor are analyzed.

Keyword: Impact force, Acceleration, Gait

1. 서 론

보행 중 신체 안정성을 유지하면서 보행의 궁극적인 목적을 수반하는 것은 근골격계와 신경계를 총괄적으로 통합하여 사용하는 복잡한 운동이다. 일정한 속도를 유지하며 방향을 잡고 각 관절을 단계적으로 이동시켜 몸 전체를 움직이게 한다. 한 체지가 안정된 상태로 입각기를 보내는 동시에 다른 한 체지가 신체를 전방으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작을 말한다(박성현, 2004). 이러한 복잡한 동작이 수행되는 동안 신체 활동 시 발과 신체 각 분절에 발생되는 충격력(Impact Force)은 몸무게의 몇 배 이상에 달한다(김봉옥, 1992; 장은지, 1991). 특히 보행 시 신체 충격력은 발이 지면에 착지될 때 발생되는데 보행 형태는 힐이 지면에 접촉하고 중족과 전족이 차례로 접촉하는 단계로 이루어진다. 이는 보행 시 발생되는 충격력은 입각기에서 발생된다는 여러 연구결과를 통해 알 수 있다(Nigg, B.M., 1986a; Nigg, B.M., 1995b).

*본 연구는 2007년도 동의대학교 교내연구과제(2007AA172)에서 지원됨.
교신저자: 이창민
주 소: 614-714 부산광역시 부산진구 가야3동 엄광로 995번지, 전화: 051-890-1659, E-mail: cmlee@deu.ac.kr

보행 시 최대 충격력은 발이 지면에 접촉한 후 50ms 이내에 일어나고 급격히 감소하므로 이는 체중의 약 3배에서 7배에 달하는 신체 충격이 짧은 시간 동안 발 전반에 나타나며 특히 발 뒤꿈치에서의 충격력은 다른 부위에서보다 높다(Olney, S.J., 1996). 이에 신체 전반의 충격을 흡수시키기 위해 보행 시 신발 뒤꿈치 부분에 기능성 소재를 이용한 인솔을 삽입하거나 충격완화를 위한 바닥재를 사용하기도 하며 충격흡수가 큰 물성을 개발하여 충격력을 감소시키고 있다(Janse, E.C., 1978; Vaughan, C.L., 1986).

많은 연구에서 밝혀낸 바와 같이 신체 충격력은 속도와 높은 상관관계를 가진다(Guttridge, M., 1939; Ohmichi, H., 1981a). 보행과 러닝 시 속도가 빨라질수록 발에 대한 압력 값과 충격력은 증가된다. 그러나 발 전반에 몇 배 이상으로 전달되는 이 충격력은 하지에서 머리로 이동되면서 그 값이 감소하게 된다. 이는 신체 상위 분절로 이동할수록 높은 주파수 성분이 감쇠된다는 몇몇 실험 연구를 통해 확인할 수 있다(최치선, 2006; Campbell, J., 1978; Ohmichi, H., 1981b). 이러한 신체 충격력은 업무 형태 및 작업자세에 따라 달리 적용되기도 한다. 산업현장에서는 일반적인 보행뿐만 아니라 중량물을 취급하거나 불안전한 자세에서의 보행이 수행됨에 따라 충격력이 신체에 양분되지 않으며 일부 관절에 집중되어 나타나기도 한다. 따라서, 작업현장에서 유도되는 들기 작업과 무게를 부여한 이동 작업 시 가중되는 충격은 신체 피로를 가중시킬 수 있으며 이를 위해 활동 속도를 줄이고 자세를 교정해야 한다(YoungJun, K, 2002). 이와 같이 다양한 신체 부위의 충격 값은 지면반력기, 족저압, 그리고 가속도계를 통해서 측정이 가능하며 이들 간의 상관관계를 통해 충격력 실험의 신뢰성을 검증하기도 한다.

지면반발력(GRF: Ground Reaction Force)을 이용한 방법은 순간적인 힘의 측정에 유리하나 신체에 전달되는 전달량 혹은 감쇠량을 파악할 수 없는 반면 가속도는 다양한 신체 내부에 작용하는 힘의 전달량을 측정할 수 있어 각 신체 분절에 나타나는 충격 값을 정의 내릴 수 있다. MF(Median Frequency)나 MPF(Mean Power Frequency)는 지면으로부터 받은 충격이 상위 분절로 이동할 때 신체 각 분절이 얼마나 흡수하는 지를 알아보는 지표로 사용된다. 또한, 지면반력기는 보행 시 충격력의 크기를 정량화 시킬 수 있지만 각 관절 별 변화를 파악하기는 힘든 실정이다(은선덕, 2004; Mario, A., 1991). 따라서 지면반력기는 충격원의 측정에는 효과적인 방법일 수 있으나 충격이 발 뒤꿈치에서 시작하여 머리까지 전달된다고 볼 때 신체 각 부위의 충격을 측정하는 데는 부적절하다.

본 연구에서는 보행 시 발생되는 신체 충격량을 발뿐만 아니라 발목 위로 전이되는 하지 관절 각각의 충격량을 조사하고 신체 안정성을 극대화하여 올바른 보행을 유지하며 이를 통해 보행 시 발생되는 상해를 예방하고 이러한 상해 및 부상의 원인이 어느 축에서 기인하는지를 조사하고자 한다. 한정된 축에서의 충격가속도 분석이 아닌 3축 가속도 분석을 통해 실제 3차원 신체 움직임에 따른 각축에서의 충격량 변화 추이를 정량적으로 분석하고자 한다. 본 연구에서는 연령대가 20대인 피 실험자로 한정되었으나 추후 다양한 연령대와 동작 분석을 실시하고자 한다. 이를 통해 안정성을 비롯하여 고령자 및 여성들을 고려한 올바른 보행을 위한 신발 설계 연구 및 생체역학적 측면을 고려한 로봇 연구 등을 통해 산업현장에서 적용 가능한 인간공학적 기능성 제품 설계 연구에 객관적이며 기초적인 자료가 될 것으로 사료된다.

2. 실험개요 및 방법

본 연구에서는 요추 및 하지의 근골격계 질환의 징후 및 상해 경험이 없으며, 발의 형태학적 변형이 없는 20대 대학생 남자 12명과 여자 12명을 피 실험자로 선발하였다. 본 연구에 참여한 남성 피 실험자의 평균 신장은 178.5cm, 체중 74.74kg, 연령 26.5years이고 여성 피 실험자의 평균 신장은 161.0cm, 체중 49.3kg, 연령 24.2years이다(표 1). 지면과 발의 접촉 시 발생되는 충격의 외적 변수를 제거하고 남, 여 성별간 속도를 일정하게 증가시켜 피 실험자는 세 가지의 동작을 취하게 되며 일정한 속도를 유지하기 위해 트레이드밀에서 실험을 수행하였다. 신체에 발생되는 충격은 외부적인 요인에 의해 감소되기도 하는데 충격흡수 구조가 있는 신발 등의 착용은 하지 관절의 정확한 충격량을 알아보기 힘들다. 따라서 본 연구에서는 신발을 착용하지 않고 맨발에 양말을 착용시킨 후 실험을 실시하였다. 사전 연구와 선호 달리기를 통해서 각 피 실험자의 속도를 측정하고 일반적인 보행(Walking), 빨리 걷기(Power Walking), 달리기(Running)의 세 가지 속도 변수를 선정하였다(Light, L.H., 1980). 일반적인 보행은 남자 5km/h, 여자 4km/h를 시작으로 빨리 걷기 시는 각각 7.5km/h와 5.5km/h, 달리기 시에는 9km/h와 7km/h로 선정되었다(표 2).

표 1. 피실험자의 통계적 변인

항목	평균 나이(yr.)	평균 신장(cm)	평균 체중(kg)
남자	26.5	178.50	74.7
	± 0.837	± 4.72	± 4.719
여자	24.2	161.00	49.3
	± 3.371	± 3.90	± 1.966

표 2. 성별에 따른 속도 정의(km/h)

	Walking	Power Walking	Running
M	5	7.5	9
F	4	5.5	7

피 실험자는 각 속도변화에 따라 트레이드밀에서 안정적으로 수행할 수 있도록 사전에 충분한 훈련을 받게 하였으며 실험은 5초간 5회 반복하여 측정되었다. 각 실험 간에는 피로에 의한 영향을 최소화하기 위하여 1회의 실험 실시 후 최소 10분 이상의 충분한 휴식시간을 제공하였으며 실험 중 피 실험자가 주어진 실험조건을 유지하지 못하였을 경우에는 휴식 후 재 실험을 실시하였다. 또한 가속도계 부착 위치 및 속도변화의 순서를 조정하여 랜덤화된 실험을 실행하였다.

실험 측정 부위는 신체 충격이 가장 크게 나타나는 하지를 중심으로 발목(Ankle), 무릎(Knee), 엉덩 관절(Hip Joint)로 선정하였다. 발목은 종골(Calcaneus)위쪽 아킬레스건에 부착하고, 무릎은 슬개골과 경골사이의 가장 두드러진 부위에 부착하였다. 또한 엉덩 관절은 장골(Ilium)과 연결되는 대퇴골(Femur) 끝부분을 선택하여 실험을 실시하였다(그림 1). 가속도계의 부착은 먼저 종이테이프를 이용하여 실험을 수행하는 동안 움직이지 못하도록 피부 표면에 부착한 뒤 압박붕대를 이용하여 고정시키고 부착 위치 선정의 정확성을 위해 피부 표면에 부착 위치를 표시해 두었다. 본 연구에 사용된 장비는 Mega Electronics 사의 삼축 가속도계로써 신체 충격력을 측정하는 지면반력기 등과는 달리 각 관절 부위의 충격가속 정도를 파악할 수 있다. 본 연구에 사용된 삼축 가속도계는 편평한 책상 또는 바닥에 가속도계를 반듯하게 놓은 후 전 · 후(X), 좌 · 우(Y), 상 · 하(Z)축으로 보정을 맞추었다. 이는 가속도계 자체의 축 교정

그림 1. 신체 충격가속도 측정을 위한 하지 관절 부착 위치

점을 맞추는 것으로 3차원으로 움직이는 신체 각 관절에 부착 시 움직임에 따라 축의 교정점이 따라 움직이도록 설계되었다.

가속도계의 데이터 값은 ME6000-T8(Mega Win Ver 2.3.1)을 이용하여 측정, 분석하였다(그림 2). 측정된 가속도 값은 실제 측정된 데이터 값의 RMS(Root Mean Square)와 최대 피크치(Peak Acceleration)를 이용하여 각 신체 부위 간(발목, 무릎, 허리), 속도 간(Walking, Power Walking, Running), 축간(전, 후(X축), 좌, 우(Y축), 상, 하(Z축))(그림 3), 성별 간(질량변화에 따른)의 신체 충격력을 Minitab 15 통계 프로그램을 이용하여 요인 별 분산분석을 실시하였다.

그림 2. 3-axes Mega Electronics accelerometer

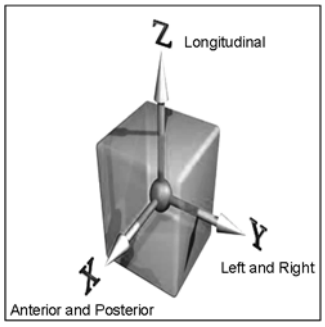

그림 3. 가속도계 3축 정의

3. 3축 충격가속도 분석결과

본 연구에서는 보행 시 보행 속도(Walking, Power Walking, Running), 하지 관절(Ankle, Knee, Hip Joint), 보행의 특성(Heel Strike, Toe Off), 성별(Male, Female)과 신체 동작영역을 3축(X, Y, Z)으로 구분하여 실험을 수행하였다(표 3).

실험은 트레이드밀에서 수행되었으며 신체 충격가속도에 영향을 미치는 각 요인을 다음과 같이 A(Walking Speed), B(Body Segment), C(Gait Feature), D(Gender), E(Axis)

표 3. 신체 충격가속도에 영향을 미치는 요인 정의

List	Factors	Contents					
A	Walking Speed(km)	5	7.5	9	4	5.5	7
B	Body Segment	Ankle	Knee	Hip Joint	Ankle	Knee	Hip Joint
C	Gait Feature	HS		TO	HS		TO
D	Gender	Male			Female		
E	Axis	X(Anterior − Posterior)			X	Anterior − Posterior	
		Y(Left − Right)			Y	Left − Right	
		Z(Longitudinal)			Z	Longitudinal	

로 정의하여 각 요인을 근간으로 수준에 따른 신체 충격가속도를 파악하고 3차원 축에 따른 요인 별 분산분석을 실시하여 주요인 별 충격가속도 분석결과 및 상호요인 별 분석을 실시하였다.

보행 시 하지 관절에 영향을 미치는 변수를 A, B, C, D, E로 선정하여 각 요인 설계분석 결과는 표 4와 같다. 보행속도에 따른 충격가속도는 선행 연구에서와 같이 보행 속도가 증가할수록 신체 충격력이 증가함을 확인할 수 있었다. 단, 성별에 따라 하지 관절 간 증감률이 다르게 나타났다.

남자의 경우 워킹에서 파워워킹으로의 증감률(34%)이 파워워킹에서 러닝으로의 증감률(16%)보다 크게 나타났으며 여자의 경우 워킹에서 파워워킹으로의 증감률(15%)이 파워워킹에서 러닝으로의 증감률(23%)보다 적게 나타났다. 이는 축간, 신체 부위에 따라 다소 차이를 보이지만 유의수준 α=0.05에서 현저한 유의성을 보이고 있다.

신체 각 분절 별 충격가속도 변화는 신체 분절이 하지 쪽을 향할수록 더욱 높게 나타남을 알 수 있다. 즉, 발목이 가장 높았으며 무릎, 엉덩 관절 순으로 나타났으며 이들 간의 유의성도 확인할 수 있었다. 이는 보행에 의해 야기되는 신체 움직임 시 발생되는 충격이 상위 분절로 이동할수록 높은 주파수 성분이 감쇠된다는 선행 연구를 통해 그 원인을 확인할 수 있었다. 단, 신체 부위 별 충격력 수준을 살펴보면 대부분 발목에서 무릎으로의 감소율보다 무릎에서 허리까지의 감소율이 더 크게 나타남을 알 수 있다.

그림 4 주효과도 그래프에서는 하지 관절일수록 주파수가 높다는 일반적인 현상을 따르고 있으나 그림 5 교호작용도에서는 상이한 결과를 볼 수 있다. Y축 즉, 좌 · 우축에서는 무릎이 엉덩 관절뿐만 아니라 발목보다 높게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 보행 형태에 따른 충격가속도는 선행 연구에서 살펴본 바와 같이 발이 지면에 닿을 때 즉, 입각기(Heel Strike) 동안에 가장 높게 나타남을 알 수 있다. 이

표 4. 신체 충격가속도에 영향을 미치는 5요인 설계분석 결과 (p<0.05)

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
A	2	14922066	14922066	7461033	200.69	0.000*
B	2	31196915	31196915	15598458	419.57	0.000*
C	1	1432926	1432926	1432926	38.54	0.000*
D	1	4357369	4357369	4357369	117.20	0.000*
E	2	92204581	92204581	46102291	1240.1	0.000*
A×B	4	3356833	3356833	839208	22.57	0.000*
A×C	2	499219	499219	249610	6.71	0.001*
A×D	2	658376	658376	329188	8.85	0.000*
A×E	4	835323	835323	208831	5.62	0.000*
B×C	2	2972236	2972236	1486118	39.97	0.000*
B×D	2	1834556	1834556	917278	24.67	0.000*
B×E	4	9308790	9308790	2327197	62.60	0.000*
C×D	1	598638	598638	598638	16.10	0.000*
C×E	2	1021766	1021766	510883	13.74	0.000*
D×E	2	420884	420884	210442	5.66	0.004*
A×B×C	4	644641	644641	161160	4.33	0.002*
A×B×D	4	249264	249264	62316	1.68	0.153
A×C×D	2	54502	54502	27251	0.73	0.481
A×B×E	8	1404075	1404075	175509	4.72	0.000*
A×C×E	4	84603	84603	21151	0.57	0.685
A×D×E	4	18573	18573	4643	0.12	0.974
B×C×D	2	682802	682802	341401	9.18	0.000*
B×C×E	4	647886	647886	161972	4.36	0.002*
B×D×E	4	204827	204827	51207	1.38	0.240
C×D×E	2	532164	532164	266082	7.16	0.001*
A×B×C×D	4	71582	71582	17896	0.48	0.749
A×B×C×E	8	310520	310520	38815	1.04	0.401
A×B×D×E	8	56070	56070	7009	0.19	0.993
A×C×D×E	4	129944	129944	32486	0.87	0.479
B×C×D×E	4	279938	279938	69984	1.88	0.111
A×B×C×D×E	8	104965	104965	13121	0.35	0.945
ERROR	1188	44166744	44166744	37177		
TOTAL	1295	215263577				

는 전체 보행주기 중 1 Gait Cycle 동안 Heel Strike이 지면에 닿는 시간이 50%가 되지 않음에도 불구하고 발생된다. 성별에 따른 충격가속도는 몸무게에 따라 남성의 충격가속도가 상이하게 높게 나타나지만 이는 남녀의 기본적인 생체역학적 특성으로 발바닥으로 받게 되는 충격력은 다르지만 엉덩 관절로 갈수록 성별 간 충격력 차이를 확인하기 어렵다. 하지 관절의 축간 충격가속도를 비교, 분석한 결과 수직축의 충격력이 좌 · 우, 전 · 후에 비해 현저히 높게 나타남을 알 수 있었다. 또한, 각 하지 관절 부위에서 3축 충격력을 분석한 결과 앞선 결과와 동일한 경향을 보였다. 단, 무

릎에서는 Y축의 충격력이 가장 높게 나타나는 두드러진 현상을 확인하였다. 보행 시 무릎의 좌·우 충격력이 크게 나타남에 따라 보행뿐만 아니라 러닝 또는 미끄러짐 등으로 올바른 보행이 더욱 권장되며 이를 위해 추후 보행 동작 분석을 통한 안정성 및 충격력을 감소시킬 수 있는 방안을 모색하여야 할 것이다.

주효과 분석결과 유의수준 α=0.05에서 유의확률이 모두 p=0.000으로 현저히 유의함을 보였다. 이는 주효과가 신체 충격가속도에 미치는 영향이 크며 신체 충격가속도를 감소시키기 위해 5가지 각각의 요인을 고려해야 함을 알 수 있다. 이는 주효과도를 통해 각 요인 별 세부적인 특징을 파악할 수 있다(그림 4). Gait와 Gender는 평균과의 차이가 크지 않으나 Walking Speed, Body Segment, 그리고 Axis는 평균과의 차이가 크게 나타남에 따라 C, D요인보다 더 큰 상관관계가 있음을 알 수 있다. 교호작용 분석결과 교호작용이 유의수준 α=0.05에서 존재하는 것도 있으며 존재하지 않는 것도 나타났다(그림 5). 보행 속도, 신체 부위, 보행 형태 및 성별과 축에서 2인자 교호작용에서는 유의수준 α=0.05에서 유의확률이 대부분 p=0.000으로 교호작용이 나타났다. 이는 그림 5에서 보는 바와 같이 부분적으로 약한 교호작용이 나타났다. 2인자 교호작용이 존재한다는 것은 신체 충격가속도 분석 시 또는 신체 충격가속도를 감소시키기 위해 교호작용 간 변수를 잘 고려한 해석이 반드시 이루어져야 할 것이다. 3인자는 부분적으로 교호작용이 존재하는 것도 있으며 존재하지 않은 것도 있다. 교호작용이 유의수준 α=0.05에서 유의하지 않은 것은 교호작용이 없음을 의미하며 각 조합들 간 변수의 효과는 독립적으로 검정하여야 함을 의미한다. 4인자는 모든 조합에서의 교호작용이 존재하지 않으며 5인자 역시 교호작용이 없음을 알 수 있다. 따라서 신체 충격가속도에 관한 분석 시 보행속도, 신체 부위, 보행 형태, 축 그리고 성별에 따른 5가지 인자들 중 1인자 또는 3인자까지의 교호작용을 고려한다면 신체 충격가속도를 감소시킬 수 있는 기초 연구에 활용이 가능할 것이다.

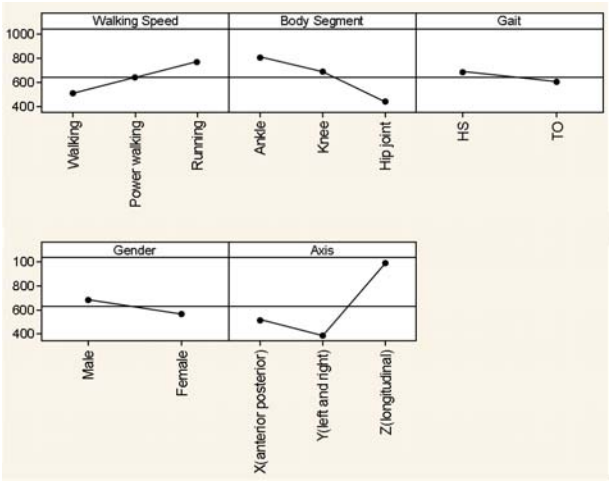

그림 4. 충격가속도에 대한 주효과도

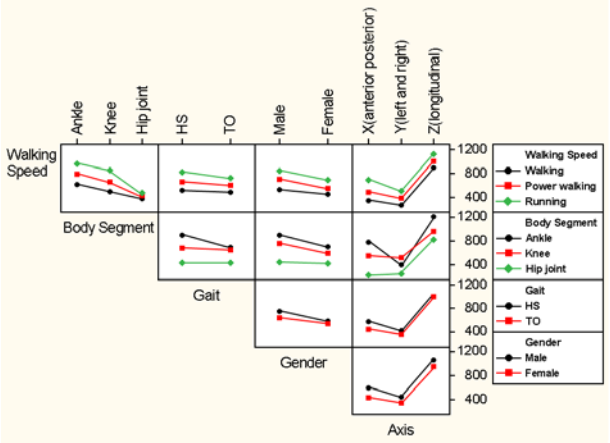

그림 5. 충격가속도에 대한 교호작용도

4. 결론 및 토의

발의 근골격의 복합적인 기능은 안정적이고 올바른 보행을 유지할 수 있을 뿐만 아니라 체중을 지지하고 신체 피로를 최소화하며 효율적인 신체 움직임을 유지할 수 있도록 한다. 뿐만 아니라 신체에 발생되는 충격력을 다른 관절로 전이시킴으로써 분산시키고 불안전한 바닥이나 외부 환경으로부터의 미끄럼 방지와 같은 기능도 수행한다. 이에 본 논문에서는 신체 안정성을 유지시키고 하지 관절에 미치는 충격량을 조사하여 상해를 사전에 예방할 수 있도록 신체 충격가속도를 조사하였다. 기존의 선행 연구들과는 차별적인 접근 방법으로 3축 가속도계를 통해 각 축에서 발생되는 충격가속도를 조사 전·후, 좌·우, 수직축 별로 충격량 변화를 알아보았다. 5가지 변수를 독립변수 A(Walking Speed), B(Body Segment), C(Gait Feature), D(Gender), E(Axis)를 기준으로 요인 설계 분석을 실시한 결과 주효과에 대한 유의성이 존재하며 신체 충격가속도에 미치는 영향이 유의하게 큼을 알 수 있다. 교호작용은 수준수에 따라 약간의 차이를 보이긴 하나 5수준과 4수준을 제외하고는 대부분 교호작용이 존재함을 확인할 수 있었다. 이는 신체 충격가속도를 감소시키기 위한 분석 시 주효과뿐만 아니라 교호작용에 대한 고려도 이루어져야 함을 알 수 있다. 주효과에서

보행 속도, 신체 부위, 보행 형태, 성별 그리고 축에 따른 분석결과에서는 보행 속도가 증가할수록 충격가속도도 정비례관계를 가지며 증가함을 알 수 있었고 신체 부위는 하지 쪽일수록 즉, 몸의 중심점에서 멀어질수록 신체 충격력이 높다는 것을 확인할 수 있었다. 단, 좌 · 우축에서는 다른 축과는 달리 무릎이 가장 높게 나타났으며 발목, 엉덩 관절 순으로 나타났다. 이는 발이 지면에 닿은 상태에서 보행 및 업무를 수행함에 있어서 제한되는 움직임으로 좌 · 우축에서의 발목 충격력이 높아지게 되고 이를 분산시키기 위해 발목의 충격량을 무릎으로 전이시키는데 이때 무릎의 충격량이 발목보다 높다는 것을 알 수 있었다. 보행 형태에 따라서는 신체 충격력은 발이 지면에 닿는 순간에 높아진다는 기존의 선행 연구들을 바탕으로 본 연구에서 다시 한 번 확인할 수가 있었다. 즉, 입각기(Heel Strike)구간에 신체 충격력이 높게 나타났다. 또한, 축간 분석에서는 수직 축에서의 충격가속도가 높게 나타났으며 성별 간 분석에서는 남성이 여성보다 체중이 많아 더 많은 충격가속도가 발생됨을 알 수 있었다. 보행 시 발생되는 충격력이 관절과 관련한다면 보행 시 전이되는 힘은 각 관절 및 골격에 장애와 관련할 수 있다. 여러 연구에서 밝혀진 바와 같이 상해와 관련된 충격력을 예방하기 위해 신체에 충격력이 어떻게 얼마큼 나타나는지를 알아보는 것이 우선시 되어야 할 것이다. 따라서 본 연구에서 고려한 5가지 요인 이외에 보행에 다양한 요인을 고려하고 3차원 동작 분석을 통해 신체 안정성 및 근력이 약한 고령자 및 여성들을 고려한 분석 및 신체 안정성을 유지함과 동시에 올바른 보행을 고려한 신발 설계 및 생체역학적 측면을 고려한 로봇 설계 연구, 산업현장에서 적용 가능한 인간공학적 기능성 제품 설계 연구 등 다양한 측면에서의 충격력 연구가 필요할 것이다. 실험이 일정한 실내 실험실 공간에서 이루어짐으로써 충분한 교육을 실시함에도 불구하고 실제 실험 시 피 실험자가 스트레스를 받거나 가속도계의 케이블 선들로 인해 자연스러운 보행을 하는데 지장을 초래하여 자료 분석 시 다소 문제가 있는 것도 간과할 수 없었다. 따라서 앞으로 보다 많은 대상자와 다양한 환경에서 보행 분석을 실시하여 기존의 연구 자료들과 비교 분석함으로써 3축 가속도계를 이용한 다양한 이해와 함께 다각적 연구가 시도될 필요가 있으며 여러 가지 검사와 진단의 객관성과 정확성의 증가에 기여할 수 있게 광범위한 연구가 있기를 기대해 본다.

참고 문헌

김봉옥, 이제운, 박상균, *3차원 동작 분석이기를 이용한 정상보행 분석*, 충남의대잡지(Chungam Medical Journal), 19(2), 1992.

박성현, 양성우, 김정태, *연령별 성인 여성의 보행주기 비교 분석*, 경남체육연구, 9(2), p. 57-63, 2004.

장은지, *보행 속도 별 보행 동작의 운동역학적 분석*, 동덕여자대학교 체육학과 석사논문, 1991.

은선덕, 이기광, *노인의 트레이드밀 보행 시 속도에 따른 보행 패턴의 변화 연구*, 한국체육학회지, 43(5), p. 397-404, 2004.

최치선 외, *드롭랜딩 시 backpack 중량 변화에 따른 충격흡수 기전*, 한국운동역학회지, 16(2), p. 25-35, 2006.

Campbell, J. & Bell, J., *Energics of walking in CP*., Orthopaedic Clinices of North America, 9, p. 374-377, 1978.

Guttridge, M., *A Study of motor achievements of young children*, Archives of Psychology, 244, p. 1-78, 1939.

Jansen, E. C. & Jansen, J. M., *Vis-velocity-via: Alteration of foot-to-ground forces during increasing speed of gait*. In E. Asmussen & K. Jorgensen(Eds.), Biomechanics, Baltmore MD: Universiy Park Press, VI-A p. 267-271, 1978.

Light, L. H., McLellan, G. E. & Klenerman, L., *Skeletal transients on heel strike in normal walking with different foorwear*, Journal of Biomechanics, 13, p. 477-480, 1980.

Mario A., Lafortune, Ewald M. Henning, *Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration*, *Medicine and Science in sports and exercise*, 23(3), p. 360-363, 1991.

Nigg, B. M., *Biomechanics of Running Shoes*, Champaign, IL: Human Kinetics, 1986.

Nigg, B. M., De Boer, R. W. & Fisher, V., *A Kinematic comparison of overground and treadmill running*, Medicine of Science Sports Exercise, 27, p. 98-105, 1995.

Ohmichi, H. & Miyashita, M., *Relationships between step length and selected parameters in human gait*, In H. Matsui, & K. Kobayashi (Eds.), Biomechanics, Champaign, IL: Human Kinetics, VIII-A p. 480-484, 1981.

Ohmichi, H. & Miyashita, M., *Analysis of the external work derived from the kinematics of human walking*, In A. Morecki, & K. Fidelus(Eds.), Biomechanics, Baltimore, MD:University Park Press, VII-B, p. 184 -189, 1981.

Olney, S. J. & Richards, C., *Hemiparetic gait following stroke*. Part I: Characteristics, Gait and Posture, 4(2), p. 136-148, 1996.

Vaughan, C. L., Toit, L. L. & Roffey, M., *Speed of walking and forces action on the feet*. In B. Jonsson(Ed.), Biomechanics, Champaign, IL: Human Kinetics, X-A p. 349-654, 1986.

Youngjun K, *Fatigue Effect on Lifting Acceleration During Frequent Liftings*, Journal of the Ergonomics Society of Korea, 21(1), p. 27 -32, 2002.

◐ 저자 소개 ◑

❖ 오 연 주 ❖ yeonjuoh@gmail.com

동의대학교 산업공학과 박사

현 재: 한국표준과학연구원 국가참조표준센터 선임연구원

관심분야: 생체역학, 작업생리학, 인간공학, WMSDs

❖ 이 창 민 ❖ cmlee@deu.ac.kr
고려대학교 산업공학과 박사
현 재: 동의대학교 산업경영공학과 교수
관심분야: 생체역학, 작업생리학, 인간공학, WMSDs

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2009년 01월 14일
논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2009년 07월 24일
논문게재승인일 (Date Accepted) : 2009년 07월 30일