

체간에 무게 부하를 적용한 정상 성인의 보행 분석

장종성 · 최진호 · 이미영 · 김명권¹

대구한의대학교 보건치료대학 물리치료학과, ¹영산대학교 보건의료대학 물리치료학과

Gait analysis of Healthy Adults with External Loads on Trunk

Jong-Sung Chang, PT, PhD, Jin-Ho Choi, PT, PhD,
Mi-Young Lee, PT, PhD, Meung-Kwon Kim, PT, MS¹

Department of Physical Therapy, College of Health & Therapy, Daegu Haany University

¹Department of Physical therapy, College of Health Science, Youngsan University

<Abstract>

Purpose : The study was designed to investigate analysis of kinematics of lower extremity in healthy adults during walking with external loads on trunk.

Methods : Fifteen healthy adults were recruited and The subjects provided written and informed consent prior to participation. They walked on a ten-meter walkway at a self-selected pace with loads of 0, 5, 10, and 15kg. They completed three trials in each condition and kinematic changes were measured. A three-dimensional motion analysis system was used to analyze lower extremity kinematic data. The data collected by each way of walking task and analyzed by One-way ANOVA.

Results : There were significant differences in hip and knee joint on saggittal plane at initial contact and preswing, and significant differences in ankle joint on transverse plane at preswing.

Conclusion : These findings revealed that increased external loads were changed joint angles and influenced postural strategies because of kinematic mechanism and future studies is recommended to find out prevention from damage of activities of daily living.

Key Words : Gait, Kinematics, Load

I. 서 론

인체에 외적 부하가 가해지는 것은 학생들의 가

방 운반, 하이킹이나 등산 등의 가방 운반, 군인들의 휴대 장비, 아기 업기 등의 일상생활의 많은 부분에서 나타난다. 외적 부하의 영향과 기전을 이해

하기 위해서 여러 연구자들이 에너지 소비, 심혈관 반응, 폐 용적과 호기 용적, 보행 역학, 체간 자세 등과 부하의 위치, 부하의 무게, 운반 방법, 보행 속도, 나이, 경사로 및 계단 등의 부하의 다양한 변수를 연구하였고(Hong과 Li, 2005; Lai와 Jones, 2001; Li 등, 2003), 이 연구를 통하여 체중의 15% 이상의 부하는 유의하게 체간의 기울임, 보행 변화, 증가된 혈압 회복 속도, 증가된 호흡 횟수(Hong과 Brueggemann, 2000), 고관절, 슬관절, 족관절의 증가된 모멘트와 힘이 나타났대(Chow 등, 2005). 외적 부하의 양에 의한 영향은 부하의 위치에 따른 차이는 있지만 에너지의 소비가 증가하게 되고, 보폭이 짧아지고 보행 속도가 감소하게 되며, 근육의 근활성도의 변화에 의해서 특정 근육의 피로나 손상을 야기할 수 있다.

특히 부하는 보행 속도에 따라서 빠를 때는 보폭의 감소가 나타나게 되지만 느린 속도에서는 보폭의 차이가 크게 나지 않는다고 하였으며(LaFiandra 등, 2002), 두발 지지기가 증가하고 한발 지지기는 감소하였고, 골반의 회전 감소와 고관절의 보상 편위의 증가는 보행속도의 감소와 보폭이 짧아지는 현상을 나타나게 한다(LaFiandra 등, 2003). 또한 부하에 의해서 에너지 소비를 증가시키고 증가된 하지 지면반발력에 의해 하지 관절의 손상을 일으키게 되며(Abe 등, 2008; Holt 등, 2003), 부하에 따라 신체 중심과 발의 압력을 변화시켜 피로 골절이나 요통과 같은 근육의 통증을 일으키게 된다(이상열 등, 2009). 체간의 근육 피로는 요추의 안정성과 체간 조절 기능의 문제를 일으켜서 요통을 일으키는 요인으로 작용하게 된다.

Stuempfle 등(2004)의 연구에서 등짐의 위치를 흉추 1-6의 상부, 흉추 7-12의 중간부, 요추 1-5의 하부에 위치에서 부하를 제공하였을 때 무게 중심이 높게 위치하는 것이 자세 변화가 적고 에너지 소모도 상대적으로 낮다고 하였다. 그리고 전방의 부하는 등 근육의 활성화가 높아져서 근육의 피로와 요통을 일으킬 위험이 높고, 후방의 부하는 체간을 전방으로 기울이게 하고 신체의 중심을 변화시킨다. Abe 등(2004)은 정상 성인을 대상으로 트레드밀을 통하여 6, 9, 12kg의 무게를 매고, 보행 속도와 무

게에 따른 에너지 소비를 알아본 결과 9kg 이상에서 에너지 소비가 증가하였고 90m/min 이상의 속도에서 에너지 소비가 증가하는 것을 알 수 있었다. Anker 등(2008)은 체중의 0~30% 사이의 부하를 비대칭적으로 제공한 상태에서 부하가 증가함에 따라 자세의 안정성이 감소하고 체중 분포가 전후와 외측으로 증가하는 양상을 보였다. 부하의 무게의 증가에 따라서 체간근, 비복근의 근활성도의 증가가 나타났으나 대퇴사두근은 부하의 무게의 증가에 따라서 근활성도의 차이가 크게 나타나지 않았다.

LaFiandra 등(2002)은 보행 변수, 에너지 소비의 변화, 반발력과 손상 위험과 관련된 부하의 영향에 관해서 많이 밝혀 지지 않았고, 부하에 적응하기 위한 역학과 협응 패턴을 이해하면 운동학적, 운동역학적, 생리학적인 정보를 더 많이 알 수 있다고 하였으며, 무게 부하에 따른 세 면에서의 운동학적 분석을 통한 하지의 움직임 조절을 확인할 수 있는 방법에 관한 연구가 부족한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 외적 부하의 크기에 따른 하지의 보행 분석을 통하여 부하에 적응하기 위한 세 면에서의 운동학적 영향에 대해서 확인하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구의 연구 대상자는 신경학적인 병력이 없고, 근골격계의 질환 병력이 없으며 보행에 영향을 주는 외과적 수술을 하지 않고 독립적인 기립과 보행이 가능한 정상 성인 15명을 대상으로 선정하였다. 또한 실험 전 대상자들에게 연구에 관한 충분한 설명을 하였으며, 대상자들은 실험에 참여할 것을 동의한 자로 선정하였다.

2. 연구 방법

모든 대상자들은 실험실에 익숙하도록 충분한 보행 연습을 한 후, 일반적인 보행과 무게 부하를 제공한 보행에서는 정상시의 자연스러운 보행을 하도

록 지시하였다. 그리고 대상자에게 제공되는 무게 부하의 방법은 0, 5, 10, 15kg의 무게를 체간의 전·후에 주어지게 되며 제공되는 무게 부하의 순서는 무작위로 하였다. 보행 검사는 마커를 부착한 상태에서 10m 거리를 10회 이상 반복 보행 후 중간 부분의 자연스러운 보행 양상을 선택하였으며, 분석은 시공간적인 보행 분석과 초기 접촉기와 전유각기 시점의 값을 이용하여 하지의 각 관절의 운동학적 분석을 하였다. 각각의 조건에서 측정은 3회 실시하여 평균값을 사용하였다.

3. 측정 방법

1) 동작분석 장비

운동학적 분석을 위해서 Vicon의 MX-F40 적외선 카메라 12대와 Data station, Control PC, 25mm의 반사 마커로 이루어진 Vicon motion system(Vicon, 영국)과 힘판(AMTI, Advanced mechanical technology, 미국) 2대를 이용하였다. Vicon MX 카메라는 각 카메라가 초당 120frame으로 광학 마커들로부터 얻은 2차원의 영상을 Euler 각도 측정법을 적용하여 각 관절의 3차원적 운동 분석으로 재구성하여 각 마커의 위치 데이터뿐만 아니라 각 신체 분절값을 각 인체 평면(시상면, 관상면 그리고 수평면)상에서 측정하는 장치이며, 최대 2000fps까지 측정 가능하다.

연구 대상자들의 신체에 검사에 필요한 발광 마커를 부착하는데, 보행에 필요한 골반 및 상·하지 분절점에 영상 분석에 필요한 25mm 반사 마커를 운동학적 분절 측 모델인 Plug-in gait maker set을 따라 하지에만 부착하여 측정하였다. 마커의 위치는 대상자의 좌·우 전상장골극, 좌·우 후상장골극, 좌·우 대퇴부, 좌·우 슬관절 중앙, 좌·우 하퇴부, 좌·우 발목 외측복사, 좌·우 둘째 중족골두, 좌·우 종골의 뒤쪽으로 총 16개의 마커를 부착한다. 신호는 Ultramet 시스템을 통하여 그 신호를 Vicon의 Nexus 소프트웨어를 통하여 데이터를 얻게 된다. Vicon motion system을 통하여 측정되어진 analogue data는 각 측정점의 3차원 공간 좌표를 기준으로 각 분절의 지역좌표계를 생성하여 오일러 알고리즘

(Eular algorithm)을 추출한다. 모든 동작 분석은 Polygon software(Vicon, 영국)를 이용하여 분석하였다. 한 보행 주기는 한 발의 초기 접촉점(initial contact)에서 다음 초기 접촉점을 기준으로 하여 구분하고, 모든 연구 대상자의 보행 중 한 보행주기를 추출하여 정규화하여 분석하였다.

4. 통계 처리

수집된 자료는 평균 및 표준 오차로 제시하였고, SPSS 15.0을 이용하여 통계 처리하였다. 보행 주기의 시점에 따른 각 관절의 각도 변화를 비교하기 위해 일원분산분석(one-way ANOVA)을 사용하였고 LSD를 이용하여 사후검정을 실시하였으며, 통계학적 유의성을 검정하기 위해 유의수준 α 는 .05로 하였다.

III. 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자의 일반적인 특성은 Table 1과 같다. 대상자들은 남자 8명, 여자 7명 모두 15명이 참여하였고, 나이가 평균 24.12세, 키는 평균 169.47cm, 몸무게 평균 61.02kg이다.

Table 1. General characteristics of subjects

	Subject group(n=15)
Sex	Male(8), Female(7)
Age(yrs)	24.12±4.14
Height(cm)	169.47±10.11
Weight(Kg)	61.02±7.86

2. 무게에 따른 고관절의 관절 각도 비교

보행을 하는 동안 고관절의 시상면 관절가동범위는 초기접지기와 전유각기에서 유의한 차이를 보였고($p<.05$), 초기접지기에서 굴곡 각도가 무게에 따라 증가하였으며 전유각기에서 신전 각도가 증가하였다. 그러나 관상면과 수평면에서는 유의한 차이가

Table 2. Comparison of joint angle of hip joint during gait with loads

Plane		0kg	5kg	10kg	15kg	F	p
Sagittal	IC	27.08±3.65 ^a	28.04±4.13 ^a	29.78±2.86 ^a	32.01±5.01 ^b	4.42	.01*
	PS	-9.13±1.91 ^a	-11.19±4.98 ^a	-12.42±2.95 ^b	-12.91±3.85 ^b	3.28	.03*
Frontal	IC	1.78±5.14	3.04±4.25	2.65±4.21	2.46±5.16	.19	.90
	PS	-5.37±3.03	-4.70±2.66	-3.54±2.73	-3.43±2.65	1.71	.17
Transverse	IC	-0.85±9.51	-3.28±12.30	-1.49±10.88	-1.77±11.48	.13	.94
	PS	7.12±7.49	0.49±7.38	4.10±6.04	1.59±8.23	.57	.64

*p<.05, IC: initial contact, PS: preswing

나타나지 않았다(p>.05)(Table 2). 사후 검정 결과, 초기접지기에는 0kg과 15kg 사이, 전유각기에는 0kg과 10kg사이와 0kg과 15kg에서 유의한 차이를 보였다(Table 2).

3. 무게에 따른 슬관절의 관절 각도 비교

보행을 하는 동안 슬관절의 시상면 관절가동범위는 초기접지기와 전유각기에서 유의한 차이를 보였고(p<.05), 무게에 따라 초기접지기에서 굴곡 각도가 증가하였으나 전유각기에서 신전 각도는 감소하였

다. 그러나 관상면과 수평면에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>.05)(Table 3). 사후 검정 결과, 초기접지기에는 0kg과 15kg 사이, 전유각기에는 0kg과 10kg사이와 0kg과 15kg에서 유의한 차이를 보였다(Table 3).

4. 무게에 따른 족관절의 관절 각도 비교

보행을 하는 동안 족관절의 수평면 관절가동범위는 전유각기에서 유의한 차이를 보였고(p<.05), 무게에 따라 전유각기에서 toe-in이 증가되었다. 그러나

Table 3. Comparison of joint angle of knee joint during gait with loads

Plane		0kg	5kg	10kg	15kg	F	p
Sagittal	IC	6.62±2.71 ^a	6.82±2.14 ^a	8.80±2.18 ^b	9.05±3.35 ^b	3.51	.02*
	PS	28.13±2.84 ^a	27.40±7.12 ^a	25.07±3.24 ^b	22.20±3.48 ^b	5.27	.00*
Frontal	IC	0.76±3.73	0.39±3.91	0.03±3.76	1.07±4.38	.21	.89
	PS	7.33±8.40	4.50±9.29	4.44±6.90	4.23±7.51	.50	.68
Transverse	IC	-8.16±8.08	-6.82±7.87	-5.78±8.30	-4.68±9.52	.46	.71
	PS	-4.83±8.03	-3.35±8.92	-3.66±9.23	-3.60±8.04	.09	.97

*p<.05, IC: initial contact, PS: preswing

Table 4. Comparison of joint angle of knee joint during gait with loads

Plane		0kg	5kg	10kg	15kg	F	p
Sagittal	IC	-3.95±3.62	-4.41±2.76	-3.10±4.17	-3.19±4.15	.42	.74
	PS	-7.86±4.89	-10.05±6.08	-5.86±6.99	-6.03±4.53	1.76	.16
Frontal	IC	1.51±1.88	1.21±2.26	1.57±1.64	1.49±2.42	.09	.97
	PS	2.19±2.96	0.70±2.95	1.50±1.92	1.35±3.27	.71	.55
Transverse	IC	-7.71±8.25	-5.62±11.71	-8.64±9.47	-6.66±9.29	.27	.85
	PS	-15.47±6.15 ^a	-9.49±6.25 ^b	-9.08±5.28 ^b	-7.39±3.16 ^b	6.50	.00*

*p<.05, IC: initial contact, PS: preswing

시상면과 관상면에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다($p>.05$)(Table 4). 사후 검정 결과, 전유각기에는 0kg과 5kg, 10kg과 15kg 사이에서 유의한 차이를 보였다(Table 4).

IV. 고 찰

일반적인 하지의 손상의 원인은 적용되는 힘이나 부하의 크기와 비율에 의해서 결정되며, 부하의 비율이나 크기에 영향을 주는 요소는 움직임의 속도, 착지 동작의 높이, 신발의 형태, 몸무게, 착지 시의 지면의 형태, 착지 전략, 가방이나 짐과 같은 외부 부하 등이 포함한다(Kernozek 등, 2005). 또한 보행을 하는 동안 체중 지지가 되는 하지의 지면반발력과 무릎 관절의 굴곡 각도가 착지에서 충격량을 조절하여 신체에 적용되는 힘의 크기를 조절한다. 이러한 부하는 조직에 적용되는 외적인 자극에 의해 반복적인 스트레스로 작용하여 근골격계의 손상이 나타나게 된다(Hargrave 등, 2003). 따라서 본 연구는 체간에 외적 부하를 적용하여 외적 부하의 크기에 따른 운동학적 분석을 통하여 인체의 적응 방법을 알아보고자 하였다.

삼차원 동작 분석은 보행 분석 및 동작 분석을 통하여 신체의 각 관절의 운동학적 분석과 운동역학적 분석을 동시에 진행 할 수 있어 임상 연구와 실험실에서 많이 이용되고 있으며 신체의 움직임에 대한 각각의 관절의 움직임을 정확하게 측정할 수 있다. 또한 삼차원 동작 분석에 대한 높은 신뢰도를 보이며 보행 분석 등을 통하여 정상적인 움직임과 비정상적인 움직임을 비교할 수 있는 자료를 제공하고 있다(Gorton 등, 2009). 동작 분석은 시상면, 관상면, 수평면의 세 평면에서 운동을 평가하고 변위나 변동성을 확인하며, 시공간적인 변인을 기본적으로 제공하게 되고, 좌우의 대칭성이나 변위, 입각기와 유각기의 움직임을 비교하여 이동에 대한 기능적인 평가에 이용되고 있다(McGinley 등, 2009).

외적인 부하나 자극이 가해지게 되면 신체는 균형을 유지하기 위해 반응을 하게 되고 반응의 정도와 방법의 무게 부하의 방향이나 위치에 의해 달라지며 인체의 중심에 가까울수록 효과적으로 자세

조절을 하게 된다(육군창 등, 2010). Chow 등(2006)은 관절의 움직이는 범위의 크기를 확인한 것을 통하여 무게 부하에 의해서 골반의 관상면과 수평면에서의 움직임이 감소하게 되며 상대적으로 고관절의 움직임이 증가하고, 무게를 지지하기 위해서 보폭이 줄어들게 되며 균형을 유지하게 된다고 하였으며, 골반의 회전의 감소는 충격을 흡수하는데 있어서 고관절을 이용하게 되는 이유라고 설명하였다. 본 연구는 보행을 하는 동안 하지의 각 관절에서 보행 시점에 따른 관절 각도를 확인한 결과 고관절과 슬관절의 시상면에서 움직이는 각도가 초기 입각기에서 무게에 따라 증가하였으며, 관상면과 수평면에서는 차이가 없었다. 또한 족관절은 수평면에서 무게에 따라 외회전이 감소하여 발의 toe-out의 각도가 감소하였다.

이러한 결과는 고관절의 초기 입각기에 굴곡 각도의 증가와 전유각기에서의 신전 각도의 증가는 무게 부하로 인한 추진력을 증가시키기 위한 각 변화를 의미하는 것과 골반의 움직임을 보상하기 위한 고관절의 움직임의 증가로 나타나게 되며 증가된 무게를 분산시키고 추진력을 일으키는 증거가 된다(Chow 등, 2006; Leardini 등, 2007). 슬관절에서의 초기 입각 각도가 증가하는 것은 무릎 신전근의 원심성 수축에 의해 무게의 부하가 전체 하지 뿐만 아니라 체간의 충격이나 부하를 감소시키기 위한 자세 조절이라고 볼 수 있으며 이러한 조절을 통하여 신체의 손상과 효율적인 이동에 도움을 준다. 또한 무게에 의한 충격을 고관절과 슬관절에서 효과적으로 조절을 하여 족관절에서 움직임의 변화가 적게 나타나는 것으로 보인다.

본 연구에서 무게 부하의 증가에 따른 충격의 분산과 보행을 지속적으로 유지하기 위한 하지의 각 관절의 움직임과 자세 조절에 대해서 알 수 있었으며, 이에 따라 물건을 들거나 이동을 할 때 요통 환자나 관절염 환자의 자세 교육을 통하여 효율적이고 손상을 예방 할 수 있는 기초자료가 될 것이며 다른 일상생활활동에서 신체 손상을 예방하기 위한 자세 조절 전략과 관련된 연구가 더 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구에서는 외적 부하의 크기에 따른 보행 시점에 따라 하지의 보행 분석을 통하여 부하에 적응하기 위한 세 면에서의 운동학적 분석을 한 결과 무개의 증가에 따라 고관절에서 굴곡과 신전의 각도를 증가되었고, 슬관절에서 체중지지에서 굴곡 각도가 증가되었으며, 족관절에서 발이 toe-in이 되는 것으로 확인되었다. 이는 무개의 증가에 따라 충격을 흡수하고 앞으로 추진하기 위한 신체의 조절 전략이 나타나는 것을 확인하였고, 앞으로 신체 손상을 일으킬 수 있는 일상생활활동에 관련된 연구를 진행하여 외적 부하에 의한 신체 손상을 보호하기 위한 방법의 계획이 필요할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

육군창, 박래준, 이현영 등. 아기띠와 슬링 착용이 체간과 하지의 근활성 및 족저압에 미치는 영향. 대한물리의학회지. 2010;5(2):223-31.

이상열, 장종성, 이명희. 처네(앞, 뒤) 사용 방법이 보행 시목, 허리 및 다리 근육 활성도와 족저압에 미치는 영향. 한국운동역학회지. 2009;19(2):237-44.

Abe D, Muraki S, Yasukouchi A. Ergonomic effects of load carriage on the upper and lower back on metabolic energy cost of walking. *Appl Ergon.* 2008;39(3):392-8.

Abe D, Yanagawa K, Nihata S. Effects of load carriage, load position, and walking speed on energy cost of walking. *Appl Ergon.* 2004;35(4):329-35.

Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ et al. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture.* 2008;27(3):471-7.

Chow DH, Kwok ML, Au-Yang AC et al. The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. *Ergonomics.* 2005;48(6):642-56.

Chow DH, Kwok ML, Au-Yang AC et al. The

effect of load carriage on the gait of girls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Med Eng Phys.* 2006;28(5):430-7.

Gorton GE, 3rd, Hebert DA, Gannotti ME. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait Posture.* 2009;29(3):398-402.

Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM et al. Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. *J Athl Train.* 2003;38(1):18-23.

Holt KG, Wagenaar RC, LaFiandra ME et al. Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *J Biomech.* 2003;36(4):465-71.

Hong Y, Brueggemann GP. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait Posture.* 2000;11(3):254-9.

Hong Y, Li JX. Influence of load and carrying methods on gait phase and ground reactions in children's stair walking. *Gait Posture.* 2005;22(1):63-8.

Kernozek TW, Torry MR, H VANH et al. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(6):1003-12; discussion 13.

LaFiandra M, Holt KG, Wagenaar RC et al. Transverse plane kinetics during treadmill walking with and without a load. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(2):116-22.

LaFiandra M, Wagenaar RC, Holt KG et al. How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *J Biomech.* 2003;36(1):87-95.

Lai JP, Jones AY. The effect of shoulder-girdle loading by a school bag on lung volumes in Chinese primary school children. *Early Hum Dev.* 2001;62(1):79-86.

Leardini A, Sawacha Z, Paolini G et al. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture*. 2007;26(4):560-71.

Li JX, Hong Y, Robinson PD. The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking. *Eur J Appl Physiol*. 2003;90(1-2):35-43.

McGinley JL, Baker R, Wolfe R et al. The reliability

of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;29(3):360-9.

Stuempfle KJ, Drury DG, Wilson AL. Effect of load position on physiological and perceptual responses during load carriage with an internal frame backpack. *Ergonomics*. 2004;47(7):784-9.