

정상 성인의 무게 부하 보행이 관절 모멘트의 변화에 미치는 영향

안산 1 대학 물리치료과

정형국

The Changes of Joint Moments According to Weight Loading Gait on Normal Adults

Chung, Hyung-kuk

Dept. of Physical Therapy, Ansan College

- ABSTRACT -

The purposes of this study were to describe and compare joint moments according to 6 types of gait methods during free speed. 15 volunteers(7 male, 8 female; mean age = 23.33 yrs.) participated and performed 6 types of gait methods. From the 3 types of joint moments of lower extremities(hip, knee, ankle and foot), the following results were made:

1. In left hip joint, the flexion-extension moment was not significantly different, but the adduction-abduction moment and rotation moment were showed different curves during stance phase.
2. In left knee joint, the flexion-extension moment was not significantly different, but the varus-valgus moment and rotation moment were showed different curves during stance phase.
3. In left ankle and foot, the dorsiflexion-plantarflexion moment was not significantly different, but the varus-valgus moment and rotation moment were showed different curves during stance phase. In conclusion, because weight loading gait with 10-20% of body weight were normal gait patterns, It was inferred that all weight loading gaits did not indicate noxious reactions of human body.

key words : gait analysis, weight loading gait, joint moment.

I. 서론

1. 연구 배경

사람은 걸어 다닌다. 그러나 걸지 못하거나 비정상적으로 걷는 경우가 있는데, 이는 신체에 어떤 문제가 발생한 것이기 때문에, 정상적으로 걷는 것만으로도 축복받은 일이다. 많은 사람들이 여러 가지 이유로 걷는 동작 즉, 보행의 문제로 불편함을 호소한다. 지체장애인은 걸을 수 없다는 것만으로 일상생활에서 많은 제한과 어려움, 불이익을 당하고 있다. 그리고 신경-근골격계 문제를 가진 환자들도 보행에 큰 불편함을 느끼게 된다. 걷는 것은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 일어나는 신경근육계, 생체역학적 그리고 운동 기능학적 변화의 절정으로 이루어진 매우 복잡한 운동 패턴 중의 하나으로써(Beck et al., 1981), 학습과 많은 반복훈련을 통해 이루어진다. 보행과 같은, 숙달된 동작들은 무의식 상태에서도 적절한 동작패턴을 보이지만, 환경이 급격하게 변할 때에도 동작 패턴을 의식적으로 바꾸어 환경 변화에 적절하게 대처한다.

보행은 신체적인 문제 뿐만아니라, 주변환경에도 영향을 받는다. 신발의 종류, 지면이나 무게 부하에 따라 걷는 운동형상학적 양상이 달라질 뿐만 아니라, 보행조건에 따라 에너지 소비도 변하게 된다(Buckley et al., 1997). 평탄한 지면을 걷다가 갑자기 미끄러운 지면이나 울퉁불퉁한 지면을 만나게 되면, 보행속도와 보폭 등이 그 환경에 맞게끔 적절하게 변하게 되고, 또 이것으로 인해 인체에서 작용하는 신경 및 근골격계 반응들이 다르게 나타날 것이다.

이렇듯 보행양상은 많은 요소들에 의해 영향을 받게 된다. 좋지 못한 방법으로 보행하거나, 잘못된 무게 부하 보행은 신체에 중대한 문제를 야기시킬 수 있다. 물리치료사들과 같은, 많은 보행 전문가들은 육안적인 관찰만으로도 신체적 결함을 파악할 수 있듯이, 보행은 신체 문제의 척도가 될 수 있을 뿐만 아니라, 올바른 보행으로 아름다운 신체를 만들려고

노력하고, 신체적 결함을 치료하려 한다. 물리치료사들은 올바른 보행 양상을 숙지해서 환자 개인의 조건과 상황에 알맞는 보행 방법들을 교육시키는 능력을 갖추어야 한다. 그리고, 육안으로만 보행 양상을 정확히 판단하기는 어렵고, 또 잘못된 판단과 못지않은 결과를 초래할 수 있기 때문에, 보다 과학적인 방법을 통해 보행양상을 연구해야 한다(배성수 등, 1996). 그리고 보행은 사람의 신체적 성장에 따라 다양하다. 유아는 균형을 잡기 위해 불안정된 걸음마를 계속하게 되고, 성인은 보행이 거의 자동적으로 이루어지며 개인의 신체적 구조나 습관에 따라 독특한 양상을 나타낸다(김영호 등, 1996). 보행은 사람의 신체나 습관에 따라 개인 차이가 클 수 있지만, 보편적인 보행양상을 통해 그 개인적인 요소를 비교 판단하는 것이 바람직하다.

많은 연구자들은 초등학생들이 무거운 가방을 메고 다니는 현상에 관심을 갖고 무게부하에 따른 보행의 양상들을 연구했다(윤남식, 1980; 심영춘, 1992; 조성초, 2001). 본 연구도 무게부하방법과 부하량에 따라 보행의 양상이 어떻게 변화되는가를 관찰모멘트에 맞추어 연구하고자 한다. 또한 연구대상을 성인 중심으로 하기 때문에, 무게를 짊어지고 걷는 보행 보다는 손으로 들고 걷는 보행을 선택했다.

2. 연구 목적

본 연구는 비부하 보행에 대한 연구 뿐만 아니라 무게부하 보행에 대한 연구의 중요성을 인식하여 무게부하에 따른 보행시 나타나는 양상들을 연구하는데 목적을 둔다.

본 연구는 다음과 같은 보행양상의 변화에 관심을 가지고 실험에 임했다:

- 1) 고관절에서 발생하는 관절모멘트들이 무게부하 방법에 따라 유의한 차이를 보일 것이다.
- 2) 슬관절에서 발생하는 관절모멘트들이 무게부하 방법에 따라 유의한 차이를 보일 것이다.
- 3) 족관절에서 발생하는 관절모멘트들이 무게부하

방법에 따라 유의한 차이를 보일 것이다.

II. 연구방법

1. 실험대상

정형외과 및 신경학적 질환을 경험하지 않았으며, 실험의 목적을 알고 동의한 15명의 남녀 성인을 대상으로 했다(표 1). 실험대상자는 20-37세까지 남성 7명과 여성 8명이었다.

표 1. 대상자의 특성(평균권±표준편차)

성별	전체(n=15)	남성(n=7)	여성(n=8)
나이(yrs)	23.33±4.19	25.00±5.86	21.8±0.64
신장(cm)	166.08±7.49	172.14±4.91	160.78±4.75
체중(kg)	58.62±12.02	68.60±10.41	49.89±2.99
다리길이(cm)			
좌측	85.38±5.28	89.00±4.65	82.21±3.55
우측	85.31±5.26	88.96±4.64	82.13±3.53

2. 실험도구 및 절차

본 연구의 실험은 2000년 1월 3일에서부터 2000년 9월 5일까지 인천 재활공학연구센터의 보행분석실에서 이루어졌고, 인체 측정은 5년 이상의 경험을 가진 인체 측계 전문가에 의해 이루어졌다. 이때 사용된 측정 장비는 신장계, 체중계, 캘리퍼(caliper), 줄자 등이었다. 10m의 보행로 카페트 아래에는 운동역학적 분석을 위해 압전형 힘판(Piezoelectric Force Plate-600 00, Kistler, Type 9281B) 2개가 대상자가 보이지 않도록 설치되어 있다.

운동학적 분석을 위해 좌, 우, 전, 후 및 대각선 방향으로 적외선 카메라(Vicon I.R., Strobe & Pus, VC300) 6대를 설치하였으며, 부가적으로 TV 화면에 보여지도록 CCD 카메라(파라소닉사, CCD, FIT)가 앞쪽과 옆쪽에 2대를 설치했다. 모든 실험장치는 데이터 처리 장치인 데이터 스테이션에 연결하였다.

적외선 카메라가 인식할 수 있는 25mm 반사마커 15개, 실험조건 설정을 위해 반사마커가 부착된 캘리브레이션 노즐 4개와 동작분석 장치인 Vicon 370 프로그램과 보행분석을 위한 VCM 프로그램(vicon의 동작분석 프로그램)을 이용했다.

3. 실험절차

1) 실험전 준비

데이터 처리 프로그램인 Vicon 370을 가동시키고, 실험공간을 설정하기 위해 사전에 캘리브레이션 노즐을 촬영하여 적외선 카메라 6대 각각 반사마커의 인지상태를 점검하였다. 대상자가 도착하면, 탈의 후 수영복으로 갈아 입게 하여 키와 체중을 측정하고, 줄자를 이용해 전상장골극(ASIS)에서 내측 복사뼈까지 하지의 길이를 측정했다. 캘리퍼를 이용해 무릎의 폭과 발목의 폭을 측정하였다. 반사마커의 부착은 운동형상학적 분절축 모델인 VCM 모델(Oxford Metrics)을 적용했다. 마커의 위치는 대상자의 천골, 좌우 전상장골극(ASIS), 좌우측 대퇴부, 좌우측 무릎의 외측, 좌우측 경골부, 좌우측 발목 외측 복사뼈, 좌우측 둘째 발가락의 중간 지절골두와 발뒤꿈치의 중앙에 부착했다.

2) 무게 부하량에 따른 보행방법

실험에 이용된 보행방법은 총 6가지로 다음과 같다:

- (1) 무게를 부하하지 않은 비부하 보행
- (2) 양손으로 각각 체중의 10% 무게를 들게 한 무게 부하 보행
- (3) 체중의 10% 무게를 좌측 손으로 들게 한 무게 부하 보행
- (4) 체중의 10% 무게를 우측 손으로 들게 한 무게 부하 보행
- (5) 체중의 20% 무게를 좌측 손으로 들게 한 무게 부하 보행
- (6) 체중의 20% 무게를 우측 손으로 들게 한 무게 부하 보행

Ⅲ. 연구결과

1. 고관절의 관절모멘트

1) 고관절의 굴곡-신전 모멘트

6가지 보행방법의 각각 평균값을 차례대로 나열해 보면, -0.009Nm/kg , -0.005Nm/kg , 0.015Nm/kg , -0.021Nm/kg , 0.024Nm/kg , 0.032Nm/kg 으로 거의 비슷한 값을 나타냈고, 여기에서 평균값이 음의 값으로 나타난 것은 굴곡 모멘트값이 신전 모멘트값보다 더 컸다는 의미이지, 관절모멘트의 값이 작다라는 의미는 아니다.

그래프에서 굴곡 모멘트는 음(-)의 값으로, 신전 모멘트는 양(+)의 값으로 표현되었고, 전체 보행주기에 걸쳐 6가지 보행방법이 거의 동일한 곡선을 그리고 있다. 그러나, 보행이 시작하는 시점에서는 약간의 차이를 보이고 있다. 보행주기의 약 25%까지는 신전 모멘트가 발생하다가, 그 이후부터 보행주기의 70%까지는 굴곡 모멘트가 발생했다. 그리고 다시 신전 모멘트가 발생하는 양상을 보이고 있다. 고관절의 굴곡-신전 모멘트는 내전-외전 모멘트와 회전모멘트에 비해 강한 관절모멘트를 발생시켰다(그림 1).

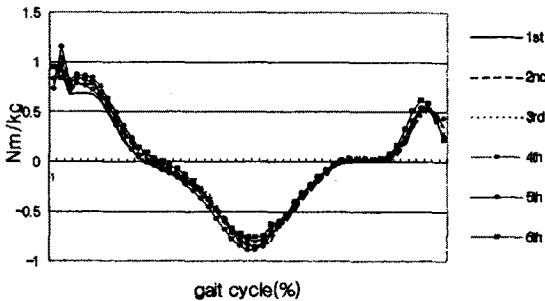


그림 1. 좌측 고관절의 굴곡-신전 모멘트

2) 고관절의 내전-외전 모멘트

6가지 보행방법의 평균값들은, 차례로 각각

0.220Nm/kg , 0.232Nm/kg , 0.219Nm/kg , 0.251Nm/kg , 0.201Nm/kg , 0.277Nm/kg 으로 나타났다.

그래프상에서, 내전 모멘트는 음(-)의 값으로, 외전 모멘트는 양(+)의 값으로 표현됐다. 먼저 내전 모멘트가 보행 초기(6%)에 발생했다가, 그 이후부터 입각기가 끝날 때까지 외전 모멘트가 크게 발생했음을 알 수 있다. 보행방법에 따른 곡선의 양상이 입각기에서는 비교적 큰 차이를 보이지만, 유각기의 곡선 양상은 거의 일치했다(그림 2).

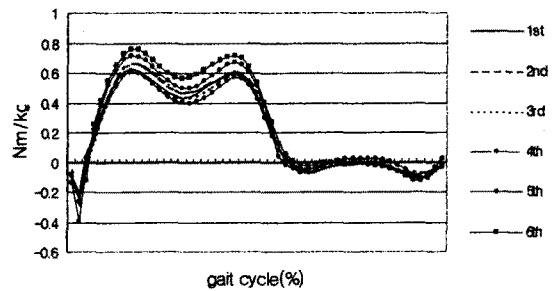


그림 2. 좌측 고관절의 내전-외전 모멘트

3) 고관절의 회전 모멘트

6가지 보행방법의 평균값들은, 차례로 각각 0.019Nm/kg , 0.017Nm/kg , 0.012Nm/kg , 0.012Nm/kg , 0.012Nm/kg , 0.016Nm/kg 으로 거의 비슷한 값으로 나타났다.

그래프에서 음(-)의 값은 외회전 모멘트이고, 양(+)의 값은 내회전 모멘트이다. 고관절의 회전 모멘트값은 고관절의 다른 모멘트값에 10%밖에 되지 않았다. 그래프에서 볼 때, 보행주기의 24%까지는 외회전 모멘트가 발생했다가, 그 이후부터는 내회전 모멘트가 크게 발생했다. 보행방법에 따른 곡선의 양상도 내전-외전 모멘트에서 처럼, 입각기에서 차이를 보이고, 유각기에서는 거의 일치했음을 알 수 있다(그림 3).

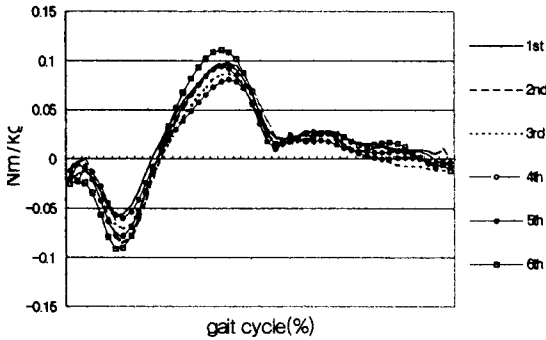


그림 3. 좌측 고관절의 회전 모멘트

2. 슬관절의 관절모멘트

1) 슬관절의 굴곡-신전 모멘트

6가지 보행방법의 각각 평균값을 차례대로 나열해 보면, -0.027Nm/kg , -0.001Nm/kg , -0.025Nm/kg , -0.002Nm/kg , -0.039Nm/kg , -0.026Nm/kg 으로 나타났고, 여기에서도 평균값이 음의 값으로 나타난 것은 굴곡 모멘트값이 신전 모멘트값보다 더 컸다는 의미이다. 그래프상에서, 굴곡 모멘트는 음(-)의 값으로, 신전 모멘트는 양(+)의 값으로 표현되었고, 6가지 보행방법 모두가 비교적 비슷한 곡선을 그리고 있으

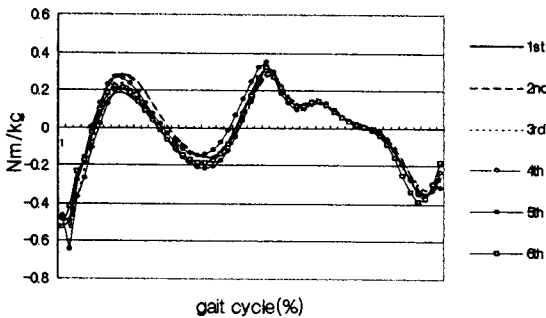


그림 4. 좌측 슬관절의 굴곡-신전 모멘트

나, 유각기 보다는 입각기에서 차이가 더 크게 보인다. 보행 초기에 굴곡 모멘트가 먼저 발생했음을 알 수 있다(그림 4). 그리고 슬관절의 굴곡-신전 모멘트

트가 고관절의 굴곡-신전 모멘트보다 작게 발생했음을 알 수 있다.

2) 슬관절의 내전-외전 모멘트

6가지 보행방법의 평균값들은, 차례로 각각 0.115Nm/kg , 0.123Nm/kg , 0.113Nm/kg , 0.131Nm/kg , 0.108Nm/kg , 0.149Nm/kg 으로 나타났다.

그래프상에서, 내전 모멘트는 음(-)의 값으로, 외전 모멘트는 양(+)의 값으로 표현되었지만, 보행 초기부터 외전 모멘트가 발생하다가 보행주기의 18% 지점에서 최대로 발생했다. 내전 모멘트는 유각기 시작 지점에서 약간 발생하였을 뿐이다. 보행방법에 따른 곡선의 양상은 입각기에서 현저하게 차이를 보이고 있지만, 유각기에서는 곡선의 양상이 거의 일치했다(그림 5).

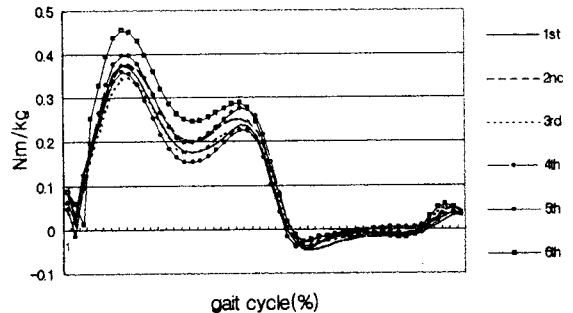


그림 5. 좌측 슬관절 내전-외전 모멘트

3) 슬관절의 회전모멘트

6가지 보행방법의 평균값들은, 차례로 각각 0.040Nm/kg , 0.040Nm/kg , 0.033Nm/kg , 0.036Nm/kg , 0.033Nm/kg , 0.044Nm/kg 으로 거의 비슷한 값으로 나타났으며, 고관절의 회전 모멘트보다 약 3-4배 더 크게 발생했다. 그래프에서 음(-)의 값은 외회전 모멘트이고, 양(+)의 값은 내회전 모멘트이다. 그래프에서 볼 때, 보행 초기에서부터 내회전 모멘트가 발생했고, 보행주기의 약 45% 지점에서 최대로 크게 발생했다. 보행방법에 따른 곡선의 양상도 슬관절의 내전-외전 모멘트에서처럼, 입각기에서 차이를 보이고, 유각기

에서는 거의 차이가 없음을 알 수 있다(그림 6).

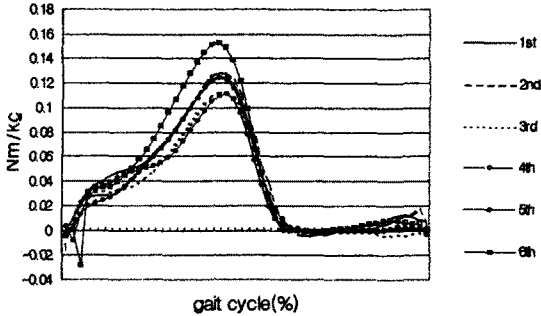


그림 6. 좌측 슬관절의 회전 모멘트

3. 족관절의 관절모멘트

1) 족관절의 굴곡-신전 모멘트

6가지 보행방법의 각각 평균값을 차례대로 나열해 보면, 0.351Nm/kg, 0.361Nm/kg, 0.364Nm/kg, 0.350Nm/kg, 0.392Nm/kg, 0.379Nm/kg으로 나타났고, 다른 관절의 굴곡-신전 모멘트와는 달리 굴곡 모멘트가 거의 발생하지 않았다.

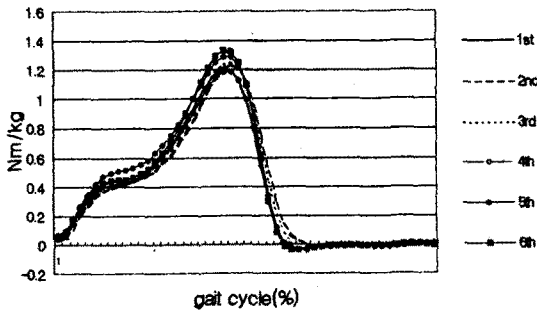


그림 7. 좌측 족관절의 굴곡-신전 모멘트

그래프상에서, 굴곡 모멘트는 음(-)의 값으로, 신전 모멘트는 양(+)의 값으로 표현되었고, 6가지 보행방법 모두가 비교적 비슷한 곡선을 그리고 있다. 최대 굴곡-신전 모멘트의 값은 보행주기 50% 지점에서 나타났다(그림 7).

2) 족관절의 내전-외전 모멘트

6가지 보행방법의 평균값들은, 차례로 -0.018Nm/kg, -0.024Nm/kg, -0.027Nm/kg, -0.032Nm/kg, -0.019Nm/kg, -0.020Nm/kg으로 나타났다. 평균값이 음의 값을 갖는 것은 내전 모멘트가 외전 모멘트 보다 크기 때문이다. 그래프상에서, 내전 모멘트는 음(-)의 값으로 외전 모멘트는 양(+)의 값으로 표현됐다. 보행 초기에 외전 모멘트가 먼저 발생했다가, 입각기가 끝날 때까지 내전 모멘트가 크게 발생했다. 6가지 보행방법에 따른 곡선의 양상도 다른 관절의 내전-외전 모멘트에서 처럼 입각기에서 비교적 큰 차이를 보이고 있고, 유각기에서는 곡선의 양상이 거의 일치했다(그림 8).

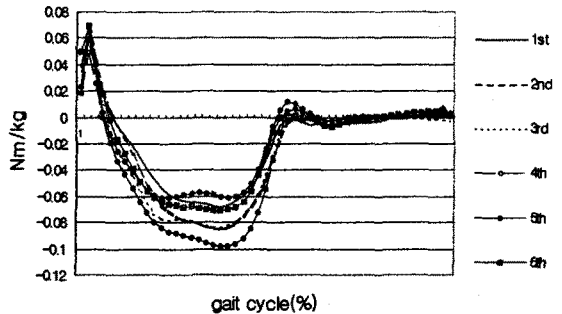


그림 8. 좌측 족관절의 내전-외전 모멘트

3) 족관절의 회전 모멘트

6가지 보행방법의 평균값들은, 차례로 각각 0.054Nm/kg, 0.041Nm/kg, 0.035Nm/kg, 0.037Nm/kg, 0.036Nm/kg, 0.049Nm/kg으로 나타났다.

그래프에서 음(-)의 값을 외회전 모멘트로, 양(+)의 값을 내회전 모멘트로 표기했다. 그리고 족관절의 회전 모멘트값은 거의 대부분 내회전 모멘트값이다. 최대 회전 모멘트가 발생한 지점은 보행주기 약 45% 지점이고, 6가지 보행방법에 따른 곡선의 양상도 입각기에서 차이를 보이고 있고, 유각기에서는 차이가 없었다(그림 9).

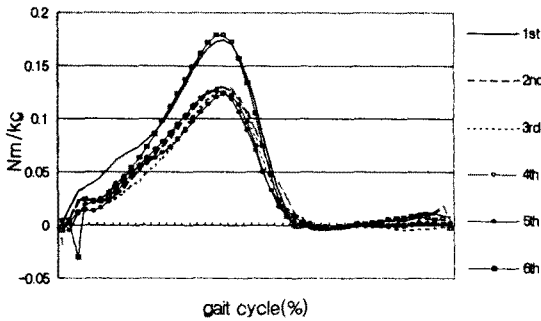


그림 9. 좌측 족관절의 회전 모멘트

IV. 고찰

보행연구는 주로 정상 보행과 비정상 보행으로 크게 대별되어 연구되어 왔으며, 현재에도 많은 연구자들이 관심을 가지고 있으나, 최근에는 다양한 보행조건에도 관심을 가지고 있다. 신호성(2000)은 편마비 환자의 계단 보행을 연구했고, 박은희(2003)는 정상 성인을 대상으로 무게부하량과 무게부하방법에 따른 연구를 했다. 그리고, 연령에 따른 보행연구도 이루어졌다. 김영호 등(1996)은 성인과 아동 보행의 운동형상학적 양상을 연구했고, 그들에 따르면 아동의 연령이 9-10세부터 성인의 보행 양상을 나타낸다고 했다.

본 연구의 중요한 주제인 무게부하 방법은 Neumann과 Cook(1985)의 연구에서 제시한 여러 가지의 무게부하 방법 중 손을 이용한 무게부하방법이 가장 고관절 압박에 민감한 반응을 유도할 수 있다는 결과에 본 연구도 손으로 물건을 들고 걷는 방법을 선택했다. 그리고 Neumann 등(1992)은 한 손 부하방법과 양손 부하 방법간의 차이를 연구했고, 그들에 따르면 동측 손으로 물건을 들 때 고관절 압박에 가장 적은 부하를 주었다라고 했다. 본 연구의 무게부하 방법에 따른 연구결과는 오른손으로 들 때나 왼손으로 들 때에 커다란 차이가 없었다.

특히, 성인의 무게부하보행을 연구한 박은희(2003)

는 운동형상학적 변화가 원위 관절 보다 근위 관절에서 더 큰 변화를 보였다고 했으나, 본 연구의 관절모멘트는 관절의 위치에 따라 뚜렷한 변화가 없었다. 그리고 많은 학자들은 보행조건으로 무게부하량에 대한 보행을 연구했고, 국내에서는 윤남식(1980), 심영춘(1992) 및 조성초(2001) 등이 초등학생을 대상으로 가방 무게에 따른 보행을 연구해 왔으며, 그들에 따르면 체중 약 20% 무게에서 보행의 변화가 일어났음을 밝혔다. 본 연구도 다른 무게보다는 체중의 20% 무게에서 관절모멘트의 변화가 어느 정도 일어났다. 비록 이들 학자들의 연구가 관절모멘트를 연구한 것은 아니지만, 그들의 연구에서 무게부하량에 따라 관절모멘트에서 약간 변화가 일어날 수 있음을 추론할 수 있다. 그러나, 관절모멘트에 대한 연구는 아직 활발하게 연구되지 않고 있는 편이다. Winter 등(1990)은 젊은 성인과 건강한 노인을 대상으로 여러 가지 보행양상을 연구했고, 그 한 방법으로 하지의 각 관절에 대한 관절모멘트도 연구했다. 그리고 Orley 등(1987)과 권영실 등(1999)은 뇌졸중 환자의 보행양상을 연구했고, 관절모멘트에 대한 연구도 함께 했다.

Ounpuu(1990)는 관절모멘트가 외부 부하에 대한 신체 반응을 의미하고, 어느 근육군이 우세하게 작용했는지를 알려 준다고 했다. 관절모멘트는 관절작업률을 결정하는 중요한 요소로 작용하고 있다(Winter, 1979). 본 연구의 주된 주제인 관절모멘트는 배성수 등(1996)에 따르면, 주동근과 길항근 작용으로 발생하며 보행의 주요한 인자로서 작용한다고 했다.

본 연구의 고관절 굴곡-신전 모멘트의 값은 권영실 등(1999)의 연구 결과와는 달리, 굴곡 모멘트의 값이 신전 모멘트의 값 보다 더 크게 발생했고, 슬관절의 굴곡-신전 모멘트에서도 큰 차이를 보였다. 본 연구의 경우는 슬관절 신전 모멘트에서 두개의 최대값이 거의 비슷한 크기로 일어났으나, 권영실 등의 경우는 그렇지 않았다.

본 연구의 관절모멘트 변화는 Whittle(1991)이 제

시한 것과 유사한 결과를 얻었으나, 고관절의 회전 모멘트와 슬관절의 굴곡-신전 모멘트에서 약간의 차이를 보였다. 먼저 고관절의 회전 모멘트에서 나타난 차이는 모멘트값의 크기였고, 슬관절의 굴곡-신전 모멘트의 차이는 곡선의 양상이 다르게 나타났다.

본 연구의 제한점은 실험대상자의 인원수가 15명으로 통계학적 유의성을 갖는데 한계성을 가지고 있고, 실험대상자가 실제로 보행한 거리가 100m 이내로 체중의 20%까지의 무게가 보행에 커다란 영향을 미치지 못할 수 있다라는 점이다. 앞으로 연구는 1km 이상 걷는 장거리의 보행에 대한 연구가 더욱 필요할 것이고, 보행주기의 시점과 단계에 따라 관절모멘트의 변화가 어떻게 일어나는지에 대한 연구도 필요할 것이다.

V. 결 론

본 연구는 무게부하보행에 따라 관절모멘트의 변화가 어떻게 일어나는지를 관찰하고자 수행되었고, 다음과 같은 결과를 얻었다:

1. 고관절에서, 굴곡-신전 모멘트는 6가지 보행방법간에 관절모멘트의 값들이 거의 일치하여 동일한 곡선 양상을 그렸으나, 내전-외전 모멘트와 회전 모멘트는 입각기에서 두드러진 곡선의 변화를 보인 반면, 유각기에서는 곡선이 거의 일치하였다.
2. 슬관절의 경우, 고관절과 마찬가지로 굴곡-신전 모멘트에서는 곡선의 양상이 거의 동일한 반면, 내전-외전 모멘트와 회전 모멘트의 경우는 입각기에서 약간의 변화를 보였다.
3. 족관절의 경우도 고관절과 슬관절과 마찬가지로, 굴곡-신전 모멘트에서는 곡선의 변화가 없었고, 내전-외전 모멘트와 회전 모멘트에서 변화를 보였다.

결론적으로 볼 때, 본 연구가 정상인을 대상으로 무게부하보행을 연구하였기 때문에, 무게부하를 체중의 20%까지 적용했다라도 정상인의 보행 범주에 포함되어 관절모멘트에서 유의한 차이가 없었으나, 곡선의 양상이 입각기에서 비교적 큰 차이를 보였다.

참 고 문 헌

- 권영실, 강기창, 정병옥 등. 편마비 환자의 보행 동안 양하지 관절의 돌림힘과 일률. 대한물리치료학회지, 제 11권 제 1호; 55-61, 1999.
- 김영호, 양길태, 임송학. 정상인의 보행특성분석: 성인 및 어린이. 대한의용생체공학회, 제8권 1호, 331-334, 1996.
- 박은희. 무게부하에 따른 정상 성인의 보행 양상. 대구대학교, 재활과대학원, 석사학위논문, 2003.
- 배성수, 이진희, 윤창구. 보행과 보행분석법에 관한 연구. 대한물리치료학회지, 제 8권 제 1 호; 49-64, 1996.
- 신효성. 대퇴사두근의 이심성 수축치료가 편마비환자의 계단보행에 미치는 영향. 한국체육대학교 사회 체육대학원, 석사학위논문, 2000.
- 심영춘. 국민학교 3학년생의 가방무게가 보행에 미치는 영향. 충남대학교 체육대학원, 석사학위논문, 1992.
- 윤남식. 국민학교 어린이의 가방무게와 운반방법에 대한 Kinesiology적 연구. 한국체육학회, 19:109-114, 1980.
- 조성초. 책가방 무게가 초등학생의 보행에 미치는 영향. 대한스포츠학회지, 303-310, 2001.
- Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN, et al. Changes in the gait patterns of growing children. J one and Joint Surgery, 63(A), 1452-1459., 1981.
- Buckley JG, Spence WD, & Solomonidis SE. Energy Cost of Walking: Comparison of "Intelligent Prosthesis" With Conventional

- Neumann DA & Cook TM. Effect of load and carry position on the electromyographic Activity of gluteus medius muscle during walking. Phys therapy 65, 305-311, 1985.
- Neumann DA, Cook TM, Sholty RL, et al. An Electromyographic Analysis of Hip Abductor Muscle Activity When Subjects are Carrying Loads in One or Two hands. Phys therapy 72, 207-217, 1992.
- Olney SJ, Costigan PA, & Hedden DM. Mechanical energy pattern in gait of cerebral palsied children with hemiplegia. Phys therapy 67, 1348-1354, 1987.
- Ounpuu S, Gage JR. Three dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. J of Pediatric Orthopaedics. 11(3): 341-349, 1991.
- Whittle MW. Gait Analysis : An Introduction. Butterworth-Heinemann. 1991.
- Winter DA. Biomechanics of human movement. John Wiley and Sons, Toronto., 1979.
- Winter DA., Patla AE, & Walt SE. Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly. Phys therapy 70, 340-347, 1990.