



보행속도에 따른 보폭변화가 하지관절 모멘트에 미치는 영향 The Influence of Step Length at Different Walking Speed on the Moment of the Lower Limb Joint

김로빈* (한성대학교) · 진영완 (동의대학교) · 문곤성 (연세대학교)

Kim, Ro-Bin* (Hansung University) · Jin, Young-Wan (Donggeui University)

Moon, Gon-Sung (Yonsei University)

ABSTRACT

R. B. KIM, Y. W. JIN, G. S. MOON. The Influence of Step Length at Different Walking Speed on the Moment of the Lower Limb Joint, Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 15, No. 2, pp. 93-102, 2005. The purpose of this study was to examine the effect of step length on the joint moment. The subjects were 4 undergraduate and graduate students in their 20s with normal legs. The subjects were individually tested by the running timer at the walking speed of 0.67m/s, 1.34m/s, and 2.46m/s. The step length was regulated to -10% of normal, normal and +10% of normal step length using foot print. The walking performances of each subjects were filmed using a high speed video camera. The raw data were analyzed by LabVIEW Graphical Program and these data were analyzed by ANOVAs and Scheffé. The results of this study were as follows:

The maximum dorsiflexion moment of the ankle joint increased as the step length increased only at the fast walking speed. Although there wasn't significant difference shown in the plantar flexion moment, regular pattern in the plantar flexion moment which increased as the step length increased was found. The first maximum extension moment of the knee joint increased only at the normal walking speed, but there appeared no significant difference in the maximum flexion and second extension moment. The maximum extension moment of the hip joint increased at the normal and fast walking speed. Although there wasn't significant difference, regular pattern in flexion moment which increased as the step length increased was found.

KEYWORDS: STEP LENGTH, WALKING SPEED, MOMENT

I. 서론

정상적인 신체를 가진 인간의 보행은 아주 자연스럽게 누구나 쉽게 할 수 있는 동작이라 생각한

다. 그러나 보행은 인간 동작의 가장 일반적이고 자연스러운 형태이긴 하지만 가장 복잡하고 완전히 통합된 동작이며, 상해 등의 위험부담 없이는 배울 수 없는 동작이라 할 수 있다(Winter, 1991). 보

행은 인간의 신경과 골격근이 총괄적으로 사용되는 아주 복잡한 과정이며, 한쪽 다리가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동시에 다른 다리가 몸을 앞으로 전진시키는 연속적이고 반복적인 동작이라 할 수 있다(Perry, 1992). 또한 100여 개의 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 협응을 이루어야 가능한 복합적인 동작이며(Whittle, 1990), 호흡작용이나 심장박동 등 여러 신체 활동의 협응으로 이루어지는 동작이라 할 수 있다. 한마디로 태어나면서부터 오랜 기간동안 습득해야 되는 생체역학적 변화의 결정체라 할 수 있다. 이는 아주 단순해 보이는 보행이 많은 연구를 필요로 한다는 증거이기도 하다.

보행과 관련하여 확인할 수 있는 변인의 수는 운동학(kinematics)에서는 최소한 80개이고, 운동역학(kinetics)에서는 18개, 그리고 에너지역학(energetics)에서는 일, 파워, 운동에너지, 위치에너지 등의 많은 수를 포함한다(Winter, 1983b). 이렇게 많은 변인간의 관계를 정확하게 파악하는 것은 매우 힘들고 어려운 작업이며, 앞으로 수행해야 할 연구과제인 것이다.

운동이 야기되는 것을 볼 수 있는 것은 운동학에서보다는 운동역학에서 알 수 있으며(Winter, 1984), 또한 관절 운동역학 데이터(joint kinetic data)가 동작의 평가에 있어서 특별히 중요한 것은 근골격 시스템(musculoskeletal system)의 적응을 도울 수 있는 즉, 불리한 조건에서 보정하는 기능을 적절하게 제공하는 것이다(Gage, 1994; Winter, 1983b). 또한 걷기의 동작형태 측정에서 관절 운동역학(joint kinetics)은 극히 과격한 병적인 보행의 진단에서와 운동의 동작 이해에서 필수적인 것이며, 힘의 모멘트(moment of force)는 모든 주동근(agonist)과 길항근(antagonist) 활동의 순수한 영향(net effect)을 나타내며, 그것에 의하여 관절에서 마지막으로 기대된 동작형태(motor pattern)가 고려된다고 할 수 있다(Winter, 1984).

그러므로 본 연구에서는 모멘트를 통하여 하지의 분절 연쇄 시스템(link segment system)의 보폭

에 관련된 변수들을 비교 분석할 것이다. 이 결과는 보행연구에 필요한 자료로 구축하여 활용할 수 있으며, 더 나아가 비정상 보행과 스포츠 상해에 관한 기초적인 자료로 제공할 수 있을 것이다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 실험에 동원된 연구 대상자는 20대 남자 4명으로 하였다. 대상자들은 모두 정상족이고, 최근 1년간 하지에 상해를 입은 경력이 없는 사람으로 선정하였고 평균신장은 $173.2 \pm 4.85\text{cm}$ 이었으며, 평균체중은 $66.2 \pm 5.68\text{kg}$ 이었다.

2. 실험방법

본 연구의 실험과제는 세 종류의 속도인 0.76m/s , 1.34m/s 그리고 2.46m/s (Kirtely, Whittle & Jefferson, 1985; Larsson, Odenrick, Sandlund, Weitz & Oberg, 1980)로 $10 \times 1.2(\text{m})$ 의 주로를 대상자의 정상 보폭길이의 보폭 길이의 $+10\%$, -10% 씩 변화를 주어 걷는 것이다. 실시 순서는 다음과 같다.

① 각각의 속도에서 보행을 실시한 후 개개인의 보폭을 측정하였다 [foot print - 발바닥에 백색 파우더를 바르고 검정색 고무판($10 \times 1.2\text{m}$) 위를 걷게 하여 보행시작의 4m까지는 적응을 위한 단계로 간주하고 다음 2m 구간의 발자국 흔적을 측정 분석(Robinson et al., 1981)] .

② 측정된 보폭을 기준으로 기준 보폭길이의 -10% , 기준 보폭길이, 기준 보폭길이의 $+10\%$ 세 가지로 보폭을 설정하였다.

③ <표 1>과 같이 각각의 속도에서 대상자 1인이 3회씩 총 9회 실시하였다.

이 때 속도에 대한 허용 오차는 $\pm 0.05\%$ 이내로 하였고, 속도의 통제는 TAKEI社의 TTK 1274 running timer 2대를 주행로 좌우측에 설치하였다. 구간속도측정기(running timer)에서 발광기

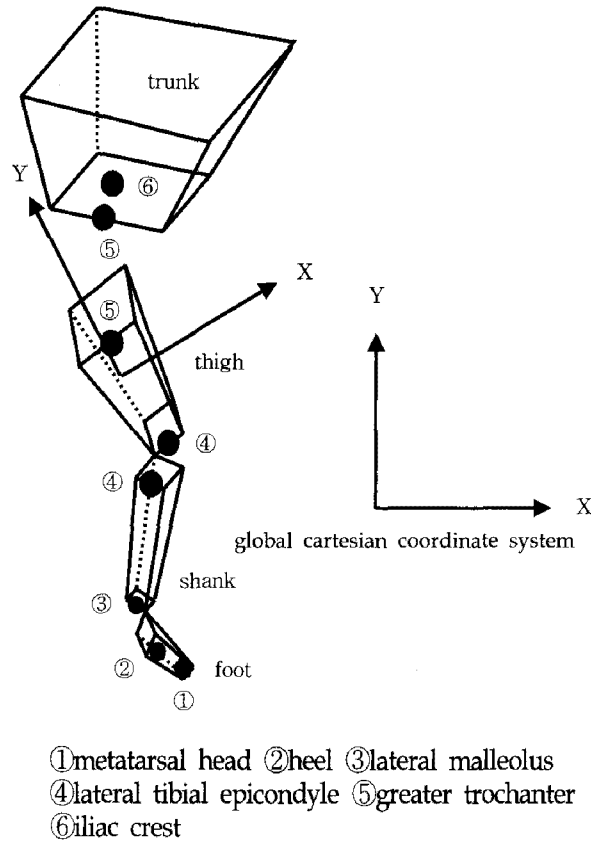


그림 1. 해부학적 경계점

(transmitter), 또는 수광기(receiver) 사이의 거리는 보행 실험에서 가장 적절한 거리인 2.28m (Holden, et al., 1997)로 설정하였고, 발광기와 수광기 사이의 거리는 2m로 설정하였다.

먼저 분석과정에서의 해부학적 경계점의 2차원 공간좌표를 계산하기 위해 좌표측정대(reference frame)를 동작 수행지역에 1.00m×1.00m의 정사면체가 되도록 설치하여 촬영한 후 제거하였다. 카메라 촬영속도는 60 frames /sec(120 field)로 하고 노출시간은 1/200sec로 설정하였다. 정확한 지역좌표계 산출을 위해 인체의 해부학적인 경계점에 반사마커(reflect marker)를 사용하였으며, 그 위치는 <그림 1>에 나타나있다. 자료의 수집과정에서 얻어진 영상자료를 AVI파일로 전환시킨 후 Ariel Digi4 Program을 사용하여 계수화하였다. 즉, 자료의 수집과정에서 얻어진 필름으로 APAS (ariel performance analysis system)를 통하여 자료를 수집하였다. 이렇게 얻어진 해부학적 경계점의 2차원 공간 좌표값을 Second-Order

Butterworth Low-Pass Filter(Winter, 1990)를 이용하여 평활화(smoothing) 하였다. 이 때 원 데이터 값이 가능한 변형되지 않도록 표본 주파수(sampling frequency)와 차단 주파수(cut-off frequency)의 비율을 각 분절들의 선형속도 값들의 곡선형태를 살펴보면서 시행착오를 거쳐 가장 적절하다고 나타난 비율인 10 이 되도록 6Hz의 차단주파수를 선택하였다. 보행 동작시 초기접지부터 다음 초기접지까지 동작시간이 각각 다른 4명의 대상자들의 보행주기시간은 가장 긴 동작시간을 보인 대상자를 기준으로 삼차 스플라인 보간법(cubic spline interpolation)을 이용하여 시간 축을 정규화(normalization)하였다. 이러한 과정을 거쳐 얻은 2차원 좌표값은 LabVIEW(Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) 5.1 graphical program(Johnson, 1999)을 사용하여 본 연구자가 직접 설계 제작하여 운동역학적 자료를 계산하였다.

3. 하지관절에서 발생하는 모멘트 계산

하지관절에서 발생하는 모멘트를 계산하기 위해 서 Whittlesey와 Hamill(1996)이 Newton-Euler Model(Winter, 1990)을 가정하여 만든 이중진자 방정식(double pendulum equation)을 이용하였다. 이 방정식의 기호법과 과정은 다음과 같다.

xy=coordinate system direction

Lf=leg and foot

T=thigh

L=leg

F=foot

m=segment mass

I=segment moment of inertia about proximal joint

d=distance from segment mass center to proximal joint

θ =segment angular position

ω =segment angular velocity

α =segment angular acceleration

a_H =acceleration of the hip

GRF=ground reaction force

CP=center of pressure of ground reaction force

Ankle, Knee, Hip=2-D locations of joint center

1) 발목관절에서 발생하는 모멘트

· swing phase =

$$I_F \alpha_F + m_F d_F [-a_{Hx} \sin \theta_F + (a_{Hy} + g) \cos \theta_F + L_L \{ -\omega_L^2 \cos(\theta_F - \theta_L) - \alpha_L \sin(\theta_F - \theta_L) \} + L_T \{ \omega_T^2 \cos(\theta_F - \theta_T) - \alpha_T \sin(\theta_F - \theta_T) \}]$$

· stance phase =

$$\text{swing phase} - GRF_x(Ankle_y) - GRF_y(CP_x - Ankle_x)$$

2) 무릎관절에서 발생하는 모멘트

· swing phase =

$$I_{Lf} \alpha_L + m_{Lf} d_{Lf} \{ L_T \alpha_T \cos(\theta_L - \theta_T) + L_T \omega_T^2$$

$$\sin(\theta_L - \theta_T) + a_{Hx} \cos \theta_L + (a_{Hy} + g) \sin \theta_L \}$$

· stance phase =

$$\text{swing phase} - GRF_x(Knee_y) - GRF_y(CP_x - Knee_x)$$

3) 엉덩관절에서 발생하는 모멘트

· swing phase =

$$(L_T + m_{Lf} L_T^2) \alpha_T + m_{Lf} L_T d_{Lf} \{ \alpha_L \cos(\theta_L - \theta_T) - \omega_L^2 \sin(\theta_L - \theta_T) \} + \{ a_{Hx} \cos \theta_T + (a_{Hy} + g) \sin \theta_T \} (m_T d_T + m_{Lf} L_T) + \text{Knee moment}(\text{swing phase})$$

· stance phase =

$$\text{swing phase} - GRF_x(Hip_y) - GRF_y(CP_x - Hip_x)$$

4. 통계처리

본 연구에서 실험의 결과처리는 SPSS 8.0 for windows 통계 package를 이용하여 유의수준 $\alpha = .05$ 에서 일원분산분석(One-Way ANOVA)을 실시한 후 사후검증(post hoc test)은 Scheffé 방법으로 하였다.

III. 결과 및 논의

1. 발목관절의 모멘트

발목관절에서는 일반적으로 초기접촉(initial contact)시 배측굴곡 모멘트(dorsiflexion moment)가 발생하고 보행주기 50%에서 저측굴곡 모멘트(plantar flexion moment)가 최대로 나타나며, 발가락 이지시 모멘트는 0에 가까워진다(Winter, 1984). 본 연구에서도 이와 유사하게 초기접촉시 배측굴곡 모멘트가 발생하나 느린 보행속도에서는 대상자에 따라 배측굴곡 모멘트가 아주 작게 나타나거나 거의 나타나지 않는 경우가 나타났다. 이는 느린 속도에서는 초기접촉시 충격력(impact force)이 아주 작게 나타나기 때문인 것으로 생각되어진다.

발목과 관련된 근육은 전경골근(anterior tibial), 장무지신근(extensor hallucis longus), 장지신근(extensor digitorum longus)이 주로

작용하며 이 근육들은 입각기(stance phase)의 후반부에서 활동적으로 작용하며 유각기(swing phase) 전반에 걸쳐 나타난다. 이 근육들에서는 입각기의 끝부분에서부터 초기접촉 후 발이 지면과 완전하게 접촉될 때까지 편심성 수축(eccentric contraction)이 나타나며 유각기 동안은 동심성 수축(concentric contraction)에 영향을 받는다. 위의 구조들은 발가락 이지전 즉 입각기의 후반부에서 발과 발목의 안정화에 도움을 주는 기능을 한다(Mann, 1980).

세 종류의 속도 즉 느린 보행속도, 일반 보행속도 그리고 빠른 보행속도에서 보폭 변화에 따라 발목 관절에 작용하는 모멘트는 형태는 <그림 2, 3, 4>에 나타나 있다. 배측굴곡 모멘트의 최대값은 느린 보행속도에서 3종류의 보폭인 -10%보폭, 정상보폭, +10%보폭에서 0.017Nm/weight, 0.018 Nm/weight, 0.056Nm/weight가 나타났고, 일반 보행속도에서는 0.093Nm/weight, 0.110Nm/weight, 0.165Nm/weight가 나타났으며, 빠른 보행속도에서는 0.189Nm/weight, 0.152Nm/weight, 0.292Nm/weight가 나타났다. 세 종류의 속도에서 공통적으로 보폭이 증가하면 모멘트가 커지는 경향이 나타났다. 저측굴곡 모멘트의 최대값에서는 느린 보행속도에서 -0.678Nm/weight, -0.760 Nm/weight, -0.943 Nm/weight가 나타났고, 일반 보행속도에서는 -0.886Nm/weight, -1.035Nmweight/, -1.120Nm/weight가 나타났으며, 빠른 보행속도에서 -1.370Nm/weight, -1.656Nm/weight, -2.237 Nm/weight가 나타났다. 저측굴곡 모멘트의 최대값에서도 동일하게 속도가 증가하면 모멘트도 커지는 경향이 나타났다.

각각의 속도에서 보폭 변화에 따른 발목관절에서 배측굴곡 모멘트의 최대값과 저측굴곡 모멘트의 최대값에서 일원분산분석을 실시한 결과는 <표 2>에 나타난 바와 같이 빠른 보행속도의 배측굴곡 모멘트의 최대값에서만 유의수준 .05에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

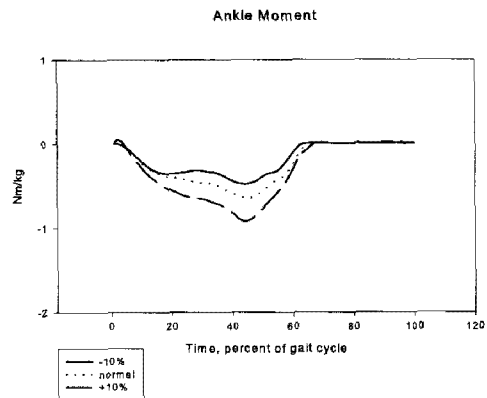


그림 2. 느린 보행속도에서 보폭변화에 따른 발목관절 모멘트

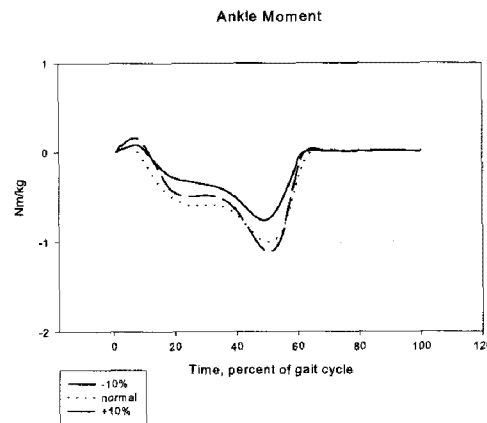


그림 3. 일반 보행속도에서 보폭변화에 따른 발목관절 모멘트

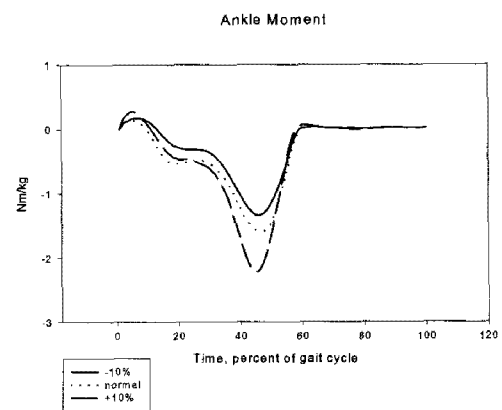


그림 4. 빠른 보행속도에서 보폭변화에 따른 발목관절 모멘트

표 1. 각각의 보행속도에서 보폭 변화에 따른 발목관절 모멘트의 최대값(Nm/weight)

Speed No.	SL	Max. ankle DF moment	Max. ankle PF moment
1	-10	0.017±0.013	-0.678±0.105
	0	0.018±0.011	-0.760±0.179
	+10	0.056±0.035	-0.943±0.218
F-value scheffé		3.870	2.434
2	-10	0.093±0.044	-0.886±0.176
	0	0.110±0.014	-1.035±0.472
	+10	0.165±0.058	-1.120±0.293
F-value scheffé		3.144	0.493
3	-10	0.189±0.048	-1.370±0.309
	0	0.152±0.076	-1.656±0.428
	+10	0.292±0.067	-2.237±0.838
F-value scheffé		5.060*	2.387
		III>II, III>I	

Speed No.1=slow, No.2=normal, No.3=fast.. SL=step length, SL-10= I, 0=II, 10=III.

Max=maximum, DF=dorsiflexion, PF=plantarflexion.

*p<0.05

2. 무릎관절의 모멘트

무릎 모멘트의 패턴은 입각기(stance phase) 초기에서 일반적으로 신전근(extensor)이 지배하고 초기 체중 전달시 에너지 흡수로 인하여 무릎은 굽혀지며(flexes) 중간 입각기 동안 약간 펴진다. 중간 입각기 동안(25-40%) 무릎은 작은 굴곡근 모멘트가 나타나지만, 어떤 대상자는 입각기의 전 구간 동안 작은 굴곡근 모멘트를 유지하며 다른 대상자는 이때 신전근이 지배한다. 입각기의 후반부의 보행주기 40-60%동안 무릎은 다시 신전근이 지배하며, 조정(control)을 위해 무릎은 다시 굽혀진다. 이때의 기계적 에너지흡수의 놀랄만한 양은 대퇴사두근(quadriceps)에 의해 일어나며 이를 편심성 수축이라 한다(Winter, 1983a). 발가락 이지 후에는 신전근 모멘트가 뒤쪽으로 스윙하는 동안 하퇴와 발을 정지시키는 역할을 하며, 스윙의 마지막에서는 슬굴곡근(hamstring)의 편심성 수축에 의해 굴곡근 모멘트가 유지되며 이는 스윙하는 하지의 감속을 위한 것이다(Winter, 1984).본 연구에서도 선행연구와 동일하게 초기 신전근이 지배하다가 체중전달시 에너지 흡수로 인하여

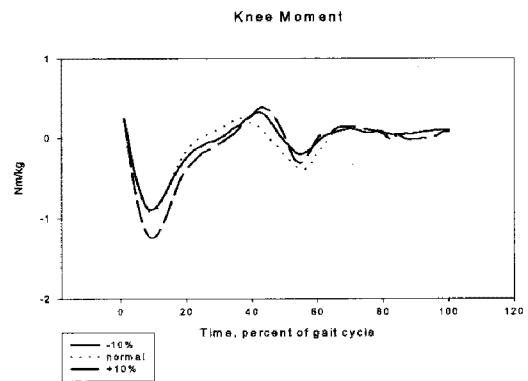


그림 5. 느린 보행속도에서 보폭변화에 따른 무릎관절 모멘트

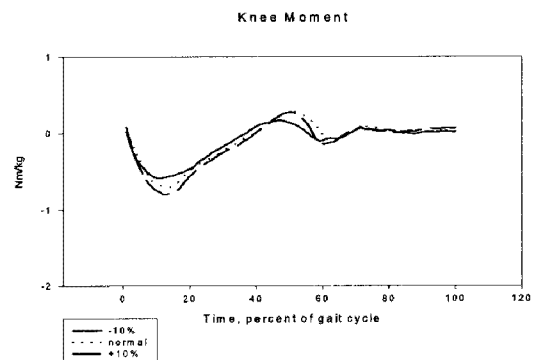


그림 6. 일반 보행속도에서 보폭변화에 따른 무릎관절 모멘트

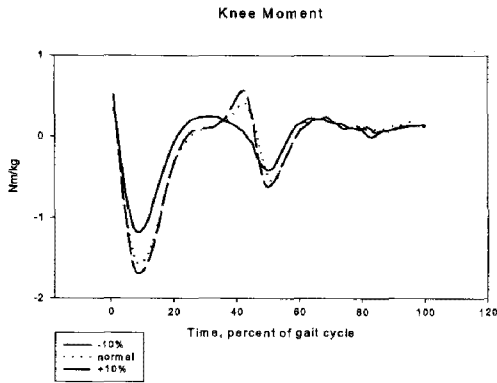


그림 7. 빠른 보행속도에서 보폭변화에 따른 무릎관절 모멘트

굴곡 모멘트가 발생하며 보행주기 43-62%구간에 두 번째 신전근 지배 형태가 나타나다가 마지막 조정을 위해 무릎이 굽혀지며 굴곡 모멘트가 발생했다.

세 종류의 속도 즉 느린 보행속도, 일반 보행속도 그리고 빠른 보행속도에서 보폭 변화에 따라 무릎관절에 작용하는 모멘트는 형태는 <그림 5, 6, 7>에 나타나 있다. 첫 번째 신전 모멘트의 최대값은 느린 보행속도에서 세 종류의 보폭인 -10%보폭, 정상보폭, +10%보

폭에서는 각각 -0.602Nm/weight, -0.722Nm/weight, -0.810Nm/weight가 나타났고, 일반보행 속도에서는 -0.915 Nm/weight, -0.937Nm/weight, -1.251Nm/weight가 나타났다. 빠른 보행 속도에서는 -1.197Nm/weight, -1.587Nm/weight, -1.710Nm/weight가 나타났다. 세 종류의 속도에서 공통적으로 보폭이 증가하면 모멘트도 커지는 결과가 나타났다. 두 번째 신전 모멘트의 최대값은 느린 보행속도에서 -0.114 Nm/weight, -0.128Nm/weight, -0.212Nm/weight가 나타났고, 일반 보행속도에서 -0.223Nm/weight, -0.400 Nm/weight, -0.323Nm/weight가 나타났으며, 빠른 보행속도에서 -0.431Nm/weight, -0.578Nm/weight, -0.669Nm/weight가 나타났다. 두 번째 신전 모멘트의 최대값에서는 느린 보행속도와 빠른 보행속도에서 보폭의 증가에 따라 모멘트가 증가하는 형태가 나타났다. 마지막으로 굴곡 모멘트의 최대값은 느린 보행속도에서 0.191Nm/weight, 0.300Nm/weight, 0.289Nm/weight가 나타났고, 일반보행속도에서는 0.347Nm/weight, 0.318 Nm/weight, 0.417Nm/weight가 나타났으며, 빠

표 2. 각각의 보행속도에서 보폭 변화에 따른 무릎관절 모멘트의 최대값(Nm/weight)

Speed No	SL	1st Max. knee ext. moment	Max. knee flex. moment	2nd Max. knee ext. moment
1	-10	0.602±0.062	0.191±0.071	0.114±0.088
	0	0.722±0.075	0.300±0.100	0.128±0.080
	+10	0.810±0.232	0.289±0.220	0.212±0.061
F-value		2.072	0.682	1.909
scheffé				
2	-10	0.915±0.240	0.347±0.169	0.223±0.037
	0	0.937±0.105	0.318±0.102	0.400±0.159
	+10	1.251±0.105	0.417±0.098	0.323±0.110
F-value		5.314*	0.649	2.456
scheffé		III > I		
3	-10	1.197±0.246	0.381±0.110	0.431±0.121
	0	1.587±0.250	0.568±0.147	0.578±0.113
	+10	1.710±0.345	0.618±0.179	0.669±0.181
F-value		3.565	2.843	2.891
scheffé				

Speed No.1=slow, 2=normal, 3=fast, SL=step length, SL-10= I, 0=II, 10=III.

Max.=maximum ext.=extension, flex.=flexion

*p<0.05

른 보행속도에서는 0.381Nm/weight, 0.568Nm/weight, 0.618Nm/weight가 나타났다. 굴곡 모멘트 최대값에서는 빠른 보행속도에서만 규칙적으로 보폭의 증가에 영향을 받았다.

각각의 속도에서 보폭 변화에 따른 무릎관절에서의 첫 번째 신전 모멘트 최대값과 두 번째 신전 모멘트 최대값 그리고 굴곡 모멘트의 최대값에서 일원분산분석을 실시한 결과는 <표 3>에 나

타난 바와 같이 일반 보행속도의 첫 번째 신전 모멘트 최대값에서만 유의수준 0.05에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

3. 엉덩관절의 모멘트

힙 모멘트의 패턴은 초기 신전근 패턴에서 체중 전달동안 굴곡근 패턴으로 바뀌며, 중간 지지기에서 중간 유각기까지 굴곡근 형태가 계속 유지된다. 초기 신전근 형태는 체중전달동안 에너지흡수를 부분적으로 책임지고 있으며, 굴곡근은 뒤로 향하는 대퇴에 도움을 주며, 보행주기의 50%에서 이 계속되는 굴곡근 모멘트는 동심성 수축을 도와주며 유각기에서 하지에 에너지를 공급한다. 그리고 보행시 엉덩관절과 관련된 근육은 대둔근(gluteus maximus), 슬굴곡근(hamstrings)등이며, 대둔근은 유각기의 후반부에서부터 발이 지면에 완전하게 접촉될 때까지 즉 보행주기의 10%에 해당하는 구간까지 움직이며, 슬굴곡근도 유사한 활동구간이 나타난다. 이 근육들은 엉덩관절에서 대퇴를 감속하는 기능을 하며 신전을 일으키는 작용을 한다 (Winter, 1984). 본 연구에서도 초기 보행주기 5%이전에서 강한 신전근 모멘트가 나타났고, 체중 전달 동안 굴곡근 패턴으로 바뀌었으며, 보행주기 47-53%까지 굴곡근모멘트가 나타났다.

세 종류의 속도 즉 느린 보행속도, 일반 보행속도 그리고 빠른 보행속도에서 보폭 변화에 따라 엉덩관절에 작용하는 모멘트는 형태는 <그림 8, 9, 10>에 나타나 있다. 신전 모멘트의 최대값은 느린 보행속도에서 3종류의 보폭인 -10%보폭, 정상보폭, +10%보폭에서 -0.382Nm/weight, -

0.443Nm/weight, -0.501Nm/weight가 나타났고, 일반 보행속도에서 -0.647Nm/weight, -0.690Nm/weight, -0.818Nm/weight가 나타났으며, 빠른 보행속도에서는 -0.908Nm/weight, -1.138 Nm/weight, -1.251Nm/weight가 나타났다. 신전 모멘트의 최대값은 세 종류의 속도에서 공통적으로 보폭이 증가하면 모멘트도 커지는 결과가 나타났다. 엉덩관절의 굴곡 모멘트의 최대값은 느린 보행속도에서 0.375Nm/weight, 0.391Nm/weight, 0.428Nm/weight가 나타났고, 일반 보행속도에서는 0.600Nm/weight, 0.685Nm/weight, 0.678Nm/weight가 나타났으며, 빠른 보행속도에서는 0.813 Nm/weight, 0.906Nm/weight, 0.860Nm/weight 나타나 느린 보행속도에서만 규칙적으로 보폭의 증가에 따라 모멘트도 증가하는 경향이 나타났다. 엉덩관절의 신전 모멘트의 최대값과 굴곡 모멘트의 최대값

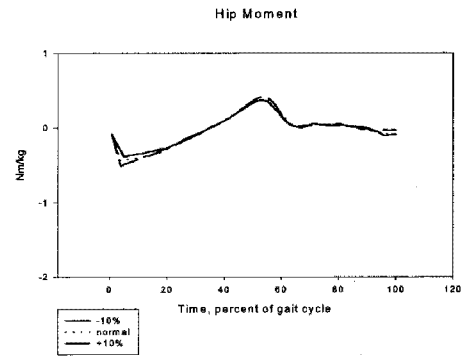


그림 8. 느린 보행속도에서 보폭변화에 따른 엉덩관절 모멘트

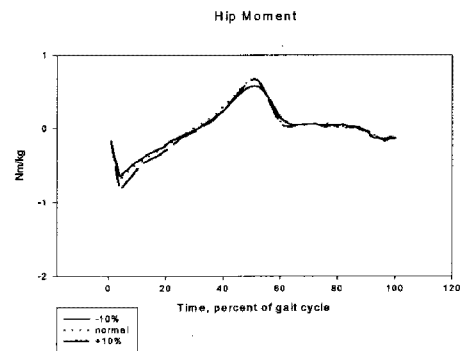


그림 9. 일반 보행속도에서 보폭변화에 따른 엉덩관절 모멘트

표 3. 각각의 보행속도에서 보폭 변화에 따른 엉덩관절 모멘트의 최대값(Nm/weight)

Speed No.	SL	Max. hip ext. moment	Max. hip flex. moment
1	-10	-0.382±0.032	0.375±0.047
	0	-0.443±0.459	0.391±0.079
	+10	-0.501±0.107	0.428±0.057
F-value		2.911	0.784
scheffé			
2	-10	-0.647±0.074	0.600±0.093
	0	-0.690±0.090	0.685±0.110
	+10	-0.818±0.021	0.678±0.036
F-value		6.733*	1.220
scheffé		III > I	
3	-10	-0.908±0.104	0.813±0.212
	0	-1.138±0.151	0.906±0.201
	+10	-1.251±0.180	0.860±0.144
F-value		5.554*	0.249
scheffé		III > I	

Speed No.1=slow, No.2=normal, No.3=fast.. SL=step length, SL-10= I, 0=II, 10=III.

Max=maximum, ext.=extension, flex.=flexion.

*p<0.05

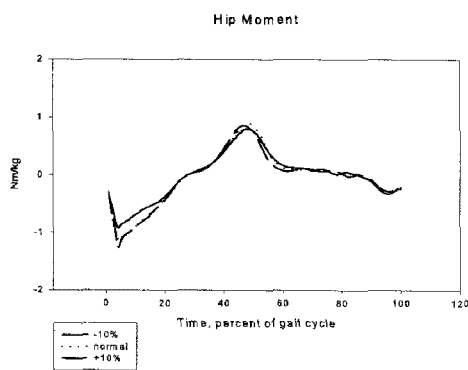


그림 10. 빠른 보행속도에서 보폭변화에 따른 엉덩관절 모멘트

에서 일원분산분석을 실시한 결과는 <표 4>에서 보는 바와 같이 일반 보행속도와 빠른 보행속도의 신전 모멘트 최대값에서 유의수준 .05일 때 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

V. 결 론

본 연구는 정상보행자를 대상으로 각각의 속도에서 보폭의 변화가 관절모멘트에 어떠한 영향이 미

치는지를 알아봄으로써 보행연구에 필요한 자료를 구축하여 활용하는데 그 목적이 있다. 각각의 속도에서 보폭에 변화를 주었을 경우 발목관절의 경우 배측굴곡 모멘트의 최대값에서는 빠른 보행속도에서 유의한 차이가 나타났고(p<0.05), 저측굴곡 모멘트의 최대값에서는 유의한 차이가 나타나지 않았지만 보폭의 증가로 모멘트도 증가하는 규칙적인 현상이 나타났으며, 무릎관절의 경우 첫 번째 신전 모멘트의 최대값에서는 일반 보행속도에서만 유의한 차이가 나타났고(p<0.05). 엉덩관절에서는 신전 모멘트의 최대값의 경우 일반 보행속도와 빠른 보행속도에서 유의한 차이가 나타났고(p<0.05), 굴곡 모멘트의 최대값에서는 유의한 차이가 나타나지 않았지만 보폭의 증가로 모멘트도 증가하는 규칙적인 현상이 나타났다.

본 연구에서 각각의 속도에서 보폭의 변화에 따라 하지관절 모멘트를 살펴본 결과 보행시 보폭의 증가는 하지관절 모멘트를 규칙적으로 증가시키는 결과를 보였지만, 발목관절의 경우 빠른보행속도의 배측굴곡 모멘트 최대값에서, 무릎관절에서는 일반 보행속도의 첫 번째 신전모멘트 최대값에서, 그리

고 엉덩관절에서는 일반보행속도와 빠른 보행속도의 신전모멘트 최대값에서만 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 이 결과는 실험대상자의 개인차이로 인하여 발생할 수 있으며, 적절한 대상자를 선정하여 이를 감소시키는 노력도 병행되어야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- Gage J.R. (1994). The clinical use of kinetics for evaluation of pathologic gait in cerebral palsy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 76, 622-631.
- Holden, J.P., Chou, G., & Stanhope, S.J. (1997). Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 12(6), 375-382.
- Johnson, G.W. (1999). *LabVIEW graphical programming: Practical applications in instrumentation and control*. New York: McGraw-Hill.
- Kirtley, C., Whittle, M.W., & Jefferson, R.J. (1985). Influence of walking speed on gait. Larsson, L-E., Odenrick, P., Sandlund, B., Weitz, P., & Oberg, P.A. (1980). The phase of the stride and there interaction in human gait. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 12, 107-112.
- Larsson, L-E., Odenrick, P., Sandlund, B., Weitz, P., & Oberg, P.A. (1980). The phase of the stride and there interaction in human gait. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 12, 107-112.
- Mann, R.A. (1980). Biomechanics of running. In R.P. Mack(Ed.), *In symposium on the foot and leg in running sports*(pp 1-29). St Louis, MD: Mosby.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey: SLACK.
- Robinson, J.L., & Smidt, G.L. (1981). Quantitative Gait Evaluation in the Clinic. *Physical Therapy*, 61(3), 351-353.
- Whittle, M.W. (1990). *Gait analysis: An introduction*. Oxford: Orthopaedic Engineering Center University of Oxford.
- Whittlesey, S.N., & Hamill, J. (1996). An alternative model of the lower extremity during locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, 12, 269-279.
- Winter, D.A. (1983a). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*, 15, 302-330.
- Winter, D.A. (1983b). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 175, 147-154.
- Winter, D.A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3, 51-76.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: John Wiley and Sons.
- Winter, D.A.(1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo Biomechanics.

투 고 일 : 04월 30일

심 사 일 : 05월 10일

심사완료일 : 05월 15일