



보행 속도에 따른 하지 관절의 각도와 모멘트의 상관관계

Correlation between Lower Extremities Joint Moment and Joint Angle According to the Different Walking Speeds

신성휴 · 이효근 · 권문석* (성균관대학교)

Shin, Seong-Hyoo · Lee, Hyo-keun · Kwon Moon-Seok* (Sungkyunkwan University)

국문요약

본 연구의 목적은 보행 속도의 차이에 따른 최대 관절 모멘트와 최대 모멘트 발생 시점의 관절 각도 상관관계를 규명하는데 있다. 8명의 20~30대 남성을 대상으로 보행 속도의 3가지 단계(1.5m/s, 1.8m/s, 2.1m/s)를 나누어 속도에 따른 보행을 실시하여 얻어진 결론은 다음과 같다. 1. 보행 속도가 증가함에 따라 무릎 최대 신전 모멘트는 증가하였고, 굴곡, 외전 모멘트는 큰 영향을 받지 않았다. 2. 최대 신전 모멘트가 발생하는 시점의 무릎 관절 각도는 굴곡의 움직임이 커졌으나, 다른 무릎 관절 각도에는 변화가 없었다. 3. 힙 최대 신전, 굴곡, 외전 모멘트는 증가하였다. 4. 최대 굴곡과 신전 모멘트가 발생하는 시점의 힙 관절 각도의 신전과 굴곡의 증가 현상을 보였으나, 최대 외전 모멘트가 발생하는 시점의 무릎 관절 각도에는 변화가 없었다. 5. 무릎 최대 신전, 굴곡, 외전 모멘트와 무릎 관절 각도를 least square method를 이용하여 적합도 검사를 실시한 결과 R2값이 높게 나타나 상관관계의 설명력이 높았다. 이렇게 근사된 곡선의 근사식은 보행 속도에 따른 무릎 관절의 평가 자료로 이용될 것으로 기대된다.

ABSTRACT

S. H. SHIN, H. K. LEE, and M. S. KWON, Correlation between Lower Extremities Joint Moment and Joint Angle According to the Different Walking Speeds. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 2, pp. 75-83, 2008. The purpose of this study was to evaluate the correlation between joint moment and joint position angle according to the different walking speeds. According to the different walking speeds(1.5m/s, 1.8m/s, 2.1m/s), experiments were terminated by 8 male subjects. In conclusion, 1. The peak extensor moment of knee joint increased by increasing walking speed, however, walking speed didn't have an effect on peak flexor and abductor moment of knee joint. 2. The position angle of knee joint increased movement of flexion, but other position angles of knee joint didn't have difference when the peak extensor moment generated. 3. The peak joint moment of hip significantly increased in extension, flexion and abduction by increased walking speed. 4. The hip position angle showed more flexible at the hip peak flexor/extensor moment generated. 5. The co-ordination pattern between peak knee joint moment and knee position angle were mathematically modeled by using a least square method. We could get the high level value of R2. We expect to apply this results for evaluating the physical faculty of knee joint.

KEYWORDS : CORRELATION, JOINT MOMENT, JOINT ANGLE, GAIT SPEED

I. 서론

보행은 신체를 이동하기 위한 동작으로 무의식적으로 행하게 되는 자연스러운 동작이다. 인간은 살아온 환경이나 개개인이 갖고 있는 신체적 특성으로 인해 보행의 형태, 습관, 속도 등이 사람마다 다양하게 나타난다. 또한 성별과 연령에 따른 보행동작의 차이는 많은 연구에서도 분명히 제시되고 있다(Crosbie, Vachalathiti & Smith, 1997; Tirosh & Sparrow, 2005).

최근에는 보행이 단순히 일상동작으로서의 움직임뿐만 아니라 운동으로 많이 인식되어지고 있고, 현대사회에서 걷기운동은 건강관리 운동중의 큰 비중을 차지하고 있다. 특히 빠른 걸음과 넓은 보폭으로 걷는 파워워킹(Power Walking)은 운동으로서 큰 효과를 기대할 수 있는 동작이다. 또한 하지 상해의 경험이 있는 사람들에게는 재활운동으로 수행되어지고 있다. 보행이 운동과 재활로서 중요하게 인식하게 된 큰 요인 중 하나가 바로 보행 속도이다.

Holden, Chou, & Stanhope(1997)은 보행 속도에 따른 무릎의 역학적 변인들을 다양하게 살펴봄으로써 보행 속도가 무릎상해에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 연구를 하였다. 또한 일반인과 비만인, 정상인과 비정상인의 집단을 통한 보행 속도의 연구, 그리고 성장기 아이들의 보행 속도 습관에 따른 다양한 연구 분석들이 진행되어 왔다(Stansfield et al., 2001; Linden, Kerr, Hazlewood, Hillman & Robb, 2002; Rose-Jacobs, 1983; Kirtley, Whittle & Jefferson, 1985; DeVita & Hortobagyi, 2003). 이와 같이 보행 속도에 따른 신체에 미치는 영향은 다양하게 나타날 수 있기 때문에, 속도차이에 의한 동작의 메카니즘의 변화와, 생체역학적 변인들의 상관관계를 이해하는 것이 중요하다. 이런 보행에 대한 높은 관심과 그에 대한 정확한 보행을 위해서는 양적, 질적으로 보다 많은 연구가 필요할 것으로 본다.

최근 보행에 대한 관심이 집중되기 이전에 보행에 관한 연구는 오래전부터 다양한 접근으로 많은 연구가 이루어져 왔다. Hamill & Knutzen(1995)은 보행의 움직임을 상세히 이해하기 위한 연구뿐만 아니라 인체 내에서 일어나는 역학적 에너지의 원리를 정확하게 파악해야한다고 하였다. 특히 보행 시 나타날 수 있는 역

학적 에너지는 관절을 중심으로 발생하기 때문에 하지 관절에 대한 다양한 연구가 필요하다.

보행 속도에 따른 보행의 중요성은 이미 많은 선행 연구를 통해 밝혀졌다. Murry(1967)는 표준 보행과 빠른 보행에 관한 연구를 하였으며, 그의 연구를 통해 보행 속도와 하지관절의 상관관계에 대한 연구는 활발히 진행되어왔다. Jansen & Jansen(1978)은 보행 속도가 증가함에 따라 수직 지면 반발력의 일반적인 증가함을 관찰하였으며, 전 후방의 힘은 속도 증가에 비례적으로 증가하는 것이 관찰되었다고 보고하였다. 그리고 보행 속도가 하지 관절 모멘트에 미치는 영향과 그에 따른 상관관계 분석을 통해 보행 속도의 중요성을 강조하였다(김태완, 2006). 그러나 보행 속도에 대한 다양한 연구들이 수행되어져 왔으나, 무릎, 힙 등의 하지 관절능력을 평가할 수 있는 기준은 없다.

인간은 보행 속도와 같은 외부적 변화가 주어졌을 때 근신경계가 이에 적응하여 골격근을 동원하게 된다(Devita & Hortobagyi, 2003). 이러한 외부적 변화에 적응할 수 있는 사람들은 젊고 건강한 이들에 한해서다. 근육이 완벽하게 발달하지 않은 어린이들과 근육의 퇴화로 인해 근기능이 낮아지는 장년층들은 외부적 환경에 적응하는데 매우 신체적 어려움을 느낄 수 있다. 그리고 최근 많은 이들이 건강을 유지와 체력 강화를 위해 빠르게 걷기와 조깅을 실시하고 있다. 따라서 보행 속도에 따른 역학적 변인들의 상관관계에 대해서 다양하게 접근하여, 무릎, 힙 관절의 능력을 평가할 수 있다면 무릎과 힙 관절의 상해 예방 및 재활 운동으로써도 운동의 효과를 극대화 할 수 있을 것으로 기대된다.

따라서 본 연구의 목적은 보행 속도의 차이에 따른 무릎과 힙 관절 최대 관절 모멘트와 최대 관절 모멘트가 발생하는 시점의 무릎, 힙 각도의 상관관계를 규명하는데 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 정형외과적 병력과 신경학적 병력을 경험하

지 않은 20~30대의 남자를 대상으로 하였으며, 먼저 신체 조성 검사를 실시하여 여기서 측정된 BMI에 따라 정상집단 8명(나이; 26.2 ± 4.6 years, 신장; 177 ± 4.4 cm, 몸무게; 69.4 ± 4.4 kg, BMI; 22.9 ± 1 kg/m²)을 선정하였다.

2. 실험방법

본 실험에 참여한 피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달하고, 양질의 데이터와 부상방지를 위해 피험자들에게 준비운동을 시킨 후, 보행 동작 분석을 위해 외부마커를 14곳 오른발 두 번째 중족골두, 뒤꿈치, 내·외측외과, 하퇴 중앙지점, 내·외측상과, 대퇴 중앙지점, 대전자, 좌·우 상전장골극, 좌·우 상후장골극의 1/2 지점, 좌·우 어깨 관절점에 부착하였다. 그리고 피험자들의 해부학적 정보를 얻기 위하여 Zatsiorsky(2002)의 geometric scaling 방법을 이용하여 각 분절의 무게와 무게중심 그리고 관성치를 계산하였다. 본 연구에서 직접 측정법을 사용하는 것은 인체 분절 모수치에 대한 피험자 간의 오차를 최소화하기 위하여 마틴 계측기로 직접측정 한 뒤 이에 대한 비율로써 계산하였다. 외부 마커의 3차원 좌표를 얻기 위하여 6대의 카메라(Samsung SHC-650A, Korea; 60fields/sec)를 이용하였다. 카메라에 저장된 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(direct linear transformation)방식을 이용한 Kwon3D 소프트웨어(Visol, Korea)를 사용하였으며, DLT 변인들을 얻기 위해서 46개의 통제점을 이용하였고, DLT 방식에 의해서 재구성된 기전역좌표계는 X를 좌·우 축, Y를 전·후 축, Z를 상·하 축으로 설정되었으며, 실제 통제 점과의 오차는 약 0.17cm이었다. 외부마커들은 차단 주파수 6Hz로 설정된 2nd Order Butterworth Filter에 의해 필터링 된 후 3차원으로 좌표화 되었다. 3차원 외부마커들은 Kwon3D의 body modeling software에서 발, 하퇴, 대퇴, 골반, 몸통 분절을 정의되었다.

보행 시 지면에서 발생하는 수직, 수평, 전후 반발력과 인체 무게에서 지면반발력에 적용하여 계산되는 압

력중심을 산출하기 위하여 지면반력기(BP400800, AMTI; 1000Hz)를 이용하였다.

3. 자료분석

본 연구에서는 14m거리의 보행로에서 보행동작을 분석하였으며, 평균보행 속도는 피험자들이 평소에 걷는 보행 속도와 DeVita & Hortobagyi(2003)의 선행연구를 기초로 하여 1.5 ± 0.05 m/s로 설정하였다. 그리고 보행 속도가 증가함에 따른 하지 관절 각도와 모멘트의 상관관계를 분석하기 위하여 $1.8 \pm .05$ m/s, 2.1 ± 0.05 m/s로 0.3 m/s 씩 2단계에 걸쳐 증가시킨 속도를 설정하여 실험을 실시하였다. 보행 속도를 측정하기 위하여 보행로에 지면반력기를 중심으로 전·후 2m 위치에 2대의 이벤트 동조기(photoelectric sensor, Visol)를 설치하여 통제하였다.

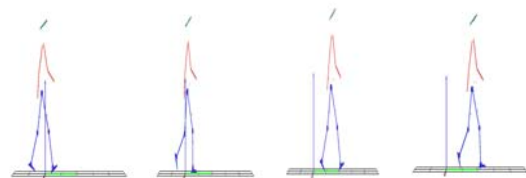
<그림 1>에서와 같이 하지 관절의 역학적 해석을 하기 위해서 지면반력기와 발이 접촉하고 있는 구간인 오른발 접지에서 오른발 이지까지를 측정된 자료를 개인별 3회씩 분석하였다.

하지 관절의 각도는 Cardan Angles를 이용하여 산출하였으며, 관절 모멘트가 최대 값을 나타낸 지점의 관절 각도를 산출하였다.

하지 관절 모멘트는 지면반력 데이터와 운동학적 데이터를 이용한 역동역학적(Inverse Dynamics) 해석방법을 사용하여 산출하였고, 공식은 다음과 같다.

$$\vec{M}_k = \vec{J}_s - \vec{M}_a - \vec{P}_{ka} \times \vec{F}_a - \vec{P}_k \times \vec{F}_k$$

(\vec{M}_k = 무릎 관절에 발생하는 모멘트 벡터, \vec{J}_s = 하



오른발 착지 왼발 이지 외발 착지 오른발 이지

그림 1. 보행 분석 구간

퇴의 각운동량의 변화, \vec{P}_{ka} = 하퇴의 질량 중심에서 발목관절 중심으로의 위치 벡터, \vec{P}_k = 하퇴의 질량 중심에서 무릎관절 중심으로의 위치 벡터)

$$\vec{M}_h = \vec{J}_l - \vec{M}_a - \vec{P}_{hk} \times \vec{F}_a - \vec{P}_h \times \vec{F}_k$$

(\vec{M}_h = 엉덩이 관절에 발생하는 모멘트 벡터, \vec{J}_s = 하퇴의 각운동량의 변화, \vec{P}_{hk} = 대퇴의 질량 중심에서 발목 관절 중심으로의 위치 벡터, \vec{P}_k = 대퇴의 질량 중심에서 무릎관절 중심으로의 위치 벡터)

4. 자료분석

본 연구에서는 보행 속도에 따라 발생하는 최대 하지 관절 모멘트와 발생시점이 같은 각도에 미치는 영향을 분석하기 위하여 3단계의 보행 속도에서 피험자들은 각각 6회의 보행동작을 수행하게 하였고, 그 중 3회 동작을 선별하여 자료를 수집하였으며, 그 평균값으로 자료처리를 하였다. 보행 속도에 따른 차이를 검증하기 위하여 1-way ANOVA(3RM) 실시하였으며, 보행 속도 간의 차이에 대한 대비검증을 실시하였다. 이때 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다. 그리고 보행 속도에 따른 하지 관절 모멘트와 각도의 상관관계를 분석하기 위하여 least square method를 이용하여 적합도(fitness)가 가장 높은 2차 곡선으로 근사된 곡선식의 값을 산출하였다.

III. 결과

본 연구에서는 보행 속도에 따라 발생하는 최대 하지 관절 모멘트와 발생시점이 같은 각도에 미치는 영향과 보행 속도에 따른 하지 관절 모멘트와 각도의 상관관계를 분석하였다.

1. 하지 관절의 굴곡/신전 모멘트와 각도

보행 속도에 따른 무릎과 힙 관절의 최대 굴곡/신전 모멘트는 <표 1>과 같이 나타났다. 무릎 관절 최대

표 1. 무릎, 힙 관절 최대 신전/굴곡 모멘트(Nm/Kg)

	그룹	N	M	SD	F	Sig.	Con.
무릎 관절 신전 모멘트	1.5m/s	8	.64	.21	13.8	.01	
	1.8m/s	8	.79	.24			*
	2.1m/s	8	1.03	.38			#
무릎 관절 굴곡 모멘트	1.5m/s	8	-0.44	.24	1.04	.38	
	1.8m/s	8	-0.43	.28			
	2.1m/s	8	-0.38	.19			
힙 관절 굴곡 모멘트	1.5m/s	8	.61	.11	22.12	.01	
	1.8m/s	8	.73	.09			*
	2.1m/s	8	.99	.16			#
힙 관절 신전 모멘트	1.5m/s	8	-.82	.21	13.58	.01	
	1.8m/s	8	-1.12	.42			*
	2.1m/s	8	-1.46	.45			#

*# $p < 0.05$

Contrast: * = 1.5m/s vs 1.8m/s, # = 1.8m/s vs 2.1m/s

신전 모멘트는 보행 속도에 따라 유의한 차이를 나타냈으며($F=13.85$, $p=.01$), 1.5m/s(0.64 ± 0.21 Nm/Kg), 1.8m/s(0.79 ± 0.24 Nm/Kg), 2.1m/s(1.03 ± 0.38 Nm/Kg)로 보행 속도가 빨라질수록 무릎 관절 최대 신전 모멘트는 증가하였다.

그러나 무릎 관절 최대 굴곡 모멘트는 보행 속도에 따라 유의한 차이가 없었으며($F=1.04$, $p=.38$), 1.5m/s(-0.44 ± 0.24 Nm/Kg), 1.8m/s(-0.43 ± 0.28 Nm/Kg), 2.1m/s(-0.38 ± 0.19 Nm/Kg)로 보행 속도가 빨라질수록 무릎 관절 최대 굴곡 모멘트는 감소하였다. 힙 관절 최대 굴곡 모멘트는 보행 속도에 따라 유의한 차이가 나타났으며($F=22.12$, $p=.05$), 1.5m/s(0.61 ± 0.11 Nm/Kg), 1.8m/s(0.73 ± 0.09 Nm/Kg), 2.1m/s(0.99 ± 0.16 Nm/Kg)로 보행 속도가 빨라질수록 힙 관절 최대 굴곡 모멘트는 증가하였다. 힙 관절 최대 신전 모멘트는 보행 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며($F=13.58$, $p=.01$), 1.5m/s(-0.82 ± 0.21 Nm/Kg), 1.8m/s(-1.12 ± 0.42 Nm/Kg), 2.1m/s(-1.46 ± 0.45 Nm/Kg)로 보행 속도가 빨라질수록 힙 관절 최대 신전 모멘트는 증가하였다.

보행 속도에 따른 무릎과 힙 관절의 최대 굴곡/신전 모멘트 발생 시점의 무릎과 힙 관절의 각도는 <표

표 2. 무릎, 힙 관절 각도(deg)

	그룹	N	M	SD	F	Sig.	Con.
최대 무릎	1.5m/s	8	-21.04	5.53	4.65	.03	
신전 모멘트 발생 시 무릎 각도	1.8m/s	8	-24.33	4.9		*	
	2.1m/s	8	-24.94	6.58			
최대 무릎	1.5m/s	8	-2.72	5.02	.424	.06	
굴곡 모멘트 발생 시 무릎 각도	1.8m/s	8	-2.95	5.52			
	2.1m/s	8	-3.12	4.96			
최대 힙 신전 모멘트 발생 시 힙 각도	1.5m/s	8	32.29	6.23	15.66	.01	
	1.8m/s	8	34.09	6.72		*	#
	2.1m/s	8	36.91	7.42			
최대 힙 굴곡 모멘트 발생 시 힙 각도	1.5m/s	8	-14.1	7.49	3.08	.08	
	1.8m/s	8	-16.39	7.62		*	
	2.1m/s	8	-16.15	5.6			

*# $p < 0.05$

Contrast: * =1.5m/s vs 1.8m/s, # = 1.8m/s vs 2.1m/s

2>와 같이 나타났다. 무릎 관절 최대 신전 모멘트 발생 시점의 무릎 관절의 각도는 보행 속도에 따라 유의한 차이를 보였다($F=4.65$, $p=.05$).

그리고 1.5m/s(-21.04±5.53°)보다 1.8m/s(-24.33±4.9°), 2.1m/s(-24.94±6.58°)의 보행 속도에서 더욱 굴곡 된 것을 알 수 있다. 그러나 1.8m/s와 2.1m/s에서는 같은 무릎 각도를 보였다. 무릎 관절 최대 굴곡 모멘트 발생 시점의 무릎 관절의 각도는 보행 속도에 따라 유의한 차이가 없었으며($F=0.424$ $p=.06$), 1.5m/s(-2.72±5.02°), 1.8m/s(-2.95±5.52°), 2.1m/s(-3.12±4.96°)로 보행 속도가 빨라져도 무릎 관절 각도의 변화는 나타나지 않았다.

힙 관절 최대 신전 모멘트 발생 시점의 힙 관절의 각도는 보행 속도에 따라 유의한 차이를 나타내었다($F=15.66$, $p=.05$).

그리고 1.5m/s(32.29±6.23°)보다 1.8m/s(34.09±6.72°), 2.1m/s(36.91±7.42°)의 보행 속도가 증가할수록 약 2°씩 증가하는 패턴을 보였다. 힙 관절 최대 굴곡 모멘트 발생 시점의 힙 관절의 각도는 보행 속도에 따라 유의한 차이가 없었으며($F=3.08$ $p=.08$), 1.5m/s(-14.1±7.49°), 1.8m/s(-16.39±7.62°), 2.1m/s(-16.15±5.6°)로 1.5m/s의

표 3. 무릎, 힙 외전 모멘트(N*m/kg)와 각도(deg)

	그룹	N	M	SD	F	Sig.	Con.
최대 무릎 외전 모멘트	1.5m/s	8	-0.35	.14	1.71	.215	
	1.8m/s	8	-0.39	.17			
	2.1m/s	8	-0.4	.21			
최대 힙 외전 모멘트	1.5m/s	8	-0.89	.13	5.03	.023	
	1.8m/s	8	-0.98	.14		*	#
	2.1m/s	8	-1.01	.12			
최대 무릎 외전 모멘트 발생 시 무릎 각도	1.5m/s	8	5.08	7.05	.36	.70	
	1.8m/s	8	5.51	8.08			
	2.1m/s	8	5.58	8.61			
최대 힙 외전 모멘트 발생 시 힙 각도	1.5m/s	8	4.65	3.57	.36	.70	
	1.8m/s	8	4.29	3.34			
	2.1m/s	8	4.22	2.92			

*# $p < 0.05$

Contrast: * =1.5m/s vs 1.8m/s, # = 1.8m/s vs 2.1m/s

속도에 비하여 1.8m/s와 2.1m/s에서 힙 관절의 굴곡을 보였으며, 1.8m/s와 2.1m/s에서는 같은 수치를 보였다.

2. 하지 관절의 외전 모멘트와 각도

보행 속도에 따른 무릎과 힙 관절의 최대 외전 모멘트와 최대 모멘트 발생 시점의 무릎과 힙 관절의 각도는 <표 3>과 같이 나타났다.

무릎 관절 최대 외전 모멘트는 보행 속도에 따라 유의한 차이를 나타내었다($F=1.71$ $p=.215$). 그리고 1.5m/s(-0.35±0.14Nm/Kg), 1.8m/s(-0.39±0.17Nm/Kg), 2.1m/s(-0.4±0.21Nm/Kg)로 보행 속도가 빨라질수록 무릎 관절 최대 외전 모멘트는 조금씩 증가하였다.

힙 관절 최대 외전 모멘트는 보행 속도에 따라 유의한 차이를 나타내었다($F=5.03$, $p=.05$). 보행 속도가 1.5m/s(-0.89±0.13Nm/Kg), 1.8m/s(-0.98±0.14Nm/Kg), 2.1m/s(-1.01±0.12Nm/Kg)로 증가함에 따라 힙 최대 외전 모멘트도 조금씩 증가하는 유형을 보였다.

무릎 관절 최대 외전 모멘트 발생 시점의 무릎 관절

각도는 보행 속도에 따라 유의한 차이가 없었으며($F=0.36$, $p=.7$), 보행 속도가 1.5m/s($5.08\pm 7.05^\circ$), 1.8m/s($5.51\pm 8.08^\circ$), 2.1m/s($5.58\pm 8.61^\circ$)로 증가하였음에도 불구하고 최대 외전 모멘트 발생 시점의 무릎각도는 변화하지 않았다.

힙 관절 최대 외전 모멘트 발생 시점의 힙 관절 각도는 보행 속도에 따라 유의한 차이가 없었으며($F=0.36$, $p=.7$), 무릎각도의 변화와 같이 1.5m/s($4.65\pm 3.57^\circ$), 1.8m/s($4.29\pm 3.34^\circ$), 2.1m/s($4.22\pm 2.92^\circ$)로 보행 속도가 증가하였음에도 불구하고 최대 외전 모멘트 발생 시점의 힙 관절 각도는 변화하지 않았다.

IV. 논 의

보행 동작은 보행 속도에 따라 시상면에서 관찰되는 신전과 굴곡 운동으로 보행동작에서 하지 관절에 가장 크게 영향을 미치는 요인이다(Eng, & Winter, 1995).

Arampatzis, A., Brüggemann, G. p., & Metzler V.(1999)는 전진 속도가 증가하게 되면 무릎 관절 최대 신전 모멘트는 함께 증가하는 반면 무릎 관절의 각도는 감소하는 것으로 보고하였다. Holden et al.(1997)는 보행 속도에 따른 무릎관절 모멘트의 변화에 대한 연구에서 보행 속도가 증가함에 따라 무릎 관절의 최대 신전 모멘트가 비례적으로 증가하는 것으로 보고하였다.

본 연구에서는 보행 속도가 증가함에 따라 무릎 관절의 최대 신전 모멘트 값도 함께 증가하여 위의 선행 연구들과 같은 결과를 도출하였다. 그러나 무릎의 신전과 굴곡각도에서는 선행연구와 다른 결과를 나타내었다. 이는 Arampatzis et al.(1999)은 최대 무릎의 각도를 측정할 반면, 본 연구에서는 최대 굴곡 모멘트와, 신전 모멘트가 발생하는 두 시점을 찾아내어, 그 시점의 무릎 관절각을 측정하였기 때문이다.

그러므로 관절에서 작용하는 모멘트와 각도의 상관 관계를 본 연구에서 보다 명확하게 설명할 수 있을 것으로 생각된다. 그 결과 무릎 관절 최대 신전 모멘트는 속도가 증가함에 따라 무릎 관절이 더욱 굴곡되면서 발생한다는 것을 알 수 있었다.

<그림 2>에서 보는 바와 같이 무릎 관절 최대 신전

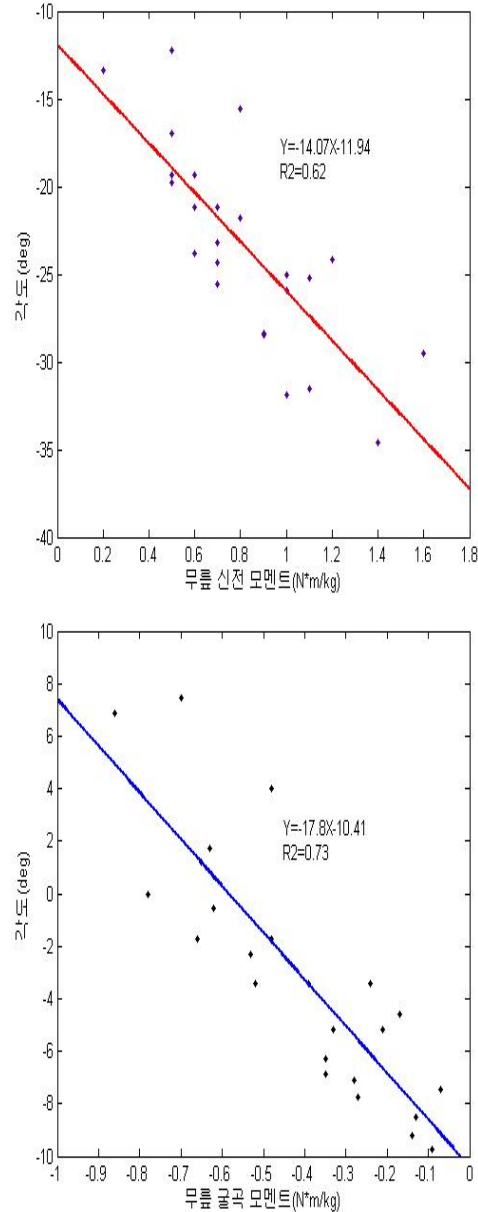


그림 2. 보행 속도에 따른 무릎 최대 신전/굴곡 모멘트와 발생 시점 무릎 각도의 근사식

모멘트와 발생 시점의 각도를 적합도가 가장 높은 2차 곡선으로 근사된 곡선식($Y=-14.07X-11.94$)의 값을 산출한 결과 설명력($R^2=0.62$)이 높았다.

무릎 관절 최대 굴곡 모멘트와 발생 시점의 각도는 <표 1>, <표 2>에서 보는 바와 같이 보행 속도가 증가함에 따라 무릎 관절 최대 굴곡 모멘트는 감소하는 반

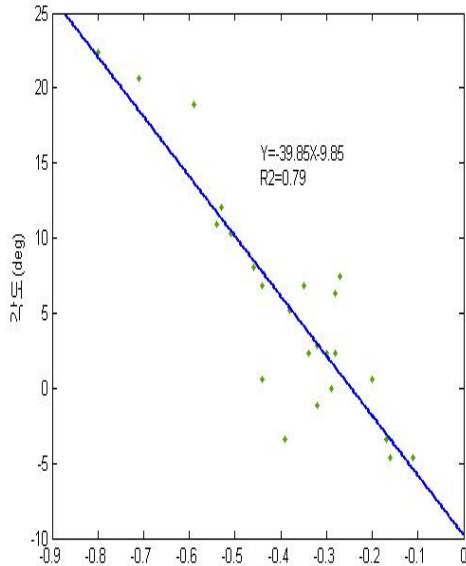


그림 3. 보행 속도에 따른 무릎 최대 외전 모멘트와 발생 시점 무릎 각도의 근사식

면 조금씩 굴곡되는 경향을 보였지만 그 변화가 그리 크지 않아 무릎 관절 각도는 통계적으로도 유의한 차이는 없었다. 그러나 <그림 2>에서 보는 바와 같이 무릎 관절 최대 굴곡 모멘트와 발생 시점의 각도를 적합도가 가장 높은 2차 곡선으로 근사된 곡선식 ($Y = -17.8X - 10.41$)의 값을 산출한 결과 설명력($R^2 = 0.73$)이 높았다.

보행동작에서 내, 외전 운동은 신체의 균형을 나타내는데 아주 중요한 요소라고 할 수 있다(Eng, & Winter, 1995). 무릎에서 나타난 외전 모멘트는 보행주기 약 35% 구간 즉, 중간 입각기에서 오른발이 떨어지는 시점에서 발생하였는데, 이는 오른발에서 왼발로 무게중심이 이동하는 시점이라고 볼 수 있다. 무릎 관절 최대 외전 모멘트와 발생 시점의 각도는 <표 3>에서 보는 바와 같이 보행 속도가 증가함에 따라 무릎 관절 최대 외전 모멘트와 각도가 조금씩 상승되었으나, 그 변화의 폭이 매우 적었다. 그리고 <그림 3>에서 보는 바와 같이 무릎 관절 최대 내전 모멘트와 발생 시점의 각도를 적합도가 가장 높은 2차 곡선으로 근사된 곡선식 ($Y = -39.85X - 9.85$)의 값을 산출한 결과 설명력($R^2 = 0.79$)이 높았다.

힙 관절 최대 신전 모멘트, 굴곡 모멘트와 발생 시점의 힙 관절 각도는 보행 속도가 증가함에 따라 그 정도의 차이는 있었으나 모멘트와 각도의 증가를 보였다. 그러나 least square method를 이용하여 적합도를 실시한 결과 R^2 의 수치가 평균 0.2-0.3으로 근사곡선의 설명력이 매우 낮게 나타나 근사된 곡선식을 산출할 수 없었다.

보행 속도의 증가는 신체 운동량의 증가를 가져오며, 이렇게 증가된 신체 운동량은 보행주기 중 초기단계, 발이 지면에 닿는 입각기에서 무릎과 힙의 관절 모멘트에 영향을 주어 최대 신전과 굴곡 모멘트의 상승을 발생시킨다. 그리고 최대 모멘트의 발생 시점 무릎 관절 각도는 보행 속도가 증가함에 따라 무릎 관절의 굴곡 현상을 보였다. 힙 관절 각도는 초기 접지기의 굴곡 각도가 커지고 후기 접지기에는 신전 각도가 커지는 현상을 보였다. 무릎과 힙 관절의 최대 외전 모멘트는 체중 부하기의 같은 시점에서 나타났다. 이때 무릎과 힙 관절의 각도는 동시에 내전의 움직임을 보였고, 보행 속도가 증가함에 따라 무릎 관절 내전 각도는 변화는 거의 없었다(Winter, 1990).

본 연구를 통해 보행 속도가 무릎과 힙 관절의 최대 모멘트와 각도에 미치는 영향을 분석하였을 뿐만 아니라 무릎 관절에서 발생된 최대 신전, 굴곡, 외전 모멘트와 최대 모멘트 발생 시점의 무릎과 힙 관절 각도의 상관관계를 설명할 수 있는 근사식을 제시하였다. 이와 같은 결과는 보행 속도에 따른 하지관절에 미치는 영향을 알아보는데 도움이 될 뿐만 아니라, 운동처방 및 재활프로그램에 적용되어 신체적 특성과 능력에 맞는 보행 속도를 제시함으로써 무릎 관절의 상해 방지 그리고 재활 프로그램의 기초 자료로 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

IV. 결론

본 연구의 목적은 보행 속도의 차이에 따른 최대 관절 모멘트와 최대 모멘트 발생 시점의 관절 각도 상관관계를 규명하는데 있다. 본 연구는 8명의 20~30대 남

성을 대상으로 보행 속도의 3가지 단계(1.5m/s, 1.8m/s, 2.1m/s)를 나누어 각각의 속도에 따른 보행을 실시하여 얻어진 결론은 다음과 같다.

1. 보행 속도가 증가함에 따라 무릎 최대 신전 모멘트도 증가하였고, 굴곡, 외전 모멘트는 큰 영향을 받지 않았다.

2. 보행 속도가 증가함에 따라 최대 신전 모멘트가 발생하는 시점의 무릎 관절 각도는 1.8m/s까지 굴곡의 움직임이 커졌으나, 최대 굴곡, 외전 모멘트가 발생하는 시점의 무릎 관절 각도에는 변화가 없었다.

3. 보행 속도가 증가함에 따라 힙 최대 신전, 굴곡, 외전 모멘트는 증가하였다.

4. 보행 속도가 증가함에 따라 최대 굴곡과 신전 모멘트가 발생하는 시점의 힙 관절 각도에서 신전과 굴곡의 증가 현상을 보였으나, 최대 외전 모멘트가 발생하는 시점의 무릎 관절 각도에는 변화가 없었다.

5. 무릎 최대 신전, 굴곡, 외전 모멘트와 각 모멘트의 발생 시점의 무릎 관절 각도는 least square method를 이용하여 적합도를 실시한 결과 R^2 값이 높게 나타나 상관관계의 설명력이 높았다. 이렇게 근사된 곡선의 근사식은 보행 속도에 따른 무릎 관절의 평가 자료로 이용될 것으로 기대된다.

참고문헌

- 김태완(2006). 보행속도가 비만인의 하지관절각과 지면 반발력에 미치는 영향. *한국운동역학회지*, 16(4), 83-94
- Arampatzis, A., Bruggemann, G., & Metzler, V.(1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinematics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1349-1353
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R.(1997). Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait & Posture*, 5, 13-20
- Devita, P., & Hortobagyi, T.(2003). Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *Journal of Biomechanics*, 36, 1355-1362
- Eng, J. J., & Winter, D. A.(1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model?. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 753-758
- Hamill, J., & Knutzen, K. M.(1995). Biomechanical Basis of Human Movement. *Williams & Wilkins*.
- Holden, J. P., Chou, G., & Stanhope, S. J.(1997). Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 12, 375-382.
- Jansen, E. C., & Jansen, K. F.(1978). Vis-velocitas-via: Alteration of foot-to-ground forces during increasing speed of gait. *Biomechanics IV-A*, (Baltimore, NJ: University Park Press.)
- Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng*, 7, 282-288
- Linden M. L., van-der. Kerr, A. M., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., & Robb, J. E.(2002). Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *J Pediatr Orthop*, 22, 800-806
- Rose-Jacobs R.(1983). Development of gait at slow, free, and fast speeds in 3 and 5 year old children. *Phys Ther*, 63, 1251-1259
- Stansfield, B. W., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., Lawson, A. M., Loudon, I. R., & Mann, A. M.(2001). Sagittal joint angles, moments and powers are predominantly characterised by speed of progression, not age, in 7 to 12 year old normal children walking at self selected speeds. *J Pediatr Orthop*, 21, 403-411
- Tirosh, O., & Sparro, W. A.(2005). Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait

termination. *Gait and Posture*, 21, 279-288.

Winter, D. A.(1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2rd. ed. John Wiley & Sons, Inc.

Zatsiorsky, V. M.(2002). *Kinetic of human motion*. Champaign, IL : Human Kinetics.

투 고 일 : 4월 30일

심 사 일 : 5월 6일

심사완료일 : 6월 12일