의공학회지 : 제18권, 제1호, 1997
J. of KOSOMBE : Vol. 18, No. 1

연 구 논 문
97-18-1-09

Treadmill에서의 경사로 정상보행에 관한 동작분석

김영호·양길태·문무성

= Abstract =

Motion Analysis of Treadmill Walking with Various Slopes at a Normal Speed

Youngho Kim, Giltae Yang and Museong Mun

Kinematic and kinetic studies were performed to investigate the walking characteristics on a treadmill with various slopes at the same speed of 1.25m/sec. Six different slopes of the treadmill were selected : -4%(-2.3°), 0%(0°), 5%(2.9°), 10%(5.7°), 15%(8.6°), and 20%(11.3°). With increased slopes of the treadmill, both hip and knee flexion angles significantly increased at initial contact, and the maximum hip flexion during swing phase and the maximum knee flexion during stance phase also significantly increased. Ankle dorsiflexion angle at initial contact and the maximum dorsiflexion increased with increased slopes. However, the maximum plantarflexion in early swing was slightly reduced with increased slopes. Hip extension in late stance and the maximum knee flexion in early swing was not changed significantly with increased slopes. As for the vertical ground reaction force, compared to the ground level walking, both the first and the second peak forces increased, but the mid-support force decreased.

Key words : Motion Analysis, Treadmill Walking, Slope, Ground Reaction Force

서 론

인간이 보행한다는 것은 하지가 체중을 지탱하고 몸 전체의 균형을 유지하는 것이며, 한 곳에서 다른 곳으로 이동하는 기능을 하는 것이다. 보행은 인간의 신경조직과 근골격 조직 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정으로 이루어진다[1,2]. 인체속성에 따라 보행형태는 사람에 따라 다소 차이가 있으나 일반적으로 해부학적 구조와 생리학적 구성은 기본적으로 동일하므로 인간의 이동운동은 건강한 성인의 경우 유사한 형태를 지니게 된다.

일반적으로 알려진 지면자유보행에서의 관절운동을 요약하면 다음과 같다[2-5]. 지면자유보행의 경우, 일반적으로 고관절은 한 보행주기 동안 한번씩 굴곡과 신전을 한다. 고관절은 유각기의 중간위치에서 최대로 굴곡하고 대퇴부는 입각기의 시작까지 굴곡한 상태를 유지하게 된다. 입각기가 끝나기 직전에 최대신전에 도달하고 그 후 고관절은 다시 굴곡하기 시작한다. 슬관절은 한 보행주기 동안 두번 굴곡과 신전이 정점에 이르는데, 발뒤축접지기 이전에 최대로 신전하고 입각기굴곡 동안에는 굴곡하였다가 유각기 중간에 이르러 신전하고 다시 굴곡하여 유각기 초기 동안에 최대굴곡에 이른다. 그 후 슬관절은 발뒤축접지기 이전에 다시 신전하게 된다. 족관절은 발뒤축접지기에 보통 중립위치에서 몇 도의 범위 내에 있다가 저굴하여 발이 지면에 평평하게 닿게 한다. 족관절은 입각기가 진행됨에 따라 저굴에서 배굴로 전환되며 발뒤축이 지면에서 떨어질 때까지 저굴로 다시 변화한다. 족관절은 유각기 동안에 발가락이 지면에서 떨어질 때까지 배굴로 움직이며, 그 이후에 다음 발뒤축접지기 전까지 중립위치를 유지한다.

한편 국민의 건강과 복지가 증진됨에 따라 현재 tread-

재활공학연구센터
Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center
본 연구는 95년도 보건복지부 보건의료기술연구개발사업 및 96년도 선도기술개발과제 의료공학 (HMP-95-G-2-18) 연구비 지원에 의한 결과임.
통신저자 : 김영호, (403-120) 인천시 부평구 구산동 47-3 재활공학연구센터, Tel. (032)500-0584, Fax. (032)512-9794

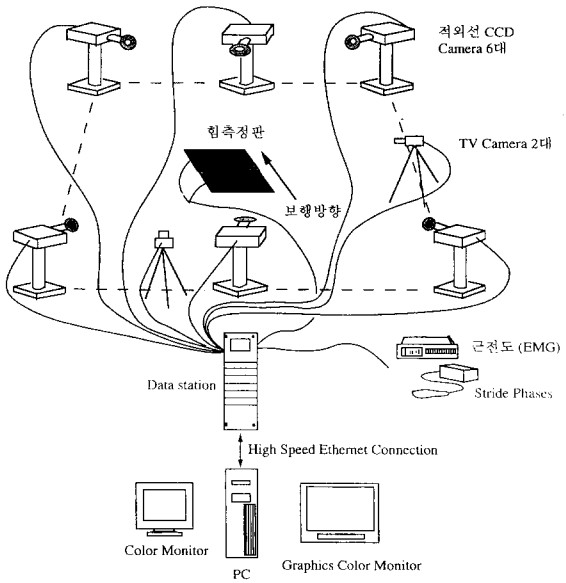

그림 1. 동작분석을 위한 장비의 개략도
Fig. 1. The schematic of apparatus for motion analysis

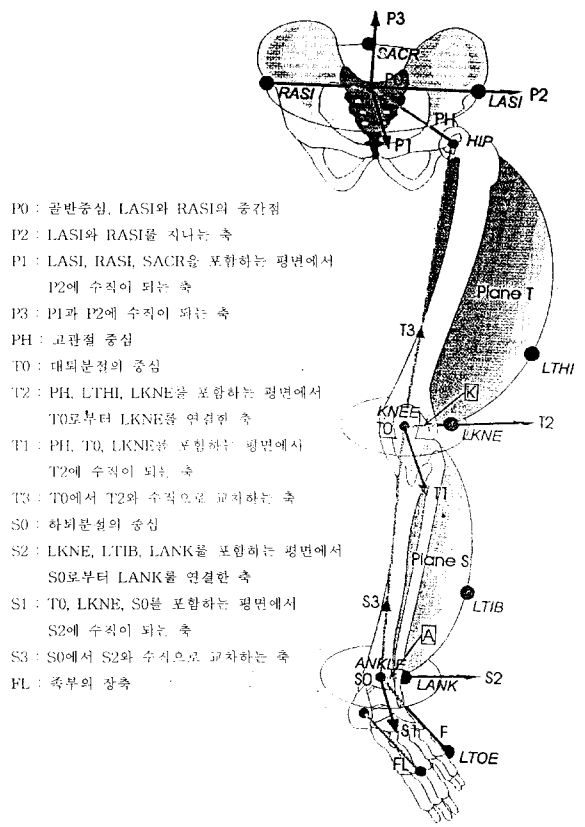

그림 2. 하지 운동분석을 위한 운동학 모델 분절축
Fig. 2. Kinematic model segment axes for lower extremity motion analysis

mill은 보행훈련 및 스포츠 활동을 위해 매우 널리 사용되고 있으며 최근 이에 관한 외국의 연구결과가 소개되고 있다. 그러나 국내에서는 정상인의 운동특성에 관한 표준 데이터의 부재로 말미암아 관련 연구 및 산업에서 이를 절실히 요구하고 있다. 따라서 본 연구의 목적은 일정한 속도로 움직이는 treadmill 위에서 여러 각도의 경사로 보행에 관한 운동특성을 분석하고 동시에 지면반발력을 측정하여 지면에서의 수평자유보행과 비교하고자 한다.

방 법

실험에 참여한 피검자는 20대 성인 남자를 대상으로 하였으며, 피검자 수는 총 49명이었다. 피검자들의 평균 나이, 체중, 신장은 각각 21.5세(19.1세-25.7세), 171.4cm(153.3cm-182.5cm), 65.9kg(53.7kg-79.5kg)이었다. 피검자에 대한 임상적 자료는 시각적 검토와 개인별 병력을 조사하고 특별한 외관상의 이상이 없고, 보행 역시 이상이 없는 사람들로 선정하였다.

실험장치인 treadmill은 가로, 세로가 각각 140cm, 50cm로 2개의 압전식(piezoelectric) 힘측정판[6]을 앞뒤로 설치하고 경사도에 따라 5초 동안 각 발의 수직 지면반발력을 측정하였다. 좌우측 발을 판별하기 위해서, treadmill의 우측에 광전센서(photoelectric sensor)를 설치하였고 피검자의 우측발 외측에 작은 반사테이프를 부착하였다.

이와 동시에 피검자의 운동형상학적(kinematic) 특성을 파악하기 위해서, 적외선 카메라 6대, 25mm 반사마커, CCD 카메라 2대, VCR, 데이터 처리장치(VICON 370), 컴퓨터 등이 사용되었다. 모든 실험장치는 data station에 연결되어 시간적으로 일체화 되도록 되어 있으며, 실험 시 측정되는 모든 데이터들은 data station을 통하여 컴퓨터로 전달된다(그림 1). 그림 2는 하지 운동분석을 위한 운동학 모델로, 적외선 카메라들이 인식하는 마커들을 피검자의 천골(sacrum), 좌우 anterior superior illiac spine(ASIS), 좌우측대퇴부, 좌우측 무릎, 좌우측 경골부, 좌우측 발목, 좌우측 발가락, 좌우측 발뒤축에 부착하고 force plate가 설치되어 있는 walkway를 보행하도록 하였다[7]. 피검자의 부자연스러운 보행을 방지하기 위하여, 실험실에서 충분한 보행연습을 시킨 후 평상시의 자연스러운 자유보행이 되었을 때 보행실험을 시작하였다.

Treadmill의 속도는 정상인의 자유보행 속도라고 할 수 있는 1.25m/sec로 모든 피검자에게 같게 적용하였으며, treadmill의 경사각도는 -4%(-2.3°), 0%(0°), 5%(2.9°), 10%(5.7°), 15%(8.6°), 20%(11.3°) 등으로 설정하였다. 각 경사도에 대해서, 피검자가 최소 3분 동안

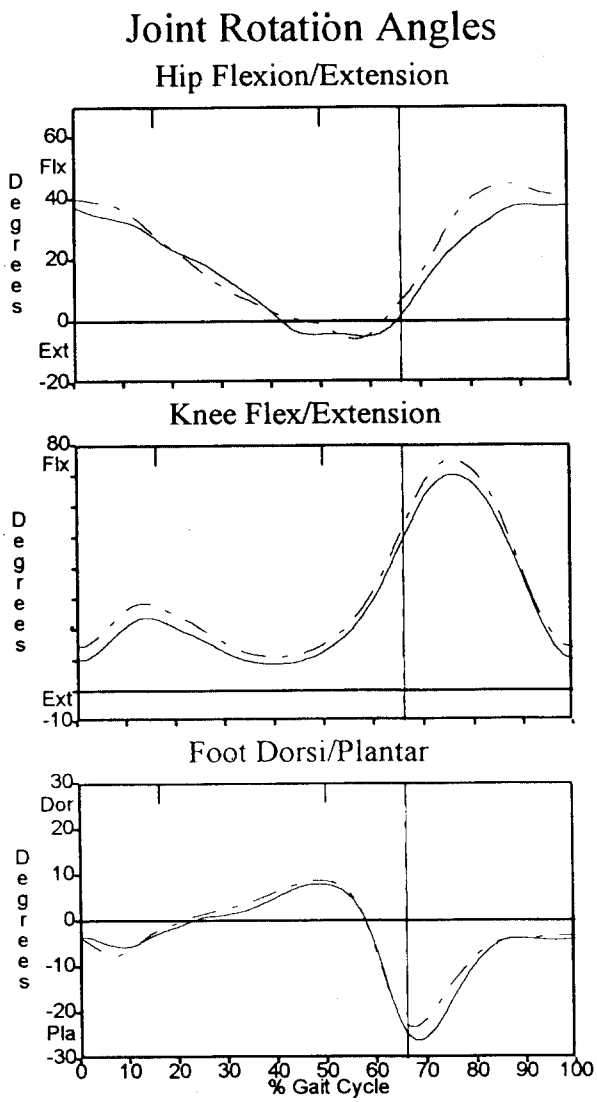

그림 3. -4%(-2.3°) 경사의 treadmill 보행에 관한 시상면 관절운동(실선 : 좌측, 점선 : 우측)

Fig. 3. Joint motions in the sagittal plane for treadmill walking with -4%(-2.3°) slope(solid line : the left side, dotted line : the right side)

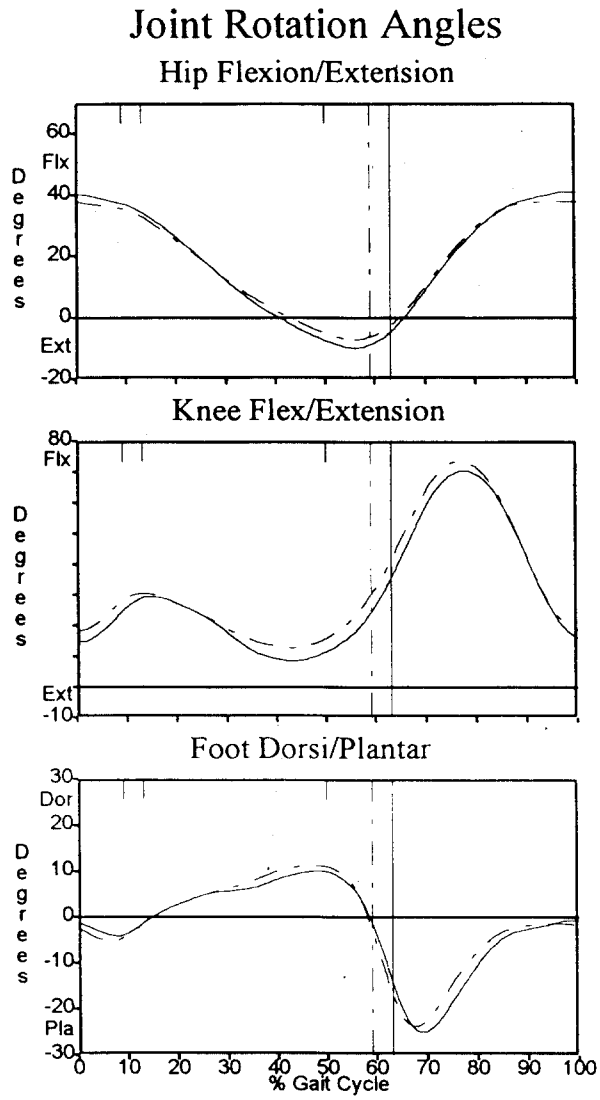

그림 4. 0%(0°) 경사의 treadmill 보행에 관한 시상면 관절운동(실선 : 좌측, 점선 : 우측)

Fig. 4. Joint motions in the sagittal plane for treadmill walking with 0%(0°) slope(solid line : the left side, dotted line : the right side)

treadmill 속도에 적응할 수 있도록 한 후 5초 동안 데이터를 수집하였다. 각 피시험자에 대해서는 5차례의 지면반발력 데이터를 좌우측 구별 없이 treadmill 경사도에 따라 평균치를 내었다.

결과 및 고찰

1. 동작분석

그림 3에서 그림 6까지는 각각 -4%(-2.3°), 0%(0°), 10%(5.7°), 20%(11.3°)의 경사의 treadmill 위에서 보행하는 동안 고관절, 슬관절, 족관절의 운동을 한 보행주기를 기준으로 하여 도시한 것이며, 그림에서 실선은 좌측이고 점선은 우측의 운동을 나타낸다. Treadmill에서의 수평자유보행(0% 경사)의 경우, 각 관절의 움직임은 지면자유보행의 경우와 거의 유사함을 보였다(그림 4). 내리막 경사로(-4% 경사)를 보행하는 경우에는 고관절과 슬관절의 운동은 지면자유보행과 비슷하나 입각기 동안의 족관절 배굴이 작아지며 유각기 초반의 저굴이 커짐을 알 수 있었다(그림 3). 오르막 경사로를 보행하는 경우 특히 고관절과 슬관절의 운동이 현저하게 달라짐을 알 수 있었

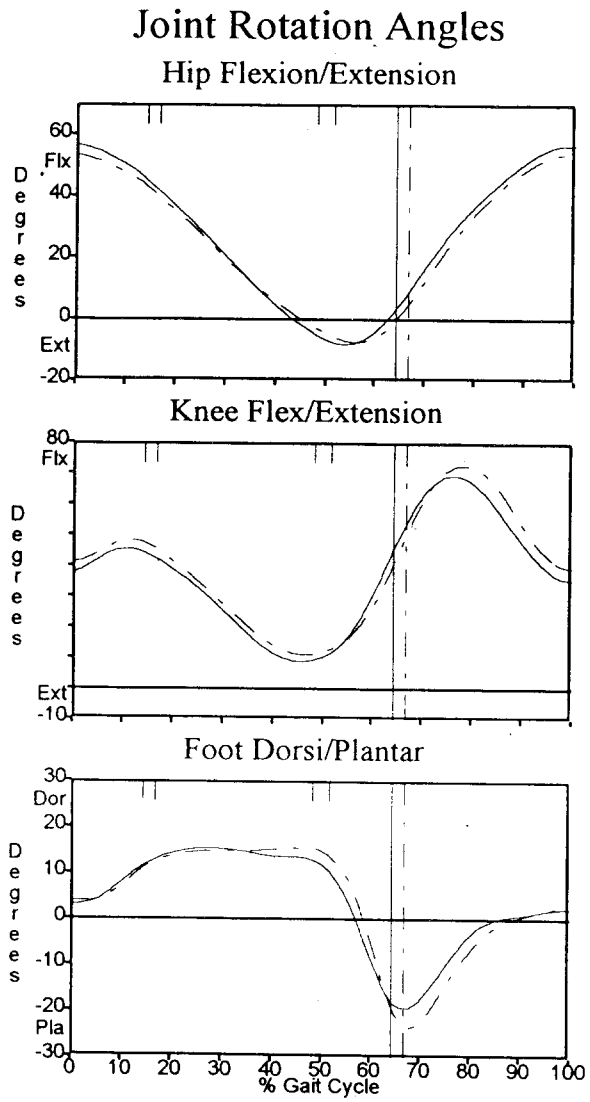

그림 5. 10%(5.7°) 경사의 treadmill 보행에 관한 시상면 관절운동(실선 : 좌측, 점선 : 우측)
Fig. 5. Joint motions in the sagittal plane for treadmill walking with 10%(5.7°) slope(solid line : the left side, dotted line : the right side)

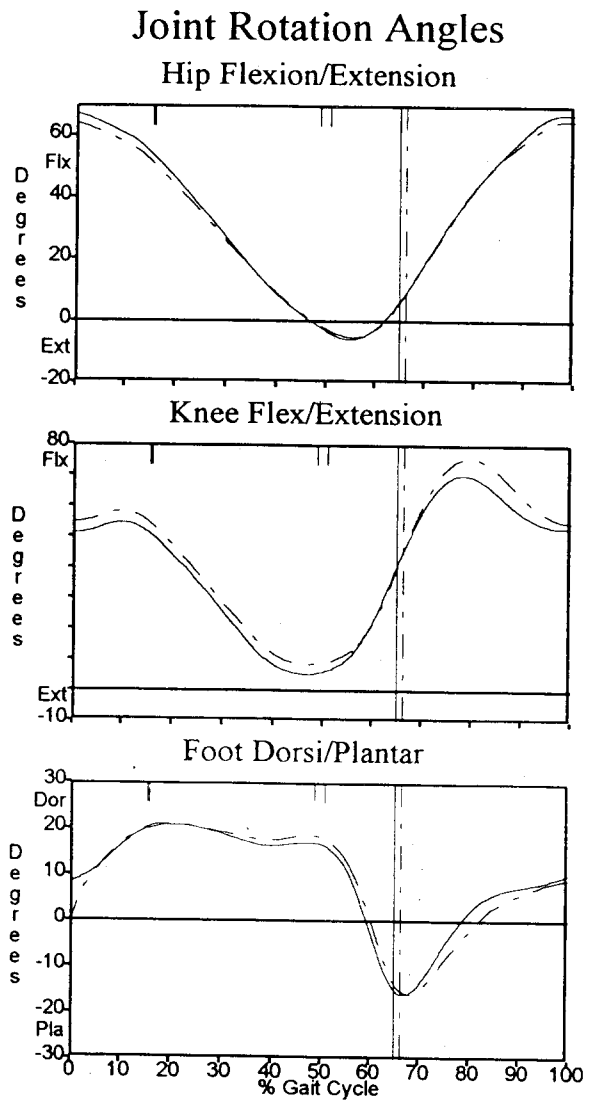

그림 6. 20%(11.3°)경사의 treadmill 보행에 관한 시상면 관절운동(실선 : 좌측, 점선 : 우측)
Fig. 6. Joint motions in the sagittal plane for treadmill walking with 20%(11.3°) slope(solid line : the left side, dotted line : the right side)

는데, 발뒤축접지 순간의 고관절 및 슬관절 굴곡이 현저하게 증가되었다. 또한 입각기동안의 슬관절 최대굴곡은 현저하게 증가하며 최대신전은 다소 감소함을 알 수 있었다. 그러나 입각기 말기의 고관절 최대신전 및 유각기 초기의 슬관절 최대굴곡은 treadmill 경사각도에 따라 큰 차이를 보이지 않았다(그림 5, 그림 6).

표 1에서는 지면에서의 수평자유보행과 treadmill 보행의 각 관절운동을 요약하여 비교하고 있다. 표에 나타난 세 개의 지면보행 데이터들은 각각 본 연구, Kluster등[8], Ounpuu등[9]의 지면 수평자유보행에 관한 결과들로, 서로 매우 유사함을 알 수 있다. 경사가 심해질수록 고관절의 운동이 가장 현저한 변화를 보이는데, 발뒤축접지 순간의 고관절 각도가 현저하게 증가하며 유각기 최대굴곡 역시 현격히 증가한다. 슬관절 운동 역시 경사각도의 증가에 의한 영향을 크게 받고 있는데, 발뒤축접지 순간의 관절각도 및 입각기의 최대굴곡이 현저하게 증가되며, 입각기 동안의 최대신전은 약간 감소하는 경향을 보인다. 족관절은 경사각도가 증가함에 따라 발뒤축접지 순간의 각도와 최대배굴이 현저하게 증가한다. 그러나 유각기 초기에 찾아볼 수 있는 최대저굴은 다소 감소함을 알

표 1. Treadmill 에서의 경사보행과 지면수평자유보행에 관한 관절운동
Table 1. Joint motions for the overground walking and the treadmill walking with various slopes

Joint	Creterion measure	지면 수평자유보행(mean/sd)			Treadmill 경사로 보행(mean/sd)					
			Kuster et al.[8]	Ounpuu et al.[9]	-4%	0%	5%	10%	15%	20%
Ankle	Position at heel strike*	-0.6/1.7	2/4.4	-1.8/4.0	-3.5/0.1	-1.3/0.1	-0.4/1.4	3.1/1.6	5.1/1.1	8.2/1.1
	Plantarflexion maxima*	-14.0/5.3		-16.2/6.5	-26.1/1.0	-24.9/0.1	-21.7/3.2	-19.3/2.0	-18.1/0.7	-15.9/1.2
	Position at toe-off	-8.3/6.2	-15/7.3	-11.8/7.5	-24.3/1.6	-10.2/0.6	-13.4/0.8	-17.3/3.3	-15.8/0.8	-13.3/1.7
	Dorsiflexion maxima*	11.9/3.9	11/4.5	13.2/4.3	7.9/0.7	10.1/0.2	12.5/1.1	15.3/0.9	16.8/2.2	20.8/0.5
Knee	Position at heel strike*	13.1/3.6	11/5.0	11.2/4.9	9.9/0.9	14.8/1.0	29.3/1.7	37.1/2.8	46.0/1.6	51.0/1.5
	Flexion maxima in stance*	25.6/5.9	24/8.5	22.1/5.7	23.8/1.9	29.4/1.1	39.3/1.9	45.4/1.1	50.8/3.7	54.4/1.4
	Extension maxima in stance*	10.7/4.6	11/5.0	8.7/6.8	8.6/2.0	8.5/0.3	8.0/1.1	8.8/0.3	6.1/0.7	5.2/0.5
	Flexion maxima in swing	67.8/4.5	63/4.0	65.8/5.5	70.1/0.4	70.4/0.8	70.7/1.0	69.0/1.0	70.2/0.8	70.1/0.9
Hip	Position at heel strike*	38.5/5.6	23/8.0	33.2/4.9	37.5/3.5	40.2/0.2	50.9/1.7	56.7/0.8	61.9/1.7	67.3/1.5
	Ext. maxima in late stance*	-5.9/5.4	-8.5/4.8	-8.2/4.6	-4.9/1.6	-9.7/0.5	-7.9/1.3	-8.3/1.2	-8.1/0.5	-5.7/0.9
	Flexion maxima in swing*	38.0/5.4	26/6.5	35.5/5.3	37.9/1.3	40.9/0.6	50.5/1.8	56.6/0.3	62.5/1.4	67.1/0.9

Note : "*"는 통계학적으로 뚜렷한 차이를 보임($p<0.05$)

수 있었다. Kluster 등[8]은 같은 논문에서 지면에서의 내리막보행에 관한 결과를 보고하였으나, 경사각도가 -19%(-10.76°)로 본 연구의 결과와 직접 비교하기는 어렵다고 생각된다. 그러나 경사각도가 고관절 및 슬관절에서의 영향을 가장 민감하게 받고 있음은 본 연구의 결과와 일치한다.

2. 지면반발력

지면반발력은 가장 중요한 역학적 보행인자로, 이를 이용해서 각 관절에 작용하는 모멘트 및 일률의 계산이 가능하다. 본 연구에서는 지면반발력을 분석하기 위해 그림 7과 같이 지면반발력의 인자들을 정의하였다. 제 1, 2절정력은 시간-힘 그래프에서의 입각기 전후기에 해당되는 최대 지면반발력이며 중간지지력은 제 1, 2 절정력 사이에서의 최소치이다.

일반적으로 제 1절정력은 발뒤축접지기의 후기에 하중을 수용하는 시기에 해당되는 지면반발력으로, 전체 보행주기의 약 10-15%에 형성되며 자유보행시 체중의 약 110% 정도가 보통이다[4,5]. 중간지지력은 중간입각기(mid-stance), 즉 발바닥접지기(foot-flat)와 발뒤축들림기(heel-off) 사이의 시기에 유각기의 다리가 입각기의 다리를 지나고 두 발이 서로 옆에 놓일 때 작용하는 힘으로, 전체 보행주기의 30%에 해당하며 체중의 약 70-80% 정도이다[4,5]. 제 2절정력은 전체 보행주기의 약 45-50%의 발뒤축들림기의 시작으로 인해 가속도가 아래쪽으로 향함에 의해 형성되는 힘으로, 그 크기는 제 1 절정력과 유사하다[4,5].

그림 8은 동일한 피검자가 기울기 -4%(-2.3°), 0%

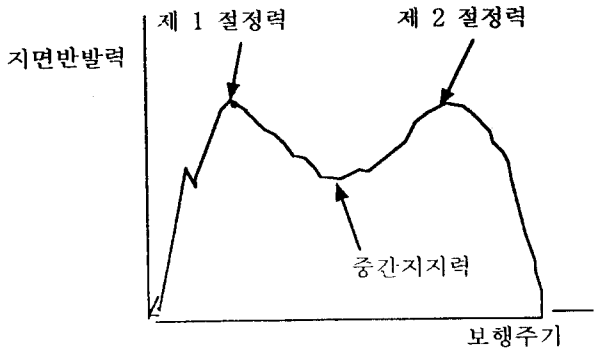

그림 7. 수직 지면반발력의 주요 인자에 관한 정의
Fig. 7. Definition of major parameters of the vertical ground reaction force

(0°), 10%(5.7°), 20%(11.3°)의 treadmill 경사로를 1.25m/sec의 속도로 맨발로 걸을 때의 지면반발력으로 5초 동안 얻어진 복수의 데이터들이 여러 종류의 다른 선들로 나타나 있다. 이 때의 수직 지면반발력은 힘측정판에 대하여 수직인 힘을 의미한다. 반발력은 각 피검자의 체중으로 무차원화하였고, 시간은 한 보행주기로 무차원화시켜 표시하였다. 좌우측 발의 지면반발력은 거의 동일하며, 경사도가 커질수록 제 1절정력이 증가하는 반면, 중간지지력은 감소함을 알 수 있었다. 지면자유보행과 비교할 때, 경사도가 증가할수록 제 1절정력과 제 2 절정력은 증가하고 중간지지력은 감소함을 알 수 있었다.

일반적으로 treadmill 보행은 지면자유보행에 비해 역학적으로 다소 차이가 있음이 최근 발표된 바 있다. 영상분석 및 에너지, 근전도 등을 측정하여 이러한 차이점을

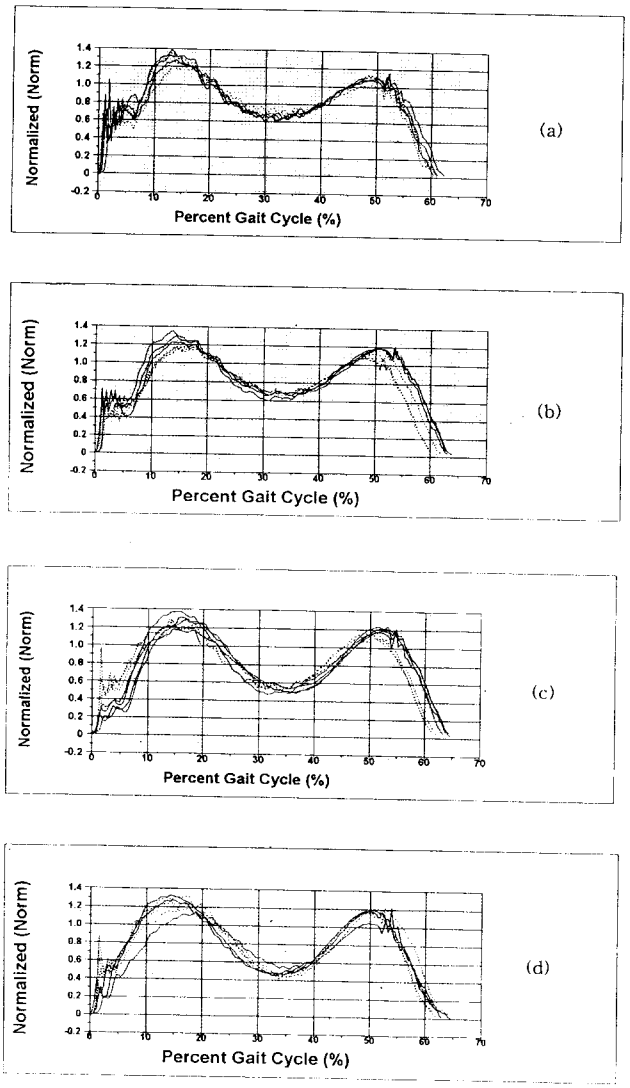

그림 8. Treadmill 경사로 보행에서의 수직 지면반발력
(a) -4%(-2.3°) 경사 (b) 0%(0°) 경사 (c) 10%(5.7°) 경사 (d) 20%(11.3°) 경사

Fig. 8. Vertical ground reaction forces on sloped treadmills (a) -4%(-2.3°) slope (b) 0%(0°) slope (c) 10%(5.7°) slope (d) 20%(11.3°) slope

규명하고자 하는 노력이 있었으나, 확실한 역학적 차이점을 밝히지 못했다[10,11]. 그러나 최근의 연구결과에 따르면, treadmill의 이송속도에 따라, 하중수용기가 빨리 나타나고 발뒤축들림기가 지연됨에 의해서 제 1 절정력과 제 2 절정력이 다소 증가되며 이러한 현상은 보행속도가 증가될수록 더욱 현저하게 나타나게 된다[11,12].

본 연구를 통해서, treadmill 위에서의 경사로 보행에 대한 관절운동은 지면수평보행에 비하여 고관절과 슬관절의 운동이 크게 변화함을 알 수 있었다. 현재 각 관절에 작용하는 모멘트 및 일률 등에 관한 연구 및 자유보행 뿐 아니라 경사로에서의 주행에 관한 동작분석 연구를 계속 진행할 예정이다.

결 론

본 연구를 통해서 지면 수평자유보행과 treadmill 위에서의 경사로 보행을 운동분석을 통하여 비교하였다. 각 관절운동의 굴곡과 신전의 기본적인 형태는 전반적으로 유사하나, 경사각도가 증가할수록 발뒤축접지 순간의 고관절 각도가 현저하게 증가하며 유각기 최대굴곡 역시 현격히 증가한다. 슬관절 운동 역시 경사각도가 커짐에 따라 큰 영향을 받고 있는데, 발뒤축접지 순간의 관절각도 및 입각기의 최대굴곡이 현저하게 증가되며, 입각기 동안의 최대신전은 약간 감소하는 경향을 보인다. 족관절은 경사가 심해짐에 따라 발뒤축접지 순간의 각도와 최대배굴이 현저하게 증가한다. 유각기 초기에 찾아볼 수 있는 최대저굴은 다소 감소함을 알 수 있었다. 경사각도가 증가함에 따라, 지면자유보행에 비하여 제 1절정력, 제 2절정력은 증가하고 중간지지력은 감소하였다.

참 고 문 헌

1. J. Perry, *Gait analysis:Normal and pathological function*, Slack Inc., New Jersey, pp.3-7, 1977.
2. R. L. Craik and C. A. Oatis, *Gait analysis:Theory and application*, Mosby-Year Book Inc., St. Louis, pp.9-14, 1995.
3. G. W. Nuber, *"Biomechanics of the foot and ankle during gait"*. Clin Orthop vol. 102, pp.18-28, 1974.
4. D. H. Sutherland, R. Olshen, L. Cooper and S. L. Woo, *"The development of mature gait"*, J Bone Joint Surg, vol. 62-A, no. 3, pp.336-53, 1980.
5. C. C. Norkin and P. K. Levangie, *Gait in joint structure and function:A comprehensive analysis*, pp.448-95, 1992.
6. Kistler Inc.:*Gaitway manual*, Kistler Inc., 1995.
7. R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski and J. R. Gage, *"A gait analysis data collection and reduction technique"*, Human Movement Sci, vol. 10, pp. 575-87, 1991.
8. M. Kuster, S. Sakurai and G. A. Wood, *"Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking"*, Clin Biomech, vol. 10, no. 2, pp.79-84, 1995.
9. S. Ounpuu, R. B. Davis, and P. A. DeLuca, *"Joint kinetics:methods, and interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy*

and myelomeningocele", Gait and Posture, vol. 4, no. 1, pp.62-78, 1996.

10. J. Isacson, L. Gransberg and E. Knutsson, "*Three-dimensional electrogoniometric gait recording*", J Biomech, vol. 19, pp.627-35, 1986.
11. H. J. Yack, C. Tucker and W. H. Collins, "*Comparison of overground and treadmill vertical ground reaction forces*", Gait and Posture vol. 3, no. 2, pp.86, 1995.
12. 김 영호, 양 길태, 임 송학, "Treadmill에서의 보행 및 주행 시의 지면반발력", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 18권, 1호, pp.339-42, 1996.

=국문초록=

1.25m/sec의 동일한 속도에서 여러 경사각도의 treadmill 보행특성을 파악하기 위해서 운동학적, 운동역학적 연구를 동시에 수행하였다. Treadmill의 경사각은 -4%(-2.3°), 0%(0°), 5%(2.9°), 10%(5.7°), 15%(8.6°), 20%(11.3°) 등 총 6가지로 선정하였다. Treadmill의 경사각도가 커짐에 따라 최초접지시기의 고관절 및 슬관절 굴곡각도, 유각기동안의 고관절 최대굴곡, 입각기동안의 슬관절 최대굴곡 모두 현저하게 증가하였다 경사각도가 증가할수록 최대배굴 및 최초접지시기의 족관절 배굴각도 역시 현저하게 증가함을 알 수 있었다. 그러나 경사각도가 증가할수록 유각기 초기의 최대저굴은 약간 감소하였다. 입각기 말기의 고관절 신전 및 유각기 초기의 슬관절 최대굴곡은 경사각도의 영향을 받지 않았다. 지면수평보행에 비하여, 오르막 경사의 treadmill 보행에서는, 제 1, 제 2절정력 모두 증가하나 중간지지력은 감소함을 알 수 있었다.