한국정밀공학회지 제 24 권 제 12 호 (2007 년 12 월)
Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No.12, December 2007

◆특집◆ 생체역학 시스템 모델링

하이힐 보행 시 근 길이 변화와 Roll-Over 특성

손종상*, 최희석*, 황성재*, 김영호*,**

Changes of Muscle Length and Roll-Over Characteristics During High-heel Walking

Jong Sang Son*, Hue Seok Choi*, Sung Jae Hwang* and Young Ho Kim*,**

Key Words : 3D Motion Analysis (3차원 동작분석), Musculoskeletal Model (근골격 모델), Foot/ankle Roll-over Characteristic (발/발목 roll-over 특성), Gait Analysis (보행분석), Heel Height (굽 높이)

1. 서론

인간의 보행은 신경 및 근육 구조가 체절 및 관절들을 체계적으로 제어하는 복잡한 과정이다.[1] 특히 지면과 접촉을 이루며 하중을 지지하는 발은 여러 개의 뼈와 근육, 인대 등으로 구성된 복잡한 구조를 지니고 있다.

발/발목의 복합체는 세 가지 rocker 인 heel rocker, ankle rocker, forefoot rocker 로 이루어져 있다.[1] Ju[2] 와 Koopman[3] 은 보행의 컴퓨터 모델링을 위하여 발을 rocker 로 표현한 결과 그들의 모델이 특정한 발 형상에 매우 민감하다고 발표하였다. 최근 연구에서는 Perry[1] 에 의해서 제안된 세 가지 rocker 들을 하나의 연결된 roll-over 모양으로 나타내어 발/발목 복합체의 움직임을 설명하였는데 Knox[4] 는 정상인과 의족의 roll-over 모양을 분석하여 의족이나 비정상적인 발목의 움직임에 관한 정보를 제공할 수 있다고 하였다. 특히 Choi[5] 는 하이힐 보행 시 굽 높이에 따른 발/발목 복합체의 roll-over 특성을 연구하였는데, 효과적인 보행을 위하여 적절한 roll-over 모양은 매우 중요하며, 그 특성을 잘 이해하는 것은 발/발목의 여러 가지 수술, 물리치료, 보조기 등의 효과를 평가하는데 유용하게 적용될 수 있다고 하였다. 또한 의족착용자의 경우 신발의 굽 높이에 따라 새로운 의족정렬이 요구되므로, 발/발목 복합체의 roll-over 모양은 의족의 설계, 정렬기술, 성능평가 등을 위한 정보를 간단하게 제공할 수 있다고 하였다.

최근 인체의 근골격계 모델링 기술의 발달로 인하여 인체의 일부분을 모델링하여 쉽게 측정할 수 없는 부분에 대해 수학적으로 계산할 수 있게 되었다.[6] 이로 인해 사람의 움직임에 있어서 근육에 대한 정보를 얻을 수 있게 되었고, 근 길이나 근력에 대한 정보는 운동학적, 운동역학적으로는 설명할 수 없었던 부분을 이해하는데 도움을 준다. 근골격계 모델링을 통하여 보행 시 몸을 지지하는데 쓰이는 개별 근육들의 기여도를 보기 위하여 많은 연구가 있었는데, Anderson[7] 은 입각기 동안 근육들의 기여도를 확인하였고, Barrett[8] 은 유각기 동안 근육들의 기여도를 확인하였다. 또한 Jonkers[9] 는 보행 시 지지하는 발을 제어하는데 쓰이는 근육들의 보상작용에 대해 연구하였다. 최근 Hwang[10] 은 여성의 하이힐 착용 시 평지 보행

* 연세대학교 대학원 의공학과
** 연세의료공학연구원
Tel. 033-760-2859, Fax. 033-760-2859
E-mail : younghokim@yonsei.ac.kr

동안 굽 높이에 따른 하지 관절 모멘트와 근력에 대해 연구하였다.

본 연구에서는 건강한 여성을 대상으로 서로 다른 굽 높이의 신발을 착용하여 보행분석 실험을 수행하고 시뮬레이션을 통하여 얻은 근 길이의 변화와 roll-over 특성을 비교 분석하였다.

2. 방법

2.1 피검자 및 신발

본 연구를 위해서, 근골격계 및 발 질환이 없는 건강한 성인 여성들 중 평소 하이힐을 자주 신는 15 명을 대상으로 실험을 진행하였다(Table 1).

Table 1 General characteristics of subjects (n=15)

	Mean ± Std.	Range
Age (years)	23.7 ± 1.1	21 ~ 24
Height (cm)	158.7 ± 2.9	153.5 ~ 164
Weight (kg)	53.9 ± 4.9	43.6 ~ 63.6

실험에 사용된 신발의 크기는 235mm 로 통일하였고 굽 없는 평평한 신발과 디자인은 동일하나 굽 높이가 각각 3cm, 6cm, 9cm 인 총 4 종의 신발을 사용하였다(Fig. 1). 신발을 바꾸어 측정할 때마다 그 신발에 적응하도록 실험실에서 약간의 보행연습을 하였고, 보행속도는 각 피검자의 편안한 보행속도로 하여 실험을 수행하였다.

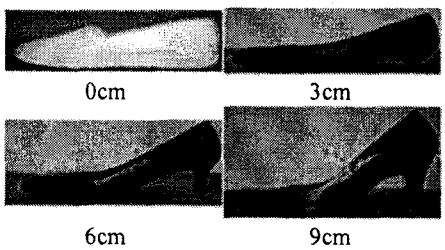

Fig. 1 Four shoes with different heel heights

2.2 보행분석

하이힐을 신고 보행하는 동안 6 대의 적외선 카메라를 사용한 삼차원 동작분석시스템(VICON Motion Systems Ltd., 영국) 및 2 개의 힘측정판(force plate; AMTI, 미국)을 연동하여 120Hz 로 샘플링하여 운동학적 데이터를 얻었다. 실험 직전 삼차원 실험공간의 절대 좌표를 정의하기 위해 보정작업을 시행하였다. Helen-Hayes marker set[11] 에 입각하여 Fig. 2 와 같이 반사마커를 부착하였다. 각 피검자는 먼저 평평한 신발(0cm shoe)을 신고 걸은 후 3cm(3cm shoe), 6cm(6cm shoe), 9cm(9cm shoe)의 굽이 있는 신발을 착용하고 보행하였다.

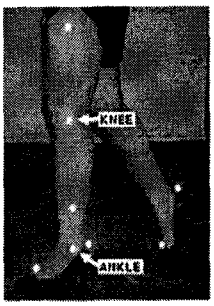

Fig. 2 Marker set for 3D motion analysis

2.3 근골격계 모델링

하이힐 보행 시 하지 근육의 길이 변화와 근력을 분석하기 위해 SIMM(Musculographics Inc., 미국)을 사용하였다. 시상면에서 엉덩관절을 제어하는 근육으로 큰볼기근(gluteus maximus)과 대요근(psoas)을, 무릎관절을 제어하는 근육으로 넙다리곧은근(rectus femoris), 넙다리두갈래근(biceps femoris short head)을, 발목관절을 제어하는 근육으로 가자미근(soleus), 앞정강근(tibialis anterior)을 선정하였다. 각 근육들은 Zajac[12] 의 modified Hill-type 모델을 사용하였다.

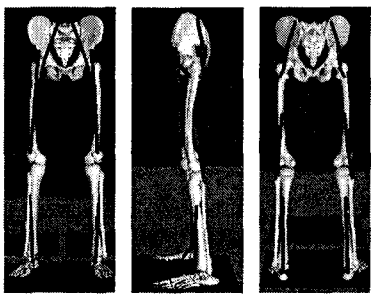

Fig. 3 Musculoskeletal model with 6 muscles in lower body

삼차원 동작분석 시스템을 통해 측정된 운동 데이터를 모델에 적용하여 보행 시 하지 주요 근육들의 길이 변화를 비교하였다. 근 길이 변화는 해부학적 자세에서의 근 길이를 기준으로 퍼센트 비율로 나타내었다.

2.4 Roll-Over 분석

Fig. 4 와 같이, 시상면에서 관찰되는 발/발목의 이차원적인 roll-over 모양을 나타내기 위해 초기접지기와 발가락들림기 사이의 발목과 무릎에 부착된 수직방향(Z) 및 진행방향(X)의 마커 궤적과 진행방향의 압력중심(center of pressure)을 사용하였다. Roll-over 모양의 계산은 동작분석실 좌표계(X, Z)에서 발목을 기준으로 정의된 정강이(S_X, S_Z)로 압력중심을 변환함으로써 이루어지며 그 방법은 다음과 같다.

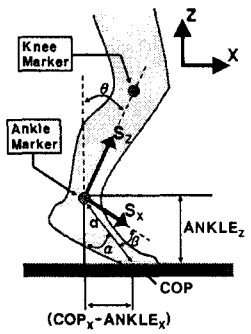

Fig. 4 The diagram of a leg to calculate roll-over shapes during stance phase

먼저 발목에서 압력중심까지의 거리(d)를 식 (1)을 이용하여 구하였다.

$$d = \sqrt{(COP_X - ANKLE_Z)^2 + ANKLE_Z^2} \tag{1}$$

여기서 COP_X 는 진행 방향의 압력중심, $ANKLE_X$ 및 $ANKLE_Z$ 는 각각 발목관절 마커의 진행방향 및 수직방향의 좌표이다. 또한 무릎관절의 진행방향 및 수직방향 좌표를 이용하여 정강이와 동작분석실의 수직축과의 각도(θ)를 식 (2)를 이용하여 계산하였다.

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{KNEE_X - ANKLE_X}{KNEE_Z - ANKLE_Z}\right) \tag{2}$$

발목과 압력중심을 지나는 직선과 동작분석실의 수직축과의 각도(α)를 구한 후, 이를 이용하여 발목을 기준으로 정의된 정강이의 진행방향 축과 그어진 선과의 각도(β)를 식 (3)을 이용하여 구하였다.

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{COP_X - ANKLE_X}{ANKLE_Z}\right)$$
$$\beta = \frac{\pi}{2} - \theta - \alpha \tag{3}$$

식 (3)으로부터 roll-over 의 X, Y 좌표는 각각 다음과 같이 계산된다.

$$Roll-over \quad X = d \cdot \cos(\beta)$$
$$Roll-over \quad Y = -d \cdot \sin(\beta) \tag{4}$$

모든 데이터는 MATLAB(Mathworks Inc., 미국)으로 최소자승법(least-square method)을 이용하여 roll-over 모양을 원호로 나타내고 원호의 곡률반경(R)과 곡률중심(X_0, Y_0)을 구하였다. 굽 높이에 따른 roll-over 모양의 곡률반경과 곡률중심의 통계적 분석을 위해 SPSS(SPSS Inc., 미국)로 ANOVA 를 이용하였다.

3. 결과 및 고찰

Fig. 5 는 15 명의 피검자가 4 종류의 신발을 착용하고 보행할 때 굽 높이가 다른 각 신발에 대하여 하지 관절의 시상면 운동을 한 보행주기를 100%로 하여 나타낸 것이며 Fig. 6 은 근육들의 근 길이 변화를 한 보행주기를 100%로 하여 나타낸 것이다. 0cm, 3cm, 6cm, 9cm 굽 높이의 신발에 대한 발목관절의 저굴 운동은 0cm 에 비하여 6cm, 9cm 굽 높이의 신발에서 유의하게 지연되었으며($p<0.05$), 이때 근 길이는 0cm, 3cm, 6cm 에 비하여 9cm 굽 높이의 신발에서 가자미근의 수축이 일어나지 않았음을 볼 수 있었다. 배굴 각도는 3cm, 6cm, 9cm 굽 높이의 신발에서 유의하게 증가하고($p<0.05$), 특히 6cm, 9cm 굽 높이의 신발에서 입각기 최대 배굴이 유의하게 지연됨을 알 수 있었다($p<0.05$).
이때 근 길이는 3cm, 6cm, 9cm 굽 높이의 신발에서 굽 높이가 증가할수록 앞정강근의 최대

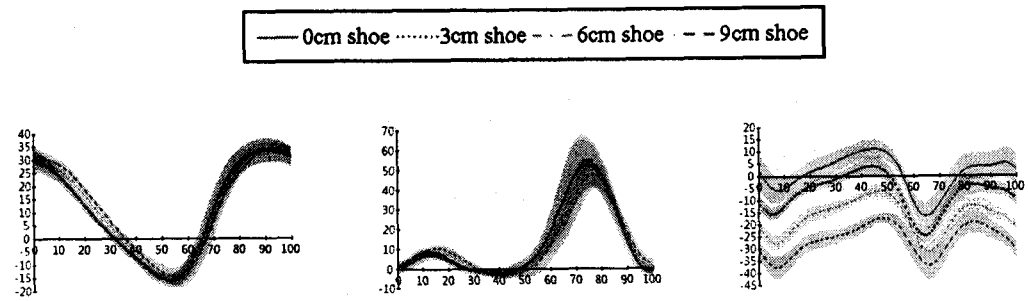

Fig. 5 Joint angles with various heel heights (unit: °)

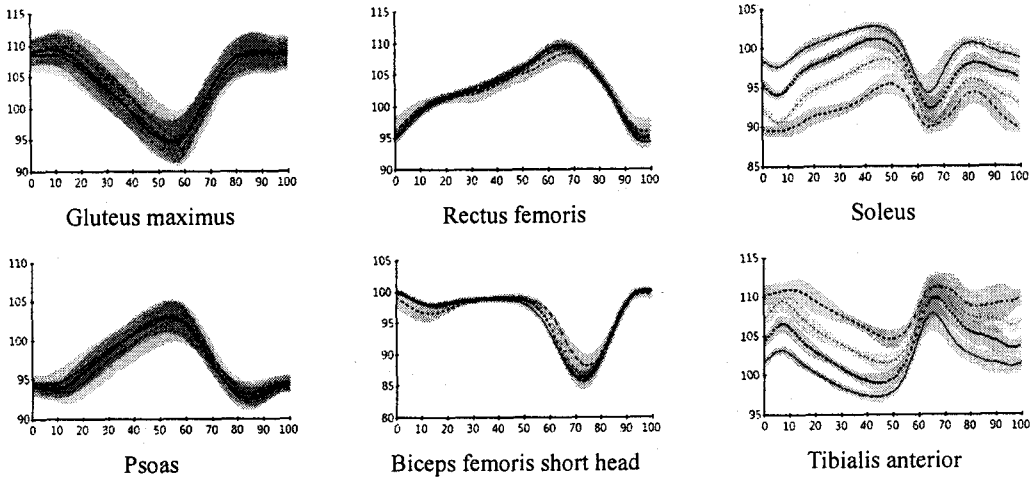

Fig. 6 Change of muscle length with various heel heights (unit: %)

수축이 지연됨을 볼 수 있었다. 무릎관절은 0cm, 3cm, 6cm 굽 높이의 신발에 비해서 9cm 굽 높이 신발이 입각기 초기의 굴곡 운동과 신전 운동이 유의하게 크게 나타남을 알 수 있었다($p<0.05$). 이때 근 길이는 0cm, 3cm, 6cm 에 비하여 9cm 굽 높이의 신발에서 넙다리두갈래근의 수축이 증가함을 볼 수 있었다. 엉덩관절의 최대 신전은 0cm 에 비하여 6cm, 9cm 굽 높이의 신발에서 유의하게 증가됨을 알 수 있었다($p<0.05$). 이때 근 길이는 0cm, 3cm, 6cm 에 비하여 9cm 굽 높이의 신발에서 큰볼기근의 최대 수축이 지연됨을 볼 수 있었다. 이 결과로 비장애인은 어느 정도의 굽 높이의 신발에 대해서는 발목관절의 배굴을 통해 몸을 안정하게 유지하지만, 신발의 굽이 너무 높으면 발목관절만으로 적응하기 어려워져서 무릎관절과 엉덩관절의 보상작용이 필요함을 알 수 있었다.

Fig. 7(a)는 15 명의 피검자가 4 종류의 신발을 착용하고 보행할 때 초기접지에서 발가락들림기 동안의 발/발목 복합체의 roll-over 궤적을 나타낸 것이다. 그림에 나타난 바와 같이, 굽 높이가 증가할수록 보행 시 발/발목 복합체의 roll-over 궤적이 몸 쪽에서 멀어지는 원위방향으로 이동하며 그 모양은 굽 높이에 관계없이 유사함을 알 수 있다. Fig. 7(b)은 발뒤꿈치가 지면에 닿은 후(보행주기의 약 0-10%) 하중수용기 동안의 roll-over 궤적으로써 heel rocker 부분을 나타낸 것이다. 발목관절의 저굴 운동이 일어나는 동안 초기접지

시 진행방향인 roll-over X 는 발목관절로부터 뒤쪽 방향으로 멀어지다가 급격히 발목관절에 가까워지는 방향으로 이동하며 수직방향인 roll-over Y 는 발목관절쪽으로 이동하는 것을 볼 수 있는데, 굽 높이가 높을수록 변화가 커지는 것을 확인할 수 있었다. 또한 이때 근 길이는 0cm, 3cm, 6cm 굽 높이의 신발에 비하여 9cm 굽 높이의 신발에서 앞정강근의 편심성 수축이 적게 일어나는 것을 볼 수 있었다. Fig. 7(c)는 발 전체가 지면에 평평하게 닿은 후 보행주기 중 입각기를 진행하는 동안(보행주기의 약 10~45%)의 roll-over 궤적으로써 ankle rocker 부분을 나타낸 것이다. 발목관절의 배굴 운동이 일어나는 동안 진행방향인 roll-over X 는 발목관절에서 멀어지는데 신발 굽이 높아질수록 COP_X 의 이동 변화가 줄어드는 것을 확인할 수 있었다. 이때 근 길이는 0cm, 3cm, 6cm, 9cm 굽 높이의 신발에 비하여 9cm 굽 높이의 신발에서 가자미근의 편심성 수축이 잘 일어나지 않았음을 볼 수 있었다. Fig. 7(d)는 발뒤꿈치가 지면에서 떨어져 발가락들림기를 진행하는 동안(보행주기의 약 45%~60%)의 roll-over 궤적으로써 forefoot rocker 부분을 나타낸 것이다. 배굴 운동이 일어나는 동안 진행방향인 roll-over X 는 발목관절에서 멀어지는데 신발 굽이 높아질수록 발목관절방향으로 가까워지며, 또한 수직방향인 roll-over Y 는 발목관절에서 멀어지는데, 신발 굽이 높아질수록 발목관절에서 멀어지는 것을 확인할 수 있었다. 이때 근 길이는 0cm, 3cm, 6cm 굽 높이의 신발에 비해 9cm 굽 높이의 신발에서 가자미근의 수축이 크지 않음을 확인할 수 있었다.

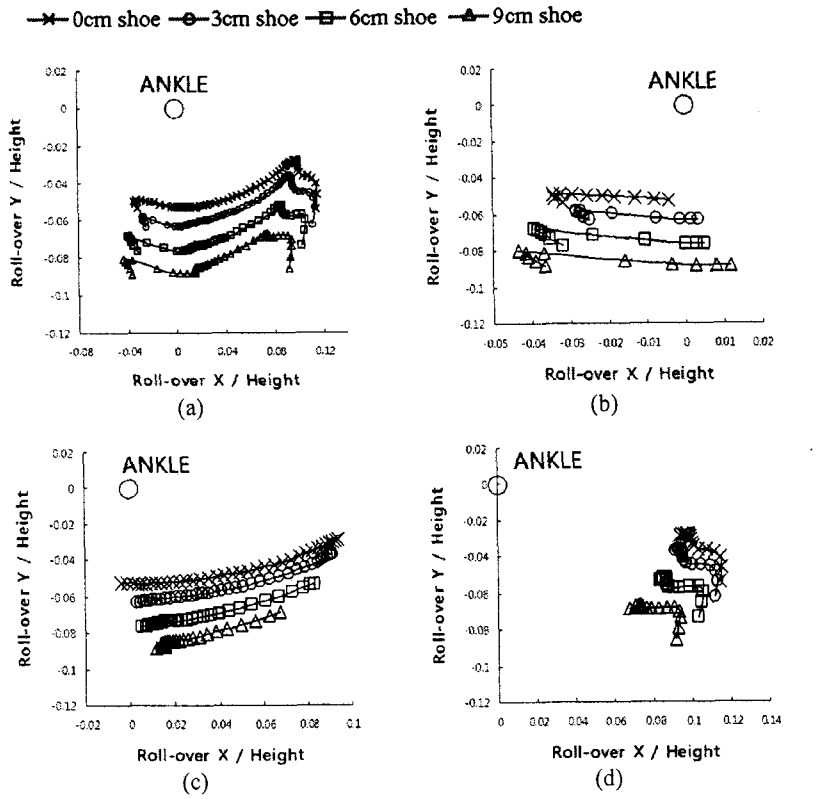

Fig. 7(a) Foot-ankle roll-over shapes for different heel height shoes (b) shapes during heel rocker (c) shapes during ankle rocker (d) shapes during forefoot rocker

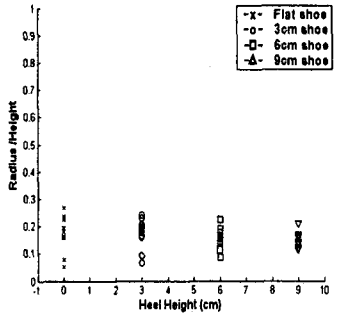

Fig. 8(a) Radii of roll-over shapes for different heel heights, normalized by the body height

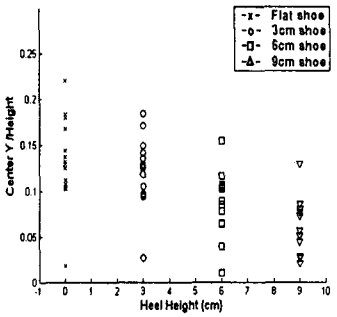

Fig. 8(b) Center Y(vertical direction) of roll-over shapes for different heel heights, normalized by the body height

Fig. 8(a)는 Fig. 7 에 있는 roll-over 궤적의 곡률반경(R)을 나타낸 것이고, Fig. 8(b)는 Fig. 7 에 있는 roll-over 궤적의 곡률중심의 수직방향(Y) 좌표를 나타낸 것이다. Fig. 8(a)와 같이, 굽 높이가 증가할수록 발/발목 복합체의 roll-over 모양의 곡률반경은 감소하는 추세를 보이나 굽 높이가 가장 높은 9cm 신발을 제외하고 0cm, 3cm, 6cm 높이의 세 종류 신발에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. 또한 Fig. 8(b)에서와 같이, 굽 높이가 증가할 수록 곡률중심의 수직방향 위치가 현저하게 낮아짐을 알 수 있었다. 이는 시뮬레이션을 통한 근 길이의 변화로도 알 수 있는데, 가자미근과 앞정강근의 수축과 이완을 통하여 3cm, 6cm 굽 높이의 신발에서 0cm 굽 높이와 유사하게 발목관절의 배굴 운동과 저굴 운동을 만들어줌으로써 비장애인은 6cm 이하의 굽 높이의 신발에 대해서 발/발목 복합체의 보상작용을 통해 자동적으로 적응하며 보행할 수 있도록 일정한 roll-over 모양을 유지한다는 것을 알 수 있었다. 그러나 굽 높이가 매우 높은 9cm 신발의 경우 가자미근과 앞정강근이 굽 높이에 적응하지 못하고 초기입각기 동안 넙다리두갈래근의 수축을 통해 보상을 받고 있음을 확인할 수 있고, 이를 통해 높은 굽에서는 발목관절만으로 충분한 균형을 보장할 수 없으므로 Gard[13] 의 연구결과와 유사하게 무릎관절의 보상작용이 동시에 일어남을 확인할 수 있었다.

4. 결론

본 연구에서는 건강한 여성을 대상으로 서로 다른 굽 높이의 신발을 착용하여 보행분석 실험을 수행하고 시뮬레이션을 통하여 얻은 근 길이의 변화와 roll-over 특성을 살펴보았다. 결과로 굽 높이가 증가할수록 전체의 roll-over 모양은 원위방향으로 이동하고 roll-over 특성은 굽 높이에 관계없이 일정한 원호의 형태로 나타낼 수 있음을 알 수 있었으며 특히 굽 높이가 증가할수록 가자미근의 더 많은 수축과 앞정강근의 더 많은 이완으로 보행을 시작함을 볼 수 있었다. 이는 굽 높이가 다른 신발을 신고 보행할 때 발/발목 복합체에서 저굴을 통해서 굽 높이에 적응할 수 있음을 의미한다. 또한 6cm 이하의 신발 굽 높이에 대해서 전체 roll-over 곡률반경은 차이를 보이지 않았고 곡률중심이 수직방향으로 이동함으로써 일정한 roll-over 특성을 유지하도록 발/발목 복합체에서 적응하고 있음을 알 수 있었으며, 굽 높이가 매우 높은 9cm 신발의 경우 초기입각기 동안 넙다리두갈래근의 수축을 통하여 무릎관절의 보상작용이 동시에 일어남을 확인 할 수 있었다. 본 연구결과는 인간의 보행에 관한 새로운 이해를 제공하고 나아가 재활기기 특히 특수 신발 및 하지 보조기 또는 의족의 설계에 적용할 수 있는 기초를 마련할 것으로 기대한다.

후 기

본 연구는 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RIC)의 지원과 산업자원부의 지역혁신 인력양성사업의 연구결과로 수행되었습니다.

참고문헌

1. Perry, J., "Gait Analysis: Normal and Pathological Function," Slack Inc., NJ, U.S.A., pp. 20-85, 1992.
2. Ju, M., "The Modeling and Simulation of Constrained Dynamical Systems - with Application to Human Gait," Ph.D. Thesis, Case Western Reserve University, 1986.
3. Koopman, B., "The Three-Dimensional Analysis and Prediction of Human Walking," Ph.D. Thesis, The Netherlands: University of Twente, 1989.
4. Knox, E., "The Role of Prosthetic Feet in Walking," Ph.D. Thesis, Northwestern University, Evanston, 1996.
5. Choi, H. S., Kim, H. S. and Kim, Y. H., "Effects on Fott/Ankle Roll-Over Characteristics According to Different Heel Heights during Walking," Key Engineering Materials, Vol. 321-323, pp. 1022-1027, 2006.
6. Delp, S. L., Loan, P. L., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L. and Rosen, J. M., "An interactive graphics based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures," IEEE Transactions Biomedical Engineering, Vol. 37, pp. 757-767, 1990.
7. Anderson, F. C. and Pandy, M. G., "Individual muscle contributions to support in normal walking," Gait and Posture, Vol. 17, pp. 159-169, 2003.
8. Barrett, R. S., Besier, T. F. and Lloyd, D. G., "Individual muscle contributions to the swing phase of gait: An EMG-based forward dynamics modeling approach," Simulation Modelling Practice and Theory, Vol. 15, pp. 1146-1155, 2007.
9. Jonkers, I., Stewart, C. and Spaepen, A., "The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait," Gait and Posture, Vol. 17, pp. 264-272, 2003.
10. Hwang, S. J., Choi, H. S., Choi, H. H., Kim, H. S. and Kim, Y. H., "The Evaluation of the Lower Extremity Joint Moments and Muscle Force during Various High-heel Walking," Key Engineering Materials, Vol. 326-328, pp. 755-758, 2006.
11. Kadaba, M., Ramakrishnan, H. and Wootten, M., "Measurement of Lower Extremity Kinematics during Level Walking," Journal of Orthopaedic Research, Vol. 10, pp. 383-392, 1990.
12. Zajac, F. E., "Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control," CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 17, No. 14, pp. 359-411, 1989.
13. Gard, S. A. and Childres,s D. S., "What Determines Vertical Motion of the Human Body During Normal Gait?," 5th Annual GCMAS Meeting, Rochester, MN, 2000.