

# 무릎 골관절염 환자의 보행속도에 따른 하지 관절 강성 변화 Change of lower limb joint stiffness with gait speed in knee osteoarthritis

\*박희원<sup>1</sup>, #박수경<sup>2</sup>

\*H. W. Park(Heewon\_Park@kaist.ac.kr)<sup>1</sup>, #S. K. Park(sukyungp@kaist.ac.kr)<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>한국과학기술원 기계공학과

Key words : human walking, inverse dynamics, knee osteoarthritis, joint stiffness

## 1. 서론

이제까지 인체 보행을 역진자 모델(inverted pendulum)을 이용하여 주로 묘사하였다.[1,2] 역진자 모델은 단순하지만 보행 중 속도변화, 보행속도와 보폭 간의 관계 등을 설명할 수 있었다. 그러나 보행 중 지면 반력(ground reaction force)이나 무게 중심의 이동 등의 여러 동특성을 묘사하는데 한계가 있기 때문에 스프링 다리를 이용하여 동특성을 설명하고자 하는 시도들이 증가하고 있다.[3]

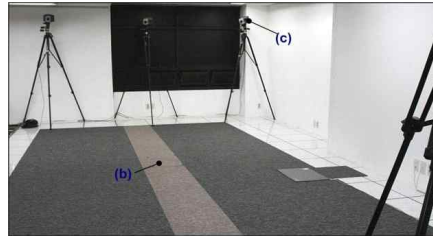
스프링 다리 모델(Compliant leg model)을 이용하여 역진자 모델로 구현을 할 수 없었던 M자 모양의 수직 지면 반력을 표현하는 등 실제 인체 보행에 가까운 동특성들을 재구현할 수 있다. 그로 인해 보행 변수들에 따른 스프링 모델의 강성(stiffness)에 대한 연구들이 보고되고 있다. 보행 속도에 따라 다리 강성이 증가하고 증가추세는 추진에너지가 최대로 하도록 결정된다고 보고되었다.[4] 속도에 따른 전체 다리의 선형 강성 변화는 보고되었지만 인체 하지는 선형 스프링이 아닌 다관절의 관절토크가 작용하는 복잡한 구조이기 때문에 인체에서 어떤 의미를 가지는지는 알 수 없다.

또한 장애나 질환으로 인한 특정 하지 관절에 이상이 있는 경우에는 전체 다리 강성 하나로 보행 동특성의 변화를 설명하기에는 무리가 있다. 대표적인 질환 중에 하나인 무릎 골관절염(knee osteoarthritis)은 무릎관절 연골의 퇴행성 변화를 뜻한다. 무릎 골관절염은 일상생활동작에서 통증 및 관절의 강직 등과 같은 여러 가지 문제점을 동반하기 때문에 보행 특성에도 큰 영향을 준다.[5]

본 연구에서는 무릎 관절 이상군에 대하여 보행 속도에 따른 하지 관절 강성 간의 관계를 알아보고, 이가 전체 다리 강성에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

## 2. 실험 방법

본 연구에서는 무릎 골관절염이 있는 8명의 피험자가 참여하였다. 보행 속도에 따른 강성 변화를 확인하기 위해 4가지의 속도에 대해 진행되었다.



(a) 3-Dimensional real time motion analysis system



(b) Force plate (AMTI corp.)



(c) Hawk digital camera (Motion Analysis corp.)

Fig. 1 Experimental setup

3개의 힘측정판(forceplate, AMTI, USA)과 8대의 적외선 카메라(Hawk, Motion analysis, USA)를 이용하여 피험자의 지면 반력과 동작 정보를 측정하였다. 하지 운동측정에 적합한 21개의 Helen Heyes 마커 세트를 부착하였다.

지면 반력 정보와 각 관절 움직임의 기반으로 역동역학(inverse dynamics)을 이용하여 발목, 무릎, 그리고 허리 관절에서 발생된 모멘트를 계산하였다. 역동역학 모델은 양 발, 정강이, 허벅지, 그리고 상체로 총 7개의 분절로 이루어져있다. 정중면(sagittal plane)만을 고려하고 체절값(BSP, body segment parameter)을 이용하여 운동방직식을 얻었다.

다리와 각 관절의 강성은 지지 구간(stance phase)에 대해서만 고려되었다. 역동역학을 통해 얻은 관절모멘트와 각도를 통해 강성을 계산하였다.

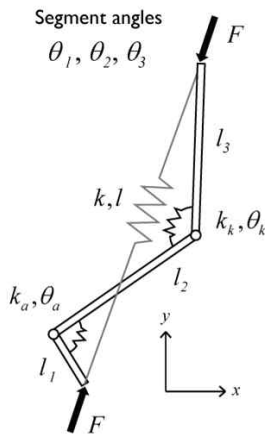


Fig. 2 Massless leg stiffness model

인체 하지를 동적특성을 제외한 질량이 없는 3관절 막대로 모델링하여 단순화된 하지 관절 간의 관계를 살펴보았다. (Fig. 2) 질량이 없는 경우, 각 분절이 동적 평형 상태가 되어야하고 이를 통해 다음과 같은 관계식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} \tau_a &= k_a(\theta_{a0} - \theta_a), \tau_k = k_k(\theta_{k0} - \theta_k) \\ F &= k(l_0 - l) \\ k(l_0 - l)l_1 \sin(\theta_1 - \theta_l) &= k_a(\theta_{a0} - \theta_a) \\ k(l_0 - l)l_3 \sin(\theta_3 - \theta_l) &= k_k(\theta_{k0} - \theta_k) \end{aligned}$$

### 3. 실험 결과

최소자승법을 이용하여 발목과 무릎의 강성을 구해본 결과, 보행속도가 증가할수록 발목 강성은 점차 증가하고 무릎 강성은 감소하는 경향을 보인다.

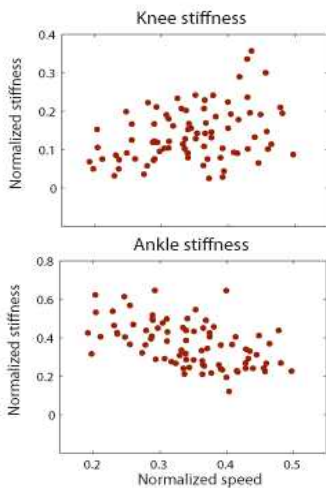


Fig. 3 Ankle and knee joint stiffness with gait speed

전체 다리 강성은 보행속도에 따라 점차 증가하는 경향을 보였다. 이는 기존의 정상청년군 및 정상 노인군에서 보고된 경향과 유사하지만 무릎 관절 강성이 전체적으로 크게 증가하였다.

### 4. 결론

질량이 없는 3 관절 모델에서 예측한 바와 같이 하지 관절 강성의 관계는 다리 모양에 따라 결정되었다. 하지 관절 강성이 보행속도에 따라 변하는 이유는 보행속도에 따라 보폭이 점차 증가하고 관절각 변화폭이 증가하기 때문이다. 이로 인해 보행속도가 증가할수록 발목 관절 강성은 감소하고 무릎 관절 강성은 증가하는 경향을 보이는 것을 확인하였다.

### 후기

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2011-0020939)

### 참고문헌

1. Kuo AD., "Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model," *Journal of Biomechanical Engineering*, **124**, 113-120, 2002.
2. Yeom, J. and Park, S., "A gravitational impulse model predicts collision impulse and mechanical work during a step-to-step transition," *Journal of Biomechanics*, **44**, 59-67, 2011.
3. Geyer, H., Seyfarth, A. and Blickhan, R., "Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running," *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* **273**, 2861-2867
4. Kim, S. and Park, S., "Lef stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy," *Journal of Biomechanics*, **44**, 1253-1258, 2011.
5. Baliunas, AJ., et al., "Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis," *Osteoarthritis Cartilage*, **10**, 573-579, 2002.