

◆ 특집 ◆ 고령자 / 장애인의 활동 보조 기계 기술

노인군 보행 속도 증가에 따른 하지 강성 증가

Vertical Limb Stiffness Increased with Gait Speed in the Elderly

홍현화¹, 박수경^{1,✉}
Hyun Hwa Hong¹ and Su Kyung Park^{1,✉}

¹ 한국과학기술원 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, KAIST)
✉ Corresponding author: sukyungp@kaist.ac.kr, Tel: 042-350-3230

Manuscript received: 2011.3.30 / Accepted: 2011.4.28

Spring-mass models have been widely accepted to explain the basic dynamics of human gait. Researchers found that the leg stiffness increased with gait speed to increase energy efficiency. However, the difference of leg stiffness change with gait speed between the young and the elderly has not been verified yet. In this study, we calculated the lower limb stiffness of the elderly using walking model with an axial spring. Vertical stiffness was defined as the ratio of the vertical force change to the vertical displacement change. Seven young and eight elderly subjects participated to the test. The subjects walked on a 12 meter long, 1 meter wide walkway at four different gait speeds, ranging from their self-selected speed to maximum speed randomly. Kinetic and kinematic data were collected using three force plates and motion capture cameras, respectively. The vertical stiffness of the two groups increased as a function of walking speed. Maximum walking speed of the elderly was slower than that of the young, yet the walking speed correlated well with the optimal stiffness that maximizes propulsion energy in both groups. The results may imply that human may use apparent limb stiffness to optimize energy based on spring-like leg mechanics.

Key Words: Elderly Walking (노인 보행), Vertical stiffness (하지 강성), Gait Speed (보행 속도), Energy Optimization (에너지 최적화)

기호설명

COM = center of mass
 V_{COM} = velocity of Center of Mass
 V_z = vertical velocity, V_y = fore/aft velocity
GRF = Ground Reaction Force
HS = Heel strike, TO = Toe off
K = vertical stiffness
 R^2 = goodness of fit

1. 서론

1.1 연구 배경

인체 보행 운동 연구에서 강체각으로 구성된 역진자 모델(inverted pendulum)은 기본적인 보행 특성을 설명할 수 있었다. Ted McGeer 와 Garcia 는 이 모델을 이용한 수동적 보행기 모델(passive walking model)를 통해 능동적 에너지 입력 없이 안정성을 확보한 주기적인 보행을 구현하였다.^{1,2} 이 모델은 일정한 기울기를 가진 경사면을 내려가는 동안 지면과의 충돌로 인해 손실되는 에너지를 중력에 의한 위치 에너지로 보상하고 그로 인해 적절한 초기 조건이 발생하여 안정적이며 주기적

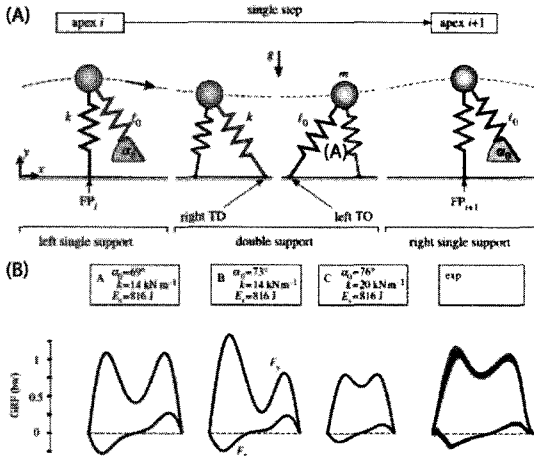


Fig. 1 (A) Geyer's bipedal spring-mass model (B) Stance-phase ground reaction force patterns of walking [Adapted from Geyer et al., 4]

인 보행이 이루어 질 수 있다. 또한 Kuo는 수동적 보행기 모델을 통해 지면과 충돌 시 손실되는 에너지를 한발 지지구간(single support phase) 동안 고 관절 토크를 발생시켜 가속시키는 방법과 양발 지지구간(double support phase) 동안 뒷다리로 지면을 밀어줌으로써 수평 방향으로 보상하는 방법을 통해 평지에서도 정상상태 걸음(steady-state gait)을 구현할 수 있다고 밝혔다.³

그러나 앞서 소개한 역진자 보행 모델은 인체의 보행 특성을 연구하는데 큰 비중을 차지하는 M 자 모양의 수직방향 지면 반력을 재현해 낼 수 없다는 한계점을 가지고 있었다. Geyer 는 기존에 달리기 운동에서만 사용되어 왔던 스프링 모델 (spring-mass model)을 걷기 운동에 적용함으로써 수직방향 지면 반력을 잘 재현할 수 있었고, 또한 보행 모델의 연속성을 확보했다는 점에서 의의가 있다(Fig. 1).⁴

인체 보행 분석에 스프링 모델을 도입하면서 스프링 모델의 강성에 대한 여러 연구가 수행되었다. 스프링 모델에서 강성은 보행 주기와 외력에 대한 질량 중심의 궤적을 결정하는 시스템 변수 (system parameter)의 역할을 한다. 또한 Geyer 는 강성이 시스템 총 에너지와 함께 달리기 운동과 걷기 운동의 영역을 나누는 중요한 변수임을 밝혔다.⁴

최근에는 스프링 모델의 강성이 보행속도가 증가함에 비례하여 증가한다는 연구 결과가 보고되었다.^{5,7} Seyfarth 가 지지구간에 대해서만 이동거리

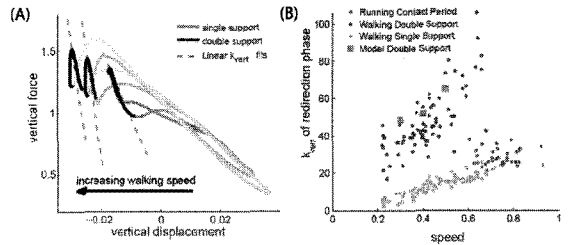


Fig. 2 (A) Calculation of double support period stiffness with increasing walking speed (B) a summary of all vertical stiffness vs. speed for both running and walking [Adapted from Rebula et al., 5]

와 지면 반력에 대해 설명하는데 그쳤지만, Rebula 는 전구간에 대해 수직 이동거리와 수직 지면 반력의 관계를 확인하였다. 이 때 강성(vertical stiffness)은 질량 중심의 수직 이동거리에 대한 수직 방향 지면 반력의 비로 정의되었다.⁵ 강성은 양발 지지구간과 한발 지지구간에서 각각 다르게 측정되었고, 보행 속도가 증가함에 따라 각 구간의 강성의 크기가 증가하는 것을 확인할 수 있었다(Fig. 2).

그러나 Rebula 가 정의한 강성은 정역학적 평형 상태를 가정으로 한 것이기 때문에 보행의 동역학적 특성을 설명하는 데는 한계가 있다. 이러한 한계점을 해결하기 위해 Kim 은 사람의 두 다리를 스프링-댐퍼 시스템(damped compliant walking model)으로 모델링하여 보행 전구간에 대해 강성과 보행 속도, 그리고 에너지의 관계에 대해서 설명하였다.⁷ 이 모델을 이용하여 실제 실험 데이터와 잘 맞는 스프링의 강성과 댐퍼의 상수를 구하였다. 이 경우에도 속도가 증가함에 따라 강성이 증가한다는 사실을 밝혀냈다. 앞선 연구자들이 구간별로 강성을 해석했던 것과는 달리 한 모델을 이용하여 보행 전구간에 하나의 강성을 구해 실제 다리의 강성이 속도에 따라 증가한다는 것을 보였다. 또한 빠른 보행일 때 더 많은 추진 에너지가 필요하며, 이 때 사용되는 추진 에너지를 최대화하기 위해 인체가 보행 속도에 따라 다리의 강성을 조정하는 것으로 해석하였다(Fig. 3).⁷

1.2 연구 목적

선행 연구에 따르면 노령자의 경우 보행 속도가 감소하고 그 편차가 커진다는 사실은 밝혀졌지만,⁹ 이를 에너지와의 선형 관계로 설명한 연구는 아직 미미하다. 본 연구에서는 인체 보행을 스프

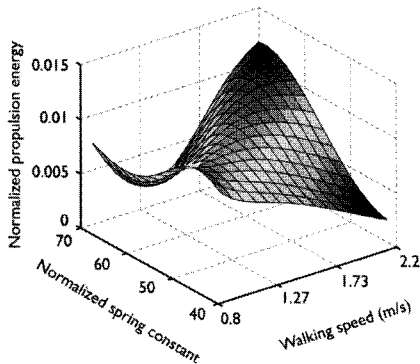


Fig. 3 Model simulation of the elastic energy stored in the compliant leg as a function of the spring constant and the gait speed [Adapted from Kim, S., 8]

링 모델로 가정하고, 기존에 청년군에 대해서만 관찰했던 다리 강성과 보행속도의 관계를 정상 노인군까지 대상을 확장하여 분석해 보고자 한다. 또한 정상 노인군과 청년군의 보행 특성 차이를 운동 역학과 에너지 관점에서 해석하고자 한다.

2. 실험 방법

2.1 피험자

균형감각과 보행 관련 장애와 질병이 없는 건강한 청년군 7 명(남성 6 명/여성 1 명, 평균 연령 : 22.86±1.07 세)과 노인군 8 명 (남성 4 명/ 여성 4 명, 연령 : 68.38±4.00 세)이 본 연구에 참여하였다. 모든 피험자는 한국과학기술원 생명윤리심의위원회의 승인을 받은 실험 참가 동의서를 검토하고 이에 서명하였다. 이들은 실험 도중 발생할 수 있는 잠재적인 위험 요소들에 대한 정보를 충분히 제공받았다. 청년군과 노인군의 평균 키와 몸무게는 각각 1.68±0.07 m 와 67.53±11.36 kg, 1.59±0.06 m 와 60.68±9.47 kg 이었다.

2.2 실험 과정

실험을 진행하기에 앞서, 피험자들의 4 가지 보행 속도 조건을 정하기 위해 보행 주파수를 측정하였다. 먼저 피험자들에게 12 미터 길이와 1 미터 너비로 이루어진 보행로를 여러 번 걸게 하여 실험 환경에 익숙해지도록 하였다. 다시 피험자들을 보행로 위를 자연스러운 걸음으로 걸게 하여 10 걸음을 걷는데 걸리는 시간을 스톱워치를 통해 측정함으로써 자연스러운 걸음의 보행 주파수를

Table 1 Definition of four step frequencies

Step frequency	$f_{natural}$	$f_{1/3}$	$f_{2/3}$	f_{max}
Calc.	measured	$f_{natural} + (f_{max} - f_{natural})/3$	$f_{natural} + 2(f_{max} - f_{natural})/3$	measured

계산하였다. 이번에는 피험자들에게 보행로 위를 가장 빠른 걸음으로 걷게 하여 위와 동일한 방법으로 가장 빠른 걸음의 보행 주파수를 계산하였다. 각 경우 5 회씩 측정하여 평균을 구하였다. 이 두 가지 주파수 사이를 1/3 간격으로 나누어 Table 1 과 같이 4 가지 보행 주파수로 설정하였다.

피험자가 정상 상태 보행을 할 수 있도록 인도하기 위해 앞에서 설정된 4 가지의 보행 주파수를 메트로놈 신호로 들려주어 걸어 보는 연습을 하였다. 본 실험은 한 세트당 4 가지 보행 주파수 신호로 구성되었고, 3 회를 수행하였다. 각 세트에서 보행 주파수 순서는 무작위로 설정하였다. 실험 과정에서 생길 수 있는 피로도의 영향을 최소화하기 위해 각 세트 간에 약 5 분간의 휴식 시간을 갖도록 하였다.

피험자들은 정면을 바라보고 바른 자세를 유지하며 보행로를 걷는 것을 원칙으로 하였다. 피험자의 발이 세 개의 힘판에 완벽히 들어가지 못하

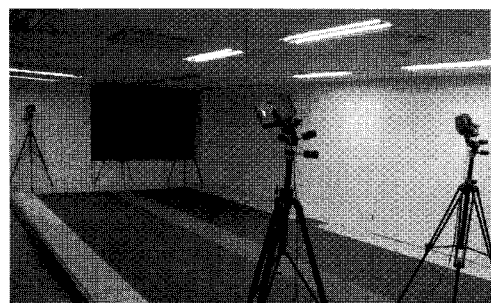
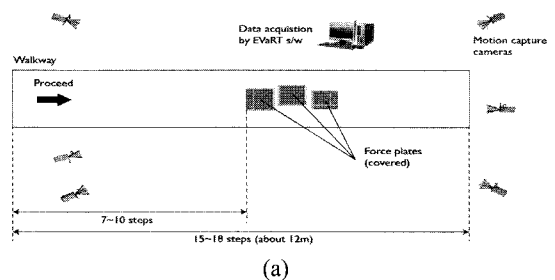


Fig. 4 Experimental setup (Walkway with motion capture system and force plates)

거나 정상 상태의 걸음을 하지 못한 시도에 한해서는 같은 보행 주파수를 다시 수행하였다. 한편 피험자가 힘판을 의도적으로 밟는 것을 막기 위해 보행로 위는 카펫으로 덮어 힘판이 보이지 않도록 했다(Fig. 4).

2.3 실험 데이터

보행로에 총 3 개의 힘판(AMTI, MA, USA)과 적외선반사카메라(Motion Analysis, CA, USA)를 이용하여 지면 반력과 운동 변화를 측정하였다. 보행로 중간에 위치한 힘판을 이용하여 두 걸음에 대한 지면 반력 데이터를 구할 수 있었다. 지면 반력 데이터는 200 Hz 의 측정빈도로 기록되었다. 힘판의 위치를 약간씩 조정할 수 있도록 설치하여 피험자마다 보폭 길이가 달라서 생기는 문제를 해결하였다. 6 개의 적외선반사카메라는 보행로 근처에 설치하여 피험자의 운동학 정보들을 구할 수 있었다. 피험자들에게 척추 L5 위치(sacral)와 양쪽 무릎, 양쪽 발목, 그리고 왼쪽 5 번 중족골(metatarsal head)에 총 6 개의 적외선 반사 마커를 부착하였다(Fig. 5). 척추 L5(sacral)에 부착한 마커는 질량중심 궤적을 구하기 위한 초기값으로 사용되었다. 나머지 4 개의 마커는 하지 각 관절의 움직임을 관찰 하는데 이용하였다. 보폭 길이는 발목에 부착한 2 개의 마커를 이용해서 구할 수 있다.

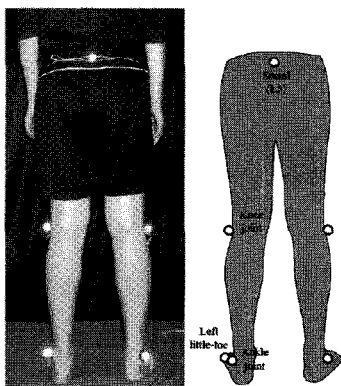


Fig. 5 Marker attachment [Adapted from Yeom, J., 10]

2.4 데이터 처리

2.4.1 데이터 필터링

실험을 통해 얻은 마커와 지면 반력 데이터는 Butterworth 5 차 저주파 통과 필터링을 하였다. 인체 보행 운동의 경우 일반적으로 5 Hz 미만의 주파수 특성을 가지며 인체 보행의 지면 반력 정보

의 경우 15 Hz 미만의 주파수 특성을 갖기 때문에 각각 10 Hz, 30 Hz 의 차단 주파수를 사용하였다.

2.4.2 지면 반력을 이용한 구간 정의

양발 지지 구간은 지면 반력 데이터를 이용해서 정의할 수 있다(Fig. 6). 힘판을 통해 나온 수직 방향 지면 반력은 ‘M 자’ 모양의 커브를 가진다. 이 힘 데이터의 첫 번째 정점에서 발뒤꿈치 충돌(heel strike)이 일어나고, 두 번째 정점에서는 발목 밀어내기(push off)가 일어난다고 볼 수 있다. 또한 수평 방향 지면 반력은 사인파(sinusoidal) 모양을 보인다. 수평 방향 지면 반력의 음(-)의 부분은 발뒤꿈치 충돌(heel strike)이 일어나고, 양(+의 부분은 발목 밀어내기(push off)가 일어난다고 볼 수 있다. 두 개의 인접한 지면 반력이 겹치는 부분을 ‘양발 지지 구간’이라고 정의할 수 있다. 이는 ‘양발 지지 구간’을 가장 직관적이고, 쉽게 정의할 수 있는 방법이다.

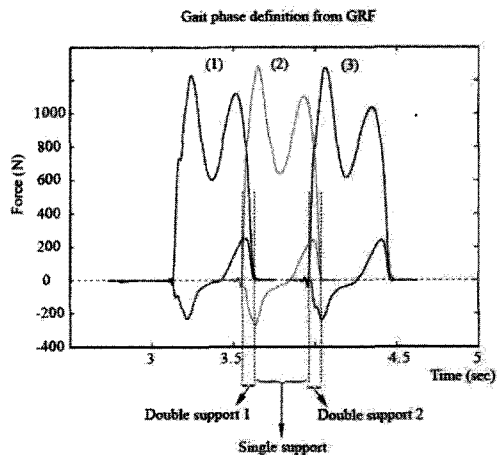


Fig. 6 Definition of the double support phase and the single support phase [Adapted from Yeom, J., 10]

2.4.3 질량 중심의 속도

질량 중심의 속도를 구하는 방법에는 크게 세 가지가 있다. 첫 번째는 척추 L5(sacral)에 붙인 반사 마커의 위치 데이터를 이용하는 방법(sacral marker method), 두 번째는 신체를 부분(segment)으로 나눠 각각의 위치 데이터를 이용하는 방법(segmental analysis method), 세 번째는 힘판 데이터를 이용하는 방법(force platform method)이 있다.¹¹

Sacral 마커는 인체 질량 중심의 위치를 근사화 하는데 주로 사용된다. 그러나 이 방법은 나머지

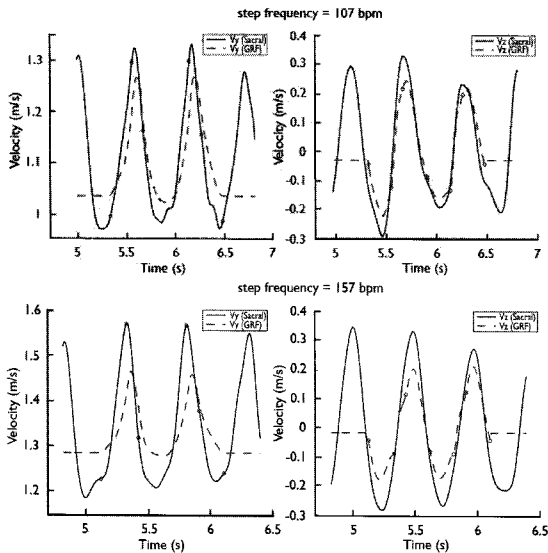


Fig. 7 Vertical velocity (V_z) and fore/aft velocity (V_y) using sacral marker method and force platform method. The differences between the calculated velocity using two methods increased at higher speeds

두 방법에 비해 상대적으로 부정확한데, 그 이유는 신체의 각 부위가 따로 움직임에 따라 질량 중심이 실제로는 인체에 고정되는 한 점이 아니기 때문이다. 또한 인체의 장기와 같은 내부 조직이 유동체와 비슷하게 움직이는 것도 하나의 이유로 볼 수 있다.¹¹ 본 연구에서는 힘판 데이터를 이용하는 방법(force platform method)을 가지고 질량 중심의 운동을 분석해 보았다(Fig. 7). 힘판으로부터 얻은 지면 반력 데이터를 이용하여 질량 중심을 구하는 방법은 다음과 같다.

$$\vec{v}_{COM} = \int \vec{a}_{COM} dt = \int \frac{\vec{F}_{ext}}{m} dt \quad [\text{Gard, S.A., et.al., 11}]$$

즉, 질량중심의 속도는 질량 중심에 작용하는 외력으로 인해 생기는 가속도를 적분하여 계산할 수 있다. 이 때 외력의 수평 방향 성분은 수평 방향의 지면 반력, 수직 방향 성분은 수직 방향의 지면 반력과 보행자의 무게를 의미한다. 적분 상수는 적분의 초기값이 0 이라는 가정을 통해 결정될 수 있다. 수평 방향의 경우 적분 상수는 수평 방향의 속도가 질량 중심의 평균 속도(질량 중심이 수평으로 움직인 거리를 한 걸음 동안 소요된

시간으로 나눈 것)와 같다는 가정을 통해 구할 수 있다. 수직 방향의 경우 적분 상수는 한 걸음의 수직 방향 속도가 0 이라는 가정을 통해 구할 수 있다.

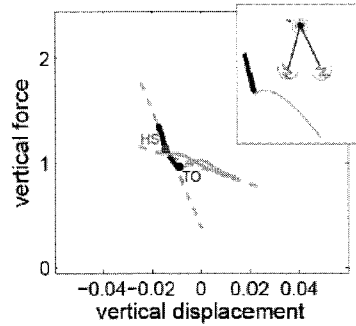


Fig. 8 A Method of calculating the vertical stiffness in walking. All quantities are dimensionless. Simple bipedal model with axial leg springs are also shown in the top right of the plot [Adapted from Rebula et.al., 5]

2.4.4 하지 강성

선행 연구에 따르면 각각의 다리를 간단한 축방향 스프링으로 생각하는 스프링 모델을 도입하여 인체 보행을 재현했다.⁵ 보행 시 각 구간에서 질량 중심의 수직 이동거리와 그 동안 작용한 지면 반력의 평균값의 관계를 분석해 본 결과 일정한 비율이 있음이 확인되었다(Fig. 8).^{5,6} 강성이 단위 변위당 작용하는 힘인 것을 고려했을 때 이 비율은 하지 강성을 의미한다고 해석할 수 있다. 따라서 본 연구에서 하지 강성(vertical stiffness)은 수직 이동거리에 대한 수직 지면 반력의 비율로 정의하였다 ($K = dF / dx$). 모든 데이터는 보행자의 질량, 키, 중력가속도를 이용하여 무차원 단위로 만들어 정규화(normalized)시켰다.

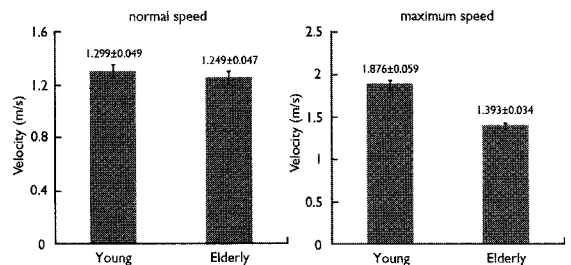


Fig. 9 Average normal walking speed (left) and maximum walking speed (right) of the young and the elderly subjects

3. 결과

3.1 보행 속도 비교

본 연구에서 진행 속도는 보행자가 한걸음 걷는 동안의 전진 방향 속도를 평균하여 도출하였다. 이 때 한걸음이란 한 발뒤꿈치 충돌부터 이어지는 반대쪽 다리의 발뒤꿈치 충돌까지로 정의하여 각 실험에 대한 데이터를 분석해 보았다.

정상 노인군과 청년군 사이의 보행 속도를 비교해 보았다. 정상 노인군의 보행 속도 범위는 1.10 m/s 에서 1.50 m/s 였고, 청년군의 보행 속도 범위는 1.14 m/s 에서 2.11 m/s 로 나타났다. 자연스러운 걸음일 때 평균 속도는 노인군의 경우 1.249 ± 0.047 m/s, 청년군의 경우 1.299 ± 0.049 m/s 였고 최대한 빠른 걸음인 경우 노인군은 1.393 ± 0.034 m/s, 청년군은 1.876 ± 0.059 m/s 였다. 자연스러운 걸음일 때 정상 노인군과 청년군의 평균 속도는 통계적으로 유의한 차이가 없었던 반면에, 최대 속도로 보행 시 통계적으로 유의한 차이가 발생했음을 확인할 수 있다(Fig. 9).

3.2 하지 강성

하지 강성은 Fig. 10에서 볼 수 있듯이 한발 지지구간과 양발 지지구간에서 각각 다르게 측정되었다. 각 구간에 해당하는 하지 강성은 선형회귀법(linear regression)을 이용하여 수직 이동거리에 대한 수직 지면 반력 비를 계산함으로써 구해 보았다. 한발 지지구간에 비해 양발 지지구간일 때 하지 강성이 더 크게 나타나는데 이는 양발 지지구간에서 상대적으로 수직 이동거리가 더 적었기 때문임을 알 수 있다.

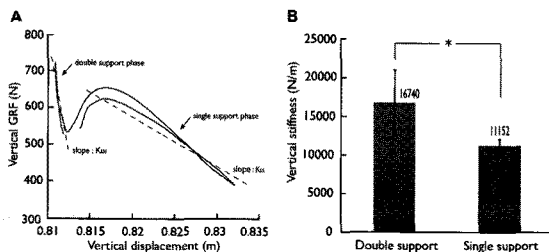


Fig. 10 Vertical stiffness of both double and single support phase for a representative subject data. (A) The slope of a linear fit (dashed line) indicates vertical stiffness of corresponding walking phase. (B) Difference vertical stiffness shown between double support phase and single stiffness phase

3.3 보행 속도에 대한 하지 강성 변화

선행 연구에서 보행 속도와 하지 강성의 관계가 밝혀진 바와 같이 정상 노인군에서도 보행 속도가 증가할수록 한발 지지구간과 양발 지지구간에서 강성의 크기가 증가한다는 것을 알 수 있었다(Fig. 11).^{5,7} Fig. 11 에서 선형회귀법(linear regression)을 이용한 결과 보행 속도에 대한 하지 강성 관계식은 노인군 $y = 20.92 \cdot x - 3.50$ ($R^2=0.13$), 청년군 $y = 37.20 \cdot x - 26.40$ ($R^2=0.69$)이 나왔다. Table 2 에서와 같이 두 관계식을 이분산 가정 t-test 를 통해 분석해 본 결과 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 그러나 p-value 가 유의 수준(0.05)에 근접하기 때문에 본 연구에서는 정상 노인군과 청년군 사이의 보행 속도와 강성 관계가 유사한 추세를 가지고 있다고 보았다. 추후에 더 많은 실험을 통해 데이터를 모아서 검증할 필요가 있다고 생각이 든다.

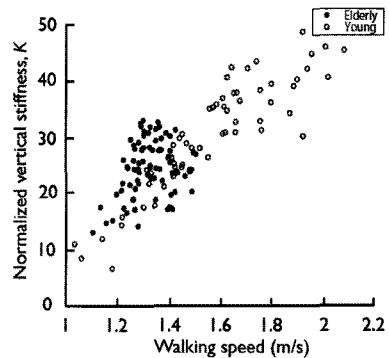


Fig. 11 Lower limb stiffness as a function of walking speed for all subjects (single support phase). Vertical stiffness was normalized by the subject's weight divided by height

Table 2 Significance probability of linear regression line ($y=a \cdot x+b$) in Fig. 11 between the young and the elderly subjects

	a	p-value	b	p-value
Young	32.20±2.75	0.0461	-26.39±4.41	0.0464
Elderly	20.92±6.61		-3.50±8.74	

4. 결론

선행 연구에 따르면⁷ 한발 지지구간의 지속 기간(duration)은 스프링-댐퍼로 구성된 보행 모델의

진동 주기와 잘 맞아 떨어진다. 이는 관측되었다. 이를 에너지 관점에서 해석하기 위해 한발 지지구간이 끝나는 충돌(heel strike) 직전에 다리에 저장되는 추진 에너지(propulsion energy)를 계산하였다. 이를 통해 더 빨리 걷기 위해서는 더 많은 추진 에너지가 요구되고, 이 에너지를 최대화하기 위해 인체가 보행 속도에 따라 다리의 강성을 조정한다는 것을 밝혔다.

본 연구는 기존 연구에서 밝혀진 청년군에서의 보행 속도와 하지 강성의 관계를 정상 노인군으로 대상을 확대하여 비교 분석해 보고자 하였다. 청년군에서 나타난 것과 같이 정상 노인군에서도 보행 속도가 증가함에 따라 하지 강성이 증가하였음을 보였다. 정상 노인군과 청년군에서의 선행회귀법을 통해 구한 보행 속도와 하지 강성의 관계식은 통계적으로 유의했다($p < 0.05$). 그러나 p -value 가 유의수준에 근접하기 때문에 본 연구에서는 두 관계식은 유의한 차이가 없다고 보았다. 이를 통해 보행 속도가 증가함에 따라 사람이 추진 에너지를 최대화하는 특정한 라인을 따르기 위해 하지 강성을 증가시킨다는 기존의 선행 연구 결과를 설명할 수 있다. 한편 하지 강성은 생리학적으로 고관절, 무릎, 발목 등과 같은 각 다리 관절에 걸리는 근력과 관련이 있다. 그러므로 하지 강성을 증가시키기 위해서는 다리의 근력을 증가시켜야 되는데, 노인군의 경우 노화 작용으로 인해 근육이 낼 수 있는 힘이 적다. 이를 통해 정상 노인군의 평균 보행 속도가 청년군의 평균 속도보다 낮게 관찰되는 것을 설명할 수 있다.

한편 본 연구에서 강성은 수직 이동거리에 대한 수직 지면 반력의 비율($K = dF / dx$)로 구했는데 이는 보행의 동역학적 특성을 재현하지 못하는 한계점이 있었다. 또한 노인군에서 회귀식의 결정계수($R^2=0.13$)가 너무 작아서 보행 속도와 강성의 관계를 설명하는데 제한점이 발생하였다. 따라서 추후에 이 부분들을 좀 더 보완할 수 있는 연구가 필요하다고 생각된다.

후 기

이 논문은 2010 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구입니다(No. 2010-0020488).

참고문헌

1. McGeer, T., "Passive dynamic walking," International Journal of Robotics Research, Vol. 9, No. 2, pp. 62-82, 1990.
2. Garcia, M., Chatterjee, A. and Ruina, A., "The simplest walking model: Stability, complexity, and scaling," Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 120, No. 2, pp. 281-286, 1998.
3. Kuo, A. D., "Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model," Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 124, No. 1, pp. 113-120, 2002.
4. Geyer, H., Seyfarth, A. and Blickhan, R., "Compliant leg behavior explains basic dynamics of walking and running," Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences, Vol. 273, No. 1603, pp. 2861-2867, 2006.
5. Rebula, J. R., O'Connor, S. M. and Kuo, A. D., "Human walking and running: It's all in the redirection," Dynamic Walking, 2009.
6. Lipfert, S., Seyfarth, A. and Blickhan, R., "Leg stiffness in walking and running," American Society of Biomechanics 29th Annual Meeting, 2005.
7. Kim, S. and Park, S., "Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy," Journal of Biomechanics, Vol. 44, No. 7, pp. 1253-1258, 2011.
8. Kim, S., "Adjustability quantification of human movement control through dynamic analysis," Mechanical Engineering, Ph. D. Dissertation, KAIST, 2011.
9. Prince, F., Corriveau, H. and Winter, D. A., "Gait in the elderly," Gait and Posture, Vol. 5, No. 2, pp. 128-135, 1997.
10. Yeom, J., "Finite collision model for the double support phase of human walking," Mechanical Engineering, Master's Thesis, KAIST, 2010.
11. Gard, S. A., Miff, S. C. and Kuo, A. D., "Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking," Human Movement Science, Vol. 22, No. 6, pp. 597-610, 2004.