

의지 보행시 의지 무게 분포가 근골격계에 미치는 영향

배태수[#], 최 환^{*}, 김신기^{**}, 문무성^{**}

Effects of Prosthetic Mass Distribution on Musculoskeletal System during Amputee Gait

Tae Soo Bae[#], Hwan Choi^{*}, Shin Ki Kim^{**} and Mu Seong Mun^{**}

ABSTRACT

The optimized prosthetic mass distribution was a controversial problem in the previous studies because they are not supported by empirical evidence. The purpose of the present study was to evaluate the effect of prosthetic mass properties by modeling musculoskeletal system, based on the gait analysis data from two above-knee amputees. The joint torque at hip joint was calculated using inverse dynamic analysis as the mass was changed in knee and foot prosthetic components with the same joint kinematics. The results showed that the peak flexion and abduction torque at the hip joint were 5 Nm and 15 Nm when the mass of the knee component was increased, greater than the peak flexion and abduction torque of the control group at the hip joint, respectively. On the other hand, when the mass of the foot component was increased, the peak flexion and abduction torque at the hip joint were 20 Nm and 15 Nm, greater than the peak flexion and abduction torque of the control, respectively. The hip flexion torque was 4.71-fold greater and 7.92-fold greater than the hip abduction torque for the knee mass increase and the foot mass increase on the average, respectively. Therefore, we could conclude that the effect of foot mass increase was more sensitive than that of knee mass increase for the hip flexion torque. On the contrary, the mass properties of the knee and foot components were not sensitive for the hip abduction torque. In addition, optimized prosthetic mass and appropriate mass distributions were needed to promote efficiency of rehabilitation therapy with consideration of musculoskeletal systems of amputees.

Key Words : Prosthetic gait (의지 보행), Prosthetic mass distribution (의지무게분포), Musculoskeletal model (근골격계 모델), Dynamic simulation (동적모의실험)

1. 서론

1560 년 Pare 에 의해서 처음으로 소개 되고, 금속, 가죽, 그리고 나무로 만들어져 무게가 약 7kg

이었던 대퇴의지(Above-knee prosthesis)는 시간이 지남에 따라 그 무게가 급속히 줄어들기 시작하였다. Pare 의지의 무게를 줄이는 데 따른 이점에 대해 이의를 제기할 사람은 없을지라도, 실제 하지

접수일: 2007 년 3 월 2 일; 게재승인일: 2007 년 6 월 27 일

교신저자: 재활공학연구소, 인체공학팀

E-mail: bmebae@iris.korec.re.kr Tel. (032) 500-0583

* 고려대학교 제어시스템공학

** 재활공학연구소, 인체공학팀

의지의 최적화된 무게에 대한 관심은 관련 연구 분야의 지속적인 토론주제이다. 지나치게 가볍게 하면 보행 속도가 느려지며, 보행 안정성을 확보하기 위하여 에너지 소모가 더 요구되고, 급기야 양하지 움직임의 불균형을 초래한다는 연구결과가 발표되고 있는 만큼 의지무게를 무조건적으로 줄이는 것에 대해서는 의견이 분분한 가운데 있다.^{1,3}

하지의 의지 무게를 최대한 줄이는 것이 최적 이 아니라는 것은 실제 보행시 근육 활동을 고려하지 않은 채 유각기의 보행이 수동적인 것은 전제로 한 이론이다. 보행의 수동적 이론(ballistic theory)에 따르면, 유각기의 보행은 단지 중력과 관성 모멘트에 의한 힘에만 영향을 받는 것으로 알려져 있다. 즉 수동적 유각기 보행시에서는 진자운동시 고유 진동수가 진자의 관성 물성에 의해 영향을 받는 것과 동일한 방법으로 하지의 관성물성(질량, 질량중심, 관성모멘트)이 하지의 기구학적 움직임(관절각도, 각속도, 각가속도)에 영향을 주는 것을 의미한다. 그러나 이러한 수동적 이론에 따른 보행은 정상인과 하지 절단 환자간의 몇몇 비교 실험 논문과 대치되는 결과를 보여주고 있다. 최근에는 Selles 등⁴은 8 명을 대상으로 한 실험에서 의지의 무게 변동 (mass perturbation)이 보행속도, 보폭, 그리고 보폭 주기에 영향을 주지 않는다고 보고하고 있다. 그러나 이러한 결과들 역시 근골격을 이용한 3 차원적 접근이 아니라 수학적인 모델링 혹은 실험적인 결과들에만 의존하고 있는 실정이다.⁵

따라서 본 연구에서는 피검자에 대한 근골격 모델링을 사용하여 각 의지 구성 요소들의 무게 분포에 따른 근골격계에 미치는 영향을 고관절의 굴곡근, 신전근, 내외전근을 중심으로 알아 보고자 하였다.

2. 실험 대상 및 방법

2.1 실험대상

본 연구에서는 2 명의 대퇴 절단 환자 남성(58,41 세, 160, 167cm, 56.5, 65 kg)을 대상으로 실험에 임하였다. 대퇴절단환자(우측대퇴절단)는 절단수술 및 재활훈련이 1 년 이상 되며 6 개월 이상 의지착용 보행을 한 사람을 대상으로 하였으며, 혈관성 질환이 없고, 피부에 문제가 없는 피검자를 대상으로 하였다.

2.2 근골격 모델링

2.2.1 보행분석

Helen hayes 마커셋을 이용하는 3 차원 보행분석장비를 이용하여 정상인과 의지를 착용한 절단 환자에 대한 보행분석을 실시하였다.

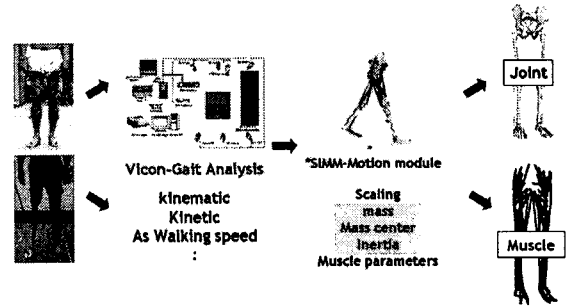


Fig. 1 The process of musculoskeletal modeling

특히 의지를 착용하고 있는 절단된 다리에 대해서는 정상측 다리의 부착위치와 동일한 위치에 반사마커를 부착하였다.

피검자들은 본인이 느끼기에 가장 편한 속도로 보행하도록 하였다. 각 피검자에 대해 5 회의 보행분석을 실시하였으며, 이 때 계산된 3 차원 마커의 좌표들과 압력받판에서 측정된 반발력을 보행을 평가하는데 사용하였다(Fig. 1).

2.2.2 단단부 모델링

본 연구에서는 절단자 보행을 모의실험하기 위하여 대퇴 절단부위와 의지에 대한 근골격 모델을 구성하고자 하였다. 대퇴 절단부위에 대해 모델링을 하기 위해 절단환자의 건축 및 환부에 대해 CT 와 MRI 촬영을 실시하였다. 먼저 단단부의 대퇴골 길이를 CT 영상 자료를 바탕으로 절단된 대퇴골의 길이를 파악하였고, 건축 대퇴골에 대한 대칭 영상을 이용하여 환측 대퇴골의 형상을 모델링하고 하였다. 이 때 절단된 단면은 polygon editor 를 이용하여 측정된 절단 길이만큼 대퇴골의 길이를 수정함으로 절단된 대퇴골 형상을 얻을 수 있었다. 그리고 나서 기존 절단 수술의 자료와 임상상의 도움을 받아 절단면 근육에의 모의 재건을 실시하였는데, 크게 전후면 내측, 전후면 외측, 대퇴골면을 중심으로 근육을 재배치하여 봉합한 것으로 간주하여 수행하였다. 전후면 내측의 경우 내측광근(Vastus medialis)(전면)와 봉공근(Sartorius),

대내전근(Adductor magnus), 박근(Gracilis), 반막양근(Semimembranosus), 반건양근(Semitendinosus)(후면)을 통합하였으며, 전후면 외측의 경우 외측광근(Vastus lateralis), 대퇴직근(Rectus femoris), 중간광근(Vastus intermedius)(전면)과 대퇴이두근(Biceps femoris)(후면)을 통합하였다.

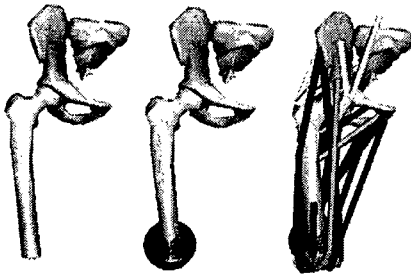


Fig. 2 Modeling of amputated leg: dissected limb (left), wrapping condition (mid), reconstructed limb (right)

또한 대퇴골면에 직접 통합하는 것으로 중간광근(후면), 대내전근(내측), 대퇴이두근 단두(후면)근육을 적용하였다. 본 연구에서는 보행에 따른 실제 근육 체적의 기하학적 변화를 표현하기 어려움으로 해서 각 근육을 선 (string)으로 표현하였다. 따라서 근육 통합이 이뤄진 후에 근육의 움직임을 잘 표현해 주기 위하여 각 근육에 대해 구속조건을 주었으며, 통합단면 역시 대퇴골의 굴곡각도에 따라 상대적인 움직임을 표현할 수 있도록 모델링하였다(Fig. 2). 또한 근골격 모델을 이용하여 동역학 해석을 실행하기 위하여 SIMM(ver. 4.1.1, Musculographics Inc., USA)을 사용하였으며, 각 근육에 대한 수학적 모델은 Zajac의 modified Hill type 근육 모델을 사용하였다.⁶⁻⁹

2.2.3 의지 모델링

본 연구에서 사용된 의지모델은 13 개의 부품과 4 개의 관절을 가지고 4 절 링크기구 운동을 하계끔 모델링 하였으며, 의지는 피검자의 단단부(stump)와 맞는 소켓시스템을 사용하여 체결하도록 하였다. 의지 각각에 대한 인체측정학적 자료는 의지의 도면으로부터 구할 수 있었다(Fig. 3).

또한 Adams software(ver 2003, MSC.Software, CA, USA)을 사용하여 동역학 분석에 필요한 질량, 질

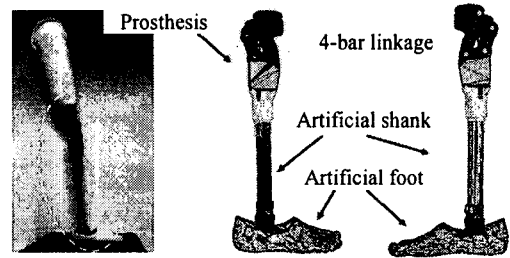


Fig. 3 Artificial intelligent prosthesis model

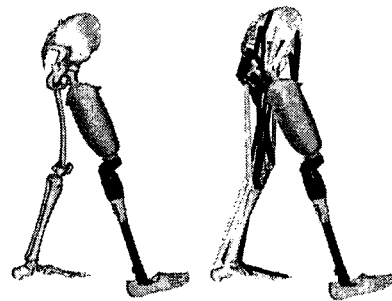


Fig. 4 3-dimensional model for the above-knee amputee

량중심, 관성모멘트 값도 설정해 주었다.

또한 각 의지 관절의 움직임은 무릎의 굴곡각의 변화에 따라 함수적으로 동작할 수 있도록 정의하였다.

2.2.4 동역학 해석을 위한 전체 모델

앞서 구현한 단단부와 의지 모델링을 크기조절과 좌표축 이동을 통하여 하나의 완성된 모델을 구현하였다. 다음은 최종적으로 동역학 해석에 적용할 수 있도록 구현된 의지 착용 절단 환자에 대한 3 차원 근골격 모델들이다. 이 때 사용한 소켓은 내부 근육이 외부로 돌출되지 않도록 구속하는 역할을 하도록 모델링 하였다(Fig. 4).

2.3 의지 구성요소들에 대한 무게 설정

유각시 의지무게의 변화에 대한 효과는 의지 구성 요소의 무게가 변하더라도 기구학적인 변화는 없다는 가정하에서 모델링 되었다. 무게변화의 위치는 무게의 문제점이 부각되고 있는 2 군데- 4 축의지, 인공발-로 나누어서 하였다. 또한 의지 구성요소의 무게 변화 정도는 의지 구성요소의 무게를 기준으로 약 25%에 해당되는 0.25kg 씩 1kg 까지 단계별로 더하는 방법으로 설정하였다.

변화된 무게에 따른 관성모멘트를 새롭게 정의한 후 동역학 해석을 수행하였다. 이 때 앞서 언급한 대로 기구학적 변화는 없다는 가정하여 역동역학 해석을 수행하였다.

2.4 근골격 모델을 이용한 동역학 해석

동력학적 계산에는 Kane의 법칙을 이용하여 만든 Symbolic Dynamics Inc의 SD/Fast solver를 이용하여 미리 정의 내려진 각 관절과 근육에 주어진 기구학적, 운동학적 자료에 대한 운동방정식을 구현하도록 하고자 하였다.^{10,11}

동역학 해석에 앞서 Kane 법칙을 적용하기 위해서는 절단된 대퇴골의 질량, 질량중심, 회전관성 모멘트를 구하여야 한다. 그러나 절단된 대퇴골의 경우 질량 정의를 제외한 나머지의 경우 정상적인 대퇴골에 대한 Winter¹²의 기본적인 인체측정학적 회귀 관계식을 직접적으로 적용할 수가 없다. 따라서 본 연구에서는 절단된 대퇴골에 대한 자료가 부재함으로 인해, 위 아래가 서로 다른 원통 모양의 강체로 절단된 대퇴골을 단순화한 다음 동역학 변수들을 각각 정의하도록 하였다(Fig. 5).

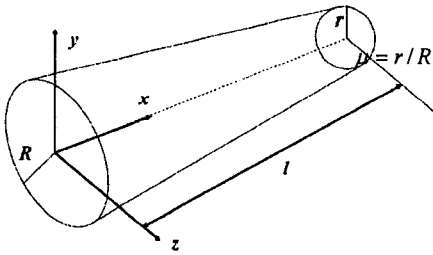


Fig. 5 Rigid body model for amputated femur

질량을 산출하기 위해선 우선 몸의 밀도를 구하여야 한다. 몸의 밀도를 구하는 식은 다음과 같다.¹²

$$density = 0.69 + 0.9c \tag{1}$$

위 식에서 상수 c 는 다음과 같은 식으로 구할 수 있다.

$$c = (height / weight)^{1/3} \tag{2}$$

위에서 산출한 몸의 밀도를 몸 마디의 부분부피를 측정하여 곱하면 몸 마디의 질량(m)을 산출할 수 있다.

$$m = \sum_{i=1}^N density_i \times volume_i \tag{3}$$

다음으로 3차원 좌표축에서 x 축, y 축 그리고 z 축에 대한 회전관성 모멘트(I_x, I_y, I_z)를 구하기 위한 식은 다음과 같다.

$$I_x = m \left[A \left(\frac{m}{\delta I} \right) + B l^2 \right] \tag{4}$$

$$I_y = I_z = \frac{2 A m^2}{\delta I} \tag{5}$$

여기서 l 은 원통의 길이를 나타낸다. 또한 $A, B, \mu, \sigma, \delta$ 은 다음과 같이 각각 계산하도록 하였다. 이 때 R, r 은 각각 원통의 위 아래의 반경을 나타낸다.

$$A = \frac{9}{20\pi} \left(\frac{1 + \mu + \mu^2 + \mu^3 + \mu^4}{\sigma^2} \right) \tag{6}$$

$$B = \frac{3}{80} \left(\frac{1 + 4\mu + 10\mu^2 + 4\mu^3 + \mu^4}{\sigma^2} \right) \tag{7}$$

$$\mu = r / R \tag{8}$$

$$\sigma = 1 + \mu + \mu^2 \tag{9}$$

$$\delta = \frac{3m}{\pi l (R^2 + Rr + r^2)} \tag{10}$$

3차원 좌표축에서 x 축, y 축 그리고 z 축에 대한 몸 마디의 질량 중심(P_x, P_y, P_z)을 구하는 식은 다음과 같다.

$$P_x = \frac{l}{4} \left(\frac{1 + 2\mu + 3\mu^2}{1 + \mu + \mu^2} \right) \tag{11}$$

$$P_y = P_z = 0.0 \tag{12}$$

각 피검자에 대한 근골격 동역학 모델은 SIMM의 Motion Module software를 이용하여 구하였으며, 이 때 보행분석시 사용되어진 마커들의 위치를 이용하여 피검자의 신체에 맞게 모델의 크기를 조절한 후 변환시켰다. 정상인과 절단환자 모델에 대한 동역학 운동방정식은 SD/FAST (ver 3.3.1, Symbolic Dynamics, Inc., Mountain View, CA)를 이용하여 유도하였고, 역동역학 모의실험 모델은 Dynamics Pipeline (MusculoGraphics, Inc., Evanston,

IL)을 이용하여 생성시켰다.¹³ Visual C++ compile 를 사용하여 필요한 부분을 수정한 보행주기에 대하여 내-외전 운동에 대해 역동학 해석 모의실험을 수행하였다. 이 때 보행분석을 통해 얻어진 기구학적 자료인 관절각도와 지면반발력을 최종 운동 궤적과 외력으로 각각 입력하였으며, SD/Fast Solver 를 이용하여 역동역학 계산을 수행하였다.

3. 연구 결과 및 분석

3.1 의지 무게가 변했을 때

의지의 무게를 바꾼 후 모의실험을 실시하였다. 그런 다음 고관절의 굴곡/신전 토크와 내전/외전 토크를 각각 계산하였다. 먼저 고관절 굴곡 신전 토크 모의실험 결과 추가되는 무게가 증가하면 증가할 수록 입각기부터 유각기까지 전반적인 크기의 차이는 없지만, 전체 보행주기의 44% ~ 57% (말기 입각기) 간의 토크에서는 추가된 무게가 증가할 수록 계속적으로 증가하는 현상이 관찰되었다. 또한 초기 유각기에서는 말기 입각기와는 반대로 반대의 결과를 나타내다가, 중각 유각기에서는 말기 입각기와 비슷한 경향을 나타냄을 알 수 있었다. 즉 의지의 무게가 증가하면 할수록 고관절의 굴곡 신전에 사용되는 에너지 소모가 상당히 요구되는데 특히 말기 입각기 부근에서 큰 영향을 받고 있음을 알 수 있었다(Fig. 6). 또한 고관절의 내외전 토크를 비교해 보았을 때 굴곡/신전 토크의 경우처럼 증가 감소의 경향이 서로 교차되기 보다는 전 보행주기 동안 의지의 무게가 증가하면 증가할 수록 지속적으로 내외전 토크가 증가하는 경향을 보임을 알 수 있었다. 특히 초기 아무런 무게 증가가 없었던 상태와 비교해 보았을 때 초기 유각기에서는 무려 2 배 이상의 토크 차이를 보였다(Fig. 7).

3.2 인공발 무게가 변했을 때

인공발의 무게를 바꾼 후 고관절의 굴곡/신전 토크와 내전/외전 토크를 각각 계산하였다. 먼저 고관절 굴곡 신전 토크 모의실험 결과 추가되는 무게가 증가하면 증가할 수록 입각기부터 유각기까지 전반적인 크기의 차이는 없었으며, 전체 보행주기의 46% ~ 60% (말기 입각기) 간의 토크에서는 추가된 무게가 증가할수록 계속적으로 증가하였다.

특히 1kg 이 추가된 경우는 Base 지점의 값에 비해 무려 20Nm 이상의 차이를 보임을 알 수 있

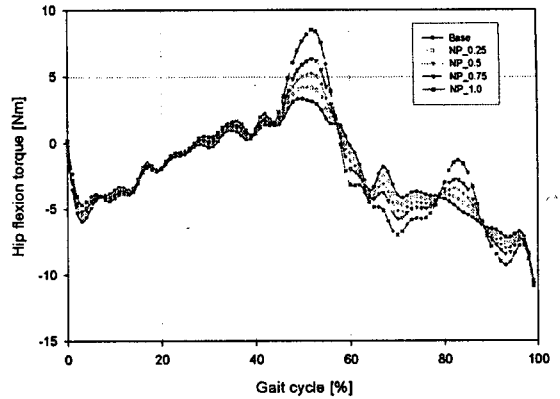


Fig. 6 Hip flexion torque as mass change of artificial knee components

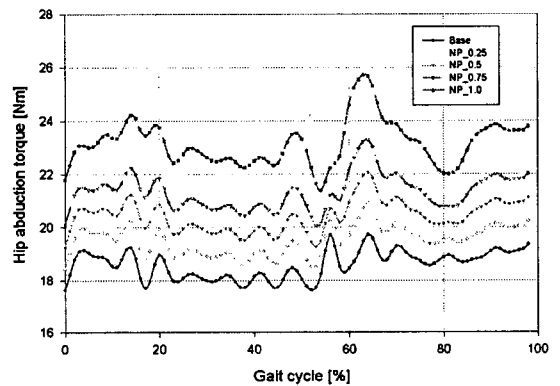


Fig. 7 Hip abduction torque as mass change of artificial knee components

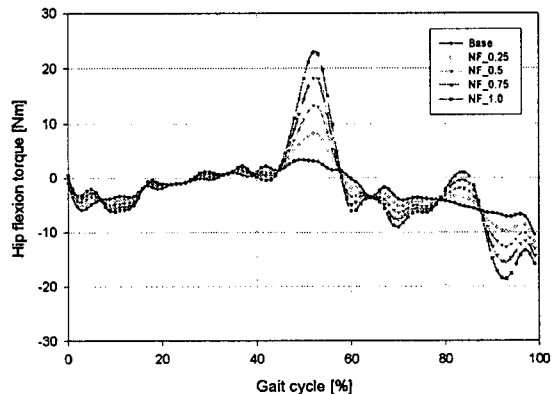


Fig. 8 Hip flexion torque as mass change of artificial foot components

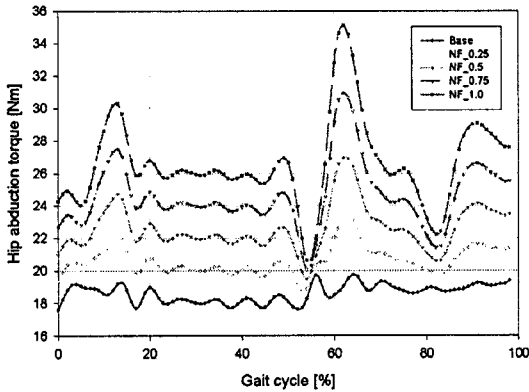


Fig. 9 Hip abduction torque as mass change of artificial foot components

었다. 또한 굴곡/신전시 결과와 유사하게 초기 유각기에서는 말기 입각기와는 반대로 반대의 결과를 나타내다가, 중각 유각기에서는 말기 입각기와 비슷한 경향을 나타냄을 알 수 있었다(Fig. 8). 또한 고관절의 내외전 토크를 비교해 보았을 때 의지 무게 변화의 경향과 비슷하게 전 보행주기 동안 의지의 무게가 증가하면 증가할수록 지속적으로 내외전 토크가 증가하는 경향을 보임을 알 수 있었다. 특히 말기 입각기에서 초기 유각기의 진입시의 결과를 보았을 때 무게 증가에 따른 영향을 상당히 많이 받는 것으로 나타났으며, Base 값에 비해 15Nm 이상 차이가 있음 알 수 있었다(Fig. 9).

3.3 구성요소 무게 변화율에 따른 영향

무게 변화율에 따른 영향을 살펴보기 위하여 Base 지점에서의 토크에 대해 각각 고관절 굴곡신전 및 내외전 토크를 정규화(normalization)를 시켰다.

고관절 굴곡신전 토크의 경우 인공발에 추가되는 무게로 인한 영향이 의지 무게의 변화에 따른 영향에 비해 약 5 배 이상으로 더 큰 영향을 주는 것으로 나타났다. 특히 인공발의 무게가 25% 증가했을 때가 가장 큰 영향을 주는 것으로 나타났으며, 100% 증가했을 때 가장 적은 차이를 보임을 확인하였다(Fig. 10). 고관절 내외전 토크의 경우도 마찬가지로 인공발의 무게변화율에 따른 영향이 의지 무게 변화율의 영향보다 더 큰 것으로 나타났다. 그러나 수치적으로는 고관절 굴곡신전 토크보다 낮은 약 3 배 정도의 차이를 나타내었으며, 인

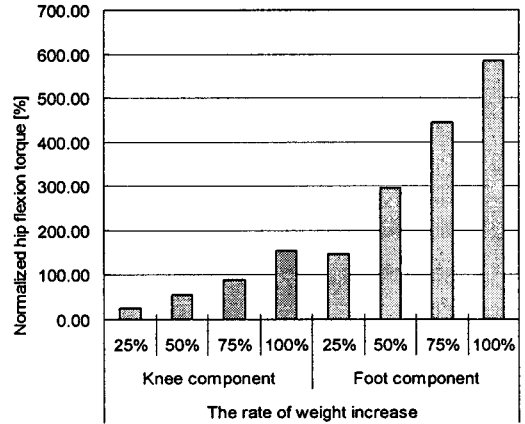


Fig. 10 Normalized hip flexion torque with respect to base condition

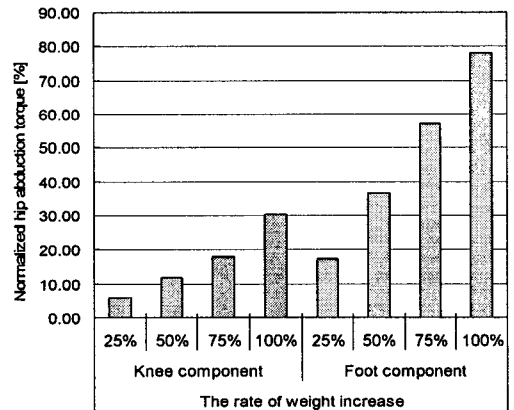


Fig. 11 Normalized hip abduction torque with respect to base condition

공발이 75% 증가했을 때 가장 큰 영향을, 100% 증가했을 때 가장 적은 차이를 나타내었다(Fig. 11).

전체적으로 고관절 내외전 토크에 비해 고관절 굴곡신전 토크가 의지무게 변화에 대해서는 약 4.71 배, 인공발 무게 변화에 대해서는 약 7.92 배 평균적으로 더 큰 것으로 나타났다. 특히 25% 인공발 무게 변화시 고관절 토크값 차이가 가장 큰 것으로 나타났으며, 25% 의지 무게 변화시 가장 적은 고관절 토크값 차이를 보였다.

4. 토론 및 결론

본 연구를 통하여서 절단장애인의 하지 모델

을 이용하여 의지와 인공발의 무게 변화에 따른 근골격계의 영향을 모의실험을 통해 정량적으로 살펴보고자 하였다. 절단환자를 대상으로 한 시험인 만큼 대상자 모집의 어려움도 존재하고, 또한 의지무게를 바꾼 뒤 적응 훈련을 시키는 과정에서 적응의 시점을 확인하는 것 자체가 어렵기 때문에 본 연구에서는 절단 장애인에 대한 근골격계 모델을 구현하여 보행의 수동적 이론(ballistic theory)을 적용시키고자 하였다.

의지 무게에 변화를 주었을 때, 추가되는 무게가 증가할수록 고관절 굴곡신전 토크는 Base(무게 추가 없는 상태)에 비해 최대치에서 약 5Nm 이상의 차이를 보였고, 내외전 토크에서는 15Nm 이상의 차이를 보였다. 그러나 인공발의 무게를 증가시켰을 때에는 최대치 비교시 굴곡 신전 토크에서 약 20Nm, 내외전 토크에서 약 15Nm 정도의 차이를 보임을 알 수 있었다. 따라서 고관절의 굴곡 신전 토크의 경우 의지 무게의 변화보다는 인공발의 무게 변화에 더 민감하게 영향을 받는 것으로 나타났다. 그러나 내외전의 경우를 비교해 보았을 때 의지나 인공발 무게 변화가 굴곡신전 토크에 비해 덜 영향을 받음을 알 수 있었다. 그러나 실제적으로 무게변화에 대해 환자들이 경험하는 수준이 어느 정도인지에 대해서는 다양한 임상실험이 필요할 것으로 사료된다.

본 연구에서 사용되고 있는 근골격계 모델들에 대한 검증 문제가 늘 한계점으로 나타나곤 한다. 무엇보다도 관련된 근육들에 대한 근육 변수들의 설정 문제와 또한 정적인 특정 자세에서의 분석이 아니라 보행과 같은 동적 자세에서의 근골격계 모델 해석의 검증에 관해서는 아직도 많은 연구가 필요한 것으로 알려져 있다.

따라서 절단 환자들에 대한 재활 보행시 의지의 구성요소들에 대한 무게가 환자의 근골격계에 많은 영향을 주는 만큼 환자들의 근골격계에 대한 영향을 감안하여 각 의지 구성요소들의 무게들에 대한 최적의 값들을 정하는 것이 필요할 것으로 사료된다.

후 기

본 연구는 보건복지부 “차세대 능동형 동작기능 회복 기술 개발- 인체골격 직접연결의지용 결합 임플란트 개발 및 임상적용에 대한 연구(02-

PJ3-PG6-2V03-0004)” 과제로 수행되었다.

참고문헌

1. Sanderson, D. J. and Martin, P. E., “Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking,” *Gait and Posture*, Vol. 6, pp. 126-136, 1997.
2. Kingma, I., Toussaint, H. M., De Looze, M. P. and Van Dieen, J. H., “Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, Issue 5, pp. 693-704, 1996.
3. Beck, J. C. and Czerniecki, J., “A method for optimization of above-knee prosthetic shank-foot inertial characteristics,” *Gait and Posture*, Vol. 2, pp. 75-84, 1994.
4. Selles, R. W., Bussmann, J. B., Wagenaar, R. C. and Stam, H. J., “Effects of prosthetic mass and mass distribution on kinematics and energetics of prosthetic gait: a systematic review,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 80, No. 12, pp. 1593-1599, 1999.
5. Mattes, S. J., Martin, P. E. and Royer, T. D., “Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 81, No. 5, pp. 561-568, 2000.
6. Brand, R. A., Pedersen, D. R. and Friederich, J. A., “The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 19, Issue 8, pp. 589-596, 1986.
7. Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrin, J. J. and Edgerton, V. R., “Muscle architecture and force-velocity relationships in humans,” *Journal of Applied Physiology. Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, Vol. 57, Issue 2, pp. 435-443, 1984.
8. Zajac, F. E., “Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control,” *CRC Crit. Revs. Biomed. Eng.*,

Vol. 17, Issue 14, pp. 359-411, 1989.

9. Delp, S. L. and Loan, J. P., "A computer-graphics software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures," *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 25, Issue 1, pp. 21-34, 1995.
10. Yamaguchi, G. T., "Models of the skeletal system, dynamic equation of motion and control," In *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion*, pp. 143-237, 2001.
11. Winter, D. A. and Sienko, S. E., "Biomechanics of below-knee amputee gait," *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, Issue 5, pp. 361-367, 1998.
12. Winters, D. A., "Anthropometry, In: David A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*," John Wiley & Sons, pp. 51-74, 1990.
13. Loan, P. J., "Dynamics Pipeline," Evanston IL, *Musculographics*, 1992.