

근의 길이변화에 따른 인체 하지부 모달해석 Modal analysis of human low limb during length variation of musculo-tendon

남궁홍* · 유홍희†
Hong Namgoong and Hong Hee Yoo

1. 서론

현대 문명의 발달이 근본적으로 인간을 위한 것이기 때문에 문명의 발달을 주도했던 과학기술과 학문 역시 인간과 관련된 것이 많으며 인체의 움직임에 관심을 갖는 학문 분야도 매우 다양하다. 또한 현 시대는 생활수준의 향상, 건강에 대한 관심고조, 인간중심의 고품질 제품의 요구 등으로 생체역학의 연구분야는 점차 넓어지고 세분화 되어가고 있다. 특히 생체역학적 연구에서 근 골격 시스템의 수학적 모델 개발은 지난 몇 년 동안 크게 신뢰할 수 있는 단계로 발전되었으며 이러한 모델은 다물체 동역학 이론과 Muscle mechanic, 근 골격계의 기하학구조의 조합으로 종종 발표되었다. 또한 실제 인체하지부의 Kinematic 정보를 이용하면 역동역학을 통하여 근육, 건에 생기는 힘과 관절의 구속력을 측정할 수 있다. 이러한 관계를 이용하여 인체 하지부의 동적해석이 가능하며 사람의 서있는 자세 또한 해석할 수 있다.(Kuo and Zajac, 1993; Menegaldo et al., 2003) 본 연구에서는 위와 같은 인체역학적인 모델을 사용하여 인체하지부의 각 평형 위치에 따른 고유진동수 특성 분석을 수행하였다.

2. 생체역학적 모델

사람의 서있는 자세에 대하여 생체역학 적으로 표현하였으며 다물체 동역학과 Muscle mechanic, 근육의 기하학적 특성으로 구성하였다.

2.1 Multi-body system

인체모델은 전형적인 saggital평면에서 3개의 링크와 핀 조인트로 연결된 다물체 시스템으로 모델링 하였으며 (Khang and Zajac, 1989; Menegaldo and Weber, 1998; Menegaldo, 2001) 여기에 무릎뼈(patella)를 추가하였으며 Fig. 1 과 같이 근육-건의 Axial force 작용선을 포함하여 나타내었다. 이 모델의 움직임은 2차원 saggta 평면에서 hip joint의 상하운동으로 구속하였으며 각각의 조인트 마찰력은 무시하였다. 이와 같은 다물체 모델은 절대 좌표계에 대한 구속 다물체계의 확장 라그랑지 운동

방정식으로 다음과 같이 표현하였다.(Haug, 1989)

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{x}} + \Phi_{\mathbf{x}}^T \boldsymbol{\lambda} = \mathbf{Q} \quad (1)$$

$$\Phi(\mathbf{q}) = 0 \quad (2)$$

위 식에서 \mathbf{M} 은 시스템의 관성행렬(system inertia matrix), \mathbf{Q} 는 일반력(generalized force), $\Phi_{\mathbf{x}}$ 는 절대 좌표에 대한 구속방정식의 자코비안 행렬(Jacobian matrix), 그리고 $\boldsymbol{\lambda}$ 는 라그랑지 승수(Lagrange multipliers)이다

2.2 Muscle dynamics

근육 모델에 있어서 Hill-type muscle 모델은 오랜 기간 동안 수정 보완되어 왔으며 Fig. 2 에는 수정된 Hill-type muscle 모델을 도식화 하였다. 그림에서 F^t 는 골에 작용하는 건의 인장력이며 l^m, l^t, l^m 는 각각 근육의 길이, 건의 길이, 근육-건의 길이를 나타낸다. 또한 CE 는 수축요소(contractile element)를 나타낸 것 이며 이와 평행하게 연결된 PE(passive element)와 함께 건에 직렬로 연결되며 CE 에 의한 힘은 f_A PE 에 의한 힘은 f_p 로 표현하였다. 여기서 건을 통해 골에 전달하는 힘 F^t 를 최대 등척근력(isometric maximum muscle force) F_o^m 으로 나누어 무차원화 된 식으로 다음과 같이 표현된다.(Buchanan et al., 2004)

$$\begin{aligned} \tilde{F}^t &= \frac{F^t}{F_o^m} \\ &= \{f_A(l)a(t)f(v) + f_p(l)\} \cos(\phi) \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 $\tilde{f}_A(l)a(t)$ 는 근의 정적인(static) 상태에서 근육 수축에 의한 근력은 나타내며, 근의 활성화 지수 $a(t)$ 와 무차원 근 섬유길이 $\tilde{l}^m = l^m / l_o^m$ 에 따라 그 값이 Fig. 2 와같이 변한다. 한편 l_o^m 은 근육이 최대의 힘을 낼 수 있는 길이를 말하며 이것은 각 근육마다 다른 각기 다른 값을 가지고 있다.

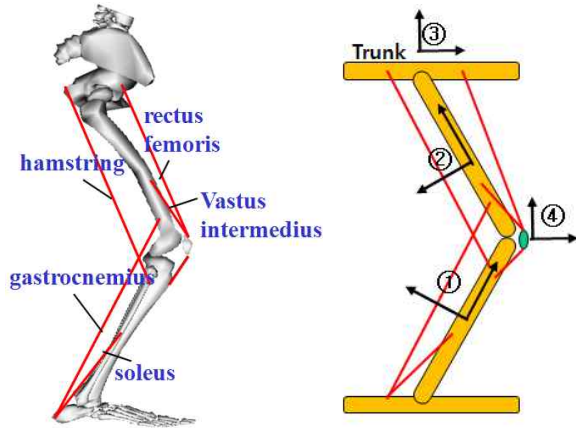


Fig. 2 Biarticular muscle model

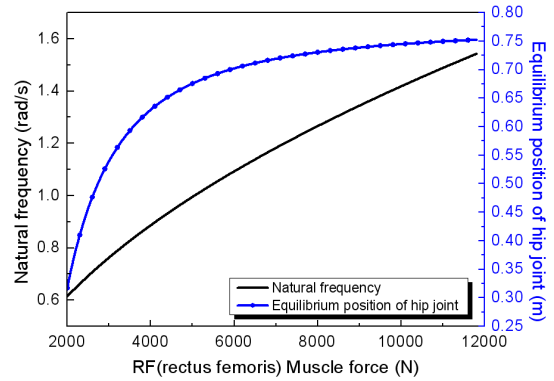


Fig. 3 Natural frequency and equilibrium position versus RF force

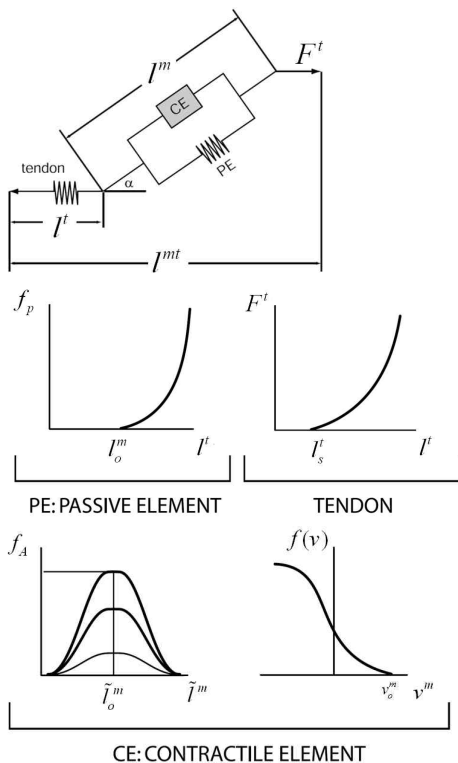


Fig. 2 Hill type muscle model

3. 결 과

모달해석

먼저 Fig. 3 에 나타난 근육에서 RF(Rectus femoris) 근육만 고려하여 인체 하지부의 정적 평형상태에서의 위치와 고유진동수 해석을 하였다. 먼저 인체하지모델의 RF 근육의 힘에 대한 정적 평형위치의 해석을 하고 그 정보로 선형화를 하여 고유진동수 해석을 하였다. Fig. 3 에서 알 수 있듯이 RF 근육의 근력이 약 5000N 이후에서 평형위치의 증가는 미미하나 고유진동수의 증가는 선형적으로 증가함을 알 수 있고 이 둘

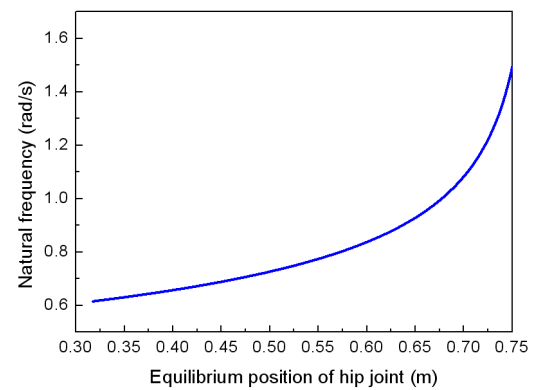


Fig. 4 Natural frequency versus equilibrium position during RF force variation

의 관계는 Fig. 4 를 통해 평형위치가 약 0.65 이후부터는 급격히 증가하는 비선형 관계를 알 수 있다.

4. 결 론

5 개의 근육중 먼저 RF 근육으로 해석을 시도해보았다. RF 근육의 최대 수축력은 12000N 까지 커지지 않는다. 하지만 다른 근육의 힘까지 적용하면 정상적인 RF 근육의 최대 근력인 779N 이하로 해석을 할 수 있으리라 짐작된다. 현재 다른 근육을 이용하여 평형해석과 고유진동해석을 수행하고 있다.

후 기

이 논문은 2010 년 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음.

이 논문은 2010 년도 2 단계 두뇌한국 21 사업에 의하여 지원되었음.