



## 자기공명 영상기법을 이용한 인체 가자미근 건막의 기계학적 특성 연구

### Mechanical Behavior of the Soleus Aponeuroses during Voluntary Contraction Using Magnetic Resonance Imaging Technique

이해동\* (충남대학교, BK21 메카트로닉스 사업단 )  
Lee, Hae-Dong\* (BK21 Mechatronics Group, Chungnam National University)

---

#### ABSTRACT

H. D. LEE, *Mechanical Behavior of the Soleus Aponeuroses during Voluntary Contraction Using Magnetic Resonance Imaging Technique*. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 17, No. 1, pp. 121-127, 2007. Muscle force produced by muscle fibers is transmitted to bones via tendinous structures (aponeuroses and tendon), resulting in joint(s) movement. As force-transmitting elements, mechanical behavior of aponeuroses and tendon are closely related with the function of muscle-tendon complex. The purpose of this study was to determine strain characteristics of aponeuroses for in-vivo human soleus muscle during submaximal voluntary contractions using an advanced medical imaging technique, velocity-encoded phase-contrast magnetic resonance imaging (VE-PC MRI). VE-PC MRI of the soleus muscle-tendon complex was acquired during submaximal isometric plantarflexion contraction-relaxation cycle ( $n = 7$ ), using 3.0T Trio MRI scanner (Siemens AG, Malvern, MA). From the VE-PC MRI containing the tissue velocity in superior-inferior direction, twenty regions of interest (20 ROI; 10 on the anterior aponeurosis and 10 on the posterior aponeurosis) were tracked. During the isometric plantarflexion contraction-relaxation cycle, velocity and displacement profiles were different between the anterior and posterior aponeuroses, indicating heterogeneous strain behavior along the length of the leg. The anterior aponeurosis elongated while the posterior aponeurosis shortened during the initial phase of the contraction. Moreover, strain behavior of the posterior aponeurosis was different from that of the Achilles tendon. Possible explanation for the observed variations in strain behavior of aponeuroses was investigated with morphological assessment of the soleus muscle and it was found that the intramuscular tendinous structures significantly vary among subjects. In conclusion, the heterogeneous mechanical behavior of the soleus aponeuroses and the Achilles tendon suggests that the complexity of skeletal muscle-tendon complex should be taken into consideration when modeling the complex for better understanding of its functions.

KEYWORD: SKELETAL MUSCLE, APONEUROSIS, TENDON, STRAIN, MAGNETIC RESONANCE IMAGING

---

## I. 서론

골격근의 수축으로 인해 나타나는 관절의 움직임은 근육의 수축 요소(contractile elements)인 근섬유로부터 발현된 기계학적인 힘이 근육 내부의 건조적인 건막(aponeuroses)과 근육 외부의 건조적인 건(tendon)을 통하여 뼈로 전달되며, 관절의 움직임을 만들어내는 것으로 알려져 있다. 따라서 골격근-건 복합체 (muscle-tendon complex, MTC) 및 관절의 기능적 특성을 이해하기 위해서는 능동적인 근력 발현의 기본 단위라 할 수 있는 근섬유의 수축 특성뿐만 아니라 건막과 건의 재료 역학적, 구조적 특성 그리고 근육과 골격의 구조적 특성에 대한 폭넓은 이해를 필요로 한다.

근섬유의 수축 특성은 현재 교차결합이론(Cross-bridge theory, Huxley 1957; Huxley & Simmons, 1971)을 바탕으로 근섬유의 길이(Gordon, Huxley, 1966)와 수축 속도(Hill, 1938)에 대한 함수로 상당히 잘 설명되고 있으며, 근섬유가 발현한 기계학적인 힘을 전달하는 역할을 하는 것으로 알려져 있는 건과 건막은 고유한 탄성 특성을 바탕으로 MTC와 관절의 기능에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다 (Alexander, 2002).

근-건 복합체의 기능에 대한 거시적 해석은 상당히 단순화된 평행사변형 모델(Huijung & Woittiez, 1984)이 사용되고 있으며 개념적인 부분에 한정되고 있는 것이 현실이다(그림 1). 이 단순화된 모형은 근육을 근섬유와 건막을 구성원으로 평행사변형 형태로 나타내고 있다. 근 수축시 나타나는 근육의 구조적 변화는 그 두께(평행사변형의 높이) 변화 없이, 즉 근섬유의 길이와 페네이션각(pennation angle) 변화가 나타나며, 따라서 근육의 부피(평행사변형의 면적은 3차원적인 근육의 부피를 나타낸다) 변화 없이 수행된다고 개념적으로 설명하고 있다.

현재 근역학분야에서 이렇게 단순화된 모형에서 건막이 지니는 재료역학적, 구조역학적 특성에 대하여 어떻게 표현하는 것이 적절한 것인가에 대해서 현재 많은 연구 및 논의가 진행되고 있다.

건막의 구조적 특성과 연관된 논의 중 현재 이슈가 되고 있는 부분은 MTC를 모형화할 때 근위-원위 방향

에서 건막을 균일한 구조적 특성을 지니는 요소로 표현하는 것이 적절한 것인가 하는 부분이다. 이와 관련하여 쥐의 비복근을 사용한 Zuurbier et al. (1994)의 연구와 인체 가자미근을 사용한 Finni et al. (2003)의 연구에서는 근수축시 나타나는 근위-원위 방향에서의 건막의 신장은 지역적으로 균일하지 않다고 보고한 반면, 인체 비복근을 사용한 Magnusson et al. (2001)의 연구에서는 근위-원위 방향에서 건막은 균일한 구조적 특성을 갖는다고 보고하고 있다.

건막의 구조적 특성과 연관된 또 하나의 이슈는 생체 실험 조건하에서의 건조적의 구조적 특성을 측정하는 방법론에 주목되고 있다. 최근 의료영상기법의 괄목할 만한 발전은 생체 조직에 대한 기계학적 특성에 대한 연구를 비침습적으로 수행할 수 있도록 허락하고 있다. 최근 많은 연구에서 사용되고 있는 초음파영상기법(Arampatzis et al., 2005; Muraoka et al., 2002; Muramatsu et al., 2001)은 실시간 측정이 가능한 반면 영상화할 수 있는 범위가 제한되어 있다. 따라서 근위-원위 방향으로 30 cm 이상의 길이를 가지고 있는 인체 하지 가자미근과 같은 근육의 건막의 구조적 특성을 하나의 영상에 담아내는 것은 현재로서 불가능하다고 볼 수 있다.

따라서 본 연구의 목적은 비침습적 의료영상 기법 중의 하나인 velocity-encoded, phase-contrast 자기공명 영상기법(VE-PC MRI)을 사용하여 수의적 수축-이완 사이클 수행시 나타나는 인체 하지 가자미근 내측, 외측

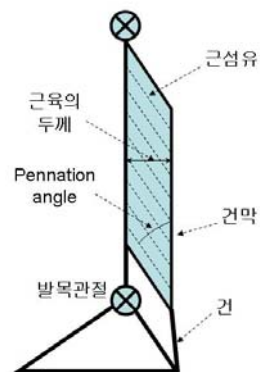


그림 1. 단순화된 평행사변형 근-건 복합체 모형

건막의 신장(elongation) 특성을 알아보고자 수행하였다.

## II. 연구방법

본 연구에는 근신경학적, 정형외과적, 정신과적 병력이 없는 건강한 성인 피험자가 참여하였다 ( $n = 7$ ; 연령  $28 \pm 4$  세, 신장  $174.7 \pm 8.1$  cm, 체중  $79.3 \pm 7.2$  kg). 피험자들은 본 연구에 참여하기에 앞서 의사와 물리치료사의 신체 검진을 통하여 자기공명 영상촬영에 문제가 없음을 확인한 후 본 연구에 참여하였다. 피험자들은 본 연구 참여에 앞서 자기공명 영상기법에 대한 잠재적인 위험성, 이 실험의 목적, 방법 및 중요성에 대한 자세한 설명을 들었고 자발적 참가 동의서를 제출한 뒤 이 실험에 참여하였다.

실험에 앞서 자기공명영상 촬영시 체내 수액변위(fluid shift)로 인해 나타날 수 있는 오차를 최소화하기 위해서 피험자는 촬영 전 최소 30분간 침상에 실제 실험에서와 같은 자세로 누워있도록 조치하였다. 이와 같은 체내 수액변위 안정화 과정 후에 피험자는 자기공명 영상 스캐너 (Siemens 3.0 Tesla Trio, AG, Malvern, PA) 내에 발이 먼저 들어가고 등을 데고 누운 자세(feet first, supine position)로 위치하였다.

먼저 피험자 하지의 구조형상학적 정보를 얻기 위하여 피험자가 완전히 이완한 상태에서 하지 근육 및 건 조직의 대비가 보다 명확하게 나타나는 고화질의 양자 밀도강조 형태학적 영상(proton-density weighted morphological image)을 촬영하였다(proton density fast spin echo, TE/TR/FA of 2.65ms/140ms/45도, a matrix size of 256 by 192, 2 averages, 180mm by 135mm field of view (FOV), 5.5mm thick contiguous slices, ~2분 동안 40 slices 촬영). 이 촬영에서는 하지의 발바닥부터 대퇴골의 원위 끝까지 포함하는 측면 영상을 촬영하였다.

하지의 형태학적 정보를 담고 있는 자기공명 영상을 바탕으로 VE-PC MRI를 촬영할 위치를 결정하였는데 피험자의 아킬레스건과 가자미근의 내측(APO<sub>Origin</sub>), 외측(APO<sub>Insertion</sub>) 건막을 모두 보여줄 수 있는 약간 기울

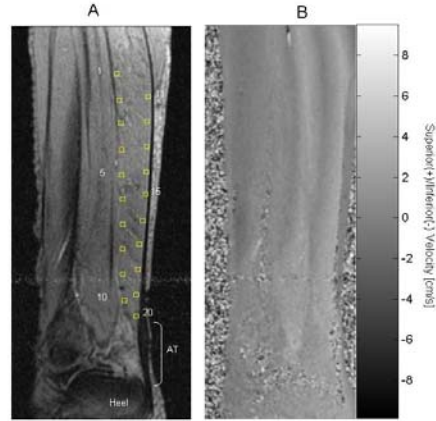


그림 2. Velocity-encoded, phase-contrast 자기공명 영상 (해부학적 정보를 담고 있는 영상 A, tissue velocity in superior-inferior direction 정보를 담고 있는 영상)

어진 시상면(oblique sagittal plane)에 그 위치를 설정하였다<그림 2>.

VE-PC MRI 측정은 근위-원위 방향의 최대 속도 변화(VENC)를  $\pm 10$ cm/s로 설정한 spoiled gradient echo 2D phase-contrast sequence를 사용하였다(TR/TE/FA: 13.3ms/7.5ms/20도, slice thickness: 5mm, receiver bandwidth 290Hz/pixel, 3 views per segment, 2 averages, image matrix: 128 by 256, FOV: 160 by 320, retrospective gated mode, 22 images during 86 isometric contraction-relaxation cycle).

VE-PC MRI의 원리에 대해서는 선행 연구(Pelc et al, 1994; Sinha et al, 2004)에서 자세히 설명하고 있다. 간단히 설명하자면 다음과 같다: 피험자가 등척성 수축-이완을 반복 수행하는 동안 VE-PC MRI 기법은 22개의 정지 영상으로 이루어진 두 세트의 동영상상을 제공한다. 한 세트는 해부학적 정보를 담고 있으며 <그림 2A> 다른 한 세트는 영상(VE-PC MRI)에서 포함된 생체 조직의 근위-원위 방향으로 움직이는 속도 정보를 포함하고 있다<그림 2B>. 이 자기공명 영상을 사용한 분석 방법은 운동역학에서 영상을 이용한 동작분석과 유사한 개념으로, 먼저 해부학적 이미지를 바탕으로 가상 마커 (Region of Interest, ROI; 내측 건막(APO<sub>Origin</sub>) ROI#1~10, 외측 건막(APO<sub>Insertion</sub>) ROI#11~20)의 위치 좌표를 설정하고 (그림2A의 3 by 3 pixel 정사각형 마

커) 그 위치 정보를 VE-PC MRI의 첫 번째 이미지에 복사한다. VE-PC MRI의 각 pixel에는 해부학적 영상에서 설정한 ROI에 상응하는 조직의 상하 방향으로의 속도 정보를 담고 있기 때문에 VE-PC MRI의 복사된 마커의 최초 위치, 마커에 상응하는 조직의 근위-원위 방향으로의 속도, 그리고 각 정지 영상간의 시간(~75ms)을 이용하여 정지 영상에 초기에 설정한 ROI가 연속적인 정지 영상에서 어떻게 움직이는지 알아봄으로서, 본 연구에서는 가자미근 조직의 근위-원위 방향으로의 변위(displacement)를 계산해 낼 수 있다. 하지만 자기공명영상기법의 내재적인 특성상 한 번의 근수축이완 사이클로 cine VE-PC MRI를 얻는 것은 현재로서는 불가능하다. 따라서 본 연구에서 피험자는 22개의 정지 영상으로 이루어진 자기공명 동영상을 얻기 위해서 약 86번의 등척성 수축-이완 사이클을 20% MVC의 강도로 반복 수행하였다. 각각의 수축-이완 사이클이 이론상 동일하게 수행 되어야하기 때문에 피험자의 하지의 배측 부분과 발바닥 부분을 감싸도록 optic fiber strain gauge (Fiberscan2000, Luna Innovation, Blacksburg, VA)를 이용하여 수공으로 제작된 발목 족저굴곡(plantarflexion) 토크 측정 장비를 사용하여 피험자에게 수축 강도(족저 굴곡 측정 장비로부터 얻은 최대 등척성 수축 강도의 20%를 MRI 측정실 외부에서 빔프로젝트를 사용하여 MRI scanner 벽에 조사하였다.)와 수축 시간(~1.695 초에 해당하는 beeping sound를 MRI scanner에 장착된 헤드셋을 통하여 전달하였다.)에 대한 시각적, 청각적 피드백을 제공하여 가능한 동일한 수축-이완 사이클을 수행하게 하였다.

이렇게 수집된 영상 자료는 MATLAB(The Mathworks Inc., Natick, MA)으로 작성한 프로그램을 사용하여 VE-PC MRI 상에서 ROI의 위치를 추적하는데 사용하였다. 분석에 앞서 수집된 영상 자료는 3 by 3 픽셀 averaging을 거친 후, 영상에 포함된 오차 수정을 위하여 22개의 VE-PC MRI 평균값을 각 정지 영상에서 빼주는 기법(Sinha et al., 2004)을 사용하였다. 각 ROI의 근위-원위 방향으로의 움직임은 오차 수정된 VE-PC MRI를 사용하여 수행하였다.

자기공명영상 자체의 해상도는 1.25mm이나 프로그램 상에서 ROI가 두 개의 픽셀에 걸쳐 위치한 경우는

선형 보간법(linear interpolation)을 사용하여 계산상으로는 1.25mm이하의 해상도를 얻을 수 있었다.

수집된 결과는 평균  $\pm 1$  표준편차로 표시하였으며, 유의도 수준  $\alpha = .05$ 에서 통계적 검증을 수행하였다.

### III. 결과 및 논의

본 연구에서는 비침습적 의료영상기법인 VE-PC MRI 기법을 사용하여 인체 하지 근육 내측, 외측 건막의 신장 특성을 알아보고자 수행되었다.

인체 하지 가자미근의 내측 건막은 가자미근의 기시부로 근위-원위 방향으로의 속도 변화는 외측 건막과 비교하여 미미한 것으로 나타났다(그림 3). 이 속도 정보를 바탕으로 계산한 내측, 외측 건막의 변위 변화도 그림 4에서 보는 바와 같이 상당한 차이를 보여 주었다. 각 ROI가 근수축-이완 사이클 수행 중 보여준 최대 변위는 내측 건막과 비교하여 외측 건막에서 크게 나타났다(그림 5, 외측 건막  $6.11 \pm 0.41\text{mm}$ , 내측 건막  $2.14 \pm 0.78\text{mm}$ ,  $p < .05$ ). 이와 더불어 등척성 수축-이완 사이클을 수행하는 동안 나타난 내, 외측 건막의 시간에 대한 신장 특성은 그림 6에서 보는 바와 각 건막에서 그 절댓값은 작지만 다르게 나타났다. 등척성 수축-이완 사이클 수행 중 내측(APO<sub>Origin</sub>), 외측 건막(APO<sub>Insertion</sub>)의 전체적인 길이 변화를 측정된 결과 근력 발현시 외측 건막은 예상과 달리 수축하는 현상을 보여주었으며, 또한 내측 건막과 상이한 신장 특성을

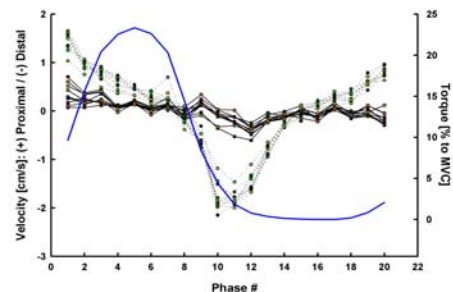


그림 3. 등척성 수축-이완 사이클 수행시 가자미근 내측(실선, APO<sub>Origin</sub>), 외측 건막(점선, APO<sub>Insertion</sub>)의 속도와 발목 족저굴곡 토크

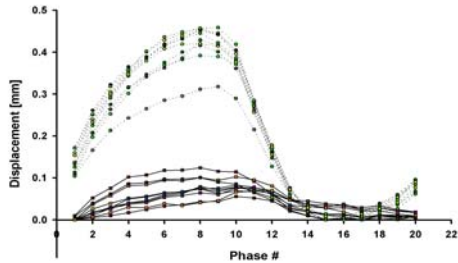


그림 4. 등척성 수축이완 사이클 수행시 가지미근 내측(실선, APO<sub>Origin</sub>), 외측 건막(점선, APO<sub>Insertion</sub>)의 변위(Displacement)

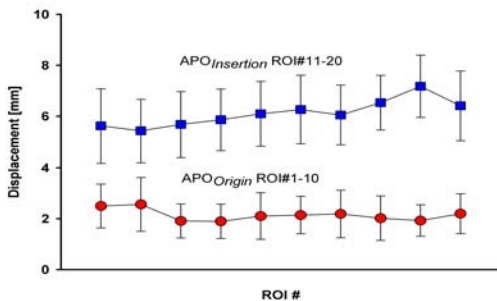


그림 5. 등척성 수축이완 사이클 수행시 가지미근 내측(APO<sub>Origin</sub>), 외측 건막(APO<sub>Insertion</sub>)의 최대 변위

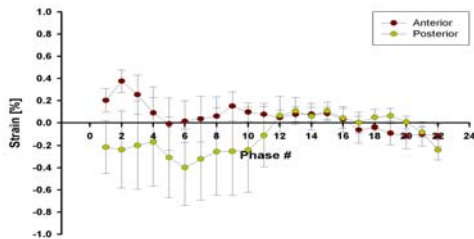


그림 6. 등척성 수축이완 사이클 수행시 가지미근 내측(Anterior), 외측 건막(Posterior)의 신장(strain) 특성 변화

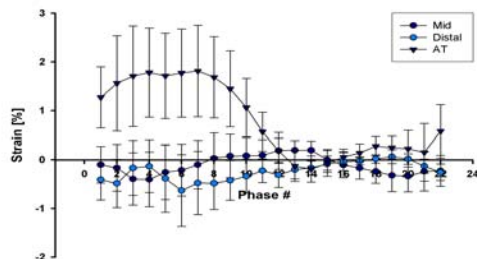


그림 7. 등척성 수축이완 사이클 수행시 가지미근 아킬레스건과 외측 건막의 근위(Mid, ROI#11~15)-원위(Distal, ROI#15~20) 영역의 신장(strain) 특성 변화

나타내었다(그림 6). 내측 건막은 근력 발현시 신장 후 원래 길이로 돌아간 반면 외측 건막은 수축 후 원래 길이로 돌아간 것으로 관찰되었다. 이는 근력 발현시 건막은 신장된다는 기존 모델을 이용한 예측과는 상이한 것으로 추후 이에 대한 연구가 필요하다고 본다.

이 결과와 더불어 가지미근 외측 건막을 근위(Mid, ROI#11~15)와 원위(Distal, ROI#15~20)로 나누어 분석해 본 결과 지역적으로 상이한 형태의 신장 특성을 나타내는 것으로 관찰 되었다(그림 7). 또한 근육 내부의 건조적인 건막과 외부 건조적인 아킬레스건의 신장 특성 또한 상당히 차이가 있는 것으로 관찰 되어 (그림 7) Magnusson et al.(2001)과 Trestic & Lieber (1993)의 연구 결과와는 상반된 결과를 보여 주었다.

본 연구에서 관찰된 인체 가지미근 건막의 신장 특성은 선행 연구(Magnusson, 2001)에서 관찰된 지역적으로 균일한 건막의 특성과 배치될 뿐만 아니라, 내-외측 건막의 상이한 신장 특성은 모든 선행연구에서 제공하는 근육의 외측(근육의 종지부(insertion)) 건막에 대한 신장 특성과 더불어 새로운 정보를 제공하고 있다고 사료된다. 특히 유사한 자기공명 영상기법을 사용한 Finni et al. (2003)의 연구에서는 VE-PC MRI 영상 수집 위치가 정상적인 시상면을 택하여 내측 건막에 대한 정보를 수집할 수 없었으나 본 연구에서는 기울어진 시상면(oblique sagittal plane)을 선택함으로써 내-외측 건막에 대한 정보를 동시에 얻을 수 있었다는데 그 장점이 있다.

가지미근의 건막에 대한 신장 특성에 대한 결과는 상당히 큰 폭의 편차가 존재하는 것을 볼 수 있었다. 그 편차를 설명해 줄 수 있는 가능성 있는 이유로는 (그림 8)에서 보는 바와 같이 피험자간 가지미근 내부 건조적의 구조적 특성 차이를 들 수 있다. 이는 내-외측 건막에 연결된 근섬유의 방향성에도 큰 차이를 가져올 수 있다고 사료되므로, 내-외측 건막의 위치와 형태에 있어서의 개인차가 본 연구에서 관찰한 건막의 신장 특성의 큰 편차를 설명해 줄 수 있는 가능성 있는 원인이라고 사료된다.



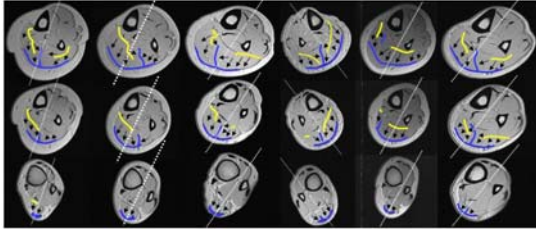


그림 8. 피험자 하지의 형태학적 자기공명 영상

#### IV. 결론 및 제언

본 연구에서는 현재 근역학 분야에서 보다 정확하고 현실적인 근-건 복합체 모형을 수립하는데 있어서 문제가 되고 있는 건막의 구조적 특성에 대한 추가적인 정보를 제고하였다고 사료된다. 또한 비침습적 자기공명 영상기법을 도입하여 생체 실험 조건에서 연구가 수행 되었으므로 동물이나 인체로부터 분리된 실험 표본을 사용한 실험과는 달리 본 연구에서 관찰된 결과를 바탕으로 제공된 정보는 보다 현실적인 정보를 제공하고 있다고 생각된다. 본 연구에서 얻은 결과를 바탕으로 결론을 요약해 보자면,

- 1) 인체 하지 가자미근의 내-외측 건막은 지역적으로 비균일한 신장 특성을 가지고 있다.
- 2) 근육의 내부 건조적인 건막과 외부 건조적인 아킬레스건은 상이한 신장 특성을 가지고 있다.

비침습적 자기공명 영상기법은 내재된 제한점(반복적인 근수축)을 극복한다면 향후 생체 근육에 대한 연구에서 큰 역할을 할 것으로 기대되며, 본 연구의 결과에서 나타난 바와 같이 개인 간의 구조적 편차를 고려하여 체내 근-건-복합체의 기능으로부터 관절의 기능을 예측하거나 반대로 관절의 움직임으로부터 근-건-복합체의 기능을 예측할 때 보다 정확한 정보를 얻기 위해서는 보다 심도 있고 지속적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

#### 사사

자기공명 영상 수집에 큰 도움을 준 안신엽, 신동석 선생님께 진심으로 감사드립니다.

#### 참고 문헌

- Alexander R. M. (2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A Molecular Integrative Physiology* 133, 1001-1011.
- Arampatzis A., Morey-Klasing G., Karamanidis K., DeMonte G., Stafilidis S., & Bruggemann G. P. (2005). Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal of Biomechanics* 38, 885-892.
- Finni T., Hodgson J. A., Lai A. M., Edgerton V. R., & Sinha S. (2003). Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* 95, 829-837.
- Gordon A. M., Huxley A. F., & Julian F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology* 184, 170-192.
- Hill A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 126, 136-195.
- Huijing P. A. & Woittiez R. D. (1984). The effect of architecture on skeletal-muscle performance - a simple planimetric model. *Netherlands Journal of Zoology* 34, 21-32.
- Huxley A. F. (1957). *Muscle structure and theories of contraction*. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry* 7, 255-318.
- Huxley A. F. & Simmons R. M. (1971). Proposed mechanism of force generation in striated

- muscle. *Nature* 233, 533-538.
- Magnusson S. P., Aagaard P., Dyhre-Poulsen P., & Kjaer M. (2001). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *Journal of Physiology* 531, 277-288.
- Muramatsu T., Muraoka T., Takeshita D., Kawakami Y., Hirano Y., & Fukunaga T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology* 90, 1671-1678.
- Muraoka T., Muramatsu T., Takeshita D., Kawakami Y., & Fukunaga T. (2002). Length Change of Human Gastrocnemius Aponeurosis and Tendon during Passive Joint Motion. *Cells Tissues Organs* 171, 260-268.
- Pelc L. R., Sayre J., Yun K., Castro L. J., Herfkens RJ, Miller DC, & Pelc NJ (1994). Evaluation of myocardial motion tracking with cine-phase contrast magnetic resonance imaging. *Investigative Radiology* 29, 1038-1042.
- Sinha S., Hodgson J. A., Finni T., Lai A. M., Grinstead J., & Edgerton V. R. (2004). Muscle kinematics during isometric contraction: development of phase contrast and spin tag techniques to study healthy and atrophied muscles. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 20, 1008-1019.
- Trestik C. L. & Lieber R. L. (1993). Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *Journal of Biomechanical Engineering* 115, 225-230.
- Zuurbier C. J., Everard A. J., van der W. P., & Huijling P. A. (1994). Length-force characteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition. *Journal of Biomechanics* 27, 445-453.

투 고 일 : 1월 31일  
심 사 일 : 2월 6일  
심사완료일 : 3월 7일