



## 근육 구조특성과 선행 신장성 수축에 의한 항정상태 등척성 근력 증대와의 연관성에 대한 연구

### Influence of Muscle Architecture on Force Enhancement Following Muscle Lengthening

이해동\* · 이중현(BK21 메카트로닉스 사업단, 충남대학교)

Lee, Hae-Dong\* · Lee, Jung-Hyun(BK21 Mechatronics Group, Chungnam National University)

---

#### ABSTRACT

H. D. LEE, and J. H. LEE, Influence of Muscle Architecture on Force Enhancement Following Muscle Lengthening. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 3, pp. 61-68, 2007. When an active muscle is stretched, its steady-state isometric force following stretch is greater than that of a purely isometric contraction as the corresponding muscle length, referred to as force enhancement (FE). The purpose of this study was to investigate possible effects of muscle architecture on the FE. While subject performed maximal isometric dorsiflexion (REF) and isometric-stretch-isometric dorsiflexion (ECC) contractions, ankle joint angle and dorsiflexion torque using a dynamometer and electromyography of the tibialis anterior and the medical gastrocnemius muscles were measure . Simultaneously, real-time ultrasound images of the tibialis anterior were acquired. Regardless of the speed of stretch of the ECC contractions. the torques produced during the isometric phase following stretch ( $37.3 \pm 1.5$  Nm ( $10 \pm 3$  % FE) and  $38.3 \pm 1.5$  ( $12 \pm 3$  % FE) for the ECC contractions with  $15$  °/s and  $45$  °/s stretch speeds, respectively) were greater than those of the REF contractions ( $34.5 \pm 2.5$  Nm). Moreover, the amount of FE was found to be stretch speed dependent. Angles of pennation ( $\alpha$ ) during the isometric phase following stretch were the same for the REF ( $15 \pm 1^\circ$ ) and the ECC ( $14 \pm 1^\circ$ (LS),  $15 \pm 1^\circ$ (LF)). During the same phase, muscle thicknesses were the same ( $14.9 \pm 0.6$ , and  $14.9 \pm 0.5$  mm for the REF and the ECC contractions, respectively). For a large limb muscle, the tibialis anterior muscle, a similar amount of force enhancement was observed as did for other human skeletal muscles. Architectural variables, pennation angle and thickness, were not systematically different between the REF and ECC contractions when FE occurred. Therefore, the results of this study suggest that muscle architecture may have little influence on the production of FE.

KEYWORDS : IN VIVO SKELETAL MUSCLE, FORCE ENHANCEMENT, MUSCLE ARCHITECTURE

---

## I. 서론

최대로 활성화된 근육이 신장성 수축을 수행할 때 근력은 급속히 증가한 뒤 그 길이 변화가 멈추면 점진적으로 근력이 감소하고, 근활성화가 유지된 상태에서 결과적으로 항정상태 등척성 수축 상태에 이르게 되는데, 신장성 수축 후에 수행되는 등척성 수축시 나타나는 근력은 상응하는 근육 길이에서 근육의 신장 구간이 없이 순수하게 등척성 수축만을 수행했을 때 보다 증대된 값을 보인다(Abbott & Aubert, 1952). 이 현상을 선행 신장성 수축에 의한 항정상태 등척성 근력의 증대(force enhancement following muscle lengthening, FE)라고 일컫고, 다양한 실험 표본을 대상으로 한 많은 선행연구에서 이 현상을 관찰해 오고 있다(Abbott & Aubert, 1952; Edman et al., 1978; Edman et al., 1982; Edman & Tsuchiya, 1996; Herzog & Leonard, 1997; Herzog & Leonard, 2002; Linari et al., 2000; Morgan et al., 2000; Peterson et al., 2004; Rassier et al., 2003; Sugi & Tsuchiya, 1988).

최근 FE는 수의적 수축을 수행하는 인체의 근육에서도 확인되었는데(Cook & McDonagh, 1995; de Ruyter et al., 2000; Lee & Herzog, 2002; Oskouei & Herzog, 2005; Pinniger & Cresswell, 2007) 이 체내, 외 그리고 생체 실험 조건에서 근육을 실험 표본으로 수행한 연구들에 내재된 한 가지 의문점은 근육이 가지고 있는 근육의 “구조특성 (muscle architectural properties)”도 고려되었는가 하는 점이다. 즉 근섬유 (muscle fiber)를 실험표본으로 실험연구를 수행한 연구에서는 근수축 요소(contractile element)인 근섬유의 길이 혹은 근절(sarcomere)의 길이를 직, 간접적으로 통제하여 실험을 수행했고 FE 발현 시 근섬유의 길이가 같음을 확인한 반면, 적출된 근육(isolated whole muscle) 혹은 생체 근육(군) (in-vivo whole muscle 또는 muscle group)을 실험 표본으로 수행한 연구에서는 근육의 길이 혹은 관절의 각도를 근수축 요소의 길이로 대체하여 실험을 수행하였다. 특히 생체 근육을 실험 표본으로 한 실험 연구에서 근수축 요소의 길이를 통제하여 실험을 수행한다는 점은 현재 기술적으로 상당

히 어렵다고 볼 수 있다. 제한적이지만 최근 초음파 영상기법을 동원하여 근섬유다발(muscle fascicle)의 내적 구조특성에 관한 연구가 수행되어 왔다 (Ito et al., 1998; Kawakami et al., 1998). 근육 내부의 구조적 특성(근섬유정렬각(pennation angle), 근두께(muscle thickness), 근다발 길이(fascicle length) 등)이 전체 근육의 기능에 미치는 영향을 고려하고 (Gans, 1982), 근역학 분야에서 일반적으로 사용되고 있는 단순화된 평행사변형 기하학적 근육 모델(Huijing & Woittiez, 1984; Zuurbier & Huijing, 1991)을 바탕으로 가정해 보면, 인체 근육을 사용한 선행연구에서 FE가 나타났을 때 근육의 구조적 특성 (근섬유정렬각과 근두께)이 어떤 영향을 주었는가에 대한 연구가 필요하다고 사료된다. 즉 FE가 나타났을 때 근수축 요소의 내적 구조 특성이 기준이 되는 등척성 수축 상황과 비교하여 동일한 지에 대한 검증이 필요하다.

더불어 근섬유를 사용한 최대 근력-수축 속도에 대한 실험(Hill, 1938)에서 신장성 수축시 나타나는 근력의 증가는 최대 등척성 근력을 초과하는 것으로 밝혀져 있다. 하지만 수의적 수축을 수행하는 생체 근육에서는 근활동성의 저하에 의해 최대 등척성 근력을 크게 초과 하지 않는다는 점(Westing et al., 1991)도 현재 일치된 의견이 도출되지 않는 상황이다.

따라서 본 연구에서는 (1) 신장성 수축 시 발현되는 근력은 최대 등척성 근력을 초과할 수 있다, (2) 생체 근육에서 FE 발현시 근육의 내적 구조 특성이 기준 등척성 수축시와 다르다는 가설을 검증하고자, 인체 앞정강근을 실험 표본으로 FE에 대하여 알아보고 초음파 영상을 사용하여 근육의 구조적 특성과의 연관성을 알아보고자 수행하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

이 실험 연구에는 근신경학적, 정형외과적 병력이 없는 7명의 건강한 피험자(24~39세)가 실험의 목적 및

중요성과 실험 절차에 대한 충분한 이해를 바탕으로 자발적인 실험참여 동의를 제출한 뒤 참여하였다.

## 2. 실험설계

본 실험에 앞서 피험자의 최대 등척성 배측 굴곡 토크(maximum isometric dorsiflexion torque)-발목 관절 각(ankle joint angle) 함수관계<그림 1>를 측정하였다.

최대 등척성 배측 굴곡 토크-발목 관절각 함수관계에 의거하여 최적 발목 관절각도(피험자에 따라 10 혹은 15° 배측 굴곡 된 발목 관절각)에서의 최대 등척성 배측 굴곡 수축(기준 수축)을 6~7초 동안 수행하여 기준치로 사용될 최대 등척성 배측 굴곡 토크(reference isometric torque, TQ\_REF)를 얻었다. 실험 수축은 피험자가 최적 발목관절을 기준으로 15° 배측 굴곡 된 상태에서 초기 최대 등척성 발목 배측 굴곡에 연속하여 신장성 수축(lengthening 혹은 eccentric contraction)을 수행한 후 최적 발목관절에 도달했을 때 등척성 발목 배측 굴곡(isometric-lengthening-isometric contraction, 실험 수축)을 연속적으로 수행하였다. 이 실험에서 실험 수축의 범위는(15°)로 고정하고 신장성 수축 구간 속도로 15°/초(느린 신장수축 조건, slow lengthening, LS)와 45°/초(빠른 신장수축 조건, fast lengthening, LF)를 사용하여 그 효과를 시험하였다. 각각의 속도를 사용한 신장성 발목 배측 굴곡 실험 수축은 2회씩 임의의 순서로 실시하였으며, 최대 등척성 발

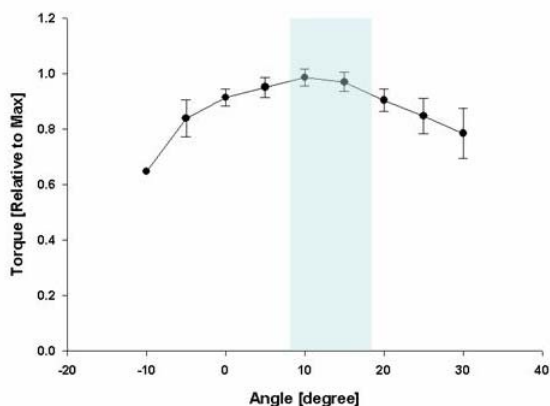


그림 1. 최대 등척성 발목 배측굴곡 토크-발목각 함수

목 배측 기준 수축의 측정은 네 번의 실험 수축 측정 전후에 실시하였다. 각각의 근수축간 휴식 시간은 최소 5분을 부과하여서 근피로도가 미칠 수 있는 영향을 최소화하였다.

피험자의 발목 각도와 토크는 발목 배측 굴곡을 수행할 때 다목적 근력 측정기(Con-Trex® Multi Joint Testing Module, Switzerland)를 사용하여 수집하였다. 이와 동시에 근활성화 정도는 표면근전도계를, 근육의 구조적 특성을 알아보기 위해서 앞정강근의 중앙부위에서 초음파 동영상(SSD-2000, 7.5 MHz, Aloka, Japan)을 수집하였다.

## 3. 자료수집

### 1) 발목관절의 토크 및 각도 측정

피험자는 발목관절의 족저 골곡/배측 굴곡 근력을 측정할 수 있도록 설정된 다목적 근력측정계(Con-Trex® Multi Joint Testing Module, Switzerland)의 의자에 상체를 고정시키는 안전벨트를 착용하고 앉았다. 피험자의 대퇴 또한 의자에 부착된 벨트에 의해 고정시켰다. 실험에 사용될 피험자의 오른쪽 다리는 무릎이 완전히 신전된 상태로 유지시켰으며, 오른쪽 발을 다목적 근력 측정기에 연결된 회전발판에 벨크로 띠를 사용하여 고정하였다. 이때 발목관절의 회전 중심점(외측 복사뼈)은 다목적 근력측정계의 회전축과 일치시켰다. 피험자가 발목관절의 배측 굴곡을 수행할 때 발현되는 회전력과 발목의 각도를 500 Hz의 수집빈도로 측정하였고 후속 변인분석을 위하여 개인용 컴퓨터에 저장하였다.

### 2) 근활성화 측정

수의적인 수축을 수행하는 앞정강근(TA)과 내측 비복근(MC)의 근활성화 정도를 측정하기 위하여 체모를 제거하고 알코올로 세척을 한 뒤, 표면근전도계(bipolar Ag/AgCl 전극, 직경 5 mm, 전극간의 거리 20 mm)를 각 근육의 최대 단면적 부위에 부착하였다. 근전도 신호는 사전 처리(1000배 증폭, 대역주파수 필터 5 Hz~1 kHz) 후 2000 Hz의 빈도로 수집하여 개인용 컴퓨터에 사후분석을 위하여 저장하였다.

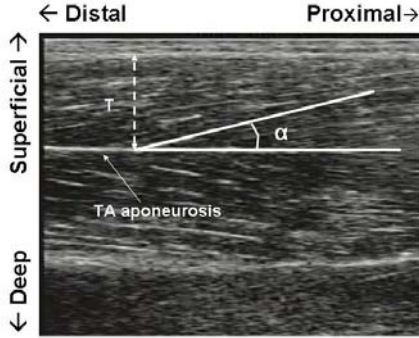


그림 2. 앞정강근의 초음파 영상과 근육의 구조 특성 변인에 대한 정의

### 3) 초음파 영상 측정

피험자가 발목의 배측 굴곡을 수행할 때 주동근인 앞정강근의 초음파 영상을 77 Hz 의 빈도로 수집하였다(SSD-2000, 7.5 MHz, Aloka, Japan). 초음파 영상 수집을 위한 프로브는 앞정강근의 축축(axial plane) 영상을 확인하여 단면적(cross-sectional area, CSA)이 가장 큰 부위를 선정하여 위치시켰다. 그림 2에서 보는 바와 같이 근육의 내측 건막과 근섬유 사이 조직의 에코가 백색으로 나타나게 하여 하나의 근섬유와 건막이 만나는 지점을 피험자가 근수축을 수행하는 동안 동영상에 담았다(Ito et al. 1998). 수집된 초음파영상으로부터 근육의 두께 (d)와 근섬유정렬각(pennation angle, α)를 측정하였다<그림 2>.

초음파 영상과 기계학적 변인들은 자료 수집 시작과 끝을 표시하는 square pulse 신호를 사용하여 동기화하였다.

### 4. 자료분석

실험 수축에서는 신장구간에서 나타난 최대 토크(TQ PEAK)와 후반 등척성 구간에서 나타난 토크 500 ms 동안의 평균값(TQ ISO)을 측정하였다. TQ ISO는 신장성 구간 최소 1초 후 토크가 항정상태에 도달하였을 때, 500ms 구간을 설정하여 평균치를 계산하였으며, 최대 등척성 배측 굴곡 기준 토크(TQ REF)를 상응하는 시간대에서 비교하여 선행 신장성 수축에 의한 항정상태 등척성 근력의 증대(FE)를 검증하였다. 비교분

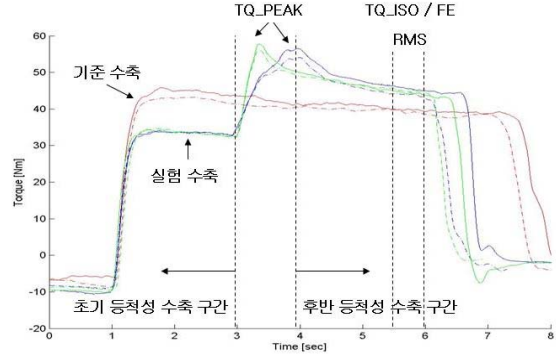


그림 3. 대표적 발목 배측 굴곡 토크-시간 데이터

(TQ PEAK: 신장성 수축 구간에서의 최대 토크; TQ ISO: 신장성 수축 구간 후 항정상태 500 ms 동안의 평균 토크; FE 선행 신장성 수축에 의한 등척성 근력 증대; RMS: EMG를 통한 근활성화 계측 구간)

석하였다<그림 3>. 또한 신장성 수축 중 나타나는 최대 신장성 배측 굴곡 토크(TQ PEAK)를 측정하여 신장성 수축 속도에 따른 차이가 있는지 비교분석하였다.

토크 분석에 상응하는 구간에서 근육의 활성화 정도의 차이를 알아보기 위하여 측정된 근전도의 RMS값을 다음 공식을 사용하여 알아보았다.

$$RMS = \left( \frac{1}{T} \int_t^{t+T} EMG^2(t) dt \right)^{1/2} \quad \text{공식 1.}$$

t 시간 구간의 시작 시점, T: 시간 구간 (500 ms)

측정한 변인은 평균값과 표준오차 값으로 나타내었으며, 수집한 자료의 통계처리 방법으로는 유의수준  $p = .05$ 에서 상용 통계 프로그램(SPSS12)를 이용한 모수 검정방법(repeated measure ANOVA와 Tukey's *post hoc* test)을 사용하여 검증하였다.

## III. 연구결과

본 연구에서는 수의적 수축을 수행하는 앞정강근을 표본으로 선행 신장성 수축에 의한 등척성 근력 증대와 근육의 구조특성과의 연관성에 대하여 알아보았다.

표 1. 선행 신장성 수축 중, 수축 후 등척성 구간에서의 발목 배측 굴곡 토크 및 FE

	기준수축	LS	LF
TQ PEAK [Nm]	36.0 (± 1.0)	46.9* (± 2.7)	48.2*† (± 2.9)
TQ ISO [Nm]	34.5 (± 2.3)	37.3* (± 1.5)	38.3*† (± 1.5)
FE [%]		10 (± 3)	12 (± 3)

\* 기준 수축 vs. 느린 신장 수축 조건(LS)와 기준 수축 vs. 빠른 신장 수축 조건(LF) ( $p < .05$ ), † LS vs. LF ( $p < .05$ )

### 1. 실험 수축의 신장성 구간에서의 최대 근력

먼저 실험 수축 중 신장성 구간에서 나타난 최대 근력(TQ PEAK)은 신장성 수축 속도가 클수록 크게 나타난다는 점이 관찰 되었다<표 1>.

### 2. 신장성 구간 후 발현된 등척성 근력의 증대

실험 수축에서 신장성 수축 구간 후에 발현된 최대 등척성 근력(TQ ISO)은 상응하는 발목 각도, 즉 앞정강근의 길이에서 신장성 수축 없이 순수하게 수행된 발목 배측 근력과 비교하여 신장성 수축 구간의 속도와 무관하게 증대되었음을 확인하였다(표 1). 이 데이터 바탕으로 계산한 FE는 LS의 경우 10%와 LF의 경우 12%를 보여주어 선행 연구와 유사한 정도의 FE를 나타내었다. 근수축 시 측정된 근전도의 RMS 값에 차이가 없는 것으로 나타나 관찰된 FE는 근활성화에 기인한 현상이 아님을 확인하였다.

### 3. 신장성 구간 후 발현된 등척성 근력의 증대와 근육의 내적 구조

초음파 영상으로부터 얻은 근육의 구조특성에 대한 결과로 항정상태 등척성 수축 구간에서의 근섬유정렬 각은 기준 수축( $15 \pm 1^\circ$ )과 실험 수축(LS:  $14 \pm 2^\circ$ , LF  $15 \pm 1^\circ$ ) 수축에서 유사하게 나타났으며, 근육의 두께도 큰 차이가 없는 것으로 나타났다(기준 수축의 경우  $14 \pm 1$  mm와 실험 수축의 경우  $14 \pm 1$  mm).

## IV. 논 의

### 1. 실험 수축의 신장성 구간에서의 최대 근력

본 연구의 결과는 선행 연구에서 근활성화 저하가 신장성 수축시 근력이 최대 등척성 근력과 유사하게 나타나기 때문에 수의적 수축을 수행하는 인체 골격근에서는 신장성 수축 시 나타나는 근력은 최대 등척성 근력과 큰 차이를 보이지 않는다는 관찰(Westing et al., 1991; Reeves & Narici, 2003)과 차이를 보이고 있으며, 엄지모음근에서 수행된 선행 연구 결과(Lee & Herzog, 2002)와 더불어 본 연구의 기준 수축이 최대 등척성 근력을 발휘하는 발목 관절에서 수행되었다는 점을 고려하여, 수의적 수축시에도 신장성 근력은 최대 등척성 근력을 초과할 수 있다는 근거를 제시하고 있다. 본 연구의 결과는 인체의 동작 중 골격근이 신장성 수축을 수행할 때 등척성 수축이나 단축성 수축을 수행할 때보다 근-건 시스템에 큰 힘을 부과하여 상대적으로 상해위험에 노출되기 쉽다는 근거로 제시 될 수 있다.

### 2. 신장성 구간 후 발현된 등척성 근력의 증대

본 연구의 결과는 수의적 수축을 수행하는 인체 골격근에서 FE를 관찰한 선행 연구(Lee & Herzog, 2002)에서의 결과와 유사한 경향을 나타내며 엄지모음근과 같이 작은 근육에서 뿐만 아니라 하지 분절에 위치한 상대적으로 큰 근육군에서도 FE가 존재함을 보여준 결과라고 할 수 있다. 이 결과는 RMS값으로 판단한 근육의 활성화 정도가 기준 수축시와 비교하여 실험 수축에서 변화 없이 나타난 점으로 미루어 근활성화 정도가 영향을 미치지 않은 것으로 판단된다. 또한 이 결과는 최근 하지 앞정강근이 준최대 수의적 수축을 수행할 경우에도 FE가 관찰되었다는 선행 연구결과(Pinniger & Cresswell, 2007)와 더불어 FE가 수의적 수축을 수행하는 인체 골격근의 기능적 특성의 중요한 요소라는 견해를 지지하는 실험 결과라고 할 수 있다. 따라서 근육의 수축 특성에 대한 고찰은 일반적으로

알려져 있는 근육의 길이와 수축 속도뿐만 아니라 선행 신장성 수축에 의한 등척성 근력 증대도 고려하여야 할 요소라는 점을 보여주고 있다.

### 3. 신장성 구간 후 발현된 등척성 근력의 증대와 근육의 내적 구조

본 연구의 결과는 선행 신장성 수축에 의한 최대 등척성 근력의 증대는 근육의 구조적 특성과 상관없이 발생한다고 볼 수 있다. 특히 현재 근운동역학 분야에서 일반적으로 사용되고 있는 기하학적 평행사변형 모델(Huijing & Woittiez, 1984)을 기반으로 한다면, 본 연구에서 FE가 발현되었을 경우 근육의 내적 구조적 차이를 예상하였으나 본 실험 결과를 바탕으로 FE는 근육의 구조적 특성 및 현재 과도하게 단순화되어 사용되고 있는 근육 모델과 직접적으로 연관 지어 해석하는 데는 무리가 있다고 사료된다. 최근 근육간의 힘 전달 경로의 다양성 (Huijing, 2007)이 주목을 받고 있을 뿐만 아니라, 근력을 발현하는 근육의 구성요소가 활성요소 (contractile elements, 즉 교차결합) 뿐만 아니라 근육이 활성화 되었을 때 나타나는 비활성화요소의 기계학적 특성 변화에 대한 실험관찰(Herzog, 2007)도 이루어지고 있으므로 근수축의 메커니즘 및 힘 전달 경로에 대한 새로운 고찰이 요구된다 할 수 있겠다.

## V. 결론 및 제언

본 연구를 통해 수의적 수축을 수행하는 인체 근육에서도 선행 신장성 수축에 의한 등척성 근력 증대(FE)가 존재함을 다시 한 번 확인 하였고, 근섬유정렬각과 근육의 두께의 측정을 통한 근육의 구조 특성 변인은 FE에 크게 영향을 미치지 않는 것을 관찰하였다. 더불어 신장성 수축 구간에서 나타나는 근력은 최대 등척성 근력을 초과할 수 있다는 점을 관찰하였다. 이 연구 결과를 바탕으로 FE는 인체 동작 수행에 있어서 유의한 영향을 미칠 수 있는 것으로 사료되며 향후 연구에서 인체 동작, 상해 관련 연구와 근육 활동에 대한 연

구에서 고려되어야 할 것이다.

## 참고 문헌

- Abbott BC & Aubert XM (1952). The force exerted by active striated muscle during and after change of length. *Journal of Physiology* 117, 77-86.
- Cook CS & McDonagh MJ (1995). Force responses to controlled stretches of electrically stimulated human muscle-tendon complex. *Experimental Physiology* 80, 477-490.
- de Ruiter CJ, Didden WJM, Jones DA, & de Haan A (2000). The force-velocity relationship of human adductor pollicis muscle during stretch and the effects of fatigue. *Journal of Physiology* 526, 671-681.
- Edman KA, Elzinga G, & Noble MI (1978). Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology* 281, 139-155.
- Edman KA, Elzinga G, & Noble MI (1982). Residual force enhancement after stretch of contracting frog single muscle fibers. *Journal of General Physiology* 80, 769-784.
- Edman KA & Tsuchiya T (1996). Strain of passive elements during force enhancement by stretch in frog muscle fibres. *Journal of Physiology* 490, 191-205.
- Finni T, Ikegawa S, Lepola V, & Komi PV (2003). Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica* 177, 483-491.
- Gans C (1982). Fiber architecture and muscle function. *Exercise and Sports Science Review* 10,

- 160-207.
- Herzog W (2007). History-dependent properties in skeletal muscle contraction. *The XXI Congress of the International Society of Biomechanics*. Taipei, Taiwan.
- Herzog W & Leonard TR (1997). Depression of cat soleus-forces following isokinetic shortening. *Journal of Biomechanics* 30, 865-872.
- Herzog W & Leonard TR (2002). Force enhancement following stretching of skeletal muscle: a new mechanism. *Journal of Experimental Biology* 205, 1275-1283.
- Huijing PA (2007). Epimuscular myofascial force transmission, its ubiquitous presence across muscles and species, and some of its history, effects and functional consequences. Muybridge Award Lecture. *The XXI Congress of the International Society of Biomechanics*. Taipei, Taiwan.
- Huijing PA & Woittiez RD (1984). The effect of architecture on skeletal-muscle performance - a simple planimetric model. *Netherlands Journal of Zoology* 34, 21-32.
- Ito M, Kawakami Y & Ichinose Y (1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology* 85, 1230-1235.
- Lee HD & Herzog W (2002). Force enhancement following muscle stretch of electrically stimulated and voluntarily activated human adductor pollicis. *Journal of Physiology* 545, 321-330.
- Linari M, Lucii L, Reconditi M, Casoni ME, Amenitsch H, Bernstorff S, Piazzesi G, & Lombardi V (2000). A combined mechanical and X-ray diffraction study of stretch potentiation in single frog muscle fibres. *Journal of Physiology* 526, 589-596.
- Morgan DL, Whitehead NP, Wise AK, Gregory JE, & Proske U (2000). Tension changes in the cat soleus muscle following slow stretch or shortening of the contracting muscle. *Journal of Physiology* 522, 503-513.
- Oskouei AE & Herzog W (2005). Observations on force enhancement in submaximal voluntary contractions of human adductor pollicis muscle. *Journal of Applied Physiology* 98, 2087-2095.
- Peterson DR, Rassier DE & Herzog W (2004). Force enhancement in single skeletal muscle fibers on the ascending limb of the force-length relationship. *Journal of Experimental Biology* 207, 2787-2791.
- Pinniger GJ & Cresswell AG (2007). Residual force enhancement after lengthening is present during submaximal planter flexion and dorsiflexion actions in humans. *Journal of Applied Physiology* 102, 18-25.
- Rassier DE, Herzog W, & Pollack GH (2003). Stretch-induced force enhancement and stability of skeletal muscle myofibrils. *Advanced Experimental Medicine and Biology* 538, 501-515.
- Reeves ND & Narici MV (2003). Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology* 95, 1090-1096.
- Sugi H & Tsuchiya T (1988). Stiffness changes during enhancement and deficit of isometric force by slow length changes in frog skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology* 407, 215-229.
- Westing SH, Cresswell AG, & Thorstensson A (1991). Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 62, 104-108.
- Zuurbier CJ & Huijing PA (1991). Influence of muscle shortening on the geometry of gastrocnemius

medialis muscle of the rat. *Acta Anatomica*  
(Basel) 140, 292-303.

투 고 일 : 7월 27일

심 사 일 : 8월 6일

심사완료일 : 9월 5일