



인체 전경골근의 수의적 수축시 선행 동심성 근수축이 항정상태 등척성 근력에 미치는 영향

Force Depression Following Active Muscle Shortening during Voluntary Contraction in Human Tibialis Anterior Muscle

이해동* · 이성철 (연세대학교)

Lee, Hae-Dong* · Lee, Seung-Cheol (Yonsei University)

ABSTRACT

H. D. LEE, S. C. LEE, Force Depression Following Active Muscle Shortening during Voluntary Contraction in Human Tibialis Anterior Muscle. Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 3, pp. 75-83, 2006. The purpose of this study was to investigate steady-state force depression following active muscle shortening in human tibialis anterior muscle during voluntary contractions. Subjects ($n = 7$; age 24~39 years; 7 males) performed isometric reference contractions and isometric-shortening-isometric contractions, using maximal voluntary effort. Force depression was assessed by comparing the steady-state isometric torque produced following active muscle shortening with the purely isometric reference torque obtained at the corresponding joint angle. In order to test for effects of the shortening conditions on the steady-state force depression, the speed of shortening were changed systematically in a random order but balanced design. Ankle dorsiflexion torque and joint angle were continuously measured using a dynamometer. During voluntary contractions, muscle activation of the tibialis anterior and the medical gastrocnemius was recorded using surface electromyography. Force depression during voluntary contractions, with a constant level of muscle activation, was 12 %, on average over all subjects. Force depression was independent of the speeds of shortening (13.8 ± 2.9 %, 10.3 ± 2.6 % for 15 and 45 deg/sec over 15 deg of shortening, respectively). The results of this study suggest that steady-state force depression is a basic property of voluntarily-contracting human skeletal muscle and has functional implication to human movements.

KEYWORDS: MUSCLE CONTRACTION, FORCE-LENGTH RELATIONSHIP, HUMAN SKELETAL MUSCLE,
VOLUNTARY CONTRACTION, HISTORY-DEPENDENT PROPERTY

I. 서론

골격근은 수의적 수축을 통해 관련된 관절 움직임의 원천이 되는 힘(근력)을 발휘하는 조직이다. 골격근의 생체역학적 수축 특성 중 하나인 근육 길이와 최대 등척성 근력과의 함수관계(force-length relationship, FLR)는 약 일세기 전 적출된 개구리 골격근을 사용한 실험에서 최대 등척성 근력이 근육 길이에 따라 증가하다가, 특정 길이에서 최대치에 도달한 뒤, 감소하는 현상이 관찰된 것이 시초라고 할 수 있다(Blix, 1894). 이 현상은 근육미세섬유 활주 이론(Sliding filament theory; Huxley & Hansen (1954), Huxley & Niedergerke(1954))과 1957년 교차결합 이론(Cross-bridge theory; Huxley (1957))의 등장 후 개구리의 근섬유를 사용한 실험에서 재확인 되었고, 교차결합 이론에 근거하여 근육의 최대 등척성 근력은 근육원섬유마디(sarcomere) 내의 가는근육미세섬유(actin filament)와 굵은근육미세섬유(myosin filament)의 교차 정도가 결정한다고 설명하고 있다(Gordon, Huxley & Julian, 1966).

교차결합 이론의 기계학적-수학적 측면에 근거를 둔 근육 길이와 최대 등척성 근력과의 함수관계(FLR)에 대한 설명은 최대 등척성 근력을 결정하는 요인이 순간적인 근육의 길이이며 선행 근수축에 영향을 받지 않는다는 점을 내포하고 있다. 하지만 교차결합 이론이 등장하기 전 수행된 실험 연구에서 최대 등척성 근력은 선행 근수축에 영향을 받는다고 보고 된바가 있다(Abbott & Aubert, 1952). 이 연구에서 등척성 근수축이 선행 동심성 수축에 연속되어 수행되었을 경우, 그 등척성 수축이 수행된 근육의 길이에서 순수한 등척성 수축을 수행하였을 경우 나타나는 최대 등척성 근력보다 저하된다는 것을 관찰하였다. 이 연구 결과는 현재 근육운동역학 분야에서 근수축 메커니즘을 설명하는 이론의 패러다임으로 받아들여지고 있는 교차결합 이론이 설명하지 못하는 근수축 특성의 하나로 "항정상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하(force depression following muscle shortening, FD)"라고 정의되고 있으며, 이 현상의 특징과 그 메커니즘을 찾기 위해 다양한 실험 표본과 조건을 사용한 많은 연구가

수행되어 왔다(Abbott & Aubert, 1952; de Ruiter, de Haan, Jones & Sargent, 1998; de Ruiter & de Haan, 2003; Edman, Caputo & Lou, 1993; Granzier & Pollack, 1989; Julian & Morgan, 1979; Herzog & Leonard, 1997; Lee, Suter & Herzog, 1999; Lee, Suter & Herzog, 2000; Lee & Herzog, 2003; Maréchal & Plaghki, 1979; Meijer, Grootenboar, Koopman & Huijing, 1997; Morgan, Whiehead, Wise, Gregory & Proske, 2000; Rousanoglou, Oskouei & Herzog, 2006; Sugi & Tsuchiya, 1988).

이 연구들에서 밝혀진 항정상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하의 특징으로는 등척성 근력의 저하는 동심성 수축의 전위와 비례하고, 동심성 수축의 속도에 반비례하며, 나타난 등척성 근력 저하는 근육의 순간적인 비활성화(deactivation)로 순수한 등척성 수축에 의해 얻을 수 있는 정상적인 최대 등척성 근력으로 복귀 시킬 수 있다는 점이다. 이렇게 많은 연구에서 항정상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하가 확인 되었고 그 특징 또한 밝혀졌지만 교차결합 이론을 포함한 어떤 이론도 현재까지 이 현상을 설명하지 못하고 있다.

항정상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하에 대한 대부분의 연구는 적출된 동물 근육을 실험 표본으로 전기 자극을 이용한 인위적 근수축 조건하에서 수행 되었다. 최근 항정상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하에 대한 연구가 전기 자극을 사용한 인위적 수축과 수의적 수축을 사용하여 인체 엄지 모음근을 실험 표본으로 수행되었다(de Ruiter et al., 2003; Lee & Herzog, 2003). 특히 Lee & Herzog(2003)의 연구에서 수의적 수축을 하는 인체 골격근에서도 전기 자극을 사용한 인위적 수축을 할 경우와 유사한 항정상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하 및 그 특성들이 유사하다는 점을 관찰하였다. 하지만 이 연구는 상대적으로 작은 인체 근육을 실험 표본으로 사용하였고, 이 연구 전에 상대적으로 큰 인체 하지 근육(대퇴사두근)을 실험 표본으로 한 실험(Lee et al., 1999, 2000)과는, 특히 등척성 근력 저하 정도와 동심성 수축의 전위와 속도와 관련된 측면에서, 일치하지 않는 결과를 보여 주었다. 이러한 연구 결과를 바탕으로 볼 때,

항정상상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하가 인체 골격근의 기능적 특성에 유의한 의미를 갖는 현상이라는 점은 인정되지만 동물 실험에서 밝혀진 항정상상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하의 특성을 여과 없이 적용하는 것이 타당할 지에 대해서는 그 의문점이 남는다.

따라서 본 연구에서는 수의적 수축을 수행하는 인체 전경골근을 표본으로 항정상상태 등척성근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하에 대하여 알아보하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구대상

이 실험 연구에는 근신경학적, 정형외과적 병력이 없는 7명의 건강한 피험자(24~39세, 남자)가 이 실험의 중요성, 연구 방법에 대한 자세한 설명을 듣고 자발적인 실험참여 동의서를 제출한 뒤 참여하였다.

2. 실험설계

본 실험에 앞서 피험자로 하여금 전경골근(tibialis anterior m.)을 주동근으로 하여 해부학적 중립각(neutral position)을 중심으로 운동범위 전체에 걸쳐 5도 간격으로 발목의 최대 등척성 배측 굴곡(maximum isometric dorsiflexion)을 수행하게 하여 최대 등척성 배측 굴곡 토크-발목 관절각 함수관계를 얻었다 <그림 1>.

피험자는 각자의 최대 등척성 배측 굴곡 토크-발목 관절각 함수관계에 의거하여 최적 발목 관절각도(10 혹은 15도 배측 굴곡 된 발목 관절각)에서의 최대 등척성 배측 굴곡 수축을 6~7초 동안 수행하여 기준치로 사용될 최대 등척성 배측 굴곡 토크(reference contraction, REF)를 얻었다. 실험 수축은 피험자가 최적 발목관절을 기준으로 15도 족저 굴곡 된 상태에서 초기 최대 등척성 발목 배측 굴곡에 연속하여 동심성 수축(concentric contraction 혹은 active muscle shortening)을 수행한 후 최적 발목관절에 도달했을 때 등척성 발목 배측 굴곡(isometric-concentric-isometric contraction, CON)

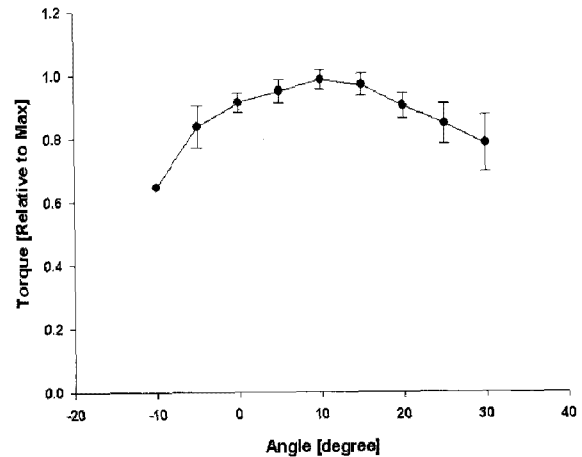


그림 1. 발목 배측 굴곡근(전경골근)의 토크-발목각 관계

을 연속적으로 수행하였다. 실험 수축의 후반 등척성 구간에서 나타난 토크와 최대 등척성 배측 굴곡 기준 토크(REF)를 상응하는 시간대에서 비교하였다. 이 실험에서 실험 수축의 크기(15도)로 고정하고 동심성 수축 구간 속도로 15도/초와 45도/초를 사용하여 효과를 시험하였다. 각각의 속도를 사용한 동심성 발목 배측 굴곡 실험 수축(CON)은 2회씩 임의의 순서로 실시하였으며, 최대 등척성 발목 배측 기준 수축(REF) 측정은 네 번의 실험 수축 측정 전후에 실시하였다. 각각의 근 수축간 휴식 시간은 최소 5분을 부과하여서 근피로도가 미칠 수 있는 영향을 최소화하였다. 피험자가 발목 배측 굴곡을 수행할 때 다목적 근력측정계(Con-Trax® Multi Joint Testing Module, Switzerland)을 사용하여 발목의 각도와 토크를, 근전도측정계를 이용하여 전경골근과 내측비복근(gastrocnemius m)의 근활동성을 수집하였다.

3. 자료수집

1) 발목관절의 토크 및 각도 측정

피험자는 발목관절의 족저 굴곡/배측 굴곡 근력을 측정할 수 있도록 설정된 다목적 근력측정계(Con-Trax® 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 무

릎이 완전히 신전된 상태로 유지시켰으며, 오른발을 다목적 근력측정계에 연결된 회전발판에 벨크로 띠를 사용하여 고정하였다. 이때 발목관절의 회전 중심점(외측 복사뼈)은 다목적 근력측정계의 회전축과 일치시켰다. 피험자가 발목관절의 배측 굴곡을 수행할 때 발견되는 회전력과 발목의 각도를 500 Hz의 수집빈도로 측정하였고 개인용 컴퓨터에 저장하였다.

2) 근활동성 측정

피험자가 발목의 배측 굴곡을 수행할 때 주동근인 전경골근과 길항근 중의 하나인 내측비복근의 근활동량은 근전도계(Model 1253A, NEC Medical Systems, Tokyo, Japan)를 사용하여 측정하였다. 측정에 앞서 전경골근과 내측비복근의 중앙부분을 기준으로 근위 쪽 중앙 부분의 피부를 깨끗이 면도하고 알코올로 닦아낸 후 전극을 부착하였다. 접지전극(ground electrode)은 슬개골(patella)에 부착하였다. 피험자가 발목 배측 굴곡을 수행할 때 발생하는 근전도는 측정부위에서 2cm 떨어져 연결된 증폭기에서 증폭(×1000)되었으며, 15Hz~1kHz의 주파수영역 폭에서 차단하여 2000Hz의 수집빈도로 측정하였다.

4. 자료분석

항정상태 등척성 근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하(FD)는 최적 발목각도에서 측정한 순수한 최대 등척성 발목 배측 굴곡 기준 토크(REF)와 동심성 실험 수축에 연속하여 발현한 항정상태 최대 등척성 발목 배측 굴곡 토크(CON)를 비교하였다<그림 2>. 또한 동심성 수축 중 나타나는 최대 동심성 배측 굴곡 토크를 측정하여 동심성 수축 속도에 따른 차이가 있는지 비교분석하였다.

두 가지 형태의 발목 배측 굴곡 수행시 상응하는 시간대에서 측정한 근전도는 등척성 수축 구간에서 근전도로부터 root mean square(RMS) 값<수식 1>을 계산하여 근육의 활성화 정도를 평가하였다. 등척성 토크와 근활성화 정도는 토크가 항정상태에 도달한 후 500ms 구간을 설정하여 평균치를 계산하여 비교분석하였다.

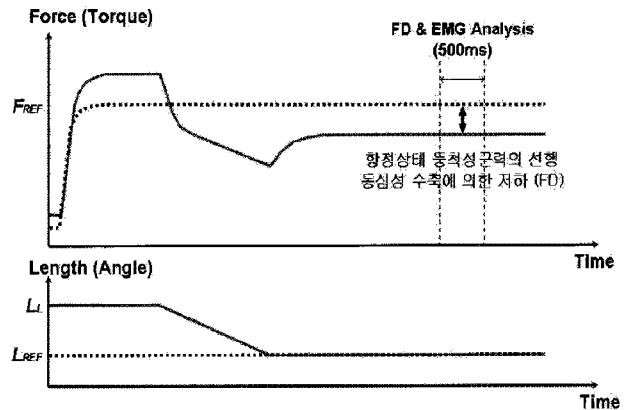


그림 2. 항정상태 등척성 근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하(FD)의 도식적 정의 및 자료 분석 방법

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

수식 1. 근전도값을 이용한 root mean square 값 계산식

측정한 변인은 평균값과 표준오차 값으로 나타내었으며, 수집한 자료의 통계처리 방법으로는 상용 통계 프로그램(SPSS12)를 이용한 비모수 검정방법(Friedman test와 Wilcoxon signed ranks test)을 사용하였으며, 유의수준 α는 .05에서 검증하였다.

III. 연구 결과

본 연구에서는 발목의 주동근인 전경골근이 동심성 수축이 선행한 경우와 그렇지 않은 경우 발휘할 수 있는 최대 등척성 배측 굴곡 토크를 비교하여 선행 동심성 근수축이 연속되는 최대 등척성에 영향을 미치는지에 대하여 알아보았다.

1. 선행 동심성 수축 유무에 따른 항정상태 등척성 근력

선행 동심성 수축을 포함하지 않은 순수한 발목의 최대 등척성 배측 굴곡 토크는 33.2(±2.2)Nm로 나타났고, 선행 동심성 수축을 포함한 발목의 최대 등척성 배측 굴곡 토크는 15도/초의 동심성 수축시 28.5(±2.3)Nm, 45도/초의 동심성 수축시 29.6(±1.9)Nm를

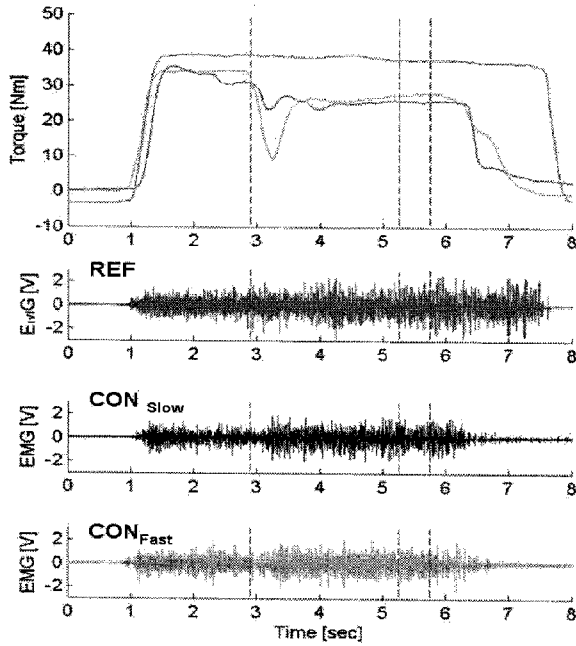


그림 3. 선행 동심성 수축을 포함하는 최대 등척성 발목 배측 굴곡 수행시 시간에 따른 토크, 근전도 변화의 전형적인 형태

나타내었다. 선행 동심성 수축을 포함한 발목의 최대 등척성 배측 굴곡을 수행하였을 때 나타난 토크는 선행 동심성 수축을 포함하지 않은 순수한 최대 등척성 배측 굴곡 토크와 유의한 차이를 보여 주었다($p=.009$). 하지만 동심성 수축 구간의 속도는 선행 동심성 수축에 의한 등척성 근력 저하에 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다<그림 3에서 시간에 따른 토크와 근전도의 전형적인 변화를 보여주고 있다.>

항정상태 등척성 근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하는 15도/초의 동심성 수축이 선행하였을 경우 13.8(± 2.9)%, 45도/초의 동심성 수축이 선행하였을 경우 10.3(± 2.6)%를 나타내 전자의 경우 저하가 약간 큰 경향을 나타냈지만 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다<그림 4>.

2. 선행 동심성 수축 유무에 따른 항정상태 등척성 근수축시 근활동성

최대 등척성 배측 굴곡을 수행하는 전경골근의 근활동성은 <그림 2>에서 나타난 바와 같이 실험 수축에 있어서는 동심성 수축 후 연속해서 수행된 항정상태 등

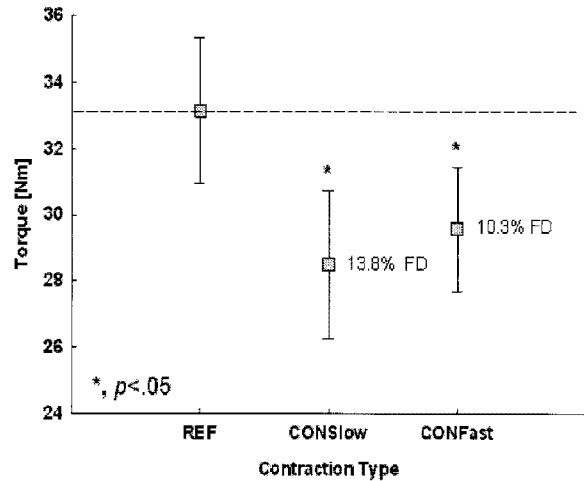


그림 4. 선행 동심성 수축에 의한 항정상태 등척성 근력의 저하(*기준 수축(REF)에 대한 실험 수축(CON_Slow와 CON_Fast)의 Torque값과 FD값 차이의 유의함.)

표 1. 항정상태 등척성 배측 굴곡 수행시 기준 수축(REF)과 실험 수축(15도/초(Slow)와 45도/초(Fast) 동심성 수축 포함한 근수축)의 근전도 RMS값

	N	Mean	SD	Min	Max
REF	7	.462	.163	.293	.731
CON_Slow	7	.450	.097	.290	.560
CON_Fast	7	.416	.095	.294	.573

척성 배측 굴곡 시 500ms 구간에서 RMS 값을 구하여 기준 수축의 상응하는 구간에서의 RMS 값과 비교하여 그 차이를 알아보았다.

<표 1>에서 보는바와 같이 기준 수축(REF)과 실험 수축(CON_Slow와 CON_Fast)시의 근전도 RMS값은 유의한 차이를 보이지 않았다.

3. 실험 수축에서 선행 동심성 수축시 근력 변화

항정상태 등척성 근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하를 알아보기 위해 등척성 수축에 선행하여 두 가지 속도(15도/초와 45도/초)로 수행된 동심성 수축시 나타나는 최저 발목 배측 굴곡 토크를 알아보았다. 동심성 수축시 나타나는 최저 토크는 15도/초의 동심성 수축 수행시 25.6(± 1.6)Nm, 45도/초의 동심성 수축 수행시 20.5(± 2.0)Nm를 나타내어 유의한 차이를 보여 주었다($p=.001$). 또한 상응하는 시간대의 기준 수축 토크와 비

교하여 얻은 토크 저하는 15도/초의 동심성 수축의 경우 27.7(±4.5)%, 45도/초의 동심성 수축의 경우 42.0(±6.1)%를 나타내었다(p=.004).

IV. 논 의

본 연구에서는 골격근의 생체역학적 수축 특성을 나타내는 근육 길이와 최대 등척성 근력과 함수관계에 배치되는 현상인 항정상태 등척성 근력의 선행 동심성 수축에 의한 저하(FD)를 수의적 수축을 하는 인체 하지 전경골근을 실험 표본으로 연구하였다.

실험 결과에서 나타난 바와 같이 수의적 수축을 하는 전경골근에서 전체 평균 12.1(±2.5)%의 FD를 관찰하였다. 인체 골격근을 실험 표본으로 한 선행 연구 중 de Ruitter et al.(1998)의 연구에서는 엄지모음근(abductor pollicis m.)을 실험 표본으로 전기 자극을 이용한 인위적 수축 조건하에서 실험을 수행하였는데, 38도의 동심성 수축 범위와 6.1도/초의 속도를 사용하였을 때 약 37%의 FD를 관찰하였다. Lee et al.(1999)의 연구는 인체 대퇴사두근을 실험 표본으로 수의적 수축 조건하에서 처음으로 FD를 관찰하였는데, 이 연구에서는 상대적으로 작은 약 7%의 FD를 관찰하였다. 최근 Lee & Herzog(2003)는 인체 엄지모음근을 실험 표본으로 전기 자극을 이용한 인위적 수축과 수의적 수축에서 FD를 관찰하였는데 근수축을 유발하는 방법에 상관없이 약 25%의 FD를 관찰하였고, 여러 동물 실험에서 관찰한 FD의 동심성 수축 구

간의 크기와 속도에 관한 특성이 동일함을 확인하였다. 가장 최근에 수행된 Rousanoglou et al.(2006)의 연구에서는 준최대 수의적 수축을 사용하여 엄지모음근을 실험 표본으로 FD를 관찰함으로써 선행 연구결과와 더불어 FD이 인체의 수의적 수축을 하는 골격근의 기본적인 수축 특성임을 확인하였다.

본 연구에서 관찰한 12%의 FD는 선행연구에서 나타난 FD의 크기와 차이가 있는데, 현재로서는 선행 연구결과와 직접적인 비교 분석이 불가능하다고 사료된다. 하지만 가능성 있는 이유로 제시할 수 있는 요인으로, 첫째 근육 자체에 부과되는 동심성 수축의 크기와 속도에 차이, 둘째 실험 표본 및 실험 표본으로 사용된 근육 내부의 구조적 특성, 셋째 FD의 측정 방법을 들 수 있다. 특히 근육 내부의 구조적 특성과 직렬로 연결된 건의 특성(예를 들어 근섬유의 배열(Gans, 1982)과 근육과 연결된 건의 기계학적 특성 및 상호작용(Fukunaga et al., 2002))이 근육의 기능에 영향을 미칠 수 있다는 점을 고려하여, 현재 의료영상 기술을 이용하여 인체 근육내 근섬유 길이 변화를 측정하려는 시도가 수행되고는 있지만, 근육에 직접적으로 부과되는 동심성 수축의 크기와 속도의 신뢰성 있는 측정은 현재로서는 어렵다고 사료된다. 따라서 이 주제와 관련된 후속 연구가 필요하다고 본다.

선행 연구에서 보고되고 있는 선행 동심성 수축에 의한 항정상태 등척성 근력 저하의 특성 중 하나는 동심성 수축 구간의 속도가 클수록 등척성 근력의 저하는

표 2. 선행 동심성 수축에 의한 등척성 근력 저하에 관한 연구 요약

	실험표본	근수축 조건	동심성 수축 조건		FD
de Ruitter et al. (1998)	엄지모음근	초최대 인위적 수축(전기 자극)	38도	6.1도/초	37%
Lee et al. (1999)	대퇴사두근	최대 수의적 수축	40도	16도/초	7%
Lee et al. (2000)	대퇴사두근	최대 수의적 수축	40도 25도, 50도	20도/초, 240도/초 20도/초	7%/8% 5%/7%
de Ruitter et al. (2003)	엄지모음근	최대 인위적(전기 자극), 수의적 수축	30도	19, 306도/초	25%/7%
Lee & Herzog (2003)	엄지모음근	최대 인위적(전기 자극), 수의적 수축	10, 20, 30 도 30도	20도/초 20, 60, 300도/초	10%/16%/23% 27%/19%/15%
Rousanoglou et al. (2005)	엄지모음근	준최대수의적	10, 20, 30도	10도/초	21%
본 연구	전경골근	최대 수의적 수축	15도	15, 45도/초	14%/10%

작게 나타난다고 보고되고 있다(Abbott & Aubert, 1952; de Ruiter et al., 2003; Meijer et al., 1997; Marechal & Plaghki, 1979; Herzog & Leonard, 1997; Sugi & Tsuchiya, 1988; Morgan et al., 2000). 하지만 본 연구에서는 수의적 수축을 수행하는 인체 대퇴사두근을 실험 표본으로 한 Lee et al.(1999, 2000)의 예와 마찬가지로 FD은 동심성 수축 속도에 유의한 영향을 받지 않는 것으로 나타났다. RMS값을 이용한 근활동성 평가에도 상응하는 구간에서 유의한 차이를 보이지 않았기 때문에 본 연구에서는 이 결과를 설명할 추가적인 정보를 제공하지 못한다. 후속 연구에서는 상대적으로 작은 인체 근육에서는 동물 실험 결과와 유사한 결과를 보인 반면 상대적으로 큰 인체 사지 근육에서는 FD의 크기도 작을 뿐만 아니라 FD이 동심성 수축 구간의 크기와 속도에 독립적인 현상을 밝힐 수 있는 시도를 하여야 할 것이다.

실험 수축(CON)에서 동심성 수축 구간에서 나타난 근력 저하는 동심성 수축구간의 속도가 증가할수록 낮은 값을 보여 주었는데 이 결과는 동심성 수축시 근수축 속도와 근력과의 관계(force-velocity relationship; FVR; Hill 1938)에 근거 한다고 볼 수 있다. 하지만 동심성 수축이 종료된 등척성 근력 구간에서 기준 수축(REF)에 미치지 못하는 등척성 토크에 도달한 것은 FVR에 근거한 동심성 수축 시 근력 저하의 원인 중 일부는 그 근력을 발휘할 수 있는 잠재력이 복원되었지만 다른 부분은 아직 설명할 수 없는 기전에 의해 완전히 복원 되지 않았음을 알 수 있다. 동심성 수축 구간에서 나타난 근력 저하와 후속 등척성 수축 구간에서 나타난 근력 저하간의 낮은 상관관계 관계($r^2=0.08$)가 나타난 것을 비추어 선행 연구에서 나타난 결과(Lee & Herzog, 2003)에서 나타난 바와 같이 동심성 수축의 속도 보다는 동심성 수축의 전위($r^2=0.80$)가 관련이 있다고 볼 수 있다. 즉 선행 동심성 수축에 연속해서 수행되는 등척성 수축구간에서 나타나는 근력의 저하를 예측하는 요인으로 동심성 수축의 전위의 차이에 따라 나타나는 근력의 저하를 유의하다고 볼 수 있다.

본 연구의 특성상 선행 동심성 수축에 의한 등척성 근력의 저하(FD)를 설명하기 위한 이론을 제시하는 데는 어려움이 있다. 하지만 본 연구의 결과를 바탕으로

FD가 수의적 수축을 하는 인체 골격근에서도 반드시 고려되어야 할 골격근의 기본적인 수축 특성이라는 점은 확인 하였다. FD을 설명하기 위한 여러 가지 이론이 제안되었는데 그 중 가장 활발히 논의되고 있는 이론은 근육원섬유마디 길이의 비균일성 이론(sarcomere length non-uniformities theory(SLN); Morgan, 2000)이다. 이 이론을 바탕으로 한 FD에 대한 설명은 다음과 같다. 동심성 수축이 일어나는 동안 근육원섬유마디 길이의 비균일성이 나타나는데, 근육원섬유마디의 근력-길이 관계에 따라 불특정한 수의 근육원섬유마디는 다른 근육원섬유마디보다 근력 발현 잠재력이 떨어지게 된다. 연속해서 수행되는 등척성 수축시 강한 근육원섬유마디는 최대 근력 발현 잠재력이 제한되어 약한 근육원섬유마디가 발휘할 수 있는 근력에 상응하는 근력을 발휘하기 때문에 순수한 등척성 수축을 수행했을 때 보다 저하된 근력을 나타내게 된다는 것이다. 하지만 근육원섬유마디의 비균일성을 방지 했을 때도 FD이 관찰된 점(Granzier & Pollack, 1989)과 이 이론에 내재되어 있는 근력과 근육길이간의 함수 관계에 대한 해석 오류(Herzog et al. 2006)는 근육원섬유길이 비균일성이론만으로는 FD을 설명하기에 부족하다는 점을 지적할 수 있다.

V. 결론

본 연구에서는 선행 동심성 수축에 의한 항정상태 등척성 근력 저하(FD)에 대하여 수의적으로 수축하는 인체 전경골근을 실험 표본으로 실험 연구를 수행하였다. 결과에서 나타난바와 같이 FD은 수의적 수축을 하는 인체 골격근에서도 나타나는 근수축의 기본적인 특성임을 확인하였고, 이를 바탕으로 인체의 동작에 기능적 특성을 갖는다고 결론지을 수 있다. 본 연구 결과에서 나타난 FD의 동심성 수축 속도에 대한 독립성에 대한 결과는 선행 연구와 일치하지 않는 것으로 나타났다. 이 연구 결과는 후속연구에서 인체 근육이 갖는 구조적 특성, 근활동성 측면에서 보다 심도 있는 연구를 필요로 한다.

참 고 문 헌

- Abbott B. C. & Aubert X. M. (1952). The force exerted by active striated muscle during and after change of length. *Journal of Physiology* 117, 77-86.
- Blix M. (1894). Die Laenge und die Spannung des Muskles. *Skand Arch Physiol* 5, 149-206.
- de Ruiter C. J., de Haan A., Jones D. A., & Sargeant A.J. (1998). Shortening-induced force depression in human adductor pollicis muscle. *Journal of Physiology* 507, 583-591.
- de Ruiter C. J. & de Haan A. (2003). Shortening-induced depression of voluntary force in unfatigued and fatigued human adductor pollicis muscle. *Journal of Applied Physiology* 94, 69-74.
- Edman K. A., Caputo C., & Lou F. (1993). Depression of tetanic force induced by loaded shortening of frog muscle fibres. *Journal of Physiology* 466, 535-552.
- Fukunaga T., Kawakami Y., Kubo K., & Kanehisa H. (2002). Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise and Sport Science Review* 30, 106-110.
- Gans C. (1982) Fiber architecture and muscle function. *Exercise and Sport Science Review* 10, 160-207.
- 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.
- Granzier H. L. & Pollack G. H. (1989). Effect of active pre-shortening on isometric and isotonic performance of single frog muscle fibres. *Journal of Physiology* 415, 299-327.
- Herzog W. & Leonard T. R. (1997). Depression of cat soleus-forces following isokinetic shortening. *Journal of Biomechanics* 30, 865-872.
- Herzog W., Lee E., & Rassier D. E. Residual force enhancement in skeletal muscle. *Journal of Physiology*. 2006. In Press
- Huxley A. F. & Niedergerke R. (1954). Structural changes in muscle during contraction. *Nature* 173, 971-973.
- Huxley A. F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry* 7, 255-318.
- Huxley H. E. & Hanson J. (1954). Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature* 173, 973-976.
- Julian F. J. & Morgan D. L. (1979). The effect on tension of non-uniform distribution of length changes applied to frog muscle fibres. *Journal of Physiology* 293, 379-392.
- Lee H. D., Suter E., & Herzog W. (1999). Force depression in human quadriceps femoris following voluntary shortening contractions. *Journal of Applied Physiology* 87, 1651-1655.
- Lee H. D., Suter E., & Herzog W. (2000). Effects of speed and distance of muscle shortening on force depression during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics* 33, 917-923.
- Lee H. D. & Herzog W. (2003). Force depression following muscle shortening of voluntarily activated and electrically stimulated human adductor pollicis. *Journal of Physiology* 551, 993-1003.
- Maréchal G. & Plaghki L. (1979). The deficit of the isometric tetanic tension redeveloped after a release of frog muscle at a constant velocity. *Journal of General Physiology* 73, 453-467.
- Meijer K, Grootenboer H. J., Koopman H. F., & Huijing .PA (1997). Fully isometric length-force curves of rat muscle differ from those during and after concentric contractions. *Journal of Applied*

Biomechanis 13, 164-181.

Morgan D. L., Whitehead N. P., Wise A. K, 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.

Rousanoglou E. N., Oskouei A. E., & Herzog W. (2006). Force depression following muscle shortening in sub-maximal voluntary contractions of human adductor pollicis. *Journal of Bio-*

mechanics.

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.

투 고 일 : 2006. 7.30

심 사 일 : 2006. 8. 1

심사완료일 : 2006. 8.15