



최대 신장성 수축운동에 따른 인체 하지 족배골곡근의 신경-기계학적 특성 변화

Alterations in the Neuro-Mechanical Properties of Human Ankle Dorsiflexor after Maximum Eccentric Exercise

이해동*(충남대학교) · 김승재(한서대학교) · 야수오 카와카미(와세다대학교)
Lee, Hae-Dong*(Chungnam National University) · Kim, Seung-Jae(Hanseong University) · Kawakami, Yasuo(Waseda University)

국문요약

본 연구에서는 신장성 수축운동에 의한 미세 근수축 요소 손상 이론(Morgan & Allen, 1999)을 검증하고자 신장성 수축운동의 범위에 따른 골격근의 기계학적 특성 변화에 주안점을 두어 실험 연구를 수행 하였다. 12명의 건강한 피험자가 최대 발목 족배골곡근의 신장성 수축운동을 수행하였고, 운동수행 전·후에 최대 등척성 발목 족배골곡 모멘트-각도 관계로부터 최적 발목 각도의 변화를 측정하였다. 신장성 수축운동 후, 최적 발목 각도 변화는 신장성 수축운동의 범위와 상관없이 근육의 길이가 긴 쪽으로 변화를 가져왔다(4도, $p<0.05$). 따라서 본 연구의 결과는 현재 많은 연구에서 거론되고 있는 신장성 수축에 의한 근력 저하 및 지연성 근육통의 촉발 기전인 신장성 수축에 의한 미세 근수축 요소 손상 이론의 부합하지 않으며, 이 현상을 설명할 새로운 이론 개발을 위한 후속연구의 필요성을 제기한다.

ABSTRACT

H. D. LEE, S. J. KIM, and Y. KAWAKAMI, Alterations in the Neuro-Mechanical Properties of Human Ankle Dorsiflexor after Maximum Eccentric Exercise. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 4, pp. 21-30, 2008. The purpose of this study was to investigate changes in mechanical properties of human tibialis anterior following eccentric exercise. Healthy subjects ($n=12$) performed 120 maximum eccentric contraction of ankle dorsiflexor. Before and 1- and 24- hour after the eccentric exercise, ankle dorsiflexion moment-angle relationships were obtained. Along with significant decrease in maximum isometric muscle strength, the shift of the optimum ankle joint angle toward the longer muscle length direction was observed, independent of the ranges of motion of the eccentric exercise. The results of this study demonstrated that eccentric exercise-induced micro muscle damage(Morgan & Allen, 1999) does not seem to be a sole mechanism of eccentric contraction-induced muscle damage, suggesting further investigation for the better understandings of this phenomenon.

KEYWORDS : HUMAN, ECCENTRIC CONTRACTION, FORCE-LENGTH RELATIONSHIP, TIBIALIS ANTERIOR

I. 서론

인체의 움직임을 만들어내는 다양한 골격근의 수축 형태 중 근육이 활성화 된 상태에서 길이가 늘어나는 형태의 수축을 신장성 수축(eccentric contraction)이라고 한다. 신장성 수축은 다양한 동작에서 나타나지만 본인의 의지에 의해서 수행되는 경우 보다는 특정한 동작(걷기, 뛰기, 도약, 던지기 등)의 일부분에 포함되어 수행되는 경우가 대부분이다. 신장성 수축과 연관 지어 일반인들이 한번쯤은 겪었을 경험은 지속적인 근력 저하에 동반하는 지연성 근육통(delayed onset of muscle soreness, DOMS)(Newham, Mills, Quigley, & Edwards, 1983)이다. 일상생활에서 익숙하지 않은 신장성 수축이 반복되어 수행되는 운동(예를 들면 등산에서 내리막 걷기)을 수행 하였을 경우 일반적으로 근력 저하 및 근육 피로와 운동 후 24~48시간 사이에 최고조를 이루는 통증, 경직과 압통 등의 증상을 경험하게 된다. 이러한 현상을 촉발하는 기전으로 제안된 여러 가지 이론 중 현재 패러다임을 형성하고 있는 이론은 반복적 신장성 수축운동에 의한 미세 근수축 요소 손상 이론(Morgan & Allen, 1999)이다.

신장성 수축에 의한 골격근의 기계학적 수축 특성 및 손상에 대한 촉발 기전을 이해하기 위하여 다양한 실험 표본을 대상으로 많은 연구가 수행되어 왔다 (체외 실험: Balnave, Davey, & Allen, 1997; Brooks & Faulkner, 1996; Gosselin & Burton, 2002; Warren, Hayes, Lowe, Prior, & Armstrong, 1993a; Warren, Hayes, Lowe, Prior, & Armstrong, 1993b; Yeung & Yeung, 2008; 유사 생체 실험: Brooks & Faulkner, 2001; Liber & Friden, 1993); 생체 실험: Chen, Nosaka, & Sacco, 2007; Friden, 1984; Friden, Sjostrom, & Ekblom, 1983; Prasartwuth, Allen, Butler, Gandevia, & Taylor, 2006; Schwane & Armstrong, 1983).

선행 연구에서 신장성 수축에 의한 근력 저하에 대한 기전을 설명하기 위해 제시된 이론들로는 (1) 신장성 수축으로 인한 칼슘이온(Ca²⁺) 조절 기능 손상 (Endo, 1972; Warren et al., 1993a), (2) 점탄성 크리프(visco-elastic creep)(Fowles, Sale, & MacDougall, 2000),

그리고 (3) 수축 요소의 손상(Morgan & Allen, 1999; Morgan, Claffin, & Julian, 1996)이 있다. 특히 많은 연구들에서 신장성 수축에 의한 근육 손상의 초기단계 기전에 연구 초점을 맞추어 논의되고 있지만 현재 일치된 의견은 도출되지 않은 상태이다. 최근 많은 논의가 진행되고 있는 이론은 신장성 수축시 근절(sarcomere) 길이의 비균일성(Morgan, 1994)에 기반을 두고 있으며, 반복적인 신장성 수축이 근육의 미세 물리적 손상을 유발하는 직접적인 원인으로, 근력 저하 및 지연성 근육통을 촉발한다는 신장성 수축운동에 의한 미세 근수축 요소 손상이론(Morgan & Allen, 1999)이다.

간략하게 근절(sarcomere) 길이의 비균일성 이론(Morgan, 1994)에 바탕을 둔 미세 근수축 요소 손상 이론(Morgan & Allen, 1999)은 다음과 같이 설명된다. <그림 1>은 근육(근절)의 최대 등척성 근력-길이 관계(force-length relationship, FLR; 실선)와 비활성 근력(passive force; 점선)을 나타내고 있다. 근수축이 시작되기 전 여러 가지 이유로 근육원섬유(myofibril) 내 직렬로 연결된 근절(sarcomere)들의 길이가 균일하게 배열되어 있지 않다. 즉, <그림 1>에서 보는 바와 같이 평균 근절길이(L_{Avg})를 중심으로 어떤 근절은 조금 짧은

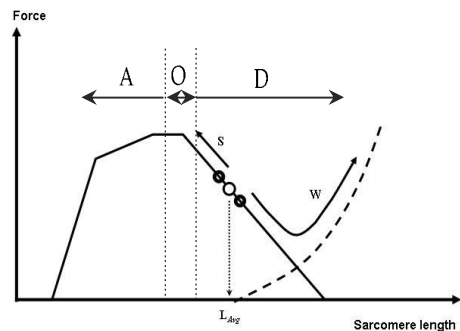


그림 1. Sarcomere 근력-길이 관계의 하향 구간에서 sarcomere의 불안정성(the instability of sarcomeres on the descending limb of the force-length relationship, Hill, 1953). Sarcomere에 의해 나타나는 active force(실선); 비활성화 조직에 의해 발현되는 passive force(점선); 상대적으로 큰 근력 발현 잠재력을 갖는 sarcomere (S); 상대적으로 약한 근력 발현 잠재력을 갖는 sarcomere (W); 근육원섬유 내 직렬로 연결된 sarcomere들의 평균 길이(L_{Avg}). 상향구간(ascending limb, A), 최적 길이 구간(optimum length, O), 하향구간(descending limb, D).

절(W, weak sarcomeres)은 조금 긴 길이를 가지고 있다. 신장성 수축이 시작 되면 근절의 근력-길이 관계(sarcomere force-length relationship, FLR; Gordon et al., 1966)에서 <S>근절보다 하향구간(the descending limb)에 위치한 <W>근절은 신장성 수축 시 그 길이가 늘어나면서 근력 발현 잠재력에 있어서 점진적으로 더 취약한 길이로 점점 더 빨리 늘어난다. <W>근절이 통제할 수 없게 그 길이가 늘어나다가 수축 요소가 능동적으로 근력을 발현할 수 없는 길이에 도달하게 되고 비활성화 조직(passive structures)이 <S>근절이 발현하는 근력에 상응하는 장력을 발현하게 되는 것이다. 신장성 수축이 반복될 경우 능동적 근력을 발현할 수 없는 길이까지의 신장을 반복하게 되는 <W>근절은 미세 손상을 입게 되며 반복되는 신장성 수축 중에 주변의 근절들로 그 손상을 전파하여 결과적으로 근육에 물리적 손상을 유발하게 된다고 설명하고 있다.

일반적으로 신장성 수축에 의한 근육 손상을 입은 근육의 수축 특성 변화를 평가하기 위해서 근육의 최대 등척성 근력과 길이와의 관계(FLR)의 변형이 가장 신빙성 있는 척도라고 보고되어 왔다(Whitehead, Allen, Morgan, & Proske, 1998; Whitehead, Morgan, Gregory, & Proske, 2003). 즉 신장성 수축운동 후, FLR을 측정하여 최대 신장성 수축에 의해 손상된 근육은 주어진 길이에서 발현되는 최대 근력이 현저히 저하 될 뿐만 아니라 최대 근력을 내는 최적 근육 길이도 보다 긴 근육 길이에서 나타나는 것으로 관찰되었다(Butterfield & Herzog, 2005; Jones, Allen, Talbot, Morgan, & Proske, 1997; Whitehead et al., 1998).

신장성 수축에 의한 근육 손상 기전에 관하여 인체 근육을 실험 표본으로 생체 조건(in vivo)에서 수행 된 연구는 많지 않다(Chen et al., 2007; Jones et al., 1997; Whitehead et al., 1998; Prasartwuth et al., 2006). 이 연구들은 기본적으로 sarcomere lengths non-uniformities 이론(Morgan, 1994)을 바탕으로 물리적인 수축요소 손상이 신장성 수축에 의한 근육 손상 기전으로 가정하고 수행 되었다.

근절 길이의 비균일성 이론은 FLR의 하향구간이 갖는 불안정성(Hill, 1953)에 기반을 둔 이론으로, 이론적으로 상향 구간에서 신장성 수축이 수행 되었을 경우 반복적 신장성 수축운동에 의한 미세 수축 요소 손상은 최소한

그 정도에 있어서 미미하게 나타날 것으로 추론할 수 있다. 신장성 수축운동의 운동 범위에 따른 연구는 현재 미비한 상태로 본 연구에서 신장성 수축운동 범위를 달리할 때 나타나는 골격근의 기계학적 수축 특성 변화에 대한 연구는 이 분야에 유용한 정보를 제공할 것으로 사료된다.

따라서 본 연구에서는 근절길이의 비균일성 이론에 바탕으로 둔 미세 근수축 요소 손상 이론에서 제안하고 있는 신장성 수축운동 후 미세 근손상에 의한 근육의 컴플라이언스(compliance) 증가로 인하여 최적 근육 길이가 보다 긴 근육 길이에서 나타난다는 가설과 신장성 수축 범위에 따른 차이를 검증하고자 생체 실험 조건하에서 전경골근 (tibialis anterior muscle, TA)을 표본으로 실험 연구를 수행하였다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

본 실험 연구에는 건강한 12명의 남녀 피험자(연령: 28.2±6.7세, 신장: 167.9±7.4cm, 체중: 64.4±7.3kg, 남:여 =10:2명)가 연구개요 및 실험절차에 대한 충분한 설명을 들은 후 자발적 참여 의사를 밝히고, 참여 동의서에 서명한 후 참여하였다. 실험자는 피험자가 근-신경계 질환을 겪은 경험이 없고, 실험 전 최소 3개월 동안 규칙적인 근력 트레이닝을 수행한 적이 없었음을 구두 면접을 통하여 확인한 후 실험에 참여시켰다.

2. 실험 설계

신장성 수축에 의한 미세 근수축 요소 손상 이론(Morgan & Allen, 1999)에서 제기한 바를 바탕으로 본 연구에서는 신장성 수축운동 구간의 차이가 신장성 수축에 의한 미세 근손상의 간접적인 지표인 최적 근력 발현 근육 길이(L0)의 우측 이동 변화에 차이를 가져올 수 있다는 점에 대하여 알아보기 위한 실험 설계를 하였다.

12명의 피험자를 무작위로 두 그룹(각 그룹 6명, 남:여 = 5:1명)에 배정하고, 각 그룹이 운동 범위를 달리하는 발

목 족배굴곡근의 최대 신장성 수축운동을 수행하게 하였다. 한 그룹은 최대 등척성 족배굴곡 모멘트-발목각도의 상향구간에서(상향구간 신장성 수축운동 그룹, ECC_AL), 다른 그룹은 하향구간에서(하향구간 신장성 수축운동 그룹, ECC_DL) 신장성 수축운동을 수행하도록 하였다. 신장성 수축운동은 피험자의 최대 강도로 120회의 신장성 족배굴곡을 통하여 족배굴곡근의 신장성 수축운동을 부과하였다. 신장성 수축운동 전(Pre), 1시간 후(Post1h), 24시간 후(Post24h)에 발목 각도에 따른 족배굴곡근(tibialis anterior, TA)의 최대 등척성 근력을 측정하여 최적 발목 각도, 즉 발목의 운동 범위 내에서 최대 등척성 근력을 발휘하는 발목 각도의 변화를 알아보았다.

3. 신장성 수축운동

발목관절의 각도는 발바닥과 하지의 외측 복사뼈(lateral malleolus)와 근위 외측 비골(proximo-lateral head of the fibular)을 연결한 선이 직각을 이루는 발목 각도를 기준(0도)으로 하고, 읊값은 족배굴곡, 양값은 족저굴곡 각도로 정의하였다.

사전연구(이해동, 김승재, 이수오카와카미 등, 2008)를 통해 확인한 발목 족배굴곡근의 모멘트-발목각도 관계(moment-angle relationship, MAR)를 바탕으로, ECC_AL 그룹은 발목각도 -5도부터 15도 범위에서, ECC_DL 그룹은 10도부터 30도 범위에서 피험자가 발휘할 수 있는 최대 강도로 신장성 수축운동을 수행하였다.

신장성 수축 운동은 근력 측정기를 사용하여 통제된 조건하에서 수행하였다. 족배굴곡근의 신장성 수축운동은 발목에서 족배굴곡이 수행되는 동안에는 피험자가 수의적 수축을 수행하지 않고 휴식을 취하고, 족저굴곡시 족배굴곡근의 최대 수축을 수행하게 하여 신장성 수축을 유도하였다. 신장성 수축은 1세트 10회 반복, 12 세트, 세트 간 30초 휴식으로 구성되어 총 120회의 족배굴곡근의 최대 신장성 수축운동을 각 피험자가 수행 하였다. 선행 연구에서 족배굴곡근을 대상으로 실험한 결과를 찾아 볼 수 없었기 때문에 신장성 수축운동의 효과를 기증하기 위한 운동 후 근력 저하 정도에 대한 기준은 선행 연구 결과(Prasartwuth et al., 2006)를 참조하여 본 연구의 방법을 설계하였다.

4. 발목 족배굴곡 모멘트-각도 관계 측정

발목관절의 족배굴곡 모멘트와 각도 측정을 위하여 족저/족배 굴곡 근력을 측정이 가능한 상용 다목적 근력측정 장비(CON-TREX® Multi Joint Testing Module, Switzerland와 CYBEX NORM Testing & Rehabilitation System, USA)를 사용 하였다. 피험자가 근력 측정 장비에 부착된 의자에 상체를 직립 자세로 유지하고 착석하게 한 후 X-형태의 안전벨트를 사용하여 고정하였다. 피험자의 대퇴는 하지의 움직임에 방해가 되지 않는 범위에서 벨크로 띠를 사용하여 의자에 고정하였다. 실험에 사용될 피험자의 비지배적인(non-dominant) 다리는 무릎 관절이 완전히 신전된 상태가 되도록 의자와 근력 측정 장비 간격을 조절하였으며, 측정하는 다리의 발을 근력 측정 장비에 연결된 회전발판에 벨크로 띠를 사용하여 고정하였다. 이때 발목관절의 회전 중심점(외측 복사뼈)을 다목적 근력 측정 장비의 회전축과 일치하도록 위치 시켰다.

발목 족배굴곡근의 모멘트-각도 관계를 알아보기 위하여 본 연구에서는 해부학적 기준각을 기준으로 -5도부터 30도까지의 운동 범위에서 5도 간격으로 약 3-4초간의 최대 등척성 족배굴곡 모멘트를 측정하였다. 측정은 최대 신장성 수축 운동 1시간 전(Pre), 운동 수행 1시간 후(Post_1h), 그리고 운동 후 24시간 후(Post_24h)후 실시하였다. 최대 등척성 근력 측정 시 발목 각도의 순서를 무작위로 바꾸어 순서에 의한 근피로도의 영향을 최소화하였다.

5. 근전도 측정

발목 족배굴곡근의 최대 등척성 모멘트와 각도 관계측정시 전경골근(tibialis anterior, TA), 내·외측 비복근(medial and lateral gastrocnemius, MG and LG)과 가자미근(Soleus, SOL)의 근활성화 정도를 표면근전도계(BagnoliTM EMG System, Delsys Inc., USA)를 사용하여 측정하였다. 근전도 전극(Model DE-21, Delsys Inc., USA) 부착 전 각 근육의 피부 제모 후, 알코올로 닦아내어 신호에 영향을 줄 수 있는 저항을 최소화하였다. 근전도 신호는 5~500 Hz의 bandwidth를 사용하여 측정된 후 1000 배로 증폭한 후 2000Hz의 sampling frequency로 수집하였다. 기준 전극은 슬개골(patella)에 부착하였다. 피험자로

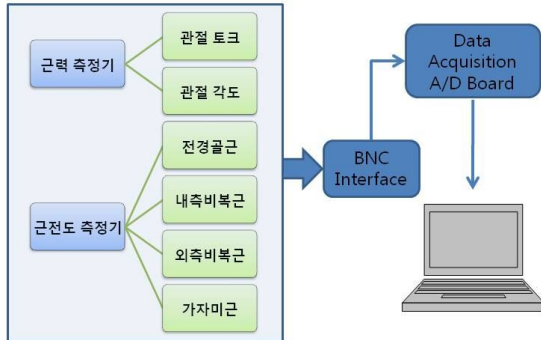


그림 2. 근력 및 근활성화 측정을 위한 실험 장비 구성표

하여금 발목의 족저/족배굴곡을 수행하게 하여 각 근육의 기시점과 부착점 방향으로의 움직임을 확인하고 근전도 전극이 실험 중 측정하는 근육을 벗어나지 않는 위치를 시각적으로 확인하고 근전도 전극을 부착하였다.

6. 자료 수집

본 실험에서는 근력 측정 장비와 근전도 측정 장비로부터의 신호를 동기화 하여 수집하기 위한 시스템을 구성하였다. 근력 측정 장비(Cybex Norm)로부터는 Auxiliary 출력 단자를 통하여 모멘트와 관절각도 아날로그 신호(± 5 Volt)를 획득하였다. 근력 측정 장비로부터의 발목관절 모멘트와 각도 신호와 근전도 신호를 BNC interface (BNC2110, National Instrument Inc., Austin, TX, USA)와 Analog/Digital board (Multifunction DAQ Model NI-6036E, National Instrument, Austin, TX, USA)를 거쳐 LabView 8.2 (National Instrument, Inc. Austin, TX USA)를 사용하여 자체 설계한 신호 수집 프로그램을 사용하여 2000Hz의 수집 빈도로 측정하고 사후 분석을 위하여 컴퓨터에 저장하였다(그림 2).

7. 자료 분석

각 발목 관절에서 최대 등척성 족배굴곡 모멘트값은 족배굴곡 모멘트가 항정상태를 이루는 구간 중 1s에 해당하는 구간의 평균값을 사용하였다. 상응하는 구간에서 근전도의 root mean square (RMS) 값을 계산하여 근활성화 정도를 측정하였다.

발목 관절 최대 족배굴곡 모멘트-각도 특성에서 최적 발목 각도는 측정된 값을 3차 방정식을 이용한 추세선을 얻은 후 최적 발목 각도값을 얻었다.

실험 연구를 통해 얻은 변인들은 평균 ± 1 표준 오차로 표기하였으며, 신장성 수축운동 전·후의 차이는 상용 통계 프로그램(SPSS14)을 사용하여, 유의 수준 $\alpha = .05$ 에서 repeated-measure ANOVA와 Student t-test 검정을 수행하였다.

III. 결과 및 논의

본 연구에서는 수축 범위를 달리하는 120회의 최대 발목 족배굴곡 운동 수행이 발목 족배굴곡 주동근인 전경골근의 수축 특성에 미치는 영향에 대하여 생체 실험 조건에서 발목의 최대 족배굴곡 모멘트와 각도와 관계 및 근활성화 정도를 측정/분석하여 알아보았다.

1. 신장성 수축운동 중 최대 발목 족배굴곡 모멘트 변화

모든 피험자가 120번의 최대 신장성 족배굴곡을 완수하였으며, 평균 최대 모멘트 값(32.2 ± 5.5 Nm)은 두 번째 세트에서 관찰 되었으며, 마지막 세트에서는 18.9 ± 1.2 Nm)로 감소하였다(그림 3). 최대 모멘트를 보인 세트의 값(100%)과 비교하여 마지막 세트의 신장성 족배굴곡 모멘트는 $57 \pm 4\%$ ($p < .05$, 피험자간 범위는 33~75%)로 감소하였다(그림 3).

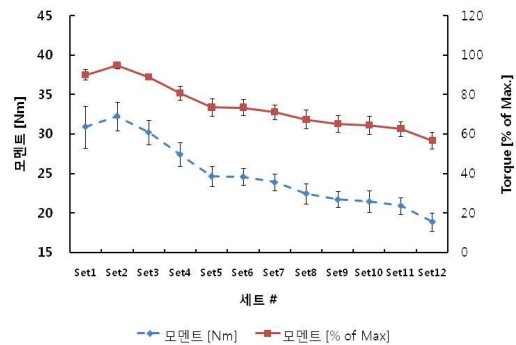


그림 3. 발목 족배굴곡근의 최대 신장성 수축운동 총 120회 10회 반복, 12 세트) 중 평균 관절 모멘트의 변화

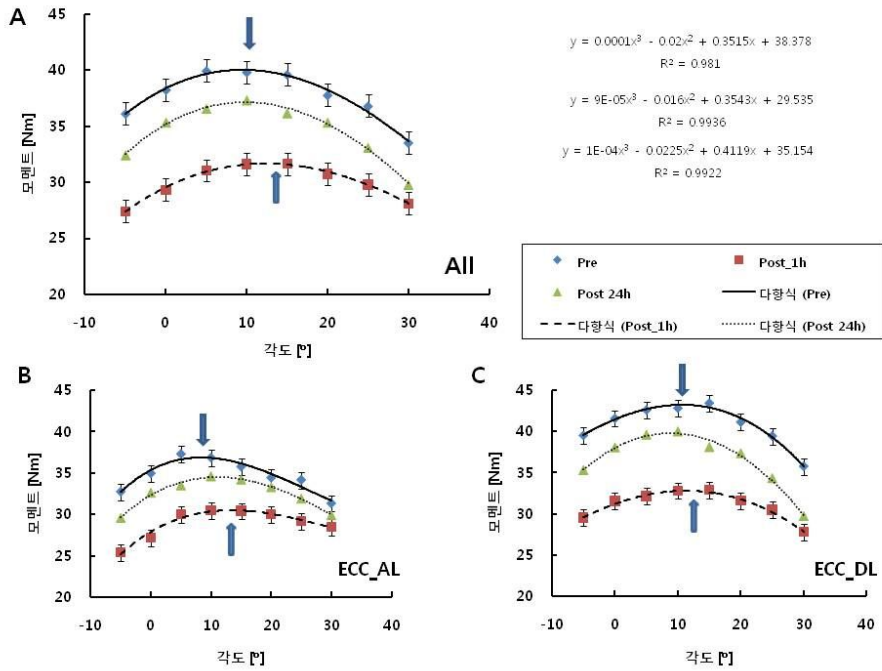


그림 4. 발목 족배굴곡근의 최대 신장성 수축운동 전 후의 모멘트 발목 각도 특성 피험자 12명의 전체 평균 및 3차 방정식을 사용한 추세선과 회귀 공식 (A), 짧은 근육 길이에서 신장성 수축운동을 수행한 그룹(ECC_AL), 피험자 6명의 평균 (B), 그리고 긴 근육 길이에서 신장성 수축운동을 수행한 그룹(ECC_DL), 피험자 6명의 평균 (C).

선행 연구에서 발목 족배굴곡근을 실험 대상으로 수행한 사례를 찾아볼 수 없었으므로, 본 연구에서 참고할 직접적인 운동 수행 효과의 기준을 찾아볼 수 없었으나, 최근 팔꿈치 굴곡근, 즉 상완 이두근(biceps brachii)을 실험 대상으로 한 연구(Prasartwuth et al., 2006)에서 신장성 근수축운동의 효과를 최대치로부터 ~40% 감소된 경우를 바탕으로 본 연구에서 수행한 발목 족배굴곡근의 신장성 수축운동효과를 확인하였다.

족배굴곡근의 신장성 수축운동 수행에 있어서 두 번째 세트에서 최대 모멘트를 관찰하게 된 이유는 골격근의 수축에서 초기 근수축이 후속 근수축의 전가생리학적 과정을 촉진하여 근력 발현의 상승 작용을 가져오는 현상(post tetanic potentiation, PTP)에 기인한 것으로 생각된다.

2. 신장성 수축운동 전·후의 최대 등척성 발목 족배굴곡 모멘트 변화

신장성 수축운동 전(ECC_AL 그룹: 38.7±3.7Nm,

ECC_DL 그룹: 45.0±3.7Nm)과 비교하여, 운동 직후의 발목의 최대 등척성 족배굴곡 모멘트는 ECC_AL 그룹에서 31.9±3.4Nm($p<0.05$)로, ECC_DL 그룹에서 34.3±3.9 Nm($p<0.05$)로 감소하였으며, ECC_DL 그룹에서 보다 큰 감소($p<0.05$)를 보여주었다. 운동 24시간 후에는 ECC_AL 그룹에서 35.1±3.7Nm로, ECC_DL 그룹에서는 41.6±6.9Nm로 증가하여 운동 수행 전 수준에 근접한 값으로 회복세를 보여 주었다(그림 5).

팔꿈치 굴곡근을 대상으로 수행된 선행 연구(Nosaka et al., 2005; Chen et al., 2007)에서 신장성 수축운동 후 근력이 정상 수준으로 회복되는 데는 4~5일의 시간이 필요 했던 것과 달리, 발목 족배굴곡근을 실험 대상으로 한 본 연구에서는 운동 수행 후 24시간 만에 운동 수행 전 수준에 가까운 값으로 회복한 것은 발목 족배굴곡근이 일상생활에서 수행되는 보행 동작에서 신장성 수축에 반복적으로 노출되어 신장성 수축운동의 효과가 팔꿈치 굴곡근 보다 경감되어 나타난 것으로 추론 할 수 있다.

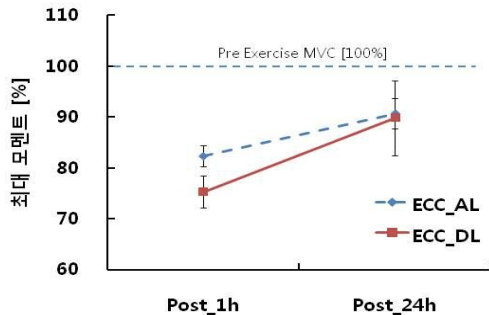


그림 5. 신장성 수축 전 후 최대 등척성 발목 족배굴곡 모멘트의 변화

3. 신장성 수축운동 전·후의 최적 발목 각도 변화

최대 등척성 발목 족배굴곡 모멘트가 발휘되는 발목 각도, 즉 최적 발목 각도는 전체 12명의 피험자 중 각 그룹에서 1명씩을 제외한 10명의 피험자에서 신장성 수축운동 전(7.5 ± 1.5 도)과 비교하여 보다 족저굴곡된 각도(1시간 후 11.1 ± 1.6 도($p < .05$), 24시간 후 10.1 ± 1.4 도)로, 즉 발목 각도를 근육의 길이로 해석하기에는 제약이 있지만, 최대 근수축에 의해서 연결된 건의 경직도가 충분히 증가한 상태라고 가정하면, 본 연구의 결과는 신장성 수축 운동 후 최대 등척성 근력은 운동 전 과 비교하여 근육의 길이가 긴 쪽으로 이동 한 것으로 볼 수 있다(그림 4). ECC_AL 그룹의 경우 신장성 수축운동 수행 전, 1시간 후, 24시간 후 최적 발목 관절 각도가 $6.3(\pm 3.6)$ 도에서 $10.4(\pm 3.5)$ 도 $10.1(\pm 3.2)$ 도로 변화하였고, ECC_DL 그룹의 경우 $9.2(\pm 2.1)$ 도에서 $15.3(\pm 0.8)$ 도 $12.9(\pm 1.6)$ 도로 변화하였다.

선행 연구에서 발목 족배굴곡근을 실험 대상으로 수

행한 결과를 찾아볼 수 없기에 직접적인 비교는 불가능하지만, 최근 수행된 Prasartwuth et al.(2006)의 연구에서 발꿈치 신전근의 경우 신장성 수축운동 2시간 후 근육의 길이가 긴 방향으로 약 17도의 변화를 관찰하였고, 24시간 후에도 14도의 변화가 관찰된 것과 비교하면, 본 연구에서 발목 족배굴곡근을 대상으로 관찰한 약 4도 보다 현저히 큰 변화를 보여 주었다. 하지 근육을 대상으로 한 선행 연구(무릎 굴전근: Brockett et al., 2001; 발목 신전근: Jones et al., 1997; 무릎 신전근: Yeung & Yeung, 2008) <표 1>를 참고로 할 경우, 상지 근육보다 현저히 적은 최적 근력 발휘 각도의 변화를 보여 주었다. 이 현상은 하지 근육의 경우 보행/도약 등 일상생활에서 수행 되는 동작에 포함되어 있는 반복적 신장성 수축운동에 의해서 신장성 수축에 대한 적응성이 상대적으로 크기 때문에 사료된다(Chen et al., 2007).

본 연구에서는 신장성 수축운동의 범위를 달리함으로써 신장성 수축이 수행되는 근육의 길이에 차이를 두어 그 효과를 알아보고자 하였다. 현재 신장성 수축에 의한 근력 저하 및 지연성 근육통의 촉발 기전으로 언급되고 있는 신장성 수축에 의한 미세 근손상 이론(Morgan & Allen, 1999)에 따르면 신장성 수축이 FLR의 상향 구간에서 신장성 수축에 의한 미세 근손상은 유발되지 않거나 나타나더라도 미세할 것으로 예상되어, 기계학적 수축 특성의 변화, 즉 최적 근력 발휘 각도(근육 길이)는 본 연구에서 관찰되지 않을 것으로 가정하였다. 하지만 본 연구 결과를 바탕으로 이 가설을 기각하였다. 신장성 수축운동 전의 최대 등척성 발목 족배굴곡 모멘트-각도 관계를 바탕으로 상향/하향 구간에서 수행한 신장성 수축운동은 운동 구간, 즉 간

표 1. 대표적 선행 연구 요약: 생체 조건하에서 인체 골격근을 대상으로 수행된 신장성 수축운동에 의한 최적 근력 발휘 각도 변화 연구

연구자(연도)	실험 근육(군)	신장성 수축운동	최적 근력 발휘 각도 변화
Prasartwuth et al. (2006)	발꿈치굴전근 (상완이두근)	상완이두근의 신장성 수축운동 운동범위: ~60도-full extension 프로토콜: 최대 등척성 근력의 감소가 40%에 도달할 때까지	93도/110도/107도 (운동전/2시간 후/24시간 후)
Yeung & Yeung (2008)	무릎 신전근 (대퇴사두근)	스텝핑 운동 (10분)	61도/66도/68도/67도(운동전/운동 직후/하루 뒤/이틀 뒤) * isokinetic testing
Jones et al. (1997)	발목 신전근 (하퇴삼두근)	트레이드밀에서 후방 내리막 걷기 (2시간)	변화를 보인 피험자: 7/9 명 운동 직후 ~4도/ 2일 동안 지속
Brockett et al. (2001)	무릎 굴전근 (슬와근)	Hamstring lower 6회 반복/12세트	운동 직후 ~8도 4일 이후까지 지속 *isokinetic testing

접적으로 근육의 길이에 관계없이 신장성 수축운동은 동일한 최적 근력 발현 각도의 변화를 보여 주었다.

RMS 값으로 분석한 신장성 수축 전·후의 근활성화 수준은 신장성 수축운동 1시간 후 통계적으로 유의한 감소를 관찰하였고, 24시간 후 운전 수준으로 회복되었음을 관찰하였으나, 신장성 수축운동 전·후의 최적 발목 각도의 변화를 설명할 수 있는 체계적인 근활성화의 변화 없이 나타났다는 점은 본 연구의 가설을 기각하는데 충분하다고 사료된다. 따라서 신장성 수축운동에 의한 근력 저하 및 지연성 근육통을 설명하기 위해 제안된 Morgan & Allen(1999)의 신장성 수축에 의한 미세 근손상 이론만으로는 관찰된 현상을 독립적으로 설명하기에는 충분하지 않다고 할 수 있으며, 최근 발표된 Butterfield & Herzog (2005)의 연구에 근거하여 근피로도가 근육의 미세손상과 함께 최적 근력 발현 길이의 변화에 영향을 줄 수 있다는 부분은 앞으로 추가적인 후속연구가 필요하다고 할 수 있겠다.

IV. 결론 및 제언

1. 인체의 발목 족배굴곡근을 실험 대상으로 수의적 수축을 수행하는 생체 실험 조건하에서 처음 시도된 본 연구에서, 최대 등척성 근력이 약 40% 저하되도록 설계된 신장성 수축운동은 발목 족배굴곡근의 최적 발목 각도를 근육의 길이가 긴 방향으로 이동시키는 효과를 가져왔다.

2. 신장성 수축운동의 범위를 달리하여 신장성 수축운동 중 수축이 수행되는 근육의 길이에 차이를 두어 그 효과를 검증하였으나, 신장성 수축운동 범위의 차이는 신장성 수축에 의한 미세 근손상의 간접적인 지표로 나타나는 발목 족배굴곡근의 최적 발목 각도 변화에 차이를 보이지 않았다.

3. 위 연구 결과는 신장성 수축 운동 후 근활성화 수준의 감소가 관찰 되었으나, 최적 발목 각도변화를 설명할 수 있는 체계적인 변화를 동반하지 않았으므로 신장성 수축 운동 후 최적 발목 각도의 변화는 근신경계의 기능 변화로 설명할 수 없다.

4. 본 연구의 결과는 Morgan & Allen (1999)의 신장성 수축에 의한 미세 근손상 이론에서 예측한 바와 같이 신장성 수축에 의한 미세 근수축 요소 손상은 FLR의 하향 구간이 갖는 불안정성에 기인한다는 가설만으로 충분히 설명할 수 없으므로 신장성 수축운동에 의한 미세 근손상 이론을 보완한 이론이나 새로운 이론의 필요성을 제기한다.

5. 본 연구에서는 인체 근육을 대상으로 수행되었기 때문에 최소한의 근육의 수축 특성에 대하여 실험연구를 수행하였다. 보다 심도 있는 이해를 위해서는 후속 연구에서 비침습적인 실험 기법, 예를 들면 초음파 영상기법 등을 활용하여 근섬유(다발) 수준에서 신장성 수축운동에 의한 기계학적 근수축 특성 변화에 대한 연구가 필요하다고 사료된다.

6. 본 연구의 결과는 재활 및 트레이닝 방법 개발에서 신장성 수축운동과 연관된 프로그램 개발 및 활용의 기초적인 자료로 활용 될 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

- 이해동, 김승재, 이수오카와카미, 이대연, 이종현, 권순국, 이영신 (2008). 신장성 수축 운동이 근력 발현 최적 길이에 미치는 영향. 대한기계학회 바이오공학부문 춘계학술대회 논문집 60-61.
- Balnave C.D., Davey D.F., & Allen D.G. (1997). Distribution of sarcomere length and intracellular calcium in mouse skeletal muscle following stretch-induced injury. *Journal of Physiology* 502(Pt3), 649-659.
- Brockett C.L., Morgan And DL, & Proske U. (2001). Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 33, 783-790.
- Brooks S.V. & Faulkner J.A. (2001). Severity of contraction-induced injury is affected by velocity only during stretches of large

- strain. *Journal of Applied Physiology* 91, 661-666.
- Brooks S.V. & Faulkner J.A. (1996). The magnitude of the initial injury induced by stretches of maximally activated muscle fibres of mice and rats increases in old age. *Journal of Physiology* 497(Pt2), 573-580.
- Butterfield T.A. & Herzog W. (2005). Is the force-length relationship a useful indicator of contractile element damage following eccentric exercise? *Journal of Biomechanics* 38, 1932-1937.
- Chen T.C., Nosaka K., & Sacco P. (2007). Intensity of eccentric exercise, shift of optimum angle, and the magnitude of repeated-bout effect. *Journal of Applied Physiology* 102, 992-999.
- Endo M. (1972). Stretch-induced increase in activation of skinned muscle fibres by calcium. *Nature: New Biology* 237, 211-213.
- Fowles J.R., Sale D.G., & MacDougall J.D. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology* 89, 1179-1188.
- Friden J. (1984). Muscle soreness after exercise: implications of morphological changes. *International Journal of Sports Medicine* 5, 57-66.
- Friden J., Sjoström M., & Ekblom B. (1983). Myofibrillar damage following intense eccentric exercise in man. *International Journal of Sports Medicine* 4, 170-176.
- Gordon A.M., Huxley A.F. & Julian F.J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *Journal of Physiology* 184, 170-192.
- Gosselin L.E. & Burton H. (2002). Impact of initial muscle length on force deficit following lengthening contractions in mammalian skeletal muscle. *Muscle & Nerve* 25, 822-827.
- Hill A.V. (1953). The mechanics of Active Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London Series B, Biological Sciences* 141, 104-117.
- Jones C., Allen T., Talbot J., Morgan D.L., & Proske U. (1997). Changes in the mechanical properties of human and amphibian muscle after eccentric exercise. *European Journal of Applied Physiology* 76, 21-31.
- Lieber R.L. & Friden J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *Journal of Applied Physiology* 74, 520-526.
- Morgan D.L. (1994). An explanation for residual increased tension in striated muscle after stretch during contraction. *Experimental Physiology* 79, 831-838.
- Morgan D.L., Clafflin D.R., & Julian F.J. (1996). The effects of repeated active stretches on tension generation and myoplasmic calcium in frog single muscle fibres. *Journal of Physiology* 497(Pt3), 665-674.
- Morgan D.L. & Allen D.G. (1999). Early events in stretch-induced muscle damage. *Journal of Applied Physiology* 87, 2007-2015.
- Newham D.J., Mills K.R., Quigley B.M., & Edwards R.H. (1983). Pain and fatigue after concentric and eccentric muscle contractions. *Clinical Sciences (London)* 64, 55-62.
- Nosaka K., Newton M., Sacco P., Chapman D., & Lavender A. (2005). Partial protection against muscle damage by eccentric actions at short muscle lengths. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 37, 746-753.
- Prasartwuth O., Allen T.J., Butler J.E., Gandevia S.C., & Taylor J.L. (2006). Length-dependent changes in voluntary activation, maximum voluntary torque and twitch responses after eccentric damage in humans. *Journal of Physiology* 571, 243-252.

- Schwane J.A. & Armstrong R.B. (1983). Effect of training on skeletal muscle injury from downhill running in rats. *Journal of Applied Physiology* 55, 969-975.
- Talbot J.A. & Morgan D.L. (1998). The effects of stretch parameters on eccentric exercise-induced damage to toad skeletal muscle. *Journal of Muscle Research and Cell Motility* 19, 237-245.
- Warren G.L., Hayes D.A., Lowe D.A., Prior B.M., & Armstrong R.B. (1993a). Materials fatigue initiates eccentric contraction-induced injury in rat soleus muscle. *Journal of Physiology* 464, 477-489.
- Warren G.L., Hayes D.A., Lowe D.A., & Armstrong R.B. (1993b). Mechanical factors in the initiation of eccentric contraction-induced injury in rat soleus muscle. *Journal of Physiology* 464, 457-475.
- Whitehead N.P., Allen T.J., Morgan D.L., & Proske U. (1998). Damage to human muscle from eccentric exercise after training with concentric exercise. *Journal of Physiology* 512(Pt2), 615-620.
- Whitehead N.P., Morgan D.L., Gregory J.E., & Proske U. (2003). Rises in whole muscle passive tension of mammalian muscle after eccentric contractions at different lengths. *Journal of Applied Physiology* 95, 1224-1234.
- Yeung S.S. & Yeung E.W. (2008). Shift of peak torque angle after eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine* 29, 251-256.

투 고 일 : 10월 21일

심 사 일 : 11월 6일

심사완료일 : 12월 2일