

신장성 수축 운동에 의한 인체 하지 전경골근의 족배골곡 토크-발목 각도 특성 변화

이해동[†] · 김승재^{*} · 야수오 카와카미^{**}

Effects of Eccentric Exercise on Torque-Angle Relationship of Human Tibialis anterior In-vivo

Lee, Hae-Dong, Kim, Seung-Jae, and Yasuo Kawakami

Key Words : Human, Voluntary contraction, Eccentric contraction, Force-length relationship, Muscle damage, Tibialis anterior

Abstract

The purpose of this study was to investigate how maximum-effort eccentric exercise over different contraction ranges affects the characteristics of torque-angle relationship of human ankle plantarflexor in-vivo. Subjects were randomly assigned in two groups. One group (n=6) performed 120 maximum-effort eccentric ankle dorsiflexion contractions at short muscle length (ankle range of motion from -5 to 15 deg) and the other group (n=6) at long (ankle range of motion from 10 to 30 deg) muscle length. Eccentric exercise decreased the maximum isometric ankle plantarflexion torque ~40%. It was found that the optimum ankle joint angle changed from 7.5 deg to 11.1 deg and 10.1 deg, shifted toward the longer muscle length, regardless of the exercise range. The results of this study suggest that eccentric exercise alters the characteristics of torque-angle relationship of the muscle but there is no differential effect of the eccentric contraction range.

1. 서 론

다양한 형태의 골격근 수축 가운데 신장성 수축(eccentric contraction)은 근육이 활성화된 상태에서 그 길이가 늘어나며 수행되는 근수축 형태이다. 특히 신장성 수축은 근육에 미세 손상과 연관성이 있다고 보고되고 있으며(9), 익숙하지 않고 반복적인 신장성 수축이 포함된 운동을 수행하였을 경우 수 일간 지속되는 근력 감소와 더불어 시간차를 두고 나타나는 지연성 근육통(delayed onset of muscle soreness, DOM)(1; 13)을 유발하는 것으로 알려져 있다.

골격근은 상당한 점탄성 특성을 가지고 있는 것으로 알려져 있으나 단축성 수축(concentric contraction), 등척성 수축(isometric contraction)과 달리 신장성 수축이 수행될 때 근육에 상대적으로 부과되는 과도한 부하로 인한 미세 근손상이 후속하여 나타나는 근력 감소 및 지연성 근육통의 촉발 기전으로 논의되고 있다.

신장성 수축에 의한 근력 저하에 대한 기전을 설명하기 위해 제시된 이론들로는 (1) 신장성 수축으로 인한 칼슘이온(Ca²⁺) 조절 기능 손상(2; 5; 14; 15), (2) visco-elastic creep(6), 그리고 (3) 수축 요소의 손상(3; 4; 11)이 있다. 특히 많은 연구들에서 신장성 수축에 의한 미세 근손상의 초기단계 기전에 연구 초점을 맞추고 있는데 현재 일치된 의견은 도출되지 않은 상태이지만, 최근 뜨거운 쟁점으로서 논의가 진행되고 있는 이론은 신장성 수축시 근절(sarcomere) 길이의 비균일성(10)에 기반을

[†] 이해동, 충남대학교
E-mail : xbridge1997@cnu.ac.kr
TEL : (042)821-8939 FAX : (042)821-8036

^{*} 한서대학교

^{**} 와세다대학교

두고 있으며, 반복적인 신장성 수축이 근육의 미세 물리적 손상을 유발하는 직접적인 원인으로, 근력 저하 및 지연성 근육통을 촉발한다는 견해이다(11).

근절 길이의 비균일성 이론은 최대 등척성 근력-근육길이(force-length relationship, FLR)(7)의 하향구간이 갖는 불안정성(8)에 기반을 둔 이론으로, 상향구간에서 신장성 수축이 수행되었을 경우 반복적 신장성 수축 운동에 의한 미세 수축 요소 손상은 최소한 그 정도에 있어서 하향구간에서 보다 적게 나타날 것으로 추론할 수 있다. 특히 수의적 수축을 수행하는 인체 근육을 실험 표본으로 신장성 수축 운동의 운동 범위에 따른 효과에 있어서는 그 정보가 미비하다.

따라서 본 연구에서는 근절길이의 비균일성 이론에 바탕으로 둔 미세 근수축 요소 손상 이론(11)에서 제안하고 있는 신장성 수축 운동 후 미세 근손상에 의한 근육의 compliance 증가로 인하여 최적 근육 길이가 신장성 수축 운동 전 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.

2. 연구 방법

2.1 연구 대상

본 실험 연구에는 건강한 12 명의 남·녀 피험자(연령: 28.2 ± 6.7 세, 신장: 167.9 ± 7.4 cm, 체중: 64.4 ± 7.3 kg, 남:여=10:2 명)가 참여 동의서에 서명한 후 참여하였다.

2.2 실험 설계

본 연구에서는 신장성 수축 운동 구간의 차이가 신장성 수축에 의한 미세 근손상의 간접적인 지표인 최적 근력 발현 근육 길이(L_0)의 우측 이동 변화에 차이를 가져올 수 있다는 점에 대하여 알아보기 위한 실험 설계를 하였다.

12 명의 피험자를 무작위로 두 그룹(각 그룹 6 명, 남:여= 5:1 명)에 배정하고, 각 그룹이 운동 범위를 달리하는 족배굴곡근(tibialis anterior, TA)의 최대 신장성 수축 운동을 수행하게 하였다. 한 그룹은 최대 등척성 족배굴곡 토크-발목각도의 상향구간에서(상향구간 신장성 수축 운동 그룹, ECC_AL), 다른 그룹은 하향구간에서(하향구간

신장성 수축 운동 그룹, ECC_DL) 신장성 수축 운동을 수행하도록 하였다. 신장성 수축 운동은 피험자의 최대 강도로 120 회의 신장성 족저굴곡을 통하여 족배굴곡근의 신장성 수축 운동을 부과하였다. 신장성 수축운동 전(Pre), 1 시간 후(Post1h), 24 시간 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 각도(α_0)의 변화를 알아보았다.

2.3 신장성 수축 운동

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(0 도)으로 하고, 음값은 족배굴곡, 양값은 족저굴곡 각도로 정의하였다.

사전연구를 통해 확인한 발목 족배굴곡근의 토크-발목각도 관계(torque-angle relationship, TAR)를 바탕으로, ECC_AL 그룹은 발목각도 -5 도부터 15 도 범위에서, ECC_DL 그룹은 10 도부터 30 도 범위에서 피험자가 발휘할 수 있는 최대 강도로 신장성 수축 운동을 수행하였다.

족배굴곡근의 신장성 수축 운동은 발목에서 족배굴곡이 수행되는 동안에는 피험자가 수의적 수축을 수행하지 않고 휴식을 취하고, 족저굴곡시 족배굴곡근의 최대 수축을 수행하게 하여 신장성 수축을 유도하였다. 신장성 수축은 1 세트 10 회 반복, 12 세트, 세트 간 30 초 휴식으로 구성하여 총 120 회의 족배굴곡근의 최대 신장성 수축 운동을 각 피험자가 수행 하였다. 선행 연구에서 족배굴곡근을 대상으로 실험한 결과를 찾아 볼 수 없었기 때문에 신장성 수축 운동의 효과를 가늠하기 위한 운동 후 근력 저하 정도에 대한 기준은 최근 팔꿈치 굴곡근(elbow flexors)을 실험 대상으로 연구된 결과(12)에서 사용한 40%의 최대 근력 감소를 참고하였고, 예비 실험에서 120 회의 신장성 족배굴곡 운동이 상응하는 운동 효과를 보여주었다는 점을 확인하여 설계하였다.

2.4 발목 족배굴곡 토크-각도 관계 측정

발목관절의 족배굴곡 토크와 각도 측정을 위하여 족저 굴곡/배측 굴곡 근력을 측정이

가능한 상용 다목적 근력측정 장비(CYBEX NORM Testing & Rehabilitation System, USA)를 사용하였다. 피험자가 근력 측정 장비에 부착된 의자에 상체를 직립 자세로 유지하고 착석하게 한 후 벨크로띠를 사용하여 상체와 대퇴를 고정시켰다. 피험자의 다리는 무릎 관절이 완전히 신전된 상태가 되도록 의자와 근력 측정 장비 간격을 조절하였으며, 측정하는 다리의 발목관절 회전 중심점(외측 복사뼈)을 다목적 근력측정 장비의 회전축과 일치하도록 위치 시켰다.

발목 족배굴곡근의 토크-각도 관계를 알아보기 위하여 본 연구에서는 해부학적 기준각을 기준으로 -5 도부터 30 도까지의 운동 범위에서 5 도 간격으로 약 3~4 초간의 최대 등척성 족배굴곡 토크를 측정하였다. 최대 등척성 근력 측정 시 발목 각도의 순서를 무작위로 바꾸어 순성에 의한 근피로도의 영향을 최소화하였다.

2.5 근전도 측정

발목 족배굴곡근의 최대 등척성 토크와 각도 관계 측정시 전경골근(tibialis anterior, TA), 내·외측 비복근(medial and lateral gastrocnemius, MG and LG)과 가자미근(Soleus, SOL)의 근활성화 정도를 표면근전도 측정계(Bagnoli™ EMG System, Delsys Inc., USA)를 사용하여 측정하였다. 근전도 전극(Model DE-2.1, Delsys Inc., USA) 부착 전 각 근육의 피부 제모 후, 알코올로 닦아내어 신호에 영향을 줄 수 있는 저항을 최소화하였다. 기준 전극은 슬개골(patella)에 부착하였다.

2.6 자료 수집

본 실험에서는 근력 측정 장비와 근전도 측정 장비로부터의 신호를 동기화 하여 수집하기 위한 시스템을 구성하였다. 근력 측정 장비(Cybox Norm)로부터는 Auxiliary 출력 단자를 통하여 토크와 관절각도 아날로그 신호(± 5 Volt)를 획득하였다. 근력 측정 장비로부터의 발목관절 토크와 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 2000Hz 의 수집 빈도로 측정하고 사후 분석을 위하여 컴퓨터에 저장하였다.

2.7 자료 분석

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

발목 관절 최대 족배굴곡 토크-각도 특성에서 최적 발목 각도(α_0)는 측정된 값을 3 차 방정식을 이용한 추세선을 얻은 후 최적 발목 각도 값을 얻었다.

실험 연구를 통해 얻은 변인들은 평균 ± 1 표준 오차로 표기하였으며, 신장성 수축 운동 전후의 차이는 상용 통계 프로그램(SPSS14)을 사용하여, 유의 수준 $\alpha = .05$ 에서 Student *t*-test 검정을 수행하였다.

3. 연구 결과 및 논의

3.1 신장성 수축 운동 중 최대 발목 족배굴곡 토크 변화

모든 피험자가 120 번의 최대 신장성 족배굴곡을 완수하였으며, 평균 최대 토크값(32.2 ± 5.5 Nm)과 비교하여 마지막 세트에서는 18.9 ± 1.2 Nm 로 감소하였다. 최대 토크를 보인 세트의 값(100%)을 기준으로 마지막 세트의 신장성 족배굴곡 모멘트는 $57 \pm 4\%$ (피험자간 범위는 33~75%)로 감소하였다.

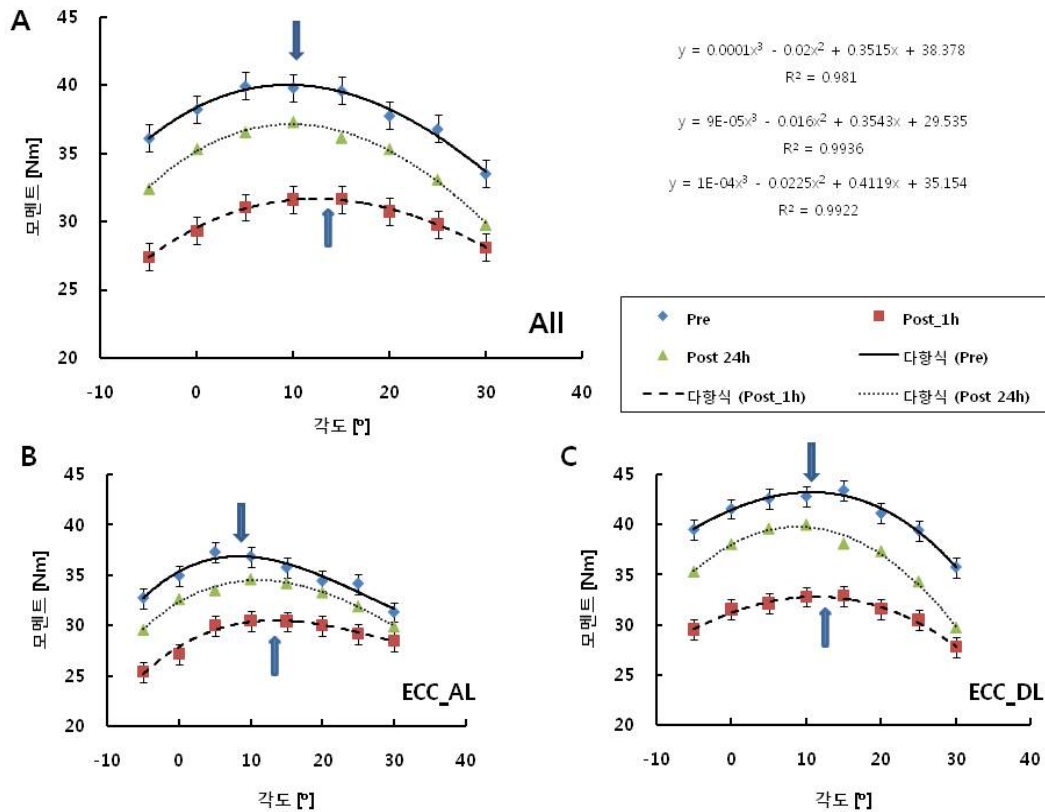


Fig. 1 Changes in the optimum ankle joint angle following maximum voluntary eccentric exercise for all subjects (A), ECC_AL group (B), and ECC_DL group (C)

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(12)에서 신장성 근수축 운동의 효과를 최대치로부터 ~40% 감소된 경우를 바탕으로, 본 연구에서 수행한 발목 족배굴곡근의 신장성 수축 운동효과를 확인하였다.

3.1.1 신장성 수축 운동 전, 후의 최적 발목 각도 변화

최대 등척성 발목 족배굴곡 모멘트가 발현되는 발목각도, 즉 최적 발목 각도(α_0)는 12 명의 피험자 중 각 그룹에서 1 명씩을 제외한 10 명의 피험자에서 신장성 수축 운동 전(7.5 ± 1.5 도)과 비교하여 보다 족저굴곡된 각도(1 시간 후 11.1 ± 1.6 도($p < .05$), 24 시간 후 10.1 ± 1.4 도) 방향으로, 즉 근육의 길이가 긴 쪽으로 이동한 것을 관찰하였다<그림 1>. ECC_AL 그룹의 경우 신장성 수축 운동 수행 전, 1 시간 후, 24 시간 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. 하지만 두 그룹 간의 차이는 유의하지 않았다.

본 연구의 결과는 신장성 수축에 의한 미세 근손상 이론(11)에 내재된 가설에 대하여 실험 연구를 통하여 검증하고자 하였다. 즉, 수의적 수축을 수행하는 인체 골격근의 TAR 상향 구간에서의 신장성 수축 운동은 이론상 미세 근손상이 유발되지 않아서 최적 발목 각도의 변화가 없을 것으로 예상하였으나, 하향 구간에서의 신장성 수축 운동 효과와 유사한 현상을 보여주었다. 이 현상은 근활성화 정도가 영향을 주지 않는 것으로 관찰되었으므로, Morgan (1999)의 이론이 주장하는 바와 같이 신장성 수축 운동에 의한 미세 근손상이 근육의 compliance 를 증가시켜 최적 근력 발현 길이의 변화를 가져온다는 이론은 본 연구에서 관찰한 결과를 설명하기에는 충분하지 않는 것으로 사료된다.

4. 결론 및 제언

본 연구에서는 수의적 수축을 수행하는 인체 전 경골근의 대상으로 신장성 수축 운동이 근육의 기계학적 수축 특성에 미치는 영향에 대하여 최근 활발하게 논의 되고 있는 근절길이의 비균일성 이론에 바탕으로 둔 미세 근수축 요소 손상 이론(11)을 검증하고자 하였다. 본 연구의 결과에서 나타난 바를 바탕으로 도출한 결론은 다음과 같다.

(1) 신장성 수축 운동은 근육의 대표적 기계학적인 수축 특성인 최적 근력 발현 각도(길이)의 변화를 가져왔지만,

(2) 신장성 수축 운동 범위에 따른 차이는 나타나지 않았다.

본 연구의 결과를 바탕으로 새로운 이론을 제안할 수는 없으나 후속 연구에서는 근육의 길이를 대변한 관절의 각도보다는 비침습적인 영상기법 등을 활용하여 근육내 근섬유의 길이를 직접 측정하는 보다 심도 있는 연구가 요구 된다.

후 기

이 논문은 2007 년도 정부재원 (교육인적자원부 학술연구조성사업비)으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 연구되었음 (KRF-2007-314-G00015)

참고문헌

1. Armstrong R.B., Ogilvie R.W. and Schwane J.A., 1983, "Eccentric exercise-induced injury to rat skeletal muscle". *J Appl Physiol*, Vol. 54, pp. 80-93.
2. Balnave C.D. and Allen D.G., 1995, "Intracellular calcium and force in single mouse muscle fibres following repeated contractions with stretch". *J Physiol*, Vol. 488 (Pt 1), pp. 25-36.
3. Brockett C.L., Morgan D.L. and Proske U., 2001, "Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length". *Med Sci Sports Exerc*, Vol. 33, pp. 783-790.
4. Brockett C.L., Morgan D.L., Gregory J.E. and Proske U., 2002, "Damage to different motor units from active lengthening of the medial gastrocnemius muscle of the cat". *J Appl Physiol*, Vol. 92, pp. 1104-1110.
5. Endo M., 1972, "Stretch-induced increase in activation of skinned muscle fibres by calcium". *Nat New Biol*, Vol. 237, pp. 211-213.
6. Fowles J.R., Sale D.G. and MacDougall J.D., 2000, "Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors". *J Appl Physiol*, Vol. 89, pp. 1179-1188.
7. Gordon A.M., Huxley A.F. and Julian F.J., 1966, "Tension development in highly stretched vertebrate muscle fibres". *J Physiol*, Vol. 184: pp. 143-169.
8. Hill A.V., 1953, "The mechanics of Active Muscle". *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, Vol. 141, pp. 104-117.
9. Hoppeler H., 1986, "Exercise-induced ultrastructural changes in skeletal muscle". *Int J Sports Med*, Vol. 7, pp. 187-204.
10. Morgan D.L., 1990, "New insights into the behavior of muscle during active lengthening". *Biophys J*, Vol. 57: pp. 209-221.
11. Morgan D.L. and Allen D.G., 1999, "Early events in stretch-induced muscle damage". *J Appl Physiol*, Vol. 87, pp. 2007-2015.
12. Prasartwuth O., Allen T.J., Butler J.E., Gandevia S.C. and Taylor J.L., 2006, "Length-dependent changes in voluntary activation, maximum voluntary torque and twitch responses after eccentric damage in humans". *J Physiol*, Vol. 571, pp. 243-252.
13. Schwane J.A., Johnson S.R., Vandenakker C.B. and Armstrong RB, 1983, "Delayed-onset muscular soreness and plasma CPK and LDH activities after downhill running". *Med Sci Sports Exerc*, Vol. 15, pp. 51-56.
14. Warren G.L., Hayes D.A., Lowe D.A. and Armstrong R.B., 1993, "Mechanical factors in the initiation of eccentric contraction-induced injury in rat soleus muscle". *J Physiol*, Vol. 464, pp. 457-475.
15. Warren G.L., Hayes D.A., Lowe D.A., Prior B.M. and Armstrong R.B., 1993, "Materials fatigue initiates eccentric contraction-induced injury in rat soleus muscle". *J Physiol*, Vol. 464, pp. 477-489.