

최대 신장성 수축 운동 후 인체 족배굴곡근 건막의 탄성 변화

정진영¹ · 이성철² · 이혜동²

¹연세대학교 대학원 체육학과 · ²연세대학교 교육과학대학 체육교육학과

Changes of Elastic Properties in In Vivo Human Tibialis Anterior Aponeurosis Following Maximum Eccentric Exercise

Jin-Young Jeong¹ · Sung-Cheol Lee² · Hae-Dong Lee²

¹Department of Physical Education, Graduate School of Yonsei University, Seoul, Korea

²Department of Physical Education, College of Education Science, Yonsei University, Seoul, Korea

Received 27 April 2011; Received in revised form 9 May 2011; Accepted 21 June 2011

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate changes in elastic properties of tendon structure of human ankle dorsiflexor following eccentric exercise. Six male subjects(age: 27.3±2.0 years, height: 180.3±1.4 cm, weight: 82.6±5.3 kg) and three female subjects(age: 26.7±2.9 years, height: 170.0±4.2 cm, weight: 66.6±1.4 kg) performed a single bout eccentric exercise consisting of 120 repetitions of maximum eccentric contractions. Prior to and following the eccentric exercise, isometric ankle dorsiflexion strength along with longitudinal ultrasound image of the tibialis anterior(TA) were collected. Muscle strength decreased about 30% after eccentric exercise. From the muscle strength vs. aponeurosis elongation curve, we obtained an index of stiffness. Stiffness of deep aponeurosis of the TA was assessed and found to be decreased from 87.4±33.56 N/mm to 73.1±23.52 N/mm. The results of this study suggest that decrease in stiffness of the TA aponeurosis following eccentric exercise might have significant implications to functions of the muscle-tendon complex and the involved joint motion and provide better understanding of eccentric exercise in the fields of training and rehabilitation.

Keywords : Eccentric Contraction, Tendon, Stiffness, Tibialis Anterior, Ultrasound Image

I. 서론

건(tendon)은 근육을 뼈에 연결시키는 치밀한 결합 조직이다. 기능적으로 건은 연결된 근육이 발현한 힘을 뼈에 전달하며, 기계학적으로 탄성 특성을 가지고 있어서 동물과 인체 동작의 효율성 측면에서 큰 기여를 하는 것으로 보고되고 있다(Alexander, 2002; Alexander & Bennet-Clark, 1977; Anderson & Pandy, 1993; Kawakami, Kubo, Kanehisa & Fukunaga, 2002; Roberts, Marsh, Weyand

& Taylor, 1997). 또한 건 조직은 부하환경, 예를 들면 트레이닝 혹은 운동억제(immobilization)에 반응하여 그 기계학적인 특성이 변화하는 특성을 가지고 있다(Wang, 2006).

1990년대 중반 초음파영상 기법과 근력 측정기로 구성된 시스템을 사용하여 생체조건(in vivo)하에서 인체 건 조직의 기계학적 특성의 측정이 가능해 진 이후(Fukashiro, Itoh, Ichinose, Kawakami & Fukunaga, 1995), 지난 20여 년간 트레이닝 방법에 따른 건 조직의 기계학적 특성 변화에 대한 연구가 활발히 진행되었다. 특히 정적-동적 스트레칭(Kubo, Kanehisa, Kawakami & Fukunaga, 2001d; Mahieu et al., 2007), 등척성 근력 훈련(Kubo, Kanehisa, Ito & Fukunaga, 2001c), 신장성 근력 훈련(Mahieu et al., 2008), 그리고 플라이오메트릭 훈련(Fouré, Nordez & Comu, 2010)에 따른 하지 건 구조의 탄성과 점탄성 특성에 대한 연구가 수행되었다.

이 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업(2010-0024-090)의 지원을 받아 수행된 것임.

Corresponding Author : Hae-Dong Lee
Department of Physical Education, College of Education Science,
Yonsei University, 50 Yonsei-ro, Seodaemun-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-2123-6188 / Fax : +82-2-2123-8648
E-mail : xbridge1997@yonsei.ac.kr

특히 신장성 수축(eccentric contraction)은 골격근의 일반적인 수축 형태 중 하나로, 근육이 활성화 되어 있을 때 길이가 늘어나는 근수축의 한 형태로서, 근수축 자체뿐만 아니라 직렬로 연결된 탄성을 갖는 건 조직의 신장을 유도하여 동작의 효율성을 증가시키는 것으로 알려져 있다(Alexander, 2002; Anderson & Pandy, 1993; Kawakami et al., 2002). 또한 트레이닝 및 임상운동 분야에서 신장성 수축 운동의 중요성이 강조됨에 따라 신장성 수축에 따른 근육과 건 구조 특성 변화에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다(Alfredson, Pietil & Lorentzon, 1998; Jones & Rutherford, 1987; Reeves, Maganaris, Longo & Narici, 2009; Smith & Rutherford, 1995).

또한 신장성 운동을 통한 건 조직의 탄성 변화에 관한 연구에서 7주 동안의 신장성 운동은 건의 경도가 증가한다는 연구 결과가 보고되었다(Duclay J., Martin, Duclay A., Cometti & Pousson, 2009). 하지만, Mahieu et al.(2008)의 연구에서는 6주간의 신장성 운동이 건의 경도에 영향을 미치지 않는다는 상반되는 결과를 발표하였다.

지금까지의 많은 연구들은 장기적인 트레이닝 기간(최소 6주) 후 건 구조의 변화를 알아본 연구였다(Morrissey et al., 2011; Burgess, Connick, Graham-Smith & Pearson, 2007; Fouré et al., 2010; Kubo, Ikebukuro, Yata, Tsunoda & Kanehisa, 2010). 트레이닝에 대한 건 구조의 적응 기전이 불명확한 현 시점에서, 트레이닝에 따른 건 구조의 특성 변화에 대한 이해를 넓히기 위해서는 트레이닝 경과에 따른 건 구조의 경도(stiffness) 변화 과정을 알아볼 필요가 있다. 따라서 본 연구에서는 신장성 운동에 따른 건 구조의 특성 변화 과정에 대한 연구의 필요성을 인식하고, 그 기초연구로써 신장성운동 직후 건 구조의 기계학적 특성 변화를 연구하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 실험 연구에는 근-신경계 질환을 겪은 경험이 없으며 지난 3개월 동안 규칙적인 근력 운동에 참여하지 않은 건강한 남자 6명의 피험자(연령: 27.3 ± 2.0 years, 신장: 180.3 ± 1.4 cm, 체중: 82.6 ± 5.3 kg), 여자 3명의 피험자(연령: 26.7 ± 2.9 years, 신장: 170.0 ± 4.2 cm, 체중: 66.6 ± 1.4 kg)가 자발적인 참가동의서를 제출한 뒤 연구 피험자로 참여하였다. 본 연구는 연구수행 기관의 연구윤리 위원회로부터 연구목적 및 방법에 대한 사전 심의를 거친 후 수행되었다.

2. 실험 설계

9명의 피험자는 우세 다리의 족배굴곡근(tibialis anterior, TA)의 최대 신장성 수축운동 전·후에 일정한 발목 각도에서 피험자가 발휘 할 수 있는 최대 등척성 족배굴곡을 수행하였으며, 이때 초음파영상장치와 근력 측정기를 사용하여 근력 및 건 조직의 기계학적 특성을 측정하였다.

3. 신장성 수축운동

최대 신장성 수축 운동은 등속성 근력 측정기(CON-TREX[®] Multi Joint Testing Module, Switzerland)를 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. 발목각의 정의는 정강뼈와 발바닥이 직각을 이루는 발목 각도를 기준으로 양(+)/값은 족저굴곡, 음(-)값은 족배굴곡각으로 정의하였다. 최대 신장성 수축 운동은 족저굴곡 10-30° 범위에서 10°/sec의 속도로 1세트 12회 반복, 10세트로 진행하였으며, 세트 간 30초의 휴식 시간을 갖게 하였다.

4. 발목의 최대 족배굴곡력 측정

발목관절의 족배굴곡 모멘트와 각도 측정은 족저/족배 굴곡 근력 측정이 가능한 등속성 근력 측정기를 사용 하였다. 피험자는 근력 측정기에 부착된 의자에 상체를 직립 자세로 착석한 후, 안전벨트를 사용하여 상체를 고정하였다. 피험자의 대퇴는 벨크로(velcro[®]) 띠를 사용하여 의자에 고정하였다. 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. 최대 신장성 수축 운동 전·후에 발목각도 0도에서 최대 등척성 족배굴곡력을 측정하였으며, 건 구조의 경도 측정에 활용하였다.

5. 건막 이동 거리 측정

건막 이동 거리 측정은 실시간 초음파 장치(Aloka a10, Japan)와 프로브(Aloka 7.5 MHz UST-5712 linear-array probe, Japan)를 이용하였다. 초음파 영상 측정을 위해 프로브는 근위-원위 방향에서 근위 측 약 2/3지점, 내측-외측 방향에서 전경골근의 중심에 위치 시켰으며, 초음파 영상은 30 Hz의 빈도로 측정하였다. 수축 전과 수축 후의 근섬유다발과 건막의 교차점의 이동 거리를 이용하여 건막의 신장 정도를 측정하였다(Figure 1).

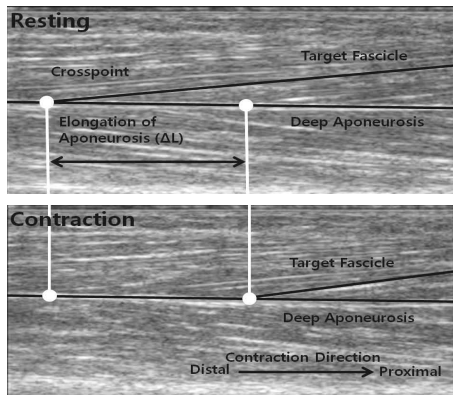


Figure 1. Estimation of aponeurosis elongation by tracking a fascicle-aponeurosis junction during isometric ankle dorsiflexion

6. 건막의 탄성 측정

건막의 신장(elongation) 길이는 모멘트 값이 0일 때 근섬유다발-건막 교차점의 위치를 기준으로, 최고 모멘트를 나타내는 순간의 근섬유다발-건막 교차점의 위치를 확인한 후, 운동 후 최대 근력 값과 근력이 0인 구간을 9등분하여 각 모멘트 값에서 근섬유다발과 건막의 교차점의 이동 거리를 측정하였다.

최대 등척성 족배굴곡근력은 발목 각도 0도에서 등속성 근력 측정 장비를 통해 측정한 모멘트를 다음의 식을 통해 근력으로 환산하였다.

$$F_m = TQ \cdot MA^{-1} \quad <공식 1>$$

F_m : 근력

TQ : 관절 모멘트

MA : 모멘트암 길이

최대 등척성 족배굴곡근력의 계산을 위한 족배굴곡근의 발목 회전 중심점에 대한 모멘트암 길이는 선행연구로부터 발취하여 사용하였다(Maganaris, 2004).

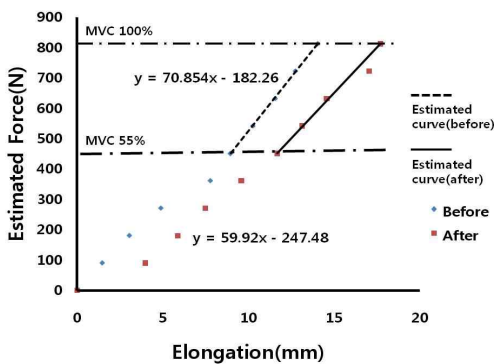


Figure 2. Calculation of stiffness of the tibialis anterior aponeurosis from estimated muscle force and aponeurosis elongation

건 구조의 경도는 선행연구(Kubo, Kanehisa & Fukunaga, 2001a, 2001b)에서 사용한 방법을 바탕으로 신장성 수축 운동 후 최대 수의적 수축력의 50% 이상에서의 건막의 신장 길이와 근력 곡선의 기울기를 통해서 측정하였다(Figure 2).

7. 근전도 측정

발목 족배굴곡근의 최대 등척성 모멘트와 각도 측정 시 전경골근, 내·외측 비복근과 가자미근의 근활성화 정도를 표면근전도계(Trigno wireless EMG, DELSYS®, Boston, MA)를 사용하여 측정하였다. 근전도의 부착 위치는 Surface ElectroMyoGraphy for the non-Invasive Assessment of Muscles(SENIAM: www.seniam.org)에서 설명하는 위치를 참조하였다(Figure 3). 근전도 전극 부착 전 각 근육의 피부 제모 후, 알코올로 닦아내어 신호에 영향을 줄 수 있는 저항을 최소화하였다. 근전도 신호는 20-450 Hz의 대역폭(bandwidth)을 사용하여 측정한 후 1000배로 증폭한 후 수집하였다.

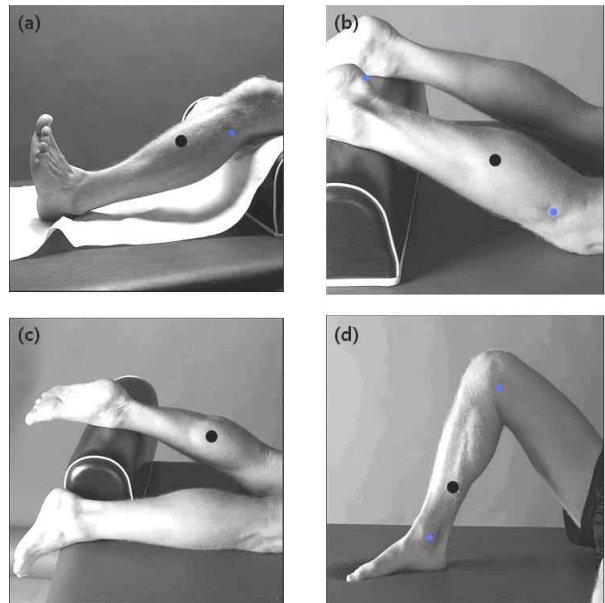


Figure 3. Locations of surface EMG electrodes : (a) Tibialis anterior muscle. (b) Lateral gastrocnemius muscle. (c) Medial gastrocnemius muscle. (d) Soleus muscle.(SENIAM: www.seniam.org)

8. 자료 수집

본 실험에서는 근력 측정 장비와 근전도 측정 장비로부터의 신호를 동기화 하여 수집하기 위한 시스템을 구성하였다. 근력 측정 장비로부터는 보조 출력 단자를 통하여 모멘트와 관절 각도를 아날로그 신호(Input range: ±5 volt)로 획득하였다. 근력 측정 장비로부터의 발목관절 모멘트와 각도 신호와 근전도 신호를 BNC interface(BNC 2110, National Instrument Inc, Austin, TX,

USA)와 Analog/Digital Board(Multifunction DAQ Model NI-6036E, National Instrument, Inc. Austin, TX USA)를 거쳐 LabView 8.5(National Instrument, Inc. Austin, TX USA)를 사용하여 자체 설계한 신호 수집 프로그램을 사용하여 1000 Hz의 수집 빈도로 측정하고 사후 분석을 위하여 컴퓨터에 저장하였다. 초음파 영상장치는 근전도, 근력 측정 장비와 전기적 펄스 신호를 사용하여 동기화시켰다.

9. 통계 분석 방법

측정한 변인은 평균±표준편차로 나타내었으며, 신장성 수축 전후의 족배굴곡력과 건 구조의 경도는 paired t-test를 사용하여 유의수준 $\alpha=0.05$ 수준에서 비교하였다.

III. 결과

발목 각도 0도에서 측정된 최대 등척성 족배굴곡력은 신장성 수축 운동 전 35.2±7.5 Nm에서 신장성 수축 운동 후 24.3±7.2 Nm로 유의하게 감소하였으며($p<0.05$)<Figure 4>, 등척성 수축에 따른 모멘트암 길이의 변화가 없을 것이라는 가정하에 족배굴곡 근력이 31% 감소하였음을 확인 할 수 있었다. <Figure 5>에서

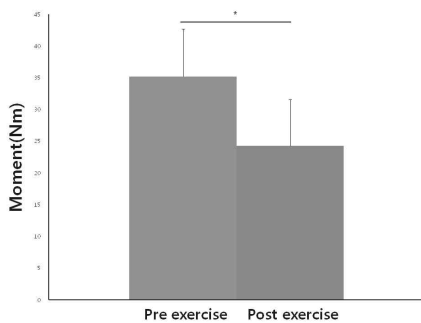


Figure 4. Change of ankle dorsiflexion moment following eccentric exercise

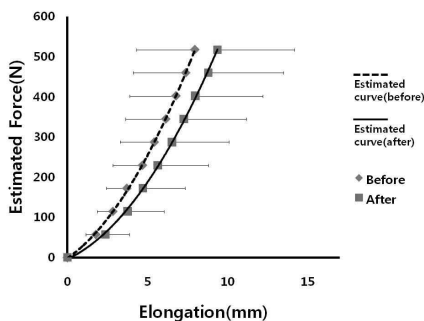


Figure 5. Change of estimated force-elongation curve following eccentric exercise(mean±SD)

나타난 바와 같이 신장성 수축 운동 직후에 전경골근 건막의 경도가 운동 전 87.4±33.56 N/mm에서 운동 후 73.1±23.52 N/mm로, 14% 유의하게 감소하였다($p<0.05$). 이 때 발목 족배굴곡근의 최대 등척성 모멘트 측정 시 족저굴곡근(내·외측 비복근, 가자미근)의 근활성화는 관찰되지 않았다.

IV. 논의

본 연구에서는 초음파 영상기법과 근력 측정기를 사용하여 신장성 근력 운동이 건구조의 기계학적 특성에 미치는 영향을 알아보았다.

선행연구 결과와 비교하였을 때, 본 연구의 신장성 운동 전 족배굴곡근의 건막의 경도는 약 87 N/mm였고, 족저굴곡근을 이용한 Mahieu et al.(2008)의 연구에서는 45~50 N/mm의 범위를 나타내었다. 무릎신전근을 대상으로 한 Kubo et al.(2006)의 연구에서는 약 80 N/mm의 경도를 확인 할 수 있다. 본 연구에서 측정된 건막의 경도가 선행연구와 차이를 보이는 이유로 2가지 요인을 추측해 볼 수 있다. 첫 번째 요인으로 실험의 대상이 되는 근육이 선행연구와 다른 전경골근으로써 근육 종류의 차이에 따른 경도 차이를 예상 할 수 있다. 두 번째 요인으로 측정 위치에 따른 건막 구조의 차이가 건막의 경도에 영향을 주었을 것으로 예상할 수 있다(Hodgson, Finni, Lai, Edgerton & Sinha, 2006).

신장성 운동 후 건의 경도가 감소한 본 연구의 결과는 신장성 운동의 장기적인 효과를 확인한 선행 연구의 결과와는 상반되는 결과를 보인다. Duclay et al.(2009)는 7주 동안 다목적 근력측정기를 이용한 신장성 운동은 내측비복근 건구조의 경도를 증가 시킨다고 보고하였고, Mahieu et al.(2008)은 6주간의 발뒤꿈치 하강 운동을 통한 신장성 운동은 비복근의 건구조의 경도에 영향을 주지 않는 것으로 보고하였다.

Duclay et al.(2009)는 건의 경도 증가 원인으로 신장성 운동에 따른 건의 미세 구조 변화가 경도의 변화를 설명할 수 있다고 제안하였다. 미세 구조 변화가 건 조직의 기계학적인 특성의 변화를 유도하고, 이 변화가 건의 경도 증가의 원인이라고 유추하였다. 하지만, 아직까지 신장성 수축 운동 후 건의 미세 구조 변화에 대한 구체적인 연구결과는 미비하다. 간접적으로 노화와 관련된 주제의 연구에서 본 연구 결과와 유사하게 건의 경도 감소를 보인 선행연구를 찾아 볼 수 있다(Kjaer, 2004; Tuite, Renström & O'Brien, 1997; Viidik, 1982). 본 선행연구에서는 노화가 진행됨에 따라서 콜라겐 섬유주의 주름 각도가 감소하여 엘라스틴(elastin) 요소가 증가하고, 또한 세포외액이 감소하여 건의 경도가 감소할 것이라고 제안하였다. 또한 동물실험에

서 부하제거(unloading)로 인해 건의 경도가 감소하는 것으로 보고하고 있는데, 세포 외액과 섬유 구조의 변화가 건의 콜라겐 조직이 갖는 기계학적 특성 변화를 유도하여 건의 경도 변화를 나타낸다고 제안하고 있다(Akeson, Woo, Amiel, Coutts & Daniel, 1973). 언급한 선행연구의 결과와 본 연구 결과의 직접적인 비교는 무리가 있지만, 본 연구에서 관찰한 신장성 수축 직후의 건 경도 감소를 설명할 수 있는 하나의 요인으로 볼 수 있다. 건의 스트레스-변형률(stress-strain) 관계에서 처음 2%의 변형률까지의 구간을 toe 구간이라고 한다. 이 구간은 콜라겐 섬유(collagen fibril)의 주름 각도가 감소하는 구간이고(Wilmink, Wilson & Goodship, 1992), 이 구간을 넘어서 8%까지는 건에서 미세손상이 발생하는 구간이다(Butler, Grood, Noyes & Zernicke, 1978). 위에서 언급하였듯이 노화에 따른 건의 경도 감소 원인 중 하나로 콜라겐 섬유의 주름 각도 감소가 있다. 본 연구에서 신장성 수축운동의 범위가 족저굴곡 10-30도 범위였던 것을 고려하면 반복적인 신장성 수축운동으로 인해 콜라겐 섬유의 주름 각도가 일시적으로 감소했을 가능성을 생각해 볼 수 있다.

건의 경도 변화의 또 다른 요인으로 건의 단면적 변화를 생각할 수 있다. 건의 단면적이 증가함에 따라 건의 스트레스가 감소함으로써 건의 신장 정도가 줄어들 수 있다고 예상할 수 있다. Kongsgaard et al.(2007)의 연구에서 12주 동안의 무릎 신전 저항운동 결과로 건의 단면적과 경도 모두 유의한 증가의 결과를 보였다. 하지만, Kubo et al.(2001c)의 연구에서 12주 동안의 등척성 무릎 신장 운동 결과 건의 단면적은 변하지 않았으며, 또한 12주 동안의 등장성(isotonic) 무릎 신장 운동에서도 건의 단면적 변화를 감지하지 못하였다는 상반된 보고가 있다(Kubo et al., 2009). 본 실험에서 건의 단면적을 직접 확인하지는 못했지만, 선행연구의 결과를 바탕으로 유추해보면, 신장성 운동 직후 건의 경도 변화를 측정할 본 실험에서 건의 단면적 변화는 크지 않을 것으로 판단되며, 따라서 건의 단면적 변화는 신장성 수축 직후 건의 경도 변화에 유의한 영향을 미치지 못한 것으로 생각된다.

V. 결론

신장성 수축 운동 전·후의 건막 경도를 측정할 본 연구에서 건막의 경도는 감소하는 것으로 나타났다. 본 실험을 토대로 건막 경도 감소 원인의 구체적인 메커니즘을 밝히기에는 어려움이 있지만, 선행연구 결과를 토대로 메커니즘을 추론해 볼 수 있다. 본 실험이 신장성 운동 직후에 측정할 것을 고려하면 건의 단면적 변화의 가능성은 매우 적을 것으로 생각되며, 미세 구조 변화의 가능성에 초점이 모아진다.

근-건 복합체의 기능적 측면과 본 연구에서 관찰한 신장성 수축 운동 직후 건의 경도 감소는 운동 수행 능력에 영향을 미치는 요인으로 작용할 수 있으므로 트레이닝 및 재활 훈련, 노화 연구 분야에서 근력 향상 및 회복, 그리고 노화 지연 관련 운동 프로그램에서 이 점을 고려해야 할 것으로 생각되며, 트레이닝 기간 동안 건의 경도 변화 과정을 살펴 볼 후속 연구의 필요성을 제시한다.

참고문헌

- Akeson, W. H., Woo, S. L., Amiel, D., Coutts, R. D., & Daniel, D.(1973). The connective tissue response to immobility: Biochemical changes in periarticular connective tissue of the immobilized rabbit knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 93, 356-362.
- Alexander, R. M.(2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comparative Biochemistry and Physiology. Part A, Molecular Integrative Physiology*, 133(4), 1001-1011.
- Alexander, R. M., & Bennet-Clark, H. C.(1977). Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*, 265(5590), 114-117.
- Alfredson, H., Pietil, T., & Lorentzon, R.(1998). Concentric and eccentric shoulder and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active females. *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports*, 8(5), 265-270.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G.(1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1413-1427.
- Burgess, K., Connick, M., Graham-Smith, P., & Pearson, S.(2007). Plyometric vs. isometric training influences on tendon properties and muscle output. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 986-989.
- Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R., & Zernicke, R. F. (1978). Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 6, 125-181.
- Duclay, J., Martin, A., Duclay, A., Cometti, G., & Pousson, M.(2009). Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius following eccentric strength training. *Muscle Nerve*, 39(6), 819-827.
- Fouré A., Nordez, A., & Cornu, C.(2010). Plyometric training effects on achilles tendon stiffness and dissipative properties. *Journal of Applied Physiology*, 109(3), 849-854.

- Fukashiro, S., Itoh, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., & Fukunaga, T.(1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71(6), 555-557.
- Hodgson, J., Finni, T., Lai, A., Edgerton, V. R., & Sinha, S.(2006). Influence of structure on the tissue dynamics of the human soleus muscle observed in MRI studies during isometric contractions. *Journal of Morphology*, 267(5), 584-601.
- Jones, D. A., & Rutherford, O. M.(1987). Human muscle strength training: The effects of three different regimens and the nature of the resultant changes. *Journal of Physiology*, 391, 1-11.
- Kawakami, Y., Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T.(2002). Effect of series elasticity on isokinetic torque-angle relationship in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4-5), 381-387.
- Kjaer, M.(2004). Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiological Reviews*, 84(2), 649-698.
- Kongsgaard, M., Reitelsheder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjaer, M., & Magnusson, S. P.(2007). Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiologica*, 191(2), 111-121.
- Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T.(2001a). Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *Journal of Physiology*, 536(2), 649-655.
- Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T.(2001b). Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4), 226-232.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Ito, M., & Fukunaga, T.(2001c). Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 91(1), 26-32.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T.(2001d). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90(2), 520-527.
- Kubo, K., Ohgo, K., Takeishi, R., Yoshinaga, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H., & Fukunaga, T.(2006). Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo. *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports*, 16(3), 159-167.
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Yaeshima, K., Yata, H., Tsunoda, N., & Kanehisa, H.(2009). Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 106(2), 412-417.
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., & Kanehisa, H.(2010). Effects of training on muscle and tendon in knee extensors and plantar flexors in vivo. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(3), 316-323.
- Maganaris, C.(2004). Imaging-based estimates of moment arm length in intact human muscle-tendons. *European Journal of Applied Physiology*, 91(2-3), 130-139.
- Mahieu, N., McNair, P., Cools, A., D'Haen, C., Vandermeulen, K., & Witvrouw, E.(2008). Effect of eccentric training on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(1), 117-123.
- Mahieu, N., McNair, P., De Muynck, M., Stevens, V., Blanckaert, I., Smits, N., & Witvrouw, E.(2007). Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(3), 494-501.
- Morrissey, D., Roskilly, A., Twycross-Lewis, R., Isinkaye, T., Screen, H., Woledge, R., & Bader, D.(2011). The effect of eccentric and concentric calf muscle training on achilles tendon stiffness. *Clinical Rehabilitation*, 25(3), 238-247.
- Reeves, N., Maganaris, C., Longo, S., & Narici, M.(2009). Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. *Experimental Physiology*, 94(7), 825-833.
- Roberts, T. J., Marsh, R. L., Weyand, P. G., & Taylor, C. R.(1997). Muscular force in running turkeys: The economy of minimizing work. *Science*, 275(5303), 1113-1115.
- SENIAM. www.seniam.org
- Smith, R. C., & Rutherford, O. M.(1995). The role of metabolites in strength training. I. A comparison of eccentric and concentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71(4), 332-336.
- Tuite, D. J., Renström, P. A., & O'Brien, M.(1997). The aging tendon. *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports*, 7(2), 72-77.
- Viidik, A.(1982). *Age-Related Changes in Connective Tissues*.

Academic Press, London.

- Wang, J. H.(2006). Mechanobiology of tendon. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1563-1582.
- Wilmink, J., Wilson, A. M., & Goodship, A. E.(1992). Functional significance of the morphology and micromechanics of collagen fibres in relation to partial rupture of the superficial digital flexor tendon in racehorses. *Research in Veterinary Science*, 53(3), 354-359.