

마이크로 티타늄이 함유된 테이프가 격렬한 달리기 후 하퇴 삼두근(triceps surae)의 근-건 기능 회복에 미치는 영향

Jonathan D Hughes¹
Email: jhughes1@glos.ac.uk

Philip W Fink³
Email: P.Fink@massey.ac.nz

David F Graham²
Email: david.graham4@griffithuni.edu.au

David S Rowlands^{3,4,*}
Email: d.s.rowlands@massey.ac.nz

¹ Exercise and Sport Research Centre, University of Gloucestershire, Gloucester, UK

²Rehabilitation Sciences, Griffith University, Gold Coast, Queensland, Australia

³School of Sport and Exercise, Massey University, Palmerston North, New Zealand

⁴School of Sport and Exercise, Massey University Wellington, Wellington, New Zealand

*Corresponding author. School of Sport and Exercise, Massey University Wellington, Wellington, New Zealand

초록

앞서 우리는 티타늄을 고압 수성 처리해서 생성한 마이크로 티타늄 입자 함유된 의복을 착용하는 동안 격렬한 운동 후 48 시간 수행된 후속 운동 중 달리기 경제성과 관절 운동 범위(ROM)가 증가되는 것으로 보고하였다. 여기서, 우리는 마이크로 티타늄의 피부 도포가 근-건 단위의 기능에 유의한 변화를 가져다 주는지 확인하기 위해 분리된 저축 굴곡 하퇴 삼두근 모델 (isolated plantarflexion triceps surae model)과 아쿠아티타늄(AQAU TITAN) 처리된 플렉시블 테이프 (flexible tape)를 활용하였다. 무작위적 이중 맹검 교차법으로 20명의 건강한 남성으로 수행하였다. 첫째날 기준치 측정 후, 아쿠아티타늄은 플라시보 테이프를 하퇴 삼두근에 도포하고 간헐적으로 격렬한 트레이드밀 달리를 수행하였다. 둘째날은 쉬고, 셋째날은 후 스트레스 및 후 처리 결과를 측정했다. 결과는 등속성 근력장치(isokinetic dynamometry)를 통한 저축굴곡(plantarflexion) ROM, 근전도 검사(Electromyography)를 통한 단기 잠복 반사, 등속성 근력장치, 초음파검사(Ultrasonography: Achilles-medial-gastrocnemius junction 아킬레스-내측-비복근 이

행부), 운동 분석, 힘-길이 모델을 통한 아킬레스 건 정도로 구성된다. 플라시보 테이프를 부착하고 수행한 고 강도 운동은 비 테이핑 기준치와 비교하여 건 정도가 축소되었다. (-16.5%; 95% 신뢰한계 $\pm$ 8.1%; 작은 효과 크기) 그러나 이 효과는 아쿠아티타늄 시(아쿠아티타늄-플라시보 차이 -11.3%; $\pm$ 11.6%) 와 비교해서 간과해도 될 정도이다 (-5.9%; $\pm$ 9.2%). 기준치와 비교해서 잠복 시 변화는 플라시보의 경우 미비했으나 (1.6%; $\pm$ 3.8%), 아쿠아티타늄을 이용한 경우 컸다 (-11.3%; $\pm$ 3.3%). 아쿠아티타늄(1.6%; $\pm$ 2.0%) 과 플라시보(-1.6% $\pm$ 1.9%)의 ROM의 차이(3.1%; $\pm$ 2.7%)는 미비하게 아쿠아티타늄의 경우 높게 나타났다. 아쿠아티타늄 테이프는 격렬한 운동 후 반사작용을 가속화시키고 축소된 아킬레스 건 정도를 약화시켰다. 마이크로 티타늄의 피부 도포를 통한 변형된 건 정도 신경근 조절은 격렬한 운동 전후 근-건 수축 성능 회복에 용이할 수 있다.

키워드

건 적응 (tendon compliance), 회복, 신장반사(stretch reflex), 건 탭(tendon tap), 동력측정법(dynamometry)

서론

연구, 운동, 재활 분야에서 이슈인, 격렬한 운동 후 근-건 기능 개선 가능여부이다. 최근 축구 경기 후 회복 기간 동안 마이크로 티타늄 처리된 의복을 착용한 결과 관절운동범위(ROM)과 달리기 경제성이 증가하였으나, 이들 변화에 대한 신경, 근-건, 또는 기타 생물학 메커니즘은 규명되지 않았다. 후속 활동에서 증가된 ROM과 저 대사량은 단기 잠복 반사에 반영된 건 적응 및 동력 신경근 성능 변화에 따른 근-건 기능 개선에 의한 결과로 즉, 달리기 중 수축 성능 개선을 유도한 결과로 볼 수 있다.

건 정도는 움직임에 있어서 중요한 역할을 한다. 건의 높은 적응력은 근육 수축기 동안 에너지 저장 및 방출을 용이하게 하여 고 정도를 최대치로 유도한다. 달리기 중, 하퇴 삼두근에서 생성되는 최대 근력은 건 정도가 높은 운동선수의 경우 더 높게 나타난다. 또한, 경제적인 달리기 선수는 연속적인 탄성의 정도와 수축 강도에 영향을 받는 달리기 동안 근-건 단위 기능을 나타내는 더 높은 수축 강도 및 건 정도를 보유하고 있다. 소모적인 운동 후 회복 중, 하지 피로는 고 하중 등속성 모델에서 나타난 바와 같이 근육 강도와 건 정도 축소로 이하하여 후속 달리기 경제성을 저하시킨다.

건 기능의 잠재적인 변화에서, 아쿠아티타늄은 말초 신경근 성능에 영향을 미칠 수 있다. 고립된 쥐의 해마 뉴런(hippocampal neuron)에서, 아쿠아 티타늄 테이프가 안정막(resting membrane)과 활동전위주파수(action potential frequency)를 낮췄다. 힘 발달 속도(rate of force development)가 근-건 성능에 중요한 요소로, 아쿠아 티타늄 적용 시 변형된 운동신경 발화율(firing rate)이 단위 축소 성능을 개선했다.

근-건 기능에 관한 아쿠아 티탄의 영향을 크기를 명확하게 규명하고 정량화하기 위해, 기능적으로 연관된 저측 굴곡 하퇴 삼두근을 적용하였다. 격렬한 트레이드 밀 달리기 전 후 아킬레스 건 정도와 반사 반응은 동력 측정법, 동작 분석, 초음파 검사, 근전도 검사를 통해 분석하였다. 우리는 아쿠아티탄테이프가 플라시보와 비교해서 격렬한 달리기 후 회복 중 반사 기능, 강도, 정도 약화 시 Lichtwark와 Wilson의 “훈련 최적화”에 따라 정상적으로 피로가 풀린 기준 근-건 기능이 더 잘 유지되었다.

방법

지역 축구, 럭비, 필드하키 선수 중 평균 연령 26.6 ± 7.8 y, 몸무게 81.2 ± 11.3 kg, 신장 179 ± 4.4 cm, 최대 산소 흡입량 61.6 ± 7.1 mL·kg⁻¹·min⁻¹ 인 20명의 선수가 연구에 참가했다. 20명의 표본 크기는 유사한 절차 (6.1%)를 이용한 3.7%의 아쿠아 티탄 (효과 크기 0.2), 건 길이의 변동계수, 유의한 (효과 크기) 규모 기반 추론에 대한 표본 크기 법으로 인하여 저측 굴곡 ROM 변화에서 유추된 효과 크기를 바탕으로 아킬레스 건 정도에 예상되는 효과 크기를 위해 추정되었다. 예상 참가자들은 인터뷰 후, 아킬레스 건염, 하지 트라우마, 질병 또는 현재 알려진 약물을 복용하는 경우는 제외하였다. 그리고 조사 전 윤리위원의 승인과 더불어 헬싱키 선언(Declaration of Helsinki)에 따라 모든 참가자들에게 본 연구의 잠재적인 위험성을 알리고, 본 참가에 대한 서면 동의를 받았다.

절차

모든 참가자들은 실험 절차 익숙함을 위해 1주일 후 트레이드밀을 이용하여 $\dot{V}O_{2max}$ 를 평가하였다. 참가자들은 무작위 이중맹검교차법을 통해 관절운동범위(ROM)의 기준치를 측정하고, 그 후 하지 근육 피로와 수축 변형을 위해 간헐적인 고 강도 스포츠와 같은 육체체적인 상황을 연출하기 위해 40분간 트레이드밀 프로토콜을 수행하였다. 산책 6 km·h⁻¹, 조깅 12 km·h⁻¹, 크루징(cruising)km·h⁻¹ 스프린팅(sprinting) 21 km·h⁻¹과 같이 프로토콜의 각각의 활동에 따라 트레이드밀 속도를 조절하였으며, 축구 경기와 같은 속도를 중점적으로 수행하였다. 프로토콜은 90s씩 정적인 회복 기간을 통해 두 개의 주기로 분할하였다. 각각의 주기는 23의 별개의 활동(기간)으로 구성되어있다. 6 × 산책 (35.3 s); 6 × 조깅 (50.3 s); 3 × 크루징 (51.4 s), 8 × 스프린팅 (10.5 s). 고 강도 운동(크루즈 및 스프린트)는 저 강도 회복(산책 및 조깅)과 분리되었으며, 무작위적이며 교차법 수행 시 되풀이 하였다. 회복 메커니즘은 휴식일이 개입된 후 달리기 후 48시간을 평가하였다. 실험 그룹간 10일간의 정화 기간(wash out)을 두었다.

그림 1 실험 설계. (a) 실험 전, 적응도(familiarization) 측정, 2개의 교차 그룹, 3일간 2개의 실험그룹

총 20명의 참가자들은 이중 맹검 교차를 위해 무작위적으로 아쿠아티탄 처리된 테이프와 플라시보 테이프를 부착하였다. 이 두 개의 테이프를 일본 도교에

있는 화이텐 사 제품으로, 아쿠아 티탄 농도 $540 \text{ ml} \cdot \text{l}^{-1}$ 로 처리된 테이프이다. 아쿠아 티탄은 수중에서 티타늄 나노 입자의 부유물이다. 본 연구는 화이텐사의 투자를 받았으나 연구 결과 발표에 대한 승인 권리 및 영향을 미치지 않았음을 밝힌다. 두 개의 테이프는 검정색으로 발뒤꿈치부터 하지 후방 전체에 부착한다. (그림 2a) 테이프는 기준치 측정 후 부착하여 간헐적인 트레이드밀 프로토콜 기간과 운동 및 수면 등 회복 기간 동안 유지한다. 잠재적인 혼합 가능성을 염두하여, 테이프를 분리하여 저장하였다.

그림 2. 아쿠아 티탄이 하퇴 삼두근 축소 기능에 미치는 영향을 살펴보기 위한 실험 준비. 하지 후방 (하퇴 삼두근) 전체에 부착한 실험 테이프 (a), 대조기 (운동 분석), 초음파 탐촉자, LED 동기화 기기, 그리고 중앙 비복근(MG)-아킬레스 접합부(MTJ)의 초음파 이미지(c).

테이프의 효과는 근력장치를 이용하여 단기 잠복 반사를 분석하였다. 근력장치는 엉덩이에서 0도의 각도에서 양외위 자세로 측정하였다. (최대 확장). 발은 측정기의 발판에 위치하였다. 측정기의 레버 암(lever arm)은 측정기의 중앙을 선회하여 내측 복사(lateral malleolus)까지 일직선으로 연결한다. 발목 위치는 중립 즉, 발바닥(plantar)/신전(dorsiflexion) 중앙에서 0도를 유지한다. 최대 저축 굴곡 등속성 토그는 미리 정의된 각도에서 측정되었다. (0, 5, 10, 15, 20, 25도). 두 번의 수축은 운동 간 120s의 휴식 시간에 수행되었다. 참가자들은 점진적으로 발 바닥에 힘을 가해 약 1s 간 최대의 힘을 가해 수축을 하고 그 후 2s 간 휴식한다. 최대 저축 굴곡 등속성 토그는 4개의 각속도에 따라 수행되었다. ($30, 60, 90, 120 \text{ }^{\circ} \cdot \text{s}^{-1}$)

발목을 펼 때의 최대 등속성 토그(Maximal plantar flexion isokinetic torque)는 4개의 정해진 각속도에서 25도씩 움직이면서 측정되었다. ($30, 60, 90, 120 \text{ }^{\circ} \cdot \text{s}^{-1}$). 각 각속도에서 3번을 측정하였는데, 매 측정 후 180초씩 쉬어주었다. 아킬레스 건 경도는 등거리 조건(isometric conditions)을 이용하여 측정하였고, 근/건 복합체의 상태 변화는 등속 데이터를 이용하여 측정하였다.

근력 측정 방법대로, 중앙 비복근(medial gastrocnemius) 단기 반사 신경 변화는 두드리기 방법을 이용하여 측정하였다. 실험 참가자에게 엎드린 상태로 발목을 90도로 한 채 힘을 빼라고 지시한 후, 아킬레스 건을 손을 이용하여 반사신경 망치로 두드렸다. 이 실험은 3번 반복되었다.

실험 도구

등거리 장력과 등속 토크 는 근력장치(Biodex Medical Systems 3, NY, USA)를 이용하여 측정하였다. 실험 대상자가 근력을 측정하는 것은 카시오 Exlim Ex-F1 카메라를 30Hz에 놓고 녹화하였다. 종골의 아킬레스 건 접합부, 중앙 복사뼈, 그리고 초음파기의 머리 부분에 검은색 동그라미를 놓았다(그림 2b). 건 길이 측정을 위해 Sonosite, MicroMaxx ultrasound (Sonosite Inc., Bothell, USA)를 이용하여 중앙 비복근과 아킬레스 근/건 연결부(medial gastrocnemius/Achilles tendon musculotendinous junction (MG/AT MTJ) 의 초음파 영상을 10Hz로 측정하였다.

근력 측정 시 토크와 위치는 ADI power lab system (PowerLab 4/25, ADInstruments)

를 1000Hz에 놓고 측정하였다. 초음파 측정은 손으로 조작되었다; 스위치를 켜면 LED 불빛이 켜지는데 이는 비디오 영상 동기화에 사용되었고, 이 불빛 신호는 동시에 power lab system으로 보내져서 자료 수집이 시작되게 하였다. 비디오 영상에서 이 불빛이 처음으로 보이는 시점을 찾은 후, 이를 초음파 영상의 시작점과 power lab의 측정 시작점에 맞추었다. 이 방법을 사용하여, 비디오, 초음파기, 그리고 근력 측정장치를 1/30초 내로 동기화 시켰다.

비디오에서의 표시점 위치와 초음파 영상에의 MTJ는 MaxTRAQ 소프트웨어 (version 2.19-012, Innovision systems Inc. Columbiaville, MI, USA)를 사용하여 디지털화 하였다. 초음파 측정기는 MG/AT MTJ 축과 같은 방향으로 놓았다. MTJ 위치 확인 후, MG 와 가자미근 사이의 표면 및 더 중요한 심건막이 확실히 드러나도록 초음파 측정기를 위치시켰다. 초음파의 측정 주파수와 맞추기 위해서, 비디오의 세번째 영상만 디지털화 하였다. MG/AT MTJ 의 절대 위치 계산을 위해, 비디오에서 디지털화 된 초음파 측정기의 중앙점에 초음파 영상에서의 MTJ 좌표를 더했다.

단기 반사신경을 조사를 위해, 오른쪽 다리의 GM 근의 표면 근전도 활동 (surface electromyographic (sEMG) activities)을 5mm 지름의 2개의 전극을 10mm 간격을 놓고 측정하였다 (Ambu Blue Sensor N, Ambu A/S, Ballerup Denmark). 피부 준비와 전극 부착은 국제 센서 부착 가이드 라인을 준수하여 시행되었다 (Hermens et al. 2000). sEMG 신호는 건 두드리기 시 1000Hz 로 측정되었다. 아킬레스 건은 instrumented hammer (ADI Instruments, Australia)로 두드렸다. sEMG 와 망치 신호는 ADI power lab system (PowerLab 4/25, ADI Instruments)를 사용하여 측정되었다. 건 망치의 머리 부분에는 압전 센서가 있어서 표면을 두드리면 전기 펄스가 생성된다.

분석

비디오와 초음파

우리는 다른 연구(Fletcher et al. 2010; Kay and Blazeovich, 2009)에서 사용된 절차를 시험해 보았는데, 이 과정에서 건 길이 측정을 위해서는 우리의 절차를 변형시켜야 된다는 것이 확실해졌다. 이전 연구에서는 근육 다발의 말초 부위가 심건막에 부착되는 것을 보기 위해 초음파 측정기를 중앙 비복근의 배에 부착시켰고, 심건막 측정 부위에서 떨어진 건막의 길이가 항상 일정하다는 가정 하에서 건 길이의 길이를 추정하였다. 그러나 우리는 이러한 가정이 틀리다는 것을 발견했다. 이러한 가정을 피하고 근/건 접합부를 보다 정확히 보기 위해 우리는 초음파 측정기를 손으로 MG/AT MTJ 위에 들고 MaxTRAQ 소프트웨어를 사용하여 초음파 측정기에 부착한 표시점의 위치를 디지털화한 비디오를 이용하여 추적하였다 (그림 2c). 이러한 방법을 사용하여, 초음파 측정기 바닥과 윗 부분 중앙 사이의 디지털화 된 수직 좌표에 이 두 지점 사이의 실제 거리를 곱함으로써 초음파 측정기가 기울어졌을 때 초음파 좌표를 조절할 수 있었다. 이러한 방법을 사용하여 건막의 길이에 대한 가정 없이 근/건 접합부의 위치를 절대좌표에서 정확하게 측정할 수 있었다. 이 방법의 신뢰도를 측정하기 위해 4명의 실험 대상자를 상대로 3번 반복 테스트 결과 2.2% 정도의 건 길이 오차(표준 편차 내)가 있었다.

건 길이와 강성

건 길이 (Tendon length (TL))로는 발꿈치와 MG/AT MJT 사이의 거리를 사용했다. 발목 굽힘 근의 효과는 거의 없다는 가정하에 Biodex로 측정한 발목 토크(발 무게로 인한 토크는 뺀)를 아킬레스 건의 모멘트 길이(d)로 나눔으로서 건력(TF)를 계산하였다. 모멘트 길이는 다음 방정식을 사용하여 계산하였다.

$$d = (\vec{x_c} - \vec{x_m}) \times \frac{(\vec{x_{mt}} - \vec{x_c})}{(\vec{x_{mt}} - \vec{x_c})}$$

여기서 $\vec{x_l}$ 는 절대 공간에서의 표시점 위치이고, mt 는 근/건 접합부, c는 종골, 그리고 m은 중앙 복사뼈이다. 각 실험에서 건력이 증가하는 부분만을 분석하였다. 건 강성은 다음 방정식을 건 길이와 건력 추정값에 대입함으로써 계산할 수 있었다.

$$TF = F_0 + Ae^{\lambda TTL}$$

여기서 TF와 TTL은 각각 계산된 건력과 건 길이이고, F_0 , Ae, 그리고 λ 는 MatLab의 lsqnonlin 함수를 사용해서 계산되었다. λ 변수는 건 강성을 측정한다. λ 의 오차는 16.8% 정도였다.

보다 높은 정확도를 위해, 건 강성 분석에서는 $R^2 > 0.3$ (큰 상관관계; 960 중 697 수축) 를 가진 수축만 사용되었다. 이보다 낮은 상관관계는 TF/TL 기울기를 위해서는 너무 편차가 큰 것으로 판정되었다. $R^2 > 0.5$ 의 데이터는 사용시 데이터량은 감소했지만 아쿠아티탄 tapeoutcome 결과에 영향이 없었다. 그러나 $R^2 > 0.7$ 의 데이터를 사용하면 데이터량 부족으로 혼합 모델 방법으로는 수렴하지 않았다. 건 강성은 이전에는 선형 모델을 사용하여 추정하였다 (Lichtwark et al. 2007). 그러나 우리와 다른 팀(Lieber et al. 1991; Magid and Law 1985; Pinto and Fung 1973; Winters 1990)는 그림 3에 보여졌듯이 건 수축시 길이와 장력 사이에 지수 관계가 있다는 것을 관찰했다. 따라서 우리가 사용한 지수 맞춤 방식은 Hill 형 근육 모델(Winters and Stark 1987)과 유사하다.

그림 3. 중립 위치에서의 최대 등거리 수축으로 인한 아킬레스 건의 힘-길이 관계. 이 그림은 데이터를 지수 곡선에 맞추는 것이 좋은 방법임을 보여준다.

단기 잠복 반사

sEMG 신호는 증폭, 저 대역 필터 통과, 그리고 Chart for Windows (version 7) 에 통합되었다. sEMG 활동의 시작은 건 두드림(섭동)과 전기 신호의 기준치로부터 벗어나기 시작 할 시점 사이의 시간으로 정의되었고, 이는 화면의 커서로 확인하였다 (Grey et al. 2002). 오차는 4.8% 정도였다.

통계 분석

처리가 결과에 미치는 영향은 혼합 모델(Proc Mixed, SAS Version 9.1; SAS Institute, Cary, NC)을 사용해서 추정되었다. 오차의 비균일화를 줄이고 결과와 신뢰도(CL)를 퍼센트로 나타내기 위해 모든 데이터는 모델화 전에 로그 변환시켰다 (Hopkins et al. 2009). 처리 결과가 건 정도에 미치는 영향은 고정된 모델 변수들(시험 순서, 처리, 이전/이후 차이, 그리고 수축 횟수 (1번이나 2번))의 최소 제곱 평균 상호 작용으로 계산되었다; 임의적 영향은 수축 횟수와 처리로 연계시켰다. ROM, 단기 잠복 반사, 최대 등속성 토크는 모델을 사용하여 추정하였으나, 사소한 샘플 평균들의 차이로 수축이나 두드린 횟수는 사용하지 않았다. 즉, 모델로부터 나온 수치는 수축이나 두드린 횟수의 평균이었다. 최대 등속성 토크는 ROM과 같이 모델 방법으로 계산되었으나 각 4단계에서의 토크와 전체 토크도 사용되었다. 통계적 추론은 magnitude-based clinical inference(Hopkins et al. 2009)를 사용하여, 실험 대상간의 평균화된 차이 (수정된 Cohen의 d)가 영향의 크기를 측정하는 기준으로 사용되었다.

결과

아쿠아티탄 테이프의 사용은 발목 펴기 ROM을 증가시켰다 (3.1% 95% CL: $\pm 2.7\%$). 건 정도는 플러시보 테이프 사용시 달리기 48시간 이후 $-16.5\% \pm 8.1\%$ 의 작지만 확실한 감소가 있었으나, 아쿠아티탄의 사용시 무시해도 될 만큼 크게 줄었다($-5.9\% \pm 9.2\%$) (그림 5와 표 1). 이와는 반대로, 단기 잠복 반사 시간은 플러시보 테이프 사용시 $1.6\% \pm 3.8\%$ 로 무시해도 될 만큼 작았지만 아쿠아티탄 테이프 사용시 확실한 큰 감소가 있었다($-11.3\% \pm 3.3\%$) (그림 4a). 아쿠아티탄 테이프가 최대 등속성 힘에 미치는 영향은 작았다 (표 1).

그림 4. 런닝머신에서 간헐적이고 격렬한 달리기 이후 48시간동안 아쿠아티탄 테이프 적용이 건 두드림 반사 시간과 관절 운동 범위에 미치는 영향 (a)는 단기 잠복 반사이고, (b)는 자발적 발목펴기 ROM이다. 이 수치는 처리전 평균값이다. 변화 막대는 실험 대상간의 표준편차이다.

그림 5. 아쿠아티탄 테이프가 런닝머신에서 간헐적이고 격렬한 달리기 이전과 이후, 최대 등거리 수축시 측정된 아킬레스 건 정도의 전체 평균에 미치는 영향. 이 수치는 최대 힘이 가해질 때 측정된 모든 각도를 로그 역변환시킨 후의 평균 정도이다. 변화 막대는 실험 대상간의 표준편차이다.

Table 1 Statistical summary of the effect of AQUATITAN tape applied during recovery from intermittent high-intensity running on Achilles tendon stiffness, ankle joint range of motion during plantarflexion, and the short latency reflex, relative to the pre-run baseline, and the post-treatment comparisons for peak torque during maximal isokinetic contractions of the Triceps Surae

Outcome ¹	Mean effect; $\pm 95\%CL(\%)$ ²	Standardised difference; $\pm 95\%CL$	P-value	Magnitude-based inference ³
Achilles tendon stiffness				
Placebo	-16.5; ± 8.1	-0.40; ± 0.21	32E-5	Small very likely
AQUA TITAN	-5.9; ± 9.2	-0.14; ± 0.23	0.23	Trivial possible
AQUA TITAN- Placebo	-11.3; ± 11.6	-0.28; ± 0.31	0.09	Small possible
Plantarflexion range of motion				
Placebo	-1.6; ± 1.9	-0.12; ± 0.15	0.12	Trivial likely
AQUA TITAN	1.6; ± 2.0	0.12; ± 0.15	0.11	Trivial likely
AQUA TITAN- Placebo	-3.1; ± 2.7	-0.24; ± 0.21	0.03	Small possible
Short latency reflex time				
Placebo	1.6; ± 3.8	0.20; ± 0.48	0.42	Small possible
AQUA TITAN	-11.3; ± 3.3	-1.4; ± 0.47	8E-9	Large almost certain
AQUA TITAN- Placebo	14.6; ± 6.2	1.8; ± 0.7	26E-7	Large almost certain
Peak torque during maximal isokinetic contraction				
30°·s ⁻¹ AQUA TITAN- Placebo	4.2; ± 14.2	0.06; ± 0.19	0.57	Likely trivial
60°·s ⁻¹ AQUA TITAN- Placebo	11.1; ± 10.9	0.12; ± 0.12	0.03	Likely trivial
90°·s ⁻¹ AQUA TITAN- Placebo	-7.3; ± 8.2	-0.08; ± 0.09	0.09	Very likely trivial
120°·s ⁻¹ AQUA TITAN- Placebo	-6.2; ± 13.8	-0.07; ± 0.15	0.41	Likely trivial
Overall AQUA TITAN- Placebo	0.08; ± 7.7	0.001; ± 0.08	0.98	Almost certainly trivial

¹Data are the difference in the post intermittent high-intensity run measure minus the pre run measure. For peak torque during maximal isokinetic contraction, only the post-pre difference in the AQUA TITAN minus Placebo contrasts is shown.

²Add or subtract this value by the mean to obtain the upper and lower confidence limits.

³Magnitude-based inferences about the true value for outcomes were qualified using a modification of the Cohen effect size classification system (trivial = 0.0–0.2, small = 0.2–0.6, moderate = 0.6–1.2, large = 1.2–2.0, very large = 2.0–4.0, and extremely large >4.0). The threshold standardised difference considered substantial is small. The thresholds for assigning qualitative terms to probability of a substantial effect were: <0.5%, almost certainly not; <5%, very unlikely; <25%, unlikely; <75%, possible; >75%, likely; >95%, very likely; >99.5%, almost certain (Hopkins et al. 2009).

토의

이 연구에서는 고립된 하퇴 삼두근 모델을 이용하여 하지에 부착되는 유연한 테이프에 아쿠아티탄 티타늄 마이크로 입자를 사용하는 것이 격렬한 달리기 후에 신경성 근/건 기능에 미치는 영향을 확인했다. 아쿠아티탄 사용시 단기 잠복 반사 시간이 크게 줄었고, 비처리된 테이프 사용시의 48시간 회복 후 아킬레스 건 정도 감소를 감소시켰다. 이러한 결과는 마이크로 티타늄으로 처리된 테이프가 신경성 근육의 부하 자극에 대한 응답을 빠르게 하고, 건 정도가 부하가 걸리기 전의 상태로 복원된다는 것으로 해석할 수 있다. 발목 펴기 ROM의 증가량은 이전 연구 결과와 비슷했는데(Wadsworth et al. 2010), 이는 아쿠아티탄이 ROM에 미치는 영향은 작지만 강력하다는 것으로 해석될 수 있다. 그러나 아쿠아티탄 은 최대 등속성 힘에는 아무런 영향을 주지 않아서, 수축력이 ROM의 증가를 위한 메커니즘이라는 이전 연구의 가정을 확인할 수 없었다.

이러한 결과는 아쿠아티탄 물질이 피부에 부착되면 근/건 복합체가 많은 부하가 걸린 후에도 수축력을 더 잘 유지한다는 가정을 뒷받침한다. 경화된 건은 정확성을 필요로 하거나 반복적인 운동에 유리하고(Alexander 2002; Lichtwark and Wilson 2005) 근육 수축이 관절 운동에 전달되는 것에 좋다. 반면 유연한 건은 스트레칭이나 수축하는데 더 큰 에너지를 준다(Alexander 2002). 달리기와 같이 아킬레스 건이 크게 스트레칭 되지 않은 상태에서 하는 운동에서는(Lichtwark et al. 2007), 건 정도가 유지되면 피로로 인한 수축력 감소가 적어질 것으로 예상된다. 이러한 건 정도의 반사 제어에 대한 정보는 아쿠아티탄 을 입었을 때 달리기의 대사 효율이 좋아진다는 것을 설명할 수 있다(Rowlands et al. 2013; Wadsworth et al. 2010). 장기간(8-12주)에 걸친 등거리 훈련시의 건 경화의 증가는 소-중량(표준 차이: 0.56 에서 0.8)에 불과하다 (Kubo et al. 2002, 2001). 따라서, 피로로 인한 경화가 48시간만에 감소하는 것은 주목할만하다.

단기 잠복 반사의 큰 감소는 아쿠아티탄 테이프가 근육 조정 신경에 영향을 미칠 수 있다는 것을 뜻한다. Korte(2008)는 슬라이드에 장착된 쥐의 히포캄퍼스 피라미드 신경이 아쿠아티탄 테이프 아래에 있으면 정지막 전압과 복용량에 민감한 발사율이 낮아서 장기 강화 유도 용량을 줄인다는 것을 발표한 바 있다. 단기 잠복 반사는 수용체로부터의 흥분과 억제 입력의 균형에 영향을 받고 따라서 운동 신경의 흥분율을 조절하므로(Hultborn et al. 1987), 현재의 보다 빠른 건 두드림 반사는 반사 호를 통한 빠른 신경 전달로 동물의 말초 운동 신경 제어를 향상시킬 수 있다는 것을 뜻한다. 말초신경의 응답은 구심성 신경 피드백을 통하여 중추 운동신경에 영향을 주어서 자세의 균형 조정, 수축력 기능 향상 또는 운동 중 근/골 안정화를 위해 급성 피드백을 사용하는 반복적 작업을 위한 잠재성을 증가시킨다(Ishikawa and Komi 2007)

또한, 반사 잠복은 스트레칭 중 수축과 연계된 근방추를 활성화 하여 근/건 복합체의 정도를 조절할 수 있다(Cronin et al. 2011; Kay and Blazevich 2009). Cronin et al. (2011) 은 진동을 이용하여 하퇴 삼두근 단기 잠복 반사를 억제하여, 달리기 지원 단계에서 발목 힘을 증가시켰고 힘 전달 효율을 감소시켰다. 건 경화도 단기 잠복 반사를 유도하는 급속 섭동에 응답하는 구심성 신경 피드백에 영향을 미칠

수 있다(Cronin et al. 2011).

뿐만 아니라, 근방추에 있는 구심성 신경 제2조직과 골지체로부터의 피드백이 달리기 메커니즘의 효율에 중요한 영향을 끼친다는 것이 제안된 바 있다(Mazzaro et al. 2005). 이는 아쿠아티탄으로 인한 빠른 단기 잠복 반사는 피부 조직의 적응과는 상관 없이 걸음 효율을 향상시킬 수 있다는 것을 뜻한다. 또한 말초 신경에 미치는 영향과 이것이 운동 및 미세 수축 경화 조절의 역할에 대한 더 많은 조사가 필요하다.

티타늄 처리된 재료는 신경과 직접 접촉을 하지 않고도 생리학적 영향을 미치는 것으로 드러났는데, 이는 피코, 또는 마이크로 두께의 티타늄 위에서 자라난 세포로부터의 증거로 뒷받침 된다: 이 증거들은 조골세포의 분화 향상(Sugita et al. 2011), 근원 세포의 이동, 확산, 분화(Ishizaki et al. 2011), 그리고 변화된 신경 발사율 (Korte 2008)이다. 동물 및 배양 연구(Aoi et al. 2009; Korte 2008)에서 알루미늄막이나 납판으로 덮혀진 세포들에게는 티타늄의 영향이 적다는 것으로 보아 티타늄의 영향은 전자파와 같이 공간을 통해 전달될 수 있지만 다른 금속은 통과하지 못하는 매체를 통해 전달 된다는 것을 뜻한다. 이는 티타늄을 포함한 실험실에서 5일간 수면을 취하며 생리학적 스트레스 반응의 변화를 측정한 최근 *in vivo* 연구로 한 차례 더 뒷받침된다 (Aot et al. 2012). 아쿠아티탄으로 처리된 착용 가능한 의복에 더 장기로 노출된 경우에 대한 효과 정도와 임상적 효과를 입증하기 위한 추가적인 연구가 이루어져야 한다. 다만, 적용 할 수 있는 정확한 증거기반이 있는지 여부를 결정하는 데는 용량반응과 물리적 및 생리학적 메커니즘에 대한 정보가 핵심적이다.

아쿠아티탄과 관련해 관찰할 수 있는 또 다른 메커니즘은 열전도율의 향상이다. 앞서 실험 참여자들은 아쿠아티탄 의복을 착용으로 개선된 열적쾌적성을 경험했다고 보고했다 (Wadsworth et al. 2010). TiO_2 는 상대적으로 중간 수준의 열전도성, $5.8\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$,을 가지고 있다 (물의 열전도성은 $0.68\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$, 은은 $440\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$, 알루미늄은 $220\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$). 그렇기 때문에 아쿠아티탄 테이프의 티타늄 입자는 조직 체온조절의 작용인자 (affector)의 역할을 수행할 수 있다. 고체온 시 열은 생리학적 과정의 핵심적 요소로 작용한다. 이 때, 근육은 더 적은 힘을 감당하고 (Rall and Woledge 1990), 건 경도는 감소하며 (Ettema and Huijing 1994), 신경기능은 손상된다 (De Brind et al. 1992). 수축작용 시 온도를 더욱 일정하게 유지함으로써, 소재의 열전도성의 변화가 본문에 제시된 운동 반사지연 시간, ROM, 건 경도 유지의 개선 이유를 설명해 낼 수 있다. 그러므로, 골격근과 힘줄 온도에 대한 아쿠아티탄의 영향과 관련된 연구를 통해 열전도율 가설을 검토하는데 정당성이 부여될 수 있다.

제약

우리의 이해, 이중맹검에 대한 주의, 현재 연구 고안 시 자료와 관련된 제한성 등이 크로스오버 (crossover)를 고려해 테이프를 적용하지 않은 조건을 실험에 추가할 만큼 충분히 고려되지 않았다. 검토 과정에서는 증가된 피부의 기계적 감각수용기의 자극을 통한 자기수용적 예민성 (proprioceptive acuity)을 개선하기 위해 테이핑에 대한 가능성에 집중하게 됐고, 차후 연구에서는 테이프를 적용하지 않은 조건을 고려해야 할 것으로 결론짓게 됐다. 테이프를 적용하지 않은 조건을 통해 아쿠아티탄 탭 반응 이외에도 테이프 반응의 정도를 가늠할 수 있게 될 것이다. 다만, 플라시보 효과를 마스킹 하는 부분이 해결하기 까다로울 수 있다. 두 번째 제약은, 배굴근 (dorsiflexor) 모멘트가 최소화 됐고 기록된 모멘트가 동력계의 모멘트와 동일하다고 한 가정에서 시작한다. Magnusson et al. (2001)은 최대 저축굴곡 시 배굴근의 동시활성화를 교정하는

것을 기준으로 계산된 힘줄의 힘에는 최소한의 변화만이 존재한다고 밝혔다. 아쿠아티탄 테이프를 아쿠아티탄으로 처리되지 않은 플라시보 테이프와 비교하는 연구와 전경골근을 감싸는 테이프가 없는 경우에 대해, 전경골근의 활성화가 확대됐음을 실험적으로 밝히는 확실한 이유는 없었다. 그럼에도 불구하고 아쿠아티탄 테이프가 극상 (supraspinal) 메커니즘을 통해 원심성 운동신경 활성화에 영향을 미친다는 가능성 자체로도 심화연구의 가치가 있었다.

힘줄 모멘트 암 (arm)은 운동 시 발목 관절피부의 심상화 (imaging)가 없었기 때문에 표지자의 위치에 입각해 계산했다. 심상화가 없었기 때문에 모멘트를 결정할 수 있는 가능성 역시 배제된 것이다. 다른 연구자들은 (Fletcher et al. 2010; Kay and Blazevich, 2009)은 모멘트 암을 힘줄이 관절의 각변위까지 짧아지는 비율로써 계산했으나 이것 역시 발목 각도를 정확히 측정해야 함으로 피부 표지자에 의해 결정돼야 하고 그렇기 때문에 본문에 제시된 방법에 지닌 근본적 문제점과 유사한 에러를 포함하고 있다. 초음파와 기록 시스템은 동일한 소스를 근본으로 하고 있기 때문에 해당 분석의 모든 시작점은 일치한다고 할 수 있다. 카메라는 첫 프레임을 이용해 1/30초 이내의 정확도로 동기화했으나 향후 연구에서는 시간 동기화를 증가시키도록 해야 할 것이다.

결론

아쿠아티탄 테이프를 격렬한 달리기 중과 격렬한 달리기 이후 하퇴 삼두근 콤플렉스에 적용하면 아쿠아티탄을 처리하지 않은 플라시보 테이프와 비교해 단기 지연반사 반응시간을 감소했고 아킬레스건 경도는 유지됐다. 짧은 지연반사 결과는 힘줄 반응과 관련된 메커니즘이 그리하듯 반사 운동제어가 더욱 빠르게 발생했음을 시사하며 이는 근건 기능이 향상됐을 수 있음을 의미한다. 이러한 연구결과들은 격렬한 운동에서 회복되는 동안 아쿠아티탄 의복을 착용함으로써 달리기 효율의 회복을 촉진할 수 있다는 점을 부분적으로 드러내는 것이다. 피부에 적용된 아쿠아티탄 소재가 근건 회복에 영향을 미치는 생리학적 과정에 대한 물리적 활동 메커니즘을 충분히 이해하기 위해서는 회복 관련 가설을 뒷받침하는 추가적인 증거가 제시돼야 한다.

경쟁이익

자금과 연구를 위한 실험용 테이프는 일본 교토의 Phiten Co. Ltd.,에서 공급했다. 연구 후원기업은 실험을 디자인하고 진행하며 원고를 고안하는 등에 개입하지 않았다. 연구비는 David Rowlands가 수령했다.

저자 업적

JH가 연구 디자인과 구성에 참여했고 데이터 수집 및 원고 초안을 작성했다. PF는 데이터 모델링과 원고 초안을 작성하는 방식으로 연구에 참여했다. DG는 연구 디자인에 참여하고 원고 초안 작성을 지원했다. DR은 연구 디자인에 착안해 원고 실험을 고안하고 연구 구성을 도왔으며, 통계분석을 수행하고 초안 작성을 지원했다. 모든 저자들이 원고를 최후로 읽고 검증했다.

감사의 글

실험실 지원 Michael Lewis, Linda Shailer, Wendy O'Brien.

References

- Alexander RM (2002) Tendon elasticity and muscle function. *Comp Biochem Physiol Mol Int Physiol* 133(4):1001–1011, doi: 10.1016/s1095-6433(02)00143-5
- Aoi W, Takanami Y, Kawai Y, Otsuki T, Kawake T, Naito Y, Yoshikawa T (2009) Relaxant effect of microtitan via regulation of autonomic nerve activity in mice. *Life Sci* 85(9– 10):408–411, doi: 10.1016/j.lfs.2009.07.007
- Aoi W, Kamata T, Ishiura Y, Tomaru M, Satoh Y, Hitomi Y, Uchida K, Naito Y, Yoshikawa T (2012) Titanium-treated surroundings attenuate psychological stress associated with autonomic nerve regulation in office workers with daily emotional stress. *Physiol Behav* 108:13–18, doi: 10.1016/j.physbeh.2012.09.009
- Arampatzis A, De Monte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, Stafilidis S, Bruggemann G-P (2006) Influence of the muscle–tendon unit’s mechanical and morphological properties on running economy. *J Exp Biol* 209:3345–3357
- Cronin NJ, Carty CP, Barrett RS (2011) Triceps surae short latency stretch reflexes contribute to ankle stiffness regulation during human running. *PLoS ONE* 6(8):e23917, doi: 10.1371/journal.pone.0023917
- De Vrind H, Wondergem J, Haveman J (1992) Hyperthermia-induced damage to rat sciatic nerve assessed in vivo with functional methods and with electrophysiology. *J Neurosci Methods* 45(3):165–174
- Drust B, Reilly T, Cable NT (2000) Physiological responses to laboratory-based soccer-specific intermittent and continuous exercise. *J Sports Sci* 18(11):885–892
- Ettema GJC, Huijing PA (1994) Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *J Biomechanics* 27(11):1361–1368, doi: 10.1016/0021-9290(94)90045-0
- Feuerbach JW, Grabiner MD, Koh TJ, Weiker GG (1994) Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *Am J Sports Med* 22(2):223–229
- Fletcher J, Esau S, MacIntosh B (2010) Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *Eur J Appl Physiol* 110(5):1037–1046, doi: 10.1007/s00421-010-1582-8
- Fukashiro S, Komi PV, Järvinen M, Miyashita M (1995) In vivo achilles tendon loading during jumping in humans. *Eur J Appl Physiol* 71(5):453–458, doi: 10.1007/bf00635880
- Grey M, Larsen B, Sinkjær T (2002) A task dependent change in the medium latency component of the soleus stretch reflex. *Exp Brain Res* 145(3):316–322, doi: 10.1007/s00221-002-1109-6
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10(5):361–374, doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4

Hirata Y, Ueda Y, Takase H, Suzuki K (2004) High functional water containing titanium and method and apparatus for producing the same. New Zealand Patent 522431

Hof AL, Van Zandwijk JP, Bobbert MF (2002) Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiol Scand* 174(1):17–30, doi: 10.1046/j.1365-201x.2002.00917.x

Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J (2009) Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 41(1):3–13

Hultborn H, Meunier S, Pierrot-Deseilligny E, Shindo M (1987) Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres at the onset of voluntary contraction in man. *J Physiol* 389(1):757–772

Hunter I, Smith G (2007) Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol* 100(6):653–661, doi: 10.1007/s00421-007-0456-1

Ishikawa M, Komi PV (2007) The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds. *J Appl Physiol* 103(3):1030–1036, doi: 10.1152/jappphysiol.00277.2007

Ishizaki K, Sugita Y, Iwasa F, Minamikawa H, Ueno T, Yamada M, Suzuki T, Ogawa T (2011) Nanometer-thin TiO₂ enhances skeletal muscle cell phenotype and behavior. *Int J Nanomed* 6:2191–2203

Kay AD, Blazevich AJ (2009) Isometric contractions reduce plantar flexor moment, Achilles tendon stiffness, and neuromuscular activity but remove the subsequent effects of stretch. *J Appl Physiol* 107(4):1181–1189, doi: 10.1152/jappphysiol.00281.2009

Korte M (2008) Influence of Aquatitan Tape on nerve cells of the central nervous system. *J Clin Biochem Nutr* 43:1–4

Kubo K, Kanehisa H, Ito M, Fukunaga T (2001) Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol* 91(1):26–32

Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T (2002) Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol* 538(1):219–226

Lichtwark GA, Wilson AM (2005) Effects of series elasticity and activation conditions on muscle power output and efficiency. *J Exp Biol* 208(15):2845–2853, doi:10.1242/jeb.01710

Lichtwark GA, Wilson AM (2007) Is Achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion? *J Biomech* 40(8):1768–1775, doi:10.1016/j.jbiomech.2006.07.025

Lichtwark GA, Bougoulas K, Wilson AM (2007) Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *J Biomech* 40(1):157–164

Lieber RL, Leonard ME, Brown CG, Trestik CL (1991) Frog semitendinosus tendon loadstrain and stress–strain properties during passive loading. *Am J Physiol Cell Physiol* 261(1):C86–C92

Magid A, Law DJ (1985) Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscle. *Science* 230(4731):1280–1282

Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M (2001) Load–displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol* 531(1):277–288

Mazzaro N, Grey MJ, Sinkjær T (2005) Contribution of afferent feedback to the soleus muscle activity during human locomotion. *J Neurophysiol* 93(1):167–177, doi: 10.1152/jn.00283.2004

Pinto JG, Fung YC (1973) Mechanical properties of the heart muscle in the passive state. *J Biomech* 6(6):597–616, doi: 10.1016/0021-9290(73)90017-1

Rahnama N, Lees A, Reilly T (2006) Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *J Electromyography and Kinesiology* 16(3):257–263, doi: 10.1016/j.jelekin.2005.07.011

Rall JA, Woledge RC (1990) Influence of temperature on mechanics and energetics of muscle contraction. *Am J Physiol Reg Int Comp Physiol* 259(2):R197–R203

Rowlands DS, Graham DF, Fink PW, Wadsworth DP, Hughes JD (2013) Effect of wholebody microtitanium-treated garments on metabolic cost of exercise following strenuous hill running. *J Sci Med Sport*, doi: 10.1016/j.jsams.2013.03.003

Sugita Y, Ishizaki K, Iwasa F, Ueno T, Minamikawa H, Yamada M, Suzuki T, Ogawa T (2011) Effects of pico-to-nanometer-thin TiO₂ coating on the biological properties of microroughened titanium. *Biomaterials* 32(33):8374–8384, doi: 10.1016/j.biomaterials.2011.07.077

Wadsworth DP, Walmsley A, Rowlands DS (2010) Aquatitan garments extend joint range of motion without effect on run performance. *Med Sci Sports Exerc* 42(12):2273–2281

Winters J (1990) Hill-based muscle models: a systems engineering perspective to multiple muscle systems. Springer-Verlag, New York

Winters J, Stark L (1987) Muscle models: what is gained and what is lost by varying model complexity. *Biol Cybernetics* 55(6):403–420, doi: 10.1007/bf00318375

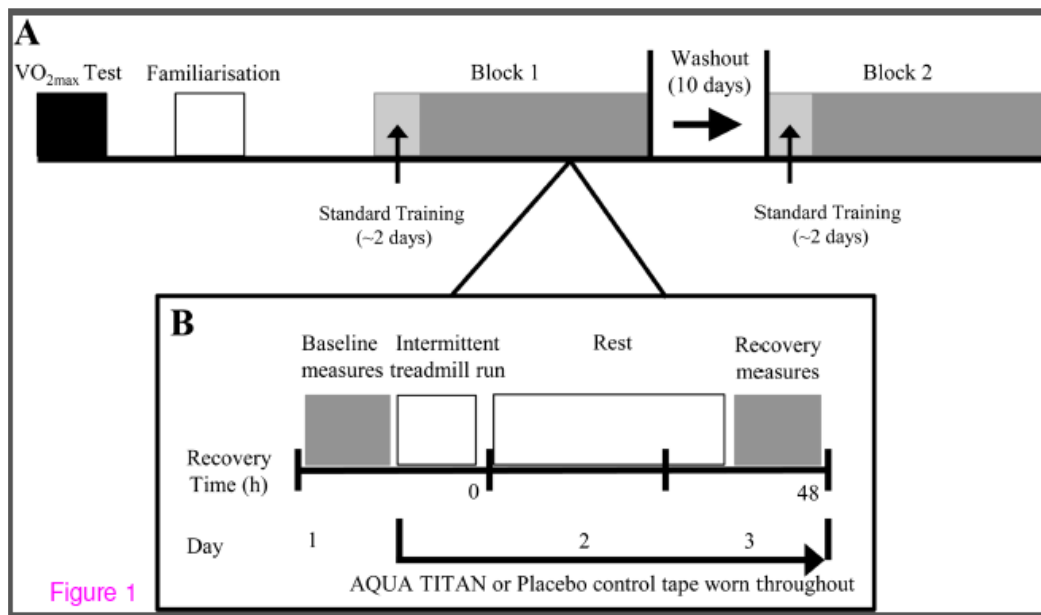


Figure 1

그림 1

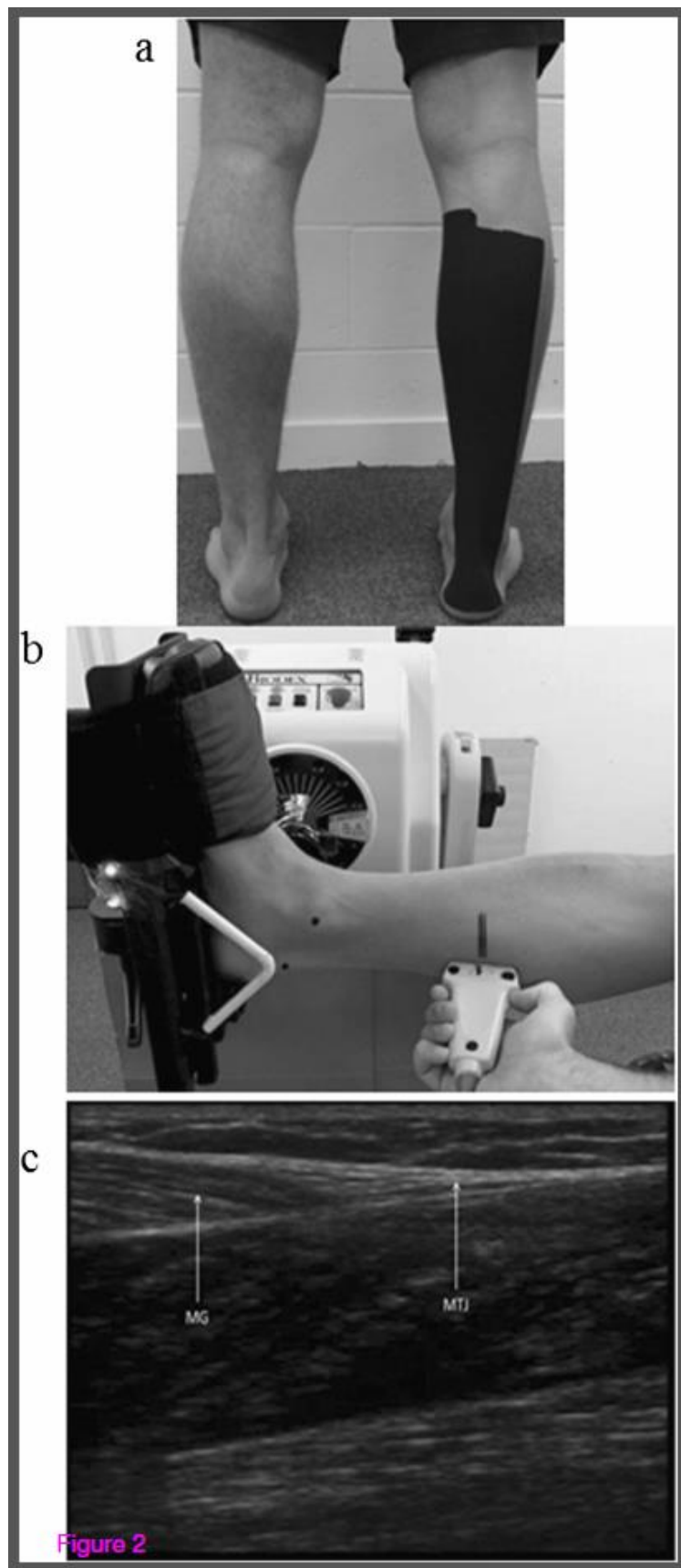


그림 2

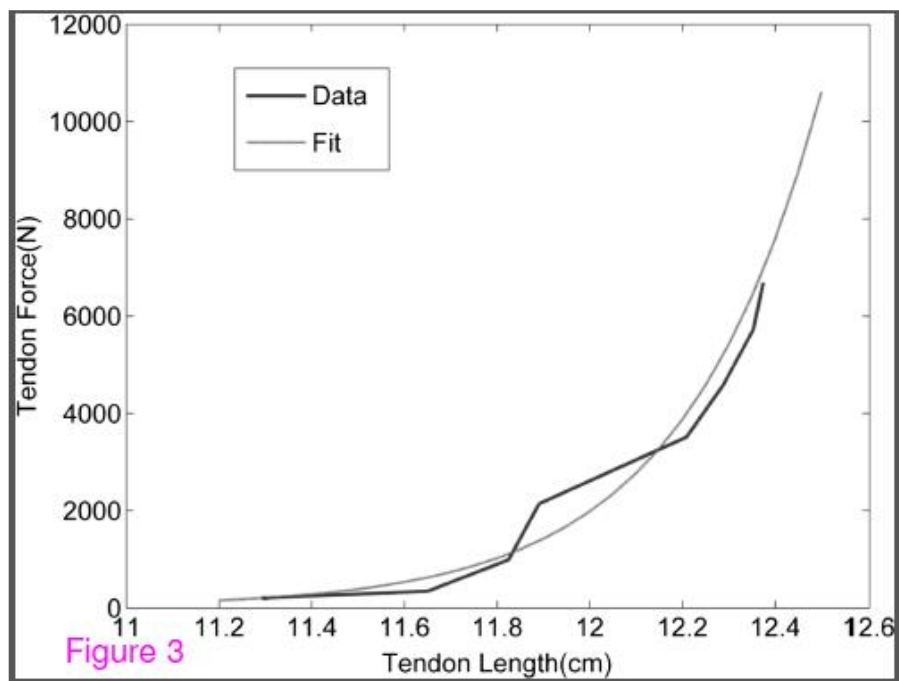


Figure 3

그림 3

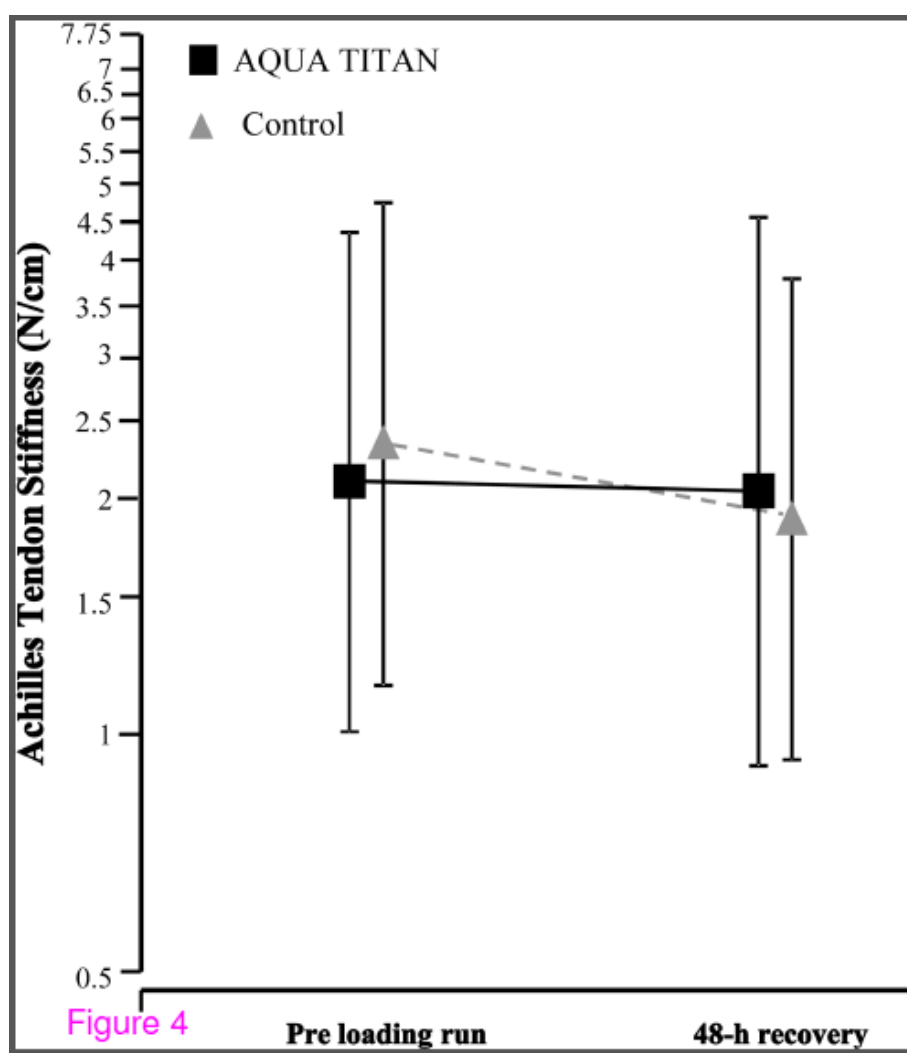


그림 4

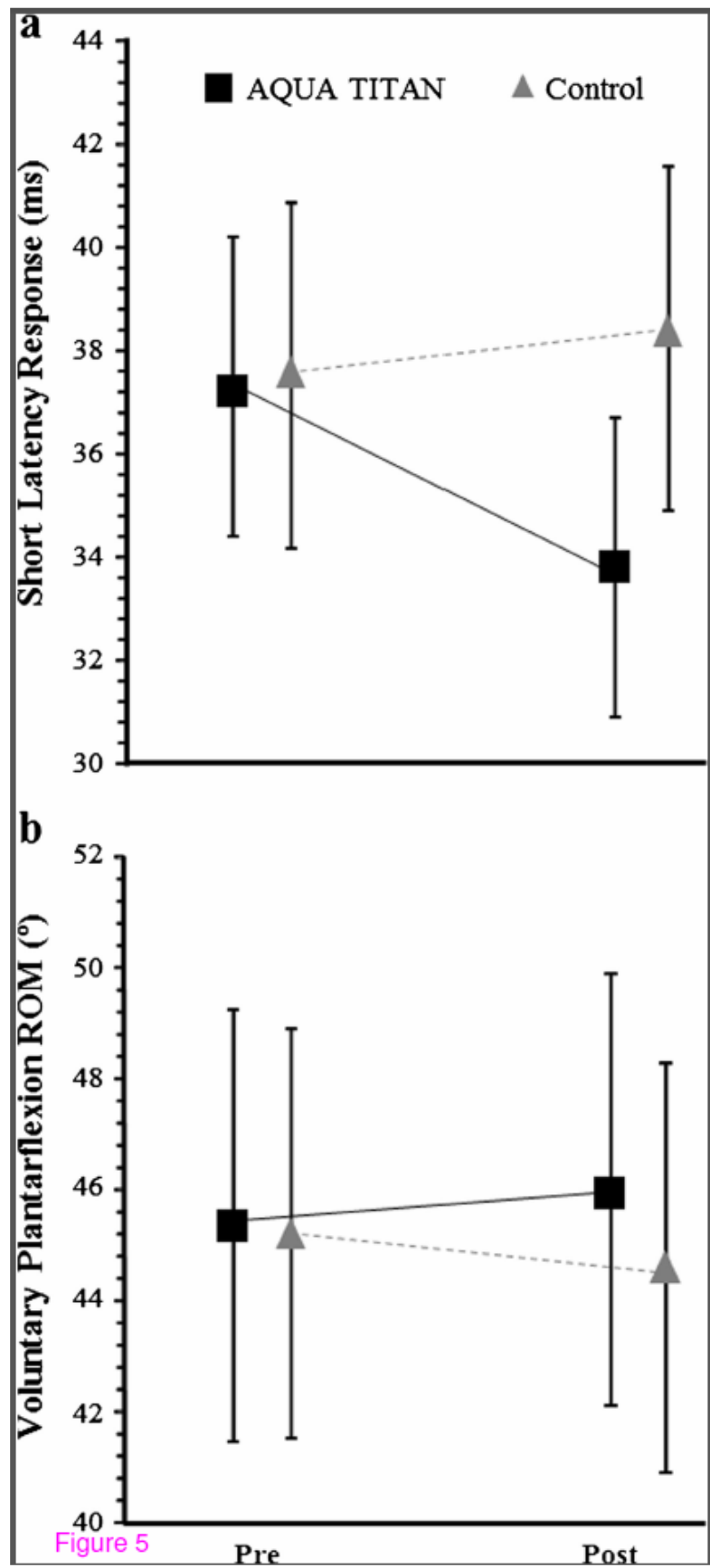


그림 5