KJSB

Korean Journal of Sport Biomechanics 2021; 31(2): 140-147
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2021.31.2.140
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Effect of Muscle Pre-activation Properties on the Magnitude of Joint Torque during Voluntary Isometric Knee Extension

등척성 무릎 토크 발생 시 사전활성화 유형의 차이가 최대 자발적 토크 생성에 미치는 영향

Jong-Ah Kim[1], Narae Shin[2], Sungjune Lee[1], Dayuan Xu[2], Jaebum Park[1,2,3]

[1]Department of Physical Education, Seoul National University, Seoul, South Korea
[2]Institute of Sport Science, Seoul National University, Seoul, South Korea
[3]Advanced Institute of Convergence Technology, Seoul National University, Suwon, South Korea

Received : 02 June 2021
Revised : 28 June 2021
Accepted : 28 June 2021

*Jong-Ah Kim and Narae Shin have equal contribution to this study; thus, they are co-first authors.

Corresponding Author
Jaebum Park
Human Biomechanics Laboratory, Department of Physical Education, Seoul National University, 71-1-414, 1 Gwanak-ro, Gwanak-gu, Seoul 08826, South Korea
Tel : +82-2-880-7620
Fax : +82-2-872-5867
Email : parkpe95@snu.ac.kr

Objective: The purpose of this study is to identify the mechanism of changes in maximum voluntary torque with the magnitude and duration of pre-activation torque during voluntary isometric knee extension.

Method: 11 male subjects (age: 25.91±2.43 yrs., height: 173.12±3.51 cm, weight: 76.45±7.74 kg) participated in this study. The subjects were required to produce maximal voluntary isometric torque with a particular pre-activation torque condition. The properties of pre-activation torque consisted of the combinations of 1) three levels of magnitude, e.g., 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm, and 2) two levels of duration, e.g., 1 sec, and 3 sec; thus, a total of six conditions were given to the subjects. The force and EMG data were measured using the force transducers and wireless EMG sensor, respectively.

Results: The results showed that the maximum voluntary torque increased the most with relatively large and fast (96 Nm, 1 sec) pre-activation condition. Similarly, with relatively large and fast (96 Nm, 1 sec) pre-activation, it was found that the integrated EMG (iEMG) of the agonist muscles increased, while no significant changes in the co-contraction of the antagonist muscles for the knee extension. Also, the effect of pre-activation conditions on the rate of torque development was not statistically significant.

Conclusion: The current findings suggest that relatively larger in magnitude and shorter in duration as the properties of pre-activation lead to a larger magnitude of maximal voluntary torque, possibly due to the increased activity of the agonist muscles during knee extension.

Keywords: Maximum voluntary torque, Pre-activation, iEMG, Rate of torque development, Co-contraction index

INTRODUCTION

일상생활 또는 운동 상황에서 부상 예방 혹은 운동 수행력 향상을 위해 최대 힘 또는 토크를 생성하는 것이 중요하게 여겨지고 있으며 그에 따라 최대근력의 향상이 요구되고 있다. 낙상의 위험성이 큰 노인의 경우 그렇지 않은 노인보다 하지의 최대근력이 낮은 것으로 나타났으며(Pijnappels, Reeves & van Dieën, 2008) 노화로 인한 낙상을 방지하기 위해 최대근력을 향상하는 것이 권장되고 있다(Robinson, Gordon, Wallentine & Visio, 2004). 또한, 최대근력 향상은 다양한 종목 선수들의 경기력 혹은 기록과 정적 상관관계가 있음을 다수의 연구결과에서 확인할 수 있다(Stone et al., 2003; Wisløff, Castagna, Helgerud, Jones & Hoff, 2004; Häkkinen, Komi, Alén & Kauhanen, 1987; Lee, Kim & Rhu, 2005).

최근 전통적인 근력운동의 효과로 얻어지는 최대 힘 증가의 패러다임에서 더 나아가 외부로부터 신체로 전달되는 물리적인 자극을 통해 최대근력 향상의 변화, 그리고 그 기전을 이해하려는 실험적 시도가 이루어지고 있다. 근육 온도를 약 39℃까지 상승시켰을 때 등속성 무릎 신전 시 최대 토크가 증가했으며(Bergh & Ekblom, 1979) 시각과 음성 피드백을 주었을 경우 대퇴사두근과 허벅지 뒤 근육(hamstring)이 생성하는 최대 토크가 증가한다고 보고되었다(Campenella, Mattacola & Kimura, 2000). 또한, 균형감각 훈련을 통해 무릎 굴곡근과 신전근의 최대 자발적 토크가 상승하였고(Heitkamp, Horstmann, Mayer, Weller & Dickhuth, 2001) 균형감각 훈련과 플라이오메트릭(plyometric) 훈련을 병행하였을 때 추정 1 repetition maximum (1RM)이 증가하였다(Myer, Ford, Brent & Hewett, 2006). Karol et al. (2016)은 손끝에 일정 주파수의 경피적 전기 신경자극(transcutaneous electrical nerve stimulation)을

Copyright © 2021 Korean Journal of Sport Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

주었을 때 각 손가락의 최대 자발적 힘 값이 유의하게 증가했다고 보고하였고, Lee, Song, Ahn & Park (2017)은 무릎 신전 시 허벅지 근육에 일정 주파수의 진동 자극을 주었을 때 최대 자발적 토크 값이 증가했다고 보고하였다. 반면 Shim et al. (2012)은 손끝의 피부 감각을 인위적으로 마비시켰을 때 개별 손가락의 힘 값뿐만 아니라 네 손가락의 최대 자발적 힘 값 또한 감소한 것을 확인하며 최대 힘 생성 시 피부 접촉 감각의 중요성을 시사하기도 하였다.

다수의 선행연구에서는 최대 자발적 토크가 증가 또는 감소하는 원리를 근신경학적 관점을 통해 규명하고자 노력해왔다. 한 연구에서는 운동뉴런의 충원(motoneuron recruitment)과 발화 빈도수(firing frequency) 교체와 같은 근수축 기전의 질적인 변화가 힘을 발생시키는 속도의 증가를 일으켰다고 해석하였다(Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson & Dyhre-Poulsen, 2002). 또한, 근육이 생성하는 최대 토크가 증가함에 따라 근육 내부의 전기적 활동이 증가하는 것이 확인되었으며(Häkkinen, Alen & Komi, 1985) 이는 훈련 이후 원심성 신경 출력(efferent neural drive)이 증가하였기 때문이라고 해석되고 있다(Aagaard et al., 2002). 이러한 근신경학적 접근은 근수축 기전을 기반으로 이루어지고 있으며 하나의 운동 신경에 의해 지배되는 근섬유의 그룹이자 근육의 가장 작은 기능적 단위인 운동단위(motor unit)를 중점으로 해석되고 있다. 선행 연구들에 따르면 근육에 의해 생성되는 힘은 동원된 운동뉴런의 개수와 그 발화 빈도수의 조정에 의해 유지 및 조절된다(Adam & De Luca, 2003; Adam & De Luca, 2005). Henneman, Somjen & Carpenter (1965)는 작은 힘에서부터 점점 큰 힘을 생성할 때 작은 크기의 운동단위부터 동원되기 시작하여 생성하는 힘이 커짐에 따라 큰 크기의 운동단위가 충원된다고 보고하며 근육이 생성하는 힘의 크기와 동원되는 운동단위의 순서 간의 관계를 size principle로 정의하였다. 이러한 선행 연구결과에 따르면 최대 자발적 토크를 생성할 때 많은 개수의 운동단위를 동원할수록 큰 힘을 생성할 수 있을 것이라 예상되며, 최대 자발적 토크를 생성하기 전 최대한 많은 수의 운동단위를 동원할 수 있다면 보다 큰 힘을 생성하는 데 도움이 될 것이라 예상할 수 있다.

다수의 연구에서 특정한 움직임 이전에 일어나는 사전활성화가 움직임의 안정성을 확보하는 데 도움이 된다고 밝혔다(Hortobagyi & DeVita, 2000; Kuitunen, Komi & Kyröläinen, 2002). 특히 보행에서 몸의 질량 중심점(COP)을 일정하게 이동시키기 위해 보행자는 하지의 물성을 변화시킨다고 알려져 왔다. 보행 시 바닥의 강성(stiffness)이 변하면 보행자는 하지의 강성을 조절하고, 강성이 낮은 바닥에서는 보행자가 하지의 강성을 높여 하지의 압축력(compression)을 감소시킴과 동시에 일정한 힘을 유지할 수 있게 돕는다고 보고되었다(Farley, Houdijk, Van Strien & Louie, 1998; Ferris & Farley, 1997). 또한, 계단이나 높은 장애물 같은 바닥의 형태가 변할 때 엉덩이 근육의 사전활성화가 일어나고 이는 새로운 바닥에 발을 딛기 위한 하지의 배열 변화에 중요한 요인이라고 설명하였다(Müller, Grimmer & Blickhan, 2010). 하지만 이러한 선행연구들은 근육의 물성 변화를 모형화하여 근육 및 관절, 움직임의 안정성을 기계학적으로 계산하였지만 다양한 조건에서의 근신경학적 변화를 확인하지는 않았다.

이처럼 사전활성화를 통해 관절의 안정성을 높이는 현상을 기계학적으로 접근하여 설명한 실험적 증거가 존재하며 근육에 부여되는 외부적인 온도 및 자극, 주기적인 운동 효과 등 인체 시스템 내부의 성질(internal property)을 변형시켜 단기적 또는 장기적 처치의 효과로 최대 힘 또는 토크 값을 증가시킨 실험도 다수 존재한다. 반면, 인위적인 처치를 통해 시스템의 변화를 일으키는 것 이외의 방법으로 힘 또는 토크 값을 증가시키는 방법에 관한 연구는 이루어지지 않았다. 또한, 움직임 이전 사전활성화에 따른 안정성 확보에 관한 연구들은 다수 존재하나, 운동단위에 집중하는 근신경학적 접근과 해석은 아직 부족한 실정이다. 따라서 본 연구는 최대 힘 또는 토크를 생성하기 전 사전활성화 형태에 따른 근력의 발현이 최대 힘 또는 토크 생성에 어떤 영향을 미치는지를 확인하고자 하였으며, 본 연구의 목적은 사전활성화의 지속 시간과 크기에 따른 근육의 작용이 최대 힘 또는 토크 생성에 미치는 영향을 규명하는 것이다.

METHOD

1. 연구참여자

본 연구에는 하지 근골격계에 이상이 없고 신경학적 기능 장애를 진단받은 기록이 없는 성인 남성 11명(나이: 25.91±2.43 yrs, 키: 173.12±3.51 cm, 몸무게: 76.45±7.74 kg)이 참여하였다. 등척성 무릎 신전 동작 수행 시 최대 자발적 토크 생성의 동질성을 확보하기 위해 오른발잡이를 연구참여자로 선정하였으며 실험에 참여하기 전 모든 연구참여자에게 실험과정에 대해 충분한 설명을 하고 이에 대한 동의를 구한 후 실험을 진행하였다(IRB No. 2010/003-016).

2. 실험장비

연구참여자의 등척성 무릎 신전 토크를 측정하기 위해 힘과 토크를 측정할 수 있는 6축 힘 & 토크 센서(MC3A; AMTI, USA)를 사용하였다. 이 센서는 특수 제작된 철제 프레임에 고정되었으며 연구참여자의 해부학적 특성을 고려하여 발목과 무릎 사이에 센서를 위치시킬 수 있도록 프레임을 제작하였다. 또한, 무릎 신전 시 발생하는 근육의 전기적 활성 정도를 측정하기 위해 근전도 검사기(Electromyography)를 부착하였으며 무선으로 피부에 부착하여 근전도를 측정할 수 있도록 Trigno wireless EMG sensor (Delsys, USA)를 사용하였다.

3. 실험절차

연구참여자는 실험 중 발생할 수 있는 부상을 예방하기 위하여 충분한 준비운동을 수행한 후, 본 실험을 위해 특수 제작된 레그 익스텐션(leg extension) 장비에 착석하였다. 연구참여자의 신체가 움직이거나 자세가 바뀌는 현상을 방지하기 위해 벨트를 이용하여 신체를 장비에 고정하였으며, 허벅지 양옆에 있는 손잡이를 잡도록 지시하여 추가적인 움직임을 방지하였다. 연구참여자가 장비에 착석한 후, 발목 위 정강이 앞면과 6축 힘 & 토크 센서가 맞닿도록 센서의 위치를 조절하였고 무릎 신전 시 가장 큰 토크를 발생시킬 수 있는 무릎 각도인 120° (Lindahl, Movin & Ringqvist, 1969)가 되도록 장비의 위치를 조절하였다. 또한, 정강이뼈와 힘 & 토크 센서의 축이 수직이 되도록 장비를 조절하여 축을 제외한 다른 축에 대해 측정되는 힘 또는 토크를 최소화하였으며, 근육의 활성 정도를 측정하기 위해 무릎 신전을 일

으키는 주된 근육(주동근)인 대퇴사두근(Quadriceps Femoris, QF)의 외측광근(Vastus Lateralis, VL), 내측광근(Vastus Medialis, VM), 대퇴직근(Rectus Femoris, RF)에 근전도 센서를 부착하였다. 무릎 신전 시 길항근의 활성화 정도가 토크 생성에 어떤 영향을 미치는지 확인하기 위하여 대퇴이두근(Biceps Femoris, BF)에 근전도 센서를 부착하였다(Figure 1).

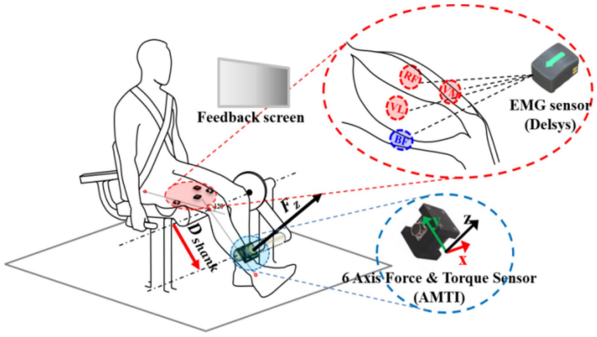

Figure 1. Experimental environment. The participants were instructed to sit on the customized knee extension device and keep the shank facing 6 axis force & torque sensor during trials. Three EMG sensors were attached to the agonist muscle group (Vastus lateralis, Vastus medialis, Rectus femoris) and one EMG sensor was attached to the antagonist muscle (Biceps femoris).

연구참여자는 정면의 모니터(24-inches, 1,920 × 1,080 resolution at 60 Hz)에 제시되는 목표 토크 값과 기준선을 활용하여 과제를 수행하였으며, 과제 중 연구참여자가 생성하는 무릎 신전 토크 값 또한 모니터를 통해 제공되었다. 실험 구간은 0 Nm의 토크를 유지하는 준비 구간인 0 Nm 구간(0 Nm Phase), 이후 목표 토크 값까지 선형적으로 토크를 증가시키는 사전활성화 구간(Pre-activation Phase), 사전활성화 종료 후 최대 자발적 토크를 생성하는 구간인 최대 자발적 토크 생성 구간(MVT Phase)으로 나누었다(Figure 2). 사전실험에서 유의한 차이를 보인 지속 시간을 채택하여, 0 Nm 구간 종료 시점으로부터 1초 또는 3초를 사전활성화 구간으로 설정하였다. 사전실험에서 측정한 모든 실험참여자의 최대 자발적 토크 값의 평균을 산출하였고(315.97±20.50, mean ± SE) 그 값의 10%, 20%, 30%인 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm을 사전활성화 목표 토크 값으로 설정하였다. 근육 활성도는 최대 자발적 힘(MVC)의 5~50% 사이에서 근 활성에 의한 힘 값과 비례 관계가 있다는 연구결과가 다수 있으며(Hess, Mills & Murray, 1987; Ravnborg, Blinkenberg & Dahl, 1991; Kiers, Clouston, Chiappa & Cros, 1995) 이러한 연구결과를 고려할 때, % MVT로 표준화한 실험 조건이 아닌 절댓값으로 주어진 본 연구의 실험 조건은 힘 생성 능력이 다른 실험참가자 간의 힘 생성과 근 활성 관계의 일관성을 일부 보장할 수 있고 나아가 가장 높은 토크 조건으로 96 Nm (30% MVT)를 설정한 것은 피로의 영향을 최소화할 수 있을 것으로 판단하였다. 연구참여자는 5초 동안 0 Nm을 유지한 후, 모니터에 제시되는 기준선을 따라 목표 토크 값(32 Nm, 64 Nm, 96 Nm)에 도달할 때까지 1초 또는 3초 동안 힘을 상승시켰으며 사전활성화 구간의 목표 토크 값을 달성한 직후 최대 자발적 토크를 생성하였다. 조건별 3번의 시도가 진행되었고 그중 가장 큰 토크 값을 추후 분석에 활용하였다. 조건별 수행 순서는 무작위로 배정하였으며 각 시도 간 3분의 충분한 휴식 시간을 부여하여 피로의 영향을 배제하였다.

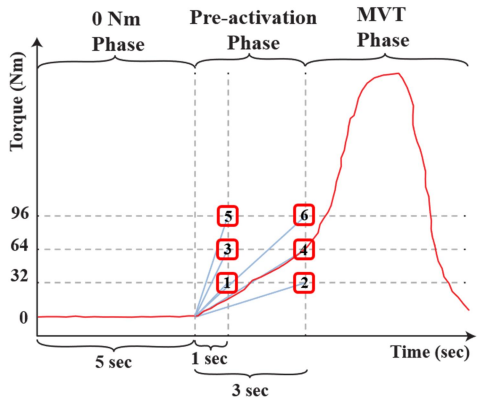

Figure 2. Experimental template and task conditions. The participants were instructed to produce the knee extension torque along the blue line at the pre-activation phase and produce the maximal voluntary torque after the pre-activation phase finished. Each condition in pre-activation phase consisted of the combinations of 1) three levels of magnitude, e.g., 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm, and 2) two levels of duration, e.g., 1 sec, and 3 sec; thus, a total of six conditions were given to the subjects.

4. 자료분석

수집한 자료는 10 Hz의 zero-lag fourth-order low pass Butterworth filter를 이용하여 필터링한 후, 각 변인으로 산출하였다. 실험을 통해 측정된 자료들은 MATLAB R2019b (MathWorks Inc. Natick, MA, USA)를 이용하여 분석하였다.

1) 최대 자발적 토크(Maximum Voluntary Torque: MVT)

대퇴골 외측 상과로부터 힘 & 토크 센서 사이까지의 길이인 Ds_{hank} (Figure 1)와 센서에 측정된 값(F_z)을 이용하여 기계적인 무릎 관절 토크를 산출하였다. MVT는 최대 자발적 토크 생성 구간(MVT Phase)에서 생성된 무릎 관절 토크의 최댓값으로 정의하였다. <Equation 1>의 k는 사전활성화 구간의 목표 토크 값인 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm을 나타내며 l은 사전활성화 구간의 지속 시간인 1초, 3초를 나타낸다.

$$KJT_{k,l} = D_{shank} \times F_z \qquad \text{<Equation 1>}$$

2) 토크 생성 속도(Rate of Torque Development: RTD)

최대 자발적 토크 생성 구간(MVT Phase)에서의 단위 시간당 토크 변화량을 토크 생성 속도(RTD)로 정의하였다. 사전활성화 정도와 지속 시간이 RTD에 어떤 영향을 미치는지 확인하기 위해 사전활성화 구간이 끝난 직후부터 MVT를 기록한 시점까지의 토크 변화량을 시간 변화량으로 나누어 RTD를 산출하였다. <Equation 2>의 k는 사전활성화 구간의 목표 토크 값인 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm을 나타내며 l은 사전활성화 구간의 지속 시간인 1초, 3초를 나타낸다.

$$RTD_{k,l} = \frac{\Delta Torque_{k,l}}{\Delta Time_{k,l}}$$ <Equation 2>

3) 적분 근전도(integrated electromyography: iEMG)

사전활성화 구간에서의 근전도와 사전활성화 구간이 끝난 직후부터 MVT를 기록한 시점까지의 근전도를 시간에 대해 적분한 후 두 값을 더하여 적분 근전도(iEMG) 값을 산출하였다. 연구참여자에 따라 분석 시점과 그 길이가 다르므로 각 시도와 구간별 시작, 종료 시점 사이의 시간을 100의 시점으로 재구성(resampling)하여 주동근(대퇴사두근, QF)과 길항근(대퇴이두근, BF)의 iEMG 값을 산출하였다. 이때, QF의 적분 근전도는 그 근육군을 구성하는 VL, VM, RF의 적분 근전도를 합하여 계산하였다. <Equation 3>의 *k*는 사전활성화 구간의 목표 토크 값인 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm을 나타내며 *l*은 사전활성화 구간의 지속 시간인 1초, 3초를 나타낸다.

$$iEMG_{k,l} = \int_1^{100} \left| EMG_{k,l}(t) \right| \cdot dt$$ <Equation 3>

4) 동시 수축 지수(Co-Contraction Index: CCI)

무릎 신전 시 길항근의 활성화 정도가 최대 토크 생성에 어떤 영향을 미치는지 확인하기 위하여, 길항근의 활성 정도($iEMG_{ANT}$)를 주동근과 길항근을 포함한 전체 근육의 활성 정도($iEMG_{TOT}$)로 나누어 동시 수축 지수(CCI)를 산출하였다. <Equation 4>의 *k*는 사전활성화 구간의 목표 토크 값인 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm을 나타내며 *l*은 사전활성화 구간의 지속 시간인 1초, 3초를 나타낸다.

$$CCI_{k,l} = 2\frac{iEMG_{ANT}}{iEMG_{TOT}}$$ <Equation 4>

5) 평균 파워 주파수(Mean Power Frequency: MPF)

최대 자발적 토크(MVT) 생성 과제 수행 시 근육에 피로가 발생하여 실험결과에 영향을 미칠 수 있으므로, 피로에 의한 수행력 차이를 검증하기 위해 아래 수식을 통해 평균 파워 주파수(MPF)를 산출하였다(Oskoei & Hu, 2008; Phinyomark, Phukpattaranont & Limsakul, 2012). <Equation 5>의 *k*는 사전활성화 구간의 목표 토크 값인 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm을 나타내며 *l*은 사전활성화 구간의 지속 시간인 1초, 3초를 나타낸다.

$$MPF_{k,l} = \frac{\sum_{j=1}^{n} f_j P_j}{\sum_{j=1}^{n} P_j}$$ <Equation 5>

(j: frequency bin, P: EMG power spectrum, n: length of frequency bin, f: 근전도 주파수)

5. 통계처리

본 연구의 통계처리는 SPSS 21.0 (IBM, USA)을 이용하였고, 등척성 무릎 신전 시 사전활성화 유형의 차이가 최대 자발적 토크(MVT) 생성에 미치는 영향을 분석하기 위해 사전활성화 지속 시간, 사전활성화 토크 크기를 요인으로 이원 반복측정 분산분석(two-way repeated measure ANOVA)을 사용하였다. 유의 차이에 따른 상호작용은 사후검증을 시행하였으며 모든 통계치의 유의수준은 $p<0.05$로 설정하였다. 구형성(sphericity) 조건을 확인하기 위해 Mauchly의 구형성 검정(sphericity test)을 시행하였으며, 조건이 만족되지 않는 경우 Greenhouse-Geisser 추정을 이용하여 유의확률을 산출하였다. 또한, 모든 평균 비교(comparison)의 통계적 파워(statistical power)를 계산하였으며 partial-eta-squared (ηp^2) 값을 통해 제시하였다. 특히 주 효과의 파워는 효과크기(ηp^2)가 크다고 받아들여지는 0.4~0.73 사이의 값을 나타내었다(Cohen, 1973; Goodman et al., 2018).

RESULTS

1. 최대 자발적 토크(Maximal Voluntary Torque: MVT)

등척성 무릎 신전 시 사전활성화 구간의 토크 크기(3 수준: 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm)와 지속 시간(2 수준: 1초, 3초)이 최대 자발적 토크(MVT) 발생에 미치는 영향을 확인하였다. 사전활성화 구간의 토크 크기와 지속 시간의 주 효과(main effect)는 통계적으로 유의하지 않았지만, 상호작용 효과(interaction effect)는 통계적으로 유의하였다($F_{[2,20]}$= 3.949, p=0.036, ηp^2=0.283). 사후 검정을 통해 토크 크기가 96 Nm일 때 지속 시간이 3초일 때 보다 1초일 때 MVT의 유의한 증가를 확인하였으며($p<0.05$), 지속 시간이 1초일 때 토크 크기가 32 Nm, 64 Nm일 때 보다 96 Nm일 때 MVT의 유의한 증가를 확인하였다($p<0.05$) (Figure 3).

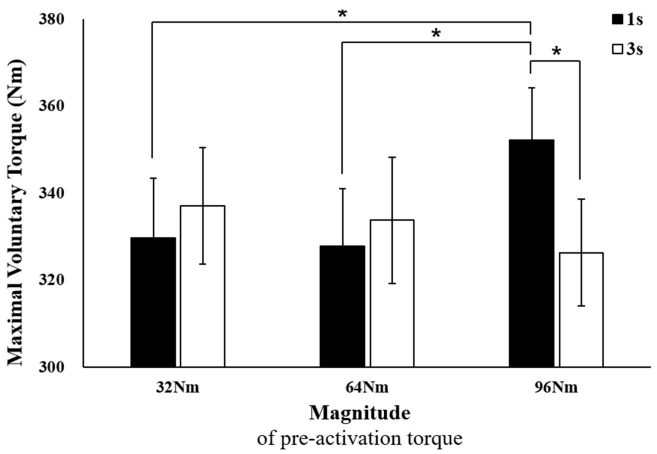

Figure 3. Maximal voluntary torque according to magnitude of pre-activation (32 Nm, 64 Nm, 96 Nm) and duration of pre-activation (1 sec, 3 sec). Average values are presented with standard error bars.

2. 토크 생성 속도(Rate of Torque Development: RTD)

사전활성화 구간의 토크 크기(3 수준: 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm)와 지속 시간(2 수준: 1초, 3초)이 사전활성화 구간이 끝난 직후로부터 최대 자발적 토크를 기록할 때까지의 토크 생성 속도(RTD)에 미치는 영향을

확인하였다. 그 결과 RTD에 대한 토크 크기와 지속 시간의 주 효과(지속 시간: p=0.079)와 상호작용 효과 모두 통계적으로 유의하지 않았다.

3. 적분 근전도(Integrated Electromyography: iEMG)

사전활성화 구간의 토크 크기(3 수준: 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm)와 지속 시간(2 수준: 1초, 3초)이 사전활성화 구간이 시작되는 시점으로부터 최대 자발적 토크를 기록한 시점까지의 대퇴사두근(QF, 주동근)과 대퇴이두근(BF, 길항근)의 적분 근전도(iEMG)에 미치는 영향을 확인하였다. QF의 적분 근전도(iEMG) 분석 결과, 토크 크기와 지속 시간의 주 효과는 통계적으로 유의하였으며(토크 크기: $F_{[2,20]}$=6.185, p=0.008, ηp^2=0.382; 지속 시간: $F_{[1,10]}$=12.727, p=0.005, ηp^2=0.560), 상호작용 효과 또한 통계적으로 유의하였다($F_{[2,20]}$=3.962, p=0.036, ηp^2=0.284) (Figure 4a). 사후 검정을 통해 토크 크기가 96 Nm일 때 지속 시간이 3초일 때 보다 1초일 때 iEMG가 유의하게 증가하였음을 확인하였다(p<0.05). 즉, iEMG에 대한 지속 시간의 효과(1 sec > 3 sec)는 토크 크기가 32 Nm와 64 Nm일 때 보다 96 Nm일 때 더 컸다. BF의 적분 근전도(iEMG) 분석결과, 지속 시간의 주 효과는 통계적으로 유의하였지만($F_{[1,10]}$=26.618, p<0.001, ηp^2=0.727), 토크 크기의 주 효과와 상호작용 효과는 통계적으로 유의하지 않았다(Figure 4b).

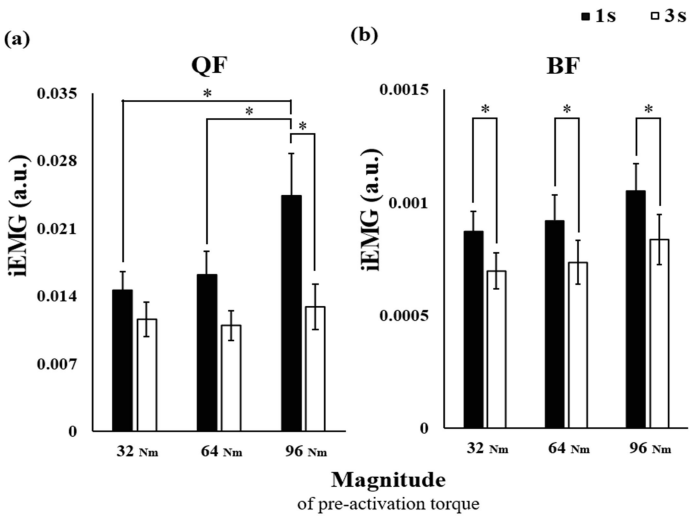

Figure 4. Integrated electromyography values in (a) agonist muscle group and (b) antagonist muscle according to magnitude of pre-activation (32 Nm, 64 Nm, 96 Nm) and duration of pre-activation (1 sec, 3 sec). Average values are presented with standard error bars.

4. 동시 수축 지수(Co-contraction Index: CCI)

사전활성화 구간의 토크 크기(3 수준: 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm)와 지속 시간(2 수준: 1초, 3초)이 전체 근육들의 활성화 정도에 대한 길항근의 활성화 정도를 나타내는 동시 수축 지수(CCI)에 미치는 영향을 확인하였다. 그 결과, 사전활성화 구간이 시작되는 시점으로부터 최대 자발적 토크를 기록한 시점까지의 CCI에 대한 토크 크기, 지속 시간의 주 효과와 상호작용 효과 모두 통계적으로 유의하지 않았다.

5. 평균 파워 주파수(Mean Power Frequency: MPF)

사전활성화 구간의 토크 크기(3 수준: 32 Nm, 64 Nm, 96 Nm)와 지속 시간(2 수준: 1초, 3초)이 사전활성화 구간이 시작되는 시점으로부터 최대 자발적 토크를 기록한 시점까지의 대퇴사두근(QF, 주동근)과 대퇴이두근(BF, 길항근)의 평균 파워 주파수(MPF)에 미치는 영향을 확인하였다. QF의 경우(Figure 5a), MPF에 대한 지속 시간의 주 효과는 통계적으로 유의하였지만($F_{[1,10]}$=17.791, p=0.002, ηp^2=0.640), 토크 크기의 주 효과와 상호작용 효과는 통계적으로 유의하지 않았다. 사후 검정을 통해 사전활성화 지속 시간이 1초일 때 보다 3초일 때 MPF가 유의하게 감소하는 것을 확인하였다(p<0.01). BF의 경우(Figure 5b), MPF에 대한 토크 크기와 지속 시간의 주 효과는 통계적으로 유의하지 않았지만, 상호작용 효과는 통계적으로 유의하였다($F_{[2,20]}$=3.623, p=0.045, ηp^2=0.266). 사후 검정을 통해 토크 크기가 96 Nm인 경우 지속 시간이 1초일 때 보다 3초일 때 MPF가 유의하게 감소하는 것을 확인하였다(p<0.001). 즉, BF의 MPF에 대한 지속 시간의 효과(1 sec > 3 sec)는 토크 크기가 32 Nm, 64 Nm일 때 보다 96 Nm일 때 더 컸다.

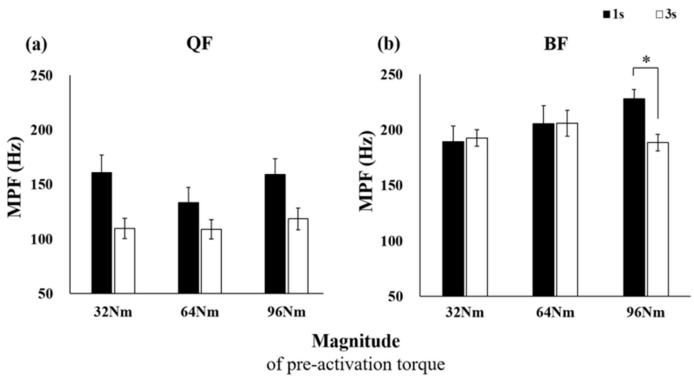

Figure 5. Mean power frequency in (a) agonist muscle group and (b) antagonist muscle according to magnitude of pre-activation (32 Nm, 64 Nm, 96 Nm) and duration of pre-activation (1 sec, 3 sec). Average values are presented with standard error bars.

DISCUSSION

본 연구는 등척성 무릎 토크 발생 시 사전활성화 유형에 따른 최대 자발적 토크 발현 원리를 규명하고자 하였으며 그에 따라 최대 자발적 토크(MVT), 토크 생성 속도(RTD), 적분 근전도(iEMG), 동시 수축 지수(CCI), 평균 파워 주파수(MPF)를 분석 변인으로 설정하였다. 그 결과 사전활성화 토크 크기가 가장 크고 지속 시간이 짧을 때 최대 자발적 토크(MVT)가 유의하게 증가한 것을 확인하였다. 반면 사전활성화 유형에 따른 토크 생성 속도(RTD)의 차이는 확인되지 않았다. 무릎 신전 시 주동근으로 사용되는 대퇴사두근의 근전도(iEMG)는 사전활성화 토크 크기가 크고 지속 시간이 짧을수록 높게 나타났으며 길항근으로 사용되는 대퇴이두근의 근전도(iEMG)는 사전활성화 지속 시간이 길 때 감소하는 것으로 확인되었다. 주동근과 길항근, 두 근육군의 전체 활성도에 대한 길항근의 활성도로 계산되는 동시 수축 지수(CCI)는 사전

활성화 지속 시간이 짧은 경우 사전활성화 토크 크기가 증가함에 따라 그 값이 감소하는 경향을 보였으나 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 또한, 길항근의 평균 파워 주파수(MPF)는 사전활성화 토크 크기가 크고 지속 시간이 길 때 유의하게 감소하는 결과를 보였다.

선행연구에 따르면 근육에 적절한 진동 자극을 부여했을 때 최대 자발적 토크가 증가한다는 것이 확인되었으며 근육 온도를 조절하여 최대 힘을 생성하는 능력이 향상될 수 있다고 보고되는 등 인위적인 처치를 통해 최대 힘 또는 토크를 증가시킬 수 있다고 논의되어 왔다(Cornwall, 1994; Issurin, Liebermann & Tenenbaum, 1994). 또한, Häkkinen, Komi & Alen (1985)는 적절한 저항운동을 통해 토크 생성 속도를 변화시켜 더 큰 힘을 생성할 수 있도록 하는 전략을 사용할 수 있다고 밝혔으며 이는 저항성 운동 이후 원심성 신경 출력(efferent neural drive)이 증가하였기 때문이라고 해석하였다. 본 연구는 최대 토크를 생성하기 전 다양한 유형의 사전활성화를 거치는 것이 토크 생성 속도에 유의한 차이를 나타내지 않는다는 결과를 나타내며 앞선 선행연구와는 다른 결과를 확인하였다. 이는 근육 온도를 조절하여 근육의 물성(mechanical property)을 바꾸거나 지속적인 저항성 운동을 통해 근신경학적 변화를 일으킨 선행연구들과 달리 인체 시스템 내부의 성질을 변화시키지 않은 본 연구의 특성 때문에 나타난 차이라고 생각된다.

선행연구에 따르면 생성된 힘 값이 증가할수록 그 움직임에 관여하는 주동근의 근전도가 증가하는 경향이 나타났다(De Luca, 1997; Häkkinen & Komi, 1983). 본 연구에서 사전활성화 토크 크기가 크고 지속 시간이 짧은 경우 최대 자발적 토크 값이 증가한 것 또한 해당 사전활성화 조건에서 주동근으로 사용되는 대퇴사두근(QF)의 근전도가 증가했기 때문으로 생각하며 이는 선행연구 결과와 일치한다. Henneman 등 (1965)의 연구에서는 작은 힘에서부터 큰 힘을 낼 때 작은 운동단위가 우선 동원되고 힘이 증가할수록 큰 운동단위가 동원된다고 보고하였는데 이는 같은 사전활성화 지속 시간 조건에서 사전활성화 토크 크기가 커질수록 주동근의 근전도가 증가하는 본 연구의 결과와 일치한다. 사전활성화 크기가 비교적 작았을 때 보다 컸을 때 더 많은 운동단위가 충원되어 최대 자발적 토크 생성에 영향을 주었을 것이라 해석할 수 있다. 반면, Masakado, Akaboshi, Nagata, Kimura & Chino (1995)는 힘 생성 속도가 변해도 Henneman'의 size principle이 유지된다고 밝혔지만 본 연구에서는 사전활성화의 토크 크기가 같고 지속 시간이 긴 경우 지속 시간에 따른 주동근의 근전도는 유의한 차이를 보이지 않으며 선행연구와 상반된 결과를 보였다.

사전활성화 지속 시간이 짧은 경우 길항근인 대퇴이두근(BF)의 근전도 또한 유의하게 증가하였지만 주동근의 적분 근전도가 증가한 정도가 길항근의 적분 근전도가 증가한 정도보다 상대적으로 컸기 때문에 동시 수축 지수(CCI)의 값은 감소하는 경향을 보였다. 정확성을 최대한 발휘해야 하는 과제나 관절의 안정을 유지할 필요가 있는 과제에서는 주동근과 함께 길항근이 크게 활성화되어야 한다고 알려졌지만(Hunter, Ryan, Ortega & Enoka, 2002) 본 연구와 같이 최대 힘 또는 토크를 생성하기 위해서는 동시 수축 지수의 감소가 필요하다고 보고되었다(Ford, Van den Bogert, Myer, Shapiro & Hewett, 2008). 이는 특정 움직임에 관여하는 주동근의 활성화가 증가하면서 inhibitory interneuron을 자극하여 길항근의 활성화를 억제하는 상호 억제(reciprocal inhibition) 현상으로 설명된다(Crone, Hultborn, Jespersen & Nielsen, 1987). 따라서 본 연구에서 사전활성화 토크 크기가 크고 지속 시간이 짧은 경우 대퇴사두근의 활성화가 증가하면서 inhibitory interneuron을 통해 대퇴이두근의 활성을 억제하고 동시 수축 지수(CCI)가 감소하여 해당 조건에서 더 큰 토크를 생성할 수 있었을 것으로 생각한다.

전반적인 사전활성화 유형에서 주동근과 길항근의 평균 파워 주파수의 차이는 확인되지 않았으나 사전활성화 토크 크기가 크고 지속 시간이 긴 경우에 길항근의 평균 파워 주파수가 유의하게 낮은 것으로 나타났다. 평균 파워 주파수는 측정된 근전도 신호의 적절한 가공을 통해 피로를 측정하기 위해 사용되고 있다(Cifrek, Medved, Tonković & Ostojić, 2009). 본 연구에서 사전활성화 토크 크기가 크고 지속 시간이 짧은 조건에서 최대 자발적 토크가 증가했지만 다른 조건에서 그렇지 못한 것이 오직 피로의 효과에 의한 것이라고 해석하기 위해서는 추가적인 실험자료가 필요하다고 판단된다. Contessa, De Luca & Kline (2016)의 연구에서는 피로했을 경우 운동단위의 발화율은 증가하였고 새로운 운동단위들이 동원되었으며 운동단위 동원 역치가 감소하였다고 보고하면서 운동단위 수준에서의 조절 가능성을 시사하고 있다. 따라서 본 연구에서 나타난 길항근의 평균 파워 주파수 차이가 실제 피로로 인한 결과인지 다른 근육의 보상 작용으로 인한 결과인지 명확한 원인과 그 기전을 밝히기 위해 개별 운동단위와 관련된 추가 연구가 필요하다.

본 연구결과는 앞선 선행연구 결과와 더불어 최대 자발적 토크를 생성해야 하는 상황에서 전략적으로 활용될 수 있을 것이다. 하지만, 본 연구의 사전활성화의 요소는 사전활성화 시간과 크기로 한정되어 있으며, 근육의 수축 형태도 등척성 조건만을 포함하고 있다. 사전활성화는 다양한 일상 행동과 스포츠 상황에 적용될 수 있다. 외력에 저항하기 위해 신체 근육은 외력이 신체에 기계적 효과를 발휘하기 전에 이미 활성화되기 시작하며, 많은 스포츠 동작 또한 마지막 움직임(공의 릴리즈 시점, 킥 동작 시 발과 볼이 컨택트 되는 시점)을 위해 사전 동작을 하게 되고, 이를 근육 단위에서 이해하면 사전활성화 전략으로 일부 이해할 수 있다. 따라서 후속적으로 등척성 조건뿐만 아니라 등장성(isotonic), 등속성(isokinetic) 수축 상황 등 다양한 조건에서 연구가 진행되고 여러 근육에 대해 본 연구방법이 적용된다면 궁극적으로 실제 현장에 적용될 수 있는 근육의 사전활성화 전략의 실험적 결과를 제시할 것으로 기대한다.

유의확률을 조정하여 산출하는 통계적인 보완법을 사용하였지만, 본 연구의 결과를 일반화한 절대적인 실험참여자의 수가 부족한 것은 본 연구의 한계점이라 생각된다. 추후 모집단을 대변할 수 있을 정도의 참여자를 모집하여 결과를 재확인하는 과정이 필요하다고 판단된다. 본 실험에서는 사전활성화 이후 최대 자발적 토크를 생성할 때까지의 토크 크기를 일정하게 하기 위해 사전활성화 목표 토크 값을 절대적인(absolute) 값으로 설정하였다. 하지만, 힘 생성 능력(force production capability)의 차이에 따른 본 연구 종속 변인의 변화를 완전히 배제할 수 없을 것이다. 따라서, 추후 본 연구의 결과를 기반으로 상대적 목표 값을 조건으로 설정한 실험을 진행한다면, 힘 생성 능력 차이에 따른 사전활성화 효과를 명확히 검증할 수 있을 것으로 기대한다. 또한, 측정된 근육 활성도를 세부적인 개별 운동단위 수준에서 분석이 이루어지지 않았다는 점도 이 연구의 한계로 제시될 수 있다. 따라서 이와 같은 제한점을 고려한 후속 연구를 진행하여 근신경계의 사전활성화를 활용한 최대 자발적 토크 생성 전략을 이해할 필요가 있다.

CONCLUSION

본 연구는 등척성 무릎 신전 시 사전활성화 유형의 차이가 최대 자발적 토크 생성에 어떠한 영향을 미치는지 규명하기 위해 진행되었다. 사전활성화 요소는 사전활성화 시간과 크기로 구분하여 제시하였다. 사전활성화의 시간과 크기는 토크 생성 속도를 결정하는 주요한 요인이며, 따라서 두 요소 간의 관계와 더불어 두 요소 변화에 따른 최대 자발적 토크의 변화를 관찰하는 것은 다음 두 가지 측면에서 큰 의미를 가질 수 있다고 판단된다. 본 연구 과정 및 결과는, 첫째, 신체 근육의 %MVT 측정을 통한 과제의 등급조절(scaling) 형태 실험에서 MVT 측정 방법에 관한 새로운 시각을 제시하고 있다. 다시 말해, MVT 측정 과제를 수행할 때 사전활성화의 철저한 통제는 측정된 MVT가 근육의 물성을 적극적으로 반영하는 것인지, 혹은 근육의 수축 history에 의한 것인지를 판단할 수 있는 근거가 될 것이다. 두 번째, 본 연구의 핵심결과는 1) 사전활성화 유형의 차이는 토크 생성 속도(RTD)에 유효한 영향을 끼치지 않았지만, 2) 최대 자발적 토크(MVT)에는 유의한 영향을 끼쳤다는 사실이다. 특히, 사전활성화 구간의 토크 크기가 크고(96 Nm) 지속 시간이 짧을 때(1초) 상대적으로 큰 최대 자발적 토크(MVT)를 생성하였다. 본 연구결과는 무거운 물건을 들거나 낙상을 예방하는 등 최대 힘 또는 토크 생성이 필요한 일상적인 상황과 더 높이 뛰거나 더 멀리 던지기 위해 최대 힘 또는 토크를 생성해야 하는 스포츠 상황에서 빠르고 강한 사전활성화를 통해 증가한 힘 또는 토크를 생성하는 전략을 적용할 수 있는 발판을 제공하였다. 또한, 최대 자발적 힘 또는 토크를 생성하기에 앞서 더 큰 값을 생성하기 위해 빠르고 강하게 근육을 사전활성화하는 방법을 제안한 것에 본 연구의 의의가 있다.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported in part by the Ministry of Science and the National Research Foundation of Korea (NRF-2019R1F1A1061871), the Creative-Pioneering Researchers Program through Seoul National University (SNU), and Nano Material Technology Development Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Science, ICT and Future Planning (No.2016M3A7B4910552).

REFERENCES

Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *93*(4), 1318-1326.

Adam, A. & De Luca, C. J. (2003). Recruitment order of motor units in human vastus lateralis muscle is maintained during fatiguing contractions. *Journal of Neurophysiology*, *90*(5), 2919-2927.

Adam, A. & De Luca, C. J. (2005). Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, *99*(1), 268-280.

Bergh, U. & Ekblom, B. (1979). Influence of muscle temperature on maximal muscle strength and power output in human skeletal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, *107*(1), 33-37.

Calancie, B. & Bawa, P. (1990). Motor unit recruitment in humans. *The Segmental Motor System*. Binder MD, Mendell LM.

Campenella, B., Mattacola, C. G. & Kimura, I. F. (2000). Effect of visual feedback and verbal encouragement on concentric quadriceps and hamstrings peak torque of males and females. *Isokinetics and Exercise Science*, *8*(1), 1-6.

Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S. & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, *24*(4), 327-340.

Cohen, J. (1973). Eta-squared and partial eta-squared in fixed factor ANOVA designs. *Educational and Psychological Measurement*, *33*(1), 107-112.

Contessa, P., De Luca, C. J. & Kline, J. C. (2016). The compensatory interaction between motor unit firing behavior and muscle force during fatigue. *Journal of Neurophysiology*, *116*(4), 1579-1585.

Cornwall, M. W. (1994). Effect of temperature on muscle force and rate of muscle force production in men and women. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *20*(2), 74-80.

Crone, C., Hultborn, H., Jespersen, B. & Nielsen, J. (1987). Reciprocal Ia inhibition between ankle flexors and extensors in man. *The Journal of Physiology*, *389*(1), 163-185.

Davies, L., Wiegner, A. W. & Young, R. R. (1993). Variation in firing order of human soleus motoneurons during voluntary and reflex activation. *Brain Research*, *602*(1), 104-110.

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, *13*(2), 135-163.

Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C. & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, *85*(3), 1044-1055.

Ferris, D. P. & Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology*, *82*(1), 15-22.

Ford, K. R., Van den Bogert, J., Myer, G. D., Shapiro, R. & Hewett, T. E. (2008). The effects of age and skill level on knee musculature co-contraction during functional activities: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, *42*(7), 561-566.

Goodman, E. L., Breithaupt, L., Watson, H. J., Peat, C. M., Baker, J. H., Bulik, C. M. & Brownley, K. A. (2018). Sweet taste preference in binge-eating disorder: *A Preliminary Investigation. Eating Behaviors*, *28*, 8-15.

Häkkinen, K. E. I. J. O. & Komi, P. V. (1983). Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *15*(6), 455-460.

Häkkinen, K., Alen, M. & Komi, P. V. (1985). Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiologica Scandinavica*, *125*(4), 573-585.

Häkkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Malkia, E. ... & Alen, M. (1998). Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*, *84*(4), 1341-1349.

Häkkinen, K., Komi, P. V., Alén, M. & Kauhanen, H. (1987). EMG, muscle fibre and force production characteristics during a 1 year training period in elite weight-lifters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *56*(4), 419-427.

Häkkinen, K., Komi, P. & Alen, M. (1985). Effect of explosive type strength training on isometric force-and relaxation-time, elelectromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, *125*(4), 587-600.

Heitkamp, H. C., Horstmann, T., Mayer, F., Weller, J. & Dickhuth, H. H. (2001). Gain in strength and muscular balance after balance training. *International Journal of Sports Medicine*, *22*(4), 285-290.

Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, *28*(3), 560-580.

Hess, C. W., Mills, K. R. & Murray, N. M. (1987). Responses in small hand muscles from magnetic stimulation of the human brain. *The Journal of Physiology*, *388*(1), 397-419.

Hortobágyi, T. & DeVita, P. (2000). Muscle pre-and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(2), 117-126.

Hunter, S. K., Ryan, D. L., Ortega, J. D. & Enoka, R. M. (2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *Journal of Neurophysiology*, *88*(6), 3087-3096.

Issurin, V., Liebermann, D. & Tenenbaum, G. (1994). Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *Journal of Sports Sciences*, *12*(6), 561-566.

Kiers, L., Clouston, P., Chiappa, K. H. & Cros, D. (1995). Assessment of cortical motor output: compound muscle action potential versus twitch force recording. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, *97*(2), 131-139.

Kuitunen, S., Komi, P. V. & Kyröläinen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(1), 166-173.

Karol, S., Koh, K., Kwon, H. J., Park, Y. S., Kwon, Y. H. & Shim, J. K. (2016). The Effect of Frequency of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) on Maximum Multi-finger Force Production. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *26*(1), 93-99.

Lee, J., Song, J., Ahn, J. & Park, J. (2017). The effect of short-term muscle vibration on knee joint torque and muscle firing patterns during a maximal voluntary isometric contraction. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *27*(2), 83-90.

Lee, K. I., Kim, S. H. & Rhu, H. B. (2005). The Relationships among a Head Speed, Strength, Flexibility when it does Driver Shot of Golf. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *9*(2), 145-157.

Lindahl, O., Movin, A. & Ringqvist, I. (1969). Knee extension: measurement of the isometric force in different positions of the knee-joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, *40*(1), 79-85.

Masakado, Y., Akaboshi, K., Nagata, M. A., Kimura, A. & Chino, N. (1995). Motor unit firing behavior in slow and fast contractions of the first dorsal interosseous muscle of healthy men. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, *97*(6), 290-295.

Müller, R., Grimmer, S. & Blickhan, R. (2010). Running on uneven ground: leg adjustments by muscle pre-activation control. *Human Movement Science*, *29*(2), 299-310.

Myer, G. D., Ford, K. R., Brent, J. L. & Hewett, T. E. (2006). The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *20*(2), 345.

Oskoei, M. A. & Hu, H. (2008). Support vector machine-based classification scheme for myoelectric control applied to upper limb. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *55*(8), 1956-1965.

Phinyomark, A., Phukpattaranont, P. & Limsakul, C. (2012). Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications*, *39*(8), 7420-7431.

Pijnappels, M., Reeves, N. D. & van Dieën, J. H. (2008). Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *European Journal of Applied Physiology*, *102*(5), 585-592.

Ravnborg, M., Blinkenberg, M. & Dahl, K. (1991). Standardization of facilitation of compound muscle action potentials evoked by magnetic stimulation of the cortex. Results in healthy volunteers and in patients with multiple sclerosis. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, *81*(3), 195-201.

Robinson, B., Gordon, J., Wallentine, S. & Visio, M. (2004). Relationship between lower-extremity joint torque and the risk for falls in a group of community dwelling older adults. *Physiotherapy Theory and Practice*, *20*(3), 155-173.

Schmidtbleicher, D. & Haralambie, G. (1981). Changes in contractile properties of muscle after strength training in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *46*(3), 221-228.

Shim, J. K., Karol, S., Kim, Y. S., Seo, N. J., Kim, Y. H., Kim, Y. & Yoon, B. C. (2012). Tactile feedback plays a critical role in maximum finger force production. *Journal of Biomechanics*, *45*(3), 415-420.

Stone, M. H., Sanborn, K. I. M., O'Bryant, H. S., Hartman, M., Stone, M. E., Proulx, C. ... & Hruby, J. (2003). Maximum strength-power-performance relationships in collegiate throwers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *17*(4), 739-745.

Wisløff, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R. & Hoff, J. (2004). Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, *38*(3), 285-288.