The Effects of short-term muscle vibration on knee joint torque and muscle firing patterns during a maximal voluntary isometric contraction

Abstract

Objective: The purpose of this study is to investigate the effect of short-term vibration frequencies on muscle force generation capability.

Method: Six healthy participants were recruited for this study and were tested with their dominant leg only. The subjects were tested under five conditions of vibration frequencies with constant amplitude: 0 Hz (no vibration), 30 Hz, 60 Hz, and 90 Hz, and the vibration amplitude was 10 mm for all frequency conditions. The vibration was applied to the rectus femoris (RF). Subjects were instructed to maintain a steady-state isometric knee joint torque (100 Nm) for the first 6-s. After the steady-state torque production, the subjects were required to produce isometric knee joint torque by leg extension effort as hard as possible with a start signal within next 3s. The vibration was applied for about 4-s starting from 1-s before initiation of the change in the steady-state knee joint torque.

Results: The results showed that the maximal voluntary torque (MVT) of the knee joint increased with the vibration frequencies. On average, the MVTs were 756.47 Nm for 0 Hz (no vibration) and 809.61 Nm for 90 Hz. There was a significant positive correlation (r = 0.71) between the MVTs and integrated EMGs (iEMGs). Also, co-contraction indices (CCIs) were computed, which represent the ratio of iEMGs of antagonist muscle to iEMGs of all involved muscles. There was a significant negative correlation (r = 0.62) between CCIs and MVTs which was accompanied by a significant positive correlation (r = 0.69) between iEMGs of the vibrated muscle (RF). There was no significant correlation between MVTs and iEMGs of antagonist.

Conclusion: The results of this study suggest that the short-term vibration on the muscle increases the level of muscle activation possibly due to increased Ia-afferent activities, which led to enhancing force generation capability.

Keywords: short-term muscle vibration, maximal isometric voluntary torque, Ia-afferent, co-contraction

Introduction

최근 전신 또는 국소 부위에 진동(vibration) 자극을 주어 운동효과를 높이려는 시도가 다양하게 진행되고 있다. 이러한 진동 자극은 중력이 없는 우주공간에서 비행사들에게 인위적으로 과 중력 상태를 만들어 줌으로써 근·골격계의 기능적 형태적 퇴화를 예방하기 위해 처음으로 고안되었다. 진동 자극은 근·골격계뿐만 아니라 호흡·순환계, 신경계, 내분비계 등에 긍정적 영향을 미칠 수 있다는 연구들(Cardinale & Bosco, 2003; Oh, Kang, Min & Kwon, 2015; Woo & Park, 2015)이 발표됨으로써 현재는 물리치료, 재활 등의 분야까지 응용 범위가 확대되고 있다 (Remaud & Guével, 2009). 진동 자극 방법은 크게 두 가지 방법으로 전신 진동 자극과 국소 진동 자극이 존재하며 전신 진동 운동에 관한 연구는 활발하게 이루어지는 반면 국소 부위의 진동 자극이 골격근 조직에 미치는 효과를 규명하기 위한 연구는 매우 제한적으로 이루어지고 있다.

실험결과를 통해 밝혀진 진동 자극의 효과는 긍정적인 효과와 부정적인 측면을 모두 포함하고 있다. Issurin(1994)의 연구에서는 진동 자극 트레이닝이 등장성 최대 힘 값(isotonic maximal force)과 유연성의 유의한 증가를 가져온다고 보고하였다. 또한 불완전 척추 손상(incomplete spinal cord injury) 환자를 대상으로

한 Barthélémy(2016)의 연구에서는 80Hz 진동수의 자극이 근육 감각의 구심성(muscle Sensory afferent) 신경을 자극한다고 하였으며, 진동 자극 트레이닝을 통해 환자의 보행 능력을 향상한 결과를 보고하였다.

Humphries(2004)는 진동 자극이 최대 등척성 수축(isometric contraction) 시 근육의 활성화와 힘 진전의 비율에 미치는 효과를 확인하였는데, 50Hz 수준의 진동 자극은 등척성 수축 힘의 유의한 증가를 가져오지 못한다는 결과를 보고하였고, Ekblom(2011)의 연구에서는 힘 값 및 근 활성도 그리고 H-reflex 반응은 30 분 이상의 장기 진동 자극 후 유의미한 차이를 보이지 않았다고 보고하고 있다. 또한, Rothmuller(1995)의 피로가 진행되는 동안 진동 자극이 길항근의 동시수축(co-contraction)에 미치는 영향에 대한 연구 결과에서는 오히려 힘 값이 감소하는 결과를 보였다고 보고하였다.

이러한 진동 자극의 상반된 효과는 진동 자극을 감지하는 근방추(muscle spindle)의 반응 특성에 따른 결과로 해석할 수 있다. 인체는 근육과 건을 통해 진동을 인지하게 되고 진동을 완충하기 위한 적응 반응을 보이게 되며, 이를 통해 긴장성 진동반사(tonic vibration reflex: TVR)라는 반사적 근 수축을 일으켜 근 신경계의 기능 향상을 일으키게 된다(Cardinale & Bosco, 2003). 이러한 진동 자극의 효과를 결정하는 중요한 요인으로는 진동수(frequency), 진동 폭(amplitude) 및 진동 세기(magnitude) 등이 있다(Torvinen, 2002). 근 방추의 일차 구심성 신경(Ia afferent)은 근육 길이의 미세한 변화에 민감하며, 특히 높은 진동수의 진동 자극이 적용될 때 근방추의 민감도는 더욱 증가한다. 근방추의 일차 구심성 신경은 특히 1mm 정도의 진동 폭이 근복 위의 피부나 건에 적용될 때 높은 진동수(100Hz)의 모든 진동에 반응하며 발화될 수 있다(Latash, 2008). 이처럼 진동을 적절히 근육에 미치는 외부 자극으로 조절하여 인체가 적응할 수 있는 방식으로 제공될 때 근신경계, 골격계, 면역계 등 인체 시스템에 형태적 기능적으로 긍정적인 변화를 가져올 수 있다(Johnston et al., 1970; Samuelson et al., 1989; Issurin et al., 1994; Issurin & Tenenbaum, 1999; Warman et al., 2002). 따라서 이러한 근육의 근신경생리학적 특성을 이해하고 이를 기반으로 진동 자극의 긍정적 효과를 끌어낼 수 있는 진동 조건(frequency, amplitude)에 대한 연구가 필요한 실정이다.

장기 진동 자극(long-term vibration)은 높은 역치의 운동단위(motor unit)에 영향을 주고(Ushiyama et al., 2005) 환영효과(illusion effect)를 유발하는 것으로 보고되었다. 따라서 장기 진동 자극은 근 활성도와 힘 값 등에 긍정적인 영향을 미치지 않는다는 것이 여러 선행연구들에서의 일치된 견해이며, 따라서 본 연구에서는 선행연구들이 제안한 장기간 진동 자극의 부정적 요소들을 고려하여, 단기 진동 자극(short-term vibration)을 통해 최대 근력 생성에 미칠 수 있는 긍정적 변화를 살펴보고자 하였다. 또한 선행연구들은 진동수의 차이에 따라 근육에 미치는 영향은 다르게 나타난다는 일치된 견해를 보이지만, 등척성 수축 시 근육 진동에 따른 유의미한 효과를 보이지 않은 선행연구는 50Hz 의 단일 진동 조건에서 실험이 이루어졌다. 따라서 본 연구에서는 등척성 수축 조건에서 다양한 진동수의 진동 자극이 근육에 미치는 영향에 대해 살펴볼 것이다. 이에 본 연구에서는 다음과 같은 가설을 검증하고자 한다. 가설 1: 단기 근육 진동 자극 진동수의 변화 따라 무릎 신전(leg extension) 동작 시 무릎 관절 최대 자발적 토크에 차이가 있을 것이다. 가설 2: 단기 근육 진동 자극 진동수에 따라 주동근과(agonist) 길항근(antagonist)의 동시 수축 지수(co-contraction index: CCI)에 차이가 있을 것이다.

Method

1. Participants

본 연구는 20~30 대의 건강한 성인 남성 6 명을 대상으로 진행되었으며(age: 29.83±4.21 yrs, height: 172.5±4.5 cm, weight: 75.83±12.84 kg, Anterior thigh fat thickness: 3.1±0.9mm), 무릎관절 또는 근육의 외과적 수술 경험이 없고 자세 조절이나 피부조직 감각과 관련된 기관의 기능장애가 없으며 신체 다른 부위의 손상이나 기능장애가 없는(manual muscle testing: MMT, grade 5) 대상자들로 선정하였다. 실험 참가자의

신체질량지수(body mass index: BMI)는 모두 정상 범위(18.5~23)였다. 모든 실험참가자들은 본 실험에 앞서, 전반적인 실험 과정과 유의사항에 대한 설명을 들었으며, 생명연구심의위원회의 심사를 통해 실험 참가 동의서를 작성한 후 본 실험을 실시하였다(IRB No. 1704/001-009).

2. Apparatus

본 연구에서 사용된 바이브레이터(vibrator)는 피부에 부착하는 형태로서, 진동수, 진폭, 그리고 진동 시간의 조절이 가능하였다. 규격은 지름(diameter) 1.17"dimeter, 두께(thickness) 0.30"였으며, 각 진동수, 진폭, 그리고 진동 시간은 바이브레이터와 유선으로 연결된 프로그램을 사용하여 조절하였다.

무릎관절의 최대 자발적 토크(maximum voluntary torque: MVT)를 측정하기 위해 6 축 힘&토크 센서(6-axis force & torque sensor) (AMTI MC3A, USA)를 사용하였다. 센서는 6 채널로 구성되어 있으며 x 축, y 축, z 축의 힘 성분과 x 축, y 축, z 축의 모멘트 성분을 동시에 측정하였으며, Crosstalk 은 모든 채널에 대해 2%미만 이였다. 힘 센서(force sensor)는 실험 목적을 위해 특수 제작된 장비의 철제프레임에 단단히 고정되었고, 각 실험대상자의 무릎관절과 발목관절 사이에 위치하도록 설계되었다. 또한, 실험대상자의 해부학적 특징(종아리 길이)을 고려할 수 있도록 힘 센서의 부착 위치를 조절하였다. 철제프레임은 실험참가자의 무릎 각도가 120°(Lindahl et al., 1969)가 될 수 있게 설정하여 고정되었으며, 부착된 센서의 오리엔테이션(orientation)은 철제프레임의 장축과 센서의 F_z 성분이 수직이 되도록 한 후 프레임에 고정되었다. 힘/토크 자료의 샘플링 주파수는 1,000Hz 로 설정하였다.

실험 과제 시 동원되는 근육의 활성도를 측정하기 위하여 근전도 장비(Trigno wireless EMG systems, Delesys, USA)를 사용하였다. 무릎관절의 신전토크 발생 시 주동근으로 사용되는 근육들인 외측광근(vastus laterlis: VL), 대퇴직근(rectus femoris: RF), 내측광근(vastus medialis: VM)과 길항근으로 사용되는 근육인 대퇴이두근(biceps femoris: BF) 총 4 개의 근육에 전극을 부착하였다. 근전도 자료의 샘플링 주파수는 2,000Hz 로 설정하여 자료를 수집하였다. 모든 장비는 동일한 시간선상에서 시작 하도록 동기화(synchronization)하여 실험을 진행하였다. 측정된 모든 아날로그 신호들은 아날로그-디지털 컨버터(AMTI, Gen5, USA)를 통해 디지털화하여 컴퓨터에 전송되었으며, LabVIEW(National Instruments, Austin, TX) 소프트웨어를 이용하여 데이터를 수집하였다

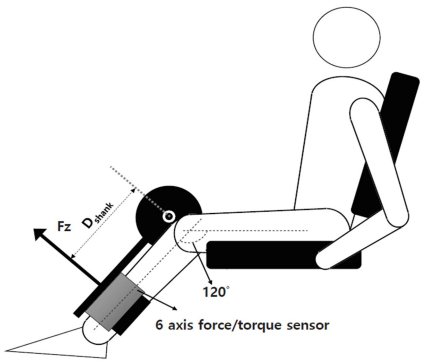

Figure 1. Experimental setting for maximal isometric voluntary torque task(MVT). A six-axis force / torque sensor was fixed to the leg extension machine, providing feedback through the monitor in front. The iron frame was fixed by setting the knee angle of the participant at 120 ° and the orientation of the attached sensor was fixed to the frame along the long axis of the iron frame and the Fz component of the sensor were perpendicular.

3. Procedure

본 실험이 시작되기 전, 모든 참가자는 무릎 및 허벅지 부상 방지를 위해 전신 스트레칭을 수행하였으며, 준비 운동 단계로서 레그익스텐션과 레그컬(leg-curl) 훈련 기구를 통해 허벅지 근육(quadriceps femoris, hamstring)의 혈류량을 사전 증가시켰다. 또한 전문 운동처방사가 MMT(Daniel, 1986)를 통해 실험 과제 수행 시 사용될 근육 들의 관절 가동범위(range of motion)와 안정성 그리고 근력 수준을 평가하였으며 Grade 5, 즉 중력과 강한 저항에 대해 완전한 관절 가동범위가 관찰되는 실험참가자를 대상으로 실험을 진행하였다. 실험 중 발생하는 학습효과(learning effect)를 배제하기 위해 실험이 이루어지기 전에 모든 참가자는 실험실을 방문하여 no-vibration 조건에서 자발적 최대토크 생성 과제를 연습하여 실험 조건에 익숙해지도록 하였다. 근활성도 측정을 위해 피부에 부착한 표면 전극은 선행연구의 매뉴얼(Basmajian & DeLuca, 1985)을 근거로 근육의 세로축을 따라 근육 삽입과 신경 분포 영역 사이의 중간 지점에 위치 하였다. 또한 전극 부착 전, 피부로부터 생기는 임피던스(impedance)를 줄이기 위해 허벅지 근육들의 부착 부위의 제모를 시행하고 알코올 솜을 이용하여 유분을 제거하였다.

3.1. Vibration effect on EMG signal

본 실험에 앞서 예비 실험을 하였는데, 예비 실험의 목적은 진동 신호에 의한 근전도 신호의 간섭현상(interference)을 확인하고, 근전도 신호 속에 포함된 진동의 간섭 신호를 제거하려는 방법을 마련하는 것이다. 따라서 본 실험에서 설정한 진동수 조건보다 더 많은 진동수 조건에서 간섭 여부를 측정하고 비교하였다. 첫째, 본 실험 과제 시 측정된 근육 부위와 동일한 부위에 전극을 부착하고 근육의 수축이 전혀 없는 상태에서 no-vibration 조건과 30Hz, 50Hz, 60Hz, 90Hz, 110Hz, 140Hz 까지 7 가지의 진동수 조건을 측정하여 비교하였다. 두번째로 실험참가자가 100Nm 의 무릎 토크를 유지한 상태(steady-state)에서 no-vibration 조건과 30Hz, 50Hz, 60Hz, 90Hz, 110Hz, 140Hz 까지 7 가지 진동수 조건의 측정 데이터를 비교하였다. 근전도 신호에 포함되어 있는 바이브레이터에 의해 설정된 주파수 대역의 성분을 제거하기 위하여 각 진동 조건에 해당하는 노치필터(notch-filter)를 적용하였으며, 노치필터가 적용된 자료와 미가공데이터(raw data)의 평균 파워진동수(mean power frequency), 중앙파워진동수(median power frequency), 전력 스펙트럼 밀도(power spectrum density), 적분 근전도(integrated electromyography: iEMG)값을 비교 분석하였다. 분석 결과, 미가공데이터와 노치필터가 적용된 자료 간의 차이를 볼 수 없었으며, 따라서 설계된 노치필터를 통해 근전호 신호에 포함된 진동 신호를 제거 할 수 있다고 판단하고 본 실험을 진행하였다.

3.2. 무릎관절의 최대 자발적 토크 생성 과제

모든 실험 참가자의 측정 자세는, 무릎 신전 동작을 위한 철제프레임으로 구성된 장비에 허리를 펴고 엉덩이를 끝까지 당겨 앉은 상태에서 양쪽에 위치한 손잡이를 잡도록 제한 하였고, 실험참가자의 허리와 종아리(shank)는 벨크로(Velcro)를 사용하여 고정하였다(Figure 2). 4 개의 바이브레이터 무릎 신전 동작의 주동근 중 해부학적으로 가장 표층부에 위치한 대퇴직근의 가장 볼록한 근복(muscle belly) 주위를 따라 부착하였다(Figure 2-A).

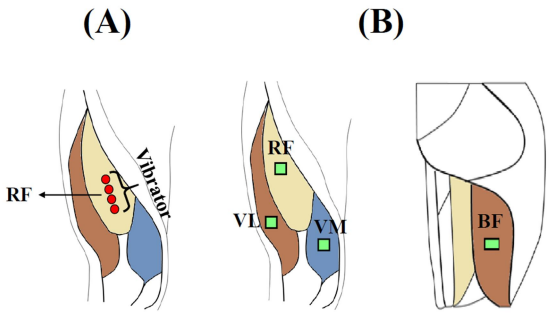

Figure 2. (A) Vibrator was attached to the rectus femoris (RF) **(B)** Surface electrodes attached to the vastus lateralis(VL), rectus femoris(RF), vastus medialis(VM), and biceps femoris(BF) to obtain EMG data from the muscles.

근 활성 정보를 획득하기 위해 <Figure 2>와 같이 표면전극을 총 4 개의 근육(주동근으로 사용되는 외측광근, 대퇴직근, 내측광근과 길항근으로 사용되는 근육인 대퇴이두근) 에 부착하였다. 진동 조건은 총 4 가지의 서로 다른 진동수(0 Hz(진동없음), 30Hz, 60Hz 그리고 90Hz) 로 구성하였으며, 진폭은 진동의 효과가 근육의 근방추에 영향을 미칠 정도로 대퇴의 피부두겹(skinfold)을 고려하여 4 가지 진동수에 상관없이 10mm 로 일정하게 주어졌다. 4 가지 진동 조건은 학습효과(learning effect)를 배제하기 위해 무작위(randomize)로 주어졌으며, 모든 시도(trial)는 각 진동 조건당 2 회씩 측정하여 평균값으로 분석에 사용되었다. 본 과제는 두 부분(phases)으로 나누어지는데, 첫 번째 구간은 사전 활성화(pre-activation) 구간으로서 100Nm 의 무릎 신전 토크를 6 초간 최대한 일정하게 유지하도록 하는 구간이다. 두 번째 구간은 6 초간의 사전 활성화 구간 이후 최대 무릎 신전 토크 생성 구간으로서 모니터를 통해 제공된 시작 신호에 따라 9 초 이내에 최대 토크를 생성하도록 지시하였다. 단기 근육 진동은 최대 자발적 토크 생성 구간(6 초 이후)이 시작하기 1 초 전인 5 초부터 9 초까지 4 초간 주어졌다(Figure. 3). 과제 수행 시 모든 실험 참가자들에게 모니터를 통해 사전 활성화 단계에서의 힘(force) 값과 최대 자발적 토크 생성의 시작 시점에 대한 정보를 제공하였으며, 과제 수행의 인지와 관련된 영향을 배제하기 위해 과제 수행 시 최대 힘 값(Peak force)의 수치 정보는 제공하지 않았다.

발생한 무릎신전토크 값은 컴퓨터스크린을 통해 그래프 형태의 시각적 피드백으로 제공되었다. 진동의 잔류 효과를 제거하기 위하여 각 시도 간 휴식시간은 2-3 분으로 주어졌으며, 실험참가자의 요구에 따라 추가적인 휴식시간도 주어졌다.

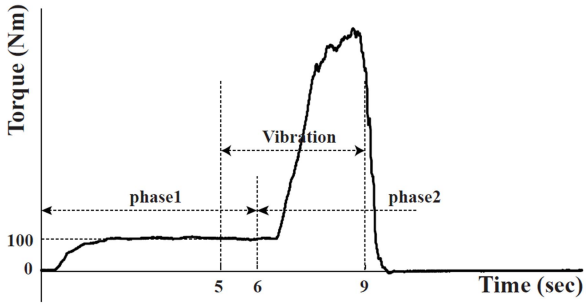

Figure 3. Sample of maximal voluntary torque(MVT) task data. Phase 1 is the pre-activation interval. Phase 2 is the maximum knee extension torque generation interval. Muscle vibration is applied for total of 4 seconds from 5 seconds to 9 seconds.

4. Data processing

측정된 모든 자료들은 MATLAB 14.0(MathWorks Inc. Natick, MA, USA)을 이용하여 분석하였다. 6 축 힘/토크 센서로부터 측정된 힘 값은 zero-lag 4th-order low-pass Butterworth filter(cutoff at 10Hz)를 이용하여 필터링하였다.

자료분석을 위한 근전도(EMG) 데이터의 처리과정은 다음과 같다. 1) 외부 전자 기기에 의해 발생하는 60Hz 노이즈를 제거하기 위한 노치필터의 적용, 2) 바이브레이터 자극과 동일한 주파수 대역의 노이즈를 제거하기 위해 두번째 노치필터를 적용, 3) 10~450Hz 밴드패스필터(bandpass-filter) 적용, 4) 정류화 (Rectification) 과정, 5) 100ms window 이동평균필터(moving average filter)의 적용을 포함하였다. 본 연구에서 산출된 분석 변인은 다음과 같다.

4.1 MVT 과제 수행 시 평균파워주파수(Mean power frequency: MPF)

본 연구의 최대 자발적 토크(MVT) 생성 과제 시 발생하는 근육 피로(fatigue)가 연구 결과에 영향을 미칠 수 있으므로 피로에 대한 영향을 확인하기 위해 평균파워주파수를 분석하였다. 각 실험 참가자는 총 8 회(각 진동수 당 2 회)의 MVT 과제를 수행하였으며, 각 시도에서 나타난 주동근과 길항근의 평균 파워 주파수를 다음의 공식을 이용하여 계산하였다(식 1).

$$MPF_i = \frac{\sum_{j=1}^{n} f_j \cdot P_j}{\sum_{j=1}^{n} f_j} \qquad \text{(식 1)}$$

i 는 8 회 중 해당하는 시도의 번호를 나타내며, P 는 power spectral density(PSD), 그리고 n 은 PSD 의 sample 개수를 나타낸다.

4.2. 무릎관절의 최대 자발적 토크(maximum voluntary torque: MVT)

자료 분석을 위해 각 실험참가자의 대퇴골 외측 상과(lateral epicondyle of femur)에서부터 토크 센서의 중앙과 수직을 이루는 지점의 길이(식 2 의 D_{shank})를 측정하였고, 힘 & 토크 센서로부터 얻은 Fz 값을 이용하여, 기계적인(mechanical) 무릎관절 토크 (knee joint torque, KJT)를 식. 2 을 통해 계산하였다. MVT 는 15 초 간의 시간에 따라 배열된 연속적인 KJT 값 중 두 번째 구간(6 초-15 초)에서의 최대 값으로 정의하여 계산하였다.

$$KJT(t) = F_z(t) \cdot D_{shank} \qquad \text{(식. 2)}$$

4.3. 적분근전도 (iEMG)

모든 근육의 iEMG 는 사전 활성화 구간 이후 무릎관절의 토크 값이 증가하는 시점(onset)부터 최대 자발적 토크 값이 관찰된 시점(peak)까지를 계산하였다. 무릎 토크 값이 증가하기 시작하는 시점(onset)은 사전 활성화 구간 이후(6-15 초) 힘/토크 센서로부터 측정된 F_Z 값 최대변화율(dF_Z/dt)의 5%가 되는 지점으로 정의하였다(Kim et al., 2006). 각 실험참가자별 그리고 실험조건별로 peak 시점과 onset 시점의 시간 window 길이가 다르므로, 각 시도별로 추출된 onset 과 peak 시점사이의 시간을 100 개의 자료로 resampling 하고 식. 3 을 통해 적분근전도 값을 계산하였다.

$$\mathrm{iEMG}_j = \int_1^{100} EMG_j(t) \cdot dt \quad \text{, where j = \{VL, RF, VM, BF\}} \qquad \text{(식. 3)}$$

4.4. 동시수축지수(co-contraction index, CCI)

전체 근활성정도에 대한 길항근의 활성 정도를 정량화하기 위해 앞서 계산된 4 개 근육의 iEMG 값을 이용하여 CCI 를 계산하였다(식. 4).

$$CCI = \frac{2 \cdot iEMG_{BF}}{(iEMG_{VL} + iEMG_{RF} + iEMG_{VM} + iEMG_{BF})} \times 100\% \qquad \text{(식. 4)}$$

5. Statistical analysis

본 연구의 통계 처리는 SPSS 24. 0(IBM, USA)을 이용하였다. 평균 파워주파수(MPF)에 대한 과제시도 요인(8 수준)의 효과는 반복 측정 일원 변량분산분석(one-way repeated ANOVA)으로 확인하였다. MVT 와 CCI 에 대한 진동수 요인(4 수준: 0, 30, 60, 90Hz)의 효과는 반복 측정 일원변량분산분석을 실시하여 검증하였으며, 또한 진동수 조건의 일대일 대응 별 차이를 확인하기 위하여 사후 종속 t 검정(paired t-test)을 실시하였다. MVT 변화에 따른 진동 자극이 주어진 근육을 포함한 주동근 그리고 길항근의 iEMG 의 변화를

분석하기 위하여 선형 회기분석(linear regression analysis)을 수행하였으며, 모든 통계분석의 유의 수준은 α=.05 로 설정하였다.

Results

1. MVT 과제 수행 시 평균파워주파수(Mean power frequency: MPF)

MVT 과제 중 측정된 주동근(대퇴직근, 외측광근, 내측광근)과 길항근(대퇴이두근)의 근전도 신호의 평균파워주파수(MPF)는 총 8 회의 MVT 과제 동안 변화가 없는 것으로 확인되었다. 이러한 결과는 과제 시도(8 수준)를 요인으로 설정하고 평균파워주파수를 종속변수로 설정한 반복 측정 일원변량분산분석으로 확인되었는데, 과제시도 요인의 주 효과는 통계적으로 유의하지 않았다.

2. 무릎관절의 최대 자발적 토크(maximal voluntary torque: MVT)

본 연구에서는 근육 진동의 진동수 변화에 따른 MVT 값을 분석하였다. MVT 는 0Hz 진동수 조건(no-vibration)과 비교하여 진동수가 증가될수록 증가하는 경향을 보였다(Figure 5). 평균적으로 0Hz 에서는 756.47Nm, 30Hz 에서는 785.74Nm, 60Hz 에서는 780.61Nm, 90Hz 에서는 809.61Nm 의 값을 나타내었다. 이러한 결과는 반복 측정 일원변량분산분석을 통해 확인되었다. 진동수 요인(4 수준; 0, 30, 60, 90Hz)에 대한 주 효과는 통계적으로 유의하였으며($F_{[3, 15]}$=3.89, $P < 0.05$), 사후 종속 t 검정(paired t-test)를 통해 MVT of 0hz, 30hz < MVT of 90hz 의 통계적으로 유의한 차이를(P <0.05) 확인하였다.

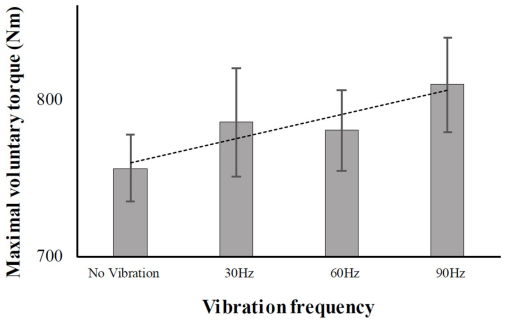

Figure 4. The maximum voluntary torque (MVT) of the knee joints of six participants according to the vibration frequency. The average and standard error of the six participants are shown.

3. 동시수축지수(Co-contraction index: CCI)

CCI 는 측정된 전체 근 활성 정도에 대한 길항근의 활성 정도를 나타낸다. CCI 는 0Hz 진동수 조건(no-vibration)과 비교하여 진동수가 증가할수록 감소하는 경향을 보였다(Figure 5). 이러한 결과는 반복 측정 일원변량분산분석을 통해 확인되었으며, 진동수 요인(4 수준:0, 30, 60, 90Hz)에 대한 주효과는 통계적으로 유의하였다(F[3, 15]=3.48, P < 0.05). 또한, 모든 실험 참가자와 실험조건에서의 MVT 와 CCI 의 관계는 음의 상관관계가 있음을 나타내었다(r=0.62). <Figure 5-B>에 표시된 짙은 점들은 각 진동수 조건에서 실험참가자의 평균값을 보여주며, 이를 통해 평균점들을 연결하는 선형 함수의 기울기 또한 음의 값 임을 확인할 수 있다. 따라서 근육 진동에 의한 MVT 의 증가는 CCI 감소와 관련된다고 할 수 있다.

4. 적분근전도(iEMG) vs 최대 자발적 토크(MVT)

〈Figure 6〉는 MVT 과제 수행 시 진동 자극이 주어진 대퇴직근의 iEMG, 주동근(대퇴직근, 외측광근, 내측광근)의 iEMG, 그리고 길항근(대퇴이두근)의 iEMG 사이의 상관관계를 나타낸다. 연구 결과 MVT 의 증가에 따라 주동근(r=0.71, figure6A), 진동 자극이 주어진 근육(r=0.70, figure 6B), 길항근(r=0.37, figure6C)의 iEMG 값은 모두 증가하는 경향을 보였다. 〈Figure 6〉에 나타난 검은 점들은 각 진동수 조건에서 실험참가자의 평균값을 나타내고 있으며, 선형함수의 기울기는 양의 값을 보였다. 또한, 주동근(0.0052)과 진동이 주어진 근육(0.0058)의 선형함수 기울기는 길항근의 선형함수 기울기(0.0002)보다 상대적으로 큰 값을 나타내었다.

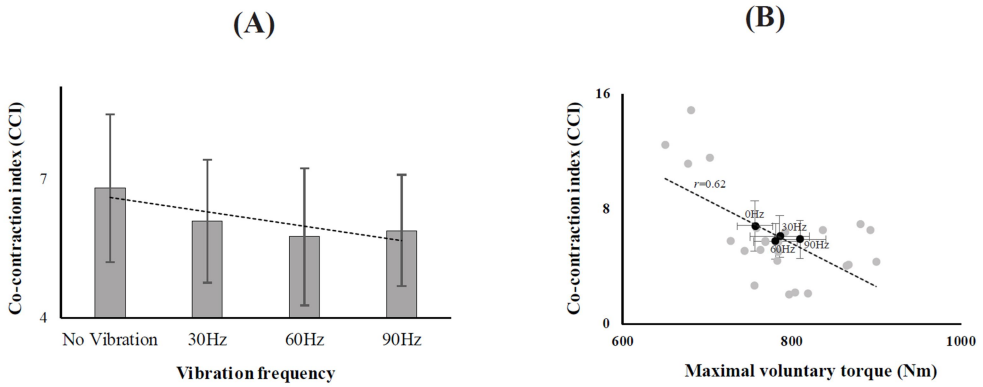

Figure 5. (A) Average and standard error of concurrent contraction index (CCI) of 6 participants according to vibration frequency. **(B)** (B) Scatter plot and correlation coefficient of maximal voluntary torque and co-contraction index (CCI). The gray dots represent individual data and the black dots represent the average and standard error of the participants in each frequency condition.

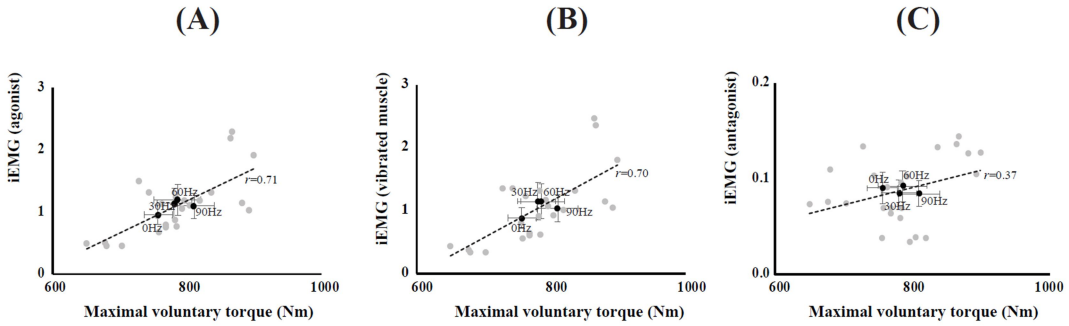

Figure 6. A scatter plot of the maximal voluntary torque (MVT) values and (A) the agonist, (B) the muscle given the vibration stimulus, and (C) the antagonist integral electromyogram (iEMG) value. The gray dots represent individual data and the black dots represent the average and standard error of the participants in each frequency condition.

Discussion

본 연구는 근육에 가해지는 다양한 진동수의 자극을 통해 최대 근력 생성에 미칠 수 있는 긍정적 변화를 살펴보았다. 본 연구의 결과를 통해 단기 근육 진동 자극에 의한 무릎관절 MVT 의 증가를 확인하였고(가설 1), 또한, 근육 진동 자극은 전체 근육의 활성 정도에 대해 길항근의 동시수축(co-contraction)을 상대적으로 감소시키는 것으로 나타났다(가설 2). 이러한 결과는 주동근의 일차 구심성 섬유(Ia afferent)의 활성화와 길항근의 동시수축 양상의 변화로서 설명할 수 있으며, 본 연구의 추가적인 결과 변인을 토대로 이를 논의하고자 한다.

근육 수용기는 근육의 길이(length), 긴장도(tension), 신장 속도(velocity of stretch)에 대한 정보를 감지하여 중추신경계(central nervous system: CNS)로 전달하는 근방추(muscle spindle)와 골지건기관(golgi tendon organ)이 존재한다 또한 근방추는 근육의 주요 감각기관이며, 근육내의 길이 변화를 감지하여 근육의 반사적인 수축을 일으킴으로써 근육의 길이를 조절한다 (Cardinale & Bosco, 2003). 근방추의 일차 구심성 신경은 높은 진동수의 진동에 반응하여 활성화한다고 보고되고 있으며(Latash, 2008), 이러한 반응의 활성은 힘의 증가를 초래하는 원인의 하나로 설명되고 있다(Griffin, 2012).

선행연구에서는 근육 진동은 다양한 피부 및 피하 수용체의 높은 활성화 뿐만 아니라 근방추의 일차 구심성 신경에서도 매우 높은 수준의 활동을 일으킨다고 보고하였다(Brown et al., 1967; Roll and Vedel 1982; Cordo et al. 1998, Baik, 2006). Sabin(2003)의 연구에서는, 보행 중 진동 자극에 의해 하지 근육들이 활성화 되는 현상을 확인하였으며, 이는 진동이 근방추의 일차 구심성 신경을 활성화 했기 때문이라고 보고하였다. 본 연구의 결과에서도 높은 진동수(90 Hz)의 단기 근육 진동에서 낮은 진동수(30 Hz) 또는 진동을 주지 않은(no-vibration) 조건에 비해 통계적으로 유의하게 MVT 의 증가를 보였다. 이러한 결과는 선행연구에서 제시한 것과 같이, 비교적 높은 진동수(90Hz)의 진동 자극이 주동근의 근방추를 자극하여 일차 구심성 신경을 활성화시킴에 따라 MVT 의 증가가 나타난 것으로 사료된다. 손가락 굴곡근(finger flexor) 건(tendon)에 다양한 진동수의 진동 자극을 이용한 선행연구(Park and Martin, 1993)에서는 진동수의 증가에 따라 긴장성진동반사(tonic vibration reflex)는 증가하게 되지만 150Hz 이상의 높은 진동수에서는 오히려 감소한다고 하였다. 본 연구에서 나타난 진동수의 증가에 따른 MVT 의 증가는 선행연구의 결과와 일치하며, 본 연구의 결과를 토대로 비추어 볼 때, 100Hz 이하의 진동수 범위 내에서 근육에 대한 진동 자극은, 진동수의 증가에 따라 최대 근력 생성에 영향을 미치는 긴장성진동반사가 증가하게 되어 MVT 생성에 긍정적인 영향을 미칠 것으로 사료된다.

주동근과 길항근의 동시수축은 다양한 동작에서 관절 안정성을 제어하는데 사용되는 전략이며, 선행연구에서는 관절의 기계적 불안정성 또한 주동근과 길항근의 동시수축을 증가시킨다고 보고하였다(Milner, 2002). 이러한 동시수축은 관절의 안정성을 높이기 때문에 새로운 과제를 익히거나 높은 정확성을 요구하는 동작에서 유용하게 작용하며(Hunter et al., 2002), 실제로 외부의 동요(perturbation)를 최소화하기 위해 관절 주위 근육의 동시수축을 조절하는 능력은 특정 운동 과제의 효과를 향상시키기 위해서 중요하게 작용한다(Hasan, 1986).

본 연구에서는 MVT 생성 과제 시, 진동수의 차이에 따른 CCI 의 상대적인 변화를 살펴보고자 하였으며, 주동근과 길항근의 CCI 는 진동수의 증가에 따른 MVT 의 증가에 따라 감소하는 결과를 보여주었다. 단기 근육 진동의 진동수가 상승함에 따라 무릎관절의 MVT 는 유의하게 증가하였으며, iEMG 를 통한 근육의 활성도 분석 결과, MVT 의 증가에 따라 선형적으로 근육의 활성도는 증가한 것으로 나타났다. 또한, 주동근과 길항근의 활성도는 단기 근육 진동의 진동수 증가에 따라 MVT 증가와 함께 상승하는 경향을 보였으나, 길항근의 활성도에 비해 주동근의 활성도가 더 크게 증가하는 경향을 보였다. 이러한 주동근과 길항근의 근 활성도 증가의 차이는, 주동근과 길항근의 활성도 모두가 증가하는 경향에도 불구하고 CCI 는 상대적으로 감소하는 결과를 가져온 것으로 보인다. 선행연구에서는 길항근의 수축은 주동근에 의해 발생한 토크의 효과를 감소시키기 때문에 주동근에 의해서 발휘되는 힘을 최대화하고자 한다면 동시수축을 감소시킬 필요가 있다고 보고하였다(Ford,

2008). 따라서 본 연구에서 나타난 CCI 의 감소는, 과제 수행 시 높은 수준의 무릎 관절의 MVT 를 생성하기 위해 선행연구에서 보고한 것과 같이 길항근의 동시수축을 감소시킨 것으로 사료되며, 이러한 결과는 근육에 적용된 단기 진동 자극이 근방추의 일차 구심성 신경을 활성시키고, 척수의 개재신경(Ia inhibitory interneuron)을 통해 길항근의 활성도 증가를 억제하는 상호억제(Ia reciprocal inhibition) 작용(Crone et al., 1987)으로 인해 발생한 것으로 사료된다.

본 연구는 첫째, 단기 근육 진동 자극 진동수에 따라 등척성 무릎 신전 운동 시 무릎 관절 토크에 차이가 나타날 것이며, 둘째, 단기 근육 진동 자극 진동수에 따라 주동근과 길항근의 동시수축 지수에 차이가 있을 것이라는 두 가지 가설을 검증하기 위해 진행되었으며, 연구 결과를 통해 두 가지 가설을 모두 검증할 수 있었다. 본 연구에서는 움직임에 요구되는 토크를 발생시키는 근육의 역할이 외부 자극에 따라 어떻게 변하는지에 대해 규명하였다. 그러나 근육은 인간의 움직임 체계(human movement system)에서 토크 발생기(torque generator)의 역할을 하기도 하지만, 움직임에 참여하는 근육들이 실제 어떻게 협응(coordinate)하는지는 다양한 인간 움직임의 특성을 결정하는 중요한 요인이 된다. 다중 손가락(multi-finger)의 움직임에서 진동 자극에 의한 근육 간 협응의 변화를 살펴본 선행 연구(Arpinar-Avsar et al., 2013)에서는, 손가락을 이용한 힘 생성 과제에서 진동 자극이 움직임에 포함된 요소 간 협응의 변화를 야기한다고 하였다. 따라서 추 후 이러한 선행 연구들을 바탕으로 단기 진동 자극이 특정 과제를 수행하기 위한 근육의 협응 패턴에 어떤 영향을 미치는지에 대해 규명한다면, 외부 자극에 반응하는 인간 움직임 체계에 대해 더 깊은 이해가 가능할 것이다.

Conclusion

본 연구의 목적은 단기 근육 진동 진동수가 근육의 힘 발생 능력에 미치는 영향에 대해 조사하기 위하여 no-vibration, 30Hz, 60Hz, 90Hz 의(진폭: 10mm) 진동 자극을 최대 자발적 토크(MVT) 과제를 행하는 동안 적용하였으며, 무릎관절의 최대 자발적 토크와 주동근, 길항근의 근활성도를 측정하였다. 그 결과 단기 근육 진동의 진동수가 증가함에 따라서 동시수축지수가 감소하는 결과가 나타났으며, 낮은 진동수(30 Hz) 또는 진동을 주지 않는 조건(no-vibration)에 비해 높은 진동수(90 Hz)의 단기 근육 진동을 주었을 때 더 큰 최대 자발적 토크가 나타났다. 이러한 결과는 외부 진동 자극에 대한 근육의 반응을 이해하고 운동 제어 메커니즘을 이해하는데 그 기초를 제공할 것이며, 더 나아가 진동을 근육의 긍정적인 반응을 일으키는 외부자극으로 활용하여 상해의 예방과 재활, 운동선수의 퍼포먼스 향상을 위한 보조기구로서의 적용에 기여할 것이다.

Reference

Arpinar-Avsar, P., Park, J., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2013). Effects of muscle vibration on multi-finger interaction and coordination. *Experimental brain research*, *229*(1), 103-111.

Arcangel, C. S., Johnston, R., & Bishop, B. (1971). The achilles tendon reflex and the H-response during and after tendon vibration. *Physical Therapy*, *51*(8), 889-905.

Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins.

Baik, S. K., & Lim, Y. T. (2006). The study of muscle contraction effect of vibration exercise device using surface electromyography. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *16*(2), 55-63.

Bernstein, N. A. (1935). The problem of interrelation between coordination and localization (in Russian). *Archives of Biological Science,* 38, 1-35.

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

Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and sport sciences reviews*, *31*(1), 3-7.

Daniels, L., & Worthingham, C. (1986). *Muscle testing: techniques of manual examination*. WB Saunders Company.

Ekblom, M. M., & Thorstensson, A. L. F. (2011). Effects of prolonged vibration on H-reflexes, muscle activation, and dynamic strength. *Medicine and science in sports and exercise,* 43(10), 1933-1939.

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.

Griffin, M. J. (2012). *Handbook of human vibration*. Academic press.

Hasan, Z. (1986). Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements. *Biological cybernetics*, *53*(6), 373-382.

Herzog, W., Zhang, Y. T., Vaz, M. A., Guimaraes, A., & Janssen, C. (1994). Assessment of muscular fatigue using vibromyography. *Muscle & nerve*, *17*(10), 1156-1161.

Humphries, B., Warman, G., Purton, J., Doyle, T. L., & Dugan, E. (2004). The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. *Journal of Sports Science and Medicine*, *3*(1), 16-22.

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. B., Liebermann, D. G., & Tenenbaum, G. (1994). Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *Journal of sports sciences,* 12(6), 561-566.

Issurin, V. B., & Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *Journal of sports sciences*, *17*(3), 177-182.

Jo, H. J., Park, J., Lewis, M. M., Huang, X., & Latash, M. L. (2015). Prehension synergies and hand function in early-stage Parkinson's disease. *Experimental brain research, 233(2),* 425-440

Kasai, T., Kawanishi, M., & Yahagi, S. (1992). The effects of wrist muscle vibration on human voluntary elbow flexion-extension movements. *Experimental brain research, 90(1),* 217-220.

Kim, S. W., Shim, J. K., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Anticipatory adjustments of multi-finger synergies in preparation for self-triggered perturbations. *Experimental brain research*, *174*(4), 604-612.

Latash, M. L., Danion, F., Scholz, J. F., & Schoner, G. (2003). Coordination of multi-element motor systems based on motor abundance. *Progress in motor control*, *3*, 97-124.

Legerlotz, K., Schjerling, P., Langberg, H., Brüggemann, G. P., & Niehoff, A. (2007). The effect of running, strength, and vibration strength training on the mechanical, morphological, and biochemical properties of the Achilles tendon in rats. *Journal of Applied Physiology*, *102*(2), 564-572.

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.

Mark L, Latash (2008) *Synergy*. Oxforrd University press

Marcora, S. and Miller, M.K. (2000) The effect of knee angle on the external validity of isometric measures of lower body neuromuscular function. *Journal of Spors Sciences 18(5)*, 313-319.

Milner, Theodore E. (2002) Adaptation to destabilizing dynamics by means of muscle cocontraction. *Experimental brain research* 143.4: 406-416.

Nozaki, D., Nakazawa, K., & Akai, M. (2005). Uncertainty of knee joint muscle activity during knee joint torque exertion: the significance of controlling adjacent joint torque. *Journal of Applied Physiology*, *99*(3), 1093-1103.

Oh, J. H., Kang, S. R., Min, J. Y., & Kwon, T. K. (2015). The Effect in the Muscle Function Following 8-Week Dead-lift training with Whole-body Vibration in Rehabilitation for Sports Players. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *25*(3), 343-351.

Park, H. S., & Martin, B. J. (1993). Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. Scandinavian journal of work, environment & health, 19(1), 35-42.

Remaud, A., Cornu, C., & Guével, A. (2009). Agonist muscle activity and antagonist muscle co-activity levels during standardized isotonic and isokinetic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 449-458.

Rothmuller, C., & Cafarelli, E. (1995). Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. *The Journal of Physiology*, *485*(Pt 3), 857.

Sale, D., & MacDougall, D. (1981). Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquées au sport*, *6*(2), 87-92.

Samuelson, B., Jorfeldt, L., & Ahlborg, B. (1989). Influence of vibration on endurance of maximal isometric contraction. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *9*(1), 21-26.

Torvinen, S., Kannus, P., SievaÈnen, H., JaÈrvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., ... & Vuori, I. (2002). Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical physiology and functional imaging*, *22*(2), 145-152.`

Ushiyama, J., Masani, K., Kouzaki, M., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2005). Difference in aftereffects following prolonged Achilles tendon vibration on muscle activity during maximal voluntary contraction among plantar flexor synergists. Journal of Applied Physiology, 98(4), 1427-1433.

Warman, G., Humphries, B., & Purton, J. (2002). The effects of timing and application of vibration on muscular contractions. *Aviation, space, and environmental medicine*, *73*(2), 119-127.

Woo, B. H., & Park, Y. S. (2015). The Effects of Lower Limb Muscle Activity on Postural Stability and Ground Type During Gait in Elderly Women. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *25*(1), 77-84.