

족관절 근육의 전운동 시간과 전기역학적 지연 분석: 앉은 자세와 선 자세의 비교

김지원¹ · 정홍영¹ · 권유리¹ · 김효희² · 엄광문^{2,3} · 박병규⁴

¹건국대학교 대학원 의학공학과, ²건국대학교 의료생명대학 의학공학부

³건국대학교 의공학 실용 기술 연구소, ⁴고려대학교병원 재활의학과

Analysis of Premotor Time and Electro-Mechanical Delay of Ankle Joint Muscles: A Comparison between Sitting and Standing Postures

Ji-Won Kim¹, Hong-Young Jeong¹, Yu-Ri Kwon¹, Hyo-Hee Kim²,
Gwang-Moon Eom^{2,3} and Byung-Kyu Park⁴

¹Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Konkuk University

²Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University

³Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University

⁴Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Korea University College of Medicine

(Received May 22, 2012. Accepted June 24, 2012)

Abstract: The purpose of this study was to compare premotor time(PMT) and electro-mechanical delay(EMD) between sitting and standing posture. Twenty four healthy young subjects(12 women and 12 men) participated in this study. Subjects were instructed to perform maximal, voluntary, isometric contraction of ankle muscle(tibialis anterior and gastrocnemius muscles) in reaction to auditory stimulus. PMT and EMD, calculated from stimulus, EMG and torque profile were compared between sitting and standing postures. As statistical analysis, paired t-test was performed to assess difference between sitting and standing posture. In both tibialis anterior and gastrocnemius muscles, EMD was found to be significantly longer for standing than sitting. However, PMT in standing posture was longer than that in sitting posture only in gastrocnemius muscles. These result indicate that increased reaction time, particularly, increased EMD of ankle muscles in standing posture may be caused by co-contraction of ankle muscles for postural control in standing posture.

Key words: Premotor Time, Electro-mechanical Delay, Sitting Posture, Standing Posture, Tibialis Anterior, Gastrocnemius

1. 서 론

반응시간(reaction time: RT)은 외부의 자극이 발생하는 시점으로부터 그 자극에 반응하여 동작하는데 까지 걸리는 시간을 의미하며 움직임의 느린 정도를 정량적으로 평가 하

는 지표로 사용되어 왔다[1]. 실제로, 고령자들을 대상으로 반응시간을 조사한 결과 반응시간은 나이가 들면서 증가한다 하였고[2], 뇌졸중 환자의 경우, 환측 운동 반응시간이 건측에 비해 길다는 보고가 있었다[3].

반응시간은 크게 자극 시점으로부터 근육의 활성화 시작(onset) 시점까지 걸리는 시간인 전운동 시간(premotor time: PMT)과 근육의 활성화 시작 시점으로부터 역학적인 힘이 발생하기까지 걸리는 시간인 전기역학적 지연(Electromechanical delay: EMD)으로 나눌 수 있다[4]. PMT는 자극 시점으로부터 대뇌피질, 운동 뉴런을 거쳐 운동 신경의 말

Corresponding Author : 엄광문
Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, 322 Danwol-dong, Chungju-si, Korea
Tel : +82-43-840-3495 / E-mail: gmeom@kku.ac.kr
본 논문은 건국대학교 지원(2011)에 의한 논문임.

단인 운동종판(motor end-plate)에 도달하기까지 걸리는 시간으로서, 신경 요소에 의한 반응시간을 의미하며, EMD는 운동종판에서 아세틸콜린 분비를 거쳐 액틴과 마이오신 필라멘트의 십자형교로 인해 근육이 수축하여 역학적인 힘이 발생하기까지 걸리는 시간으로서, 근육 요소에 의한 반응시간을 의미한다.

Lewis와 Kim 등은 고령자와 젊은 성인의 PMT와 EMD를 조사하였고[5-6], Laroche 등은 일상생활의 활동성이 높은 고령자와 낮은 고령자의 PMT와 EMD를 조사하였다[7]. 또한, Laroche 등은 낙상 경험자와 비경험자들을 대상으로 PMT와 EMD를 조사하였다[8]. 하지만, 과거 연구들은 근전도 및 힘 측정을 위해 한 가지 자세에 국한되어 실험을 시행하였고, 선 자세와 앉은 자세와 같이 다양한 자세에서 PMT와 EMD를 조사하지 못한 제한점이 있었다.

Genthon 등은 일상생활 동작 중 앉은 자세에서의 질량 중심(Center of mass: COM)이 선 자세에 비해 BOS(base of support)쪽으로 더 가깝기 때문에 자세 제어 능력에서의 차이가 존재한다 보고하였다[9]. 실제로, Roerdink 등은 선 자세와 앉은 자세에서의 압력 중심(Center of pressure: COP)의 동요(sway) 크기와 규칙성(regularity)을 조사한 결과 선 자세가 앉은 자세에 비해 압력중심의 동요 크기와 규칙성 모두 유의하게 크다 보고한 바 있다[10].

이와 같이 앉은 자세와 선 자세에서의 자세 제어 능력의 차이가 존재 하고, 자세 제어 능력은 반응시간과도 깊은 관련성이 있기 때문에[11] 앉은 자세와 선 자세 사이에서도 반응시간이 차이가 존재할 가능성이 있다.

실제로, Vuillerme 등은 앉은 자세, 양발 선 자세, 한 발 선 자세에서 단순 반응시간 과제(simple reaction time task)를 수행한 결과 앉은 자세, 양발로 선자세, 한발로 선자세로 갈 수록 단순 반응시간이 증가하고, 운동선수와 비운동선수와 의 반응시간 차이도 커진다고 보고하였다[12]. 하지만, 이 연구도 전체 반응시간을 PMT와 EMD로 분리하여 조사하지 못한 제한점이 있다.

따라서, 본 연구에서는 자세에 따라 젊은 성인과 고령자 사이에 반응시간의 차이가 어떻게 달라지는지 평가하는 것을 최종 목적으로 먼저, 앉은 자세와 선 자세에서의 반응시간의 차이가 존재하는지 알아보려고 한다. 특히, 전체 반응시간에서 PMT와 EMD를 분리하여 조사함으로써, 선 자세와 앉은 자세에서의 반응시간 차이가 신경 요소의 지연에 기인한 것인지 근육 요소의 지연에 기인한 것인지 알아보려고 한다.

본 연구에서 PMT와 EMD를 산출하기 위한 대상근육으로서, 앞정강근(TA: Tibialis Anterior)과 장단지근(GN: Gastrocnemius)이 선택되었다. 앞정강근과 장단지근은 각각 배측굴곡(dorsiflexion)과 저측 굴곡(plantarflexion)의 주동근으로서, 자세균형 유지에 중요한 기능을 담당한다.

본 연구의 목적은 젊은 성인들을 대상으로 앞정강근과 장단지근 각각 앉은 자세와 선 자세의 PMT와 EMD를 비교 하는 것이다.

II. 방 법

1. 연구 대상자

청각과 신경 및 근골격계에 이상이 없는 24명의 젊은 성인(남 12명, 여 12명)이 본 연구에 참여하였다. 남성의 경우, 평균 나이는 24.9 ± 2.0 , 평균 키는 171.8 ± 4.8 cm, 몸무게는 69.5 ± 12.8 kg, 체지방은 $19.4 \pm 6.3\%$ 였다. 여성의 경우, 평균 나이는 22.1 ± 1.0 세, 평균키는 162.7 ± 4.5 cm, 몸무게는 59.4 ± 10.3 kg, 체지방은 $27.7 \pm 5.0\%$ 였다. 체지방 측정기(HBF-357, Omron Corporation, Japan)를 이용하여 측정하였다.

2. 실험 장치

그림 1(a)는 본 연구에 사용된 실험 장치를 나타내고 있다. 등척성 저측 굴곡과 배측 굴곡 운동시 발생하는 힘을 측정하기 위해 양방향 힘 측정이 가능한 로드셀(BCA-100L, CAS Inc., Korea)을 장치 안에 삽입하였다. 또한, 측정시 등척성 수축을 유지할 수 있도록 종아리와 발등 부분의 실험 장치에 스트랩을 부착하였다. 족관절 근육의 EMD를 산출하기 위해서는 근전도 발현후 발생하는 족관절의 모멘트 신호가 필요하다. 이때 족관절 모멘트는 등척성 상태에서 측정하는 것이 일반적이다. 따라서, 본 연구에서는 자극 방법으로서 등척성 상태에서 족관절 모멘트를 측정할 수 있고 손쉽게 자극을 생성할 수 있는 청각 자극을 선택하였다.

그림 1(c)는 PMT와 EMD 측정을 위한 실험 장치 셋업을 나타내고 있다. 청각 자극(auditory stimulation)을 위해 부저(buzzer)가 사용되었고, 청각 자극 패턴은 PC 및 데이터 수집 보드(USB-6215, National Instruments, USA)로부터 생성되도록 실험 장치를 설치하였다. 청각 자극에 반응하여 피험자는 족관절 운동을 시행하게 되고, 그 때 발생하는 근전도와 힘 신호를 측정할 수 있도록 MP100과 로드셀로 실험 셋업을 하였다. 그리고, 측정된 근전도와 힘 신호는 데이터 수집 보드를 거쳐 PC에 저장되도록 구성하였다.

피험자의 등척성 저측굴곡과 배측 굴곡 운동시 발생하는 앞정강근과 장단지근의 근전도를 측정하기 위해 MP100(Biopac Systems Inc, USA)이 사용되었다. 이때 증폭 이득은 1000배, 대역통과필터의 통과대역은 10~500 Hz로 설정하였다.

근전도 및 로드셀 신호의 샘플링과 청각 자극 신호의 생성을 위해 랩뷰 8.0과 데이터 수집 보드가 사용되었다. 샘플링 주파수는 1 kHz를 사용하였고, 1회의 실험동안 비프

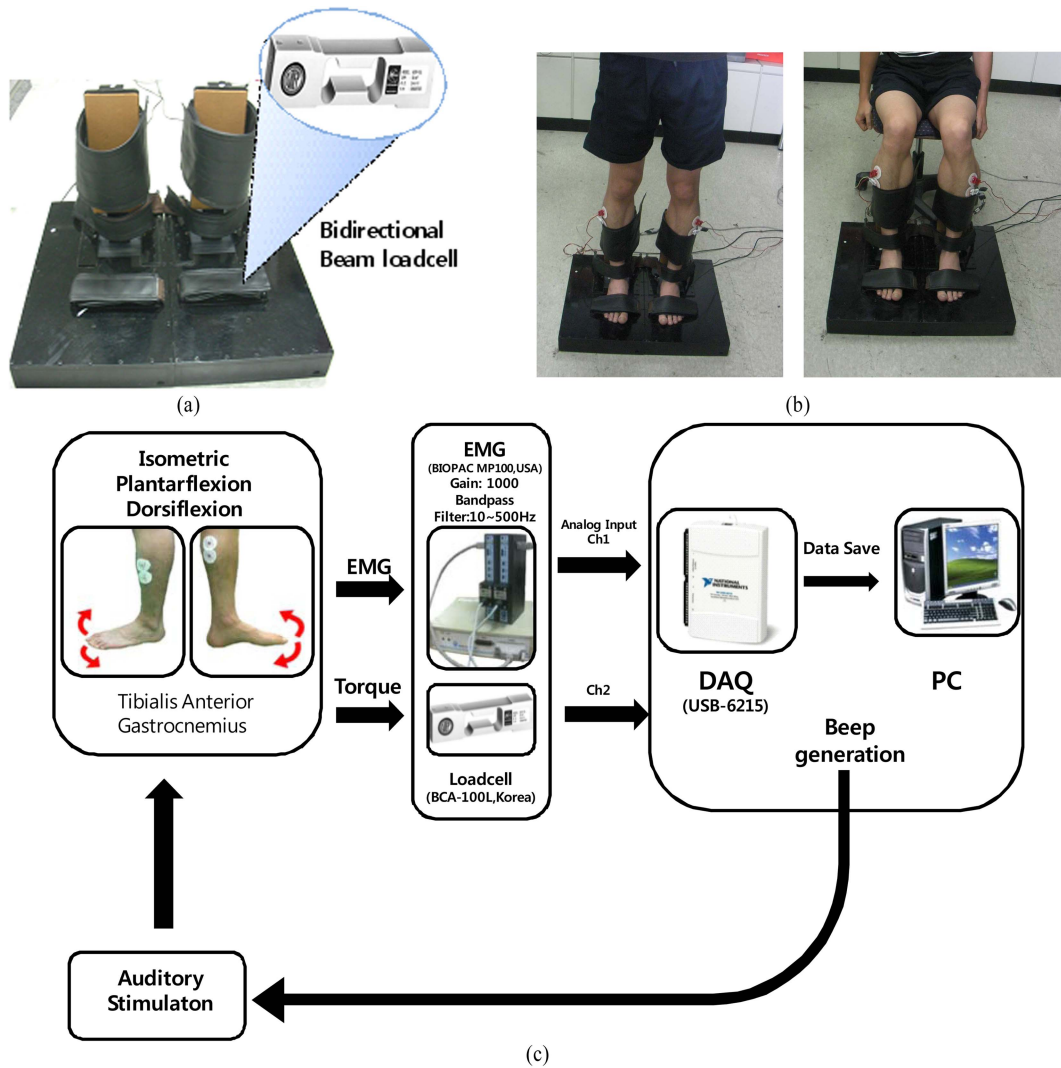


그림 1. (a) 족관절 모멘트 측정 장치 (b) 등척성 수축을 위한 선 자세와 앉은 자세의 예 (c) PMT와 EMD 측정을 위한 실험 셋업 구성도
 Fig. 1. (a) Ankle joint moment measurement system (b) sitting and standing posture for isometric contraction during reaction time task (c) Schematics of experimental setup

100

음을 사용한 청각자극을 6회 인가하였다.

피험자가 신호의 패턴에 익숙해져 미리 수축을 하는 것을 방지하기 위해 펄스 지속시간(duration)은 3,4,5초 3가지 패턴이 각각 2번씩 랜덤하게 발생되도록 하였고, 자극간 시간도 3,4,5초가 랜덤하게 삽입되도록 하였다.

3. 실험절차

피험자는 그림 1(b)와 같이 선 자세와 의자에 앉은 자세에서 각각 등척성 상태를 유지 후 자극에 반응하여 저축 굴곡과 배축 굴곡 운동을 시행하였다. 앉은 상태에서는 피험자가 정면을 주시하고 등을 기대지 않은 채 자세를 유지하다가 자극에 반응하여 수축하도록 하였고, 선 자세에서도 피험자가 정면을 주시한 채 스스로 안정적인 상태를 유지하다가 자극 발생 시 운동을 실시하도록 지시하였다. 실험자는 피험자의 앞

정강근과 장단지근에 알코올 소독 후 표면 전극(Ag/AgCl Monitoring Electrode 2223, 3M, U.S.A)을 부착하고, 피험자가 신호음에 반응하여 최대 힘으로 수축하고 신호음이 중지될 때까지 수축상태를 유지하도록 지시하였다. 실험자는 각 피험자에게 실험 방법의 설명과 함께 약 3분의 연습시간을 주었다. 실험은 주축(dominant)과 부축(nondominant)에서 배굴과 저굴 방향으로 각각 1회씩 시행되었다.

4. 데이터 분석

데이터 분석을 위해 매트랩 6.5(Math Works, USA)가 사용되었다. EMG 신호는 전파 정류한 후 50 Hz의 차단주파수를 갖는 4차 영위상 Butterworth 저역통과필터로 필터링 하여 포락선을 추출하였다. 로드셀 신호는 10 Hz의 차단주파수를 갖는 4차 영위상 Butterworth 저역통과필터를

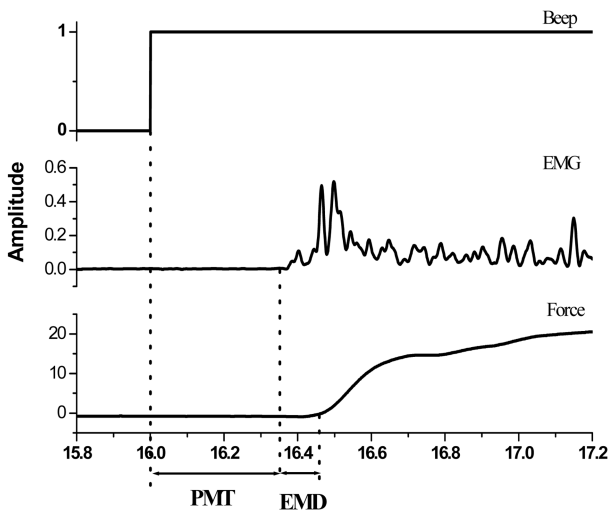


그림 2. PMT와 EMD의 정의
Fig. 2. Definition of PMT and EMD

이용하여 고주파 잡음을 제거하였다. 근활성 및 힘 발생 시작시각(onset time)을 결정하기 위한 역치(threshold)는 자극 전 1초 동안의 EMG 신호 및 로드셀 신호의 평균값에 표준편차의 3배를 더한 값으로 결정하였다(mean+3SD) [13]. EMG 포락선과 로드셀 신호 각각 100 ms 동안의 평균값이 문턱치보다 클 때, 그 시작 시점을 근전도의 시작시각 및 힘 발생 시작시각으로 정의하였다. 그림 2와 같이 청

각자극 시작시각과 근전도 시작시각의 차이를 PMT, 근전도 시작시각과 힘 발생 시작시각의 차이를 EMD로 정의하였다. 앉은 자세와 선 자세에서의 PMT와 EMD를 산출하기 위해 주측과 부측의 값을 평균하였다.

5. 통계 처리

본 연구의 통계 분석을 위해 SPSS 16.0이 사용되었다. 저측 굴곡과 배측 굴곡 운동 각각 앉은 자세와 선 자세의 PMT 및 EMD를 비교하기 위해 상관 표본 t 검증(paired sample t-test)이 사용되었다. 반복되는 비교를 고려하여 유의성 수준은 $p < .01$ 에서 검증하였다[3].

3. 결과 및 고찰

그림 3은 장단지근과 앞정강근에서 선 자세와 앉은 자세의 PMT와 EMD를 비교한 결과이다. 장단지근의 경우, 선 자세가 앉은 자세에 비해 PMT가 유의하게 길었다($p < 0.001$). 하지만, 앞정강근의 경우 선 자세가 앉은 자세에 비해 긴 경향은 보였으나 유의한 차이는 없었다($p = 0.03$). EMD는 장단지근과 전경 골근에서 모두 선 자세가 앉은 자세에 비해 유의하게 길었다($p < 0.001$).

본 연구에서는 앉은 자세에 비해 선 자세의 반응시간이 길다는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 경향은 주로 PMT

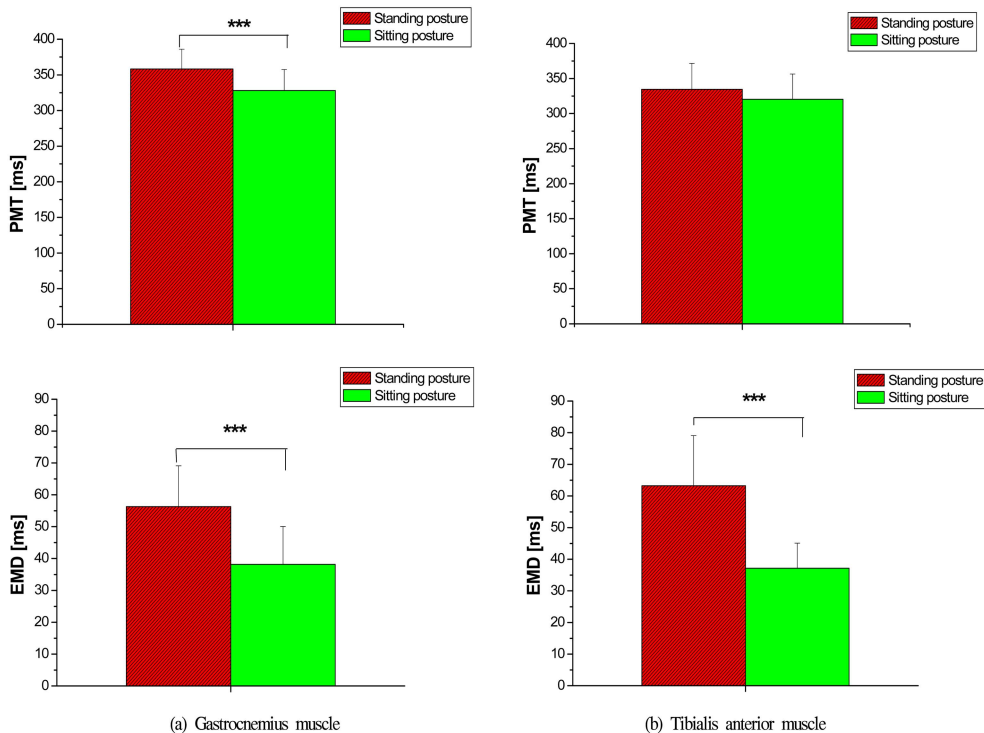


그림 3. 선 자세와 앉은 자세의 PMT와 EMD 비교
Fig. 3. Comparison of PMT and EMD between sitting and standing posture(**: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$)

보다 EMD에서 현저한 것을 확인할 수 있었다. 이것은 자세가 반응시간에 미치는 영향이 신경 요소보다 근육 요소의 변화에 더 크게 작용 될 가능성을 시사한다.

선 자세에서는 안정적인 자세 제어를 위해 발목의 주동근(agonist muscle)과 길항근(antagonist)들이 끊임없이 협응-수축(co-contraction)을 하게 된다[14]. 선 자세동안 주동근이 자극에 반응하여 수축할 때, 길항근이 자세 제어를 위해 여전히 수축하고 있는 것에 반해, 앉은 자세에서는 길항근이 이완된 상태를 유지하게 된다. 따라서, 앞정강근과 장단지근 모두 앉은 자세보다 선 자세에서 EMD가 길었던 것은 주동근이 자극에 반응하여 활성화되기 시작하였다 하더라도 자세 제어 동안 수축되고 있는 길항근의 영향으로 실제 발목에서 토크가 발생하기까지 지연이 되기 때문인 것

으로 보인다. 예를 들어 선 자세에서 자극에 반응하여 앞정강근이 수축을 시작할 때 길항근인 장단지근도 수축을 하고 있어 배측 굴곡 토크를 발생하는 데 있어 방해요소로 작용하게 되고, 그 결과 토크가 발생하기 까지 앉은 자세보다 지연이 되는 것이라 생각할 수 있다.

그림 4는 대표적인 피험자에 대해 배측굴곡 운동시 선 자세와 앉은 자세에서의 주동근과 길항근 그리고 힘 신호를 나타내고 있다. 앉은 자세에서의 길항근인 장단지근은 비프음에 반응하기 전까지 이완된 상태를 유지하는 반면, 선 자세에서의 장단지근은 자세 제어를 위해 주동근인 앞정강근과 함께 협응-수축을 연속적으로 하고 있는 것을 볼 수 있다. 결과적으로, 앉은 자세와 비교하여 선 자세에서 앞정강근은 수축이 시작됨에도 불구하고 실제 배측굴곡에 의한 힘 신호는 지연되는 것을 볼 수 있다.

PMT의 경우, 앞정강근에서는 앉은 자세와 선 자세가 유의한 차이를 보이지 않았지만, 장단지근에서는 선 자세에서의 PMT가 앉은 자세에 비해 유의하게 길었다. 이것은 몸을 유지하는 자세가 신경적 요소에도 영향을 미치고 있음을 나타낸다.

중추 신경계는 자세 제어를 위해 시각, 전정기관 그리고 고유수용기(proprioceptor)들로부터 정보를 종합적으로 판단하게 된다. PMT는 수용기에 의해 자극 수용 후 중추신경계의 처리과정을 거쳐 효과기(effector) 근육으로 전달되기까지의 소요 시간을 의미한다[15]. 선 자세에서, 발목의 일부 근육의 PMT가 길었던 것은 선 자세 동안의 자세 제어로 인한 중추 신경계에서 처리를 해야 되는 정보의 양이 더 많아져 자극 수용 후 근육으로 전달되는 시간이 지연되었기 때문인 것으로 보인다. 실제로, Vuillerme 등은 앉은 자세에 비해 선 자세는 더 큰 주의 요구(attentional demands)가 필요하다고 보고한바 있고[16], 복잡한 일을 수행할수록 중추신경에서의 처리 시간이 길어진다고 하였다[17].

본 연구 결과는 자세에 따라 신경계 뿐 아니라 근육계의 반응시간도 달라질 수 있다는 것을 밝힌 것에 그 의미가 크다고 할 수 있다. 앞으로의 연구에서는 다양한 자세에 따른 젊은 성인과 고령자의 PMT 및 EMD를 분석하는 것이 필요할 것이다.

5. 결 론

본 연구의 결과, EMD의 경우, 앞정강근과 장단지근 모두 선 자세가 앉은 자세보다 유의하게 길었다. PMT의 경우, 장단지근에서는 선 자세가 앉은 자세보다 유의하게 길었으나, 앞정강근에서는 유의한 차이가 없었다. 본 연구 결과로부터, 자세에 따라, 반응시간이 달라진다는 것을 확인하였고, 이러한 변화는 신경요소보다 근육 요소에서 주로 발

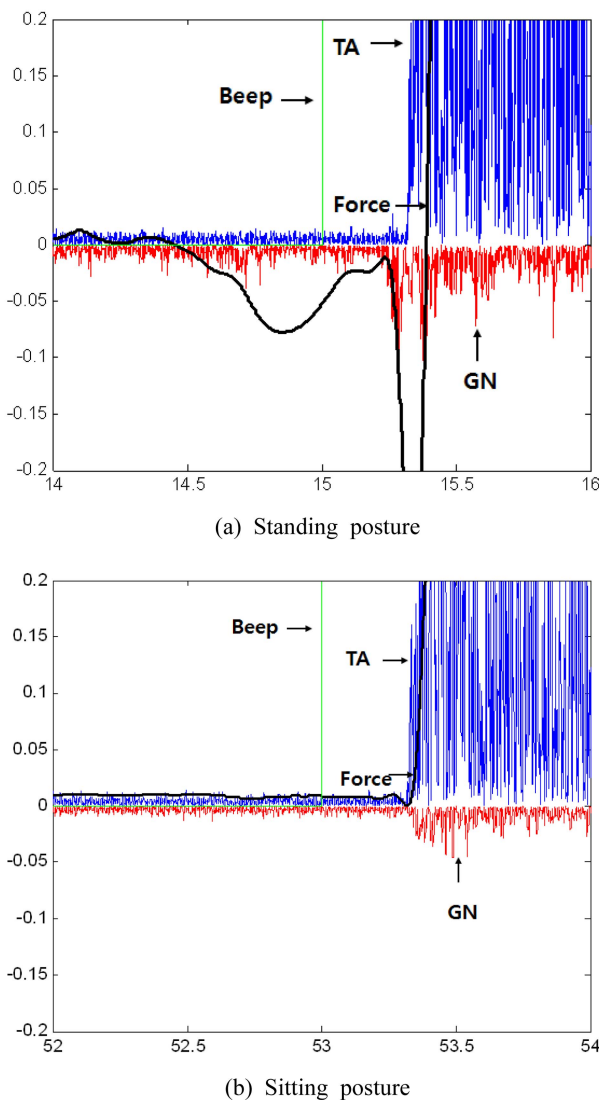


그림 4. 배측굴곡 운동시 선 자세와 앉은 자세에서의 근전도와 힘 신호
Fig. 4. EMG and force signal during dorsiflexion movement in standing and sitting posture

생하는 것을 확인할 수 있었다.

참고문헌

- [1] G.E. Stelmach, P.C. Amrhein, and N.L. Goggin, "Age differences in bimanual coordination," *J. Gerontol*, vol. 43, no. 1, pp. 18-23, 1988.
- [2] B.L. Roberts, "Effects of walking on reaction and movement times among elders," *Percept Mot Skills*, vol. 71, no. 1, pp. 131-140, 1990.
- [3] J. Chae, G. Yang, B.K. Park, and I. Labatia, "Delay in initiation and termination of muscle contraction, motor impairment, and physical disability in upper limb hemiparesis," *Muscle Nerve.*, vol. 25, no. 4, pp. 568-575, 2002.
- [4] S. Bouisset, and M. Zattara, "Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement," *J Biomech.*, vol. 20, no. 8, pp. 735-742, 1987.
- [5] R.D. Lewis, and J.M. Brown, "Influence of muscle activation dynamics on reaction time in the elderly," *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 69, no.4, pp. 344-349, 1994.
- [6] J.W. Kim, Y. Kwon, H.Y. Chung, G.M. Eom, J.H. Jun, J.S. Chung, and B.K. Park, "Age-sex differences in the hip abductor muscle properties," *Geriatr. Gerontol. Int.*, vol. 11, no. 3, pp. 333-340, 2011.
- [7] D.P. Laroche, C.A. Knight, J.L. Dickie, M. Lussier, and S.J. Roy, "Explosive force and fractionated reaction time in elderly low- and high-active women," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 39, no. 9, pp. 1659-1665, 2007.
- [8] D.P. LaRoche, K.A. Cremin, B. Greenleaf, and R.V. Croce, "Rapid torque development in older female fallers and non-fallers: a comparison across lower-extremity muscles," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, no. 3, pp. 482-488, 2010.
- [9] N. Genthon, and P. Rougier, "Does the capacity to appropriately stabilize trunk movements facilitate the control of upright standing?," *Motor Control*, vol. 10, no. 3, pp. 232-243, 2006.
- [10] M. Roerdink, P. Hlavackova, and N. Vuillerme, "Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: a comparison between sitting and standing postures," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 30, no. 2, pp. 203-212, 2011.
- [11] D.G. Thelen, A.B. Schultz, N.B. Alexander, and J.A. Ashton-Miller, "Effects of age on rapid ankle torque development," *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, vol. 51, no.5, pp. M226-232, 1996.
- [12] N. Vuillerme, and V. Nougier. "Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics," *Brain Res Bull.*, vol. 15, no. 63, pp. 161-165, 2004
- [13] P.W. Hodges, and B.H. Bui, "A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 101, no. 6, pp. 511-519, 1996.
- [14] A. Ishida, J. Hozumi, S. Imai, S. Ryumae, and M. Shimizu, "Measurement of visco-elastic properties of muscles around the ankle during standing," *Front. Med. Biol. Eng.*, vol. 7, no. 1, pp. 35-43, 1996.
- [15] R.A. Schmidt, *Motor control and learning: a behavioral emphasis. (2nd edn)*, Champaign, III: Human Kinetics, 1988, pp. 336-338.
- [16] N. Vuillerme, B. Isableu, and V. Nougier, "Attentional demands associated with the use of a light fingertip touch for postural control during quiet standing," *Exp. Brain Res.*, vol. 169, no. 2, pp. 232-236, 2006.
- [17] H.I. Ma, and C.A. Trombly, "Effects of task complexity on reaction time and movement kinematics in elderly people," *Am. J. Occup. Ther.*, vol. 58, no. 2, pp. 150-158, 2004.