

# 추가적인 햅틱적용이 정상 성인의 스쿼트 동안 자세조절에 미치는 영향

김미주<sup>1</sup>, 이호철<sup>2</sup>, 박지원<sup>3</sup>

<sup>1</sup>대구가톨릭대학교 대학원 물리치료학과, <sup>2</sup>대구가톨릭대학교 기계자동차공학부, <sup>3</sup>대구가톨릭대학교 물리치료학과

## The Effect of Additional Haptic Supplementation on Postural Control During Squat in Normal Adult

Mi-Ju Kim, PT, MS<sup>1</sup>, Ho-Cheol Lee, PhD<sup>2</sup>, Ji-Won Park, PT, PhD<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Graduate School, Catholic University of Daegu, <sup>2</sup>School of Mechanical and Automotive Engineering, College of Engineering, Catholic University of Daegu, <sup>3</sup>Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Catholic University of Daegu

**Purpose:** This study examined the effect on postural control during the stimulation of haptic touch with fingertip on the stable surface at quiet standing posture, squat flexion stage, 60 degrees squat stage and squat extension stage.

**Methods:** The postural sway was measured on the force platform, while 30 subjects were squatting, under three different haptic touch conditions (No Touch [NT], Light Touch [LT], Heavy Touch [HT]), above the touch pad in front of their body midline. Three different haptic touch conditions were divided into 1) NT condition; squatting as right index fingers held above the touch pad, 2) LT condition (<1N); squatting as the touch pad was in contact with right index fingers pulp with a pressure not exceeding 1N and 3) HT condition; squatting as subjects were allowed to use the touch pad for mechanical support by transmitting onto it with as much force, choosing with their index fingers.

**Results:** There was significant decrease in LT, rather than that of NT ( $p < 0.01$ ), and in HT, rather than that of LT ( $p < 0.01$ ), as the results of the distance and velocity of center of pressure (COP) in mediolateral direction at quiet standing position. In anteroposterior direction, the distance and velocity of COP in LT and HT showed significant decrease, when compared to that of the data of NT ( $p < 0.01$ ). There was no significant difference between the 3 conditions (NT, LT, and HT), with respect to the distance and velocity of COP in mediolateral direction, during dynamic balance (squat flexion stage, squat extension stage) ( $p > 0.05$ ). In anteroposterior direction, the results of the distance and velocity of COP in HT showed significant decrease when compared to that of the data of NT ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** Light touch, during the task, decreased the postural sway at static balance. The results suggest that haptic touch should be applied, appropriately, because it varies the effects according to different conditions.

**Keywords:** Haptic touch, Postural control, Squat

Received March 26, 2012 Revised April 10, 2012

Accepted April 13, 2012

Corresponding author Ji-Won Park, mylovept@hanmail.net

Copyright © 2012 by The Korean Society of Physical Therapy

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 non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

### I. 서론

인간은 자세를 조절함에 있어 다양한 감각정보를 참조할 뿐만 아니라, 중력(진정계), 환경과의 접촉(체감각계), 그리고 환경 속에서의 신체와 사물의 관계(시각)를 이용하여, 신체분절 간의 적절한 관계를 유지시키고 균형을 조절할 수 있게 한다.<sup>1</sup> 또한 감각 수용기를 통한 감각입력은 인간의 적절한 수행에 있어 매우 중요하며, 감각은 많은 위험 요소로부터 신체를 보

호하고 삶의 질을 다양하고 다채롭게 해준다.<sup>2</sup>

정상적인 상태에서의 자세조절은 시각이나 전정계의 정보보다 체감각 정보에 더 크게 의존하며,<sup>3</sup> 활동이 이루어지는 동안에 그 상황에 맞게끔 지속적으로 조정해 준다.<sup>1</sup> 이러한 자세 조절은 다양한 상황에 맞는 자세의 신체정렬을 유지, 중력에 대해 신체분절 간의 수직적인 관계 형성, 정적 선자세 유지, 신체의 오리엔테이션과 안정성을 위한 공간에서의 위치조절 및 팔다리와 머리의 안정성에 필요한 기반을 조성(reference frame)해 주는 기능을 한다.<sup>1</sup> 특히 정적 선자세 유지를 위해서는 지지 기저면의 변화 없이 가만히 서있는 자세를 유지하고, 외부적인 흔들림에 대해 자동적인 자세 반응을 하며, 상지의 과제를 수행하기에 앞서 하지와 체간의 선행적인 자세 조절을 하는 방식으로 이루어져야 한다.<sup>4</sup>

Jeka와 Lackner<sup>5</sup>에 의해 자세조절부분에서 소개된 ‘햅틱(haptic)’ 감각은 팔과 손가락으로 물건을 조작하거나 만지는 동안 관절, 근육, 피부에 있는 기계적 감각 수용기로부터 정보를 받는 근감각(kinaesthetic)과 피부감각이 결합된 지각(perceptual sense)으로 되어있다. 이 중 손과 손가락 끝부분에 밀집되어있는 피부감각 수용기<sup>6</sup>의 빠른 순응 섬유(rapidly adapting fiber, RA)는 피부와 접촉면 사이에 국소적인 움직임을 발견<sup>7</sup>하고, 느린 순응 섬유(slowly adapting fiber, SA)는 표면의 변형이나 ‘피부의 신장’의 자세동요에 관한 정보를 제공한다.<sup>8</sup>

그리고 근감각 수용기는 자세와 위치감각, 운동감각, 근육 긴장(muscle tone) 및 움직임의 방향과 속도에 대한 신체 방향에 대한 정보를 제공한다.<sup>9</sup> 이중 운동명령과 연관된 근방추의 신호는 신체를 표현하는 위치 감각과 지면에 대한 상대적인 신체 방향에 대한 정보를 알려준다.<sup>10,11</sup>

햅틱 감각에는 두 가지 형태의 감각 피드백이 있는데, 둘 다 안정된 지면에 손가락 끝으로 가벼운 촉각자극을 한 결과 자세 안정성을 조절하는 과정에 관여한다.<sup>12</sup> 첫 번째는 신체의 공간적 방향(spatial orientation)을 정확하게 표현하기 위하여 공간에서 고정된 기준점(reference point)을 제공한다.<sup>5,13-15</sup> 두 번째는 신체 부분과 지면과의 접촉 사이에 나타나는 순간적인 힘에 의해 몸이 이동하는 속도-진폭-방향을 추정하고 자세 동요를 조절하는데 도움을 준다.<sup>12</sup>

가벼운 촉각자극(light touch, LT)의 패러다임은 고정된 표면에서 두 번째 손가락의 능동적인 접촉(active touch, <1N)으로 만들어지며 이것은 압력중심(center of pressure, COP)의 이동을 감소시키는데, 손가락 끝(fingertip)에서 접촉되는 힘의 경우 자세에 역학적인 안정성을 제공하기에는 많이 부족한 것으로

알려져 있다.<sup>5,14</sup> 그리고 한 손의 두 번째 손가락을 이용하여 접촉하는 것보다 양 손의 두 번째 손가락을 이용하는 것이 자세 안정성을 증가시키고,<sup>16</sup> 이러한 감각정보는 자세동요의 수정을 빠르게 하기 위해서 자세동요를 감지하는 역치를 감소시킨다.<sup>5,14,17,18</sup> 최근 연구에서는 가벼운 접촉 신호가 몸의 움직임에 관해 감각 피드백을 증가시킬 뿐만 아니라 자세 적응의 준비 시 자세조절시스템을 통제하는 역할도 한다고 보고되었다.<sup>19</sup>

Boonsinsukh 등<sup>20</sup>은 균형조절에 기여하는 가벼운 촉각자극에 대한 연구가 정적 선자세에서만 연구되었다고 하였다. 이러한 균형조절은 모든 인간 활동의 중심에 있고, 활동이 이루어지는 동안에는 그 상황에 맞게끔 지속적으로 조정되며, 기능적인 동작 시 평형 상태를 유지시켜 줌은 물론 환경에 대해 신체를 바로 할 수 있도록 하는데 목적이 있다.<sup>1</sup> 균형은 크게 정적 균형과 동적 균형으로 구분되는데 정적 균형은 고정된 지지 기저면에 흔들림없이 서 있을 수 있는 능력을 의미하고, 동적 균형은 지지 기저면이 움직이거나 외부로부터 자극이 주어졌을 때 또는 스스로 움직임을 수행할 때의 균형을 의미한다.<sup>4,21,22</sup> 스스로 움직임을 수행할 때의 균형, 특히 스쿼트와 같은 움직임의 조절은 근육의 반응으로 이루어지며 신경근시스템의 복잡한 처리가 필요하다.<sup>23</sup>

따라서 지금까지 가벼운 접촉에 관한 연구들이 단지 정적인 선 자세에서 시행되어왔기 때문에 능동적인 움직임 특히, 스쿼트와 같은 동작 시 가벼운 촉각자극이 자세조절에 어떤 영향을 주는지에 대한 연구가 필요할 것으로 생각하여 본 실험을 디자인하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구에는 건강한 정상 성인 30명이 참여하였으며 대상자들의 선정조건은 다음과 같았다.

- (1) 발목관절과 무릎관절의 가동범위가 정상범위에 속하는 자
- (2) 현재 허리와 다리에 통증이 없는 자
- (3) 최근 6개월 이내 하지 근력 강화 운동을 하지 않은 자
- (4) 어깨관절의 가동범위가 정상범위에 속하는 자
- (5) BMI 지수가 정상범위에 속하는 자

### 2. 실험절차

#### 1) 측정절차

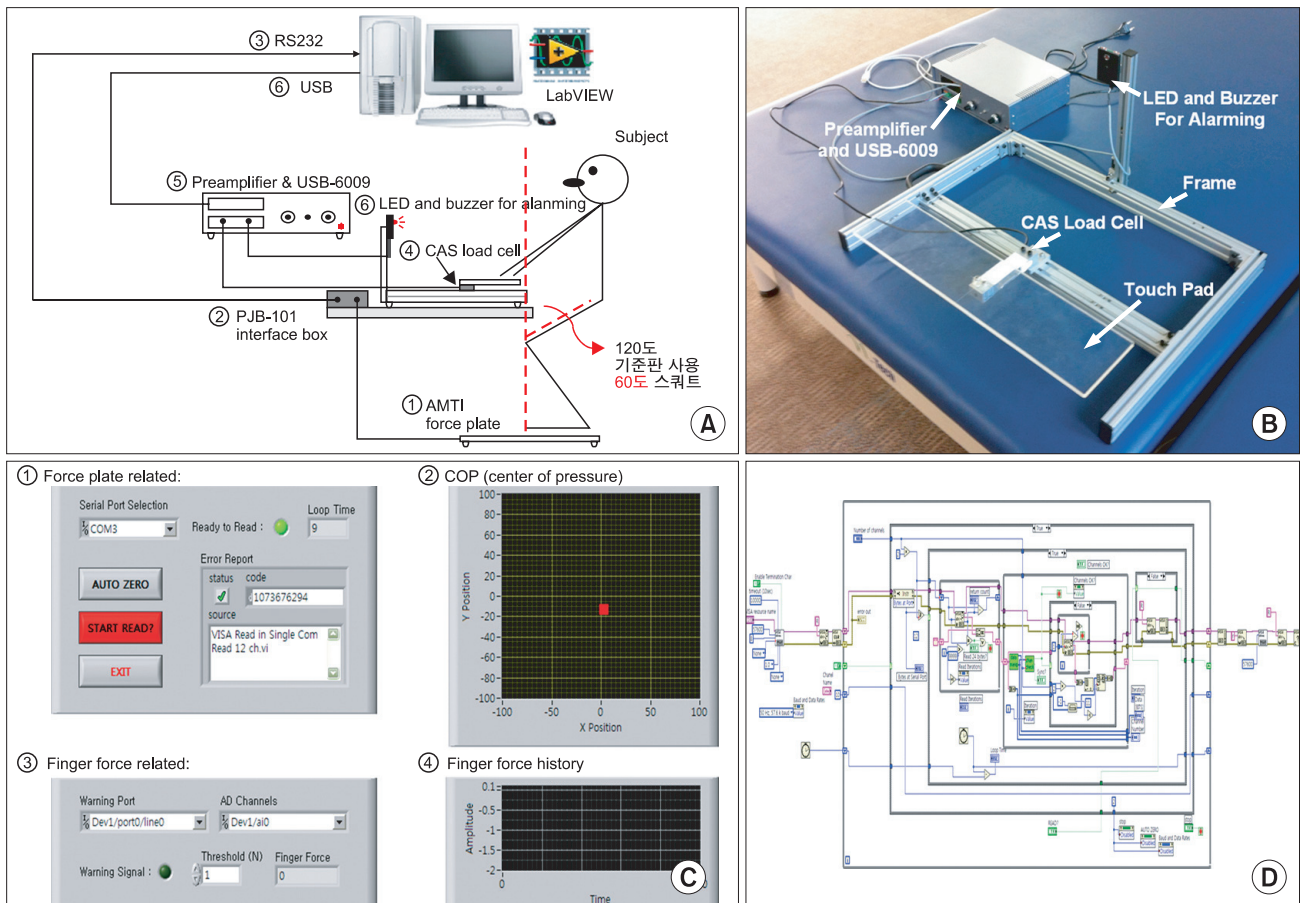
각 대상자의 자세동요의 정도는 힘판(platform) 위에 선 자세

에서 대상자의 체중심의 앞쪽에 놓인 터치 패드를 이용하여 각각의 촉각자극조건에 따라 측정하였다. 스쿼트 동작은 딱딱한 바닥에서 사전에 연습하였다. 각 대상자들이 다음의 세 가지 조건을 수행하는 동안 신체의 동요 정도를 측정하였고, Dickstein<sup>16</sup>의 방법을 현 연구에 맞도록 변경하여 대상자의 자세를 설정하였다(Figure 1A).

대상자들은 힘판 위에 바로 선 자세에서 허리부분 높이 및 체간의 중심선에서 앞쪽으로 안정된 거리(20~25 cm)에 위치한 터치 패드에 양손을 두고, 가벼운 촉각자극(light touch, LT)과 무거운 촉각자극(heavy touch, HT)을 제공한 상태에서 실험을 수행하도록 하였다.<sup>24</sup> 또한 촉각자극이 없는 조건 동안에는 대상자의 양팔은 앞쪽에 놓인 터치 패드에 닿지 않도록 두 번째 손가락을 가볍게 쥌 채로 실시했고, 가벼운 촉각자극 동안에는 대상자가 두 번째 손가락 끝부분으로 가벼운 촉각자극을 가하도록 했다. 대상자가 두 번째 손가락 끝부분으로 가벼

운 촉각자극을 가할 시, 그 누르는 압력은 1N 이상이 되지 않게 하였다. 손이 접촉되는 터치 패드에 시각적 피드백 장치를 부착하여 1N 이상이 되는 압력을 가한다면 경고 불빛이 나오도록 하였다. 한편 무거운 촉각자극 동안에는 대상자가 두 번째 손가락으로 원하는 정도의 힘을 이용하여 역학적인 지지가 될 만큼의 촉각자극을 가하도록 했다.

스쿼트 동작은 양발을 어깨 넓이로 벌리고 무릎은 중립자세를 한 상태에서 슬개골의 중심점이 어깨 넓이로 벌린 발의 2번째 발가락을 향하는 자세에서 시행하였다. 그리고 무릎이 발가락의 끝부분을 넘어가지 않도록 하였는데, 이때 체간의 자세에 의한 영향을 최소화하기 위해서 체간은 바르게 세운 상태에서 시행하였다.<sup>25</sup> 무릎관절의 각도는 60°로 하였는데, 이는 단힌 사슬 무릎관절 운동을 실시함에 있어 60° 각도로 무릎관절 등장성 굴곡-신전 운동을 시행할 때 가장 높은 근 활성도 비를 보인 것을 근거로 한 것이다.<sup>26</sup>



**Figure 1.** Concepts of the experiment device. (A) Concepts regarding the configuration of the experiment. (B) Center of pressure (COP) measuring device capable of touch force. (C) LabVIEW program, (D) Schematic diagram of LabVIEW program.

측정은 바로 선 자세에서 10초간 유지하여 자세를 안정시킨 후 측정자의 '시작'이라는 구두 지시와 함께 시작했다. 이때, 대상자는 10초 동안 정적으로 선 자세를 유지한 후 3초 동안 천천히 무릎을 굴곡시키고, 무릎관절이 60도가 되었을 때 2초간 유지한 후 다시 3초 동안 무릎관절을 신전시키도록 하였다.<sup>27</sup> 또한 스쿼트 단계를 통제하기 위해 메트로놈을 통한 청각적인 피드백을 사용하여 무릎관절의 굴곡과 신전에 걸리는 시간을 통제하였다.<sup>27</sup> 스쿼트 동작은 사전에 대상자에게 교육하여 숙지하도록 연습하였으며, 세가지 조건은 무작위순서로 적용하였다. 각 조건의 적용 사이에 3분의 휴식시간을 가졌다.

### 3. 측정도구

#### 1) 압력중심(COP) 연동 측정이 가능한 촉각 힘 계측장치

##### (1) 실험 장치

실험장치의 전체적인 구성은 Figure 1B와 같다. 측정 시스템 전체는 Desktop 혹은 Laptop 컴퓨터를 통해서 제어되는데 그 제어를 담당하는 소프트웨어로 National Instrument사의 LabVIEW 프로그램을 이용하였다. 대상자의 동작과 관련하여 컴퓨터에서 측정해야 하는 신호와 컴퓨터에서 대상자에게 전달되는 신호는 다음과 같았다.

첫째, 무게 중심(대상자 → 컴퓨터): 대상자가 스쿼트 자세와 정적 선 자세를 반복하는 동안에 대상자의 무게 중심의 위치를 측정하는 신호

둘째, 촉각자극 힘(대상자 → 컴퓨터): 대상자가 스쿼트 자세와 정적 선 자세를 반복하는 동안에 대상자가 터치 패드에 가하게 되는 힘을 측정하는 신호

셋째, 동작 신호(컴퓨터 → 대상자): 대상자에게 지정된 동작을 시작해야 하는 시점을 알려주거나 대상자가 터치 패드에 가하는 힘의 세기가 일정한 세기를 넘을 때 이를 알려주는 신호

이를 위해서 다음과 같은 실험 시스템을 제작 및 구성하였다. 먼저 무게 중심을 측정하기 위해서 AMTI사의 AccuGait 힘판을 사용하였다(Figure 1A에서 ①). 이 실험 장치는 평판의 각 코너에 장착된 힘 센서를 이용해서 대상자가 평판에 가하는 6종류(3방향의 힘과 3방향의 모멘트)의 힘을 측정하고 이를 기반으로 대상자의 현재의 무게 중심을 측정할 수 있게 해준다. 힘판에서 나온 출력은 AMTI PJB-101 (Figure 1A에서 ②)이라는 interface box를 통과해서 PC의 RS232C port로 입력된다. 이렇게 입력된 신호는 LabVIEW로 제작된 소프트웨어를 통해서 처리된다(Figure 1A에서 ③).

대상자가 터치 패드에 가하는 중력방향의 힘을 측정하기 위해서는 직접 실험장치를 제작하였다. 실험장치는 MISUMI의 기구부 부품을 이용하여 지지용 프레임 제작하였으며 터치 패드에 가하는 힘을 측정하기 위해서 CAS사의 1축 로드셀을 적용하였다(Figure 1A에서 ④). 로드 셀에서 측정된 신호는 매우 작기 때문에 ADC로 입력되기 전에 증폭비가 1:3000인 전치 증폭기를 통과하도록 하였다. 전치 증폭기는 Analog Device사의 AD620을 2단 증폭하여 구성하였다. 이렇게 1차로 증폭된 신호는 National Instrument사의 USB-6009 다기능 데이터 취득 장치에 입력된다. 전치 증폭기 및 USB-6009 하드웨어는 자작 하드웨어에 함께 수납하였다(Figure 1A에서 ⑤).

경고 표시 발생장치는 하드웨어에 수납된 USB-6009로 구현하였다. USB-6009는 다기능 데이터 계측장치로 Analog-to-Digital 변환기 기능뿐 아니라 디지털 신호 발생 기능도 포함하고 있다. 이들 digital pin들 중에서 2개를 경고 신호 발생장치에 배정하였는데 하나는 부저(buzzer)를 이용해서 음성 신호를 발생함으로써 경고를 하도록 하였고 다른 하나는 LED를 이용하여 시각적으로 경고를 줄 수 있도록 하였다(Figure 1A에서 ⑥). 물론 이들 2가지 신호는 필요에 따라서 선택적으로 켜고 끌 수 있도록 하였다. USB-6009와 관련된 힘 측정 신호 및 경고 신호는 USB를 통해서 제어되도록 하였으며 모든 제어신호의 발생 및 계측은 LabVIEW를 이용하였다. Figure 1B는 실제로 제작된 자작부 하드웨어의 사진을 보여주고 있다. 이는 위의 Figure 1A에서 ④, ⑤, ⑥ 부분에 해당한다.

##### (2) 실험용 소프트웨어

앞서 언급한 바와 같이 실험을 진행하기 위한 모든 제어 신호의 발생 및 신호 측정 및 저장은 LabVIEW를 이용하였다. Figure 1C는 본 연구에서 사용한 LabVIEW 프로그램의 프론트 패널을 보여주고 있다.

Figure 1C에서 ①번 부분은 AMTI사의 force plate 관련된 직렬포트의 설정 및 동작을 결정해주는 부분이다. AUTO ZERO는 DC offset이 발생하는 경우 이를 제거하고자 할 때 동작을 하며 START READ는 실제로 측정을 개시할 때 클릭하게 된다. EXIT는 최종적으로 프로그램을 빠져나갈 때 사용한다. ②번 부분은 force plate에서 받은 신호를 적절한 신호처리 기법을 이용하여 압력중심을 측정한 결과를 그래픽으로 보여주는 부분이다. 단위는 mm로 설정해놓았으며 자동으로 스케일이 조정될 수도 있고 수동으로 영역을 설정할 수도 있게 하였다. ③번 영역은 터치 패드에 가해지는 대상자의 힘을 측정하는 것과 관련된 부분이다. USB-6009가 8개의 analog 입력 신호와

4개의 디지털 출력을 다룰 수 있으므로 이를 설정해주는 list box (Warning Port 및 AD Channels)와 사용자가 지나치게 큰 힘을 터치 패드에 가하지 않도록 문턱 값(threshold)을 지정해주는 부분으로 구성된다. 문턱 값은 N단위로 입력할 수 있도록 교정을 해놓았으며 바로 옆에 실제로 현재 대상자가 가하는 힘의 크기를 보여줄 수 있도록 하였다. ④번 부분은 터치 패드에 가해지는 힘의 크기를 실시간 그래픽으로 보여주는 부분이다. 이를 통해서 대상자는 실험 중에 자신의 힘을 용이하게 조절할 수 있도록 하였다. 전체 프로그램은 한 번 대상자에 대해서 실험을 마치고 나면 pop-up 창이 나타나서 실험데이터를 저장할 수 있도록 하였다.

Figure 1D는 위의 프론트 패널 내부에 있는 블록 다이어그램을 보여주고 있다. 프로그램의 구체적인 내용에 대해서는 지나치게 설명이 지엽적이고 복잡하기 때문에 생략하기로 한다. 단, 이 프로그램은 기본적으로 AMTI사에서 제공하는 것이 아니라 이 회사에 개별적으로 요청을 하여야 얻을 수 있는 프로그램인 'RS232를 이용한 AccuGait 제어 프로그램'을 기반으로 해서 제작되었음을 밝힌다.

### (3) 압력중심 및 수직력 측정 및 분석

정적, 동적 균형능력 및 손에서의 수직력 측정 시 정확한 데이터 처리를 위해 기본 수치를 초기화하여 영점을 잡고 난 뒤, 본 연구의 실험대상자는 힘판 위에 맨발로 올라가 양발은 어깨 넓이로 벌린 후 눈을 정면을 응시하고 각 조건에 맞는 자세를 취하도록 한다. 시작버튼을 눌러 각 동작이 수행하는 동안 손에서의 수직력(vertical force)과 발에서의 압력중심 이동거리 및 이동속도를 측정하였다. 동작이 종료되면 종료버튼을 클릭 후 대상자들에게 내려오도록 지시하였다.

손에서의 수직력과 발에서의 압력중심 이동거리 및 이동속도를 측정하기 위해서 압력중심 연동 측정이 가능한 촉각 힘계측장치를 사용하여 데이터를 수집하였고, LabVIEW로 제작된 소프트웨어를 이용하여 대상자가 힘판 위에 선 자세에서 대상자의 체중심의 앞쪽에 놓인 터치 패드에 각각 다른 손의 촉각자극조건을 수행하는 동안의 데이터는 개인용 컴퓨터에 수집되었다. 측정된 압력중심 데이터는 MATLAB 7.0 소프트웨어를 활용하여 분석하였으며, 240 Hz의 샘플링주파수로 측정되었고 15 Hz의 저역통과필터(low-pass filter)로 처리되었다.

### 2) 무릎관절 각도 제어 도구

무릎관절 각도는 대퇴골의 대전자, 대퇴골의 외측상과, 비골의 외측과를 표시하여 무릎 굴곡 자세를 유지하기 위한 기준

점으로 사용했다.<sup>28</sup> 측정 전에 각도계를 이용하여 측정된 60° 기준 판을 준비하였고 이를 대퇴골의 대전자와 대퇴골의 외측과 사이를 잇는 선과 대퇴골의 외측과와 비골의 외측과를 잇는 선에 맞춰 자세를 지정하였다. 대상자들은 스쿼트 동작을 수행할 시, 선자세에서 무릎관절이 60°가 될 때까지 굴곡한 후, 다시 선자세로 돌아온다.

### 3) 시간 통제 기기

대상자의 움직임 수행 시, 무릎의 굴곡과 신전의 시간을 일정하게 유지하기 위하여 메트로놈을 1초에 1번 울리도록 사전에 설정하여 사용하였다.

## 4. 분석방법

자료의 통계처리를 위해 윈도용 SPSS (version 17.0) 프로그램을 사용하였다. 대상자의 일반적 특성은 기술통계로 분석하였으며, 손의 촉각자극 조건과 스쿼트 자세에 따른 압력중심 이동거리 및 이동속도의 변화를 보기 위해 반복측정된 일요인 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 사용하였다. 또 다중 비교를 위해 본페로니 수정법(Bonferroni's adjustment)을 적용하였으며 통계학적 유의성을 검정하기 위한 유의수준  $\alpha$ 는 0.05로 하였다.

## III. 결과

### 1. 연구 대상자의 일반적인 특성

본 연구에 참여한 대상자는 30명(남=15, 여=15)이며, 평균 나이 22.86세, 체중 56.5 kg, 키 166.1 cm, BMI 20.15였다.

### 2. 손의 촉각자극 조건에 따른 수직력

손의 촉각자극 조건에 따른 자세 동요를 보기 위해, 손의 촉각자극 조건을 달리하여 60° 스쿼트 동작을 수행하였을 때 평균 수직력(vertical force)은 NT 시 0.0N, LT 시 0.09N, HT 시 26.54N이었다. 그리고 평균 수직력의 최대값은 NT 시에는 0.0N, LT 시에는 0.39N, HT 시에는 33.97N이었다.

### 3. 정적 선자세에서 손의 촉각자극 조건에 따른 자세 동요

#### 1) 좌-우 방향의 균형 변수 비교

손의 촉각자극조건에 따른 평균 좌-우 압력중심 이동거리의 차이를 보았을 때 NT와 LT, LT와 HT 시에 유의한 차이가 있었지만( $p < 0.01$ ), NT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었다. 그리고 평균 좌-우 압력중심 이동속도의 차이를 보았을 때 NT와 LT,

LT와 HT 시에 유의한 차이가 있었지만( $p < 0.01$ ), NT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었다(Table 1).

2) 전-후 방향의 균형 변수 비교

손의 촉각자극조건에 따른 평균 전-후 압력중심 이동거리의 차이를 보았을 때 NT와 LT, NT와 HT 시에는 유의한 차이가 있었지만( $p < 0.01$ ), LT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었다. 그리고 평균 전-후 압력중심 이동속도의 차이를 보았을 때 NT와 LT, NT와 HT 시에는 유의한 차이가 있었지만( $p < 0.01$ ), LT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었다(Table 1).

4. 스쿼트 굴곡단계에서 손의 촉각자극 조건에 따른 자세 동요

1) 좌-우 방향의 균형 변수 비교

손의 촉각자극조건에 따른 평균 좌-우 압력중심 이동거리의 차이를 보았을 때 NT와 LT, NT와 HT, LT와 HT 모두에서 유의한 차이가 없었다. 그리고 평균 좌-우 압력중심 이동속도의 차이를 보았을 때 NT와 LT, NT와 HT, LT와 HT 모두에서 유의한 차이가 없었다(Table 2).

2) 전-후 방향의 균형 변수 비교

손의 촉각자극조건에 따른 평균 전-후 압력중심 이동거리의

차이를 보았을 때 NT와 LT, LT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었지만, NT와 HT 시에는 유의한 차이가 있었다( $p < 0.01$ ). 그리고 평균 전-후 압력중심 이동속도의 차이를 보았을 때 NT와 LT, LT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었지만, NT와 HT 시에는 유의한 차이가 있었다( $p < 0.01$ )(Table 2).

5. 60° 스쿼트 단계에서 손의 촉각자극 조건에 따른 자세 동요

1) 좌-우 방향의 균형 변수 비교

손의 촉각자극조건에 따른 평균 좌-우 압력중심 이동거리의 차이를 보았을 때 NT와 LT, NT와 HT, LT와 HT 모두에서 유의한 차이가 없었다. 평균 좌-우 압력중심 이동속도의 차이에서도 유의한 차이가 없었다( $p = 0.12$ ,  $p = 0.12$ ,  $p = 1.00$ )(Table 3).

2) 전-후 방향의 균형 변수 비교

손의 촉각자극조건에 따른 평균 전-후 압력중심 이동거리의 차이를 보았을 때 NT와 LT, NT와 HT 시에는 유의한 차이가 있었지만( $p < 0.01$ ,  $p < 0.01$ ) LT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었다. 그리고 평균 전-후 압력중심 이동속도의 차이를 보았을 때 NT와 LT, NT와 HT 시에는 유의한 차이가 있었지만( $p < 0.01$ ,  $p < 0.01$ ) LT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었다(Table 3).

**Table 1.** Comparison of mean distance and velocity of direction of both M-L and A-P COP for each condition at quiet standing posture (Unit: cm)

Quiet standing		NT (n=30)	LT (n=30)	HT (n=30)	F	p
M-L	Mean distance	0.70±0.09	0.49±0.06	0.69±0.09	11.26	0.00**
	Mean velocity	1.40±0.18	0.98±0.11	1.37±0.17	11.28	0.00**
A-P	Mean distance	1.02±0.09	0.68±0.07	0.58±0.07	21.54	0.00**
	Mean velocity	2.05±0.18	1.36±0.14	1.15±0.14	22.04	0.00**

NT: no touch, LT: light touch, HT: heavy touch, M-L: mediolateral, A-P: anteroposterior.

\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ .

**Table 2.** Comparison of mean distance and velocity of direction of both M-L and A-P COP for each condition at squat flexion stage (Unit: cm)

Squat flexion		NT (n=30)	LT (n=30)	HT (n=30)	F	p
M-L	Mean distance	2.37±0.18	2.12±0.19	2.26±0.18	2.14	0.13
A-P	Mean velocity	4.71±0.35	4.23±0.38	4.50±0.37	2.13	0.13
	Mean distance	3.43±0.20	3.16±0.24	2.70±0.19	7.06	0.00**
	Mean velocity	6.86±0.40	6.31±0.48	5.39±0.38	7.10	0.00**

NT: no touch, LT: light touch, HT: heavy touch, M-L: mediolateral, A-P: anteroposterior.

\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ .

**Table 3.** Comparison of mean distance and velocity of direction of both M-L and A-P COP for each condition at 60 degrees squat stage (Unit: cm)

60° squat		NT (n=30)	LT (n=30)	HT (n=30)	F	p
M-L	Mean distance	1.70±0.12	1.42±0.09	1.45±0.08	3.46	0.04*
A-P	Mean velocity	3.40±0.23	2.83±0.18	2.88±0.16	3.48	0.04*
	Mean distance	1.89±0.13	1.50±0.09	1.20±0.12	15.18	0.00**
	Mean velocity	3.76±0.27	3.00±0.19	2.39±0.24	15.05	0.00**

NT: no touch, LT: light touch, HT: heavy touch, M-L: mediolateral, A-P: anteroposterior.

\*p<0.05, \*\*p<0.01.

**Table 4.** Comparison of mean distance and velocity of direction of both M-L and A-P COP for each condition at squat extension stage (Unit: cm)

Squat extension		NT (n=30)	LT (n=30)	HT (n=30)	F	p
M-L	Mean distance	1.92±0.09	1.82±0.12	1.84±0.11	0.60	0.55
A-P	Mean velocity	3.82±0.18	3.62±0.25	3.67±0.21	0.61	0.55
	Mean distance	2.35±0.12	2.15±0.11	1.96±0.17	5.52	0.01**
	Mean velocity	4.67±0.25	4.28±0.21	3.91±0.33	5.22	0.01**

NT: no touch, LT: light touch, HT: heavy touch, M-L: mediolateral, A-P: anteroposterior.

\*p<0.05, \*\*p<0.01.

**6. 스쿼트 신전단계에서 손의 촉각자극 조건에 따른 자세 동요**

**1) 좌-우 방향의 균형 변수 비교**

손의 촉각자극조건에 따른 평균 좌-우 압력중심 이동거리의 차이를 보았을 때 NT와 LT, NT와 HT, LT와 HT 모두에서 유의한 차이가 없었다. 그리고 평균 좌-우 압력중심 이동속도의 차이를 보았을 때 각각의 비교에서 유의한 차이가 없었다(Table 4).

**2) 전-후 방향의 균형 변수 비교**

손의 촉각자극 조건에 따른 평균 전-후 압력중심 이동거리의 차이를 보았을 때 NT와 LT, LT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었지만, NT와 HT 시에는 유의한 차이가 있었다(p<0.05). 그리고 평균 전-후 압력중심 이동속도의 차이를 보았을 때 NT와 LT, LT와 HT 시에는 유의한 차이가 없었지만, NT와 HT 시에는 유의한 차이가 있었다(p<0.05)(Table 4).

**IV. 고찰**

본 연구는 정적 선자세 · 스쿼트 굴곡단계 · 60° 스쿼트단계 · 스쿼트 신전단계에서 안정된 지면에 손가락 끝으로 촉각자극을 했을 때, 그것이 자세조절에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. Baccini 등<sup>29</sup>은 정상 노인을 대상으로 양 발을 일자로 두고 선 자세에서 손의 촉각자극 조건에 따른 압력중심 이동을

측정한 결과, 촉각자극이 없는 조건에 비해 무거운 촉각자극과 가벼운 촉각자극에서 좌-우 이동이 감소하였음을 보고하였다. Albertsen 등<sup>30</sup>에 따르면 자세 안정성을 위해 중추신경계는 손가락 끝부분으로 공간에서 고정된 기준점(reference point)을 만들고 여기서 발생한 순간적인 힘을 이용하여 동요와 연관된 변화 및 손가락과 팔의 자세를 고려한 고유수용성 정보를 발생시킨다고 하였다. 그렇게 중추신경계에서는 자세 조절과 관련된 근육에 선행적인 활동을 하도록 허용하여 신체의 움직임 감소를 시킨다.<sup>12,14,31-33</sup> 본 연구에서도 정적 선자세에서는 촉각자극이 없는 조건보다 가벼운 촉각자극 시 좌-우 압력중심 이동거리와 이동속도에서 유의한 감소를 보여 선행 연구와 일치하였다. 이는 가벼운 촉각자극 시 좌-우 방향의 감소는 손가락 끝부분에서의 감각 입력이 자세조절과 관련된 근육에 선행적인 활동을 하도록 하여 신체 움직임을 감소시켰기 때문으로 사료된다. 또한, 손가락 끝부분의 감각수용기를 통한 체성감각 정보를 바탕으로 자신의 신체가 어떠한지를 아는 신체 인식력이 증가되어 자세동요를 감소시킨 것이라고 생각된다. 이와는 달리 60° 스쿼트 단계에서 세 조건 간에 유의한 차이가 없는 것은 스쿼트 굴곡과 신전 동작의 사이에서 스쿼트 동작의 특성인 전-후, 상-하의 움직임<sup>23</sup>이 반영되었기 때문이라고 생각된다.

힘판을 이용한 정적 균형능력에서 전-후 압력중심 이동거

리와 이동속도를 측정된 결과, 정적 선자세와 60° 스쿼트 자세에서 촉각자극이 없는 조건보다 가벼운 촉각자극과 무거운 촉각자극에서 유의한 감소를 보였다. Dickstein 등<sup>31</sup>은 말초신경병증 환자와 건강한 사람을 대상으로 손가락 끝부분의 촉각자극이 자세 안정성에 미치는 영향에 대해 연구하였다. 그 결과 건강한 성인은 안정된 지지 기저면에 선 자세에서 손가락 끝부분으로 촉각자극 시, 촉각자극이 없는 조건에 비해 가벼운 촉각자극과 무거운 촉각자극에서 좌-우, 전-후 방향에서 압력 중심 이동이 감소하였다고 하였다. 본 연구에서는 전-후 압력 중심 이동거리와 이동속도에서 가벼운 촉각자극보다 무거운 촉각자극에서 유의한 감소를 보였으나, 무거운 촉각자극 시 좌-우 압력 중심 이동거리와 이동속도에서는 유의한 증가를 보여 선행연구와 차이를 보였다. 이는 전-후 방향에서 손에서의 힘과 자세 동요가 같은 위상(phase)의 움직임을 보이며 지면에 지지하였을 것이고,<sup>5</sup> 이를 통해 손가락은 지면에 고정자(fixation)로 역할을 하여 자세동요를 감소시켰기 때문일 것으로 사료된다. 그리고 전-후 방향에서 손가락을 통한 지면에 고정을 보상하기 위해 좌-우 방향에서 자세 동요가 증가하였을 것이라고 생각한다.

본 연구에서 힘판을 이용한 동적 균형능력은 손의 촉각자극조건에 따른 좌-우, 전-후 압력 중심 이동거리 및 이동속도로 측정하였다. 먼저 좌-우 압력 중심 이동거리와 이동속도에서는, 3조건(NT, LT, HT)간에 유의한 차이를 보이지 않았다. 그리고 전-후 압력 중심 이동거리와 이동속도에서는 촉각자극이 없는 조건보다 무거운 촉각자극에서 유의한 감소를 보였다. 한편, 가벼운 촉각자극과 무거운 촉각자극에서는 유의한 차이를 보이지 않았다.

Dickstein 등<sup>31</sup>은 건강한 사람이 불안정한 지지 기저면에 선 자세에서 손가락 끝부분으로 촉각자극 시, 촉각자극이 없는 조건에 비해 가벼운 촉각자극과 무거운 촉각자극에서 좌-우, 전-후 방향에서 압력 중심 이동이 감소하였다고 하였다. 하지만 본 연구 결과, 전-후 압력 중심 이동거리와 이동속도에서는 촉각자극이 없는 조건보다는 무거운 촉각자극에서 유의한 감소를 보였으며, 좌-우 압력 중심 이동거리와 이동속도에서는 세 조건 간에 유의한 차이를 보이지 않아 선행연구와 차이를 보였다. 이는 Dionisio 등<sup>23</sup>의 연구에서처럼 건강한 성인이 팔을 전방에 위치한 상태로 스쿼트를 하는 동안 어깨, 엉덩이, 무릎, 발목 관절의 전-후, 좌-우 최대 선형이동을 측정된 결과, 40° 스쿼트에서는 무릎관절, 엉덩관절, 어깨관절에서 전방으로 각각 16 cm, 4 cm, 4 cm로, 70° 스쿼트에서는 20 cm, 5 cm,

5 cm로 이동한 것을 보면 알 수 있다. 또 좌-우 선형이동에서는 40°, 70° 스쿼트에서 3 cm보다 작은 이동을 한다고 보고하였는데, 이것은 스쿼트가 좌-우의 움직임보다는 전-후 방향의 움직임이 보이는 동작의 특성 때문이라고 사료된다. 즉, 본 연구의 전-후 압력 중심 이동거리와 이동속도에서 촉각자극이 없는 조건보다 무거운 촉각자극에서 유의한 감소를 보인 것은 스쿼트 동작이 작은 기저면상에 신체 질량 중심을 유지하기 위해 지속적인 근육의 활동을 요구하기 때문이다. 스쿼트 굴곡단계에서는 신체가 중력으로 인해 자유낙하를 하고 정확한 스쿼트 지점에 도달하기 위해 넓다리내갈래근이 원심성으로 조절된다.<sup>23</sup> 반면에 스쿼트 신전단계에서는 일어서기 위해 구심성으로 조절되는데,<sup>34</sup> 이때 이러한 무거운 촉각자극은 스쿼트 동작을 조절하는 근육의 원심성, 구심성 활성을 통한 힘의 조절 및 압력 중심을 제어하는데 도움을 주는 작용을 하였을 것이라고 생각한다.

이상의 결과에서 보듯 가벼운 촉각자극은 정적 균형에서 전-후, 좌-우 모든 방향에 대해 자세 동요를 감소시키고, 무거운 촉각자극은 동적 균형에서 전-후 방향에 대해 자세 동요를 감소시킨다. 이와 같이 촉각자극은 적절한 상황에 따라 그 효과가 달라지기 때문에 구분되어 적용될 필요가 있음을 알 수 있었으며, 이를 임상적으로 적용한다면 복잡한 일상생활 동작이나 재활훈련에 보다 효과적으로 도움을 줄 수 있을 것이다.

하지만 본 연구는 촉각자극조건에 따른 스쿼트 동작을 수행하는 동안 시간을 정해두고 통제를 하였기 때문에 각 시점별로 정확한 동작을 구분하는 데 어려움이 있었다. 따라서 향후 연구에서는 운동 형상학적 시스템 등을 이용하여 정확한 움직임의 단계를 구분하는 것이 필요할 것이다. 또한 각 시점별로 정확한 관절의 움직임과 또 그 움직임이 근육에 어떻게 영향을 미치며, 이것이 피드포워드 기전과 어떤 관계를 가지는지에 대해 제시하는 것이 필요할 것이다.

## Author Contributions

Research design: Kim MJ, Park JW

Acquisition of data: Kim MJ

Analysis and interpretation of data: Kim MJ

Drafting of the manuscript: Kim MJ

Administrative, technical, and material support: Lee HC

Research supervision: Park JW



## Acknowledgements

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2011-0003402).

## 참고문헌

- Gjelsvik BEB. The bobath concept in adult neuology. Seoul, Med-media, 2008:71-72.
- Park JW, Kim CS. Comparison of cortical activation between tactile stimulation and two-point discrimination: An fMRI case study. *J Kor Soc Phys Ther.* 2010;22(4):97-101.
- Shumway-cook A, Woolacott MH. Motor control: Translating research into clinical practice. 3rd ed. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins, 2006.
- Kim JH. Effects of virtual reality program on balance, gait and brain activation patterns in stroke patients. Daegu University. Dissertation of Doctorate Degree. 2005.
- Jeka JJ, Lackner JR. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Exp Brain Res.* 1995;103(2):267-76.
- Phillips CG. Movements of the Hand. Liverpool, United Kingdom, Liverpool University Press, 1986.
- Johnson KO, Hsiao SS. Neural mechanisms of tactual form and texture perception. *Annu Rev Neurosci.* 1992;15:227-50.
- Srinivasan MA, Whitehouse JM, LaMotte RH. Tactile detection of slip: surface microgeometry and peripheral neural codes. *J Neurophysiol.* 1990;63(6):1323-32.
- Kim JM. Neuroanatomy and neurophysiology for physical therapist and occupational therapist. 4th ed. Seoul, Jungdammedia, 2009:78.
- Lackner JR. Some proprioceptive influences on the perceptual representation of body shape and orientation. *Brain.* 1988;111(Pt 2):281-97.
- Matthews PB. Proprioceptors and their contribution to somato-sensory mapping: complex messages require complex processing. *Can J Physiol Pharmacol.* 1988;66(4):430-8.
- Krishnamoorthy V, Slijper H, Latash ML. Effects of different types of light touch on postural sway. *Exp Brain Res.* 2002;147(1):71-9.
- Holden M, Ventura J, Lackner JR. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *J Vestib Res.* 1994;4(4):285-301.
- Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. *Exp Brain Res.* 1994;100(3):495-502.
- Reginella RL, Redfern MS, Furman JM. Postural sway with earth-fixed and body-referenced finger contact in young and older adults. *J Vestib Res.* 1999;9(2):103-9.
- Dickstein R. Stance stability with unilateral and bilateral light touch of an external stationary object. *Somatosens Mot Res.* 2005;22(4):319-25.
- Clapp S, Wing AM. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. *Exp Brain Res.* 1999;125(4):521-4.
- Jeka JJ. Light touch contact as a balance aid. *Phys Ther.* 1997;77(5):476-87.
- Johannsen L, Wing AM, Hatzitaki V. Effects of maintaining touch contact on predictive and reactive balance. *J Neurophysiol.* 2007;97(4):2686-95.
- Boonsinsukh R, Panichareon L, Phansuwan-Pujito P. Light touch cue through a cane improves pelvic stability during walking in stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(6):919-26.
- Holt RR, Simpson D, Jenner JR et al. Ground reaction force after a sideways push as a measure of balance in recovery from stroke. *Clin Rehabil.* 2000;14(1):88-95.
- Nichols DS, Glenn TM, Hutchinson KJ. Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Phys Ther.* 1995;75(8):699-706.
- Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M et al. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(1):134-43.
- Franzen E, Gurfinkel VS, Wright WG et al. Haptic touch reduces sway by increasing axial tone. *Neuroscience.* 2011;174:216-23.
- Choi EY. Lower extremity electromyographic activity in four different knee positions during partial squatting. Yonsei University. Dissertation of Master's Degree. 2009.
- Tang SF, Chen CK, Hsu R et al. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: An electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(10):1441-5.
- Yang YP. The effect of types of weight-bearing surface on muscle activities of lower limbs and weight distribution during semi-squat movement of patient with hemiplegia. Hanseo University. Dissertation of Master's Degree. 2010.
- Palmer ML, Epler ME. Fundamental of musculoskeletal assessment techniques 2nd ed. Philadelphia, Lippincott-Raven Publishers, 1998.
- Baccini M, Rinaldi LA, Federighi G et al. Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. *Age Ageing.* 2007;36(1):30-5.
- Albertsen IM, Temprado JJ, Berton E. Effect of haptic supplementation on postural stabilization: A comparison of fixed and mobile support conditions. *Hum Mov Sci.* 2010;29(6):999-1010.
- Dickstein R, Shupert CL, Horak FB. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. *Gait Posture.* 2001;14(3):238-47.
- Lackner JR, Rabin E, DiZio P. Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. *Exp Brain Res.* 2001;139(4):454-64.
- Rabin E, DiZio P, Ventura J et al. Influences of arm proprioception and degrees of freedom on postural control with light touch feedback. *J Neurophysiol.* 2008;99(2):595-604.
- Carr JH, Shepherd RB. Neurological rehabilitation: optimizing motor performance. Oxford, Butterworth-Heinemann, 1998.