한국정밀공학회지 제 28권 6호 pp. 678-686 June 2011 / 678
Journal of the Korean Society for Precision Engineering Vol. 28, No. 6, pp. 678-686

◆ 특집 ◆ 고령자 / 장애인의 활동 보조 기계 기술

추가된 체성 감각에 의한 선형 운동 지각 변화

Linear Motion Perception under Additional Somatosensation

이용우[1], 박수경[1,✉]
Yongwoo Yi[1] and Sukyung Park[1,✉]

1 한국과학기술원 기계항공시스템학부 (School of Mechanical, Aerospace and Systems Engineering, KAIST)
✉ Corresponding author: sukyungp@kaist.ac.kr, Tel: 042-350-3230

Manuscript received: 2011.3.30 / Accepted: 2011.4.28

When one sensor cannot provide information by sensory deficit or loss, the sensory information can be provided by substituting other sensors for the defected sensor. This sensory substation might be influence on the deteriorated motion perception that consists of multi-sensory information such as visual, vestibular and somatosensory information. In this study, to investigate whether the additional sensation by sensory substitution could be integrated into the motion perception, we examined the effect of substituted postural sway sensation on the directional perception of body movement. Deteriorated motion perception by the reduced plantar sensation was enhanced under sensory substitution condition that provided the body sway information as the plantar vibratory stimulus. These results imply that the additional sensation might be integrated into and improve the motion perception.

Key Words: Motion Perception (운동 지각), Somatosensation (체성감각), Sensory Substitution (감각 치환), Balance (균형능력)

기호설명

COP = center of pressure
CC = control condition
RC = reduced cutaneous condition
SC = sensory substitution condition
RMS = root mean square
PEST = parameter estimation by sequential testing

1. 서론

균형 능력 이상을 가져오는 전정기관 손상과 같은 감각기 손상은 회복이 불가능한 경우, 부분적으로 다른 감각 정보의 의존도를 높여서 그 역할을 대신하는 방법이 있다.[1] 그러나 이 같은 방법은 운동에 대한 감각 정보 습득에 있어서, 속도면에서나 그 역치의 크기 면에서나 제대로 역할을 하기 어렵다. 예를 들어 전정기관이 손상된 환자들은 시각 정보를 우선시 하여 균형 조절을 하는 경향이 있다. 이는 시각 정보가 명확하게 취득 가능한 경우에는 문제없이 작동하지만, 시각 정보가 명확하지 않은 경우에는 균형 기능의 불안정을 야기한다.[2] 이와 같이 감각 정보의 부족분을 다른 감각 기관정보를 더 크게 신뢰 함으로써 대체하는 방법 외에 최근 연구 되는 방법 중 감각치환(sensory substitution)을 이용하여 손실된 감각 정보를 습득 가능한 인공 감각 기관(prosthesis)에서 정상적인 감각기에서 수용 가능한 감각 정보 형태로

제공하여 이를 해결하고자 하는 방법이 있다.[3-6] 감각 치환은 일반적으로 하나의 감각 형태가 다른 형태의 감각으로 전환되어 사용되는 것을 뜻한다. 예를 들면 점자와 같이 피부 감각 정보를 시각 정보로 전용하는 것이 이에 해당된다. 감각 치환은 일반적으로 인간의 지각능력에 관여하는 뇌의 기능적 유연성에 기인한 것으로 알려지고 있다.[7,8] 감각 능력의 저하가 있을 때 두뇌 피질에서는 감각 정보들을 담당하는 영역들의 재배치가 일어난다. 이러한 발달 기저는 인체가 특정한 감각을 상실하였을 때 다른 감각을 사용하여 이를 대체하고 적응하는 것이 가능토록 해준다. fMRI 를 사용하여 감각 정보 수용 시, 뇌의 활성화 영역을 확인한 연구에서는 시각 장애인에게 청각을 통하여 시각 정보를 제공해 주었을 경우 [9-12] 훈련을 진행함에 따라 청각영역뿐만이 아니라 시각에 관여하는 부분도 역시 활성화 됨을 보고하였다.[13,14] 이는 시각 정보를 상실하였을 경우 청각 정보를 통해 일부분 시각 정보를 대체하였음을 의미한다.

감각치환에 관한 연구는 초기에는 촉각이나 청각을 통해 시각을 대체하고자 하는 연구가 주를 이루었으나, 최근에는 균형 능력에 관련된 감각 기능이 저하되었을 경우에 이를 보완하기 위하여 인공 감각 기관으로 균형 기능과 관련된 추가 감각 정보를 생성하고 이것을 정상적인 감각 기관을 통해 제공하는 방법을 통하여 저하된 균형 능력을 보완해주고자 하는 연구들이 수행되고 있다. Dozza[15] 등은 자세 흔들림에 의한 상체의 가속도를 감지하여 이 정보를 청각 신호로 변환하여 제공하는 장치를 개발하였다. 다른 연구에서는 여러 개의 진동기 배열로 이루어진 벨트를 상체에 착용하여, 신체의 기울어짐 정도나 그 속도에 대한 정보를 피드백 해주는 장치가 개발되기도 하였다.[16] 또한 근래에 발표된 장치들 중에는 머리의 움직임을 측정하여 이에 대한 정보를 혀에 부착한 미세 가진기를 통하여 제공하기도 하였다.[17-19] 이와 같은 연구들은 모두 직립 자세에서의 자세 안정성 향상을 보고 하였다. 이러한 진동촉각(vibrotactile) 감각 치환 장치는 미 해군에 의해 실제적으로 평가되기도 하였다. 이들이 개발한 장치는 실제 항공기의 움직임을 측정하여 항공기 조종사가 입고 있는 조끼의 가진기를 통하여 3 차원 운동에서의 이상 기동을 경고하는데 사용되었다. 이 실험에서 피험자들은 1 시간 가량의 훈련을 통하여 눈을 가린 상태에서 곡예 비행 후 항공기를 안정화 시키는데 성공하였다.[20] 이와 같은 결과들은 감각 치환을 통해 추가로 제공되는 감각 정보를 사용하여 실질적인 지각 능력의 향상을 이끌어 낼 수 있음을 의미한다.

그러나 감각 치환을 이용하 추가 감각 정보를 제공하여 균형 능력을 보완하고자 한 기존의 연구들은 대부분 정적인 상태인 직립 자세에서의 안정성 증가에 관한 것으로, 동적인 환경에서 운동 지각 능력에 대한 연구는 미비한 상태이다. 또한 앞서 예를 든 것과 같이 동적 환경에서의 연구는 정량적 평가보다 전반적인 자세의 이상 유무를 알려주는 수준에서 연구되어 왔다. 정적인 연구와 동적인 연구 모두, 추가된 감각 정보를 사용하기 위해서는 1 시간 이상의 훈련을 필요로 하고 있다.

따라서 본 연구에서는 감각 치환을 통하여 추가로 감각 정보가 제공되었을 때, 운동지각 능력에 미치는 영향을 정량적으로 평가하고자 하였다. 이때 운동 지각 능력에 영향을 미치는 것으로 밝혀진 하지 체성 감각이 저하된 경우에 추가 감각 정보를 통하여 운동 지각 능력이 향상될 수 있는지를 확인하였다. 또한 제공하는 추가 감각 정보를 기존 연구들과 비교하여, 보다 직관적인 형태로 제공하였을 때 장시간의 훈련 과정 없이 적용 가능한지도 동시에 확인하고자 하였다.

2. 실험

2.1 실험 개요

추가로 제공한 체성 감각 정보에 의한 운동 지각능력에서의 변화를 확인하기 위하여, 하지 체성 감각에 이상이 생긴 경우를 가정하여 하지 체성 감각을 저하시킨 상태에서 추가 감각 정보를 제공하였을 때의 운동 지각 역치를 측정하였다. 추가 감각 정보는 신체의 기울어짐 정도에 대응하여, 피험자가 올라가 있는 가진기의 진동 크기를 달리하는 방식으로 제공하였다.

2.2 피험자

균형 감각에 이상 병력이 없다고 설문에 응한 7 명의 20~27 세(연령: 23.0±2.2)의 건강한 청년 지원자를 대상으로 실험을 수행하였다. 모든 피험자는 압박대를 사용하여 감각을 제한하는 실험조건 시 발생가능성이 있는 장단기적인 문제에 대하여 충분한 정보를 제공받았으며, 이와 같은 조건하에서의 실험 수행에 동의하였다. 모든 피험자는 낙

상을 포함한 실험 도중 발생할 수 있는 잠재적인 위험 요소들에 관해서도 충분한 정보를 제공받았다. 또한 이들은 카이스트 생명윤리심의위원회(IRB)의 승인을 받은 실험 참가 동의서를 검토하고 이에 서명하였다.

2.3 감각 치환을 이용한 감각 추가

직립 자세에서의 신체 흔들림 정도에 비례하여 역치 이상의 진동 자극을 발바닥에 제공하는 감각 치환 시스템을 구성하였다(Fig. 1). 직립 자세에서 인체의 압력중심(COP)을 측정하여, 이를 지각 가능하도록 피드백 하는 시스템을 구축하기 위하여 지면반력기(Forceplate)를 이용하여 사용자의 압력중심(COP)을 측정하여 이를 이용하여 피험자의 발밑에 설치한 진동기를 구동하는 방법을 사용하였다. 본 실험에 앞서 피험자에게 직립 상태에서 신체 흔들림을 최소화 하도록 지시하고 10 초동안의 COP 의 위치를 측정하여 그 자세에서의 COP 의 기준점을 구하였다. 본 실험에서는 예비 측정에서 얻은 COP 의 기준점의 위치와 실험시의 COP 의 거리 차이를 실시간으로 계산하여 거리 차이의 정도에 따라 피험자에게 제공하는 가진 크기를 다르게 제어하였다. 즉, COP 의 위치에 따라 COP 가 정상 상태로부터 멀어질수록 강한 진동을 제공하고 정상 상태로 돌아오면 가진을 중단하는 일종의 negative feedback 방법을 사용하였다.

실험에 사용한 진동기는 압전 필름을 사용하여 제작하였으며, 이때 제공한 진동 자극은 피험자가 특정 주파주의 외부 진동 자극에 적응하는 것을 방지하고자 백색 잡음의 형태로 진동하도록 하였다. 또한 이때 진동 크기는 압력 중심의 위치가 기준점에서 멀어질수록 계단식으로 커지도록 하였으며, 가장 작은 크기로 진동할 때에도 개별 피험자의 진동 감각 역치의 2 배의 크기로 가진 하여 진동이 발생시에는 피험자가 항상 진동의 유무를 지각할 수 있도록 하였다. 각 발의 진동기는 개별적으로 또는 동시에 진동 가능하도록 제작하여 방향성 정보를 제공할 수 있도록 하였다.

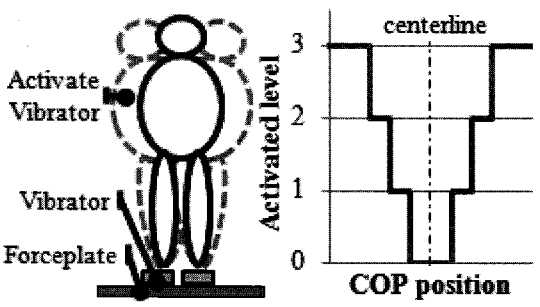

Fig. 1 Scheme for activated vibration level

2.4 실험 조건

네 가지 실험 조건 하에서 실험을 수행하였다. 일반적인 정상 상태로서, 기준이 되는 통제조건(control condition, CC)에서 피험자는 맨발로 진동기 위에 서서 실험을 수행하였다. 이에 비하여 발바닥 체성 감각이 저하된 상태를 모사하기 위하여 제한 조건(reduced cutaneous condition, RC) 에서는 압박대를 사용하여 허혈을 유발한 상태로 실험을 수행하였다. 허혈을 유도하기 위하여 사용한 압박대는 공압을 이용하여 압박 정도를 조절 할 수 있도록 하였으며, 이때 사용한 압박 강도는 피험자들의 고통을 최소화 하며 감각 저하를 충분히 유도할 수 있도록 150mmHg 를 사용하였다.[21] 대퇴동맥의 혈류를 차단하여 발의 감각을 저하시키기 위하여, 무릎 위 10 ㎝ 위치에 압박대를 착용하였으며, 혈류 저하를 충분히 유도한 후 실험을 수행하기 위해 압박대 착용 후 10 분 경과 후 실험을 수행하였다. 또한 압박대 사용으로 인한 감각 저하 정도를 확인하기 위하여, 통제조건과 구속조건 하에서의 발바닥 감각의 민감도를 Semmes-Weinstein monofilament 를 사용하여 측정하였다. 추가 감각 정보를 제공하기 위한 감각치환조건은 두 가지 조건으로 구분하였다. 먼저 압력 방향의 좌·우 위치에 상관없이 양 발의 진동기를 동시에 가진하여, 신체의 기울어짐 정보만으로 운동 방향성 지각 능력에 도움을 줄 수 있는지 평가하였다(sensory substitution condition 1, SC1). 두 번째 조건(sensory substitution condition 2, SC2)에서는 COP 의 좌 · 우 위치에 따라 각 발의 가진기를 개별적으로 구동하여, 이때의 정보가 운동 방향 지각에 도움이 되는지를 확인하였다. 체성 감각이 저하된 상태에서 추가 감각 정보 제공이 운동 지각능력에 도움을 줄 수 있는지를 확인하기 위하여 두 가지의 감각 치환 조건은 모두 압박대를 착용하여 허혈을 유도한 상태로 수행하였다.

2.5 실험 절차

실험자극으로 0.25Hz 의 정현파 형태의 가속도를 사용하였다. 눈을 감은 상태의 온몸 운동 지각

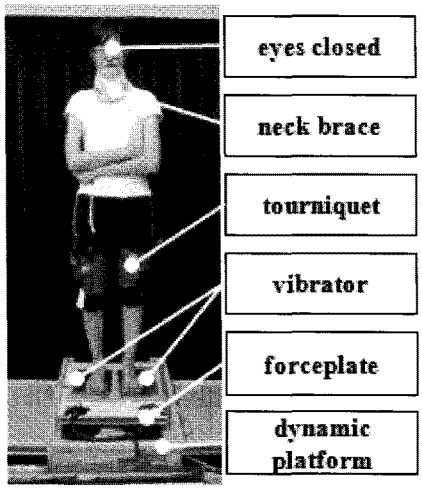

Fig. 2 Representation of the experimental set-up

능력을 평가한 선행 연구 결과 [22-24] 들에 따르면 운동 역치의 범위가 약 1mG 였으므로, 실험자극의 시작 크기는 1mG 로 결정하였으며, 개별 실험 자극에 대한 피험자의 응답에 따라 다음에 주어질 가속도의 크기는 유동적으로 변하도록 하였다. 각 실험 자극에 따라 피험자가 서있는 지지면이 피험자의 왼쪽 또는 오른쪽으로 이동을 하게 되고, 피험자는 이동이 완료된 후 자신이 움직였다고 지각한 방향을 손에 들고 있는 버튼을 눌러서 보고하도록 하였다(Fig. 2). 본 실험은 2AFC(Alternative Forced Choice)로 디자인 하였으므로 피험자는 어떠한 경우에라도 주어진 두가지의 선택지 중에서만 응답을 하도록 하였다.[25] 따라서 피험자가 전혀 움직임을 지각하지 못하거나, 또는 확신이 들지 않는 경우에도 반드시 하나의 선택을 하도록 하였다.

각 실험 조건들은 1 회씩 수행되었으며, 실험 조건들의 순서는 무작위로 배열하였다. 예비 측정에서는 본 실험을 수행하기 전에 각 조건에서 직립 상태에서의 균형 능력을 평가하기 위하여, 지면반력기(Forceplate)를 사용하여 90 초 동안 압력중심(COP)의 변화를 측정하였다. 모든 조건에서 직립 자세의 동일성을 확보하기 위하여, 피험자의 발 위치는 양 발 간격 8cm, 외전 방향으로 5° 외반 시킨 상태를 유지하도록 하였다.[26] 또한 실험 도중 피험자의 목의 움직임을 제한하여 전정기관 신호를 일정하게 유지하기 위하여 목 보호대를 사용하였다. 시각 정보를 배제하기 위하여 눈을 감고 실험을 수행토록 하였으며, 실험실의 모든 조명을 소등하였다. 청각으로 제공될 가능성이 있는 움직임 정보를 차단하고, 주변 소음으로 인한 피험자의 집중력 저하를 배제하기 위하여, 실험 수행 중에는 헤드폰을 통하여 백색 잡음을 제공하였다. 각 조건 사이에는 피험자의 피로를 방지하기 위하여 5 분간의 휴식 시간을 제공하였다.

2.6 역치 측정 방법

각 조건에서 선형 운동 방향 지각 역치는 Modified-PEST 방법으로 측정하였다.[23] 일반적인 PEST 방법의 경우, 자극에 대한 피험자의 응답에 따라서 다음에 제공할 자극의 크기를 달리하여 제공하므로 고전적인 역치 측정 실험 방법에 비하여 단시간에 실험 수행이 가능하다. 그러나 자극 크기의 변화폭을 결정하기 위해서는 실험 결과가 어떤 형태의 정신물리 함수(psychometric function) 를 따르는지에 대한 사전 정보가 필요하다. 이에 비하여 Modified-PEST 방법은 기본적인 자극 크기의 변화 규칙은 PEST 방법을 따르지만, 그 변화 폭은 계단형 실험방법의 규칙을 차용하여 사전 정보 없이도 실험 진행이 가능하도록 하였다. 실험 종료 기준은 자극 크기의 변화 정도가 일정 수준 이하로 줄어들거나, 미리 결정한 반복 횟수에 도달한 경우로 정의하였다. 이러한 방법을 통하여 도출되는 역치는 정신물리함수 상에서 75%의 응답률에 대응되는 자극 크기의 값을 가진다.

2.7 실험 결과 분석

Modified-PEST 방법으로 측정한 운동 방향 지각 역치의 경우, 실험 종료 조건이 자극 크기의 변화 정도가 일정 수준 이하로 작아진 경우에는 실험 종료시의 최종적인 자극 크기를 운동 역치로 정의 하였다. 최종 반복 횟수에 도달하여 실험이 종료된 경우에는 피험자의 좌·우 방향의 각 자극 크기에 대한 응답 확률로 나타내고 이 결과를 정신물리 함수로 곡선 맞춤(curve fitting)하였다. 이때 정신물리함수 상에서 75%에 해당하는 자극 크기를 운동 방향 지각 역치로 정의하였다.

직립 자세에서의 COP 의 변화 결과는 3 차 Butterworth 대역 통과 필터를 사용하여 후처리 하였다. 자세가 안정된 상태에서의 결과를 반영하기 위하여 측정 시작 후 10 초 간의 데이터는 분석에 포함하지 않았다. 이렇게 후처리 된 결과의 단변수 분석을 위하여 RMS 를 얻었다.

3. 결과 및 토의

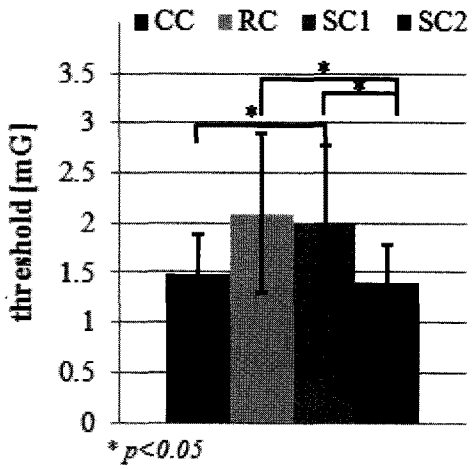

Fig. 3 Thresholds of directional linear motion perception

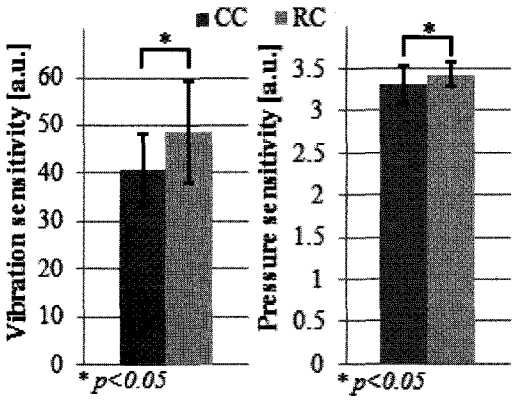

Fig. 4 Plantar pressure and vibration sensitivity

3.1 결과

압박대를 사용하여 발바닥 감각을 저하시킨 경우 선형 운동 지각 역치가 유의하게 증가하였다 ($p<0.05$)(Fig. 3). 통제 조건(CC)의 경우 선형 운동 지각 역치는 1.47 mG. (± 0.41) 였으나, 제한 조건에서는 2.09 mG. (± 0.80) 로 약 42% 정도 증가하였다. 한 명을 제외한 모든 피험자에게서 역치 증가가 있었으며, 역치가 감소한 한 명의 피험자 또한 3%이내로 역치가 감소하였다. 따라서 압박대를 사용하여 발바닥의 체성 감각을 저하시켰을 경우 선형 운동 방향 지각 능력 또한 저하되는 것을 확인할 수 있었으며, 이 변화 정도는 선행 연구들의 결과와 비슷한 범위를 가진다.[24,27] 제한조건(RC)과 비교하여 양 발의 진동기를 동시에 가진한 감각치환 조건 1(SC1)에서는 운동 지각 역치의 변화가 나타나지 않았다. 이는 신체가 기울어졌다는 정보만을 제공하여서는 운동 방향 지각에는 도움이 되지 않는다는 것을 의미한다. SC1 과 달리 COP 의 좌·우 위치에 따라 COP 가 위치한 방향의 진동기 만을 가진한 감각치환 조건 2(SC2)에서는 1.40 mG. (± 0.37) 로 RC 에 비하여, 운동 지각 능력이 향상되었으며 이때의 향상 정도는 감각을 저하시키지 않은 상태(CC)와 비슷하다. 따라서 신체가 기울어 지는 정도에, 기울어 지는 방향 정보를 추가로 제공해 주는 경우 선형 운동 방향 지각 능력에 향상 되었음을 확인할 수 있다.

압박대를 사용하여 하지 체성 감각을 저하 시킨 경우 발바닥 압각 민감도가 저하되었다(Fig. 4). Monofilament 를 이용하여 통제 조건(CC)에서 측정한 경우 압각 민감도는 3.31 a.u.(± 0.22)였으나, 제한 조건(RC)에서는 3.44 a.u.(± 0.14)로 증가하였고, 이 변화는 통계적으로 유의하였다($p < 0.05$). 또한 진동 감각 민감도를 진동기를 이용하여 측정한 경우에도 통제 조건(CC)에서 40.6 a.u.(± 7.8) 수준이었으나, 제한 조건(RC)에서는 그 값이 48.6 a.u.(± 10.7)로 증가하였으며 이 변화 역시 통계적으로 유의하였다($p < 0.05$). 따라서 본 연구에서 목적한 하지 체성 감각이 저하된 상태를 압박대를 사용하여 유효하게 모사할 수 있었다. 민감도 측정 위치에 따른 변이성이나 피험자 내의 변이성은 관찰되지 않았다.

압력중심(COP)의 RMS 의 경우, 전후 방향에 있어서는 통제조건과 비교하여 제한조건에서나 두 가지의 감각치환조건 모두 유의한 변화를 보이지 않는다. 제한 조건과 감각 치환에서 통제조건과 비교하여 대부분의 피험자에게 있어서 RMS 의 증가가 발생하지만, 그 정도는 통계적으로 유의한 의미를 가지지 않는다. 즉 제한조건 및 감각 치환 조건에서 직립자세의 흔들림 정도가 증가하는 경향은 관찰되지만, 그 정도는 통계적으로 유의한 의미는 가지지 않았다. 좌우 방향에 있어서도 제한 조건 및 감각치환 조건 모두에서 대부분의 피험자의 RMS 값이 증가하였다. 특히 감각치환 조건의 경우에는 그 증가 정도가 통계적으로 유의한 의미를 가진다. 즉 좌우 방향에 있어서는 직립상태에서의 신체의 흔들림 정도가 정상상태에 비하여 유의 하게 커졌음을 알 수 있다.

3.2 토의

직립 자세에서 신체의 흔들림에 기반하여 신체

의 기울어짐 정보를 진동 자극으로 발바닥에 제공하였을 때 운동 방향 지각 능력에 미치는 영향을 실험하였다. 이때 선행 연구들이 장시간의 사전 훈련이 필요하였음에 반하여, 직관적인 정보 제공 시 훈련시간을 단축 또는 훈련 없이 사용 가능한지를 확인하고자 하였다. 이때 추가로 제공된 감각 정보는 신체의 기울어진 정도를 진동 정보의 크기로 제공하였으므로, 보다 직관적인 정보를 제공할 것이라는 가정하에 실험을 수행하였다. 직접적인 정보를 제공하므로 추가 감각 적응에 많은 시간이 소요되지 않을 것이라 판단하여 실험에 낯설지 않도록 5 분 가량의 예행연습 후 본 실험을 수행하였다.

감각치환조건 1(SC1)에서는 제한조건(RC)과 비교하여 유의한 변화가 나타나지 않았다. 지지면 이동시에 관성에 의하여 이동 방향으로 크게 신체가 기울어 질것이라 가정하여, SC1 에서도 추가 감각 정보가 직접적으로 운동 지각에 영향을 줄 것이라 판단하였으나, 실험 결과 운동 지각에 영향을 미치지 못하였다. 이는 가정과는 달리, 직립 상태의 인체는 지지면 이동 시 감쇠진동(under damping) 상태의 역진자와 유사한 움직임을 보인다. 따라서 지지면을 한쪽으로 이동 시키더라도 좌우 양방향으로 진동하게 되므로, 기울어짐 정보만을 바탕으로 직관적으로 방향을 유추하기에는 무리가 있다. 실제로 피험자들의 구두 보고에 따르면, 제공된 진동 정보는 오히려 외부 잡음으로 간주되어 운동 방향 지각에 방해가 되었다고 한다. 다만, 몇몇 피험자는 장시간 동안 훈련을 한다면 추가로 제공된 정보를 유용하게 사용 가능할 것 같다고 보고하였다. 따라서 이러한 정보를 목적에 맞게 사용하기 위해서는 훈련이 필요함을 알 수 있으며, 이는 선행 연구들의 결과와 동일하다.[4,5,7]

이와 달리 신체가 기울어지는 방향에 따라 기울어진 방향의 진동기만 가진한 감각치환조건 2(SC2)에서는 제한조건(RC)와 비교하여 운동 지각 능력이 유의하게 향상되었다. 이때 변화 정도는 정상 상태(CC)에서와 근사한 수준으로 향상되었다. 다섯 명의 피험자는 CC 에서보다 SC2 에서 지각 능력이 향상되었으나 나머지 두 명의 피험자는 RC 에 비해서는 향상되었으나 CC 수준으로 향상되지는 못하였다. 따라서 하지 감각 저하로 인한 지각 능력 저하가 발생 시, SC2 와 같은 방법으로 정상 상태로 운동 지각을 향상 가능하다고 결론 내리기는 힘들다. 그러나 감각이 저하된 상태에 비하여 유의하게 운동 지각 능력을 향상 시킬 수 있음을 확인하였다. 특히 기존의 연구들과 달리 장시간의 훈련 과정 없이, 5 분 가량의 짧은 예행실험 만으로도 이 같은 운동 지각 능력의 향상을 이끌어 낼 수 있었다. 따라서 직관적 형태의 추가 감각 정보를 사용하면, 장시간의 훈련 없이 운동 지각 향상이 가능한 인공 감각 장치 개발이 가능할 것이다. 또한 장시간 훈련 과정을 거친다면 지각 능력을 더욱 큰 폭으로 향상하는 것이 가능할 것이라 기대된다.

발바닥 감각을 저하를 위하여 스폰지를 이용하였던 선행 연구 [24] 와 달리, 압박대를 사용하여 허혈을 유도하는 방법을 사용하였다. 이때 허혈 유발을 위한 압박 강도는 기존의 많은 연구들에서 혈류의 완전한 차단을 위하여 사용한 220~350mmHg[28,29] 에 비하여 낮은 수준인 150mmHg 를 사용하였다. 이 같은 낮은 수준의 압박을 사용하여 의도한 것과 같이 압각 및 진동 감각 민감도의 저하를 유도하였고 이를 통하여 운동 지각 능력 역시 저하 시킬 수 있었다. 그러나 이때의 압각 민감도 저하 정도는 신경 병변 환자의 판별 기준인 5.07 a.u.에는 미치지 못한다.[30,31] 즉, 하지 감각 저하에 의한 균형 능력 상실을 경험하는 환자군에 비하여, 경미한 수준의 감각 저하를 유도하였고, 운동지각 능력의 향상을 이끌어 내었다. 따라서 감각 저하 수준이 중증 신경 병변으로 진행되기 전의 감각 저하 초기 단계에서도 SC2 와 같은 방법을 사용하여 운동지각 능력 향상이 가능할 것이다.

감각 저하에 의하여 CC 와 비교하여 RC 에서 운동 지각 능력은 유의하게 변화하였으나, COP 는 유의한 변화가 관찰되지 않았다. 이는 기존에 균형 능력 평가 방법으로 사용되는 운동 결과(action)에 비하여, 운동 지각이 감각 저하 상태를 보다 민감하게 평가 할 수 있음을 의미하며, 운동 지각을 감각 저하에 대하여 직접적이고 민감한 평가 수단으로 사용할 수 있음을 제시한 선행 연구 결과와 일치한다.[24] 감각 치환 조건에서는 전반적으로 COP RMS 가 증가하는 경향을 보이고, 특히 SC2 의 좌우 방향에서는 그 증가 정도가 유의 하였다. SC2 의 경우 일반적인 COP 해석과 같이 균형 능력이 저하되었기 때문에 발생한 것이라고 결론 내리기에는 무리가 있다. 이는 균형 능력에 있어서 운동 실행(action, COP)보다 직접적으로 영향을 미칠 수 있는 운동 지각이 향상된 결과와도 상

충한다. 따라서 SC2 에서 COP RMS 의 증가는 신체의 기울어짐에 대하여 자연적인 상태보다 민감하게 기울어짐 정보가 제공되므로, 이를 보정하기 위하여 보다 능동적으로 신체를 움직임으로써 발생한 것이라 해석 가능하다. 좌·우 기울어짐 정보를 직접적으로 제공한 SC2 의 좌우 방향에 있어서만 통계적으로 유의하게 증가가 있었던 것도 이러한 이유를 뒷받침 한다. 또한 이 같은 해석은 균형 능력 평가에 있어서 기존에 널리 사용되는 COP 를 측정하는 방법이, 경우에 따라서는 균형능력 평가 방법으로 적절하지 않을 수도 있음을 의미한다.

진동기는 발 전체를 가진 가능하도록 진동판을 성인 남성의 발 크기보다 크게 제작하였다. 진동기에 사용한 압전 필름의 특성상, 가진 구역을 여러 개로 분할 사용하는 것이 용이하므로 COP 의 위치에 따라 진동위치가 변화하도록, 가진 구역의 분할 설계도 가능하다. 그러나 가진 구역을 세 구간으로 분할한 사전 실험 결과, 분할하지 않은 경우와 비교하여 유의한 차이를 보이지 않았다. 이는 인간의 발이 손과 달리 섬세한 감각이 아닌, 발 전체의 감각을 토대로 정보를 판단하기 때문일 것이다.[32] 또한 신체의 기울어짐에 따라 발바닥에 가해지는 압력의 위치가 변하게 되는데, 이때 상대적으로 큰 압력이 가해진 부위는 다른 부위에 비해 민감해 진다. 따라서 가진 구역을 분할하지 않은 경우에도 인체의 압력중심의 이동에 따라 가장 민감한 영역이 함께 이동하게 되어, 가진 구역을 분할하였을 때와 유사한 효과를 얻을 수 있다. 따라서 시스템의 간소화 및 진동기 구동 효율에 따라 가진기는 구역을 분할하지 않고 발 전체를 가진 하는 현재의 진동기 디자인으로도 목적한 바를 충분히 달성 가능함을 확인할 수 있다.

4. 결론

감각 치환에 의해 추가로 제공한 감각 정보를 이용하여 운동 지각 능력 향상 가능 여부를 확인하기 위하여, 신체의 기울어진 정도를 발바닥의 피부 진동 감각의 형태로 감각 치환하여 추가 제공하고 이때의 선형 운동 방향 지각 역치를 측정하였다. 하지 감각이 저하되어 운동 지각 능력이 저하된 경우 직관적으로 주어진 추가 감각 정보를 통하여, 장시간의 적응 훈련을 거치지 않고도 운동 지각 능력의 향상을 이끌어 낼 수 있었다. 이러한 결과에 따라 향상 시키고자 목적하는 지각에 포함되는 감각 정보들의 취득 과정을 고려하여 직관적인 형태의 추가 감각 정보를 제공할 경우, 착용시 바로 적용 가능한 운동 지각 능력 향상을 위한 인공감각장치 개발이 가능할 것이다.

후 기

이 논문은 2010 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구입니다(No. 2010-0020488).

참고문헌

1. Bockisch, C. J., Straumann, D., Hess, K. and Haslwanter, T., "Enhanced smooth pursuit eye movements in patients with bilateral vestibular deficits," Neuroreport, Vol. 15, No. 17, pp. 2617-2620, 2004.
2. Guerraz, M., Yardley, L., Bertholon, P., Pollak, L., Rudge, P., Gresty, M. and Bronstein, A., "Visual vertigo: symptom assessment, spatial orientation and postural control," Brain, Vol. 124, No. 8, pp. 1646-1656, 2001.
3. Bach-y-Rita, P., "Tactile sensory substitution studies," Annals of the New York Academy of Sciences, Vol. 1013, pp. 83-91, 2004.
4. Kaczmarek, K. A., Webster, J. G., Bach-y-Rita, P. and Tompkins, W. J., "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems," IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 38, No. 1, pp. 1-16, 1991.
5. Peterka, R. J., Wall, C. 3rd. and Kentala, E., "Determining the effectiveness of a vibrotactile balance prosthesis," J. of Vestibular Research, Vol. 16, No. 1-2, pp. 45-56, 2006.
6. Tyler, M., Danilov, Y. and Bach, Y. R. P., "Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue," J. of Integrative Neuroscience, Vol. 2, No. 2, pp. 159-164, 2003.
7. Bach-y-Rita, P. and Kercel, S. W., "Sensory substitution and the human-machine interface," Trends in Cognitive Sciences, Vol. 7, No. 12, pp. 541-546, 2003.
8. Renier, L. and De Volder, A. G., "Cognitive and brain

mechanisms in sensory substitution of vision: a contribution to the study of human perception," J. of Integrative Neuroscience, Vol. 4, No. 4, pp. 489-503, 2005.

9. Amedi, A., Stern, W., Camprodon, J., Bermpohl, F., Merabet, L., Rotman, S., Hemond, C., Meijer, P. and Pascual-Leone, A., "Shape conveyed by visual-to-auditory sensory substitution activates the lateral occipital complex," Nature Neuroscience, Vol. 10, No. 6, pp. 687-689, 2007.
10. Meijer, P., "An experimental system for auditory image representations," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 39, No. 2, pp. 112-121, 2002.
11. Meijer, P. B., "An experimental system for auditory image representations," IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 39, No. 2, pp. 112-121, 1992.
12. Proulx, M., Stoerig, P., Ludowig, E. and Knoll, I., "Seeing ¡®where¡¯through the ears: effects of learning-by-doing and long-term sensory deprivation on localization based on image-to-sound substitution," PLoS One, Vol. 3, No. 3, Paper No. e1840, 2008.
13. Poirier, C., De Volder, A., Tranduy, D. and Scheiber, C., "Pattern recognition using a device substituting audition for vision in blindfolded sighted subjects," Neuropsychologia, Vol. 45, No. 5, pp. 1108-1121, 2007.
14. Poirier, C., De Volder, A. G. and Scheiber, C., "What neuroimaging tells us about sensory substitution," Neuroscience and Biobehavioral Reviews, Vol. 31, No. 7, pp. 1064-1070, 2007.
15. Dozza, M., Chiari, L. and Horak, F. B., "Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 86, No. 7, pp. 1401-1403, 2005.
16. Nagel, S. K., Carl, C., Kringe, T., Martin, R. and Konig, P., "Beyond sensory substitution--learning the sixth sense," J. of Neural Engineering, Vol. 2, No. 4, pp. R13-R26, 2005.
17. Vuillerme, N., Bertrand, R. and Pinsault, N., "Postural effects of the scaled display of visual foot center of pressure feedback under different somatosensory conditions at the foot and the ankle," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 89, No. 10, pp. 2034-2036, 2008.
18. Vuillerme, N., Chenu, O., Pinsault, N., Fleury, A., Demongeot, J. and Payan, Y., "Can a plantar pressure-based tongue-placed electrotactile biofeedback improve postural control under altered vestibular and neck proprioceptive conditions?" Neuroscience, Vol. 155, No. 1, pp. 291-296, 2008.
19. Vuillerme, N. and Nafati, G., "How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing," Psychological Research, Vol. 71, No. 2, pp. 192-200, 2007.
20. Rupert, A., "Tactile interface to improve situation awareness," Aerospace Medical Association, 1996.
21. Schlee, G., Milani, T. L., Sterzing, T. and Oriwol, D., "Short-time lower leg ischemia reduces plantar foot sensitivity," Neuroscience Letters, Vol. 462, No. 3, pp. 286-288, 2009.
22. Benson, A. J., Kass, J. R. and Vogel, H., "European vestibular experiments on the Spacelab-1 mission: 4. Thresholds of perception of whole-body linear oscillation," Experimental Brain Research, Vol. 64, No. 2, pp. 264-271, 1986.
23. Richerson, S. J., Faulkner, L. W., Robinson, C. J., Redfern, M. S. and Purucker, M. C., "Acceleration threshold detection during short anterior and posterior perturbations on a translating platform," Gait Posture, Vol. 18, No. 2, pp. 11-19, 2003.
24. Yi, Y. and Park, S., "Effect of reduced cutaneous cues on motion perception and postural control," Experimental Brain Research, Vol. 195, No. 3, pp. 361-369, 2009.
25. McKee, S. P., Klein, S. A. and Teller, D. Y., "Statistical properties of forced-choice psychometric functions: implications of probit analysis," Percept Psychophys, Vol. 37, No. 4, pp. 286-298, 1985.
26. Collins, J. J. and De Luca, C. J., "The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms," Experimental Brain Research, Vol. 103, No. 1, pp. 151-163, 1995.
27. Yi, Y. and Park, S., "Effect of Lower Limbs Somatosensation on Linear Motion Perception," Trans. of the KSME A, Vol. 31, No. 6, pp. 686-693, 2007.
28. Fitzpatrick, R., Rogers, D. K. and McCloskey, D. I.,

"Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input," J. of Physiology, Vol. 480, pp. 395-403, 1994.

29. Grey, M. J., Ladouceur, M., Andersen, J. B., Nielsen, J. B. and Sinkjaer, T., "Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans," J. of Physiology, Vol. 534, pp. 925-933, 2001.
30. Holewski, J. J., Stess, R. M., Graf, P. M. and Grunfeld, C., "Aesthesiometry: quantification of cutaneous pressure sensation in diabetic peripheral neuropathy," J. of Rehabilitation Research and Development, Vol. 25, No. 2, pp. 1-10, 1988.
31. Meyer, P. F., Oddsson, L. I. and De Luca, C. J., "The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance," Experimental Brain Research, Vol. 156, No. 4, pp. 505-512, 2004.
32. Boulton, A. J., "The diabetic foot: from art to science. The 18th Camillo Golgi lecture," Diabetologia, Vol. 47, No. 8, pp. 1343-1353, 2004.