

< 논문 >

## 하지 체성 감각이 선형 운동 지각에 미치는 영향

이 용 우\* · 박 수 경†

(2007년 3월 14일 접수, 2007년 5월 21일 심사완료)

### Effect of Lower Limbs Somatosensation on Linear Motion Perception

Yongwoo Yi and Sukyung Park

**Key Words:** Motion Perception(운동 지각), Perception Thresholds(지각 역치), Somatosensation(체성 감각), Sensory Integration(감각 통합), Postural Balance(자세 균형)

#### Abstract

To perceive body movement, the nervous system uses multi-sensory cues such as vision, vestibular signals, and somatosensation. Among the multi-sensory modality, the previous researchers reported that the lower limb somatosensation plays an important role on maintaining postural balance. In this study, we examined the contribution of somatosensory cues to linear motion perception by measuring the detection threshold of the direction of linear motion with and without lower limb somatosensory constraints. Six healthy male volunteers participated in randomly ordered 33 single sinusoidal acceleration trials with the stimulus at 0.25Hz with peak magnitude ranged from 0 to 8mG. After each stimulus, subjects reported their perceived direction of motion by button press. Results showed that the reduced lower limb somatosensation significantly increased perception threshold. Without constraints, mean threshold was  $0.82 \pm 0.23$ mG, while it was  $1.23 \pm 0.35$ mG with reduced lower limb somatosensation. The results suggest that without visual cues, perception of the movement direction strongly depends on the lower limb somatosensory information.

#### 1. 서 론

사람은 인체의 운동을 지각하기 위해 전정기관, 시각, 그리고 체성감각과 같은 여러 가지 감각 신호를 이용한다. 전정기관으로부터의 감각신호는 이석기관으로부터의 선형 가속도 감각과 세반고리관으로부터의 각가속도 감각으로 구성된다. 체성감각은 피부, 근육 그리고 관절로부터의 촉·압각(壓覺), 온도감각, 통각 그리고 운동 감각 등으로 구성된다. 이러한 감각 중에서 운동 지각에는 근육으로부터의 고유감각(Proprioception)과

족장(足掌)으로부터의 압각이 큰 역할을 한다. 고유감각은 자신의 몸의 위치와 움직임에 대한 감각으로, 근육의 길이 변화나 근육에 가해지는 장력의 변화에 반응하는 근방추(muscle spindle)와 골지건기관(Golgi tendon organs)으로부터 유발된다. 또한 직립시 족장에서 느껴지는 압력 역시 몸의 움직임을 지각하는데 유용하게 사용된다. 이와 같은 감각신호들은 중추신경계에서 통합되며, 이 정보를 바탕으로 움직임을 지각하거나 균형을 유지하게 된다.

운동 지각에 기여하는 여러 감각기관의 지각 민감도에 관한 연구는 오래전부터 있어왔다. 각 감각기관의 지각 민감도를 연구하는데 사용되는 가장 기초적인 접근법은 역치를 측정하는 것이다.<sup>(1-3)</sup>

운동 지각에 기여하는 감각기의 연구 중 두부(頭部)의 선형가속도 및 각속도를 담당하는 것으

† 책임저자, 회원, 한국과학기술원 기계공학과

E-mail : sukyungp@kaist.edu

TEL : (042)869-3230 FAX : (042)869-5230

\* 회원, 한국과학기술원 기계공학과

로 잘 알려진 감각기인 전정기관에 대한 연구들이 광범위하게 이루어졌다. 전정기관의 역치를 측정하기 위한 자극으로는 가속도가 빈번히 사용된다.<sup>(4-9)</sup> Benson 등은 앉은 상태의 피험자에 선형 가속도 자극을 가함으로써 전정기관의 삼축 선형 가속도의 역치를 구하였다.<sup>(5)</sup> 4mm와 20mm로 짧은 이동거리의 전후방향 외란을 사용한 Richerson 등의 연구에서는, 지각 민감도가 가속도의 형태가 아닌 가속도의 크기에 영향을 받는다는 것을 밝혔다.<sup>(6)</sup>

전정기관과는 달리 운동 지각에 대한 체성감각의 영향은 그리 많은 연구가 이루어지지 않았다. 앉은 자세의 피험자의 고유감각과 전정기관의 상호 작용에 대한 연구에서는 고유감각의 역치는 전정기관의 그것보다 낮으며, 전정기관과 고유감각이 함께 작용하였을 때의 역치와 비슷한 값을 가지므로 운동 지각에 있어서 고유감각이 주도적인 역할을 함을 보고하였다.<sup>(10,11)</sup> 또, 전정기관에 이상이 있는 피험자들을 대상으로 수행된 연구는 0.05deg/s 정도의 느린 기울어짐 자극에 대해서는 체성감각의 운동 지각 능력이 전정기관과 비슷한 정도임을 보고하였다.<sup>(12)</sup>

몇몇 선형 연구들은 하지 체성감각이 직립 자세를 유지하는데 중요한 역할을 함을 보고하였다. 시각과 고유감각의 상호 작용을 연구한 선형 연구는 서있는 자세에서 하지로 부터의 고유감각이 자세를 유지하는데 가장 민감한 수단임을 밝혀내었다.<sup>(13)</sup> 또한 족장을 마취하여 족장으로 부터의 압각을 제한하였을 경우 외란에 반응하여 균형을 유지하기 위해 더 큰 움직임을 필요로 하거나,<sup>(14,15)</sup> 반대로 직립 자세에서 족장에 추가적인 자극을 가하였을 때 균형 능력의 향상이 보고되었다.<sup>(16-18)</sup> 이러한 결과들은 다리로부터의 고유감각과 족장으로 부터의 압각, 즉 하지의 체성 감각이 균형 능력에 크게 영향을 끼침을 의미한다.

이처럼 체성 감각에 대한 연구들이 있어왔지만 체성감각의 운동 지각에 관한 연구는 미흡한 실정이다. 많은 연구들이 움직임 지각이 아닌 신체의 자세변화로부터 유발된 체성감각의 지각 능력이나, 균형 능력에 미치는 체성 감각의 영향을 정성적으로 파악하는데 그치고 있다.

따라서 본 연구는 선형 운동 지각에 있어서 하지 체성 감각의 기여도를 정량적으로 분석하였다. 하지 체성감각의 영향을 알아보기 위해, 하지

체성감각을 제한하였을 때와 그렇지 않았을 때의 운동 지각능력을 비교하였다. 발목의 고유감각을 제한하기 위하여 발목 아대를 사용하였고, 족장 압각을 제한하기 위해 쿠션을 댄 바닥을 사용하였다. 이처럼 제한된 하지 체성 감각은 중추신경계로 제공되는 정보를 제한할 것이므로 이에 따른 역치가 증가할 것이라는 가설을 세우고 이를 검증하였다.

## 2. 실험

### 2.1 피험자

균형 감각에 이상 병력이 없다고 설문에 응한 여섯 명의 건강한 남성 지원자(연령:24.2±1.7)를 대상으로 실험을 수행 하였다. 모든 피험자는 한국과학기술원 생명윤리심의위원회의 승인을 받은 실험 참가 동의서를 검토하고 이에 서명하였다. 이들은 낙상을 포함한 실험 도중 발생할 수 있는 잠재적인 위험 요소들에 대한 정보를 충분히 제공 받았다.

### 2.2 실험 장비

피험자에게 원하는 자극을 가하기 위해 Fig. 1 과 같은 서보 플랫폼을 제작하였다. 플랫폼은 피험자가 서있는 지지면을 전후좌우의 두 개의 축으로 움직일 수 있다. 플랫폼의 위치는 엔코더로 수집되며, MATLAB Simulink(MathWork, Inc.) 기반의 dSPACE를 컨트롤러로 사용하여 원하는 형태의 속도 프로파일을 제공할 수 있도록 하였다.

실험이 진행되는 동안 관절각의 움직임을 포함한 신체의 운동을 관찰하기 위해 모션 캡처 시스템

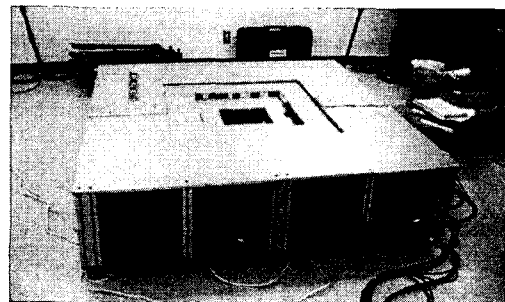


Fig. 1 A dynamic platform

탐(Motion Analysis Corporation, Hawk)을 사용하였다. 모션캡처시스템은 피험자의 귀, 목, 어깨, 허리, 무릎, 발목 그리고 발꿈치에 부착한 반사 마커를 네 개의 적외선 카메라가 인식하여 그 위치를 3차원 공간에서 재현한다. 이렇게 수집된 데이터는 엔코더에서 수집된 데이터의 보강 자료로, 실험도중 피험자가 불필요한 움직임을 가지지 않았는지를 확인하고 피험자의 머리의 가속도와 각 관절의 각도 변화를 분석하는데 사용하였다.

### 2.3 실험자극

자극의 최대 크기가 0~8mG 범위인 서른세 개의 단일 정현파형 가속도를 실험 자극으로 사용하였다. 자극의 주파수는 전정기관의 가속도 신호는 0.1Hz 이상에서 안정된 단위 이득을 가진다는 선행 연구 결과에 따라 0.25Hz로 결정하였다.<sup>(19)</sup> 또한 Table 1에 나타낸 것처럼 선행 연구들이 보고한 전정기관의 역치의 범위가 1.5~6.4mG였음을 고려하여, 본 연구에서는 전정기관 뿐만 아니라 다른 감각신호도 사용하게 되므로 그보다 작거나 같은 값을 가질 것이라 예상하고 자극의 크기 범위를 0~8mG로 결정하였다.<sup>(3-7)</sup> 정밀한 측정을 위하여 역치가 존재할 것이라 예상되는 0~2mG 범위에서는 가속도의 증가 정도를 촘촘히 하고, 2mG 이상에서는 실험 진행의 효율성을 위

해 증가 폭을 크게 하였다.

다음 식과 Fig. 2에 도시한 것과 같은 단일 정현파형태의 가속도를 실험 자극으로 사용하였다.

$$a(t) = A \sin(2\pi ft)$$

여기서  $A$ 는 가속도의 진폭이며,  $f$ 는 주파수이다. 이러한 가속도를 바탕으로 속도 궤적 형태는 다음과 같은 종 모양의 단일 여현파형으로 만들 수 있다.

$$v(t) = \frac{A}{2\pi f} \{1 - \cos(2\pi ft)\}$$

따라서 최종적으로 다음식과 같은 플랫폼의 이동 궤적 형태를 얻을 수 있다.

$$s(t) = \frac{A}{2\pi f} \left\{ t - \frac{1}{2\pi f} \sin(2\pi ft) \right\}$$

### 2.4 실험절차

피험자들은 33개의 무작위로 배열된 자극으로 구성된 실험 세트를 6회 수행하였다. 통제 조건(Control condition)에서는 Fig. 3(a)와 같이 피험자에게 어떠한 구속도 가하지 않은 채로 실험을 행하였다. 이와 달리, 제한조건(Constraint condition)에서 피험자는 Fig. 3(b)와 같이 발목의 고유감각을 제한하기 위해 발목 아대를 착용하고, 족장으로부터의 압각을 제한하기 위해 지지면에 쿠션을 대었다. 한 실험 세트는 16 종류의 크기를 가지는 좌·우 방향 가속도와 하나의 정지

Table 1 Summary of data on perception thresholds of linear motion without visual information

Author	No. of subjects	Threshold (mG)			
		f(Hz)	Stimulus	X	Y
Benson [5]	24	0.3	Single acceleration sinusoid	6.4	5.8
Benson [7]	6	0.3	Constant oscillation	2.6	3.3
Richerson [6]	5	-	Single acceleration (jerk/smoothed)	1.5	-
Greven [8]	12	0.29	Parallel Swing	4.6	3.6
Walsh [9]	6	0.4	Parallel Swing	-	3.9

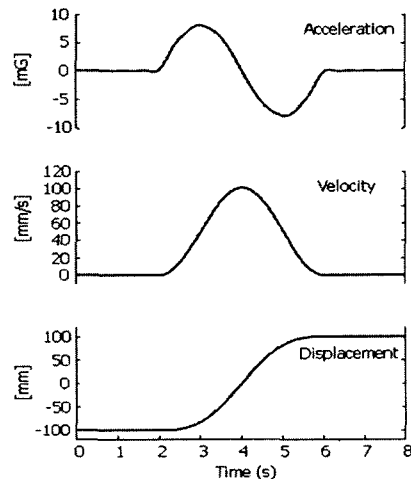
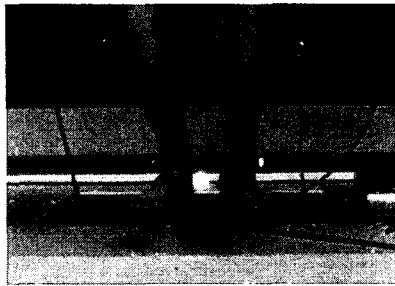
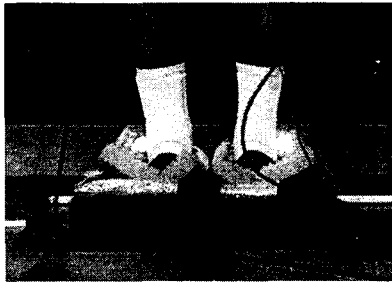


Fig. 2 Trace of displacement velocity and acceleration of the stimulus



(a) Control condition



(b) Constraint condition

Fig. 3 Test conditions

된 자극(0mG) 즉 33개의 자극으로 구성하였다. 각 자극이 주어질 때 플랫폼은 주어진 속도 궤적에 따라 피험자의 왼쪽 또는 오른쪽으로 움직였다.

본 실험에 앞서 피험자들은 실험 절차에 익숙해지기 위해 몇 번의 예행연습을 수행하였다. 각 세션이 진행되는 동안 실험실은 소등되었으며 플랫폼 주변은 암막커튼을 쳐서 외부의 빛을 차단하였다. 피험자는 눈을 감은 상태로 맨발로 플랫폼 위에 똑바로 서서, 지각 보고용 버튼을 손에 들고 있도록 지시 받았다. 모터 작동음과 같은 청각 신호를 차단하기 위해 피험자가 착용한 헤드폰으로 실험 진행 동안 백색 잡음을 가하였다. 또한 헤드폰을 통한 부저음으로, 자극이 주어질 것임을 예고하고, 자극이 주어졌음을 알려주었다. 자극이 주어진 후 피험자는 어느 쪽으로 움직였다고 지각하는지를 손에 든 버튼을 눌러 보고하였다. 각 세트가 끝나면 피험자는 구두로 실험에 대한 전반적인 특이사항을 보고하였다. 피험자들이 피로가 쌓이는 것을 방지하기 위해 각 세트가 끝난 후 5분씩의 휴식을 가졌으며, 각 세션은 동일한 날 수행하지 않았다.

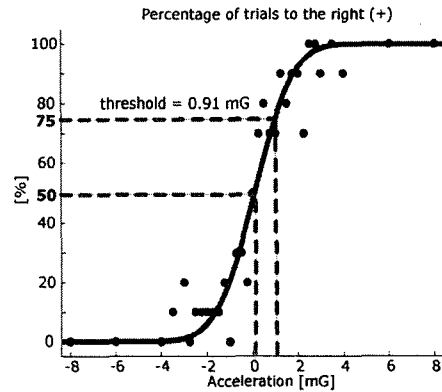


Fig. 4 Psychometric function in 2AFC

2.5 데이터 분석

피험자로부터 보고 받은 지각한 운동 방향 데이터는 누적 정규 분포 함수를 정신물리함수 (psychometric function)로 사용하여 지각 역치를 얻는 Foster 방법으로 분석하였다<sup>(20)</sup>. Foster 방법은 중심점의 위치와 기울기 두 가지 변수를 변화시켜가며 정신물리함수가 주어진 조건을 가장 적합한 곡선 맞춤(curve fitting)을 할 수 있는 상태를 구하는 방법이다. 실험절차는 2AFC(Alternative Forced Choice)로 디자인 하여, 피험자들은 왼쪽과 오른쪽 두 가지의 선택권만을 가지며, 설령 그들이 어떠한 움직임도 지각하지 못하였을지라도 주어진 선택권 내에서만 답을 하도록 지시되었다.<sup>(2,21)</sup>

이렇게 피험자가 보고한 결과는 Fig. 4와 같이 각 자극의 크기에서, 오른쪽으로 움직였다고 보고한 확률로 표시 하였다. 따라서 100%는 그 자극의 크기에서는 피험자가 모두 오른쪽이라고만 답변하였음을 의미하며, 반대로 0%는 한 번도 오른쪽이라 보고하지 않은, 즉 모두 왼쪽이라 보고하였음을 의미한다. 이렇게 표시된 확률 값들을 Foster 방법에 따라 정신물리함수로 곡선맞춤을 하여, 그 곡선 상에서 50% 수준과 75% 수준의 자극의 크기의 차이를 역치로 정의하였다. 일반적으로 2AFC에서는 75%를 역치로 정의한다.<sup>(19,20)</sup> 그러나 본 실험에서는 정신물리함수의 중심점의 위치(50%)가 왼쪽 또는 오른쪽으로 어긋나 있기에 이를 보정해 주기 위하여 75%와 50%의 차이를 역치로 정의하였다.

또한 실험 과정에서 발생하는 학습 효과를 알아보기 위하여 각 세트가 진행되는 동안의 맞춘

**Table 2** Thresholds of linear motion perception

Subject	Peak acceleration threshold (mG)	
	Control	Constraint
1	0.62	0.90
2	1.04	1.86
3	0.85	1.34
4	0.72	1.11
5	0.55	0.92
6	1.12	1.27
Average ± S.D.	0.82 ± 0.23	1.23 ± 0.35

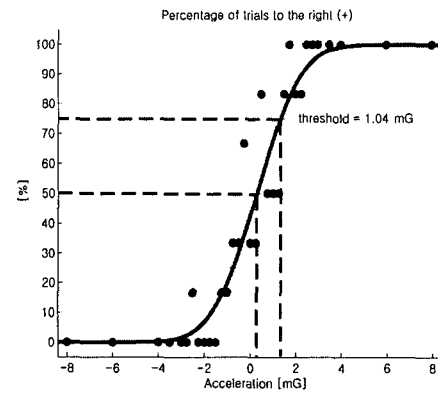
확률을 정리하여 보았다. 실험 진행에 대한 맞춘 확률을 표시하여 이에 대한 추세선을 그었을 때, 그 추세선의 기울기가 양의 값을 가지면 학습 효과가 일어난 것으로 보았다.

### 3. 결과 및 토의

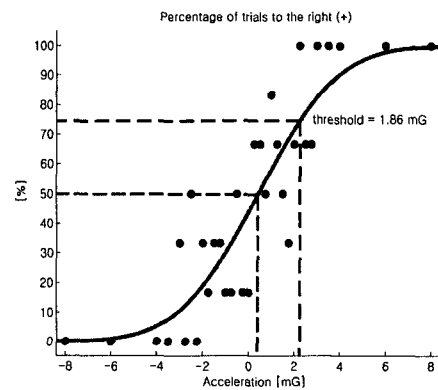
#### 3.1 역치의 변화

하지 체성감각을 제한하였을 경우 역치가 유의하게 증가함을 볼 수 있었다. 각 피험자의 역치에 대한 결과는 Table 2에 나타내었다. 대부분의 피험자들에게서 하지 체성 감각을 제한하였을 경우 50% 이상의 역치 증가가 나타났다. 대표적인 피험자에 대한 결과의 변화를 Fig. 5에 나타내었다. 통제 조건과 비교하여, 제한 조건에서는 확률 분포가 좀 더 분산되었고, 이러한 변화는 정신물리함수를 좀 더 평탄하게 만들어 주며 이는 곧 역치가 증가하였음을 의미한다. 이러한 역치의 증가는 반복측정 일원 분산분석 결과 통계적으로 유의하였다( $p < 0.01$ ). 통제조건에서 각 피험자의 역치의 평균은  $0.82 \pm 0.23 \text{mG}$ 이었으나 하지 체성감각을 구속하였을 때는  $1.23 \pm 0.35 \text{mG}$ 로 52.8% 증가하였다.

이와 같이 하지 체성감각을 제한하였을 경우 지각 역치가 유의하게 증가함을 볼 수 있었으며 이는 시각 정보가 없을 경우, 하지 체성감각이 좌우 가속도 운동 지각에 큰 영향을 미침을 의미한다. 이는 하지 체성 감각이 운동 지각에 있어서 중요한 역할을 한다는 선행 연구 결과<sup>(5-10)</sup>들과 일치하며, 이는 좌/우 선형 운동 지각에 대한 하지 체성감각의 영향을 정량적으로 해석한 선도적인 연구 결과이다.



(a) Control condition



(b) Constraint condition

**Fig. 5** The perception threshold of Subject 2 in control condition and constraint condition

#### 3.2 상체의 움직임의 영향

실험 과정에서 발생한 상체의 움직임의 변화를 Fig. 6에서와 같이 모션 캡처 장비를 이용하여 분석하였다. 상체의 움직임 중에 실험에 영향을 미칠 수 있는 감각은 크게 허리의 각도 변화에 의한 고유감각과 또는 머리의 움직임에 의한 전정기관<sup>3</sup> 감각이 있다. 만약 두 실험 조건 사이에서 허리 각도 변화가 크게 나타났다면, 허리의 고유감각에 의한 영향이 실험에 반영되었을 것이다. 또한 머리의 움직임이 크게 변화하였다면, 목의 고유감각이나 머리의 가속도 변화로 인한 전정기관의 영향이 추가적으로 유발되었을 것이다. 이를 알아보기 위해 두 조건 사이의 허리와 목의 각도와 머리 가속도의 최대값 변화를 모션 캡처 데이터를 비교 분석하여 그 변화 범위를 Table 3

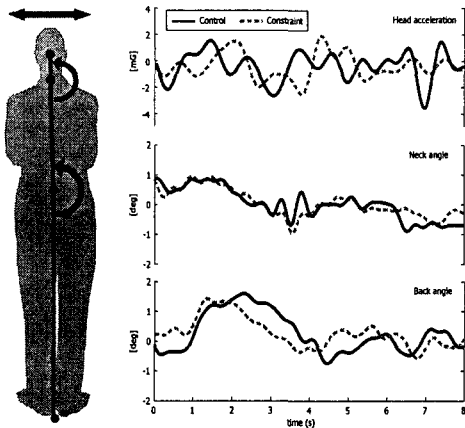


Fig. 6 Changes of joint angle and head acceleration

Table 3 Mean of peak to peak joint angle and acceleration changes for Subject 3

		Mean ± S.D			
		Control		Constraint	
		Standstill	Perturbation	Standstill	Perturbation
Acceleration [mG]	Head	3.58 ± 0.85	4.31 ± 2.17	3.43 ± 1.18	4.28 ± 2.83
	Joint angle [deg]				
Joint angle [deg]	Neck	0.32 ± 0.13	0.36 ± 0.16	0.35 ± 0.15	0.33 ± 0.19
	Lower back	0.26 ± 0.13	0.24 ± 0.15	0.24 ± 0.11	0.25 ± 0.17

Table 4 Significance probability of peak to peak joint angle and acceleration between Control and Constraint for Subject 3

		p-value	
		Control vs. Constraint	
		Standstill	Perturbation
Acceleration	Head	0.749	0.862
	Joint angle		
Joint angle	Neck	0.814	0.750
	Lower back	0.725	0.906

\* Analyzed by an one-way RM ANOVA

에 나타내었다. 이 값들을 반복측정 일원분산분석으로 분석한 결과, Table 4에 나타난 것처럼 두 조건 사이에는 통계적으로 유의한 차이가 없었

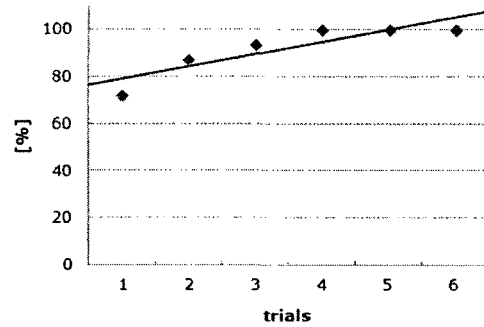


Fig. 7 Percentage of correct selection and across whole sets of control condition and a trendline for Subject 1

다. 머리 가속도의 경우 정지 상태에 비해 외란이 주어진 경우, 그 값들이 증가하였다. 이는 정지 상태보다 외란이 주어졌을 경우에 전정기관의 신호가 더 크게 발생하였음을 의미한다. 그러나 이와 같은 가속도의 증가는 두 조건 모두에서 발생하였으며 그 사이에 유의한 차이는 없었다. 그러므로 외란으로 인해 추가로 유발된 전정기관의 신호는 실험 결과에 영향을 미치지 못하였음을 알 수 있다. 따라서 상체의 관절각과 머리의 가속도 변화에 의한 영향은 없었다.

### 3.3. 학습 효과

이 연구에서 실험이 진행되는 동안 학습이 일어나는가에 대해 알아보기 위해, 각 실험 세트에서 올바른 선택을 한 확률에 대해 분석을 하였다. 학습의 발생 유무는 Fig. 7에 나타난 것처럼 올바른 선택을 한 확률들의 추세선의 증감으로 판단하였다. 또한 기울기의 크기를 같이 나타내어 발생한 학습의 정도를 판단하고자 하였으며 그 결과는 Table 5에 정리하였다. 통제 조건의 경우 모든 피험자에게 있어서 추세선의 기울기가 양의 값을 가졌다. 그에 반해 제한 조건의 경우에는 두 명의 피험자는 기울기가 감소함을 보였다. 따라서 통제 조건에서는 모든 피험자에게서 학습 효과가 발생하였으나, 제한 조건의 경우에는 피험자에 따라 다르다.

학습은 외부의 자극에 의한 행동의 변화로 정의된다. 그러므로 학습은 반복된 연습으로 인한 지각 능력의 향상과 실험 환경에의 적응과 추측하는 방법을 터득한 경우 모두를 포함한다. 지각

**Table 5** Slope signs of percentage of correct selections

Subject	Control	Constraint
1	+++++	-
2	+	+
3	++++	+++++
4	+	--
5	++	+++++
6	+	+

\* The number of signs indicates a slope magnitude. Each sign corresponds to the increase(or decrease) rate of 5% per trial.

능력을 향상시키기 위해서는 짧은 기간 안에 충분히 많은 횟수의 실험을 행하여야 하며 각 자극에 대한 피드백 역시 즉각적으로 이루어져야 한다. 그러나 이 실험의 주된 목적은 지각 능력의 향상에 관한 것이 아니었으므로 자극에 대한 피험자의 반응에 피드백을 주지 않았다. 따라서 이 실험에서 관찰 가능한 학습 효과는 모두 실험 환경에 대한 적응에 의한 것이라 판단할 수 있다. 몇 번의 연습 실험을 제외하면 모든 피험자들에게 통제 조건은 처음 접하는 실험이었다. 이와 달리, 제한조건의 경우 피험자들은 통제 조건을 통해 이미 실험을 경험한 상태에서 수행되었다. 때문에 통제 조건에서는 실험 환경 자체에 적응하는 과정을 통해 모든 피험자들의 맞춘 정도가 증가하였으나, 제한 조건에서는 통제조건에서 이미 실험 환경에 적응할 기회가 있었기에 피험자에 따라 다른 결과를 보여주었다. 따라서 실험 초기에만 학습 효과가 발생하였으며, 이때의 학습은 지각 능력의 향상이 아닌 실험 환경에 적응한 것임을 알 수 있다.

#### 4. 결론

전체 몸의 좌우 운동 지각 능력에 있어서 하지의 체성감각이 미치는 영향을 알아보기 위해 아무런 조치를 취하지 않는 조건과 하지 체성 감각을 제한한 조건의 운동 지각 역치를 비교하였다. 그 결과 통제조건에서 0.82mG 이던 역치는 하지 체성 감각을 제한하였을 경우 1.23mG로 증가하였다. 실험 결과에 영향을 끼칠 수 있는 상체의 관절각과 머리의 가속도 변화는 두 실험 조건 사이에서 변화가 없었다. 즉, 상체의 움직임에 의한

영향은 없었다. 따라서 시각 정보가 없는 경우 좌우 방향의 운동 지각은 하지 체성감각정보에 크게 의존한다.

#### 후 기

본 연구는 과학기술부 과학기술선도기초연구사업(과제명: 햅틱 인터페이스를 포함한 세포조작기)의 지원으로 수행되었습니다.

#### 참고문헌

- (1) Wertheim, A. H., Wagenaar, W. A. and Leibowitz, H. W., 1982, *Tutorials on Motion Perception*, Plenum Press, New York, pp. 41~79.
- (2) Levine, M. W., 2000, *Fundamentals of Sensation and Perception*. 3rd edition, Oxford University Press, New York, pp. 5~27.
- (3) Sekuler, R., Blake, R., 2002, *Perception 4th Edition*, McGraw-Hill, New York, pp. 593~609.
- (4) Guedry F.E., 1974, *Psychophysics of Vestibular Sensation*. In : *Kronhuber HH, editor. Handbook of Sensory Physiology*, Vol. 6, Pt. 2, Springer, Berlin, pp. 3~154.
- (5) Benson, A. J., Spencer, M. B. and Stott, J. R., 1986, "Thresholds for the Detection of the Direction of Whole-body, Linear Movement in the Horizontal Plane," *Aviat Space Environ Med*, Vol. 57, No. 11, pp. 1088~1096.
- (6) Richerson, S. J., Faulkner, L. W., Robinson, C. J., Redfern, M. S. and Purucker, M. C., 2003, "Acceleration Threshold Detection During Short Anterior and Posterior Perturbations on a Translating Platform," *Gait Posture*, Vol. 18, No. 2, pp. 11~19.
- (7) Benson, A. J., Kass, J. R. and Vogel, H., 1986, "European Vestibular Experiments on the Spacelab-1 Mission: 4. Thresholds of Perception of Whole-body Linear Oscillation," *Exp Brain Res*, Vol. 64, No. 2, pp. 264~271.
- (8) Greven, A. J., Oosterveld, W. J. and Rademakers, W. J., 1974, "Linear Acceleration Perception: Threshold Determinations with the Use of a Parallel Swing," *Arch Otolaryngol*, Vol. 100,

- No. 6, pp. 453~459.
- (9) Walsh, E. G., 1961, "Role of the Vestibular Apparatus in the Perception of Motion on a Parallel Swing," *J Physiol*, Vol. 155, No., pp. 506~513.
- (10) Hlavacka, F., Mergner, T. and Schweigart, G., 1992, "Interaction of Vestibular and Proprioceptive Inputs for Human Self-Motion Perception," *Neurosci Lett*, Vol. 138, No. 1, pp. 161~164.
- (11) Hlavacka, F., Mergner, T. and Bolha, B., 1996, "Human Self-motion Perception During Translatory Vestibular and Proprioceptive Stimulation," *Neurosci Lett*, Vol. 210, No. 2, pp. 83~86.
- (12) Bringoux, L., Schmerber, S., Nougier, V., Dumas, G., Barraud, P. A. and Raphel, C., 2002, "Perception of Slow Pitch and Roll Body Tilts in Bilateral Labyrinthine-Defective Subjects," *Neuropsychologia*, Vol. 40, No. 4, pp. 367~372.
- (13) Fitzpatrick, R. and McCloskey, D. I., 1994, "Proprioceptive, Visual and Vestibular Thresholds for The Perception of Sway During Standing in Humans," *J Physiol*, Vol. 478 (Pt 1), No., pp. 173~186.
- (14) Perry, S. D., McIlroy, W. E. and Maki, B. E., 2000, "The Role of Plantar Cutaneous Mechanoreceptors in the Control of Compensatory Stepping Reactions Evoked by Unpredictable, Multi-Directional Perturbation," *Brain Res*, Vol. 877, No. 2, pp. 401~406.
- (15) Meyer, P. F., Oddsson, L. I. and De Luca, C. J., 2004, "Reduced Plantar Sensitivity Alters Postural Responses to Lateral Perturbations of Balance," *Exp Brain Res*, Vol. 157, No. 4, pp. 526~536.
- (16) Khaodhiar, L., Niemi, J. B., Earnest, R., Lima, C., Harry, J. D. and Veves, A., 2003, "Enhancing Sensation in Diabetic Neuropathic Foot with Mechanical Noise," *Diabetes Care*, Vol. 26, No. 12, pp. 3280~3283.
- (17) Priplata, A. A., Niemi, J. B., Harry, J. D., Lipsitz, L. A. and Collins, J. J., 2003, "Vibrating Insoles and Balance Control in Elderly People," *Lancet*, Vol. 362, No. 9390, pp. 1123~1124.
- (18) Collins, J. J., Priplata, A. A., Gravelle, D. C., Niemi, J., Harry, J. and Lipsitz, L. A., 2003, "Noise-Enhanced Human Sensorimotor Function," *IEEE Eng Med Biol Mag*, Vol. 22, No. 2, pp. 76~83.
- (19) Shkel, A. M. and Zeng, F. G., 2006, "An Electronic Prosthesis Mimicking the Dynamic Vestibular Function," *Audiol Neurootol*, Vol. 11, No. 2, pp. 113~122.
- (20) Foster, D. H., Bischof W. E., 1991, "Thresholds From Psychometric Functions: Superiority of Bootstrap to Incremental and Probit Variance Estimators," *Psychol Bull*, Vol. 109, No. 1, pp. 152~159.
- (21) McKee, S. P., Klein, S. A. and Teller, D. Y., 1985, "Statistical Properties of Forced-Choice Psychometric Functions: Implications of Probit Analysis," *Percept Psychophys*, Vol. 37, No. 4, pp. 286~298.