

햅틱 장치를 이용한 균형 훈련 시스템 및 효용성 검증

A Balance Training System using a Haptic Device and Its Evaluations

윤정원*, 라ihil 아프잘, 표상훈, 오민균*

(JungWon Yoon^{1,*}, Muhammad Raheel Afzal¹, SangHun Pyo¹, and Min-Kyun Oh^{2,*})

¹School of Mechanical and Aerospace Engineering and ReCAPT, Gyeongsang National University

²Department of Rehabilitation Medicine, Gyeongsang National University Graduate School of Medicine

Abstract: Haptic device can be a useful rehabilitation tool in balance training. The proposed system is composed of a body-wear smartphone, Phantom Omni® device, and its control PC system. Ten young healthy subjects performed balance tasks with different postures during 30 seconds with their eyes closed. An Android program on the smartphone transferred mediolateral (ML) and anteroposterior (AP) tilt angles to the PC system, which can generate haptic command through haptic device. Statistical data analysis was performed using MATLAB®. COP (Center of Pressure) related indexes were measured to see reduction in body sway. ANOVA showed that haptic device significantly reduced body sway. Intuitive balance guidance could be generated using an economical and small-sized commercial haptic device, making the system efficient.

Keywords: balance training, haptic device, young healthy subjects

I. 서론

미국에서는 매년 30만 건 이상의 고관절 골절(hip fracture)이 발생하고 2040년까지 약 16조원의 사회적 손실을 가져올 것으로 예상되고 있다[1]. 특히, 노인의 보행과 평행 장애는 65세에서 약 15%를 차지하고 85세에는 40%까지 이르며 낙상 및 심한 손상의 중요 원인이 된다[2]. 노인에서 나타나는 보행 장애의 주요 원인은 뇌졸중, 골 관절염, 척추증, 퇴행성 뇌 질환 및 뇌 손상 등이 있다.

균형이란 역동적인 중력의 변화에 저항하여 바로 세운(upright)자세를 유지할 수 있는 능력으로써, 인체의 무게중심이 지지면(base of support)안에 위치하도록 하는 자세조절 기전(postural control mechanism)을 통해 유지하게 된다[3]. 그러나 균형감각 및 감각운동(sensory-motor) 기능들의 손실로 인하여 정상 보행을 수행할 수 없는 신경계 관련 질환 환자들은 이러한 손상을 회복시키거나 저감해주는 보행 재활을 장기간에 걸쳐 필요함으로 적합한 보행 재활의 중요성이 증가하고 있다.

정상적인 보행을 위해선 바르게 서서 균형을 유지할 수 있는 항중력과 평형감각이 요구되고 발을 앞으로 내미는 동작의 리듬감이 필요하다. 이러한 보행에 필요한 생체 역학적 요소는 근육격계, 시각, 전정계, 체성 신경계가 조화롭게 작동 되어야 가능한 것이지만 지면에서의 부분적인 보행만 가능한 노인/경증 장애인(예: 만성 뇌졸중환자)은 마비된 하지

의 약화된 근력으로 보행의 비대칭성을 가지고 있고 마비 하지의 감소된 체성 감각으로 인하여 지면정보에 대한 고유수용 능력이 정상인 보다 떨어짐으로 낙상의 위험이 크다[4].

전통적인 뇌 과학 분야의 연구에 의하면 시각, 전정, 체성 감각 신경계에 의해 얻어진 외부정보들은 정적 및 동적 상태의 몸의 균형 능력(postural stability)을 향상시켜 노인 및 뇌 질환 환자의 낙상 방지 및 보행 재활에 큰 효과가 있는 것으로 보고되고 있다[5-7].

최근의 연구에 의하면 손가락을 정지된 표면에 접촉(LT: Light Touch)만 하는 것(접촉 힘 <1N)에 의해 얻어지는 햅틱 정보를 이용하여 몸의 균형이 안정화 되는 것을 발견하였다[8,9]. 이는 안정된 표면에 손가락의 접촉이 몸의 공간 위치 및 방향을 검출하기 위한 기준 좌표계(reference frame) 정보를 중추 신경계에 제공하여 자세 제어를 위한 근육 활성화를 예측 할 수 있도록 한다고 해석된다. 또한, 정지 혹은 이동 환경에 상관없이 가벼운 접촉 혹은 가벼운 그림을 통해서 무게 중심이 불안정해지는 방향에 대한 정보를 햅틱 피드백을 통해 사용자에게 제공할 경우 몸의 균형 능력이 향상 되는 것을 확인하였다[10,11].

따라서, 햅틱 정보를 이용한 균형 안정화 개념을 보행 재활/낙상방지 시스템에 적용할 경우 간단한 구조로 환측 하지의 무게지지 및 몸의 균형 능력을 증대시킬 수 있는 기능을 제공할 수 있어 기존의 보행재활/낙상의 문제점들을 극복할 수 있는 새로운 접근 방법을 제시할 수 있을 것으로 생각된다.

또한, 환자들의 균형정보의 획득 및 불균형 정도를 획득하기 위해서는 사용자의 무게중심 위치를 실시간으로 측정할 수 있어야 한다. 기존 고가의 힘 발판(force plate) 장치 [6]를 사용하는 대신 PC와 같은 고급 기능을 제공하는 모바일 기기(smartphone)의 센서 및 터치 UI 기능을 활용할 경우, 사용자의 이동성 및 운동을 제한하지 않으면서 자연스럽게 사용

* Corresponding Author

Manuscript received January 24, 2014 / revised May 20, 2014 / accepted June 9, 2014

윤정원, 라ihil 아프잘, 표상훈: 경상대학교 기계항공공학부 항공기부품 기술연구센터

(jwoon@gnu.ac.kr/raheel379@gmail.com/kissps2006@nate.com)

오민균: 경상대학교병원 재활의학과(solioh21@hanmail.net)

* 본 연구는 한국연구재단 중견연구자사업(2012R1A2A2A01047344) 및 방위사업청 민군겸용기술개발사업(14-CM-MC-15)에 의하여 연구되었음.

자의 움직임은 실시간으로 감지할 수 있게 된다[12].

최종적으로 간편한 센서 수집에 저가의 상용 햅틱 장치를 활용할 경우 효과적으로 사용자 균형 감지를 통한 햅틱 피드백을 제공할 수 있게 되어, 실생활에서의 적용성을 대폭 증대시킬 수 있고 병원에서의 재활 훈련 이외 일상생활에서의 능동형 낙상방지장치로도 확대할 수 있게 된다.

본 논문에서는 보행 동안 환자의 균형 안정성을 증대시킬 수 있도록 가벼운 그림을 이용한 햅틱 정보를 환자에게 제공하여 균형 훈련의 효율성을 극대화 할 수 있는 새로운 훈련 시스템을 제시하고, 햅틱의 균형 안정화 효과 및 낙상방지 효과를 정상인 대상으로 검증하고자 한다. II 장에서는 제안된 햅틱 장치 기반 균형 훈련 시스템의 구성 및 작동 방식에 대해서 설명하고, III 장에서는 제안된 시스템의 햅틱 피드백을 활용한 균형 유지의 효과 검증을 위한 사용자 평가를 수행하고, IV 장에서는 사용자 평가 결과에 대한 논의 및 V 장에서는 본 논문의 결론으로 논문을 구성하였다.

II. 햅틱 피드백 기반 균형 훈련 시스템 설계

제안된 햅틱 피드백 기반 균형 훈련 시스템은 그림 1과 같이 무선 WIFI router, 상용 햅틱 장치인 Phantom Omni 그리고 사용자에게 부착된 스마트폰 (LG Optimus LTE LU6200, 1.5GHz듀얼 코어 CPU와 1Gb RAM을 내장, 안드로이드 4.1.2 버전)으로 이루어져 있다. 실험 장치의 PC는 통신 관리 및 획득한 데이터 처리, 햅틱 장치 피드백 제어를 담당하는 서버로써 운영되고, 스마트폰은 피실험자에게 부착되어 기술지 정보들을 10ms마다 패킷을 WIFI를 통해 PC로 전달한다. 로우터를 통하여 들어온 패킷은 TCP/IP 소켓 프로그램을 통하여 PC로 전달되며 전체 시스템 작동 내용은 그림 1에 묘사되어 있다.

스마트폰은 가속관을 이용하여 피험자의 허리(인체 무게중심 위치)에 부착 하였고 스마트폰에 내장된 가속도센서와 자이로 센서를 이용하여 인체 무게 중심의 오리엔테이션과 기울기 값을 측정하였다. 데이터 측정을 위하여 개발된 스마트폰 어플리케이션은 피험자의 ML (mediolateral)과 AP (antero-posterior) 기울기 정보를 수집할 수 있다.

피험자의 신체 시상면(sagittal plane)은 그림 1에서와 같이 AP 면에 대한 기울기 정보를 측정하기 위하여 스마트폰의 XZ plane과 평행하고, ML 면에 대한 기울기 측정을 위하여 스마트폰에 정의된 XY면과 피험자 신체의 앞면을 평행하게 설정하였다.

$$F_x = -k \frac{COG \ tilt_{ML}}{range \ X_p} \tag{1}$$

$$F_z = k \frac{COG \ tilt_{AP}}{range \ Z_p} \tag{2}$$

ML면과 AP면에 대한 COG의 기울기 정보는 Visual C++로 만들어진 PC 프로그램 내부의 햅틱 디바이스 API에서 식 (1)과 (2)와 같이 각 면(ML, AP)에 대한 기울기 변화에 비례하는 햅틱 피드백을 피험자에게 피험자에게 제공할 수 있도록 하였다. 여기서, range XP 와 range ZP는 햅틱 디바이스의 끝단의 허용 변위를 의미한다.

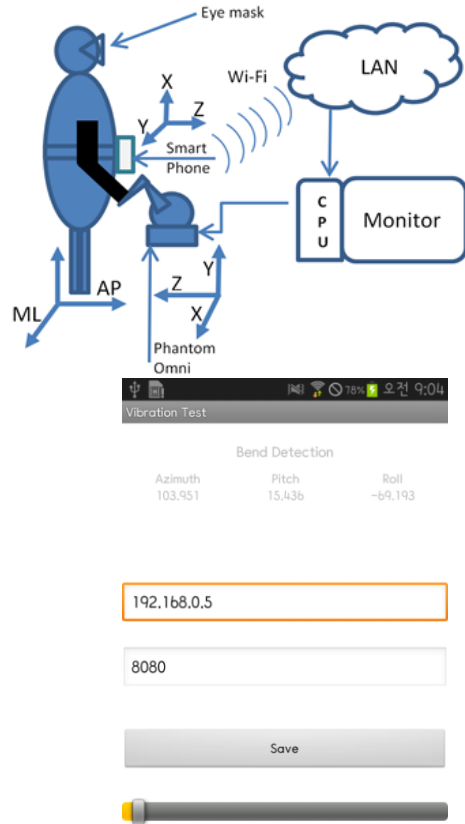


그림 1. 햅틱 피드백 기반 균형 훈련 시스템 개요.
Fig. 1. Postural training system overview with a haptic feedback.

본 논문에서 사용된 Phantom Omni™ 디바이스는 MFC의 디바이스용 API를 통하여 3축 방향의 힘을 제공할 수 있으나 사용자의 신체 기울기 운동을 XZ plane 상의 법선 방향에 대하여 2자유도로 보았기 때문에 Y축의 임의의 점에서 Y축 운동은 고정되며 이 점을 햅틱 상호작용 위치(H.I.P: Haptic Interface Position)로 지정하였다. 그리고 Light Touch 개념을 유지하기 위해 햅틱 디바이스 끝단에서 생성되는 힘은 1N 미만으로 제한되며 사용자가 1N 이상의 힘을 햅틱 디바이스에 가할 경우에는 H.I.P 위치를 벗어날 수 있도록 하였다.

햅틱 디바이스를 통해 피드백 되는 힘 정보는 초기 COG 위치에서 15도 이하의 기울기 범위에서 햅틱정보를 생성 및 자세 안정성 보조를 받게 하였다. 15도 이하의 한계치는 pilot 테스트를 통하여 임의로 결정하였으며, 균형 훈련으로 널리 사용되는 BIODEX Balance 제품의 사양을 참고하였다[13].

신체가 15도 이상의 값으로 기울어질 경우, 피험자의 자세 안정성이 무너진 것으로 간주하는 한계 조건이 설정 되었으므로 햅틱 디바이스의 자체적인 허용 변위 값은 초기 설정된 H.I.P에서 ±15도 (COG tilt_{ML}, COG tilt_{AP})대하여 ±60mm (range XP, range ZP)로 범위 내로 맵핑 하였다.

III. 정상인 대상 사용자 평가

1. 능동형 햅틱 유도 피드백 검증을 위한 피실험군 설정
햅틱 피드백 기반 균형 훈련의 유용성을 평가하기 위하여 정상인 대상으로 사용자 평가를 수행하였다. 사용자 평가에 참여한 피험자는 감각 운동기관 및 신경질환을 앓은 적이 없

표 1. 사용자 평가에 사용된 피험자 정보.

Table 1. Details about the subjects involved in this research study.

피험자 대상	젊은 정상인
피험자 수	9
남성/여성	6/3
연령대	21-32
몸무게 범위	55-90kg
키 범위	158-178cm

으며 각 피험자의 신체 조건과 피험자 정보는 표 1에 정리되어 있다.

2. 능동 햅틱 유도를 검증하기 위한 실험 설계

피험자는 햅틱 디바이스(phantom omni)가 설치된 실험 탁자 앞에 몸을 굽히지 않은 상태로 기립한 뒤 본인이 편한 방법으로 햅틱 디바이스의 끝 단을 쥔다.

실험 환경(통제변인)은 피험자가 주변환경을 토대로 다른 정보를 습득하지 못하게 구현하였고, 차분하게 기립하면서 가급적 말하는 것을 피하도록 하였다. 그리고 눈가리개를 이용하여 시각 피드백이 전달되지 않는 환경에서 맨발상태로 자세 안정성 유지에 대한 실험을 30초간 수행하였다.

실험의 방법론으로써 그림 2와 같이 4가지 경우의 protocol을 상정하였으며 불안정한 지면 구현을 통한 자세의 불안정성을 증가하기 위해 고밀도 스티로폼(600x600x150mm)을 사용하여 불안정한 수직 기립 상태 구현을 가능토록 하였다.

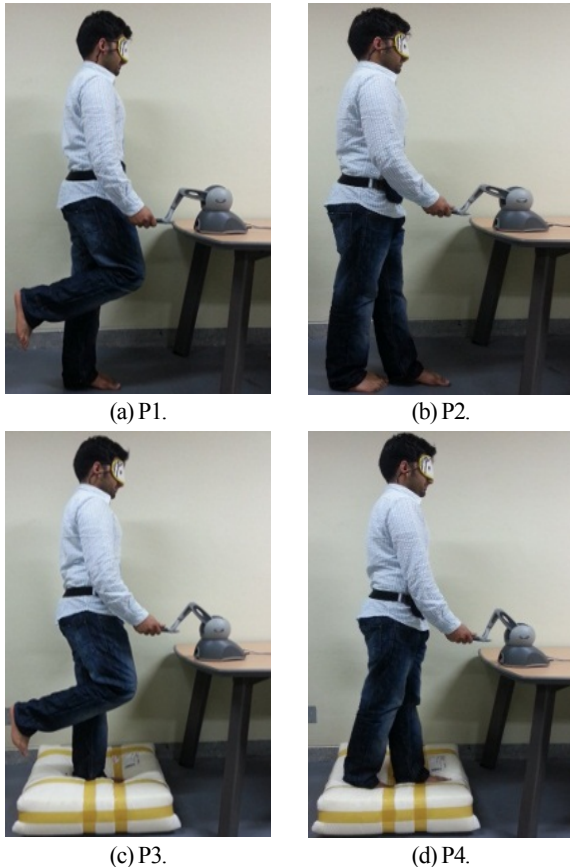


그림 2. 정상인 실험군의 기립 자세 정의.

Fig. 2. The postural conditions for a healthy subject.

표 2. 정상인 대상 자세 조건.

Table 2. Postural conditions for young healthy subjects.

자세	기립 자세 조건
P1	정면 방향으로 발을 향하고 한발로 지면 위에서 기립
P2	정면 방향으로 발을 향하고 앞발과 뒷발을 직렬로 유지한 자세(tandem Romberg stance)로 지면 위에서 기립
P3	정면 방향으로 발을 향하고 한발로 스티로폼 위에서 기립
P4	정면 방향으로 발을 향하고 앞발과 뒤 발을 직렬로 유지한 자세(tandem Romberg stance)로 스티로폼 위에서 기립

위에서 설명한 지면상태 독립변인이 수반된 정상 신체 상태를 가진 피험자의 자세안정성 실험에 사용된 프로토콜을 표 2로 정리하였다.

3. 능동형 햅틱 유도 피드백 검증을 위한 피실험군 설정

신체 흔들림의 시간에 대한 기울기 각도 변화량은 ML과 AP 값으로 계산되며 이러한 신체 기울기 값은 일반적으로, 압력 중심값(COP: Center Point of Pressure)이나 중력 중심값(COG: Center of Gravity) 및 질량 중심(COM: Center of Mass)과 연관 지을 수 있다[14]. 신체 중력중심(COG)의 경우 자세의 변화와 연관되고, 압력 중심(COP)은 신체의 중력중심에서 지면까지 투영된 연장선과 만나는 지점의 지지면에 있게 된다 [15]. 그러므로 본 논문의 모든 피험자의 COP 데이터를 산출은 위의 방법에 의하여 스마트폰의 센서 값에서 나오는 COM 회전 각도 값을 이용하여 COG를 산출하였다[16,17]. 또한, 본 논문의 COM을 이용한 COP의 산출이 유효한 값이 되기 위하여 신체 흔들림의 큰 각도에 대한 실험을 배제함으로써 그림 3과 같이 피험자에게 상체의 이동 범위가 10cm이 내의 제한된 상태에서 햅틱 장치를 통한 균형 안정을 도모하도록 하였기 때문에 BIODEX Balance와 같은 비싼 장비를 통한 실제 COP 정보를 수집하지 않아도 본 논문에서 사용한 COM 기반 COP 측정 방법은 유효한 것으로 볼 수 있다[18]. 따라서 본 논문에서는 스마트폰을 통해 획득한 COG 데이터를 이용하여 COP의 평균속도 변위(MVD: Mean Velocity Displacement), 평면상 COP 편차(PD: Planar Deviation), ML 및 AP 방향의 궤적(MLT: ML Trajectory), APT (AP Trajectory))을 균형 유지 정도를 평가 하기 위한 지수로 활용하였다[19].

또한, 본 논문이 제공하는 운동 감각의 햅틱 피드백(KHG: Kinesthetic Haptic Guidance)을 이용한 자세 안정성 향상 정도가 확률적으로 유의미한 값을 가지는지 확인하기 위하여 수집된 데이터의 분산(ANOVA) 분석을 수행하였다. 이를 위해 MVD, PD, MLT, APT를 정의 하였으며 구현된 식은 다음과 같다.

$$MVD = \frac{\sum \sqrt{(COP_{ML}(i) - COP_{ML}(i-1))^2 + (COP_{AP}(i) - COP_{AP}(i-1))^2}}{t_i - t_{i-1}} \quad (3)$$

표 3. 젊은 일반인 피험자의 각 자세에 대한 균형지수 값.

Table 3. Body Sway of Young Healthy Subjects for each posture.

Analysis Index	Posture	No Feedback (NF)		Kinesthetic Haptic Guidance (KHG)		Comparing NF & KHG
		Mean	Std. Dev.	Mean	Std. Dev.	P-Value
MVD	Posture 1	0.91	0.35	0.41	0.29	0.003
	Posture 2	0.46	0.26	0.20	0.15	0.016
	Posture 3	1.88	0.74	1.01	0.78	0.021
	Posture 4	0.973	0.50	0.62	0.51	0.140
PD	Posture 1	4.50	1.42	2.49	1.30	0.003
	Posture 2	2.93	1.67	1.75	0.61	0.050
	Posture 3	8.90	3.77	5.25	3.14	0.030
	Posture 4	4.15	2.17	3.55	2.79	0.599
MLT	Posture 1	196.58	89.79	85.72	55.66	0.003
	Posture 2	95.19	62.76	42.96	31.59	0.030
	Posture 3	441.61	192.57	240.90	199.68	0.034
	Posture 4	220.51	129.64	133.62	117.45	0.133
APT	Posture 1	110.84	52.70	50.23	49.44	0.016
	Posture 2	60.09	33.24	21.51	25.54	0.009
	Posture 3	215.01	82.83	102.65	78.16	0.005
	Posture 4	110.04	56.34	73.62	71.64	0.222

$$PD = \sqrt{\sigma^2 COP_{ML} + \sigma^2 COP_{AP}} \quad (4)$$

$$MLT = \sum |COP_{ML}(i+1) - COP_{ML}(i)| \quad (5)$$

$$APT = \sum |COP_{AP}(i+1) - COP_{AP}(i)| \quad (6)$$

식 (3)의 MVD (mean value of all COP velocities)는 피험자의 ML과 AP 변화율을 동시에 측정된 모든 COP 속도데이터에 대한 평균을 나타내며 식 (4)는 PD는 표준 편차가 각 COP 값에 영향 정도, 식 (5)과 식 (6)의 MLT와 APT는 ML COP와 AP COP의 수치적 변화율의 절대값에 대한 이산적분으로 이루어져 있다.

4. 능동 햅틱 유도 검증 결과

그림 3은 개발된 시스템을 이용하여 햅틱 피드백을 주었을 때와 그렇지 않을 때에 대한 AP와 ML 방향의 COP의 변위 기록에 대한 스테빌로그래프(Stabilogram)을 도시하고 있으며 COP 변화에 비례하는 햅틱 피드백 유도 시스템의 검증 결과를 (평균값, 표준편차, ANOVA 테스트를 위한 p값)가 표 3 및 그림 4에 정리 되어 있다.

P1과 P3의 경우, 모든 지수 값이 능동 햅틱 피드백을 통하여 신체의 흔들림이 확연히 감소하였음을 확인 할 수 있으며 P2 (Tandem Romberg stance) 자세의 경우에는 모든 자세조건에서 균형지수가 증가하였다. 결론적으로 KHG는 P1, P2, P3 실험 프로토콜에 대하여 운동 감각에 대한 피드백을 제공하지 않았을 때에 비해 신체의 흔들림이 확률적으로 유의미하게 감소하였음을 (p<0.05)을 확인 할 수 있다.

P2(Tandem Romberg stance) 자세에서 중심을 잡기 힘든 지면 조건을 더한 P4 자세 실험에서는 표 3에서 볼 수 있는 것 같이 모든 균형지수 값이 증진하는 경향을 보이지만 의미 있는(significant) 자세 안정성 증진을 보이지 않았다 (MVD=0.14, PD=0.599, MLT=0.133, APT=0.222). 이러한 결과는 균형을 유지하기 위한 지면 조건의 난이도가 증가 될 때, 외부에서 햅

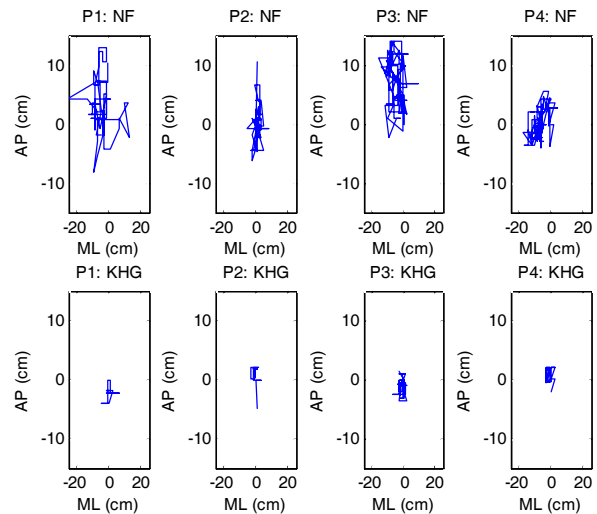


그림 3. 젊은 정상인 대상의 ML 및 AP 평면 궤적. Fig. 3. Stabilogram of one young healthy subjects test.

틱 피드백이 공급되더라도 자세 안정성을 유지하기 쉽지 않음을 의미한다. 그리고 이와 같은 결과는 그림 3의 스테빌로그래프에서도 햅틱 피드백을 통한 COP 궤적 변화의 크기가 크게 감소하였음을 확인할 수 있다.

IV. 논의 사항

자세 및 균형 안정성은 지지면 내로 COG를 유지하는 것으로 정의할 수 있으며 이러한 능력은 신체의 복잡한 전정계를 포함한 여러 가지 고유 수용 감각과 인체 근육격계 운동의 상호 기전으로써 이루어 진다[20]. 자세 및 균형 안정성을 공급하기 위한 이전 논문의 LT 개념은 주변 환경에 존재하는 표면을 이용하여 손가락에 주어지는 힘을 공급 받음으로써 이루어졌다.

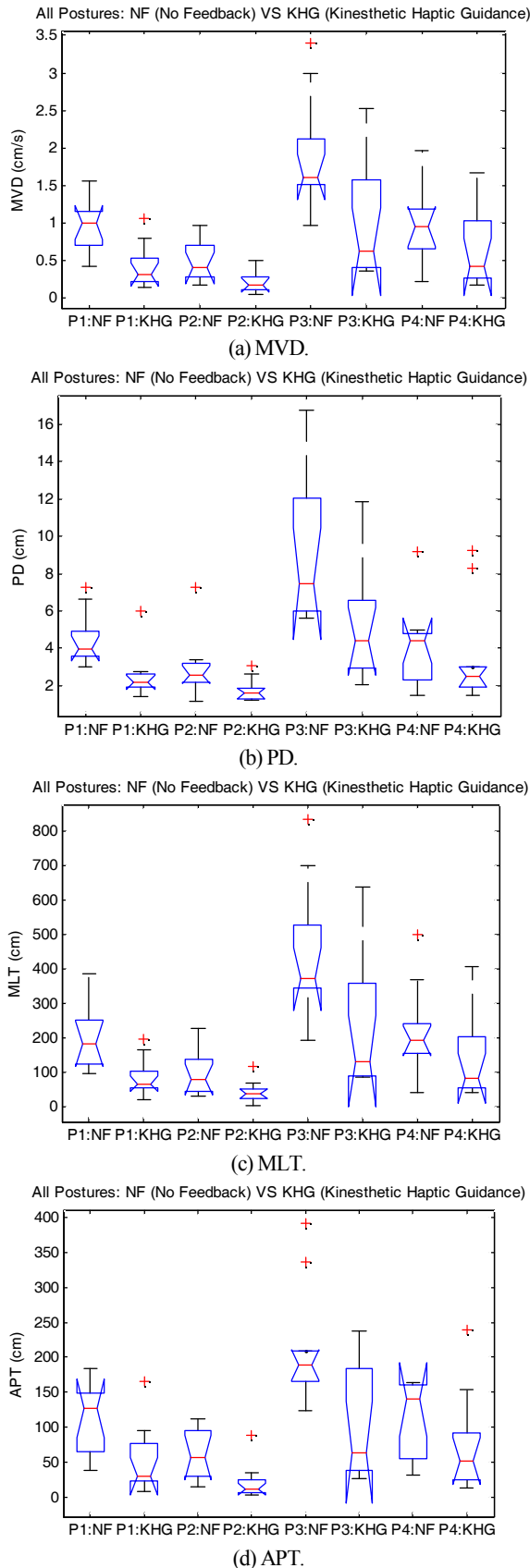


그림 4. 햅틱 피드백이 주어지지 않을 때와 주어졌을 때의 신체 흔들림 평가 지수 비교.

Fig. 4. The comparison of body sway under No feedback and Kinesthetic Haptic Guidance.

LT 개념을 적용하여 본 논문의 신체의 기울어짐(COP)을 이용한 운동 감각 기반 햅틱 피드백(KHG)은 젊고 건강한 일반인의 정적 균형 안정성의 증대 관점에서 우수한 결과를 보였다.

본 논문의 실험에서 한 쪽 다리로 기립하는 P1 실험의 경우에는 모든 방향으로 큰 값의 불안정성을 보였고 P2 실험의 경우 ML 방향으로 흔들림이 상대적으로 더 크게 나타나, 두 다리가 정상적으로 벌리고 있는 모양일 경우에는 ML 방향의 흔들림이 최소화 되고 Tandem Romberg 기립이나 두 다리를 최대한 모은 상태의 기립자세에서는 ML 방향의 흔들림이 증대되는 경향을 보였다.

불안정한 지면 조건을 포함하는 P3, P4 실험의 경우, P1, P2 실험결과에 비해 자세 안정성의 불안정성을 보였지만 P1, P2 프로토콜과 마찬가지로 독립 변인(KHU)에 대하여 증진된 증속 변인 (MVD, PD, MLT, APT)의 경향을 보였음을 확인할 수 있다. 그러므로 본 논문에서 제안한 운동 감각 기반 햅틱 피드백은 젊고 건강한 사람의 경우 실험 프로토콜이 요구하는 자세나 지면 불안정성 조건에 상관없이 인체의 자세안정성에 기여한다고 볼 수 있다.

V. 결론

본 논문에서는 기존 뇌 과학 연구에서 손가락을 통한 가벼운 접촉(LT)의 공급은 신체의 흔들림을 줄일 수 있다는 기초연구결과를 활용하여, 햅틱장치를 통해 무게중심이 불안정해지는 방향의 반대 방향으로 햅틱피드백 정보를 능동적으로 제공할 수 있는 새로운 개념의 균형훈련 시스템을 제안하였다. 또한, 제안된 시스템의 유용성을 정상인을 대상으로 다양한 자세 및 지면상태에서의 균형안정성에 관련된 사용자 평가를 수행하여, KHG에 관련된 효과를 평가하였고 자세 및 지면 변인에 독립적으로 자세 및 균형 안정성을 제공할 수 있음을 확인하였다.

Phantom Omni®을 이용한 본 논문의 시스템은 작은 힘으로도 체성 감각의 인지능력과 감각-운동 기전을 활성화할 수 있어 작은 모터용량 햅틱 피드백 발생 장치 및 사용자 무게 중심 위치파악을 위한 간단한 센싱 시스템만 구비 되다면 정적인 자세 안정성뿐만 아니라 이동성을 포함하는 동적 재활 시스템에서도 구현이 용의한 장점이 있다.

추후 연구에서는, 본 논문의 햅틱 피드백과 시각효과를 동시에 이용한 멀티 모달(multi-modal) 피드백에 기반하는 시스템을 구성하여 효과를 검증하고 전통적인 재활 치료와의 비교 분석을 통하여 멀티 모달 햅틱 피드백이 가지는 재활 훈련의 효용성에 대한 검증을 수행 하고자 한다.

REFERENCES

- [1] Yonsei University Health Promotion Division, Costeffectiveness Analysis of National Prevention Programs for Cardiovascular Diseases, Seoul, 2007.
- [2] J. S. Sabari, *Occupational Therapy for Physical Dysfunction*, Sixth Edition edited by Mary Vining Radomski, 2007.
- [3] J. H. J. Allum, B. R. Bloem, M. G. Carpenter, M. Hulliger, and M. Hadders-Algra, "Effects of proprioceptive loss on postural control," *Gait Posture*, vol. 8, pp. 214-242, 1998.
- [4] S. E. Lamb, L. Ferrucci, S. Volapto, L. P. Fried, and J. M.

- Guralnik, "Risk factors for falling in home-dwelling older women with stroke: the women's health and aging study," *Stroke*, vol. 34, no. 2, pp. 494-501, 2003.
- [5] J. F. Bayouk, J. P. Boucher, and A. Leroux, "Balance training following stroke: effects of task-oriented exercises with and without altered sensory input," *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 29, no. 1, pp. 51-59, 2006.
- [6] A. Srivastava, A. B. Taly, A. Gupta, S. Kumar, and T. Murali, "Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback technique," *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 287, no. 1, pp. 89-93, 2009.
- [7] J. Fung and C. F. Perez, "Sensorimotor enhancement with a mixed reality system for balance and mobility rehabilitation," *Proc. of 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Boston, MA, USA, pp. 6753-7, 2011.
- [8] J. Fung, R. Boonsinsukh, and S. DeSerres, "Light touch from the fingertip improves balance during standing and walking following stroke," *Soc of NeuSci*, vol. 29, no. 70, pp. 12, 2003.
- [9] R. Boonsinsukh, L. Panichareon, and P. Phansuwan-Pujito, "Light touch cue through a cane improves pelvic stability during walking in stroke," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 90, no. 6, pp. 919-926, 2009.
- [10] K. H. Sienko, M. D. Balkwill, L. I. Oddsson, and C. 3rd Wall, "The effect of vibrotactile feedback on postural sway during locomotor activities," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 10, no. 1, pp. 1-6, 2013.
- [11] B. C. Lee, J. Kim, S. Chen, and K. H. Sienko, "Cell phone based balance trainer," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 9, no. 10, pp. 1-14, 2012.
- [12] C. Franco, A. Fleury, P. Y. Gumery, B. Diot, J. Demongeot, and N. Vuilleme, "iBalance-ABF: a smartphone-based audio-biofeedback balance system," *IEEE Transactions Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 1, pp. 211-215, 2013.
- [13] http://www.biodex.com/sites/default/files/950440man_10205revb.pdf
- [14] F. Wang, M. Skubic, C. Abbott, and J.M. Keller, "Body sway measurement for fall risk assessment using inexpensive webcams," *Proc. of 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires, Argentina, pp. 2225-2229, 2010.
- [15] B. J. Benda, P. O. Riley, and D. E. Krebs, "Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, no. 1, pp. 3-10, 1994.
- [16] D. Mataar, R. Fournier, Z. Lachiri, and A. Nait-Ali, "Modified PCA stabilogram decomposition and analysis of fluctuations phase diffusion," *Proc. of IEEE Spring World Congress on Engineering and Technology (S-CET)*, Xi'an, China, 2007.
- [17] D. Mataar, R. Fournier, Z. Lachiri, and A. Nait-Ali, "Biometric application and classification of individuals using postural parameters," *International Journal of Computers & Technology*, vol. 7, no. 2, pp. 580-593, 2013.
- [18] J. A. Patterson, R. Z. Amick, T. Thummar, and M. E. Rogers, "Validation of measures from the smartphone sway balance application: A pilot study," *The Journal of Sports Physical Therapy*, vol. 9, no. 2, pp. 135-139, 2014.
- [19] J. A. Raymakers, M. M. Samson, and H. J. Verhaar, "The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s)," *Gait & posture*, vol. 21, no. 1, pp. 48, 2005.

- [20] B. S. Hassan, S. Mockett, and M. Doherty, "Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects," *Annals of the Rheumatic Disease*, vol. 60, no. 6, pp. 612-618, 2001.

윤 정 원

제어·로봇·시스템학회 논문지 제16권 제9호 참조.



라힐 아프잘

2010년 Air University 메카트로닉스 공학과 졸업(학사). 2012년 Air University 메카트로닉스 대학원(석사). 2013년~현재 경상대학교 기계항공공학부 박사과정. 관심분야는 재활로봇, 햅틱스, 메카트로닉스 임베디스 시스템.

표 상 훈

제어·로봇·시스템학회 논문지 제17권 제10호 참조.



오 민 균

1998년 경상대학교 의과대학 의학과 졸업(학사). 2005년 경상대학교 의과대학 의학과 대학원(의학석사). 2007년~2008년 분당 서울대학교병원 재활의학과 뇌신경재활 임상강사. 현재 경상대학교 의학전문대학원 재활의학과 부교수. 관

심분야는 뇌신경재활, 연하장애, 노인재활.