

밸런스 핸들 장치를 이용한 상지 운동 기능의 근전도 신호 분석

EMG Signal Analysis of Upper Extremity Motor Function using Balance-handle Device

이충근*, 송기호, 안재용, 신성욱, 정성택

C. K. Lee, K. H. Song, J. Y. An, S. W. Shin, S. T. Chung

요 약

편마비 환자의 상지 운동 기능 재활 치료에 대한 지속적인 관심과 훈련의 정량적인 평가를 위한 다양한 장치가 요구되고 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 본 논문에서는 거치대와 핸들, 밸런스 볼을 결합한 밸런스 핸들 장치를 개발하였다. 피험자 7명을 대상으로, 개발된 상지 훈련 장치를 기울일 때 주요 상지 근육에 대한 근전도 신호의 변화를 측정하여 재활 훈련 장치로 사용이 가능한지에 대한 유효성을 검토하였다. 밸런스 핸들 장치를 앞뒤로 기울였을 때의 상지 신전·굴곡 운동 동작과 좌우 기울임을 이용한 상지 운동 동작에서 근 수축과 이완이 기준이 되는 주동근과 길항근에서 근 활성화 신호를 분석하였다. 실험결과, Fugl-Meyer Assessment(FMA)의 신전·굴곡 운동 평가 항목에서 편마비 환자의 상지 운동 기능 평가에 이용되는 이두근, 삼두근, 삼각근에서 근 활성화 경향을 보였다. 이러한 결과를 바탕으로 개발된 장치를 활용하여 편마비 환자의 상지 재활 훈련에 도움이 될 수 있다고 볼 수 있다.

ABSTRACT

Rehabilitation of upper limb motor function of hemiplegic patient must maintain interest and demand a device for a quantitative evaluation of rehabilitation training. In this paper, we developed the device that is composed of arm cradle, handle, and balance ball for rehabilitation exercise. We have performed experiment for validity as to whether to use the rehabilitation device when tilting the upper extremity training device developed to measure changes in the EMG signal to the main upper limb muscles for 7 healthy volunteers. We have analyzed muscle activation signals on agonist and antagonist as a reference in the muscle contraction and relaxation in the upper limb extension and flexion when the balance - handle device is tilted to front-rear and left-right. The experimental results showed that a tendency of muscle activation of biceps, triceps, and deltoid used in upper limb motor function of hemiplegic patients from extension and flexion evaluation items of Fugl-Meyer Assessment(FMA). These results may be helpful for rehabilitation training for upper limb motor function of hemiplegic patients by utilizing a developed unit.

Keyword : Hemiplegic Patient, Balance-handle, Extension, Flexion, Fugl-Meyer Assessment(FMA)

접 수 일 : 2016.10.11

심사완료일 : 2016.11.22

게재확정일 : 2016.11.25

* 이충근 : 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 박사과정
lgmilck@kpu.ac.kr (주저자)

송기호 : 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 박사과정
atf20@kpu.ac.kr (공동저자)

안재용 : 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 박사과정
yabsab@kpu.ac.kr (공동저자)

신성욱 : 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 박사
napalza@kpu.ac.kr (공동저자)

1. 서론

최근 우리나라는 의료기술의 발달과 생활수준 향
상으로 평균수명이 연장되고 출생률이 저하되어 전

정성택 : 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 교수
uniteak@kpu.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의
대학ICT연구센터육성지원사업의 연구결과로 수행되었음”
(IITP-2016-H8601-16-1003)

체 인구에서 65세 이상 노인 인구가 차지하는 비율이 점차 증가하면서 급속한 고령화 사회로 진입하고 있다. 고령화 사회에서 노인들이 건강하고 삶에 대한 보람을 느끼며, 사회의 중요한 일원으로 자신들의 역할을 수행하면서 살아가 수 있도록 해야 한다. 일반적으로 고령화 사회에서 증가하고 있는 노인성 질환은 신체적, 생리적, 심리적 기능 저하로 발생하는 암, 뇌졸중, 심장질환 등의 발생 빈도가 지속적으로 증가하고 있으며, 이로 인한 합병증 및 후유증으로 개인 또는 사회의 의료비 부담은 여러 가지 사회적 문제로 표출되고 있다[1]. 특히, 뇌졸중은 노인성 질환 중에서 우리나라 사망원인 1위 질환으로 환자의 10% 정도가 회복 가능, 15~20%는 사망, 그리고 나머지 70~75%는 뇌의 침범영역에 따른 만성적인 신체 기능장애를 일으키는 후유증으로 나타난다. 이것은 뇌혈관의 파열이나 폐쇄로 야기되는 신경계 손상에 의해 운동장애, 인지장애, 감각장애, 언어장애 등의 다양한 증상들을 발생시키는 것으로 알려져 있다[2-5].

뇌졸중의 후유증으로 발생하는 기능장애 환자들 대부분이 편마비 장애를 겪게 되고, 이들 중 69% 이상은 경증에서 중증까지의 상지기능 장애를 가지는 것으로 알려져 있다[6]. 상지기능 장애 환자들은 근육 마비, 근력약화, 운동조절 저하 등의 상지의 기능적 움직임 저하로 인해 양손의 협응 동작 수행이 어렵기 때문에 일상생활 능력이 정상적으로 수행할 수 없으므로 지속적인 재활치료가 필요하다[7-8].

상지 기능 장애 환자가 운동 기능을 빠른 시간 내에 회복하기 위해서는 경직이 나타나기 전, 편마비 증상이 발병 후 3~4일부터 7일 이내, 수행되는 조기 재활 운동이 가장 효과적이라고 알려져 있다[9]. 일반적인 재활치료 방법으로는 재활 치료사의 주관 하에 기능적 손상의 최소화 및 손상된 뇌신경 회복을 위하여 정해진 각 항목마다 환자에게 정확하고 반복적인 상지재활 동작을 수행시키고 그 상태를 진단하는 방법으로 Fugl-Meyer Assessment (FMA) 및 Motor Assessment Scale(MAS) 등이 가장 많이 알려져 있다[10-11]. 이와 달리 기존보다 빠르고 효과적인 상지 재활 치료를 위한 연구들로는 강제유도운동 치료(Constraint Induced Movement Therapy), 거울 치료(Mirror Therapy), 양측성 상지 훈련활동, 로봇 재활 등이 있다. 이와 같은 방법들은 상지 근육에 대한 제어 능력을 개선시켜 환자의 운동패턴의 비대칭성을 감소시키고, 환측 상지운동 기능을 향상 시킨다고 보고되고 있다[12-15]. 하지만, 동일 장애를 가진 환자라도 평가 방법에 따라

서로 다르기 때문에 의료 기관이나 재활치료 시설에서는 정량적이며 객관적인 평가 방법을 필요로 하고 있다. 이러한 평가 방법이 마련된다면, 운동기능 회복을 위한 치료의 이론적 토대가 되며, 환자의 운동기능 회복을 위한 치료 목표 수립에 도움이 될 것이다. 최근에는 정량적이며 객관적인 평가를 위해서 센서의 소형화 기술 발달로 근전도 센서, 가속도 및 관성 센서 등을 신체에 부착하거나 재활 기기에 삽입하여 상지 재활 동작을 측정, 분석, 평가 등이 이루어지고 있다. 이러한 환자의 운동기능 회복의 예후에 관한 정보와 재활 치료과정에 필요한 여러 가지 기능을 게임이나 가상현실 기술과 연동함으로써 재활 환자가 반복 훈련하는 동안 재미있고 쉽게 몰두할 수 있도록 재활의지를 증가시키고, 재활 훈련 효과를 높일 수 있는 방법이 도입되고 있다[16-20]. 일반적으로 근전도 센서는 운동 시 관련 근육의 근 수축에 의한 활성화 정보를 정량적으로 획득 및 분석이 가능하여 상지 재활 환자의 정확한 상지 재활 동작 수행여부와 사용된 근육 상태의 평가에 적용하거나 편마비 환자들의 손가락 움직임에서 비정상적인 근육들의 동시 수축 패턴을 관찰하는 실험에 이용되고 있다[21-22]. 또한 가속도 및 관성 센서는 부착된 부위의 동작에 대한 방향과 속도, 기울기 등을 실시간 추적이 가능하기 때문에 팔을 뻗거나 굽히는 동작에 대한 상지 관절의 회전 각도를 측정하고 분석하여 동결건이나 편마비 질환자에 대한 관절 가동범위를 확장시키기 위한 기능성 훈련 게임의 제어 신호로써 유용하게 이용될 수 있음을 보였다[23].

본 연구에서는 선행연구들의 결과를 바탕으로 편마비 환자의 상지 근 기능 강화 및 관절 가동 각도의 회복을 돕기 위하여 가속도 센서를 활용한 양측성 재활 운동 장치를 개발하고, 이를 이용하여 수행할 수 있는 기본 운동 동작에 대한 상지 재활 관련성과 편마비 환자를 위한 재활 장치로서 적합성을 파악하고자 하였다. 개발한 밸런스 핸들 장치의 타당성을 검토하기 위해서 FMA의 신전·굴곡 운동 평가 항목과 유사하게 기기의 앞, 뒤, 좌, 우 기울임 동작에 대해서 편마비 환자의 상지 기능에 관여하는 이두근, 삼두근, 삼각근 등의 근 활성화도 측정 실험을 정상인 대상으로 실시하였다.

2. 시스템 개요

2.1 밸런스 핸들 장치



(a) 거치대와 핸들 (b) 밸런스 볼 (c) 결합 후
그림 1. 밸런스 핸들 장치의 구성

Fig. 1. Balance-handle system for upper limb rehabilitation.

개발한 밸런스 핸들 장치의 이미지를 그림 1과 같이 (a)거치대와 핸들과 (b)밸런스 볼, 그리고 (c) 결합 후로 나타냈다. 거치대와 핸들은 상지 근력이 약화된 사용자가 양측의 상지를 편안하게 거치대에 밀착한 상태로 디바이스를 쉽게 기울일 수 있도록 설계되었으며, 밸런스 볼은 디바이스를 기울기 동작에 대한 실시간 각도를 측정하기 위하여 3축 가속도 센서와 블루투스 무선 모듈 등으로 구성되어 있다. 사용자는 상지 전완부를 거치대에 올려놓은 상태에서 핸들을 잡고 디바이스를 기울임으로써 양측 상지 모두를 사용하는 양측성 운동을 수행하게 되며, 디바이스의 중앙에 결합된 밸런스 볼 내의 3축 가속도를 값을 기울기 각도 값으로 변환하여 기울임 동작을 이용한 여러 가지 기능성 게임 콘텐츠에 활용할 수 있도록 하였다.

가속도 센서는 Analog Device사의 ADXL335 모델을 사용하여 기울기 정도에 따라 x, y, z 축의 데이터를 각각 100Hz로 획득하고, 아래의 수식을 이용하여 기울어진 방향의 기울기 각도 값을 계산하였다.

$$a_i = \frac{V_{out} - V_{offset}}{S} \quad (1)$$

$$\theta_i = \frac{\sin^{-1}(a_i) \times 180}{\pi} \quad (2)$$

수식 1에서 V_{out} 는 각각 축의 i 번째 가속도 센서에서 출력 전압 값, V_{offset} 은 오프셋 전압 값, S 는 센서의 고유 민감도, a_i 는 i 번째 가속도 값을 나타내며, 여기서 계산된 a_i 를 이용하여 수식 2에서 기울기 각도 값 θ_i 를 구할 수 있다.

2.2 신전·굴곡 운동 동작

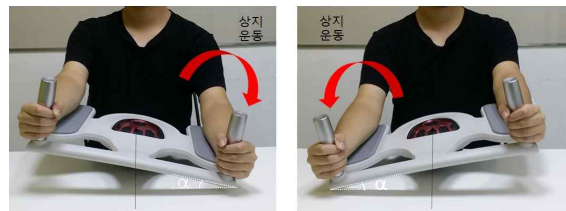
본 실험에서 사용한 밸런스 핸들 장치는 FMA의 신전·굴곡 운동 평가 항목 (가장 상지 동작의 기본이 되는 운동)을 이용하여, 사용자의 상지 동작 시 반응하는 활성화 근육과 편마비 환자가 상지 재활

동작 시 재활정도를 평가하는 활성화 근육과의 관련성을 비교하였다[24]. FMA의 신전·굴곡 공동 운동 평가 항목은 편마비 환자의 상지 운동 기능에 대한 회복 정도를 확인할 수 있는 상지 재활 동작 평가 방법으로, 어깨, 팔꿈치, 전완부 등의 세부 관절을 이용하여 기초 상지 운동 동작들을 연속적으로 수행한 후에 각 운동 동작별 수행 성취도를 평가한다. 그림 2는 밸런스 핸들 장치의 기본 동작으로 앞, 뒤, 좌, 우 방향으로 기울였을 때를 나타냈으며, 각 방향에서의 최대 기울기 α 는 각각 앞(22°), 뒤(28°), 좌우(16°)로 측정되었으며, 실험 대상자의 전완부의 길이에 따라 약 $\pm 2^\circ$ 차이가 발생하였다.

그림 2 (a)는 밸런스 핸들 장치를 앞뒤로 기울였을 때의 신전 운동 및 굴곡 운동 동작 (b) 좌우로 기울였을 때 전완부 회내·회외 운동 동작을 양측 상지가 서로 반대 방향으로 움직임이 일어나는 것을 보여주고 있다.



(a) 앞뒤로 기울였을 때의 신전 굴곡 운동 동작



(b) 좌우로 기울였을 때의 상지 운동 동작

그림 2. 밸런스 핸들 장치를 활용한 신전·굴곡 운동 동작

Fig. 2. Exercises of extension and flexion using balance-handle device.

따라서 밸런스 핸들 장치를 활용한 기본 동작을 수행하는 사용자의 상지 동작과 편마비 환자에게 사용되는 상지 재활 동작과의 외형적인 동작의 유사성을 정량적으로 확인하고[25-27], 상지 재활 훈련 장치로서 가능성을 파악하였다. 이에 대한 실험은 정상인에 대하여 이루어졌으며, 밸런스 핸들 장치를 기울였을 때 운동 시 수축이 되는 기준 근육 주동근과 이완이 되는 기준 근육 길항근에 대한 활성화 정도를 측정 및 분석하였다.

3. 실험

3.1 피험자

표 1. 피험자 정보
Table 1. Profiles of 7 subjects.

실험자	성별	나이	신장	몸무게	전완부 길이
A	남	34	178cm	78kg	32cm
B	남	30	172cm	94kg	32cm
C	남	26	180cm	72kg	32cm
D	남	25	184cm	82kg	32cm
E	남	24	182cm	68kg	32cm
F	남	23	170cm	75kg	31cm
G	남	23	167cm	75kg	31cm

본 논문에서는 표 1에서 나타낸 것처럼 전완부의 평균 길이가 약 32cm이며, 23~34세의 편마비 병력이 없는 정상인 성인 남자 7명을 대상으로 근전도 및 밸런스 핸들 장치 기울기 측정 실험을 수행하였다. 피험자에게는 실험의의에 대해 충분히 설명하고, 실험자가 밸런스 핸들 장치 위에 팔을 올리는데 어려움이 없도록 높낮이가 가능한 의자를 사용하여 가장 편안한 자세에서 실험을 진행할 수 있도록 하였다. 동작에 대한 사전 연습을 진행하고, 충분한 휴식시간 후 첫 번째 실험 동작은 밸런스 핸들 장치의 앞뒤 기울임에 따른 상지 동작을, 두 번째 실험 동작은 좌우 기울임에 따른 상지 동작에 대하여 시행하였다.

3.2 근전도 센서 및 IMU 센서



(a) 근전도 센서 (b) IMU 센서
그림 3. 실험에 사용된 근전도 센서 및 IMU 센서
Fig. 3. EMG and IMU sensor.

그림 3은 실험에서 사용된 근전도 센서와 IMU 센서를 보여주고 있다. 그림 3 (a)는 밸런스 핸들 장치의 앞뒤 기울임과 좌우 기울임에 따른 상지 동작에 대한 주요 상지 근육들의 활성화를 측정하기 위해 사용된 AM530 액티브 근전도 센서(Laxtha,

Korea)이며, 앞뒤 기울임에 따른 상지 동작은 3채널(이두근, 삼두근, 삼각근), 좌우 기울임에 따른 상지 동작은 2채널(좌우 삼각근)로 구성하여 측정하였다. 그림 3 (b)의 IMU 센서는 근전도 센서로부터 상지 근육들의 근 활성화 정도를 측정할 때 밸런스 핸들 장치의 앞뒤 기울임 및 좌우 기울임에 대한 회전 각도를 정량적으로 측정하기 위해 사용하였다.

그림 4는 실험 동작에 대한 근전도 측정을 위한 주요 상지 근육들과 생체 전극의 부착 위치를 나타내고 있다. 삼두근, 이두근, 삼각근은 팔꿈치 관절의 신전·굴곡 운동 시 활성화되는 근육으로 그림 4의 ①, ②, ③과 같이 상지 근육의 중심부에서 근육의 결을 따라 2센티 정도 떨어진 위치에 생체 전극을 일정 간격으로 부착하였으며, 근육 활성도의 변화가 없는 ④의 팔꿈치 바깥쪽 위치에 레퍼런스 생체 전극을 부착하였다.

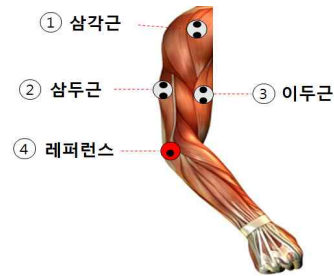


그림 4. 주요 상지 근육들과 생체 전극 부착 위치
Fig. 4. Upper limb muscles and positions of electrode.

또한 밸런스 핸들 장치의 좌우 기울임에 따른 상지 동작에서는 좌우 방향으로 기구를 잡고 유지시키는 과정에서 전완부의 회내·회외 운동에 관한 근육의 활성화 뿐 아니라 양측 상지의 힘의 균형을 맞추기 위한 복합적인 상지 근육들의 활성화가 발생하는 위치에 생체 전극을 부착하였다. 이 위치는 상지 움직임에 관여하는 ①의 삼각근에 생체 전극을 부착하고 ④의 팔꿈치 바깥쪽 위치에 레퍼런스 전극을 부착하였다. 측정된 표면 근전도 센서 값은 0~3.2V의 아날로그 출력 범위를 0~1,024 Level로 양자화하여 300배 증폭한 값으로, 1 Level 당 약 0.01mV의 진폭 단위를 가지게 된다.

3.3 실험 프로토콜

첫 번째 실험 동작은 밸런스 핸들 장치의 앞뒤 기울기에 따른 상지 동작은 팔꿈치 관절의 신전·굴곡 운동으로, 그림 5와 같이 연속된 5단계 세부 동작에서의 삼두근, 삼각근, 이두근에 대한 근활성도

신호 및 기울기 각도 변화를 측정하였다. 그림 5는 피험자의 5단계의 자세 및 유지시간에 대한 실험 프로토콜을 보여주고 있다. 피험자는 정자세로 앉아 상지의 주관절(팔꿈치관절)을 편안하게 굽힌 상태 Initial Posture로 5초간 휴식한 후, 주관절을 펴서 팔을 완전하게 펴진 상태 Extension(신전)을 5초간 유지한다. 그리고 다시 주관절을 굽혀서 Initial Posture와 같은 상태 Mid Posture로 5초간 유지, 팔을 자신의 몸 쪽으로 당겨서 상지를 최대한 굴곡한 상태인 Flexion(굴곡)을 5초간 유지, 마지막으로 주관절을 처음 Initial Posture 같이 굽힌 상태 Final Posture로 복귀하게 된다.






자세					
상태	Initial Posture	Extension (신전)	Mid Posture	Flexion(굴곡)	Final Posture
유지 시간 (sec)	5	5	5	5	5

그림 5. 밸런스 핸들 장치를 앞뒤로 기울이는 실험 프로토콜

Fig. 5. Experimental protocols for tilting to the front-back directions the balance-handle device.

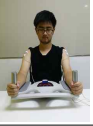
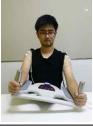

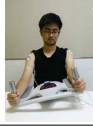
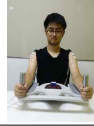
자세					
상태	Initial Posture	Left Posture	Mid Posture	Right Posture	Final Posture
유지 시간 (sec)	5	5	5	5	5

그림 6. 밸런스 핸들 장치를 좌우로 기울이는 실험 프로토콜

Fig. 6. Experimental protocols for tilting to the left-right directions the balance-handle device.

두 번째 실험 동작은 밸런스 핸들 장치의 좌우 기울기에 따른 상지 동작에서는 그림 6과 같이 피험자의 자세 및 유지 시간을 보여주고 있다. 피험자는 정자세로 앉아 상지의 주관절을 편안하게 굽히고 좌우 평형을 유지한 상태인 Initial Posture로 5초간 휴식한 후, 왼쪽으로 최대한 기울여 Left Posture를 5초간 유지한다. 그리고 처음의 Initial Posture와 같은 상태 Mid Posture로 5초간 대기 한

후, 반대 방향인 오른쪽으로 최대한 기울여 Right Posture를 5초간 유지, 마지막으로 좌우 평형이 유지된 상태인 Final Posture로 복귀하게 된다.

3.4 실험 분석

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_i^2} \quad (3)$$

수식 3에서 v_i 는 i 번째 샘플링 전압 값, N 은 윈도우 크기에서의 샘플링 수(본 연구에서는 50개 선택)를 나타낸다. 실험에서 획득한 근전도 신호는 근 활성화 정도를 그래프로 나타내기 위하여, 수식 3과 같이 Muscle Energy를 정량화하기 위한 데이터 처리 방법으로 RMS(Root Mean Square)를 이용하였다. 일반적으로 RMS 처리를 위한 윈도우 크기는 측정 동작 속도에 따라 20ms~500ms까지 결정 가능하지만, 대부분 50ms~100ms 사이에서 선택하여 사용하고 있다. 본 연구에서 상지 동작의 관절가동 범위를 이용한 동적 수축 운동은 빠른 속도를 가지고 진행되기 때문에 50ms의 윈도우 크기를 이용하여 데이터를 분석하였다. 또한 실험 동작에 따라 선정된 상지 근육들 간의 근 활성화 추세를 비교하기 쉽도록 10ms 간격으로 다운 샘플링 처리한 후, 추가적으로 300ms 크기의 Moving Average 필터를 사용하여 Smoothing 처리하였다.

4. 실험결과

본 실험에 참가한 피험자는 7명이었고, 이에 대한 실험 결과를 분석하기 위해서 각 피험자들의 평균치로 나타냈다. 그림 7은 밸런스 핸들 장치의 앞뒤 기울임에 따른 상지 동작에 대해 측정된 근 활성화도와 기울기 각도의 평균치를 보여주고 있다. 삼두근은 밸런스 핸들 장치의 기울기 값이 변화가 없는 Initial Posture에서 앞으로 약 15° 정도 기울어지는 신전(Extension) 상태로 전환될 때 근 활성화도가 0.07mV로 증가하는 경향을 볼 수 있다. 이것은 신전 동작을 할 때에 주동근이 삼두근이라 할 수 있다. 또한 이두근의 경우 Mid Posture 상태까지는 변화 없었으며, 이후 밸런스 핸들 장치가 뒤로 약 28° 정도 기울 때의 굴곡(Flexion) 상태에서 근 활성화도가 0.06mV로 증가하고 있음을 알 수 있다. 이것도 위에서 언급한 것처럼 굴곡의 주동근은 이두근이라 할 수 있다. 따라서 신전 동작과 굴곡 동작을 시작할 때 주동근이 상이함을 보인다.

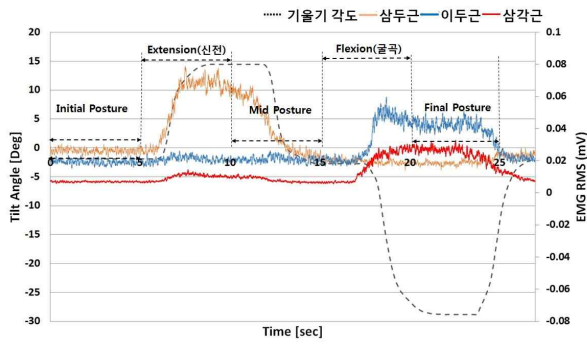


그림 7. 밸런스 핸들 장치를 앞뒤로 기울였을 때 상지 동작 결과
 Fig. 7. Experimental results of upper extremity movement by tilting to the front-back directions.

삼각근의 근 활성도는 신전·굴곡 상태에 비교하여 크게 증가하지 않지만, 일부 근 활성도가 증가하는 경향을 볼 수 있다. 이것은 상지 신전이나 굴곡 운동에 따라 나타나는 현상으로 볼 수 있다. 결과적으로 밸런스 핸들 장치의 앞뒤 기울임에 따라 상지 근육의 활성화는 앞으로 기울이는 상지 신전 운동 동작에서의 주동근과 길항근은 각각 삼두근과 이두근이며, 뒤로 기울이는 상지 굴곡 운동 동작에서의 주동근과 길항근은 각각 이두근과 삼두근에 영향을 미친다는 것을 알 수 있다.

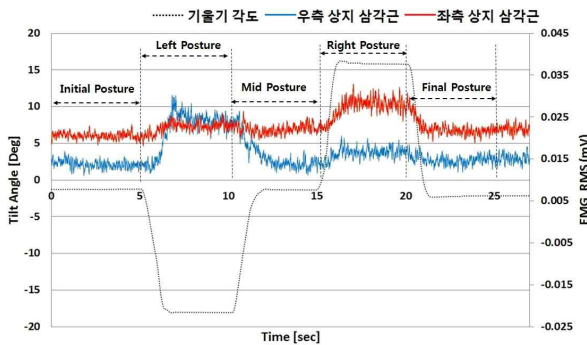


그림 8. 밸런스 핸들 장치를 좌우로 기울였을 때 상지 동작 결과
 Fig. 8. Experimental results of upper extremity movement by tilting to the left-right directions.

그림 8은 밸런스 핸들 장치의 좌우 기울임에 따른 상지 동작에 근 활성도와 기울기 각도의 평균치를 나타냈다. 우측 상지 삼각근의 경우에 좌우 평형 상태에서 좌측 방향으로 약 18° 정도 기울였을 때 근 활성도가 0.026mV 증가하였고, 좌측 상지 삼각근의 경우는 우측 방향으로 약 16° 정도 기울였을 때 근 활성도가 0.029mV 증가함을 볼 수 있다. 좌

우 삼각근의 근 활성도에 대한 결과에서 알 수 있듯이 좌우로 움직이는 상지 운동에 따라 우측 상지 삼각근 및 좌측 상지 삼각근이 서로 반대 방향의 상지 운동 동작에 영향을 미친다는 것을 알 수 있다. 그림 5와 그림 6에서의 실험 프로토콜에서 5초마다 반복되는 동작 상태에 따라 획득한 그림 7과 그림 8의 결과 그래프를 비교하면, 전체적으로 근 활성화 신호가 지연되고 있음을 볼 수 있다. 이것은 EMG가 활성화되기 시작한 후 실제로 근력이 발생하기까지 걸리는 시간인 전기역학적 지연이 발생하여 생기는 것이다[28]. 또한, 실험에서 피험자에게 구두로 5초 경과마다 지시하는 데 오는 지연으로 볼 수 있다.

5. 결론 및 토의

편마비 환자의 상지 근 기능 강화 및 관절 가동 범위 회복을 지원하기 위한 목적으로 개발된 가속도 센서 기반의 밸런스 핸들 장치가 재활 훈련 장치로 유용성이 있는 지 피험자 7명을 대상으로 실험을 했다. 편마비 환자를 위한 FMA 상지 재활 평가 동작 사이의 연관성을 찾기 위하여 밸런스 핸들 장치의 앞뒤 기울기에 의한 상지 신전·굴곡 운동 동작과 좌우 기울기에 의한 상지 운동 동작에 따라 삼두근, 이두근, 삼각근의 수축 및 이완 시 발생하는 근 활성도를 정량적으로 측정하였다. 이에 대한 결과로는 FMA 상지 재활 평가 동작에서 편마비 환자의 근 기능회복 시 평가하는 삼두근, 이두근, 삼각근에서 밸런스 핸들 장치를 사용하여 신전·굴곡 운동 시에도 근 활성도가 발생함을 알 수 있었다. 이것은 개발된 밸런스 핸들 장치를 사용한 상지 재활 동작이 기존의 다른 장치를 사용한 편마비 환자의 상지 재활 훈련동작에서 근 활성도가 나타나는 삼두근, 이두근, 삼각근에서 비슷한 경향이 나타남을 확인할 수 있었다. 즉, 개발된 밸런스 핸들 장치가 편마비 환자를 위한 상지 재활 훈련 장치로써 편마비 환자의 상지 근육을 자극할 수 있기 때문에 이를 활용하여 재활 훈련 장치로 충분히 역할을 할 수 있을 것이다.

일반적으로 운동 기능 장애인이 재활 치료과정에서 겪는 어려움은 재활치료에 대한 동기 부여 및 지루함이 있다. 개발한 본 장치를 사용한다면 재활 치료에서 단순 반복운동과 상지 가동 영역을 넓히는 훈련을 할 때에 자발적으로 재미를 가지고 할 수 있도록 오락적 요소를 추가하여 사용이 가능하다. 밸런스 핸들 장치 기울기에 따라 생성된 회전

각도를 기능성 게임 콘텐츠에 반영하여 반복적인 재활 훈련을 실시할 수 있으므로, 상지의 환측 부위 운동만을 강조하는 기존의 재활 운동 방법들에서 나타나는 환자의 심리적 거부감을 극복할 수 있을 뿐만 아니라 게임에 의한 동기 부여를 할 수 있을 것이다. 즉, 환자에게 오락적 요소를 가미한 훈련방법은 적극적으로 훈련에 임하게 하는 동기부여를 할 수 있고, 훈련에 대한 의욕을 독려할 수 있을 것이다.

향후 본 연구를 바탕으로 편마비 환자를 대상으로 상지 재활 훈련에 적합한 다양한 기능성 콘텐츠를 개발하여 훈련 평가 장치로서의 가능성을 좀 더 확인해야 할 것이다.

REFERENCES

[1] T. Yokoya, S. Demura, and S. Sato, "Fall risk characteristics of the elderly in an exercise class," *Journal of Physiological Anthropology*, vol. 27, no. 1, pp. 25-32, 2008.

[2] C. Luke, K. Dodd, and K. Brock, "Outcomes of the Bobath concept on upper limb recovery following stroke," *Clinical Rehabilitation*, vol. 18, no. 8, pp. 888-898, 2004.

[3] S. Wolf, P. Catlin, and M. Ellis, "Assessing wolf motor function test as outcome measure for research in patients after stroke," *Stroke*, vol. 32, no. 7, pp. 1635-1639, 2001.

[4] R. M. Scully and M. R. Barnes, "Physical Therapy," J. B. Lippincott Company, 1988.

[5] J. I. Won, "Necessity of Community-Based Rehabilitation System after Stroke," *Journal of The Korea Contents Association*, vol. 8, no. 1, pp. 16-26, 2008.

[6] Y. S. Bang, H. Y. Kim, M. K. Lee, "Factors Affecting the Upper Limb Function in Stroke Patients," *Journal of The Korea Contents Association*, vol. 9, no. 7, pp. 202-210, 2009.

[7] G. M. Nys, M. J. Van Zandvoort, P. L. De Kort, B. P. Jansen, H. B. Van der Worp, L. J. Kappelle, and E. H. F. Dehhan, "Domain-specific recovery after first-ever stroke: A follow-up study of 111 cases," *Journal of the International Neuropsychological Society*, vol. 11, issue 07, pp. 795-806, 2005.

[8] E. Y. Park, I. S. Shin, J. H. Kim, "Meta-analysis

of the Variables related to Depression in Korean Patients with a Stroke," *Journal of Korean Academy of Nursing*, vol. 42, no. 2, pp. 537-548, 2012.

[9] Y. W. Kwon, J. M. Lee, J. J. Jeon, J. H. Choi, D. Y. Kwon, K. W. Lee, "Comparison of Functional Recovery Status according to Rehabilitation Therapy in Stroke Patients," *Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, vol. 26, no. 4, pp. 370-373, 2002.

[10] A. R. Fugl-Meyer, L. Jaasko, I. Leyman, S. Olsson, S. Steglind, "The poststroke hemiplegic patient. 1. A method for evaluation of physical performance," *Scand. J. Rehabil. Med.*, vol. 7, no. 1, pp. 13-31, 1975.

[11] K. H. Song, C. K. Lee, J. Y. An, K. Y. Kwon, S. W. Shin, S. T. Chung, "Development of Handle Type Interface and Emulator for Upper Extremity Rehabilitation," *The 2016 Summer Conference of IEIE*, pp. 1067-1070, 2016.

[12] W. R. Hur, B. Song, "Effects of Foot and Ankle Mobilization on Balance Abilities for Patient with Stroke," *Journal of Special Education & Rehabilitation Science*, vol. 55, no. 6, pp. 339-358, 2016.

[13] S. H. An, D. S. Park, "Discriminative Ability and Predictive Validity of Postural Assessment Scale for Stroke as Independent Ambulation for Chronic Stroke Patients," *Journal of Special Education & Rehabilitation Science*, vol. 55, no. 2, pp. 293-306, 2016.

[14] M. J. Park, J. Y. Kang, "ICF Core Sets for Measuring Functional Status of Acute Stroke Patients," *Journal of Muscle and Joint Health*, vol. 19, no. 2, pp. 107-119, 2012.

[15] B. Gialanella, R. Santoro, and C. Ferlucci, "Predicting outcome after stroke: the role of basic activities of daily living predicting outcome after stroke," *Eur. J. Phy. Rehab. Med.*, vol. 49, no. 5, pp. 629-637. 2013.

[16] S. W. Shin, S. H. Jeong, S. T. Chung, C. J. Lim, "Balance ball controller and Rehabilitation Contents Development using Smart Multisensor," *Journal of The Korean Society for Computer Game*, vol. 27, no. 3, pp. 135-141, 2014.

[17] J. Y. An, Y. G. Kim, S. T. Chung, "A Research on Measurements and Contents of the Cervical

Range of Motion Based on Inertial Measurement Unit,” Korean Society For Computer Game, vol. 28, no. 3, pp. 143-150, 2015.

[18] J. H. Kim, M. H. Oh, J. S. Lee, H. S. Ahn, “The Effects of Training Using Virtual Reality Games on Stroke Patients’Functional Recovery,” The Journal of Korean Society of Occupational Therapy, vol. 19, no. 3, pp. 101-114, 2011.

[19] P. S. Buyn, M. Y. Chon, “The Effects of Rehabilitation Training Using Video Game on Improvement Range of Motion for Upper-Extremity, Shoulder Pain and Stress in Stroke Patients with Hemiplegia,” Journal of Muscle and Joint Health, vol. 19, no. 1, pp. 46-56, 2012.

[20] H. W. Jung, Y. K. Park, “Desinging and Materialization of Rhythm Game for Rehabilitation Training of Hemiplegic Stroke,” Journal of The Korean Society for Computer Game, vol. 26, no. 2, pp. 123-131, 2013.

[21] Y. H. Kim, K. S. Tae, S. J. Song, "Evaluation of Upper-Limb Motor Recovery after Brain Injury: The Clinical Assessment and Electromyographic Analysis," Physical Therapy Korea, vol. 12, no. 1, pp. 91-99, 2005.

[22] D. G. Kamper, W. Z. Rymer, “Impairment of voluntary control of finger motion following stroke: Role of inappropriate muscle coactivation,” Muscle Nerve, vol. 24, no. 5, pp. 673-681. 2001.

[23] M. C. Huang, S. H. Lee, S. C. Yeh, R. C. Chan, A. Rizzo, W. Xu, and L. Shan-Hui, “Intelligent Frozen Shoulder Rehabilitation,” IEEE Intelligent Systems, vol. 29, no. 3, pp. 22-28, 2014.

[24] K. J. Sullivan, J. K. Tilson, S. Y. Cen, D. K. Rose, J. Hershberg, A. Correa, and P. W. Duncan, "Fugl-meyer assessment of sensorimotor function after stroke standardized training procedure for clinical practice and clinical trials," Stroke, vol. 42, no. 2, pp. 427-432. 2011.

[25] Y. W. Jin, "The Scientific Research of Rehabilitation Training Program Participants in Stroke Patients," Journal of Life Science, vol. 20, no. 11, pp. 1704-1710, 2010.

[26] M. A. Murphy, K. S. Sunnerhagen, B. Johnels, and C. Willen, “Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from

a glass: A pilot study,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 3, pp. 18-28, 2006.

[27] S. Y. Yun, T. Y. Lee, S. Y. Park, J. B. Yi, J. H. Kim, “Muscle Activity and a Kinematic Analysis of Drinking Motion,” The Journal of Korean Society of Occupational Therapy, vol. 16, no. 1, pp. 77-88, 2008.

[28] P. F. Vint, S. P. McLean, and G. M. Harron, “Eletromechanical delay in isometric actions initiated from nonresting levels,” Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 33, no. 6, pp. 978-983, 2001.



이 충 근(Choong-Keun Lee)

2016년 현재 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 박사과정
 2016년 현재 정보와기술(주) 대표이사
 2016년 현재 동양미래대학교 컴퓨터공학부 겸임교수
 2014년 한국산업기술대 대학교 IT융합학과 졸업(석사)

Interest: Signal processing, HCI



송 기 호(Ki-Ho Song)

2016년 현재 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 박사과정
 2014년 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 졸업(석사)
 2012년 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 졸업(학사)

Interest: Rehabilitation contents, HCI



안 재 용(Jae-Yong An)

2016년 현재 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 박사과정
 2014년 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 졸업(석사)
 2012년 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 졸업(학사)

Interest: Mobile applications, Serious game



신 성 옥(Sung-Wook Shin)

- 2016년 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 졸업(박사)
- 2013년 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 졸업(석사)
- 2011년 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 졸업(학사)

Interest: Signal processing, Embedded system



정 성 택(Sung-Taek Chung)

- 2016년 현재 한국산업기술대학교 교수
- 2000년 한국과학기술원 전기전자공학과 졸업(박사)
- 1995년 한국과학기술원 정보통신과 졸업(석사)
- 1992년 한국과학기술원 전기전자공학과 졸업(학사)

Interest: Biosignal/Image processing, Rehabilitation contents