

# 손가락 힘 통제 특성에 기반한 운동의지장애의 정량적 평가 방법\* (An Assessment Method of Force Control Capabilities for Motor Intentional Disorders)

정기효<sup>1</sup>, 이민정<sup>1</sup>, 서상원<sup>2</sup>, 이병화<sup>2</sup>, 김은주<sup>2</sup>, 유희천<sup>1</sup>, 나덕렬<sup>2</sup>

<sup>1</sup>포항공과대학교 기계산업공학부, <sup>2</sup>성균관대의대 삼성서울병원

## ABSTRACT

운동의지장애(motor intentional disorders)는 뇌 손상으로 인해 신체를 움직이지 못하는 장애로서, 현재 환자 행동관찰을 통해 장애의 유무만이 평가되고 있어 장애의 심각성을 평가하는 정량적 평가 방법이 절실히 요구된다. 본 연구는 손가락 힘 통제특성을 네 가지 국면 별로(힘 발휘 시작, 발전, 유지, 종결) 측정하여 운동의지장애를 정량적으로 평가하는 방법을 개발하였다. 힘 발휘시작과 종결에 대한 힘 통제특성은 반응시간으로 평가되고, 힘 발전은 목표 힘에 도달하는 시간과 힘 증가 유형으로 정의되며, 힘 유지는 유지되는 힘의 변동을 나타내는 오차와 표준편차로 평가된다. 제안된 평가 방법은 뇌 교량 손상 환자의 평가에 적용되어 육안검사로 파악할 수 없었던 운동의지장애의 특성을 파악할 수 있었다. 본 연구의 평가 방법은 뇌 손상 부위에 따른 운동기능의 저하 평가에 적용될 수 있어 뇌의 신경회로망 파악에 활용될 수 있으며, 환자의 검사에 적용되어 임상 진단에 필요한 유용한 정보를 제공할 수 있을 것이다.

**Keyword:** 힘 통제 특성, 운동의지장애

## 1. 서론

운동의지장애(motor intentional disorders)는 전두엽(frontal lobe)의 손상으로 인해 기본적인 운동기능에 장애가 없음에도 불구하고 운동의지가 결여되어 신체를 움직이지 않으려 하는 장애이다. 장애의 기전은 전두엽 부위의 손상에 기인하며, 좌반구 보다는 우반구 손상환자에서 주로 나타나는 것으로 보고되고 있다(Coslett and Heilman, 1989; Kertesz et al., 1985).

운동의지장애는 운동국면(시작, 발전, 유지, 종결; 그림 1 참조) 중에서 어떠한 부분에 장애가 나타나는가에 따라 세가지 유형(운동결여증, 운동지속불능증, 운동보속증)으로

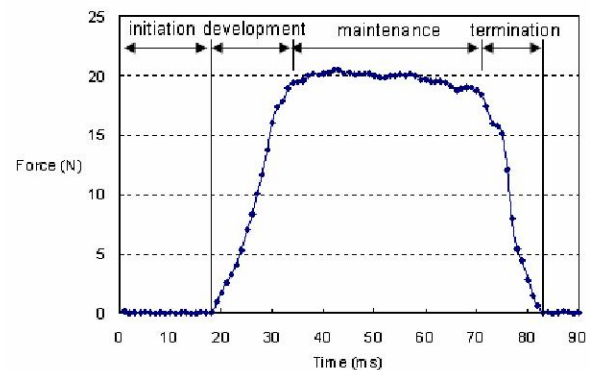


그림 1. 운동의 네 가지 국면(운동의지장애 유형)

구분된다. 운동결여증(hypokinesia)은 신체 동작의 시작이 지연되는 장애이고, 운동지속불능증(motor impersistence)은 신체 동작의 유지를 어려워하는 장애이며, 마지막으로 운동

\* 본 논문은 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행되었음.

보속증(motor perseveration)은 운동을 종결하는 시간이 지연되는 장애이다(Heilman, 2004)

현재 운동의지장애에 대한 진단은 임상가의 환자 행동관찰을 통해 장애의 유무만이 평가되고 있어, 장애의 심각성을 평가하기 위한 정량적 평가 방법이 절실히 요구된다. 운동결여증은 오른손에 자극을 주면 왼손을 들어올리는 Cross response task 기법을 적용하여 평가되며, 운동지속불능증은 20 초간 환자의 눈을 감게 하여 지속할 수 있는지 여부를 검사하여 평가된다(Heilman, 2004). 이러한 평가 기법들은 장애의 유무 파악에 유용하나, 장애의 심각성 평가에의 적용은 어려운 실정이다.

본 연구는 운동국면 별 손가락 힘 통제 특성을 측정하여 운동의지장애를 정량적으로 평가하는 방법을 제안하였다. 이를 위해, 손 힘 통제 특성을 측정하는 시스템을 구성하고, 네 가지 운동국면에 대한 평가 작업과 평가 척도를 설정하였다. 본 연구의 평가 방법은 뇌 교량 손상(corpus callosum) 환자의 운동의지장애 특성 평가에 적용되어 방법의 유용성이 평가되었다.

## 2. 운동의지장애 평가 방법

### 2.1 힘 통제 특성 계측 시스템

손의 반응시간과 발휘되는 힘을 측정하기 위해 손가락 힘 측정장비인 NK Pinch-Grip 을 포함한 계측 시스템이 구성되었다(그림 2 참조). NK Pinch-Grip (정밀도 = 10 g, sampling rate = 50 Hz)은 몸의 중심으로부터 좌측 혹은 우측으로 20cm 떨어져 있고, 중앙흉골(midsternum)로부터 30cm 거리에 위치한다. 그리고, 피실험자의 눈으로부터 70cm 떨어진 곳에 위치한 스크린을 통해 실험 진행과 관련된 정보(그림 3 참조)가 제공된다.

### 2.2 평가 작업 및 평가 척도

#### 2.2.1 힘 발휘시작

힘 발휘시작에 대한 운동의지장애는 힘 발휘 시작에 소요된 반응시간으로 평가된다. 힘 발휘

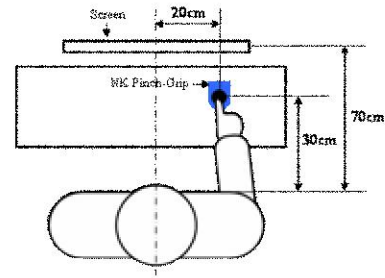
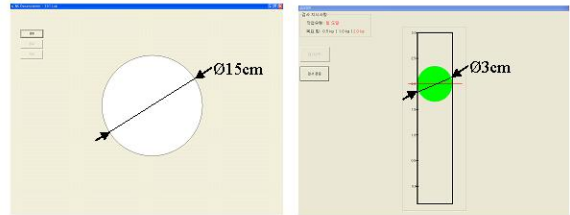


그림 2. 손의 힘 통제 특성 계측 시스템 구성



(a) 힘 발휘시작 및 종결 (b) 힘 발전 및 유지  
그림 3. 힘 통제 계측 시스템의 운동국면 별 실험 스크린

시작은 피실험자가 검지손가락을 NK Pinch-Grip 위에 약 1cm 이내로 위치하고 있다가 신호가 제시되면 최단 시간 내에 NK Pinch-Grip 버튼을 누르는 작업이다. 힘 발휘시작 신호는 그림 3.a 와 같이 스크린을 통해 흰색에서 빨간색으로 변하는 원(지름 15cm)으로 제공되며, 변경 시간 간격은 2~5 초 중에서 무작위로 설정된다. 그리고, 반응시간은 신호 출현부터 NK Pinch-Grip 버튼을 누르는데 걸리는 시간으로 정의된다.

#### 2.2.2 힘 발전

힘 발전에 대한 장애는 힘 도달작업을 통해 도달시간과 힘 증가분 표준편차로 평가된다. 힘 도달작업은 NK Pinch-Grip 버튼에 힘을 가하여 최단 시간 내에 목표 힘 수준(빨간색 선으로 표시; 그림 3.b 참조)에 도달하는 작업이다. 장치에 가해지는 힘의 크기에 비례하여 스크린에 표시된 흰색 공(지름 3cm)은 수직으로 상승하며, 목표 힘 수준(예: 9.8N)에 도달하면 공의 색깔은 녹색으로 변한다. 도달시간은 목표한 힘 수준에 도달할 때까지 소요된 시간으로 정의되고, 힘 증가분 표준편차는 힘 발휘 증가분에 대한 표준편차로 정의되어 값이 작을수록 선형적 힘

증가 유형을 나타내며, 값이 클수록 지수적 힘 증가를 나타낸다(그림 4 참조).

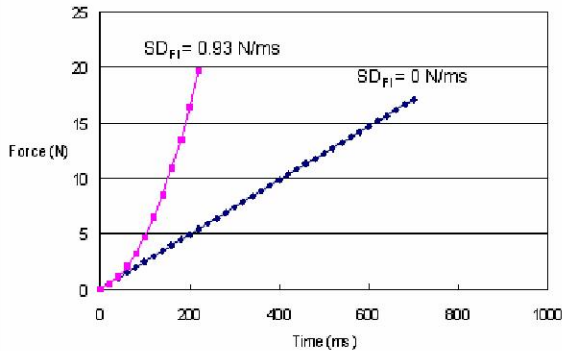


그림 4. 힘 발휘 유형에 따른 힘 증가분 표준편차( $SD_{FI}$ )

### 2.2.3 힘 유지

힘 유지에 대한 장애는 힘 유지작업을 통해 오차와 표준편차로 평가된다. 힘 유지작업은 NK Pinch-Grip 에 지정된 일정 수준의 힘을 일정 시간 동안 지속적으로 가하는 작업이다. 피실험자는 NK Pinch-Grip 에 힘을 가하여 지정된 힘 수준에 도달한 상태(녹색 공 상태; 그림 3.b 참조)에서 일정 시간 동안 힘을 유지하게 된다. 오차는 실험에서 유지해야 할 목표 힘(예: 9.8N)에서 벗어난 정도(그림 5 참조)로 정의되었으며, 음의 오차는 목표한 힘보다 낮은 힘을 발휘하고 있음을 의미하고, 양의 오차는 목표 힘보다 큰 힘을 발휘하고 있음을 나타낸다. 표준편차는 피실험자가 유지하고 있는 힘의 변동(그림 5 참조)을 나타내는 척도로서 표준편차가 작을수록 힘을 균일하게 유지함을 나타낸다.

### 2.2.4 힘 종결

힘 종결에 대한 장애는 힘 종결에 소요된 반응시간으로 평가된다. 힘 종결은 NK Pinch-Grip 을 누르고 있다가 신호가 제공되면 버튼에서 손을 떼는 작업이다. 힘 종결 신호는 힘 발휘시작 작업과 동일하게(그림 3.a 참조) 흰색 원이 빨간색으로 변하는 것으로 설정되며, 반응시간은 신호 출현부터 버튼에서 손을 떼는데 소요된 시간으로 정의된다.

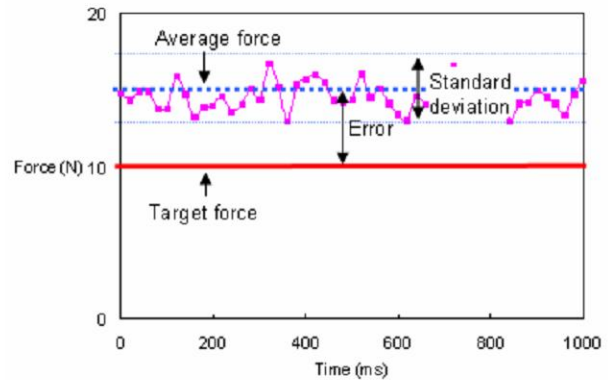


그림 5. 힘 유지작업의 오차 및 표준편차

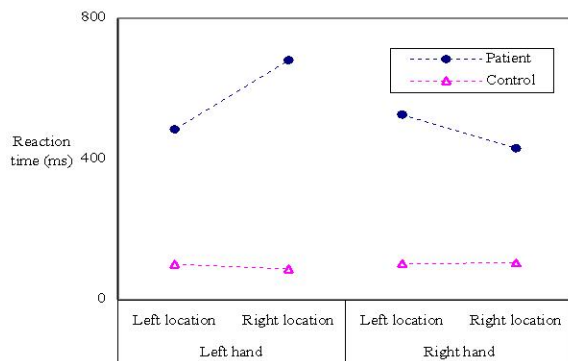
## 3. 적용 사례: 뇌 교량 손상 환자 평가

뇌 교량 손상 환자(66 세 남성)에 본 연구의 평가 방법을 적용한 결과, 환자의 힘 통제 능력이 정상인(60 대 남성 6 명) 대비 유의하게 저하됨이 파악되었다. 환자는 정상인 대비 힘 발휘시작 반응시간 4.6 배(표준편차 = 4.2), 도달시간 28.4 배(표준편차 = 20.3), 힘 증가분 표준편차 0.3 배(표준편차 = 0.3), 유지오차 16.7 배(표준편차 = 9.7), 표준편차 6.9 배(표준편차 = 9.5), 힘 종결 반응시간 5.3 배(표준편차 = 4.5)로 나타나 힘 통제 능력의 저하가 현저한 것으로 분석되었다(그림 6 참조).

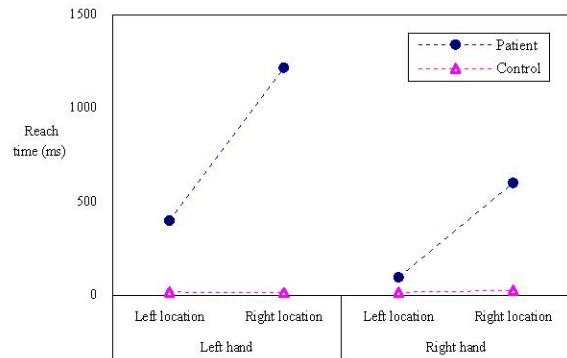
손(왼손과 오른손)과 공간위치(좌측과 우측)를 독립변수로 한 실험결과, 환자는 뇌 교량의 손상으로 인해 힘 발휘시작과 종결작업에서 동일하게 왼손-우측공간과 오른손-좌측공간에서 힘 통제 능력이 낮음이 파악되었다(그림 6.a 와 6.d 참조). 힘 종결작업에 대한 분산분석과 Simple effect 분석 결과, 왼손-우측(530 ms)과 오른손-좌측(536 ms)에서의 반응시간이 왼손-좌측(484 ms)과 오른손-우측(430 ms)보다 크게 분석되어 손과 공간의 비대칭효과가 존재하는 것으로 분석되었다.

힘 발전과 유지작업에 대한 분산분석 결과, 힘 발전에서는 왼손의 힘 통제 능력이 오른손보다 낮게 나타난 반면, 힘 유지에서는 오른손이 왼손보다 낮게 나타나 대립되는 결과를 보였다(그림 6.b 와 6.c 참조). 힘 발전의 도달시간과 힘 증가분 표준편차는 왼손(도달시간

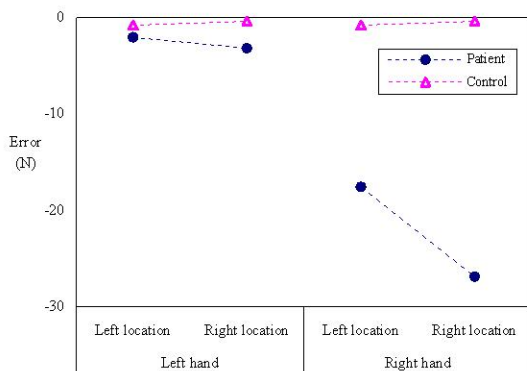




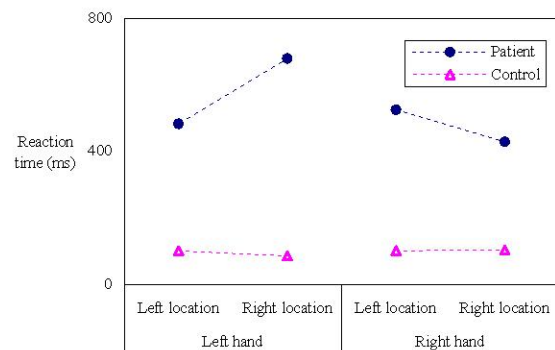
(a) 힘 발휘시작의 반응시간



(b) 힘 발전의 목표 힘 도달시간



(c) 힘 유지의 오차



(d) 힘 종결의 반응시간

그림 6. 뇌 교량 손상 환자와 정상인(6명)에 대한 힘 통제 특성

= 854 ms, 힘 증가분 표준편차 = 0.49 N/ms)이 오른손(도달시간 = 326 ms, 증가분 표준편차 = 1.0 N/ms)보다 유의하게 능력이 저하되는 것으로 나타났고, 힘 유지에서는 오차와 표준편차가 오른손(오차 = -2.26 N, 표준편차 = 2.56 N)에서 왼손(오차 = -0.26 N, 표준편차 = 0.85 N) 보다 크게 저하됨이 파악되었다.

#### 4. 결론

본 연구는 손 힘과 반응시간을 측정하여 운동국면 별 운동의지장애를 정량적으로 평가하는 방법을 개발하였다. 본 연구의 평가 방법은 운동의 네 가지 국면(시작, 발전, 유지 및 종결)에 대한 힘 통제 특성을 정량적으로 평가할 수 있어 운동의지장애의 특성 평가에 적용될 수 있다. 또한, 뇌 손상 부위에 따른 운동기능의

저하 평가에 적용될 수 있어 뇌의 신경회로망 파악에 활용될 수 있으며, 환자의 검사에 적용되어 임상 진단에 필요한 유용한 정보를 제공할 수 있을 것이다.

#### 참고 문헌

- [1] Coslett, H.B., and Heilman K.M. (2004). Hemihypokinesia after right hemisphere stroke. *Brain and Cognition*, 9(2), 267-278.
- [2] Heilman K. M. (2004). Intentional neglect. *Frontiers in Bioscience*. 9, 694-705.
- [3] Kertesz, A., Nicholson, I., Cancelliere, A., Kassa, K., and Black, S. E. (1985). Motor impersistence: a right-hemisphere syndrome. *Neurology*, 35(5), 662-666.