

# Haptic 시스템을 이용한 뇌졸중 환자의 상지 재활 효과 분석

이순태<sup>+</sup>, 김영탁<sup>\*</sup>, 이호규<sup>++</sup>, 송민섭<sup>+</sup>  
(논문접수일 2010. 08. 31, 심사완료일 2010. 10. 28)

## Rehabilitation Effectiveness Analysis for Upper Limb of Stroke Patients Using Haptic System

Soon Tae Lee<sup>+</sup>, Young Tark Kim<sup>\*</sup>, Ho Kyoo Lee<sup>++</sup>, Min Sub Song<sup>+</sup>

### Abstract

For rehabilitation of stroke patients the repeat training is needed. However it is difficult to keep up the training for the patients because it is boring. Even if the patients continue the training there is no objective way to evaluate the remedial value. Recently there is a new attempt to apply the haptic system to the rehabilitation of the stroke patients. In this study a haptic system is applied to the rehabilitation of the stroke patients. Through the comparative analysis of the experimental data for the normal people and patients, the validity of the proposed rehabilitation was verified. In conclusion, the patient's condition at 8 days after the experiment has demonstrated the level of ADL.

**Key Words** : Haptic(햅틱), Stroke(뇌졸중), Rehabilitation(재활), Upper Limb(상지), ADL(일상생활 동작)

## 1. 서론

최근, 우리나라도 뇌질환 및 노화에 의한 상지 운동기능 장애인이 점차 증가하는 추세에 있다<sup>(1)</sup>. 이러한 후천적 운동 기능 장애인들은 반복적인 재활 훈련을 통해 운동 기능을 회복시키고 일상생활 동작(Activities of daily living: ADL)

을 가능케 할 필요가 있다<sup>(2)</sup>. 하지만, 종래의 기능 회복 훈련 및 평가 방법은 의사나 물리치료사가 직접 관여하여 주관적인 판단에 근거하였으므로, 치료사는 물론 환자 입장에서도 치료에 대한 지속적인 동기부여가 어려웠다.

이를 보완하기 위한 대안으로 무인 로봇 기술을 응용한 3차원 상지 재활 장치를 개발하고 있으나 아직까지 최종적

<sup>+</sup> 중앙대학교 기계공학부  
<sup>\*</sup> 교신저자, 중앙대학교 기계공학부 (robokim@cau.ac.kr)  
주소: 156-756 서울시 동작구 흑석동 221  
<sup>++</sup> Shibaura Institute of Technology

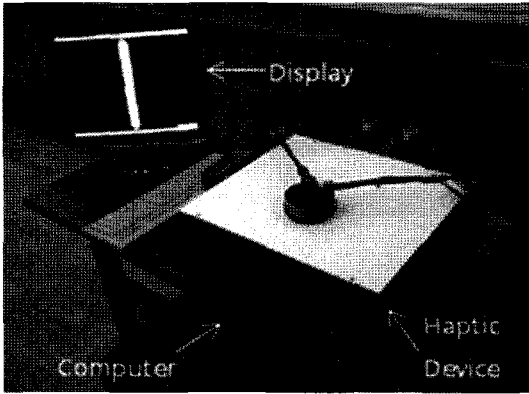


Fig. 1 Haptic system for upper limb rehabilitation

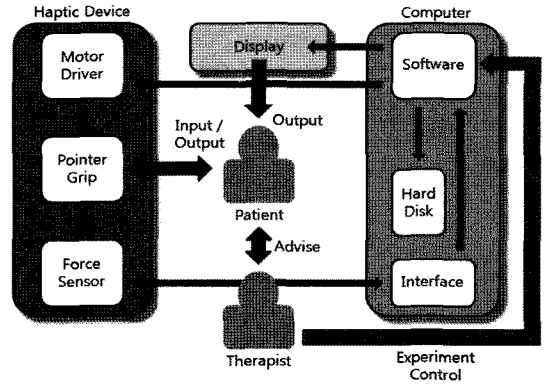


Fig. 2 Control architecture of the system

인 실용화 단계에 도달하지는 못했다<sup>(3,4)</sup>. 훈련 장치 및 훈련 프로그램의 개발에 있어, 각 환자마다 장애 증상이 다른 점을 고려해야 하기 때문이다<sup>(5)</sup>.

최근에는 Virtual reality 기술의 일종인 Haptic 기술을 이용한 상지 운동기능 재활 시스템이 개발되고 있다<sup>(6)</sup>. 이러한 장치를 이용하여 환자의 장애 등급에 따라 가동 범위가 다른 운동 가능 프로그램을 제시하고, 훈련에 의한 학습 효과를 높이기 위해 모터의 토크를 변화시켜 정량적인 항력이나 어시스트를 적용할 수 있는 훈련 프로그램을 실시하는 것이다<sup>(7)</sup>.

## 2. 시스템 개요

### 2.1 실험 장비의 구성

실험에 사용한 Haptic system을 Fig. 1에 나타내었다. 본 시스템은 Haptic device, 디스플레이, 퍼스널 컴퓨터에 내장된 훈련 프로그램으로 구성되었다<sup>(8)</sup>.

### 2.2 실험 프로그램

본 Haptic system의 운영 방법은 Fig 2.와 같다. Force Sensor는 실험할 때 생기는 토크 값을 측정하는데 쓰이지만 본 실험에서는 속도와 오차 결과만을 다뤘으므로 사용하지 않고 바로 Interface 과정을 거치게 된다. 이번 실험에서는 개발된 훈련 프로그램 중, 단순 상지 동작의 움직임을 파악할 수 있는 직선(Line) 동작과 원주(Circle) 동작에 대해 분석했다. 해당 동작에 대한 자세한 정의는 선행 연구를 참고한다<sup>(7)</sup>.

## 3. 실험 방법

### 3.1 실험 환경

앞서 제시한 실험 방법을 토대로 환자는 Fig. 3 과 같이 직립 자세에서 좌측 또는 우측 손목을 손잡이에 고정시키고 상지 관절만을 움직여 실험을 실시했다<sup>(9)</sup>. 본 실험은 환자들의 심리적 안정을 위해 꾸준한 집중력이 요구되었다. 그 때문에 중앙대학교 병원의 협조를 받아 외부 소음 및 인원 출입이 통제된 장소를 선택했다.

### 3.2 환자 유형

Table 1은 실험에 참여한 5급 장애 기준 뇌졸중 환자들의 기본 프로필 정보를 나타냈다. 실험 대상은 우측 상지가 마비된 환자로 제한하고 성별과 연령을 제외한 모든 요소를 임의로 선별하여 유형을 다양화했다. 아울러 환자들에게 이번 실험의 목적과 안전사고 예방 규칙에 대해 빠짐없이 설명하고 중앙 대학교 병원 재활의학과로부터 임상 실험 승인을 받은 후 실험 참가자들의 동의를 얻었다. 이 때 데이터 결과의 정확성을 위해 건상자를 대상으로 한 임상 실험을 별도로 실시하여 환자의 데이터와 비교할 수 있도록 준비했다.

### 3.3 실험 진행

훈련 프로그램을 수행할 때, 환자 및 건상자가 정확한 가이드 라인을 따라 조작하는 것에 항상 신경을 쓰도록 요구했다. 전체 훈련 기간은 휴일을 제외한 각 환자 당 2주(10회)로 설정했으며 실험 1회당 직선 운동과 원주 운동을 각 1세트(3블록)씩 수행시킨 후 경과를 관찰하였다.

본 임상 실험에 참가했던 환자들은 최초 증상 발병일로부터 훈련에 임했던 시기가 각자 달랐다. 그러나 훈련 시작일에 상관없이 각 환자의 실험 기간 내 데이터 결과가 비슷했기 때문에 임의로 한명의 환자를 선별하여 결과를 나타내었다. 환자 데이터는 건상자와 쉽게 비교할 수 있도록 궤적의 속도 및 오차로 분석하였으며 분석프로그램은 Matlab®을 사용했다.

#### 4. 결과 및 고찰

##### 4.1 직선 동작 궤적

Fig. 4는 시간에 따른 직선 동작의 궤적을 나타냈다. 운동 특성에 따라 각 블록(No assist / Extension assist / Flexion assist)을 적용하여 (a)를 실험 1일째 환자, (b)를 실험 10일째 환자, (c)를 실험 10일째 건상자 데이터로 나타냈다.

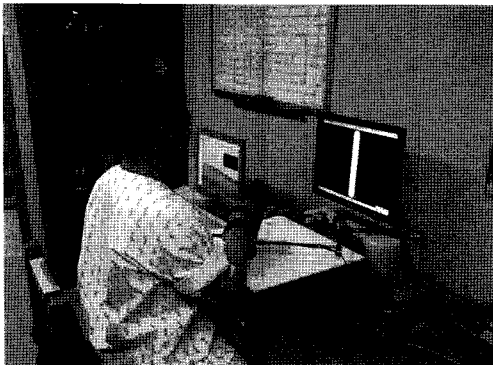


Fig. 3 The figure of clinical demonstration

실험 결과는 우측 상지 관절을 사용했기 때문에 모든 데이터가 수직 축 중심에서 우측으로 기울어지는 양상을 보였다. 이는 건상자에 비해 환자들에게서 뚜렷이 나타나는 현상으로서 피험자들이 이러한 오차를 줄이려고 할 때 이동과 제어를 동시에 수행하기 어렵기 때문이다<sup>(10,11)</sup>. 일반적인 제어의 경우 데이터 (a)를 보면 각 블록마다 우측 약 20mm 내외로 치우쳐져 있어 실험 초기 때는 환자가 근육을 원하는 대로 사용할 수 없었음을 나타낸다. 여기서 데이터 (a)의 Extension assist(Flexion 항력)블록이 나머지 블록들보다 불안정하므로 상지 재활 과정 중 전선보다 굴곡 운동에 대해 좀 더 집중적인 치료가 요구된다는 것을 알 수 있다.

각 블록의 건상자 데이터인 (c)에 비교할 때 환자의 데이터 (b)는 다소 불안정하지만 2주의 실험기간을 거치며 환자의 궤적 정확도가 비교 가능한 수준으로 증가했다. 특히 환자의 궤적 오차가 수평 중심 기준 약 5mm 이내로 개선되어 건상자 데이터에 근접하는 결과를 보였다.

##### 4.2 직선 동작 속도

일정 시간 동안의 궤적 이동 길이가 증가할수록 이동 속도도 증가하기 때문에 구간 당 속도를 분석하여 결과로 나타냈

Table 1 Profile of patients

Patients	Age	Sex distinction	Hand of training
Stroke Patients A	78	Female	Right
Stroke Patients B	55	Female	Right
Stroke Patients C	63	Male	Right
Stroke Patients D	54	Male	Right

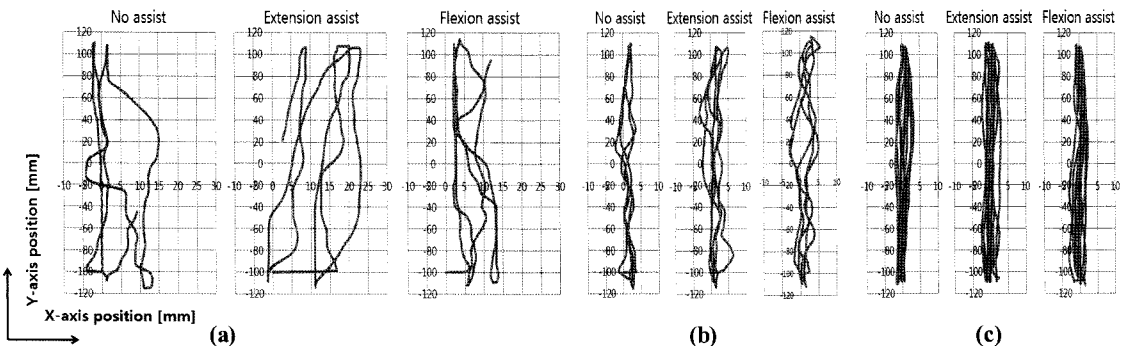


Fig. 4 The line trajectory of each block: (a) The 1st day for a patient. (b) The 10th day for a patient. (c) The 10th day for normal people.

다. Fig. 5는 직선 동작에서 주어진 시간(30sec)에 따른 속도 변화이다. 식(1)을 사용하여 각 블록의 궤적을 일정 시간마다 나누어 신전 및 굴곡 운동 시 속도 변화율을 구했다.

$$V_L(t) = \frac{L(x_n, y_n) - L(x_{n-1}, y_{n-1})}{\Delta t} \quad (1)$$

여기서  $L(x, y)$ 는 직선 구간의 Grip point 위치함수이며  $\Delta t$ 는 구간 시간,  $V_L$ 는 직선 동작의 구간 당 속력이다. 식(1)을 따를 경우 굴곡 구간의 속도는 음수가 되어 신전 구간과 구별된다.

Fig. 5의 각 블록 (a)는 실험 1일째 환자, (b)는 실험 10일째 환자, (c)는 실험 10일째 건상자 데이터로 나타냈다. 데이터 (a)의 경우 환자가 실험 초기 상태였기 때문에 신전 및 굴곡 운동 특징이 불 분명하고 변화 주기도 불안정하다. 그러나 데이터 (b)는 데이터 (c)와 마찬가지로 신전과 굴곡 운동을 일정하게 반복하는 양상이 나타났다. 결국 Fig. 4에서 보인 궤적 분석을 근거로 했을 때 제어 수행 속도에 있어서도 건상자에 근접하는 양상을 보였음을 알 수 있다. 주기가 짧으면 속도는 증가하여 전체 궤적 길이도 늘어나므로 데이터 (b)의 속도는 데이터 (c)의 속도보다 느린 것을 알 수 있다. 이 밖에 Flexion assist 블록에서 발생한 신전 운동 시의 항력이 시작 지점으로부터 약간의 시간 지연을 발생시키는 것이 관찰된다. 그 외 세 블록 간 속도 변화 특성은 큰 차이가 없었다.

### 4.3 원주 동작 궤적

Fig. 6에서 시간에 따른 원주 동작의 궤적을 표현하였다.

여기서 +Viscosity는 0.005kN만큼의 양의 점성저항력이 부과된 상태, -Viscosity는 0.005kN만큼의 음의 점성저항력이 부과된 상태에서 실험한 것이다. 각 블록(No viscosity, +Viscosity, -Viscosity)의 (a)는 실험 1일째 환자, (b)는 실험 10일째 환자, (c)는 실험 10일째 건상자 데이터를 나타낸다. 원주 운동의 궤적은 반지름을 기준으로 오차를 판단하므로 각 블록의 데이터 (a)의 정방향에서는 EEL(Elbow Extension lateral rotation)과 EFM(Elbow Flexion medial rotation), 역방향에서는 EEM(Elbow Extension medial rotation)과 EFL(Elbow Flexion lateral rotation)에서 오차가 작았음이 관찰된다. 이 현상은 데이터 (b)까지 지속적으로 나타났다.

즉, 환자의 원주 운동이 수평 축 근처로 이동될수록 안정성을 보이고 있기 때문에 수직 축에서 시작하는 원주 운동이 상대적으로 집중적인 재활 치료가 요구됨을 알 수 있다. 같은 위치라 할지라도 운동 방향에 따라 피험자의 제어 양상이 달라지는 것이다.

각 블록 데이터 (b)의 궤적 정확도는 건상자 데이터 (c)보다는 약간 낮았지만 데이터 (a)에 비해서는 상당히 높게 증가하였다. 특히 -Viscosity 블록에서 차이가 뚜렷하게 나타났으며 +Viscosity에서는 상대적으로 차이가 작게 나타났다. 각 블록에 대한 의미는 앞에서 설명하였다.

이상으로 원주 운동의 전반적 재활 치료에 대한 효용 가능성을 제기할 수 있다. 그러나 각 블록의 점성도 증감에 따른 세부적 특성까지 파악하려면 좀 더 정확한 분석이 요구된다. Fig. 7에 나타난 원주 운동의 구간 당 속도를 구하여 이를 더 자세하게 알아보았다.

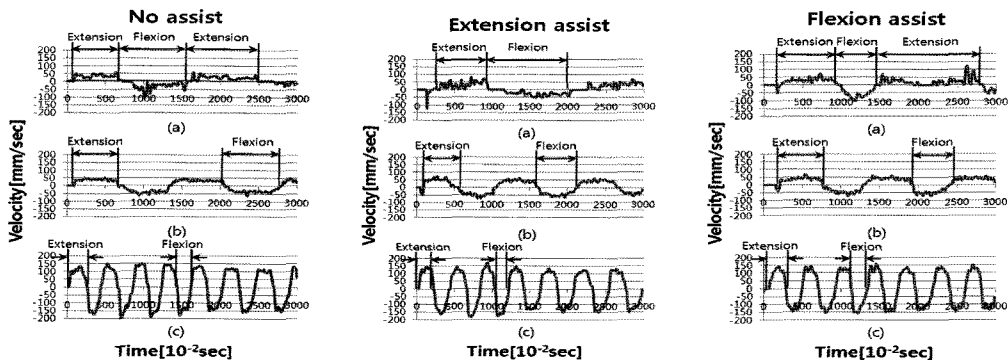


Fig. 5 The line speed of each block: (a) The 1st day for a patient. (b) The 10th day for a patient. (c) The 10th day for normal people normal people.

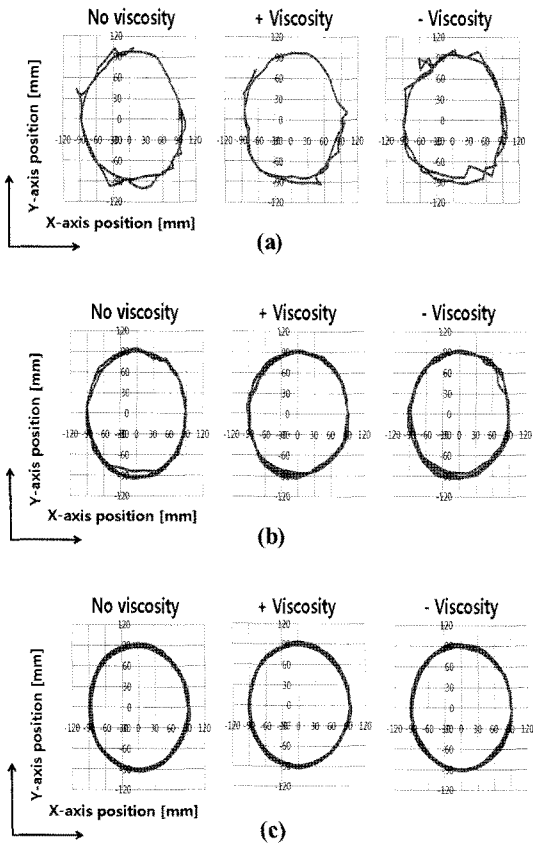


Fig. 6 The circle trajectory of each block: (a) The 1st day for a patient. (b) The 10th day for a patient. (c) The 10th day for normal people.

#### 4.4 원주 동작 속도

Fig. 7는 원주 동작의 각 블록 당 주어진 시간(60sec)에 따른 속도 변화를 나타낸 것이다. 결과 값은 식(2)를 사용하여 각 블록의 궤적을 나눈 일정 시간의 구간 변화율로 나타냈다.

$$V_C(t) = \frac{|C(x_n, y_n) - C(x_{n-1}, y_{n-1})|}{\Delta t} \quad (2)$$

여기서  $C(x, y)$ 는 원주 구간의 Grip point 위치 함수이며  $V_C$ 는 원주 동작의 구간 당 속력이다. 원주 운동은 간단한 섭식 동작이 가능한 ADL 수행 여부를 판단하는 게 목적이기 때문에 단순 신전 및 굴곡 운동같은 부호 구분이 무의미하다. 그러므로 구간 마다 절대값으로 수치를 적용했다.

전반적으로 피험자 모두가 +Viscosity일 경우 속도가 느린 반면 -Viscosity일 경우 속도가 빨랐다. 이것은 +Viscosity 블록의 경우 제어에 필요한 상지 관절 토크가 증가하여 이동 속도가 줄어든 대신 -Viscosity블록의 경우는 요구되는 토크가 감소하여 이동 속도가 증가했기 때문이다. No viscosity는 비는 원주 동작의 구간 당 속도이다. 원주 운동은 간단한 섭식 동작이 가능한 ADL 수행 여부를 판단하는 게 목적이기 때문에 단순한 신전 및 굴곡 운동에 따른 부호 구분에 무관하다. 그러므로 구간 마다 절대값으로 수치를 적용했다.

전반적으로 피험자 모두가 +Viscosity일 경우 속도가 느린 반면 -Viscosity일 경우 속도가 빨랐다. 이것은 +Viscosity 블록의 경우 제어에 필요한 상지 관절 토크가 증가하여 이동 속도가 줄어든 대신 -Viscosity블록의 경우는 요구되는 토크

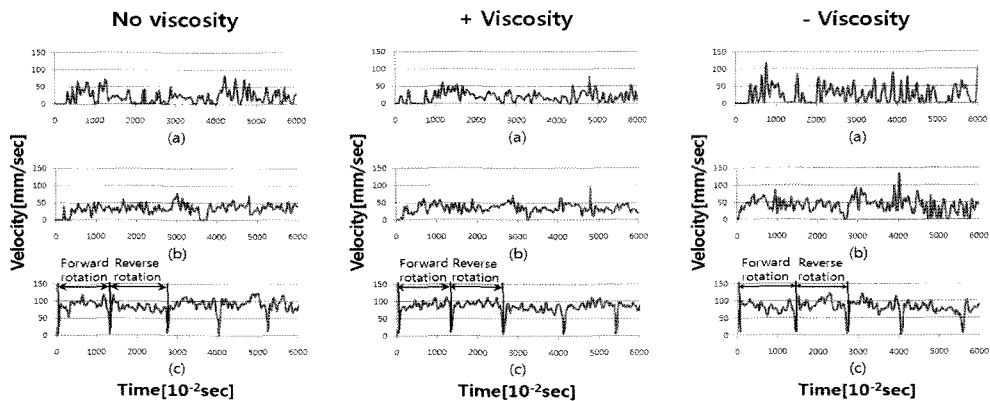


Fig. 7 The circle speed of each block: a) The 1st day for a patient. (b) The 10th day for a patient. (c) The 10th day for normal people.

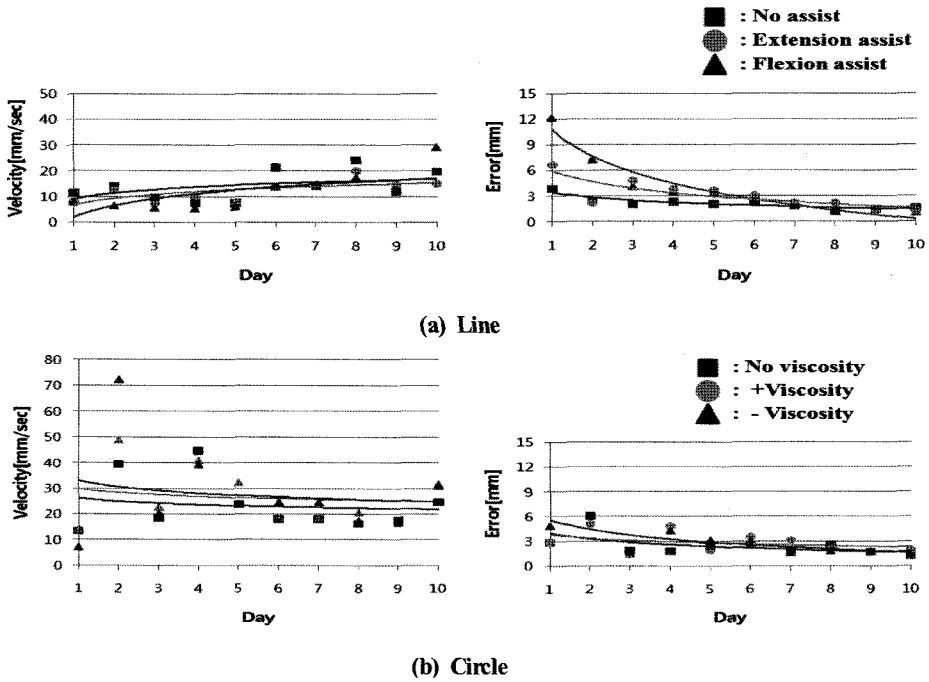


Fig. 8 The average velocity and error of the patients f-or the (a) line and (b) circle

가 감소하여 이동 속도가 증가했기 때문이다. No viscosity는 비비교 데이터로 중간 정도 수치를 보이므로 각 블록은 점성도 차이에 따른 특성을 반영한다.

Fig. 7의 각 블록 데이터 (a)가 데이터 (b)로 진행된 과정을 보면 건상자 데이터 (c)처럼 왕복 이동 간에 주기적인 양상으로 발전하지 못했다. 이는 단순한 신전 및 굴곡 양상을 나타내는 직선 운동에 비해 원주 운동이 상대적으로 복잡한 제어를 환자에게 요구했기 때문이다<sup>(8)</sup>. 그러므로 Fig. 8의 궤적 향상과 다르게 실제 건상자 수준에 근접하는 움직임을 제대로 보이지 못하였다. 근육이 정상화 수준으로 도달하려면 보다 장기적인 재활 치료가 필요한 것이다.

#### 4.5 평균 속도 및 평균 오차

Fig. 8은 직선과 원주 동작에 대한 평균 속도 및 평균 오차 변화를 나타낸다. (a)는 직선 운동의 속도 및 오차 변화, (b)는 원주 운동의 속도 및 오차 변화이며 실험이 진행된 날짜로 구분하여 환자의 상태 변화를 파악할 수 있는 데이터이다. 만약 환자가 치료 효과를 보았다면 속도와 오차는 일정한 값으로 수렴해야 할 것이다. 수렴 값은 커브 피팅 기법을 이용해 분석했다. 전체적으로 직선 및 원주 운동 둘 다 오차

가 속도보다 먼저 값이 안정되는 양상을 보였다.

속도 변화의 경우 데이터 (a)는 약 5일째, 데이터 (b)는 약 8일째부터 안정된 값을 보였다. 특히 원주 운동 데이터 (b)의 경우 각 블록마다 시험 5일째 전까지 불안정한 속도 변화를 보이며 8일째에 가서야 안정화 이후 조금씩 속도가 증가하기 시작했다. 일반적으로 환자 증상이 호전된다면 속도는 증가해야 할 것이지만 커브 피팅으로 분석했을 경우에 원주 운동 속도 변화는 감소하는 경우가 나타났다.

이 때문에 원주 운동의 속도 변화의 경우 10일 이후의 좀더 장기적인 데이터를 확보해야 한다. 즉, 원주 운동의 경우보다 장기적인 재활 치료를 요구하는 것이다. +Viscosity의 경우 실험 4일째까지 다른 블록들보다 전반적으로 속도가 컸던 이유는 점성도 감소에 따라 이동 시의 마찰력도 감소했기 때문인데 이후 실험이 진행되는 동안 다른 블록들과의 차이는 점차 줄어들었다. 직선 운동의 세 블록 간에도 약간씩 차이가 있었으나 실험 후반으로 갈수록 무시할 수 있을 정도의 차이를 보였다. 오차가 감소 안정한 후에는 마찬가지로 이동 속도가 증가했다.

직선 운동을 나타낸 데이터 (a)는 실험 3일째 이후부터 각 블록의 오차가 점차 줄어들며 안정화 되었다. 특히 Flexion

assist 블록이 가장 뚜렷한 개선 현상을 보였는데 이것은 일반적인 상지 관절의 신전 운동이 굴곡 운동보다 제어가 수월했음을 의미한다. 반면 원주 운동을 나타낸 데이터 (b)의 경우 6일째에 들어서야 오차가 감소 안정을 보였다. 실험 8일째 이후로 접어들어서는 직선과 원주 운동 모두가 건상자 수준에 가까운 2mm 이내 안정 값으로 오차가 수렴하였다.

특히 원주 운동의 경우 실험 5일째부터 각 블록의 속도 및 오차가 조금씩 안정됐지만 직선 운동의 경우는 실험 1일째부터 이미 오차와 속도가 반비례 양상을 보였다. 이것은 직선운동이 단순한 Extension 및 Flexion운동으로서 환자가 속도와 오차를 동시에 제어할 수 있었기 때문이며 상대적으로 원주 운동의 장기 치료를 만충한다.

### 5. 결론

본 연구는 Haptic system을 이용하여 뇌졸중 환자의 재활 훈련을 하고 이에 대한 치료 효과를 분석했다. 환자의 상태나 특성에 따라 블록마다 약간의 차이가 있었지만 전체적으로 모든 상태가 안정화되었다.

특히 환자의 상태가 실험 8일째 이후 모든 운동 과정에서 회복 단계에 이른 것을 데이터 결과로서 확인했다. 환자의 상태가 호전된다는 예측을 했을 경우 속도는 증가하고 오차는 줄어들 때 뇌졸중 완화 판단의 기준을 정할 수 있다. 결론적으로 Haptic system을 이용한 상지 재활 치료를 보다 객관적으로 평가할 수 있는 방법을 본 실험에서 제시했다. 건상자 수준의 회복 단계에 이르지 못했으나 ADL 수준이 가 능토록 변화되었음을 입증한 것이다.

### 후 기

본 연구는 중앙대학교 병원 재활의학과의 공동으로 수행 되었음.

### 참 고 문 헌

(1) Park, M. H. and Ahn, S. M., 2006, "No difference in stroke knowledge between Korean adherents to traditional and western medicine - the AGE study: an epidemiological study," *BMC Public Health*, Vol. 6, pp. 153.

(2) Kim J. S., and Choi K. S., 1998, "Lifestyle factors and risk of stroke in Seoul, South Korea," *Journal*

*of Stroke Cerebrovascular Disease*, Vol. 7, pp. 414-420.

(3) Koyanagi K., Furusho F., Ryu U., and Inoue A., 2003, "Rehabilitation system with 3-D exercise machine for upper limb. Advanced Intelligent Mechatronics," *IEEE/ASME International Conference*, Vol. 2, pp. 1222~1227.

(4) Jeong, S. H., Park, J. H., and Kim, G. H., 2005, "A Study on mechanism of Segmented Control Driven Robot Hand," *Journal of the Korean Society of Machine Tool Engineers*, Vol. 15, pp. 14~20.

(5) Aisen, M. L., Krebs, H. I., Hogan, N., and McDowell, F., 1997, "The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke," *Arch Neurol*, Vol. 54, pp. 443~446.

(6) Lee, H. K., Takahashi, Y., Miyoshi, T., Terada, T., Inoue, K., Ito, Y., and Ikeda, Y., 2003, "Control the Haptic Device for the Application in Upper Limb Rehabilitation," *Proc. of 6th JFCM*, Vol. 1, pp. 141~146.

(7) Lee, H. K., Kang, S. W., Kim, Y. T., and SON, J. W., 2008, "Development of Upper Limb Rehabilitation Program Using Haptic Technology," *Proc. of the KSPE*, pp. 171~178.

(8) Miyoshi, T., Takahashi, Y., and Lee, H. K., 2007, *Haptic device system for upper limb motor impairment patients: Developing and handling in healthy subject*, Itech Education and Publishing, Vienna, Austria, pp. 648~655.

(9) Paul, L., Debbir, H., Jennifer, B., Herve, L., Don, G., and Jacob, A., and Alex, M., 2008, "A haptic-robotic platform for upper-limb reaching stroke therapy: Preliminary design and evaluation results," *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation*, Vol. 2, No. 3, pp. 451~482.

(10) Freeman, W. J., 1992, "Tutorial on neurobiology: from single nervous to brain chaos," *International Journal of Bifurcation and Chaos*, Vol. 2, no. 3, pp. 451~482.

(11) Back, W. B., and Kim, W. H., 2010, "A Study on Robust Trajectory Tracking Control of a Skid Steering Robots," *Journal of the Korean Society of Machine Tool Engineers*, Vol. 19, No. 1, pp. 121~127.