

햅틱 장치를 이용한 상지 운동기능 장애인의 재활치료에 관한 기초 실험[§]

이호규* · 김영탁** · 高橋良至* · 三好扶*** · 鈴木禎**** · 米田隆志*****†

* Dept. of Human Environment Design Faculty of Human Life Design Toyo Univ., ** 중앙대학교 기계공학부,
*** Dept. of Mechanical System Engineering, Iwate Nat'l Univ., **** Rehabilitation Dept., Tokyo Teishin Hospital,
***** College of Systems Engineering and Science, Shibaura Institute of Technology

Basic Experiment on Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function Using Haptic-Device System

Ho Kyoo Lee*, Young Tark Kim**, Yoshiyuki Takahashi*, Tasuku Miyoshi***, Keisuke Suzuki**** and Takashi Komeda*****†

* Dept. of Human Environment Design Faculty of Human Life Design Toyo Univ.,
** Dept. of Mechanical Engineering, Chung Ang Univ.,
*** Dept. of Mechanical System Engineering, Iwate Nat'l Univ.,
**** Rehabilitation Dept., Tokyo Teishin Hospital,
***** College of Systems Engineering and Science, Shibaura Institute of Technology

(Received January 21, 2010 ; Revised January 27, 2011 ; Accepted February 13, 2011)

Key Words: Haptic Device(햅틱 장치), Rehabilitation(재활치료), Stroke Patients(뇌졸중 환자), Upper Limb(상지)

초록: 상지 운동기능 장애인의 재활치료에 대한 지속적인 관심과 훈련의 정량적인 평가가 요구되고 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 햅틱 장치를 개발했다. 피험자가 햅틱 장치의 손잡이를 움직일 때, 가상의 힘을 제시하여 그들의 동작에 대해 어시스트력이나 항력을 제시할 수 있다. 개발한 상지 운동 훈련 프로그램과 시스템의 유효성을 검토하기 위해, 5 명의 운동기능 장애인을 대상으로 직선동작 훈련 프로그램을 수행할 때의 손잡이 위치, 수행 속도, 손잡이의 오차 및 상지의 EMG 신호를 측정하였다. 5 명의 피험자의 손잡이의 궤적 및 EMG 활동이 유사함을 보였다. 이러한 결과는 가상 현실의 힘을 손잡이에 제시함으로써 EMG 활동이 증가하였다고 볼 수 있다. 본 실험의 결과, 객관적이며 정량적인 상지 재활치료 시스템의 개발 및 평가 방법이 시사되었다.

Abstract: Rehabilitation exercises must maintain a patient's interest and permit a quantitative evaluation of the rehabilitation. We have developed a haptic-device system. When users move a grip, the haptic device provides a virtual force that either assists the movement of their arm or working against it. To investigate the functional effect of this system in a rehabilitation program, we used for five subjects with motor-function disorders and measured the grip position, velocity, force exerted on the grip, and EMG activities during a reaching task of one subject. The accuracy of the grip position, velocity and trajectories patterns were similar for all the subjects. The results suggested that the EMG activities were improved by applying the virtual force to the grip. These results can be used for the development of rehabilitation programs and evaluation methods.

1. 서론

의료기기 및 의료기술의 발달은 인간의 건강과

수명을 연장해 주는 혜택을 누리게 한 반면, 인구 평균 수명을 연장해 노령인구와 관련된 사회적 문제점을 안겨주었다. 노령인구 중 높은 비율에서 뇌 혈관계 질환과 신체적 운동계 질환으로 운동기능 장애와 인지기능 장애 등을 보이며, 고령인에게 관계되는 여러 가지의 다양한 만성질환으로 인해 이차적으로 장애가 생긴다. 이러한 노령인구의 증가와 더불어 최근에는 노인 재활치료의 중요성

§ 이 논문은 대한기계학회 2009년도 추계학술대회(2009.

11. 4.-6., 용평리조트) 발표논문임

† Corresponding Author, komeda@se.shibaura-it.ac.jp

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

이 더해지고 있다.

종래의 운동기능 훈련이나 운동기능 회복 평가는 재활의사, 물리치료사, 작업치료사 등의 관찰에 의한 평가에 의존하고 있으며, 평가 방법에 따라 상이하다. 운동기능 재활치료 병원 및 재활치료 시설에서 운동기능 장애 환자의 운동기능 장애 평가 방법으로 기능적 독립지수 측정(Functional Independence Measure: FIM), 휴겔메이어 평가(Fugl-Meyer Assessment: FMA), 바셀지수(Barthel index) 등의 방법으로 평가하고 있다. 이러한 평가 방법은 특정 평가점수의 변화에 국한된 경우가 대부분이기 때문에 구체적인 상지 운동기능의 회복 양상에 관한 정보는 잘 알려지지 않고 있다. 또한, 운동기능 장애 평가에서 휴겔메이어 평가와 바셀지수 평가에서 장애 정도가 중등도의 평가지수를 비교해보면, 바셀지수 평가는 일상생활의 필요 최소한의 운동기능을 충족할 수 있는 평가가 될 수 있다는 지적을 하고 있다.⁽¹⁾ 동일 장애를 같은 환자라도 평가하는 방법에 따라 상이함을 보이고 있어, 의료 기관이나 재활치료 시설에서는 정량적이고 객관적인 평가 방법을 모색하고 있다. 정량적이고 객관적인 평가 방법이 마련된다면, 이러한 정보는 운동기능 회복을 위한 치료의 이론적 토대가 되며, 환자의 운동기능 회복의 예후에 관한 정보를 제공하여 치료 목표 수립에 도움이 될 것이다.

객관적이며 정량적인 평가 및 훈련을 하기 위한 상지 운동기능 훈련 장치로 가상현실(Virtual Reality) 기술이나 로봇 기술을 응용한 상지 재활치료 시스템의 개발이 도입되고 있다.⁽²⁻⁵⁾ 로봇 기술을 응용한 상지 재활치료 장치로서, Hogan 등이 개발한 2 차원 동작을 할 수 있는 MIT-MANUS,⁽²⁾ Koyanagi 등이 개발한 EMUL⁽⁵⁾은 3 차원의 동작이 가능한 상지 운동기능 훈련 장치로, 상지 운동기능 장애인을 대상으로 임상 시험한 연구 결과를 보고하고 있으며, 실용화를 위해 지속적인 연구를 하고 있다.

상지 운동기능 훈련 장치 및 훈련 프로그램의 개발에는 환자의 장애 정도가 상이한 점을 고려해야 한다. 상지 운동기능 훈련을 해야 하는 장애인이 무리한 훈련을 지속적으로 한다면, 근골격계 질환(Musculoskeletal Disorders)인 관절부위의 근육, 힘줄 또는 연조직이 손상되어 불편을 느끼거나 통증이 발생하는 증상이 유발돼 심리적, 정신적 고통으로 지속적인 훈련을 기대하기가 어렵다.⁽⁶⁾

저자들은 가상현실 기술의 일종인 햅틱 장치(Haptic Device)를 이용한 상지 운동기능 재활치료

장치를 개발하였다.⁽⁷⁾ 햅틱 기술은 사용자에게 가상, 증강(Augmented), 실제(Real) 환경의 다양한 정보를 촉감을 통해 제공하는 장치이다.⁽⁸⁾ 햅틱 장치는 가상의 힘을 제시할 수 있기 때문에 재활치료에서 물리치료사, 작업치료사 등을 대신하여 훈련을 지원할 목적으로 개발한 장치이다. 훈련 프로그램은 환자의 장애 정도에 따라 상지 가동 범위가 상이한 점을 고려하여 운동기능 장애 평가 브룬스트롬 스테이지(Brunnstrom stage)⁽⁹⁾ 3 이상인 장애인이 훈련을 받을 수 있는 훈련 프로그램을 개발하였고, 훈련 효과를 높이기 위해 동작 방향에 따라 정량적인 부하나 어시스트력을 제시할 수 있는 프로그램을 개발하였다.⁽¹⁰⁾

개발한 햅틱 장치 및 훈련프로그램을 평가 검토하기 위해 정상인을 대상으로 임상시험을 했다. 정상인이 햅틱 장치의 훈련 프로그램을 수행할 때, 수행 속도, 손잡이의 오차, 근전도 등을 측정하여 새로운 동작의 학습 경향과 제시한 힘에 따라 근활동의 변화에 관한 연구 보고를 했으며, 장치의 안전성과 훈련 프로그램의 유효성을 검토했다.⁽¹¹⁾ 또한, 뇌졸중으로 인한 편마비 환자를 대상으로 한 임상시험에서, 제시한 원형동작 훈련 프로그램을 피험자가 수행할 때, 상지의 양관절근(Biarticular Muscle)인 상완이두근과 상완삼두근이 역상위적 근활동의 재현으로 원활한 동작이 가능했음을 보고 했다.⁽¹²⁾ 선행 연구에서는 상지 동작을 생체학적 분석을 통한 동작과 근활동의 관계에 관한 논의는 있었지만, 훈련 프로그램에서 제시하는 힘과 관련한 훈련 프로그램의 수행 능력과 오차에 관해서는 논하지 않고 있다. 일상 생활동작(Activities of daily living: ADL)인 식사, 세면, 옷을 갈아입는 동작 등은 힘을 가하거나 외부에서 작용하는 힘에 영향을 받는 동작이기 때문에 운동능력에 따라 수행 가능 여부가 있을 수 있기 때문이다.

본 연구에서는 개발한 훈련 프로그램의 타당성을 검토하기 위해, 뇌졸중 환자를 대상으로 임상 시험을 했다. 제시한 훈련 프로그램을 피험자가 수행할 때, 동작 속도, 수행 오차 등을 측정하였으며, 동작을 수행하기 위한 상지의 주동근과 길항근의 동향을 조사하였다. 또한, 훈련 효과 여부를 검토하고자 제시한 힘의 방향에 따른 동작 속도와 오차, 운동학습에 관해 검토하였다.

2. 시스템의 개요

2.1 햅틱 장치 시스템^(7, 13)

개발한 햅틱 장치의 이미지를 Fig. 1 에 나타내

Table 1 The rehabilitation training program provide force(0[N], 2.5[N]) on the grip

Force Direction	Extension	Flexion
Forward	Assisting	Resisting
Backward	Resisting	Assisting

고, 훈련 프로그램의 조작과 운영방법을 Fig. 2 에 나타냈다. 본 시스템은 햅틱 장치, 디스플레이, 퍼스널컴퓨터, 햅틱 제어 프로그램 및 훈련 프로그램으로 구성되어 있다. 햅틱 장치 본체에는 훈련 프로그램을 수행할 때, 조작하는 손잡이, AC 서보모터, 링크, 힘 센서와 조작판 등으로 구성되어 있다. AC 서보모터에는 엔코더가 장착되어 있어 링크의 회전 각도를 연속해서 100Hz 에서 1kHz 까지 측정할 수 있다. 구동링크는 패러렐 링크 기구로 구성되어 있어 메커니즘적으로 간단하고 경량이며, 손잡이의 위치 정도를 높일 수 있도록 했다.

손잡이에 제시하는 힘을 제어하기 위해 6 축 힘 센서 (NITTA Co., Ltd, IFS-90 Series)를 사용했다. 조작판에는 마찰 계수가 낮은 불소수지를 사용하였고, 조작 중에 발생하는 마찰력을 줄이기 위해 손잡이의 밑면에도 불소수지를 붙였다.

2.2 훈련 프로그램^(11, 13)

본 실험에 사용한 훈련 프로그램은 개발한 기초 훈련 프로그램 중, 가장 상지 동작의 기본이 되는 직선동작 프로그램이다. Fig. 3 의 (a)에 직선동작 프로그램의 화면 표시를 나타냈다. 제시한 직선동작 프로그램상에서 이동 거리는 200(mm)이다. 출발 지점과 목표 지점을 폭 20(mm)의 가이드 선과 중심을 나타내는 빨간 선으로 표시되어 있어 피험자가 훈련 프로그램을 수행할 때, 수시로 손잡이의 위치를 확인하며 시행할 수 있도록 했다. Table 1 에 훈련 프로그램에서 손잡이에 힘 제시가 없는 경우와 힘(2.5N)⁽¹¹⁾을 한쪽 방향(피험자의 앞은 자위에서 앞과 뒤쪽)으로 제시해, 훈련프로그램을 수행할 때, 손잡이의 동작 방향에 따라 어시스트력과 항력이 되는 훈련 프로그램이다.

3. 실험

3.1 실험 방법

본 실험에 참가한 피험자는 뇌졸중으로 인하여 운동기능 장애를 갖고 있으며, 브룬스트롬 스테이지 운동검사에 의한 회복단계 (상지 3 과 4, 수지 3 과 4, 하지 3 과 4)로 편마비 장애를 가진 환자를 대상으로 실시했다. 하지가 브룬스트롬 스테이

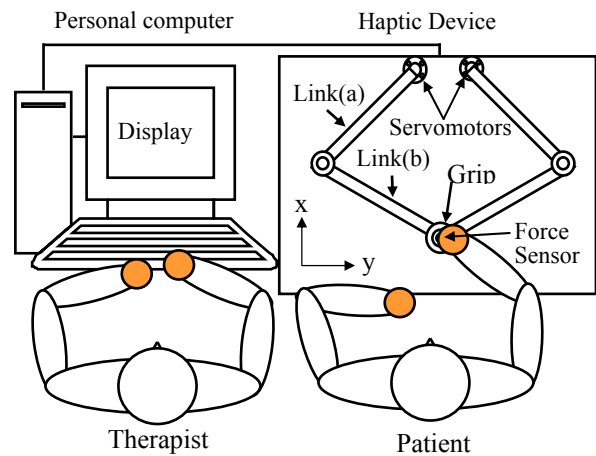


Fig. 1 Haptic device system for upper limb rehabilitation

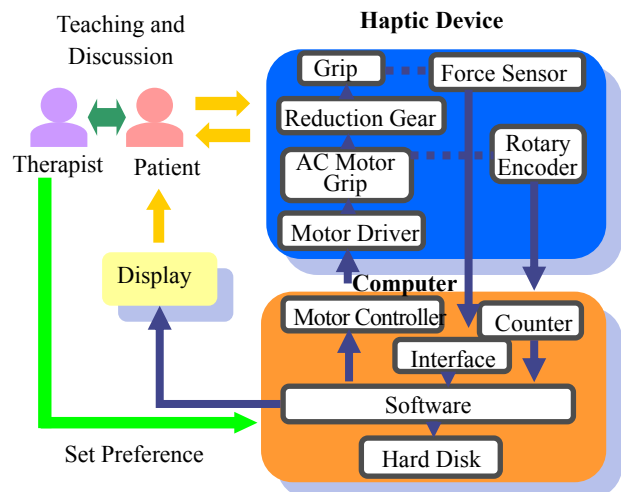


Fig. 2 System Control Architecture

지 3 이상인 환자는 좌위를 유지할 수 있으므로 좌위를 상하로 조절할 수 있는 의자에 앉아 훈련을 받도록 했다. 햅틱 장치와 피험자의 좌위 거리는 훈련 프로그램을 수행할 때, 시작 지점에서 목표지점에 도달했을 때, 전완이 20° 굴곡인 자세가 가능한 위치로 좌위를 정했다. 의자의 높이는 좌위에서 상완이 45° 거상이 되도록 했다. 햅틱 장치와 피험자의 거리, 의자의 높이는 환자가 훈련 프로그램을 수행할 때, 상지의 신전, 굴곡, 내선, 외선 등의 동작 훈련이 가능한 위치가 되도록 했다. 수지가 브룬스트롬 스테이지 3, 4 의 회복단계의 장애를 갖고 있는 환자는 손잡이를 잡는 수의 운동이 어렵고, 파지동작을 지속적으로 하게 되면, 주동근과 길항근의 동시수축(Co-contraction)으로 인한 근 피로와 통증으로 인해 지속적인 파지동작을 유지하기가 어려우므로 손을 고정할 수 있는

손잡이를 이용했다. 손을 고정한 모습을 Fig. 3(c)에 나타냈다.

훈련 시간과 휴식 시간은 환자의 브론스트롬 스테이지 운동기능 회복 검사에 의한 회복단계를 고려해 실시했다. 운동기능 장애 검사에서는 사지의 관절 가동역과 자세 유지 등의 운동능력을 평가한다. 상지 운동기능 회복 단계가 브론스트롬 스테이지 3의 환자는 신전동작과 굴곡동작을 할 때에 주동근과 길항근의 동시수축이 나타나므로 시험에 참가한 환자의 운동능력을 고려하여 훈련 시간을 정했다. 훈련 프로그램의 시행 시간은 30 초간 3회를 1 세트로 했으며, 훈련 프로그램을 수행한 후에는 1분간 휴식을 하도록 했다. 훈련 프로그램을 수행할 때, 몸은 움직이지 않고 상지만으로 동작을 수행하도록 구두로 지시했다. 또한, 훈련 프로그램을 수행할 때, 가능한 한 빠르고 정확하게 조작하도록 지시했다. 훈련은 2주간, 월요일에서 금요일까지 매일 30분간 실시했으며, 10일간 훈련을 했다.

훈련 프로그램의 수행 경향을 조사하기 위해, 상지의 완요골근(Brachioradialis:이하 BR), 상완이두근(Biceps Brachii: 이하 BB), 상완삼두근(Triceps Brachii: 이하 TB)의 근전도(Electromyogram:이하 EMG)를 측정하였다. 표면근전도의 전극 크기는 19×36(mm) (NIHON KOHDEN Co. Ltd., F-150S) 이고, 전극 간격은 (20mm)로 쌍극유도법로 측정했다. 기준 전극은 척골 경상돌기 부분을 기준 전극으로 정했다. 근전신호는 생체앰프(MEG 6108 NIHON KOHDEN Co. Ltd.)로 증폭시켜 밴드패스 필터(Bandpass filter) 주파수(5Hz-3kHz)를 한 후, 샘플링 주파수 1(kHz)에서 A/D 변환(WE 7251: YOKOGAWA ELECTRIC Co. Ltd.)시켜 30 (ms)마다 PC에 기록했다.

3.2 피험자

피험자의 병력은 뇌경색 3명, 뇌출혈 남성 한명, 여성 한명 등 5명으로 연령(58±9세), 발병일로부터 실험에 참가한 날은(12±10주)이었다. 환자 5명의 병력, 장애 정도 등의 프로필을 Table 2에 나타냈다. 전원 오른손잡이며, 왼쪽 편마비 4명과 오른쪽 편마비 1명 등 운동기능 장애평가 브론스트롬 스테이지 3과 4이다.

피험자에게는 사전동의(Informed Consent)와 함께 실험 의의에 대해 충분히 설명했으며, 일본 도쿄 체신병원(Tokyo Teishin Hospital)의 윤리위원회에서 임상시험 승인을 받았다. 또한, 피험자의 보호자에게도 동의를 얻었다.

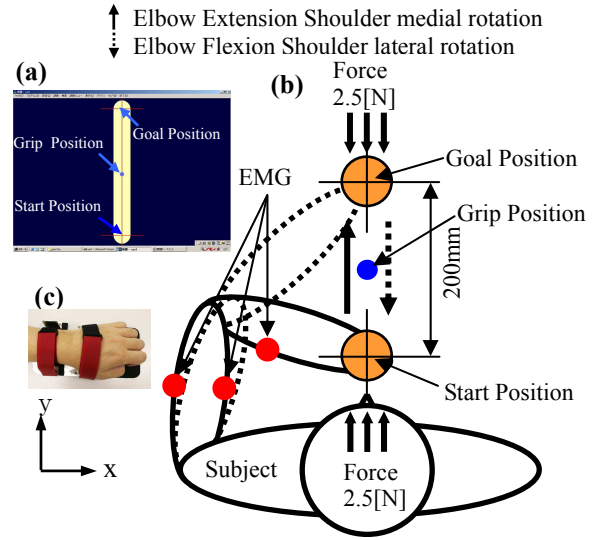


Fig. 3 Image of training method; (a) screen image of the training program. (b) method of experiment (reaching exercise). (c) the external view of the fixer subject's hand and wrist to the grip

3.3 시험 분석

햅틱 장치에서 측정된 손잡이의 속도, 오차, 궤적과 EMG(BR, BB, TB)의 데이터에 관해 분석하였다. 본 실험은 임의의 속도로 훈련 프로그램을 수행하였기 때문에 달성 주기 수는 실시일 및 피험자에 따라 다르므로 각 피험자의 수행속도, 오차를 다음과 같은 식(1 과 2)으로 구했다.

$$(Velocity) = E \left[\sqrt{\left(\frac{d}{dt} Px(t)\right)^2 + \left(\frac{d}{dt} Py(t)\right)^2} \right]_{[t_1, t_2]} \quad (1)$$

$$(Error) = E \left[\sqrt{Px(t)^2 + Py(t)^2} \right]_{[t_1, t_2]} \quad (2)$$

여기서 $Px(t)$ 는 손잡이의 좌우 방향의 위치 좌표, $Py(t)$ 는 손잡이의 전후 방향의 좌표, t 는 시간, t_1 은 각 주기의 개시 시각, t_2 는 각 주기의 종료 시각, E 는 구간 $[t_1, t_2]$ 의 평균치를 나타낸다. 또한, 제시한 힘(2.5[N])에 따른 동작 속도와 오차에 관해 분석했다.

표면근전도에서 측정된 데이터는 시계열 파형이다. 각 근군의 운동에서 타이밍을 개별로 확인하기 위해서는 원래의 파형 관찰로도 가능하지만, 다른 동작과 근전도 진폭을 비교하기 위해 정규화(Normalization)를 했다. 정규화는 일반적으로 최대 근육수축(Maximum Voluntary Contraction: MVC) 방

Table 2 Profile of five stroke subjects

		Subject 1	Subject 2	Subject 3	Subject 4	Subject 5
Time since (weeks)		7	11	20	16	8
Age (year)		67	40	59	61	65
Sex		M	M	M	F	M
Disease		Brain hemorrhage	Cerebral infarction	Cerebral infarction	Brain hemorrhage	Cerebral infarction
Brunstrom stage	Hand	3	3	4	3	3
	Upper	3	4	3	3	4
	Lower	4	5	4	4	4

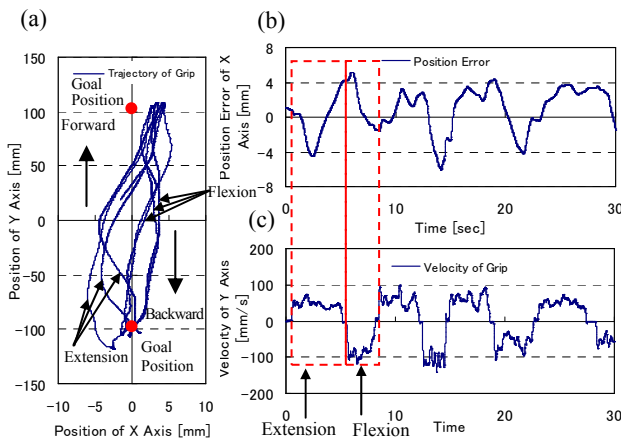


Fig. 4 Typical profiles of the relationship between the grip position trajectory(a), grip position error(b) and grip velocity(c) of subject 3

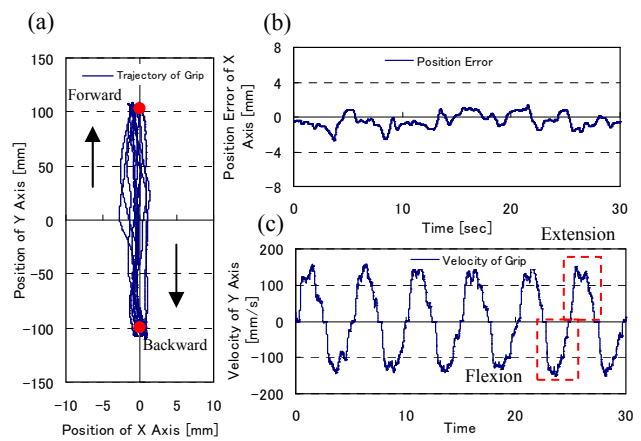


Fig. 5 Typical profiles of the relationship between the grip position trajectory(a), grip position error(b) and grip velocity(c) of normal subject

법을 이용하고 있다. MVC는 근의 등척성수축에서 최대수축을 했을 때의 근활동과 매회의 시행에서 근활동과의 비교를 하기 위해 일반적으로 이용하기 때문에 본 실험 분석에서도 이 방식으로 분석하였다.

4. 실험 결과

본 실험에 참가한 환자는 5명이었고, 장애 정도가 달랐으며, 발병하고 나서 훈련에 임했던 시기 등이 달랐기 때문에 피험자별로 실험 결과를 분석한 후, 수행 속도와 오차는 각 피험자의 평균치로 나타냈다.

제시한 훈련 프로그램을 피험자가 수행할 때의 손잡이의 궤적, 오차 및 속도를 Fig. 4에 나타냈다. Fig. 4에 나타낸 그래프는 훈련 프로그램에서 힘 제시가 없었을 때의 결과이다. Fig. 4(a)를 보면 X축의 0을 기준으로 손잡이의 좌우 최대 오차가

약 $\pm 7(\text{mm})$ 정도를 나타낸다. 손잡이의 위치 궤적을 보면 출발 지점에서 목표 지점으로 향하는 신전동작에서, 출발 지점에서 Y축의 -50에서 0 지점까지 3번 모두 왼쪽으로 치우친 후, Y축의 0 지점에서 목표 지점까지 오른쪽으로 반전하는 경향을 볼 수 있다. 이것은 신전동작을 할 때에 주관절이 먼저 움직인 후, 견관절의 내전 수의운동에 의해 나타나는 현상으로 볼 수 있다. 굴곡동작 때의 궤적을 보면, 견관절이 먼저 외전 동작이 있고 나서 주관절이 움직였을 때의 모습을 보이며, Y축의 50에서 출발 지점까지는 거의 직선에 가까운 궤적을 나타낸다. 따라서 신전동작과 굴곡동작을 시작할 때 선행하는 관절이 상이함을 보인다.

Fig. 4 (b)는 Fig. 4 (a)의 손잡이 궤적의 오차를 나타낸 것이다. 세로축의 0을 기준으로 손잡이의 위치가 전체적으로 정 방향에 있는 시간이 많아 보이기 때문에 오차가 커 보이지만, Fig. 4 (c)의 신전동작과 굴곡동작을 구분하여 나타내면 굴곡동작의 오차가 작다. 이러한 궤적의 유형과 오차를 보면,

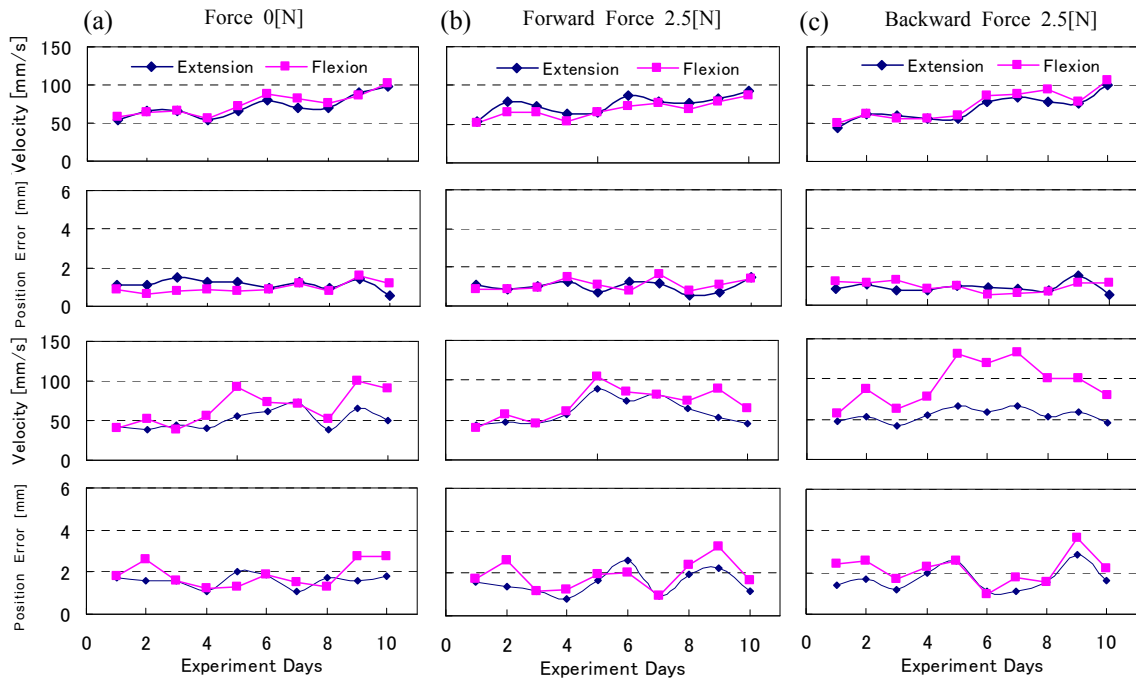


Fig. 6 Experimental results; the two upper graphs show each velocity(extension and flexion) and position errors(extension and flexion) of normal subject, and the bottom graph show subject 3. (a) was not providing assisted and load force. (b) provided force direction forward (force direction one way). (c) provided force direction backward (force direction one way)

굴곡동작을 할 때에 견관절과 주관절의 협조운동에 의해 수행되었을 가능성이 있으며, 굴곡동작이 신전동작보다 용이함을 나타낸다.

Fig. 4(c)에서는 손잡이의 이동 속도를 나타냈다. Y 축의 0 을 기준으로 위쪽이 신전동작이며, 아래쪽은 굴곡동작이다. 수행 최대 속도는 신전동작이 약 80(mm/sec), 굴곡동작은 약 100(mm/sec)을 나타냈으며 신전동작보다 굴곡동작 속도가 전체적으로 빠르며, 오차는 작았다. 이것은 일반적으로 운동기능 장애가 있는 장애인이 운동기능 회복단계에서 신전동작보다 굴곡동작이 용이하다는 것을 나타낸 것이라고 볼 수 있다.

Fig. 5 는 정상인이 피험자와 동일한 조건과 훈련 프로그램을 수행하였을 때, 손잡이의 궤적, 오차 및 속도를 나타냈다. 손잡이의 궤적은 신전동작과 굴곡동작의 상이함을 볼 수 없을 정도이다. 오차를 신전동작과 굴곡동작을 비교해 보아도 큰 변화는 볼 수 없었다. 또한, 속도도 신전동작과 굴곡동작이 약 120(mm/sec)을 웃돌았다. 피험자보다 빠른 속도를 보이며, 오차는 작았다.

Fig. 6 에 힘 제시가 없을 때와 힘 제시가 있을 때의 정상인(위쪽 2 행)과 피험자 3(아래쪽 2 행)과의 신전동작과 굴곡동작의 수행 속도와 오차를 나타냈다. 정상인의 수행 속도는 힘 제시의 여부와 방향에 따라 영향을 받지 않음을 나타내고 있다. 열흘간의 훈련에

서 첫날에서 마지막 날까지 원만한 수행 속도의 상승을 보였지만 오차는 거의 일정한 수준을 보였다.

피험자 3 도 전체적인 수행 속도가 상승하면서 큰 폭의 오차는 없었지만, 힘 제시가 있었을 때에는 정상인과 상이함을 보인다. 힘 제시가 없는 경우, Fig. 4(c)에서 볼 수 있듯이 굴곡동작 속도가 신전동작보다 빠른 것을 알 수 있다. 힘을 신전동작 방향으로 제시할 때는 신전동작 속도가 상승했지만, 굴곡동작 속도는 큰 변화를 볼 수 없다. 하지만, 굴곡동작 방향으로 힘을 제시했을 때는 신전동작 속도와 굴곡동작 속도의 차이가 현저하게 나타난다. 제시한 힘이 2.5[N]이지만, 운동기능 장애를 가진 환자에게는 훈련 프로그램을 수행할 때에 동작속도에 영향을 미친다는 것을 알 수 있다.

Fig. 7 은 피험자 3 이 훈련 프로그램을 수행할 때, BR, BB, TB 의 EMG 를 나타냈다. Fig. 7 의 위쪽 3 행은 첫날의 EMG 를 나타냈으며, 아래 3 행은 열흘째의 EMG 이다. 이 피험자는 첫날 시행에서 BB, TB 의 근활동을 볼 수 있었지만, BR 의 근활동은 볼 수 없었다. 즉, 훈련 프로그램을 수행할 때, BR 과 BB 의 협조운동에 의한 동작이 이루어지지 않고 있었다. 열흘째의 EMG 의 BR 을 보면, 첫날에는 볼 수 없었던 근활동이 열흘간의 훈련으로 굴곡동작을 할 때에 BR 의 근활동을 볼 수 있었다. 즉, 굴곡동작을 할 때, BR 과 BB 의 협조운동

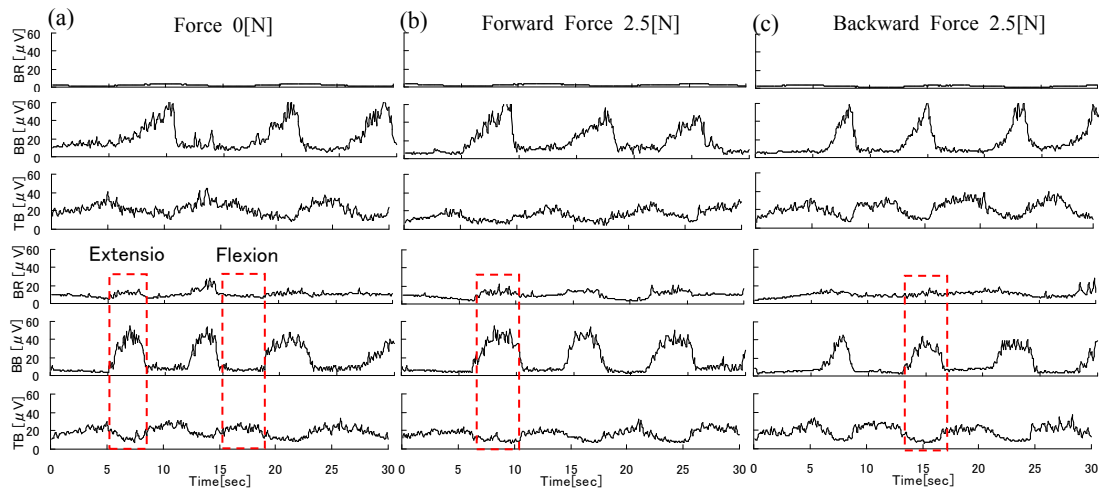


Fig. 7 Experimental results of subject 3; the three upper graphs show first day EMG(Brachioradialis, biceps brachii and triceps brachii), and the three bottom graphs show 10th day EMG (Brachioradialis, biceps brachii and triceps brachii). (a) was not providing assisted and load force. (b) provided force direction forward (force direction one way). (c) provided force direction backward (force direction one way)

이 이루어지고 있음을 말한다. 또한, BB 와 TB 는 굴곡동작과 신전동작을 할 때, 동작에 대한 주동근과 길항근의 근활동이 명확하게 나타나고 있다. 이러한 근활동을 봤을 때, 이 피험자는 정상인과 유사한 운동 유형으로 훈련 프로그램을 수행하고 있는 것을 알 수 있다.⁽¹⁰⁾ 열흘째 (b)의 경우에는 BR, BB 의 근활동은 힘 제시가 신전 방향이므로 굴곡동작에 항력으로 작용해 근활동이 큰 반면, 어시스트력으로 작용하는 (c)의 경우는 감소하는 경향을 보인다. TB 또한 제시하는 힘의 방향이 (b) 일 때에는 신전동작에 어시스트력으로 작용하므로 근활동이 작아지고, (c)의 경우에는 항력으로 작용하기 때문에 근활동이 (b)보다 크게 활동하는 것을 볼 수 있다. 따라서 힘 제시와 방향에 따라 근활동이 상관하는 것을 보여주고 있다.

Fig. 8 의 (a)는 5 명의 피험자가 훈련 프로그램을 수행할 때, 각 신전동작 속도와 굴곡동작 속도의 평균치를 나타냈으며, (b)는 수행 오차를 나타냈다. 힘 제시가 없을 때의 굴곡동작 속도와 신전동작 속도를 비교해 보면 굴곡동작이 빠르게 나타난다. 힘을 신전동작 방향으로 제시할 때는 신전동작과 굴곡동작의 수행 속도는 거의 비슷하게 나타내고 있지만, 다른 신전동작만을 비교하면 가장 빠른 속도를 나타낸다. 힘을 굴곡동작 방향으로 제시한 경우에는 굴곡동작이 현저하게 빠르면서도 동작 오차는 작게 나타난다. 또한, 힘 제시가 없는 동작 속도와 오차보다 힘을 제시했을 때, 작용하는 힘의 방향과 관계없이 훈련 프로그램을 수행하는 속도가 증가했을 뿐만 아니라 오차도 감소하고 있다.

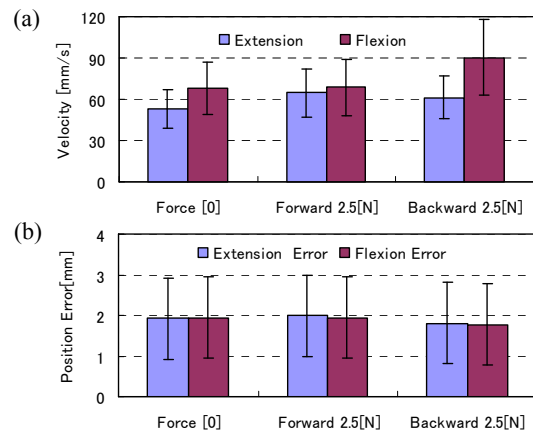


Fig. 8 Result of the Experiment for 10 days of five subjects; (a) average velocity of the grip. (b) average position errors of the grip

5. 고찰

운동기능 및 운동학습에 관한 다수의 연구 보고가 있지만, 그 중 운동학습 제어는 피드포워드 제어 기구 (Feedforward Control Mechanism: FCM)의 존재가 생리학 및 행동학 분야에서 실험적으로 확인되고 있다.^(14,15) 이들 연구의 접근은 신경 근골격계의 역동역학(Inverse Dynamics)의 계산으로 가상궤도 제어설(Virtual Trajectory Control Hypothesis)과 근골격계의 내부 모델의 학습에 의한 FCM의 이론을 주제로 논의하고 있다.^(16,17) 운동학습의 개념은 수천 회의 반복동작으로 복잡한 운동을 습득하는 운동학습 메커니즘과 운동 전체를 추상적인

형태로 기억을 뇌에 축적하여 운동 요소를 조합함으로써 복합적으로 운동학습을 하는 이론으로 나눌 수 있다.^(18,19)

그러나 뇌졸중 환자는 뇌 혈관계 질환으로 뇌의 내부모델 학습제어의 획득이 정상인과 상이하며, 더욱이 운동기능 장애인에게 수천 회의 힘든 재활치료 훈련을 하게 하면, 과도한 근육 부하(Muscle load)로 인한 근골격계 질환과 의욕 저하의 요인이 될 수 있다.⁽⁶⁾ 또한, 재활치료 훈련의 유효성을 검토하기 위해 일정의 환자군과 전혀 훈련을 받지 않은 환자와 비교 평가함은 용이하나, 인도적 차원에서 허용하기 어려운 점이 있다. 따라서 뇌 혈관계 장애인에 관한 상지 운동기능 회복의 메커니즘을 해명하기 위해 많은 연구가 시행되고 있다.

본 연구에서 시행한 상지 운동기능 훈련에서는 뇌출혈 및 뇌경색으로 인한 상지 운동기능이 저하된 운동기능 장애인을 대상으로 제시한 햅틱 장치와 훈련 프로그램으로 재활치료를 받았을 때, 재활치료 시스템으로서의 검토와 피험자의 운동기능 회복 및 운동학습 기초를 검토하는 것에 있었다. 훈련에 참가한 모든 피험자는 훈련을 받기 전과 받은 후를 비교한 결과, 수행 속도는 전체적으로 빨라졌으며 오차는 작아졌다. 수행 능력의 향상은 신진동작과 굴곡동작을 할 때에 주동근과 길항근의 동시수축으로 인한 운동기능 장애가 나타나지 않아, 분리운동이 원활하게 이루어진 것이 기인한 것으로 볼 수 있다. 또한, 굴곡동작을 할 때에 BR의 근활동이 증가했을 뿐만 아니라 BB와 협조운동으로 원활하게 훈련 프로그램을 수행하고 있었다. 이것은 피험자가 재활치료를 받아 자연스럽게 상지의 수의운동이 가능해짐에 따라 오차가 감소한 것으로 유추된다. 이러한 훈련 효과는 훈련 프로그램에서 제시한 2.5[N]의 힘으로도 운동기능 장애를 가진 환자에게는 유효하다고 볼 수 있다.

새로운 운동학습이라는 측면에서 보면, 반복운동은 운동학습을 하는 데 도움이 되는 것이 자명하므로, 훈련 빈도와 훈련량을 적절하게 증가시키면 풀타임 통합 치료 프로그램(Full-time Integrated Treatment (FIT) program)에 의한 재활 치료 효율의 향상으로 ADL 동작학습에 기여할 수 있다.⁽²⁰⁾ 운동학습과 협조운동은 가령에 따라 변화하며, 약년자, 중년자, 고령자의 연령에 따라 상이함을 나타낸다.⁽²¹⁾ 이 결과를 일반화하기 위해서는 대조군과 비교하여 상세한 분석과 검토를 요한다.

운동기능 장애인을 대상으로 한 재활치료의 분석에서 고려해야 할 부분이 있었다. 우선 재활치료 효과는 발병 후, 장애 초기 상태에 많이 의존

한다는 것과 초기 상태에 의존한다고 해도 개인에 따라 차이가 크다는 것이다. 환언하면 환자가 재활치료에 대한 동기부여와 결부되어 있다는 것이다. 동기부여에는 일반적으로 오락적 요소를 중요시하고 있지만, 본 실험에서는 환자가 자신의 운동능력을 객관적으로 인식함과 더불어 훈련을 받으면서 회복 진행 상황을 파악하고 가시화된 운동능력 평가 등이 훈련에 관한 동기부여에 기인했다.

개발한 본 장치 및 훈련 프로그램은 운동기능 장애인의 재활치료에서 상지 관절의 구축 방지를 위한 단순 반복운동과 상지 가동역을 넓히는 훈련을 할 때에는 물리치료사나 작업치료사를 대신하여 훈련과 훈련 평가 장치로서의 가능성이 시사되었다.

6. 결론

개발한 상지 운동기능 재활치료 장치와 훈련 프로그램을 검토하기 위해, 뇌출혈 및 뇌경색으로 인한 상지 운동기능이 저하된 편마비 장애인을 대상으로 임상시험을 했다. 훈련에 참가한 피험자 5명 모두 2주 동안 제시한 햅틱 장치와 훈련 프로그램을 수행할 때에 훈련에 관한 의욕 저하 없이 훈련에 임할 수 있었다. 훈련에 따른 운동기능 향상으로 훈련 프로그램을 수행할 때, 주동근의 협조운동으로 원활한 동작을 보였다. 또한, 힘 제시가 없는 훈련의 수행 속도와 오차보다 힘 제시를 했을 때, 작용하는 힘의 방향과 관계없이, 훈련 프로그램을 수행하는 속도의 증가와 오차가 감소하는 것을 알 수 있었다.

환자에게 가시화된 훈련 결과는 적극적으로 훈련에 임하게 하는 동기부여를 하였고, 훈련에 대한 의욕 향상을 독려할 수 있었다.

본 연구는 뇌경색 환자와 뇌출혈 환자 등 5명을 대상으로 운동기능 재활치료와 훈련 평가를 통해 환자의 운동기능 회복 기초를 나타내었으나, 이 결과를 일반화하기에는 상세한 분석과 검토를 요한다.

참고문헌

- (1) Kazuto, A., Eiichi, S., Kozo, H., Ken, K., Kazuhisa, D., Eiji, M., Akio, K. and Naoichi, C., 1992, "Comprehensive Assessment of Physical Function in Stroke Patients by Fugl-Meyer Physical Performance Scale," *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 29, No. 2, pp. 131~136.
- (2) Krebs, H.I., Hogan, N., Aisen, M.L. and Volpe, B.T.,

- 1998, "Robot-Aided Neurorehabilitation, Rehabilitation Engineering," *IEEE Transactions*, Vol.6, pp.75~87.
- (3) Bardorfer, A., Muni, M., Zupan, A. and Primožič, A., 2001, "Upper Limb Motion Analysis Using Haptic Interface," *IEEE/ASME Transactions of Mechatronics*, Vol.6, No.3, pp. 253~260.
- (4) Lum, P.S., Burgar, C.G., Shor, P.C., Majmundar, M. and der Loos, M.N., 2002, "Robot-Assisted Movement Training Compared with Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function After Stroke," *Arch Phys Med Rehabil*, Vol.83, pp.952~959.
- (5) Koyanagi, K., Furusho, F., Ryu, U. and Inoue, A., 2003, "Rehabilitation System with 3-D Exercise Machine for Upper Limb," *Advanced Intelligent Mechatronics, Proc. 2003 IEEE/ASME International Conference on* Vol.2, pp.1222~1227.
- (6) Armstrong, T. J., Buckle, P., Fine, L. J., Harberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., Kuorinka, I. A. A., Silverstein, B. A., Sjøgaard, G. and Viikari-Juntura, E. R. A., 1993, "A Conceptual Model for Work-related Neck and Upper-limb Musculoskeletal Disorders," *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, Vol. 19, No. 2, pp. 73~84.
- (7) Lee, H., Takahashi, Y., Terada, T., Inoue, K., Ito, Y. and Komeda, T., 2003, "Development of The Haptic Device System for Upper-Limb Rehabilitation," *The 8th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR Proceedings of the ICORR 2003*, pp. 204~207.
- (8) Ryu, J.-H., Kim, J.-H., Seo, C.-H., Lim, Y.-A. and Kim, J.-P., 2009, "A Survey of Haptic Control Technology," *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A*, Vol.33, No.4, pp. 283~295.
- (9) Brunnstrom, S., 1970, "Movement Therapy in Hemiplegia; A Neurophysiological Approach," *Harper & Row*, New York.
- (10) Lee, H., Takahashi, Y., Miyoshi, T., Terada, T., Inoue, K., Ito, Y., Ikeda, Y. and Komeda, T., 2003, "Control The Haptic Device for The Application in Upper Limb Rehabilitation," *Proc. of 6th JFCM 2003*, Vol. 1, pp. 141~146.
- (11) Lee, H., Takahashi, Y., Miyoshi, T., Terada, T., Inoue, K., Ito, Y., Ikeda, Y., Suzuki, K. and Komeda, T., 2005, "Basic Experiments of Upper Limb Rehabilitation Using Haptic Device System," *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics 2005*, pp. 444~447.
- (12) Miyoshi, T., Takahashi, Y., Lee, H., Suzuki, T. and Komeda, T., 2010, "Upper Limb Neurorehabilitation in Stroke Patients Using Haptic Device System: Reciprocal Bi-articular Muscle Activities Reflect as a Result of Improved Circle-drawing Smoothness," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, Vol. 5, No.5, pp. 370~375.
- (13) Miyoshi, T., Takahashi, Y., Lee, H., Terada, T., Ito, Y., Inoue, K. and Komeda, T., 2007, "Haptic Device System for Upper Limb Motor Impair Patients: Developing and Handling in Healthy Subjects," *Rehabilitation Robotics*, pp. 319~336
- (14) Polit, A. and Bizzi, E., 1979, "Characteristics of The Motor Programs Underlying Arm Movements in Monkeys," *The Journal of Neurophysiology*, Vol. 42, pp. 183~194.
- (15) Bizzi, E., Accornero, N., Chapple, W. and Hogan, N., 1984, "Posture Control and Trajectory Formation During Arm Movement," *The Journal of Neuroscience* Vol. 4, No. 11, pp. 2738~2744.
- (16) Flash, T. and Hogan, N., 1985, "The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model," *Journal of Neuroscience*, Vol. 5, pp. 1688~1703.
- (17) Kawato, M., Furukawa, K. and Suzuki, R., 1987, "A Hierarchical Neural-Network Model for Control and Learning of Voluntary Movement," *Biological Cybernetics*, Vol. 57, pp. 169~185.
- (18) Kotteke, F.J., 1990, "Therapeutic Exercise to Develop Neuromuscular Coordination," *In Krusen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 452~479.
- (19) Kawato, M., 1995, "Motor Learning in The Brain," *The Robotics Society of Japan*, Vol.13, No.1, pp. 11~19.
- (20) Sonoda, S., Saitoh, E., Nagai, S., Kawakita, M. and Kanada, Y., 2004, "Full-time Integrated Treatment Program, a New System for Stroke Rehabilitation in Japan: Comparison with Conventional Rehabilitation." *Am J Phys Med Rehabil*. Vol. 83, No. 2, pp. 88~93.
- (21) Verkerk, P.H., Schouten, J.P. and Oosterhuis, H.J. G.H., 1990, "Measurement of the Hand Coordination," *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 92: pp. 105~110.