근전도 트리거 손목 재활 훈련 시스템 개발

김영훈¹ · 리두이환³ · 지영준² · 안경관³ · 황창호⁴

¹울산대학교 의용생체공학 협동과정, ²울산대학교 전기공학부, ³울산대학교 기계공학부
⁴울산대학교 의과대학 울산대학교병원 재활의학교실

Electromyography Triggered Training System for Wrist Rehabilitation

Younghoon Kim¹, LeDuyKhoa³, Youngjoon Chee², Kyoungkwan Ahn³ and Changho Hwang⁴

¹Interdisciplinary program of Biomedical Engineering, University of Ulsan, Ulsan, Korea

²School of Electrical Engineering, University of Ulsan, Ulsan, Korea

³School of Mechanical Engineering, University of Ulsan, Ulsan, Korea

⁴Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Ulsan University Hospital,
University of Ulsan College of Medicine, Ulsan, Korea

(Manuscript received 26 June 2013; revised 2 August 2013; accepted 13 August 2013)

148

Abstract: This study is about the development of the wrist rehabilitation system for the patient who has limited capability of movement after stroke. Electromyography triggered training system (ETTS) can play the role between complete passive training and patient activating training system. Surface EMG was measured on pronator teres muscle and biceps brachii muscle for wrist pronation and supination. Our system detects whether the subject makes muscular effort for pronation or supination or nothing in every 50 ms. When the effort level exceeds the preset percentage of maximal voluntary contraction, the motor rotates according to the direction of the intention of the subject. EMG triggers the motor rotation for the wrist rehabilitation training until the preset angle. To evaluate its performance, the maximum voluntary contraction level was measured for 4 subjects at first. With the audio-visual instruction to rotate the wrist (pronation or supination) the subjects made effort to follow the instruction. After calculating root mean square (RMS) for 50 ms, the controller determines whether there was muscular effort to rotate while holding the motor. When there was an effort to rotate, the controller rotates the motor 0.8 degree. By comparing the RMS values from two channels of EMG, the controller determines the rotational direction. The onset delay is 0.76 ± 0.24 s and offset delay is 0.65 ± 0.22 s for pronation. For supination the onset delay is 1.24 ± 0.41 s and offset delay is 0.77 ± 0.22 s. The system responded fast enough to be used for rehabilitation training. The controller perceived the direction of rotation 100% correctly for the pronation and 97.5% correctly for supination. ETTS was developed and the fundamental functions were validated for normal subjects. The clinical validation should be done with patients for real world application. With ETTS, the subjects can train voluntarily over the limitation of the range of motion which increases the effectiveness of the rehabilitation training.

Key words: Wrist, Pronation, Supination, Rehabilitation, EMG trigger

I. 서론

Corresponding Author : Youngjoon Chee
Dept. of Biomedical Engineering, University of Ulsan, 93
Daehak-Ro, Namku, Ulsan, Korea
TEL: +82-52-259-1305 / FAX: +82-52-259-1305
E-mail: yjchee@ulsan.ac.kr

본 연구는 2011 울산대학교 교내연구비의 지원을 받아 수행되었음.

고령화 사회의 도래로 뇌졸중 환자의 발생은 지속적으로 증가하고 있다. 건강보험심사평가원에 의하면 국내의 2009년 요양기관에서 뇌졸중으로 입원 또는 외래로 진료 받은 환자는 총 524,689명으로 2005년 442,699명에 비해 81,990

명 증가하여 18.5% 증가율을 보였다[1]. 뇌졸중 환자의 80%는 운동 기능 장애가 발생하며, 운동 기능 장애 증상은 주로 편마비로 나타난다[2].

편마비에 대한 재활 훈련은 편마비의 경중에 따라 분류된다. 편마비 증세가 심하여 수의적 운동이 힘든 환자를 대상으로는 치료사가 마비된 환자의 관절을 움직여주거나, 수동적 관절 운동 기기(continuous passive motion, CPM)를 이용한 스트레칭 운동을 수행하게 된다. 반면 제약적으로나마 수의적 운동이 가능한 환자는 아령, 고무밴드, 스프링 등을 이용한 근력강화 운동을 하거나, 일상생활 동작을 반복적으로 수행하는 작업치료를 받게 된다.

치료사에 의해 수행되는 재활 훈련은 몇 가지 한계를 가지고 있다. 치료사나 수동적 관절 운동 기기에 의해 수행되는 스트레칭 운동은 환자의 자발적 노력이 적어 치료 효과가 뛰어나지 못하다는 점이 있어 있다[3]. 그리고 환자가 제한적 관절가동범위를 가지고 있으면 작업치료와 부하운동을 수행하기 힘든 점이 있다. 또한 치료사의 의해 환자의 운동 능력이 평가되고 있어 정량적이지 못한 문제점도 있다.

기존 재활 훈련을 보완하기 위해 로봇을 활용한 재활 훈련 시스템의 연구가 진행되고 있다. 대표적인 시스템은 임피던스 제어를 이용한 시스템으로 관절의 목표 위치와 초기 위치 사이의 경로를 설정하고 경로를 벗어날 경우 임피던스가 점점 증가하게 되는 방식이다. 이 방식은 동작 수행 시 정확한 경로로 움직임을 수행할 수 있게 도와줌으로써 운동기능의 재학습을 유도한다[4]. 또한 시각적 피드백을 환자에게 주어 자발적 노력을 고취시키고, 센서를 통한 측정으로 환자의 상태를 정량적으로 평가할 수 있는 시스템이 개발되고 있다[4,5].

최근 환자의 자발적 의지를 보다 적극적으로 도입한 시스템의 연구도 이루어지고 있다. 생체 신호인 근전도를 시스템의 제어 신호로 사용하여 환자의 적극적 참여를 유도하는 방식이다. 근전도란 근육의 전기적 활동 정도를 측정하는 것이다. 근전도를 분석하면 환자의 자발적 동작 의도와 동작 방향 의도등의 정보를 알 수 있다. 근전도 분석을 통해 필요한 정보를 추출하여 얻어진 신호를 근전도 트리거 라고 한다[6].

근전도를 이용한 재활 훈련 로봇에는 Hermano Igo Krebs가 고안한 MIT-MANUS가 있다. Laura Dipietro는 MIT-MANUS에 근전도 트리거를 적용하여 뇌졸중 환자의 상지 기능 회복을 위한 재활 훈련을 시도하였다. Laura Dipietro는 운동장애 정도가 심하여 육안으로 움직임이 관측되지 않는 환자에서도 근전도가 관측됨을 실험적으로 확인하였다[7]. 김영호는 이두근과 삼두근의 근전도 신호를 이용하여 팔꿈치 관절의 능동적 훈련이 가능한 팔꿈치 중심의 상지 훈련 시스템의 개발을 보고 한 바 있다[8]. Song et al.은 요측

수근굴근과 요측수근신근을 이용하여 손목의 굴곡과 신전의 훈련 시스템을 보고하였다[9]. 이러한 기존 연구는 모두 뇌졸중 이후 마비된 상지의 재활 훈련을 위하여 EMG를 사용하고 있으나, 본 연구에서 관심의 대상으로 하고 있는 손목의 회내/회외(pronation/supination) 운동을 대상으로 하는 연구는 아직 진행된 바가 없으며, 특히 환자의 MVC(maximal voluntary contraction)를 기반으로 능동적 노력 여부의 역치를 잡아 훈련을 돕는 기능의 로봇 시스템을 개발한 것이 본 연구의 특징이라 할 수 있다.

이처럼 어깨-팔꿈치 중심의 상지 재활 훈련용 로봇 시스템 개발이 보고되고 있다. 하지만 손목의 회내와 회외 운동 또한 일상생활에서 중요한 관절이지만 실용화 되어 임상 현장에서 사용되는 재활 훈련용 로봇 시스템의 개발은 아직 초기단계이다. 본 연구에서는 근전도 트리거 신호를 시스템의 제어 신호로 사용함으로써 제한된 관절가동범위를 가지는 피험자 일지라도 자발적으로 관절가동범위 외에서도 재활 훈련을 수행할 수 있는 시스템인 근전도 트리거 재활 훈련 시스템(EMG triggered training system, ETTS)를 개발하였다. 개발된 ETTS를 정상인의 손목의 회내/회외 운동에 적용시켜봄으로써 ETTS의 성능평가 결과를 보고한다.

II. 근전도 트리거 손목 재활 훈련 시스템

149

1. 손목 재활 훈련 시스템의 구성

손목 재활 훈련 시스템의 구성은 크게 세가지 부분으로 구성되어있다. 피험자의 훈련 상황을 시각적 피드백 및 모니터링을 위한 디스플레이 장치, 손목 재활 훈련을 위한 제작된 기구부, 근전도 측정 및 분석을 통해 모터를 제어하기 위한 데이터 분석 장치로구성 되어 있다. 각 장치들의 신호 흐름은 그림 1과 같다. 근전도 측정을 위해 근전도 측정장비(BMS EMG Amplifier, JUH Co., Korea)를 이용하였고, 측정된 근전도는 데이터 수집 보드(NI-USB6221, National Instruments Co., USA)를 통해 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하여 PC로 전달된다. 측정된 근전도 신호를 모터의 제어 신호로 사용하기 위해 그래픽 기반의 프로그래밍 언어(LabVIEW, National Instruments Co., USA)를 이용하여 신호처리해주었다. 신호 처리 후 디지털 서보 모터(HS-7980TH, Hitec Co., Korea)의 회전 위치 제어 신호인 펄스 폭 변조신호로 나타내게 되고,이 신호를 데이터 수집 보드를 통해 발생시킴으로써 모터에 회전을 만든다.이러한 모터의 회전에 의해 피험자의 손목 관절 또한 움직이게 된다. 모터의 회전 토크는 PC와 전원공급기(OPE-303Q, ODA Technologies Co., Korea)에 RS-232C 통신을 이용하여 모터의 공급되는 허용 전류를 제어함으로써 조절하였다.

그림 1. 근전도 트리거 손목 재활 훈련 시스템의 구성

Fig. 1. Configuration of electromyography triggered training system for wrist rehabilitation

2. 손목 재활 훈련 구동부

설계된 손목 재활 훈련 구동부는 손목의 3가지운동이 가능하도록 설계되었다. 그림 2에서 모터 M1에 연결된 회전축을 통해 손목의 굴곡/신전(flexion/extension) 운동과 내전/외전(adduction/abduction) 운동이 가능하고 모터 M2에 연결된 회전축을 통해 손목의 회내/회외 운동이 가능하도록 설계되었다. 제작된 로봇의 크기는 440 × 100 × 220 mm(길이, 폭, 높이)이고 피험자마다 다른 팔 길이를 고려해 고정 나사(fixing screw)를 이용하여 최대 470 mm까지

길이 조절이 가능하도록 하였다. 그리고 손목의 굴곡/신전, 내전/외전 운동시 팔꿈치를 고정하기 위해서 스트랩 홀더를 이용하였다.

그림 3은 정상인 피험자에 대해 ETTS를 손목의 회내/회외 운동에 적용한 모습을 보여준다. 근전도 측정을 위해 손목의 회내의 주요근인 원회내근(pronator teres muscle)과 회외의 주요근인 팔이두근(biceps brachii muscle)에 전극을 부착 하였다[8]. 선정된 근육은 각 운동시 근육의 활성화 정도가 크고, 각 동작간 간섭이 적은 근육을 선정하였다. 정상인의 경우 회내/회외의 생물학적 관절가동범위는 $\pm 90^\circ$ 이고[10], 일상생활에서 주로 쓰이는 관절가동 범위는 $\pm 50^\circ$ 이다[11]. 피험자의 안전을 위해 디지털 서보용 프로그램(HPP-21 Plus, Hitec Co., Korea)을 이용하여 ETTS의 가동범위를 $\pm 80^\circ$ 로 설정하였고, 기구적으로는 $\pm 90^\circ$ 지점에 안정장치를 부착하였다. ETTS의 가동범위 설정은 일상생활에서 자주 쓰이지 않는 관절가동범위에서도 ETTS의 성능을 확인하기 위해서이다.

모터의 회전 위치 제어는 펄스 폭 변조(pulse width modulation, PWM) 방식을 사용한다. 주기가 20 ms인 신호의 펄스 폭(pulse width: 0.9 ms~2.1 ms, dead band: 1 us)을 변경함에 따라 모터는 펄스 폭 변조 신호에 대응하는 위치로 이동하게 된다. 모터는 제어회로, 기어 박스(gear box) 그리고 코어리스 모터(coreless motor)로 구성되어 있고, 코어리스 모터와 포텐시오미터는 물리적으로 연결되어 있다. 선정된 시제품 디지털 서보 모터는 모터의 회전 각도를 피

그림 2. 손목 재활 훈련 로봇

Fig. 2. Design of rehabilitation training robot for wrist

그림 3. ETTS를 손목의 회내와 회외에 적용한 모습. (a) 최대 회내 위치(-80°), (b) 초기 위치(0°)와 전극 부착 위치, (c) 최대 회외 위치($+80^\circ$)
Fig. 3. Pronation and supination of wrist, in the application of ETTS. (a) Maximum pronation position (-80°), (b) Initial position (0°) and place of electrodes, (c) Maximum supination position ($+80^\circ$)

드백 할 수 있는 별도의 신호 선이 없기 때문에 모터의 회전 위치를 피드백 받을 수 없다. 모터의 회전 위치를 피드백 받기 위해 포텐시옴터의 두 개의 채널을 데이터 수집 보드에 연결하였다. 두 개의 채널은 각각 전위차계에 공급되는 전압과 현재 모터의 회전 위치에서의 전압을 측정하였다. 측정되는 두 채널의 전압의 비율을 측정함으로써 모터의 회전 위치를 피드백 받았다.

3. 손목 재활 훈련 시스템용 프로그램

손목 재활 훈련 시스템용 프로그램의 순서도는 그림 4(a)와 같다. 로그인을 통한 승인 후 상태 측정 모드(pre-measurement mode)로 전환된다. 상태 측정 모드를 통해 피험자의 손목 운동 능력을 정량적으로 측정하고 측정된 데이터

를 바탕으로 피험자에게 필요한 훈련모드를 수행하게 되는 순서로 이루어져 있다.

훈련모드는 피험자의 손목 운동 능력을 고려하여 총 네 가지의 모드로 구성하였다. 수동적 관절 운동 모드(continuous passive motion mode, CPM mode)는 피험자가 수의적 움직임이 가능하지 않을 경우 로봇에 의해 수동적 스트레칭을 수행하기 위한 훈련 모드이고, 능동 모드(active mode)는 수의적 움직임은 가능하지만 손목의 근력이 부족한 피험자가 근력 강화 운동을 수행하기 위한 훈련 모드이다. 능동 보조 모드(assistant mode)는 관절가동범위 내에서는 부하를 능동적으로 이겨내는 운동을 하고 관절가동범위 외에서는 수동적 관절 운동을 하도록 설계된 모드로 근력강화와 수동적 스트레칭을 동시에 실시할 수 있는 모드이

151

그림 4. 손목 재활 훈련 시스템용 프로그램. (a) 손목 재활 훈련 시스템용 프로그램의 순서도, (b) 손목 재활 훈련 모드의 구성
Fig. 4. Training software for wrist rehabilitation. (a) Flow chart of training program for wrist rehabilitation, (b) Configuration of training program for wrist rehabilitation

다. 마지막으로 근전도 트리거 훈련 모드(EMG trigger mode)는 피험자가 제한적 관절가동범위를 가지고 있더라도 근전도를 이용하여 관절가동범위 외에서도 자발적 재활 훈련을 수행할 수 있도록 만들어진 모드이다.

4. 근전도 신호처리

그림 5는 근전도 트리거 손목 재활 훈련 시스템의 근전도 신호처리 과정을 보여준다. 그림 5(a)는 근육에서 측정된 전기적 신호이다. 근전도는 같은 피험자에게서 측정하더라도 근육의 종류, 근육의 발달 정도, 피로도, 전극 부착 위치 등에 의해 진폭이 상이하게 나타난다. 이를 표준화하기 위해서 ETTS는 %MVC (percent of maximum voluntary contraction)를 사용하였다. MVC는 사용자(환자)가 특정 근육을 최대한 수축시켜 발생하는 근전도 신호의 최대치로서, 이를 100% 기준으로 하여 %MVC를 사용한다. 실제 훈련시에는 근전도 신호의 진폭을 %MVC로 스케일링하여 사용함으로써 개별 사용자마다 캘리브레이션 한 효과가 있다. 그

림 5(c)에서 이두근의 근전도 진폭 변화 정도에 비해 원회내근의 근전도 진폭 변화 정도가 낮지만 %MVC 신호로 나타내면 각 동작에 대한 주요 근육의 활성화 정도는 비슷한 것을 알 수 있다.

피험자의 근전도를 %MVC형태로 나타내기 전에 각 채널에서 측정된 근전도를 제곱 평균(root mean square) (그림 5(b)), 이동 평균(moving average) (그림 5(c)), 순으로 전처리 해주었다. 그림 5(e)는 근전도 알고리즘을 통해 발생시킨 근전도 트리거 신호이다.

5. 근전도 트리거 작동방식

근전도 트리거에 의한 모터의 작동방식은 다음과 같다. 회내와 회외 동작의 주요 활성근인 원회내근과 팔이두근에서 측정되는 근전도로부터 자발적 의지와 동작 방향 의도를 분석한다. 근전도 신호의 측정을 위해 2500배 증폭한 신호를 사용하였다. 샘플링 주파수는 2 kHz로 설정하였고, 16 Hz 부터 511 Hz 까지를 통과대역으로 하는 대역통과 필터를

그림 5. 근전도 신호처리 과정. (a) 각 채널의 EMG, (b) 제곱 평균, (c) 이동평균, (d) %MVC, (e) 근전도 트리거와 신호음 (P: 회내 의도, N: 자발적 의지 없음, S: 회외 의도, B: 회전 지시 부저 음)

Fig. 5. Electromyography signal processing. (a) Electromyography of each channel, (b) Root mean square, (c) Moving average, (d) Percent maximum voluntary contraction, (e) EMG trigger signals and Beep (P: pronation intention, N: neutral intention, S: supination intention, B: buzz on)

그림 6. 근전도 트리거의 의한 모터의 동작과 손목의 회전 위치. (a) 원회내근과 팔이두근에서 측정된 %MVC 신호, (b) 근전도 트리거 알고리즘을 통해 판별된 모터의 동작 및 모터의 회전 (P: 회내 방향으로 회전, N: 회전 없음, S: 회외 방향으로 회전)

Fig. 6. Motor movement and wrist position by electromyography triggered. (a) %MVC signals from pronator teres muscle and biceps brachii muscle, (b) Determine of motor movements and position through emg trigger algorithm (P: motor is rotating toward pronation direction, N: neutral, S: motor is rotating toward supination direction)

사용하였으며, 전원 노이즈 제거를 위해 60 Hz의 노치필터를 사용하였다. 측정된 근전도 신호는 근전도 트리거 알고리즘을 적용하여 근전도 트리거 신호로 나타나고, 이 신호를 모터의 제어 신호로 사용하여 모터를 동작시킨다. 모터의 동작에 의해 피험자의 관절이 움직여짐으로써 회내/회외 운동을 수행하게 되는 방식이다.

그림 6는 근전도 트리거의 의한 모터의 동작과 모터의 동작에 의한 손목의 회전 위치를 보여준다. 그림 6(a)는 피험자 MVC의 진폭을 기준으로 측정되는 근전도를 0~1사이의 값으로 표준화시킨 %MVC 신호이다. 그림 6(b)는 실시간으로 측정되는 각 근육에서의 %MVC와 역치로 근전도 트리거 알고리즘을 적용하여 판단한 근전도 트리거 신호에 따른 모터의 동작과 모터에 동작에 따른 손목의 회전 위치를 보여준다.

근전도로부터 피험자의 자발적 의지와 동작 방향 의도를 분석한 신호인 근전도 트리거 신호를 추출하기 위해서 다음과 같은 알고리즘을 적용하였다. 실시간으로 측정되는 각 채널의 %MVC와 MVC기준으로 설정된 역치를 비교하여 한 채널이라도 %MVC가 역치 값보다 클 경우 피험자의 자발적 의지가 있다고 판별하게 된다. 자발적 의지가 있다고 판단된 경우 두 채널의 %MVC의 크기를 비교하여 %MVC가 큰 채널에 해당하는 근육을 사용한 것으로 판별하여 동작 방향 의도를 결정하였다. 두 채널 모두 역치를 넘지 못할 경우

자발적 의지가 없다고 판별하게 된다. 이러한 알고리즘에 의해 0.05초마다 한번씩 근전도 트리거가 발생하며, 근전도 트리거는 회내 운동 의도(P, pronation), 자발적 의지 없음(N, neutral), 회외 운동 의도(S, supination)의 3가지 트리거 상태로 표현된다. 1회 트리거당 회전 각도는 0.8°로 정하였다. 예를 들어 환자가 40°를 회전하려면, $40/0.8 = 50$ 번의 트리거가 필요한데, 매 0.05초마다 동작 의지 여부를 판단하므로 최소 $50 \times 0.05 = 2.5$ 초가 소요된다. 트리거 신호가 한 번 발생하면 모터는 인식한 방향(회내 혹은 회외)으로 0.8°만큼 회전하게 되고, 동작의도가 없다고 판단하면 현재의 위치를 유지한다(N).

III. 근전도 트리거 손목 재활 훈련 시스템 개발 결과 및 성능 평가

1. 구현된 손목 재활 훈련 시스템용 프로그램

각 훈련모드에서 피험자의 손목의 위치를 그림 4(b)에 각 훈련모드에서 보이는 것과 같이 간단한 애니메이션을 통해 피드백 해 줄 수 있었다. 빨간색 지침은 현재의 손목 위치를 나타내고, 파란색 지침은 손목의 운동 방향과 목표값을 나타낸다. 구현된 각 모드의 특징은 다음과 같다. 상태 측정 모드에서는 각 동작 방향으로의 최대 관절가동범위와 최대 각속도를 측정할 수 있고, 수동적 관절 운동 모드에서는

목표 관절가동범위의 조절, 반복 횟수 설정 및 반복 횟수 표시, 모터의 속도 조절을 할 수 있도록 구현되었다. 능동 모드에서는 부하의 크기의 조절하여 부하를 이겨내는 근력강화 운동을 할 수 있다. 능동 보조 모드는 피험자의 관절가동범위 내에서 능동 모드로 운동을 하고, 피험자의 한계 관절가동범위까지 도달하게 되면 수동적 관절 운동 모드로 변환되어 수동적 스트레칭을 수행할 수 있도록 하였다. 마지막으로 근전도 트리거 모드는 각 동작에 최대 근 수축을 측정할 수 있는 MVC측정모드와 재활 모드로 구성되어 있고, 근전도의 증폭률, 역치, 근전도 트리거 발생시 모터의 회전 각도(0.4°, 0.8°, 1.6°)를 설정할 수 있도록 구현되었다.

2. 근전도 트리거 손목 재활 훈련 시스템 성능 평가

성능을 평가하기 위해 손목의 질환이 없는 정상인의 남자 3명 (평균 연령 29세, 평균 신장 172 ± 4 cm, 평균체중 57.7 ± 4.5 kg) 여자1명 (연령 23세, 신장 160 cm, 체중 47 kg)의 피험자가 참여하였다. 성능평가를 위한 실험 방법은 다음과 같다. 실험이 시작되면 20초 동안 정적 수축 상태에서 피험자의 각 동작에 대한 MVC를 측정하게 된다.

성능평가에 앞서 기준 역치를 정하기 위한 실험을 진행하였다. 각 피험자들은 손목의 회전 위치에 따라 자발적 의도가 없더라도 MVC의 3~5% 정도의 수준의 잡음을 보이고 있다. 피험자의 자발적 의도만을 판단하기 위한 기준 역치는 10%정도가 적당한 수준으로 보이나, 각 피험자에게 MVC의 10%, 30%, 50%를 역치로 적용하였을 때 30%의 역치 수준이 적절한 운동의 강도라고 응답하였다. 이를 통해 측정된 각 동작의 MVC의 30%를 ETTS의 기준 역치로 설정하였다. 추후 환자를 대상으로 임상시험을 진행하면 이 값은 다시 변경되어야 하며, 훈련 보조자가 이를 조절할 수 있는 기능을 프로그래밍하여 포함시켰다.

MVC 측정이 완료되면 훈련 모드로 전환 된다. 스피커를 통해 10~12초 지속되는 신호음을 발생시켰고, 신호음이 들릴 때에만 피험자는 피험자는 손목의 회내 동작(+80° ~ -80°)과 회외 동작(-80° ~ +80°)을 교대로 각각 5회 수행하도록 지시하였다. 0° 위치에서 시작하여 Pronation하여 위치가 -80°에 이르면 신호음을 멈추었고, 10초간 쉬었다가 다시 소리를 발생시켜 -80° ~ +80° 구간을 반복하도록 하였다.

LabVIEW에서 측정된 데이터를 MATLAB(Mathwork Co., USA)을 이용하여 분석하였다. 그림5(e)에서 신호음의 시작과 첫번째 근전도 트리거 사이의 시간은 시작지연을 의미하고, 신호음의 끝과 마지막 근전도 트리거 사이의 시간은 종료 지연을 의미한다. 피험자들의 회내시 평균 시작지연 시간은 0.76 ± 0.24 s, 평균 종료지연 시간은 0.65 ± 0.22 s, 회외시 평균 시작지연 시간은 1.24 ± 0.41 s, 평균 종료지연 시간은 0.77 ± 0.22 s이었다. 표 1은 4명의 피험자에게 5번의 회내/회외/중립 동작을 지시하였을 때, 각 동작의 지시 시간 동안 ETTS에 의해 판단된 동작 의도 판단 결과를 나타낸 것이다. 피험자들에게 회내동작을 지시한 총시간 220.15초 동안 ETTS는 100% 회내 동작의도를 반영하였고, 회외 동작을 지시한 총 222.65초 동안 97.51%인 217.1초 동안 회외 동작의도를 반영하였다.

IV. 토의 및 결론

본 논문에서는 근전도 트리거 재활 훈련 시스템(ETTS)을 개발하고, 이를 네 명의 정상인을 대상으로 손목의 운동 기능인 회내와 회외 동작에 적용해 봄으로써 성능 평가를 하였다. 성능의 결과로 모든 피험자가 회내 동작 수행의 경우 ETTS는 100%의 동작의도를 반영하였고, 회외 동작은 97.51%에 대하여 정확히 동작을 반영하였다. 회외 동작 의

표 1. 4명의 피험자에게 회내/회외/중립 동작을 지시하였을 때, 각각의 동작 지시 시간 동안의 ETTS의 동작 의도 판단 비율 (P: 회내 방향으로 회전, N: 회전 없음, S: 회외 방향으로 회전)

Table 1. Correct and incorrect time rate of system judgment that under instructions time for pronation/neutral/supination movements (P: pronation intention, N: neutral intention, S: supination intention)

동작의도	회내 동작 의도시 ETTS 의 판단			중립 동작 의도시 ETTS 의 판단			회외 동작 의도시 ETTS 의 판단		
ETTS 판단	P	N	S	P	N	S	P	N	S
S1	100% (56.7/56.7)	0%	0%	0%	100% (54.7/54.7)	0%	0%	0%	100% (52.9/52.9)
S2	100% (53.85/53.85)	0%	0%	0%	100% (58.85/58.85)	0%	0%	0%	100% (52.3/52.3)
S3	100% (58.1/58.1)	0%	0%	0%	100% (59.05/59.05)	0%	5.72% (3.65/63.8)	1.96% (1.25/63.8)	92.32% (58.9/63.8)
S4	100% (52.5/52.5)	0%	0%	0%	100% (55.2/55.2)	0%	1.21% (0.65/53.65)	0%	98.79% (53/53.65)
평균	100% (220.15/220.15)	0%	0%	0%	100% (227.8/227.8)	0%	1.93% (4.3/222.65)	0.56% (1.25/222.65)	97.51% (217.1/222.65)

도시 피험자 3,4는 총 회외 동작 수행 시간 중 5.72% 와 1.21%의 시간 동안 회외의 주요근보다 회내의 주요근이 더 활성화 되었는데 이는 회외 동작 수행시 일상생활에서 자주 사용되지 않은 관절각도로 인해 손 동작에 불편함을 느껴 핸들을 고쳐잡는 동작에서 발생한 것으로 생각된다. 핸들을 고쳐 잡는 과정에서는 팔이두근 보다 원회내근의 비중이 높아짐에 따라 동작 의도와는 다른 판단을 보여준 것이다.

본 실험은 정상인으로만 이루어진 실험데이터와 손목의 회내/회외 동작에만 적용하였다는 한계를 갖고 있다. 환자의 경우 근전도의 발생 양상이 정상인과 많이 다를 수 있어 적용 가능한 환자가 제한적일 것이라 예상된다. 환자를 대상으로 한 추가적인 임상시험이 필요하다. 특히 %MVC의 역치로 사용한 30%는 본 실험에 참여한 정상인의 데이터를 기준으로 실험적으로 결정한 것이며, 환자의 증상과 증증도에 따라 조절할 수 있도록 프로그램화 하였다. 손목의 한 축을 대상으로 수행하는 운동에서는 높은 의도 반영률을 보였으나 복합적인 운동을 수행할 경우에는 다른 양상을 보일 수 있다. 그러므로 복합적인 운동에 ETTS 적용을 위해서는 새로운 기구부와 모터, 근전도 측정 채널 수를 고려하여야 한다.

ETTS는 환자의 운동능력을 정량적으로 측정할 수 있는 모드와 환자의 운동능력에 따른 훈련모드를 제공한다. 이러한 점은 환자의 운동능력에 알맞은 훈련 프로토콜을 제공할 수 있고 환자의 운동능력이 나아지는 정도도 정량화가 가능하다. ETTS는 부피나 제작 비용적인 측면으로 봤을 때 소형 훈련 로봇이다. 이러한 점을 미루어 볼 때 ETTS에 통신 기능을 추가한다면 통근 치료가 어려운 환자는 가정에서 재활 훈련을 실시 할 수 있을 것이다. 현재의 시스템에서는 간단한 애니메이션을 통해 시각적 피드백을 해주었지만 게임화를 통해 피드백 해준다면 보다 나은 치료 효과가 기대된다.

ETTS를 이용하면 동작에 대한 주요 근육의 활성화를 피드백 해줌으로써 피험자에게 동작에 대한 올바른 근육의 사용을 유도할 수 있을 것이라 생각된다. 물리적인 힘이 아닌 신체 신호인 근전도를 활용하였기 때문에 동작 수행 시 사용되는 여러 근육에 관한 각각의 정보 (피로도, 주요 근육 활성화) 도 얻을 수 있다. 그리고 모터의 회전이 일정한 속도로 동작하기 때문에 모든 관절 가동범위에서 최대 힘으로 훈련할 수 있는 등속성 운동이 가능하다. 아령이나 도구를 이용한 부하 훈련 시 손목의 힘이 빠져 물건을 떨어뜨리는 경우가 발생하면 신체적 손상을 입을 수 있지만 ETTS를 이

용할 경우에는 손목의 힘이 빠져도 핸들의 위치가 변하지 않기 때문에 신체적 손상을 방지 할 수 도 있다. 다만 본 시스템에도 마비된 환자의 팔과 손목을 로봇에 견고하게 고정할 수 있는 홀더가 보완될 필요가 있다.

본 연구에서 개발된 ETTS를 정상인을 대상으로 실시한 성능평가를 통해 일상생활에서 잘 활용되지 않는 관절가동범위에서도 기능적으로 작동되는 것을 확인 하였다. 이를 실제 환자에게 적용하기 위해서는 환자를 대상으로 한 임상시험이 필요하며 임상시험 후에는 ETTS를 이용하여 환자가 물리적으로 제한된 관절가동범위를 가지더라도 관절가동범위 외에서도 자발적 훈련에 도움을 줄 수 있을 것으로 예상된다.

References

- [1] “2010년도 뇌졸중 적정성 평가 결과”, *건강보험심사평가원*, pp. 7-8, 2010.
- [2] “Stroke statistics”, *Stroke Association*, pp. 1-13, 2013.
- [3] C. Gowland et al., “Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke”, *Journal of the American Physical Therapy Association*, vol. 72, pp. 624-633, 1992.
- [4] J. Oblak, et al., “Universal haptic drive: a robot for arm and wrist rehabilitation”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 3, pp. 293-302, 2010.
- [5] H.I. Krebs, et al., “Overview of clinical trials with mit-manus: a robot-aided neuro-rehabilitation facility,” *J. Technology and Health Care*, vol. 7, no. 6, pp. 419-23, 1999.
- [6] P. Konrad, “The abc of emg: a practical introduction to kinesiological electromyography”, version 1.4, *Noraxon USA INC.*, pp. 55-57, 2006.
- [7] L. Dipietro, et al., “Customized interactive robotic treatment for stroke emg-triggered Therapy,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no.3, pp. 325-334, 2005.
- [8] M.H. Lee, et al., “Development of an active training system for rehabilitation exercise of hemiplegic patients,” *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 32, pp. 1-6, 2011.
- [9] Rong Song, et al., “Myoelectrically controlled wrist robot for stroke rehabilitation,” *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 10, 2013
- [10] H. Frederic, Martini, *Fundamentals of Anatomy & Physiology (8th Edition)*, Benjamin-Cummings Publishing Company, press 2008, pp. 359-371.
- [11] Clarkson, M. Hazel, *Musculoskeletal Assessment: Joint Range of Motion and Manual Muscle Strength (2nd Edition)*, Lippincott Williams & Wilkins, press 2000, pp. 191-194.