

경두개 자기자극 시 운동신경 유발응답 측정을 위한 근전도 측정 시스템 구축

이근용*, 김수환**, 조재현**, 윤세진*, 이상식**

Establishing EMG Measurement System for Measurement of Motor Nerve Response in Transcranial Magnetic Stimulation

Geun-Yong Lee*, Su-Hwan Kim**, Jae-Hyun Jo**, Se-Jin Yoon*, Sang-Sik Lee**

요약 뇌와 관련된 질병(치매, 조현병, 우울증, 파킨슨병 등)을 가진 환자의 치료 및 재활 정도의 진행을 확인하고자 하는 연구가 현재 활발히 진행되고 있는 추세이다. 그 중에서 경두개 자기 자극법(Transcranial magnetic stimulation, TMS)은 뇌 질환이 있는 환자에게 비 침습적으로 뇌 신경 조절에 사용되는 기법이기 때문에 치료에 많이 사용되고 있다. 경두개 자기 자극 시 정상인의 근피로도는 증가하는 경향을 확인할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 경두개 자기 자극 시에 운동 신경 유발 응답 측정을 위한 근전도 측정 시스템을 구축하여 피실험자의 Raw Data를 RMS 기법으로 분석하고, RMS 그래프의 경향을 통해 운동 신경 유발 응답 측정 시스템을 확인하고자 하는 것이 목표이다. 실험 방법으로는 피실험자의 위팔두갈래근의 수축과 이완 운동을 통해 피로한 상황까지 도달하게 한 후, 표면 근전도 기기를 통해 받아들인 원신호를 RMS 기법으로 분석한다. 실험 결과, RMS 그래프가 상승하는 경향을 확인 하였고, 이를 통해 구축된 근전도 측정 시스템으로 운동 신경 유발 응답을 측정된 데이터를 고려하여 개개인에 맞는 자기자극 강도 결정에 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

Abstract Studies are now actively underway to confirm the degree of treatment and rehabilitation of patients with brain-related diseases (dementia, schizophrenia, depression, Parkinson's disease). Among them, Transcranial magnetic stimulation (TMS) is widely used in treatment because it is a technique that is used for noninvasive brain neuron control in patients with brain disorders. It can be seen that muscle fatigue of normal people increases during Transcranial magnetic stimulation. Therefore, in this paper, our purpose is to build an EMG measurement system to measure motor neuron-induced response during transcranial magnetic stimulation and We identify a motor-neutral response system using tendency in the RMS graph. As an experimental method, the Raw Data received through the surface EMG device and analyzed by RMS technique, after the contraction and relaxation movement of the biceps brachii. As a result of the experiment, we confirmed the trend of rising RMS graph, and it will can be used to determine the self-stimulation intensity for each individual in consideration of the data of the motor-neutral response.

Key Words: EMG, TMS, Biceps brachii, Muscle fatigue, RMS

This paper is based on the support of the Korea Research Foundation's Project for Outstanding Scientists at Regional Universities (NRF-2017R1D1A3B03035190), and the support of the Korea Agency for Industrial Technology Promotion's Economic Cooperation and Development project. (P0004683)

*Remed Co., Ltd.

**Corresponding Author : Department of Bio-medical, Catholic Kwandong University (lsskyj@cku.ac.kr)

Received June 14, 2019

Revised August 13, 2019

Accepted August 13, 2019

1. 서론

현재 우리나라는 2018년을 기점으로 본격적으로 고령사회가 시작됨에 따라 가장 대표적으로 노년기에 겪는 뇌와 관련된 질병(치매, 조현병, 우울증, 파킨슨병 등)을 겪는 환자들의 치료방법으로 인간의 두뇌에 국소적인 자극을 가하는 비침습적인 방법인 경두개 자기자극(Transcranial Magnetic Stimulation, TMS)이 최근 많이 시행되고 있다.[1,2] 경두개 자기자극을 환자에게 시행할 시 적절한 자극 강도를 판단하는데 어려움이 있어 부상이 쉽게 일어날 수 있다. 따라서 부상 방지를 위해 고려할 사항으로 고출력 경두개 자기자극을 환자에게 인가할 때 환자의 치료 및 재활 정도의 진행을 확인하여 적당한 자극 강도를 결정하는 것이 매우 중요하다. 이때 환자의 자극강도를 결정하기 위해 환자의 운동신경 유발 응답을 측정하는데, 유발성 응답을 측정하기 위해서는 근전도 측정 시스템을 이용한다. 경두개 자기 자극 시 정상인의 경우 근피로도가 증가한다는 연구에 따라 자극의 강도를 근전도 측정 시스템을 이용하여 근피로도를 분석하고 결정하는 것이 필수적이다.

따라서 본 논문에서는 경두개 자기자극 시에 운동신경 유발 응답을 확인하기 위하여 근전도 측정 시스템을 구축 하였으며, 구축한 시스템의 운동 유발응답 분석을 위하여 피실험자가 실제 피곤함을 느낄수 있는 수준까지 위팔두갈래근 수축과 이완운동을 실시하였다. 그리고 피검자가 피로함을 느끼는 수준의 운동을 하였을 때 근전도 Raw Data를 RMS 기법을 통해 근피로도를 분석하고, RMS 그래프의 경향을 통해 운동신경 유발응답 측정을 위한 근전도 측정 시스템을 확인하고자 하는 것이 목표이다.

2. 근전도 측정 시스템

2.1 근전도 측정 시스템의 구성

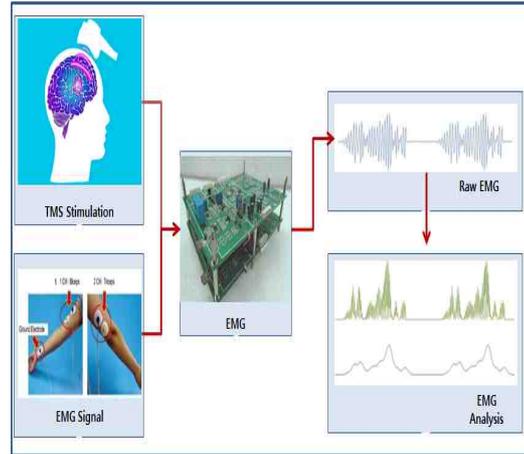


그림 1. 근전도 측정 시스템 구성
Fig. 1. EMG measurement system Configuration

근전도 측정 시스템은 표면 근전 기록 장치로 피부표면에 전극을 부착하는 형식으로 비침습적 근전신호를 측정하는 시스템이다. 표면 근전 기록 장치는 피부에 부착하여 전기적 신호를 측정하는 전극과 이 신호를 증폭하고 필터링하는 본체, 그리고 데이터를 전송받아 분석하는 소프트웨어로 구성되어 있다. 전송받은 데이터를 가지고 근피로도 분석을 통해 운동신경 유발 응답을 측정한다.

2.2 운동신경 유발응답 측정을 위한 근피로 분석 이유

근 피로도란 근 장력을 최대로 유지할 수 있는 능력의 손실을 근피로(muscle fatigue)라고 정의되며[3,4], 근육의 수축이나 신경자극이 장시간 계속되면, 고통과 피로감을 느끼게 될 뿐만 아니라, 근육 및 골격계통 부위에 누적되어 근골격계 질환의 원인이 되기도 한다.[5]

개개인의 맞는 자극 강도를 맞추기 위해 근피로도를 측정을 통한 예방, 진단 및 치료의 근육 부위의 운동 역량을 측정하기 위한 척도와 직접적인 관계를 맺고 있다. [6] 일반적으로 정적으로 근육의 수축이 유지되거나 동적으로 수축하는 동안 각 운동단위(motor unit MU)의

힘이 감소하지만 그 힘을 유지하기 위해 각 운동단위들이 보충되어 표면 근전도의 크기가 증가한다. 그리고 근피로의 징후가 표면 근전도에 영향을 끼치며 근 지구력 시간과의 상관성이 있다는 결과가 발표되었다.[8]

근 피로도를 분석할 때 일반적으로 정적이거나 동적으로 수축운동을 하는 동안 정상인의 근피로는 표면 근전도 RMS의 증가를 수반할 뿐만 아니라, 표면 근전도의 파워 스펙트럼이 주파수 축의 하향으로 이동된다.[7]

따라서 본 논문에서는 피실험자 개개인의 운동신경 유발 응답을 측정하기 위하여 근전도 측정 시스템을 구축하여 실험을 진행하였고, 피실험자가 피로함을 느끼는 수준의 운동을 하였을 때, 근전도의 RMS 그래프의 경향을 확인하는 것이 목적이다. RMS 그래프가 상승하는 경향을 보일 때, 운동신경 유발 응답 측정을 위한 근전도 측정 시스템으로 사용가능할 것으로 판단한다.

3. 실험 환경 구축 및 방법

3.1. 성능 평가 실험장치

본 연구에서 구축한 근전도 측정 기기는 그림 2와 같다. 본 근전도 측정 회로는 2채널로 구축하였으며, 입력 임피던스 5MΩ 이상, 10Hz-500Hz의 주파수대역, CMRR 60dB 이상의 성능을 가지는 근전도 측정기기를 사용한다.



그림 2. 근전도 측정 하드웨어
Fig. 2. EMG measurement hardware

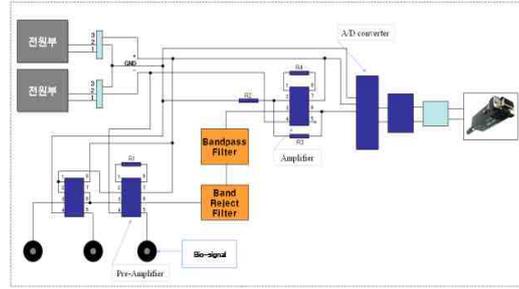


그림 3. Schematic diagram
Fig. 3. Schematic diagram

경두개 자극 장치와 연동을 위하여 근전도 측정 시스템의 운용 소프트웨어를 C언어로 아래 그림 4과 같이 구현하였다. 본 소프트웨어의 검증은 입력단에 1mV를 인가한 신호를 증폭하여 1300배 이상 증폭하여 주파수 응답 특성을 분석하여 실시하였다.

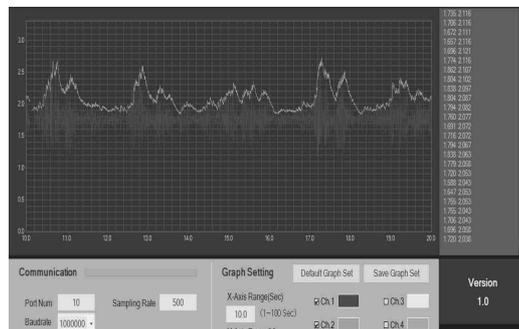


그림 4. 근전도 소프트웨어
Fig. 4. EMG Software

3.2 실험대상

표1. 피실험자의 신체 정보(평균±표준편차)

	Age (years)	Height (cm)	Mass (Kg)
S1	23	172	70
S2	25	168	65
S3	26	165	66
평균	24.7	168.3	67
표준편차	±1.5	±3.5	±2.6

대상자는 근골격계에 질환이 없는 20대 성인 남자 3명

의 데이터를 기록하고, 구축된 근전도 측정 시스템을 통해 피실험자 3명의 근전도 데이터를 분석한다.

3.3 위팔두갈래근 근전도 신호측정

건강한 20대 성인 남성 3명을 대상으로 위팔두갈래근에 본 논문에서 구축한 2채널의 근전도 측정 전극을 부착하여 실험을 실시한다. 전극을 부착하기에 앞서 전극을 부착 직전에 알코올로 피부 표면을 닦아내어 피부의 이물질을 제거하여 저항을 줄이고, 피부 표면이 마른 직후 전극을 부착한다.

두 개 채널의 EMG 전극을 위팔두갈래근에 부착 후 피실험자들에게 5Kg의 무게의 아령을 들게 하여 편안한 자세에서 피실험자가 피곤함을 느끼는 수준까지 수축과 이완 운동을 실시하여 실제 근전도 경향을 분석한다.

3.3.1 RMS 분석

분석방법은 RMS기법을 사용하여 원신호 (raw data)를 RMS 값으로 변화시켜 근육운동을 진행하는데 RMS Data의 상승 천이를 확인한다. RMS 그래프의 추세선 선형이 상승하면 근전도 측정 시스템을 사용 가능하다고 판단한다. RMS는 시간의 흐름에 따라 힘의 크기와 연관성이 높게 나타나는 변수로써, 근전도 신호의 원신호를 변형하지 않고도 수학적인 방법으로 쉽게 계산이 가능한 장점이 있다. RMS는 주로 추출된 근전도 신호를 일정 간격으로 나눈 후 각각의 RMS 값을 구하는 방식으로 사용하며, 시간의 흐름에 따른 근육 사용량의 변화를 관찰한다. RMS 값은 아래식(1)로 계산한다.[8]

$$RMS\{EMG(t)\} = \left(\frac{1}{T} \int_t^{t+T} EMG^2(t) dt \right)^{1/2} \dots\dots\dots(1)$$

EMG(t) : 원신호의 진폭 크기(mV)
T : 신호의 분할 크기 (ms)

4. 실험 결과

4.1. 피실험자의 근전도 원신호(Raw Data)

그림 5, 6, 7은 피실험자 S1, S2, S3의 원신호 데이터로서 데이터 구간은 11~20초의 데이터를 추출하여 분석하였고, 11~20초를 선정한 이유는 신호의 정확성을 높이기 위해 시작 부분과 끝부분을 제외한 중간 구간 11~20초 사이 구간의 데이터를 사용하였다.

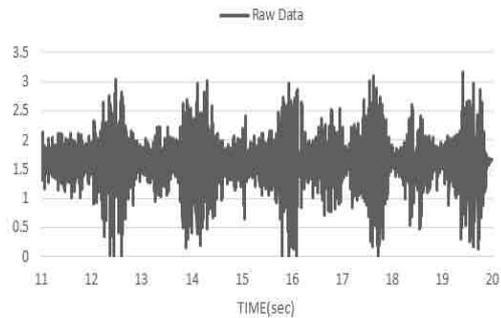


그림 5. S1의 RAW data
Fig. 5. RAW data of s1

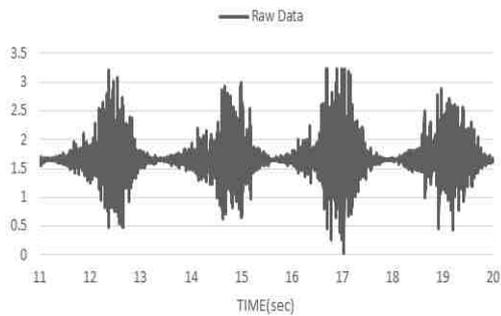


그림 6. S2의 RAW data
Fig. 6. RAW data of s2

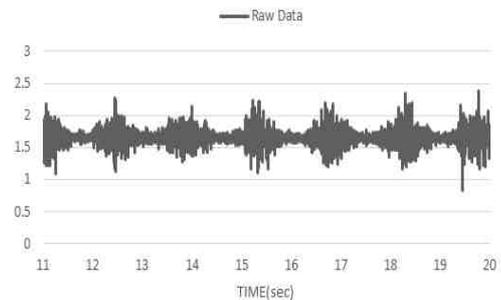


그림 7. S3의 RAW data
Fig. 7. RAW data of s3

4.2 RMS Data

그림 8, 9, 10은 피실험자 S1, S2, S3의 Raw Data를 RMS 기법을 통해 분석한 그래프이다. 실험 결과 피실험자 간의 Raw Data에서 최대 근전도 원신호의 크기가 각각 차이는 나지만 RMS 분석을 통한 데이터 그래프에서 피실험자가 피로함을 느끼는 수준에서 피실험자 모두 그래프가 상승하는 경향으로 보였다.

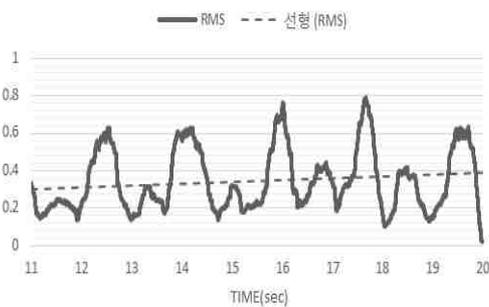


그림 8. S1의 RMS data
Fig. 8. RMS data of s1

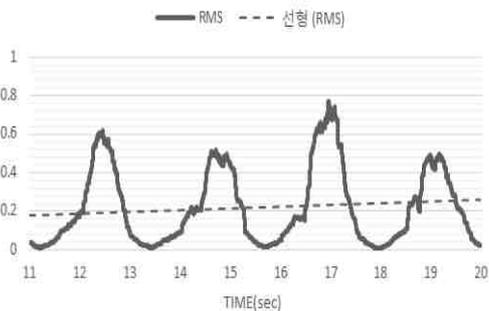


그림 9. S2의 RMS data
Fig. 9. RMS data of s2

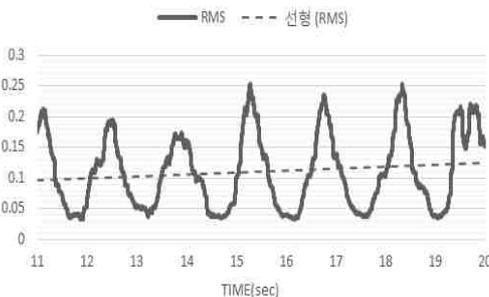


그림 10. S3의 RMS data
Fig. 10. RMS data of s3

5. 결론

본 논문에서는 경두개 자극 시 피실험자의 운동신경 유발 응답을 측정하기 위한 근전도 측정 시스템을 구축하였으며, 구축된 시스템의 평가 검증하기 위해 피실험자들의 위팔두갈래근의 수축과 이완 운동을 진행하였다. 피실험자가 피로함을 느끼는 수준의 운동을 하였을 때, 구축된 시스템에서 근전도 신호를 받아들였다. 받아들인 근전도 신호를 통해 RMS 기법으로 분석 후 RMS 그래프의 상승천이를 확인하고자 하였다.

실험에서 확인한 결과를 통해 본 논문에서 구축한 근전도 측정 시스템으로 위팔두갈래근에서 수축과 이완 운동 시 추출된 원신호(Raw Data)를 RMS 분석 기법을 통해 분석하였다. 그 결과 운동을 진행하며 피로감을 느끼는 수준에서 RMS 그래프는 상승하는 경향을 확인하였다. 이를 통해 본 논문에서 구축한 근전도 측정 시스템을 통하여 운동신경 유발 응답을 측정하고 RMS 기법으로 분석한 데이터를 고려하여 근피로도를 초과하지 않는 강도에서 개개인에 맞는 자기 자극 강도 결정에 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

앞으로의 연구에서는 측정 대상자의 수를 더 증가시켜 근피로도 변화에 대한 통계적 정확성을 높이는 연구가 필요할 것으로 판단된다.

REFERENCES

- [1] Barker AT, Jalinous R, Freeston IL. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet* 1985;1:1106-7.
- [2] Fox P, Ingham R, George MS, Mayberg H, Ingham J, Roby J, et al. Imaging human intra-cerebral connectivity by PET during TMS. *Neuroreport* 1997;8:2787-91.
- [3] Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, Vollestad.(1986). Fatigue of sub maximal static contractions. *Acta Physiol Scand Suppl*, 556, 137-148.
- [4] Sang Sik Lee, Ki Young Lee. (2011). Research Articles : Information Processing and Interdisciplinary Technology ; A Study on Low Frequency Band Selection as a Fatigue Parameter in Surface EMG during

Isotonic Exercise of Biceps Brachii Muscle. Journal of biocystems Engineering, 36(4), 285-289.

[5] A.B.Ritter, et al., Biomedical Engineering Principles, Taylor & Francis, 2005.

[6] Jeong, Ju-Young, Lee, Sang-Sik. (2015). Prediction Model of Endurance Time to Isotonic Contraction Exercise for Biceps Brachii using Multiple Regression Analysis with Personal Factors and Anthropometric Data. Journal of Korea Institute of Information, Electronics, and Communication Technology, 8(2), 178-186.

[7] Lowery, M., P. O. Nolan and M. Malley. 2002. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle, Journal Electromyography and Kinesiology 12(2):111-118.

[8] Jung Yong Kim, Ji Soo Park, Young Jin Cho. (2010). Biomechanical Measuring Techniques for Evaluation of Workload. Journal of the Ergonomics Society of Korea, 29(4), 445-453.

저자약력

이근용 (Geun-yong Lee) [일반회원]



<관심분야>

- 1991년 2월 : (주)휴니드테크놀로지 연구소
- 1998년 5월 : (주)메리디안 연구소
- 1999년10월 : (주)메디코아 연구소
- 2003~현재: (주)리메드 (현)대표이사

뇌파, 근전도, u-Health

김수환(Su-Hwan Kim) [정회원]



<관심분야>

- 2018년 2월 : 가톨릭관동대학교 의료공학과 졸업 (학사)
- 현재: 가톨릭관동대학교 일반대학원 의료공학과 석사과정

의용메카트로닉스, 디지털 신호처리, 영상처리,

조재현 (Jae-Hyun Jo) [정회원]



<관심분야>

- 2015년 2월 : 가톨릭관동대학교 의료공학과 졸업 (학사)
- 2017년 2월 : 가톨릭관동대학교 일반대학원 졸업 (공학석사)
- 현재: 가톨릭관동대학교 일반대학원 의료공학과 박사과정

의용메카트로닉스, 디지털 신호처리, 영상처리,

윤세진 (Sejin Yoon) [일반회원]



<관심분야>

- 1997년 2월 : 인제대학교 의용공학과 학사
- 1999년 2월 : 인제대학교 의용공학과 석사
- 2007년 2월 : 인제대학교 의용공학과 박사
- 2005~현재:(주)리메드 연구소부소장

rTMS, Electromagnetic, Electro Medical device

이상식(Sang-Sik Lee) [종신회원]



<관심분야>

- 1993-2000년 LG전선(주)
- 1996-2000년 성균관대학교 박사
- 2001-2004년 (주)미도테크
- 2004-2010년 성균관대학교 연구교수
- 2011-현재 가톨릭관동대학교 의료공학과 교수

의용메카트로닉스, u-Health, 생체역학, 의용전기전자