

인체 근육에 있어서 신호 전송계수의 계측

이현철*, 이승주, 김기영, 윤재현, 윤양웅, 박형준
 원광대학교 전기공학과

A measurement of signal transmission parameters in human muscle

Hyun-Chul Lee*, Seung-Ju Lee, Ki-Young Kim, Chae-Hyun Yoon, Yang-Woung Yoon, Hyung-Jun Park
 Dept. of Electrical Engineering Wonkwang University

Abstract - In this study, a system for measurement of impedance (transmission parameter) on the human muscle was constructed. The system composed of the stimulating part for input with milli-voltage and the measuring part for measurement of transmission voltage in human muscle. As a result of this experiment, the frequency characteristic of each subject represent that the transmission voltage goes up in spite of a constant input voltage according to frequency (1Hz-50kHz) increment. Namely, the amplitude of input signal was not reflected but frequency was reflected on the measured results. This result be estimated that the proposed system is able to measure passive electrical characteristic of human body.

2. 실험

그림 1에 실험장치를 개략적으로 나타내었다. 실험장치는 그림에서와 같이 기본적으로 미세 신호를 인체에 인가하기 위한 자극부와 인체에서 전기신호를 계측하기 위한 계측부로 구성되어 있다. 함수발생기(HC-9205C)로부터의 출력을 감폭하여 2mV의 전압을 미세 신호로 이용하였다. 그리고 계측부에서는 차동증폭(CMRR:120dB)한 후 증폭기로 증폭(증폭률: 5,000배에서 20,000배)하여, 오실로스코프(HITACHI-VC7504)를 이용하여 모니터링 하였다. 그리고 미세 신호는 함수 발생기로 정현파를 1Hz에서 1MHz까지 변화시켜 인가하였다. 피험자는 정상 성인 남자(20~29세)를 대상으로 하였다. 피험자를 의자에 앉히고, 팔을 외전한 상태로 이완하여 수평면 위에 위치하도록 하였다. 자극기와 계측기간의 간격은 2cm로 하였다. 그리고 전극은 Ag-AgCl로 된 표면전극(지름: 10mm)을 사용하였다.

1. 서론

최근, 과학 기술의 발달로 인체로부터 신호를 계측할 수 있는 다양한 계측장비가 개발되고 있으며, 이로 인하여 인체를 계측하고, 연구할 수 있는 범위가 보다 넓고 다양하게 되었다. 예를 들면, 심전도, 뇌파, 근전도 등과 같은 인체 전기 신호를 계측할 수 있는 장비의 개발은 인체 상태 해석에 있어서 유용한 모니터링 수단으로 이용되고 있다[1-4]. 그리고 피부, 근육, 장기 등과 같은 인체 조직의 수동적인 전기적 특성에 관한 연구도 활발히 진행되어 그 모델링과 시스템 해석에 관한 연구 성과가 많이 보고되고 있다[4-12].

이와 같이 개발된 계측장비 혹은 연구 성과는 그 대부분이 인체의 생리적 현상을 해석하는데 이용되고 있다[2,6]. 인체의 상태는 심리적 변화 혹은 주변환경의 변화에 따라 달리 나타날 수 있으며, 이러한 심리적 변화 혹은 주변환경 변화에 부합하여 생리적 현상을 계측할 수 있는 계측 기술 개발에 관련 분야에서 요구되고 있다.

본 연구에서는 심리 혹은 환경 변화에 따라 생리적 변화가 어떻게 변화하는가를 연구하기 위한 기초 연구로서 생체 특정 부위의 피부 표면에 미세 전기를 인가하여 수동적 전기적 특성을 계측할 시스템을 고안하는 것을 목적으로 한다. 즉, 피부표면에 2mV의 전압을 1Hz에서 1MHz까지 주파수로 인가하여 피부표면에서 수동적 전기적 특성을 계측하였다.

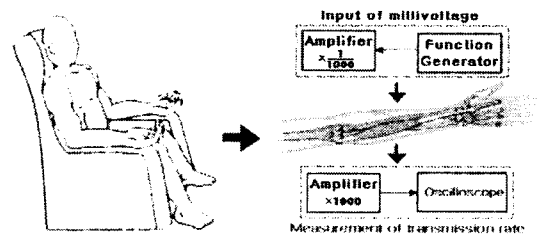
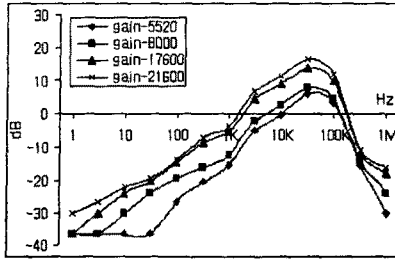


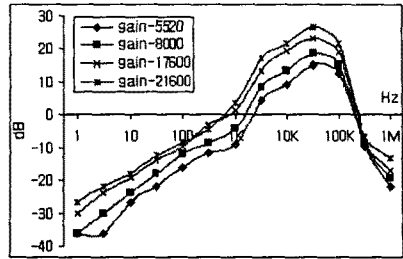
그림 1. 실험시스템

3. 수동적인 전기적 특성 계측

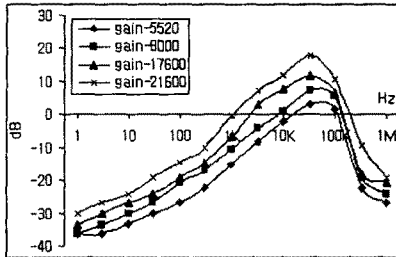
그림2는 두 피험자에 있어서 전완의 팔 관절과 손목관절사이에서 2mV의 전압을 인가하여 수동적 전기적 특성을 계측한 예이다. 그림 중의 각 곡선은 계측기의 증폭률을 달리하였을 경우를 나타낸다. 자극주파수가 50kHz까지는 이득이 증가하고 있으나, 그 이후에는 급격히 감소하고 있다. 그림 3은 두 피험자에 있어서 양팔의 손목 관절에 전극(계측기, 자극기)들을 부착하여 계측한 결과이다. 그림 3에도 그 특성을 그림2의 경우와 거의 유사하나, 이득이 그림2의 경우 보다 큰 것으로 나타났다. 이들 결과에서 나타나듯이 계측기의 증폭률을 약 5000배에서 약 20000배까지 증폭하였으나, 입력 신호의 진폭은 반영이 되지 않고 주파수만 반영되어 나타난 것을 알 수 있다. 이는 본 연구에서 목적으로 하는 인체의 수동적 전기적 특성이 계측된 것으로 판단된다.



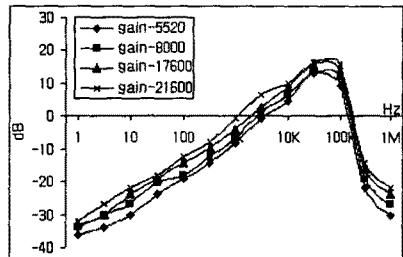
(a) 피험자-1



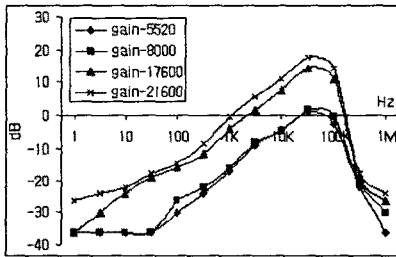
(a) 피험자-1



(b) 피험자-2

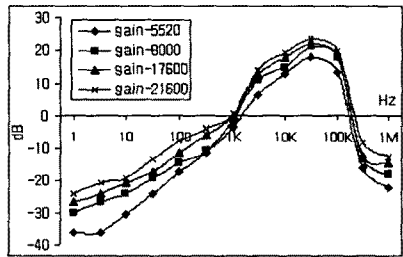


(b) 피험자-2



(c) 피험자-3

그림 2. 수동적 전기적 특성(전완)



(c) 피험자-3

그림 3. 수동적 전기적 특성(양팔)

4. 결 론

본 연구에서는 심리 혹은 환경 변화에 따라 생리적 변화가 어떻게 변화하는가를 연구하기 위한 기초 연구로서 생체 특정 부위의 피부 표면에 미세 전기를 인가하여 수동적 전기적 특성을 측정할 시스템을 고안하였다. 피부 표면에 미세 전압을 1Hz에서 1MHz까지 주파수로 인가하여 수동적 전기적 특성을 측정하였다.

전완의 손목관절과 팔 관절사이와 양팔의 손목관절에 전극(계측기, 자극기)들을 부착하여 측정한 실험결과 자극주파수가 50kHz까지는 이득이 증가하고 있으나, 그 이후에는 급격히 감소하였고, 양팔의 손목관절에 전극들을 부착한 실험 결과에서도 유사한 경향을 나타내었다. 이것은 인체에 자극한 신호의 진폭은 반영이 되지 않고 주파수만 반영되어 나타난 것으로 보이며, 이는 본 연구에서 사용된 시스템이 인체의 수동적 전기적 특성을 측정할 수 있다고 판단된다.

(참 고 문 헌)

- [1]Prophete J. Charles, Migui Sun, Robert J. Sclabassi,"Statistical reduction of EEG data". Proc. of the 22nd Annual EMBS conf, pp.1394-1395. 2000
- [2]Alex Hartov, Robert A. Mazzarees, Fred R. Reiss, Todd E. Kerner, K. Sunhine Osterman, Dinise B. Williams, Keith D. Paulsen, "A multichannel continuously selectable multifrequency electrical impedance spectroscopy measurement system" IEEE Tras. Biomed. Eng. No.1, pp.49-58. 2000
- [3]BERT A. ALBERS, WIM L. C. RUTTEN, WILLEMEN WALLINGA-DE JONGE, HERMAN B. K. BOOM, "Frequency domain modeling of volume conduction of single muscle fiber action potentials". IEEE Tras. Biomed. Eng. No.5, pp.328-332. 1988
- [4]Darren J. Michael and R. Mark Wightman, "Electrochemical monitoring of biogenic amine neurotransmission in real time". Journal of

Pharmaceutical and Biomedical Analysis, pp.33-46
No.19, 1999

[5]Neil Schaul, "The fundamental neural mechanisms of electroencephalography". *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* pp.101-107, 1998

[6]Ping Fu and Berj L.Bardakjian, "System identification of electrically coupled smooth muscle cells : the passive electrical properties" *IEEE Tras. Biomed. Eng.* No.11, pp.1130-1140, 1991

[7]Ping Fu and Berj L.Bardakjian, ALDO D'AGUANNO, PETER L. CARLEN, "Computations of the passive electrical parameters of neurons using a system mode" *IEEE Tras. Biomed. Eng.* No.5, pp.55-64, 1989

[8]Dorin Panescu, Kevin P. Cohen, John G. Webster, Robert A. Stratbucker, "The mosaic electrical characteristics of the skin" *IEEE Tras. Biomed. Eng.* No.1, pp.434-439, 1993

[9]Jarmo Ruohonen, Paolo Ravazzani, JanNilsson, Marcela Panizza, Ferdinando Grandori, Gabriella Togola "A volume-conduction analysis of magnetic stimulation of peripheral nerves" *IEEE Tras. Biomed. Eng.* No.7, pp.669-678, 1996

[10]Farmo Ruohonen, Paolo Ravazzani, Ferdinando Grandori, "An analytical model to predict the electric field and excitation zones due to magnetic stimulation of peripheral nerves" *IEEE Tras. Biomed. Eng.* No.2, pp.158-161, 1995

[11]Bradley J. Roth, "A mathematical model of make and break electrical stimulation of cardiac tissue by a unipolar anode or cathode". *IEEE Tras. Biomed. Eng.* No.12, pp.1174-1184, 1995

[12]KENETH R. LUTCHEN, "Optimal selection of frequencies for estimating parameters from respiratory impedance data". *IEEE Tras. Biomed. Eng.* No.8, pp.607-617, 1988