



## 단신: 전정 반사 분석을 위한 안구 움직임 무선 측정 장치 개발

### Technical Note: Development of Wireless Electrooculography System to Measure Vestibuloocular Reflex

박양선(한양대학교) · 김형식 · 이정한 · 임영태\*(건국대학교)  
Park, Yang-Sun (Hanyang University) ·  
Kim, Hyung-Sik · Yi, Jeong-Han · Lim, Young-Tae\*(Konkuk University)

#### 국문요약

본 연구의 목적은 시각 기능과 위치 그리고 균형능력 정도를 파악하기 위한 장치로 안구의 움직임을 검출하는 EOG (ElectroOculoGram)를 개발하는 데 목적이 있었다. 본 연구를 통해 스포츠 동작과 모든 리듬운동 수행에 방해를 하지 않고 안정적으로 신호를 검출할 수 있도록 소형(portable)이고 경량이면서 무선통신이 가능한 EOG 시스템을 개발하였다. 개발된 EOG 측정 장치는 크게 EOG 신호를 증폭하는 증폭부, 신호를 변환하여 무선통신을 하는 중앙처리부, 무선신호를 수신하기위한 무선 수신부와 이를 컴퓨터로 전송하기위한 무선 수신부, 데이터를 저장하고 표시하는 디스플레이부의 총 4부분으로 구성되었다. EOG 전극은 우(+), 좌(-), 눈과 눈 사이(reference)를 이용하는 3 전극 법을 이용하였다. 시험결과 측정시간에서 작동 시간에 구애를 받지는 않았으나 장기간의 개인 측정 시 원형 전극의 변성 때문에 측정에서의 오차가 커질 수 있는 단점이 있어 이를 보완하기 위해서는 장기간의 측정 요구 시 dry electrode를 사용하는 방법을 추후 개발에서 고려해야 할 것으로 생각된다.

#### ABSTRACT

Y. S. PARK, H. S. KIM, J. H. YI, and Y. T. LIM, Technical Note: Development of Wireless Electrooculography System to Measure Vestibuloocular Reflex. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 1, pp. 39-43, 2008. The purpose of this study was to develop EOG system for collecting eye movement patterns to investigate visual function and position and the level of balancing. This small and portable wireless EOG system was enabled to collect stable signals without hindering any kind of sports movement. This system was consist of four parts: amplifier, main process with wireless transmitter, receiver, and display. Three EOG electrodes were used and placed on right(+), left(-) sides of eyes, and between eyes as a reference. This system was possible to measure signals for relatively long duration but the degeneration of electrodes may magnify measurement errors when collecting time was getting longer. Thus, dry electrodes may be applied to the system when long term measurement is needed for future studies.

KEYWORDS : EYE MOVEMENT, EOG, ELECTROOCULOGRAM

본 논문은 2007년도 건국대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문임.  
\* ytlm@kku.ac.kr

## I. 서 론

시각은 물체를 눈으로 확인할 수 있는 상황에서는 물론 심지어 전정기능이 상실된 상태에서도 자세의 조절에 관여하며(Magnusson, Pyykko, Norrving, & Schalen, 1987), 경부의 근육이나 각 관절 등에 위치한 고유 수용체는 외안근이나 사지근에 작용하여 자세의 조절에 관여하는 경안구반사(cervicoocular reflex) 및 경척수 반사(tonic neck reflex) 등을 초래한다(Suzuki, Park, & Wilson, 1986; Park & Park, 1988).

전정안반사는 전정수용기의 신호가 전정신경을 통하여 전정신경핵으로 전달된 후 내측 종속핵을 경유하여 안구 운동신경핵에 도달하여 그 신호가 외안근을 수축 시킴으로서(Szentagothai, 1950) 머리의 움직임 동안에도 전방에 위치한 물체의상을 망막에 일정하게 맷히게 하여 자세조절에 관여한다. 전정반사에 관한 연구는 20세기 초, Barany(1907)에 의하여 시작된 이후 전정기관의 해부학적 구조 및 생리적인 기능이 밝혀졌으며, 특히 1950년대에는 Szentagothai가 전정안구반사경로(vestibuloocular reflex pathway)를 제시한 이후 사지에서 반사적인 운동을 조절하는 전정척수반사(vestibulospinal reflex) (Brodal, 1974; Suzuki, Park, & Wilson, 1986; Wilson, Schor, Suzuki, & Park, 1986)와 반사적으로 두부의 위치를 조절하는 전정경반사(vestibulocollic reflex) (Wilson & Maeda, 1974; Wilson & Peterson, 1981) 등이 연구되어 왔다.

전정계와 시각적인 신호는 공간에 위치하는 신체의 방향설정 및 체간의 수직상태의 인지력을 원조하는데 인간이 자신의 체위가 수직인지 혹은 수평인지 인지하지 못하면 균형감각의 손상이 있다고 보고되고 있다 (Dix, 1974). 시각 정보는 환경에 대한 정보뿐만 아니라 환경 안에서 신체의 방향 감각을 제공한다고 하였다 (Lee & Aronson, 1974). 즉, 눈은 사람에게 환경의 형상과 위험한 상황 및 거리가 얼마정도 되는가에 대한 정보와 운동이 발생하는 지면 상태를 포함한 정보를 제공하는 것은 물론 신체의 위치에 대한 정보와 요구된 운동의 강도와 어려움에 대한 정보도 제공하여 사람이 먼저 생각하고 자세를 변화시키도록 해준다(이한

숙, 최홍식, 권오윤, 1996). 시각적인 정보는 정상 운동 발달 과정에서 자세조절과 자세발달에 중요한 역할을 하며 공간적인 연관성, 물체의 특징 식별, 물체와 그 배경간의 식별에 관여하기도 한다(Kandel, Schwartz, & Jessell, 1991; Zoltan, 1996). 따라서 안구 움직임을 통해 동적인 균형 능력을 유지하는 것은 움직임을 기본으로 하는 모든 스포츠 및 리듬 운동에서 신체중심의 유지뿐만 아니라, 전정 반사의 기능적 측면에서 밀접한 연관이 있다고 볼 수 있다.

이에 본 연구는 시각 기능과 위치 그리고 균형능력 정도를 파악하기 위한 장치로 안구의 움직임을 검출하는 EOG (ElectroOculoGram)를 개발하는 데 목적이 있었다. 이미 시각 기능을 측정하는 EOG 장치가 개발되어 활용되고 있지만, 그 크기가 크고 무거우며 고비용이라는 문제점을 안고 있다. 그러므로 본 연구를 통해 스포츠 동작과 모든 리듬운동 수행에 방해를 하지 않고 안정적으로 신호를 검출할 수 있도록 소형(partable)이고 경량이면서 무선통신이 가능한 EOG 시스템을 개발하였다.

## II. 연구방법

본 연구를 통하여 개발된 EOG 측정 장치는 크게 EOG 신호를 증폭하는 증폭부, 신호를 변환하여 무선 송신을 하는 중앙처리부, 무선신호를 수신하기 위한 무선 수신부와 이를 컴퓨터로 전송하기 위한 무선 수신부, 데이터를 저장하고 표시하는 디스플레이부의 총 4부분으로 구성되었다.

### 1. EOG 증폭부

증폭부의 구성은 <그림 1>과 같다.

EOG 신호의 주파수 성분은 DC level ~ 50Hz 사이에 대부분의 성분을 가지며 크기는 50~3500uV 레벨의



그림 1. EOG 증폭부의 block diagram.

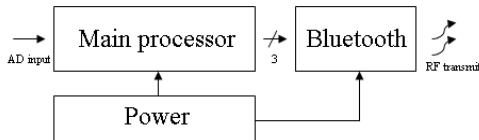


그림 2. 중앙 처리부 block diagram.

특성을 가진다. 또한 EOG 신호에서 고주파 특성을 가지는 눈의 깜박임과 저주파 특성을 가지는 동작에 의한 운동 잡음(motion artifact)을 제거하기 위하여 0.2Hz~30Hz의 대역을 가지는 능동(active) 대역통과 필터를 사용하였다. 신호 증폭 첫단에서 높은 CMR(common mode rejection)을 가지는 계장증폭기(instrumentation amplifier)를 사용하였으며 기준선의 드리프트(drift)를 최소화하기 위하여 저잡음, 고성능, 저전력의 rail to rail 특성을 가지는 증폭기를 사용하였다. 이득(gain) 조절단에서 사람마다 EOG 신호의 레벨이 다르기 때문에 이를 보정하기 위하여 이득을 조절할 수 있도록 하였다(2000, 4000, 5000배). 최종 출력 신호는 중앙처리부와 연결이 된다.

## 2. 중앙처리부

중앙처리부의 구성은 <그림 2>와 같다.

EOG 증폭부로부터의 신호는 마이크로프로세서(ATMEGA128, Atmel, 미국)의 AD 변환부로 입력되어 10bit, 200Hz로 표본화되고, 이를 처리하여 무선 통신부로 신호를 전송한다. 무선 통신은 2.4GHz의 Bluetooth(ACODE-300, Comfile Tech, 대한민국) 규격을 사용하였다. 전원부는 충전용 AAA타입의 전지를 1개 또는 2개를 이용할 수 있고 이를 승압하여 장치 전체에 전원을 공급한다. 작동시간은 900mA의 용량을 가지는 전지 1개를 사용하였을 때는 약 3시간이며 2개를 사용하였을 때는 약 6시간의 연속 동작이 가능하다. 전원 LED 및 송신 LED를 이용하여 장치의 정상 동작 여부도 판단할 수 있다.

## 3. 무선 수신부

무선수신부의 구성은 <그림 3>과 같다.



그림 3. 무선 수신부 block diagram.

그림 4. 제작된 EOG 장치.  
(좌상 : 중앙처리부, 좌하 : EOG 증폭부, 우. 무선수신부)

중앙처리부에서 송신된 신호는 무선 수신부에서 수신하게 되며 수신 LED를 통하여 수신중임을 알 수 있다. 수신된 신호는 USB to Serial Bridge를 이용하여 USB 규격의 신호계열로 변환 되며 PC의 USB 단자에 접속하여 사용할 수 있다. PC와의 통신 속도는 115,200baud rate를 가지고 하였고, 전원은 PC의 USB단자로부터 공급된다.

제작된 EOG 장치의 크기는 가로 7cm, 세로 3cm, 무게 약 38gram(배터리 미포함)으로 제작되어 크기와 무게가 작고, 장시간 동작이 가능하다 <그림 4>.

## 4. 디스플레이부

수신된 EOG 데이터의 후처리 및 실시간 파형 관찰을 위하여 디스플레이부를 LabVIEW(National instrument, 미국)를 이용하여 구성하였다. 후처리를 위한 데이터 저장은 record data 버튼을 누르면 시작되며 text 파일이나 엑셀 파일의 형식으로 저장이 가능하도록 하였다. 테코딩 시간을 설정하는 기능도 포함되어 있어서 일정 시간 동안 데이터 저장이 가능하도록 하였다 <그림 5>.

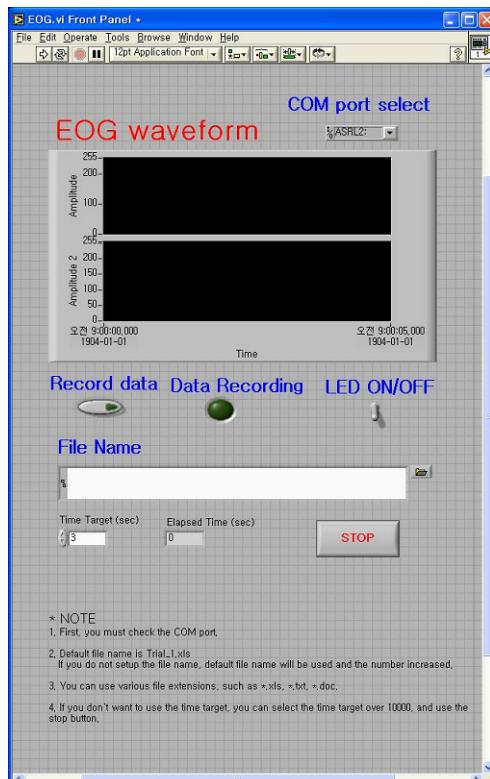


그림 5. 디스플레이부 GUI.

### 5. 측정 및 데이터 처리

EOG 전극은 오른쪽(+), 왼쪽(-), 눈과 눈 사이(reference)를 이용하는 3전극 법을 이용하였으며 <그림 6>, 사용 전극은 원형 Red-dot(3M, 미국) Ag/AgCl 전극을 이용하였다.

측정된 데이터의 calibration은 피험자에게 전방을 주

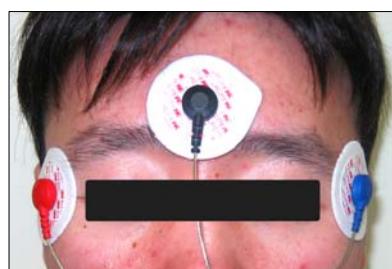


그림 6. EOG 전극을 부착한 피험자 얼굴.

시하게 한 후 오른쪽과 왼쪽 방향으로 각각 3초간 최대한 안구를 움직이게 한 다음 측정된 EOG 신호값의 최대값에서 최소값을 빼어 전체 범위(Range)를 확인한 후, 이 값으로 측정되는 실시간 EOG 신호 값을 나눈 후 100을 곱하여 % 범위로 나타내었다 <수식 1>. 이는 안구 움직임을 절대값이 아닌 상대 값으로 표현한 것이다. 또한 움직임의 범위는 피험자마다 다르므로 실험 전 각 피험자에 대하여 전체 범위를 먼저 검출 하여야 한다.

$$\text{Range} = \text{EOG}_{rightmax} - \text{EOG}_{leftmax}$$

$$\text{relative EOG value (\%)} = \frac{\text{EOG}_{event}}{\text{Range}} \times 100$$

수식 1. EOG 신호 범위 설정 및 표준화 식.

### III. 결과 및 고찰

<그림 7>은 실제 EOG 측정 시 나타나는 data의 그레프 유형이다. 안구의 움직임이 오른쪽으로 이동할 때 그레프에서 보이는 것과 같이 (+)로 파형을 그렸고, 안구의 움직임이 왼쪽으로 이동할 때 (-)의 파형을 그렸다. 파형의 폭은 각 개인의 안구 움직임의 범위에 따라 크게 나타나거나, 작게 나타났으며 안구의 불안정한 안전의 형태 또한 불규칙적인 파형이 반복적으로 나타나고 있음을 알 수 있다.

본 연구를 통하여 소형이고 경량이면서 스포츠 동작 및 리듬 운동 측정 시 방해가 되지 않는 무선 EOG 장치를 개발 하였다. 하지만 측정시간에서 작동 시간에 구애를 받지는 않았으나 장기간의 개인 측정 시 원형 전극의 변성 때문에 측정에서의 오차가 커질 수 있다는

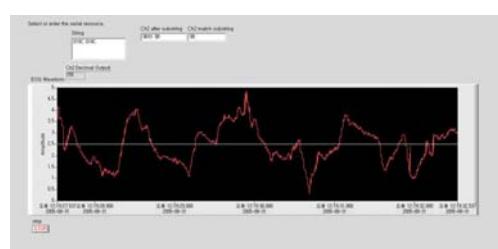


그림 7. 실제 EOG 측정 시 Data graph.

단점이 노출되었다. 이를 보완하기 위하여 장기간의 측정 요구 시 dry electrode를 사용하는 방법을 추후 개발에서 고려해야 할 것으로 생각된다. 그리고 현재의 기기는 좌우 수평방향의 안구 운동만을 측정하는데 그쳤으나 향후에는 좌우 방향뿐 아니라 상하 방향의 안구 움직임까지도 확인할 수 있는 기기를 개발하여야 할 것이다. 또한 디스플레이부가 단순히 디스플레이와 데이터 저장의 역할뿐만이 아닌 다양한 신호의 분석 툴(tool)을 제공할 수 있도록 하면, 후처리를 위하여 기타의 수치해석 툴이나 통계 분석 툴을 따로 이용하지 않아도 되기에 차후 이를 추가해야 할 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- 이한숙, 최홍식, 권오윤(1996). 균형조절 요인에 관한 고찰. *한국전문물리치료학회지*, 제3권 3호, 82-91.
- Barany, R.(1907). *Physiologie und Pathologie des Bogengangsapparates, beim Menschen*. Deuticke, Vienna.
- Brodal, A.(1974). *Anatomy of the vestibular nuclei and their connections*. In: *Handbook of sensory physiology. Vestibular system*, edited by HH Kornhuber. Springer-Verlag, Berlin. Pp.239-352.
- Dix, M. R. (1974). *Treatment of vertigo*. *Physiotherapy*, Vol. 60, pp. 380-384.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Jessell, T. M.(1991). *Principles of neural science*. New York: Elsevier/North-Holland.
- Lee, D. A., & Aronson, E.(1974). Visual proprioceptive control of standing in human infants. *Perception and Psychophysics*, 15, 529-532.
- Magnusson, M., Pyykko, I., Norrving, B., & Schalen, L. (1987). Relationship between optokinetic nystagmus and pursuit, vestibular nystagmus, and saccades in peripheral vestibular and infratentorial lesions. In : *The Vestibular System, Neurophysiologic and Clinical Research*, edited by Graham MD & Kemick JL, Raven Press, New York, 523~527.
- Park, B. R., & Park, C. S.(1988). Responses of the extraocular oblique and splenius capitis muscle to excitation of semicircular canal nerve in rabbits. *Chonnam Medical Journal*, 19: 131~140.
- Suzuki, I., Park, B. R., & Wilson, V. J. (1986). Directional sensitivity of, and neck afferent input to, cervical and lumbar interneurons modulated by neck rotation. *Brain Research*, 367 : 356~359.
- Szentagothai, J.(1950). The elementary vestibulo-ocular reflex arc. *Journal of Neurophysiology*, 13: 395-407.
- Wilson, V. J. Maeda, M.(1974). Connections between semicircular canal nerve and neck motoneurons in the cat. *Journal of Neurophysiology*, 37: 346-357.
- Wilson, V. J. Peterson, B. W.(1981). *Vestibulospinal and reticulospinal system*. In: *Handbook of physiology. The nervous system*, edited by HH Kornhuber. Berlin: Spring-Verlag, 667-702.
- Wilson, V. J., Schor, R. H., Suzuki, I., & Park, B. R. (1986). Spatial organization of neck and vestibular reflexes acting on the forelimbs of the decerebrate cat. *Journal of Neurophysiology*, 55 : 514~526.
- Zoltan, B.(1996). *Vision, perception, and cognition*. Seoul: Yeong Mun Publishing Co.

투 고 일 : 1월 29일

심 사 일 : 2월 4일

심사완료일 : 3월 19일