

Original Article

임피던스 변환 회로를 이용한 건식능동뇌파전극 개발

고려대학교 의과대학 BK21 의과학사업단¹, 고려대학교 의과대학 신경과학교실², 고려대학교 의과대학 노인건강연구소³, 연세대학교 보건과학대학 의공학과⁴, 한양대학교 전기생체공학부⁵

고덕원¹ · 이관택² · 김성민² · 이찬희³ · 정영진⁴ · 임창환⁵ · 정기영^{1,2}

Development of an Active Dry EEG Electrode Using an Impedance-Converting Circuit

Deokwon Ko, M.D.¹, Gwan-Taek Lee, M.D.², Sung-Min Kim, M.D.², Chany Lee, M.D.³, Young-Jin Jung, M.D.⁴, Chang-Hwan Im, M.D.⁵, Ki-Young Jung, M.D.^{1,2}

BK21 Program for Biomedical Science, College of Medicine, Korea University¹, Seoul; Department of Neurology, College of Medicine, Korea University², Seoul; Research Institute for Senior Health, College of Medicine, Korea University³, Seoul; Department of Biomedical Engineering, Yonsei University⁴, Wonju; Department of Biomedical Engineering, Hanyang University⁵, Seoul, Korea

Received 19 April 2011; received in revised form 31 August 2011; accepted 23 September 2011.

Background: A dry-type electrode is an alternative to the conventional wet-type electrode, because it can be applied without any skin preparation, such as a conductive electrolyte. However, because a dry-type electrode without electrolyte has high electrode-to-skin impedance, an impedance-converting amplifier is typically used to minimize the distortion of the bioelectric signal. In this study, we developed an active dry electroencephalography (EEG) electrode using an impedance converter, and compared its performance with a conventional Ag/AgCl EEG electrode. **Methods:** We developed an active dry electrode with an impedance converter using a chopper-stabilized operational amplifier. Two electrodes, a conventional Ag/AgCl electrode and our active electrode, were used to acquire EEG signals simultaneously, and the performance was tested in terms of (1) the electrode impedance, (2) raw data quality, and (3) the robustness of any artifacts. **Results:** The contact impedance of the developed electrode was lower than that of the Ag/AgCl electrode (0.3 ± 0.1 vs. 2.7 ± 0.7 k Ω , respectively). The EEG signal and power spectrum were similar for both electrodes. Additionally, our electrode had a lower 60-Hz component than the Ag/AgCl electrode (16.64 vs. 24.33 dB, respectively). The change in potential of the developed electrode with a physical stimulus was lower than for the Ag/AgCl electrode (58.7 ± 30.6 vs. 81.0 ± 19.1 μ V, respectively), and the difference was close to statistical significance ($P=0.07$). **Conclusions:** Our electrode can be used to replace Ag/AgCl electrodes, when EEG recording is emergently required, such as in emergency rooms or in intensive care units.

Key Words: EEG, electrode, Active dry electrode, Impedance, OP-amp, Chopper-stabilized

Address for correspondence;

Ki-Young Jung, M.D., Ph.D.

Department of Neurology, Korea University Medical Center,
Korea University College of Medicine, 126-1 Anam-dong 5-ga,
Seongbuk-gu, Seoul 136-705, Korea
Tel: +82-2-920-6649 Fax: +82-2-925-2472
E-mail: jungky@korea.ac.kr

* This work was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2010-0015557).

서론

뇌파(electroencephalograph, EEG)는 표면에서 기록될 때 비전도체인 두개골을 통과하면서 매우 낮은 전위를 갖기 때문에 약간의 장애 요소가 첨가되어도 데이터의 손실을 가져오게 된다. 뇌파 데이터의 손실에 영향을 주는 요소는

인체 내의 뇌파를 제외한 전기생리적 신호(안전도, 심전도, 근전도 등)와 외부의 환경적인 요인[임피던스(impedance), 교류 전원 등]으로 인해 발생하는 인공물(artifact)로 분류할 수 있는데, 뇌파를 제외한 전기생리적 신호는 검사자가 직접 통제하기 불가능하기 때문에 측정 과정에서 피험자의 협조를 통해 신호의 유입을 최대한 억제하고 다양한 신호 분리 기법 등을 사용하여 분리할 수 있으며 외부의 환경적인 요인에 의한 인공물은 측정 기술 또는 환경에 따라 어느 정도 억제가 가능하다.¹

임피던스는 교류 회로에서 특정 회로 위치에서의 전압과 전류의 비로 저항과 비슷한 개념이나 주파수에 의존적인 특성이 있어 신호의 손실과 주파수 왜곡 현상을 발생시키는 요인으로 작용하며,^{2,4} 특히 60 Hz 인공물과 열잡음(thermal noise) 발생에 기여한다. 뇌파를 측정하는 두피는 인체의 다른 부위에 비해 임피던스가 낮은 특성이 있으며,⁵ 저항과 커패시터(capacitor)의 병렬 구조로 모델링할 수 있다.^{2,6} 저항과 커패시터의 병렬 구조는 임피던스가 주파수와 반비례하는 특성을 가지므로 100 Hz 미만의 저주파 신호인 두피에서 측정하는 뇌파는 임피던스가 매우 커지게 된다. 또한 진폭이 수 μV 로 매우 작기 때문에 인공물이 유입되면 뇌파 신호를 복원하기 어렵다. 디지털 뇌파기는 이진화된 신호를 사용하여 임피던스의 영향을 거의 받지 않아 신호의 손실이 거의 없고 다양한 신호처리로 중간에 손실된 신호 또한 복원이 어느 정도 가능하나, 생체신호가 아날로그 신호(analog signal)이므로 전극에서 아날로그-디지털 변환기(analog-to-digital converter: ADC)까지는 임피던스의 영향을 많이 받는다. 따라서, 뇌파 신호의 측정에 있어 전극이 미치는 영향이 매우 크며 인체의 측정 표면과 전극 사이의 임피던스를 낮춘다면 신호의 손실을 줄여 양질의 신호를 얻을 수 있다.

일반적으로 임상에서는 전도성 폴 또는 젤(이하 전해질)을 이용하여 전극이 피부에 잘 고정 될 수 있게 하며 피부의 임피던스를 낮추어 신호가 잘 계측될 수 있게 한다. 이러한 방식을 사용하는 전극을 ‘습식전극’이라고 한다. 습식전극은 자유전자가 없는 전해질과 이온이 없는 전극 사이의 인터페이스에서 전하를 이동시키기 위해 화학반응이 발생한다. 이러한 화학반응으로 인해 전극과 전해질 사이의 인터페이스 부분의 중성 상태가 깨어져 주변 부분과 다른 전위를 나타내게⁷ 되는데 이러한 전위차를 반전지전위(half-cell potential)이라 한다. 반전지 전위는 전극과 전해질 사이의 인터페이스를 통과하는 전류가 에너지를 소비하게 하므로 적을수록 좋다. 현재 임상에서 널리 사용되는 전극은 반전지전위가 낮으면서 제작하기 쉽고 인체에 안전한

은/염화은(silver/silver chloride, Ag/AgCl) 전극이다.⁸ 하지만 재질에 상관없이 습식전극은 부착 방식으로 인해 몇 가지 단점이 있다.^{9,10} 먼저, 전극을 붙이기 위해서는 전해질을 사용할 위치의 각질을 벗겨내야 하기 때문에 응급 상황 등의 신속한 사용에 적합하지 못하고 감염 등의 위험을 안고 있으며 통증으로 인한 피험자의 불쾌감이 뇌파에 반영될 소지가 있다. 뿐만 아니라 전해질이 시간이 지남에 따라 건조해지면서 피부의 임피던스가 증가하여 인공물의 유입이 쉬워지는 문제가 있다.

건식전극은 습식전극의 단점을 보완하기 위해 연구된 방식으로 전해질을 사용하지 않는 전극을 말한다.¹¹ 건식전극에 대해서도 연구가 진행되어 왔으나 주로 전극의 재료에 초점을 맞추었으며 스테인리스스틸(stainless steel),¹² Ag/AgCl,¹³ 은(silver, Ag)¹⁴ 등의 금속을 대상으로 연구하였다. 연구된 전극들은 빠르고 간편하게 부착이 가능한 점에서 중환자의 응급 모니터링, 뇌-컴퓨터 인터페이스 등에 유용할 수 있지만 재료를 불문하고 이러한 건식전극들은 근본적으로 전해질을 사용하지 않으므로 매우 높은 임피던스의 상황에서 생체 신호를 측정해야 하는 제한점이 있어,^{6,7} 측정 대상 신호가 비교적 큰 근전도, 심전도 및 안전도에 국한하였고 뇌파 신호에 대해서는 많은 연구가 이루어지지 못했다. 이러한 제한점을 극복하기 위해 연산증폭기(op-amp)를 이용하여 신호를 증폭시켜 측정 시스템까지 신호가 전송되게 하여 높은 임피던스 상황에서 발생하는 신호의 손실을 줄이고 인공물로부터의 보호를 가능하게 한 ‘건식능동전극’에 대한 연구가 진행되어왔다.

연산증폭기의 사용으로 외부에서 발생하는 뇌파 신호를 증폭시켜 인공물보다 월등히 큰 신호의 전송이 가능해졌지만 증폭 과정에서 연산증폭기 내부로부터 생성되는 자기생성 노이즈(self-generated noise)가 신호 증폭과 비례하여 커지는 문제가 발생하였다.¹² 하지만 최근 ADC 소자와 연산증폭기 제작 기술의 발전으로 수 μV 의 차이도 구분할 수 있게 되면서 증폭률을 1로 고정(unity gain)하고 출력 임피던스만 낮춰주는 임피던스 변환 회로를 사용하여 자기생성 노이즈를 최소화 하는 건식능동전극에 대한 개발이 가능하게 되었다. 증폭률이 1인 건식능동전극은 위에서 언급한 장점뿐 아니라 최소한의 수동소자 사용으로 단순하면서 매우 작게 만들 수 있을 뿐 아니라 임상에서 사용하는 생체 신호 계측 시스템과의 호환성 또한 좋은 장점이 있다.^{12,15} 하지만 건식능동전극 또한 비교적 계측이 쉬운 근전도 신호 등에 대한 연구가 주로 이루어졌으며,^{12,15-17} 뇌파 신호를 계측한 연구도 있었으나 피험자가 매우 적고 임상적으로 쓰이는 뇌파 신호의 전체 주파수 대역을 다루

지 못하고 한정된 주파수 대역에서만 비교가 이루어져 임상에서 사용하기에는 근거가 미약하다는 제한점이 있다.¹⁸

본 연구의 목적은 임피던스 변환 회로를 이용한 건식능동전극을 개발하고 개발된 전극을 임상에서 이용되는 델타부터 베타 주파수 대역의 뇌파 신호 측정에 적용하여 현재 임상적으로 사용되고 있는 습식전극을 대체할 수 있는지 성능을 검증해 보고자 한다.

대상과 방법

1. 전극 개발 및 디자인

뇌파 신호의 특성상 전압이 매우 작고 매우 저주파의 신호이기 때문에 초퍼안정화(chopper-stabilized) 기술을 사용하는 TLC2652AC-8D 연산증폭기(SOIC08 패키지)를 사용하였다.¹⁹ 초퍼안정화 기술은 연산증폭기를 사용하면서 발생하는 오프셋 전압을 매우 낮게 하며 저주파수일수록 크게 발생하는 1/f 노이즈를 억제한다는 장점으로 뇌파 등의 전기생리학적 신호에 적합하다.^{19,20} 본 연구에서 개발한 건식능동전극은 위에 언급한 연산증폭기 1개와 4개의 커패시터로 구성하였다. 커패시터 4개중 2개는 연산증폭기의 초퍼안정화를 위해 사용하였으며 남은 2개는 연산증폭기 구동에 필요한 전원의 교류 성분을 제거하기 위해 주로 사용되는 바이패스 커패시터로 사용하였다. 연산증폭기의 동작을 위해 필요한 전원은 12V의 배터리를(1.5V×8개) 이용하여 교류 전원의 영향을 배제하였으며 인체 안전성을 확보함과 동시에 이동성을 높였다. 전극의 구동에 필요한 임피던스 변환 회로는 원형 모양이며 지름 2 cm의 인쇄회로 기판에 표면 실장 기술(surface mount technology)을 사용하여 설치하였으며, 기판의 밑면에는 지름 1 cm의 구리판에 0.06 μm의 두께로 금을 도금하여 전도성과 접촉시 피부 안전성을 확보하였다.

2. 성능 실험

4명의 정상 피험자(27.25±2.06세)가 실험에 참여하였다. 개발된 전극의 비교 대상으로는 임상에서 널리 사용중인 전해질을 사용한 Ag/AgCl 전극을 사용하였다(F-E5GH-48; Astro-Med, Grass Instruments). 머리카락의 영향을 직접적으로 받지 않는 Fp1, Fp2 위치에 개발된 건식능동전극과 Ag/AgCl 전극을 동시에 부착하였으며, 기준 전극은 양쪽 귓바퀴(A1, A2)에 Ag/AgCl 전극을 부착하였다(Figure 1). Ag/AgCl 전극의 임피던스는 임상에서 하는 것과 동일하게 부착부위의 각질을 벗겨내는 작업을 통해 5 kΩ 미만으로 유지하였으며 개발된 전극은 각질을 벗겨내는 작업을 하

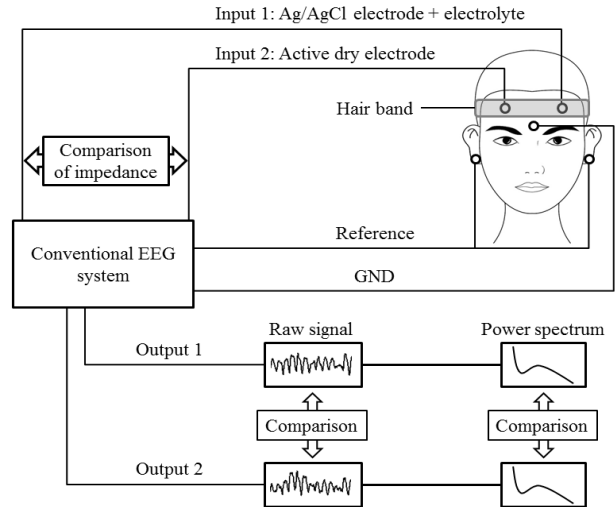


Figure 1. Locations of the electrodes and schematic structure used for verifying the active dry EEG electrode.

지 않은 상태에서 측정하였다. 뇌파는 피험자가 각성된 상태에서 10분가량 측정하였으며 각성상태를 유지하기 위해 검사자가 피험자에게 눈을 감고 뜨는 것을 약 20초 간격으로 반복적으로 지시하였다. 측정된 뇌파는 400 Hz로 샘플링 한 후 0.3 Hz-70 Hz의 대역통과필터를 적용하였다. 개발된 건식능동전극의 성능을 검증하기 위하여 (1) 전극의 임피던스 (2) 정성적, 정량적 분석을 통한 뇌파 신호의 유사성 (3) 인공물에 대한 강인함을 분석하여 Ag/AgCl 전극과 비교하였다.

임피던스는 실험에 사용된 뇌파기(Comet Portable EEG, Grass Technology, USA)에서 제공되는 30 Hz의 구형파를 이용하여 개발된 건식능동전극과 전해질을 사용한 Ag/AgCl 전극에 대해 실험 전과 실험 후(10분 후)에 각각 2차레씩 측정하여 평균하였다. 측정된 뇌파 신호의 유사성을 검증하기 위해서는, 먼저 측정된 전체 길이의 raw data를 신경과 전문가가 시각적 판독을 통하여 정성적인 비교를 한 후에 정량적인 분석을 위해 인공물이 유입된 부분을 제거하였다. 남은 데이터는 1초 길이의 절편으로 잘라서 매트랩(version 7.10, Mathworks, MA, USA)을 이용하여 파워스펙트럼분석을 통한 정량적인 분석을 하였다. 파워스펙트럼은 256 데이터 포인트(0.64초)에 Hanning 윈도우를 오버랩(overlap) 없이 적용하여 0.5 Hz부터 30 Hz까지 분석하였다.

인공물에 대한 검증은 (1) 60 Hz 교류전원 인공물과 (2) 자극에 의해 전압이 순간적으로 튀는 인공물(pop artifact)에 대해 비교하였다. 60 Hz 교류전원 인공물의 정량적 비교를 위해 눈을 감은 안정 상태에서 위의 실험과 동일한 위치에 전극을 부착하여 뇌파를 측정하고 60 Hz 성분 제

저 필터(notch filter)를 사용하지 않은 상태로 신호를 저장하여, 파워스펙트럼 분석을 이용하여 60 Hz 성분의 파워를 비교하였다. 자극에 의한 인공물의 강인함을 검증하기 위한 실험에서는 Ag/AgCl 전극의 경우 금속이 노출되어 있음을 감안하여 인공물을 유발하는 물체는 비전도체인 나무막대를 이용하였고 검사자가 1초에 1회씩 전극을 자극하여 순간적으로 튀는 인공물을 유발시켰다. 충격의 강도는 두 전극의 모든 충격에 있어 최대한 같게 하였으며, 충격에 의한 신호의 영향은 물리적인 자극을 주어 발생하는 전압 변화의 최대값을 기록하여 해당 전극의 평균 전압을 뺀 값을 사용하여 건식능동전극과 습식 Ag/AgCl 전극을 비교하였고 t-test를 이용하여 통계적 유의성을 검증하였다.

결 과

개발된 건식능동전극은 수작업 납땀이 가능한 소자를 사용하기 위해 지름 2 cm의 PCB 위에 임피던스 변환 회로를 올렸으며(Figure 2), 두께는 커넥터 포함시 5 mm, 미포함시 3 mm이다. 전극 1개의 무게는 1.3177 g으로 Ag/AgCl 전극(0.7363 g)보다 무거우나 습식전극의 사용에 추가되는

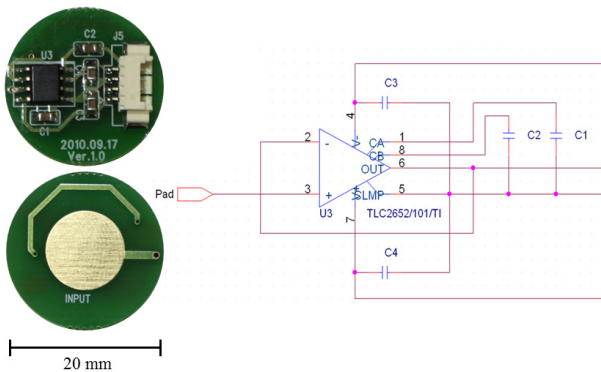


Figure 2. The developed active dry EEG electrode (left) and the impedance-converting circuit on the PCB (right).

전해질의 무게를 고려하지 않았으며 더 작은 소자를 사용한다면 크기와 무게 면에서 피험자에게 가해지는 불편함을 최소화 할 수 있을 것이다.

임피던스는 개발된 건식능동전극이 전해질을 사용한 Ag/AgCl 전극에 비해 낮았으며 10분 후 변화를 보기 위한 반복된 측정에서도 낮았다(Table 1). 또한 측정시의 차이가 Ag/AgCl 전극에 비해 적어 다채널로 확장시 전극간의 임피던스 차이를 줄일 수 있어 인공물의 유입을 감소시킬 수 있을 것으로 사료된다.

측정된 뇌파 신호의 정성적인 비교에서는 건식능동전극에서 측정된 뇌파 신호가 전해질을 사용한 Ag/AgCl 전극에서 측정된 뇌파 신호와 유사하였다(Figure 3), 파워 스펙트럼을 이용한 정량적인 비교에서도 4명의 피험자 모두에게서 개발된 건식능동전극의 파워가 습식 Ag/AgCl 전극과 유사했다(Figure 4). 두 전극에서 모두 눈을 감은 상태의 뇌파에서 보이는 알파 주파수 대역(8 Hz-12 Hz)의 파워가 뚜렷하게 나타났으며, 델타 주파수 대역부터 베타 주파수 대역(0.5 Hz-30 Hz)의 파워 또한 뇌파에서 나타나는 파워 분포를 보였다.

인공물에 대한 검증으로 실험한 외부에서 유입되는 교류 전원에 의한 인공물은 건식능동전극이 Ag/AgCl 전극보다 적게 영향을 받아, 건식능동전극의 60 Hz 성분이 Ag/AgCl 전극보다 적었다(건식능동전극: 16.64 dB, Ag/AgCl 전극: 24.33 dB). 또한, 물리적 자극에 의한 인공물 역시 건식능동전극에서 나타나는 인공물의 정도가 Ag/AgCl 전극에서

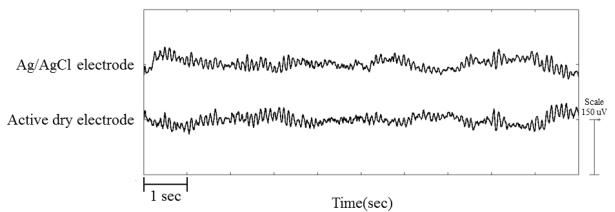


Figure 3. Raw EEG signal at the active dry electrode and Ag/AgCl electrode.

Table 1. Characteristics of electrode

	Active dry electrode	Passive electrode
Impedance at 0 min [kΩ]	0.3±0.1	2.7±0.7
Impedance at 10 min [kΩ]	0.3±0.1	2.2±0.6
Power by 60 Hz artifact [dB]	16.64	24.33
Average voltage [uV]	0.11±13.9	0.15±32.0
Difference of voltage by stimulus [uV]*	58.7±30.6	81.0±19.1

* P=0.07

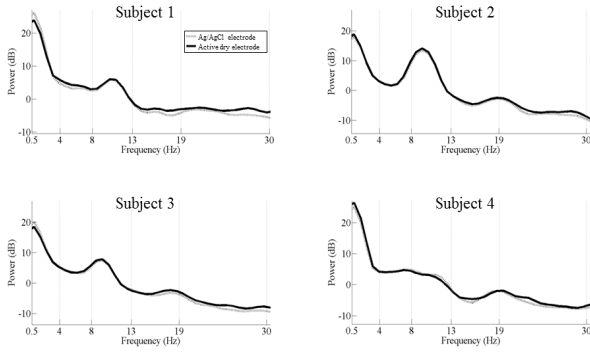


Figure 4. Power spectrum of the EEG signals acquired for the four volunteers (delta, 0.5-4 Hz theta, 4-8 Hz alpha, 8-13 Hz beta1, 13-19 Hz beta2, 19-30 Hz).

나타나는 인공물에 비해 상대적으로 적은 영향을 받아 건식능동전극에서 측정된 물리적 자극에 의한 전압 변화량 ($58.7 \pm 30.6 \mu\text{V}$)이 습식 Ag/AgCl 전극 ($81.0 \pm 19.1 \mu\text{V}$)에 비해 전반적으로 적었으나 통계적으로 유의미한 수준에 이르지 못했다(Figure 5, Table 1).

고찰

본 연구에서 개발된 건식능동전극을 이용하여 측정된 뇌파 시간영역과 주파수영역에서 분석해 본 결과, Ag/AgCl 전극의 경우와 거의 동등한 수준의 신호를 측정할 수 있었다. 또한, 건식능동전극은 피부 준비 절차가 필요 없어 빠른 시간에 피험자에게 불쾌함을 가하지 않으면서 고정시킬 수 있다는 장점이 있고, 외부에서 발생하는 인공물에 대한 강인함도 Ag/AgCl 전극에 비하여 상대적으로 높은 수준의 성능을 보였다.

기존 연구에서도 습식전극과 동등한 수준의 신호가 측정되었다고 보고한 경우가 있었으나, 세타와 알파 주파수 대역에 대해서만 비교하였으며 델타 주파수 대역의 경우 건식능동전극의 파워가 더 높았다.¹⁸ 하지만 뇌파 신호는 측정하는 목적에 따라 다양한 주파수 대역을 사용하므로 제한된 주파수 대역만으로 임상적으로 사용이 가능한지 판단하기에는 어려움이 있다. 이와 달리, 본 연구에서는 임상적으로 사용하는 모든 주파수 영역에 대해 비교 분석을 실시하였으며 델타-베타 주파수 대역까지 Ag/AgCl 전극과 유사한 주파수 분포를 보였다는 점에서 의미가 있다. 특히 델타 주파수 대역에서 다른 연구자의 보고에¹⁸ 반해 건식능동전극의 파워가 Ag/AgCl 전극보다 높지 않았던 것은 초피안정화된 연산증폭기를 사용하여 저주파에 영향을 주는 1/f 노이즈를 효과적으로 억제하였기 때문이라고 판

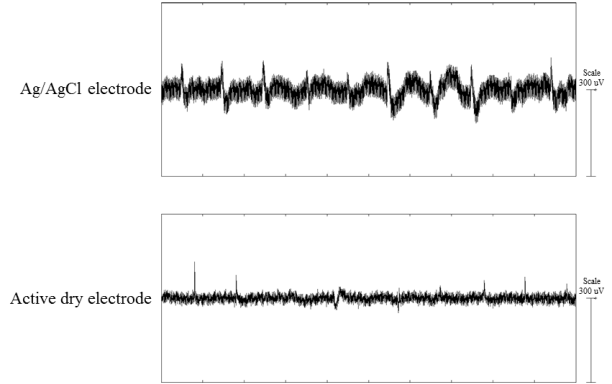


Figure 5. Pop artifact and 60 Hz noise acquired without a notch filter.

단할 수 있다.²¹

유사한 수준의 뇌파 신호 측정과 더불어 건식능동전극의 임피던스가 Ag/AgCl 전극에 비해 낮다는 점 또한 주목할만한 소견이다. 통상적으로 뇌파 측정시의 임피던스는 5 kΩ 미만으로 권장하고 있다.²² 그 이유는 전극의 임피던스가 높으면 신호의 손실이 발생할 뿐만 아니라 다채널 측정시 각 전극에서의 임피던스 차이가 심할수록 불균형을 일으켜 외부의 교류전원에 의한 인공물의 유입이 많아지기 때문이다.² 본 연구 결과 건식능동전극의 임피던스는 각질을 벗겨내는 작업을 하지 않았음에도 Ag/AgCl 전극에 비해 낮게 측정되었으며 전극간의 임피던스 차이 역시 낮았다. Ag/AgCl 전극을 이용한 임상 뇌파 측정시 임피던스를 낮추기 위해 두피의 각질을 벗겨내는 작업까지 고려한다면 개발된 건식능동전극은 부착을 위한 추가적인 작업 없이도 임피던스를 낮출 수 있을 뿐만 아니라 전극간의 임피던스 차이 또한 줄일 수 있으므로 편의적인 측면에서 매우 유리하다. 또한 직류전원인 배터리를 사용하므로 이동성을 높이고 인체 안전성을 높이는 것 또한 가능해졌다.

개발된 건식능동전극의 피부와 맞닿는 면의 모양이 평평하고, 지름이 기존 전극보다는 다소 크기 때문에 머리카락이 있는 곳에서는 두피에 고정이 상대적으로 어려웠다. 본 전극에 전해질을 사용하여 두피에 부착했을 경우 성능면에서 기존전극과 차이가 없었으며 전해질의 점성에 의한 고정이기 때문에 머리카락 유무와 관계 없이 두피에 쉽게 고정이 되었다. 하지만, 전해질을 사용하지 않는 전극의 경우 금속이 두피에 직접 닿게 되는데 인체의 다른 측정 부위와는 다르게 지방층이 없기 때문에 부착면 형태를 결정함에 있어 피험자에게 국소적으로 가해지는 압력을 고려해야 한다. 본 연구자의 이전 연구에서 은으로 제작한 구를 이용하여 건식전극을 개발하였으나,²³ 피험자에

게 오랫동안 부착하면 피험자에게 통증이 발생하며 심할 경우 피부가 괴사의 위험을 안고 있었다. 또한 이전의 연구들에서도 피험자에게 가해지는 통증을 고려하지 않은 상태에서 전극을 개발하였거나 인체 내에서 배설이 되지 않아 위험성 논란이 되고 있는 나노(nano) 소재를 사용한 전극을 이용하는 등의 문제점이 있어 건식능동전극의 부착면 형태에 대해서는 좀 더 연구가 필요하다.²⁴ 향후 머리 카락 사이로 부착 가능하면서도 인체에 무해하며 전도성이 좋을 뿐만 아니라 통증을 일으키지 않을 수 있는 신소재와 본 연구가 결합한다면 더 좋은 결과가 나올 수 있을 것으로 예상된다.

개발된 건식능동전극의 차별성을 검증하기 위해서는 대조용 전극으로 다른 연산증폭기를 사용한 건식능동전극을 사용해야 하지만 이는 기술적인 제한점이 있다. 초피안정화 방식을 사용하지 않는 연산증폭기는 현재의 기술로서는 초피안정화 방식을 채용한 연산증폭기의 성능을 따라갈 수 없어 결과상에 차이가 보인다 할지라도 이것이 초피안정화 방식에 의한 차이라고 확신할 수 없기 때문이다. 또한 다른 연구자에 의해 개발된 건식능동전극 또한 제작과정의 오차 등에 의해 뇌파 신호의 정확성을 신뢰할 수 없다. 따라서 본 실험에서는 임상용으로 주로 사용되는 신호의 품질이 검증된 Ag/AgCl 전극을 사용할 수 밖에 없었다.

결론적으로 본 연구진이 개발한 건식능동전극은 임상 뇌파 검사시 사용되는 습식전극과 비교하여 거의 동등한 수준의 신호를 얻을 수 있어 향후 임상에 적용 가능성이 있음을 확인하였다. 특히, 간편함과 이동성, 신속성이 요구되는 응급 환자의 모니터링의 경우 전두엽에서 측정되는 채널만으로도 의식 상태를 파악하는데 충분히 유용하게 사용될 수 있기에 더욱 본 전극의 활용가능성이 높다고 판단된다. 또한 집중력과 관련된 뇌-컴퓨터 인터페이스가 산업적으로 응용되려 하지만 다른 부분에 비해 뇌파를 측정하는 부분의 발달이 뒤쳐져 있는 현 시점에 충분히 활용 가능하므로 관련 산업의 발전에 기여할 수 있을 것으로 기대된다.^{25,26} 그러나, 실제 임상에 사용하기 위해서는 안정성과 고정을 위한 편의성, 두피의 다양한 부분에 부착 가능하면서도 통증을 유발하지 않는 전극의 재질 및 모양 등이 종합적으로 개발되고 보완되어야 할 것으로 사료된다.

REFERENCES

1. Kwon OY. Artifact in Electroencephalography. *Korean J Clin Neurophysiol* 2003;5:157-169.
 2. Niedermeyer E, Lopes da Silva FH. *Electroencephalography:*

basic principles, clinical applications, and related fields. Baltimore: Williams & Wilkins 1999;110-121.
 3. Huigen E, Peper A, Grimbergen C. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Med Biol Eng Comput* 2002;40:332-338.
 4. Carter SJ, Linker CJ, Turkle-Huslig T, Howard LL. Comparison of impedance at the microelectrode-saline and microelectrode-culture medium interface. *IEEE Trans Biomed Eng* 1992;39:1123-1129.
 5. Rosell J, Colominas J, Riu P, Pallas-Areny R, Webster JG. Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz. *IEEE Trans Biomed Eng* 1988;35:649-651.
 6. Padmadinata FZ, Veerhoek JJ, Vandijk GJA, Huijsing JH. Microelectronic skin electrode. *Sensor Actuat B-Chem* 1990;1:491-494.
 7. Webster JG, Clark JW. *Medical instrumentation: application and design.* Boston: Houghton Mifflin 1992;248-290.
 8. *Handbook of chemistry and physics.* Cleveland, Ohio: CRC Press, 1974-1975.
 9. Ferree TC, Luu P, Russell GS, Tucker DM. Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality. *Clin Neurophysiol* 2001;112:536-544.
 10. Nishimura S, Tomita Y, Horiuchi T. Clinical-application of an active electrode using an operational-amplifier. *IEEE Trans Biomed Eng* 1992;39:1096-1099.
 11. Searle A, Kirkup L. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. *Physiol Meas* 2000;21:271-283.
 12. Bergey GE, Squires RD, Sipple WC. Electrocardiogram recording with pasteless electrodes. *IEEE Trans Biomed Eng* 1971;BME-18:206-211.
 13. McLaughlin JA, Mcadams ET, Anderson JM. Novel dry electrode ECG sensor system. Proceedings of the 16th annual international conference: *IEEE EMBS* 1994;804-804.
 14. Geddes LA, Steinberg R, Wise G. Dry electrodes and holder for electro-oculography. *Med Biol Eng* 1973;11:69-72.
 15. Fujisawa M, Uchida K, Yamada Y, Ishibashi K. Surface electromyographic electrode pair with built-in buffer-amplifiers. *J Prosthet Dent* 1990;63:350-352.
 16. Degen T, Jackel H. Enhancing interference rejection of preamplified electrodes by automated gain adaption. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004;51:2031-2039.
 17. Valverde E, Arini P, Bertran G, Biagetti M, Quinteiro R. Effect of electrode impedance in improved buffer amplifier for bioelectric recordings. *J Med Eng Technol* 2004;28:217-222.
 18. Taheri BA, Knight RT, Smith RL. A dry electrode for EEG recording. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1994;90:376-383.
 19. TLC2652, TLC2652A, TLC2652Y Advanced LinCMOS PRECISION CHOPPER-STABILIZED OPERATIONAL AMPLIFIERS. Texas Instruments, 2001.
 20. Hsieh KC, Gray PR, Senderowicz D, Messerschmitt DG. A low-noise chopper-stabilized differential switched-capacitor filtering technique. *IEEE J Solid-St Circ* 1981;16:708-715.
 21. Hanasusanto GA, Yuanjin Z. A chopper stabilized pre-

- amplifier for biomedical signal acquisition. International symposium on integrated circuits: *IEEE* 2007;200-203.
22. Miller HA, Harrison DC. *Biomedical electrode technology: theory and practice*. New York: Academic Press, 1974.
 23. Ko D, Lee GT, Lee EJ, Lee SH, Kim BJ. Development of PDMS and silver ball based dry-type flexible EEG electrode for long-term EEG recording. 13th Conference of the Korean Society of Clinical Neurophysiology. *Korean J Clin Neurophysiol* 2010;12:114-114.
 24. Ruffini G, Dunne S, Farres E, Cester I, Watts PCP, Silva SRP, et al. ENOBIO dry electrophysiology electrode; first human trial plus wireless electrode system. 2007 Annual International Conference: *IEEE EMBS* 2007;6690-6694.
 25. Casson A, Yates D, Smith S, Duncan J, Rodriguez-Villegas E. Wearable electroencephalography. *IEEE Eng Med Biol Mag, IEEE EMBS* 2010;29:44-56.
 26. Shin JH, Seo EM. The trends of BCI based Entertainment, Technology, The Magazine of the IEEK, *IEEK* 2007;34:71-82.