뇌파 탐지용 Gel-free probe 연구

윤대중¹ · 엄년식² · 정명영^{1,+}

A Study on Gel-free Probe for Detecting EEG

Dae-Jhoong Yun¹, Nyeon-Sik Eum², and Myung-Yung Jeong^{1,+}

Abstract

Over the past 15 years productive BCI research programs have arisen. Current mainstream EEG electrode setups permit efficient recordings but most of electrodes has the disadvantages of need for skin preparation and gel application to correctly record signals. The new gel-free probe was adapted for EEG recording and it can be fixed to the scalp with the micro needle without neuro-gel. It use standard EEG cap for wearing electrodes on scalp so it is compatible with standard EEG electrodes. A comparison between electrode characteristics is achieved by performing simultaneous recordings with the gel electrodes and gel-free probe placed in parallel scalp positions on the same anatomical regions. The quality of EEG recordings for all two types of experimental conditions is similar for gel-electrodes and gel-free probe. Subjects also reported not having special tactile sensations associated with wearing of gel-free probes. According to our results, it is expected that gel-free probe can be adapted to BCI, BMI(Brain Machine Interface), HMI(Human Machine Interface) because of its simple application and comfortable wearing process.

Keywords : EEG, Electrode, Scalp Electrode, Impedance, BCI

1. 서 론

뇌파란 대뇌피질에서 일어나는 뇌세포 활동의 전기적 전위라 할 수 있다. 1942년 한스 베르거(Hans Berger)가 최초로 사람의 뇌에서 전기적인 신호를 측정하였으며, 1960년대에 EEG(electroencephalo gram)라고 명명하였다.

전극은 이러한 뇌파를 탐지하여 미약한 신호를 증폭하기 위해 뇌에서 발생한 신호를 증폭기로의 전달하는 역할을 하는 기기이다. 현재까지는 낮은 제작비용, 낮은 피부 트러블, 좋은 신호 안정성과 재생성 등으로 인해 통상적으로 젤-전극이 이용되어지고 있다. 그러나 젤-전극은 피부-전극 인터페이스의 임피던스와 전기적인 접촉을 개선하기 위해 각질층을 벗겨내는 절차와 젤 주입을 하여야 하며 주로 사용되는 neuro-gel은 시간이 지나면 마르게 되어 장시간 사용이 불가능하다.

본 논문에서는 이러한 문제점을 안고 있는 젤-전극의 대안으로 젤을 사용하지 않고 동등한 성능을 가지는 gel-free probe를 연구 · 개발하였다.

이 프로브는 각질층만을 최소 침습을 하여 각질층 제거를 위한 준비과정이 필요 없으며 젤을 사용하지 않아 사용도중 젤을 보충할 필요가 없고 젤을 사용하지 않고도 임피던스 감소의 효과를 얻을 수 있다.

2. 실험 방법

2.1 프로브 설계

2.1.1 이론적 설계

프로브는 전기적인 측면에서 볼 때, 뇌파는 $5 \mu V \sim 300 \mu V$ 의 아주 작은 전압의 신호이므로 낮은 전기 저항성을 요구한다. 그러나 전극과 두피 간의 너무 낮은 임피던스값은 전극과 두피사이의 전위차가 존재하지 않아 전위 차이를 측정하는 방법을 이용하는 전극은 뇌파를 측정할 수 없으므로 $0.1 K\Omega \sim 10 K\Omega$ 사이에서 전극 자체의 임피던스를 줄여야 한다. 이러한 전기적인 사항을 고려하기 위해 전극과 두피사이의 인터페이스를 도식화하면 Fig. 1와 같다.

¹부산대학교 인지메카트로닉스공학과(Department of Cogno-mechatronics Engineering, PNU)

²(주)유바이오메드(U-BioMed Inc.)

⁺Corresponding author: myjeong@pusan.ac.kr

(Received: Dec. 20, 2011, Revised: Mar. 8, 2012, Accepted: Mar. 12, 2012)

Fig. 1. Electrode-scalp interface.

Fig. 1에서 E_m 는 전극과 두피아래 상피세포사이의 이온-선택적 반투막으로 나뉜 농도가 다른 두 용액의 전위차로 발생한 반전지 전위(half cell potential)이며, C_d 는 바늘과 상피조직 경계면에서 형성된 커패시턴스 값이고 바늘과 세포사이에는 미세전류가 흐르는 이를 저항값으로 나타낸 것이 R_d , 그리고 전해질, 즉 세포내 체액 자체 저항이 R_s 이다. 이 모델은 젤-전극에서의 전극-젤-피부 인터페이스 등가회로에서 젤 자체 저항값과 피부각질층의 저항값을 제거한 모델이다. 이 등가회로에서의 임피던스와 바늘전극의 임피던스를 나타내면 식 (1)과 같다.

$$Z_N = R_u + \frac{R_n}{1 + j\omega C_n R_n} + \rho \frac{L}{\pi A} \quad (1)$$

식(1)은 크게 두부분으로 나눌 수가 있는데 $R_u + \frac{R_n}{1 + j\omega C_n R_n}$ 는 전극과 바늘사이의 인터페이스에 의한 임피던스를 의미하며 $\rho \frac{L}{\pi A}$ 은 바늘 자체의 임피던스를 의미한다. 전자에서 언급한 부분에서 R_u 는 두피 내에 존재하는 체액의 저항을 의미하며 R_n 은 바늘과 세포 사이 경계면에서의 미세 전류로 인한 저항을 의미한다. 이 식에서 알 수 있듯이 임피던스(Z)는 주파수에 따라 변하게 되는데, $1/\omega C \ll R_d$ 일 경우에는 임피던스는 전해질 자체의 저항과 같으며, $1/\omega C \gg R_d$ 일 경우에는 임피던스는 전해질 자체 저항과 바늘과 세포사이의 누설 전류로 인한 저항값의 합과 같다. 그 이유는 이중층의 누설 저항이 주파수, 전류밀도, 전극재료, 전해액의 농도에 따라 변하기 때문이다.

바늘 자체 임피던스는 바늘에 사용된 재료의 저항률 ρ , 프로브에 부착된 바늘 갯 수 n , 그리고 바늘의 단면적 A 로 나타낼 수 있다. 앞에서 언급한 인터페이스 사이의 임피던스 값은 앞에서 언급한 바와 같이 거의 일정한 값을 유지한다. 그러므로 후자에서 언급한 바늘부분에서의 저항값을 handling하며 임피던스 값을 조절할 수 있다.

식(1)에서 보면 바늘의 부착된 갯 수와 길이, 단면적에 따라 임피던스가 변하는 것을 알 수 있다. 바늘의 길이를 1.3 mm, 저항계수를 코팅된 로듐 43.4 nΩ/m, 그리고 바늘의 베이스 재료인 스테인리스 316SS의 전기 저항계수인 74 μΩ/cm를 각각 적용해서 계산해 보았다.

Fig. 2. Needle design draft. design that invasive only epidermis and minimize contact to dermis.

Fig. 3에서 알 수 있듯이 본 연구에서 전극과 두피간의 적정한 전위차를 유지하여 뇌파를 측정할 수 있기 위해 목표로 하는 임피던스 값($270 \pm 20 \Omega$)을 얻기 위해서는 바늘의 반경이 0.2 mm 이상이어야 한다는 것을 알 수 있다.

Fig. 3. Impedance value change according to diameter of needle.

바늘의 기계적인 요구사항을 고려하여 설계하기 위한 과정으로 첫 번째 단계에는 단면(cross section)선정을 해야 한다. 여기에는 설계하중과 허용응력이 포함된다. 두 번째 단계로는 단면의 주축방향 좌굴에 대한 각각의 경우에 대한 유효세장비인 $(KL/r)_1$ 과 $(KL/r)_2$ 를 비교하여 적합한 유효세장비(effective slenderness ratio)를 결정한다. 세 번째 단계에는 2단계에서 계산된 유효 세장비와 재료에 적합한 설계공식을 선택하여 허용응력을 결정하고, 허용응력에 단면적을 곱하여 허용하중을 결정한다. 3단계에서 계산된 허용하중이 $P_{allow} \geq 5 \text{ Pa}$ 이면 시험단면을 선택하고, $P_{allow} < 5 \text{ Pa}$ 이면 다시 위의 단계를 반복하여 요구조건에 부합되는 바늘의 단면적 반경을 결정할 것이다.

먼저 임계하중에 관해서 먼저 알아보자. 임계하중(critical load)은 기둥이 안정 평형상태에서 불안정 평형상태로 이행되는 순간에 대응하는 하중으로서, 기둥이 평형 안정성을 상실하는 현상을 좌굴(buckling)이라고 하고 임계하중은 좌굴하중(buckling load)이라고도 한다.

바늘은 전극의 플레이트부와 침습이 된 tip부분이 고정되어 있고 아래쪽의 tip부분은 원추의 특성상 핀으로 고정이 되어 좌우로 회전할 수 있는 것으로 가정한 Fixed-pinned column과 같은 조건이라는 가정하에 바늘의 임계하중은 식(2)에서 구할 수 있으며 임계응력은 식(3)에서 구할 수 있다.

$$P_{cr} = \frac{2.06\pi^2 EI}{L^2} \quad (2)$$

$$\sigma_{cr} = \frac{2.06\pi^2 E}{\left(\frac{KL}{r}\right)^2} \quad (3)$$

여기에서 E 는 재료의 탄성계수, L 는 도심축에 대한 관성능률을 의미하며 상수이다. L 은 바늘의 길이, (KL/r) 은 유효 세장비(effective slenderness ratio)를 나타낸다. 바늘은 위에서 말한 바와 같이 Fixed-pinned column과 같은 조건이라는 가정을 두어 유효길이 계수 L_e 는 $0.699 L$ 이며 유효길이 계수 K 는 0.699 이다. 허용응력과 허용하중을 계산하기 위해 바늘의 재료로 쓰인 스테일리스 강의 탄성계수 E 는 $27,576 \text{ ksi}$ 이고 길이 L 은 각질층의 두께와 모발 등을 고려한 1.3 mm 이다.

먼저 바늘의 세장비(slenderness)를 본 연구에서 필요로 하는 반경을 d 라 두고 계산하면

$$\lambda = \frac{L}{r} \quad (4)$$

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}} \quad (5)$$

$$A = \frac{\pi d^2}{4} \quad (6)$$

$$I = \frac{\pi d^4}{64} \quad (7)$$

$$r = \sqrt{\frac{\frac{\pi d^4}{64}}{\frac{\pi d^2}{4}}} = \sqrt{16} = 4 \quad (8)$$

위의 식에서 회전반지름 r 는 4 가 나온다. 그러므로 세장비는 식(4)에서 0.325 를 구할 수 있다. 여기에서 유효 세장비(effective slenderness ratio)는 유효길이 계수 K 와 세장비 λ 와의 곱에서 구할 수 있다. 그러므로 유효 세장비는 $K\lambda = 0.699 \times 0.325 = 0.227$ 이다. 구한 유효 세장비를 이용하여 허용응력을 구하면

$$\sigma_{allow} = \frac{\sigma_{cr}}{FS} \quad (9)$$

여기에서 σ_{cr} 은 임계응력을 의미하며 F 는 재료의 강도를, S 는 안전율을 의미한다. F 는 바늘의 재료로 사용된 스테인리스 스틸의 강도 값이므로 7.8 ksi 이고, 안전율 S 는 바늘이 캡에 의해 일정한 힘이 변화하지 않고 계속적으로 가해지므로 2 를 대입하도록 할 것이다. 그리고 임계응력 σ_{cr} 은 아래와 같이 구한다.

$$\sigma_{cr} = \frac{2.046\pi^2 E}{(KL/r)^2} = \frac{2.046\pi^2 \times 27576}{(0.1625)^2} = 2,136,634\pi^2 \approx 21,087,732 \text{ ksi} \quad (10)$$

$$\sigma_{allow} = \frac{\sigma_{cr}}{FS} = \frac{21,087,732}{7.8 \times 2} \approx 1,351,777.7 \text{ ksi} \quad (11)$$

그리고 허용하중은 허용응력에 단면적을 곱한 값이므로

$$P_{allow} = \sigma_{allow} A = 1,351,777.7 \times \frac{\pi d^2}{4} \approx 337,944\pi d^2 \quad (12)$$

여기에서 전극이 장착되어 머리에 씌여지게 될 EEG Cap의 압력을 견딜 수 있는 허용하중을 가지는 단면적이기 위한 반경을 구하기 위해 반경 d 는 변수로 두고 반경의 변화에 따른 허용하중의 변화를 그래프로 나타내었다(Fig. 4).

그림의 데이터를 보면 전기적인 요구사항에서의 단면적 조건이었던 0.2 mm 이상의 직경이었을 경우의 허용하중은 약 $10,616.8 \text{ ksi}$ (Fig. 4, A지점)를 나타낸다. 여기에서 바늘을 실험에 구부러지지 않고 안전하게 실험에 사용하기 위해서는 $P_{allow} \geq 7.25 \times 10^{-6} \text{ ksi}$ 를 만족해야 하는 것과 앞서 전기적인 요구사항에서 도출하였던 270Ω 의 임피던스를 얻기 위한 단면적 값의 범위 내에서 또한 만족함을 알 수 있으며 위의 식(12)에서 허용하중 $7.25 \times 10^{-6} \text{ ksi}$ 를 만족하는 반경을 구하면 약 $66 \mu\text{m}$ 이다. 결과적으로 $7.25 \times 10^{-6} \text{ ksi}$ 이상의 하중을 견디기 위해서는 바늘의 단면의 반경이 $66 \mu\text{m}$ 이상이면 된다는 것을 알 수 있다.

앞의 두 측면에서의 요구사항과 관련하여 목표 임피던스 값을 가지기 위한 최적 설계를 진행하였다. 먼저 전기적인 측면에서는 바늘의 길이가 두피의 각질층과 모발의 영향을 고려하여 1.3 mm 라 가정한 상태에서 바늘의 임피던스를 조절할 수 있는 요소는 단면적이 있었다. 단면적의 반경에 따른 임피던스 변화곡선(Fig. 3)에서 목표 임피던스인 270Ω 이하를 얻을 수 있는 단면적의 직경은 약 0.2 mm 이상이다. 그리고 기계적인 측면에서 Cap의 압력인 $7.25 \times 10^{-6} \text{ ksi}$ 를 지탱하여야 한다. 단면적의 반경의 변화에 따른 허용하중의 변화곡선(Fig. 4)에서 Cap의 하중인 $7.25 \times 10^{-6} \text{ ksi}$ 를 받치기 위한 반경은 $66 \mu\text{m}$ 이상이면 되며, 앞서 전기적인 측면에서 제시하였던 직경 0.2 mm 일 때에는 약 $10,616.8 \text{ ksi}$ 의 하중을 견딜 수 있어 전기적인 측면과 기계적인 측면 모두를 최소의 조건에서 만족하는 0.28 mm 를 직경으로 선택하였다.

Fig. 4. Buckling load change according to radius of cross-sectional area.

2.1.1 설계 시뮬레이션

이론적인 설계를 바탕으로 프로브 바늘의 외형적인 치수가 정해졌다. 이를 토대로 각각의 요구사항에 대하여 시뮬레이션 툴을 사용하여 시뮬레이션을 실행하여 각 요구사항에 대한 만족도를 가상으로 실험하도록 하겠다. 먼저 전기적인 요구사항면에 이론적으로 설계되어진 외형을 바탕으로 Maxwell 프로그램을 이용하여 시뮬레이션을 실행하였다.

Fig. 5는 바늘이 각질층을 침습하여 그 밑의 진피층과 직접 닿으므로 각질층에 의한 임피던스 영향은 배제하였다. 바늘 그 자체에 의한 임피던스 분포를 보여 준다. 여기에서 임피던스가 각 영역마다 다르게 분포되어 있는 것은 바늘이 원추형이어서 단면적의 차이로 인해 생긴 것이며 같은 높이에서 약간의 차이를 보이는 것은 재료의 밀도의 영향으로 보여 진다.

Fig. 5. Impedance distribution of probe needle.

다음으로 실행한 시뮬레이션은 기계적인 측면에서의 고려사항이다. Deformation tool을 이용하여 설계된 바늘에 하중을 가하였을 경우를 시뮬레이션을 실시하였다. 시뮬레이션을 위한 데이터는 실제 재료와 가해질 압력 등 실제 사용되었을 경우를 가정하여 입력하였으며 바늘의 tip은 5 μ m 의 offset을 주었다.

Fig. 6. Probe needle shape change according to each load (5 MPa, 1 MPa, 1 KPa, 5 Pa).

2.2. 성능평가

2.2.1 임피던스 성능 평가

두 형태의 전극의 각각의 기본적인 임피던스를 측정 및 비교함으로써 제작한 프로브의 임피던스 성능을 평가하였다.

측정 실험을 하기 앞서 장비의 calibration은 전극이 연결되지 않은 상태에서 장비 내부에서 발생된 사인파(± 10 mV, 10 Hz)를 이용하여 실행하였다.

임피던스 측정 분석은 g.BSanalyzer의 'Impedance measurement mode'를 이용하였다. 이 방법은 해당 전극으로 기기 내부적으로 만들어진 사인파(± 10 mV, 10 Hz)를 흘려보내 voltage loss를 측정하는 것이다. 방법은 측정된 amplitude를 이용하여 임피던스를 계산해내는 방식이다. 계산식은 식(13)과 같다.

$$Z = U_i \times 10^6 / (U_{cal} - U_i) - 10^4. \quad (13)$$

여기에서 U_i 는 측정된 amplitude를 의미하며, U_{cal} 은 전극이 연결되지 않은 상태, 즉 calibration 실행 시, 측정된 amplitude 값이다.

Gel electrode와 관련하여 젤을 사용하였을 때와 사용하지 않았을 때를 각각의 임피던스를 측정하였으며 gel-free probe는 젤을 사용하지 않은 상태에서 임피던스를 측정하였다. 이 방법은 젤에 의해 임피던스가 얼마나 증가하는지와 gel-free probe에서의 임피던스를 알 수 있다.

2.2.2 전극 착용감 비교

6명의 피실험자가 뇌파 측정 실험 후 각각의 실험동안 전극의 착용감에 대한 느낌을 묻는 설문지(첨부 1)를 바탕으로 두 전극의 착용감을 비교 판단하였으며, 두 전극의 실험과 연관된 준비시간과 마무리 시간을 측정하여 전극의 사용 용이성을 판단하였다.

2.2.3 뇌파 측정 성능 평가

2.2.3.1 실험 대상자

6명의 일반인(남자: 4명, 여자: 2명, 평균연령 만 34세)이 실험 참가에 동의를 얻고 실험에 참여하였다. 피실험자는 모두 뇌 손상과 심리적 장애, 과거 뇌와 관련된 병력이 없었고 두피에도 질환은 없었다.

2.2.3.2 전극 배치

6명의 피실험자는 각각 3개의 젤-전극과 3개의 니들-프로브를 부착하였다. gel-free probe는 오른쪽 sensorimotor cortex인 C4와 F4 그리고 Cz'(Cz로부터 오른쪽으로 1 cm에 위치)에 부착하였다. 젤-전극은 왼쪽 sensorimotor cortex인 C3, F3 그리고 Cz''(Cz로부터 왼쪽으로 1cm에 위치)에 부착하였다(Fig. 7). 레퍼런스 전극(g.GAMMAearclip Ag/AgCl, g.tec)은 귀에 위치하였다. 젤-전극에 사용된 젤은 독일 g.tec사의 g.GAMMAgel을 사용하였다.

Fig. 7. Location of each electrodes. gel-free probe is located on C4, F4 in right sensory motorcortex and gel electrodes are located on C3, F3 in left sensory motorcortex.

뇌파는 g.USBamp와 g.BSanalyzer-Biosignal Analysis Software (G.tec Medical Engineering GmbH, Austria)로 기록하였으며 뇌파수집은 MATLAB의 Simulink를 사용하였다. 본 측정장비는 뇌에서 유발하는 미약한 전기신호를 증폭하여 모니터에 신호를 표시해줄 뿐만 아니라, 디지털 신호로 전환시켜 컴퓨터에서 소프트웨어를 통한 다양한 분석을 가능하게 해준다. 측정된 뇌파 자료에 대하여 Remove drift, DC correction, Detrending 등의 전처리 과정을 실행하였으며 256 Hz 로 샘플링 되었고, 잡음을 제거하기 위하여 0.1 Hz ~ 60 Hz 의 on-line 필터가 사용 되었으며 피

부 임피던스는 5 kΩ 이하로 유지하였다. 실험내용으로는 두 가지 형태의 전극을 이용하여 저주파의 뇌파로부터 고주파의 뇌파와 같이 다양한 넓은 주파수대의 유발된 전위변화(EEG)를 측정하여 두 전극간의 차이를 판별하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 전극 착용감 비교

젤-전극은 실험을 수행하기 전에 임피던스를 낮추기 위해 두피를 면봉으로 각질을 긁어내는 과정과 전극을 원하는 위치에 고정 한 후 젤을 주입하는 절차를 거쳐야 하는 시간(평균 292.83초)이 소요 되었으나 gel-free probe의 경우 원하는 곳에 위치시키는 시간(평균 64초)만 소요되었다. 실험 후에는 젤-전극의 경우 두피에 바른 젤을 제거하기 위해 머리를 감아야하는 시간(평균 284초)이 소요되었으며, gel-free probe의 경우 머리를 세정하는 시간은 소요되지 않았다(Table. 1).

Table.2에서는 gel-free probe가 비교적 약간의 침습의 느낌을 받는 것을 보여주며 젤-전극의 경우 젤을 사용함에 있어 비교적 안 좋은 느낌을 받았다는 것을 보여준다.

Table 1. 실험준비 및 실험 후 머리세정 시간 대비표(단위: 초, S-EL: 젤-전극, N-EL: gel-free probe)

구분	준비시간		씻는 시간	
	S-EL.	N-EL.	S-EL.	N-EL.
Subject 1	280	60	242	0
Subject 2	284	65	300	0
Subject 3	370	71	348	0
Subject 4	250	62	240	0
Subject 5	243	68	354	0
Subject 6	330	58	220	0
Average	292.83	64	284	0

Table 1. 피실험자별 Gel 및 바늘전극의 tactile sensation 비교표(각 문항별 점수는 예는 1, 아니오는 2, 느낌의 정도를 점수화한 것이며 클수록 높은점수 임)

구분	Q 1		Q 2		Q 3		Q 4		Q 5	
	S.EL	N.EL	S.EL	N.EL	S.EL	N.EL	S.EL	N.EL	S.EL	N.EL
Subject 1	2	1	0	40	2	1	0	40	60	0
Subject 2	2	1	0	40	2	2	0	20	40	0
Subject 3	2	2	0	20	2	1	0	40	60	0
Subject 4	2	1	0	60	2	1	0	60	20	0
Subject 5	2	2	0	20	2	2	0	40	60	0
Subject 6	2	2	0	20	2	1	0	40	40	0
Average	2.0	1.5	0	33.3	2	1.33	0	40	46.6	0

3.2 임피던스 측정

두가지 형태의 각 전극 기본 임피던스 측정하기 앞서 전극이 연결되지 않았을 때의 calibration signal은 아래와 같다.

Fig. 8. Calibration signal that no electrode is connected. .

여기에서 10 k Ω 임피던스를 인가하였을 때, 신호의 amplitude는 아주 작게 나타났다(Fig. 8). 이는 정상적인 뇌파신호를 얻기 위해 0.1 k Ω ~ 10 k Ω 사이의 임피던스를 유지해야 함을 알 수 있었다.

Fig. 9. Amplitude in impedance 10 k Ω .

위의 기본적인 사항을 바탕으로 이제 각 전극의 기본 임피던스를 측정하였다. 먼저 젤 전극에서 젤을 사용하지 않았을 때의 임피던스를 측정한 결과 Fig. 10와 같은 그래프를 얻을 수 있었다.

Fig. 10에서는 두피의 각질층의 영향과 두피 표면의 여러 이물질 그리고 모발로 인해 약 1 k Ω 크기를 나타내었다.

Fig. 10. Amplitude of no gel gel-electrode.

약 1 k Ω 임피던스는 뇌파탐지 유효 임피던스인 0 k Ω ~ 10 k Ω 에는 속해 있어 탐지에는 문제가 없다. 그 다음으로는 젤-전극에서 젤을 사용하였을 때의 임피던스를 측정하였다. 젤-전극에서 젤을 사용하였을 때는 각질층을 제거하는 절차와 두발을 해집어 내어서 인지 젤을 사용하지 않을 때의 amplitude보다 약간 높은 amplitude를 확인할 수 있었다. 임피던스는 약 510 Ω 나타내었다.

Fig. 11. Amplitude of gel-electrode that gel used.

마지막으로 본 연구에서 개발한 gel-free probe의 amplitude를 측정해 보았다(Fig. 12). 데이터에서 보면 앞서 측정한 젤을 사용한 젤-전극 보다 높은 수준의 amplitude를 확인할 수 있다. 임피던스 약 280 Ω 나타내었다. 이는 앞서 연구에서 목표했던 270 Ω (± 20)에서 근접한 값으로서 목표 임피던스를 달성하였다.

Fig. 12. Amplitude of gel-free probe.

3.3 기계적인 사항 검증

완성된 프로브를 사용하여 압축강도를 측정한 결과, 280,367 MPa (= 40,653.215 ksi)의 측정치를 나타내었다. 이는 설계값인 10,616.8 ksi 보다 큰 값으로 실제 프로브의 직경을 0.28 mm로 설계함에 따라 변한 것으로 생각된다. 이는 설계식에 의한 그래프에서도 확인할 수 있다(Fig. 13).

착용과 관련하여 실제 실험에서의 변형유무를 판단하기 위해 프로브를 EEG Cap에 장착하여 실험에 사용하여 본 결과, 1시간 이상 착용하여도 바늘은 구부러지지 않았다(Fig. 14).

Fig. 13. Real measured value of compress strength of fabricated probe needle.

Fig. 14. probe needle after used.

3.4 뇌파 측정

3.4.1 휴식상태 뇌파분석

피실험자가 눈을 뜨고 휴식을 취하고 있을 때 유발된 EEG 신호를 파워 스펙트럼 분석을 통해 평가하였다. 시그널은 고속 푸리에 변환을 하기 전에 해닝 윈도우(Hanning Window)를 적용하였다.

휴식상태에서는 주로 알파파(8 Hz ~ 12 Hz), 베타파(15 Hz ~ 25 Hz)가 검출된다. Fig. 15는 피실험자가 휴식상태일 때, C3와 C4 위치에서의 뇌파의 파워 스펙트럼의 밀도를 보여준다. 스펙트럼은 알파파와 베타파의 각각의 범위에서 peak를 쉽게 관찰할 수 있었다. 스펙트럼 분포는 모든 피실험자들에게서 두가지 형태의 전극에서 동일하게 나타났다. Alpha oscillation(주파수 범위: 8 Hz ~ 13 Hz) 파워의 총평균은 Fig. 17A에 나타나 있다.

3.4.2 Readiness Potential

Tapping 운동으로부터 유발된 시그널은 Tapping 행위 후 -3000 ms에서 700 ms 구간에 대해 20 Hz 컷-오프 주파수의 저대역통과 필터를 사용하였다. 피실험자는 양쪽 검지를 매 3 초 ~ 5 초

간격으로 버튼을 누르는 동작을 230회 반복한다.

RP(Readiness Potential, BP: Bereitschafts Potential)란 수의 운동에 약 1 초 선행해서 뇌파 상에 나타나는 완만한 음성전위이며, 머리끝에서 가장 강하게 나타나는데, 두피상의 상당히 넓은 범위에 나타난다. 여기에서는 양 검지의 반복적인 스위치 누름 동작(tapping)을 실행함으로써 관찰할 수 있었다. Fig. 16에서 두가지 타입의 전극에서 RP는 동작이 시작하기 평균 약 1.5 초전에 시작되었으며, 평균 진폭의 경우, 젤-전극은 5 μV , 바늘-프로브는 4.8 μV 로 거의 같은 시간대에 거의 동일한 크기의 amplitude로 관찰되는 것을 볼 수 있었다. RP(-300 ms에서 0 ms 사이의 평균값)의 진폭 총 평균은 Fig. 17B에 나타나 있다.

Fig. 15. Spectra of ongoing resting EEG activity. Note clear peaks at about 10 and 20 Hz., alpha and beta rhythms, which are similar in power for both electrodes. Blue and red-EEG activity recorded with gel electrode and gel-free probe.

Fig. 16. Readiness Potential. X-axis indicates time with respect to the motor response (button press at 0s). Note a similar time course and amplitude of RP for both type of electrodes. Blue and red- EEG activity recorded with gel electrode and gel-free probe.

Fig. 17. A comparison of EEG activity recorded with gel electrode and gel-free probe(needle probe). (A) The logarithm of alpha power (measured in 8 Hz ~13 Hz frequency range), the data is from six subjects. (B) The magnitude of Readiness potential measured in -300 ms to 0 ms time interval (with respect to the button press).

4. 결론

본 논문에서는 Neuro Gel을 사용하지 않고도 젤-전극에 비해 더 낮은 임피던스와 동일한 성능의 뇌파 검출 기능을 가진 gel-free probe를 연구 및 개발하였다. 젤을 사용하지 않고도 더 낮은 임피던스 값을 얻기 위해 전기적으로는 뇌파의 특성상 $0.1\text{ k}\Omega \sim 5\text{ k}\Omega$ 의 범위 내에서 임피던스에 의한 감소효과를 얻을 수 있는 $270\text{ }\Omega$ 을 설정하였으며 기계적인 고려사항인 EEG Cap에 의해 가해지는 압력, 약 5 Pa 를 견딜 수 있는 공학적인 조건을 성립한 후 각각의 요구조건을 만족하도록 전기적인 측면에서는 전극-전해질 인터페이스 이론과 기계적인 측면에서는 좌굴현상(Buckling) 이론을 적용한 이론적 설계와 이를 통해 설계된 dimensional design을 Maxwell 프로그램과 COMSOL의 Deformation 테스트를 실시하여 임피던스 감소의 효과와 프로브 바늘의 강성을 입증하였다. 이러한 이론적 설계의 입증은 바탕으로 임피던스 감소효과와 기계적 강성을 더 할 수는 제작공정을 적용하여 프로브 바늘을 제작하였다. 개발한 프로브 바늘을 적용한 gel-free probe는 현재 뇌연구에서 많이 사용되고 있는 젤전극과 비교하여 뇌파 탐지 성능 면에서는 거의 동등한 성능을 보여 주었으며 임피던스 감소 면에서는 그 이상의 성능을 보여 주었다. Readiness Potential의 경우, 평균 amplitude 값이 젤전극은 약 $4.8\text{ }\mu\text{V}$, gel-free probe는 약 $5\text{ }\mu\text{V}$ 를 나타내어 동등한 성능을 보여 주었으며 뇌파탐지에 가장 핵심인 임피던스와 관련하여 젤을 사용하지 않은 젤-전극은 $1\text{ k}\Omega$, 젤을 사용한 젤-전극은 $510\text{ }\Omega$, gel-free probe는 $280\text{ }\Omega$ 을 나타내어 젤전극보다 아주 낮은 임피던스 값을 나타내었다.

본 연구에서 개발한 젤을 사용하지 않는 최소침습의 방법을 이용한 gel-free probe는 젤을 사용하지 않고도 동일한 수준의 raw data와 뛰어난 임피던스 감소효과를 얻는데 성공하였다. 이는 EEG를 이용하는 BCI에서 요구되는 착용이 간단하고 활동성이 보장되면서 양질의 뇌파신호를 탐지할 수 있는 전극으로서 기존의 젤-전극을 대체할 수 있을 것으로 판단된다.

감사의 글

이 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었습니다.

REFERENCES

- [1] John G. Webster, 의용계측공학, 여문각, 서울, pp. 212-213, 2002.
- [2] C.Foneseca, J.P. Silva Cunha, R. E. Martins, V. M.

- Ferreira, J. P. Marques de Sa, M.A. Barbosa, and A. Martins Silva, "A novel dry active electrode for EEG recording", *The IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 8, no. 1, pp. 571-572, 1979.
- [3] A. Potter and L. Menke, "Capacitive type of biomedical electrode", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 17, pp. 350-351 1970.
- [4] A. Searle and L. Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes", *Physiol. Meas.* vol. 22, pp. 71-83, 2000.
- [5] Ary JP, Klein SA, and Fender DH. "Location of sources of evoked scalp potentials: corrections for skull and scalp thicknesses", *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 128, pp. 447-452, 1981.
- [6] Birbaumer N. "Breaking the silence. Brain?computer interfaces(BCI) for communication and motor control", *Psychophysiology* vol. 43, pp. 517-532, 2006.
- [7] C. F., and R. E. Whalen, "Current density and electrically induced ventricular fibrillation", *Med. Instrum. Tech.*, vol. 24, pp. 207-211, 1990.
- [8] Curio G. "High frequency(600 Hz) bursts of spike-like activities generated in the human cerebral somatosensory system", *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*, vol. 49, pp. 56?61, 1999.
- [9] Ch. Gondran, E. Siebert, P. Fabry, E. Novakov, and P. Y. Gumery, "Non-polarisable dry electrode based on NASICON ceramic", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 33, pp. 452-457, 1995.
- [10] C. Fonseca, F. Vaz, and M.A. Barbosa, "Electrochemical behaviour of titanium coated stainless steel by R.F. sputtering in synthetic sweat solutions for electrode applications", accepted for publication in *Corrosion Science*.
- [11] Dalziel and C. F., "Electric shock", in *Advances in Biomedical Engineering*, New York: Academic, vol. 3, pp. 223-248, 1973.
- [12] R J Cooper et al, "Design and evaluation of a probe for simultaneous EEG and near-infrared imaging of cortical activation", *Phys. Med. Biol.* vol. 54, p. 2093, 2009.
- [13] Ferree TC, Luu P, Russell GS, and Tucker DM. "Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality", *Clin Neurophysiol*, vol. 112, pp. 536-544, 2001.
- [14] Fonseca. C, Cunha. J.P.S, Martins. R.E, Ferreira. V.M, de Sa. J.P.M, Barbosa. M.A, and da Silva. A.M, "A novel dry active electrode for EEG recording", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 54, no. 1, pp. 162-165, 2007.
- [15] F. Popescu, S. Fazli, Y. Badower, B. Blankertz, and K.-R. Müller, "Single trial classification of motor imagination using 6 dry EEG electrodes", *PLoS ONE*, vol. 2, p. e637, 2007.
- [16] G Lantz, R Grave de Peralta, L Spinelli, M Seeck, and C.M Michel, "Epileptic source localization with high density EEG: how many electrodes are needed? ", *Clinical Neurophysiology*, vol. 114, Issue 1, pp. 63-69, 2003.
- [17] Geddes, L. A., Bourland, J. D., Wise, G. and Steinberg, R. "Dry electrodes and holder for electro-oculography", *Medical and Biological Engineering*. In Press 1973.
- [18] Hak W. Tam and John G. Webster, "Minimizing electrode motion artifact by skin abrasion", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME24, no. 2, pp. 134-139, 1997.
- [19] Inui K. Tran TD. Hoshiyama M. and Kakiqi R., "Preferential stimulation of Ad fibers by intra-epidermal needle electrode in humans", *Pain*, vol. 96, no. 3, pp. 247-252, 2002.
- [20] Kim, S. et al. "Integrated wireless neural interface based on the Utah electrode array", *Biomed. Microdevices*, vol. 11, p. 453466, 2009.
- [21] L. A. Geddes and M. E. Valentinuzzi. "Temporal changes in electrode impedance while recording the electrocardiogram with "Dry" electrodes", *Annals of Biomedical Engineering* 1, pp. 356-367, 1973.
- [22] Lantz G, Grave de Peralta R, Gonzalez S, and Michel CM. "Noninvasive localization of electromagnetic epileptic activity", 2. Demonstration of 68 G. Lantz et al., *Clinical Neurophysiology*, vol. 114, pp. 63-69, 2003, sublobar accuracy in patients with simultaneous surface and depth recordings. *Brain Topogr*, vol. 14, pp. 139-147, 2001.
- [23] M. Matteucci et al. *Microelectronic Engineering* 84 pp. 1737-1740, 2007.
- [24] Shibasaki H and Hallett M. "What is the Bereitschaftspotential?", *Clin Neurophysiol*, vol.

- 117, pp. 2341-56, 2006.
- [25] Shulan Hsieh. "The lateralized readiness potential and P300 of stimulus-set switching", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 60, pp. 284-291, 2006.
- [26] Srinivasan R, Nunez PL, Tucker DM, Silberstein RB, and Cadusch PJ. "Spatial sampling and filtering of EEG with spline laplacians to estimate cortical potentials", *Brain Topogr*, vol. 8, pp. 355-366, 1996.
- [27] S. Chin, C. Lee, and J. Lee, "Facial expression image mapping for brain computer interface using EI type classification", *International Conference on Information and Sciences and Interaction Sciences*, June, 2010.
- [28] Taheri BA, Knight RT, and Smith RL. "A dry electrode for EEG recording", *Electroencephalogr.* vol. 90(5), pp. 376-383, 1994.
- [29] Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, and Vaughan TM. "Brain-computer interfaces for communication and control", *Clin Neurophysiol* vol. 113, pp.767-791, 2002.
- [30] Zablow, L. and Goldensohn, "E. S. A comparison between scalp and needle electrodes for the EEG. Electroenceph", *Clin. Neurophysiol.*, vol. 26, pp. 530-533, 1969.

윤 대 중 (Dae-Jhoong Yun)

- 2003년 2월 동명대학교 로봇시스템공학과(공학사)
- 2012년 2월 부산대학교 나노과학기술대학 인지메카트로닉스공학과(공학석사)
- 주관심분야 : EEG, BCI, Electrode, 의용공학

엄 년 식 (Nyeon-Sik Eum)

- 1996년 경일대학교 기계공학과(공학사)
- 1998년 경북대학교 센서공학과(공학석사)
- 2004년 2월 경북대학교 센서공학과(공학박사)
- 2009년 8월 ~ 현재 (주)유바이오매드 대표이사
- 주관심분야 : 광센서, 이미징, u-needle, 바이오칩, SPR

정 명 영 (Myung-Yung Jeong)

- 1982년 2월 부산대학교 기계공학과(공학사)
- 1984년 2월 부산대학교 기계공학과(공학석사)
- 2000년 2월 KAIST 기계공학과(공학박사)
- 2003년 10월 ~ 현재 부산대학교 나노융합기술학과 부교수
- 주관심분야 : NEMS/MEMS, 광PCB, 광패키징 기술 등

Tactile Sensation 설문조사

○ 피실험자 성명 : _____

실험이 진행되는 동안 전극에서 받은 느낌을 아래 질문에 따라
답해 주시기 바랍니다.

(단, 1 ~ 5 단계는 받은 느낌의 정도가 높을수록 높은 단계를 선택하면 됩니다.)

* 해당란에 V 하세요.

1. 처음 착용하는 순간 아픔을 느꼈는가?

예 ☐ 아니오 ☐

2. 느꼈다면 아픔의 크기를 표시하세요.

1단계 ☐ 2단계 ☐ 3단계 ☐ 4단계 ☐ 5단계 ☐

3. 실험을 진행하는 동안 아픔을 느꼈는가?

예 ☐ 아니오 ☐

4. 느꼈다면 아픔의 크기를 표시하세요.

1단계 ☐ 2단계 ☐ 3단계 ☐ 4단계 ☐ 5단계 ☐

5. 젤을 주입하였을 때, 어떤 느낌을 받았는가?

1단계 ☐ 2단계 ☐ 3단계 ☐ 4단계 ☐ 5단계 ☐

감사합니다.