

신경탐침 SNU Probe의 제작, 분석 및 신경생리학적 성능 Manufacture, Analysis and physiological performance of A Plasma Etched SNU Depth Probe

박세익*, 오승재*, 안순관*, 정성철**, 신형철**, 김성준*

*서울대학교 전기 및 컴퓨터공학부

**한림대학교 의과대학

Se-ik Park*, Seung-Jae Oh*, Soon-Kwan Ahn*, Sung Cheri Jung*
Hung-Cheul Shin** and Sung-June Kim*

*School of Electrical and Computer Eng., Seoul National University

**College of Medicine, Hallym University

Abstract - We made a depth-probe type silicon microelectrode array using combination of plasma and selective wet etching. The developed process allows easy control of shank thickness and corresponding mechanical strength. Bending tests show that the probes mechanical strength depends largely on shank thickness. The entire probe shaping process is performed only at low temperature, and thus is consistent with the standard CMOS fabrication. Recording sites were platinized for reducing the recording site impedance. The microelectrode array was used successfully in a four channel simultaneous recording experiment from rat's somatosensory cortex and there is no crosstalk among channels.

Key words - silicon microelectrode, impedance, platinization, simultaneous recording, primary somatosensory cortex

1. 서 론

현재 신경계를 탐구하기 위한 도구로 텅스텐 전극이나 미세피펫 등 여러 형태의 전극이 사용되고 있다. 하지만 이러한 전극들은 다수의 신경신호를 획득하는데 있어 전극의 크기나 위치조정이 어렵다는 구조적 단점을 가지고 있다.

이를 극복하기 위해 최근 반도체 공정과 호환되는 실리콘을 바탕으로 한 미세전극에 대한 연구가 활발히 진행되고 있는데 이는 재현성있게 원하는 형태의 전극의 크기나 위치 그리고 다수의 전극을 하나의 탐침위에 집적할 수 있기 때문이다. 뿐만 아니라 전극과 능동회로의 집적이 가능하기 때문에 대량

생산이 가능한 저가격의 고성능 능동 미세전극을 구현할 수 있다는 점에서 주목을 받고 있다.

이러한 미세전극의 한 종류로 탐침형 미세전극이 있다. 탐침형 미세전극은 대뇌 피질에 삽입되어 사용되므로 탐침의 강도가 미세전극을 특징짓는 중요한 특성이 된다. 또한 전기적으로 높은 신호대 잡음비를 갖는 신경신호를 획득하기 위해서는 체액과 전극 사이의 낮은 계면 임피던스를 구현하는 것이 매우 중요하다.

실리콘 탐침형 미세전극의 대표적인 탐침형성 방법으로 고온(1175°C)에서 붕소(boron)를 실리콘 기판 내로 고농도($5 \times 10^{19} \text{ cm}^{-3}$)로 확산시켜서 생성된 p+ 층을 식각 정지점으로

사용하여 습식식각하는 방법[1]과 앞면을 플라즈마 식각하여 원하는 탐침 두께 만큼의 깊이로 트렌치(trench)를 형성하고 뒷면을 습식식각하는 방법[2] 두 가지가 있다. 붕소를 확산시키는 방법은 고온에서 고농도의 불순물을 사용하기 때문에 CMOS 공정을 이용하여 회로가 집적된 능동 탐침형 미세전극을 만들기 어렵고 불순물이 확산되는 깊이의 한계로 인해 $20\mu\text{m}$ 이상의 두께를 가지는 탐침을 형성하기가 매우 어렵다.

본 논문에서는 붕소확산에 의한 탐침제조방법이 가지는 문제점을 극복한 탐침제조 공정에 대해서 기술하였다. 또한 반도체 미세전극의 중요한 두 가지 특성인 강도와 계면임피던스 그리고 제작된 전극의 신경생리학적 적용에 대해 기술하였다.

미세전극은 상실된 신경기능을 회복시켜주는 청각, 시각, 운동신경 보철에 있어서 생체접속의 가장 기본요소가 되므로 이에 대한 연구는 학문적 기여뿐만 아니라 장애인 재활 등 사회적 기여측면에서도 그 의미가 크다고 하겠다.

2. 실험방법

2.1 탐침형 반도체 미세전극의 제작

제작하고자 하는 SNU probe의 모양을 그림 1에, 그 제작공정을 그림 2에 보였다. 제작공정은 크게 전극 사이트(site)와 본딩 패드를 형성하는 단계, 앞면 트렌치 형성 단계, 뒷면 습식식각의 3단계로 이루어진다.

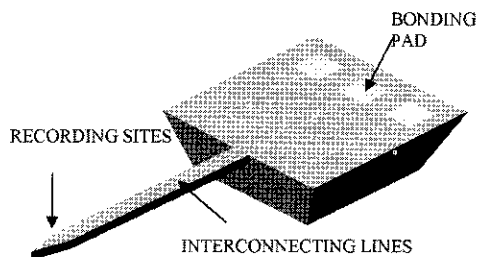


그림 1. 반도체 미세전극 (SNU probe)

먼저, 양면 연마된 p-type (100) 방향 웨이퍼에 열산화막 1000\AA 을 기르고, 다시 LPCVD 질화막 2000\AA 을 증착한다. 이때 웨

이퍼의 앞면과 뒷면 모두 산화막과 질화막이 형성되며, 뒷면의 산화막/질화막은 실리콘 웨이퍼를 뒷면으로부터 습식식각할 때 식각 마스크로 사용된다. 그리고, 앞면에 PECVD로 산화막 8000\AA 을 증착하여 하층절연막을 완성한다. 음성감광제(negative photoresist)인 AZ5214를 패터한 후 리프트 오프(lift-off) 방법으로 Cr/Au ($1000\text{\AA}/3000\text{\AA}$) 금속선을 형성하고, PECVD로 상층절연막을 증착한 후 플라즈마 건식식각하여 전극 사이트와 본딩 패드를 개방한다(그림 2. (a)).

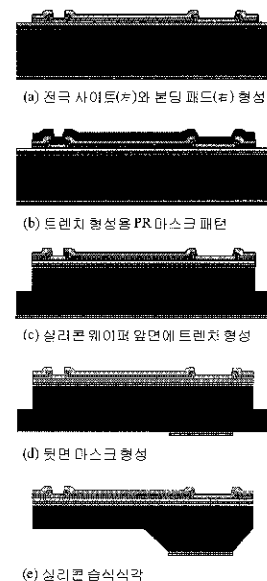


그림 2. SNU probe 공정 순서

다음으로 실리콘을 건식식각하여 트렌치를 형성하기 위해 식각마스크를 형성한다. 마스크로 양성감광제(positive photoresist)인 AZ1512를 사용하여 $1.2\mu\text{m}$ 두께로 패터하여 식각마스크를 만들고(그림 2. (b)) Bosch 프로세스[3]를 이용하여 탐침의 두께를 결정하는 SNU Probe 제작 공정을 개발하였다. 먼저 PR 마스크를 사용하여 하층절연막을 건식식각한 후 같은 마스크를 사용하여 실리콘을 $30\mu\text{m}$ 깊이로 건식식각한다(그림 2. (c)). 이때 실리콘을 식각한 깊이가 탐침의 두께를 결정한다. 실리콘 건식식각에는 Bosch 프로세스를 채용한 ICP Deep Silicon Etcher (Plasma-Therm Inc.)를 사용하였다.

앞면에 트렌치 형성이 끝나면 뒷면의 산화

막/질화막을 전식식각하여 마스크를 패턴하고 30wt% 70°C KOH를 사용하여 실리콘을 뒷면에서 습식식각하였다.

2.2 강도 테스트

외팔보 미세구조(micro-cantilever)의 스트레스 테스트 장치인 인덴터(indenter: Akashi Co., model MZT4)를 사용하여 SNU probe의 강도를 테스트하였다(그림 3).

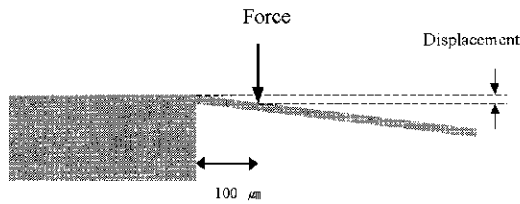


그림 3. 강도테스트 개략도

테스트에 사용된 전극은 탐침의 길이와 폭은 각각 5mm, 100 μ m이며 탐침의 두께를 15 μ m ($\pm 0.17\mu$ m), 22.5 μ m ($\pm 0.18\mu$ m), 30 μ m ($\pm 0.22\mu$ m)로 달리 하였다. 미세전극을 붙인 PCB를 인덴터에 고정시키고 탐침과 지지체와의 경계로부터 100 μ m 떨어진 곳에 탐침의 윗면에 대하여 수직인 방향으로 힘을 주었다. 이 지점의 변위 속도는 0.5 μ m/sec로 하였으며 탐침이 지지체와의 경계에서 부러질 때까지 탐침의 변위에 따라 가해지는 힘의 크기를 인덴터로 측정하였다[4].

2.3 체액-전극 계면 임피던스 측정

체액과 전극 사이의 계면에 존재하는 전기화학적 임피던스는 0.9% NaCl 생리 식염수에서 Potentiostat을 이용하여 측정할 수 있다. 먼저 Potentiostat (CH Instruments, model 660)의 기준전극(reference electrode), 보조전극(counter electrode), 작업전극(working electrode) 단자 각각에 sat. Ag/AgCl 전극, 백금와이어, 측정하고자 하는 미세전극의 전극 사이트를 연결한다. 세 전극을 생리 식염수에 담근 후 Potentiostat을 이용하여 기준전극에 대하여 작업전극의 전위를 0V로 바이어스하고 작업전극에 임피던스 측정을 위한 AC 테스트 전압을 걸어준다. 20 μ m \times 30 μ m 크기의 전극 사이트에 대하여 주파수를 1Hz에서

10kHz까지 바꾸어 가며 20mV_{p-p}, 100mV_{p-p}, 270mV_{p-p} 크기의 AC 전압을 걸어주어 각각에 대해 체액-전극 계면 임피던스를 측정하였다.

2.4 백금흑 전착

전극을 1% H₂PtCl₆ 수용액에 담그고 백금 이온의 환원 전위에 해당하는 전압 -0.3V를 10분 동안 일정하게 걸어줌(정전위법)으로써 SNU probe의 특정 전극 사이트 위에 백금(Pt) 이온을 전착(電着)하여 백금흑(platinum black) 전극을 제작하였다. 20 μ m \times 30 μ m 크기의 전극 사이트를 작업전극으로 사용하였으며, 1% H₂PtCl₆ 수용액에서 기록한 전극 사이트의 순환 볼타모그램(cyclic voltammogram) 으로부터 백금 이온의 환원 전위를 결정하였다[5].

2.5 동물실험

그림 4는 제작한 전극을 동물실험에 적용하여 신경신호를 기록하고 있는 것을 보인다.

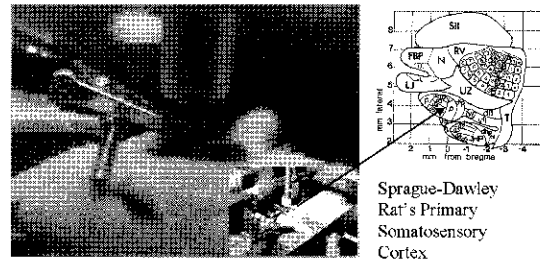


그림 4. 동물실험 모습

흰쥐(Sprague-Dawley rats, 200-300g)에 카르바민산 에스테르(urethane, 1g \cdot kg⁻¹, i.p.)를 복강내에 주사하여 마취시킨 후 stereotaxic (David Kopf)위에 고정하고 앞발부위에 해당하는 제1차 감각신피질(primary somatosensory cortex) 부위에 두개골 절개술(craniotomy)을 실시하였다. 전극을 삽입한 후 쥐의 앞발을 자극하여 신경신호를 기록하였다. 이때 전극의 위치는 전극을 삽입한 후 쥐의 앞발을 자극하여 오실로 스코프상에 보이는 파형과 스피커로부터 나오는 소리로 확인하였으며 기준전극은 스테인레스 금속전극을 사용하였다.

3. 실험결과

3.1 탐침형 반도체 미세전극의 제작

SNU probe의 탐침 두께는 트렌치의 깊이와 습식식각 정지점(etch stop)에 의해 결정되며, 폭은 식각마스크의 패턴과 형상비(aspect ratio, 두께/폭)에 의해 결정된다. 습식식각의 불균일성과 웨이퍼 두께의 불균일성에 의해 실리콘 미세구조의 최소 두께가 제한되는데, 이 방법으로 $5\mu\text{m}$ 두께의 실리콘 박막을 만들 수 있었다. 실리콘의 식각률은 $1.6\mu\text{m}/\text{min}$ 이고 PR의 식각률은 $300\text{\AA}/\text{min}$ 이었다. 하층절연막을 건식식각하면 7000\AA 정도의 PR이 남으며, $30\mu\text{m}$ 깊이로 트렌치를 형성하기 위해서 19분 동안 건식식각하는데 필요한 PR은 5700\AA 이므로, $1.2\mu\text{m}$ 두께의 PR 마스크로 $30\mu\text{m}$ 깊이의 트렌치를 형성하는데 충분함을 알 수 있다. AZ1512를 $1.6\mu\text{m}$ 두께로 쉽게 패턴할 수 있으므로 10% 정도의 공정 마진을 두면 $52\mu\text{m}$ 깊이의 트렌치 형성이 가능하므로 제작 가능한 탐침 두께의 범위는 $5\sim 52\mu\text{m}$ 이다. 이는 탐침을 형성하는 다른 방법인 LTO 마스크를 사용할 때의 $5\sim 90\mu\text{m}$ 범위에 비하면 좁은 범위[6]이나 공정이 훨씬 단순화되었고 또 실리콘을 건식식각했을 때의 옆면(sidewall) 기울기가 $90^\circ \pm 0.5^\circ$ 로 수직에 가까워 옆면 기울기가 85° 인 이전 공정에 비해 탐침의 폭을 더욱 정확하게 조절할 수 있었다.

탐침형 반도체 미세전극을 제작하는 방법 중 붕소를 확산시키는 방법이 있는데 이를 사용할 경우, 확산되는 깊이는 확산 시간의 제곱근에 비례하며 $15\mu\text{m}$ 깊이로 확산시키는데 15시간이 걸린다. 따라서, $30\mu\text{m}$ 두께의 탐침을 만들기 위해서는 1175°C 의 고온에서 60시간 동안이나 확산시켜야 하므로 탐침의 두께가 두꺼운 탐침형 미세전극을 만들기가 어렵다. 반면, SNU probe의 경우 탐침의 두께를 건식식각 시간을 선형적으로 증가시켜 원하는 두께를 얻을 수 있어 공정시간을 상당히 줄일 수 있다.

또 다른 방법으로는 두꺼운 감광막(thick photoresist, AZ4620)을 사용하여 앞면에 트렌치를 형성하는 공정의 경우에는 실리콘을 $30\sim 40\mu\text{m}$ 깊이로 식각하기 위해서는 $15\mu\text{m}$ 두께의 PR 마스크가 필요하다. 이는 $40\mu\text{m}$ 이

상의 두께를 갖는 탐침을 형성하기 위해서는 $15\mu\text{m}$ 이상의 두께를 갖는 PR 마스크가 필요하며, 이 PR 마스크를 패턴하기 위해서 PR을 여러 번 코팅하거나 노광 에너지를 높이는 시도가 필요하다. 이와 같은 방법으로는 반복적으로 균일한 두께의 PR 마스크 패턴을 얻기가 어렵고 PR 마스크의 낮은 형상비가 탐침의 형상비를 제한하는 요인이 된다.

이와 같이 SNU probe 공정은 다른 공정에 비해서 탐침의 두께와 폭을 자유롭게 설계할 수 있는 공정이다. 또한 모든 공정이 저온에서 이루어지므로 붕소를 확산하여 전극을 제작하는 방법에 비해 CMOS 공정을 그대로 이용할 수 있으므로 능동 회로를 포함하는 능동 탐침형 미세전극의 제작이 훨씬 용이하다.

그림 5는 제작한 SNU probe를 PCB에 마운트한 것을 보인 것이다. 탐침의 길이는 5mm 이며 폭은 몸체와의 경계에서 $100\mu\text{m}$, 탐침 끝의 뾰족한 삼각형 부분과의 경계에서 $40\mu\text{m}$ 이다. 생체내 삽입을 쉽게 하기 위해서 탐침의 끝부분은 뾰족하게 디자인되어 있다.

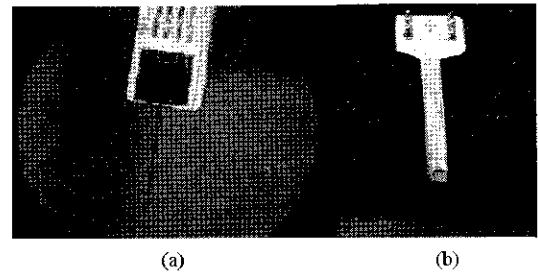


그림 5. PCB에 마운트된 탐침형 반도체 미세전극의 (a)확대 사진과 (b)전체 모습

3.2 강도 특성

변위가 증가할수록 가해지는 힘의 크기는 탐침이 몸체와의 경계에서 부러질 때까지 선형적으로 증가하여 실리콘의 취성(brittleness)을 보여 주고 있다(그림 6). 탐침형 미세전극의 지지체에서 받는 스트레스가 파괴응력(fracture stress)에 도달하면 탐침이 부러지게 된다.

두께가 증가할수록 탐침이 버틸 수 있는 힘이 커지며, 탐침 지지력과 탐침두께, 변위와의 관계는 다음과 같았다.

$$F = (5.23t^2 - 78.4t + 588) \cdot d$$

F : 탐침 지지력

t : 탐침 두께 [μm]

d : 변위 [μm]

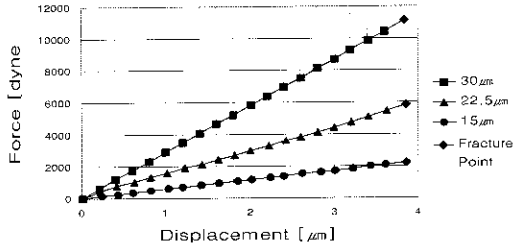


그림 6. 15 μm , 22.5 μm , 30 μm 두께의 탐침에 대한 강도 테스트 결과

또한 탐침의 두께가 얇을 수록 탐침이 잘 구부러지는 것을 확인할 수 있었다. 15 μm 두께의 탐침은 실험용 쥐의 뇌 연막 지주막엽(pia arachnoid)을, 30 μm 두께의 탐침은 뇌경막(dura mater)을 부러짐없이 반복적으로 삽입 가능하다는 연구 보고[7]가 있으며, 탐침두께 30 μm 로 제작된 SNU probe의 경우도 연막 지주막엽을 쉽게 뚫을 수 있음을 확인할 수 있었다.

3.3 체액-전극 계면 임피던스 특성

그림 7은 제작된 전극을 테스트 전압을 변화시키며 측정된 임피던스값이다. 임피던스값은 1kHz에서 테스트 전압의 크기가 20mV_{p-p}, 100mV_{p-p}, 270mV_{p-p}일 때 각각 2.3M Ω , 3.0M Ω , 2.1M Ω 이었다.

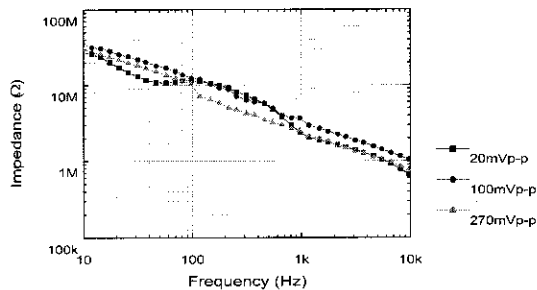


그림 7. 테스트 전압에 따른 체액-전극 계면 임피던스 측정값의 변화

같은 크기의 전극 사이트에서 테스트 전압

을 270mV_{p-p}으로 하여 측정한 그림 10의 결과와 비교하여 보면 인가하는 AC 전압의 크기가 임피던스 측정값에 미치는 영향은 거의 없다고 볼 수 있다. 측정된 임피던스 값의 변화는 걸어주는 테스트 전압 크기에 의한 차이이기보다는 백금족 전착 결과에서 보듯이 전극의 표면 상태에 의한 것이다. 체액-전극 계면 임피던스는 일반적으로 저항과 커패시터의 병렬연결로 모델링할 수 있으며 주파수가 증가함에 따라 감소한다. 금(Au)은 이온화하여 전하를 전달하기 어렵기 때문에 저항이 거의 무한대가 되어 마치 커패시터와 같은 특성을 나타낸다.

3.4 백금족 전착

금으로 된 전극 사이트 위에 백금 이온을 전착하여 백금족 전극으로 만들면 전극의 표면적이 넓어져서 체액-전극 계면 임피던스가 줄어들게 된다. 체액-전극 계면임피던스는 생체로부터 신경신호를 획득하는데 있어 큰 영향을 미치는 인자이다.

그림 8(a)와 그림 8(b)로부터 백금족 전극에서 표면적이 넓어진 것을 확인할 수 있는데, 그림 8(a)는 백금족을 전착하지 않은 전극 사이트 표면이고 그림 8(b)는 전극 사이트 위에 전착된 백금족이다.

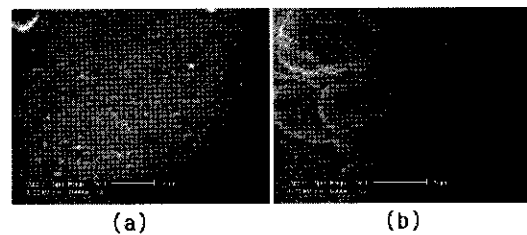


그림 8. (a) 금 전극 표면과 (b) 백금족 전극 표면

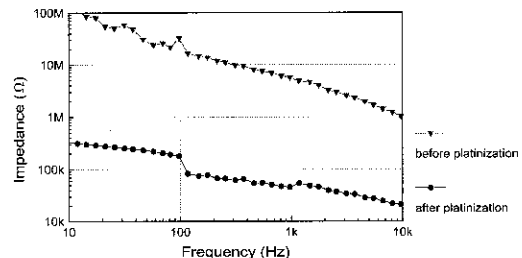


그림 9. 백금족 전착 전후의 체액-전극 계면 임피던스

그림 9에 동일한 전극 사이트에서 백금흑 전착 전과 후의 체액-전극 계면 임피던스 변화를 보였다. 측정된 전극 사이트의 크기는 $20\mu\text{m} \times 30\mu\text{m}$ 이며 인가한 AC 테스트 전압의 크기는 $270\text{mV}_{\text{p-p}}$ 이다. 백금전착을 이용하여 1kHz에서 임피던스의 크기를 $5.2\text{M}\Omega$ 에서 $50\text{k}\Omega$ 으로 100분의 1정도로 감소시켰다.

3.5 동물실험

SNU probe를 사용하여 흰쥐의 제1차 감각신피질(primary somatosensory cortex)에서 4채널의 신경 신호를 동시에 기록하였다.

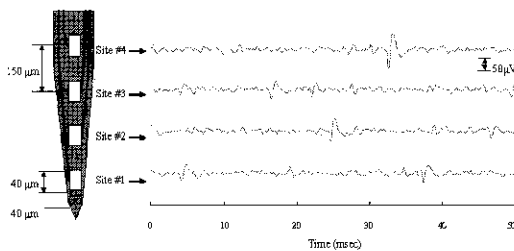


그림 10. 4채널 동시신경신호 기록

그림 10에 보인 신경 신호 기록에서 각 채널의 신경 신호가 독립적이며 채널 사이의 간섭(crosstalk)이 보이지 않음을 알 수 있다. 신경 신호 전압의 위 아래 끝의 차이(peak-to-peak value)와 잡음(background noise)의 RMS값의 비를 신호대 잡음비(SNR)라 정의할 때, 기록된 신경 신호의 신호대 잡음비는 42dB였다. 비교를 위해서 전극 물질이 이리듐 산화막(IrO_x)인 미시간 전극(Michigan probe)과 금속선 전극인 텅스텐 전극을 사용하여 신경 신호를 기록하였을 때, 신경 신호의 신호대 잡음비는 각각 37dB, 40dB이었으며 이로부터 제작된 전극이 다른 전극에 비해 그 전기적 특성도 우수하였다.

4. 결 론

탐침형 반도체 미세전극(SNU probe)의 기계적, 전기적 특성 및 신경생리학적 성능에 대해서 살펴보았다.

개발된 탐침형성 공정은 다른 방법에 비해 훨씬 짧은 공정시간과 간단한 제작과정을 거쳐 원하는 기계적 강도를 구현할 수 있었으

며, PR 마스크와 실리콘의 선택비를 고려하였을 때 $1.6\mu\text{m}$ 두께의 PR 마스크로 $5\sim 52\mu\text{m}$ 의 탐침두께를 제작할 수 있었다.

또한, 전기적 특성으로는 체액-전극 계면 임피던스가 중요한데 체액-전극 계면 임피던스 측정시 인가한 테스트 전압의 크기는 임피던스 측정값에 거의 영향을 미치지 않았으며, 전극 사이트 위에 선택적으로 백금흑을 전착함으로써 전극의 표면적을 넓혀 체액-전극 계면 임피던스를 100분의 1 정도 낮출 수 있었다.

제작한 탐침형 미세전극을 동물실험에 적용하여 전극간의 간섭이 없는 4채널 동시 신경신호를 성공적으로 기록하였으며, 신호대 잡음비가 42dB정도로 다른 전극에 비해 우수하였다.

참 고 문 헌

- [1] D. Anderson, K. Najafi, S. Tanghe, D. Evans, K. Levy, J. Hetke, X. Xue, J. Zappia, and K. Wise, "Batch-fabricated thin-film electrodes for stimulation of the central auditory system," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-37, no.5, pp.474-481, 1990.
- [2] D. Kewley, M. Hills, D. Borkholder, I. Opris, N. Maluf, C. Storment, J. Bower, and G. Kovacs, "Plasma-etched neural probes," *Sensors & Actuators A*, vol.58, pp.27-35, Jan. 1997.
- [3] F. Laermer and A. Schilp of Robert Bosch GmbH, *Method of Anisotropically Etching Silicon*, US-Patent No. 5501893.
- [4] F. V. Warnock and P. P. Benham, *Mechanics of Solids and Strength of Materials*. London: Pitman, 1965.
- [5] J. O'M. Bockris and G. A. Razumney, *Fundamental Aspects of electrocrystallization*, pp.86-87, Plenum Press, New York, 1967.
- [6] Hwang E., Kim S., Yoon T., Shin D., Oh S., Jung S. and Shin H., "A Simultaneous Multichannel Recording Obtained from Rat Cortex Using a Plasma Etched Silicon Depth Probe," *The First Joint Meeting of BMES & EMBS*, pp. Abstracts 71, Atlanta, GA, USA, Oct. 13-16, 1999.
- [7] K. Najafi, J. F. Hetke, "Strength Characterization of Silicon Microprobes in Neurophysiological Tissues," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME 37, no.5, pp.474-481, 1990.