

# 증가된 기계적 강도 및 양방향 신호 검출이 가능한 3차원 폴리이미드 기반 뉴럴 프로브 개발

論 文
56-11-21

## Development of 3-Dimensional Polyimide-based Neural Probe with Improved Mechanical Stiffness and Double-side Recording Sites

金泰儼\* · 李基根†  
(Tae-Hyun Kim · Kee-Keun Lee)

**Abstract** - A flexible but implantable polyimide-based neural implant was fabricated for reliable and stable long-term monitoring of neural activities from brain. The developed neural implant provides 3-dimensional (3D) 3×3 structure, avoids any hand handling, and makes the insertion more efficient and reliable. Any film curvature caused by residual stress was not observed in the electrode. The 3D flexible polyimide electrode penetrated a dense gel whose stiffness is close to live brain tissue, because a ~1μm thick nickel was electroplated along the edge of the shank in order to improve the stiffness. The recording sites were positioned at both side of the shank to increase the probability of recording neural signals from a target volume of tissue. Impedance remained stable over 72 hours because of extremely low moisture uptake in the polyimide dielectric layers. At electrical recording test in vitro, the fabricated electrode showed excellent recording performance, suggesting that this electrode has the potential for great recording from neuron firing and long-term implant performance

**Key Words** : Polyimide, Neural probe, Double-side recording, Ni electroplating

### 1. 서 론

장기간 생체 내에서 안정적인 소자 특성을 유지하면서 실시간으로 뉴런 신호를 외부 전자회로에 제공해 주는 3차원 뉴런 프로브(probe) 개발에 대하여 최근 많은 관심이 증가하고 있다. 이러한 뉴런 프로브의 성공적 개발은 시각 청각 장애인에게 외부의 영상 음성 신호를 뇌 시스템에 전달함으로써 그들에게 보고 들을 수 있는 기술 제공이 가능하게 되며, 또한 뇌와 기계의 인터페이스 역할을 수행함으로써 인간의 생각만으로도 기계를 움직일 수 있는 일들을 가능케 할 수 있다. 뉴런 프로브의 기술은 손으로 만든 마이크로와이어(microwire)로부터 반도체 칩 제작 공정을 이용한 3차원의 고밀도 MEMS 프로브, 그리고 임혀진 뉴런 신호를 해석하고 외부 전자회로에 전송할 수 있는 시그널 프로세스 회로가 집적된 프로브 등 다양한 형태의 연구 기술들이 보고되고 있다 [1-4]. Rousche 등은 고양이로부터 뉴런 신호를 13개월 동안 기록할 수 있는 실리콘 기반의 뉴런 프로브를 발표하였으며, Bai 등은 뉴런 프로브뿐만 아니라 마이크로 유체채널 및 시그널 프로세서가 집적된 더욱 정교해진 3차원 뉴런 프로브를 발표했다 [5-7]. 그러나 지난 십수 년간 뉴런 프로브의 비약적 발전에도 불구하고 장기간 생체 내에서 안정적 특성을 유지할 수 있는 상용화된 프로브의 개발까지는

아직도 많은 문제점이 존재한다. 생체에 삽입된 대부분의 프로브는 초기에는 우수한 신경신호의 기록을 보여주지만 시간이 지날수록 신호의 기록은 현저히 감소한 후 제 기능을 수행하지 못하고 있다. 생체 내에서의 미세 움직임(micromotion)과 교성 상흔(glial scar) 형성이 소자 실패의 주원인으로 보고되고 있다. 마이크로와이어나 실리콘 기반의 딱딱한 프로브는 생체 삽입 시 생체에서 발생하는 미세 움직임과 반응하여 세포에게 반복적인 손상 등을 가하게 됨으로써 결과적으로 만성적 상처를 입히게 된다 [8]. 이러한 이유로, 생체 내에 삽입될 마이크로 프로브는 우수한 생체적합성 및 기계적 유연성을 지녀야 한다. 이러한 물질로는 Polyimide, Benzocyclobutene, SU-8, Parylene, PDMS(polydimethylsiloxane)와 같은 물질이 보고되고 있다 [9-11].

본 논문은 생체 적합성 및 유연성이 우수한 폴리이미드를 기반으로 하여 뇌의 신경 신호를 양방향 검출할 수 있는 생체 삽입형 3차원 뉴런 프로브 제작에 관한 논문이다. 사용된 폴리이미드(Durimide 7510™ from Arch Chemicals)는 생체 내에서의 장기간 안정성과 유연성을 유지할 수 있을 뿐 아니라, 감광성 물질로써 MEMS 공정기술을 통해 손쉽게 마이크로 단위의 미세 패턴이 가능한 물질이다 [12]. 그림 1은 제작된 뉴런 프로브의 3차원 개략도를 보이고 있다. 프로브의 구성은 3개의 생크(shank)로 이루어져 있으며 각각의 생크 끝단에는 3개의 기록 위치들이 앞면과 뒷면 양방향으로 위치하도록 설계함으로써 주어진 공간에서 뉴런 신호의 기록 확률을 최대화 하였다. 순수한 폴리이미드 프로브는 너무 유연해서 세포를 뚫을 수 없다. 따라서 프로브의 강도를 증가시키기 위해 프로브 생크 가장자리에 ~1μm 두께의 니켈을 도금함으로써 프로브의 삽입 강도를 증가시켰다. 제작된

† 교신저자, 正會員 : 亞州大學 電子工學科 助教授 · 工博

E-mail : keekeun@ajou.ac.kr

\* 正會員 : 亞州大學 電子工學科 碩士課程

接受日字 : 2007年 6月 8日

最終完了 : 2007年 8月 16日

프로브는 매우 작으며 작은 체적으로 이루어져 있어 조직 내 삽입 시 다루기가 매우 어렵다. 이를 위해 SU-8 지지판과 실리콘 튜브(silicone tube)를 이용하여 삽입이 용이하도록 3차원 구조물을 제작하였다.

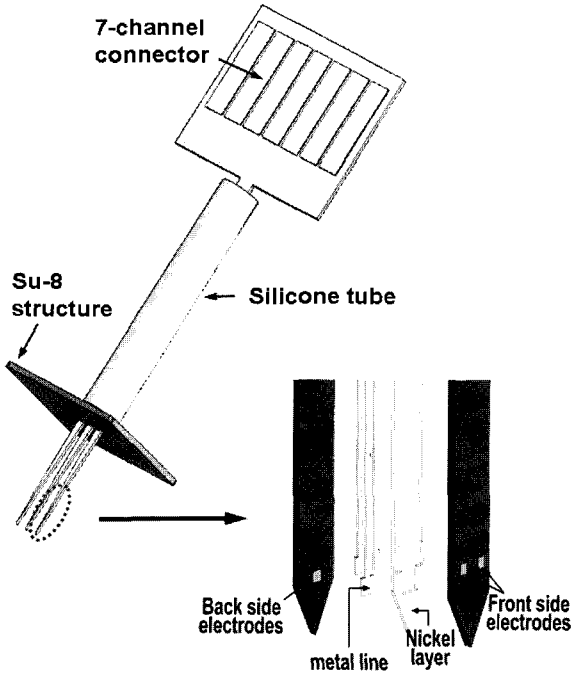


그림 1 제작된 뉴럴 프로브 개략도  
Fig. 1 Schematic view of the neural probe

2. 제작방법

그림 2는 제작과정의 단면도를 보이고 있다. 5000Å 산화막 층이 성장된 4인치 실리콘 웨이퍼 위에 폴리이미드를 스핀 코팅 한 후 350℃에서 30분 동안 큐어링한다 (그림 2(a)). 본 폴리이미드 층은 최종 lift-off 과정에서 웨이퍼로부터 프로브를 좀 더 손쉽게 떼어 내기 위한 희생층이며, Reactive Ion Etcher (RIE)를 통해 두께를 ~1μm로 만들었다. 뒷면 기록 위치 제작에 필요한 기지층(seed layer)은 스퍼터를 이용하여 Ti/Au를 증착하였다 (그림 2(b)). 폴리이미드를 스핀 코팅 한 후 노광과 현상과정을 통해 아래 폴리이미드 층을 패턴 하였다. 폴리이미드 안에 존재하는 용매를 제거하기 위해 350℃에서 30분간 큐어링을 하였다. 큐어링시 폴리이미드에 가해지는 열 스트레스를 최소화하기 위해 온도의 올림과 내림에 있어서 가능한 천천히(3℃/min) 수행하였다 (그림 2(c)). 뒷면의 기록 위치 부분은 전기도금을 통해 폴리이미드의 높이와 일치하도록 도금하였으며, 도금시 기록 위치를 제외한 다른 부위에 도금이 되는 것을 방지하기 위해 감광막 (photoresist, PR)을 이용해 덮었다 (그림 2(d)). 아래 폴리이미드 층의 두께는 ~10μm 이다.

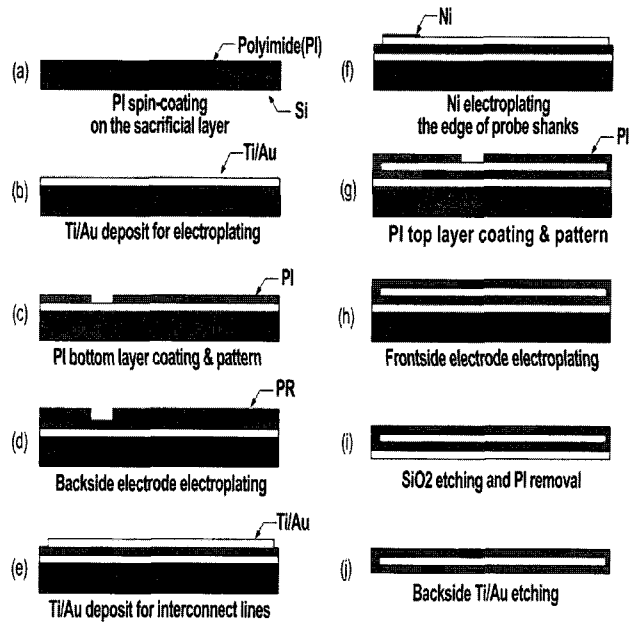


그림 2 양방향 전극의 제작과정 (a) 폴리이미드 스핀코팅 및 큐어링 (b) Ti/Au 증착 (c) 코팅된 폴리이미드 패턴 및 큐어링 (d) 뒷면 리코딩 사이트 전기도금 (e) Ti/Au 증착 및 패턴 (f) 강도향상을 위한 니켈 전기도금 (g) 코팅된 폴리이미드 패턴 및 큐어링 (h) 앞면의 리코딩 사이트 전기도금 (i) 불산을 이용해 뒷면의 산화막 제거 및 폴리이미드 제거 (j) 뒷면 Ti/Au 에칭

Fig. 2 Fabrication process of double-sided recording electrodes. (a) spin coated polyimide(PI) pattern and curing, (b) Ti/Au deposition, (c) PI spin coating and backside electrode patterning, (d) back side recording site electroplating, (e) Ti/Au deposition and patterning, (f) Ni electroplating for stiffness, (g) spin coated polyimide(PI) pattern and curing, (h) front side recording site electroplating, (i) SiO<sub>2</sub> removal using HF, and (j) backside PI removal and Ti/Au etching.

폴리이미드 표면 오염물질 제거 및 다음 층의 접착력을 증가시키기 위해, RIE를 이용해 폴리이미드의 표면 거칠기를 증가시켰다. 기록 위치와 금속패드의 연결을 위한 금속층은 스퍼터를 이용하여 Ti/Au (500Å/2500Å)를 증착 하였다. 증착된 금속 층은 AZ4620 감광막을 마스크 층으로 사용해 Ti 식각액 (HF 2.6mol/L + HNO<sub>3</sub> 2.2 mol/L)과 Au 식각액 (상용화된 etchant : H<sub>2</sub>O : KCN = 1:10:50 g/L)을 이용해 금속 층을 패턴 하였다 (그림 2(e)).

폴리이미드는 매우 유연하여 생체삽입에 필요한 충분한 강도를 지니지 못한다. 따라서 기계적 강도를 증가시키기 위해 프로브 가장 자리에 니켈을 도금하였다. 도금을 위해 Au를 기지층으로 사용했으며, 도금은 니켈도금액 (셀파민산 니켈염 (Ni(NH<sub>2</sub>SO<sub>3</sub>)<sub>2</sub>·4H<sub>2</sub>O, H<sub>3</sub>BO<sub>3</sub>)을 사용하여 조직 내 삽입될 생크 끝부분만 ~1μm 두께로 도금 하였다 (그림 2(f)). 이때 습윤제로 도데실 황산나트륨염 (dodecyl sulfate sodium salt wetter(C<sub>12</sub>H<sub>25</sub>O<sub>4</sub>SNa))를 첨가하여 도금 품질을

향상시켰으며 [13], 니켈층의 표면 스트레스를 최소화하기 위해 낮은 전류밀도(0.1mA/cm<sup>2</sup>)로 도금을 실시하였다. 다음 공정은 폴리이미드 층의 스핀코팅과 현상과정을 통해 앞면 기록 위치의 패터를 실시하였다 (그림 2(g)). 패터된 소자는 350℃에서 한 시간 동안 완전히 큐어링 후 앞면의 기록 위치 부분을 폴리이미드의 높이와 일치하도록 도금하였다. 큐어링 과정에서 약 30%의 폴리이미드 층의 부피 수축이 일어나며 최종 폴리이미드 전극의 두께는 ~20μm이다. 불산에 의한 디바이스의 손상을 방지하기 위해 감광막 코팅을 실시한 후 49% 불산 용액을 이용해 웨이퍼의 회생층인 산화막 에칭을 통해 디바이스를 기판으로부터 떼어 낸다 (그림 2(i)). 금속 식각액과 RIE을 이용해 뒷면에 붙어있는 Ti/Au 와 폴리이미드 층을 제거하여 뉴럴 프로브를 완성 한다 (그림 2(j)). 프로브 크기와 정확히 일치하는 SU-8 지지판을 제작하기 위해 1μm 산화막이 증착된 실리콘 기판위에 SU-8 을 스핀코팅 한 후 노광 및 현상 과정을 통해 3×3 홀을 제작하였고 불산을 이용하여 웨이퍼와 SU-8 지지판을 분리하였다. 제작된 3개의 프로브를 SU-8 지지판에 삽입하였으며 지지판의 구멍과 프로브의 크기는 정확히 일치하였다.

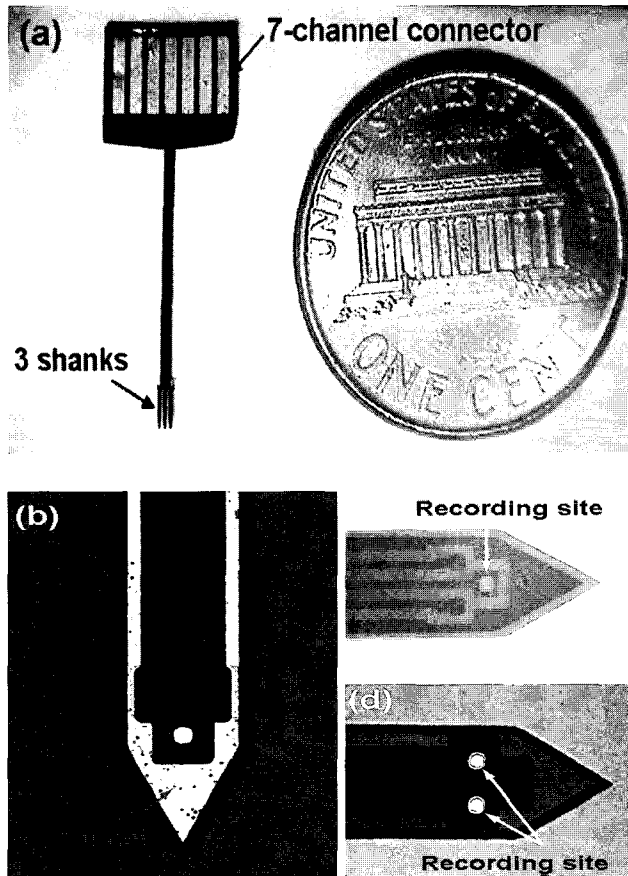


그림 3 제작된 전극의 광학현미경 이미지. (a) 전극의 전체 사진 (b) 니켈 도금된 프로브 shank부분 (c) 앞면과 뒷면의 리코딩 사이트

Fig. 3 Optical microscopy images of fabricated electrode. (a) Entire view of the probe, (b) Ni electroplating around the edge of probe shank, (c) back side recording sites, (d)front side recording sites.

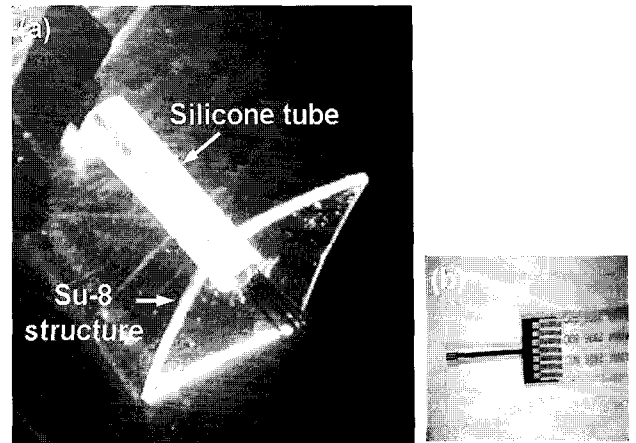


그림 4 광학현미경 사진 (a) 3D 멀티 shanks (b) FFC 커넥터  
Fig. 4 Optical microscope views of the (a) 3-dimensional multi-shanks and (b) with FFC connector

### 3. 결 과

#### 3.1 제작된 소자

그림 3은 제작된 프로브의 광학 현미경 사진이다. 제작된 프로브의 총 길이는 20mm이며 폴리이미드 층은 두 층으로 이루어져 있으며 총 두께는 ~20μm 이다. 하나의 뉴럴 프로브에는 3개의 생크로 구성되어 있으며, 각 생크의 길이는 2mm 이고 0.25mm의 너비에 3개의 기록 위치를 가지고 있다 (그림 3(a)). 그림 3(b)은 니켈 전기도금을 통해 폴리이미드 층 사이 생크 가장 자리 부분에 ~1μm 두께로 도금된 광학 현미경 사진이다. 생크 끝 쪽에 위치한 기록 위치 (30×40μm)는 뉴런 신호 등을 더욱 효과적으로 탐지할 수 있도록 하기 위하여 앞면과 뒷면에 각각 위치하고 있다 (그림 3(c, d)). SU-8 지지대의 두께는 ~100μm이며 제작된 사각형의 SU-8 지지대는 프로브와의 결합을 통해 3×3 멀티생크(multi-shanks)가 가능하며 조직 내 삽입했을 때 프로브를 고정시켜주는 역할을 한다. 제작된 3개의 프로브는 SU-8 지지판에 삽입하였고 지지판의 구멍과 프로브의 크기는 정확히 일치하였다 (그림 4(a)). 폴리이미드 프로브는 초소형이므로 다루기가 어렵고 프로브의 얇은 두께와 작은 체적으로 인하여 일정하고 충분한 삽입력을 인가하기 어렵다. 따라서 실리콘 튜브를 이용하여 리본 케이블을 에워싸고 에폭시를 이용하여 SU-8 지지대와 실리콘 튜브를 결합하였다(그림 4(b)). 커넥터 부분의 길이는 6.3mm이며 너비는 6.7mm이다. 커넥터 부분의 7개의 금속 패턴 (피치 간격 0.3mm)과 너비는 7-채널 FFC(flexible flat cable) 커넥터와 정확히 일치한다.

#### 3.2 기계적 실험 결과

프로브의 기계적 강도는 프로브의 생체 삽입 과정에서만 필요하며 삽입 후 강도는 더 이상 요구하지 않는다. 생체 내에서는 유연한 프로브가 생체세포의 미세유착 등을 흡수 하는데 장점이 있으므로 장시간 안정적 소자 특성을 유지하는데 도움이 된다. 본 프로브는 니켈에 의해 기계적 강도가 증가되었지만 폴리이미드에 기반을 둔 프로브이므로 여전히 매우 유연한 특성을 지닌다. 휨 테스트에서 90° 이상의 휨에

서도 안정적 특성을 유지하였다. 휨 테스트를 위해 끝단으로부터 약 1.8mm 정도에 있는 프로브 위치를 평평한 기판위에 고정시켰다. 그런 후 소형 플라스틱 바 (plastic rod)를 통해 프로브 끝단에서 상하로 10그램 정도의 기계적 힘이 천천히 인가되었다. 프로브의 휨이 관찰되어졌으며, 90도 정도의 휨에서도 프로브는 부러지지 아니했고, 안정적 기계적 특성이 유지되었다.

그림 5는 제작된 프로브의 삽입 테스트 사진이다. 밀도가 높은 젤을 사용하였으며 실제 뇌조직의 단단함과 비슷하다. 삽입시 프로브의 핸들링을 용이하게 하기 위해 실리콘 튜브가 리본 케이블 둘레를 감싸고 있다. 트위저를 통해 실리콘 튜브를 잡은 뒤 일정한 기계적 힘이 손을 통해 인가되었다. 강도가 향상된 프로브는 구부러짐이나 손상 없이 성공적으로 고밀도 젤을 뚫을 수 있었다. 이 결과로 미루어, 전기도금을 통해 강도가 향상된 폴리이미드 프로브는 뇌 조직을 침투하기에 충분한 강도를 가지고 있으며 일정하고 충분한 삽입세기로 정확한 위치에 삽입 할 수 있으므로 뇌 조직에 적용할 수 있다. 프로브의 잔류 열응력 (residual thermal stress)에 의해 휨이 미묘하게 나타났다. 그러나 그림 4(a)에서 보느냐와 같이 많은 휨은 나타나지 아니했다. 왜냐하면 큐어링시 조심스럽게 열처리 했으며, 또한 니켈 도금층의 크기 및 두께가 적절히 조절되었기 때문에 약간의 휨은 있었지만 삽입 시에는 문제가 없었다.



그림 5 젤 삽입 테스트 사진  
Fig. 5 Photograph of the insertion experiment into a gel

3.3 전기적 실험 결과

프로브 스테이션 (probe station)을 이용하여 긴 금속선의 전기적인 특성을 테스트 하였다. 생크의 기록 위치와 커넥터의 금속패드 부분에 전압을 인가한 후 전류를 측정함으로써 긴 금속선의 저항을 측정하였다. 동일한 구조의 7개의 금속선을 테스트하였다. 7개의 금속선의 평균 저항은 1.2kΩ 이었으며, 이것은 이론적인 계산 값보다 높았다. 외측 티타늄의 자연발생 산화막과, 티타늄과 금 사이의 확산, 금속의 결함 (defects) 등이 실험치 값과 기대값을 불일치하게 하는 매개 변수로 생각된다.

실은의 0.9% 생리 식염수에서 HP4980A 정밀 LCR미터를 이용해 폴리이미드 전극의 기록 위치와 전해질간의 전기적 임피던스 테스트를 실시하였다. 프로브는 Au 와이어를 기준 전극으로 하며 생크로부터 약 5cm 거리에 위치시켜 실험하

였다. 생크 위에 위치한 기록 위치의 면적은 30×40μm이다. 주파수는 1kHz에 고정시켰으며, 교류의 피크 대 피크 전류 전원은 150μA로 맞추었다. 주파수 1kHz는 실제 동물 기록실험에서 사용되는 타겟 주파수이다. 임피던스 값은 측정을 시작하는 시점에서 불안정하였다. 따라서 리코딩 사이트의 표면에 존재하는 오염물질 등을 제거하기 위해 낮은 바이어스 조건 하에 반복적으로 전압을 인가하여 임피던스를 초기 안정화하였다. 그림 6은 측정된 주파수에 따른 임피던스 값을 나타내고 있다. 3개의 기록 위치를 측정 한 뒤 평균값을 구하였다. 1kHz에서 평균 임피던스 값은 ~500kΩ의 임피던스 값이 측정됐으며, 위상각은 53° 였다. 양면에 위치한 기록 위치에서 거의 동일한 임피던스 값들이 측정 됐으며, 생리식염수에 72 시간 동안 넣어 둔 후에도 전기적 테스트 결과에는 변화가 없었다.

3.4 신호기록 실험 결과

제작된 전극의 기능상의 특성을 알아보기 위해 in vitro 전기적 기록 테스트가 이루어졌다. 그림 7에서 보는 바와 같이 두개의 프로브를 0.9% 생리식염수에 집어넣었다. 하나의 프로브는 전원에 연결 하였고 다른 하나의 프로브는 오실로스코프에 연결 하였다. 전원에 연결된 프로브는 뉴런 파이어링(neuron firing)으로 생각할 수 있고, 오실로스코프에 연결된 프로브는 생체에 삽입되어 뉴런 신호를 감지하는 뉴런 프로브로 생각할 수 있다. 기록된 신호는 ~100mV 의 피크 대 피크 전압에 ~0.2ms 대역폭을 나타낸다. 전원에서 인가된 신호는 뉴런 프로브에서 실시간 그대로 읽혀졌으며 (그림 7(a, b)) 피크 대 피크 전압은 전극과 전해질 간의 신호 손실과 생리 식염수 자체의 저항으로 인해 약간 낮게 측정되었다 [14]. 장기간의 전기 안정성 테스트를 위해 전극을 생리식염수에 72시간 동안 담가 둔 후 다시 테스트를 실시하였다. 폴리이미드의 낮은 수분 흡수율과 상하 폴리이미드층 사이의 수분 침투를 완벽하게 차단하였기 때문에 전기적인 테스트 결과에는 변함이 없었다. 이것은 폴리이미드 프로브의 장기적이며 안정적인 기록 가능성을 보여주는 것이다.

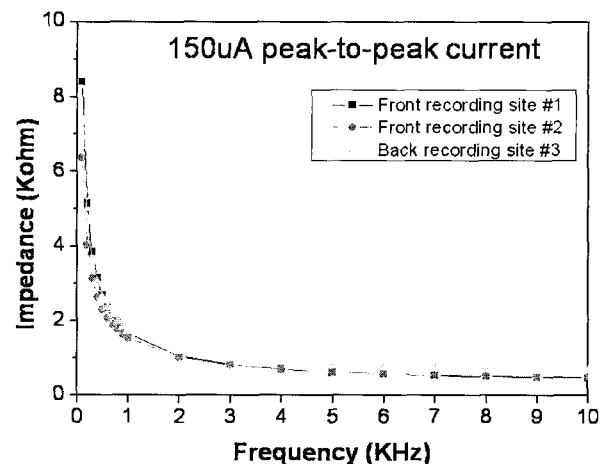


그림 6 리코딩 사이트의 평균 임피던스 값  
Fig. 6 Averaged impedance values from three selected recording sites.

참고 문헌

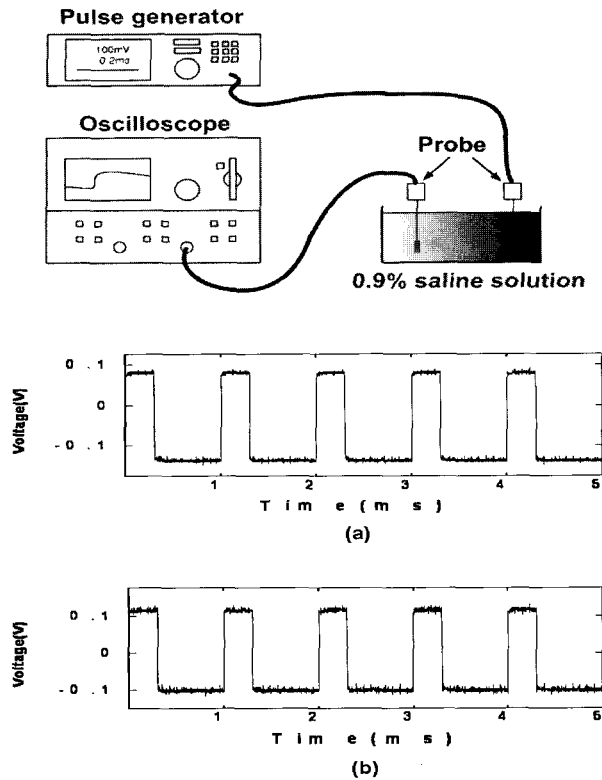


그림 7 생체조건 밖 리코딩 테스트 (a) 파워소스 적용 신호 (b) 뉴럴 프로브 리코딩 신호  
 Fig. 7 In vitro recording test. (a) Applied power source signals, (b) neural probe recording signals.

4. 결론

폴리이미드 기반의 생체 신호를 검출할 수 있는 장기간 안정하며 유연한 3D 뉴런 임플란트 프로브의 제작에 관하여 소개 하였다. 양방향 기록 위치를 만듦으로써 같은 위치에서 각기 다른 뉴런 개체군으로부터 뉴런 신호를 얻을 수 있도록 하였다. 뇌 조직에 삽입하기에 충분한 강도를 얻기 위해 층간 니켈 전기도금을 실시하였다. SU-8으로 만든 지지판을 이용해 3D 생크를 제작하였으며, 조직 내 삽입시 디바이스를 고정시켜 주는 역할을 하도록 하였다. 실리콘 튜브와 SU-8 지지판과의 접합을 통해 디바이스 보호 및 다루기에 용이하도록 하였으며 상용화된 FFC 커넥터를 이용하여 디바이스와 장비를 연결하였다. 생리식염수에서 전기적인 기록(recording) 테스트를 하였으며, 폴리이미드가 가지는 재료적인 특성과 폴리이미드 층간 수분 침투를 차단함으로써 장시간 후에도 안정된 임피던스 값과 기록 특성을 보여주었다.

감사의 글

이 논문은 2006년도 교육인적자원부 2단계 BK21의 사업에 의해서 지원을 받아 수행된 연구입니다.

[1] Y. Hanein, C. Schabmueller, G. Holman, P. Lucke, D. Denton and K. Bohringer, "High aspect ratio submicrometer needles for intracellular applications", J. Micromech. Microeng. vol. 13, pp. 91-95, 2003.  
 [2] L. Lin and A. Pisano, "Silicon processed microneedles", IEEE J. Microelectromech. Syst. vol. 8, pp. 78-84, 1999.  
 [3] K. Wise, D. Anderson, J. Hetke, D. Kipke and K. Najafi, "Wireless implantable microsystems: High density electronic interfaces to the nervous system", Proceedings of the IEEE vol. 92, pp. 76-97, 2004.  
 [4] Q. Bai and K. D. Wise, "Single unit neural recording with active microelectrode arrays", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol. 48, pp. 911-920, 2001.  
 [5] P. Rousche and R. Normann, "Chronic intracortical microstimulation of cat sensory cortex using the utahintracortical electrode array", IEEE Trans. Rehabilitation Eng. vol. 7, pp. 56-68, 1999.  
 [6] Q. Bai, K. Wise and D. Anderson, "A high yield microassembly structure for three dimensional microelectrode arrays", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.47, pp. 281-289, 2000.  
 [7] J. Chen, K. Wise, J. Hetke and S. Bledsoe, "A multichannel neural probe for selective chemical delivery at the cellular level", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol. 44, pp. 760-769, 1997.  
 [8] S. Massia, M. Holecko and G. Ehteshami, "In vitro assessment of bioactive coatings for neural implant applications", J. Biomed Mater Res. vol. 68, pp. 177-186, 2003  
 [9] T. Stieglitz, M. Gross, "Flexible BIOMEMS with electrode arrangements on front and back side as key component in neural prostheses and biohybrid systems," Sensors Actuator B, Vol. 83, pp. 8-14, 2002.  
 [10] P.J. Rousche, D.S. Pellinen, D.P. Pivis, J.C. Williams, D. Kipke, "Flexible polyimide-based intracortical electrode arrays with bioactive capability," IEEE Trans. Biomed. Eng, Vol. 48, pp. 361-371, 2001.  
 [11] T. Shoji, S. Takafumi, M. Kuniyuki, and F. Hiroyuki, "3D flexible multichannel neural probe array," J. Micromech. Microeng, Vol. 14, pp. 104-107, 2004.  
 [12] K. K Lee, J. He, A. Singh, S. Massia, G. Ehteshami, B. Kim and G. Raupp, "Polyimide-base intracortical neural implant with imprinted structural stiffness," J. Micromech. Microeng, Vol. 14, pp. 32-37, 2004.  
 [13] Zen-Jei Wei, Yung-Yun Wang, Chi-Chao Wan, Chen-Ho Huang, "Study of wetters in nickel

electroforming of 3D microstructures". Materials Chemistry and Physics Vol. 63, pp. 235-239, 2000.

- [14] Y. Hanein, K. Bohringer, R. Wyeth and A. Willows, "Towards MEMS probes for intracellular recording", Sensors update Vol. 10, pp. 47-75 2002.

## 저 자 소 개



### 김 태 헌 (金 泰 儼)

2005년 강릉대학교 세라믹공학과 학사 졸업

2006년~현재 아주대학교 전자공학과 석사과정

주관심분야: Neural probe, SAW sensor

Tel : 031-219-2488

Fax : 031-212-9531

E-mail : taehyun@ajou.ac.kr



### 이 기 근 (李 基 根)

1988년 광운대학교 전자 학사 졸업

1993년 University of Florida 재료 석사 졸업

2001년 Arizona State University 전자 박사 졸업

현재 아주대학교 전자공학부 조교수

주관심분야: SAW 센서, Neural probes, RF MEMS

Tel : 031-219-1848

Fax : 031-212-9531

E-mail : keekeun@ajou.ac.kr