

실리콘 건식식각과 습식식각을 이용한 신경 신호 기록용 탐침형 반도체 미세전극 어레이의 제작

신동용 · 윤태환 · 황은정 · 오승재 · 신형철* · 김성준

서울대학교 공과대학 전기공학부, *한림대학교 의과대학 생리학교실
(2000년 5월 31일 접수, 2001년 2월 13일 채택)

Fabrication of Depth Probe Type Semiconductor Microelectrode Arrays for Neural Recording Using Both Dry and wet Etching of Silicon

D.Y. Shin, T.H. Yoon, E.J. Hwang, S.J. Oh, H.C. Shin*, S.J. Kim

School of Electrical Engineering, College of Engineering, Seoul National University
* Department of Physiology, College of Medicine, Hallym University
(Received May 31, 2000. Accepted February 13, 2001)

요약: 대뇌 피질에 삽입하여 깊이에 따라 신경 신호를 기록하기 위한 탐침형 반도체 미세전극 어레이(depth-type silicon microelectrode array, 일명 SNU probe)를 제작하였다. 붕소를 확산시켜 생성된 고농도 p-type doping된 p+ 영역을 습식식각 정지점으로 사용하는 기존의 방법과 달리 실리콘 웨이퍼의 앞면을 건식식각하여 원하는 탐침 두께만큼의 깊이로 트렌치(trench)를 형성한 후 뒷면을 습식식각하는 방법으로 탐침 형태의 미세 구조를 만들었다. 제작된 반도체 미세전극 어레이의 탐침 두께는 30 μm 이며 실리콘 건식식각을 위한 마스크로 6 μm 두께의 LTO(low temperature oxide)를 사용하였다. 탐침의 두께는 개발된 본 공정을 이용해서 5~90 μm 범위까지 쉽게 조절할 수 있었다. 탐침의 두께를 보다 쉽게 조절할 수 있게 됨에 따라 여러 신경조직에 필요한 다양한 구조의 반도체 미세전극 어레이를 개발할 수 있게 되었다. 본 공정을 이용해서 개발된 4채널 SNU probe를 사용하여 흰쥐의 제1차 체감각 피질에서 4채널 신경 신호를 동시에 기록하였으며, 전기적 특성검사에서 기존의 탐침형 반도체 미세전극, 텅스텐 전극과 대등하거나 우수한 신호대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)특성을 가짐을 확인하였다.

Abstract: A depth probe type semiconductor microelectrode array named the SNU probe has been fabricated for depth recording in cerebral cortex. Shanks of the SNU probes were shaped by combination of dry and wet etching of silicon wafer which is different from boron diffusion method used conventionally. As a masking layer for dry etching of silicon from the front side, 6 μm thick LTO(low temperature oxide) mask was used and 30 μm thick shanks were obtained. Compared to boron diffusion method, the thickness of a shank can be easily controlled over the range of 5~90 μm with the method mentioned. Such capability to fabricate depth probes with various shank thickness is important to apply probes in different applications. 4 channel simultaneous recordings were obtained using the SNU probes and the SNR(signal to noise ratio) of the recordings was at least comparable to those obtained using other probes and tungsten electrodes.

Key words: Semiconductor microelectrode array, Cerebral cortex, LTO(low temperature oxide) mask, Shank thickness, Simultaneous recordings.

서 론

본 연구는 2000년도 보건복지부 보건의료기술진흥사업 연구 (과제번호 : HMP-00-B-31400-00174)지원에 의해 수행되었음.
통신저자 : 김성준 교수(151-742) 서울특별시 관악구 신림동 산 56-1
서울대학교 전기공학부 301동 1006호
Tel. (02) 880-1812, Fax. (02) 872-9818
E-mail, kim@helios.snu.ac.kr

신경 생리학적 연구의 기본이 되는 신경 신호 계측 및 나아가 손상된 신경 기능을 인위적 전기 자극을 통해 회복시키기 위한 신경 보철 시스템(Neural Prosthesis)을 위한 기본 도구로서 여러 형태의 전극이 연구되고 있다. 이 중 두뇌 연구에 적합한 타입으로 대뇌 피질에 삽입 가능한 탐침형 반도체 미세 전극(depth-type silicon microelectrode)이 있으며, 탐침형

반도체 미세 전극은 그림 1과 같이 두께와 폭이 수십 마이크로미터이고 길이가 수 밀리미터인 실리콘 탐침 구조 위에 금속 전극이 배열되어 있는 형태를 하고 있다.

생체로부터 신경신호를 획득하기 위하여 기존에는 금속선(metal wire) 전극이 사용되었으며 이러한 금속전극을 여러 개 묶은 금속전극다발(metal wire bundle)을 이용하여 여러 채널로부터 동시 신경신호기록을 달성하려는 노력이 이루어지고 있다. 그러나 이러한 금속다발은 그 채널 수가 10개 이하로 한정되어 있고, 크기가 커서 생체 손상이 심하며, 전극간의 상대적 위치가 부정확하다. 이런 이유로 수백 개에 이르는 신경세포로부터 신호를 관찰하여야 하는 척수나 뇌기능 연구에는 금속전극다발이 적합하지 않다. 이러한 문제점들은 반도체 공정 기술과 마이크로 머시닝 기술을 응용하여 제작된 반도체 미세 전극의 사용으로 극복이 가능하다. 반도체 미세 전극은 많은 수의 금속 전극을 고밀도로 집적시킬 수 있으며 전극간의 상대적 위치를 정확하고 재현성 있게 구현 가능하다. 또한 실리콘 기판 물질 위에 간단한 전자 회로를 집적하여 좀 더 효과적인 신경 신호 기록이 가능하다.

실리콘 탐침형 미세전극은 지금까지 몇몇 연구 그룹에 의해 제작되어 왔는데, 대표적인 탐침 형성 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 두께만큼의 깊이로 트렌치(trench)를 형성하고 뒷면을 습식식각하는 방법[2] 두 가지가 있다. 붕소를 확산시키는 방법은 고온에서 고농도의 불순물을 사용하기 때문에 집적회로 제작 공정을 이용하여 회로를 만든 뒤 후속 공정으로서 마이크로머시닝을 하여 능동 회로를 포함하는 탐침형 미세전극을 만들기 어렵다. 게다가 불순물이 확산되는 깊이의 한계로 인해 20 μm 이상의 두께를 가지는 탐침을 형성하기 어렵다. 따라서, 본 연구에서는 CMOS 호환적이면서 전극의 두께를 자유롭게 조절하기 위한 반도체 미세 전극공정을 개발하고 개발된 전극을 사용하여 흰쥐의 대뇌 제1차 감각 피질에서 신경신호를 측정하는 것을 목표로하였다.

방 법

1. 제작 공정

SNU probe 공정에서는 30 μm 깊이의 트렌치를 형성하기 위해서 6 μm 두께의 LTO(low temperature oxide) 마스크를 사용하였다. 따라서, 금속선 위의 절연막은 트렌치를 형성한 후에 패터하여야 하는데, 이미 30 μm 깊이의 트렌치가 형성되어 있으므로 사진공정이 어려워진다. 이것을 해결하기 위해 금속선 위의 절연막과 실리콘 식각용 LTO 마스크 사이에 알루미늄 하드마스크를 두었다. 구체적인 공정은 다음과 같다.

먼저, 양면 연마된 p-type (100) 방향 웨이퍼에 열산화막 1000Å을 기르고, 다시 LPCVD(low pressure chemical vapor deposition) 질화막 2000Å을 증착한다. 이때 웨이퍼의 앞면과

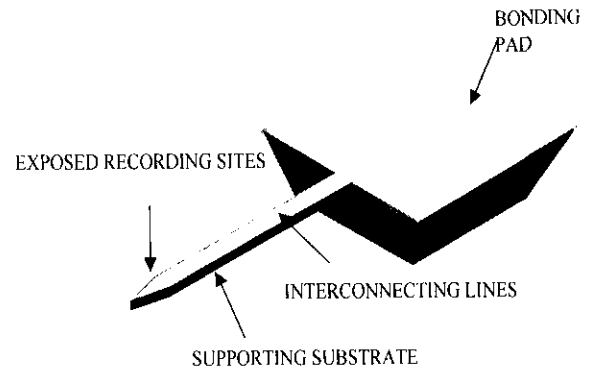


그림 1. 탐침형 반도체 미세 전극(depth-type silicon microelectrode)의 개념도

Fig. 1. The diagram of depth-type silicon microelectrode

뒷면 모두 산화막과 질화막이 형성되며, 뒷면의 산화막/질화막은 실리콘 웨이퍼를 뒷면으로부터 습식식각할 때 식각 마스크로 사용된다. 그리고, 앞면에 PECVD(plasma enhanced chemical vapor deposition)로 산화막 8000Å을 증착하여 하층절연막을 완성한다. 탐침형 미세전극의 절연막으로 산화막(SiO_2)/질화막(SiN_x)/산화막(SiO_2) 삼중막을 사용하여 이온(Na^+ , K^+)의 침투[3]와 질화막의 산화[4]를 막았다. 음성 감광제(PR, photoresist)인 AZ5214를 오버컷(overcut) 구조를 갖도록 패터한 후 리프트오프(lift-off) 방법으로 Cr/Au (1000Å/3000Å) 금속선을 형성하고, PECVD로 상층절연막을 증착한다.

다음으로 전극 사이트와 본딩 패드를 개방하기 위한 알루미늄 마스크를 1 μm 두께로 형성한다(그림 2.(a)). TEOS (tetraethoxysilane) source를 사용하여 LTO를 PECVD 방법으로 6 μm 증착한 후 1 μm 두께의 알루미늄 마스크를 사용하여 LTO를 패터한다(그림 2.(b)). 패터된 LTO를 마스크로 사용하여 실리콘을 30 μm 깊이로 건식식각하여 트렌치를 형성한다(그림 2.(c)). 이 트렌치의 깊이가 탐침의 두께를 결정한다. 실리콘 건식식각은 STS(Surface Technology Systems, Ltd.) Multiplex ICP(inductive coupled plasma) etcher를 사용하여 Chamber pressure 7mTorr, Cl_2 40sccm, RF power 300W의 조건에서 하였다. 실리콘의 식각률은 4250Å/min이며 LTO 마스크와 선택비는 6:1이었다.

트렌치 형성이 끝나면 플라즈마 식각하여 전극 사이트와 본딩 패드를 개방하고 알루미늄 마스크를 제거한다. 그리고, 뒷면의 산화막/질화막을 건식식각하여 마스크를 패터하고 30 wt% 70°C KOH(potassium hydroxide) 수용액을 사용하여 실리콘을 뒷면에서 습식식각한다. 산화막/질화막을 건식식각하기 위한 마스크 패터는 앞면과 양면 정렬하여 만들고, 실리콘을 습식식각할 때 앞면은 블랙왁스(Apiezon wax W)로 덮어 보호한다. 이 블랙왁스는 실리콘 습식식각이 끝난 후 TCE(trichloroethylene)로 녹여낸다.

2. 신경 신호 기록

흰쥐의 대뇌 제1차 감각 피질은 6층으로 구성되어 있으며

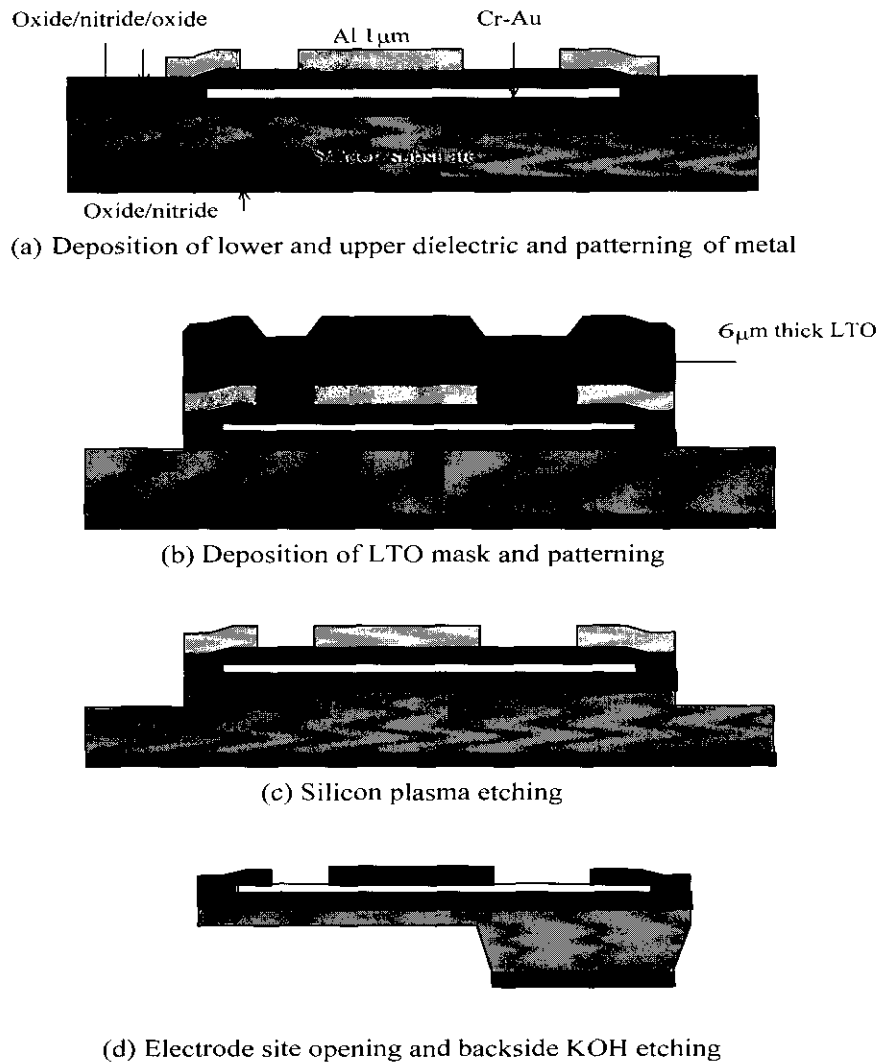


그림 2. SNU probe 공정 순서
 Fig. 2. Fabrication procedure of the SNU probe

그 층간의 간격은 위치마다 조금씩 틀리나 평균적으로 약 150 μm이다. 따라서 신경신호를 분리하여 기록하기 위하여 반도체 미세 전극간의 간격을 150 μm로 하였다. 그리고 신경세포 외 활동성을 보다 효과적으로 기록하기 위하여 비교적 접촉 면적이 크게 전극의 크기를 40 μm×40 μm로 디자인하였다.

이렇게 개발된 4채널 SNU probe를 사용하여 뇌 신경신호를 측정하기 위해서 본 실험에서 사용한 실험동물은 한림대학교 실험동물부에서 계대 사육하여 번식한 Sprague-Dawley계 흰쥐(체중 250-300g, n=7)이다. 실험에 사용된 동물들의 사육은 자동 온도 조절 장치에 의해 온도가 23.0±2.0°C, 습도는 60%로 유지되고 인공조명을 이용하여 채광을 1일 12시간씩 자동 조절한 사육실에서 하였다. 실험동물은 20% urethane (Sigma, USA)으로 체중 Kg당 7ml씩 복강내 주사하여 마취시켰다. 마취된 실험 동물은 뇌경위 장치(David Korf, USA)

에 고정시킨 뒤, 전극을 삽입하여 신경세포의 활동을 기록하기 위한 두개골 절개술(craniotomy)을 실시하였다. 두개골 절개부위는 감각 수용장이 앞발부위에 해당하는 곳으로 설정했으며 전극이 삽입된 위치에 치과용 미세 드릴을 이용하여 2-3mm 정도의 비교적 작은 구멍을 내었다. 체온은 수술기간동안 발열판과 발열등을 사용하여 36.5±0.5°C로 일정하게 유지 시켰다.

신경세포의 반응성을 확인하기 위하여 말초의 체감각 수용장의 여러 부위를 가별게 두드리면서 분별된 신경세포의 활동 상태를 오실로스코프와 스피커를 사용하여 조사하였다. 가장 강하고 민감하게 그리고 비교적 작은 지역에 특정적으로 반응하는 부위를 감각 수용장(receptive field)으로 결정하였다. 감각 수용장의 영역 결정은 최종적으로 수용장의 전기적 자극으로 확인했다. 말초 자극용 전극(stainless steel, 직경 100μm, 전극간격 0.5 mm, David Korf, USA)은 감각 수용장의 중앙

에 삽입한 후 단단히 고정하였고 신경세포에 가해지는 전기 자극은 자극기(stimulator : Model 1830, World Precision Instr.)를 이용하여 펄스 폭 0.1 ms, 주파수 1 Hz인 단상(monophasic) 전류펄스를 50~500 μ A 크기로 주었다. 전극을 통해 들어온 신경세포의 유발 전위 신호는 먼저 1000배 증폭한 후 300~3 kHz 대역통과시켜 디지털 오실로스코프로 관찰하고, 데이터 획득 시스템(data acquisition system : CED 1401, Cambridge Electronics)으로 동시에 보내 컴퓨터로 저장한후 분석하였다.

결 과

1. 제작 공정

웨이퍼 앞면의 실리콘을 깊게 건식식각하여 트렌치를 형성한 후, 뒷면에서 30 wt% KOH 수용액을 사용하여 습식식각함으로써 탐침 형태의 미세구조를 만들어내었다. 탐침은 두께가 증가할수록 버틸 수 있는 힘이 커지며, 두께가 얇을수록 잘 구부러진다. 또한, 외팔보 구조에 대하여 외팔보의 폭이 좁을수록 쉽게 구부러질 수 있다는 것이 알려져 있다[6]. 따라서, 생체에 적용하는 부위와 용도에 따라 탐침의 두께와 폭을 조절하여 다른 형태의 탐침을 사용하는 것이 필요하다.

탐침의 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 μ m 두께의 실리콘 박막을 만들 수 있었다. 최대 두께는 형성할 수 있는 트렌치의 깊이에 의해 결정된다.

그림 3은 실리콘 건식식각후의 SEM(scanning electron microscope) 사진과 단면모식도를 보인 것이다. 실리콘과 LTO(low temperature oxide) 마스크와의 선택비가 6 : 1이고 LTO와 이를 패터닝하기 위한 알루미늄 마스크의 선택비는 16 : 1이므로 1 μ m 두께의 알루미늄 마스크를 사용한다면 90 μ m 깊이의 트렌치를 형성할 수 있다. 그리고, PECVD(plasma enhanced chemical vapor deposition)로 LTO를 두께 15 μ m까지 막의 갈라짐 없이 증착할 수 있었다. 따라서, SNU probe에서 가능한 탐침 두께의 범위는 5~90 μ m이다. 또한, 형상비를 보면 LTO를 식각할 때 옆면의 기울기가 74°, 실리콘을 식각할 때 옆면의 기울기가 85°이므로 선포이 1 μ m인 알루미늄 마스크를 사용하여 90 μ m 깊이의 트렌치를 형성할 때 그림 2로부터 탐침의 최소 선포이는 9.7 μ m가 되는 것을 알 수 있다. 따라서, SNU probe 공정으로 형상비가 9.3인 탐침을 얻을 수 있다.

한편, 탐침형 반도체 미세전극을 제작하기 위해서 붕소를 확산시키는 방법[1]을 사용할 경우, 확산되는 깊이는 확산 시간의 제곱근에 비례하며 15 μ m 깊이로 확산시키는데 15시간이 걸린다. 따라서, 30 μ m 두께의 탐침을 만들기 위해서는 1175°C의 고온에서 60시간 동안이나 확산시켜야 하므로 탐침의 두께가 두꺼운 탐침형 미세전극을 만들기가 어렵다. 반면, SNU probe의 경우 탐침의 두께를 건식식각 시간에 비례하여 늘릴 수 있으며 30 μ m 깊이로 트렌치를 형성하는데 70분이 필요하다. 그리고, 붕소 확산법으로 제작된 탐침은 옆으로 확산되는 효과[7]에 의해 1 이하의 형상비를 보인다. 두꺼운 감광막(thick photoresist, AZ4620)을 사용하여 앞면에 트렌치를 형성하는 공정[2]의 경우 15 μ m 두께의 PR(photoresist, 감광막) 마스크로 실리콘을 30~40 μ m 깊이로 식각하였다. 40 μ m 이상의 두께를 갖는 탐침을 형성하기 위해서는 15 μ m 이상의 두께를 갖는 PR 마스크가 필요하며, 이 PR 마스크를 패터닝하기 위해서 PR을

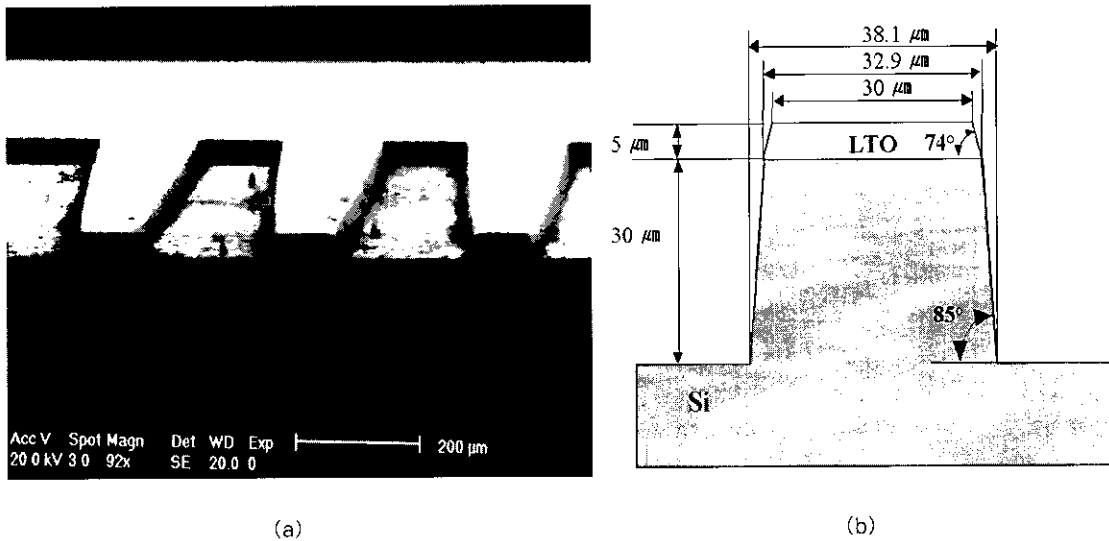


그림 3. (a)실리콘 건식식각 후의 SEM(scanning electron microscope) 사진($\times 92$)과 (b)단면 모식도
 Fig. 3. (a) SEM(scanning electron microscope) view after dry etching of silicon($\times 92$) and (b) schematic drawing of a facet cross-section

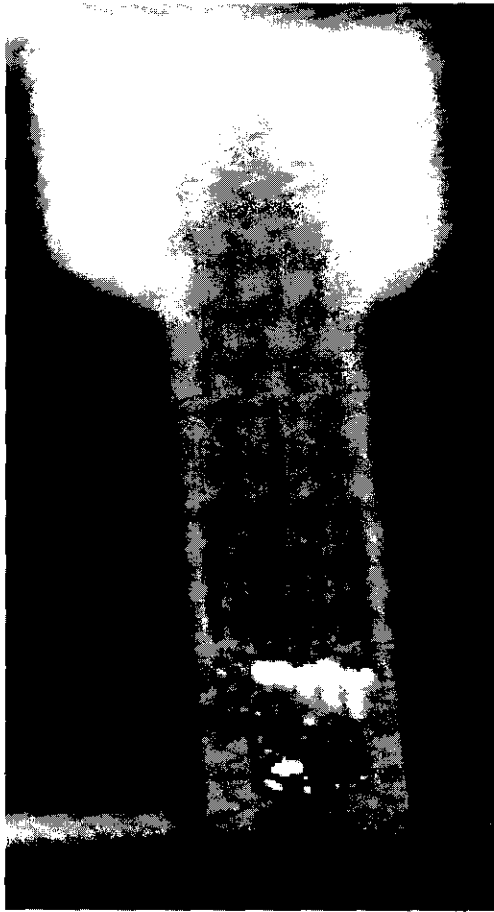


그림 4. PCB에 마운트된 탐침형 반도체 미세전극의 전체 모습
Fig. 4. Overall view of the SNU probe on the PCB

여러 번 코팅하거나 노광 에너지를 높이는 시도가 필요하다. 이와 같은 방법으로는 반복적으로 균일한 두께의 PR 마스크

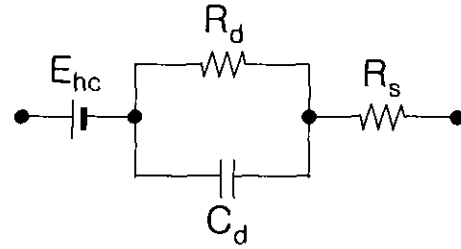


그림 6. 체액-전극간 계면 임피던스의 등가회로
Fig. 6. Equivalent circuit for bipotential electrode in contact with an electrolyte

패턴을 얻기가 어렵다. 그리고 이 PR 마스크의 낮은 형상비가 탐침의 형상비를 제한하는 요인이 된다. 이와 같이 볼 때 SNU probe 공정은 다른 공정에 비해 탐침의 두께와 폭을 자유롭게 설계할 수 있는 공정이다. 게다가 모든 공정이 저온에서 이루어지므로 집적회로 제작공정을 이용하여 회로를 만든 뒤 후속 공정으로서 마이크로머시닝을 하여 능동 회로를 포함하는 탐침형 미세전극을 만들 수 있다.

그림 4는 PCB(printed circuit board)에 붙인 SNU probe를 보여준다. 탐침의 길이는 3 mm이며 폭은 몸체와의 경계에서 200 μm이고 끝부분으로 갈수록 점점 가늘어진다. 생체내 삽입을 쉽게 하기 위해서 탐침의 끝부분은 뾰족하게 디자인하였다.

그림 5는 Potentiostat을 이용하여 40×40 μm² 크기의 전극 사이트에 290mV_{p-p}인 정현파를 걸어주어 체액-전극 계면 임피던스를 측정결과이다. 체액-전극 계면 임피던스는 그림 6과 같은 R-C 등가회로로 표현될 수 있으며[8], 주파수가 증가할수록 커패시턴스가 감소하여 결과적으로 전체 임피던스가 감소하는 특성을 보이게 된다. 측정 결과는 이런 경향을 잘 반영하고 있으며 측정된 임피던스값은 1 kHz에서 4.5 MΩ이었다.

2. 신경 신호 기록

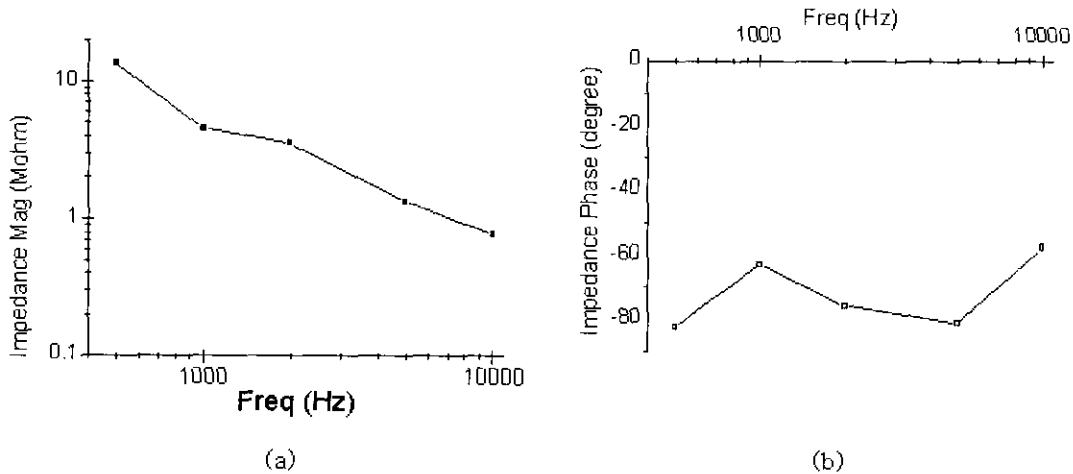


그림 5. 주파수에 따른 임피던스의 (a)크기와 (b)위상 변화
Fig. 5. Variation of (a)impedance magnitude and (b)impedance phase with frequency

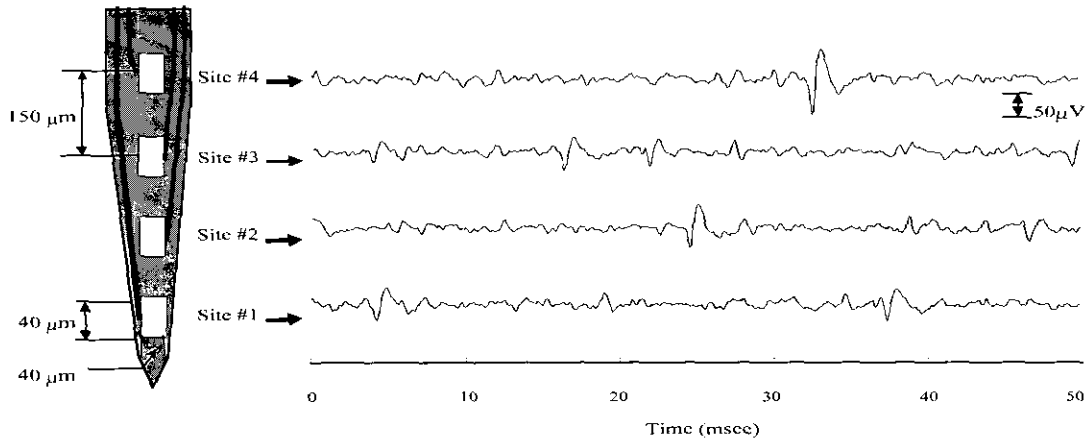


그림 7. Sprague Dawley rat의 primary somatosensory cortex에 삽입하여 4채널에서 동시에 기록한 신경 신호
Fig. 7. 4 channel simultaneous recording from the primary somatosensory cortex of a Sprague Dawley rat

SNU probe를 사용하여 Sprague-Dawley rat의 primary somatosensory cortex에서 4채널의 신경 신호를 동시에 기록할 수 있었다. 그림 7에 보인 신경 신호 기록에서 각 채널의 신경 신호가 독립적이며 채널 사이의 크로스토크(crosstalk)가 보이지 않는다. 그리고, 신경 신호 전압의 위 아래 끝의 차이 (peak-to-peak value)와 잡음(background noise)의 RMS (root mean square)값의 비를 SNR(signal to noise ratio, 신호대잡음비)이라 정의할 때, 기록된 신경 신호의 SNR은 42dB이다. 비교를 위해서 전극 물질이 이리듐 산화막(IrOx)인 미시간 전극(Michigan probe)과 금속선 전극인 텅스텐 전극을 사용하여 신경 신호를 기록하였을 때, 신경 신호의 전형적인 SNR이 각각 37dB, 40dB이었다.

결론

LTO(low temperature oxide) 마스크를 사용하여 실리콘 웨이퍼의 앞면을 깊게 건식식각하여 트랜치를 형성한 후, 뒷면에서 KOH(potassium hydroxide) 수용액을 사용하여 습식식각하는 방법으로 탐침 두께 30 μm인 탐침형 반도체 미세전극 어레이, SNU probe를 제작하였다. 이 방법으로 불소 확산을 이용한 방법이나 두꺼운 감광막을 사용하는 방법에 비해 쉽게 탐침의 두께를 5~90 μm까지 조절할 수 있다. 그리고, SNU probe를 실험용 쥐(Sprague Dawley rat)의 대뇌 제1차 체감각 피질(primary somatosensory cortex)에 삽입하여 4채널에서 동시에 신경 신호를 기록할 수 있었다. 전극 물질로 금을 사용한 SNU probe로 기록한 신경 신호의 SNR은 미시간 전극, 텅스텐 전극과 대등하거나 우수하였다.

참고 문헌

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. O.J. Prohaska, F. Olcaytug, P. Pfundner, and H. Dragaun, “Thin-film multiple electrode probes: Possibilities and limitations” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-33, no.2, pp.223-229, 1986
4. D. Edell, “A Peripheral Nerve Information Transducer for Amputees: Long-Term Multichannel Recordings from Rabbit Peripheral Nerves” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-33, no.2, pp.203-214, 1986
5. H.C. Shin, H.J. Park, and J.K. Chapin, “Differential phasic modulation of short and long latency afferent sensory transmission to single neurons in the primary somatosensory cortex in behaving rats” Neurosci. Res. 19: pp.419-425, 1994
6. 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
7. Khalil Najafi, Jin Ji, and Kensall D. Wise, “Scaling Limitations of Silicon Multichannel Recording Probes” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.37, no.1, pp.1-11, 1990
8. John G. Webster et al., “Medical Instrumentation”, WILEY, 3rd edition, pp.195, 1998