

Fabrication and Evaluation of the Flexible and Implantable Micro Electrode

白主烈* · 權九翰** · 李相暉* · 李起岩*** · 李尙勳†
 (Ju-Yeoul Baek · Gu-Han Kwon · Sang-Woon Lee · Ky-Am Lee · Sang-Hoon Lee)

Abstract - In this paper, we fabricated and evaluated polydimethylsiloxane(PDMS)-based flexible and implantable micro electrodes. The electrode patterning was carried out with the photolithography and chemical etching process after e-beam evaporation of 100 Å Ti and 1000 Å Au. The PDMS substrate was treated by oxygen plasma using reactive ion etching(RIE) system to improve the adhesiveness of PDMS and metal layers. The minimum line width of fabricated micro electrode was 20 μm. After finished patterning, we did packaging with PDMS and then brought up the electrode's part about 40 μm with gold electroplating. The Hank's balanced salt solution(HBSS) test was carried out for 6 month for endurance of fabricated micro electrode. We carried out in-vivo test for the evaluation of biocompatibility by implanting electrodes under the ICR mouse skin for 42 days.

Key Words : PDMS, Flexible and Implantable Micro Electrode, Oxygen Plasma, Gold Electroplating, In-vivo Test.

1. 서 론

지난 10여 년간 생체신호 측정을 위한 다양한 미세 전극들이 제작되고 보고되어 왔는데, 이러한 대부분의 전극들은 실리콘을 기반으로 한 미세 전자기계 시스템(micro electro mechanical system, MEMS) 기술을 이용하여 제작되었다 [1-3]. 하지만 아직까지의 실리콘 미세전극들은 MEMS 기술을 이용한 미세가공의 용이성, 생체적합성 등 여러 가지 장점과 함께 공존하는 재료의 특성 즉, 날카롭고 깨지기 쉬운 물질의 특성으로 유연성을 확보할 수 없기 때문에 생체에 삽입할 경우 운동 등에 의해 인접기관이나 조직에 상처를 줄 수 있는 단점을 안고 있었다. 이러한 문제점을 극복하기 위하여 최근에는 폴리이미드, 패럴린, SU-8, PDMS 등과 같은 유연한 기판을 사용한 다양한 종류와 목적의 삽입형 미세전극이 보고되고 있다[4-8]. 유연한 전극은 사용목적에 따른 생체환경의 다양성으로 여러 가지 형상과 새로운 기판에 대한 연구가 다양하게 진행되고 있다. 이중 PDMS는 생체조직과 유사한 정도의 유연성을 갖는 폴리머로서, 투명하고, softlithography 공정에 의해 제작이 용이하여 미소유체 칩(microfluidic chip)의 재료로 광범위하게 사용되어 왔다. 특히 생체 적합성이 우수하고, 수분 및 공기에 대한 투과성이 좋아 최근에는 세포 배양용 마이크로 칩으로 많이

응용되고 있다[9]. 따라서 이러한 재료를 기반으로 하여 전극을 제작할 수 있다면, 장기간 생체 내에 이식된 상태로 신호를 측정하거나 전기적인 자극을 가할 수 있는 전극으로의 충분한 활용가치가 있을 것으로 예상된다. 특히 인공 눈, 인공 귀 및 뇌세포와 연결하기 위한 이식형 전극의 경우 예민한 세포와 연결되어야 하기 때문에, 이식용 전극의 생체 적합성이 매우 중요하다. 그러나 PDMS의 이러한 장점에도 불구하고, 이를 기반으로 한 전극의 개발은 활발하지 않다. 그 이유는 실리콘계의 고무 형태인 PDMS와 금속 층간의 격자상수와 열팽창 계수의 차이 등 재료적 측면에서의 이질성으로 금속 층의 형성이 어렵고 부착력이 약하여 금속 층을 마이크로미터 단위의 선폭으로 패터닝 하면 쉽게 떨어지기 때문이다. 현재까지 알려진 PDMS 위에 금속 패턴을 형성시키는 방법은 대략 두 가지로, 실리콘 기판 등에 금속 미세 패턴을 형성하고 이것을 다시 PDMS로 전이 시키는 방법과 [10], 증착조건을 최적화시켜 PDMS 위에 직접 금속 층을 형성시키고 패터닝하는 방법이 있지만 성공사례는 극히 드물고 자세한 공정은 공개되지 않는 것이 일반적이다[11].

본 연구에서는 타 유연한 기판보다 더욱 유연하고 생체 적합성이 뛰어난 PDMS를 기본 재료로 하는 미세전극을 제작하고 평가하였다. 금속 미세 패턴의 형성은 PDMS 기판의 전처리와 증착조건을 최적화를 통해 수행하였고, 이후 PDMS 패키징과 전기도금 공정을 거쳐 미세전극을 완성하였다. 제작된 미세전극은 전기적 특성 측정과 HBSS 평가, ICR 마우스를 대상으로 생체적합성을 평가하였다.

2. 제작 및 방법

2.1 PDMS 기판의 전처리 및 증착조건 최적화

실험에 사용한 PDMS 기판은 스펀코팅 방법을 이용하여

† 교신저자, 正會員 : 檀國大 醫大 醫工學科 教授 · 工學博士
 E-mail : dbiomed@dankook.ac.kr

* 學生會員 : 檀國大 醫大 醫工學研究所 研究員 · 理學博士

** 正會員 : 檀國大 醫大 醫工學科 碩士課程

*** 正會員 : 檀國大 電子物理學科 教授 · 理學博士

接受日字 : 2005年 11月 16日

最終完了 : 2005年 12月 28日

제작되었다. 먼저 PDMS prepolymer와 curing agent를 (Sylgard 184 silicone elastomer kit, Dow corning) 10 : 1의 질량비로 혼합하여 잘 저은 후, 진공 데시케이터에서 기포를 제거한다. 이후 3" 실리콘 웨이퍼 위에 붙고 150 rpm으로 30초간 스핀코팅 한 후 진공 오븐을 사용하여 120 °C에서 두 시간 동안 경화하여 약 100 μm 두께의 PDMS 기판을 형성시켰다. PDMS를 유연한 기판으로 직접 사용할 경우는 서론에서 언급했듯이 PDMS와 금속층간의 부착력을 높여야 하는데, 본 연구에서는 두 가지 방법을 시도하였다. 하나는 사이 층을 사용하는 것이고, 다른 하나는 산소 플라즈마 (oxygen plasma)를 이용하여 PDMS 표면의 거칠기를 증가시키는 방법이다. 사이 층으로는 불소고분자의 하나인 CYTOP™(Asahi glass Co.)과 PEG(poly ethylene glycol), 4-HBA(4-hydroxybutyl acrylate)등을 사용하였고, PDMS 표면의 거칠기는 RIE(RIE-2000, SNT) 장비를 이용하여 산소 플라즈마에 15초간 노출시켜 표면 거칠기의 증가를 유도하였다. 금속의 부착력은 유연한 전극의 특성상 기존의 방법으로는 측정에 어려움이 있고 본 연구의 목적이 일정한 수준 이상의 부착력 확보이기 때문에 tape test로 평가하였다. 표면 거칠기 증가는 AFM(atomic force microscopy, DI 3100VIA)으로 관찰하였고, 전극부분의 금도금 형성과정은 SEM(scanning electron microscopy, S-4300, Hitachi)으로 관찰하였다. 금속 층의 형성은 e-beam evaporation system을(2000-TEE1215, SNT) 사용하였고, 부착력 향상을 위해 표 1의 범위에서 증착조건을 최적화 하였다.

표 1 증착조건

Table 1 Deposition conditions.

Parameter		Condition
Vacuum		less than 1.5×10^{-6} torr
Deposition rate of Ti		0.5 Å/s ~ 3 Å/s
Thickness of Ti		50 Å ~ 300 Å
Deposition rate of Au		0.5 Å/s ~ 3 Å/s
Thickness of Au		500 Å ~ 2000 Å
E-beam focusing size		3 mm φ
E-beam power	Voltage	7.5 kV
	Current	0 ~ 100 mA
Source to substrate distance		40 cm
Substrate Temp.		Non heated

2. 2 미세전극의 제작

본 연구에서 제작한 미세전극의 크기 및 형상을 그림 1에 나타내었다. 고안된 전극은 부착력 향상을 위하여 두 가지 방법의 표면 전처리를 한 후 각각의 PDMS 기판에 e-beam evaporation system으로 티타늄과 금을 차례로 증착한 후 포토리소그래피 공정(photolithography)을 이용하여 미세전극을 패터닝 하였다. 표면처리 방법 중 사이 층을 사용한

방법은 PDMS 표면에 CYTOP, PEG, 4-HBA를 각각 5000 rpm으로 30~60 초간 스핀코팅 하여 약 1~2 μm의 사이 층을 형성 시키는 방법이고, 표면 거칠기의 증가는 PDMS 기판을 RIE 챔버에서 산소 플라즈마에 15초간 노출시켜 PDMS 표면의 거칠기를 유도하는 방법이다. 이때 유입된 산소의 양은 20 sccm, 진공도는 100 mtorr, 전력은 100 W였다. 이렇게 표면처리 된 PDMS 기판위에 티타늄과 금을 차례로 증착하였다.

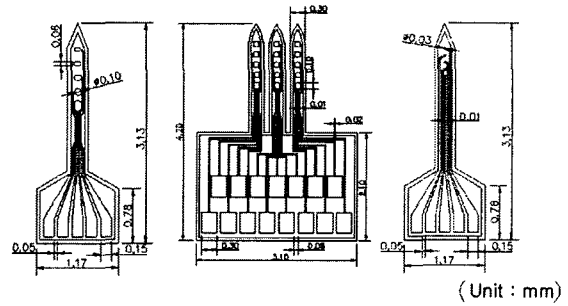


그림 1 미세전극의 모양 및 치수

Fig. 1 The shapes and dimensions of designed micro electrodes.

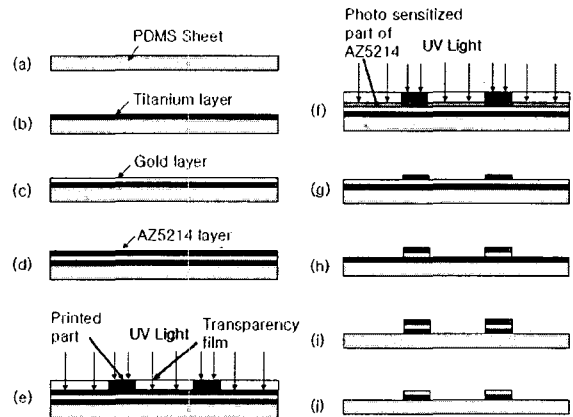


그림 2 유연한 미세전극의 패터닝 공정; (a) PDMS 기판의 준비 (b) E-beam evaporation system을 이용한 티타늄 층의 증착 (c) E-beam evaporation system을 이용한 금 층의 증착 (d) 포토레지스트 AZ5214를 5000 rpm으로 스핀코팅 (e) 전극모양이 프린트된 투명필름을 이용하여 자외선 조사 (f) 자외선 조사에 의한 AZ5214의 감광 (g) 감광된 부분의 AZ5214 develop (h) 금 식각액에 의한 금 에칭 (i) 티타늄 식각액에 의한 티타늄 에칭 (j) AZ5214 제거

Fig. 2 Patterning process of the flexible micro electrode; (a) Preparations of PDMS sheet (b) Deposition of Ti film by e-beam evaporation system on PDMS surface (c) Deposition of Au film by e-beam evaporation system (d) Spun with AZ5214(PR) at 5000rpm (e) UV expose with electrode shape printed transparency film (f) After a photo sensitizations of AZ5214 by UV light (g) Develop the photo sensitized part of AZ5214 (h) Au etching by gold etchant (i) Ti etching by titanium etchant (j) Remove the AZ5214.

미세전극의 패터닝 공정은 그림 2에 나타내었다. 우선 표면 처리한 PDMS 기판을 준비 한다 (그림 2. (a)). 금의 부착력을 높이기 위하여 티타늄을 증착한 후(그림 2. (b)), 금을 증착하였다(그림2(c)). 본 연구에서 금속 층인 티타늄과 금은 e-beam evaporation system을 이용하여 증착하였으며, 증착조건은 앞서 표 1에 나타내었다. 이후 포토리소그래피 공정을 위한 포토레지스트 (photoresist, PR) AZ5214 (Clariant)를 5000 rpm으로 1분간 스핀코팅 한 후, 열판을 이용하여 110℃에서 1분간 건조시켜 약 1 μm 두께로 형성시킨 후(그림2(d)), 투명 마스크를 이용하여 자외선(λ=365 nm, 300 mW/cm², 8 초)을 조사하면(그림 2(e)) 자외선을 쬐여준 부분의 물성이 변하게 된다(그림 2(f)). 이후 마스크를 치우고 상온에서 developer(AZ 300MIF, Clariant)에 수 초간 넣어 물성이 변한 부분의 PR을 제거하고(그림 2(g)), 차례대로 금 식각액(황수)에 넣어 금을 에칭하고(그림2(h)), 티타늄 식각액(HF : HNO₃ : H₂O = 1 : 2 : 7 vol. %)에 넣어 티타늄을 에칭한 후(그림2(i)), 마지막으로 맨 위층에 남아있는 PR을 stripper(AZ 400T, Clariant)를 이용하여 제거하면(그림 2(j)) 패터닝 공정이 완료된다. 이렇게 패터닝이 완료된 PDMS 기판은 패키징 공정과 전기도금 공정을 수행한 후 전극의 형태로 절단하여 전극을 완성하였다. 그림 3은 패키징 공정의 개념도를 나타낸 것이고, 그림 4는 개략적인 전기도금 공정을 나타낸 것이다.

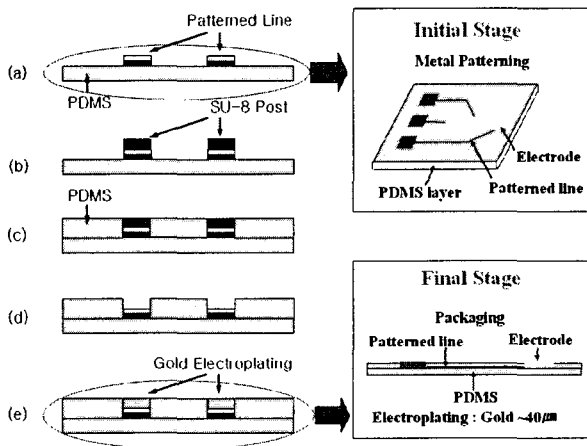


그림 3 패키징 공정 (a) 패터닝이 완료된 초기 상태 (b) 포토리소그래피 공정을 이용한 전극부분의 SU-8 기둥 형성 (c) PDMS 스핀코팅 및 경화 (d) SU-8 기둥 제거 (e) 전극부분에 약 40 μm 두께의 금도금 수행

Fig. 3 Packaging process (a) Initial stage of after patterning process (b) Fabrication of SU-8 post at the electrode parts by using photolithography process (c) PDMS spun and curing (d) Remove the SU-8 post (e) Build up the electrode's parts about 40 μm with gold electroplating.

패터닝이 완료되면(그림 3(a)), PR의 일종인 SU-8 50(MicroChem)을 3000 rpm으로 50 초간 스핀코팅 하여 약 40 μm의 두께로 형성 시킨 후 포토리소그래피 공정으로 전극부분만 기둥모양의 SU-8을 남기고 develop(SU-8

developer, MicroChem) 한다(그림 3(b)). 거기에 PDMS를 붓고 3000 rpm으로 55초간 스핀코팅 하여 전극부분에 남아 있는 SU-8 기둥과 비슷한 약 40 μm 두께로 형성 시킨 후 80 °C의 열판에서 2시간동안 경화시킨다(그림 3(c)). remover PG(MicroChem)를 이용하여 전극부분에 남아있던 SU-8을 제거한다(그림 3(d)). 이후 전기도금으로 SU-8이 제거된 전극부분에 금을 형성시켜 전극을 완성한다. 금도금은 P.G.C.(potassium gold cyanide, 신평금속)와 상용 금도금액(YL gold acid gold, YuLim T&C)을 사용하였으며, 40 °C의 온도에서 수행하였다.

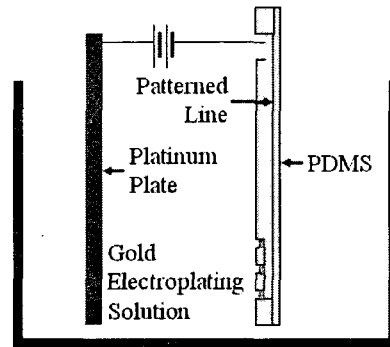


그림 4 금 전기도금 공정의 개략도

Fig. 4 Schematic diagrams of gold electroplating process.

2. 3 HBSS 및 생체적합성 평가

패터닝이 완료된 상태의 시료는 금속미세 패턴의 내구성 등을 알아보기 위하여 HBSS(Hank's balanced salt solution, Modified, Sigma-Aldrich)하에서의 변화를 관찰하였고, 생체적합성을 평가하기 위하여 ICR 마우스의 피하에 이식하고 일정기간이 지난 후 조직검사를 실시하였다. HBSS 평가는 10× HBSS를 탈 이온수(DI water)로 희석하여 여기에 미세전극을 담고 밀봉하여 상온에서 6개월간 보관하였으며, 6개월 후의 전극의 변화, 즉 팽창(swelling)과 그에 따른 금속미세 패턴의 안정성 여부를 관찰하였다. 생체적합성 평가는 약 2 mm × 2 mm 크기의 PDMS/Ti 100 Å/Au 1000 Å 조각을 다음과 같은 방법으로 ICR 마우스의 피하에 이식하였다. 우선 6주령 ICR 마우스를 준비한다. 케타민 (신경마취제, 동물용, 유한양행) : 럽폰 (근육이완제, 동물용, (주)바이엘코리아) : 주사용수를 각각 2 : 1 : 9 비율로 배합하여 0.15 cc씩 근육주사 하여 ICR 마우스를 마취한다. 이후 포셉과 가위를 이용하여 등 쪽 표피를 절개 하고, 멸균하여 준비한 시료조각 삽입하고 봉입한다. 이렇게 시료가 이식된 상태에서 42일이 지난 후 시료가 이식된 피부의 절단면을 통해 조직검사를 실시하였다.

3. 결과 및 고찰

3. 1 PDMS 기판과 금속 층의 부착력 향상

PDMS와 금속 층의 부착력을 높이기 위해 사이 층을 사용하여 그 효과를 검증한 결과, PDMS와 금속 층의 사이에

사용한 각각의 사이 층들은 PEG와 4-HBA의 경우는 PDMS와의 부착력이, CYTOP의 경우는 금속 층과의 부착력이 약하게 나타나 연구목적을 만족하지 못하였다. 향후 두 층과의 부착력이 모두 우수한 다른 사이 층의 사용을 고려하고 있으며, 다른 한편으로는 현재의 사이 층 제작조건 등에 변화를 주어 목적을 만족하는 최적의 제작조건을 확립하는 방안을 동시에 진행하고 있다. 그림 5는 PDMS 표면의 거칠기를 증가시키기 위한 산소 플라즈마 처리 공정 수행 전후의 AFM 사진이다. 산소 플라즈마 처리시간은 15초였다. 산소 플라즈마 처리 후에 표면 거칠기가 증가함을 확인할 수 있었는데 tape test로 부착력을 평가한 결과, 표면 거칠기를 증가시킨 쪽의 부착력이 우수하게 나타났다. 이는 무전해 도금에서와 같이 기판인 PDMS의 표면 거칠기 증가에 기인한 PDMS와 금속 층간의 기계적 강도의 증가가 그 원인으로 생각된다. 진공 증착법을 이용한 금속박막의 제작은 증착조건에 따라 부착력 및 우선배향 등의 물리적 특성이 상당한 영향을 받는 것으로 알려져 있다[12]. 본 연구에서는 표 1에 나타낸 증착조건 범위에서 우수한 부착력과 전기저항, 표면 상태를 갖는 최적의 조건을 확립하였는데, PDMS 기판을 산소플라즈마로 15초간 표면처리 한 후 부착력 향상을 위하여 티타늄을 0.5 Å/s의 증착속도로 100 Å 증착하고 그 위에 금을 1 Å/s로 1000 Å 증착한 경우가 가장 우수한 특성을 보였다.

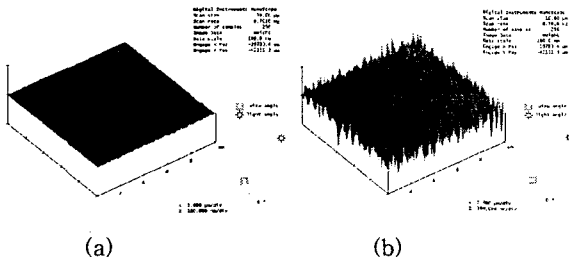


그림 5 PDMS 표면의 AFM 사진 (a) 산소 플라즈마 처리 전 (b) 15초간 산소 플라즈마 처리를 한 경우

Fig. 5 AFM images of PDMS surface (a) PDMS surface(non-oxygen plasma treatment) (b) PDMS surface with oxygen plasma treatment at 15sec.

3. 2 금속 미세패턴의 형성

패턴을 그림 6은 패터닝이 완료된 PDMS 미세전극의 사진이다. 최초 디자인된 PDMS 전극의 최소 선폭은 10 μm였으나, 현재까지 안정적으로 패터닝이 가능한 미세전극의 최소 선폭은 20 μm였다. 이후 공정개선 등을 통하여 최소 선폭을 10μm 까지 달성할 계획이다. 앞서 언급한 최적의 증착 조건으로 실리콘 웨이퍼에 증착한 Si/ Ti 100 Å/ Au 1000 Å 박막을 4-탐침 법으로(CMT-100, Chang Min Tech.) 측정 한 비저항은 4.14×10⁻⁸Ωm였다. 테스트로 측정 한 전극의 전기저항은 각 전극의 길이에 따라 다르지만 대략 70~110 Ω 정도를 보였는데, 이는 전기저항의 공식 $R = \rho \frac{l}{wh}$ 에서 $l=4\sim 5\text{ mm}$, 측정된 비저항, $w=20\ \mu\text{m}$, $h=1100\ \text{\AA}$ 을 대입하고 전극의 형상을 고려하면 측정값과 일치하는 결과를 얻을 수 있다.

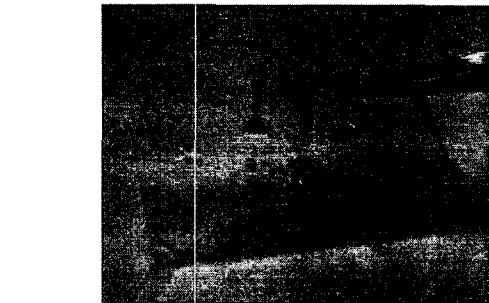
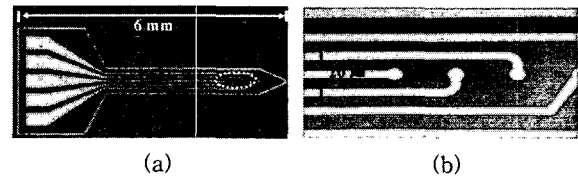


그림 6 (a) 패터닝 공정이 완료된 미세전극의 사진 (b) 점선 원 내의 확대사진 (c) 패터닝이 완료된 유연한 PDMS 미세전극

Fig. 6 (a) The image of patterned micro electrode after patterning process (b) The zoomed image of the dotted circle (c) The photograph image of patterned flexible micro electrodes on the PDMS surface.

3. 3 내구성 및 생체적합성 평가

PDMS는 산소와 용액(물)의 투과성이 좋은 만큼 용액에 의한 팽창현상이 일어나는 것으로 알려져 있다. 이러한 팽창현상은 향후 전극으로 제작된 PDMS가 체내에 이식되었을 때 팽창에 의한 금속미세 패턴의 파열이나 부착력 저하 유발로 인한 금속미세 패턴의 박리로 이어질 가능성 존재한다. 이에 본 연구에서는 패터닝이 완료된 미세전극의 내구성을 평가하기 위하여 HBSS 속에 상온에서 6개월간 보관 후 변화를 관찰하였다. 시료는 패터닝 된 전극의 모양을 유지되도록 잘랐으며, 이때 사용한 PDMS 기판의 두께는 100 μm 이었고 금속 층의 두께는 Ti 100 Å/ Au 1000 Å 이었다.

표 2 HBSS 6개월 보관 전·후의 전기저항

Table 2 The resistance variation of the PDMS electrodes dipped in HBSS for 6 months.

	초기 전기저항 [Ω]	HBSS 6개월 보관 후 전기저항 [Ω]
1	30.8 ± 0.2	31.2 ± 0.2
2	28.7 ± 0.2	28.9 ± 0.2
3	27.6 ± 0.2	27.7 ± 0.2
4	24.6 ± 0.2	24.6 ± 0.2
5	23.4 ± 0.2	23.5 ± 0.2

HBSS에 6개월간 담가두었던 시료의 변화를 관찰한 결과, 우려했던 금속미세 패턴의 파열이나 박리 현상은 관찰되지 않았고, PDMS 기판의 두께변화도 3 μm 이내로 거의 관찰되

지 않았다. 또한 전기저항의 변화도 거의 관찰되지 않았는데, HBSS에 6개월간 보관 전·후의 전기저항을 표 2에 나타내었다. 실험에 사용된 PDMS 미세전극은 그림 6(a)와 같은 모양이고 선폭은 100 μm 이었다. 1번부터 5번까지의 번호는 가장 길이가 긴 전극부터 차례대로 임의적으로 붙인 번호이다. 초기의 전기저항과 HBSS에 6개월간 보관 후 꺼내서 테스트로 측정한 전기저항은 유의적인 차이를 보이지 않았다. 이상의 결과들을 종합해 볼 때 본 연구에서 제작한 PDMS 미세전극의 내구성은 우수한 것으로 사려 된다. 현재 HBSS에 대한 1년 이상의 장기간 실험이 진행 중이며, 아직까지의 결과로 미루어 장기간 실험에서도 긍정적 결과가 있을 것으로 예상된다.



그림 7 ICR 마우스의 피부 절단면 사진
Fig. 7 The histological section of ICR mouse skin.

PDMS 미세전극의 생체적합성 평가를 위하여 ICR 마우스의 피하에 미세전극 제작과 같은 공정을 거친 2 mm \times 2 mm 크기의 PDMS 조각을 이식하고 42일 후에 시료가 이식된 피부를 절개하여 조직검사를 실시하였다. 그림 7은 조직검사를 위해 PDMS 조각이 이식된 ICR 마우스의 피부 절단면 사진이다. 이식된 PDMS 주위의 조직에서 별다른 이상이 발견되지 않는 것으로 보아 PDMS 전극의 생체적합성은 우수하다고 판단된다.

3. 4 패키징 및 도금공정을 통한 전극의 완성

패터닝이 완료되면 이후 패키징과 전극부분에 대한 금도금 공정을 수행하여 PDMS 미세전극을 완성한다. 패터닝은

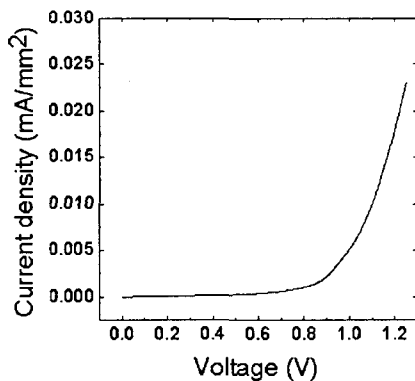


그림 8 전압 vs. 전류밀도 곡선
Fig. 8 Voltage vs. current density curve.

앞서 설명한 그림 3의 공정으로 실시하고, 마지막으로 전극부분에 금도금으로 금을 형성시킨다. 그림 8은 금도금 수행시의 전압·전류밀도 곡선이다. 본 연구에서 전류밀도는 0.020 mA/mm²으로 일정하게 유지하였다. 그림 9는 금도금 전후의 전극부분의 사진이다. 8시간 후 약 40 μm 의 금도금이 이루어짐을 알 수 있다. 완성된 PDMS 미세전극은 현재 HBSS 평가 및 생체적합성 평가가 진행 중이며 각종 신경신호의 측정 및 자극에 관한 기초실험을 계획하고 있다. 특히 망막자극용 전극으로의 사용에 비중을 두고 전극의 모양 및 수술방법에 관한 기초실험을 진행 중이다.

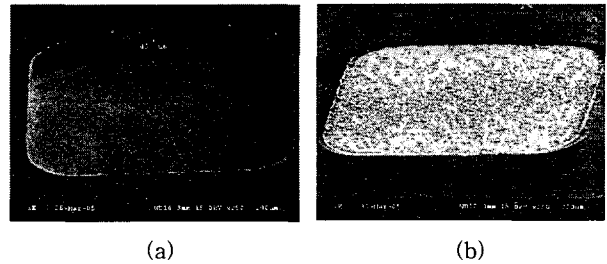


그림 9 전극부분 SEM 사진 (a) 금도금 전 (b) 금도금 후 (8시간)

Fig. 9 The SEM image of electrode part (a) Before gold electroplating (b) After gold electroplating(8 hr.).

4. 결 론

유연하고 생체적합성이 뛰어난 PDMS를 기본재료로 하는 미세전극을 제작하고 평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다. 미세전극의 제작은 PDMS 기관의 전처리 및 증착조건의 최적화를 통한 금속 미세패턴의 부착력 향상과 패키징을 위한 포토리소그래피 공정, 마지막으로 전극부분의 도금을 통해 완성되었다. PDMS 기관위의 금속 미세패턴 형성은 산소 플라즈마에 기관을 15초간 노출시켜 표면 거칠기의 증가를 유도 하여 부착력을 향상시키고, 이후 우수한 전기저항과 표면상태 확보를 위한 최적의 증착조건을 확립하였으며, 포토리소그래피 공정으로 최소선폭 20 μm 의 금속 미세패턴을 형성하였다. 이후 공정개선 등을 통하여 최소선폭을 10 μm 까지 달성할 계획이다. 완성된 미세전극의 전기저항은 전극의 길이에 따라 약 70~110 Ω 정도를 보였고, 이때 금속 층의 비저항은 $4.14 \times 10^{-8} \Omega\text{m}$ 였다. 생체적합성 및 내구성 평가 결과, 패터닝이 완료된 미세전극은 6개월간의 HBSS 평가에서 swelling 및 금속 미세패턴 박리현상을 보이지 않았고 ICR 마우스의 피하에 42일간 전극을 이식한 피부조직 검사 결과 주변 조직에서 이상이 발견되지 않아 우수한 생체적합성을 가지고 있는 것으로 확인되었다. 패키징이 완료된 후 전극부분은 전기도금으로 금을 형성시켰으며 이때의 전류밀도는 0.020 mA/mm²이었고 8시간 동안 약 40 μm 의 금도금이 이루어졌다. 현재 1년 이상 장기간의 HBSS 평가가 진행 중이며, 이렇게 완성된 유연한 미세전극은 생체신호 측정을 위한 다양한 전극과 전기자극 장치에 사용 될 수 있으며, 우수한 밀착성과 산소 투과성에 기인한 시각용 전극 개발에 큰 도움을 줄 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.(과제고유번호 : 02-PJ3-PG6-EV10-0001)

참 고 문 헌

- [1] Kovacs G T A, Storment C W, Halks-Miller M, Belczynski C R Jr, Santina C C D, Lewis E R and Maluf N I, "Silicon-substrate microelectrode arrays for parallel recording of neural activity in peripheral and cranial nerves", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 4, pp. 567-577, 1994.
- [2] Campbell P K, Jones K E, Huber R J, Horch K W and Norman R A, "A silicon-based, three-dimensional neural interface: manufacturing process for an intracortical electrode array", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, pp. 758-768, 1991.
- [3] Ensell G, Banks D J, Ewins D J, Balachandran W and Richards P R, "Silicon-based microelectrodes for neurophysiology fabricated using a gold metallization/nitride passivation system", *J. Microelectromech. Syst.*, Vol. 5, pp. 117-121, 1996.
- [4] Stieglitz T, Beutel H and Meyer J-U, "A flexible, light-weight multichannel sieve electrode with integrated cables for interfacing regenerating peripheral nerves", *Sens. Actuators A*, Vol. 60, pp. 240-243, 1997.
- [5] Takeuchi S and Shimoyama I, "A three-dimensional shape memory alloy microelectrode with clipping structure for insect neural recording", *J. Microelectromech. Syst.*, Vol. 9, pp. 24-31, 2000.
- [6] Patrick J. Rousche, David S. Pellinen, David P. Pivin, Justin C. Williams, Rio J. Vetter and Daryl R. Kipke, "Flexible Polyimide-Based Intracortical Electrode Arrays with Bioactive Capability", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 48, No. 3, pp. 361-371, 2001
- [7] O'Brien D P, Nichols T R, and Allen M G, "Flexible microelectrode arrays with integrated insertion devices", *MEMS'01*, pp. 216-219, 2002.
- [8] Shoji T, Takafumi S, Kunihiko M and Hiroyuki F, "3D flexible multichannel neural probe array", *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 14, pp. 104-107, 2004.
- [9] Y. Matsubara, Y. Murakami, M. Kobayashi, Y. Morita and E. Tamiya, "Application of on-chip cell cultures for the detection of allergic response", *Biosens. Bioelectron.*, vol. 19, pp. 714-747, 2004.
- [10] 이형규, 장선일, 윤의식, "유연한 고무재질로 구현된 모듈구조의 확장가능한 촉각센서", 제7회 한국 MEMS 학술대회 초록집, pp. 77-80, Jeju, April 7-9, 2005.
- [11] S. P. Lacour, J. Jones, Z. Suo, and S. Wagner, "Design and Performance of Thin Metal Film Interconnects for Skin-Like Electronic Circuits", *IEEE Electron Device Lett.*, Vol. 25, pp. 179-181, April 2004.
- [12] G. Y. Ahn, S. I. Park, I. B. Shim, Y. S. Cho and C. S. Kim, "Magnetoresistance and surface properties with deposition condition for La-Sr-Mn-O thin films", *Phys. Stat. Sol. B*, vol. 241, no. 7, pp. 1561-1564, 2004.

저 자 소 개



백 주 열 (白 主 烈)

1969년 11월 28일생. 1992년 단국대 물리학과 졸업. 1999년 동 대학원 물리학과 졸업(이학박사). 2001년~현재 단국대 의공학연구소 연구원

Tel : 041-550-1827 Fax : 041-562-7937

E-mail : dr100@dankook.ac.kr



권 구 한 (權 九 翰)

1978년 8월 13일생. 2005년 단국대 재료공학과 졸업. 현재 단국대 대학원 의공학과 석사과정

Tel : 041-550-1827 Fax : 041-562-7937

E-mail : nineone813@dankook.ac.kr



이 상 운 (李 相 暉)

1975년 2월 20일생. 1997년 명지대 화학과 졸업. 2005년 동 대학원 박사졸업 (이학박사). 현재 단국대 의공학연구소 연구원

Tel : 041-550-1827 Fax : 041-562-7937

E-mail : swlee-kr@hanmail.net



이 기 암 (李 起 岩)

1951년 10월 5일생. 1979년 고려대 물리학과 졸업. 1987년 동 대학원 물리학과 졸업(이학박사). 1982년~현재 단국대 전자물리학과 교수

Tel : 041-550-3423 Fax : 041-551-9229

E-mail : kalee@dankook.ac.kr



이 상 훈 (李 尙 勳)

1960년 12월 13일생. 1983년 서울대 전기공학과 졸업. 1992년 동 대학원 의공학과 졸업(공학박사). 1992년~현재 단국대 의공학과 교수

Tel : 041-550-1827 Fax : 041-562-7937

E-mail : dbiomed@dankook.ac.kr