J. of the Korean Sensors Society
Vol. 14, No. 6 (2005) pp. 423 – 429

PDMS 기판상에 금속층의 안정적 증착 및 패터닝

백주열 · 권구한 · 이상훈†

The stable e-beam deposition of metal layer and patterning on the PDMS substrate

Ju-Yeoul Baek, Gu-Han Kwon, and Sang-Hoon Lee†

Abstract

In this paper, we proposed the fabrication process of the stable e-beam evaporation and the patterning of metals layer on the polydimethylsiloxane (PDMS) substrate. The metal layer was deposited under the various deposition rate, and its effect to the electrical and mechanical properties (e.g.: adhesion-strength of metal layer) was investigated. The influence of surface roughness to the adhesion-strength was also examined via the tape test. Here, we varied the roughness by changing the reactive ion etching (RIE) duration. The electrode patterning was performed through the conventional photolithography and chemical etching process after e-beam deposition of 200 Å Ti and 1000 Å Au. As a result, the adhesion strength of metal layer on the PDMS surface was greatly improved by the oxygen plasma treatment. The e-beam evaporation on the PDMS surface is known to create the wavy topography. Here, we found that such wavy patterns do not effect to the electrical and mechanical properties. In conclusion, the metal patterns with minimum 20 μm line width was produced well via the our fabrication process, and its electrical conductance was almost similar to the that of metal patterns on the silicon or glass substrates.

Key Words : PDMS substrate, deposition rate, oxygen plasma, electrode patterning

1. 서 론

최근 과학 기술의 발전은 손상된 인간의 감각기능의 회복 (예를 들면 인공 눈이나 인공 귀 등) 이나 인간과 기계의 연결(interface) 등 과거에는 공상소설이나 영화에서나 가능했던 일들의 실현이 가능하게끔 하고 있다[1]. 특히 근래 20여 년 동안 급격히 발전한 MEMS 기술의 생체로의 응용은 이러한 꿈의 실현이 더욱 가까워 지고 있도록 하고 있다. 특히 인공 감각기능이나 인간-기계의 연결에 있어 가장 중요한 기술적 요소는 인체로부터 나오는 여러 가지 전기적 신호를 측정하거나, 반대로 전기적 자극을 신경에 전달하는 전극의 개발이다. 최근의 이러한 전극의 소형화 기술과 조직 손상 없이 장기간 체내에 이식 가능한 전극의 개발은 인간-기계 연결 기술의 핵심적인 기반기술로 각광 받고 있으며, 여러 기관에서 이에 대한 연구를 진행하고 있다[1-3]. 전극의 소형화를 위해서는 실리콘 기판(substrate) 위에 금속패턴을 제작하는 기술이 장기간 사용되어 왔으나, 실리콘 자체가 생체 조직과 기계적, 화학적 조화(matching)를 이루지 못하여 이식형 전극으로는 약간의 한계를 가지고 있다. 이에 대한 대안으로 폴리이미드(polyimide)를 기판으로 사용하는 이식형 전극에 관한 연구가 장기간 진행되어 왔다[4]. 한편 최근에는 미국과 일본의 몇몇 연구기관을 중심으로 PDMS를 기판으로 사용한 전극에 관한 연구가 진행되고 있다. 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[5]. 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

단국대학교 의공학과(Dept. of Biomedical Eng., Dankook University)
†Corresponding author: dbiomed@dankook.ac.kr
(Received : September 23, 2005, Accepted : November 15, 2005)

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 실리콘 계의 고무 형태인 PDMS와 금속 층간의 격자상수와 열팽창 계수의 차이 등으로 PDMS 표면에 금속 층의 형성이 어렵고 형성되더라도 부착력이 약하기 때문이다.

본 연구는 PDMS 위에 금속 층을 안정적으로 형성시키는 방법을 제안하고, 화학적 식각 방법에 의해 금속 패턴을 안정적으로 제작하는 공정에서 금속 층으로 금을 사용하여 부착력 향상을 위한 여러 가지 조건을 고찰하였다. E-beam evaporation system으로 금속 층인 금을 증착 함에 있어 부착력 향상을 위하여 티타늄을 먼저 증착하였고, 이후 금을 증착하였다. 여기서 PDMS 기판의 표면 전처리 조건, 금속 층의 증착속도 등을 변수로 하여 안정적인 금속 전극의 제작조건을 고찰하였다. 아울러 증착속도에 따른 우선배향의 변화와 그에 따른 전기적 특성의 변화를 관찰하였다.

2. 실험 방법

2.1. 제작과정

실험에 사용한 PDMS 기판은 스핀코팅 방법을 이용하여 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 형성시킨다. PDMS 기판과 금속 층의 부착력을 향상시키기 위하여 본 연구에서는 PDMS 기판을 산소 플라즈마에 십 여 초간 노출시켜 불순물의 제거 및 PDMS 표면의 거칠기를 유도 하였다. 이렇게 표면 처리 된 PDMS 기판 위에 티타늄과 금을 차례로 증착하였다. 금속층의 증착은 E-beam evaporation system을(2000-TEE1215, SNT) 이용하였고, 자세한 증착조건은 표 1에 정리하였다. 이후 부착력과 전기저항 측정을 위해 금속층을 패터닝

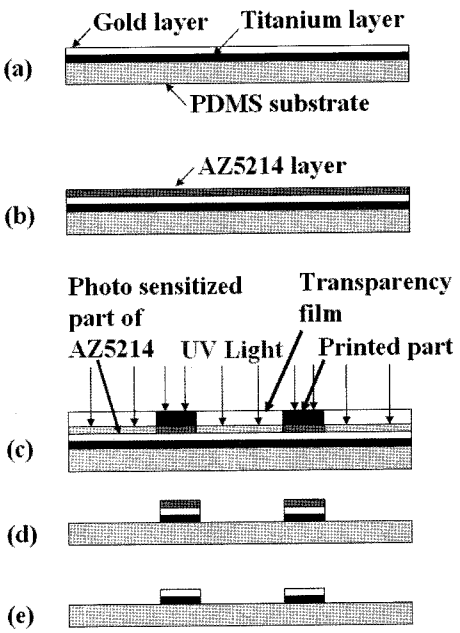


그림 1. 금속층의 패터닝 공정; (a) PDMS 기판에 e-beam evaporation system을 이용하여 티타늄과 금을 증착한다. (b) AZ 5214를 5000 rpm으로 스핀코팅 한다. (c) 전극의 모양이 프린트 된 투명 필름을 이용하여 자외선을 조사하여 AZ 5214를 감광시킨다. (d) 감광된 AZ 5214를 develop하고, 금과 티타늄을 식각액으로 식각한다. (e) AZ 5214를 제거한다

Fig. 1. Patterning process of the metal layers; (a) Deposition of Ti and Au film by e-beam evaporation system on the PDMS substrate. (b) Spun with AZ5214 at 5000 rpm. (c) Photo sensitizations of AZ5214 by UV light after UV expose with electrode shape printed transparency film. (d) Develop the photo sensitized part of AZ5214 and metal layers etching by each etchant(aqua regia and Ti etchant), and (e) Remove the AZ5214.

표 1. 증착조건
Table 1. Deposition conditions

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

하였는데, 공정은 그림 1에 나타내었다. 먼저 PDMS 기판과 금의 부착력 향상을 위하여 티타늄을 증착 한 후, 금을 증착하였다. 패터닝 공정을 수행하기 위해 PDMS 기판 위에 증착 된 금의 표면 위에 포토레지스트(photoresist : PR, AZ5214, Clariant)를 5000 rpm으로 1분간 스핀코팅 한 후, 열판을 이용하여 110 ℃에서 1분간 건조 시킨다. 이 PR 층에 패터닝 마스크를 올리고 파장 365 nm, 세기 300 mW의 자외선을 8초간 조사하여 노광된 부분의 PR물성을 변화 시킨다. 이후 developer(AZ 300MIF, Clariant)와 금 식각액(왕수), 티타늄 식각액(HF:HNO_3:H_2O=1:2:7 vol.%), striper(AZ 400T, Clariant)를 이용하여 금속층의 패터닝을 완료한 후 탈이온수(DI water)로 세척하고, 열판에서 건조시킨다(120 ℃, 1분).

2. 측정 및 실험

PDMS 기판의 표면 상태는 PDMS 기판과 금속층의 부착력을 결정하는 요인중의 하나 이므로 본 연구에서는 RIE(reactive ion etching)를 사용하여 표면 처리를 실시 하였다. 산소 플라즈마에 의해 유발된 PDMS 표면의 거칠기는 원자간력 현미경(atomic force microscope; AFM, DI 3100IVA)으로 측정하였고, 부착력은 tape test로 평가하였다. 이때 사용한 tape의(3 M magic tape) 크기는 1.8 cm × 1.8 cm로 일정하였으며, 그림 2(a)와 같이 금속 층을 100개의 정사각형으로 패터닝하여 떨어지는 개수를 헤아려 부착력의 세기를 객관적으로 정량화 하였다. 완성된 금속층의 전기저항은 그림 2(b)와 같이 선폭 200 μm, 길이 1.0 cm로 패터닝한 양단 저항을 멀티 미터(HP 34401A)를 사용하여 측정하였다. 증착조건에 따른 우선배향의 변화는 XRD (X-ray diffractometer, Siemens D5005 D)로 관찰하였다. 이때 Power는 40 kV, 50 mA였고 입사각은 3 °로 고정하였으며 setup size는 0.1 °, setup time은 1초였다. 타겟은 Cu Kα를 사용하였고 2θ range는 20 °~80 °였다. 완성된 금속 층의 표면 형상은 전자현미경(scanning electron microscopy ; SEM, S-4300, Hitachi)으로 관찰하였다.

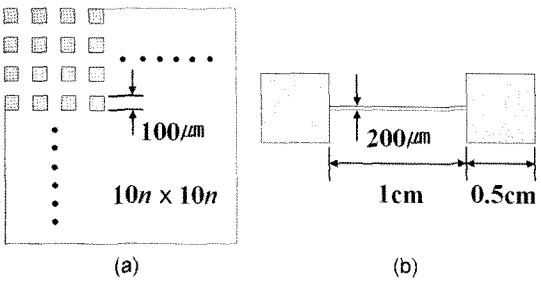


그림 2. 금속 패터닝의 치수; (a) 부착력 테스트용. (b) 전기저항 측정용

Fig. 2. Dimensions of the metal patterning; (a) for the adhesion test, and (b) for the measuring of electrical resistance.

3. 결과 및 고찰

3.1. PDMS 기판과 금속 층의 부착력 향상

3.1.1. 산소 플라즈마 처리 시간에 따른 PDMS 기판 표면의 거칠기 변화

플라즈마 처리는 주로 다양한 가스를 이용한 식각에 사용되며, 이 중 산소 플라즈마 처리는 PDMS 층들의 접합이나 표면처리에 일반적으로 이용되고 있는 방법이다[6-7]. 그림 3은 산소 플라즈마 처리 시간에 따른 PDMS 표면의 거칠기를 나타낸 것이다. 산소 플라즈마 처리 시간은 0, 15, 30, 60초였다. PDMS 표면의 거칠기는 산소 플라즈마 처리시간에 따라 증가하다가 30초 이후 약간 감소하였는데, 이는 어느 정도 시간까지는 산소 이온의 이온 폭격(ion bombardment) 현상으로 PDMS의 표면이 깎여 거칠기를 증가 시키지만, 이후부터는 계속되는 이온 폭격으로 이미 거칠기가 유도된 부분도 깎여 나가서 거칠기가 다소 감소하는 것으로 생각된다. 이렇게 표면 거칠기가 유도된 PDMS 기판에 금속을 증착하여 표면 거칠기가 부착력에 미치는 영향

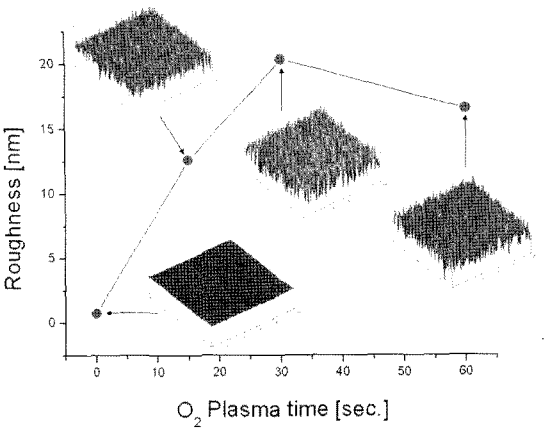


그림 3. 산소 플라즈마 처리 시간에 따른 표면 거칠기의 변화

Fig. 3. Roughness changes of the surface as a function of the treated time of oxygen plasma.

을 알아보았다.

3.1.2. 표면 거칠기에 따른 부착력

표면 거칠기에 따른 부착력을 알아보기 위한 증착조건은 티타늄을 1 Å/sec의 증착률로 200 Å 증착한 후, 금을 1 Å/sec의 증착률로 1000 Å 증착하였다. PDMS 기판과 금속층의 부착력은 식 (1)과 같이 정의하였다.

$$Adhesion\ strength = \frac{N_b - N_a}{N_b} \times 100(\%) \quad (1)$$

여기서 N_b는 금속 층의 패턴의 개수이고(100개), N_a는 tape test 실시 후 떨어진 패턴의 개수이다. 측정의 일관성을 위하여 tape test는 tape를 붙인 후 6 N/cm^{2}의 압력을 10초간 유지한 후 떼어냈다. 그림 4는 표면 거칠기에 따른 부착력을 나타낸 것이다. 금속의 부착력은 표면 거칠기의 유도 유무에 따라 큰 차이를 보였는데, 표면 거칠기가 유도된 모든 시료에서 매우 우수한 부착력을 보였다. 이는 표면 거칠기로 인한 PDMS 층과 금속 층간의 기계적 강도의 증가가 그 원인으로 여겨진다. 또한 일단 거칠기만 유도되면 거칠기의 정도에 무관하게 적정수준 이상의 부착력이 확보되는 것을 확인하였다.

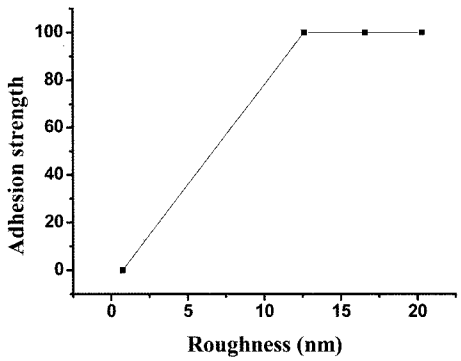


그림 4. 표면 거칠기에 따른 부착력
Fig. 4. Chang in adhesion strength relative to the roughness of surface.

3.2. 금속 층의 표면 형상

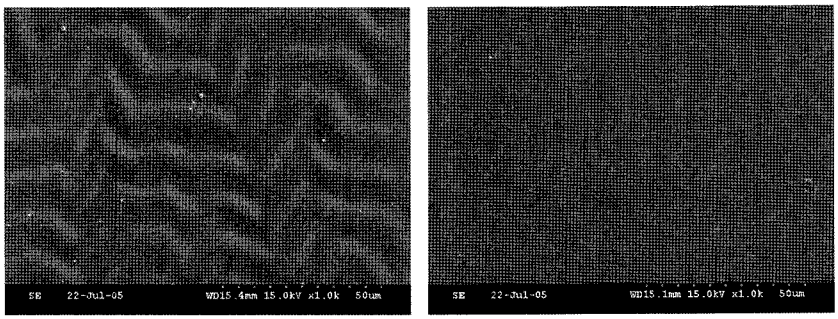
그림 5는 각기 다른 조건에서 PDMS 기판 위에 증착 된 금 표면의 SEM 사진이다.

표 1에 나타낸 본 연구의 실험조건으로 제작한 금속층의 표면 형상은 정도의 차이만 있을 뿐 대부분 그림 5(a)와 같은 복잡한 물결무늬를 나타냈다. 하지만 특별히 티타늄을 0.5 Å/s의 증착 속도로 50 Å 형성시킨 후 금을 1 Å/s으로 1000 Å의 두께로 형성시킨 금속 층은 그림 5(b)와 같은 평평한 면을 나타냈다. 일반적으로 얇은 금속 층은 증착 되는 과정에서 압축응력을 받게 된다. 이러한 연유로 PDMS와 같은 유연한 물질을 기판으로 사용하면, 형성되는 금속 층은 비틀림이(buckling) 유발된다고 알려져 있다[8]. 유연한 기판을 사용한 금속 층의 복잡한 물결무늬는 몇몇 연구자들에 의해 보고되어 왔는데[8-10], S. Wagner 등은 이러한 표면 형상에 대하여 자신들의 결과를 바탕으로 비선형 섭동과(nonlinear perturbation) 에너지 최소화법(energy minimization method)을 이용하여 식(2), (3)의 모델을 제시했다[10].

$$\frac{2\pi h}{\lambda} = \left(\frac{4(1-\nu_1)^2 E_2}{E_1}\right)^{1/3} \quad (2)$$

$$\frac{A}{h} = \sqrt{\frac{2}{3}}\sqrt{\frac{\varepsilon_0}{\varepsilon_c} - 1} \quad (3)$$

식(2)에 의하면 파장 λ는 금 박막의 두께 h에 의존하는데, 여기서 금속과 PDMS의 영률은 E_1과 E_2이고,



(a) (b)

그림 5. 금속 층의 표면 SEM 사진; (a) 물결무늬를 띄는 경우, (b) 평평한 경우
Fig. 5. The SEM images of metal surface; (a) wavy structure type and (b) flat structure type.

금속의 Poisson ratio ν_1은 0.5이다. 식(3)에서 진폭 A는 초기 내부 변형(initial built-in strain) ε_0와 박막의 버클링 임계 변형(critical buckling strain) ε_c에 의존한다. ε_0는 박막의 증착 과정에 의존하는 내부응력과 열팽창 계수의 차이에 ($\alpha_{Au}=14\times10^{-6}$ /K, $\alpha_{PDMS}=960\times10^{-6}$ /K) 기인한 것이고, ε_c는 버클링 임계값(buckling threshold)에 기인한다. 여기서 $|\varepsilon_0|<|\varepsilon_c|$의 조건을 만족하면 박막의 표면이 평평해(flat) 진다. ε_c는 역학적 인자들과(mechanical parameters) 기하학적 형상(geometry)에 의해 결정된다. 즉, 금속 층이 형성되는 동안 압축응력이 작용하면 (a)와 같이 복잡한 물결무늬를 띄고 인장응력이 작용하면 (b)와 같은 평평한 면을 갖는 것으로 사려되지만 역학적 인자들과 기하학적 형상 등의 영향도 다양하게 고려되어야 하므로 아직까지 정확한 규명은 이루어지고 있지 않다.

3.3. 증착속도에 따른 우선배향 및 전기저항의 변화

박막은 일반적으로 bulk 상태의 물성과는 다른 물리적 특성을 보이며 이러한 박막의 물성은 증착조건에 의존하는 것으로 알려져 있다[11-12]. 박막의 물성에 영향을 미치는 증착조건으로는 증착속도, 기판온도, 씨앗층, 시료와 기판 사이의 거리, 증착방법 등이 있다. 이중 증착속도와 씨앗 층은 박막의 내부응력과 우선배향 방향 등 박막의 물리적 특성에 영향을 미치는 중요한 조건이다. 본 연구에서 티타늄은 PDMS 기판과 금의 부착력을 향상 시키기 위하여 사용 하였는데, 티타늄의 증착속도에 따른 금속 층 전체의 전기저항과 표면형상의 변화에 미치는 영향과 형성된 티타늄 층이 씨앗 층으로 작용하는지 알아보기 위하여 Ti 200 Å/Au 1000 Å의 금속 층을 제작하였는데, 티타늄의 증착속도는 0.5 Å/sec~3 Å/sec으로 변화시켰고, 금의 증착속도는 1 Å/sec으로 일정하게 유지하였다.

그림 6은 Ti 200 Å/Au 1000 Å 박막의 티타늄 증착속도에 따른 X-선 회절시험 결과를 나타낸 것이다. 부착력 향상을 위해 하지층으로 쓰인 티타늄의 증착속도가 증가할수록 금의 우선배향은 (111)면과 (311)면의 세기가 점차 증가하였고, (220)면의 세기는 감소하는 경향을 보였다.

그림 7은 티타늄의 증착속도에 따른 금속 층의 저항변화를 나타낸 것인데, 티타늄의 증착속도가 변화해도 금속 층의 전체저항의 변화가 거의 없음을 알 수 있다. 금속 층의 전체 평균저항은 19.65 ± 0.2 Ω이었으며, 저항의 수식 $R=\rho\frac{l}{A}=\rho\frac{l}{wh}$ 이므로 비저항 $\rho=R\frac{wh}{l}$ 이고, 폭 200 μm, 두께 1200 Å, 길이 1.0 cm의 측정값을 대입하여 4.8×10^{-8} Ω · m의 비저항 값을 얻었다. S. Wagner 등은 같은 방법으로 유리기판 위에 형성한 250Å의 금 박막의 비저항을 계산한 바 있으며, 그들의 계산결과는 6.0×10^{-8} Ω · m이었고[10], bulk 상태의 금의 비저항은 2.2×10^{-8} Ω · m이다. 측정된 금속층의 (Ti 200 Å/Au 1000 Å) 비저항은 금 층을 기준으로 티타늄층을 고려하면 bulk 상태의 금의 비저항 보다 약 2배 정도 큰 값이 나왔으며, 이는 박막과 bulk의 물성이 다른 점을 감안하면 이후 금속 미세 전극으로의 사용에 지장이 없는 값으로 사려된다. 결과적으로 부착력 향상을 위하여 하지 층으로 사용한 티타늄 층은 증착속도에 따라 이후 금의 미세구조에 영향을 미치지만 전기적 특성에는 특별한 영향을 미치지 않으므로 이후 여러 가지 고찰이 필요하지만, 전기적 특성에

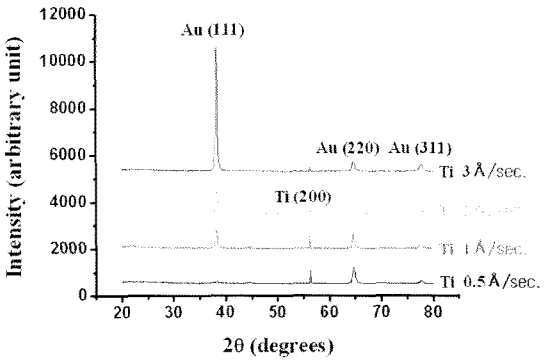


그림 6. Ti 200 Å/Au 1000 Å 박막의 티타늄 증착속도에 따른 X-선 회절시험 결과

Fig. 6. Titanium deposition rate dependence of the XRD peaks obtained from Ti 200 Å/Au 1000 Å thin film.

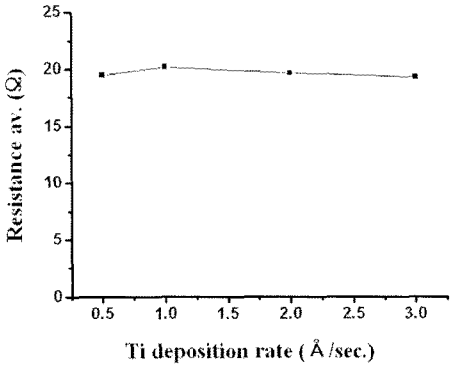
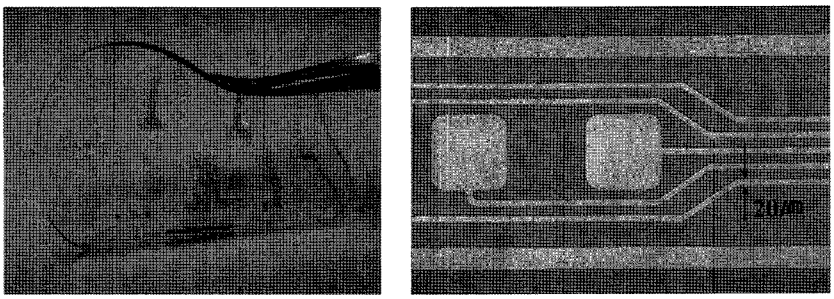


그림 7. 티타늄 증착속도에 따른 금속 층의 저항변화

Fig. 7. Titanium deposition rate dependence of metal layers resistance.



(a) (b)

그림 8. (a) 패터닝이 완료된 유연한 미세전극과 (b) 확대사진
Fig. 8. (a) The Photograph image of patterned flexible micro electrodes on the PDMS surface and (b) zoomed image of (a).

영향을 미칠 수 있는 씨앗 층으로는 작용하지 않았음을 알 수 있었다. 즉, 티타늄 층은 단지 부착력만을 향상시킬 뿐 전기적 특성에 영향을 미칠 수 있는 씨앗 층으로는 작용하지 않았음을 나타낸다.

3.4. 금속 미세패턴의 형성

그림 8은 본 연구를 통해 부착력이 확보된 유연한 PDMS 기판에 실제 금속 미세 패터닝을 수행한 결과를 나타낸 사진이다. 안정적이고 재현성 있는 패터닝이 가능한 선 폭은 최소 20 μm였다. 이후 증착조건과 패터닝 공정의 개선을 통해 최소 선 폭을 10 μm까지 개선 할 계획이다.

4. 결 론

생체 적합성이 우수하여 삽입형 전극의 기판으로 주목 받고 있는 PDMS에 표면처리와 티타늄 하지층을 사용하여 부착력을 향상시키고, 우수한 전기적 특성과 마이크로 패터닝이 가능한 증착조건에 대한 연구 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

부착력은 PDMS 기판의 산소 플라즈마 처리 유무에 따라 확실한 차이를 보였으며, 플라즈마 처리 시간에 무관하였다. 즉, PDMS 기판을 산소 플라즈마 처리한 경우는 모두 우수한 부착력을 보였으며, 이는 PDMS 기판의 거칠기 증가로 인한 기판과 금속 층의 기계적 강도의 증가에 의한 것으로 보인다. 티타늄 층의 증착속도의 조절로 금 층의 우선배향은 변화하나, 전기적 특성과 부착력에는 큰 영향을 미치지 않았다. 또한 유연한 PDMS를 기판으로 사용한 금속 박막의 제작은 복잡한 요인에 의해 대부분 물결무늬를 띄지만, 특별한 증착조건으로 제작하면 평평한 표면의 박막 제작도 가능하다. 하지만 전기적 특성과 부착력은 표면형상에 관계없이 표면처리를 한 모든 경우에 비슷하게 나타났다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(과제고유번호 : 02-PJ3-PG6-EV10-0001).

참고 문헌

[1] N. Pavešić, J. Gros, S. Dobrišek, and F. Mihelić, "Homer II-man-machine interface to internet for blind and visually impaired people", *Comput. Commun.*, vol. 26, no. 5, pp. 438-443, 2003.

[2] S. M. Lawrence, G. S. Dhillon, and K. W. Horch, "Fabrication and characteristics of an implantable, polymer-based, intrafascicular electrode", *J. Neurosci. Methods*, vol. 131, no 1-2, pp. 9-26, 2003.

[3] T. Schanzea, H. G. Sachs, C. Wiesenack, U. Brunner, and H. Sailer, "Implantation and testing of subretinal film electrodes in domestic pigs", *Exp. Eye Res.*, In Press, Corrected Proof, Available online 25 August 2005.

[4] K. Lee, A. Singh, J. He, S. Massia, B. Kim, and G. Raupp, "Polyimide based neural implants with stiffness improvement", *Sens. Actuators B*, vol. 102, no. 1, pp. 67-72, 2004.

[5] 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, no. 7, pp. 741-747, 2004.

[6] J. Y. Baek, J. Y. Park, J. I. Ju, T. S. Lee, and S. H. Lee, "A pneumatically controllable flexible and polymeric microfluidic valve fabricated via in situ development", *J. Micromech. Microeng.*, vol. 15, no.

5, pp. 1015-1020, 2005.
[7] 고용득, 정광진, 최성호, 구경완, 조동율, 천희곤, "SF_6와 SF_6-N_2 가스를 이용한 텅스텐 박막의 플라즈마 식각에 관한 연구", 센서학회지, 제8권, 제3호, pp. 291-297, 1999.
[8] N. Bowden, S. Brittain, A. G. Evans, J. W. Hutchinson, and G. M. Whitesides, "Spontaneous formation of ordered structures in thin films of metals supported on an elastomeric polymer", *Nature*, vol. 393, no. 6681, pp. 146-149, 1998.
[9] G. C. Martin, T. T. Su, I. H. Loh, E. Balizer, S. T. Kowel, and P. Kornreich, "The metallization of silicone polymers in the rubbery and the glassy state", *J. Appl. Phys.*, vol. 53, no. 1, pp. 797-799, 1982.
[10] S. Wagner, S. P. Lacour, J. Jones, P. I. Hsu, J. C. Sturm, T. Li, and Z. Suo, "Electronic skin: architecture and components", *Physica E*, vol. 25, no. 2-3, pp. 326-334, 2004.
[11] 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.
[12] 정귀상, 노상수, "측온저항체 온도센서용 Pt-Co 합금박막의 증착과 특성에 관한 연구", 센서학회지, 제7권, 제1호, pp. 45-50, 1998.

백주열 (Ju-Yeoul Baek)

- 1992년 단국대학교 물리학과 졸업(이학사)
- 1994년 단국대학교 대학원 물리학과 졸업 (이학석사)
- 1999년 단국대학교 대학원 물리학과 졸업 (이학박사)
- 2001. 01 ~ 2001. 07 산업자원부 기술표준원 광전재료과 위촉연구원
- 2001. 08 ~ 현재 단국대학교 의공학연구소 선임연구원
- 주관심분야 : Polymeric MEMS, 마이크로 밸브&펌프, Flexible microelectrode

권구한 (Gu-Han Kwon)

- 2005년 단국대학교 재료공학과 졸업 (공학사)
- ~현재 단국대학교 의학레이저 협동과정 석사과정
- 주관심분야 : MEMS, 생체재료

이상훈 (Sang-Hoon Lee)

- 1983년 서울대학교 전기공학과 졸업 (공학사)
- 1987년 서울대학교 제어계측공학과 졸업 (공학석사)
- 1992년 서울대학교 의공학과 졸업 (공학박사)
- ~ 현재 단국대학교 의공학과 교수
- 단국대학병원 의공학과 과장
- 단국대학교 의과대학 의공학연구소 소장
- 주관심분야 : 인공심장, 생체 재료, MEMS