

의료용 도뇨관 표면의 도선용 구리 박막 증착을 위한 스퍼터링-열증착 연속공정장비의 설계 및 개발

장준근*, 정석**

Design and Development of Sputter-evaporation System for Micro-wiring on Medical Catheter

Jun Keun Chang*, Seok Chung**

ABSTRACT

Integrating micro-machined sensors and actuators on the conventional devices with the copper power lines was incompatible to fabricate the mass produced micro electromechanical system (MEMS) devices. To achieve the compatibility of the wiring method between MEMS parts and devices, we developed the three-dimensional sputter-evaporation system that coats micropatterned thin copper films on the surface of the MEMS element. The system consists of a process chamber, two branch chambers, the substrate holder, and a linear-rotary motion feedthrough. Thin copper film was sputtered and evaporated on the biocompatible polymer, Pellethane[®] and silicone, catheter that is 2 mm in diameter and 700 mm in length. The metal film coating technique with three-dimensional thin film sputter-evaporation system was developed to apply the power and signal lines on the micro active endoscope. In this paper, we developed the three-dimensional metal film sputter-evaporation system operated on the low temperature for the biopolymeric substrates used in the medical MEMS devices.

Key Words : Evaporation (진공증착), Sputtering (스퍼터링), Polyurethane (폴리우레탄), Silicone (실리콘 수지), Catheter (도뇨관), Vacuum system (진공 장비), Copper film (구리박막)

1. 서론

의료용 도뇨관(catheter)은 인체 내부, 특히 혈관이나 장기(organ)내부에 삽입되어 체액, 혹은 내부의 생체 조직들을 추출하거나 의약품 등을 신체 특정 위치에 공급하는 역할을 한다. 이러한 의료용 도뇨관은 적용되는 인체 부위와 역할에 따라 두께와 길이, 구조와 재질 등이 다양하며, 의료용 도뇨

관을 목적하는 부위로 이동시키기 위하여 또한 다양한 방법들이 사용되고 있다. 이러한 다양한 기능은 도뇨관의 끝부분에 부착된 전극이나 센서(sensor), 각종 기계요소들을 이용하여 이루어지지만, 대부분의 경우 센서선이나 신호선에 필요한 도선 확보의 어려움과, 각종 요소들의 부착에 관한 기초기술의 부족으로 인해 진단이나 치료의 기능이 생략된 단순한 형태의 도뇨관만이 생산되어 사용

* 서울대학교 정밀기계설계공동연구소

** 서울대학교 기계설계학과 대학원

되고 있는 실정이다.^[1]

박막의 형성은 크게 물리적인 공정과 화학적인 공정으로 나뉘며, 물리적인 공정은 열증착법과 스퍼터링 공법으로 또 다시 나뉜다^[2]. 그 중 화학기상 증착법(chemical vapor deposition, CVD)은 실리콘이나, 산화물(oxide) 박막, 질화막(nitride) 등을 만드는 데에 가장 많이 쓰이는 방법으로, 고온의 시편 주위에 가스를 흘려 넣어 가스간의 화학적 반응으로 인해 남는 침전물을 시편에 부착시키는 공정을 말한다. CVD는 스텝 커버리지(step coverage)가 무척 좋고 양질의 박막을 얻을 수 있으며, 최근에는 알루미늄이나 구리같은 금속 박막을 만드는 데에도 적용되고 있다. 그러나, CVD 공정에는 매우 고온이 요구되며, 아주 높은 화학 반응이 요구되므로, 일반적인 기계요소나 폴리머 도료관에 금속 박막을 성형하는데에는 열팽창과 시편의 증발, 화학적 변형 등의 문제가 있다.^[2-4]

열증착법(thermal evaporation)은 다양한 금속 박막을 증착하는데 가장 일반적으로 사용되는 공정이다. 고진공 상태에서 물질의 증기압이 낮아지는 현상을 이용하여 금속을 가열하여 증발시킨 뒤, 증발된 금속입자를 시편에 붙이는 공정으로, 금속을 가열하는 데에는 저항 가열(resistive evaporation)이나, 전자빔 가열(e-beam gun evaporation), 이온빔 가열(ion beam evaporation), 레이저 가열(laser ablation) 등이 많이 쓰인다. 일반적으로 사용되는 공정인 만큼 간단하게 박막을 얻을 수 있고, 매우 빠른 증착율(deposition rate)을 유지할 수 있으나 대부분의 경우, 스퍼터링 공정에 비해 재료를 모재에서 분리하는데 공급되는 에너지가 적기 때문에, 만들어진 박막의 치밀도나 부착력이 떨어지는 편이다.^[2-4]

스퍼터링(sputtering) 공정은 진공내에서 가스에 전기장을 걸어 형성된 플라즈마(plasma)의 에너지를 이용하여, 금속 타겟(target)에서 금속 입자를 뜯어내어 시편에 부착하여 시편 위에 금속 박막을 만드는 공정을 말한다. 플라즈마를 형성하는 데에는 dc 바이어스나 rf (radio frequency) 바이어스를 이용할 수 있고, 가스 역시 아르곤이나 산소 등 다양한 가스를 이용할 수 있다. 스퍼터링 공정은 플라즈마의 에너지가 무척 높기 때문에 타겟에서 떨어져 나온 금속입자들의 에너지가 커서 부착성과 박막의 치밀성, 스텝 커버리지(step coverage)가 좋지만, 열증착법에 비해 증착율이 무척 떨어지기는 문제점이 있다.^[2-5]

본 논문에서는 의료용 도료관 상에 금속박막을 성형하기 위한 장비 설계 및 제작에 관하여 기술하고자 한다. 개발된 장비는 원통 형상을 갖는 시편 위에 고른 두께를 갖는 금속 박막을 형성시키도록 설계되었으며, 시편의 자유로운 직선 운동과 회전 운동이 가능하기 때문에 다양한 입체적 형상을 갖는 시편을 사용하는 것이 가능하다. 따라서 본 장비를 의료용 도료관과 각종 기계 축 요소 등의 입체 표면에 금속 박막을 형성하는 데에 사용할 수 있으며, 또한 개발된 공정은 향후 기술의 발달에 따라 간단한 소자를 도료관 표면이나 다양한 형태의 기계요소 표면에 직접 제작하는데에 기초 기술로 이용될 수 있다.

2. 방법

2.1 요구사항 분석

본 장비가 목표로 하는 폴리머 도료관 상의 금속 재료 증착을 위해 필요한 요구사항을 정리해 보면 다음과 같다.

- 1) 시편은 생체에 적합한 (bio-compatible) 의료용 폴리머 (polymer) 재질을 이용
- 2) 공정 중 시편의 최고 온도 150 °C 이하
- 3) 시편의 최고 길이 1 m
- 4) 시편의 평균 반지름 2 mm, 최고 반지름 50 mm 까지 공정 가능
- 5) 원통 형상 시편의 임의의 위치에 금속 박막의 형성이 가능
- 6) 패턴화된 박막의 형성이 가능해야 하며, 시편의 임의의 위치에 패턴의 형성이 가능
- 7) 증착률은 빠를수록 좋음
- 8) 한 챔버 안에서 시편의 세척, 표면 개질 등의 연속적인 공정이 가능하면 좋음

2.2 공정 선정

일반적으로 물체의 표면에 금속의 얇은 박막을 형성하는 금속화 공정(metalization)은 전기와 재료 등의 여러 분야에서 다양한 응용범위를 대상으로 연구되어 왔다. 이러한 금속화 공정은 수많은 폴리머 수지들 (PEO (polyethylene oxide), PS (polystyrene), PVA (polyvinyl Alcohol), PVME (polyvinyl methyl ether), PMMA (polymethyl methacrylate), PVAC(polyvinyl acetate), polypyrrole, polytetrafluoroethylene, polystyrene-acrylonitrile, ABS

(polyacrylonitrile-butadiene-styrene)¹⁶⁻¹²¹에 다양한 방법으로 응용되어 있으며, 특히 폴리이미드(polyimide)계열의 수지의 경우 많은 연구 결과들이 나와 있다.¹¹³⁻²⁰¹ 그러나 의료용 폴리머 계열, 특히 폴리우레탄(polyurethane)이나 실리콘(silicone) 수지 계열의 표면에 금속 박막을 증착시키는 연구는 세계적으로도 거의 진행되지 않았는데, 이는 의료용 폴리머 계열의 표면 특성이나, 용융점(melting point) 등의 각종 특성이 반도체나 재료 공업에서 개발된 공정을 직접 적용하는데에 많은 문제점을 가지고 있기 때문이었다.

정리한 공정 가운데, 앞에서 제시한 요구사항들을 만족하기 위하여 두 가지 공정을 선택하여 연속적으로 적용하였다. 전공정에는 증착률이 느리더라도 부착성과 막의 치밀성이 강한 공정을 선정하였고, 후공정으로 강하게 부착된 박막 위에 빠른 속도로 두꺼운 박막이 올라가도록 하였다. 전공정으로 스퍼터링 공정을 사용하였는데, 특히 본 장비는 도체인 금속 재료뿐만 아니라 부도체인 폴리머 도료관 재료에도 박막을 성형해야하므로, 비금속 재료에도 사용이 가능한 rf 스퍼터링 공정이 적합하다. 또한 한 챔버 내에서 단일공정으로 두꺼운 박막을 얻기 위하여 후공정으로 저항 가열 열증착 공정을 이용하였고, 구리 박막을 얻기 위해 주문 제작한 텅스텐 보트(boat)와 몰리브덴 보트를 이용하였다.

두 가지 공정 시간의 조정을 통하여 시편의 온도를 50~100 °C내로 유지하면서 높은 증착률을 얻을 수 있도록 하였다. 전체 공정은 하나의 챔버(chamber)에서 이루어지며, 공정 챔버와 시편의 이송과 장착에 이용되는 챔버를 분리하였고, 두 챔버 사이를 긴 관(branch)으로 연결하였다. 또한 전공정에서 발생하는 플라즈마를 시편의 초기 세척과 표면 개질(surface treatment)에 이용할 수 있도록 내부 장치를 설계하였다.

2.3 이송 장치 설계

본 장비는 길이 1 m정도의 긴 원통 형상의 임의의 부분에 금속막 증착과 패턴 형성을 하기 위한 것이다. 서로 분리된 하나의 공정 챔버와 두 개의 시편 장착 챔버 사이를 긴 관으로 연결하였는데, 긴 관 내부에는 이송 장치를 설치하여 시편의 좌우 이송과 회전 이송을 가능하게 하였다. 외부에서 챔

버의 내부에 직선-회전 이송을 전달하기 위해 직선-회전 움직임 전달 장치(Linear-rotary transfer feedthrough, VFS-1690-48-R, Huntington[®] Mechanical Laboratories Inc., CA, USA)를 설치하였고 이송부는 직선 운동 가이드(linear guide)와 볼스 크류로 지지하였다.

2.4 전체 장비의 제작

Fig. 1은 장비를 제작하기 위해 3차원 CAD 프로그램(UniGraphics[®], Hewlett-Packard Co.)로 설계한 도면이다. 그림에서 가운데 챔버는 공정이 진행되는 챔버이며, 양 끝의 관을 통하여 길이 1m까지의 시편이 왕복 운동할 수 있다. 관의 양쪽 끝의 챔버에는 시편의 장착이 가능하도록 문이 설치되어 있으며, 시편 고정기는 도료관 양 끝에 동일한 각 속도의 회전운동이 인가되면서 전체가 직선 이송될 수 있도록 설계하였다.

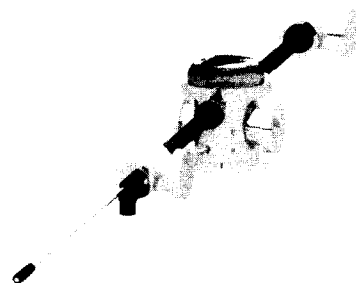


Fig. 1 schematic drawing of system

진공 배기를 위하여 터보분자펌프(Turbo molecular pump V550, Varian Co., CA, USA)과 1개의 로터리 펌프(D20A, 중앙진공, 대전)를 사용하였고, 측정은 광역 게이지(FullRangeTM Gauge, Pfeiffer Vacuum Technology, Inc., NH, USA)를 사용하였다. 배기는 30 분내에 4×10^{-5} torr까지 도달하며 각 공정에 충분한 진공도를 보장한다. 열증착공정을 하기 위하여 직류전원공급장치(dc power generator, 한국표준진공, 대전)와 변압기를 사용하였으며, 스퍼터링 공정을 하기 위해 마그네틱 스퍼터건(sputter gun, 우리진공, 대구)과 rf 전원공급장치(rf power generator, 오토전기, 서울), 매칭 네트워크(matching network, 오토전기, 서울)를 사용하였다. 챔버의 퍼지(purge)를 하기 위하여 질소를, 표면 개질과 스퍼터링을 하기 위하여 산소와 아르곤을

공급하였고, 산소와 아르곤의 양은 유동질량제어장치(mass flow controller, MFC, 1179A51CR1BV-S, MKS Instruments, Inc., MA, USA)와 콘트롤러(4CH power supply & readout controller, 247C, MKS Instruments, Inc., MA, USA)를 이용하여 정밀하게 제어하였다. 증착물과 박막의 두께를 추정하기 위하여 두께측정장치 (thickness monitor, STM-100/MF/488, Sycon Instruments, Inc., NY, USA)를 설치하였다.

Fig. 2는 제작된 실제 시스템의 사진이며, fig. 3은 전체 시스템의 대략적인 개략도를 나타내는 것이다. 스퍼터건은 상부에 설치되어 있으며, 열증착 보트는 하부에 설치되어 있다.

전체 시스템 중 공정 챔버 측면에 설치한 포트들을 table 1에 정리하였으며, 공정 챔버 상부 플랜지에 설치한 포트들을 table 2에 정리하였고, 공정 챔버 하부 플랜지에 설치한 포트들을 table 3에 정리하였다.

Table 1. Ports in the side of the process chamber

#	포트명	용도 및 규격
1	chamber gate	시편, 보트 교환 및 공정 관찰 8 CF
2	nipple (2 pcs)	시편 직선이송장치 고정 4.5 CF
3	thickness monitor	증착 두께 및 증착물 측정기 부착 2.75 CF (30 ° 경사)
4	vacuum gauge	광역 진공 게이지 장착 NW 25KF
5	electrical feedthrough	시편 온도측정용 열전쌍 장착 NW 25KF
6	vent valve 1	전기 구동식 배기밸브 장착 NW 16KF
7	vent valve 2	비상용 수동식 배기밸브 장착 NW 16KF (비상용)
8	pump port	진공 배기용 터보분자펌프 연결 8 CF
9	liquid feedthrough	시편 냉각장치에 냉각수 공급 2.75 CF
10	gas feedthrough	스퍼터링 Ar, 퍼지 N2 공급 2.75 CF
11	spare	여분용 2.75 CF

Table 2. Ports in the upside plange of the chamber

#	포트명	용도 및 규격
1	viewport 1	공정 및 시편 구동 관찰용 2.75 CF (셔터 포함)
2	viewport 2	공정 및 시편 구동 관찰용 2.75 CF (셔터 포함)
3	sputter gun port	스퍼터건 장착 2.75 CF
4	mechanical feedthrough	스퍼터건 셔터 구동 2.75 CF
5	spare	여분용 2.75 CF

Table 3. Ports in the bottom plange of the chamber

#	포트명	용도 및 규격
1	electrical feedthrough	보트에 고전압/전류 DC 전원 공급 2.75 CF
2	electrical feedthrough	보트에 고전압/전류 DC 전원 공급 2.75 CF
3	mechanical feedthrough	보트 상단부 셔터 구동 2.75 CF
4	electrical feedthrough	보트 온도측정용 열전쌍 장착 NW 25KF
5	spare	여분용 NW 25KF



Fig. 2 Sputter-evaporation system

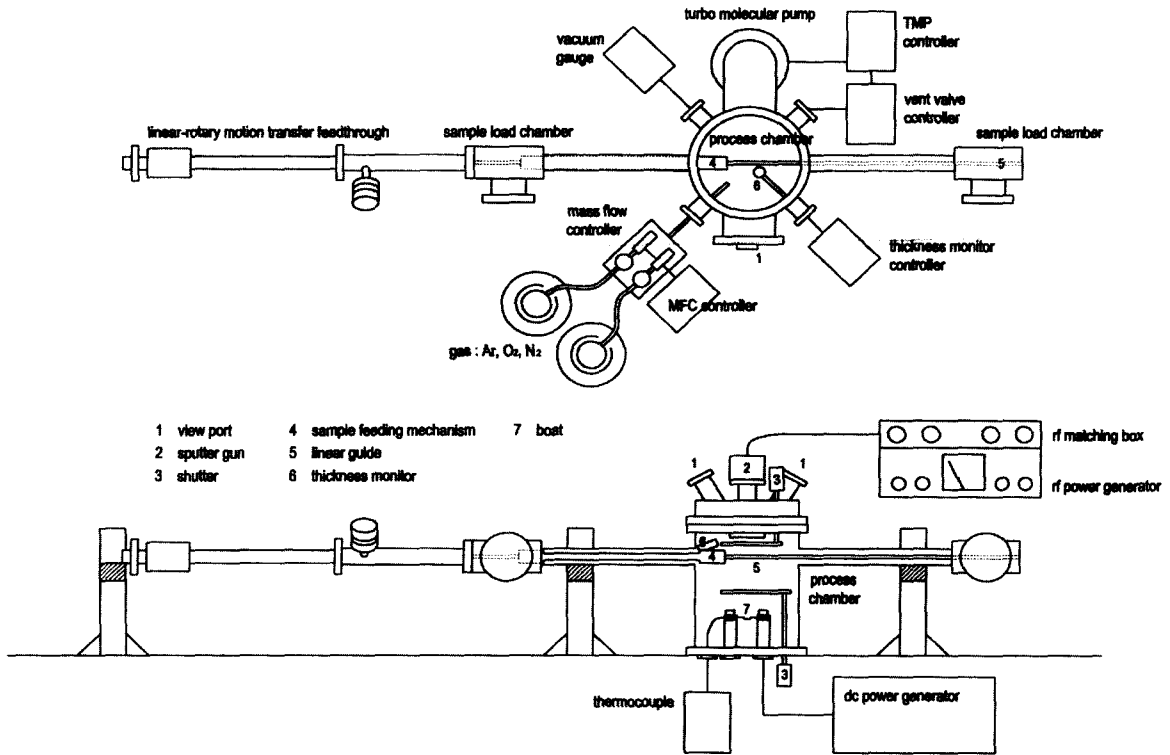


Fig. 3 Drawing of the sputter-evaporation system

3. 실험

시편으로 직경 2~3 mm, 내경 1 mm, 길이 100 mm인 폴리우레탄(펠레세인, Pellethane[®], Dow Chemical Co., MI, USA)과 실리콘 튜브(유신메디칼, 서울)를 이용하였다. 펠레세인과 실리콘은 생체 적합성 수지로 표면이 매우 안정되어 있기 때문에 인체에 삽입하는 기구의 재료로서 주로 사용된다. 그러나 폴리우레탄과 실리콘 수지는 박막을 주로 연구하는 재료 및 전자공학 분야에서는 전혀 연구되어 있지 않았다. 본 실험에서는 폴리우레탄 판과 튜브, 실리콘 튜브를 이용하여 장비의 증착 성능과 마스크를 이용한 패턴 형성의 가능성을 살펴보았으며, 튜브를 회전시킨 경우와 회전시키지 않은 경우에 대해 구리를 증착시켜서 각 경우를 비교하였다.

열증착 공정 재료로는 99.999 % 순도의 구리(Pure Tech Inc., NY, USA)를 이용하였고, 스퍼터링 타겟으로는 99.99 % 순도의 구리(CERAC Inc., WI,

USA)를 사용하였으며, 실험 전에 에탄올을 이용하여 시편을 세척하였다.

공정은 스퍼터링-열증착 연속 공정을 이용하였다. 처음의 박막은 스퍼터링으로 치밀하게 만든 뒤, 열증착 공정을 이용하여 단일 공정으로 두꺼운 박막을 제조하였다. 스퍼터링이 진행되는 진공도는 2~3 mTorr로 유지하였으며, 가스는 아르곤을 이용하였고, 유량은 질량흐름제어장치(MFC)로 조절하였다. 시편에 회전과 직선운동을 가하면서 20분간 표면 개질^[20]을 수행하였으며, 30분간 스퍼터링을 진행하였다. 스퍼터링이 완료된 후 진공도를 5×10^{-6} Torr로 높인 뒤, 열증착 공정을 수행하였다. 대략 2~3 분간 공정이 수행되었으며, 박막의 두께를 두께 측정장치로 추정하여 적절한 두께가 되었을 때, 공정을 중지하였다.

알파스텝 (Alpha-Step, KLA-Tencor Co., CA, USA)을 이용하여 챔버 곳곳에 설치한 웨이퍼 조각에 증착된 박막의 두께를 측정하였다. 이 방법으로

열증착공정으로 증착된 박막의 평편도가 지름 4 인치에서 5% 내외로 유지됨을 알 수 있었다. 튜브에 증착된 박막의 두께를 정확히 측정하는 것은 불가능하기 때문에, 증착된 금속의 밀도와 같은 조건에서 평면에 증착된 박막의 두께, 튜브의 증착전후의 질량 변화치를 종합하여 박막의 두께를 대략적으로 추정하였다.

또한 표면의 분석을 위해 폴리우레탄 판에 직접 박막을 증착하였으며, 증착된 금속 박막과 폴리에탄올과의 결합의 특성을 알아보기 위하여 폴리우레탄 표면의 구리 박막의 두께를 바꾸어가면서 ESCA를 이용하여 구리 박막과 폴리우레탄 표면의 결합부의 화학 성분의 변화를 측정하였다. 박막의 부착성을 알아보기 위하여 박막이 성형된 튜브를 직접 제작한 순수굽힘시험장치(pure-bending tester)를 이용하여 부착력 시험을 수행하였다. 순수굽힘시험장치는 시편의 양 끝을 잡는 척(chuck)과, 양쪽 척을 $0^\circ \sim 90^\circ$ 회전이송시키는 2개의 스텝모터(step motor), 한쪽 척을 수평왕복이송시키는 1개의 스텝모터로 이루어진다. 양쪽 척을 고정하는 스텝모터는 각각의 속도가 동일하도록 유지되며 한쪽 척을 왕복이송시키는 스텝모터의 속도와 변이는 컴퓨터를 통해 프로그램되어, 시편의 굽히는 형상을 따라 정밀하게 움직임으로써 시편에 인장력이 걸리지 않도록 조절하였다. 시편에 가하는 굽힘의 각도는 45° 에서 90° 까지 다양하게 실험하였다. Fig. 4는 제작된 순수굽힘시험장치의 사진이다

패턴 형성의 가능성을 알아보기 위하여 두 가지의 실험을 실시하였는데, 마스크를 이용하여 폴리우레탄 판과 튜브의 표면에 $100 \times 100 \mu\text{m}$ 크기의 작은 패턴을 직접 성형하는 방법과, 박막을 성형한 뒤 엑시머 레이저(eximer laser)를 이용하여 패턴을 형성하는 방법을 실험해 보았다.

4. 결과

스퍼터링만 수행한 후의 박막과 열증착공정만 수행한 이후의 박막, 스퍼터링과 열증착공정을 모두 수행한 박막을 비교하였다. 스퍼터링 공정으로 획득하였으며 두께는 $500 \sim 1,000 \text{ \AA}$ 정도로 추산되는 박막의 저항값이 열증착공정만을 수행하여 두께가 $1 \mu\text{m}$ 이상으로 추정되는 박막의 저항값과 유사하여, 스퍼터링 공정으로 성형한 박막이 얇으면서 치밀한 성질을 갖고 있음을 알 수 있었다. 이는 길

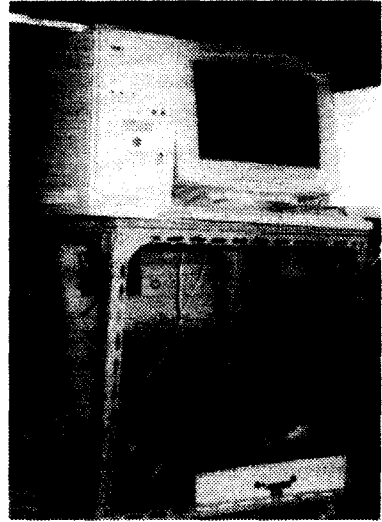


Fig. 4 Pure-bending tester

이 100 mm, 판지름 3 mm의 도노판에 박막을 성형하여 실험하였으며, 저항치는 $5 \sim 7 \Omega$ 정도로 측정되었다. 이 때, 박막의 두께는 여러번의 실험으로 대략적으로 결정된 각 공정의 증착률을 이용하여 추정한 것이다. 또한 스퍼터링 공정과 열증착공정을 모두 수행한 경우, 박막의 저항이 5Ω 이하로 유지되었다. 그러나 각 경우에 대해 공정의 조건을 항상 동일하게 유지하는 것이 공정의 특성상 불가능하므로 데이터의 경향만 알 수 있을 뿐, 데이터를 직접 비교할 수는 없었다.

Fig. 5는 두께 1 mm 정도의 폴리우레탄 판에 박막을 증착시킬 경우, 증착된 박막이 갈라진 사진이다. 그러나 fig. 6에서 보는 바와 같이 튜브에 증착된 박막의 경우에는 현미경으로 보아도 박막의 균열을 확인할 수 없었다. 이는 판의 경우 금속막이 증착되는 한쪽 면만 열을 받아 그 면만 팽창하여 반대쪽으로 굽어졌지만 튜브의 경우 고르게 열을 받기 때문에 한쪽으로 구부러지는 현상이 발생하지 않았으며, 따라서 폴리머 수지에 금속막을 증착시키는 경우에 발생하는 균열현상은 가공시 열로 인해 튜브가 균일하지 않게 팽창할 때에 발생하는 것임을 알 수 있었다. 또한, 순수굽힘시험장치를 이용하여 튜브에 증착된 박막을 테스트했을 때 30,000번 이상의 굽힘에도 박막의 박리는 일어나지 않았다. 폴리우레탄의 표면과 구리 박막의 표면을 ESCA로 측정된 결과 재료에서 분리된 구리 입자들

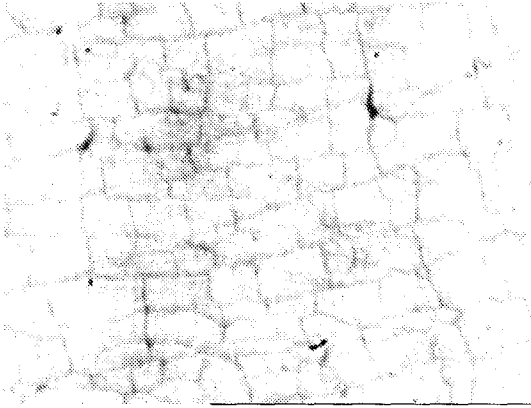


Fig. 5 Surface of copper thin film on the polyurethane plate (X 400)

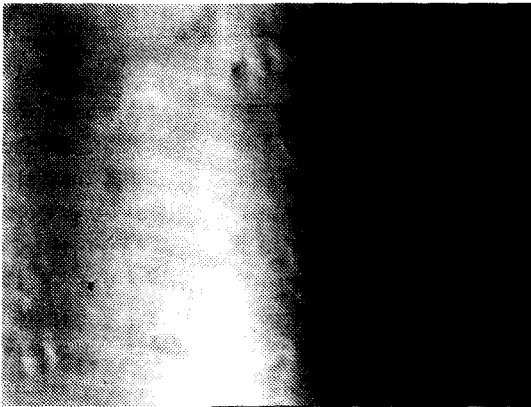


Fig. 6 Surface of copper thin film on the polyurethane tube (X 400)

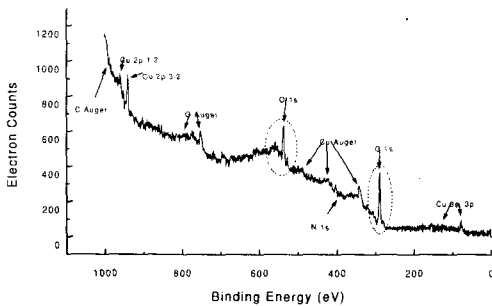


Fig. 7 XPS data of the interface between copper film and polyurethane plate

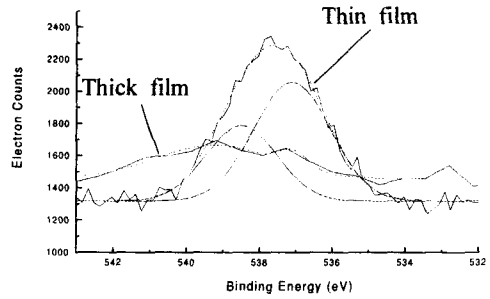


Fig. 8 XPS O1s data of the copper film with various thickness on the polyurethane plate

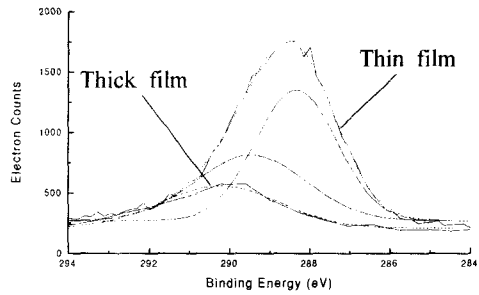


Fig. 9 XPS C1s data of the copper film with various thickness on the polyurethane plate

이 폴리우레탄 표면의 C=O 그룹과 화학적으로 반응하면서 부착되는 것을 확인할 수 있었으며 결과를 fig. 7, 8과 9에 제시하였다.^[24]

또한 스테인레스 박판에 식각 공정으로 제작한 마스크(shadow mask)를 이용하여 폴리우레탄 판위에 100 × 100 μm의 작은 정사각형 패턴을 형성하는 것이 가능하였으며, 사진을 fig. 10에 소개하였다. 성형된 박막위에 엑시머 레이저 어블레이션 가공(ablation)을 하여 특정한 형상을 갖는 패턴을 실리콘 튜브 위에 형성할 수 있었으며, 제작된 패턴을 Fig. 11에 나타내었다. 만들어진 패턴은 인체 내부에 삽입될 도뇨관의 양쪽 끝단을 전기적으로 연결하는 도선으로 사용할 수 있었다.

특히 fig. 11의 도선 패턴의 경우 도뇨관 상단부에 길이 40 mm 정도의 형상기억합금 다방향 액츄에

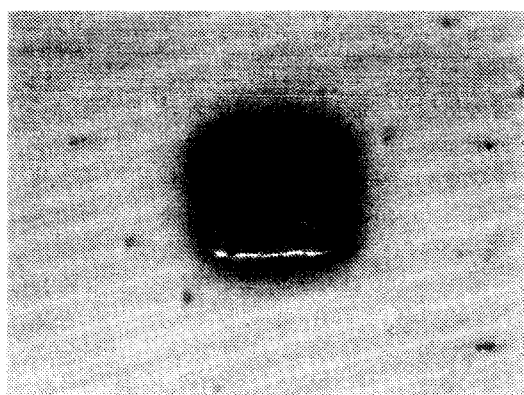


Fig. 10 Copper pattern on the polyurethane plate (X450)

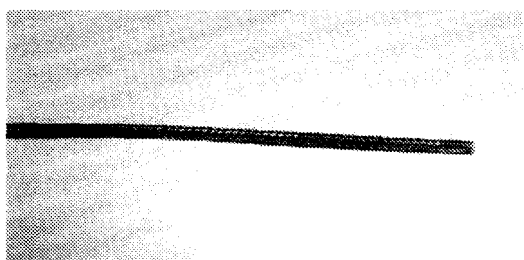


Fig. 11 Copper pattern on the silicone catheter

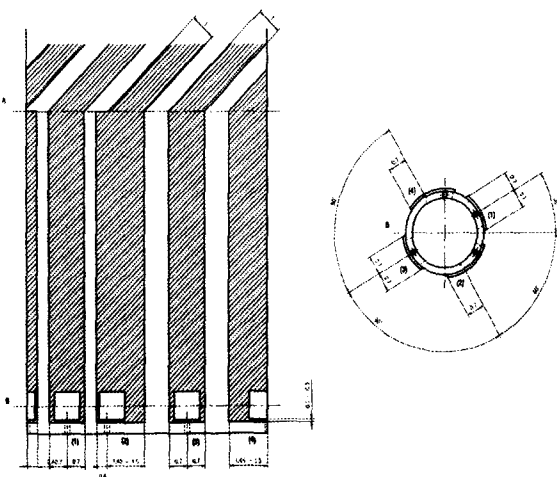


Fig. 12 Drawing of the copper pattern on the catheter

이터(actuator)를 장착할 수 있도록 설계된 것으로, 도선 패턴의 도면을 Fig. 12에 첨가하였다. 또한 길이 100 mm에서 700 mm까지의 자유로운 길이의 튜브에 구리 증착이 가능하였으며, 길이 700 mm까지의 튜브에 증착된 구리 박막의 전체 저항은 8 Ω 이하로 유지되었다.

5. 토의

박막 두께의 측정과 박막 특성의 수치화는 공정상의 변수가 워낙 다양하며, 박막이 입체면 위에 성형되므로 불가능하였다. 특히 열증착공정의 경우, 보트에 가해진 전압과 전류의 변화에 따라 증발량이 변화하며 변화된 증발량이 진공도에 영향을 주고, 변화된 진공도가 다시 증발량을 변화시키는 등 서로 결합되어 변하는 변수들이 다양하며, 그에 따라 공정시간도 다양하게 변화하였기 때문에 공정 변수를 일정하게 고정시킬 수 없었다.

폴리우레탄과 실리콘 튜브 위에 형성된 박막은 건조한 상태에서는 사용에 문제가 없었으나, 표면에 에탄올 처리를 할 경우, 각 수지가 매우 극소수성을 띄기 때문에 표면 결합이 변화하여 박막이 쉽게 박리되는 문제가 있었다. 두 튜브 모두 표면 조도가 박막의 특성을 많이 좌우하였으며, 특히 표면 조도가 높을 경우 성형된 박막의 전기적 특성이 좋지 않았다. 예를 들어 디핑(dipping) 공정으로 성형된 튜브의 경우, 압출 공정으로 성형된 튜브보다 표면 조도가 낮으며, 따라서 성형된 박막의 표면 역시 우수함을 현미경으로 확인할 수 있었다. 즉, 스퍼터링의 단차 극복(step coverage)성질이 좋기 때문에 성형된 박막 역시 표면의 작은 굴곡을 따라 끊어지지 않고 형성되어 있었으며, 박막을 특정 두께 이상으로 성형하였을 경우 박막이 튜브의 표면을 따라 흐르면서 조도를 낮추어 주는 현상을 현미경으로 확인할 수 있었다.

따라서 스퍼터링-열증착공정으로 성형한 박막의 저항값이 열증착공정만 수행한 경우에 비해 감소되는 현상은 특정 두께 이상에서 스퍼터링으로 성형한 박막이 전체 튜브의 조도를 낮추어주기 때문이기도 하며, 스퍼터링으로 성형된 박막의 우수한 치밀도로도 설명할 수 있을 것으로 생각된다.

실리콘보다는 폴리우레탄 위에 형성된 박막의

특성이 더 좋음을 확인하였다. 이는 폴리우레탄보다 실리콘의 소수성이 더 크며, 표면의 성분 중에 구리와 반응할 수 있는 카르보닐(carbonyl)기 등의 비율이 더 낮기 때문이고^[23], 또한 실리콘은 표면 거칠기가 큰 압출공법으로 제작하였지만, 폴리우레탄은 디핑(dipping)공법으로 제작하였기 때문이다. 증착된 튜브의 경우 구부러거나 파도 막이 떨어지지 않았으며 막 바깥쪽에 수지로 얇게 코팅할 경우 자유롭게 사용할 수 있었다. 다만 튜브를 양쪽에서 잡아당길 경우나 비틀림하중을 줄 경우에는 외부 보호막이 없는 상태에서는 막이 얇게 갈라지는 현상을 보였다.

증착 공정중에는 직선과 회전 이송의 속도가 중요한 변수로 작용하였다. 회전 이송을 하지 않았을 경우 스퍼터링과 열증착공정 모든 경우에서 반대쪽 면은 전혀 금속 박막이 형성되지 않았다. 그러나, 회전 이송 속도가 너무 빠르면, 박막의 특성이 좋지 않았으며, 표면에 회전방향을 따라 흐름선이 발생하는 문제점이 있었다. 따라서 이송은 박막을 골고루 만드는 효과는 있으나 박막의 부착성 자체를 높이는 것 자체에는 이점이 없음을 알 수 있었다.

본 한 챔버에서 수행되는 연속 공정은 터보분자 펌프의 특성을 이용하여 수행되는데, 초기 저진공에서 스퍼터링을 수행하며 후기 고진공에서 열증착 공정을 수행하여 진공 배기 시간을 공정에 사용함으로써, 공정 시간을 절감하였고 장비의 성능을 최적화시키는 효과를 얻을 수 있었으며, 또한, 실제 사용되는 폴리우레탄과 실리콘 도료관의 경우, 150℃ 정도에서 심하게 부드러워지며 녹아버리기 때문에, 공정 상에서 시편의 온도가 일정 온도 이상 올라가지 않도록 조절하는 것이 매우 중요하였다.

Fig. 10과 11에서 보듯이 본 장비를 이용하여 폴리우레탄 판위에 작은 패턴을 형성할 수 있었고, 축 등 원통형상의 기계요소 표면에 구리의 작은 패턴을 형성할 수 있었다. 이러한 기술은 기존의 가공기술로는 불가능했던 소형 캐패시턴스 센서(capacitance sensor)를 제작하거나 여러 배선 요소들을 직접 기계요소상에 형성시키는 것에 응용될 수 있을 것으로 판단된다.

6. 결론

얇은 굵기의 의료용 도료관의 표면에 센서선과 전원선을 만들기 위해 가느다란 도료관의 표면에

구리의 얇은 막을 만드는 스퍼터링-열증착 장비를 제작하였다. 치밀하고 부착성이 좋은 구리의 박막이 직경 2 mm의 튜브 위에 증착 되었으며, 일정한 패턴의 형성도 가능하였다. 도료관 표면에 패턴화된 금속박막을 제작한 뒤, 상용화된 센서를 부착시키는 연구를 수행하였으며, 본 연구결과를 향후 아주 간단한 소자나 회로만이 사용될 경우 반도체 공정을 웨이퍼(wafer)가 아닌 도료관에 응용하여 회로를 직접 도료관 표면에 성형하는 것에 활용이 가능함을 알 수 있었다. 특히 망간이나 티타늄의 얇은 박막의 간단한 패턴은 국부 유막의 압력과 온도 측정에 사용될 수 있으며, 현재 간단한 패턴을 갖는 티타늄 박막을 웨이퍼에 증착하여 국소 유막의 압력 분포를 측정할 연구 결과들이 나와 있어 이러한 기술을 도료관에도 응용할 수 있을 것으로 기대된다.^[21-22]

후기

공정 내용 중 역시며 레이저 가공은 한국기계연구원 자동화연구부에 의해 수행되었으며, 본 연구는 과학기술부와 산업자원부가 주관하는 초소형 정밀기계 선도기술 개발사업의 연구비 지원에 의한 것으로, 이에 감사드립니다.

참고 문헌

1. H.Misawa, S.Nakagawa, H.Ozasa, N.Itahana, S.Tanabe, "Microstructuring process on catheter," The first international micromachine symposium proceeding, 123-126, Nov., 1-2, 1995.
2. 이종덕, 실리콘 직접회로 공정기술, 대영사, 1993.
3. S.A.Campbell, The science and engineering of microelectronic fabrication, Oxford University press, 1996.
4. R.F.Bunshah, Handbook of deposition technologies for films and coatings, 2th Ed. Noyes Pub. 1994.
5. B.Chapman, Glow discharge process - sputtering and plasma etching, John Wiley & Sons, 1980.
6. J.M.Burkstrand, "Metal-polymer interfaces : Adhesion and x-ray photoemission studies," J. Appl. Phys., 52 (7), 4795-4800, 1981.
7. S.K.Chen, Y.Y.Wang, C.C.Wan, "Synthesis of

- polypyrrole and its metallization by copper," *Materials science and engineering*, B27, 103-108, 1994.
8. D.R.Wheeler, S.V.Pepper, "Summary abstract: Improved adhesion of Ni films on x-ray damaged polytetrafluoroethylene," *J. of Vac. Sci. Technol.*, 20(3), 442-443, 1982.
 9. A.M.Mance, "A new catalyst process for applying metal patterns on polymers," *J. Electrochem. Soc.*, Vol. 139, No. 3, March, 1992.
 10. Ch.Gregoire, J.J.Pireaux, A.Cros, R.Caudano, "High resolution electron energy loss spectroscopy investigation of the copper/ polyphenylquinoxaline interface formation," *Applied Surface Science*, 84, 163-177, 1995.
 11. J.Y.Lay, C.Y.Shih, F.C.Lin, "Plasma deposition of vinyl monomers onto Poly (4-methyl- 1-pentene) / Poly(dimethyl siloxane) blend mem- brane for enrichment of oxygen form air," *Polymer Journal*, Vol. 26, No. 6, 665-674, 1994.
 12. D.Mann, J.Fessmann, G.Kampschulte, M.Hopkins, "Adherent metallization of plastic composites," *Surface and Coatings Technology*, 49, 168-173, 1991.
 13. N.L.Jeon, R.G.Nuzzo, "Physical and spectroscopic studies of the nucleation and growth of copper thin films on polyimide surfaces by chemical vapor deposition," *Langmuir*, 11, 341-355, 1995.
 14. Lj.Atanasoska, S.G.Anderson, H.M.Meyer, Z.Lin, J.H.Weaver, "Aluminum/polyimide interface formation : An x-ray photoelectron spectroscopy study of selective chemical bonding," *J. of Vac. Sci. Technol.*, A5 (6), 3325-3333, 1987.
 15. J.W.Bartha, P.O.Hahn, F.Legoues, P.S.Ho, "Photoemission spectroscopy study of aluminum-polyimide interface," *J. of Vac. Sci. Technol.*, A3, 1390-1393, 1985.
 16. R.Haight, R.C.White, B.D.Silverman, P.S.Ho, "Complex formation and growth at the Cr- and Cu-polyimide interface," *J. of Vac. Sci. Technol.*, A6 (4), Jul/Aug, 2188-2199, 1988.
 17. D.S.Dunn, J.L.Grant, "Infrared spectroscopic study of Cr and Cu metallization of polyimide," *J. of Vac. Sci. Technol.*, A7(2), Mar/Apr, 253-255, 1989.
 18. R.J.Gutmann, T.P.Chow, S.Lakshminarayanan, D.T.Price, J.M.Steigerwald, L.You, S.P.Murarka, "Integration of copper mulilevel interconnects with oxide and polymer interlevel dielectrics," *Thin Solid Films* 270, 472-479, 1995.
 19. 이연승, 황정남, "XPS를 이용한 Cu/Polyimide 계면에 관한 연구 : 상온에서 증착한 Cu의 초기성장과정," *한국진공학회지*, 187-193, V6, No3, 1997.
 20. N.Inagaki, S.Tasaka, K.Hibi, "Plasma Surface Modification of Polymers," 275-290, 1994.
 21. Dietmar Frey, "Druck-, Temperatur- und Kraftmessungen in einem Instationären Elastohydrodynamischen Kontakt," *Dipl.-Ing*, 1985.
 22. Heinrich Baumann, "Druck- und Temperaturmessungen Mittels Aufgedampfter Dunnschichtaufnehmer in einem Elastohydrodynamischen Linienkontakt," *Dipl.-Ing*, 1985.
 23. J.S.Cho, K.H.Yoon, H.J.Jung, S.K.Koh, "Surface modification of silicon rubber by ion-assisted reaction," *한국진공학회 제 12회 학술발표회 논문개요집*, 113, 1997.
 24. 장준근, 정석, 한동철, "초소형 작동형 내시경용 미세도선가공시스템으로 형성된 구리 박막의 특성 및 표면 분석," *한국정밀공학회 97년도 추계 학술대회논문집*, 1080-1083, 1997.