

# MEMS 공정을 이용한 전도성 고분자 액추에이터용

## 마이크로 구조물의 제작

이승기\*, 정승환\*

### Fabrication of Microstructures for Conductive Polymer Actuators Using MEMS Process Seung-Ki Lee\* and Seng-Hwan Jung\*

#### 요 약

일반적인 표면 마이크로머시닝 공정과 고분자의 중합공정을 결합하여 전도성 고분자인 폴리피롤 액추에이터를 제작하였다. 폴리피롤 액추에이터의 제작 공정을 검증하기 위한 가장 기본적인 구조물은 폴리피롤 캔틸레버이며 이를 이용하여 세포 조작에 응용 가능한 폴리피롤 그리퍼 및 밸브의 기본 구조물들을 제작하였다. 그리퍼는 손가락과 유사한 형태로 뼈에 해당하는 단단한 고분자와 근육에 해당하는 폴리피롤 등으로 구성된다. 밸브는 폴리피롤 캔틸레버에 유로가 결합된 형태로 제작되었다. 제안한 폴리피롤 액추에이터의 제작 공정 및 기본 구조물들은 세포 조작기구와 같은 바이오 관련 응용에 이용될 수 있을 것이다.

#### Abstract

Polypyrrole microactuators have been fabricated by the standard surface micromachining method combined with the electropolymerization of polypyrrole. The fundamental structure to verify the feasibility of the fabrication process is polypyrrole cantilever. Based on these process, polypyrrole grippers and valves for the manipulation of the cell have been fabricated. Grippers have the structure of bone and muscle which are rigid polymers and polypyrrole, respectively. Valves have the assembled structure of channels with polypyrrole cantilevers. The proposed fabrication process and structures are expected to be used for bio-related applications, for example, the cell manipulation.

**Key Words** : Polypyrrole, Manipulation

## 1. 서 론

전도성 고분자 중의 하나인 폴리피롤(polypyrrole)은 센서 및 액추에이터로 이용이 가능한 기능성 재료로서 생체 응용이 기대되는 물질이다

<sup>[1,2]</sup> 전해액 내에서 폴리피롤에 전압을 인가하면 폴리피롤의 산화, 환원 반응이 일어나는데 이에 따라 전해액 내의 이온이 폴리피롤 내부로 출입하는 현상이 수반된다. 이러한 이온의 출입은 폴리피롤의 부피를 변화시켜 폴리피롤이 액추에이터로서 동작하게 한다<sup>[3]</sup>. 이런 원리로 동작하는 폴리피롤 액추에이터는 MEMS 기술의 적용이 쉽고 제작 방법이 간단하여 여러 가지 물질을 제어하는 액추에이터로 응용이 가능하다<sup>[4]</sup>. 본 논문에서는 이러한 폴리피롤 액추에이터를 이용하여 세포를 제어하는 세포 밸브와 세포 조작 및

\* 단국대학교 전기전자컴퓨터공학부 (School of Electrical, Electronics and Computer Engineering, Dankook Univ.)

이동을 위한 세포 그리퍼(gripper)를 만들기 위한 기초 실험으로 폴리피롤 액추에이터의 기본 구조인 폴리피롤 캔틸레버(cantilever)를 제작한다. 이러한 기초 실험 결과를 응용하여 실제 유로(channel)에서 동작하는 세포 밸브, 그리고 뼈대로 연결된 두개 이상의 폴리피롤 액추에이터가 독립적으로 움직일 수 있는 세포 그리퍼를 제작한다<sup>[5]</sup>. 응용 소자의 제작에 있어서 폴리피롤 액추에이터의 크기와 두께를 변화시키면서, 최적의 움직임을 나타내는 폴리피롤 캔틸레버의 크기와 두께에 대한 연구도 함께 진행한다.

## II. 폴리피롤 캔틸레버의 제작

### 2.1 산화막 희생층을 이용한 폴리피롤 캔틸레버의 제작

세포를 제어하기 위한 폴리피롤 세포 밸브 및 그리퍼를 제작하기 위해서는 MEMS 공정을 적용한 폴리피롤 캔틸레버의 제작 가능성 여부가 가장 중요하다. 이러한 MEMS 공정 적용 가능성을 검토하기 위해 여러 가지 크기의 캔틸레버와 그물망 형태의 구조물들을 실리콘 기판 위에 제작하였다. 먼저 기존의 전형적인 표면 마이크로 머시닝 희생층 공정과 전도성 고분자인 폴리피롤 합성 공정을 결합하기 위하여 2가지 종류의 희생층을 이용한 공정을 시도하였다. 그림 1은 이 두 가지 희생층을 사용하여 폴리피롤 캔틸레버를 제작하는 공정을 나타낸 것이다. 먼저 실리콘 산화막을 희생층으로 사용하고자 실리콘 기판 위에 1 $\mu\text{m}$ 의 산화막을 성장시키고(a) 그 위에 Cr/Au 박막을 300/1500Å의 두께로 증착하였다(b). 폴리피롤이 중합될 부분을 PR로 패터닝하고 3 $\mu\text{m}$  두께의 폴리피롤을 전해 중합하였다(c). 중합 조건은 0.1M 피롤 단량체에 0.1M NaDBS 도판트를 주입한 후 0.8V의 정전압에서 중합하였다. 폴리피롤의 막질과 두께는 전압의 크기, 인가 시간 그리고 전극간 거리로 조절할 수 있다. 폴리피롤의 전해 중합이 끝난 후 패터닝에 사용한 PR은 폴리피롤에의 영향을 최소화하기 위하여 에탄올로 제거한다. 즉 PR 전용 제거액이나 아세톤 등의 용제를 이용하면 폴리피롤에 탈수 현상이 일어나 액추에이터로서의 기능을 상실하거나 스트레스에 의한 균열, Au 전극으로부터의 분리 등이 발생할 수 있기 때문에 에

탄올을 사용한다. 마지막으로 패터닝에 의해 동작전극과 상대전극을 형성하고(d) 불산을 사용하여 희생층을 식각함으로써(e) 최종적인 구조의 폴리피롤 액추에이터 구조를 완성한다. 액추에이터 설계시에 전극의 크기를 캔틸레버의 크기보다 100배 이상 크게 하여 희생층 식각 시간을 조절함으로써 폴리피롤 하부만 식각되고 전극은 기판에 연결되어 있도록 하였다. 폴리피롤 캔틸레버의 크기는 20x20 $\mu\text{m}^2$ 에서 75x150 $\mu\text{m}^2$ 까지 다양하게 설계하였으며 밸브 구조물로의 응용을 위해 단순한 빔 형태가 아닌 그물망 형태의 액추에이터도 설계하고 제작하였다. 구조물의 완성 결과 희생층 식각 공정에서 불산이 폴리피롤의 탈수 현상을 유발하여 일부 폴리피롤 캔틸레버가 전극으로부터 분리되었다.

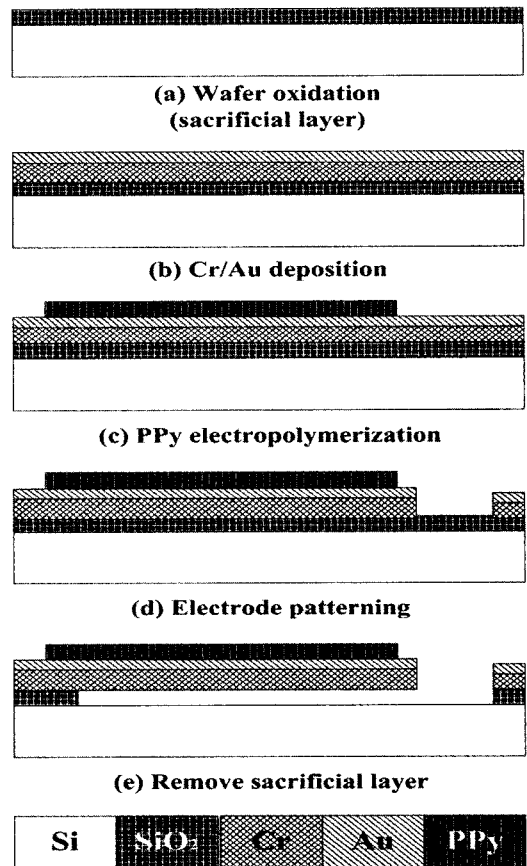


그림 1. 산화막 희생층을 이용한 폴리피롤 액추에이터의 제작 공정.  
Fig. 1. Fabrication process of polypyrrole actuator using oxide as a sacrificial layer.

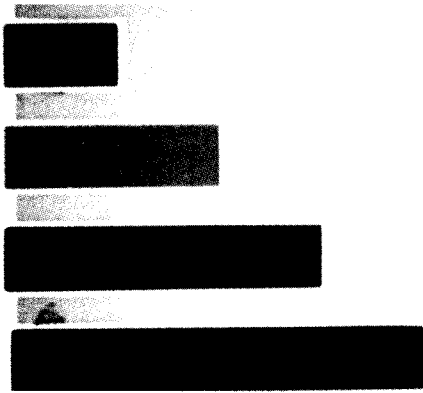


그림 2. 제작한 폴리피롤 캔틸레버의 사진.

Fig. 2. A photograph of the fabricated polypyrrole cantilever.

이러한 문제점은 희생층 식각시 폴리피롤을 보호하는 PR의 두께가 충분히 두껍지 못해 불산이 폴리피롤에 영향을 미치기 때문이다. PR의 두께를 충분히 두껍게 할 경우 에탄올을 사용하여 PR을 완전히 제거하지 못하므로 불산을 이용한 희생층 식각 공정에서는 폴리피롤에 대한 불산의 영향을 완전히 배제하기 어렵다. 탈수 현상에 의해 심각하게 손상되지 않은 폴리피롤 캔틸레버들에 대하여 동작 실험을 하였다. 그림 2는 제작한 폴리피롤 캔틸레버들의 실제 모습이다. 동작 실험은 0.1M NaDBS 용액 내에서 실시하였다. 동작 전극에는 1V의 크기와 0.1~10Hz의 주파수를 갖는 전압을 순차적으로 인가하였다.

그림 3은 이러한 폴리피롤 액추에이터의 동작 실험 개략도이다. 그림에 보이는 것과 같이 전해액 내에서 동작 전극과 상대 전극 사이에 전압차를 주면 동작 전극에 연결된 폴리피롤 캔틸레버들이 이온 교환을 통해 부피 변화를 일으켜 그림 4와 같이 동작한다. 그림의 사진이 흐릿하게 보이는 것은 폴리피롤 캔틸레버들이 동작하면서 현미경의 초점을 벗어났기 때문이다. 동작 실험 결과 희생층 식각 과정에서 탈수 현상이 적게 일어난 폴리피롤 캔틸레버도 불산의 영향에 의해 액추에이터로서의 특성이 좋지 않게 나타난 것으로 보인다.

**2.2 Photoresist 희생층을 이용한 폴리피롤 캔틸레버의 제작**

불산에 의한 폴리피롤의 탈수 현상을 방지하기

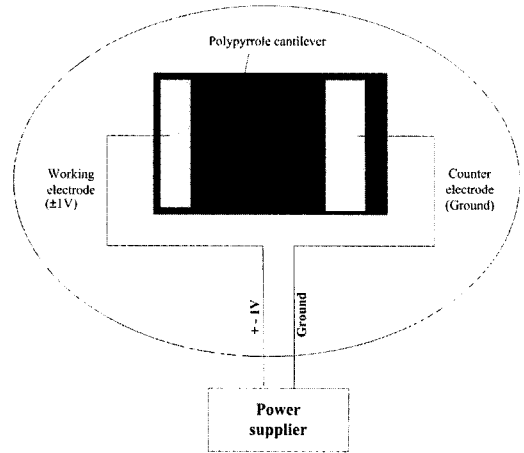


그림 3. 폴리피롤 캔틸레버의 동작을 측정하기 위한 구성.

Fig. 3. Measurement set-up for polypyrrole cantilever actuation.

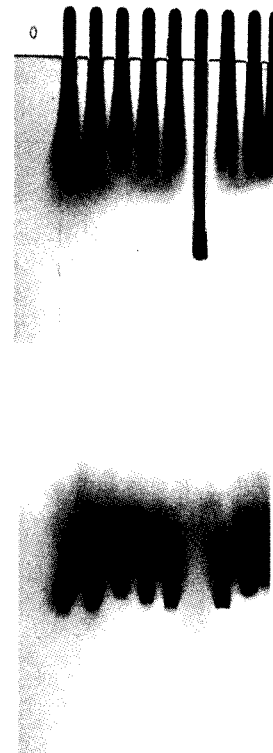


그림 4. 제작한 폴리피롤 캔틸레버의 동작 모습.

Fig. 4. Movement of the fabricated polypyrrole cantilever.

위해 그림 5에서 나타난 바와 같이 실리콘 산화막 대신 PR을 희생층으로 사용하는 공정을 수행하였다.

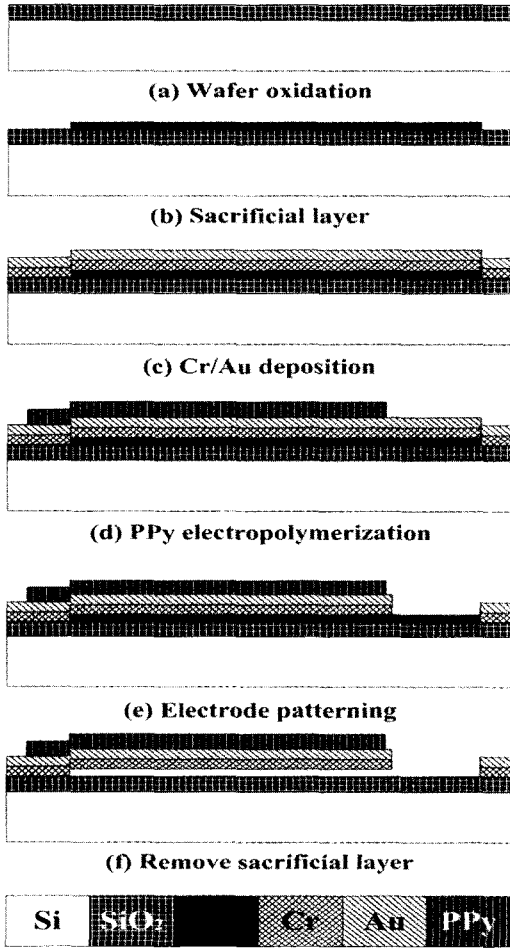


그림 5. PR 희생층을 이용한 폴리피롤 액추에이터의 제작 공정.

Fig. 5. Fabrication process of polypyrrole actuator using PR as a sacrificial layer.

먼저 액추에이터와 기관간의 절연을 위해 실리콘 기관 위에 산화막을 2000Å 성장시킨다(a). 산화막 위에 희생층으로 사용할 PR을 스핀 코팅한 후 동작전극과 상대전극 부분을 패터닝한다(b). 그 위에 Cr/Au를 300/1000Å의 두께로 증착한다(c). 그리고 폴리피롤이 중합될 부분을 패터닝하고 중합한다(d). 전해 중합 조건은 산화막 희생층을 이용한 캔틸레버 제작시 공정 조건보다

시간을 감소시켜 폴리피롤의 두께가 1µm 정도 되도록 합성하였다. 이는 폴리피롤과 금속 층의 두께비가 10:1 일 때 액추에이터의 기계적 특성이 이상적이라는 계산에 따른 것이다<sup>(3)</sup>. 위와 같이 폴리피롤이 형성된 기관에 동작전극과 상대전극을 패터닝하여 전극을 형성한 후(e) 에탄올로 희생층을 식각하여 액추에이터를 완성한다(f). 이와 같이 PR을 희생층으로 사용하였을 때 산화막을 희생층으로 사용한 공정보다 폴리피롤의 탈수 현상이 적게 일어나 완전한 모양의 액추에이터를 쉽게 얻을 수 있었을 뿐 아니라 동작 전극에 1V를 가하는 동작실험에서도 0~90°까지의 변위를 보이는 특성이 향상된 폴리피롤 액추에이터를 얻을 수 있었다.

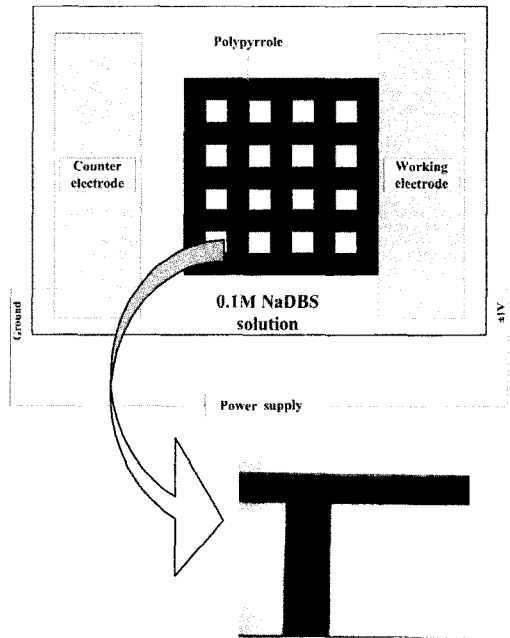


그림 6. 그물 모양 폴리피롤 액추에이터의 개념도 및 실제 제작 후의 모습.

Fig. 6. A concept of net-shape polypyrrole actuator and real polypyrrole shape.

그림 6에서처럼 동작 전극과 상대 전극 간에 전압을 가하면 그물망 형태의 폴리피롤이 가로 방향과 세로 방향으로 동시에 수축하여 그림 7과 같이 폴리피롤 그물망이 실리콘 기관으로부터 일어나는 움직임이 관찰된다. 그림 7의 사진에 나타난 구조물은 가로와 세로의 크기가 100µm 이

상이기 때문에 낮은 배율로 관찰이 가능하여 액추에이터 구동시 액추에이터가 초점에서 벗어나는 문제점은 발생하지 않았다.



그림 7. 그물 모양 폴리피롤 액추에이터의 동작 모습 (동작전압 1V).

Fig. 7. Movement of the net-shape polypyrrole actuator (driving voltage 1V).

### III. 폴리피롤 캔틸레버를 이용한 세포 그리퍼의 제작 및 구동

폴리피롤 액추에이터의 기초 실험 결과를 바탕으로 세포를 잡고 이동시킬 수 있는 세포 그리퍼를 제작하였다. 세포를 잡아서 이동시키기 위해서는 사람의 손가락처럼 여러 관절들이 독립적인 움직임을 보이는 액추에이터가 필요하다. 폴리피롤 액추에이터가 사람의 근육처럼 동작하는 형태의 세포 그리퍼를 제작하기 위해 그림 8과 같이 PMER을 뼈대로 이용한 그리퍼를 제작하였다. 먼저 액추에이터와 기관간의 절연을 위해 실리콘 기판 위에 산화막을 2000Å 성장시킨다(a). 산화막 위에 희생층으로 사용할 Ti를 500Å 증착하고 패터닝한다(b). 그 위에 Cr/Au를 300/1000Å의 두께로 증착한다(c). 다음으로 동작실험시 각각의 액추에이터에 독립적으로 전압을 가해줄 수 있도록 동작 전극을 패터닝해서 분리시킨다(d). 뼈대의 역할을 하는 PMER은 패터닝하여 액추에이터 사이를 연결해준다(e). 폴리피롤의 중합은 폴리피롤이 중합될 부분을 PR로 패터닝하고 중합한다(f). 전해 중합 조건은 그리퍼의 경우 캔틸레버에 비해 많은 힘이 필요하다는 점을 고려하여 전체 두께가 2~3 $\mu$ m 정도가 되도록 합성하였다.

폴리피롤이 형성된 기판에 동작전극과 상대전극을 패터닝하여 전극을 형성한 후 10:1 불산을

이용하여 Ti 희생층을 식각하였다(g). 완성된 그리퍼의 모양은 그림 9에 나타낸 것과 같이 상하단 각각 2개의 폴리피롤 액추에이터가 있고 하단의 폴리피롤 사이로 2개의 독립된 전극이 들어가는 구조가 된다.

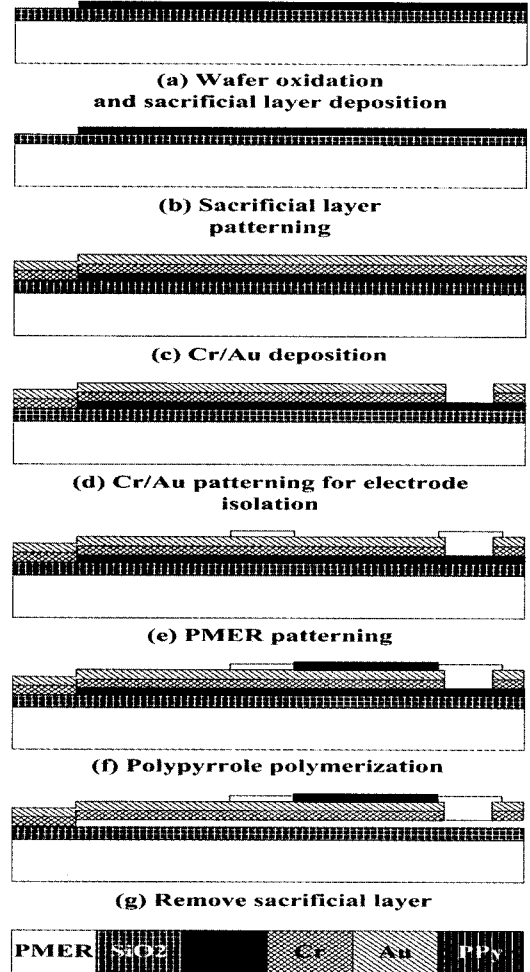


그림 8. 폴리피롤 세포 그리퍼의 제작 공정.

Fig. 8. Fabrication process of polypyrrole cell gripper.

제작한 액추에이터의 동작 실험은 그림 10과 같이 0.1M NaDBS 용액 내에서 실시하였다.

동작 전극에는 각각 1V의 크기와 0.1~10Hz의 주파수를 갖는 전압을 독립적으로 인가하였다. 폴리피롤 세포 그리퍼는 인가하는 전압에 따라 실리콘 기판으로부터 약 15° 정도 일어나는 작은 움직임을 보였다. 이는 연결부로 사용한

PMER이 너무 두껍게 코팅되어 PMER로 제작한 뼈대의 무게가 폴리피롤 액추에이터로 들어 올릴 수 있는 한계 힘을 초과했기 때문이라고 판단된다.

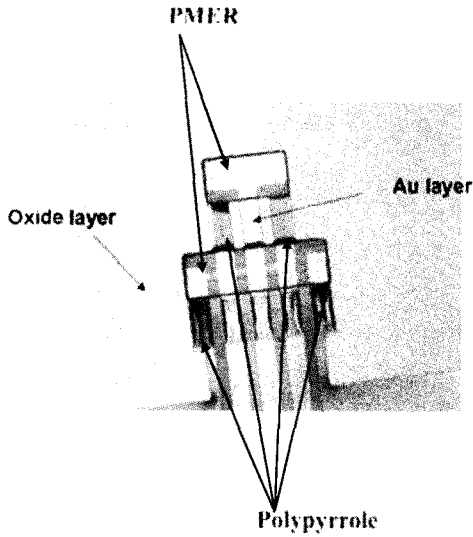


그림 9. 제작한 폴리피롤 세포 그리퍼의 사진.  
Fig. 9. A photograph of the fabricated polypyrrole cell gripper.

또 다른 문제점으로 고려되는 것은 PMER이 예상과 달리 희생층 식각을 통해 기관으로부터 충분히 분리되지 않아 폴리피롤 움직임을 방해하는 것이다. 그림 11은 폴리피롤 그리퍼의 동작이 이상적으로 이루어졌을 때 예상되는 움직임이다. 하지만 실제의 움직임은 그림 12에서 보이는 바와 같이 미미하게 나타났다. 사진 상으로 액추에이터가 정지된 것처럼 보이는 이유도 폴리피롤의 움직임이 충분치 않았기 때문이다.

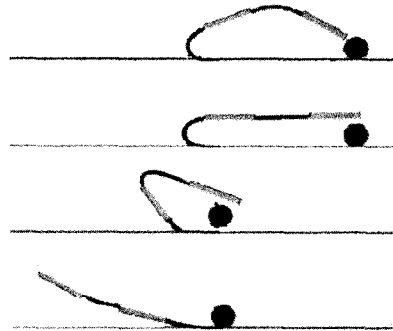


그림 11. 폴리피롤 세포 그리퍼의 개념도.  
Fig. 11. Concept of polypyrrole cell gripper.

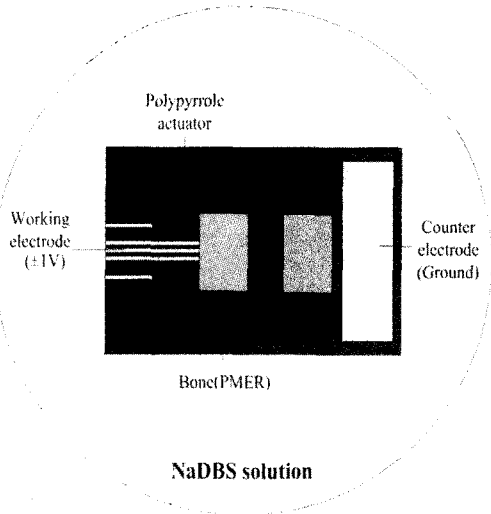


그림 10. 폴리피롤 세포 그리퍼의 동작을 측정하기 위한 구성.  
Fig. 10. Measurement set-up for polypyrrole cell gripper movement.

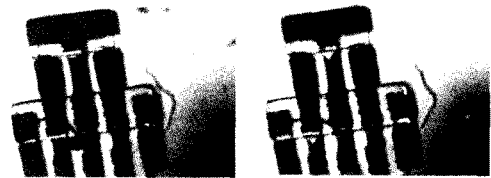


그림 12. 제작한 폴리피롤 세포 그리퍼의 동작 모습: 전압인가 전(왼쪽)과 인가 후(오른쪽).  
Fig. 12. A movement of the fabricated polypyrrole cell gripper: before (left) and after applying voltage.

#### IV. 폴리피롤 캔틸레버를 이용한 세포 밸브의 제작 및 구동

유체의 흐름 속에서 폴리피롤 액추에이터로 세포를 제어하기 위하여 실리콘 기관에 폴리피롤 액추에이터를 제작하고 그 위에 식각한 유로를 조립하여 마이크로 세포 밸브를 제작하였다. 유

로는 습식 유리 식각 공정으로 제작하였으며 주 입부와 배출부는 레이저 가공기를 이용하여 절삭하고 주입부에 튜브를 연결하였다. 튜브의 반대편은 주사기에 결합하였다.

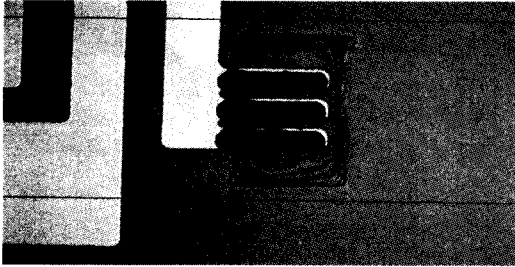


그림 13. 제작한 폴리피롤 세포 밸브의 사진.  
Fig. 13. A photograph of fabricated polypyrrole cell valve.

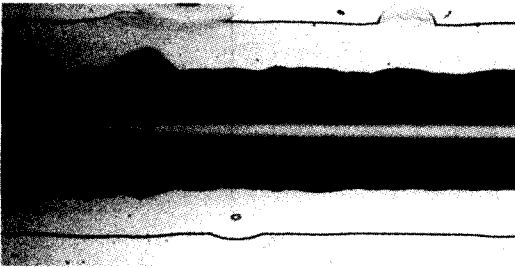


그림 14. 유리 기판 상에 제작한 유로의 사진.  
Fig. 14. A photograph of fabricated glass channel.

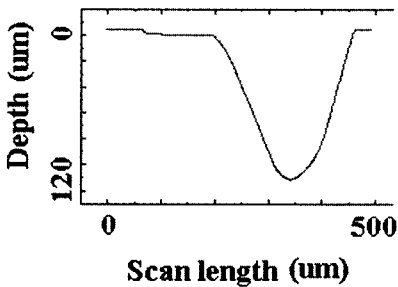


그림 15. 제작한 유로의 단면 치수.  
Fig. 15. Depth profile of glass channel.

그림 13은 실리콘 기판 위에 제작한 폴리피롤 밸브이다. 실선으로 보이는 부분이 유로를 덮는

부분이다. 이 유로를 따라 흘러가는 세포를 제어 하도록 유로와 나란히 폴리피롤 캔틸레버를 배치 하였다.

그림 14는 유리 기판 위에 형성한 유로이다. 습식 식각으로 제작한 유로의 깊이는 115 $\mu\text{m}$ 이고 너비는 250 $\mu\text{m}$ 이다. 그림 15는 유리 기판 위에 제작 된 유로의 깊이와 너비에 대한 측정 결과이다. 전형적인 습식 유리 식각의 결과로서 세포의 이동을 위한 유로로 사용하기에 충분한 단면을 가지고 있음을 보여주고 있다.

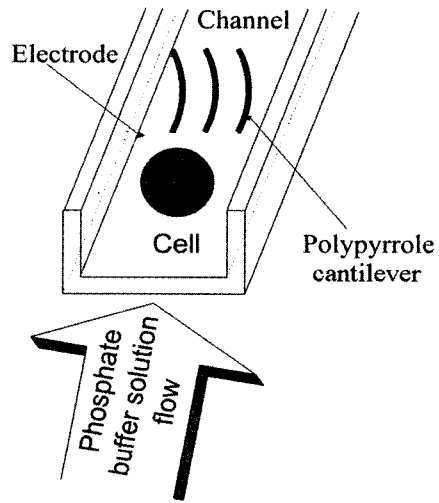


그림 16. 세포 밸브 구조의 개략도.  
Fig. 16. Schematic layout of the structure of the cell valve.

제작된 밸브의 동작 실험은 그림 16에서 보이는 것과 같이 세포에 생존 환경에 적합한 포스페이트 버퍼(phosphate buffer solution) 용액을 유로에 주입하면서 실시하였다. 동작 전극에는 1V의 크기와 0.1~10Hz의 주파수를 갖는 전압을 인가하였다.

유로를 접합하지 않은 상태에서 폴리피롤 액추에이터는 0~90°의 변위를 나타내었다. 이것은 폴리피롤 액추에이터가 유로 내에서 세포를 충분히 제어 할 수 있음을 보여주는 것이다. 실제 유로 내에서의 실험은 100~120 $\mu\text{m}$ 의 크기를 갖는 비드(bead)가 들어 있는 포스페이트 버퍼 용액을 주사기로 유로 내에 주입하면서 실시하였다. 세포와 흡사한 비드의 제어 가능 여부를 관찰하

기 위해 현미경을 사용하여 폴리피롤 벨브가 있는 유로 부분을 관찰하였으나 실험용액이 1V 정도의 전압에서도 전기 분해를 일으키기 시작하여 정확한 관찰은 용이하지 않았다.

## V. 결 론

전형적인 표면 마이크로머시닝 공정에 폴리피롤 중합 공정을 결합하여 폴리피롤 마이크로 액추에이터를 제작하였다. 먼저 마이크로 액추에이터의 기본적인 구조인 폴리피롤 캔틸레버를 제작하고 동작을 측정하였다. 제작된 폴리피롤 캔틸레버를 응용하여 세포 조작성이 가능한 세포 그리퍼와 세포 벨브를 제작하였다. 세포 그리퍼는 단단한 고분자 뼈대와 폴리피롤 액추에이터 근육의 개념으로 연결하여 제작하였다. 세포 그리퍼의 특성은 전해액 내에서 폴리피롤 액추에이터에 1V를 인가하며 측정하였다. 세포 벨브는 습식 식각으로 제작한 유로에 폴리피롤 캔틸레버를 조립하여 제작하였다. 특성 측정방법은 유로에 세포 크기의 비드가 들어있는 포스페이트 버퍼를 주입하고 폴리피롤 캔틸레버를 동작시켜 비드 제어 여부를 확인하며 실시하였다. 제안한 제작 공정과 동작 특성 측정 결과로부터 폴리피롤 마이크로 액추에이터의 바이오 관련 응용 가능성을 실험적으로 검증할 수 있었으며 향후 좀 더 다양한 응용이 기대되어진다.

## 감사의 글

이 연구는 2003학년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음.

## 참고 문헌

- [1] J. W. Gardner and P. N. Battlett, "Application of conducting polymer technology in microsystem," *Sensors and Actuators A*, vol. 51, pp. 57-66, 1995.
- [2] E. Smela, O. Inganas and Q. Pei, "Conducting polymers as artificial muscle : challenges and possibilities," *Micromech. & Microeng.*, vol. 3, no. 3, pp. 203-205, 1993.
- [3] E. Smela, "Microfabrication of PPy microactuators and other conjugated polymer devices," *J. Micromech. & Microeng.*, vol. 9, pp. 1-18, 1999.
- [4] E. W. H. Jager, O. Inganas and I. Lundstrom, "Microrobots for micrometer-size objects in aqueous media : potential tools for single-cell manipulation," *Science*, vol. 288, pp. 2335-2338, 2000.
- [5] E. W. H. Jager, E. Smela, O. Inganas and I. Lundstrom, "Polypyrrole microactuators," *Synthetic Metals*, vol. 102, pp. 1309-1310, 1999.

## 著 者 紹 介

### 이 승 기 (李 承 起)

1963년 5월 15일 생

1986년 서울대학교 전기공학과 졸업 (공학사)

1988년 동 대학원 전기공학과 졸업 (공학석사)

1992년 동 대학원 전기공학과 졸업 (공학박사)

1992-1993년 일본 동북(東北)대학교 기계전자공학과 특별연구원 (JSPS fellow)

1994-1996년 단국대학교 전기공학과 전임강사

1996-2000 단국대학교 전기공학과 조교수

2000-현재 단국대학교 전기전자컴퓨터공학부 부교수

### 정 승 환 (鄭 承 桓)

1975년 12월 29일 생

2000년 단국대학교 화학공학과 졸업 (공학사)

현재 단국대학교 전기공학과 석사과정