

안윤근의 기능회복을 위한 IPMC actuator 제작

。 서호석, 권성근*, 김희찬**
서울대학교 공과대학 협동과정 의용생체공학과
서울대학교 의과대학 이비인후과*
서울대학교 의과대학 의공학교실**

The fabrication of the actuator using IPMC for recovering function of orbicularis oculi muscle.

。 H. S. Seo ,S. K. Kwon, H. C. Kim

Interdisciplinary Program, Biomedical Engineering Major, Graduate School, Seoul National University, Department of otorhinolaryngology, College of Medicine, Seoul National University*, Department of Biomedical Engineering, College of Medicine and Institute of Medical & Biological Engineering, Medical Research Center, Seoul National University**

ABSTRACT

In this paper, we fabricated the actuator using Ionic Polymer Metallic Composite(IPMC) for recovering function of orbicularis oculi muscle. The method of fabrication is electroless plating of platinum on Nafion film. The process of fabrication is consisted of pre-treatment, adsorption, reduction. The cross section of films was investigated with a scanning electron microscopy(SEM) and their motion response was examined by applying electrical signals. The Fabricated actuator is implanted in both sides of upper eyelid.

I. Introduction

안면신경은 가장 흔하게 손상 받는 말초 신경이다. 감염, 대사성 질환, 외상, 선천성 요인, 그리고 의인성 손상 등의 다양한 원인으로 안면신경 마비가 발생하고, 심각한 기능적, 미용적, 정신적 장애가 발생할 수 있다.

안면신경 마비의 기능적 장애 중에서 안윤근(orbicularis oculi muscle)의 마비에 따른 눈깜박임의 소실로 인한 각막 보호기능의 상실은 가장 중요하다. 정상적으로 눈깜박임에 의해서 눈물은 각막 전체에 분포하고 각막과 안구의 건조를 막는다. 눈깜박임 기능 소실을 즉시 적절히 치료하지 않으면 각막이 대기중에 노출되어 건조해지고, 노출성 각막염(exposure keratitis)이 발생하게 되며, 결국에는 실명에까지 이르게 된다.

안윤근의 기능을 회복시키려는 시도로는 다른 부위의 말초신경 전이(nerve transfer)수술, 정상 측 안면신경 분지 전이 수술(cross-face nerve graft), 그리고 신경-근피판(nerve-muscle pedicled flap)의 전이 수술, 기능적 전기 자극(functional electrical stimulation) 등이 있다. 이러한 시도들은 이식되는 신경 제공 부위의 기능 저해, synkinesis, 신경의 섬유화 등의 문제점을 갖고 있다. 마비된 안윤근의 기능적 회복을 가능하게 하기 위해 최근 새로이 부각되고 있는 전기활성고분자(Electroactive Polymer)를 이용한 인공근육 기술을

도입하였다. 순목운동과 유사한 변형이 가능한 EAP의 개발하고, 순목운동을 일으킬 수 있는 운동량을 발생시킬 수 있는 최소한의 전압 및 전류량의 측정함과 동시에 최적의 전기 자극을 발생시킬 수 있는 EAP의 전기자극 시스템 개발을 개발하는 것이다.

II. Experiment

1. IPMC 제작

IPMC제작에 필요한 재료는 중합체(Polymer)와 메탈(Platinum)이다. 본 연구에서는 Nafion-117 film을 Polymer로, Platinum Source로는 Platinum ammine complex $[Pt(NH_3)_4]Cl_2$ 를 사용하였다. IPMC 제작과정은 다음과 같다.

① 전처리

Nafion-117 film을 Sandpaper로 문질러서 film표면을 거칠게 한 다음 DI water로 세척한다. Ultrasonic cleaner를 사용하여 film표면에 남아있는 residue를 제거한다. Ultrasonic cleaner를 사용하고도 제거 되지 않은 film표면에 남아있는 residue를 제거하기 위해 끓는 2N HCl 용액에 30분 동안 film을 담근다. 다시 DI water로 film을 세척한 후에 30분 동안 끓는 DI water에 Swelling을 시킨다.

② 흡착(ion-exchange)

백금 96mg과 DI water 48ml 의 비율로 $[Pt(NH_3)_4]Cl_2$ 용액을 만든다. 만들어진 용액에 Nafion film을 담그고, 5% NH_4OH 용액 1ml를 첨가한다. 그리고 10시간 이상 실온에서 그대로 둔다.

③ 환원(Reduction)

5% $NaBH_4$ 용액을 만든다. 192ml의 DI water를 준비하고 그것을 40°C로 가열한다. 그리고 Nafion 필름을 DI water로 세척하고 Nafion 필름을 40°C의 DI water에 담근다. 30분마다 5% $NaBH_4$ 용액을 2.1ml씩 7번 첨가한다. 그 용액을 60°C로 올린 다음에 5% $NaBH_4$ 용액을 21ml첨가하고 90분동안 그대로 둔다.

이때, 제작된 IPMC의 규격은 0.173mm X 2mm X 15mm이었다.

2. 수분 증가 방지막

IPMC의 Life-Time 감소 원인이 되는 수분증가 방지막을 만들기 위해 Norland optical adhesive를 IPMC의 표면에 102.84 μm 두께로 얇게 입혔다. UVC-515 Ultraviolet Multilinker를 사용하여 자외선(Intensity 0.766 mW/cm^2)을 40분간 쬐여주어 Curing을 하였다.

3. IPMC의 다층구조

먼저 IPMC를 Norland optical adhesive로 코팅한다. 코팅 후에 Layer간의 접촉도 Norland optical adhesive를 사용하여 붙인 다음, Layer사이에 자외선을 1시간동안 쬐여준다. 이런 방법으로 2 layer, 3 layer의 IPMC를 제작한다.

4. 측정 장치

제작된 IPMC의 구동 특성을 알아보기 위해 두 가지 측정 장비를 사용하였다. IPMC의 Bending의 변위를 측정하기 위해 Laser displacement sensor(LG10A65NU)를 사용하였고, IPMC의 Bending 힘을 측정하기 위해 Load cell(LC4001)을 사용하였다.

5. IPMC의 성능 실험

① IPMC의 기본 Bending 실험

구동 전압은 DC Power supply를 사용하여 0~15[V]를 가변적으로 공급하였다.

② 표면 거칠기 효과 실험

Film표면을 거칠게 하기 전과 후의 film 표면의 사진은 Nikon-SMZ1500 현미경을 사용하여 15배의 배율로 관찰하였고, 표면처리 전과 후의 IPMC성능을 비교하기 위해 구동 전압과 전류를 측정하였다.

③ 백금전극제작을 위한 도금 횟수에 따른 IPMC 성능 실험

IPMC단면의 SEM사진을 분석하였고, Plating횟수에 따른 전압-힘의 특성곡선과 변위를 분석하였다.

④ 생리식염수 내의 IPMC 구동 실험

생체 내에서 성능 평가를 하기 전에 유사한 환경인 생리식염수에서 IPMC의 구동 실험을 하여 IPMC의 Bending현상을 변위센서로 측정하였다. 생리식염수속에서 Electric short를 막기 위해 용액 속에 담겨지는 부분은 Norland optical adhesive를 이용하여 코팅하였고, 코팅함에 따라 IPMC의 Bending힘이 어떻게 변하는지 로드셀로 측정하였다.

⑤ IPMC의 Bending힘을 증가시키기 위한 실험

코팅 후에 IPMC의 Bending힘을 증가시키기 위해 두 가지 방법을 사용하였다. 첫 번째는 IPMC를 여러 층으로 제작하였고, 두 번째는 IPMC의 크기를 증가시켰다.

첫 번째 방법으로 IPMC를 여러 층으로 제작함에 따라 전압과 힘을 측정하였다.

두 번째 방법으로 기존의 사이즈(0.173mm X 2mm X 15mm)에서 가로길이를 2mm에서 6mm, 10mm로 증가 시킴에 따라 IPMC의 Bending힘이 어떻게 변하는지 살펴보았다.

⑥ 생체내 성능 평가 실험

기존의 IPMC의 크기보다 그림3과 같이 IPMC의 크기를 크게 한 뒤, 안면이 마비된 토끼 상안검의 내측과 외측에 각각 IPMC를 삽입하였다.

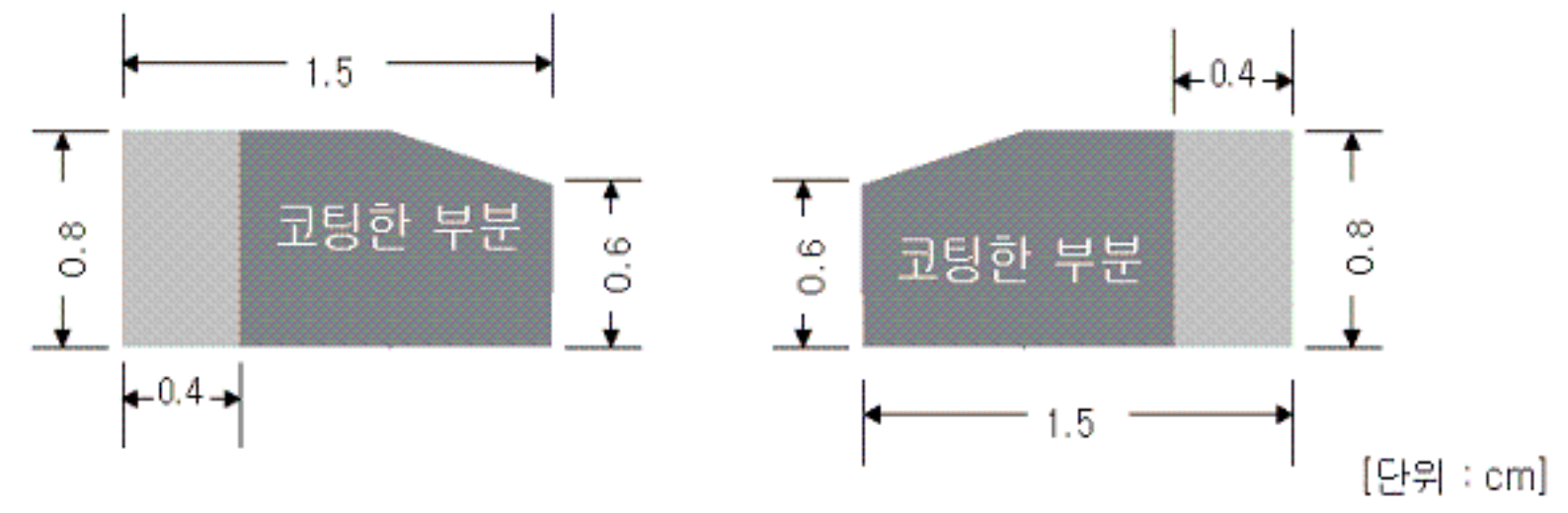


그림 1. 삽입할 IPMC의 크기

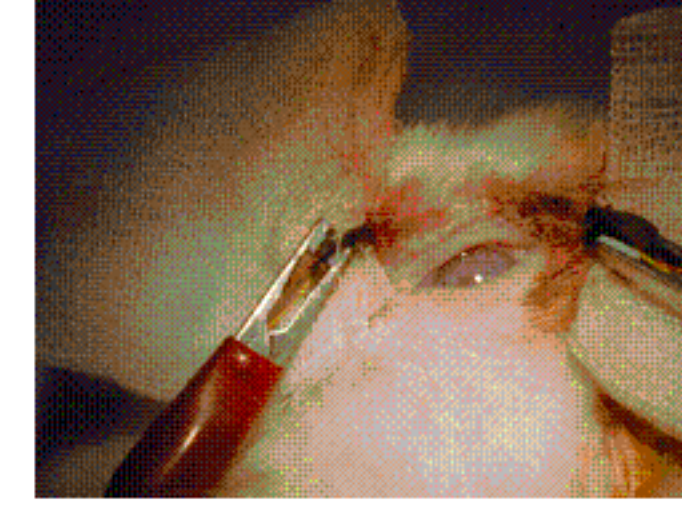


그림 2. 토끼 상안검에 IPMC 삽입

토끼 눈의 상안검 내측과 외측에 삽입한 IPMC에 5[V]전압을 빠르게 인가하여 눈의 깜박임이 있는가를 확인하였다.

III. Results

1. IPMC의 기본 Bending 실험

실험 결과 Strip의 변위는 최대 3cm였다.

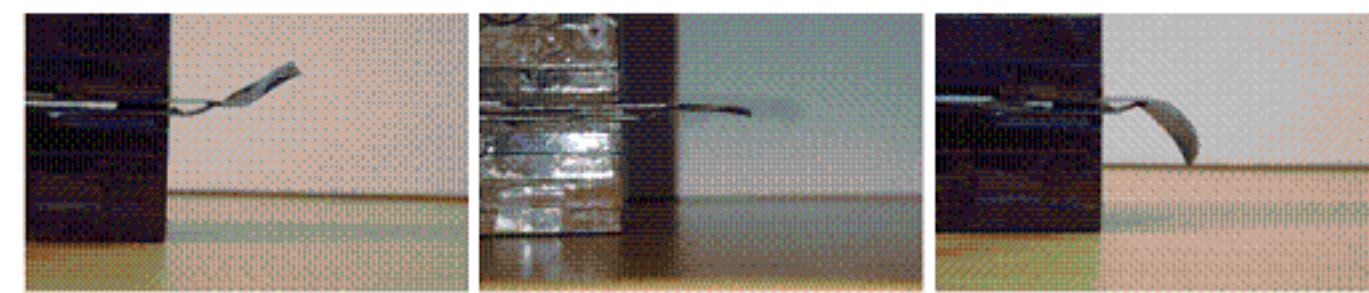
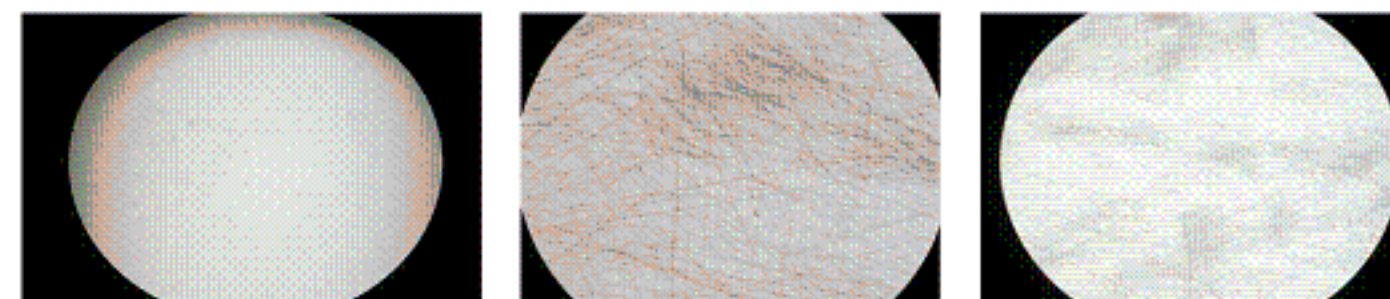


그림 3. IPMC strip의 연속 구동 사진, $\Delta t = 3\text{s}$

2. 표면 거칠기 효과 실험

Film표면을 거칠게 하기 전과 후의 film 표면의 사진은 그림 2와 같다.



(a) (b) (c)

그림 4. Nafion-117 film의 표면사진.

(a) 표면처리전, (b) 표면처리후, (c) 2N HCl로 세척한 후

표면처리 전에 IPMC bending현상이 보이는 Driving 전압은 11~15[V], 전류는 300~400[μA]였으나, 표면처리 후에는 전압이 1~2.5[V], 전류가 40[μA]로 낮아졌다.

	전압	전류
표면 처리 전	11~15 [V]	300~400[mA]
표면 처리 후	1~2.5 [V]	40~50[mA]

표 1. 표면처리 전과 후의 IPMC bending현상을 보이는 전압과 전류

3. 백금전극제조를 위한 도금 횟수에 따른 IPMC 성능실험

그림 3은 Plating횟수마다 IPMC단면의 SEM사진 찍은 것이다.

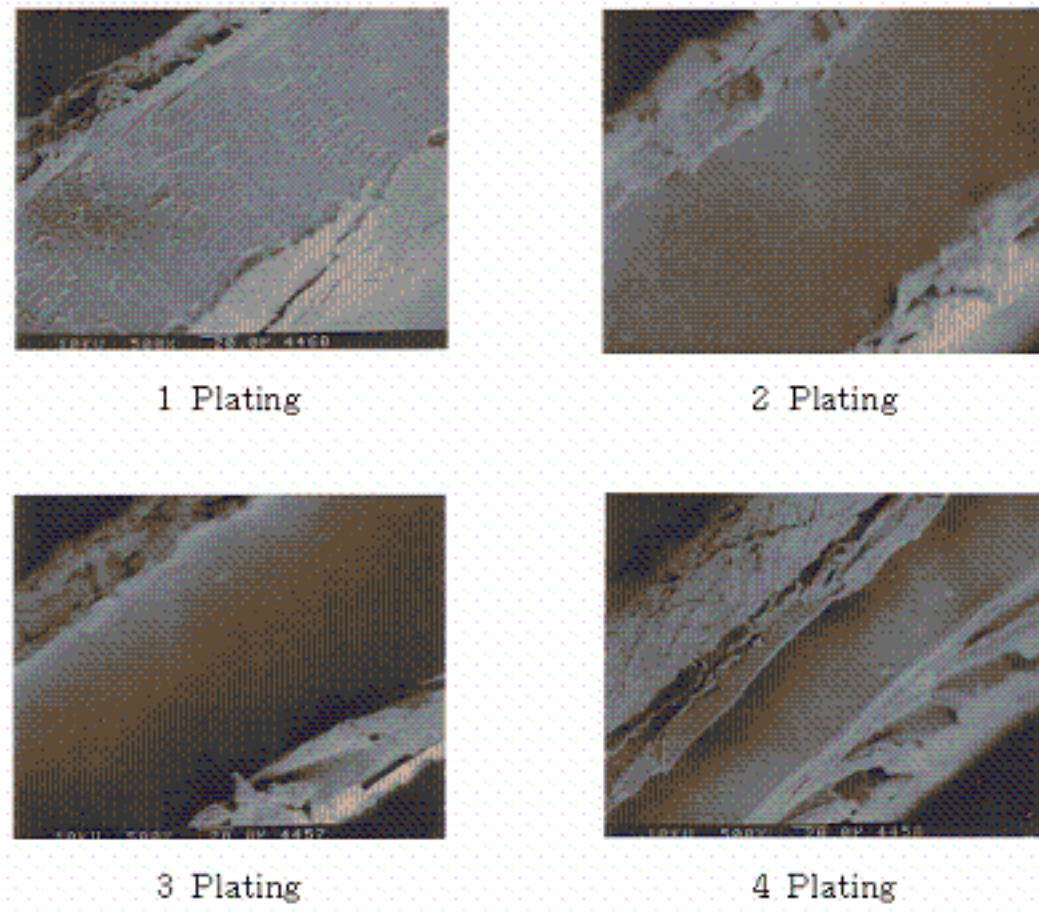


그림 5. IPMC단면의 SEM사진

가운데 층이 Nafion 합성체이고 양쪽으로 백금층이 존재함을 알 수 있고, 백금층의 두께는 Plating횟수에 관계없다는 것을 알 수 있다.

Plating횟수에 따른 전압-힘의 특성곡선은 아래와 같다.

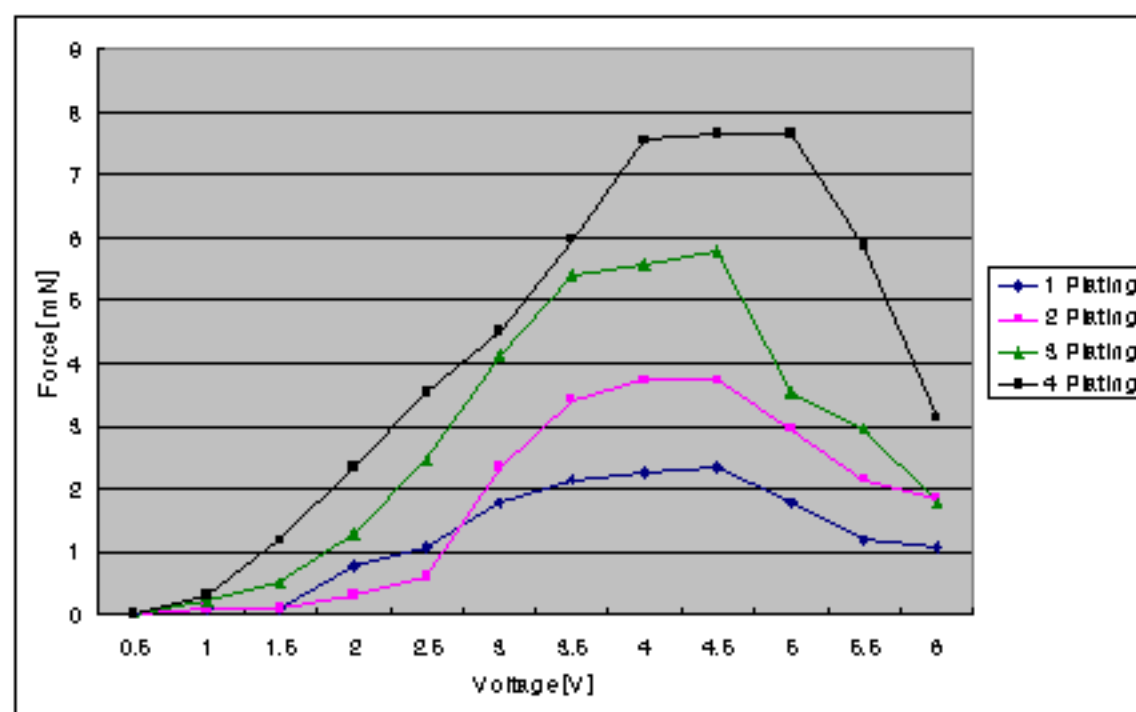


그림 6. Plating횟수에 따른 전압과 힘의 관계

Plating횟수가 증가함에 따라 IPMC의 Bending힘이 증가하였다. 5[V]이상에서 힘이 감소하는 이유는 IPMC의 크기가 (0.173mm X 2mm X 15 mm) 작아서 비틀림이 발생하기 때문이다.

Plating횟수와 IPMC의 Bending변위의 특성곡선은 아래와 같다.

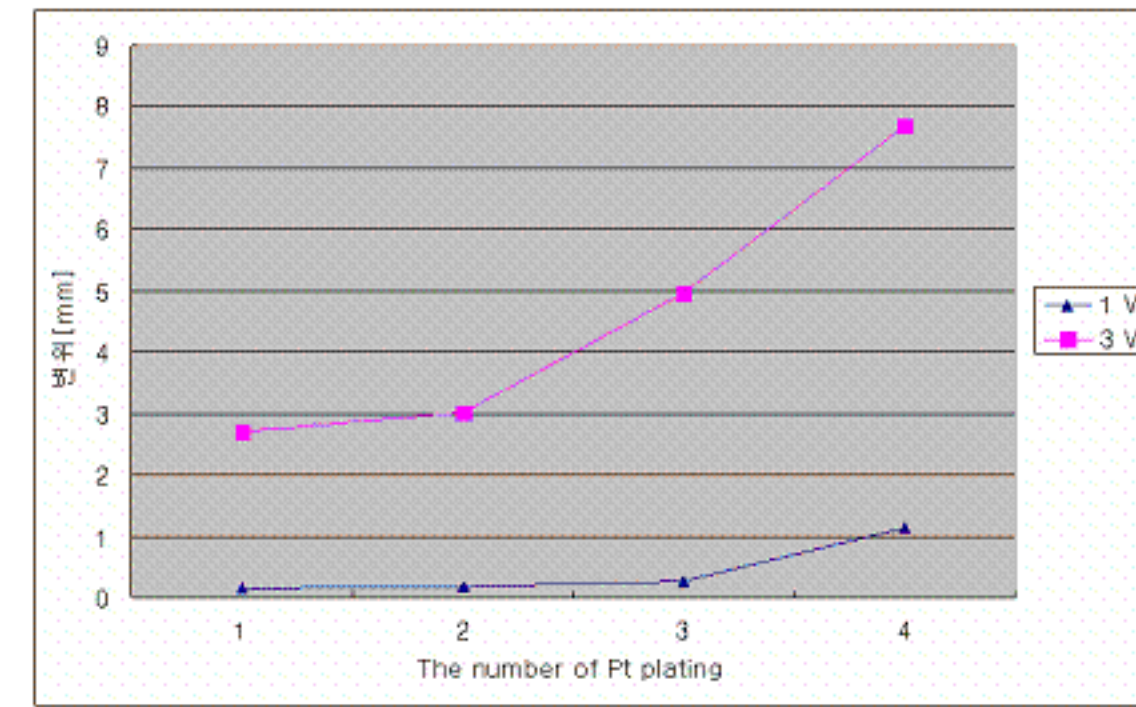


그림 7. Pt plating횟수와 IPMC변위와의 관계

Plating횟수를 증가할수록 IPMC의 Bending변위가 증가하였다.

4. 생리식염수 내의 IPMC 구동 실험

IPMC의 Bending현상을 변위센서로 측정된 결과는 생리식염수에서도 IPMC의 구동이 가능함을 보여준다.

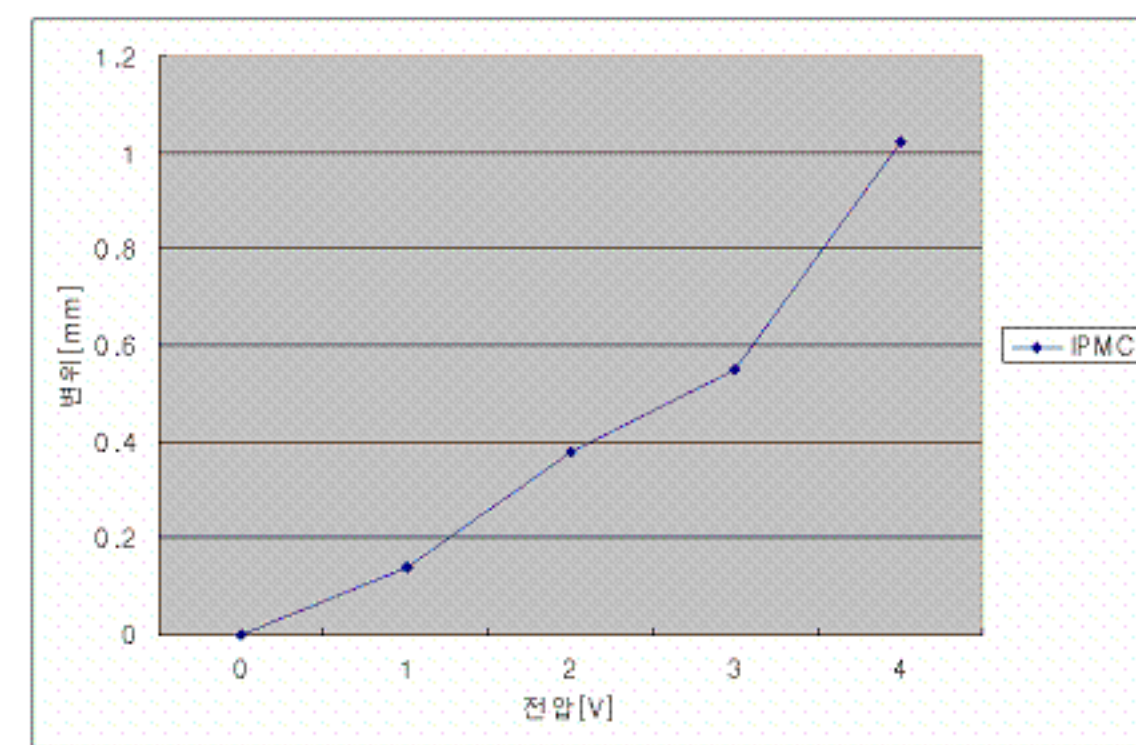


그림 8. 생리식염수에서 IPMC의 구동

코팅된 IPMC의 Bending힘을 로드셀로 측정된 결과는 그림 7과 같다.

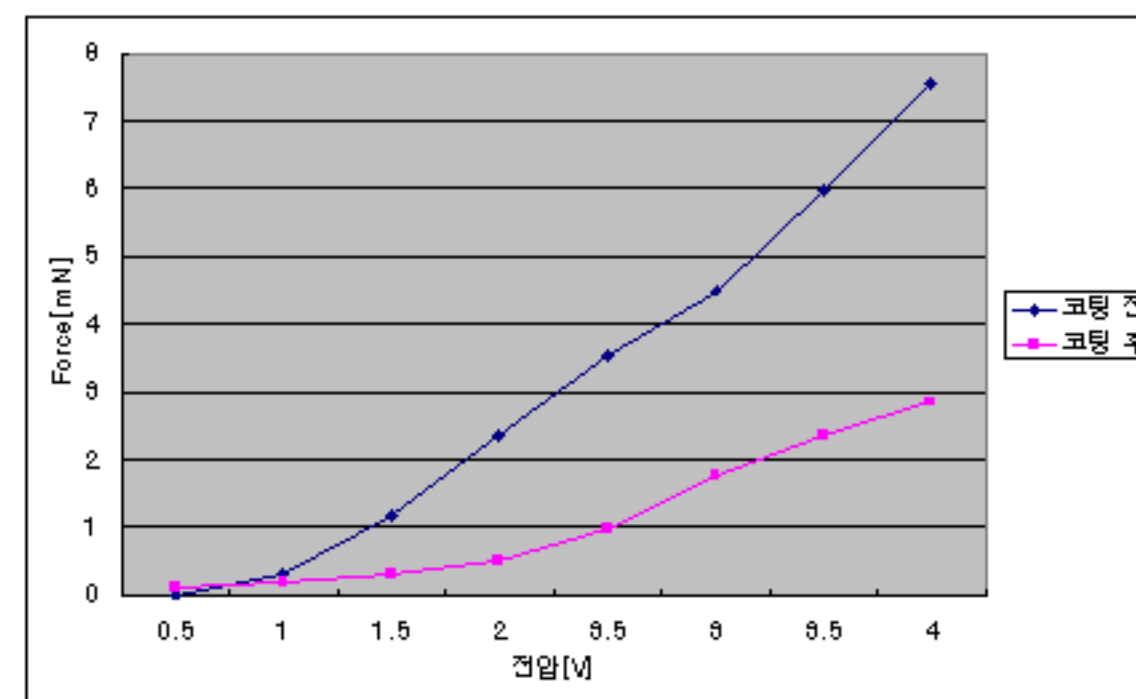


그림 9. 코팅 전과 후의 IPMC의 전압과 힘의 관계

코팅 전보다 코팅 후에 IPMC의 Bending힘이 감소했다.

5. IPMC의 Bending힘을 증가시키기 위한 실험

먼저 다층구조에 따른 IPMC의 전압-힘의 특성곡선을 보면 IPMC를 여러 층으로 제작함에 따라 Bending힘이 감소했다.

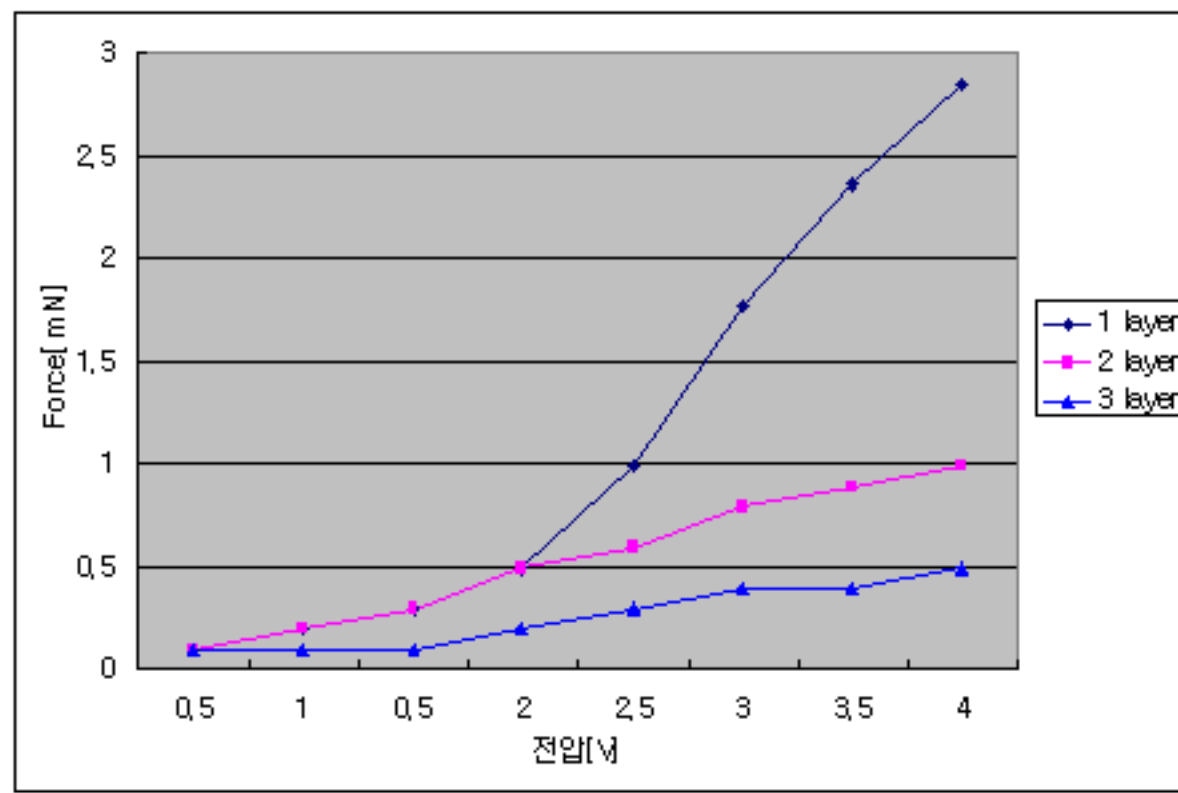


그림 10. 다층구조에 따른 전압과 힘의 관계

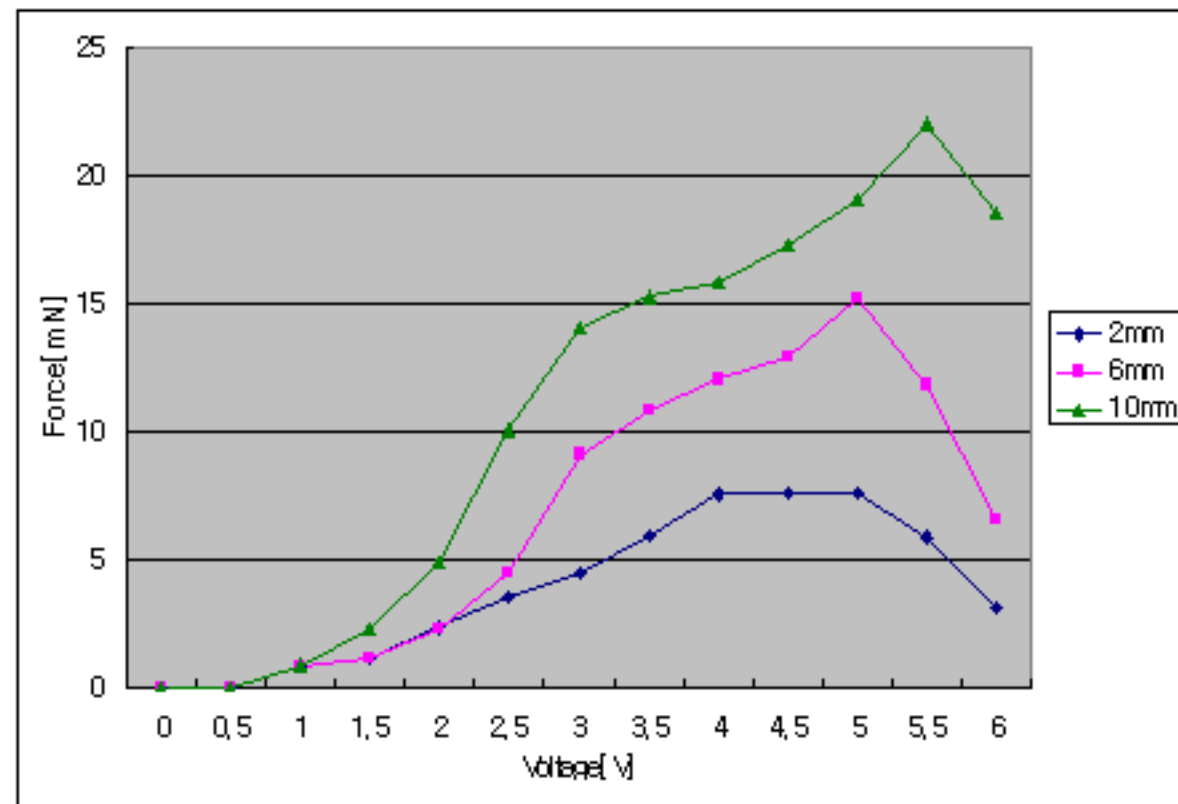


그림 11. 가로길이 (2mm, 6mm, 10mm)에 따른 IPMC 힘의 변화

IPMC의 가로길이가 증가함에 따라 IPMC의 구동 힘이 증가하였다.

6. 생체내 성능 평가 실험

눈의 상안검 내측과 외측에 삽입한 IPMC에 5[V] 전압을 빠르게 인가하였을 때, 상안검의 움직임이 관찰되었다.

IV. Discussion

본 연구에서는 전처리, 흡착, 환원과정의 IPMC 제작공정을 완벽하게 확립하였다.

IPMC의 기본 성능을 알아보기 위해 Bending 실험, 표면 거칠기 효과 실험, 백금전극제작을 위한 도금 횟수에 따른 IPMC 성능 실험, 생리식염수 내의 구동 실험, IPMC의 Bending 힘을 증가시키기 위한 실험, 생체 내 성능 평가 실험을 통해 IPMC의 기본 성능을 확인하여 IPMC의 구동 전압이나 도금 횟수 등 주요 변수에 따른 성능 평가도 완벽하게 실시하였다.

IPMC는 전처리 과정에서 표면을 거칠게하여, 거칠게 하기 전의 IPMC보다 더 낮은 전압, 낮은 전류에서 구동이 가능하게 되었다. 이는 표면이 거칠게 됨에 따라 백금의 흡착이 더 잘되어 IPMC의 전기적 성질이 개선된 것으로 생각할 수 있다. Plating 횟수가 증가하면 백금층의 두께는 변화가 없지만 백금의 밀도가 증가하여 IPMC의 전기적 성질은 향상됨을 알 수 있다. (Kazuo Onishi 외 "Bending Response of Polymer Electrode Actuator" Proceeding of SPIE, Vol. 3987(2000), pp. 121-128, March 2000). 생리식염수속에서 IPMC가 구동함을 확인함으로써 생체 내에서도 IPMC 구동이 가능함을 보여주었다. 이 때 전기적 안정성과 수분 증가방지를 위해 코팅을 하였지만, 이에 따라 Bending 힘은 감소하였다.

IPMC 출력증강위해서 IPMC를 여러 층의 구조로 제작하는 방법과 가로 길이를 길게 하는 방법을 사용하였다. 하지만 여러 층으로 제작한 IPMC는 기대와는 달리 층을 늘임에 따라 Bending 힘이 감소함을 알 수 있었다. 이것은 IPMC의 Bending 힘이 코팅물질인 Norland optical adhesive의 접착력을 이기지 못하는 것으로 생각할 수 있다.

가로 길이를 길게 하여 제작한 IPMC의 특성을 보면, IPMC의 크기가 증가하면 Bending 힘도 증가함을 알 수 있다. 이는 IPMC의 Bending의 원동력인 물분자의 수가 증가하여 Bending 힘이 증가하는 것으로 생각할 수 있다. IPMC의 성능을 개선시키기 위해 film 두께(0.173mm)의 Nafion보다 두께가 더 두꺼운 Nafion 중합체를 제작하여 재료로 사용함으로써 IPMC의 Bending 힘이 향상 될 것으로 기대가 된다.

크기를 크게하여 제작한 IPMC를 이용한 생체 내 성능평가 실험에서는 토끼 눈의 상안검 내측과 외측에 삽입한 IPMC에 5[V] 전압을 빠르게 인가하였을 때, 상안검의 움직임이 관찰되었다. 이 결과는 앞으로 두께가 더 두꺼운 Nafion 중합체를 재료로 제작되는 IPMC를 이용하면 눈의 순목운동이 가능함을 보여준다.

V. 참고문헌

- [1] S. Sewa, K. Onishi, "Polymer Actuator Driven by Ion Current At Low Voltage Applied to Catheter System", *Proc. IEEE 11th Annual Intl. Workshop on Micro Mechanical System*, PP. 148-153, 1988
- [2] 성원진 "안면신경마비 동물모델에서 안윤근 자극을 이용한 수목 기능 회복"
- [3] Mohsen Shahinpoor, "Ion-Exchange Polymer-Metal Composites as Biomimetic Sensors and Actuators" *Polymer sensors and Actuators*, pp. 325-356, June 1999
- [4] J. H. Pak "Fabrication of ionic polymer metal composites by electroless plating of Pt" proceeding of the 32nd ISR, 19-21 April 2001.