

## 안면신경마비 동물모델에서 전기활성고분자를 이용한 눈 깜박임 기능의 회복

동국대학교 일산병원 이비인후과<sup>1</sup>, 서울대학교 의과대학 이비인후과학교실<sup>2</sup>, 서울대학교 의과대학 의공학교실<sup>3</sup>  
권성근<sup>1</sup>, 성명훈<sup>2</sup>, 김광현<sup>2</sup>, 김희찬<sup>3</sup>

=Abstract=

### Restoration of Blink Function in the Paralyzed Rabbit Using Electroactive Polymer

Seong Keun Kwon<sup>1</sup>, M.D., Myung-Whun Sung<sup>2</sup>, M.D., Kwang Hyun Kim<sup>2</sup>, M.D.,  
Hee Chan Kim<sup>3</sup>, M.D.

<sup>1</sup>Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Dongguk University International Hospital,  
Ilsan, KOREA

<sup>2</sup>Department Otolaryngology-Head and Neck Surgery, <sup>3</sup>Biomedical Engineering,  
Seoul National University, College of Medicine, Seoul, KOREA

**Background and Objectives:** There have been numerous modalities to recover blink function of orbicularis oculi muscle in patients with facial paralysis. However, there is still no optimal method for reanimation of eyelid.

In this study, we tried to recover blink function of paralyzed rabbit's eyelid with the ion polymer metal composite (IPMC) which is one of the electroactive polymers that is spotlighted as artificial muscle.

**Materials and Methods:** We manufactured IPMC by plating the platinum over perfluorosulphonic acid polymer (Nafion<sup>®</sup>). IPMC was coated by Norland optical adhesive for the purpose of insulation and keeping it from dry. IPMC modifications by roughening the surface of Nafion, repetitive plating (maximum 4 times) with platinum, and lengthening the width of IPMC were done. The facial paralysis was induced in the rabbit by sectioning of facial nerve at the main trunk. After minimum period of 4 weeks, IPMC was inserted in the paralyzed rabbit's eyelid.

**Results:** By modification, the force generated by IPMC was enhanced. Restoration of blink function in paralyzed rabbit was achieved on electrical stimulation of the IPMC by 5 voltage direct current.

**Conclusion:** IPMC can be promising option for facial reanimation, but further studies are needed to enhance the efficiency of IPMC.

**Key Words :** Facial paralysis, Blinking, Rehabilitation, Electroactive polymer

## 1. 서 론

교신저자 : 김광현, 110-744 서울 종로구 연건동 28번지  
서울대학교병원 이비인후과

전화 : 02-2072-2286 FAX : 02-745-2387

E-mail : kimkwang@snu.ac.kr

※본 연구는 보건복지부 보건의료기술연구개발사업(01-PJ1-PG1-1CH16-0002)에 의하여 연구 지원되었음.

안면신경은 외상, 이하선 및 부인강의 종양, 감염, 선천성 요인, 그리고 의인성 손상 등의 다양한 원인으로 마비가 발생할 수 있으며 이로 인해 심각한 기능적, 미용적, 정신적 장애가 야기될 수 있다.

안면신경 마비의 기능적 장애 중에서 안윤근 (orbicularis oculi muscle)마비에 따른 각막 보호 기능의 상실이 가장 중요하다. 정상적으로 눈물은 눈 깜박임에 의해서 각막 전체에 도포되어 각막의 건조를 막는다. 따라서 안면신경 마비 환자에서 눈 깜박임 기능을 적절히 복원하지 않으면 각막이 건조되어 노출성 각막염(exposure keratitis)이 발생하게 되며, 이를 방지하면 실명에까지 이를 수 있다.

안윤근의 기능을 회복시키기 위해 직접신경문합술(direct nerve anastomosis), 다른 부위의 말초신경 이식술(nerve graft), 정상 측 안면신경 분지 전이 수술(cross-face nerve graft), 신경재배치법(rerouting procedure), 신경-근 피판(nerve-muscle pedicled flap) 전이 수술 등 여러 방법들이 시도되었다. 이러한 방법들은 이식되는 신경 제공 부위의 기능 저해, 연합 운동(synkinesis) 등의 부작용을 일으킬 뿐만 아니라 눈 깜박임도 정상적으로 회복시키지 못하는 문제점이 있다.

마비된 안윤근 자체의 기능적 회복을 위한 다른 시도로 자발적인 수축이 불가능한 근육에 전기자극을 가하여 근육 수축을 유발하는 기능적 전기자극(functional electrical stimulation)이 연구되고 있다. 기능적 전기 자극은 전기자극을 통하여 마비된 근육의 섬유화, 탈신경화에 따른 위축을 완화하는 효과가 있다고 알려져 있으나,<sup>1,2)</sup> 말초신경의 장애에 의한 탈신경화가 오래 동안 진행된 근육에서는 운동신경 종판부(motor end plate)가 감소하여 근육이 위축되기 때문에 결국에는 전기자극이 불가능해지며,<sup>3)</sup> 전기자극을 장기간 지속하였을 때 주변 조직 손상과 안구 손상에 대한 연구가 필요한 실정이다.<sup>4)</sup> 또한 반복적인 근육의 수축에 의한 삽입된

전극의 굴곡으로 전극이 끊어짐도 발생한다.<sup>4)</sup>

이에 대해 본 연구에서는 최근 인공 근육의 소재로 주목 받고 있는 전기 활성 고분자(Electroactive Polymer, EAP)를 이용하여 안윤근 기능을 회복하고자 하였다. EAP란 전기자극에 의해 발생된 고분자 내의 화학자유에너지로 수축이완 등의 기계적인 일을 할 수 있는 고분자를 말한다. EAP는 전자의 움직임으로 구동되는 Electronic EAP와 이온의 움직임에 의한 Ionic EAP로 분류할 수 있다.<sup>5)</sup> Electronic EAP는 빠른 움직임, 큰 변위를 가지는 등 구동특성이 좋으나 구동 전압이 매우 높기 때문에 인체에 적합하지가 않다. 그러나 Ionic EAP는 낮은 전압에서도 구동이 가능하며 생체 적합성이 뛰어나 인공 근육을 비롯한 다양한 인체 응용이 기대되고 있다(Table 1).<sup>6)</sup> 본 연구에서는 Ionic EAP 중 하나인 이온 고분자 금속 중합체(ion polymer metal composite, IPMC)를 이용하여 실험적으로 유발된 안면신경 마비 토끼의 눈 깜박임 기능을 회복하고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 안윤근 탈신경화

열 마리의 female New Zealand white rabbit을 이용하였고, 체중은  $1150 \pm 210$  gram이었다. Ketamine HCL (100 mg/kg)과 Xylazine (12.5 mg/kg)을 근육 내 주사하여 마취시켰다. 통상적인 무균 수술 방법으로 하악골 후방의 피부를 절개하였다. 피하 층에서 이하선을 확인한 뒤, 이하선의 전방으로 박리를 진행하였고 이하선 전면에서 안면신경의 분지들을 확인한 후, 분지들을 따라서 안면신경의 근위부로

Table 1. Comparison of attributes between electronic EAP and ionic EAP family

Type	Advantages	Disadvantages
Electronic	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Rapid response time</li> <li>•Induce relatively large actuation forces</li> <li>•Can operate for long period of time</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Require high voltage</li> <li>•Require compromise between strain and stress</li> <li>•May require coating</li> </ul>
Ionic	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Require low voltage</li> <li>•Provide predominately bending actuation</li> <li>•Exhibit large bending displacement</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Slow response time</li> <li>•Bending EAPs induce a relatively low actuation force</li> <li>•In aqueous systems the material sustains hydrolysis at <math>&gt;1.23</math> V</li> <li>•May require coating</li> </ul>

박리를 진행하여 안면신경의 주분지를 찾았다 (Fig. 1). 안면신경 근위부에 전기 자극을 가했을 때 안운근의 수축을 확인함으로써 안운근을 지배하는 안면신경 분지가 주분지에 포함되어 있음을 확인할 수 있었다. 약 1 cm 길이로 안면신경 주분지를 절제하였고, 절제 근위부에 전기 자극을 가하여 안운근의 수축이 없는 것으로 안면신경이 완전히 절단되었음을 확인하였다. 안면신경 절제 근위부와 원위부를 결찰하고 수술 부위를 봉합한 후 마취에서 회복시켰다. 토끼의 정상 측 각막에 자극을 주었을 때 안면신경 절제 측의 눈 깜박임이 없는 것으로 안면신경 절단을 다시 한 번 확인하였다.



Fig. 1. Identification and resection of facial nerve main trunk and its branches. At the anterior margin of parotid gland, facial nerve main trunk was identified by retrograde dissection from facial nerve branches which were identified easily.

## 2. IPMC의 제작 및 Nafion의 표면처리

IPMC 제작에 필요한 재료는 중합체(Polymer)와 메탈(Platinum)이다. 본 연구에서는 Nafion film을 Polymer로, Platinum Source로는 Platinum ammine complex  $[Pt(NH_3)_4]Cl_2$ 를 사용하였다. Nafion film을 Sandpaper로 문질러서 film 표면을 거칠게 한 다음 백금 96mg과 DI water 48ml 의 비율로 만든  $[Pt(NH_3)_4]Cl_2$  용액에 Nafion film을 담그고, 5%  $NH_4OH$  용액 1ml를 첨가한 후 10시간 이상 실온에서 그대로 두어 흡착시킨 후 5%  $NaBH_4$  용액으로 환원시켰다.

IPMC는 수분이 증발하면 Life-Time이 감소하게 되므로 수분증발 방지막을 만들기 위해 Norland optical adhesive를 IPMC의 표면에 102.84  $\mu m$  두께로

입혔다. Norland optical adhesive는 주위 조직과 절연을 위한 목적으로도 쓰였다.

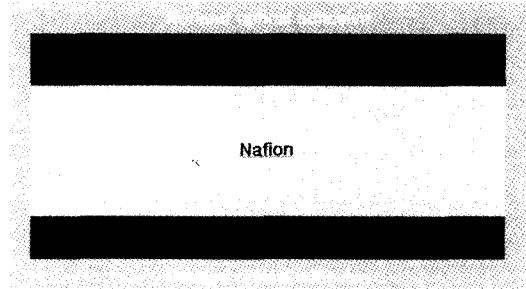


Fig. 2. Diagram of cut surface of the ion polymer metal composite coated with the Norland optical adhesive

## 3. 변형된 IPMC의 구동 특성 측정

효과적으로 작동하는 IPMC를 얻기 위해서 IPMC의 plating 횟수와 길이 및 폭을 변형시키고 병렬 연결하는 방법을 이용하여 여러 종류의 IPMC를 제작하였다. 제작된 IPMC의 구동 특성을 알아보기 위해 두 가지 측정 장비를 사용하였다. IPMC의 Bending의 변위를 측정하기 위해 Laser displacement sensor(LG10A65NU)를 사용하였고, IPMC의 Bending힘을 측정하기 위해 Load cell (LC4001)을 사용하였다.

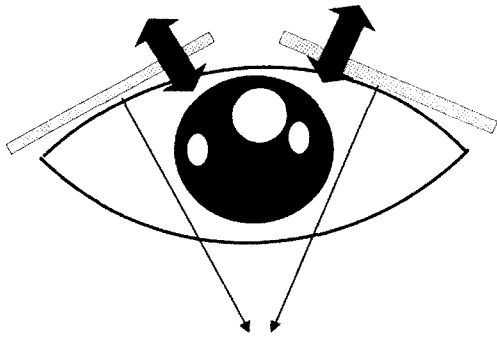
## 4. IPMC의 생체 내 삽입

탈신경화 4 주 후 동일한 방법으로 마취시킨 뒤 마비 측 상안검의 1 cm 바깥 지점에 피부를 약 1 cm 절개한 뒤 피하와 안운근 사이로 상안검의 정중앙 부위까지 박리를 시행하였다.

본 연구에서 개발한 전기 활성 고분자를 0.173 mm  $\times$  0.6 mm  $\times$  15 mm 크기로 잘라서 전기 자극을 주었을 때 전기 활성 고분자가 구부러지는 방향이 상안검의 변연 쪽으로 되도록 상안검의 피하에 삽입하였다. 상안검의 내측 1 cm에서 위와 동일한 방법으로 전기 활성 고분자를 삽입하였다(Fig. 3).

## 5. 제작된 IPMC 구동 특성을 측정하기 위한 전기 자극

자극기로 DC Power supply를 사용하여 0~15[V]를 가변적으로 IPMC에 공급하였다. 적절한 전기가



IPMC actuators  
(A)



(B)

Figure 3. Insertion of ion polymer metal composite (IPMC) to paralyzed upper eyelid (A) Diagram showing the direction of the IPMC action to close the eyelid of the paralyzed rabbit. (B) After meticulous subcutaneous dissection of the paralyzed upper eyelid of rabbit from both sides, the strips of IPMC are being inserted and connected to electrical stimulator.

극은 전기 활성 고분자가 변형되지 않을 정도의 자극 크기에서 생리적인 눈 깜박임과 비슷한 시간에 실험 동물의 상하안검이 적절히 접촉하는 강도로 정하였다.

### III. 연구 결과

#### 1. Nafion 표면처리 효과 실험

표면처리 전에 IPMC의 bending 현상이 보이는 구동 전압은 11~15[V], 전류는 300~400[mA]였으나, 표면처리 후에는 전압이 1~2.5[V], 전류가 40[mA]로 낮아졌다.

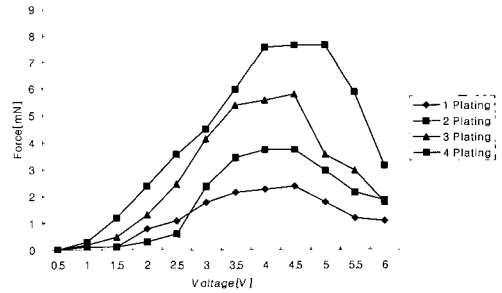


Fig. 4. Amplitude of IPMC force - applied voltage curve according to plating number. As the number of plating increased, the force generated by IPMC increased

#### 2. 백금 도금 횟수에 따른 IPMC 성능실험

Nafion을 백금으로 한 번에서 네 번까지 plating한 후 IPMC의 Bending 힘을 관찰해 보았다.

Plating 횟수가 증가함에 따라 IPMC의 bending 힘이 증가함을 관찰할 수 있었다(Fig. 4). 5[V] 이상에서 힘이 감소하는 이유는 IPMC의 크기가 작아서 비틀림이 발생하였기 때문이었다. Figure 5는 IPMC의 단면을 Scanning Electromicroscopy로 촬영한 사진이다. 가운데 층이 Nafion polymer이고 양쪽으로 Platinum layer가 보이고 있다. Platinum layer는 plating 횟수에 따라 두꺼워지지 않고, Platinum layer가 점차 치밀해짐을 알 수 있다.

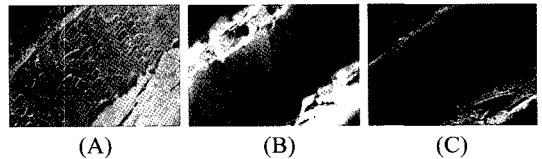


Figure 5. Scanning electromicroscopic images of IPMC after serial plating with platinum. (A) One time plating, (B) two times plating, (C) three times plating with platinum. As plating number increased, the thickness of platinum layer did not increase, but the density of the platinum layer increased.

#### 3. IPMC의 가로길기와 병렬연결에 따른 IPMC 성능실험

IPMC를 여러 층으로 병렬 연결한 후 (Fig. 6 (A)) IPMC에 전류를 흘리고 힘을 측정했을 때 다층으로

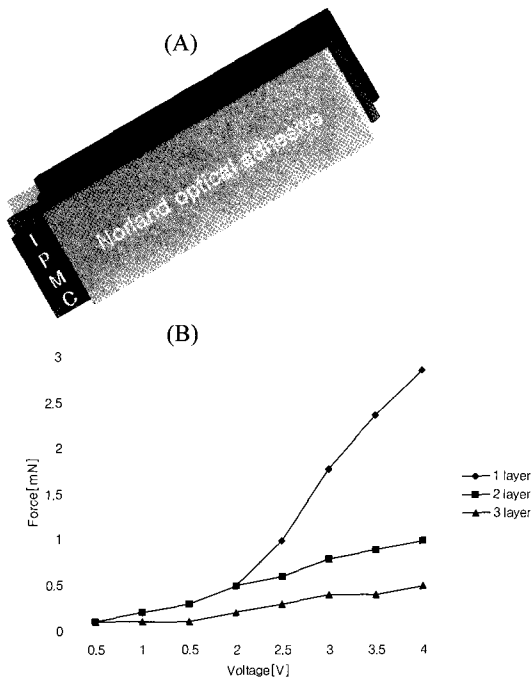


Fig. 6. (A) Diagram of 3 layered ion polymer metal composite (IPMC) (B)Amplitude of IPMC force - applied voltage curve according to layer. As the number of layer increased, the force generated by IPMC decreased.

병렬 연결함에 따라 bending 힘이 감소했다(Fig. 6 (B)). 또한 기존의 사이즈 (두께 × 가로 × 세로: 0.173mm × 2mm × 15mm)에서 가로길이 (2mm, 6mm, 10mm)를 증가시키면서 IPMC 힘의 변화를 보았다. IPMC의 가로길이가 증가함에 따라 IPMC의 구동 힘이 증가하였다(Fig. 7).

#### 4. 마비된 토끼 안윤근에서 눈 깜박임의 유발

눈의 상안검 내측과 외측에 0.173mm × 6mm × 15mm 크기의 IPMC를 삽입한 후에 5[V]전압을 가 하였을 때, 상안검이 하안검 쪽으로 이동하여 각막을 덮는 눈 깜박임과 유사한 움직임이 관찰되었다.

### IV. 고찰

안면신경 마비 환자에서 안면 근육의 기능을 회복시키기 위해 다른 부위의 말초신경 이식술 (nerve graft), 신경교차술(nerve crossover), 신경-근

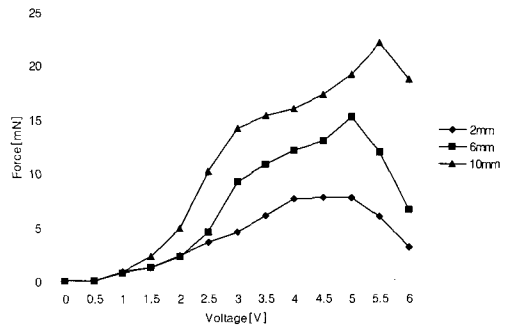


Fig. 7. Amplitude of ion polymer metal composite (IPMC) force - applied voltage curve according to width of IPMC. As the width of IPMC strip increased, the force generated by IPMC increased.

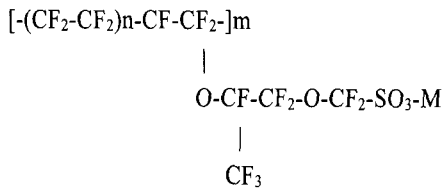
피판(nerve-muscle pedicled flap) 전이 수술 과 기능적 전기자극 등 여러 가지 시도가 있어 왔다. 이러한 기존의 방법들은 환자 자신의 근육이나 신경을 이용하여 안윤근의 기능을 회복시키려는 것이지만, 어떠한 방법도 장기적인 부작용 없이 안윤근의 기능을 정상적으로 회복시킬 수 없었다. 이에 본 연구에서는 환자 자신의 근육이나 신경이 아닌 인공 근육을 이용하여 안윤근의 기능을 회복하고자 하였다.

인공 근육으로 관심을 받고 있는 소재는 크게 전기세라믹(electroceramics), 형상기억합금(shape memory alloy)과 최근에 연구되고 있는 대두되고 있는 전기 활성 고분자(electroactive polymer, EAP)로 나눌 수 있다.<sup>6)</sup> Table 2에서 볼 수 있듯이 EAP가 가장 가볍고 가장 강한 힘을 내면서 구동시키는데 작은 힘을 낼 뿐만 아니라 반복되는 굴절에 의한 굴절도 드문 등 여러 가지 장점을 보유하고 있다.<sup>7)</sup> 또한 EAP는 다양한 모양으로 제작이 가능하고 아주 작은 크기로도 만들 수 있어서 인공 근육뿐만 아니라 생체 내 감지장치로도 이용될 수 있다.<sup>8)</sup>

EAP는 전자의 움직임으로 구동되는 Electronic EAP와 이온의 움직임에 의한 Ionic EAP로 분류할 수 있고 이번 연구에 이용된 Ionic EAP는 per-fluorosulphonic acid (Nafion)로서 다음과 같은 구조를 가지고 있다.<sup>7)</sup>

Table 2. Comparison of the properties of EAP, EAC and SMA

Property	Electroactive polymers (EAP)	Electroactive Ceramics (EAC)	Shape memory alloys (SMA)
Actuation strain	>10%	0.1 - 0.3 %	<8%*
Force (MPa)	0.1 - 3	30-40	about 700
Reaction speed	msec to sec	msec to sec	sec to min
Density	1- 2.5 g/cc	6-8 g/cc	5 - 6 g/cc
Drive voltage	2-7V/10-100V/mm	50 - 800 V	NA
Consumed Power	m-watts	watts	Watts
Fracture toughness	resilient, elastic	fragile	Elastic



여기서 n은 약 6.5의 값을 가지고, m은 100 ~ 1000 사이의 값을 가지며, M+는 H+나 Li+ 혹은 Na+과 같은 양이온이다.<sup>7)</sup> 이와 같은 구조의 Nafion의 양쪽 면에 platinum plating을 한 뒤 platinum에 전류를 흘리게 되면 양이온이 음극 쪽으로 움직이기 되고 양이온과 결합 되어 있는 물 분자의 이동으로 음극 부분에는 물 분자가 많아서 팽창하게 되고 반대로, 양이온이 이동이 되어 상대적으로 물 분자가 줄어들게 양극 부분은 수축을 하게 된다. 이러한 원리로 IPMC의 bending 현상이 일어나게 되

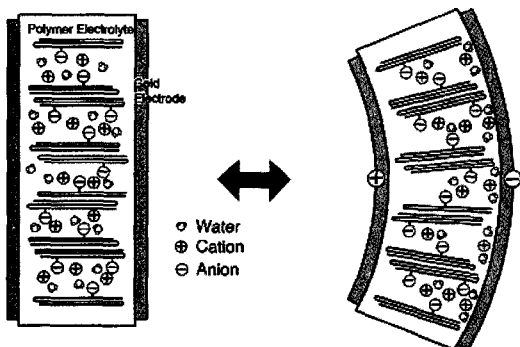


Fig. 8. Mechanism of IPMC bending. Polymer is composed of immobile polymer anion and mobile cation. If the electrical current exists, cation may enter the fluid and travel to the cathode and produce an overall motion of the fluid, relative to the fixed polymer ions. As the cathode side of IPMC becomes rich in fluid relative to the anode side, the IPMC begins to bend.

는 것이므로(Fig. 8), IPMC가 지속적으로 구동하려면 물 분자의 이동이 지속되어야 하고, IPMC가 건조되는 것을 방지하여야 한다. IPMC의 건조를 막기 위하여 코팅 제재를 이용할 수 있지만<sup>7)</sup>, 코팅 제재를 이용할 경우 IPMC의 힘이 떨어지는 단점이 본 연구에서 발견 되었다. 이의 해결을 위해 절전력은 우수하면서 매우 유연한 코팅제재의 개발이 필요하다.

생체 내에서 높은 전압을 지속적으로 가하면 통증과 조직의 변형을 유발하는 등 여러 부작용이 발생할 수 있으므로 낮은 전압에서도 IPMC가 작동되기 위한 방법이 여러모로 연구되고 있다. 이 연구에서는 IPMC를 낮은 전압에서 구동시키기 위하여 Nafion film의 표면을 사포로 문질러 거칠게 만든 후 platinum plating을 하였다. 표면처리 전에는 IPMC bending 현상을 보이는 구동 전압이 11 ~ 15[V], 전류는 300 ~ 400[mA]였으나, 표면처리 후에는 전압이 1 ~ 2.5[V], 전류가 40[mA]로 낮아졌다. 이는 표면처리로 거칠어진 Nafion film 사이사이로 platinum이 plating되면서 Nafion과 platinum의 접촉면적이 증가함에 따라 일어난 현상이라고 해석할 수 있다.

또한 이 연구에서는 동일한 전압에서 발생하는 IPMC의 힘을 크게 하기 위해 platinum plating을 4회까지 반복하여 적용한 결과 plating 횟수가 증가함에 따라서 힘이 증가하는 것을 관찰할 수 있었다. 이는 주사전자현미경 사진에서 확인된 바와 같이 platinum layer의 밀도가 증가하여 동일한 전압에서도 더 많은 양의 전류가 작동기인 Nafion에 흐를 수 있기 때문이라고 해석된다.

IPMC의 힘을 크게 하기 위한 다른 방법으로 작동기인 Nafion의 크기를 크게 하기 위한 노력이

있어 왔다, 본 연구에서도 가로 길이를 길게 함에 따라 IPMC의 힘이 커짐을 확인할 수 있었다. 하지만 한정된 공간을 가진 상안검 내에 IPMC의 가로 길이를 무한정 길게 하여 삽입하는데 해부학적인 제한이 따르고 외관상으로도 삽입부위가 튀어나와 보이므로 미용적 관점에서도 좋지 않은 방법이다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 Nafion film의 두께를 두껍게 하는 방법이 시도되고 있다. Bar-Cohen 등은 Nafion -117의 두 배의 두께를 가진 Nafion -120을 이용하여 실험한 결과 약 20% 정도 힘의 증가를 가져 왔다고 보고 하였다.<sup>7)</sup> 본 연구에서도 Nafion film의 두께를 두껍게 고안하여 적용하려 하였지만 Nafion film이 두꺼워지면 제조과정에서 Nafion film의 cracking이 일어나는 등 여러 문제점이 발견 되었고, 이의 해결을 위해 현재 연구 중이다.

IPMC를 생체 내 이식하기 위해서는 우선 그 생체 적합성이 검증되어야 한다. Polymer로 쓰인 Nafion은 이미 생체적합성이 검증되어 있다. Turner 등은 rat의 복강과 피하 조직 및 정맥 내에 Nafion을 삽입하고 1, 4, 43, 95, 103, 105, 206일 후에 제거한 뒤 조직 반응을 검사하였다.<sup>9)</sup> 조직을 주사전자현미경과 광학현미경으로 검사하였을 때 약간의 염증 세포와 섬유모세포를 관찰할 수 있었으나 염증 반응을 시사할 정도의 숫자는 관찰되지 않았고 생체 적합성이 우수하다고 알려진 silicone rubber (Silastic)보다 심한 급성 및 만성 염증 반응은 없었다. 본 연구에서 Polymer 외부에 plating한 platinum 또한 좋은 생체적합물질이다. Berghaus 등은 platinum chain을 30명의 안면신경마비 환자의 상안검에 삽입한 이후 평균 9개월 이후 조직 반응을 검사하였을 때 염증반응이 전혀 관찰되지 않았다고 보고하였다.<sup>10)</sup>

결론적으로, 본 연구에서 개발된 IPMC는 안면신경마비가 유발된 동물 모델에서 눈 깜박임 기능을 회복하였다. 그러나 IPMC가 실제 환자에게 적용되기 위해서는 본 연구에서 개발된 IPMC보다 낮은 구동 전압에서 움직여지고, 보다 작은 크기로 더 큰 힘을 발휘할 수 있는 효율 좋은 IPMC의 개발이 선행되어야 하며, IPMC의 효율적 구동에 방해가 되지 않는 새로운 코팅 제재에 대한 추가 연구가 필요하다.

## References

1. Salerno GM, McClellan GA, Bleicher JN, et al. *Electrical stimulation treatment of dog's denervated orbicularis oculi muscle. Ann Plast Surg 1991; 26:431-40*
2. Pachter BR, Eberstein A, Goodgold J. *Electrical stimulation effect on denervated skeletal myofibers in rats: a light and electron microscopic study. Arch Phys Med Rehabil 1982;63:427-30*
3. Sher JH. *Pathophysiology of denervation in facial neuromuscular motor unit. 1st Ed. In: Rubin LR, ed. Reanimation of the Paralyzed Face. St.Louis: C.V. Mosby Co., 1977:28-42.*
4. Otto RA. *Restoration of function in the paralyzed rabbit orbicularis oculi muscle by direct functional electrical stimulation. Laryngoscope 1997;107(1):101-11.*
5. Ashley S. *Artificial muscles. Sci Am 2003; 289(4): 52-9.*
6. Furukawa and J. X. Wen, "Electrostriction and Piezoelectricity in Ferroelectric Polymers," *Jap J Appl Phys 1984 23(9): 677-9.*
7. Y. Bar-Cohen, T. Xue, M. Shahinpoor, J. O. Simpson, and J. Smith. *Low-mass muscle actuators using electroactive polymers (EAP) Proceedings of SPIE's 5th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials, 1-5 March, 1998, San Diego, CA. Paper No. 3324-32.*
8. Shahinpoor, M. "Continuum electromechanics of ionic polymeric gels as artificial muscles for robotic applications," *Smart Materials and Structures 1994; 3:367-72.*
9. Turner RF, Harrison DJ, Rajotte RV. *Preliminary in vivo biocompatibility studies on perfluorosulphonic acid polymer membranes for biosensor applications. Biomaterials 1991; 12(4):361-8.*
10. Berghaus A, Neumann K, Schrom T. *The platinum chain: a new upper-lid implant for facial palsy. Arch Facial Plast Surg 2003 5(2):166-70.*