

# 생체모방형 인공근육의 구동

이 글에서는 인공근육으로 사용될 수 있는 전기활성고분자 구동체의 종류와 기능에 대하여 소개하고 재활의료공학적으로 사용될 수 있도록 인체의 근전위신호(EMG)에 의하여 작동되는 전기활성고분자를 이용한 예에 대하여 간단히 기술하고자 한다.

**생**체모방형이란 자연에 존재하는 생명체의 구조와 기능 또는 그것들이 생성되는 메카니즘을 연구하고 최대한 유사하게 제조하여 기능적으로 편리하고 매우 효율적인 소재나 장치를 만들고자 하는 것을 말한다. 우리 주변에 생체모방을 이용한 예는 많이 볼 수 있으며, 곤충이나 물고기의 구조와 기능을 연구하여 비행체와 수중에서 응용되는 물체들이 대표적이라 할 수 있다. 또한 인공근육은 인체의 근육과 비슷한 구동특성과 물리적 성질을 지니는 구동물질로 궁극적으로는 생체근육을 대체하는 것을 목표로 한다. 따라서 여기서

생체모방형 인공근육이라 하면 인체의 근육을 대신하여 사용할 수 있는 유연성을 가지는 구동체 물질이나 장치를 가리킨다. 이 글에서는 인공근육으로 사용될 수 있는 전기활성고분자 구동체의 종류와 기능에 대하여 소개하고 재활의료공학적으로 사용될 수 있도록 인체의 근전위신호(EMG)에 의하여 작동되는 전기활성고분자를 이용한 예에 대하여 간단히 기술하고자 한다.

현재 인공근육으로 이용될 수 있는 구동 수단으로는 크게 세 가지로 나뉘며, 공압실린더와 Mckibben 형의 공기근육 등과 같은 기계적기구나 장치, 그리고

형상기억합금(shape memory alloy), 수소소속합금, 전기활성 세라믹과 탄소나노튜브와 같은 금속 또는 무기재료계 구동체, 셋째로는 전기활성고분자(EAP : Electro Active Polymer)를 이용한 구동체 등을 들 수 있다.

현재 대표적인 기계적 구동수단의 하나인 공기근육(air muscle)은 작고 가볍고 사용하기 쉬운 강력한 구동장치로서 0~6bar 범위의 압축공기에 의하여 동작한다. 공기근육은 고무 튜브를 고강성의 플라스틱 그물망이 감싸고 있는 구조로 공기의 압력을 높이면 근육이 수축(길이 가 짧아짐)되고 공기의 압력을 낮

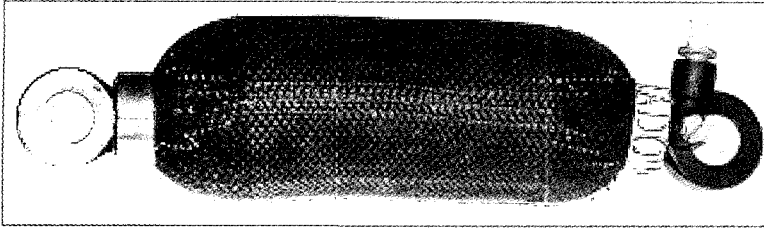


그림 1 공기근육

추면 이완(원래의 상태로 늘어남) 되어 인간의 근육 운동형태와 유사하게 동작한다. 공기 근육은 중량 대 파워비가 400:1로 일반 공압 실린더나 DC 모터의 16:1에 비하여 매우 크다. 그림 1은 공기 근육의 실물사진으로 공기압이 주입되어 팽창된 형태를 보여준다.

비교적 최근에 많은 관심을 보이는 탄소나노튜브 구동체는 전해질 속에서 전기적 에너지를 기계적 에너지로 변환할 수 있는 bucky paper로 불리는 형태로 가능성을 선보였으며, 2V 이하의 낮은 동작전압에서도 테라파스칼 수준의 높은 영률(Young modulus)에 의한 우수한 성능을 가진다. 구동원리는 전기가 인가됨에 따라 탄소의 공유결합방향으로 치수의 변화가 발생하고 음극으로 대전된 층이 양극으로 대전된 층보다 더 많이 인장되어 굽힘현상이 발생하게 된다.

전기활성고분자는 전기적인 자극에 의해 구동되는 고분자재료를 구동수단으로 하며, 기존의 모터 등과 같은 구동수단에 비하여 높은 출력비(power/weight

ratio)와 효율, 인체근육과 비슷한 탄성률과 강도를 지니는 유연성, 그리고 가볍고 비교적 제조공정이 간단해서 싼 가격에 만들 수 있다는 장점 때문에 새로운 구동수단으로 활발하게 연구되고 있다. 전기활성고분자의 종류에는 고분자겔(polymeric gel), 전도성고분자(conducting polymer), 유전성고분자 (dielectric polymer), 압전성고분자 (piezoelectric polymer)와 이온성고분자-금속복합체(IPMC : Ionic Polymer Metal Composite) 등이 있으며, 물리적인 구동원리에 따라, 이온성 고분자와 비-이온성 고분자 구동체로 분류된다. 이들은 공통적으로 전기적 에너지를 기계적으로 변환시키는 기능을 가지며, 젖음(wet) 상태에서 이온의 움직임에 의해 수축과 팽창의 차이로 구동되는 이온성고분자에는 고분자겔, 전도성고분자와 이온성고분자금속복합체 등이 있고, 건조(dry) 상태에서 전압이 인가됨에 따라 전자의 이동에 의하여 변형이 발생하는 비-이온성고분자에는 유전성고분자와 압전성고분자 등이 속

한다.

고분자 겔은 전기장 하에서 전해질의 움직임에 따라 굽힘 작동이 가능하나 전기적으로 부도체이므로 전기적인 에너지를 기계적인 에너지로 변환하는 데에 있어서 높은 작동전압이 필요하며 작동 속도가 낮은 단점이 있다. 압전성 고분자를 이용한 구동소자는 빠르고 가역적인 전하의 양극화에 의하여 작동하나 이들은 부피의 변화가 너무 작은 단점이 있어서 실제 응용이 매우 제한적이다. 공액 이중 결합을 포함하는 전도성 고분자는 중성 상태에서 전기 화학적인 산화 반응에 의하여 양전하를 고분자의 주 사슬에 띄게 할 수 있으며, 이때 형성된 양전하를 상쇄시키기 위하여 전해질의 반대 이온은 용매와 함께 고분자 내로 침투하게 된다. 이와 같은 과정에서 고분자의 구조가 변하게 되면 자유부피가 급격히 증가하게 된다. 환원 시에는 전도성 고분자가 중성 상태로 되며 따라서 고분자 내에 존재하는 음이온 도판트는 용액 쪽으로 축출이 되면서 고분자의 부피는 다시 원래의 형태로 복원된다. 이때 전도성 고분자가 다른 형태의 필름과 접착이 되어 두층(bilayer)을 형성하게 되면 전도성 고분자의 부피 변화로 인하여 굽힘 움직임이 발생하게 된다.

여러 가지 종류의 전기활성고분자를 비롯하여 인공근육으로 응용될 수 있는 여러 가지 소재

들은 각각 장단점이 있다. 이온성 전기활성고분자는 낮은 구동전압에 큰 변위가 나오고 근육과 같은 유연성을 지니는 장점이 있지만, 응답속도가 늦고 수분상태가 유지하여야 하는 단점이 있다. 비-이온성 전기활성고분자들은 빠른 응답과 비교적 큰 변위가 장점이지만, 구동전압이 매우 높다는 단점이 있다. 이들은 공통적으로 구동력의 증가, 적절한 제어 기술, 물리·화학적으로 안정적인 내구성을 획득하여야 하며, 필요에 따라 원하는 응용분야에 적합한 소재 및 장치를 설계하는 것이 새로운 구동체의 성공적인 개발에 매우 중요한 요소들이다.

### 이온성고분자-금속 복합체(IPMC)

IPMC는 이온성 전기 활성 고분자로 불소이온성고분자(제품명은 듀폰 사의 내피온(Nafion) 등에 해당되는 고분자)와 같은 이온 교환고분자막의 양면에 화학적으로 도금된 백금전극으로 구성되며, 수용액 속의 전극에 낮은 전압(~1.5volt)을 인가하면 빠른 변형과 굽힘을 나타낸다(그림 2). IPMC의 구동은 균일한 표면전극에 전압을 인가하면 제조 과정에서 생성된 이온-수분 클러스터의 형태인 양이온들이 양극에서 음극으로 움직이게 되어 음극에서

는 팽창이, 양극에서는 수축이 발생하여 전극간의 체적의 변화로 고분자막의 변형이 일어나게 된다. 일반적으로 IPMC의 구동 전압 범위 내에서 물의 전기분해가 일어나게 되며, 이들 전기분해 반응에 의해 고분자막 내부의 수분 감소현상이 발생하여 구동 변위와 구동력을 감소시키는 요인으로 작용한다.

IPMC의 거동에 대한 이론적인 기술 중의 하나인 De Gennes 등의 보고에 의하면 막에 전하밀도  $J$ 를 갖는 전하 이동에 대한 선형 불가역 열역학 관계와 용매 이동(흐름,  $Q$ )에 대한 이온 질의 전기기계적인 연결에 대하여 기술한다. 이러한 형태의 시스템에 관한 관계식은 다음과 같다.

$$J = \sigma E - L_{1,2} \nabla p \quad (1)$$

$$Q = L_{1,2} E - K \nabla p \quad (2)$$

여기서  $L_{1,2}$ ,  $\sigma$ ,  $K$ ,  $\nabla p$ 는 각각

단면계수, 전도율, 다시 투과율(darcy permeability)과 압력구배이다. 단면계수는 커플링 계수(coupling coefficient)와 관계되며, 단위는 (m/s)/(V/m)로 나타낸다. 식 (1)과 (2)는 전기장,  $E$  뿐만 아니라 기계적 압력구배,  $\nabla p$ 를 연결한다. 이들 식은 IPMC의 작동과 감지 또는 변환을 설명한다.

IPMC의 조작과 성능에 영향을 주는 것에는 많은 특성들과 변수가 있다. 직류전압을 인가할 때, 초기의 IPMC는 음극 면으로 굽힘을 보이거나 시간이 지나면 재료는 양극 면으로 이완한다. IPMC 재료는 작용영역에 한계를 가지고 있으며, 이는 주어진 작동신호에 대한 빠른 응답시간을 요구하는 경우에는 IPMC의 응답이 좋지 않음을 말한다.

### 유전성 탄성체

유전 탄성체는 우리 주위에서

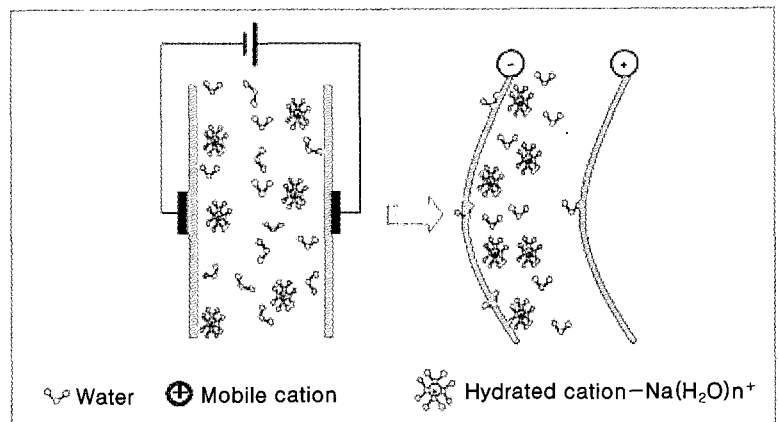


그림 2 이온성고분자-금속복합체 구동모식도

쉽게 찾을 수 있으며 폴리우레탄, 실리콘 그리고 고무 등이 대표적이다. 기본적인 유전 탄성체의 변형은 전기장에 의한 수축(active)과 그로 인한 팽창(passive)에 의해 이루어진다. 이러한 유전 탄성체의 변형은 기계적 구성 방식에 따라 다양한 형태로 연구되고 있다. 미리 신장된(pre-stretched) 유전 탄성체 필름의 양쪽 면에 유연성을 지니는 전극을 형성하고 전압을 인가하면, 유전체는 전극에 가해진 높은 전압으로 발생된 전기장에 의해서 변형된다. 이러한 단순한 원리에 의존하여 개발된 기존의 유전체 구동기는 변형의 방향이 한 쪽으로 고정된 형태로 나타나며, 이로 인해 능동적인 양방향 구동을 할 수 없는 단점이 있다.

유전성 고분자탄성체의 물리적인 구동원리는 이미 잘 설명되어 있다(그림 3). 이는 전기역학적인 상호 에너지변환에 의한 두 개의 평행한 판형 커패시터에 기본원리를 두고 있으며 기본적인 구동 메커니즘에 관한 개략적인 모양은 그림 1에 나타내었다. 유연성을 지니는 전극으로 코팅되어 있는 유전성탄성체의 양단에 전압을 가하게 되면 압축이 되면서 평면방향으로 팽창을 하게 된다. 이렇게 재료가 전하의 집적으로 전기적인 에너지가 저장되면서 두께가 감소하고 역학적인 탄성에너지가 저장되면서 평면방향으로의 힘이 발생하게 된다. 이

렇게 두 가지 에너지 영역이 커플되어 탄성체는 동작을 하게 된다. 두께 방향으로의 전압에 의해 생기는 역학적 압력은 다음 식으로 표현이 된다.

$$\sigma_e = -\epsilon_0 \epsilon_r E^2 \quad (3)$$

여기서 E는 전기장(electrical field) 그리고  $\epsilon_0$ 와  $\epsilon_r$ 은 각각 진공상태에서의 유전율(free space permittivity)과 비유전율(relative permittivity)을 나타낸다.

비록 물리적인 구동은 위에서 설명한 기본 원리에 의해 표현을 할 수 있지만 큰 한계를 가지고 있는데 그것은 변형에 의해 생기는 평면방향의 힘은 매우 적다는 것이다. 가장 큰 이유는 필름 자체가 매우 부드럽고 얇기 때문이며 쉽게 파열이 되거나 평면방향의 힘에 의해서 좌굴(buckling)이 발생하기도 한다. 또한

이러한 단순움직임을 가지고 실제 액추에이터에 적용하여 제어하기는 어려운 점이 있다.

## 생체신호에 의한 IPMC형 인공근육의 구동

사람이 몸을 움직일 때 뇌에서 생성된 활동전위(action potential)가 척수신경을 통하여 해당 부위의 근육을 향해 전달된다. 전달된 활동전위는 신경과 접합된 쪽의 근섬유로부터 먼 쪽의 근섬유까지 차례로 자극하면서 근섬유의 세포막을 통한 이온들의 교환을 발생시키는데, 이때 생성된 전위차로부터 미세전류가 발생하며, 이 전기적 신호를 근전도(electromyogram, EMG)라 한다. 따라서 근전도 신호는 전극이 위치한 근육 부위 간에 전위차, 즉 전압을 측정하여 검출할

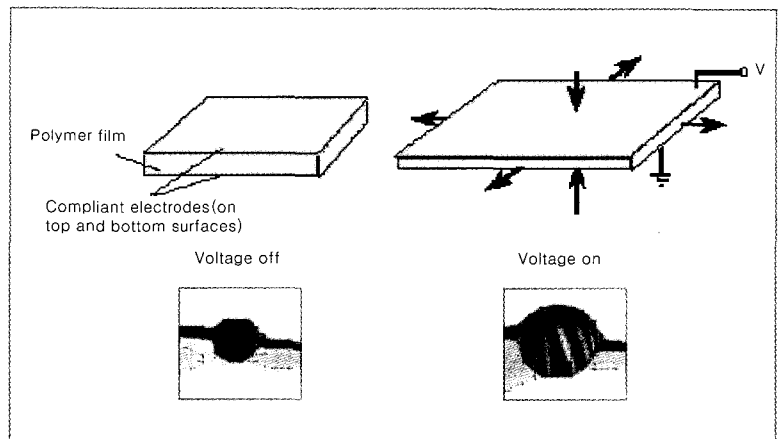


그림 3 유전성탄성체의 구동모식도

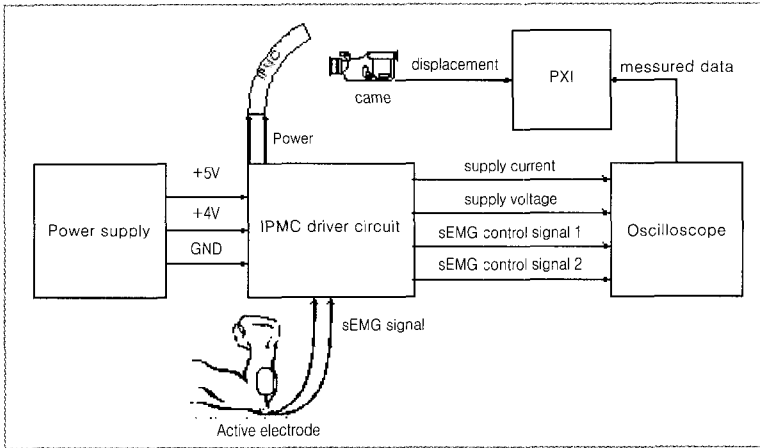


그림 4 표면 근전도 신호를 이용한 인공 근육의 구동 실험 블록도

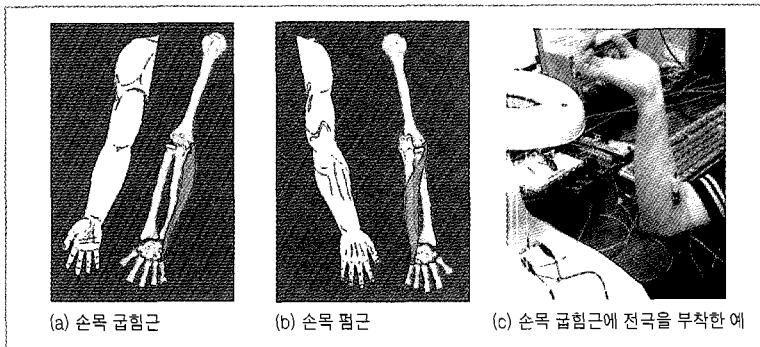


그림 5 손목 굽힘근과 손목 펴근

수 있으며, 특히 표면 근전도 (surface EMG, sEMG)신호는 체표면에 부착한 전극으로 비관혈적(non invasive)인 방법으로 쉽게 검출할 수 있다. 표면근전도 신호를 이용하여 IPMC형 인공근육을 구동한 실험의 예는 다음과 같다.

표면 근전도 신호를 이용한 인공 근육의 구동 실험을 위해서 그림 4와 같은 실험 환경을 구성할 수 있다. 생체 모방형 인공 근육을 이용할 실제 대상자는 상지

가 절단된 사람으로 전완 절단 장애인을 위한 근전 의수에 사용하는 건식 능동형 표면 근전도 전극을 사용하여 그림 5에서처럼 피검자의 손목 굽힘근(flexor carpi ulnaris)과 손목 펴근(extensor carpi ulnaris)으로부터 근전도 신호를 검출하여 제어의도를 인식하고, 이에 따라 IPMC 구동회로에서 IPMC를 구동한다. IPMC의 구동을 위한 전원은 전원 공급기(power supply)에 의해 공급되며, 검출

된 근전도 신호에 따라 IPMC의 전원 공급 유무와 전원 양단의 극성이 결정된다. IPMC 양단간의 전압과 공급되는 전류, 근전도에 의한 제어 신호는 오실로스코프로 측정되고, 측정된 결과는 PC 기반의 모듈형 측정 기기인 PXI(PCI eXtensions for Instrumentation)에 전송된다. 또한 레이저 변위계로 측정된 IPMC의 거동은 PXI를 통해 수집된다.

피검자의 손목 굽힘근과 손목 펴근에서 검출한 2채널의 근전도 신호를 이용하여 IPMC가 피검자의 손목 굽힘과 펴 동작을 모방할 수 있도록, 표 1과 같이 IPMC를 인가 전원을 제어하는 진리표를 정의할 수 있다. 미리 정의한 문턱치와 근전도 신호를 비교하여, 근전도 신호가 문턱치보다 클 경우에는 근육의 움직임이 있는 것으로(on), 작은 경우에는 움직임이 없는 것으로(off) 판별한다. (+)와 (-)는 두 전극 간의 상대적인 전위차를 나타내며, (+)쪽이 (-)쪽보다 전위가 높음을 의미하고 'none'은 IPMC로 공급되는 전원이 차단된 상태를 나타낸다.

IPMC에 부가되는 전압은 손목 움직임에 따라 손목 굽힘근과 손목 펴근에 측정되는 근전위에 비례하게 설정되어 있으며, 과도한 전압이 흐를 때는 IPMC를 보호하는 차원에서 전압이 차단되도록 한다. 그림 6에서 보듯이 엄

표 1 손목 굽힘근(a)과 손목 펴기근(b)의 움직임에 따른 이온성고분자-금속복합체 인가 전원 제어

a EMG	b EMG	상태	전극 a	전극 b
off	off	대기	none	none
off	on	손목 펴기	(-)	(+)
on	off	손목 굽힘	(+)	(-)
on	on	대기	none	none

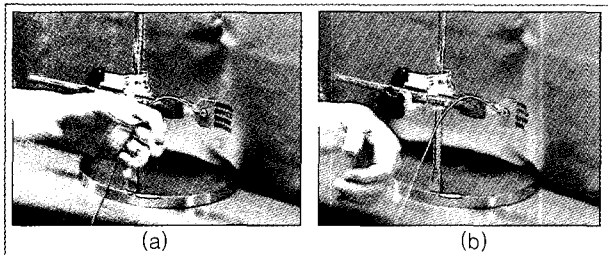


그림 6 근전도 신호에 의한 이온성고분자-금속복합체의 구동

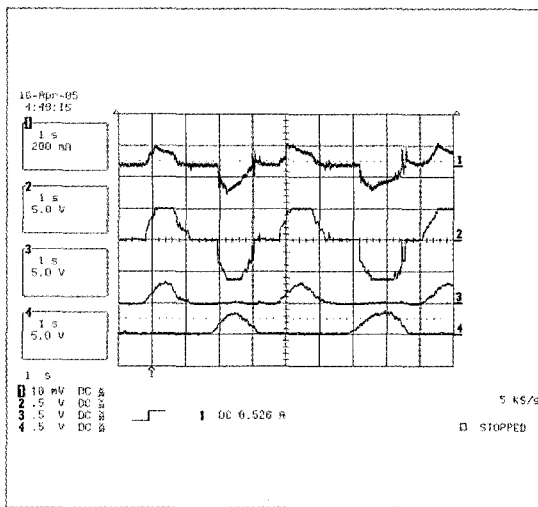


그림 7 손목 굽힘근과 펴기근의 동작에 의한 이온성고분자-금속복합체 구동 특성

지를 제외한 네 개의 손가락을  
 흉내내기 위하여 네 개의 스트립  
 을 사용하며 이때 측정되는 입  
 출력신호는 그림 7과 같다.

채널 3과 4는 입력으로 사용되

는 측정되는 손목 굽힘근과 펴기  
 의 근전위신호가 위상차를 가지  
 며 교대로 검출되는 것을 보여주  
 며, 이들 신호를 입력으로 할 때  
 채널 1과 2에서 입력신호에 비해

하는 인가되는 전위차는 채널 2  
 에서 나타나며, 채널 1에는 구동  
 시의 전류의 양으로 실시간적이  
 고 선형적인 구동특성을 보인다.

## 기계용어해설

### 바요소(Rebar Element)

리바(Rebar)요소란 섬유강화복합재료의 유한요소모델링에 이용되는 유한요소 중 하나로 보강섬유와 모재의 강성행렬을 독립적으로 근사하여 그 합을 요소의 강성행렬로 갖는다.

### 섬유강화 복합재료(Fiber Reinforced Composite)

일반적으로 모재 내에 보강섬유가 함침된 형태의 복합재료를 섬유강화 복합재료라고 한다.

### 크리깅 근사모델(Kriging Metamodel)

실험점들을 바탕으로 미지의 함수를 전역근사와 국부근사의 합으로 근사하는 방법.

### 모멘트 방법(Moment Method)

신뢰도 계산을 위해 한계상태식의 통계 모멘트를 이용하는 방법