

◆ 특집 ◆ 고분자 기반 소프트 액추에이터

고분자 유전 탄성체를 이용한 적층형 인공 근육 구동기

Stacked Artificial Muscle Actuator Based on Dielectric Elastomer

권혁용¹, 안광준¹, 김대경¹, 이형석¹, Nguyen Canh Toan¹, 구자춘¹, 문형필¹, 남재도², 최혁렬^{1,✉}
Hyeok Yong Kwon¹, Kwangjun Ahn¹, Daegyong Kim¹, Hyungseok Lee¹, Nguyen Canh Toan¹,
Jachoon Koo¹, Hyungpil Moon¹, Jae-do Nam² and Hyouk Ryeol Choi^{1,✉}

¹ 성균관대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Sungkyunkwan Univ.)

² 성균관대학교 고분자시스템공학과 (Department of Polymer System Engineering, Sungkyunkwan Univ.)

✉ Corresponding author: hrchoi@me.skku.ac.kr, Tel: 031-290-7449

Manuscript received: 2011.9.16 / Accepted: 2011.10.4

In this work the potential, and the perspectives of the dielectric elastomer actuator are overviewed briefly. As an exemplary work, we introduce a novel contractile artificial muscle actuator based on Synthetic Elastomer(SE). SE is the name of new dielectric elastomer material we have developed and its synthesis procedures and evaluations are described in the first. The contractile artificial muscle actuator is made by stacking the actuator unit one by one along the in thickness direction and finished up by bonding the multi-stacked actuator. Its possibility for the robotic actuator is discussed and demonstrated via experiments.

Key Words: Dielectric Elastomer (유전탄성체), Actuator (구동기), Contractile (수축형)

1. 서론

최근 모터, 유압구동기, 공압구동기 등이 갖는 문제점들을 극복하기 위하여 인간의 근육과 유사한 특성을 갖는 인공근육(artificial muscle)에 대하여 많은 연구가 이루어 지고 있다.^{1,2} 실제로 생체근육은 어떠한 에너지 변환 장치를 필요로 하지 않으며 높은 비출력 및 에너지 효율, 조정가능한 유연성을 가짐으로써 제어함에 있어 많은 이점을 가지고 있으나 이와 같은 특성을 모사할 수 있는 인공근육은 아직까지 등장하지 않고 있다. 이에 대한 대안으로 지난 십수년간 전기활성고분자(ElectroActive Polymer, EAP)를 이용한 다양한 인공근육이 연구되어 지고 있다. 인공근육은 지능재료(smart material)라고도 불리우며 현재 기존의 구동기들을 대체할 동력원으로 관심을 끌고 있다. 이

들 중 특히, 유전 탄성체(dielectric elastomer)는 인간의 근육과 같이 유연성이 좋고(compliance), 부드러우며(softness), 초소형의 제작이 가능하고, 중량 대비 높은 출력을 보여주며, 제작이 용이하고, 단가가 싸다는 많은 장점을 지니고 있어 다양한 응용분야에서 쓰이고 있다.³⁻⁵ 예를 들어, 3M사에서 생산되는 VHB4905 나 실리콘의 일종인 Nusil사에서 생산되는 CF19-2586, ShinEtsu사의 KE441 등이 현재 상업적으로 생산되는 대표적인 유전 탄성체이다. 그러나 그들의 유전 상수(dielectric constant)나, 탄성률(elastic modulus) 등을 사용자 요구에 맞춰 다양한 특성을 나타낼 수 없다는 큰 단점이 있다. 인간의 근육과 같은 특성을 보여주지만 그들의 성질을 변화시킬 수 없기 때문에, 다양한 상황에서의 적용을 불가능하게 한다. 따라서 유전 탄성체를 실질적으로 다양한 곳에 적용 가능하게 하기

위하여, 다양한 성질을 가지는 신개념 재료의 개발이 요구된다.

본 연구에서는 다양한 환경에 적용 가능한 합성 유전 탄성체 개발과 이를 이용하여 로봇에 임베디드 할 수 있는 구동기에 관하여 소개한다. 생체근육과 같이 수축과 팽창을 할 수 있는 적층형 인공근육구동기의 구동원리, 설계 및 제조과정을 소개하고 이의 실험적 성능평가 결과를 상세하게 설명한다.

동 기술은 인간의 근육과 비슷한 성질의 인공 근육을 사용하여 로봇을 구성한다는 점에서 새로운 패러다임을 불러 올 획기적인 기술이라고 할 수 있다.⁶⁻⁹

2. 유전 탄성체(Dielectric Elastomer)

본 장에서는 유전 탄성체의 구동원리에 대하여 알아보고, 새로운 유전탄성체인 합성 유전 탄성체(synthetic elastomer)에 관해서 기술한다.

2.1 구동원리

유전 탄성체의 기본 구동 원리는 다음과 같다.

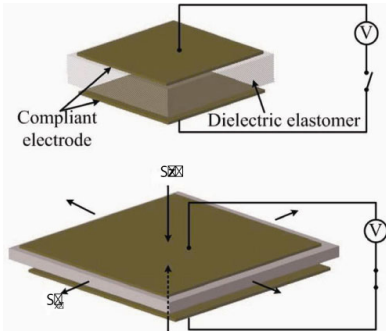


Fig. 1 Operating principle of dielectric elastomer

그림 1 에 나타난 것과 같이 부드러운 전극으로 코팅되어 있는 유전 탄성체 필름의 양단에 전압을 인가하면, 두께 방향으로 압축력이 작용하여 수축하게 되고 이에 따라서 유전 탄성체가 비압축성임을 감안하면 동시에 면적 방향으로 팽창하게 된다. 이때 발생하는 두께 방향으로의 압축력을 맥스웰 스트레스(Maxswell stress)라고 한다. 발생된 맥스웰 스트레스의는 식(1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\sigma = \epsilon\epsilon_0 \left(\frac{V}{t}\right)^2 \tag{1}$$

여기서 σ 는 두께방향 응력, ϵ 와 ϵ_0 는 각각 상대 유전율과 대기 중에서의 유전체의 절대 유전율을 나타내며, V 는 전압, t 는 두 전극사이의 최종 두께를 나타낸다. 유전 탄성체는 비압축성으로 간주하며 두께 방향 변형률이 수평 방향 변형률보다 두 배 더 큰 것을 알 수 있다. 위와 같은 구동원리를 기본으로 다양한 형태의 구동기를 설계할 수 있다.

2.2 유전탄성체 재료의 주요 특성

유전 탄성체를 이용한 구동체를 연구하는 데 있어서 어떤 요소가 구동 성능에 관계하는지를 알아볼 필요가 있다. 본 절에서는 각 재료물성이 구동기의 성능에 미치는 영향에 관하여 간략하게 소개한다.

2.2.1 유전율

유전율(dielectric constant)은 유전 탄성체의 전기적인 특성을 나타내는 중요한 특성값이다. 평소에 방향성이 없이 각자 흩어져있던 상극자(dipole)성분이 외부에서 걸린 전자계의 변화에 맞추어 정렬된다. 이렇듯 외부의 전자계의 변화에 대해 물질 내부의 (+ -)가 얼마나 민감하게 잘 반응(정렬)되는나의 정도를 유전율이라 표현할 수 있다. 유전율이 높게되면 두 전극 사이에 더 많은 전하를 축적할 수 있다. 다음 식을 보면서 유전율의 역할을 알아볼 수 있다. 식 (1)로부터 전기적 에너지 밀도 U_e 는 다음과 같이 표현된다.

$$U_e = \frac{1}{2} CV^2 = \frac{1}{2} \epsilon\epsilon_0 E^2 \tag{2}$$

여기서, C 는 단위 부피당 전기용량(capacitance)을 뜻하고, E 는 V/t 로 계산되며 전기장의 세기(electric field)를 나타낸다. 또한 탄성에너지 밀도 U_s 는 전기적 에너지 밀도를 변환하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$U_s = \frac{1}{2} Y\delta^2 = \frac{1}{2} \epsilon\epsilon_0 E^2 \frac{1}{Y} \tag{3}$$

여기에서, Y 는 탄성율(Young's Modulus), δ 는 두께 방향의 변형율(strain)을 의미한다. 위의 식은 유전 탄성체 필름의 변수간에 관계를 이해하는 데는 중요한 식이 된다. 위의 식을 보면, 탄성체의 유전율이 증가함에 따라, 훨씬 낮은 인가 전압 상태에서 더욱 많은 전기 기계적 응력과 에너지 밀도가 얻어질 수 있다는 것을 알 수 있다. 이것은 유전율이 구동 성능을 논하는 데 있어서 가장 중요한 변수 중의 하나라는 것을 설명해준다.

2.2.2 탄성율

기계적인 물성의 한 종류로서 탄성율(elastic modulus)은 변형률과 전달되는 출력 부분사이에서 서로 상반되는 입장을 가진다. 재료가 큰 변형률을 가지기 위해서는 낮은 탄성계수가 필요로 하지만 높은 출력을 필요로 한다면 반대로 높은 탄성계수를 가질 수록 장점이 된다. 따라서, 최대변형률을 가지면서 높은 출력을 나타내는 재료의 선정이 매우 중요하다. 식 (3)에 따르면, 탄성률은 큰 변형률과 탄성에너지를 얻기 위해서는 그 값이 감소하여야 한다는 것을 알 수 있다. 그러나 너무 낮은 탄성률 또한 탄성체의 구동 성능을 떨어뜨리게 한다.

2.2.3 점탄성과 응력이완

점탄성(viscoelasticity) 물질은 액체 및 고체와 같은 특성을 나타내는데 이는 온도뿐만 아니라 시간에 따른 응력 및 변형률에 따라 달라지는 기계적 거동을 나타낸다. 결국 외력을 가하는 시간의 장단에 따라서 액체가 마치 고체와 같이 거동하고 또한, 반대의 경우도 있으므로 여기에 이완 시간(relaxation time)의 개념이 등장한다. 물질은 각각 고유의 이완시간이 존재한다고 할 수 있으며 완화 시간 개념을 도입하면 완화시간이 무한대인 물질은 완전한 고체이고, 영인 것은 완전한 액체라고 할 수 있다. 여기서 점탄성체의 완화시간은 영과 무한대의 중간으로써 응력에 의한 변형이 발생할 때 응력이 가해지면서 서서히 늘어나는 크립(creep)현상이 발생하며 응력이 제거 되었을 때에도 서서히 초기상태로 돌아오게 된다. 또한 일정한 변위를 가진 상태로 고정되면 시간에 따라 서서히 응력이 제거되는 응력 이완(stress relaxation)이 발생한다. 응력 이완(stress relaxation)은 구동성능을 평가하는데 있어 고려해야 할 중요한 사항이다. 응력이완이 적게 일어나는 재료일수록 구동 범위안에서 탄성변형이 일어난다는 것을 의미하기 때문에 구동성능에 있어 신뢰

할 만한 결과를 보여줄 수 있다.

2.2.4 절연파괴강도

절연파괴강도(Breakdown strength)는 절연재료의 가장 기본적인 전기절연체에 가하는 전압을 증가시킬 때 특정값 이상의 고전압에서 절연이 파괴는 전압의 한계값이다. 절연파괴전압(breakdown voltage, V)을 두께(d)로 나눈 전기장의 값을 절연파괴강도라고 한다. 식 (3)에 따르면 전기장이 증가할 수록 구동영역이 넓어 지며 탄성 에너지와 변형률이 증가한다. 아울러 절연파괴강도는 물성과 두께에 따라 변하게 된다. 특히, 두께가 얇아질 수록 절연파괴강도는 높아지는데 최대치에 도달하게 되면 두께가 얇아짐에 따라 급격히 감소하는 경향을 보인다. 따라서 절연파괴강도의 강도에 맞추어 두께를 조절할 필요성이 있다.

2.3 합성 유전 탄성체(Synthetic Elastomer)

앞 절에서 구동기의 성능에 중요한 영향을 미치는 유전탄성체의 물성에 대하여 알아보았다. 유전 탄성체의 성능을 결정하는 주요한 요소로는 유전율(dielectric constant), 절연 파괴 강도(breakdown Strength), 탄성률(elastic modulus), 응력 이완(stress relaxation), 그리고 점탄성 성질(viscoelasticity) 등이 있다. 그러나 상업적으로 판매가 되고 있는 유전 탄성체의 경우 이와 같은 많은 변수들을 다양한 목적에 맞추어 변화시키는 것이 불가능 하다. 이 같은 단점을 극복하기 위해 본 연구자들은 최근에 합성 유전 탄성체(synthetic elastomer)를 제안하였으며 이의 물성을 원하는 목적에 맞추어서 조절하는 방법에 관하여 개략적으로 소개한다.^{10,11}

합성 유전탄성체는 아크릴로니트릴 부타디엔 고무(Acrylonitrile Butadiene Rubber : NBR)에 첨가제를 혼합하여 만든 새로운 유전체의 일종이며 이 첨가제의 함량 및 가공조건에 따라 최종적으로 얻어지는 유전탄성체의 물성을 조절할 수 있다. NBR은 아크릴로 니트릴(Acrylonitrile : ACN)과 부타디엔 고무(Butadiene rubber : BR)의 공중합체(copolymerization)이다. ACN은 극성을 갖는 고무이며, 이는 높은 유전율과 신장율, 그리고 적당한 반발력과 인장 압축의 성질을 갖고 있다. 극성을 갖는 성질때문에, ACN은 유전율이나 절연 파괴 강도뿐만 아니라, 기계적인 성질에도 큰 영향을 미치며 NBR은 위에서 언급한 요구에 맞게 성질을

변화시키는 데 우수한 특성을 지닌다. 여기에 추가적으로 가소제(plasticizer)역할을 하는 디옥틸 프탈레이트(Dioctyl Phthalate : DOP), 유전율에 영향을 미치는 티탄산 바륨(BaTiO3), 그리고 가교제 등을 일정한 비율로 첨가하여 우리가 원하는 성질의 탄성체를 만들 수 있으며 각각의 첨가물들의 첨가량에 따라 합성유전탄성체의 성질은 크게 바뀌게 된다. 이러한 합성유전탄성체의 물성을 조정하는 것은 굉장히 복잡한 작업이다. 각 물성치들이 일정한 방향에서 최적화되는 것이 아닌 각 물성들이 상호 영향에 따라 성능이 결정된다고 할 수 있다. 또한, 요구되어지는 응용기기(application)에 따라 물성을 변화시켜 주어야 한다. 예를 들어 촉각 제시 장치(tactile display)의 경우 인간에게 촉각을 전달하기 위해서는 변위량 보다 출력이 더욱 중요하게 된다. 그것은 촉감을 느끼게 해주는 촉각 제시 장치의 구조상 변위량의 문제보다는 촉각을 전달할 수 있는 힘이 더욱 부각되기 때문이다. 그리고 인공근육형 구동기의 경우에는 합성유전탄성체를 적층(stack)하기 때문에 소형 로봇을 제작하기에 충분한 출력이 되지만 변위량의 한계를 뛰어 넘는 것이 더욱 큰 문제라고 할 수 있다. 그리고 마지막으로 촉각 센서(tactile sensor)의 경우는 전달되는 힘으로써 두께 방향의 줄어듦을 이용하기 때문에 유연함(soft)과 높은 유전율이 요구되어진다. 따라서 다양한 응용장치에 사용되는 합성유전탄성체는 각 조건에 맞추어 최적화시킬 수 있는 데이터의 축적이 가장 필요한 부분이라고 할 수 있다.

3. 적층형 구동기(Multi-stacked Actuator)

앞 장에서는 탄성체의 기본 구동 원리와 합성 유전 탄성체의 특성에 대하여 설명하였다. 합성 유전 탄성체 재료를 이용하여 설계, 제작 기술, 구동기 메커니즘 등의 구현 방법에 따라 다양한 형태의 장치를 개발 할 수 있다. 본 장에서는 합성 유전 탄성체를 이용하여 인간의 근육과 같이 이완/수축을 할 수 있는 구동기를 소개한다.

3.1 구동원리

본 연구에서 제안하는 적층형 구동기는 기존의 큰 변위를 얻기 위해 행해지던 선인장력(prestrain)을 부여하는 방법으로부터 벗어나서, 선인장력을 부여하지 않고 맥스웰 응력(Maxwell stress)이 작용되는 방향의 변위를 이용하여 구동력을 발생하는

방식이다. 기존에 행해지던 선인장력을 주는 방식은 보다 큰 변형을 얻을 수 있다고 알려지고 있지만, 시간이 지남에 따라 재료의 이완(relaxation)현상이 발생하여 구동기의 성능이 저하되는 큰 단점을 가지고 있다. 그리고 선인장력을 부여함에 따라 유전율 또한 낮아지면서, 오히려 유전율이 클수록 변형률이 커진다는 공식에 상반되는 문제점을 가진다.

적층형구동기의 기본 개념은 그림 2 와 같이 설명할 수 있다.

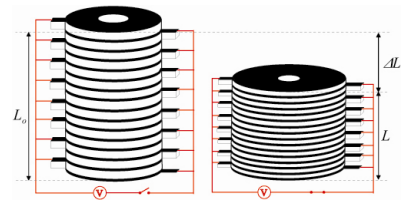


Fig. 2 Principle of multi-stacked actuator

전압이 양 면의 유연한 전극에 인가되었을 때, 맥스웰 스트레스가 두께 방향으로 발생되면서 동시에 압축변형이 일어난다. 합성 유전 탄성체는 비 압축성 물질로 간주되므로, 수평 방향으로는 팽창력이 발생된다. 이는 앞선 장에서 설명하였듯이 두께 방향 변형률이 수평 방향 변형률의 약 두 배에 해당되기 때문에 이론적인 결과에 근거하여 선택된 방식이 되겠다. 이에 따라 적층형 구동기의 두께 방향으로의 총 변형률은 각각의 구동기 유닛의 변형률의 총 합이 되며 식 (4)와 같이 구할 수 있다.

$$\Delta L = \sum_{i=1}^n \Delta L_i = N \Delta L_i \tag{4}$$

위의 식에서 ΔL 은 전체 구동기 두께의 변형률을 나타내며, ΔL_i 은 개별 구동기의 변형률, N 은 적층된 구동기 필름의 개수를 표시한다. 위의 식으로 부터 전체 구동기의 변위는 개별 구동기 필름변위의 합으로부터 얻어진 다는 것을 알 수 있다.

3.2 구동기 유닛(unit) 설계

본 연구자들은 적층형 구동기 유닛의 형상이 성능에 미치는 영향을 평가하기 위하여 다양한 형상에 관하여 시뮬레이션과 실험을 수행하였다. 시

플레이션에는 ANSYS 를 사용하였으며 FEM 요소로는 HYPER82 Element 를 이용하였다. 아울러 재료의 물성치를 구하기 위한 구동기 재료의 데이터는 인장실험을 통한 결과 값을 이용하였다. 재료상수는 인장 실험에 의하여 추출한 데이터 값을 ANSYS 프로그램에서 Mooney-Rivlin 모델을 이용한 커브피팅(curve fitting)을 통하여 구하였다. 이 Mooney-Rivlin 상수를 이용하여 이론적인 구동 변위를 얻기위한 시뮬레이션을 수행하였으며 이를 통하여 얻을 수 있는 각각의 최대 변위량과 시뮬레이션과정을 그림 3 과 같이 나타내었다.

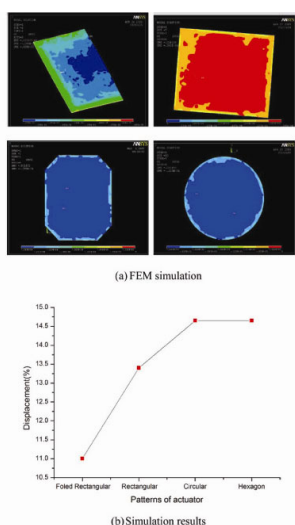


Fig. 3 Simulations and results

그림 3 으로부터 원형과 육각형 구조의 디자인이 가장 좋은 성능을 보인다는 것을 알 수 있으며 원형의 디자인의 경우 절단시의 어려움이 예상되기 때문에 육각형 모양의 구동기를 제작하였다.

3.3 구동기 제작(fabrication)

그림 4 에 나타낸 구동기 제작과정은 적층형 구동기 제작에 공통적으로 적용되는 제작 방식이다.

최초 유연한 전극을 형성한 후 그 위에 합성유전탄성체를 도포한다. 그리고 입력 전극이 될 유연한 전극을 아래의 전극보다 0.5mm 작게 코팅을 한다. 이는 경계면을 형성하는 한편 고전압의 전압입력단자 노출되지 않게 하기 위함이다. 같은 방식으로 합성유전탄성체를 도포하고 출력 전극을 형성한다. 이로서 2 층의 합성유전탄성체와 아래와

위로 전압출력단자 사이의 전압입력단자가 형성되어 하나의 구동기 유닛을 제작하게 되며 그것을 적층함으로써 적층형 구동기를 제작하게 된다.

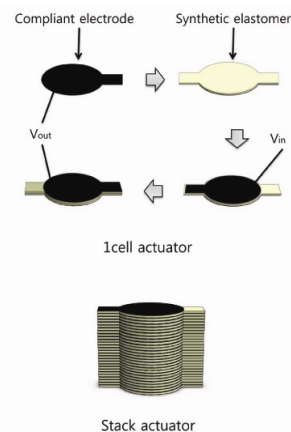


Fig. 4 Fabrication processes

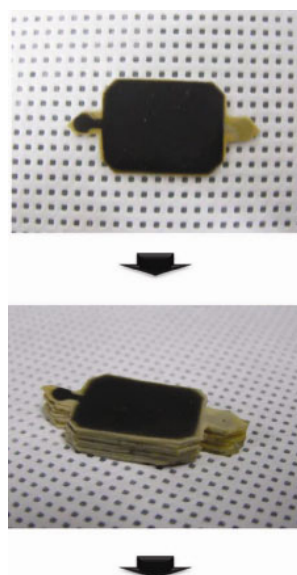


Fig. 5 Hexagonal actuator unit

육각형 구조를 갖는 구동기 유닛은 ANSYS 를 통하여 실시하였던 시뮬레이션 결과는 육각형 구조가 가장 높은 변위를 가지는 것을 바탕으로 제작되었다. 앞서 소개되었던 사각형 구조의 구동기 유닛과 유사하게 2 층의 구조로 되어 있는 구동기 유닛을 제작한다. 그림 5 는 육각형 구조의 구동기와 이를 적층하여 선형구동기로 제작한 결과를 보여 준다.

3.4 유전탄성체 합성

구동기 유닛을 제작하기 위해 앞장에서는 구동기의 변위율에 최적화된 합성유전탄성체의 레시피(recipe)를 개발하였다.^{8,9} 이를 토대로 합성유전탄성체를 합성하는 과정과 구동기에 적합한 유연 전극(compliant electrode)의 개발 과정을 본 절에서 설명 한다. 구동기 유닛(unit)을 제작하기에 앞서, 구동기 제작 과정에서 이용될 액체 상태의 유전탄성체 솔루션을 제작하기 위한 프로세스가 존재한다. 먼저, 앞 장에서 설명한 NBR 을 용매(solvent)와 함께 교반기(stirring machine)를 이용하여 용해시킨다. 동시에, 원하는 물성에 맞는 일정한 비율(recipe)의 첨가제를 혼합시켜 함께 균일하게 섞이도록 한다. 여기서, 이 첨가제들을 어떤 비율로 합성시키느냐에 따라 탄성률(elastic modulus), 유전율(dielectric constant), 응력 이완(stress relaxation), 절연 파괴 강도(breakdown voltage) 등의 성질들이 크게 변화하기 때문에 이들 첨가물들의 일정한 배합은 재료 특성의 결정에 있어서 매우 중요한 역할을 담당하게 된다. 용해된 NBR 솔루션은 좀 더 세밀한 조직을 얻기 위함과 동시에 첨가물들과 보다 더 균일하게 섞이도록 하기 위하여, 이를 초음파 분쇄기에 넣고 작동을 시킨다. 교반기와 초음파 분쇄기에서의 분해 과정을 반복하고 미세한 먼지를 걸러내기 위한 필터링 과정을 거치고 나면, 액체 상태의 아주 균질하고 미세한 조직의 NBR 솔루션을 얻을 수 있다. 이것이 진공 상태의 높은 온도에서 가교 과정(cross-linking)을 거치게 되면, 우리가 원하는 합성 유전 탄성체를 얻을 수 있다.

3.5 전극 개발

다수의 구동기 유닛에 전극을 입히고 적층을 하는 과정을 반복하기 위해서는 그림 6 과 같이 로봇을 이용한 자동화된 장치가 필요하다. 이 장치는 합성 유전탄성체를 일정한 두께로 토출해주는

노즐(dispenser)과 전극을 입힐 수 있는 전극용 노즐이 장착되어 있으며 로봇 본체에 연결된 컴퓨터의 프로그램에 따라 다양한 형상의 구동기 유닛을 제작할 수 있다. 이를 이용하여 합성 유전 탄성체의 유전체층(dielectric layer)와 전극(electrode)을 함께 제작한다.



Fig. 6 Robotic dispensing system

이와 같은 제작과정에 적합성이 있으며 전극으로서의 사용이 가능한 전기 전도도를 확보할 수 있는 재료를 사용하여야 한다. 우선 전극의 재료로 사용 가능한 후보군을 조사한 결과 탄소, 금속, 전도성 고분자를 이용한 전극이 있으며 이들의 유용성을 평가하였다. 구동전극은 유전탄성체가 구동하는 메커니즘에 따라 전기전도성(conductivity), 비구동영역(inactive region)을 가지게 됨으로 유연성 및 두께(thickness), 다양한 형상으로 제작 가능한 패터닝(patterning), 유전탄성체에 대한 접착력, 수명, 대단위면적에 사용 되어지며 제작 시에 다량의 전극이 필요함에 따라 비용적인 측면 등을 고려하였다. 본 연구에서는 실험을 통하여 검증되어진 카본블랙(carbon black)을 합성유전탄성체와 물리적으로 혼합함으로써 전극의 재료를 제작하게 되며 자동화 로봇 시스템에 의해서 직접 합성유전탄성체에 도포됨으로써 하나의 유닛 형태의 인공근육 구동기를 제작할 수 있다.

3.6 구동유닛 접합

수축형 구동기의 제작을 위해 구동기의 접합은 필수적인 요소이지만 탄성체는 접합하는 것에 어려움이 있다. 특히, 합성 유전 탄성체의 경우에 구동기를 제작하여 구동할 시에 변위로 인하여 접합 부분에 대한 응력이 발생하기 때문에 쉽게 떨어질 수 있다. 로봇 시스템에 의해서 제작된 구동기 유닛을 수축형 구동기로 접합하기 위한 일련의 공정 과정을 그림 7에 간략하게 도식화하였다.

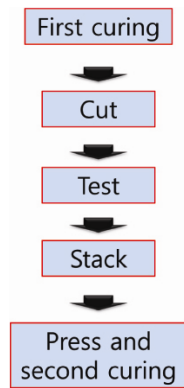


Fig. 7 Bonding of actuator units

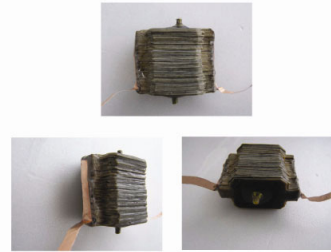
먼저 제작된 구동기 유닛의 필름을 가교(crosslinking)한 후 전극이 코팅된 영역을 제외한 부분을 잘라(cutting)낸다. 그리고 구동기 유닛에 고전압을 가하여 적정수준을 통과된 구동기 유닛만을 골라내는 과정(testing)을 거친 후 적층(stack)하게 된다. 마지막으로 적층된 구동기 유닛을 압축을 하여 다시 온도를 가해주어 접합하게 한다. 이러한 과정을 거친 구동기는 접착하기 위한 접착제 등 불필요한 요소를 배제함으로써 구동기 성능의 저하없이 수축형 구동기를 제작할 수 있다.

4. 실험

앞서 설명한 과정을 통하여 그림 8 과 같은 인공근육형 적층 구동기를 제작하였으며 구동기의 구동변위 측정을 위한 실험 장치는 그림 9 와 같이 구성하였다. 레이저 변위기 센서 위에 상하 일축 방향으로 구동되는 구동기 장치를 체결하고 그 아래에 무게를 달아서 전압을 인가할 시에 나타나는 변위량을 측정한다. 측정된 결과는 컴퓨터에 설치된 레이저 변위기용 소프트웨어에서 디지털 또는 아날로그 신호로 얻을 수 있다.

그림 10 은 구동기의 구동 변위를 레이저 변위기 센서로 측정하여 얻어진 결과 값을 그래프화한 것이다. 아울러, 구동기의 주파수에 대한 응답을 알기 위해서 주파수의 변화에 따른 변위량에 대한 실험을 그림 11 과 같이 실시하였다. 구동전압은 4KV 로서 각 주파수에 맞추어 주었으며 무게는 0g 에서 500g 까지 주었다. 그래프에서 알 수 있듯이 주파수가 증가함에 따라 변위량은 감소하게 된다. 하지만 500g 의 무게를 주었을 때는 다른 무게와는 다르게 5hz 를 기점으로 해서 변위량이 증가하

게 되며 이 경우는 전체 시스템의 고유주파수 영역에 근접한 것이 원인이라고 판단된다.



(a)Contractile actuator



(b)Setup of contractile actuator

Fig. 8 Contractile artificial actuator

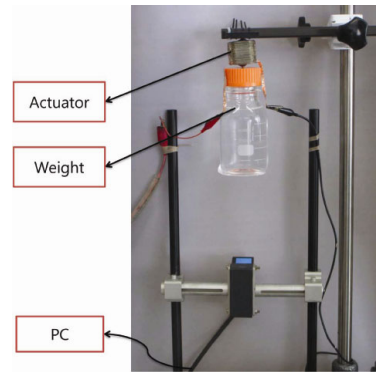


Fig. 9 Experimental apparatus

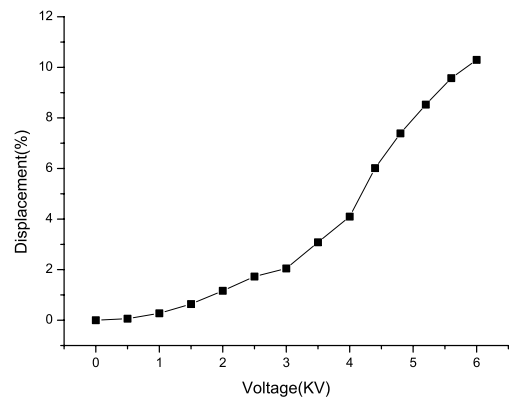


Fig. 10 Displacements

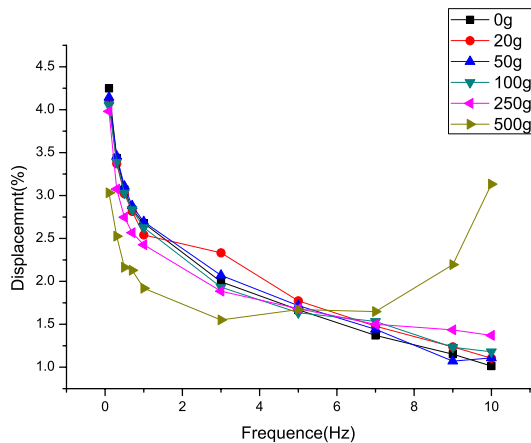


Fig. 11 Frequency responses

5. 결론

고분자 유전체를 이용한 구동기에 관하여 간략하게 소개하였다. 고분자 유전체는 전기활성고분자로 대표되는 기능성고분자 재료 중 가장 먼저 상용화를 시작한 재료로 최근에 전 세계적으로 관심을 끌고 있다. 동 연구는 이미 실험실 수준의 가능성을 입증하는 수준에서 벗어나 상용화된 제품이 출시되고 있다는 점이 이를 증명해 준다. 향후 다양한 형태의 구동기 뿐만이 아니라 센서로서도 응용영역이 확장될 것으로 판단되며 이와 관련된 새로운 제품의 등장이 기대된다.

후 기

본 연구는 지식경제부 한국로봇산업진흥원 지원 융복합형 로봇 전문인력양성 사업의 지원을 받는 “전기활성고분자를 이용한 초소형 인공근육구동기 및 힘/토크 센서의 개발” 과제로 수행되었습니다. 본 연구에 도움을 주신 관계자분들께 깊은 감사를 드립니다.

참고문헌

1. Jung, Y. D., Park, H. S., Jo, N. J. and Jeong, H. D., “Development and Performance Evaluation of Polymer Micro-actuator using Segmented Polyurethane and Polymer Composite Electrode,” J. of KSPE, Vol. 22, No. 2, pp. 180-187, 2005.
2. Cho, K.-J., Koh, J.-S., Kim, S., Chu, W.-S., Hong, Y.

and Ahn, S.-H., “Review of Manufacturing Processes for Soft Biomimetic Robots,” International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, Vol. 10, No. 3, pp. 171-181, 2009.

3. Bar-Cohen, Y., “Electroactive Polymer(EAP) Actuators as Artificial Muscles, 2nd Edition,” SPIE Press, 2004.
4. Pelrine, R., Kornbluh, R., Pei, Q. and Joseph, J., “High-speed Electrically Actuated Elastomer with Strain Greater Than 100,” Science, Vol. 287, No. 5454, pp. 836-839, 2000.
5. Chuc, N. H., Vuong, N. H. L., Kim, D. S., Moon, H. P., Koo, J. C., Lee, Y. K., Nam, J. D. and Choi, H. R., “Fabrication and Control of Rectilinear Artificial Muscle Actuator,” IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 16, No. 1, pp. 167-176, 2011.
6. Koo, I. M., Jung, K. M., Koo, J. C., Nam, J. D., Lee, Y. K. and Choi, H. R., “Development of soft-actuator-based wearable tactile display,” IEEE Transactions on Robotics, Vol. 24, No. 3, pp. 549-558, 2008.
7. Jung, K. M., Koo, J. C., Nam, J. D., Lee, Y. K., Choi, H. R., “Artificial annelid robot driven by soft actuators,” J. Bioinspiration and Biomimetics, Vol. 2, No. 2, pp. S42-S49, 2007.
8. Choi, H. R., Lee, S. W., Jung, K. M., Koo, J. C., Lee, S. I., Choi, H. G., Jeon, J. W. and Nam, J. D., “Braille Display Device Using Soft Actuator,” Proc. SPIE EAPAD Conf., Vol. 5385, pp. 368-379, 2004.
9. Carpi, F., Frediani, G. and De Rossi, D., “Hydrostatically coupled dielectric elastomer actuators,” IEEE/ASME Trans. on Mechatronics, Vol. 15, No. 2, pp. 308-315, 2010.
10. Jung, K. M., Lee, J. H., Cho, M. S., Koo, J. C., Nam, J. D., Lee, Y. K. and Choi, H. R., “Development of enhanced synthetic elastomer for the energy-efficient polymer actuators,” Smart Materials and Structures, Vol. 16, No. 2, pp. S288-S294, 2007.
11. Nguyen, H. C., Doan, V. T., Park, J. K., Koo, J. C., Lee, Y. K., Nam, J. D. and Choi, H. R., “The effects of additives on the actuating performances of a dielectric elastomer actuator,” Smart Materials and Structures, Vol. 18, No. 1, Paper No. 015006, 2008.