

로봇 손용 인체모방형 구동기 및 센서[§]

김백철*, 정진아*, 조한정*, 신승훈*, 이형석*, 문형필*, 최혁렬*, 구자춘**

* 성균관대학교 기계공학부

Biomimetic Actuator and Sensor for Robot Hand

Baek-chul Kim*, Jinah Chung*, Hanjoung Cho*, Seunghoon Shin*,
Hyongsuk Lee*, Hyungpil Moon*, Hyouk Ryeol Choi* and Jachoon Koo**†

* Dept. of Mechanical Engineering, Sungkyunkwan Univ.,

(Received December 20, 2011 ; Revised September 11, 2012 ; Accepted September 11, 2012)

Key Words: Electro Active Polymer(전기활성 고분자), Dielectric Elastomer(유전탄성체), Slip Sensor(슬립센서), Polymer Actuator(고분자 구동기), Biomimetic Robot hand(인간형 로봇 손)

초록: 복잡한 구조와 다채로운 기능을 수행하는 사람 손의 기능을 모사하는 로봇 손을 제작함에 있어서 유연성 있는 구동기와 센서의 개발이 필수적으로 요구되고 있다. 본 논문에서는 전기활성 고분자를 기반으로 하여 로봇 손에 사용될 수 있는 구동기와 슬립센서의 설계, 제작 및 성능검증에 대한 내용을 소개한다. 전기활성 고분자는 필름형태로 제작되며 양단에 전압을 가하여 수축과 팽창에 따른 움직임이 발생하게 한다. 이와 반대로 전기활성 고분자에 외부의 압력으로 인해 두께나 면적의 변화가 발생하게 되면 정전용량의 변화가 발생하게 된다. 이러한 에너지의 변화소자를 이용하여 구동기와 센서로 이용하였다. 본 논문에서는 전기활성 고분자를 이용한 구동기와 센서를 제시하고 성능평가를 통해 새로운 로봇 손용 에너지 변환 소자로서의 가능성을 연구하였다.

Abstract: To manufacture a robot hand that essentially mimics the functions of a human hand, it is necessary to develop flexible actuators and sensors. In this study, we propose the design, manufacture, and performance verification of flexible actuators and sensors based on Electro Active Polymer (EAP). EAP is fabricated as a type of film, and it moves with changes in the voltage because of contraction and expansion in the polymer film. Furthermore, if a force is applied to an EAP film, its thickness and effective area change, and therefore, the capacitance also changes. By using this mechanism, we produce capacitive actuators and sensors. In this study, we propose an EAP-based capacitive sensor and evaluate its use as a robot hand sensor.

1. 서 론

최근 로봇산업이 발달함에 따라 로봇은 다양한 작업 수행이 요구되고 인간과 유사하게 설계되어 활용되고 있으며 이에 수반되는 기술 또한 이러한 요구를 수용하기 위하여 점점 복잡해지고 있다. 이들 중 센서는 인간형 로봇이 인간과 같은 오감을 인식할 수 있도록 발달하고 있고, 구동기는 점점 소형화 되어가고 있다.⁽¹⁾ 기존의 구동기와 센서는 금속물질을

사용한 경우가 대부분이며 높은 강도를 가지고 있으나 탄성과 연성이 매우 낮고 공간적인 제약 및 크기, 그리고 가격에서 자유롭지 못했다. 이를 극복하기 위해 로봇에 적용되는 구동기와 센서는 인간의 피부와 같은 탄성과 유연성을 모사할 수 있는 고분자 소재가 이용되고 있으며 이를 이용하여 기존의 구동기와 센서를 대체할 수 있는 기술 개발이 활발히 진행되고 있다.⁽²⁻⁴⁾ 이러한 고분자 물질을 사용할 경우 휘어지고 늘어나는 특성을 가진 구동기와 센서를 제작할 수 있어 다양한 표면에 적용할 수 있으며 형태의 변환이 용이하여 크기의 제약에서 벗어날 수 있고 직선형 구동기로 제작하여 인간의 근육을 모사할 수 있다. 본 논문에서는 고분자 합성 유전탄성체를 이용한 구동기와 센서를 제작하였다.

§ 이 논문은 대한기계학회 2011년도 추계학술대회(2011.

11. 2.-4., EXCO) 발표논문임

† Corresponding Author, jkoo@skku.edu

© 2012 The Korean Society of Mechanical Engineers

2. 유전탄성 재료

2.1 유전탄성체 솔루션의 제작

인간과 유사한 로봇 손이 가져야 할 특성 중 하나는 외부에서 들어오는 힘에 의해 변형되는 피부와 같은 조직이다. 이러한 특성은 외부의 충격으로부터 파손되지 않도록 유연하여야 하며 다양한 물체의 파지시 접촉면적을 높힐 수 있도록 변형 및 복원이 용이하여야 한다. 이를 위해 물성 조절이 가능하도록 원재료부터 가공하여 합성한 탄성체를 만들고 전기적인 특성을 향상시키기 위한 첨가물을 넣어 향상시켰다. 먼저 유전탄성체를 이용한 유전체 솔루션을 제작한다. 유전탄성체는 니트릴과 부타디엔의 공중합체인 아크릴로니트릴 부타디엔 고무(acrylo-Nitrile Butadien Rubber, NBR)를 사용하였다. 또한 이를 유기용매를 이용하여 솔루션 형태로 용해시킨 뒤 경화제와 가교제를 첨가하여 유전체의 탄성과 유전율을 조절하였다. 이 방법은 구동기와 센서의 주요 물성치를 적절한 첨가물의 함량조절에 따라 원하는 물성으로 제작할 수 있는 장점을 가진다.

2.2 유전탄성체 필름의 제작

합성이 완료된 유전탄성체 솔루션을 필름형으로 제작한다. 필름형태로 제작하기 위해 Fig. 1 과 같은 자동분주기(Auto Dispensing Machine)에 유전탄성체 솔루션을 장착한 뒤에 정해진 경로와 패턴에 따라 일정속도로 움직이며 일정량을 분주하게 되면 원하는 두께와 형태로 유전필름을 제작할 수 있다.

필름형태로 만들어진 솔루션은 경화 및 가교과정을 위해 고온의 오븐에서 일정시간 반응을 시키면 가교가 완료되고 고체 상태의 유전탄성체 필름이 된다. 이렇게 제작된 필름의 윗면과 아랫면에 전극을 형성하여 커패시터 형태로 제작하면 전극간의 거리변화나 전극간 유효면적에 따라 정전용량이 변하는 정전용량형 센서가 된다(Fig. 2).

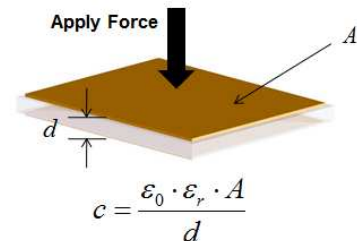


Fig. 1 Auto dispensing machine

2.3 유전탄성체 튜브의 제작

재료의 함량에 따라 재 조절된 유전탄성체 솔루션을 이용하여 튜브 형태의 구동기를 제작한다. 먼저 튜브 형태의 골격이 되는 원통모양의 봉재 또는 압축코일 스프링을 제작하고 이를 유전탄성체 솔루션에 담가 골격 표면에 유전탄성 층을 형성한다. 용융된 솔루션은 점도가 30,000 cP 이상으로 반고체 상태이므로 표면에 코팅 층을 형성할 수 있으며 Fig. 3 과 같은 건조 및 담금 공정을 반복하여 원하는 두께의 튜브형 유전탄성체를 제작할 수 있다. 이 때에 내부와 외부에 전극을 형성할 수 있도록 전도 층 코팅을 추가하며 유전탄성체를 사이에 두고 전극 층이 형성 되도록하여 하나의 구동기를 제작한다.

유전층을 사이에 두고 형성된 전극에 전압을 인가하게 되면 Fig. 4 와 같이 전기장이 형성되고 이 때에 발생하는 맥스웰 힘에 의하여 전극 사이의 거리가 가까워지게 된다.⁽⁵⁾ 전극 사이에 유전 층이 압축력을 받게 되면 비압축성인 유전체의 특성상 면 방향으로 팽창하는 거동을 보이게 되며 이를 이용하여 튜브형 구동기의 양 끝단의 거리가 변화하게 되는 구동기를 제작할 수 있다.



A = Capacitor plate area
 c = Capacitance between the plates
 ϵ_0 = Absolute permittivity of free space
 ϵ_r = Relative permittivity of the dielectric between the capacitor plates
 d = Separation between the capacitor plates

Fig. 2 Principle of capacitive sensor

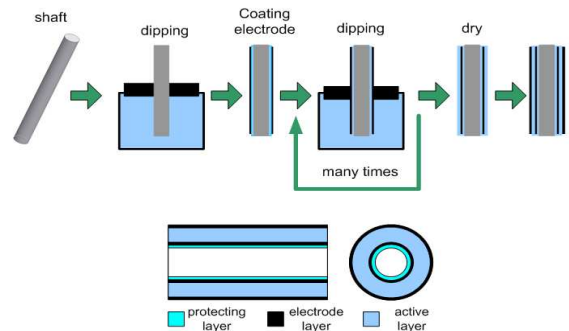


Fig. 3 Dipping process

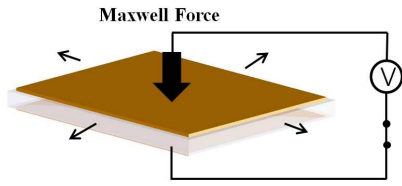


Fig. 4 Actuator driving principle

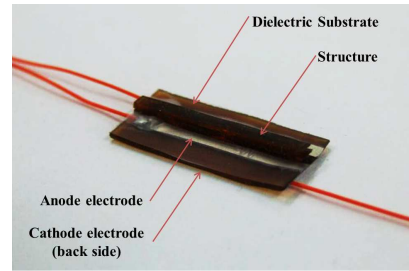


Fig. 6 Slip sensor prototype

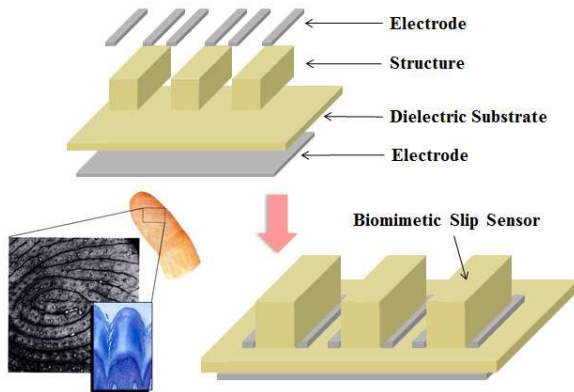


Fig. 5 Capacitive slip sensor mechanism

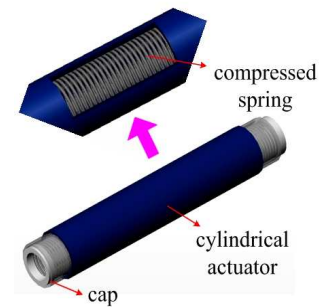


Fig. 7 Tube type actuator mechanism

3. 구동기와 센서의 제작

3.1 슬립센서의 제작

앞서 만들어진 커패시터형 유전탄성체 필름 제작 및 설계를 통하여 미끄러짐을 감지할 수 있는 슬립센서를 제작한다. 먼저 정전용량형 센서에서 물리적으로 변화되는 두 가지 요소인 전극간의 거리와 유효면적의 변화 중 본 연구에서는 전극간의 거리변화를 이용하여 슬립센서로 이용한다. 미끄러짐을 감지하는 슬립센서의 기본구조는 Fig. 5 와 같다. 총 3 부분으로 나눌 수 있으며 전극과 구조물, 유전체 필름으로 이루어져 있다. 돌기 형태의 구조물 위에서 물체가 수평한 방향으로 움직이게 되면 구조물 양쪽에 위치한 전극이 수직력을 받게 되고 전극간의 거리가 변화하게 되므로 이때의 커패시턴스를 측정하여 힘의 방향과 크기를 알 수 있는 정전용량형 슬립 센서로 이용할 수 있다.

이러한 구조를 가지는 슬립센서 재료는 2.2 절에서 제작하였던 유전탄성체 필름을 이용하여 제작이 가능하다. 유전탄성 층뿐만 아니라 구조물도 유전탄성체 필름을 이용하여 제작된다. 유전체 필름을 일정크기로 잘라내어 구조물을 제작하고 유전체 필름 위에 둔 후 물리적 결합을 위해 고온의 오븐에서 추가 열경화 과정을 거쳐 유전체와 구조물이 경화되어 분리되지 않도록 한다. 그 후

구조물과 인접한 표면 및 아랫면에 전극을 부착하여 완성한다. 최종적으로 만들어진 센서의 형상은 Fig. 6 과 같다.

만들어진 센서의 유전체 두께는 720 μm 이며 구조물은 1.5 mm x 1.5 mm x 18 mm 의 크기를 가진다. 사용된 전극은 E-song EMC 의 극박 알루미늄을 사용하였다. 전극은 단면 접촉형태로 제작되어 유전체 필름 표면에서의 우수한 접착력을 보이며 두께가 약 27 μm 로 매우 얇게 형성되어 힘의 변화에 따른 센서의 움직임에 방해가 되지 않고 변형이 용이하다.

3.2 인공근육형 구동기의 제작

튜브형 구동기는 2.3 절에서의 방법으로 제작되어지며 인가된 전압에 따라 면 방향의 확장을 하게 된다. 이때 튜브 표면에서의 면 방향의 확장량은 모든 방향으로 동일하지만 튜브형 구동기의 둘레와 길이의 비율에서 길이의 비율을 5 배 이상으로 설계하여 실제적인 움직임은 튜브형 구동기의 길이 방향으로 발생한다. 이는 인간의 근육과 유사한 형태로서 기존의 기계적인 구동기들에 부가적인 메커니즘이 있어야 가능했던 직선형구동을 직접적으로 발생시킬 수 있다. 설계된 직선형 구동기는 Fig. 7 과 같고 내부에 코일 스프링을 설계하여 반복적인 팽창 수축의 구동에서 복원시간이 길다는 단점을 보완할 수 있고 고하중에 의한 구동



Fig. 8 Linear actuator in artificial muscle hand

범위를 넓힐 수 있도록 설계되었다.

이렇게 제작한 구동기를 이용하여 Fig. 8 과 같은 인간형 로봇 손을 제작하였다. 그림에서와 같이 직선형 구동기 외에 다른 부가적인 트랜스미션 장치들을 필요로 하지 않고 간단한 고정 프레임만으로도 제작이 가능하며 골조 내부에 삽입하여 사람의 손 크기의 약 1.1 배의 크기를 가질 수 있게 제작되었다.

4. 동작 환경 구축

4.1 커패시턴스 측정 회로의 구성

본 연구에서 제작된 센서를 이용하여 정전용량의 변화로 센서에 가해지는 물리적 정보를 얻기 위해서는 다수의 정전용량 셀을 동시에 측정할 수 있는 환경이 필요하다. 일반적으로 정전용량 측정은 주로 이완 발진기회로를 이용한다.⁽⁶⁾ 이 회로는 충전과 방전의 주기를 측정하는 방법과 주파수 자체를 측정하는 방법으로 정확도가 높은 장점이 있는 반면 신호처리 시 정보처리기능을 가진 소프트웨어 알고리즘이 필요하기 때문에 여러 셀을 동시에 측정할 경우 회로 구성이 복잡해지므로 본 연구에서는 여러 셀의 정보를 동시에 처리하기 위하여 커패시턴스의 상대적인 변화를 측정할 수 있는 다수 셀의 커패시턴스 측정 칩과 마이크로 컨트롤러(Microcontroller)를 가진 데이터 수집 회로를 설계 및 제작하였다.

슬립센서의 정전용량 변화량 측정 및 신호변환을 위해 Capacitance to Digital Converter(CDC) 칩과 마이크로 컨트롤러가 사용되었으며 CDC 칩은 Analog Device 사의 AD7147 을 사용하였고, 마이크로 컨트롤러로는 18F4580 을 이용하여 정보처리 회로를 구현하였다. AD7147 을 통해 수집된 정전용량의 변화량은 Inter-Integrated Circuit(I²C)통신에 의해 마이크로 컨트롤러인 18F4580 으로 전달 되고 수집된 데이터는 Controller Area Network(CAN) 통신에 의해 Host PC 상의 유저인터페이스(User interface)로 전송된다. 유저인터페이스는 LabView

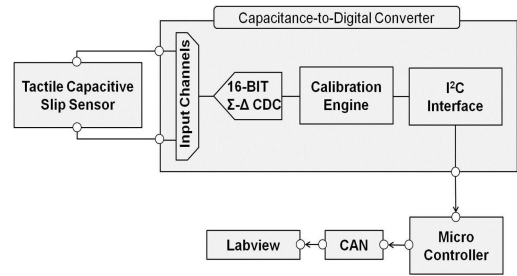


Fig. 9 Data acquisition process

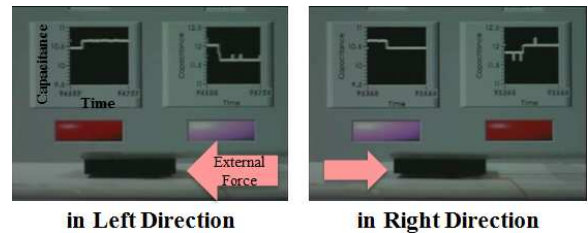


Fig. 10 Test for the direction of the applied slip force

를 사용하여 제작되었으며 커패시턴스의 연속적인 변화를 사용자에게 보여준다.

앞에서 제작된 센서 및 회로를 이용하여 센서구동이 가능한 환경을 구축하고 동작확인 을 하였다. 센서 위에서 물체가 움직일 때 발생하는 신호를 분석하여 센서에 작용한 힘의 방향을 Fig. 10 과 같이 판단할 수 있으며 외부 자극이 가해지는 동안 센서 신호의 변화 정도를 보여준다. Fig. 10 은 센서 위의 물체가 좌/우측으로 이동할 때 센서에서 수집된 커패시턴스의 증가 및 감소의 패턴을 인식하여 힘의 방향을 사용자에게 보여주는 시스템이다. 센서 좌우의 전극은 수직력을 받아 유전체가 변형하여 전극간의 거리가 감소하게 되며 이에 따른 정전용량의 변화를 통해 힘이 가해진 방향과 크기를 확인할 수 있다.

4.2 고전압 스위칭 회로의 구성

튜브형 인공근육 구동기의 주파수 응답성과 출력 성능은 인가되는 전압의 충전/방전 시간에 의해 결정된다. 제작된 튜브형 구동기는 일종의 커패시터로서 인가전압 제거시 일정시간의 방전시간을 가진다. 그러나 이러한 방전특성은 구동기의 복원 시간을 길어지게 하여 연속적인 반복 구동시 구동량의 저하를 야기하므로 응답속도 성능을 저하시킨다. 그러므로 느린 방전 시간의 문제를 보완하기 위하여 Fig. 11 과 같이 고전압 스위칭 회로를 이용한 구동모듈 뿐만 아니라 방전시간을 줄이기 위하여 외부 싱크를 설계하여 응답속도 성능을 향상 시켰다.

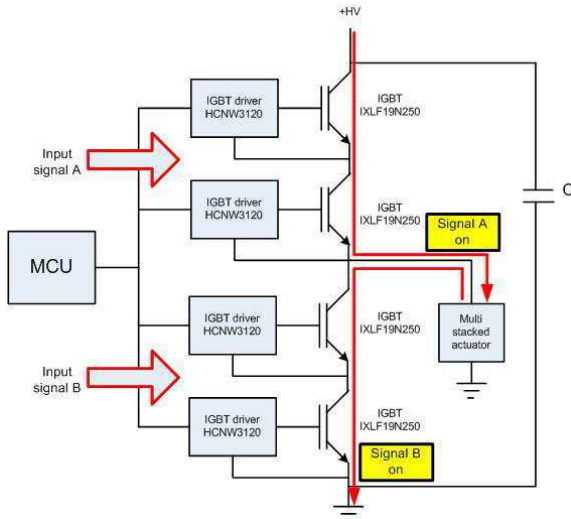


Fig. 11 Voltage control circuit for actuator

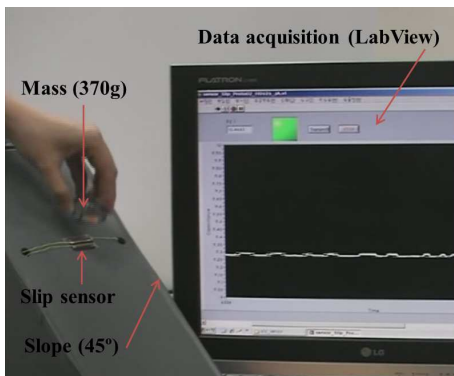


Fig. 12 Slip sensor test bed

5. 성능 테스트

5.1 슬립 측정 결과

슬립센서 위에서의 물체의 미끄러짐에 대한 경향성을 분석하기 위해 Fig. 12 와 같은 시험대(test bed)를 구성하였다.

슬립센서의 시험대 구성은 센서를 평판의 표면에 부착하고 평판의 기울기를 서서히 증가시켰을 때 센서 위의 강체가 미끄러지면서 발생하는 신호의 변화를 측정하도록 하였다. 370 g 의 질량을 가지고 지름이 40 mm 로서 센서보다 충분히 큰 강체로 실제 미끄러짐 상태를 발생시켜 실험을 수행하였다. 또한 미끄러지는 물체를 센서 위에 놓아진 상태로 시작함으로써 단순히 센서에 일시적인 힘을 가하는 물리적 현상이 아닌 슬립 상황이 발생하도록 하였다. 센서 위의 강체가 미끄러질 때 발생하는 신호를 LabView 를 통해 수집하였고 이를 MatLab 을 이용하여 표현하였으며 이는 Fig. 13

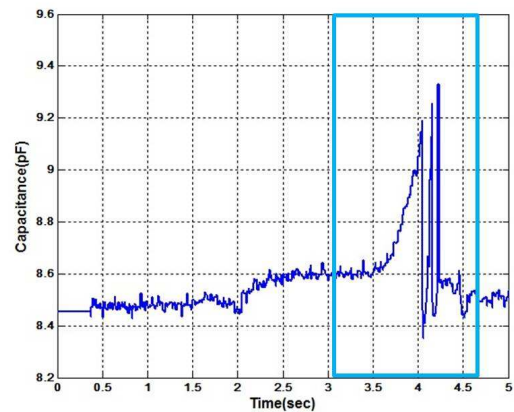


Fig. 13 Slip sensor test result

과 같다. Fig. 13 에서는 신호의 수집(0~0.4 초), 센서의 연결(0.4~2 초), 센서 위에 놓여진 강체의 무게에 의한 커패시턴스 변화 신호(2~3.5 초), 센서가 놓여진 평판의 기울기가 증가하여 센서와의 마찰력이 증가할 때의 커패시턴스 신호(3.5~4.05 초), 강체의 슬립이 시작되면서 센서와의 마찰력이 변화할 때의 신호(4~4.25 초), 연속적인 미끄러짐이 발생할 때의 신호(4.25~4.5 초), 강체의 슬립이 끝난 후 센서의 초기상태(4.5~5 초) 등 7 단계의 물리적인 변화가 연속적으로 보여진다. 이 중 5 단계인 슬립이 시작되는 구간의 측정 값은 반복적으로 커패시턴스가 급격한 변화를 보이며, 이는 센서 위의 강체가 순간적으로 마찰력을 잃어 운동상태가 되는 것이 아니라 운동상태와 정지상태가 빠르게 반복되며 미끄러지는 물리적인 현상을 정확히 묘사함을 알 수 있다. 이는 본 연구에서 개발된 센서를 이용하의 슬립이 시작된 시점의 정보를 알 수 있게 하며, 차후 적절한 알고리즘을 적용하여 슬립 방지 장치로 응용할 수 있는 근거가 된다.

슬립센서의 성능테스트를 통해 얻어진 신호를 살펴보면 커패시턴스가 일정시간 증가 이후 복잡한 증가 및 감소를 보이고 이후 급격하게 감소하는 것을 확인할 수 있다. 동일한 실험을 여러 번 재현하였을 경우에도 동일한 경향성을 확인할 수 있으며 이러한 특성은 Fig. 14 에서와 같이 물체와 센서의 사이에서 작용하는 마찰력에 기인한다고 할 수 있다. 미끄러짐이 일어나기 전 물체에 의해 발생하는 정지마찰력에 의해 센서 구조물이 변형을 하면서 정전용량이 증가하다가 정지마찰력에서 운동마찰력으로 전환되는 순간 마찰력이 감소하여 변형량 및 수직력이 감소하게 되고 이에 따라 정전용량은 감소하게 되는 것이다. 따라서 정전용량형 슬립센서에서 미끄러짐이 일어나기 직

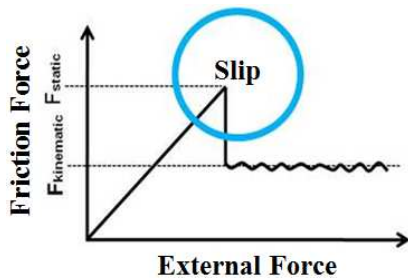


Fig. 14 Relation of friction and force



Fig. 15 Biomimetic hand performance

전까지 정전용량이 급격하게 증가하다가 미끄러짐이 발생하는 시점에서 정전용량이 감소하는 현상을 확인할 수 있으며 이때를 미끄러짐 발생 시점으로 볼 수 있다. 이를 적용한 알고리즘을 활용한다면 제작된 센서를 로봇 손에 적용하여 물체의 파지 시 물체의 미끄러짐 상황을 감지할 수 있을 것이다.

5.2 구동기 구동 결과

앞서 제작된 직선형 인공근육 구동기를 이용하여 제작된 2 링크 프로토타입 및 2 자유도의 로봇 손가락을 실제로 구동한 결과를 Fig. 15에 나타내었다. 설계된 회로에서 출력되는 구동신호는 고전압증폭기(EMCO chip)를 이용하여 증폭되고 회로를 통해 증폭된 0~5 kV의 구동전압이 구동기에 인가되면서 로봇 손가락을 구동하게 된다. 두 가지의 길이를 가지는 구동기가 내장되었으며 구동기의 길이에 따라 변위의 범위가 정해지므로 두 관절의 구동량은 약간의 차이를 보이기는 하나 제작된 로봇 손 시제품은 실제 사람의 손의 구동과 유사한 구동 메커니즘을 보인다.

6. 결 론

본 논문에서 아크릴로니트릴 부타디엔 고무를 이용하여 유전탄성체를 제작하고 인간 피부의 돌기를 묘사한 정전용량형 슬립센서 및 인공 근육형 구동기의 설계 및 구동기와 센서의 동작을 위한 구동 환경 구축을 보였다. 구동기와 센서의 각 구동 메커니즘 분석을 통하여 동작실험을 진행하고 효과적인 설계를 통해 시제품을 제작하여 구동기와 센서의 성능 특성을 보였으며 이후 모듈화 설계까지 진행하여 유전탄성체를 이용한 인체모방형 구동기 및 센서의 가능성을 보였다.

사 사

본 연구는 지식경제부와 한국산업기술재단의 전략기술인력양성사업으로 수행된 연구결과임.

참고문헌

- (1) Ratner, M., 1987, "Polymer Electrolyte Review," in: J.M MAcCallum C.A. Vincent(Eds), Elsevier, London.
- (2) Okada, H., Yamata, M., Ishida, M., Sawada, K. and Takao, H., 2010, "A Membrane Type SI-MEMS Tactile Imager with Fingerprint Structure for Realization of Slip Sensing Capability," *Proceedings in the 2010 IEEE 23rd International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, pp. 608~611.
- (3) Teshigawara, S., Tadakuma, K., Ming, A., Ishikawa, M. and Shimoji, M., 2009, "Development of High-Sensitivity Slip Sensor Using Special Characteristics of Pressure Conductive Rubber," *Proceedings in the ICRA '09. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 3289~3294.
- (4) Yamada, D., Maeno, T. and Yamada, Y., 2001, "Artificial Finger Skin Having Ridges and Distributed Tactile Sensors used for Grasp Force Control," *Proceedings in the 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vol. 2, pp. 686~691.
- (5) Daisuke Kofod, G., 2001, "Dielectric Elastomer Actuators," Ph.D. thesis, Piso-R 1286(EN).
- (6) Goger, D., Gorges, N. and Worn, H., 2009, "Tactile Sensing for an Anthropomorphic Robotic Hand : Hardware and Signal Processing," *Proceedings in the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 895~901.