피부의 감각기능을 모방한 촉각센서

DOI: 10.3938/PhiT.19.043

김민석·박연규·권수용

Tactile Devices That Mimics Human's Sensory System

Min-Seok KIM, Yon-Kyu PARK and Su-Yong KWON

The sense of touch would become more critical at the human-machine interface as the machine intervenes in human's life deeper. For example, the prosthetic arm has been being developed for the perfect replacement of the lost human arm. In robotics, humanoids that can perform in an unstructured environment have been a primary goal. Without a high-performance touch sense, they would be just in dream. Despite of significant progress on tactile sensors last 20 years, the challenge of developing tactile sensors on a par with human skin still remains. The advances on control and synthesis of nano-structured materials and flexible electronics will provide a breakthrough on development of future tactile sensors.

서론

인간은 오감을-시각, 청각, 후각, 미각, 촉각-통하여 정보를 얻고 주변 환경과 상호 작용한다. 만약 인간이 이런 감각을 느끼게 해주는 감각기관이 없다면 아예 생존조차 어려울

저자약력

김민석 박사는 KAIST 기계공학 박사(2002)로서 2002년부터 한국표준연구원 선임연구원으로 재직 중이다. 힘/토크 등의 역학 표준연구를 담당하고 있으며 신경모방 소자 및 인지시스템 융합연구단에서 촉각센서를 개발하고 있다. (minsk@kriss.re.kr)

박연규 박사는 KAIST 기계공학 박사(1998)로서 1998년부터 한국표준연구원 책임연구원으로 재직 중이다. 힘/토크 표준연구를 담당하고 있으며 신경모방 소자 및 인지시스템 융합연구단에서 "휴먼인터페이스를 위한 촉각센서 및 제시기술 개발" 과제의 책임을 맡고 있다. (ykpark@kriss.re.kr)

권수용 박사는 KAIST 물리학 박사(2003)로서 2003년부터 한국표준과학연구원 선임연구원으로 재직 중이다. 온도표준업무 중 열물성 분야의 측정표준을 연구하고 있으며 신경모방 소자 및 인지시스템 융합연구단에서 압력 감응재료 개발업무를 담당하고 있다. (kweonsy@kriss.re.kr)

Fig. 1. A motorized prosthetic arm looking like a real human arm. Users can control the arm through their neuron activities. Tactile sensors attached on the fingertips are used to measure touching forces and positions.

것이다. 기계도 마찬가지이다. 예전에 로봇은 공장에서 반복된 작업만 수행하는 단순한 기계에서 미래에는 가정에서 인간과 상호작용하면서 인간의 생활에 개입하는 지능형 로봇으로 발전하게 될 것이다. 또한 그림 1에서와 같이 불의의 사고로 팔이 절단된 장애인을 보조하고자 진짜 팔과 같은 인공 팔들이 개발되고 있다. 이런 팔들은 단순히 팔 모양을 가진 모형에 그치지 않고 생체공학 기술을 이용하여 장애인들이 일상생활에 불편함을 느끼지 않도록 실제 팔의 기능을 구현하도록 하고 있다. 이런 기술들이 발전한다면 옛날 외화 시리즈로 즐겨 보았던 600백만불의 사나이들이 출현하게 될 것이다.

이와 같이 기계와 인간 사이의 장벽을 없애려면 기계에 인간과 같은 감각기관은 필수적으로 장착되어야 하며 인간의 감각기관을 모방한 센서가 활발히 개발되고 있다. 아직 인간의 감각기관에 필적할 만한 성능을 가진 센서는 출현하고 있지 않으며 5가지 감각 중 가장 마지막인 촉각을 감지하는 촉각센서는 그 중에서도 가장 도전적인 분야라고 할 수 있다. 이상적인 촉각센서는 압력, 온도 등의 물리량을 측정할 수 있

Fig. 2. Cross-sectional view of the skin. Various receptors (neurons) are located in the dermis.

는 고성능의 센서가 높은 공간 분해능을 갖고 넓은 면적에 분포되어 있어야 하며 동시에 유연성과 신축성을 가져 곡면에 부착 가능하여야 한다. 인간의 피부를 예로 들면, 사람 손 끝의 피부는 10–40 kPa의 압력 수준에서 표면의 질감을 약 40 μm 의 공간 분해능으로 느낄 수 있으며 온도(엄밀히 말하면 열전도도)도 동시에 감지한다.^[1,2] 사람 손 끝의 면적이 약 1 cm $\times$ 1 cm라고 하면 압력을 감지하는 센서의 개수는 62,500 개로 각각의 센서가 압력을 실시간으로 측정하여 뇌로 전송하게 된다. 반면, 현재 개발된 촉각센서의 공간분해능은 1~10 mm 정도이며 센서의 성능, 유연성과 신축성, 신호처리 측면에서 아직도 많은 개선이 필요하며 이런 요구 조건들을 동시에 충족시키기에는 많은 어려움이 따른다.

본 특집기사에는 인간 피부의 구조와 메커니즘에 대해 간략히 소개하고 현재 촉각센서의 수준과 기술동향에 대해 기술하며 저자들이 연구하고 있는 내용에 대해 기술하겠다. 끝으로 향후 전망을 통해 앞으로 나아갈 방향 등을 제시하려고 한다.

가장 우수한 촉각 센서: 인간의 피부

앞 절에서 잠깐 언급했지만 인간의 피부만큼 우수한 촉각 센서는 없을 것이다. 우리 몸의 가장 큰 기관인 피부는 온 몸을 덮고 있으며 접촉을 감지하여 다양한 정보를 뇌로 보낸다. 특히, 가장 민감한 손 끝의 피부는 질감이나 경도까지 감지할 수 있으며 촉감을 근거로 물체를 잡도록 해준다. 이런 가장 우수한 성능을 지닌 촉각센서를 벤치마킹함으로써 촉각센서가 나아갈 방향을 알아보고자 한다.

피부의 구조는 그림 2와 같다. 0.1 mm~0.3 mm 두께의 표피(epidermis) 아래에는 진피(dermis)가 있으며 진피 안에

Fig. 3. (a) Mechanical model for skin dynamics. (b) Mechanical response of the skin.^[3]

각종 물리량을 감지할 수 있는 수용기(receptor)들이 존재한다. 수용기 별로 잘 감지할 수 있는 감각들이 다르다. 대표적인 수용기 네 개를 예로 들면, 마이소너(Meissner) 소체는 피부 움직임을 가장 잘 감지하며 머켈(Merkel) 수용기는 피부를 누르는 감각에 가장 잘 반응하고 진동에 대한 인식 기능을 일부 담당한다. 한편 파시닌(Pacinian) 소체는 피부의 가장 깊은 곳에 위치하고, 운동감과 미세한 접촉, 진동을 인식한다. 루피니(Ruffini) 소체도 깊은 곳에 위치하며 방추형 구조로 압력과 온도변화를 감지한다. 촉각센서의 관점에서 보면 피부는 각 물리량을 측정하는 능동형 센서(수용기, 뉴런)들이 점탄성을 갖는 물질(진피)에 박혀있는 형태이다. 진피는 센서들을 외부의 충격으로부터 보호하고 고정시키는 역할을 하는 동시에 외부의 자극을 센서로 전달하는 역할도 한다. 따라서 피부의 감지 능력을 알아보기 위해서는 진피의 특성 또한 중요하다.

진피는 기본적으로 점탄성 물질-외부의 응력뿐만 아니라 변화율에 따라서도 응답 특성이 달라지는 물질-이다. 따라서 점성이 있는 액체와 탄성 고체가 중첩된 그림 3(a)와 같은 모델을 도입하여 해석할 수 있다. 피부에 자극이 가해지면-즉 그림 3(b)에서 인장률 ϵ 이 증가하면-응력 σ 가 순간적으로 급격히 증가하지만 점성에 의한 응력이 이완되면서 탄성에 의한 응력만 남게 된다. 이때, 순간적인 응력과 평형상태의 응력은 인장률에 비례한다. 만약 피부가 까칠까칠한 표면을 문질렀을 때 수용기에 전해지는 자극과 매끈매끈 표면을 문질렀을 때 자극의 차이를 분석하거나 또는 표면 패턴의 주기

REFERENCES

- [1] J. W. Morley, A. W. Goodwin and I. Darian-Smith, Exp. Brain Res. **49**, 291 (1983).
- [2] S. A. Mascaro and H. H. Asada, IEEE Trans. Rob. Autom. **17**, 698 (2001).
- [3] V. Masheshwari and R. Saraf, Angew. Chem. Int. Ed. **47**, 7808 (2008).

의 차이에 따른 영향을 분석하고자 하면 위와 같은 모델로 계산하여야 한다.^[3] 점탄성의 성질은 피부가 외부의 에너지를 흡수할 수 있도록 하면서 기계적으로 변형된 피부를 다시 원 위치로 복귀하게 한다.

외부의 자극에 따라 진피에 생성된 응력 또는 온도에 따라 수용기(또는 뉴런)들은 전기적인 펄스의 형태로 뇌에 신호를 보낸다. 자극이 없을 때 뉴런 내부와 주위 진피와의 전위차는 약 -70 mV이다. 뉴런 안쪽에는 K^+ 이온이 많고 진피 세포 밖에는 Na^+ 이온이 많다. 자극이 전해지면 뉴런 세포막의 Na 채널이 열리면서 Na^+ 이온이 뉴런 내부로 확산되며 전위차를 약 $+30$ mV로 만든다. 바로 이 순간 K 채널도 열려 K^+ 이온도 확산되며 그 결과 전위차는 다시 약 -90 mV 정도로 떨어지게 된다. 따라서 자극이 없을 때의 전위를 기준으로 약 100 mV 크기의 펄스가 생성되어 뇌로 전달된다. 이후 서서히 이온의 능동적인 이동에 의해 다시 -70 mV의 전위차로 복귀하게 된다.^[4] 흥미로운 것은 이런 펄스의 주파수가 자극의 크기와 변화율에 비례한다는 것이다.^[5] 즉, 뉴런의 자극에 대한 응답은 본질적으로 선형적이며 디지털 출력이라는 것이다. 이런 뉴런의 특성은 다양한 물리량을 고 분해능으로 낮은 노이즈 레벨로 오차 없이 측정할 수 있도록 해준다.

앞서 살펴보았듯이 인간의 피부는 외부의 자극을 감지하는 다양한 뉴런들, 선형적인 디지털 출력 특성, 뉴런들을 감싸고 있는 진피의 점탄성과 같은 특성이 조합하여 최적의 촉각 감지능력을 보여주고 있다.

촉각센서 기술동향 소개

인간의 피부를 벤치마킹하여 촉각센서(또는 인공전자피부)가 갖추어야 할 요건을 나열하면 다음과 같다. 첫째, 힘, 온도, 접촉부위의 물성(열전도도, 경도)을 측정할 수 있는 센서가 일정한 간격으로 촘촘히 배열되어 있어야 한다. 간격은 1 mm 이하여야 하며 각 센서는 반복성, 재현성, 분해능이 충분히 보장되어야 한다. 둘째로 사람의 피부처럼 유연성과 신축성을 가져야 한다. 사람의 손가락과 같이 3차원 곡률을 가진 곳에 부착하려면 이런 특성 없이 어렵기 때문이다. 셋째로 내구성이다. 앞서 언급하였듯이 인간의 피부는 점탄성의 성질을 갖고 있어 부드럽지만 반복적인 자극, 충격에도 손상되지 않고 제 기능을 수행한다. 넷째로 수많은 센서들의 신호를 처리할 수 있는 전자회로가 촉각센서가 내장되어야 하며 동시에 전력소모를 해결해야 한다. 마지막으로 널리 사용되기 위해서 저렴하게 생산이 가능해야 한다. 이런 조건들을 모두 만족시키는 촉각센서의 개발이 궁극적인 목표가 될 것이다. 하지만 현재 개발된 촉각센서는 일부 조건만 만족시키고 있는

Fig. 4. Examples of tactile sensors developed based on silicon MEMS technology. (a) Tactile sensors using piezoresistive sensing method. (b) Using capacitive sensing method.^[6]

실정이다. 촉각센서 기술에 대한 리뷰는 여러 문헌에서 소개된 바 본 논문에서는 현재까지 개발된 촉각센서를 크게 기술별로 나누어 간략히 설명하고 장단점을 기술하고자 한다.

실리콘 MEMS 기술 기반의 촉각센서

가장 먼저 소개할 촉각센서는 MEMS(미소기전시스템) 기술을 이용하여 제작한 센서 어레이이다. 실리콘 기반의 반도체 미세 공정을 이용하여 압력이나 온도와 같은 외부 물리량의 변화를 감지할 수 있는 능동형 미세 구조물들(센서)을 제작한다. 감지 방법에 따라 여러 형태의 구조들이 소개되었지만 대표적인 2가지를 소개하면 그림 4(a)와 같이 변형에 따른 저항 변화(압저항 현상)를 이용한 센서는 주로 멤브레인 구조를 사용하며 그림 4(b)와 같이 정전용량 변화를 이용한 센서는 축전기를 만들기 위해 위아래로 전극 층을 만들어 힘이 가해지면 전극 층의 간극이 좁아지도록 하는 구조를 사용하게 된다.

실리콘 반도체 공정에 의해 제작된 센서는 미세 공정을 이용하기 때문에 높은 공간분해능을 구현할 수 있으며 센서 성

REFERENCES

- [4] W. K. Purves, D. Sadava, G. H. Orians and C. H. Heller, *Life: The Science of Biology*, 7th ed (Sinauer and Freeman, New York, 2003).
- [5] D. F. Collins, B. Knight and A. Prochazka, *J. Neurophysiol.* **81**, 2215 (1999).
- [6] N. Sato, S. Shigematsu, H. Morimura, M. Yano, K. Kudou, T. Kamei and K. Machida, *IEEE Trans. Electron Devices* **52**, 1026 (2005).

Fig. 5. Flexible tactile sensor based on polymer micromachining technology.^[8]

능이 상대적으로 우수한 장점이 있다. 더욱이 잘 확립된 반도체 CMOS 공정을 같이 이용하면 증폭기와 디코더 등을 촉각 센서에 내장시킴으로써 복잡한 신호처리 문제를 해결할 수 있다. 이러한 장점에도 불구하고 실리콘 재료의 잘 부러지고 깨지며 유연하지 않은 특성 때문에 곡면에 부착이 불가능하며 내구성이 취약한 단점이 있다. 유연성을 확보하기 위해 연성회로기판에 실리콘 반도체 공정으로 제작된 단위 센서를 실장하여 촉각센서어레이를 제작한 연구도 보고^[7]되었으나 낮은 공간분해능, 제한적인 곡률반경, 제작의 복잡성 등의 단점을 가진다.

고분자(폴리머) MEMS 기술 기반의 촉각센서

실리콘과는 반대로 폴리머 재료를 사용하면 재료의 특성상 유연성을 확보할 수 있게 된다. 폴리이미드(Polyimide)와 같은 고분자 필름은 300 °C 이하 저온 미세 공정이 가능하므로 높은 공간분해능을 가진 유연한 촉각센서 제작이 가능하다. 그림 5는 고분자 필름과 미세 공정을 이용하여 제작된 촉각센서 어레이의 사진들을 나타낸 것이다.^[8] 각 노드에 열전도도, 경도를 측정할 수 있는 소자를 만들고 각 노드와 노드 사이에 채널을 형성하고 채널 위에 스트레인 게이지를 만들어 센서가 잘 휘어지게 하고 휘어지는 양을 검출할 수 있도록 하였다. 다양한 물리량을 검출할 수 있고 유연성을 가지는 장점이 있지만 많은 소자로 인한 신호처리의 어려움, 필름 자체의 구조적 취약성 그리고 실리콘 센서에 비해 낮은 감도 등의 한계점을 갖고 있다. 평편한 폴리이미드 기판 위에 스트레인 게이지를 형성하고 기판 양쪽을 PDMS와 같은 폴리머 기판으로 보호하고 위에 범프를 제작하여 만든 센서 구조^[9]의 경우 강도와 안정성이 우수하지만 감도가 낮아 로봇의 손가락과 같은 민감한 감지능력이 필요한 부분에 사용하기 어렵다.

Fig. 6. Flexible tactile sensor arrays incorporating conductive rubber as a pressure sensitive layer and PN diode as a temperature sensing device.^[12] Organic MOSFET transistor layer built beneath device layer provides on-board signal processing.

압력감응재료 기반의 촉각센서

촉각센서를 구현하는 또 다른 방법은 압력감응재료를 이용하는 것이다. 앞의 예에서는 힘을 감지하기 위해 미세 공정을 이용하여 구조를 만들었는데 여기서는 고분자가 주재료인 압력감응필름 자체가 감지부이자 센서 역할을 한다. 압력감응재료는 주로 고무와 같은 고분자 재료를 모재로 하고 적당한 비율로 전도성 물질(입자)을 섞어서 만든다. 전도성 입자가 어느 임계 농도(percolation threshold)가 되면 고분자 재료는 전도성이 되며 힘 또는 압력 등이 가해지면 재료가 수축하면서 입자간격이 줄어들고 전류가 흐를 수 있는 길이 많이 열려 전기전도도가 감소하게 된다. 이런 재료로는 전도성 고무(카본 블랙을 전도성 입자로 사용한 재료), QTC(Quantum Tunnelling Composite, Ni 입자를 전도성 재료로 쓴 재료), FSR(Force Sensing Resistor) 또는 압력감응 저항잉크(잉크를 모재로 하여 전도성 입자를 섞어 만든 재료) 등이 있다. 이런 방식은 유연성을 확보하는 동시에 대면적을 값싸게 구현할 수 있으며 내구성이 뛰어난 장점을 갖는다. 이런 장점 때문에 대면적의 압력분포를 측정할 필요가 있는 응용분야-가령, 병상 시트의 압력분포측정: 등창의 방지, 자동차 시트에서의 압력측정: 에어백의 인공지능을 위한 승객의 자세 측정-에서 상용화되어 널리 쓰이고 있다.^[10,11]

REFERENCES

- [7] K. Kim, Y-K. Kim, K-R. Lee, W-S. Cho, D-S. Lee, N-K. Cho, W-H. Kim, J-H. Park, S-W. Kim and B-K. Ju, J. of the Korean Sensors Society **15**, 277 (2006).
- [8] J. Engel, J. Chen, Z. Fan and C. Liu, Sensors and Actuators A **117**, 50 (2005).
- [9] E-S. Hwang, Y-R. Yoon, H-R. Yoon, T-M. Shin and Y-J. Kim, J. of the Korean Soc. of Prec. Eng. **26**, 142 (2009).
- [10] <http://www.tekscan.com>.
- [11] <http://www.xsensor.com>.
- [12] T. Someya, Y. Kato, T. Sekitani, S. Lba, Y. Noguchi, Y. Murase, H. Kawaguchi and T. Sakurai, Proc. National Academy of Sciences of USA **102**, 12321 (2005).

Fig. 7. Relationship between the load and the resistance of a pressure sensitive sheet (QTC, quantum tunnelling composite). As loads get bigger, sensitivity gets lower. In addition, repeatability reaches up to 20%.

그림 6은 전도성 고무를 이용하여 촉각센서를 제작한 예^[12]로 전도성 고무 시트 양면에 각각 X, Y축의 전극을 구성한 다음 유기 트랜지스터를 시트 아래에 접합하여 on-board 신호처리가 가능한 센서 어레이를 구현하였다. 따라서 각 셀의 출력값(전도성 고무의 저항)을 인접 소자의 간섭 없이 Word Line(WL)과 Bit Line(BL)에 신호를 주어 측정할 수 있다. 능동 소자를 구현함으로써 전력소비를 줄이고 복잡한 신호처리를 간단히 할 수 있는 장점이 있지만 현재의 압력감응재료는 근본적으로 다음과 같은 문제를 갖고 있다. 첫째로는 정량적인 측정이 어렵다는 것으로 동일한 압력을 가했을 때, 반복적으로 동일한 저항값이 나와야 하지만 그림 7에서 보듯이 실제로 측정해보면 그렇지 않다. 이유는 폴리머 재료의 특성 상 변형이 일어나 원래대로 회복되기 힘든 이유도 있지만 폴리머와 전극 사이의 접촉에 의한 효과(접촉 저항 효과)가 크게 작용하는 것으로 판단된다. 또한 전도성 재료를 썬을 때 넓은 면적에 골고루 썬기 어려우므로 필름 각 부분별로 특성이 다른 문제가 있다. 두 번째로는 전도성이 등방성이라는 것이다. 가장 바람직한 것은 수직방향(혹은 두께방향)의 변형에만 민감하고 수평방향의 변형에는 반응하지 않는 것이지만 현재 재료는 모든 방향의 변형에 저항값이 비슷하게 바뀌는 문제점을 갖고 있다. 세 번째로, 이런 재료는 초기 변형에 급격한 저항 변화를 보이며 변형이 커지면 커질수록 전류 채널의 개수가 포화가 되어 저항 변화량이 작아지는 문제를 보인다. 이는 센서의 동적 범위(dynamic range)의 감소로 직결된다.

Fig. 8. (a) A pressure sensitive material made of vertically aligned CNT or ZnO nanowires.^[13] (b) Anisotropic response of the material showing conductivity difference between when strained in a vertical direction(●) and horizontal direction(■).^[14]

나노구조재료 기반의 촉각센서

이런 재료들의 문제점을 극복하기 위해 최근 나노구조물을 이용한 압력감응재료의 연구가 진행되고 있다. 카본블랙과 같은 전도성 입자 대신 CNT나 ZnO와 같은 전도성 나노구조물들은 전기적인 특성뿐만 아니라 기계적인 특성 또한 매우 우수하며 충전제(filler)로 적합하며 형상이 매우 비대칭적이므로 이등방성을 구현하기 쉽다. 그림 8(a)는 CNT 또는 ZnO와 같은 나노 와이어를 전극 사이에 수직으로 성장시켜 압력감응 재료를 구성한 예를 보여주고 있다.^[13] CNT는 그림 8(b)에서 보듯이 변형에 따라 전기전도도가 단조 증가함을 알 수 있으며 CNT Wall에 평행한 방향으로 가한 변형과 수직인 방향으로 가한 변형에 따른 전기전도도가 차이가 많음을 알 수 있다.^[14]

그림 9(a)는 나노입자 단층을 유전막을 사이에 놓고 여러 개를 겹쳐서 고감도, 고 공간분해능을 구현할 수 있는 촉각

REFERENCES

- [13] J. H. Song, X. D. Wang, E. Riedo and Z. L. Wang, Nano Lett. **5**, 1954 (2005).
- [14] A. Y. Cao, P. L. Dickrell, W. G. Sawyer, M. N. Ghasemi-Nejhad and P. M. Ajayan, Science **310**, 1307 (2005).

Fig. 9. (a) Structure of a pressure sensitive device using nano-particles and quantum tunneling effect. (b) Experimental setup for characterizing the device. As the coin is pushed harder, current increases and the more light emits.^[15]

센서의 구조를 나타낸 것이다. ITO 전극 위에 금 나노입자 층을 자가조립현상을 이용하여 도포한 후 그 위에 약 5-6 nm 두께의 유전막을 형성한다.^[15] 금 나노입자는 평면상에서 농도가 임계점 이하이므로 촉각센서 필름은 평면 방향으로 부도체가 되며 수직방향으로 하중이 가해지면 전자가 터널링 효과에 의해 유전막 장벽을 뚫고 흐를 수 있게 된다. 바이어스 전압 V 를 필름에 가하면 전류가 필름을 통과하여 흐르며 CdS 나노입자는 전류밀도에 비례하여 580 nm의 가시광선을 내보낸다. 하중이 커질수록 유전막이 압축되어 나노입자 층의 간격이 좁아지므로 전류밀도와 광의 세기가 증가하게 된다. 그림 9(b)는 촉각센서 위에 동전을 올려놓고 힘을 가하면서 CCD에서 얻은 응력 이미지이다. 압력이 증가할수록 광량이 증가함을 볼 수 있다.

나노구조재료를 이용한 촉각센서는 높은 성능을 기대할 수 있는 가능성이 많지만 넓은 면적으로 구현하기에는 아직 제약이 많고(나노구조체 또는 나노입자를 플라스틱 기판 위에 나노입자 층을 균일하게 도포할 수 있는 문제, 플라스틱 기판의 표면이 불규칙하면 빈 공간들이 생길 수 있음) 이 성능을 구현하려면 고성능의 신호처리 회로가 필요하다. 가령, 바이어스 전압 25 V, 하중 10 kPa에서 전류밀도 $J=0.1 \text{ mA cm}^{-2}$ 라고 하면 $40 \text{ } \mu\text{m}^2$ 의 공간분해능을 위해서 최소한 1

Fig. 10. (a) Structure of high-performance flexible tactile sensors based on thin silicon ribbons. (b) Cross-sectional view of sensors.

nA 이상의 전류분해능이 필요하다.

반도체 기반 고성능 플렉서블 촉각센서

이번 장에서는 본 연구팀이 개발한 촉각센서를 소개한다. 제한한 촉각센서는 그림 10(a)와 같으며 감도가 우수한 실리콘 기반의 반도체 게이지를 유연성 있는 폴리이미드 기판에 실장하고 기판의 양면이 실리콘 고무 기판으로 덮여있는 간단한 구조이다. 이렇게 구성함으로써 실리콘 기반 촉각센서의 우수한 성능과 고분자 재료의 유연성의 장점을 취할 수 있다. 실리콘 고무 기판은 인간 피부의 진피처럼 센서를 보호하고 하중을 전달하는 역할을 하여 기계적, 화학적인 강건성을 확보할 수 있다. 외부에서 하중이 가해지면 고무 기판은 변형을 일으키게 되며 고무 기판 사이에 형성된 반도체 스트레인 게이지 또한 변형된다. 게이지의 변형은 게이지의 저항변화로 나타나며 이를 게이지에 연결된 신호선을 따라 읽으면 기판에 가해진 힘으로 환산할 수 있다. 게이지가 어레이 형태로 배열되어 있으므로 각 게이지의 저항변화를 신호선을 스캔하며 읽어내면 힘 또는 압력분포를 알 수 있다. 실리콘 게이지를 그림 10(b)와 같이 센서 구조의 중립축에 위치하도록 하면 센서를 휘어도 중립축의 변형은 영이므로 평면상에서 제작하

REFERENCES

- [15] V. Masheshwari and R. Saraf, Science **312**, 1501 (2006).
- [16] A. J. Baca, M. A. Meitl, H. C. Ko, S. Mack, H.-S. Kim, J. Dong, P. M. Ferreira and J. A. Rogers, Adv. Func. Mater. **17**, 3051 (2007).
- [17] J.-H. Ahn, H.-S. Kim, E. Menard, K. J. Lee, Z. Zhu, D.-H. Kim, R. G. Nuzzo and J. A. Rogers, Appl. Phys. Lett. **90**, 213501 (2007).

Fig. 11. Fabrication process of flexible silicon tactile sensors based on dry-transfer printing process.

여 곡면에 부착하여도 센서 출력값의 변화를 최소화할 수 있다.

이런 구조의 촉각센서는 실리콘-폴리머 융합공정^[16,17]을 통하여 위의 그림 11과 같이 제작할 수 있다. 먼저 SOI(Silicon-On-Insulator) 웨이퍼 또는 단결정 실리콘 웨이퍼를 석판인쇄, 이온주입, 그리고 식각 공정을 통하여 일정한 형태로 배열된 반도체 게이지를 제작한다. 이때, 반도체 게이지의 두께는 유연성을 확보할 수 있도록 충분히 얇아야 한다(100 μm 이하). 웨이퍼 상에 제작된 반도체 게이지 어레이는 PDMS 도장을 운반 매개체로 이용하여 PMMA 박막과 폴리이미드 기판, 그리고 폴리이미드 전구체(precursor)가 차례로 코팅되어 있는 운반용 웨이퍼로 옮긴다. 옮긴 후 금속(Cr/Au 등) 증착을 통해 X 전극을 형성하고, 그 위에 폴리이미드 박막을 올려 절연막을 형성한 다음 다시 그 위에 Y 전극을 형성하여 모든 반도체 게이지와 신호선이 연결되도록 한다. 신호선 제작이 끝난 후 아세톤으로 PMMA 박막을 녹이면 얇은 폴리이미드 힘 센서 어레이 회로기판이 운반용 웨이퍼로부터 분리된다. 생성된 회로기판의 양쪽에 같은 두께의 PDMS 탄성중합체 기판을 접착하면 힘 센서 어레이가 완성된다.

그림 12(a)는 시작품으로 제작된 촉각센서의 사진이며 그림 12(b)는 시제품 성능평가의 결과이다. 촉각센서의 힘 vs 전압 출력 곡선 관계, 선형성, 반복성, 이력특성 등의 평가를 수행하였으며 반복오차 3% 이하, 이력오차 6% 이하의 우수한 결과를 얻었으며 선형성 또한 매우 우수하다. 초기 0 kPa 데이터와 그 다음 점에서의 기울기가 다른 것은 초기 힘 로딩 시

Fig. 12. (a) A photo of the prototype flexible silicon tactile sensors. (b) Characteristic curve of a individual sensor showing good repeatability and linearity.

에 prestress의 영향으로 보이며 FEM 해석을 통해 더 심도 있는 분석을 수행할 예정이다. 이외에도 실리콘 게이지 층 바로 아래층에 실리콘-폴리머 융합공정 기술을 통해 MOSFET 트랜지스터를 구성하여 on-board 신호처리를 구현하여 실제 로봇 또는 인공 팔의 손가락 피부로 활용할 예정이다.

제안한 센서는 고성능, 고 공간분해능을 구현할 수 있으며 유연성과 함께 신축성을 갖도록 디자인할 수 있어 3축 곡률을 갖는 손가락 등에 장착할 수 있는 장점이 있다. 하지만 저렴한 생산 단가와 대면적 구현을 위해 실리콘-폴리머 융합공정 기술의 발전이 필요하다.

압력 감응 재료를 이용한 촉각센서

본 연구팀에서는 고분자 모재를 사용하여 플렉시블 압력감응소재를 개발하고 있다. 기존에 CNT를 전도성 필러로 사용하여 개발되고 있는 압력감응소재의 경우, 우수한 기계적 특성을 가지고 있으나 미세한 압력에 반응하는 전기적 특성이 약하다는 단점을 가지고 있다. 이와 같은 단점을 극복하기 위해 그림 13과 같이 CNT의 표면에 전도성 나노입자(Au or Ag)를 붙인 나노입자-CNT 복합체를 전도성 필러로 사용하고

Fig. 13. Structure of pressure sensitive material made of CNT, nanoparticle and polymer composite.

자 하는 연구가 진행되고 있다. 나노입자의 경우 물리적 접촉이 이루어지지 않은 상태에서도 전술한 바와 같이 입자간격이 감소함에 따라 양자터널링효과(QTE)에 의해 전기전도도가 증가하는 현상이 발생할 수 있다. CNT에 의한 압력감응신호 전달 뿐 아니라, 나노입자의 QTE를 이용함으로써 미세압력 신호에도 반응하는 넓은 동적 범위를 가지는 촉각센서 소재 제작이 가능할 것으로 판단된다. 또한 CNT의 전기전도적 이등방성을 이용함으로써 기존에 개발되어진 압력감응재료에 비해 신호의 세기와 분해능을 향상시킬 수 있을 것으로 생각된다.

결론

기계가 인간의 생활 속에 점점 더 파고들기에 따라 인간과

기계의 원활한 상호작용을 위해서 촉각을 통한 인터페이스의 중요성은 더욱더 부각될 것이다. 이를 위해서는 인간의 피부와 같이 유연하고 강건하면서도 힘/압력, 온도 같은 물리량을 높은 민감도, 고 공간분해능, 높은 반복능으로 측정할 수 있는 우수한 촉각센서가 필요하다. 지난 20여 년간 다양한 촉각센서가 개발되었고 성능도 향상되었지만 인간의 피부와 견줄 만한 센서 개발을 위해서는 아직 해결해야 할 문제가 산적해 있다.

다행히 최근 나노재료기술 및 플렉시블 전자소자/소재의 발전으로 제한적으로나마 인간 피부에 근접한 성능을 보이는 센서들이 개발되고 있다. 한계를 극복하기 위해선 나노/마이크로 구조물의 대면적 제어/합성 기술, 반도체/폴리머 융복합 공정기술, 플렉시블 센서제조 기술, 폴리머 재료기술 등의 발전이 필요하다. 이런 기술들이 성공적으로 개발된다면 미래의 인공 피부는 나노 기술을 이용한 내수성의 합성피부를 재료로 사용하며 레이저로 진짜 피부처럼 모양을 내고 인공 모발을 이식하여 실제 피부와 분간을 하기 힘들 것이다. 피부표면 안쪽에는 탄소나노튜브 다발이 있어 압력과 온도를 동시에 감지하며 이의 정보를 실시간으로 처리하여 중앙의 CPU 또는 뇌(인공의수의 경우)로 보낸다. 향후 20년 내에 이런 인공 피부로 덮인 안드로이드 로봇을 볼 수 있으리라 기대한다.

후기

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 휴먼인지환경사업본부-신기술융합형 성장동력사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2010K001128).