

◆특집◆ 미세 힘 측정 및 응용

미세 힘 센서 개발 및 응용에 관한 연구동향

김종호*, 박연규*, 강대임**

Research Trends on the Development of Micro Force Sensor and Its Application

Jong Ho Kim*, Yon Kyu Park*, and Dae Im Kang**

Key Words : Force sensor (힘 센서), MEMS (미소기전집적시스템), Tactile sensor (촉각센서), Navigation system(항법 장치), Virtual reality(가상현실),

1. 서론

센서는 자연현상을 감지하는 소자로 계측 및 제어시스템의 구성요소로 이용되며, 센서를 이용하여 Closed-loop System의 구성을 가능하게 하며, 자동화된 시스템을 구현할 수 있다. 센서는 힘, 가속도, 압력, 유량, 온도, 자장, 광 등을 측정하는 물리적 센서, pH, 이온, 산소 등의 구성물을 감지하는 화학센서, 인체의 인장량, 뇌의 상태, 뉴런 등을 측정하는 바이오 센서로 대별될 수 있다. 이중 물리적 센서는 기계식 시스템에 많이 이용되며, 특히 힘 센서는 산업용 센서, 재료시험기, 항공기 및 전파로형시험, 로봇 정밀제어, 교량관리 등 산업 전반에 걸쳐 사용되고 있다. 한편, 지금까지 수십 뉴턴(Newton) 이상의 하중을 다루는 힘 센서는 스트레인 게이지(strain gage)를 이용한 로드셀(loadcell) 형태가 주를 이루고 있었다. 그러나 최근 반도체 집적회로 제조기술(IC microelectronic fabrication technology)을 응용한 미소

기계 제작이 가능해짐에 따라, 마이크로미터 크기의 미소 기계요소와 이를의 작동에 필요한 집적회로를 하나의 칩(chip)으로 일체화시킨 미소기전집적시스템(MEMS : micro electro mechanical system) 형태의 센서가 제작되고 있다. 또한 응용범위도 가상환경하에서의 촉각 세시, 의학 및 의료분야에서의 촉각센서, 첨단 로봇 분야 힘 센서 등 다양해지고 있다. 따라서 이 글에서는 마이크로머시닝 기술과 미세 힘 센서의 종류 및 원리 그리고 이의 응용에 대한 연구동향을 살펴본다.

2. 마이크로머시닝 기술

2.1 기판미세가공기술(Bulk Micromachining)

기판미세가공기술은 1960년대초 미국 Bell Laboratory에서 개발한 미세가공기술로서 실리콘과 같은 기판을 앞면에서 뒷면까지 상당한 부분을 가공하는 기술이다.

기판미세가공기술에서는 불순물을 기판에 침투시키거나 대식성 피막 혹은 전기화학적 경계층(electro chemical etching)을 이용하여 식각을 조절하거나 정지시켜 여러 형태의 끝, 구멍 또는 다이아프램(diaphragm)을 만든다. 기판미세가공법의 식각에는 KOH, EDP(Ethylene-diamine-pyrocatechol), N₂H₄ 등을 이용한 비동방성 식각 및 HNO₃, HF 등을 이용한 동방성 식각기술이 있다. 비동방성 식각은

* 한국표준과학연구원 물리표준부 철강팀 그룹
** 한국표준과학연구원 물리표준부

Tel. 042-868-5241, Fax. 042-868-5249

Email: jhk@kriess.re.kr

MEMS 용 미세 힘 센서 제작 및 응용 특히, 촉각센서의 개발 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

시각률이 단결정의 방향에 따라 차이가 나는 것을 이용한 것이며, 예를 들어 실리콘에서는 $\{100\}$ 방향이 $\{111\}$ 방향보다 수십 배 높은 시각률을 보인다. 그럼 1은 결정방향에 따른 이방성 시각과 비동방성 시각을 이용한 미세구조물 가공을 보여 준다. 그러나 이 공정은 기판 두께의 변화에 민감하여 정확한 두께의 조절이 어려우므로 고농도의 Boron 총 형성 및 p-n 접합을 이용한 전기화학적 Etch-Stop 공정이 개발되었다. 한편 기판미세가공기술은 수 μm 의 두께를 정확히 조절할 수 있는 기술이나, 오랜 시각시간이 요구되며, 시각에 필요한 Mask 가 원하는 구조물의 크기보다 훨씬 커서 집적도가 감소하는 단점이 있다.

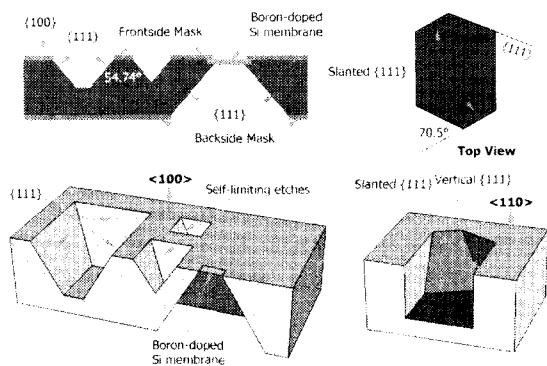


Fig. 1 Schematic diagram of anisotropic wet etching in {100} silicon.

2.2 박막미세가공기술(Surface Micromaching)

박막미세가공기술은 1980년대초 미국 베클리 대에서 집적회로 제조기술을 응용한 미세구조물 제작에 성공한 이래, 다양한 미세기계요소 및 기 진집적 시스템 제작기술로 발전하면서 제품기술로서의 기능성을 보이기 시작하였다.

박막미세가공기술은 전술한 기판미세가공법과는 달리 기판 자체를 가공하는 것이 아니라, 기판 위의 박막소재를 가공하는 기술로서 기판은 단지 미세기계 제작을 위해 단순히 박막을 지시하는 역할만 한다. 특히 박막미세가공법을 접적회로 제조 기술에 기반을 두고 있어 미세기계 요소와 전자회로를 하나의 칩상에서 동시에 제작한 기계-전자회집적형태의 마이크로머신 실현을 가능케 하였다.

박막미세가공기술의 기본공정은 박막을 형성하는 공정, 노광전사를 통해 패턴을 박막 위로 옮기는 공정, 박막 위에 전사된 미소 기계를 가공하는 공정, 그리고 미소기계소재의 불성을 조절하기 위한 전후 처리공정 등 크게 4 가지로 구성된다. 그림 2는 박막미세가공기술을 이용한 캔티레버(cantilever)의 제조공정으로써 희생층(sacrificial layer)과 다결정 실리콘층의 복합층으로 박막을 형성한 후, 희생층만 선별적으로 식각함으로써 다결정 실리콘으로 구성된 캔티레버를 얻을 수 있는 것을 보여준다.

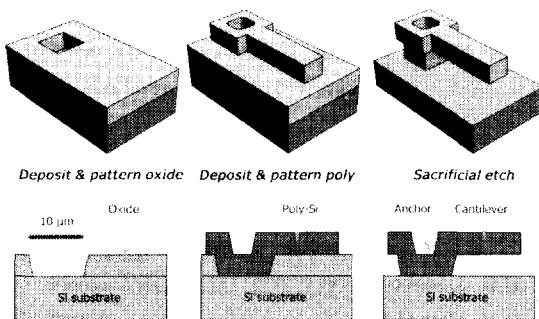


Fig. 2 Schematic diagram of the use of a sacrificial oxide to form a cantilever.

2.3 LIGA 가공기술

앞에서 설명한 기판미세가공기술 및 박막미세가공기술 이외 노광전사(lithography) 와 전기도금(electroplating)을 이용한 특수 가공기술로서 LIGA(Lithographie Galvanoformung Abformung) 공정 기술은 1980년경에 독일의 Karlsruhe nuclear research center에서 개발되었으며, $1\text{ }\mu\text{m} \times 100\text{ }\mu\text{m} \times 1000\text{ }\mu\text{m}$ 크기의 3 차원의 미세부품을 제작할 수 있다. 이 공정은 GeV 정도의 X-ray 를 이용하여, $100\text{ }\mu\text{m}$ 정도 두께의 Photoresist(X-ray에 민감한 유기물질)에 에너지를 전달하여 원하는 곳에 패턴을 형성하고, 전기도금으로 Photoresist 가 없어진 부분을 금속으로 채운다. 다음으로 Photoresist 를 제거하여 금속의 틀을 형성한다. 이는 제품으로 사용될 수도 있으며, 이 금속틀을 Master 로 하여 플라스틱 등을 주조하여 복제물을 형성할 수도 있다. 현재는 이 기술을 이용하여 터빈, 필터, 기어, 물질분리기 등을 고소형으로 만들고 있다. 그림 3은

LIGA 가공기술을 이용하여 고단면비를 가진 미소 기어를 만드는 것을 보여준다.

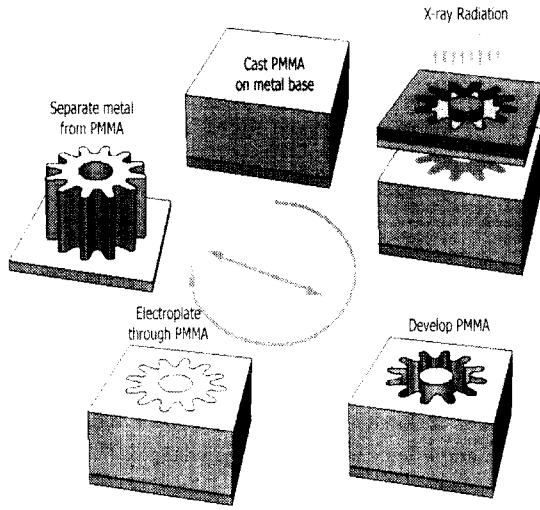


Fig. 3 Schematic diagram of LIGA process for micro gear fabrication.

3. 힘 센서의 원리 및 종류

3.1 스트레인게이지 형태의 힘 센서

수십 뉴턴(Newton) 이상을 가지는 힘 측정의 경우 현재 가장 많이 사용되고 있는 것은 스트레인게이지를 이용한 로드셀(Loadcell)이다. 로드셀은 힘을 받았을 때 생기는 로드센 감지부의 탄성 변형을 감지부 표면에 부착된 스트레인 게이지의 저항변화를 측정함으로써 힘의 크기를 전기적인 신호로 검출할 수 있도록 설계되어 있다.

한편 스트레인게이지를 한 개만 사용하여 힘을 측정할 경우 출력이 아주 작을 뿐만 아니라 브리지 회로의 불평형에 의한 오차와 온도보상의 어려움이 따르므로 그림 4 와 같이 로드셀은 보통 감지부에 스트레인게이지를 인장 및 압축방향으로 각각 두 장 씩 부착한 다음 휘스톤브리지 회로(Wheatstone bridge circuit)를 형성하여 힘을 측정하는 것이 보통이다. 이 때 브리지의 입력전압을 V 라고 하고 출력전압 변화를 ΔE 라 하면 입, 출력 전압비와 스트레인게이지의 저항값들과의 관계는 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \quad (1)$$

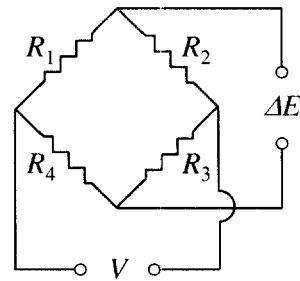


Fig. 4 Schematic diagram of Wheatstone bridge circuit for sensing an output signal.

3.2 마이크로머시닝(MEMS) 형태의 힘 센서

인간을 대신할 수 있는 원격 매니퓰레이터(manipulator), 자동형 로봇, 인간친화형 haptic interface 그리고 원격 의료 및 시술분야의 연구에 있어서 소형이면서 초정밀을 가지는 미세 힘 센서는 매우 중요한 요소이다. 최근 몇몇 연구자들은 마이크로머시닝 기술을 이용하여 미세 힘 센서를 제작하고 있다.

그림 5(a)는 의료 및 로봇 분야에서 사용될 수 있도록 설계한 힘 센서 감지부이다[1]. 특히 이 센서 감지부는 압력을 힘으로 환산하도록 설계되었으며, 다른 센서들과는 달리 유연성을 가지도록 폴리마이드(polyimide)를 사용하였다. 그림 5(b)는 아기의 출산과정에서 의사의 손가락 힘을 모니터링하기 위해 제작된 센서의 형태를 보여주고 있다.

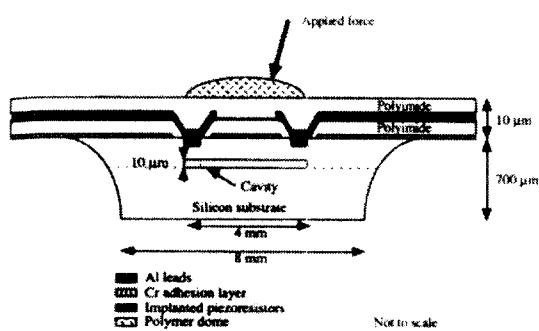


Fig. 5(a) The sensing element based on a thick diaphragm structure for sensing an applied force[1].

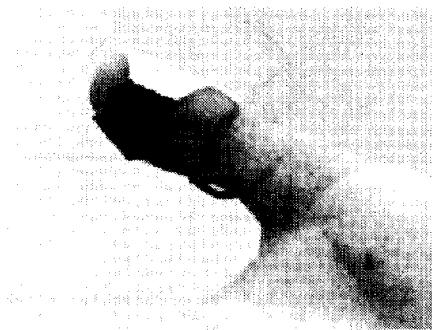


Fig. 5(b) The thumb-mounted sensor is about the size of a band-aid [1].

그림 6(a)는 스텐포드 대학에서 CMOS 제작 공정을 이용하여 촉각센서(tactile sensor)의 어레이용으로 제작한 미세 힘 센서를 나타낸다[2]. TMAH 용액을 이용한 실리콘 식각으로 멤브레인을 제작하였으며, 2 cm x 2 cm 크기에 센서 어레이에 필요 한 전기적 회로와 파워 스위치 등을 집적화하기 위하여 센서 크기를 대략 0.1 mm로 제작하였다. 특히 이 센서는 수직력과 전단력을 동시에 측정할 수 있도록 그림 6(b)와 같이 설계되었다. 그러나 그림 4 와는 달리 주위의 온도변화에 대한 보상은 할 수 없는 단점을 가지고 있다. 한편, 제작된 힘 센서를 평가는 마이크로머시닝을 사용하여 바늘 같은 실리콘 힘 프로브(probe)를 제작하여 사용하였다.

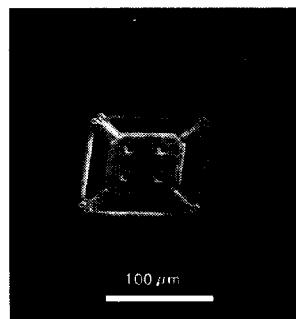


Fig. 6(a) Micrograph of force sensor structure following TMAH undercut etch[2].

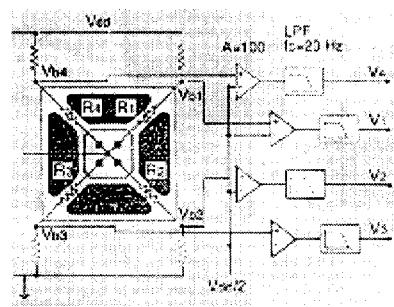


Fig. 6(b) Schematic of the sensor network indicating the amplified and filtered node voltage[2].

Jin 과 Mote [3]는 미세 로봇의 제어에 필요한 6 축을 측정할 수 있는 힘 센서를 제작하였다. 그림 7 은 십자형 형태의 센서 감지부를 보여준다. 각 하중에 해당하는 피에조 저항소자(piezoresistor)의 배열은 하중간의 간섭효과를 줄이도록 설계하여 제작하였다. 힘 센서의 평가는 전기적인 로렌쓰 힘(Lorentz force)을 발생하도록 지그(jig) 부분을 제작하여 수행하였다.

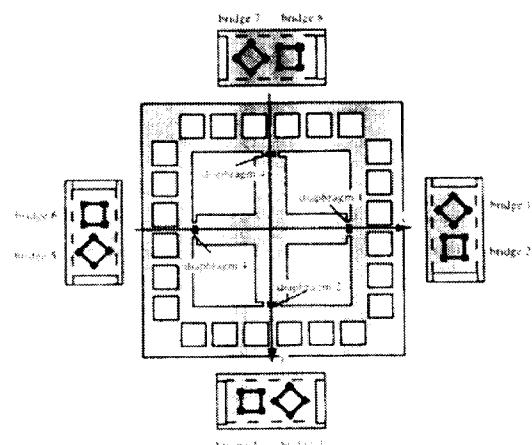


Fig. 7 Diaphragms and Wheatstone bridges on the sensing element[3].

그림 8 은 기존의 힘 센서(대략 0.01 N)에 비해

큰 힘(10 N)을 가지도록 설계한 3축 힘 센서를 보여준다[4]. 이 센서는 그림 6(b)와 비슷한 하중 검출장치를 사용하였기 때문에 온도보상을 할 수 없는 단점은 가지고 있다. 또한 센서 감지부뿐만 아니라 하중을 작용시키는 하중블록과 센서 지지블록을 실리콘으로 가공하여 제작하였기 때문에 재작이 힘든 단점이 있다.

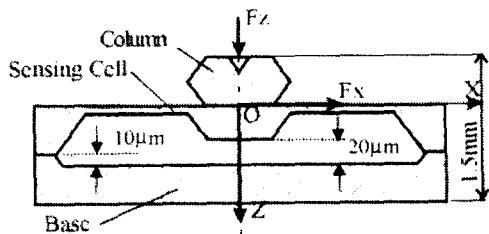


Fig. 8 Mechanical structure of a three-dimensional force sensing cell[4].

4. 미세 힘 센서의 응용

마이크로머시닝 기술을 사용한 미세 힘 센서의 응용분야는 로봇의 물체인식, 원격 의료용 시술용 로봇, 가상환경 등 다양하다. 그림 9는 그림 8의 단위 힘 센서를 이용하여 제작한 촉각센서를 보여준다[4]. 실제로 신경회로망을 이용하여 나사, 열쇠 등에 대한 물체인식을 수행하였으며 로봇의 물체인식 가능성을 보여 주었다.

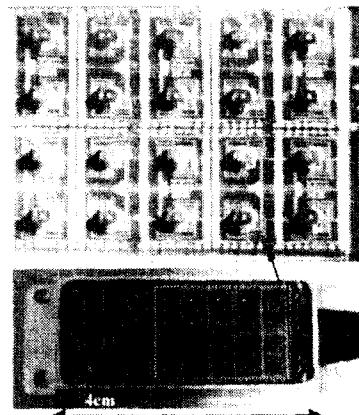


Fig. 9 Photograph of the tactile sensor using array of micro force sensors [4].

그림 10은 물체표면에 발생하는 유속의 흐름을 전단력으로 측정하기 위한 어레이형 피부센서를 보여준다. 특히 이 센서는 3 차원 물체의 표면에 부착이 쉽도록 폴리마이드를 이용하였다.



Fig. 10 Picture of a wafer-size flexible skin [5].

그림 11은 의료분야에서 복강경 수술 시 사용되는 초음파 촉각센서를 보여주고 있다[6]. 뿐만 아니라 촉각센서는 마이크로내시경, 마이크로 수술용 로봇에서도 적용되고 있다.

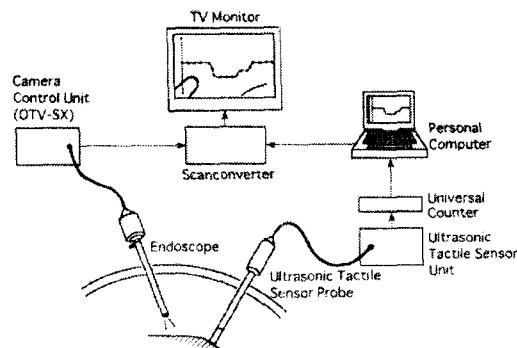


Fig. 11 Picture of an ultrasonic tactile sensor probe for monitor during surgery [6].

한편, 촉각센서는 촉각 제시 시스템과 더불어 고사용의 navigation system 과 시각장애자를 위한 의사소통 장치 등의 가능성을 보여주고 있다. 위스콘신 대학의 의공학과에서는 그림 12 와 같이 혀에 부착된 촉각센서 및 제시 시스템을 이용하여 의사소통을 할 수 있는 연구를 수행하고 있으며, 그림 13 과 같은 정전기(electrostatic force)를 이용한

시각 장애자용 의사전달 장치도 개발하고 있다. 이와 같은 연구는 앞으로의 가상환경 구현 가능성 을 간접적으로 보여주고 있다.

현재 한국표준과학연구원 힘 측정 및 평가 연구실에서는 마이크로머시닝 기술을 이용하여 촉각 센서에 필요한 0.1 N에서 5 N 용량을 가지는 3 축 미세 힘센서를 개발하고 있다.

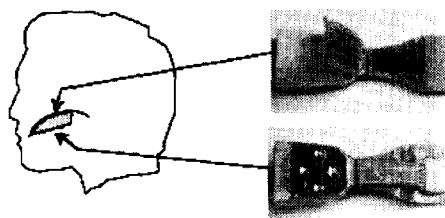


Fig. 12 The actual oral-based tactile interface with the palate array on top, and the tongue operated device on the bottom of the dental palate mold [7].



Fig. 13 Tactile interface for blind person using electrostatic force [8].

5. 결론

미세 힘 센서 및 이를 이용한 촉각센서는 위에서 살펴본 바와 같이 원격 의료용 수술 장비, 지능형 로봇, 로봇의 물체인식, 장애자용 의사전달 더 나아가 가상환경 기술 등 응용범위가 다양하다. 이런 상황에서 마이크로머시닝 기술을 이용한 힘 센서의 소형화, 고성능화는 필수적이다. 따라서 다양한 응용범위에 맞는 힘 센서를 개발하기 위해서는 마이크로머시닝 설계 및 제작기술, 재료에 대한 개발, 평가 장치의 개발 그리고 주위 외부 환경에 대한 저렴하고 신뢰성을 보장할 수 있는 패

키징 기술에 대한 연구가 필요하다.

참고문헌

1. Beebe David J., Hsieh, Arthur S., Denton, Denice D. and Radwin, Robert G., "A silicon force sensor for robotics and medicine," Sensors and Actuators A, Vol. 50, pp. 55-65, 1995.
2. Kane, Bart J., Cutkosky, Mark R., Kovace, Gregory T.A., "CMOS-compatible traction stress sensor for use in high-resolution tactile imaging," Sensors and Actuators A, Vol. 54, pp. 511-516, 1996.
3. Jin, W.L. and Mote, Jr., C.D., "A six-component silicon micro force sensor," Sensors and Actuators A, Vol. 65, pp. 109-115, 1998.
4. Mei, T., Li, W.J., Ge, Y., Chen, Y., Ni, L. and Chan, M.H., "An integrated MEMS three-dimensional tactile sensor with large force range," Sensors and Actuators A, Vol. 80, pp. 155-162, 2000.
5. Jiang, F., Lee G.B., Tai, Y.C. and Ho, C.M., "A flexible micromachine-based shear-stress sensor array and its application to separation-point detection," Sensors and Actuators, Vol. 79, pp. 194-203, 2000.
6. Matsumoto, S., Ooshima, R., Kobayashi, K., Kawabe, N., Shiraishi, T., Mizuno, Y., Suzuki, H. and Umemoto, S., "A tactile sensor for laparoscopic cholecystectomy," Surgical Endoscopy, Vol. 11, pp. 939-941, 1997.
7. Tang, H. and Beebe, David J., "Two-way tactile communication through the oral tactile sense," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Submitted March 2001.
8. Tang, H. and Beebe, David J., "A microfabricated electrostatic haptic display for persons with visual impairments," IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 6(3), pp. 241-248, 1998.