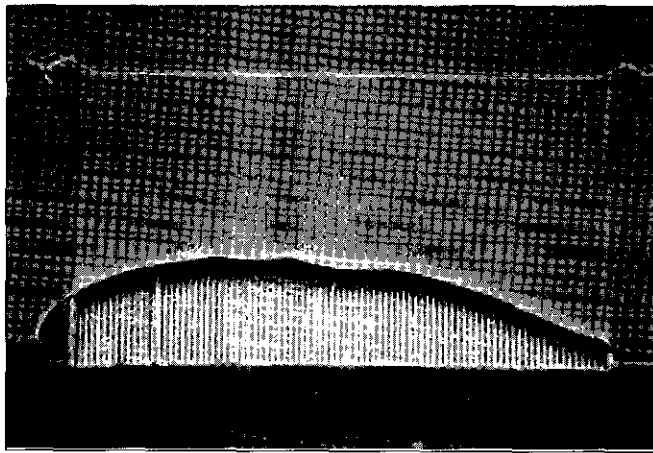


표면미세 가공법에 의한 의료용 마이크로 소자의 개발

이 글은 현재 한국전자통신연구원에서 수행하고 있는 BioMEMS에 관한 연구 결과들을 간단히 소개하며, 아울러 활용방안에 대해서도 알아보고자 한다. 김 윤 태

보 연구원에서 현재 개발 중인 혈당분석 및 인슐린 투입을 위한 당뇨병 환자용 마이크로 의료 시스템의 구성 요소인 마이크로 혈당센서, 극미량 유량센서 및 마이크로 펌프에 대하여 간략히 소개하고자 한다.

기판 위에 수 마이크로미터 이내의 높이로 떠있는 외팔보, 양단지 지보 및 멤브레인 제작은 미소기전시스템 구현에 있어서 기본이 되는 제작기술이다. 이러한 제작기술은 본 연구원에서 추진하고 있는 의료용 마이크로 소자 제작에 있어서도 기본적으로 사용되고 있다. 본 연구원에서는 힘이 없는 외팔보와 멤브레인을 제작하는 과정 중에서 기상식각공정을 개발하게 되었고, 이 방법으로 제작한 외팔보와 멤브레인이 의료용 마이크로 소자 제작에 그대로 응



〈그림 1〉 기상식각법으로 제작한 멤브레인

용되었다.

바이오센서

바이오센서는 생화학 물질의 선택적인 반응을 이용 하여 용액이나 공기 중의 화학 물질을 정량적으로 분석하는 것으로, 대표적인 예로 혈중의 포도당 농도를 포도당 산화 효소(glucose oxidase)를 이용하여 얻는 혈당 센서(glucose sensor)를 들

수 있다. 최근에 바이오센서의 소형화, 다기능화를 위해 반도체 공정을 이용한 MEMS 기술이 활발히 이용되고 있지만, 아직까지 생화학 물질의 위치 선택적인 고정과 재현성 있는 센서의 제작에는 많은 어려움이 있다. 본 연구원에서는 전극을 재현성 있게 제작하기 위해서, 그림 2에서 보는 바와 같이 반

도체 공정을 이용하여 백금(Pt) 전극을 제작하였고, 포도당 산화 효소를 백금 전극 위에 위치 선택적으로 고정시키기 위해 전기화학적 고분자의 중합 중에 포도당 산화 효소를 고정시켰다. 혈액 중에 존재하는 유기 방해물질의 간섭을 줄이기 위해 두 층의 폴리(m-phenylenediamine)를 사용하였고, 안정적인 센서의 성능을 얻기 위해 테프론과 폴리우레탄을 센서 외부에 입혔다. 그림 3(a)는 포도당의 농도를 증가시킬 때 제작한 혈당 센서의 시간에 따른 전류 변화를 나타낸 것이다.

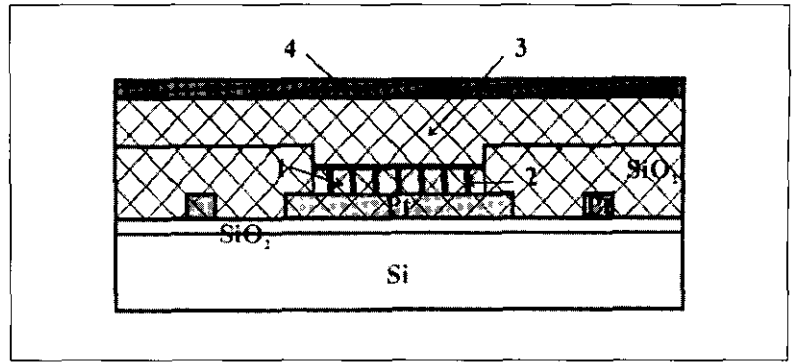


센서의 감응 시간은 10초 이내로 아주 좋은 특성을 보였다. 그림 3(b)는 포도당 농도에 따른 전류 변화로 나타낸 그림이다. 일반적으로 혈중 포도당의 농도는 20 mM 이내이고, 제작한 혈당센서는 이 농도 범위 내에서 좋은 결과를 보였다.

열형 마이크로 유량센서

극소량의 유체 흐름을 측정하기 위하여 그림 4에서와 같은 진공 멤브레인을 이용한 열형 마이크로 유량센서를 제작하였다. 이 같은 유량센서 제작에는 재현성 있는 진공막 형성, 배선 평탄화, 고저항 히터 및 높은 제벡계수(seeback coefficient)의 열전대 형성, 열화현상이 없는 백금 촉음체 제작과 같은 단위공정이 필요하다. 본 연구원에서는 0.8 μm 실리콘 반도체 설비에 적합한 공정조건의 확립에 주안점을 두어 각 단위공정을 개발하였다. 본 유량센서에서는 히터에서 발생한 열이 실리콘 웨이퍼로 빠져나가는 것을 방지하기 위하여, 그림 4에서와 같이 $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ 크기의 진공 멤브레인을 제작한 후, 이 멤브레인 위에 히터 및 촉음체를 제작하였다. 진공 멤브레인 위에 제작한 히터의 발열정도는 공기로 가득찬 멤브레인에 비해 1.7배, 그리고 멤브레인이 없는 실리콘 기판 위에 제작한 것에 비해 5.8배 우수한 것으로 나타났다.

열구동형 마이크로 펌프



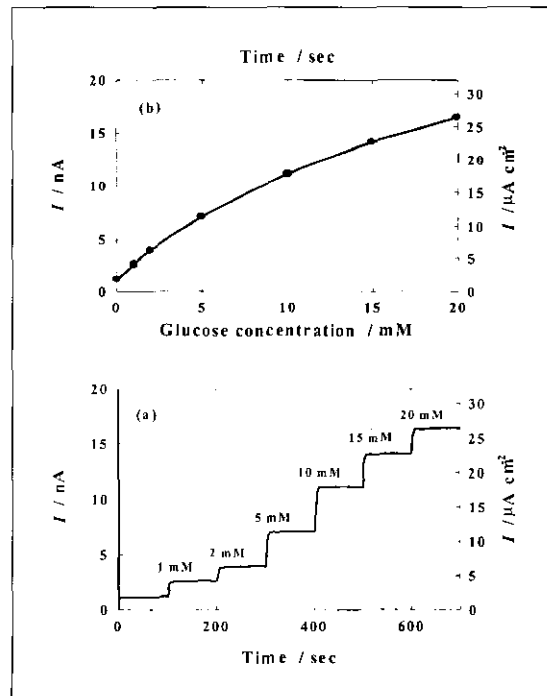
(그림 2) 혈당 센서의 구조 (1, poly (*m*-phenylenediamine)/glucose oxidase; 2, poly (*m*-phenylenediamine); 3, Teflon; 4, Polyurethane)

유체의 흐름과 제어를 위하여 그림 5에서와 같은 열구동형 마이크로 펌프를 제작하였다. 이 펌프의 실리콘 기판에는 n^+ 다결정실리콘 히터가 제작되어 있고, 그로부터 4 μm 위에 그림 5에서와 같은 최대 직경 2000 μm , 두께 1.7 μm 인 폴리실리콘 멤브레인이 제작되어 있다. 히터에서 발생한 열의 가감에 의해 내부 공기가 팽창 또는 수축하게 되며, 이에 따라 멤브레인이 상하로 움직

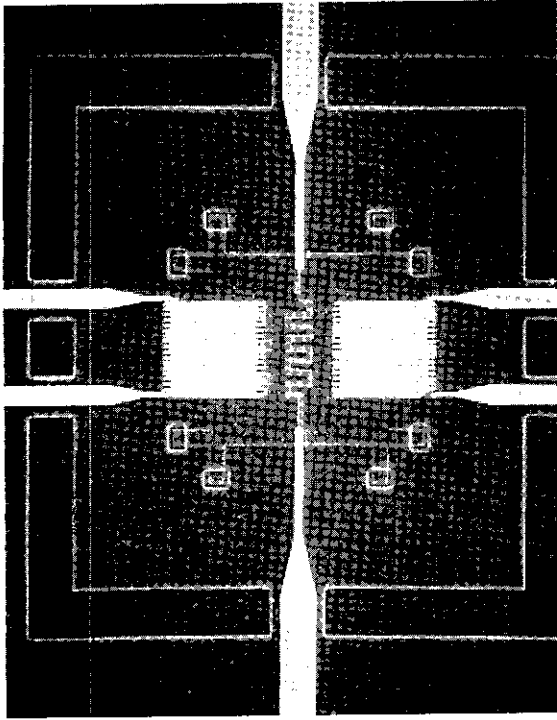
이게 된다. 멤브레인의 구동을 극대화 시키기 위하여 그림에서와 같이 적절한 위치에 원형으로 주름을 만들었다. 폴리실리콘 아래에 있는 4 μm 두께의 저온 산화막을 식각하기 위하여, 직경 1.0 μm 의 구멍을 5.0 μm 간격으로 건식식각 한다. 그리고 기상식각법으로 산화막을 식각하여 그림 6에서와 같이 깊이 4 μm 의 내부공간을 형성한다. 마지막으로, PR을 코팅하여 폴리실리콘 멤브레인에 나있는 식각구멍을 모두 덮은 후, 40 μm 깊이의 마이크로 채널이 패터닝 되어 있는 유리판을 펌프에 부착한다. 현재 이 마이크로 펌프는 제작 완료되어 성능시험 중에 있다.

지금까지 소개한 마이크로 센서 및 액추에이터와 신호처리 회로부를 같이 집적화 함으로써, 의료용 마이크로 진단 및 약물 주입 시스템을 구현할 수 있다.

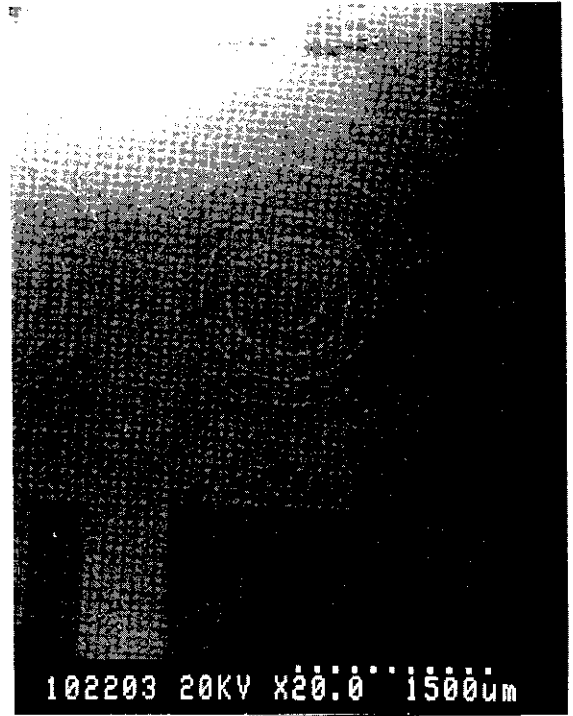
본 연구원에서는 위에서 소개한 BioMEMS의 연구 범위를 넓혀 DNA 및 단백질 칩에 관한 연구를 수행하고 있으며, 아울러 고단면비 구조의 극소형 실리콘 광학 스위치 개발 연구도 수행하고 있다.



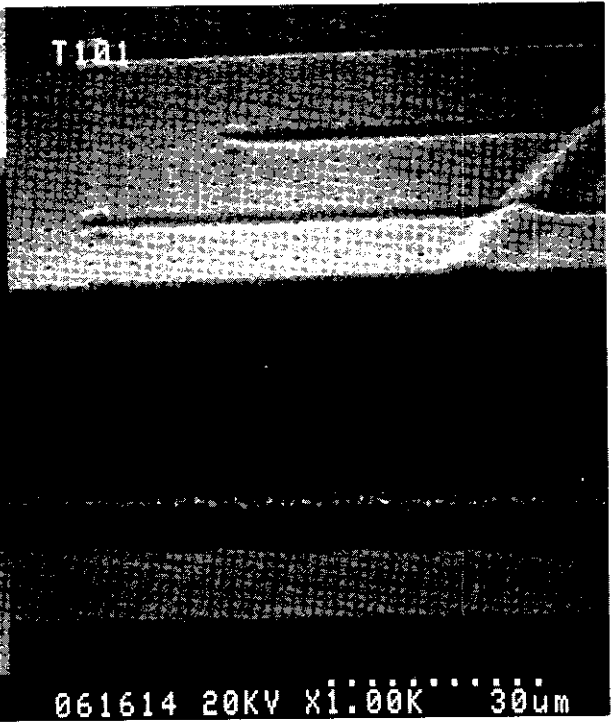
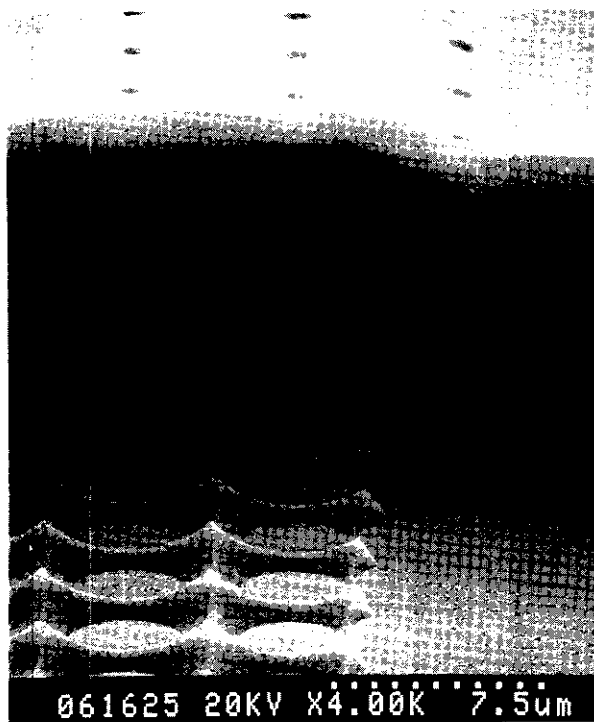
(그림 3) 혈당 센서의 포도당 농도에 따른 전류의 변화



〈그림 4〉 열형 마이크로 유량센서



〈그림 5〉 제작 완료된 열구동형 마이크로 펌프



〈그림 6〉 희생층 식각을 위한 식각홀(a) 및 제작된 멤브레인과 히터(b) 의 단면 사진