

생체계측을 위한 피하주입형 Si 센서의 기술동향

朱炳權, 李明福, 李精一
金炯坤, 姜光男, 吳明煥
韓國科學技術研究院

I. 서 론

생리학적 인자들의 정밀한 측정과 조절, 그리고 지속적인 관찰을 위해서는 생체주입식 소형센서(bio-invasive microsensor)의 개발이 필수불가결하다. 이와 같은 주입형 센서들은 생체내에서 생체와 직접 접촉하여 동작하므로 일반환경하에서 동작하는 센서들에 비해 다음과 같은 특성이 보다 엄격히 요구되고 있다. 즉,

- (1) 소형 및 경량이어야 한다.
- (2) 센서재료와 생체간의 직접적인 정보교환이 가능해야 한다.
- (3) 미소한 생체신호에 대해 감도가 우수해야 한다.
- (4) 장기간 생체내에 내장될 경우에도 물리화학적 내구력이 있어야 한다.
- (5) 무독성이어야 한다.

현재 광범위한 연구개발 대상이 되고 있는 Si를 이용한 고체 소형센서(solid-state microsensor) 관련 기술을 토대로 하면, 상기 조건들을 가능한 만족시킬 수 있다. 센서 제작시 VLSI기술을 효과적으로 병용할 경우 센서특성의 균일화, 소형 경량화는 물론 생체기능막등 다양한 박막의 증착에 의한 센싱재료의 선택영역이 넓어질 것이다. 또한, Si의 미세가공기술(micromachining technology)에 의해 생체 주입이 보다 용이한 소형 Si 기계구조를 제작할 수 있는데, 이는 특히 소형 Si 전극 및 액츄에이터등에 이용되고 있다. 이와 함께 추출된 신호의 변환-연산-논리기능을 갖는 고밀도 신호처리회로를 센서소자와 함께 내장할 경우 소위 “지능형 센서(intelligent sensor)”를 실현할 수 있으며, 이를 통하여 한 개의 유니트로 이루어진 “폐루프형 생체 계측-제어 시스템(closed-loop type biomedical instrumentation-control system)”

의 구성이 가능하게 될 것이다.

이에 본 고에서는 기 발표된 자료들을 바탕으로 의학용 생체계측 및 제어면에서 볼때 Si 센서의 응용도와, 압력, 온도, 이온, 흐름, 생체전위등의 계측분야에 있어서 연구 개발 현황 및 사례, 그리고 생체계측용 센서의 패키징시의 문제점과 향후의 전망등에 관하여 기술하고자 한다.

II. 폐루프형 생체 계측-제어 시스템에서의 Si 센서

주입형 생체 계측용 센서의 목적은 생체내에서 생체인자에 관한 각종 정보들을 추출한 뒤 적당한 정보전달매체에 의해 외부의 지시기구로 전송하는 데에 있다. 전송된 정보들은 컴퓨터, 레코더, 각종 스코우프등에 의해 수집 분석단계를 거쳐 최종적으로 선택된 적정행위가 인간이나 액츄에이터등과 같은 조절-제어기구를 통하여 다시 생체내로 제환된다. 이와같은 진단과 치료의 순환은 그림 1에 보인 바와 같이 환자(환부, 생체신호원)-센서(생체계측)-신호처리부(증폭, 부호화, 변조, 전송)-지시기구(지시, 수집, 분석)-조절 및 제어기구(치료, 보정)-환자(치료 보정의 수용, 재신호 발생)으로 구성되는 일종의 폐루프형 생체 계측-제어 시스템을 형성한다. 각 질병에 따른 폐루프계의 구성에 있어서 필요한 치료 및 보정 동작과 요구되는 생체계측용 센서를 표1에 요약하였다.^[1,2]

이의 일례로써 Si 센서를 이용한 뇌수종(hydrocephalus) 치료용 폐루프계를 그림 2(a)에 도시하였다.^[3] 즉 생체내에 주입된 소형 Si 압력 및 흐름센서가 ICP(intracranial pressure)와 CSF(cerebrospinal fluid)에 관한 정보를 원격 신호전송시스템을 통하여

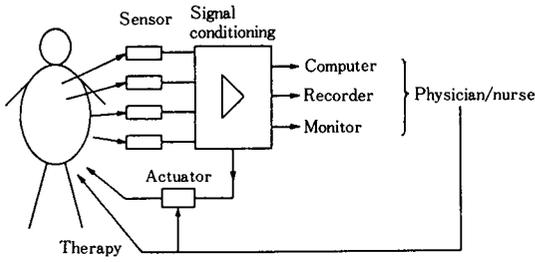


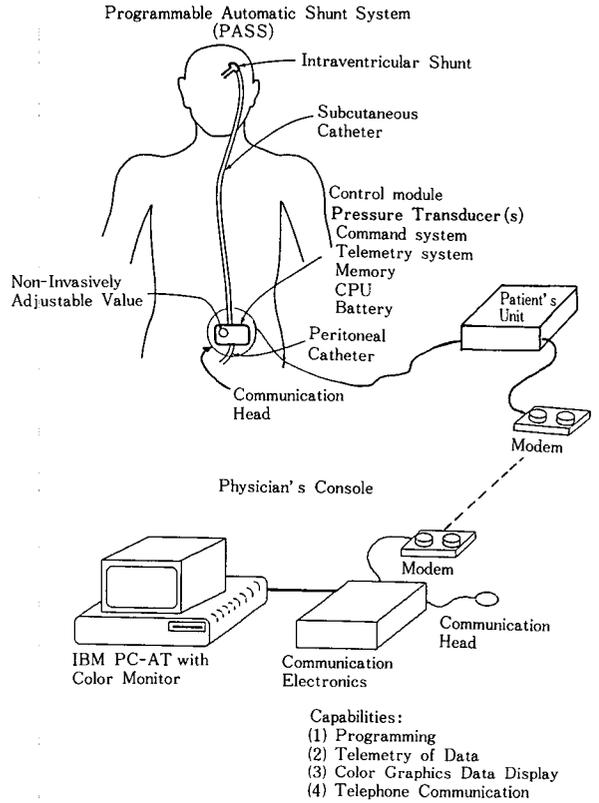
그림 1. 진단 - 치료간의 순환경로⁽¹⁾

표 1. 각 질병에 대한 폐루프계를 구성하는 센서^(1,2)

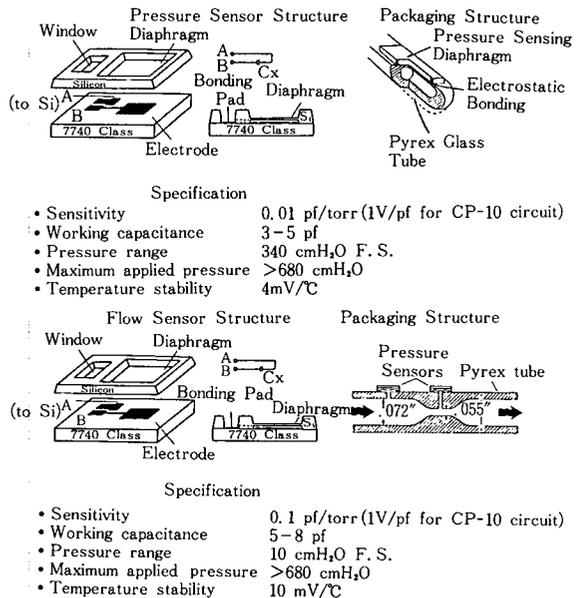
질 병	치 료	센 서
심장질환	생리학적 치료	압력, 흐름, 화학센서
당 뇨	인슐린 주입	포도당 센서
간 질	소뇌 자극	전위 센서
고혈압	혈압 제어	압력, 온도센서
뇌수종	ICP 조절	압력, 흐름, 이온센서
신체마비	신경, 근육제어	전극, 위치, 각도센서
호흡장애	횡경막 조절	압력, 흐름, 습도센서
실 뇨	신장 제어	압력, 화학센서
인공심장	혈액순환 제어	압력, 흐름, pO ₂ , pCO ₂ 센서

외부로 전달하면 이는 모뎀과 모뎀간의 전송경로를 거쳐 보다 원거리까지 이르게 된다. 최종적으로 신호를 수신하게 되는 컴퓨터는 신호를 저장 복사하거나 시뮬레이션 프로그램을 이용하여 수신된 신호를 분석한 뒤, CSF의 흐름과 ICP를 적절히 조절하도록 제어명령을 송신한다. 이러한 명령은 다시 전송경로로 거쳐 케환되어 이에 따라 소형밸브가 미세한 범위에서 개폐되어 척수의 흐름과 압력등을 조절하게 된다. 그림 2(b)는 ICP와 CSF 측정용 압력 및 흐름 센서의 구조, 동작특성등을 나타낸 것이다. 각 센서들은 모두 0.01pf/torr의 감도를 갖는 가변용량형 평행판 커패시터로 구성되며, 흐름센서의 경우 두 지점간의 차압을 이용하여 0~40cc/hr의 미세한 측정범위를 갖는다. 이와 같은 소형센서들은 멀티플렉서, A/D변환기, 소형메모리 및 전원회로, 송수신기등과 함께 주입되어 신호의 측정-변환-전송을 행한다.

이상을 통하여 알 수 있는 바와 같이 센서와 주변 장치간의 호환성을 실현하려면 추출하고자 하는 생체 신호량이 전기적인 신호로 변환되어야 하고, 신호처



(a) 시스템의 구성도



(b) 사용된 소형 Si 압력 및 흐름센서

그림 2. 뇌수종 치료를 위한 폐루프계⁽⁹⁾

리부와의 경로는 S/N비의 향상을 위해 가능한 인접되어야 하며, 변환을 통하여 증폭 변조된 신호는 디지털 형태로써 마이크로 프로세서에 입력된 뒤 기타 주변장치들에 의해 분석 처리되어야 한다. 이상을 실현하는데 있어서 Si은 광전, 압전, Hall 및 Seebeck 효과등 다양한 화학-물리 신호의 전기신호 변환효과와 함께 회로-시스템 차원의 고도화된 VLSI 기술을 보유하고 있다. 결국 생체계측용 Si 센서의 개발은 한 개의 유니트로 집적화되어 지능을 가진 페루프식 생체 계측-제어 시스템의 단일칩화를 목적으로 한다. 표 2에 현재 사용되거나 연구 개발중인 Si 센서소자와 생리학적 응용분야를 요약하였다.^[2]

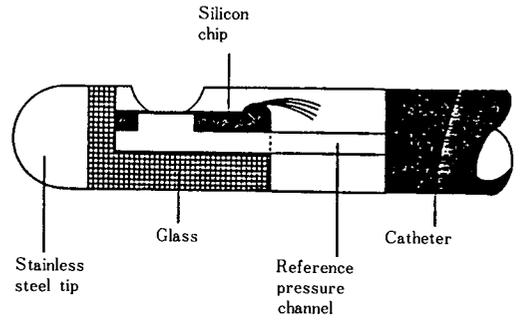
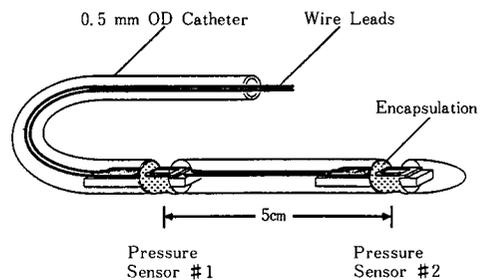


그림 3. Catheter tip형 압력센서^[1]

표 2. 생체 계측용 Si 센서의 분류^[2]

신 호 량	센 서 소 자	생 리 학 용 용 분 야
전위, 임피던스	소형 Si전극, Z-브릿지	신경 및 근육활동, ECG, EEG, 호흡작용, 혈류 및 혈량
온도, 적외선	PN 접합, Si 세모파일	염증, 암 진단, 순환장애
음파, 초음파, 진동	FET, 마이크로폰	심장박동, 호흡상태, 혈류
광	LED, LD, CCD	임상학연구, 가스 및 이온측정
자 계	다중 콜렉터 Tr., Hall소자	혈류, 심장활동
힘, 압력	압력센서, PN접합, 압전소자	혈압, 혈류, 호흡기관
유체 흐름	압력센서, 세모파일, 열전소자	체액 및 기류흐름, 심장, 폐, 신장기능 조사
변위, 속도, 가속	압력 및 가속센서, Hall소자	인체운동, 정형
습 도	이슬점 이온센서, 산화막 이온센서	호흡기관, 위생
가 스	MOSFET, 전극	혈액내 가스, 호흡기관, 유체 성분분석
이온, 생체분자	전극, ISFET	혈액 및 체내 화학성분 분석

피하주입용으로 제작된 용량형 다점계측용 Si 압력 센서를 그림 4에 예시하였다.^[4] 외경 0.5mm의 catheter내에 5cm간격으로 두 개의 센서가 신호처리부와 함께 배열되어 두 지점간의 압력을 동시에 측정할 수 있도록 되어 있다. 센서부는 1.5 μ m두께의 다이아프램을 갖는 소형 Si 구조가 양극접합에 의해 금속전극이 증착된 파이렉스 기판상에 부착되어 커패시터를 형성하고 있다. 별개의 Si 기판상에 집적화 되어있는 신호처리부에는 펄스증폭회로, 2비트 카운터, 슈미트



III. 생체계측용 Si 센서의 연구 개발사례

1. 압력 센서

일반적으로 Si 압력센서는 동작원리에 따라 압저항형 (piezoresistive type)과 용량형 (capacitive type)으로 분류된다. 압저항형은 얇은 Si 다이아프램상에 브릿지구조로 형성된 압저항들의 저항이 다이아프램의 기계적인 변형에 따라 변화하는 성질, 즉 Si의 압저항효과에 의해 동작하는 소자이며, 용량형은 그림 2(b)에 보인 바와 같이 다이아프램이 평행판 커패시터의 한 면으로 작용하여 그 편형정도에 비례하는 용량변화를 압력의 함수로서 측정하는 소자이다. 이러한 Si 압력센서 칩들은 그림 3과 같이 catheter tip내에 내장되어 혈관, 근육, 호흡기관내에 주입된다.^[1]

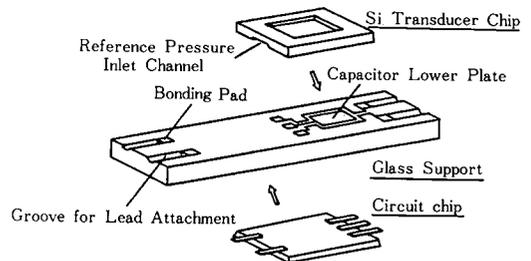


그림 4. 다점계측용 Si 압력센서 시스템 및 칩의 구조^[4]

표 3. 생체계측용 Si 압력센서의 연구개발내역⁽⁴⁾

RESEARCHERS	YEAR	APPROACH	CATHETER OD	DLAPHRAGM SIZE	COMMENT
Samaun, Wise & Angell	1973	Piezoresistive	0.9mm	0.5 mm Dia. 5 μ m Thick	Catheter-Tip No Circuitry
Borky & Wise	1979	Piezoresistive	1.5mm	1mm Dia. 10 μ m Thick	Catheter-Tip & Sidewall-Mounted Bipolar Circuitry
Ko, Hynecsek & Boettcher	1979	Piezoresistive	~1.4mm	2.3mm \times 0.76mm 20 μ m Thick	Catheter-Tip No Circuitry
Sander, Knutti & Meindl	1980	Capacitive	~1.5mm	1mm \times 1mm 20 μ m Thick	Bipolar Circuitry
Esashi et al	1982	Piezoresistive	1.8mm	0.55mm Dia. 10 μ m Thick	Catheter-Tip & Sidewall-Mounted Bipolar Circuitry
Wu, Bao & Ding	1982	Piezoresistive	~1.2mm	1.6mm \times 0.72mm 15 μ m Thick	Catheter-Tip Bipolar Circuitry
Ko et al	1983	Capacitive	~1.6mm	1.1mm Dia. 35 μ m Thick	Bipolar & CMOS Circuitry
Burns, Barth & Angell	1984	Piezoresistive	~1.1mm	~0.6mm \times 0.6mm	Catheter-Tip Bipolar Circuitry
Tenez et al	1987	Optical Fiber	0.5mm	20 μ m Thick Silicon Membrane	Sidewall-Mounted No Circuitry
Chau & Wise	1987	Capacitive	0.5mm	0.55mm \times 0.29mm 1.5 μ m Thick	Catheter-Tip & Sidewall-Mounted NMOS Circuitry

트리거등이 형성되어 있는데 이는 신호를 증폭 부호화한 뒤 한 쌍의 리드선을 통해 외부로 전송한다. 이와 함께 최근에 이르기까지 보고된 생체계측용 Si 압력센서의 연구개발 내역을 표 3에 수록하였다.⁽⁴⁾

2. 온도 센서

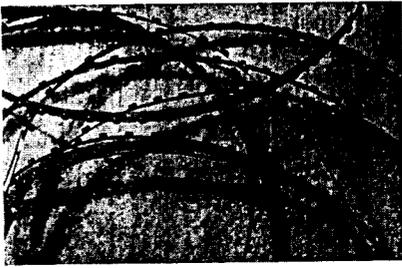
온도측정용 센서소자에는 써미스터, PN접합소자, 써모커플 및 써모파일 등이 있는데 대부분의 경우 Si 기판상에 집적화가 가능하다. 특히 박막화된 써모커플의 2차원 어레이인 써모파일은 그 응용도가 점차로 확대되고 있는 소자로 이에 관해서는 전술한 바 있다.⁽⁵⁾ PN접합형 온도센서는 접합 양단의 전위가 주변온도가 증가함에 따라 약 $-2\sim -3\text{V}/^\circ\text{C}$ 정도 감소하는 특성을 이용한다. 이에 부가적인 IC를 첨가하면 접합전위의 변화가 바로 온도변화로 지시되어 체외로 전송되거나 또는 $-1.0\text{V}/^\circ\text{C}$, $-10\%/^\circ\text{C}$ 이상의 높은 감도를 얻을 수 있다.

암 조직의 고열 치료(hyperthermic treatment) 시 종양부위의 온도분포를 측정하기 위해서는 최소한

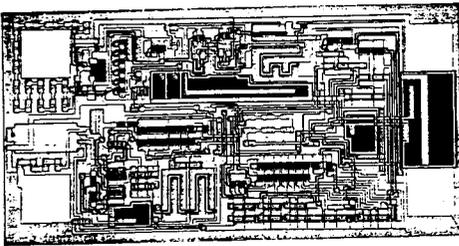
0.5~1.0cm의 거리를 두고 배열된 다수의 온도센서 어레이가 필요하다. 누설전류를 줄이기 위해 센서들은 최소한의 리드선에 의해 연결되어야 한다. 이와같은 목적으로 제작된 유연성있는 선형 Si 온도센서 어레이를 그림 5(a)에 보였다.⁽⁶⁾ 각각의 PN접합을 포함한 20개의 Si 아일랜드가 서로 한 쌍의 금속선에 의해 연결되어 폴리이미드 기판상에 형성되어 있으며, 이는 길이 20cm, 폭 1mm, 두께 0.4mm로 한 장의 3인치 Si 기판상에 6개 이상이 동시에 제작될 수 있다. 또한 그림 5(b)는 센서칩상에 CMOS형 멀티플렉서, 온도-전류 변환회로, 전류제어형 공진회로가 함께 구성되어 있는 소자이다.⁽⁷⁾ 칩의 크기는 $0.5\times 1\text{mm}^2$ 으로 50개의 센서가 한 쌍의 리드선으로 연결되어 종양부위의 온도분포를 0.5cm 간격으로 추출한다.

3. 이온 센서

Si를 이용한 이온센서는 ISFET 즉 이온선택성 전계효과 트랜지스터(ion selective field effect transistor)를 중심으로 하고 있다. ISFET에 있어서는 계



(a) 유연성 있는 PN접합형 센서 어레이

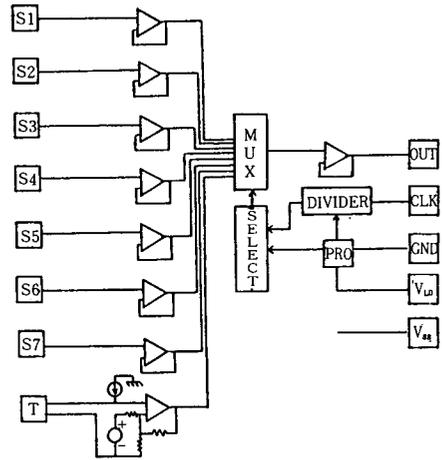


(b) 신호처리회로가 내장된 센서칩의 구조

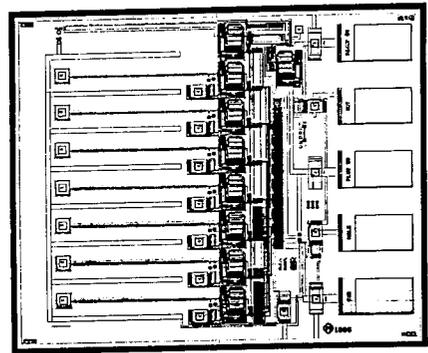
그림 5. Si 온도센서의 예^[6,7]

이트전극으로 금속박막을 사용하지 않고 수분이나 이온침입에 강한 Si_3N_4 막을 우선 증착한 뒤, 그 위에 생체내의 특성이온과 선택적으로 반응하는 생체기능성 막을 고정화시켜 소형 FET를 형성한다. 이때, 게이트전극에 특성이온이 흡착되면 이온의 농도, 성분 등에 따라 생체기능성 막의 고유전위가 변화하여 드레인전류가 증감되는 등의 전기적인 신호가 검출된다. 생체용액과의 접촉에 의한 이온감응도 및 선택도의 반응기구는 통용되어온 membrane 전극의 동작 원리와 유사하며, 현재 ISFET형의 이온센서에 의해 pH, Na^+ , H^+ , Ca^{2+} , CO_3^{2-} , NO_3^- 등의 이온분석이 행해지고 있다.^[8]

그림 6은 pH를 비롯하여 Na^+ , K^+ , Cl^- 이온등의 혈액 성분분석을 위해 제작된 동시-다변수 계측용 전기화학센서의 구조이다.^[9] 이 센서는 그림 6(a)에 보인 바와 같이 7개의 화학센서부와 1개의 온도센서부, 그리고 신호처리부로 멀티플렉서, OP앰프, 기타 논리회로등이 구성되어 있다. OP앰프는 시스템의 노이즈 방지를 위해 매우 작은 밴드폭내에서 동작하며, 전원공급용(+/-2.5V), 접지용, 클럭입력용, 신호출력용등 단지 5개의 외부연결 단자들에 의해 주변



(a) 논리기능회로



(b) 칩 레이아웃

그림 6. 동시-다변수 계측용 Si 화학센서^[9]

기기와 연결된다. 그림 6(b)는 센서시스템의 칩 레이아웃으로, 이는 $3\mu\text{m}$ CMOS 표준공정에 의해 일괄 제작된다.

상술한 전위차계식 센서(potentiometric sensor) 이외에 Clark cell과 같은 전류차계식 센서(ampereometric sensor)의 개발도 Si 공정을 이용하여 진행되고 있다.^[1] 그림 7과 같은 구조의 피하주입형 Clark cell은 주로 SiO_2/Si 기판상에 제작되는데, 상용되어온 polarographic 방법이 그대로 적용되며 단지 양극 및 음극재료들이 고순도 박막증착되거나 온도센서등의 부가적인 기능회로가 함께 집적화될 수 있다. 현재, Si를 이용한 소형 Clark cell 센서는 피하주입식 pO_2 , pCO_2 센서등의 응용이 기대되고 있으나 직접적인 혈류내의 주입까지는 이르지 못하고 있다.

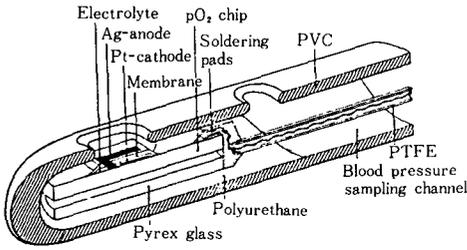
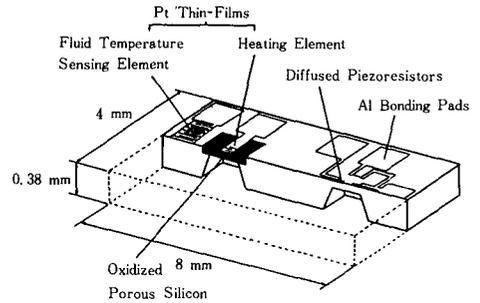
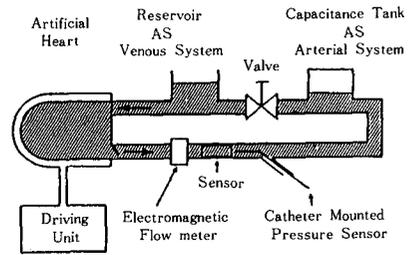


그림 7. pO₂ 측정용 Si clock cell^[1]



(a) 센서 칩의 구조



(b) 센서 특성평가 시스템

그림 8. 집적화된 Si 압력-흐름센서^[11]

4. 흐름센서

생체내에서의 흐름의 측정은 심장혈관내에서의 혈류나 호흡기관에 있어서 기체의 유량등의 측정과 조절을 위해 매우 중요하다. 흐름을 측정하기 위한 방법으로는 전자계소자, 도플러소자, plethysmography 등을 이용하거나 두 지점간의 압력이나 온도의 차이를 측정하여 이를 유속으로 환산하는 방법등이 있다.^[10] Si를 이용한 흐름센서는 주로 그림 2에 보인 바와 같이 두 개의 압력센서를 이용하여 차압을 측정하거나, 혹은 2점에서 언급한 온도센서를 이용하여 흐름내에서의 온도변화를 측정함으로써 유량 및 흐름방향을 측정하는 방법등이 주로 이용되고 있다.^[9]

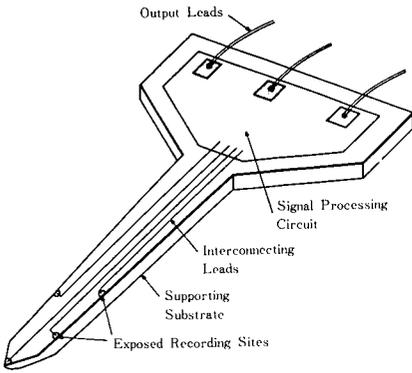
그림 8(a)는 생체내에서의 혈압과 혈류를 측정하기 위해 제작된 Si 압력-흐름센서이다.^[11] 압력 및 흐름센서는 각각 압저항효과와 열전달효과로 동작하는데, 흐름센서의 경우 온도측정부와 발열부간의 열적 절연을 위해 다공질 SiO₂를 이용하였다. 이 센서의 특성은 그림 8(b)에 보인 인체내의 심장-혈액순환경로를 가상한 실험계를 구성하여 평가되었다. 압력측정시 감도는 약 1.32μV/mmHg, 감도의 온도계수는 -0.08%/°C, 비선형성은 0.5% F. S., 측정범위는 0~300mmHg이고, 흐름측정시 +/-10% F. S. 정도의 정확도를 가지며 응답속도는 100ms 이내, 측정범위는 0~71/min 정도로 평가되었다. 이러한 구조의 센서는 칩의 크기만 고려한다면 catheter tip 형태로써 혈관내로의 주입이 가능하다.

5. 소형 Si 전극

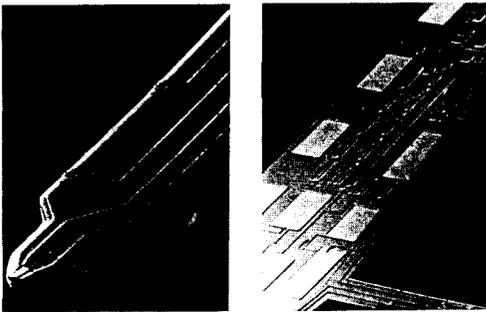
Si의 비등방성 식각, 자동식각방지방법등의 미세 가공기술을 이용하여 제작되는 소형 Si 전극은 능동 증폭회로와 함께 구성되어 생체의 근육이나 혈관내에 주입됨으로써, 신경인자의 기록(neuron recording)이나 EEG 및 ECG 신호를 추출하는 역할을 한다.

일례로 그림 9는 Si의 미세가공중 고농도 붕소화산에 의한 식각방지방법과 표준 MOS 공정기술을 이용하여 제작된 신경인자기록용 Si 전극이다.^[12,13] 이는 4개의 스트림형 박막전극을 갖는 소형 Si 구조로, 박막전극들은 절연체에 의해 상하로 절연되어 있으며 끝단의 검출지점만이 상층의 절연체가 제거되어 있다. 전극의 바늘형 팁의 크기는 두께 15μm, 폭 20μm이며, 동시에 네 지점을 측정할 수 있는 다중채널구조이다. 신호처리회로로는 증폭회로, 멀티플렉서, 임피던스 측정회로등이 함께 내장되어 있다. 제작된 전극은 gerbil pia-arachnoid층을 통과할 수 있을 정도의 강도를 보유하고 있으며, 각 지점에서 단일 신경인자의 동작을 50μV peak-to-peak 이상의 감도로 기록할 수 있다.

이와함께 의료제어기기용 Si 소형기계구조의 제작도 활성화되고 있다.^[14,15] Si 구조들중 소형 기어, 밸브, 펌프등은 외부로부터의 약물투여나 흐름등을 미세한 범위하에 조절제어하거나 생체내에 주입되어 소형 전극의 위치이동, 혈액 가스의 조절, 기타 펌핑 동작의 제어등에 효과적으로 이용될 수 있다.



(a) 전극의 구조



(b) 미세가공된 센서부 및 신호처리부

그림 9. 신경인지기록용 소형 Si 전극^[12,13]

IV. 센서 패키징 및 실용화에 있어서 고려할 점

생체내에 주입된 센서가 신호원과 직접 접촉하여 동작하는 점을 고려할 때, 더구나 습기, 온도, 화학 성분등에 특히 민감한 VLSI 회로가 함께 탑재된 경우에 있어서 “센서의 패키징”이 갖는 의미는 매우 크다. 센서의 주입기간은 그 용도에 의존하는데 일반적으로 진단 검진시(diagnostic investigation purpose)에는 수 시간 정도, 제어 조절시(control, monitoring purpose)에는 수 일 정도, 장기적인 치료시(long-term therapeutic purpose)에는 수 주일이상의 기간을 필요로 한다. 센서의 주입기간이 장기화 될수록 센서 및 패키징재료의 특성, 소자의 동작영역등에 있어서 더욱 제한된 조건들이 출현하게 된다.^[1,16,17] 주입형 센서에서 특히 고려할 점은 다음과 같다.

- (1) 완전한 용접성 밀봉(hermetic sealing)
- (2) 내 부식성(corrosion durability)
- (3) 생체 적응성(biocompatibility)

(4) 신호전송(communication)

(5) 소형화(miniaturisation)

용접성 밀봉, 내 부식성, 그리고 생체 적응성은 특히 패키징용 재료의 선택에 의존한다. 이를 위한 재료로는 세라믹, 유리, 금속등이 주로 사용된다. 그러나 폴리머 계통을 사용할 경우에는 수분을 함유한 가스가 침투하여 소자의 부식을 초래하거나 전기적인 동작특성을 저하시킬 우려가 있다. Si와 패키징 재료간의 열팽창 계수의 차이로 인해 발생하는 기계적인 응력도 무시할 수 없는데, 이는 다이아프램이나 캔틸레버 빔과 같은 얇은 Si 구조를 파괴하는 원인이 되기도 한다. 또한, 신호원에 직접 접촉되는 부분은 혈액, 소변등 체액과 반응함으로써, 체액의 화학조성을 변화시키거나, 센서의 동작특성 변화의 원인이 되기도 하는데 이와같은 현상은 특히 화학(이온, 가스) 센서에서 심각하다. 신호처리 회로부만의 국부적인 밀봉을 위해서는 유리-Si 양극접합법도 유용하게 될 수 있다. 이와 함께 Si 기판상에 증착되는 생체감응성 박막재료는 인체에 완전한 무해물질이어야 함은 말할 나위가 없다.

생체신호의 원격측정시스템(biotelemetry system)은 센서를 장기간 피하주입할 경우 매우 유용하다. 이를 위해서는 체내에 주입될 수 있는 송수신기나 공급전원의 개발이 시급하다. 또한, 신호전송시 S/N비를 가능한 크게 하기 위해서는 전송매체와 생체간의 완전한 전기적 절연이 이루어져야 하는데 이는 안전면에서도 중요하다. 심지어 심근내를 흐르는 50Hz-50 μ A 정도의 적은 전류도 심장에 큰 장애를 유발할 수 있다. 전기적 절연을 위해 광섬유를 이용한 신호의 전송등도 유용한 방법중의 하나가 될 수 있을 것이다.

센서의 소형화에 대한 가능성은 Si 센서만의 장점이 아니다. 앞으로 더욱 가속화될 고밀도 Si 집적회로기술과 미세가공기술의 응용을 통해 보다 초소형의 Si 센서의 출현이 기대된다. 아울러 제작된 센서는 일반적인 특성평가 방법 이외에 인체내에서의 안전도, 측정부위, 환자의 상태 등을 고려하여 부수적인 시험절차를 거치는 것이 바람직하다. 혈액을 자극할 우려가 있는 염류 계통의 유무측정, 인공 생체구조나 동물을 통한 사전 모의실험, 기타 체액내에서의 노쇠현상 평가등이 그 일례가 될 것이다.

V. 맺음말

이상, 의료적인 관점에서 주입형 Si 센서의 전반적

인 기술동향에 관해 살펴보았다. 범 국제적인 전략목표인 반도체 기억소자에만 치우쳐 온 국내 실정을 미루어 볼 때, 생체계측용을 비롯한 다목적 Si 소형 센서분야는 새로운 분야의 기술축적 및 대외경쟁력을 고양할 수 있을 것이다. 즉 단일 칩이나 패키지 내에 다수의 센서를 구성하여 복합적인 생체신호들을 동시에 측정 분석하는 것도 한 방안이 될 것이다. 예를 들어 혈압, 혈류, ECG, 그리고 여타 화학성분들을 동시에 검출함으로써 심장혈관계의 상태를 정밀 평가하거나 또는 다수의 이온농도측정으로 체액의 산-염기 비율등을 동시 감지할 수 있다. 아울러 컴퓨터를 위시한 주변 전자장비와의 호환성 부여는 기존 센서의 관념을 한 단계 뛰어넘는 차원이 될 것이다. 이러한 지능형 센서가 갖는 기능은 어떤 VLSI 회로를 집적화시키느냐에 따라 매우 다양하게 된다. 즉, 임피던스 변화 및 신호증폭, 보상 및 오차보정, 신호의 저장, 부호화 및 필터링, 원격신호검출 및 전송, 전원 및 정보등의 기능부여가 가능하다. 결과적으로, 향후 생체계측용 Si 센서의 방향은 계측-신호처리-제어-액츄에이터로 이루어지는 지능을 가진 계측-제어시스템 유니트에 있다.

參 考 文 獻

[1] J.M.L. Engels et al., *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, vol. 16, p. 987, 1983.
 [2] W.H. Ko, *IEEE Tr. Biomed. Engin.*, vol. BME-33, no. 2, p. 153, 1986.
 [3] W. H. Ko, et al., *Proc. IEEE*, vol. 76, no. 9, p. 1226, 1988.

[4] H.L. Chau, *Michigan Tech. Rep.*, no. 180, 1987.
 [5] B.K. Ju et al., *KITE Rev.*, vol. 16, no. 6, p. 90, 1989.
 [6] P.W. Barth et al., *IEEE Tr. Electron Dev.*, vol. ED-32, no. 7, p. 1202, 1985.
 [7] W. Schafer, *Sens. Actuat.*, vol. 17, p. 623, 1989.
 [8] P. Bergveld, *Biosensors*, vol. 2, p. 15, 1986.
 [9] I.R. Lauk et al., *Proc. Symp. Electrochem. Sensors for Biomed, Appl.*, vol. 86-14, p. 116, 1986.
 [10] P. Bergveld, *Sens. Actuat.*, vol. 10, p. 165, 1986.
 [11] O. Tabata et al., *IEEE Tr. Electron Dev.*, vol. ED-34, no. 12, p. 2456, 1987.
 [12] K. Najafi et al., *IEEE Tr. Electron Dev.*, vol. ED-32, no. 7, p. 1206, 1985.
 [13] S.L. Bement et al., *IEEE Tr. Electron Dev.*, vol. ED-33, no. 2, p. 230, 1986.
 [14] S. Shoji et al., *Sens. Actuat.*, vol. 14, p. 101, 1988.
 [15] H.T. G. van Lintel, *Sens. Actuat.*, vol. 15, p. 153, 1988.
 [16] C.D. Fung et al., *Micromachining and Micropackaging of Transducers*, Elsevier Science Pub., New York, 1985.
 [17] R.L. Smith et al., *IEEE Tr. Electron Dev.*, vol. 35, no. 6, p. 787, 1988. (E)

筆 者 紹 介



朱 炳 權
 1962年 12月 2日生
 1966年 2月 서울시립대 전자공학과 졸업
 1988年 2月 서울시립대 대학원 전자공학과(공학석사)

1988年 2月~현재 KIST응용전자연구실 연구원
 주관심분야: 실리콘 미세가공 및 지능형 집적화 마이크로 센서



李 明 福
 1958年 6月 25日生
 1982年 2月 경북대학교 물리학과 졸업(이학사)
 1984年 2月 경북대학교 대학원 고체물리학(이학석사)

1985年 3月~1986年 8月 경남대학교 물리학과 조교
 1986年 9月~현재 한국과학기술연구원 광전자공학 연구실 연구원
 주관심분야: 반도체 응용기술개발 및 소자물리 등임.



李 精 一

1953年 1月 30日生
1975年 서울대학교 물리학과
(학사)
1985年 미국 부라운대학교 물리
학과(박사)

1975年~1977年 육군통신장교
1985年~1986年 미국 지티이연구소 연구원
1987年~현재 한국과학기술연구원 광전자공학연구실
선임연구원
주관심분야 : 반도체 소자물리 및 양자전송 등임.



姜 光 南

1945年 3月 15日生
1968年 2月 서울대학교 물리학과
졸업
1971年 2月 서울대학교 대학원
물리학과(석사)
1983年 10月 프랑스 그레노블공대
(박사)

현재 한국과학기술연구원 광전자공학연구실장
주관심분야 : GaAs MESFET 및 MMIC 공정개발,
Short Channel Device Physics, Optical Waveguide on
III-V Semiconductor, High Speed Detectors &
Optical IC 등임.



金 炯 坤

1952年 4月 5日生
1974年 한국항공대학 전자공학과
졸업
1983年~1985年 영국 Kent Univ.
공학석사 및 박사학위
취득

현재~KIST 집적시스템연구실 책임연구원 및 연구
실장
주관심분야 : VLSI 아키텍처 디자인 및 지능형
집적화 마이크로센서



吳 明 煥

1943年 6月 10日生
1965年 서울대학교 전기공학과
졸업
1972年 서울대학교 대학원 전기
공학과(공학석사)
1979年 프랑스 Paul Sabatier
Univ. 전기공학과(공학박사)

1976年~1979年 프랑스 CNRS Lab. Génie Electrique
연구원
1986年~1987年 미국 North Carolina Univ. 객원연구원
현재~KIST 응용물리·전자연구부 책임연구원,
연구부장
주관심분야 : 금속-산화물 반도체, 평판표시장치,
지능형 집적화 마이크로 센서