

Si 디아프램을 사용한 FFPI 압력센서의 압력특성에 관한 연구

정주영[†] · 김경찬

계명대학교 물리학과

⑨ 704-701 대구광역시 달서구 신당동 1000번지

박재희

계명대학교 전자공학과

⑨ 704-701 대구광역시 달서구 신당동 1000번지

(2001년 5월 14일 받음, 2001년 11월 7일 수정본 받음)

본 연구에서는 생체 내부의 압력을 측정하기 위하여 Si를 얇은 막으로 사용한 FFPI(fiber optic Fabry-Perot interferometer) 압력센서를 개발하였다. 얇은 Si 막과 Si 막의 비등방 지지 구조물은 수산화 칼륨 수용액에서의 식각과 미세가공 기술로 제작하였다. 센서의 구조는 두 반사막 사이의 길이가 15 mm이며 수직 절단된 센서의 끝단은 두께 50 μm의 얇은 Si 막에 연결하였다. 얇은 Si 막의 면적이 2×2 mm²인 압력센서의 경우 압력감도는 ~1.5 degree/kPa였다. 본 연구에서 제작한 압력센서는 80 kPa의 압력 범위 내에서 압력 증가에 따라 비교적 선형적인 위상변화를 보였다.

분류코드 : FO.030.

I. 서 론

다양한 측정방식의 압력센서는 생체용 의료기 및 주변 환경 측정과 산업체의 대규모 시스템 제어를 위한 압력측정 뿐 아니라 각종 연구용 진공장비, 자동차 등에 매우 광범위하게 사용되고 있다. 압력측정을 위한 대부분의 압력센서는 전기적 압력측정 방식을 사용하고 있어서 26 kPa(200 mmHg) 이하인 생체압 수준의 미세 압력측정이 어려우며 신호 전송시 전송로를 통한 주변 잡음의 영향을 받게된다. 또한 전·자기장, 고온, 고압, 부식 등 주변 환경에 쉽사리 영향을 받게된다.^[1,2] LD(laser diode)와 PD(photo diode)의 빠른 응답속도 및 빛의 도파 매질인 광섬유를 신호 전송로로 사용할 경우, 앞서 언급 한 기존의 압력센서의 여러 가지 단점을 극복하여 특정 영역의 미세 압력측정과 높은 감도 및 빠른 응답특성이 가능하다. 이러한 광섬유 압력센서는 크게 강도형 및 간섭형으로 나누어진다. 온도, 압력, 변형 및 농도 등의 외부 물리량의 변화를 검출하는 광섬유 센서는 주로 광섬유를 따라 도파하는 광의 위상, 강도, 편광 그리고 파장의 변화를 이용한다. 가장 널리 사용하는 방식은 광의 강도변화를 측정하는 강도형 센서이며 매우 활발한 연구가 진행되었다. 강도형 센서는 주변 환경에 의한 광흡수, 광투과 또는 광반사율의 변화를 감지한다. 강도형 센서의 특징은 절대압을 측정할 수 있는 것과 신호처리가 매우 간단하다는 특징을 가지고 있다. 이러한 이유로 생체 압력측정을 위한 의료용 초소형 광섬유 압력센서와 엔진 내부의 압력측정을 위한 엔진 압력센서 등의 강도형 센서가 개발되었다.^[3-6] 그러나 주변 온도 및 광섬유 결합손실에 의한 감

도감소 등의 단점이 지적되고 있으며, 미세 압력측정의 경우 강도형에 비하여 사용한 광원의 파장 단위 감도를 갖는 간섭형이 매우 우수하다는 연구결과가 보고되고 있다.^[7] 이러한 이유로 광간섭에 의한 위상변화를 이용하는 광섬유 센서에 관한 연구가 여러 연구자에 의해 진행되어 오고 있다.^[8,9] 본 연구에서는 광섬유 세로축인 단일 경로상에서 제작 가능한 FFPI (fiber optic Fabry-Perot interferometer)형의 압력센서를 개발하였다. 미세압 및 특정영역의 최적 압력측정을 위하여 얇은 Si 막을 사용한 FFPI형 압력센서를 제작하여 압력센서에 인가된 압력에 따른 특성을 조사하였다.

II. FFPI 압력센서

Fiber-optic Fabry-Perot 간섭계는 광섬유 세로축 선상에 위치하는 두 개의 반사막으로 구성되어 있으며, 첫 번째 반사막에 반사되는 광과 첫 번째 반사막을 투과하여 두 번째 반사막에서 반사되는 광 사이의 광경로 차에 의해 두 광들의 왕복 위상차가 생기게 된다. 두 반사막의 반사율이 각각 R_1 , R_2 라 할 경우 FFPI에서 반사된 강도 P_R 은 다음의 식 (1)과 같다.

$$P_R = P_{IN} \frac{R_1 + R_2 (T_1 - R_1)^2 \exp(-2\delta) - 2\sqrt{R_1 R_2} (T_1 - R_1) \exp(-2\delta) \cos\Phi}{1 + R_1 R_2 \exp(-\delta) - 2\sqrt{R_1 R_2} \exp(-\delta) \cos\Phi} \quad (1)$$

여기서 P_{IN} 은 FFPI에 입력된 광전력, T_1 은 첫 번째 반사막의 투과율, δ 는 간섭계 내에서의 왕복 광손실이 된다. 여기에서 왕복 광위상차 Φ 는 다음과 같다.

$$\Phi = \frac{4\pi n L v}{c} \quad (2)$$

[†]E-mail: jjy7945@hitech.net

식 (2)에서 v 는 사용한 광원의 광주파수, c 는 진공 중 빛의 속도이며, n 은 투과매질인 광섬유의 굴절률이다. FFPI에서 왕복 광위상차(Φ)의 구성 요소인 두 반사막 사이의 직접적인 길이변화(L), 입사된 광의 주파수 변화(v)에 의한 길이변화 등 광경로에 영향을 주는 요소들을 이용하여 주위 환경변화를 측정할 수 있다. 이 경우 Φ 에 영향을 주는 요소들에는 FFPI의 길이변화에 의한 위상변화($\Delta\Phi_L$), 광원의 주파수 변화에 의한 위상변화($\Delta\Phi_v$)와 FFPI의 주변 온도변화에 의한 위상변화($\Delta\Phi_T$) 요소가 있다. 본 연구에서 제작한 FFPI의 경우 안정화된 단일 파장의 LD를 사용하기 때문에 광 주파수 변화에 의한 위상변화($\Delta\Phi_v$)를 무시할 수 있으며, 또한 일정한 온도에서의 압력측정을 전제로 할 경우, 온도변화에 의한 위상변화 요소($\Delta\Phi_T$)를 무시할 수 있으며, 주변 온도가 변화하는 경우에는 온도변화에 따른 FFPI의 길이 변화량이 일정한 값($\sim 10^{-5} \times$ FFPI의 sensing length/ $^{\circ}\text{C}$)을 가지므로 온도에 의한 변화요소를 제거할 수 있다.^[7] 따라서 FFPI에서 간섭신호의 왕복 광위상차를 변화시키는 주된 요소는 가해진 압력에 따라 deflection된 얇은 Si 막의 변화에 의한 두 반사막의 직접적인 길이변화($\Delta\Phi_L$) 요소만 남게된다. FFPI의 왕복 광위상차는 직접적인 FFPI의 길이변화와 길이변화에 따라 압축된 FFPI의 광섬유 굴절률 변화 항인 $L\Delta n$ 이 포함된다. 외부의 압력을 Fabry-Perot 간섭계의 길이 축을 따라 인가할 경우 위상변화는 식 (3)과 같게된다.

$$\Delta\Phi = \frac{4\pi v}{c} (n\Delta L + L\Delta n) \quad (3)$$

가해지는 압력에 따른 FFPI의 길이변화와 굴절률 변화를 가해진 등방향의 strain, stress와 실리카 광섬유의 굴절률, 탄성 계수 등을 고려하여 식 (3)을 재정리할 경우 다음의 식 (4)와 같게된다.^[10]

$$\Delta\Phi = 0.78 \times \frac{4\pi v n (\Delta L_{FFPI})}{c} \quad (4)$$

식 (4)에서 0.78은 strain optic 효과에 의한 계산된 값이다.

식 (1)에서 두 반사막간의 길이가 수 cm 이내일 경우, 광섬유 내에서 도파되는 광 손실(δ)을 무시할 수 있다. 두 반사막의 반사율이 매우 작으면, 즉 $R_1, R_2 \ll 1$ 이며 $R_1 + T_1 \approx 1$ 이란 조건을 만족할 경우 식 (1)은 다음의 식 (5)와 같게 된다.

$$\begin{aligned} R &= \frac{P_R}{P_{IN}} \\ &= \frac{R_1 + R_2 (T_1 - R_1)^2 - 2\sqrt{R_1 R_2} (T_1 - R_1) \cos \Phi}{1 + R_1 R_2 - 2\sqrt{R_1 R_2} \cos \Phi} \\ &= R_1 - R_2 - 2\sqrt{R_1 R_2} \cos \Phi \end{aligned} \quad (5)$$

간섭신호의 전송로로 사용하는 광섬유와 3dB coupler의 광손실은 매우 낮으며 FFPI의 두 반사막의 반사율을 거의 동일하게 제작이 가능하다. 또한 FFPI에서 반사된 두 빔 사이의 경로 차가 광원으로 사용한 레이저의 결맞음 거리보다 매우 작은 수 cm 이내 이기 때문에 FFPI의 광출력은 다음 식 (6)과 같이 정리된다.

$$P_R = P_{IN} \cdot 2R_1(1 - \cos \Phi) \quad (6)$$

따라서 외부의 압력을 Fabry-Perot 간섭계의 길이 축을 따라 인가할 경우 식 (6)에서 두 반사막 사이의 길이변화에 따른 위상차(Φ)는 반사막에서 반사된 광출력(P_R)과 FFPI에 인가된 광입력(P_{IN}) 및 FFPI의 반사막의 반사율(R_1)을 측정함으로써 얻을 수 있다. 반사율 R 이 매우 클 경우, FFPI는 파장분할 필터 등으로 사용되며 본 연구에서와 같이 R 이 매우 작을 경우 압력센서 등의 센서로 사용된다.

TiO_2 를 RF 마그네트론 스퍼터링 장치를 사용하여 광섬유 수직 절단면에 증착하여 FFPI의 반사막을 구성하였다. TiO_2 는 순도 99.99%의 2 inch target을 사용하였고, TiO_2 의 증착조건은 2 mtorr의 분위기 기압에 각각 4, 6 SCCM의 Ar과 O_2 를 혼합하여 사용하였다. Target과 광섬유와의 거리는 10 cm, RF 출력은 110 W였으며 증착시간은 60 min였다. 분위기 가스인 Ar에 O_2 를 혼합하여 사용한 이유는 광섬유 절단 표면에서 Ti와 O_2 의 성분비를 조절하기 위함이다. 위의 조건에 따라 광섬유 표면에 증착된 TiO_2 의 두께는 500 Å이었고 굴절률은 2.3의 값을 보였다. 그림 1(a)는 3dB coupler 끝단에서 수직 절단된 광섬유와 공기의 굴절률 차이에 따라 발생하는 광전력의 파형이다. 이 경우 입력 광전력에 대하여 3.4% 광전력이 반사됨을 알 수 있다. 3.4%의 광전력 반사는 광섬유의 수직 절단면에서 광섬유와 공기의 굴절률 차이에 의한 반사량이다. TiO_2 반사막을 갖는 FFPI의 제작방법은 다음과 같다. LD와 연결된 3dB coupler의 한쪽 끝단의 광섬유를 용융 접합기(fusion splicer)를 사용하여 TiO_2 가 증착된 광섬유와 연결한 후 TiO_2 반사막의 반사율 제어를 위하여 용융 접합기의 방전 시간과 방전량 및 방전횟수를 조절하여 반사율을 제어하였다. 용융접합에 따른 반사율의 제어는 광섬유를 접합 할 경우 arc 방전에 의하여 접합면에서 발생하는 TiO_2 의 Ti와 광섬유 core의 Si-Ge의 상호확산(interdiffusion)에 의하여 반사율이 감소되었으며 상호확산의 정도에 따른 굴절률 변화에 의하여 반사율이 변화되었다.^[11] 본 연구에서는 방전시간을 15 ms, 방전량을 15 mA, 방전횟수는 10~12회로 하여 반사율이 약 3.2%인 첫 번째 TiO_2 반사막을 제작하였다. 이러한 방법으로 첫 번째 반사막을 제작한 후 두 번째 반사막을 형성할 위치의 광섬유를 수직 절단하여 TiO_2 반사막이 증착된 또 다른 광섬유와 용융 접합 하였다. 두 번째 반사막의 반사율 제어는 첫 번째 반사막의 제작방법과 동일하며 반사율 역시 첫 번째 반사막의 반사율과 동일한 3.2%의 값을 가지도록 방전횟수 및 방전량과 시간을 조절하였다. 이와 같은 과정을 통하여 두 반사막 사이의 거리가 15 mm의 공진길이를 갖는 FFPI를 제작하였다. 그림 1(b)은 제작된 FFPI에 압력 전달매체인 얇은 Si막을 연결하지 않은 대기압 상태에서의 출력 파형이며, LD의 출력광 변조파형인 그림 1(a)과 비교할 때 주파수 이동현상인 chirping 파형을 관찰할 수 있었다. 본 연구에서는 압력변화에 의한 간섭신호의 위상변화를 관측하기 위하여 펄스 구동시 LD의 주파수 이동현상인 chirping 효과를 이용하였다.^[12] LD에 공급되는 전류를 변조할 경우 출력광의 변조와 동시에 FFPI에서 chirping에 의한 광주파수 역시 변조되어 LD의 얇은 광출력

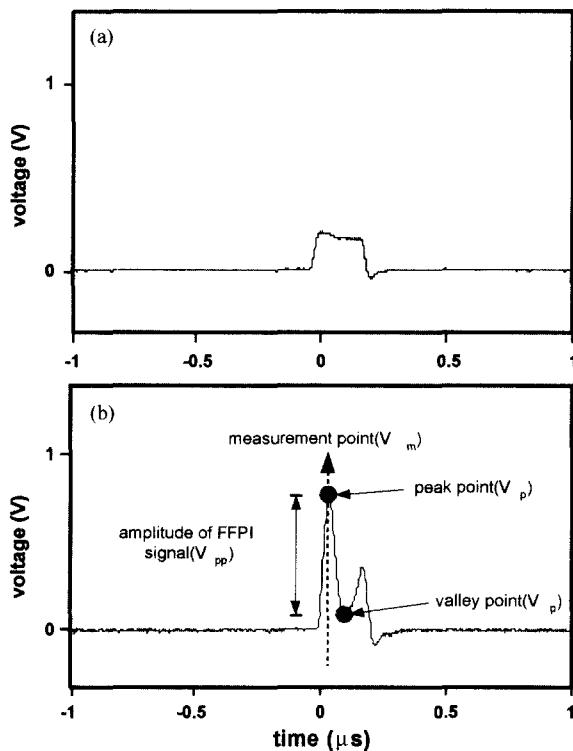


그림 1. FFPI의 출력파형. (a) 수직 절단된 광섬유 표면에서의 반사파형, (b) 펄스 변조된 FFPI에서의 출력파형.

변조시간 동안 광주파수의 변화는 변조시간에 따라 감소하는 지수함수의 형태를 갖는다. 또한 FFPI의 반사율이 매우 작은 경우 chirping에 의하여 FFPI의 반사율은 LD의 광출력 변조시간에 따라 변화하는 함수형태를 갖게된다.^[13] 따라서 그림 1(b)에서와 같이 chirping에 의하여 반사율이 변화하는 것을 관찰할 수 있었다. Chirping 과형을 관측하기 위하여 LD의 구동을 시간에 따라 제어하였고, 광출력 변조는 비교적 안정되게 chirping 현상이 관측된 펄스 폭 200 ns, 변조 주파수 60 kHz인 조건으로 설정하였다. 구동 시스템의 주요 사항은 표 1에 나타내었다. 제작된 FFPI는 압력변화에 따른 얇은 Si 막의 변위를 FFPI의 두 반사막간의 길이선 축을 따라 전달하기 위하여 소량의 고밀도 세라믹 접착제(torr seal)를 사용하여 얇은 Si 막과 결합하였다.

FFPI의 반사막 사이의 길이변화를 위한 압력 전달매체로 얇은 Si 막을 제작하였다. 결정체인 Si wafer의 이방성 식각특성을

표 1. 압력센서 구동장치의 동작특성

PD characteristics	wavelength kind	1300 nm
	receiver sensitivity	PIN-FET (GaInAs) 10 nA
LD characteristics	wavelength	1304 nm
	driving temperature	25°C
	threshold current	24.6 mA
modulation characteristics	modulation range	10 kHz~30 GHz
	LD current	16 mA
	frequency	60 kHz
	pulse width	200 ns

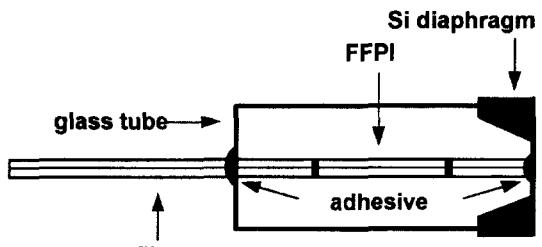


그림 2. FFPI 압력센서의 sensing head.

이용하여 식각된 Si 자체를 얇은 막과 얇은 막의 지지 구조물로 사용하였다. Si의 경우 식각 수평방향에 대하여 54.74°의 각을 가지며 식각이 이루어져 압력전달 지지 구조물로 이상적인 구조를 갖게 된다. 얇은 Si막의 제작공정은 두께 540 μm, 결정방향 [100]의 Si wafer 위에 SiO₂ 식각 마스크를 wet-oxidation과 PE-CVD 공정으로 2 μm 증착하였다. Photolithography 공정을 통하여 식각 pattern을 형성한 후 SiO₂를 BHF(6:1)에 19분 동안 습식 식각하여 식각 마스크를 제작하였다. SiO₂ 식각 마스크를 형성한 후에 원하는 두께의 Si가 남을 동안 44w%의 KOH 수용액에서 이방성 식각을 수행하였고, 이 때 80°C의 KOH 용액에서 Si의 식각률은 65 μm/hr였으며 얇은 Si 막의 두께는 50 μm였다.

그림 2는 반사막간의 거리가 15 mm인 FFPI를 넓이 2×2 mm², 두께 50 μm의 얇은 Si 막에 연결하여 제작한 압력센서 헤드이다. 센서의 동작원리는 얇은 Si 막에 압력이 인가될 경우 얇은 Si 막이 deflection되며 얇은 Si 막의 deflection 정도에 따라 FFPI의 두 반사막 사이의 길이가 변화한다. 따라서 FFPI 두 반사막간의 길이변화에 의하여 간섭신호의 위상변화($\Delta\Phi_L$)를 일으키고 이로부터 인가된 외부 압력을 측정할 수 있다.

그림 3에서와 같이 FFPI 압력센서의 압력측정을 위한 실험장치를 구성하였다. FFPI의 길이 축 선상에 압력을 가해주기 위

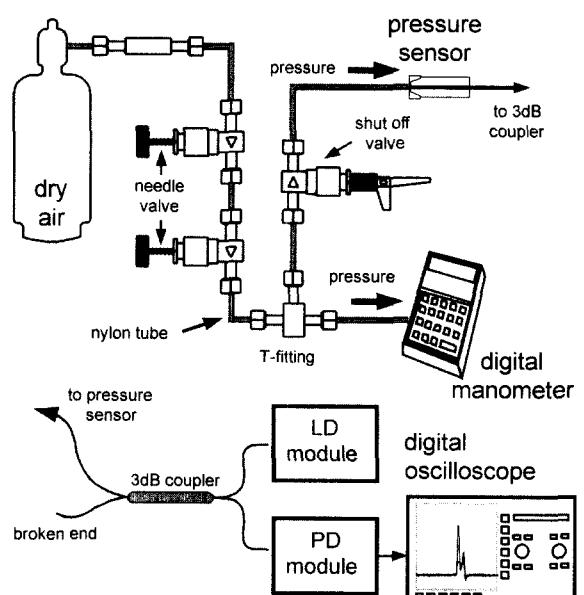


그림 3. 실험장치.

하여 직경 1/8 inch nylon 관을 FFPI 압력센서에 결합하였다. Nylon 관과 FFPI 압력센서는 소량의 고밀도 세라믹 접착제로 접합하여 접착제 사용에 따른 압력 전달손실을 최소화하였다. 압력 전달매체로는 건조공기를 사용하였고 미세한 압력변화를 FFPI 압력센서에 전달하기 위하여 2개의 needle valve를 사용하여 압력을 제어하였다. 가압장치를 통하여 최소 대기압에서 최대 930 kPa(7000 mmHg)의 압력이 전달되며 최소 27 Pa(0.2 mmHg)의 단위로 압력이 제어되도록 장치를 구성하였다. Needle valve를 통과한 건조공기는 T-fitting을 거쳐 디지털 압력계와 FFPI 압력센서의 수평 축선상으로 전달된다. FFPI의 길이변화 구간은 얇은 Si 막과 연결된 FFPI의 끝단면에서 고정된 위치까지의 거리인 20 mm이다. 다양한 인가 압력에 따라 변형된 얇은 Si 막은 FFPI의 두 반사막 사이에 길이변화를 일으키며, 간섭신호의 위상변화로 직결된다. 이 때 FFPI의 길이변화에 의한 간섭신호는 3dB coupler를 거쳐 PD를 통하여 측정되어지며 가해진 압력과 위상신호 사이의 관계로 압력에 따른 위상변화를 측정하였다.

압력변화에 따른 FFPI 위상신호의 측정은 다음과 같다. 디지털 오실로스코프를 통해 획득한 파형을 그림 1(b)에서와 같이 간섭신호의 최고점(V_p)과 최저점(V_v) 및 간섭신호의 평균크기의 기준치($V_r = V_{pp}/2$)를 측정하였고, 특정 측정점의 전압값(V_m)을 측정하여 측정값을 정규화 하였다. 정규화된 측정값은 $V_{nm} = V_m - V_r - V_v$ 와 같이 정의된다. 정규화된 측정값과 기준치와의 관계는 식 (7)과 같은 형태로 표현 가능하다. 즉 FFPI에서 반사된 광출력(P_R)은 정규화된 측정값(V_{nm})과 대치되며 입력 광출력(P_{IN})에 대한 두 반사막에서의 광출력($P_{IN} \cdot 2R_1$)은 간섭신호 평균크기의 기준치(V_r)에 해당한다.

$$V_{nm} = V_r (1 - \cos \Phi) = V_r - V_r \cos \Phi \quad (7)$$

여기서 (V_r)은 변화하지 않은 DC 성분이므로 생략되어 위상변화 Φ 에 관한식으로 정리하면 다음의 식 (8)과 같이 정의된다. 정규화된 측정값(V_{nm})과 간섭신호의 평균크기의 기준치(V_r)를 측정하여 압력변화에 따른 위상변화를 측정하였다.

$$\Phi = \cos^{-1} (V_{nm}/V_r) \quad (8)$$

이 경우 최대 $+V_r$ 에서 최소 $-V_r$ 까지 변화하는 V_{nm} 과 V_r 를 비교하여 위상변화를 측정하면 위상변화는 0° 에서 360° 사이에서 일어난다.

III. 결과 및 결론

그림 4에서는 50 μm 두께의 얇은 Si 막을 연결한 FFPI 압력센서의 압력 증가에 대한 연속적인 위상변화 파형을 보여주고 있다. 가압장치를 통하여 5 kPa씩 압력을 순차적으로 증가시키며 위상을 관찰하였다. 결과로부터 압력 증가에 따라 특정 측정 point에서의 진폭과 위상이 변화함을 알 수 있고 각각의 압력 증가에 대한 위상변화를 측정함으로써 압력에 따른 위상변화를 측정하였다.

얇은 Si 막과 연결된 FFPI 압력센서의 압력변화에 따른 위상신호의 특성을 그림 5에 보였다. 압력에 따른 위상변화는 식

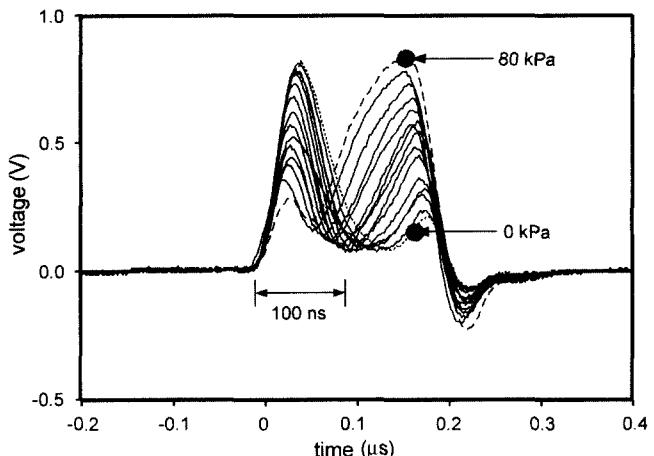


그림 4. 압력변화에 따른 FFPI 압력센서의 출력파형.

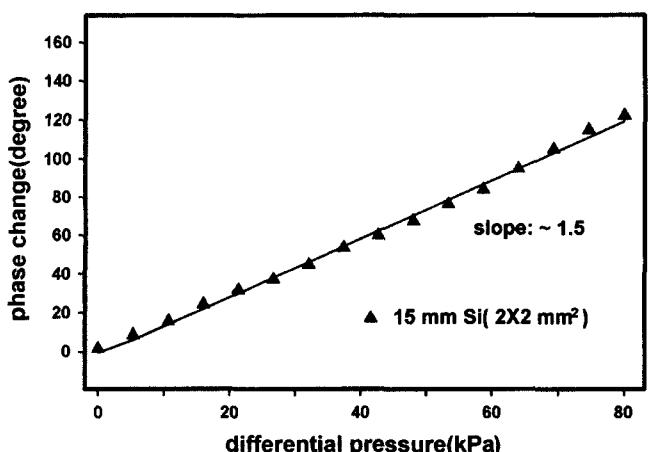


그림 5. 압력 증가에 따른 얇은 Si 막을 사용한 FFPI 압력센서의 압력특성.

(8)에서와 같이 정규화된 측정값(V_{nm})과 간섭신호의 평균크기의 기준치(V_r)를 측정하여 구하였다. 얇은 Si 막을 사용한 FFPI 압력센서의 압력감도는 대기압에서부터 80 kPa 영역까지 ~1.5 degree/kPa로 비교적 얇은 압력범위에서 선형적인 위상변화 특성을 보였다. 이러한 압력특성은 Si 자체가 갖는 결정구조의 특성상 압력 증가에 따라 얇은 Si 막 중심에서의 수평변위가 매우 적음을 의미한다. 즉 얇은 Si 막의 deflection이 비교적 좁은 선형적 구간에서 발생하였다. 얇은 Si 막이 최대 deflection이 가능하게 제작되었을 경우 압력특성은 비선형적인 특성을 갖게된다.^[14] 압력측정 범위는 얇은 Si 막이 100 kPa 이상의 압력에서 파손되었기 때문에 측정범위가 제한되었다. 측정한 압력범위는 대기압에서 80 kPa까지 측정하였으며 생체압 단위인 mmHg로 환산할 경우 600 mmHg였다. 상용화된 혈압계의 측정영역이 최저 20에서 최대 320 mmHg의 측정영역을 가지므로 본 연구에서 제작한 압력센서는 생체압 수준의 압력측정에 적합하였다. 또한 사용한 얇은 Si 막의 deflection 정도 및 FFPI의 반사막간의 길이를 조절하여 매우 좁은 범위의 미세압에서 수백 kPa대의 고압까지 매우 다양한 범위의 압력이 측정 가능하다.

본 연구에서 제작된 압력센서는 fiber(fused silica), Si(Silicon) 와 Silicone rubber 등의 생체 무해 물질들로 구성되어 생체 안정성 압력측정 센서로서 사용 가능하며, 낮은 압력범위에서 비교적 높은 압력범위까지 측정 가능하였다. 더불어 센서의 빠른 응답시간을 이용하여 압력의 실시간 모니터링 역시 가능하였으며 얇은 막의 종류 및 FFPI의 길이변화에 대한 압력감도의 연구를 수행함으로써 최적의 압력센서 개발에 필요한 기초 자료를 제공할 수 있을 것으로 생각된다. 또한 동물실험 등을 통하여 실제 생체압을 측정함과 동시에 의료용 인공심장 등에 압력센서를 연결하여 인간의 혈압수준의 역동적인 압력변화도 측정할 수 있다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 연구비(과제번호 HMP-98-E-1-0005) 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

- [1] T. G. Giallorenzi, J. A. Bucaro, A. Dandridge, G. H. Sigel, J. H. Colf, S. C. Tashleigh, and R. G. Priest, "Optical fiber sensor technology," *J. Quantum Electron*, vol. QE-18, no. 4, pp. 626-630, 1982.
- [2] F. W. Cuomo, "Pressure and pressure gradient fiber-optic lever hydrophones," *J. Acoust Soc. Am.*, vol. 73(5), no. 5, pp. 1848-1857, 1983.
- [3] O. Tohyama, M. Kohashi, K. Yamamoto, and H. Itoh, "A fiber-optic silicon pressure sensor for ultra-thin catheters," *Sensors and Actuators*, vol. A54, pp. 622-625, 1996.
- [4] R. A. Wolthuis, "Development of medical pressure and temperature sensors employing optical spectrum modula-
- tion," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 10, pp. 974-981, 1991.
- [5] F. Baldini and A. G. Mignani, "Advances in fiber optic sensors for in vivo monitoring," *Proc. SPIE*, vol. 2508, pp. 117-135, 1995.
- [6] T. Poorman, S. Kalashnikov, and M. T. Wlodarczyk, "Multichannel fiber optic pressure sensor system for parametric emission monitoring in combustion engines," *Proc. SPIE*, vol. 2508, pp. 77-87, 1995.
- [7] T. W. Kao and H. Taylor, "High-sensitivity intrinsic fiber-optic Fabry-Perot pressure sensor," *Optics Letters*, vol. 21, no. 8, pp. 615-617, 1996.
- [8] J. Park and M.-G. Kim, "High-performance fiber-optic Fabry-Perot pressure sensor with $\text{Si}_3\text{N}_4/\text{SiO}_2/\text{Si}_3\text{N}_4$ diaphragm," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 38, no. 12B, pp. L1562-L1564, 1999.
- [9] M. Chan, S. D. Collins, and R. L. Smith, "Micromachined pressure sensor with fiber-optic interferometric readout," *Sensors and Actuators A*, vol. 43, pp. 196-201, 1994.
- [10] C. E. Lee, W. N. Gibler, R. A. Atkins, and H. F. Taylor, "Metal-embedded fiber-optic Fabry-Perot sensor," *Optics letters*, vol. 16, pp. 1990-1992, 1991.
- [11] C. E. Lee, R. A. Atkins, and H. F. Taylor, "Reflectively tapped optical fiber transversal filter," *Electron. Lett.*, vol. 23, pp. 596-598, 1987.
- [12] Y. Yeh, *Development of Fiber Optic Interferometric Temperature Sensor System* (Texas A&M Univ., Ph. D. Dissertation, USA, 1991), pp. 24-30.
- [13] 예윤해, "간접형 광섬유 센서의 신호처리기법," *한국광학회지*, vol. 6, no. 4, pp. 365-372, 1995.
- [14] Q. Wang and W. H. Ko, "Modeling of touch mode capacitive sensors and diaphragms," *Sensor and Actuators*, vol. 75, pp. 230-241, 1999.

A study on the pressure characteristics of FFPI pressure sensor using the Si diaphragm

Ju-young Joung[†] and Kyung-chan Kim

Department of Physics, Keimyung University, Daegu 704-701, KOREA

[†]E-mail: jjy7945@hitech.net

Jaehee Park

Department of Electronics Engineering, Keimyung University, Daegu 704-701, KOREA

(Received May 14, 2001 ; revised manuscript received November 7, 2001)

In this study, we developed a FFPI (fiber optic Fabry-Perot interferometer) pressure sensor using the Si diaphragm which measures pressure in vivo. The diaphragm and its supporting structure were etched in KOH solution and were fabricated with micromachining technology. For the configuration of the sensor, the length of the cavity of the Fabry-Perot etalon is 15 mm and one end of the etalon was bonded to a Si diaphragm with 50 μm thickness. When the area of the Si diaphragm was $2 \times 2 \text{ mm}^2$ (cavity length 15 mm), it turns out that the pressure sensitivity was about 1.5 degree/kPa. The pressure sensor developed in this study showed that the phase change was linearly proportional to the increasing pressure in the range of 80 kPa.

Classification code : FO.030.