

의료분야 응용을 위한 유전상수 변화를 이용한 공기감지 장치 김경화¹ · 심준환[†]

(원고접수일 : 2010년 6월 29일, 원고수정일 : 2010년 8월 16일, 심사완료일 : 2010년 9월 13일)

Air detector using the change of dielectric constant for medical applications

Kyung-Hwa Kim¹ · Joon-Hwan Shim[†]

요 약 : 수술이나 외상 등으로 동맥이나 정맥 속으로 공기가 유입되어 사망을 초래 할 수도 있는 공기 색전증을 신속하고 효율적으로 진단하기 위해 정전용량형 센서를 이용한 공기 감지 장치를 제안하였다. Tygon 튜브에 전극을 형성하여 전기적으로 커패시터를 구성하고, 튜브 내 유전체의 유전상수가 각각 다른 점을 이용하여 정전용량의 변화를 감지함과 동시에 공기의 유무를 검출한다. 변화된 정전용량의 값을 신호처리 회로를 통하여 주파수로 변환하고, 주파수 차이에 따른 공기유입 여부를 자동으로 알려주는 LabVIEW 모니터링 시스템을 구현하였다.

주제어 : 공기 색전증, 공기 감지 장치, 정전용량형 센서, 유전 상수, LabVIEW

Abstract: Air embolism can be a lethal complication of surgical procedures during which venous pressure at the site of surgery is sub-atmospheric or air is forced under pressure into a body cavity. To solve the problem, we developed the air detector using relative dielectric constant change, which is expected to be used broadly in industrial circles. We designed air detection system with air control equipment, detection circuit and LabVIEW system for air sensing. In experiments with a mock system, the proposed system showed a signal difference depending on the amount of air in the Tygon tube of the mock system.

Key words: Air embolism, Air detector, Capacitive sensors, Dielectric constant, LabVIEW

1. 서 론

공기 색전증은 수술이나 외상 등으로 인해 공기가 동맥이나 정맥 속으로 공기가 유입되는 것을 말하며, 공기가 유입되는 부위와 우심방과의 압력 차에 의해 발생한다[1-3]. 일반적으로 두부, 경부 및 골반 수술 시에 주로 발생하는 것으로 알려져 있다. 수술부위로부터 체내로 공기의 유입은 수술 부위가 심장보다 높은 위치에 있을 경우 일어날 수 있으며, 중심정맥 도관 삽입, 경피적 흉부 세척생검, 기계호흡에 의한 압력손상, 정맥을 통한 수액

주입 시 등에서도 보고된다[4,5]. 공기 색전증의 대부분은 색전된 공기의 양이 적고 증상이 없으나 대량의 공기 색전은 치명적일 수 있다. 공기 색전증이 발생하면 호흡 곤란, 흉통, 빈호흡, 저혈압, 부정맥, 폐고혈압, 우심실긴장, 심장 기능 부전, 의식소실, 국소적인 신경학적 이상 등의 다양한 임상 양상이 나타날 수 있다. 또한 많은 양의 공기가 갑작스럽게 주입된 후 공기 색전증이 발생할 경우에는 급성 폐심장증, 심장무수축 등의 심각한 결과를 초래할 수 있기 때문에 신속하고 정확한 진단이 요

[†] 교신저자(한국해양대학교 전자통신공학과, E-mail:jhsim@hhu.ac.kr, Tel: 051-410-4811)

¹ 한국해양대학교 전자통신공학과

구된다(6-7).

공기 색전증의 진단에는 경식도 심초음파와 도플러 초음파가 가장 민감도가 높으며, 호기말 이산화탄소 분압의 변화나 폐동맥압의 변화 등이 있다(8-10). 그러나 이러한 방법들은 이미 체내에 공기가 들어간 상태에서 공기 주입여부를 진단하는 방법으로 체외순환에서 사용되는 심폐회로 등에서 체내에 혈액과 함께 공기가 들어가는 것을 조기 진단하는 방법은 초음파를 이용하는 방법이 유일하다. 그러나 이 방법은 크기의 제한에 따른 공간적 제약 사항과 가격, 휴대성, 전력소모 측면에서 어려움이 많다. 최근 연구를 살펴보면 이를 해결하기 위해서 의료분야에 많이 사용되는 Tygon 튜브에 정전용량형 센서를 제작하여 공기의 유무를 검출하는 방식을 제안하였다[11]. 이 연구에서 제안된 센서 검출 회로는 정현파를 발생시켜 비교기와 마이크로컨트롤러를 이용하여 단순히 공기 유무만을 판단한다.

따라서 본 논문에서는 555타이머 회로의 커패시터 변화에 따른 주파수의 출력 값을 이용함으로써 공기 유입 시 공기 유무를 판단함은 물론 공기의 정량적인 양을 검출해 낼 수 있으며, 또한 LabVIEW 측정 시스템을 구성하여 실시간으로 공기의 유무 및 공기량을 모니터링 할 수 있는 방식을 제안하였다.

2. 본 론

2.1 센서의 설계

정전용량성 센서에서 면적이 A인 평행판 두 개간의 간격이 d일 때 커패시턴스는 식 (1)과 같다.

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{d} \tag{1}$$

여기서 ϵ_0 는 자유공간의 유전상수이고, ϵ_r 는 부도체의 상대 유전상수이다. 원리적으로 세 개의 매개변수 ϵ_r , A, d를 변화시킴으로써 변위를 감지하여 센서로 활용할 수 있지만 일반적으로 두 판 사이의 간격을 변화시키는 방법이 많이 사용된다. 본 논문에서는 혈액과 공기의 ϵ_r 의 차이가 크기 때문에 ϵ_r 의 변화를 이용하였다.

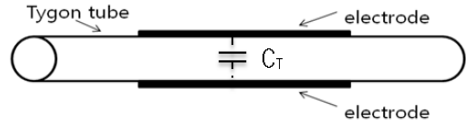


Figure 1: The proposed sensor structure

Figure 1과 같이 Tygon 튜브의 외부 표면에 전극을 형성하면 두 전극은 전기적으로 커패시터 (C_T)로 동작하게 된다. 커패시터는 두 전극 사이의 유전물질에 따라 커패시터의 용량 값이 변화하게 된다. Tygon 튜브의 내부에 유전상수가 1인 공기, 유전상수가 78인 물 또는 유전상수가 80인 혈액이 존재한다면 커패시터 용량의 변화를 이용하여 공기의 유무를 파악할 수 있다[11].

2.2 신호처리회로의 설계

정전용량형 센서의 용량 변화에 따라 출력 주파수가 변화하는 회로를 555타이머를 이용하여 Figure 2와 같이 설계하였다. 여기서 C는 정전용량형 센서의 값이며, R1과 R2는 외부 저항값이다.

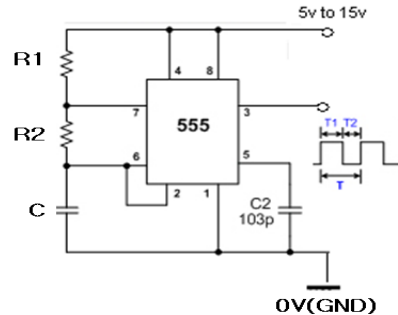


Figure 2: The capacitance-frequency conversion circuit

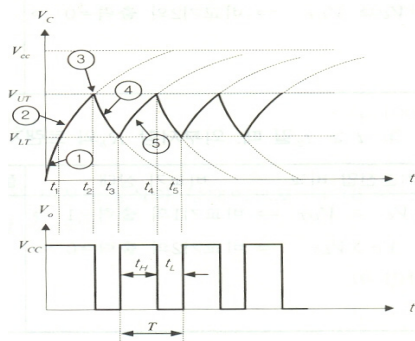


Figure 3: Input-Output waveform

555타이머의 발진주기는 555타이머 외부에 연결된 저항과 커패시터의 RC 시정수에 의해 결정된다. 커패시터 용량에 관한 식은 발진이 주기적으로 이루어지는 3번 단계에서부터 7번 단자에서 키르히호프의 전류법칙(KCL)을 적용하면 수식을 유도해 낼 수 있다[12].

회로의 발진 주파수는 Figure 3의 입출력 파형을 보면 $t=t_3$ 에서부터 규칙적으로 발생되므로, 이 시점을 시간원점 $t=0$ 이라 하고, V_c 에서 키르히호프의 전압법칙(KVL)을 적용하면, 식 (2)과 같다.

$$\frac{dV_c(t)}{dt} + \frac{1}{(R_a + R_b)} V_c(t) = \frac{V_{cc}}{(R_a + R_b)C} \quad (2)$$

식 (2)은 자연응답과 강제응답의 해를 갖는 1차 미분방정식의 형태이므로 해를 구하면 식 (3)과 같이 표현할 수 있다.

$$V_c(t) = Ae^{-\frac{t}{\tau}} + V_{cc}, \quad \tau = (R_a + R_b)C \quad (3)$$

초기 값을 구하기 위해 $t=0$ 일 때, $V_c(t) = V_{LT}$ 를 대입하고 정리하면, 식 (4)과 같다.

$$A = V_{LT} - V_{cc} \quad (4)$$

식(4)을 대입하여 정리하면 식 (5)이 된다.

$$V_c(t) = (V_{LT} - V_{cc})(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) + V_{cc} \quad (5)$$

또 $t=t_H$ 일 때, $V_c(t) = V_{UT}$ 이므로 식 (6)이 된다.

$$V_{UT} = (V_{LT} - V_{cc})(1 - e^{-\frac{t_H}{\tau}}) + V_{cc} \quad (6)$$

이때, $V_{LT} = (1/3)V_{cc}$, $V_{UT} = (2/3)V_{cc}$ 이며, 식 (6)에 대입하고 정리하면 식 (7)과 같이 t_H 를 구할 수 있다.

$$t_H = \tau(\ln 2) = (R_a + R_b)C(\ln 2) = 0.693(R_a + R_b)C \quad (7)$$

방전시간에 대해서도 같은 방법이 적용된다. 이 제 시간원점을 t_H 에 놓고, V_c 에서 KCL을 다시 적용하면, 식 (8)이 된다.

$$\frac{dV_c(t)}{dt} + \frac{1}{R_b C} V_c(t) = 0 \quad (8)$$

$t=0$ 일 때, $V_c(t) = V_{UT}$ 를 적용하여 A를 구하면, $V_{UT} = (2/3)V_{cc}$ 가 되고, $t=t_L$ 일 때,

$V_c(t) = V_{LT} = (1/3)V_{cc}$ 이므로 t_L 을 구하면, 식 (9)과 같다.

$$t_L = (R_b C)(\ln 2) = 0.693(R_b C) \quad (9)$$

그러므로 회로의 발진 주파수는 식(7)과 식 (9)으로부터 정리하면 식 (10)이 된다.

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{t_L + t_H} = \frac{1}{0.693(R_a + 2R_b)C} = \frac{1.443}{(R_a + 2R_b)C} \quad (10)$$

위의 수식에 나타나 있는 것처럼 커패시터 용량 값이 변화하면 출력 주파수가 변하게 된다. Tygon 튜브의 전극 사이로 흐르는 액체의 종류에 따라 커패시터 용량 값이 변화하고 액체만 있는 경우에는 커패시터 용량이 크므로 작은 출력 주파수가 발생하고, 공기만 들어 있는 경우에는 커패시터 용량이 작아서 상대적으로 큰 출력 주파수가 발생한다. 이러한 출력 주파수의 차이를 이용하여 공기의 유무를 파악할 수 있다.

2.3 공기 감지 시스템

Figure 4와 같이 공기 감지 장치를 구성하여 Tygon 튜브에 물을 채워 넣고 펌프로 순환시키다가 기포발생기를 이용하여 공기를 주입시킨다. 공기가 센서 위치에 도달 하였을 때, 유전율의 변화에 따른 커패시터의 용량 값의 변화를 측정한다.

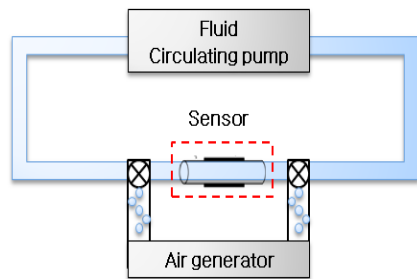


Figure 4: Air detection system

2.4 LabVIEW 측정 시스템

LabVIEW를 이용한 측정 시스템은 정전용량형 센서의 용량 변화를 측정하기 위해 제작된 센서를 신호처리 회로에 연결하고 DAQ보드를 이용하여 Figure 5와 같이 구성하였다. 이 시스템은 센서와 신호처리 회로를 연결하여 일정한 주기를 갖는 펄스 파형을 출력시켜 이를 측정한 후 표시한다. 또한 출력된 펄스 파형을 주파수로 나타내기 위해 고속푸리에 변환(FFT)를 이용하여 커패시터의 용량 변화에 따른 출력 주파수 변화를 비교할 수 있다. 실시간으로 측정된 신호를 분석하여, 정전용량형 센서에 공기가 유입되는 것을 감지하여 이를 경고한다.

Figure 6은 LabVIEW 모니터링 시스템으로 첫 번째 부분(I)은 들어오는 신호의 전압 조절, 두 번째 부분(II)은 신호의 샘플 개수를 설정할 수 있다. 세 번째 부분(III)은 제작된 센서의 측정 파형이 실시간 표시되는데, ①번 그래프는 순수하게 측정된 펄스 파형, ②,③,④번 그래프는 FFT된 파형을 각각 나타낸다. ②는 로그 값, ③는 선형 값, ④는 선형 값을 확대시킨 것으로 주파수에 따른 변화를 정확하게 관찰하기 위해 구성 하였다. 다음 네 번째 부분(IV)은 센서에 유입된 공기량을 나타내며, 공기가 유입 되면, 다섯 번째 부분(V)에 경고 등이 들어온다.

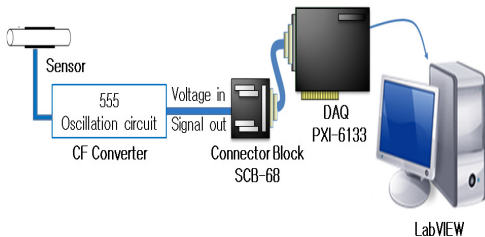


Figure 5: Schematic diagram of measurement system

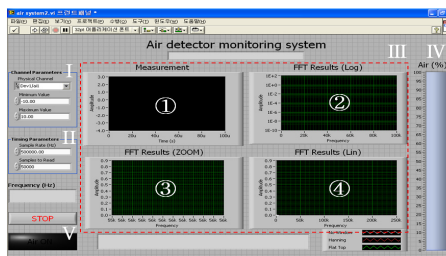


Figure 6: LabVIEW monitoring system

3. 실험 결과

3.1 공기의 양에 따른 커패시터의 용량 값 변화

제작된 정전용량형 센서에 LCR Meter기를 이용하여 공기의 양에 따른 커패시터의 용량 값 변화를 Table 1에 나타내었다. 공기 감지 장치를 이용하여 센서에 공기를 주입하여 5단계로 나누었다. 센서에 주입된 공기의 양이 증가 할수록 커패시터의 용량 값이 감소하는 것을 알 수 있다. 공기만 있는 경우와 액체만 있는 경우 약 7.7pF의 차이가 난다.

Table 1: Air contents by the capacitance variation

air [%]		0	25	50	75	100
Capacitance [pF]	maximum	27.6	25.7	24	22.2	20.1
	minimum	28.3	26	24.4	22.8	20.4
	average	27.95	25.85	24.2	22.5	20.25

3.2 공기의 양에 따른 출력 주파수 변화

Figure 7은 제작된 센서 내부에 물만 존재하는 경우와 공기만 존재하는 경우에 대하여 실험한 결과로 출력신호의 위상 차이가 뚜렷이 나타나고 있다. Figure 8은 설계한 신호처리회로의 성능을 검증하기 위해서 시뮬레이션한 결과이다. Table 1에 따라 센서 내부의 공기 양에 따른 커패시터 값을 변화시켜 시뮬레이션 한 결과 공기의 양이 증가 할수록 출력 주파수가 증가함을 알 수 있다. Table 2는 센서의 커패시터 용량에 따른 출력 주파수 변화를 식 (10)을 이용하여 계산한 값으로 Figure 9는 이를 그래프로 나타낸 것이다. 공기 양이 증가 할수록 주파수는 선형적으로 증가한다. 공기만 있을 경우와 물만 있을 경우의 출력주파수의 차이는 약 87kHz이다.

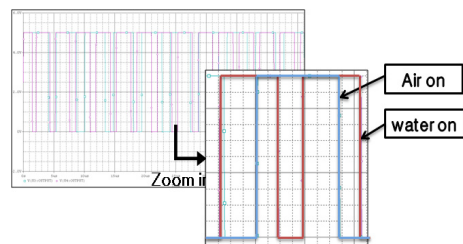


Figure 7: Phase shift in the time domain

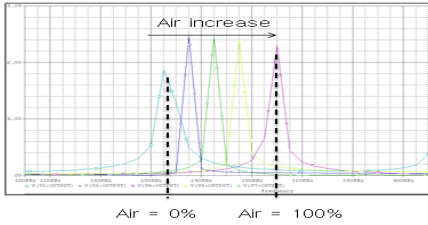


Figure 8: Simulation result

Table 2: Frequency variation according to the capacitance variation

Capacitance	Frequency
20p	305KHz
22p	277KHz
24p	254KHz
26p	235KHz
28p	218KHz

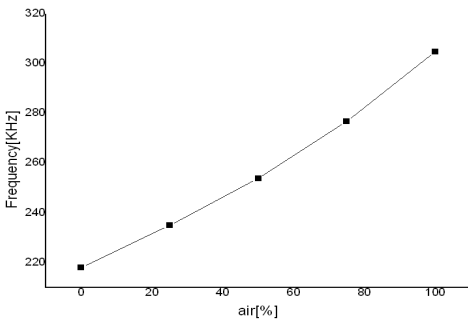


Figure 9: Frequency variation according to the amount of the air (sensor)

3.3 LabVIEW 모니터링 시스템 결과

LabVIEW 모니터링 시스템은 제작된 센서의 신호를 실시간으로 측정하여 FFT 한 결과를 그래프에 나타내고, 그 신호를 분석하면 센서 내부의 공기 유입을 감지할 수 있다.

제작된 센서의 측정된 커패시터 용량 값이 작기 때문에 출력 주파수가 높게 나타나므로 LabVIEW 시스템은 데이터를 정확하게 수집하는데 어려움이 있다. 따라서 센서에 80pF의 전해커패시터를 병렬 연결하여 커패시터 값을 100pF으로 조정하여 회로에 연결함으로써 출력주파수의 값을 낮추어 안정적인 데이터 확보가 가능하게 하였다. Table 3은

커패시터 용량 변화에 따른 출력 주파수 변화를 LabVIEW로 측정된 값으로 커패시터 용량이 증가함에 따라 출력 주파수가 낮아짐을 확인하였다. 공기만 있을 경우와 물만 있을 경우 약 5.3kHz의 차이가 나며, 이를 Figure 10에 나타내었다.

Figure 11는 제작된 센서의 공기가 유입되었을 경우 LabVIEW 모니터링 시스템에 나타나는 화면으로 공기양의 표시와 함께 공기가 유입되면 LED에 붉은 경고등이 점등 된다. Figure 12은 시스템 실행 시 자동으로 FFT 결과가 저장된 화면이다.

Table 3: Measured data according to the capacitance variation

Capacitance	Frequency
100p	56.90KHz
102p	55.70KHz
104p	54.35KHz
106p	53.01KHz
108p	51.60KHz

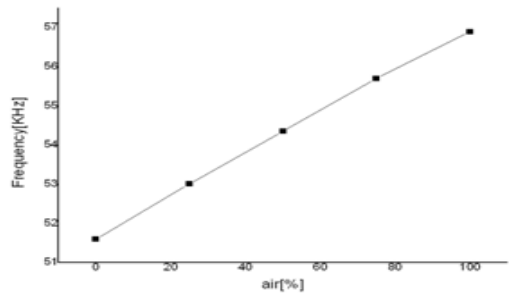


Figure 10: Frequency variation according to the amount of the air (air detector system)

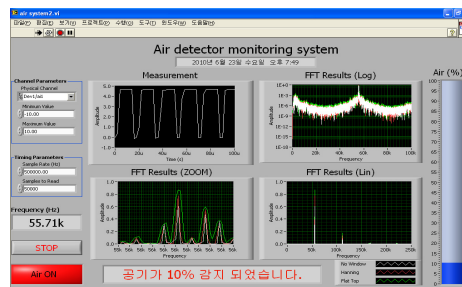


Figure 11: Real-time LabVIEW monitoring system.

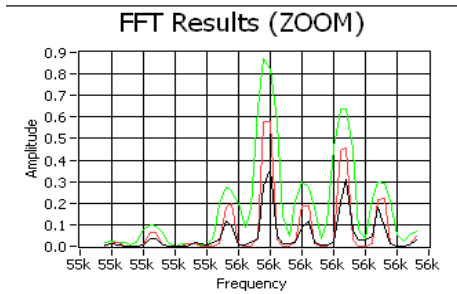


Figure 12: Results of FFT(ZOOM)

4. 결 론

본 논문에서는 정전용량형 센서를 이용한 공기 감지 장치를 제안하였다. 설계한 공기 감지장치는 흐르는 유체 내에 공기가 감지되었을 때 유전상수 변화에 따른 주파수의 출력 변화를 확인하였다. 또한 변화된 출력 주파수를 신호처리 회로를 이용하여 공기의 유입 및 공기량을 감지하는 LabVIEW 측정 시스템을 구성하였다. 이러한 LabVIEW 측정 시스템은 공기의 유무를 실시간으로 감시하여 알려 줌으로써 다른 고가의 초음파장비에 비해 간단하고 저렴하게 구현할 수 있다. 향후 본 장치를 공기가 감지되는 동시에 공기 유입을 차단하고 공기 색전증의 일반전인 치료에 해당하는 혈액 공급 및 산소 공급을 할 수 있도록 구성한다면 좀 더 효율적인 공기 색전증의 예방 및 치료가 가능할 것으로 보인다. 또한 산업전반에 많이 사용되는 유류, 또는 물의 공급을 위한 배관에 공기가 유입되는 경우 이를 검출할 수 있는 장치로 활용될 수 있다. 특히 개발된 센서는 선박의 엔진오일 특성을 실시간으로 측정하기 위하여 엔진오일에 공기나 물의 유입 여부를 유전상수의 변화량으로 조사하면 조선 해양 분야에도 활용 가능할 것으로 기대된다.

참고문헌

[1] B. C. Park et al, "A Case of massive air embolism after contrast-enhanced computed tomography". Tuberculosis and Respiratory Diseases, vol. 63, no. 2, pp. 178-182, 2007(in Korean).
 [2] Ie SR, Rozans MH and Szerlip HM,

"Air embolism after intravenous injection of contrast material", South Med J 92:930-3, 1999.

- [3] van Hulst RA, Klein J and Lachmann B, "Gas embolism: pathophysiology and treatment", Clin Physiol Funct Imaging 23:237-46, 2003.
 [4] Muth CM and Shank ES, "Gas embolism", N Engl J Med 342:476-82, 2000.
 [5] Svirni S, Woods WP and van Heerden PV, "Air embolism: a case series and review", Crit Care Resusc 6:271-6, 2004.
 [6] S. W. Lee et al, "Air in the left brachiocephalic vein accompanied with pulmonary edema", Tuberculosis and Respiratory Diseases vol. 65, no. 1, 2008(in Korean).
 [7] Palmon SC, Moore LE, Lundberg J and Toung T, "Venous air embolism: a review", J Clin Anesth 9:251-7, 1997.
 [8] S. H. Park et al, "Transesophageal echocardiographic assessment of venous carbon dioxide embolism during laparoscopic cholecystectomy", Korean J Anesthesiol vol. 50, no. 1, 2006(in Korean).
 [9] Gibby GL, "Real-time automated computerized detection of venous air embolism in dogs", J Clin Monit 9: 354-63, 1993.
 [10] Fong J, Gadalla F, Pierri MK and Druzin M, "Are doppler-detected venous embolism during cesarean section air embolism:", Anesth Analg 71: 254-7, 1990.
 [11] H. S. Lee and C. W. Kim, "A study on the air detector using relative dielectric constant", Journal of the

Korean Sensors Society, vol. 16, no. 5,
pp. 384-388, 2007(in Korean).

[12] <http://www.national.com/ds/LM/LM555.pdf>

저 자 소 개



김경화

1985년 7월생, 2009년 한국해양대학교 전자통신공학과 졸업, 2009년~현재 한국해양대학교 대학원 전자통신공학과 재학(석사과정), 관심분야 : 반도체센서, 센서신호처리회로.



심준환(沈俊煥)

1966년 2월생, 1991년 경북대학교 전자공학과 졸업, 1993년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학석사), 1998년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학박사), 2003년 8월~2005년 2월 텍사스주립대(알링톤소재) 방문교수, 1998년~현재 한국해양대학교 전자통신공학과 교수, 관심분야 : 반도체센서, FBG 광센서, 센서신호처리회로.