

## 비유전율을 이용한 공기감지장치에 관한 연구

이혁수 · 김청월<sup>†</sup>

### A study on the air detector using relative dielectric constant

Hyuk Soo Lee and Cheong Worl Kim<sup>†</sup>

#### 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 a detection circuit of sensing scheme. 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, relative dielectric constant, air detector

#### 1. 서 론

의학 분야에서 공기색전증(air embolism)이라는 증상이 일어나면 공기로 막힌 세혈관의 영양영역은 혈류가 차단되기 때문에 사멸하게 된다. 이러한 현상이 심장이나 뇌에 일어나면 급격한 죽음을 초래하게 되기도 한다. 공기 색전증은 혈관내로 공기가 들어갈 수 있는 여러 가지 수술과정과 진단과정의 합병증으로 일어날 수 있다. 신경외과 정형외과 및 흉부외과 등의 환자들은 심장보다 높은 수술 부위의 체위, 개방 정맥동과 같은 해부학적 문제 및 골조작 등의 수술로 인해 수술 중에 색전증이 생길 위험이 있다. 색전증은 공기, 끌, 골수, 지방 또는 혈전 등으로 이루어진다. 이중 정맥혈 공기 색전증은 두부 수술에서 빈도가 높으며 이외에도 심폐회로(cardiopulmonary bypass), 갑상선 절제술 전 치태반의 적출이나 그 외 자궁내 조작, 복강경 수술, 고관절 수술, 복와위에서 쳐추의 기계적 융합술, 혈액 투석, 기관지경검사, 기뇌 조영술, 중심정맥 카테터, Swan-Ganz 카테터의 거치, 양압 하에서의 혈액이나 수액 공급 등에서도 발생된다는 보고가 있다<sup>[1-4]</sup>.

공기 색전증 발생시 대부분은 잠재성이지만 적은 양의 공기로도 심혈관계 혼탁과 사망까지도 일으킬 수 있기 때문에 효과적인 치료를 위해서는 신속하고 정확한 진단이 요구되어 진다. 임상에서 사용되는 진단방법에는 저혈압, 심전도 변화, 호기말 탄산가스 분압의 감소, 호기말 질소 감시, precordial ultrasonic doppler, two dimensional echocardiography 등이 있다<sup>[5]</sup>. 그러나 이 방법들은 이미 체내에 공기가 들어간 상태에서 공기 주입여부를 진단하는 방법이며, 체외순환에서 사용되는 심폐회로 등에서 체내에 혈액과 함께 공기가 들어가는 것을 조기 진단하는 방법은 초음파를 이용하는 방법이 유일하다. 그러나 이 방법은 크기의 제한에 따른 공간적 제약사항과 가격, 휴대성, 전력소모 측면에서 어려움이 많다.

이를 해결하기 위해 본 논문에서는 의료 분야에 많이 사용되는 tygon 튜브에 전극을 부착하여 전기적으로 콘덴서를 구성하고, 튜브 내 유전체의 유전상수가 각각 다른 점을 이용하여 정전용량의 변화를 감지함과 동시에 공기의 유무를 검출하는 방식을 제안한다.

#### 2. 센서 구조 및 시스템

용량성 센서에서 면적이 A인 평행판 두개 간의 간격이 x일 때 커페시턴스는 식 (1)과 같다. 여기서  $\epsilon_0$ 는 자

안동대학교 대학원 바이오전자공학과(Department of Bioelectronics Engineering, Andong National University)

<sup>†</sup>Corresponding author: cwkim@andong.ac.kr

(Received : August 29, 2007, Accepted : September 12, 2007)

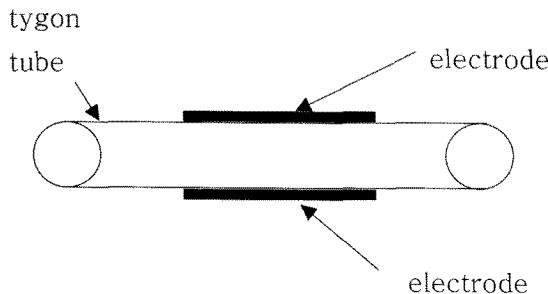


그림 1. 제안된 센서의 구조  
Fig. 1. The proposed sensor scheme.

유공간의 유전상수이고,  $\epsilon_r$ 는 부도체의 상태 유전상수이다. 원리적으로 세 개의 매개 변수  $\epsilon_r$ , A, x를 변화시킴으로써 변위를 감시하여 센서로 활용할 수 있지만 간편하게 멀리 사용되는 기법은 두 판 사이의 간격을 변화시키는 방법이 많이 사용된다. 본 논문에서는  $\epsilon_r$ 의 변화를 이용하였다.

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{x} \quad (1)$$

그림 1과 같이 tygon 튜브의 외부 표면에 전극을 설치하면 두 전극은 전기적으로 콘덴서로 동작하게 된다. 콘덴서는 두 전극 사이의 물질에 따라 콘덴서의 용량값이 변화하게 된다. tygon 튜브의 내부에 비유전율이 1인 공기, 비유전율이 78인 물 또는 비유전율이 80인 헬액이 존재한다면 콘덴서 용량의 변화를 이용하여 공기의 유무를 파악할 수 있다.

tygon 튜브에 부착된 전극을 콘덴서로 나타내면 그림 2와 같은 회로를 이용하여 공기의 유무를 판단할 수 있다.

그림 2에서 신호원이 정현파이고 각주파수를  $\omega$ 라고 하면 전극으로 구성된 콘덴서의 양단에 나타나는 전압신호는 식 (2)와 같이 나타난다.

$$V_o(j\omega) = \frac{1}{1 + j\omega CR} V_s(j\omega) \quad (2)$$

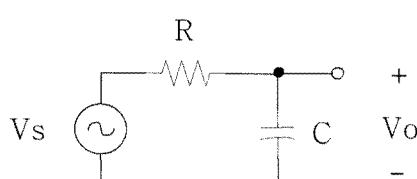


그림 2. 제안된 센서 감지 등가회로  
Fig. 2. The equivalent circuit of the proposed sensors.

$V_s$ 의 진폭이 A이면  $V_o$  신호의 크기와 위상차는 식 (3, 4)와 같이 주어진다.

$$|V_o(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^2 C^2 R^2}} : \text{콘덴서 양단에 나타나는 크기} \quad (3)$$

$$\theta = -\tan^{-1}(\omega CR) : V_s \text{와 } V_o \text{ 신호의 위상차} \quad (4)$$

위의 수식에 나타나 있는 것처럼 콘덴서 용량값이 변화하면 콘덴서 양단에 나타나는 신호의 크기나 입력신호와 출력신호의 위상차가 다르게 된다. tygon 튜브의 전극 사이로 흐르는 액체의 종류에 따라 콘덴서 용량값이 변화하고 액체가 없는 경우인 공기만 들어 있는 경우에는 용량값이 액체만 들어 있는 경우와 비교할 때 큰 차이가 난다. 이 경우 콘덴서 양단에 나타나는 신호의 크기나 위상에 큰 차이가 나타나므로 이를 이용하여 공기의 유무를 파악할 수 있다.

입력 신호를 진폭이 A인 계단파를 입력할 경우에는 콘덴서 양단에 나타나는 출력은 다음 식 (5)와 같이 주어진다.

$$V_o(t) = A \left( 1 - e^{\frac{-t}{CR}} \right) \quad (5)$$

이를 그림으로 나타내면 그림 3과 같다. 콘덴서 양단에 나타나는 신호  $V_o(t)$ 의 시정수는  $CR$ 로 주어진다. 이를 이용하여 콘덴서의 변화량을 측정할 수 있으므로 정현파대신에 계단파를 입력하여도 공기의 유무를 판별할 수 있다.

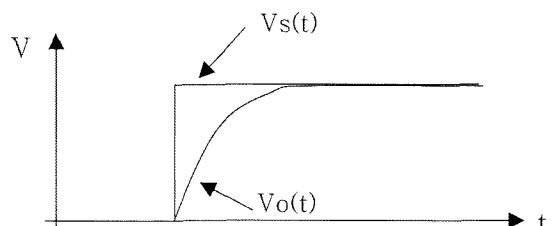


그림 3. 시정수 변화에 따른 전압변화  
Fig. 3. Voltage variation with time constant change.

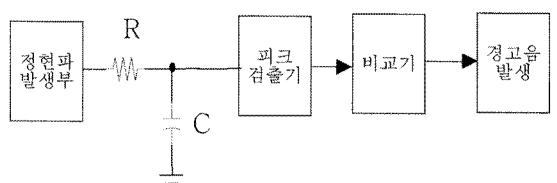


그림 4. 진폭 크기를 이용하는 방법  
Fig. 4. Method using amplitude.

단할 수 있다.

정현파와 계단파를 이용하여 공기 유무를 판단하는 구현방법은 다음과 같다.

그림 4와 같이 정현파 발생부에서 출력되는 정현파 신호를 저항  $R$ 을 통하여 전극으로 구현된 콘덴서에 인가한다. 공기가 있는 경우에는 콘덴서 용량이 작으므로 콘덴서 양단에는 큰 신호가 나타나고, 액체가 있는 경우에는 상대적으로 콘덴서 용량이 커서 콘덴서 양단에 신호가 감소한다. 콘덴서 양단에 나타나는 신호를 피크 검출기를 이용하여 진폭을 검출하고 비교기에서 기준 전압과 비교하여 일정신호 이상인 경우에 공기가 존재 함으로 경고음을 발생시킨다. 그림 4의 회로에서 피크 검출기 대신에 전파정류회로와 저역통과여파기를 사용 할 수 있고, 피크검출기와 비교기 대신에 에이디이변환기와 마이크로 콘트롤러로 구현할 수 있다.

그림 5에서 두개의 비교기는 인가되는 정현파신호나 콘덴서 양단에 나타나는 신호를  $0\text{V}$ 를 기준으로 비교 하여 두 신호의 시간차  $t_d$ 를 측정하면 위상차  $\theta_d = 2\pi f t_d$ 를 계산할 수 있다. 마이크로 컨트롤러에서는 두 개의 비교기의 출력의 시간차를 측정하면 콘덴서 C의 용량크기에 따라 비교기-2의 출력이 늦게 나타난다. 즉 비교기-1의 출력과 비교기-2의 출력사이에 시간차가 나타난다. 콘덴서의 용량이 클수록 시간차가 크므로 지연차가 일정값이하이면 공기가 있는 상태이므로 부저를 이용하여 경고음을 울린다.

이 방법에서는 정현파 대신에 구형파나 계단파를 발생하는 회로를 사용하여 정현파대신에 구형파나 계단파를 사용할 수 있다. 이 경우에는 비교기의 기준전압은  $0\text{V}$ 가 아닌 일정한 전압 예를 들면 진폭의  $1/2$ 값을 사용할 수 있다.

### 3. 센서 감지회로 설계 및 실험결과

본 논문에서 제안한 방법의 특성을 확인하기 위해 그림 6과 같이 회로를 구성하여 실험 장치를 구성하였다.

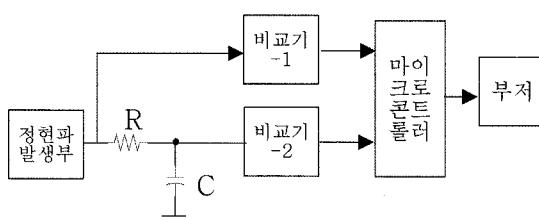


그림 5. 위상차를 이용하는 방법

Fig. 5. Method using phase difference.

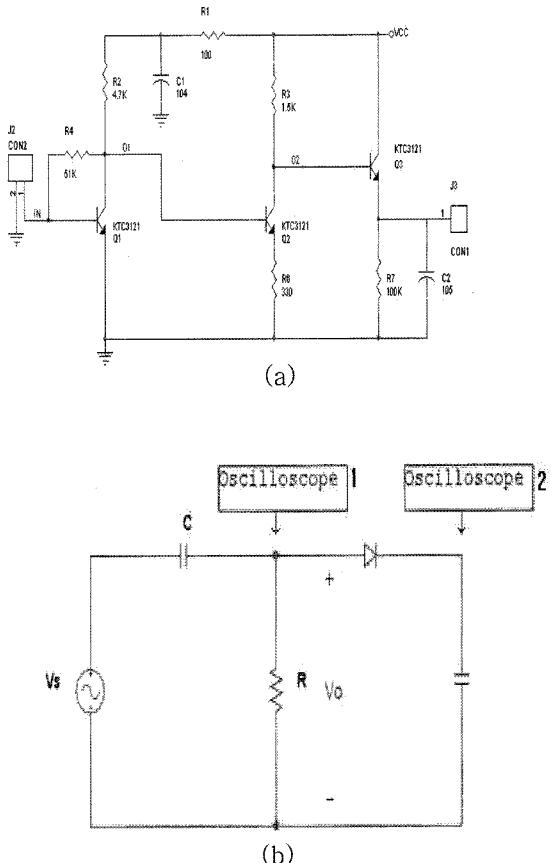


그림 6. 제안된 센서감지회로 (a)측정회로 (b)등가회로  
Fig. 6. The proposed sensing circuit.

- (a) Measurement circuit
- (b) Equivalent circuit

그림 6의 (a)에서 트랜지스터 Q1으로 구성된 첫 번째 회로는 트랜스임피던스 증폭기로써 콘덴서에 흐르는 전류를 전압으로 바꾸어 주는 역할을 하고, 트랜지스터 Q2로 구성된 두 번째 회로는 전압증폭기 역할을 한다. 증폭된 신호는 트랜지스터 Q3로 구성된 반파정류 회로에서 직류전압으로 바뀌어 진다. 그림 6의 (b)는 측정회로를 등가회로로 나타내어 측정위치가 나타내고 있다. 실험은 정현파만을 인가하여 크기를 비교하는 방식으로 진행하였다. tygon튜브에 일반 식염수를 채워 넣고 펌프를 이용해 순환시키다가 주사기를 이용해 공기를 주입시켜 공기가 센서 위치에 도달하였을 때 그림 6의 (b)와 같이 오실로스코프를 이용하여 정현파 출력과 DC 출력의 변화를 측정하였다. 보다 정확한 실험 결과를 확인하기 위해 주파수 특성을 테스트해본 결과 그림 7과 같은 결과를 보였다. 그림 7에서 AC출력과 DC 출력은 각각 그림 6의 (b) 등가회로에서

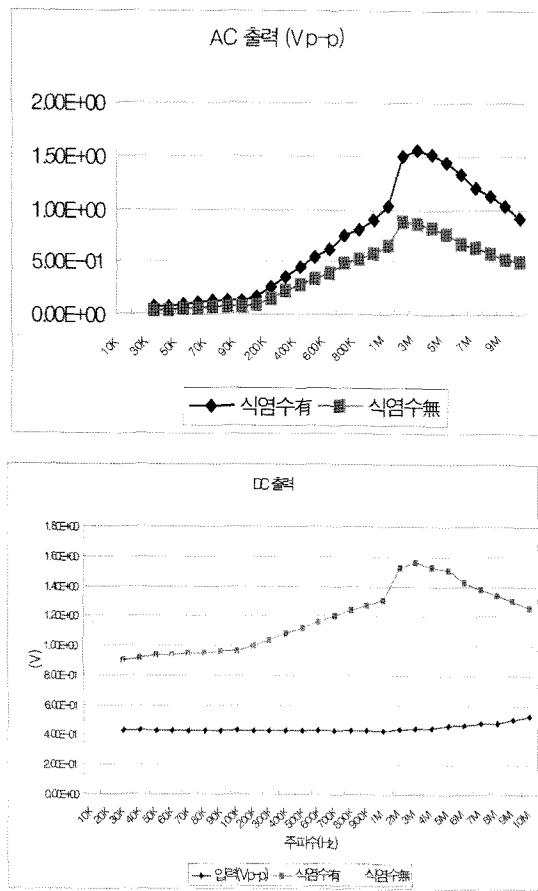


그림 7. 주파수 특성

Fig. 7. Frequency characteristics.

oscilloscope 1과 2의 위치에 측정한 결과이다. 콘덴서의 리액턴스는 주파수에 따라 감소하므로 그림 7에는 입력 주파수가 증가 할수록 tygon 튜브에 부착된 센서 내부에 식염수만 있는 경우와 공기만 있는 경우에 측정신호의 차이가 뚜렷이 나타나고 있다. 실험에서는 주파수에 따라 출력신호의 차가 확연한 1 MHz 정현파를 사용하였다. 그림 8은 400 mV<sub>p-p</sub> 크기의 1 MHz의 정현파를 제작된 센서에 인가하여 tygon 튜브에 부착된 센서 내부에 식염수만 존재하는 경우와 공기만 존재하는 경우에 대하여 실험한 결과를 나타낸다. 그림 8의 (a)는 센서에 인가되는 신호와 측정회로의 두 번째 증폭단의 출력력에 나타나는 신호를 나타내고, 그림 8의 (b)는 센서에 인가되는 신호와 측정회로의 최종 출력인 반파정류된 신호를 나타내며, 그림 8의 (c)는 반파정류된 신호와 반파정류되기 전의 측정회로에 의하여 증폭된 신호를 나타낸다. 그림 8에 나타나 있는 것처럼 tygon 튜브에 공기가 존재하는 경우에는 식염수만 있

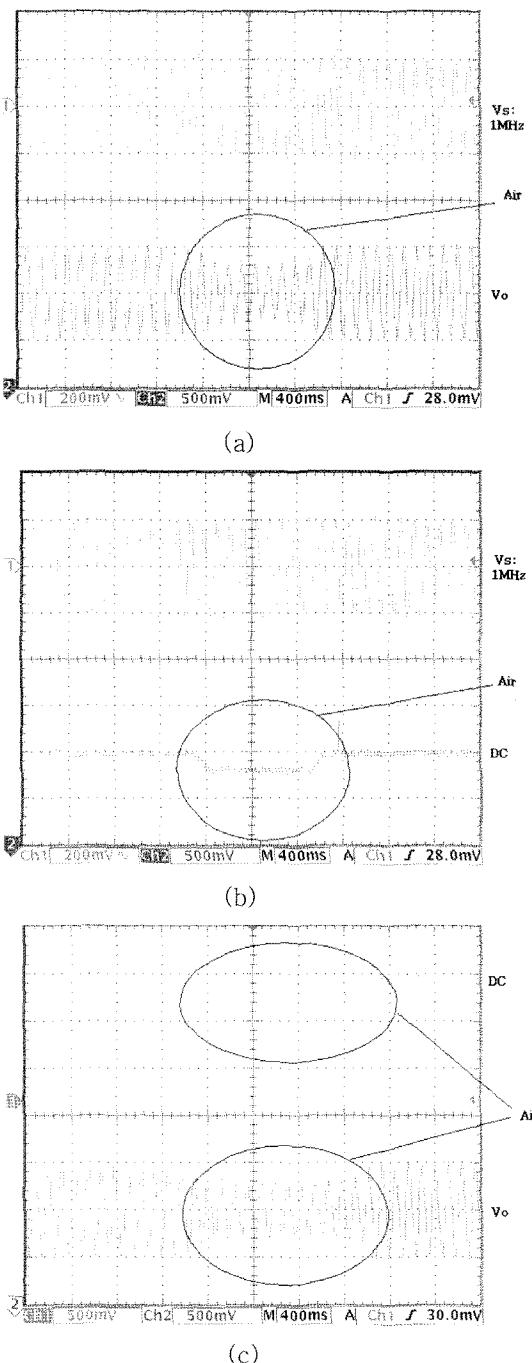


그림 8. 전압 측정결과

Fig. 8. Test result of voltage.

는 경우에 비하여 센서의 정전용량이 감소하므로 콘덴서에 흐르는 전류가 감소하여 출력신호가 작아지게 된다.

그림 8의 실험 결과에 나타나 있는 것처럼 tygon 투브 내부에 식염수만 존재하는 경우와 공기만 존재하는 경우의 최종 출력력에는 약 300 mV의 전압 차이가 발생하였다.

## 4. 결 론

본 논문에서는 의료 분야에 많이 사용되는 tygon 투브에 전극을 부착하여 전기적으로 콘덴서를 구성하고, 콘덴서 내 유전체의 비유전상수가 각각 다른 점을 이용하여 정전용량의 변화를 감지함과 동시에 공기의 유무를 검출하는 방식을 구현하였다. 설계한 공기 감지장치는 흐르는 유체 내에 공기방울이 감지되었을 때 비유전율 변화에 따른 전압의 변화를 뚜렷하게 보여주었다. 이 시스템은 용량성 센서에서 비유전율의 변화를 이용한다는 점에서 다른 고가의 초음파장비에 비해 간단하게 구현이 가능하고 비용이 적게 들며, 소모전력을 적게 설계하여 휴대성을 높일 수 있는 장점이 있다. 산업전반에 공기가 유입되면 문제가 발생하는 분야에 사용될 수 있으며, 구체적으로는 의료분야 중 공기색전증을 대비한 공기 검출기 등 혈액, 유류, 또는 물의 공급을 위한 배관에 공기가 유입되는 경우 이를 검출할 수 있는 장치로 활용될 수 있을 것이다.

## 감사의 글

이 논문은 2006년도 안동대학교 연구교수 지원에 의하여 연구되었습니다.



이 혁 수(Hyuk-Soo Lee)

- 1997년 2월 고려대학교 응용전자공학과 (공학사)
- 1999년 2월 단국대학교 의학과(의학석사)
- 2002년 9월 서울대학교 협동과정 의용생체공학전공(공학박사)
- 2001년 3월~2003년 5월 (주)뉴하트바이오 연구팀장
- 2003년 9월~현재 안동대학교 정보전자공학교육과 조교수
- 주관심분야 : 인공장기, 의료기기, 신호처리, 바이오센서



김 청 월 (Cheong-Worl Kim)

- 1980년 2월 영남대학교 전자공학과 (공학사)
- 1983년 2월 한국과학기술원 산업전자공학과(공학석사)
- 1990년 2월 한국과학기술원 전기및전자공학과(공학박사)
- 1983년 3월~1987년 2월 금성반도체 연구소 주임연구원
- 1990년 1월~1991년 10월 금성일렉트론 중앙연구소 책임연구원
- 1991년 11월~1995년 2월 (주)대륙기전전자기계연구소 연구소장
- 1995년 3월~현재 안동대학교 정보전자공학교육과 교수
- 2000년 1월~2005년 8월 (주)포디컬쳐 3D 기수연구소 연구소장
- 주관심분야 : 애널로그 신호처리 및 집적회로설계, 마이크로프로세서 및 디지털시그널프로세서 응용