

체의 순환 보조 장치를 위한 공기방울 감지 장치 개발

Development of Bubble Detector for Extracorporeal Circulation Support System

이 혁 수*

Hyuk-soo Lee*

요약

체의 순환 보조 장치는 호흡부전 및 심부전 등에 사용하는 장치이며 세계적으로 많은 연구 개발과 임상예의 사용이 계속되고 있다. 이 장치들을 사용할 때 주의해야할 사항중 하나는 공기 색전증이다. 공기 색전증은 정맥혈내로 공기가 들어갈 수 있는 여러 가지 수술 과정 및 진단 과정의 합병증으로 일어날 수 있으며, 수술부위가 심장보다 높은 위치, 수술 과정 중 체강, 체외 순환 보조 장치를 사용할 때 공기의 유입이 생길 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 비유전을 상수의 변화를 이용한 공기방울 감지 장치를 개발했다. 모의순환 장치에서 실험해본 결과 튜브 안의 공기 양에 따라 신호의 차를 분명하게 보여주어 공기방울을 감지할 수 있었다.

Abstract

Extracorporeal circulation support system is a device for respiratory and heart failure treatment, and there have been many trials for development and clinical application in the world. These devices need to be careful while using is air embolism. 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 or using extracorporeal circulation support system. To solve the problem, we developed the air detector using relative dielectric constant change. In experiments with a mock circulation system, the proposed system showed a signal difference depending on the amount of air in the tube.

Keywords : Extracorporeal circulation support system, Bubble detector, Air embolism

I. 서론

체의순환보조장치(extracorporeal circulation support system) 혈액의 순환과 호흡 보조 기능의 개념이 복합적으로 이루어진 것이다. 사용 용도는 순환기내과, 흉부의과에서 시술하는 심부전증의 순환보조 및 급성 호흡부전 치료에서부터 심폐 소생술 등 적용범위가 다양하다. 혈액학적으로 불안정한 심장질환 환자들은 내과적 약물 치료에 반응하지 않아 사망하는 경우가 많았지만, 최근 의학이 많이 발전하면서 기계적 순환보조장치들 즉, 대동맥내 풍선 펌프 (intra-aortic balloon pump, IABP), 경피적 체외 순환보조장치(percutaneous cardiopulmonary support, PCPS), 심실 보조장치(ventricular assist device, VAD), 체외생명구조장치(extracorporeal life support system, ECLS)들을 심폐기능이 회복될 때까지 사용하여 생명을 구할 수 있게 되었다.

임상적으로 이 기계 장치들은 주로 말기 심부전 환자나 급성 심근 경색 심인성 속에 사용되어 적절한 심기능 회복을 위해서나, 심장이식까지의 생존을 위해 사용되어 왔으나, 최근에는 심장 질환 이외 심폐기능 보조를 요하는 비심장 질환으로 그 사용이 증가하고 있다[1-3].

이들 장치들을 사용하면서 주의해야할 사항 중 하나는 공기 색전증(air embolism)이다. 공기 색전증이라는 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 유입될 수 있는 여러 가지 수술과정과 진단과정의 합병증으로 일어날 수 있다. 정형외과 및 흉부외과 등의 환자들은 심장보다 높은 수술 부위의 체위, 개방 정맥동과 같은 해부학적 문제 및 골조작 등의 수술로 인해 수술 중에 공기 색전증이 생길 위험이 있다. 이중 정맥혈 공기 색전증은 체외순환보조장치에 사용되는 심폐회로에서 발생된다는 보고가 있다. 공기 색전증 발생 시 대부분은 잠재성이지만 적은양의 공기라도 심혈관계 허탈과 사망까지도 일으킬 수 있기 때문에 효과적인 치료를 위해서는 신속하고 정확한 진단이 요구되

* 안동대학교

투고일 : 2010. 8. 18 수정완료일 : 2010. 10. 22

게재확정일 : 2010. 10. 29

※ 이 논문은 2007 학년도 안동대학교 국제 학술 교류 보조금에 의하여 연구되었음.

어 진다. 임상에서 사용되는 진단방법에는 여러 가지 방법이 있지만 이 방법들은 이미 체내에 공기가 들어간 상태에서 공기 주입여부를 진단하는 방법이고, 이중 체외순환보조장치에 사용되는 심폐회로 등에서 체내에 혈액과 함께 공기가 들어가는 것을 조기 진단하는 방법은 초음파를 이용하는 방법이 유일하다. 초음파를 이용한 진단 방법은 공간적 제약, 가격, 휴대성, 전력소모, 다양한 심폐회로에 적용 여부 등 여러 측면에서 어려움이 많다 [4-10]. 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 논문에서는 간단한 전극을 튜브에 부착하여 전기적으로 콘덴서를 구성하고, 혈액과 공기의 유전상수가 다른 점을 이용하는 정전용량의 변화 감지 센서 및 신호 처리 하는 조기 진단장치를 구현하였다.

II. 센서 구조

임상에서 사용되는 체외순환보조장치의 구성은 그림 1과 같다. 혈액의 순환 과정은 심장에서 나와 ① 방향으로 혈액펌프, 산화기, 열교환기, 공기 제거기, 공기방울 검출기를 거쳐 ② 방향으로 우회되어 다시 심장으로 들어가게 되며, 순환 회로에서 최종적으로 공기 방울을 감지할 수 있는 부분은 공기방울 검출기가 된다. 이 순환회로는 일반적으로 투명한 튜브가 사용이 된다. 따라서 본 논문에서는 모의 순환장치를 구성하고 센서를 공기방울 검출기 부분에 실제와 같은 방법으로 구성하여 실험 하였다.

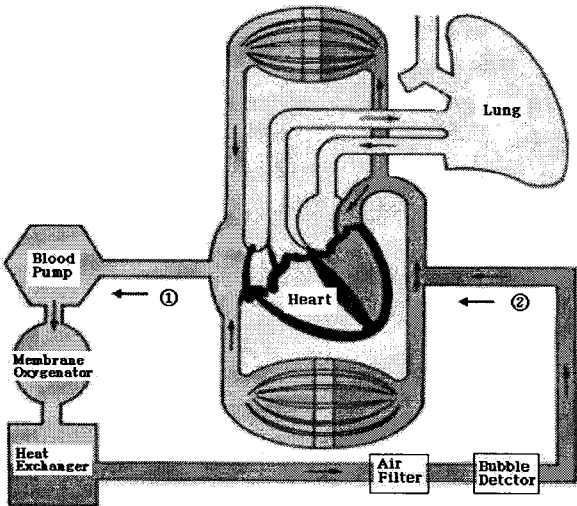


그림 1. 체외 순환 보조 장치의 구성도
Fig. 1. Schematic of extracorporeal circulation support system

센서의 구성은 그림 2와 같이 튜브의 외부 표면에 전극을 설치하면 두 전극은 전기적으로 콘덴서로 동작하게 된다. 전극은 일반적으로 구할 수 있는 점착식 구리 테이프 형태를 사용하였다. 본 논문에서는 직렬형과 병렬형 두 가지를 구성하여 실험 하였다. 콘덴서는 두 전극 사이

의 물질에 따라 콘덴서의 용량값이 변화하게 된다. 따라서 그림 2의 C₁과 C₃는 전극이고 내용물에 따른 콘덴서는 C₂가 된다. 두 전극 사이에 흐르게 되는 튜브의 내부에 비유전율이 1인 공기, 비유전율이 78인 물 또는 비유전율이 80인 혈액이 섞여 흐르게 된다면 콘덴서 용량의 변화를 이용하여 공기의 유무를 파악할 수 있다. 실험에는 혈액의 비유전율과 비슷한 0.9 % 생리 식염수를 이용하였다. 튜브에 부착된 전극을 콘덴서로 나타내면 그림 2의 등가회로를 이용하여 공기의 유무를 판단할 수 있다. 그림 2의 (a)에서 신호원이 정현파이고 각주파수를 ω라고 하면 전극으로 구성된 콘덴서의 양단에 나타나는 전압신호는 식 1과 같이 나타난다.

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

V_s의 진폭이 A 이면 V_o 신호의 크기와 위상차는 식 2, 3과 같이 주어진다.

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

$$\theta = -\tan^{-1}(\omega CR) \quad : \text{V}_s \text{와 V}_o \text{의 위상차} \tag{3}$$

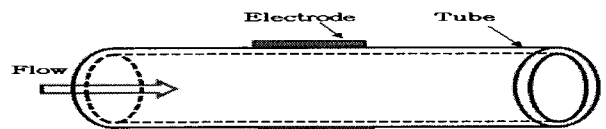
그림 2의 (b)는 식 4, 5, 6과 같이 주어진다.

$$V_o(j\omega) = \frac{j\omega CR}{j\omega CR+1} V_s(j\omega) \tag{4}$$

$$|V_o(j\omega)| = \frac{\omega CR}{\sqrt{1+\omega^2 C^2 R^2}} A \tag{5}$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{1}{\omega CR}\right) \tag{6}$$

위의 수식에 나타나 있는 것처럼 콘덴서 용량값이 변화하면 콘덴서 양단에 나타나는 신호의 크기나 입력신호와 출력신호의 위상차가 다르게 된다. 튜브의 전극 사이로 흐르는 액체의 종류에 따라 콘덴서 용량값이 일정하게 유지되다가 액체 사이에 공기가 섞인 공기방울 형태가 전극 위치로 지나가는 경우에는 비유전율 값이 큰 액체만 들어 있는 경우와 비교 할 때 큰 차이가 나게 된다. 이 경우 콘덴서 양단에 나타나는 신호의 크기나 위상에 큰 차이가 나타나므로 이를 이용하여 공기의 유무를 파악할 수 있다. 두 가지 형태의 센서 중 테스트 실험 결과 직렬형 보다는 병렬형이 전압값의 변화를 뚜렷하게 보여주어 실험에는 병렬형을 사용하였다.



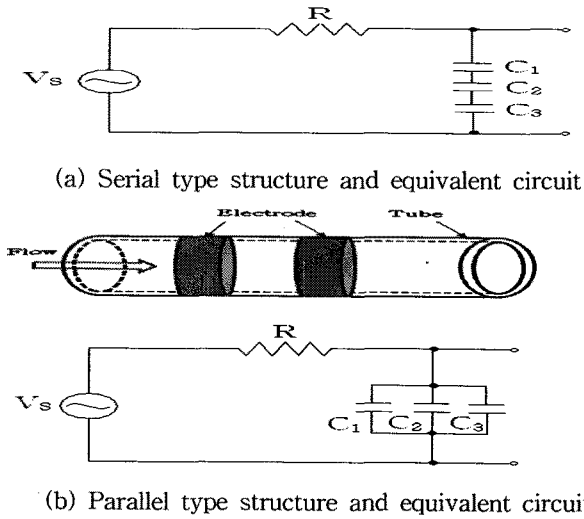
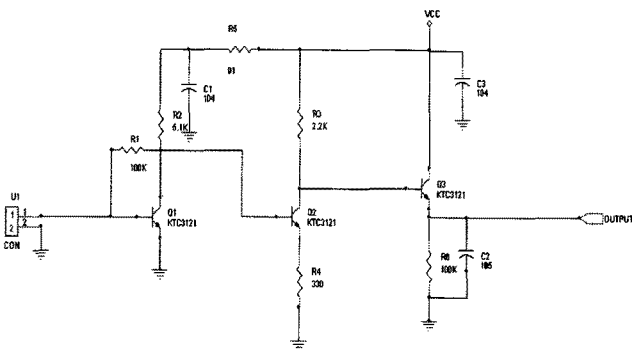


그림 2. 센서 구조와 등가회로
Fig. 2. Sensor structure and equivalent circuit

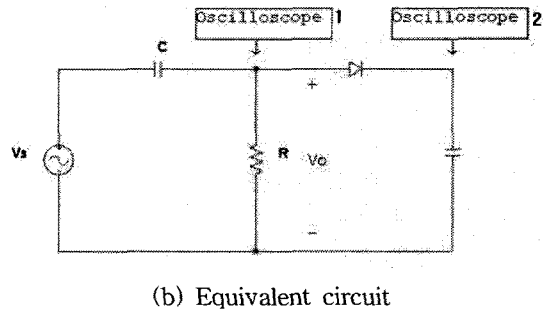
III. 공기방울 감지회로 설계 및 실험결과

제안한 센서를 가지고 공기를 감지하기 위해 그림 3과 같이 회로를 구성하여 실험 장치를 구성하였다.

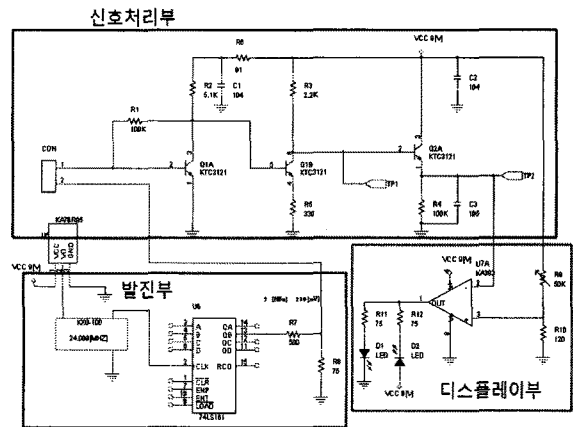
그림 3의 (a)에서 트랜지스터 Q1으로 구성된 첫 번째 회로는 트랜스임피던스 증폭기로서 콘덴서에 흐르는 전류를 전압으로 바꾸어 주는 역할을 하고, 트랜지스터 Q2로 구성된 두 번째 회로는 전압증폭기 역할을 한다. 증폭된 신호는 트랜지스터 Q3로 구성된 반파정류 회로에서 직류전압으로 바뀌어 진다. 그림 3의 (b)는 측정회로를 등가회로로 나타내었고 측정위치를 표현하였다. 실험은 정현파를 인가하여 크기를 비교하는 방식으로 진행하였다. 튜브에 0.9 % 생리 식염수를 채워 넣고 혈액펌프를 이용해 순환시키다가 주사기를 이용해 공기를 주입시켜 공기가 센서 위치에 도달 하였을 때 그림 3의 (b)와 같이 오실로스코프를 이용하여 정현파 출력과 DC 출력의 변화를 측정하였다. 그림 3의 (c)는 공기방울 검출기의 전체 회로도이다. 에어가 검출되었을 때의 상태를 외부로 알리기 위해 LED가 사용되었다.



(a) Measurement circuit



(b) Equivalent circuit



(c) Overall circuit of bubble detector

그림 3. 제안된 공기방울 감지회로
Fig. 3. The proposed bubble detector circuit

보다 정확한 실험 결과를 확인하기 위해 주파수 특성을 테스트해본 결과 그림 4와 같은 결과를 보였다. 그림 4에서 AC출력과 DC 출력은 각각 그림 3의 (b) 등가회로에서 oscilloscope 1과 2의 위치에 측정된 결과이다. 콘덴서의 리액턴스는 주파수에 따라 감소하므로 그림 4에는 입력 주파수가 증가 할수록 튜브에 부착된 센서 내부에 생리 식염수만 있는 경우와 생리 식염수에 공기가 섞여 공기방울이 형성된 경우에 측정신호의 차이가 뚜렷이 나타나고 있다. 실험 결과 공기방울이 형성된 경우에 따른 출력은 3 MHz 주파수에서 감도가 가장 좋게 나타났으며, DC값으로 0.56 V의 차이를 볼 수 있었다. 또한 디스플레이부에서는 LED를 이용하여 호스판의 공기방울의 유무를 육안으로 쉽게 판단 할 수 있도록 구성하였다. 생리식염수가 유체로써 흘러가고 있을 때에는 초록색 LED를 점등시켜 확인할 수 있도록 하였으며, 튜브 내 공기방울이 감지되면 빨간색 LED의 점등과 함께 부저의 정보를 발생시켜 사용자가 즉시 튜브에서 공기방울 형성 유무를 시각 및 청각으로 쉽게 판단 할 수 있게 하였다.

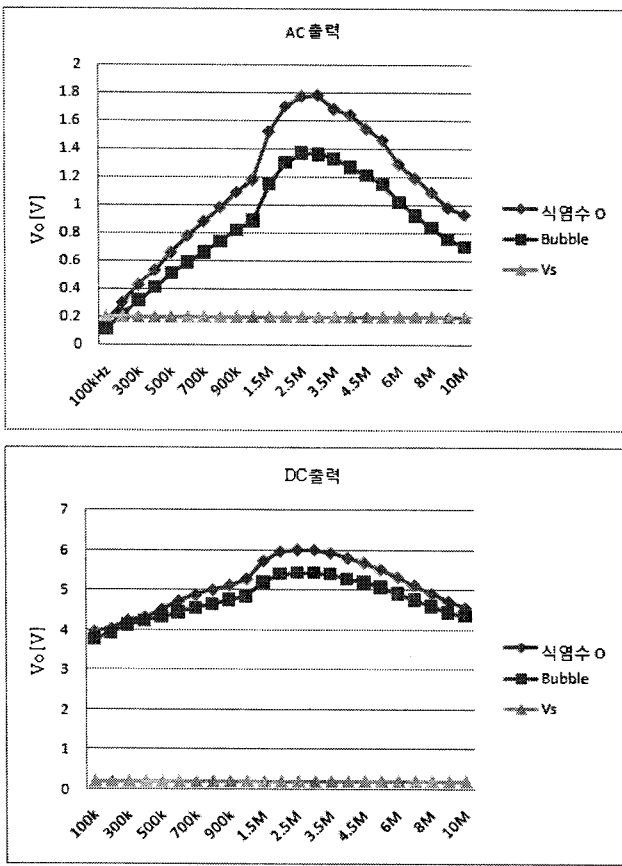


그림 4. 주파수 특성
Fig 4. Frequency characteristics

그림 5는 200 mVp-p 크기의 3 Mhz의 정현파를 제작된 센서에 인가하여 전극이 장착된 튜브 내부에 생리 식염수만 존재하는 경우와 공기방울이 형성되어 전극 사이로 지나가는 경우에 대하여 실험한 결과이다. 그림 5의 (a)는 센서에 인가되는 신호와 측정회로의 두 번째 증폭단의 출력에 나타나는 신호를 나타내고, 그림 5의 (b)는 센서에 인가되는 신호와 측정회로의 최종 출력인 반파정류된 신호를 나타낸다. 그림 5에 나타나 있는 것처럼 튜브 안에 공기방울이 형성되어 공기가 존재하는 경우에는 생리식염수만 있는 경우에 비하여 센서의 정전용량이 감소하므로 콘덴서에 흐르는 전류가 감소하여 출력신호가 작아지게 되는 것을 볼 수 있다.

IV. 공기량에 따른 Sensitivity

구현한 신호처리부 시스템 구성 후 시스템 sensitivity를 알아보기 위해 튜브 내에 생리 식염수를 일정한 속도로 흘러보내면서 일정량의 공기를 순차적으로 주입하고 최소 감지 공기 용량 및 공기 용량에 따른 선형성을 측정하였다. 그림 6은 공기량에 따른 sensitivity 특성이다. 0.2~5 cc의 공기를 일정 간격으로 주입한 결과 0.2 cc에서부터 약 100mV의 변화를 보였으며, 4 cc이상의 공기 용량부터는 전극 사이에 차지하는 공기의 면적이 큰

차이가 나지 않으므로, 출력 신호에서도 큰 변화를 보이지 않았다. 그림 6의 (a)에 변화에 따른 그래프를 보였다. 전체적으로 감도 측정 실험에서는 시스템의 최소 디텍터 공기 용량을 측정하는데 효과적이었다.

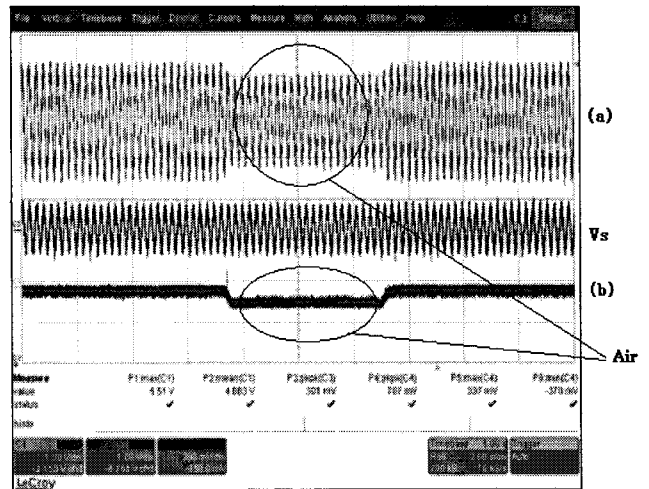
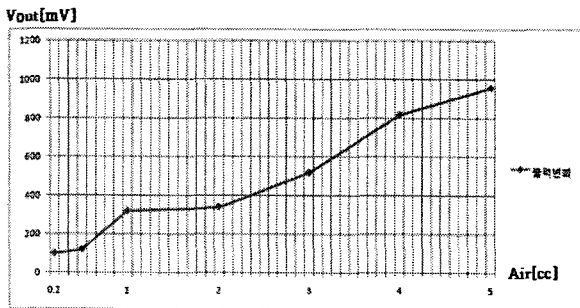


그림 5. 전압 측정 결과
Fig.5. Test result of voltage

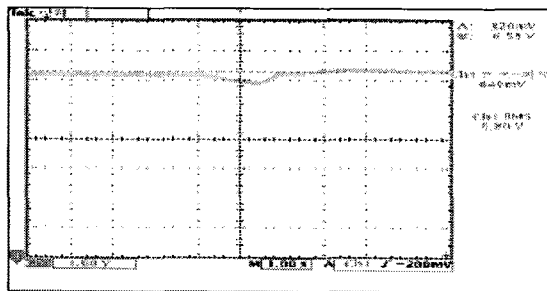
V. 결론

본 논문에서는 의료 분야에 많이 사용되는 튜브에 전극을 부착하여 전기적으로 콘덴서를 구성하고, 콘덴서 내 유전체의 비유전상수가 각각 다른 점을 이용하여 정전용량의 변화를 감지함과 동시에 공기 방울의 유무를 검출하는 방식을 구현하였다. TR을 이용하여 구성된 신호처리시스템은 3 Mhz의 주파수에서 가장 양호한 감도가 측정되었다. 튜브 전극에 인가되는 신호 주파수가 고주파일수록 감도 및 출력신호의 변화가 커지는 경향을 보였으나, 신호 처리부에 사용되는 소자 특성 상 일정 주파수 이상의 신호에 대해서는 주파수 특성이 미치지 못하므로 신호 처리부의 소자 주파수 특성이 적정 주파수를 결정짓는 가장 큰 요인으로 나타났다. 시스템의 모듈화를 위한 자체 발진부 구성에서는 24 Mhz의 주파수를 가지는 크리스탈 소자를 사용하여 주파수 분배 후 3 Mhz의 펄스파 신호를 신호처리부의 입력단으로 인가하였다. 기존의 실험에서는 Function generator를 이용해 사인파를 입력신호로 인가한데 비해, 자체 발진부에서는 크리스탈 특성상 고주파의 사인파를 만들기에 어려움이 따르므로 펄스파가 인가되었는데, 파형 형태 차이에 따른 출력신호의 변화를 측정한 결과 사인파에 비해 펄스파 신호가 왜곡되는 현상은 보였지만, 유전율 변화에 따른 출력 차이는 나타나지 않아서 시스템 구성에는 큰 문제가 되지 않았다. 설계한 공기방울 감지장치는 흐르는 유체 내에 공기방울이 감지되었을 때 비유전율 변화에 따른 전압의 변화를 뚜렷하게 보여주었으며, 산업전반에 공기가 유입되

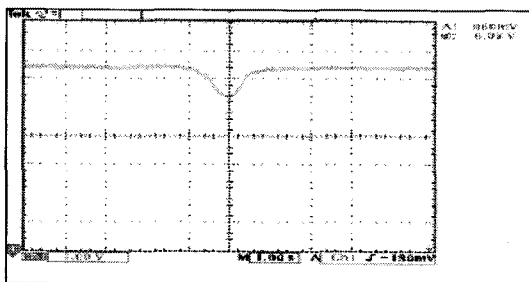
면 문제가 되는 분야에도 응용할 수 있을 것이다.



(a) Variation according to air condition



(b) Voltage variation: 1 cc air



(c) Voltage variation: 5 cc air



(d) Overall signal processing system

그림 6. 공기량에 따른 감도 특성
Fig. 6. Sensitivity characteristics according to air condition

참 고 문 헌

[1] Weber TR, Tracy TF Jr, Connors R, Kountzman B, Pennington DG, "Prolonged extracorporeal support for nonneonatal respiratory failure", *J Ped Surg*, No. 27, pp.

1100-1105, 1992.
 [2] Kanto WP Jr, Shapiro MB, "The development of prolonged extracorporeal circulation", 1995.
 [3] Hickey PR, Buckely MJ, Philbin DM, "Pulsatile and nonpulsatile cardiopulmonary bypass: review of a counterproductive controversy", *Ann Thorac Surg*, No. 36, pp. 720-737, 1983.
 [4] Hegde RT, Avatgere RN, "Air embolism during anesthesia for shoulder arthroscopy.", *Br J Anesth*, vol. 85, pp.926-927, 2000.
 [5] Palmon SC, Moore LE, Lundberg J, Toung T, "Venous air embolism: a review", *J Clin Anesth*, vol. 9, pp. 251-257, 1997.
 [6] Jones NC, Howell CW, "Massive arterial air embolism during cardiopulmonary bypass: antegrade blood cardioplegia delivered by the pump-an accident waiting to happen", *Perfusion*, vol. 11, pp.157-161, 1996.
 [7] 김태식, 전경, 이규백, 박성영, 황재준, 손호성, 김광택, 김형목, "단일 박동형 생명구조장치의 인공폐 적용", *대한흉부외과학회지*, 제 37권, 제 3호, pp. 201- 209, 2004.
 [8] 채호승, 권무일, "폐절제술 시 발생한 치명적인 정맥 공기색전증", *대한마취과학회지*, 제43권, 제1호, pp. 121-125, 2002.
 [9] 이동협, 정태은, 이상훈, "이중 박동성 인공심폐기를 이용한 심폐순환보조" *대한흉부외과학회지*, 제 40권, 제7호, pp. 512- 516, 2007.
 [10] 정진용, 이태현, 노운석, 조성경, 이상화, "체양절개술시 Ultrasonic Doppler에 의해 탐지된 정맥 공기 색전증의 발생빈도" *대한마취과학회지*, 제29권, 제6호, pp. 858-862, 1995.
 [11] 이혁수, 김청월, "비유전율을 이용한 공기감지장치에 관한 연구" *센서학회지*, 제16권, 제5호, pp. 384-388, 2007.
 [12] 김무진, 문원규, "고정밀 및 긴 측정범위를 위한 전기용량형 변위 센서," *센서학회지*, 제14권, 제4호, pp. 219-224, 2005.
 [13] 김성복, 이상협, "중첩 초음파 센서 링의 설계 및 장애물 탐지에의 응용," *한국신호처리시스템학회논문지*, 제11권, 제 1호, pp. 63-73, 2010.



이 혁수(Hyuk-soo Lee)

1997년 2월 고려대학교 응용전자공학과(공학사)
 1999년 2월 단국대학교 의학과 (의학석사)
 2002년 9월 서울대학교 협동과정 의용생체공학전공 (공학박사)
 2003년 9월 ~ 현재 안동대학교 정보전자공학교육과 교수
 ※ 주관심분야 : 인공장기, 의료기기, 신호처리