

# 축류형 인공심장의 자기베어링 제어를 위한 와전류 센서 시스템 개발

안치범<sup>1,3</sup>, 문기철<sup>3</sup>, 정기석<sup>1,3</sup>, 남경원<sup>3</sup>, 이정주<sup>3</sup>, 선경<sup>2,3,4</sup>

<sup>1</sup>고려대학교 BK21 의용생체공학, <sup>2</sup>고려대학교 의과대학 의공학교실

<sup>3</sup>고려대학교 한국인공장기센터, <sup>4</sup>고려대학교 의과대학 흉부외과

(Received November 15, 2006. Accepted February 26, 2007)

## A Development of Eddy Current Sensor System for An Axial-flow type Blood Pump with The Magnetic Bearing

C. B. Ahn<sup>1,3</sup>, K. C. Moon<sup>3</sup>, G. S. Jeong<sup>1,3</sup>, K. W. Nam<sup>3</sup>, J. J. Lee<sup>3</sup>, K. Sun<sup>2,3,4</sup>

<sup>1</sup>Biomedical Engineering of Brain Korea 21 Program, Korea University

<sup>2</sup>Department of Biomedical Engineering College of Medicine, Korea University

<sup>3</sup>Korea Artificial Organ Center, Korea University

<sup>4</sup>Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, College of Medicine, Korea University

### Abstract

The axial-flow type blood pump(XVAD) which has been developed in our group consists of mechanical parts (an impeller, a diffuser and a flow straightener) and electrical parts (a motor and a magnetic bearing). The magnetic bearing system fully levitates the impeller to remove mechanical coupling with other parts of the pump with constant gap, which needs non-contact type gap sensing.

Conventional gap sensors are too large to be adopted to the implantable axial-flow type blood pump. Thus, in this paper, the compact eddy current type gap sensor system proper for the implantable axial-flow type blood pump was developed and its performance was evaluated in vitro.

The developed eddy current type gap sensor system is a transformer type and has a differential probe. Sensor coil(probe) has small dimensions(6 mm diameter, 2 mm thickness) and its optimal inductance was determined as 0.068 mH for the measurement range of 0~3 mm. It could be manufactured with 130 turns of the 0.04 mm diameter copper coil.

The characteristics of the developed eddy current type gap sensor system was evaluated by in vitro experiment. At experiment, it showed satisfactory performance to apply to the magnetic bearing system of the XVAD. It could measure the gap up to 3mm, but the linearity was decreased at the range of 1.8~3.0 mm. Moreover, it showed no difference in different media such as the water and the blood at the temperature range of 35~40°C.

Key words : eddy current sensor, magnetic bearing, axial flow blood pump

### 1. 서 론

**인**공심장은 혈류의 형태에 따라 크게 박동류형(pulsatile)과 연속류형(continuous)의 두 가지로 분류되고, 이 중에서 연속류형 인공심장은 임펠러(impeller)와 같은 회전체의 연속적인 회전에 의한 원심력을 사용하여 원주 방향으로 혈액을 박출하는

원심형과 임펠러의 회전에 의해 생성된 혈류를 축방향으로 박출하는 축류형 혈액 펌프가 있다[1]. 그 중 축류형 혈액 펌프는 구조가 단순하여 소형화, 경량화가 가능하며, 효율이 높고 생산 단가가 낮은 장점이 있어서, 유럽 및 미국 등의 인공심장 개발 선진국에서 Jarvik 2000(Jarvik Heart, USA), DeBakey VAD(MicroMed Tech., USA), HeartMate II (Thoratec Corp, USA), Streamliner (Pittsburg Univ., USA), Incor(Berlin Heart, Germany) 등의 여러 모델들에 대한 활발한 연구가 진행 중에 있으며, 일부 모델의 경우 임상 시험 및 상용화 단계에 있다[2]. 최근엔 Streamliner, Incor와 같이 자기 베어링이 채용된 연속류형 혈액 펌프가 제 3세대 인공심장으로 개발되고 있으며, 이러한 자기 베어링 형태의 혈

본 연구는 보건복지부 의료공학 융합기술개발사업의 특장센터 연구지원(휴대형 완전 이식형 인공 내분비 순환기 장치개발 센터: 과제번호 A020609) 과제와 교육인적자원부 두뇌한국21 사업에 의하여 수행되었음.

Corresponding Author : 선 경

서울시 성북구 안암동 5가 126-1 고려대학병원 3층 한국인공장기 센터

Tel : +82-02-920-5559 / Fax : +82-02-922-4204

E-mail : ksunmd@kumc.or.kr, ksunmd@korea.ac.kr

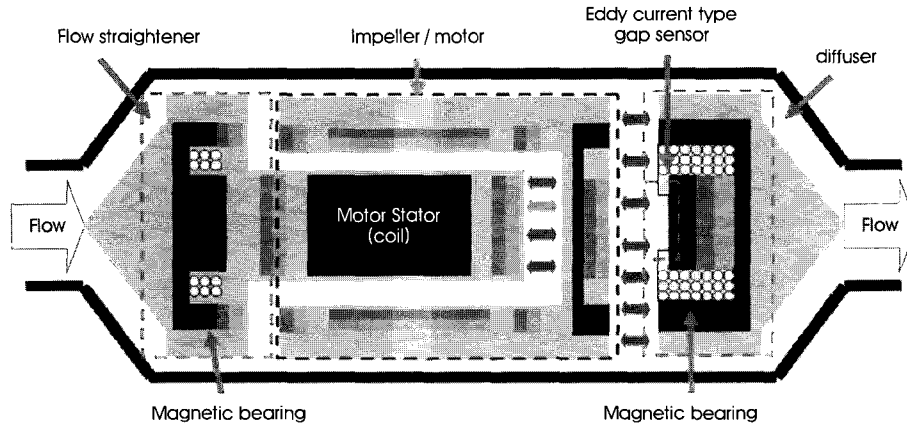


그림 1. XVAD의 단면 구성도. 좌심실이나 심방에서 flow straightener로 들어온 혈액을, motor로 impeller를 회전시켜 얻은 힘을 통해 diffuser를 거쳐 대동맥으로 보낸다. 임펠러를 자기베어링을 사용하여 자기 부상시키는 방식이다. 자기 베어링은 회전하면서 대동맥, 심장의 압력차 때문에 축방향으로 움직이는데 이 움직임을 최대로 줄이기 위해 자기 베어링을 사용한다. Diffuser의 안에 자기베어링을 구성하고, 센서는 자기 베어링의 코어 앞에 위치 시켜 impeller와 자기베어링 간의 거리를 측정 한다.

Fig. 1. Cross section of the XVAD.

액 펌프는 임펠러가 다른 부품들과의 기계적 접촉 없이 자기 부상하여 회전함으로써 혈액 손상을 최소화 하고, 내구성을 높일 수 있는 장점이 있다.

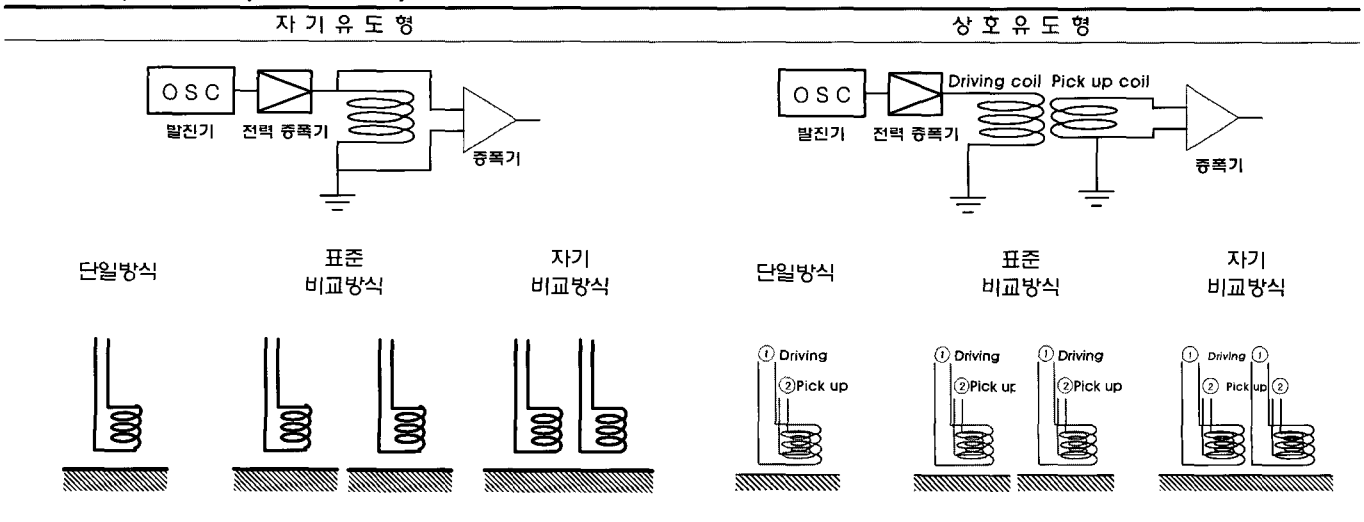
자기 베어링시스템에서 회전하는 임펠러를 자기 부상된 상태로 지속적으로 유지시키기 위해서는 임펠러와 전자석 사이의 거리를 비접촉식으로 측정하기 위한 센서가 필요하다[3]. 비접촉식 거리 측정 센서에는 광학, 정전, 초음파, 와전류 센서 등과 같은 종류가 있다. 그중에서 광학형, 정전형, 초음파형 센서는 임펠러와 전자석 사이의 공간을 흐르는 혈액의 흐름상태 및 구성요소에 의하여 측정 성능이 영향을 받을 수 있으므로, 축류형 혈액펌프에 적용하기에 적합하지 않다. 따라서 자기베어링 시스템의 거리측정에는 와전류방식의 비접촉식 센서가 적합하다. 일반적인 와전류 센서

(eddy current sensor)[4]의 경우에는 분해능(0.1  $\mu\text{m}$  정도)과 정밀도를 높이기 위해서, 센서가 주위 환경의 영향을 받지 않게 하기 위한 완충 공간이 요구되므로 그만큼 센서의 축방향 크기가 커지게 되므로 소형의 축류형 혈액펌프의 축방향으로 이식하기에는 어려움이 있다. 때문에 축류형 혈액펌프의 축 방향으로 이식하여 임펠러와 전자석 사이의 거리를 측정하기에 적합한 형태의 와전류 센서 개발이 필요하다.

본 연구에서는 고려대학교 한국인공장기센터에서 개발 중인 축류형 혈액펌프(XVAD)[5]에 적용하여, 축 방향으로 임펠러와 전자석 사이의 거리를 비접촉식으로 측정하기 위한 소형의 와전류 거리측정 센서 시스템을 개발하였다. 축 방향으로의 완충공간을 최소화하기 위해 센서의 분해능을 낮추고, 센서의 측정 가능 거리

표 1. 와전류형 센서의 구성 방식

Table 1. Composition of eddy current sensor systems. VI



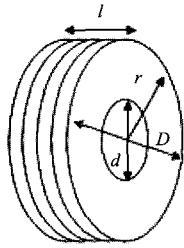


그림 2. 센서 코일의 구조. 센서 코일은 일반적으로 구리선을 감아서 만든다. \$l\$은 전체 두께, \$r\$은 반지름, \$D\$는 전체 직경, \$d\$는 공심원의 직경이다[6].  
Fig. 2. Schematic diagram of a eddy current sensor.

는 0~3 mm, 센서 코일의 직경과 두께는 각각 6 mm, 3 mm 이내 가 되도록 설계하였으며, in vitro 환경에서 개발된 센서 시스템의 성능을 평가하였다.

## II. 재료 및 방법

적용된 축류형 혈액펌프(XVAD)의 전체적 구성은 [Fig. 1.]과 같다.

XVAD는 Fig. 1.과 같이 임펠러, 디퓨저(diffuser), 플로우 스트레이트너(flow straightener)와 같은 기계적 유체 부품과 임펠러를 회전시키는 모터 시스템, 임펠러의 자기 부상을 위한 자기 베어링 시스템으로 구성된다.

### A. 와전류 센서 구동 방식

와전류 센서는 크게 상호 유도형과 자기 유도형으로 구분되고 각각 센서 코일의 구성 형태에 따라 Table 1.와 같이 세분 할 수 있는데, 단일 코일 방식은 간단하다는 장점이 있으나, 주위 환경에 대한 민감성이 높아 안정성이 떨어지는 단점이 있다. 자기 비교 방식은 1쌍의 센서 코일을 브릿지 회로로 구성하여, 동일한 환경 안에서 동일한 대상을 향하고 있는 두 센서 출력의 변화폭의 차이로 거리를 측정하기 때문에 반송 진동, 상대 위치 변화, 주위 온도 변화와 같은 주위 환경이나, 물체에 상대된 노이즈에 대한 안정성이 높으나, 구성이 복잡해지는 단점이 있다[6].

본 연구에서는 거리 측정의 안정성 및 센서의 소형화를 고려하여 노이즈에 강한 자기 유도형의 자기 비교방식을 채택하였다.

### B. 센서 코일 제작

센서 코일에 인가되는 구동 주파수가 500 kHz이하인 경우 대상물체를 투과하기 때문에 정확한 거리 측정이 어려우므로 대상물체를 투과하지 않고 거리 측정에 적합한 1 MHz정도의 높은 구동 주파수를 사용하였다.[6] 다음으로 중요한 인자는 인덕턴스(inductance)인데, 이는 센서 코일에 흐르는 전류가 측정 대상표면에 전자기를 유도하고 그 유도된 전자기에 의해 와전류가 발생하는 과정에서, 그 세기를 조절할 수 있는 인자가 인덕턴스이기 때문이다. 따라서 측정의 대상이 되는 금속의 재질과 거리에 따라서 변화하는 출력

신호의 최적의 값을 얻기 위해 인덕턴스 변화에 따른 출력신호를 반복적인 실험을 통해 검출한 후, 최적의 인덕턴스를 결정하였다 [6]. 따라서 주파수 1 MHz로 설정된 회로를 사용해 각기 다른 인덕턴스를 가지는 인덕터(inductor)를 계속 교체해 가면서 실험을 하였으며, 이를 통해 최적의 인덕턴스가 결정되면 Eq(1).과 Eq(2).를 사용하여 센서 코일의 외경과 내부 공심원의 크기를 결정하고, 구리 동선의 두께를 변화시켜 목표로 하는 센서 코일을 제작하였다. [7, 8]

$$L_0 = k_{\eta} \frac{\mu_0 \mu_r N^2 \pi r^2}{l} \tag{1}$$

여기서 \$L\_0\$은 코일의 인덕턴스[mH], \$k\_{\eta}\$는 충전율, \$\mu\_0 \mu\_r\$은 공기의 투자율 (\$4\pi \times 10^{-7}\$ [H/m]), \$N\$은 코일의 q턴수, \$r\$은 코일의 반지름([Fig. 2.]에서 \$D\$), \$l\$은 코일의 두께 [mm]이다.

$$\text{충진률} = k_{\eta} = \frac{\pi d^2}{4} / \frac{\pi D^2}{4} = \frac{d^2}{D^2} \tag{2}$$

### 인덕턴스 값 최적화

Fig. 3.은 센서 코일의 인덕턴스에 따른 측정 가능 거리에 대한 실험 결과이다.

인덕턴스 값에 따라서 같은 거리에 대한 출력 값이 달라지며 전체적으로 인덕턴스가 증가함에 따라서 출력 전압 값이 상승함을 확인할 수 있었으나, 인덕턴스가 0.1 mH 이상인 경우에는 구성된 구동 회로 상에서 제대로 동작하지 않음을 확인 할 수 있었고, 0.01 mH 이하인 경우에도 출력 값이 매우 낮게 내려감을 확인 할 수 있었다.

따라서 본 연구에서는 선형성 및 안정성이 뛰어난 0.07~0.05 mH 사이의 인덕턴스 값을 목표로 설정하고 Eq(1), Eq(2)에 적용하여 센서 코일을 제작하였다.

### 센서 크기의 결정과 턴수(N)

반복적인 성능 평가 실험을 통해 센서 코일의 내부 공심원의 직경을 3.0 mm로 설정하였으며, 0.04 mm 직경의 구리선을 사용하

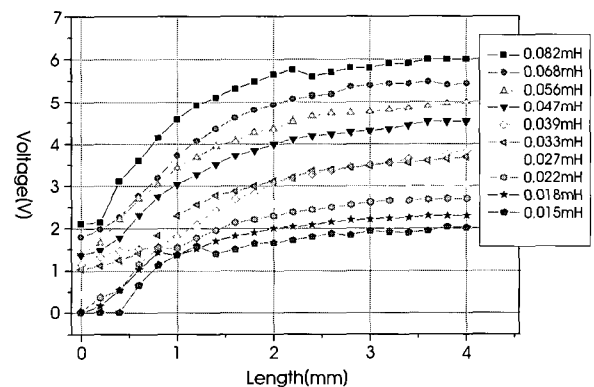


그림 3. 인덕턴스의 변화에 따른 거리대비 출력 값. 인덕턴스가 0.05~0.07 mH인 경우에 가장 좋은 선형성을 가지는 것을 확인 할 수 있었다.

Fig. 3. Inductance test for sensor probe.

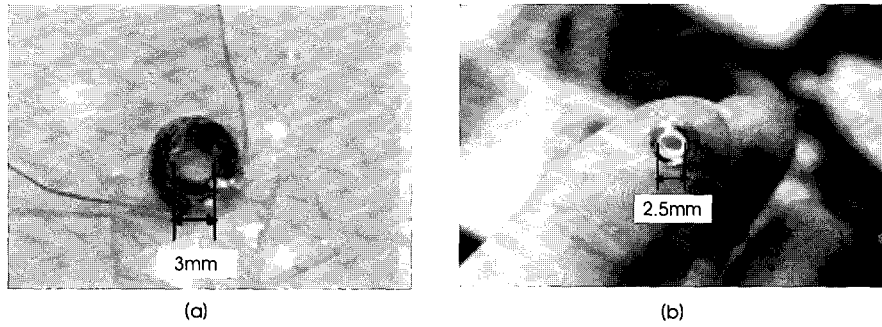


Fig. 4. 제작한 센서 코일. (a)은 공심원의 크기가 3 mm인 경우이며, (b)는 공심원 크기가 2.5 mm인 경우이다.  
 Fig. 4. Sensor coil of probe. (a) Length of core is 3mm (b) Length of core is 2.5mm

여 센서 코일을 제작하였다. 이 값들을 Eq(1), Eq(2)에 적용한 계산값은 다음과 같다.

인덕턴스 값( $L_0$ ): 0.07 mH, 0.06 mH.

충진률( $k_r$ ): 0.25

목표 공심원 혹은 내부의 코어의 지름(d) : 6 mm

전체 코일 감은 부분까지의 지름(D) : 3 mm

공기의 투자율( $\mu_0\mu_r$ ) :  $4\pi \times 10^{-7}$  [H/m]

코일의 반지름(r) : 3 mm

코일의 두께(l) : 2 mm

이 값들을 적용하여 코일의 감은 수 N 값을 계산하면 인덕턴스가 0.07 mH 일 때, N 은 125.54턴, 0.06 mH 일 때 116.23턴이 나오게 된다.

실제 제작한 코일의 인덕턴스를 측정하였을 때, N 이 100턴 일

때 0.057 mH, 130턴 일 때 0.07 mH 정도의 성능이 나오는 것을 확인 할 수 있었다(Fig. 4).

### C. 센서 구동 드라이버 제작

센서 구동을 위한 드라이버 회로의 구성은 Fig. 5-a과 같다.

구성된 회로에서는 전파 정류기(full rectifier)를 사용하여 리플을 최소화하여 출력 신호의 노이즈를 감소시키고, 능동형 저역 통과 여파기(active low pass filter) 및 버퍼(buffer)를 사용하여 고주파 성분의 노이즈를 감소시켰다. 실제로 구성된 회로 드라이버는 Fig. 5-b와 같다.

### D. 와전류 센서 성능 테스트

개발된 센서의 성능을 평가하기 위해 상온(23 °C)의 공기 중에서 거리변화 및 대상 물체에 따른 센서 출력 신호의 변화를 측정하였으며, 또한 물과 혈액의 온도를 35~40 °C로 변화시키며 거리에

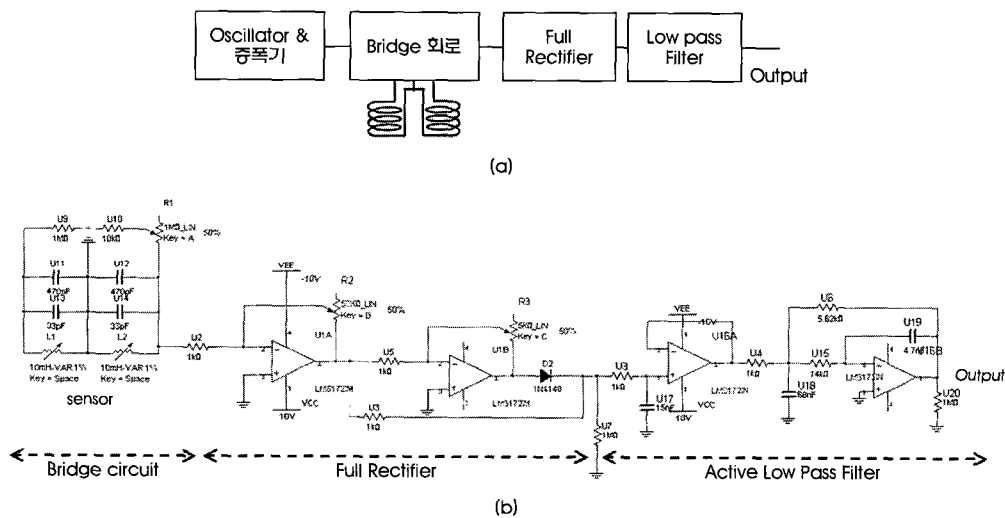


그림 5. 와전류 센서 회로. (a)은 와전류 센서 회로의 구성도. Oscillator에서 만들어진 주파수는 증폭기를 거쳐 브릿지 회로로 구성된 센서 회로로 인가되고, 검출된 신호를 Full Rectifier와, Active low pass filter를 통해 노이즈를 감소시킨다. (b) 실제 제작된 회로. 위의 구성에서 Oscillator와 증폭기 부분이 제외된 실제 회로도.

Fig. 5. Eddy current Sensor driver. (a) Block diagram of sensor driver. (b) Schematic of sensor circuit

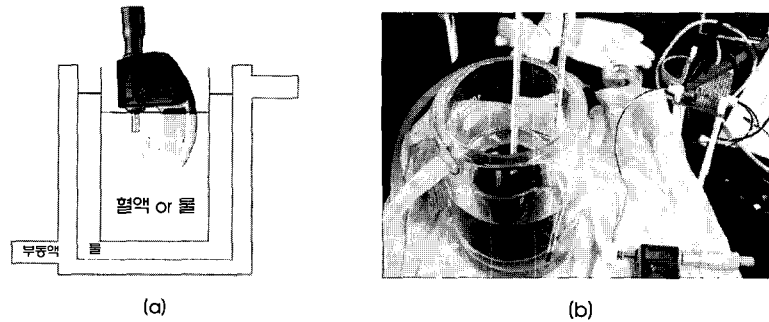


그림 6. 물과 혈액에서, 온도에 따른 센서 출력신호의 비교를 위한 실험장치 구성.

부동액으로 일정 온도를 유지하고 물을 통해 혈액과 물의 온도를 조절하는 환경변화장치이다. 오른쪽은 실제 구성한 실험 장치의 모습.

Fig. 6. Mock test of environment variable. (Water, Blood, and Temperature)

다른 출력을 측정하였다. 실험에 사용한 센서코일의 인덕턴스는 0.068 mH로 설정하였으며, 주파수 1.2 MHz, 크기 ± 3 V의 구동 신호를 사용하였다. 공기 중에서 거리 변화에 의한 출력 신호를 측정하기 위한 대상 물체로는 철을 사용하였고, 대상물체에 따른 출력 신호 변화를 보기위해서 철과 규소강판을 사용하였다. 그리고 주위 환경 변화에 따른 출력신호 변화를 측정하기 위한 실험에서는 규소 강판을 대상물체로 사용하였다. Fig. 6.은 실제로 구성된 혈액과 물의 온도 변화에 따른 센서 출력 신호의 변화를 측정하기 위한 실험 장치이다.

### III. 실험 결과

#### A. 와전류 센서 성능 테스트

##### 공기 중에서 거리 대비 출력 실험

Fig. 7.은 공기 중에서 거리에 따른 센서 출력 값의 변화를 나타낸다.

오차범위는 최대 0.113 V, 최소 0.004 V, 평균 0.033 V 이었다. 0~1.8 mm의 거리 간에는 선형 회귀분석 결과 2차 방정식에서  $y = 0.044 + 1.245x$ ,  $R^2 : 0.988$  이고, 1.8~3 mm 에서는  $y = 1.876 +$

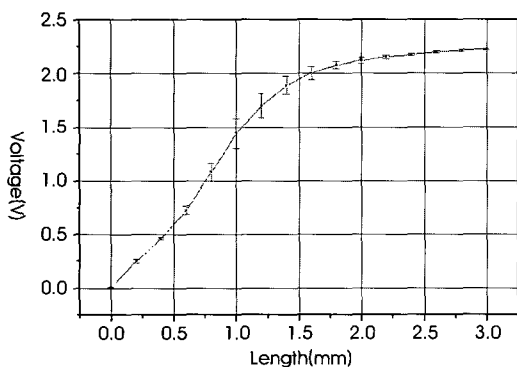


그림 7. 센서 구동 드라이버의 거리 대비 출력 값. 센서 구동 드라이버의 거리 대비 출력 값으로, 대상과 거리가 가까워지면 와전류로 인해 전압의 증가폭이 감소한다.

Fig. 7. Experimental result of length.

0.119x,  $R^2 : 0.976$  으로 기울기가 1.126 줄어드는 폭을 관찰할 수 있었다. 거리 변환 오차 환산을 하면 0~1.8 mm 구간에서는 평균 0.042 mm, 1.8~3 mm 는 평균 0.082 mm의 오차를 가진다. 출력 노이즈는 피크 간 전압 30 mV 정도이고, SNR(Signal to Noise Ratio)은 22.28 dB 이었다.

##### 공기 중에서 대상 물체에 따른 거리 대비 출력 실험

Fig. 8.은 공기 중에서 대상 물체를 변화시켰을 때 거리에 따른 센서 출력 값의 변화를 나타낸다.

오차 범위는 철이 0.017~0 V, 규소강판은 0.031~0.007 V 이었다. 선형 회귀분석 결과는 철이 0~1.8 mm 일 때  $y = 0.001 + 1.182x$ ,  $R^2 : 0.997$ , 1.8~3 mm 일 때  $y = 1.729 + 0.175x$ ,  $R^2 : 0.975$  이고, 규소강판은 0~1.8 mm 일 때  $y = 0.087 + 1.309x$ ,  $R^2 : 0.974$ , 1.8~3 mm 일 때  $y = 2.023 + 0.064x$ ,  $R^2 : 0.974$  이었다. 거리 변환 오차 환산을 하면 철이 0~1.8 mm 구간에서는 평균 0.012 mm, 1.8-3 mm 는 평균 0.0 mm 이며, 규소강판은 0~1.8 mm 구간에선 평균 0.021 mm, 1.8~3 mm 는 평균 0.227 mm의 오차 거리를 가졌다. 철과 규소인 경우 출력신호의 기울기가 차이나는 것을 확인할 수 있었는데, 이는 대상 물체의 자속과 전하량이 다르기 때문이며, 따라서 추후 결정될 impeller의 재질에 따라 센서의 calibration이 필요함을 알 수 있었다.

##### 물과 혈액에서 온도 변화에 따른 거리 대비 출력 실험

Fig. 9는 물과 혈액의 온도를 변화시켰을 때 거리에 따른 센서 출력 값의 변화를 나타낸다.

센서 시스템이 주로 사용될 것으로 생각되는 체내의 온도 환경인 35~40 °C 사이에서는 온도 변화에 따른 출력 값의 변화량이 적었으며, 물과 혈액의 경우에도 편차가 거의 없었다. 전체 평균값의 오차범위가 최대 0.088 V, 최소 0.004 V, 평균 0.029 V로 거의 일정한 결과를 나타냄을 확인할 수 있었다.

### IV. 토 의

개발된 센서의 측정 가능 범위인 0 ~ 3 mm 내에서 1.8 mm 이후에 출력 값의 선형성이 급격히 감소하는 점은 센서 구동 회로를

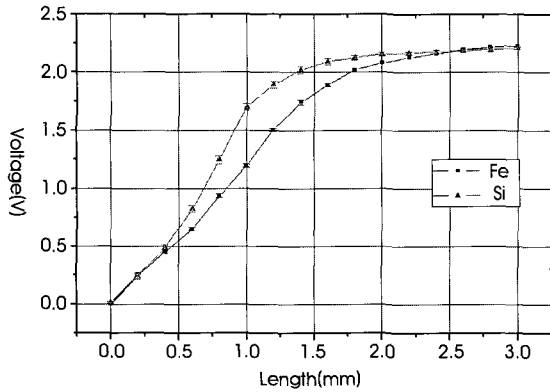


그림 8. 측정 대상의 재질 변화에 따른 출력 값. 측정대상에 따라 출력 신호의 선형성이 달라진다.

Fig. 8. Experimental result of target material.

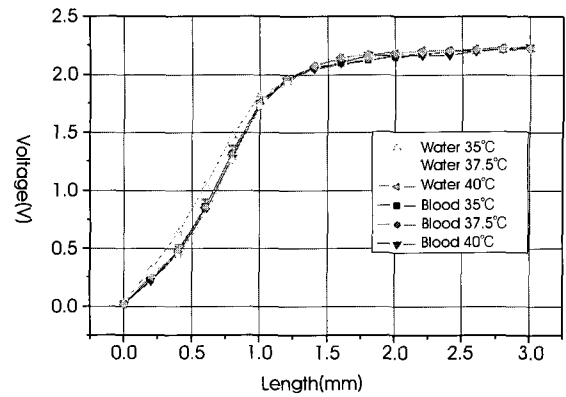


그림 9. 측정 환경에 따른 출력 변화. 환경에 따른 출력을 관찰한 것으로, 물과 혈액을 35°C, 37.5°C, 40°C로 온도 변화를 주고 그 안에서 센서 성능을 측정함 값.

Fig. 9. Experimental result of environment variable.

개선하거나, 코일의 품질을 높이거나, 자기베어링 제어 프로그램으로 보정하는 등의 과정을 통해 개선할 수 있다. 또한 센서 코일을 제작할 때 수작업으로 인한 센서 간 성능 편차가 평균  $\pm 10\%$ 로 나타났는데, 이러한 센서 간 성능 편차 문제를 해결하기 위해서는 센서 제작 시 수작업 과정을 제거하기 위한 제작 공정 과정의 개선이 필요하다. 또한 보다 소형의 센서 제작을 위해, 센서 코일의 내부 공심원을 1 mm 정도로 작게 만든다면, 전체적으로 더 소형의 크기와 적은 턴 수에서 동일한 인덕턴스를 얻을 수 있으며 결과적으로 센서 코일의 전체 크기도 작아질 수 있다.

현재 구현된 센서 회로에서 나타나는 회로 노이즈는 30 mV로 22.28 dB 인데, 정밀소자 사용 및 회로 집적을 통해 회로에서 발생하는 노이즈를 감소시키면 신호의 SNR을 개선하여 센서의 성능을 보다 높일 수 있다.

차후 연구에서는 이러한 센서 출력의 선형성을 개선하고, 센서 코일의 성능 편차 문제를 해결하고 노이즈 감소 및 소형화를 위한 추가적인 성능 개선 연구를 진행할 계획이다.

또한 실험 결과, 측정 대상의 재질 변화에 따라 센서의 출력 값이 다르게 나타나는 것을 관찰할 수 있었는데, 이는 대상 물질마다 도전율이 다르기 때문이다. 추후 XVAD의 임펠러 크기 및 재질이 결정되면, 그에 따라 최적화된 센서 성능 보정 작업을 통해 센서의 성능을 안정적으로 높일 수 있다.

## V. 결 론

본 연구에서는 축류형 혈액펌프 XVAD의 자기 베어링 시스템에 적용할 직경 6 mm, 두께 2 mm의 크기, 0.0~3.0 mm의 측정 범위를 가지는 와전류형 거리 측정 시스템을 개발하였다.

개발된 센서의 성능 평가를 위해, 다양한 조건에서 in vitro 성능 평가 실험을 진행하였으며, 개발된 센서가 여러 측정 조건에서 안

정적인 성능을 나타냄을 확인할 수 있었다. 이러한 실험 결과로 미루어 볼 때 본 논문에서 개발된 와전류형 거리 측정 센서는 한국인공 장기 센터에서 개발 중인 축류형 혈액펌프인 XVAD의 자기 베어링 시스템에 충분히 적용 가능할 것으로 기대된다.

## 참고 문헌

- [1] Min Woo Jung, Chang Mo Hwang, Gi Seok Jeong, Jung Soo kang, Chi Bum Ahn, et al, "A study of electromagnetic actuator for electro-pneumatic driven ventricular assist device," *J. Biomedical Engineering Research*, vol. 26, no. 6, pp. 293-298, Dec. 2005.
- [2] XINWEI SONG, AMY L. THROCKMORTON, ALEXANDRINA UNTAROIU, SONNA PATEL, PAUL E. ALLAIRE, et al., "Axial flow blood pumps," *J. ASAIO*, vol. 49, pp.355-364, 2003.
- [3] Myounggyu Noh, Min-Kyoung Jeong, "The effects of eddy currents and hysteresis on the performance of inductive position sensor for magnetic bearing," *The Korean Society of Mechanical Engineers Conference*, vol. 1, no. 2, pp.36-41, 11. 2001.
- [4] Hideo Hoshi, Kiyoyuki Katakao, Katsuhiro Ohuchi, Juni Chi Asama, Tadahiko Shinshi, Akira Shimokohbe, And Setsuo Takatani, "Magnetically suspended centrifugal blood pump with a radial magnetic driver," *J. ASAIO*, vol. 51. pp. 60-64. 2005.
- [5] G. S. Jeong, C. M. Hwang, J. J. Lee, M. W. Jung, J. S. Kang, et al. "Development of the small size impeller for axial flow artificial heart : KX-VAD" *The 32th Korea Society of Medical&Biological Engineering conference*. pp75. May. 2005.
- [6] E.J. Lee. "Nondestructive Evaluation VI Eddy Current Testing" Gold 1999
- [7] Y. M. Jung, "Eddy current testing(II)," *Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing*, vol. 13, no. 3, 1993.
- [8] S. D. Kim, J. M. Shim. "Impedance analysis and experimental study of a solenoid eddy current sensor to detect the cross-sectional area of non-ferromagnetic stranded conductors," *Journal of the Korean Society of Sensor*, vol. 6, no. 2, Mar. 1997.