

자계 센서를 이용한 캡슐형 내시경의 위치 측정

박준병*, 강 현*, 홍예선#

Position Detection of a Capsule-type Endoscope by Magnetic Field Sensors

Joon-Byung Park*, Heon Kang* and Yeh-Sun Hong#

ABSTRACT

Development of a locomotive mechanism for the capsule type endoscopes will largely enhance their ability to diagnose disease of digestive organs. As a part of it, there should be provided a detection device of their position in human organs for the purpose of observation and motion control. In this paper, a permanent magnet outside human body was employed to project magnetic field on a capsule type endoscope, while its position dependent flux density was measured by three hall-effect sensors which were orthogonally installed inside the capsule. In order to detect the 2-D position data of the capsule with three hall-effect sensors including the roll, pitch and yaw angle, the permanent magnet was extra translated during the measurement. In this way, the 2-D coordinates and three rotation angles of a capsule endoscope on the same motion plane with the permanent magnet could be detected. The working principle and performance test results of the capsule position detection device were introduced in this paper showing that they could be also applied to 6-DOF position detection.

1. 서론

최근 실용화가 된 캡슐형 내시경은 입을 통해 체내로 투입되면, 장기의 연동 운동에 의해 식도, 위, 소장, 대장을 지나 체외로 배출 될 때까지 장기 안에서 이동하는 동안 장벽을 촬영한 영상 신호를 인체 밖의 수신기로 송신을 한다. 이와 같이 피동적으로 인체 장기 안에서 이동하는 캡슐형 내시경은 경구 투입 후에 임의의 위치로 이동시킬 수 없기 때문에 제한적인 진단 기능만 가능한 실정이다. 따라서 캡슐형 내시경을 인체 내에서 이동시키는 기술의 개발이 국내외에서 진행되고 있으며, 이것을 구현하기 위해 기본적으로 필요한 것이

인체 내 캡슐의 위치를 실시간으로 측정할 수 있는 기술이다.

캡슐형 내시경의 인체 내 위치를 측정하는 방법에 대한 선행 연구사례들은 대부분 자석과 자계 센서를 응용하고 있다. 즉, 자석으로부터 임의의 위치에 있는 지점에 나타나는 자장의 세기 또는 자속밀도를 이론식으로 표현할 수 있으면, 임의의 위치에서 자장의 세기 또는 자속밀도를 측정하여 자석으로부터의 상대 위치를 역으로 추정할 수 있다는 것이 그 기본 원리이다. 이러한 측정 원리를 캡슐 내시경에 응용하는 방법은 자석을 인체 외부에 두고 자계 센서를 캡슐에 내장하는 방법^{3,4}과 반대로 자석을 캡슐에 내장하고 자계 센서를 인체

접수일: 2006년 11월 14일; 게재승인일: 2007년 4월 3일

* 한국항공대학교 대학원 항공우주및기계공학과

교신저자: 한국항공대학교 항공우주및기계공학부

E-mail: yshong@hau.ac.kr Tel. (02) 300-0287

외부에 설치하는 방법^{5,6,7}의 두 가지로 구분된다. 본 연구는 외부 자석의 크기에 제약을 받지 않으므로 측정 범위를 상대적으로 넓게 설정할 수 있고 캡슐 내시경에 내장되는 자계 센서의 설치 공간을 작게 할 수 있는 전자의 경우에 해당 된다. 이러한 방식의 선행 연구로는 캡슐의 3차원 좌표와 피치 및 요우 회전각을 측정하기 위해 5개의 주파수가 서로 다른 교류자석을 외부자석으로 사용하고 캡슐에 한 개의 유도 코일을 내장한 사례가 있다.⁴ 그러나 본 논문에서와 같이 인체 외부의 자계발생용 자석으로서 영구자석 한 개를 사용하고 캡슐 내시경에 3개의 직교형 자계 센서를 내장함으로써, 2차원 위치 좌표와 피치, 요우 및 롤 각을 측정하는 방식은 처음 시도되는 것이다. 이 측정 방식의 특징은 측정 중에는 캡슐이 이동하지 않는다는 것을 전제하지만 3개의 자계 센서만을 이용하여 5개의 미지수를 동시에 구할 수 있는 데에 있다. 따라서 시스템 구성이 단순하여 저가형으로 만들 수 있고, 기존 캡슐 내시경에 쉽게 적용할 수 있는 장점이 있다. 그리고 캡슐 내시경에 별도의 영구 자석을 내장시키면 인체 외부의 자석에 의해 캡슐 내시경을 이동시키는 시스템으로 전환될 수 있고 이때 캡슐 내시경에 영구자석이 가까이 접근하려면 위치 측정정보가 반드시 필요하다.² 반면에, 영구 자석이 이론 모델에 가깝게 균일하게 자화되지 않으면 측정 정밀도가 크게 영향을 받으므로 매우 정교한 자석이 필요하다는 단점이 있다. 다음 절에서는 기본적인 측정 원리와 실험 결과를 설명하였다.

2. 자계 센서를 이용한 위치 측정 원리

Fig. 1과 같이 가로 b , 세로 d , 높이 h 인 직육면체 영구자석의 중심에 원점을 갖는 XZ 좌표계에서 점 $P(X_p, Z_p)$ 의 위치에 나타나는 자속밀도 \vec{B}_m 의 직교성분, B_x 와 B_z 는 자계이론에 의해 아래와 같이 자석의 형상과 X_p, Z_p 의 함수로 표현할 수 있다.¹ 이식에서 $Y_p = 0$ 이다.

캡슐형 내시경에 내장되는 자계 센서모듈은 Fig. 2와 같이 감지 방향이 캡슐의 회전축 방향 즉, x 축 방향으로 놓이도록 배열된 자계 센서와 반경 방향 즉, y 및 z 축 방향으로 향하도록 배열된 2개의 자계 센서로 구성된다. 이 자계 센서들은 자속밀도의 크기에 비례하여 아날로그 전압 신호를

$$\begin{aligned}
 B_x = \frac{Br}{4\pi} & \left[\log \frac{\sqrt{(d-2Y_p)^2 + (b-2X_p)^2 + (h-2Z_p)^2} + (d-2Y_p)}{\sqrt{(d+2Y_p)^2 + (b-2X_p)^2 + (h-2Z_p)^2} - (d-2Y_p)} \right. \\
 & + \log \frac{\sqrt{(d+2Y_p)^2 + (b+2X_p)^2 + (h-2Z_p)^2} - (d+2Y_p)}{\sqrt{(d-2Y_p)^2 + (b+2X_p)^2 + (h-2Z_p)^2} + (d-2Y_p)} \\
 & - \log \frac{\sqrt{(d-2Y_p)^2 + (b-2X_p)^2 + (h+2Z_p)^2} + (d-2Y_p)}{\sqrt{(d+2Y_p)^2 + (b-2X_p)^2 + (h+2Z_p)^2} - (d-2Y_p)} \\
 & \left. - \log \frac{\sqrt{(d+2Y_p)^2 + (b+2X_p)^2 + (h+2Z_p)^2} - (d+2Y_p)}{\sqrt{(d-2Y_p)^2 + (b+2X_p)^2 + (h+2Z_p)^2} + (d-2Y_p)} \right] \\
 B_z = \frac{Br}{4\pi} & \left[\tan^{-1} \frac{(b-2X_p)(d-2Y_p)}{(2Z_p-h)\sqrt{(b-2X_p)^2 + (d-2Y_p)^2 + (h+2Z_p)^2}} \right. \\
 & + \tan^{-1} \frac{(b+2X_p)(d-2Y_p)}{(2Z_p-h)\sqrt{(b+2X_p)^2 + (d-2Y_p)^2 + (h+2Z_p)^2}} \\
 & + \tan^{-1} \frac{(b-2X_p)(d+2Y_p)}{(2Z_p-h)\sqrt{(b-2X_p)^2 + (d+2Y_p)^2 + (h+2Z_p)^2}} \\
 & + \tan^{-1} \frac{(b+2X_p)(d+2Y_p)}{(2Z_p-h)\sqrt{(b+2X_p)^2 + (d+2Y_p)^2 + (h+2Z_p)^2}} \\
 & - \tan^{-1} \frac{(b-2X_p)(d-2Y_p)}{(2Z_p-h)\sqrt{(b-2X_p)^2 + (d-2Y_p)^2 + (h-2Z_p)^2}} \\
 & - \tan^{-1} \frac{(b+2X_p)(d-2Y_p)}{(2Z_p-h)\sqrt{(b+2X_p)^2 + (d-2Y_p)^2 + (h-2Z_p)^2}} \\
 & - \tan^{-1} \frac{(b-2X_p)(d+2Y_p)}{(2Z_p-h)\sqrt{(b-2X_p)^2 + (d+2Y_p)^2 + (h-2Z_p)^2}} \\
 & \left. - \tan^{-1} \frac{(b+2X_p)(d+2Y_p)}{(2Z_p-h)\sqrt{(b+2X_p)^2 + (d+2Y_p)^2 + (h-2Z_p)^2}} \right] \quad (1)
 \end{aligned}$$

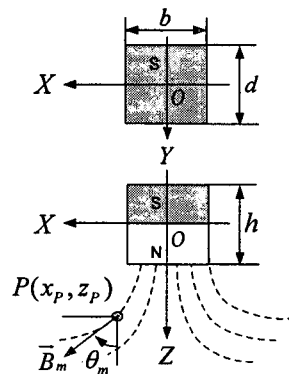


Fig. 1 Flux lines of bar-type permanent magnet

출력시킨다.

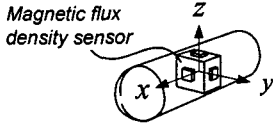


Fig. 2 Configuration of flux density sensor module

캡슐형 내시경이 장기 내에서 영구자석의 XYZ 좌표계에 대해 Fig. 3과 같이 요우, 피치 및 롤 방향으로 각각 γ , β , α 의 각도로 틀어져 있는 조건에서 캡슐에 작용하는 자속밀도 성분 B_x , B_y , B_z 를 측정하여 $|\vec{B}_m|$ 을 아는 것만으로는 캡슐의 위치 좌표 $P(X_p, Z_p)$ 및 회전각 α , β , γ 를 구할 수 없다. 왜냐하면 외부 영구자석 주위에 동일한 $|\vec{B}_m|$ 값을 갖는 캡슐의 위치는 Fig. 4와 같이

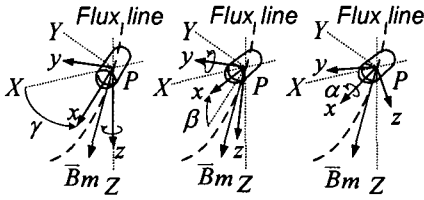


Fig. 3 3-axis measurement of flux density

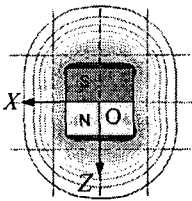


Fig. 4 Flux density

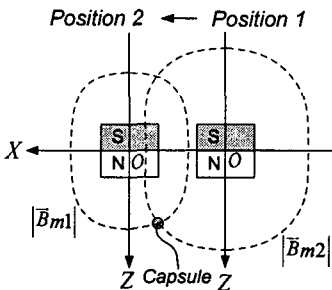


Fig. 5 Working principle

등고선 상에 무수히 존재하기 때문이다. 그러나 Fig. 5에서 보는 바와 같이 위치 1에서 측정된 자속밀도가 $|\vec{B}_{m1}|$ 이고, 영구자석을 이동시켜 위치 2에서 측정된 자속밀도가 $|\vec{B}_{m2}|$ 라면, 두 개의 등고선이 만나는 점으로부터 캡슐의 위치 좌표를 구할 수 있다.

그리고 캡슐의 위치가 일단 찾아지면 두 측정 위치에서의 자속밀도 벡터에 대한 정보를 모두 이용함으로써 캡슐의 회전각을 구할 수 있다. 즉, XYZ 좌표계에 대하여 \vec{B}_{m1} 의 방향과 \vec{B}_{m2} 의 방향은 이론식을 통해 구할 수 있고, 이 두 벡터는 Fig. 3과 같이 XYZ 좌표계에 대해 γ , β , α 의 순서로 회전한 캡슐의 xyz 좌표계에서 측정된 \vec{B}'_{m1} 및 \vec{B}'_{m2} 와 일치해야 한다. 이것을 식으로 표현하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned} \vec{B}'_{m1} &= Rot(x, -\alpha)Rot(y, -\beta)Rot(z, -\gamma)\vec{B}_{m1} \\ \vec{B}'_{m2} &= Rot(x, -\alpha)Rot(y, -\beta)Rot(z, -\gamma)\vec{B}_{m2} \end{aligned} \quad (2)$$

여기에서

$$Rot(x, -\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$Rot(y, -\beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$Rot(z, -\gamma) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

위에서 자속밀도 벡터의 방향에 대한 정보가 두 측정위치에서 필요한 이유는 Fig. 6을 이용하여 설명할 수 있다. 캡슐이 회전하여 \vec{B}_m 의 방향이 xyz 좌표계에 대해 상대적으로 바뀌어 \vec{B}'_m 이 되었다면, xyz 좌표계를 회전시켜 \vec{B}_m 이 \vec{B}'_m 과 일치하도록 회전시키는 방법은 Fig. 6의 왼쪽 그림과 같이 유일하지 않다. 그러나 Fig. 6의 오른쪽 그림과 같이 서로 다른 두 위치에서 측정된 자속밀도 벡터가 동시에 일치하는 좌표계 회전각은 유일하게 존재한다. 본 논문에서는 식(2)의 해를 구하기 위해 γ , β , α 를 0° 에서 $\pm 90^\circ$ (β) 또는 \pm

180° (γ, α)까지 각각 1° 씩 증가시키며 서로 조합하여 자속밀도 벡터의 이론치와 측정치가 일정 오차 이내로 일치할 때까지 시행착오를 반복하는 방법을 사용하였다.

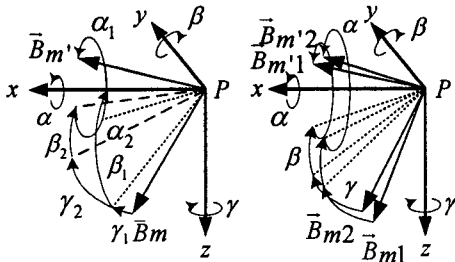


Fig. 6 Rotation of flux density vector

이와 같이 본 논문의 측정 원리는 영구자석이 위치 1에서 위치 2로 이동하는 동안 캡슐 내시경이 X 나 Z 방향으로 이동 및 자세변화를 하지 않으며, 영구자석과 캡슐 내시경이 동일한 평면 상에 존재한다고 가정한 것이다. 이와 같은 두 가지 전제조건은 다음과 같은 응용 조건에서는 모두 만족될 수 있다. 즉, 캡슐 내시경이 인체 장기 내에서 장애물에 걸려 장시간 정체되어 있는 경우가 발생할 수 있는 것으로 알려져 있으며, 이런 증상이 캡슐 내시경의 영상 정보를 통해 확인되면 자력 등 외력을 이용한 응급조치를 위해 캡슐 내시경의 위치와 자세를 정확히 확인할 필요가 있다. 이 과정에서 캡슐 내시경의 위치와 자세가 변하지 않도록 환자의 움직임을 통제할 수 있을 것이다.

그리고 정지된 캡슐 내시경의 3 차원 공간 위치를 찾기 위해 영구자석을 Fig. 7 과 같이 X 축에 대해 roll 회전시키면서 자계 센서의 신호 $|\vec{B}_m|$ 이

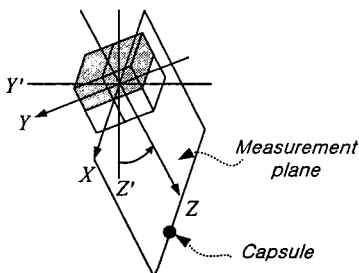


Fig. 7 Rotation of permanent magnet along the x-axis to search measurement plane

최대가 되는 평면을 찾아 측정평면으로 선정하면, 캡슐 내시경의 Y 방향 좌표는 구할 필요가 없으므로 3차원 공간 좌표 측정 문제가 2차원 좌표 측정 문제로 단순화된다. 즉, 위치 측정은 앞에서와 같이 한 평면 내에서 이루어지지만, 측정 평면의 회전각을 포함하여 캡슐 내시경의 XZ 평면 좌표와 3축 회전각 α, β, γ 등 캡슐 내시경의 6자유도 위치 정보를 모두 얻을 수 있게 된다.

3. 실험 장치의 구성

본 논문의 실험 장치는 Fig. 8에서 보는 바와 같이 캡슐형 내시경에 자계를 인가하는 영구자석, 영구자석을 인체 외부에서 입의 위치로 이동시킬 수 있는 수평 다관절 매니플레이터, 캡슐형 내시경에 내장된 자계 센서 모듈, 그리고 자계 센서 신호를 이용하여 영구 자석과 캡슐형 내시경 간의 상대 위치를 검출하는 연산장치로 구성된다.

캡슐형 내시경의 외부에서 자계를 발생시키는 영구자석은 S 극과 N 극이 수직으로 놓이는 상태를 기준으로 하였다. 위치 측정 범위를 X 방향 $\pm 200\text{mm}$, Z 방향 200~400mm 를 목표로 정함에 따라 영구자석은 NdFeB 소재를 사용하였고, 잔류 자속 밀도는 1.2T, 크기는 130mm×130mm×130mm 의 정육면체이다. 자계 센서는 측정 범위가 ± 1200 Gauss 인 제품을 사용하였다.

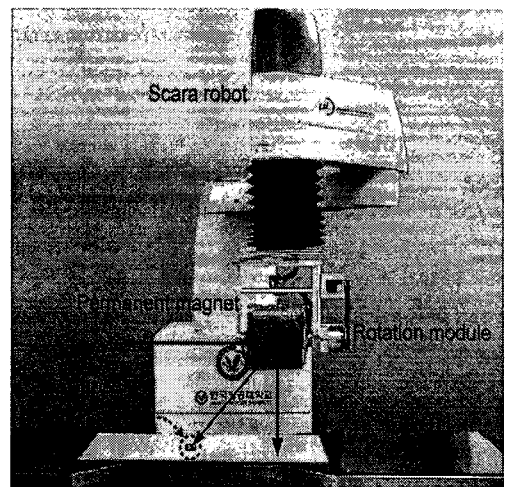


Fig. 8 Experiment system configuration

4. 실험 결과

위치측정 실험에서는 캡슐을 일정 위치에 고정시키고 $X = -200\text{mm}$, $Z = 200\text{mm}$ 의 지점으로부터 시작하여 100mm 간격으로 Fig. 9에 나타난 순서대로 영구자석을 로봇으로 이동시키며 15개의 위치를 측정하였다. 캡슐의 측정 위치가 일단 정해지면 영구자석을 전후 $\pm 20\text{mm}$, $\pm 30\text{mm}$, $\pm 40\text{mm}$ 의 위치로 이동시켜 양끝 지점에서 1회씩 캡슐 위치를 측정하였고, 이것을 한 측정 위치에 대해 10번씩 반복하여 평균을 구하였다.

Fig. 10은 측정 결과의 일례로서 영구자석의 이동 행정이 $\pm 20\text{mm}$ 일 때 캡슐의 위치를 측정한 결과이다. 이 그림으로는 측정오차를 상세히 확인할 수 없으므로 영구자석의 행정을 변화시킨 3가지 경우에 대해 X 방향 및 Z 방향 측정오차를 측정 위치 순서대로 표시하면 Fig. 11과 같다. X 및 Z 축 방향의 오차는 영구자석의 행정에 의해 거의 영향을 받지 않으며 최대 -14mm 에서 $+16\text{mm}$ 이 내임을 확인할 수 있다.

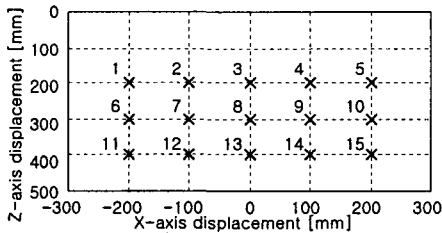


Fig. 9 Measuring sequence of target positions

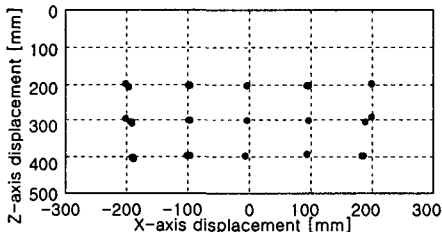
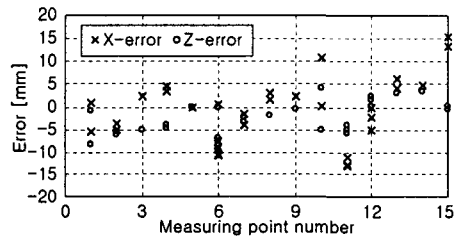


Fig. 10 Position detection results (stroke= $\pm 20\text{mm}$)

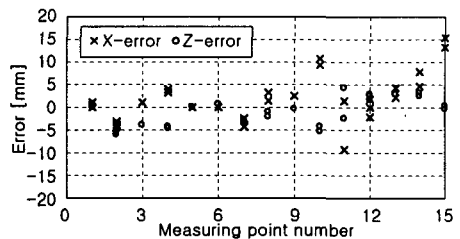
Fig. 12는 영구자석의 행정이 $\pm 20\text{mm}$ 일 때 $X = 0\text{mm}$, $Z = 300\text{mm}$ 의 위치에 캡슐을 고정시키고 캡슐의 롤, 피치, 요우의 각을 차례대로 -80° 에서부터 80° 까지 20° 간격으로 증가시키며 측정한 결과이다. 이때 다른 회전각은 0° 로 고정시켰

다. 이 결과에서 각도 측정 오차는 롤 방향의 경우 -12° 에서 $+5^\circ$, 피치방향은 -3° 에서 $+4^\circ$, 요우 방향은 -10° 에서 $+10^\circ$ 의 범위 안에 들었다.

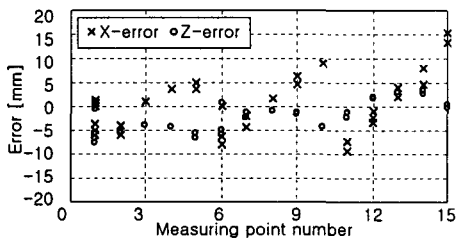
본 논문과 가장 유사한 방식으로서 3축 직교형 자계센서를 사용하여 Z 축 방향으로 자화된 영구자석(직경 5mm , 길이 10mm)의 위치를 XY 평면에서 측정한 연구 결과⁷에 따르면 X 방향으로 150mm 의 거리에서 영구자석을 Y 방향으로 50mm 이동시킬 때 Y 방향 위치측정오차가 최대 $16\sim 17\text{mm}$ 에 달했다. 따라서 본 논문의 측정 정밀도는 자계센서를 이용한 경우의 보편적인 수준에 해당된다. 각도 측정 오차는 평면상에 배치된 8개의 Z 축 방향 자계 센서를 XY 평면에 배치하여 영구자석까지의 Z 방향 거리가 70mm 이내일 때 3° 이내의 피치 및 요우 방향 측정오차를 얻은 사례가 있으나⁵, 최대 측정 거리가 본 논문의 $1/6$ 에 불과하여 측정 성능이 더 낮다고 보기는 어렵다.



(a) Stroke= $\pm 20\text{mm}$



(b) Stroke= $\pm 30\text{mm}$



(c) Stroke= $\pm 40\text{mm}$

Fig. 11 Position detection error components

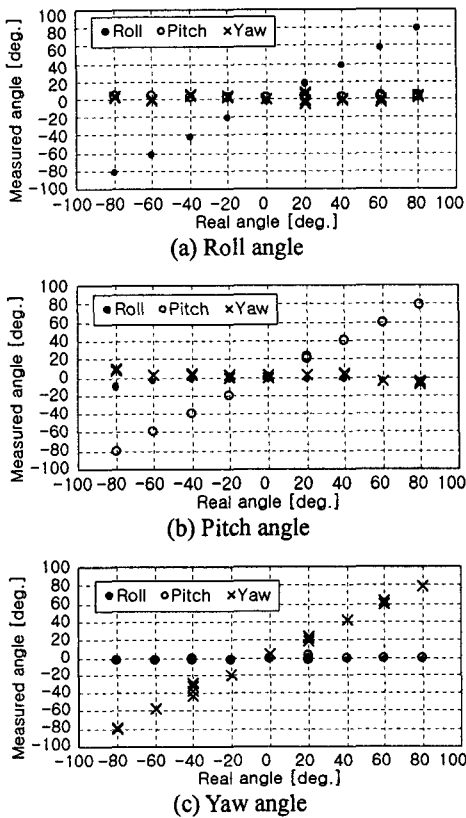


Fig. 12 Angular position detections

5. 결론

인체에 무해한 자기장을 이용하여 캡슐 내시경의 위치를 실시간으로 측정하는 기술을 개발하고자 하는 연구가 국내외에서 진행되고 있는데 캡슐 내시경에 내장되는 자계센서의 수가 많을수록 소비전력이 늘고, 설치공간이 커지므로 캡슐 내시경의 소형화에 불리해진다.

본 논문의 측정방식은 3개의 센서만으로 위치 정보에 대한 6개의 미지수를 구할 수 있다는 것이 선행 연구 사례와 차별화되는 장점이다.

반면에 측정 과정에서 캡슐 내시경이 이동하지 않는다는 전제 조건이 있으므로 장기 내에서 장애물에 의해 걸려 있는 경우로 응용 범위가 제한된다.

향후 영구자석의 자화 상태를 최대한 균일화하여 자기장의 이론 모델과 오차를 줄이거나, 별도의 자계 센서에 의해 영구자석의 자화 상태를 측정하

여 이론 자계 모델을 보정한다면 측정정밀도를 더 개선할 수 있을 것으로 기대된다.

그리고 정지된 캡슐 내시경의 위치 측정에는 X-ray 촬영 등이 이용될 수도 있으나, 본 논문의 측정 장치는 향후 정지된 캡슐 내시경을 이동시키기 위한 응급조치 기능까지 결합할 수 있다는 큰 차이점이 있다. 즉, 캡슐 내시경에 소형의 영구자석을 추가로 내장하면 인체 외부 영구자석의 자력을 이용하여 캡슐 내시경을 이동시키는 것이 가능하게 된다. 이것이 본 연구의 다음 단계 목표이다.

후 기

본 연구는 21세기 프론티어 지능형 마이크로 시스템 개발사업 연구비와 2006년 한국항공대학교 교비 연구비의 지원으로 수행되었음을 밝힙니다.

참고문헌

1. Furlani, E., "Permanent magnet and electro-mechanical devices," Academic press, 2001.
2. Hong, Y.S., Choi, I.S. and Kim, B.G., "Influence of dither motion on the friction coefficient of a capsule-type endoscope," Journal of the KSPE, Vol. 22, No. 8, pp. 57-63, 2005.
3. Kirsch, S. R. and Schilling, C., "Errors in systems using magnetic fields to locate object," US patent 6,553,326.
4. Nagaoka, T. and Uchiyama, A., "Development of a small wireless position sensor for medical capsule devices," Proceedings of the 26th Annual Int. Conf. of the IEEE/EMBS, pp. 2137-2140, 2004.
5. Prakash, N. M. and Spelman, F., "Localization of a magnetic marker for GI mobility studies: an in vitro feasibility study," Proceedings of the 19th Annual Int. Conf. of the IEEE/EMBS, pp. 2394-2397, 1997.
6. Wang, X., Meng, M. and Chan, Y., "A low-cost tracking method based on magnetic marker for capsule endoscope," Proceedings of Int. Conf. on Information Acquisition, pp. 524-526, 2004.
7. Yabukami, S., Kikuchi, H. and Yamaguchi, M., "Motion capture system of magnetic markers using three-axial magnetic field sensor," IEEE Trans, on Magnetics, Vol. 36, No. 5, pp. 3646-3648, 2000.