

디더운동이 캡슐형 내시경의 마찰계수 감소에 미치는 영향

홍예선[#], 최일수^{*}, 김병규^{**}

Influence of Dither Motion on the Friction Coefficient of a Capsule-type Endoscope

Yeh-Sun Hong[#], Il-Soo Choi^{*} and Byung-Gyu Kim^{**}

ABSTRACT

Development of a locomotive mechanism for the capsule type endoscopes will largely enhance the ability to diagnose disease of digestive organs. In connection with it, most of researches have focused on an installable locomotive mechanism in the capsule. In this paper, it is introduced that the movement of a capsule type endoscope in digestive organ can be manipulated by magnetic force produced outside human body. Since the magnetic force is provided by permanent magnets, no additional power supply to the capsule is required. Using a robotic manipulator for locating the external magnet, the capsule motion control system can cover the whole human digestive organs. This study is particularly concentrated on dither motion effect to improve the mobility of capsule type endoscope. It was experimentally found out that the friction coefficient between the capsule and digestive organ can be remarkably reduced by superposing yawing or rolling dither motion on the translatory motion. In this paper, the experimental results obtained with the direction, amplitude and frequency of sinusoidal dither motion changed is reported.

1. 서론

오늘 날 내시경을 이용한 인체 장기의 질병 진단과 치료는 비절개 의료 기술의 근간을 이룬다. 그러나 기존 내시경은 환자의 입이나 항문을 통해 삽입된 상태를 유지하면서 조작되어야 하기 때문에 환자의 불편함과 시술의 높은 난이도가 단점으로 지적되고 있다.

경구 투입용의 캡슐 형태로 개발된 영상 내시경 M2A 와 NORIKA 는 환자의 불편함을 해결한

점에서는 획기적인 것이지만, 장기 내에서의 전역 이동이 피동적으로 이루어지기 때문에 캡슐을 장기 운동에 거슬러 보내거나, 신속히 다른 위치로 이동할 수 없다는 단점이 있다.

이러한 문제점을 해결하기 위해 자율 이동 메커니즘을 탑재한 내시경의 개발이 추진되고 있는데,^{1,2,3} 장기 내의 복잡하고 다양한 이동 조건 하에서 1W 내외의 작은 동력에 의해 만족할만한 기동성을 제공하는 실용적 이동 메커니즘을 개발하려면 현존하는 기구적, 물리적 한계를 극복할 수

접수일: 2004 년 11 월 26 일; 게재승인일: 2005 년 6 월 29 일

교신저자: 한국항공대학교 항공우주및기계공학부

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

* 한국항공대학교 대학원 항공우주및기계공학과

** 한국과학기술연구원 마이크로시스템 센터

있는 새로운 원천기술이 병행하여 개발되어야 할 것이다.

본 연구는 자율이동 방식에 대한 단기적이고 실용적인 대안으로서 자기장을 이용하여 인체 내 캡슐을 외부에서 이동시킨다는 측면에서 NORIKA 내시경의 회전 및 이동 방식,⁴ Sendoh^{5,6} 의 나선 이동 방식과 유사한 점이 있다. 그러나 영구 자석만을 사용하여 캡슐을 인체 전역에 대해 이동시킬 수 있다는 점과 캡슐의 독립적인 6 자유도 이동이 가능하다는 점에서 이들 방식과는 구별되는 특징을 갖는다.

본 논문에서 소개하는 캡슐 이동 시스템은 영구자석이 내장된 캡슐을 외부에서 별개의 영구자석으로 잡아 당겨 강제로 이동시키는 방식으로 동작한다. 외부 영구 자석의 이동에는 로봇을 이용하기 때문에 시스템 구현이 쉽고 경제성이 높다는 장점이 있다. 기능 면에서는 캡슐에 과도한 자력이 작용하지 않도록 자력을 능동적으로 제어하는 기능과 캡슐에 작용하는 마찰력을 감소시킬 목적으로 롤(roll), 피치(pitch) 또는 요우(yaw) 방향의 정현파 디더운동(dither motion) 기능을 구현할 수 있다.

본 논문에서는 장기 안의 캡슐 내시경을 자력으로 이동시킬 때 작용하는 마찰력을 감소시키기 위해 도출된 디더운동과 그 효과를 실험적으로 분석하였다. 이와 관련된 연구사례로서 Baek^{7,8} 캡슐의 길이, 직경, 형태가 마찰계수에 미치는 영향을 실험적으로 관찰한 바 있다. 이에 반해 본 연구는 캡슐의 형상에 의해 피동적으로 결정된 마찰력을 능동적으로 감소시키는 방안을 제시하고자 한다.

2. 자력을 이용한 캡슐 내시경의 이동 원리

본 논문에서 소개하는 캡슐 이동 시스템은 캡슐의 내부에 영구자석(이후 체내 자석으로 칭함)을 내장 시키고 인체 외부에서 또 다른 영구자석(이후 체외 자석으로 칭함)을 이용하여 캡슐 내 영구자석을 끌어 당김으로써 캡슐을 이동시킨다. 캡슐의 대칭축에 대하여 수직방향으로 자화된 환형 영구자석을 체내자석으로 사용할 경우, 체외 자석의 병진 운동 및 회전 운동 조작에 의해 캡슐은 Fig. 1 과 같은 6 자유도의 이동이 가능하다. 캡슐이 이러한 6 자유도 이동을 하기 위해 체외 자석은 최소 5 자유도 운동이 필요하다.

캡슐의 대칭축 방향으로 자화된 영구자석을 체

내자석으로 사용할 경우에도 유사한 동작이 가능하나, 반경방향으로 자화된 경우에 비해 두 자석 간의 자력이 약하고 캡슐의 롤(roll)방향 운동이 불가능하다는 단점이 있다. 따라서 본 논문에서는 이 방식에 대해 별도로 취급하지 않았다.

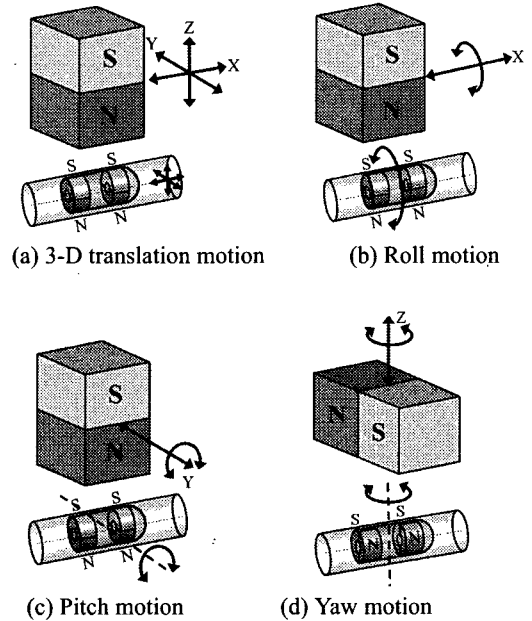


Fig. 1 Working principle

자력을 이용한 캡슐 내시경 이동 시스템의 실제 구성은 Fig. 2 와 같다. 캡슐 내시경을 잡아 당기는 방향으로 자력을 발생시키는 체외 자석은 3 축 직교좌표 로봇에 의해 인체의 표면을 따라 이동된다. X 축과 Y 축은 체외 자석을 각각 인체의 종 방향과 횡 방향으로 이동시키기 위해 필요하고, Z 축은 체외자석과 캡슐 간의 거리를 조절하여 캡슐에 작용하는 자력을 제어하는 역할을 한다. 그리고 체외 자석의 롤, 피치 또는 요우 회전을 위해 2 축 회전관절이 Z 축의 하단에 추가로 설치되어 체외 자석의 3 자유도 병진운동 및 2 자유도 회전운동이 가능하도록 하였다.

PC 를 사용하여 구현된 시스템 제어기는 조이스틱으로 체외 자석의 X 및 Y 축 방향 이동 속도 성분을 입력하면 3 축 직교 로봇의 X 및 Y 축 제어기에 구동신호를 출력시킨다. 그리고 체외 자석의 디더운동을 선택하면 Z 축 하단의 2 축 회전

관절에 미리 프로그램 된 동작신호를 출력시키게 된다.

3 축 로봇의 Z 축을 구동하여 캡슐에 작용하는 자력을 조이스틱에 의해 수동으로 조절할 수 있으나, 이 방식은 체외 자석과 캡슐 간의 거리 변화를 육안으로 직접 관찰할 수 없는 상태에서는 과도한 자력 변화에 의해 장기에 손상을 입힐 수 있다. 본 논문에는 포함되지 않은 내용이나, 캡슐에 작용하는 자력을 자동으로 제어하는 기능은 캡슐 내시경에 자속밀도 센서를 내장시키고, 이 센서의 출력신호를 무선 RF 통신에 의해 제어기로 입력하여 Z 축의 변위를 조절함으로써 이루어지도록 되어 있다.

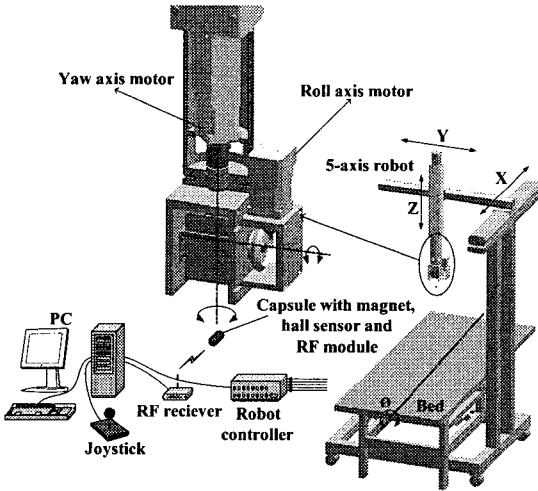


Fig. 2 Configuration of capsule motion control system

이와 같이 구성된 캡슐 이동 시스템은 식도, 소장, 대장과 같은 관로 뿐만 아니라, 위장과 같은 넓은 공간 안에 들어 있는 캡슐의 위치와 자세를 인체 외부에서 능동적으로 조절할 수 있고, 기존의 산업용 로봇을 이용하여 경제적으로 구현할 수 있다는 특징이 있다.

Fig. 3 은 자력을 이용하여 장기 내부의 캡슐을 이동시킬 때의 캡슐의 자유 물체도를 보여준다. L_z 은 체외 자석의 표면에서 캡슐표면까지의 수직 거리를 나타내며 L_x 는 체외 자석의 수직 축과 캡슐의 무게 중심 간 거리, v_m 은 체외 자석의 이동 속도, θ 는 캡슐에 작용하는 자력 벡터 F_m 이 체외 자석의 수직축과 이루는 각도이다.

체외 자석과 체내 자석 간의 자력에 의해 캡슐이 이동하는 기본 원리는 다음과 같다. L_x 가 영이면, 캡슐을 수평방향으로 이동시키는 자력 성분 F_{mx} 도 영이다. 체외 자석이 체내 자석을 L_x 만큼 앞서서 이동하면, 캡슐에 작용하는 자력 벡터의 방향은 수직방향으로부터 벗어나 θ 만큼 기울어지게 된다.

이때 캡슐에는 자기장에 의해 자력 벡터의 기울기 방향으로 정렬 모멘트(Alignment moment) M_r 가 발생되는데, 그 크기는 수직거리 L_z 가 크면 무시할 수 있을 만큼 작다고 가정할 수 있다.

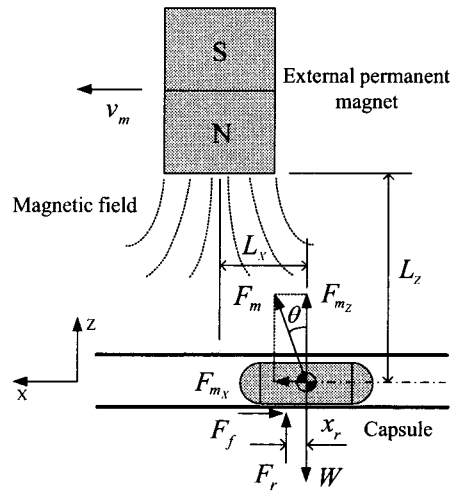


Fig. 3 Free body diagram of capsule

캡슐이 일정한 속도로 이동하는 정상상태에서 캡슐의 힘 평형 방정식은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} \sum F_x &= F_{mx} - F_f = 0 \\ \sum F_z &= F_{mz} - W + F_r = 0 \\ \sum M_G &= F_f r - F_r x_r = 0 \end{aligned} \quad (1)$$

여기에서 F_{mx} , F_{mz} = 캡슐에 작용하는 자력의 수평 및 수직 방향 성분, F_r = 캡슐에 작용하는 수직 반력 = $sign(W - F_{mz})|W - F_{mz}|$, F_f = 마찰력 = $\mu|F_r| = \mu|W - F_{mz}|$, μ = 마찰계수, W = 캡슐의 무게, x_r = 접촉 반력의 작용점으로부터 캡슐 무게 중심까지의 수평 거리, r = 캡슐의 반경이다.

캡슐의 무게 W 가 자력의 수직성분 F_{m_z} 보다 크면, 캡슐은 그림에서와 같이 장기 바닥 면에 놓이나, 반대의 경우에는 장기의 윗면과 접촉한다. 이때 반력 F_r 의 방향은 그림에서의 방향과 반대로 된다.

캡슐 내시경을 실제로 이동시키는 힘 성분 F_{m_x} 은 클수록 좋은 반면, F_{m_z} 은 과대할 경우 장기에 변형을 발생시키는 힘이므로 작을수록 유리하다. 그러나 L_z 을 크게 하여 F_{m_z} 을 줄이면 F_{m_x} 도 같이 줄어들기 때문에 F_{m_z} 을 최소화 하면서 추진력을 극대화하려면 마찰력을 줄여야 한다. 한편, 캡슐에 작용하는 마찰력은 F_r 와 마찰계수에 의해 결정된다. 여기에서 F_r 은 F_{m_z} 와 직결되어 있기 때문에 마찰력을 감소시키기 위해서는 F_{m_z} 이 캡슐 무게의 2 배를 초과하지 않는 범위에서 적절히 선정하는 것과 더불어 캡슐의 마찰계수 자체를 감소시키는 것이 필요하다.

3. 디더운동에 의한 캡슐의 마찰 계수 감소 방안

장기 내에서 캡슐 내시경이 이동할 때 작용하는 마찰력은 장기 내벽의 마찰계수뿐만 아니라 장기와의 접촉 상태에 의해서도 영향을 받는다. 매끄러운 장기 내벽뿐만 아니라, 협착, 굴곡 등이 있는 장기 내에서 캡슐의 마찰력을 감소시키기 위해서는 일차적으로는 마찰계수가 작은 소재를 사용하여야 하겠으나, 이차적으로는 장기 내벽과의 다양한 접촉 상태에서 능동적으로 캡슐에 작용하는 마찰력을 감소시킬 수 있는 방안이 요구된다.

본 논문에서는 일종의 디더운동으로서 작은 진폭의 롤, 피치 또는 요우 방향의 정현파 운동을 캡슐의 병진 운동에 중첩시키는 방안을 도출하여 그 효과를 검증하였다. Fig. 4 는 디더운동의 개념을 종류별로 보여준다. 이러한 디더운동은 3 축 로봇의 Z 축 하단에 부착된 2 자유도 회전 관절을 이용하여 체외자석의 3 축 병진 운동과 무관하게 독립적으로 캡슐 내시경에 인가할 수 있다. 디더운동의 형태에 따라서 캡슐 내시경과 장기 표면 간의 마찰계수가 어떻게 나타나는지를 이론적으로 규명하는 것도 향후 필요하겠으나, 본 연구에서는 그 효과 자체를 확인하기 위해 다음과 같이 실험적 관찰만을 수행하였다.

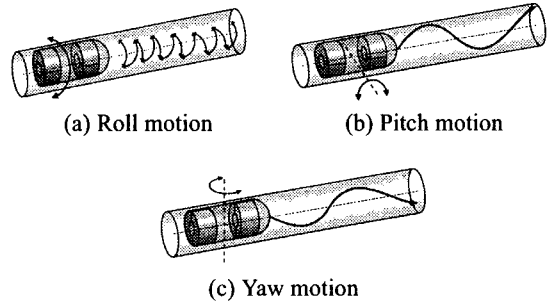


Fig. 4 Possible variation of dither motions

4. 마찰계수 감소 효과의 실험적 관찰

4.1 체외 자석과 체내 자석의 크기

본 논문의 실험에서 사용된 체외 자석은 직육면체 형태의 NdFeB 계 영구자석으로 잔류 자속밀도가 1.23T, 크기는 가로= 50.8mm, 세로= 50.8mm, 길이= 76.1mm 이다. 캡슐 내시경 안의 체내자석으로는 외경= 10 mm, 내경= 4mm, 길이= 5.7mm 인 환형의 NdFeB 계 영구자석 2 개가 사용되었고, 체내 자석의 잔류 자속밀도는 1.32T 이다. 체외자석과 체내자석 간에 작용하는 자력 F_{m_z} 을 $L_x = 0$ 인 조건에서 수직거리 L_z 의 함수로 측정된 결과는 Fig. 5 와 같다.

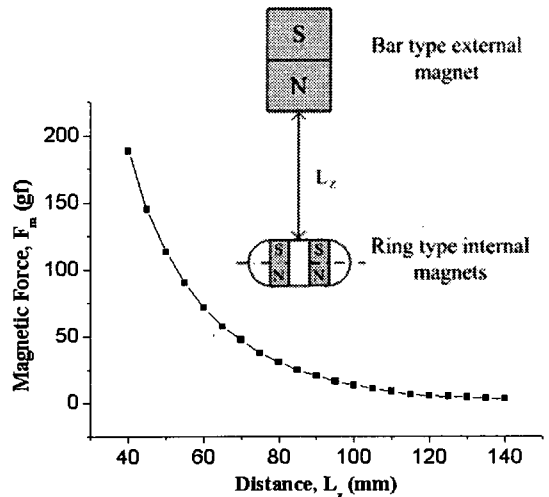


Fig. 5 Change of magnetic force according to vertical distance

4.2 실험용 캡슐의 형태

Fig. 6 은 실험에 사용된 캡슐의 외관을 보여 준다. 캡슐 몸체는 인체에 무해한 소재로 알려진 PEEK 로 제작되었다. 캡슐의 길이는 25mm 이며, 외경은 10.6 mm, 무게는 6.5g 이다. 캡슐의 전방부 위는 반경 5mm 의 반구 형태를 띤다. 이러한 캡슐의 크기는 지능형 마이크로 시스템 개발 국책연구 사업에서 개발하고자 하는 캡슐형 내시경의 목표 사양을 기준으로 정해진 것이다.

캡슐에는 위에서 설명한 대로 환형 영구자석 2 개가 내장되어 있다.

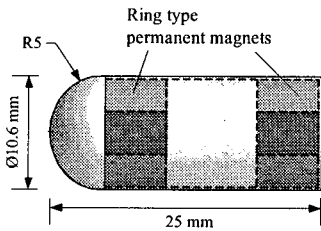


Fig. 6 Dimension of capsule

4.3 마찰계수 실험장치의 구성

캡슐의 이동 시 디더운동이 마찰계수에 미치는 영향을 실험적으로 확인하기 위하여 Fig. 7 과 같은 실험 장치를 제작하였다. 이 장치는 Back^{7,8} 이 제작한 장치와 동일한 구성을 갖는다. 기본적 측정 원리는 장기 내에서 캡슐이 움직이며 마찰력을 측정하는 것이 아니라, 캡슐을 로드 셀에 가는 와이어로 연결하고, 와이어에 인장력이 작용하는 방향으로 일정한 속도로 장기가 상대 이동하도록 하였다. 그리고 캡슐에 디더운동을 인가하기 위하여 Fig. 2 와 같이 구성된 시스템의 베드 위에 마찰력 측정 장치를 설치하였다.

장기 시편으로는 인간의 장기와 가장 비슷한 돼지의 소장을 사용하였다. 장기 시편은 도축된 후 2 시간 이내의 것을 사용하여 가급적 살아있는 장기의 조건을 재현하려고 하였으며, 장기 내의 이물질도 그대로 둔 상태에서 실험을 하였다. 그리고 장기 시편이 본래의 자연스러운 형태를 유지하도록 식염수 수조에 띄워 부력을 받게 하고, 수조 전체를 속도가 제어되는 서보 모터와 볼 스크류에 의해 일정한 속도로 이동시켰다. 이때 캡슐의 마찰력은 로드 셀에 의해 측정되게 된다.

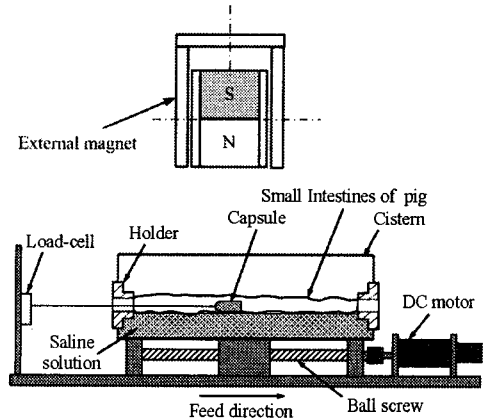


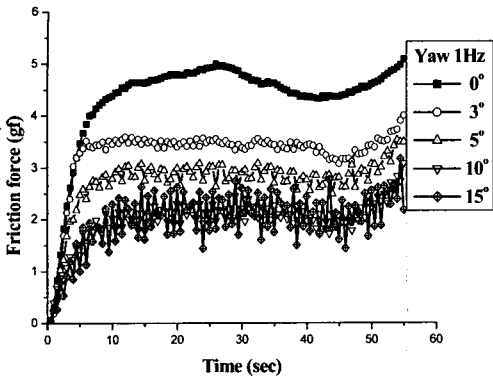
Fig. 7 Experimental apparatus for friction force measurement

4.4 실험결과

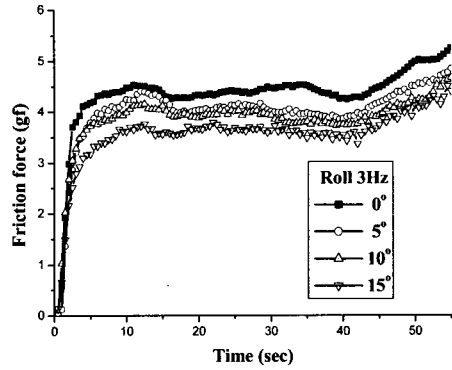
체의 자석과 캡슐간의 수직거리 $L_z = 130\text{mm}$, 장기시편의 이동속도 $v_m = 30\text{mm/min}$ 로 일정하게 유지하면서 체의 자석이 요우 방향의 디더운동을 할 때 디더 주파수와 진폭을 변화시켜 캡슐의 마찰력을 측정한 결과는 Fig. 8 과 같다. 그림에서 캡슐과 장기 벽 간의 마찰력은 두 물체의 접촉상태가 정상 조건을 이루는데 소요되는 10s 이내의 과도기가 지난 후에 비로서 일정한 값을 나타냈다. 그리고 시편 장기의 상태가 균일하지 않으므로 마찰력의 변화 패턴도 시험 조건에 따라서 조금씩 다르게 나타났다.

여기에서 L_z 을 130mm 로 선정한 이유는 이 거리가 캡슐에 작용하는 수직방향 자력을 최소화 하면서 디더운동을 캡슐에 인가할 수 있는 한계치이기 때문이다. 즉, Fig. 5 에서 보면 $L_z = 130\text{mm}$ 일 때 캡슐에 작용하는 수직방향 자력이 약 1g 이므로 캡슐에 작용하는 수직 반력 F_z 은 5.5g 으로 감소하게 된다. 만일 L_z 을 더 증가시키면 디더운동을 인가하기 위한 충분한 회전 모멘트가 발생되지 않게 된다.

실험결과로부터 디더운동의 효과를 확인하기 위한 방법으로 디더운동을 인가하지 않은 경우와 인가한 경우의 마찰력을 상대비교 하였다. 그림에서 보면, 요우 방향 디더운동의 경우, 디더 주파수가 3Hz 일 때보다 1Hz 일 때 마찰력 감소 효과가 더 크게 나타났고, 디더 진폭이 클수록 디더운동의 효과가 증가하였으나, 진폭이 15° 이상이

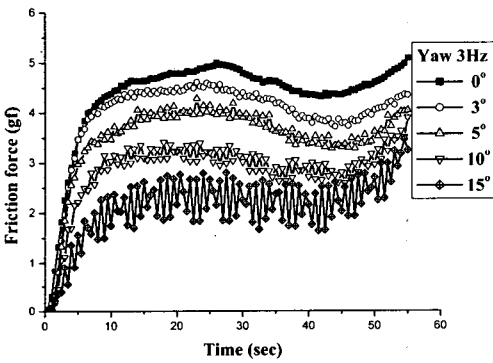


(a) Dither frequency = 1Hz



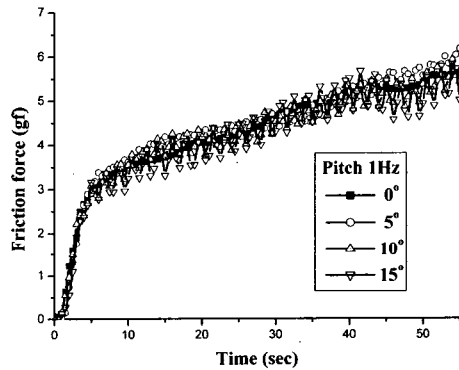
(b) Dither frequency = 3Hz

Fig. 9 Influence of rolling dither motion on friction force

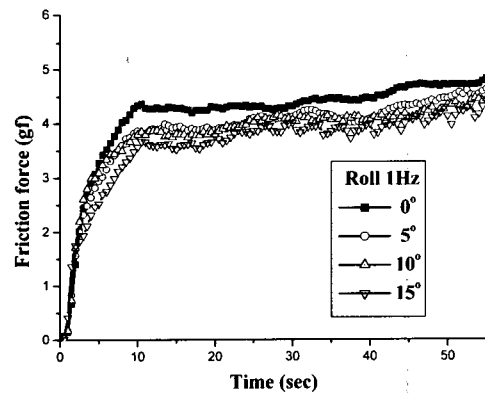


(b) Dither frequency = 3Hz

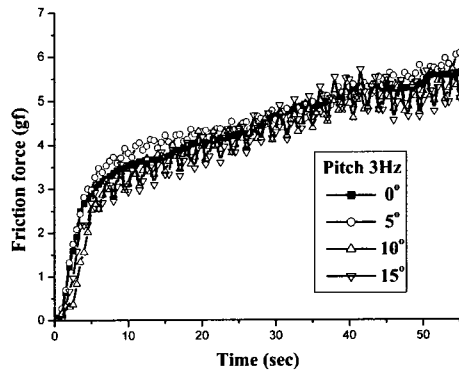
Fig. 8 Influence of yawing dither motion on friction force



(a) Dither frequency = 1Hz



(a) Dither frequency = 1Hz



(b) Dither frequency = 3Hz

Fig.10 Influence of pitching dither motion on friction force

되면 더 이상 그 효과가 증가되지 않았다. 이 실험 결과는 캡슐에 작용하는 수직 반력을 일정하게 유지하는 상태에서 마찰력을 측정하는 것이므로 마찰력의 감소는 마찰계수의 감소를 의미한다. 즉, 요우 방향 디더 진폭이 15°, 디더 주파수가 1Hz 인 경우, 디더운동을 중첩하지 않은 경우보다 마찰계수가 약 50%까지 감소하는 것을 볼 수 있다.

Fig. 9 는 롤 방향의 디더운동이 마찰계수의 감소에 미치는 효과를 측정한 결과이다. 이 경우에는 디더 주파수가 높을 때의 효과가 조금 더 크게 나타났다, 디더 진폭이 클수록 마찰계수가 감소하기는 하지만, 그 효과는 요우 방향 디더운동의 경우에 비해 절반에도 미치지 못하였다.

피치 방향의 디더운동이 마찰계수의 감소에 미치는 효과를 측정한 결과는 Fig. 10 과 같다. 피치 방향의 디더운동은 마찰계수를 감소시키는 효과가 거의 없는 것으로 나타났다. 그 이유는 피치 방향 디더운동은 캡슐에 작용하는 접촉 반력의 작용점을 앞뒤로 이동시키는 효과만 있을 뿐, 요우 또는 롤 방향 디더운동과 같이 캡슐이 장기시편과 접촉하는 부위의 상대속도를 정현파 요동운동에 의해 증가시킴으로써 마찰상태를 변화시키는 효과가 없기 때문이라고 판단된다.

이상과 같은 실험 결과에 따르면, 요우 방향의 디더운동이 마찰력 감소에 가장 큰 효과를 나타냈다. 그리고 요우 방향 디더운동은 캡슐의 병진운동에 중첩시킬 경우에 체외 자석과 캡슐의 중심 거리 L_2 가 항상 일정하게 유지되므로 캡슐을 이동시키는 자력이 디더운동에 의해 영향을 받지 않는다는 측면에서도 유리한 장점을 갖는다.

5. 결론

본 논문에서는 자력을 이용하여 외부에서 인체 내 캡슐형 내시경을 이동시킬 수 있는 시스템에 대해 소개하였다. 본 연구에서 제안된 바와 같이 자력을 이용해 캡슐을 이동할 경우 캡슐의 이동속도는 체외자석의 이동속도를 조절함으로써 제어가 가능하다. 따라서 캡슐을 원하는 곳으로 빠른 시간 내에 이동시킬 수 있으며 한 장소에 캡슐을 장시간 고정시킬 수 있다. 자력에 의한 캡슐의 이동시 마찰력을 최소화 하기 위해 캡슐에 대해 요우 방향 디더운동을 중첩시킴으로써 마찰력을 50%까지 감소시킬 수 있었다. 이 방법은 편평한 장기 안에

서뿐만 아니라, 협착, 또는 굴곡진 장기를 통과할 때 마찰 저항을 감소시키는 능동적인 수단으로 유용하게 쓰일 수 있을 것으로 기대된다.

향후 연구로서 돼지의 식도, 위장, 대장 등을 대상으로 디더운동이 캡슐 내시경의 이동에 미치는 실제 효과를 확인할 계획이다.

후 기

본 연구는 과학기술부의 21 세기 프론티어사업의 일환인 지능형 마이크로시스템 사업단의 연구비 지원을 받아 수행되었음을 밝힙니다.

참고문헌

1. Kim, B., Lee, S., Park, J. H., Park, J. O., "Inchworm-like Micro robot for Capsule Endoscope," Proceedings of IEEE International Conference on Robotics & Biomimetics, 2004.
2. Dario, P., Stefanini, C. and Menciassi, A., "Modeling and Experiments on a Legged Microrobot Locomoting in a Tubular, Compliant and Slippery Environment," 9th International Symposium on Experimental Robot, 2004.
3. Lim, Y. M., Park, J. S., Kim, B. K., Park, J. O., Kim, S. H., "Experimental Study on the Movement of Pneumatic Actuating Mechanism for Self-Propelling Endoscope," J. of the KSPE Vol. 8, No. 10, pp. 194-199, 2001.
4. NORIKA -www.rfnorika.com
5. Sendoh, M., Ishiyama, K., Arai, K.I., "Fabrication of Magnetic Actuator for Use in a Capsule Endoscope," IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 39, No. 5, 2003.
6. Sendoh, M., Ishiyama, K., Arai, K.I., "Fabrication of Magnetic Actuator for Use in Colon Endoscope," IEEE International Symposium on Micromechatronics & Human Science, 2003.
7. Baek, N. K., Sung, I. H. and Kim, D. E., "Frictional Resistance Characteristics of a Capsule Inside the Intestine for Micro-endoscope Design," Journal of Engineering in Medicine, 2003.
8. Baek, N. K., Kim, D. E., "Tribological Characteristics of Endoscope Capsule Inside of Small Intestine," Proc. of the KSPE, pp. 142-145, 2002.