

## 자기력을 이용한 충격형 액추에이터의 설계 및 성능 평가

민현진\* · 임형준\* · 김병규\*\* · 김수현†

(2001년 12월 18일 접수, 2002년 3월 21일 심사완료)

### Design and Performance Evaluation of Impact Type Actuator Using Magnetic Force

Hyun-Jin Min, Hyung-Jun Lim, Byungkyu Kim and Soo Hyun Kim

**Key Words :** Endoscope(내시경), Solenoid(전자석), Electro-Magnetic Force(전자기력), Magnetic Impact Force Actuator(자기 충격형 액추에이터), Medical Instruments(의료기기)

#### Abstract

For robotic endoscope, some researchers suggest pneumatic actuators based on inchworm motion. But, the existing endoscopes have not been replaced completely because human intestine is very sensitive and susceptible to damage. We design and test a new locomotion of robotic endoscope that allows safe maneuverability in the human intestine. The actuating mechanism is composed of two solenoids at each side and a single permanent magnet. When the current direction is reversed, repulsive force and attractive at the opposition side propels permanent magnet. Impact force against robotic endoscope transfers momentum from moving magnet to endoscope capsule. The direction and moving speed of the actuator can be controlled by adjustment of impact force. Modeling and simulation experiments are carried out to predict the performance of the actuator. Simulations show that force profile of permanent magnet is the dominant factor for the characteristic of the actuator. The results of simulations are verified by comparing with the experimental results.

#### 1. 서 론

최근 인간의 건강과 생명에 대한 관심이 증가되면서 의료 장비에 대한 개선과 개발에 각 국가들은 엄청난 지원을 아끼지 않고 있다. 신속한 검사와 정확한 판단을 할 수 있는 장비들은 대부분 고가 장비이며 그 부가가치는 대단히 크다. 여러 의료 장비 중 근래에 가장 주목받는 장비는 내시경 장비인데, 다른 장비와는 달리 지금까지 사용되고 있는 내시경은 대부분이 의사나 기술자에 의해 수동으로 시술되고 있다. 이러한 이유로 시술

자에 따라 시술시 걸리는 시간이나 경험에 따른 시술 기술의 차이로 환자가 느끼는 고통이 달라진다. 또한 대장내시경의 경우 대장내 감각 세포의 분포가 적어 환자의 느낌을 바로 알 수 없는 점 때문에 자칫 대장의 과열로 직결될 수 있다. 그러므로, 환자의 고통을 줄이고 시술에 걸리는 시간을 최소화 하며, 의사의 판단을 정확히 할 수 있는 자가 구동형 내시경의 개발은 중요하지 않을 수 없다.

내시경 장비의 개발은 이미 여러 나라에서 진행 중인데 그러한 개발의 효율성은 자가 구동 내시경의 기계적인 구조에 따라 의존된다. 일본에서는 지난 몇 년간 내시경 개발에 앞서 파이프 내에 시 구동하며 내벽에 존재하는 결함을 찾는 로봇개발을 시작하였다. 많은 형태의 구동기가 만들어졌는데, 그 중에서 가장 전망이 밝은 것이 인치웸 방식과 바퀴 구동 방식이다.<sup>(1)</sup> 이러한 구동 방식들은 다소간의 장단점들을 가지고 있다. 인치웸

\* 책임저자, 회원, 한국과학기술원 기계공학과  
E-mail : kimsh@kaist.ac.kr  
TEL : (042)869-3228 FAX : (042)869-5201

† 회원, 한국과학기술원 기계공학과

\*\* 회원, 한국과학기술원연구원 마이크로시스템센터

구동 방식은 정확한 구동은 가능 하지만, 내시경 시스템에 적용할 경우 시술에 걸리는 시간이 너무 오래 걸린다. 바퀴 구동 방식의 경우는 구조는 간단하지만 바퀴와 내벽 간의 마찰이 충분히 확보해야 한다는 단점을 가지고 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 공압을 사용한 내시경기구들이 등장하였다. Sanjiv Kumar, Irwan M. Kassim, Vijayan K. Asari<sup>(1)</sup>는 공압튜브의 공간적인 배치와 비전시스템을 이용한 내시경을 만들었다. 그리고, P.Dario, M.C.Carrozza, L.Lencioni, B.Magnani, S.D'attanasio<sup>(2)</sup>는 공압을 이용하여 인치웸 운동 방식을 채용한 내시경을 제작하였다. 공압을 이용한 내시경의 가장 큰 단점은 대장이나 소장의 직경의 차이가 심하여 직경의 변화에 따른 구동이 어렵다는 점이다.

지금은 동물실험에서 돼지 소장에서의 국한적인 실험을 하고 있다. 국내의 경우 최근 들어 이에 대한 관심이 증폭되어 활기를 띠고 있는데, 이장부, 김종현, 이상원, 박준형<sup>(3)</sup>은 형상기억합금을 이용하여 내시경을 제작한 바 있으며, 장준근, 김준경<sup>(4)</sup>은 혈관 삽입형 내시경에 대한 연구를 한 바 있다. 국내에서 개발된 내시경은 대부분 혈관 같은 미세 공간에서 움직이는 것으로 대장이나 소장에서는 그 움직임이 국한적이며 내부에 직접적인 특정한 움직임을 만들기 어렵다. 앞서 제시한 연구들을 살펴 볼 때, 자가 구동형 무선 내시경으로서의 가치를 갖기 위해서는 일단 내시경 자체에 외부와의 연결부가 없어야 함으로 공압을 이용한 내시경은 그 한계가 있어 보인다.

본 연구에서는 이전 연구들의 단점인 장내부에서의 직접적인 마찰을 줄이고 공압선의 사용을 배제할 수 있는 내시경용 자기 충격 액추에이터를 제시한다. 개발된 액추에이터는 바퀴구동이나 인치웸 구동과는 달리 외부와 구동부분의 직접적인 접촉이 없다는 장점을 가지며 차후 연구진행으로 전력공급을 독립화 한다면 공압을 사용한 내시경이 가지는 외부와의 의존성에서 독립할 수 있다는 장점 또한 가지고 있다.

본 논문은 내시경 구동기로서 자기 충격형 액추에이터의 설계 및 제작에 대한 전반적인 내용을 다루며, 개발된 액추에이터의 이동 성능에 관한 내시경으로서의 적합성을 언급하게 된다.

## 2. 액추에이터의 개념 디자인

액추에이터의 개발에 앞서 자가 구동형 내시경

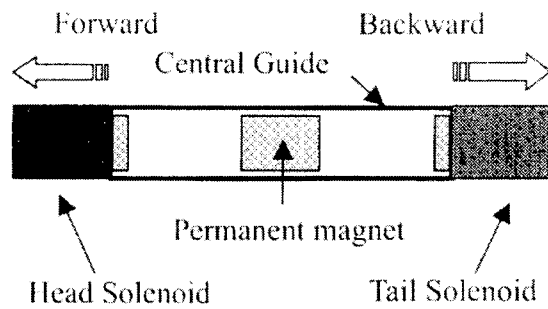


Fig. 1 Schematic structure of impact actuator

이 가져야 하는 제한 조건을 이야기해 보겠다.

첫째, 크기에 대한 것인데 내시경의 길이는 대략 30mm 이하 정도 되는 것이어야 한다. 이것은 장의 구조적인 문제에 의한 것인데, 장이 휘어져 있을 경우 회전 반경 내에서 내시경이 원활히 회전할 수 있어야 하기 때문이다.

둘째, 내시경의 반경이 대략 30mm 이하이어야 한다. 내시경의 반경이 크면 장이 받는 압력이 증가하여 장 파열이나 환자에게 심한 불편감을 주기 때문이다.

셋째, 내시경 몸체가 인간 친화적인 물질로 이루어 지야 한다는 것이다. 내시경이 체 내에 들어 갔을 경우 인체에 거부 반응을 나타나지 않게 해야 하기 때문이다.

넷째, 내시경은 시술 시간을 줄이고 정확한 측정을 할 수 있도록 알맞은 추진력을 가져야 한다.

위에서 언급한 것들 이외에도 많은 제한 조건들이 있지만 본 연구에서 이러한 점들을 우선적으로 고려하여 개발 시 적용하였다.

제시된 자기 충격 액추에이터의 기본 구조는 Fig. 1 과 같은 구조를 갖는다. 원통의 형태를 갖는 중앙 가이드, 그 속에서 움직이는 영구자석 그리고 양끝에 전자석이 장착되어 있다. 좌우가 대칭구조를 갖기 때문에 구동시 전후진이 가능하다. 액추에이터의 구동 방식은 전진의 경우 꼬리 전자석에 영구자석과 척력을 갖도록 정전류를 가하고, 머리 전자석에는 영구자석과 주기적으로 인력과 척력을 갖도록 전류의 방향을 순방향과 역방향으로 스위칭하면서 전자석의 극성을 바꾼다. 인력이 발생할 때에는 영구자석이 액추에이터 몸체보다 질량이 작기 때문에 왼쪽으로 움직여 전자석과 붙게 되는데 이 과정에서 영구자석과 몸체와 충돌이 일어나게 된다. 이러한 충격으로 인해 충격력이 발생하고 이 힘으로 몸체가 전진하게 된다. 충격 후 머리 전자석의 전류의 방향이 바뀌게 되면 척력이 발생하여 영구자석이 뒤로 밀려나가 원래의

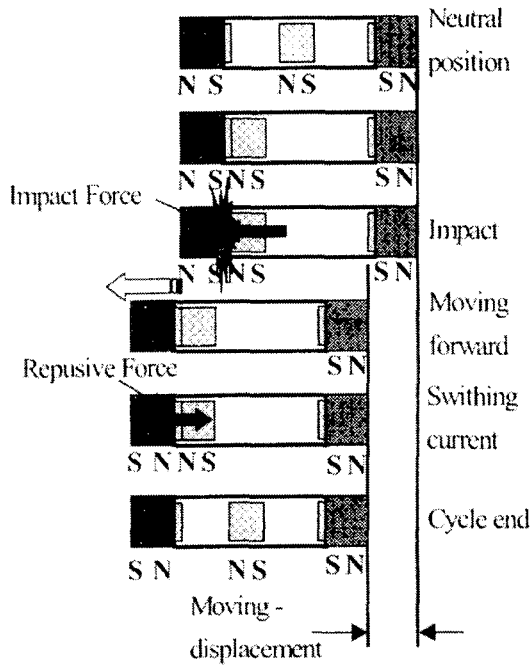


Fig. 2 Impact and repulsive force in actuator

위치로 돌아오게 된다. 앞에서 설명한 과정이 되풀이 되면 액추에이터는 계속해서 전진한다.

후진의 경우는 머리 전자석을 영구자석과 반대 극성을 가지도록 정전류를 가한 뒤 꼬리 전자석의 전류를 스위칭하면 후진을 하게 된다.

Fig. 2 는 구동기 전진시 구동기 내에서 일어나는 영구자석과 양끝의 전자석의 극성 변화 과정을 나타낸다. 이러한 구동을 가능하게 하려면 적당한 자력을 갖는 영구자석을 사용해야 하며, 전자석에 흐르는 전류의 세기와 스위칭하는 주기를 잘 선택하여야 한다. 특히, 영구자석과 액추에이터간의 상대 질량이 중요한데, 액추에이터의 질량이 영구자석보다 작을 경우 인력과 척력이 발생할 때, 몸체가 영구자석을 중심으로 움직이는 경우가 일어난다. 이럴 경우 액추에이터는 전진이나 후진을 하지 않게 된다.

### 3. 모델링 및 시뮬레이션

시스템 모델링은 Fig. 3 과 같다. 중앙의 영구자석과 액추에이터 물체를 독립 질량  $m_1$ ,  $m_2$  로 설정하고, 영구자석과 몸체 사이의 반력을  $F(x,t)$ , 동마찰계수와 정마찰계수를 각각  $\mu_{D1}$ ,  $\mu_{S1}$  로 정하였다. 또한, 몸체와 외부 접촉면과의 동마찰계수와 정마찰계수를 각각  $\mu_{D2}$ ,  $\mu_{S2}$  로 설정하였다.  $x_2$  는 몸체의

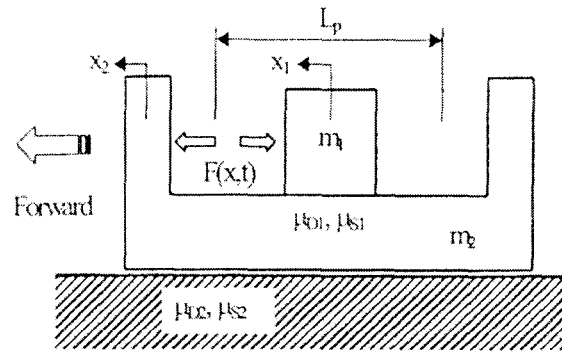


Fig. 3 Actuator system modeling

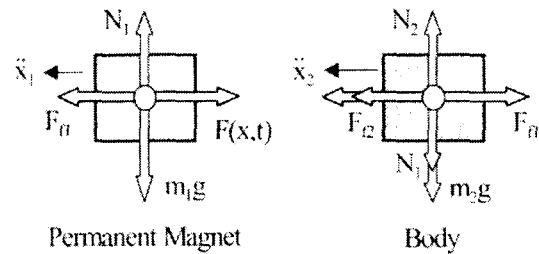


Fig. 4 Free body diagram

절대 변위를 나타내며,  $x_1$  는 영구자석의 몸체에 대한 상대 변위를 의미한다.  $L_p$  는 영구자석의 행정 거리를 의미한다. 모델링을 통한 자유 물체도는 각 요소별로 표현하면 Fig. 4 와 같다. 여기서  $F_{f1}$  은 영구자석과 몸체간의 마찰력을,  $F_{f2}$  는 몸체와 접촉면 사이의 마찰력을 나타낸다.  $N_1$  는 영구 자석이 받는 중력에 대한 수직 항력이고,  $N_2$  는 몸체가 받는 중력에 대한 수직 항력이다.

자유 물체도를 통한 운동방정식은 다음과 같이 표현된다. 식 (1)-(6)에서  $v_1$ ,  $v_2$  은 각각 영구자석과 몸체의 이동 속도이다.

$$m_1 \ddot{x}_1 = F(x,t) - F_{f1} \tag{1}$$

$$m_2 \ddot{x}_2 = -F(x,t) + F_{f1} - F_{f2} \tag{2}$$

$$N_1 = m_1 g \tag{3}$$

$$N_2 = (m_1 + m_2) g \tag{4}$$

$$F_{f1} = \begin{cases} f(x,t) & \text{if } v_1 = 0 \text{ and } |f(x,t)| \leq \mu_s N_1 \\ \mu_s N_1 & \text{if } v_1 = 0 \text{ and } f(x,t) > \mu_s N_1 \\ -\mu_s N_1 & \text{if } v_1 = 0 \text{ and } f(x,t) < -\mu_s N_1 \\ \mu_k N_1 & \text{if } v_1 > 0 \\ -\mu_k N_1 & \text{if } v_1 < 0 \end{cases} \tag{5}$$

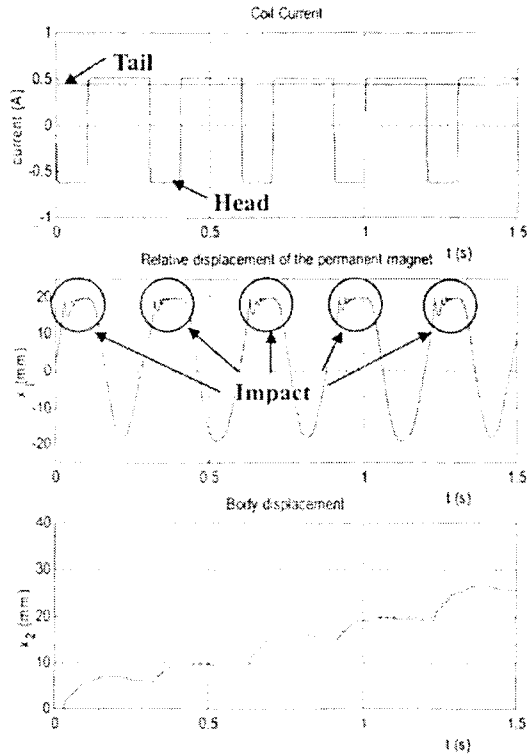


Fig. 5 Simulation result at  $\mu_s = 0.28$  (6.6 mm/step)

$$F_{12} = \begin{cases} -f(x,t) + F_{\rho} & \text{if } v_2 = 0 \text{ and } |-f(x,t) + F_{\rho}| \leq \mu_s N_2 \\ \mu_s N_2 & \text{if } v_2 = 0 \text{ and } -f(x,t) + F_{\rho} > \mu_s N_2 \\ -\mu_s N_2 & \text{if } v_2 = 0 \text{ and } -f(x,t) + F_{\rho} < -\mu_s N_2 \\ \mu_{TE} N_2 & \text{if } v_2 > 0 \\ -\mu_{TC} N_2 & \text{if } v_2 < 0 \end{cases} \quad (6)$$

영구자석과 몸체가 부딪치게 되면 충격력 변화에 의해 다음과 같은 속도의 변화가 일어나게 된다.

$$v_1' = \frac{(m_1 - m_2 e)v_1 + m_2(1 + e)v_2}{m_1 + m_2} \quad (7)$$

$$v_2' = \frac{m_1(1 + e)v_1 + (m_2 - m_1 e)v_2}{m_1 + m_2} \quad (8)$$

$$\text{if } x_1 - x_2 \geq \frac{L_p}{2} \text{ or } x_1 - x_2 \leq -\frac{L_p}{2} \quad (9)$$

식 (7)-(9)에서 e 는 영구자석과 몸체간의 충격계수이고  $v_1'$ ,  $v_2'$ 는 각각 충격 후 영구자석과 몸체의 이동 속도이다.

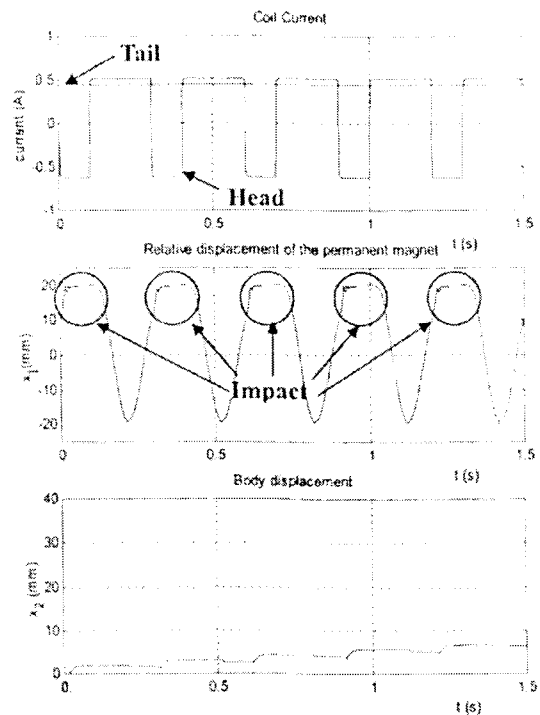


Fig. 6 Simulation result at  $\mu_s = 0.53$  (1.2 mm/step)

식 (1)-(9)를 사용하여 모델에 대한 충격계수와 마찰계수 및 질량들을 정해주면 액추에이터의 운동을 알 수 있다. 마찰계수의 선택은 실험을 통해서 정마찰계수를 알아낸 다음 동마찰계수를 정마찰계수의 0.7 정도로 가정하였다. 영구자석의 질량은 8.24g, 액추에이터의 질량은 34.3g이며, Fig. 5, 6은 액추에이터와 구동 평판간의 마찰 계수가 0.28, 0.53 일 경우에 각 전자석에 흐르는 전류, 영구자석의 상대 이동 범위, 그리고 액추에이터의 절대 이동 범위를 나타낸다.

충격형 내시경의 특징인 충격력을 이용한 구동이라는 점을 생각해 볼 때, 충격이 발생하는 순간 액추에이터의 이동 범위가 늘어나고 충격 후 정지하고 있음을 알 수 있다. 또한, Fig. 5와 Fig. 6의 하단부 그림을 비교해 볼 때, 액추에이터와 외부와의 마찰이 적을 경우 전진하는 범위는 마찰이 큰 경우보다 더 크울 알 수 있다.

#### 4. 실험

자기 충격 액추에이터의 구동 실험에 앞서 마찰표면과 액추에이터간의 마찰계수와 영구자석과 중앙 가이드간의 마찰계수를 정하기 위해 Fig. 7과 같은 방법으로 20번 반복하여 평균을 냈다.

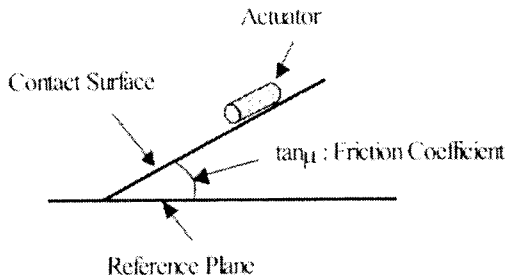


Fig. 7 Measurement of friction coefficient

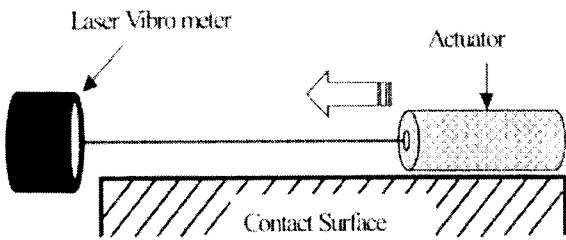


Fig. 8 Arrangement of measurement system

마찰 평면은 미끄러운 평면과 거칠은 평면을 선택하여 두 가지 경우에 대해 비교할 수 있도록 하였다. 이를 위해 다음과 같은 평면을 가진 평판을 준비하였다. 하나는 미끄러운 평면을 대표하기 위해 셀로판 테이프가 코팅 된 평판을, 다른 하나는 거칠은 형질을 붙인 평판을 준비하였다. 각 측정치는 0.28 과 0.53 이었다. 또한, 영구자석과 중앙 가이드간의 마찰계수는 0.17 이었다. 액추에이터의 이동 변위 측정을 하기 위해 Laser Vibrometer 를 사용하여 Fig. 8 과 같이 설치하였다.

실험에 사용된 액추에이터는 초기 모델과 이를 소형화한 모델이 사용되었다. Fig. 9 와 같이 초기 모델은 길이가 113mm 이며, 최대 직경이 22mm 이다. 소형화된 모델은 길이가 50mm, 최대직경 8mm 이다.

초기 모델에 사용된 액추에이터의 경우 양끝 부분의 직경이 중앙부보다 더 큰데 이것은 영구자석의 세기가 크기 때문에 적절한 반력을 발생시키기 위해 큰 직경을 가지는 코일과 철심을 사용하였기 때문이다. 소형화된 액추에이터에 사용된 영구자석은 초기 모델에 비해 작은 직경을 가지 자력의 크기가 작아졌다. 이로 인해 코일과 철심의 직경을 줄일 수 있었으며, 좀 더 작은 크기로 만들 수 있었다.

#### 4.1 작동 구동기의 변위 측정

먼저, 초기 개발 모델의 경우 형질 위에서 측정

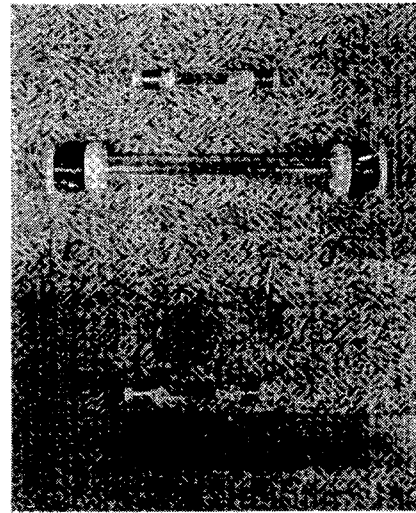
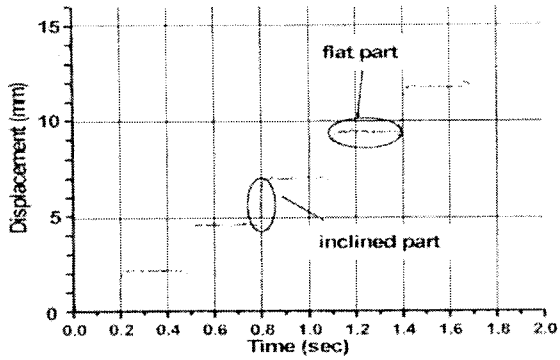


Fig. 9 Prototype and miniature actuator

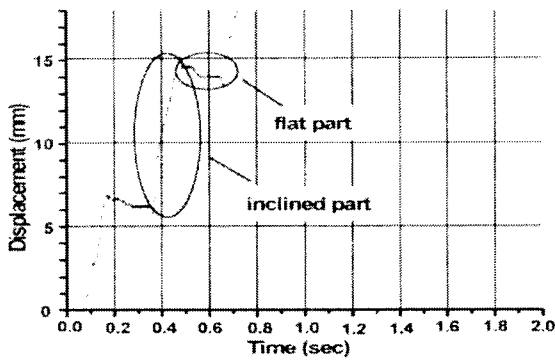
된 결과를 보면 한 행정이 이루어 질 때, 정확한 스텝이 일어남을 알 수 있다. 이러한 이유는 마찰이 상대적으로 크기 때문에 한 행정이 끝날 때, 액추에이터가 미끄러지지 않고 멈춰있을 수 있기 때문이다. Fig. 10(a)에서 평평한 부분이 이를 나타내는 것인데 시간에 따른 이동변위가 없음을 보인다. 하지만, 셀로판 테이프 위에서 실험한 결과인 Fig. 10(b)에서는 행정이 끝날 때 미끄러짐이 발생한다는 것을 알 수 있는데 이는 액추에이터와 마찰평판과의 마찰력이 작아 행정이 시작되고 끝날 때 자력의 반발력으로 생기는 관성력이 상대적으로 크기 때문이다. 그림에서 알 수 있는 것처럼 평평한 부분이 상대적으로 기울어져 있다.

여기서 주목해야 할 점은 관성력으로 인해 액추에이터는 마찰이 큰 경우보다 작은 경우에 더 빨리 이동할 수 있다는 것이다. 이 현상은 소형화된 액추에이터의 측정결과에서도 마찬가지이다. 미끄러운 마찰면에서 액추에이터의 이동 속도가 더 빠르다는 것은 아주 고무적인 내용인데, 자가 구동형 내시경이 움직이게 될 장 표면은 미끄러운 상태이기 때문이다.

소형화된 액추에이터의 경우 Fig. 11 과 같이 초기 모델에 비해 작은 이동변위와 속도를 갖는 이유는 영구 자석의 질량이 작아 충격시 생기는 충격량이 작아지기 때문이다. 이동 변위와 속도를 크게 하기 위해 영구자석에 부가질량을 달면 충격시 발생하는 관성력이 커져 성능은 좋아지지만 질량이 너무 클 경우에는 액추에이터에 대한 상대 질량의 적절한 선택이 필요하다.

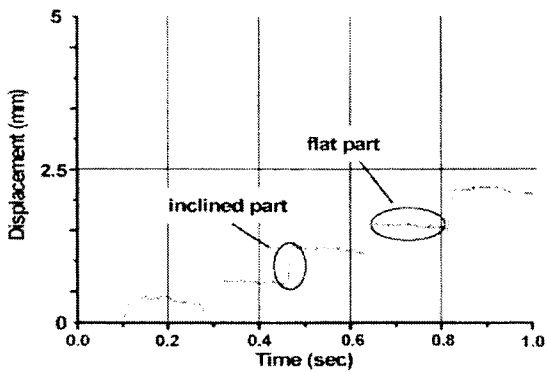


(a)  $\mu = 0.53$

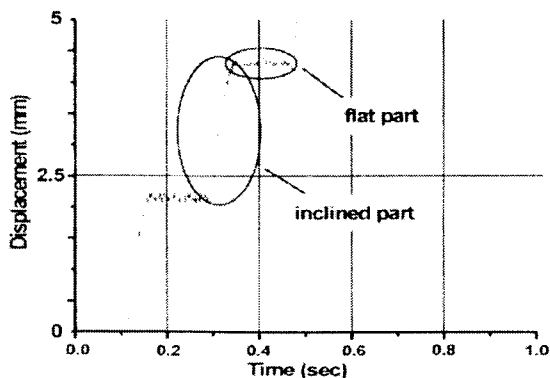


(b)  $\mu = 0.28$

Fig. 10 Displacement of prototype actuator



(a)  $\mu = 0.53$



(b)  $\mu = 0.28$

Fig. 11 Displacement of miniature type actuator

4.2 작동 구동기의 충격력 측정

내시경 구동을 위한 액추에이터의 성능을 평가하는 또 하나의 중요한 요소는 액추에이터가 가지는 구동력이다. 이 요소는 내시경에 사용될 액추에이터의 실제적인 구동 능력을 알 수 있는 척도이다. 본 연구에서는 이러한 구동력 측정을 위해 Fig. 12 와 같은 실험장치를 구성하였다. 액추에이터의 머리 부분에 가속도계를 장착한 다음 각각의 마찰 조건에서 구동 시킨다. 그 다음 여기서 나온 가속도를 측정하여 액추에이터의 구동시 가속도를 쟀다.

구동 속도 측정과 마찬가지로 미끄러운 마찰평판 위에서의 거친 마찰평판 위에서 각각 실험하여 그 결과를 비교하였다. Fig. 13 과 Fig. 14 는 각각의 마찰에 따른 초기 모델의 가속도를 측정된 결과이다.

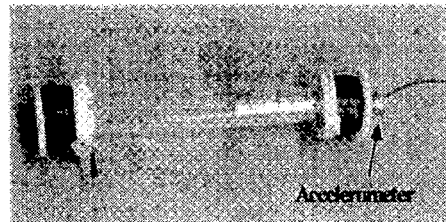


Fig. 12 Measurement system for acceleration

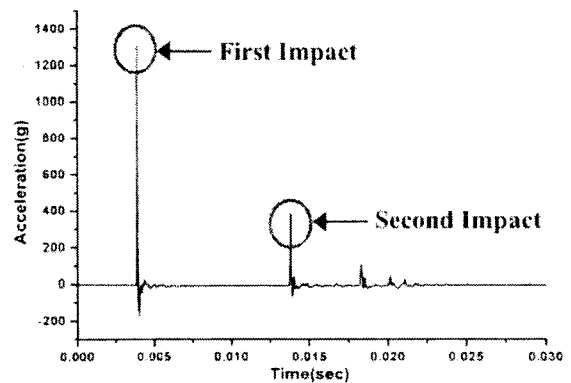


Fig. 13 Acceleration profile on rough surface

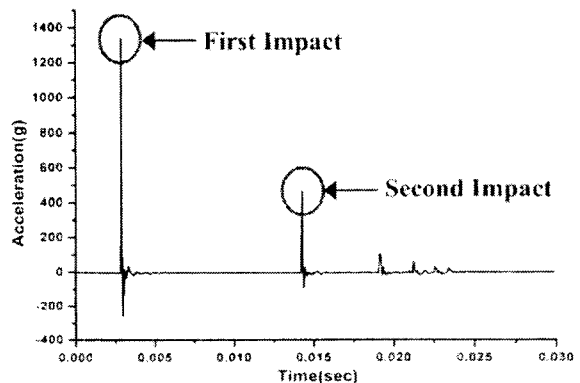


Fig. 14 Acceleration profile on slippery surface

Table 1 Acceleration value at each peak

	First impact	Second impact
Rough surface ( $\mu=0.53$ )	12837.9m/s <sup>2</sup>	3805.7m/s <sup>2</sup>
Slippery surface ( $\mu=0.28$ )	13139.6m/s <sup>2</sup>	4582.6m/s <sup>2</sup>

Table 2 Impulse value at each peak

	Impulse
Rough surface ( $\mu=0.53$ )	15.72 g m/s
Slippery surface ( $\mu=0.28$ )	25.60 g m/s

두 결과를 비교해 보면 가속도의 특징이 매우 비슷하게 나타나는 것을 알 수 있다. 특이한 점이 있다면 가속도가 나타나는 구간은 대략 30msec 이라는 것이다. 이러한 이유는 액추에이터의 속도 그래프를 보면 알 수 있다. 속도 그래프에 나타난 결과에서 기울어진 부분이 바로 가속도가 존재하는 부분이기 때문이다. Fig. 10에서 가속도가 존재하는 부분이 매우 짧음을 알 수 있다. 또한, 시각적으로는 충격이 발생될 때, 영구자석과 진자석 사이에 단 한번의 충격이 일어나는 것처럼 보이는데, 실제로는 대략 2 번의 중복 충격이 발생함을 알 수 있다. Table 1에서는 중복 충격시 발생하는 가속도를 나타낸다.

각 가속도의 최고점 값을 보면 매우 큼을 알 수 있다. 이것은 충격시 일어나는 일반적인 현상인데, 이 때의 가속도로 구동기의 성능을 말한다는 것은 무리가 있다. 왜냐하면 짧은 시간에 일어나는 가속도는 그 값이 매우 크지만, 운동 자체에 기여하는 바는 적기 때문이다. 이러한 이유로 충격량의 형태로 이해하는 것이 더 타당하다.

고무적인 사실은 거칠은 면에서 보다 미끄러운 면에서의 충격량이 더 큼을 알 수 있다. 이로 인해서 액추에이터가 미끄러운 면 위에서 더 빨리 움직일 수 있어 장내의 환경에서 자기 충격 액추에이터의 사용상의 장점이 될 수 있다. 가속도 측정에 있어서 소형화된 자기 충격 액추에이터의 결과는 측정상의 문제로 제시하지 않았다. 왜냐하면, 가속도계의 무게와 부착부분의 충분한 공간을 얻을 수 없었기 때문이다. 하지만, 속도 측정의 결과를 고려할 때, 초기 모델과 유사한 결과를 예측할 수 있다.

## 5. 결 론

본 연구에서 제안한 자기 충격 액추에이터는 미끄러운 평판과 거칠은 평판 위에서의 비교 실험을 통하여 장내 환경처럼 미끄러운 조건에서 상대적으로 빠른 구동속도와 큰 충격량을 낼 수 있기 때문에 효율적인 구동을 할 수 있다. 또한, 축 대칭적 구조를 갖기 때문에 진후진 작동이 간편하며, 모듈화된 특성으로 다른 시스템이나 시스템의 디자인 변경시 착탈이 간편하다. 이러한 점들을 고려할 때, 자기 구동형 내시경의 액추에이터로서 자기 충격 액추에이터는 좋은 구동기로서의 역할을 할 수 있다.

자기 충격 액추에이터의 구동력은 내부에서 발생하는 충격을 외부의 구동력으로 변환하기 때문에 공압을 사용한 충격 구동기와는 달리 반작용력이 공압선을 타고 전달되지 않는다. 이러한 점으로 인해 장내에서의 구동특성이 더 좋다.

액추에이터의 성능을 높이기 위해서는 영구자석에 부가 질량을 붙여 큰 충격을 발생하여 이동 변위를 늘리면 되는데, 이때 부가 질량의 선택은 액추에이터와의 상대 질량을 고려해야 한다. 아직까지는 충분한 구동력을 갖지는 못하지만, 초기 모델의 최적화를 수행한다면 이를 극복할 수 있을 것이다.

물론 장내부의 실질적인 조건들, 예를 들어 장내 팽압,<sup>12)</sup> 정확한 마찰의 상태 및 마찰계수 그리고 장 내부에 있을 수 있는 유체들의 작용에 대한 자료들이 충분히 있다면 더 좋은 성능을 낼 수 있도록 할 수 있을 것이다. 하지만 이에 대한 연구는 국내에서 이전에 연구된 바 없으며 최근에 이에 대한 자료를 근사적으로 얻기 위해 대체적인 방법으로 돼지 내장에 대한 자료 측정 연구가 계획되고 있다.

본 연구에서 개발된 자기 충격 액추에이터를 공간상에 적절히 배치하여 내시경 시스템을 구성한다면, 액추에이터로 구성된 내시경 시스템의 방향전환을 가능하게 할 수 있을 것이다.

## 후 기

본 논문은 21C 프론티어 개발사업, 지능형 마이크로 시스템 개발사업의 일환으로 지원을 받아 수행된 연구의 일부분입니다.

## 참고문헌

- (1) Takaharu Idogaki, Hitoshi Kanayama, Nobuyuki Ohya, 1995, "Characteristics of Piezoelectric Locomotive Mechanism for an In-Pipe Micro Inspection Machine," *Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science*, pp. 193~198.
- (2) Shigeo Hirose, Hidetaka Ohno, Takeo Mitsui, and Kiichi Suyama, 1999, "Design of In-pipe Inspection Vehicles for  $\phi 25$ ,  $\phi 50$ ,  $\phi 150$  pipes," *Proceedings of 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp. 2309~2314.
- (3) Sanjiv Kumar, Irwan M. Kassim and Vijayan K. Asari, 2000, "Design of a Vision-Guided Microrobotic Colonoscopy System," *Advanced Robotics*, Vol. 14, No. 2, pp. 87~104.
- (4) Dario, P., Carrozza, M. C., Lencioni, L., Magnani, B., D'attanasio, S., 1997, "A Micro Robotic System for Colonoscopy," *Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1567~1572.
- (5) Jangmoo Lee, Jonghyun Kim, Sangwon Lee, Junghyung Park, 1999, "The research of development and control for the micro endoscope," *KSPE*, Vol. 16, No. 2, pp. 15~21.
- (6) Jungun Jang, Junggyung Kim, 1999, "The development of the micro endoscope system for the blood vessel," *Journal of KSTLE*, Vol. 15, No. 3, pp. 272~277.
- (7) Gregersen, H., Emery, J. and McCulloch, A. M., 1998, "History-Dependent Mechanical Behavior of Guinea-Pig Small Intestine," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 26, pp. 850~858.