

# SMA 를 이용한 캡슐 내시경의 이동메커니즘 설계 및 제작

이승학\* · 김병규† · 박종현\*\* · 박종오\*\*\*

(2002 년 12 월 26 일 접수, 2003 년 10 월 6 일 심사완료)

## Design and Fabrication of the Locomotive Mechanism for Capsule Endoscopes Using Shape Memory Alloys (SMA)

Seunghak Lee, Byungkyu Kim, Jong H. Park, and Jong-Oh Park

**Key Words :** Capsule Endoscope(캡슐 내시경), SMA(형상기억합금), Clamper(클램퍼), Two-Way SMA Springs(양방향 SMA 스프링), Sequential Control(순차 제어)

### Abstract

Newly commercialized wireless capsule endoscope has many advantages compared to conventional push-type endoscopes. However, it is moved by the peristaltic waves. Therefore, it can not diagnose desired zones actively. In this paper, a locomotive mechanism for wireless capsule endoscope is proposed to increase the efficiency of endoscopy. We designed and fabricated a prototype using SMA springs and bio-mimetic clamping device. The hollow space in the prototype is allocated for further system integration of a camera module, a RF module and a battery. And the sequential control scheme is employed to improve the efficiency of its locomotion. To validate the performance of the locomotive mechanism, experiments on a silicone rubber pad and in vitro tests are carried out. The results of the experiments indicate that proposed mechanism is effective in harsh environments such as digestive organs of a human.

### 기호설명

- $d$  : SMA 와이어 직경
- $n$  : SMA 스프링의 감김수
- $p_c$  : SMA 스프링의 피치
- $s$  : SMA 스프링의 최대 변형률
- $x$  : SMA 스프링의 변형 길이
- $y$  : SMA 스프링의 발생력
- $D$  : SMA 스프링 직경
- $G$  : 횡탄성 계수
- $K$  : 스프링 상수
- $P$  : SMA 스프링의 발생력
- $X_i$  : SMA 스프링의 초기 길이
- $\delta$  : SMA 스프링의 변형 길이

### 1. 서론

기존의 일반적인 내시경 시술은 의사의 손동작에 의해 환자의 입이나 항문으로 내시경(push endoscopes)을 삽입하여 인체 내부의 질병을 관찰하였다. 이러한 내시경 시술은 강성이 있는 유선 내시경으로 환자에게 불편감과 고통을 주었으며, 소장 영역의 검사를 수행할 수 없었다. 하지만 최근 상용화된 무선 캡슐형 내시경<sup>(1)</sup>은 이러한 문제점을 해결할 수 있었다.

특히 입으로 삽입되어 항문으로 배출되는 동안 소장을 포함한 전체 소화기관(gastrointestinal track)를 검사할 수 있어 내시경 시술의 발전을 가져왔다.

현재까지 상용화된 무선 캡슐형 내시경은 2001년 미국 식품의약청의 승인을 받아 사용되고 있는 이스라엘 Given Imaging 사<sup>(1,2)</sup>의 M2A 가 유일하다. CCD 카메라, RF 모듈, LED 및 배터리 등의 시스템을 통합한 M2A 는 직경 10mm, 길이 27mm 의 사양을 가지며 인체 내부에서 촬영한 사진을 외부

\* 한국과학기술연구원 마이크로시스템 연구센터

† 책임저자, 회원, 한국과학기술연구원 마이크로시스템연구센터  
E-mail : bkim@kist.re.kr

TEL : (02)958-6730 Fax : (02)958-6910

\*\* 회원, 한양대학교 기계공학부

\*\*\* 회원, 지능형 마이크로시스템 개발 사업단

로 전송할 수 있다. 개발중인 캡슐형 내시경으로는 일본 RF systems 사<sup>(3)</sup>의 Norika V3 가 있다. M2A 와 비교하여 크기가 작으며, 이미지 전송 외에 로터 코일에 의해 몸체를 회전시켜 카메라의 뷰포인트(view point)를 변화시킬 수 있는 장점을 가지고 있다. 그러나 현재까지 상용화되거나 개발 중인 무선 캡슐형 내시경은 인체 장기의 연동운동에 의존하여 수동적으로 이동을 하므로 원하는 부위의 검사를 능동적으로 할 수 없다.

인체운동은 아니지만 시스템을 통합한 이동 메커니즘으로 일본 Denso 사의 파이프 검사 로봇<sup>(4)</sup>이 있다. 충격 메커니즘(impact mechanism)을 사용하여 단단한 파이프 내에서 이동이 가능하지만 인체 내에서는 장기에 의해 충격 에너지가 흡수되므로 캡슐형 내시경에 적합하지 않다.

이상과 같이 현재 까지 무선 캡슐형 내시경에 적합한 이동 메커니즘은 존재하지 않았다. 본 논문에서는 SMA 를 이용하여 무선 캡슐형 내시경에 적합한 이동 메커니즘을 제안, 설계 및 제작하고, 실험을 통해 적용 가능성을 검증하였다.

## 2. 구동기 (Actuators)

메커니즘 구현에 있어 가장 중요한 것은 마이크로 액추에이터의 선정이라 할 수 있다. 따라서 대표적인 마이크로 액추에이터의 특성을 파악하고, 사전 검증을 통해 본 논문에서는 SMA 스프링을 사용하였다.

### 2.1 마이크로 액추에이터의 상호 비교

이동메커니즘이 구현될 인체 내부의 환경은 미끄러우며 점액이 존재하기 때문에 이동장치가 이동하기에 매우 열악하다. 이러한 환경을 극복하기 위해서는 큰 힘과 변위가 요구된다. 또한 향후 시스템의 통합을 위해 부피가 작고 단순한 구조의 메커니즘이 요구된다. 이러한 관점에서 대표적인 마이크로 액추에이터를 Table 1 과 같이 정리하였고, BLDC 모터와 SMA 와이어를 이용하여 시작품(prototype)을 설계, 제작하여 사전 검증을 하였다. Table 1 에서 IPMC(Ionic Polymer Metal Composite)<sup>(5)</sup>는 발생력이 0.1~4 gr 로 낮고 굽힘운동을 이용하는데 어려움이 있어 제외 하였다. Fig. 1(a) 는 직경 3mm 의 BLDC 모터를 사용하여 클램핑(clamping) 메커니즘을 구현한 시작품이다. 모터 직경이 3mm 로 작아짐에 따라 발생 토크(torque)가 2.2mNm 로 작고, 회전운동을 링크구조를 사용하여 클램퍼의 확장과 수축을 구현해 구조가 복잡해져 내시경에

Table 1 Comparison of micro actuators

Characteristics	IPMC	BLDC Motor	SMA Wire
Voltage	Low	Low	Low
Displacement	Large	Large	Small
Force	Low	Medium	Large
Speed	Fast	Fast	Slow
Compactness	Good	Bad	Good
Motion type	Bending	Rotation	Linear



Fig. 1 Mechanisms for capsule endoscopes

적당하지 않다. Fig. 1(b)는 SMA 와이어를 이용한 클램핑 및 이동이 가능한 시작품이다. SMA 와이어의 직경이 25~375  $\mu\text{m}$  로 이에 따라 7~2000gr 의 큰 힘을 발생시킨다. 하지만 변형률이 3~5% 로 낮고 반복동작을 위한 변형력(deform force)을 인가하는 장치<sup>(6)</sup>가 추가적으로 요구된다.

따라서 본 논문에서는 SMA 와이어의 장점을 가지며 변형률을 증가시킨 SMA 스프링을 사용하였다. 또한 변형률을 인가하는 방법을 개선하기 위해 바이어스(bias) SMA 스프링을 사용하여 양방향 직선운동이 가능한 구동기를 제작하여 이용하였다.

### 2.2 SMA 스프링의 구조

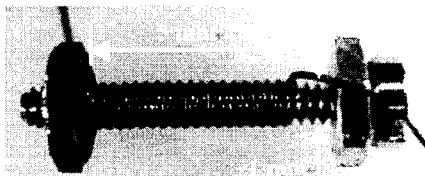
SMA 와이어의 낮은 변형률을 높이기 위해 형상 성형 열처리("shape setting" heat treatment)를 통해 스프링 형태의 구동기를 제작하였다<sup>(6)</sup>.

성형 방법은 SMA 와이어를 틀에 구속시키고 400~500 C° 에서 약 30 분간 열처리를 한 후 공기 중에서 냉각하면 된다. 본 논문에서는 성형 틀로 피치(pitch) 0.25mm, 직경 1mm 인 표준 M1 볼트를 사용하여 다양한 길이의 스프링을 제작할 수 있었다. 450 C° 에서 30 분간 열처리를 한 후 틀을 제거하여, 최대 변형률을 200% 까지 높일 수 있었다. 이는 SMA 와이어의 약 50 배 되는 변형률이다. Fig. 2 는 열처리를 위해 M1 볼트와 나사를 이용하여 구속조건을 주고, 열처리 후 틀을 제거하여 제작한 스프링형태의 구동기의 사진이다.

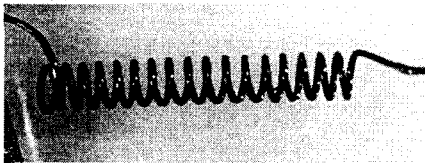
### 3. 이동 메커니즘 설계

#### 3.1 이동원리

이동 메커니즘은 캡슐 내시경에 장착하기에 적합하도록 구동부의 표면 배치를 통해 부피를 최소화시키도록 고안되었다. 추진력을 얻기 위한 클램퍼(clamper)와 이를 양방향으로 이동할 수 있는 선형구동기 및 몸체로 구성되었다. 구동원리는 Fig. 3에 나타나 있다. 앞쪽 구동기가 수축하면 클램퍼의 형상에 의해 접촉면과의 마찰이 낮아 클램퍼는 미끄러져 앞으로 이동하게 된다. 이동이 완료된 후 뒤쪽 구동기가 수축하게 되고 클램퍼는 접촉면을 클램핑하게 되며, 수축이 진행함에 따라 몸체는 앞으로 이동하게 된다. 마지막 단계로 앞쪽 구동기의 수축에 의해 클램퍼는 미끄러지며 앞으로 이동하게 된다. 이러한 동작을 반복하여 몸체는 앞으로 이동할 수 있게 된다. 이러한 개념은 곤충들의 이동원리를 모방한 것으로 단순한 메커니즘으로 효과적인 이동을 가능하게 한다.



(a) Constrain SMA wire on mandrel



(b) After "shape setting" heat treatment

Fig. 2 Fabrication of SMA spring

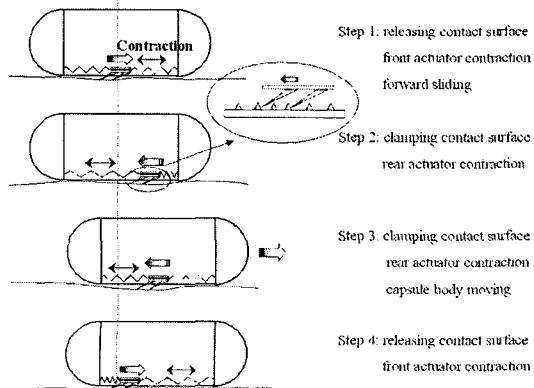


Fig. 3 Principle of locomotion

#### 3.2 이동 메커니즘 설계

설계된 이동 메커니즘은 Fig. 4와 같다. 이동 모듈 4 개를 캡슐 표면에 장착하여 이동효율을 증가시키고 몸체의 접촉면이 변화하더라도 이동이 가능하도록 고안되었다. 클램퍼는 캡슐 외경으로부터 약 700 $\mu$ m 돌출되어 인체 장기의 손상을 최소화시켰으며, 클램퍼가 표면에 미끄러질 때 마찰이 최소화 되도록 설계되었다. 향후 RF 모듈, 배터리, 카메라 등을 통합하기 위해 몸체는 내부가 빈 중공형태이며, 구동 모듈의 행정길이를 최대로 하기 위해 양방향 SMA 스프링의 전체 길이가 최대가 될 수 있도록 설계되었다.

#### 3.3 생체 모방형 클램핑 장치

제시된 이동 메커니즘 구현에 있어 구동기 이외의 중요한 역할을 하는 것은 클램핑 장치이다. 캡슐에 요구되어지는 작은 크기와 단순한 구조를 갖기 위해 Fig. 5(a)와 같은 곤충의 클램핑 장치를 모방하여 Fig. 5(b)와 같은 장치를 설계, 제작<sup>(7)</sup>하였다. 이 장치는 한쪽 방향으로 마찰력을 증대시키고 반대 방향으로서는 마찰력을 현저히 감소시켜 유연하고 미끄러운 인체 환경에 적합하다.

또한, 제작된 클램퍼는 180 $\mu$ m의 마이크로 훅(micro hook)<sup>(8)</sup>을 사용하여 인체 장기에 손상과 고통을 거의 주지 않는다.

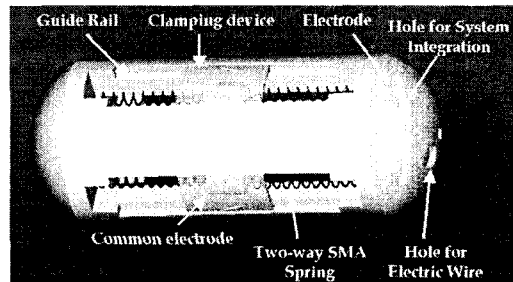
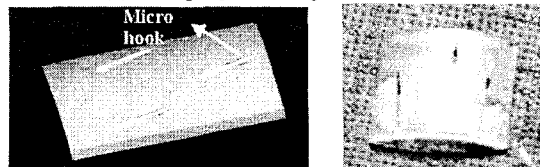


Fig. 4 Capsule-type locomotive mechanism



(a) Clamping/releasing device of insect



(b) Bio-mimetic clamping device

Fig. 5 Clamping device

3.4 양방향 SMA 스프링

본 논문에서 제시한 이동 메커니즘을 구현하기 위해 양방향 선형 구동기(two-way linear actuator)를 SMA 스프링 2 개를 사용하여 구현하였다. SMA 는 한가지 형상만을 기억할 수 있으므로 반복동작을 위해서는 2 개의 SMA 스프링이 필요하게 된다. 이러한 방법을 바이어스 SMA 스프링 방법이라고 하며, 구동기의 개수가 많아지나 큰 변위와 능동적인 제어를 할 수 있는 장점이 있다.

모델링과 해석을 통해 행정길이(stroke)를 최대한으로 하는 설계를 하였고, 실험을 통해 설계 및 제어에 필요한 파라미터를 구하였다.

3.4.1 수학적 모델링 및 해석

Fig. 6 은 양방향 SMA 스프링의 동작 및 해석을 위한 특성선도다.<sup>(6)</sup> 초기 길이  $X_i$  의 SMA 스프링 2 개를 각각  $\delta_i$  의 초기 변형량(deflection)을 가한다. 이때 양 스프링은 낮은 온도로  $K_L$  의 스프링 상수를 가지게 되며  $x_1$  에서 힘의 평형을 이루게 된다. 왼쪽 스프링에 전류가 흐르게 되면 높은 온도의 스프링 상수,  $K_H$  가 되고, 오른쪽 스프링은  $K_L$  을 유지하여  $x_2$  의 지점에서 힘의 평형을 이루게 된다. 반대로 오른쪽의 스프링 상수가  $K_H$  가 되고 왼쪽이  $K_L$  이 되면  $x_3$  의 위치에서 힘의 평형을 이룬다. 이와 같은 동작을 반복함으로써 양방향으로 구동될 수 있다.

구동기를 설계하기 위해 이동부의 행정길이(stroke), 발생력 및 전체 길이에 대한 행정비율(stroke rate)을 계산하였다. 변형량에 대한 스프링에 발생하는 힘을 선형적이라고 가정하고 왼쪽, 오른쪽 스프링의 직선방정식을 구해보면,

$$\begin{aligned} y_{LL} &= K_L(x - X_i) \\ y_{LH} &= K_H(x - X_i) \\ y_{RL} &= -K_L(x - X_i - 2\delta_i) \\ y_{RH} &= -K_H(x - X_i - 2\delta_i) \end{aligned} \quad (1)$$

스프링의 최대 변형량을 초기 스프링 길이에 대한 최대 변형률로 다음과 같이 정의한다.

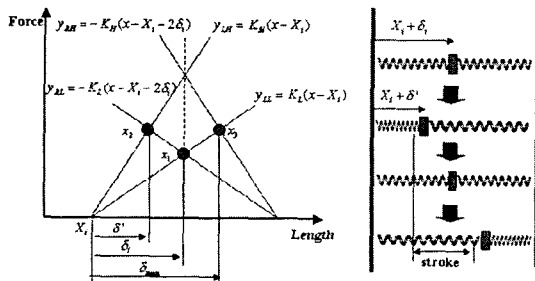


Fig. 6 Static analysis for two-way SMA springs

$$\delta_{max} = sX_i \quad (2)$$

스프링의 초기 길이 및 변형량에 따른 발생력은 다음과 같다.<sup>(9)</sup>

$$\begin{aligned} X_i &= p_c n \\ P &= \frac{Gd^4\delta}{8D^3n} = K\delta \end{aligned} \quad (3)$$

식 (1), (2), (3)을 이용하여 행정길이를 구하면 다음과 같다.

$$Stroke = x_3 - x_2 = \frac{(G_H - G_L)}{G_H} p_c n s \quad (4)$$

또한, 양방향 스프링의 전체길이는,

$$\begin{aligned} Total Length &= 2(X_i + \delta_i) \\ &= \frac{p_c n}{G_H} (2G_H + (G_H + G_L)s) \end{aligned} \quad (5)$$

식 (4), (5) 로부터 행정비율을 구해보면,

$$Stroke Rate = \frac{(G_H - G_L)s}{2G_H + (G_H + G_L)s} \quad (6)$$

양방향 스프링이 작동시 2 개의 스프링을 이어주는 이음부(connector)에서 발생하는 힘이 실제 이용 가능한 힘이다. 이음부에서 발생하는 최대/최소 힘을 구해보면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} F_{max} &= y_{RH}(x_2) - y_{LL}(x_2) \\ &= \frac{d^4}{8D^3} \frac{(G_H^2 - G_L^2)}{G_H} s p_c \end{aligned} \quad (7)$$

$$F_{min} = y_{RH}(x_3) - y_{LL}(x_3) = 0$$

이상과 같은 계산에 의해 성능에 영향을 주는 파라미터는  $G, p_c, d, D, s, n$  이다. 여기서  $s, n$  을 본 논문에서는 디자인 파라미터로 선정하였다. 요구되어지는 전체 길이를 선정하면  $n$  과  $s$  의 범위를 정할 수 있다. 그러나 Fig. 7 과 같이 행정비율 및 최대 힘은  $s$  에만 의존하므로 본 논문에서는  $s$  를 최대하고 이에 따른  $n$  을 선정하였다. 여기서 최대  $s$  는 실험을 통하여 구할 수 있다.

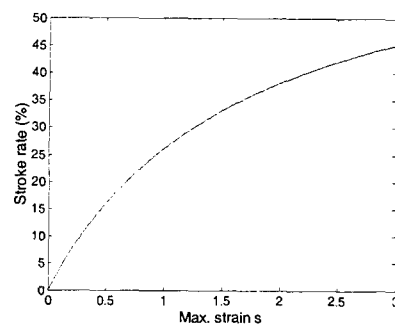
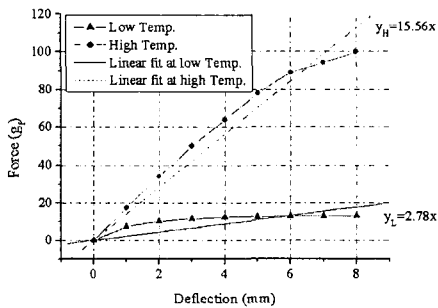


Fig. 7 Stroke rate vs. maximum strain

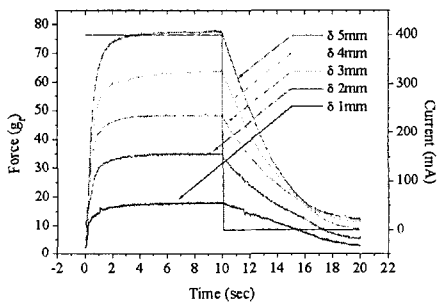
3.4.2 파라미터 선정 실험

SMA 스프링은 성형 조건에 따라 황탄성 계수, 최대 변형률 값이 차이가 난다. 또한 열을 올리기 위해 전류를 흘려주는 구동시간(actuation time)과 열을 식히기 위한 휴면시간(rest time)을 결정해 주어야 한다. 이러한 파라미터를 정확히 결정하기 위해 리니어 스테이지(liner stage), 로드셀(load cell), 데이터 획득 보드(DAQ board) 를 이용하여 SMA 스프링의 파라미터 선정 실험을 수행하였다. Fig. 8(a)는 스프링의 변형량에 대한 높은 온도와 낮은 온도에서의 발생력을 나타낸다. 이를 통해  $K_H=15.56\text{gf/mm}$   $K_L=2.78\text{gf/mm}$  임을 알 수 있고, 식 (3)을 통해  $G_H=43375\text{ MPa}$ ,  $G_L=7464\text{ MPa}$  임을 알 수 있다. 그래프에서 변형량이 6mm 이상에서는 발생력의 감소가 뚜렷함을 볼 수 있다. 따라서 스프링의 본래 길이가 3mm 이므로 최대  $s$  는 2 임을 알 수 있다.

Fig. 8(b)는 SMA 스프링의 변형량 변화시 전류의 ON/OFF 에 따라 스프링의 발생력 변화를 시간에 따라 나타낸 그림이다. 스프링의 변형량에 따라 비례적으로 발생력이 증가함을 알 수 있고, 온도가 높아지기 위한 구동시간과 낮아지기 위한 휴면 시간을 결정할 수 있다. 여기서 구동시간은 2 초 이상, 휴면시간은 5 초 이상으로 제어 파라미터를 결정할 수 있다.



(a) Static experiment



(b) Dynamic experiment

Fig. 8 A piece of spring experiments

4. 제작 및 제어 시스템

4.1 양방향 SMA 스프링 제작

양방향 SMA 스프링은 두 개의 SMA 스프링과 이를 연결해 주는 커넥터 1개, 전류 공급을 하는 양 끝의 2개의 전극으로 구성되어 있다. 커넥터는 이음부 역할을 하는 동시에 2개의 SMA스프링의 공통 전극 역할을 하기도 한다. Fig. 9는 제작된 양방향 SMA 스프링을 나타낸다. 사용된 SMA 와이어는 Mondotronics 사의 직경 150 $\mu\text{m}$ , 높은 온도시 70 $^{\circ}\text{C}$ 가 되는 제품이다.<sup>(10)</sup> 동작 전류는 250mA~400mA 이며, 저항이 수  $\Omega$ 이므로 2V 이하의 전압이 필요하게 된다.

캡슐에 적당한 크기로 SMA 스프링의 사양을 직경 1mm, 18턴수(no. of turns)로 하여 초기 길이 ( $X$ )를 4.5mm 로 결정했다. 실험에 의해  $s$ 를 2로 결정하고, 3.4.1절의 계산식에 의해 초기 변형량  $\delta_0$  는 5.25mm, 전체 길이는 19.5mm, 행정길이는 7.5mm 의 사양을 가지는 양방향 SMA 스프링을 설계, 제작하였다. 이 결과 변형률이 38%가 되어 와이어 형태의 변형률 5%와 비교하여 크게 향상되었음을 알 수 있다. 커넥터에서 발생하는 힘은 최대 135.9 $\text{gr}$  로 와이어 형태가 내는 힘 330 $\text{gr}$  의 약 40% 이지만 캡슐 내시경에 사용하기에는 충분한 힘이다.

4.2 이동 메커니즘 제작

Fig. 10 은 4 개의 이동모듈이 장착된 시작품이다. 몸체 재질은 표면 마찰을 줄이기 위해 아세탈로 제작되었으며, 전체 외경은 13mm, 길이 33mm, 시스템 통합을 위한 내부공간은 7.6mm 이다. 전체 무게는 3.07 $\text{gr}$  로 몸체와 구동모듈이 차지하는 무게를 최소화 하였다. 장착된 8 개의 SMA 스프링을 독립적으로 제어하기 위해 공통그라운드를 포함한 9 개의 전선이 뒤쪽으로 모아져 빠져 나온다. 이동시 한 사이클을 16 초로 가정하면 7.5mm 의 행정길이를 가지는 4 개의 이동 모듈이 순차적으로 제어되어 112.5 $\text{mm/min}$  의 이론적인 이동속도를 얻을 수 있다.

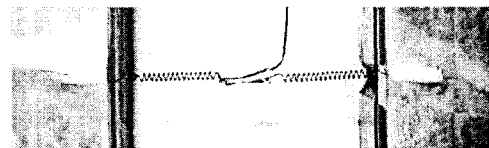


Fig. 9 Fabrication of an actuator based on two-way SMA springs

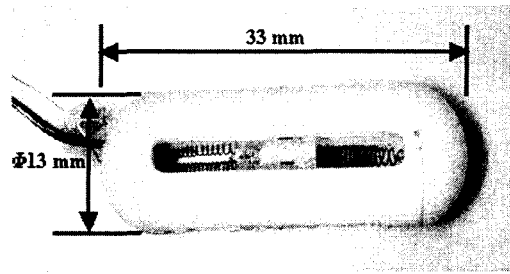


Fig. 10 Prototype of locomotive mechanism

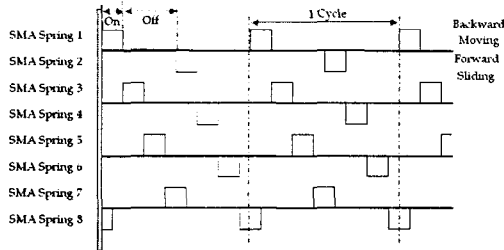


Fig. 11 Control sequence

4.3 제어 시스템

8 개의 SMA 스프링을 제어하기 위해 PC 기반 순차 제어를 사용하였다. National Instrument 사의 Labview 프로그램과 8 채널 신호 소스 보드(NI-6713), Burr-Brown 사의 전류 앰프(OPA547) 등을 사용하여 순차 제어 시스템이 구성되었다. SMA 스프링은 열을 식히기 위한 시간이 상대적으로 길어 열을 식히는 동안 다른 SMA 스프링을 구동시켜 이동효율을 증가시킬 수 있다. 즉, Fig. 11 과 같이 한 모듈을 1 사이클 운영하는 시간 동안 4 개의 모듈을 차례로 작동시켜 한 모듈만 작동할 때 보다 이동효율을 4 배 향상시킬 수 있다. 중요한 제어 원칙으로 몸체가 이동하는 ‘moving’ 동작은 모듈간 동시에 동작하지 않아야 한다. 이는 중복 동작이 이동 효율을 감소 시키기 때문이다.

5. 성능평가 실험

5.1 실험 장치

이동성능을 평가하기 위해 인체 장기와 가장 유사한 유연하고 미끄러운 실리콘 고무 패드와 돼지 대장 환경에서의 실험(In-vitro test)을 수행하였다. 실리콘 고무 패드에서는 정량적인 계측과 이동특성의 분석을 위해, 돼지 대장에서는 정성적인 관찰을 주 목적으로 실험 하였다.

순차제어시의 이동성능 향상을 확인하기 위하여 구동부의 접촉면 수가 1 개, 2 개, 3 개일 때를 각각 실험하였다. Fig. 12 는 실험장치로 이동 변위를 계측하기 위한 장치이다.

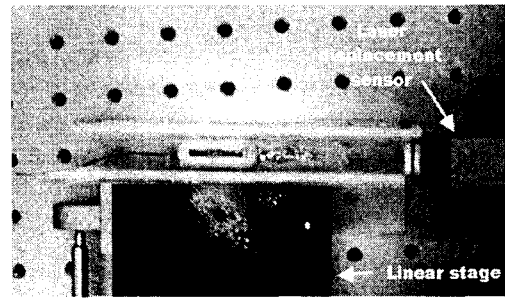
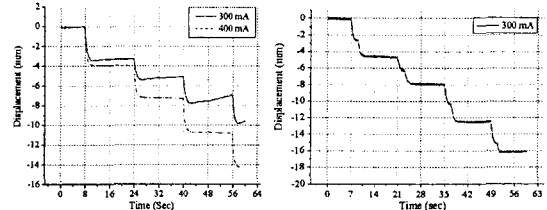
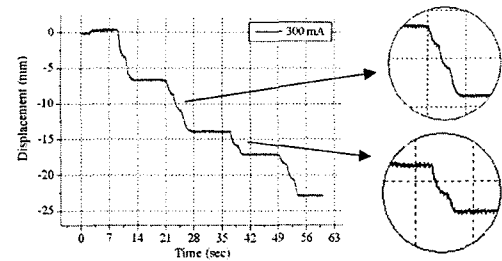


Fig. 12 Experimental setup



(a) 1-surface contact (b) 2-surface contact

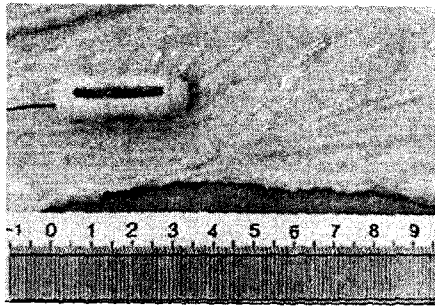


(c) 3-surface contact

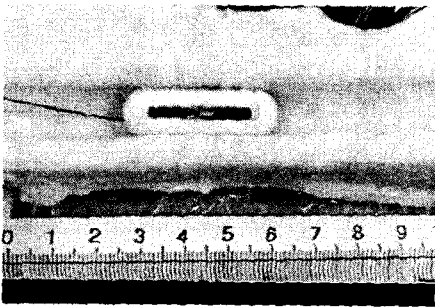
Fig. 13 Experiment on silicone rubber pads

5.2 실리콘 패드에서의 이동

Fig. 13(a)는 밀면 구동부가 실리콘 고무 패드에 접촉한 상태로 300mA 및 400mA 의 전류를 인가 하였을 때 시간에 따른 이동변위를 나타낸다. 구동시간은 2초, 휴면시간은 6초로 한 사이클에 걸리는 시간은 16초가 된다. 이동속도는 300mA 인가시 9.19mm/min, 400mA 인가시 13.43mm/min 로 400mA로 동작할 때 이동속도가 더 빨랐다. 하지만 400mA로 동작시에 발생하는 과열로 인해 SMA 스프링의 성능 저하를 유발할 수 있어, 이후 실험은 300mA의 전류를 사용하였다. Fig. 13(b)는 2개의 이동 모듈을 순차 제어하여 이동변위를 측정하는 것이다. 휴면시간을 5초로 하여 한 사이클에 걸리는 시간은 14초가 되며, 이동속도는 17.49mm/min로 접촉면이 1개인 경우에 비해 약 2 배의 이동속도 증가를 나타내었다. Fig. 13(c)는 밀면 1개, 옆면 2개의 구동부가 순차적으로 작동하여 3개의 접촉면을 갖는 이동 실험이다. 한 사이클이 14초로 동일하지만 이동속도는 23.0mm/min로 증가 하는 것을 알 수 있다.



(a) 1-surface contact



(b) 3-surface contact

Fig. 14 In-vitro test

그러나 때때로 클램핑 실패와 접촉면 증가로 인한 마찰 증가에 의해 이동속도가 감소하는 것을 알 수 있다.

### 5.3 돼지 대장(In-vitro)에서의 이동

인체 내부 환경과 가장 유사한 죽은 돼지 대장에서의 이동실험은 기록된 영상에 의해 계측되었다. Fig. 14(a)는 1개의 접촉면 환경에서, Fig. 14(b)는 3개의 접촉면 환경에서의 In-vitro test 를 보여준다. 전자에서는 8.5mm/min, 후자에서는 14.7mm/min 의 속도를 나타내어 실리콘 고무 패드에서의 이동에 비해 속도가 현저히 감소했음을 알 수 있다. 이는 대장의 국지적인 변형과 이에 따른 마찰 저항 증가로 이동효율이 크게 저하되기 때문이다.

## 6. 결론

본 논문에서는 캡슐형 내시경의 검사기능을 향상시키기 위해, SMA 스프링과 마이크로 폭을 이용하여 이동 메커니즘을 설계하고 제작하였다. 여러 마이크로 액추에이터의 검증을 통해 캡슐에 적합한 SMA 스프링의 타당성을 입증하였고, 생체 모방을 통해 단순하며 작은 크기의 클램퍼를 제안, 제작할 수 있었다. 또한 이동 효율을 높이기 위해 복수의 이동모듈을 순차제어 하였으며, 차후 시스템 통합을 위해 몸체를 내부 공간이 빈 중공형으

로 제작하였다.

메커니즘을 검증하기 위해 인체 환경과 유사한 실리콘 고무 패드와 돼지 대장에서의 실험을 수행하였다. 살아 있는 인체의 환경은 분명 죽은 돼지 대장과는 달리 연동운동과 보다 많은 장애물에 의해 보다 열악한 환경으로 판단된다. 하지만 표면의 수분량 및 변형 정도가 일정치 않은 돼지 대장에서의 이동 실험을 통해 본 논문에서 제시한 메커니즘이 인체환경에서 충분히 이동 성능을 발휘할 것으로 판단할 수 있었다.

앞으로 이동성능을 더욱 높이고 카메라, RF 모듈, 배터리 등을 통합한 이동이 가능한 무선 캡슐형 내시경을 개발하여 살아 있는 동물에서의 실험(In-vivo test)을 수행할 계획이다.

## 후 기

본 논문은 2IC 프론티어 개발사업, 지능형 마이크로 시스템 개발사업의 일환으로 지원을 받아 수행된 연구의 일부분입니다.

## 참고문헌

- (1) Appleyard M., 2000, "A Randomized Trial Comparing Wireless Capsule Endoscopy With Push Enteroscopy for the Detection of Small-Bowel Lesions," *Journal of the Gastroenterology*, Vol. 119, No. 6, pp. 1431~1438.
- (2) <http://www.givenimaging.com/>, Given Imaging Co., Israel.
- (3) <http://www.rfnorika.com/>, RF system lab., Japan.
- (4) Mitumoto N., Tsuruta K., Shibata T., and Kawahara N., 2001, "Wireless Link System for Communication and Energy Transmission of Microrobot," *Proc. of International Symposium on Micromechatronics and Human Science*, pp. 57 ~ 62.
- (5) Ryu J., Jeong Y., Tak Y, Kim B. and Park J. O., 2002, "A Ciliary Motion Based 8-legged Walking Micro Robot Using Case IPMC Actuators," *Proc. of International Symposium on Micromechatronics and Human Science*, pp. 85~91.
- (6) Waram T., 1993, "Actuator Design Using Shape Memory Alloys," *Mondotronics*
- (7) Scherge M. and Gorb S., 2000, "Biological Micro- and Nano- tribology, Nature's Solutions," *Springer*, pp. 79~150.
- (8) Gardeniers J.G.E, 2002, "Silicon micromachined hollow microneedles for transdermal liquid transfer," *Proc. of Conf. on MEMS*, pp. 141~144.
- (9) Norton R. L., 1996, "Machine Design - An Integrated Approach," *Prentice Hall*, pp. 515-589.
- (10) Gilbertson R., 1993, "Muscle wires project book," *Mondotronics*