

< 논문 >

## 지렁이 모사 로봇의 모델링 및 실험 검증

권지운<sup>†</sup> · 박석호\* · 김병규\*\*

(2005년 8월 18일 접수, 2006년 2월 2일 심사완료)

### Modeling and Experimental Validation of Earthworm-like Robot

Jiwoon Kwon, Sukho Park and Byungkyu Kim

**Key Words :** Capsule Endoscope(캡슐형 내시경), Earthworm-Like Locomotive Mechanism(지렁이 모사 이동 메커니즘), Intestinal Organs(소화기관)

#### Abstract

In recent years, capsule endoscope is highlighted for the patient's convenience and the possibility of the application in the small intestine. However, the capsule endoscope has some limitations to get the image of the digestive organ because its movement only depends on the peristaltic motion. In order to solve these problems, locomotion of capsule endoscope is necessary. In this paper, we analyze the locomotive mechanism of earthworm-like robot proposed as locomotive device of capsule endoscope and derive the condition which can judge the possibility of its mobility using theoretical analysis. Based on a biomechanical modeling and simulation, the critical stroke, that is minimum stroke of the earthworm-like robot to perform motion inside small intestine, is obtained. Also, this derived critical stroke can be validated by the moving test of fabricated earthworm-like robot. Consequently, it is expected that this study can supply useful information to design of earthworm-like robot for mobility of capsule endoscope.

#### 1. 서론

최근 인체 소화기관의 질병증가로 인해 내시경 기술이 급속히 발전되어 왔다. 그러나 기존의 내시경은 시술 시 환자에게 고통과 불편감을 유발하고 소장 진단에 제약이 있다는 단점을 가지고 있다. 이러한 단점을 극복하기 위하여 캡슐형 내시경<sup>(1,2)</sup>이 개발되었고 이렇게 개발된 캡슐형 내시경은 그 간편함과 유용성으로 인해 많은 각광을 받고 있다. 그러나 이러한 장점에도 불구하고 현재의 캡슐형 내시경은 자체적인

이동기능의 부재로 인해 능동적 움직임이 불가능하고 장기의 연동운동과 중력에 의해서만 움직이기 때문에 내시경의 적절한 진단과 영상 확보에 제약을 가질 수 밖에 없다. 따라서 소화기관의 정확한 진단을 위해 기존의 캡슐형 내시경에 이동기능을 통합하는 것이 필수적이라 할 수 있다.

지금까지 이러한 필요성 때문에 소화기관 내의 이동을 위한 마이크로 로봇에 대한 여러 연구가 진행되어 왔다. 우선 회전형 바퀴를 가진 이동로봇이 일반적인 형태로 인식되어 제안되었으나 이런 형태의 로봇은 표면이 고르지 못하고 미끄러운 장기의 환경에 적합한 이동방식이 될 수 없었다.<sup>(3)</sup> 그리고 다수의 다리를 가진 족형 로봇<sup>(4,5)</sup>이 연구 되어왔지만 이 역시 로봇의 제어와 구조의 복잡성으로 인해 장기 내의 이동기로 적용하기에는 어려움이

<sup>†</sup> 책임저자, 한국과학기술연구원

\* 회원, 한국과학기술연구원

E-mail : shpark@kist.re.kr

TEL : (02)958-5780 FAX : (02)958-6910

\*\* 회원, 한국과학기술연구원

많았다. 따라서 우리는 기존의 연구에서 소화기관 내의 이동을 위해 임팩트 방식의 PZT 구동기를 이용한 지렁이 모사 로봇<sup>(6)</sup>을 개발하였다. 또한, 기존의 장기 내 이동실험을 통하여 제안된 지렁이 모사 이동 메커니즘이 매우 간편하며 효과적으로 장기의 환경에서 움직일 수 있는 로봇의 구동 방식임을 확인할 수 있었다.

한편 제안된 이동 메커니즘을 분석하고 실제로 구현하기 위해서 소화기관내의 생체 물성치에 대한 연구가 필요하다. 특히 이동기와 장기벽면과의 마찰, 장기물질의 변형특성 등은 주요한 고려 대상이다. 이러한 생체 물성치에 대한 연구로는 생체재료의 점탄성 특성에 관한 연구<sup>(7-10)</sup>와 여러 가지 고체 재료와의 상대 마찰 특성 연구<sup>(11)</sup> 그리고 생체재료 변형력의 측정에 관한 연구<sup>(12)</sup> 등이 보고 되어 있다. 그러나 기존의 생체 물성치에 대한 연구는 장기의 특성에 대한 이해에 도움이 될 수 있지만 제안된 지렁이 모사 로봇의 구현에 직접적으로 적용하기는 어렵다.

따라서 본 논문에서는 체내 이동기에 대한 이동 메커니즘의 해석과 실제 구현에 필요한 설계변수를 선정하고 이동성을 보장하기 위한 이 설계 변수의 기준을 제시 하고자 한다. 우선 이동 메커니즘으로 지렁이 모사 로봇을 채택하고 로봇의 구현을 위하여 소화기관 내에서 로봇의 이동성을 판단하기 위한 모델링을 수행하였다. 또한 유도된 모델링을 사용한 시뮬레이션을 통해 로봇의 이동 여부를 판단할 수 있었다. 여기에서 시뮬레이션을 위해 생체 물성치에 대한 연구와 측정이 필요하였다. 마지막으로 우리는 실제 실험을 통해 기존에 제안된 지렁이 모사 로봇의 이동성을 실험하였고 그 결과를 시뮬레이션 결과와 비교한 결과 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 따라서 본 논문에 제시된 모델은 캡슐형 내시경의 이동기 구현을 위한 유용한 설계 정보를 제공할 수 있었다.

## 2. 지렁이 모사 이동 메커니즘

### 2.1 지렁이의 이동 원리

지렁이의 구조와 그 이동 메커니즘은 Fig. 1에 표현되어 있다. 우선 지렁이의 몸체는 여러 체절로 나뉘어 있고, 첫번째와 마지막을 제외한 각 체절에 강모라 불리는 작고 역센 한 쌍의 털이 부착되어 지렁이가 이동할 때 역방향으로 밀리지 않도록 되어 있다. 그리고 지렁이의 근육

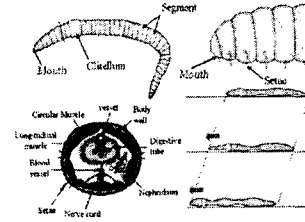


Fig. 1 Structure & locomotive mechanism of earthworm

은 횡근과 종근의 두 종류로 되어있으며, 횡근은 지렁이의 몸체를 수축 혹은 팽창시킬 때 사용되고 종근은 지렁이의 몸체를 늘이고 줄일 때 사용된다. 이러한 근육의 기작으로 지렁이의 몸체는 인장과 수축을 반복하며, 이때에 강모는 지렁이의 역방향 이동을 막아 궁극적으로 지렁이가 전진하도록 만든다. 특히, 지렁이의 이동원리는 매우 단순하며 미끄럽고 굴곡진 표면에서도 효과적으로 움직일 수 있도록 되어있다.<sup>(13)</sup>

본 논문에서 채택한 체내 이동기인 지렁이 모사 로봇은 강모의 역할을 하는 고정기구와 종근의 역할을 하는 선형 구동기가 부착되어 장기 내에서 이동이 가능하도록 고안되었다.

### 2.2 지렁이 모사 이동 메커니즘

우리는 이미 기존의 연구를 통해 장기내에서 이동을 위한 지렁이 모사 로봇을 제안한 바 있으며 Fig. 2는 제안된 지렁이 모사 로봇의 이동 원리를 보여주고 있다.<sup>(6)</sup> 상술하면 로봇의 전반부와 후반부에는 지렁이의 강모와 같은 방향으로 groove가 있어 로봇이 역방향으로 이동하는 것을 막도록 제안되어 있으며, 중앙부에 위치한 선형 구동기는 로봇이 최대 스트로크까지 인장되었다가 다시 수축되는 과정을 반복하도록 제작되었다. 이러한 두 가지 구조를 사용하여 로봇은 역방향으로 밀리지 않고 전진할 수 있다. 또한, 그림에서 보는 바와 같이 로봇의 전반부와 후반부 사이에 가이드를 설치하여 로봇의 이동시 로봇의 힘을 방지하고 장기가 로봇의 전반부와 후반부 사이에 접혀 들어가는 폴딩 영향을 최소화할 수 있는 구조로 설계 되어있다.

제안된 지렁이 모사 로봇을 설계하는데 있어 여러 가지의 설계 변수가 존재하게 된다. 그러나 장기 내부에서 이동해야 한다는 조건으로 인해 많은 설계 변수들은 여러 가지 제약을 가지게 된다. 이러한 설계 변수들 중에서 중요한 설계 변수로는 로봇의 지름, groove의 형태, 로봇의 스트로크, 선형 구동기의 힘 등이 존재한다.

다양한 장기 이동실험을 통해 이러한 설계 변수들 중에서 로봇이 생체 장기 내에서 이동하는데 가장 결정적인 역할을 하는 것은 선형 구동기의 스트로크가 됨을 알 수 있었다. 따라서 본 논문에서는 다른 설계 변수들을 고정된 상태에서 제안된 지렁이 모사 로봇이 이동 가능한 로봇의 최소 스트로크를 “임계 스트로크(Critical Stroke)”로 정의하고 이동 메커니즘의 해석을 통해 임계 스트로크를 구하여 실제로 로봇을 설계/제작하는데 있어 임계 스트로크보다 더 큰 스트로크를 가지는 로봇을 구성할 수 있도록 설계의 기준을 제시하려 한다.

2.3 지렁이 모사 이동 메커니즘의 분석

지렁이 모사 로봇의 이동하는 과정을 해석하기 위해, 우선 이동과정에 대한 이해와 분석이 선행되어야 한다. Fig. 3에서는 이러한 이동메커니즘의 주행과정에서 장기와 로봇 간의 관계를 보여주고 있으며, 그 분석 내용은 다음과 같다.

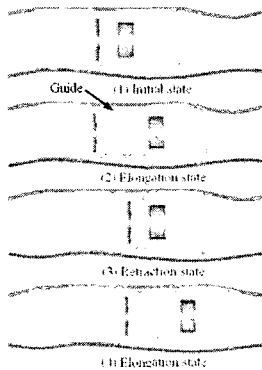


Fig. 2 Principle of earthworm-like locomotive mechanism

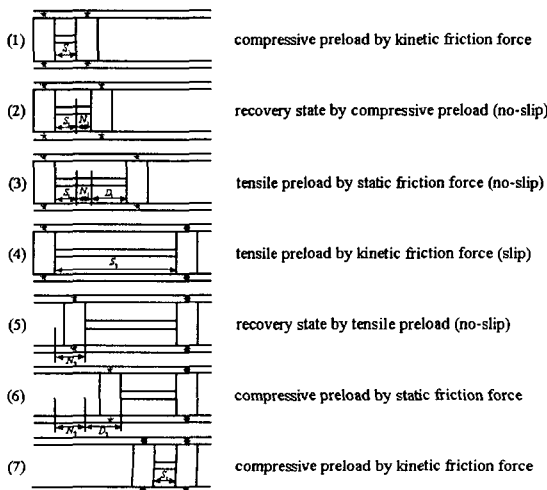


Fig. 3 moving process

2.3.1 로봇 인장 과정

지렁이 모사 로봇의 장기 내에서의 인장과정은 Fig. 3의 (1)~(4) 단계를 통해 알 수 있다. 이 과정을 자세히 살펴보면 아래와 같다.

- (1)단계에서 로봇이 로봇의 전반부와 후반부의 간격( $S_1$ )만큼 수축했을 때 compressive preload가 존재하게 된다. 이 때의 preload는 이전 사이클의 수축과정에서 로봇과 장기 내벽 사이의 동마찰력으로 인해 소장 내벽에 압축 변형과 장간막에 인장 변형이 초래되어 발생한 것이다.
- (2)단계에서 로봇의 전반부가 오른쪽으로 이동하면 장기 표면과 로봇이 stick된 상태에서 기존의 장기 내벽과 장간막의 변형에 의해 존재하던 preload가 없어지는 중립점( $S_1 + N_1$ )에 도달하게 된다. 따라서 이 상태에서는 장기와 로봇사이에 상대변위가 일어나지 않는다.
- (3)단계에서 로봇의 전반부가 계속해서 오른쪽으로 이동하더라도 로봇과 장기내벽의 정지마찰력을 넘어가는 시점( $S_1 + N_1 + D_1$ )까지 로봇은 장기와 상대변위 없이 stick 상태로 움직이게 된다. 그러나 이 시점을 지나 더 오른쪽으로 이동하게 되면 로봇은 장기와 slip이 일어나고 상대변위를 일으키며 이동하게 된다.
- (4)단계에서 로봇은 앞 단계의 로봇과 장기 내벽의 정지마찰력을 넘어 slip이 일어나는 시점( $S_1 + N_1 + D_1$ )을 지나 최대스트로크( $S_2$ )까지 늘어나게 되며 이 때 로봇과 장기 내벽사이의 동마찰력으로 인해 소장 내벽과 장간막에 인장변형이 초래되어 preload가 발생하게 된다. 여기서 발생한 preload는 다음장의 로봇 수축과정 첫 단계에서 tensile preload로 작용한다.

상기의 (1)부터 (4)의 단계에서 로봇과 장기 사이에 상대변위가 일어나기 위해서, 즉 로봇이 장기 내에서 실질적으로 움직이기 위해서는 최대 스트로크( $S_2$ )가 로봇과 장기 사이의 상대변위가 발생하는 시점( $S_1 + N_1 + D_1$ )보다 커야 한다는 것을 알 수 있다. 이 조건은 로봇의 인장과정에서 나타나며 로봇의 이동을 위한 첫번째 조건이 된다

2.3.2 로봇 수축 과정

앞장의 인장과정과 유사하게, 지렁이 모사 로봇의 수축과정은 Fig. 3의 (4)~(7) 단계를 통해

알 수 있다. 인장과정과 마찬가지로 이 과정을 자세히 살펴보면 아래와 같다.

- (4)단계에서 로봇이 최대 스트로크(  $S_2$  )로 인장했을 때 tensile preload가 작용한다. 앞장에서 설명하였듯이 이 tensile preload는 로봇의 인장과정에서 로봇과 장기 내벽 사이의 동 마찰력으로 인해 발생한 것이다.
- (5)단계에서 로봇의 후반부가 오른쪽으로 이동하면 장기 표면과 로봇이 stick된 상태에서 기존의 장기 내벽과 장간막이 가지고 있던 tensile preload가 없어지는 중립점(  $S_2 - N_2$  )에 도달하게 된다. 이 상태에서는 장기와 로봇사이에 상대변위가 일어나지 않는다.
- (6)단계에서 로봇의 후반부가 계속해서 오른쪽으로 이동하더라도 로봇과 장기내벽의 정지마찰력을 넘어가는 시점(  $S_2 - N_2 - D_2$  )까지 로봇은 장기와 상대변위 없이 stick 상태로 움직이게 되고 이 시점을 지나 더 오른쪽으로 이동하게 되면 로봇은 장기와 상대변위를 일으키며 이동하게 된다.
- (7)단계에서 로봇은 앞 단계의 로봇과 장기 내벽의 정마찰력을 넘는 시점(  $S_2 - N_2 - D_2$  )을 지나 로봇의 전반부와 후반부의 간격(  $S_1$  )까지 수축하게 된다. 이 때 로봇과 장기 내벽사이의 동마찰력으로 인해 compressive preload가 발생하게 되고 이것은 앞장의 로봇 인장과정의 첫 단계에서의 compressive preload로 작용된다.

상기의 (4)부터 (7)의 로봇 수축과정의 단계에서 로봇과 장기 사이에 상대변위가 일어나기 위해서, 즉 로봇이 체내에서 실질적으로 움직이기 위해서는 로봇의 전반부와 후반부의 간격(  $S_1$  )이 로봇과 장기 사이의 상대변위가 발생하는 시점(  $S_2 - N_2 - D_2$  )보다 작아야 한다는 것을 알 수 있다. 이 조건은 로봇의 수축과정에서 나타나며 로봇의 이동을 위한 두번째 조건이 된다.

2.3.3 로봇 수축 과정

로봇의 인장과 수축 과정에 대한 앞의 분석을 통해, 아래와 같이 로봇의 이동을 결정하는 두 가지 조건을 얻어 낼 수 있었다.

$$S_1 + N_1 + D_1 < S_2 \tag{1}$$

$$S_1 + N_2 + D_2 < S_2 \tag{2}$$

위 두 조건을 살펴보면, 일반적으로 지령이

모사 로봇이 전진방향으로 이동하는 경우에는 로봇 수축과정에서 변형되는 소장의 길이가 인장과정에서 변형되는 길이보다 크기 때문에 조건식에서 사용되는  $N_1, N_2$  와  $D_1, D_2$  가  $N_2 > N_1$  과  $D_2 > D_1$  의 관계임을 알 수 있다. 이 사실은 위 두 조건식 중 식 (2)는 식 (1)의 충분조건임을 나타내며, 최종적으로 식 (2)가 로봇이 이동할 수 있는 임계 스트로크를 구할 수 있는 조건식이 된다.

3. 지령이 모사 로봇의 이동과정 모델링

앞장의 지령이 모사 메커니즘의 분석을 통해 지령이 모사 로봇의 이동에 중요 변수인 임계 스트로크를 결정하는 조건을 알 수 있었다. 본 장에서는 이동을 판단할 수 있는 조건식 (2)를 시뮬레이션 하기 위한 지령이 모사 로봇의 이동과정을 모델링 하고자 한다. 조건식 (2)에서 알 수 있듯이 임계 스트로크(  $S_2$  )를 구하기 위해서는 로봇의 전반부와 후반부의 간격(  $S_1$  ), 중립점(  $N_2$  ), 슬립점(  $D_2$  )에 대한 값이 필요하다. 일반적으로 로봇의 전반부와 후반부의 간격은 로봇의 구조상 주어지는 값이 되고 나머지 수축과정 Fig. 2의 (4)~(7)단계에서 표현된 중립점과 슬립점은 아래의 모델링 과정을 통해 유도될 수 있다.

3.1 기본가정

지령이 모사 로봇의 이동과정에 대한 모델링은 아래의 다섯 가지 가정을 기반으로 수행 되었다.

- 이동과정에서 장기 내벽과 로봇이 stick된 상태에서의 정지마찰력은 장기에 의한 변형력의 합과 동일하다. 즉, 장기 내벽과 로봇 간에 발생하는 마찰력(  $F_f$  )은 장기 벽면의 변형력(  $F_s$  )과 장간막에 의해 발생하는 변형력(  $F_m$  )의 합으로 아래와 같이 표현 될 수 있다.

$$F_f = F_s + F_m = \sigma_s A_s + \sigma_m A_m \tag{3}$$

여기서  $\sigma_s$ 는 장기 벽면의 응력,  $\sigma_m$ 는 장간막의 x-방향 응력이다. 또한  $A_s$  와  $A_m$  은 각각 장기 벽면과 장간막의 단면적이다.

- 로봇의 이동속도 및 왕복 싸이클이 장기의 점탄성 거동에 비해 충분히 빠르기 때문에 장기 점탄성 거동의 특징인 크리프와 응력

감쇠는 일어나지 않는다고 가정하고 장기 내벽 및 장간막에 대한 변형력 모델은 일반 탄성 재료와 같은 모델을 사용한다.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (4)$$

여기서  $\sigma$  는 재료의 응력,  $E$  는 재료의 탄성계수 그리고  $\varepsilon$  은 재료의 변형률이다.

- 로봇의 선형 구동기가 낼 수 있는 구동력은 장기 내벽의 마찰력에 비해 충분히 크므로 로봇은 장기 내벽의 마찰력에 의해 영향을 받지 않고 선형 구동기의 변위에 따라 이동한다. 본 모델링에서는 선형 구동기가 정속으로 변위를 일으킨다고 가정한다. 참고로 실제 실험에서 사용된 지렁이 모사 로봇의 경우도 일정 속도를 가지도록 제작되었다.
- 지렁이 모사 로봇의 제작 시 가이드를 부착하여 장기의 폴딩에 의한 아코디온 효과를 최소화 하도록 하였으며 따라서 장기의 인장과 압축 거동은 동일한 특성을 보인다고 가정한다.

### 3.2 슬립점 ( $D_2$ )에 대한 모델링

#### 3.2.1 장기 내벽의 영향

첫째로 슬립점을 모델링 하기 위해 우선 식 (3)에서 장기 내벽의 영향인 첫째 항에 대해 고려해 보고자 한다. 앞의 가정들을 통해 장기 내벽의 변형량은 다음과 같이 표현 될 수 있다.

$$F_i = \sigma_i A_i = A_i \cdot E_i \cdot \varepsilon_i = 2\pi r \cdot T_i \cdot E_i \frac{D_2}{S_2 - N_2} \quad (5)$$

여기서  $E_i$  는 장기 내벽의 탄성계수이고,  $A_i = 2\pi r \cdot T_i$  는 장기 내벽의 단면적으로  $r$  은 장기의 반지름을 의미하고  $T_i$  는 장기 내벽의 두께를 의미한다. 그리고  $S_2 - N_2$  는 중립점에서의 장기 길이, 즉 변형되기 전의 장기 길이이고  $D_2$  는 구하고자 하는 슬립점을 나타낸다.

#### 3.2.2 장간막의 영향

둘째로 슬립점의 모델링을 위해 식 (3)에서 장간막의 영향인 둘째 항에 대해 고려해 보고자 한다. 장기 내벽의 영향과는 달리 장간막의 영향은 다소 복잡하다. 우선 로봇이 이동함에 따라 장간막의 응력 방향이 변화하며 이러한 장간막의 응력에서 마찰력의 방향인 x-방향의 응력을 얻어내야 한다. 이를 얻기 위해 로봇의 변위와 장기의 변형간에 기하학적 이해가 필요하며 이 관계는 Fig. 4에 나타난다.

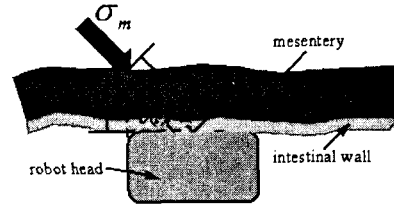


Fig. 4 Geometric scheme

우선 로봇의 이동에 따른 장간막의 변위를  $L(t)$  로 표현하면 장간막의 변형률은 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$\varepsilon_m = \frac{L(t) - L_0}{L_0} = \frac{\sqrt{L_0^2 + D_2^2}}{L_0} - 1 \quad (6)$$

여기서  $L_0$  는 장간막의 초기 길이이고, 슬립점에서의  $L(t)$  는  $\sqrt{L_0^2 + D_2^2}$  이 된다.

또한 기하학적 관계에 의해 장간막의 x-방향 변형력( $F_m$ )은 다음과 같이 유도된다.

$$\begin{aligned} F_m &= A_m \cdot \sigma_m \cos(\theta) = L_r \cdot T_m \cdot \sigma_m \cos(\theta) \\ &= L_r \cdot T_m \cdot E_m \cdot \varepsilon_m \frac{D_2}{\sqrt{L_0^2 + D_2^2}} \end{aligned} \quad (7)$$

여기서  $A_m = L_r \cdot T_m$  은 장간막의 면적으로 로봇의 길이 ( $L_r$ )와 장간막의 두께 ( $T_m$ )으로 표현될 수 있고  $E_m$  은 장간막의 탄성계수이다. 식 (7)에 (6)을 대입하면 장간막의 변형력에 대한 영향을 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$F_m = L_r \cdot T_m \cdot E_m \left( \frac{D_2}{L_0} - \frac{D_2}{\sqrt{L_0^2 + D_2^2}} \right) \quad (8)$$

이제까지 조건식 (2)에서 슬립점 ( $D_2$ )을 구하기 위해 장기 내벽과 장간막의 영향을 각각 알아보았다. 따라서 식 (5)와 (8)을 통해 최종적인 슬립점 ( $D_2$ )을 구하기 위한 마찰력과 평형식 (3)을 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} F_f = F_{f,static} &= F_i + F_m = 2\pi r \cdot T_i \cdot E_i \frac{D_2}{S_2 - N_2} \\ &+ L_r \cdot T_m \cdot E_m \left( \frac{D_2}{L_0} - \frac{D_2}{\sqrt{L_0^2 + D_2^2}} \right) \end{aligned} \quad (9)$$

여기서 장기 내벽과 로봇사이의 마찰력 ( $F_f$ ) 는 Fig. 2 의 (6)단계 설명에서 알 수 있듯이 정마찰력 ( $F_{f,static}$ )이 된다.

3.3 중립점 ( $N_2$ )에 대한 모델링

슬립점 ( $D_2$ )에 관한 (9)식과 마찬가지로 중립점( $N_2$ )에 대한 식은 앞장과 유사하게 다음과 같이 유도될 수 있다.

$$F_f = F_{f\_kinetic} = 2\pi r \cdot T_i \cdot E_i \frac{N_2}{S_2 - N_2} + L_r \cdot T_m \cdot E_m \left( \frac{N_2}{L_o} - \frac{N_2}{\sqrt{L_o^2 + N_2^2}} \right) \quad (10)$$

여기서 장기 내벽과 로봇사이의 마찰력 ( $F_f$ )는 Fig. 2의 (4)단계 설명에서 알 수 있듯이 동마찰력 ( $F_{f\_kinetic}$ )이 된다. 또한  $S_2 - N_2$ 는 중립점에서의 장기 길이, 즉 변형되기 전의 장기 길이를 나타낸다. 또한, 중립점에 도달하기 전까지 장기 내벽과 로봇의 상대변위는 없으므로  $N_2$ 가 장기의 변형량이 된다.

4. 로봇 이동의 평가 시뮬레이션

4.1 시뮬레이션 매개변수

이동조건을 평가하기 위한 조건식 (2)에 대해 지령이 모사 로봇의 임계 스트로크를 식 (9)와 식 (10)을 이용한 시뮬레이션을 통해 구할 수 있다. 우선 시뮬레이션을 위해 각 매개변수 값에 대한 추정이 필요하다.

4.1.1 마찰력 측정

우선 장기 내벽과 로봇간의 정마찰력 ( $F_{f\_static}$ )과 동마찰력 ( $F_{f\_kinetic}$ ) 값을 구하는 것이 필요하다. 이를 위해 지령이 모사 로봇의 구동부와 장기를 사용하여 마찰력 실험을 수행하였으며 그 결과는 Fig. 5에 나타난다. 마찰력 측정 결과로부터 약 8gf의 정마찰력과 약 5gf의 동마찰력을 얻을 수 있었다.

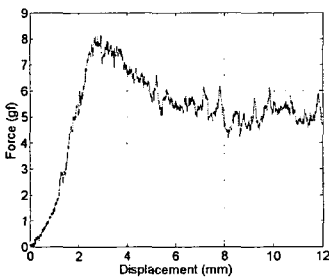


Fig. 5 Frictional force between organ and robot

4.1.2 탄성계수 측정

시물레이션을 위해 장기 벽면과 장간막의 탄성계수가 필요하다. 우선 장기벽면에 대한 탄성계수 ( $E_i$ ) 측정을 위해 응력과 변형률의 관계에 대한 실험이 수행 되었다. 실험에서 사용된 장기는 마취된 돼지에서 추출한 장기를 사용하였고 장기의 퇴화를 막기 위해 PBS용액 내에서 탄성계수 측정실험을 수행하였다. 이때 사용된 장기의 길이는 약 5 mm, 변형률은 0.5로 실험을 수행하였으며, 그 결과 우리는 23.9 KPa의 장기 벽면 탄성계수( $E_i$ )를 얻게 되었다.

한편 장간막의 탄성계수 ( $E_m$ )은 돼지의 장기에서 추출하여 실제 값을 구하기가 매우 어려울 뿐만 아니라 장간막이 장기와 연결되어 있는 상황에 따라 큰 변화를 갖는다. 따라서 이 시물레이션에서는 다양한 장간막의 탄성계수에 대해 이동 조건식 (2)를 풀어 임계 스트로크의 변화를 보고자 한다.

이제까지 시물레이션에 사용될 마찰력과 탄성계수에 대한 측정에 대해 알아보았다. 또한, 시물레이션에 사용되는 매개변수들을 위 측정값들을 포함하여 다음의 Table 1에 정리 되었다.

4.2 시뮬레이션 결과

주어진 매개변수에 대해 슬립점과 중립점의 비선형 방정식 (9)과 (10)을 풀고 로봇의 이동 조건식 (2)를 통해 이동 가능성을 판별하는 시물레이션을 수행하였다. 이 과정에서 비선형 방정식은 MATLAB의 뉴턴-랩슨 방법을 사용하여 풀게 된다. 그리고 앞에서 언급하였듯이 장간막의 강도에 따른 임계 스트로크의 변화 추이를 알기 위해 일정 범위의 장간막 강도(  $10^1 \sim 10^6$  Pa)을 설정하고 그에 따른 임계 스트로크의 변화를 시물레이션 하였다.

Table 1 Parameters of simulation

장기의 반경 ( $r$ )	7.5 mm	장기 벽면의 두께 ( $T_i$ )	2.5 mm
장간막의 두께 ( $T_m$ )	2 mm	로봇의 길이 ( $L_r$ )	20 mm
동마찰력 ( $F_{f\_kinetic}$ )	5 gf	로봇 전/후반부의 간격 ( $S_i$ )	2.5 mm
정마찰력 ( $F_{f\_static}$ )	8 gf	장기 벽면의 탄성계수 ( $E_i$ )	23.9 KPa

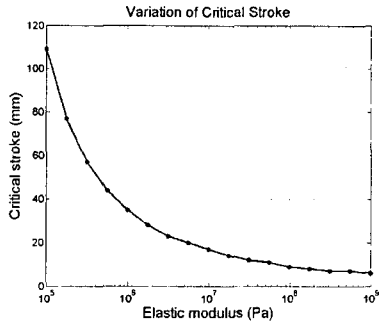


Fig. 6 Result of simulation



Fig. 7 Prototype of earthworm-like robot

시뮬레이션의 과정을 상술하면, 우선 정해진 하나의 장간막의 강도에 대하여 임의로 로봇 스트로크를 변화 시키며 식 (10)을 이용하여 중립점( $N_1$ )를 찾는다. 그리고 구해진 중립점( $N_1$ )와 식 (9)을 이용하여 슬립점( $D_2$ )를 찾는다. 최종적으로 주어진 로봇 스트로크와 구하여진  $N_1, D_2$ 를 사용하여 지렁이 모사 로봇의 이동여부를 알 수 있는 조건식 (2)를 만족하는지 확인한다. 이러한 과정을 통해 이동 조건(2)를 만족하는 로봇의 최소 스트로크를 구할 수 있는데 이것이 임계 스트로크가 된다. 이상의 과정을 장간막의 여러 가지 강도에 대해 수행함으로써 우리는 장간막 강도에 따른 임계 스트로크의 변화 추이를 얻을 수 있었다. 상기의 과정을 통해 얻을 수 있는 시뮬레이션 결과는 Fig. 6과 같다.

시뮬레이션 결과로부터 장간막 강도의 변화에 따라 임계 스트로크가 지수 함수의 형태로 감소함을 알 수 있다. 즉, 장간막의 강도가 큰 경우에는 임계 스트로크가 작은 값을 갖는 반면에 장간막의 강도가 적은 경우에는 임계 스트로크가 큰 값을 갖는다. 이는 장간막의 강도가 적을수록 로봇의 최대 스트로크를 크게 설계하여야 이동이 가능하다는 것을 의미한다.

4.3 지렁이 모사 로봇의 In-vitro 실험 및 분석

이 장에서는 지렁이 모사 로봇에 대한 In-vitro 실험을 통해 앞장의 시뮬레이션 결과의 타당성을 보고자 한다. 우선 시뮬레이션에서 사용된 매개

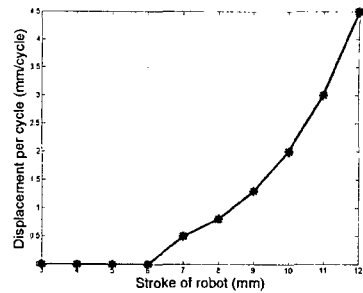


Fig. 8 Displacement per cycle

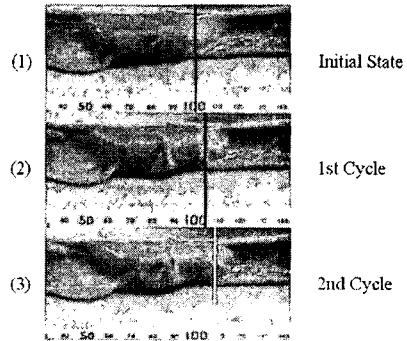


Fig. 9 Performance of robot

변수와 동일한 조건으로 제작된 로봇은 Fig. 7과 같다. 즉, 로봇의 길이는 20mm이고 로봇의 직경은 약 12mm이다. 로봇의 구동을 위해 사용된 구동기는 마이크로모터를 사용하였으며 따라서 로봇의 스트로크는 3mm에서 12mm까지 조절이 가능하다.

임계 스트로크를 추정하기 위해 제작된 지렁이 모사 로봇의 실험은 로봇의 스트로크를 3 mm에서 12mm까지 1mm간격으로 로봇 스트로크를 변화시키면서 10번에 걸쳐 수행 되었다. 이때, 장기는 전면을 바닥에 고정시킨 후 실험하였으므로 장간막의 탄성계수는 매우 높은 값을 갖게 된다.

Fig. 8은 In-vitro 실험의 결과로 지렁이 모사 로봇의 스트로크 변화에 따른 사이클당 이동 변위를 나타낸다. 한편, Fig. 9는 로봇의 스트로크가 12mm인 경우에 대해 실제 로봇이 이동하는 모습을 보여준다. 이러한 In-vitro 실험을 통해, 지렁이 모사 로봇의 스트로크가 약 7mm 이상인 경우에 대해 실제적인 이동변위가 발생된다는 것을 알 수 있다. 따라서 실험을 통해 구해진 로봇의 임계 스트로크는 약 7mm가 되는 것이다.

위의 In-vitro 실험결과는 시뮬레이션의 결과와 어느 정도 일치함을 알 수 있다. 즉, 소장이 바닥에

고정되어 있기 때문에 장간막의 탄성계수가 매우 높은  $10^9$  Pa의 경우로 가정할 수 있으며 이때의 시뮬레이션 결과는 약 6mm의 임계 스트로크를 갖는다. 결과적으로 In-vitro 실험에서의 지령이 모사 로봇의 임계 스트로크인 약 7mm와 어느 정도 유사하고 이를 통해 본 논문에서 제시한 모델링 및 시뮬레이션에 대한 유효성을 입증할 수 있었다. 따라서 제안된 지령이 모사 로봇의 모델링과 해석 결과는 향후 로봇의 설계에 유용하게 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

## 5. 결론

기존의 캡슐형 내시경에 이동기능의 통합이 요구됨에 따라 본 논문에서는 제안된 지령이 모사 이동 로봇의 이동 메커니즘을 해석하고 이를 통해 지령이 모사 이동로봇의 설계에 대한 기준을 제시하였다. 우선 지령이 모사 로봇의 이동방식에 대해 해석하여 이를 통해 로봇이 이동할 수 있는 조건식을 유도하였다. 그리고 조건식에 대한 모델링을 통해 조건식에서 필요한 값들을 구할 수 있는 해석식을 얻을 수 있었다. 또한, 구해진 해석식을 시뮬레이션을 통하여 지령이 모사 로봇의 설계시 중요한 설계변수인 임계 스트로크를 구할 수 있었다. 마지막으로 In-vitro 실험을 수행하고 실험의 결과와 시뮬레이션 결과의 비교 분석을 통하여 모델링의 유효성과 타당성을 검증할 수 있었다.

결론적으로 본 논문의 의의는 모델링과 시뮬레이션을 통하여 좀 더 체계적인 지령이 모사 로봇의 설계와 제작을 가능하게 했다는 것이다. 또한 이러한 연구 결과를 토대로 다양한 장기의 상황에 대한 이해와 이 상황을 극복하기 위한 추가적인 연구를 통해 인체 소화관 내의 효율적 이동기 출현이 가능할 것으로 기대된다. 앞으로 우리는 본 연구 결과를 이용하여 좀 더 효과적인 체내 이동기를 제작 할 것이다.

## 후 기

본 연구는 산업자원부 21 세기 프론티어 연구개발사업인 지능형 마이크로 시스템 개발 사업 (<http://www.microsystem.re.kr>)의 연구비 지원을 받아 수행되었음.

## 참고문헌

- (1) Ching-Long C., Yong-Long L., Chin-Tai C., 2004, "The Prototype System of Medicine-Jet Capsule Endoscope," *APBP The Second Asian and Pacific Rim Symposium on Biophotonics*, pp. 211~212.
- (2) Iddan, G., Meron, G., Glukhovsky, A. and Swain, P., 2000, "Wireless Capsule endoscopy," *Nature*, Vol. 405, p. 417.
- (3) Hirose, S., 1999, "Snake, Walking and Group Robots for Super Mechano-System," *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 3, pp. 129~133.
- (4) Pratt G. A., 2000, "Legged Robot at MIT : What's New Since Raibert," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol. 7, pp. 15~19.
- (5) Ryu, J., Jeong, Y., Tak, Y., Kim, B., Kim, B. and Park, J. O., 2002, "A Ciliary Motion Based 8-legged Micro robot," *Proc. Of International Symposium on Micro mechatronics and Human Science*, pp. 85~91.
- (6) Kim, B., Park, S. and Jee, C., "An Earthworm-Like Locomotive Mechanism for Capsule Endoscopes," *IROS 2005*, to be appeared.
- (7) Y.C. Fung, 1993, "Biomechanics-Mechanical Properties of Living Tissues," Berlin, Germany: Springer-Verlag.
- (8) Pioletti, D. P. and Rakotomanana, L. R. 2000, "Non-Linear Viscoelastic Laws for Soft Biological Tissues," *European Journal of Mechanics - A/Solids*, Vol. 19, pp. 749~759.
- (9) Rosen, J. and Hannaford, B., 1999, "Force Controlled and Teleoperated Endoscopic Grasper for Minimally Invasive Surgery-Experimental Performance Evaluation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 46, pp. 1212~1221.
- (10) Tanaka, E., Pozo, R., Sugiyama, M. and Tanne, K., 2002, "Biomechanical Response of Retrodiscal Tissue in the Temporomandibular Joint Under Compression," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 60, pp. 546~551.
- (11) Kim, Y., Kwon, E., Sung, I., Kim, D. and Kim, B., 2004, "Investigation of the Frictional Resistance of Locomotive Colonoscope," *Korean Society of Precision Engineering, Annual Spring Conference*, pp. 850~853.
- (12) Tanimoto, M. and Arai, F., 1998, "Micro Force Sensor for Intravascular Neurosurgery and In-vivo Experiment," *IEEE Proceedings on Micro Electro Mechanical Systems*, pp. 504~509.
- (13) <http://www2.worldbook.com/features/cybercamp/html/walkworm.html>