

전기 자극 강도에 따른 소장 내부에서의 수축력 관계

우상호* · 김태완** · 이정현*** · 박희준*** · 문연관* · 원철호****
이승하***** · 박일용***** · 조진호*,*****†

Relationship between electrical stimulus strength and contraction force from the inside of small intestine

S. H. Woo*, T. W. Kim**, J. H. Lee***, H. J. Park***, Y. K. Moon*, C. H. Won****,
S. H. Lee*****, I. Y. Park***** and Jin-Ho Cho*,*****†

Abstract

Recently, capsule endoscope was developed to observe small intestine in human body. However, the capsule does not have any locomotive ability, which reduces the benefit of the capsule endoscope. Many researches have done to give locomotion to the capsule, still it consumes too much power to generate the motion by small battery. One of the moving method is electrical stimulus that consumes less power than many methods. The electrical stimulus method causes contraction in the small intestine, and it moves the capsule. Some of papers showed it is possible to guide the capsule by electrical stimulus, however the relationship between electrical stimulus at the mucous and contraction force in the small intestine is not reported, yet. In this paper, the mucous in the small intestine was stimulated, and measured the contraction force in the small intestine is shown. The result shows, the relationship between electrical stimulus parameters (voltage, duration) and contraction force. Also, equation between electrical stimulus parameters and contraction force is roughly induced.

Key Words : electrical stimulus capsule, stimuli pattern, capsule endoscopes

1. 서 론

최근 캡슐형 내시경의 개발로 인해 이전까지는 볼 수 없었던 소화관을 관찰할 수 있게 되었으며, 진단 시 환자의 거부감과 고통을 최소화할 수 있기 때문에 점차 그 활용도가 높아지고 있다^[1-3]. 그러나 캡슐의 이동

속도가 소화관의 연동운동에만 의지하므로 관측 대상으로의 임의적인 접근이 불가능하며, 이동속도가 느리므로 진단시간이 오래 걸리는 문제가 있다^[4]. 이러한 단점을 해결하기 위해서 캡슐형 내시경의 이동을 위한 여러 가지 방법이 제안되었다. 제안된 방법 중에는 모터^[5], 형상기억합금^[6], 압전 물질^[7], 펌프^[8] 등의 방법을 이용하여 캡슐의 이동을 연구하였다. 그러나 이러한 방법들은 전력의 소모가 너무 커서, 아직 캡슐형 내시경에 탑재 가능한 배터리로 구동시키는 것이 불가능하다. 또한 이동부가 캡슐의 공간을 많이 차지하므로 인간이 삼킬 수 있는 크기의 캡슐을 만드는데 많은 어려움이 따른다.

이러한 단점을 보완하기 위하여 자석을 이용하여 이동하는 방법이 올림푸스사^[9,10]에 의하여 발표되었다. 이 방법은 외부 회전 자장을 이용하여 캡슐을 회전시키고, 캡슐의 외피는 스크루 형상으로 구성되어 있으므로 캡슐이 회전하면서 앞뒤로 나아갈 수 있다. 상기의

*경북대학교 전자전기컴퓨터학부(School of Electronic Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

**경북대학교 수의과대학(College of Veterinary Medicine Dept. of physiology, Kynugpook National University)

***계명대학교 동산의료원 의료정보학교실(Dept. of Medical Informatics, School of Medicine, Keimyung University)

****경일대학교 컴퓨터제어학부(Dept. of Computer Control & Electrical Engineering, Kyungil University)

*****단국대학교 의과대학 의공학교실(Dept. of Biomedical Engineering, Dankook University)

*****경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구센터(Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University)

†Corresponding author: jhcho@knu.ac.kr

(Received : September 12, 2007, Accepted : November 5, 2007)

방법은 전력의 소모가 없어도 이동할 수 있는 가장 좋은 방법이기도 하나, 회전방향이 이동방향에 수직으로 되어야 하는 문제점이 있다. 이 문제점은 캡슐형 내시경의 주요 진단목표가 소장임을 고려하며, 굴곡이 많은 장에서 이동방향에 직각인 자장을 발생시키기 힘들어 사용이 어려울 것으로 예상된다. 또한 캡슐에 스크루가 장착되어 있지만, 소장 점막의 마찰력 계수는 10^{-3} 이 정도로 매우 작으므로, 이동을 하지 않고 제자리에서만 회전할 가능성도 있다. 실제로 발표되는 논문들이 이동을 증명한 곳은 대장 및 실리콘 튜브에서 이동을 증명하였으며, 아직 소장에서는 *in vivo* 또는 *in vitro*에서 이동한 데이터가 없다^[11-12].

또 다른 이동방법으로는 전기자극을 이용하여 이동을 유발하는 연구결과가 있다^[12-13]. 상기의 연구결과는 자석을 이용한 방법을 제외하고 최소한의 전력으로 소장에서 이동이 가능하다. 상기의 연구결과들은 전기자극 파라미터(자극 강도, 자극시간, 주파수)의 조절을 통하여 캡슐의 이동속도를 측정하였다^[12]. 그러나 캡슐의 이동속도는 장의 크기 및 모양, 캡슐의 형태, 장내 이물질, 이동방향에 따라 달라지므로 이를 정량화하기 위해서는 전기자극에 따른 소장의 수축력을 측정하고, 나머지 부분은 변수로 취급하는 것이 옳다.

본 논문에서는 다양한 전기자극에 따른 소장의 수축력을 *in vitro* 실험을 통해서 수행해 보였으며, 이를 이용하여 전기자극 캡슐이 소장을 자극하여 얻을 수 있는 최대 수축력의 간단한 관계식을 제시하였다.

2. 전기 자극을 이용한 이동 방식

전기자극을 이용하여 이동하는 메커니즘은 아래 그림에서와 같이 전기 자극을 통하여 소장의 환상근(circular muscle)을 수축시키고, 이는 수축부위에서 소장의 지름이 줄어든다. 그러므로 캡슐은 수축된 캡슐의 반대 방향으로 움직일 수 있다. 이 방법은 다른 방법에 비하여 적은 전력을 사용하며, 반도체로 집적화가 가능하므로 캡슐의 무게 및 면적이 매우 작은 장점이 있다. 특히 박 및 우 등^[12-13]은 다양한 전기자극 파라미터에 따른 캡슐의 이동속도 및 정지마찰력을 측정하였으나, 아래 수식과 같이 캡슐의 이동속도는 주위환경에 영향을 받는다.

$$V = \int_{t_0}^{t_n} \frac{F}{m} dt = \int_{t_0}^{t_n} \frac{\alpha F_{contract} - F_{friction} - F_{gravity} \cos \theta}{m} dt \quad (1)$$

$F_{contract}$ 은 소장의 수축력이며 이는 전기자극을 통하여 큰 값을 유발할 수 있다. α 는 캡슐의 형태에 따라

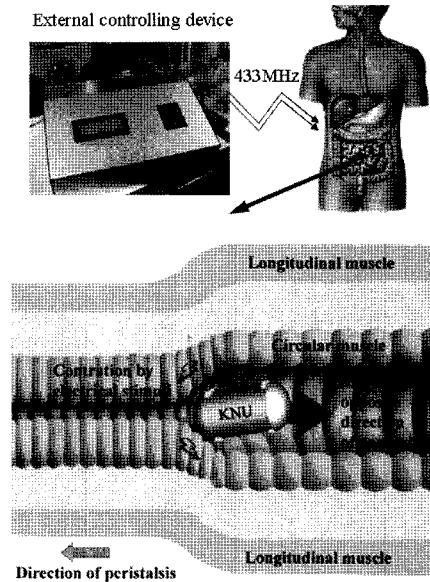


그림 1. 전기자극을 이용한 이동 개념도
Fig. 1. Conceptual picture of the moving method by the electrical stimulus.

변하는 상수로써 소장의 수축력($F_{contract}$)이 캡슐의 형상에 따라 다르기 때문에 존재한다. $F_{friction}$ 은 소장과 캡슐간의 마찰력이다. $F_{gravity}$ 는 중력을 나타내며 캡슐의 이동방향에 의하여 그 값을 달리한다. 질량(m)은 캡슐의 무게로서 적을수록 좋으나, 배터리 무게 때문에 현재는 약 3g 정도가 상용 캡슐의 최소값이다.

이중 전기자극이 영향을 주는 부분은 소장의 수축력($F_{contract}$)이므로 전기자극에 따른 이동속도를 측정하기 보다는 전기자극에 따른 수축력을 측정하는 것이 옳다.

2.1. 기존의 전기자극과 수축 실험

기존의 전기 자극과 소장의 수축력을 측정한 실험은 연구실 차원에서 많이 수행되었다^[14-15]. 그러나 이러한 논문들은 전극과 소장의 접촉 저항의 효과를 제거하기 위해서 점막(mucous) 부분을 제거하고 직접 세포를 침 또는 면전극을 이용하여 자극하는 방법을 이용하였다. 이러한 방법은 소장의 근육과 신경을 필요한 부분만 절개하여 바로 자극할 수 있으므로, 소장의 각 근육의 수축 작용을 명확히 알 수 있는 장점이 있다. 그러나 전기자극 캡슐이 점막을 제거하면 소화 작용에 문제를 일으키므로 점막의 제거가 불가능하다. 또한 소장 안에는 소화된 음식물과 소화액이 혼합된 미즙이 존재하므로 이 또한 전기자극이 바로 소장에 자극하는 것을 방해한다.

그 외 Xing^[16], Lin^[17]등은 소화관 내부에 전극을 부

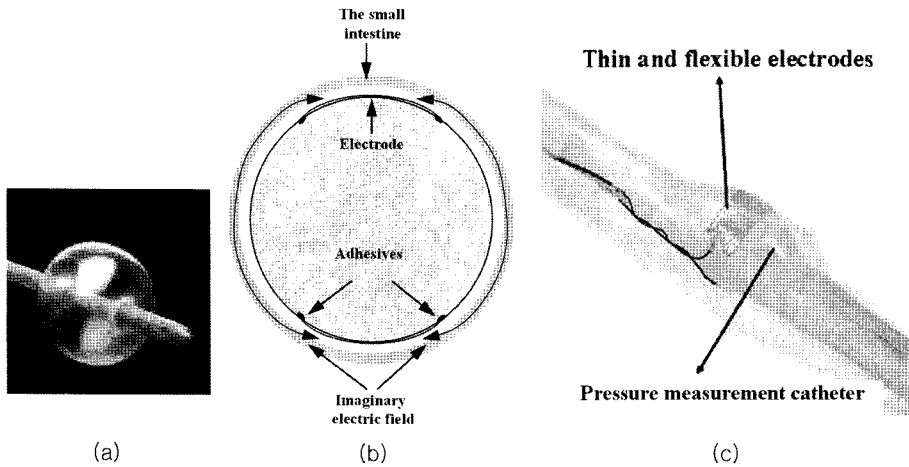


그림 2. 구현된 카테터: (a) 기존의 카테터; (b) 카테터의 단면도; (c) 구현된 카테터
 Fig. 2. Implemented catheter: (a) Original catheter; (b) sectional view of the catheter; (c) the Implemented catheter.

착하여 장을 전기자극하고, 그에 따른 장의 움직임을 측정하는 실험을 하였다. 이 실험들은 장을 효과적으로 분석 및 자극을 할 수 있으나, 전극간에 거리가 최소 2 cm며, 전극의 면적이 약 1 cm 정도로 매우 큰 단점이 있다. 상기의 실험에서 사용한 거리와 면적대로 캡슐을 구현하면 캡슐의 길이가 4 cm가 되어야 하므로 환자가 삼키기 부담스러운 문제점이 있다. 또한 링 형태의 전극을 사용하였으므로 대부분의 수축이 캡슐의 중간 부분에서 발생하고^[13] 이는 캡슐의 이동에 큰 방해로 초래한다.

그러므로 캡슐형 내시경에서 전기자극을 이용한 수축력을 측정하기 위해서는, 전극을 소장에 바로 부착하지 않고 압력 트랜스듀서에 부착시켜야 실제 캡슐이 받는 수축력을 유사하게 측정할 수 있다.

2.2. 압력 측정 장치의 구현

소장의 수축력은 보통 1 mbar(0.75 mmHg) 보다 작은 압력으로 원형으로 수축하고, 이 힘이 수평방향으로 전파되어 나가는 특성을 가진다. 그리고 소장의 경우 각 표본마다 지름이 다르며, 동일한 표본이라도 위치에 따라 그 지름이 다른 특성을 가지고 있으므로 매우 다양한 크기로 트랜스듀서가 제작되어야 하는 어려움도 있다. 그러므로 새로운 트랜스듀서를 제작하기 보다는 그림 2에 (a)와 같이 기존의 카테터 (silicone foley balloon catheter)를 이용하여, 압력을 압력센서로 전달하여 측정하도록 설계하였다. 사용된 카테터는 신뢰성이 높으며, 팽창을 조절하여 소장의 지름의 크기에 상관없이 사용할 수 있다.

다음으로 소장에 전기 자극을 가하기 위한 전극이 카테터에 부착되어야 한다. 부착되는 전극은 유연하고 수축 및 스트레치가 가능하며, 매우 도전성이 높아야 소장의 수축력을 방해하지 않고 전기자극을 줄 수 있어야 한다. Takeuchi^[18], Ryu^[19]등은 PDMS (Polydimethylsiloxane) 및 실리콘을 이용하여 유연한 전극을 만들었으며, 이 전극들은 유연성이 매우 우수하여 망막 (retina)에 삽입이 가능할 정도이다. 그러나 이 전극들은 스트레치 및 수축이 잘 되지 않으므로 본 실험에 사용될 카테터에 부착이 어렵다. Maghribi^[20]은 스트레치 및 수축이 가능한 전극을 PDMS를 이용하여 제작하였다. 그러나 변형률이 7% 밖에 되지 않으므로 카테터의 변형률을 감당할 수 없다. 따라서 지금까지 나온 전극들 중 변형률과 도전율이 높은 물질들은 여러 가지가 있으나, 거의 수축성이 없으므로 한번 변형되면 사용할 수 없는 단점이 있다. 이로 인하여 카테터에 초기 가압 시 전극이 변형되어 동작하지 않는 문제가 발생한다.

본 논문에서는 그림 2 (b)와 같이 기존의 유연한 전극을 카테터에 일부분만 부착시켜 높은 변형률이 필요하지 않도록 하였다. 즉, 전극을 카테터에 완전 부착시키지 않고, 팽창 시 전극의 양 끝을 변형률이 좋은 실리콘 접착제를 이용하여 접착하였다. 이 방법은 접착제의 사용을 최소한으로 줄일 수 있으므로 측정 시에도 가장 우수한 선형성을 보여주었다. 또한 전극은 SUS316 (10 μm), 티타늄(10 μm), 알루미늄(10 μm)을 부착하여 가장 성능이 좋게 판단된 알루미늄을 사용하였다. 그림 2의 (c)는 알루미늄으로 구현된 카테터의 모습이다.

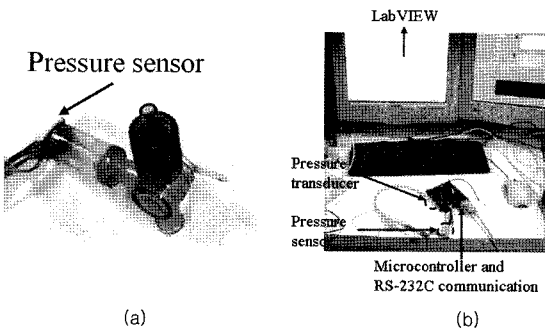


그림 3. 압력측정을 위하여 구현된 시스템: (a) 센서; (b) 전체 시스템
 Fig. 3. Implemented system to measure the pressure: (a) Sensor; (b) total system.

2.3. 시스템 구현

상기의 압력 카테터를 이용하여 압력을 측정하기 위하여서는 압력센서가 필요하다. 본 논문에서는 Intersema사의 센서를 이용하여 압력을 측정할 수 있는

장치를 구현하였다. 센서 신호는 마이크로컨트롤러로 읽고, 온도에 따른 교정(calibration) 과정을 거친 후, RS-232C 신호로 변환하여 컴퓨터로 전송한다. 전송된 신호는 LabVIEW를 이용하여 디스플레이 및 컴퓨터에 저장할 수 있다. 구현된 장치는 ADInstruments사의 상용 계측기 및 상용 압력센서와 비교하여 정밀도는 떨어지나 오차율이 0.2% 이내이므로 문제가 없음을 확인하였다.

3. 카테터 교정 및 실험 결과

수정된 카테터 특성의 영향을 측정하기 위하여, 아래 그림 4에 (a)와 같이 장치를 설정하고 실험을 시행하였다. 먼저 전극이 부착된 카테터와 부착되지 않은 카테터 2개를 박스 안에 삽입하고, 이를 외부에 압력 센서로 연결하였다. 이때 박스에 물을 일정 수준으로 증가시키면서 가압을 시키고, 이때 측정된 압력을 비교하였다. 실험은 4번 수행하였으며, 상온(26°C)에서 진

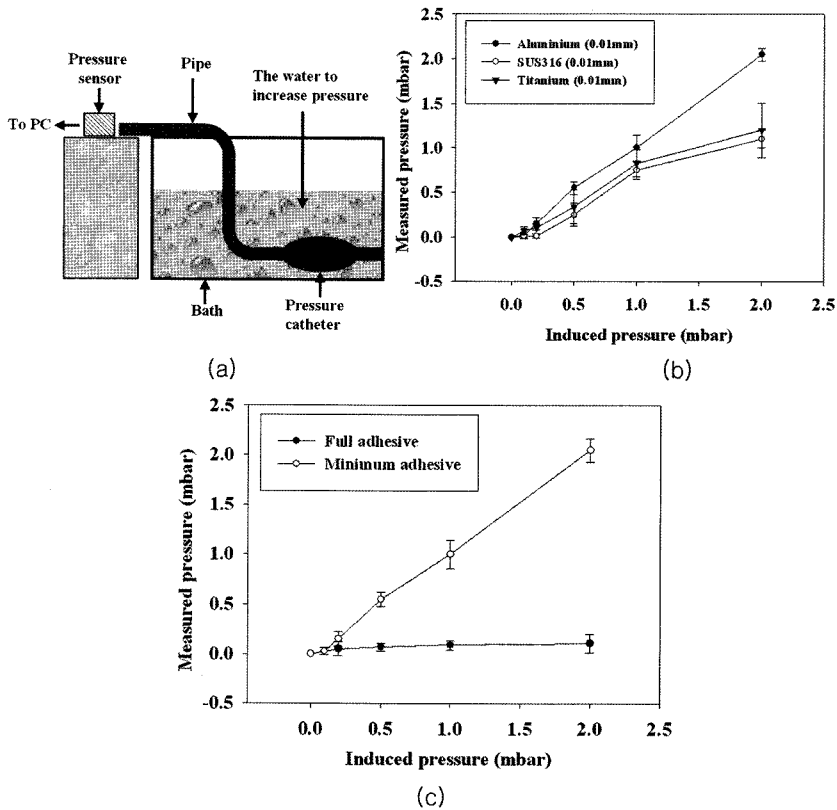


그림 4. 교정 실험: (a) 가압 시스템의 개념도 (b) 전극 재질 실험; (c) 접착제 실험
 Fig. 4. Calibration experiments: (a) Pressurize system; (b) experiment with various electrode material; (c) experiment with adhesive.

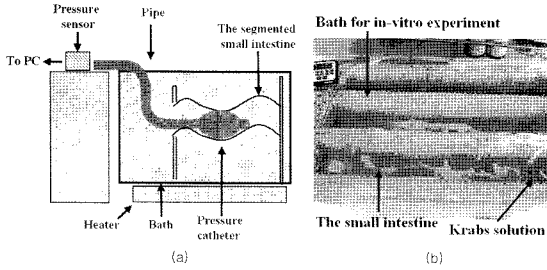


그림 5. *In vitro* 실험: (a) 실험 개념도; (b) 실제 환경
 Fig. 5. *In vitro* experiment: (a) Conceptual picture; (b) environment of *in vitro* experiment.

행되었다. 그림 4 (b)의 비교 결과와 같이 알루미늄 전극이 0.25 mbar 이하의 적은 압력은 약간의 차이가 있으나, 그 이상에서는 큰 차이가 없었다. 그리고 소장의 전기자극에 의한 수축력이 보통 수 mbar이므로 0.25 mbar의 적은 압력차는 크게 작용하지 않으므로 부착된 전극이 측정에 큰 영향을 주지 않는 것을 알 수 있다. 또한 그림 4의 (c)는 동일 전극에 따른 접착제의 영향을 나타낸 그림이며, 그림 3의 (c)와 같이 최소한의 면적으로 부착 시 가장 선형성이 뛰어난 것을 알 수 있다.

다음으로는 아래 그림과 같이 *in vitro* 실험을 통하

여 소장의 연동운동을 전극이 부착된 카테터와, 부착되지 않는 카테터로 측정을 하였다. *In vitro* 실험을 위해서는 도축한지 얼마 되지 않은 신선한 돼지의 소장을 Krebs solution에 넣고 37°C로 온도를 맞춘 다음, 지속적으로 O₂ 및 CO₂를 공급하면 약 30~60분 후 소장이 다시 연동운동을 시작한다. 또한 정확한 압력을 측정하기 위해서 압력센서도 37°C로 맞추어서 오차를 최대한 줄였다.

In vitro 실험에서 전극이 부착된 카테터와, 부착되지 않은 카테터를 소장의 동일 위치에서 동시에 측정하는 것은 불가능하다. 그러므로 두 카테터를 근처에 (약 4-6 cm)에 위치시키고, 약 5분 동안 측정하였으며, 이를 비교하기 위하여 측정된 데이터의 첨두치(peak to peak)를 분석하였다. 이 첨두치를 t-test를 이용하여 계산한 결과 유의도(p=0.312<0.5)이므로, 측정된 두 신호의 차이가 없음을 알 수 있다. 그러므로 변형된 카테터는 소장의 연동운동의 측정에 영향을 주지 않음을 알 수 있다. 다음으로 전기자극에 따른 소장의 수축력을 측정하기 위하여 서로 다른 두 돼지의 소장을 이용하여 실험을 수행하였다. 여러 번의 실험을 통하여 자극 주파수가 20 Hz에서 관측하기 좋은 수축력을 유발

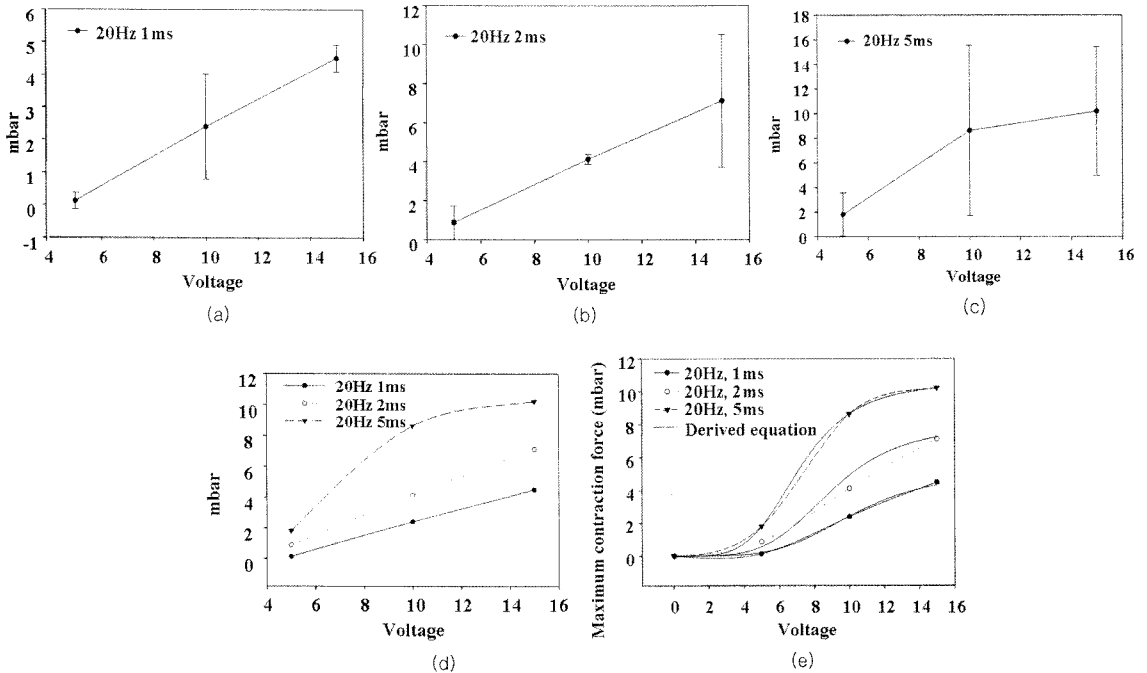


그림 6. 전압에 따른 최대 수축력의 변화: (a) 20 Hz, 1 ms시; (b) 20 Hz, 2 ms시; (c) 20 Hz, 5 ms시; (d) 평균값; (e) 유도된 수식과 평균값과의 비교
 Fig. 6. The maximum contraction force with various voltage: (a) At 20 Hz, 1 ms; (b) at 20 Hz, 2 ms; (c) at 20 Hz, 5 ms; (d) average value; (e) compare with induced formula with average value.

함을 알 수 있었으며, 이를 바탕으로 본 실험에서는 주파수를 20 Hz로 고정하고, 전압 및 자극시간을 변수로 놓고 반복적으로 측정하였다. 아래 그림들은 서로 다른 전압과 자극시간에 따른 소장의 수축력을 측정된 데이터이며, 10초 안에서 최대 수축력을 기준으로 삼았다. 서로 다른 자극 파라미터로 측정된 데이터들은 ANOVA 분석을 통하여 유의도가 0.05 이하를 얻었다.

그림 6의 측정 데이터에서 볼 수 있듯이 소장의 수축력은 전기자극의 강도가 커질수록 높은 것을 알 수 있다. 특히 8 mbar 이전에는 비교적 선형적이고, 그 이후로는 문턱치에 걸림을 알 수 있다. 수식 2는 측정된 데이터를 바탕으로 유도된 수식이며 로지스틱(logistic) 곡선을 기반으로 아래와 같은 수식을 유도하였으며, 이를 그림 6의 (e)에 실선으로 표시하였다.

$$y = \frac{a}{1 + \left(\frac{x}{x_0}\right)^b} = \frac{11(1 - e^{-0.67x})}{1 + \left(\frac{V}{10.7 - 0.74V}\right)^{4.4}} \quad (2)$$

4. 결 론

본 논문에서는 전기자극과 소장의 수축력에 관한 정량적인 관계에 대하여 실험하였다. 실험을 위하여 카테터에 알루미늄 전극을 선택하고, 가압된 카테터에 두 점에만 접촉체로 연결하였으며, 이 카테터가 소장의 수축력을 측정하는데 문제가 없음을 검증하였다. 본 논문에서 수행한 *in vitro* 실험의 횟수가 제한적인 단점이 있지만, 전기자극에 대한 소장의 수축력에 대한 경향성을 보여주기에 충분하였다. 측정된 수축력 데이터를 식 1에 대입하고, 마찰력 및 이동방향을 상수로 놓으면 간단한 이동 속도를 유추할 수 있으며, 박 등^[12]의 논문과 같이 전기자극 강도에 따른 이동속도의 상관관계도 유추할 수 있다. 그러나 소장의 마찰력은 하나의 상수로 표현하기에 무리가 있다. 그 이유로는 소장의 마찰력이 이물질과 소장의 지름에 따라 다르며, 점탄성 특성이 있어 시간에 따라서도 많은 차이를 보이고 있다. 그러므로 추후에는 소장의 지름에 따른 마찰력과, 소장의 점탄성 특성만을 따로 측정하여 수식을 보완하여야 할 것이다.

상기의 많은 문제점에도 불구하고, 본 논문에서는 전기자극과 소장의 수축력의 경향성을 측정할 수 있었다. 그러므로 본 논문이 소장과 전기자극의 생리학적인 상관관계를 더 자세히 알 수 있는 논문이 되기를 바란다.

참고 문헌

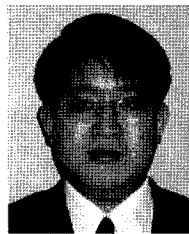
- [1] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovskiy, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy", *Nature*, vol. 25, no. 25, pp. 405-417, 2000.
- [2] 윤기원, 우상효, 이정현, 문연관, 박희준, 원철호, 김병규, 최현철, 조진호, "소화관 내 압력 측정을 위한 텔레메트리 캡슐 구현", *J. Korean Sensors Society*, vol. 14, no. 4, pp. 221-218, 2005.
- [3] 정의성, 이정현, 윤기원, 우상효, 문연관, 원철호, 문연관, 원철호, 김태완, 최현철, 조진호, "장전도 신호 측정을 위한 초소형 텔레메트리 캡슐의 설계 및 제작", *Proc. of the International Sensors Conf. 2005*, pp. 180-184, 2005.
- [4] 김용식, 김경조, 김영호, 김태일, 도재혁, 류지근, 문정섭, 박수현, 박철희, 심기남, 이기명, 이인석, 전훈재, 정인섭, 최명규, "캡슐내시경의 전소장 통과에 영향을 미치는 요인", *대한소화기내시경학회지*, 제 29권, 제 1호, pp. 354, 2004.
- [5] J. Zuo, G. Yan, and Z. Gao, "A micro creeping robot for colonoscopy based on the earthworm", *J. Medical Engineering & Technology*, vol. 29, no. 1, pp. 1-6, 2005.
- [6] A. Menciassi, A. Moglia, S. Gorini, G. Pernorio, C. Stefaini, and P. Dario, "Shape memory alloy clamping devices of a capsule for monitoring tasks in the gastrointestinal tract", *J. Micromechanics and Microengineering*, vol. 15, no. 1, pp. 2045-2055, 2005.
- [7] O. Fuchiwaki, N. Tobeand, H. Aoyama, D. Misaki, and T. Usuda, "Automatic micro-indentation and inspection system by piezo driven micro robot with multiple inner sensors", *Proc. of the IEEE International Conf. on Mechatronics & Automation*, pp. 83-88, 2005.
- [8] S. D'Attanasio, O. Taonet, G. Megali, M. Carrozza, and P. Dario, "A semi-automatic hand-held mechatronic endoscope with collision-avoidance capabilities", *Proc. of International Conf. on Robotic and Automation*, pp. 1586-1591, 2000.
- [9] A. Chiba, M. Sendoh, K. Ishiyama, and I. Arai, "Magnetic actuator for capsule endoscope navigation system", *Magnetics Conf.*, pp. 1251-1252, 2005.
- [10] A. Chiba, M. Sendoh, K. Ishiyama, and I. Arai, "Magnetic actuator for capsule endoscope navigation system", *Magnetics Conf.*, pp. 1251-1252, 2005.
- [11] D. Accoto, C. Stefanini, L. Phee, A. Arena, G. Pernorio, A. Menciassi, M. C. Carrozza, and P. Dario,

- “Measurements of the frictional properties of the gastrointestinal tract”, *World Tribology Congress 2001*, pp. 3-7, 2001.
- [12] H. J. Park, J. H. Lee, Y. K. Moon, Y. H. Yoon, C. H. Won, H. C. Choi, and J. H. Cho, “New method of moving control for wireless endoscopic capsule using electrical stimuli”, *IEICE Trans. fundamentals*, vol. E88, no. 6, pp. 1476-1480, 2005.
- [13] S. H. Woo, C. W. Kim, J. Y. Jang, J. H. Jang, J. H. Lee, T. W. Kim, C. H. Won, and J. H. Cho, “A feasibility study about holding mechanism by electrical stimulus”, *The 21st International Technical Conf. on Circuits/Systems, Computer, and Communications*, pp. 157-160, 2006.
- [14] R. Galambos, “Characteristics of the loss of tens ion by smooth muscle during relaxation and foll owing stretch”, *J. Cellular and Comparative Physiology*, vol. 17, no. 1, pp. 85-95, 1941.
- [15] U. Kromer and N. Stephens, “Airway smooth muscle mechanics: reduced activation and relaxation”, *J. Applied Physiology*, vol. 54, no. 2 pp. 345-348, 1983.
- [16] J. H. Xing, F. Brody, J. Brodsky, M. Rosen, B. Larive, J. Ponsky, and E. Soffer, “Gastric electrical-stimulation effects on canine gastric emptying, food intake, and body weight”, *Obesity Research*, vol. 11, no. 1, pp. 41-47, 2003.
- [17] X. Lin, J. Hayes, L. Peters, M. Zhang, and J. Chen, “Electrical stimulation of small intestine using intraluminal ring electrodes”, *Proc. of the 20th Annual International Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 3230-3233, 1998.
- [18] S. Takeuchi, T. Suzuki, K. Mabuchi, and H. Fujita, “3D flexible multichannel neural probe array”, *J. Micromechanics and Microengineering*, vol. 14, no. 1, pp. 104-107, 2004.
- [19] C. Y. Ryu, S. H. Nam, and S. H. Kim, “Conductive rubber electrode for wearable health monitoring”, *Proc. of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conf.*, pp. 1-4, 2005.
- [20] M. Maghribi, J. Hamilton, D. Polla, K. rose, T. Wilson, and P. Kruevithch, “Stretchable micro electrode array”, *Second Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conf. on Microtechnologies in Medicine and Biology*, pp. 80-83, 2002.



우 상 호

- 2004년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업(공학사)
- 2006년~경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2006년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 생체신호추정, 텔레메트리 캡슐, DSP



김 태 완

- 1996년 서울대 수의학과 대학원 석사 졸업
- 1999년 서울대 수의학과 대학원 박사 졸업
- 2002년 Nevada 주립대 의대 생리학교실 박사후과정
- 2004년 전남대 생물공학연구소 연구 교수
- 2004년~현재 경북대 수의학과 교수
- 주관심분야 : Gastrointestinal motility, Smooth muscle physiology



이 정 현

- 2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업(공학사)
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2004년~경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정(수료)
- 2006년~현재 계명대학교 의료정보학교실 연구강사
- 주관심분야 : 의료영상분석, 집적회로설계, RF 시스템, 생체신호처리, 텔레메트리



박 희 준

- 1999년 경북대학교 전자전기공학부 졸업(공학사)
- 2001년 금오공과대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2006년 경북대학교 대학원 전자공학과 박사 졸업(공학박사)
- 2006년~현재 계명대학교 의과대학 의료정보학교실 연구강사
- 주관심 분야 : 생체신호처리, 텔레메트리



문 연 관

- 1996년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2003년 경북대학교 전자전기공학부 대학원 전자공학 석사 졸업(공학석사)
- 2007년 경북대학교 전자전기공학부 대학원 전자공학과 박사 졸업(공학박사)
- 주관심 분야 : RF 텔레메트리



원 철 호

- 1992년 경북대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학사)
- 1995년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1998년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1998년~1999년 계명대학교 의과대학 의공학교실 연구강사
- 1999년~2002년 Univ. of Iowa, Post. Doc. Fellow
- 2002년~현재 경일대학교 제어계측공학과 조교수
- 주관심분야 : 와용계측, 의학영상처리, 컴퓨터 비전



이 승 하

- 1988년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1990년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)
- 1995년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학박사)
- 2005년~현재 단국대학교 의과대학 의공학교실 조교수
- 주관심분야 : 의공학시스템, 자동화시스템, 지능제어시스템



박 일 용

- 1998년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 2000년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학박사)
- 2004년~현재 경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구소 연구교수
- 주관심 분야 : 완전이식형 인공중이, DSP 하드웨어, 생체신호처리 & 계측



조 진 호

- 1988년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1991년~1992년 University of Iowa, 교환교수
- 1984년~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수 및 병원 의공학 과장(겸무)
- 2000년~현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
- 2002년 12월~현재 보건복지부지정 첨단 감각기능회복장치연구소 연구소장
- 주관심분야 : 생체 전자, 생체 신호 처리, 의용 센서시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등