

논문 2003-12-4-05

체외 제어 가능한 소화관 자극용 초소형 캡슐 구현

박종철*, 박희준**, 이정우**, 송병섭***, 이승하**, 조진호***

Implementation of Externally Controllable Miniaturized Capsule for the Stimulation of Intestine

J. C. Park*, H. J. Park**, J. W. Lee**, B. S. Song***, S. H. Lee** and J. H. Cho***

요 약

본 논문에서는 소화기관의 운동촉진 및 소화기의 자극에 관한 연구 목적으로 이용할 수 있는 경구 투입용 초소형 캡슐을 제안하고 이를 구현하였다. 설계된 캡슐은 내부에 초소형 수신기를 내장하고 있어 외부송신기의 명령에 따라 소화관 자극 펄스의 진폭과 자극 주기의 제어 및 전원의 ON/OFF가 가능하다. 제작된 초소형 캡슐을 동물의 내장에 넣어 실험한 결과 소화관 자극 변수들을 외부에서 효과적으로 제어할 수 있음을 확인하였다.

Abstract

In this paper, a swallowable miniaturized capsule, which applicable for electrical stimulation of digestive organ to improve the motion of intestine in research purpose, is proposed and implemented. The developed capsule can be controlled for the behavior of the power on/off, amplitude and pulse rate for the patient stimulus, by internally equipped with miniaturized RF receiver that linked by the command of external transmitter. The experimental result of the implemented miniaturized capsule in the animal intestine show the ability of effective control for the stimulus parameters.

Key Words : swallowable miniaturized capsule, gastrointestinal tract, bi-directional telemetry, electrical stimulation

1. 서 론

사람의 소화기관에 내부에 작은 캡슐을 넣어 장 내부를 자극함으로써 치료 효과를 거두려는 연구가 여러 사람들에게 의해 진행되어 왔고 최근에는 실제로 상품화된 캡슐도 있다⁽¹⁻⁵⁾. 러시아의

“스푸트니크”라는 캡슐은 길이 22 mm, 굵기 11 mm의 크기로서 사람의 입을 통하여 체내에 투입되면 소화액에 닿은 직후부터 50 Hz, 4.5 V의 전기적 펄스를 발생하며 소화관을 따라 이동하여 소장 및 대장을 거쳐 직장으로 배출된다⁽⁶⁾. 이 캡슐은 장 내부에 전기적 자극을 줌으로써 장의 운동을 활성화시켜 변비치료, 담석제거, 위염 치료 및 기생충 퇴치의 목적으로 이용되고 있으며 이에 관한 여러 가지 연구 보고가 있다⁽⁷⁻⁸⁾.

그러나, 이러한 소화관 자극용 캡슐에서 발생하는 전기적 자극펄스는 진폭과 주파수가 고정되어 있어 신체적으로 성숙되지 않은 10세 이하의 소아들에게 사용하지 않도록 하여야 하며, 성인

* 경북대학교 센서공학과*

** 경북대학교 전자전기컴퓨터학부

*** 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소

<접수일자 : 2003년 5월 23일>

이라 하더라도 사람마다 장 속에서 캡슐이 내는 전기적 펄스를 느끼는 민감도가 틀리기 때문에 특히 여성 및 노인의 경우 투입 후 거부함을 호소하는 경우가 많다. 또한 캡슐이 체외로 배출되기 전까지는 계속적으로 동일한 펄스를 내기 때문에 환자에게 불편감을 줄뿐만 아니라 배터리 소비를 제어할 수 없으므로 수명이 그만큼 단축된다.

최근에 발표된 바 있는 소화관 관찰용 캡슐형 내시경인 M2A 등은 장 내부에서의 이동속도가 장의 연동운동에만 의존하고 있기 때문에 투입 후 대변을 통해 배출되는 시간이 사람에 따라 짧게는 몇 시간에서 길게는 4~5일까지 소요될 수 있다⁽⁹⁻¹²⁾. 이 때문에 사용자는 용변 시 매번 캡슐의 배출 여부를 확인하여야 하므로 불편이 크다고 할 수 있다. 이에 따라 최근 캡슐형 내시경이 소화관 내부에서 스스로 움직일 수 있도록 하기 위해 마이크로 액추에이터 등을 사용하는 이동 매커니즘을 개발하기 위한 연구가 활발하다⁽¹³⁻¹⁴⁾.

그러나, 이와 같은 기계적 구동방식은 구조가 매우 복잡할 뿐 아니라 초소형으로 구현하기도 많은 어려움이 있다. 그러므로 이러한 기계적 장치에 의존하지 않고 전기적 자극에 의해 캡슐이 소화관 내부를 움직이게 하는 방법이 시스템 소형화 및 편리성에서 매우 유리하다. 즉, 소화관 내 전기 자극의 양상을 체외에서 제어 가능한 전기자극 캡슐이 개발된다면 환자들의 상태를 고려하여 자극 강도를 조절함으로써 초소형 캡슐의 장내 이동속도를 조절하는 등에도 이용될 수 있다.

본 논문에서 제안한 캡슐은 내부에 초소형 수신기를 내장하고 있어 외부 송신기의 명령에 따라 소화관 자극펄스의 진폭과 자극 주기 및 전원의 ON/OFF가 가능하다. 수신용 모듈과 자극 신호 발생부는 각각 지름이 11 mm인 인쇄회로기판에 초소형으로 제작하였고 배터리를 포함하여 이를 캡슐에 넣었을 때 지름은 12 mm, 길이는 30 mm로 제작하였다. 이를 동물의 내장에 넣어 장의 운동을 관찰하는 실험을 실시함으로써 전기자극을 통하여 장운동이 촉진됨을 확인하고, 외부에서 자극의 크기 및 자극 주기의 효과적인 제어가 가능함을 확인하고자 하였다.

II. 캡슐 시스템 설계

2.1 전체 구성

외부 제어가 가능한 경구 투입형 캡슐 시스템은 그림 1에서 보인 것처럼 캡슐 제어용 송신부와 초소형 캡슐로 구성된다. 제어용 송신부는 패널에 부착된 스위치에 의하여 4비트의 코드를 수신 칩으로 전송한다. 캡슐 내부에는 (b)에서 보인 것과 같이 초소형 수신기와 디코더, 펄스 발생기, 출력부, 전극 및 배터리가 들어 있다. 디코더는 수신기에서 나온 신호로부터 명령을 해독하기 위한 것이며, 펄스 발생부는 디코더의 출력신호에 따라 주기 및 진폭이 가변 되도록 설계하였다. 출력부는 생체에 자극을 주기 위한 전압-전류 변환기를 구성할 필요가 있으며, 이 신호는 캡슐 외피에 위치한 전극에 공급된다.

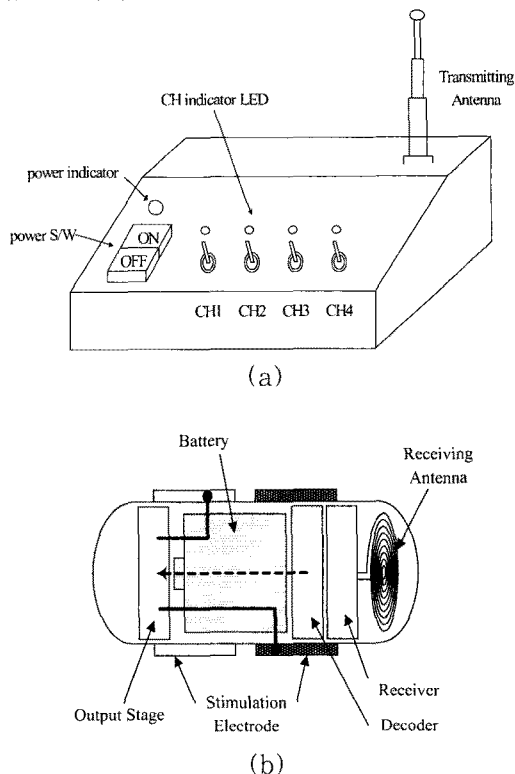


그림 1. (a) 캡슐 제어용 송신기 및 (b) 자극용 캡슐의 내부구성.

Fig. 1. (a) The transmitter for capsule control and (b) structure of stimulation capsule.

캡슐은 입으로 삼키는 것이 가능하도록 최대한 작게 구현되어야 하며, 배터리의 수명을 고려하

여 최소의 소비전류를 가지도록 설계하여야 한다.

2.2 캡슐 내부회로 설계

(1) 캡슐의 구성

캡슐 내부의 각 부분은 그림 2의 블록 다이어그램에서 보인 것과 같다. 수신기에서 나오는 신호는 송신측에서 4개의 스위치를 ON/OFF하여 얻어지는 4비트 제어신호를 부호화하여 직렬데이터로 전송한 것이므로 이를 각 채널별로 해독하기 위해서는 캡슐 내부에 디코더가 필요하다. 4비트 중 1개의 비트는 자극펄스 발생기의 전원 ON/OFF에, 2개의 비트는 디코더 다음 단계에 위치한 펄스 발생기의 진폭 제어에, 나머지 한 비트는 펄스발생기의 주파수 제어에 이용된다. 출력단에는 인체 자극에 사용되는 전류펄스를 얻기 위한 전압-전류 변환기가 있어야 하며, 장기 내부의 강산성 위액 등에서도 견딜 수 있는 스테인리스 전극이 캡슐의 외피에 설치된다. 배터리를 포함한 모든 구성요소가 초소형 캡슐 내부에 패키징되어야 하고 하나의 배터리로 장시간 동작하여야 하므로 캡슐의 크기와 전력 소비를 동시에 고려하여 장치를 설계하여야 한다.

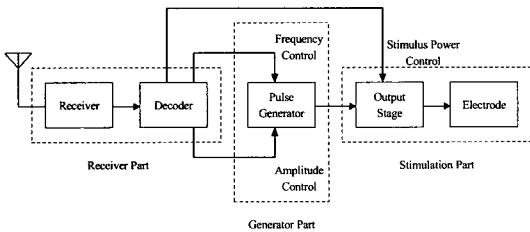


그림 2. 초소형 UHF 수신칩을 이용한 캡슐 내부 회로.

Fig. 2. The circuit of capsule using a miniaturized UHF receiver chip.

(2) RF 수신부 및 디코더

초소형 소화관 자극용 캡슐을 구현하기 위해서는 작은 크기로서 캡슐 내부에 설치 가능한 안정한 on-off keying(OOK) 방식의 UHF 대역 수신기가 필요하다. 그러나 이를 따로 설계하여 제작하는 것보다는 이미 상품화된 SOP 타입의 칩형 수신기를 이용하는 것이 유리하다. 따라서, 본 논문에서는 MICREL 사의 433 MHz 대역

의 OOK 수신기인 MICRF007을 이용하였다. 이 칩은 8핀 슈퍼헤테로다인 방식의 수신칩으로서 -90 dBm의 감도를 갖고 4.8 mm × 5.8 mm의 작은 크기를 갖고 있으며, 대기 모드에서 300 μA, 정상 동작할 경우 5 V 동작 시 3 mA의 전류만을 소비한다.

그림 3에서 MICRF007을 이용한 수신기 회로와 디코더 회로를 보였다. 수신기 칩을 동작시키기 위해서는 국부발진기용으로 사용되는 세라믹 공진기의 주파수 f_T 를 정해 주어야 하는데, 국부발진 주파수를 f_{LO} 라 하면 송신측 주파수 f_{TX} 와 f_{LO} 사이에는 다음의 식이 성립한다.

$$f_{LO} = f_{TX} \pm \left[1.064 \frac{f_{TX}}{390} \right] \text{ [MHz]} \cdot \cdot (1)$$

또한, f_T 와 f_{LO} 사이에는 다음의 관계가 성립한다.

$$f_T = \frac{f_{LO}}{64.5} \text{ [MHz]} \cdot \cdot \cdot \cdot \cdot (2)$$

이 식을 이용하여 f_{TX} 가 433.92 MHz일 때의 f_T 를 계산하면 6.75458 MHz가 된다.

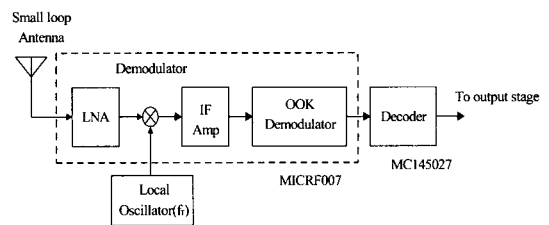


그림 3. 수신회로 및 디코더 부.

Fig. 3. The receiver circuit and decoder part.

외부로부터의 제어신호를 해석하기 위한 디코더로는 SMD 타입의 MC145027을 사용하였는데, 이는 송신 측에서 사용한 4비트 인코더 MC145026과 한 조를 이루어 시리얼 데이터로 전송된 4개의 스위치의 상태를 수신측에서 디코딩 하는 역할을 담당한다. 캡슐 내부에 들어 갈 수 있는 지름 11 mm의 기관 앞면에는 MICRF007 칩을 이용한 수신기 회로를, 뒷면

에는 MC145027을 이용한 디코더 회로를 각각 위치 시켰다. 송신 측에서 특정 채널 제어 스위치를 ON/OFF 하는 경우 타 채널의 상태에는 영향을 미치지 않고 ON/OFF 한 채널만 값이 변화하게 된다. 즉, 다른 채널은 상태가 래치 되어 이전 값을 그대로 유지한다.

(3) 자극펄스 발생회로

디코더에서 출력된 신호로써 원하는 주기와 진폭을 갖는 자극 신호를 만들기 위하여 555 타이머 IC를 이용한 회로를 그림 4에서 보였다. 디코더에서 출력된 신호는 각 아날로그 스위치(CD4016)의 게이트에 공급하였으며, 이들 아날로그 스위치는 각각 타이머 IC의 주기 제어 회로의 시정수를 결정하기 위한 저항과, 진폭을 선택하기 위한 저항을 각각 다른 값으로 선택하도록 하였다. 자극 주기는 기본이 2초이고 스위치를 ON 했을 경우 1초로, 진폭은 2 비트를 할당했기 때문에 기준 출력전압을 5 V로 하고, 각각 2.5 V 및 1.25 V로 프로그램된 전압을 얻을 수 있도록 하였다.

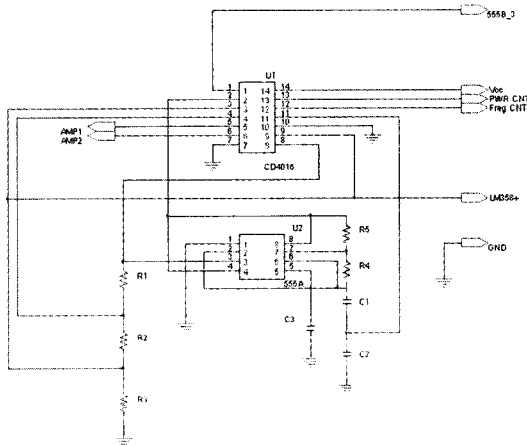


그림 4. 외부 제어 가능한 자극펄스 발생회로.
Fig. 4. The circuit of stimulation pulse generator externally controlled.

(4) 출력부

생체가 받는 자극의 정도는 전압 보다 실제 생체에 흐르는 전류의 크기에 의해 영향을 받는다. 캡슐이 장기 내부에 들어가서 내부의 장 조직을 자극할 때 전압 전원을 그대로 사용하는 경우에는 장내에서 소화액의 도전성이 증가되면 부하전

류가 크게 흐르게 되고 배터리가 빨리 소비된다. 이를 방지하기 위하여 본 논문에서는 캡슐에 닿는 생체의 임피던스가 매우 낮아지거나 구동 전압이 증가 될 경우에도 일정 전류 이상이 흐르지 못하도록 전류 제한 회로를 두었다. 본 논문에서는 스푸트니크 캡슐에서 흘리는 전류를 참고하여 최대 전류 자극치를 3.5 mA로 하였다. 그림 5는 전류 제한 소자를 이용한 출력부를 나타낸 것이다. 이 자극전류는 캡슐 외피에 설치되어 위산 등의 소화액에 의하여 변질되지 않는 2개의 스테인리스 전극에 공급된다.

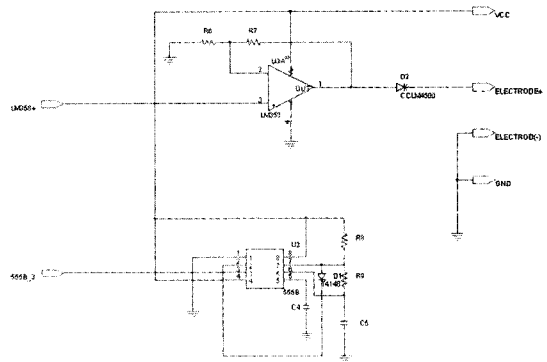


그림 5. 전류 제한 소자로 구현된 출력부.
Fig. 5. The output part implemented with current limiter.

III. 캡슐 제어용 송신기 설계

4채널의 수신기를 위한 송신기의 블록 다이어그램을 그림 6에 보였다.

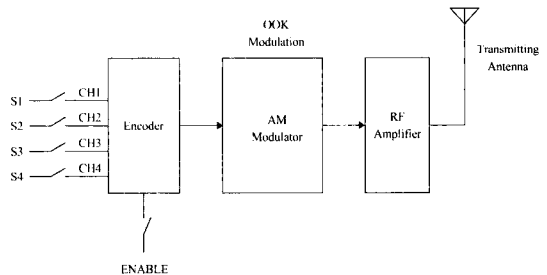


그림 6. 캡슐 제어용 송신기의 블록 다이어그램.
Fig. 6. Block diagram of transmitter for capsule control.

각 스위치를 위한 회로 출력은 MC14026 인코더에 공급하였으며, 이 출력은 OOK 방식의

433 MHz의 UHF 대역 송신 모듈에 공급한다. 400 MHz 대역의 전자파가 두께 20cm의 생체 조직을 통과하는데 따르는 감쇠는 30 dBm 정도이므로, 수신칩의 감도를 고려하여 외부 송신기가 가져야할 최소 전력을 계산하면 아래와 같다. 수신기감도를 S_r , 생체에 의한 감쇠를 P_b , 공간을 전파하는데 따르는 감쇠를 A_s , 송신 안테나의 이득을 G_{ta} , 수신안테나의 이득을 G_{ra} 라 할 때, 필요한 송신기 출력 P_t 는

$$P_t = P_b + S_r + A_s - G_{ta} - G_{ra} [\text{dB}] \cdot \cdot (3)$$

로 주어진다. 이 식에 따라 계산된 송신기 최소 출력은 10 dBm 정도가 된다.

IV. 실험 및 고찰

설계된 소화관 자극용 캡슐의 동작을 확인하기 위하여 앞의 설계 과정에 따라 초소형 PCB와 소화관 자극용 캡슐을 구현하였으며, 그림 7에서 제작된 초소형 PCB 모듈을 나타내었다. 그림 7의 (a)는 구현된 제어신호 수신기 및 디코더 칩을, (b)는 펄스 발생 회로를, (c)는 전류 출력부를 탑재한 PCB의 모습을 각각 나타낸다. 모든 PCB는 지름 10 mm로 제작하였으며, 캡슐의 전체 크기는 사람이 삼킬 수 있을 정도의 크기인 길이 30 mm, 굵기 12 mm로 제작하였다. 또한, 캡슐의 외피는 소화액에 의하여 부식이나 영향을 받지 않도록 테프론을 선반 가공하여 제작하였으며, 캡슐 외피에 2개의 스테인리스 전극을 설치하여 전류 자극이 장의 내벽을 통하여 전달 되도록 하였다.

캡슐을 위한 4채널 제어용 송신기의 외관을 그림 8에 나타내었다. 본 장치에 사용한 송신기 모듈은 앞서 계산한 10 dBm 보다 충분히 큰 출력을 얻기 위하여 ABACOM사의 AM-TXHP-433 무선모듈을 사용하였다.

그림 8에서 전면 패널에 설치된 4개의 푸쉬 버튼을 조작하면 이들 신호가 내부에 장착된 인코더(MC145026)에 공급되어 부호화되고 송신기를 통하여 캡슐로 전달된다.

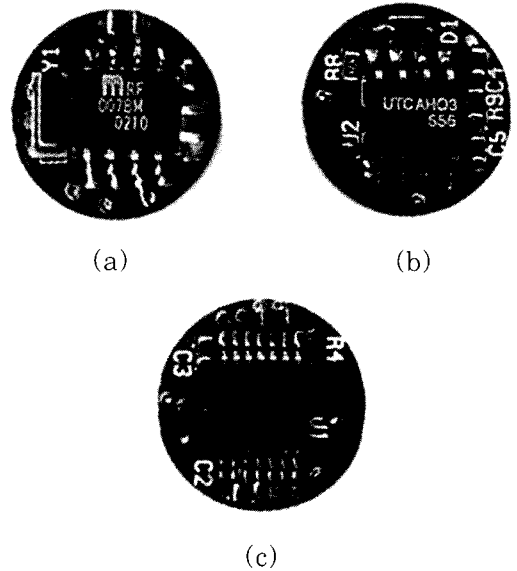


그림 7. 구현된 초소형 PCB 모듈; (a) 수신 및 디코더부, (b) 펄스 발생부, 및 (c) 출력부.

Fig. 7. The photographs of implemented PCB module; (a) the receiver and decoder part, (b) the pulse generator part, and (c) the output part.

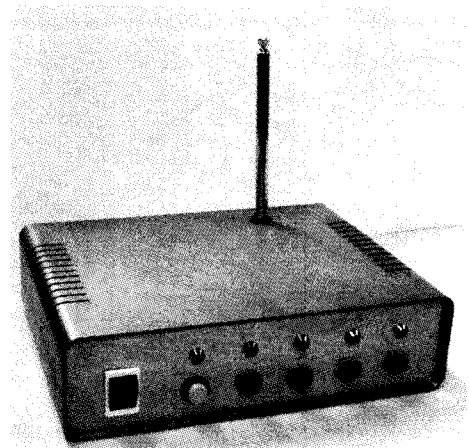


그림 8. 캡슐 제어용 송신기의 외관.

Fig. 8. The exterior view of transmitter for capsule control.

완성된 소화관 자극용 캡슐의 사진을 그림 9에 보였다. 캡슐 내부에서 수신기 및 디코더용 PCB 및 펄스 발생부와 출력부 PCB가 차지하는 길이는 12 mm 정도이며, 배터리가 차지하는

길이는 11 mm 이다. 두 PCB 가 소비하는 전류는 각각 수신기 및 디코더용 PCB가 3 mA, 펄스 발생부와 출력부 PCB가 평균 4 mA 로서 이를 합한 총 소비전류는 7 mA이다. 사용한 전지의 용량이 80 mAh 이므로 설계된 캡슐은 장 내부에서 10시간 이상 사용이 가능하다.

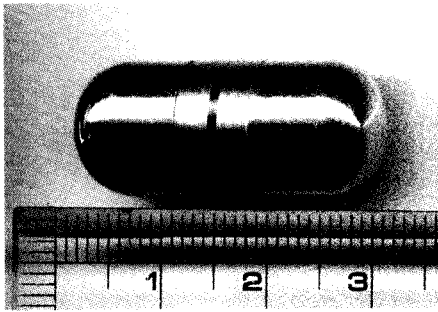


그림 9. 완성된 캡슐의 모습.

Fig. 9. The photograph of accomplished capsule.

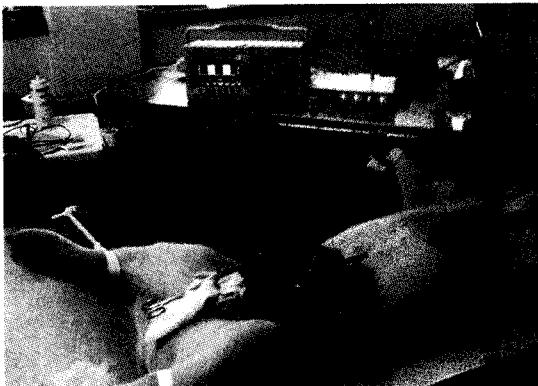


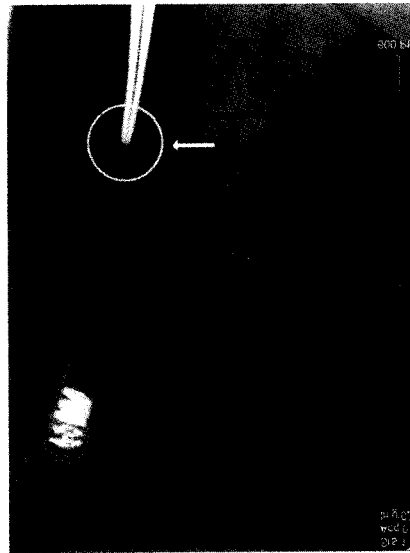
그림 10. 동물의 장에 캡슐을 넣어 실험하고 있는 모습.

Fig. 10. The photograph of *in-vivo* experiment for capsule in the animal's intestine.

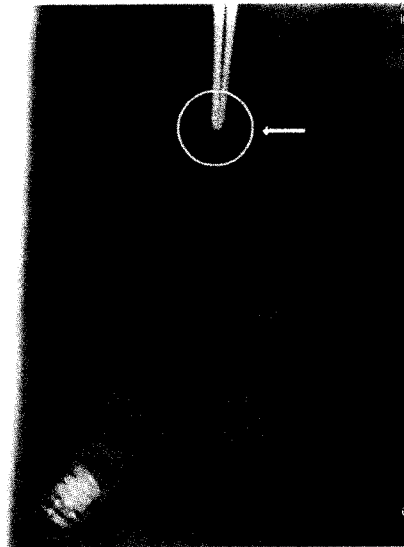
제작한 캡슐의 체내에서의 동작 상태를 확인하기 위하여 그림 10과 같이 캡슐을 20Kg 정도 무게를 갖는 돼지의 내장에 넣어 실험하였다. 돼지의 위장 바로 아래쪽 소장을 1 cm 정도 절개하여 캡슐을 삽입하였으며, 실험 도중 돼지가 사망하지 않도록 적절한 마취와 호흡 상태를 유지하였다.

사진의 오른쪽에 마취기와 인공 호흡기가 위치하고 있으며, 사진 윗부분에 체외 제어장치와 파형 측정용을 위한 오실로스코프가 있는 것을 볼

수 있다. 캡슐의 장 내부에 캡슐의 투입에 따라 효과적으로 장이 자극될 수 있는지 여부와, 장의



(a)



(b)

그림 11. 전기자극을 주었을 때 돼지의 장 내부에서의 캡슐의 이동을 관찰한 X-선 사진; (a) 자극 10초 후 및 (b) 자극 15초 후.

Fig. 11. The X-ray image of the movement of capsule in dog's intestine when the electrical stimulation of 5V exists: (a) after 10 seconds and (b) after 15 seconds.

운동에 영향을 어느 정도 미칠 수 있는지를 확

인하기 위하여 동물 실험을 실시하였다. 먼저 전기 자극이 없을 때 1분 동안에 돼지의 소장이 유문 운동에 의하여 어느 정도 움직이는지를 조사한 후 전기 자극이 있을 때 주어진 시간 동안에 움직이는 양을 이동식 X-선 촬영기를 이용하여 촬영 및 측정하고, 실험 결과 영상을 그림 11에 나타내었다. 캡슐을 넣은 후 전기자극이 없을 때는 소장이 3~4분 정도 정지 상태에 있다가 간헐적으로 유문 운동이 관찰되었다. 본 실험에서는 소장의 운동이 완전히 정지한 시점에서 자극 펄스를 주어 장의 운동을 관찰하였다.

그림에서 수술용 가위의 끝부분이 가리키는 곳은 캡슐의 초기 위치이다. 그림 11에서 (a)는 진폭 5 V, 주기 0.5 초의 전기적 자극을 주었을 때 10초가 경과한 이후의 캡슐의 이동을 관찰한 사진이며, (b)는 15초가 경과한 이후의 캡슐의 움직임을 촬영한 것이다. 그림에서 보듯이 전기 자극을 주었을 때 시간이 지남에 따라 설계된 소화관 자극용 캡슐의 전기자극을 받아 장의 움직임이 활발해지는 것을 확인할 수 있었다.

V. 결 론

본 논문에서는 전기적 자극에 의하여 장의 연동운동을 제어하기 위하여 지름 12 mm, 길이 30 mm의 소화관 자극용 초소형 캡슐을 설계 및 구현하였다. 이 캡슐은 외부 제어 장치에 의하여 무선으로 자극 전류의 크기와 자극 주기가 제어 되는데, 캡슐 내부에는 슈퍼헤테로다인 수신칩, 외부 명령 디코더와 디코딩된 신호에 따라 적절한 자극 펄스를 발생시키는 펄스 발생기 및 전류 출력부를 내장하고 있다. 제작된 캡슐을 동물의 장내에 넣어 외부 명령에 의해 전기적인 자극을 주었을 때가 자극을 하지 않았을 때보다 장의 연동운동이 현저히 향상되는 것을 확인함으로써, 향후 본 장치가 캡슐형 내시경에서 관찰 시간 조절 및 각종 장운동 제어용으로 사용할 수 있는 가능성을 확인하였다.

본 논문에서 제안된 외부 제어 가능한 소화관 자극용 초소형 캡슐 및 동물 실험 결과는 향후 체내 여러 가지 변수 측정을 위해 이용되는 각종 경구 투입용 초소형 텔레메트리 모듈의 장내 이동 속도 제어뿐만 아니라 주기 및 진폭의 제어가 가능한 변비 치료, 기생충 제거 등 소화관 자극

용 캡슐의 본래 목적을 좀더 안전하고 정확하게 달성하는데도 활용할 수 있을 것으로 기대된다. 향후 실제로 인체에 응용할 수 있으려면 주어진 전기적 자극에 따른 캡슐의 장내 이동 속도에 대한 지속적이고 정량적인 조사와 연구가 이루어져야 할 필요가 있다. 또한 X-선 촬영에 의하지 않고 체 내부의 캡슐이 이동하는 경로를 체 표면에 서 측정된 전기적 신호의 크기로서 정확히 찾아 내는 알고리즘 개발 등의 과제도 남아 있다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부 21세기 프론티어 연구개발 사업인 지능형마이크로시스템개발사업 (<http://www.microsystem.re.kr>)의 연구비 지원을 받아 수행되었음; 과제협약번호 MS-02-123-01.

참고 문헌

- [1] Ronnie Turner, "Electronic Sputnik Capsule Against Parasites," *Positive Health, Complementary Medicine Magazine*, <http://www.positivehealth.com/permit/Articles/Health/turn60.htm>, 2002.
- [2] P. Dadvani, *Report on the clinical tests of the autonomous electronic stimulant of the gastrointestinal tract and mucosae (AESGTM as applied to patients with some digestive diseases)*, 1998.
- [3] Korkina G. *Report of Clinical Tests of the Autonomous Electronic Stimulant of the Gastrointestinal Tract and Mucosae (AESGTM) in Diabetes Mellitus Patients*, 1996.
- [4] Velichkovsky B and Lurie B. *Manual of the AESGTM Device*, 1997.
- [5] Seregin V, Zubare A, Chernyshev M, and Sheblanov V, *The Major*

Link of the Mechanism of Non-specific Effect of the AESGTM Generator on the Organism, 1996.

- [6] Shyrkalin B. *Effect of the Autonomous Electronic Stimulant of the Gastrointestinal Tracts and Mucosae (AESGTM) on functional status of Gastrointestinal Organs*, 1999.
- [7] Podmarenkova L. F. *Stimulant of the Gastrointestinal Tract and Mucosae (AESGTM) in Patients with Disturbances of the Large Gut Function*, 1987.
- [8] Shturkalin B. "Instruction for the Application of Autonomous Electronic Stimulant of the Gastrointestinal Tract and Mucosae," *AESGTM: Electronic Normalizer*, 1995.
- [9] M. Appleyard, Z. Fireman, A. Glukhovsky, H. Jacob, R. Shreiver, S. Kadirkamanathan, A. Lavy, S. Lewkowicz, E. Scapa, R. Shofti, P. Swain, and A. Zaretsky, "A randomized trial comparing wireless capsule endoscopy with push enteroscopy for the detection of small-bowel lesions," *Gastroenterology*, vol. 119, no. 6, pp. 1431-1438, Dec., 2000.
- [10] H. J. Park, H. W. Nam, B. S. Song, and J. H. Cho, "Design of Miniaturized Telemetry Module for Bi-Directional Wireless Endoscopy," *ITC-CSCC 2002 Proceedings*, pp. 494-496, July, 2002.
- [11] H. J. Park, H. W. Nam, B. S. Song, J. L. Choi, H. C. Choi, J. C. Park, M. N. Kim, J. T. Lee, J. H. Cho, "Design of Bi-Directional And Multi-Channel Miniaturized Telemetry Module For Wireless Endoscopy," *2nd IEEE-EMBS special topic conference on micro-technologies in medicine & biology*, pp. 273-276, May, 2002.
- [12] H. J. Park, H. W. Nam, Y. H. Yoon, Y. S. Park, B. S. Song, J. H. Cho, "Technique for Position Detection of Miniatured Wireless Telemetry Module in the Human Body," *Proceeding of the 32nd ISR*, pp. 19-21, April, 2001.
- [13] S. D'Attanasio, O. Tonet, G. Megali, M. Carrozza, and P. Dario, "A Semi-Automatic Hand-Held Mechatronic Endoscope with Collision-Avoidance Capabilities," *Proc. of International Conference on Robotic and Automation ICRA2000*, 2:1586-1591, 2000.
- [14] H. R. Choi, "Micro Robot Actuated by Artificial Muscle Actuators Based on Dielectric Elastomer," *Proc. of 2nd China-Korea Workshop on Robotics*, pp. 51-56, June, 2002.

 著 者 紹 介

박 종 철

1980. 2. 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 1985. 8. 경북대학교 교육대학원 졸업 (교육학석사)
 1995. 3~현재 경북대학교 대학원 센서공학과 박사과정
 주관심분야 : 생체진단용 바이오센서

박 희 준

1999. 2. 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 2001. 8. 금오공과대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)
 2003. 3.~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
 주관심분야 : 초소형 텔레메트리, 생체신호처리 및 계측

이 정 우

1995. 2. 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 1999. 2. 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)
 1999. 3.~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
 주관심분야 : 인간시청각 메카니즘, 생체 임피던스 측정 시스템

송 병 섭

1995. 2. 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 1999. 2. 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)
 2002. 2. 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학박사)
 현재 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소 연구교수
 주관심분야 : 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리

이 승 하

1988. 2. 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 1990. 2. 한국과학기술원 전기및전자공학과 졸업 (공학석사)
 1995. 2. 한국과학기술원 전기및전자공학과 졸업 (공학박사)
 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 부교수
 주관심분야 : 컴퓨터 제어 및 퍼지 제어, 자동화 시스템

조 진 호

1977. 2. 경북대학교 전기공학과 졸업 (공학사)
 1979. 2. 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)
 1988. 2. 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학박사)
 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수
 2002. 12.~현재 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소장
 주관심분야 : 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리, 생체계측시스템