

소화관 내 압력 측정을 위한 텔레메트리 캡슐 구현

윤기원* · 이상효* · 이정현* · 문연관* · 박희준* · 원철호** · 김병규*** · 최현철* · 조진호****,†

Telemetry capsule for pressure monitoring in the gastrointestinal tract

Ki Won Yoon*, Sang Hyo Woo*, Jyung Hyun Lee*, Yeon Kwan Moon*, Hee Joon Park*,
Chul Ho Won**, Byung Kyu Kim***, Hyun Chul Choi*, and Jin Ho Cho****,†

Abstract

As the cause and the treatment about gastrointestinal disease has been issued recently, the importance of measuring the pressure in the gastrointestinal tract has been increased. However, the conventional measurement methods of the pressure in the gastrointestinal tract cause the patients' pain and inconvenience as well as an inaccurate pressure measurement. In this paper, the pressure monitoring telemetry system has been designed and implemented for an accurate pressure measurement inside the gastrointestinal tract with minimizing pain and inconvenience. The pressure monitoring telemetry system is composed of a pressure measurement capsule and an external receiver. The capsule has been miniaturized into the same size of a vitamin tablet so that the capsule can be swallowed through the oral cavity. After the capsule acquires and encodes the pressure data in the gastrointestinal tract, the encoded pressure data are modulated by frequency shift keying (FSK) and transmitted with ultrahigh frequency (UHF) band signal to the outside of a body. The performance of the telemetry capsule for monitoring pressure in the gastrointestinal tract is demonstrated by the results of animal in-vivo experiments.

Key Words : telemetry capsule, pressure sensor, *in-vivo* experiment

1. 서 론

최근 사회가 고도화 되어감에 따라 각종 소화기 질환에 대한 관심이 증대되면서 그 원인과 치료법에 대해 많은 연구가 진행되고 있다^[1-3]. 일반적으로 소화기 질환의 진단은 내시경을 이용해서 각 소화관의 내부를 관찰하여 병변을 발견하는 것으로 이러한 내시경에 의한 진단 방법은 질병이 진행되어 이미 장기에 병변이 육안으로 관찰할 수 있는 증상이 발생한 경우에만 이를 확인할 수 있어 질병 초기 징후를 알아내는 데는 부

족하다. 따라서 소화관 질환을 정확히 진단하는데 있어 영상 외에도 pH, 온도, 압력 정보 등의 필요성이 증대되고 있다^[3,4]. 특히 소화관 내 압력 데이터는 위식도 역류성 질환(gastroesophageal reflux disease, GERD)이나 식도열공(gastro-oesophageal hiatus hernia), 치핵(hemorrhoids)과 같은 소화관 질환 발생 원인을 규명하는데 있어 매우 중요한 참고자료로서 사용되고 있다^[5-8].

현재 소화관과 같은 생체 내의 압력 측정은 카테터를 이용한 방법이 보편적으로 사용된다^[7-9]. 이 방법은 카테터의 한 쪽 말단에 풍선을 설치하고 이를 장에 삽입하여 풍선에 가해진 압력이 체외의 반대쪽 말단에 연결된 압력센서에 전해지는 방식이다. 이 방법은 원하는 위치에서의 압력 값을 얻을 수 있고 센서 등의 장비에 전원이 항상 공급될 수 있는 장점을 가지고 있다. 하지만 카테터는 가는 관 형태이므로 측정을 위해서 피부에 구멍을 내어 삽입되어야 하기 때문에 측정은 피측정자의 고통을 경감하기 위해서 마취 후 시행되어야 한다. 또한 측정에 필요한 시스템은 이동될 수 없기

*경북대학교 전자전기컴퓨터학부(School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National Univ.)

**경일대학교 제어계측공학과(Department of Control and Instrumentation Engineering, Kyungil University)

***한국과학기술연구원(Korea Institute of Science and Technology (KIST))

****경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소(Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National Univ.)

†Corresponding author: jhcho@ee.knu.ac.kr

(Received : January 27, 2005, Accepted : February 21, 2005)

때문에 피측정자로부터 압력 정보를 얻는 동안 피측정자의 활동이 제한되는 것도 단점이다.

Mackay 등^[1]은 생체 내의 다양한 정보 수집이 가능한 다양한 텔레메트리 모듈을 제안하여 무선으로 압력 측정을 시도하였다. 그러나 제작된 압력 정보 송신 모듈은 아날로그 압력 센서와 아날로그 송신기로 구성되어 얻어진 아날로그 압력 값을 그대로 아날로그 무선 송신하기 때문에 잡음에 매우 취약하였다. 그리고 수신된 압력 데이터도 단순히 종이에 그래프로 기록될 수밖에 없었기 때문에 이후 데이터를 후처리하여 그 특성을 파악하는데 한계가 있었다. 또한 동시에 같은 모듈을 다량으로 사용할 경우 수신부에서 각 데이터를 구분할 수 없었다.

M. Jain 등^[2]은 생체 내의 pH, 온도, 압력을 측정할 수 있는 초소형 센서를 제안하였고 G. Bistué 등^[3]은 MEMS(micro electro mechanical systems)를 활용한 생체 압력 측정용 센서를 개발하는 등 생체 측정용 소형 센서 개발이 활발히 이루어지고 있다. 그러나 이러한 소형 센서를 이용해 무선으로 소화관 내 압력을 실제로 측정할 수 있는 시스템 개발에 관한 문헌은 아직 알려진 바 없다.

본 논문에서는 피실험자의 고통과 제한된 활동성을 해소하면서 소화관 내 압력을 정확히 측정하여 압력 데이터를 무선으로 체외로 전달하는 압력 측정 텔레메트리 시스템을 설계 및 구현 하였다. 구현된 캡슐은 압력 센서의 신호를 디지털 변환하여 잡음을 고려하여 맨체스터 코딩 및 널코딩 과정을 거친 다음 1.2 GHz로 체외의 수신기로 전송하는 특징을 갖는다. 살아있는 돼지를 이용한 동물 실험을 수행하여 구현한 압력 측정 캡슐 시스템의 동작을 검증하였다. 동물 실험에서는 마취 상태의 돼지의 식도, 위장 및 대장에 제작된 압력 캡슐을 유선 내시경을 이용하여 삽입한 후 각 부분에서 압력의 변화를 측정하였다.

2. 압력 측정 텔레메트리 시스템

압력 측정 텔레메트리 시스템은 크게 생체 내에서 압력을 측정하기 위한 압력 측정 캡슐과 그 캡슐로부터 전송된 압력 정보를 수신하고 이를 해석하는 수신부로 이루어져 있으며 전체 시스템의 개념도는 그림 1과 같다.

압력 측정 캡슐은 그림 1과 같이 식도, 위장, 십이지장, 소장 및 대장 등을 통과하면서 각 장기 내의 압력 정보를 수집하여 무선 전송에 적합하도록 부호화한다. 부호화된 압력 정보는 송신기에서 변조되어 송신 안테

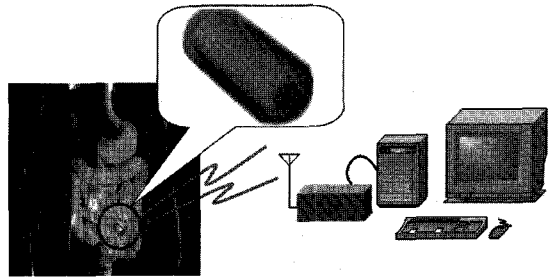


그림 1. 압력 측정 캡슐 텔레메트리 시스템의 개념도
Fig. 1. Conceptual diagram of the pressure monitoring telemetry system.

나를 통해 생체 외부의 수신 안테나로 전송된다. 생체 외부의 RF 수신기는 변조된 압력 신호를 복조하여 디코더로 전송한다. 디코더는 전송받은 신호로부터 압력 정보를 추출하고 그 데이터를 저장 장치에 저장하거나 I/O 보드를 통해서 컴퓨터와 같은 외부 장치로 전달한다. 컴퓨터는 I/O 보드를 통해 전송받은 데이터를 처리하고 이를 화면에 표시한다.

2.1. 압력 측정 캡슐

압력 측정 캡슐은 압력 센서, 센서 제어용 CPLD (complex programmable logic device), 송신기, 송신 안테나, 그리고 배터리로 구성되며 캡슐의 구성도는 그림 2와 같다.

압력 측정 캡슐은 그림 2와 같이 소화기관 내 압력 정보를 얻기 위해 MS5534(Intersema, Switzerland) 압력 센서를 내장하였다. MS5534는 15비트 ADC(analog

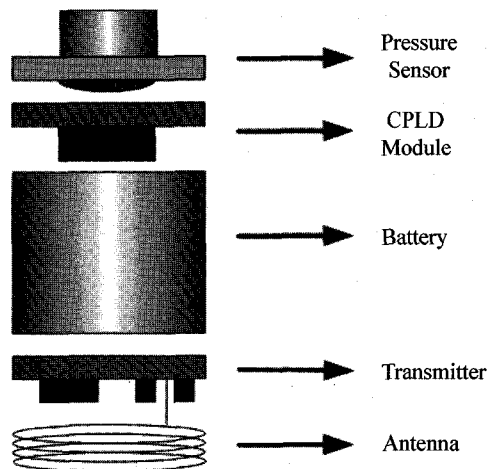


그림 2. 압력 측정 캡슐의 구성도
Fig. 2. The structure of a pressure monitoring capsule.

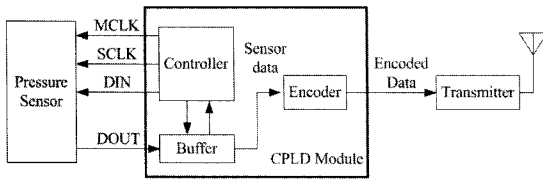


그림 3. 압력 측정 캡슐의 블록도
 Fig. 3. The block diagram of a pressure monitoring capsule.

to digital converter)를 내장하여 압력정보를 15비트로 출력하며 0.268 mbar의 해상도로 300~1100 mbar 범위의 압력이 측정 가능하며 측정된 압력 값의 오차는 온도가 -10~60 °C의 범위에서 변화할 때 1 mbar 이내이다. CPLD 제어기는 XCR3064CP56 (Xilinx, U.S.A.)을 사용하여 설계하였으며 CPLD 내부는 센서의 동작을 제어하는 센서 컨트롤러와 데이터 임시 저장을 위한 버퍼 및 압력 신호를 무선 전송에 적합한 형태로 변환하는 인코더로 구성된다. 배터리는 CR1/3N-1BP (SANYO, Japan)을 사용하였으며 전압은 3 V이며 용량은 160 mAh이다. 송신기는 1.2 GHz의 FSK(frequency shift keying) 송신기를 사용하였으며 각 모듈의 블록도는 그림 3과 같다. 압력센서는 그림 3과 같이 CPLD제어기로부터 센서

의 ADC를 위한 32.768 kHz 클럭을 MCLK로 입력 받고 CPLD 제어기의 센서 컨트롤러는 SCLK를 통신 동기 클럭으로, DIN을 데이터 입력으로, DOUT을 데이터 출력으로 사용하는 3-wire 시리얼 인터페이스를 사용하여 센서를 제어하며 압력 데이터를 획득하여 버퍼에 저장한다. 인코더는 저장된 압력 데이터를 전송에 적합한 형태로 부호화하고 송신기는 부호화된 압력 데이터를 FSK로 변조하여 안테나를 통해 외부로 전송한다. 센서 컨트롤러 타이밍도는 그림 4와 같다.

센서 컨트롤러는 그림 4와 같이 SCLK, DIN 및 DOUT 신호로 압력 센서를 초기화 하고 압력 데이터를 얻어 버퍼에 저장한다. 압력 센서는 그림 4의 (a)와 같이 센서 컨트롤러로부터 DIN을 통해 10101010101010000000의 비트 열을 SCLK의 상승에지에 맞추어 입력받으면 초기화되며 그림 4의 (b)와 같이 센서 컨트롤러로부터 DIN으로 1111010000의 비트열을 SCLK의 상승에지에 맞추어 입력받으면 아날로그 압력 값이 디지털 데이터로 변환되기 시작한다. 아날로그 압력 값이 디지털 데이터로 변환이 완료되면 압력센서는 DOUT을 통해 ADC 변환 종료 신호를 출력하고 SCLK 펄스파의 하강에지에 맞추어 15비트의 압력데이터를 DOUT을 통해 출력하게 된다. 센서 컨트롤러는 DOUT

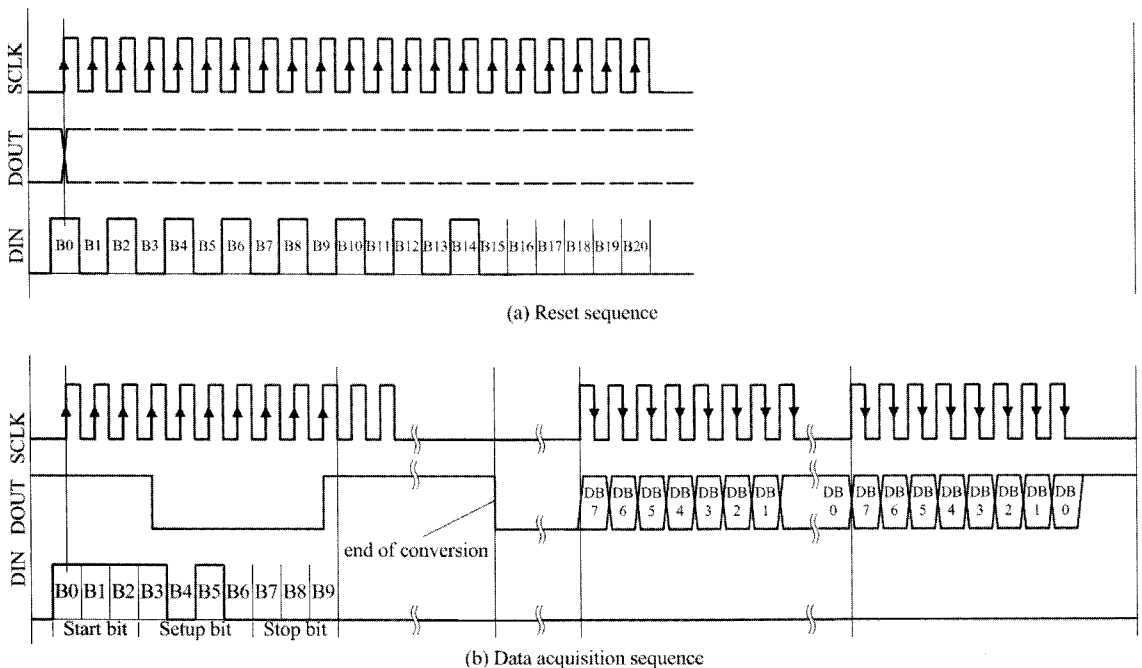


그림 4. 센서 컨트롤러에서 (a) 센서의 초기화 제어신호 및 (b) 압력데이터 수집 제어신호의 타이밍도
 Fig. 4. The timing diagram of (a) a sensor reset control signal and (b) a pressure data acquisition control signal in the CPLD controller.

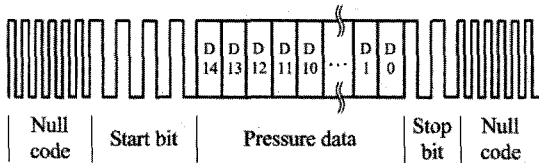


그림 5. 무선 전송을 위한 인코딩
Fig. 5. Encoding of a pressure signal for wireless transmission.

으로 출력되는 압력데이터를 버퍼에 저장하고 인코더는 버퍼에 저장된 압력 데이터를 부호화하여 송신기로 전달하며 부호화된 데이터는 그림 5와 같다.

CPLD 내부의 인코더는 그림 5에서와 같이 압력 데이터를 무선전송에 적합한 형태로서 널 코드, 시작 비트열, 압력 데이터 및 정지 비트열로 구성하여 맨체스터 코딩한 후 송신기로 전달한다. 널 코드는 압력 데이터와 시작 및 정지 비트가 발생하지 않는 구간에서 2kHz의 펄스 형태로 송수신 간에 발생할 수 있는 잡음의 영향을 최소화하며 압력데이터가 전송되지 않는 동안 수신부에서 캡슐의 정상적인 동작을 확인할 수 있도록 한다. 압력 데이터와 시작 및 정지 비트열은 1 kHz 펄스 형태이고 시작 및 정지 비트열은 전송되는 압력 데이터의 시작과 끝을 알려주는 동시에 수신기가 데이터가 제대로 전송되었는지 확인하는데 사용된다. 시작 비트열은 4비트로, 정지 비트열은 2비트로 구성하였다. 이때 인코더는 압력정보를 초당 10번 전송하도록 설계하였다. 따라서 압력 측정 캡슐의 전체 데이터 전송률은 식 (1)과 같이

$$\begin{aligned} \text{Total transmitted data per second} = & \\ & (\text{start bits} + \text{pressure data} + \text{stop bits}) \\ & \times \text{number of pressure data} \end{aligned} \quad (1)$$

이다. 따라서 구현한 압력 측정 캡슐의 전체 데이터 전송률은 200 bps(bit per second)임을 알 수 있다.

송신기는 인코더로부터 받은 신호를 1.2 GHz의

FSK으로 변조하여 전송하며 송신 대역폭은 10 MHz이다. 송신 전력의 세기는 0 dBm이 되도록 송신기를 구성하였다.

2.2. 수신부

체외에서 압력 데이터를 복원하기 위한 수신부는 RF 수신기와 디코더로 구성하였으며 블록도는 그림 6과 같다.

체외의 수신기는 그림 6과 같이 무선으로 전송된 압력 신호를 수신하여 이를 복조하고 디코더는 수신기에서 복조된 신호로부터 압력 데이터를 분리하여 출력하는 동시에 I/O 보드에서 압력 데이터를 수집하기 위한 동기신호인 SYNC 신호를 생성한다. 복조된 신호로부터 분리된 압력 데이터와 SYNC신호는 그림 7과 같다.

디코더는 그림 7과 같이 복조된 신호를 10 kbps (sample per second)로 수집하여 신호가 널코드에서 시작 비트열로 바뀌는지를 감시한다. 시작 비트열이 확인되면 다시 널 코드가 입력될 때까지 시작 비트열, 압력 데이터, 정지 비트열까지의 데이터를 임시 버퍼에 저장한 후 시작 비트열과 정지 비트열을 각각 약속된 데이터와 비교하여 일치하면 압력데이터를 추출하고 일치하지 않으면 저장된 값을 버리고 다시 시작 비트열이

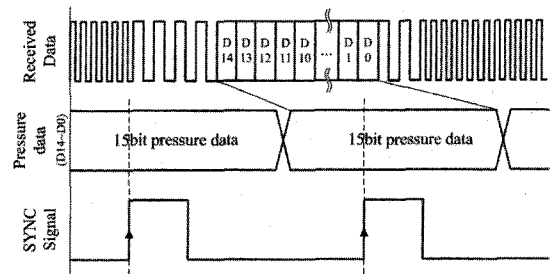


그림 7. 수신 데이터와 압력데이터 및 SYNC 신호
Fig. 7. Received data, pressure data, and SYNC signal.

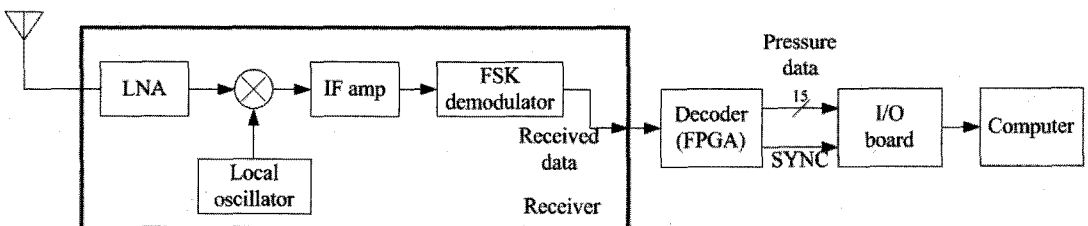


그림 6. 수신기 및 디코더의 블록도
Fig. 6. The block diagram of receiver and decoder.

입력되기를 기다린다. 압력데이터 추출이 완료되면 디코더는 압력 데이터와 SYNC 신호를 출력한다.

3. 실험 및 결과

설계한 압력 측정 캡슐의 동작을 확인하기 위해 체내 삽입 가능한 크기로 캡슐을 제작하였다. 제작한 캡슐의 사양은 표 1과 같다.

제작된 캡슐은 표 1과 같이 지름 13 mm, 길이 35 mm의 크기이며 소모전류는 압력센서에서 최대 1 mA, CPLD 제어기에서 최대 9 mA, 송신기에서 최대 10 mA로 전체 캡슐의 동작 시 최대 전류 소모량은 15 mA를 넘지 않는다. 사용한 배터리의 용량은 160 mAh이므로 압력캡슐을 10시간 이상 동작 시킬 수 있다. 제작된 압력 측정 캡슐 과 캡슐의 기능별 모듈은 그림 8과 같다.

각 모듈의 길이는 압력센서가 5 mm이고, CPLD 제

어기는 동작을 위한 4 MHz의 크리스탈 발진기를 포함하여 3.3 mm이며 송신기는 안테나를 포함하여 13 mm이다. 구현한 캡슐을 이용하여 캡슐의 동작을 확인하기 위한 동물 실험을 수행하였다. 동물 실험의 사진은 그림 9에 보였다. 동물 실험은 압력 측정 캡슐을 돼지의 식도, 위장 및 대장에 유선 내시경을 이용하여 삽입한 뒤 압력의 변화를 각각 1분간 측정하고 이를 컴퓨터에 저장하였다. 저장된 결과는 그림 10과 같다.

각 장기에서의 압력의 변화는 그림 10과 같이 호흡에 따라 각각 주기적으로 바뀌는 것을 관찰 할 수 있었다. 식도에서의 압력은 대기압보다 낮은 989.1 mbar부터 995.2 mbar까지 변화하였으며, 이 외에도 특히 심장 박동에 의한 고주파 성분의 압력 변화가 장 내 압력에 유입되는 것을 알 수 있었다. 위장에서의 압력은 995.3 mbar에서 999.8 mbar 사이에서 변화함을 볼 수 있었고, 대장에서의 압력은 1008.5 mbar에서 1011.6 mbar까지 변화함으로써 대기압보다 압력이 높을 뿐만 아니라 장기의 상부에서 하부로 갈수록 압력이 점차 증가한다는 특징을 가진다는 것을 알 수 있었다. 이는 각 장기에서의 압력의 최대, 최소 및 평균 값을 나타낸 표 2에서도 밝혀진다.

이러한 현상은 식도에서 삼켜진 음식물이 위장에서

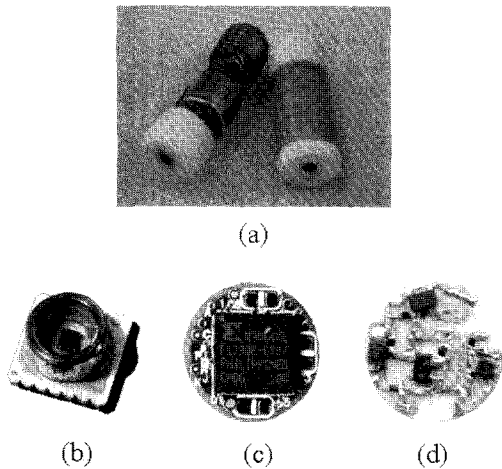


그림 8. (a) 제작된 압력 측정 캡슐, (b) 압력 센서, (c) CPLD 제어기 및 (d) 송신기
 Fig. 8. (a) The implemented capsule for pressure measurement, (b) pressure sensor, (c) CPLD controller, and (d) transmitter.

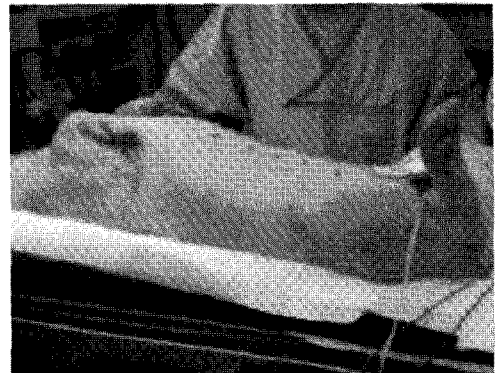


그림 9. 돼지를 이용한 in-vivo 실험 장면
 Fig. 9. The picture of swine for in-vivo experiment.

표 1. 제작된 압력 측정 캡슐의 사양

Table 1. The specification of the implemented capsule for pressure measurement

Capsule size	Diameter 13 mm, length 35 mm	
Current consumption	Pressure sensor: ≤1 mA	Total current consumption
	CPLD controller: ≤10 mA	: ≤15 mA
	Transmitter: ≤9 mA	(Battery supply current : 160 mAh)
Pressure measurement range	300~1100 mbar, 15 bit AD	

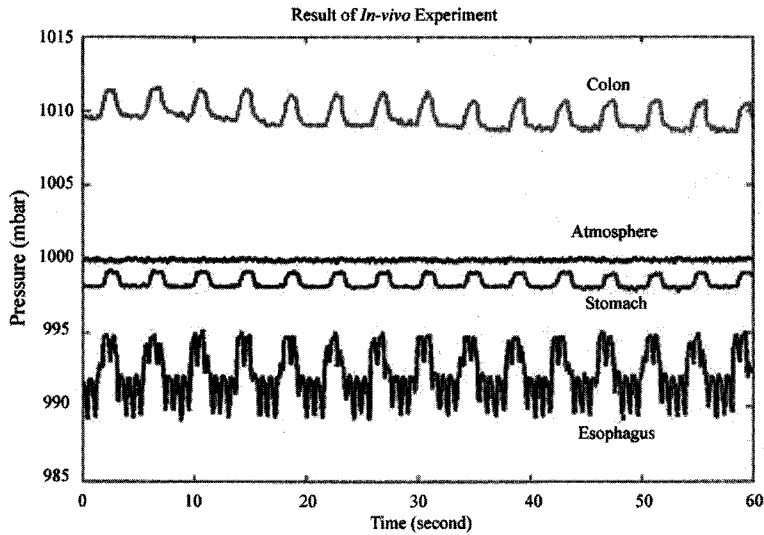


그림 10. 돼지의 식도, 대장 및 위장에서 얻은 압력 데이터
Fig. 10. The pressure in esophagus, colon, and stomach of the swine.

표 2. 동물 실험을 통해 얻어진 식도, 위장 및 대장에서 측정된 압력의 평균값과 최대값, 최소값 및 최대최소의 차이값

Table 2. Esophagus, stomach, and Colon pressure mean, maximum, minimum and difference of max. and min. from *in-vivo* experiment

	Mean	Maximum	Minimum	Max.-Min.
Esophagus	992	995.2	989.1	6.1
Stomach	998.4	999.8	998.3	1.5
Colon	1009.6	1011.6	1008.5	3.1

(unit : mbar)

하부 기관으로 내려갈수록 소화에 따른 내부의 기체의 압력이 배출되지 않아 증가되는 것으로 판단된다.

4. 결 론

본 논문에서는 소화관에서의 압력의 변화를 측정하기 위한 압력 측정 텔레메트리 시스템을 설계 및 구현하였다. 구현한 압력 측정 텔레메트리 시스템은 디지털 압력 센서와 CPLD 제어기 및 RF 송신기로 구성된 압력 측정 캡슐과 압력 데이터를 수신하는 수신부로 구성하였다. 압력 측정 캡슐과 수신부로 구현된 본 시스템은 피실험자가 측정 동안에 겪는 고통과 활동이 제한되던 불편함을 덜어주면서 압력의 변화를 보다 더 정확히 측정할 수 있는 특징을 가지고 있다. 구현한 압

력 측정 캡슐은 사람이 삼키기 쉽도록 지름 13 mm에 길이 35 mm의 작은 크기의 캡슐로 제작되었으며 삼킨 뒤 10시간 이상의 동작이 가능하다. 특히 압력 측정 캡슐은 압력 데이터를 무선으로 체외로 전달할 때 맨체스터 코드와 널코드를 병용한 디지털 코딩을 사용하여 외부 잡음의 영향을 최소화하여 줄였다.

제작된 캡슐 및 압력 측정 시스템을 이용한 동물 실험에서는 통해 식도, 위장 및 대장에서의 평균 압력이 각각 다르게 측정됨을 알 수 있었으며 심장박동이나 호흡에 의한 압력의 변화도 관찰할 수 있었다. 본 논문에서 설계 및 구현한 압력 측정 텔레메트리 시스템을 사용하여 향후 소화관 내에서의 캡슐의 위치를 예측하거나 장기 내의 질병의 유무를 판단하는데 많은 도움이 될 것으로 예상된다.

Acknowledgement

본 연구는 산업자원부 21세기 프론티어 연구개발사업인 지능형마이크로시스템사업단(<http://www.microsystem.re.kr>)의 연구비를 지원받아 수행되었음.

참고 문헌

- [1] A. Sonnenberg, *Esophageal diseases Digestive Diseases in the United States: Epidemiology and Impact*, National Institutes of Health publication 94-

1447, Washington, D.C., 1994.

[2] D. Brown and J. Everhart, *Cost of digestive care in the United States Digestive Diseases in the United States: Epidemiology and Impact*, National Institutes of Health publication 94-1447, Washington, D.C., 1994

[3] M. Jain, Q. Cai, and C. Grimes, "A wireless micro-sensor for simultaneous measurement of pH, temperature, and pressure", *Institute of Physics - Smart Materials and Structures*, vol. 10, pp. 347-353, 2001.

[4] H. J. Park, H. W. Nam, B. S. Song, J. L. Choi, H. C. Choi, J. C. Park, M. N. Kim, and J. H. Cho, "Design of Bi-directional and multi-channel miniaturized telemetry module for wireless endoscopy", *International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology*, pp. 273-276, 2002.

[5] <http://www.gastro.org/clinicalRes/brochures/hemorrhoids.html>, American Gastroenterological Association, U.S.A.

[6] P. Kahrilas, S. Lin, J. Chen, and M. Manka, "The effect of hiatus hernia on gastro-oesophageal junction pressure", *Gut*, vol. 44, pp. 476-482, 1999.

[7] H. Skinner, N. Bedforth, K. Girling, and R. Mahajan, "Effect of cricoid pressure on gastro-oesophageal reflux in awake subjects", *Anaesthesia*, vol. 54, pp. 798-800, 1999.

[8] F. Gudmundsson, H. Gislason, A. Dicko, A. Horn, A. Viste, K. Grong, and K. Svanes, "Effects of prolonged increased intra-abdominal pressure on gastrointestinal blood flow in pigs", *Surgical Endoscopy - Ultrasound and Interventional Techniques*, vol. 15, pp. 854-860, 2001.

[9] <http://www.adinstruments.com/research/rapps/gasstud.html>, ADInstruments, U.S.A.

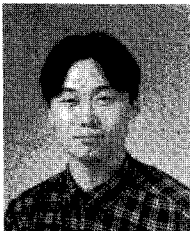
[10] R. S. Mackay, "*Bio-medical telemetry : sensing and transmitting biological information from animals and man*", IEEE press, 2nd ed., New York, 1993.

[11] G. Bistué, J. Elizalde, I. García-Alonso, S. Olaizola, E. Castaño, F. Gracia, and A. García-Alonso, "A micromachined pressure sensor for biomedical applications", *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 7, pp. 244-246, 1997.

[12] 장경만, 문연관, 류원열, 윤영섭, 조진호, 최현철, "초소형 무선 내시경용 FSK 송신기 설계 및 제작", *한국전자과학회지*, 제14권, 제9호, pp. 936-943, 2003.

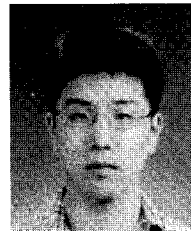
[13] 박종철, 박희준, 이정우, 송병섭, 이승하, 조진호, "체의 제어 가능한 소화관 자극용 초소형 캡슐 구현", *센서학회지*, 제12권, 제4호, pp. 175-184, 2003.

[14] 박종철, 남혜원, 박희준, 송병섭, 원철호, 이승하, 최현철, 조진호, "비선형 연립방정식에 의한 체내 삼입형 초소형 텔레메트리 모듈의 3차원 위치 추적 방법", *센서학회지*, 제12권, 제6호 pp. 249-257, 2003.



윤 기 원 (Ki Won Yoon)

- 2004년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2004년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정
- 주관심 분야 : 생체신호계측, 텔레메트리



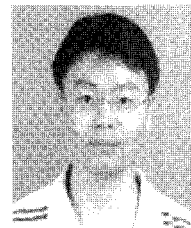
우 상 호 (Sang Hyo Woo)

- 2004년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업(공학사)
- 2004년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정
- 주관심 분야 : 집적회로설계, 텔레메트리



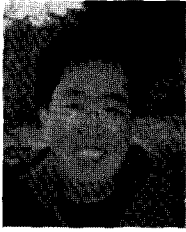
이 정 현 (Jyung Hyun Lee)

- 2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2004년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심 분야 : 의료영상분석, 집적회로설계, RF 시스템, 생체신호처리, 텔레메트리



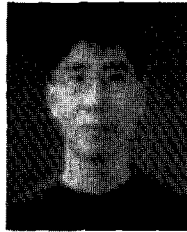
문 연 관 (Yeon Kwan Moon)

- 1996년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2003년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2003년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심 분야 : RF 시스템, 텔레메트리



박희준 (Hee Joon Park)

- 1999년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2001년 금오공과대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2001년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사 과정
- 주관심 분야 : 생체 신호 처리, 텔레메트리



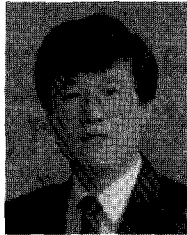
원철호 (Chul Ho Won)

- 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
- 주관심 분야 : 의용계측, 의학영상처리, 컴퓨터 비전



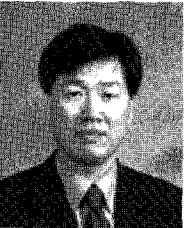
김병규 (Byung kyu Kim)

- 1997년 Univ. of Wisconsin-Madison 졸업(공학박사)
- 현재 한국과학기술연구원 책임연구원
- 주관심 분야 : 마이크로로봇, 마이크로액츄에이터, MEMS Simulation



최현철 (Hyun-Chul Choi)

- 1982년 경북대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학사)
- 1984년 한국과학기술원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1989년 한국과학기술원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1989년 ~ 1990년 대원정밀(주) 연구소장
- 1990년 ~ 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수
- 주관심 분야 : RF 및 마이크로웨이브, 전자기해석



조진호 (Jin Ho Cho)

- 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 첨단감각기능회복장치연구소 연구소장
- 주관심 분야 : 생체 전자, 생체 신호 처리, 의용 센서시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등