

복강내압 측정을 위한 초소형 카테터 시스템

서호영[†], 나승대^{**}, 김명남^{***}

Micro-catheter System for Measurement of Intra-abdominal Pressure

Ho-Young Seo[†], Sungdae Na^{**}, Myoung Nam Kim^{***}

ABSTRACT

Recently, interest that intra-abdominal pressure has been increased as change of pathophysiology to critical patients. The intra-abdominal pressure is measured by cystometry what can be available for non-inclusively. However, conventional methods have some problems such as low SNR, weakness of environment temperature, and unsuitable size of sensor. In this paper, a new subminiature pressure sensor module and sensing system are proposed using a sensor of semiconductor type and FPCB. The module is more stable, flexible, and smaller than the conventional catheter. The performance of the developed module is evaluated by various quantitative analysis indexes. The proposed sensor has the high sensitivity and suitable size for measurement of cystometry more than the conventional method. In order to prove efficiency between conventional and proposed method, proposed method compared for sensitivity, fixable, and size. The proposed method will be help measurement of intra-abdominal pressure of patients due to high accuracy and comfortableness.

Key words: Intra-abdominal Pressure, Cystometry, Micro-catheter, FPCB

1. 서 론

최근 복강경 수술이 일반화되면서 수술의 부작용인 탈장에 대한 관심도 증가하고 있다. 탈장은 복강내압 증가가 주요 원인이며 복강 내 압력이 올라가게 되면 장기가 제자리에 있지 않고 복벽의 약한 부위가 벌어지게 되고 그곳을 통해 소장 등의 장기가 빠져나오는 현상이 발생하게 된다[1]. 이러한 복강내압의 증가는 신경계, 순환기계, 호흡기계, 소화기계 등으로 혈류량을 감소시켜 장기의 기능저하를 유발함에

따라 최근 중환자에서의 병태생리학적 변화를 설명하는 기전으로 관심이 증가하고 있다[2]. 복강내압을 측정하는 방법에는 복강내부로 카테터(catheter)를 삽입하고 압력 변환기를 통하여 압력을 측정하는 직접 복강내압 측정방법이 가장 정확하나 침습적인 방법이라는 제한점이 있다. 간접적인 측정방법으로는 위, 방광 또는 직장내압을 측정하는 다음, 이를 이용하여 복강내압을 추정하는 인체에 고통을 최소화 할 수 있는 비침습적인 방법이 있다[3,4]. 그중에서도 방광내압 측정 방식이 가장 간단하고 정확하게 측정할

* Corresponding Author : Myoung Nam Kim, Address: (41944) Gukchaebosang-ro 680, Jung-gu, Daegu, Korea, TEL : +82-53-200-5266, FAX : +82-53-200-5264, E-mail : kimmn@knu.ac.kr

Receipt date : Jul. 19, 2017, Approval date : Jul. 27, 2017

[†] Dept. of Medical & Biological Eng., Graduate School, Kyungpook National University
(E-mail : bluepoison14@gmail.com)

^{**} Dept. of Medical & Biological Eng., Graduate School, Kyungpook National University
(E-mail : bluepoison14@gmail.com)

^{***} Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University

* This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIP) (No. 2015R1A2A2A03006113) and by Small and Medium Business Administration.

수 있는 방법으로 평가되고 있다.

기존의 방광내압 측정방법은 먼저 생리식염수백, 주사기, 압력 변환기, 3-방향 잠금꼭지(3-way stop-cock)를 연결한 후 이를 방광까지 삽입된 요도관의 세척관에 연결하고 생리식염수를 관류시킨 후에 치골상부 높이 위치에서 영점을 조절한다. 그런 다음 누운 자세에서 소변 배액 통로를 잠그고 생리식염수를 방광내로 주입한 후에 소변 배액 통로를 열면서 호기(expiration) 말에 압력을 측정하는 방식이다[2]. 그러나 이 방법은 측정자의 기술숙련도에 따라 결과가 달라질 수 있기 때문에 정확화 및 표준화된 결과를 도출하기 어려우며 많은 시간이 소요되고 요도관의 연결 부위를 통한 감염의 위험성을 증가시키는 문제점이 있다[5]. 박막형 스트레인 게이지(strain gauge) 압력측정센서를 이용한 방법은 센서가 장착된 요도관을 환자에게 삽입시켜 사용하는 방법으로 도전체에 가해지는 압력에 대하여 센서의 길이 및 단면적이 변화하고, 형태 변화에 따른 도전체의 저항 변화를 측정하여 압력의 크기를 측정하는 방식이다. 박막형 스트레인 게이지 압력측정센서는 진동 및 외부의 충격에는 비교적 강하지만, 출력신호가 극히 미약하기 때문에 주위 온도 및 외부 잡음에 취약한 단점을 가지고 있다[6]. 최근에는 소형 PCB(printed circuit board)에 반도체 압저항(piezoresistor) 압력 센서인 실리콘 압력 다이(silicone pressure die)를 접착하여 고정된 후 PDMS(polydimethylsiloxane)로 몰딩하여 센서를 제작한 것도 있었다[7]. 그러나 이러한 PCB 형태의 반도체 압저항 압력센서 패키지 방식은 소자의 외부 스트레스는 적지만, 와이어 접착에 따른 단선의 위험 및 제작된 센서의 지름이 크기 때문에 요도관 삽입시 환자에게 고통을 야기하는 단점이 있다.

본 논문에서는 기존의 방광내압 측정방법들에서 발생하는 측정 신호의 낮은 신호 대 잡음비(SNR, signal to noise ratio)와 단선의 위험 및 크기로 인한 환자의 불편함 등을 개선한 초소형 방광내 압력센서 카테터(catheter) 모듈 및 측정 시스템을 개발하였다. 제안한 초소형 반도체식 압력센서 카테터 모듈은

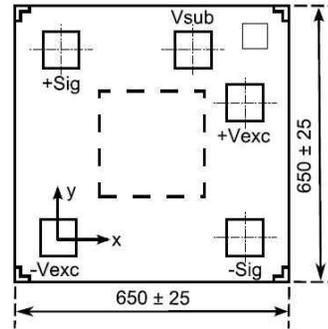


Fig. 1. Development application sensor(SM5108C).

온도에 대한 변화 특성을 보상하여 아날로그 출력이 나가도록 하였으며 유선네트워크 장치인 RS232를 이용하여 측정데이터를 전송하고 컴퓨터로 모니터링될 수 있도록 하였다. 개발한 시스템의 성능을 검증하기 위하여 정밀 압력컨트롤러를 이용하여 압력에 대한 변화율 측정 실험을 수행하였으며 이를 통하여 감도와 선형성을 기반으로 센서로서의 유효성을 확인하였다.

2. 제안한 방광내압용 압력센서

비뇨기용 카테터의 경우 방광내 밀폐되어 있는 공간에서 측정되어야 하므로 초소형 패키지를 구현함에 있어 음압 라인이 필요 없는 최적화된 절대압 측정 방식의 센서를 사용하였다. 요도형 카테터에 압력 센서를 적용하기 위해서는 크기가 작고 와이어의 단선 가능성이 낮아야 함으로 Fig. 1의 초소형 반도체 압력센서 소자를 적용하였다. 소자의 크기는 0.65 mm × 0.65 mm × 0.65 mm으로 초소형 크기의 절대압 센서이다. 반도체 압력센서 소자에 대한 특징은 Table 1과 같이 스트레인 게이지 센서에 비해 kΩ 단위의 매우 높은 저항성과 풀 스케일(full scale)을 가지고 있다. 본 논문에서는 최적의 초소형 센서 소자를 플립칩(flip-chip) 패키지함으로써 크기를 최소화 하였고 고감도 압력센서 소자를 사용함으로써 요도내압을 정확히 검출할 수 있었다.

Table 1. Performance compare of the sensor element

Sensor	R _B	Zero	FS	Linearity
SM5108C	4~6(kΩ)	±35(mV)	127(mV)	±0.2(%FS)

3. 카테터 모듈 및 측정 시스템 설계

3.1 카테터 모듈

Fig. 2은 초소형 반도체 압력센서의 다이어프램 압저항 특성을 이용한 압력센서 카테터 모듈센서의 모식도이다. 절대압 센서 소자를 이용하여 칩에 범프(bump)를 형성, 플립한 후 칩과 FPCB가 연결되도록 플립칩 반도체 공정으로 설계하였다.

기존의 다이 접착(die bonding)과 와이어 접착(wire bonding)후 물딩하는 방식에서는 와이어 노출에 따른 단선의 위험이 존재했으나, 제작한 반도체 공정은 플립칩 접착으로 연결거리를 간소화하고, 패키지의

소형화가 가능해졌으며, 단선의 위험 또한 감소하였다. 또한, 반도체 압력센서의 출력감도는 박막형 압력센서보다 매우 높으며 안정적인 선형성을 가진다.

요도용 카테터는 FPCB 센서가 삽입되는 실리콘 카테터, 커넥터와 아날로그 모듈을 2-루멘 카테터 튜브로 연결시켜 주는 결합허브(juncture hub) 및 식염수 주입 및 배뇨 시 적용되는 커넥터, 센서 소자 신호를 증폭하는 아날로그 모듈, 시스템으로 신호를 전달하는 어댑터 플러그(E11588)로 구성되어 설계 하였다. 특히 결합허브는 FPCB 삽입의 방향성을 고려하여 수평이 유지되도록 디자인하였다.

Fig. 3은 반도체 MEMS 공정 적용을 고려하여 압

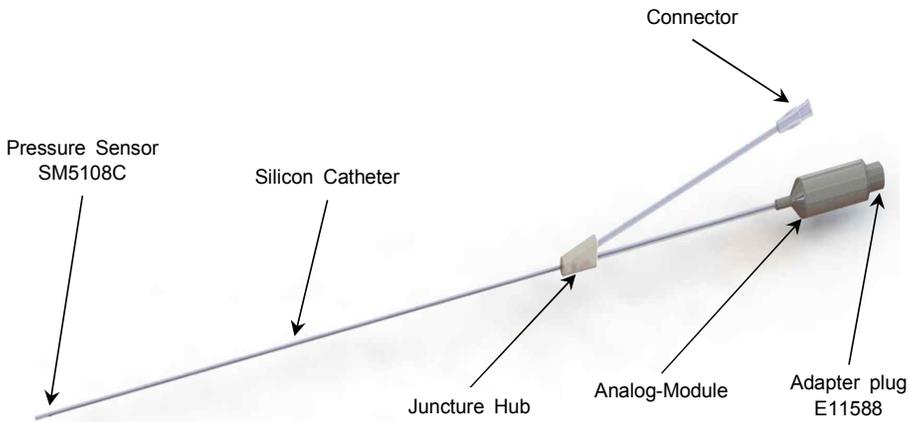


Fig. 2. 3D of the designed development catheter module.

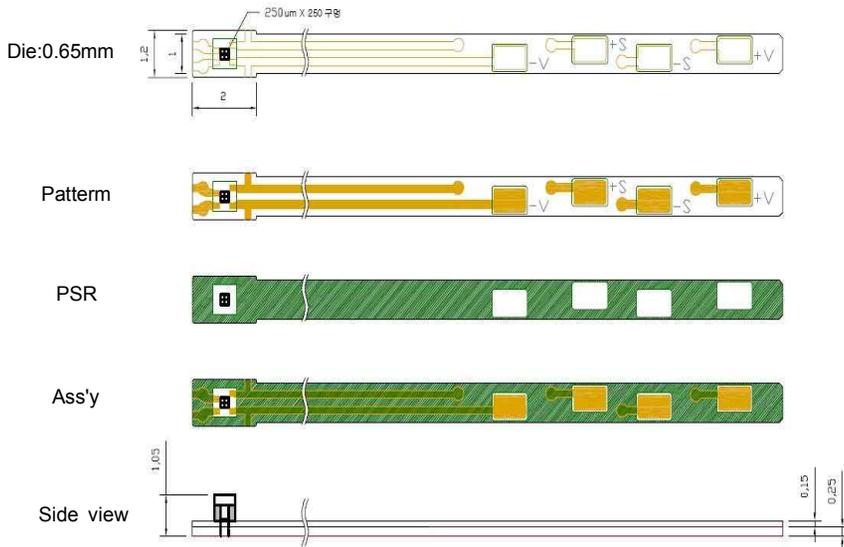


Fig. 3. Design of the development FPCB.

력센서 카테터 모듈을 FPCB로 설계 및 제작하였다. FPCB 설계시 반도체 압력센서의 브릿지 저항 PCB 패턴 연결부분과 플립칩 접착을 위한 패드 크기 및 위치는 카테터의 생체 삽입시 발생하는 곡률 변화로 인한 스트레스를 견딜 수 있도록 제작하였으며, FPCB 제작시 0.25 mm 보강판을 추가하여 패턴의 단선에 대한 보완이 이루어지도록 카테터 삽입시 유연성을 최대한 고려하여 설계하였다. 제작한 FPCB는 ASIC (ZMDI31010) 내부에 14비트 A/D변환기(ADC)와 256KB 플래시메모리, 11비트의 D/A변환기(DAC)가 내장되어 있는 온칩(on-chip)형태의 ASIC chip으로 구성되어있다. 센서는 요도관 삽입이 용이하도록 최소한의 크기와 부피를 유지할 수 있도록 별도의 Op-amp, EEPROM, Regulator, ADC 및 DAC 등과 같은 부품을 구성하지 않아 전체 부피를 줄일 수 있었으며, 전원공급의 안정성을 위하여 확장 JFET (MMBF4392/SOT23)를 사용하여 센서에 5 VDC 정전압을 공급 할 수 있도록 하였다. 센서는 외부 압력에 대한 스트레스로부터 브릿지 저항값은 전체 범위

(약 127 mV)내에서 변화하여 ADC로 인가되며, 인가된 신호를 이용하는 보정 소프트웨어로는 ZACwire SSC Evaluation kit(ZMDI, Germany) 프로그램을 사용하였다.

3.1.1 모듈 패키지 및 제작

요도용 카테터는 요도관 삽입과 곡률이 발생하는 요도관의 특성상 접착부분에서 발생하는 스트레스로 인하여 센서의 잠음 및 감염의 위험성이 발생할 수 있으므로, 반도체 플립칩 공정을 통하여 외부의 압력과 스트레스에도 강인한 패키지를 시도하였다. Fig. 5는 반도체 플립칩 공정을 활용한 초소형 반도체 압력센서 패키지이다. 압력소자에 범프를 형성하고 플립하여 FPCB에 솔더 접착 및 보강 공정을 진행하였다. Fig. 4와 같이 플립 접착을 하면 칩과 기판의 접속부의 길이가 최소화되어 임피던스를 최소화할 수 있다. 제작된 FPCB의 치수는 폭이 1mm~1.2mm, 길이는 500mm, 두께는 0.25mm 이다.

제작된 카테터가 실제 요도관 내에서 발생하는 방

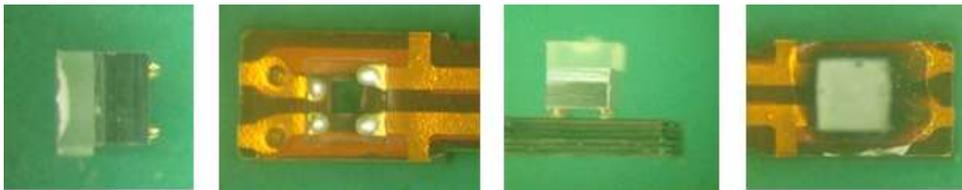


Fig. 4. FPCB ass'y of the development.

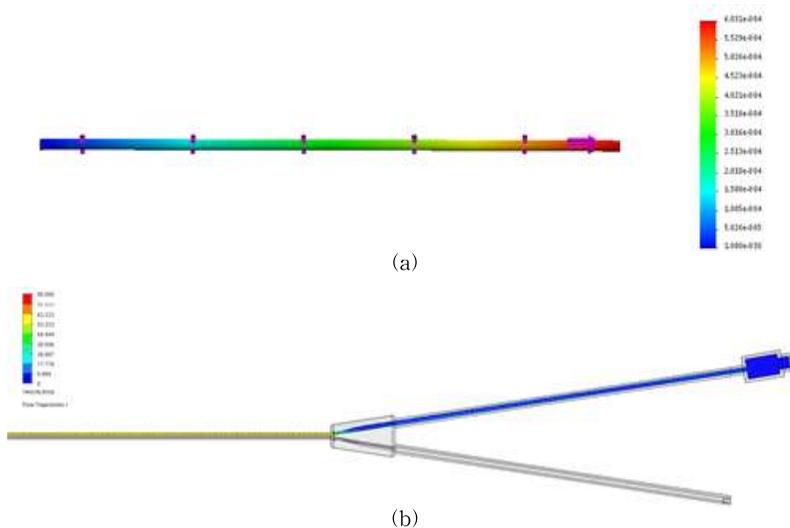


Fig. 5. Result of simulation for strength and velocity, (a) Tensile strength simulation and (b) velocity of flow simulation.



Fig. 6. Subminiature pressure sensor catheter module of the development.

광내의 압력과 플리칩 방식의 접착이 요도관의 곡률 변화의 스트레스에 대한 영향을 시뮬레이션을 통하여 검증하여 보았다. Fig. 5는 실리콘 카테터 튜브의 인장강도와 증류수 혹은 생리식염수의 주입에 따른 유속 시뮬레이션을 표현하였다. 인장강도(tensile strength)는 10 cm 실리콘 카테터에 하중 1.5 kgf/cm²을 가했을 시 약 1.5배 늘어남을 확인하였으며, 유속(velocity of flow)은 0.83 ml/s (50 ml/min)으로 주입하였을 시 약 4배 증가함을 확인하였다. 카테터는 요도관을 통해 생체내에 삽입이 되고 외부 스트레스 및 생리식염수 주입 압력에 따른 파열의 문제점이 발생하게 된다.

Fig. 6은 제작된 카테터 모듈 완성품이다. 인가압력은 0~300 mmHg를 기준으로 보정하였으며, 압력 센서 소자 출력에 따른 변화량을 전용 ASIC chip를 사용하여 아날로그 출력이 나가도록 하였다. 방광내의 압력의 변화는 반도체 압력소자의 압저항 변화로 이어지며, 0~127 mV의 미세 전압이 선형적으로 발생되어 방광내압을 측정하게 된다. 또한, 제작된 카테터 모듈은 요도관 삽입이 용이하도록 초소형 크기 (0.65 mm × 0.65 mm)의 고성능 절대압 반도체 압력 센서 소자 및 삽입시 부드러운 실리콘 소재를 사용하였다. FPCB가 삽입되는 카테터의 내경이 1 mm 이하인 관계로 FPCB 2 Layer 설계는 잡음을 고려하여 패턴 간격을 설정하였다. 그리고 센싱 부위의 외부 스트레스를 최소화하기 위해 소자에는 경화 에폭시 (hard epoxy)를 사용하여 몰딩하였다.

3.2 측정 시스템

제작한 카테터가 방광의 압력을 측정하기 위하여 카테터의 센서의 저항값의 변화를 확인할 수 있는 측정시스템을 Fig. 7과 같이 제작하였다. 측정된 방광내압을 모니터링 할 수 있도록 설계하였으며, 마이

크은 AVR사의 ATMEGA128을 이용하였다. ATMEGA 128는 RISC(reduced instruction set computer)구조를 사용하여 16 MHz에서 평균적으로 16 MIPS의 명령어 처리 능력을 가지는 저소비전력형의 고성능 마이크로컨트롤러이다[8]. 그리고 측정된 압력에 대하여 원 데이터(raw data)를 mmHg 압력단위로 변환하여 방광압력을 모니터링 할 수 있도록 하였다. 소프트웨어는 AVR 전용 컴파일러인 AVR Studio 4 프로그램을 사용하였다.

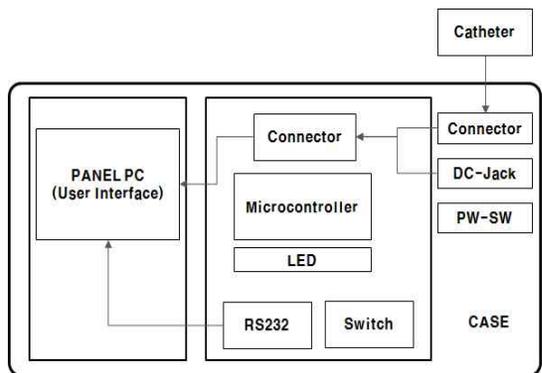


Fig. 7. Block diagram of the development measurement system.

4. 실험 및 결과

4.1 압력센서 카테터 모듈 특성 확인

방광내압을 측정하기 위한 삽입형 카테터는 요도관에 삽입의 용이함과 요도관의 곡률변화에 적응이 쉽도록 크기와 부피에 대한 검증이 필요하다. Fig. 8는 개발품과 기존 선행 연구된 반도체식 압력센서의 치수에 대한 특성을 비교를 보이고 있다.

Fig. 8(a)에서와 같이 개발품의 직경 특성을 확인할 수 있었으며, 실리콘 재질인 카테터 모듈은 전자

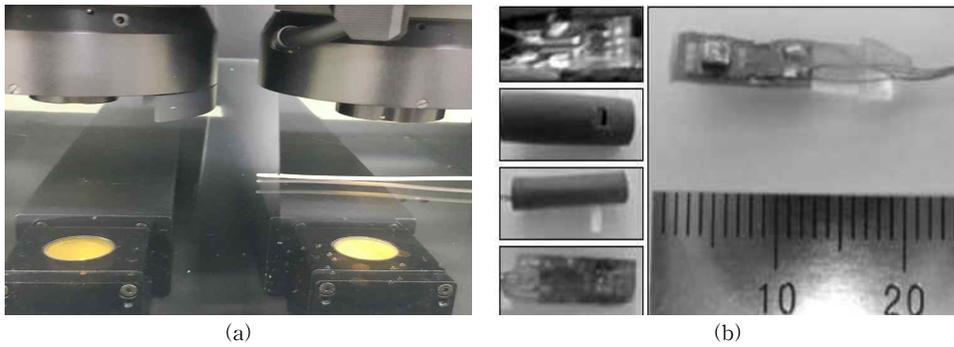


Fig. 8. Comparison for size characteristic, (a) diameter characteristic of the development and (b) prototype of the preliminary research,

버니어로는 측정이 어려운 관계로 삼차원 측정기를 사용하여 확인하였다. 측정 결과는 직경 $\varnothing 1.926$ 로서, Fig. 8(b)의 선행 연구된 시제품의 직경 $\varnothing 5$ 와 비교 하였을 때 매우 작은 사이즈임을 확인 할 수 있었다. 또한, Fig. 9는 개발품과 기존 상용품인 Gaeltec사 비뇨기과 카테터인 CTU-1 single sensor 모델의 길이에 대한 특성을 비교하였다. 제작된 카테터의 직경 특성을 삼차원 측정기로 시험하였으며, 길이 1029 mm로 기존의 Gaeltec사 비뇨기과 카테터의 길이

1000 mm와 비교 하였을 때 동등이상임을 확인 할 수 있었다.

제작한 압력센서 카테터 모듈의 성능을 확인하기 위하여 Fig. 10과같이 시험용 시료를 압력 입력 지그에 장착한 후 고정밀 압력 컨트롤러(PACE6000) 및 계측 장비를 사용하여 실험을 수행하였다. 6Fr(2 mm)의 초소형 압력센서 카테터 모듈은 mmHg 압력 대비 감도가 기존 상용품 보다 약 200배 이상 높음을 확인 하였으며, 스트레인게이지형 압력센서는 소자

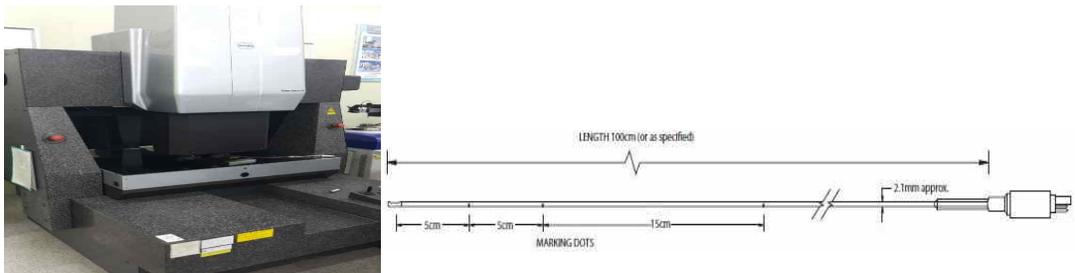


Fig. 9. Length characteristic of the development,

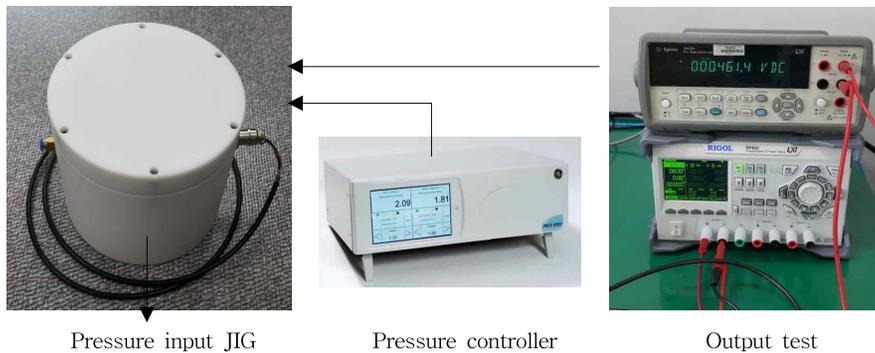


Fig. 10. Module experiment methods,

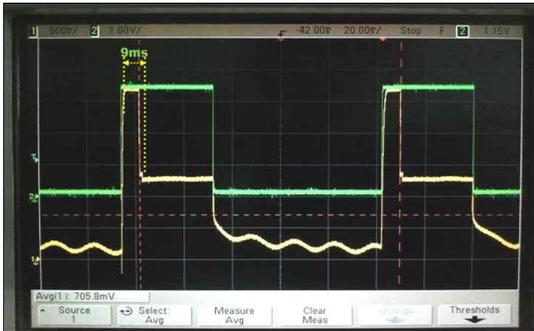


Fig. 11. Output response time of the catheter module.

특성상 감도가 μV 단위로 미세함 확인 할 수 있었다.

또한, 인가 압력에 대한 센서의 출력에 대한 응답 속도와 특성을 확인하기 위하여 Fig. 11과 같이 압력 센서 카테터 모듈에 압력 인가 후 출력에 대한 응답성을 전원 on/off를 통하여 시험하였으며, 인가압력은 300 mmHg로 고정시킨 후 전원 토글 스위치를 사용하여 스위칭 하였다. 전원 상태에 따른 압력센서 카테터 모듈의 출력 응답 시간은 9 ms로 확인되었다. 9 ms 이후에 정상 전압 출력이 되었으며, 전원 off시에는 비교적 빠른 응답성을 가지고 있었다.

4.2 모니터링 측정 시스템 실험

제작된 카테터의 출력을 확인하기 위한 모니터링 측정 시스템의 성능을 확인하기 위해 Fig. 12과 같은 구도로 실험을 수행하였다. 측정된 압력 신호는 메인 보드의 ADC 입력에서 계측기를 사용하여 측정하였

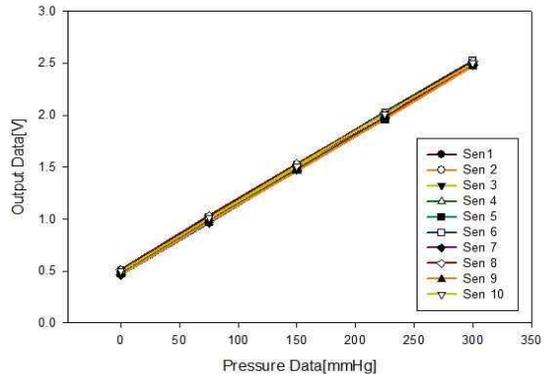


Fig. 13. Output graph on digital multimeter.

다. 그리고 RS232를 통하여 측정 데이터를 전송하고 PC panel에서 GUI를 이용하여 압력 신호를 관찰하였다.

Fig. 13는 정밀 디지털 멀티미터로 초소형 압력센서 카테터의 인가압력의 변화량이 0~300 mmHg 일 때 각각의 카테터 모듈에 대한 출력값을 그래프로 보여주고 있다. 메인컨트롤 보드에서는 zero offset 기능을 적용하였고, 인가압력 300 mmHg에서 출력 변화율이 약 2V가 측정됨을 확인하였다. 대부분의 시료에서 영점의 천이현상이 있었으며, 카테터 샘플링 시료수는 10개로 하여 시험 신뢰도를 높였다. 반도체 압력소자 특성상 그래프에서 보는바와 같이 출력값의 선형성이 매우 좋음을 알 수 있었다.

Fig. 14는 주사기를 사용하여 생리식염수 주입 방광내의 압력 변화를 동물실험으로 확인하였다. Fig.

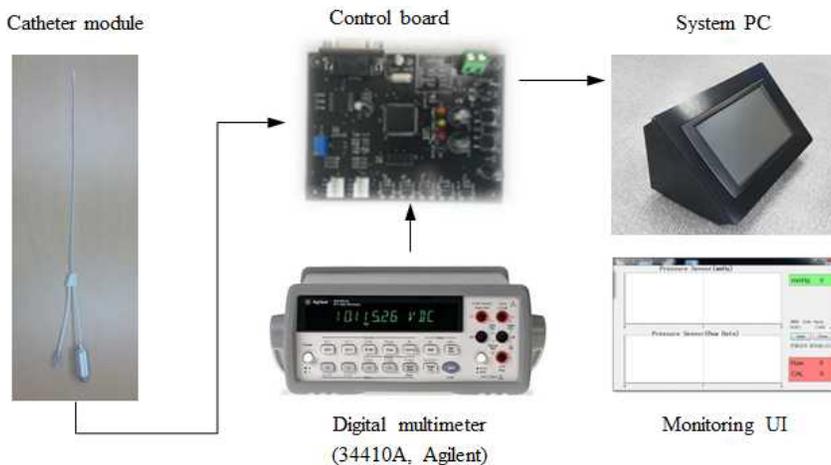


Fig. 12. Experiment methods.

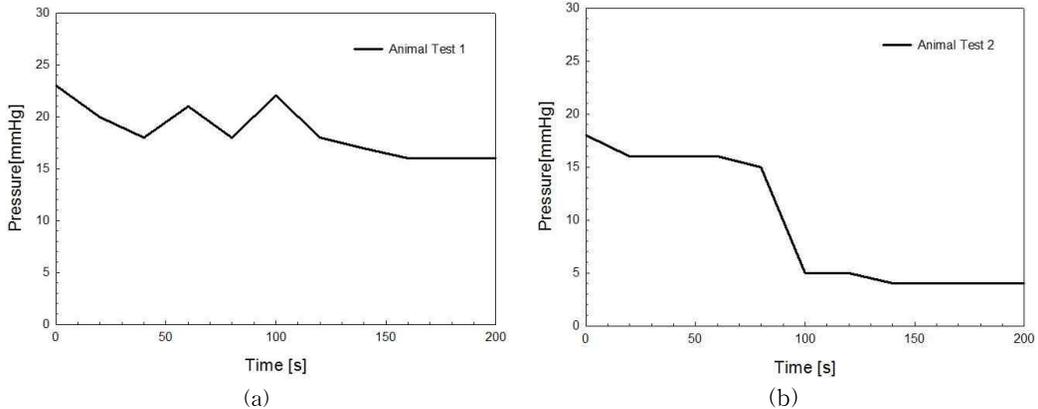


Fig. 14. Result of animal experiment, (a) in-vivo waveform on injection saline solution and (b) In-vivo waveform on drain saline solution.

14(a)와 같이 초소형 압력센서 카테터 모듈의 출력이 일정 시간이 지난 후 안정화되고 있으며, 비글은 충만 상태 방광내의 압력이 약 20 mmHg인 것으로 보여진다. Fig. 14(b)는 주사기를 사용하여 생리식염수 배액 방광내의 압력 변화를 동물실험으로 확인하였다. 초소형 압력센서 카테터 모듈의 출력값이 떨어지고 있으며, 비글의 방광내압이 5 mmHg 이하로 표시되고 있음을 동물실험을 통하여 확인 할 수 있었다. 개발한 초소형 반도체 압력센서 카테터 모듈의 동물 실험으로 방광내의 압력이 변화되는 현상을 모니터링 하였으며, 개발된 카테터의 유연성과 탄성으로 인하여 요도관 삽입시 손쉽게 실험 할 수 있었다.

5. 결 론

복강내압의 증가는 신경계, 순환기계, 호흡기계, 소화기계 등으로 혈류량을 감소시켜 장기의 기능저하를 유발함에 따라 최근 중환자에서의 병태생리적 변화를 설명하는 기전으로 관심이 증가하고 있으며, 방광내압을 통한 복강내압 측정이 비침습적으로 가장 간단하고 정확하게 측정할 수 있는 방법이다. 기존에 연구되어진 방식들은 출력신호가 극히 미약하기 때문에 주위 온도 및 외부 잡음에 취약하며, 지름이 크기 때문에 요도관 삽입시 환자에게 고통과 질병을 줄 수 있다. 본 논문에서는 방광내압 측정을 위해 기존의 선행 연구된 센서 카테터 모듈보다 작고 정확하며, 안정적으로 측정할 수 있는 초소형 압력센서 카테터 모듈 및 측정 시스템을 제작하였다. 요도내

방광내압의 변화율에 따른 센싱 소자의 출력 특성 데이터를 임상시험으로 연계하지는 못하였지만 개발된 초소형 반도체 압력센서는 선행 연구 또는 상용화된 제품과는 달리 크기는 작고 유연하며, 교정된 컨트롤러를 통한 sensitivity(1.3 mV/V/mmHg)와 직경(1.926 mm)의 특성을 확인함으로써 그 효율성을 증명 하였다. 정밀 컨트롤러 인가압력에 대한 변화율을 확인한 결과 개발한 초소형 반도체 압력센서 카테터 모듈은 높은 감도와 선형성, 정확도를 가지고 있음을 확인할 수 있었다. 개발한 시스템은 방광내압 측정이 용이할 것으로 보이며, 기존의 방법보다 정확성과 인체 삽입 시 발생하는 불편함을 해소하는데 많은 도움이 될 것으로 보인다.

REFERENCE

[1] E.J. Kimball, M.C. Mone, T.R. Wolfe, G.K. Baraghoshi, and S.C. Alder, "Reproducibility of Bladder Pressure Measurements in Critically Ill Patients," *Intensive Care Medicine*, Vol. 33, No. 7, pp. 1195-1198, 2007.
 [2] S.J. Kim, J.S. Seo, M.H. Son, S.Y. Kim, K.H. Jung, E.H. Kang, et al., "The Effects of Intra-Abdominal Hypertension on the Prognosis of Critically Ill Patients in the Intensive Care Unit," *Tuberculosis and Respiratory Diseases*, Vol. 61, No. 1, pp. 46-53, 2006.
 [3] P.K. Suominen, M.P. Pakarinen, P. Rautiainen,

I. Mattila, and H. Sairanen, "Comparison of Direct and Intravesical Measurement of Intraabdominal Pressure in Children," *Journal of Pediatric Surgery*, Vol. 41, No. 8, pp. 1381-1385, 2006.

- [4] Bulges Like a Lump in the Groin I Have Hernia?, <http://www.kookje.co.kr> (accessed Sep., 25, 2016).
- [5] T.T. Levins, "Under Pressure: Rapid Identification and Treatment of Intra-abdominal Hypertension and Abdominal Compartment Syndrome May Save Lives," *Nursing in Critical Care*, Vol. 2, No. 5, pp. 42-48, 2007.
- [6] B.K. Choi, H.Y. Lee, and J.H. Eom, *Portable Bladder Pressure Monitoring Device*, Patent No. 1014310510000, 2014.
- [7] S.J. Kim, D.S. Lee, J.H. Kim, H.Y. Lee, B. Choi, S.W. Kim, et al., "Preliminary Report about the Efficacy of Prototype Pressure Sensor for the Real-Time Intravesical Pressure Monitoring in the Rabbit," *The World Journal of Men's Health*, Vol. 30, No. 1, pp. 80-86, 2012.
- [8] J.L. Lee, *Application of Sensor*, Se-hwa publisher, GyeongGi-Do, 2001.



서 호 영

2017년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
 2002년~2016년 (주)덴텍 연구개발부 부장
 2016년~2017년 (주)인성메디칼 IT 제품개발 연구실장

2017년~현재 스마트솔루션 대표이사
 관심분야: 의용전자기기, 생체신호측정



나 승 대

2012년 2월 대구한의대학교 한방의공학과(공학사)
 2014년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
 2014년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정

관심분야: 의학영상처리, 의용전자기기



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)

1996년~현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실
 주임교수

관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리