

## 메소스케일 유연 외팔보 센서를 이용한 진동유동의 무선 계측

박 병 규<sup>\*†</sup> · 이 준 식<sup>\*\*</sup>

\* 서울대학교 정밀기계설계공동연구소, \*\* 서울대학교 기계항공공학부

### Wireless Telemetry of an Oscillating Flow using Mesoscale Flexible Cantilever Sensor

Byung Kyu Park<sup>\*†</sup> and Joon Sik Lee<sup>\*\*</sup>

\* Institute of Advanced Machinery and Design, Seoul Nat'l Univ.

\*\* School of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul Nat'l Univ.

(Received November 19, 2012 ; Revised December 11, 2012 ; Accepted December 18, 2012)

**Key Words:** Oscillating Flow(진동유동), Cantilever Structure(외팔보 구조), Wireless Telemetry(무선 원격계측), Flexible Flow Sensor(유연 유동 센서)

**초록:** 곤충을 비롯한 많은 생물은 매질의 진동을 감지할 수 있는 다양한 감각기관을 이용하여 외부 교란을 감지하고 서로 통신하며 생명 유지활동을 하고 있다. 가장 가까이 접하는 진동유동의 대표적인 예로는 인체의 호흡을 들 수 있다. 본 연구에서는 마이크로제조 공정을 통해 메소스케일 저항식 감지소자, 특히 외팔보 형상의 유연 감지소자를 이용한 유량측정법을 제안하고, 무선통신을 이용한 유동측정 시스템화 및 휴대화의 가능성을 고찰하였다. 탄성계수가 낮은 기질재료를 사용함으로써 온·습도에 영향을 받지 않는 건강 진단용 호흡센서로서의 가능성 및 확장성을 확인하였다. 또한 유동감지 센서의 측정 데이터를 분석한 결과, 정밀성과 신뢰성은 마이크로 컨트롤러의 분해능, 노이즈 제거기술에도 의존하는 것으로 나타났다. 이 시스템에서 패킷 간의 최소 전송소요 시간은 약 16 ms로 나타났다.

**Abstract:** This paper describes a flexible wireless telemetering system using a mesoscale cantilever sensor, which is microfabricated with a patterned thin Ni-Cu foil on a resin substrate. The dynamic validation of the sensor has been conducted in a flow. The wireless telemetry is used to obtain data regarding the oscillating flows. It is shown that the sensor is nearly independent of the environmental temperature and is suitable for application to primary healthcare and diagnostic devices. It can be easily integrated with other modules for measuring physiological parameters, e.g., blood pressure, oxygen saturation, and heart rate, to increase the convenience and reliability of diagnosis. The precision and reliability of the sensor are also dependent on the design of the analog front-end and noise reduction techniques. It is shown that the present system's minimum interval between packet transmissions is ~16 ms.

- 기호설명 -

$h$  : 센서의 두께 [m]

$L$  : 센서의 길이 [m]

$Q/Q_p$  : 정규화된 유량 [-]

$R_s$  : 센서의 저항 [ $\Omega$ ]

$t_{0-9}$  : 동시계열 데이터 배열 0, ..., 9 [-]

$V/V_p$  : 정규화된 유동체적 [-]

$w$  : 센서의 폭 [m]

$x$  : 좌표 [m]

$\delta$  : 변위 [m]

### 1. 서론

인간의 생활이 윤택해지고 의료기술이 발전함에 따라 출산율은 크게 감소하고 고령인구는 급격히 증가하는 추세에 있다. 고령의 노인은 많은 육체적인 질병, 특히 갱년장애 폐질환과 천식과 같은 호흡기 질환으로 고통받고 있다. 폐질환에

† Corresponding Author, [bkpark@snu.ac.kr](mailto:bkpark@snu.ac.kr)

© 2013 The Korean Society of Mechanical Engineers

대한 올바른 생리적 진단을 위해서 호흡기능의 검사는 필수 불가결하고 이 호흡량의 시간적인 변화를 측정함으로써 폐기능을 진단하고 치료할 수 있다. 이러한 검사가 유효한 1차 진료 수단으로 부상함에 따라 유량을 측정하는 여러 가지 방법들이 적용되어 왔다. 사실은 최근의 의료기술 발전이 의료기기의 개발에 크게 의존하고 있다. 호흡기 질환 검사에는 체적식 유량측정을 이용한 폐활량계와 같은 전통적인 방법에서부터 압력차나 온도차를 이용한 다양한 유량측정방법들이 개량 적용되고 있다.

최근 반도체제조 공정기술이 확산됨에 따라 이를 이용한 의료용 고정밀 초소형 유동센서가 개발되고 있다. 특히 생물체의 감각기관은 그 특성 및 기능에 따라 다양한 크기로 분포되어 있고, 이 감각체계를 모방하고 개량 실현하기 위한 생체모방 감지시스템 기술이 주목받고 있다.<sup>(1,2)</sup> Liu<sup>(3)</sup>는 헤어셀을 모사한 여러 가지 인공감지모 센서를 개발하였다. Park과 Lee<sup>(4)</sup>는 진동유동에 의한 유연감지모의 동적해석모델을 개발하고 감지모의 형상에 따른 매질 유동의 주파수에 따른 거동을 분석하였다. Laghrouche 등<sup>(5)</sup>은 마이크로 제조 공정으로 센서를 제작하고 무선측정시스템을 구축하여 벽면전단응력 센서의 교정을 수행하였으며, Ardekani와 Motlagh<sup>(6)</sup>는 호흡 진단용으로 열선/열막 유속계의 사용하기 위해 유체온도의 영향을 고찰하였다. Agarwal과 Ramachandran<sup>(7)</sup>은 압력센서를 직렬통신포트 RS232 및 인터넷으로 연결하여 폐활량계 시스템을 구축하였다. Putten 등<sup>(8)</sup>은 유속, 온도, 상대습도 등의 다중센서를 이용하여 호기를 통한 폐기능 진단 시스템을 구현하고, 특히 열선을 이용한 유속측정에 대해 중점적으로 고찰하였다. Chang 등<sup>(9)</sup>은 생리변수를 측정하기 위하여 폴리이미드 수지를 이용하여 심전도(ECG) 센서를 제작하고 심장박동율을 측정하였다. Choi와 Z. Jiang<sup>(10)</sup>은 전도성 섬유와 압전성 PVDF를 이용하여 심장호흡신호 모니터링 센서를 개발하고 벨트형태로 착용할 수 있게 하여 장시간 심장박동율 및 심전도 신호를 추출할 수 있는 시스템을 개발하였다. Milenkovic 등<sup>(11)</sup>은 개인건강정보 모니터링을 위한 무선센서망 구축에 필요한 시스템 계층 구조, 하드웨어, 소프트웨어에 대해 기술하고 동기화 및 전력관리 기술에 대해 기술하였다.

곤충을 비롯한 많은 생물은 매질의 진동을 감지할 수 있는 다양한 감각기관을 이용하여 외부 교란을 감지하고 서로 통신하며 생명 유지활동을 하고 있다. 본 연구에서는 마이크로제조 공정으로 제작한 저항 감지소자를 이용하여 무선 유량 측정 방법의 가능성을 확인하고자 한다. 특히 탄성계수가 낮고 유연한 기질을 사용함으로써 인체의 호흡 기류를 감지할 수 있는, 직사각 단면을 갖는 외팔보 구조 유동센서의 특성을 파악하며, 향후 의료용 폐기능 진단센서에 적용하고자 한다. 또한 이 센서를 포함하는 무선측정 시스템을 통하여 동적 신호에 대한 정량적인 무선계측법의 효용성, 응용 확장성 및 한계점 등을 고찰하고자 한다.

## 2. 진동 유동

### 2.1 유동 감지소자

과거에는 미세한 선을 사용하거나 스크린 프린팅과 같은 후막공정을 사용하여 스트레인 게이지를 제작하였으나 최근에는 마이크로제조 기술이 발전함에 따라 다양한 방법의 멤스공정이 이용가능하여 유동 감지소자를 제작하고 있다.<sup>(9)</sup> 본 연구에 사용한 유동 감지소자의 주요 제작공정은 다음과 같다. 먼저 기질의 두께가 30  $\mu\text{m}$ 인 폴리이미드계 수지 지지막 위에 두께 5  $\mu\text{m}$ 가 되도록 콘스탄탄 (Ni40%-Cu60%)을 증착한 호일을 사용한다. 그 위에 감광제(PR)로 코팅을 하고 마스크를 이용하여 노광을 시킨다. 노광부분을 제거하고 화학약품(metal etchant)을 이용하여 금속패턴을 얻는다. 감광제를 제거하고 세정한 다음, 필요한 크기로 절단하여 저항감지 소자를 제작하고, 리드선을 연결, 표면층을 코팅하고 열처리하여 감지센서를 완성한다. 본 연구에서는 감지부 게이지의 길이( $L$ ) 5 mm, 폭( $w$ ) 1.5 mm, 두께( $h$ ) 5  $\mu\text{m}$ 의 NiCu 막이 패터되어 저항( $R_s$ ) 약 120  $\Omega$ 이 되도록 제작된 소자를 사용하였으며, 항력에 의한 변형을 측정하였다.

### 2.2 원격무선 계측시스템

#### 2.2.1 아날로그 신호 감지회로

마이크로 센서시스템의 경우 주위환경의 영향을 크게 받아서 많은 노이즈가 신호에 포함된다.

이를 해결하기 위해서는 고정밀도를 가지는 고가의 복잡한 계측시스템을 사용하는 것이 일반적이다. 본 연구에서는 조화유동에 의한 유동 감지소자의 굽힘 변위에 따른 저항변화를 감지하기 위하여 휘트스톤(Wheatstone) 브리지 회로를 구성하고 이를 계측용 증폭기로 증폭하였다(Fig. 1). 이 증폭된 신호는 다양한 여파기 및 신호조정 회로를 거친 후 최종 증폭기에서 목적에 부합하도록 충분히 증폭한다. 이 신호를 센서보드에서 디지털 신호로 변환한 다음 마이크로 컨트롤러와 무선 칩을 거쳐 통신규약에 따라 무선 데이터 패킷으로 송신할 수 있도록 하였다(Fig. 2).

2.2.2 무선계측시스템의 구성

무선센서망은 크게 순간적인 환경정보를 감지하고 변환하여 임시로 저장하는 센서노드, 센서노드를 다양한 방법으로 동기시켜 정보를 취득하고 상황을 인지하며 사용자 명령에 따라 보고하는 싱크노드, 센서망을 관리하고 정보취득 명령을 내리며 보고를 접수하는 사용자노드로 구성된다. 특히 센서, 통신모듈, 마이크로 컨트롤러(MCU), 배터리로 구성되는 센서노드는 전력소모를 줄이면서 정보를 제어 관리하고 사용자 요구에 따라 전달하고 처리하는 무선센서 서비스 구현의 핵심역할을 수행한다.<sup>(11)</sup> 릴레이 노드는 센서노드와 동일하지만 센서보드가 없다는 점이 다르고, 센서노드와 기지국 간의 통신을 중계하는 역할을 담당한다. 단순한 시스템이나 비교적 단거리 통신에서는 생략할 수 있다. 본 연구에서 사용한 무선계측 시스템의 기지국과 관련한 구성을 Fig. 3에 나타냈다. 여기서는 저비용 저전력

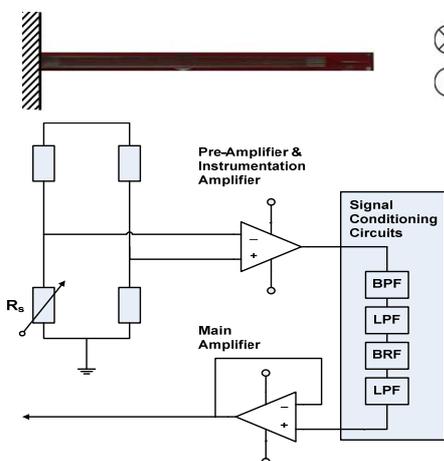


Fig. 1 Sensing element and analog front end

무선센서망 운영체제(tinyOS 2.x)를 사용하였는데, 이는 NesC 언어로 구성되어 있어서 하나의 응용 프로그램이 NesC 컴파일러에 의해 빌드(build)되면 C 파일이 생성되고, 이것은 플랫폼(MSP430)별 컴파일러에 의해서 hex이미지로 다시 변환되며, 이 이미지가 플랫폼에 업로드되어 마이크로 내장 시스템의 역할을 수행하게 된다. 센서노드에서 수집된 정보는 트랜스시버 무선칩(CC2420)을 통하여 통신 프로토콜(802.15.4)에 따라서 패킷 형태로 베이스노드로 전송된다.

본 연구에서는 무선안테나를 통하여 수신된 패킷 데이터가 플랫폼, 시리얼-범용시리얼버스 변환기(FT232)와 연결된 범용시리얼버스 케이블을 통하여 PC로 전달된다. PC에서는 전달된 데이터를 모니터링하기 위한 디스플레이용 자바프로그램이 사용되며, 또한 모니터링한 데이터를 저장하기 위해서는 리눅스용 C 프로그램이 구동된다.

2.3 진동 유동 실험장치

진동유동 실험장치는 조화유동을 포함한 임의의 유동패턴을 생성할 수 있도록 설계하였다. 이를 위하여 직경 300 mm (내경 286 mm)인 우퍼스피커의 변위를 이용하였으며, 우퍼스피커 상부에 원뿔대 형상의 콘을 이용하여 유동의 교란을 최소화하면서 가속하고, 플렉시블 호스를 지난 다음 측정체적으로 유입되도록 구성하였다. 측정부는 아크릴을 사용하여 유로 단면적 10 mm x 10 mm, 길이 128 mm로 가공하였으며, 2세트의 유량감지 센서를 장착할 수 있도록 설계 제작하

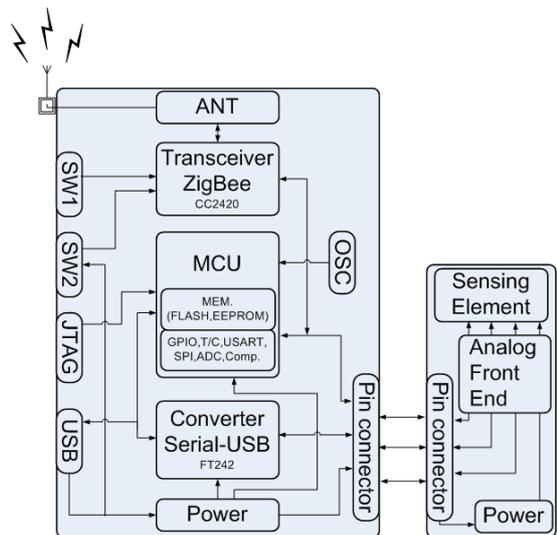


Fig. 2 Signal conditioning and flow in the sensor node

였다. 측정체적 상하류에는 스테인레스 메쉬를 장착하여 내부에 균일유동이 흐르도록 하였다 (Fig. 4). 디지털 함수발생기를 사용하여 입력전압의 파형을 조절함으로써 측정체적에서 원하는 임의의 유동패턴을 얻을 수 있다.

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 유연 감지 센서의 교정

유연 감지 센서의 온도에 따른 변화를 파악하기 위하여 센서를 온도조절이 가능한 오븐에 넣고 온도에 따른 저항변화를 4선법(four wire method)으로 측정한 결과를 Fig. 5에 나타냈다. 저항의 변화는 금속의 물성뿐만 아니라 압력 및 상대습도의 차이, 고온에서 폴리머 기질의 변형에 의해 생길 수도 있다. 그림상의 두 직선은 각각 백금의 온도저항계수(TCR)의  $\pm 0.05\%$ 를 상하한선으로 나타낸 것으로 본 연구에 사용한 마이크로저항막 센서는 온도에 따른 저항변화가 매우 작음을 알 수 있다. 특히  $90^{\circ}\text{C}$  이상에서는 선형 증가 경향을 나타내지만, 상온에서  $90^{\circ}\text{C}$  까지 사용 시에는 저항변화를 무시할 수 있음을 알 수 있다. 마이크로제조 유연센서를 이용한 유동측정시 온습도 변화에 의한 영향을 거의 무시할 수 있는 조건(예를 들면 호흡 등)의 경우에는 다른 센서보다 매우 유리한 위치를 점할 수 있다.

유속에 의해 야기되는 유연센서의 변위에 따른 센서의 교정곡선을 구하기 위해서 1차원 이송장치를 구성하고  $x = 3.5 \text{ mm}$  인 지점에 칼날(knife edge)을 위치시켜 이송할 때 변위에 따른 출력

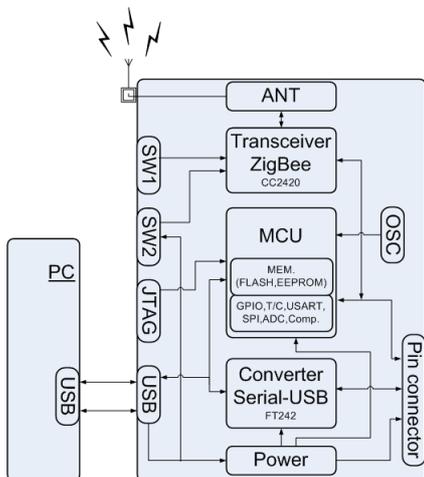


Fig. 3 Schematic of base station in the wireless telemetry system

결과를 Fig. 6에 나타냈다. 변위가 증가함에 따라 출력은 증가하는 비선형 특성을 나타냄을 알 수 있다.

균일 유동에서의 센서 검증을 위하여 일정한 유로 단면적을 갖는 유동채널을 형성하고 상류 및 하류에 메쉬를 설치하여 균일한 유속분포가 형성되도록 하였다. 유동측정부에 유동 감지소자를 설치한 모습 및 유동발생장치를 Fig. 7에 나타냈다. 본 시스템은 유로에 여러 개의 유동감지 센서를 설치하여 거의 동시에 여러 위치에서 측정할 수 있는 특징이 있다. 측정부를 흐르는 유량에 따른 신호는 앞절에서 설명한 무선측정시스템으로 측정하여 PC에서 무선 모니터링 및 저장을 한다.

#### 3.2 진동유동

함수발생기의 출력신호 파형을 파워증폭기로

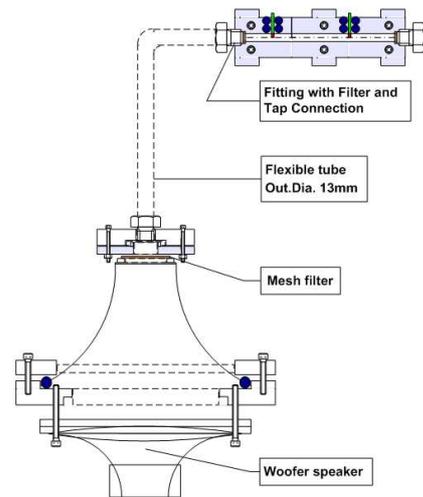


Fig. 4 Schematic of an oscillating flow generator and microchannel

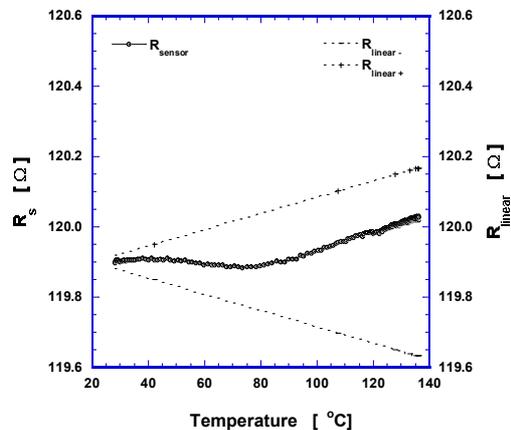


Fig. 5 Variation of resistance with respect to temperature change

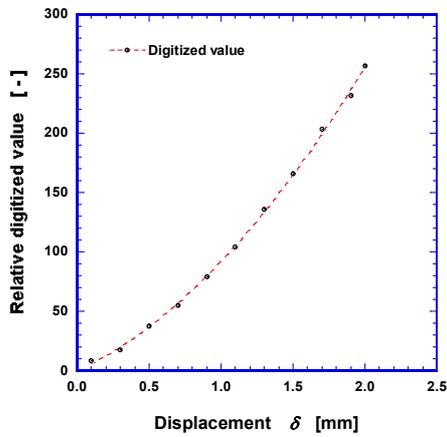


Fig. 6 Static calibration curve for the flexible resistive sensor

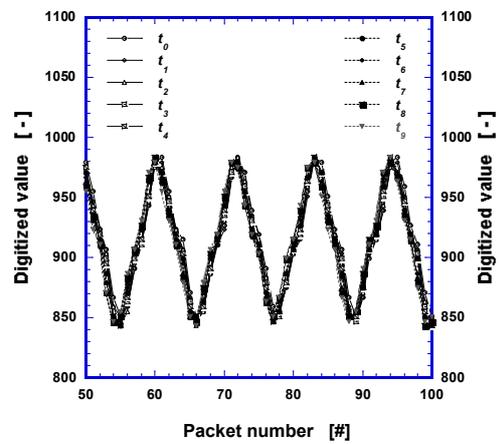


Fig. 8 Digital data in the packet received from ad-hoc node via base station and USB terminal

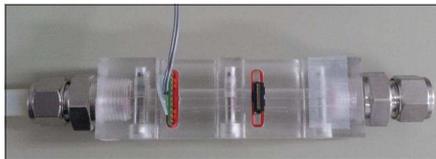


Fig. 7 Photograph of experimental apparatus for flow measurement and generation

증폭하여 우퍼스피커를 구동함으로써 제작한 진동유동 실험장치에서 임의의 원하는 유동을 발생시켰다. 본 연구에서는 주파수 5 Hz, 피크간 전압 ( $V_{pp}$ ) 400 mV로 구동되는 우퍼 스피커가 시험체 적에 진동유동을 생성하고, 이 유동에 의해 유량 감지 소자로부터 출력된 아날로그 신호는 센서 노드에서 디지털 신호로 변환되고 마이크로 컨트롤러를 통해서 패킷으로 무선 전송된다. 무선기 지국에서 패킷으로 수신한 신호는 USB를 통하여 PC로 전달된다. 이 신호를 파싱하여 모니터링을 하거나 시리얼 데이터 저장 프로그램으로 저장할 수도 있다.<sup>(11)</sup> Fig. 8은 패킷번호(시각)에 따른 패킷 내부의 이진 데이터(binary raw data)를 나타낸 것으로 여기서  $t_0, t_1, \dots, t_8, t_9$ 는 한 개의 패킷에 포함된 10개의 동시계열 데이터 배열이다. 저장할 수 있는 데이터는 사용한 마이크로 컨트롤러 성능의 제약으로 인하여 전송 데이터 패킷의 길이에 따라 패킷 사이의 최소시간이 약 16 ms까지 가능한 것으로 나타났다. 만약 전송속도를 과도하게 증가시키면 데이터 손실이 발생하고 손실율도 크게 증가하여 유효 데이터는 급격히 줄어드는 것으로 나타났다.

한 개의 패킷은 Table 1과 같이 데이터의 길이, 도착지 주소, 수신 ID, 그룹명, 버전, 데이터 샘플링 간격, 송신센서 ID, 패킷 번호, 측정 데이터, 수신신호 강도지수(RSSI), 연결상태 표시자(LQI), 순환오류검사(CRC), 승인코드(ACK), 시각 등의 정보로 구성되며, 본 연구에서는 이들을 포함한 10개의 측정 데이터를 패킷으로 한 번에 보내도

Table 1 Structure of RF transmission packet

Header						Data			
Length	Fcfhi	Fcflo	Dest	ID	Group	...	data0	data1	data2
Data									
data3	...	...	data8	data9	RSSI	LQI	CRC	ACK	Time

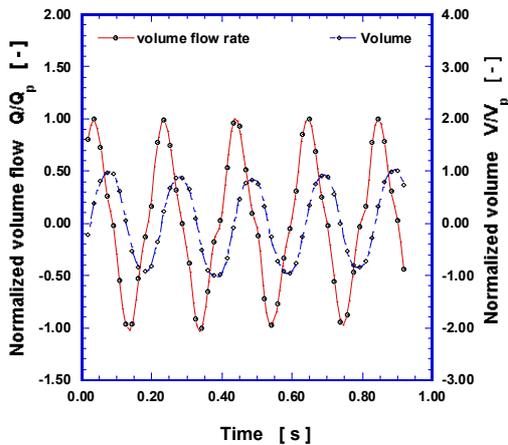


Fig. 9 Normalized volume flow rate and volume calculated from ad-hoc node data via base station and USB terminal

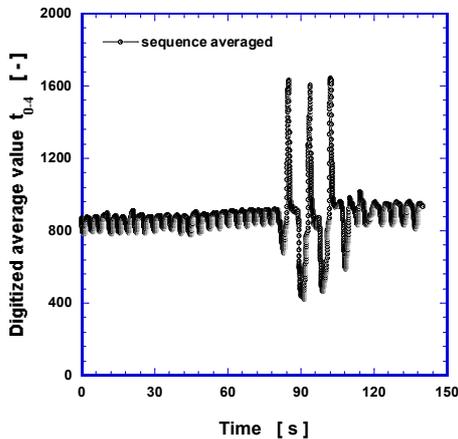


Fig. 10 Typical respiration curve: Three consecutive deep breathing followed by rapid shallow breathing

록 하였다. 노이즈가 포함된 아날로그 신호를 신호처리하고 디지털 데이터 전송시 비동기통신방식(UART)을 이용하여 송수신을 하기 때문에 측정 데이터간의 미소한 차이가 존재하는 것으로 생각된다. 정해진 시각에서의 데이터는 비교적 잘 일치하지만, 높은 정도를 얻기 위해서는 고속으로 많은 데이터의 처리가 필요하게 되고 이에

따라 통신부하가 증가하며 통신속도도 또한 느려지므로 적절한 타협점을 찾아야 한다.

기준 실험조건에서 각 패킷의 데이터를 평균하고 이 평균 체적유량 및 체적을 각각의 최대치로 정규화한 결과를 Fig. 9에 나타냈다. 매우 낮은 유량에서 미소하게 일그러진 형태는 유속에 의한 항력과 센서 소자의 비선형성을 초래하는 유체 점성 및 히스테리시스 댐핑, 노이즈, 비동기 무선 전송 등의 여러 인자들에 기인한 것으로 생각된다. 이를 개선하기 위해서는 고분해능 아날로그-디지털 컨버터를 사용하고, 고성능의 마이크로 컨트롤러를 사용하여 데이터 샘플링속도 및 전송속도를 높여야 하며, 고급 노이즈 필터링 알고리즘을 적용해야 한다. 그러나 이는 계측시스템의 대형화, 복잡화, 높은 전력소모율, 고비용화를 초래하게 된다. 따라서 마이크로 컨트롤러는 사용 목적, 용도에 적합하도록 선정하고, 주변회로도 성능에 맞게 잘 배치하여야 한다.

사람이 안정된 상태에 있을 때의 호흡에서 얻어낸 3번의 최대 심호흡 상태를 측정된 결과를 Fig. 10에 나타냈다. 호흡 측정은 검사를 받는 사람의 노력 의지에 따라 크게 변하는 것이 일반적이다. 그림에서 상부는 호기상태를 나타내고, 하부는 흡기상태를 나타내며, 일반적으로 최대 노력성 호흡에서는 호기시의 유속이 흡기시의 유속보다 훨씬 크다는 사실을 확인할 수 있다. 실제로는 유량, 체적을 매개변수로 표시한 호흡선도를 통하여 가시적 의학 진단용으로 널리 활용될 수 있을 것이다. 이 때 사람의 호흡에 포함된 온도 변화의 영향을 무시할 수 있는 시스템의 구현이 가능하게 된다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 생물의 감각기능 통신시스템 원리에 착안하여, 유연한 유동감지 센서소자를 사용한 소형의 무선통신 계측시스템을 구축하였으며, 진동유동에 대하여 측정을 수행함으로써 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 마이크로제조 공정을 이용한 외팔보 형상의 메소스케일 저항식 유연 감지소자를 이용한 유량 측정법을 개발하였다.

(2) 본 유동감지 센서는 일상적인 사용온도 영역에서 온도 변화에 따른 저항변화가 거의 없어

서 환경변화에 구애받지 않고 사용할 수 있다.

(3) 유연한 유동 센서를 이용하여 진동 유동을 측정함으로써 무선측정 시스템의 확장 가능성을 확인하였다.

(4) 저비용으로 내구성이 우수하고, 여러 지점에서 유량 측정이 가능한 무선 측정시스템의 구축이 가능하다.

## 후 기

이 논문은 2012년도 정부의 재원으로 한국연구재단 중점연구지원사업(KRF-2012-041247)의 지원을 받아 수행된 연구입니다. 이에 관계자 여러분들께 감사드립니다.

## 참고문헌

- (1) Bathellier, B., Barth, F. G., Albert, J. T. and Humphrey, J. A. C., 2005, "Viscosity-Mediated Motion Coupling Between Pairs of Trichobothria on the Leg of the Spider *Cupiennius Salei*," *J. Comp. Physiol. A*, Vol. 191, pp. 733~746.
- (2) Barth, F. G., Humphrey, J. A. C. and Secomb, T. W., 2003, *Sensors and Sensing in Biology and Engineering*, Springer-Verlag.
- (3) Liu, C., 2007, "Micromachined Biomimetic Artificial Haircell Sensors," *Bioinsp. & Biomim.* Vol. 2, s162-9.
- (4) Park, B. K. and Lee, J. S., 2012, "Dynamic Behavior of Flexible Sensory Hair in an Oscillating Flow," *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 26, No. 4, pp. 1275~1282.
- (5) Laghrouche, M., Montesb, L., Boussey, J., Meunierb, D., Aneur, S. and Adane, A., 2011, "In situ Calibration of Wall Shear Stress Sensor For Micro-Fluidic Application," *Procedia Engineering*, Vol. 25, pp. 1225~1228.
- (6) Ardekani, M. A. and Motlagh, M. M., 2010, "Ordinary Hot-Wire/Hot-Film Method for Spirography Application," *Measurement*, Vol. 43, pp. 31~38.
- (7) Agarwal, V. and Ramachandran, N. C. S., "Design and Development of a Low-Cost Spirometer with an Embedded Web Server," *Int. J. Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 1, No. 4, 2008, pp. 439~452.
- (8) van Putten, A. F. P., van Putten, M. J. A. M., van Putten, M. H. P. M. and van Putten, P. F. A. M., 2002, "Multisensor Microsystem for Pulmonary Function Diagnostics," *IEEE Sensor Journal*, Vol. 2, No. 6, pp. 636~643.
- (9) Chang, W.-Y., Fang, T.-H., Lin, Y.-C., 2008, "Characterization and Fabrication of Wireless Flexible Physiological Monitor Sensor," *Sensors and Actuators A*, Vol. 143, pp. 196~203.
- (10) Choi, S. and Jiang, Z., 2006, "A Novel Wearable Sensor Device with Conductive Fabric and PVDF Film for Monitoring Cardiorespiratory Signals," *Sensors and Actuators A*, Vol. 128, pp. 317~326.
- (11) Milenkovic, A., Otto, C. and Jovanov, E., 2006, "Wireless Sensor Networks for Personal Health Monitoring: Issues and an Implementation," *Computer Communications*, Vol. 29, pp. 2521~2533.
- (12) Chen, N., Tucker, C., Engel, J., M., Yang, Y., Pandya, S., and Liu, C., 2007, "Design and Characterization of Artificial Haircell Sensors for Flow Sensing with Ultrahigh Velocity and Angular Sensitivity," *J. of MEMS*, Vol.16, No.5, pp. 999~1014.
- (13) Lee, J. S. and Lee, S. H., 2011, "Flow around a Flexible Plate in a Free Stream," *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 25, No. 2, pp. 379~390.