

---

# 초음파 센싱 방식의 spirometer에 대한 sensitivity 향상 연구

\*한승헌 · \*\*김영길

## A Study on the Sensitivity Elevation about Spirometer Using Ultrasound Sensing Method

\*Seung-Heon Han · \*\*Young-Kil Kim

### 요 약

초음파 센서를 이용한 호흡측정방식은 관성 및 압력의 오차의 영향을 거의 받지 않고, 반영구적으로 사용이 가능한 호흡기기이다. 초음파의 특성을 이용한 것으로 송수신시 초음파의 매질인 공기의 흐름에 의한 반송형식인 초음파의 전달속도 차이를 이용하여 호흡량 및 흐름을 detecting하는 기술이다. 본 논문에서는 환자를 중심으로 측정이 이루어져야 하기 때문에 센서의 송수신시 일어나는 신호의 sensitivity를 향상시켜서 약한 호흡에도 detection이 가능하도록 시스템의 성능을 향상 시켰다.

### ABSTRACT

The respiration measurement method using the ultrasound sensor hardly gets an influence of an error of inertia and pressure and it is a respiratory detection device available semi-permanently. This device measures the amount and flow of respiration through using a delivery speed difference of the ultrasound waves that are a return format by the pneumatic stream that is a flogging of ultrasound waves during transmission and receipt as having used a characteristic of ultrasound waves. In this paper, it improved sensitivity of a signal to happen during transmission and receipt of a sensor because measurement must be performed with a patient to the center and measurement was played in a weak breathing so that it was possible.

### 키워드

초음파, 호흡측정방식, 호흡량

### 1. 서론

20세기말에 들어 인류는 자신의 건강을 항상 모니터링하며 검사하기를 원하고 있으며, 병원 의료 서비스 또한 일반인을 상대로 종합검진의 형태로 조기진단 종합검사 시스템이 체계화, 구체화

되고 있다. 그 중에서 호흡 측정기는 수년 동안 여러 연구 과제로 실행이 되어 왔지만 실용화 단계에 앞서서 원하는 결과가 나오지 않은 경우가 많았다. 또한 현재 실용화된 센싱 방식에 있어서 터빈을 이용하여 그 회전율로서 호흡의 흐름 및 양을 측정하고 있으나, 그 방식 자체에 갖고 있는

---

\* 아주대학교 의용공학과 대학원

\*\* 아주대 전자공학과 교수

단점으로는 호흡의 측정이 측정시작과 측정 끝 부분에서 터빈관성에 의해 측정오차가 크게 발생하고 있다는 것이다.

따라서, 이러한 단점을 고려하여 관성의 오차 및 압력의 오차에 영향을 거의 받지 않는, 그리고 반영구적으로 사용이 가능한 초음파 센서를 이용한 호흡측정방식이 연구 중이다.

폐활량계는 호흡하는 가스의 용적 유량의 순간적인 속도를 측정하는 의료기기로 폐의 기능시험과 환자 모니터링에 사용되는데 전자 공학적으로는 용적 유량 신호를 합친 폐의 절대적인 용적변화를 측정한다. 오늘날 사용하는 가장 대중적인 호흡측정기는 선형저항을 이용한 것이다. 이것은 낮은 유량 속도에서 용적 유량에 선형적으로 비례하게 압력강하를 시키기 위하여 저항을 사용한다.

본 논문에서는 초음파의 특성을 이용한 것으로서 초음파의 송수신시 초음파의 매질인 공기의 흐름에 의한 전달속도의 차이를 이용하여 호흡량 및 흐름을 측정하는 기술이다. 현재 센서의 출력 값에 대한 결과가 안정성이나 재현성으로 볼 때 임상으로 적용하기엔 아직까지 부족하다. 그래서 아날로그 부분의 성능을 개선시켜 sensitivity를 향상시키기 위한 연구를 하였다.

## II. 호흡 측정 방식

현재 알려진 모든 초음파 유량 측정의 원리를 보면 초음파를 이용, 유속을 측정하여 유체의 흐름 당 면적을 곱하여 유량을 연산하도록 되어있다. 따라서 직접 측정하는 것은 유속이다. 초음파 유량 측정 원리를 이해하려면 초음파를 이용하여 유속을 측정하는 원리를 이해하면 된다.

측정방식은 이용하는 특성에 따라 크게 나누어 전달시간 측정방식과 도플러 측정방식으로 분류할 수 있다.

도플러 측정방식은 이 도플러효과를 이용하여 속도를 알아낸다. 그림 1은 발신부와 수신부가 일체로 된 도플러 초음파 유량계의 경우로 측정대상인 액체가 흐르지 않고 정지된 상태에서는 발신부와 수신부의 주파수가 같으나 액체가 흐르고 있을 경우에 그 주파수는 달라진다. 이 주파수 차이는 유량에 직선 비례 관계를 갖는다. 도플러 초음파 유량계는 원리상 액체 내의 입자나 가스 버블이 존재하는 경우에만 적용가능하며 깨끗한 액체의 유량 측정용으로는 사용할 수 없다. 또한 도플러 초음파 유량계는 측정 유체의 유속분포, 유체의 특성, 유체의 조성변화에 따라 오차가 커져서 정밀도

가 매우 떨어진다. 특수한 적용 사례의 경우 30% 이상의 오차를 발생시키기도 한다.

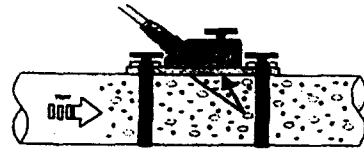


그림 4. 도플러 유속 측정기  
Fig. 1 Doppler Flow-meter

전달시간 측정방법은 발신부에서 수신부까지의 전파시간 변화를 측정하는 방식이다. 그림 2에서 보인 것처럼 초음파를 발신·수신하는 변환기 1과 2를 관 벽에 설치하고 초음파 변환기 1이 진동하며 유체에 초음파 진동을 발생시킨다.

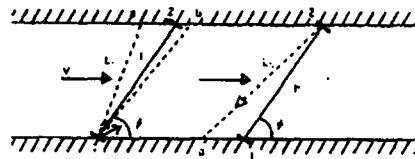


그림 5. 전달시간 측정방법  
Fig. 2 Transit-Time Method

유체가 흐르지 않는 경우, 즉 유속이 '0'인 경우에는 변환기 2에 가장 먼저 도달하는 초음파는 L선 방향으로 전파한 파가 된다. 유체가 흐르고 있으면 점 1에서 발생한 초음파가 유체 내에서 유체 흐름을 따라 전파하게 된다. 이로 인하여 L선 방향으로 전파하던 초음파는 점 2에 도달하지 않고 점 b에 도달한다. 변환기 2에 도달하는 초음파는 점 a를 향해 전파하던 파가 된다. 반대로 변환기 2가 유체에 초음파 진동을 전달하면 a' 방향으로 전파하던 초음파가 변환기 1에 도달한다. 이때 그림 2에서  $LT_2 > LT_1$ 이 된다.

변환기 2에서 1까지 전파한 시간  $t_2$ 와 변환기 1에서 2로 전파한 시간  $t_1$ 과 유속 V 간의 관계가 다음의 식과 같이 된다.

$$V = \frac{L}{2 \cos \phi} \frac{t_2 - t_1}{t_2 t_1} \quad (1)$$

$\cos \phi$  대신  $d = L \cos \phi$ (즉 L의 사영)을 식 (1)에 대입하면 널리 사용되고 있는 초음파 유속 측정식이

된다.

$$V = \frac{L^2}{2d} \frac{t_2 - t_1}{t_2 t_1} \quad (2)$$

식 (1)과 (2)에서 나타나 듯이 전파 시간차( $\Delta t = t_2 - t_1$ )은 유속 V에 정비례 관계를 갖는다.

초음파 유속 측정 방법으로서 위상차 방법, 주파수 방법 등이 있으나 모든 방법들이 위에서 설명한 전달시간 방법에 근거한 것이다. 초음파 유속 측정식은 완벽하게 증명된 물리 법칙이므로, 식 (1) 또는 식 (2)의 정당성에 대해서는 따로 증명할 필요가 없다. 따라서 유속 측정 오차 L, d 그리고 전파 시간  $t_2$ 와  $t_1$ 의 측정 오차로 발생한다고 볼 수 있다.

앞에서 측정된 유속은 점 1에서 2 구간의 평균 유속이며 이 측정된 유속을 이용하여 유량을 연산하게 된다. 유량 Q의 정의는 유체의 단면 S를 통과하는 1초 동안의 유체 흐름 양이고, 유속이라는 것은 초당 유체가 이동한 속도이기 때문에 평균 유속  $V_s$ 를 알면 유량은 식 (3)과 같이 간단하게 구할 수 있다.

$$Q = V_s (m/s) \times S (m^2) m^3/s \quad (3)$$

여기서 단면 평균 유속  $V_s$ 를 어떻게 하는가에 따라 유량 측정방법이 분류된다. 유체의 단면 한 곳에서 초음파로 유속을 측정하는 경우가 가장 기본적인 1회선 방식이다. 가장 널리 알려진 방식으로 관로 내경 D선상의 평균 유속을 초음파로 측정하도록 되어 있다. 직경선상의 평균 유속  $V_D$ 는 단면 평균 유속  $V_s$ 보다 약간 높게 나타난다. 따라서 1회선 방식에서는 식 (4)에 의해서 계산하게 된다.

$$Q = K S V_D \quad (4)$$

여기서 K를 유량 계수라고 하는데 K는 식 (5)와 같다.

$$K = \frac{Q}{S V_D} \quad (5)$$

유량계수 K가 유속과 관로의 직경에 따라 어떻게 변하는가를 유량계 교정 검사 장치를 이용한 실험을 통해 결정하게 된다. 유량계수 K와 유속과 내경과의 관계를 레이놀즈 수  $Re = V \cdot D / \nu$ ( $\nu$ : 유체의 운동 점도)의 함수로 표시된다.

1회선 방식 이외에 측정 지점의 수에 따라 늘려 2회선, 4회선 방식도 존재하며, 다회선 방식이라고 하는 5회선 이상의 방식도 있다. [1][2]

### III. 측정 변수

폐활량 측정 시 검사 시술자가 측정과정을 환자에게 충분히 설명하여 협조를 얻어야만 좋은 결과를 얻을 수 있다. 측정 지침에는 측정 시 유의사항으로 검사 시작을 확실히 할 것, 기침을 하지 말 것, 조기에 호흡을 멈추지 말 것 등의 사항을 권고하고 있다.

폐활량 측정기를 이용한 호흡의 특성 변수 검출은 세 가지 지표를 가지고 수행된다.

#### 3.1 폐활량 및 정적 폐 용적

폐활량은 폐활량 측정기 초기부터 측정되어 왔다. 환자로 하여금 정상 호흡(Tidal Breathing)을 하도록 하다가 끝까지 숨을 들이마시게 한 후 시간에 관계없이 천천히 가능한 끝까지 내쉬게 하여 폐활량 그리고 동시에 호기 예비량(Expiratory Reserve Volume)과 흡기 용량(Inspiratory Capacity) 등을 측정한다.

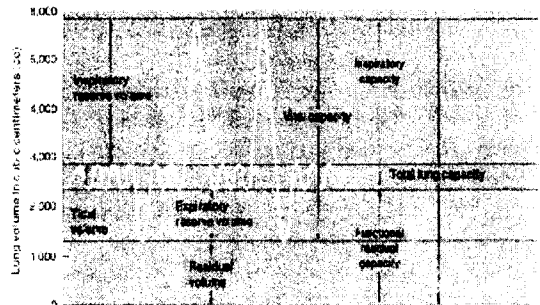


그림 3. 폐 용적범위  
Fig. 3 Lung Volume

#### 3.2 최대 노력성 호기곡선

폐쇄성 폐질환의 환기 장애시 폐활량이 비교적 정상상을 보일 때가 있으므로 폐활량만으로는 진단에 제약이 있다. 연구를 통해 최대 노력성 호기시 유량의 감소가 임시적인 호흡장애와 더 상관관계가 있다는 것을 알게되어 피검자로 하여금 최대로 숨을 들이마시게 한 후 가능한 세고 빠르게 내쉬게 하여 얻은 최대 노력성 호기곡선을 진단에 이용하게 되었다.

### 3.3 최대 자발성 호기량

자발적 최대노력으로 1분간 호흡할 수 있는 기량을 말하고 실제로 환자로 하여금 12초 내지 15초간 최대한 빠르고 깊게 호흡을 시켜 호흡량을 1분간의 양으로 환산한다. 이 검사는 근육의 이상, 흉곽의 근육필격 질환 및 신경 질환에 의한 호흡이상 진단에 도움을 줄 수 있다.

## IV. 제안하는 초음파 호흡 시스템

### 4.1 원리

초음파 음향 풍속계는 한 쌍의 트랜스듀서 사이에서 초음파를 전달하여 측정 공간내의 매질 속도에 의한 전달 시간의 변화를 측정한다. 음향 풍속계의 특성을 계산하는데 적용되는 음속만큼이나 많은 유속을 가지고 있는 유한길이 실린더 덕트 내에서 음압을 계산하는 데에는 많은 문제점을 가지고 있다. 음파 회절은 양쪽 덕트 끝에서 연속파 반사를 적용할 때 생각해 볼 수 있다. 반 한정된 도파관의 끝에서의 정상 모드 반사와 변형 상관계수는 그 연관된 기술로서 얻을 수 있다. 음향 풍속계는 0.05에서 20m/s의 범위에서 gas와 공기의 유속을 측정하는 기구이다. 측정방법은 공기와 음향의 상호작용에 기반을 두고 있으며, 그것은 원주형의 도파관 공기 덕트 안에서 진동여진을 일으킨다. 여진점에서 약간 떨어진 곳에서 그리고 정보 제공 신호의 결과로서 얻어진 진동은 골라내지는데, 그것은 흐름을 단위로서 사용된다.

한 방향으로의 전달 시간만을 측정한다면, 유량 속도의 변화로 인한 영향과 음파의 속도  $C_s$ 의 변화로 인한 영향을 구별할 수 없기 때문에 한 쌍의 트랜스듀서는 교대로 상대편 트랜스듀서 방향으로 전송하여 상단과 하단 두 방향 모두에서의 전달 시간을 측정한다. 이러한 방식으로  $C_s$ 에 대한 의존을 감소시키거나 제거할 수 있다. 구조를 간단히 하고 비대칭 경로를 피하기 위해 각 센서는 교대로 발사하도록 하였다.

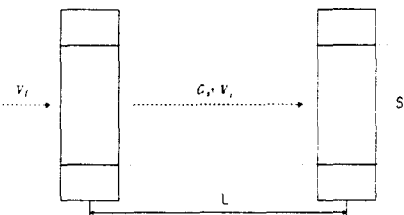


그림 4. 초음파 transducer  
Fig. 4 Ultrasonic Transducer

발신 링으로부터 수신 링까지의 파 전달 시간 T는 식 (6)에 의해서 근사적으로 결정된다.

$$T = \frac{L}{C_{s \pm} V_f} \quad (6)$$

( $V_f$ : 유속, L: 발신 링부터 수신 링까지의 거리)

표시 “±”는 소리와 유량의 전파 방향의 일치(또는 불일치)을 고려한 것이다. 일치하였을 경우 음파의 속도와 유체의 속도는 합쳐지고, 불일치가 발생하였을 때 속도는 감소된다. 전달 측부터 수신 측까지 전달시간 측정은 측정의 정확도를 위해 발신 측에서 수신 측 사이의 위상 천이의 식 (7)로 대체된다.

$$\phi = \frac{2\pi f L}{C_{s \pm} V_f} \quad (7)$$

링 형태 압전 센서는 선명한 주파수 특성을 가지며, 음파의 진행 방향에 따라 발신부 또는 수신부로 이용 가능하다.[3][4][5][6]

### 4.2 구성

시스템은 전반적으로 센서부, 송·수신 신호 처리부, 제어부로 나누어진다. 첫째로 센서부는 초음파 센서의 하우징 및 출력 케이블로 이루어져 있으며 초음파 폐활량 측정기 시스템의 센서 부분에 해당되고, 그 규격은 공진 주파수와 수학적 모델을 근거로

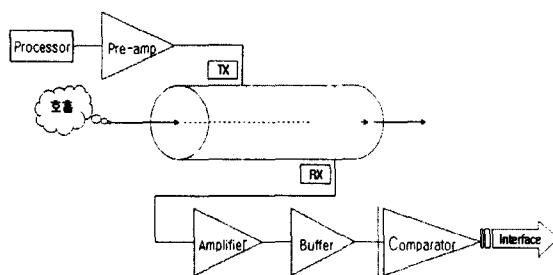


그림 5. 초음파 spirometer의 블록도  
Fig. 5 Block Diagram of Ultrasonic Spirometer

정해졌다. 둘째로 송·수신 신호 처리부는 센서에 구동신호를 공급하고 센서로부터의 신호를 처리하여 시스템 제어부로 넘겨주는 역할을 한다. 세 번째 전 시스템 제어부는 두 번째에서 넘겨진 처리 신호를 디스플레이 하는 역할을 한다.

V. 실험 및 고찰

환자를 중심으로 이루어지는 기기이므로, 약한 호흡에도 측정이 가능하도록 센서의 발신부로 들어가는 회로에 증폭기를 이용 하였다. 센서에서 수신된 신호는 임피던스 매칭을 위한 버퍼를 거쳐 증폭하여 변화량 측정을 위해 Generator에서 발생시킨 신호와 레벨을 맞추기 위해 증폭기를 거친 후 Comparator로 들어간다. 이 때, Comparator의 출력은 제어부로 입력되어 위상차를 계산하여 속도로 환산하게 된다.

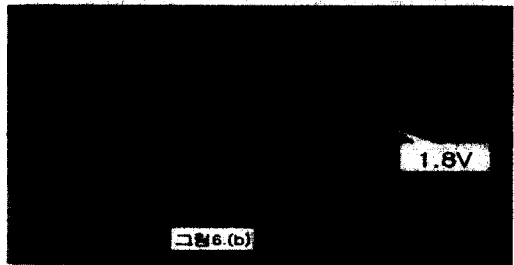
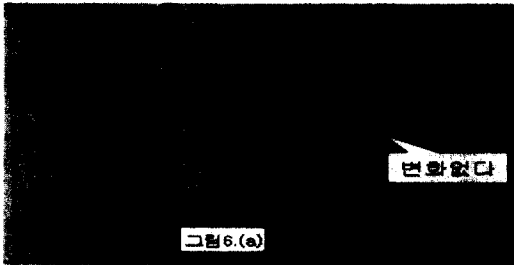


그림 6. 약호기 (a) : 기존 (b) : 현재  
Fig. 6 Weak Exhalation (a) : Past (b) : Current

그림 6의 실험은 기존의 결과로써, 30KHz 신호를 초음파 센서 발신부에 입력했을 때 나타나는 파형이다. 이 파형에서 그라운드(0V)는 호흡의 강도를 나타내는 기준선이 된다. 이 기준선은 호흡을 붙었을 때 올라가고, 호흡을 들어 마실 때는 내려가도록 구성하였다. 그림 6(a)는 volume이 0.2L(litter:약호기)일 때의 결과를 나타내는데, 기준선의 변화가 없었다. 따라서 미세한 신호를 측정할 수 없었다. 한편 그림 6(b) 실험에서는 발신부측에 sensitivity를 높게 하여 미세한 신호에도 감지할 수 있도록 구성하였다. 결과는 그림 6(b)과 같이 기준선 값이 1.8V까지 올라갔다. 즉, 호흡에 대한 변함이 없었던 그림 6(a)과 비교해보면, 같은 강도만큼 주입했을 때 그림 6(b)실험에서 sensitivity가 더 좋아졌다.

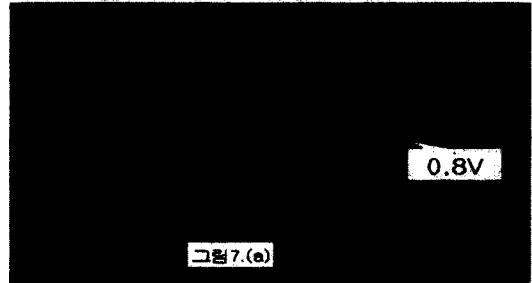


그림 7. 강호기 (a) : 기존 (b) : 현재  
Fig. 7 Strong Exhalation (a) : Past (b) : Current

그림 7(a)은 volume을 1L(litter:강호기)로 좀 더 강하게 주입했는데, 기준선 값이 0.8V로 올라갔다. 즉, 건강한 사람이 센서에 강하게 불어야만 비로소 반응이 약하게 일어날 수 있다. 따라서 환자 중심의 측정으로는 불가능하였다. 그림 7(b)은 발신부측 sensitivity를 높게 하여 volume을 1L(litter)로 하였을 때, 기준선 값이 3.2V까지 올라갔다. 강하게 주입할수록 sensitivity가 더욱 향상되었다. 따라서 같은 양 만큼 주입했을 때와 약한 호흡에 대해서 sensitivity가 더 나아진 것을 볼 수 있다. 다음 표1에서는 몇 가지 volume 값에 대한 기준선 값을 나타내었다.

표 1. 그림 6,7에 대한 실험 비교  
Table. 1 The comparison Fig 6 and Fig 7

	0.2L	0.5L	1L	1.5L
(a)실험	0V	0.4V	0.8V	1.1V
(b)실험	1.8V	2.5V	3.2V	5.5V

기존 방식에 있어서는 호흡 강도에 대한 신호가 거의 구별하기 힘들었다. 또한, 그라운드(기준선)의 상·하 움직임에 대한 불안정성이 발생하였다. 이와 같은 문제를 해결하기 위해서 op-amp로 인한 오프셋을 조정하여 그라운드를 안정화 시키고, 발신부측의 증폭률을 높이고 수신부측도 이중증폭을

이용하여 호흡의 강도에 따른 차이를 구별할 수 있게 하였다.

### VI. 결론

초음파를 이용하여 유량을 측정하는 기술은 적용 된지 오래되었지만, 호흡측정에 적용되는 것은 아직까지는 드문 일이다. 위의 실험은 전체적인 시스템을 보았을 때, 초기단계에 불과하지만, 앞으로의 진행 단계를 위해서는 중요한 부분이라 할 수 있다. sensitivity가 명확해야 평균 유속 측정에 정확성도 높이고 correlation을 통해 유량계수를 얻어 내서 정확도를 개선할 수 있기 때문이다. 임상에서 호흡기 적용이 가능하도록 연구가 진행되어야 하기 때문이다. 실제 병원에서 사용 가능한 측정값을 얻기 위해서는 호흡 기류 측정값의 알고리즘 개선과 많은 실험을 통한 검증은 거치면서 실제 호흡기에 적용 가능하도록 기술적으로 더 많은 연구가 필요하다.

### 감사의 글

본 연구는 2004년도 유비쿼터스 컴퓨팅 뉴프론티어 사업단의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계 부처에 감사 드립니다.

### 참고문헌

- [1] "의용계측공학", 의공학 교육 연구회
- [2] "의료 초음파 공학", 인터버전
- [3] Shkundin, S.Z. and Kremlijova, O.A, A Method for Calculating Acoustic Fields in a Finite Cylindrical Channel with a Flow.

Acoustical Physics, Vol.44, No 1, 1998

- [4] Johnston, G.W. and Ogimoto, K., Sound Radiation from a Finite Length Unflanged Circular Duct with Uniform Axial Flow. I. Theoretical Analysis, J. Acoust. Soc. Am., 1980, vol. 68, no. 6, pp. 1858-1870
- [5] American Thoracic Society Statement, "Standardization of spirometry", Am Re Respir Dis 1987, pp.1286-1296.
- [6] Russel NJ, Crichton NJ, Emmerson PA, Morgan AD, "Quantitative assessment of the value of spirometry", Thorax, 1986, pp.360-363.

### 저자소개

#### 한승현(Seung-heon Han)



승실대 전기공학과 학사  
아주대 의용공학과 석사과정

※ 관심분야 : 초음파 의료기기

#### 김영길(Young-kil Kim)



고려대 전자공학과 학사  
한국과학기술원 석사  
ENST(프랑스) 박사  
아주대 전자공학과 교수(현재)

※ 관심분야 : RFID Platform, Embedded system, 초음파 의료기기, Mobile 의료정보 시스템