

임베디드 하드웨어 시스템 기반의 초음파 폐활량계 구현 및 감도 향상 연구

이철원* · 김 영길*

*아주대학교

An Implementation of the embedded hardware system based Ultrasonic Spirometer and Improvement of Its Sensitivity

Cheul Won Lee* · Young Kil Kim*

*Ajou University

E-mail : this14@naver.com

요 약

폐활량계(Spirometer)는 호흡하는 가스의 용적 유량의 순간적인 속도를 측정하는 의료기구로 폐의 기능시험과 환자 모니터링에 사용되며 용적 유량 신호를 합친 폐의 절대적인 용적변화를 측정한다. 본 논문에서는 환자를 대상으로 약한 호흡에서도 폐활량 측정이 가능 하도록, 관성의 오차 및 압력의 오차에 영향을 거의 받지 않는 초음파 센서를 이용하여 송수신시 초음파 신호를 향상시켰으며, 임베디드 하드웨어 시스템을 사용하여 약한 호흡에도 정확하고 빠른 검출이 가능한 시스템을 구현하였다.

Abstract

The spirometer is a medical device that measures the instantaneous velocity of the respiratory gas flow capacity. It is used for testing the condition of the lung and patient monitoring. It measures the absolute capacity difference that includes the flow capacity signal.

In this paper, by using an ultrasound sensor that reduce the error caused by the inertia and pressure it has improved the transmission and receiving signal. This has enabled patients with weak respiratory to use the spirometer. Also, by using the embedded hardware system, a precise and prompt detection system was implemented.

키워드

초음파, 폐활량계, ultrasound, spirometer

1. 서 론

인구의 증가(특히 노령인구)와 생활수준 향상에 따라 질병과 진료의 형태가 다양해지고 의술과 첨단과학기술의 발전이 맞물려 의료기기의 기술 개발이 급변하고 있다. 또한 의료기술의 정밀화와 편리성, 다기능성 등에 대한 요구가 증가하면서 선진국에서는 일찍부터 많은 연구가 이루어져 왔다. 그 중에서 호흡측정 분야는 수년 동안 여러 연구 과제로 실행이 되어 왔지만 실용화 단계에 앞서서 원하는 결과가 나오지 않은 경우가 많았다. 또한 현재 실용화된 호흡기류 측정기는 센싱 방식에 있어서 바람개비형, 초음파형, 열대류형, 차동압력형 등으로서, 호흡의 흐름 및 양을 측정하고 있으나, 그 방식 자체에 갖고 있는 단점으로 측정오차가 크게 발생하고 있다는 것이다.

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

본 논문에서는 약한 호흡에도 검출 가능하도록 초음파의 특성을 이용하여 초음파의 송수신시 초음파의 매질인 공기의 흐름에 의한 전달속도의 차이를 이용한 시스템을 구현하고, 호흡량 및 흐름을 측정하여 디스플레이 하였다. 또, 보다 정확한 신호의 검출을 위해 아날로그부의 성능을 개선시켜 감도를 향상시키기 위한 연구를 하였다.

II. 기체용 초음파 측정 원리

기체용 초음파 측정계에서 사용되고 있는 원리는 전파속도차법인데 기체의 유속을 초음파 전파 시간 역수의 차이로 측정하는 원리이다.

전파 시간 역수차법의 유속측정은 그림에서 보여 주고 있는 바와 같이 측정관에 검출기를 서로 마주보게 설치하고 교대로 초음파 펄스를 발신 및 수신하여 유동방향에 대해 순방향(Pu ⇒ Pd)의 전파시간 td와 역방향(Pd ⇒ Pu)의 전파시간 tu를 얻는다. 각각 아래 식으로 나타낼 수 있다.

$$td = \frac{L}{C + V \cos \theta} \quad (1)$$

$$tu = \frac{L}{C - V \cos \theta} \quad (2)$$

여기서 L : 초음파 전파경로의 길이 (L = D/sinθ)

D : 관의 직경

θ : 초음파의 전파경로와 관축이 이루는 각

C : 기체 내에서의 유속

V : 초음파 전파경로상의 평균유속

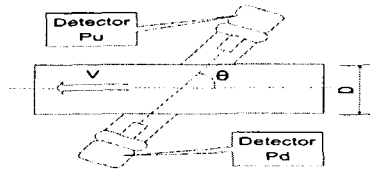


그림 1. 측정 원리도

여기서 전파시간 td, tu의 역수에 비례하는 측정회로상의 주파수 fd, fu를 고려하면 아래 식과 같이 된다.

$$fd = N / td \quad (3)$$

$$fu = N / tu \quad (4)$$

여기서 N : 측정회로상의 정수 (배수)

위 식에 대한 주파수 Δf는 아래와 같다.

$$\Delta f = fd - fu = \frac{N}{td} - \frac{N}{tu} = \frac{2N \cos \theta}{L} \cdot V \quad (5)$$

여기서 주목하여야 할 것은 식 (5)의 오른쪽 항에는 기체중의 유속 C가 없다는 것이다. 위의 식 (5)에서 전파경로상의 평균유속 V는 아래 식과 같이 된다.

$$V = \frac{L}{2 \cos \theta} \left(\frac{1}{td} - \frac{1}{tu} \right) \quad (6)$$

그런데 전파시간 td, tu는 식 (1) 및 (2)에서 보여주고 있는 바와 같이 기체중의 유속 C가 있으며, 기체의 조성 및 온도에 따라서 변화한다. 그러나 전파 시간역수차법을 이용하면 식 (5)처럼 유속 C항은 없어지고, 유속 V는 정수 L, θ와 측

정 회로상의 정수 N에만 의존하며, 기체의 온도 변화와는 관계없이 유속을 구할 수 있다. 이것이 전파시간 역수차법의 큰 특징이다.

III. 적용된 초음파 호흡 방식 및 시스템

호흡 측정 방식에는 검출기가 직접 측정 기체에 접촉하는 센서삽입형 검출기와 검출기가 측정 기체에 비접촉으로 측정하는 Clamp-On형 검출기가 있으며 센서삽입형 검출기는 전파 경로의 계산에 어려운 관재료 및 라이닝재료가 포함되어 있지 않아, 이론적으로 Clamp-On형 검출기보다 높은 정확도로 전파시간의 측정이 가능하며, 초음파 펄스의 감쇄가 없으므로 수신 강도가 높고, 보다 안정된 측정이 가능하며, 높은 정확도를 가진다.

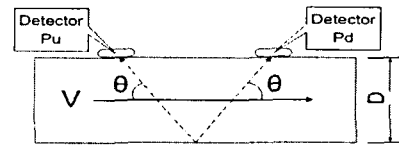


그림 2. 센서 삽입형 검출기

그림 2는 시스템에 적용한 센서삽입형 검출기의 단면으로서 초음파 펄스를 발사 후 기체 내에 투과 또는 반사한 초음파 펄스를 수신하여 전기신호로 변환한 그림이다. 순방향의 전파시간 td와 역방향의 전파시간 tu는 각각 다음과 같이 측정된다.

<순방향의 전파시간 td>

Processor ⇨ 발신회로 ⇨ 검출기 Pu ⇨ 호흡

Processor ⇐ 수신회로 ⇐ 검출기 Pd ⇐ 기체

<역방향의 전파시간 tu>

Processor ⇨ 발신회로 ⇨ 검출기 Pd ⇨ 호흡

Processor ⇐ 수신회로 ⇐ 검출기 Pu ⇐ 기체

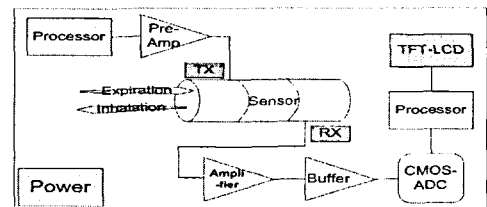


그림 3. 초음파 폐활량계의 블록도

그림 3은 시스템의 전반적인 블록도로서 센서부, 아날로그부, 디지털 신호 처리부, 디스플레이부, 전원부로 나누어진다. 먼저, 센서부는 초음파 센서의 하우징 및 출력 케이블로 이루어져 있으며

초음파 폐활량 측정기 시스템의 센서 부분에 해당되고, 그 규격은 공진 주파수와 수학적 모델을 근거로 정해졌다. 또, 아날로그부는 센서에 구동 신호를 공급하고 센서로부터의 수신 신호를 받아 증폭, 버퍼 처리하여 디지털 신호 처리부로 넘겨주는 역할을 한다. 디지털 신호 처리부는 시스템 전체를 제어하는 ARM 920T 프로세서를 제어하여 아날로그부에서 넘겨진 신호를 ADC 처리하고, 디지털 신호를 메모리에 저장하고, 디지털 처리된 수신 신호를 디스플레이부로 보내는 역할을 한다. 디스플레이부는 이 디지털 신호를 받아, TFT-LCD 에 실시간 디스플레이 해준다. 전원부는 전 부분에 각각 3.3 V 및 5 V, 12 V를 공급해 줌으로써, 시스템 정상 작동을 가능하게 한다.

IV. 실험 및 결과

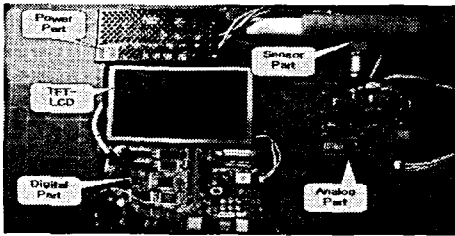
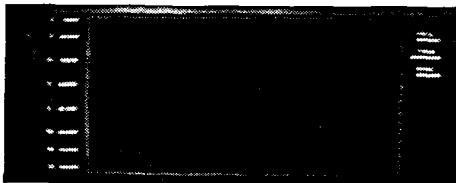
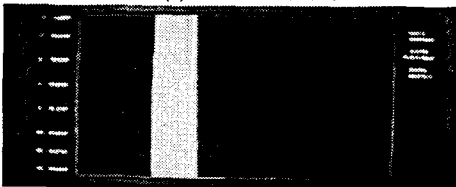


그림 4. 임베디드 하드웨어 기반의 시스템 구성도

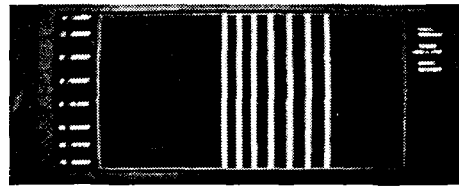
그림 4는 환자의 약한 호흡에서도 기체 흐름이 측정 가능한 임베디드 시스템 기반의 초음파 폐활량계 시스템 구성도이다. 위에서 설명한 바와 같이 기체용 초음파 측정 원리 및 호흡 방식, 그리고 그림 4의 초음파 폐활량계 시스템을 사용하여 다음 몇 가지 실험을 실행하였다.



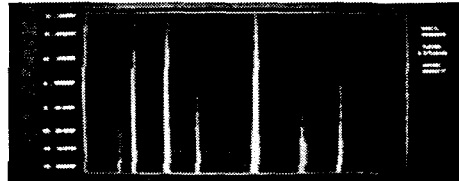
(a) 무신호 입력시



(b) 강하고 연속적인 신호



(c) 강하고 짧은 간헐적 신호



(d) 약하고 강한 짧은 간헐적 신호
그림 5. 호흡 강·약 디스플레이 실험

그림 5는 호기 및 흡기에 대한 강·약 디스플레이 실험으로서, 그림 5(a)는 무입력 상태 신호를, 그림 5(b)는 강하고 연속적인 호기 및 흡기 신호를, 그림 5(c)는 강하고 짧은 간헐적 신호를, 그림 5(d)는 약하거나 강한 짧은 간헐적 신호를 각각 TFT-LCD 에 디스플레이 한 실험이다.

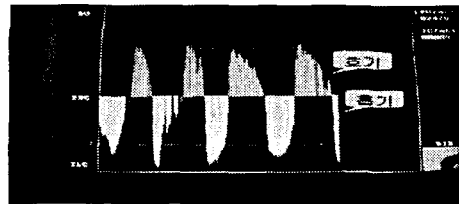
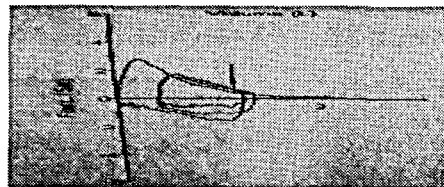
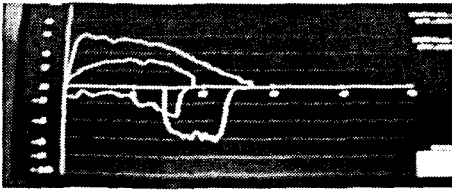


그림 6. 호흡기량 연속 디스플레이 실험

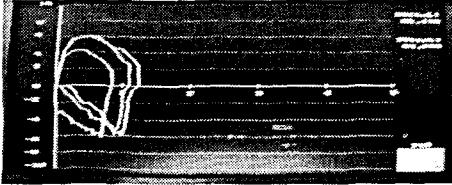
그림 6은 호기량 및 흡기량을 연속적으로 디스플레이 한 그림으로서, 호기량 및 흡기량을 사용자가 보기 편리 하도록 각각 분홍색(호기)과 하늘색(흡기) 등의 컬러를 사용하여 나타냈으며, 그 양을 숫자 (단위:ml)로 TFT-LCD 에 디스플레이 한 그림이다.



(a) 병원의 폐활량측정기



(b) 구현한 폐활량측정기(1)



(c) 구현한 폐활량 측정기(2)
그림 7. 병원 및 실험된 호흡곡선

그림 7(a)는 실제 병원에서 사용하는 Medical Graphics Corporation사 폐활량측정기(모델: ULTIMA PFX)의 호흡곡선 결과를 보여준 것이고, 그림 7(b)와 그림 7(c)는 구현한 폐활량측정기의 실험된 호흡곡선의 결과를 보여준 것으로, 가로는 크기 및 전체 양을, 세로는 Flow 속도를 각각 보여주며, 한 화면에 연속 디스플레이 하였다. 호기시, 무조건 원점에서 시작하고, 흡기 후, 다시 호기시, 원점에서 호흡의 한 주기를 시작하여, 보는 이로 하여금, 쉽게 호흡 상태를 구별 및 분석할 수 있게끔 구현 하였다. 게다가, 오른쪽 상위에 그 양을 숫자 (단위:ml)로 표시하여, 보다 명확하게 호흡량을 식별할 수 있도록 디스플레이 하였다.

V. 결 론

본 논문에서는 초음파 폐활량 측정기기를 개발하기 위한 초기 단계로써 초음파 센서 및 초음파 측정 방식의 연구와 시스템 구현, 아날로그부의 감도 향상을 중점으로 실험하였는데, 기존 시스템과 비교하였을 때, 초음파 센서에 대한 원리 이해 및 실험, 시스템 개선 등을 통해 약한 호흡에도 민감하게 반응 할 수 있도록 개발, 진행되었다. 또한, 실제 병원에서 사용하는 폐활량 측정기기와 비교해 봄으로써, 제안된 방식의 적용 가능성을 확인할 수 있었다.

초음파를 이용하여 유량을 측정하는 기술은 적용된 지 오래되었지만, 호흡측정에 적용되는 것은 아직까지는 드문 일이다. 그러므로 초음파 폐활량 측정기의 개발은 아직 초기 단계이며, 국내의 센서기술과 측정기술이 발달되면서 많은 진보가 예상된다. 임상에서 호흡기 적용이 가능하도록 많은 실험을 통한 검증과 연구가 꾸준히 진행되어야 할 것이다.

후기

본 논문은 2005년도 정보통신부 유비쿼터스 컴퓨팅 및 네트워크 사업단의 지원에 의하여 이루어진 연구임.

참고문헌

- [1] 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).
- [2] 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.*, Vol. 68, no. 6, pp. 1858-1870 (1980).
- [3] John G.W, 의공학 교육 연구회, "의용계측공학", 교문각, pp. 509-575, (1993).
- [4] 최홍호, "의료 초음파 공학", 인터버전, pp. 125-128, (2003).
- [5] American Thoracic Society Statement, "Standardization of spirometry", *Am Re Respir Dis*, pp.1286-1296, (1987).
- [6] Russel NJ, Crichton NJ, Emmerson PA, Morgan AD, "Quantitative assessment of the value of spirometry", *Thora*, pp.360-363, (1986).
- [7] 일본 계량기기공업 연합회, "유량계측 A to Z", 테크하우스, pp.121-141, (1997).