
초음파 센싱 방식을 이용한 이동형 호흡량 측정 진단기의 설계 및 구현

김동학* · 김영길*

Design and Implementation of Mobile Respiration Detection Diagnostic System using
Ultrasound Sensing Method Efficient Multicasting Environment

Dong-hak Kim* · Young-kil Kim*

요 약

폐 기능 검사는 임상에서 환자의 진단 및 치료 판단에 널리 이용되고 있을 뿐 아니라 폐의 연구, 특히 폐의 생리학 및 폐질환의 역학 연구에 일찍부터 사용되어 왔다. 여러 가지 폐 기능 검사 중 가장 쉽고 경제적으로 시행할 수 있는 기본적인 검사법으로 폐활량 검사법(Spirometer)이 있다.

폐활량 검사기는 호흡 기체의 용적 유량의 순간적인 변화량을 측정하는 의학 기기이다. 과거에는 기계식 폐활량기가 주로 사용되었으며, 현재까지도 많이 사용되는 방법은 유체 흐름의 “양” 변화를 유체의 압력 변화로 전환시키는 차압식 방식이다. 그러나 이러한 형태는 압력 손실과 유지 보수가 힘들고, 특성 검사 주기가 짧은 단점을 가지고 있다.

본 논문에서 구현하고자 하는 것은 관성의 오차 및 압력의 오차에 영향을 거의 받지 않는, 그리고 반영구적으로 사용이 가능한 초음파 센싱 방식을 이용한 임베디드 환경의 호흡량 측정기의 개발을 최종 목표로 하여, 호흡 기체 특성에 적합한 센서, 신호 측정 구현 회로를 포함한 유량 측정 단말부 개발과 측정신호를 이용한 호흡 측정 알고리즘과 진단 알고리즘 구현에 중점을 두었다.

ABSTRACT

Pulmonary function tests are widely used to diagnose and determine patients' therapy in clinic. And it was also applied in the research of the physiology and dynamics for lung disease. Among the pulmonary function tests, spirometry is the most easy and economic test.

Spirometers are medical instruments that measure the instantaneous rate of volume flow of respired gas. The mechanical spirometer was mostly used in the past. Up to the present, the most popular method of spirometer is the differential pressure technique with which change in the volume of flow are transferred to change in pressure. This kind of instrument suffers from several limitations, pressure drop, difficulty in maintenance and short period of calibration.

Therefore, this study has begun to implement ultrasound spirometer, which is free of pressure loss and has wide range, focusing on the flow measurement technique and diagnostic algorithm.

키워드

폐활량 검사, 초음파 센싱, 호흡량 측정

* 아주대학교

접수일자 : 2003. 10. 15

I. 서론

기도, 폐, 흉곽, 호흡근으로 구성되는 호흡기구의 이상 유무를 진단하는 것이 폐 기능 검사의 목적이다. 과거 국내에서는 폐결핵, 폐렴 및 기관지 확장증 등 기질적 폐 질환이 흔하여 기능적 검사인 폐 기능 검사의 중요성은 상대적으로 적었으나, 생활 수준의 향상 및 의학의 발전으로 인해 폐결핵 환자 수가 상대적으로 감소하는 추세이며, 흡연 및 공업화에 따른 대기 오염 등에 의한 만성 폐쇄성 질환 및 직업성 폐 질환 등은 상대적으로 증가하고 있다.

근육 질환에 의한 호흡곤란 등 임상에서 흔히 이용하는 흉부 X 선 촬영 상 진단되지 않는 폐 질환도 다수 존재하므로 이들의 진단 및 치료를 위하여 폐 기능 검사의 필요성이 증대되고 있다.

폐 기능 검사 중의 하나인 폐활량 검사는 폐의 용적 변화와 호흡기류 변화를 측정하여 분석하는 것이다. 폐활량 측정, 다시 말해서 강제 폐활량 측정은 호흡 부족을 호소하는 환자에 대한 필수적인 검사라 할 수 있다. 지난 10년 동안 폐활량 측정에 대한 측정의 표준 및 지침이 확립되어져 왔고, 환자와 의사 모두 호흡장애에 대한 인식이 바뀌어 가고 있다. 폐질환 형태 진단에 기존의 신체 검사가 별 도움이 되지 못한다는 것이 밝혀짐에 따라 소프트웨어와 하드웨어 발달 속도에 맞추어 폐활량 측정 검사는 괄목할 만한 성장을 하였다.

오늘날 사용하는 가장 일반적인 폐활량 측정기는 선형 저항 방식(또는 차압방식)이다. 이 방식은 선형 저항(좁은 튜브 묶음이나 그물 차폐물)을 사용하여 압력강하를 시키고 유량 속도와 압력강하의 관계를 규명한 베르누이 정리를 기반으로 유량 속도를 계산하도록 설계되어 있다. 이것은 선형 저항으로 인한 호흡 저항을 피할 수 없음을 의미한다. 현재는 그 호흡 저항이 비록 기기 표준 내에서 허용된다 하더라도 의료 기술의 발달에 따라 요구되는 측정의 정밀도를 따라가기는 힘들다. 그러므로 새로운 측정방식이 요구된다고 할 수 있다.

폐활량 측정 기술은 마찰에 의한 이력 현상과 기계적 관성에 의한 느린 응답시간을 갖는 초기 기계적인 방식에서 탈피하면서 유량 측정 기술과 함께 발달되어 왔는데, 유체 흐름의 '양' 변화를 압력 변

화로 전환시키기 위하여 유체의 조립장치(오리피스)와 다양한 노즐들이 개발, 발전하였으며 지금도 차압식 유량 측정은 많은 곳에서 사용되고 있다. 유량 측정분야에서는 1950년대부터 전자식 유량계 연구, 개발되어지고 있으나, 전기 전도도가 없는 기체(가스)의 유량을 측정하지 못한다는 단점으로 폐활량 측정에는 적용되지 못하였다.

본 논문에서는 압력 손실이 없고 측정 범위가 넓은 초음파 폐활량 측정기 개발을 최종목표로, 호흡 기체 특성에 적합한 센서 및 신호 측정 구현 회로를 포함한 유량 측정 단말부 개발과 측정 신호를 이용한 호흡 측정 알고리즘과 진단 알고리즘 구현에 중점을 두었다.

II. 폐활량 측정원리 및 측정 변수

1. 폐활량 측정원리

숨쉴 때 폐의 용적이 변화하면 기체 질량이 대류적 흐름에 의해 기도 입구를 통과한다. 이 기체의 이동에 관계되는 변수들을 폐활량 측정기가 측정하게 된다. 이 측정치로부터 용적유량(Volume Flow)과 이의 시간 적분치를 사용하여 폐 용적의 변화율을 알 수 있고, 폐 내의 질량 유량은(Mass Flow) 용적 유량에 기체의 밀도를 곱하여 얻어낼 수 있다.

환자가 측정관에 호흡을 했을 때, 내선 공기의 온도는 37°C 이고 수증기로 포화되어 있다(BTPS - Body Temperature and Pressure Saturated with water vapor). 공기가 측정관을 지나가는 동안 냉각되고, 측정관에서 얻는 용적은 ATPS (Ambient Temperature and Pressure Saturated with water vapor)상태의 용적이므로 이 둘을 다음 관계식으로 보상해준다.

$$VBTPS = VATPS \times \frac{PB - PH2O}{PB - 47} \times \frac{310}{273 + Ta}$$

- PB : 기압(mmHg)
- PH2O : 수증기압
- Ta : 주변온도
- 47 : 37°에서 수증기압
- 310 : 체온의 절대온도

기도입구에서 측정을 행할 때 기도에 부과되는

어떠한 압력도 변환기를 손상하거나 변형시켜서는 안되며, 변환기를 통하지 않고 기체가 유출되어서도 안 된다. 또한 측정기구가 호흡을 방해하거나 기체가 흐를 때 그 반대방향으로 압력이 인가되어 호흡기능에 장애를 초래하지 않아야 한다.

표1은 폐활량 측정기가 갖추어야 하는 국제 표준 사항이다.

표 1. 폐활량측정기 국제 표준
Table. 1 International Standard of Spirometer

Volume range	7l (BTPS)
Flow range	±12l/sec
Volume accuracy	±3% or <50ml
Flow accuracy	±5% or <200ml/sec
Flow-meter resistance	<1.5cmH ₂ O from 0 to 12l/sec

2. 측정변수

2.1. 폐활량(Vital Capacity) 및 정적 폐 용적(Static Lung Volume)

폐활량은 폐활량측정기 초기부터 측정되어 왔으며 환자의 예비능력을 반영하는 지표로 사용되어 왔다. 환자로부터 하여금 평상호흡(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. 그림1은 용량 시간 곡선으로 구분한 폐 용적 범위를 나타낸다.(TV : 정상 호흡기량, IRV : 흡기 예비기량, ERV : 호기 예비기량, VC : 폐활량, RC : 잔기량, IC : 흡기용량, FRC : 기능성 잔기용량, TLC : 총 폐용량)

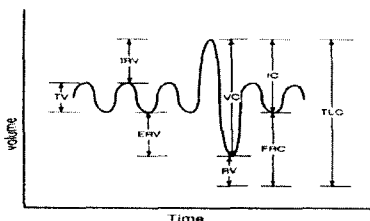


그림 1. 폐용적 범위

Fig. 1 Lung Volume compartment and subdivisions

2.2. 최대 노력성 호기곡선(Maximal-Effort Expiratory Spirogram)

연구를 통해 최대 노력성 호기 시 유량의 감소가 일시적인 호흡장애와 더 상관관계가 있다는 것을 알게되어 피검자로 하여금 최대한으로 숨을 들이마시게 한 후 가능한 빠르고 세게 내쉬게 하여 얻은 최대 노력성 호기곡선을 진단에 이용하게 되었다.(FEB : 1초간 노력성 호기량, FVC : 노력성 폐활량)

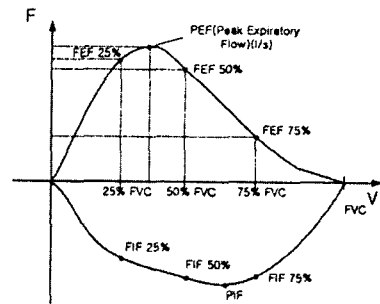


그림 2. 노력형 호기 흡기 시 유량-용량 곡선
Fig. 2 Flow Volume graph of forced expiration and inspiration

2.3. 최대 자발성 호기량(Maximal Voluntary Ventilation)

자발적으로 최대 노력으로 1분간 호흡할 수 있는 기량을 말하고 실제로는 환자로 하여금 12초내지 15초간 최대한 빠르고 깊게 호흡을 시켜 호흡량을 1분간의 양으로 환산한다. 이 검사는 근육의 이상, 흉곽의 근육골격 질환 및 신경질환에 의한 호흡이상 진단에 도움을 줄 수 있다.

III. 초음파 유량 측정방식과 수학적 모델

1. 초음파 유량 측정방식

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

측정 방식은 이용하는 특성에 따라 크게 나누어 전달 시간(Transit time)측정 방식과 도플러(Doppler)측정 방식으로 분류할 수 있다. 도플러 측정 방식은 그림 3과 같이, 전달 시간 측정 방식은 그림 4와 같이 표현될 수 있다.

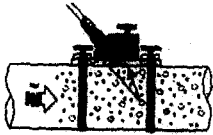


그림 3. 도플러 측정기

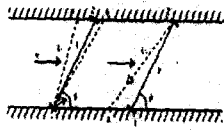


그림 4. 전달시간 측정방법

Fig. 3 Doppler Flow-meter Fig. 4 Transit time Method

2. 사용된 초음파 측정방식

본 연구에 적용한 방식은 위의 방식과는 조금 다르게 접근한 것으로 관내에 초음파 공진을 일으켜 이 공진파의 이동을 측정에 이용한다. 제안된 초음파 호흡 측정기는 이동하는 가스 흐름의 현재 속도 측정 및 호식과 흡식 시의 호흡량의 측정을 위한 의료용 기기를 위해 고안되었다.

측정방식은 기존의 위상차 방법에 기초하고 있으며 측정부는 원통형 관 형태로 초음파 발신부와 수신부를 포함하고 있다. 그림 5는 이 측정부를 보여준다. 발신부와 수신부는 모두 링 형태를 가지며 관의 내벽에 설치된다. 수신기의 음파 신호의 위상은 관내 공기 흐름의 속도에 영향을 받으면 그 변화가 위상변화로 나타난다(그림 6).

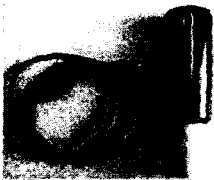


그림 5. 측정부
Fig. 5 Sensor

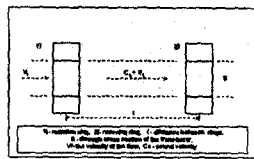


그림 6. 초음파 폐활량 측정기
Fig. 6 The ultrasonic spirometer

발신 링으로부터 수신 링까지의 파 전달시간 T는 다음 식에 의하여 근사적으로 결정된다.

$$T = \frac{L}{C \pm V}$$

3. 적용된 수학적 모델

초음파 유속 측정 모델을 구현하기 위해 먼저 제한된 유체가 통과하는 원통 채널내의 음장(Acoustic Field)을 분석해야만 한다. 이 음장 분석을 통하여 측정 범위에 대한 측정 관의 규격이 결정된다. 측정 방식은 공기와 음향의 상호작용에 기반을 두고 있으며 측정 범위는 폐활량 범위를 고려하여 0.05에서 20m/s 범위의 유속측정으로 한정하였다.

원주형 센서는 관내 공기의 진동여진을 일으키고, 진동 지점에서 약간 떨어진 곳에서 여진에 의한 진동을 끌라내어 흐름의 척도로 사용하게 된다.

IV. 초음파 호흡 측정기 구현

1. 하드웨어 구현

실험 중인 전체 폐활량 측정 시스템의 외관 형태는 그림 7과 같이 구성하였다.



그림 7. 전체 시스템 외관도
Fig. 7 Appearance of the whole system

시스템은 크게 초음파 측정 프로브, 송·수신 신호 처리부, 전 시스템 제어부로 나누어 볼 수 있다. 첫째로 초음파 측정 프로브는 초음파 센서의 하우징 및 출력 케이블로 이루어져 있으며 초음파 폐활량 측정기 시스템의 센서 부분에 해당되고, 그 규격은 공진 주파수와 수학적 모델을 근거로 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 처

리 신호를 다음에 제시될 알고리즘을 통해 변수들을 추출해내고 디스플레이 하는 역할을 한다.

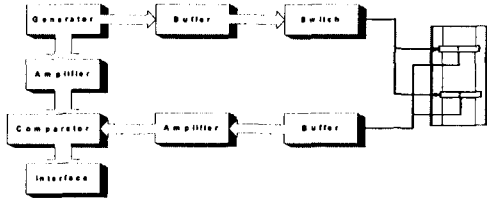


그림 8. 초음파 폐활량 측정기의 블록도
Fig. 8 Block-diagram of the Ultrasonic Spirometer

그림 8은 초음파 측정 프로브와 송·수신 신호 처리부를 블록도의 형태로 나타낸 것이다. Generator는 센서 발진과 변화량 측정을 위한 고주파 펄스를 발생시키고, 버퍼를 통해 스위치로 인가된다. 측정된 값을 보상하기 위해 양방향으로 측정하기 위해 스위치를 사용한다. 스위치는 그림 9과 같이 타이밍을 조절하여 양 센서를 구동시킨다.

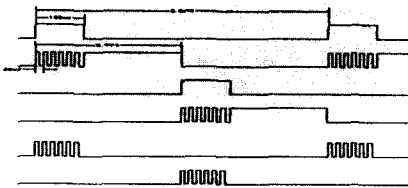


그림 9. 센서 구동 타이밍도
Fig. 9 Timing diagram for sensor driving

센서에서 수신된 신호는 임피던스 매칭을 위한 버퍼를 거쳐 변화량 측정을 위해 Generator에서 발생시킨 신호와 레벨을 맞추기 위해 증폭기를 거친 후 비교기로 들어간다. 비교기의 출력은 바로 제어부로 입력되어 속도로 환산되게 된다. 비교기 출력 신호는 그림 10와 같다.



그림 10. 비교기 출력신호
Fig. 10 Output Signal from Comparator

위 출력 과정에서 '0'으로 떨어져 있는 동안의 시간을 측정함으로써 속도를 알아낼 수 있다. 이 측정 방식의 모식도를 다음 그림 11에 나타내었다.

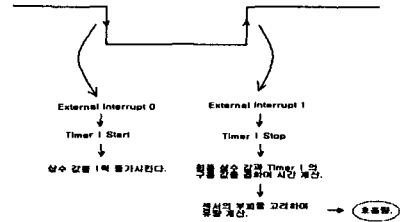


그림 11. 속도계산 모식도
Fig. 11 Method of calculating velocity

2. S3F441FX

신호처리 시스템은 기존의 디지털신호처리기(DSP)를 사용하지 않고, 요즘 각광받고 있는 32bit RISC 프로세서인 ARM 프로세서를 사용하였다. 플래쉬 롬과 램을 내장한 삼성반도체 모델인 S3F441FX는 고성능을 발휘하면서도 저전력의 특징을 가지고 있다. 또한 DSP 명령어도 포함되어 있어 강력한 처리 능력을 보인다. ARM 프로세서는 수신단의 신호 제어와 필터링, 알고리즘을 처리해 최종적인 측정 변수를 산출하여 디스플레이 한다.

3. 소프트웨어 구현

변수 추출 알고리즘은 유속 값으로부터 호흡 상태를 검출하고 그 상태 변화에 따라 진행된다. 유속 값으로부터 호흡 상태를 정하기 위해서는 테스트 시작 전 측정부의 데이터로부터 기준이 되는 표준 값을 계산하는 전 처리 과정이 필요하다. 전 처리 과정은 호흡 기체가 없는 상태에서 수행되어야 한다. 온도와 기압에 따라 또는 기기의 상태에 따라 값이 변하게 되며, 매 측정 시 주변 환경에 맞추어 재조정되어야 한다. 표준 값에 문제가 발생하면 측정 자체를 진행하지 못하는 상황이 발생할 수 있으므로 주의해야 한다.

얻어진 표준에서 호식과 흡식을 분리하게 된다. 호흡의 상태 변화는 그림 12과 같이 4가지로 분류될 수 있다.

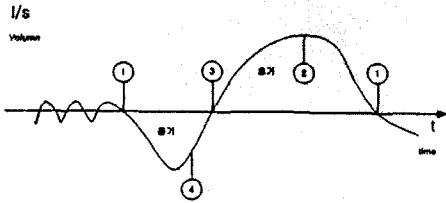


그림 12. 호흡곡선과 호흡 상태 변화
Fig. 12 Spirogram and spirometric state change

- ① : 호식→흡식 ② : 호식→호식
- ③ : 흡식→호식 ④ : 흡식→흡식

②, ④의 경우 상태가 변하지 않으므로 유속 값을 유량 값으로 계산하여 기록하면서 측정 과정을 진행시킨다. 호흡 상태가 변화하는 점인 ①, ③의 지점에서 기록된 값을 통해 변수를 검출한다. 대부분의 변수는 그 특성상 호식이 끝나고 흡식이 진행되기 전인 ①의 지점에서 측정된다.

V. 실험 결과

그림 13은 주어진 음파 속도를 계산을 통해 나온 값과 비교한 결과이다.

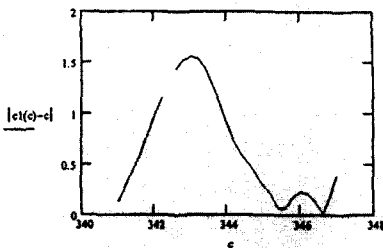


그림 13. 계산된 음파 속도의 절대오차
Fig. 13 Absolute error of determination of the sound velocity

기기 특성을 확인하기 위해 로타미터(쥬에이피 앤코리아)를 이용하여 도량형 검사(Metrology test)를 측정하였다.

그림 14는 PC의 기기 실험 프로그램으로 기기 출력의 호흡에 따른 변화곡선을 확인한 것이다.

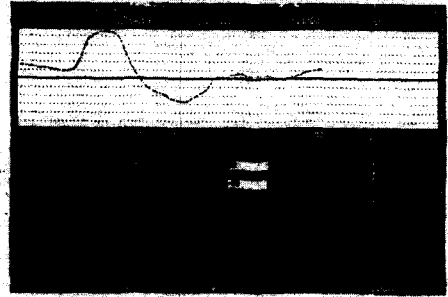


그림 14. 기기 실험용 프로그램
Fig. 14 Test program for prototype

측정 값의 확인은 순수한 공기의 경우에만 실험하였고, 실제 수증기 포화 기체에 대해서는 검증이 계속될 예정이다. 유량 공급장치와 로타미터를 이용하여 검증이 이루어지며 실제 임상적 적용을 위해서는 상당한 시간의 검증 작업이 필요하다. 또한 성능 개선과 안정성을 향상시키기 위한 연구도 계속될 것이다.

VI. 결론

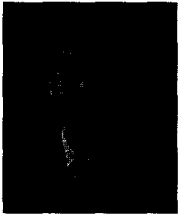
본 논문에서는 초음파 폐활량 측정기기를 개발하기 위해 기초 초음파 센서의 연구개발, 신호처리를 위한 하드웨어 설계, 신호처리 소프트웨어 알고리즘 개발을 목표로 하였다. 하드웨어 부분에서는 수학적 모델링을 기초로 하여 초음파 측정기 센서부, 송·수신 신호 처리부를 개발하였고 그 특성을 실험하여 제안된 방식의 적용 가능성을 확인하였다. 소프트웨어 부분에서는 센서 실험을 위한 유속 계산식의 검증과 실험 데이터 추출을 확인하였다. 추가적으로 환자 데이터 베이스 부분도 PC를 통하여 실험하면서 가능하였다.

그러나 실험에서 검출된 변수는 아직 임상적인 적용이 용이하지 않은 근사치이다. 실제 병원에서 사용 가능한 측정값을 얻기 위해서는 아직도 더 많은 실험을 통해 검증을 거쳐야 한다고 생각한다.

참고 문헌

- [1] Joh G, Webster 원저, 의공학 교육연구회 역 편, 의용계측공학 p509-535
- [2] Steven M.Donna, Neonatal and pediatric pumonory graphic, Futura Publishing, 1998
- [3] Frank M.White, Fluid Mechanics, 3rd Edition 1995, McGraw-Hill Book Co.
- [4] American Thoracic Society Statement, " Standard of spirometry.".Am Rev Respir Dis 1979
- [5] Sly MR, "Increasing asthma mortality-fact or artifact?".J Allergy Clin Immunol 1988
- [6] Evans R, "Recent observations reflecting increases in mortality from asthma.".J Allergy Clin Immunol 1987, vol 80

저자 소개



김동학(Dong-hak Kim)

2001.8 아주대학교 전자공학부

(공학사)

2002.2- 아주대학교 의용공학과

(석사)

※ 관심분야: 초음파 의료기기, 마이크로 프로세서



김영길(Young-Kil Kim)

1978년 고려대학교 전자공학과
공학사

1980년 한국과학원 산업전자공학
과 공학석사

1984년 ENST(France) 공학박사

1978년 제12회 기술고시 통신직 : 체신부 정책국
전자통신 전담반 통신기과

1984년 9월 ~ 현재 아주대학교 교수