

기관 호흡음 검출 시스템을 이용한 정상인과 폐기능 질환자의 분류

論 文

49D-4-7

Classification of Normal Subjects and Pulmonary Function Disease Patients using Tracheal Respiratory Sound Detection System

任 在 重* · 李 暎 周** · 全 榮 柱***

(Jae-Joong Im · Young-Ju Yi · Young-Ju Jeon)

Abstract - A new auscultation system for the detection of breath sound from trachea was developed in house. Small size microphone(panasonic pin microphone) was encapsuled in a housing for resonant effect, and hardware for the sound detection was fabricated. Pulmonary function test results were compared with the parameters extracted from frequency spectrum of breath sound obtained from the developed system. Results showed that the peak frequency and relative ratio of integral values between low(80~400Hz) and high(400~800Hz) frequency ranges revealed the significant differences. Developed system could be used for distinguishing normal subject and the patients who have pulmonary disease.

Key Words : respiratory sound, trachea, pulmonary disease, pulmonary function test

1. 서 론

호흡가스(respiratory gas) 중에서 탄산가스의 증가와 산소의 감소를 알아내고 산소의 소모를 발견하여 호흡이 산소를 얻기 위한 것임을 밝히기 전까지는 호흡은 단순히 우리 몸의 혈액을 식히고, 또는 소리를 내게 하기 위한 것이라고만 생각하여 왔다. 그 후 호흡은 산소를 얻을 뿐만 아니라 조직에서 형성된 탄산가스를 제거하는 데에 그 목적이 있음이 알려지게 되었다[1]. 이러한 호흡에는 2단계의 과정, 즉 내호흡(internal respiration)과 외호흡(external respiration)이 있다. 내호흡은 혈액내에서 얻은 산소를 세포내에서 대사과정에 이용하는 과정을 말하며, 외호흡은 3단계의 과정으로 나누어 생각하고 있다. 첫째 단계는 외부의 공기가 폐포(alveolus)까지 들어가는 과정, 둘째 단계는 폐포막(alveolus membrane)을 통하여 폐포에 분포된 혈관으로 이동되는 과정, 셋째 단계는 혈액내에서 일반 조직으로 이동되는 과정 등이다. 즉, 호흡은 대기와 체세포 사이의 산소와 탄산가스의 교환을 위한 인간의 생명유지에 필수적인 생리적 현상으로써 생체항상성을 위한 중요한 기능들을 포함하고 있다[2].

호흡계에서 분류되는 폐질환은 상당히 많이 있고 임상에서 흔히 접하는 중요한 질환들일지라도 임상적, 생리학적 및 형태학적으로 다양하게 중복되어 관찰되므로 개념상에 많은 혼동이 있어 왔고 정확히 감별하는데 어려운 경우가 많다[3]. 대표적인 폐 질환으로 기관지 천식(asthma)과 만성 폐

쇄성 폐질환(COPD, chronic obstructive pulmonary disease)이 있는데, 천식은 알레르기성 자극에 의해서 발생하는 질환으로 임상적으로는 가역적인 기도협착을 보이고 발작적인 기침, 흉부 압박감, 혹은 가래가 잘 뱉어지지 않고 목에 걸려 있는 것 같은 증상을 호소하나, 가벼운 천식 환자는 정상인과 동일하게 평소 생활을 할 수 있다. 대개 감기에 걸린 후에 호흡곤란이 발생하거나 달리기 등의 운동 후에 천명이 나타나는 경우가 많다[3]. COPD는 많은 종류의 폐질환 가운데 호흡기내과에서 가장 많은 비중(60-70%)을 차지하고 있는 질환으로서 주로 흡연에 의해서 발생하는 질환으로 만성 기관지염이나 폐기종으로 인한 기류 폐쇄(airway hyperreactivity)가 특징이고 이 질환을 가지고 있는 환자들은 주로 호흡곤란을 호소하며 매년 COPD를 앓고 있는 환자의 25%가 급성으로 악화되고 있다[3,4].

폐 상태에 비추어본 정상과 비정상 폐음을 살펴보면, 특히 흉부 청진은 최초의 진단을 하는데 도움이 될 것이며 다른 진단적 기술이 필요한지 혹은 필요치 않은가를 확인하는데 도움이 된다. 이에 첨가하여 폐음은 치료 효과를 평가하는데 매우 도움이 될 뿐만 아니라 이러한 정보에 대한 더 좋은 이해는 임상에게서 유용한 정보를 제공하는데 도움이 될 것이다. 이러한 시점에서 호흡음의 정량적인 분석에 대한 필요성이 대두되었고, 폐질환의 진단 및 분석방법을 개발하기 위한 호흡병리학과 호흡음 사이의 임상학적인 관계에 대한 많은 연구가 진행되어 왔다[2].

2. 호흡음 및 검출 방법에 관한 이론

호흡의 과정에서 나타나는 폐음은 호흡음과 부수적인 폐음의 두 가지로 나눈다. 호흡음은 호흡시 흉벽에서 들을 수 있는 정상적인 소음이고 부수적인 폐음은 호흡음에 첨가된 비정상 음이며 대체로 몇 가지 유형의 호흡기계 질환을 나

* 正 會 員 : 全 北 大 電 子 情 報 工 學 部 助 教 授 · 工 博

** 準 會 員 : 全 北 大 醫 用 生 體 工 學 科 碩 士 課 程

*** 準 會 員 : 全 北 大 醫 用 生 體 工 學 科 碩 士 課 程

接 受 日 字 : 1999 年 12 月 28 日

最 終 完 了 : 2000 年 3 月 17 日

타낸다[5]. 호흡의학에서 청진의 이용은 19세기초에 시작한 이래 청진방법의 개발 및 적용에 대한 연구가 진행되어 왔으나 아직 그에 대한 정확한 이론이 정립 되어있지 않은 상태이다. 특히 흉부 청진

은 최초의 사정을 하는데 도움이 되며 다른 진단적 기술이 필요한지 혹은 필요치 않은가를 확인하는데 도움이 되고 치료효과를 평가하는데 매우 유용한 진단 방법으로 알려져 있다[6]. 주로 호흡음 청진으로부터 질병을 진단하고 분류하기 위해서는 폐활량검사 항목 중에서 FVC(forced vital capacity), 즉 노력성 폐기능 검사가 주로 이루어지는데, 환자로 하여금 일반적인 평상시 호흡을 유도한 후에 가슴 깊이 흡기를 하고 나서 세계 호흡을 하는 방식으로 폐활량 검사 및 호흡을 하기 위한 흉곽과 횡경막의 움직임까지 검사할 수 있는 항목이다. 즉, 동일한 질환을 가지고 있는 환자들을 대상으로 하여서, 일반적인 폐기능 검사로 불리는 항목으로써 사용되는 FVC 테스트의 결과와 본 연구에서 제작한 시스템을 통해 얻을 수 있는 값들을 비교 및 분석하면 폐질환에 대한 효과적인 진단을 할 수 있을 것이다[6-8]. 최근에 들어 청진을 이용한 호흡음의 검출을 위한 시스템 개발 및 검출된 호흡음을 통하여 많은 종류의 폐질환들을 진단하고 분류하기 위한 매개변수에 관한 연구가 계속되고 있다 [9],[10].

지금까지 호흡음 검출에 대한 부위를 보면 전방 상향 흉곽과 후방 하향 흉곽과 같이 직접 가슴에 센서를 붙여서 호흡음을 검출하는 방법이 주로 이루어져 왔었다[6],[11]. 폐의 환기의 분포에 따른 호흡음의 강도는 피검자의 나이와 몸무게, 성별, 폐용량, 혈류율, 피검자의 자세, 검출부위에 따라 변화하며, 가슴부위로부터 검출된 폐음의 강도의 변화 형태는 폐의 환기의 분포상태, 가슴 조직의 두께, 음의 검출부위, 기도로부터 폐 세포로의 음의 전달특성 등의 차이에 의해 피검자로부터 소포성의 흡기음(inspiratory vesicular sound)이 일정치 않은 변화를 보인다. 특히 호흡음을 비정상(nonstationary) 신호로 보는 이유는 호흡주기 마다 폐의 부피와 호흡음이 바뀌어지고 병리학적인 질환의 진행 단계에 따라 많은 차이가 나타나기 때문이다. 따라서, 음향특성의 가변성을 고려하였을 때 음의 전달에 있어서 최소한의 영향을 받고 거의 일정한 음의 검출이 가능한 목의 기관으로부터 호흡음을 검출하는 연구의 필요성이 대두되었으며, 기관으로부터 검출된 호흡음의 수준은 가슴이나 등으로부터의 음의 수준보다 높고, 음의 검출부위를 일정하게 유지 할 수 있다고 알려져 있다[12],[13]. 그리고 지금까지 호흡음을 검출하기 위해서 사용했던 방법으로는 주로 흉곽에서 폐의 기저부 및 상단 부분에 센서를 부착하여 청진을 하듯이 직접적으로 호흡음을 검출하였다. 각 부위별로 흉곽의 전방과 후방, 상단과 하단에 센서를 부착하여 호흡음을 검출하려는 연구가 상당히 많이 진전되어 왔었지만, 심혈관 좌용에 의한 잡음으로 인해 호흡음만을 정확히 검출하기가 용이하지 않았고, 환자의 움직임으로 인해 잡음이 발생할 가능성이 높기 때문에 신호처리 부분에서 잡음 제거를 위한 많은 노력을 기울여 왔다[7]. 본 연구의 목적은 소형 마이크를 이용해 목의 기관에서 호흡음을 검출하고 분석하는 새로운 청진 기법을 이용하여 폐질환이 있는 환자와 정상인을 분류하는 데에 있다.

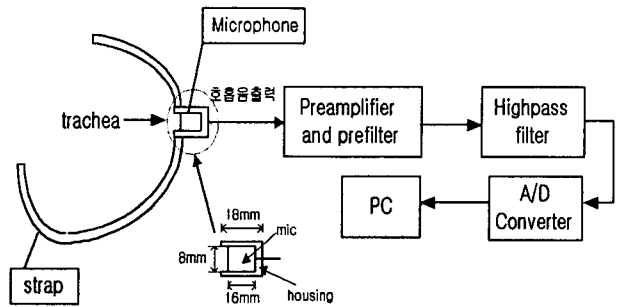


그림 1 전체 시스템 구성도
Fig. 1 Block diagram for the overall system

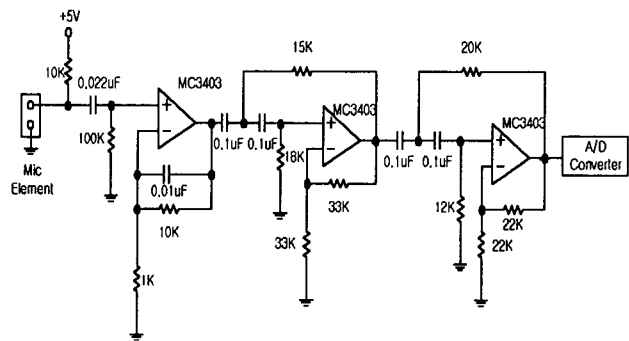


그림 2 호흡음 측정을 위한 회로도
Fig. 2 Circuit diagram for the detection of respiratory sound

3. 실험방법

3.1 시스템 구성

그림 1은 마이크를 목부위에 위치시켜서 기관 호흡음을 측정하기 위한 전체적인 하드웨어 시스템 구성도이다. 호흡음 검출기는 실린더 모양의 작은 공간에 핀 마이크(panasonic)를 삽입하여 공명 효과를 낼 수 있도록 제작하였고, 피험자가 목에 스트랩을 감아서 간편하게 착용할 수 있도록 제작하였다. 마이크는 그림 2에서와 같이 10K Ω 의 저항을 통과한 5V 전원에 의해 구동되며 이러한 구조는 최상의 마이크 감도를 제공한다. 호흡음 검출기에 사용된 마이크의 주파수 특성은 30Hz~10kHz이다.

호흡음 파형은 마이크와 증폭단, 그리고 심장 판막의 움직임에 의한 음이나 마이크의 움직임으로 인한 잡음 등과 같은 원하지 않는 신호를 제거하기 위한 필터로 이루어진 하드웨어를 통해서 검출된다. 마이크를 통과한 신호는 전치증폭단과 전치필터단을 통과하는데, 전치필터는 차단 주파수가 70Hz인 1차 고역통과필터이고, 이러한 전치필터는 마이크 신호에 있는 DC 오프셋을 제거하여 마이크의 움직임에 의한 잡음을 최소화하며, 증폭되기 전에 심장 판막의 움직임에 의한 잡음 강도를 줄여준다. 증폭단의 커패시터에 있는 0.01 μ F의 콘덴서는 1600Hz 이상 되는 주파수를 차단하며 또한, 전치증폭단은 10배의 증폭도를 가지고 마이크와 고역통과필터 사이에서 버퍼 역할을 하고 있다. 기관에서 검출되는 심장 판막에 의한 음향 크기는 호흡음의 크기보다 훨씬 크게 나타

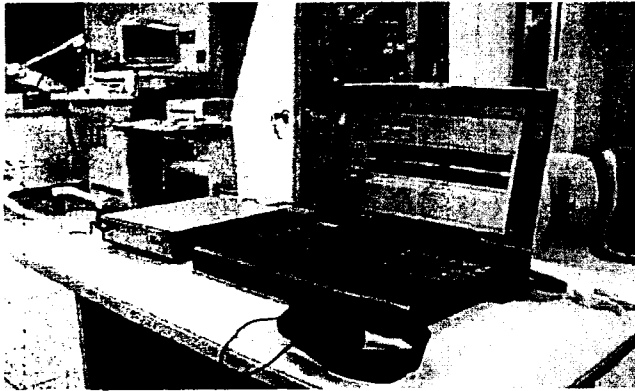


그림 3 Tracheal 호흡음 검출 시스템
Fig. 3 Tracheal respiratory sound detection system

나므로 고역통과필터는 남아있는 심장 판막에 의한 음향을 감쇠 시키고 호흡음을 증폭한다. 이 고역통과필터의 이득은 4이며, 차단 주파수가 100Hz인 butterworth 필터이다. 따라서 호흡음 검출기 하드웨어의 전체 이득은 40이다. 이렇게 정제된 신호는 12 bit의 해상도를 갖는 DT3001 A/D 변환기와 HPVEE 소프트웨어 프로그래밍을 통해서 수집되었으며, 그림 3에 개발된 하드웨어 시스템의 사진이 나타나 있다.

3.2 데이터 수집

본 연구에서는 개발된 호흡음 검출 시스템을 이용하여 폐 질환을 가진 환자군과 정상인들을 대상으로 호흡음의 특성을 구분하고자 임상실험을 하였다. 본 실험에서는 정상인군과 폐 질환을 가진 환자군으로 피험자를 분류하였으며 정상인과 비교하기 위한 환자군으로는 COPD 환자와 가벼운 천식 환자를 선택하여 정상인 5명, COPD 질환을 가진 환자 2명, 그리고 가벼운 천식 질환을 보이는 환자 1명을 대상으로 실험을 하였다. 정상인 5명은 모두 비흡연자를 대상으로 하였다. 먼저 병원 폐기능 검사실에 설치되어 있는 PFT (pulmonary function test, sensormedics spirometer 2200)를 이용하여 FVC 검사를 실시하고 개발된 시스템을 이용해서 2048Hz의 샘플링 주파수로 20초 동안 호흡음을 수집하였는데 피검자들에게 20초 동안 5번의 호흡을 할 수 있도록 편안한 호흡을 유도하였으며 이러한 과정을 3번 반복하여 최적의 호흡음을 검출하고자 하였다. 그림 4는 폐기능 검사실에서 FVC 검사를 실시하는 사진이며, 그림 5는 제작된 호흡음 검출 시스템을 통해 기관에서 호흡음을 측정하는 사진을 나타낸 것이다.

3.3 데이터 분석

수집된 피검자들의 데이터는 Labview 5.0으로 제작된 프로그램으로 흡기와 호기 파형을 받아서 FFT 분석을 할 수 있도록 하였다. 그림 6은 Labview 5.0으로 프로그래밍된 호흡음 FFT 분석 프로그램을 나타낸 것이다. 분석 프로그램은 그림 7과 같은 구조로 흡기시와 호기시 데이터를 구별하여 윈도우잉하여 FFT로 분석하였다. 그리고 필터링은 저역 차단 주파수가 80Hz, 고역차단주파수가 1kHz인 디지털 필터를 이용하였는데, 이는 호흡음에 첨가된 비정상적인 연속음과 불연속음을 모두 포함할 수 있는 범위로 필터링 하기 위하여 이러한 고역 및 저역 차단주파수를 가지도록 제작하였다[9].



그림 4 폐기능 검사를 통한 FVC의 측정
Fig. 4 Measurement of FVC through pulmonary function test



그림 5 개발된 시스템을 이용한 tracheal 호흡음 검출
Fig. 5 Detection of tracheal respiratory sound using developed system

연속 부수적 폐음은 기도가 폐쇄되었을 때 폐쇄된 부위로 빠른 기류가 통과할 때 기도벽이 진동함으로써 주로 발생된다. 이때에 발생하는 소리가 만약 고음조라면 "wheeze"라고 부르고 저음조라면 "rhonci"라고 부른다. 급성 기관지 경련이 있는 천식환자의 wheeze의 가장 높은 음조는 500Hz 정도이고 천식환자에게 기관지 확장제를 투여한 후 데이터를 보면 가장 높은 주파수는 300Hz정도이다. 이렇게 필터링 된 값들은 5 points 이동평균(moving average) 과정을 거친 후에 저역 주파수(80~400Hz)와 고역 주파수(400~800Hz)로 나누어서 각 영역에서의 최대 주파수와 적분값을 변수로 추출하였다. 또한 추출된 변수들을 통해 정상인군, COPD군, 그리고 가벼운 천식군의 폐기능 측정 결과 중 FVC 변수 값과 비교하였다. 일반적으로 비정상인군은 FVC의 값이 환자의 몸무게와 키에 의해서 산출된 BSA(body surface area)에 의해 계산된 값에 비해서 80%이하로 떨어지는 경우를 보는데, 그 환자들 중에서 Flow Volume Curve의 형태를 보면서 COPD 환자군과 가벼운 천식환자로 나누어서 비교한다. COPD 환자와 가벼운 천식 환자들에게 나타나는 기관지 폐쇄로 인한 소리를 검출해서 주파수대역으로 나누어서 분석해 보았을 때 각 질환의 특징에 따라 음조가 차이가 남을 확인할 수 있다.

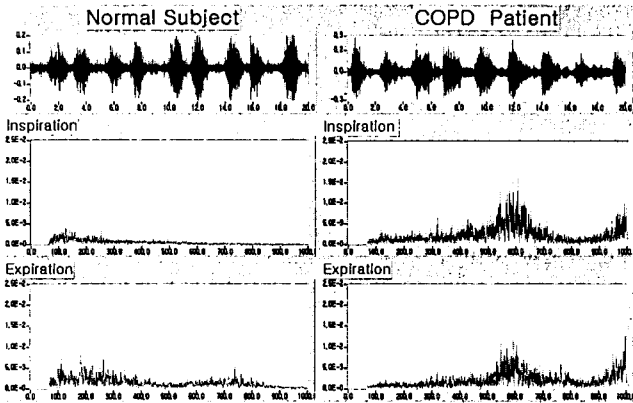


그림 6 호흡음의 FFT 분석
Fig. 6 FFT analysis for the tracheal respiratory sound

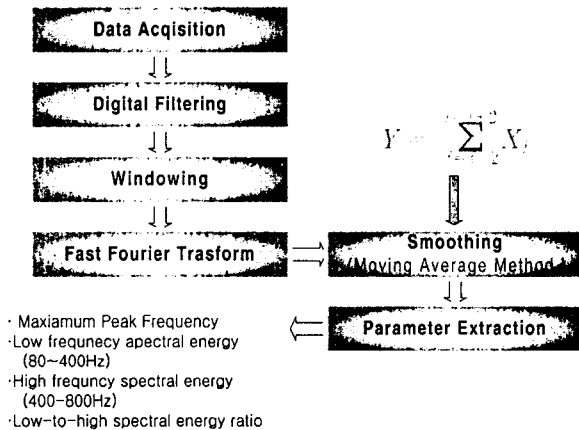


그림 7 데이터 분석 순서도
Fig. 7 Flowchart for the data analysis

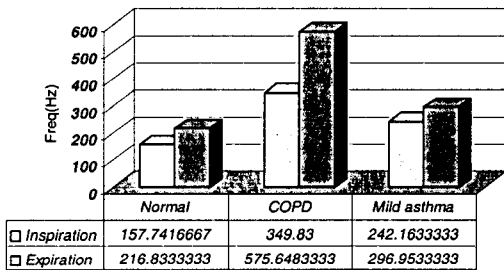


그림 8 각 실험군에서의 흡기와 호기에 대한 최고주파수 비교
Fig. 8 Comparison of averaged peak frequency values for each experimental group

4. 결과 및 고찰

그림 8은 추출한 변수들, 즉 흡기와 호기시 저주파 영역과 고주파 영역에서의 최대 주파수 값들을 나타낸 그래프이고, 그림 9는 저주파 영역에서의 스펙트럼 에너지 값의 비를 나타낸 것이다. 그림 8에서 볼 수 있듯이 정상인에 비해서 COPD와 가벼운 천식 환자에서 최고 주파수가 증가하고 있으며, 그

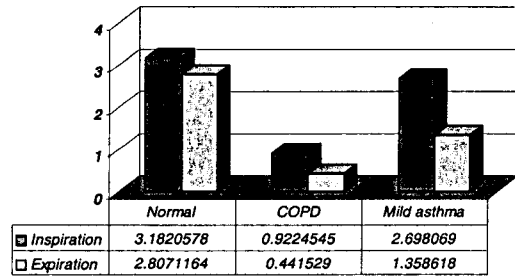


그림 9 각 실험군에서의 흡기와 호기에 대한 저주파-고주파 영역 스펙트럼 에너지 비
Fig. 9 Comparison of low-to-high spectral energy ratio for each experimental group

중에서도 호기시의 COPD 환자에서는 정상인 경우에 비해서 거의 1.5배의 최고 주파수 증가를 나타내고 있다. 그리고, 그림 9의 스펙트럼 에너지 비는 정상인에 비해서 감소하고 있으며, 흡기시 가벼운 천식 환자에서는 큰 차이가 없지만 호기시의 천식 환자 및 흡기와 호기시 COPD 환자의 스펙트럼 에너지 비는 현저한 감소를 보이고 있음을 알 수 있다.

개발된 호흡음 검출을 위한 시스템은 환자군과 정상인군 모두의 폐음을 측정하기에 충분한 주파수 응답 대역을 보였고, 피검자들의 기관에 마이크를 부착하고 호흡음을 수집한 다음 흡기와 호기의 파형을 각각 선택해서 흡기와 호기시 저주파 영역과 고주파 영역에서의 최대 주파수 값과 적분 값들의 비를 비교 분석 해본 결과 COPD 환자군과 정상인군에서 현저한 차이를 볼 수가 있었다. 특히 COPD 환자군에서 최대 주파수 값이 높게 나타났는데, 이러한 이유는 만성폐질환 환자인 경우 폐의 수축 이완이 자유롭지 못하여서 생긴 공기폐색(air trapping)이 좁아진 기도를 통해 나가면서 높은 주파수의 호흡음을 발생시키기 때문이고, 정상인들보다 협착된 기도에서 공기의 와류현상이 일어나면서 나타나는 현상으로 생각된다. 그러나 가벼운 천식 환자군에서는 두드러진 차이를 볼 수가 없는데, 일반적으로 가벼운 천식 환자들은 평소 자각증세를 느낄 수 없을 만큼 정상인과 같고, 달리기 등과 같은 운동 후나 감기로 인하여 발병하는 경우가 많기 때문에 정상인과 COPD 환자와 비교시 어느 정도 차이는 있지만 유의할 만한 큰 차이를 보이고 있지 않다고 생각된다.

5. 결론

본 연구에서는 소형 마이크를 이용하여 목의 기관에서 호흡음을 검출하고 아날로그 증폭기와 필터를 거친 후 A/D 컨버터를 통해 PC로 전송한 후 Labview 프로그램을 이용하여 흡기와 호기시 저역과 고역 주파수대를 구분하여 각 영역에서 최대 주파수와 적분 값을 변수로 추출하였다. 이 시스템은 우선 음을 검출할 때 기존의 방법들보다 환자에게 있어서 훨씬 편안한 방법으로 검출할 수 있었고, 임상실험 결과 가벼운 천식 환자군에서는 큰 차이를 볼 수 없었지만 COPD 환자군에서는 정상인에 비해서 최대 주파수 값이 높게 나타나는 유의미한 차이를 볼 수 있었다.

본 연구에서 개발된 기관으로부터의 호흡음을 측정하는

시스템은 향후 다양한 폐질환을 갖는 더 많은 피검자에 대해 연구가 수행된다면 폐기능부전증 환자와 정상인으로부터 호흡음을 검출하여, 검출된 호흡음의 시간 및 주파수 영역에서 변수를 추출하고, 이 변수들과 폐기능 검사를 통하여 얻어진 수치와의 상관관계를 수립하여 폐기능 부전증 환자와 정상인을 분류할 수 있는 새로운 청진기법 개발에 이용될 것이다. 또한 지금까지 주관적인 임상경험과 진료소견에만 의존해왔던 청진을 통한 폐질환 진단에 객관적이고 정량적인 분류자료로서 활용될 수 있을 것이며, 기존의 폐기능 검사가 환자들의 노력에 의존해 왔던 이유로 폭넓은 환자들에게 정확한 데이터를 얻기 어려웠지만 본 연구에서 개발된 기관으로부터 호흡음을 측정하는 시스템은 환자들에게 편안한 방법으로 보다 객관적이고 정량적인 결과를 유도해 내는 데도 크게 기여할 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 1998년 전북대학교 신입교수 연구비 지원에 의하여 이루어진 연구입니다.

참 고 문 헌

[1] 金正鎮, 生理學, 高文社, pp. 123-142, 1993.
 [2] 최정신 역, 폐음, 현문사, pp. 66-103, 1994.
 [3] 윤호주, "기관지 천식과 만성 폐쇄성 폐질환 - 개념의 변천과 기도의 형태학적 차이", 알레르기, 제 15권, 제 4호, pp. 586-595, 1995.
 [4] D. S. postma, "When can an exacerbation of COPD be treated at home?", Lancet, vol.351, no.9119, pp. 1827-1828, 1998.
 [5] T. Rosqvist, E. paajane, K. Kalllo, H.M.Rajala, T.Katila, "Toolkit for lung sound analysis", Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 33, pp. 190-195, 1995.
 [6] B. Sankur, Y. P. Kahya, E. C. Guler, S. Raudys, "Hierarchical Classification of Respiratory Sounds", Proc. 20th Ann. Conf. IEEE-EMBS, Hong Kong, pp. 1598-1601, 1998.
 [7] A. B. Sprikkelman, M. H. Grol, M. S. Lourens, J. Gerritsen, H. S. Heymans, W. M. van Aaldern, "Use of tracheal auscultation for the assessment of bronchial responsiveness in asthmatic children", Thorax, vol.51, no.3, pp. 317-319, 1996.
 [8] H. Melbye, I. Aaraas, J. Hana, A. Hensrud, "Improving pulmonary auscultation as a tool in the diagnosis of bronchial obstruction - results of an educational intervention", Scand J Prim Health Care, vol.16, no.3, pp. 160-164, 1998.
 [9] Yasemin P. Kahya, E. Cagotay Guler, Bulent Sankur, "Statistical analysis of lung sound data", Proc. 21th Ann. Conf. BME & EMBS, Atlanta, pp. 1015, 1999.
 [10] Gavriely N., Herzberg, M., "Parametric Representation of normal breath sounds", J. Appl. Phys., vol.73, pp. 1776-1784, 1992.
 [11] H. Pasterkamp, S. patel, G. R. Wodicka, "Asymmetry of

respiratory sounds and thoracic transmission", Medical & Biological Engineering & Computing, vol.35, no.2, 1997.
 [12] M. J. Doherty, D. P. Spence, D. Graham, B. M. cheetham, X. Q. Sun, J. E. Earis, "A vibrating trachea", Thorax, vol.53, no.3, pp. 230-231, 1998.
 [13] Andrews, J.L., Badger T.L., "Lung sound through the ages", JAMA, pp. 2411-2625, 1979.

저 자 소 개



임 재 중 (任 在 重)

1958년 8월 15일 생. 1983년 건국대 전자공학과 졸업, 1988년 Texas A&M university 의용공학과(석사)졸업, 1991년 동 대학원 의용공학과 졸업(공학박), 1992년~1998년 인제대 의용공학과 조교수,

1998년~현재 전북대 공대 전자정보공학부 조교수

Tel : 0652-270-4064, Fax : 0652-270-4064

E-mail : jjim@moak.chonbuk.ac.kr



이 영 주 (李 暎 周)

1973년 11월 26일 생. 1996년 인제대 의용공학과 졸업. 현재 전북대 대학원 의용생체공학과 석사과정

Tel : 0652-273-4064

E-mail : graceyi@bme.chonbuk.ac.kr



전 영 주 (全 榮 柱)

1971년 7월 21일 생. 1999년 인제대 의용공학과 졸업. 현재 전북대 대학원 의용생체공학과 석사과정

Tel : 0652-273-4064

E-mail : moon@bme.chonbuk.ac.kr