

적응 디지털 필터와 DSP 칩을 이용한 폐음 분석기 설계

김규학* · 조일준* · 김종원* · 윤태성** · 김성환*

Design of Lung Sound Analyzer Using Adaptive Digital Filter and DSP Chip

Gyu Hag Kim,* Il Jun Jo,* Jong Weon Kim,* Tae Sung Youn,** Sung-Hwan Kim*

요 약

본 연구에서는 폐 및 기관지 질환 환자에 대한 객관적인 진단을 위한 폐음분석 시스템을 설계 하였다.

적응 필터링 기법에 의하여 순수한 폐음을 분리하였고 이의 power spectrum을 구하기 위하여 TMS320C25 DSP 칩과 IBM PC를 사용해서 폐음 분석기를 구성 하였다. 실험결과 적응 격자 위너 필터는 10차의 적은 차수로도 분리가 가능하였고 정상 폐음은 100-200 Hz, 급성 섬유성 폐렴 폐음(crackle)은 100-400 Hz, 기관지 협착증(wheeze)폐음은 150-600 Hz에서 주파수범위를 갖는 power spectrum의 양상을 통해 각각 패턴 분류할 수 있었다.

- Abstract -

Lung sound analyzer which can provide an objective diagnosis of patients with pulmonary and bronchial disorders is designed.

For the purpose of power spectrum analysis, adaptive digital filtering technique and TMS320C25 DSP chip is used.

As a results, adaptive lattice Wiener filter could eliminate heart sounds with a few of 10th order and on the distribution of power spectrum each patterns has shown in normal vesicular breathy from 100 Hz to 200 Hz, in crackle sound from 100 Hz to 400 Hz, in wheeze sound from 150 Hz to 600 Hz.

1. 서 론

오늘날 호흡기 질환을 진단하는데 있어서 흉부의

<접수: 1989년 6월10일>

*서울 시립대학교 전자공학과

(Dep. of Elec. Eng., Seoul City Univ)

**창원 대학교 전기공학과

(Dep. of Elec. Eng., Chang Won Univ)

폐음(lung sound)을 청진하는 것이 아직도 유용 되고 있지만 근래에는 폐음에 대한 구조적 특성 및 발생체계를 연구 하기 위하여 power spectrum을 사용 하고 있다.¹⁾

지금까지 컴퓨터를 이용하여 폐음 신호를 처리 및 분석하려는 여러가지 방법이 제시되고 있는데 이들은 순수한 폐음의 분리와 다량의 데이터를 용이하게 처리하는 방법등이다.

폐음의 추출에는 기도에서 발생된 소리 뿐만아니라 심음(heart sound)등의 잡음 간섭등이 문제되며 다량의 데이터를 처리하는데는 처리시간이 문제시되므로 폐음분리와 빠른 시간내에 신호처리를 필요로 한다.²⁾

폐음을 분석하는데 있어서 인간은 표본화된 소리의 양을 정량화 할 수 없으므로 폐음을 다루는 의사나 생리학자에게 주파수 영역이나 시간 영역에서의 해석 방법을 통하여 임상진단에 이용하려는 시도가 이루어졌다.³⁾

그중 주파수 영역에서의 분석은 Banaszak, Nochman, Murphy 방법등이 제안되는데 특히 Murphy는 석면침착증 환자의 폐음을 고속 푸리에 변환하여 power spectrum 해석을 시도하였다.⁴⁻⁶⁾

Power spectrum 분석이 갖는 장점은 정상 폐음 및 비정상 폐음의 주파수 범위가 2KHz 이내에 각각 분포 되므로 폐질환의 주파수 패턴을 체계적으로 분류한다면 진단 및 평가에 더욱 객관적이고 정량적인 분석을 기할 수 있다.⁷⁾

본 연구에서는 저주파 대역을 갖는 심음이 폐음과 혼음되므로 고역통과 필터를 사용하여 심음을 제거하는 종래의 방법⁸⁾과는 다르게 적응 격자 위너필터(adaptive lattice Wiener filter)를 사용하여 심음만을 제거 하였으며 power spectrum은 TI사의 TMS320C25 DSP 칩을 사용 빠른 시간내에 산출하여 패턴 분류 함으로써 연산 시간을 향상 시켰다.

2. 시스템구성 및 실험방법

2-1 하드웨어 구성

폐음 분석을 위한 하드웨어는 그림. 1과 같이 각각 콘덴서마이크로폰(Panasonic: 모델 ECM-103A), 오디오 증폭기(Ando Electric: 모델 AFP-10S), A/D변환기, 또한 A/D변환기로 부터 수집된 데이터와 power spectrum을 저장하는 local 메모리 인터페이스 회로, IBM PC상의 데이터를 local 메모리로 또는 local 메모리로 부터의 데이터를 IBM PC로 전송하기 위하여 어드레스 버스와 데이터 버스를 제어하는 제어장치, ECG 모니터(Sein Electronic: SE-103), 그리고 TMS320C25 DSP칩으로 구성하였다. 폐음 데이터 수집은 2 채널 12비트 A/D 변환기로 샘플링 주기는 4096 Hz로 하였다. TMS320C25 DSP 칩을 사용한 중앙 연산 처리 장치는 제어 장치에 의해 local 메모리로 전송된 데이터를 BIO 신호에 동기되어 RAM에 있는 power spectrum과 윈도우(windowing) 알고리즘을 수행하는 장치로서 프로그램 종료시 external flag 인 XF 단자를 레벨 0로 하여 제어장치에 프로그램의 종료를 알리게 된다. Local memory unit는 A/D 변환기로 부터 수집된 데이터를 DSP가 알고리즘을 수행할 수 있도록 저장하고 윈도우 테이블과 평균 power spectrum을 저장하는 장치로 128 KB 용량을 갖도록 SRAM(static RAM)을 사용 하였다. 제어장치

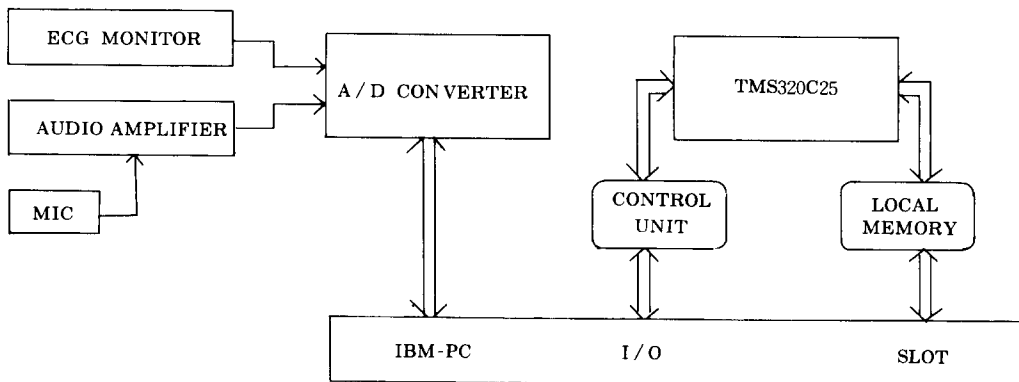


그림. 1. 하드웨어 시스템 구성

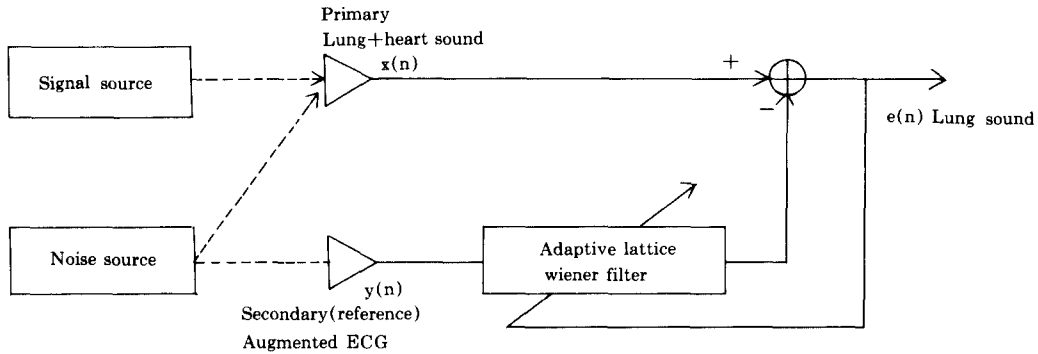


그림. 2. 적응 잡음 제거기

는 IBM PC에 PPI(8255)를 인터페이스시켜 사용하였으며 A/D 변환기로 부터 입력된 데이터를 local 메모리로 전송 하기 위하여 DSP에 Hold 신호를 내어 데이터 버스와 어드레스버스를 IBM 버스로 enable 하게하였다.

데이터 전송이 모두 끝나면 제어장치는 DSP의 BIO단자에 일련의 신호를 주게되며 이를 동기신호로하여 DSP는 local 메모리에 있는 데이터를 가지고 윈도우링과 평균 power spectrum을 구하게된다. DSP 칩의 XF가 레벨 0로 되면 제어장치는 local 메모리의 데이터 버스와 어드레스 버스를 enable하여 데이터를 IBM-PC로 전송 하게 된다.

2-2 소프트웨어 및 실험방법

심전도 신호와 폐음을 동시에 검출 하기위하여 LA, RA, LL에 표준전극을 부착하고 마이크로폰을 기관지에 위치시켜 정상 호흡을 하게 한다음 각신호를 2 채널로 동시에 받아 4096 Hz로 A/D 변환하고 폐음과 심음을 분리 시키기 위해서 그림. 2의 적응 격자 위너 필터를 사용하였다. 1차측에는 마이크로폰으로 부터 수집된 오염된 폐음을 입력 시키고 2차측에는 그림.3의 T파 검출 알고리즘으로 부터 만들어진 증음된 심전도신호(augmented ECG signal)를 인가 하였다.

이는 심전도 신호의 R파와 T파 각각에 대해 심음이 관련되므로 2차측에 심전도 신호가 들어가는 경우 제2심음은 제거되지 않는다. 그러므로 2차측에는 R파와 제1심음 사이의 시간간격 만큼 지연 시켜

T파 위치에 R파를 삽입하였다.

오차 신호로써 수집된 순수한 폐음 데이터는 1024 포인트에 대하여 256포인트씩 4블럭 각각 Hamming 윈도우를 취하고 power spectrum을 구하여 평균 power spectrum을 얻었다. 이에 대한 자세한 소프트웨어 흐름도를 그림.3에 나타내었다.

3. 실험결과 및 고찰

본 연구에서는 적응 디지털 필터링하여 분리된 폐음을 TMS320C25 DSP칩을 사용하여 power spectrum을 산출함으로써 폐질환의 증상별 주파수 분포를 비교 분석 하였다.

그림. 4는 심음에 의해서 오염된 폐음이 마이크로를 통해 A/D 변환된 출력 데이터 이고 그림. 5는 증음된 심전도 신호이며, 그림. 6은 적응 격자 위너 필터에 의해서 분리된 폐음을 나타내고 있다.

그림. 6을 그림. 4와 비교 해볼때 50%~85%의 심음의 피이크치 감소를 볼 수 있는데 이는 폐음에 혼입되는 심음의 크기가 너무 크므로 제거의 필요성을 뒷받침 해주고 있으며 또한 제거의 효과를 알 수 있다. 이와 같이 본연구에서는 정확한 진단을 위하여 수렴조건 및 수치적 안정도가 우수한 적응 격자 위너필터를 10차의 적은 차수로 구성시켜 폐음분석기의 진단을 설계하였다.

그림. 7-10은 전형적인 분석 데이터로써 그림. 7은 정상폐음, 그림. 8과 그림. 9는 급성 섬유성 폐렴 폐음(crackle)을 그림 10은 기관지 협착증(wh-

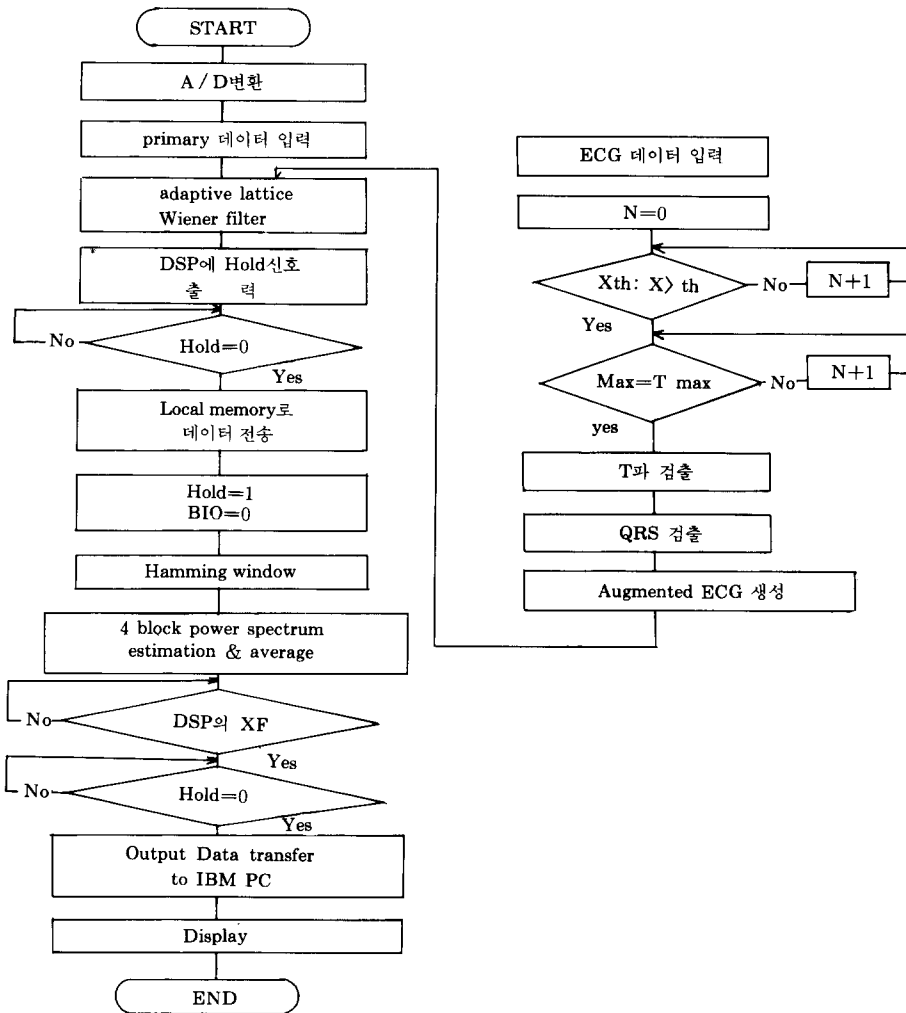


그림. 3. 폐음분석 시스템의 소프트웨어 흐름도

eeze) 폐음의 power spectrum이다.

그림. 7의 정상폐음은 임상적으로 낭포폐음(vesicular breathy)으로서 100-200 Hz에서 피크치가 존재하며, 그림 8은 초기호흡시 power spectrum인데 급성기관지염이나 천식환자의 폐음으로 100-300 Hz에서 피크치가 나타남을 보였다. 그림 9는 후기 호흡시 power spectrum으로 간질성 섬유증, 석면침착증, 류머티스성 폐병 환자의 폐음으로 150-400 Hz에서 피크치가 나타나며 그림. 10은 다성음(po-

lyphonic) 을 수반하는 power spectrum을 나타내며 주로 천식환자에게서 볼 수 있고 150-600 Hz에 걸쳐 피크치를 보였다.

이와 같이 각 증상별로 주피수 분포 범위와 피크치가 다르게 나타남을 볼 수 있었다.

그러나 너무 높은 분해능의 스펙트럼 분석은 다수의 피크를 포함하는 복잡한 형태의 spectrum을 산출하여 그 양상의 파악을 통해 직접 임상적으로 응용하고자 하는 목적에 부적합하므로, 본 연구에

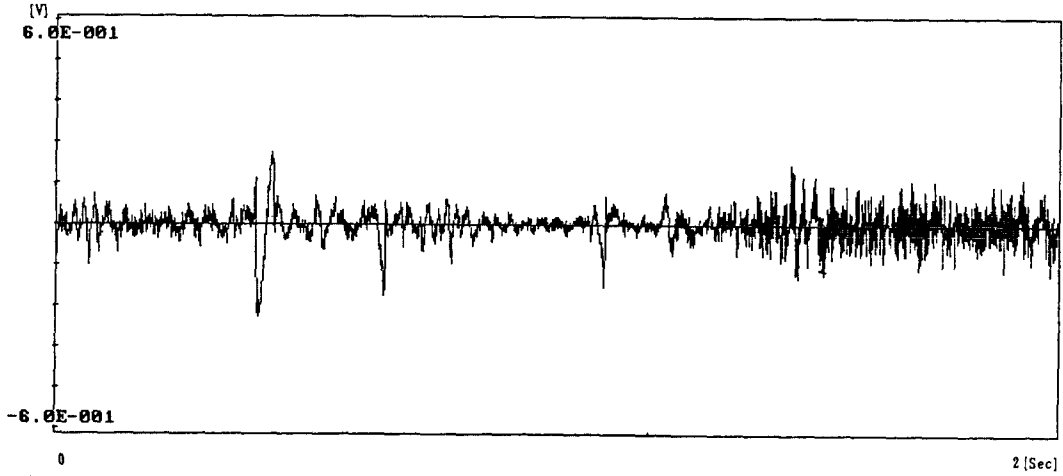


그림. 4. 심음에 의해서 오염된 폐음 신호

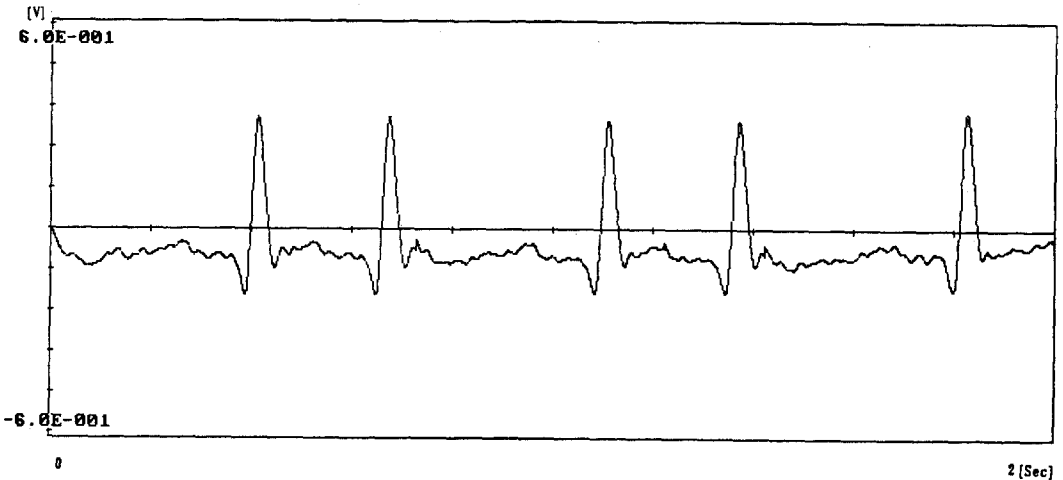


그림. 5. 증음된 심전도 신호

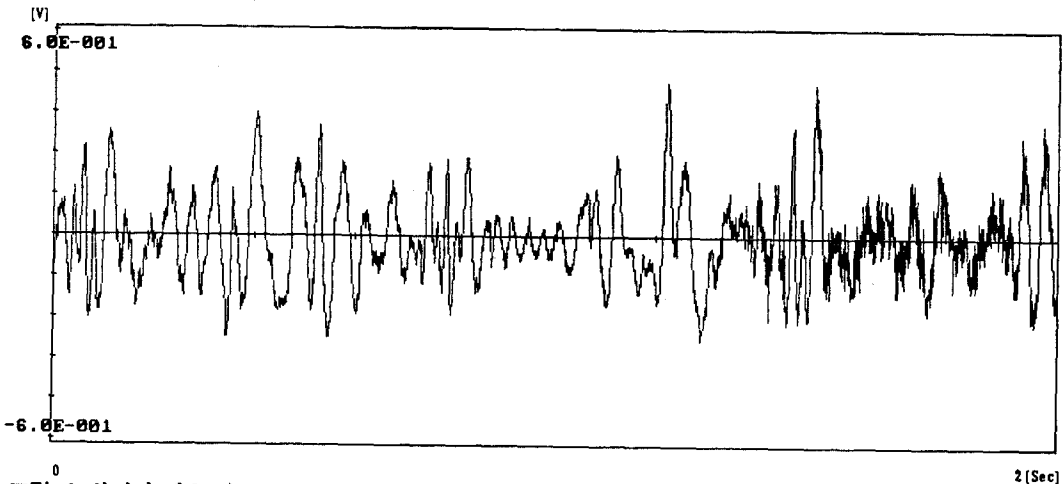


그림. 6. 분리된 폐음 신호

서는 1024 포인트의 데이터에 대하여 각각 4블럭 (1블럭=256 포인트)의 평균 power spectrum을 구하여 16 Hz의 분해능으로 산란 피크치들을 감소시키고 평활(smoothing) 효과를 얻었다.

실험 결과 1 블럭당 연산 시간은 4.6ms로서 1024 데이터 포인트에 대하여 18.4ms의 연산속도로 폐음을 분석할 수 있었다.

4. 결 론

본 연구에서는 적응격자 위너 필터를 이용하여 심음과 폐음을 분리하였으며 DSP 칩을 이용하여 4블럭 단위의 power spectrum을 계산하여 빠른 시간 내에 폐음을 분석할 수 있었다. 또한 평균 power spectrum 결과를 IBM PC와 인터페이스 시켜 그래픽 처리 하였으므로 쉽게 패턴을 분류할 수 있었고 데이터의 저장을 용이하게 하였다. 따라서 호흡이상이나 폐 및 기관지 환자의 분별 및 임상에 많은 응용이 기대된다.

참 고 문 헌

- 1) S.Lehrer, M.D. "Understanding lung sounds" W.B. Saunders Company, 1984.
- 2) N. Garriely, Y.Palti, and G.Alroy. "Spectral characteristics of normal breath sounds." J. Appl. Physiol. Vol.50 pp 307-314. 1981.
- 3) G. charbonneau, J.L. Racineux, M. Sundraud, E.Tuchais "An Accurate Recording System and its use in breath sounds spectral analysis." J. Appl. Physiol. Vol. 55 pp 1120-1127. 1983.
- 4) Banaszak, E.F., R., C.Kory, and G.L.Snider. "Phonopneumography." Am. Rev. Resp. Dis. 107: 449-455. 1973.
- 5) Nachman, R.M.Nachman, and L.Vinaru. "Recording and analysis of sounds produced by human lungs during respiration." Experientia 25: 1040-1041. 1969.
- 6) Murphy, R.L.H. and K.Sarensen, "Chest auscultation in the diagnosis of pulmonary asbestosis." J.Occup. Med. 15: 272-276. 1973.
- 7) T.R.Fenton, H.Pasterkamp, A.TAL, V.Chernick "Automated spectral characterization of wheezing in Astmatic Children." IEEE Trans. Vol. BME-32 pp 50-55. Jan. 1985.
- 8) L.Basano, V.Brusasco, P.Morettini and P.ottonello "A DSP Breath sound analyser" ISCAS, Finland. June. pp 2631-2634. 1988.
- 9) TMS 320C25 User's Guide. Texas Instruments Inc. 1987.

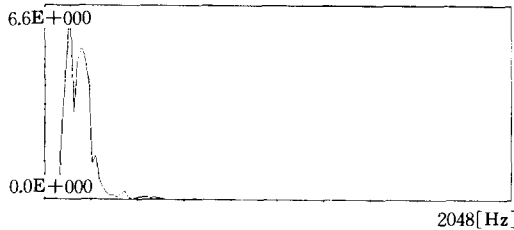


그림. 7. 정상 낭포 폐음

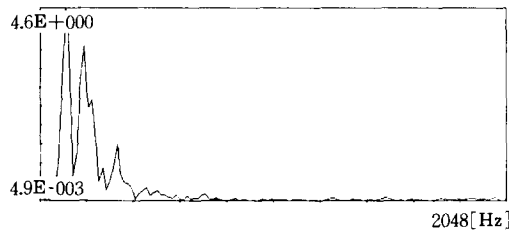


그림. 8. 급성 섬유성 폐렴 폐음(초기호흡)

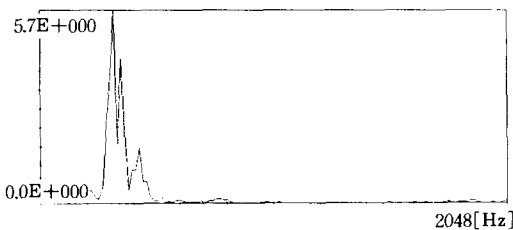


그림. 9. 급성 섬유성 폐렴 폐음(후기호흡)

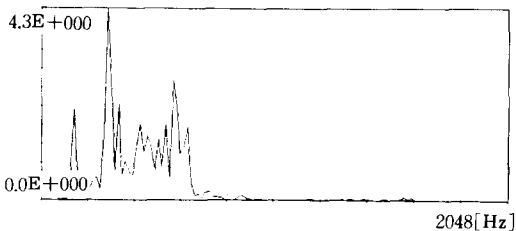


그림. 10. 기관지 협착증 폐음