

스펙트럼 이동을 이용한 청진음 강화

정동근⁺

Reinforcing Stethoscope Sound using Spectral Shift

Dong Keun Jung⁺

Abstract

Human hearing sensitivity is frequency-dependent. The sensitivity is low at both ends of the audible frequency, and the sensitivity is the highest in the middle band at 3000 Hz. The heart sound of a healthy person is concentrated at a low frequency of 200 Hz or less, and despite using a stethoscope, the hearing sensitivity of the human body is low, and the stethoscope sound is low. Amplifying the sound of the stethoscope is not effective in distinguishing heart sounds in noisy environments because it maintains the same signal-to-noise ratio. In this study, a method of enhancing auditory stimulation was developed by applying a method of moving the spectrum of auscultation sounds into a high-frequency region where the human body is highly sensitive to hearing. The spectrum of the auscultation sound was moved up by 500 Hz in the frequency domain, and an inverse fast Fourier transform (FFT) was performed to reconstruct the auscultation sound. The heart sounds reconstructed by moving the spectra were divided into the first heart and second heart sound components, as in the original heart sound, and it was confirmed that the intensity was large in the cochleagram representing auditory stimulation. Therefore, this study suggested that spectral shift is a method to enhance auditory stimulation during auscultation without increasing the intensity of the auscultation sound.

Keywords : Stethoscope, Heart sound, Spectral shift, Cochleagram

1. 서 론

청진기는 1816년 프랑스 의사 레네크(Rene Lannec)가 발명하여 간접 청진을 시작하였다. 초기의 청진기는 나무 원통이었으며 의사가 환자의 흉부에 직접 귀를 대지 않고 심장과 폐에서 발생하는 소리를 들을 수 있도록 고안되었다. 19세기를 거치는 동안 청진기는 현재의 형태로 발전하여 청진기 헤드, 굽어지는 관, 그리고 이어피스로 구성되었으며, 청진기 헤드부는 격막(diaphragm)과 벨(bell)로 구성되어 있다[1,2].

청진기는 의사가 환자 진료에 사용하는 가장 기본적인 의료 기기이며, 의사는 환자의 의학적 상태를 평가하기 위하여 청진기로 환자의 흉부와 복부 등에서 심음, 호흡음, 또는 장음을 청

진한다[3]. 청진은 수행하는 사람의 숙련도에 의존적이지만 일반적으로 수행자의 연령이 증가하면 청력이 감소하므로 청진 능력이 감소하게 된다. 최근에는 전통적인 아날로그 청진기의 한계를 극복하기 위하여 디지털 전자청진기가 개발되었다. 디지털 청진기는 전자식으로 증폭된 소리를 제공하며 다양한 필터를 적용하여 신호대잡음비를 개선시킨 다양한 기능을 제공하고 있다[4-6]. 또한 스마트 기기와 연동하는 청진기도 개발되었으며 청진음을 원격에서도 들을 수 있는 원격청진시스템에 적용되어 있다[7].

인체 내부에서 장기의 기능으로 발생하는 청진음은 소리의 강도가 낮고 주변 환경의 배경 잡음으로부터 많은 간섭을 받고 있으므로 주변 소음이 없는 환경에서 사용자가 집중하여 들어야 한다. 심장의 기계적 활동에 의해 발생하는 심음은 음향에너지 대부분이 500 Hz 이하 영역에 집중되어 있다[8-10]. 그러나 인체의 청력역치는 주파수 의존적이며 귀의 민감도가 2000~5000 Hz에서 가장 높은 것으로 알려져 있다[11]. 따라서 심음과 같은 저주파수 성분의 소리를 청취할 때는 청각 민감도가 낮아 동일한 강도의 고주파수 영역에 비하여 소리가 작게 들린다.

미약한 생체 신호인 청진음 청취를 강화시키는 목적으로 Dolan 등은 아날로그 청진기를 사용하여 녹음한 청진음을 고주파수 대역으로 스펙트럼을 이동시킨 경우에 심음의 특징이 보존되어 있음을 제시하였으며[12], Aumann 등도 50 Hz 이하의 청진음을

⁺ 동아대학교 의과대학 의공학교실 (Department of Medical Engineering, College of Medicine, Dong-A University)
32 Daesingongwon-ro, Seo-gu, Busan, 49201, Korea
[†]Corresponding author: dkjung@dau.ac.kr
(Received: Jan. 11, 2021, Revised: Jan. 25, 2021, Accepted: Jan. 26, 2021)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

200 Hz 이상으로 스펙트럼 이동시켜 심음, 호흡음, 장음을 청진하는 방법을 제시하였다[13].

본 연구에서는 청진할 때 심음의 청각 자극을 높이기 위하여 청진기로 녹음한 청진음의 스펙트럼을 고주파수 영역으로 이동시키는 방법을 적용하여 인체의 청각 민감도가 높은 영역에서 청진하는 방법을 제안하고 청진음의 청각 자극 개선 효과를 확인하고자 하였다.

2. 연구 방법

청진음 수집에 사용한 전자청진기는 국내 피지오랩사의 Share Sound 모델이며 Fig. 1에 제시하였다. 전자청진기는 송신부와 수신부로 구성되어 있으며 송신부는 청진음을 기록하고 저장 및 전송하며 수신부는 기존 청진기를 사용하여 청진음을 들을 수 있도록 스피커가 내장되어 있다. 송신부의 소리 기록 분해능은 12 bit 12,500 Hz이며 자체적으로 10개의 음성파일을 기록할 수 있다. 실내에서 안정상태로 앉아있는 건강인의 가슴 부위에서 전자청진기를 사용하여 심음을 10초간 녹음하고 소리파일을 PC에 저장하여 사용하였다. PC에서 청진음의 안정 구간을 편집하여 4초 구간을 초기 청진음으로 하고 스펙트럼 이동 처리한 소리를 스펙트럼 이동 청진음으로 지정하여 분석에 사용하였다.

청진음의 파형 표시, 스펙트럼 분석, Excitation 분석[14] 및 Cochleagram 분석[15]은 음성 분석용 공개소프트웨어인 Praat®를 사용하여 처리하였다. Excitation 분석은 소리 자극에 의한 와우 부위별 자극 흥분 정도를 보여주며, Cochleagram 분석은 소리 자극에 의한 와우에서 자극 부위를 보여준다. 청진음의 스펙트럼 이동은 MATLAB 2012a를 사용하여 아래의 방법으로 처리하였다. 먼저 청진음을 20 ms 구간으로 분리하고 시간 영역 정보를 주파수 영역 정보로 변환하기 위하여 푸리에변환(FFT)을 수행하여 스펙트럼을 구한다. 그리고 청진음의 각 구간 스펙트럼에서 주파수 별로 진폭과 위상 정보를 지정된 주파수만큼 이동한다. 본 연구에서는 500 Hz를 우측으로 이동시켰으며 위상 정보는 변경하지 않았다. 이어서 각 구간의 스펙트럼을 이용하여 주파수 영역 정보를 시간 영역 정보로 변환하기 위하여 역 푸리에변환(iFFT)을 시행하여 청진음을 재합성하고 순차적으로 구간을 합쳐서 스펙트럼이 이동된 청진음을 구성하고 PC에 저장하여 분석 및 비교에 사용하였다.

와우에서 주파수 분포에 사용하는 ‘Bark’는 아래의 식(1)의 관계로 주파수를 x에 삽입하여 Bark로 표시하였다.

$$\text{Bark} = 7 \times \ln(x/650 + \sqrt{1 + (x/650)^2}) \quad (1)$$

Praat®에서 분석한 Excitation과 Cochleagram은 심음과 스펙트럼 이동 후 재합성 소리를 개별적으로 분석한 후에 축 스케일을 고정한 상태에서 데이터를 중첩하여 표시하였다.



Fig. 1. Photograph of electronic stethoscope, Sound Share model from PhysioLab. Right part is transmitter and left part is receiver.

3. 결과 및 고찰

건강한 피험자로부터 전자청진기를 사용하여 녹음한 심음의 파형과 스펙트럼을 Fig. 2의 (a)와 (b)에 제시하였다. 심음은 심장 주기에 따라 1심음(S1)과 2심음(S2)이 분명하게 구분되며 파형 관찰에서 기저선에 배경 잡음이 포함되어 있다. 심음의 스펙트럼에서 소리에너지는 500 Hz 이하 영역에 주로 분포하며 500 Hz 이상의 구간에서는 에너지가 낮게 분포함을 보여준다. 인체의 청각 민감도가 500 Hz 이하 영역에서는 낮으므로 청진

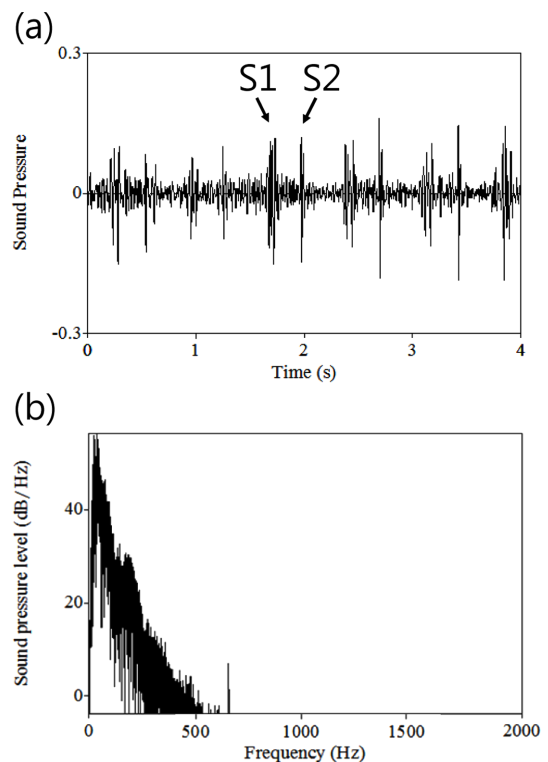


Fig. 2. Stethoscope heart sound wave (a) and the spectrum (b). S1; first heart sound, S2; second heart sound.

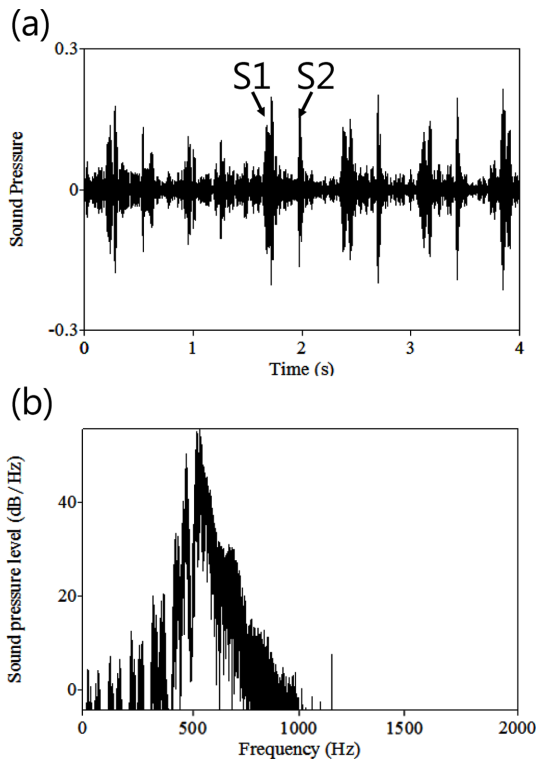


Fig. 3. Sound wave (a) and the spectrum (b) after spectral shift of 500 Hz. S1; first heart sound, S2; second heart sound.

기를 사용하여 심음을 청취하면 소리가 작게 들려서 집중해야 하며 주변 소음에 의해 간섭을 받을 수 있다.

녹음된 심음을 사용하여 스펙트럼을 500 Hz 만큼 고주파수 영역으로 이동시킨 후 iFFT를 시행하여 소리를 재합성한 파형을 Fig. 3의 (a)에 제시하였다. 원래의 심음 파형과 윤곽이 유사하며 심음의 특징인 제1심음과 제2심음이 뚜렷하게 구분되었다. 이어폰을 사용하여 소리를 들어보면 원래의 심음에 비하여 비교적 고음이고 크게 들리는 것을 경험할 수 있다. 스펙트럼 이동 후 재합성한 소리의 스펙트럼은 Fig. 3의 (b)에 제시하였으며 500 Hz 영역에서 음압 수준의 피크를 볼 수 있다.

스펙트럼을 이동시킨 후 재합성한 심음은 초기에 녹음한 심음과 비교하여 소리가 고음으로 들리고 더 크게 들리는 것을 주파수에 따른 소리에너지 분포 및 청각 자극 정도로 비교하기 위하여 Praat®를 사용하여 주파수대역별 음압수준을 비교하였다. Fig. 4는 스펙트럼 이동 전후에서 주파수대역 구간별로 음압수준을 나타낸 그래프이다. Fig. 4의 (a)는 녹음된 심음의 주파수에 따른 음압수준이며 DC~100 Hz 구간에서 최대이다. 스펙트럼을 고주파수쪽으로 500 Hz 이동시킨 후 재합성한 심음은 음압수준의 피크가 500 Hz에서 나타나며 음압수준의 피크 크기는 스펙트럼 이동 이전과 유사하였다. 이러한 결과는 스펙트럼을 고주파수 영역으로 이동시켰을 때 심음의 소리가 크게 들리는 것이 소리의 음압 진폭이 증가한 것이 아님을 의미한다.

소리의 물리적 크기는 동등하여도 청각 민감도가 증가하면 소

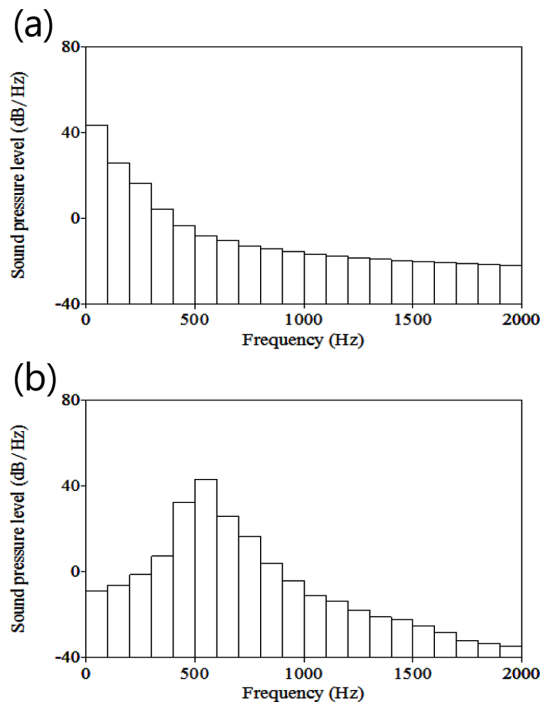


Fig. 4. Sound pressure levels before and after spectral shift of 500 Hz. (a) before; (b) after.

리를 크게 들을 수 있으므로 Praat®를 사용하여 소리 자극에 의한 와우의 흥분 정도를 나타내는 Excitation과 와우에서 자극 부위를 나타내는 Cochleagram을 분석하였다. Fig. 5의 (a)는 excitation 분석 결과이다. X축은 주파수를 와우에서 주파수별 위치에 해당하는 Bark로 표시하였으며 Y축은 소리의 주관적인 크기인 ‘phon’으로 표시하였다. 그림에서 숫자 1로 표시한 곡선은 녹음한 심음의 특성이며 숫자 2로 표시한 곡선은 스펙트럼 이동 후 재합성한 심음의 특성이다. 스펙트럼을 이동한 재합성 소리가 고주파수 영역에 위치하며 흥분이 크게 됨을 보여준다. 이러한 와우에서 시간에 따른 와우 흥분을 표현한 것이 Cochleagram이며 Fig. 5의 (b)에 제시하였다. 숫자 1로 표시한 것은 초기 심음이며 숫자 2로 표시한 것은 스펙트럼 이동 후 재합성한 소리이다. 두 파형 모두 심음의 특징인 제1심음과 제2심음에서 에너지가 높아 짙게 표시되어 있다. 소리의 크기가 동일하다고 가정하더라도 주파수 성분이 다르면 청각 민감도의 주파수의존성에 따라 소리의 크기가 다르게 느낄 수 있다. 스펙트럼 이동으로 주파수성분을 500 Hz 높게 만들고 재합성한 소리는 초기의 심음에 비하여 와우 흥분을 높여 청각 자극을 강화시킨다. 일반적으로 심음을 증폭시켜 소리를 키울 수 있지만 이 경우에 신호대 잡음비가 유지되므로 심음에서 특징을 구분하는 데는 도움이 되지 않는다. 따라서 청진기로 심음을 청진할 때는 가능한 주변 잡음과 기기 내부의 잡음을 줄여서 신호대잡음비를 높여야 한다. 그리고 대안적인 방법으로 본 연구에서 제시하는 바와 같이 심음의 주파수 성분을 고주파수 영역으로 이동시켜 청각 자극

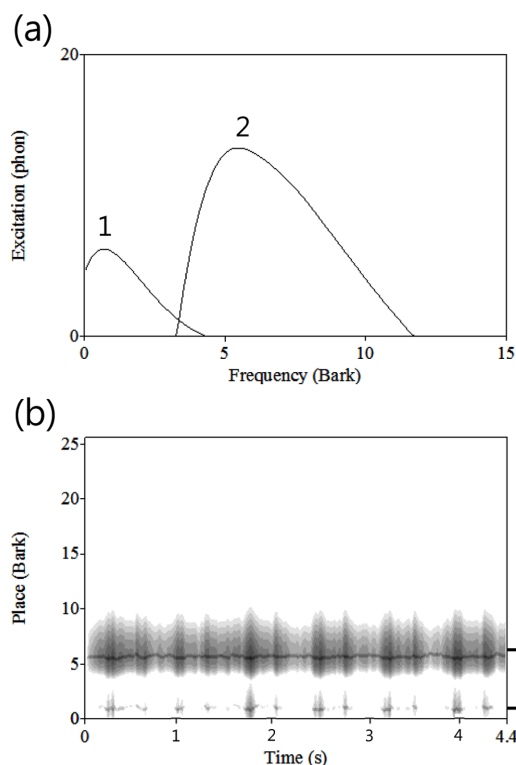


Fig. 5. Excitation (a) and cochleagram (b) before and after spectral shift of 500 Hz. 1, before; 2, after.

효율을 높이는 것이다.

청진음의 스펙트럼을 이동시키는 방법은 인체에서 청각기관의 민감도가 낮은 영역에 집중되어 있는 심음을 민감도가 높은 영역으로 스펙트럼을 이동시켜 청각 자극을 강화시키는 특성이 있음을 확인하였다. 따라서 본 연구에서는 이러한 결과를 바탕으로 스펙트럼 이동 방법이 전자청진기에서 청진 음향의 강도를 높이지 않고도 청진시에 청각 자극을 강화시킬 수 있는 방법을 제시하였다.

4. 결 론

본 연구에서는 건강인을 대상으로 전자청진기를 사용하여 심음을 기록하고 청진음의 스펙트럼을 500 Hz 우측으로 이동시킨 심음을 재합성하여 스펙트럼 이동 전후의 차이를 비교하였다. 스펙트럼을 이동시키기에 따라 음압수준의 최대치는 주파수 범위가 이동되어 나타났으며 최대 음압수준은 유사하였다. 심음 파형의 특징인 제1심음과 제2심음의 피크 파형은 스펙트럼 이동 전후에 모두 구분할 수 있었다.

스펙트럼을 500 Hz 상방으로 이동시킨 재합성 심음은 초기의 심음과 비교하여 고음이며 더 크게 들리는 것을 경험할 수 있

었다. 와우에서 소리 자극에 의한 흥분 정도를 나타내는 Excitation 그래프 분석과 Cochleagram 분석 결과에서 심음을 스펙트럼 이동시키기에 따라 청각 강도가 증가하는 것을 확인하였다. 따라서 청진음을 강화시키는 방법으로 스펙트럼 이동이 효과적임을 시사한다.

감사의 글

이 연구는 동아대학교 교내연구비 지원에 의하여 연구되었음.

REFERENCES

- [1] L. A. Geddes, "Birth of the stethoscope", *IEEE Eng Med Biol Mag*, Vol. 24, No. 1, pp.84-86, 2005.
- [2] V. A. McKusick, *Cardiovascular Sound*, Baltimore, Williams Wilkins, 1958.
- [3] M. L. Rice and D. J. Doyle, "Comparison of phonocardiographic monitoring location," in *Proc. 17th, Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, Montreal, Canada, pp. 685-686, 1995.
- [4] K. Lee, Y. Ji, Y. J., and Y. C. Park, "Development and Implementation of Noise-Canceling Technology for Digital Stethoscope", *J Biomed Eng Res*, Vol. 34, pp.204-211, 2013.
- [5] C. McMechan, S. Poman, "Design and implementation of a low cost electronic stethoscope", in *Proc. IEEE Pacific Rim Conf Commun Comput Sig Process*, pp.714-718, 2011.
- [6] A. W. Hahn, "On stethoscope design: A challenge for biomedical circuit designers", *Biomed Sci Instrum*, Vol. 37, pp. 499-503, 2001.
- [7] H. K. Kim, J. I. Jung, and J. S. Cho, "Design and Implementation of tele auscultation medicine smart-healthcare system based on digital stethoscope", *J Korean Inst Electron Eng CI*, Vol. 48, No. 6, pp.62-70, 2011.
- [8] V. A. McKusick, *Cardiovascular Sound in Health and Disease*, Baltimore: Williams & Wilkins, 1958.
- [9] E. E. Rappaport and H. B. Sprague, "Physiologic and physical laws that govern auscultation and their clinical application", *Am Heart J*, Vol. 21, pp.257-318, 1941.
- [10] J. D. Richard, C. Gables, "Frequency spectra of some normal heart sounds", *Am Heart J*, Vol. 53, pp.183-192, 1957.
- [11] J. Keith, *Acoustic and Auditory Phonetics*, (3rd ed.), Wiley-Blackwell, 2015.
- [12] T. G. Dolan, S. R. Oliver, and J. F. Maurer, "Stethoscopes: Real-ear measurements and digital frequency transposition", *Hearing J*, Vol. 54, No. 1, pp.36-44, 2001.
- [13] H. M. Aumann, N. W. Emanetoglu, "Stethoscope with digital frequency translation for improved audibility", *Healthc Technol Lett*, Vol. 6, No. 5, pp143-146, 2019.
- [14] www.fon.hum.uva.nl/praat/manual/Excitation.html (retrieved on Dec. 15, 2020).
- [15] www.fon.hum.uva.nl/praat/manual/Cochleagram.html (retrieved on Dec. 15, 2020).