

심음도 스펙트럼의 1, 2차 도함수를 이용한 형성음 주파수 추출 기술

Formant Detection Technique for the Phonocardiogram Spectra Using the 1st and 2nd Derivatives.

김 동 준*
(Dong-Jun Kim)

Abstract - This study describes a new method to analyze phonocardiogram acquired from electronic stethoscope. The method uses the formant frequencies of linear prediction spectrum of the phonocardiogram and proposes a novel method for formant detection using the smoothing and the first and second derivatives. For this, stethoscope sounds are acquired in university hospital. The stethoscope signals are preprocessed and analyzed by the Burg algorithm, a kind of linear prediction analysis. Based on the linear prediction spectra, the formant frequencies are estimated. The proposed method has shown better performance in formant frequency detection than the conventional peak picking method.

Key Words : Phonocardiogram, AR modelling, Formant, 1st and 2nd derivatives.

1. 서 론

심장의 건강 정보는 심전도(Electrocardiogram, ECG), 심음도(Phonocardiogram, PCG) 등을 통해 정상 여부와 질환 정보를 알 수가 있다. 심전도의 경우 심장 주변의 전기적 신호로 정보를 얻어내기에 비교적 상세한 질환 정보를 얻을 수 있으나, 청진시 들리는 심음을 듣거나 기록하여 정보를 얻는 심음도의 경우 심전도에 비해 특징 추출 및 분석법의 개발이 활발하지는 않았다[1, 2].

많은 대학병원과 종합병원을 대상으로 조사한 한국심장재단의 선천성 심장질환 보고서에 의하면, 소아의 선천성 심장병은 지속적으로 증가하는 것을 알 수 있다. 따라서 심전도나 초음파 등의 번거로운 장치를 사용하기 전에 간단한 청진만으로 소아의 심장 상태를 빠르고 정확하게 파악할 수 있다면 심장 질환의 조기 발견과 치료에 큰 도움이 될 것이다. 또한 최근 전자식 청진기는 많이 개발되었으나, 청진음의 특징 분석 기술은 아직 활발히 연구되지 않아서 청진음에서 많은 특징 파라미터를 얻을 수 있다면, 청진법의 발전에도 기여할 수 있을 것이다.

소아 심음도는 시간 영역에서 비교적 큰 진폭 특징으로 제1심음, 제2심음이 있고, 작은 신호로 제3심음, 제4심음 등으로 구성되고, 정상이 아닌 경우 심잡음(heart murmur)이 섞일 수 있다. 심장이 비정상인 경우에 심잡음은 제 1심음과 제 2심음을 기준으로 하여 서로 다른 위치에서 발생할 수 있다. 심잡음의 위치에

따라 시간축 상의 발생위치, 지속시간, 크기정보 등을 가지고 환자의 병명을 판단하기도 한다[2].

심장 판막의 이상, 천공의 유무 등 심장 혈액이 흐르는 경로의 형태에 따라 혈류의 흐름으로 인한 심음도의 주파수 성분은 다를 수 있을 것이다. 따라서 본 연구에서는 청진음의 선형예측분석을 통해 주파수 스펙트럼을 추출하고, 스펙트럼에서 공진(resonance), 반공진(anti-resonance)이 발생할 수 있다는 가정하에, 공진점에 해당하는 형성음 주파수(formant frequency)를 정확하게 추출하는 기법을 개발하고자 하였다.

2. 본 론

2.1 심음의 구성

심장은 주기적인 전기 자극을 전달받아 심방(atrium)과 심실(ventricular)이 수축(systolic)과 이완(diastolic) 작용하여 혈액을 심장판막이나 혈관을 통해 온몸에 전달된다. 이러한 과정에서 심장판막의 협착 또는 불완전한 폐쇄, 혹은 심장 내의 비정상적인 통로 생성으로 인해 정상적인 혈류가 방해받아 생겨나는 것을 심잡음이라 하고, 혈류가 방해 받지 않아 심박동 소리가 정상적으로 들리는 것을 일반적으로 정상 심음이라 한다.

심음은 심장 주변 전체에 걸쳐서 들을 수 있으며, 청진기를 통하여 들으면 “뚝-뚝”하는 2개의 음이 심음이라 한다. 보통 이 두 개의 음이 심음의 기준이 되며, 고주파수 부분과 저주파수 부분으로 나뉠 수 있다. 심실이 수축할 때 “뚝”하고 들리는 심음은 제 1심음(first heart sound, S_1)이라 하며, 방실판막이 닫히는

* Corresponding Author : Dept. of Electronic Engineering,
Cheongju University, Korea

E-mail : djkim@cju.ac.kr

Received : July 19, 2015; Accepted : October 1, 2015

때에 생기는 음으로서 낮고 둔하다. 심실이 확장할 때 “뚜”하고 들리는 심음은 제 2심음(second heart sound, S_2)이라 하며, 대동맥판과 폐동맥판이 닫힐 때 생기는 음으로 높고, 소리의 지속이 짧다. 이들은 고주파수 부분에 해당한다.

저주파수 부분은 제 3심음(third heart sound, S_3)과 제 4심음(forth heart sound, S_4)으로서, 존재하기는 하지만 잘 들리지 않으며, 제 4심음은 들을 수 없지만 심음도 상에는 기록된다[3]. 그림 1은 기본적인 네 가지 심음의 구성 요소를 나타내고 있다.

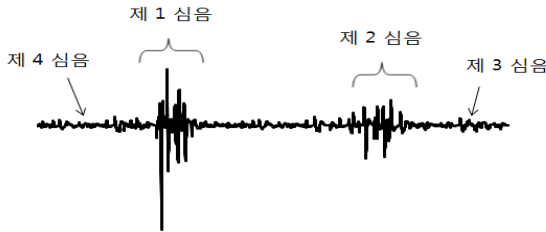


그림 1 정상 심음의 구성
Fig. 1 Composition of normal heart sounds

심음의 발생 과정과 간단한 특징을 살펴 보면 다음과 같다. 제 1심음은 승모판이 닫히고, 곧바로 삼첨판이 닫히는 소리가 합쳐져서 들리는 소리로 심실 수축기 시작과 동시에 발생하며, 전흉벽 모두에서 제 1심음을 청진할 수 있지만, 좌측 흉골 경계선의 4번째 늑간에서 크게 발생한다. 제 2심음은 반월판막이 닫히는 소리로서 이완기 시작과 동시에 발생하며, 이 역시 전흉벽에서 청진이 가능하지만, 대동맥판 부위에서 청진시 크게 들린다. 제 3 심음은 승모판 부위에서 피검자를 옆으로 돌려 눕혀서 청진이 가능하며, 심실이 조기 이완시 종만 혈액이 채워지는데 대한 저항이 있을 때 발생한다. 제 2심음 바로 뒤에 발생하며, 청소년에서는 제 3심음이 나타나도 정상이나, 성인에서는 울혈성 심부전증 등을 의심할 수가 있다. 제 4심음은 제 1심음 직전에 발생하며, 승모판 부위에서 청진시 들릴 수 있고, 좌심실 경직, 고혈압, 관상동맥 질환시 잘 들린다[4, 5].

2.2 심음도 스펙트럼 및 형성음 주파수 추출

형성음 주파수는 보통 음성 신호 처리에서 주로 이용되는 기술로서, 성도(vocal tract)의 공진과 반공진 형상에 의해 나타나는 스펙트럼상의 지배적인 주파수를 의미하는 것이다. 이때 발생 기관의 전달함수(transfer function)를 선형적이라 가정하는 선형 예측 분석(linear predictive analysis)에 의하여 음성 신호의 스펙트럼을 추출하며, 스펙트럼에서 수학적으로는 극점(pole)에 해당하는 지배적인 주파수, 즉 형성음 주파수를 추출하여 이를 음성 신호의 중요한 파라미터로 이용한다[6]. 본 연구에서는 심음을 발생하는 전기적 여기(excitation) 신호를 입력 신호로 보고, 입력으로부터 흉벽까지 심음의 전달 매체를 전달 함수, 흉벽에서 검출하는 심음을 출력 신호로 가정하여 심음 발생 과정을 선형적이라고 가정한다. 선형 심음 발생 모델은 그림 2와 같이 나타낼

수 있을 것이다.

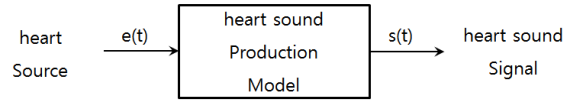


그림 2 선형 심음 발생 모델
Fig. 2 Linear model of heart sound generation

이 모델은 z-변환 형태로 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$S(z) = E(z) \cdot \frac{1}{A(z)} \quad \text{[합성 모델]} \quad (1)$$

여기서, $S(z)$ 는 심음의 z-변환, $E(z)$ 는 여기 신호의 z-변환, $1/A(z)$ 는 전달 함수를 모두 극점으로 모델링한 것이며, 이러한 모델을 전극 합성 모델(all-pole synthesis model)이라 부른다.

전달 함수의 역필터인 $A(z)$ 는 전-영점 필터(all-zero filter)이고, 다음과 같이 정의될 수 있다.

$$A(z) = \sum_{i=0}^M a_i z^{-i} \quad (a_0 = 1) \quad (2)$$

식 (1)을 여기 신호에 대해 나타내면 식 (3)과 같으며, 이는 분석 모델이라 한다.

$$E(z) = S(z)A(z) \quad \text{[분석 모델]} \quad (3)$$

이를 시간 영역에서 표현하면,

$$\begin{aligned} e(n) &= \sum_{i=0}^M a_i s(n-i) \\ &= s(n) + \sum_{i=1}^M a_i s(n-i) \end{aligned} \quad (4)$$

샘플 $s(n)$ 의 M 번째 차의 선형 예측기는 이전의 M 개 데이터들의 선형 결합을 필요로 한다. $\hat{s}(n)$ 을 예측된 샘플이라 가정하면,

$$e(n) = s(n) - \hat{s}(n) \quad (5)$$

$$\hat{s}(n) = - \sum_{i=0}^M a_i s(n-i) \quad (6)$$

$e(n)$ 은 실제 데이터 샘플 $s(n)$ 과 예측된 샘플 $\hat{s}(n)$ 과의 예측 오차로 볼 수 있다.

$-a_i$ 항은 선형 예측 계수(linear prediction coefficients)로 정의된다. 음의 부호는 오차가 두 변수의 차에 기초한다는 것을 나타낸다. 각각의 샘플 인덱스 n 에서, $s(n)$ 은 이전의 M 개의 샘플들의 선형 결합에 의하여 예측된다. 식 (6)의 z-변환은

$$\hat{S}(z) = F(z)S(z) \quad (7)$$

$$F(z) = -\sum_{i=1}^M a_i z^{-i} \quad (8)$$

이며, 식 (8)은 선형 예측기 필터(linear predictor filter)를 나타낸다. 식 (5)~(6)으로부터 z -변환 영역에서 선형 예측 모델은 식 (9)와 같이 나타낼 수 있다.

$$E(z) = S(z)[1 - F(z)] = S(z)A(z) \quad (9)$$

$$A(z) = 1 + \sum_{i=1}^M a_i z^{-i} = 1 - F(z) \quad (10)$$

모델 $A(z)$ 의 파라미터들은 식 (5)에 최소-제곱 기준을 적용함으로써 구할 수 있다.

$$\varepsilon = E[e(n)]^2 = \min \quad (11)$$

최소 제곱의 방법은 회귀적 추정에 의해 공식화 되는데, 이는 매개변수가 매 샘플마다 갱신되어진다. 본 연구에서는 청진음 신호에서 스펙트럼을 추출하기 위하여 선형 예측(Linear prediction) 방법의 많은 방법 중 격자(lattice) 구조를 활용하는 Burg 알고리즘을 이용하며, 이는 전향 예측 오차(forward prediction error)와 후향 예측 오차(bakward prediction error) 제곱의 합을 최소화 하는 방식이고, 차수는 10차를 이용하였다[6].

본 연구에서는 A/D 변환된 심음의 스펙트럼에 대한 데이터 편차의 영향을 최소화하기 위해 FIR filter인 이동평균 필터(Moving Average filter, MAF)를 이용하여 저역통과 및 평탄화로 전처리를 하였으며, 일반적인 이동평균 필터는 식 (12)와 같다.

$$n\text{-point MAF} = \bar{X}_k = \frac{X_{k-n} + X_{k-n+1} + \dots + X_k}{n} \quad (12)$$

\bar{X}_{k-1} 에 관한 식은 식 (13)과 같다.

$$\bar{X}_{k-1} = \frac{X_{k-n} + X_{k-n+1} + \dots + X_{k-1}}{n} \quad (13)$$

식 (12)에서 (13)을 빼면,

$$\bar{X}_k - \bar{X}_{k-1} = \frac{X_k - X_{k-1}}{n} \quad (14)$$

이고, \bar{X}_k 에 대하여 정리하면,

$$\bar{X}_k = \bar{X}_{k-1} + \frac{X_k - X_{k-1}}{n} \quad (15)$$

이다. 이전 평균값이 필요한 유한한 값에서 초기값 설정은 원

래의 데이터에서의 초기값으로 설정하여, k 만큼 이동 후 수행한다. 또한, 본 연구에서는 디지털 값으로 얻어진 수열에서 고주파 잡음의 흐트러져 있는 값들의 변화량을 쫓아가면서 편차를 제거하는 역할을 하며, 본 연구에서는 20-point 이동평균 필터를 이용하였다.

형성을 주파수는 음성학적으로 성문에 있는 조음 기관의 형태에 따라 발생의 공명강의 형태에 의해서 정해지는 특정한 고유주파수이다. 이 주파수는 피검자들의 질병 유무, 나이, 심장 박동, 심장의 크기 등 여러 가지 변수들에 의해 나타나는 음성의 주파수 스펙트럼에서 측정되며, 보통 낮은 주파수로부터 1차, 2차, 3차까지 정도의 형성음 주파수에 음성의 중요한 특징을 거의 포함하고 있다고 한다[6]. 형성음 주파수는 음성 스펙트럼에서 피크 형태로 나타나는 경우가 많으므로 일반적인 피크 검출법(peak-picking)에 의해 추출할 수 있다.

그러나 본 연구에서 추출하고자 하는 심음의 선형 예측 분석에 의한 스펙트럼은 고주파 성분이 매우 적고 또한 피크가 뚜렷하게 나타나 피크 검출법에 의해 검출이 가능한 경우보다는 환경사의 둔덕을 나타내다가 다시 급경사가 되는 변곡점으로 나타나는 경우가 상당히 많다. 따라서 1차 도함수를 구해 기울기가 양에서 음으로 변하는 곳을 검출하는 일반적인 피크 검출법으로 형성음 주파수를 추출하게 되면 기울기는 음의 값을 유지하면서 둔덕 형태로 나타나는 변곡점의 형성음 주파수들은 검출할 수 없다. 이를 해결하기 위해 2차 도함수를 이용하여 변곡점을 검출하여 1차 도함수의 피크점과 결합하여 활용하는 형성음 주파수 추출법을 개발하였다. 이는 그림 3과 같이 나타낼 수 있다.

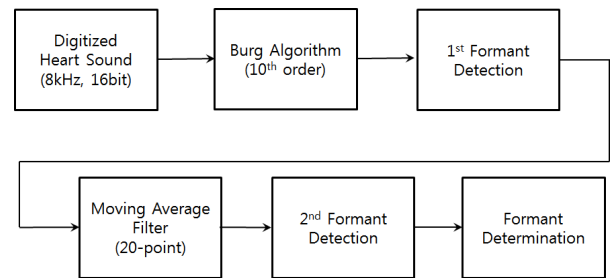


그림 3 형성음 주파수 추출 알고리즘

Fig. 3 Algorithm for Formant Frequency Extraction

전자 청진기로부터 16bit 해상도의 8kHz로 샘플링된 청진음 신호에 대하여 사각 윈도우를 적용하고, 10차의 Burg 알고리즘을 이용하여 선형 예측 스펙트럼을 얻는다. 1차 도함수에 의한 피크 검출법으로 형성음 주파수들을 추출하고, 이동평균 필터를 통과한 스펙트럼에서 2차 도함수를 이용한 피크 검출법을 통해 또 다른 형성음 주파수들을 구한 후 1차 도함수에 의한 형성음 주파수와 비교하여 거의 비슷한 위치의 형성음 주파수는 그대로 이용하고, 1차 도함수에 의해서는 검출되지 않았는데, 2차 도함수에 의해 검출된 형성음 주파수는 원래의 스펙트럼과 비교하여 형성음 주파수가 맞는지 최종적으로 확인하고 결정하였다.

2.3 실험 및 결과 고찰

2.3.1 실험

본 연구의 심음 데이터 수집 시스템은 그림 4와 같으며, 전자 청진기, 심음 증폭기와 필터, 컴퓨터 등으로 구성되어 있다.



그림 4 심음 수집 시스템
Fig. 4 Phonocardiogram acquisition system

소아로부터 검출된 심음은 증폭기로 증폭 및 필터링되고 사운드 카드를 통해서 A/D 변환되어 컴퓨터에 저장 및 디스플레이 된다. 사운드 카드를 통한 A/D 변환은 DSP 전용 장치에 비해 성능이 다소 떨어질 수 있고, 기종에 따라 성능의 편차가 있을 수 있으나, 보편성을 위해 사운드 카드를 이용하여 8[kHz]의 샘플링 주파수와 16비트 해상도로 A/D 변환하였고, Windows PCM 포맷의 웨이브 파일 포맷으로 저장하였다.

일반적으로 체구가 작은 동물의 경우가 심박이 빠른 경향을 나타내고, 인간의 경우에도 소아의 심박이 성인보다 빠르다. 본 연구에서는 표 1의 피검자들을 대상으로 하여 실험을 하였고, 피검자인 소아는 대학병원에는 다니고 있으나, 심장은 문제가 없는 정상 소아이다.

표 1 피검자 정보

Table. 1 Subjects

피검자	나이(세)	성별
PDJ	2.33	남
JHH	2.83	남
YHS	3.0	남
PHA	3.75	여
SSH	4.0	남

소아의 경우에도 연령에 따라 심박수가 조금씩 차이가 있지만, 대략 2 주기 정도의 길이를 갖도록 1초의 길이로 윈도우를 취하였다. 그렇게 하여 전체 데이터에서 환경 잡음을 제외한 부분 데이터의 5초를 이용하여 이를 분석하였다.

2.3.2 결과 고찰

그림 5, 6은 소아 2인의 심음 원파형과 5 프레임 스펙트럼의 예를 나타내고 있다.

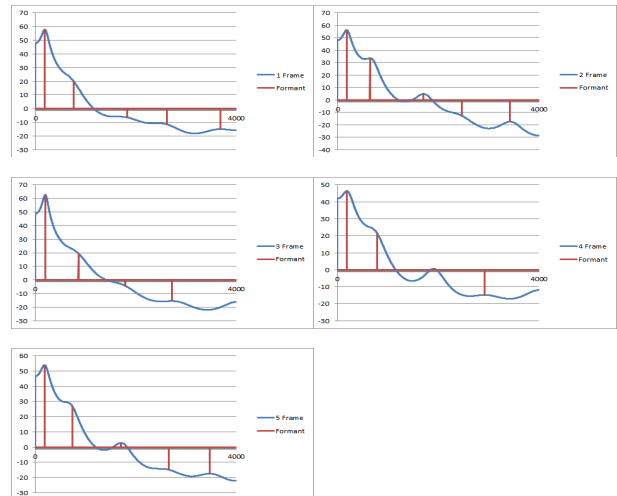
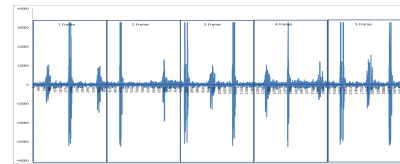


그림 5 정상 피검자의 스펙트럼의 예 (피검자 PHA)
Fig. 5 An example of the spectrum of normal patient (patient PHA)

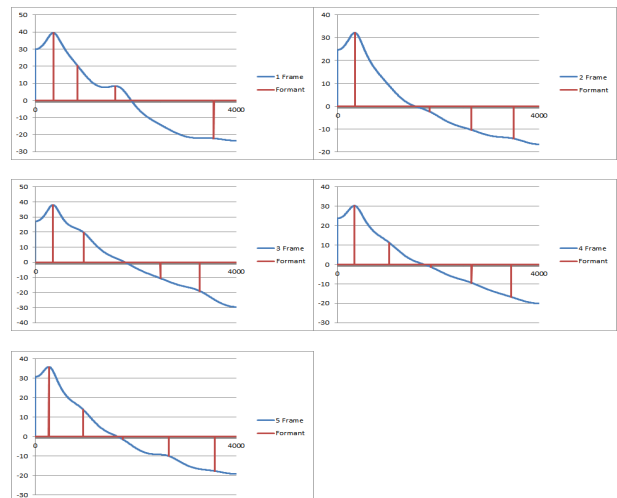
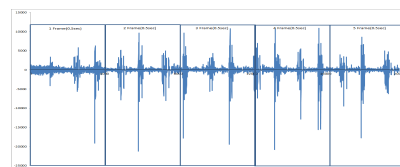


그림 6 정상 피검자의 스펙트럼의 예 (피검자 SSH)
Fig. 6 An example of the spectrum of normal patient (patient SSH)

그림에서 보는 바와 같이, 정상 소아의 스펙트럼에서 관찰되는 주요 특징은 F1(제1형성음)이 가장 뚜렷하게 피크를 나타내고 있어서 기존의 피크 검출법에서도 충분히 검출이 가능하다. 그러나 F2(제2형성음) 이후의 형성음들은 기울기의 부호가 몇몇 예외를 제외하고는 대부분 음의 값으로서, 기존의 피크 검출법에서는 검출이 안 되게 된다. 또한 기존의 피크 검출법으로 F2가 검출이 되더라도 검출되는 위치의 주파수 값이 너무 차이가 나서 파라미터로 사용하기에는 문제가 많을 것이다. 그러나 스펙트럼을 관찰해 보면 파형의 변곡점 부분까지도 스펙트럼 진폭이 강하여 변곡점을 형성하고 있음을 알 수 있다. 이와 같은 스펙트럼 파형에서 기울기가 음에서 양으로 바뀌는 부분을 검출하는 기존의 피크 검출법으로는 한 프레임당 검출할 수 있는 형성음 주파수가 2-3개 정도밖에 되지 않고 편차도 매우 크며, 본 연구에서 제시한 2차 도함수에 의한 형성음 주파수 검출법의 결과는 거의 대부분의 편차가 적은 형성음 주파수를 검출하는 것을 알 수 있다.

소아 심음 스펙트럼의 다른 특징으로는 F1 이후에는 경사가 완만하고, F1-F2 간격이 상당히 넓음을 알 수가 있고, F3이 진폭이 0인 주변에서 검출되는 것을 알 수가 있다.

표 2 정상 소아 심음 스펙트럼의 형성음 주파수

Table 2 Formant frequencies of phonocardiogram spectrum for normal children

Subject	F1	F2	F3	F4	F5
BDJ	207.6	577.0	1,341.8	2,337.5	3,284.8
JHH	204.2	602.7	1,669.8	2,569.5	3,404.6
YHS	239.8	748.0	1,683.0	2,470.4	3,609.5
BHA	188.0	757.4	1,797.6	2,677.4	3,529.3
SSH	331.0	949.0	1,768.0	2,617.3	3,468.6
average	234.1	726.8	1,652.0	2,534.4	3,459.4

소아의 나이, 체구, 건강 상태 등에 따라 형성음 주파수는 편차가 있을 수 있지만, 위의 표에서 추출된 형성음 주파수의 분포를 보면 주파수 편차가 크지 않게 각 형성음 주파수가 검출된 것을 알 수 있다.

3. 결 론

본 연구에서는 정상 소아 심음을 이용하여 Burg 알고리즘을 이용한 선형예측분석을 통해 전력 스펙트럼을 추출하고, 공진점 또는 극점에 해당하는 형성음 주파수를 정확하게 추출하는 기법을 개발하고자 하였다.

소아의 스펙트럼에서 관찰되는 주요 특징은 제1 형성음 주파수는 가장 뚜렷하게 피크를 나타내고 있어서 기존의 피크 검출법에서도 충분히 검출이 가능하였다. 그러나 그 주파수 이후의 스펙트럼 파형에서는 형성음들의 기울기가 대부분 음의 값을 나타내서 기존의 피크 검출법에서는 검출이 안 되게 된다. 또한 기존의 피크 검출법으로 피크가 검출이 되더라도 검출되는 위치의 주

파수 값이 너무 차이가 나서 제2 형성음 주파수라고 볼 수가 없다. 그러나 스펙트럼을 관찰해 보면 파형의 변곡점 부분에서 강한 변곡점을 형성하고 있음을 알 수 있다. 이와 같은 스펙트럼 파형에서는 기울기가 음에서 양으로 바뀌는 부분을 검출하는 기존의 피크 검출법으로는 한 프레임당 검출할 수 있는 형성음 주파수가 2-3개 정도밖에 되지 않고, 편차도 매우 크다.

본 연구에서 제시한 1,2차 도함수에 의한 형성음 주파수 검출법의 결과는 편차가 적은 형성음 주파수를 검출할 수 있었다. 따라서 제시한 방법에 의해 검출하는 형성음 주파수는 향후 심음의 임상 파라미터로 활용이 가능하리라 기대할 수 있다.

소아 심음 스펙트럼의 다른 특징으로는 F1 이후에는 경사가 완만하고, F1-F2 간격이 상당히 넓음을 알 수가 있고, F3이 진폭이 0인 주변에서 검출되는 것을 알 수가 있었다.

감사의 글

“이 논문은 2014-2017년도 청주대학교 산업과학연구소가 지원한 학술연구조성비(특별연구과제)에 의해 연구되었음.”

References

- [1] Bok-Hee Jin, Hyung-Joon Bae, Sun-Ok Song, Young-Ok Kim, Clinical Physiology, pp.1~135, Daehakseorim, 1999.
- [2] S. P. Herkole, J. T. Edward, “Spectral Composition of Heart Sounds Before and After Mechanical heart Valve Implantation Using a Modified Forward-backward Prony’s Method.” IEEE Trans. on Biomed. Eng. No7. pp.734-742, Jul. 1996.
- [3] Heartsound, <http://bmsp.chonbuk.ac.kr/%BD%C9%C0%BD.htm>, 09. 2013.
- [4] Nam-Sik Jung, Auscultation and Practice of Heartsound, Cheongdam, pp. 33-35, 04.2004.
- [5] Sh-Hussain, “Classification of Heart Sound Based on Multipoint Auscultation System”, Singnal Processing and their Application : Special Sessions, pp. 174-179, 2013.
- [6] A.M. Kondo, Digital Speech, pp.42-59, John Wiley & Sons, 1994.
- [7] Taikang Ning, “A Fast Heart Sounds Detection and Heart Murmur Classification Algorithm”, IEEE ICSP Proceedings, pp. 1629-1632, 2012.
- [8] James Ning, “Quantitative Analysis of Heart Sounds and systolic Heart Murmurs Using Wavelet Transform and AR Modeling”, IEEE EMBS, pp.959-961, September 2009.
- [9] Sh-Hussain, “Classification of Heart Sound Based on Multipoint Auscultation System”, Singnal Processing

and their Application : Special Sessions, pp. 174-179, 2013.

- [10] Zhao Tuel, "Time-frequency Analysis of Heart Sounds in Telemedicine Consulting System for Auscultation", International Conference on Information and Automation Shenyang, pp. 652-657, June 2012.

저 자 소 개



김 동 준 (Dong-Jun Kim)

1988년 연세대 전기공학과 졸업, 1990년 동대학원 전기공학과 졸업(석사), 1994년 동대학원 전기공학과 졸업(공박), 현재 청주대 전자공학과 교수

Tel : 043-229-8460

E-mail : djkim@cju.ac.kr