

논문 2010-47SC-1-7

# 심음 분석을 위한 주파수 특성에 기반한 매칭퍼슈잇 방법

## (Matching Pursuit based on Frequency Characteristics of Heart Sounds for Phonocardiogram Analysis)

김 일 동\*, 정 규 혁\*\*, 임 종 하\*\*\*, 이 인 성\*\*\*

(Il-Dong Kim, Gyu-Hyeok Jeong, Jong-Ha Lim, and In-Sung Lee)

## 요 약

심음은 심질환을 진단하는 1차적인 수단이지만 비정상 심음인 S2에서 A2와 P2의 분열 신호와 S2에 S3의 분마음 간섭 신호는 전문 의사들조차 청각적으로 구분하기 쉽지 않아 초기 진단에 어려움이 있다. 본 논문에서는 청각적으로 구분이 어려운 심음들을 분류하기 위해 PCG 신호의 주파수 특성에 적합한 분석 및 합성 방법을 제안한다. 제안한 방법은 심음을 매칭 퍼슈잇으로 분해한 후 주파수 특성에 맞게 대역별로 합성하여 분석함으로써 청진으로 구분이 어려운 신호를 다른 상태의 심음과 구별한다. 실험 결과 분석을 통해 초기 진단 시 불명확한 S2의 분열 유무, S2의 분열 상태, 그리고 S3의 분마음 간섭 신호를 구별할 수 있었으며 분열의 정확한 시간 간격을 확인할 수 있었다.

## Abstract

Although heart auscultation is an important tool for the diagnosis of heart disease, it is seen that the human ear is poorly suited for cardiac auscultation such as the paradoxical split of S2, the split of S2, and the summation of S2 and S3 gallop. In this paper, the analysis-synthesis method that is suitable for the characteristics of PCG is proposed to classify the heart sound. In analyzing the PCG according to matching pursuit method and synthesizing the PCG in each bandwidth based on the frequency characteristics, it sorts normal hearts with abnormal hearts that is difficult to classify as cardiac auscultation. The result shows that it qualifies the appearance of split in S2 and the paradoxical split of S2 and also can estimate the delay between the two components.

**Keywords :** Phonocardiogram, heart sounds, matching pursuit, paradoxical split, split of S2

## I. 서 론

심음도 검사(Phonocardiography)는 심장 질병을 초기에 진단하는 기본적인 수단일 뿐만 아니라 여러 질병

에 대한 1차적인 진단 방법으로써 임상에 처음 도입되었을 때 비교적 정확한 분석을 보여주었다. 하지만 도플러 심초음파검사, 심장핵의학검사, 핵자기공명 및 혈관 촬영술 등 심장에 대한 정밀한 진단이 가능해지면서 심음도 검사는 다른 생체신호, 즉 심전도(ECG, electro-cardiogram), 근전도(EMG, electromyogram)의 연구에 비해 활발하지 못하였다. 그러나 최근 유비쿼터스 헬스케어 시스템에 대한 관심이 증가되면서 심음을 기반한 헬스케어용 단말기가 개발되고 있고, 또한 전자청진기의 도입으로 심음에 관한 연구에 관심이 높아지고 있다.<sup>[1~2]</sup>

디지털 신호처리를 이용한 심음도(PCG, phonocardiogram)에 관한 연구는 의사들의 심질환 진단을 돕거나

\* 정회원, 충북대학교 바이오정보기술학과  
(Dept. of Bioinformaticstechnology,  
Chungbuk University)

\*\* 정회원, 충북대학교 전자공학과  
(Dept. of Radio, Chungbuk University)

\*\*\* 정회원, 충북대학교 전자통신공학과  
(Dept. of Radio and communication,  
Chungbuk University)

※ 이 논문 또는 저서는 2009년 교육과학기술부의 지원 받아 수행된 연구임. (지역거점연구단육성사업 / 충북BIT연구중심대학육성사업단)

접수일자: 2009년9월30일, 수정완료일: 2009년12월31일

헬스케어용 단말기에 적용하기 위하여 연구되고 있다. 헬스케어용 단말기의 응용과 의사들의 초기진단을 위해 SVM<sup>[3]</sup>, HMM<sup>[4]</sup> 등을 이용하여 PCG 신호를 분석하고 심질환의 유무나 심질환을 분류를 하는 기술들이 연구되었다. 또한 PCG 신호를 pole-zero model<sup>[5]</sup>, FFT (Fast Fourier Transform)<sup>[6]</sup>, 웨이블렛 변환<sup>[7-10]</sup> 등 다양한 디지털 신호처리 분석 기법을 통해 질병에 따른 특성을 분류하는 연구도 진행되어 왔다. 최근에는 주파수영역과 시간영역에서 신호의 스케일 특성에 대한 정확한 분석이 가능한 웨이블렛 변환을 이용한 PCG 검사에 대한 연구가 주를 이루고 있다.

위에서 언급한 연구들의 근본적인 목적은 청각으로 구별하기 어려운 심음들의 특성을 다양한 방법들을 이용하여 보다 효율적인 질환별 심음 분류를 함에 있다. 심음은 낮은 주파수의 전이신호가 대부분이고, 시간축에서 근접된 특성 때문에 청진 및 전통적인 심음도 검사를 통하여 정상 심음과 비정상 심음을 구분하기가 쉽지 않다. 특히 S2에서 A2와 P2의 분열(Split) 현상과 기이 분열(Paradoxical Split) 현상 그리고 S2에 S3의 분마음 간섭 현상은 위에서 언급한 여러 신호처리 기법을 통해서도 서로간의 구별이 어려운 문제가 있다. 따라서 본 논문에서는 여러 심음의 주파수 특성을 분석하고, 위에서 언급한 서로 간 구분이 어려운 종류의 심음을 구별하는 방법을 제안한다. 제안한 방법은 심음을 매칭퍼슈잇으로 분해한 후 심음의 주파수 특성을 기반으로

대역분할 합성방법을 조합한 방법이다. 매칭퍼슈잇은 iterative 처리방법으로 신호와 최대 내적을 가지는 오톨(atom)을 재귀적으로 빼줌으로써 신호를 분해한다.<sup>[11]</sup> 이같이 매칭퍼슈잇의 분해와 합성 방법을 PCG 주파수 특성에 맞도록 변형시킨 방법을 제안함으로써 질환의 초기 진단에 돕거나 헬스케어용 단말기의 응용을 보다 효율적으로 할 수 있다.

본 논문은 다음과 같이 구성된다. II장에서는 심음의 개요와 실험에 사용된 PCG 데이터들이 소개된다. III장에서의 PCG 스펙트럼 분석을 통해 심음의 주파수 특성을 확인한다. IV장에서는 우리가 가진 데이터를 기존의 방법으로 신호처리하고, V장에서 새로운 PCG 분석 합성 방법을 제안한다. VI장에서는 실험결과와 논의를 다루고, 마지막으로 VII장에서 결론을 맺는다.

## II. 심음의 개요와 실험에 사용된 DB

### 1. 심음의 개요

심음(heart sounds)은 심장의 수축과 확장의 반복적 운동에 의해 생기는 압력차에 의한 판막의 개폐시 발생하며, 제 1심음(S1), 제 2심음(S2) 등 심장 운동에서 하나의 사이클에서 나는 소리들을 일컫는다. S1은 승모판과 삼첨판이 닫힐 때 들리는 소리가 합쳐진 것으로 심음 중에 가장 크게 들리는 것이다. S2는 심실수축기의 종료를 의미하며 각각 대동맥판이 닫힐 때 들리는 소리

표 1. 심음도 데이터의 분류  
Table 1. Classification of PCG data.

	상태	데이터 번호	예상되는 질환
Case1	정상 심음(normal)	1, 3, 4, 10, 17, 22, 37, 40, 45, 52, 59, 69, 79, 84, 87	
Case2	Split(A2, P2 분열)	2, 5, 6, 7, 8, 9, 47, 49, 88, 89, 90	급성폐색전증, 심방중격 결손증, 폐동맥 확장증, 폐동맥관 협착증, 승모판 폐쇄부전, 심실중격
Case3	S3 또는 S4 분마음(gallop)	11, 12, 13, 14, 15, 16, 18, 19, 20, 21, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 48, 51, 54, 55	심근병증, 심실부전, 허혈성 심질환, 대동맥 축착증, 폐동맥 협착증, 심근경색
Case4	ES(ejection sound)	38, 39	대동맥판 또는 폐동맥판 이상
Case5	click	41, 42, 43, 44	
Case6	OS(open sound)	46, 50, 60, 67	
Case7	HSM(holosystolic murmur)	53, 54, 55, 56, 57, 63, 65, 68, 72, 74, 85, 86	승모판 탈출증, 승모판 폐쇄부전, 승모판 협착, 대동맥관 협착, 대동맥 축착증, 대동맥판 폐쇄부전, 심방중격 결손증, 동맥판개존
Case8	CM(continuous murmur)	80, 81, 82, 83	
Case9	rumbling murmur	61, 62, 63, 64, 65, 66, 67	
Case10	blowing	73, 74, 75, 76, 77, 78	
Case11	murmur	58, 70, 71, 76, 77, 86, 90	

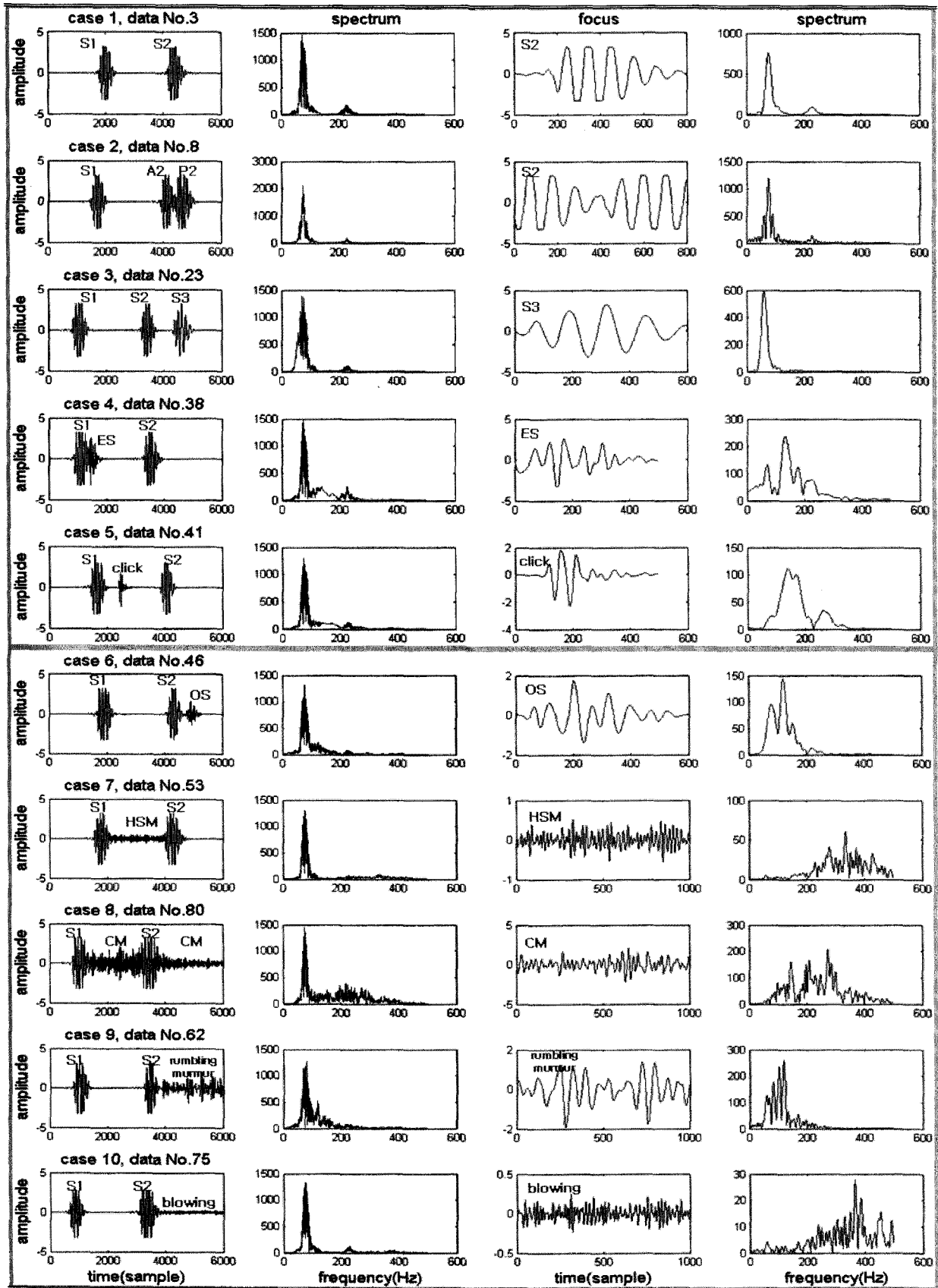


그림 1. case1~case10의 PCG 신호와 스펙트럼  
 Fig. 1. PCG signal and its spectrum in from case1 to case10.

(A2)와 폐동맥관이 닫힐 때 들리는 소리(P2)가 합쳐진 것이다. 각종 심질환에서 S2에 나타나는 특징적인 변화가 중요하며 호흡과 기타 장기의 이상으로 생기는 잡음으로 S2 신호는 변화하게 된다. 그렇기 때문에 S2를 자세히 청진하고 분석하는 것은 심질환을 검진하는데 있어서 제일 중요한 검사라 할 수 있다.<sup>[1]</sup>

## 2. 심음 데이터의 취득 및 분류

심음 데이터는 Tilkian과 Conover가 저술한 책의 부록으로 제공되는 90개의 다양한 상태의 심음 데이터를 사용하였다.<sup>[12]</sup> 표 1에서는 Case1에서부터 Case11까지 각각의 상태와 그에 따른 데이터 번호, 그리고 비정상 심음의 경우 예상되는 질환으로 분류하였다. 데이터 번호에서 밑줄과 굵은 글씨로 표시된 것은 하나의 데이터에 두 가지 이상의 상태 이상을 가지고 있는 경우이다. case11은 각각의 심잡음 중에서 상태가 미약하여 큰 특징을 가지지 못한 것들의 데이터만 따로 모은 것이다.

## III. PCG의 스펙트럼 분석

심장 질환별 심음의 주파수는 20Hz~500Hz정도로 인간의 가청주파수 범위에 포함되지만 질환이 있을시 일정 증상으로 국한되어 신호가 발생하는 것이 아니라 다른 증상에도 영향을 주므로 실제 심음은 많은 주파수 성분이 섞이게 된다.<sup>[1]</sup> 이런 심음의 주파수 특성은 그림 1을 통해 확인할 수 있다. 그림 1은 표 1에서의 각각의 case의 전체 신호와 특징 신호 및 그 신호들의 주파수 분포를 500Hz까지 표현한 그림이다. 여기에서 case 11은 각 상태에 대한 큰 특징이 나타나지 않는 신호들이기 때문에 제외하였다. 여러 종류의 심잡음이 있는 case4~case11의 경우 정상 심음과의 비교에서 그 특징들이 눈에 띄지만 오히려 case 2와 case 3의 경우는 구별하기가 쉽지 않다. 본 논문에서는 청진이나 주파수 성분 분포로 구분하기 어려운 경우인 case 2와 case 3의 심음 신호 분석에 중점을 둔다.

### 1. 정상심음(Case1)과 S2의 분열 심음(Case 2)

S2 분열의 판단 기준은 S2의 성분인 A2(대동맥관이 닫힐 때)와 P2(폐동맥관이 닫힐 때)의 시간간격이 30ms 내에 속하면 정상, 그 이상일 경우 분열 되었다고 본다.<sup>[1]</sup> 그러므로 정상심음(그림1. case1)와 S2의 분열심음(그림1. case2)는 일반적으로 청진으로 구분하기 어려

울 뿐 아니라 스펙트럼모양도 매우 유사하여 A2와 P2의 시간 간격이 정상인지 분열 되었는지를 판단하기가 어렵다. 또한 분열 현상 중 P2가 A2보다 일찍 출현하는 기이분열(Paradoxical Split) 현상은 평범한 시간-주파수 변환으로는 잡아내기 어렵다.

### 2. S2의 분열 심음(Case 2)과 S2에 S3의 분마음 간섭(case 3).

Case 3에서 나타나는 일반적인 S3와 S4 신호는 심음도를 이용하면 정상 심음과 쉽게 구분이 가능하다. 하지만 S3와 S4는 주파수 영역에서 주파수 성분이 정상 심음의 주파수 범위 내에 존재하기 때문에 정확한 구별을 할 수가 없다.

그림 2. (a)는 일반 상태에서의 S1과 분열 된 S2 신호 파형(case2)이고, (b)는 맥박이 빠를 때의 S1과 S2에 S3의 분마음이 결합된 파형(case3)이다. 맥박이 빠른 경우에는 전문가라도 청진으로 S1에서 S4까지 4개의 심음들을 구분하기가 쉽지가 않은데, 만약 맥박이 빠를 때 분열 상태의 심음이 있다면 청진 및 심음도 자체로 그림 2와 같은 두 가지 상태를 구분한다는 것은 매우 어려운 일이다.<sup>[12]</sup> 즉, S2에 S3 분마음이 간섭하는 현상은 주파수 영역에서는 정상심음과 정확한 구분을 할 수 없고, 시간 영역에서는 경우에 따라서 S2의 분열 현상과 구분하기가 힘들다. 따라서 S2의 성분적 분열인지 S2에 S3의 분마음 간섭 현상인지를 구별하는 것은 중요하다.

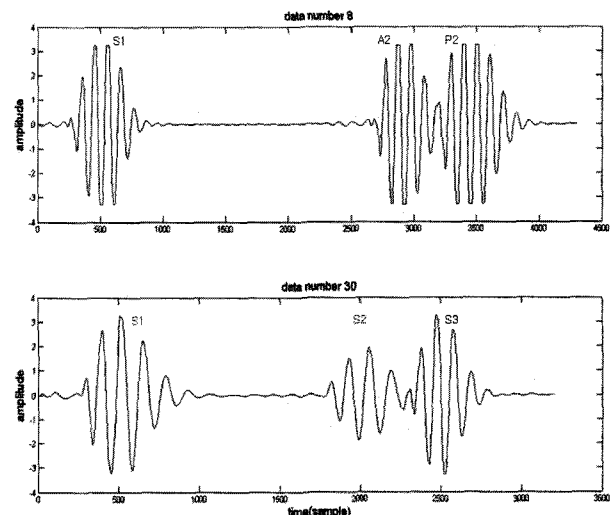


그림 2 (a) S2의 Split과 (b) S2에 S3의 분마음 결합.  
Fig. 2. (a) Split of S2 and (b) summation of S2 and S3 gallop.

#### IV. 웨이블릿을 이용한 PCG 분석법

웨이블릿을 이용한 PCG 분석 방법들은 앞 절에서 언급한 정상심음과 분열 심음의 판별에 관한 방법들로써 웨이블릿 분해 트리(Wavelet Decomposition tree)와 연속 웨이블릿 변환(Continuous Wavelet Transform)을 사용하였다.

그림 3은 웨이블릿 분해 트리를 이용하여 case 2의 Split 된 데이터 중 하나를 화면 출력한 것이다. 웨이블릿 분해 모델은 기존 논문에서의 방식과 동일하게 'Daubechies(db10)'으로 하였다.<sup>[10]</sup> 2000Hz~4000Hz 구간인 1레벨의 D1은 심음 분석에 크게 필요치 않다 판단되어 화면 출력에서 제외하였다. 이 실험에서의 가장 큰 목적은 A2와 P2 사이의 시간 간격을 명확히 보는데 있었고, 그림 3의 D2와 D3에서 시간 간격을 볼 수가 있음을 확인하였다. 하지만 이 실험은 각 심음들이 가지는 주파수 성분 분포를 고려하지 않고 현 레벨에서 다음 레벨로의 웨이블릿 분해 시 2의 승수로 균등하게 필터링 된 것이었다.

그림 4는 그림 3의 A2와 P2 부분만을 연속 웨이블릿 변환을 이용하여 시간 신호의 주파수 성분을 본 것이다. 기존 논문에서 이 실험의 목적은 A2와 P2 신호 발생의 선행 여부를 판단하여 일반 분열인지 기이 분열인지를 구별하는 것과 둘 사이의 시간 간격을 알아봄에 있었다.<sup>[13]</sup> 하지만 A2와 P2의 주파수 성분이 흡사하여 시각적으로 크게 구별이 되지 않을 뿐만 아니라, 계수들의 깊이(level)와 경계의 구분이 확실치 않아서 A2와 P2간의 시간 간격을 산출해 내기가 쉽지가 않았다.

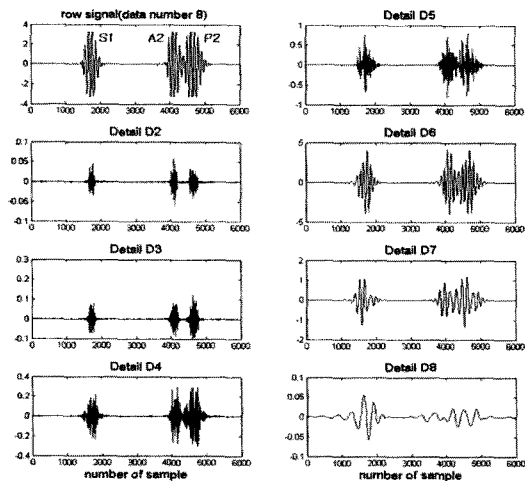


그림 3. 분열 된 PCG 신호의 웨이블릿 분해 트리  
Fig. 3. wavelet decomposition tree for Split PCG.



그림 4. A2, P2 신호의 연속 웨이블릿 변환  
Fig. 4. continuous wavelet transform for A2, P2 signal.

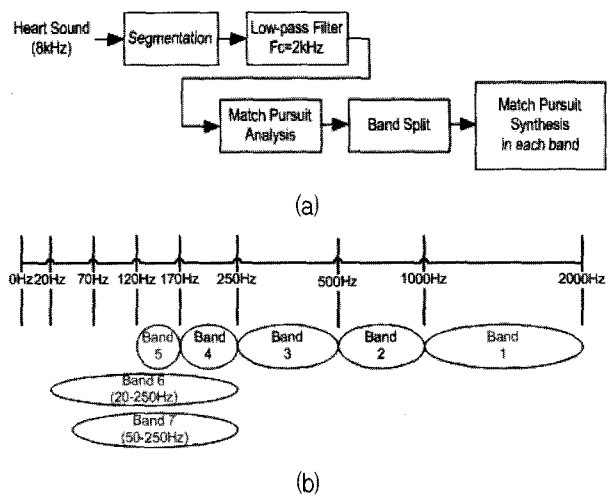


그림 5. (a) 분석과정 (b) 분할 대역 구조  
Fig. 5. (b) process of analysis,  
(b) structure of band-split.

#### V. 제안하는 PCG 분석 방법

심음은 그림 5-(a)과 같이 매칭퍼슈잇으로 분해한 후 특정 주파수 대역을 합성하여 심음의 데이터를 분석한다. 일반적으로 심음의 주파수 영역은 S1은 20Hz~120Hz, S2는 20Hz~170Hz, S3와 S4는 20Hz~70Hz이며 호흡과 관련된 주파수 영역은 200Hz~250Hz으로 알려져 있다. 여기서 우리는 웨이블릿과는 다르게 심음의 주파수 영역을 고려하여 비균등한 대역으로 밴드를 구성한다. 먼저, 심음신호는 주파수 영역에서 주파수 성분의 상대적 크기 값 때문에 2000Hz 이상의 관찰은 의미가 없으므로 판단되어 필터링 되고, 이후 매칭퍼슈잇 방법을 통해 오톨(atom)들로 분해된다. 앞서 제기한 첫 번째 문제의 해결을 위해 그림 5-(b)의 대역분할과정을 통해 임계대역을 고려한 7개의 대역 통과 신호로 합성

된다. 그리고 앞서 제기한 두 번째 문제의 해결을 위하여 각 대역신호들은 PRD가 측정된다.

### 1. 매칭퍼슈잇(Matching pursuit) 알고리즘

정현파 모델에서 신호는 정현파 성분들의 선형합으로 다음과 같이 정의된다.

$$s[n] \approx \hat{s}[n] = \sum_{m=0}^M A_m^k \cdot \cos(w_m^k \cdot n + \phi_m^k) \quad (1)$$

여기서  $A_m^k$ ,  $w_m^k$ ,  $\phi_m^k$ 는  $k$ 번째 프레임에서  $m-1$ 번째 진폭, 주파수, 위상을 나타낸다.

정현파 파라미터의 예측을 위한 매칭퍼슈잇 방법은 오류상쇄(error concealment) 원리에 바탕을 둔다. 식(2)는 매칭퍼슈잇의 반복과정을 위한 왜곡 측정 함수이다.

$$MSE(A_m^k, \theta_m^k) = \sum_{n=1}^L (s_{m-1}^k(n) - A_m^k \cos(w_m^k \cdot n + \phi_m^k))^2 \quad (2)$$

여기서  $s_{m-1}^k(n)$ 은  $k$ 번째 프레임에서  $m-1$ 번째 반복 단계의 목적 신호이다.

$$\begin{aligned} E_m^k &= \sum_{n=0}^{N-1} [s_{m-1}^k(n) - A_m^k \cos(w_m^k n + \phi_m^k)]^2 \\ &= \sum_{n=0}^{N-1} [s_{m-1}^k(n) - A_m^k \cos(w_m^k n) \cos(\phi_m^k) \\ &\quad + A_m^k \sin(w_m^k n) \sin(\phi_m^k)]^2 \end{aligned}$$

$$\text{where } s_m^k(n) = s_{m-1}^k(n) - A_m^k \cos(w_m^k n + \phi_m^k) \quad (3)$$

식 (3)에서 삼각함수 합성 방법에 의해  $w_m^k$ 를  $n \cdot w_m^k$ 와 같이 기본 주파수의 배수로 고정시킨다면, 변수는  $A_m^k \cos(\phi_m^k)$ 와  $A_m^k \sin(\phi_m^k)$ 만이 존재한다. 따라서 식 (3)은 2개의 파라미터에 대한 최소 자승 문제가 된다.  $E_m^k$ 을 최소화하는 해를 구하면 스펙트럼 크기와 초기 위상을 아래 식과 같이 구할 수 있다.

$$A_m^k = \sqrt{(a_m^k)^2 + (b_m^k)^2}, \quad \phi_m^k = -\tan^{-1}\left(\frac{b_m^k}{a_m^k}\right) \quad (4)$$

$$\text{where } a_m^k = A_m^k \cos(\phi_m^k), \quad b_m^k = -A_m^k \sin(\phi_m^k)$$

매칭 퍼슈잇 방법은 일반적으로 파라미터 예측에 사용되는 스펙트럼 피크 검출방법보다 주파수 해상도가 높으며, 윈도우링 후에 512 포인트 FFT를 취하는 방법에 비해 뛰어난 성능을 나타내고, 2048 포인트 FFT를 취

하는 방법과 비슷한 해상도를 갖는다.<sup>[11, 14~15]</sup>

## VI. 실험 및 결과

S2의 A2와 P2의 분열 신호와 S2에 S3의 분파음이 간섭된 신호는 상태적으로 서로 다른 신호이지만 청각적 또는 시각적으로 명확히 구분하기가 힘들다는 어려움이 있다. 본 장에서는 제안한 방법을 통한 심음을 분석하고 효율적인 구별이 가능함을 확인한다.

### 1. 대역분할을 이용한 PCG 분석

그림 6은 심음 주파수 특성에 맞게 대역분할 한 결과를 각 대역별로 나타낸 것이다. (a)는 정상 심음을, (b)는 이전의 웨이블릿 분해에서와 같은 S2의 분열 신호를 대역분할 한 결과이다. S2의 분열신호를 정상심음과 구분하기 위해 1000~2000Hz의 밴드대역에 초점을 맞춘다. 그림 6-(a)의 1000~2000Hz 밴드대역에서의 신호는 S2가 정상 상태이므로 하나의 연결된 파형으로 보인다. 하지만 그림 6-(b)의 1000~2000Hz 밴드대역의 신호는 앞선 웨이블릿 분해 트리와 같이 명확한 시간적 간격을 보임을 알 수 있다. 500Hz~1000Hz의 밴드대역 신호에서도 시간 간격을 볼 수 있으나 실험 결과 case2에 속해 있는 모든 데이터들은 1000Hz~2000Hz 밴드패스 구간에서 가장 명확한 시간 간격을 보여주었다. 이는 대동맥판이 닫힐 때(A2)와 폐동맥판이 닫힐 때(P2)는 아주 작은 고주파 성분을 가지게 되나 두 동작 사이에서 순간적인 침묵은 그러한 고주파 성분을 가지지 못하기 때문에 나타나는 것으로 보인다.

그림 7의 (a)와 (b)는 S2 분열신호의 1000Hz~2000Hz 밴드대역의 신호와 그것에 절대값을 취한 신호이다. 그림 7-(b)를 통해 신호의 시작과 끝을 정확히 계산할 수 있고 30ms를 임계값으로 정상과 비정상 심음을 구분하는 것이 보다 쉽게 된다. 8kHz로 샘플링된 데이터에서 A2 시작 후 P2의 시작 사이에 약 520개의 샘플이 확인되었고 이는 65ms에 해당된다. 따라서 1000Hz~2000Hz 밴드대역은 Split 유무 판단과 시간 간격 산출을 위한 중요한 파라미터로 사용될 수 있다.

그림 6. (a)와 (b)의 120Hz~170Hz 밴드대역의 신호를 보면 A2가 P2보다 크기가 우세함을 알 수 있다. 이는 S2가 가지는 일반적 주파수 대역은 20Hz~170Hz이지만 S2의 각각의 성분인 A2와 P2를 구분하여 보았을 때 A2가 P2보다 120Hz~170Hz의 주파수 성분을 더 크게

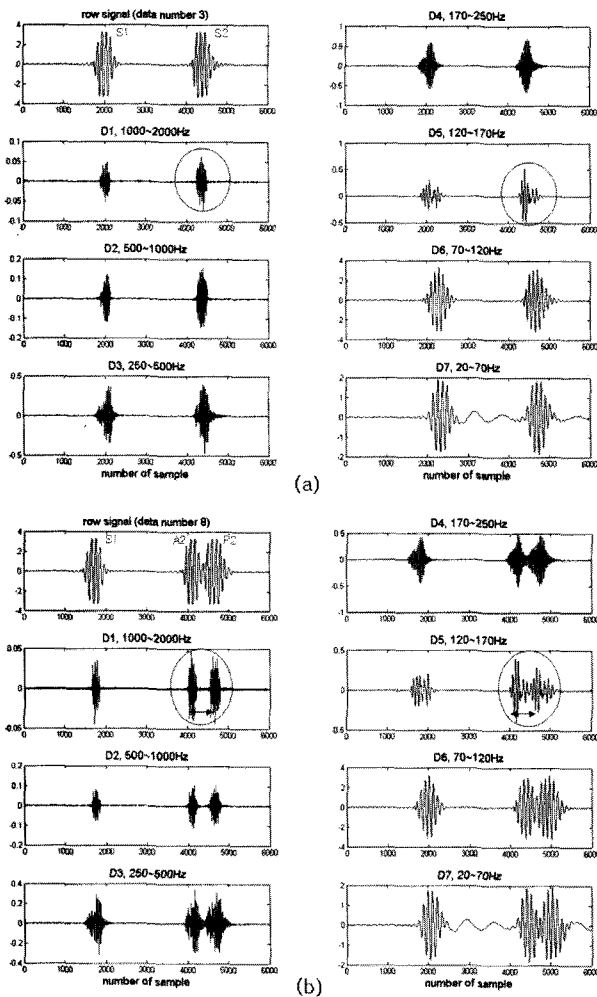


그림 6. (a) 정상 PCG와 (b) S2가 분열 된 PCG의 필터뱅크 필터링 결과  
 Fig. 6. Output of filterbank filtering for (a) normal PCG and (b) Split PCG.

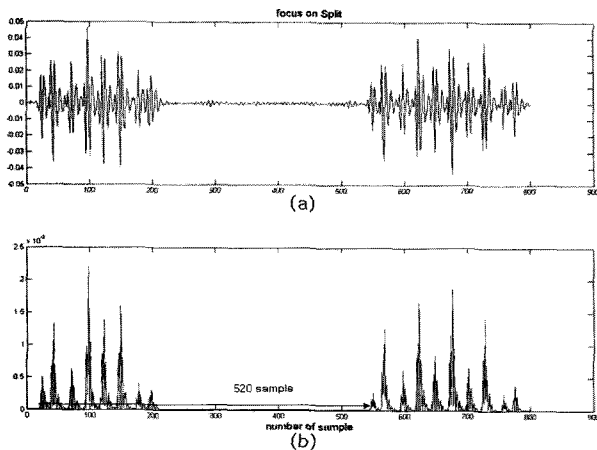


그림 7. (a) 1000Hz~2000Hz에서의 A2와 P2의 간격.  
 (b) 그것의 절대값  
 Fig. 7. (a) Split delay between A2 and P2,  
 (b) its absolute value in 1000Hz~2000Hz.

가진다는 것이다. 이 사실은 90개의 데이터에서 같은 결과를 확인하였다. 120Hz~170Hz 밴드대역의 신호는 1000Hz~2000Hz에서 볼 수 있는 A2와 P2간의 명확한 시간적 간격은 아니지만 비슷한 간격을 가짐을 볼 수 있고, 보다 중요한 것은 A2와 P2의 출현의 우선 순위를 볼 수 있다는 것에 있다.

120Hz~170Hz 밴드대역 신호의 S2 성분 크기를 비교하면 일반 분열인지 기이분열인지 구분할 수 있다. 웨이블릿에서 밴드의 균등한 분할과 달리 비균등한 대역 분할을 통하여 우리는 웨이블릿에서 볼 수 있는 A2와 P2의 시간 간격을 확인할 수 있을 뿐만 아니라 A2와 P2의 선행 관계도 볼 수 있었다.

### 2. 매칭 퍼슈잇(MP)을 이용한 PCG 분석

매칭퍼슈잇은 특정 주파수 대역만을 선택적으로 재합성한다. 분해와 재합성시 신호의 대한 복원률은 percent root-mean-square difference (PRD)로 판단한다.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (s_i - \hat{s}_i)^2}{\sum_{i=1}^N (s_i - \mu_s)^2}} \times 100 \quad (5)$$

식 (5)에서  $s_i$ 는 원래의 신호이고,  $\hat{s}_i$ 는 분해 후 다시 합성된 신호 그리고  $\mu_s$ 는 심음신호의 평균이다. PRD는 값이 작을수록 복원률이 뛰어남을 나타낸다.

그림 8은 총 90개의 데이터를 매칭퍼슈잇 분석 후 20~170Hz, 200~250Hz의 주파수 대역만을 재합성한 PRD 값을 나타낸다. 20~170Hz, 200~250Hz 대역은 정상 심음의 주요 주파수 성분이 분포하는 대역이므로 선택되었다. 표 2는 두 개 이상의 상태를 나타내는 데이터를 제외한 80개의 PRD 결과값을 정리한 것이다. 결과를 통해 case 1, case 2, 그리고 case 3에서 서로 상태는 다르지만 합성 대역에서의 복원률은 평균 4%대에서 비슷함을 확인할 수 있다. 다른 case의 경우 PRD 값이 위의 세 경우보다 비교적 크게 나타나는 것을 볼 수 있는데, 이는 매칭퍼슈잇 분해 후 합성할 때 click이나 murmur 등 비정상 심음이 가지는 추가적인 주파수 성분은 포함되지 않기 때문이다. case2와 case3이 가지는 주파수 성분의 대역은 비슷하지만 case3의 경우 S3 또는 S4에 의해 case2에 비해 저주파가 가지는 성분이 크다. 하지만 FFT를 이용한 단순한 시각적인 검사로는

표 2. 각 case에서의 PRD 평균 및 오차

Table 2. PRD mean, error of PRD mean in each case.

	개 수	Data number,		PRD 평균(%)		오 차(%)
		PRD_max(%)	PRD_min(%)	20~170, 200~250Hz	50~170, 200~250Hz	
case1	15	84, 6.8756	52, 3.6651	4.8783	7.2683	2.3900
case2	10	89, 6.2406	7, 3.1709	4.6433	6.2259	1.5826
case3	26	15, 7.0107	48, 2.8555	4.6187	11.7297	7.1110
case4	2	38, 13.5136	39, 13.1124	13.3130	14.6336	1.3206
case5	4	42, 11.1008	41, 8.0753	9.5222	11.3673	1.8451
case6	3	46, 8.0578	60, 7.1558	7.7410	9.3581	1.6171
case7	6	72, 41.1442	56, 13.9029	21.6391	22.2479	0.6088
case8	4	82, 37.7474	81, 30.2798	34.4141	34.5991	0.1850
case9	4	64, 9.7375	66, 6.5863	8.3048	10.2539	1.9491
case10	3	78, 8.6369	73, 7.0818	8.0830	9.2616	1.1786
case11	3	70, 18.3514	58, 6.5579	13.5944	14.6214	1.0260

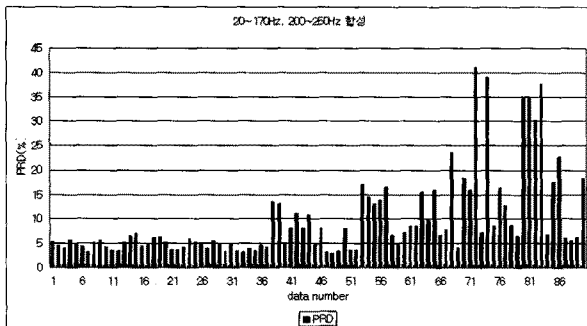


그림 8. 90개의 PCG 데이터의 PRD

Fig. 8. PRD of 90 PCG data.

두 상태를 판단하기에 어려움이 있다. 따라서 case 2와 case 3을 구분하기 위해 20Hz~170Hz 합성 구간을 50Hz~170Hz의 구간으로 좁힌다. 각 합성 구간에서의 PRD 값과 두 실험간의 PRD 값 오차를 표 2의 뒷부분에 정리하였다. PRD 값의 오차는 다른 case들에 비해 case3이 5%정도 크게 나타남을 확인 할 수 있었다. 이는 case3의 데이터가 비교적 저주파 성분이 강하기 때문에 재합성시 20~50Hz의 주파수 성분이 빠짐으로써 복원률이 크게 떨어진 것이라 이해할 수 있다. 이 PRD 오차를 이용한다면 case2와 case3의 구분을 명확히 할 수 있다.

## VII. 결 론

심질환의 진단에 도움을 주기 위해서 심음 신호들의 시간 및 주파수 영역에서의 검사 모두 중요하다. S2의 일반 분열과 기이분열, 그리고 S3의 간섭 현상이 있는 심음 신호들은 청진으로 구분하기 어렵다. 본 논문에서

이들 신호간의 명확한 구분을 위해 심음의 주파수 특성을 고려한 매칭퍼슈잇 방법을 제안한다. 스펙트럼 분석과 매칭퍼슈잇의 특정 주파수 대역의 합성을 통해 서로 구별하기 쉽지 않은 심음의 구분을 할 수 있음을 보였다. 그리고 여러 상태 심음의 주파수 특성을 고려한 대역 구간을 정의함으로써 각각의 심음 모두에 공통적으로 적용될 수 있음을 보였다. 무엇보다 매칭퍼슈잇 방법은 분해 후 합성에서 이미지 출력과 수치 출력으로 A2와 P2의 분열 유무 및 시간 간격, 기이분열 유무, case2와 case3의 구별 모두를 해결할 수 있음을 볼 수 있었다. 따라서 매칭퍼슈잇을 이용한 PCG 분석법은 초기진단을 돕거나 헬스케어용 단말기의 응용을 보다 효율적으로 할 수 있을 것이다.

## 참 고 문 헌

- [1] G. Tilkian, Conover, "Understanding Heart Sounds and Murmurs: With the introduction to lung sounds," W.B. Saunders, 1993.
- [2] R. Rangayyan, "Biomedical Signal Analysis : A Case-Study Approach," IEEE, 2001.
- [3] 김보리, 백승화, 김동완, "심음을 이용한 SVM 기반의 심장 질환 판별에 관한 연구," 대한전기학회지, 제37회 논문집 D, 2173-2174쪽, 2006년 7월
- [4] 김희근, 정용주, "Hidden Markov Model을 이용한 심음분류에 관한 연구," 대한음향학회지, 제 25권, 제 3호, 144-150쪽, 2006년
- [5] 김형석, 백승화, "AR 모델을 이용한 심음의 진단적 특성에 관한 연구," 대한전기학회지, 하계학술대회 논문집 G, 2486-2488쪽, 1998년 7월
- [6] Debbal S. M. and Bereksi-Reguig F., TANI A.



MEZIANE., "THE FAST FOURIER TRANSFORM AND THE CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ANALYSIS OF THE PHONOCARDIOGRAM SIGNAL," Journal of Mechanics in Medicine & Biology., Vol. 4, Issue. 3, pp. 257-272, Sep 2004.

[7] Debbal S. M. and Bereksi-Reguig F., "DISCRIMINATION OF PATHOLOGICAL CASES OF THE CARDIACS SOUNDS SIGNALS BY THE WAVELET TRANSFORM," Journal of Mechanics in Medicine & Biology., Vol. 5, Issue. 4, pp. 517-530, Dec 2005.

[8] Debbal S. M. and Bereksi-Reguig F., "Analysis and study of the variation of splitting in the second heartbeat sound of wavelet transform," Journal of Medical Engineering & Technology., Vol. 30, Issue. 5, pp. 298-305, Sep-Oct 2006.

[9] Jalel Chebil and Jamal Al-Nabulsi, "CLASSIFICATION OF HEART SOUND SIGNALS USING DISCRETE WAVELET ANALYSIS," Medwell Journals. International Journal of Soft Computing., pp. 37-41, 2007.

[10] Debbal S. M. and Bereksi-Reguig F., "Automatic measure of the split in the second cardiac sound by using the wavelet transform technique," Computers in Biology & Medicine., Vol. 37, Issue. 3, pp. 269-276, Mar 2007.

[11] S. G. Mallet, Zhifeng Zhang, "Matching pursuit with time-frequency dictionaries," IEEE Transactions on Signal Processing, 41, pp. 3397-3415, Dec 1993.

[12] G. Tilkian, Conover, "Clinical Heart Sounds Manual," W.B. Saunders, 1993.

[13] Bassam Al-Naami, "Identification of the Paradoxical Splitting of the Second Heart Sound Using the Continuous Wavelet Transform," Medwell Online, Research Journal of Applied Sciences 1, pp. 106-109, 2006.

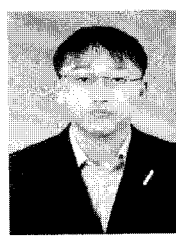
[14] 안영욱, 정규혁, 김종학, 양용호, 이인성, "정현파 모델 부호화기를 위한 MP(Matching Pursuit) 알고리즘과 파라미터 양자화기," 한국음향학회지, 제 24권, 제 7호, pp. 402-409, 2005년

[15] 정규혁, 김종학, 임정우, 주기호, 이인성, "Damping 요소를 첨가한 매칭 퍼슈잇 정현파 모델링," 전자공학회논문지, 제 44권 SP편, 제 1호, pp. 105-113, 2007년 1월

저 자 소 개



김 일 동(정회원)  
 2007년 충북대학교 정보통신 공학과 학사 졸업.  
 2009년 현재 충북대학교 바이오 정보기술학과 석사 과정.  
 <주관심분야 : 생체신호처리, 적응필터>



정 규 혁(정회원)  
 2004년 충북대학교 전기전자 공학과 학사 졸업.  
 2006년 충북대학교 전파공학과 석사 졸업.  
 2009년 현재 충북대학교 전파 공학과 박사 과정.  
 <주관심분야 : 음성/오디오 부호화, 생체신호처리, 디지털신호처리, VoIP>



임 종 하(정회원)  
 2009년 충북대학교 정보통신 공학과 학사 졸업.  
 2009년 현재 충북대학교 전파통신 공학과 석사 과정.  
 <주관심분야 : 음성/오디오 신호 압축, 생체신호처리, 적응필터>



이 인 성(정회원)  
 1983년 연세대학교 전자공학과 학사 졸업.  
 1985년 연세대학교 전자공학과 석사 졸업.  
 1992년 Texas A&M University 박사 졸업.  
 1993년 2월~1995년 9월 한국전자통신 연구원 이동통신 기술연구단 선임연구원  
 1995년 10월~현재 충북대학교 전파통신공학과 교수  
 <주관심분야 : 음성/영상 신호압축, 이동통신, 적응필터>