

## 구간적분과 통계변수 분석에 의한 심음 인식

이상민\* · 김인영\* · 홍승홍\*\*

\*삼성종합기술원 의료전자팀

\*\*인하대학교 신자공학과

(1999년 8월 9일 접수, 1999년 11월 12일 채택)

## Heart Sound Recognition by Analysis of Block Integration and Statistical Variables

S.M. Lee\*, I.Y. Kim\*, S.H. Hong\*\*

\*Medical Electronics Lab., Samsung Advanced Institute of Technology

\*\*Department of Electronic Engineering, Inha University

(Received August 9, 1999. Accepted November 12, 1999)

**요약** : 청진에 의한 심음도법은 오래 전부터 진단에 이용되어 왔지만 심음 인식 분야에서는 제 1심음, 제 2심음, 특정 판막의 운동과 같이 부분적 기능이나 동작 분석을 목적으로 심음의 일부 구간에 대한 인식 연구가 행하여졌을 뿐 심음 한 주기 전체를 대상으로 하는 심음 특징 인식에 대한 연구 성과는 매우 미약하였다. 본 논문에서는 한 주기 동안의 전체 심음을 분석하여 파라미터를 추출하고 이를 이용하여 한 주기 심음 특성에 대한 인식 방법을 제안하였다. 제안된 알고리즘은 시간영역에서 제 1심음과 제 2심음 검출을 기반으로 한다. 알고리즘은 주요 구간을 추출하고 정점 위치, 구간 적분, 통계변수에 대한 분석을 통하여 심음을 분류한다. 심음을 정상, 수축 초기 심잡음, 수축 말기 심잡음, 이완 초기 심잡음, 이완 말기 심잡음, 연속적 심잡음으로 구분하였다. 시험 결과 평균 88%의 평균 인식률을 얻어 제안된 알고리즘의 유용성을 확인하였다. 비정상 심음의 분류에 대한 오인식은 주로 수축 초기의 심잡음인 경우로 나타났다.

**핵심단어** : 청진, 심음, 심잡음, 인식

**Abstract** : Although phonocardiography by auscultation has been used in diagnosis long time ago, recognition of heart sound was tried only in restricted fields such as the first heart sound, the second heart sound, and specific valve operation for the purpose of analyzing local function or operation of heart and developments of heart sound recognition in full cycle are quite insignificant. In this paper, we proposed a recognition method which extracts features of heart sound in full cycle and classifies heart sounds. This proposed recognition algorithm is based on detecting the first and second heart sounds in time domain. The algorithm classifies heart sound into several classes by extracting the important time blocks and analyzing the peak position, integration values and statistical variables. Heart sounds are classified into normal, early systolic murmur, late systolic murmur, early diastolic murmur, late diastolic murmur, continuous murmur. We can verify our algorithm is useful from the results which show the average recognition rate of heart sounds is 88 percent. Recognition error was occurred mainly in early systolic murmur.

**Key words** : Auscultation, Heart sound, heart murmur, Recognition

### 서 론

심음도법(phonocardiography)은 미침습적으로 심장 판막

(heart valve) 및 심혈류에 대한 정보를 제공하는 편리한 도구로서 1894년에 Einthoven이 심전도(electrocardiogram, ECG) 기록에 사용되던 립만 보세관형 전위계(Lippman's capillary electrometer)를 이용하여 최초로 심음 그래프를 개발한 이래로 가장 기본적인 진단도구의 하나로 연구되고 발전되어 왔다[1,2]. 그러나 근래에 들어서 심음기록법에 의한 진단기술의 개발은 다른 진단기술에 비하여 발전되고 있지 못하는 실정이었다. 그 이유는 심음도(phonocardiogram, PCG)가 듣거나 보는 것만으

#### <속보논문>

본 논문은 98년도 산업자원의 공기반기술개발사업지원(과제 번호 : 19985007)으로 이루어진 연구입니다.

통신서자 : 이상민, (440-600) 수원우체국 사시함 111 삼성종합기술원 의료전자팀

Tel : 0331-280-6529, Fax : 0331-280-9208

로는 분석되기 어려운 복합적 신호이며 심음(heart sound)의 발생원과 관련된 다수의 논쟁이 아직도 존재하고 있기 때문이다. 더욱이 심음을 측정하는 도구나 방법이 정확한 수치화나 표준화되어 있지 못한데 이러한 측정 방법의 오차가 심음 수집 및 분석에 많은 영향을 주고 있다[3]. 초음파에 의한 심음 기록 방법이 개발되어 정진에 의한 심음 분석이 보조적인 진단 도구로 여겨지는 경향도 있으나 최근 디지털 신호처리 방법의 발전으로 청진에 의한 심음 분석 기법은 모델링, 주파수 분석, 시간-주파수 분석, 인식 방법 등의 연구가 다양하고 활발해지는 추세이다[2,4-12].

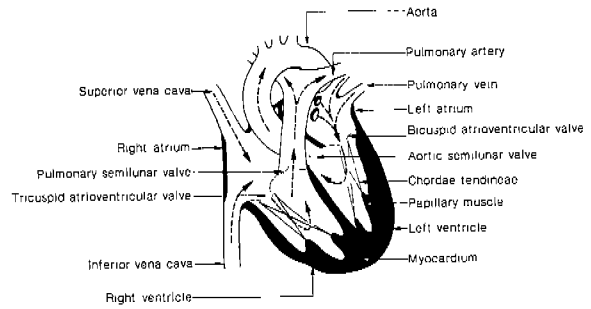
Kim[7], Durand[8] 등은 인공관막 폐쇄술에 대한 심음 스펙트럼 해석을 통하여 인공관막의 손상 여부를 판정하는 연구를 진행하였고 Ding[9], AKay[10] 등은 cepstrum과 wavelet 분석을 통하여 관상동맥 질환에 대한 인식 연구를 진행하였다. 위와 같은 연구들은 특정 관막이나 질환에 대한 주파수 분석을 통하여 결과적으로 '특정 질환이 있느냐 없느냐'하는 매우 제한적인 분석을 위한 인식 방법이다. 또한 Barshdorff[11]는 어린 아이의 심음에 대한 세가지 질환의 인식연구를 진행하였지만 정상과 비정상으로 구분하는 것 이외의 결과는 구체적으로 발표되지 못하였다. 즉 심음도의 인식에 대한 연구는 심전도, 뇌신도 등 다른 생체신호에 비하여 종합적이지 못하고 특성 질환의 여부를 확인하는데 그치고 있다. 이것은 심음도가 심전도나 뇌신도와 달리 측정 방법의 비표준화로 인한 오차가 많고 같은 병적 증상이더라도 다른 심음이 발생되고 다소 다른 심음 특성을 보이더라도 같은 증상에서 기인된 심음이라는 사실 때문에 더욱 인식을 어렵게 만들고 있다.

본 논문에서는 여러 특성의 심음에 대한 분류를 시도하였다. 데이터 베이스를 참조하지 않는 비학습적인 심음 인식 방법으로서 시간영역에서 심음의 구조분석을 통하여 심음을 인식하는 방법이다.

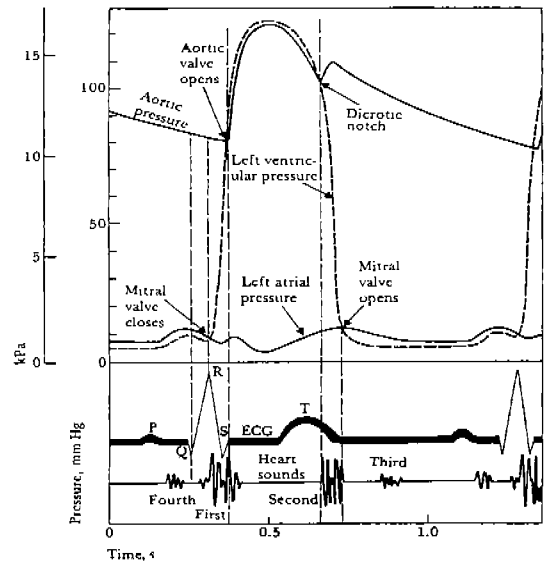
### 심음 분석

심음은 심장의 기계적인 움직임과 혈류의 흐름에 의해 발생되는 유향파(acoustic wave)로서 여러 낮은 주파수 요소가 복합된 신호이다. 심음 청진시 검사자인 의사는 심음의 각 구성 요소를 분리하여야 하는데 각 구성 요소들의 발생 시간이 짧고, 서로 간섭이 있어서 요소들을 개별적으로 잘 구분해내기가 매우 어렵다. 그러므로 청진에 의한 심장 진단은 심음 발생에 대한 기본 메카니즘을 잘 이해하는 것이 매우 중요하다.

일반적으로 심음도는 정상적인 심음과 심잡음(murmur)으로 구분할 수 있다. 실제로 'murmur'는 잡음(noise)은 아니나 정상적인 제 1심음과 제 2심음에 대비되는 유향신호로서 심잡음이라 번역되고 있다. 심음은 닫히고 열리는 심장 판막의 진동에 의하여 발생되며 심근(myocardium)의 진동, 관련 기관의 진동에 의하여 발생된다. 심잡음은 주로 혈류의 난류(turbulent flow)와 심장 근육 또는 밸브의 이상 진동에 의하여 발생된다. 이 심잡음은 건강한 심장에서 들리지는 경우도 있지만 주로 이



(a)



(b)

그림 1. 심장과 심음 (a) 심장의 구조 (b) 심음 발생 시간  
Fig. 1. Heart and heart sound (a) heart structure (b) timing of heart sound generation

상있는 심장에서 들린다. 정상적인 경우, 심음은 제 1심음부터 제 4심음까지 4개의 주된 요소로 구분되어지는데 제 1심음과 제 2심음은 정상적인 신호로 인정되고 제 3심음과 제 4심음은 어린이나 젊은 사람에게서는 정상음으로 인정되지만 어른에게는 주로 병적으로 해석된다. 그림 1은 심장의 도식적 모델과 심전도를 기준으로 한 정상적인 심음의 발생 시간을 보여준다. 그림 1의 (a)에서 화살표는 혈류의 이동경로를 나타낸다. 그림 1의 (b)는 시간에 따른 심실·심방의 압력의 변화와 심전도, 심음도의 발생 관계를 보여준다.

심음의 발생을 시간적으로 살펴보면 다음과 같다. 심장 운동의 시작 주기에서 심방, 심실의 신기적인 활성이 일어나면 첫 번째로 발생되는 유향은 제 4심음으로서 이것은 심장 이완(diastole)의 마지막 시기에서 심실이 혈류로 채워지는 동안 일어난다. 제 4심음 바로 후에 제 1심음이 발생되는데 제 1심음

은 심장 운동에서 매우 중요한 시기에 발생하는 심음으로서 제 1심음 발생에 대한 많은 이론들이 기계적인 메커니즘으로 해석하고 있다. 그 중 하나가 Craige판막이론(Craige's valve theory)인데 승모판(mitral valve)과 삼첨판(tricuspid valve)이 각각 닫히는 시점에서 폭발적인 두번의 진동이 있다고 설명한다[13,14]. 다른 설명으로는 Cardiohemic이론(Cardiohemic theory)인데 심장의 한 곳의 움직임은 다른 곳의 움직임과 밀접한 관계가 있다고 해석하는 통합구조 이론으로서 제 1심음을 심방·심실(atrioventricular) 판막의 움직임과 혈액의 발진(oscillation)으로 인해 생기는 4가지 요소로 구성되어 있다고 해석한다[15]. 제 2심음의 경우는 발생 이론에 대한 논란이 적으며 두 가지 요소로 구성되었다고 설명된다. 각각 대동맥 판막(aortic valve)과 폐동맥 판막(pulmonary valve)의 진동과 관련된 요소로서 혈액 흐름과 판막 개폐 운동과 관련있다[15]. 제 2심음 이후로 제 3심음이 발생하는데 이것은 수축기 초기에 심실이 채워지는 짧은 기간 동안에 심실안 심벽의 급작스런 운동에 의하여 생기는 낮은 주파수의 소리이다. 결국 제 3심음과 제 4심음은 심실이 채워지는 소리인데 각각 다른 이완기에 발생된다. 때로는 제 3심음과 제 4심음은 혼합되어 연속적인 잡음소리처럼 들리기도 한다[16,17]. 위 4개의 심음 이외에 'opening clicks', 'snaps', 'prolapse sound'라고 표현되는 일시적인(transient) 소리가 수축기와 이완기에 들리기도 하는데 이런 소리는 판막 협착증(valvular stenosis)을 비롯한 승모판과 삼첨판 등의 비정상에 의하여 생성된다.

**청진에 의한 심음 진단**

청진은 19세기초에 Lacnec에 의해 청진기가 발명된 이후부터 매우 중요한 진단도구가 되어왔다[3]. 그 이후 음향적 특성과 기구적 특성면에서 계속 발전되어[1,2] 현재의 청진기는 간편하고 효율성 높은 임상도구가 되었다. 청진기는 음향청진기(acoustic stethoscope)와 전자청진기(electric stethoscope)로 나뉘는데 임상 진단에 실용성 있는 전자청진기는 아직 보편화되어 있지 않은 실정이다. Abella 등은 여러 가지 청진기에 대하여 연구한 바 있는데 대부분이 고주파 영역과 저주파 영역에서 만족스러운 소리 전달을 하지 못한다고 보고하였다[18]. 전자청진기는 디지털 신호처리 기술의 발전에 힘입어 청진기의 새로운 시대를 열고 있다[3]. 신자청진기를 통하여 들리는 소리는 임상 의사에게는 아직 낮은 소리지만 전통적인 음향청진기가 가지지 못하는 중요한 장점이 있다. 예를 들어 전자청진기는 인간의 청력범위를 벗어나는 심음과 심잡음 소리를 듣게 한다. 그림 2에 인간의 가청 범위와 심음, 심잡음의 소리영역을 나타내었다.

청진에 의한 심장 진단은 아직 여러 가지 한계를 가지는데 그림 2에서 보듯이 일반적으로 인간의 귀는 16-18000Hz 사이의 소리를 들을 수 있으며 심음과 심잡음은 1000Hz 영역 이하의 소리임을 알 수 있다. 인간의 가청영역 범위에 있는 심음의 주파수 범위는 40-500Hz 정도에 해당하는 작은 영역임을 알

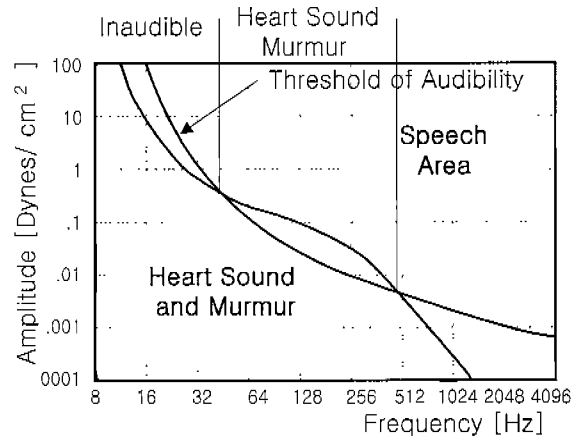


그림 2. 청력 범위와 심음의 소리영역  
Fig. 2. Hearing threshold and heart sound area

수 있다. 이것은 심음과 심잡음의 많은 부분이 인간의 가청영역을 벗어나고 있음을 의미하는데 특히 대략 40Hz이하의 저주파 소리는 거의 듣기가 어렵다. 인간의 청력 특성인 마스킹 효과(masking effect)도 심음을 분석하는데 있어서 제약 요소가 된다. 마스킹 효과란 인간의 청각 능력이 시간적으로나 주파수적으로 근접된 두 개의 신호를 구분하여 듣지 못하는 현상을 말한다. 제 2심음을 이루는 두 가지 소리 요소를 구분하지 못하는 경우가 해당되는데 요소간의 시간 간격이 인간의 청력으로 구분하기에는 매우 짧기 때문이다. 또한 측정시의 주변 잡음은 낮은 강도의 심잡음을 청취하는데 장애요소가 된다.

**구간적분과 통계변수 분석법**

생체신호의 파형을 자동으로 검출하는 기법은 크게 3가지 방법으로 나눌 수 있다. 사람이 눈으로 파형을 식별하는 작업을 흉내내어 시간 영역에서 검출하는 육안 모방 검출기법, 파형의 특징들을 여러 개의 변수들을 사용하여 모델을 만들어서 검출하는 변수 모델에 의한 검출 기법, 그리고 전형적인 파형을 기본 형판(template)으로 삼아 이것과 서로 맞추어 본 후 비슷한 형태를 가지고 있는 것을 검출하는 형판 맞춤에 의한 검출 기법들이 있다[19]. 본 논문에서 제안하는 인식 방법은 육안 모방 검출기법과 변수 모델 기법을 합성한 방법으로서 시간영역에서 심음 한 주기 동안의 주요 정점들과 통계변수들을 추출하고 비교, 분석한다. 각 분석 단계에서의 판정 결과는 판정 변수에 기록되며 최종 판정은 판정 변수의 누적에 이용한 누적판정법(add on method)을 사용하였다.

새로운 알고리즘은 입력신호의 전처리 단계를 지나고 정점검출, 정점평가, 구간적분, 통계분석 과정을 거쳐서 최종적인 판정으로서 분류된다. 즉, 입력신호의 데이터를 전처리한 후 정점을 검출하게 되는데 정상적인 심음의 경우는 제 1심음이 최대 정점으로서 제일 먼저 검출되게 된다. 정점 검출과정을 5회 반복하고 각 정점의 위치 및 정점의 크기를 평가하여 검출된 5개

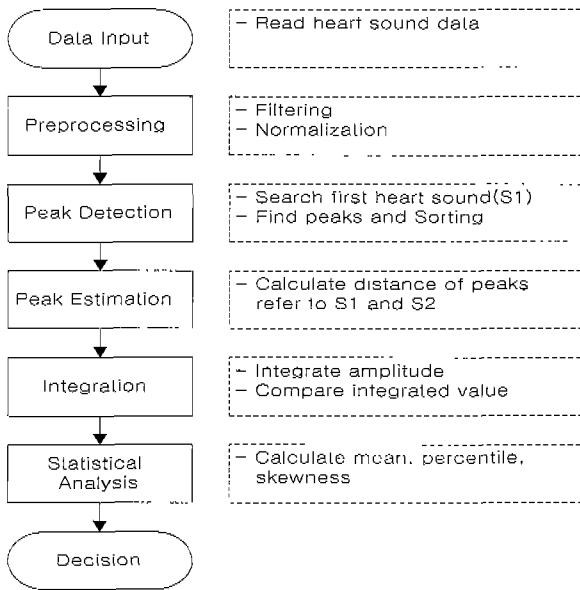


그림 3. 제안된 알고리즘의 흐름도

Fig. 3. The flowchart of the proposed algorithm

의 각 정점이 수축기에 있는지 이완기에 있는지를 확인하고 각 정점의 크기 정도가 무시할만한 일반적인 심잡음 레벨인지를 판단한다. 각 정점을 중심으로 일정 구간내의 적분을 수행하여 각 정점 영역의 신호 크기에 대한 누적 값을 구하고 심음 한주기 전체의 적분값과 비교하여 각 정점 구간의 적분값에 대한 상대적인 크기 평가를 한다. 심음 한주기 전체에 대한 대표값으로서 평균(mean), 사분위수(quartiles), 왜도(skewness)를 구한다. 입력신호를 크기 순서에 따라 늘어 놓은 값을 4등분하는 수값을 사분위수라 하며 분포가 중앙값(median)을 중심으로 좌우대칭 정도를 판단하는 수값을 왜도라고 하는데 중앙값을 중심으로 좌우대칭 분포를 가지면 왜도는 0.5 값을 가진다. 심음의 경우는 한 주기 동안에 제 1심음과 제 2심음의 영역이 전체 한 주기 영역에 미하여 보통 10% 이하 정도의 짧은 시간 영역을 차지 하므로 정상적인 경우 사분위수가 평균값이하의 값을 가진다. 심잡음이 없는 경우 왜도는 큰 값을 나타내는데 이것은 대부분의 신호가 낮은 값을 가지므로 중앙값이 매우 낮아져서 상대적으로 중앙값 이상의 신호가 많음을 의미한다. 반면에 심잡음이 많아질 경우 중앙값이 올라가서 상대적으로 중앙값이하의 신호가 많아지므로 왜도는 점점 작은 수를 나타내며 극단적으로는 0.5 또는 그 이하 값을 나타내게 된다. 심음에 대한 판정 분류는 정상, 비정상, 수축기 초기 심잡음, 수축기 말기 심잡음, 이완기 초기 심잡음, 이완기 말기 심잡음으로 구분하였다. 알고리즘의 전체 흐름도를 그림 3에 나타내었다.

### 전처리 (Preprocessing)

입력된 신호를 10 500Hz 내역으로 필터링하고 절대치를 구한다. 각 심음의 입력조건에 따른 진폭 차이를 보정하기 위해 진폭에 대해 정규화(normalize)시킨다.

### 정점 검출 (Peak Detection)

그림 1에서 보인 것처럼 제 1심음은 심전도 신호와 상관관계가 있으므로 심전도 신호의 R파를 기준으로 일정 구간 내에서 최대치를 검출하여 제 1심음으로 결정한다. 주변에 심잡음이 있더라도 R파를 기준으로 한 일정 구간 내에서 제 1심음이 최대 정점(peak)이 된다. 최초 입력된 심음 데이터에서 제 1정점으로서 제 1심음을 찾은 후 제 1심음을 중심으로 일정 구간을 최소값으로 마스킹하고 다음 최대 정점인 제 2정점을 검출한다. 일정 구간을 마스킹하는 이유는 최대 정점과 인접한 구간에서 다음 최대 정점이 검출되는 것을 방지하기 위해서이다. 제 2정점을 검출한 후 제 2정점 주변 구간을 최소값으로 마스킹하고 제 3정점을 검출한다. 위 과정을 반복하여 제 5정점까지 검출한다. 제 1정점은 제 1심음에 해당하고 이후 제 2, 3, 4, 5정점은 차례대로 최대값을 가지는 정점이 된다. 다음 정점 평가 단계에서 이 정점들 중에서 제 2심음을 찾고 나머지 각 정점에 대한 위치 및 크기 평가를 한다.

### 정점 평가 (Peak Estimation)

기검출된 제 1심음을 기준으로 각 정점의 시간 관계를 평가한다. 제 1심음과 제 2심음은 사람마다 다소 차이는 있지만 대략 심박 한 주기의 절반 정도에 위치한다. 기검출한 다섯 개의 정점 중에서 제 1심음인 제 1정점을 제외한 네 개의 정점 안에서 제 1심음과 일정 시간 범위에 있는 제 2심음을 결정한다. 제 2심음 검출 후 남은 세 개의 정점들은 정점 값의 크기 순서대로 정렬한다. 5개의 정점들에 대한 정렬이 끝나면 각 정점간의 관계에 의거하여 정상, 비정상에 대한 판단을 시작한다. 비정상적인 심장의 경우 제 1심음과 제 2심음의 간격이 정상적인 심장의 경우보다 짧은 경우가 종종 있다. 그러므로 제 1심음과 제 2심음의 간격이 기대치보다 짧으면 비정상일 가능성이 있다. 또한 정상인 경우 나머지 정점의 값들이 제 1심음과 제 2심음 값보다 현저히 작은 값이어야 한다. 그러므로 나머지 정점 값의 크기를 평가하여 기대치 이상이면 비정상적으로 분류하고 정점의 위치와 제 1심음과 제 2심음과의 시간 관계를 고려하여 수축기의 심잡음인지 이완기의 심잡음인지 판단한다.

### 적분 (Integration)

전체 구간에 대한 적분 값과 제 1심음, 제 2심음을 포함한 각 정점 구간에 대한 적분 값을 구한다. 전체 적분 값과 각 정점 구간의 적분 값을 비교하여 비정상여부를 확인한다.

### 통계 분석 (Statistical Analysis)

전체 구간에 대한 대표값으로서 평균값, 사분위수, 왜도를 구한다. 평균값과 사분위수를 상대적으로 비교하고 왜도의 수에 대한 실험적인 판정값과 비교한다.

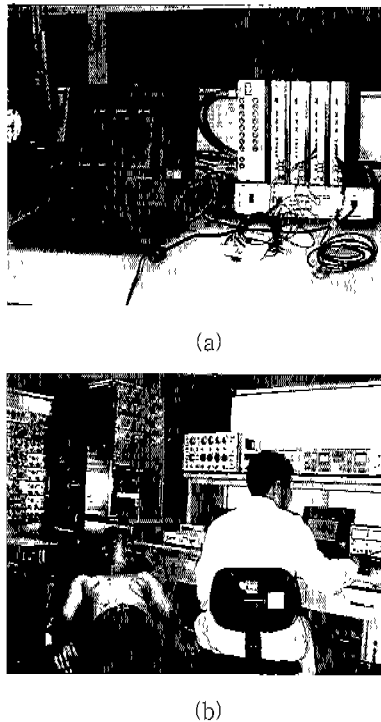


그림 4. 데이터 수집 (a) 장비 (b) 데이터 수집장면  
 Fig. 4. Data acquisition (a) equipment (b) a scene of data acquisition 시험방법

시험 및 결과

시험방법

그림 4에 데이터 수집에 사용한 장비와 수집 장면을 나타내었다. 심음 수집은 Biopac사의 MP100 시스템을 이용하였는데 입력마이크로는 접촉식 마이크로폰(contact microphone, TSD108)을 사용하였고 증폭기로는 DA100B를 사용하였다. 알고리즘 확인을 위해 사용한 심음 데이터 베이스로는 직접 측정 한 정상 심음 이외에 비영리 기관인 Frontiers in Bioscience

(http://www.bioscience.org)과 웨스턴 대학(http://www.westernu.edu)의 심음 데이터 베이스를 사용하였다. 심음 데이터는 8kHz 샘플링에 16bit 해상도를 가진다. 표 1에 사용한 심음 데이터에 대하여 정리하였다. 비정상 심음의 경우 병적 증상이 여러 가지가 있을 수 있는데 본 논문에서는 병적 원인보다 결과로서의 심음에 대한 인식을 연구하는데 초점을 맞추었다.

시험결과

그림 5에 입력으로 사용한 정상 심음과 비정상 심음 데이터 예를 나타내었다. 그림에서 가로축은 시간축으로서 각 숫자는 샘플링 데이터 개수를 나타내고 세로축은 각 데이터의 크기 값을 나타낸다. 그림 6에는 그림 5의 (a) 신호에 대해서 정규화시킨 후 제 1심음을 비롯한 각 정점들을 찾은 과정의 데이터를 나타내었고 그림 6의 (a)는 진처리 후의 상태이고 (b)는 제 1심음을 찾고 일정 밴드를 최소값으로 마스킹한 후 상태이고 (c)는 제 2정점을 찾은 후이고 (d)는 제 3정점을 찾은 후 (e)는 제 4정점을 찾은 후 (f)는 제 5정점을 찾은 후의 상태이다. 그림 7에는 전체 및 각 정점 구간의 직분값을 나타내었다. 그림 8은 그림 5의 (b) 입력신호에 대한 정점 검출 과정의 데이터이고 그림 9는 그림 5의 (b) 입력신호에 대한 구간 적분값 데이터를 나타낸다.

표 2에는 각 처리 과정에서의 판정에 대한 판정 변수들을 나타내었다. 정상적인 심음의 경우 변수 2, 7, 12번이 '1'로 셋(set)되고 나머지 변수들은 '0'으로 셋된다. 즉 검출된 다섯 개의 정점들 중에서 제 1심음과 제 2심음으로 판정된 두 개의 정점을 제외한 나머지 세 개의 정점들이 크기와 각 밴드 적분 값이 일정 크기 이하이며 통계변수가 정상범위에 있다. 반면 비정상 심음의 경우는 제 1심음과 제 2심음의 시간 간격이 작거나, 크기가 작거나 제 3, 4, 5 정점의 크기가 일정 값을 벗어 나고 통계변수가 정상범위 밖에 있다. 제 3, 4, 5 정점의 존재 위치에 따라 수축기 심잡음인지 이완기의 심잡음인지를 구분한다. 표 2에서 보듯이 정상 심음인 그림 5의 (a)에 대한 분석 결

표 1 시험에 사용한 심음데이터  
 Table 1. Heart sound data used in test

구분	증상 및 원인	심음 데이터 베이스			
		직접측정	Bioscience	웨스턴대학	합계
정상	정상적인 심음	5	2	2	9
비정상	수축기 초기 심잡음 (mitral regurgitation 등)	-	9	8	17
	수축기 말기 심잡음 (mitral valve prolapse 등)	-	2	2	4
	이완기 초기 심잡음 (aortic valve regurgitation 등)	-	3	2	5
	이완기 말기 심잡음 (tricuspid regurgitation 등)	-	2	1	3
	연속적 심잡음 (pulmonary branch stenosis 등)	-	-	2	2
합 계		5	18	17	40

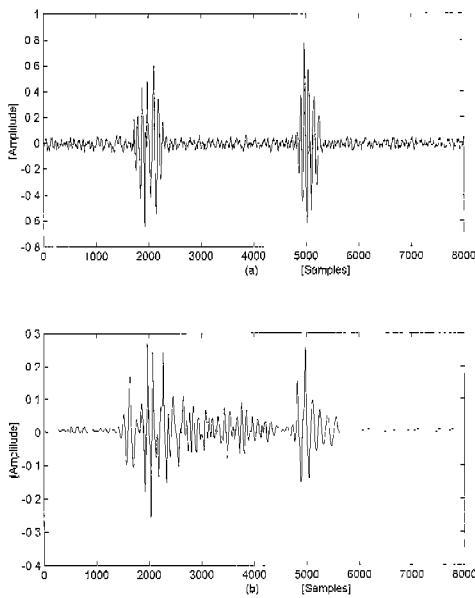


그림 5. 심음 데이터 (a)정상 (b)비정상  
Fig. 5. Heart sound data (a)normal (b)abnormal

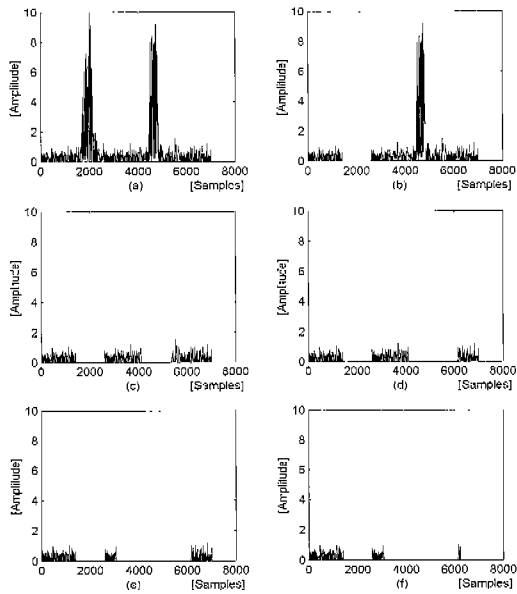


그림 6. 정상 심음의 정점 검출 (a)표준화된 신호 (b)제 1심음 검출 후 (c)제 2정점 검출 후 (d)제 3정점 검출 후 (e)제 4정점 검출 후 (f)제 5정점 검출 후  
Fig. 6. Peaks detection of normal heart sound (a)normalized signal (b)after detection of the first heart sound (c)After detection of the second peak (d)after detection of the third peak (e)after detection of the fourth peak (f)after detection of the fifth peak

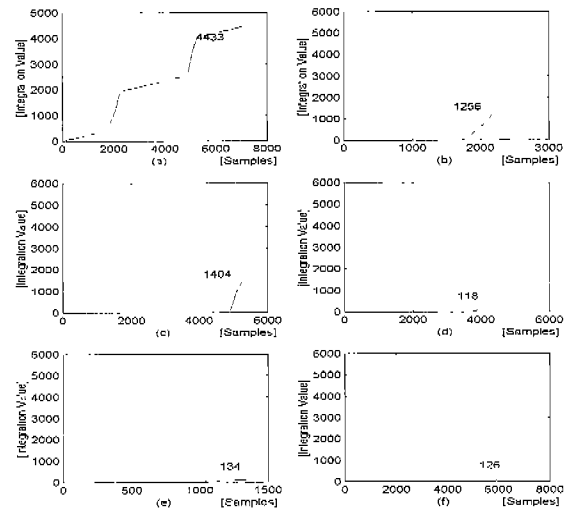


그림 7. 정상 심음의 적분 (a)전체 구간 (b)제 1심음 구간 (c)제 2심음 구간 (d)제 3정점 구간 (e)제 4정점 구간 (f)제 5정점 구간  
Fig. 7. Integration of normal heart sound (a)total data block (b)the first heart sound block (c)the second heart sound block (d)the third peak block (e)the fifth peak block (f)the fifth peak block

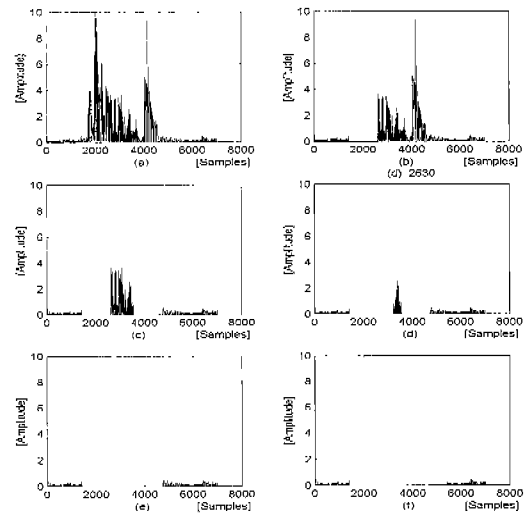


그림 8. 비정상 심음의 정점 검출 (a)표준화된 신호 (b)제 1심음 검출 후 (c)제 2정점 검출 후 (d)제 3정점 검출 후 (e)제 4정점 검출 후 (f)제 5정점 검출 후  
Fig. 8. Peaks detection of abnormal heart sound (a)normalized signal (b)after detection of the first heart sound (c)after detection of the second peak (d)after detection of the third peak (e)after detection of the fourth peak (f)after detection of the fifth peak

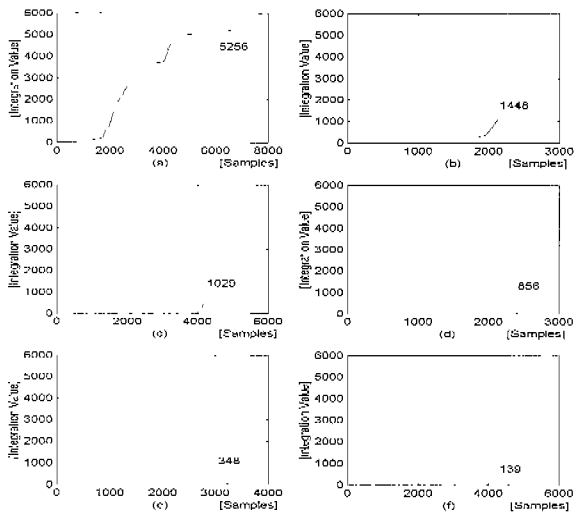


그림 9. 비정상 심음의 적분 (a)전체 구간 (b)제 1심음 구간 (c) 제 2심음 구간 (d)제 3정점 구간 (e)제 4정점 구간 (f)제 5정점 구간

Fig.9. Integration of abnormal heart sound (a)total data block (b)the first heart sound block (c)the second heart sound block (d)the third peak block (e)the fifth peak block (f)the fifth peak block

표 2. 판정 변수 표

Table 2. Variable table of decision

변수	판 정 기 준	정상 경우	그림5(a)	그림5 (b)
1	제 1, 2심음 시간간격이 일정 범위내에 있는가?	예(0)	0	1
2	제 3정점 값이 제 1심음보다 큰 값인가?	아니요(1)	1	0
3	제 3정점 위치는 수축기 초기에 있는가?	예(0)	0	1
4	제 3정점 위치는 수축기 말기에 있는가?	예(0)	0	0
5	제 3정점 위치는 이완기 초기에 있는가?	예(0)	0	0
6	제 3정점 위치는 이완기 말기에 있는가?	예(0)	0	0
7	제 4정점 값이 제 1심음보다 큰 값인가?	아니요(1)	1	0
8	제 4정점 위치는 수축기 초기에 있는가?	예(0)	0	1
9	제 4정점 위치는 수축기 말기에 있는가?	예(0)	0	0
10	제 4정점 위치는 이완기 초기에 있는가?	예(0)	0	0
11	제 4정점 위치는 이완기 말기에 있는가?	예(0)	0	0
12	제 5정점 값이 제 1심음보다 큰 값인가?	아니요(1)	1	1
13	제 5정점 위치는 수축기 초기에 있는가?	예(0)	0	0
14	제 5정점 위치는 수축기 말기에 있는가?	예(0)	0	0
15	제 5정점 위치는 이완기 초기에 있는가?	예(0)	0	0
16	제 5정점 위치는 이완기 말기에 있는가?	예(0)	0	0
17	전체 구간 적분값이 일정한 범위내에 있는가?	예(0)	0	0
18	제 1심음 구간 적분값이 전체 적분값의 일정 비율 이상인가?	예(0)	0	0
19	제 2심음 구간 적분값이 전체 적분값의 일정 비율 이상인가?	예(0)	0	1
20	제 3정점 구간 적분값이 전체 적분값의 일정 비율 이하인가?	예(0)	0	1
21	제 4정점 구간 적분값이 전체 적분값의 일정 비율 이하인가?	예(0)	0	0
22	제 5정점 구간 적분값이 전체 적분값의 일정 비율 이하인가?	예(0)	0	0
23	제 1심음 구간 적분값이 제 2심음 구간 값보다 큰가?	예(0)	1	0
24	평균이 3사분위수 보다 큰가?	예(0)	0	1
25	평균이 2사분위수 보다 큰가?	예(0)	0	0
26	웨노가 일정값 이상인가?	예(0)	0	1

과는 변수 2, 7, 12, 23번이 '1'로 셋트 되었다. 변수 2, 7, 12번은 제 1심음과 제 2심음을 제외하고 유의미한 제 3, 4, 5 정점이 없음을 나타내어 정상임을 의미하고 23번의 '1'은 제 1심음 구간보다 제 2심음 구간의 적분값이 큰 값을 의미한다. 그러나 23번의 결과만으로는 비정상으로 구분되지 않으므로 이 심음 데이터는 정상으로 분류된다. 그림 5의 (b)에 대한 분석 결과는 변수 1, 3, 8, 12, 19, 20, 24, 26번이 '1'로 셋트 되었다. 즉 제 1심음과 제 2심음 사이의 시간 간격이 짧고(1번 변수) 제 3, 4정점의 값이 일정 크기 이상이며 제 1심음과 근접되어 있고(3, 8번 변수) 제 3정점의 구간 적분값이 유의미한 심잡음을 의미하며(20번 변수) 제 2심음이 정상보다 작은 값을 나타내며(19번 변수) 심잡음으로 인하여 제 3사분위수가 높고 왜도가 낮다(24, 26번 변수). 그러므로 수축기 초기 심잡음이 있는 것으로 판정되었다. 표 3에 40개의 심음 데이터를 재료로 시험한 결과를 나타내었다. 심음을 정상과 비정상으로 분류하였으며 비정상은 수축기 초기 심잡음, 수축기 말기 심잡음, 이완기 초기 심잡음, 이완기 말기 심잡음, 연속적 심잡음으로 구분하였다. 각 분류에 대한 인식률은 정상 심음의 경우 100%, 수축기 초기 심잡음 75%, 수축기 말기 심잡음 100%, 이완기 초기 심잡음 100%, 이완기 말기 심잡음 67%, 연속적 심잡음 100%이었다. 비정상 심음 그룹 중에서 수축기 초기 심잡음의 경우는 17샘플 중 4개를 정상으로 오인식 하였다. 또한 이완기 말기 심잡음 경우도 3개

중 1개를 정상을 오인식 하였다. 연속적 심잡음의 경우는 안정적으로 인식되었다. 총 40개의 샘플에서 5개를 오인식하여 전체 인식률은 88%였다.

**결 론**

심음 분류를 위한 인식 알고리즘을 제안하고 40개 심음 데이터를 대상으로 실험을 수행한 결과 평균 인식률은 88%였다. 정상 심음의 경우 시험 데이터 9개를 모두 올바르게 인식하여 인식률은 100%였다. 반면에 비정상 심음 그룹의 경우 31개 심음 중 26개를 올바르게 인식하여 평균 인식률은 84%였다. 비정상 심음 그룹에서의 오인식은 수축기 초기 심잡음과 이완기 말기 심잡음에서 나타났는데 제 1심음 부근에서 심장의 강한 진동(tension)에 의한 심잡음을 인식하지 못하고 정상 심음이면서 제 1심음 에너지가 큰 것으로 오인식하였다. 이것은 알고리즘이 제 1심음을 기준으로 설계되어 제 1심음의 검출 및 적분값에 대한 정상 범위를 넓게 설정하였기 때문이라고 판단된다. 비정상 심음의 경우 판정 중간 단계에서는 정상적인 심음으로 판정하는 경우가 있었는데 비정상 증상이 미약하고 전체적인 신호 형태가 정상 심음과 유사했기 때문이었다 그러나 신호 형태가 유사하더라도 판정변수 28개를 만족할 수는 없었으므로 정상, 비정상에 대한 인식결과는 양호하였다. 많은 임상 적용에 있어서 예상되는 문제는 역시 비정상 정도가 미약한 심음에 대한 인식이 될 것이라 판단된다.

본 실험을 통하여 제안된 알고리즘의 심음 분류에 대한 효용성은 입증되었지만 증상 정도와 병적 요인에 대한 분석은 해결하지 못한 과제로 남아있다. 또한 심음은 병증과 사람에 따라 많은 편차를 가지고 있으므로 더 많은 심음 데이터를 재료로 알고리즘의 효용성을 검증하는 것도 필요하다. 비정상 심음의 병적 요인 분석은 비정상 심음과 병적 요인에 대한 많은 데이터 베이스와 자세한 고찰이 병행되어야 하며 시간-주파수 분석 등 더 다양한 분석이 진행되어야 할 것이라고 판단된다. 청진기를 통한 심음 분석으로써 심장 질환 정도와 더불어 병변 요소를 정확히 추정하기는 현실적으로 불가능한 일인지도 모른다. 더욱이 초음파 진단기가 음향, 파형, 심장운동 영상을 제공하고 있는 시점에서 청진에 의한 심음 분석은 정확성 낮은 1차 진료 도구로서의 역할을 강요당하고 있는지도 모른다. 그러나

신호처리 방법에 따라서 인간이 듣고 판정하기 어려운 분석을 가능하게 하며 모니터링 기기로서의 효용성은 초음파 진단기를 비롯한 다른 심장 진단기 보다 매우 높다. 즉 후대가 간편한 개인용 의료기기로서는 경쟁될 만한 의료기를 찾아보기 힘들다는 면에서 청진 기술의 개발은 아직도 대단히 많은 수요를 가지고 있다.

**참 고 문 헌**

1. L. Chang, "Development and use of the stethoscope in diagnosing cardiac disease", Am J Cardiol, vol. 60, pp. 1378-1382, 1987
2. E. V. Vollenhoven and J. G. J. Chin, "Phonocardiography : Past, present and future", Acta Cardiologica, vol. XLVIII, pp. 337-344, 1993
3. L. G. Durand and P. Pibarot, "Digital signal processing of the phonocardiogram - Review of the most recent advancements", CRC Critical Reviews Biomedical Engineering, vol. 23, no.3, pp.163-219, 1995
4. Endre Bodnar, "Prediction of valve failure : Statistical modelling and pattern recognition", J. Heart Valve Dis., vol. 2, no.5, pp. 490-492, 1993
5. E. Baracca, C. Longhini, S. Aggio, D. Mele, M. Vaccari, L. Longhini and R. Pansini, "Dynamic spectral analysis applied to the study of the heart sound", Acta Cardiologica, vol. XLV, pp. 505-510, 1990
6. J. C. Wood, A. J. Buda and D. T. Barry, "Time-frequency transforms : A new approach to first heart sound frequency dynamics", IEEE Transaction on biomedical engineering, vol. 39, no. 7, pp.730-740, 1992
7. S. H. Kim, H. J. Lee, J. M. Huh and B. C. Chang, "Spectral analysis of heart valve sound for detection of prosthetic heart valve disease", Yonsei medical journal, vol. 39, no. 4, pp. 302-308, 1998
8. Z. Guo, L. G. Durand, H. C. Lee, L. Allard, M. C. Grenier and P. D. Stein, "Artificial neural networks in computer-assisted classification of heart sounds in patients with porcine bioprothetic valves", Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 32, pp.311-316, 1994
9. Shen Ding, *Noninvasive diagnoses of coronary disease by heart sound analysis*, Ph.D. Thesis in Biomedical Engineering, The State University of New Jersey, 1991
10. Y. M. Akay et al. "Noninvasive detection of coronary artery disease", IEEE Engineering in Medicine and Biology, no. 17, pp. 761-764, 1994
11. D. Barschdorff, U. Femmer, E. Trowitzsch, "Automatic

표 3. 심음 인식 결과  
Table 3. Result of heart sound recognition

구분	증상	샘플수	인식	오인식	인식률[%]
정상	정상적인 심음	9	9	-	100
비 정 상	수축기 초기 심잡음	17	13	4	76
	수축기 말기 심잡음	4	4	-	100
	이완기 초기 심잡음	5	5	-	100
	이완기 말기 심잡음	3	2	1	67
	연속적 심잡음	2	2	-	100
합 계		40	35	5	88



- phonocardiogram signal analysis in infant based on wavelet transform and artificial neural networks*", pp.753-756, IEEE Computers in Cardiology, 1995
12. Stephan Bauer, "On line cardiac performance monitoring using digital signal processing techniques to analyze the intra-operative phonocardiogram", M.H.Sc. degree thesis in Clinical Engineering, The University of Toronto, 1992
  13. J. Abrams, "Current concepts of the genesis of heart sounds I. First and second sounds", JAMA, vol. 239, pp.2787-2789, 1978
  14. R. M. Rangayyan and R.J. Lehner, "Phonocardiogram signal analysis: A review", CRC Critical Reviews Biomedical Engineering, vol. 15, pp.211-236, 1988
  15. J. A. J. Ronan, "Cardiac auscultation : The first and second sounds", Heart Disease & Stroke, vol. 1, pp. 113-116, 1992
  16. J. Abrams, "Current concepts of the genesis of heart sounds II. Third and fourth sounds", JAMA, vol. 239, pp.2029-2030, 1978
  17. J. A. J. Ronan, "Cardiac auscultation : The third and fourth sounds", Heart Disease & Stroke, vol. 1, pp. 267-270, 1992
  18. M. Abella, J. Formolo and D. G. Penney, "Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes", J Acoustic Soc Am, vol. 91, pp. 2224-2228, 1992
  19. 박승훈 외, 디지털 생체신호처리. 여문각, pp. 328-353, 1996