

## 시간-주파수 공간 분석법을 이용한 심실세동의 자동 검출에 관한 연구

이승희\* · 황성우\*\* · 윤영로\*

\*연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과 의공학 연구소, \*\*연세대학교 원주의과대학 응급의학과  
(1999년 6월 23일 접수, 1999년 10월 12일 채택)

### Detection of Ventricular Fibrillation using Time-Frequency Analysis

S.H. Lee\*, S.O. Hwang\*\*, Y.R. Yoon\*

\*Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University\*, Research Institute of  
Medical Instrument,

\*\*Department of Emergency Medicine, Wonju College of Medicine, Yonsei University  
(Received June 23, 1999. Accepted October 12, 1999)

**요약** : 심실세동은 환자의 생명을 위협하는 가장 치명적인 부정맥으로서, 심실세동의 발견 즉시 특별한 조치를 취하지 못할 경우 환자는 급사한다. 심실세동을 정지시키는 유일한 방법은 전기적 제세동이며 이는 환자의 심장 부위에 전기적 에너지를 가해 정상 심장 리듬을 되찾도록 하는 방법이다. 심실세동의 발생은 예측할 수 없고, 이를 진단하기 위한 심전도 교육을 모든 의료인에게 할 수 없으므로 심전도를 자동 분석하여 심실세동을 조기에 검출하는 자동 분석 장치의 개발은 심실세동에 의한 급사를 줄이는데 매우 중요하다. 본 연구에서는 교차간섭성분의 제거 능력이 뛰어나며 쉽게 구사할 수 있는 Choi-Williams distribution(CWD) 방법을 이용하여 급사를 초래할 수 있는 심실세동을 자동 검출하는 알고리즘을 개발하였다. 그리고 개발된 알고리즘의 성능을 검증하기 위하여 본 논문에는 두 그룹의 심실세동 데이터를 사용하였다. 검출 알고리즘은 심실세동의 시간 및 주파수 특성을 일급 가지 조건들에 대한 만족 여부를 이용하여 심실세동을 판정하였고, 실험의 민감도와 선택도는 각각 92.1%, 97.2%이다.

**Abstract** : The ventricular fibrillation is life-threatening arrhythmia, which is caused by erratic electrical activity of the heart that disorganizes the pumping cycle. If not treated immediately, it can cause the sudden cardiac death. To end the fibrillation and recover normal heart pacing, an external defibrillator is used to apply high-energy electrical shocks to the chest. Automatic external defibrillator(AED) requires accurate arrhythmia classification algorithms that can distinguish shockable cardiac rhythms from non-shockable rhythms. In this experiment, an algorithm for detecting ventricular fibrillation using the Choi-Williams distribution(CWD) method, which is known for its high deduction ratio of cross-term interference and simple calculation, was selected. We have used two different sets of data in the experiment. The detection was proceeded covering 7 distinct conditions. The overall sensitivity and specificity were 92.1% and 97.2%, respectively.

**Key words** : Ventricular fibrillation, Automatic external defibrillator, Choi-Williams distribution

### 서 론

정상 심장에서는 심실 내의 심근 단말이 일치된 탈분극과 재분극을 수행함으로써 심근의 수축과 이완이 반복되면서 심박출

을 발생시킨다. 그러나 심실세동이 발생하면 각각의 심근은 상호 관계가 없는 불규칙한 탈분극과 재분극을 반복하게 된다. 이러한 기전은 발생 초기에 분당 150-500회의 불규칙한 심박출을 유도하며 시간이 지남수록 세동파의 진폭이 작아지면 심박출수도 줄어 결과적으로는 전신 혈액 펌프로서의 심장의 기능이 정지된다. 심실세동은 심전도로 관찰하면 정상 심전도에서 관찰할 수 있는 규칙적인 QRS 콤플렉스와 ST절 및 T파가 나타나지 않으며 파형의 크기와 모양도 다양하다. 세동파의 크기에 따라서 진폭이 0.1mV 이상인 경우는 거친(coarse) 심실세동으로 그리고 진폭이 0.1mV 이하의 경우는 약해진(fine) 심실

본 연구는 1998년도 한국과학기술원 핵심전문연구(과제번호:981-0906-023-2) 지원에 의해 수행되었음.

통신저자: 윤영로, (220 710) 강원도 원주시 흥업면 배지리  
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과  
Tel. (0371) 760 2440 FAX. (0371) 763-4050  
E-mail : yoon@dragon.yonsei.ac.kr

세동으로 구분한다. 심실세동이 발생하면 심박출이 부족한 상태에서 심근은 계속 수축하므로 심한 허혈 상태에 도달하여 심한 어지러움이나 기절 등의 증상으로 이어지고 결국에는 심장이 정지하여 환자가 급사하는 상태에까지 이른다. 일반적으로 심장정지 환자에게 발견되는 부정맥의 유형은 심실세동, 심실빈맥, 부수축 그리고 전기-기계 해리 등이 있으며 이 중에서 심실세동 또는 심실빈맥에 의한 심장정지 환자는 전체 심장정지 환자의 60-80% 이상을 차지하며 이들의 생존율은 20-50%로 보고되었다. 이는 부수축이나 전기-기계 해리에 의한 심장정지 환자의 경우 2-3%의 낮은 생존율에 비하면 상당히 높은 수치이다[1]. 즉, 심실세동은 타 심장정지 원인에 비해 발생 빈도가 높으면서 적절한 조치가 취해지면 생존 가능성이 가장 높을 수 있기 때문에 연구적 가치가 높다. 심장의 크기가 작은 쥐나 토끼는 심실세동이 유발되면 자발적으로 제세동 되는 경우가 흔하지만 심장의 크기가 큰 사람의 심실세동을 유일하게 정지시키는 방법은 전기적 제세동(electrical defibrillation)이며[2], 이는 심실세동이 발생한 환자의 심장 부위에 300[J] 이상의 전기 에너지 충격을 가해 정상외 심장 리듬을 되찾도록 하는 것이다. 수동적 제세동기는 심실세동을 판별할 수 있는 전문 의료진만이 사용할 수 있다. 그래서 1970년대 중반부터 심전도를 자동 분석하여 비전문가도 사용할 수 있는 자동 제세동기(automatic defibrillator)의 개발에 많은 관심이 기울어졌다. 국내에서는 급사에 대한 연구가 미비한 상태이며, 심실세동의 자동 진단에 대한 알고리즘도 깊이 연구된 바가 없다. 국외에서는 자동 제세동기의 검출 알고리즘을 개발하기 위해 적응 주파수를 이용한 분석법, 심실세동 파형거리의 형상적인 상관관계를 이용한 분석법, 영교차 분석법, 문턱치 분석법 그리고 자기회귀 모델링(AR modeling) 등을 이용한 분석법들이 사용되었다[3-7]. 위 방법들을 크게 두 가지로 구분하면 심실세동의 주파수 공간의 특성을 이용하여 구분하는 방법과 시간 공간의 특성을 이용하는 방법이다. 그러나 본 연구에서는 시간 공간과 주파수 공간을 동시에 관찰하면서 심실세동의 자동 검출을 검출하는 시간-주파수 공간 분석법을 이용하였다. 이 방법을 선택한 이유는 첫째, 심실세동은 불안정(non-stationary)한 신호이므로 분석할 때에 특정 주파수 성분의 유무만으로는 심실세동임을 판정하기에 불충분하여 시간의 변화에 따른 주파수 성분의 변화까지 관찰할 필요가 있고 둘째, 심실세동 파형의 형태는 정상 심전도와는 달리 뚜렷한 QRS 콤플렉스를 갖지 않고 오히려 불규칙한 잡음과 비슷한 파형을 갖지만 그 주파수는 특정한 영역에서만 나타난다는 특성이 보고되었기 때문이다[8]. 본 방법은 주파수 공간 분석 방법이지만 동시에 시간 공간의 정보를 참조할 수 있게 되므로 심실세동의 검출에 유리하다.

### 시간-주파수 공간 분석법

시간-주파수 공간 분석법의 기초인 Wigner Ville distribution과 지수함수 커널을 이용하여 잡음 성분을 감소한 Choi Williams distribution에 대하여 기술한다.

의공학회지 : 제20권, 제6호, 1999

### 1. Wigner-Ville Distribution

Wiener-Khinchin의 성리에 의하면 한 신호  $x(t)$ 의 power spectrum은 그 신호의 자기상관(auto-correlation) 함수  $R(\tau)$ 를 푸리에 변환한 것과 같다[9]. 하지만 power spectrum은 정지 시점  $t_0$ 에서의 주파수 분석만을 수행할 뿐이다. 여러 시점에서 주파수 분석을 하기 위해서는  $R(\tau)$ 를  $R(t, \tau)$ 의 관계로 확장할 수 있어야 한다. 1932년 Wigner는 시간의 개념을 도입한  $R(t, \tau)$ 를 발표하여 양자 역학 분야에 이용하였고[10], 15년 후 Ville는 식 (1)을 발표하면서 이를 신호처리 분야에 처음으로 적용하였다[11].

$$WVD(t, w) = \int x(t + \frac{\tau}{2})x^*(t - \frac{\tau}{2})e^{-jw\tau}d\tau \quad (1)$$

식 (1)로 정의된 Wigner-Ville distribution(WVD)은 1차원 시간 공간의 신호  $x(t)$ 를 2차원 시간-주파수 공간으로 변환한다. WVD는 우수한 해상도를 갖는 반면 교차간섭현상(cross-term interference)이 발생한다. 교차간섭현상이란 신호가 여러 개의 성분으로 조합되어 있을 때 각 성분간에 간섭현상이 발생하여 실제 신호에 존재하지 않는 성분이 시간 주파수 공간에서 나타나는 현상이다. 예를 들어 식 (2)와 같이 신호  $x(t)$ 가 두 개의 성분의 합으로 구성되어 있을 경우 이 신호의 WVD 변환의 결과는 식 (3)과 같다.

$$x(t) = x_1(t) + x_2(t) \quad (2)$$

$$WVD_x(t, w) = WVD_{x_1}(t, w) + WVD_{x_2}(t, w) + 2Re\{WVD_{x_1, x_2}(t, w)\} \quad (3)$$

식 (2)의  $x(t)$ 를 WVD 변환한 결과는 그림 1과 같이 표면이 매끄러운 자기상관(auto-term)  $WVD_{x_1}(t, w)$ 과  $WVD_{x_2}(t, w)$  이외에 실제 신호에는 존재하지 않는 표면이 발견하는 교차간섭 성분(cross-term)인  $2Re\{WVD_{x_1, x_2}(t, w)\}$ 가 발생한다. 그림 1과 같이 교차간섭성분이 자기 성분보다 클 경우에는 신호를 잘못 분석하는 요인이 될 수도 있다. Ville와 Moyal은 자기상관 함수를 변수  $t$ 로 적분하여 얻게되는 결과와 WVD 변환 결과의 대응관계를 이용하여 교차간섭성분의 제거가 가능함을 증명하였다. 그리고 그들은 자기상관 함수를 변수  $t$ 로 적분한 식 (4)를 symmetric ambiguity function(AF)이라고 정의하였다[12].

$$AF(v, \tau) = \int x(t + \frac{\tau}{2})x^*(t - \frac{\tau}{2})\exp^{-jv\tau}dt \quad (4)$$

식(4)를 푸리에 역변환하면 식 (5)의 시간 공간에 종속된 자기상관 함수를 유도할 수 있다.

$$x(t + \frac{\tau}{2})x^*(t - \frac{\tau}{2}) = \frac{1}{2\pi} \int AF(v, \tau)\exp^{jv\tau}dv \quad (5)$$

식 (6)은 식 (4)을 식 (1)에 대입하여 2차원 푸리에 변환 형태로 WVD 함수를 표현한 것이다.

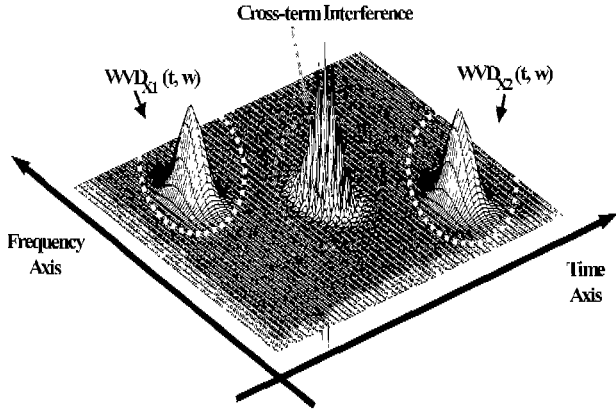


그림 1. WVD의 교차간섭현상의 예  
Fig. 1. Example of cross-term interference in WVD

$$WVD(t, w) = \frac{1}{2\pi} \int \int AF(v, \tau) e^{-j(w\tau - vt)} dv d\tau \quad (6)$$

자기상관 함수를 변수  $t$ 에 대하여 푸리에 변환하면 AF 함수가  $\tau$ 축의 변수  $\tau$ 에 대하여 푸리에 변환하면 WVD 함수가 정의된다. 역으로 AF 함수를  $v$ 에 대하여 또는 WVD 함수를  $w$ 에 대하여 푸리에 역변환하면 자기상관 함수를 유도할 수 있다.

식 (4)의 AF 변환의 결과는  $\tau$ 축과  $v$ 축을 갖는 2차원 공간에서 정의된다. 그림 2는 식 (2)의 두 가지 성분을 포함한 신호  $x(t)$ 를 AF 공간과 WVD 공간으로 변환한 결과를 나타낸다. 시간-주파수 공간으로의 WVD 변환 결과에는 두 개의 자기상분 사이에 한 개의 교차간섭성분이 발생한다. 그러나 AF 공간으로의 AF 변환 결과에는 자기상분은 원점 근처로 보이고 교차간섭성분은 원점과 먼 곳에 위치하게 된다. 두 공간의 대응관계를 통하여 커널 마스크(kernel masking)으로 시간-주파수 공간에 발생하는 교차간섭성분을 AF 공간에서 제거할 수 있다. 이는 자기상분이 많이 분포된 위치에는 1에 가까운 가중치를 곱하고 간섭성분이 널리 분포된 위치에는 0에 가까운 가중치를 곱한다. 이러한 마스크 방법은 저역 통과 필터와 유사한 역할을 함을 알 수 있다.

Cohen은 위 내용을 식 (7)과 식 (8)로 일반화하여 정리하였다[13].

$$Cohen(t, w) = \frac{1}{2\pi} \int \int AF(v, \tau) \Phi(v, \tau) e^{-j(w\tau - vt)} dv d\tau \quad (7)$$

$$Cohen(t, w) = \int \int x(u + \frac{\tau}{2}) x^*(u - \frac{\tau}{2}) \phi(t - u, \tau) du e^{-jw\tau} d\tau \quad (8)$$

식 (7)은 AF 함수와 커널 함수  $\Phi(v, \tau)$ 의 곱을 2차원 푸리에 변환한 것이다. 이와 같이 시간-주파수 공간 분석법은 간섭성분을 최소화시키면서 두 가지 조건을 동시에 만족할 수 있는 적절한 커널 함수  $\Phi(v, \tau)$ 의 제작이 필요하다. 첫째,  $v$

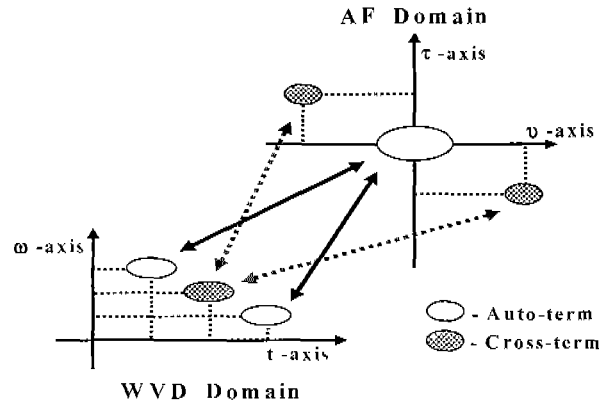


그림 2. AF 변환 및 WVD 변환의 대응관계  
Fig. 2. Correlation between AF and WVD

와  $\tau$  값이 클수록  $|\Phi(v, \tau)AF(v, \tau)|$ 이 작아야 하며 둘째, 시간과 주파수 경계 조건(marginal condition)을 만족시키기 위해서는  $v$ 축과  $\tau$ 축 위의 값은 삭제되면 안 된다[9,14].

## 2. Choi-Williams Distribution

Choi와 Williams는 지수함수를 이용하여 식 (9)와 같은 커널을 소개했다[14-15].

$$\Phi(v, \tau) = e^{-\alpha(v\tau)} \quad (9)$$

$$\phi(t, \tau) = \frac{1}{\sqrt{4\pi\alpha\tau^2}} e^{-\frac{1}{4\alpha\tau^2}t^2} \quad (10)$$

식 (9)의  $\alpha$ 는 지수함수의 하강 정도를 나타낸다.  $\alpha$ 가 클수록 지수함수의 하강 정도가 크기 때문에 더 많은 교차간섭성분을 제거할 수 있지만 한편으로는 원점 주위의 자기상분도 동시에 제거된다. 하지만  $\alpha$  값을 크게 하더라도 두 축 위에 생긴 교차간섭성분은 제거되지 않는다. 식 (9)의 커널을 푸리에 역변환하면 식 (10)과 같은 시간 공간의 커널을 얻을 수 있고 이를 Cohen의 식 (8)에 대입하므로 식 (11)의 Choi-Williams distribution(CWD)을 얻는다[9,15].

$$CWD(t, w) = \int \int \frac{1}{\sqrt{4\pi\alpha\tau^2}} e^{-\frac{1}{4\alpha\tau^2}t^2} x(u + \frac{\tau}{2}) x^*(u - \frac{\tau}{2}) e^{-jw\tau} du d\tau \quad (11)$$

## 실험 과정

시스템 구성은 제세동기로부터 심전도 파형을 획득 할 수 있는 데이터 수집 장치인 하드웨어 부분과 분석을 위한 소프트웨어 부분으로 나뉜다.

### 1. 하드웨어 구성 및 심실세동 데이터의 수집

제세동기는 환자와 직연을 유지하므로 제세동기의 AUX 단자로부터 직접 환자의 심전도 신호를 출력 받을 수 있다. -2.5V ~ +2.5V 사이의 아날로그 심전도 신호는 데이터 획득

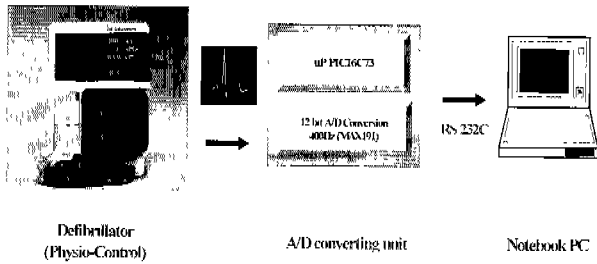


그림 3. 하드웨어 구성도  
Fig. 3. Hardware configuration

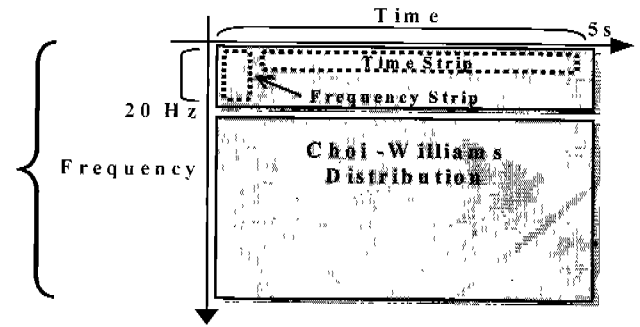


그림 4. 시간 및 주파수 스트립  
Fig. 4. Time & frequency strip

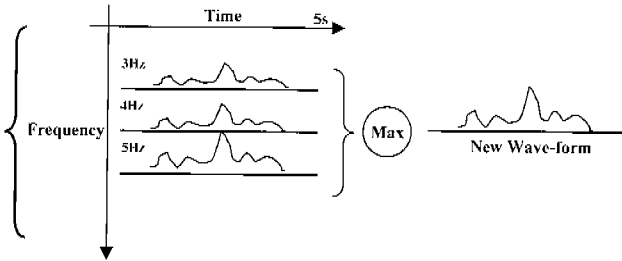


그림 5. 3~5Hz 시간 스트립의 최고 값을 이용한 새로운 파형의 구성  
Fig. 5. Construction of the new wave-form with the maximum values in 3~5Hz time strips

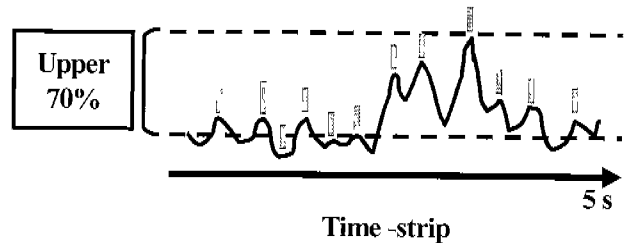


그림 6. 상위 70% 에너지 영역 이내의 극대점들  
Fig. 6. Peak points in the upper 70% energy intensity

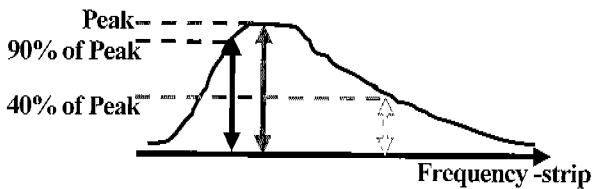


그림 7. 세 가지 순간 주파수 파라미터  
Fig. 7. Indication of three kinds of instant frequency parameters

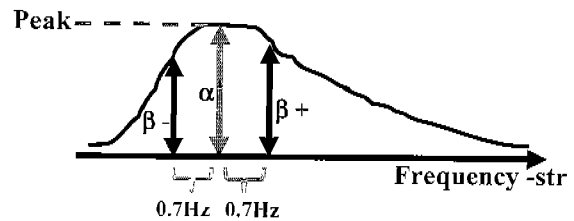


그림 8. 기울기 편차 방법에 이용되는 크기와 위치  
Fig. 8. Indication of amplitude and frequency locations for Slope Variance calculation

장치에 입력되고, 이를 샘플링 주파수 360Hz로 12 bit A/D 변환시키 RS 232C를 이용하여 19200BPS(bit per second)의 속도로 PC에 전송하여 저장시킨다. 이러한 설치는 RISC 타입의 마이크로 프로세서인 PIC16C73에 의하여 제어되며 전체 하드웨어의 구성은 그림 3과 같다. 본 논문에는 두 그룹의 심실세동 데이터를 사용하였다. 첫 번째 그룹은 제세동기(Physio-Control Corp., LIFEPAK<sup>®</sup> 9)에서 수집한 심실세동 데이터를 위에서 언급한 데이터 획득 장치를 통하여 저장한 것이다. 두 번째 그룹은 MIT/BIH 데이터베이스를 사용하였는데 이중 심실세동이 존재하는 207번 파일만을 포함시켰다. 그리고 MIT/BIH 데이터베이스의 203번과 207번 파일에 존재하는 심실빈맥(VT), 상심성빈맥(SVTA), 심방세동(AFIB), 노이즈가 포함된 정상 파형 그리고 정상 파형을 비교 대상으로 하였다.

2. 소프트웨어 알고리즘 개발

본 실험의 전처리 과정으로는 구간 분할 작업, 심전도의 기

시선 변동의 제거 작업과 디지털 필터링 작업이 있다. 시간-주파수 공간 변환을 위하여 심전도 신호를 5초 간격으로 분할하였다. 분할 간격이 너무 짧으면 심전도 일부분만 관찰되고 반면에 분할 간격이 너무 길면 변환을 계산하기 위한 시간이 많이 소요되므로 두 조건의 균형 있는 수렴을 위하여 5초 간격으로 분할하였다. 기저선 변동의 제거는 파형의 대표되는 기울기 성분을 제거해주는 MATLAB<sup>®</sup>의 detrend 함수를 사용하였다. 디지털 필터링 작업은 61차 Hamming 윈도우를 이용하여 심전도 신호를 2-20Hz 대역통과 필터에 통과시켰다. 위 과정을 거친 신호를  $\alpha$  파라미터를 1로 정한 CWD 방법을 이용하여 시간-주파수 공간으로 변환하였다.

CWD의 길과 그림 4와 같이 시간 축과 주파수 축을 가진 2차원 구조이며 이는 5초 동안의 시간 축의 정보와 샘플링 주파수의 절반까지의 주파수 축의 정보를 동시에 확인할 수 있

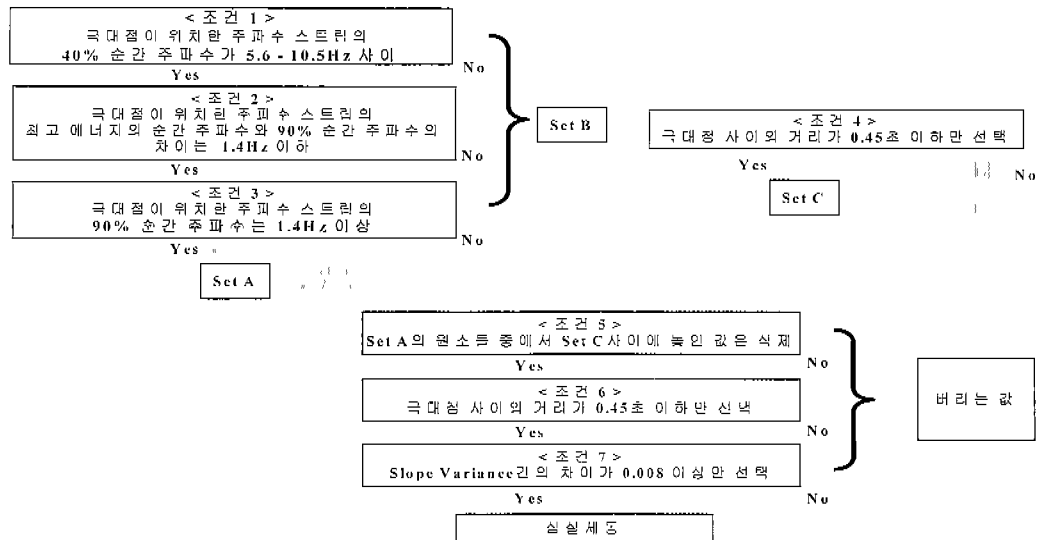


그림 9. 심실세동 자동 검출을 위한 흐름도  
 Fig. 9. Flowchart for detection of ventricular fibrillation

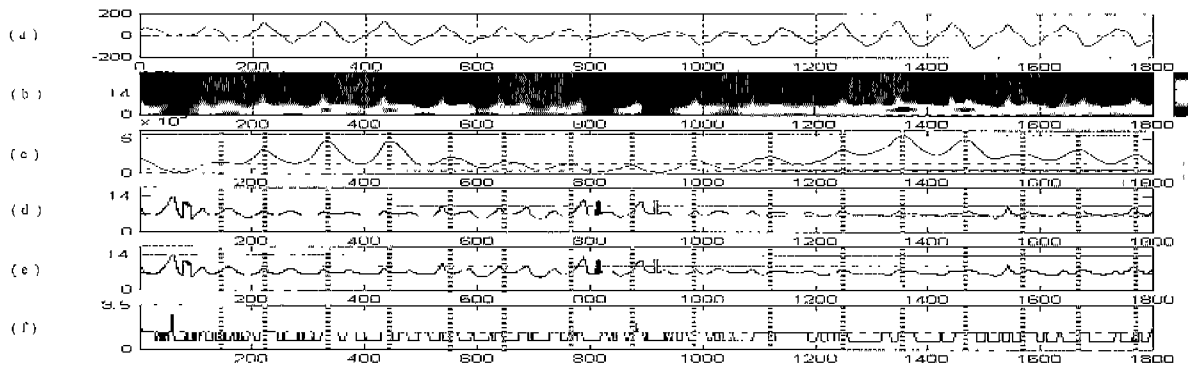


그림 10. 심실세동의 분석 결과  
 Fig. 10. Analysis of ventricular fibrillation

- (a) 시간 축에서의 파형
- (b) 시간-주파수 공간 변환 후 등고선 방법으로 관찰
- (c) 3~5Hz 대표 파형; 수직 점선은 관찰시점
- (d) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 40% 순간 주파수 위치; 두 수평 실선은 5.6~10.5Hz 사이의 영역 표시
- (e) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 40% 순간 주파수 위치; 두 수평 실선은 9.8~11Hz 사이의 영역 표시
- (f) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 순간 주파수 위치와 90% 순간 주파수 위치의 차이; 수평 점선은 1.4Hz 경계선
- (a,c) [X축:시간, Y축:크기] (b,d,e,f) [X축:시간, Y축:주파수]
- (a) Signal in time domain
- (b) Contour view in the time-frequency domain
- (c) Constructed wave with maximum values along the 3~5Hz time strips; vertical dot-lines are observation points
- (d) Frequency extraction of the 40% intensity in each frequency strip; two horizontal hole lines indicate 5.6Hz and 10.5Hz, respectively
- (e) Frequency extraction of the 10% intensity in each frequency strip; two horizontal hole-lines indicate 9.8Hz and 11Hz, respectively
- (f) Frequency difference between the maximum and the 90% intensity; horizontal dot line is 1.4Hz boundary
- (a,c) [X axis : time, Y axis : amplitude] (b,d,e,f) [X axis : time, Y axis : frequency]

다. Afonso와 Tompkins는 심실세동의 최고 에너지는 3~5Hz 구간에 분포함을 발표했었다[8]. 본 논문에서도 이를 근거하여 심실세동의 검출을 위해 모든 주파수 대역을 사용하지 않고 그림 4에서처럼 0~20Hz 대역만 선택하여 불필요한 컴퓨터 메모

리를 줄이고, 검출 계산 시간을 단축시켰다. 시간 주파수 공간 분석을 하기 위해서는 주파수 스트립(frequency strip)과 시간 스트립(time strip)의 이해가 필요하며 이는 특정 위치에 분포된 에너지 크기를 나타낸다. 그림 4의 수직 점선으로 표시된

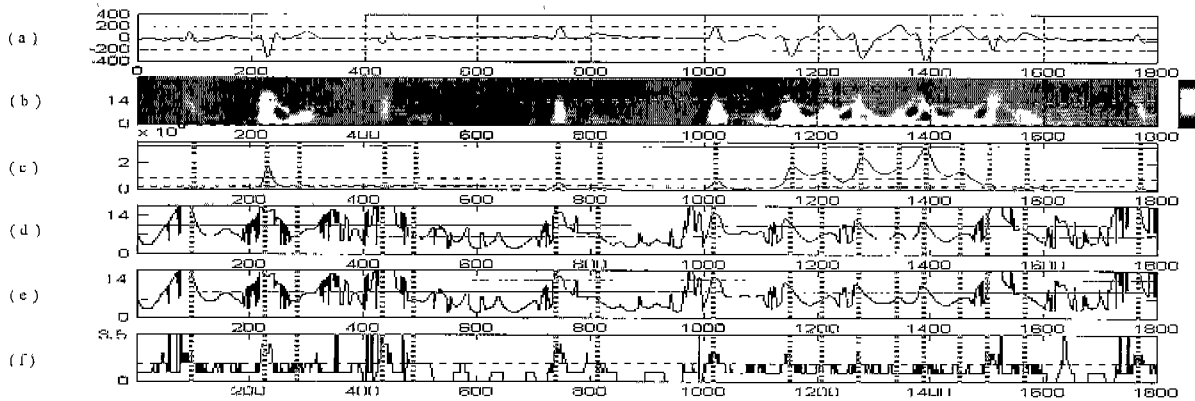


그림 11. 심실빈맥의 분석 결과  
 Fig. 11. Analysis of ventricular tachycardia

- (a) 시간 축에서의 파형
- (b) 시간 주파수 공간 변환 후 등고선 방법으로 관찰
- (c) 3~5Hz 대포 파형; 수직 점선은 관찰시점
- (d) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 40% 순간 주파수 위치; 두 수평 실선은 5.6~10.5Hz 사이의 영역 표시
- (e) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 40% 순간 주파수 위치; 두 수평 실선은 9.8~14Hz 사이의 영역 표시
- (f) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 순간 주파수 위치와 90% 순간 주파수 위치의 차이; 수평 실선은 1.4Hz 경계선
- (a,c) [X축:시간, Y축:크기] (b,d,e,f) [X축:시간, Y축:주파수]
- (a) Signal in time domain
- (b) Contour view in the time-frequency domain
- (c) Constructed wave with maximum values along the 3~5Hz time strips; vertical dot-lines are observation points
- (d) Frequency extraction of the 40% intensity in each frequency strip; two horizontal hole-lines indicate 5.6Hz and 10.5Hz, respectively
- (e) Frequency extraction of the 40% intensity in each frequency strip; two horizontal hole-lines indicate 9.8Hz and 14Hz, respectively
- (f) Frequency difference between the maximum and the 90% intensity; horizontal dot line is 1.4Hz boundary
- (a,c) [X axis : time, Y axis : amplitude] (b,d,e,f) [X axis : time, Y axis : frequency]

주파수 스트립은 한 시점에서 주파수 축의 에너지 변화를 확인할 수 있고 수평 점선으로 표시된 시간 스트립은 고정된 특정 주파수의 시간별 에너지 변화를 확인할 수 있다.

심실세동은 주로 4Hz 주변에 그 최고 에너지가 분포하므로 이 대역에서 특징점들을 추출하기 위해서는 3~5Hz의 시간 스트립 중에서 각 시간별 최고의 에너지 값을 모아 새로운 대표 파형을 형성한다. 이 과정은 그림 5에서 설명하고 있다. 대표 파형은 심실세동의 각 시간마다 3~5Hz 주파수 성분을 얼마나 포함하고 있는지 에너지의 크기로 알게 된다. 이 파형의 극대점(peak)들은 일정 시간 구간 내에서 3~5Hz 순간 주파수 성분이 가장 많이 포함된 시점들이며 이 주파수 대역은 여러 논문들에서 이미 보고된 심실세동의 주파수 범위를 포함하므로 이 극대점들은 심실세동 검출에 필요한 중요한 관찰시점들로 사용될 수 있다. 이때 전체 5초 구간 중에서 최고 20개 미만의 극대점들을 선택한다. 그리고 이 5초 구간을 1초 구간으로 5등분하여 각 구간의 최고 극대점의 에너지 값을 기준으로 상위 70% 이내에 놓인 극대점들을 모두 선택하여 관찰시점들로 이용한다. 이렇게 5초 구간을 5등분하여 극대점을 선택하는 이유는 심실세동 중에서 크기가 크고 진폭의 변화가 갑작스럽게 변하는 파형이 있는 반면 진폭의 변화가 작고 고주파성의 떨림이 혼합된 파형도 있기 때문이다. 특히 후자의 파형인 경우에는

파형의 진폭 변화가 작기 때문에 시간 스트립에서의 극대점의 에너지 크기도 작게 나타나므로 구간을 5등분하지 않고 최고 극대점의 상위 70% 영역 내의 극대점만을 선택할 경우에는 이들을 놓치게 된다. 이 과정은 그림 6에서 설명하고 있다.

주파수 공간에는 세 가지의 파라미터들을 필요로 하므로 시간별 주파수 스트립마다 아래와 같은 특징점들을 찾는다. 첫째 파라미터는 주파수 스트립의 최고 에너지 값의 순간 주파수 위치이다. 두 번째 파라미터는 최고 에너지의 주파수보다 낮은 주파수 중에서 최고 에너지 값의 90%에 해당되는 순간 주파수 값이다. 세 번째 파라미터는 최고 에너지 값의 주파수보다 높은 주파수에서 최고 에너지 값의 40%에 해당되는 순간 주파수 값이다. 이 과정은 그림 7에서 설명하고 있다.

검출 알고리즘은 네 단계로 구분된다. 첫째 단계에서는 심실세동과 심실빈맥을 제외한 모든 기타 파형을 여과한다. 둘째 단계에서는 주변 파형보다 크기가 큰 심실빈맥을 찾는다. 셋째 단계에서는 첫 번째 단계에서는 추출한 전체 심실빈맥 중에서 큰 심실빈맥을 여과시킨다. 마지막 단계에서는 심실세동과 작은 심실빈맥 중에서 심실세동만을 추출한다.

그림 9에는 본 논문에서 제시한 심실세동 검출을 위한 7 가지 조건을 열거하였다. 첫 단계에서는 세 가지 조건의 만족 여부를 따져서 심실세동과 심실빈맥을 찾는다. 첫 조건은 극대점

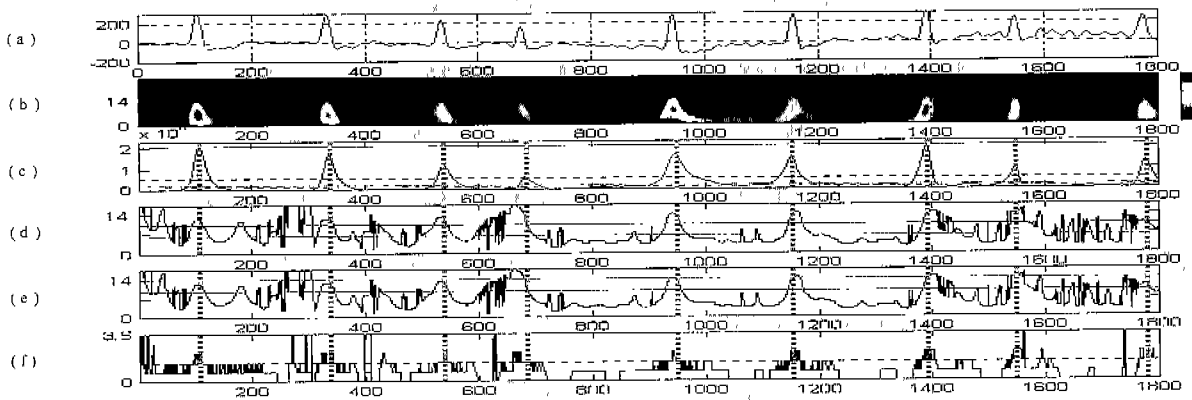


그림 12. 심방세동의 분석 결과  
Fig. 12. Analysis of atrial fibrillation

- (a) 시간 축에서의 파형
- (b) 시간 주파수 공간 변환 후 등고선 방법으로 관찰
- (c) 3~5Hz 대역 파형; 수직 점선은 관찰시점
- (d) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 40% 순간 주파수 위치; 두 수평 실선은 5.6~10.5Hz 사이의 영역 표시
- (e) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 40% 순간 주파수 위치; 두 수평 실선은 9.8~14Hz 사이의 영역 표시
- (f) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 순간 주파수 위치와 90% 순간 주파수 위치의 차이; 수평 점선은 1.4Hz 경계선
- (a,c) [X축:시간, Y축:크기] (b,d,e,f) [X축:시간, Y축:주파수]
- (a) Signal in time domain
- (b) Contour view in the time-frequency domain
- (c) Constructed wave with maximum values along the 3~5Hz time strips; vertical dot-lines are observation points
- (d) Frequency extraction of the 40% intensity in each frequency strip; two horizontal hole-lines indicate 5.6Hz and 10.5Hz, respectively
- (e) Frequency extraction of the 40% intensity in each frequency strip; two horizontal hole-lines indicate 9.8Hz and 14Hz, respectively
- (f) Frequency difference between the maximum and the 90% intensity; horizontal dot-line is 1.4Hz boundary
- (a,c) [X axis : time, Y axis : amplitude] (b,d,e,f) [X axis : time, Y axis : frequency]

이 위치한 주파수 스트립의 40% 에너지의 순간 주파수가 5.6~10.5Hz 사이인 경우를 선택한다(조건 1). 그리고 이 시간 위치에서 최고 에너지 값의 순간 주파수와 90% 에너지의 순간 주파수의 차이가 반드시 1.4Hz 미만임을 확인하는 것이 두 번째 조건이나(조건 2). 다음 조건은 90% 에너지에 해당하는 순간 주파수가 1.4Hz 이상이어야 한다(조건 3). 이 순간 주파수 값들을 실험 관찰을 통하여 얻을 수 있었다. 위 세 가지의 조건을 모두 만족하는 극대점들을 set A로 그리고 이를 만족하지 못한 극대점들은 set B로 구분한다. 두 번째 단계는 set B의 극대점들 중에서 이웃하는 극대점과의 사이의 간격이 0.45초보다 짧으면 이는 주위에 파형보다 크기가 큰 심실빈맥으로 판정하고 set C로 구분한다(조건 4). 여기서 0.45초 간격은 실험적으로 구한 각 세동과의 peak to peak 간격 중 가장 큰 것의 110%에 해당하는 값이다. 큰 심실빈맥 파형의 시간 주파수 공간 분석을 관찰하면 에너지가 몰려 있는 극대점들 사이 구간에서 심실세동과 유사한 주파수 성질의 파형이 포함되어있으므로 들을 구분하기 위해서는 set A의 극대점이 set C의 극대점들 사이에 존재할 경우 이를 심실세동의 주파수 성분과 유사한 큰 심실빈맥으로 간주하고 set A에서 제거시킨다.(조건 5). Set A에 남은 극대점들이 0.45초 이내의 간격으로 위치할 경우 이는 심실세동이거나 작은 심실빈맥 파형이다(조건 6).

다음 그림 8의 기울기 편차(slope variance) 방법을 이용하여 심실세동과 진폭이 작은 심실빈맥을 구분한다. 기울기 편차 판식 (16)과 같이 극대점들의 최고 에너지의 주파수 위치에서 양 옆으로 0.7Hz 떨어진 주파수 위치에서의 에너지 비율  $\frac{\beta^-}{\alpha}$ 와  $\frac{\beta^+}{\alpha}$ 의 차이에 절대치로 본 논문에서는 정의한다.

$$Slope\ Variance = \left| \frac{\beta_1^-}{\alpha_1} - \frac{\beta_1^+}{\alpha_1} \right| - \left| \frac{\beta_2^-}{\alpha_2} - \frac{\beta_2^+}{\alpha_2} \right| \quad (16)$$

이 값이 다음 극대점의 기울기 편차와 0.008 이상 차이가 나면 심실세동으로 판정하고 그렇지 못하면 작은 심실빈맥으로 판정한다.(조건 7) 여기서 0.008은 실험적으로 구한 것이며 이는 심실세동의 기울기 편차 중에서 가장 낮은 수치이다.

### 실험 결과 및 고찰

그림 10은 심실세동의 검출에 사용되는 파라미터 값들을 나타낸다. 그림 10(a)는 시간 축에서의 심실세동 파형이며 이 파형을 변환하여 2차원 시간-주파수 공간에서 등고선 방법으로 관찰한 경우가 그림 10(b)이다. 그림 10(c)는 심실세동의 시간 주파수 공간 변환 결과에서 3~5Hz 사이에 놓인 시간 스트립

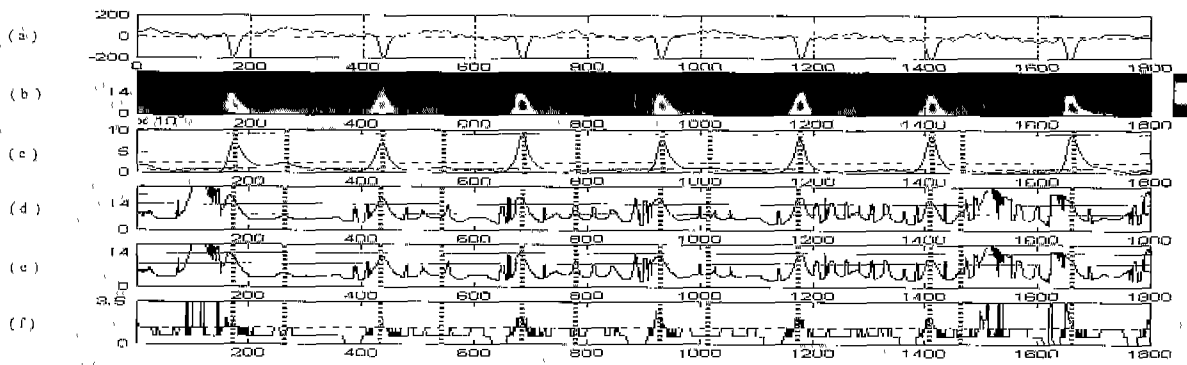


그림 13. 잡음이 포함된 심전도의 분석 결과  
 Fig. 13. Analysis of ECG signal with noise

- (a) 시간 축에서의 파형
- (b) 시간-주파수 공간 변환 후 등고선 방법으로 관찰
- (c) 3~5Hz 대역 파형; 수직 점선은 관찰시점
- (d) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 40% 순간 주파수 위치; 두 수평 실선은 5.6~10.5Hz 사이의 영역 표시
- (e) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 40% 순간 주파수 위치; 두 수평 실선은 9.8~14Hz 사이의 영역 표시
- (f) 주파수 스트립에서 최고 에너지의 순간 주파수 위치와 90% 순간 주파수 위치의 차이; 수평 점선은 1.4Hz 경계선
- (a,c) [X축:시간, Y축:크기] (b,d,e,f) [X축:시간, Y축:주파수]
- (a) Signal in time domain
- (b) Contour view in the time-frequency domain
- (c) Constructed wave with maximum values along the 3~5Hz time strips; vertical dot-lines are observation points
- (d) Frequency extraction of the 40% intensity in each frequency strip; two horizontal hole-lines indicate 5.6Hz and 10.5Hz, respectively
- (e) Frequency extraction of the 40% intensity in each frequency strip; two horizontal hole-lines indicate 9.8Hz and 14Hz, respectively
- (f) Frequency difference between the maximum and the 90% intensity; horizontal dot-line is 1.4Hz boundary
- (a,c) [X axis : time, Y axis : amplitude] (b,d,e,f) [X axis : time, Y axis : frequency]

의 에너지 크기로 하나의 대표 파형을 만든 결과이다. 새로 생성된 파형은 심실세동이 각 시간마다 3~5Hz 주파수 성분을 얼마나 포함하고 있는지를 알 수 있다. 그림 10(c)~(f)의 수직 점선은 대표 파형에서 극대점들의 위치를 표시한다. 그림 10(c)의 경우에는 16개의 극대점들이 5초 구간 내에 순서하며 이들 극대점이 위치한 주파수 스트립에서 그림 7의 세 가지 주파수 파라미터들을 추출한다. 그림 10(d)의 분포선은 각 주파수 스트립에서 최고 에너지 값의 40%에 해당하는 에너지의 순간 주파수를 나타내며, 두 수평 실선은 5.6Hz와 10.5Hz의 경계이다. 이때 각 극대점이 놓인 주파수 스트립의 40%에 해당하는 순간 주파수가 5.6Hz와 10.5Hz 경계 사이에 놓여있음을 그림 10(d)의 분포선과 수직 점선들의 교차점 위치로 확인할 수 있다. 그림 10(f)의 분포선은 각 주파수 스트립에서 최고 에너지 값의 주파수와 90% 주파수의 차이를 나타내며 실선은 1.4Hz 경계선을 나타내며 그 차이가 1.4Hz 이하인지의 여부를 확인하기 위해서는 분포선과 수직 점선의 교차점이 1.4Hz 경계선 이하 사이에 있음을 확인하면 된다. 조건 6은 위의 조건들을 만족한 극대점들 중에서 이웃 극대점과의 거리가 0.45초 미만인 것을 선택한다. 그리고 대부분의 심실빈맥이나 심실조기수축 파형의 기울기 편차는 심실세동의 것보다 규칙적이므로 조건 7을 통하여 기울기가 규칙적이지 못한 심실세동만이 걸러지게 된다.

그림 11은 1차원 심실빈맥 파형을 2차원 시간-주파수 공간

으로 변환한 경우이다. 그림 11(c)에는 심실빈맥 파형을 시간-주파수 공간으로 변환시킨 후에 3~5Hz 대표 파형을 생성하고 이것의 최고점들을 수직 점선으로 표시하였다. 여기서 주목할 만한 특징으로는 진폭이 큰 심실빈맥 파형의 경우 심실세동과 비슷한 순간 주파수 특성이 나타난다. 그리고 심실빈맥은 심박수가 분당 약 150회 이상 나타나는 빠른 리듬을 가졌기 때문에 심박수만을 고려할 경우도 비슷한 주파수 성질을 갖는다. 그림 11(d)의 경우 1210 포인트(3.36초), 1350 포인트(3.75초) 그리고 1450(4.03초) 포인트의 40% 순간 주파수 값이 5.6Hz와 10.5Hz 사이에 놓이기 때문에 심실세동으로 잘못 판정할 수 있다. 그렇기 때문에 조건 4~5를 이용하여 조건 1~3을 모두 만족하는 심실빈맥을 제거하게 된다. 그림 9의 순서도에서는 조건 1~3을 모두 만족하는 극대점들의 집합을 set A라고 하고 모두 만족하지 못하는 극대점들의 집합을 set B라 한다. 조건 4는 set B의 극대점들 중에서 시보의 간격이 0.45초 미만인 것들을 다시 선택한다. 그림 11(d)의 경우는 1150 포인트(3.19초), 1280 포인트(3.56초), 1395 포인트(3.87초) 그리고 1500 포인트(4.17초)에 위치한 극대점들이며 이들을 set C로 부른다. 조건 5는 set A의 극대점들 중에서 set C 사이에 놓이는 극대점들을 제거한다. 따라서 그림 11(c)의 경우 set A의 1210 포인트, 1350 포인트 그리고 1450 포인트가 set C의 1150 포인트, 1280 포인트, 1395 포인트 그리고 1500 포인트 사이에 위치하므로 심실



표 1. 시간-주파수 공간 분석법을 이용한 심실세동 검출 알고리즘의 결과

Table 1. Result of the VF detection algorithm using the time-frequency analysis method

	Detected arrhythmia		Total(단위 : 개)
	VF	Non VF	
Actual arrhythmia			145
VF	35	3	38
Non VF (VT)	1	21	22
Non VF (AFIB)	0	32	32
Non VF (SVTA)	0	9	9
Non VF (NS with Noise)	0	3	3
Non VF (NS)	2	39	41

표 3. 웨이브렛 방법을 이용한 심실세동 검출 알고리즘의 결과

Table 3. Result of the VF detection algorithm using the wavelet transform

Actual arrhythmia	Detected arrhythmia				Total(단위 : 개)
	VF	VT	AF	NS	
VF	35	3	0	0	38
Non VF (VT)	3	19	0	0	22
Non VF (AFIB)	0	5	27	0	32
Non VF (NS)	0	0	4	40	44

세동이 될 수 없다.

그림 12는 1차원 심방세동 파형을 2차원 시간-주파수 공간으로 변환한 경우이다. 심방세동은 심방 내의 수많은 전기 활동에 의하여 심방의 탈분극과 재분극을 거듭하면서 정상적인 P 파가 관찰되지 않고 기저선의 떨림으로 관찰되나 QRS 콤플렉스를 가진다. 시간-주파수 공간에서 심방세동을 관찰할 경우 P 파가 있어야 될 위치에는 심실세동과 비슷하나 진폭의 크기가 비교적 작은 기저선 떨림 현상이 발생한다. 심방세동 파형의 진폭은 심실세동의 진폭에 비해 작다. 그림 10의 심실세동과 비교하면 심실세동에는 QRS 콤플렉스와 같이 주변 파형보다 크기가 크고 갑작스러운 진폭 변화를 가진 파형이 없기 때문에 에너지는 세동파형 전체에 분산된다. 그러나 심방세동에는 QRS 콤플렉스가 동반되므로 에너지는 상대적으로 QRS 부근에 밀집되는 것을 그림 12(b)에서 확인할 수 있다. 이러한 사실은 심실세동과 심방세동을 구분하는데 적용된다.

그림 13은 상심성빈맥의 파형을 시간-주파수 공간 변환 방법을 이용하여 변환한 그림이다. 이 파형은 QRS 콤플렉스와 순간 주파수 성분이 유사한 극대점 성분이 포함되어 있으므로 에너지가 대부분 극대점 성분 부근으로 밀집된다. 그림 13(c)에서는 조건 1-3을 모두 만족시키는 극대점이 없으므로 심실세

표 2. 시간-주파수 공간 분석법을 이용한 심실세동 검출 알고리즘의 민감도 및 선택도

Table 2. Sensitivity and specificity of the VF detection algorithm using the time-frequency analysis method

	TP	TN	FP	FN	VF detection Sensitivity	VF detection Specificity
VF	35	104	3	3	92.1%	97.2%
Non VF	104	35	3	3	97.2%	92.1%

표 4. 웨이브렛 방법을 이용한 심실세동 검출 알고리즘의 민감도 및 선택도

Table 4. Sensitivity and specificity of the VF detection algorithm using the wavelet transformation

	TP	TN	FP	FN	Sensitivity	Specificity
VF	35	86	3	3	92.1%	96.6%
Non VF (VT)	19	102	8	3	86.4%	92.7%
Non VF (AFIB)	27	94	4	5	84.4%	95.9%
Non VF (NS)	40	81	0	4	90.9%	100%
					88.6% (AVG)	96.2% (AVG)

동으로 판정되지 않는다.

그림 14는 심전도에 많은 잡음 성분이 포함되어 있는 심전도 파형을 2차원 시간-주파수 변환을 이용한 그림이다. 만약 시간 공간 분석법인 영교차 분석법이나 문턱치 분석법을 이용한 검출인 경우에는 잡음의 진동현상을 심실세동으로 잘못 판단할 가능성이 높다. 하지만, 시간-주파수 변환을 이용한 검출에서는 그림 14(b)와 같이 잡음이 혼탁되어도 상대적으로 잡음의 에너지는 QRS 콤플렉스의 에너지에 비해 약하게 나타나므로 잡음을 심실세동으로 잘못 판단하지 않는다. 그러나, 잡음의 진폭이 크고 그 주파수 대역이 심실세동과 동일할 경우에는 일종의 변형된 주파수 분석 방법인 시간-주파수 공간 분석법마저도 심실세동을 검출에 어려움이 발생할 것이다.

지금까지 서술한 심실세동의 검출 결과는 아래 표 1과 같다. 검출을 위해서 모든 파형은 5초 간격으로 분할되었다. 표 1에 기록된 수치는 5초 단위의 세그먼트의 개수를 나타낸다. 예를 들면 심실세동에서 38의 의미는 심실세동의 파형만 포함하는 5초 길이의 데이터 세그먼트를 38개를 관찰한 것이다. 심실세동의 FN의 주된 원인은 심실세동의 진폭의 차이가 큰 파형이 한 세그먼트 내에 존재할 경우이다. 진폭이 큰 심실세동 쪽으로 에너지의 분포가 크므로 진폭이 작은 심실세동의 에너지는 묻혀져 버리는 현상이 발생한다. 대부분의 심실조기수축 파형의 기울기 편차는 심실세동의 것보다 규칙적이므로 조건 7을 이용해 제거될 수 있었지만 몇 개의 예외적인 형태의 PVC는 조건 7을 통해서도 구분 지을 수 없었다. 본 실험의 민감도와 선택도는 표 2에서와 같이 각각 92.1%, 97.2%이다.

본 실험의 결과는 Khandra의 웨이브렛 방법을 이용한 심실세동의 검출 알고리즘과 비교하였다[8]. 이 웨이브렛 방법은 심전도 신호를 일정한 시간 단위로 나눈 후 이들을 각각 연속 웨이브렛 변환(continuous wavelet transform)하였다. 이 변환의

결과는 연속 웨이브렛 변환과 유사하게 시간 축과 스케일 축(scale axis)을 얻을 수 있다. 그런 다음 스케일 축을 0~2Hz, 2~5Hz, 5~6Hz, 6~8Hz, 8~10Hz, 10~12Hz 그리고 12~15Hz에 해당되는 7개의 주파수 구간으로 나누고 각 구간에 밀집된 에너지를 총 에너지에 대한 비율로 계산하여 심실세동, 심실빈맥, 심방세동 그리고 정상 심전도를 구분하였다. Khandra의 실험에서는 raised cosine wavelet(RCW)이 사용되었지만  $\alpha$ 와  $\beta$  파라미터에 대한 자세한 설명이 기재되지 않아 구현이 불가능했으므로 본 실험에서는 이와 성격이 유사한 morlet wavelet를 사용하였다. 실험에 사용된 데이터는 연속 웨이브렛 변환을 이용한 자동 검출에 사용된 것과 동일하나 상실성빈맥을 분류하는 알고리즘은 Khandra의 실험에 포함되지 않은 관계로 9개의 SVTA는 제외되었다. 그리고 3개의 잡음이 포함된 정상 심전도 파형은 정상 심전도와 같은 항목으로 구분하였다. 웨이브렛을 이용한 심실세동 검출 알고리즘의 결과는 표 3과 표 4에 기록하였다.

본 논문에서 제안한 방법은 연속 웨이브렛 변환을 이용한 검출 알고리즘에 비해 심실세동의 민감도는 일치했고 비심실세동의 선택도는 약간의 낮은 수치를 나타냈지만 심실세동 선택도와 비심실세동의 민감도는 우수했다.

시간-주파수 변환을 이용한 검출 방법은 심실세동을 기준으로 shockable 리듬과 non-shockable 리듬을 총체적으로 구분하였으나 Khandra의 방법은 심실세동, 심실빈맥, 심방세동 그리고 정상심전도를 개별적으로 구분할 수 있다는 장점이 있다. 그리고 웨이브렛 변환의 경우 시간-주파수 변환보다 고주파 민감도가 좋아 신호가 높은 주파수 성분에 포함되었을 경우 더 좋은 변환 결과를 얻을 수 있다.

하지만, Khandra의 방법은 입력 심신도의 QRS 컴플렉스와 T파를 미리 정확하게 검출했다는 전체에서만 알고리즘을 수행할 수 있는 번거로움이 있다. 그 이유는 정상 및 비정상 심전도를 구분하기 위해서는 QRS 컴플렉스와 T파의 시간 위치에 대한 에너지를 관찰하여 두 위치의 에너지 합이 전체 에너지의 절반보다 커야한다. 심전도의 QRS 컴플렉스와 T파의 위치를 검출하기 난해한 잡음이 섞인 정상 심전도는 검출 위치가 정확하지 않으면 에너지 합이 절반 이하가 되어 심방세동으로 판정하는 오류가 발생하게 되어 심방세동의 민감도가 84.4%까지 떨어짐을 확인할 수 있었다. 그리고 웨이브렛 변환의 결과는 시간-주파수 변환 같이 균일한 시간 및 주파수 분할을 하지 않고 고주파 부분이 저주파 부분보다 조밀하게 분할되므로 비선형의 스케일 축을 선형의 주파수 축과 일치하도록 하려면 까다로운 보정이 요구되는 번잡함도 따른다. 또한 Khandra의 방법은 입력 신호 전체의 에너지에서 특정 주파수 구간의 비율만을 관찰함으로써 여러 가지 종류의 신호가 연이어 입력될 경우 정확한 검출을 할 수 있는 능력이 소실된다. 예를 들면, 5초 구간 안에 심실세동에 이어서 정상 심전도가 전개될 경우에는 정확한 판정이 불가능하다. 반면, 본 논문에서 제안한 알고리즘의 경우 전체 시간 5초에 해당되는 주파수를 분석하지 않고 특정 시점에서의 주파수 특징을 통한 분석이 이루어지므로 시간-주파수

변환의 특성을 더욱 살렸다고 볼 수 있다. 하지만, 두 방법 모두 시간-주파수 그리고 시간-스케일 변환에 필요한 연산 시간이 다소 많이 소요되는 관계로 실시간 처리에는 적합하지 못한 한계성을 보인다.

## 결 론

본 연구에서는 시간-공간 분석과 주파수 공간 분석을 동시에 관찰할 수 있는 시간-주파수 공간 분석법을 이용하여 심실세동을 자동 검출할 수 있는 알고리즘을 개발하였다. 심실세동을 자동 검출하는 도구로서 시간-주파수 공간 분석 방법을 선택한 동기는 심실세동의 형태가 정상 심신도 파형과는 달리 뚜렷한 QRS 컴플렉스를 갖지 않고 오히려 불규칙한 잡음과 비슷한 형태를 가지나 그 주파수는 특정한 영역에서만 나타난다는 특징이 보고되었기 때문이다. 그렇기 때문에 심실세동을 검출하는 데에 있어서 시간-공간 분석 방법 또는 주파수 공간 분석 방법의 단일 방법으로는 예측하기 어렵다고 판단했기 때문이다. 그리고 심실세동의 경우 주파수가 분포하는 범주가 크지 않고 주로 3~5Hz 영역에 몰려있기 때문에 QRS 컴플렉스가 존재하는 기타 심전도 파형과 구분하는데 있어서 어려움이 적었다. 두 방법을 적절하게 조합할 수 있는 본 방법으로는 심실세동 검출에 대하여 92.1%의 민감도와 97.2%의 선택도를 나타냈다. 민감도를 높이기 위해서는 파형의 진폭이 작은 심실세동 파형을 어떻게 검출하느냐의 문제에 달려 있다. 그리고 본 실험에서는 지수함수 커널을 이용하여 존재할 수 있는 상당수의 교차간섭성분을 제거한 후에 검출 알고리즘을 실시하였다. 하지만 교차간섭성분을 현존하는 어떠한 방법으로는 완전히 제거하는 것은 불가능한 일이므로 본 알고리즘에서는 남은 교차간섭성분 또한 신호의 일부분으로 간주할 수밖에 없었다. 사실 이러한 가정은 시간-주파수 공간 분석 방법이 극복하지 못한 단점이며 이를 극복하게 될 때 본 연구와 유사한 시간-주파수 공간 분석 방법을 이용한 검출과 관련된 연구들이 활발하게 진행될 것이라 예상된다. 향후 과제로는 CWD가 아닌 다른 커널들을 사용하여 본 알고리즘을 실행한 후 검출률을 높이는 것이다.

## 참 고 문 헌

1. 황성오, 임경수, 심폐소생술과 전문심장구조술, 군자출판사, 1997
2. W. E. Garrey, "The nature of fibrillatory contraction", Am. J. Physiol., Vol. 33, pp. 397-414, 1914
3. R. Dzwonczyk, "The median frequency of the ECG during VF: Its use in an algorithm for estimating the duration of cardiac arrest", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 6, pp. 640-646, 1990
4. L. Khadra, A.S. Al-Fahoum and H. Al-Nashash, "Detection of life-threatening cardiac arrhythmias using the wavelet transformation", Medical & Biological Engi-

- neering & Computing, Vol. 35, pp. 626-632, 1997
5. A. T. Schoewald, "Detecting atrial fibrillation using spatial precision", IEEE Engineering in Medicine and Biology, May/June, pp. 45-51, 1996
  6. N. V. Thakor, "Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm". IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 9, pp. 837-843, 1990
  7. A. Baykal, "Estimation of the ventricular fibrillation duration by AR modeling", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 44 No. 5, pp. 349-356, 1997
  8. V. X. Afonso and W. J. Tompkins, "Detecting ventricular fibrillation", IEEE Engineering in Medicine and Biology, March/April, pp. 152-159, 1995
  9. S. Qian, D. Chen, Joint time frequency analysis, Prentice-Hall, Inc., 1996
  10. E. Wigner, "On the quantum correction for thermo dynamic equilibrium", Phys. Rev., Vol. 40, pp. 749-750, 1932
  11. J. Ville, "Theory and applications of the notion of complex signal", RAND Corporation Technical Report T 92, Santa Monica, CA, 1958
  12. L. Cohen and T. Posch, "Generalized ambiguity functions", Proc. IEEE ICASSP-88, pp. 2180-2183, 1988
  13. L. Cohen, Time-frequency analysis, Prentice-Hall, Inc., 1995
  14. H. Choi and W. J. Williams, "Improved time-frequency analysis of multicomponent signals using exponential kernels", IEEE Trans. Acoustics, Speech, Signal Processing, Vol. 37, No. 6, pp. 862-871, 1989
  15. A. H. Costa and F. Boudreaux-Bartels, "Design of time-frequency representation using a multiform, tiltable exponential kernel", IEEE Trans. on Signal Processing, Vol. 43, No. 10, pp. 2283-2301, 1995