

# Single-Pass VDD 심파를 위한 자동화된 심장 박동기 탈분극과 검출 알고리즘의 효용성

## Behavior of an Automatic Pacemaker Sensing Algorithm for Single-Pass VDD Atrial Electrograms

金正國\* , 李承翰\*\* , 許雄\*

( Jungkuk Kim\* , Seung Han Lee\*\* , Woong Huh\* )

### 요 약

Single-pass VDD 심장 박동기(pacemaker)는 하나의 리드만 이식하는 수술 과정의 단순함과 하나의 리드만으로 심방 탈분극파를 적절히 검출하여 심방-심실 탈분극의 연속성(A-V sequence)을 이룰 수 있다는 이유로 널리 사용되고 있으나, 검출의 신뢰도에 대해서는 여전히 논의의 대상이 되고 있다. 본 논문에서는 논의의 대상이 되고 있는 심방 탈분극파 검출을 개선하기 위하여 자동화된 심장 박동기 심파 검출 알고리즘을 9명의 환자로 부터 얻은 Single-pass VDD 심파에 적용하고, 실제 심파 검출과정에서의 동작 특성을 관찰하였다. 자동화된 검출 알고리즘은 최근에 검출된 두 개의 intrinsic 탈분극파 진폭의 평균치를 계산하여 그 평균치의 50%로 검출 문턱치를 때 박동마다 조정하는 매우 단순한 방법으로, 자동화된 검출 알고리즘의 핵심인 문턱 전압 검출치의 자동적 조정만으로도 Single-pass VDD 심방 탈분극파 검출을 개선할 수 있음을 확인하였다.

### Abstract

Single-pass VDD pacemakers have been used as a result of simple implantation procedures and generally reliable atrial tracking that ensures an A-V sequence pacing. However, there is a controversy over their reliabilities of atrial tracking. As a new sensing method for reliable atrial tracking, a simple automatic pacemaker sensing algorithm was implemented and evaluated to validate its benefits in sensing depolarization waves of Single-pass VDD atrial electrograms. The automatic sensing algorithm had a predetermined sensing dynamic range and the sensitivity level was controlled as 50 % of the average of two most recently sensed intrinsic amplitudes. The behavior of the automatic sensing algorithm in the Single-pass VDD atrial electrograms was analyzed and characterized. It was observed that the automatic sensing algorithm was more effective than a conventional fixed threshold method to accurately detect and track p-waves in Single-pass VDD electrograms.

*Key words : Automatic sensing algorithm, pacemaker, Single-pass VDD, electrogram*

\* 明知大學校 電子情報通信工學部

(School of Electronics, Information and communi-

接受日: 2001年 8月21日, 修正完了日: 2001年11月15日

cation Eng., Myongji Uni.)

\*\* 明知大學校 大學院 電子工學科

(Dep. of Electronic Eng., Myongji Graduate School)

## I. 서 론

심장에서 발생하는 intrinsic 심방 및 심실 탈분극과의 정확한 검출은 intrinsic 탈분극과 paced 탈분극과의 경쟁적 발생을 방지하고, 혈류 역학적 기능을 향상시키는 심방과 심실 사이의 연속성을 가능하게 하기 때문에 적절한 심장박동기(pacemaker) 작동에 필수적이며, 부정확한 탈분극과 검출로 발생할 수도 있는 심장 돌연사를 예방하는데 매우 중요하다[1-2].

Single-pass VDD pacemaker는 하나의 리드만 이식하는 수술과정이 간단하다는 장점과 심방 탈분극과를 적절히 검출할 수 있다는 이유로 널리 사용되고 있으며 [3-4], 특별히 한 개의 리드로 심방 및 심실 모두를 담당한다는 장점 때문에 체구가 작은 동양인에게 적합한 것으로 알려져 있다. 그러나 Single-pass VDD 리드의 심방 전극이 심장 근육에 고정되어 있지 않고 심방내부에 떠있기(floating) 때문에 검출되는 탈분극과 신호의 크기는 매우 큰 변화를 보인다. 이와 같은 특성의 심방 탈분극과 검출을 위해, 측정된 심방 탈분극과들의 진폭으로부터 적절한 고정 검출 문턱치를 결정하는 것은 매우 어려운 문제로, 환자들은 P-파를 적절하게 검출하지 못하여 비동기적인 pacing을 겪게 되고, 따라서 검출 문턱치를 다시 프로그램 하여야 하는 경우가 발생하게 된다[5-6].

Single-pass VDD lead 에 의한 탈분극과 진폭이 큰 변화를 보이는 이유는 정확히 알려져 있지 않다. 다만 그림 1 에 보인 바와 같이, 심방내부에 떠있는 전극의 방향과 퍼져 나가는 탈분극과의 진행 방향과의 관계에 기인한 것으로 추측할 수 있다. 그림 (a)는 전극의 방향과 탈분극과의 진행 방향이 수직인 경우로 두 전극간의 전위차는 매우 적어 낮은 진폭의 신호가 얻어지게 된다. 그러나, 그림 (b)의 경우는 전극의 방향과 탈분극과의 진행 방향이 서로 같으며 얻어지는 전극간의 전위차가 크게 되어 신호의 진폭도 크게 얻어질 것이다.

최근에 보고되고 있는 연구결과에 의하면 single-pass VDD 환자의 경우, 심장 박동기의 최저 검출 문턱치를 사용할 것을 제안하고 있다 [5-6]. 그 이유는 최저 문턱 전압치는 정상치의 탈분극과 뿐만 아니라 매우 낮은 진폭의 탈분극과를 쉽게 검출할 수 있다는 것과, 또한 사용된 리드 전극간의 짧은 거리가 근육 잡음과 같은 잡음 검출을 방지할 수 있기 때문으로 보고되고 있다. 그러나 다른 연구 결과는 최저 검출

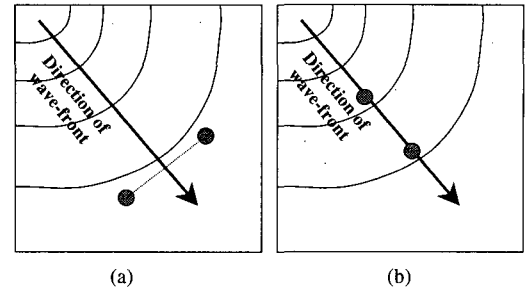


그림 1. Single-pass VDD 리드의 전극 방향과 탈분극과 진행 방향의 두 가지 예;(a)전극의 방향과 탈분극과의 진행방향이 수직인 경우, (b)전극의 방향과 탈분극과의 진행 방향이 같은 경우

Fig 1. Two examples of the electrode position of a single-pass VDD lead and the direction of a depolarization wave-front; (a) Electrode position is perpendicular to the direction of wave-front, (b) Electrode position is the same as the direction of wave-front

문턱치가 잡음을 검출하여 심장의 탈분극으로 오판하는 것을 보고하고 있다[7-9]. 현재 사용중인 single-pass VDD 리드의 전극 간격이 5-30 [mm]로 매우 큰 변화를 보이는 것과 더 넓은 거리의 전극이 신호 진폭을 더 크게 한다는 것을 고려하면 일률적으로 최저의 검출 문턱치를 사용하는 것은 제외되어야 할 것이다[10].

본 연구에서는 현재 사용되는 심방 탈분극과 검출 방식의 문제점을 해결하기 위하여 이식용 제 세동기용(AICD, ICD)으로 개발되어 최근에 심장 박동기에 적용되고 있는[11-12] 자동화된 탈분극과 검출 알고리즘을, 9명의 Single-pass VDD 리드 환자로부터 얻은 심방 심파에 적용하여 알고리즘의 동작특성을 관찰하고, 일반적인 심장 박동기의 최저 검출치인 0.25mV의 고정된 문턱치를 적용하였을 때와 비교하여 자동화된 검출 알고리즘의 우수성과 타당성을 규명하였다.

## II. 연구 방법

현재 개발되어 있는 자동화된 검출 알고리즘은 주로 심방 박동과의 진폭을 사용하고 있다. 즉 최근에 검출된 심방 박동과의 진폭을 측정하고 그 측정된 값으로부터 새로운 검출 문턱치를 결정하는 방식으로,

	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	All
Mean	0.33	0.62	0.68	0.52	0.45	1.86	4.55	1.06	1.58	1.29
SD	0.11	0.10	0.10	0.12	0.15	0.50	0.87	0.14	0.48	1.25
Max.	0.64	0.78	0.80	0.78	0.97	3.10	6.02	1.58	3.12	6.02
Mn.	0.11	0.46	0.45	0.26	0.18	1.12	2.86	0.78	0.69	0.11

표1. 9명 환자의 Single-pass VDD 심방심파의 진폭  
Table 1. Amplitudes of Single-pass VDD atrial electrograms [mV] of 9 patients, Worst-case signal epochs

시간에 대해 지수 함수적으로 감소하는 검출 문턱치를 사용하거나 고정된 일정한 검출 문턱치를 사용하기도 한다. 본 논문에서는 자동화된 심방 탈분극과 검출 알고리즘의 Single-pass VDD 심방 심파에 대한 동작 특성과 효용성을 살펴보기 위하여 매우 단순한 심방 탈분극과 검출 알고리즘을 적용하였다. 알고리즘은 그림 2에 보인 바와 같이 가장 최근에 검출된 2개의 탈분극파의 평균 진폭을 계산하고 계산된 값의 50%를 다음 번 검출 문턱치로 사용하는 매우 단순한 방법으로 최저치를 0.25mV로, 최대치를 2.25mV로 결정하였다. 그림에는 정류된 세 개의 심방 박동파를 보이고 있는데 두 번째 박동(B)을 검출한 후 새로운 검출 문턱치(ST)가 현재 박동과 이전 박동의 평균 진폭의 50%로 결정됨을 보인다. 알고리즘은 매 심방 박동과 검출 시마다 위의 과정을 반복하는 매우 단순한 과정으로 세련된 부가기능 없이 기본적인 자동화된 검출 알고리즘만으로도 Single-pass VDD 심방 탈분극과 검출의 효용성을 보이기 위하여 사용하였다.

알고리즘의 동작특성 및 효용성을 조사하기 위하여 9명의 Single-pass VDD 환자로부터 각각 5 분간의 심방 심파를 수집하였다. 사용된 Single-pass VDD 리드는 Phymos™ (Medico 사) 였고 심파에 여러 가지

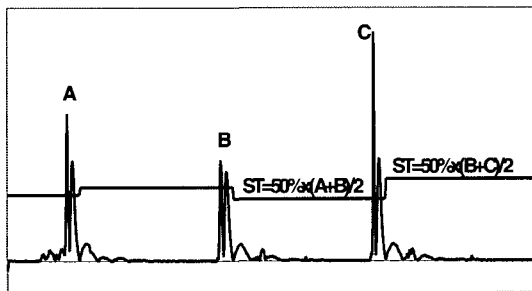


그림 2. 자동화된 심파검출 알고리즘  
Fig 2. Automatic sensing algorithm

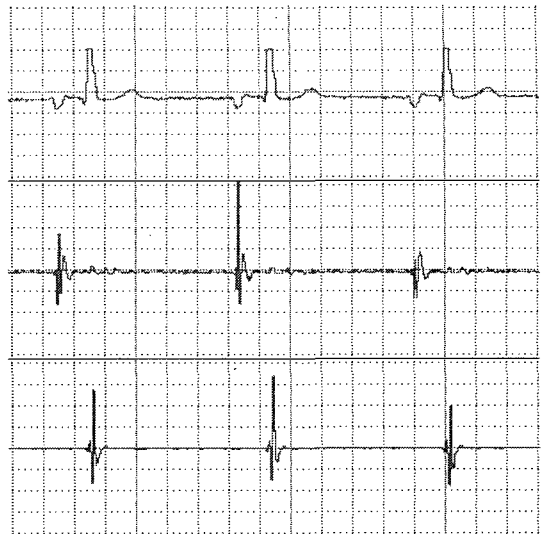


그림 3. 알고리즘의 효용성을 조사하기 위해 기록된 심파 (상단의 신호는 ECG이고, 그 다음 신호는 심방 심파이며, 하단의 신호는 심실 심파이다)  
Fig 3. Electrograms recorded for testing the algorithm (The upper signal is ECG, the middle one is atrial electrogram, and the bottom one is ventricular electrogram)

변화를 주기 위하여 환자들은 심파 수집동안 심호흡하기, 앉기, 서 있기, 똑바로 눕기, 옆으로 눕기, 제자리걸음 등의 동작을 수행하였다. 각 환자들로부터의 심파는 심파로부터 심방 탈분극파를 확인하기 위해 사용할 ECG 신호 (Lead II)와 함께 Teac 디지털 레코더에 기록되었다. 그림 3에 기록된 심파의 한 예를 심전도와 함께 보였다. 그림에서 상단의 신호는 심방 탈분극파를 확인하기 위해 함께 기록된 ECG이고 그 다음 신호는 심방 심파이며, 하단의 신호는 심실 심파이다. 그림에서 보는 바와 같이 심방심파는 매우 큰 진폭 변화를 겪고 있음을 알 수 있다. 기록된 심파로부터 가장 큰 진폭 변화와 잡음의 영향을 보이는 1-3분간의 구간을 각 환자들의 심파로부터 선택하였고 이 선택된 구간들이 알고리즘에 적용되었다.

표 1에 사용된 각 환자들의 심방 심파의 특성을 요약하였다. 심방 탈분극파의 진폭은 0.11 - 6.02 mV 사이로 환자에 따라 매우 큰 차이를 보이며 각 환자 내에서도 약 170%에서 600% 까지의 매우 큰 진폭 변화를 보인다.

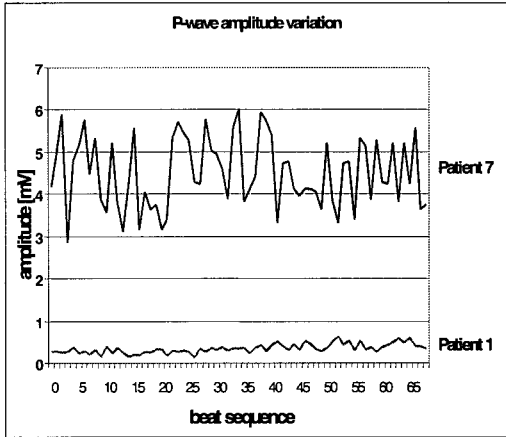


그림 4. 두 환자의 Single-pass VDD 심방 심파의 진폭 비교

Fig 4. Amplitude comparison of Single-pass VDD atrial electrograms of two patients

그림 4에 두 환자의 시간에 대한 심방 탈분극과의 진폭 변화를 예로 보였다. 환자 1의 경우 탈분극과의 진폭이 1mV 이하인 반면 환자 7의 경우 약 3mV부터 6mV 사이의 매우 큰 변화를 보인다. 그림 5는 환자 1의 진폭변화를 확대시킨 것으로 전반적으로 진폭은 낮으나 매우 큰 변화를 보인다.

알고리즘은 C++ 로 코드화되어 PC에서 수행되었

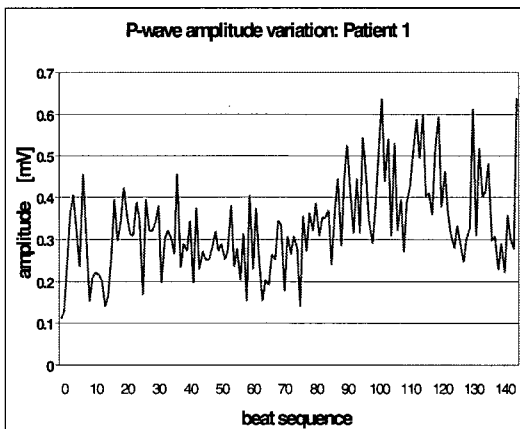


그림 5. 환자 1의 Single-pass VDD 심방 심파의 진폭 변동

Fig 5. Amplitude variation of Single-pass VDD atrial electrogram of patient 1.

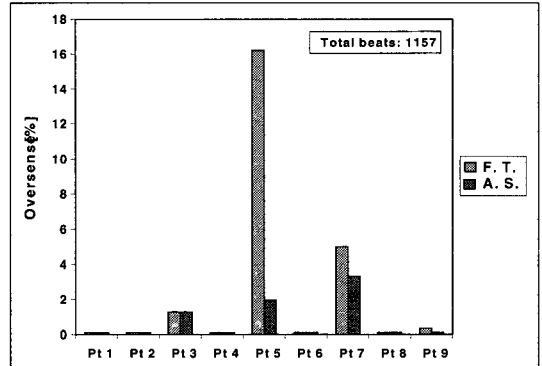


그림 6. 각 환자의 자동화된 검출 알고리즘(A.S)과 고정된 검출 문턱치 방식(F.T)에 의한 oversense 에러율 비교

Fig 6. Comparison of oversensed errors by the automatic sensing algorithm (A.S) and the fixed sensing threshold method (F.T)

고 검출하지 못한 (undersense) 탈분극과의 수와 탈분극과로 잘못 검출한 (oversense) 잡음의 수를 계산하였다.

알고리즘의 효용성을 객관적으로 비교하기 위하여 현재 대부분의 심장박동기에서 사용하고 있는 고정된 검출 문턱치 방법을 위에 소개한 심파들에 적용하고, 검출하지 못한 탈분극과의 수와 탈분극과로 잘못 검출한 잡음의 수를 계산하여 두 방법을 비교하였다. 고정된 검출 문턱치는 0.25mV로서 서론에 소개한 Single-pass VDD 심파 검출 관련 연구에서 최저의 문턱 전압치를 제안하기 때문에, 일반적인 심장박동기에서 선택할 수 있는 최저 문턱 전압치인 0.25mV로 선택하였다.

### III. 결과 및 고찰

전 절에서 설명한 자동화된 검출 알고리즘과 기존의 고정된 최저 검출 문턱치 방식의 검출능력을 그림 6 - 8에 보였다. 그림에 나타난 막대그래프의 높이는 잘못 검출한 수를 전체 심방 탈분극과에 대한 백분율로 나타낸 것으로 높이가 낮을수록 더 나은 검출능력을 의미하며 기존의 고정된 최저 검출 문턱치를 사용한 결과 (FT)와 자동화된 검출 알고리즘 (A.S.)의 결과를 비교하였다.

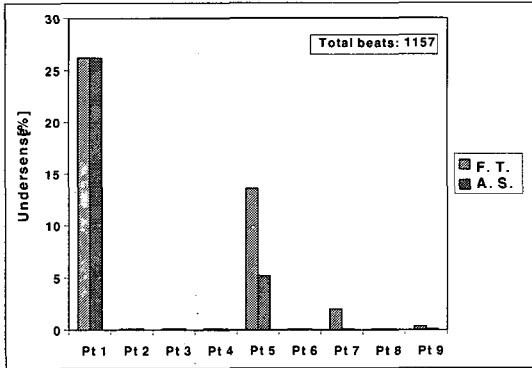


그림 7. 각 환자의 자동화된 검출 알고리즘(A.S)과 고정된 검출 문턱치 방식(F.T)에 의한 undersense 에러율 비교

Fig 7. Comparison of undersensed errors by the automatic sensing algorithm (A.S) and the fixed sensing threshold method (F.T)

그림 6에 각 환자의 심파에서 잡음을 심방 탈분극 파로 잘못 검출한 경우를 보인다. 자동화된 검출 알고리즘은 환자 5, 7, 9에서 잘못 검출한 잡음의 수를 뚜렷이 감소시켰으며 특별히 환자 5는 고정된 최저 검출 문턱치 방법의 16%의 에러율을 2%로 현저히 감소시켰다. 환자 5, 7, 9를 제외한 나머지 환자의 경

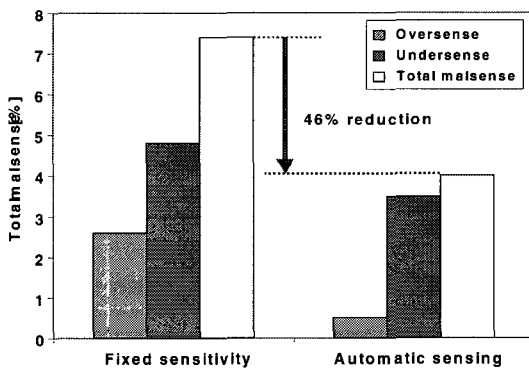


그림 8. 전체 환자의 자동화된 검출 알고리즘(Automatic sensing)과 고정된 검출 문턱치 방식(Fixed sensitivity)에 의한 에러율 비교

Fig 8. Comparison of errors of all patient by the automatic sensing algorithm and the fixed sensing threshold method

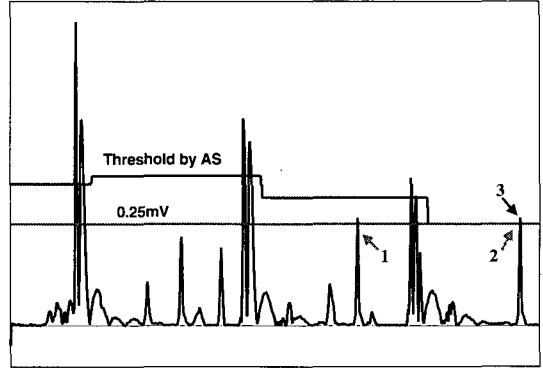


그림 9 자동화된 검출 알고리즘이 oversense 에러를 감소시키는 예

Fig 9. Example of oversense reduction by the automatic sensing algorithm

우 고정된 최저 검출 문턱치 방법과 자동화된 검출 알고리즘간에 차이를 보이지 않았다.

그림 7에 각 환자의 심파에서 심방 탈분극파를 검출하지 못한 경우를 보인다. 이 경우 또한 자동화된 검출 알고리즘이 환자 5와 7에서 에러율을 현저히 감소시켰음을 보이고 있다. 환자 1의 경우 두 검출 방법 모두 탈분극파를 가장 많이 검출하지 못했는데 이는 표 1에 나타난 바와 같이 환자 1의 매우 낮은 심파 진폭에 기인하며, 자동화된 검출 알고리즘의 검출 능력이 최악인 경우 기존의 고정된 최저 검출 문턱치 방식과 같은 검출 성능을 보임을 알 수 있다.

그림 8에 그림 6과 7에 나타난 결과를 합하여 나타내었다. 왼쪽의 세 개의 막대들은 고정된 검출 문턱치가 잘못 검출한 잡음들과 검출하지 못한 탈분극파들의 에러율 및 그 합을 보이고, 오른쪽의 세 개의 막대들은 자동화된 검출 알고리즘에 의한 에러율과 그 합을 보인다. 자동화된 검출 알고리즘이 고정된 최저 문턱치 방식과 비교하여 잘못 검출한 잡음들과 검출하지 못한 탈분극파 모두를 감소시켰으며 전체적으로 46%의 에러율을 감소시켰다.

자동화된 검출 알고리즘이 잘못 검출한 잡음 에러율을 감소시킨 예가 그림 9에 나타나 있다. 그림에 정류된 심방 심파와 0.25mV로 고정된 검출 문턱치 및 매 심박마다 결정된 자동형 검출 알고리즘에 의한 검출 문턱치를 함께 보였다. 0.25mV보다 큰 진폭을 갖는 잡음 1의 경우 0.25mV로 고정된 검출 문턱치는 그 잡음을 검출하였으나, 자동형 알고리즘에 의해 결

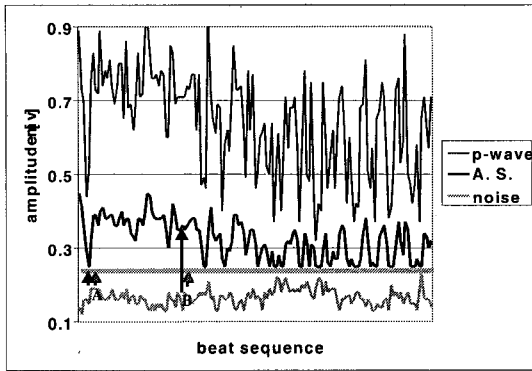


그림 10. 자동화된 검출 알고리즘에 의해 결정된 문턱치의 변화 (최저 문턱치는 0.25mV)

Fig 10. Sensing threshold determined by the automatic sensing algorithm (Minimum sensing level is 0.25mV)

정된 문턱치는 심방박동 파형의 진폭이 충분히 높아 그 잡음 위에 결정되었다. 그러나 같은 진폭을 갖는 잡음 2의 경우 자동형 알고리즘에 의해 결정된 검출 문턱치가 낮게 결정되어 자동화된 검출 알고리즘과 고정된 검출 문턱치에 의한 방법 모두 그 잡음을 잘못 검출하고 있음을 보인다.

그림 10에 자동형 알고리즘의 동작 특성이 나타나 있다. 그림의 맨 위의 파형은 연속된 심방 박동과 진폭의 변화(p-wave)를 보이고, 두 번째 파형은 자동화된 검출 알고리즘에 의해 결정된 검출 문턱치(A.S)를 나타내며, 맨 아래쪽의 신호는 각 심방 박동간에 발생한 잡음 중 최대 진폭(noise)을 나타낸다. 또한 편리를 위해 0.25mV의 고정된 검출 문턱치를 함께 보였다. 점 A 부근의 심방 탈분극파의 경우, 진폭이 급격히 감소하여 자동화된 검출 알고리즘도 검출 문턱치를 낮게 결정하는데, 이 경우의 잡음 면역도 (noise immunity)를 살펴보면 고정된 0.25mV의 문턱 전압치와 자동형 알고리즘이 큰 차이를 보이지 않는다. 그러나 점 B를 살펴보면 거의 같은 크기의 잡음에 대해 자동형 검출 알고리즘의 잡음 면역도가 훨씬 큰 폭을 가짐을 보게된다. 따라서 자동화된 검출 알고리즘은 심방 탈분극파의 진폭이 낮아지면 문턱 전위치를 낮게 선택하고, 높아지면 높게 선택하여, 잡음을 검출할 가능성이 높은 낮은 검출 문턱치를 유지하는 시간을 줄여주어 잡음 검출의 가능성을 감소시킬 수 있다.

그림 11의 경우 환자1의 탈분극파 진폭이 0.25mV

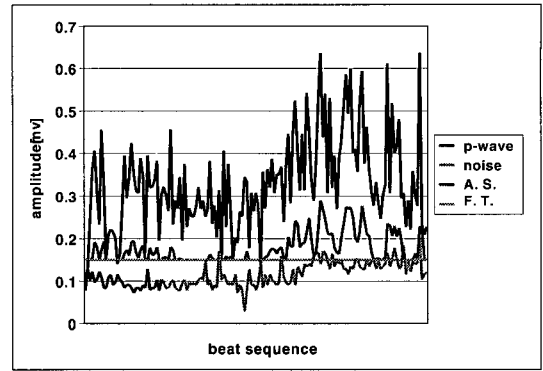


그림 11. 자동화된 검출 알고리즘에 의해 결정된 문턱치의 변화 (최저 문턱치는 0.15mV)

Fig 11. Sensing threshold determined by the automatic sensing algorithm (Minimum sensing level is 0.15mV)

의 검출 문턱치 보다 낮은 0.11mV까지 감소하기 때문에, 최저 검출 문턱치를 0.15mV로 낮추어 알고리즘을 적용하였다. 이 경우 또한 자동화된 검출 알고리즘이 0.15mV로 고정된 문턱 전압치 보다 잘못 검출한 잡음의 수를 현저히 감소시킴을 보이며, 또한 어떻게 낮은 검출 문턱치를 유지하는 시간을 줄여 주는 지를 다시 보여준다.

자동화된 검출 알고리즘은 검출 에러 발생률을 현저히 감소시킨 것 이외에도 외부 의료진의 도움 없이 자동적으로 검출 문턱치를 결정하여, 탈분극파의 진폭을 측정하고 그것으로부터 문턱 전위치를 결정한 후 심장박동기에 프로그램 하는 일련의 과정을 생략할 수 있어서 진단 시간 및 프로그램시간을 단축할 수 있겠다. 또한 본 논문에서 사용한 알고리즘이 특별한 하드웨어의 도움이 없이 기존의 심장 박동기에 소프트웨어만으로 실행될 수 있기 때문에 기존의 심장박동기들에도 큰 어려움 없이 적용할 수 있을 것이다.

자동화된 검출 알고리즘의 특성상, 가장 최근에 발생한 두 개의 심방 탈분극파의 평균 진폭이 50%이상 급격히 감소하면 그 탈분극파를 검출할 수 없을 것이다. 그러나 본 논문에서 사용한 9명 환자의 데이터를 관찰하였으나 심파의 진폭이 급진적으로 변화하더라도 몇 개의 중간 진폭을 거치며 변화하기 때문에 그러한 경우가 발생하지 않았다. 그러나 급격한 진폭의 감소에 따른 어려움은 더 많은 데이터를 가지고 자세히 검증되어야 하겠다.

#### IV. 결론

본 논문에서는 진폭이 급격히 변화하는 Single-pass VDD 심방 탈분극과의 효과적인 검출을 위하여 자동화된 검출 알고리즘을 9명의 심장박동기 환자에 적용하여 그 검출 성능을 조사하고, 현재 사용되는 고정된 검출 문턱치 방법과 비교하였다. 알고리즘은 매우 단순한 방식으로 최근에 검출한 두 개의 탈분극과의 진폭을 평균하여 그 값의 50%로 다음 검출 문턱치를 결정하였는데, 기존의 고정된 최저 검출 문턱치 방식보다 에러율을 현저히 감소시켰다. 자동화된 검출 알고리즘은 검출 문턱치를 낮추어야만 하는 경우에만 문턱치를 낮추고, 검출 문턱치를 높일 수 있을 때는 높여서 잡음을 잘못 검출할 수 있는 시간을 감소시켰다. 자동화된 검출 알고리즘을 기존의 방법과 비교할 때, 기존의 고정 문턱치에 의한 검출능력과 같거나 향상된 검출 효율을 보였다. 또한 이 알고리즘은 의료진의 도움 없이 자동적으로 수행할 수 있어 진단 시간을 단축시킬 것으로 기대된다.

#### 참고 문헌

- [1] M. Zehender, C. Buchner, T. Meinertz, and H. Just, "Prevalence, circumstances, mechanisms, and risk stratification of sudden cardiac death in unipolar single-chamber ventricular pacing," *Circulation*, vol. 85, pp. 596-605, 1992.
- [2] M. Zehender, T. Faber, E Moser, and C. Buchner, "Sudden tachyarrhythmic death induced by permanent pacing," *Circulation* Vol. 90, p.I-71, 1994.
- [3] P. Curry, and D. Raper, "Single lead for permanent physiological cardiac pacing," *Lancet*, vol. 2, pp.757-759, 1978.
- [4] R. Brownlee, "Toward optimizing the detection of atrial depolarization with floating bipolar electrode," *PACE*, vol. 12, pp.431-442, 1989.
- [5] E. Langford, R. Smith, W. McGrea, and R. Wainwright, "Determining optimal atrial sensitivity settings for single lead VDD pacing," *PACE*, vol.20, pp.619-623, 1997.
- [6] Z. Sun, J. Stjernvall, P. Laine, and L. Toivonen, "Extensive variation in the signal amplitude of the

atrial floating VDD pacing electrode," *PACE*, vol.21, pp.1760-1765, 1998.

- [7] C. Lau, Y. Tai, S. Leung, W. Leung, F. Chung, and I Lee, "Long-term stability of P wave sensing in single lead VDDR pacing: Clinical versus subclinical atrial undersensing," *PACE*, vol.17, pp.1849-1853, 1994.
- [8] A. Dolino, G Buja, L. Ruzza, and A Nava, "Long term follow-up of patients with single lead VDD stimulation," *PACE*, vol. 17, pp.1854-1858, 1994.
- [9] U. Wiegand, J. Potratz, R. Schneider, F. Bode, A. Brandes, and K. Diederich, "Atrial sensing failures of a single-lead VDD pacemaker," *Eur. J. C. P. E.* vol. 6, no.1, p249, 1996.
- [10] B. Nowak, E. Lorber, G. Horstic, C. Zellerhoff, O. Przibille, A. Maimaitiming, and J. Meyer, "Effect of atrial dipole configuration and position onto atrial sensing in single-lead VDD stimulation," *PACE*, vol.21, p.912, 1998.
- [11] J. Kim and P. Haefner, "An automatic pacemaker sensing algorithm using automatic gain control, Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE EMBS," Vol. 20, pp.423-425, 1998.
- [12] B. Jones, J. Kim, Q. Zhu, J. Nelson, B. KenKnight, D. Lang, J. Warren, "Future of bradyarrhythmia therapy system: Automaticity," *Am. J. of Cardiol.*, vol. 83, pp.192D-210D, 1999.

#### 저자 소개

金正國 (正會員)



1982년 2월: 명지대학교 전자공학과 졸업 (공학사)  
 1984년 2월: 명지대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)  
 1993년 12월: University of Illinois at Chicago, Bio-engineering Program (공학박사)  
 1984년 4월 - 1985년 12월:

Beam Telecommunications Inc, (미국 Chicago 소재) 프  
로젝트 엔지니어

1994년 6월 - 1994년 7월: University of Illinois at  
Chicago, 박사후 연구원

1994년 8월 - 1999년 2월: Guidant Corp. (미국 St.  
Paul 소재), 선임 연구원

1999년 3월 - 현재 : 명지대학교 전자정보통신공학부  
조교수

주관심 분야: 생체 전자공학, 생체측정, 의용 시스템  
설계

李 承 翰 ( 正 會 員 )



2000년 2월: 명지대학교 전자  
공학과 졸업(공학사)

2000년 3월: 명지대학원 전자  
공학과 석사과정

許 雄 ( 正 會 員 )

제 5권 1호 논문 01-01-08 참조

현재 명지대학교 전자정보통신공학부 교수