

이식용 심장박동기(Pacemaker) 및 심장 세동제거기(AICD)를 위한 심장 탈분극파 검출지연 방지 알고리즘

김정국, 박충규, 한상휘, 조병서*, 허웅
명지대학교 전자정보통신공학부, *동원대학 정보통신과
E-mail : jk.kim@wh.myongji.ac.kr

A Delay Prevention Algorithm of Cardiac Depolarization Wave Detection for Pacemakers or Automatic Implantable Cardioverter/Defibrillator (AICD)

J. K. Kim, C. K. Park, S. H. Han, B. S. Cho*, W. Huh
Dept. of Electronic, Information and Communication Engineering, Myong Ji University
*Dept. of Information and Communication, Tongwon College

Abstract

The delay of cardiac depolarization wave detection in the conventional pacemakers or AICD (automatic implantable cardioverter/ defibrillator, or ICD) has been overlooked. However, it is known that the delay may cause hemodynamic problems and may prevent the proper operation of a new automatic feature, automatic capture verification, that is to be appeared in the near-future devices. In order to reduce the effects of the delay, a delay prevention algorithm was developed and tested by applying three human electrograms. The algorithm set the sensing threshold just above the measured noise level to reduce the detection delay. It is found that the low threshold was able to reduce the delay by 20msec (average) in most cases. The implementation results showed reliability and efficacy of the algorithm, and the algorithm could be applicable to the existing hardware and software of the conventional pacemakers and AICD without any significant modifications.

1. 서 론

이식용 심장 박동기(pacemaker)와 이식용 심장 세동제거기(AICD, automatic implantable cardioverter/defibrillator, 또는 ICD)는 현재 가장 활발히 사용되는

이식용 전자 의료기들로서 매년 수많은 환자들의 증상을 해결하거나 감소시키고, 많은 환자들의 생명을 구하고 있다. 특히 국내에서도 현재 약 1000여 개의 심장 박동기가 매년 이식되고 있으며 그 수요는 증가하고 있고, 또 지난 1996년 처음 국내에 도입된 이식용 심장 세동제거기는 그 수요가 기하 급수적으로 증가하고 있다.

최근, 전자공학 발전에 힘입어 그 기기들의 기능이 다양해지고 임상적으로 각 환자의 여러 증상 및 상황에 적합한 적응성을 갖도록 개발되고 있으며, 그 중에서도 적절한 동작에 필수적인 기본 파라미터들을 전문 의료인의 도움 없이 필요에 따라 자발적으로 결정하여 사용하는 기기의 자동성(automaticity)은 더욱 강조되어 왔고 깊이 연구되어져 왔다¹⁻⁴⁾. 그 가운데 심장 근육의 수축을 의미하는 탈분극파(depolarization wave)의 검출과 페이스(pacing)은 가장 기본적 기능들로 자동화 단계의 첫 번째 대상이 되고 있다.

현재 사용중인 심장 박동기 및 세동제거기의 심파 검출 방법은, 증폭되어 필터를 거친 심파의 진폭을 검출 문턱값(sensing threshold 또는 sensitivity)과 비교하여 심파의 진폭이 문턱값(threshold)을 초과하면 심방의 수축을 의미하는 P-파 또는 심실의 수축을 의미하는 R-파로 결정한다. 이 방식은 오랫동안 사용되어져 왔지만 전문의료인이 심근 탈분극파의 진폭특성을

측정한 후 그 진폭을 고려하여 수동적으로 검출 문턱값(sensing threshold)을 프로그램하여야 한다는 단점이 있으며, 또한 결정된 값이 환자가 운동중이거나 신체의 위치변화에 따라 적합하지 않을 수 있다는 문제점이 제기되고 있다⁵⁻⁸⁾. 또한 페이스는 심장박동기 또는 심장 세동제거기가 연속적으로 심파를 관찰하다가 프로그램한 시간 내에 심근 탈분극파를 검출하지 못할 경우 3.5-5V (@0.4msec)의 구형파를 심근에 출력하여 심근을 수축시켜 일정한 심장 박동수를 유지하여 필요한 혈액량을 공급한다.

이식용 심장박동기와 심장 세동제거기는 심근 탈분극파를 그 이외의 생리신호나 잡음들과 구별하기 위하여 필터를 사용한다. 그림 1에 필터(일반적으로 20-100 Hz 의 대역 필터)를 통과하기 이전의 심실파(상측 파형)와 통과한 후의 심실파(하측 파형)를 보였다. 파형들을 비교하면 실제의 심근 탈분극파의 위치와 필터를 거친 탈분극파 검출 사이에 시간지연이 있음을 알 수 있다. 그 시간지연은 약 20-30msec 정도로 심근 탈분극파의 저주파성분이 보통 앞쪽에 분포하여 필터에 의해 제거됨에 기인한다.

일반적으로 현재까지의 심장 박동기나 심장 세동제거기에서의 시간 지연은 무시되어져 왔으나 그 지연이 정상적 혈류역학에 영향을 줄 수 있으며, 페이스파를 생리적 심근 탈분극파와 동시에 발생시키는 심파융해(fusion 또는 pseudo-fusion)를 초래할 수 있다는 것이 알려져 있다⁹⁻¹⁰⁾. 이 심파융해는 심장박동기 및 세동제거기에서 발생할 수 있는 현상의 하나로 고려되어 왔으나 이식용 의료기의 중요한 고려사항의 하나인 에너지의 불필요한 소모를 야기시켜 전지의 수명을 단축시킬 수 있으며, 또한 현재 추구하는 자동화의 한 축인 자동 페이스와 진폭결정(capture threshold) 기능에 많은 영향을 주어 정상적인 동작을 방해한다.

자동 페이스 진폭결정이란 최적의 페이스 전압을 매 박동수마다 결정하여 최소의 에너지 소모로 페이스에 대해 반응하는 심근 수축을 확인하는 기능으로 환자의 안전에 중요하며, 의료진의 환자 진료시간을 단축하여 의료비용을 줄이고, 잘못된 파라미터 선택의 가능성을 줄이며, 또한 기기들의 수명을 연장시킬 수 있는 기능으로 가까운 장래에 그 기능을 실현한 심장박동기나 심장 세동제거기가 출현할 것으로 기대된다¹¹⁻¹³⁾.

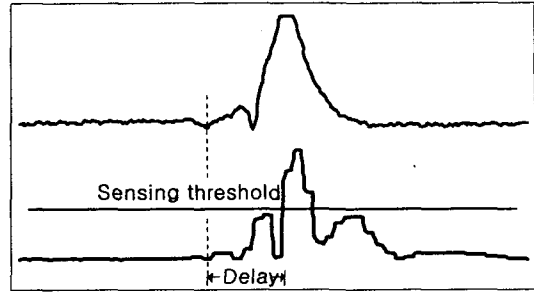


그림 1. 심장 내부에서 기록한 심파 (상측 파형)와 심장박동기 필터에 의해 처리된 심파 (하측 파형).

그러나, 현재 연구중이거나 제안된 방식들은 심파융해 현상의 경우 그 신뢰도가 현격히 저하되는 문제점을 안고 있다.

본 논문에서는 심파융해 현상을 일으키는 원인인 심근 탈분극파 검출 시간 지연을 최소화 또는 방지하기 위한 알고리즘을 제안하고 세 명의 심장 박동기 환자로부터 기록한 심파에 적용하여 알고리즘의 타당성 및 실용성을 조사하고자 한다.

2. 심장 탈분극파 검출지연 방지 알고리즘

그림 1에서 알 수 있는 바와 같이 심근 탈분극파 검출의 시간 지연은 일반적 탈분극파 검출 방식에서 사용하는 검출 문턱값(sensing threshold)이 탈분극파의 초기 파형 변화치 보다 높음에 기인한다. 따라서 그 검출 문턱값(sensing threshold)을 파형의 초기 변화치 보다 낮게 결정하면 심근 탈분극파는 지연 없이 검출될 수 있을 것이다. 그러나, 원치 않는 잡음 및 생리파의 오검출(oversense)을 방지하기 위하여 탈분극파 진폭의 약 50% 정도로(특히 unipolar lead의 경우) 검출 기준값을 정하는 것이 일반적인 통례로 되어 임상적으로 적용되어져 왔다.

이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 검출 시간 지연을 감소시키거나 방지하는 알고리즘을 그림 2에 보인 것파 같이 개발하였다. 그림 2는 연속하는 두 개의 탈분극파로서 음의 신호가 양의 신호로 정류된 파형을 보인다. 신호를 정류한 이유는 현재 사용중인 모든 심장 박동기 및 세동제거기가 정류된 심파를 사용하기 때문으로 본 논문에서 개발한 알고리즘이 현재 사용중인 검출 하드웨어 및 소프트웨어와 호환성을 갖게 하기 위함이다.

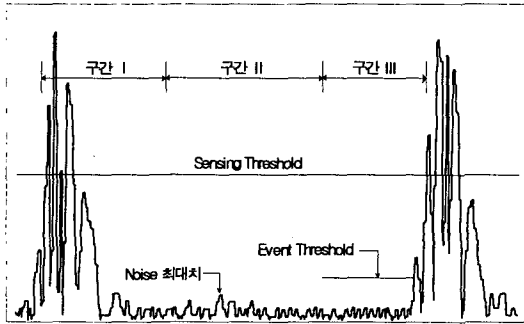


그림 2. 탈분극과 검출지연 방지 알고리즘

일반적으로 심장 박동기나 세동제거기는 심근 탈분극파를 검출하거나 페이스링 펄스를 가한 후 약 250msec의 기계적 불응기(refractory period)를 설정하여 그 안에 발생하는 신호는 모두 무시한다. 기계적 불응기(refractory period)는 심근이 탈분극(수축)한 후 일정한 시간 안에는 재 탈분극 할 수 없다는 생리적 불응기(refractory period)를 이용하는 것으로 생리적 탈분극과 이외의 신호의 오검출(oversense)을 방지하고 또한 탈분극파가 여러 번 반복되어 검출되는 것을 방지한다. 그림 2의 구간 I이 기계적 불응기(refractory period)로 이 구간동안에는 알고리즘은 아무 것도 수행하지 않고 다만 그 구간이 지나갔는지를 확인한다.

구간 II에서는 심파의 잡음을 측정하는 구간으로 알고리즘이 잡음의 최대치를 측정한다. 이 구간과 구간 I의 합은 지나간 세 번의 심박을 계산하여 그 평균치의 70%로 정해지며 만약 이 구간 내에서 검출 문턱값(sensing threshold)보다 높은 신호 파형이 검출될 경우 탈분극파로 인정하여 현재 구간에서의 알고리즘 수행은 정지되고 다시 구간 I의 과정부터 시작한다.

구간 III의 알고리즘 처리과정은 그림 3의 흐름도도 나타나 있다. 구간 II에서 측정한 잡음의 최대치의 125%를 파형 검출기준치(그림 2의 event threshold)로 결정하여 어떤 파형이 그 기준치를 초과하는지 검사한다. 만약 다음 심장 수축 예정시간(LRL, lower rate limit)까지 아무런 신호를 검출하지 않으면 페이스링 펄스를 발생시켜 심근을 수축시킨다. 그러나 신호의 크기가 그 파형 검출 기준치(event threshold)를 초과하면 알고리즘은 일단 탈분극파를 검출한 것으로 가정하여 35msec의 탈분극과 검출기간(checking interval)을 설정한다. 만약 다음 페이스링 펄스 발생 예정시간이 그 35msec이내로 예정되었다면 그 펄스발생을 그 이후로 지연한다. 그 후 신호의 크기가 그 35msec 안에서 검

출 문턱값(sensing threshold)을 초과하면 그 탈분극파 검출의 가정이 타당했던 것이 되어 탈분극파를 지연 없이 검출한 것이 된다. 만약 그 35msec 안에서 탈분극파가 검출되지 않았고 또 심장 수축예정시간이 도달하지 않았다면, 알고리즘은 파형 검출 기준치(event threshold)에 의해 검출된 신호를 잡음으로 생각하여 그 진폭의 125%를 계산하여 파형 검출 기준치(event threshold)를 재결정한다.

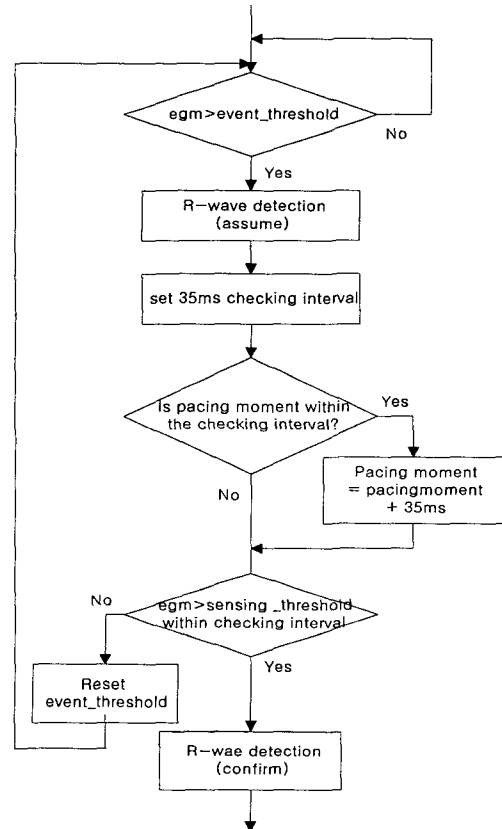


그림 3. 구간 III의 알고리즘 수행 흐름도.

3. 알고리즘 시뮬레이션 및 결과

윗 절에서 소개된 알고리즘은 심장박동기 이식 수술 중 얻어진 3명의 환자의 단극 심실파에 적용되었다. 그 심실파는 리드(lead) 터미널로부터 심장박동기(Meridian Pacemaker, Guidant Corp. USA)에 연결되어, 그 심장박동기에 의해 증폭되고 필터된 신호가 외부 프로그래머로 전송되어 그 프로그래머로부터 TEAC 디지털 리코더에 실시간으로 저장되었고, 또 동시에 Gould 생체신호 증폭기 및 필터(0.05Hz-300Hz)를 통하여 TEAC

리코더에 기록되었다. (그림 1은 그 기록된 신호들을 보인다). 그 신호들은 1000Hz로 샘플되어 PC에 저장된 후 약 1분간의 신호만 선택되어 C++로 코드화 한 알고리즘에 적용되었다.

표1. 알고리즘에 의한 탈분극과 검출 시간 단축 [ms]

	환자1	환자2	환자3
평균치	18	23	19
최대치	35	30	35
최소치	4	1	3

표 1은 그 알고리즘 수행 결과를 보인다. 첫 번째 환자의 경우 탈분극과 검출이 50% 검출 문턱값 (sensing threshold)보다 평균 18msec 먼저, 두 번째 환자의 경우 23msec 먼저, 그리고 세 번째 환자의 경우 19msec 먼저 검출하였다. 최대 검출시간 단축은 35msec 였고 최소 단축은 두 번째 환자로부터 얻은 1msec 이었다. 그 알고리즘은 구간 II 에서 발생한 탈분극과의 경우를 제외하고는 모든 탈분극과 검출의 시간지연을 단축시킴으로 그 신뢰도를 보였다.

4. 결 론

현재 사용중인 이식용 심장박동기 및 심장 세동제거기의 심근 탈분극과 검출 시간지연을 방지 또는 단축시키는 알고리즘을 개발하여 시뮬레이션을 통하여 그 알고리즘의 타당성 및 신뢰성을 보였다. 그 알고리즘은 세 명의 심장 박동기 환자로부터 얻은 심파에 적용되어 평균 20msec의 검출시간을 단축시켰다. 개발된 알고리즘은 현재 사용 중인 기기들의 하드웨어와 소프트웨어를 바탕으로 개발되어 현재 사용중인 탈분극과 검출방식과 호환하여 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

일반적으로 심파의 잡음은 환자의 운동 또는 외부 전자기파 간섭에 의하므로 본 논문에서 개발된 알고리즘은 그러한 잡음의 영향하에서 얻어진 심파에도 적용하여 그 효율 및 신뢰도를 조사하여야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Wilson J, Love CJ, Wettstein EH. Clinical evaluation of an automatic sensitivity adjustment feature in a dual chamber pacemaker. PACE 1990; 13:1220-1223.

2. Kim J, Haefner P. An automatic pacemaker sensing algorithm using automatic gain control. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Hong Kong 1998.

3. Preston TA, Report of a continuous threshold tracking system. In: Hilbert J, Thalen Th eds. Cardiac Pacing. Assen, Van Gorcum, 1973:295-299.

4. Kim J, Villalta D, Olive A, Spinelli J, Automatic verification of paced cardiac contraction by surface ECG, Proceeding of 31st annual meeting of AAMI, Philadelphia, 1996.

5. Ross BA Zeigler VA, Zinner A, Woodall P, Gillette P. The effect of exercise on the atrial electrogram voltage in young patients. PACE 1991;14:2092-2097.

6. Flöhlig G, Blank W, Schwerdt H, Sen S, Bette L. Atrial sensing performance of AV iniversal pacemakers during exercise. PACE 1988;11:47-60.

7. Flöhlig G, Blank W, Schwerdt H, Schieffer H, Bette L. Atrial signal variation and pacemaker malsensing during exercise: A study in the time and frequency domain. JACC 1988; 11:806-813.

8. Bricker JT, Garson A, Jr, Traweek MS, Smith RT, Ward KA, Vargo TA, Gillette PC. The use of exercise testing in children to evaluate abnormalities of pacemaker function not apparent at rest. PACE 1985; 8:656-660.

9. Ellenbogen K. *Cardiac Pacing*, Blackwell Science, Massachusetts, 1996.

10. Moses HW, Moulton K, Miller B, Schneider J, *A Practical Guide to Cardiac Pacing*, Little Brown and Company, Boston, 1987.

11. Sermasi S, Marconi M, Libero L, Moracchini PV, Sigliano R. Italian experience with Autocapture in conjunction with a membrane lead. PACE 1996;19:1799-1804.

12. Clarke M, Liu B, Schuller H, Binner L, Kennergren C, Guerola M, Wenmann P, Ohm OJ. Automatic adjustment of pacemaker stimulation output correlated with continuously monitored capture threshold: a multicenter study. PACE 1998;21:1567-1575.

13. Zhu QS, Lang DJ. Effect of pacemaker output coupling capacitor on intracardiac evoked response sensing. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Hong Kong 1998.