

ECG 형태에 의한 자동화된 pacing 문턱 전압 결정에 관한 연구

김정국 · 허웅

명지대학교 전자정보통신공학부
(2001년 11월 28일 접수, 2001년 5월 14일 채택)

Automatic Determination of Pacing Threshold by Surface ECG Morphology

J. Kim, W. Huh

School of Electronics, Information and Communication Engineering, Myongji University

(Received November 28, 2000. Accepted May 14, 2001)

요약 : 적절하게 선택된 pacing 전압은 심장 박동기 수명을 연장시킬 뿐만 아니라 심근 수축을 확인하여 심장 박동기 환자의 안전을 보장한다. 일반적으로 pacing 펄스에 의한 심근 수축은 ECG의 형태를 통하여 판단할 수 있으며 모니터에 나타난 파형을 육안으로 관찰함에 의해 확인된다. 본 논문에서는 pacing 펄스에 의해 야기된 심근 수축을 확인하여 pacing 문턱 전압을 자동으로 결정하는 방법을 논의한다. 먼저 paced ECG와 intrinsic ECG의 형태를 분석하여 적절한 파라미터를 선정하고, 선정된 파라미터를 사용한 자동화된 심근수축 확인방법을 개발하여 23 명의 심장 박동기 환자에게 적용하였다. 선정된 파라미터는 pacing 펄스 후 언어진 심실 탈분극 파형의 baseline에 대한 80ms 동안의 면적으로, pacing 펄스에 의한 심근수축을 효과적으로 확인하고 pacing 문턱 전압을 자동으로 결정하는데 사용하였다.

Abstract : Proper determination of pacing threshold is important for patient safety and pacemaker longevity. In general, cardiac muscle contractions caused by pacing pulses are verified by observing the morphology of surface ECG displayed on a monitor. In this study, a method of automatic pacing threshold determination based on the morphological difference between intrinsic and paced ECGs was developed. First, characteristics of intrinsic ECG and paced ECG were analyzed in time and frequency domain and a proper discrimination parameter was extracted. Then, the automatic capture verification method based on the parameter was developed and applied to 23 pacemaker patients. The selected parameter was the area of ventricular depolarization wave during 80ms after pacing stimulus. It was found that the method was reliable and effective in identifying paced ECG and, thereby, determining a proper pacing threshold.

Key words : ECG, Pacing threshold, Pacing pulse, Pacemaker, Automatic capture verification

서 론

심장 박동기의 pacing 전압을 적절히 결정하는 것은 환자의 안전에 필수적이며, 건전지의 불필요한 소모를 억제하여 심장 박동기의 수명을 연장시키기 때문에 많은 관심과 연구의 대상이 되어왔다[1-2]. 일반적으로 pacing 전압은 이식수술 중이나 정기검진 중에 ECG 형태를 육안으로 관찰하며 적절한 값으로 선택한다. 적절한 pacing 전압이란 환자의 신체 내부 및 외부

상태에 관계없이 항상 심근을 수축시킬 수 있는 충분한 에너지의 펄스이어야만 하지만 동시에 불필요한 에너지 소모를 최대한 억제하여야 한다는 양면성을 가지며, 일반적으로 심근수축을 야기하는 최소 전압인 문턱전위보다 2배내지 3배 사이로 결정된다. 현재 사용중인 대부분의 심장 박동기의 경우, pacing 펄스의 전압은 0.5 - 7V 사이에서 결정할 수 있으며, 펄스의 폭은 0.05 - 2ms 사이에서 프로그램 할 수 있으나 일반적으로 0.4ms로 고정하고 전압을 변환시킴으로 적절한 pacing 에너지를 선택한다.

심근수축에 필요한 pacing 펄스의 에너지는 환자에 따라 다르며, 리드의 천이, 리드의 상태, 심근 경색, 복용 약물, 생리적 변화, 운동 유무 등에 따라 달라진다 [3-5]. 따라서 심근 수축을 야기하는 (일명 "capture") pacing 펄스의 크기는 주기적으

본 연구는 명지대학교 신입교수 교내 연구지원으로 수행되었음
통신저자 : 김정국, (449-728) 경기도 용인시 남동 산 38-2
명지대학교 전자정보통신공학부
Tel. (031)330-6377, Fax. (031)321-0271
E-mail. jk.kim@mju.ac.kr



그림 1. 심장박동기 pacing 펄스에 의한 ECG
Fig. 1. ECG waveform by pacemaker pacing pulses

로 확인되어 환자의 안전을 보장하고 불필요한 에너지의 소모를 억제하여야 한다.

심근 수축의 문턱전위는 pacing 펄스의 진폭을 감소시켜 가면서 ECG파형을 관찰하며 결정한다. 그림 1의 파형은 pacing 펄스에 의한 ECG의 파형을 보인다. 처음 3개의 pacing 펄스와 5번째 펄스는 심근을 수축시켜 paced ECG 파형을 발생시켰으나 4번째 pacing 펄스는 심근을 수축시키지 못하여 파형에 아무런 변화도 주지 못하고 있다. 따라서 pacing 펄스를 가한 후 ECG의 파형을 관찰하면 가해진 펄스가 심근 수축을 야기했는지 알 수 있다.

그림 2(a), (b)에 보인바와 같이 paced ECG의 형태는 일반적인 intrinsic ECG와는 매우 다른 형태를 갖는다[6]. 그것은 심장의 동방결절(SA node, sinoatrial node)에서 시작하여 방실결절(AV node, atrioventricular node)을 거쳐 심실을 탈분극(depolarization) 시키는 intrinsic ECG의 탈분극 방향과는 달리, paced ECG는 탈분극이 pacing 펄스가 가해지는 전극에서 시작하여 심장 전체로 퍼져 나가는데 기인한다.

최근에 보고되고 있는 심근의 유발반응(evoked response)에 의한 심근수축 확인방법은 심장 박동기내에서 자동적으로 작동할 수 있다는 장점 때문에 많은 관심을 끌고 있다. 그러나 유발반응에 겹쳐지는 후전위(afterpotential)를 제거하는 방법이 아직 해결되지 않아 현재 더 많은 연구가 필요한 실정이다 [7-8].

ECG 파형을 관찰함에 의해 심근수축을 확인하는 방법은 오랫동안 사용되어져 왔으며 또한 pacing 펄스에 의한 심근의 반응을 직접 확인할 수 있는 편리한 방법이라는 이유로 현재 대부분의 경우 사용되고 있다. 그러나 pacing 문턱 전압을 결정할 때 프로그래머 작동에러나 ECG 형태의 변화에 의한 판독에러가 발생하여 그 과정을 반복하여야 하기 때문에 수술시간이나 전기검진시간이 지연되는 경우가 발생하여 그 과정의 자동화가 요구되고 있다 [9-11].

본 논문에서는 pacing 펄스에 의한 ECG를 인식하여 pacing 문턱전위를 자동으로 결정하는 방법을 개발하고 23 명의 심장박동기 환자에게 적용하여 그 타당성을 검증하고자 한다.

paced ECG 와 intrinsic ECG의 비교

일반적인 paced ECG의 특성을 조사하기 위하여 12명 (남 8명, 여 4명, 평균연령 72세)의 심장박동기(미국 CPI사의 Vigor

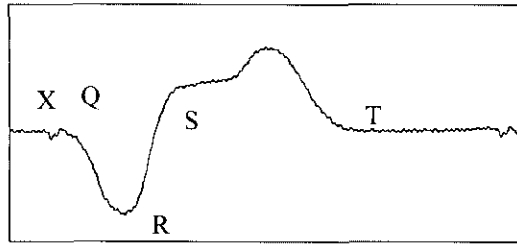
950) 환자로부터 약 3분간의 ECG를 심장박동기 프로그래머에 내장된 생체 신호 증폭기로 증폭시킨 후 TEAC 디지털 리코더에 기록하였다. 심장 박동기의 작동모드는 심실 억제형(VVI)으로 프로그램 하였고 심파용해현상(fusion beats)을 방지하기 위하여 각 환자의 박동수를 일상적인 경우보다 50% 높게 프로그램 하여 ECG 파형을 기록하였다.

심파용해현상은 심근의 자발적인 탈분극에 의해 발생한 R-파를 심장박동기의 R-파 검출 회로가 미처 검출하기 전에 pacing 펄스를 가하는 것으로, pacing 펄스에 의한 심근의 탈분극과 심근의 자발적인 탈분극이 동시에 발생하여 ECG의 형태를 변화시키거나 (fusion beats), pacing 펄스가 심근의 절대 불응기(absolute refractory period)에 가해져서 intrinsic ECG 형태를 변화시키지 못하기도 (pseudo-fusion beats) 하는데, 이 경우들은 pacing 펄스가 심근의 수축을 야기시켰는지 확인할 수 없게 한다. 따라서 이 경우를 분석을 방해하는 잡음으로 간주할 수 있다.

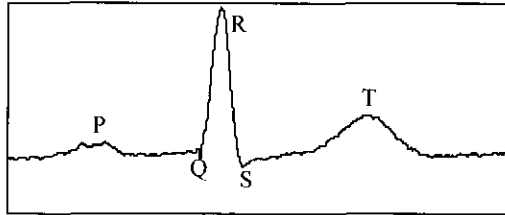
또한 실제의 경우 발생할 수 있는 근육 잡음의 영향을 고려하기 위하여 각 환자에게 5초 동안의 Valsalva 운동을 두 번 하도록 요청하여 근육 잡음을 ECG에 유입시켰다. 얻어진 ECG는 500 Hz로 샘플링 되었고 그 파형의 주파수 및 시간영역의 특성이 조사되었다.

그림 2(a)는 얻어진 전형적인 paced ECG로 그림 2(b)에 보인 intrinsic ECG와는 전혀 다른 파형을 보인다. 그림 2(a)의 점 X는 pacing 펄스를 가한 순간을 나타내며 Q, R, S, T는 편리를 위해 intrinsic ECG의 명칭을 그대로 사용하였다. 그림 2(a)에서 QRS는 그림 2(b)에 보인 intrinsic ECG에서와 같이 심실의 탈분극을 의미하고, ST는 재분극(repolarization) 구간을 의미한다.

시간영역에서 paced ECG와 intrinsic ECG의 형태상의 특성을 조사하기 위하여 기록된 12명의 ECG를 분석하여 파라미터 선정에 사용하였다. X-Q, Q-S, S-T 구간의 시간을 측정하였고, 탈분극파의 최대 진폭, 최대 기울기의 절댓값, QRS 변적을 조사하였다. 표 1에 paced ECG의 각 구간의 시간 간격들이 최대치, 최소치, 평균치, 표준 편차로 나뉘어 보여져 있다. 각 구간의 평균치는 각각 46.7ms, 110.8ms, 261.9ms로 Q-S 구간이 가장 안정(SD 16.3ms)되어 있었고 S-T 구간이 가장 불안정(SD 41.3ms) 하였다. 따라서 가장 안정되며 다른 구간보다 뚜렷한 진폭 및 기울기 특성을 갖는 QRS구간의 진폭, 기울기(slew-rate), 변적을 조사하여 ECG 기록 중 발생한 intrinsic ECG 또는 심파용해 ECG의 QRS파의 그것들과의 비율을 구하여 그림 3에 보였다. 그 이유는 pacing 펄스가 심근 수축을 야기 시킨 경우와 그렇지 못한 경우 그림 1에 보인 바와 같이 뚜렷한 ECG파형의 차이를 보여 그것들을 구별하는데 큰 문제가 없으나, 심파용해 파형은 intrinsic 파형의 형태와 같거나 intrinsic ECG의 변형된 형태를 갖게 되어 정확한 paced ECG 인식을 방해하기 때문에, paced ECG를 신호로 생각하고 intrinsic ECG 나 심파용해 ECG 파형을 잡음으로 고려하여 그 비율, 즉 신호 대 잡음비(SNR)를 구한 것이다.



(a)



(b)

그림 2. 심장박동기 pacing 펄스에 의한 paced ECG 파형(a)과 전형적인 intrinsic ECG 파형(b)의 비교; 그림 (a)의 X는 pacing 펄스가 가해진 시점이고, QRS는 intrinsic ECG에서와 같이 심근의 탈분극을, T는 재 분극을 나타낸다

Fig. 2. Comparison of a paced ECG waveform (a) and a typical intrinsic ECG waveform (b); the X in (a) represents the pacing moment, the QRS represents the depolarization wave, and T repolarization wave, as in the intrinsic ECG

특히 구해진 비율은 각 환자의 데이터에서 각 파라미터에 해당하는 값 중 신호(paced ECG)의 최저치를 잡음(intrinsic 또는 심파용해 ECG)의 최고치로 나눈 것으로 가장 낮은 신호 대 잡음비를 의미하여 신호를 잡음과 구별하기 가장 어려운 경우를 보인다.

선정된 세 가지 파라미터 중 QRS 면적이 그림 3에 보인

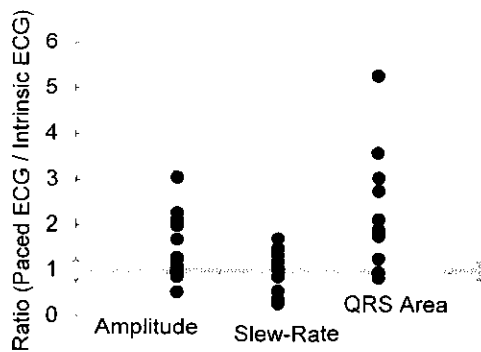


그림 3. 일반적인 intrinsic ECG에 대한 paced ECG의 진폭, slew-rate, QRS 면적의 비

Fig. 3. The ratios of amplitude, slew rate, and QRS area of paced ECG to intrinsic ECG

표 1. 그림 2에 보여진 paced ECG의 X, Q, S, T 사이의 시간 간격
Table 1. The time intervals between X, Q, R and S in the paced ECG shown in Figure 2

	X-Q	Q-S	S-T
Max.	88ms	138ms	302ms
Min.	25ms	80ms	142ms
Mean	46.7ms	110.8ms	261.9ms
SD	17.4ms	16.3ms	41.3ms

바와 같이 가장 큰 SNR을 보인다. 진폭과 slew-rate의 경우 SNR이 1보다 작은 경우가 많이 있었으나 QRS 면적은 SNR이 2 이상인 환자가 9명이었고 1보다 작은 경우는 1명이 있었다. 따라서 paced ECG 검출을 위해서는 QRS 면적이 가장 바람직한 파라미터가 되겠다. 그림 3에 많은 환자들의 SNR이 1보다 작은 경우를 보이나 실제의 경우 그 같은 상황이 발생하는 빈도는 매우 낮다. 왜냐하면 위에 언급한 비율들은 각 환자의 3분 동안의 ECG 에서 paced ECG 파형 중 최저 파라미터 값을 심파용해 또는 intrinsic ECG 중 최고 파라미터 값과 비교한 것이기 때문이다.

그림 4에 paced ECG 와 intrinsic ECG의 주파수 스펙트럼을 비교하였다. 그 스펙트럼은 500Hz로 샘플된 22개의 연속적인 paced ECG와 8개의 연속적인 intrinsic ECG를 선택하여 얻었다. 그림에서 paced ECG는 0-10Hz 사이에 상대적으로 많이 분포하며, 이에 비해 intrinsic ECG는 보다 완만한 스펙트럼 에너지 분포를 보이는데 이것은 시간영역에서 관찰할 수 있는 바와 같이 paced ECG의 넓은 QRS파와 intrinsic ECG의 좁은 QRS파와 일치함을 알 수 있다. 따라서 주파수 영역에서 두 개의 파형을 구별하기 위해 ECG의 평균(mean) 또는 중간(median) 주파수를 파라미터로 사용할 수도 있겠다. 예로써, paced ECG의 중간 주파수는 1.7 Hz이고 intrinsic ECG의 중간주파수는 8.2 Hz 이었다.

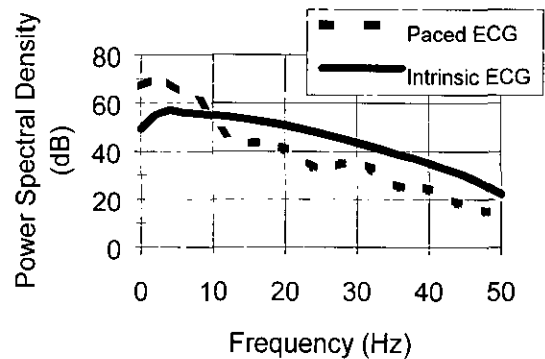


그림 4. 일반적인 intrinsic ECG와 paced ECG의 주파수 스펙트럼 분포

Fig. 4. The power spectral density of paced ECG and intrinsic ECG

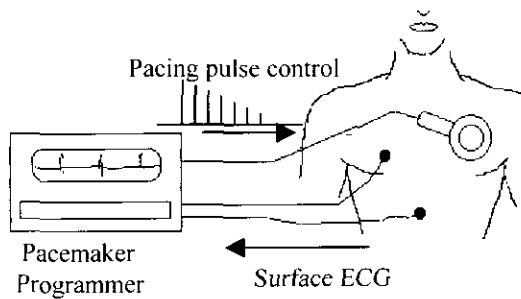


그림 5. QRS 면적에 의한 pacing 문턱전압 결정을 위한 실험방법
Fig. 5. Experiment method for determination of pacing threshold by QRS area

실 험

전 절에서 paced ECG의 QRS 면적이 가장 바람직한 파라미터임이 밝혀져 그 면적을 파라미터로 선정하였다. 또한 QRS 면적은 그 파형의 면적을 구하는 과정이 ECG 파형의 샘플치들을 더하는 아주 단순한 방법으로 해결할 수 있어서 기존의 심장 박동기나 프로그래머의 하드웨어를 변화시키지 않고도 소프트웨어만으로 실행시킬 수 있다는 장점을 갖는다.

그림 5는 실험에 사용된 방법을 보인다. 그림에서 신체 내부에 이식된 심장박동기 위에 놓인 telemetry 안테나는 심장박동기와 프로그래머 사이에 통신을 시작하여 프로그래머가 심장박동기를 제어할 수 있게 한다. 그리고 프로그래머는 ECG (Lead II)를 증폭하고 QRS 면적을 계산하여 심근이 수축했는지 결정할 수 있게 한다.

실험의 자세한 과정은 다음과 같다. 먼저 심파 융해현상을 방지하기 위하여 프로그래머가 심장박동기의 박동수를 100bpm (beats per minute)으로 프로그램 한다. 그 후 심장박동기가 5V의 pacing 펄스를 3회 가하도록 하면서 그때의 ECG 파형을 받아드려 QRS 면적을 계산한다. 5V의 pacing 전압은, 거의 모든 환자의 경우 0.5 - 2.0V (0.4ms의 펄스 폭) 사이의 pacing 펄스에 의해 심근이 수축되기 때문에, 심근 수축을 유발한 경우의 ECG 파형을 구하기 위하여 선택되었다. QRS 면적은 pacing 전압을 가한 뒤 40ms 후에서부터 80ms 동안의 baseline에 대한 파형의 면적으로 단순히 80ms 구간내의 샘플치를 더함에 의해 구해진다. 여기서 40ms을 기다린 것은 그림 2(a)에 보인 X-Q 구간을 기다리기 위한 것이며 그 후 80ms 동안의 면적은 표1에 조사된 Q-S 구간의 최소치가 80ms이므로 선택하였다. 구해진 세 개의 5V pacing 전압에 의한 QRS 면적은 평균되고 그 평균값의 50%를 paced ECG와 그 외의 ECG, 즉 잡음을 구별하기 위한 경계값(문턱값)으로 결정한다.

그 후 심장박동기 프로그래머는 심장 박동기의 pacing 전압을 제어하여 심장박동기가 5.0V부터 0.1V씩 지속적으로 감소하는 pacing 전압을 가하도록 하는 동시에 ECG로부터 QRS 면적을 계산하여 계산된 면적을 세 개의 5V로부터 결정된 경계값과 비교한다. 만약 QRS 면적이 경계값보다 크면 pacing

전압이 심근을 수축시킨 것으로, 경계값보다 작으면 심근을 수축시키지 못한 것으로 하여 심근 수축을 야기 시키는 최저 전압을 pacing 문턱전압으로 결정한다. 또한 결정된 pacing 문턱전압은 후에 저장된 ECG파형을 통해 확인한다.

결과 및 고찰

위에서 설명한 방법은 심장박동기 정기검진을 위하여 병원을 방문한 23명의 환자(남 17, 여 6, 평균연령 68세)에게 적용되었다.

저장된 ECG를 해석하여 확인한 결과 총 23명의 환자 중 19명의 경우 ECG 형태에 의해 정확히 pacing 문턱 전압을 결정하였고 그들의 SNR은 평균 6.9 (표준편차=3.29, 최대치=12.4, 최소치=2.5)였다.

두 명의 환자의 경우 실험 중 얻어진 ECG가 호흡의 영향으로 심하게 변조되어 알고리즘을 적용할 수 없었고 또 다른 두 명은 프로그램한 100bpm의 박동수가 충분히 높지 않아 paced ECG와 intrinsic ECG가 경쟁적으로 나타나 실험을 적절히 수행할 수 없었다. 이 경우 일률적으로 박동수를 100bpm으로 할 것이 아니라 환자의 intrinsic 박동수에 따라 pacing 박동수를 결정하였다면 이 같은 상황을 피할 수 있었을 것이나 환자가 빈맥(tachycardia)을 보이는 경우 어느 정도의 박동수까지 이 방법을 적용할 수 있을 것인지에 대한 연구가 필요하겠나.

19명의 환자로부터의 결과는 표 1에 보인 paced ECG의 특성을 조사하기 위한 12명의 환자로부터의 SNR과 차이가 있는데 이것은 12명의 데이터들 얻을 때 환자들에게 요청한 Valsalva 운동이 야기한 근육잡음의 유무에 기인한다. 특별히 근육잡음은 표1의 특별히 낮은 SNR의 원인이 되었으나 19명의 데이터는 Valsalva 운동을 요구하지 않았기 때문에 더욱 좋은 결과를 보였다.

본 연구에서 개발한 ECG 형태에 의한 자동화된 pacing 문턱 전압 결정 방식은 비록 23명의 환자 중 19명의 경우에서만 좋은 결과를 보였지만 효과적인 방법이라 할 수 있다. 그 이유는 우선 빈맥을 보이는 환자의 경우 현재 사용중인 육안에 의해 심근수축을 확인하는 경우에도 pacing 문턱전압을 결정하는 것이 용이하지 않아 결국 적절한 pacing 문턱전압 결정이 매우 어렵기 때문에 본 연구에서 개발한 방법과 차이가 없으며, 또한 호흡에 의해 변조된 ECG의 경우 적절한 필터링을 통해 호흡의 영향을 제거할 수 있기 때문이다. 본 논문에서 개발한 방식의 또 다른 목적이 기존에 사용되는 장비를 하드웨어의 변환없이 그대로 사용할 수 있는 소프트웨어만에 의한 방식을 염두에 두었고 또한 인체실험 도중 프로토콜을 바꾸기 어려워서 그대로 진행했지만 호흡에 의한 문제점은 호흡 변조파를 제거하는 간단한 필터링에 의해 쉽게 제거되리라 예상되거나 적절한 연구를 통하여 확인되어야 하겠다.

결 론

ECG의 형태를 이용하여 심장박동기의 pacing 문턱전압을 자동적으로 결정하는 방법을 개발하고 23명의 심장박동기 환자에게 적용하여 그 가능성을 확인하였다. 개발된 방법은 심실의 탈분극을 의미하는 QRS 변적을 파라미터로 하였고 QRS구간의 샘플치들을 합하는 단순한 연산에 의해 수행되었다. 비록 알고리즘은 단순하였으나 신뢰도가 높았고 pacing 문턱전압을 자동적으로 결정할 수 있었으며 현재 사용중인 심장박동기 및 프로그래머의 하드웨어를 변환시킬 필요 없이 소프트웨어만을 첨가하여 수행시킬 수 있었다. 따라서 본 논문에서 개발한 알고리즘은 pacing 문턱전압을 자동적으로 결정하는데 효과적으로 사용될 수 있겠다.

참 고 문 헌

1. K.A. Ellenbogen, Cardiac Pacing, Blackwell Science, Cambridge Massachusetts, pp. 37-56, 1996
2. H. Moses, K. Moulton, B. Miller, et al. A practical guide to Cardiac pacing, Little, Brown and Company, Boston, Massachusetts, pp. 58-64, 1995
3. S. Barold, L Ong, and A. Heinle, "Stimulation and sensing thresholds for cardiac pacing: Electrophysiologic and technical aspects", Progress in Cardiovascular Disease, Vol. 24, No.1, pp1-24, 1981
4. K. Stokes and G. Bornzin, The electrode-biointerface: Stimulation in Barold SS, (ed.): Modern Cardiac Pacing, Mount Kisco, New York, Futura Publishing Co. Inc., pp.33-77, 1985
5. A. Schuchert, K. Kuck, and W. Bleifeld, "Stability of pacing threshold, impedance, and R-wave amplitude at rest and during exercise", PACE, Vol. 13, pp.1602-1608, 1990
6. R. N. Fogoros, Electrophysiologic Testing, Blackwell Science, ambridge Massachusetts, pp. 93-98, 1995
7. G. Feld, C. Love, J. Camerlo, et al. "A new pacemaker algorithm for continuous capture verification and automatic threshold determination: Elimination of pacemaker afterpotential utilizing a triphasic charge balancing system", PACE, Vol. 15, pp171-178, 1992
8. B. Jones, J. Kim, Q. Zhu, et al. "Future of bradyarrhythmia therapy systems: Automaticity", Am J Cardiol, Vol. 83, pp192D-201D, 1999
9. P. Levine, "The complementary role of electrogram, event marker and measured data telemetry in the assessment of pacing system function", J. Electro-physiol, Vol. 1, pp.404-416, 1987
10. G. Van Beek, K. Den Dulk, and F. Lidemans, "Detection of insulation failure by gradual reduction in noninvasively measured electrogram amplitudes", PACE, Vol. 9, pp.772-775, 1986
11. K.A. Ellenbogen, Cardiac Pacing, Blackwell Science, Cambridge Massachusetts, pp. 334-335, 1996