

고해상도 심전계의 개발

이호성, 우응제, 박승훈, 이종민*, 박광석*

건국대학교 의과대학 의학공학과

*서울대학교 의과대학 의공학과

Development of a High-Resolution Electrocardiography

H. S. Lee, E. J. Woo, S. H. Park, J. M. Lee*, and K. S. Park*

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Kon Kuk University

* Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

ABSTRACT

Most of the conventional electrocardiographies fail to detect signals other than P-QRS-T due to the limited SNR and bandwidth. High-resolution electrocardiography (HRECG) provides better SNR and wider bandwidth for the detection of micro-potentials with higher frequency components such as ventricular late potentials(LP). In this paper, we developed a HRECG using uncorrected XYZ lead. The overall gain of the amplifier is 4000 and the bandwidth is 0.5~300Hz without using 60Hz notch filter.

Three 16-bit A/D converters sample X, Y, and Z signals simultaneously with a sampling frequency of 2000Hz. Sampled data are transmitted to PC via a DMA-controlled serial communication channel using RS-485 and HDLC protocol.

The noise level of the developed HRECG is less than $5\mu V_{rms, RTI}$. In order to further reduce the noise level, signal averaging technique is implemented utilizing template matching method. The SNR of the developed HRECG is high enough for the detection of LP.

서론

통상의 심전계 보다 넓은 대역폭과 우수한 신호 대 잡음비 및 100 배 이상의 해상도를 가짐으로써, 현재 임상적으로 사용되는 P-QRS-T 의 전형적

인 심전도 파형 이외에, ventricular late potential(LP) 과 같은 보다 고주파의 미세 파형 까지 검출이 가능하도록 한 심전계를 고해상도 심전계(HRECG, high-resolution electrocardiography)라 한다. 고해상도 심전계는 최근에 그 임상적 이용이 증가하고 있으며, 그 예로는 LP 의 검출, mid-QRS 에서의 고주파 신호 검출, 고주파의 심방 신호 검출 등이 있다. 본 논문에서는 주로 LP 의 검출을 목적으로 하여 개발한 고해상도 심전계에 대하여 기술한다.

심근경색 발병 후, 회복 중인 환자들 중에서 심실 빈맥과 같은 부정맥으로 인한 급사의 위험성이 있는 환자를 분별하는 방법으로서 LP 의 검출이 제안되었다. 지금까지의 임상시험 결과를 요약하면, 지속적인 심실빈맥을 나타내는 환자의 60~90%에서 LP 가 검출되고 있으며, 반면에 정상 의 경우에는 0~7%의 경우 만이 LP 가 검출되었다고 보고되었다 [1,2]. 앞으로, HRECG 의 성능이 향상되어 LP 검출의 정확성이 높아지고 임상에서의 응용 기법이 개선되면, LP 의 중요성이 더욱 증가하리라 예상된다.

지금까지 밝혀진 바에 의하면 LP 의 기전은 다음과 같다. 심근 경색은 심근 전체에 걸쳐 나타나기 보다는 부분적으로 발생하는 경우가 많다. 이 경우에 부분적인 정상 심근은 나름대로의 전기전도를 일으키며, 이러한 전기전도는 건강한 심장에

서의 전기전도에 비하여 지연되어 나타난다. 따라서, 부분적인 심근 경색은 심근에서의 전기전도 시간을 지연시키고 전도속도를 느리게하는 결과를 초래한다. 또한, 국부적인 전도회로의 변경에 의해 신호의 fragmentation 이 발생하여 결국 높은 주파수 성분을 만들어 낸다 [3,4]. 이렇게 발생하는 미세 신호를 인체 표면에서 측정할 것이 LP 이다 [5].

LP는 보통 QRS의 종단에서 발견되며, 그 크기가 1~40 μV 이고, 25~250 Hz의 비교적 높은 주파수 성분을 가지는 신호이다. 이러한 LP의 검출을 위하여 신호 평균법이 가장 많이 사용되고 있으며, 최근에는 beat-to-beat LP 검출도 시도되고 있다 [6]. LP의 임상적 중요성이 점차 인식되면서, 최근에는 측정장치 및 신호처리 방법에 대한 표준이 마련되었다 [1]. 그러나 이 표준은 HRECG의 전부분을 모두 표준화하지는 못하였고, 이는 이 분야에서의 더욱 많은 연구가 필요하다는 점을 시사하고 있다.

본 논문에서 개발한 고해상도 심전계는 다음의 그림 1과 같이 아날로그 부분과 A/D 변환기 및 데이터 수집 부분, 그리고 직렬통신 부분과 PC 및 소프트웨어로 구성된다. 전체적인 사양과 성능은 최근에 관련 연구자들에 의해 정해진 고해상도 심전계 규격이나 또는 그 이상의 수준으로 하였다.

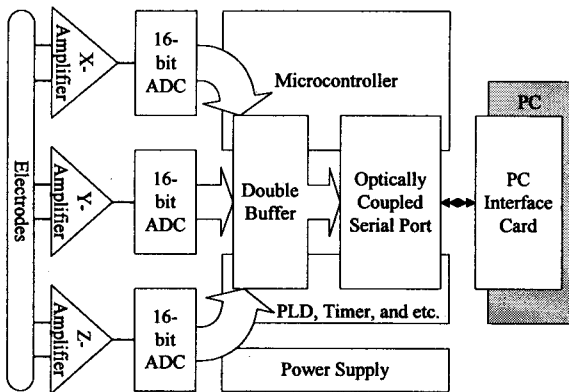


그림 1. 고해상도 심전계의 구성도.

Fig. 1. Block diagram of HRECG.

전극 및 입력부

전극으로는 통상의 심전도 측정에 사용되는 일회용 Ag-AgCl 전극을 사용하였다. 그러나, 피부

임피던스의 크기를 줄이기 위하여 전극의 부착 이전에 피부에 접촉 용 테이프를 10~20 차례 반복 부착하였고, 피부를 알코올로 수차례 닦아서, 매우 큰 임피던스 값을 가지는 피부의 최외각 층을 제거하여 피부의 저항이 최소화되도록 하였다. 피부와 전극의 접촉 저항을 1000 Ω 이내로 유지하였다.

전극의 부착 이후에는 실제의 데이터 수집까지 최소한 5분 이상의 시간을 기다려서, 전극과 피부 사이의 인터페이스 부분이 안정화되도록 하였다. 따라서, 각 전극과 피부 인터페이스에서의 접촉 임피던스의 차이에 기인하는 차동성분 잡음의 유입을 최대한 억제하였다 [7].

전극과 증폭기를 연결하는 리이드 선은 구동차폐하여 60Hz의 방해신호가 유입되는 것을 억제하였다. 실험 대상은 최대한 편안한 자세를 유지하면서 움직임이 없도록 하여, 동잡음(motion artifact)이나 근잡음(muscle artifact)의 발생을 최소화하였다. 리이드 선 또한 측정 도중에 움직이지 않도록 고정하였다. 모니터링 목적의 심전도 증폭기와는 달리 입력부에 보호회로를 사용하지는 않았다.

증폭기

X, Y, 및 Z 리이드의 3 채널 증폭기는 리이드 선의 구동차폐, 초단 버퍼, 단일 IC 계측용 증폭기, 필터, 및 후단 증폭기로 구성된다. 차동 증폭기로는 단일 IC 계측용 증폭기를 사용하여, 110dB 이상의 CMRR을 얻을 수 있도록 하였다. 증폭기의 주요 사양은 다음의 표 1과 같다.

표 1. HRECG 용 증폭기의 주요 사양.

Table 1. Specifications of biopotential amplifiers.

항목	사양
채널 수	3
리이드 시스템	Uncorrected XYZ
입력 범위	-2.5 ~ +2.5mV
입력 임피던스	> 10M Ω
전압이득	4000
주파수특성	0.5~300Hz (3dB 차단주파수)
CMRR	110dB
잡음	< 5 μV_{rms} , RTI

고해상도 심전계의 개발

데이터 수집부

데이터의 수집을 위하여, 인텔사의 MCS-51 계열 8-bit 마이크로프로세서와 3개의 16-bit A/D 변환기, 타이머 및 주변소자들을 포함하는 데이터 수집장치를 설계, 제작하였다. 표본화 주파수는 2000Hz로 하였다.

A/D 변환된 결과는 2중으로 구성된 버퍼에 저장된다. 하나의 버퍼가 채워지면 그 내용을 DMA에 의해 직렬통신 포트로 전송하고, 그 동안에는 다른 쪽의 버퍼에 데이터를 저장한다.

16-bit A/D 변환기에 의한 측정 신호의 해상도는 약 $0.08\mu V_{RTI}$ 로서, 수~수십 μV_{RTI} 크기의 미세신호와 잡음을 모두 잘 표현하여, 신호평균법과 같은 추가적인 신호처리 기법의 적용이 가능하다.

직렬통신부

대지접지와 환자의 신호 기준점 사이의 전기적인 절연을 위하여 직렬통신부에는 광결합기를 사용하였다. 광결합기는 1Mbps의 최대 통신속도에서도 파형의 왜곡이 없도록 하였고, 광결합기의 출력은 RS-485 transceiver에 의해 RS-485 신호로 변환되어 전송이 이루어 지도록 하였다.

한번에 전송하는 패킷 속에 포함되는 심전도 데이터의 양은 가변이 가능하나, 일단은 300Byte로 하여, 25ms마다 한번씩 패킷이 전송되도록 하였다. 패킷 전송에는 HDLC 프로토콜을 사용하였다.

PC 인터페이스 부

PC에는 16-bit I/O slot에 장착되는 카드 형태의 인터페이스 장치를 설계, 제작하였다. 이 장치에도 역시 인텔사의 MCS-51 계열 8-bit 마이크로프로세서와 RS-485 transceiver를 장착하였다. RS-485 transceiver를 통하여 전달되는 패킷으로 부터 마이크로프로세서는 심전도 데이터 부분을 추출하고, 추출된 데이터는 버퍼에 저장된다.

버퍼의 내용을 PC의 주메모리로 전달하기 위하여, 마이크로프로세서와 PC는 버퍼를 공유하면서 인터럽트와 polling 방식을 혼용한 서로간의 제어신호에 의해 데이터를 교환하도록 하였다.

신호평균 알고리즘

지금까지는 신호대잡음비(SNR)의 향상을 위하여 신호평균이 필수적으로 행하여져서, HRECG를 SAECG(signal-averaging ECG)라고도 부르고 있는 실정이다. 그러나 유발전위 등에서는 평균을 위한 확실한 기준점을 가지는 반면에, 심전도는 확실한 기준점을 스스로 제공하고 있지 않으므로, 각각의 심전도 파형들을 정렬하는 것이 매우 중요하며 또 어려운 문제로 대두되고 있다 [8-10]. 파형정렬에서 오차가 발생하면, 그것은 평균을 취한 후에는 저역 통과필터링을 행한 것과 같은 효과를 가져와서, 비교적 고주파 성분을 가지는 LP의 검출에 치명적인 악영향을 끼치게 된다. 따라서 지금까지의 많은 연구가 파형정렬 기법의 고안에 집중되고 있다.

본 논문에서 개발한 신호 평균 알고리즘은, 통상의 R-파 검출과 그 이후에 template matching 기법에 기초한 정밀 기준점 선정 방법을 기본으로 하였다. 그림 2는 template의 생성과정을 보여주고 있다. 2000Hz로 표본화 된 심전도는 200Hz의 표본화 주파수로 변환되어 QRS 검출기에 입력되고, QRS 검출기는 정밀 기준점 선정에 필요한 임시 기준점으로서 R-파의 위치를 출력한다. 2000Hz로 표본화 된 원래의 신호 상의 임시 기준점 앞뒤로 50ms 동안의 데이터 범위 내에서, 자기 자신의 기준점을 가지고 있는 최초 선택 심전도와 새로운 심전도 사이의 상관함수를 구한다. 이 함수값이 최대가 되는 위치를 찾아서, 새로운 심전도의 정밀 기준점으로 정한다. 이 함수값의 최대치가 없거나, 그 값이 0.98보다 작은 경우에는 데이터를 버리도록 하였다 [1].

이렇게하여 $\pm 0.25ms$ 의 오차 범위 내에서 정밀 기준점이 정해진 N개의 심전도를 추출한 후, 이들의 평균을 구하여 template으로 한다. 최초 선

택 심전도는 눈으로 관찰하여 가장 전형적인 파형을 가지는 심전도로 정하는 방법을 채택하였다.

PC 프로그램

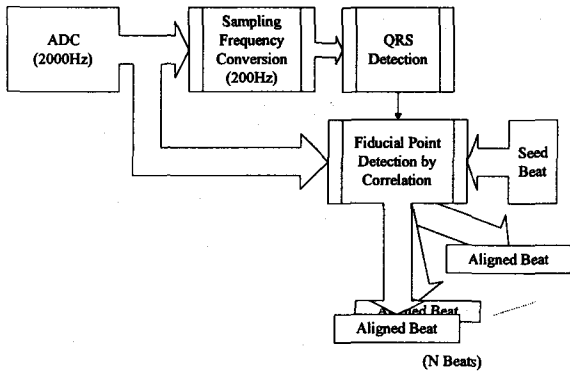


그림 2. Template의 생성 과정.

Fig. 2. Generation of template beat.

신호의 평균에 사용할 많은 갯수의 심전도 신호들에 대한 정밀 기준점의 결정은 template 생성 과정과 동일하다. 단, 상관함수의 계산에 사용하는 데이터로 이미 만들어진 template를 사용한다는 점만이 다르다.

각 리이드 별로 정밀 기준점이 표기된 M (보통 100~300)개의 심전도가 준비되면, 이들을 그 기준점으로 정렬하여 각 리이드 별로 평균을 구한다.

신호 평균 이후에 수행하는 LP 판정을 위한 변수 추출 알고리즘은 그림 3에 보인 바와 같이, 벡터 합의 계산, 고역통과 여파기, 잡음의 평가, QRS 시점 및 종점 추출, 변수들의 값 추출, 및 판정 규칙으로 구성된다 [10].

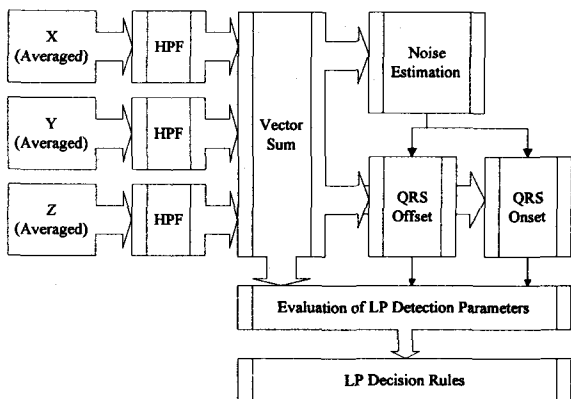


그림 3. LP 판정을 위한 변수 추출 알고리즘.

Fig. 3. LP detection algorithm.

PC 프로그램은 크게 2부분으로 구성된다. 하나는 인터페이스 카드의 버퍼로부터 데이터를 읽어서 PC의 주메모리에 저장하는 데이터 수집 부분이고, 다른 하나는 이러한 데이터를 화면에 도시하면서 신호처리 및 저장 등을 수행하는 부분이다.

PC 프로그램은 객체지향형 프로그래밍 기법으로 마이크로소프트의 Visual C++4.0을 이용하여 개발하였다.

실험

다음의 그림 4는 건강한 30대 남자로 부터 측정된 심전도 신호와 파형 정렬 알고리즘의 수행 상태를 보여주고 있다. 그림 5는 신호 평균의 결과와 고역통과여파기의 출력 및 LP 검출창을 보여주고 있다. LP 검출창에서는 파형의 크기 축을 확대하여 기저선 근처의 미세 신호와 잡음의 형태와 크기를 잘 보여 주도록 하였다.

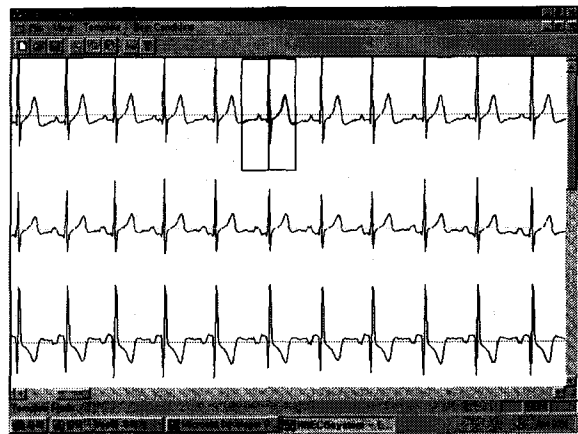


그림 4. 측정된 심전도에 대한 기준점 정렬 알고리즘 수행 상태.

Fig. 4. Measured ECG and beat alignment.

토의

본 논문에서 개발한 고해상도 심전계는 그 성능의 평가 결과 LP의 검출이 가능한 정도의 SNR을 제공함을 확인하였다. 그러나, 실제 환자에게

적용하여 LP를 검출하는 임상시험을 통하여, 그 정확성을 입증하는 과정이 뒤따라야 할 것이다.

또한, LP의 검출에 영향을 미치는 리이드 시스템, 파형정렬 알고리즘, 고역통과여파기, LP 추출용 파라미터의 정의 등에 관한 연구가 필요하다. 그리고, 궁극적으로는 보다 개선된 하드웨어와 수준 높은 신호처리 기법에 의해, 신호의 평균을 취하지 않고 매 심전도로 부터 직접 LP를 검출하는 방법에 대한 연구가 진행될 예정이다.

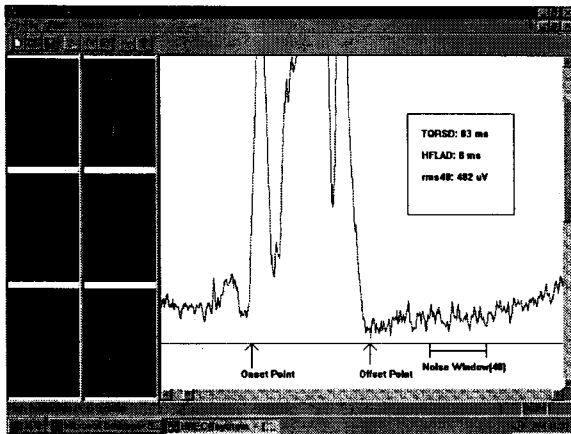


그림 5. 신호평균의 결과 및 LP 검출창.

Fig. 5. Results of signal averaging and LP detection window.

결론

본 논문에서는 LP와 같은 고주파의 미세신호 검출에 이용될 수 있는 고해상도 심전계를 개발하였다. XYZ 리이드 시스템을 채택하였고, 증폭기는 3 채널로 하였으며, 이득은 4000 이고 대역폭은 0.5~300Hz로 하였다.

마이크로프로세서에 의하여 제어되는 16-bit의 정밀 A/D 변환기에 기초한 데이터 수집장치는 각 채널의 신호를 2000Hz의 표본화 주파수로 표본화한다. A/D 변환된 데이터는 광결합된 직렬통신채널을 통하여 최대 1Mbps의 전송속도로 RS-485와 HDLC 프로토콜에 의해 PC로 전송된다.

전체적인 시스템의 잡음 수준은 $5\mu V_{rms}$, RTI로서, 100주기 이상의 신호평균에 의해 LP를 검출하기에 충분한 정도의 낮은 수준임을 확인하였다.

참고문헌

1. G. Breithardt, M. E. Cain, N. El-Sherif, N. C. Flowers, V. Hombach, M. Janse, M. B. Simson, and G. Steinbeck, "Standards for analysis of ventricular late potentials using high-resolution or signal-averaged electrocardiography," *Circulation*, 83, 4, 1481-1486, 1991.
2. M. E. Cain, H. D. Ambos, J. Markham, B. D. Lindsay, and R. M. Arthur, "Diagnostic implication of spectral and temporal analysis of the entire cardiac cycle in patients with ventricular tachycardia," *Circulation*, 83, 1637-1648, 1991.
3. E. J. Berbari, and R. Lazzara, "The significance of electrocardiographic late potentials: Predictors VT," *Annu. Rev. Med.*, 43, 157-169, 1992.
4. M. B. Simson, The Signal Averaged Electrocardiogram in *Comprehensive Electrocardiology* by P. W. Macfarlane and T. D. V. Lawrie, eds., NY, Pergamon Press, 1989.
5. M. B. Simson, W. J. Untereker, S. R. Spielman, L. N. Horowitz, N. H. Marcus, R. A. Falcone, A. H. Harken, and M. E. Josephson, "Relationship between late potentials on the body surface and directly recorded fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia," *Am. J. of Cardiology*, 51, 1, pp. 105-112, 1983.
6. H. A. M. Al-Nashash and S. W. Kelly, "Noninvasive beat-to-beat detection of ventricular late potentials," *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 27, pp. 64-68, 1989.
7. 의공학교육연구회, *의용계측공학*, 서울, 여문각, 1993.
8. W. Craelius, M. Restivo, M. A. Assadi, and N. El-Sherif, "Criteria for optimal averaging of cardiac signals," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 33, pp. 957-966, 1986.
9. R. Jane, H. Rix, P. Caminal, and P. Laguna, "Alignment methods for averaging of high-resolution cardiac signals: A comparative study of performance," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 38, 571-579, 1991.
10. B. R. S. Reddy, D. W. Christenson, G. I. Rowlandson, and C. Hammill, "High resolution ECG," *Med. Elec.*, April, 60-73, 1992.