

Late Potential의 검출을 위한 고해상도 심전계의 개발

우응제·박승훈·이호성·박광석*·이종민*

= Abstract =

Development of a High-Resolution Electrocardiography for the Detection of Late Potentials

Eung Je Woo, Seung-Hun Park, Ho Sung Lee, Kwang Suk Park*, and Jongmin Lee*

Most of the conventional electrocardiographs 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).

We have developed a HRECG using uncorrected XYZ lead for the detection of LPs. 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 a PC via a DMA-controlled, optically-coupled serial communication channel. In order to further reduce the noise, we implemented a signal averaging algorithm that averaged many instances of aligned beats. The beat alignment was carried out through the use of a template matching technique that finds a location maximizing cross-correlation with a given beat template. Beat alignment error was reduced to ± 0.25 ms. FIR high-pass filter with cut-off frequency of 40Hz was applied to remove the low frequency components of the averaged X, Y, and Z signals. QRS onset and end point were determined from the vector magnitude of the signals, and some parameters needed to detect the existence of LP were estimated.

The entire system was designed for the easy application of the future research topics including the optimal lead system, filter design, new parameter extraction, etc. In the developed HRECG, without signal averaging, the noise level was less than $5\mu V_{rms, RTT}$. With signal averaging of at least 100 beats, the noise level was reduced to $0.5\mu V_{rms, RTT}$ which is low enough to detect LPs. The developed HRECG will provide a new advanced functionality to interpretive ECG analyzers.

Key words : High-resolution electrocardiograph, late potential, signal averaging

서 론

통상의 심전계 보다 넓은 대역폭과 우수한 신호대잡음 비 및 100배 이상의 해상도를 가짐으로써, 현재 임상적으로 사용되는 P-QRS-T의 전형적인 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. HRECG는 최근에 그 임상적 이용이 증가하고 있으며, 그 예로는 LP의 검출, mid-QRS에서의 고주파 신호 검출, 고주파의 심방 신호 검출 등이 있다[1,2,3]. 본 논문에서는 주로 LP의 검출을 목적으로 하여 개발한 HRECG에 대하여 기술한다.

심근경색 발병 후, 회복 중인 환자들 중에서 심실 빈맥

건국대학교 의과대학 의공학과

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

*서울대학교 의과대학 의공학교실

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

통신저자 : 우응제, (380-701) 충북 충주시 단월동 322, Tel.(0441)40-3762, Fax.(0441)848-0620

본 연구는 1994년도 과학재단 핵심전문 연구지원에 의해 수행되었음(과제번호 941-0900-089-2).

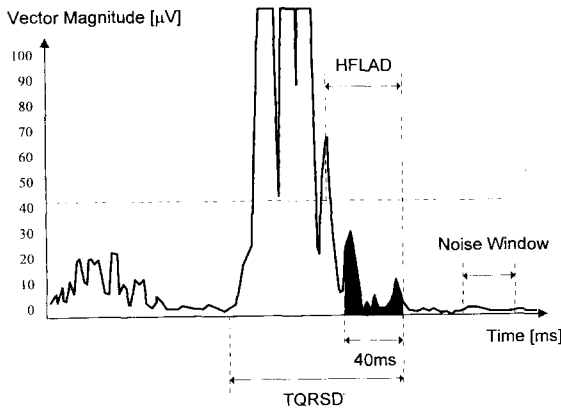


그림 1. XYZ 리이드의 벡터 합에 나타나는 전형적인 LP 파형. TQRSD(total QRS duration)과 HFLAD(high-frequency low-amplitude duration)은 LP 판정을 위한 변수들로서 본문의 3절에 정의되어 있다

Fig. 1. Typical waveform of LP on the vector magnitude of XYZ lead. TQRSD(total QRS duration) and HFLAD (high-frequency low-amplitude duration) are parameters for the detection of LP and defined in section 3

과 같은 부정맥으로 인한 급사의 위험성이 있는 환자를 분별하는 방법으로서 LP의 검출이 제안되었다. 지금까지의 임상실험 결과들을 요약하면, 지속적인 심실빈맥을 나타내는 환자의 60~90%에서 LP가 검출되고 있으며, 반면에 정상 경우에는 0~7%의 경우만이 LP가 검출되었다고 보고되었다[4,5]. 그러나, 수 많은 임상실험의 결과들 중에서는 서로 상충되는 것도 있고, 그 정확성의 변동폭이 큰 편이다. 이는 아직까지 많은 기술적인 문제점들을 남겨놓고 있다는 것을 의미한다.

현재로서는, LP가 검출되었으니 심실빈맥이 예견된다는 정(positive)의 예측기능 보다는, LP가 검출되지 않았으니 심실빈맥의 가능성이 거의 없다는 부(negative)의 예측기능이 더 큰 정확성을 가지고 있다. 앞으로, HRECG의 성능이 향상되어 LP 검출의 정확성이 높아지고 임상에서의 응용 기법이 개선되면, LP의 중요성이 더욱 증가하리라 예상된다.

지금까지 밝혀진 바에 의하면 LP의 기전은 다음과 같다. 심근 경색은 심근 전체에 걸쳐 나타나기 보다는 부분적으로 발생하는 경우가 많다. 이 경우에 경색된 심근 주위의 부분적인 정상 심근들은 나름대로의 전기전도를 일으키나, 이러한 전기전도는 건강한 심장에서의 전기전도에 비하여 전도속도가 느리고 전도경로가 길어진다. 따라서, 부분적인 심근 경색은 심근에서의 전기전도 시간을 지연시키고 전도속도를 느리게 하는 결과를 초래한다. 또한, 국부적인 전도회로의 급작스러운 변경에 의해 신호의 단편화(fragmentation)가 발생하여 결국 높은 주파수 성분들을 만들어 낸다[6,7]. 이렇게 하여 QRS 종단에 나타

나는 미세 신호를 인체 표면에서 측정된 것이 LP이다 [8].

그러나 LP의 기전에 대해서는 아직 완전히 밝혀지지 않고 있으며, 신경계통 등 기타의 요인들을 고려하는 여러 가지 연구가 진행되고 있는 상황이다. 어쨌든 LP의 검출이 가지는 임상적 의의에 대해서는 그 중요성에 대한 인식이 확립되어 있는 상태이고, HRECG에 의한 LP의 검출과 그에 따른 여러 가지의 임상실험이 활발히 진행되고 있다.

LP는 보통 QRS의 종단에서 발견되며, 그 크기가 1~40 μ V이고, 25~250Hz의 비교적 높은 주파수 성분을 가지는 신호이다. 그림 1은 XYZ 리이드의 벡터 합에 나타나는 LP의 모양을 보여주고 있다. 그림에 표시된 시구간 및 크기의 의미는 본 논문의 뒤에서 기술한다.

이러한 LP의 검출에 필요한 신호대잡음비(SNR)의 향상을 위하여, 지금까지는 신호 평균법이 가장 많이 사용되고 있으며, 따라서 HRECG를 SAECG (signal-averaging electrocardiography)라고도 부르고 있는 실정이다 [2,3,4]. 그러나 유발전위 등에서는 신호평균을 위한 확실한 기준점이 있는 반면에, 심전도는 확실한 기준점을 스스로 제공하고 있지 않으므로, 각각의 심전도들을 정렬하는 것이 매우 중요하며, 또 어려운 문제로 대두되고 있다. 따라서 지금까지의 많은 연구가 신호 정렬(beat alignment) 기법의 고안에 집중되고 있으나 아직 최적의 알고리즘이 개발되지 못한 상황이다.

최근에는 beat-to-beat LP 검출도 시도되고 있다[9]. 이는 우수한 성능의 아날로그 하드웨어 소자들과 고급의 신호처리 방법들이 개발됨에 따라, 신호평균을 하지않고 매 심전도에서 LP를 검출하여, 매 beat 마다 변하는 LP의 폭, 모양, timing 등의 해석을 시도하고 있으나, 아직 그 성능이 입증되지는 못한 실정이다. 또한, Holter 심전계에 신호평균 기법을 적용하는 시도도 이루어지고 있다.

지금까지의 많은 임상시험 결과에서 LP에 의한 지속적인 심실빈맥 및 급사의 예측에 대한 정확도가 60~90% 정도에서 차이를 보이는 이유는 다음과 같다고 생각된다. 첫째, 크기가 수 μ V 정도이고 폭이 수십 ms로 짧은 신호인 LP가 수 mV 크기의 QRS complex 직후에 발생하므로, 그 검출이 매우 어렵다는 기술적인 요인을 꼽을 수 있다. 둘째로는, 심근경색 발병 후, 어느 시기에 어떠한 방법으로 HRECG에 의한 진단을 시도하는 것이 LP의 검출에 최적의 진단 절차가 되는가 하는 임상적인 문제에 대한 해답이 아직 제시되고 있지 못하다는 점이다.

HRECG에 의한 LP의 검출 방법이 심장병 환자의 진단에 있어서 매우 중요한 비판적인 방법이 된다는 점에는 이의가 없으나, 위와 같은 이유로 그 임상적 이용이 아직 제한적인 상황이므로, 위의 두가지 문제를 해결하는

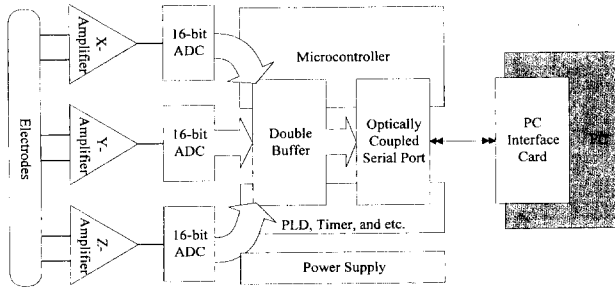


그림 2. HRECG의 구성도
Fig. 2. Block diagram of a HRECG

것이 시급한 과제이다.

LP의 임상적 중요성이 점차 인식되면서, 최근에는 측정장치 및 신호처리 방법에 대한 표준이 마련되었다[4]. 그러나 이 표준은 HRECG의 전부분을 모두 표준화하지는 못하였고, 이는 이 분야에서의 더욱 많은 연구가 필요하다는 점을 시사하고 있다.

본 논문에서는 LP 등의 미세 심전도 신호를 인체의 표면에서 측정할 수 있는 HRECG를 개발하였다. 시스템의 설계에 있어서는, 다양한 실험방법의 구현에 의한 성능비교 연구를 필요로 하는 이 분야의 특성을 고려하여 구성을 쉽게 변경할 수 있는 구조로 하였다. 개발한 HRECG는 다음의 그림 2와 같이 아날로그 증폭기 부분과 A/D 변환기 및 데이터 수집장치 부분, 그리고 직렬 통신장치 부분과 PC 및 소프트웨어로 구성된다. 전체적인 사양과 성능은 최근에 관련 연구자들에 의해 정해진 HRECG 규격을 기본으로 하였고, 주요 기능들의 성능은 규격에서 정해진 것 이상의 수준이 되도록 하였다.

고해상도 심전도 계측장치

1. 전극 및 입력부

HRECG에서는 증폭기의 대역폭이 넓고, 신호의 왜곡을 가져오는 60Hz 대역저지필터 등과 같은 잡음 제거용 필터의 사용이 불가능하며, 높은 수준의 SNR을 요구하므로 잡음을 최소화하기 위한 모든 방법을 고려하여야 한다. 특히 초단에서의 잡음대책은 매우 중요하므로, 우선 피부저항 및 피부와의 접촉저항을 최소화하여 동잡음(motion artifact) 및 동상성분 잡음(common-mode noise)의 유입을 최대로 억제하여야 한다.

전극으로는 통상의 심전도 측정에 사용되는 일회용 Ag-AgCl 전극(Red Dot, 3M Health Care 사)을 사용하였다. 그러나, 피부 임피던스의 크기를 줄이기 위하여 전극의 부착 이전에 피부에 접촉용 테이프를 10~20차례

반복 부착하였고, 피부를 알코올로 수 차례 닦아서, 매우 큰 임피던스 값을 가지는 피부의 최외각 층을 제거하여 피부의 저항이 최소화되도록 하였다. 신호의 수집을 시작하기 전과 후에 피부와 전극의 접촉 저항을 측정하여, 그 값이 1000Ω 이내가 되도록 하였다.

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[10].

전극과 증폭기를 연결하는 리이드 선은 차폐선을 사용하고, 초단 버퍼의 출력으로 리이드 선의 차폐부를 구동하는 구동차폐를 사용하여 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 증폭기의 입력부에서 사용되는 defibrillator 용 보호회로나 ESU 잡음제거 회로는 CMRR(common mode rejection ratio)의 열화를 가져오고, HRECG의 실제 사용 환경에서는 불필요하므로 사용하지 않았다.

LP 검출 결과는 사용 리이드에 따라 다르게 된다. 따라서, 최적의 리이드를 사용하는 것이 필요한데, 현재의 HRECG에서는 시간 영역 해석의 경우에는 XYZ 리이드를, 주파수 영역 해석의 경우에는 Frank XYZ 리이드나 변형된 직교 리이드의 사용이 지배적이다[4,11]. 그러나, 이러한 리이드가 LP의 검출에 최적이라는 연구 결과는 아직 보고된 바가 없다. 따라서, 최근의 표준안 설정 위원회에서는 최적의 리이드 시스템을 찾는 연구의 필요성을 강조하고 있다.

본 논문에서는 규격에 따라 XYZ 리이드를 채택하여 지금까지의 연구 결과들과의 비교가 가능하도록 하였다[4]. 그러나, 증폭기 초단의 리이드 선택기 부분을 별도의 모듈로 제작하여, 임상실험 시 여러 가지 리이드의 장단점을 비교 실험할 수 있도록 하였다.

2. 증폭기

X, Y, 및 Z 리이드의 3채널 증폭기는 리이드선의 구동차폐, 초단 버퍼, 단일 IC 계측용증폭기, 필터, 및 후단증폭기로 구성된다. 차동증폭기로는 110dB의 자체 CMRR을 가지는 단일 IC 계측용증폭기(AD620, Analog Device 사)를 사용하였다.

전기적인 안전도의 확보를 위한 접지 분리를 위하여 아날로그 신호선을 광결합 회로에 의하여 결합할 수도 있으나, 아날로그 광결합 회로에서 발생하는 신호의 왜곡을

표 1. HRECG 용 증폭기의 주요 사양
Table 1. Specifications of biopotential amplifiers for HRECG

항목	사양
채널 수	3
리이드 시스템	Uncorrected XYZ
입력 범위	-2.5 ~ +2.5mV
입력 임피던스	> 100M Ω
전압이득	4000
주파수특성	0.5~300Hz (3dB 차단주파수)
CMRR	101dB
잡음	< 5 μ V _{rms, RTI}
전원	Linear power supply 또는 축전지

피하기 위하여 A/D 변환을 한 후에 디지털 광결합 회로로 구현하였다. 따라서, 신호의 선형성을 보다 증진하고 아날로그 신호의 배선을 최단거리로 할 수 있었다. 그러나, 이 방법은 뒤에 기술하는 데이터 수집장치의 고주파 디지털 회로 잡음이 아날로그 쪽으로 유입할 수 있는 단점이 있다. 이를 최대한 저지하기 위하여, 아날로그 및 디지털의 전원을 별도로 사용하고 인쇄회로 기판 상의 디지털 및 아날로그 접지면의 설계에 주의하였다.

입력부 및 증폭기 부분은 접지된 작은 도체 케이스로 국부 차폐하였다. 전원으로는 선형전원(linear power supply)을 제작하여 사용하였고, 축전지의 사용도 가능하도록 하였다. 실험적으로 확인한 HRECG 용 증폭기의 주요 사양은 다음의 표 1과 같다. 이득과 CMRR의 실험적인 확인에는 정밀 파형발생기(HP3325B, Hewlett Packard 사)를 이용하였고, 대역폭의 실험적인 확인에는 신호분석기(HP35670A, Hewlett Packard 사)를 이용하였다. 잡음의 측정을 위하여, 두개의 일회용 전극이 마주보고 결합되게 한 뒤, 각각의 전극을 증폭기의 (+)와 (-) 입력부에 연결하였다. 이때 측정된 최종 출력 잡음의 크기를 증폭기의 전체이득으로 나누어 입력에서의 잡음의 크기로 표시하였다.

3. 데이터 수집부

크기가 수 μ V 정도이고 폭이 수십 ms로 짧은 LP 신호와 1~2mV 크기의 QRS complex 신호 등을 모두 잘 표현할 수 있는 충분한 입력신호 범위와 크기 및 시간 해상도를 확보하기 위하여, 본 논문에서는 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 X, Y 및 Z의 3채널의 신호 데이터는 2중으로 구성된 버퍼에 저장된다. 하나의 버퍼에 일정량의 데이터가 채워지면 그 내용을 DMA에 의해 직렬통신 포

트로 전송하고, 그 동안에는 다른 쪽의 버퍼에 데이터를 저장하여 신호 데이터의 손실이 없이 실시간 데이터의 수집이 가능하게 하였다.

$\pm 10V$ 의 입력범위를 가지는 16-bit A/D 변환기에 의한 측정 신호의 해상도는 증폭기의 전압이득이 4000 임을 고려하면 약 $0.08\mu V_{RTI}$ 로서, 수~수십 μV_{RTI} 크기의 미세신호와 잡음을 모두 잘 표현하여, 신호평균법과 같은 추가적인 신호처리 기법의 적용이 가능하다.

4. 직렬통신부

위험전류(risk current)를 의료기기에 관한 전기적 안전도 규정에 정해진 범위 이내로 제한하기 위하여, 대지 접지와 환자의 신호 기준점 사이의 전기적인 절연을 하였다. 아날로그 신호의 충실도를 확보하기 위하여 직렬통신부에 디지털 광결합기를 사용하였다. 광결합기는 1Mbps의 최대 통신속도에서도 파형의 왜곡이 없는 고속 디지털 데이터 전송용 소자를 사용하였고, 광결합기의 출력은 RS-485 transceiver에 의해 RS-485 신호로 변환되어 전송이 이루어 지도록 하였다. 광결합기의 출력 측(대지접지 측) 전원은 데이터 수집장치의 전원으로 부터 DC-DC 변환기에 의해 공급하였다.

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

5. 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. 수신이 시작되면 RS-485 transceiver를 통하여 전달되는 패킷은 프로세서의 직렬통신 부로 입력되고, 이 데이터는 DMA에 의해 버퍼에 저장된다. 수신종료 인터럽트 발생시 마이크로프로세서는 버퍼로부터 심전도 데이터 부분을 추출하고, 추출된 데이터는 PC로 전달된다.

버퍼의 내용을 PC의 주메모리로 전달하기 위하여, 마이크로프로세서와 PC는 dual-port RAM을 이용한 버퍼를 공유하면서 인터럽트와 polling 방식을 혼용한 서로간의 제어신호에 의해 데이터를 교환하도록 하였다. 이러한 데이터 교환과 동시에, 프로세서의 직렬통신부는 DMA에 의한 새로운 패킷의 수신이 가능하다. 따라서, 데이터의 손실이 없이 PC 까지 실시간 데이터 전송이 가능하도록 하였다.

LP 검출을 위한 신호처리

1. 신호평균 알고리즘

심전도에 신호평균법을 적용하기 위해서는, 각각의 심전도 파형들로부터 기준점을 정해서 정렬시키는 것이 매우 중요하며 또 어려운 문제로 대두되고 있다[12,13,14]. 파형정렬에서 오차가 발생하면, 그것은 평균을 취한 후에는 저역통과필터링을 행한 것과 같은 효과를 가져와서, 비교적 고주파 성분을 가지는 LP의 검출에 치명적인 악영향을 끼치게 된다. 따라서 지금까지의 많은 연구가 파형정렬 기법의 고안에 집중되고 있다.

(1) Template의 작성

본 논문에서 개발한 신호 평균 알고리즘은, 통상의 R-파 검출과 그 이후에 template matching 기법에 기초한 정밀 기준점 선정 방법을 기본으로 하였다. 그림 3은 template의 생성과정을 보여주고 있다. 2000Hz로 표본화된 심전도는 200Hz의 표본화 주파수로 변환되어 QRS 검출기에 입력되고, QRS 검출기는 정밀 기준점 선정에 필요한 임시 기준점으로서 R-파의 위치를 출력한다. QRS 검출 알고리즘은 대역통과 여파기, 미분기, 신호의 제곱 및 적분기와 그 출력을 문턱치와 비교하고 문턱치를 가변시키는 알고리즘을 사용하였다. 2000Hz로 표본화된 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 함수 값의 최대치가 없거나, 최대치가 0.98 보다 작은 경우에는 데이터를 버리도록 하였다[4].

이렇게 하여 $\pm 0.25\text{ms}$ 의 오차 범위 내에서 정밀 기준점이 정해진 N(보통 10~20)개의 심전도를 추출한 후, 이들의 평균을 구하여 template으로 한다. 최초 선택 심전도는 눈으로 관찰하여 가장 전형적인 파형을 가지는 심전도로 정하는 방법을 채택하였다.

(2) 신호평균

신호의 평균에 사용할 많은 개수의 심전도 신호들에 대한 정밀 기준점의 결정은 template 생성과정과 동일하다. 단, 상관함수의 계산에 사용하는 데이터로 최초 선택 심전도(seed beat)가 아니라 template를 사용한다는 점만이 다르다. 따라서, 신호평균의 과정은 그림 3과 같다. Template는 신호평균의 도중에 계속 갱신하거나 또는 최초의 것을 그대로 사용하는 방법이 모두 가능하도록 하였다.

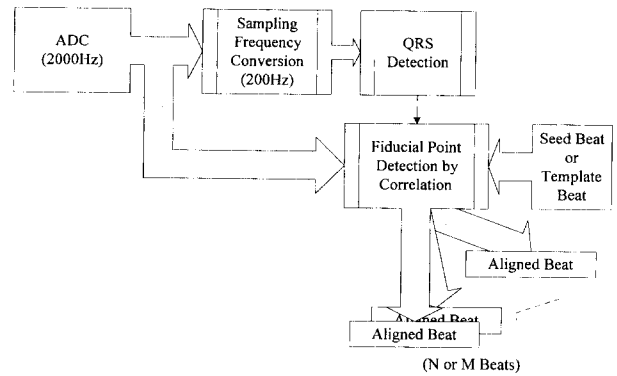


그림 3. Template의 생성과 신호평균의 과정. Template의 생성에서는 seed beat를 사용하여 N beats를 만들고, 신호평균에서는 template beat를 사용하여 M beats를 만든다

Fig. 3. Generation of template and signal averaging. Seed beat is used to produce N beats for the generation of template. Template beat is used to produce M beats for signal averaging

각 리드 별로 정밀 기준점이 표기된 M(보통 100~300)개의 심전도가 준비되면, 이들을 그 기준점으로 정렬하여 각 리드 별로 평균을 구한다. QRS 시점 및 종점의 검출과 QRS 종단에서의 LP를 검출하기 위하여, 평균을 구하는데 사용되는 심전도들의 한 주기는 QRS 시점 이전의 200ms를 포함하여 전체가 600ms 이상이 되도록 하였다. 평균의 횟수는 일정한 값으로 고정하거나, 잡음의 크기가 일정 수준 이내로 감소하거나, 또는 사용 가능한 모든 데이터를 평균하였을 때로 결정된다.

2. 고역통과 여파기

신호 평균 이후에 수행하는 LP 판정을 위한 변수 추출 알고리즘은 그림4에 보인 바와 같이, 고역통과 여파기, 벡터 합의 계산, 잡음의 평가, QRS 시점 및 종점 추출, 변수들의 값 추출, 및 판정 규칙으로 구성된다[14].

지금까지의 연구에서 고역통과 여파기는 bidirectional Butterworth IIR 필터, FIR 필터, spectral 필터 등이 사용되고 있다. 어떠한 필터를 사용하는가에 따라 LP 검출을 위한 변수의 정의가 달라지므로 필터의 선택 또한 중요한 문제가 되고 있다. 각 필터의 장단점은 다음의 표 2와 같다. 고역통과 여파기의 차단주파수는 LP의 검출을 위해서는 주로 25Hz와 40Hz 및 80Hz가 사용된다. 본 논문에서는 다양한 필터의 시험이 가능하도록 하였고, 기본적으로는 차단주파수 40Hz의 41차 FIR 필터를 사용하였다. 필터의 설계에는 디지털 필터 설계 소프트웨어인 Monarch(professional version 2.5, Athena Group 사)를 사용하였다.

표 2. LP 검출에 사용되는 고역통과 여파기들의 장단점

Table 2. Pros and cons of high-pass filters for the detection of LP.

종류	장점	단점
Bidirectional	■ QRS 시점 결정에 최적	■ 비선형적인 위상특성에 의한 ringing의 발생
Butterworth IIR	■ 차수가 적음	■ rms 전압과 energy 측정에 부적합
FIR	■ 선형적인 위상특성 ■ 시간영역 해석에 유리	■ 차수가 커짐
Spectral	■ 최고의 위상 특성 ■ ST-segment 감쇄에 유리	■ QRS와 P의 시간영역에서의 spreading에 의한 P-파 종단과 QRS에서의 timing 오차발생 ■ QRS 폭이 넓게 평가됨

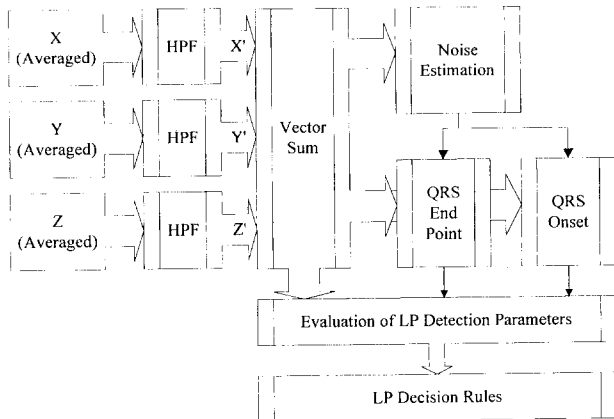


그림 4. LP 판정을 위한 변수 추출 알고리즘
Fig. 4. LP detection algorithm

3. 벡터 합의 계산 및 도시

표본화 시간 nT 에서의 벡터 합 $VM[nT]$ 는 $(X'[nT]^2 + Y'[nT]^2 + Z'[nT]^2)^{1/2}$ 으로 구해진다(1,4). 여기에서 X' , Y' 및 Z' 은 그림 4에서와 같이 신호평균의 결과들이 고역통과 여파기에 의해 처리된 출력이다. 구해진 벡터 합은 화면에 도시하고, 그 크기 및 시간 간격의 측정 등이 가능하도록 하였다.

수 mV의 변화 범위를 가지는 P-QRS-T의 전체를 관찰할 수도 있고, 또한 특정 부위를 크게 확대하여 수 μV 의 미세 신호 변화를 화면에서 관찰할 수도 있도록 크기 축 상의 민감도 설정을 가능하게 하였다. 또한, 시간 축의 압축과 신장이 가능하여, 최소 0.5ms의 단위로 시간 간격의 측정이 가능하면서도, 한 화면에서 1초 간의 데이터를 한꺼번에 관찰하는 것도 가능하게 하였다.

4. 잡음 및 QRS 종점과 시점의 결정

(1) 잡음의 크기 평가

잡음의 크기는 40ms 폭의 데이터 창을 이동하면서, 그 창의 내부에 포함된 데이터들의 rms 값(표준편차)을 구하여, 그 값이 최소가 되는 데이터 창의 위치에서의 rms

값을 잡음의 크기로 정하였다(4). ST-segment 중에서 신호의 크기가 0에 가까운 지점에서 잡음의 크기를 평가하기 위하여, 데이터 창의 이동은 파형 정렬에 사용한 기준점으로부터 ST-segment 쪽으로 100ms 지난 점에서 시작하여, 시작점으로부터 200ms 지난점 까지로 하였다. 잡음의 크기와 잡음 측정 창의 시작 위치는 다음의 QRS 종점 및 시점 검출에 이용된다.

(2) QRS 종점 검출

잡음 측정 창의 시작 위치에서 0.5ms 간격을 기본 단위로 하여 P-파 방향으로 검색을 시작한다. 검색 시작점에서 5ms 간격의 창 내부에서 데이터의 평균치를 계산하고, 이 값이 잡음의 평균치 더하기 3배의 표준편차 이상이 되는 경우에 그 창의 중간점을 QRS 종점으로 하였다(4).

(3) QRS 시점 검출

파형 정렬에 사용한 기준점에서 P-파 방향으로 0.5ms 간격을 기본 단위로 하여 검색을 시작한다. 검색 시작점에서 5ms 간격의 창 내부에서 데이터의 평균치를 계산하고, 이 값이 잡음의 평균치 더하기 3배의 표준편차 이상이 되는 경우에 그 창의 중간점을 QRS 시점으로 하였다(4).

5. LP 판정을 위한 변수의 추출

LP의 검출을 위한 변수는 지금까지의 임상실험에서 주로 사용되어온 다음의 3가지를 기본으로 하였다. 첫번째는 TQRSD(total QRS duration)로서 벡터 합에서의 QRS의 폭을 의미하며, QRS 종점과 시점 간의 시간 간격을 ms의 단위로 표현한 것이다. 두번째 변수는 HFLAD (high-frequency low-amplitude signal duration)으로서 QRS 종점에서 시작하여 벡터 합의 크기가 $40\mu V$ 에 도달하고 그 이상의 값으로 최소 3ms 이상 지속되는 점까지의 시간 간격을 ms의 단위로 표현한 것이다. 마지막 세번째의 변수는 rms40로서 QRS 종점에서 P-파 방향으로 40ms 동안의 창 내부의 데이터들의 rms 값을 μV 의 단

위로 표현한 것이다.

본 논문에서와 같이 XYZ 리이드와 40Hz의 고역통과 여파기, 그리고 이러한 세가지의 변수를 사용할 경우 LP의 검출 여부는 다음의 조건으로 결정된다[4]. 즉,

- TQRS_D ≥ 114ms
- HFLAD ≥ 38ms
- rms₄₀ ≤ 20μV

본 논문에서는, 위의 세가지 변수 이외에 일정 간격의 데이터 창 내부의 평균전압이나 rms 전압 등을 구하고, 이 값들이 창의 위치에 따라 어떻게 변화하는가를 도시는 기능도 구현하였다. 기본적으로, 새로운 변수의 추출을 위한 시도가 가능한 구조를 가지도록 하였다.

PC 프로그램

PC 프로그램은 크게 2부분으로 구성된다. 하나는 인터페이스 카드의 버퍼로부터 실시간으로 데이터를 읽어서 화면에 도시하면서 PC의 주메모리 및 하드디스크에 저장하는 데이터 수집 부분이고, 다른 하나는 이렇게 수집된 데이터를 화면에 도시하고 신호처리 및 저장과 결과의 출력 등을 수행하는 부분이다.

제안된 HRECG 관련 규격에서는 신호의 실시간 수집과 동시에 신호 평균을 실시간으로 수행할 것을 요구하고 있다[4]. 그러나, 본 연구에서는 신호의 실시간 평균 기능은 구현하지 않았고, 이는 앞으로의 연구과제로 남겨두었다. 그러나, 이 부분은 인터페이스 카드에 DSP를 내장하거나, 고성능 PC를 활용하면 쉽게 해결할 수 있는 부분이라 생각된다.

PC 프로그램은 객체지향형 프로그래밍 기법으로 마이크로소프트의 Visual C++ 4.0을 이용하여 Windows95 응용 프로그램으로 개발하였다. Windows95의 기본적인 GUI 기능을 모두 활용하였고, LAN을 구축하여 비교적 낮은 성능을 가지는 PC들에서 데이터의 수집을 수행하고, 한대의 고성능 PC가 신호 처리와 분석을 맡는 분산 처리 방법을 채용하였다.

결 과

다음의 그림 5는 건강한 30대 남자에서 측정된 심전도 신호와 파형 정렬 알고리즘의 수행 상태를 보여주고 있다. 데이터 수집장치로부터 버퍼에 저장된 심전도는 설정이 가능한 크기 민감도 및 시간 축 간격으로 화면에 도시되고, 메뉴의 선택에 의해 template의 생성 및 그 이후 각 심전도들의 신호평균을 위한 정밀 기준점 결정이 진행된다.

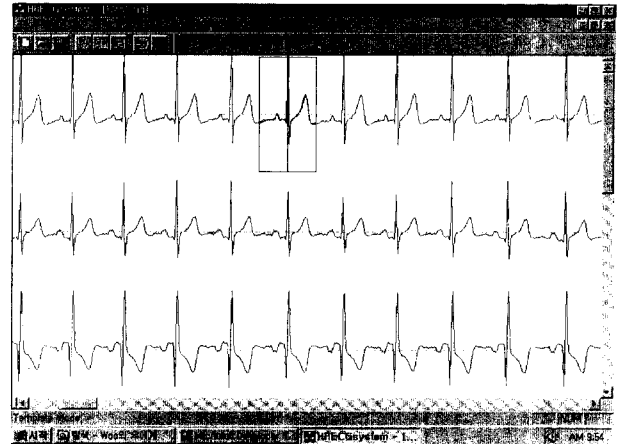


그림 5. 측정된 심전도에 대한 기준점 정렬 알고리즘 수행 상태
Fig. 5. Measured ECG signals and beat alignment

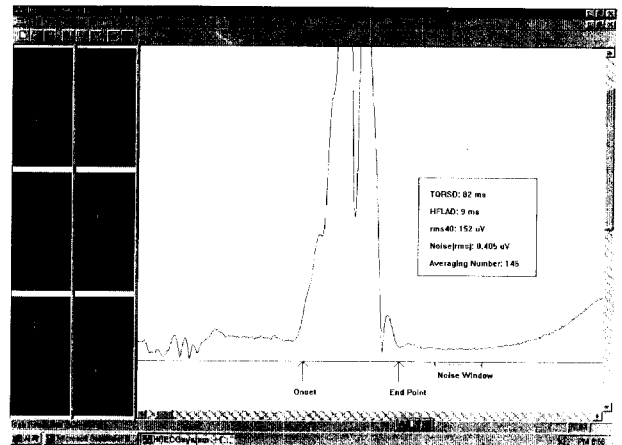


그림 6. 신호평균의 결과 및 LP 검출창
Fig. 6. Results of signal averaging and LP detection window

기준점이 결정된 심전도들은 평균을 취하여 다음의 그림 6에서와 같이 맨 왼쪽의 영역에 X, Y 및 Z 순으로 도시된다. 평균이 취해진 X, Y 및 Z에 대한 고역통과 여파기의 출력 X', Y' 및 Z'은 각각 그 오른쪽에 도시되고, 이들의 벡터 합이 그림 6의 가장 넓은 창에 도시된다. 이와 같은 가장 넓은 면적의 창을 LP 검출창이라 부른다. LP 검출창에서는 파형의 크기 축을 확대하는 것이 가능하여 기저선 근처의 미세 신호와 잡음의 형태 및 크기를 잘 보여 주도록 하였다.

LP 검출창에서는 QRS 시점 및 종점의 위치가 표시되고 잡음의 크기를 측정하는 40ms 폭의 잡음 측정창의 위치가 도시된다. 잡음의 크기 및 TQRS_D, HFLAD 및

rms40 등의 LP 검출을 위한 변수값들은 LP 검출창의 윗쪽에 표시되도록 하였다. 그림 6은 정상인의 경우로서 LP가 없음을 나타내 주고 있다.

토 의

본 논문에서 개발한 HRECG는 그 성능의 평가 결과 최종적인 잡음의 크기가 그림 6에서와 같이 $0.5\mu V_{rms, RTI}$ 이내로서 LP의 검출이 가능한 정도의 SNR을 제공함을 확인할 수 있었다. 이는 증폭기 및 데이터 수집장치 그리고 SNR의 개선을 위한 신호평균 알고리즘 부분 만의 성능 평가 결과를 의미한다. 그러나, LP 검출 성능의 실제적인 검증을 위한 동물실험은 수행하지 못하였고 따라서 이에 대한 보완이 필요하다. 동물실험을 위해서는 수술 등의 방법으로 심근경색을 유발하고 그 동물을 관리하는 과정이 필요하나, 제한된 연구 여건 상 그 수행이 불가능하였다. 이에 대한 보완으로는 HRECG 기능을 가지는 상용 해석심전제와의 성능의 비교 검토를 계획하고 있다. 또한, 실제 환자에게 적용하여 LP를 검출하는 임상실험을 통하여, 그 정확성을 입증하는 과정을 진행할 예정이다.

이와 같은 기본 기능의 검증 이외에도, LP의 검출에 영향을 미치는 리이드 시스템, 파형정렬 알고리즘, 고역 통과여파기, LP 추출 용 변수들의 새로운 정의 등에 관한 지속적인 연구가 필요하다. 주파수 영역 해석법의 구현 및 비교, 그리고 시간-주파수 영역 해석법의 개발 또한 LP 검출의 정확성 증진을 위하여 검토되어야 할 부분이다. 궁극적으로는 보다 개선된 하드웨어와 수준 높은 신호처리 기법에 의해, 신호의 평균을 취하지 않고 매 심전도로 부터 직접 LP를 검출하여, LP의 파형변화 등 보다 자세한 정보를 추출하는 방법들에 대한 연구가 진행될 예정이다.

결 론

본 논문에서는 LP와 같은 고주파의 미세신호 검출에 이용될 수 있는 HRECG를 개발하였다. XYZ 리이드 시스템을 채택하였고, 증폭기는 3채널로 하였으며, 이득은 4000이고 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.

신호평균 방법에 있어서는 template를 사용하는 상관

함수 계산법에 의해 $\pm 0.25ms$ 의 오차를 가지는 기준점 정렬 알고리즘을 사용하였다. LP 검출을 위해 차단주파수 40Hz의 고역통과 여파기를 사용하였고, 벡터 합을 이용한 QRS 시점 및 종점 추출과 LP의 존재 유무를 판단하는 세가지 변수를 추출하는 알고리즘을 구현하였다.

하드웨어 및 신호처리 프로그램은 앞으로의 추가적인 연구과제인 최적의 리이드 시스템, 필터의 최적화, 새로운 변수의 추출 등에 적용하기 쉬운 구조를 가지도록 하였다. 또한, 새로운 하드웨어적인 잡음의 감쇄 대책과 적응필터를 이용한 전처리 과정을 응용하여 신호평균을 수행하지 않고도 LP를 검출할 수 있을 정도의 SNR을 얻기 위한 연구에 본 시스템의 사용이 가능하도록 하였다.

신호평균 이전의 잡음 수준이 $5\mu V_{rms, RTI}$ 이내이고, 100주기 이상의 신호평균에 의해 LP를 검출하기에 충분한 $0.5\mu V_{rms, RTI}$ 정도의 낮은 수준으로 잡음을 감소시킬 수 있음을 확인하였다. 현재 국내에서 개발이 진행 중인 해석심전제에 본 논문에서 개발한 HRECG 기능을 추가한다면, 해석심전제의 고기능화가 가능하리라 예상된다.

참 고 문 헌

1. P. Lander and E. J. Berbari, "Principles and signal processing techniques of the high-resolution electrocardiogram", Progress in Cardiovascular Diseases, Vol. XXXV, No. 3, 169-188, 1992.
2. S. Abboud, R. J. Cohen, A. Selwyn, P. Ganz, D. Sadeh, and P. I. Friedman, "Detection of transient myocardial ischemia by computer analysis of standard and signal-averaged ECG in patients undergoing percutaneous transluminal coronary angioplasty", Circulation, Vol. 76, 585-596, 1987.
3. M. Fukunami, T. Yamada, M. Ohmuri, K. Kumagai, and K. Umemoto, "Detection of patients at risk for paroxysmal atrial fibrillation during sinus rhythm by P-wave triggered signal-averaged ECG", Circulation, Vol. 83, 162-169, 1991.
4. 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, Vol. 83, No. 4, 1481-1486, 1991.
5. 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.
6. E. J. Barbari, and R. Lazzara, "The significance of electrocardiographic late potentials: Predictors of ventricular tachycardia", Annu. Rev. Med., 43, 157-169, 1992.
 7. M. B. Simson, The Signal Averaged Electrocardiogram in *Comprehensive Electrocardiology* by P. W. Macfarlane and T. D. V. Lawrie, eds., NY, Pergamon Press, 1989.
 8. 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, Vol. 51, No. 1, pp. 105-112, 1983.
 9. H. A. M. Al-Nashash and S. W. Kelly, "Noninvasive beat-to-beat detection of ventricular late potentials", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 27, pp. 64-68, 1989.
 10. 의공학교육연구회, 의용계측공학, 서울, 여문각, 1993.
 11. P. W. Macfarlane, Lead Systems in *Comprehensive Electrocardiology* by P. W. Macfarlane and T. D. V. Lawrie, eds., NY, Pergamon Press, 1989.
 12. W. Craelius, M. Restivo, M. A. Assadi, and N. El-Sherif, "Criteria for optimal averaging of cardiac signals", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 33, pp. 957-966, 1986.
 13. 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., Vol. 38, 571-579, 1991.
 14. B. R. S. Reddy, D. W. Christenson, G. I. Rowlandson, and C. Hammill, "High resolution ECG", Med. Elec., April, 60-73, 1992.

= 국문초록 =

통상의 심전계 보다 넓은 대역폭과 우수한 신호대잡음비(SNR) 및 100배 이상의 해상도를 가짐으로써, 현재 임상적으로 사용되는 P-QRS-T의 전형적인 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.

본 논문에서 개발한 HRECG에서는 XYZ 리이드 시스템을 채택하였고, 증폭기는 3채널로 하였으며, 이득은 4000이고 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 전송속도에 의해 PC로 전송된다. SNR의 개선을 위한 신호평균 방법에 있어서는 template를 사용하는 상관함수 계산법에 의해 $\pm 0.25ms$ 의 오차를 가지는 기준점 정렬 알고리즘을 구현하였다. 평균을 구한 후에는 차단주파수가 40Hz이고 위상 특성이 우수한 FIR 고역통과 여파기를 사용하였고, 벡터 합에서 QRS 시점 및 종점 추출과 LP의 존재 여부를 판단하는 변수들을 추출하는 알고리즘을 구현하였다.

하드웨어 및 신호처리 프로그램은 앞으로의 연구과제인 최적의 리이드 시스템, 필터의 최적화, 새로운 변수의 추출 등에 응용하기 쉬운 구조를 가지도록 하였다. 신호평균 이전의 잡음 수준은 $5\mu V_{rms, RTI}$ 이내이고, 100주기 이상의 신호평균에 의해 LP를 검출하기에 충분한 $0.5\mu V_{rms, RTI}$ 정도의 낮은 수준으로 잡음을 감소시킬 수 있었다. 현재 국내에서 개발이 진행 중인 해석심전계에 본 논문에서 개발한 HRECG 기능을 추가한다면, 해석심전계의 고기능화가 가능하리라 예상된다.