# 128채널 심장전기도 신호의 영상화

한영오*

## The imaging of 128 channels cardiac activation signal

Young-Oh Han*

요 약

본 연구에서는 128채널 3차원 심장전기도 시스템의 영상화를 PC 기반에서 구현하였다. 데이터를 받는 시간을 제외하더라도 실제적으로 구간을 설정하고 분석하는 시간은 1분도 걸리지 않아 짧은 시간 내에 분석해야 하는 심장 수술시 매우 유용함을 알 수 있었다. 특히 PC 기반으로 구현되었기 때문에 이동은 물론 데이터 보관이 용이하다. 또한 수술 후에도 언제든지 데이터를 불러내어 분석 할 수 있으며 원하는 결과를 쉽게 확인할 수 있다.

ABSTRACT

In this study, The imaging of 128 channels cardiac activation signal is implemented. It is performed within one minutes and very useful in open-heart operation with analysis in a short time. Especially the keeping of data and the moving of system is facility because it was implemented with being based on PC. The cardiologist can call data and analysis them anytime after a surgery.

키워드

128 channels cardiac activation, 3D diagram of the heart, epicardial mapping

## Ⅰ. 서 론

심전도는 심장 폐색(occlusion), 심근 경색, 심장 부정맥 등의 심장 질환을 판단하는데 가장 중요한 수단으로 쓰인다. 심장부정맥의 기전을 연구하기 위하여 20세기 초부터 동물심장에서의 전기 생리에 대한 연구가 진행되어 왔다. 1914년 Lewis등은 심방에서의 전기전파를 연구하고자 동물심장을 노출시키고 이 심장의 심외막에 몇 개의 전극을 부착하여 전기전파에 소요되는 시간을 측정함으로써 심장조동(cardiac flutter) 및 심방 세동(cardiac fibrillation)의 기전을 규명하고자 많은 노력을 하였다[1]. 그 후 여러 학자들이 심장에서의 전기전파를 연구하고, 심장부정맥의 기전을 연구하여 왔으나, 1970년대까지는 그 연구방법이 몇 개의 전극을 심장에 부착하거나, 한 개의 전극을 부착하여 각 조직으로 전기가 전파되는데 소요되는 시간을 측정하였기 때문에 불안정한 일과성 심장부정맥의 기전을 연구하는 데는 충분치 못하였다[2].

한편, 심장부정맥이 발생되는 동안 실시간 변화되는 전기전파 양상을 관찰하고 이에 대한 근본적이 치료를 위해서는 심장에서 발생되는 전기를 받는 획득할 수 있는 최소 60-100개 이상의 고밀도 다채널전극

* 남서울대학교 전자공학과(youngoh@nsu.ac.kr)
접수일자 : 2010. 03. 05 심사완료일자 : 2010. 04. 01

이 필요하다[3]. 심실의 경우 심장외부에서 전극을 부착하여 대부분의 심장외막의 전기전파양상을 관찰할 수 있는 양말모양의 전극을 제작하는데 큰 어려움은 없으나 심방의 경우 그 외부 모양이 일정하지 않으며, 대정맥이나 폐정맥 등의 혈관들이 부착되어 있고, 방실구 주위 많은 부분의 심방이 지방조직으로 덮혀 있으며, 특히 좌우심방 사이의 심방중격이 많은 부분을 차지하고 있기 때문에 심방조동이나 세동을 연구하기 위해서는 심내막 전기활성도를 관찰하는 것이 매우 중요하다[4].

본 연구에서는 128채널 심장전기도 획득 보드(증폭기)와 인터페이스되는 심장 전기도 영상화 소프트웨어를 개발하여 심장전문가들이 심장부정맥의 원인과 발생부위를 진단하고 치료하는데 있어 도움이 되고자 한다.

## II. 심장전기도 신호 획득

그림 1은 3차원 심장전기도 시스템 구성도이다.

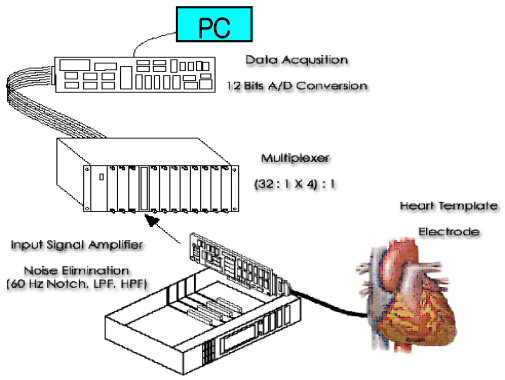



그림 1. 3차원 심장전기도 시스템 구성도
Fig. 1 3D Cardiac Activation System Configuration

심장전기도 신호 획득은 ECG 앰프를 통해 증폭된 신호를 National instruments 사의 SCXI-1000 Multiplexer 와 SCXI-1100으로 이루어진 모듈을 통해서 컴퓨터에 장착된 PCI-MIO-16E-1 보드를 통해서 하드디스크에 저장된다. 이 과정은 그림 2와 같이 LabVIEW를 이용하여 제작하였고 이를 테스트하였다. 그림에서 보는 것과 같이 여러 가지 변수들을 조정하여 최적의 데이터 환경을 구축하였다. 128채널의 신호가 들어왔을 때의 scan rate는 한 채널당 1,000번의 샘플이 필요하므로 128,000으로 설정하였다 필요하다면 설정을 바꿀 수 있도록 하였다.

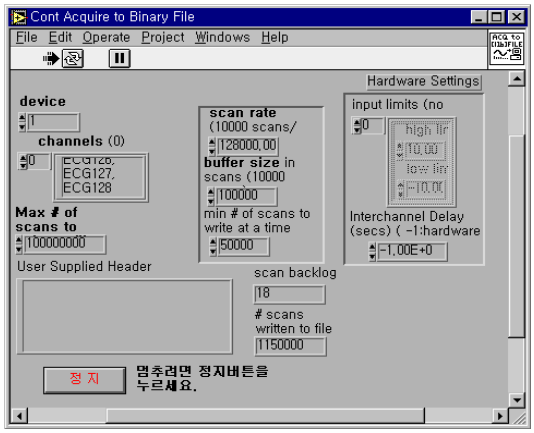
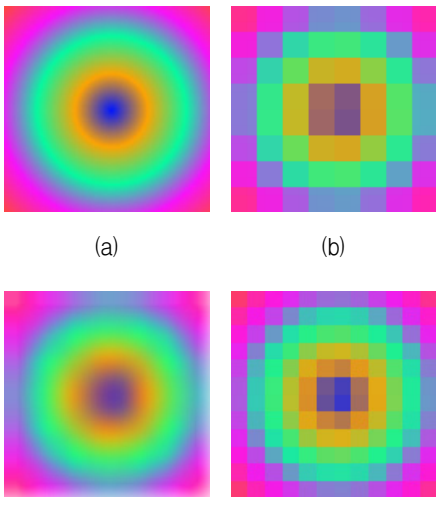
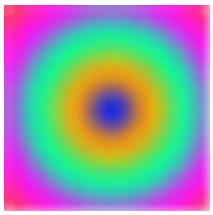



그림 2. 데이터 획득 프로그램
Fig. 2 Data Archiving Program

## III. 신호의 표시

### 3.1 채널수의 결정





(e)

그림 3. 채널의 수에 따른 데이터 표시
(a) 가상 데이터 (b) 64 샘플 (c) 64 보간
(d) 128 샘플 (e) 128 보간
Fig. 3 Data Display according to Numbers of Channel
(a) pseudo data (b) 64 samples (c) 64 interpolation
(d) 128 samples (e) 128 interpolation

그림 3은 심장 표면에서 직접 신호를 받아들여 처리하는 EM(Epicardial Mapping)을 기준으로 했을 때 전극 수에 따라 원래의 데이터가 어떻게 표시되는가를 보여준다. 먼저 그림 3(a)의 pseudo data를 128 × 128로 만들고 이를 8 × 8 샘플로 11.3 × 11.3 샘플로 각각 샘플링을 하였다. 샘플링한 것은 그림 3(b)와 (d)가 같다. 64 채널과 128 채널의 4 인접 채널간의 면적 비는 2 : 1 이다. 따라서 2배 가량 세밀해진다. 보간을 하기 전의 그림에서는 그 차이가 명확하다. 하지만 두 샘플 모두 원래의 데이터와는 차이가 있다. 이를 보정하기 위해 보간을 사용했다. 보간을 한 후의 결과는 그림 3(c)와 (e)가 같다. 보간에서의 차이점은 64 채널의 데이터는 원형부분이 각이 지는 현상이 발견되어 원래의 데이터와는 차이가 크다. 하지만 128 채널의 경우는 모양은 그대로 유지하였고 세부적인 표현만 차이가 났다. 따라서 심장 부정맥의 정확한 기전을 파악하기 위해서는 다채널이 유리하다는 것을 알 수 있다[5].

### 3.2 심장전기도의 QRS 피크 검출

심장전기도를 그리기 위해 필요한 지연시간은 심전도에서 QRS 피크를 검출하는 것으로 상대적인 계산을 하게 된다. QRS 피크 검출 알고리듬은 크게 네 가지 기본적인 형태가 있다. 첫째 진폭과 일차 미분을 이용한 알고리듬, 두 번째 일차 미분만을 이용한 알고리듬, 셋째 일차, 이차 미분을 모두 사용하는 알고리듬, 마지막으로 디지털 QRS 필터가 있다. 본 연구에서 사용한 방법은 네 가지 기법을 모두 사용하여 QRS 피크 검출을 한다. 결과 신호는 아래 그림과 같다.

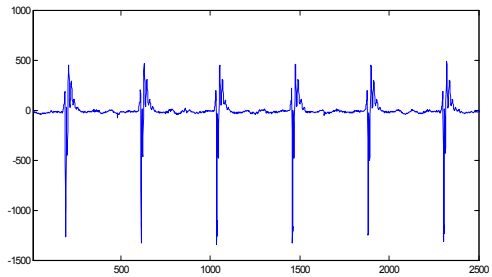



그림 4 원래의 심장전기도 신호
Fig. 4 Original Cardiac Activation Signal

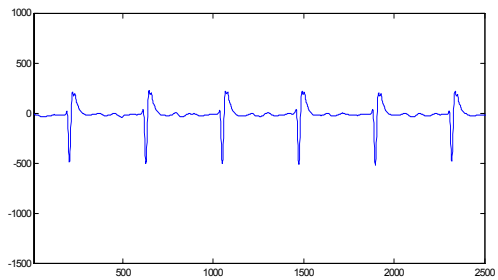



그림 5. 5~15Hz의 대역 통과 필터링 신호
Fig. 5 Filtering Signal by 5~15Hz Band Pass Filter

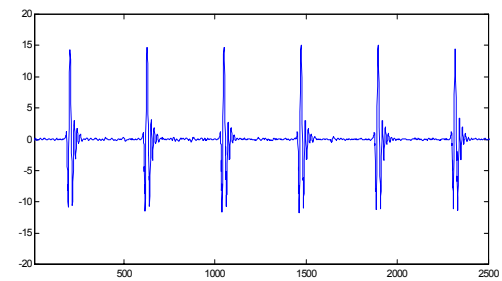



그림 6. 5~15Hz의 대역 통과 필터링 후 2차 미분된 신호
Fig. 6 Secondary Differentiated Signal after 5~15Hz Band Pass Filtering

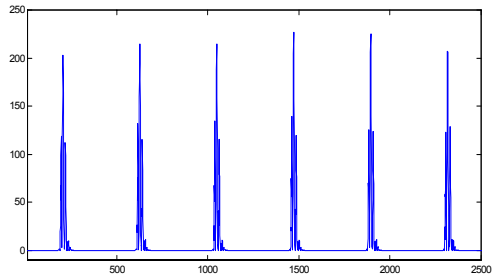



그림 7. 2차 미분 후 제곱된 신호
Fig. 7 Squared Signal by Secondary Differentiation

### 3.3 분석 구간의 설정 및 3차원 매핑

매핑을 하기 전에 심장전기도의 신호를 표시하여 분석구간을 설정하는 과정을 보여준다. 분석을 원하는 데이터를 선택한 다음 열기를 선택한다. 그러면 아래 그림 8, 9와 같이 좌측에 채널별로 데이터가 표시된다. 이 데이터를 보고 분석 구간을 선택하면 된다[5]. 각 구간은 샘플의 수로 표시되고 있다. 1000Hz로 샘플링이 되었을 경우 한 샘플 당 1ms 가 된다.

그림 8에서 분석구간을 찾아서 분석구간을 설정하였다. 구간의 설정은 시작점과 끝점을 입력하며 정확도를 높이기 위해 샘플 단위로 입력하도록 하였다. 아래와 같이 0부터 400이라면 0초부터 0.4초까지의 구간을 분석하는 것이다.

부정맥이 있는 경우 그림 9와 같이 분석구간을 설정한 다음, OK를 클릭 하면 그 구간에 대해서 자동적으로 피크치를 검출한다. 그리고 각 채널의 좌측에 지연시간이 msec단위로 표시되도록 하여 각 채널의 지연시간을 알 수 있을 뿐만 아니라 3차원 심장모형으로 매핑한 결과를 보여준다. 이는 전문의에게 수술시 빠른 시각적인 정보를 함께 제공하는 효과를 얻을 수 있다.

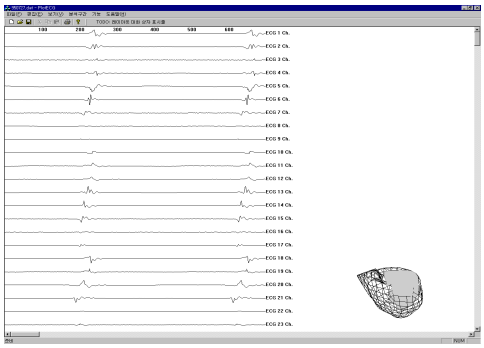


그림 8. 정상 심장 전기도 신호 표시
Fig. 8 Normal Cardiac Activation Signal Display

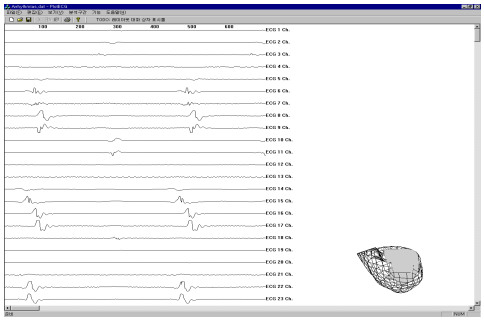


그림 9. 심장부정맥을 갖는 심장 전기도 신호 표시
Fig. 9 Cardiac Activation Signal Display with arrhythmia

## Ⅵ. 결 론

심장전기도 시스템에 3차원 데이터 표현법을 도입하여 좀 더 효과적인 관찰이 가능하도록 하였다. 또한 기존의 실시간 3차원 시스템을 구성하기 위해서 값비싼 워크스테이션이 필요하였으나 컴퓨터 산업의 급진적인 발전에 따라서 개인용 컴퓨터에서도 3차원 시뮬레이션이 가능해졌다. 이러한 능력을 이용하여 128채널 3차원 심장전기도 시스템의 영상화가 가능하였다. 데이터를 받는 시간을 제외하더라도 실제적으로 구간을 설정하고 분석하는 시간은 1분도 걸리지 않아 짧은 시간 내에 분석해야 하는 심장 수술시 매우 유용함을 알 수 있었다. 특히 개인용 컴퓨터 시스템은 이동은 물론 데이터 보관이 용이함은 물론 수술 후에도

언제든지 데이터를 불러내어 분석 할 수 있으며 원하는 결과를 쉽게 확인 할 수 있다.

향후 컴퓨터를 이용한 심방 전기도 검사로써 심방조동의 전기활성순서를 확인하여 심방조도의 전기전파 양상을 연구 및 심방조동의 원인과 기전에 대한 연구를 의료 전문가와 공동으로 수행하고자 한다.

## 참고 문헌


[1] John G. Webster : Medical instrumentation, Application and Design, Houghton Mifflin Company, Boston, 1978.

[2] Rudolf F. Graf, : Encychropedia of electronic circuits, TAB, Vol.2

[3] A.Pepper et al. , " Recording of surface His-Purkinje potentials, Med. Biol., Eng. & Comput., pp.365-376, 1985.

[4] F.X.Witkowski, "An automated simultaneous tranmural cardic mapping system", American Physiology Society.

[5] G.Bonneau et al., " An integrated system for intraoperative cardiac activation mapping,", IEEE BME-34, No.6, pp.415-423, 1987.

[6] B.C.Chang et al., "Computerized activation sequence mapping of the human Atrial Septum, Ann. Thorac. Surg., Vol.49, pp.231-241, 1999.


## 저자 소개

**한영오(Young-oh Han)**

1886년 2월: 연세대학교 전기공학과 졸업 (공학사)

1989년 8월: 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학석사)

1985년 8월: 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학박사)

1996년 3월 ~ 현재 : 남서울대학교 전자공학과 부교수

※ 주관심분야 : 디지털 신호처리, 의용공학