

심장 전기도 시스템을 위한 심장 칼라 애니메이션 소프트웨어 개발

(The development of a cardiac color animation
S/W for cardiac activation system)

이승대(Seung-Dae Lee)¹⁾, 한영오(Young-Oh Han)²⁾

요 약

본 연구는 PC 기반 심장 전기도 시스템에서 사용될 수 있는 심장 칼라 애니메이션 소프트웨어를 개발하였다. 개발된 소프트웨어는 심장의 3차원 칼라 모델링과 회전이 가능하도록 구현되었다.

Abstract

In this paper, the cardiac color animation software for cardiac activation system based on PC was developed. This software was implemented with 3 dimension cardiac color modeling and rotating.

논문접수 : 2009. 12. 01.
심사완료 : 2009. 12. 22.

1) 정회원 : 남서울대학교 전자공학과

2) 정회원 : 남서울대학교 전자공학과

1. 서론

심장부정맥의 기전연구 및 Wolff-Parkinson-White증후군의 환자에게서 나타나는 방실 회귀성 빈맥을 수술할 경우에는 짧은 시간(최소 1m/sec)내에 일어나는 심장전기전파 신호를 심장의 각 부위로부터 획득하여 종합적으로 분석하는 시스템이 필수적이다. 최근에 PC 기반의 64채널 이상의 다채널 심장 전기도 시스템이 개발되고 있다. 이러한 심장 전기도 시스템에서 환자의 생체신호를 획득하는 하드웨어 장치는 물론 획득된 생체신호를 수술시 의사에게 신속하며 효과적으로 전달할 수 있는 소프트웨어의 개발이 필요하다[1][2][3].

본 연구에서는 심장 전기도 시스템에서 획득한 심장 전기전파 신호를 PC 상에서 3차원 매핑하여 칼라 모델링뿐만 아니라 의사가 필요할 경우 회전할 수 있도록 설계하였다. 이를 위하여 OpenGL을 사용하여 심장 모형의 3차원 모델링하였으며 LabView와 C++ 언어를 사용하여 전체 프로그램을 구현하였다.

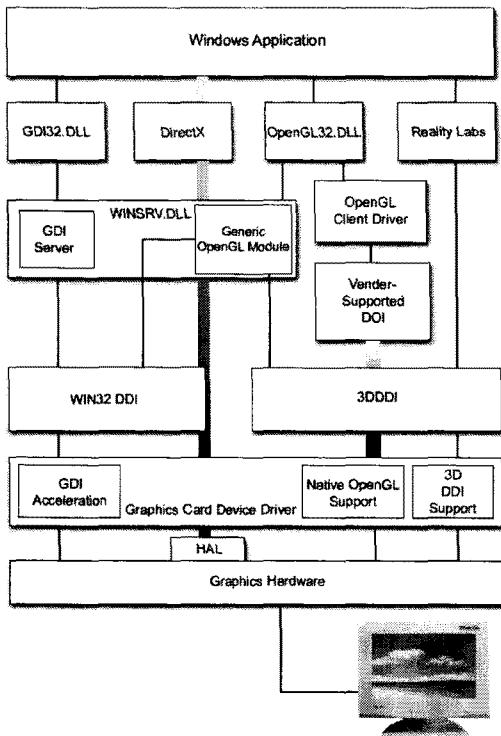
2. OpenGL

3차원 프로그래밍은 컴퓨터의 수치연산 오류로 인해 다른 프로그래밍 보다 어렵다. 따라서 3 차원 관련 프로그래밍을 하기 위해서는 3차원 처리 함수들을 직접 프로그래밍 하지 않고 3D API를 제공하는 라이브러리를 사용한다. OpenGL은 이런 라이브러리의 대표 격으로 3 차원 처리의 수학계산은 OpenGL 함수를 사용하게 된다. 전체적인 함수는 OpenGL API로 불려낸다. 프로그래머는 디스플레이, 회전, 이동, 확대, 축소 등에 적용되는 기하학적인 것을 정의한다. OpenGL은 행렬 조작과 투영, 화면에 이미지를 위치시키기 위해 필요한 랜더링을 다룬다. 다른 말로 사용자는 처음에 기하학을

알아야하고 마지막에 화면상에 어떻게 표현되는지 알아야한다. 그러나 그 사이에 어떤 식으로 수행되는지는 알 필요는 없다. OpenGL은 이를 매우 직관적으로 최적으로 수행한다.

OpenGL을 사용하는 것은 윈도우에서 GDI를 사용해 화면에 표시하는 것과 다른 것이다. pen, brush, font등의 GDI 객체들은 OpenGL에서 사용할 수 없다. GDI가 드로잉을 제어할 때 device context를 사용하는 것과 같이 OpenGL은 rendering context를 사용한다. 이는 윈도우에 연결된 device context와 연결되어 있다.

[그림 1]은 OpenGL의 가속뿐만 아니라 GDI 가속과 DirectDraw 가속을 포함한 윈도우에서의 하드웨어 가속을 나타낸다. 제일 왼쪽에는 어떻게 응용프로그램에서 일반적인 GDI 호출(WINSRV.DLL을 통해 Win32 Device driver interface를 호출이 이루어지는지 볼 수 있다. Win32 DDI는 GDI 가속이 실행되는 그래픽스 카드 디바이스 드라이버와 직접 정보를 교환한다. Direct Draw는 그래픽 하드웨어를 직접 조절한다. 이는 GDI를 거치지 않고, 간단한 HAL만을 거쳐 그래픽 하드웨어를 사용한다. Direct Draw는 일반적으로 게임에 사용되며, 아주 빠른 그래픽과 애니메이션을 위해 그래픽 메모리를 직접 조작할 수 있게 해준다. [그림 1]의 맨 오른쪽에는 3차원 디바이스 드라이버 인터페이스를 통하는 OpenGL 호출과 다른 3D API의 호출을 볼 수 있다. 3DDI는 OpenGL이나 3D 애플리케이션을 가속하기 위해 하드웨어를 조작할 수 있는 기능을 제공한다. OpenGL의 관점에서는 물체를 3차원 공간에 배치시키는 모델링 변환(Modeling Transformation), 카메라 설정에 맞게 변환하는 뷰잉 변환(Viewing Transformation) 및, 2차원 화면에 출력하는 과정으로 크게 나누어 볼 수 있다.



[그림 1] 윈도우 그래픽 가속기의 작동방법

3. 소프트웨어 제작

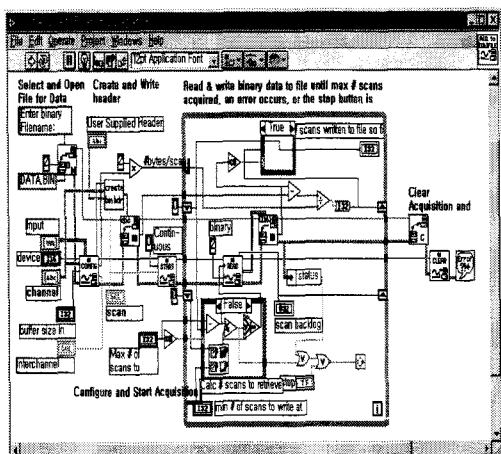
128채널 3차원 심장전기도 시스템에 필요한 소프트웨어는 윈도우 XP를 기반으로 하여 마이크로소프트사의 Visual C++ 6.0을 사용하여 프로그램 하였다. OpenGL API, 와 DirectX API를 사용하였으며 시스템의 확장성을 고려하여 객체지향형 프로그램(Object Oriented Programming)을 하였다. 그리고 데이터 획득부분은 National Instrument 사의 LabVIEW(Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)를 이용하였다.

본 시스템의 소프트웨어는 LabVIEW로 신호 입력 제어부분을 구성하였고 Visual C++를 이용하여 입력 데이터 디스플레이, 분석 구간 선

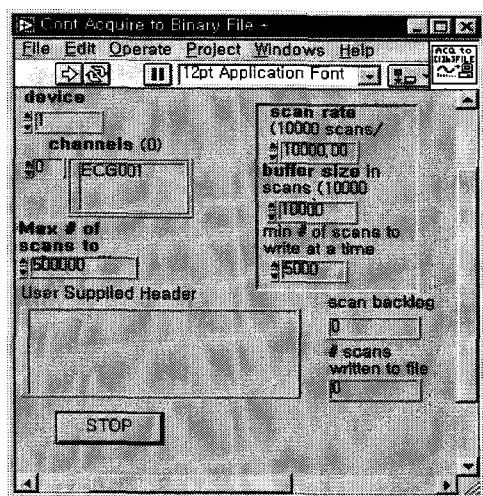
택, 전파 시간 지연 계산 및 3차원 심장전기도 작성 등으로 구성되어 있다[6].

4. 데이터 획득부

데이터 획득에는 LabVIEW라는 프로그램을 사용하였다. 이것은 모든 운영체계에서 유연성 있는 장치이며 해석 소프트웨어 시스템의 일종이다. LabVIEW는 Visual C++ 과 같은 프로그램 개발 도구이다. 이는 텍스트 기반의 언어를 사용하지 않고 블록 다이어그램을 사용하여 프로그램을 생성한다. 이 개발툴을 사용한 이유는 데이터 획득 보드(data acquisition board)와 멀티플렉서(multiplexer)가 동시에 제품으로 써 완벽한 기능을 지원할 수 있기 때문이다. [그림 2]는 데이터 획득부의 프로그램의 사용자 인터페이스와 블록 다이어그램을 보여주고 있다. 본 프로그램에서는 데이터 획득을 할 채널 선택, 샘플링 주파수 선택, 버퍼 설정, 최대 저장크기 선택의 기능이 있어서 자유로운 데이터 획득이 가능하다. [그림 3]은 데이터 획득부의 사용자 인터페이스를 보여준다.



[그림 2] 데이터 획득부의 사용자 인터페이스와 블록 다이어그램



[그림 3] 데이터 획득부의 사용자 인터페이스

신호 입력제어는 전처리 과정을 거친 128채널의 신호의 멀티플렉싱과 샘플링 제어, 최종 이득 조절 및 입력 데이터량을 조절하여 하드디스크에 저장하는 기능을 한다. 입력 데이터 디스플레이에는 저장된 128채널 신호들 중에 필요한 구간을 찾기 위해 기준이 되는 신호, 즉 심전도 신호 및 atrial reference 신호, ventricular reference 신호등을 화면에 나타내는 것을 말한다. 기준 점으로부터 웨스가 나오는 곳까지의 시간 지연을 계산하여 그 위치를 표시한다. 이 때 잡음에 의해 잘못된 신호나 전극에 이상이 있어 신호가 들어오지 않은 경우는 자동으로 전극의 위치를 보정하거나 무시하도록 하였다. 이렇게 하여 최종적으로 얻은 시간 지연을 심장이나 심방 심실 모델에 보간을 하여 색상을 이용하여 매핑함으로써 우회로의 위치를 시각적으로 쉽게 알 수 있도록 하였다[7].

5. 가상 심장 모형의 제작

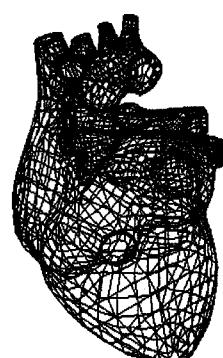
가상 심장 모형은 인터넷에 공개된

VRML(Virtual Reality Modeling Language)

1.0 버전의 파일을 이용하여 필요한 물리적인 좌표계만 얻었다. VRML에서 좌표는 x좌표, y 좌표, z좌표 순으로 구성되어 있고 각 좌표는 공란으로 구분되어진다. 또 각 좌표 첨표로 구분되어진다. VRML에서는 이 좌표값들이 여러 개가 모여 하나의 도형을 이루고 거기에 색이 입혀지거나 텍스쳐가 매핑 되어 진다.

CoordIndex의 뒤 부분의 숫자들은 위에서 나온 좌표값들의 순서를 배열한다. 예로 36, 39, 100, -1, 이라면 Coordinate3에서 시작해서 36번째 39번째 100번째의 점들이 이루는 삼각형이란 뜻이고 -1은 도형의 끝을 나타낸다. 102, 100, 39, 40, -1의 경우는 102번째 100번째 39번째 40번째의 좌표축으로 이루어지는 사각형을 나타낸다. 이 좌표값들의 개수에 따라서 각 도형의 모양이 결정된다[8].

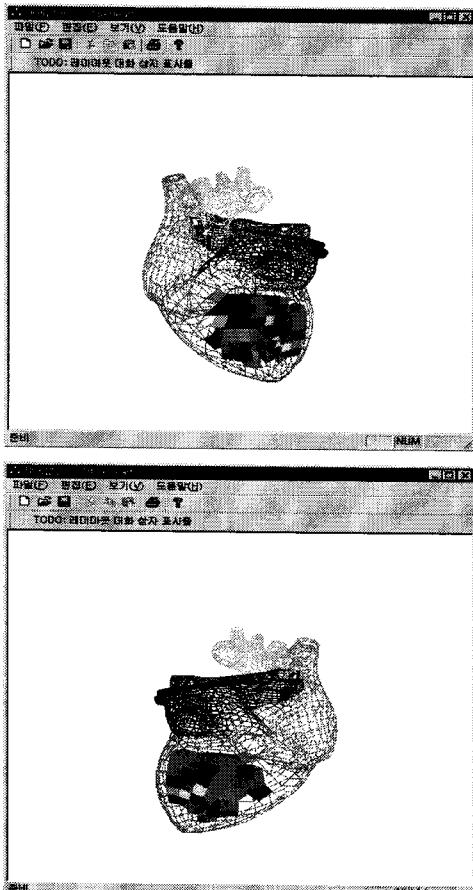
폴리곤은 오로지 삼각형으로 이루어진다. VRML은 자동적으로 좌표 점이 다섯 개로 뭉쳐지면 오각형, 세 개로 뭉쳐지면 삼각형으로 이루어지지만 OpenGL에서는 수동으로 지정해 주어야 하기 때문에 이런 오류를 줄이기 위해서 GL_TRIANGLE_FAN 이란 명령어를 사용했다. [그림 4]는 이런 방법으로 만들어진 와이어프레임이다.



[그림 4] 심장 와이어 프레임

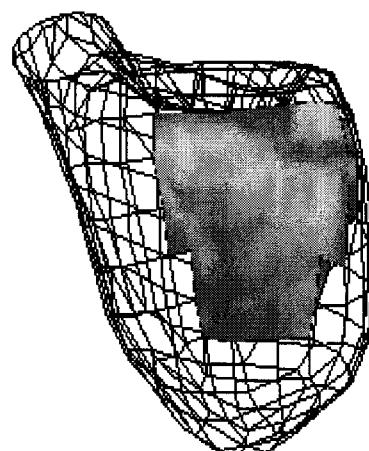
6. 데이터의 표현

모든 폴리곤이 전극의 위치에 대응되는 것이 아니기 때문에 실제의 전극 위치에 대응되는 폴리곤을 선정해야 한다. 이 작업은 각 전극의 위치를 폴리곤에 대응 시켜보아서 적정 위치를 선정하여 각 채널을 표시하도록 하였다. 아래 그림은 anterior 위치에서 35개의 전극과 posterior 위치에서 29개의 전극을 합하여 총 64개 채널을 표시하였다. 또한 여분으로 128개의 채널을 그리도록 폴리곤을 남겨두었다. [그림 5]는 각 전극이 대응되는 폴리곤마다 색을 지정한 그림이다.

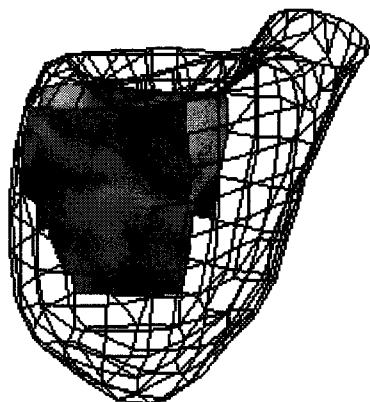


[그림 5] 가상심장에 대응되는 각 전극위치

아래 설명될 프로그램으로 각 심장 전기 신호의 지연시간을 계산하여 그 물리적인 데이터를 색으로 변환하였다. 이는 unsigned bytes의 값들로 이루어져있으며 그 값의 범위는 0부터 무한대까지 다양하다. 하지만 오류가 일어나지 않은 경우 이를 0부터 255까지 범위로 변화시켜 사용하게 된다. 여기서 실제 심장의 데이터에 위치하는 심외막 전기 신호를 받아들여서 그 시간차를 일정 값으로 정하고 흑백으로 하려면 R, G, B 의 모든 색을 동일하게 바꾸어주거나 R, G, B 의 값을 순차적으로 변화시켜 다양한 색의 테이블을 사용하면 거기에 대응되는 값으로 색을 표시할 수 있다. 본 프로그램에서는 지연시간이 가까우면 검정색에 가깝고 지연시간이 클수록 밝은 하얀색이 되도록 하는 명암 기법과 지연시간이 가까우면 빨간색에서 지연시간이 클수록 보라색에 가까워지는 gray level과 color level을 선택할 수 있도록 하였다. [그림 6]은 매핑된 모습을 보여준다.



(a) anterior 부분



(b) posterior 부분

[그림 6] 심실에 매핑된 데이터

7. 결론

본 연구에서는 심장 전기도 시스템에서 획득한 심장 전기전파 신호를 PC 상에서 3차원으로 매핑하여 칼라 모델링뿐만 아니라 의사가 필요할 경우 심장 모형을 회전시킬 수 있는 소프트웨어를 구현하였다. 이를 위하여 OpenGL, DirectX를 도입하고 LabView와 C++ 언어를 사용하여 전체 프로그램을 구현하였다.

개발된 프로그램은 선천성 심장병 등과 같은 질환에서 발생되는 부정맥의 유형을 진단하는 시스템에 활용 가능하다. 특히 심장부정맥의 기전 연구와 WPW 증후군의 환자에게서 나타나는 방실 회귀성 빈맥을 수술할 경우에 최소 1ms 이내의 짧은 내에 일어나는 심장전기전파 신호를 심장의 각 부위로부터 획득하여 종합적으로 분석하는데 있어 효율적으로 사용될 수 있을 것으로 판단된다.

참고문헌

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

1978.

- [2] Rudolf F. Graf, : Encyclopedias of electronic circuits, TAB, Vol.2
[3] M.E. Van Valkenburg : Analog filter design, Holt-Saunder International, 1982
[4] A.C.MettingVanRijn et al., "Amplifiers for bioelectric events: a design with a minimal number of parts", Med. Biol. Eng. & Comput., pp.305-310, 1994.
[5] A.Pepper et al. " Recording of surface His-Purkinje potentials, Med. Biol. Eng. & Comput., pp.365-376, 1985.
[6] 최성주, "LabView 입문", pp.21-48, 동일, 2001.
[6] Bruce B. Winter and John G. Webster, " Driven right leg circuit design, " IEEE BME,-30, No.1, pp. 62-66, 2003.
[7] 한영오,"128채널 다기능 Cardiac Activation Mapping 하드웨어 및 고속영상화 시스템 개발", 보건복지부 최종보고서, 2001.
[8] Bradley Bargen, Peter Donnelly, "Inside DirectX", pp.45-68, Microsoft Press, 2000

한영오

1995년 8월 연세대학교 대학원 전기공학과(공학박사)
1996년 3월 ~ 현재 남서울대학교 전자공학과 부교수
주관심 분야 : 디지털 신호처리 및 응용, 홈 네트워크 시스템, U-health 시스템

이승대

1999년 8월 단국대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
1995년 4월 ~ 현재 남서울대학교 전자공학과 교수
주관심 분야 : 초고주파통신, 이동통신, 채널모델링