

인체 전자기장 신호를 응용하여 손동작 인식을 위한 하드웨어 구현에 대한 연구

(A study on the hardware development for handshake recognition using electric potential signal form human body)

천우영*, 이석현**, 김영철***

(Woo Young Cheon, Suk Hyun Lee, Young Chul Kim)

요약

인체 전자기장 신호를 검출하여 동작 인식에 이용하는 비접촉방식의 방법은 시간과 공간의 제약이 기존의 시스템보다 덜하므로 관련 연구들이 진행 중에 있다. 본 논문에서는 비접촉방식의 인체전자기장 신호를 검출할 수 있는 하드웨어를 구현하여 이를 디지털 파형화 하여 인식률을 높일 수 있는 회로시스템을 설계하였다. 차동 증폭회로의 구현과 비교기를 연동한 디지털 파형화를 위한 회로 시스템을 시뮬레이션과 결합하여 PCB화한 후/ 설계된 전체 회로 시스템에 대한 특성평가를 수행하였다.

■ 중심어 : 인체 전자기장 신호 ; 생체 신호처리 ; 동작인식 ; 비접촉방식 센서

Abstract

Related researches are progressing that method of non-contact method using the electromagnetic field on the human body by detecting the motion recognition signal is the limitations of time and space, so less than the existing systems. In this paper, we designed the circuit system that can implement the hardware that can detect the electric field signal of the human body non-contact method to increase the recognition rate to screen this digital waveform. The PCB design Used to automatically increase of composition of the circuit and the linkage of the comparator digital waveform with circuit simulation of the system. At same time for evaluate the characteristics of the whole circuit system.

■ key words : electromagnetic field on the human body ; detecting the motion recognition ; non-contact method

I. 서론

살아있는 생물들은 생명유지를 위하여 세포막을 통하여 Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Cl^- 등 여러 가지 이온들을 끊임없이 교환하고 있다. 전기를 띤 이온들의 이동은 전류를 만들게 되고 이러한 전류는 그 주위에 자기장을 만들어 낸다. 이렇게 생명체가 생명 활동을 하면서 만들어 내는 자기 신호를 생체자기 (biomagnetism) 신호라 한다[1].

인체로부터 발생하는 생체전기를 의학적으로 활용하기 시작한 것은 지금으로부터 약 100년전 네덜란드의 에인트호벤 (Willem Einthoven)이 심전도(Electrocardiogram)를 측정하면서부터 라고 할 수 있다[2].

생체에서 발생하는 자기는 약한 자기장 강도를 가지고 있다. 각각의 생체자기 신호의 크기, 주파수를 표1에 정리하였다[3].

외부의 강한 자기 잡음에 비해 대단히 미약하여서 외부의 자기 잡음에 영향을 많이 받는다[4].

표 1. 생체자기신호의 특성

생체자기신호	자기장 세기	주파수
MCG(Magnetocardiography)	10pT	0.05-150
MEG(Magnetoencephalogram)	100fT	0.1-250
MMG(Magneto-myogram)	5pT	0.5-400
MNG(Magnetoneurography)	15fT	350-650

이와 같은 생체자기 신호를 검출하여 동작 인식에 이용하고자 하는 부분이 본 연구의 목적이다. 특히 손동작을 인식하여 다양한 명령어로의 변환을 이루고자 하는 연구목표를 가지고 있다. 최근 다양한 접촉식 또는 비접촉식 동작 인식에 사용되는 하드웨어들이 존재한다[5].

접촉방식은 센서나 장치를 신체에 부착하여 획득된 데이터를 기반으로 동작 인식을 하게 된다. 비접촉 방식은 주로 여러 대의 카메라를 이용하는 방법이 주를 이루고 있으며 원거리, 근거리 센서가 부가된 경우도 있다. 정확한 데이터 획득이 어렵다[6].

이 논문(저서)은 2014년 교육부와 한국연구재단의 지역혁신창의인력양성사업의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2014H1C1A1066771).

접수일자 : 2016년 08월 30일

수정일자 : 2016년 09월 30일

게재확정일 : 2016년 09월 29일

교신저자 : 김영철 e-mail : yckim@jnu.ac.kr

II. 본 론

1. 인체 전자기장 신호 측정 시스템의 구성

인체는 내부적으로 생화학 작용을 통하여 다양한 이온들의 반응을 통하여 전기적인 신호들을 발생한다. 이로 인하여 인체에서 발생하는 전기로부터 외부로 전자기장이 발생하게 되는데 이를 측정하고자 하는 시스템의 개념을 그림1에 나타내었다. 인체와 측정하고자 하는 전극 사이에 정전계가 구성되게 되고 인체의 움직임으로 인하여 정전계의 변화를 유발하고 이로 인하여 측정하고자 하는 전극에서의 전기적인 변화를 나타내게 된다.

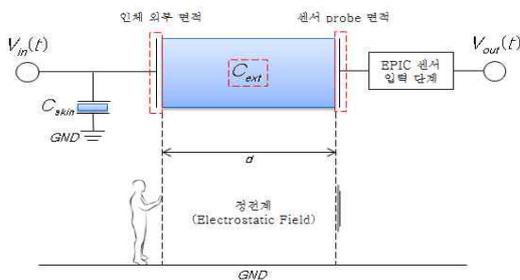


그림1. 인체 전자기장 측정 시스템

2. 측정 센서의 구동 원리

본 연구에서 사용되는 센서는 capacitive coupling 원리에 의하여 전극에 전압이 유도되는 방식의 센서이다. 동작 영역에서 원활한 전자기장 신호를 측정하기 위해서 높은 입력임피던스와 낮은 입력 캐패시턴스를 가지고 있다. 미세한 인체 전자기장 신호를 입력으로 받아서 증폭하는 회로를 거치게 되어 있다.

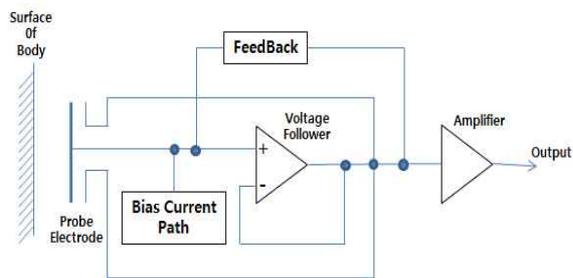


그림2. 센서의 내부 구성도

인체의 움직임으로 인하여 센서의 입력부에 축적된 전하로부터 전압이 유도되어 입력 증폭기를 거침으로써 전자기장 신호가 증폭되는 센서 내부의 회로에 대하여 그림3에 나타내었다.

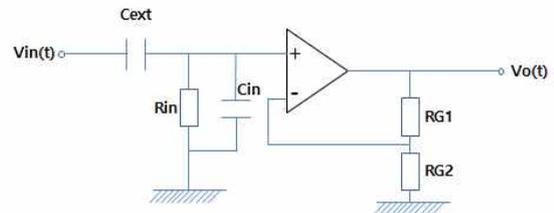


그림3. 센서의 내부 구조 등가회로

그림3에서 인체의 움직임으로 인해 발생하는 전자기장의 변화로 유발되는 전하는 Cext에 축적되게 된다. 이를 수식으로 표현할 경우 다음의 수식(1)과 같다.

$$C_{ext} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r a}{d} \tag{1}$$

여기서 a : 움직이는 면적, ϵ_0 : 공기 유전율, ϵ_r : 센서의 상대적인 유전율, d : 센서와의 거리

3. Instrumentation Amplifier 구성

신호의 측정을 위해 사용되는 차분 증폭회로는 입력 임피던스가 크지 않으면 심각한 Loading Effect를 겪을 수 있다. 반면에 너무 큰 입력임피던스는 증폭을 위한 저항 비에 영향을 미치게 된다. 이러한 이유로 해서 차분 증폭을 위한 OP Amp의 두 입력 모두에 버퍼를 사용한 입력을 이용하는 것이 일반적인 방법이며 본 연구에서도 이러한 내부 회로가 적용된 Instrumentation Amplifier를 사용하였다. 외부 노이즈의 제거 및 두 신호를 차분한 신호만을 사용하고자 하여 그림4와 같은 회로를 구성하였다.

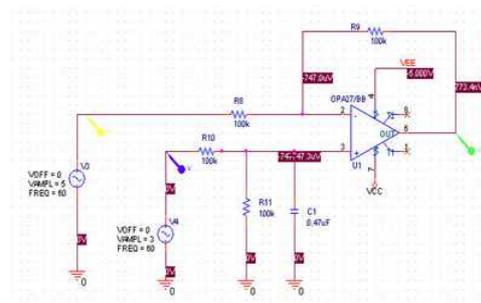


그림4. Instrumentation Amplifier Test 회로

인체 전자기장 유발 신호를 계측하기 위하여 사용될 수 있는 차분 증폭회로에 대하여 회로 구성과 시뮬레이션을 통하여 회로의 동작 상태에 대하여 평가를 진행하였다. 입력과 출력에 대하여 프로브를 설정하여 시간 영역에서의 해석을 진행하였다. 이에 관한 결과를 그림5에 나타내었다.

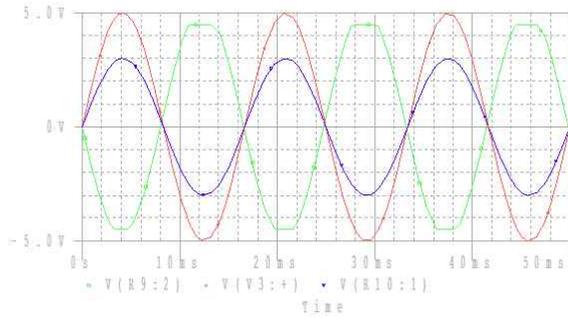


그림5. 구성된 차분 증폭회로의 동작 상태

그림5에서 보인 바와 같이 2개의 신호가 차분 되어서 출력으로 나타나는 결과를 볼 수 있다. 연산적으로 보면 2개의 입력 신호를 뺄셈을 하는 결과를 나타내게 된다. 이 경우 2개의 입력 신호에 동일한 위상과 크기의 노이즈가 존재하게 되면 차동 증폭회로를 통하여 노이즈가 제거되게 된다.

4. Signal Comparator의 구성

인체 전자기장 신호는 센서의 입력을 통하여 차동 증폭된 후 다양한 신호처리를 통하여 원하는 Data로의 변환이 가능하다. 본 연구에서는 보다 원활한 손동작의 인식을 위하여 신호수집 하드웨어 신호측정 이후에 A/D 변환된 신호를 바탕으로 하여 신호 파형에 대한 Software 적인 인식처리 알고리즘을 적용하게 된다. 인식처리 알고리즘의 정확도를 높이기 위하여 손동작에 대한 아날로그 신호 파형 보다는 디지털 파형이 인식 면에서 더 수월하다고 판단하여 아날로그적인 신호를 디지털화하고자 회로를 구현하였다. 이때 사용된 회로가 비교기라는 회로이다. Op Amp와 유사한 회로 심벌을 가지고 있다. 비교기는 기준이 되는 전압을 입력으로 받는 단자가 존재하고 실제 신호가 입력되는 단자가 존재한다. 입력되는 신호가 기준전압보다 클 경우는 비교기 출력이 ON이 되고 입력되는 신호가 기준전압보다 작을 때는 OFF가 되어서 디지털 파형을 만들어 내게 된다. 그림6에 디지털화된 파형을 만들기 위한 회로의 구성을 나타내었다.

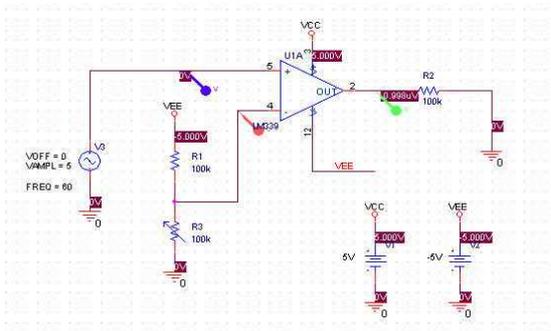


그림6. 비교기 구현을 위한 회로 구성

차동 증폭된 인체 전자기장 신호를 비교기를 통하여 디지털 파형으로 변환하고자 한 회로를 구현하기 전에 전산모사 해석을 진행하였다. 시간 영역에서만 시뮬레이션을 진행하였으며 원하는 디지털 파형으로 변환되는 것을 확인하였다.

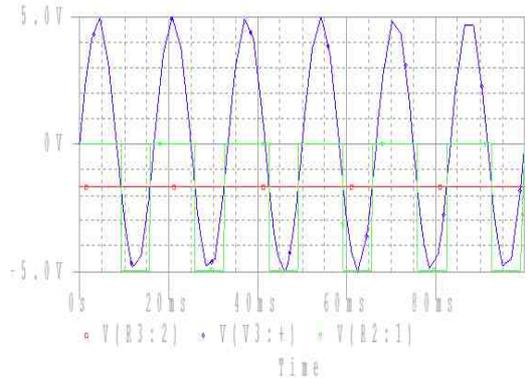


그림7. 비교기 회로의 입, 출력 파형 비교

그림7에서 보이듯이 V(R3:2)는 기준전압을 나타내며 V(V3:+)는 입력 신호를 나타내고 있다. 출력은 V(R2:1)이 나타내고 있다. 그림6에서 보이듯이 기준전압은 가변저항을 사용하여 전압분배를 하게 되는데 사용된 기준전압은 -1.8V 이다. 입력 신호가 기준전압보다 낮은 경우에는 -5V가 출력되고 입력 신호가 기준전압보다 큰 경우는 0V가 출력되어 디지털 파형화가 된다.

5. 시스템 구현을 위한 회로의 설계

인체 전자기장 신호를 측정하기 위해서 센서를 입력으로 이용하여 차동 증폭과 비교기를 통하여 디지털화된 손동작에 반응하는 파형을 측정할 수 있는 측정 시스템을 개발하였다. 전원으로는 micro usb 5pin의 사양을 따라 전원을 공급받을 수 있도록 사용하였다. 대부분의 Op Amp IC들이 양전압과 음전압을 전원으로 사용하기 때문에 양극의 전원으로 사용될 수 있는 회로도 추가로 설계하였다. 이처럼 설계한 회로를 그림8에 나타내었다.

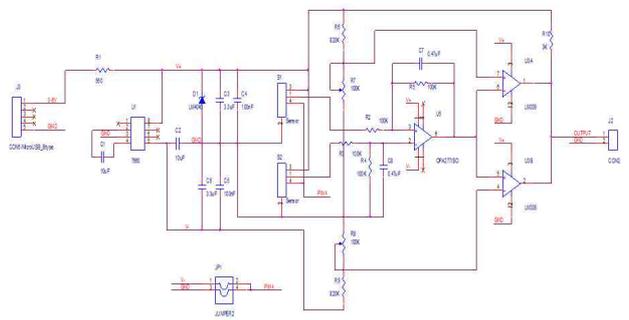


그림8. 인체 전자기장 신호 측정 회로의 구현

그림8과 같은 회로를 설계하여 실제 부품들을 실장 할 수 있는 PCB (Printed Circuit Board) 를 설계하였다. 센서의 위치를 좌·우로 하여 2개를 사용하였다. 손의 평면적인 움직임만을 측정하고자 계획하였으며 다양한 손동작을 인식하여 명령화 하는데 주안점을 두었다.

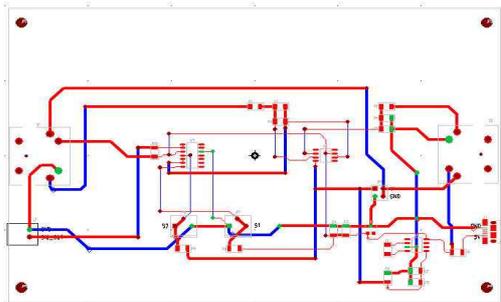


그림9. 설계한 회로를 기반으로 한 PCB 제작

6. 인체 전자기장 신호의 측정 결과

인체 전자기장 신호를 측정할 수 있는 시스템을 구현하여 Hardware 적으로 신호를 계측하였다. 적용된 센서는 인체 전자기장 신호를 전기적으로 변환하여 60Hz, 50% Duty 파형을 기본 파형으로 출력한다. 인체의 움직임이 있으면 50%의 Duty가 변화되는 출력을 내보낸다. 이렇게 변화되는 Duty 폭을 기반으로 하여 센서의 출력을 내보내게 된다. 이렇게 변화된 Duty를 기반으로 하는 신호를 바탕으로 차동 증폭과 비교기를 통하여 원하는 신호를 측정할 수 있다. 그림10에는 제작된 시스템을 통하여 측정한 센서와 차동 증폭 및 비교기 부분의 신호들에 대하여 나타내었다.



그림10. 제작된 시스템의 신호 파형 분석

그림10에서 보이듯이 채널1 (제일 위 파형)과 채널2 (제일 아래 파형)이 센서의 입력 신호이다. 60Hz와 50% Duty로 출

력을 내보내고 있으며 인체 전자기장의 변화가 있으면 Duty가 변화하게 된다. 채널3 (위에서 2번째 파형) 이 차동증폭기 부분을 나타내고 있으며 채널4 (3번째 파형) 이 비교기 출력을 나타내고 있다. 비교기의 출력 부분에 대한 자세한 그림은 다음 그림11에 나타내었다.



그림11. 비교기 출력 파형

그림11에 나타난 바와 같이 최종으로 나타나는 비교기의 출력은 2us 정도의 On Time을 갖는 펄스를 발생한다. 손동작으로 인한 전자기장의 변화가 생기면 이 펄스의 Duty가 변화하는 형태를 띠게 된다. 이러한 파형의 결과를 가지고 이후 인식 처리 과정에서 보다 검출이 원활해 질 수 있는 회로를 구성하였다.

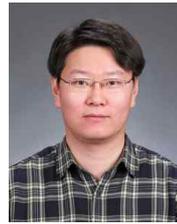
III. 결론

본 논문에서는 인체 전자기장의 변화로 인하여 발생하는 신호를 측정할 수 있는 회로를 설계하고 PCB를 제작하여 인식 과정에서 아날로그 신호보다는 인식이 원활히 될 수 있는 디지털 파형으로의 변환이 가능한 시스템의 개발 하였다. 전원의 Micro USB 입력을 사용하였으며 양의 전압과 음의 전압이 필요하여 이를 구현할 수 있는 회로 부분이 설계되었다. 노이즈의 제거와 두 신호의 연산적인 뺄셈을 구현하기 위하여 차동증폭기를 구현하였으며 기준전압을 두어서 기준전압 범위를 넘어서는 신호를 추출하여 펄스 형태의 디지털 파형화 하는 비교기 부분이 설계되었다. 이는 아날로그 신호를 기반으로 인식처리를 하는 데 있어서 겪어야 하는 어려움을 해소할 방안으로 판단된다. 본 연구에서는 신호처리와 관련된 하드웨어 부분에 대한 부분만이 개발 진행되었고 이후의 인식처리 과정과 컨트롤러 기반의 제어회로 구현에 있어서 필요한 부분으로 판단된다. 비접촉식의 손동작으로 인한 제어 명령의 전달과 시스템적인 제어에서 기반이 될 수 있는 기술로 이후 다양한 동작 인식의 기초 연구와 상용화 연구에 다양하게 사용될 것으로 판단된다.

References

- [1] 박용기, 이용호, 권혁찬, 김인선, 임현균, 김기웅, “생체자기의 측정 및 응용기술”, 물리학과 첨단기술, April, 2007
- [2] G. Baule and R. McFee, “Detection of the magnetic field of the heart”, Am. Heart. J, vol. 55, pp. 95-96, 1963.
- [3] J.Malmivuo and R. Plonsey, “Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields”, Oxford University Press, 1995.
- [4] 류현준, 최준립, “생체자기 신호측정을 위한 고인덕턴스 코일 내장형 온칩 자기센서”, 전자공학회 논문지, vol 50, No 6, pp 1407-1414, 2013.
- [5] 임창주, 김동한, 김연진, “동작인식기반 게임콘텐츠의 현황과 전망” 전자공학회 논문지, vol 39, No 4, pp 18-26, 2012.
- [6] 콘텐츠 진흥원, “CT 인사이트 심층리포트: 휴먼-디바이스 인터랙션 기술”, No 27, pp 2-39, 2012.

저자 소개



천우영(정회원)

1998년 원광대학교 전기공학과 학사 졸업.

2000년 원광대학교 전기공학과 석사 졸업.

2012년 전남대학교 전자,컴퓨터공학과 박사 수료.

<주관심분야 : 생체신호처리, 신호처리 구현, 스마트 미디어 하드웨어>



이석현(준회원)

2015년 전남대학교 전자컴퓨터공학부 졸업.

2015년~현재 전남대학교 전자컴퓨터공학과 석사 재학

<주관심분야 : 스마트 기기 센싱 및 인터페이스 기술, 임베디드 설계>



김영철(정회원)

1981년 한양대학교 전자공학과 졸업.

1987년 Univ. of Detroit 전자공학과 석사 졸업.

1993년 Michigan State Univ. 전자공학과 박사 졸업.

1993년~현재 전남대학교 전자컴퓨터공학부 교수

<주관심분야 : 스마트 기기 센싱 및 인터페이스 기술, 저전력 SoC 설계>