

MRI용 심전도/혈류 게이팅 시스템 설계

장봉렬¹, 박호동¹, 이경중^{1,2,3}

¹연세대학교 보건과학대학 의공학과

²이동형 응급의료정보시스템개발센터

³연세의료공학연구원

(Received September 8, 2006. Accepted November 23, 2006)

Design of ECG/PPG Gating System in MRI Environment

Bong-Ryeol Jang¹, Ho-Dong Park¹, Kyoung-Joung Lee^{1,2,3}

¹Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University

²Center for Emergency Medical Informatics, Seoul, Korea

³Institute for Medical Engineering, Yonsei University

Abstract

MR(magnetic resonance) image of moving organ such as heart shows serious distortion of MR image due to motion itself. To eliminate motion artifacts, MRI(magnetic resonance imaging) scan sequences requires a trigger pulse like ECG(electro-cardiography) R-wave. ECG-gating using cardiac cycle synchronizes the MRI sequence acquisition to the R-wave in order to eliminate image motion artifacts. In this paper, we designed ECG/PPG(photo-plethysmography) gating system which is for eliminating motion artifacts due to moving organ. This system uses nonmagnetic carbon electrodes, lead wire and shield case for minimizing RF(radio-frequency) pulse and gradient effect. Also, we developed a ECG circuit for preventing saturation by magnetic field and a finger plethysmography sensor using optic fiber. And then, gating pulse is generated by adaptive filtering based on NLMS(normalized least mean square) algorithm. To evaluate the developed system, we measured and compared MR imaging of heart and neck with and without ECG/PPG gating system. As a result, we could get a clean image to be used in clinically. In conclusion, the designed ECG/PPG gating system could be useful method when we get MR imaging of moving organ like a heart.

Key words : MRI, ecg-gating, PPG-gating, shield, adaptive filtering

1. 서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)은 비침습적으로 신체 내부 장기의 영상을 획득할 수 있는 방법이다. 인체를 정 자장에 위치시키면 인체가 자화상태가 되면서 인체내부의 원자핵이 일정한 주파수의 회전운동을 시작한다. 이 주파수를 라머주파수(larmor precession frequency)라 한다. 라머주파수는 원자핵에 따라 특정 수치를 가지며 외부에서 인가된 자장강도에 비례하여 변화한다. 원자핵에 라머주파수와 동일한 고주파를 인가하면 원자핵이 에너지를 흡수했다가 고주파를 차단하면 다시 원래의 에너지준위로 돌아오면서 흡수한 에너지를 방사한다. 이를 이

완이라 하며 이때 방출되는 에너지신호를 포착하여 MR영상 데이터로 이용한다[1]. 그러나 심장과 같이 움직이는 장기에 대한 MR 영상 작업 시에 장기의 움직임으로 인해 영상의 질이 떨어지는 현상이 생긴다. 일반적으로 MR영상은 여러 번의 영상획득 작업을 반복하여 한 장의 영상을 얻게 되는데, 영상획득의 대상이 고정되어 있지 않고 움직이므로 영상에 잡음이 생기게 된다. 따라서 MR 영상 개선을 위해 사용하는 게이팅 영상법에 활용을 위해서는 환자로부터 정확한 생체신호획득이 필요하다[2][3]. 게이팅 영상법이란 심장과 같은 장기의 주기에 맞춰서 영상획득 작업을 실행하는 방법을 말한다. 게이팅 영상법을 위해서는 주기적인 생체신호가 필요한데, 심전도 혹은 혈류파형이 일반적으로 사용되고 있으며 이 신호들로부터 정확한 게이팅 펄스를 발생시키는 것도 중요하다. 그러나 MRI실 내에는 강한 자장이 형성되어 있을 뿐 아니라 MRI에서 영상을 획득하기 위해 방사하는 강한 고주파 펄스나 경사자장에 의해 발생하는 자장변화에 의해 생체신호 측정 시 심한

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.

(02-PJ3-PG6-EV08-0001)

Corresponding Author : 이경중

강원도 원주시 흥업면 매지리 234, 연세대학교 보건과학대학 의공학과

Tel : +82-33-760-2433 / Fax : +82-33-763-1953

E-mail : lkj5809@yonsei.ac.kr

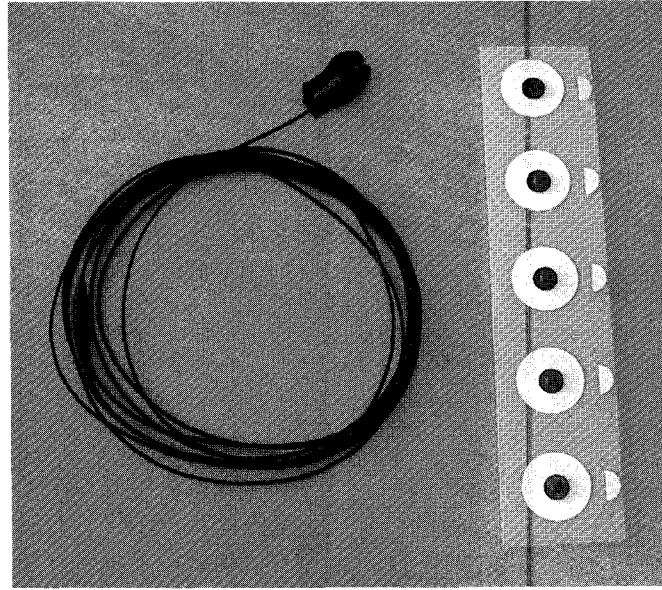


그림 1. 카본 전극 및 카본 리드
 Fig. 1. Carbon electrode and carbon lead

왜곡이 발생하게 된다. 이와 같은 왜곡은 측정된 심전도 신호나 혈류신호를 포화시킴으로 인해 측정하고자 하는 정확한 신호정보를 잃게 될 뿐만 아니라 정확한 게이팅 펄스의 발생도 어렵게 된다.

또한 MR영상 측면에서 고려해보면 일반적인 생체신호계측 시스템을 사용 시 시스템에서 방사되는 미세한 전자기파에 의해서 MR영상에 잡음이 발생하는 문제도 생긴다.

이와 같은 문제들에 대한 대처방안으로 올바른 게이팅 신호를 발생시키기 위해 MRI에서 고주파 펄스가 방사될 동안의 신호를 차

단시켜 고주파 펄스로 인한 오작동을 방지하는 시스템[4]이 제안되었지만 여기에는 신호를 차단시키는 동안에 QRS Complex가 들어올 경우 정확한 게이팅이 어렵다는 점과 사람마다 심박동수가 틀려 차단시키는 시간을 정하기가 어렵다는 한계점이 있었다.

따라서 본 논문에서는 이와 같은 자장에 의한 생체신호의 왜곡 억제 및 정확한 게이팅 신호를 발생시키는 동시에 MR영상에 대한 영향을 최소화시키는 MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템을 설계하였다.

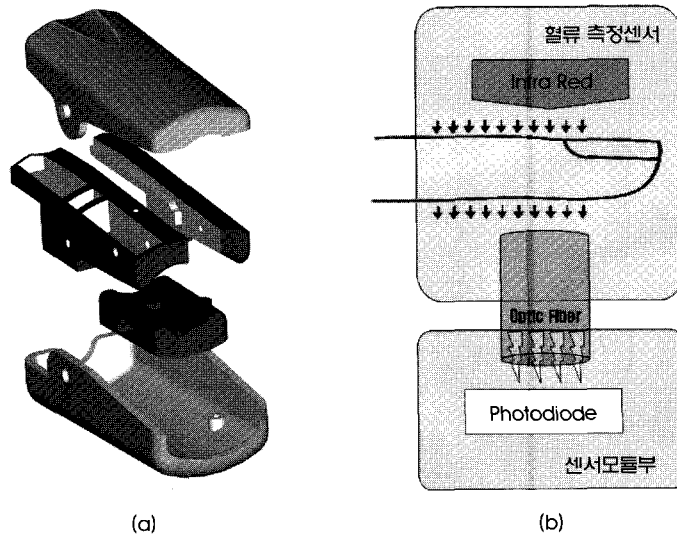


그림 2. 개발된 혈류 측정센서 : (a) 분해도 (b) 센서 원리
 Fig. 2. Developed photo-plethysmography sensor : (a) Disassembled diagram (b) Sensing principle

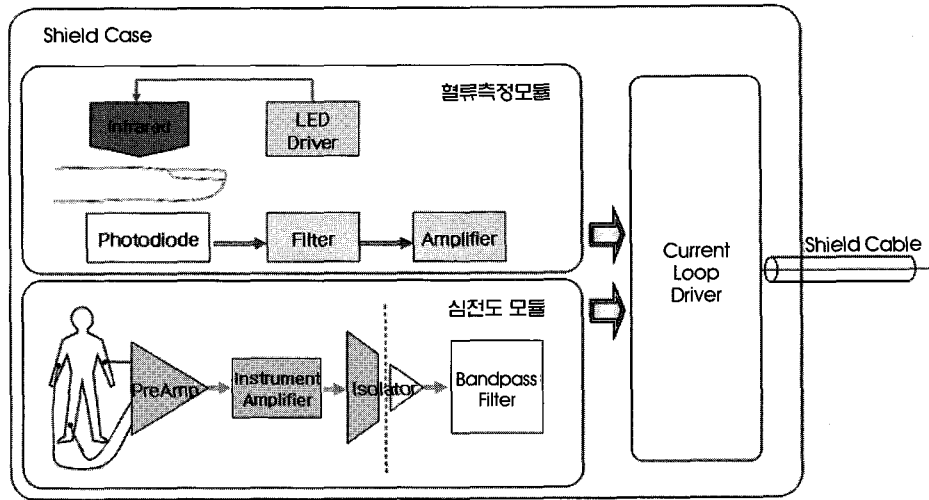


그림 3. 센서 모듈부 블록도
Fig. 3. Block diagram of sensor module

II. MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템의 설계

MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템은 크게 심전도 및 혈류를 측정하는 센서모듈부와 센서모듈에서 측정된 신호를 디스플레이 및 게이팅 펄스를 발생시키는 게이팅 모듈부로 나뉜다.

센서 모듈부는 심전도 및 혈류 센서부, 생체신호 계측부, 아날로그 필터 및 신호 송신부로 구성되어 있으며 게이팅 모듈부는 신호 수신부 및 A/D변환부, 디지털 신호처리 및 디스플레이부, 전원부로 구성된다.

A. 심전도 및 혈류 센서부

본 연구에서는 심전도를 측정하기 위하여 일반적인 심전도 전극을 사용하는 대신 카본으로 제작된 심전도 전극을 사용하였다. 일반전극을 사용할 경우에는 전극에 포함된 철성분으로 인해 정자장 왜곡의 원인이 되어 영상에 악영향을 미치게 된다[5]. 또한 강한 자장에 의해 환자가 화상을 입을 가능성도 있다[6][7].

마찬가지로 심전도 리드도 비자성인 카본으로 제작된 리드를 사용하였다. 그림 1은 연구에서 사용한 카본 전극(EL508, Biopac System Inc., USA) 및 카본 리드(LEAD108, Biopac System Inc., USA)이다.

혈류를 측정하기 위해 본 연구에서는 광케이블을 이용한 혈류 측정센서를 개발하였다. 일반적인 혈류 측정센서는 발광부인 LED와 수광부인 포토다이오드가 손가락이 투입되는 부분에 위치하고 케이블을 이용해 측정모듈로 연결된다. 따라서 혈류 측정센서에 강한 자장이 가해지면 포토다이오드와 케이블에 영향을 주어 모듈을 통해 측정되는 혈류신호에 큰 잡음이 섞이게 된다. 반면, 광케이블을 이용한 혈류 측정센서는 수광부를 센서모듈부의 케이스 내부로 위치시키고 광케이블을 이용해 손가락을 통과한 빛을 케이스 내부의 수광부로 전달함으로써 자장의 영향을 받지 않고 혈류신호를 측정

할 수 있다. 그림 2는 개발된 혈류 측정센서의 분해도이다.

B. 생체신호 계측부

생체신호 계측부는 크게 심전도 측정모듈과 혈류 측정모듈로 나뉜다. 그림 3은 센서 모듈부의 전체적인 블록도이다.

심전도 측정모듈은 3채널(Lead I, Lead II, Lead III)로 구성된다. 초단증폭기는 AD620(Analog Devices, USA)을 사용하였으며 Isolation Amplifier HCPL-7840(Agilent, USA)을 사용하여 다른 모듈들과 절연을 시키고 동시에 신호를 전송하였다.

혈류 측정모듈에는 혈류 측정센서와 연결을 위한 커넥터가 있으며 8차 0.1Hz 고역통과필터와 8차 10Hz 저역통과 필터가 있다. 광다이오드를 이용해 들어온 빛의 양을 전류-전압 변환회로를 이용해 전압신호를 생성하고, 이 신호를 고역통과필터와 저역통과필터를 통한 신호처리 후 신호 송신부로 전달한다.

C. 아날로그 필터 및 신호 송신부

본 연구에서는 심전도 신호 측정 시 같이 측정되는 강한 경사자장에 의한 잡음을 최소한으로 줄이기 위해 8차 50Hz 저역통과 필터와 8차 0.05Hz 고역통과 필터를 설계하였다. 그리고 심전도 측정모듈에서 출력된 3채널의 신호들을 필터모듈의 입력에 연결하고 필터모듈에서 출력된 신호들을 신호 송신 모듈로 전달하였다.

아날로그 필터모듈을 통한 심전도 신호와 혈류 측정모듈에서 출력된 혈류신호는 전류루프방식을 이용하여 신호 수신 모듈을 통해 MRI실 외부로 전송된다. 이와 같이 전류루프방식과 차폐된 이중케이블을 전송선으로 사용함으로써 강한 고주파 잡음의 영향을 감소시켰다.

설계된 모든 센서 모듈부는 자기차폐 효과가 큰 알루미늄으로 제작된 케이스 내부에 장착되었다.

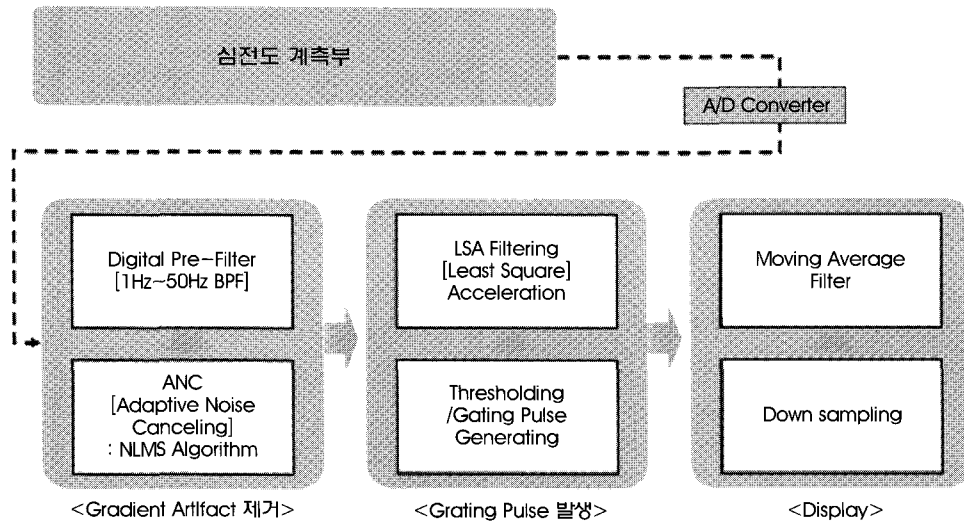


그림 4. 심전도 처리 알고리즘 블록도
 Fig. 4. Block diagram of ECG signal processing algorithm

D. 신호수신 및 A/D 변환부

센서모듈로부터 전송된 데이터는 MRI실 외부에 있는 전류루프 수신회로를 거쳐 전압신호로 변환된 후 A/D 변환부로 연결된다. A/D 변환부는 PIC16F688(Microchip, USA)을 기반으로 구성되어 있다. 총 4채널의 신호(심전도 3채널, 혈류 1채널)를 500Hz, 10bit로 샘플링한다. 샘플링한 데이터는 RS232통신포트를 이용해 115200bps의 속도로 ARM920T Processor(S3C2410, Samsung, Korea)로 전송된다. 데이터 전송 시 프로토콜은 시작코드로 0xff를 전송한 다음 순차적으로 혈류신호, 심전도 Lead I, Lead II, Lead III 순으로 데이터를 전송한다. 데이터는 정확한 진단을 목표로 한 것이 아니라 게이팅을 위한 데이터이기 때문에 하위 2bit를 제외한 상위 8bit만을 사용하였다. 시리얼 통신 중 일어날 수 있는 에러를 방지하기 위해 순환잉여검사(CRC: Cycle Redundancy Check)방법을 사용하였다.

E. 디지털 신호처리 및 디스플레이부

ARM프로세서에서는 PIC 프로세서에서 보낸 데이터를 수신해 각 데이터를 잡음제거를 위한 디지털 신호처리 후 게이팅 펄스 알고리즘을 이용해 게이팅 펄스를 발생시킨다.

우선 PIC프로세서에서 전송받은 심전도 데이터에 섞인 강한 경사자장에 의한 잡음을 제거하기 위해 1Hz~50Hz 대역을 갖는 디지털 필터와 Adaptive Noise Canceling 알고리즘을 적용하였다. 필터링 된 데이터를 LCD에 디스플레이하고, QRS Complex를 검출하는 알고리즘을 적용하였다. QRS Complex 검출알고리즘으로는 LSA(least square acceleration) 기법을 이용하였으며 최종적으로 게이팅 펄스를 발생시킨다. 데이터를 받아서 알고리즘을 적용하고 그 출력이 나오는데 소요된 시간은 2ms이하였다. 따라서 실시간으로 데이터를 받아서 처리할 수 있었다. 그림 4는 심전도

신호처리 알고리즘에 대한 전체적인 블록도이다.

F. 전원부

설계한 시스템의 전원부는 크게 두 가지로 나뉜다. 첫 번째로 센서 모듈부 내부에 있는 9V 건전지 두 개로 구성된 심전도 측정모듈의 전원이다. 심전도 측정 시 절연증폭기를 사용해 절연시키고 심전도 측정모듈에만 따로 전원을 공급하기 위해서 9V건전지 두 개를 사용해서 ±9V를 공급하였다. 그리고 센서모듈부에서 심전도 측정모듈을 제외한 나머지 모듈들에는 MRI실 외부로부터 AC-DC 변환기(HTAA-16W-A, Power-One, USA)를 사용해 ±12V를 공급하였다. 또한 MRI실 외부에 설치된 전류루프 수신 모듈 및 디스플레이 모듈에도 AC-DC 변환기에서 출력되는 +5V, ±12V를 공급하였다.

일반적인 스위칭 레귤레이터를 사용할 경우 스위칭 잡음이 MRI실 내부로 유입되어 MR영상에 많은 잡음을 생성시키지만 선형 레귤레이터를 사용함으로써 전원에 의한 스위칭 잡음을 방지할 수 있다.

III. 실험 결과 및 고찰

본 연구에서 개발한 MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템의 성능을 평가하기 위해 첫 번째로 일반 심전도 회로와 본 연구에서 설계한 회로를 이용해 측정된 심전도 신호를 비교하였다. 두 번째로, 일반 혈류센서를 이용해 측정된 혈류신호와 본 연구에서 개발된 혈류센서를 이용해 측정된 신호를 비교하였다. 세 번째로, 경사자장에 의한 잡음을 제거하기 위한 적응 잡음제거 알고리즘을 평가하기 위해 필터에 대해 심전도 신호처리 후 게이팅 펄스발생 알고리즘을 사용하여 발생된 게이팅 펄스의 정확도를 평가하였다.

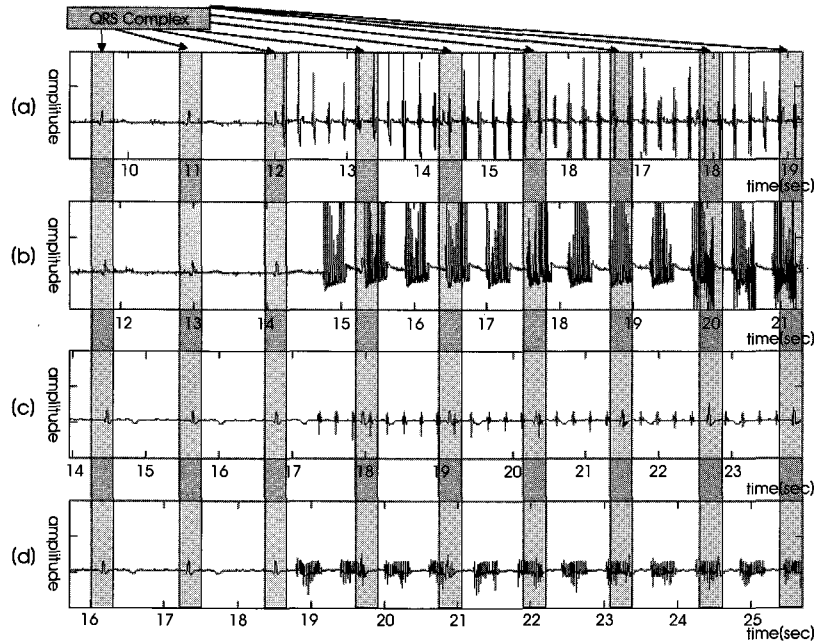


그림 5. 일반적인 심전도 회로 및 설계한 심전도 측정모듈을 이용해 측정된 심전도
 일반 심전도 회로 : (a) SE, TR : 200ms, (b) FSE, TR : 500ms
 설계한 심전도 회로 : (c) SE, TR : 200ms, (d) FSE, TR : 500ms

Fig. 5. Measured signals from the general ECG circuit and the proposed ECG circuit
 Normal ECG Circuit : (a) SE, TR : 200ms, (b) FSE, TR : 500ms
 Designed ECG Circuit : (c) SE, TR : 200ms, (d) FSE, TR : 500ms

A. 일반 심전도 회로와의 비교

그림 5는 일반적인 심전도 회로 및 설계한 심전도 측정모듈을 이용하여 MRI실 내에서 영상작업 시 측정된 결과이다. 그림 5(a)와 (c)는 SE(spin echo) 기법을 이용해 MR영상을 촬영 시 측정된 파형이다. 그림 5(b)와 (d)는 FSE(fast spin echo)기법을 사용해 MR영상을 촬영 시 측정된 심전도 파형이다. 일반적인 심전도 회로는 AD620의 specification에서 제공하는 회로를 이용하였고, A/D변환은 PIC16F688을 이용한 10bit, 500Hz 샘플링으로 데이터를 획득하였다. 그림의 짙은 구간은 심전도의 QRS Complex를 표시한 것이다.

그림 5(a)와 (b)를 살펴보면 일반적인 심전도 회로 사용 시 MR 촬영 작업 중 방사되는 강한 고주파 및 경사자장에 의한 잡음에 의해 신호가 포화되는 현상을 관찰할 수 있다. 신호가 측정할 수 없을 정도로 포화가 되면 신호의 정보 자체가 사라지기 때문에 복구가 불가능하게 된다. 따라서 일반적인 회로는 정상적인 심전도 계측 및 게이팅 펄스 발생을 위한 시스템 설계에 부적합함을 알 수 있다.

반면, 그림 5(c)와 (d)에서는 심전도 신호에 고주파 펄스와 경사자장에 의한 잡음이 섞이는 것을 관찰할 수 있지만 일반회로를 이용해 측정된 심전도와 비교했을 때 잡음의 포화현상은 일어나지 않는 결과를 보여주었다. 이 결과는 잡음제거 알고리즘을 사용할 경우 심전도의 QRS Complex 검출 가능성을 제시하는 것으로 평

가되었다.

B. 일반 혈류센서와의 비교

그림 6은 MRI실 내에서 영상촬영 작업 시 일반적인 혈류센서 및 개발된 혈류센서를 이용해 측정된 혈류파형이다. 그림 6(a)와 (c)는 SE 기법(TR : 200ms), 그림 6(b)와 (d)는 FSE 기법(TR : 500ms)으로 영상촬영 시 측정된 혈류파형이다. 그림 6(a)와 (b)에서 두 가지 파형 모두 혈류신호의 형태가 심하게 왜곡됨을 관찰할 수 있다. 이는 강한 자장에 의해 신호의 전달에 많은 문제가 있음을 알 수 있다.

그림 6(c)와 (d)는 본 연구에서 개발한 혈류센서를 이용해서 측정된 혈류파형의 결과를 보여준다. 결과를 관찰하면 고주파 펄스나 경사자장에 의한 잡음이 발생하였지만 일반 혈류측정센서로 측정 시와 비교했을 때 간단한 저역통과 필터만으로 깨끗한 파형 획득이 가능할 것으로 예상된다.

C. 잡음 제거 알고리즘 및 게이팅 펄스 발생 알고리즘 평가

MRI실 내에는 MRI 촬영 시 발생하는 고주파 펄스 및 강한 경사자장으로 인한 잡음이 인체에 영향을 줌으로써 심전도 측정모듈을 통해 측정되게 된다. 따라서 A/D변환 후 적응신호처리 알고리즘을 사용하여 잡음을 제거하고 게이팅 영상법을 위한 게이팅 펄스를 발생하였다.

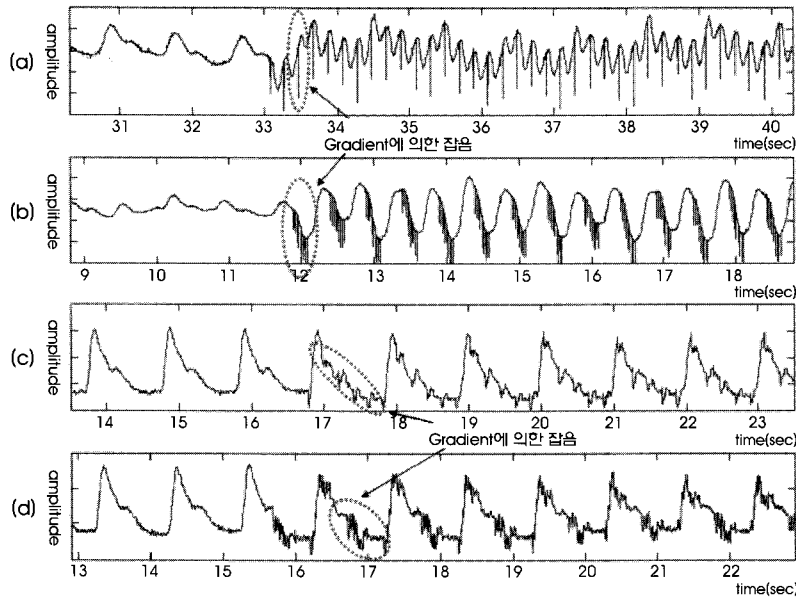


그림 6. 일반적인 혈류센서와 제작된 혈류센서를 이용하여 측정된 혈류파형

일반적인 혈류센서 : (a) SE, TR : 200ms, (b) FSE, TR : 500ms, 제작된 혈류센서 : (c) SE, TR : 200ms, (d) FSE, TR : 500ms

Fig. 6. Measured signals from the general PPG sensor and developed PPG sensor

Normal PPG Sensor : (a) SE, TR : 200ms, (b). FSE, TR : 500ms, Developed PPG Sensor : (c) SE, TR : 200ms, (d). FSE, TR : 500ms

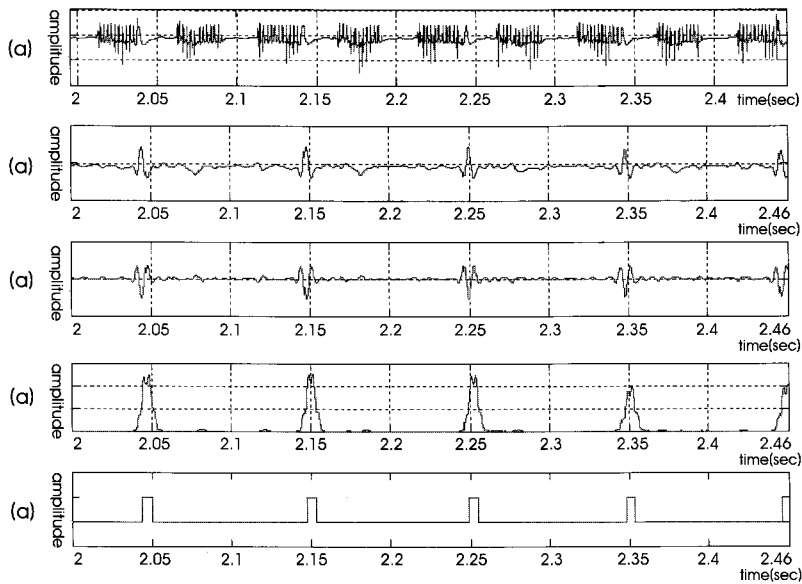


그림 7. 잡음 제거 및 게이팅 펄스 발생 알고리즘 적용결과

(a) 원신호 (b) 적응잡음제거결과 (c) LSA 필터결과 (d) 문턱치 결정 (e) 게이팅신호

Fig. 7. Result of noise canceling and gating pulse generating algorithm

(a) Original Signal (b) ANC result (c) LSA filtered signal (d) Thresholding (e) Gating signal

그림 7은 측정된 심전도에 잡음제거 및 게이팅 펄스 발생 알고리즘을 적용한 결과이다. 각각의 신호처리 단계별 결과에 대한 파형을 나타내었으며 최종적으로 게이팅 펄스가 정확히 검출됨을 보여

주고 있다.

그림 8은 기존 혈류측정센서로 측정된 파형 및 개발된 혈류측정센서를 이용해 측정된 파형에 신호처리와 게이팅 펄스 알고리즘을

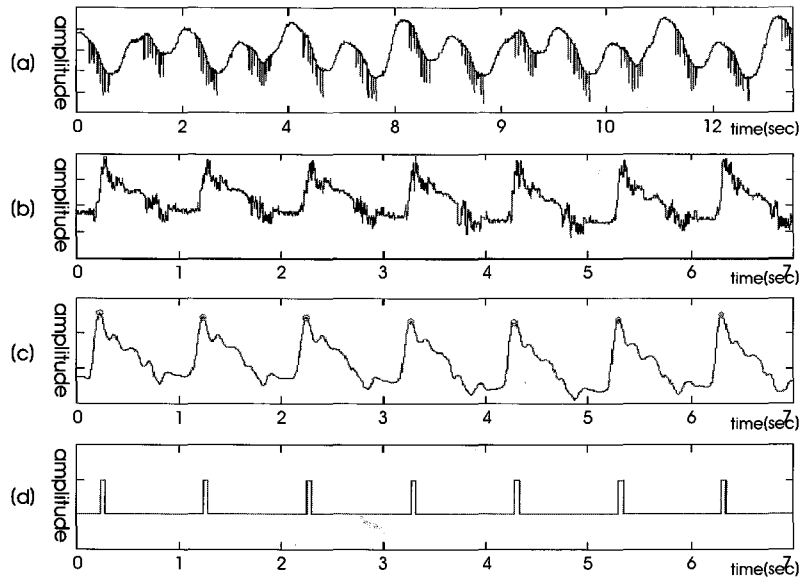


그림 8. 혈류신호 및 게이팅 펄스 발생

(a) 일반적인 혈류센서로 측정된 신호 (b) 개발된 혈류센서로 측정된 신호 (c) 저역통과필터 결과 (d) 게이팅 신호

Fig. 8. PPG signal and generation of gating pulse

(a) Measured signal with normal PPG sensor (b) Measured signal with developed PPG sensor (c) Low-pass filtered signal (d) Gating signal

적용한 결과로서 본 연구에서 제안한 알고리즘을 적용함으로써 게이팅 펄스가 정확하게 발생됨을 보여주고 있다.

IV. 결론

본 연구에서는 MR용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템을 개발하였다. 개발된 시스템은 비자성인 심전도 전극과 리드를 사용함으로써 철 성분으로 인한 영상의 왜곡을 방지하였다. 또한, MRI실 내의 센서모듈부에 쉴드케이스를 적용하여 미세한 전자기파의 방출을 억제함으로써 MRI에 미치는 잡음의 영향을 방지하였다.

MRI용 심전도 회로를 설계하여 심전도 측정 시 신호의 포화를 방지할 수 있는 모듈을 개발하였다. 또한, 광케이블을 이용한 혈류 측정센서를 설계하여 MRI실 내에 존재하는 강한 자장의 영향을 받지 않고 혈류파형을 측정할 수 있는 모듈을 개발하였다.

설계된 하드웨어를 이용해 측정된 결과에 제안한 잡음제거 알고리즘을 적용하여 정확한 게이팅 펄스를 발생시키고 그 출력을 MR 게이팅 영상법에 적용할 수 있었다. 향후 개발된 시스템을 MRI 시스템과 연동하여 실제 임상에 적용하기 위한 추가적인 보완연구가 필요하다.

참고문헌

[1] M.K. Laudon, J.G. Webster, R. Frayne, T.M. Grist, "Minimizing interference from magnetic resonance imagers during electrocardiography," *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 2, pp.160-164, 1998.

[2] J. Felblinger, C. Lehmann, C. Boesch, "Electrocardiogram acquisition during MR examinations for patient monitoring and sequence triggering," *Magnetic Resonance In Medicine*, vol. 32, no. 4, pp. 523-529, 1994.

[3] R. Rokey, R.E. Wendt, D.L. Johnston, "Monitoring of acutely ill patients during nuclear magnetic resonance imaging : Using of a time-varying filter electrocardiographic gating device to reduce gradient artifacts," *Magnetic Resonance In Medicine*, vol. 6, no. 2, pp.240-245, 1988.

[4] A.N. Shetty, "Suppression of radiofrequency interference in cardiac gated MRI : A simple design," *Magnetic Resonance In Medicine*, vol. 8, no. 1, pp.84-88, 1988.

[5] R.E. Wendt 3rd, R. Rokey, G.W. Vick 3rd, "Electrocardiographic gating and monitoring in NMR imaging," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 6, no. 1, pp.89-95, 1988.

[6] S. Jones, W. Jaffe, R. Alvi, "Burns associated with electrocardiographic monitoring during magnetic resonance imaging," *Burns*, vol. 22, no. 5, pp.420-421, 1996.

[7] S.J. Keens, A.S. Laurence, "Burns caused by ECG monitoring during MRI imaging," *Anaesthesia*, vol. 51, no. 12, pp.1188-1189, 1996.

[8] R.N. Dimick, L.W. Hedlund, R.J. Herfkens, E.K. Fram, J. UTZ, "Optimizing electrocardiograph electrode placement for cardiac-gated magnetic resonance imaging," *Invest Radiology*, vol. 22, no. 1, pp.17-22, 1987.

[9] R. Abacherli, C. Pasquier, F. Odille, M. Kraemer, J.J. Schmid, J. Felblinger, "Suppression of MR gradient artefacts on electrophysiological signals based on an adaptive real-time filter with LMS coefficient updates," *MAGMA*, vol. 18, no. 1, pp.41-50, 2005.