

MRI용 심전도 및 혈류 게이팅  
시스템 설계

연세대학교 대학원  
의 공 학 과  
장 봉 렬

# MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템 설계

지도 이 경 중 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2006년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

장 봉 렬

장봉렬의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 李景中 

심사위원 申泰民 

심사위원 金璟煥 

연세대학교 대학원

2006년 12월 일

## 감사의 글

먼저, 본 논문이 있기까지 지도를 아끼지 않으시고 격려해주신 이경중 교수님께 진심으로 감사의 말씀 올립니다. 바쁘신 가운데도 부족한 저의 논문을 지적해주시고 가르침을 주신 신태민 교수님, 김경환 교수님께 감사드립니다. 그리고 대학과 대학원 생활 6년 동안 저에게 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 김범민 교수님, 김한성 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님, 이용흠 교수님께 감사의 말씀 드립니다. 또한 학교 생활동안 여러 가지로 많은 도움을 주시며 아들처럼 보살펴주신 안중수 선생님께 감사의 인사를 드립니다.

2년이 넘는 기간 동안 생체시스템 연구실이란 곳에서 동고동락한 고마운 분들에게 고맙다는 인사를 하고 싶습니다. 먼저, 저를 이끌어 주시며 기초부터 많은 것을 가르쳐 주시고 이 자리까지 있게 해주신 박호동 선배님께 감사의 말씀 드립니다. 그리고 지금은 학교에 계시진 않지만 모범적인 선배님의 모습을 보여주신 이전 선배님께 감사의 말씀 드립니다. 또한 저에게 세심한 지도와 격려를 아끼지 않으신 조성필 선배님, 송미혜 선배님께도 감사의 말씀을 드립니다. 그리고 잠깐이나마 연구실 생활을 같이 하며 도움을 주신 지중철 선배님, 이재영 선배님, 안영호 선배님, 임예택 선배님께 감사드립니다. 그리고 저와 같이 대학원에 들어와 함께하며 많은 도움을 주었던 효기에게 고맙다는 말을 전하고 싶습니다. 일 년간 같이 공부하며 도와주었던 현석과 새로 들어온 현석에게도 감사합니다. 그리고 큰 누나처럼 보살펴 주신 한희 누나에게도 감사의 마음을 전합니다.

그리고 대학원 생활동안 같이 생활하며 도와준 많은 이웃 연구실 형들과 동기들에게도 감사의 마음을 전합니다.

멀리서도 저를 응원해주신 하나뿐인 형님과 형수님에게 감사의 말씀을 전합니다. 그리고 저를 진심으로 사랑해주며 아껴주신 아버지, 어머니께 진심으로 감사의 마음과 사랑의 마음을 드리며 저의 작은 결실을 바칩니다. 저를 아껴주신 모든 분들께 감사의 말씀을 전합니다.

2006년 12월  
장봉렬 올림

# 차 례

그림차례 .....	i
국문요약 .....	iii
제 1 장 서 론 .....	1
제 2 장 이론적 배경 .....	3
2.1 자기공명현상 .....	3
2.2 MR영상에서의 자기장의 영향 및 제거 .....	5
2.3 게이팅 영상법 .....	6
제 3 장 MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템 설계 .....	8
3.1 심전도 및 혈류 센서부 .....	10
3.2 생체신호 계측부 .....	12
3.3 아날로그 필터 및 신호송신부 .....	15
3.4 신호수신 및 A/D 변환부 .....	15
3.5 디지털 신호처리 및 디스플레이부 .....	16
3.5.1 적응필터 설계 .....	17
3.5.1.1 적응필터의 개념 .....	17
3.5.1.2 NLMS 알고리즘 .....	19
3.5.2 QRS Complex 검출 알고리즘 .....	20
3.6 전원부 .....	21
제 4 장 실험 결과 및 고찰 .....	22
4.1 일반 심전도 회로와의 비교 .....	22
4.2 일반 혈류센서와의 비교 .....	24
4.3 잡음 제거 알고리즘 및 게이팅 펄스 발생 알고리즘 평가 .....	26
4.4 게이팅을 이용한 MR영상 촬영 .....	31
제 5 장 결 론 .....	33

참 고 문 헌 .....	34
Abstract .....	37

## 그림 차례

그림 2.1 임의적으로 자화되지 않았을 때의 원자핵 .....	3
그림 2.2 임의적으로 자화되었을 때의 원자핵 .....	4
그림 2.3 세차운동 .....	4
그림 3.1 MRI용 게이팅 시스템의 구성도 .....	9
그림 3.2 사용한 MRI 심전도측정용 카본 리드 및 카본 전극 .....	10
그림 3.3 개발된 혈류측정센서 .....	11
(a) 분해도	
(b) 센서 원리	
그림 3.4 생체신호 계측부 블록도 .....	12
그림 3.5 설계한 심전도 모듈 .....	13
그림 3.6 설계한 혈류측정 모듈 .....	14
그림 3.7 심전도 처리 알고리즘 블록도 .....	17
그림 3.8 일반적인 적응필터 구조 .....	18
그림 3.9 QRS Complex 검출 알고리즘 블록도 .....	20
그림 4.1 일반적인 심전도 회로 및 설계한 심전도 측정모듈을 이용해 측정 한 심전도 .....	23
(a) 일반적인 심전도 회로, SE, TR : 200ms	
(b) 일반적인 심전도 회로, FSE, TR : 500ms	
(c) 설계한 심전도 회로, SE, TR : 200ms	
(d) 설계한 심전도 회로, FSE, TR : 500ms	
그림 4.2 일반적인 혈류센서 및 제작된 혈류센서를 이용해 측정 한 혈류파형 .....	25
(a) 일반적인 혈류센서, SE, TR : 200ms	
(b) 일반적인 혈류센서, FSE, TR : 500ms	
(c) 제작된 혈류센서, SE, TR : 200ms	
(d) 제작된 혈류센서, FSE, TR : 500ms	

그림 4.3 잡음 제거 및 게이팅 펄스 발생(SE기법, 200ms) .....	27
(a) 원신호	
(b) 적응잡음제거결과	
(c) 2차 미분 결과	
(d) 문턱치 결정과정	
(e) 발생된 게이팅 신호	
그림 4.4 잡음 제거 및 게이팅 펄스 발생(FSE기법, 500ms) .....	28
(a) 원신호	
(b) 적응잡음제거결과	
(c) 2차 미분 결과	
(d) 문턱치 결정과정	
(e) 발생된 게이팅 신호	
그림 4.5 각 혈류센서로 측정된 혈류 파형 .....	29
(a) 기존의 혈류센서로 측정된 파형, SE, TR : 200ms	
(b) 기존의 혈류센서로 측정된 파형, FSE, TR : 500ms	
(c) 개발된 혈류센서로 측정된 파형, FSE, TR : 500ms	
그림 4.6 혈류 파형 및 게이팅 펄스 발생 과정 .....	30
(a) 개발된 혈류센서로 측정된 파형, FSE, TR : 500ms	
(b) 10Hz 저역통과필터 적용결과	
(c) 발생된 게이팅 펄스	
그림 4.7 기존의 SE기법(좌) 및 게이팅 영상법(우)을 이용해 촬영한 심장의 MR영상 .....	31
그림 4.8 기존의 SE기법(좌) 및 게이팅 영상법(우)을 이용해 촬영한 목의 MR영상 .....	32

## 국 문 요 약

### MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템 설계

심장과 같이 움직이는 장기의 magnetic resonance (MR) 영상을 획득할 경우에는 움직임에 의해 영상에 잡음이 발생하게 된다. 이런 영상의 잡음을 제거하기 위해서는 생체신호를 이용해 영상획득 작업을 장기의 움직임과 동기화시키는 게이팅 영상법이 필요하다.

본 논문에서는 하드웨어적 기법과 신호처리 알고리즘을 결합하여 magnetic resonance imaging (MRI) 영상의 획득시 발생하는 잡음을 제거할 수 있는 MRI용 심전도/혈류 게이팅 시스템을 설계하였다. 설계한 시스템은 비자성 특성을 지닌 카본 전극 및 리드를 사용해 자기장의 영향을 최소화 하였으며, 쉴드 케이스를 이용해 MRI실 내의 강한 자장으로부터 심·혈관계 생체신호 측정모듈을 보호하였다. 인체에 유기되는 자기장의 영향에 의한 심전도의 포화현상을 방지하는 심전도 회로를 설계하였으며, 광케이블을 이용한 혈류센서를 개발하여 혈류신호 측정시 자장의 영향을 최소화 한 센서 모듈부를 설계하였다. 그리고 normalized least mean square (NLMS) 알고리즘을 적용한 적응필터를 통해 자기장의 영향이 제거된 생체신호를 이용하여 발생된 게이팅 펄스를 MRI 본체로 전송하는 게이팅 모듈부를 설계하였다.

개발된 시스템의 성능을 확인하기 위해 심장 및 목의 MR영상을 촬영한 결과, 움직임에 의해 발생하는 영상의 잡음이 제거된 깨끗한 영상을 얻을 수 있었다. 이에 본 논문에서 개발된 심전도/혈류 게이팅 시스템은 심장과 같이 움직이는 장기의 MR 영상획득 시 유용하게 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

---

핵심되는 말 : 심전도 게이팅, 혈류 게이팅, MRI

# 제 1 장 서 론

자기공명영상법(magnetic resonance imaging : MRI)은 비침습적으로 신체 내부 장기의 영상을 획득할 수 있는 방법이다. 인체를 정자장 하에 위치시키면 인체가 자화상태가 되면서 인체내부의 원자핵이 일정한 주파수의 회전운동을 시작한다. 이 주파수를 라머주파수(Larmor precession frequency)라 하며 라머주파수는 원자핵에 따라 특정 수치를 가지며 외부에서 인가된 자장강도에 비례하여 변화한다. 라머주파수와 동일한 고주파를 인가하면 원자핵이 에너지를 흡수했다가 고주파를 차단하면 다시 원래의 에너지준위로 돌아오면서 흡수한 에너지를 방사한다. 이 에너지를 수신코일에서 측정함으로써 영상을 구성하게 된다 [1]. 그러나 심장 같이 움직이는 장기에 대한 magnetic resonance (MR) 영상 작업시 장기의 움직임으로 인해 영상의 질이 떨어지는 현상이 생긴다. 일반적으로 MR영상은 여러 번의 영상획득 작업을 반복하여 한장의 영상을 얻게 되는데, 영상획득의 대상이 고정되어 있지 않고 움직이므로 영상에 잡음이 생기게 된다. 따라서 MRI내에서 환자로부터 신호측정시 MR영상 개선을 위해 사용하는 게이팅 영상법의 활용을 위한 정확한 생체신호획득이 필요하다 [2][3]. 게이팅 영상법이란 심장과 같이 움직이는 장기의 주기에 맞춰서 영상획득작업을 실행하는 방법이다. 게이팅 영상법을 위해서는 주기적인 생체신호가 필요한데, 심전도 혹은 혈류파형이 일반적으로 사용되고 있으며 이 신호들로부터 정확한 게이팅 펄스를 발생시키는 것이 매우 중요하다. 그러나 MRI실 내에는 강한 자장이 형성되어 있을 뿐 아니라 MRI에서 영상을 획득하기 위해 방사하는 강한 고주파 펄스나 경사자장(gradient)에 의해 발생하는 심한 자장변화에 의해 생체신호 측정시 심한 왜곡이 발생하게 된다. 이와 같은 왜곡은 측정된 심전도 신호나 혈류신호를 포화시키므로 측정하고자 하는 정확한 신호정보를 잃게 될 뿐 아니라 정확한 게이팅 펄스의 발생도 어렵게 된다.

또한 MR영상측면에서 고려해보면 일반적인 생체신호계측 시스템을 사용시 시스템에서 방사되는 미세한 전자기파에 의해서 MR영상에 잡음이 발생하는 문제도

생긴다.

이와 같은 문제들을 해결하기 위한 연구는 주로 고주파의 영향을 최소화시키기 위한 하드웨어 설계에 초점을 맞추어 이루어져 왔다. Shetty 등은 MRI에서 고주파 펄스가 방사될 동안의 신호를 차단시켜 고주파 펄스로 인한 게이팅 오작동을 방지하는 시스템을 제안하였지만 신호를 차단시키는 동안에 QRS Complex가 발생할 경우 정확한 게이팅이 어렵다는 점과 사람마다 심박동수가 다르므로 차단 시간을 그때마다 조정해주어야 하는 한계점이 있다 [4]. Damji 등은 손실이 있는 전송선으로 만든 리드를 이용해 radio frequency (RF) 펄스의 간섭을 억제하는 방법을 제안되었는데, 이 방법은 RF펄스에 대한 영향은 제거시킨 반면 영상작업에 중요한 경사자장의 영향을 제거하지 못하는 한계점을 가지고 있었다 [5]. 또한 Laudon 등은 리드를 꼬아서 루프면적을 줄이고, 전극사이의 간격을 줄여서 자기장의 영향을 최소한으로 억제시키는 방법들이 제시하여 심전도의 T파가 커지는 현상을 방지하였으나 경사자장에 의한 잡음을 제거하지 못하였다 [1][6]. Brau 등이 광케이블을 이용하여 심장의 움직임을 측정하는 시스템을 제안하였지만 이 방법으로는 심전도를 측정하는 대신 심장 주변의 혈류 움직임을 측정함으로써 심전도 파형을 관찰할 수 없다는 한계점을 지니고 있다 [7]. 최근에는 Abächerli 등이 소프트웨어적으로 least mean square (LMS) 알고리즘을 이용한 적응필터를 사용해 심전도에 포함된 자기장의 영향을 제거하는 방법을 시도하기도 하였다 [15].

따라서 본 논문에서는 하드웨어적 기법과 신호처리 알고리즘을 결합한 개선된 MRI용 심전도/혈류 게이팅 시스템을 설계하였다. 이를 위해 RF펄스 및 경사자장 등 자기장에 의한 생체신호의 왜곡을 비자성 특성을 지닌 카본전극 및 리드를 이용해 최소화 시키고 쉴드 케이스를 이용하여 자기장으로부터의 회로를 보호할 뿐 아니라 회로에서 발생하는 전자파 잡음이 MRI본체로 유입되는 것을 방지하였다. 또한 아날로그 필터를 이용해 자기장에 의한 신호의 포화 방지, RF펄스 및 경사자장 등의 영향을 제거하였다. 그리고 혈류신호 측정시 자기장의 영향을 받지 않도록 광케이블을 이용한 혈류센서를 개발하였다. 마지막으로 적응신호처리 알고리즘을 이용해 아날로그 필터 후 제거되지 않은 자기장의 영향을 제거하고 정확한 게이팅신호를 발생시키는 MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템을 설계하였다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 2.1 자기공명현상

자기공명영상장치(magnetic resonance imager : MRI)는 nuclear magnetic resonance (NMR) 현상을 이용해 비침습적으로 신체 내부 장기의 영상을 획득할 수 있는 장치이다. NMR현상이란 원자핵이 자장 내에서 특정주파수의 전자파에너지를 공명흡수하여 이것을 전자파로 방출하는 현상이다 [8]. 홀수의 양성자와 중성자를 갖는 원자핵은 스핀운동과 자기모멘트를 가지는 특성을 지닌다. 이런 원자핵들은 일반상태에서는 스핀축이 여러 방향으로 배열되어 있어 전체적으로는 자장이 서로 상쇄되어 진다. 이 상태에 외부에서 균일한 정자장(Static magnetic field)  $H_0$ 을 가하면 스핀은  $H_0$ 방향으로 정렬하면서 정자장 방향을 축으로 하여 회전을 시작한다. 그림 2.1은 자장이 인가되지 않았을 때의 원자핵들로서 전체자장의 평균값  $M_0 = 0$  이 됨을 볼 수 있다. 그림 2.2는 균일한 정자장이 인가되었을 때 원자핵들이 어떻게 반응하는가를 보여주는 그림으로서  $M_0$  가 일정값을 가짐을 알 수 있다.

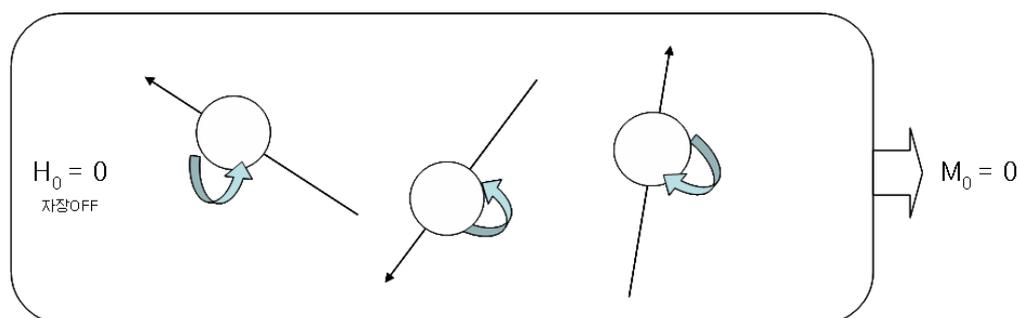


그림 2.1 임의적으로 자화되지 않았을 때의 원자핵

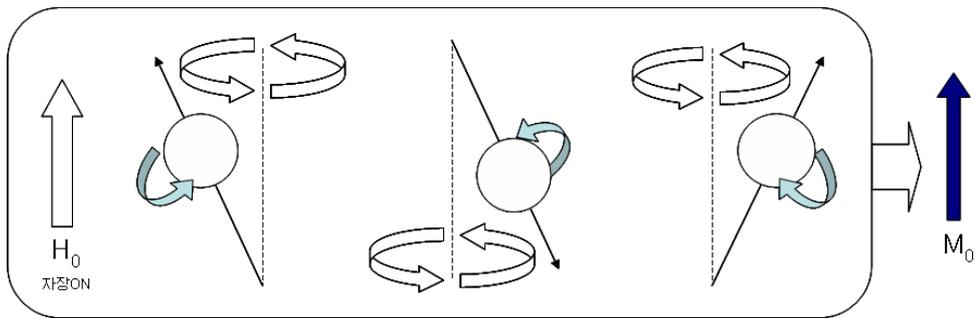


그림 2.2 임의적으로 자화되었을 때의 원자핵

정자장이 인가되었을 때 원자핵은 일정한 주파수  $\nu_0$ 로 회전운동을 시작하는데, 이런 회전운동을 라머 세차운동(Larmor precession)이라 하고, 이 주파수를 라머 주파수라 한다. 이 주파수는 원자핵에 따른 특정 수치를 가지며 외부의 자장강도에 따라 비례하여 변화한다. 그림 2.3은 인가된 자장  $H_0$ 에 의한 원자핵의 세차운동을 나타낸다.

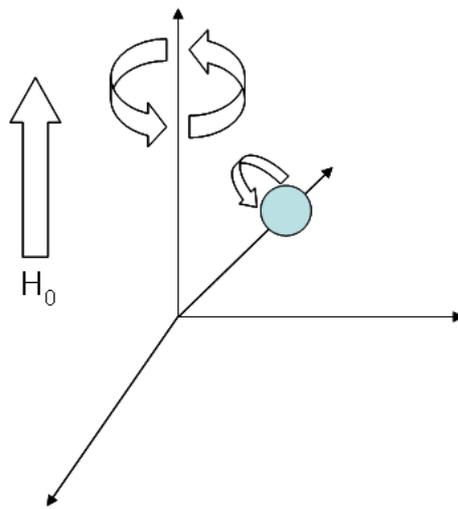


그림 2.3 세차운동

라머주파수와 동일한 고주파(radio-frequency wave)를 인가하면 원자핵이 에너지를 흡수했다가 고주파를 차단하면 다시 원래의 에너지준위로 돌아오면서 흡수한 에너지를 방사한다. 이 에너지를 수신코일에서 측정함으로써 영상을 구성하게 된다. 이 현상을 이용하면 인체에 해롭지 않고, 인체내부 구성물질의 물리적 특성을 영상화하기 때문에 임상응용분야가 다양하다 [8].

## 2.2 MR영상에서의 자기장의 영향 및 제거

MRI에서는 영상을 획득하기 위해서 자장의 기울기를 일정한 시간에 따라 변화시켜주는 경사자장 방법을 시행한다. 이렇게 시간에 따라 자기장의 세기가 변하면 전도성물체에 와전류(eddy current)가 발생한다. 이렇게 발생한 와전류는 스스로의 자기장을 형성하면서 주위의 자기장을 왜곡시킨다. 깨끗한 MR영상을 획득하기 위해서는 자장의 세기가 공간적으로 균일하고 동질성을 지녀야 하지만 와전류에 의해 발생한 자기장이 동질성을 왜곡시키는 결과를 초래한다. 이런 현상은 MRI에서 생성한 자장의 균일성에 영향을 주어 결국에는 양질의 MR영상 획득이 어렵게 된다. 이런 와전류를 발생시키는 철금속으로는 심전도 측정 시 부착하는 전극이나 리드를 예로 들 수 있다 [6].

또한 와전류는 회로에서도 발생하며 회로에 영향을 미친다. 회로 내에 있는 전선에 전류를 유입시켜 신호를 크게 왜곡시키기도 하며, 강한 전류는 회로 내의 IC에 직접적인 손상을 줄 가능성도 있다. 또한 인체에서 발생된 전류가 리드를 통해 초단입력부에 전달되어 신호를 왜곡 및 포화시키는 원인이 된다.

이런 잡음은 회로의 초단증폭기의 앞에 경사자장 잡음 제거용 필터를 이용해 신호의 포화를 방지할 수 있다. 그리고 대역통과필터를 사용해 심전도에 비해 매우 큰 크기를 가진 경사자장 잡음의 많은 부분을 제거할 수 있다.

하드웨어적으로 잡음을 모두 제거하지 못했을 경우에는 신호처리기법을 이용

하여 잡음을 제거한다. MRI 환경에서 측정되는 심전도 신호는 MRI의 자기장에 의한 잡음신호가 비슷한 신호특성을 가지고 있기 때문에 일반적인 필터를 사용할 경우 영상획득을 위해 사용하는 여러 가지 펄스시퀀스에 대한 다양한 종류의 잡음을 제거하기가 어렵다. 그러나 적응필터기법은 시간에 따라 변하는 잡음에 대해 적응적으로 가중치를 능동적으로 변화시킬 수 있기 때문에 다양한 펄스시퀀스를 사용하는 MRI 환경에서 측정되는 신호의 처리에 적용하기 적당하다.

그리고 전자소자에서 발생하는 미세한 전자기파가 방사되어 MRI 수신코일에 유입될 가능성이 있는데 이는 MR영상의 질을 떨어트리는 요인 중 하나이다. 따라서 생체신호 계측모듈을 MRI의 강한 자기장으로부터 보호하고 계측모듈의 전자소자에서 방사되는 미세한 전자기파를 차단시키는 쉴드 케이스가 필요하다.

## 2.3 게이팅 영상법

MRI에서 한 장의 영상을 얻기 위해서는 에너지를 가하고 인체에서 흡수한 에너지가 다시 방출될 때 그것을 수신코일에서 측정하는 영상획득작업이 여러 번 반복수행된다. 심장과 같은 움직이는 장기를 촬영할 때에는 여러 번 영상획득작업을 실행할 때마다 심장의 모양이 틀려지기 때문에 깨끗한 심장의 영상을 획득하기가 어려울 뿐 아니라 그 움직임 때문에 MRI를 통해 획득한 심장의 영상에도 많은 잡음을 발생시킨다. 따라서 심장의 일정한 주기에 맞춰 영상획득작업을 실행하는 것이 필요하다. 이렇게 신체의 생체주기에 동기화시켜 영상획득작업을 실행하는 것을 게이팅 영상법이라 한다.

게이팅 영상법을 위해서는 심전도, 혈류 파형, 호흡 파형 등과 같은 내부 장기의 움직임과 동기화 시킬 수 있는 생체신호의 획득이 필요하다. 심장 같은 경우 심장의 전기적 활동에 의해 수축작용이 일어나기 때문에 비침습적으로 측정할 수 있는 심전도로 심장의 움직임을 파악해 영상획득작업과 동기화 시키는 것이 바람직하다. 다른 생체신호로는 혈류파형을 이용할 수 있다. 이는 팔이나 목 등 부분

의 영상을 획득할 때 혈관에 흐르는 피의 양이 시간에 따라 변화하고 그 영향으로 인해 영상에 잡음이 생긴다. 그러므로 혈류파형을 측정하고 그것에 동기화 시켜서 영상획득작업을 실행할 경우 혈류에 의한 영상 잡음을 제거할 수 있다. 따라서 실시간으로 깨끗한 심전도 및 혈류파형을 측정하는 것이 중요하다.

## 제 3 장 MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템의 설계

MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템은 크게 심전도 및 혈류를 측정하는 센서 모듈부와 센서 모듈부에서 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.

본 연구에서는 비자성 특성소재인 카본으로 제작된 전극 및 리드를 이용해 자기장에 의한 영향을 최소화시켰다. MRI내에서 사용하는 센서 모듈부는 쉴드 케이스를 이용하여 자기장으로부터의 회로를 보호하고 회로에서 발생하는 전자파 잡음이 MRI본체로 유입되는 것을 방지하였다. 또한 센서 모듈부 내에 아날로그 필터를 사용해 자기장에 의한 신호의 포화 방지 및 RF펄스 및 경사자장 등의 영향을 제거하였다. 그리고 혈류신호 측정시 자기장의 영향을 받지 않도록 광케이블을 이용한 혈류센서를 개발하였다. 마지막으로 센서 모듈부를 통해 측정된 신호를 신호처리 알고리즘을 이용해 아날로그 필터 후 제거되지 않은 자기장의 영향을 제거하고 게이팅 펄스를 발생시키는 알고리즘을 설계하였다.

그림 3.1은 센서 모듈부 및 게이팅 모듈부가 MRI에 설치된 구성을 나타낸다.

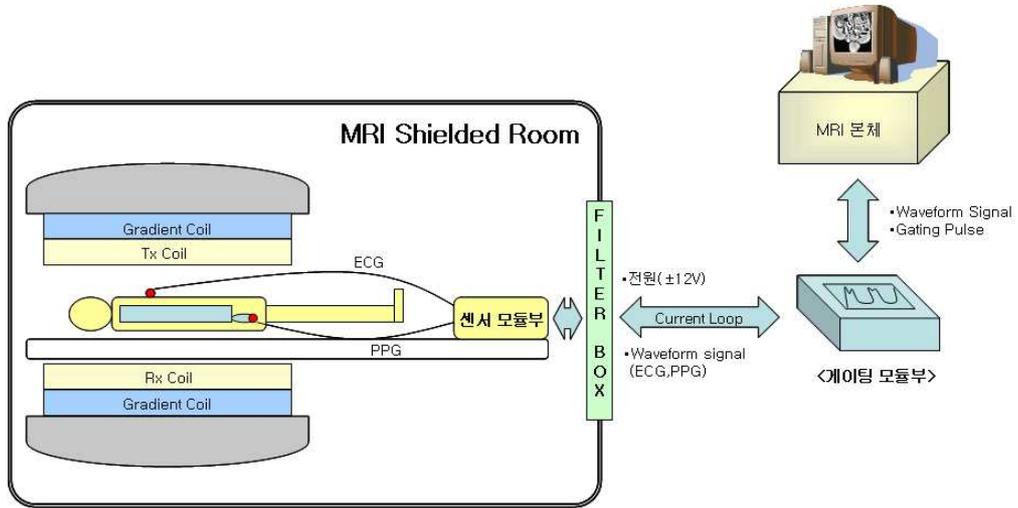


그림 3.1 MRI용 게이팅 시스템의 구성도

MRI가 설치된 차폐실 내에 센서 모듈부가 설치되고 MRI실 벽에 설치된 외부와의 데이터 통신을 위한 필터박스를 통해 센서 모듈부의 출력이 외부의 게이팅 모듈부로 연결된다. 연결된 센서 모듈부에서 게이팅 모듈부로 데이터 전송은 쉴드 케이블을 사용해 전류루프방식으로 신호를 전송한다. 그리고 게이팅 모듈부에서는 MRI 본체로 계측된 생체신호와 생성된 게이팅 펄스를 전달한다.

### 3.1 심전도 및 혈류 센서부

본 연구에서는 심전도를 측정하기 위하여 일반적인 심전도 전극을 사용하는 대신 비자성 특성을 가진 카본으로 제작된 심전도 전극과 리드를 사용하였다. 일반전극을 사용할 경우에는 전극에 포함된 철성분으로 인해 정자장 왜곡의 원인이 되어 영상에 악영향을 미치게 된다 [6]. 또한 강한 자기장 변화에 의해 신체에 부착한 전극을 통해 강한 전류가 흐르게 되어 환자가 화상을 입을 가능성도 있다 [9][10].

그림 3.2는 연구에서 사용한 카본 전극(EL508, Biopac System Inc., USA) 및 카본 리드(LEAD108, Biopac System Inc., USA)이다.



그림 3.2 사용한 MRI 심전도측정용  
카본 리드 및 카본 전극

혈류를 측정하기 위해 본 연구에서는 광케이블을 이용한 혈류측정 센서를 개발하였다. 그림 3.3은 개발된 혈류센서이다.

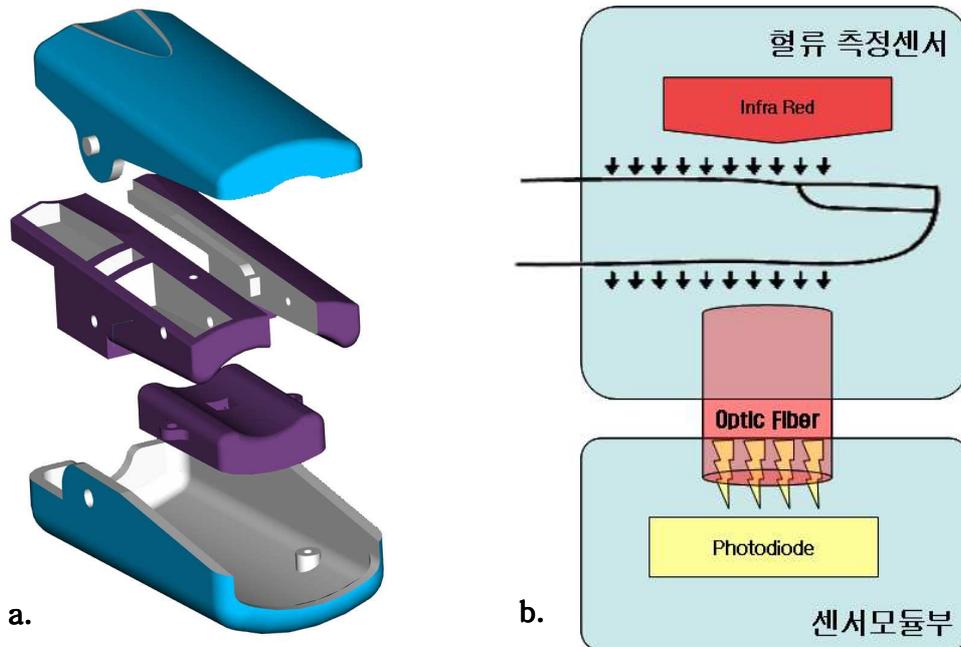


그림 3.3 개발된 혈류 측정센서  
(a) 분해도 (b) 센서 원리

일반적인 혈류측정센서는 발광부인 발광다이오드(luminescent diode, LED)와 수광부인 포토다이오드(photo-diode)가 손가락이 투입되는 클립부분에 위치하고 전선을 통해 측정모듈로 연결된다. 따라서 혈류측정센서를 MRI 환경하에서 사용할 경우 센서에 강한 자장이 가해지면 포토다이오드와 전선에 전류가 유도되어 모듈을 통해 측정되는 혈류신호에 큰 잡음이 섞이게 된다. 따라서, 본 연구에서는 자기장의 영향을 받지 않은 광케이블을 이용한 혈류측정센서를 개발하였다. 센서의 원리는 수광부를 센서 모듈부의 케이스 내부로 위치시키고 광케이블을 이용해 손가락을 통하는 빛을 케이스 내부의 수광부로 전달함으로써 자장의 영향으로부

터 수광부를 보호하면서 혈류신호를 측정할 수 있는 것이다.

### 3.2 생체신호 계측부

생체신호 계측부는 크게 심전도 측정모듈과 혈류측정모듈로 나뉜다. 그림 3.4는 센서 모듈부의 전체적인 블록도이다.

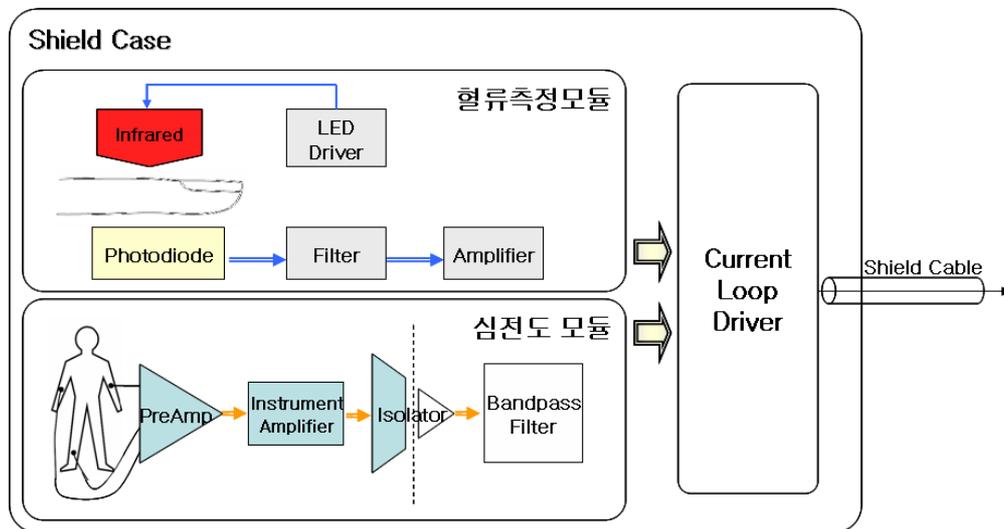


그림 3.4 생체신호 계측부 블록도

심전도 측정모듈은 3채널(Lead I, Lead II, Lead III)로 구성된다. 모듈의 심전도 리드 입력부분에는 경사자장의 영향으로 인한 초단증폭기의 포화를 방지하기 위하여 포화방지용 저역통과필터를 삽입하였다. 저역통과필터를 통과한 각 리드의 입력은 초단증폭기로 연결되었다. 초단증폭기는 AD620 (Analog Devices, USA)을 사용하였다. 이 초단증폭기는 Instrument Amplifier로서 높은 입력저항과 높은

CMRR을 가지고 있다. Isolation Amplifier HCPL-7840(Agilent, USA)을 사용하여 다른 모듈들과 절연을 시키고 동시에 심전도 신호를 전송하였다. 그림 3.5는 설계한 심전도 모듈의 사진이다.

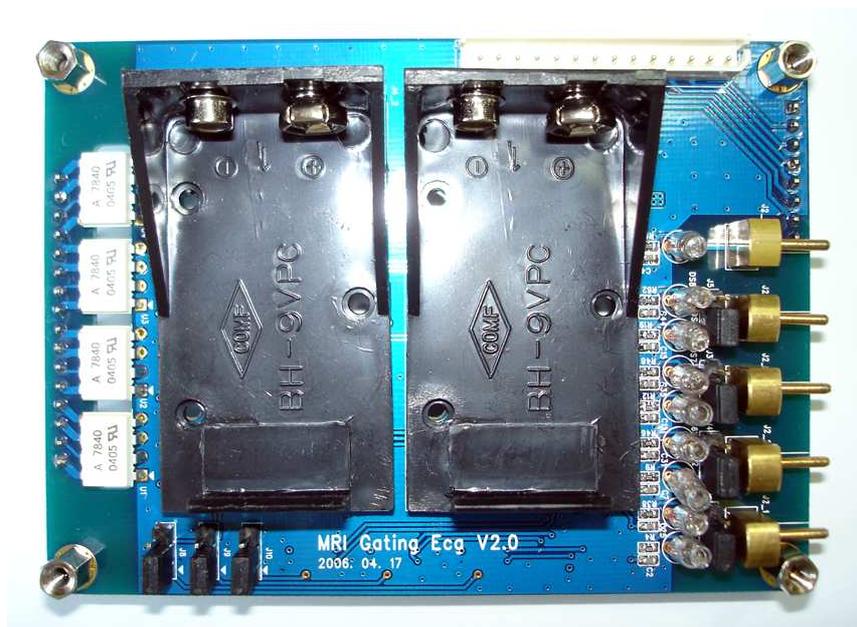


그림 3.5 설계한 심전도 모듈

혈류측정모듈에는 혈류측정센서와 연결을 위한 커넥터가 설계되어 있다. 혈류측정센서를 통해 수광부로 들어온 빛은 전류-전압 변환회로를 이용해 전압신호로 변환되고, 이 신호를 고역통과필터와 저역통과필터를 통한 신호처리 후 신호 송신부로 전달한다. 혈류측정모듈의 필터는 8차 0.1Hz 고역통과필터와 8차 10Hz 저역통과 필터를 사용하였다. 그림 3.6는 본 연구에서 설계한 혈류측정 모듈이다.



그림 3.6 설계한 혈류측정 모듈

### 3.3 아날로그 필터 및 신호 송신부

아날로그 필터부는 심전도 신호 측정시 같이 측정되는 강한 경사자장에 의한 잡음을 최소한으로 줄이기 위해 50Hz 8차 저역통과 필터와 0.05Hz 8차 고역통과 필터로 설계하였다. 심전도 측정모듈에서 출력된 3채널의 심전도 신호들을 필터모듈의 입력에 연결하고 필터모듈에서 출력된 신호들은 신호 송신부로 전달하였다.

아날로그 필터모듈을 통해 신호처리된 심전도 신호와 혈류측정모듈에서 출력된 혈류신호는 전류루프방식을 이용하여 신호 송신부를 통해 MRI실 외부로 전송된다. 이와 같이 전류루프방식을 이용한 신호전송방식과 차폐된 케이블을 전송선으로 사용함으로써 강한 고주파 영향을 감소시켰다.

### 3.4 신호 수신부 및 A/D변환부

센서 모듈부로부터 전송된 데이터는 MRI실 벽에 설치된 필터박스를 통과한 후 MRI실 외부에 있는 전류루프 신호 수신부를 거쳐 전압신호로 변환된다. 변환된 전압신호들은 A/D 변환부로 연결된다. A/D 변환부는 PIC16F688(Microchip, USA)내에 내장된 것을 이용하여 구성하였다. 총 4채널의 신호(심전도 3채널, 혈류 1채널)를 500Hz, 10bit로 샘플링하며, 획득된 데이터는 PIC프로세서의 TX포트를 이용해 115,200의 baudrate로 ARM920T Processor(S3C2410, Samsung, Korea)로 전송된다. 데이터 전송 시 데이터 packet은 STX "0x05"를 전송한 다음 순차적으로 혈류신호, 심전도 Lead I, Lead II, Lead III, ETX 순으로 데이터를 전송한다. 이때 각 신호의 데이터는 10bit중에서 하위 2bit를 제거한 8bit만을 전송한다. 이는 정확한 진단을 위한 신호가 아니라 게이팅을 위한 신호이기 때문에 상위 8bit만을 사용하여 데이터의 양을 축소하였다.

### 3.5 디지털 신호처리 및 디스플레이부

ARM프로세서에서는 PIC프로세서에서 보낸 데이터를 수신해 각 데이터의 잡음제거를 위해 디지털 신호처리 후 게이팅 펄스 알고리즘을 이용해 게이팅 펄스를 발생시킨다. 본 연구에서 사용한 ARM Board는 Clabsys사의 LN2410SBC (S3C2410A-20, 200Mhz) 및 LP35(TFT-LCD, 3.5")를 사용하였다.

우선 PIC프로세서에서 전송받은 심전도 데이터에 섞인 강한 경사자장에 의한 잡음을 제거하기 위해 1Hz~50Hz 대역을 갖는 FIR 디지털 필터와 adaptive noise cancelling (ANC) 필터를 적용하였다. 1Hz~50Hz의 대역을 설정한 이유는 진단을 위한 심전도가 아니라 게이팅을 위한 심전도가 필요하므로 좀 더 많은 잡음을 제거하고 심전도의 형태만 관찰할 수 있도록 고역주파수 대역을 제거하도록 설정하였다. ANC 필터는 시간에 따라 변하는 잡음에 대해 가중치를 계속 갱신하여 잡음을 능동적으로 제거하는 필터이다. 본 연구에서는 비교적 하드웨어에 적용하기 쉬운 normalized least mean square (NLMS) 알고리즘을 이용하였다.

필터링된 데이터를 LCD에 디스플레이하고, QRS Complex를 검출하는 알고리즘을 적용하였다. QRS Complex 검출 알고리즘으로는 대역통과필터 및 미분, 제곱 등을 이용한 알고리즘을 구성해 사용하였다. 최종적으로는 발생된 게이팅 펄스를 MRI본체로 전송한다.

그림 3.7은 심전도 신호처리 알고리즘에 대한 전체적인 블록도이다.

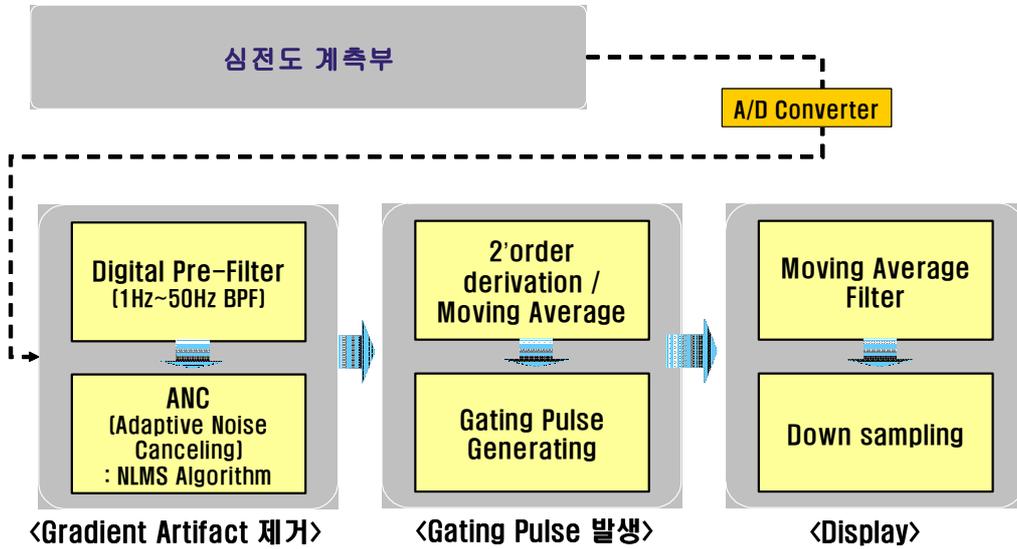


그림 3.7 심전도 처리 알고리즘 블록도

### 3.5.1 적응필터 설계

MRI환경에서 측정되는 자기장에 의한 잡음은 MR영상을 획득하는 방법에 따라 여러 가지 펄스시퀀스를 가지고 있다. 따라서 잡음에 대한 주기적 특성 및 신호의 세기 등이 변하는 특징이 있으므로 이런 잡음을 효과적으로 제거하기 위해서 적응필터를 사용하였다.

#### 3.5.1.1 적응필터의 개념

1960년대 Bernard Widrow의 연구 [11]에 의해 적응 신호처리가 디지털 신호처리 분야에서 중요한 연구분야로 자리를 잡으면서, 적응필터는 기존의 신호처리 방법으로 해결하기에 한계가 있는 시변시스템에서 적응적으로 대처할 수 있는 장점

때문에 다양한 분야에서 응용되고 있다 [11]. 적응필터는 주로 특정 조건에 따라 필터의 특성이 변화해야 하는 경우, 신호와 잡음대역이 겹쳐서 존재하는 경우, 혹은 잡음이 존재하는 주파수 대역을 알지 못하고, 시간에 따라 그 대역이 변화하는 경우에 적절히 사용되어지고 있다 [11].

적응필터에 사용되는 알고리즘은 크게 최급하강법(steepest descent method)을 기초로 하여 해당신호의 통계적 특성이 시간에 따라 변화할 때마다 주입력(primary input)과 기준입력(reference input)간의 오차를 최소화하도록 필터의 가중치(weight)를 조정하는 least mean square (LMS) 알고리즘, 최적화 과정을 뉴턴 방법(Newton's method)으로 구현하는 순차적 복귀(sequential regression : SER) 알고리즘 등이 있다[12]. 그림 3.8은 적응필터의 일반적인 구조이다.

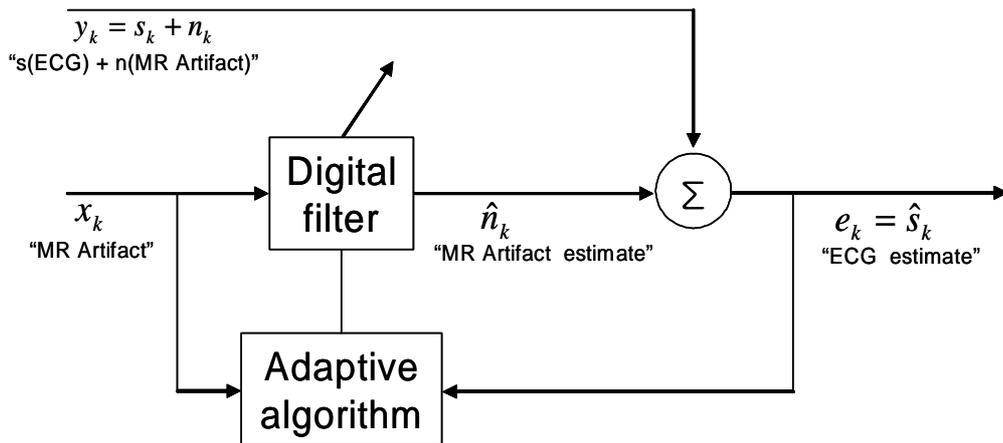


그림 3.8 일반적인 적응필터 구조

적응필터의 주입력( $y_k$ )은 원하는 신호( $s_k$ )에 잡음( $n_k$ )이 섞여 있는  $s_k + n_k$ 이고 기준 입력은 주입력의 잡음과 상관성이 있는  $x_k$ 이다. 적응필터의 출력  $e_k = \hat{s}_k$ 는 주입력에서 기준입력의 필터출력  $\hat{n}_k$ 를 뺀 결과이다. 여기서 기준입력의 필터출력

$\hat{n}_k$ 는 주입력의 잡음 성분으로 추정된 값이며 결과적으로 적응필터의 최종 출력인  $e_k = \hat{s}_k$ 는 잡음이 제거된 것으로 추정되는 신호가 된다. 따라서 다음 수식이 성립하게 된다.

$$\hat{s}_k = y_k - \hat{n}_k = s_k + n_k - \hat{n}_k \quad (3-1)$$

위 수식의 양변을 제곱하여 기대값을 취하면 아래의 수식이 성립한다.

$$E[\hat{s}_k^2] = E[s_k^2] + E[(n_k - \hat{n}_k)^2] + 2E[s_k(n_k - \hat{n}_k)] \quad (3-2)$$

입력신호에서 순수 신호성분  $s_k$ 는 잡음  $n_k$ 나 추정된 잡음  $\hat{n}_k$ 와 서로 상관성이 없으므로 그 기대값은 0이 되고 결과적으로 다음 수식이 성립한다.

$$\min E[\hat{s}_k^2] = E[s_k^2] + \min E[(n_k - \hat{n}_k)^2] \quad (3-3)$$

위 수식이 보여주는 대로 최종 출력신호의 파워를 최소화 하는 것이 출력의 신호 대 잡음비를 최대화 하는 것이 되므로 적응필터는 주입력과 기준입력의 오차를 반복해서 줄여나감으로써 원하는 신호에 영향을 주지 않고 잡음만을 제거할 수 있게 된다.

### 3.5.1.2 NLMS 알고리즘

본 연구에서는 그림 3.8의 Adaptive algorithm부분을 NLMS 알고리즘을 이용해 구현하였다. NLMS 알고리즘은 주입력과 기준입력간의 평균제곱오차를 최소화 하도록 필터의 가중치를 찾는 알고리즘으로 일반적인 트랜스버설 필터(transversal filter) 구조를 가지며 식 (3-4)에 따라 가중치벡터를 변화시킨다.

$$W[k+1] = W[k] + \frac{2\mu}{X[k] \cdot X[k]^T} \cdot \epsilon[k] \cdot X[k] \quad (3-4)$$

여기서  $W(k) = [w_{1k}, w_{2k}, \dots, w_{jk}, \dots, w_{nk}]^T$ 는 시간이  $k$ 일 때 필터의 가중치 벡터이고,  $X(k) = [x_{1k}, x_{2k}, \dots, x_{jk}, \dots, x_{nk}]^T$ 는 시간이  $k$ 일 때 기준입력의 벡터이며,  $n$ 은 기준입력 신호의 전체 샘플 개수가 된다.  $e_k$ 는 주입력에서 필터의 출력을 뺀 차이값이다. 수렴계수  $\mu$ 는 원하는 비(rate)와 수렴속도를 고려하여 경험적으로 선택되어지며, 수렴을 위한 시정수는  $1/(4\mu\alpha)$ 이다 [13].

### 3.5.2 QRS Complex 검출 알고리즘

실시간 QRS 검출 알고리즘은 심전도의 기울기, 크기, 폭 등을 기반으로 QRS Complex를 검출한다 [11]. 그림 3.9는 QRS Complex 검출 알고리즘의 블록도이다.

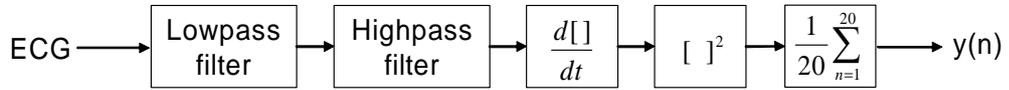


그림 3.9 QRS Complex 검출 알고리즘 블록도

먼저 10Hz~25Hz 대역통과필터를 이용해 QRS Complex의 신호성분 외의 것들을 제거한다. 그리고 미분기를 이용해 순간적으로 변하는 QRS Complex의 특징만을 두드러지게 한다. 그 후 신호를 제곱하고 이동평균을 취함으로써 QRS Complex를 펄스파 형태로 만들게 된다. 이렇게 만들어진 신호를 이용해 신호획득 시작 후 처음 들어오는 5개의 QRS Complex를 이용해 Threshold를 설정하고 그 이후에 들어오는 QRS Complex에 적용하여 QRS Complex를 검출한다.

### 3.6 전원부

설계한 시스템의 전원부는 크게 두 가지로 나뉜다. 첫 번째로 센서 모듈부 내부에 있는 심전도 측정모듈의 전원이다. 심전도 측정시 절연증폭기를 사용해 다른 모듈과 절연시키고 심전도 측정모듈에만 따로 전원을 공급하기 위해서 9V 건전지 두 개를 사용해서  $\pm 9V$ 를 공급하였다. 두 번째로 센서 모듈부에서 심전도 측정모듈을 제외한 나머지 모듈들에는 MRI실 외부로부터 선형 AC-DC 변환기(HTAA-16W-A, Power-One, USA)를 사용해  $\pm 12V$ 를 공급하였다. 또한 MRI실 외부에 설치된 전류루프 수신모듈 및 디스플레이 모듈에도 AC-DC 변환기에서 출력되는  $+5V$ ,  $\pm 12V$ 를 공급하였다.

일반적인 스위칭 레귤레이터를 사용할 경우 스위칭 잡음이 MRI실 내부로 유입되어 MR영상에 많은 잡음을 유발시키지만 선형 AC-DC 변환기를 사용함으로써 전원을 통한 스위칭 잡음의 유입을 방지할 수 있다.

## 제 4 장 실험 결과 및 고찰

본 연구에서 개발한 MRI용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템의 성능을 평가하기 위해 네 가지의 실험을 수행하였다. 첫째, 일반 심전도 회로와 본 연구에서 설계한 회로를 이용해 측정된 심전도 신호를 비교하였다. 둘째, 일반 혈류센서를 이용해 측정된 혈류신호와 본 연구에서 개발된 혈류센서를 이용해 측정된 신호를 비교하였다. 셋째, 경사자장에 의한 잡음을 제거하기 위한 적응 잡음제거 알고리즘과 게이팅 펄스 발생 알고리즘을 평가하기 위해 필터에 대해 심전도 신호처리 후 게이팅 펄스발생 알고리즘을 사용하여 발생된 게이팅 펄스의 정확도를 평가하였고, 측정된 혈류파형을 이용하여 발생된 게이팅 펄스를 평가하였다. 넷째, 게이팅 영상법을 이용한 MR영상을 확인하였다.

### 4.1 일반 심전도 회로와의 비교

그림 4.1은 일반적인 심전도 회로 및 설계한 심전도 측정모듈을 이용하여 MRI실 내에서 영상획득 작업 시 측정된 심전도 신호이다.

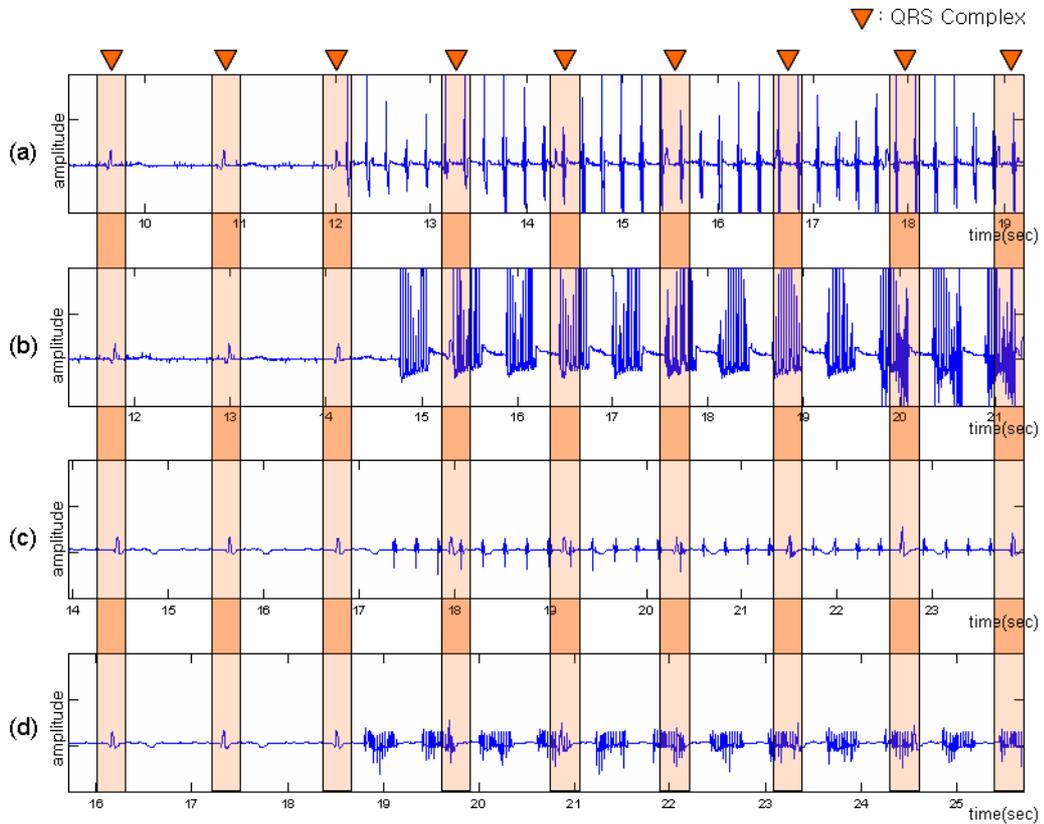


그림 4.1 일반적인 심전도 회로 및 설계한 심전도 측정모듈을 이용해 측정된 심전도

- (a) 일반적인 심전도 회로, SE, TR : 200ms
- (b) 일반적인 심전도 회로, FSE, TR : 500ms
- (c) 설계한 심전도 회로, SE, TR : 200ms
- (d) 설계한 심전도 회로, FSE, TR : 500ms

그림 4.1(a)와 4.1(c)는 Spin Echo (SE) 기법을 이용해 MR영상을 촬영시 측정된 파형이다. 그림 4.1(b)와 4.1(d)는 Fast Spin Echo (FSE) 기법을 사용해 MR영상 촬영시 측정된 심전도 파형이다.

SE기법과 FSE기법은 일반적으로 가장 많이 이용되는 영상획득방법이다. 영상획득방법은 주로 펄스시퀀스를 의미하는데 SE기법은 90° RF펄스를 가한 후 180° 펄스를 가한 뒤 일정시간 후에 신호를 얻는 방법이다. 반면, FSE기법은 90° RF펄

스를 가한 뒤에 180°펄스를 반복적으로 가해 신호를 얻는 방법이다. FSE기법이 SE기법에 비해 연속적으로 영상획득 작업이 이루어지기 때문에 시간에 비해 얻는 데이터양이 많다.

일반적인 심전도 회로는 AD620의 규격상에 제공하는 회로를 이용하였고, A/D 변환은 PIC16F688을 이용한 8bit, 500Hz 샘플링으로 데이터를 획득하였다. 그림의 짙은 구간은 심전도의 QRS Complex를 표시한 것이다.

그림 4.1(a)와 4.1(b)를 살펴보면 일반적인 심전도 회로 사용 시 MR촬영 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 4.1(c)와 4.1(d)에서는 심전도 신호에 고주파 펄스와 경사자장에 의한 잡음이 섞이는 것을 관찰할 수 있지만 일반회로를 이용해 측정한 심전도와 비교했을 때 잡음의 포화현상은 일어나지 않는 결과를 보여주었다. 이 결과는 기존 연구결과 [2][3][5][6]에서 나타난 결과와 동등한 성능을 발휘하는 것으로 평가되었다. 따라서 잡음제거 알고리즘을 사용할 경우 심전도의 QRS Complex 검출 가능성이 충분한 것으로 평가되었다.

## 4.2 일반 혈류 센서와의 비교

그림 4.2는 MRI실 내에서 영상촬영 작업시 일반적인 혈류 센서 및 개발된 혈류 센서를 이용해 측정한 혈류파형이다.

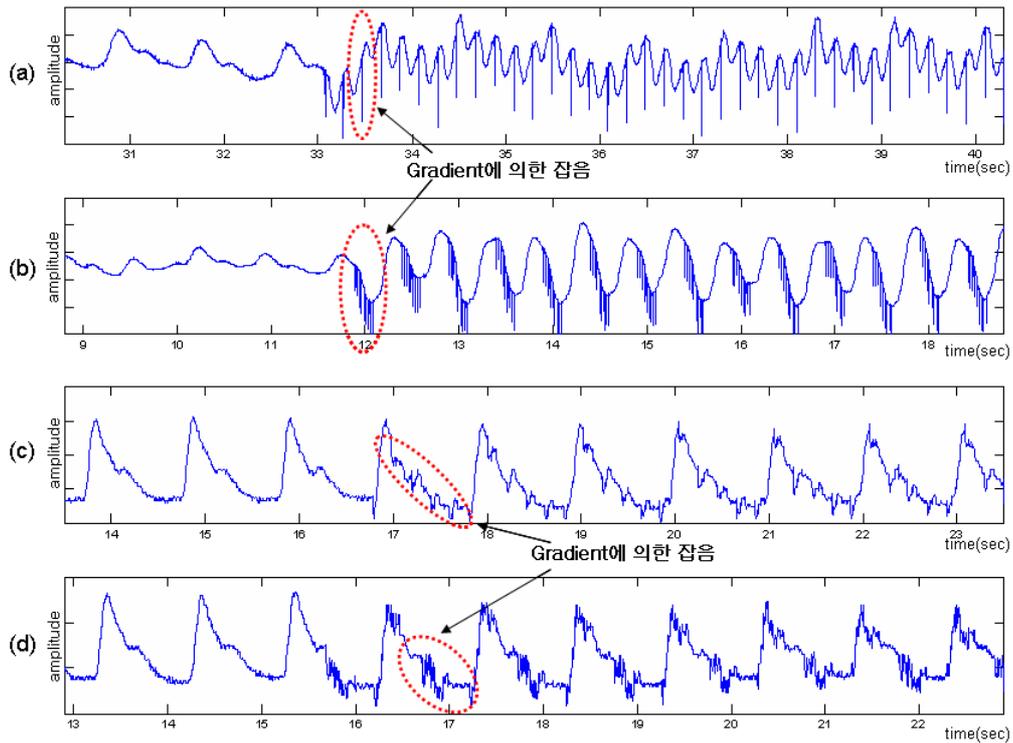


그림 4.2 일반적인 혈류센서 및 제작된 혈류센서를 이용해 측정된 혈류파형

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

그림 4.2(a)와 4.2(c)는 SE 기법(TR:200ms), 그림 4.2(b)와 4.2(d)는 FSE 기법 (TR:500ms)으로 영상획득 시 측정된 혈류파형이다. 그림 4.2(a)와 4.2(b)에서 두 파형 모두 혈류신호의 형태가 심하게 왜곡됨을 관찰할 수 있는데, 이는 강한 자장

에 의해 신호전달에 많은 문제가 있음을 알 수 있다.

그림 4.2(c)와 4.2(d)는 본 연구에서 개발한 혈류센서를 이용해서 측정된 혈류  
과형의 결과를 보여준다. 결과를 관찰하면 고주파 펄스나 경사자장에 의한 잡음이  
발생하였지만 일반 혈류측정센서로 측정 시와 비교했을 때 연산량이 적은 간단한  
저역통과 필터만으로 깨끗한 과형 획득이 가능함을 예측할 수 있다.

### 4.3 잡음 제거 알고리즘 및 게이팅 펄스 발생 알고리즘 평가

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

그림 4.3, 4.4는 측정된 심전도에 잡음제거 및 게이팅 펄스 발생 알고리즘을 적  
용한 결과이다.

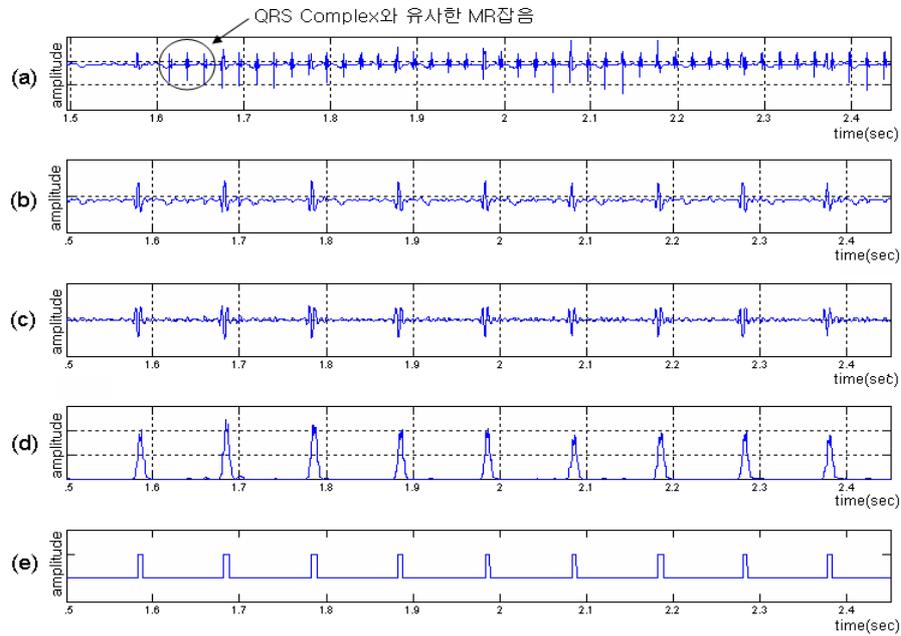


그림 4.3 잡음 제거 및 게이팅 펄스 발생(SE기법, 200ms)

(a) 원신호 (b) 적응잡음제거결과 (c) 2차 미분 결과

(d) 문턱치 결정과정 (e) 발생된 게이팅 신호

그림 4.3은 MRI 영상기법 중 SE기법(TR:200ms)을 사용해서 영상촬영 중 하드웨어에서 획득된 심전도 신호를 신호처리하는 과정을 나타내고 있다. 그림 4.3(a)는 설계한 하드웨어에서 측정된 원신호를 보여준다. 영상을 획득하기 위한 gradient에 의한 영향이 QRS Complex와 유사한 형태로 심전도와 같이 측정되는 것을 관찰할 수 있다. 그림 4.3(b)에서는 적응필터 알고리즘을 적용해 QRS Complex에 유사한 gradient 잡음이 깨끗이 제거되는 결과를 보여준다. 그림 4.3(c)는 잡음에 제거된 심전도를 2차 미분과정을 통해 QRS Complex의 크게 변하는 신호의 성질의 특징만 나타내게 하였다. 그런 다음 그림 4.3(d)에서 신호를 제공하여 QRS Complex 성분을 증폭시킨 뒤 Threshold를 설정하고 게이팅 펄스를 발생시키는 것이 그림 4.3(e)이다.

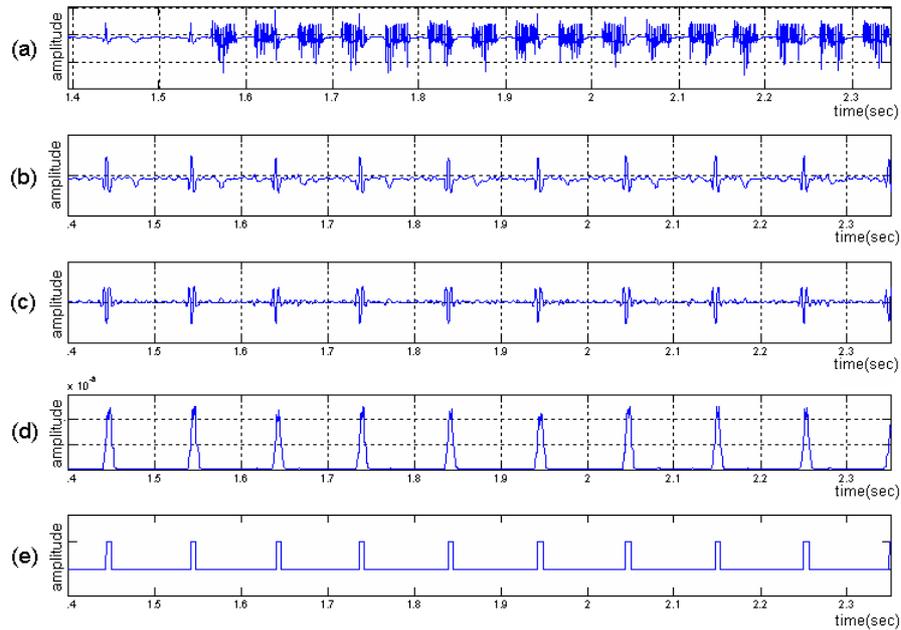


그림 4.4 잡음 제거 및 게이팅 펄스 발생(FSE기법, 500ms)

(a) 원신호 (b) 적응잡음제거결과 (c) 2차 미분 결과

(d) 문턱치 결정과정 (e) 발생된 게이팅 신호

그림 4.4는 MRI영상기법 중 FSE기법(TR:500ms)을 사용해 영상촬영시 획득한 심전도 신호를 처리하는 과정을 나타낸다. 그림 4.4(a)에서 SE기법을 사용시 관찰되던 잡음의 형태와 다르게 잡음이 어느 구간에서 일정하게 연속적으로 발생하는 것을 관찰할 수 있다. 이는 FSE기법이 gradient를 가하는 방식이 SE기법과 다르기 때문에 나타나는 현상이다. 그림 4.4(b)에서는 적응필터 알고리즘을 적용 후 잡음이 제거된 결과를 보여준다. 그리고 QRS Complex 검출 알고리즘을 통해 최종적으로 게이팅 펄스가 정확히 검출됨을 보여주고 있다. 출력된 게이팅 펄스를 MRI본체로 전송해 게이팅을 이용한 영상촬영이 가능하였다.

그림 4.5는 기존 혈류측정센서로 측정된 파형 및 개발된 혈류측정센서를 이용해 측정된 파형이다.

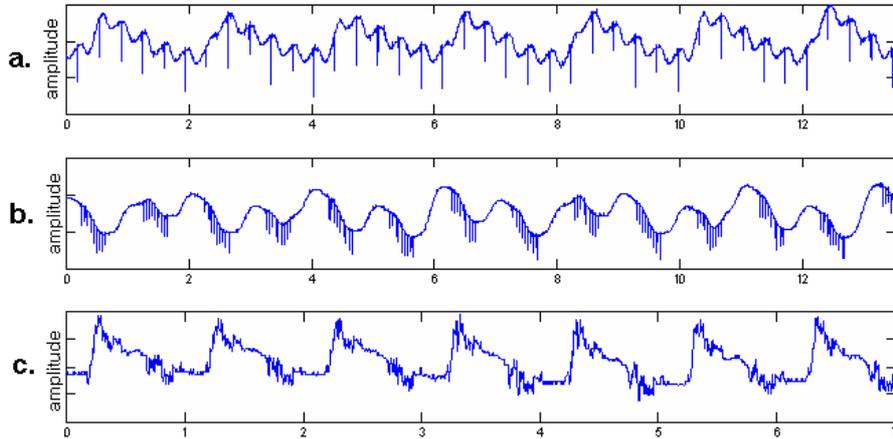


그림 4.5 각 혈류센서로 측정된 혈류 파형

- (a) 기존의 혈류센서로 측정된 파형, SE, TR : 200ms
- (b) 기존의 혈류센서로 측정된 파형, FSE, TR : 500ms
- (c) 개발된 혈류센서로 측정된 파형, FSE, TR : 500ms

그림 4.5(a),(b)는 각각 SE기법(TR:200ms), FSE기법(FSE:500ms)를 사용해 영상촬영시 기존의 혈류센서를 이용해 획득한 혈류 신호이다. 혈류 신호의 형태가 gradient로 인한 영향으로 심하게 왜곡되어 측정되는 것을 관찰할 수 있다. 이는 자기장의 변화가 혈류 센서 내에 있는 수광부에 직접적으로 영향을 줌으로써 신호를 심하게 왜곡시키는 것이다. 반면, 그림 4.5(c)는 FSE기법(TR:500ms)를 사용해 영상촬영시 개발된 혈류센서를 이용해 획득한 혈류 신호이다. 자장에 의한 왜곡현상이 없이 혈류신호가 측정되는 것을 관찰할 수 있다. 혈류파형에 약간의 잡음이 생기는 이유는 제작된 혈류센서가 수광부의 연결만 광케이블로 구성되어 있고 발광부는 혈류센서 내에 위치하기 때문에 자기장의 영향에 노출된다. 따라서 발광부에 전원을 공급하기 위한 전선을 통해 자기장의 영향이 혈류신호에 약간의 영향을 주는 것을 확인할 수 있었다.

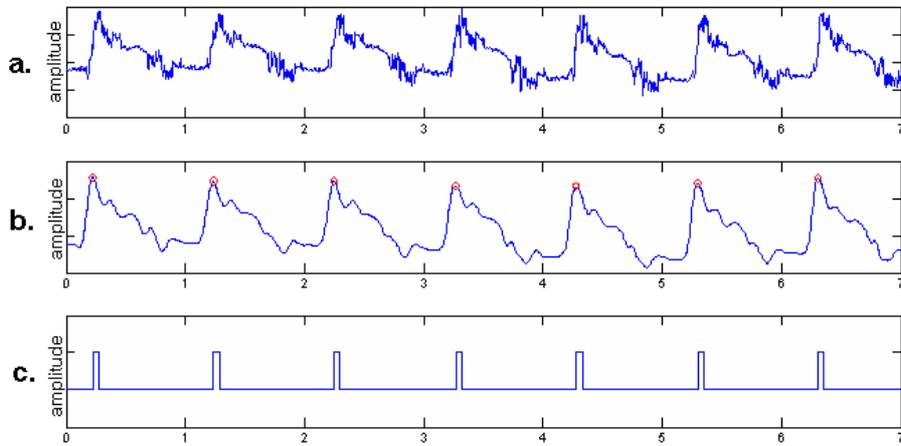


그림 4.6 혈류 파형 및 게이팅 펄스 발생  
 (a) 개발된 혈류센서로 측정된 파형, FSE, TR : 500ms  
 (b) 10Hz 저역통과필터 적용결과  
 (c) 발생된 게이팅 펄스

그림 4.6은 개발된 혈류측정 센서를 이용해 측정된 혈류신호를 이용해 신호처리과정을 통해 게이팅 펄스를 발생하는 과정을 나타낸다. 그림 4.6(a)은 개발된 혈류측정센서를 이용해 측정한 파형이다. 그림 4.6(b)은 10Hz 저역통과필터를 사용해 혈류신호에 존재하는 고주파 잡음을 제거하였다. 그리고 첨두치를 찾아내 표시하였다. 그림 4.6(c)은 찾은 첨두치를 이용해 발생된 게이팅 펄스를 나타내었다. 자기장의 영향에 의한 잡음이 쉽게 제거되는 것과 게이팅 펄스가 정확하게 발생됨을 보여주고 있다. 이 게이팅 펄스 또한 MRI본체로 전송하여 게이팅을 이용한 영상촬영이 가능하였다.

본 논문에서 제시한 잡음제거 알고리즘을 이용하여 MR영상 촬영 시 발생하는 gradient의 영향으로 인한 잡음을 성공적으로 제거할 수 있었다. 또한 게이팅 펄스 발생 알고리즘을 이용하여 심전도 및 혈류 파형으로부터 정확한 게이팅 펄스를 실시간으로 발생시킬 수 있었다. 또한 수광부를 자기장의 영향으로부터 보호할 수 있는 구조의 혈류 센서를 개발해 자기장에 의한 신호의 왜곡을 방지할 수 있었다.

#### 4.4 게이팅을 이용한 MR영상 촬영

본 논문에서 설계한 게이팅 시스템을 MRI와 연동하여 심전도 게이팅 영상법으로 심장과 목 부분의 MR 영상을 촬영하고 이를 기존의 방법으로 촬영한 영상과 비교하였다. 그림 4.7은 기존의 SE기법을 이용해 획득한 심장의 MR 영상과 심전도 게이팅을 이용해 촬영한 심장의 MR영상이다. 왼쪽 그림은 SE기법으로 촬영한 영상으로 심장의 움직임으로 인한 잡음이 영상 전체에 걸쳐 나타나 있으며 특히, 심장을 기준으로 위·아래에 집중되어 있는 것을 관찰할 수 있다. 이러한 잡음이 섞인 영상은 심장에 대한 정확한 정보를 제공하지 못하며, 영상 관독 시 오류를 일으키는 원인이 된다. 오른쪽 그림은 본 논문에서 설계한 게이팅 시스템을 MRI와 연동하여 심전도 게이팅 영상법으로 촬영한 심장의 MR영상이다. 이 경우 게이팅 장비로부터 출력된 게이팅 펄스에 동기화하여 MRI에서 영상을 획득하기 때문에 심장의 수축상태가 동일한 시점에서 영상을 획득할 수 있다. 결과적으로 왼쪽의 영상과 비교하여 잡음이 없이 깨끗하게 영상이 획득된 것을 알 수 있다.

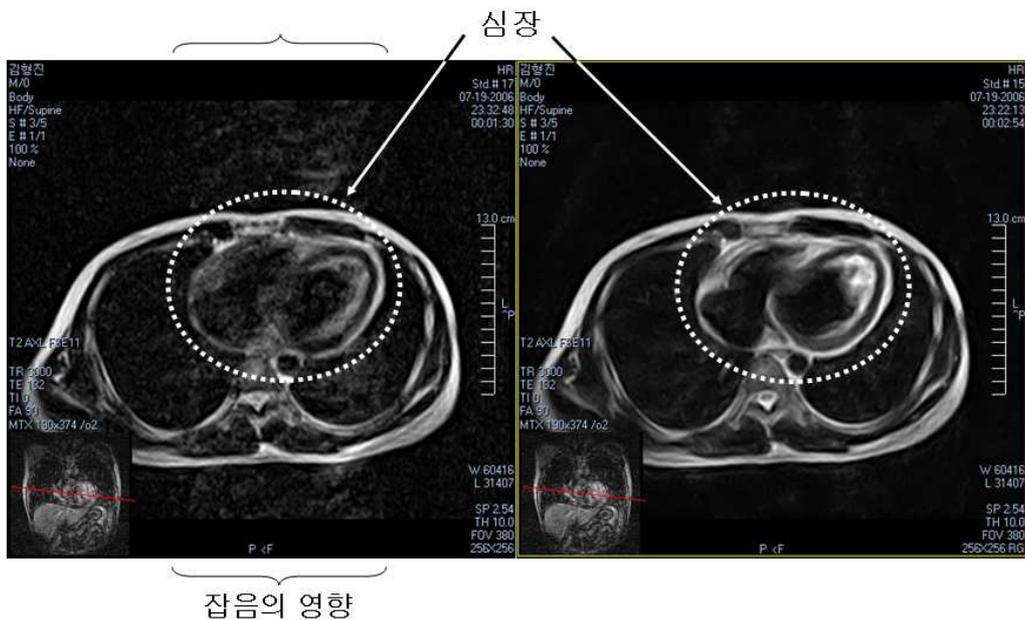
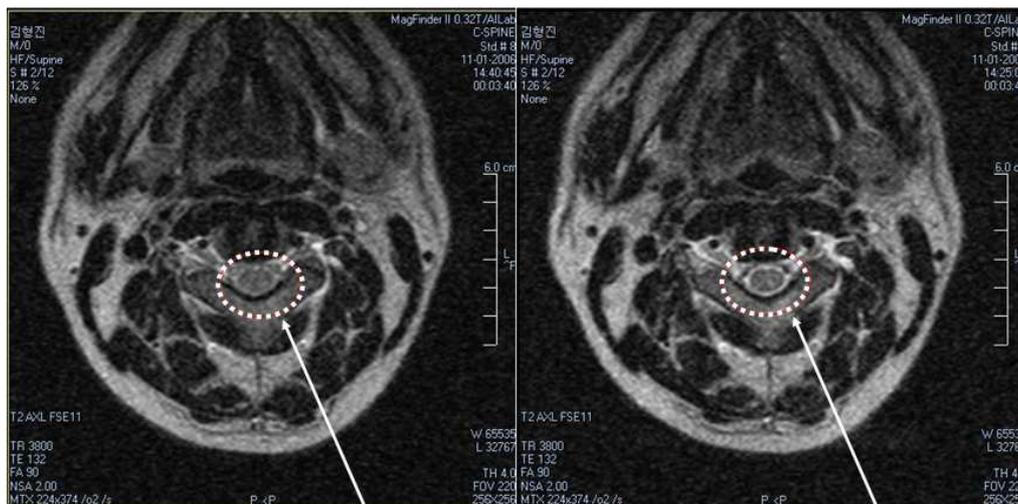


그림 4.7 기존의 SE기법(좌)과 게이팅 영상법(우)을 이용해 촬영한 심장의 MR영상

그림 4.8은 목 부분의 척수의 MR 영상을 촬영한 것이다. 왼쪽 그림은 SE기법으로 촬영한 영상으로 심장의 움직임으로 인한 잡음에 의해 척수 부분의 영상이 선명하지 못하고 외곽선을 구분하기 어렵다. 오른쪽 그림은 게이팅 시스템을 이용하여 측정한 MR 영상으로 뚜렷한 외곽선을 관찰할 수 있다.



잡음의 영향

잡음의 영향이 개선됨

그림 4.8 기존의 SE기법(좌) 및 게이팅 영상법(우)을 이용해 촬영한 목의 MR영상

그림 4.7과 4.8로부터 본 논문에서 설계한 게이팅 시스템이 성공적으로 동작하는 것을 확인할 수 있다. 또한, 기존 영상에서는 심장과 같이 움직임으로 인한 영상의 잡음이 발생하는 것에 비해 잡음이 없는 깨끗한 영상을 얻을 수 있음을 알 수 있다. 이러한 게이팅 영상법을 사용할 경우 심장의 운동을 시간대별로 얻을 수 있는 등 심장의 질환이나 원리 등을 파악하는데 많은 도움이 될 것이다.

## 제 5 장 결 론

본 연구에서는 MR용 심전도 및 혈류 게이팅 시스템을 개발하였다. 시스템은 크게 심전도 신호 측정을 위한 심전도 모듈과 혈류 측정을 위한 혈류 측정 모듈을 포함한 센서 모듈부와 센서 모듈부에서 측정된 신호를 디스플레이 및 게이팅 펄스를 발생시키는 게이팅 모듈부로 구성되어 있다. 개발된 심전도 모듈은 심전도 측정 시 신호의 포화를 방지할 수 있고 비자성인 심전도 전극과 리드를 사용함으로써 철 성분으로 인한 영상의 왜곡을 줄일 수 있었다. 혈류측정모듈은 광케이블을 이용한 혈류 측정센서를 설계하여 MRI실 안에 존재하는 강한 자장의 영향을 받지 않고 혈류 파형을 측정할 수 있었다. 또한, 센서 모듈부에 쉴드 케이스를 적용하여 미세한 전자기파의 방출을 억제함으로써 MRI에 미치는 잡음의 영향을 방지하고 강한 자기장으로부터 센서 모듈부를 보호하도록 설계하였다. 게이팅 모듈부에서는 센서 모듈부를 통해 획득된 생체신호에 제안한 잡음 제거 알고리즘을 적용하여 자기장에 의한 왜곡을 제거하였고, 잡음이 제거된 신호를 이용하여 정확한 게이팅 펄스를 발생하였다.

개발한 시스템의 성능을 평가하기 위해 SE기법과 게이팅 영상법을 이용하여 심장의 MR영상을 촬영해 보았다. 그 결과, 기존의 방법들은 심장의 움직임으로 인한 잡음으로 인해 영상의 질이 현저히 떨어지는 반면 제안한 방법을 통해 획득된 영상에서는 잡음이 사라져 깨끗한 영상을 획득할 수 있었다. 따라서, 개발된 게이팅 시스템이 MRI 촬영 시 유용하게 사용될 수 있을 것으로 사료된다. 실험에서는 다양한 MRI 영상촬영기법 중 일반적으로 널리 사용되어지고 있는 SE기법에 대해서만 비교해 보았으나, 향후 다양한 영상촬영기법에 대한 잡음제거 알고리즘에 대한 평가 및 게이팅 펄스 발생 알고리즘에 대한 평가가 필요하다.

## 참 고 문 헌

- [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-Varing Filter Electrocardiographic Gating Device to Reduce Gradient Artifacts," Magnetic Resonance In Medicine, Vol. 6, No. 2, pp.240-245, 1988.
- [4] A.N. Shetty, "Supression of Radiofrequency Interference in Cardiac Gated MRI : A Simple Design," Magnetic Resonance In Medicine, Vol. 8, No. 1, pp.84-88, 1988.
- [5] A.A. Damji, R.E. Snyder, D.C. Ellinger, F.X. Witkowski, P.S. Allen, "RF Interference Suppression in a Cardiac Synchronization System Operating in a High Magnetic Field NMR Imaging System," Magnetic Resonance Imaging, Vol. 6, No. 6, pp.637-640, 1988.
- [6] 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.

- [7] A.C.S. Brau, C.T. Wheeler, L.W. Hedlund, G.A. Johnson  
"Fiber-Optic Stethoscope : A Cardiac Monitoring and Gating  
System for Magnetic Resonance Microscopy," *Magnetic Resonance  
in Medicine*, Vol. 47, No. 2, pp.314-321, 2002.
- [8] 이경성, "MRI 시스템과 MRI 기술의 장래 전망," *제주한라대학논문집*,  
Vol. 16, pp.337-377, 1992.
- [9] S. Jones, W. Jaffe, R. Alvi, "Burns associated with  
electrocardiographic monitoring during magnetic resonance  
imaging," *Burns*, Vol. 22, No. 5, pp.420-421, 1996.
- [10] S.J. Keens, A.S. Laurence, "Burns caused by ECG monitoring  
during MRI imaging," *Anaesthesia*, Vol. 51, No. 12, pp.1188-1189,  
1996.
- [11] W.J. Tompkins, "Biomedical Digital Signal Processing,"  
Prentice-Hall International, pp.236-264, 1995.
- [12] 박광리, "기저선 변동 제거를 위한 종속 적응필터의 설계," *연세대학  
교 학위논문*, 1995.
- [13] R. Jane, P. Laguna, N.V. Thakor, P. Caminal, "Adaptive baseline  
wander removal in the ECG : Comparative analysis with cubic  
spline technique," *Computers in cardiology*, pp.143-146, 1992.
- [14] 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.
- [15] 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.

## ABSTRACT

### Design of ECG and PPG Gating System in MRI

Jang, Bong Ryeol

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

magnetic resonance (MR) image of moving organ such as heart shows serious distortion of MR image due to motion itself. To eliminate motion artifacts, magnetic resonance imaging (MRI) scan sequences requires a trigger pulse like electro-cardiography (ECG) 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/photo-plethysmography (PPG) 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 radio-frequency (RF) 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 normalized least mean square (NLMS) 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 filter