

## 셀프 동기를 이용한 심장자기공명 씨네영상법

김판기\*, 박진호\*, 안창범\*  
 광운대학교 전기공학과\*

### Self-gated MR cardiac CINE imaging

Pan-Ki Kim\*, Jin-Ho Park\*, Chang-Beom Ahn\*  
 Dept. of Electrical Engineering, Kwangwoon University\*

**Abstract** - 자기공명영상에서 심장의 기능을 진단에 필요한 심장 영상을 얻기 위해서는 심장의 움직임을 모니터 할 수 있는 ECG나 pulse oximeter 등의 장비로 동기를 맞추어 주기위한 트리거 신호가 필요하다. 본 논문은 심장의 움직임을 다른 장비의 도움 없이 동기화하여 자기공명 심장 영상을 재구성하는 새로운 방법을 나선주사영상기법에 적용하여 제안하였다.

#### 1. 서 론

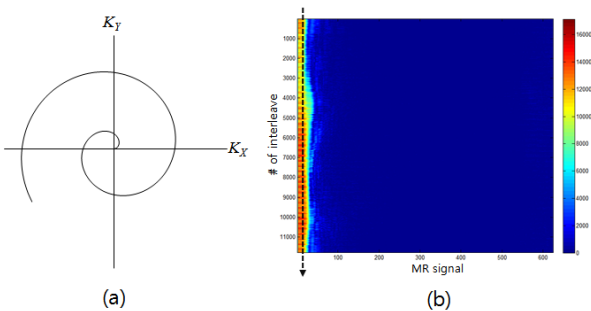
자기공명영상(MRI)으로 심장 영상을 얻기 위해서는 심전도 신호(ECG, electrocardiogram)나 산소용적률 변화를 나타내는 pulse oximeter를 사용하여 심장의 움직임을 나타내는 특정 시점의 신호에 맞추어 MR 신호를 얻어 영상화 할 수 있다. 보통 심전도 신호의 R점의 위치를 심장의 움직임이 시작하는 기준으로 사용하며, 심장 영상을 얻기 위해 스캔을 시작하는 트리거 신호도 심전도의 R점에서 발생시킨다. 하지만 MRI안에서의 심전도 신호는 여러 가지 간섭에 의하여 심전도의 T점이 자장의 세기에 따라 R점의 신호보다 크게 나타나거나 환자의 움직임 등으로 정확하게 심전도의 R점에서 트리거 신호가 나타나기는 어렵다. 또한 이러한 외부장비를 이용한 모니터링 방법은 전극등을 인체에 연결하는 등의 불편도 있다.

ECG 모니터의 사용 없이 MR 신호의 DC를 시간 순으로 얻어서 후처리로 심전도의 트리거 신호와 비슷한 신호를 생성하고 이를 소급하여 적용하는 방법을 self-gating이라고 불린다[1]. 본 논문에서는 나선 주사영상 기법으로 ECG 모니터링 장비의 트리거 신호 없이 얻은 심장 MR 신호로부터 심장의 움직임에 동기할 수 있는 신호를 생성하고 그에 따라 재구성하는 방법을 제안하였다.

#### 2. 본 론

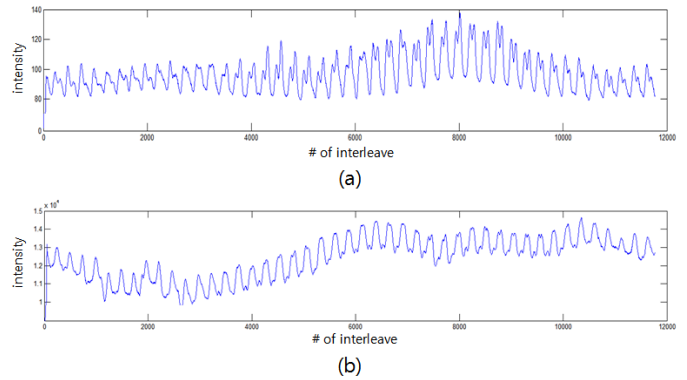
심장 MR 영상을 얻기 위해서 초고속 영상기법인 나선주사영상기법[2]을 사용하였다. 이 영상기법은 k-space의 DC에서부터 고주파수 영역으로 나선형태로 MR 신호를 수집하는 기법으로 MR 신호의 수집이 효율적이고 움직임에 대한 영향에 강인하며 모든 나선주사 경사자계 파형이 DC를 포함하므로 본 연구의 주제인 self-gating을 위한 데이터를 얻기에 적당한 영상 기법이다.

나선주사 영상기법으로 연속하여 MR신호를 측정하면 그림1(b)와 같이 시간에 따른 MR신호를 얻을 수 있다. 그림1의 가로축은 나선주사 경사자계 파형(그림1(a))에 의해 얻어진 MR 신호에 magnitude를 취한 결과이고, 세로축은 각 나선주사 경사자계 파형으로부터 얻은 MR 신호를 시간 순서대로 위에서 아랫방향으로 저장한 것으로 왼쪽(점선 화살표)이 DC 신호에 해당하고 오른쪽으로 갈수록 고주파수 신호에 해당한다.



〈그림 1〉 나선주사영상기법(a)으로 self-gating을 위해 얻은 MR신호(b)

그리고 그림1(b)의 DC에 해당하는 부분(검은색 화살표)을 시간 순으로 나타내면 그림2(a)와 같이 심장의 움직임이 반영된 DC 신호의 변화를 볼 수 있다. DC 신호가 심장의 움직임이 반영된 것과 같이 DC를 제외한 영역의 고주파수 신호(HF, High Frequency)을 통해서도 그림2(b)와 같이 심장의 움직임이 반영된 신호를 보임을 확인할 수 있다. 여기서 그림2(b)와 같은 HF신호는 각 interleave의 100에서 400 point사이의 MR신호를 합하여 구하였다.



〈그림 2〉 심장의 움직임이 반영된 DC(a)와 HF(b)신호

그림 2와 같은 신호에서 심장 신호의 R점과 같이 심장 움직임의 주기를 표현할 수 있는 gate-point는 그림2의 파형에서 각 사이의 peak점이나 valley점으로 사용할 수 있다.

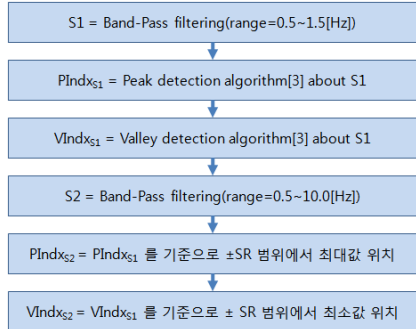
이러한 사실을 통해서 본 논문에서는 그림2와 같이 심장의 움직임이 반영된 DC와 HF에서 각 채널별 peak와 valley로부터 찾아진 gate-point 시리즈의 표준편차가 가장 작은 것을 기준으로 자기공명 심장영상을 정렬하여 심장 CINE 영상을 만들 수 있고, 이 방법은 그림3을 통해 나타내었다.

본 연구에서 제안한 방법은 크게 3단계로 구분될 수 있다. 우선 첫 번째로 각 채널의 데이터가 양호한지 판단하기 위해 각 채널의 평균 DC값을 기준으로 양호한 채널만을 선택한다. 두 번째는 선택된 채널에서의 DC와 HF 신호로부터 찾아진 peak와 valley point의 표준편차가 가장 작은 것을 gate-point로 선택한다. 마지막 단계는 gate-point를 이용하여 심장의 움직임에 동기 되도록 데이터를 정렬하고 재구성하여 MR 심장 영상을 얻는다.

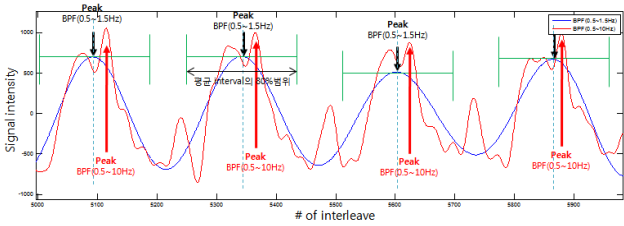


〈그림 3〉 나선주사영상기법으로 self-gating을 위해 얻은 MR신호

그림4는 peak와 valley점을 찾기 위한 구체적인 방법을 나타낸 순서도로써 이 방법에 대한 이해를 돕기 위해 그림5에 예시를 보였다. 이 방법에서는 두 번의 밴드패스 필터링을 취하는데, 첫 번째 밴드패스 필터링은 0.5~1.5Hz로 필터링(그림5의 청색 실선) 하여 복잡한 파형을 단순화 시키는 역할을 하되 신호의 주기성을 유지시켜주는 역할을 하게 되어 대략적인 peak와 valley의 위치 정보를 제공한다. 그 후 peak detection algorithm[3]을 이용하여 대략적인 peak와 valley점을 찾고, 두 번째 밴드패스 필터링을 0.5~10Hz한 파형(그림5의 적색 실선)에서 앞서 찾은 peak와 valley점들을 중심으로 평균 interval의 80%에 해당하는 범위(그림5의 녹색 범위)에서 최대값의 위치(peak)와 최소값의 위치(valley)를 찾도록 하였다.



〈그림 4〉 심장의 움직임이 반영된 DC 신호에서 peak와 valley점을 찾는 방법을 나타낸 순서도



〈그림 5〉 심장의 움직임이 반영된 DC 신호에서 peak를 찾는 과정을 나타낸 그래프

### 3. 결 과

본 실험 영상을 얻기 위해서 1.5T의 자기공명영상장치(ISOL tech. korea)를 사용하였고, 실험 영상은 나선주사영상기법으로 나선주사 경사각에 파형의 수는 256이고 하나의 나선주사 경사각에 파형은 624 point로 심장영상을 얻기에 적합하도록 디자인하였고, TR과 TE는 4.65[ms]과 1.09[ms], VPS=8, FOV=300[mm]로 single breath-hold에 심장 영상을 얻을 수 있도록 하였다.

그림6은 제안한 방법으로 peak와 valley를 찾은 결과를 나타낸 것으로 밴드패스필터(0.5~10Hz)한 심장의 움직임이 반영된 DC 신호에서 peak와 valley를 잘 찾아내고 있음을 보여주고 있다.

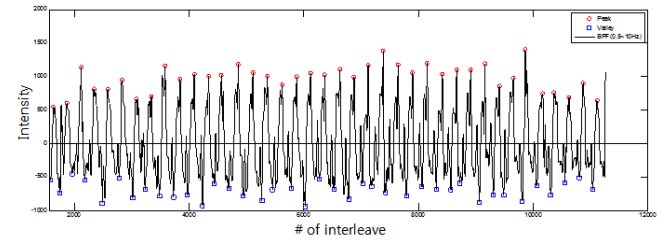
그림7은 제안한 peak와 valley를 찾는 방법을 통해서 재구성한 영상으로 4채널에서의 DC신호의 peak와 valley 중에 가장 작은 표준편차를 갖는 3번 채널의 DC 신호에서의 peak점들을 gating-point로 사용했을 때의 영상(그림7(a))과 모든 채널과 DC, HF에서 찾은 peak와 valley 중에서 가장 작은 표준편차를 갖는 1번 채널의 HF 신호에서의 valley점들을 gating-point로 사용했을 때의 영상(그림7(b))를 나타내었다. 그림7(b)영상에서 심장 혈관인 RCA(right coronary artery)가 그림7(a)영상보다 명확하게 나타남을 확인할 수 있다. 그림7(c)는 모든 채널의 DC와 HF에서 찾은 peak와 valley의 평균과 표준편차를 나타낸 테이블로써 4번 채널은 MR 신호의 크기가 작아 제외된 채널이다.

그림8은 제안한 방법으로 생성된 gating-point를 이용하여 재구성한 심장 CINE영상 중에서 systole(a)일 때와 diastole(b)일 때의 영상이다.

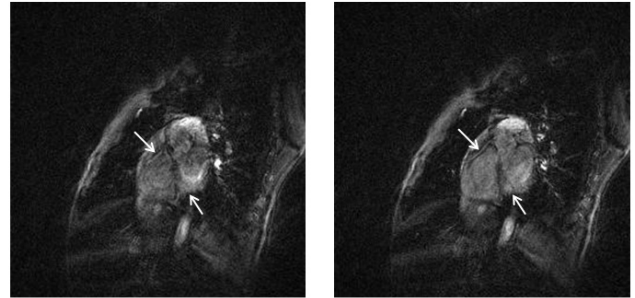
### 4. 결 론

자기공명영상장치에서 심장영상을 위한 심전도를 모니터하지 않더라도 제안한 방법으로 얻은 영상으로부터 gating-point 찾을

수 있고, 이를 이용하여 심장 움직임에 잘 동기화된 심장 cine 영상을 얻을 수 있었다.



〈그림 6〉 심장의 움직임이 반영된 DC 신호에서 제안한 방법으로 peak와 valley를 찾은 결과

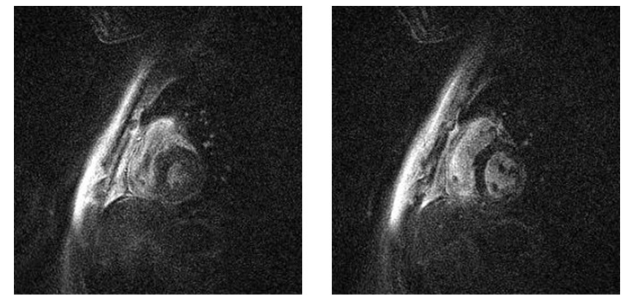


(a) (b)

Channel	Band	Peak[s]	Valley[s]
1	DC	1.009511 +- 0.195490	1.008435 +- 0.212160
2	DC	0.966583 +- 0.184970	0.966667 +- 0.216969
3	DC	0.987234 +- 0.166675	0.987149 +- 0.185138
4	DC	0.964167 +- 0.309061	0.958750 +- 0.268141
1	HF	1.010311 +- 0.168023	1.008087 +- 0.075761
2	HF	1.010311 +- 0.153794	1.008609 +- 0.149057
3	HF	1.010044 +- 0.114975	1.010348 +- 0.116410
4	HF	1.010133 +- 0.123175	1.009130 +- 0.086995

(c)

〈그림 7〉 Gating-point를 기존의 방법으로 찾았을 때(a)와 제안한 방법으로 찾았을 때(b)의 비교 영상, 그리고 모든 채널의 DC와 HF에서 찾은 peak, valley의 평균과 표준편차를 나타낸 테이블



(a) (b)

〈그림 8〉 제안한 방법으로 생성된 gating-point를 이용하여 재구성한 심장 CINE 영상 중 systole(a)과 diastole(b) 영상

### [참 고 문 헌]

[1] Andrew CL et al, "Self-gated cardiac cine MRI," MRM, 2004;51(1):93-102  
 [2] Ahn CB, Kim JH, Cho ZH, "High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging," IEEE trans. Med. Imaging 1986;5:2-7  
 [3] 안창범, "다중 윈도우를 이용한 생체신호의 특성 파라미터 추출 장치 및 방법," 특허출원번호:10-2008-0015431