

Original Article

멀티 생체신호 동기 시스템을 이용한 심장자기공명영상

박진호 · 윤종현 · 양영중 · 안창범

광운대학교 전기공학과

목적 : 멀티 생체신호를 이용한 지능형 실시간 심장과 호흡에 동기화 하는 시스템을 사용하여 심장자기공명영상을 수행하였다. 또한 멀티 생체신호를 측정하는 과정에서 유기될 수 있는 eddy current의 특성을 분석하였다.

대상 및 방법 : 멀티 생체신호 동기화 시스템에서는 심전도 신호와 호흡신호 외에 추가로 SPO₂ 정보를 수집하여 심장의 움직임에 동기화 하였다. 심장운동의 동기화는 심전도와 함께 SPO₂의 이차미분 신호를 이용할 수 있음을 보였다. 심장 동기화 과정에서 피검자의 움직임과 부정맥에 의해 발생할 수 있는 잘못된 동기신호를 평균 R-R 시간을 이용하여 제거하였다. 심장 영상화를 위한 시퀀스에서 경사자계의 스위칭에 의해 유기될 수 있는 eddy current의 특성을 분석하여 하드웨어 및 소프트웨어 필터로 차단하였다.

결과 : 제안된 동기화 시스템을 이용하여 심장과 호흡 운동에 동기화된 심장자기공명영상을 얻었다. 심전도 신호에서 피검자의 움직임과 부정맥에 의해 발생할 수 있는 동기신호를 차단하였고, 심장 영상화 과정에서 유기될 수 있는 eddy current를 제거하였다. 또한 심전도 신호를 보완하여 SPO₂의 이차미분신호를 이용하여 심장 영상이 가능함을 보였다.

결론 : 본 논문에서 제안한 멀티 생체신호 동기화 시스템은 심장자기공명영상을 위해 여러 생체신호 (심전도, SPO₂, 호흡)를 이용하여 실시간으로 심장과 호흡 동기화를 수행한다. 심전도에서 피검사자의 움직임과 부정맥에 의해 발생할 수 있는 동기신호를 차단하였다. 경사자계의 스위칭에 의해 생체신호에 유기될 수 있는 eddy current를 분석하였고, 심장과 호흡 동기를 병행하여 피검자가 자유롭게 호흡하면서 심장 영상을 얻을 수 있었다.

서론

심장자기공명영상 (Cardiac Magnetic Resonance Imaging, CMRI)은 심장의 움직임, 심혈관, 심근상태 등 심장의 구조 및 기능상의 문제를 잘 파악할 수 있어 심혈관 병변의 진단과 치료에 중요한 정보를 제공한다 (1, 2). 그러나 다른 검사에 비해 영상 시간이 길어 호흡과 심장운동에 의한 움직임에 동기화 하는 과정이 요구된다.

기존의 심장 동기화 시스템들은 주로 호흡 센서와 심전도를 사용하여 증폭과 필터링, 그리고 단순한 문턱치 방법을

사용하여 동기신호를 유도하였다 (3). 본 논문에서는 심전도와 호흡 및 SPO₂ 신호를 이용한 멀티 생체신호 기반의 지능형 동기 시스템 (Multi-physiological Intelligent Trigger System, MITS)을 제안하였다. MITS는 다양한 생체신호를 디지털 신호로 변환하여 환자에 적응적인 지능형 동기화가 가능한 시스템이다 (4). 다양한 생체 신호의 특성을 종합적으로 사용하며, 소프트웨어 방식으로 개별 피검자에게 맞춘 적응적인 파라미터 설정으로 부정맥과 같은 인체 내부의 유사 신호나 eddy current 등의 외부 노이즈에 강인한 시스템을 구성하였다.

호흡 신호의 측정을 위해 navigation pulse를 이용하여 별도의 장비 없이 횡격막의 움직임을 감지하는 연구 결과가 발표되고 있으나, 직각 좌표계로 데이터를 획득하는 경우 추가적인 데이터 획득이 필요하고 움직임 추정과 보정 등의 계산을 필요로 한다 (5, 6). 환자가 얼굴에 마스크를 착용하고 산소 포화도를 측정하여 호기와 흡기를 구별하는 방법은, 마스크를 착용하는 불편함이 있다 (7). 이 밖에 공기가 들어있는 작은 패치를 복부에 붙이거나 혈압 측정시 사용하는 커프와 유사한 센서를 복부에 감아 복부의 수축, 팽창을 기압 센서로 측정하여 호기와 흡기를 구별하는 방법은 패치

• Received; July 2, 2014 • Revised; July 23, 2014

• Accepted; July 24, 2014

Corresponding author : Chang-Beom Ahn, Ph.D.

Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University, 21, Gwangun-ro, Nowon-gu, Seoul 139-701, Korea.

Tel. 82-2-940-5148, Fax. 82-2-909-3159, E-mail : cbahn@kw.ac.kr

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

를 붙이는 위치에 따라 성능의 차이가 민감하게 나타난다 (8). 본 연구에서는 부착하는 데에 거부감이 작고 성능이 우수한 가변저항의 역할을 하는 벨트를 복부에 감아 호흡 신호를 얻는 방법 (9)을 채택하였다.

심장 운동의 위상측정은 심전도를 많이 사용하지만 환자의 움직임에 민감하고 부정맥에 의해 불규칙한 피크가 발생하기도 한다 (10, 11). 또한 MR 검사자계의 펄스에 의한 노이즈가 유기될 수 있다. 이 경우 잘못된 동기화로 인해 정확한 심장영상을 얻지 못하는 문제가 발생한다. 심전도 신호에서 발생할 수 있는 부정맥과 움직임에 의한 잘못된 피크를 구분하기 위하여 본 논문에서는 평균 R-피크의 간격을 이용하여 유효성을 점검하였다. 나아가 심전도를 보완할 수 있는 산소포화도 (SPO₂)를 이용해 심장 영상화를 시도해 보았다.

자기공명영상에서 검사자계 스위칭은 피검사자의 몸과 부착된 심전도 센서에 eddy current를 발생시켜 생체신호에 잡음을 유발한다 (12, 13). 유발되는 잡음은 영상 시퀀스와 실험 파라미터의 영향을 받게 되는데, 특히 심전도의 경우 심장근처에 부착된 전극을 사용하여 신호를 측정하므로 잡음에 쉽게 노출된다.

본 논문에서는 검사자계의 인가하는 과정에서 영상시퀀스 및 실험 파라미터에 따라 심전도 신호에 유기될 수 있는 노이즈 특성을 분석하였다.

대상 및 방법

본 논문에서 제안하는 MITS는 생체신호의 필터링 및 증폭, 아날로그 신호의 디지털 변환, 저장, 디스플레이 그리고 실시간 신호처리를 이용한 동기화 및 동기 신호를 스펙트럼 미터로 전달하는 역할을 한다. 심장자기공명영상의 동기화를 위해 사용된 생체신호들은 심전도, SPO₂, 호흡 모니터링을 위한 트랜스듀서 신호이고, 추가적인 생체신호 입력을 위한 추가적인 단자 (Aux)를 설치하였다. 증폭기와 고대역 통과필터 (차단주파수: 1 Hz), 60 Hz 노치필터, 그리고 저대역 통과필터 (차단주파수: 심전도- 170 Hz, 호흡신호-

9Hz)를 거쳐 출력신호의 크기가 1~10[V]의 전압으로 변환된 생체신호들은 모두 1KHz로 샘플링 하였고 (oversampling, 16bits/샘플), 생체신호 특성을 고려하여 일정수 (N: 본 논문에서는 8)의 샘플의 평균을 사용하여 신호대 잡음비를 향상시켰다. MITS의 전체 구성도를 Fig. 1에 나타내었다.

심전도는 심장의 박동에 관련된 전위를 신체 표면에서 측정하여 기록한 것으로 심장 동기화에 사용된다. 심장 주위에 탄소 전극 패치를 부착하여 심전도신호를 측정하여 이 가운데 급격히 큰 전압이 발생하는 R-피크를 탐지하여 동기화에 이용한다. MR 시스템 안에서 심전도 측정을 하게 되면 검사자계 펄스에 의해 eddy current가 발생한다.

제안된 시스템에서는 심전도를 보완하기 위해 SPO₂ 신호를 사용한다. SPO₂는 심장의 수축기 이후 증가하는 혈액의 산소 포화도를 측정하기 때문에 자기장과 eddy current의 영향을 작게 받아 심전도 신호를 대체하거나 보완할 수 있다. 실험적으로 손가락 끝에서 SPO₂ 신호를 측정하였을 때, R파와 SPO₂ 신호 사이의 시간 간격이 약 200 - 260 msec 정도로 나타났다. SPO₂ 신호를 2차 미분하면 심전도의 R-피크와 같이 급격히 증가하는 점이 생기게 되어 동기화에 이용할 수 있다 (14).

심장 영상을 하는 데에 있어 호흡은 횡격막과 심장의 위치를 변화시키기 때문에 호흡을 정지 (15, 16)하거나 호흡에 동기화 하는 과정이 필요하다. 일반적으로 호흡정지시간이 20초 내외이므로 멀티 슬라이스 영상을 획득하기가 어렵다. 그렇기 때문에 자유호흡 상태에서 복부에 가변저항 역할을 하는 벨트를 착용하고 숨을 내뿜는 구간을 판별해 호흡 플래그를 활성화 시킨다. 호흡 플래그를 이용하여 횡격막이 같은 위치에 있을 때 데이터를 획득하게 된다.

Fig. 2는 동기신호 생성 과정의 흐름도이다. Fig. 2의 좌측 열에 나타난 호흡 신호의 판별은 측정된 값이 문턱값보다 작을 때 숨을 내뿜는 호기로 간주하여 호흡 플래그를 ON시킨다. 또한 분당 호흡 횟수를 측정하여 분당 평균 호흡횟수를 업데이트한다.

Fig. 2의 중앙에 나타난 흐름도는 심전도 트리거 판별 과정이다. Retrospective 방식은 저장된 데이터를 이용하여

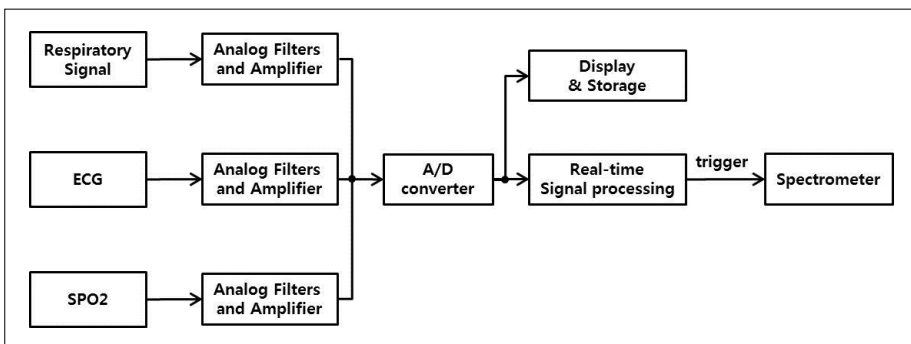


Fig. 1. Block diagram of MITS.

동기화 하는 방식으로 시간의 제약이 없어 소프트웨어적으로 여러 가지 처리가 가능한데, 매칭필터를 사용하여 상대적으로 기울기가 큰 R-피크의 값을 키워주는 역할을 한다. 실시간 트리거 판별 방식을 이용하는 경우에 매칭필터는 사용되지 않는다. 입력된 심전도 신호가 문턱값 (Th1)보다 높으면 R-피크로 간주한다. 이때, 비정상적 심장운동인 부정

맥, 혹은 환자의 움직임에 의한 동기를 막기 위하여 R-R 시간의 평균값을 이용한다. 영상을 시작하기 전에 환자의 심전도 신호를 측정하여 평균 R-R 시간을 미리 측정한 후, 현재의 R-피크와 직전 R-피크간의 간격이 평균 R-R 시간의 70% 이내이면 정상적인 R-피크로 판단한다 (17). 정상적인 R-피크로 판정이 되었을 경우 측정된 피크의 값과 직전 R-피크와의 시간 간격을 평균 피크값과 평균 R-R 시간에 업데이트한다. R-피크의 판정에 사용된 문턱값 (Th1)은 평균 피크값의 70%로 설정하였다. 피검사자의 평균 R-피크값과 평균 R-R시간을 이용한 동기는 잡음에 강인하고, 피검사자의 특성을 반영하며, 지속적으로 변화하는 불규칙한 심장운동에 적응적으로 대응하는 방법이다.

Fig. 2의 우측 열에 SPO₂ 신호의 트리거 판별과정을 나타내었다. SPO₂는 신호의 2차 미분한 데이터를 이용하며, 피크 판별 방식은 심전도에서 R-피크를 판별하는 방식과 동일하다. 그 결과 심전도 R-피크에 비해 약 200-260 ms의 시간 지연이 있는 플래그를 생성한다.

호흡 신호 플래그와 심전도 혹은 SPO₂ 신호 플래그가 모두 ON 이면 MR 스펙트로미터에 동기 신호를 전달한다.

실시간 트리거 판별과 함께 측정된 생체신호들은 Fig. 3과 같이 디스플레이된다. Fig. 3의 화면에서 볼 수 있듯이, 호흡, 심전도, SPO₂신호와 발생한 트리거가 디스플레이된다. 화면의 우측에는 디스플레이의 스케일을 조절할 수 있는 버튼과 트리거 판별에 이용되는 문턱값을 수동으로 조절하는 버튼이 있다.

심전도 신호를 이용하여 게이팅을 하기 위해서는 심장 주위에 패치를 붙이고 마그넷안에서 심전도를 측정하게 되는데, 이때 경사자계에 의한 eddy current가 유기될 수 있다.

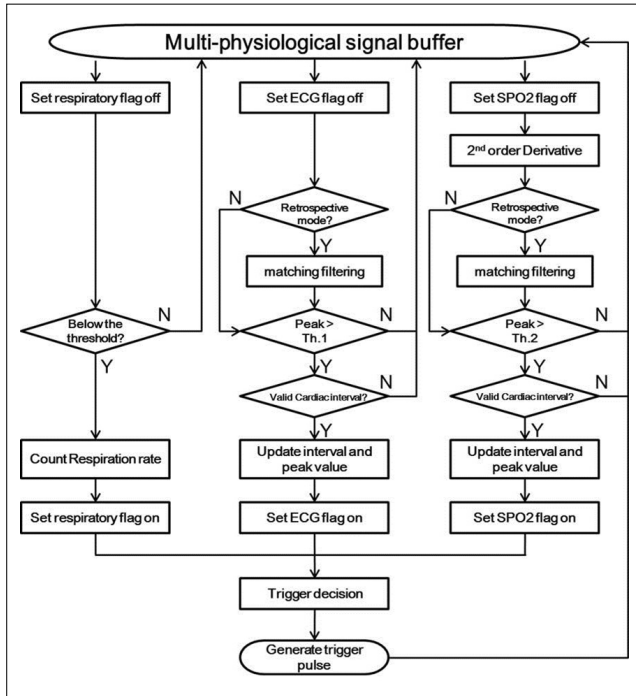


Fig. 2. Flow chart of the program to generate a trigger signal to spectrometer from multi-physiological signals is shown.



Fig. 3. Screen for the operation of MITS is shown.

Eddy current는 각 시퀀스 (Selection gradient + Phase encoding gradient+ frequency encoding gradient)의 개별적인 경사자계의 변화 정도에 시스템 특성이 반영되어 나타나게 되는데, 한번의 시퀀스에서 발생하는 주된 노이즈의 스펙트럼은 보통 dc에서 수백 Hz 정도로 나타난다. 이 시퀀스가 매 repetition time (TR)마다 반복되면서 반복시간의 역수를 기본 주파수로 하는 하모닉스 형태로 나타나게 된다. 멀티슬라이스 영상의 경우 경사자계 신호는 대략적으로 TR을 슬라이스 개수로 나눈 시간을 주기로 반복적인 파형이 나타난다. 위상 인코딩 경사자계의 경우 파형이 지속적으로 변화하지만 변화가 크지 않으므로 동일한 파형으로 간주한다. 이 경우 TR과 슬라이스 개수에 따라 유기되는 노이즈의 기본 주파수는 식[1]과 같이 주어진다.

$$f_n = \left(\frac{TR}{\text{Number of Slices}} \right)^{-1} \quad [1]$$

식[1]의 기본주파수 성분을 갖는 노이즈가 보통 가장 크게 나타나는데, 이것은 심전도 회로에서 dc 또는 offset을 차단하는 고대역 통과필터를 포함하고 있기 때문이다.

결과 및 논의

유기 노이즈 분석

ECG파형에서 유기되는 노이즈가 R-피크를 검출하는데 문제를 야기시키는지 분석하기 위하여 심장 영상화에 널

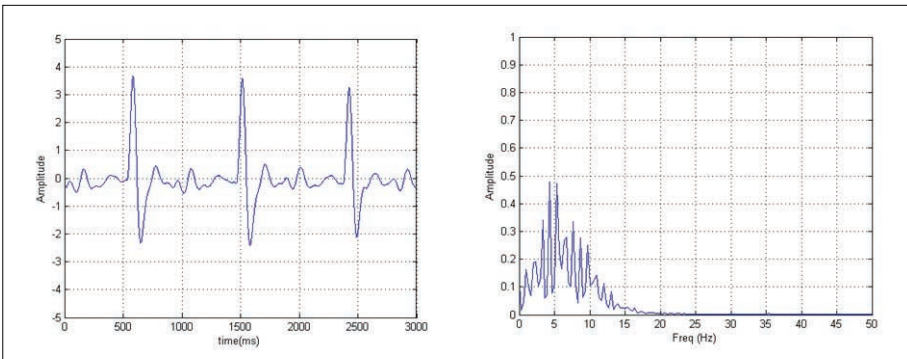
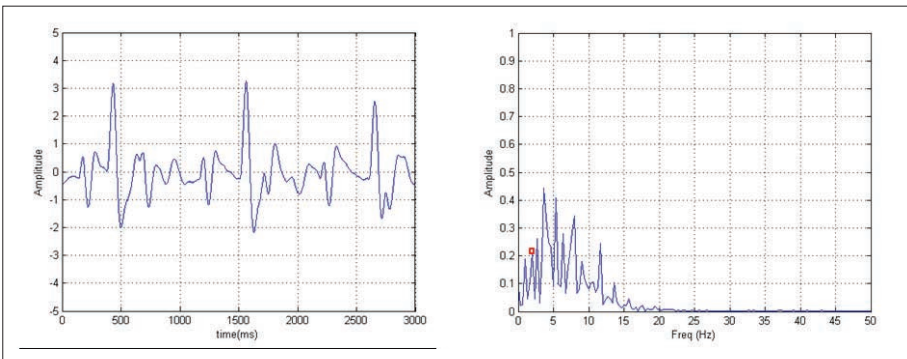
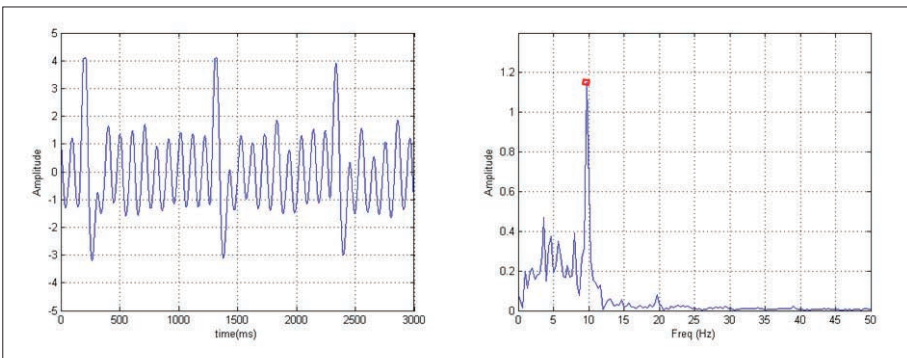


Fig. 4. Acquired ECG signals and corresponding spectra: (a) ECG signal without application of the gradient fields. (b) Spin echo imaging with TR of 500ms for single slice imaging ($f_n = 2$ Hz). (c) Spin echo imaging with TR of 1000 ms and the number of slices of 10 ($f_n = 10$ Hz). The eddy-current induced noise peaks (f_n) are marked with small rectangles.

a



b



c

리 사용되는 몇 개의 영상 시퀀스들과 파라미터들에 대해 유기되는 노이즈를 분석하였다.

Spin echo 시퀀스를 이용한 심장자기공명영상 중에 측정된 심전도 신호(왼쪽) 및 주파수(오른쪽)를 Fig. 4에 나타내었다. 펄스를 가하지 않았을 때의 심전도 파형과 주파수특성(a)을 보면 심전도 신호에서 R-피크가 명확히 드러나는 것을 알 수 있다. TR 500 ms의 단일 슬라이스 영상에서는 심전도 신호에 약간의 노이즈가 유기된 것을 알 수 있고, 스펙트럼에서도 원래의 심전도에 존재하는 주파수 성분들에 비하여 수식[1]로 주어지는 2 Hz 성분이 상대적으로 증가한 것을 확인 할 수 있다(b). 이 경우 노이즈가 작아 R-피크를 검출하기 어려울 정도는 아니지만, TR 1000 ms/ 10 슬라이스 영상에서는 10 Hz 성분의 하모닉이 R-피크의 검출을

어렵게 한다(c). 이 경우 심전도 트리거는 정상적으로 동작하지 않을 수 있다.

Fig. 5는 gradient echo 계열의 심장영상 중에 측정된 심전도신호와 주파수특성 그래프이다. TR 500 ms/ 10 슬라이스의 spoiled gradient echo 영상에서의 심전도신호(a)를 보면 20 Hz의 하모닉 노이즈가 유기된 것을 확인할 수 있다. 반면에 심장 영상에서 널리 사용되는 balanced SSFP 영상 (TR 4.71 ms/ 1 slice)에서는 경사자계에 의한 노이즈가 유기되지 않은 것을 알 수 있다(b). 이것은 짧은 TR로 인해서 식[1]로 주어지는 기본 주파수가 213 Hz로 높아져서 심전도 회로의 저대역 통과 필터에 의하여 차단되기 때문이다. Spiral 시퀀스를 이용한 심장영상 (TR 5 ms/ 1slice)에서도 비슷한 이유로 노이즈가 유기되지 않음을 알

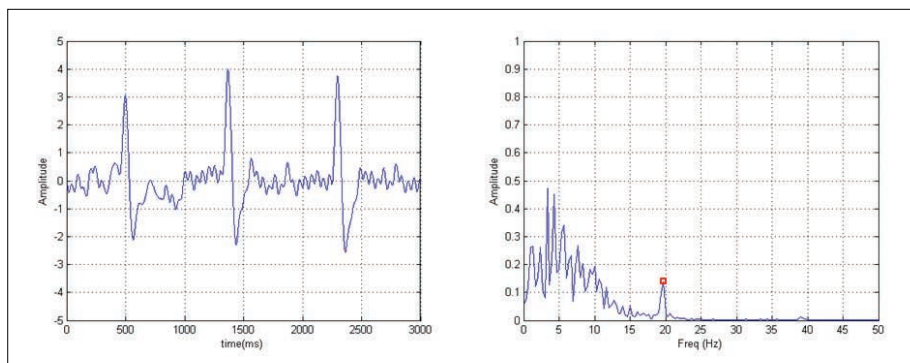
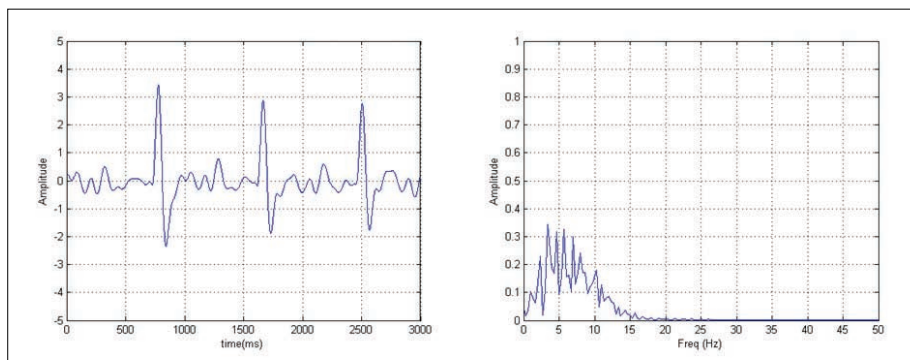
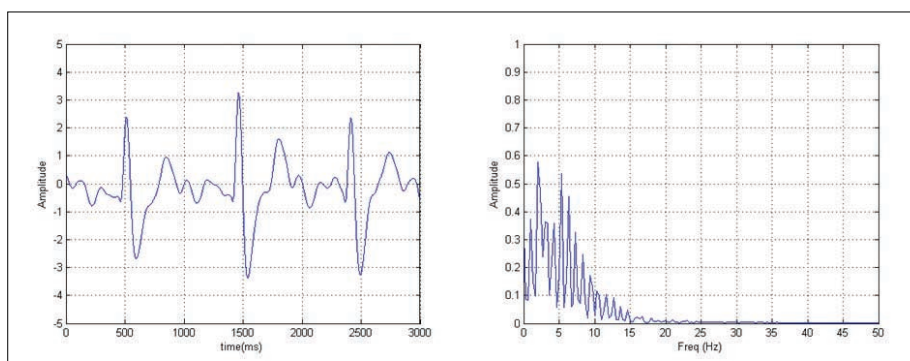


Fig. 5. Acquired ECG signals and corresponding spectra during various gradient echo imaging. (a) Spoiled gradient echo imaging with TR of 500ms and the number of slices of 10 ($f_n = 20$ Hz). (b) Balanced SSFP imaging with TR of 4.71 ms for single slice imaging ($f_n = 213$ Hz). (c) Spiral SSFP imaging with TR of 5ms for single slice imaging ($f_n = 200$ Hz). The eddy-current induced noise peak (f_n) is marked with a small rectangle.

a



b



c

수 있다(c). 따라서 balanced SSFP 계열의 심장영상에서는 짧은 TR로 인해 심전도 신호에 노이즈가 유기되지 않음을 알 수 있다.

동기성능 분석

제한된 멀티 생체신호 지능형 동기 시스템의 성능을 확인

하기 위하여 다양한 동기 조건에서 심장 in-vivo 영상을 획득하였다. 1.5T MR 시스템에서 balanced SSFP (TR = 4.71 ms, TE = 2.3 ms) 시퀀스를 이용하였다. Volunteer는 20대 후반의 건강한 남자이다. Fig. 6(a)는 자유호흡 중에 호흡게이팅을 하지 않고 심전도 게이팅만을 이용하여 얻은 영상이고, (b)는 호흡 정지 상태에서 심전도 게이팅을 한

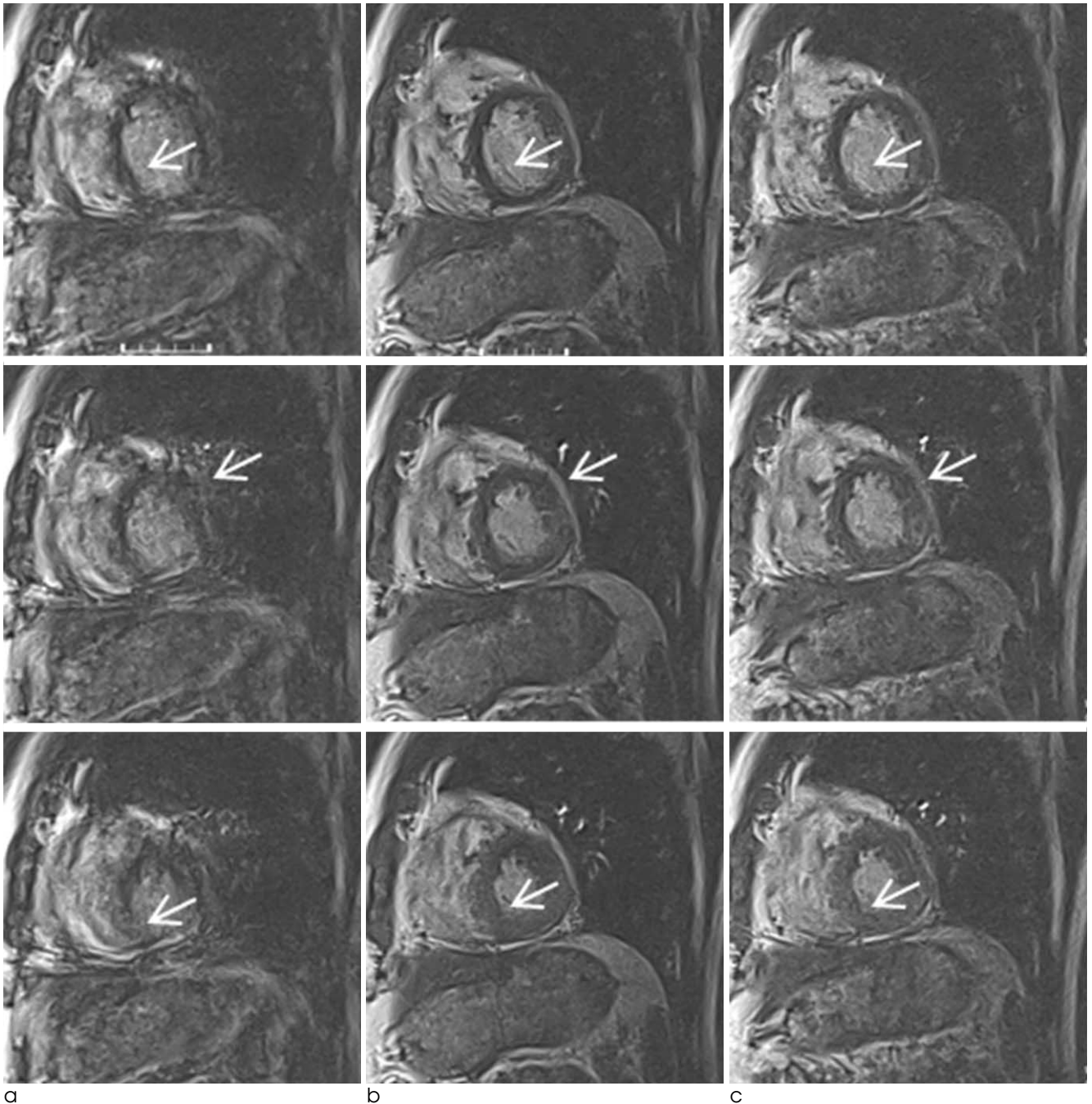


Fig. 6. Comparison of cardiac CINE MR images are shown with free breathing (a), breath-hold (b), and respiratory gating (c). Three cardiac phases are shown in vertical direction. ECG gating was applied for all the cases (a)-(c). Note blurring in the heart wall in (a) in contrast to clear boundaries in (b) and (c).

영상, 그리고 (c)는 호흡게이팅과 심전도 게이팅을 모두 적용한 영상이다. 세로방향은 심장CINE영상 중 세 프레임의 영상을 선택하였다. 호흡게이팅을 사용하지 않은 자유호흡 상태의 영상(a)은 호흡에 의한 움직임 artifact가 발생하여 화살표로 표시한 심근을 비롯한 심장의 모양이 명확하지 않은 것을 볼 수 있다. 반면에 호흡정지 영상(b)과 호흡 게이팅으로 얻은 영상(c)은 심장 외벽과 심근의 형태가 뚜렷하게

나타났다. 호흡 게이팅은 호기를 판단하는 게이팅 레벨에 따라 성능이 달라진다. 게이팅 윈도우(ON시간)를 전체의 30-50%로 하면 측정시간이 호흡게이팅을 사용하지 않은 경우에 비하여 2-3배 증가한다. Fig. 6(c)는 게이팅 윈도우를 약 40%정도로 하여 측정된 결과이다. 호흡게이팅 영상(c)은 호흡정지 영상(b)과 비슷한 화질을 보이고 있다. 호흡정지 영상은 측정시간이 15-20초 정도로 제한을 받는 반

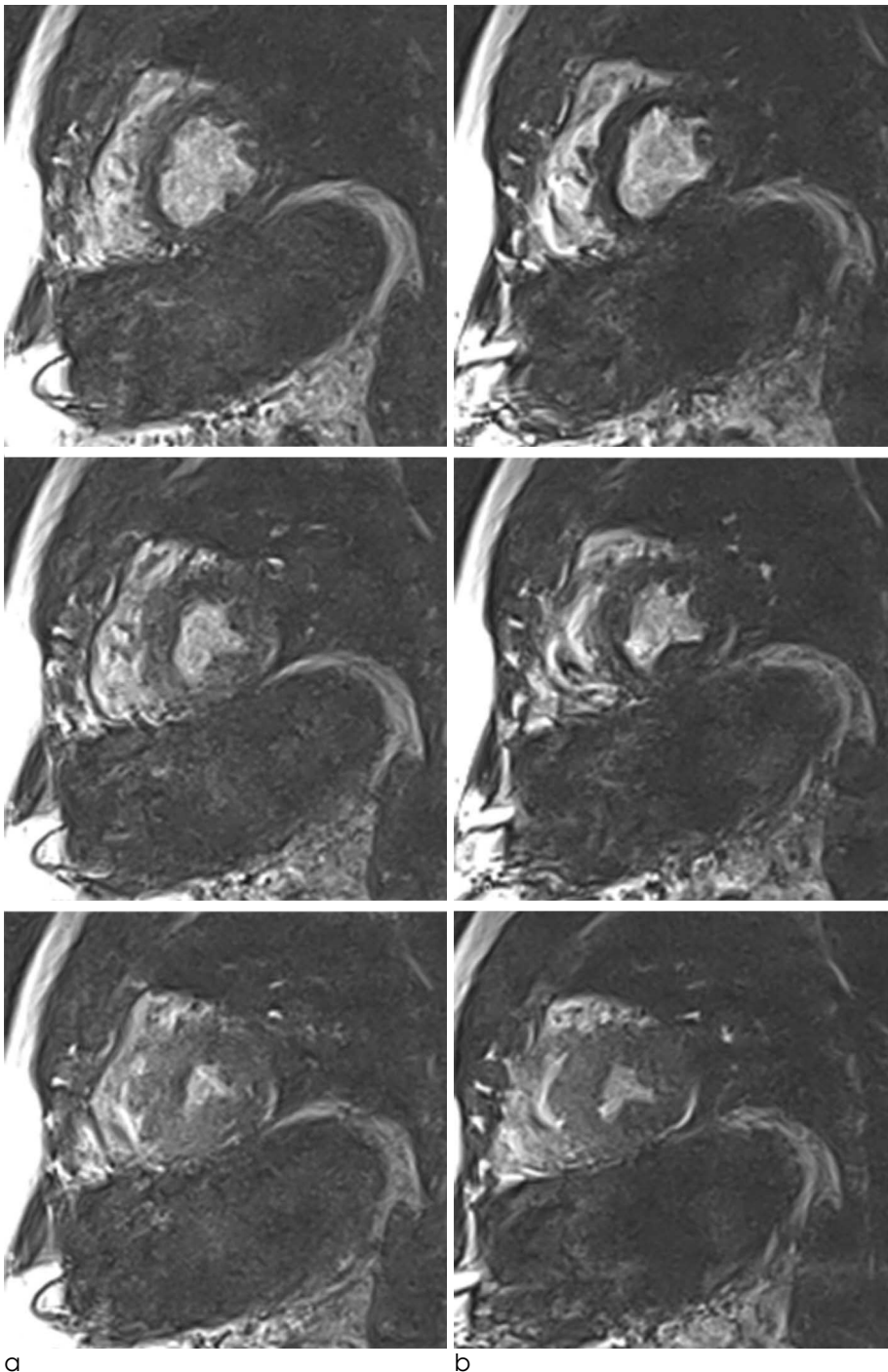


Fig. 7. Comparison of cardiac CINE MR images are shown with ECG gating (a) and SPO₂ gating (b). Respiratory gating was applied both in (a) and (b). Three cardiac phases are shown in vertical direction.

면, 호흡게이팅 영상은 측정시간의 제한을 받지 않아 3D CINE심장영상, 3D coronary angiography 등에 유용하게 사용될 수 있다. 심전도와 SPO₂ 게이팅 영상을 Fig. 7에 비교하였다. 호흡 동기화와 함께 심전도 게이팅을 이용한 영상(a)과 호흡동기화와 SPO₂ 게이팅을 이용한 영상(b)을 비교해 보면 동일한 심장 운동 위상에서 유사한 품질의 영상을 보이는 것을 알 수 있다.

MITS에서는 측정된 데이터를 실시간으로 저장하는데, 이때 저장된 데이터는 영상데이터와 유기적으로 연동하여 retrospective 재구성 하는데 이용될 수 있다. 이 방식은 실시간 처리 방식이 아니기 때문에, 다양한 소프트웨어 처리가 가능하다.

현재 연구중인 심전도 신호와 SPO₂ 신호를 이용하여 상호 보완적인 형태로 이용하면 더욱 잡음에 강한 심장 동기화 시스템을 구성할 수 있을 것으로 기대한다. 또한 제안된 시스템은 인체용으로 개발되었으나 호흡정지가 불가능한 소동물의 경우에도 적당한 크기의 센서를 이용하면 호흡과 심장의 동기화가 가능할 것으로 기대된다.

결론

본 논문에서는 심장 MR 영상을 얻기 위해 다양한 생체신호를 이용하여 호흡과 심장운동에 동기화하여 트리거를 발생시키는 시스템을 제안하였다. 제안된 시스템은 호흡과 심전도뿐만 아니라 SPO₂의 이차미분 신호를 이용하여 심장동기화 신호를 얻을 수 있음을 보였다. SPO₂ 신호는 손가락 끝에서 측정하기 때문에 측정이 용이하고 eddy current의 영향이 작다. MITS는 피검사자의 멀티 생체신호 특성을 반영한 지능형 동기 알고리즘을 사용하기 때문에 노이즈에 강인하고 개별 피검사자의 특성을 잘 반영하며 검사 중에 지속적으로 특성 파라미터를 업데이트 함으로써 적응적인 대응이 가능하다.

MITS에서는 심전도의 R-피크를 판별하는 과정에서 부정맥과 환자 움직임에 의해 발생할 수 있는 artifact를 평균 R-R 시간을 이용하여 보정하는 알고리즘을 제안하였다. 심장 영상을 위한 경사자기장에 의해 발생하는 노이즈 특성을 분석하여 하드웨어 및 소프트웨어 필터로 차단하였다.

In-vivo 심장 CINE 영상을 비교해본 결과 호흡 게이팅이 원활하게 동작하여 자유호흡 상태에서 영상화 할 수 있어 비교적 긴 시간을 필요로 하는 3차원 CINE영상에 유용할 것으로 생각된다. 또한 balanced SSFP 영상에서는 심전도 신호에 경사자기계의 스위칭에 의한 eddy current가 심전도 회로의 저대역 통과필터에 의해 차단됨을 확인하였고, 심전도를 보완하여 SPO₂게이팅을 이용한 심장 영상화도 가능함을 보였다.

Acknowledgment

이 논문은 2012년도 중소기업청에서 시행한 중소기업 기술개발사업의 기술개발 결과이며, 2009년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2009-0083512).

References

1. Vivian S. Cardiovascular MRI: Physical Principles to Practical Protocols. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2006:257-265
2. Kaus MR, Berg JV, Weese J, Niessen W, Pekar V. Automated segmentation of the left ventricle in cardiac MRI. *Med Imag Anal* 2004;8:245-254
3. Amparo EG, Higgins CB, Farmer D, Gamsu G, McNamara M. Gated MRI of cardiac and paracardiac masses: initial experience. *AJR Am J Roentgenol* 1984;143:1151-1156
4. Yang YJ, Park J, Hong HJ, Ahn CB. Multi-biological Signal-based Smart Trigger System for Cardiac MRI. *Trans KIEE* to be published, 2014
5. Moghari, MH, Roujol S, Chan RH, et al. Free-breathing 3D cardiac MRI using iterative image-based respiratory motion correction. *Magn Reson Med* 2013;70:1005-1015
6. Pang J, Bhat H, Sharif B, et al. Whole-heart coronary MRA with 100% respiratory gating efficiency: Self-navigated three-dimensional retrospective image-based motion correction (TRIM). *Magn Reson Med* 2014;71:67-74
7. Vaninbrouckx J, Bosmans H, Sunaert S, et al. The use of ECG and respiratory triggering to improve the sensitivity of oxygen-enhanced proton MRI of lung ventilation. *Eur Radiol* 2003;13:1260-1265
8. Li XA, Stepaniak C, Gore E. Technical and dosimetric aspects of respiratory gating using a pressure-sensor motion monitoring system. *Med Phys* 2006;33:145-154
9. Kandpal H, Sharma R, Madhusudhan KS, Kapoor KS. Respiratory-triggered versus breath-hold diffusion-weighted MRI of liver lesions: comparison of image quality and apparent diffusion coefficient values. *AJR Am J Roentgenol* 2009;192:915-922
10. Udupa JK, Murthy IS. Syntactic approach to ECG rhythm analysis. *IEEE Trans Biomed Eng* 1980;27:370-375
11. Chang KM. Arrhythmia ECG noise reduction by ensemble empirical mode decomposition. *Sensors* 2010;10:6063-6080
12. Wiesmann F, Szimtenings M, Frydrychowicz A, et al. High-resolution MRI with cardiac and respiratory gating allows for accurate in vivo atherosclerotic plaque visualization in the murine aortic arch. *Magn Reson Med* 2003;50:69-74
13. Laudon MK, Webster JG, Frayne R, Grist TM. Minimizing interference from magnetic resonance imagers during electrocardiography. *IEEE Trans Biomed Eng* 1998;45:160-164
14. Ahn CB, Kim PK. Method and apparatus for detecting feature points using distribution of feature points in second derivative of photoplethysmogram waveform. *Korean Patent* 2011;10-1036233
15. Worthley SG, Helft G, Fayad ZA, et al. Cardiac gated breath-hold black blood MRI of the coronary artery wall: an in vivo and ex vivo comparison. *Int J Cardiovasc Imaging* 2001;17:195-

201
16. Hofman MB, Paschal CB, Li D, Haacke EM, van Rossum AC, Sprenger M. MRI of coronary arteries: 2D breath-hold vs 3D respiratory-gated acquisition. *J Comput Assist Tomogr* 1995;19: 56-62

17. Ulvi H, Yoldaş T, Yiğiter R, Müngen B. R-R interval variation and the sympathetic skin response in the assessment of the autonomic nervous system in leprosy patients. *Acta Neurol Scand* 2003;107:42-49

Cardiac Magnetic Resonance Imaging Using Multi-physiological Intelligent Trigger System

Jinho Park, Jong-Hyun Yoon, Young-Joong Yang, Chang-Beom Ahn

Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University, Seoul, Korea

Purpose : We proposed a multi-physiological signals based real-time intelligent triggering system(MITS) for Cardiac MRI. Induced noise of the system was analyzed.

Materials and Methods: MITS makes cardiac MR imaging sequence synchronize to the cardiac motion using ECG, respiratory signal and second order derivative of SPO₂ signal. Abnormal peaks due to arrhythmia or subject's motion are rejected using the average R-R intervals and R-peak values. Induced eddy currents by gradients switching in cardiac MR imaging are analyzed. The induced eddy currents were removed by hardware and software filters.

Results: Cardiac MR images that synchronized to the cardiac and respiratory motion are acquired using MITS successfully without artifacts caused by induced eddy currents of gradient switching or subject's motion or arrhythmia. We showed that the second order derivative of the SPO₂ signal can be used as a complement to the ECG signals.

Conclusion: The proposed system performs cardiac and respiratory gating with multi-physiological signals in real time. During the cardiac gating, induced noise caused by eddy currents is removed. False triggers due to subject's motion or arrhythmia are rejected. The cardiac MR imaging with free breathing is obtained using MITS.

Index words : Multi-physiological Intelligent Trigger System (MITS) · Cardiac MRI · ECG gating · SPO₂ gating
Respiratory gating

Address reprint requests to: Chang-Beom Ahn, Ph.D., Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University, 21, Gwangun-ro, Nowon-gu, Seoul 139-701, Korea.
Tel. 82-2-940-5148 Fax. 82-2-909-3159 E-mail: cbahn@kw.ac.kr