다중 생체 신호를 이용한 심장 자기공명영상 스마트 트리거 시스템

Multi-biological Signal-based Smart Trigger System for Cardiac MRI

양 영 중* · 박 진 호* · 홍 혜 진* · 안 창 범*

(Young-Joong Yang · Jinho Park · Hye-Jin Hong · Chang-Beom Ahn)

Abstract - In cardiac magnetic resonance imaging (CMRI), heart and respiratory motions are one of main obstacles in obtaining diagnostic quality of images. To synchronize CMRI to the physiological motions, ECG and respiratory gatings are commonly used. In this paper multi-biological signal (ECG, respiratory, and SPO2) based smart trigger system is proposed. By using multi-biological signal, the proposed system is robust to the induced noise such as eddy current when gradient pulsing is continuously applied during the examination. Digital conversion of the multi-biological signal makes the system flexible in implementing smart and intelligent algorithm to detect cardiac and respiratory motion and to reject arrhythmia of the heart. The digital data is used for real-time trigger, as well as signal display, and data storage which may be used for retrospective signal processing.

Key Words : Cardiac MRI, ECG and respiratory gating, Multi-biological signal-based trigger, Arrhythmia, SPO2 gating

1. 서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging: MRI)은 자장을 발생하는 자석 속에 인체를 위치한 후 고주파를 발생시켜 신체부위에 있는 수소원자핵을 공명시켜 각 조직에서 나오는 신호를 측정하여 영상화하는 기술이다.

심장의 경우 자기공명영상은 타 검사에 비해 다양한 기법의 영상화가 가능해 각광을 받고 있다. 그러나 심장의 운동을 영상화하기 위해 심장의 운동에 동기화한 측정이 필요하다[1]. 이를 위해 심전도 게이팅(ECG gating)과 영상을 얻는 동안 환자가 숨을 참아야 하는 호흡 정지 과정이 필요하다. 일반인에게도 영상을 얻는 시간동안 숨을 참는 것은 쉽지 않은 일이며, 환자들의 경우에는 더욱 불편한 일이다. 이런 문제점은 호흡 신호의 동기화(Respiratory gating) 과정을 통해 해결할 수 있다.

생체신호 동기화 장비에 관련된 논문으로는 주로 생체신호 획득이나 생체신호 처리에 관련된 하드웨어 중심의 연구 논문[2, 3, 4, 5], 심전도 패치 부착 위치에 관한 연구 논문, 호흡 정지 상태에서 심전도 게이팅 만을 이용한 영상화 관련 논문[6, 7]들이 주로 발표되었다.

본 논문에서는 아날로그 생체신호를 디지털화하여 트리거 판별을 위한 많은 부분을 소프트웨어가 담당하여 하드웨어의 비중을 낮춘다. 소프트웨어는 생체 신호 처리를 위한 심전도 신호의 평균 R-R interval 계산을 이용한 부정맥 제거

알고리즘을 포함한다. 실시간 트리거 판별과 함께 수집된 생체신호와 트리거 출력의 실시간 모니터링이 가능하며, 수집된 생체신호를 저장하여 Retrospective 영상화가 가능하게 한다. 심전도, 호흡 신호와 더불어 SPO2 신호를 이용한 다중 생체신호 기반의 시스템으로 마그넷 안에서 심전도 신호 왜곡이 발생할 경우, SPO2 신호를 이용한 심장의 동기화 방법이 가능하다.

2. 본 론

자기공명영상은 CT나 초음파에 비해 영상 획득 시간이 길기 때문에 움직임에 민감하다. 움직임은 영상에서 artifact를 발생시키고[8], 움직임이 심하면 진단이 어려울 정도로 영상이 훼손된다. 이를 방지하기 위해 심장과 호흡의 운동에 동기를 맞춰 데이터를 획득하는 방법이 필요하다.

2.1 하드웨어

그림 1은 시스템의 전체 블록도를 보여준다. 하드웨어는 생체신호들의 수집, 아날로그 신호의 디지털 변환, 그리고 트리거 전압을 스펙트로미터로 전달하는 역할을 한다. 생체신호의 A/D 변환을 위해 NI 데이터 수집 장비(NI USB-6210, National Instrument사)를 사용하였다.

2.1.1 호흡 신호 동기화

호흡은 호기와 흡기로 구성되어 있으며, 호흡에 의한 횡경막의 움직임은 신체 내부 장기들의 움직임을 유발한다. 호흡 운동에 의해 심장의 전체적인 위치가 변하기 때문에 호흡 신호 동기화 과정이 중요하다[9].

* Corresponding Author : Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University, Korea

E-mail : cbahn@kw.ac.kr

* Dept. of Electrical Engineering, Kwangwoon University, Korea

Received : May 23, 2014; Accepted : June 16, 2014

그림 1 시스템 블록도

Fig. 1 System block diagram

호흡 신호 동기화 과정은 데이터 획득이 가능한 시간을 확인하는 과정이다. 숨을 내뿜는 호기는 숨을 들이마시는 흡기에 비해 신체의 움직임이 안정적이다(그림 2의 (a)). 따라서 호흡 신호가 문턱치보다 낮을 때(호기) 데이터 플래그를 활성화 시키고, 문턱치보다 높으면 비활성화 시킨다(그림 2의 (b)).

그림 2 호흡 신호의 트리거 결정 (a) 호흡 신호, (b) 호흡 Flag 변화

Fig. 2 Trigger decision of respiratory signal (a) Respiratory signal, (b) Change of respiratory flag

호흡 신호 측정을 위해 산소 포화도나 압력 센서 등[10, 11, 12, 13]을 이용한 다양한 방법이 있지만, 본 시스템에서는 가변 저항의 역할을 하는 벨트를 복부에 감고 수축과 팽창에 의한 저항성분의 변화를 이용해 호기와 흡기를 구분하는 방법을 사용하였다. 호흡 측정 센서는 벨트 형태의 트랜스듀서(TSD-201, BIOPAC사)를 사용하였다. 호흡 신호의 DC 오프셋 제거를 위해 1Hz 미만의 주파수를 차단하는 하이패스 필터를 적용하였다.

2.1.2 심전도 신호 동기화

심전도는 심장의 박동에 따라 심근에서 발생하는 활동 전류로써 이를 이용하여 심장의 한 주기를 파악할 수 있다. 심전도는 P, Q, R, S, T 파로 구성되어 있다. QRS파는 복합체로 간주되고 심실의 탈분극 상태를 반영하는데, 심실의 수축기 직전에 발생하는 파형이다. 심전도 신호에서 가장

높은 전압을 나타내는 R파를 심전도 게이팅을 위한 기준으로 사용한다. 심전도 신호를 측정하기 위해 + 단자, - 단자, 그리고 접지를 위한 전극 패치 세 개를 심장 주위에 정해진 위치에 부착한다. 심전도 신호 측정을 위해 심전도 측정 모듈(EKG-BTA, Vernier사)을 사용하였고, 양호한 심전도 신호를 만들기 위해 DC 오프셋 제거를 위한 1Hz 하이패스 필터, 60Hz 전원 노이즈 제거를 위한 노치필터, 그리고 Gradient 펄스에 의한 노이즈를 제거하기 위해 100Hz의 로우패스 필터를 적용하였다.

2.1.3 SPO2 신호 동기화

제안된 시스템에서는 SPO2 신호로 심전도 신호를 보완하는 용도로 사용한다. 피험자의 심전도가 평소에는 정상이지만, MR 검사 도중에 자기장 펄스에 의해 신호가 왜곡되는 경우가 발생한다. SPO2는 혈액 내 산소포화도를 나타내므로 자기장 펄스에 영향을 받지 않기 때문에 심전도 신호를 보완할 수 있다.

SPO2 신호는 심전도 신호와 동일한 주기로 반복되지만, 신체 특정 부분의 혈액 산소포화도를 측정하는 것이기 때문에 심전도 R파와 SPO2 신호의 최대 값 사이에 시간 간격이 존재한다. 손가락 끝에서 SPO2 신호를 측정하였을 때, 실험적으로 R파와 SPO2 신호 사이의 시간 간격은 사람마다 다르게 나타나지만, 대략 200 ~ 260 msec 정도 차이를 보이는 것을 확인하였으며, 동일한 사람의 경우 그 시간 간격은 일정한 것을 확인할 수 있었다. 이를 바탕으로 SPO2 신호를 이용한 게이팅이 가능하다는 것을 확인할 수 있었다. 더불어, SPO2 신호를 2차 미분하게 되면 심전도 신호와 유사한 모습을 가지게 되고, 미분 신호의 최대 값을 이용해 심전도 게이팅이 가능하였다(그림 3의 (c)).

그림 3 심전도 신호와 SPO2 신호 (a) 심전도, (b) SPO2, (c) SPO2 2차 미분파

Fig. 3 ECG and SPO2 signal (a) ECG, (b) SPO2, (c) second derivation of SPO2

SPO2 신호의 측정을 위해서 사용된 맥파 센서(RP520, LAXTHA사)는 LED로 빛을 내보내고 반사되는 빛을 수신하여 혈액의 산소 포화도를 측정한다. 추가 회로는 DC 오프셋 제거용 1Hz 하이패스 필터와 Gradient 펄스 노이즈를 줄이기 위한 100Hz 로우패스 필터를 포함한다. SPO2 신호의 2차 미분은 소프트웨어로 구현하였다.

2.2 신호처리 소프트웨어

신호처리 소프트웨어는 디지털로 변환된 생체 신호들을 이용하여 트리거를 판별하고, 환자의 생체신호를 관찰할 수 있도록 디스플레이하고, Retrospective 영상화를 위해 생체 신호를 저장하는 역할을 한다. 모든 기능들은 실시간으로 처리된다. 트리거 판별은 소프트웨어에서 담당하며 소프트웨어의 가장 중요한 부분이다. 신호처리 소프트웨어는 C언어 기반의 Visual studio 2010 버전으로 개발되었다.

다중 생체신호는 신호의 대역폭보다 충분히 넓게 오버샘플링한 후 일정 샘플들의 평균을 취하였다. 이렇게 함으로써 측정된 다중 생체신호의 신호대 잡음비를 높이고, 신호처리 알고리즘의 신뢰도를 향상시킨다. 측정된 신호는 실시간으로 디스플레이되며, Retrospective 프로세싱에 대비하여 파일로 저장된다. 제안된 시스템의 전체적인 동작 화면을 그림 4에 보였다.

그림 4 프로그램 동작 화면

Fig. 4 Display of the program

호흡 신호 판별 알고리즘은 전달 받은 N개의 호흡 신호 샘플의 평균을 취한 데이터가 호흡 신호 문턱치보다 낮으면 호흡 플래그가 ON 되고, 그렇지 않으면 OFF 된다. 호흡 문턱치는 사용자가 그림 4의 화면에 표현되는 환자의 호흡 신호를 관찰하여 신체의 움직임이 안정적인 호기 구간을 포함하도록 문턱치 버튼을 이용해 Interactive 하게 설정한다. 문턱치가 낮으면(호기 구간을 짧게 설정하면) 측정 시간이 길어진다.

심전도 신호 판별 알고리즘은 다음과 같다. N개의 샘플의 평균을 취한 심전도 데이터 값이 심전도 신호 문턱치보다 높으면 심전도 신호의 R파로 간주된다. 심전도 문턱치는 MR 영상 촬영 전에 측정된 피검사자의 심전도 신호(평균 R 피크 값의 70%)로부터 설정된다. 이 후에 소프트웨어 알고리즘에서 피검사자의 평균 R 피크 값과 문턱치를 지속적으로 업데이트한다. 다음 단계는 R파의 유효성 판단이다. 이 단계는 심전도 신호의 피크가 정상적인 R파에 의한 것인지, 부정맥이나 환자의 움직임 등 다른 어떤 원인에 기인하는 잘못된 피크인지를 판단한다. 유효성 판단을 위해 평균 R-R 간격을 이용한다. MR 영상 촬영 전에 환자의 심전도 신호를 측정하여 평균 R-R 간격을 미리 측정한다. 측정된 R 피크와 직전의 R 피크와의 간격이 유효 구간보다 길면 이 신호는 R파로 판단하여 트리거를 발생시킨다. 제안된 시스템

에서는 R-R 간격의 유효 구간을 평균 R-R 간격의 70%로 정하였다. 정상적인 R 파로 판단되면 금번 R-R 간격과 R 피크 값을 평균치의 업데이트에 사용한다. 평균 R-R 간격과 피크 값의 업데이트는 심전도 신호의 문턱치 값을 피검사자의 심전도 신호에 적응적으로 설정하기 위함이다. 업데이트 후에는 심전도 플래그를 ON 시킨다.

SPO2 신호의 판별 알고리즘은 N개의 샘플의 평균 데이터를 2차 미분하는 과정이 추가되며, 이후의 문턱치 결정 방법과 유효성 판단 알고리즘은 심전도 신호와 동일하게 적용된다.

호흡 신호 플래그와 심전도 혹은 SPO2 신호 플래그가 모두 ON 상태이면 MR 스펙트로미터로 트리거 신호를 발생한다. 그림 5에서 트리거 판별 알고리즘의 흐름도를 나타내고 있다.

그림 5 트리거 판별 알고리즘의 흐름도

Fig. 5 Flow chart of trigger decision algorithm

3. 결 과

제안된 시스템을 이용하여 심장 영상을 얻는 IN-VIVO 실험을 진행하였다. 심장 영상을 얻기 위해 항정상태자유세차기법(Balanced Steady-State Free Precession sequence)을 사용하였다. 그림 6은 심장파와 호흡 게이팅을 이용한 심장 영상 실험 결과이다.

(a)는 심전도 게이팅과 자유호흡, (b)는 심전도 게이팅과 호흡 정지, (c)는 자유 호흡 상태에서 심전도와 호흡 게이팅, 그리고 (d)는 자유 호흡 상태에서 SPO2와 호흡 게이팅을

그림 6 심장과 호흡 게이팅을 이용한 심장 영상 (a) 심전도 게이팅과 자유호흡, (b) 심전도 게이팅과 호흡 정지, (c) 심전도와 호흡 게이팅, (d) SPO2와 호흡 게이팅

Fig. 6 Result images using cardiac and respiratory gating (a) ECG gating with free-breath, (b) ECG gating with breath-hold, (c) ECG and respiratory gating, (d) SPO2 and respiratory gating

적용하여 얻은 4개의 서로 다른 심장 영상을 보여주고 있다. (a)의 심장 영상은 호흡에 의한 움직임으로 인해 Artifact가 발생하여 화살표로 표시된 심근 영역이 일그러져 있는 것을 확인할 수 있다. 그러나 (b)의 영상과 (c)의 영상에서는 심근 영역이 선명한 심장 영상을 얻을 수 있었다. 그리고 심전도 신호를 대신하여 SPO2 신호를 이용한 (d)의 영상에서도 (b)와 (c)의 영상과 비슷한 품질의 심장 영상을 얻을 수 있었다. 제안한 알고리즘을 사용한 호흡 게이팅 방법으로 비슷한 품질의 결과를 얻을 수 있으므로, 제안된 시스템을 이용해 환자가 숨을 참을 필요 없이 자유 호흡 상태에서 심장 영상을 얻을 수 있다는 것을 확인할 수 있었다. 또한, SPO2 게이팅을 이용해 심장 움직임의 동기화가 가능하다는 것을 확인할 수 있었다.

4. 결 론

본 논문에서는 심전도와 호흡 및 SPO2 신호를 이용해 자기 공명 심장 영상을 얻기 위한 트리거를 제공하는 시스템을 개발하였고, 이를 사용해 심장의 움직임을 관찰할 수 있는 심장 동영상상을 얻었다.

제안한 시스템은 환자로 부터 획득한 생체신호들을 디지털 신호로 변환한 후 실시간 프로세싱을 거쳐 트리거 신호를 발생시켜 MR 스펙트로미터로 전달하는 역할을 한다. 다중 생체신호에 맞는 각각의 처리 회로들과 생체신호의 디지털 변환을 수행하는 데이터 수집 장비, 그리고 하드웨어의 전원 공급을 위한 전원 공급 회로를 포함하고 있다.

신호처리 소프트웨어는 생체신호를 이용한 실시간 트리거

와 다중 생체신호의 디스플레이 및 저장을 수행한다. 소프트웨어의 트리거 판별 알고리즘은 심전도 신호의 신호처리를 통해 잘못된 트리거를 유발하는 부정맥의 제거 기능을 포함하고 있다.

개발된 시스템은 MR 영상 촬영 도중 발행하는 자기장 펄스에 의한 잡음으로 심전도 신호가 왜곡될 경우 SPO2 신호를 이용하여 보완하는 방법을 제안하였다.

감사의 글

이 논문은 2012년도 광운대학교 교내학술연구비 지원과 2012년도 중소기업청에서 시행한 중소기업 기술개발사업의 기술개발 결과입니다.

References

- [1] Amparo, E. G., et al. "Gated MRI of cardiac and paracardiac masses: initial experience", American Journal of Roentgenology, Vol. 143, no. 6, pp. 1151-1156, 1984.
- [2] Chia, Jon M., et al. "Performance of QRS detection for cardiac magnetic resonance imaging with a novel vectorcardiographic triggering method", Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 12, no. 5, pp. 678-688, 2000.
- [3] Abi-abdallah, et al., "Cardiac and respiratory MRI gating using combined wavelet sub-band decomposition and adaptive filtering", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 35, no. 5, pp. 733-743, 2007.
- [4] Fishbein, Kenneth W., Patrick McConville, and Richard GS Spencer, "The lever-coil: a simple, inexpensive sensor for respiratory and cardiac motion in MRI experiments", Magnetic Resonance Imaging, Vol. 19, no. 6, pp. 881-889, 2001.
- [5] Garbow, et al., "A simple, robust hardware device for passive or active respiratory gating in MRI and MRS experiments", Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering, Vol. 21, no. 1, pp. 40-48, 2004.
- [6] McVeigh, Elliot R., and Ergin Atalar, "Cardiac Tagging with Breath Hold Cine MRI", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 28, no. 2, pp. 318-327, 1992.
- [7] Mageras, Gikas S., and Ellen Yorke, "Deep inspiration breath hold and respiratory gating strategies for reducing organ motion in radiation treatment", Seminars in Radiation Oncology, Vol. 14, no. 1, WB Saunders, 2004.
- [8] Sue-Kyeong Park, et al., "Study of Motion Effects in Cartesian and Spiral Parallel MRI Using Computer Simulation", Journal of the Korean Society of

Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 12, no. 2, pp. 123-130, 2008.

- [9] Ehman R. L., et al., "Magnetic resonance imaging with respiratory gating: techniques and advantages", American Journal of Roentgenology, Vol. 143, no. 6, pp. 1175-1182, 1984.
- [10] Mathew, et al., "A miniature optical breathing sensor", Biomedical Optics Express, Vol. 3, no. 12, pp. 3325-3331, 2012.
- [11] Vasanawala, Shreyas S., and Ethan Jackson, "A method of rapid robust respiratory synchronization for MRI", Pediatric Radiology, Vol. 40, no. 10, pp. 1690-1692, 2010.
- [12] Garbow, et al., "Respiratory gating for MRI and MRS in rodents", In Bioinformatics and Bioengineering, Proceedings of the Third IEEE symposium, pp. 126-129, 2003.
- [13] Wook-Jae Yoo, et al., "Development of respiration sensors using plastic optical fiber for respiratory monitoring inside MRI system", Journal of the Optical Society of Korea, Vol. 14, no. 3, pp. 235-239, 2010.

저 자 소 개

양 영 중 (梁永中)

2012년 광운대학교 전기공학과 졸업(공학사). 2014년 광운대학교 일반대학원 전기공학과 졸업(공학 석사). 2014~현재 광운대학교 일반대학원 전기공학과 박사과정

박 진 호 (朴珍浩)

2010년 광운대학교 전자공학과 졸업(공학사). 2012년 광운대학교 전기공학과 일반대학원 졸업(공학 석사). 2012~현재 광운대학교 일반대학원 전기공학과 박사과정

홍 혜 진 (洪慧珍)

2010년 광운대학교 전자통신과 졸업(공학사). 2012~현재 광운대학교 일반대학원 전기공학과 석박 통합과정

안 창 범 (安昌範)

1981년 서울대학교 전자공학과 학사. 1986년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(박사). 1997~1991년 미국 University of California, Irvine 조교수. 1992~현재 광운대 전기공학과 교수. 2012~2014년 대한자기공명의과학회 회장