

DSP를 이용한 자기공명영상의 경사자계 파형 발생기 개발

고광혁\*, 권익석, 송영철, 김휴정, 김치영, 안창범  
 광운대학교 대학원 전기공학과

Development of MRI gradient waveform generator using DSP

K. H. Ko\*, E. S. Kwon, Y. C. Song, H. J. Kim, C. Y. Kim, C. B. Ahn  
 Dept. of Electrical Engineering, Kwangwoon University

**Abstract** - In this paper, we develop a TMS320C31- 60 DSP board to generate spiral gradient waveforms for Spiral imaging, one of the ultra fast MRI methods. In Spiral imaging, accurate gradient waveforms are very important to acquire high quality image. For this purpose, sampling rate for generating the gradient waveforms is set twice as high as the data sampling rate. With the developed DSP board accurate gradient waveforms are obtained. Ultra fast MR image with the developed DSP board is currently under development.

1. 서 론

최근 들어 자기공명영상 분야에서는 구조적인 영상뿐만 아니라, 기능적인 영상을 얻을 수 있는 초고속 영상 분야가 주목을 받고 있다. 초고속 영상이란 수백에서 수십 ms이내에 영상을 획득하는 방법으로써 그 중에 한 가지 방법인 Spiral Echo Planar Imaging 기법이 있다. 이 방법은 와전류의 영향이 작고, 균일한 분포의 T2 decay 영향을 받는 등 실험적인 장점을 가지고 있다. 그러나, 이 영상 방법은 k-space에서 spiral 궤적을 만들기 위해, 기존의 방법에서 경사자계를 사다리꼴 모양으로 인가하는 것과는 달리 연속으로 증가하면서 오실레이션하는 경사자계를 인가하여야 한다. 정확한 경사자계를 인가하여 정밀한 spiral 궤적을 만들어 데이터를 얻어야만 좋은 영상을 획득할 수 있다. 본 연구에서는 정확한 경사자계를 만들기 위하여 각 채널 당 전용 DSP 보드를 제작하여 실시간으로 각각의 경사자계의 값을 계산하여 출력하도록 하였다. 간단히 외부의 신호를 입력받아 동작을 하기 때문에 기존의 자기공명영상 스펙트로미터에서도 구현이 가능하도록 하였다.

2. 본 론

2.1 Single Shot Spiral Echo Planar Imaging

Spiral scan imaging은 초고속 영상의 한 방법으로 Echo planar imaging(EPI)와 같은 gradient echo imaging의 한 종류이다.

2개의 증가하는 선형 sinusoidal gradient field를 사용하여 주파수영역에서 한 번의 스캔으로 전체 영역을 커버할 수 있다. 특히 기존의 EPI와는 달리 균등한 방향의 T2 blurring을 갖는 장점이 있다.

2개의 gradient를 만들기 위한 spiral scan 영상의 궤적은 아래의 식으로 주어진다.

$$k_x(t) = \gamma \cdot a \cdot t \cos(b \cdot t)$$

$$k_y(t) = \gamma \cdot a \cdot t \sin(b \cdot t) \tag{1}$$

이러한 궤적을 얻기 위하여 가해주어야 하는 경사자계는 식 (1)로부터 아래와 같이 유도된다.

$$G_x(t) = a \cos(bt) - abt \sin(bt)$$

$$G_y(t) = a \cos(bt) + abt \sin(bt) \tag{2}$$

Single shot spiral scan 영상 파라미터 설정하기 위하여, spiral 궤적에서 rotation 회수를  $N_r$ 로 정의하고 시간영역에서의 sampling 구간을  $\Delta T$ 라 하면, Nyquist sampling 정리에 의해서

$$\Delta k_r = \gamma a N_\theta \Delta T = 2\delta = 2 \left( \frac{2\pi}{4N_r \Delta r} \right)$$

$$= \frac{\pi}{N_r \Delta r} \tag{3}$$

$$\Delta k_\theta = b \Delta T = \frac{2\pi}{N_\theta} \tag{4}$$

여기에서  $\Delta r$ 은 재구성 영상에서의 pixel size를 나타낸다.

식 (3)와 식 (4)로부터

$$a = \frac{\pi}{\gamma N_\theta N_r \Delta T \Delta r} \tag{5}$$

$$b = \frac{2\pi}{N_\theta \Delta T} \tag{6}$$

따라서 spiral scan 영상에서의 실험 파라미터 결정은 재구성하려는 영상의 matrix size ( $N \times N$ )로부터  $N_r$ 을 다음과 같이 결정한다.

$$N_r = \frac{N}{4} \tag{7}$$

T2로부터 대략적인 전체 데이터 수집시간을 결정한다.

$$T_2 \approx T_D = N_r N_\theta \Delta T \tag{8}$$

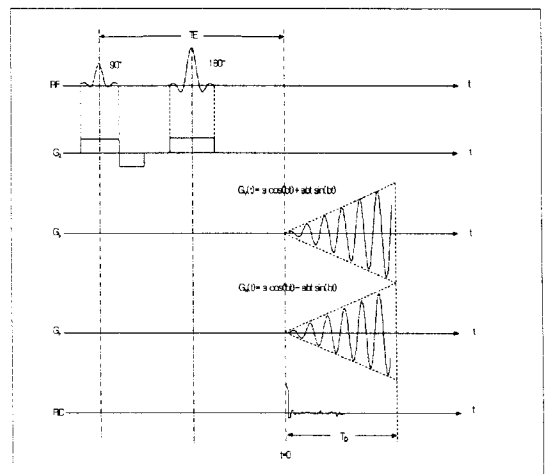


그림 1 Single shot spiral EPI pulse sequence

## 2.2 DSP 보드 설계

식 (2)를 구현하기 위한 DSP 보드는 그림 2와 같은 구조로 설계한다.

초고속 영상을 얻기 위해서는 식 (2)는 빠르고, 정확하게 계산되어야 한다. 따라서 본 논문에서 구현한 DSP 보드에서는 TMS320C31-60MHz를 사용하였는데 이 프로세서 한 명령어를 수행하는데 33ns가 걸린다. TMS320C31 내부에는 2K-WORD의 메모리가 있지만, 128K-WORD의 zero wait로 읽고, 쓸 수 있는 고속 외부 RAM를 확장하여 메모리가 많이 필요한 응용 분야에서도 사용 가능하다.

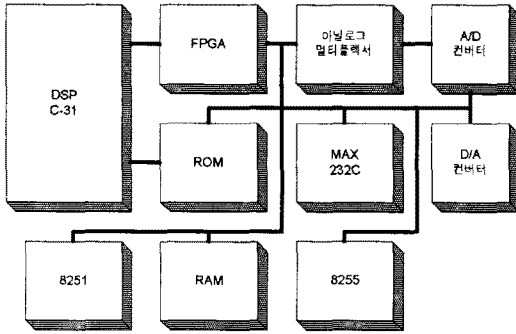


그림 2 DSP 보드 전체 구조

DSP와 주변장치간의 인터페이스를 위한 디코더와 A/D 컨버터, 8251에 필요한 클럭 분주 회로를 만들기 위해 본 논문에서는 ALTERA 사의 FPGA인 EPM7064LC-7을 사용하였고, MAX PLUS + II (ver 8.0)을 사용하여 회로설계 및 시뮬레이션을 수행하였다.

또한 8251과 MAX232C를 보드에 장착하여 DSP에서 계산된 값을 시리얼 통신을 통해 PC에서 확인할 수 있다.

아날로그 신호 입력을 받기 위하여 변환시간이  $2.6 \mu s$ 인 MAX122B를 사용하였고, 디지털 신호를 아날로그 신호로 변환하기 위해서는 변환시간이  $10 \mu s$ 인 AD664를 사용하였다.

그림 2와 같이 설계된 회로는 6층 PCB로 제작하였다.

## 3. 실험

본 논문 실험에서 사용할 영상의 크기는  $128 \times 128$ 이고 식 (2)를  $5 \mu s$ 마다 계산하여 D/A 컨버터로 내보내기 때문에  $\Delta T$ 는  $5 \mu s$ 가 된다.

따라서, 식 (5)와 식 (6)에서  $a, b$ 를 계산하면  $a = 0.0020677$ ,  $b = 1510.3811$ 가 되므로 식 (2)를 계산할 수 있다.

X축과 Y축의 경사자계를 만들기 위한 각각의 DSP 보드의 TMS320C31에 내장 되어있는 2개의 타이머중 한 개를  $5 \mu s$ 마다 인터럽트를 걸리도록 프로그램 하여 인터럽트 서비스 루틴에서 식 (2)을 계산하여 X축 쪽 DSP 보드는  $G_x(t)$ 을, Y축 쪽 DSP 보드는  $G_y(t)$ 을 각각의 D/A 컨버터에 내보낸다.

하지만 D/A 컨버터의 변환시간이  $10 \mu s$ 이기 때문에 식 (2)의 계산 값을  $5 \mu s$ 의 샘플링 값으로 D/A 컨버터로 내보낼 수가 없기 때문에 다음과 같은 방법을 사용하였다.

D/A 컨버터의 변환 속도는  $10 \mu s$ 이지만 출력 채널이

독립적으로 4개가 존재하기 때문에 이 중 2개의 채널을 이용하여  $5 \mu s$ 의 샘플링 시간을 얻었다. 그림 3은 그 방법을 나타내고 있다.

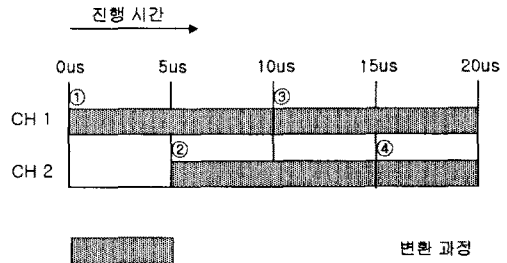


그림 3 D/A 컨버터 사용법

①에서는 처음 타이머 인터럽트가 걸리는 곳이고 D/A 컨버터 채널1로 계산된 값을 내보낸다.

②에서는 두 번째 타이머 인터럽트가 걸리는 곳이고 D/A 컨버터 채널2로 계산된 값을 내보낸다.

③에서는 세 번째 타이머 인터럽트가 걸린 상태이고 여기서 ①에서 D/A 컨버터로 내보낸 값이 유효하게 되고 새로운 값을 계산하여 채널1로 내보낸다.

④에서는 ②에서 D/A 컨버터 채널2로 내보낸 값이 유효하게 되며 여기서도 새로운 값을 계산하여 채널2에 내보낸다.

아날로그 멀티플렉서를 통해 ③번부터  $5 \mu s$ 마다 두 신호를 번갈아 받아주면  $5 \mu s$ 의 변환 시간을 갖는 D/A 컨버터와 같은 효과를 얻는다.

이 신호는 다시 로우 패스 필터를 통과시켜 최종 경사자계를 만들어 낸다.

DSP 보드는 스펙트럼미터에서 보내는 트리거 신호를 받아 위의 과정을 거쳐 경사자계를 발생시킨다.

전체적인 시스템 구성은 그림 4와 같다.

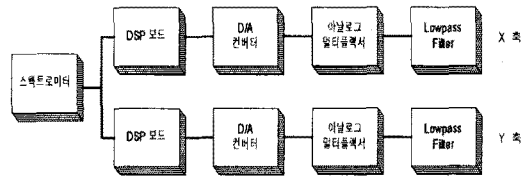
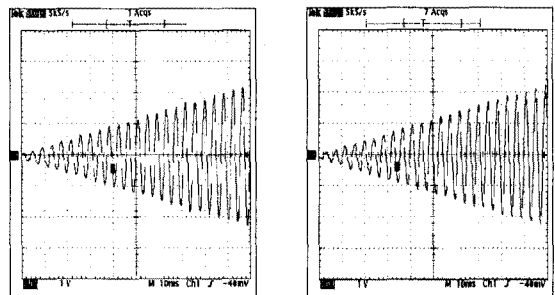


그림 4 전체 시스템 구성



(a) X 축 경사자계

(b) Y 축 경사자계

그림 5 출력된 X축, Y축 경사자계

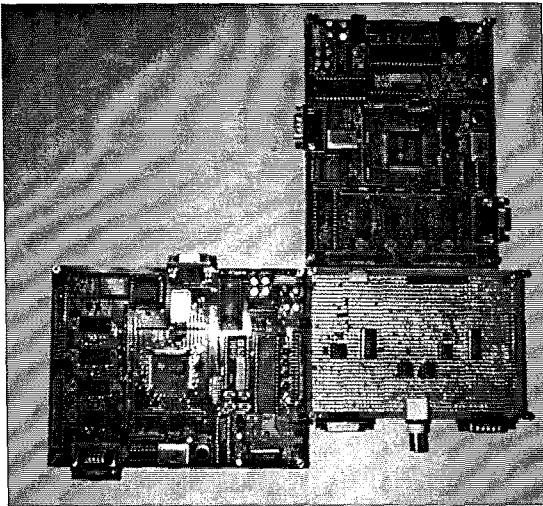


그림 6 구현된 DSP 보드

#### 4. 결 론

본 논문에서는 초고속 영상기법에서 사용되는 경사자계를 DSP 보드를 이용하여  $5\ \mu\text{s}$ 의 샘플 간격을 갖는 파형을 실시간으로 정확하게 얻을 수 있었다.

개발된 DSP board를 이용하여 나선 주사 초고속 자기공명영상 개발이 현재 진행 중이다.

#### [참 고 문 헌]

- [1] C.B. Ahn, J.H. Kim, and Z.H. Cho, "High-Speed Spiral-Scan Echo Planar NMR Imaging-I," *IEEE Tans. Med. Imag. bol.* 5, pp 1-6, 1986.
- [2] C.B. Ahn, H.J. Kim, C.H. Oh, and C.Y. Kim, "Reconstruction Aspects of Spiral Scan Magnetic Resonance Imaging" *SPIE.* vol. 3336, pp 141-152, 1998.
- [3] P. Mansfield, "Multi-planar image formation using NMR spin echoes," *J. Phys. C.* vol. 10, pp 155-158, 1977.
- [4] C.H. Meyer, B.S. Hu, D.G. Nishimura, and A. Macovski, "Fast spiral coronary artery imaging," *Magn. Reson. Med.* vol. 28, pp 202-213, 1992.
- [5] Z.H. Cho, J.P. Jones, and M. Singh, *Foundations of Medical Imaging.* Wiley, New York, 1993.
- [6] S.C. Bushong *Magnetic Resonance Imaging.* Mosby, St. Louis, 1995.
- [7] 안창범, 김휴정, 오창현, 김치영, "DC offset을 보정한 나선 주사 초고속 자기공명영상의 재구성 알고리즘," *의공학회지*, vol. 19, pp 243-250, 1998.