

論文 2003-40SC-5-6

고속 DSP를 이용한 실시간 자기공명영상시스템 제어

(Real-time Interactive Control of Magnetic Resonance Imaging System Using High-speed Digital Signal Processors)

安昌範*, 金傑政*, 李興揆**

(C.B. Ahn, H.J. Kim, and H.K. Lee)

요약

고속 디지털신호처리기를 사용한 자기공명영상 실시간 대화형 제어기(스펙트로미터)를 개발하였다. 개발된 제어기는 rf 파형과 경사자계 파형을 만들고 신호 측정을 위한 다중 측정기를 제어한다. TMS320C6701과 같은 높은 계산 능력을 가진 디지털신호처리기를 사용함으로써 복잡한 경사자계파형의 실시간 계산 및 출력이 가능해졌다. 또한 회전 행렬을 실시간으로 계산함으로써 심장과 같이 움직임이 큰 장기의 실시간 영상에서 얻고자하는 평면을 대화식으로 조절이 가능해졌다. 개발된 스펙트로미터를 1.5 테슬라 전신자기공명영상시스템에 성공적으로 적용하였다. 개발된 스펙트로미터를 고속스핀에코나 echo planar imaging(EPI) 등과 같은 초고속자기공명영상에 적용하여 성능을 검증하였다. 이것은 이들 초고속 자기공명영상기법들이 측정 시간을 단축해주는 대신에 스펙트로미터의 송신부와 수신부 또는 경사자계부간의 동기나 위상에 에러가 있을 경우 문제점을 크게 부각시켜 시스템의 성능 평가에 적합하기 때문이다.

Abstract

A real-time interactive controller (spectrometer) for magnetic resonance imaging (MRI) system has been developed using high-speed digital signal processors (DSP). The controller generates radio frequency (rf) waveforms and audio frequency gradient waveforms and controls multiple receivers for data acquisition. By employing DSPs having high computational power (e.g., TMS320C6701) real-time generation of complicated gradient waveforms and interactive control of selection planes are possible, which are important features in real-time imaging of moving organs, e.g., cardiac imaging. The spectrometer was successfully implemented at a 1.5 Tesla whole body MRI system for clinical application. Performance of the spectrometer is verified by various experiments including high-speed imaging such as fast spin echo (FSE) and echo planar imaging (EPI). These high-speed imaging techniques reduce measurement time, however, usually intensify artifact if there is any systematic phase error or jitter in the synchronization between the transmitter, receiver, and gradients.

Keyword : Spectrometer, Digital signal processor (DSP), Magnetic resonance imaging (MRI), Gradient, High-speed imaging

* 正會員, 光云大學校 電氣工學科
(Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University)

** 正會員, (주)아이솔테크놀로지
(ISOL Technology Co.)

接受日字:2003年2月10日, 수정완료일:2003年8月25日

I. 서론

자기공명영상은 인체 내의 특정한 원자의 분포를 영상화하는 기법이다^[1-3]. X-선이나 방사능 물질을 사용하지 않고, 라디오 주파수 (radio frequency: rf) 대역의 에너지를 가하여 영상을 얻기 때문에 인체에 해롭지 않다. 인체 내에서 가장 풍부한 수소원자를 영상화하는 자기공명영상은 신호대잡음비와 해상도가 뛰어나 가장 널리 사용되고 있다. 최근들어 자기공명영상(magnetic resonance imaging: MRI)을 이용하여 구조적인 영상뿐만 아니라, 기능적인 영상에 대한 연구도 활발히 진행되고 있다^[4-5]. 또한 심장과 같이 빨리 움직이는 기관의 영상을 얻으려는 시도도 이루어지고 있다^[6-7]. 이를 위해서는 아주 짧은 시간 안에 자기공명영상이 이루어져야 하는데 이러한 영상기법이 초고속 자기공명영상이다^[8-9].

초고속 자기공명영상은 기능자기공명영상(functional MRI: f-MRI), 심장 영상, 확산(diffusion)^[10-11], 모세혈류(perfusion) 영상^[12-13] 등에 사용되는 기법으로, 일반적으로 blipped Echo Planar Imaging (EPI)^[8]이나 나선 주사 영상 (Spiral Scan Imaging: SSI) 기법^[9]으로 영상을 얻게 된다. 이 중 나선 주사 영상은 k 공간(k-space)에서 데이터를 얻을 때 그리는 궤적이 나선 모양으로써 왜전류의 영향이 작고, 혈류에 의한 위상이 refocusing 되며, 방향과 무관하게 균일한 T2 감쇄 영향을 받는 등 많은 실험적인 장점을 가지고 있다. 나선 궤적을 만들기 위해서는 연속적으로 증가하면서 진동하는 경사자계를 인가하여야 하는데 경사자계의 파형을 정확하게 인가하는 것은 좋은 영상을 획득하는데 중요한 요소가 된다. 기존의 자기공명영상제어장치(스펙트로미터)로는 복잡한 파형을 실시간으로 계산하기가 어려워, 미리 계산한 파형을 메모리에 저장하여 사용하는데 데이터 측정 구간이 길어지고, 측정 구간의 경사자계 파형이 지속적으로 바뀔 경우, 저장할 데이터 양이 커져 정확한 파형을 구현하기가 어렵다^[14]. 또한, 심장과 같이 움직임이 많은 부위의 영상을 얻으려 할 때, 미리 정해진 경사자계의 파형으로는 원하는 영상의 부위를 선택하기는 매우 어려우며, interactive한 제어가 필요하다^[15].

본 논문에서는 Texas Instrument에서 만든 1 giga FLOPS(floating-point operations per second)의 연산이

가능한 TMS320C6701 디지털 신호처리기 (digital signal processor: DSP)를 이용하여 나선 주사 영상과 같은 초고속영상기법의 복잡한 경사자계 파형과, 또한 interactive하게 영상부위를 선정할 수 있도록 회전 행렬 (rotation matrix)의 실시간 연산이 가능한 스펙트로미터를 개발하였다.

II. 스펙트로미터

1. 스펙트로미터의 전체 구조

자기공명분광 (NMR spectroscopy)은 외부의 자장을 이용하여 인체 내의 특정한 원자를 배열시킨 후, 그 원자 핵의 공명 주파수와 일치하는 rf 대역의 외부 에너지를 공급하여 원자 핵의 스핀을 여기시킨 후, 에너지를 차단하여 원래의 상태로 환원시킬 때 나타나는 공명주파수의 free induction decay (FID) 신호를 측정하여 얻어진다. 공명주파수는 가해진 외부자장에 원자핵에 따라 정해지는 gyromagnetic ratio라는 비례상수를 곱해서 정해지는데, 예를 들면 인체 내에서 가장 풍부한 물의 수소원자의 gyromagnetic ratio는 42.58MHz/Tesla 이고, 외부 자장이 1.5 테슬라(Tesla) 라면 공명 주파수는 63.87MHz로 주어진다. 자기공명영상을 위해서는 자기공명 분광에 경사자계를 추가하여 위치에 따라 선형적으로 증가하는 자장을 만들어, 위치에 따라 서로 다른 공명 주파수의 신호가 나타나도록 변조를 한다. 여기에서 경사자계에 의하여 변화되는 자장 또는 주파수(대략 수 백 KHz) 는 외부자석에 의하여 주어지는 자장 또는 중심주파수 (1.5 테슬라에서 63.87MHz) 에 비해서는 매우 작지만 영상을 가능하도록 하는 주된 역할을 한다. 스펙트로미터는 이러한 rf 신호와 경사자계 파형의 출력과 수신된 신호를 복조하여 컴퓨터에 저장하는 등 자기공명영상시스템의 전체적인 제어를 담당하고 있다.

<그림 1>에서 보인 자기공명영상시스템의 전체 블록도 중 굵은 점선 내부가 스펙트로미터를 나타내고 있다. 스펙트로미터는 rf 신호를 가하여 인체 내의 스핀을 여기는 송신부 (TX) 와 수신된 신호를 복조하여 컴퓨터에 저장하고 영상을 재구성하는 수신부 (RX), 그리고 경사자계 파형을 인가하며 전체 스핀의 시간 제어를 담당하는 경사자계부(GR)로 나눌 수 있다. 송신부와 수신부, 경사자계부는 모두 제어와 신호처리를 담당하는 PCI 버스 기반의 DSP 보드와 VXI 버스 기반의

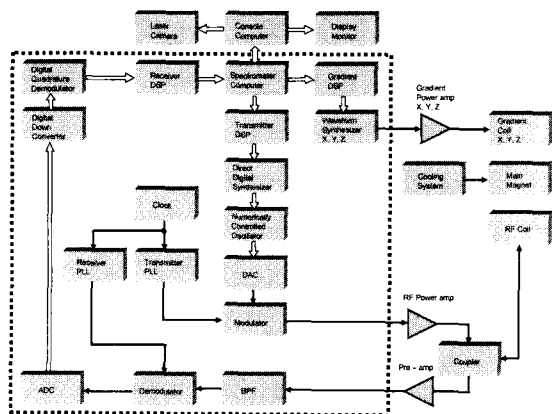


그림 1. 자기공명영상시스템의 전체 블록도. 점선으로 표시된 사각형의 내부가 스펙트로미터를 나타낸다

Fig. 1. Overall block diagram of the magnetic resonance imaging system. The diagram inside of the box with dotted line denotes the spectrometer.

아날로그 보드로 구성되어 있다. 이들 DSP 보드와 아날로그 보드는 차등 라인(differential line) 드라이브를 사용한 80 핀 커넥터로 연결되어 있다.

스펙트로미터의 모든 보드들은 클럭의 동기를 위하여 외부의 클럭 보드에서 만들어진 클럭을 사용한다. 클럭 보드에서는 35MHz와 10MHz의 클럭을 만들어 아날로그 보드와 DSP 보드에 동기된 클럭을 제공한다. DSP 보드들 간의 동기는 경사자계부의 DSP 보드가 마스터가 되어 송신부와 수신부의 DSP 보드들에 인터럽트를 보내어 동기를 맞춘다. 스펙트로미터 컴퓨터는 운영(operating) 콘솔 컴퓨터와 100 base-T의 이더넷으로 연결되어 있으며, DSP 프로그램의 다운로드(download)와 수신된 MR 신호를 재구성하거나 재구성된 데이터를 운영 콘솔로 전송하는 역할을 한다.

2. 송신부

스펙트로미터의 송신부에서 만들어진 rf 신호는 증폭기를 거쳐 코일에 가해진다. 인체 내에서 원하는 부위(슬라이스)를 여기시키기 위해서는 그 슬라이스에 수직 방향(예를 들면 z축)의 경사자계를 가한 후 원하는 슬라이스 두께에 해당하는 주파수들을 합성한 신호를 가하게 되는데, 이때 합성된 신호는 외부 자장으로 주어지는 공명주파수를 중심으로 하는 협대역 신호(narrow band signal) 형태가 된다. 이는 통신에서 사용하는 직교진폭변조(quadrature amplitude modulation:

QAM)기술과 유사한데, 본 논문에서는 디지털 변조 기술을 사용하여, 90° 위상 변이기 (phase shifter)를 사용하는 아날로그 방식의 변조보다 정확도를 높였다. 정확한 직교 변조가 이루어지지 않을 경우, 원하는 부위($z=z_0$)의 원점 대칭인 면($z=-z_0$)도 일부 여기되어 재구성 영상에서 ghost artifact가 나타난다.

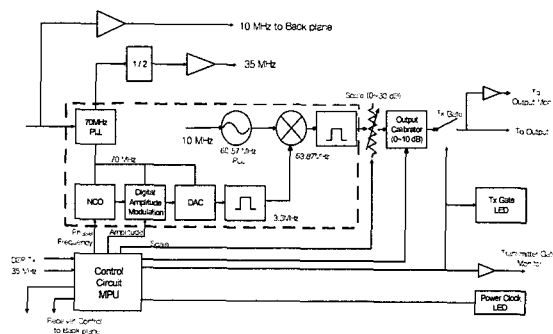


그림 2. 스펙트로미터 송신부의 블록도

Fig. 2. Block diagram of the transmitter in the spectrometer.

<그림 2>는 송신부의 전체 구성도이다. <그림 2>에서 70MHz PLL을 이용하여 만들어진 클럭을 사용하여 Intel사의 수치제어발진기(numerically controlled oscillator: NCO)로 3.3MHz 대역의 중간주파수 신호를 만든 후, 또 다른 PLL 회로에서 만들어진 60.57MHz 캐리어 주파수로 변조를 시켜 최종적으로 1.5 테슬라의 수소 원자 공명주파수인 63.87MHz의 rf 신호를 만든다. 사용된 NCO는 32-bit 연산으로 위상을 계산하여 16.3mHz의 주파수 해상도를 가지며, 0.09°의 위상 해상도를 갖는다.

3. 수신부

rf 코일에서 수신된 rf 형태의 FID 신호는 초단 증폭기를 거쳐 스펙트로미터의 수신부로 입력된다.

63.87MHz의 수신된 자기공명신호는 통과 대역이 400KHz인 아날로그 대역필터를 거쳐 0~30dB(단계 2dB)의 감쇄기를 거친다. 이 신호는 일차 복조기를 거친 후, 저역필터를 거쳐 3.3MHz의 중간주파수 신호로 변환된다. 수신된 신호의 대역폭은 경사자계의 강도와 촬영하려는 물체의 길이의 곱에 gyromagnetic ratio를 곱하여 결정된다. 예를 들면 20mT/m의 경사자계를 가하여 25cm의 머리영상을 얻었다면 수신된 신호의 대역폭은 $20 \times 0.25 \times 42.58 / 2 = 106$ [KHz]로 주어진다. 따라서

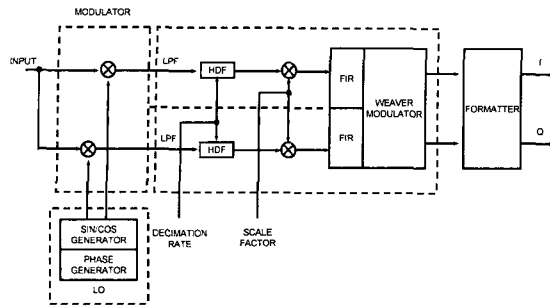


그림 3. 수신부 내의 digital down converter 의 블록도
Fig. 3. Block diagram of the digital down converter in the receiver.

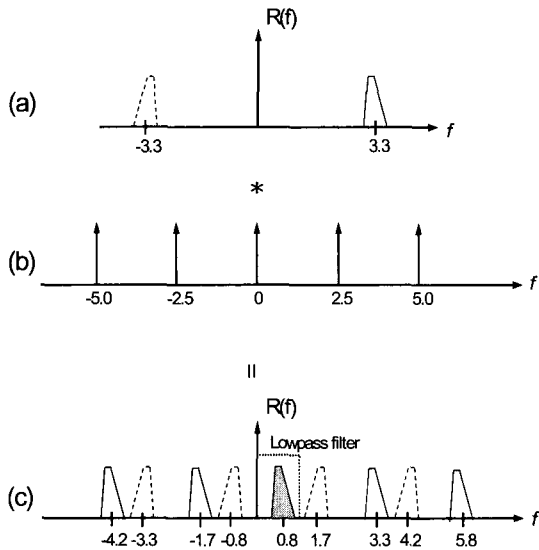


그림 4. 중간주파수로 복조된 신호(a) 및 2.5MHz로 샘플링 되는 과정(b), 그리고 DDC를 통과한 후 저역필터를 거쳐 복조된 신호(c)의 스펙트럼 개념도
Fig. 4. Schematic diagram of the spectrum of the received signal after demodulation to the intermediate frequency (a), equivalent representation of the sampling process (2.5MHz) (b), and the spectrum after digital down converter (c).

중간 검파된 신호는 3.3MHz의 캐리어 주파수를 갖는 협대역신호이다 (최대 대역폭 400KHz). 이 신호는 2.5MHz로 샘플링된 후 (16bits/샘플) 디지털 복조와 digital down converter (DDC), 그리고 저역필터를 거치게 된다. <그림 3>에서 보인 디지털 복조는 디지털 변조와 유사하게 사인과 코사인 함수를 수치적으로 곱하여 얻어지므로 정확한 실수부와 허수부의 분리가 가

능하다. 정확한 실수부와 허수부의 분리가 이루어지지 않을 경우 실수부와 허수부 간의 신호 누출이 생겨 재구성 영상에서 ghost가 발생하게 된다. 사용된 DDC는 최대 초당 75M 샘플의 입력(16bits/샘플)을 처리할 수 있으며, 주파수 해상도는 8.15mHz이고, 위상 해상도는 0.0014°이며, 64에서 131072까지의 데시메이션이 가능하다. 또한 통과 대역의 리플은 0.04 dB 이하이다. 아날로그 신호와 샘플링된 신호, 그리고 DDC 및 저역필터를 거친 신호의 스펙트럼을 <그림 4>에 나타내었다. 영상 기법에 따라 128 ~ 1024 의 샘플이 최종적으로 얻어지며 (oversampling factor = 2) 이 신호는 실시간으로 1-D FFT와 데시메이션(oversampling을 하였을 경우)을 거쳐 대용량 메모리에 저장된다. 128x128 복소수 데이터를 2차원 FFT를 하여 영상을 재구성하는데 16.308ms의 시간이 소요되어, 초당 약 61장의 영상 재구성이 가능하다.

4. 경사자계부

경사자계부 DSP보드는 각 축(Gx, Gy, Gz)에 대한 경사자계의 값을 실시간으로 계산하여 출력한다. 이차원 영상을 Fourier 영상기법으로 얻을 경우, 슬라이스 선택 축(selection), 데이터 읽는 축(readout), 위상 인코딩 축(phase encoding) 방향으로 파형을 만든 후, x,y,z 축으로 θ 및 ϕ 각도 만큼 회전하여 x,y,z 경사자계 파형을 만든다. 즉

$$\begin{pmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin \theta \cos \phi & \cos \theta \cos \phi & -\sin \phi \\ \sin \theta \sin \phi & \cos \theta \sin \phi & \cos \phi \\ \cos \theta & -\sin \theta & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} G_s \\ G_R \\ G_P \end{pmatrix}$$

여기에서 얻어진 경사자계 파형은 경사자계 앰프를 거쳐 경사자계 코일에 가해진다. 심장영상이나 심장의 관상동맥 영상과 같이 특정한 부위 또는 특정한 각도를 선택하기 위해서는 얻어지는 영상을 관찰하면서 선택 면의 각도를 interactive하게 바꿀 수 있어야 하며, 바뀐 각도에 대한 새로운 x,y,z 경사자계 파형이 실시간으로 만들어지도록 하였다.

정확한 시퀀스 타이밍 (sequence timing)를 구현하기 위하여 경사자계와 송신부, 수신부 DSP 보드 간의 동기기가 중요한데, 동기가 정확하지 않으면, 얻어진 데이터의 위상이 어긋나 재구성 영상에서 위상 인코딩 축 방향으로 artifact가 나타난다. 개발된 스펙트로미터에서는

경사자계부 DSP 보드가 마스터가 되어 송신부 DSP 보드와 수신부 DSP 보드에 인터럽트 신호를 보내어 동기를 맞추도록 하였다. 수신된 신호는 일차 복조를 거쳐 3.3MHz 신호로 바뀌어 디지털 복조를 거쳐 컴퓨터에 저장되므로 수 ns 의 에러만 있어도 복조된 신호에서 수 도(degree)의 위상 에러가 생기게 된다. 따라서 동기의 정밀도는 수 ns 이내가 되어야 한다. 수신된 신호는 x,y,z 방향의 경사자계 파형과 B0 shimming에 대한 파형을 하나의 경사자계 보드 (한장의 DSP 보드와 한장의 아날로그 보드)에 구현하였으며, 와전류(eddy current)를 상쇄하기 위한 pre-emphasis기능과 linear shim 제어를 위한 오프셋(offset) 조절 기능을 포함하고 있다.

5. 디지털 제어부

DSP는 디지털 신호처리 분야에서 실시간으로 매우 빠른 연산을 수행할 수 있도록 개발된 마이크로프로세서이다. 제작된 DSP 보드는 많은 데이터를 실시간으로 처리해야하기 때문에 빠른 계산 능력을 필요로 한다. 따라서, 실시간 연산을 위하여 뛰어난 부동소수점 연산 능력을 보여주고 있는 Texas Instrument사의 TMS320C6701(167MHz)을 사용하였다^[16]. 이 DSP는 매 사이클마다 8개의 32-bit 명령어를 병렬로 수행할 수 있으며, 최대 1G FLOPS의 연산능력을 가지고 있다. 또한 DSP의 내부에 64 KByte의 데이터와 프로그램 메모리를 가지고 있어 DSP용 실행 프로그램과 프로그램이 필요로 하는 데이터를 올려 사용할 수 있다. 내부 데이터 메모리를 사용하게 되면 DSP 내부 클럭과 동기가 되어 동작하므로 빠른 데이터 접근이 가능하여 외부 메모리를 사용하는 것보다 빠른 연산을 수행할 수 있다.

제작된 DSP 보드에는 많은 양의 데이터를 DSP가 직접 처리할 수 있도록 2 MByte의 외부 메모리 (SRAM)와 프로그램의 확장을 위하여 DSP와 같은 속도로 응답을 하는 고속의 512 KByte의 SBSRAM을 장착하였다. DSP 보드를 스펙트로미터 컴퓨터의 PCI 슬롯에 장착하여 컴퓨터의 대용량 메모리 (512 MByte)를 공유하도록 하였다. CPU와 데이터 통신을 위한 PCI 제어기로 PLX Tech의 PCI9080 칩^[17]을 사용하였다. 이 칩은 두 개의 독립적인 연쇄 DMA 채널과 함께 호스트와 로컬 메모리 간의 대기상태 제로의 버스트 작동을 위한 8개의 프로그램이 가능한 양방향 FIFO를 가지고 있다. PCI9080과 TMS30C6701 DSP가 서로 다른

클럭을 사용하고, I/O 동작 클럭이 다르기 때문에 둘 사이의 타이밍을 맞추기 위한 논리회로를 ALTERA사의 FPGA 칩에 구현하였다. 또한, 이 FPGA 칩에 PCI를 위한 arbiter와 주변장치 제어를 위한 논리 회로를 내장하였다.

스펙트로미터 CPU와 DSP 간의 통신은 메일박스를 이용하였다. 메일박스는 32bit인 PCI 레지스터로서 스펙트로미터 CPU와 DSP 모두에서 접근할 수 있다. 서로 읽고, 쓰기가 가능하기 때문에 필요한 정보를 메일박스를 통해서 전달할 수 있다. 이미지 데이터와 같은 용량이 큰 데이터의 통신은 PCI의 DMA 기능을 이용하였다. DMA는 양방향 전송이 가능하기 때문에 대용량의 데이터를 주고 받을 수 있다.

스펙트로미터의 송신, 수신, 경사자계 제어를 담당하는 DSP 보드들 간의 클럭 동기를 위하여 자체 클럭 외에도 외부의 클럭을 입력받을 수 있도록 하였고, 마스터 DSP보드가 다른 DSP 보드들을 동기화시킬 수 있도록 외부로 2개의 인터럽트 선을 제공하였다. 개발된 DSP 보드의 블록도 및 사진을 <그림 5>와 <그림 6>에 나타내었다.

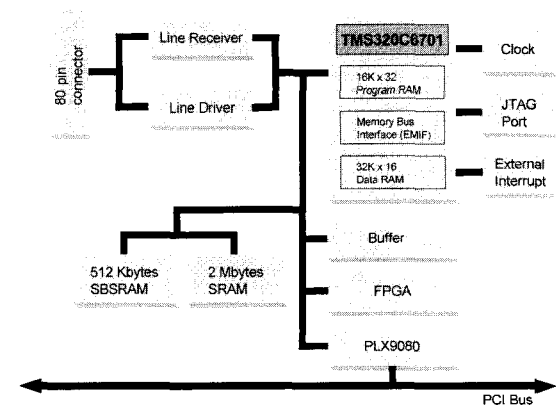


그림 5. 개발된 DSP 보드의 블록도
Fig. 5. Block diagram of the developed DSP board.

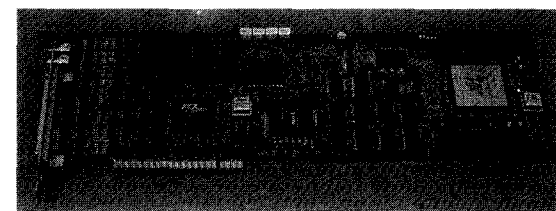


그림 6. 개발된 DSP 보드의 사진
Fig. 6. Photograph of the developed DSP board.

Ⅲ. 실험 및 결과

개발된 스펙트로미터의 변조 및 복조의 정확도와 multi-DSP 보드 간의 동기 및 파형 제어의 시간적 정밀성을 측정하기 위하여 송신부와 수신부를 직접 연결하여 다음과 같은 실험을 수행하였다. 먼저 송신부에서 sinc 함수를 기저신호로 하여 63.87 MHz 로 변조된 rf 신호를 만들어 수신부에 인가하면 수신부에서는 인가된 rf 신호를 중간복조와 디지털 복조를 거쳐 디지털 데이터로 변환된 기저신호를 컴퓨터에 기록한다. 이 실험을 1초 간격으로 512회 반복하여 수신부에서 측정된 기저신호의 peak점에서의 위상의 변화를 관찰하였다. 이 실험에서 peak점에서의 위상의 표준편차는 0.15° 로

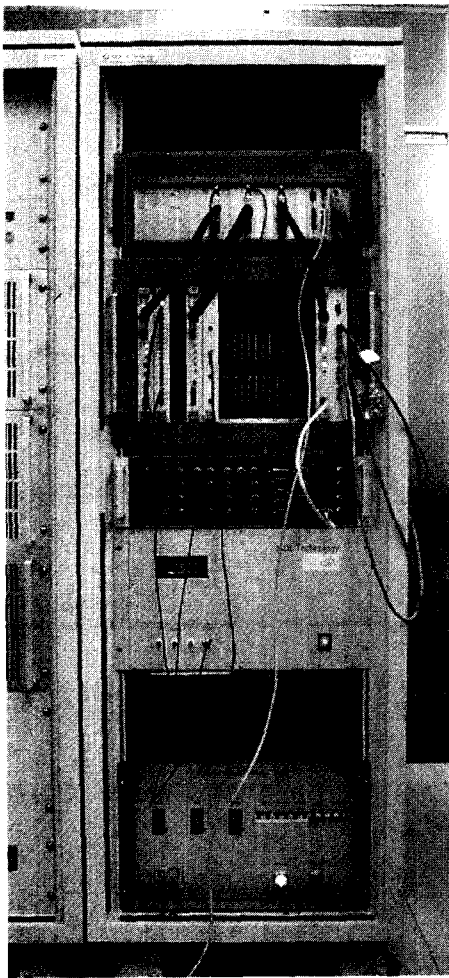


그림 7. 개발된 스펙트로미터 사진
Fig. 7. Photograph of the developed spectrometer.

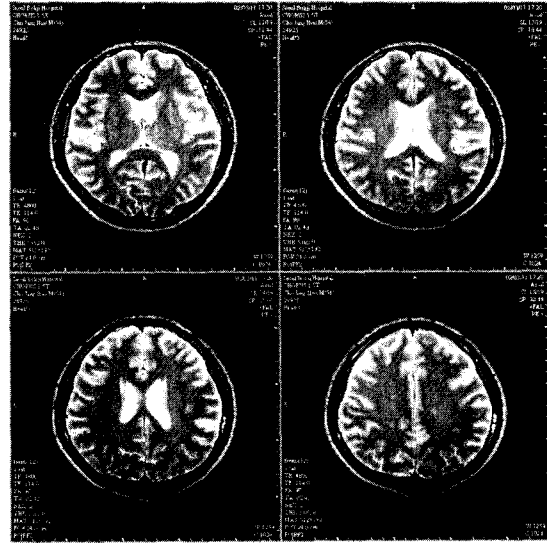


그림 8. 고속 스핀 에코 기법으로 얻은 두부 영상
Fig. 8. Head images obtained by the fast spin echo (FSE) technique.

나타났고, peak-to-peak 에러는 0.92° 로 나타났다. 중간주파수가 3.3 MHz 이므로 1 ns 의 jitter 만 발생하여도 약 1.19° 위상 에러가 발생하는 것을 고려할 때 이러한 에러는 16 bit analog-to-digital converter (ADC) 의 양자화잡음이나, 측정 과정에서 발생하는 random noise에 기인하는 것으로, 스펙트로미터의 변조 및 복조, 타이밍제어는 완벽한 것으로 판단된다.

개발된 스펙트로미터(<그림 7>)를 1.5 테슬라 전신 자기공명영상 시스템 ((주)아이솔테크놀로지)에 장착하여 다양한 실험을 수행하였다. <그림 8>은 고속 스핀 에코 (Fast Spin Echo: FSE) 기법¹⁾으로 얻은 지원자 (volunteer)의 두부 영상이다. 영상은 repetition time (TR)을 4s, effective echo time(TE)을 114ms, echo train length(ETL)를 12, average 횟수를 2회로 하여 얻었다. 데이터를 측정된 matrix 크기는 512×192 의 고 해상도 영상이며, 슬라이스 두께는 5mm, 전체 측정시간은 2분 43초로써, 19장의 영상을 얻었다. FSE 영상의 경우 에코를 ETL (이 영상에서는 12) 개 받기 때문에, 측정시간을 ETL 배 줄일 수 있으나, 반면에 한번에 측정하는 데이터 구간이 길어지기 때문에 시스템에 에러가 있을 경우 예민하게 나타난다. 특히 동기가 맞지 않거나 송,수신부 간의 위상 에러가 있을 경우 위상 인코딩 축 방향으로 artifact가 심각하게 나타난다. <그림 8>의 영상에서 볼 수 있듯이 위상 에러에 의한 에러는

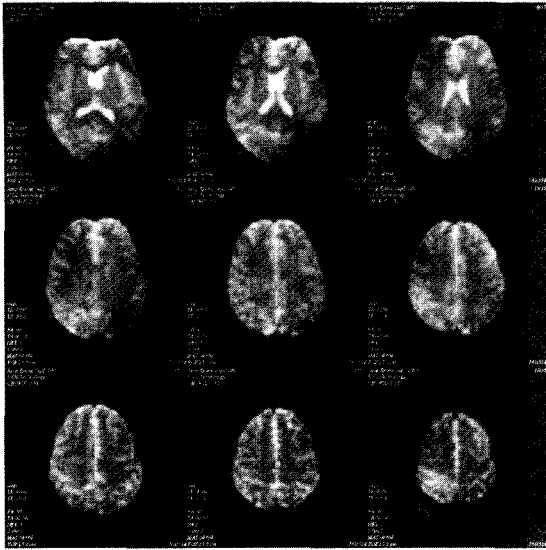


그림 9. EPI 기법으로 한번의 excitation 에 얻은 영상
Fig. 9. Single-shot EPI images.

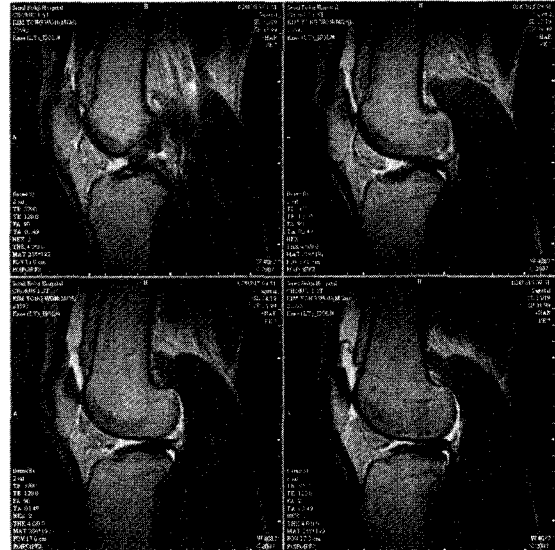


그림 11. 고속 스핀 에코 기법으로 얻은 무릎 영상
Fig. 11. Knee images obtained by the FSE technique.



그림 10. 고속 스핀 에코 기법으로 얻은 등뼈 영상
Fig. 10. Spine images with the FSE technique.

없으며, 이것으로 경사자계부와 송신부 및 수신부 사이의 동기가 정확하게 일치하고 송신부의 주파수나 위상이 정확하게 제어됨을 알 수 있다.

<그림 9>는 Echo Planar Imaging (EPI) 초고속 영상으로 얻은 두부 영상으로 한번의 excitation 으로 64×64 영상을 획득하기 때문에 시간 분해능(temporal resolution) 이 높아 뇌기능영상이나, 움직임에 많은 심장영상 등에 주로 사용된다. EPI 영상 또한 한번의

excitation으로 64개의 경사자계 에코(gradient echo)를 측정하기 때문에 스펙트로미터의 높은 정밀성이 요구된다. <그림 9>의 결과에서 보듯이 개발된 스펙트로미터를 사용하여 field of view (FOV)를 23cm로 하여 64×64의 뛰어난 영상들을 얻을 수 있었다. <그림 10>과 <그림 11>은 등뼈와 무릎 영상들로 다양한 신체부위에 대한 적용 결과를 나타내고 있다. 이들 영상모두에서 FSE 기법을 사용하여 측정시간을 단축하였다. 이들 부위는 초전도 자석의 중심에서 벗어나 있기 때문에 inhomogeneity의 영향이 심각하며, 시스템의 에러가 있을 경우 영상의 질이 크게 떨어지는 경향이 있다. 또한 무릎 영상의 경우 FOV가 작기 때문에 상대적으로 강한 경사자계가 가해지므로 위상 에러가 있을 경우 영상에서의 artifact가 더욱 증폭된다. 개발된 스펙트로미터로 얻은 <그림 10> 과 <그림 11>에서 artifact를 발견할 수 없었으며, 특히 FOV가 작은 무릎 영상에서는 고분해능으로 미세한 뼈의 구조를 관찰할 수 있었다. 이상의 결과들에서 제작된 스펙트로미터는 뛰어난 성능을 보였으며, 원하는 경사자계의 파형을 실시간으로 정확하게 계산해서 출력함을 알 수 있었다.

IV. 결 론

본 논문에서는 고속 부동소숫점 방식의 DSP 인

TMS320C6701을 사용하여 실시간으로 복잡한 경사자계파형을 계산하고 출력하며, 또한 심장과 같이 움직임이 큰 장치에서 원하는 단면을 interactive하게 조절할 수 있는 스펙트로미터를 개발하였다. 나선 주사 영상과 같은 초고속 자기공명영상기법을 기존의 일반적인 스펙트로미터로 구현하는 데는 메모리 한계와 실시간 계산의 어려움으로 인하여 제한이 많았다. 또한 움직임이 많은 심장의 관상동맥 등과 같이 선택면을 미리 정할 수 없는 부위의 영상을 얻기 위해서는 interactive한 제어가 필수적이다. 개발된 스펙트로미터는 크게 송신부, 수신부, 경사자계부의 세 부분으로 나뉘고, 각각의 부분은 DSP 보드와 각 기능을 수행하는 아날로그 보드로 구성되어 있다. 전체 시스템의 동작은 경사자계부의 DSP 보드가 마스터가 되어 인터럽트 방식으로 나머지 두 DSP 보드를 동기화시킨다. 만들어진 스펙트로미터 시스템을 1.5 Tesla whole body MRI 시스템에 장착하였다. 고속 스핀 에코(FSE), Echo Planar Imaging (EPI) 등 시스템 성능에 민감한 초고속 영상 기법에 적용해 본 결과 개발된 스펙트로미터의 우수한 성능을 검증할 수 있었고, 재구성된 영상에서도 artifact가 없는 뛰어난 영상들이 얻어짐을 확인할 수 있었다.

참 고 문 헌

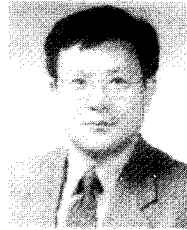
- [1] P.C. Lauterbur, "Image formation by induced local interactions: Examples employing NMR," *Nature*, vol. 242, pp.190-191, 1973.
- [2] T.C. Farrar, E.D. Becker, *Pulse and Fourier transform NMR - introduction and theory and methods*, Academic Press, 1971.
- [3] P. Mansfield, P.G. Morris, *NMR imaging in biomedicine*, Academic Press, 1982.
- [4] S. Ogawa, T-M Lee, A.R. Kay, D.W. Tank, "Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation," *Proc. Natl. Acad. Sci. (USA)* vol.87, pp.9868-9872, 1990.
- [5] G.K. Schulthess, J. Hennig, *Functional imaging: principles and methodology*, Lippincott-Raven, pp. 261-390, 1997.
- [6] C.H. Meyer, B.S. Hu, D.G. Nishimura, A. Macovski, "Fast Spiral coronary artery imaging," *Magn. Reson. Med.*, vol.28, pp. 202-213, 1992.
- [7] D.A. Herzka, P. Kellman, A.H. Aletras, M.A. Guttman, E.R. McVeigh, "Multishot EPI-SSFP in the heart," *Magn. Reson. Med.* vol. 47, pp. 655-664, 2002.
- [8] P. Mansfield, "Multi-planar image formation using NMR spin echoes," *J. Phys. C*, vol. 10, pp. 155-158, 1977.
- [9] C.B. Ahn, J.H. Kim, Z.H. Cho, "High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging-I," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol.5, pp.1-6, 1986.
- [10] C.B. Ahn, S.Y. Lee, O. Nalcioglu, Z.H. Cho, "An improved nuclear magnetic resonance diffusion coefficient imaging method using an optimized pulse sequence," *Med. Phys.*, vol. 13, pp. 789-793, 1986.
- [11] M. Mosley, K. Butts, M. Yenari, M. Marks, A.D. Crespigny, "Clinical aspects of DWI," *NMR Biomed.*, vol. 8, pp.387-396, 1996.
- [12] C.B. Ahn, S.Y. Lee, O. Nalcioglu, Z.H. Cho, "The effects of random directional distributed flow in nuclear magnetic resonance imaging," *Med. Phys.*, vol. 14, pp. 43-48, 1987.
- [13] F. Schmitt, M.K. Stehling, R. Turner, *Echo-Planar Imaging: Theory, Technique and Application*, Springer, 1998.
- [14] 고광혁, 권의석, 김치영, 김휴정, 김상묵, 안창범, "DSP를 이용한 자기 공명 영상시스템의 경사자계 파형 발생기", *대한전기학회 논문지*, pp.48-53, 2000
- [15] S. Naruse, H. Watari, *Ultrafast magnetic resonance imaging in medicine*, Elsevier, 1999.
- [16] TMS320C6x User's guide, Texas Instruments, 2000.
- [17] PCI 9080 data book, PLX Tech, 1998.
- [18] J. Hennig, A. Naureth, H. Friedburg, "RARE imaging: A fast imaging method for clinical MR," *Magn. Reson. Imag.*, vol. 3, pp.823-833, 1986.

저 자 소 개



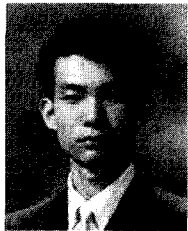
安 昌 範(正會員)

1981년 : 서울대 전자공학과 졸업.
1983년 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사. 1986년 : 동 대학원 공학박사. 1986년~1991년 : University of California, Irvine 조교수. 1992년~현재 : 광운대학교 전기공학과 교수. 1989년 : Sylvia Sorkin Greenfield Award 수상. 1996년 : 대한의용생체공학회 메디슨 의공학상 수상. 1997년 : IR52 장영실상 수상. 2000년 IEEE Transactions on Medical Imaging 최다 인용 논문 (1986년) 저자 인증. 1995년~1999년 : 한국화상학회지 편집위원장. 1998년~현재 : 대한자기공명의과학회지 편집위원장. <주관심분야 : 의학영상시스템, 다차원 신호처리>



李 興 揆(正會員)

1978년 : 서울대 전기공학과 졸업.
1980년 : 한국과학원 전자공학과 졸업(석사). 1990년 : Univ. of California Irvine 졸업(박사). 1992년~1996년 : Univ. of California Irvine 교수. 1997년~현재 : (주)아이솔테크놀로지 연구소장. 대한자기공명의과학회 부회장, 한국뇌과학회 부회장. 1984년 : LG group 연구대상. 1989년 : Sylvia Sorkin Greenfield Award 수상. 1997년 : IR52 장영실상 수상.



金 然 政(正會員)

1996년 : 광운대학교 공과대학 전기공학과 졸업. 1999년 : 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 2003년 : 동 대학원 전기공학과 졸업(박사). 2003년~현재 : (주)아이솔테크놀로지 전임 연구원