

1-GFLOPS DSP를 이용한 자기공명영상 스펙트로미터 설계

김휴정¹ · 고광혁² · 이상철² · 정민영² · 장경섭¹ · 이동훈¹ · 이흥규² · 안창범¹

목적 : 기존의 일반적인 스펙트로미터보다 향상된 성능을 가진 새로운 스펙트로미터를 설계 및 제작하였다.

대상 및 방법 : 초당 10억번의 부동 연산 능력을 갖춘 TMS320C6701 DSP를 이용하여 연속적으로 변하는 복잡한 경사자계파형을 실시간으로 계산하여 출력할 수 있고, 선택 단면을 interactive하게 조절할 수 있는 스펙트로미터를 설계, 제작하였다. 설계된 스펙트로미터는 DSP 기반의 디지털 제어부와 파형을 만들고 변조 및 복조를 수행하는 아날로그부로 구성되어 있다. RF 신호의 변조 및 복조는 디지털 기술을 사용하여 정밀도와 안정성을 높였다. 고속 병렬 영상을 위하여 하나의 측정 보드당 4채널까지 측정할 수 있도록 하였고, 고속 DSP를 이용하여 빠른 재구성이 가능하도록 하였다.

결과 : 제작된 스펙트로미터를 1.5 테슬라 전신자기공명영상시스템에 장착하여 다양한 방법으로 성능을 시험하였다. 디지털 변조/복조 방식에서 요하는 정밀한 위상 제어를 확인할 수 있었고, phase array 코일 영상을 통하여 다중 채널 측정시스템의 성능을 검증할 수 있었다. 개발된 스펙트로미터를 기존의 상품화된 스펙트로미터와 비교해 볼때 보다 정밀한 위상 제어가 가능한 것으로 나타났다.

결론 : Interactive하게 영상의 단면을 선택하고, 실시간 계산에 의한 파형출력은 나선주사 심장 영상과 같은 첨단 영상기법에 요구되는 스펙트로미터의 기능이다. 또한 다채널 측정시스템도 병렬영상을 위한 필수적인 기능이다. 본 논문에서는 초당 10억번의 부동소수점 연산이 가능한 TMS320C6701 디지털신호처리기를 사용하여 이러한 기능들을 가진 스펙트로미터를 설계, 제작하였다. 디지털 방식의 변조/복조 기술을 채택하여 정밀한 위상제어가 가능하였다. 개발된 스펙트로미터를 FSE, GE, angiography 등 다양한 영상방법에 적용하여 성능을 확인하였으며, 기존의 제품보다 뛰어난 화질의 영상을 얻을 수 있었다.

서 론

지난 10여년 동안 자기공명영상(magnetic resonance imaging : MRI) 분야는 획기적인 발전을 거듭하였다. Eddy current를 대폭 줄일 수 있는 self-shielded 경사자계 코일과 (1) 높은 slew rate를 갖는 경사자계 증폭기는 (2) 고속스핀에코(fast spin echo), echo planar imaging(EPI), 나선주사영

상(spiral scan imaging) 등과 같은 초고속 영상을(3-5) 가능하게 하였고, 이러한 기술의 발전으로 자기공명영상은 두부 및 등뼈에서 복부, 심장, angiography 등 다양한 응용 분야로 영역을 넓히게 되었다 (6-8). 또한 자기공명영상시스템의 공간적 시간적 안정성 향상은 수 % 정도의 차이를 영상화하는 뇌 기능 영상까지도 가능하게 하였다 (9).

스펙트로미터는 자기공명영상시스템의 중심적인 제어장치로서, RF와 경사자계의 모든 파형 발생과 주파수 변조, 타이밍 제

대한자기공명의과학회지 7:12-21(2003)

¹광운대학교 전기공학과

²(주)아이슬테크놀로지

이 논문은 (주)아이슬테크놀로지의 지원과 2001년도 광운대학교 교내학술연구비 지원에 의해 연구되었음.

접 수 : 2002년 12월 9일, 채 택 : 2003년 1월 17일

통신저자 : 안창범, (139-701) 서울시 노원구 월계동 447-1 광운대학교 전기공학과

Tel. (02) 940-5148 Fax. (02) 909-3159 E-mail: cbahn@daisy.kw.ac.kr

어, 측정된 신호의 복조 및 데이터 저장, 재구성 등을 담당하는 중요한 요소이다 (10). 자기공명영상 분야의 발전 및 확장으로 종래의 스펙트로미터에서는 고려되지 않았던 새로운 기능이나 사양이 요구되고 있다. 예를 들면 심장이나 관상동맥의 영상을 얻는데 많이 사용되는 나선주사영상을 적용하고자 할 때에는 지속적으로 변화하는 경사자계 파형을 구현하기 위한 실시간 연산(경사자계보드에서 한 샘플 출력시간 동안에 다음 샘플 값을 계산) 기능이 요구되고, 심장과 같이 장기가 신체의 한 쪽에 치우쳐 있고 영상을 얻고자하는 단면이 삼차원적으로 기울어져 있을 때에는 측정된 영상을 보면서 interactive하게 영상 단면을 조절할 수 있는 기능이 필요하다 (11). 또한 다중 코일을 사용하여 얻고자 하는 영상의 field of view(FOV)를 넓히거나, 또는 SENSE와 같이 동일한 FOV를 단축된 시간 내에 측정하고자 할 때에는 다중 측정 기능을 갖춘 스펙트로미터가 요구된다 (12-13).

본 논문에서는 초당 10억 번의 부동점 연산이 가능한 Texas Instruments 사의 부동점 연산 디지털 신호처리기(digital signal processor: DSP) TMS320C6701을(14) 이용하여 경사자계 파형의 실시간 연산이 가능하고, 3x3 회전행렬의 실시간 연산처리로 영상 단면을 interactive하게 선택할 수 있는 스펙트로미터를 설계하였다 (15-16). 또한 RF 파형을 만들 때 수치제어발진기(numerically controlled oscillator:NCO)를 이용하고, 수신된 RF 대역의 자기공명신호를 일차 복조한 후 digital down converter(DDC)를 사용하여 기저대역의 신호를 얻음으로써 아날로그 방식의 변조/복조에 비하여 정밀도와 안정성을 향상시켰다.

대상 및 방법

스펙트로미터 구조

스펙트로미터는 크게 DSP 보드를 중심으로 디지털 제어 및 재구성을 담당하는 부분과 디지털 제어를 받아 경사자계 및 RF 파형을 제공하고, 수신된 RF 대역의 자기공명신호를 복조하여 기저대역신호로 변환하는 아날로그 부분으로 나눌 수 있다. 디지털 제어부는 RF 송신, 측정, 경사자계를 담당하는 3장의 DSP 보드들로 구성되어 있으며, 각각의 DSP 보드는 해당 기

능의 아날로그 보드들과 80핀 커넥터로 연결되어 있다. DSP 보드들은 PCI 버스 기반으로 설계되었으며, 스펙트로미터 제어용 컴퓨터 내에 설치되어 있다. 스펙트로미터용 컴퓨터는 사용자 콘솔 컴퓨터와 100 Base-T의 이더넷으로 연결되어 있으며, 이를 이용하여 DSP 프로그램과 파라미터를 받고, 또한 재구성된 영상이나 FID 데이터를 업로드한다. 비교적 데이터 양이 적은 DSP 프로그램이나 파라미터는 소켓 프로그램을 이용하고, 양이 큰 측정 데이터나 재구성된 영상은 ftp를 사용하여 업로드한다. 측정 DSP 보드는 PCI 버스 컨트롤러를 이용하여 대용량의 데이터를 스펙트로미터 컴퓨터와 통신하도록 하였으며, 컴퓨터 내의 대용량 메모리를 공유하도록 설계하였다. 아날로그 보드들은 VXI 버스 기반으로 설계되어 VXI 랙에 장착되어 있다. 80pin 커넥터는 차등 라인(differential line) 드라이브를 이용하여 노이즈에 강인하게 설계하였다. 설계된 스펙트로미터의 전체 블록다이어그램을 그림 1에 보였다.

DSP 보드 디자인

초당 10억 번의 부동소수점 연산이 가능한 Texas Instruments 사의 DSP 인 TMS320C6701을 사용하여 디지

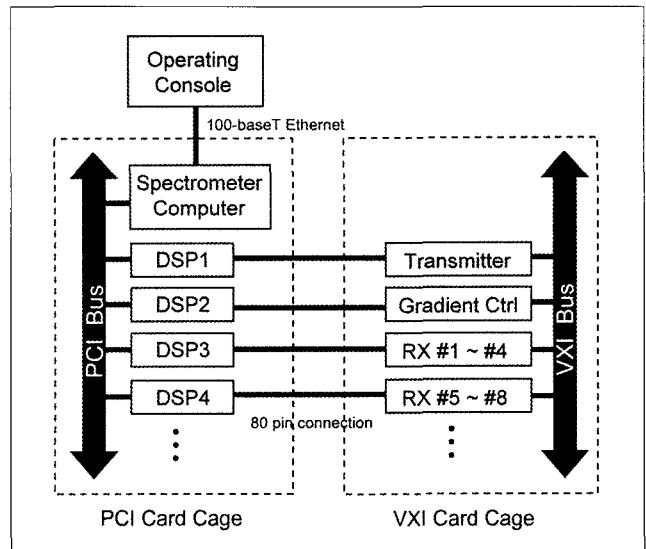


Fig. 1. Block diagram of the developed spectrometer.

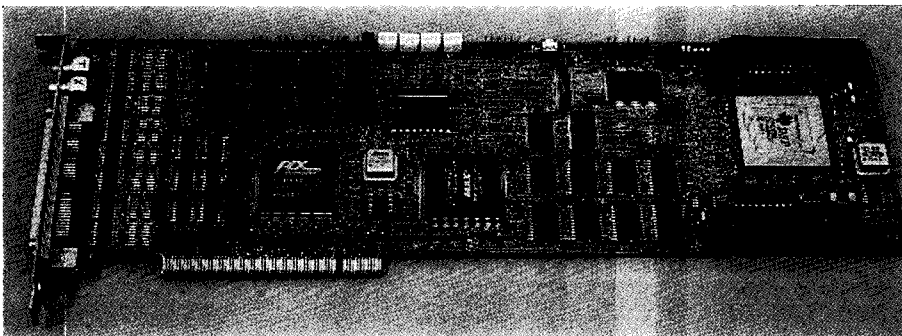


Fig. 2. Photograph of the developed DSP board.

김휴정 외

털 신호처리 보드를 설계하였다. 이 DSP는 167MHz(6-ns cycle time)에서 동작하며, 매 사이클마다 8개의 32-bit 명령어를 병렬 수행하는 구조를 가지고 있다 (17). 이 DSP는 크게 CPU와 주변장치, 그리고 메모리로 구성되어 있다. CPU는 2개의 데이터 패스를 가지고 있으며, 각각의 데이터 패스는 4개의 기능 유닛(1개의 곱셈과 3개의 ALU)와 16개의 32 bit 레지스터를 가지고 있다. 기능 유닛은 로직과 시프트, 곱셈, 그리고 데이터 어드레싱을 수행한다. 주변장치는 DMA 컨트롤러, 파워 다운 로직(power down logic), 외부 메모리 인터페이스, 시리얼 포트, 확장 버스 또는 호스트 포트, 그리고 타이머를 포함하고 있다. TMS320C6701 DSP는 on-chip 메모리로 64 K byte의 프로그램 메모리와 64 K byte의 데이터 메모리를 가지고 있다. CPU와 외부메모리를 연결해주는 외부메모리 인터페이스는 동기식 다이내믹 RAM(synchronous dynamic RAM: SDRAM), 동기식 버스트 static RAM(synchronous burst static RAM: SBSRAM), 그리고 비동기식 메모리를 지원한다. 개발된 DSP 보드에는 2 M byte의 외부 메모리를 장착하여 수신된 FID 데이터의 1-D FFT, 멀티 에코의 averaging 등을 수행할 수 있도록 하였으며, 프로그램의 확장

을 위하여 외부에 DSP와 같은 속도로 응답을 하는 고속의 512 K byte의 SBSRAM을 장착하였다.

DSP 보드를 이용하여 계산된 결과는 PCI 컨트롤러를 통하여 스펙트로미터 컴퓨터의 대용량 메모리에 저장된다. 예를 들면 DSP 보드에서 1-D FFT를 거친 데이터는 2차원(또는 3차원) 형태의 데이터로 PCI bus를 통하여 스펙트로미터 컴퓨터의 대용량 메모리에 저장된다. DSP 보드와 스펙트로미터의 CPU는 대용량 메모리를 공유하며, 이들 간의 통신은 메일박스를 이용한다. 이미지 데이터 같은 용량이 큰 데이터는 PCI의 DMA기능을 이용하며, DMA 전송이 끝났을 때 내부 인터럽트에 의한 이벤트를 통하여 전송이 끝났음을 스펙트로미터 CPU에 알려준다. PCI 컨트롤러는 PLX Tech 사의 PCI9080을 사용하였다 (18). 이 칩은 두 개의 독립적인 연쇄 DMA 채널과 함께 호스트와 로컬 메모리간의 대기상태 제로의 버스트 작동을 위한 8개의 프로그램이 가능한 양방향 FIFO를 가지고 있다. PCI의 arbiter와 주변장치 제어, 그리고 서로 다른 I/O 클럭을 사용하는 디바이스 간의 타이밍을 맞추기 위한 논리회로 등은 ALTERA사의 FPGA 칩에 구현하였다.

각 DSP 보드는 자체 클럭 모드와 외부 클럭 모드로 동작이

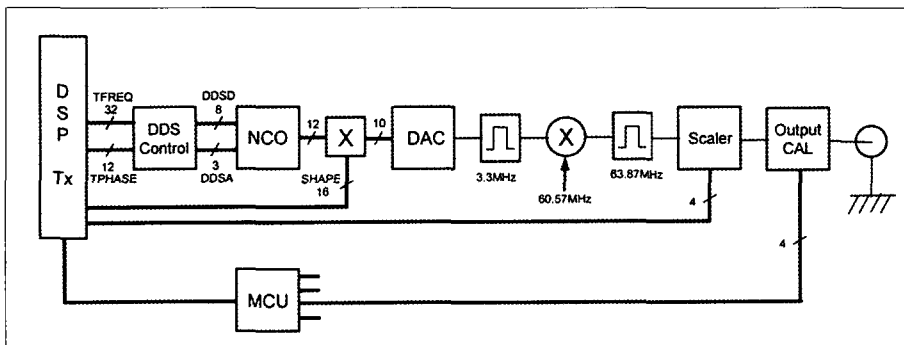


Fig. 3. Block diagram of the transmitter board.

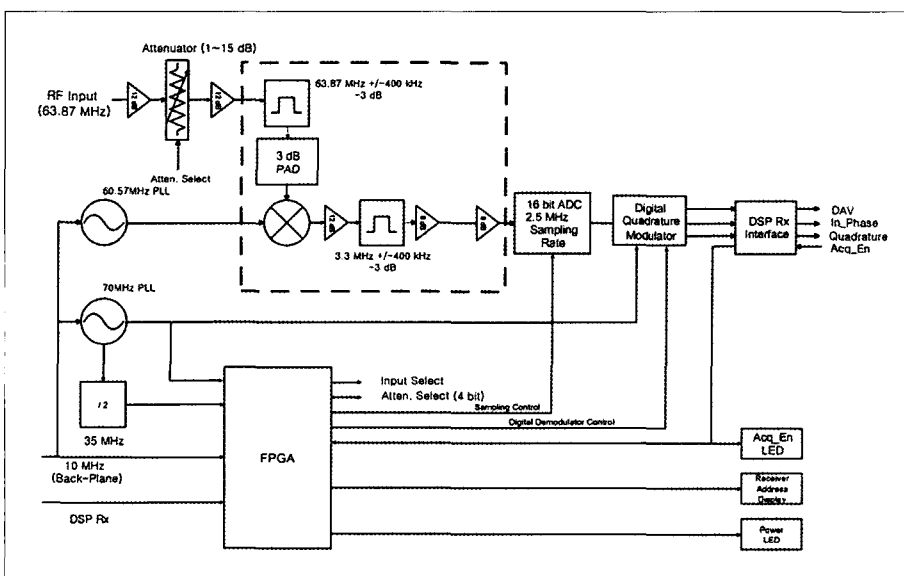


Fig. 4. Block diagram of the receiver board.

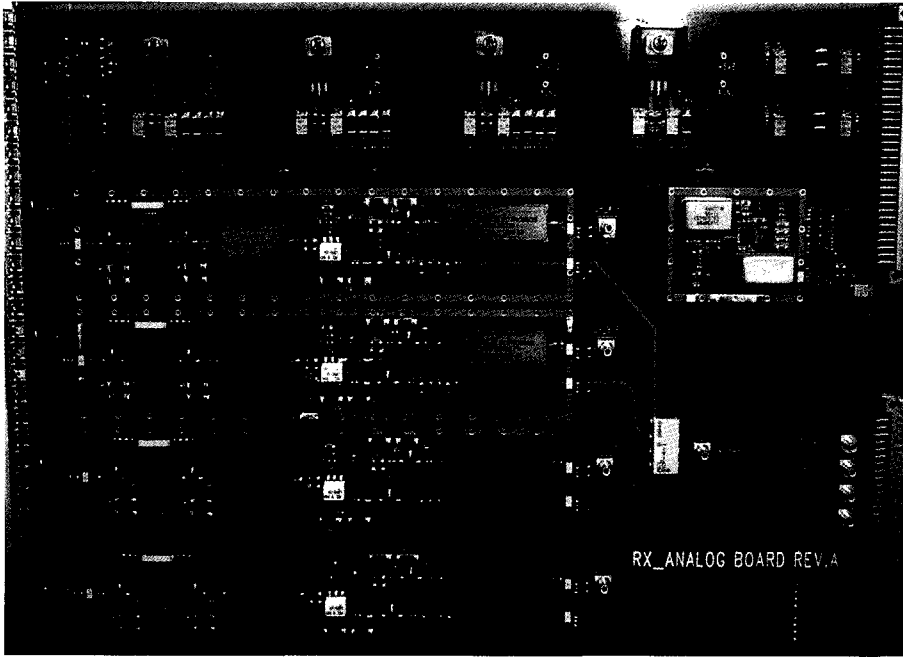


Fig. 5. Photograph of the receiver board.

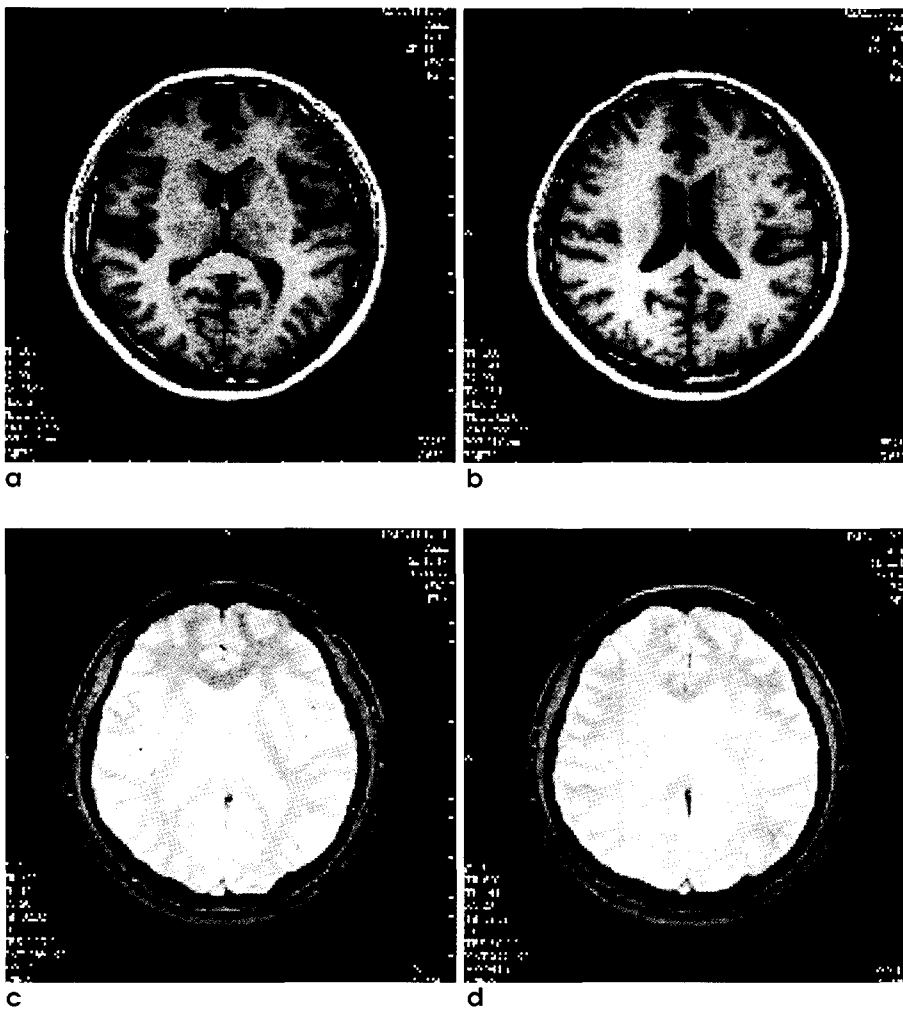


Fig. 6. Volunteer head images: spin echo images (a, b), and gradient echo images (c, d).

김휴정 외

가능하다. 또한 한 DSP보드가 마스터가 되어 나머지 DSP 보드들을 제어할 수 있도록 2개의 외부 인터럽트 단자를 설치하였다. 송신, 경사자계, 측정에 사용되는 DSP 보드들은 기본적으로 동일한 하드웨어 구조를 가지고 있으며, 사용되는 신호와 출력 신호 그리고 보드의 기능에 따라 FPGA에 구현된 논리회로에만 차이가 있다. 그림 2는 개발된 DSP 보드이다.

아날로그 보드 디자인

아날로그 보드들은 RF 펄스를 인가하는 RF 송신보드, 경사자계를 인가하는 경사자계보드, 그리고 자기공명신호를 측정하는 측정보드로 구성되어 있다. RF 송신보드는 자기공명영상 신호를 얻기 위하여 인가하는 RF 펄스파형을 만들며, RF 주파수와 위상, 출력 파워를 설정한다. RF 신호의 변조는 32-bit 연산이 가능한 수치제어발진기를 사용하였는데, 16.3 mHz의 주파수 해상도와 0.09° 단위의 위상 제어가 가능하다. 수치제어기는 70 MHz PLL을 이용하여 만들어진 클럭을 이용하여 3.3 MHz의 RF 펄스 파형을 만든 후, 또 다른 PLL 회로에서 만들어진 60.57 MHz와 2차 변조를 거쳐, 최종적으로 1.5 테슬라에서 수소 공명주파수인 63.87 MHz의 RF 신호를 만든다. 그림 3은 RF 송신보드의 전체 블록도이다.

경사자계 보드의 경우 X, Y, Z, B0 채널을 한 보드에 내장하였다. 경사자계의 출력 신호는 16 bit digital-to-analog converter를 거쳐 $\pm 5V$ 이내의 값을 갖는다. 또한 eddy current 효과를 상쇄하기 위하여 각 채널마다 3개의 감쇄계수를 갖는 pre-emphasis 회로와 균일한 자장을 만들기 위한 linear shim 제어 회로를 가지고 있다.

측정보드는 송신보드와 같이 디지털 방식을 이용하여 RF 대역의 자기공명신호를 복조한다. 63.87 MHz의 자기공명신호를 3.3 MHz로 일차 복조를 한 후, 2.5 MHz로 ADC를 이용하여 샘플링한다. 샘플링된 데이터는 디지털 다운 컨버터(digital down converter: DDC)와 저대역 통과 필터를 거쳐 실수부와 허수부를 가진 기저대역 신호가 된다. 사용된 DDC는 16-bit 데이터를 초당 75M로 처리할 수 있으며, 주파수 해상도는 0.006 Hz이고, 위상 해상도는 0.00137°이며, 64에서 131072까지 데시메이션이 가능하다. phase array 코일을 이용한 다중채널측정을 지원하기 위하여 한 측정보드 당 4개의 채널측정이 가능하도록 하였고, 채널 간의 간섭을 최소화하기 위하여 전원을 분리하였고 RF 차폐를 하였다. 측정보드의 블록도를 그림 4에 보였으며, 제작된 측정보드의 사진을 그림 5에 나타내었다.

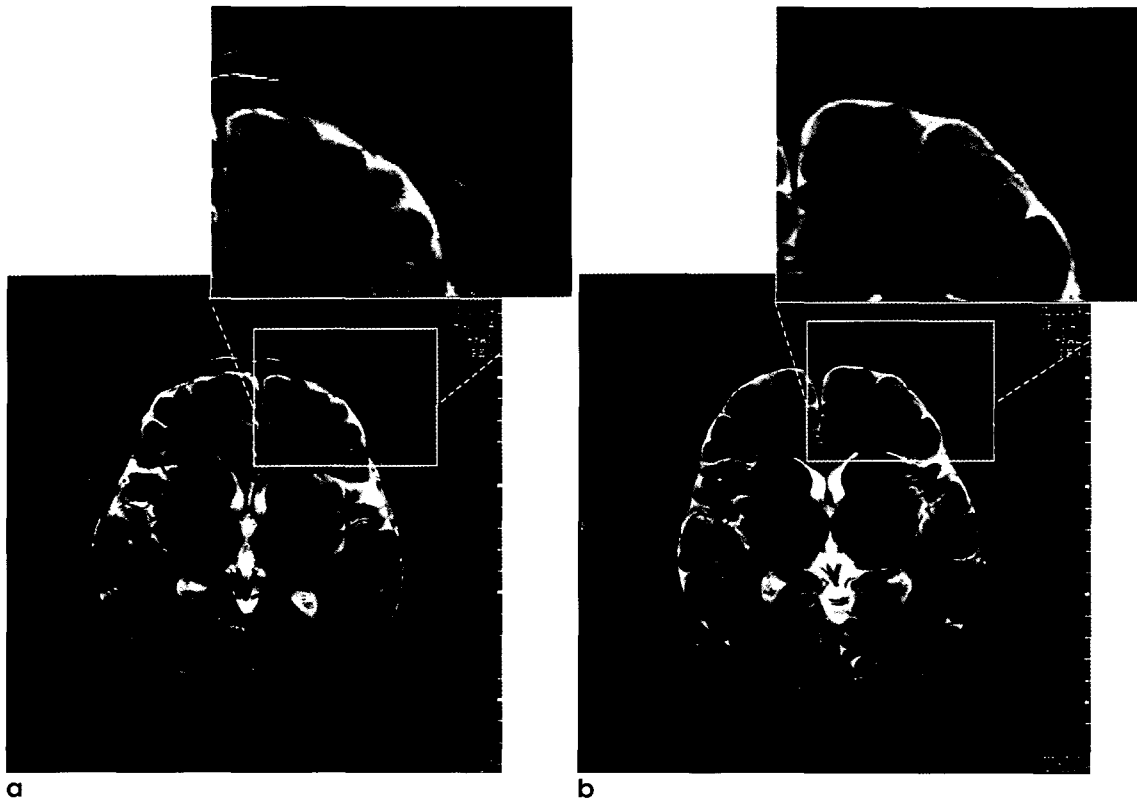


Fig. 7. Fast spin echo images obtained by the spectrometer developed (a), and by a commercial spectrometer (b). Note a ghost artifact around the head boundary in the image (b) due to the inaccurate phase control, while such artifact is not observed in (a). Upper right corners are zoomed for better visualization.

스펙트로미터의 모든 보드들은 클럭의 동기를 맞추기 위하여 외부의 클럭 보드에서 만들어진 클럭을 사용한다. 클럭보드는 아날로그 보드와 DSP 보드에서 사용하는 35 MHz와 10 MHz의 동기화된 클럭을 제공한다.

동기화

스펙트로미터는 RF 송신, 경사자계 파형의 인가, 다채널 자기공명신호의 측정을 수행하기 위하여 기본적으로 3장의 DSP 보드 및 이에 상응하는 아날로그 보드들을 가지고 있다. 이때 각 보드들간의 정확한 시간 제어 및 동기가 중요하다. 자기공명영상을 얻기 위해서는 보통 repetition time(TR)이라는 시간 간격으로 RF 펄스를 가하면서 k-space 상의 일차원 데이터에 해당하는 에코를 반복해서 측정하여 2차원 데이터를 구성하게 된다. 이때 얻어진 데이터는 경사자계에 의하여 인코딩된 위상을 제외하고는 모두 동일한 위상을 유지하여야 한다. 이를 위하여 RF 파형의 인가 시점(자기공명신호는 인가되는 RF 신호에 동기가 맞추어져 있으므로)과 데이터 측정 시점 간의 시간 간격이 일정한 값을 갖도록 매우 정밀한 제어가 필요하다. DSP 보드들간의 시간제어는 경사자계 DSP보드가 마스터가 되어 인터

럽트 신호를 사용하여 RF 송신보드와 측정 DSP보드를 제어하므로 1차 복조 후의 자기공명신호가 3.3 MHz인 것을 감안할 때 시간 제어의 정밀도는 수 ns 이하가 되어야 한다. 예를 들면 RF 파형의 인가 시점과 데이터 측정 시점 간의 간격(에코 시간과 비슷한 시간으로써 수 ms에서 수 백 ms 정도)에서 jitter가 5 ns 정도만 발생하여도 약 6° 정도의 위상에러가 발생하게 된다. 이러한 위상에러는 재구성영상에서 ghost 형태의 artifact로 나타난다.

제작된 시스템에서 시간 제어의 정밀도를 측정하기 위하여 아래와 같은 실험을 수행하였다. 첫 번째는 변조된 RF 신호(변조

Table 1. Phase Distribution in the Loop-back Test Between the Transmitter and Receiver

	Measured Phase [degree]	
	Short-term (4 min)	Long-term (24 h)
Mean	95.41	95.43
Standard deviation	0.15	0.15
Maximum error (peak-to-peak)	0.92	0.64

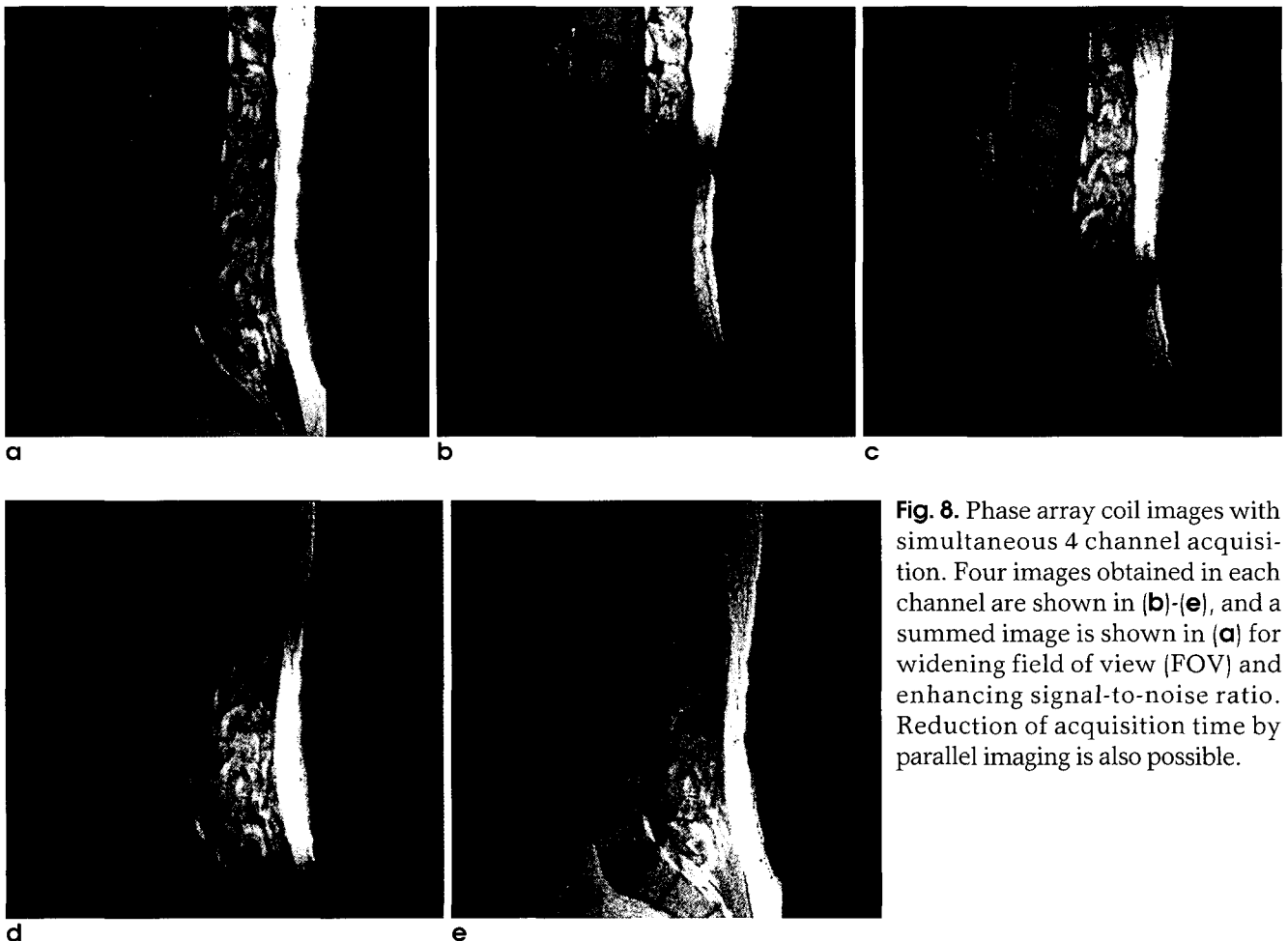


Fig. 8. Phase array coil images with simultaneous 4 channel acquisition. Four images obtained in each channel are shown in (b)-(e), and a summed image is shown in (a) for widening field of view (FOV) and enhancing signal-to-noise ratio. Reduction of acquisition time by parallel imaging is also possible.

김휴정 외

된 sinc 함수)를 데이터 측정단자에 직접 연결하여 복조를 거쳐 기저대역신호(sinc 함수)로 측정하는 과정(loop-back test)을 수행하였다. TR 시간 간격으로 동일한 파형을 반복하여 변조 및 복조를 하여 얻은 데이터의 특정한 위치(측정구간의 가운데)의 샘플의 위상 분포를 살펴보았다 (표 1). 표 1에서 보듯이 단기(4분) 및 장기(24시간)적으로 측정된 위상 분포의 표준편차는 0.15° , 최대 에러(최대값과 최소값의 차이)는 단기 및 장기 구간 모두에서 1° 이하로 나타나 완벽한 시간제어가 이루어짐을 알 수 있다. 이들 에러의 원인은 random 잡음이나 소자에서 오는 에러일 것으로 판단된다.

두 번째는 MRI 실험을 통하여 측정된 신호에서 위상의 분포를 확인하였다. 이를 위하여 위상 인코딩 경사자계는 가하지 않고, selection과 readout 방향으로만 경사자계를 가하여 신호를 측정 후 측정 구간의 가운데에서 샘플된 신호의 위상을 살펴보았다 (표 2). 표 2에서도 제작된 DSP 보드들 간에 동기화 및 시간 제어가 잘 이루어지는 것을 확인 할 수 있다. 표 1에 비하여 표 2에서 위상의 표준편차가 다소 증가한 것은 자기공명신호의 신호대잡음비가 표 1에서 사용한 RF 신호에 비하여 떨어지기 때문인 것으로 사려된다.

결 과

제작된 스펙트로미터를 1.5 테슬라 전신자기공명영상시스템((주)아이솔테크놀로지)에 장착하였다. 그림 6은 스핀에코와 경사자계에코를 이용하여 얻은 두부영상이다. 스핀에코의 경우 TR을 500 ms, TE를 14 ms로 하였으며, flip 각은 90° 로 하여 2번의 average로 얻었다. 경사자계에코의 경우 TR을 630 ms, TE를 14 ms, flip 각은 20° 로 하였으며, 1번의 average로 얻었다. 이들 모두에서 슬라이스 두께는 5 mm, 데이터 측정 matrix는 256×192 로 하였다. 그림 6에서 보듯이 스핀에코 및 경사자계에코 영상 모두에서 뛰어난 화질이 얻어짐을 알 수 있다. 그림 7은 고속스핀에코(fast spin echo)를 이용하여 얻은 두부 영상이다. TR은 4000ms, effective TE는 114 ms이

Table 2. Phase Distribution of the Measured Echo Signal

	Measured Phase [degree]
Mean	147.05
Standard deviation	0.36
Maximum error (peak-to-peak)	2.35

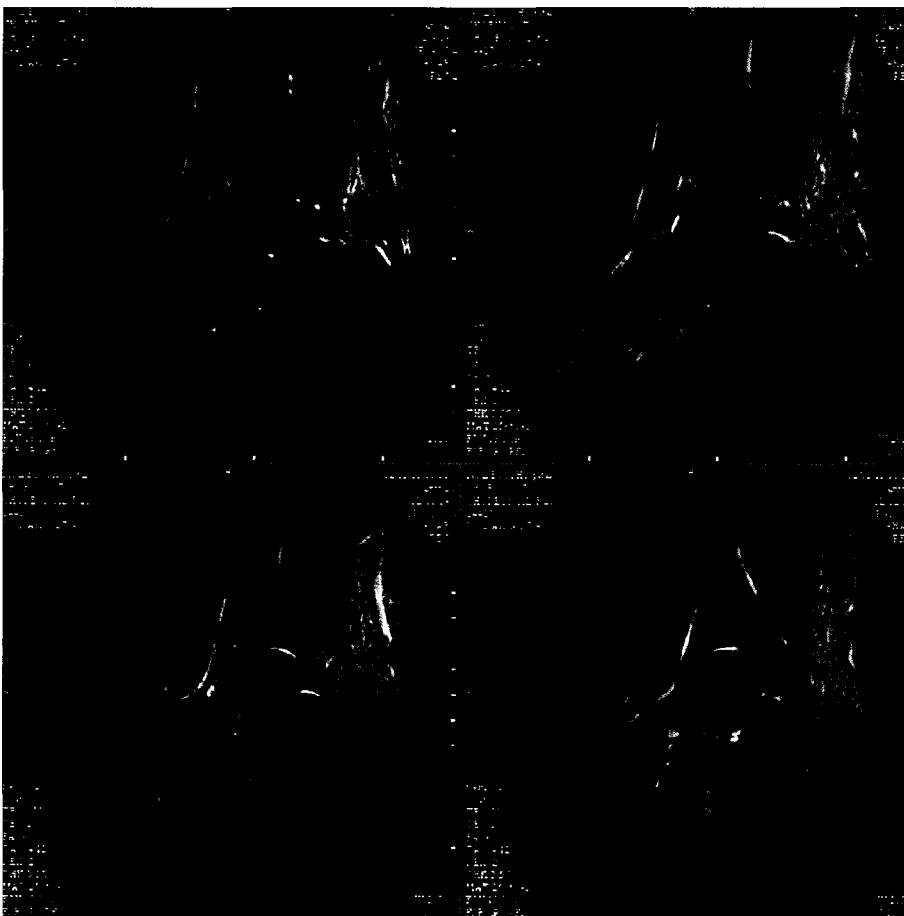


Fig. 9. T2-weighted ankle images obtained by the fast spin echo technique (FOV = 18 cm).

며, 12개의 에코를 측정하였다 (ETL=12). 슬라이스 두께는 5 mm 이며, average 횡수는 2회, 그리고 데이터 matrix 크기는 512×192의 고해상도 영상으로 모두 19 슬라이스를 얻었다. 그림 7(a)는 이 논문에서 제안한 스펙트로미터로 얻은 영상이고, (b)는 상용화된 스펙트로미터를 이용하여 얻은 영상이다. 사용된 상용화 스펙트로미터는 디지털 변조/복조를 사용하지 않고, 한번의 아날로그 방식의 변조와 복조를 사용하는 시스템이다. 그림 7에서 보듯이 상용화제품을 사용하여 얻은 고속스핀 에코 영상에서는 위상에러 때문에 ghost artifact가 머리 뼈 테두리에서 관찰이 되나 개발된 스펙트로미터를 사용하여 얻은 고속스핀 에코 영상에서는 정확한 위상 제어로 ghost artifact가 발견되지 않는다. 따라서 제작된 스펙트로미터가 기존의 상용화 제품에 비하여 더 정밀하게 위상을 제어하는 것을 알 수 있다. 그림 8은 phase array 코일을 이용하여 얻은 4채널 영상이다. 그림 8(b)-(e)는 각각의 채널에서 얻은 영상이고, (a)는 이 영상들을 합쳐 field of view(FOV)를 넓히고 신호대잡음비를 개선한 영상이다. 또한 최근 활발히 연구되고 있는 SENSE 등의 병렬영상기법을 사용할 경우 측정시간을 1/4 로 줄일 수 있다 (12-13, 19). 그림 9는 발목의 T2 강조영상으로 고속스핀 에코 영상기법으로 얻었다. 그림 9의 FOV는 18cm로 뛰어난 해상도를 보이고 있으며 세부적인 뼈의 구조를 관찰할 수 있다. 그림

10은 삼차원 time-of-flight 방식으로 얻은 두부 angiogram으로 뛰어난 화질을 보여주고 있다.

이상과 같이 개발된 스펙트로미터를 사용하여 스핀 에코, 경사 자계 에코, 고속스핀 에코, phase array 코일 영상, angiogram 등의 다양한 영상기법을 두부, 등뼈, 발목 등의 부위에 적용하여 뛰어난 화질의 영상을 얻을 수 있었으며, 개발된 스펙트로미터의 성능을 확인할 수 있었다.

결론

본 논문에서는 고속 DSP인 TMS320C6701을 사용하여 스펙트로미터를 개발하였다. 개발된 스펙트로미터는 실시간으로 경사자계파형을 계산하여 출력할 수 있고, 또한 회전 matrix를 실시간으로 계산하여 선택 단면을 interactive하게 조절할 수 있다. 이러한 기능들은 움직임이 많은 장기의 영상을 초고속영상으로 얻을 때 유용하다. 예를 들면 복잡한 경사자계파형을 갖는 나선주사영상을 이용하여 영상단면을 interactive 하게 조절하면서 심장영상이나 심장혈관영상 등을 얻는데 유용하게 사용될 수 있다. 나선주사영상과 같은 초고속 자기공명영상기법을 기존의 일반적인 스펙트로미터로 구현하는데는 메모리 한계와 실시간 계산의 어려움으로 인하여 제한이 많다. 개발된 스펙트



Fig. 10. Head angiogram obtained by the 3-D Time-of-flight technique without using contrast agent.

김휴정의

로미터는 수치제어기발전기 및 디지털다운컨버터를 이용하여 디지털 변조 및 복조를 수행함으로써 실수부와 허수부의 분리가 정확하고, 또한 정확한 동기 및 시간 제어로 위상에러를 없앴다. 하나의 측정보드에 4 채널의 데이터를 동시에 측정할 수 있도록 설계함으로써 phase array 코일을 이용한 병렬영상을 기본적으로 적용할 수 있도록 하였다. 개발된 스펙트로미터를 1.5 테슬라 전신 자기 공명 영상시스템에 장착하여 스핀에코, 경사자계에코, 고속스핀에코, angiography, phase array 코일 영상 등 다양한 기법 및 부위의 영상들을 얻음으로써 스펙트로미터의 성능을 검증하였다.

참 고 문 헌

1. Mansfield P, Chapman BLW. Active magnetic screening of gradient coils in NMR imaging. *J Magn Reson* 1986;66:573-576
2. Bowtell R, Schmitt F. Echo-planar imaging hardware. In Schmitt F, Stehling MK, Turner R, eds. *Echo-Planar Imaging: Theory, Technique and Application*. New York: Springer, 1998;31-64
3. Hennig J, Naureth A, Friedburg H. RARE imaging: A fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Imag* 1986;3: 823-833
4. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C* 1977;10:155-158
5. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH. High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging-I. *IEEE Trans Med Imag* 1986;5:1-6
6. Nayak KS, Pauly JM, Yang PC, Hu BS, Meyer CH, Nishimura DG. Real-time interactive coronary MRA. *Magn Reson Med* 2001;46:430-435
7. Dumoulin CL, Souza SP, Walker MF. Three dimensional phase contrast angiography. *Magn Reson Med* 1989;9:139-149
8. Albert M, Cates G, Driehuys B, Happer W, Saam B, Springer CS, Wishnia A. Biological magnetic resonance imaging using laser-polarized ^{129}Xe . *Nature* 1994;370:199-201
9. Ogawa S, Lee TM, Kay AR, Tank DW. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc Natl Acad Sci* 1990;(USA) 87:9868-9872
10. Shaw D. *Fourier transform N.M.R. spectroscopy*. Amsterdam : Elsevier, 1976;121-170
11. Vaals JJ, Mens G, Martin AJ, Truwit CL, Hall WA, Fischer SE, et. al. Interactive real-time MR on a standard scanner: requirements and clinical applications. In Naruse S, Watari eds. *Ultrafast magnetic resonance imaging in medicine*. Amsterdam: Elsevier, 1999;111-117
12. Sodickson DK, Mannig WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997;38:591-603
13. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42:952-962
14. TMS320C6000 Technical Brief, Texas Instruments, 1999
15. 안창범, 김휴정, 이흥규, 고속 DSP를 이용한 실시간 자기공명영상시스템 제어, 대한전자공학회지 투고, 2002
16. 고평혁, 권의석, 김치영, 김휴정, 김상목, 안창범. DSP를 이용한 자기 공명 영상시스템의 경사자계 파형 발생기. *대한전기학회 논문지* 2000;49:48-53
17. Dahnoun N. *Digital signal processing implementation using the TMS320C6000 DSP platform*. London : Prentice Hall 2000; 8-39
18. PCI 9080 data book. PLX Tech 1998
19. 안창범. 고속 영상 알고리즘. *대한자기공명의과학회지* 2001;5: 93-97

Design of MRI Spectrometer Using 1 Giga-FLOPS DSP

H.J. Kim¹, K.H. Ko², S.C. Lee², M.Y. Jung², K.S. Chang³, D.H. Lee¹, H.K. Lee², C.B. Ahn¹

¹Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University, ²ISOL Technology Co

Purpose : In order to overcome limitations in the existing conventional spectrometer, a new spectrometer with advanced functionalities is designed and implemented.

Materials and Methods : We designed a spectrometer using the TMS320C6701 DSP capable of 1 giga floating point operations per second (GFLOPS). The spectrometer can generate continuously varying complicate gradient waveforms by real-time calculation, and select image plane interactively. The designed spectrometer is composed of two parts: one is DSP-based digital control part, and the other is analog part generating gradient and RF waveforms, and performing demodulation of the received RF signal. Each receiver board can measure 4 channel FID signals simultaneously for parallel imaging, and provides fast reconstruction using the high speed DSP.

Results : The developed spectrometer was installed on a 1.5 Tesla whole body MRI system, and performance was tested by various methods. The accurate phase control required in digital modulation and demodulation was tested, and multi-channel acquisition was examined with phase-array coil imaging. Superior image quality is obtained by the developed spectrometer compared to existing commercial spectrometer especially in the fast spin echo images.

Conclusion : Interactive control of the selection planes and real-time generation of gradient waveforms are important functions required for advanced imaging such as spiral scan cardiac imaging. Multi-channel acquisition is also highly demanding for parallel imaging. In this paper a spectrometer having such functionalities is designed and developed using the TMS320C6701 DSP having 1 GFLOPS computational power. Accurate phase control was achieved by the digital modulation and demodulation techniques. Superior image qualities are obtained by the developed spectrometer for various imaging techniques including FSE, GE, and angiography compared to those obtained by the existing commercial spectrometer.

Index words : Spectrometer
Digital signal processor (DSP)
Interactive control, Real-time calculation
Magnetic resonance imaging (MRI)

Address reprint requests to : Chang Beom Ahn, Ph.D., Department of Electrical Engineering,
Kwangwoon Univeristy, 447-1 Wolgye-dong, Nowon-gu, Seoul 139-701, Korea.
Tel. (02) 940-5148 Fax. (02) 909-3159 E-mail: cbahn@daisy.kw.ac.kr