

자기공명진단을 위한 영상화 시스템 구현에 관한 연구

진 송오, 윤 진임*, 박 양하*, 허 영*, 김 관호*
*한국전기연구소

A study on the implementation of Imaging System for Magnetic Resonance Imaging

S.O. Jin, J.I. Won*, Y.H. Park*, Y. Huh*, K.H. Kim*
*KERI

Abstract - The clinical acceptance of magnetic resonance imaging(MRI) system has been more rapid than that of the other medical image diagnosis system(X-ray, CT, etc) with the advantage of nonhazardous nature, high resolution capability, potential for chemically specified imaging. MRI system is composed of super conducting magnet, gradient fields, rf transceiver, system controller and imaging software technology.

In this paper, introducing the principle of magnetic resonance imaging, it proposes the implementation of PC-based MRI system.

1. 서 론

최근 프로세서를 이용한 컴퓨팅 기술의 발전에 따라 의공학분야에서도 새로운 진단 및 치료 기기의 발전이 급속도로 이루어지고 있다.

특히 인체내의 복적 상태를 진단하기 위하여 인체내의 단면의 정보를 외부적 손상없이 얻기위한 노력은 꾸준히 발전되어 왔다. 1895년 독일의 물리학자 W.C.Rontgen은 X-Ray를 이용하여 X선 영상을 얻음으로써 임상의학에 있어서 영상진단법의 주류를 형성하였으나 방사선에 의한 피폭에 대한 염려와 2차원 평면에서의 중복에 의한 영상정보의 손실 등의 단점으로 인하여 새로운 영상 진단 장치의 연구가 계속 되었다.

1948년 Harvard 대학의 Purcell과 Stanford 대학의 Bloch에 의하여 핵자기공명 (Nuclear Magnetic Resonance : NMR) 현상이 실험적으로 증명됨으로써 물질의 화학적 분석의 새로운 방법을 제시하였다. 이후 1970년대에 들어와 NMR 이론을 바탕으로 Laterbur에 의하여 공간상의 정보를 구분하기 위한 경사자기장(Gradient Field)의 개발에 의하여 인체내의 단면선택 및 평면영상화가 가능해졌다.

본 논문에서는 현재 의료영상진단기기로 각광받고 있는 자기공명영상진단시스템의 원리를 소개하고 기술적 구성 및 구현을 제안한다.

2. MRI의 구성 및 원리

2.1 MRI의 시스템의 구성

자기공명영상진단장치는 고자장의 자석내에 인체를 위치시키고, 자장의 세기에 따른 RF주파수의 에너지를 가하면 자장내의 피사체로부터 핵자기공명신호가 발생하는 것을 검출하여 이를 영상으로 재구성하는 시스템으로써 그림 1과 같이 주요 시스템 구성으로는 고자장을 공급하기 위한 초전도자석, 위치정보를 발생시키기 위한 경사자장 코일, 자기공명신호를 검출하기 위한 RF probe, RF 에너지의 형태를 구성하고, 자기공명신호를 검출하기 위한 RF Transceiver, 시스템의 기타 주변장치를 제어하기

위한 Pulse Programmer, 그리고 촬영을 위한 시퀀스를 편집하고, 수신된 신호를 영상으로 재구성하고 GUI를 위한 Computer System등으로 분류할 수 있다.

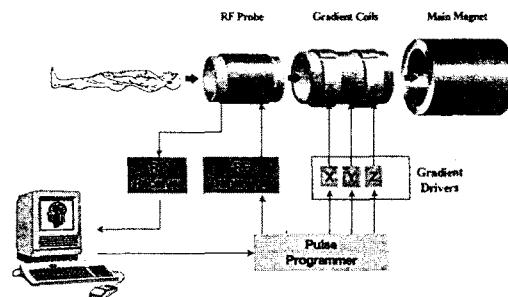


그림 1 자기공명영상진단 장치의 구성도

본 연구에서는 전체 시스템중 영상화를 위하여 RF신호의 변복조 및 시스템제어, GUI의 구현에 대하여 설명하고자 하며, 먼저 자기공명신호의 원리에 대해서 설명하고자 한다.

2.2 MRI의 원리

외부 자장 B_0 가 인가되면 자계 내에 놓인 수소원자들은 그림 2의 (가)와 같이 여러 방향으로 흩어져 서로의 자장을 상쇄시키는 상태에서 그림 2의 (나)와 같이 B_0 를 중심으로 θ 의 각도를 유지하면서 상향 또는 하향의 두가지 상태로 배향된다. 이 때 외부 자장 B_0 를 중심으로 양자는 미소자기장을 가지며 주어진 외부 자계의 방향에 θ 의 각도를 유지하면서 그림 2의 (다)와 같이 세차운동(precession)을 한다. 세차운동의 주파수 ω_0 는 $\omega_0 = \gamma B_0$ 같이 Larmor 방정식에 의해 나타낼 수 있는데 여기서 γ 는 자기회전비(gyromagnetic ratio)를 나타내며 B_0 는 자계의 세기이다.

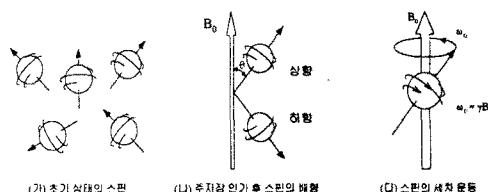


그림 2. 스핀의 운동 형태

Larmor 방정식에 의해서 결정된 세차주파수를 Larmor Frequency라고 하며 외부자기장의 크기가 1.5 T(15,000 Gauss)이면 수소원자에 대한 Larmor 주파수는 63.9 MHz 이다.

외부 자장이 없을 때에는 인체 내의 스핀은 그림2(가)와 같이 여러 방향을 취하므로 전체적인 자기 모멘트의 벡터합은 0이다. 그러나 자장이 인가되면 상하향으로 배열된 스핀들은 10^6 개중 16개 정도의 미소한 차이를 갖고 열평형 상태를 이루게 되며, 각각의 스핀들의 벡터합을 구하면 총괄적인 하나의 벡터성분으로 나타낼 수 있게 되는데 이를 순자화라고 하며, 영상을 구성하기 위해 검출하는 신호 역시 순자화 벡터에 의한 신호이다. 순자화 벡터의 형성을 그림 3에서 도식적으로 나타내었다.

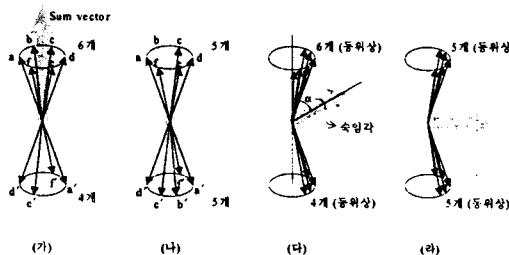


그림 3. 순자화(Net magnetization) 벡터

순자화 벡터가 외부 자장과 이루는 각도를 숙임각(Flip Angle, α)이라고 하며, 이 숙임각의 조절은 RF 에너지의 크기와 시간, 즉 가해진 RF 에너지의 양에 의해서 결정되며, 전형적인 영상화에 사용되어지는 Pulse sequence에서는 주로 90° RF pulse(Radio Frequency Pulse)와 180° RF pulse(순자화의 숙임각을 각각 90° 와 180° 로 여기시키는 형태의 RF pulse)가 사용된다.

순자화 벡터의 수학적 동특성 모델링을 Bloch equation이라 하며, 순자화 벡터를 $M(t)$, 인가된 자계의 세기를 $B(t)$, 순자화의 초기치를 M_0 , 측정되는 핵자의 종이완 시간을 T_1 , 횡이완 시간을 T_2 로 각각 표기한다면, 아래의 수식과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} dM(t)/dt &= \gamma M \times B(t) \\ &= (M_x i + M_y j)/T_2 \\ &= (M_z - M_0)/T_1 \end{aligned}$$

위의 수식에서 $B(t)$ 는 주자장 B_0 와 인가되는 자기장 $B_1(t)$ 의 벡터합이다. 이것은 주자장 B_0 내에 괴측정체를 위치시키고, RF Coil로부터 시간에 따라 변화하는 자기장 $B_1(t)$ 를 인가하면 인체의 자기화 M 이 인체내에서 측정하고자 하는 핵자의 고유한 특성인 T_1 과 T_2 에 따라 각기 다른 신호를 내게 되며 이것을 RF Coil로 수신하는 것이다.

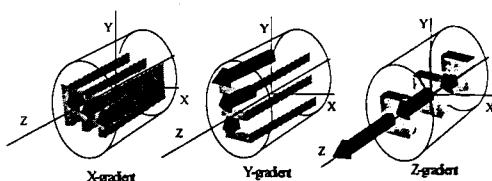


그림 4 X, Y, Z 경사자장의 구성

그러나 주자기장과 RF Coil로부터 인가되는 자기장만으로는 인체내의 각위치에 따른 신호를 얻을 수가 없으므로 경사자기장을 x, y, z 각각의 방향에 대하여 인가하여야 한다. 경사자기장은 자장중심에서 멀어질수록 그 강도가 선형적으로 변화하며, 직교좌표축 x, y, z의 각각의 방향에 따라 그 세기가 변화하는 3종류의 경사자

장이 사용되며, 공간상의 경사자장의 분포를 나타내면 각각 그림 4와 같이 표현 할 수 있다.

피사체로부터 나오는 신호의 강도는 피사체에 인가되는 자기장의 세기와 관계되므로 선형 경사자기장에 의해 영상을 얻고자 하는 촬영부위를 선택할 수 있고, 그 부위에 해당하는 RF 에너지를 인가하므로써 선택적으로 여기시키고, 주파수(x)와 위상부호 경사자기장(y)에 의해 그 여기된 단면의 위치에 대한 정보를 얻게 되는 것이다.

이와 같은 개념적인 원리를 바탕으로 실제 영상을 구성하기 위해서는 $N \times N$ 혹은 $N \times M$ 배열의 시간영역 데이터(이를 K-space라고 한다)를 구성한 다음 2-D Fourier 변환을 하게 되면, 2-D 병변 영상을 얻을 수가 있는데, 이를 위해서는 주파수 부호화(Frequency Encoding) 경사자장, 위상부호화(Phase Encoding) 경사자장, 절편 선택(Slice Selection) 경사자장의 역할을 충분히 이해하여야 하며, 이를 세개의 경사자장과 RF Pulse 등 4개의 요소들이 동적으로 구성되어진 Pulse Sequence라고 하는 물리적 개념을 바탕으로 한, 소프트웨어의 이해가 요구된다.

3. 영상화 시스템의 구현

3.1 Pulse Controller의 구성

자기공명영상진단장치에서 Pulse Controller는 고속, 고화질의 영상획득을 위해 물리적, 의학적 지식을 바탕으로 최적의 촬영 변수를 설계하여, 이를 Sequence Edit를 통하여 전자적 언어로 표현하고, 하드웨어적으로 구현하는 역할을 한다. 다양한 촬영 Sequence를 수행하기 위해서는 먼저, Sequence Edit에서 유연하게 편집할 수 있어야 하고, 시스템 제어장치에서는 고정밀의 시간제어와 저잡음의 파형 발생, 고분해능의 데이터 수집 및 전처리기능을 가지고 있어야 하며, JUMP, LOOP, LOAD등의 적절히 설계되어진 마이크로 컴퓨터 언어를 순차적으로 수행할 수 있어야 한다.

본 연구에서 제작한 Pulse Controller는 세 개의 경사자장 파형의 발생과 Frequency Synthesizer, RF Transceiver등의 다른 시스템을 제어하기 위하여 그림 5에서 나타낸 것과 같이 Dual Port Memory를 이용하여 Program Bank를 구성하고, Host Computer와의 Interface 및 보조 연산 처리를 위한 마이크로프로세서로 DSP(TMS320C31)을 채용하고, RF Transceiver로부터 복조되어 검출되어진 자기공명신호를 고속전처리하기 위하여 2개의 16Bit ADC와 DSP(TMS320C44)를 응용한 시스템을 구성하였다.

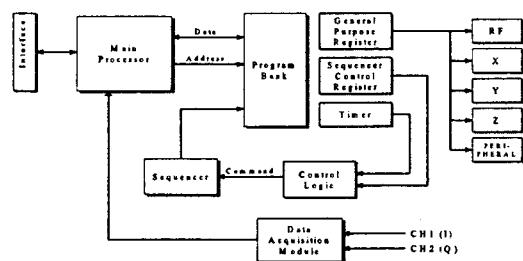


그림 5 Pulse Controller 시스템의 구성도

3.2 RF Transceiver의 설계 및 제작

RF 코일에 전달되는 RF펄스는 촬영부위에 관계된 파라메터가 결정되면 컴퓨터의 계산에 의해 그 모양이 만들어지고, 위치에 따른 공명주파수가 일정단면을 선택하기

위하여 특정 주파수 성분을 가지고 $\text{sinc}(t)$ 와 변조된 후, RF전력 증폭기에서 증폭되어 코일에 인가된다. 그림 6에 Spectrometer의 핵심 부분인 RF송수신부의 구성도를 나타내었다.

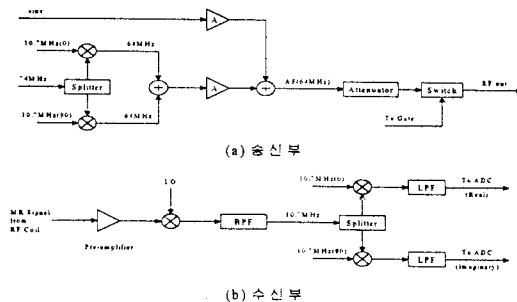


그림 6. RF Transceiver의 구성도

RF 에너지를 흡수하여 공명된 인체내의 스핀들은 RF펄스가 차단되면, 흡수한 에너지를 방출하게 되는데, 이를 RF 코일을 통하여 검출한 다음, RF pre-amplifier로 보내어 증폭하게 된다.

Pre-amplifier에서 증폭 된 MR 신호는 Frequency Synthesizer로부터 발생하는 기준 Local Oscillator(LO) 신호와 곱해진 후 대역 통과 필터를 통과하여, 중간주파수(Intermediate Frequency, IF) 대역의 신호로 변환된다. 변환된 MR 신호는 위상이 0° 와 90° 인 기준 중간주파수 신호와 곱해져, Low Pass Filter를 통과함으로써 수KHz의 Audio Frequency 대역의 MR 신호를 추출하게 된다. 추출되어진 MR 신호는 ADC(Analog to Digital Converter)로 보내어져 digital 데이터를 완성하게 된다. 영상을 재구성하는 컴퓨터는 digitize 된 audio frequency 대역의 신호를 모아 촬영부위의 영상을 구성하게 된다.

3.3 영상화 소프트웨어의 구성

자기공명진단시스템과 같은 의료영상진단기기에서는 하드웨어적인 시스템의 구현뿐만 아니라 지능적인 소프트웨어의 구현이 필수적이며, 그 기능 또한 시스템의 개발 과정과 밀접히 관련되어 있으므로 여러 가지 Debugging프로그램을 병행개발해야한다.

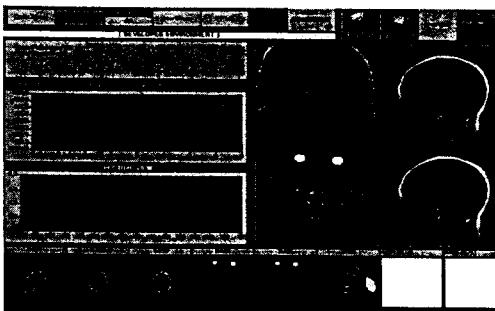


그림 7. 자기공명영상의 촬영 화면

본 연구에서는 크게 영상화 소프트웨어의 구현을 위하여 먼 인체에 가해야 할 RF Pulse의 크기와 모양, 위상뿐만 아니라, 적정시간 간격에 따른 경사자장의 발생 등을 편집하고 이를 마이크로컴퓨터 언어로 변환하는 Pulse Sequence 편집기와 컴파일러등을 설계, 제작하고, Pulse Controller와의 데이터 송수신을 위한 인터페이

스프로그램을 구현하였다. 또한 검출되어진 데이터를 전처리하여 Host Computer로 전송받은 후 2D FFT를 거쳐서 영상 데이터로 변환하고 이를 편리하게 화면에 표시하는 Graphic User Interface를 구현하였다.

그리고 데이터의 분석 및 분석결과의 3차원 도시를 위하여 OpenGL을 사용하여 3차원 디스플레이 프로그램을 제작하였다.

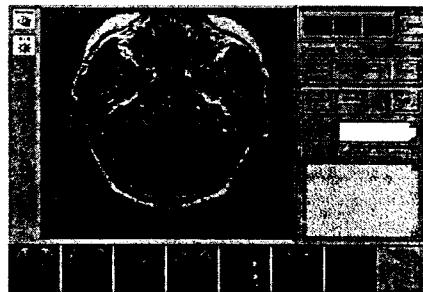


그림 8. 영상 후처리 수행화면

그림 7에서는 자기공명영상 촬영이 진행중인 경우의 테이터 획득 및 실시간 디스플레이를 보이고 있으며, 그림 8에서는 획득되어진 영상에 대하여 병부의 발견과 분석을 위하여 영상 후 처리를 위한 기능을 수행하는 화면을 도시하였다.

4. 결 론

자기 공명 영상 시스템은 1973년 최초의 영상화 실험 이후로 지난 20여년 동안 급속한 발전을 이루어 왔으며, 널리 상용화 되어있으며, 국내에서도 현재 초전도 자석기술의 발전과 더불어 의료영상화 시스템의 구현을 위하여 원천기술을 확보하고자 하고 있다.

본 연구에서는 시스템의 구현을 위하여 기반기술확보에 중점을 두었다. 본 연구의 결과를 통하여 얻어진 자기공명영상시스템 구현의 기반기술을 바탕으로 고도의 신호처리기술과 접목하고 의학적 임상시험에 관한 연구를 점진적으로 수행함으로써 자기공명영상진단시스템 전체를 국내 자체 기술로 상용화함으로써 첨단 의료영상진단기기분야에서의 선진 기술 확보를 기대한다.

(참 고 문 헌)

- [1] Waldo S. Hinshaw and Arnold H. Lent, "An Introduction to NMR Imaging : From the Bloch Equation to the Imaging Equation", Proceedings of the IEEE, Vol.71, No.3, pp.338-350
- [2] G.A. Wright, "Magnetic Resonance Imaging", IEEE Signal Processing Magazine, pp.55-66, Jan 1997
- [3] Zang-Hee Cho, Joie P. Jones and Manbir Singh, "Foundation of Medical Imaging", John Wiley & Son, inc, 1993
- [4] Stephen J. Riederer, "Recent Advances in Magnetic Resonance Imaging", Proceedings of the IEEE, vol.75, No.9, pp.1095-1105
- [5] 허영, 권영길, 류강식, "MRI의 미래와 현재", 전기학회지, Vol.47, No.4, pp.25~31, 1998