

NMR-CT에서 원통좌표계를 구현하는 경사자계의 고안

이대행 · 이순철

한국과학기술원 물리학과

대전시 유성구 구성동 373-1

(1992년 4월 15일 받음)

핵자기공명 단층촬영장치에서 원통좌표계를 사용할 수 있게 하는 경사자계를 고안하였다. 고안된 경사자계는 자기장 방향이 축방향을 향하면서 방사방향으로는 단조증가하고 방사방향과 축방향으로의 평균적인 기울기의 비가 경사자계 코일의 중심에서 10배가 넘도록 했다. 방사방향과 축방향으로의 기울기의 비를 솔레노이드의 길이와 중심에 갇는 역방향전류의 값은 횡수와 전류량의 함수로 계산하여 최대치를 이루는 조건을 찾아내고 이에 근거하여 실제 코일을 제작하였다. 제작된 코일을 사용하여 실험한 결과 이론적인 예측과 10% 정도의 오차를 갖는 영상을 이차원영상 방법보다 훨씬 짧은 시간에 얻을 수 있어 훨씬 빨리 변화하는 대상의 영상화를 가능케함을 보였다.

I. 서 론

핵자기공명 단층촬영장치(Nuclear Magnetic Resonance Computerized Tomography ; NMR-CT)에서는 NMR신호를 위치에 따라 구분하기 위하여 균일한 정자기장 외에 펄스형태로 인가되는 경사자계가 사용된다. 이 경사자계의 자기장방향은 정자기장과 같은 방향이고 그 기울기의 방향이 영상화 좌표계의 축을 이룬다. 일반적인 삼차원 물체를 영상화할 경우 어떤 좌표계를 써도 상관없으나, 직교좌표계는 화소(pixel)의 크기가 일정하고 영상화 알고리즘이 간단하며 장치의 제작이 용이하다는 장점이 있다. 이런 이유로 현재는 직교좌표를 구현하는 경사자계만이 사용되고 있으나 영상화되는 대상이 일정한 대칭을 이루는 경우에는 그 대칭성에 알맞는 좌표계를 선정함으로써 실험에 걸리는 시간을 획기적으로 줄일 수 있다. 예를 들어 구형 대칭인 물체의 자유도는 방사방향 하나 뿐이므로 구형좌표계를 사용해 일차원 영상기법을 적용할 수 있다면 수십 ms안에 실험자료를 얻을 수 있으나 삼차원 영상에서 정보를 얻으려 한다면 보통 수분에서 수 시간 정도를 기다려야 한다. 이렇게 실험자료 획득에 걸리는 시간을 줄임으로 해서 장치의 불안정성에 기인하는

실험오차를 줄일 수 있으며 또 같은 실험시간에 실험자료를 여러번 얻어서 평균을 낼 수 있으므로 사실상 신호대 잡음비를 향상시키는 효과가 있다. 그러나 이러한 획기적인 실험시간의 단축이 갖는 가장 중요한 의미는 동적인 대상의 영상화를 가능케한다는 사실일 것이다.

원통관 내에서 흐르는 유체의 속도를 측정한다든지, 원관형의 다공물질 내의 기공분포를 측정하는 경우 등과 같이 NMR-CT장치가 이공계의 연구에 사용될 때는 영상화되는 대상이 인위적인 형태를 취하며 그 중에서도 특히 원통형 대칭인 경우가 많다. 그러므로 원통좌표계를 구현할 수 있는 경사자계를 만들어 실험자료 수집시간을 수십 ms 내로 끌어내릴 수 있으면 NMR-CT영상화 기술이 이공계의 연구에 적용될 수 있는 범위가 대단히 넓어진다. 원통형 또는 구형 대칭인 물체의 일차원 영상을 직교좌표계에서 얻어 이로부터 방사방향의 정보를 재구성하는 알고리즘도 개발되어 있으나 이 알고리즘은 워낙 잡음에 민감하여 실제의 실험자료에 적용하기에는 문제가 많다 [1].

이론상 완벽한 원통좌표계를 구현하는 경사자계는 그 자기장의 방향이 축방향(z)을 향하고 크기가 축방향으로는 균일하며 방사방향(r)으로는 단조증가 내지 단조감소하여야 한다. 방사방향으로의 증가율은 선형적이면 다루

가 쉬우므로 바람직하지만 필수적인 요건은 아니다. 축방향으로 완전히 균일한 자기장은 타원형으로 분포하는 전류[2]나 무한히 긴 솔레노이드에 의해서 구현될 수 있으나 이 경우에는 방사방향으로의 자기장도 균일해져서 우리의 요구에 맞지 않는다. 또한 방사방향으로 자기장을 변화시키는 전류분포는 축방향으로도 불균일한 분포를 만들어 후자가 전자에 비해 무시할 만하게 만드는 일이 쉽지 않다. 그러나 NMR-CT에서는 축방향으로 제한된 영역 내에서의 자기장의 변화가 방사방향으로의 변화에 비해 어느 정도보다 작으면 영상화에 사용될 수 있다. NMR-CT로 삼차원 물체를 영상화할 때는 삼차원 영상 기법만을 사용하는 것이 아니라 임의의 한 단면을 선택하여 그 면의 이차원 영상을 얻음으로써 자료수집 시간을 줄인다. 이렇게 임의의 단면을 선택하는 기법을 원통대칭 물체의 영상화에 적용하여 영상화를 원하는 면을 축에 직각으로 선택하면, 선택된 면 내에서 축방향으로 자기장이 변화하는 정도가 방사방향으로의 해상도보다 크지 않다는 조건이 만족될 때 그 면의 모습을 뒤틀림없이 재구성할 수 있다.

우리는 이같은 자기장을 구성하기 위해서 우선 자기장의 방사방향으로의 기울기와 축방향으로의 기울기의 비를 솔레노이드의 길이의 함수로 계산하였다. 또한 이 비를 크게 하기 위해서 코일의 중간 일부분의 전류가 거꾸로 흐르도록 해보았는데, 시뮬레이션 결과에 따르면 중심에 역방향 전류를 감은 횡수와 전류량, 그리고 솔레노이드의 길이의 함수로 최대치를 나타내는 곳이 있다. 우리는 이 시뮬레이션의 결과를 토대로 실제 코일을 제작하였고 제작된 코일이 만드는 자기장의 분포를 NMR-CT를 써서 실측하였다. 실측된 결과는 이론적인 예측과 약 10% 범위 내에서 일치하는데 이 오차는 경사자계의 시뮬레이션이나 실제 제작과정에서 생긴 것이라기 보다는 NMR-CT에 사용되는 자석이 만드는 자기장의 공간적인 불균일성과 디지털형태로 입력되는 자료의 처리과정에서 생긴 것이라 사료된다.

II. 연구방법

1. NMR Imaging

핵스핀밀도가 일차원적으로 분포되어 있는 경우 공간적으로 균일한 정자기장 H 외에 추가로 선형경사자계가 일차원축을 따라 $G(x)=Gx$ 의 형태로 걸려 있다면, 핵스핀의 Zeeman splitting은 총자기장 $H+Gx$ 에 비례할 것이므로 공명진동수는 위치에 따라 선형적으로 변화한

다. 이 때 측정되는 NMR신호 $S(t)$ 는 gyromagnetic ratio를 γ 라고 할 때 위치 x 에서 밀도 $m(x)$ 의 핵자기 모멘트가 $\gamma(H+Gx)$ 의 각속도로 돌면서 유도해 내는 신호들의 합이므로

$$S(t) = \int m(x)\exp[i\gamma(H+Gx)t] dx \quad (1)$$

이 된다. 이 식에서 시간의 함수로 구한 NMR신호와 핵밀도 $m(x)$ 는 서로 푸리에변환 관계에 있음을 알 수 있다. 따라서 핵밀도 $m(x)$ 는 경사자계를 걸어주고 구한 신호 $S(t)$ 를 역푸리에변환함으로써 구할 수 있다.

$$m(x) = \int S(t)\exp[-i\gamma(H+Gx)t] dx \quad (2)$$

위 식은 일차원 영상을 얻을 때 사용될 수 있는 식이나 이차원 이상의 영상화에도 같은 원리를 확장하여 평면적인 혹은 공간적인 핵밀도의 분포를 알아낼 수 있다. 그러나 같은 원리를 확장시킨다고 해서 단순히 경사자계를 x 방향과 y 방향, 혹은 삼차원의 경우에는 z 방향에도 동시에 걸어준다면 이것은 대각선 방향으로 경사자계를 걸어 준 것과 마찬가지로 일차원 영상화의 축을 바꿀 뿐이다. 이차원 이상의 영상화에는 소위 코딩(coding)이라고 부르는 방법이 사용된다[3]. 위에서 설명한 바와 같은, 일정한 크기의 경사자계를 걸어준 상태에서 일정한 시간 간격으로 신호를 받아들이는 리딩(reading)방법에 반해서, 코딩방법에서는 경사자계가 걸리는 시간은 고정하고 그 대신 경사자계의 크기를 변화시키면서 신호를 측정하는 과정을 반복한다. 신호측정을 반복하기 위해서는 핵스핀들이 다시 열평형상태로 돌아오기까지 기다려야 하기 때문에 보통 스핀-격자 완화시간보다 긴 시간을 기다려야 한다. 이 코딩방법은 자료수집시간도 훨씬 길고 자료수집과정도 리딩방법에 비해 번거롭지만 이차원 이상의 영상화에는 이 두가지 방법을 병행할 도리 밖에는 없다. 이차원 영상을 얻을 때에는 리딩과 코딩방법이 각각 x 축과 y 축 방향에 적용되고 삼차원 영상을 얻을 때에는 z 방향에 코딩방법을 추가로 적용해야 한다. 따라서 이차원 영상을 얻는데 걸리는 시간은 (화소의 수) \times (스핀-격자 완화시간) 정도의 시간이 걸리며 삼차원 영상을 얻는데 걸리는 시간은 (화소의 수) \times (스핀-격자 완화시간) 정도이다. 보통 고해상도 NMR에서 스핀-격자 완화시간은 1초정도의 단위를 가지므로 256x256x256개의 화소로 이루어진 삼차원 영상을 구하는데 걸리는 시간은 약 256x256초 정도이다. 이에 반해 일차원 정보를 얻을 때

에는 스핀-격자 완화시간 만큼 기다릴 필요가 없으므로 보통 수십 ms정도가 걸린다.

영상화되는 대상은 언제나 삼차원 물체이지만 영상기법은 언제나 삼차원 기법만을 사용해야 하는 것은 아니며 실제로는 자료수집 시간을 줄이기 위해 임의의 한 평면을 선택하여 이차원 영상을 얻는 방법이 많이 쓰이고 있다. 예를 들어 z방향으로 경사자계를 걸어준 상태에서 일정한 주파수대역을 가진 rf펄스를 가해주면 그 주파수 대역에 해당하는 자기장 대역 내의 핵스핀들만이 여기되므로 z축에 직각인 임의의 면을 선택할 수 있다. 선택면의 두께는 물론 얇을수록 선명한 영상을 얻겠으나 너무 얇게 선택하면 충분한 신호대 잡음비를 낼 수 없어서 영상이 나빠지는 관계로 보통 1 mm에서 1 cm 정도의 두께가 선택된다.

2. 원통대칭 경사자계

영상화시킬 물체가 방사방향 대칭을 가진 경우에는 영상정보가 이차원적이거나 위에서 설명한 직교좌표계를 쓰면 삼차원 정보를 얻어서 이로부터 다시 좌표변환을 하여 정보를 추출해야 한다. 임의의 한 단면을 선택하는 기법을 적용하여 영상화하는 경우에는 물론 이차원 영상을 얻으면 되므로 자료수집시간을 줄일 수 있다. 그러나 이 경우에 방사방향으로 변화하는 자기장을 걸 수 있다면 그 방향으로 리딩기법을 적용하여 일차원 영상을 얻으면 되므로 자료수집 시간을 획기적으로 줄일 수 있다.

NMR-CT에 사용될 수 있는 원통좌표계를 구현하는 경사자계는 몇가지 조건을 만족시켜야 하는데, 우선 자기장의 방향이 정자기장과 같은방향을 향하고 그 크기가 방사방향으로 단조증가 내지 단조감소하여야 한다. 경사자계는 정자기장과 더해져서 위치가 다른 핵들이 서로 다른 속도로 세차운동하게 하는 것이 목적이므로 단조증가 내지 감소하지 않으면 임의의 주파수를 내는 핵이 어디에 위치하는지 알 수 없게 된다. 정자기장이 H_k 이고 경사자계가 $B_1k + B_2r$ 이라고 할 때 총자기장의 크기는 $((H + B_1)^2 + B_2^2)^{1/2}$ 인데 일반적으로 정자기장 H 는 경사자계 B_1 이나 B_2 보다 훨씬 크기 때문에 $H + B_1$ 로 근사시킬 수 있다. NMR 신호는 총자기장의 크기에 비례하는 주파수에서 나오므로 경사자계의 자기장은 정자기장과 평행한 성분만 고려되고 이와 직각인 성분은 무시된다. 따라서 정자기장과 다른 방향을 향하는 경사자계는 방향차이가 클수록 총자기장을 변화시키는 효과가 미약하다. B_1 의 방사방향으로의 증가율은 영상의 해상도를 결정하는데, 평균적인 증가율을 G_r 라고 할 때 영상의 해상도는 $2\pi/(2G_r \Delta t)$ 로 주어진다. 여기서 γ 는 핵의 gyromagnetic ratio로

써 수소핵의 경우 $2.675 \times 10^4 \text{ G}^{-1} \text{ s}^{-1}$ 이며 Δt 는 자료수집 시간을 의미한다. 예를 들어 해상도 1 mm를 얻기 위해서는 자료수집시간 10 ms를 기준으로 할 때 평균적인 증가율이 약 0.23 G/cm 정도가 되어야 한다.

방사방향으로의 증가율과 축방향으로의 증가율의 비는 클수록 좋다. 원통좌표계에서 실험을 할 때 영상화시킬 단면을 축에 직각인 면으로 선택하면, 선택된 면내에서 축방향으로 자기장이 변화하는 정도가 방사방향으로의 한 최소의 해상도보다 크지 않다면 실용적이라 할 수 있다. 예를 들어 선택되는 면의 두께가 5 mm이고 영상해상도가 1 mm라면 두 방향의 증가율의 비가 최소한 5 정도는 되어야 영상에 뒤떨림이 없으므로 축방향으로 5 mm를 지나는 동안 자기장의 변화는 $0.23(\text{G/cm}) \times 0.1(\text{cm}) = 0.023 \text{ G}$ 보다 작아야 한다.

위와 같은 조건들을 만족하는 경사자계 구성에 필요한 코일은 너무 부피가 커져서는 곤란하다. 일반적인 DC전압증폭기가 흘릴 수 있는 최대전류는 10 A 정도인데 이 전류량으로 필요한 해상도를 얻기 위해 너무 긴 솔레노이드를 구성하면 코일의 인덕턴스가 커져서 펄스형태로 인가되는 경사자계가 제대로 걸리지 않는다. NMR-CT에서는 펄스의 구성시간을 약 1 ms 정도로 허용하고 있으므로 경사자계 코일의 시상수(time constant)는 이를 넘지 않아야 한다.

3. 시뮬레이션

원통형 대칭을 이루는 경사자계를 구성하기 위해서는 전류의 모양도 같은 대칭을 이루어야 하므로 고리모양의 전류가 기본적인 구성요소가 된다. 솔레노이드를 구성하는 코일은 나선형으로 감기지만 사용되는 코일의 직경이 솔레노이드의 길이에 비해 무시할 정도인 경우 솔레노이드 전류에 의한 자기장은 N 개의 고리전류의 합에 의한 것으로 볼 수 있다. 고리전류에 의한 자기장분포도(그림 1)을 보면 $z=0$ 근처에서는 반경이 커짐에 따라 자기장이 증가하지만 z 가 증가함에 따라 그 평균적인 증가율이 거의 0에 가까워지다가 z 가 반경의 0.3배를 넘어서면 오히려 감소함을 알 수 있다. 따라서 방사방향으로의 평균적 증가율 G_r 는 솔레노이드의 길이가 길어질수록 작아지게 됨을 추측할 수 있다. 축방향으로의 평균적 증가율 G_z 는 $z=0$ 에서 최소값 0을 가지므로 영상화에 선택되는 면의 위치는 솔레노이드의 중심에 정하는 것이 최적이다. 영상화에 선택되는 면의 두께를 d 라고 할 때 우리의 관심은 $B(r, d/2) - B(r, 0)$ 을 최소로 하는 것인데 이 값은 물론 솔레노이드의 길이를 길게 할수록 작아진다. 이러한 상반된 두 경우로부터 영상화에의 최적조건을 얻기 위해

서는 솔레노이드의 길이 L 에 따라 두양의 비(G_r/G_z)가 최대가 되는 조건을 찾아야 한다.

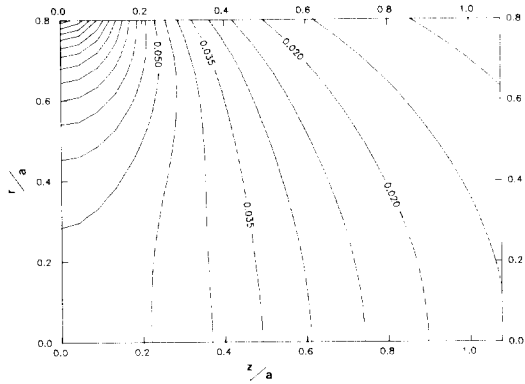


Fig.1. Magnetic field map by a circular ring current of radius $a = 6.5$ cm and current $I = 1$ A.

반경이 a 인 고리에 전류 I 가 흐를 때 축방향의 자기장의 분포는 타원적분으로 표시될 수 있다[4]. 우리는 타원적분의 급수가 소수점 이하 여덟번째 자리에서 수렴할 때까지 고차항들을 더했다. 고리전류나 유한한 길이의 솔레노이드의 자기장은 코일 근처에서 매우 심하게 변한다. 그래서 솔레노이드 직경의 80%까지의 영역을 영상화에 사용한다고 가정하여 이 구간에서의 G_r 와 G_z 의 비를 솔레노이드의 길이와반경비(L/a)의 함수로 계산 하였다. G_r 과 G_z 는 반경을 Δr 씩 증가시켜 가면서 원통의 80%까지 N 개의 점에서 계산된 자기장 값들로 다음과 같이 평균을 취했다.

$$G_r = \frac{1}{2} \left\{ \frac{B(N\Delta r, 0) - B(0, 0)}{N\Delta r} + \frac{B(N\Delta r, d/2) - B(0, d/2)}{N\Delta r} \right\} \quad (3)$$

$$G_z = \frac{1}{N+1} \sum_{n=0}^N \frac{|B(n\Delta r, 0) - B(n\Delta r, d/2)|}{(d/2)} \quad (4)$$

식(4)의 정의에 절대값이 포함되지 않으면 r 에 따라 G_z 값이 0보다 크거나 작은 지역들이 있어, 이들 값들을 평균내면 0에 수렴하여 마치 축방향으로 자기장이 대단히 균일한 듯하게 오인되는 경우가 있다.

그림 2에 반경이 6.5 cm인 원통에 직경이 1 mm인 코일을 감고 1 mm 간격으로 r 를 증가시켜 가면서 구한 G_r 와 G_z 의 평균값의 비를 도시하였다. 전류는 1 A라고 가정했으며 영상화에 선택되는 면의 두께는 5 mm로 하였다. 굵은 실선은 단순 솔레노이드, 가는 실선은 오른쪽부터 중앙에 1,3,5칸을 비운 솔레노이드, 점선은 오른쪽부터 중앙에 1,3회 역방향 전류를 감은 솔레노이드이다. 단순 솔레노이드의 경우 G_r/G_z 는 솔레노이드의 길이가 증가함에 따라 급격히 증가하다가 L/a 가 2.88일때 최대치 10.76에 도달하며 길이가 더 길어지면 천천히 감소한다. G_r/G_z 가 최대일 때의 G_r 는 0.077 G/cm이다. 우리는 또한 솔레노이드의 중심에 역방향 전류를 추가해 단순한 솔레노이드에 의한 결과와 비교해 보았다. 역방향 전류의 크기가 미리 감겨진 솔레노이드에 흐르는 전류와 같으면 이는 물론 솔레노이드의 중심에 감긴 코일을 역방향전류 코일의 수만큼 제거한 경우와 효과가 같다. 단순한 솔레노이드에서는 반경이 증가함에 따라 자기장이 항상 증가하지만 중심에서 코일이 제거되는 때는 반경이 일정한 값(r_0)을 지나면 자기장이 오히려 감소하기 시작한다. r_0 값은 솔레노이드의 길이가 증가함에 따라 감소하는데 이 값이 우리가 정한 영상화영역인 반경의 80%보다 작아지면 시뮬레이션을 중단하였다. 그림에서 보듯이 중심에서 코일을 제거했을 때는 단순 솔레노이드에 비해 G_r/G_z 값이 길이에 따라 심하게 변화한다. 제거되는 코일수가 증가함에 따라 G_r/G_z 값이 최대치를 나타내는 길이가 짧아지며 1회 제거되었을 때 가장 큰 최대치를 보인다.

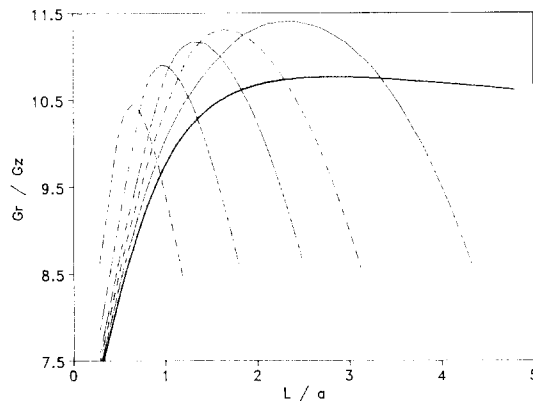


Fig. 2. Average value of G_r/G_z vs. solenoid length.

표 I에는 G_r/G_z 의 최대치와 최대치를 주는 솔레노이드의 길이, 그리고 이 때의 G_r 값이 제거되는 코일의 횟수

Table I. The maximum values of G_r/G_z vs. corresponding solenoid length.

	L/a	G_r (G/cm)	G_r/G_z
단순 솔레노이드	2.88	0.077	10.76
1칸 비움	2.40	0.093	11.41
3칸 비움	1.32	0.162	11.18
5칸 비움	0.96	0.169	10.91
7칸 비움	0.76	0.159	10.98
역방향 1칸	1.64	0.143	11.31
역방향 2칸	0.64	0.141	10.44

에 따라 정리되어 있다. G_r/G_z 값은 중심에 비우는 칸수에 따라 10% 이내로 변하며 최대치를 주는 길이는 칸수가 늘어날수록 감소하고 있다. 경사자계 코일의 반경이 커지면 최대치를 주는 솔레노이드의 길이가 길어질 뿐만 아니라 G_r 값도 줄어들므로 같은 전류로 원하는 해상도를 얻으려면 이중 삼중으로 감아야 하고 이에 따라 인덕턴스가 매우 커지기 쉽다. 이런 경우에는 중심에 위치한 코일들을 제거함으로써 솔레노이드의 길이를 줄일 수 있다. 이 시뮬레이션에 사용된 조건과 같이 반경이 6.5 cm 정도인 경우에는 표 상의 어느 조건에서도 인덕턴스가 문제가 되지 않는다. 단순한 솔레노이드로 경사자계를 제작한다고 하면 $6.5 \times 2.88 = 18.7$ cm, 즉 직경 1 mm의 코일을 사용해서 187회 정도를 감아야 하는데 이 경우 코일의 인덕턴스는 140 μ H가 되고 시상수는 86 μ s 밖에 되지 않는다. G_r/G_z 는 중심에 한칸을 비웠을 때 최대치 11.41로써 단순한 솔레노이드의 경우보다 약 6% 가량 개선된다. G_r 자체는 제거된 코일수가 5회일 때 0.169 G/cm로 최대치를 가지는데 이는 단순한 솔레노이드의 경우에 비해 2.2배 가량 크다. 이 실험조건에서 10 A의 전류를 흘린다면 평균해상도를 0.14 mm까지 내릴 수 있으며 고해상도를 요구하는 실험에서는 이런 조건을 선택하는 것이 매우 유용하다. 표에는 또한 역방향전류가 단순 솔레노이드에 흐르는 전류의 두배일 때, 즉 솔레노이드의 중심부에서 흐르는 순전류가 반대방향이 되도록 한 경우의 시뮬레이션 결과도 같이 정리되어 있다. 역방향전류코일의 감는 횟수가 늘어날수록 G_r/G_z 의 최대치나 최대치가 나타나는 길이, G_r 값들이 변화하는 양상은 중심에 칸을 비우는 경우와 비슷하다. G_r/G_z 의 최대값은 칸을 비우는 경우보다 더 큰 값을 보이는 경우는 없으나

최대치를 나타내는 솔레노이드의 길이가 크게 줄어들기 때문에 대형코일의 제작에 특히 유용하다. 표에 나타난 값들은 물론 설정되는 영상화영역이나 선택되는 면의 두께에 따라 달라지지만 전체적인 변화경향은 비슷하기 때문에 필요한 사양에 따라 어떤 조건 근처에서 자기장을 계산해 보아야 하는지 짐작할 수 있다.

III. 실험

표 I에 정리된 결과로부터 경사자계 코일의 반경을 6.5 cm, 해상도를 1.5 mm로 할 때에 우리의 목적에 최적인 조건은 솔레노이드의 중심에 한칸 또는 세칸을 비운 경우와 역방향전류를 1회 흘리는 경우임을 알 수 있다. 전술한 바와 같이 이 실험조건에서는 어느 경우나 인덕턴스는 문제가 되지 않으며 G_r/G_z 값도 정확한 영상을 얻기에 충분하다. 또한 G_r 값도 주어진 해상도를 얻기에는 충분하다. 우리는 제작의 편의를 위해 칸을 비우는 구성을 택했는데 이중에서도 중심에 세칸을 비우는 경우를 택했다. 그 이유는 한칸을 비운 경우보다 세칸을 비운 경우가 솔레노이드 중심에서의 자기장의 크기가 작아 공명신호가 중심 주파수에서 벗어나는 정도가 적기 때문이다. 측정하는 핵신호가 공명주파수보다 많이 벗어나면 그에 따라 필터의 주파수대역도 늘어나게 되어 신호대 잡음비가 감소한다. 세칸 비운 경우의 실제 자기장의 공간적분포를 z 와

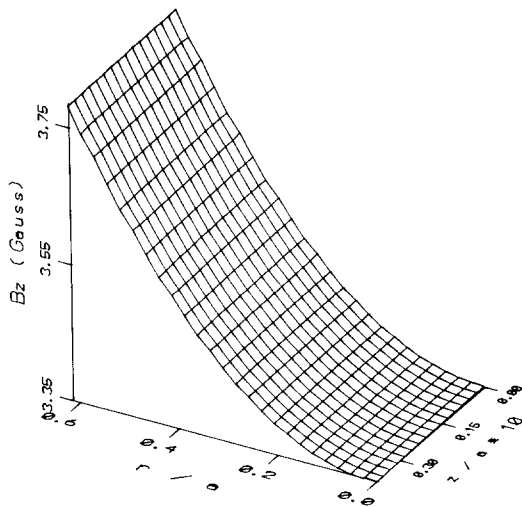


Fig.3. Field map of a solenoid with 3 turns removed at center.

r 의 함수로 z 는 0.025 cm까지, r 은 61%까지의 범위에서 그린 것이 그림 3이다. 축방향으로 자기장의 변화는 방사방향으로 자기장의 변화에 비해 무시할 정도임을 한눈에 알 수 있다. 자기장의 크기는 반경의 제곱에 가깝게 변화하고 있는데 이런 자기장의 형태는 방사방향으로의 영상화에 적합하다. 왜냐하면 반경이 r 인 곳에 존재하는 핵스핀의 수는 rdr 에 비례하므로 스펙트럼상의 각 위치에서 나오는 신호의 크기가 비슷하게 되기 때문이다. 자기장의 크기가 완전히 반경의 이차함수로 변화한다면 다음 절에서 설명하는 바와 같은, NMR신호의 푸리에 변환 이후에 주파수좌표에서 위치좌표로 변환시키는 번거로운 과정이 필요없어진다.

솔레노이드의 길이는 $1.32 \times 6.5 = 8.58$ cm이므로 직경 1 mm인 코일을 가운데 세칸이 비도록 하여 양쪽으로 42번씩 감았다. 영상화에 선택되는 면을 정확하게 이 솔레노이드 코일의 중심에 오게하기 위해서 실렉션(selection)코일도 같은 통에 고정시켰다. 실렉션코일은 Helmholtz코일 형태인데 양쪽에 흐르는 전류의 방향을 반대로 하여 축방향으로 경사자계를 생성한다. 이 코일은 솔레노이드 코일과 같은 전류가 흐르고 r 필스의 주파수대역이 0.4 G에 해당할 때 리딩방향의 평균해상도와 같은 1 mm가 선택되도록 설계하였다. Helmholtz코일간의 거리는 반경의 $\sqrt{3}$ 배일때 가장 선형적으로 증가하므로[5] 서로 11.3 cm의 간격을 두었고 각각 10회씩 감았다(그림 4).

제작된 경사자계를 시험할 시료는 외경 9 cm, 내경 8 cm인 아크릴 원통의 내부에 외경 6 cm, 내경 5 cm인 아크릴 원통을 넣어 중심을 맞추어 고정하고 작은 통의 내부와, 두 통의 사이에 상자성염을 약간 녹여 넣은 물을

채웠다(그림 5). 이 시료는 경사자계코일 안에 역시 중심이 되도록 고정시킨 후 중심 5 mm를 선택하여 방사방향으로 리딩기법을 적용하였다. 핵신호는 물의 수소핵에서 얻었으므로 반경 4 cm까지에서 신호가 나오는데 이는 경사자계코일 반경의 61%에 해당하므로 우리가 설정한 영상화영역 80% 이내에 속한다. 자기장은 1 kG이며 필스의 반복주기는 500 ms, 에코시간은 30 ms로 하였고 64번 반복해서 신호를 얻어 평균하였다.

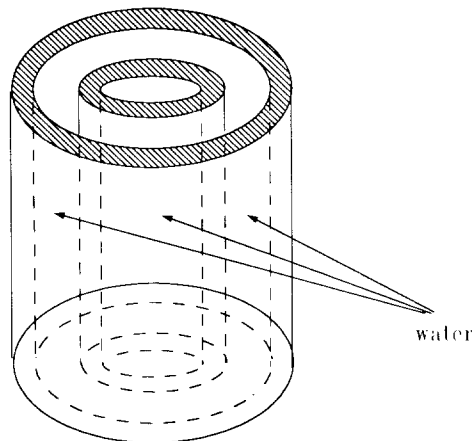


Fig. 5. Sample phantom.

IV. 결과 및 토론

실험에서 얻어진 Free Induction Decay(FID)신호를 푸리에변환시켜 얻은 결과가 그림 6에 도시되어 있다. 경사자계가 만들어낸 자기장 때문에 시료에서 나온 신호는 스펙트럼의 한쪽으로 치우쳐져 있는데, 시료 내부의 작은 원통에 의해서 물의 신호가 두부분으로 명백히 갈라져 있음을 볼 수 있다. 리딩에 이용된 경사자계는 선형적이지 않으므로 이 스펙트럼에서 핵밀도를 반경의 함수로 얻기 위해서는 다음과 같은 변환을 해주어야 한다. 우선 스펙트럼 상의 한 점 P 에 해당하는 자기장을 계산하고 그림 3에서 그 자기장에 해당하는 위치를 찾는다. 이 위치가 반경 r 인 지점이라고 하면 스펙트럼 상의 P 점에서의 신호는 반경이 r 이고 두께가 Δr 인 고리띠에 속하는 핵스핀들이 내는 것이므로 그 크기가 $r\Delta r$ 에 비례한다. 여기서 Δr 는 상수가 아닌 r 의 함수로써, 스펙트럼의 해상도를 자기장으로 표시한 양이 ΔB 라고 할 때 $\Delta r \approx$

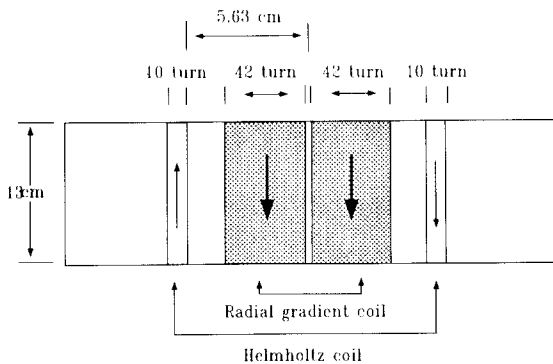


Fig. 4. Magnetic field gradient coil.

$\Delta B/(dB/dr)$ 이므로 그림 3에서 r 지점에서의 자기장의 기울기를 계산함으로써 구할 수 있다.

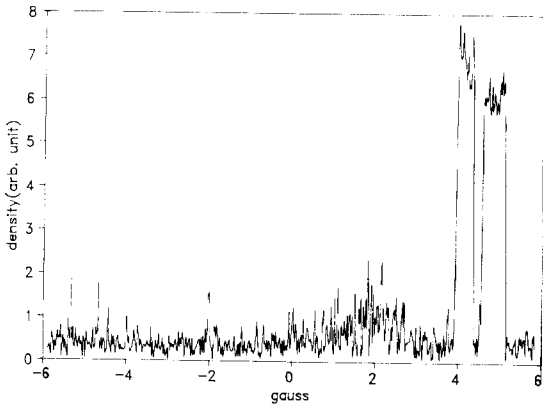


Fig. 6. NMR spectrum.

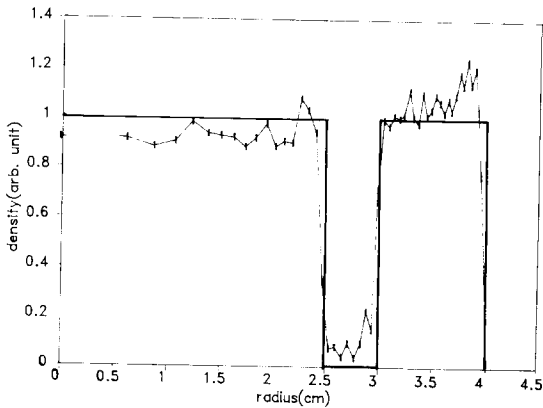


Fig.7. Constructed image(solid line) and theoretical expectation(bold line).

이런 절차를 거쳐 구한 영상이 그림 7에 이론적인 결과와 같이 도시되어 있다. 자기장의 모양이 반경이 증가함에 따라 포물선과 유사하게 변화하기 때문에 해상도는 r 이 증가할수록 좋아지고 있음을 볼 수 있다. 신호의 크기가 급격히 변하는 곳에서 대비가 더 큰 영상을 얻으려

면 해상도를 높여야 한다. 실험에서 얻은 결과는 이론적인 예측과 정성적으로 잘 일치하며 정량적으로 약 10% 정도의 차이를 보인다. 실제 실험에서 shimming 코일 등이 잘못 조절되어 자기장이 불균일할 때는 영상이 변형되어 나오는 경우가 많기 때문에 이 오차는 경사자계의 시뮬레이션 과정이나 실제 제작이 잘못된 탓이 아니라 정 자기장의 공간적인 불균일성에 주로 기인한다고 사료된다. 이를 극복하기 위해서는 경사자계의 기울기를 더 크게 하면 되는데, 경사자계의 기울기를 크게 하기 위해서 코일의 배치를 바꾸거나 전류를 더 많이 흘리면 시료의 공명주파수가 정자기장만 걸었을 때보다 많이 벗어나버려 영상이 스펙트럼의 바깥으로 나가버리게 된다. 이 문제는 방사방향으로 경사자계가 걸릴 때 그 평균 자기장을 상쇄시킬 수 있는 코일에 동시에 전류를 흘려주면 해결된다. 두 코일쌍에 같은 방향으로 전류가 흐르는 Helmholtz코일을 이 목적에 사용할 수 있다. 원통좌표계를 구현하는 경사자계의 제작에 이렇게 Helmholtz코일을 추가하면 정자기장이 어느정도 불균일해도 정밀한 영상을 재구성할 수 있다고 생각하며 우리는 이런 경사자계를 시험할 계획을 하고 있다.

감사의 글

NMR-CT용 자석을 기증하여 이 실험을 할 수 있도록 도와주신 금성통신, 금성의료기 임직원 여러분, 특히 김학경부장, 최 정우부장, 양 준찬과장, 권 용봉과장님께 감사를 드린다.

참 고 문 헌

- [1] P. D. Majors and A. Caprihan, J. Mag. Res. **94**, 225 (1991).
- [2] M. S. Antony and J. P. Zirnheld, J. J. Appl. Phys. **22**, □ed 205 (1983).
- [3] 이 순철, 화학과 공업의 진보 **31**, 956 (1991).
- [4] William R. Smythe, Static and Dynamic Electricity (McGraw Hill), (1939).
- [5] J. E. Tanner, Rev. Sci. Instrum. **36**, 1086 (1965).

Design of Cylindrical Magnetic Gradient Field for NMR-CT

Daehaeng Lee, Soonchil Lee

Dept. of Physics, KAIST

373-1 Gusongdong, Yuseongku, Daejeon

(Received 15 April 1992)

We have designed a magnetic field gradient useful for cylindrical imaging in NMR-CT. The direction of the designed field is parallel to the axis and the gradient in the radial direction of cylindrical coordinate is monotonically increasing. The ratio of the gradient in the radial and axial direction is greater than 10 near the center of coordinate. This ratio depends on solenoid length, the number of reverse current turns at center, and the amount of the reverse current. We built a gradient coil based on the numerical simulation and tested the field generated by NMR-CT. The resulting image matches with the theoretical expectation within 10% error. Since the data acquisition time of 1-D imaging is significantly shorter than 2-D imaging, it becomes possible to image much more dynamic objects by the use of this gradient field.