

나선형 주사 방법에 의한 고속 NMR 영상화 연구

안창범, 류충렬, 김재호, 조장희
한국과학기술원 전기및전자공학과

High-Speed NMR Imaging by Spiral-Scan Echo Planar Method

C.B. Ahn, C.Y. Rew, J.H. Kim, Z.H. Cho

Korea Advanced Institute of Science and Technology

Dept. of EE

초록

본고에서, "나선형 주사 방법에 의한 고속 NMR 영상화" 방법을 제안하고 그에 따른 실험 결과를 보였다. 이것은 2차원 FID 영역을 나선형 궤적으로 스케닝하며 데이터를 받을 수 있도록 경사 자기 파형 (gradient pulse)을 가하여 빠른 시간에 (수십 msec - 수초)내에 영상 정보를 얻어낸 후, 재구성 알고리즘을 씬으로써 영상을 얻어내는 방법이다.

이 방법의 장점은 첫째로 T_2 감쇄에 의한 PSF (Point Spread Function)가 원형 대신으로 주어지므로 영상화 했을 때 물체의 구조 식별이 기존의 EPI (Echo Planar Imaging) 방법에 비해서 선명하며, 둘째로 나선형 궤적을 구현하기 위한 경사 자기 파형에서 불연속 점을 없앴과 동시에 파형의 세기가 점차로 증가하는 형태이므로, 기존의, 파형 왜곡에 의해 영상에 미치는 영향을 최소화 할 수가 있으며, 셋째로 나선형 스캔을 사이 사이에 끼워 넣는 방법을 씬으로써 해상도를 향상시킬 수가 있다.

I. 서론

지금까지 NMR 영상화 방법의 단점은, T_1 완화 시간으로 인한 제약 때문에 영상화 시간의 단축에 한계점이 있다는 것이다. 이러한 한계성을 극복하기 위한 영상화 방법으로 처음 제안된 것이 맨스필드가 제안한 Echo Planar 방식 (EPI) 이다. [1]

이 방법은 2-D FID 데이터를 위치 주파수 영역 (spatial frequency domain)에서 지그 재그 형태의 궤적을 따라가면서 얻어 내는 방법으로, 고속 NMR 영상화 방법의 효시가 되었으나 T_2 완화 시간에 의한 해상도의 제약과, 지그 재그 궤적을 구현하기 위한 경사 자기 파형을 Gradient coil의 인덕턴스 때문에 이상적으로 가해줄 수가 없고, T_2 완화 시간의 영향이 등방으로 나타나지 않음으로써 영상의 일그러짐이 편중되는 문제점이 남아 있었다.

위에 열거한 점들이 고속 NMR 영상화에 따른 나타날 수 있는 문제점 들인데, 본고에선 이런 문제점들을 개선한 방법인 "나선형 주사 방법에 의한 고속 NMR 영상화 방법"에 대한 이론 및 그 특징을 고찰해 보기로 한다.

II. 본론

NMR 영상화 방법의 기본 개념은 다음과 같은 스핀 밀도와 FID 영역의 푸리에 변환 관계식에 의해서 표현된다.

$$S(t) = S(K_x(t), K_y(t)) = \iiint \rho(x, y) \exp[-j(xK_x(t) + yK_y(t))] dx dy \quad (1)$$

$$\text{where } K_x(t) = \gamma \int_0^t G_x(t') dt' \quad (2.1)$$

$$K_y(t) = \gamma \int_0^t G_y(t') dt' \quad (2.2)$$

$\rho(x, y)$; object spin density function

K_x - K_y 좌표 계에서 그림 (1)과 같이 나선형으로 데이터를 받으려면

$$K_x(t) = \gamma at \cos bt \quad (3.1)$$

$$K_y(t) = \gamma at \sin bt \quad (3.2)$$

의 좌표의 데이터를 읽어내면 된다. (2)의 관계에 의해서

$$G_x(t) = a \cos bt - abt \sin bt \quad (4.1)$$

$$G_y(t) = a \sin bt + abt \cos bt \quad (4.2)$$

로 경사자계의 파형이 결정된다. 이 파형의 모양을 포함한 NMR 펄스 시퀀스가 그림 (2)와 같이 주어진다. 180° RF 펄스 후의 echo 파형을 선형 증가 정현파로써 코딩하면 그때 얻어지는 데이터가 위차 주파수 영역에서 나선 궤적 상에 있는 T_2 감쇄된 2D FID 신호의 집합이 된다.

한줄로 얻어진 데이터를 재구성하기 위해서 등각 등의 방향으로 재 배열한 후 com volution back projection 방법에 의해서 최종 영상을 얻게된다.

III. 결론

이 방법에선 앞서 언급한, 고속 NMR 영상에서 생길 수 있는 여러 문제점을 해결할 수 있는 가능성을 보여 주었다.

위에서 살펴 본 바에 의하면 경사 자계를 인가함에 있어서 그 파형이 연속적인 동시에 점차 증가하는 형태이므로, 초기 과도 현상에 의한 왜곡이 적어지고, 나선형 궤적에 거의 일치하면서 데이터를 읽어낸다. 또한 T_2 감쇄효과가 FID의 처음과 끝, 즉 FID 영역의 중앙점에서 마지막 꼬리점까지 미치므로, 그림 (1)과 같이 등각 등방으로 데이터를 재배열하면 결과적으로 T_2 효과가 중앙점을 중심으로 exponentially 감소하는 형태이므로 그것의 PSF는 등방대칭이 되게 된다. 이로 인해 영상 재구성 시 물체가 한쪽 방향으로 일그러짐 없이 고르게 분포하게 된다.

T_2 감쇄에 따른 해상도의 제약은 원초적인 문제이므로 한번의 스캐닝 만으로는 그 효과를 줄일 수는 없으므로 T_2 감쇄영향이 FID data 자체에 적게 미치도록 여러번에 나누어서 데이터를 받아냄으로써 해결한다. 즉 나선형 스캐닝을 interlacing 방법으로 나누어서 받는다면 해상도를 늘릴 수가 있다.

이상에서 본 바와 같이 나선형 주사 방법은 고속 NMR 영상에 있어서 생길 수 있는 문제점을 보다 향상시킨 형태의 새로운 알고리즘이라고 생각된다.

Reference

1. P.C.Lauterbur, "Image formation by induced local interaction: examples employing magnetic resonance", Nature, Vol. 242, p.190, (1973).
2. Z.H.Cho, et al, "Fourier transform nuclear magnetic resonance tomographic imaging", Proc. IEEE, Vol.70, No.10, p.1152-1173, (1982).
3. C.H.Oh, H.S.Kim, H.W.Park, W.S.Kim, S.W.Lee, and Z.H.Cho, "Study of R.F. gradient pulse, and magnetic instability effect in NMR tomography", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. NS-30, No.3, p.1899-1904, June (1983).
4. P.Mansfield and I.L.Pykett, "Biology and medical imaging by NMR", J. Mag. Res. 29, p.355-373, (1978).
5. M.M.Tropper, "Image reconstruction for NMR echo-planar technique, and for a proposed adaptation to allow continuous data acquisition", J. Mag. Res. 42, p.193-202, (1981).
6. P.Mansfield, R.Rzedzian, M.Doyle, B.Chapman, D.Guilfoyle, R.Coupland, A.Chrispin, and P.Small, Abstracts of Papers Presented at the Second Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine, Magn. Reson. Med. 1, p.197, (1984)

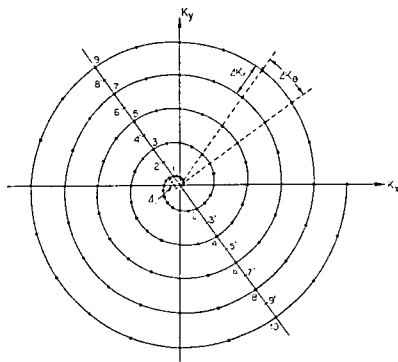
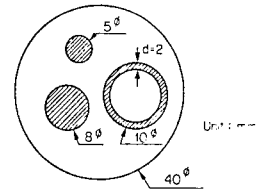
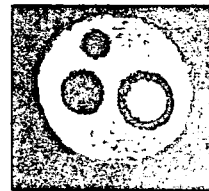


그림 1

Phantom Diagram



(a)



(b)

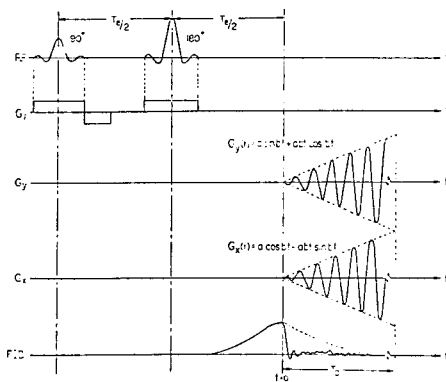


그림 2

그림 3

Figure Captions

Fig.1 Spiral trajectory in spatial frequency domain obtained by SEPI technique.

Fig.2 Pulse sequence for the spiral scan EPI (SEPI) technique.

Fig.3 An experimentally reconstructed phantom image using a 64X64 matrix size. Total measurement time was 64 msec with the KAIS 1.5 KG resistive magnet NMR system.