

## 생체내에서 인의 핵자기공명 분광분석을 위한 방사형 주사기법

임 채 열\*, 천 강 옥\*, 나 종 범\*, 조 장 회\* \*\*  
\*서울 특별시 동대문구 청량리 우체국 사서함 150, 한국과학기술원 전기 및 전자공학과

### Radial Scanning Technique for 31P MR Spectroscopy *In Vivo*

C. Y. Rim\*, K. W. Chun\*, J. B. Ra\* and Z. H. Cho\* \*\*

\*Dept. of Electrical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology, P.O.Box 150, Cheongyangni, Seoul, Korea

\*\*Dept. of Radiological Sciences, University of California, Irvine, CA92717, USA

#### Abstract

In recent years, several volume selection techniques have been tried to obtain <sup>31</sup>P MR spectroscopy *in vivo*. Most volume selection techniques, however, suffer from T2 decay in VOI due to the relatively long selection time.

In this paper, we propose a new localized 3-D volume selection technique which is specially suitable for <sup>31</sup>P spectroscopy. The proposed technique, which uses the radial scans in the k-space, minimizes T2 decay during the selection time and also provides good volume selectivity.

#### 본문 요약

지난 수년동안 MR 을 이용한 생체내의 인의 분광을 얻기 위한 여러가지 방법들이 연구되었다. 그러나 대부분의 방법들은 선택시간의 지연으로 인하여 선택된 체적에서의 FID 신호가 짧은 T2 시간에 영향을 받았다.

본 논문에서는 인의 분광법으로 적절한 새로운 방법을 제시하였다. 이 방법은 k-공간을 방사형으로 스캔하면서 이루어지는 데 짧은 선택시간으로 T2 감쇄의 영향을 거의 받지 않으며, 좋은 선택도를 얻을 수 있었다.

#### 1. 인(<sup>31</sup>P)의 분광법

인체내에서의 인분광에 대한 연구는 여러가지 이유로 해서 학계의 매우 큰 관심을 끌고 있는데 이러한 이유들 중 몇가지를 보면, 첫째 인체내에서의 진진대사를 관찰하는 여러 종류의 중요한 분자들 (즉 ATP, PCr(Phosphor creatine), Pi(inorganic phosphate) 등)이 인을 함유하고 있으며, 둘째로 스

펙트럼이 상대적으로 단순하며 큰 화학적 천이(chemical shift)를 갖기 때문에 각각의 스펙트럼에 대한 이해가 쉬우며, 셋째로 피크와 피크와 피크 사이의 화학적 천이의 양에 의해서 세포질내의 PH 를 측정할 수 있다는 것이다.

그러나 인체내에서 인분광을 얻기 위해서는 극복해야 할 여러가지 문제점들이 있다. 이러한 문제점중에서 중요한 몇가지를 살펴보면, 첫째로 인체내에서 인의 밀도가 수소의 경우보다 10<sup>4</sup> ~ 10<sup>5</sup> 정도로 적게 존재하며, 둘째로 인의 경우 수소의 경우보다 감도(sensitivity)가 6.6% 정도로 작다. 따라서 첫번째와 두번째 문제점에 의해서 인의 경우 수소 분광보다 SNR 이 10<sup>4</sup> 정도 작게 나타난다. 셋째로 인의 회전자계율(gyromagnetic ratio)이 수소의 1/2.5배 정도이며, 따라서 인의 공진 주파수는 약 35 MHz 의 낮은 주파수를 지닌다(2.0T). 넷째 인의 경우 대부분 짧은 T<sub>2</sub>를 지니므로 신호감소가 시간 축상에서 빠르게 나타나며, 다섯째로 T<sub>1</sub>이완 시간이 길며, 여섯째로 각각의 피크들의 화학적 천이(chemical shift)가 수소의 경우 보다 매우 넓게 분포되어 있다. (약 20 ppm 정도)

위에서 기술된 문제점들을 해결하기 위해서 요구되는 펄스 시퀀스(pulse sequence)를 살펴보면, 낮은 SNR 을 보상하기 위해서 많은 측정(average)이 요구되므로 신호를 받는 시간이 다소 소요되며, 낮은 회전자계율(gyromagnetic ratio) 때문에 체적선택에 필요한 경사자계의 크기가 2.5배 정도 증가되

어야 하며, 짧은  $T_2$  성분에 대해서 보다 많은 정보를 얻기 위해서는 짧은 에코타임(echo time)이 요구되며,  $T_1$  이완시간이 길므로 긴 TR 을 갖는 펄스퀀스(pulse sequence)가 요구된다. 인의 생체내의 분광분석을 위하여 이미 여러가지 방법들이 개발되었는데, 즉 직교인 방향으로 여러 펄스(pulse)를 가하여 필요한 부분의 신호만을 얻어내는 ISIS(Image Selective In Vivo Spectroscopy) [1,2] 와 표면코일(Surface Coil)을 사용하여 국부의 신호를 얻어내는 DRESS(Depth Resol Surface Coil Spectroscopy)[3] 및 3차원 공간 코딩과 1차원 화학적 천이를 이용하여 4-DNMR [4,5,6] 방법들이 있다. 그러나 DRESS의 경우 완전한 체적을 선택하지 못하기 때문에 좋은 체적선택 방법이 되지 못하며, ISIS의 경우 선택된 체적에서 스핀들의  $T_2$  감쇠에 의하여 신호가 줄어들기 때문에  $T_2$ 가 짧은 인의 신호들에 대하여 손실이 크며[7], 4-D NMR의 경우 공간적으로 전체의 체적으로부터 신호를 얻고 분석할 수 있는 장점이 있으나 전체 데이터를 얻는데 많은 시간이 소요되고 3차원 공간 코딩을 위한 경사자계인가 시간으로 FID 신호의 손실이 생긴다.

본 논문에서 인이 갖고 있는 성질들에 적당하고 기존 방법들이 갖고 있는 문제점을 해결하기 위하여 새로운 인에 대한 체적선택에 의한 분광분석방법으로 방사형 주사기법을 제안하였다.

## [2] 방사형 주사기법(Radial Scanning Technique)

앞부분의 논문에서 우리는 수소분광 분석을 위하여 나선형 주사기법(spiral scanning technique) [8,9]을 제안하였고, 이를 위하여 방사형 코일과 비월기법(interlacing technique)을 결합 [12]하였다. 즉 앞서의 논문들에서 다차원 체적선택을 단지 한개의 rf 펄스를 가하여 가능하게 하였으며, k-공간을 나선형으로 스캔하면서 적당히 스캔속도로 가중된 rf 펄스를 가하면서 짧은 시간에 원하는 체적을 선택하였고 선택되어진 체적으로부터 수소의 신호를 감지하므로 수소 분광법으로 적용시켰다 [12]. 그러나 앞에서 볼 수 있듯이 인의 경우 국부체적

선택에 필요한 선택적 경사자계를 수소의 경우보다 2.5배 정도 높여야 되며, 이러한 경사자계의 크기를 증가시키기에는 앞에서 제안한 나선형 비월기법(spiral interlacing technique)을 이용해서는 한계가 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해서 그림(1)의 (a)와 같이 k-space를 방사형으로 주사하는 새로운 방사형 주사기법(radial scanning technique)를 고안하였다.

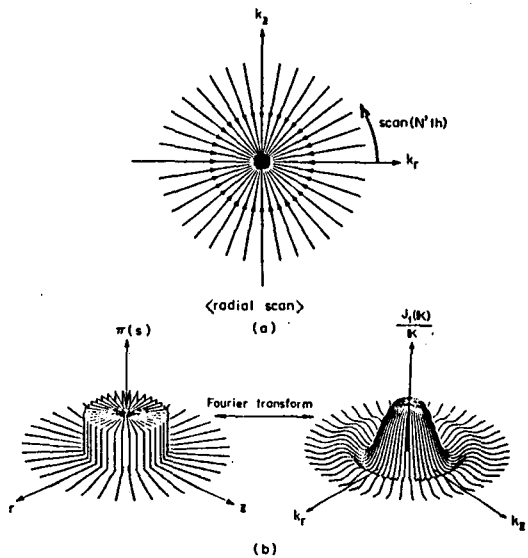


그림1 (a) k-space를 방사형으로 주사하는 체적.

(b) 공간영역에서의 체적선택 함수와 k-space에 가중된 함수사이의 푸리에 변환관계.

이 기법은 비월 주사법을 보다 일반화시킨 방법으로서, 각각의 주사기간동안 k-space를 방사형으로 주사하며 RF를 k-space에 가중(weighting)시킨다. 예로써 그림(1)의 (b)와 같이 N번의 방사형 주사에 의해 k-space 상에 1차의 Bessel 함수가 인수(argument)에 의해 가중(weighting)된 함수  $J_1(kr)/kr$ 를 가하면 k-space와 공간영역의 푸리에 변환(Fourier transform)관계에 의해서 공간 영역에서의 원함수에 의해 표시되는 작은 영역을 선택할 수 있다.

k-space 상에서 방사형으로 주사하기 위해서 필요한 선택적 경사자계의 크기는 다음과 같다.

$$G_{rad}(t) = \frac{1}{\gamma} \frac{dk_{rad}(t)}{dt} = -\frac{G_{max}}{T} \cos\left(\frac{2\pi}{N} t\right)$$

$$G_{zj}(t) = \frac{1}{\gamma} \frac{dk_{zj}(t)}{dt} = \frac{G_{\max}}{T} \sin\left(\frac{2\pi}{N} i\right), \quad (1)$$

$$i = 1, 2, \dots, N.$$

위식에서 보듯이 선택적 경사자계의 형태는 일정한 크기를 지니며 각각의 주사에 대해서 크기가 cosine 과 sine 의 형태로 변화는 형태이다. 식 (1)에 나타난 바와 같이 진동 경사자계를 사용하지 않으므로 실제적 경사자계에서의 제한을 없앨 수 있다.

또한 앞에서 본 바와 같이, k-space 상에서의 가중된 rf 과 공간영역에서 채적함수 사이에는 푸리에 변환 관계가 있으므로, 공간영역에서 r 과 z 좌표에 대해서 원함수 (circular function) 형태를 선택하기 위하여 k-공간 위에 가중시켜야 할 함수는 다음 식으로 표시된다.

$$\Pi(s) \Leftarrow \text{F.T.} \Rightarrow \frac{J_1(k)}{k} \quad (2)$$

이때 k-space 상에  $J_1(k)/k$  함수를 가중시키기 위한 시간축 상에서의 RF 펄스의 형태는 아래와 같이 표현된다.

$$H_1(t) = J_1(k(t)) | \gamma G(t) | \quad (3)$$

즉 1차의 Bessel 함수에 경사계의 함수가 곱해진 형태로 나타난다.

### [3] 방사형 주사기법의 시뮬레이션

제안된 방법의 유용성을 알아보기 위하여 컴퓨터에 의한 시뮬레이션을 하였다. 이때 rf 펄스는 zero crossing 이 4번이고 펄스폭이 2ms 인 1차 Bessel 함수를 사용하였고, k-공간을 방사형으로 주사하는 샘플링 횟수 N 은 64번으로 하였다. 또한 방사형 자계의 크기는 1.0G/cm, z 경사자계의 크기는 1.1 G/cm 인 선택적 경사자계를 사용했고 공진 주파수는 2.0 T 에서 인에 대한 주파수로 맞추어 계산되었다.

시뮬레이션을 통하여 화학적 천이가 국한된 채적을 선택하기 위한 방법에 미치는 영향과, y,z 공간축 방향으로 선택도를 살펴 보았다. 그림 2의 (a) 와 (b) 는 화학적 천이를 고려하지 않을 경우 공

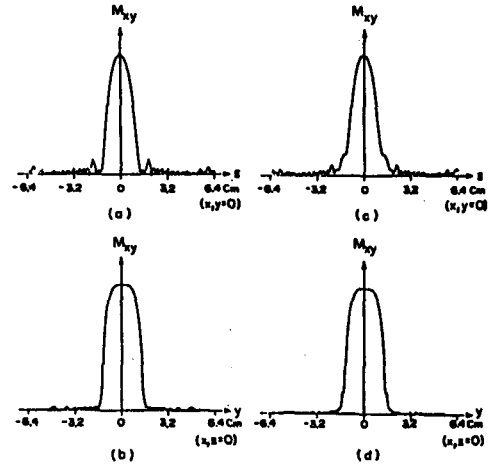


그림 2 화학적 천이가 선택도에 미치는 효과.

- (a) 화학적 천이를 고려하지 않은 경우의 z 방향의 선택도
- (b) 화학적 천이를 고려하지 않은 경우의 y 방향의 선택도
- (c) 10 ppm의 화학적 천이에 대한 z 방향의 선택도
- (d) 10 ppm의 화학적 천이에 대한 y 방향의 선택도

명 주파수에서 y 와 z 의 방향으로 선택도를 나타낸 것이다. 그림 2의 (c) 와 (d) 는 10 ppm 의 화학적 천이가 존재할 때 y,z 방향으로 선택도를 나타낸 것이다. 결과에서 보듯이 화학적 천이 (10 ppm) 가 선택도에 미치는 영향은 시뮬레이션 결과에서 5% 이내로 나타났으며, 이는 무시할 만한 양으로 생각된다. 즉 방사형 주사기법으로 인하여 나선형 주사기법이 갖고 있던 문제점인 화학적 천이의 영향이

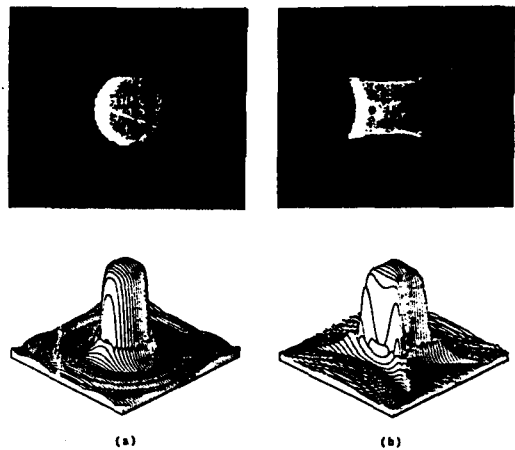


그림 3 방사형 주사에서의 국부채적 선택.

- (a) 국부채적에 대한 정면영상과 투시도
- (b) 국부채적에 대한 측면영상과 투시도

방사형 주사기법을 사용하므로 해결이 될 수 있는 것이다. 이러한 방법을 통하여 3차원적 체적이 선택되어질 수 있는데, 시뮬레이션 결과로 그림 3의 (a)에 선택된 체적의 정면 영상과 투시도를 나타내었고, 그림 3의 (b)에 측면 영상과 투시도를 나타내었다.

#### [4] 결론

본 논문에서는 생체내의 인의 분광분석을 위한 새로운 다차원 선택기법을 제안하였는데, 이 방법은 두개의 선택적 자계와 rf 필스를 공간상위에서 방사형으로 스캔하게 함으로써 이룩하였다.

#### 참고문헌

- [1] R. J. Ordidge, A. Connelly, and J. A. B. Lohman, J. Magn. Reson., 66, 283 (1986).
- [2] P. R. Luyten, J. P. Groen, J. W. A. H. Vermeulen, and J. A. D. Hollander, Magn. Reson. Med., 11, 1 (1989).
- [4] A. A. Maudsley, S. K. Hilal, W. H. Perman, and H. E. Simon, J. Magn. Reson., 51, 147 (1983).
- [5] T. R. Brown, B. M. Kincaid, and K. Ugurbil, Proc. Natl. Acad. Sci. USA 79, 3523 (1982).
- [6] B. R. Rosen, E. A. Carter, I. L. Pykett, B. R. Buchbinder, and T. J. Bradley, Radiology 154, 469 (1985).
- [7] T. J. Lawry, G. S. Karczmar, M. W. Weiner, and G. B. Matson, Magn. Reson. Med., 9, 299 (1989).
- [8] J. Pauly, D. Nishimura, and A. Macovski, J. Magn. Reson., 81, 43 (1989).
- [9] C. B. Ahn, J. H. Kim, and Z. H. Cho, IEEE Tran. Med. Imag., MI-5, No.1, 1 (1986).
- [10] S. Y. Lee, and Z. H. Cho, Magn. Reson. Med, 12, 56 (1989).
- [11] C. H. Oh, S. K. Hilal, G. Johnson, I. K. Mun, O. Gonen, and Z. H. Cho, Proc. SMRM, 864 (1989).
- [12] C. Y. Rim, J. B. Ra, and Z. H. Cho, in press in Magn. Reson. Med. (1990).