

복합 $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ 시퀀스를 이용한 핵자기 공명 혈관조영술

김재호*, 이기동*, 전현호*, 조장희**,*

* 한국 과학 기술원, 전기 및 전자 공학과

** Dept. of Radiological Sciences, Univ. of California, Irvine, CA92717

MR ANGIOGRAPHY USING THE COMPOSITE $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ SEQUENCE

J.H. Kim*, K.D. Lee*, H.H. Jeon*, Z.H. Cho*,**

* Dept. of E.E., Korea Advanced Institute of Science

** Dept. of Radiological Sciences, Univ. of California, Irvine, CA92717

ABSTRACT

A new MR angiography technique using a composite sequence for the suppression of static sample signals is proposed and verified with experiments. When the composite $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ sequence is applied, the large signal from the static sample is sufficiently suppressed but the signal from fresh inflow sample of which amplitude is observed without suppression. These properties are appropriate for angiographic applications. In this paper, a modified line scan method (Block line scan angiography) incorporated with the composite $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ sequence is used to obtain flow-only images, i.e., angiograms. The block line scan method improves the resolution in the flow-direction at the expense of imaging time. With the composite sequence, there is no need for subtraction procedure as in the most conventional angiographic methods.

Experimental results for a phantom and a normal volunteer with KAIS 2.0 Tesla MRI system are shown.

$[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ sequence를 이용했을 때 정지된 spin에서 나오는 신호와 흘러들어오는 spin에서 나오는 신호의 변화형태.

앞서 발표된 논문[22]에서 $90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau$ pulse sequence에 의한 정상상태를 직관적으로 이해하기는 힘들것으로 생각된다. 이해를 돕기 위해 정상상태에서 magnetization의 변화과정을 그림 1에 나타내었다. 여기서 T_1, T_2, τ 는 각각 700, 60, 20msec로 가정했고 RF pulse는 x 방향으로 가해지며 경사자재는 없는것으로 가정한다. 최초의 4τ 동안 xy 성분 magnetization은 T_2 감쇠를 해서 두번째 sequence가 시작되기 직전에는 크기가 $M_0 \exp(-4\tau/T_2)$ 로 된다. 한편 최초의 90° pulse를 맞은 후 M_z 성분은 T_1 에 따라 거의 선형적으로 증가한다. (왜냐하면 $\tau < T_1$ 이기때문에) 제속되는 두개의 180° pulse에 의해 M_z 성분은 inversion되고 $t=4\tau$ 일때는 거의 zero에 도달한다. 여기서 90° pulse는 y와 z 성분 magnetization을 서로 바꿔주는 역할을 함을 알 수 있다. 두번째 sequence 동안에는 90° pulse가 가해지기 직전 M_z 가 zero였으므로 신호가 나오지 않는다. 90° pulse 직전의 y성분이 이제는 M_z 성분으로 되므로 $-M_0 \exp(-4\tau/T_2)$ 에서부터 자라기 시작한다. 뒤에는 두개의 180° pulse가 다시 M_z 성분의 성장을 억제한다. 이러한 과정이 되풀이 되면 xy 성분은 각 홀수번째 sequence마다 나타나게 된다. M_z 성분은 각 짝수번째 sequence마다 첫번째 sequence때와 같으므로 수렴해 간다. 이 sequence에 의해 정지된 sample의 신호는 $10^{-4} \sim 10^{-6}$ 까지 감소됨을 확인하였다[22]. 그러나 이 sequence는 새로 흘러 들어오는 spin에서 나오는 신호는 억제하지 않는다. 따라서 $90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau$ sequence는 새로 유입된 spin에서 나오는 신호에는 영향을 주지 않으면서 정지된 sample 신호는 감소시키는데 이용될 수 있다. 사람의 조직에서 ($T_1=700\text{msec}, T_2=60\text{msec}$) M_z 성분은 unsaturated spin과 비교해 볼때 10^{-4} 이하로 감소된다. 혈관조영술에 응용하기 위해 slice내로 속도 v로 흘러들어가는 flow에 대해 생각해보자. 그림 2에 흘러들어오는 spin들의 신호크기를 나타내었다. 여기서 T_1, T_2, τ 는 각각 2000, 200, 20msec로 가정했다. Spin이 slice내로 깊이 들어갈수록 많은 pulse를 맞게되고 신호의 크기도 줄어든다. 90° RF pulse는 4τ 씩 떨어져 있으므로 혈관은 파선형태로 나타날 것이다.

Block Line Scan 혈관조영술.

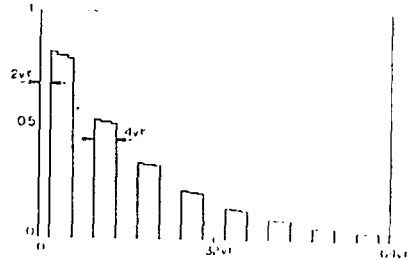
$90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau$ sequence를 slice imaging에 이용할 경우 slice 입구에서 flow 신호는 큰 값이 될것이다. 따라서 핵자기공명 혈관조영술에 이용하기 위해서는 line scan angiography 방법을 이용해야 한다. 여기서는 그림 3에 나타난 것과 같은 block line scan 방법을 이용하고자 한다. 이 방법은 두번째 선택한 slice를 M번 encoding 한다는 것을 제외하면 일반적인 line scan 방법[11]과 같다. 각 slice는 Δd 만큼씩 이동된다. (그림 3(a)) 이 방법에 의해 $N_x \times M$ 영상이 얻어진다. 여기서 N_x 은 reading 방향 pixel의 갯수이다. (그림 3(a)) Pulse sequence는 그림 (4)와 같다.

NMR flow 영상 방법[1,2]이 1980년에 소개된 이후 이 분야는 주로 새가지 영역으로 나뉘어져 연구되어 왔다.

- 1) 움직이는 spin들의 flow 속도측정 [3-7]
- 2) 입의와 방향으로 움직이는 flow에서 생기는 artefact 제거 [8-10]
- 3) 혈관조영술 [11-19]

MR 혈관조영술에 있어서 가장 큰 문제중의 하나가 정지된 sample 신호의 억제인데 이를 위해 이미 몇가지 방법이 개발되어있다. dynamic range를 줄이기 위해 projection 방향으로 작은 경사자재를 가하는방법[13-15], 일련의 RF pulse와 velocity phase encoding 경사자재를 가하여 속도있는 성분만을 여기서키는 방법[16-21] 등이 있다. 성공적인 혈관조영을 위해서는 무엇보다도 정지된 sample의 suppression factor가 높아야한다. 왜냐하면 정지된 sample 신호는 혈관속의 혈액에서 나오는 신호보다 100배 이상 크기 때문이다. $90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau$ sequence를 SSFP mode로 이용한 경우 정지된 sample 신호는 $10^{-4} \sim 10^{-6}$ 이하로 줄어들게 된다[22]. 이 방법에서는 정지된 sample 신호는 억제되면서 새로 유입되는 flow 신호에는 아무런 영향을 주지 않는다. 실험에 의해 위의 사실들을 확인할 수 있었다. 이방법이 기존의 방법들과 다른점은 영상 subtraction을 필요로 하지 않는다는 사실이다.

여기서 projection dephasing 경사자제는 사용되지 않는다. [13-15] 이 방법의 가장 큰 장점은 subtraction이나 겹치는 혈관에서 나타나는 artefact가 없다는 점이다. 마지막으로 Δd 만큼씩 이동시킨 block line scan 영상을 더해서 혈관사진을 얻을 수 있다. (그림 3) N은 이동한 횟수이고 M은 encoding 갯수이다. 각 slice를 이동할때 정상상태에 들어가기 위한 시간이 필요하다. 몇개의 T_1, T_2 값에 대해 이 시간을 계산한 결과가 표 1에 있다. 이러한 시간낭비를 줄이기 위해서는 180° pulse의 선택범위를 90° pulse의 경우보다 넓게 하된다. 즉 다음에 imaging할 영역은 180° pulse만에 의해 정상상태에 들어가게 된다.



실험결과

실험은 KAIS 2.0 Tesla NMR 영상시스템을 이용하였다. 먼저 그림 5에 나타난 phantom에 대해 실험하였다. 최상단 tube에 flow 속도 20mm/sec로 물이 흘렀을때 다음 tube들의 flow 속도는 $\frac{1}{2}, \frac{1}{4}$ 로 떨어짐을 알 수 있다. 여기서 slice 두께는 15mm로 하여 실험했다. 이미 예상한 바와 같이 한 slice만을 영상화 했을때 불연속적인 형태가 나타남을 볼 수 있다. (그림 6(a)) 여기서 불연속한 구간의 거리는 flow 속도 v 와 τ 에 관계된다. 각 slice의 영상은 불연속 구간보다 작게 이동되어야 한다. 그림 6(b)는 20회 이동한 영상을 중첩해서 만든 최종영상이다. slice를 이동하는 구간이 작을경우 flow 속도에 관계없이 영상의 세기는 거의 같음을 알 수 있다. 그림 6(a)와 6(b)에 소요된 시간은 각각 5sec, 100sec 이다. 그림 7(a)는 사람의 왼팔에 대해 얻은 영상이다. 이 영상에서는 10cm 길이에 대해 2mm씩 이동해서 50장의 slice를 중첩했다. 그림 7(b)는 사람의 목에 대해 2mm씩 이동하면서 얻은 60장의 slice를 중첩해서 얻었다. 각 영상을 얻는데 걸린 시간은 5.53분과 10.24 분이다. 결론적으로 $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ sequence와 block line scan 방법을 이용하면 연속적인 혈관사진을 얻을 수 있음을 확인하였다. 여기서 얻은 영상은 contrast와 resolution도 우수했으며 혈관이 겹침으로써 생기는 artefact도 나타나지 않았다.

그림 2. 정속 v 의 plug flow에 대한 slice 내에서의 신호특성 T_1, T_2 와 τ 는 2000, 200, 20msec로 가정하였다. Data의 추출은 180° RF pulse의 중간에서 되었다고 가정하였고 여기를 $t=0$ 인 시간축의 기준으로 잡았다. $0-2v\tau$ 부분에서는 신호가 없다. 왜냐하면 여기에 해당되는 spin들은 $-2\tau \sim 0$ 시간사이에 slice내로 흘러들어 왔으며 90° RF pulse를 한번도 경험하지 못했다 때문이다. 그러나 $3-7v\tau$ 에 해당되는 spin들은 90° RF pulse를 한번 맞았기 때문에 큰 신호를 보여준다. 다음 4τ 의 신호는 작다 왜냐하면 2번의 90° pulse를 맞아서 magnetization이 z 방향으로 정렬해 있기 때문이다. 홀수번의 90° RF를 맞은 spin들은 신호를 내고 있으나 짝수번의 90° RF를 맞은 spin들은 내지못한다. 유속과 경사자제에 의한 phase는 data 추출시의 $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ sequence의 끝에는 보상 되었다고 가정하였다.

그림 설명

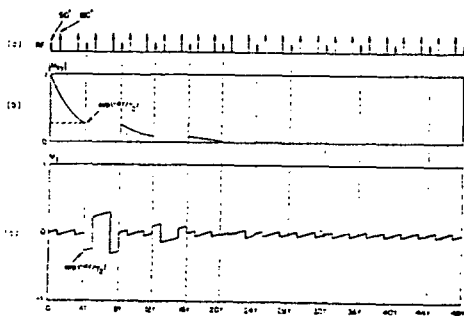


그림 1. 처음부터 여러번의 $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ sequence를 맞을 때까지의 경도 위도 방향의 magnetization의 운동.(a)는 가해진 RF 펄스이고 (b)는 위도 방향의 성분을 보여주며 (c)는 경도 방향 성분을 보여준다. 이 simulation 결과는 정상 상태로 가는데 필요한 시간이 T_2 에 관계되며 짝수 번째에는 신호가 나타나지 않음을 보여준다. 여기서 T_1, T_2 와 τ 는 각각 700, 60, 20msec로 가정하였다.

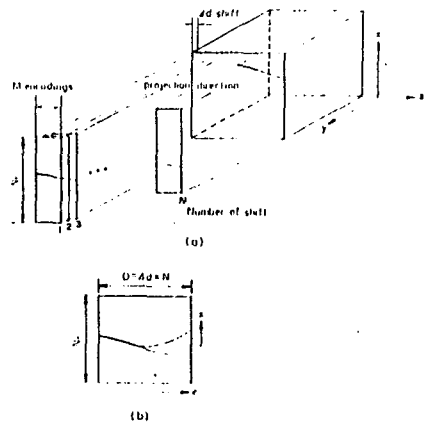


그림 3. Block line scanning 혈관 조영술의 설명도. (a) N개의 block slice 영상이 중첩되어 angiogram을 형성한다. (b) N개의 각 block slice 영상이 Δd 만큼 이동되어 최종적인 영상을 만든다.

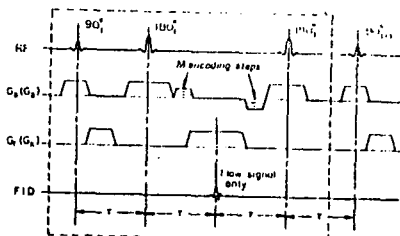


그림 4. 실험을 위한 pulse sequence. 실험 sequence가 N번 반복되어 angiogram을 만들게 된다.

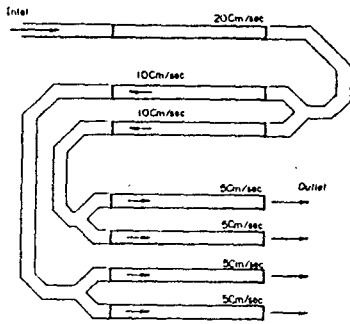


그림 5. 제안된 $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ sequence를 이용하여 혈관조영술을 연구하기 위해 만들어진 phantom. 20cm/sec 속도의 물이 제일 위쪽의 입구로 공급되었다. 관을 나누어 줌으로써 그 유속이 $\frac{1}{2}, \frac{1}{4}$ 배로 낮아지게 된다.

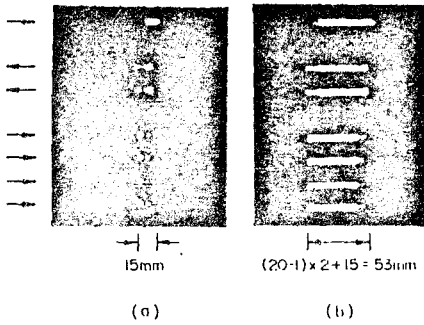


그림 6. 그림 5의 phantom과 그림 4의 pulse sequence으로부터 얻어진 영상. (a)는 64 encoding step, 15mm 두께, $\tau=20\text{msec}$ ($T_R = 80\text{msec}$)로 얻어진 영상이다. (b)는 (a)의 방법으로 각 영상을 2mm씩 옮겨 가면서 20장을 얻은 다음 중첩시킴으로써 얻어진 영상이다. 전체 촬영시간은 102초(1.7분)이었다.

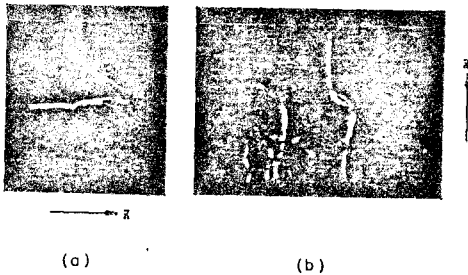


그림 7. 사람에서 얻어진 혈관의 영상. (a) 그림 6의 방법으로 사람의 원판에서 얻어진 혈관영상. 2mm의 이동과 50장의 영상으로 2inch 10cm의 영상이 얻어졌다. (b) 사람목의 영상. 60장을 모아서 얻어졌으며 12cm가 cover 되었다. (a),(b) 모두 2번의 측정으로 average 되었으며 각 영상 촬영시간은 8.53분, 10.24분이다.

T_1/T_2	Suppression factor 10^{-3}	Suppression factor 10^{-4}	Steady state signal value
700/60	$t > 0.8 \text{ sec}$	$t > 1.04 \text{ sec}$	1.83×10^{-5}
2000/60	$t > 0.72 \text{ sec}$	$t > 1.12 \text{ sec}$	8.04×10^{-7}
2000/200	$t > 2.56 \text{ sec}$	$t > 3.36 \text{ sec}$	9.77×10^{-7}

Table 1 몇개의 T_1/T_2 조합에 대해 suppression factor와 정상상태에 도달하는데 걸리는 시간과의 관계. 이 계산에서 $[90^\circ-\tau-180^\circ-2\tau-180^\circ-\tau]$ sequence를 $\tau=20\text{msec}$ 로 하여 이용하였다.

참고문헌

- P.R. Moran, *Magn. Reson. Imaging* vol.1, pp. 197-203, 1982
- A. Constantinesco, J.J. Mallet, A. Bonmartin, C. Lallot, and A. Briguet, *Magn. Reson. Imag.*, 2, 335, 1984
- Z.H. Cho, C.H. Oh, C.W. Mun, and Y.S. Kim, *Magn. Reson. Med.*, 3, 857, 1986
- Y.S. Kim, C.W. Mun, K.J. Jung, and Z.H. Cho, *Magn. Reson. Med.*, 289, 1987
- J.H. Battelleiti, R.E. Halbach, et al., *Med. Phys.* 8, pp. 435-443, 1981
- J. Hennig, M. Mueri, R. Brunner, and H. Friedburg, *Magn. Reson. Imag.*, 6, 369, 1988
- D.J. Bryant, J.A. Payne, D.N. Firmin, and D.B. Longmore, *J Comput Assist Tomogr.* 8(4): 558, Aug. 1988
- W.H. Perman, P.R. Moran, R. A. Moran, M.A. Bernstein, *J Comput Assist Tomogr.* 3, 473, May/June, 1986
- D. Matthaei, A. Hasse, *Magn. Reson. Imag.*, 4, 302, 1987
- J. Frahm, K.D. Merboldt, W. Hänicke, and A. Hasse, *Magn. Reson. Imag.*, 4, 372, 1987
- J. Frahm, K. D. Merboldt, W. Hänicke, M.L. Gyngell, and H. Bruhn, *Magn. Reson. Med.*, 7, 79, 1988
- J. Hennig, M. Mueri, H. Friedburg, and P. Brunner, *J. Comput Assist Tomogr.* 11(5), 872, 1987
- W.T. Dixon, L.N. Du, D.D. Faul, M. Gado and S.S. Rossnick, *Magn. Reson. Med.*, 3, 454, 1986
- C.L. Dumoulin, and H.R. Hart, *Radiology*, 161, 717, 1986
- C.L. Dumoulin, S.P. Souza, and H.R. Hart, *Magn. Reson. Med.*, 5, 238, 1987
- A. Macovski, *IEEE MI-1*, 42, 1982
- D.G. Nishimura, A. Macovski, and J.M. Pauly, *IEEE MI-5*, 140, 1986
- P.R. Moran, D. Saloner, and B.M.W. Tsui, *IEEE MI-6*, 141, 1987
- J. Pauly, D. Nishimura, and A. Macovski, "Society of Magnetic Resonance in Medicine- 1986", 70, 1986
- L. Axel and D. Morton, *J. Comput Assist Tomogr.* 11(1), 31, 1987
- G.A. Laub and W.A. Kaiser, *J Comput Assist Tomogr.* 12(3), 377, May/June, 1988
- Z.H. Cho, J.H. Kim, and K.D. Lee, *J. Magn. Reson.*, to be published