

대칭적 에코 배치 및 필터링을 통한 Fast Spin Echo 영상에서의 Gibb's 현상 개선*

안창범¹, 김치영¹, 유완석¹, 오창현², 이 윤², 신진교¹

서 론

Fast Spin Echo 영상은 종래의 MR 영상이 한 repetition time에 한 줄의 k-space 데이터를 받는 것과는 달리, multiple spin echo에 서로 다른 phase encoding gradient를 가하여 여러 줄의 k-space 데이터를 받아 측정시간을 8-16배 정도 단축시킬 수 있는 영상 방법이다(1-5). 연속적으로 발생하는 에코 신호의 강도는 T₂ decay를 하게 되며, 따라서 phase encoding gradient의 배열이 영상의 대조도를 결정하게 되며 Gibb's 현상에 큰 영향을 미치게 된다. 일반적으로 dc block에 대한 echo time은 effective echo time이라 하여 영상의 대조도를 결정하는 중요한 parameter로 알려져 있으나 나머지 에코들의 배열이 전체영상에 미치는 영향에 대해서는 많은 연구가 이루어지지 않았다(6-7). 본 논문에서는 k-space상에서 dc block외의 주파수대역에 할당된 에코의 배치가 재구성 영상에 미치는 영향을 연구하였다. 기존에 제안된 에코 배치 방법들로는 k-space상에서 phase encoding 방향으로 +와 -주파수의 에코 크기를 비대칭적으로 배치하여 상대적으로 해상도를 개선한 방법과(6) Nyquist modulation을 사용한 방법(7) 등이 있다. 전자의 경우 해상도는 향상되나 sidelobe가 상대적으로 커서 Gibb's 현상이 크게 나타나고, 후자의 경우 phase encoding 방향으로 oversampling이 필요한 면이 있다. 본 논문에서는 +와 -주파수의 에코 배치를 대칭적으로 하여 sidelobe의 크기를 많이 줄였고, 해상도를 향상시키기 위한 equalization을 제안하였다(8). 여러 에코 배치 방법에 대하여 point spread function을 구하여 해상도 및 sidelobe에 의한 Gibb's 현상을 정량적으로 분석해 보았고, 실험을 통하여 검증하였다.

Fast Spin Echo Imaging에서의 에코 배치 방법

본 논문에서 사용한 pulse sequence를 그림 1에 나타내었다. 여기에서 RF 펄스는 CPMG sequence를 사용하였고(9-10),

phase encoding gradient를 data acquisition period 전후에 부가하여 다음 180° RF pulse가 가해질 때에는 rephasing 상태가 유지되도록 하였다. 그림 1에 나타내었듯이 180° RF pulse 및 selection gradient, phase encoding 및 readout gradient가 echo train length (ETL) 만큼 반복적으로 적용된다. FSE 영상을 위해서는 일반적인 영상기법에서 사용하는 기본적인 매크로 파일들과 더불어, multiple echo를 하나의 영상 구성에 사용하기 위하여 각 에코의 위상 보정을 위한 파일과, 불완전한 180° RF pulse에 의하여 만들어지는 stimulated echo와 spin echo를 합칠 수 있도록 readout gradient의 시간을 미세 조정하는 파일 등이 필요하다. Effective echo time 및 나머지 에코들의 arrangement는 phase encoding gradient의 순서에 의하여 결정되므로, 본 실험에서는 외부에서 phase encoding gradient의 순서를 기록한 file을 입력해주는 방식으로 제어하였다.

본 연구에서는 ETL을 8로 하여, k-space를 phase encoding 방향으로 16개의 주파수 대역으로 나눈 후 + 및 - 주파수 대역에 에코의 크기를 대칭적으로 배치하였다. 본 논문에서 우선적으로 고려한 에코 배치 방법을 표 1에 나타내었다. 표 1은 각 주파수 대역에 해당하는 에코의 순번을 나타낸 것으로 4번째 에코를 effective echo로 하였다. 표 1에서 주파수 대역 f_n은 디지털 frequency(-π < f < π)로 아래와 같이 나타내진다.

$$f_n = \left\{ \frac{\pi * n}{ETL} \langle f \langle \frac{\pi * (n+1)}{ETL}, - \frac{\pi * n}{ETL} \rangle f \rangle - \frac{\pi * (n+1)}{ETL} \right\},$$
$$n=0, 1, \dots, ETL-1 \quad [1]$$

에코 배치에 따른 재구성 영상의 영향을 살펴보기 위하여 에코 크기는 아래의 식으로 modeling하였다.

$$A(t) = 1 \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right) + s \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \quad [2]$$

식 [2]에서 에코의 크기는 T₂ decay를 하는 spin echo와 T₁ decay를 하는 stimulated echo의 합으로 나타내었으며, 완벽하지 못한 180° RF 펄스에 의하여 만들어지는 stimulated

대한자기공명의과학회지 1: 79-85(1997)

¹ 광운대학교 전기공학과

² 고려대학교, 메디슨 MRI 연구소

*본 연구는 보건복지부 G7 의료 공학 기술 개발 사업(HMP-95-G-1-03)의 지원을 받았다

통신저자: 안창범 서울시 노원구 월계동 447-1 광운대학교 전기공학과

Tel. 82-2-940-5148 Fax. 82-2-909-3159

안상범 외

echo의 크기와 spin echo 크기의 비를 s 로 나타내었다.

그림 2는 표 1의 에코 배치방법에 대하여 homogeneous 한 phantom($T_2=80ms, T_1=800ms$)에 대한 신호의 크기를 나타낸 것이다. 그림 2에서 $t=n \times 24ms$ (unit echo time= $24ms$), $n=1 \sim 8, s=0.2$ 로 하였다. 그림 2(a) 방법은 저주파 영역에서 에코신호의 크기 변화를 최소화한 배치이고, 그림 2(b) 방법은 (a)에서 고주파 영역의 에코 배치를 다소 변형한 것이며, 그림 2(c) 방법은 effective echo를 제외한 나머지 에코들을 순서대로 배치한 방법으로 저주파에 해당하는 신호들을 비교적 앞의 에코들로 얻을 수 있어 신호대잡음비에서는 이득을 볼 수 있으나 저주파대역에서 에코 크기의 차가 많이 발생하는 배치 방법이다.

그림 2의 에코 배치에 따른 신호 크기의 변화에 의한 point spread function (PSF)을 그림 3에 나타내었다. 그림 3의 가로축은 pixel size를 나타내고, 세로축은 크기를 dB로 나타내었

표 1. 시뮬레이션에 사용한 세가지 에코 배치 방법. 주파수 대역 f_n 은 n 이 적을수록 낮은 대역을 나타내며, + 및 - 주파수 대역에서 에코의 크기는 서로 대칭이 되도록 배치하였다.

echo 배치방법	주파수 대역							
	f_0	f_1	f_2	f_3	f_4	f_5	f_6	f_7
(a)	4	3	2	1	5	6	7	8
(b)	4	3	2	1	6	5	8	7
(c)	4	1	2	3	5	6	7	8

표 2. 세가지 에코 배치방법에 따른 point spread function의 mainlobe width를 full width at half maximum(FWHM)으로 표시하였고, sidelobe의 최대값을 mainlobe의 최대값으로 나누어 dB로 나타내었다.

echo 배치방법	Mainlobe width (FWHM)	Peak sidelobe amplitude [dB]
(a)	1.696	-15.67
(b)	1.675	-16.25
(c)	1.748	-16.65

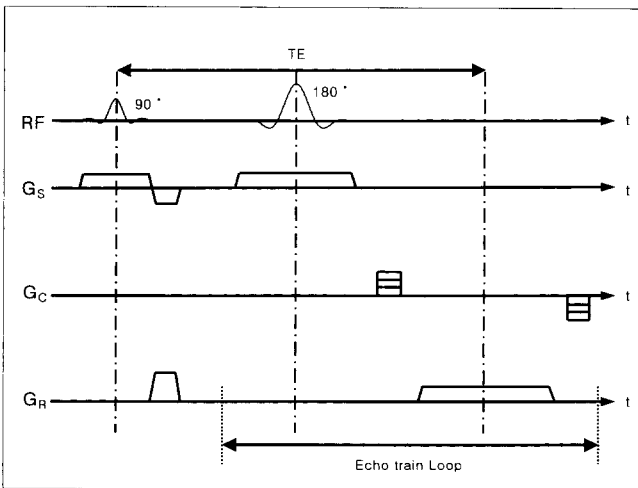
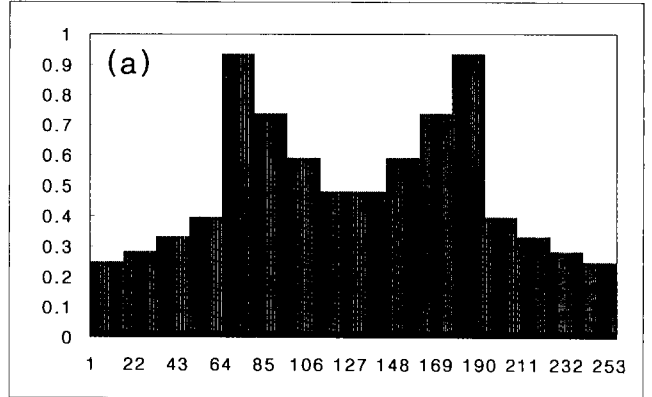
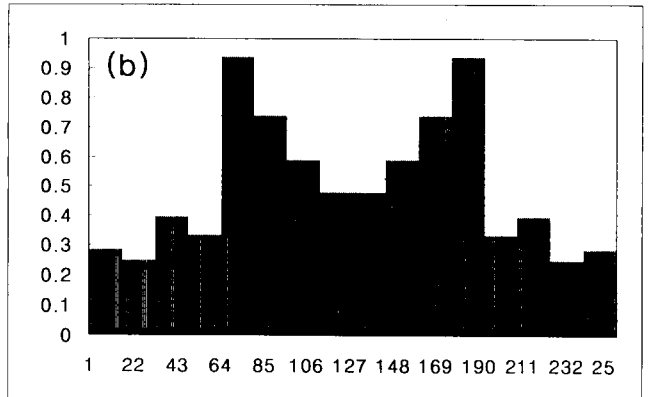


그림 1. Fast spin echo 영상을 위한 pulse sequence.

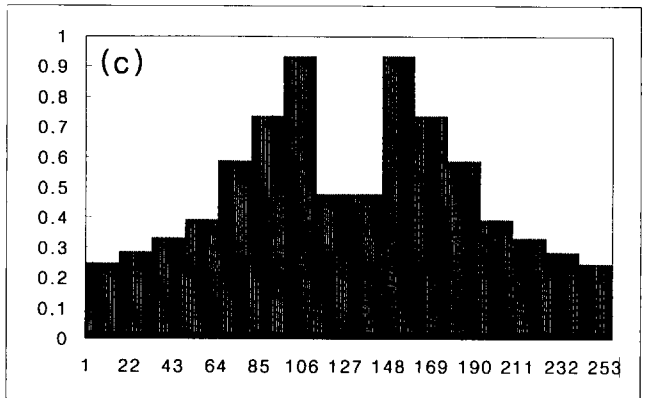
다. 그림 3에서 볼 수 있듯이 저주파 영역에서 에코 크기의 변화가 그다지 크지 않는 (a)와 (b)의 PSF에서는 mainlobe와 가장 인접한 sidelobe에서 최대값이 나타나고 있으나 (c)의 경우 가장 큰 sidelobe와 mainlobe가 떨어져 있어 Gibb's 현상이 클 것으로 예상된다. 그림 3의 PSF들에 대한 mainlobe의 full width at half maximum (FWHM)과 sidelobe의 최대 값을 표 2에 요약하였다.



a



b



c

그림 2. 세가지 에코 배치방법에 따른 k-space에서의 신호 크기. 가로축은 k-space에서의 phase encoding 방향 주파수를 나타내며 가운데가 dc이다. 여기에서 effective echo는 네번째 에코로 하였다.

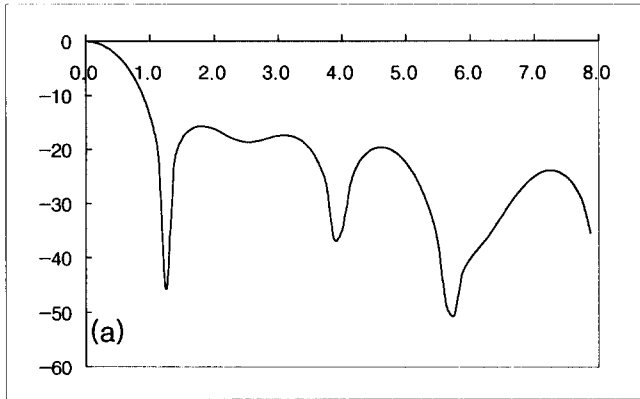
에코 크기에 기초한 Two-Stage 필터링

T₂ decay를 하는 multiple spin echo의 크기가 서로 다르기 때문에 발생하는 Gibb's 현상을 보정하기 위하여 에코 크기에 기초한 필터를 제안하였다. 본 실험에 들어가기 전에 selection

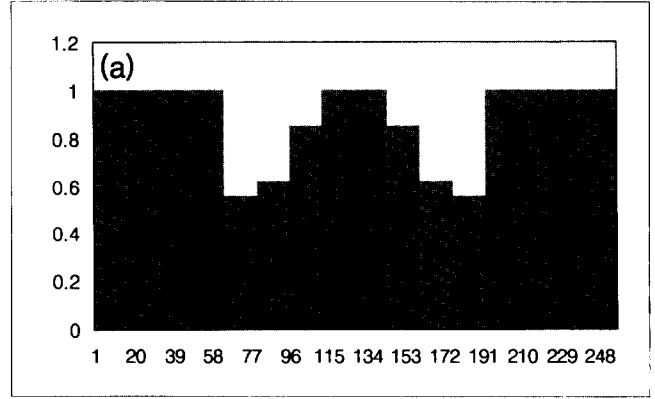
gradient와 readout gradient만을 가하여 얻은 에코의 크기를 측정하여 phase encoding 방향의 필터계수를 아래와 같이 구성하였다.

$$C_i = \frac{A_0}{A_i} \tag{3}$$

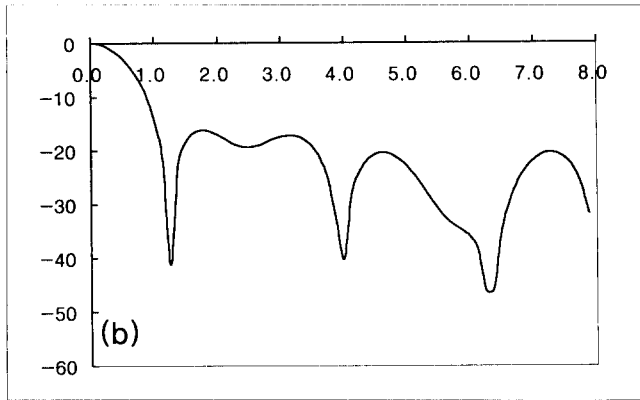
여기에서 C_i는 i-th band(f_i)의 필터 계수이고, A_i는 i-th



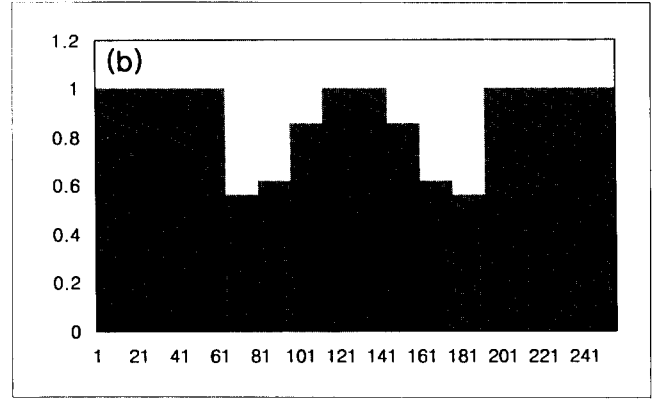
a



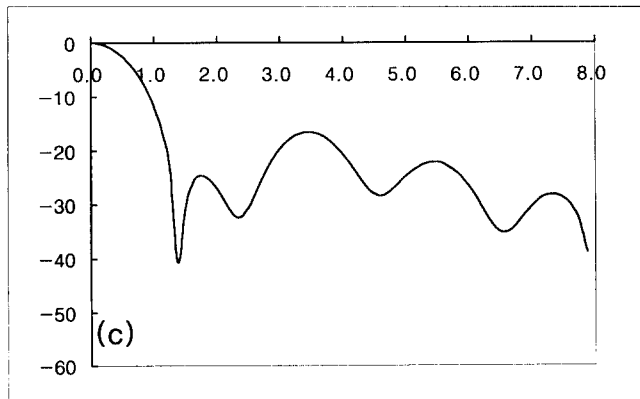
a



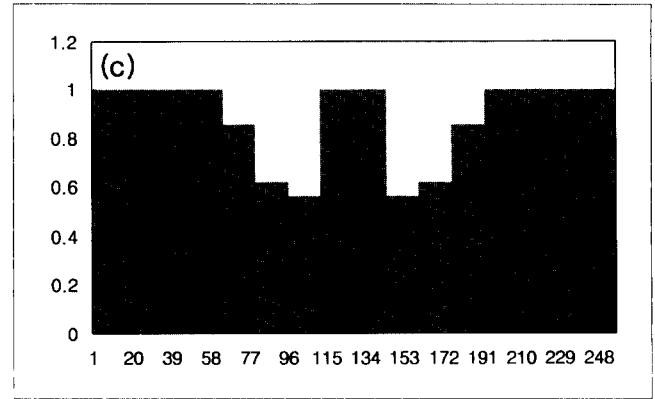
b



b



c



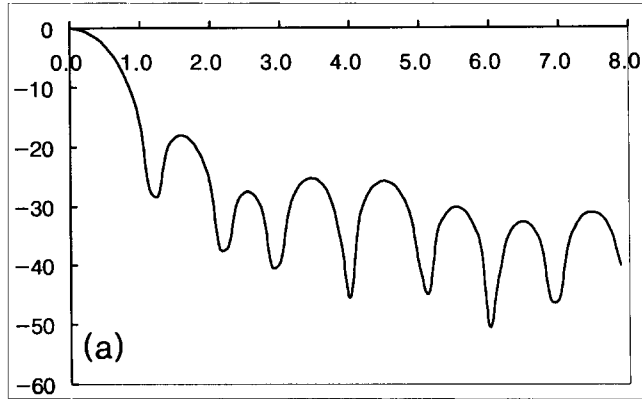
c

그림 3. 세가지 에코 배치 방법에 의하여 얻은 point spread function들. k-space의 저주파 대역에서 인접한 에코간의 크기의 차이가 작은 대칭적 배치가 바람직한 것으로 나타났다(a, b). 반면에 (c)의 경우 가장 큰 sidelobe가 mainlobe에서 멀리 떨어져 있어 Gibb's 현상이 클 것으로 예상된다.

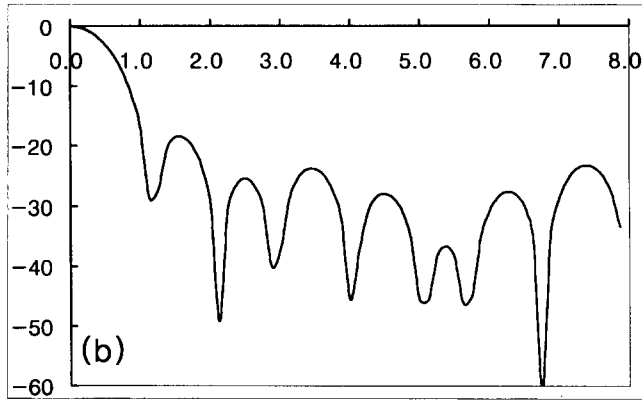
그림 4. 세가지 에코 배치 방법에 따라 k-space에서 측정된 에코 크기를 이용한 equalization 및 low-pass 필터링을 결합시킨 필터 계수. 가로축은 k-space에서의 phase encoding 방향 주파수를 나타내며 가운데가 dc이다.

안정범 외

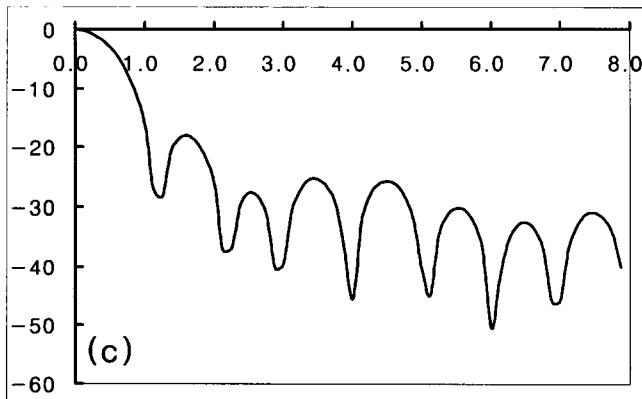
band의 에코 크기를 나타낸다. 이 과정은 일종의 equalization으로 slice 내의 여러 T_2 성분에 의하여 decay를 하는 신호들의 평균적인 양(에코 크기)으로 보정하는 것에 해당된다. [3]식에서 C_i 는 i -th band의 에코 크기가 dc block에 해당하는 에코(effective echo)보다 작으면 1보다 큰 값을 가지게 되고, 클 경우 1보다 작은 값을 가지게 된다. 따라서 일반적으로 에코 크기



a



b

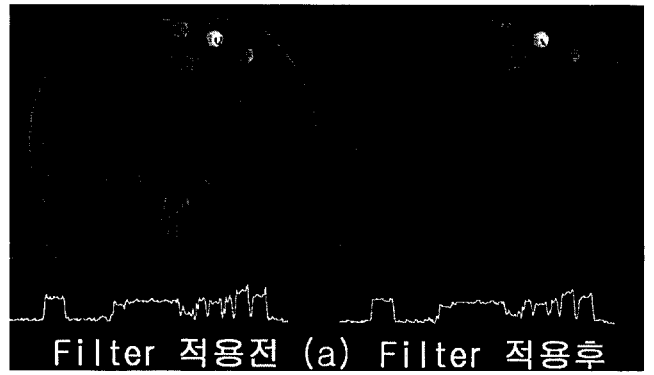


c

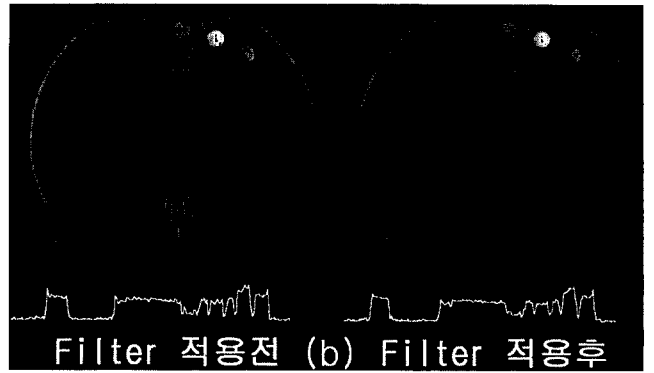
그림 5. 세가지 에코 배치 방법에 제안한 에코 크기를 이용한 equalization 및 low-pass 필터링을 적용한 후 얻은 point spread function들. 필터를 적용하기 전에 얻은 그림 3의 point spread function에 비하여 mainlobe의 폭과 sidelobe의 크기가 많이 감소하였음을 알 수 있다.

표 3. 세가지 에코 배치방법에 대하여 측정된 multiple spin echo 크기에 기초한 equalization 및 필터링을 적용한 후 얻은 point spread function들.

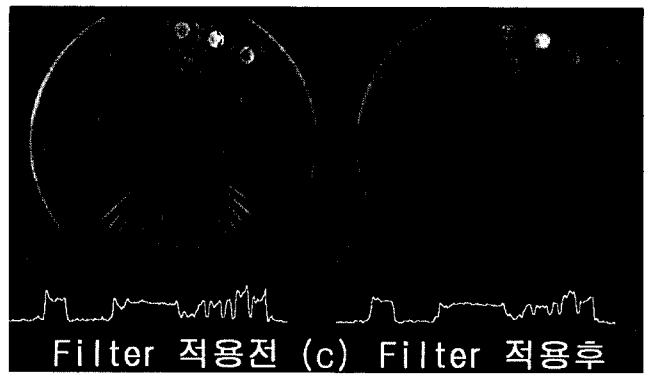
echo 배치방법	Mainlobe width (FWHM)	Peak sidelobe amplitude [dB]
(a)	1.614	-18.11
(b)	1.601	-18.61
(c)	1.614	-18.11



a



b



c

그림 6. 세가지 에코 배치 방법에 따른 재구성 영상들 (T_2 -weighted 영상). Repetition time은 2초, effective echo time은 96ms로 하였다. 필터 적용전의 영상을 보면, 저주파 영역에서 에코 크기의 변화가 비교적 작은 (a), (b)의 경우 Gibb's 현상이 (c)에 비하여 작게 나타남을 알 수 있다. 세가지 배치방법 모두에서 필터 효과는 긍정적으로 나타났으며 특히 (c)에서 향상이 큰 것으로 나타났다.

가 작은 주파수 대역(대개의 경우 높은 주파수 대역)의 경우 큰 필터 계수를 갖게되며, 이것은 신호의 보정과 함께 그 대역의 잡음이 크게 증폭시킨다. 이러한 문제점을 경감시키기 위하여 equalization 뒤에 추가적으로 필터링을 포함시켰다. 필터링은 전단의 equalization 필터 계수와 밀접한 상관을 갖게 되는데, 대개의 경우 신호가 작은 후반부의 에코들이 k-space의 고주파 대역에 할당되기 쉬우므로 후단의 필터는 low-pass 필터 특성을 가지게 된다.

본 논문에서는 식 [3]의 equalization과 low-pass 필터링을 결합시켜 아래의 식으로 주어지는 필터 계수를 사용하였다.

$$C_i = \begin{cases} 1, & \text{if}(A_i < A_0) \\ \frac{A_0}{A_i}, & \text{if}(A_i > A_0) \end{cases} \quad [4]$$

식 [4]은 equalization을 위한 필터 계수가 1이하이면 [3]식을 따르고, 1이상인 경우 1로 제한함으로써 일종의 low-pass 필터링을 식 [3]에 부가한 것이다. 그림 2에서 보인 3가지 에코

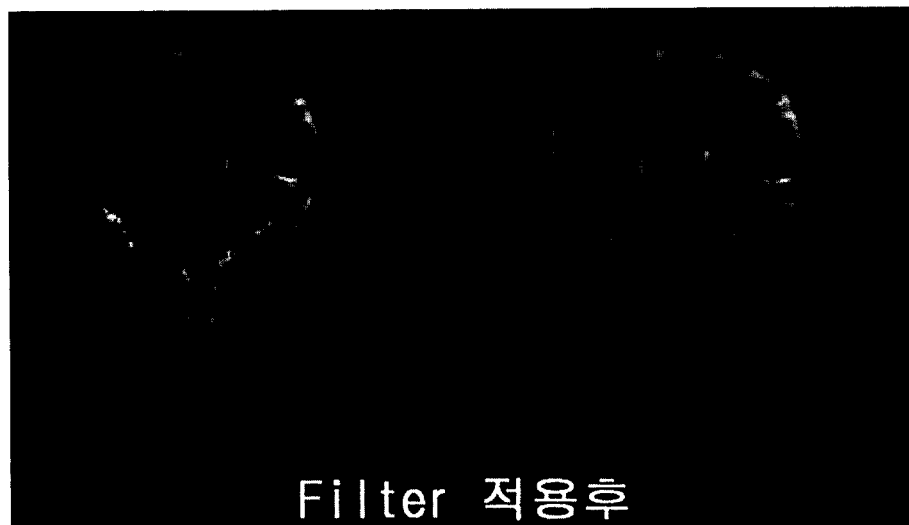
배치 방법에 대하여 식 [4]를 사용하여, 구성된 필터를 그림 4에 나타내었다. 그림 4의 필터에서 중간 주파수 대역의 gain은 이 대역의 높은 에코 크기를 상쇄시키기 위하여 비교적 낮게 정하여 졌고, 높은 주파수대역은 에코 신호의 크기와 필터링을 고려하여 1.0으로 제한되었음을 알 수 있다. 그림 2의 에코 크기에 그림 4의 필터 계수를 곱한 후 얻은 PSF를 그림 5에 나타내었다. Equalization 및 필터링을 하기 전에 얻은 그림 3의 PSF와 비교하여 그림 5의 PSF는 mainlobe의 폭이 현격하게 줄어들었고, sidelobe의 최대값도 2dB 정도 낮아졌음을 알 수 있다. 또한 에코 배치 방법(c)의 경우 mainlobe와 인접한 sidelobe에서 최대값이 나타남으로써 Gibb's 현상이 많이 줄어들 것으로 기대된다. 그림 5의 PSF에 대한 mainlobe의 폭과 sidelobe의 최대 값을 표 3에 나타내었다.

실험결과 및 토의

제안한 방법을 국산 MRI 시스템(Magnum 1.0 Tesla)에 구



그림 7. Volunteer의 T2-weighted 영상에서 필터를 적용하기 전과 후의 비교. Head coronal 영상으로 Repetition time은 4초, effective echo time은 96ms로 하였다. 필터를 적용하기 전의 영상에서는 뇌의 경계부분에 Gibb's 현상이 심하나, 적용후에는 Gibb's 현상이 현저히 줄어들음을 확인할 수 있다.



현하여 각각의 방법에 대해 영상을 얻어 보았다. 구현된 fast spin echo 영상은 multi-slice 기능, oblique-angle selection, T2-weighted 영상, T1-weighted 영상, density 및 T2 동시 영상, flow-compensation 등의 기능을 가지고 있다.

실험을 시작하게 되면, 먼저 selection gradient와 readout gradient만으로 multiple spin echo를 획득하여 에코의 최대 값, 최대점에서의 위상 및 최대점의 위치를 측정하게 된다. 또한 측정한 에코를 일차원 Fourier 변환을 하여 readout gradient 방향 projection data를 얻어 본 실험에 앞서 여러 가지 NMR parameter를 조정하게 된다. 획득한 에코의 크기는 앞에서 설명한 필터를 구성하는데 사용되고, 위상은 위상 보정에 사용된다. 구성된 필터는 spectrometer에 downloading되어 DSP 시스템을 이용, 실시간에 가까운 equalization 및 필터링을 거쳐 영상 재구성을 하게 된다.

그림 6은 3가지 에코 배치 방법으로 얻은 펜텀 영상들과 여기에 필터를 적용한 후 재구성한 영상을 나타내고 있다. 여기에서 repetition time은 2초이고, effective echo time은 96ms(4번째 에코)이다. 그림 6에서 보면, 저주파 영역에서 에코 신호의 크기 차이가 비교적 작은 배치 방법인 (a)와 (b)에 의한 영상들이 (c)의 영상에 비하여 Gibb's 현상이 작음을 알 수 있고, 세가지 배치 방법 모두에서 제한한 필터링에 의하여 재구성 영상의 화질이 크게 개선됨을 알 수 있다. 특히, Gibb's 현상이 심각한 배치 방법(c)에서 필터를 통한 재구성 영상의 개선이 주목된다. 재구성된 영상을 보다 잘 살펴보기 위하여 영상의 구조물을 지나는 선(재구성 영상에 표시)을 따라 cut view를 각각의 그림 아래에 나타내었다.

그림 7은 volunteer의 head coronal 영상으로 필터를 적용하기 전과 후를 비교한 것이다. 필터를 적용하기 전에는 뇌의 경계부분에 Gibb's 현상이 많이 나타나나 필터를 적용한 후에는 많이 개선됨을 알 수 있다. 실험조건은 repetition time을 4초, effective echo time을 96ms로 하였다(T2-weighted 영상).

그림 6과 7에서 보듯이 저주파 영역에서 에코 크기의 변화가 최소가 되는 대칭배치가 Gibb's 현상을 줄이는데 중요한 역할을 하는 것으로 나타났고, 또한 측정된 에코 크기를 이용한 equalization 및 필터링이 전체적으로 Gibb's 현상을 줄이는데 크게 기여를 하는 것으로 확인되었다. 본 논문에서 행한 equalization이나 필터링은 기본적으로 감쇄하는 신호를 가정하고 있기 때문에, 설사 T2 값이 정확히 일치하지 않아도, 신호의 감쇄를 가정하지 않는 non-filtering 보다는 항상 향상된 재구성 영상을 제공하게 된다. 더욱이 식 [4]를 사용한 equalization 및 필터링은 높은 주파수 대역에서 부가적인 attenuation을 가하지 않고 multiple echo를 측정할 때 발생한 에코 decay

를 그대로 사용하기 때문에 필터링으로 인한 부가적인 해상도의 손상은 발생하지 않는다. 그림 3과 5의 point spread function에서 볼 수 있듯이 equalization은 해상도의 향상을 가져오며(T2 값이 정확히 맞지 않은 경우에도 성립), Gibb's 현상을 줄여줌으로써 재구성을 향상시키게 된다.

결 론

Fast Spin Echo 영상을 개발한 국산 MRI 장비(Magnum, 1.0 Tesla)에 구현하여, 여러 가지 에코 배치의 방법이 재구성 영상에 미치는 영향을 연구하였다. 시뮬레이션 및 실험을 통하여 k-space에서의 저주파 대역에서 에코 크기의 변화가 최소가 되는 대칭적 에코 배치 방법이 Gibb's 현상을 최소화시켜 우수한 재구성 영상을 만드는 것으로 나타났다. 또한 에코 크기를 측정하여 구성한 equalization 및 필터링이 재구성 영상의 질을 더욱 향상시킬 수 있음을 확인할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Hannig J, Friedburg H. Magn Reson Med 1988; 6:391
2. Oshio O and Jolesz FA. Fast MRI by Creating Multiple Spin Echoes in a CPMG Sequence, Magn Reson Med 1993; 30:251-255
3. Zhou X, Cofer CP, Suddarth SA, Johnson GA. High-Field MR Microscopy Using Fast Spin-Echoes, Magn Reson Med 1993; 30:60-67
4. Hinks RS and Constable RT. Gradient Moment Nulling in Fast Spin Echo, Magn Reson Med 1994; 32:698-706
5. Constable RT, Kennan RP, Puce A, McCarthy G, Gore JC. Functional NMR Imaging using Fast Spin Echo at 1.5T, Magn Reson Med 1994; 31:686-690
6. Zhou X, Liang Z, Cofer GP, Beaulieu CF, Suddarth SA, Johnson GA. Reduction of Ringing and Blurring Artifacts in Fast Spin Echo Imaging, J Magn Reson Imag 1993; 3:803-807
7. Keller PJ, Heiserman JE, Frm EV, Rand SD and Drayer BP. A Nyquist Modulated Echo-to-View Mapping Scheme for Fast Spin-Echo Imaging, Magn Reson Med 1995; 33:838-842
8. Ahn CB, Kim CY, Oh CH, Yi Y, Ryu WS. Reduction of Gibb's Artifact in Fast Spin Echo Imaging by Optimal Echo Arrangement and Two-stage Filtering, to be presented in the 6th ISMRM conference, 1998
9. Carr HY and Purcell EM. Phys Rev 1954; 94:630
10. Meiboom S, Gill D. Rev Sci Instrum 1958; 29:688

Improvement of Gibb's Phenomena in Fast Spin Echo Imaging Using Symmetric Echo Arrangement and Filtering

CB Ahn¹, CY Kim¹, WS Ryu¹, CH Oh², Y Yi², JK Shin¹

¹*Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University*

²*Korea University, Medison MRI Research Center*

Fast spin echo imaging utilizes multiple spin echoes to encode multiple k-space lines instead of multiple T₂-weighted images. As results, intensities in k-space data are varying according to T₂ decay, which generates Gibb's artifact in the reconstructed image. The echo time for encoding dc block determines contrast, as is specified by the effective echo time, however, allocation of other echoes to different k-space frequency blocks in fast spin echo imaging is not fully investigated. In this study, symmetric arrangement of multiple echoes in k-space is investigated to reduce Gibb's artifact. Design of filters based on the measurement of multiple echo intensities is also proposed in two stage manner, i.e., equalization and filtering. From simulation and experiment, it was observed that Gibb's phenomena were substantially reduced by the proposed methods.

Index words: Fast spin echo ; Echo arrangement ; Gibb's phenomena

Address reprint requests to : C.B. Ahn, Ph.D., Dept. Electrical Engineering, Kwangwoon University,
447-1 Wolgye-Dong, Nowon-Gu, Seoul 139-701, Korea.
Tel. 82-2-940-5148 Fax. 82-2-909-3159