

나선주사영상에서 모델 기반 경사자계 보상

조상흠¹ · 김판기¹ · 임종우² · 안창범¹

목적 : 나선 주사 영상에서 경사자계시스템의 회로 모델을 기반으로 실제 경사 자계를 추정하여 재구성에 사용함으로써 재구성 영상을 개선하는 방법을 제안하였다.

대상 및 방법 : 자기공명영상장치의 경사자계 시스템은 저항 성분과 자체 인덕턴스, magnet 시스템과의 상호 인덕턴스, 커패시턴스 성분 등을 가지고 있어서 경사자계 증폭기에 인가하는 입력 경사자계 파형과 실제 만들어지는 경사자계 사이에는 시간적인 지연과 함께 파형에도 차이가 있다. 나선주사 영상에서 실제 만들어진 경사자계 파형 및 k-space 궤적은 재구성 과정에서 매우 중요한 역할을 한다. 본 논문에서는 경사자계시스템을 회로 소자로 모델링하였고, 입력 전압 파형에 대한 출력 전류 파형을 구함으로써 실제 얻어지는 경사자계파형을 유도하였다. 모델링에서 사용한 R-L-C 값은 재구성영상의 화질로부터 얻을 수 있는 방법을 제시하였다.

결과 : 1.5 Tesla MRI 시스템에서 경사자계 시스템의 입력 전압 파형에 대하여 실제 얻어지는 경사자계 파형을 추정할 수 있었다. 경사자계파형을 적분함으로써 얻어진 나선 궤적을 재구성에 적용한 결과 재구성 영상의 균일도가 개선되었고, edge 부근에서 overshoot 가 줄어들었으며, 해상도가 향상된 영상을 얻을 수 있었다.

결론 : R-L-C 회로 모델을 이용하여 경사자계시스템을 성공적으로 모델링할 수 있었고, 입력 전압 파형에 대하여 실제 얻어지는 경사자계(전류) 파형을 추정할 수 있었다. 이로부터 얻은 k-space 나선 궤적을 이용하여 월등히 개선된 재구성영상을 얻을 수 있었다.

서 론

초고속 자기공명영상 기법 중 하나인 나선주사영상(spiral scan imaging)은 두개의 정현파에 가까운 경사자계(gradient field)에 의하여 k-space 에서의 궤적이 나선 형태로 주어진다 (1, 2). 나선 주사 영상의 경사 자계 파형은 부드럽고 연속적으로 바뀌기 때문에 비슷한 초고속 영상 기법인 echo planar imaging (EPI)의 직각 또는 사다리꼴 파형에 비하여 와전류(eddy current)의 발생이 작다. 또한 k-space에서 나선 형태

로 주사함으로써 dc 에서 높은 공간주파수 데이터까지 효과적으로 샘플링이 가능하고, 또한 T_2 감쇠(decay)로 인한 blurring이 모든 방향에서 동일하다는 장점이 있다.

경사자계 시스템은 크게 경사자계를 만들기 위한 코일과 이 코일에 전류를 구동하기 위한 구동기(driver)로 구성되어 있다. 경사자계 코일은 자체 저항과 커패시턴스, 인덕턴스를 가지고 있고, 또한 인접한 magnet 이나 rf 코일 간에 상호인덕턴스가 존재한다. 이로 인하여 경사자계 시스템에 인가되는 입력 파형과 만들어지는 경사자계 파형 간에는 시간 지연과 과도 현상에 의한 파형의 불일치가 발생하게 된다 (3).

대한자기공명의과학회지 13:15-21(2009)

¹광운대학교 전기공학과

²(주)아이슬테크놀로지

이 논문은 2007년도 광운대학교 교내 학술연구비 지원에 의해 연구되었음.

접 수 : 2009년 4월 27일, 수 정 : 2009년 5월 26일, 채 택 : 2009년 6월 5일

통신저자 : 안창범, (139-701) 서울시 노원구 월계동 447-1, 광운대학교 전기공학과

Tel. (02) 940-5148 Fax. (02) 909-3159 E-mail: cbahn@kw.ac.kr

조상흔 외

재구성 과정은 k-space에서 샘플링된 데이터를 공간 영역의 영상으로 변환하는 과정이다. 일반적으로 k-space 에서의 샘플링이 직각 그리드인 경우에는 이차원 고속 Fourier 변환(fast Fourier transform: FFT)를 적용하나, 나선 주사영상과 같이 궤적이 복잡한 경우에는 gridding 과정을 거쳐서 직각 좌표계로 다시 샘플링을 하여 FFT를 적용하게 된다 (4). 따라서 경사자계 시스템의 입력 파형이 아닌, 실제 경사 자계로부터 얻어지는 k-space 궤적은 정확한 재구성에 있어서 매우 중요한 역할을 한다.

재구성 과정을 단순화하기 위하여 보통 증폭기 앞단에 와전류 상쇄기(eddy current compensator)를 추가하여 입력 파형에서 변화하는 부분을 미리 강조한 후 (pre-emphasis) 구동기에 인가함으로써 결과적으로 입력 파형과 비슷한 경사자계가 만들어지는 방법을 사용한다. 와전류 상쇄기는 다수의 서로 다른 시간 상수를 갖는 고역 필터들을 서로 다른 가중치로 곱한 후 합하는 형태로 주어지는데 가중치는 보통 측정을 통하여 얻어진다. 그러나 측정의 어려움과 오차 등으로 와전류 상쇄기를 통한 상쇄에는 한계가 있으며, 직각 또는 사다리꼴 모양의 비교적 단순한 모양이 반복적으로 적용되는 시퀀스에서 주로 사용된다 (5). 또 다른 방법은 실제 가해지는 경사자계의 궤적을 실험적인 방법으로 측정하여, 재구성에 반영하는 방법이다 (6, 7). 이들 방법은 아주 작은 샘플이나, 또는 영상 방법을 이용하여 얇은 단면을 분리한 후 여기에서 얻어지는 신호의 위상으로부터 실제 가해진 경사자계를 측정하는 것이다. 그러나 얇은 단면을 선택하기 위한 selection 경사자계나(6) 위상 인코딩 경사자계 (7)를 추가적으로 인가하여야 하며, 이때 발생하는 eddy current가 측정하고자하는 경사자계에 영향을 미치게 된다. 또한 작은 샘플이나 얇은 단면에서 얻어지는 신호의 낮은 신호대 잡음비도 제한 요소가 된다. 초고속 나선주사 영상은 경사자계 파형이 가해지는 시간이 비교적 길고, 파형의 크기가 지속적으로

로 변화하기 때문에 보다 정확한 상쇄 알고리즘이 필요하다. 본 논문에서는 경사자계 시스템을 단순한 회로 소자로 모델링을 한 후, 입력 파형에 대한 출력 경사자계 파형을 구하여 k-space의 궤적을 추정하는 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 입력 파형의 변형이나 실제 경사자계의 측정 없이 경사자계를 추정함으로써 손쉽게 보정이 가능한 방법이다. 또한 경사자계 시스템의 모델 파라미터를 측정된 데이터의 재구성 영상을 기반으로 결정하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법을 1.5 Tesla MRI 시스템에서 나선주사영상에 적용하여 현격하게 개선된 영상을 얻을 수 있었다.

대상 및 방법

나선주사영상기법

나선주사영상기법은 2개의 점진적으로 증가하는 정현파와 경사자계를 사용하여 데이터를 획득하는 기법이다. 나선주사영상을 gridding 방법으로 재구성하기 위해서는 k-space 궤적과 균일하지 않는 데이터 분포를 보정하기 위한 weight matrix를 필요로 한다. k-space 궤적은 인가한 2개의 경사자계파형을 식 [1]과 같이 시간에 대하여 적분을 수행하여 구할 수 있다.

$$\vec{k}(t) = \gamma \int_0^t \vec{G}(t) dt \tag{1}$$

여기에서 γ 는 gyro-magnetic ratio이다. 나선주사영상기법으로 획득한 데이터는 나선형태의 좌표로 주파수영역에 사상되기 때문에, 직접 이차원 Fourier 변환을 이용하지 못하고 데이터를 직각좌표계로 사상시키는 전처리 과정이 필요하다. 나선형태의 k-space 궤적에 사상된 데이터를 직각좌표계로 사상시키기 위하여, 측정 데이터가 낮은 주파수 영역에 조밀하게 분포되어 있는 것을 보정하기 위한 weight matrix가 필요하다. 본

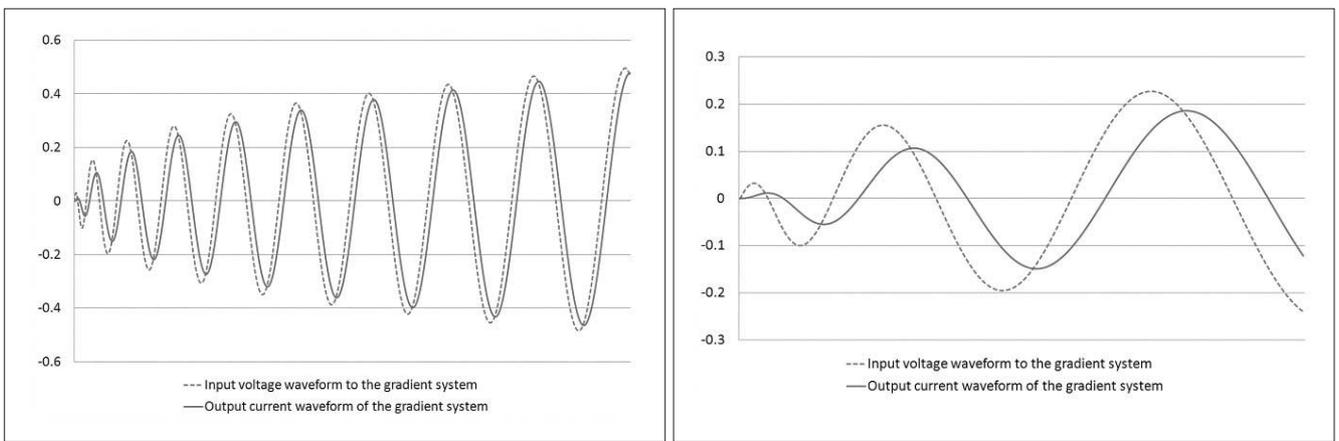


Fig. 1. The gradient waveform for the spiral imaging. The input voltage waveform is shown in dotted lines, and output current waveform is shown in solid line (a). The current waveform is obtained using the model of the gradient system shown in Fig.3. The initial period of the waveform is zoomed in (b).

연구에서는 gridding 기법으로 데이터를 직각좌표계로 사상시켜 이차원 Fourier 변환을 적용하여 재구성영상을 획득하였다.

경사자계시스템 모델링

나선 형태 k-space 궤적의 좌표와 획득한 데이터는 일대일 대응 관계에 있다. 실제 경사자계 파형은 경사자계 시스템의 저항성분과, 코일의 인덕턴스, 주 Magnet과의 상호 인덕턴스, 커패시턴스 성분 등에 의하여 입력 파형과는 동일하지 않게 된다.

나선주사영상의 재구성 과정에서 각각의 측정된 데이터 샘플의 k-space 상의 좌표는 매우 중요하다. 경사자계는 경사자계 코일에 흐르는 전류에 의하여 유기되기 때문에, 전류파형을 구하여, 이를 시간에 대하여 적분하면 k-space 궤적을 구할 수 있다. 그림 1(a)는 입력된 전압 파형과 이에 의하여 코일에 흐르는 전류 파형의 예를 나타낸 것이다. 초기 파형을 확대한 그림 1(b)에서 볼 수 있듯이 과도 현상 (transient response)에 따라 앞부분 (k-space 상의 dc 영역)에서 파형의 차이가 크며, 시간이 경과함에 따라 파형의 차이는 점차 시간 지연 형태로 나타남을 알 수 있다. 그림 1에서 보인 전류파형은 실제 측정된 파형은 아니고, 그림 3의 경사자계시스템의 모델을 이용하여 수치적으로 얻은 것이다. 그림 2는 그림 1의 경사자계 입력 파형을 적분한 k-space 궤적과 경사자계 코일에 흐르는 출력 전류 파형을 적분한 k-space 궤적을 나타낸 것이다. 그림 2에서 보듯이 입력 전압 파형과 출력 전류 파형의 k-space 궤적에서도 큰 차이가 있음을 알 수 있다.

실제 경사자계시스템에서 전류파형의 미세한 과도현상까지 측정하기는 쉽지 않다. 따라서 본 논문에서는 경사자계 시스템

을 회로 소자들을 이용하여 모델링하는 방법을 제안한다. 경사자계 시스템은 전류변환기(voltage-to-current converter), 다수의 필터, 경사자계 코일로 구성되어 있다. 모델은 저항과 커패시터로 구성된 저역 통과 필터 (R_1-C)와 경사자계 코일의 저항과 인덕턴스 및 주 magnet간의 상호인덕턴스를(R_2-L)로 나타내었다. 그림 3(a)에 나타낸 입력 전압에 대하여 코일에 흐르는 전류를 출력으로 한 경사자계 시스템의 전달함수는 식[2]와 같이 주어진다.

$$H(s) = \frac{I(s)}{V(s)} = \frac{1}{(R_1LC)s^2 + (R_1R_2C + L)s + (R_1 + R_2)} \quad [2]$$

식[2]의 전달함수의 주파수 특성을 그림 3(b)에 나타내었다. 여기에서 $R_1=1\Omega$, $R_2=1\Omega$, $C=4\mu F$, $L=100\mu H$ 로 가정하였다. 경사자계 시스템의 코일에 흐르는 전류 $i(t)$ 는 아래의 식과 같이, 경사자계 입력 전압 $v(t)$ 와 식[2]로 주어지는 경사자계 시스템의 전달함수 $H(s)$ 의 inverse Laplace 변환인 $h(t)$ 의 convolution을 수행하여 얻을 수 있다.

$$i(t) = v(t) * h(t) \quad [3]$$

여기에서

$$h(t) = \mathcal{L}^{-1} \{H(s)\} \quad [4]$$

식[3]으로 얻은 경사자계의 전류파형을 시간에 대하여 적분하면, 경사자계 시스템의 하드웨어의 특성이 반영된 k-space 궤적을 구할 수 있다.

$$\vec{k}(t) = A \int_{-\infty}^t \vec{i}(t) dt \quad [5]$$

여기에서 A 는 단위를 맞추어주기 위한 상수이다.

모델 파라미터 결정

그림 3의 경사자계 시스템의 회로 소자 값들을 결정하기 위하여 1.5 Tesla MRI 시스템에서 나선주사 영상으로 데이터를 측정하였다. 측정된 데이터에 대하여 다양한 회로 소자 값들의 조합에 대하여 식[5]로 주어지는 k-space 궤적을 이용하여 재구성을 시도한다. 만약 사용된 회로 소자 값들이 경사자계 시스템의 특성과 잘 일치하면 재구성이 잘 이루어지고, 그렇지 않으면 재구성 영상에 artifact 가 나타날 것이다. 즉 가장 뛰어난 재구성이 이루어지는 회로 소자들의 값들을 재구성 영상들로부터 역으로 찾아가는 방법으로 모델 파라미터들을 구하였다. 이를 위하여 uniform phantom을 사용하여 영상을 얻었으며, 재구성 영상의 중심부에서 균질성과 edge 부근의 overshoot를 재구성 영상의 화질을 측정하는 척도로 삼았다. 영상의 균질성은 설정한 ROI에서 표준편차를 평균치로 나눈 값을 사용하였고, overshoot는 edge영역에서 peak amplitude와 평균 amplitude간의 비율로 계산하였다.

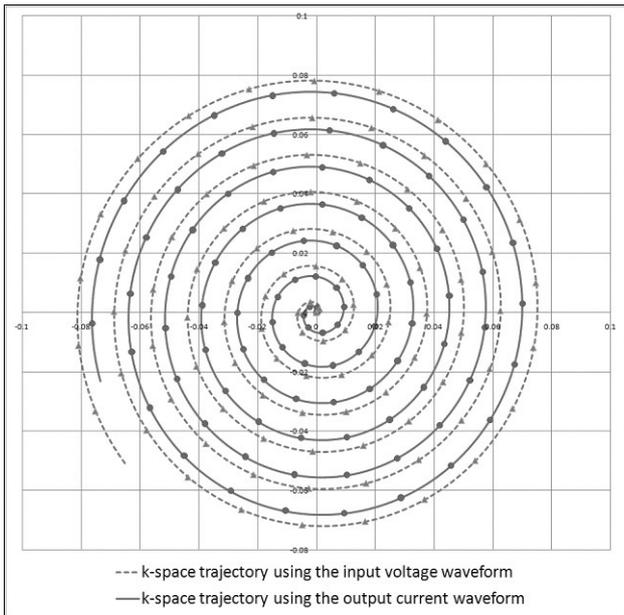


Fig. 2. The k-space trajectories from the voltage and current waveform shown in Fig.1 are plotted in triangles and circles, respectively.

결 과

본 연구에서는 (주)아이슬테크놀로지의 1.5 Tesla 자기공명 영상 시스템 (CHORUS)의 경사자계 시스템을 모델링하였다. 주 자장의 불균일도 (inhomogeneity)를 최소화하기 위하여 linear shimming 및 higher order shimming 을 수행하였다. 다양한 회로 소자들의 값을 변화하면서 균질성과 overshoot를 측정해 본 결과 그림 3(a)의 최적의 소자 값은 $R_1=1\Omega$, $R_2=1\Omega$, $C=4\mu F$, $L=100\mu H$ 로 나타났다. 그러나 이들 값이 실제 경사자계 시스템의 R, L, C 값을 나타내는 것은 아니며 (또한 유일한 값도 아님), 경사자계 시스템의 입력 전압과 출력 전류 간의 특성을 그림 3의 2차 모델을 사용하여 등가적으로 나타내는데 있어서 최적치임을 뜻한다.

최적화 과정은 먼저 R_1 을 임의로 1Ω 으로 설정한 후, 나머지 3개의 소자들에 대하여 순차적으로 적용하였다. 최적화 과정을 단순화하기 위하여 전역 탐색 (full search)을 하지 않고, 한 개의 소자에 대하여 최적화한 후, 그 최적화된 값에 대하여 다음 소자를 최적화하였다. 일반적으로 최적화가 이루어질 경우, 균질한 영역에서의 표준편차와 edge 영역에서의 overshoot 가

함께 줄어드는 것으로 나타났다. 소자 값들은 미리 대략적인 평가를 통하여 변화 구간을 설정하였으며, 이 구간에 대하여 일정한 간격으로 변화시키며 전류 파형을 구하여 k-space 궤적과 재구성 및 quality 평가를 수행하였다. 각 소자의 최적화는 재구성 영상들에서 가장 낮은 표준편차와 overshoot를 갖는 소자 값을 선택하는 것이다.

그림 4는 1.5 Tesla MRI 시스템에서 interleaves 수를 8로 하여 나선주사 방식으로 얻은 팬텀 영상이다. Gradient-echo 기반의 나선주사 시퀀스를 사용하였으며, Repetition time은 1000 ms, TE는 5 ms, FOV는 250 mm, slice 두께는 5 mm, 영상 matrix 크기는 256×256 이다. 그림 4(a)는 경사자계 시스템의 모델 없이 입력 파형으로부터 k-space 궤적을 구하여 재구성한 영상들이고, (b)는 동일한 데이터를 제한한 경사자계 시스템의 모델을 사용하여 얻은 궤적으로 재구성한 영상들이다. 그림 4(a)에는 팬텀의 최외곽 영역에 존재하지 않는 띠 모양의 overshoot가 나타나며, 영상의 내부 구조물에서도 외곽 에지가 밝게 나타난다. 또한 전체적으로 영상의 균질성이 떨어지는 것을 알 수 있다. 반면에 그림 4(b)에서는 외곽이나 내부 구조물에서 overshoot가 사라졌으며, 영상의 균질성도 향상된 것을 알 수 있다.

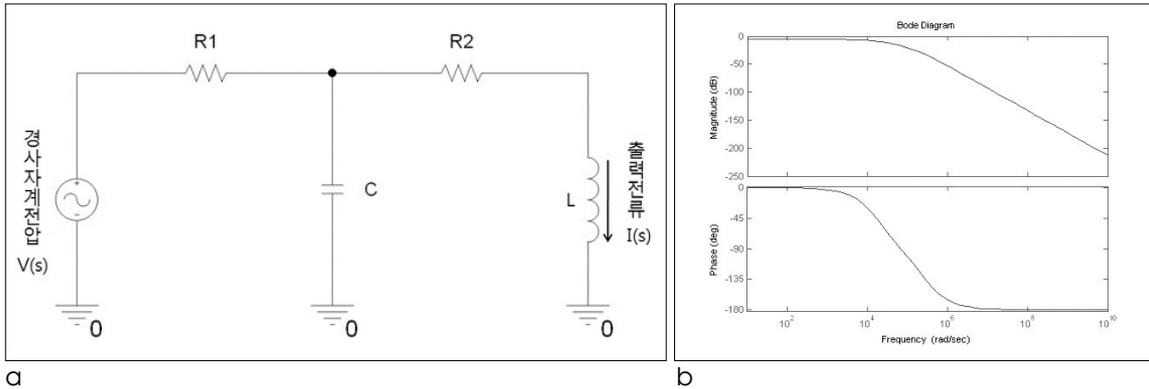


Fig. 3. The proposed circuit model for the gradient system is shown in (a) and its frequency response is shown in (b).

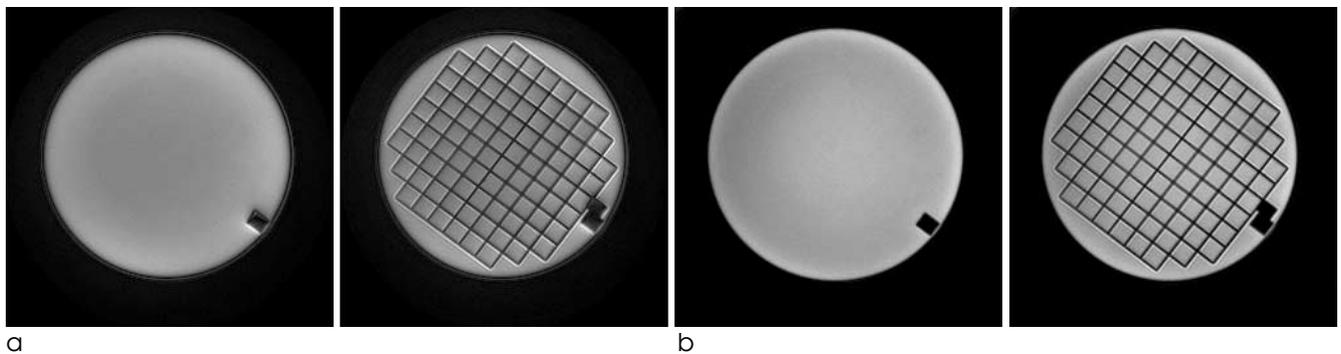


Fig. 4. Phantom images obtained by the 8-interleaved spiral scan imaging. (a) Reconstructed images using the k-space trajectory from the input voltage waveform to the gradient system. (b) Reconstructed images using the k-space trajectory estimated by the current waveform of the gradient system by the proposed model. Note the ring artifact due to the overshoot in (a), while such artifact is completely removed in (b). Also the uniformity is much improved in (b).

그림 5는 interleaves 수를 8로 하여 나선주사방식으로 얻은 In-vivo volunteer 두부 영상이다. Gradient-echo 기반의 나선주사 시퀀스를 사용하였으며, Repetition time은 2000 ms, TE는 80 ms, FOV는 250 mm, slice 두께는 5 mm, 영상 matrix 크기는 256×256 이다. 모델을 사용하지 않고 재구성한 그림 5(a)에 비하여, 모델을 이용한 궤적을 사용하여 재구성한 그림 5(b)에서는 전체적으로 overshoot 가 사라지고, 영상의 균질성과 해상도가 향상된 것을 알 수 있다. 예를 들면 그림 5(a)의 영상 경계면에서 보이는 overshoot (화살표로 표시)가 그림 5(b)에서는 사라진 것을 확인할 수 있다.

경사자계 시스템의 모델링 및 모델 파라미터들(회로 소자 값들)은 경사자계 시스템의 하드웨어 특성을 나타낸 것이므로 영상 시퀀스나 영상 파라미터 (예를 들면 TR, TE, FOV 등)들과는 무관하다. 따라서 한번 모델링이 이루어지면 이 모델 파라미터들을 시퀀스나 영상 파라미터와 상관없이 계속 사용할 수 있다. 일례로 spin-echo 기반의 나선주사 시퀀스를 사용하여 interleaves 수를 6으로 하여 얻은 In-vivo volunteer 두부

영상을 그림 6에 보였다. Repetition time은 1000 ms, TE는 15 ms, FOV는 250 mm, slice 두께는 5 mm, 영상 matrix 크기는 256×256 이다. 경사자계시스템의 모델링 및 모델파라미터들은 앞의 실험과 동일하다. 앞의 실험(그림 5)과 비교하여 영상 시퀀스가 많이 달라졌으나 경사자계 보정은 동일하게 이루어지는 것을 알 수 있다.

고찰 및 결론

제안된 경사자계 보상방법은 경사자계 시스템의 모델링에 기초한 경사자계 추정과 k-space 궤적을 사용한 재구성 방법이다. 기존의 eddy current compensator 와 달리 파형의 변화하는 부분을 강조하기 위한 하드웨어가 불필요하고, 증폭기의 입력 range를 최대한 활용할 수 있는 장점이 있다. 제안된 모델링은 2차 등가회로로 실제 시스템에 비하여 상당히 단순화되어 있으며, 보다 높은 차수의 왜곡을 보정하기 위해서는 모델링의 차수를 올려야 한다. 실험결과에서 보듯이 제안된 모델링으

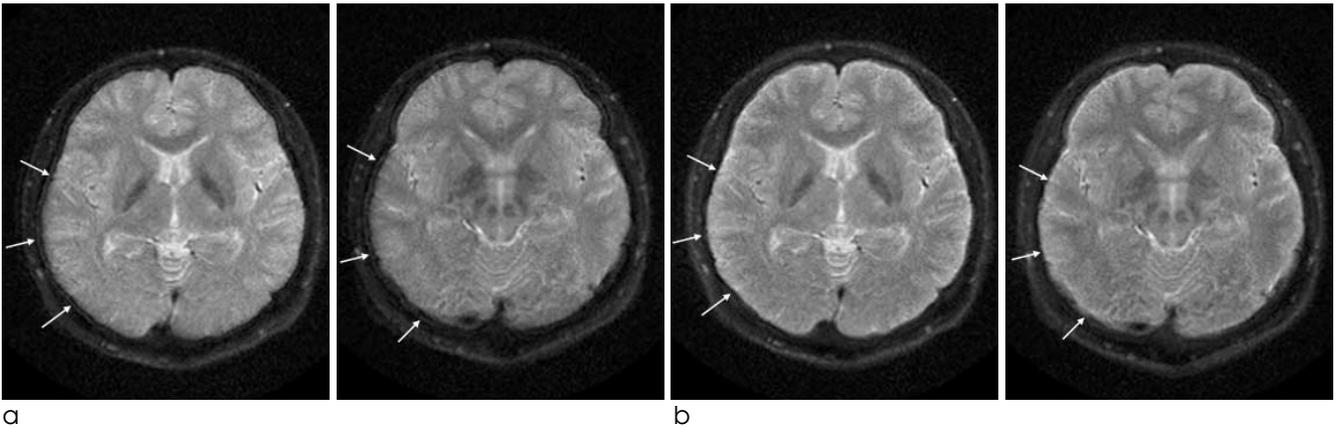


Fig. 5. Multi-slice in-vivo head images obtained by the 8-interleaved spiral scan imaging. Reconstructed images without gradient system model (a), and with the proposed gradient system model (b). Note that the overshoot artifact in (a) is removed in (b) as shown with the white arrows. Also note the improved uniformity in (b) compared to (a).

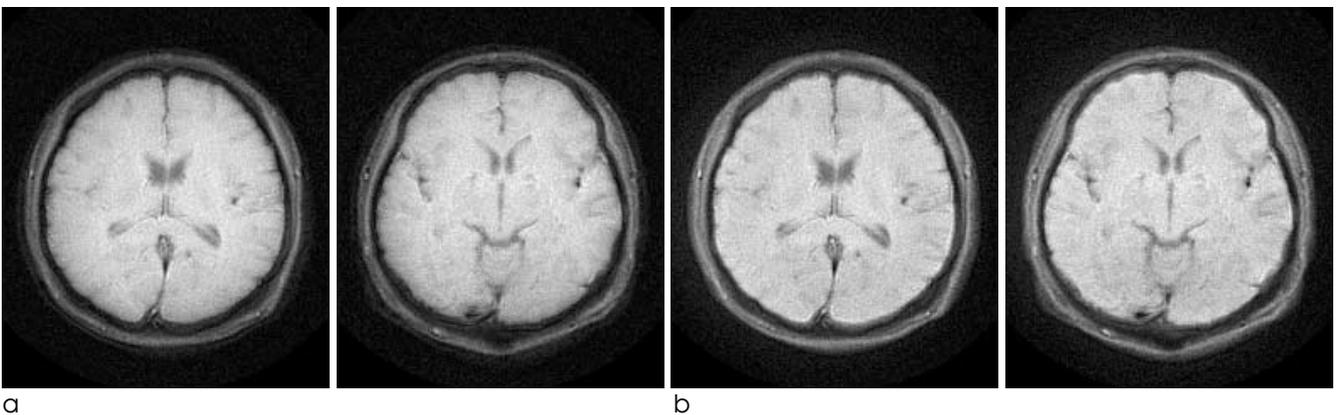


Fig. 6. Multi-slice in-vivo head images obtained by the 6-interleaved spiral scan imaging. Reconstructed images without and with the gradient system model are shown in (a) and (b), respectively. The same gradient model is used.

조상함 외

로 주된 eddy current를 보정할 수 있었으며, 이들의 보정으로 현격한 영상 개선을 얻을 수 있었다.

또한 제안한 방법에서는 이차원 데이터를 측정된 후 반복적인 재구성 과정을 통하여 몇 개의 경사자계시스템의 모델 파라미터들을 최적화시키는 과정이므로, 매우 안정적이고 잡음이나 측정 오차에 강인하다. 기존의 k-space 측정 방법들은 측정하고자 하는 경사자계 축에 수직인 아주 얇은 단면 또는 아주 작은 샘플 신호의 위상을 측정하여 k-space 궤적을 얻는 방법을 채택하고 있기 때문에 신호대잡음비가 상대적으로 취약하며, 이로 인한 측정오차가 크게 발생할 수 있다. 또한 아주 얇은 단면을 선택하는 과정[6]에서 원하지 않는 eddy current 가 발생할 수 있고, 이것은 실제 영상을 얻을 때 사용하는 시퀀스와 동일하지 않기 때문에 측정된 k-space 궤적은 실제 영상의 궤적과 일치하지 않을 수 있다. Fourier 기반 측정 방법 [7]에서는 얇은 단면을 위상 인코딩 경사자계를 이용하여 얻음으로써 선택 경사자계로 인한 eddy current 발생은 막을 수 있으나, 위상 인코딩 경사자계로 인한 추가적인 eddy current 는 비슷한 문제를 야기할 수 있다. 또한 gradient 시스템의 +/- 파형을 인가하여 공통의 위상을 제거하는 방법은 gradient 시스템의 +/- 특성이 다를 경우 어려움이 따를 수 있다.

제안된 방법은 측정된 데이터를 이용하여 최종 결과물인 재구성 영상에서의 왜곡을 최소화하는 방향으로 최적화가 이루어지기 때문에 경사자계에 의한 eddy current 효과 외에도 자장의 불균일도, susceptibility 등 모든 효과가 합쳐진 결과에 대한 보정이다. 실험에 앞서 linear shimming 및 higher order shimming을 통하여 주 자장의 불균일도를 최소화하여 실질적으로는 경사자계에 의한 eddy current 보정이 주된 일이 되도록 하였다. 기존의 방법들에서는 각기 경사자계시스템의 모델링에서 고려되지 않은 요소가 있을 경우 보정에 제한적일 수 밖에 없는 반면, 제안된 방법에서는 경사자계시스템과 관련된 모든 과정이 재구성 영상에 반영되어 있어서 모델링 과정에서 누락되

는 요소가 발생하지 않는 실용적인 방법으로 사료된다.

본 논문에서는 1.5 Tesla MRI 시스템 (ISOL Technology 사의 CHORUS시스템)에서 측정된 데이터를 이용하여 제안한 경사자계 모델링을 통한 재구성 영상의 균질성과 edge 영역에서의 overshoot를 측정하여, 최적의 경사자계시스템 모델을 구할 수 있었다. 제안된 모델링으로 얻은 나선형태의 k-space 궤적을 이용하여 팬텀 및 in-vivo volunteer 에 대하여 현격하게 개선된 영상을 얻을 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH. High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging-1. *IEEE Trans Med Imag* 1986;5:2-7
2. Ahn CB, Kim PK, Lim JW, et al. High-resolution spiral-scan imaging at 3 Tesla MRI. *J. Kor Soc Magn Reson Med* 2006;10:108-116.
3. Ahn CB, Cho SH, Kim PK, Lim JW, Lee HK. Correction of k-space trajectory based on an R-L-C circuit model of the gradient system. *Proc ISMRM Workshop on Non-Cartesian MRI: Sampling Outside the Box*. Sedona, USA. 2007:4.
4. Jackson J, Meyer CH, Nishimura DG, Macovski A. Selection of a convolution function for Fourier inversion using gridding. *IEEE Trans Med Imag* 1991;10: 473-478
5. Gach HM, Lowe IJ, Madio DP, et al. A programmable pre-emphasis system. *Magn Reson Med* 1998;40:427-431
6. Zhang Y, Hetherington HP, Stokeley EM, Mason GF, Twieg DB. A novel k-space trajectory measurement technique. *Magn Reson Med* 1998;39:999-1004
7. Alley MT, Glover GH, Pelc NJ. Gradient characterization using a Fourier-transform technique. *Magn Reson Med* 1998;39:581-587
8. Mandal M, Asif A. Continuous and discrete time signals and systems. Cambridge: Cambridge, 2007:261-311

Model-based Gradient Compensation in Spiral Imaging

S.H. Cho¹, P.K. Kim¹, J.W. Lim² and C.B. Ahn¹

¹*Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University*

²*ISOL Technology Co.*

Purpose : A method to estimate a real k-space trajectory based on a circuit model of the gradient system is proposed for spiral imaging. The estimated k-space trajectory instead of the ideal trajectory is used in the reconstruction to improve the image quality in the spiral imaging.

Materials and Methods : Since the gradient system has self resistance, capacitance, and inductance, as well as the mutual inductance between the magnet and the gradient coils, the generated gradient fields have delays and transient responses compared to the input waveform to the gradient system. The real gradient fields and their trajectory in k-space play an important role in the reconstruction. In this paper, the gradient system is modeled with R-L-C circuits, and real gradient fields are estimated from the input to the model. An experimental method to determine the model parameters (R, L, C values) is also suggested from the quality of the reconstructed image.

Results : The gradient fields are estimated from the circuit model of the gradient system at 1.5 Tesla MRI system. The spiral trajectory obtained by the integration of the estimated gradient fields is used for the reconstruction. From experiments, the reconstructed images using the estimated trajectory show improved uniformity, reduced overshoots near the edges, and enhanced resolutions compared to those using the ideal trajectory without model.

Conclusion : The gradient system was successfully modeled by the R-L-C circuits. Much improved reconstruction was achieved in the spiral imaging using the trajectory estimated by the proposed model.

Index words : Spiral-scan imaging
Eddy current compensation
Circuit model of the gradient system
K-space trajectory

Address reprint requests to : Chang Beom Ahn, Ph.D., Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University
447-1 Wolgye-dong, Nowon-gu, Seoul 139-701, Korea.
Tel. 82-2-940-5148 Fax. 82-2-909-3159 E-mail: cbahn@kw.ac.kr