3.0 Tesla 자기공명영상시스템에서 고 해상도 나선주사영상

안창범[1] · 김판기[1] · 임종우[2] · 강승원[1] · 조상흠[1] · 전수열[1] · 임헌진[1] · 박호종[1] · 오승준[1] · 이흥규[2]

목적 : 3.0 Tesla 고 자장에서 고 해상도 나선주사영상을 수행하였다. 나선주사영상은 초고속 영상기법의 하나로서, Echo Planar Imaging(EPI)에 비하여 eddy current 가 작게 발생하고, 경사자계 파형의 기울기가 완만하여 상대적으로 낮은 slew rate 를 가진 경사자계시스템으로 구현이 가능한 장점이 있다. 또한 고 자장 영상에서 고속스핀에코(Fast Spin Echo: FSE) 등의 rf 에코 기반의 고속영상방법에서 심각하게 대두되는 SAR 문제가 근원적으로 발생하지 않는 장점이 있어 고 자장에서의 초고속영상방법으로 주목을 받고 있다. 본 연구에서는 3.0 Tesla 에서 나선주사방식으로 고 해상도 영상을 얻어 고 자장 MRI에서 나선주사영상기법의 다양한 응용 가능성을 살펴보고자 한다.

대상 및 방법 : 3 Tesla 전신 자기 공명 영상 시스템에서 다양한 해상도의 나선주사영상 방법을 개발하였다. 고차(higher-order) shimming 을 통하여 영상의 화질을 개선하였고, 해상도에 맞게 interleaves 수를 조절하였다. 스핀에코 와 gradient에코 기반 나선주사영상방법을 구현하였고, 에코 time 과 repetition time, rf 회전 각도를 조절하여 영상의 대조도(contrast)와 신호대잡음비를 조절하였다.

결과 : 3 Tesla 전신 자기 공명 영상 시스템에서 나선 주사 방법을 이용하여 다양한 해상도의 영상을 얻었다. 고 자장에서 주 자장의 불균일도(inhomogeneity) 의 절대 크기가 커지기 때문에 이를 줄이기 위한 shimming 이 더욱 중요해진다. 한번의 스캔으로 axial, sagittal, coronal 방향의 불균일도 map을 구하여 spherical harmonics 분석으로 고차 shimming 을 하였다. 팬텀과 in-vivo 두부 영상에서 single shot 나선주사 영상으로 100×100 정도의 영상과 6-12 정도의 interleaves 를 적용하여 256×256 의 고 해상도 영상을 얻을 수 있었다.

결론 : 신호대잡음비의 향상과 스펙트럼의 분리, 뇌기능영상에서 BOLD 효과 향상 등으로 고 자장 영상에 대한 관심이 높아지고 있다. 그러나 고 자장 영상에서의 rf field 에 의한 SAR 증가는 중요한 제한 요소로 부각되고 있다. 나선주사영상은 SAR 문제가 근원적으로 발생하지 않고, EPI에 비하여 하드웨어 요구 조건이 낮아 고 자장에서의 고속영상방법으로 적합하다. 본 논문에서는 고차 shimming 을 통하여 불균일도를 개선하고, single shot 과 interleaving 을 적용한 multi-shot 나선주사영상 기법으로 100×100에서 256×256의 고 해상도 영상을 얻어 고 자장에서 초고속영상기법으로 다양한 적용 가능성을 보였다.

대한자기공명의과학회지 10:108-116(2006)
[1]VIA 멀티미디어 센터, 광운대학교
[2]㈜아이솔테크놀로지
접 수 : 2006년 11월 3일, 채 택 : 2006년 12월 5일
통신저자 : 안창범, 서울시 노원구 월계동 447-1 광운대학교 전기공학과
Tel. (02)940-5148 Fax. (02)909-3159 E-mail: cbahn@kw.ac.kr

서 론

나선주사영상방법은 k-space 를 나선 형태로 주사하며 데이터를 측정하는 방법이다 (1). 이 방법은 dc 부터 높은 주파수 성분까지의 데이터를 한번의 스캔이나 또는 interleaving 방법으로 가장 효율적으로 측정하는 방법이라고 할 수 있다. K-space 궤적을 얻기 위한 경사자계파형은 k-space 궤적의 시간에 대한 미분으로 주어지는데 (2), 나선주사영상의 경우, 궤적이 특정한 방향성을 갖지 않고, 연속적으로 바뀌기 때문에 미분한 파형 또한 연속적이고 부드러운 형태로 나타난다. 이러한 파형은 직각 좌표 기반의 EPI 영상 방식에 (3) 비하여 eddy current 의 유발을 줄이고, 또한 비교적 slew rate 이 낮은 경사자계시스템으로도 구동할 수 있는 장점이 있다. 또한 혈류와 관련한 위상이 스스로 rephasing 되는 효과가 있어, 심장영상, coronary artery 영상 등에 효율적인 것으로 알려져 있다 (4-5).

반면에 나선주사영상방법은 측정한 데이터의 k-space 궤적이 나선 형태이기 때문에 직각 좌표 기반의 고속 Fourier Transform (FFT)을 바로 적용할 수가 없어 재구성 방법이 복잡한 단점이 있다. 일반적으로 나선주사영상의 재구성은 interpolation 을 통하여 데이터를 직각 좌표나 극 좌표 grid 로 변환한 후 FFT 또는 filtered backprojection 등을 통하여 재구성하게 된다 (1, 6, 7). 또한 불균일 자장이나 화학적 천이 (chemical shift) 등에 의한 off-resonance 현상이 발생할 경우 point spread 함수가 ring 형태로 나타나 재구성 영상에 blur가 생긴다. 그러나 이러한 재구성 영상의 blur는 post processing 으로 보정이 가능하다 (8, 9).

고 자장 영상은 신호대잡음비가 높고, 화학적 천이가 커지고, 또한 f-MRI 에서 BOLD 기반 대조도가 커지기 때문에 많은 관심을 끌고 있다. 그러나 자장이 커짐에 따라 rf field 에 의한 SAR 이 자장의 제곱에 비례하여 커지기 때문에 안정성에 큰 문제를 야기하고 있다. 불균일한 자장에 놓여있는 스핀의 위상이 rf 에코에 의하여 refocusing 되기 때문에 널리 사용되고 있는 고속스핀에코기법은 SAR 문제 때문에 고 자장 영상에서는 제한을 받고 있다 (10). 반면에 경사자계파형을 이용한 k-space 스캔 방식은 SAR 레벨이 매우 낮아 고 자장에서의 고속영상에 적합하다. 본 연구에서는 single-shot 나선주사영상에서 interleaved 나선주사영상까지 다양한 나선주사영상을 개발하였고, repetition time, 에코 time, rf 회전 angle 등을 조절하여 다양한 대조도와 신호대잡음비의 영상을 얻음으로써 나선주사영상이 고 자장에서 활용할 수 있는 우수한 고속영상기법임을 보였다.

대상 및 방법

나선 주사 영상 기법

나선 주사를 위한 궤적은 일반적으로 식[1]과 같이 주어진다.

$$k(t) = \alpha \varnothing(t)\exp(j\varnothing(t)) \qquad [1]$$

여기에서 $k(t) = k_x(t) + jk_y(t)$, α는 상수를 나타낸다. $\varnothing(t)$는 여러 가지 방법으로 구현이 가능하다 (11). 즉 $\varnothing(t)$를 일정한 각속도로 구현할 경우, 궤적은 극 좌표 grid 에 근사하게 위치하게 된다. 이 경우 나선주사 데이터는 일차원 interpolation으로 극좌표 grid 상의 데이터로 변환이 가능하고, filtered backprojection 으로 재구성 영상을 얻을 수 있다 (1, 12). $\varnothing(t)$를 경사자계시스템의 slew rate 나 최대 세기로 제한한 설계도 가능하다 (13). 이 경우 궤적은 극 좌표 grid 에서 벗어나게 되며, 나선 주사 데이터는 gridding 알고리즘을 거쳐 직각 좌표 grid 상의 데이터로 변환된 후, 이차원 FFT 를 거쳐 재구성 영상이 만들어진다 (4, 6). Gridding 알고리즘을 적용하기 위해서는 데이터의 non uniform 분포를 보정하기 위한 weight matrix를 구해야 한다. 본 연구에서는 수치적인 방법으로 weight matrix를 구하였다. 경사자계파형은 식[1]을 미분하여 아래와 같이 얻어진다.

$$g(t) = \frac{1}{\gamma}\frac{dk(t)}{dt} \qquad [2]$$
$$= \frac{\alpha}{\gamma}\dot{\varnothing}(1+j\varnothing)e^{j\varnothing}$$

Slew rate 는 식[2]를 다시 미분하여 얻어진다.

나선 주사 영상 실험

경사자계 시스템의 하드웨어와 관련된 slew rate 나 최대 세기와 함께 나선주사영상에서 중요하게 고려되어야 할 실험 파라미터는 데이터 측정 시간, 해상도, interleaves 수이다. 데이터 측정 시간은 검사하고자 하는 샘플의 T_2^* 값과 자장의 불균일 정도에 의하여 결정된다. 해상도 (pixel 크기)는 field-of-view 를 영상 matrix 크기 (N) 로 나눈 값으로 주어지며, N×N 영상을 얻기 위해서는 k-space 궤적에서 대략 N/(2M) 번의 회전이 필요하다. 여기에서 M은 interleaves 수를 나타낸다. 이것을 경사자계파형으로 나타내면 N/(2M) 개의 주기를 가진 sine 또는 cosine 과 유사한 파형이 필요하다. Interleaving 은 식[1]의 궤적을 일정한 각도(= $2\pi/M$)만큼 회전시켜 interleaves 횟수 (M) 만큼 측정하는 것으로, 측정된 데이터를 모두 합쳐 재구성을 하게 된다. 따라서 각 시퀀스는 N/(2M) 의 회전만 수행하면 되기 때문에 각 파형 및 데이터 측정은 interleaves 수만큼 용이해진다고 볼 수 있다. 주어진 field-of-view 에서 최대 slew rate 및 경사자계로 경사자계파형을 가하여 데이터를 측정하여야 하고, 만약 이것이 불가능하다면 영상

matrix 크기를 줄이든지 또는 interleaves 수를 증가시켜야 한다.

그림 1은 사용된 펄스 시퀀스이다. 그림 1(a)는 gradient-에코 기반의 시퀀스이고, 그림 1(b)는 rf-에코 기반의 시퀀스이다. 일반적으로 gradient-에코 기반의 시퀀스는 rf-에코 기반의 시퀀스보다 간편하고, rf 회전 각도를 조절하기가 용이하여

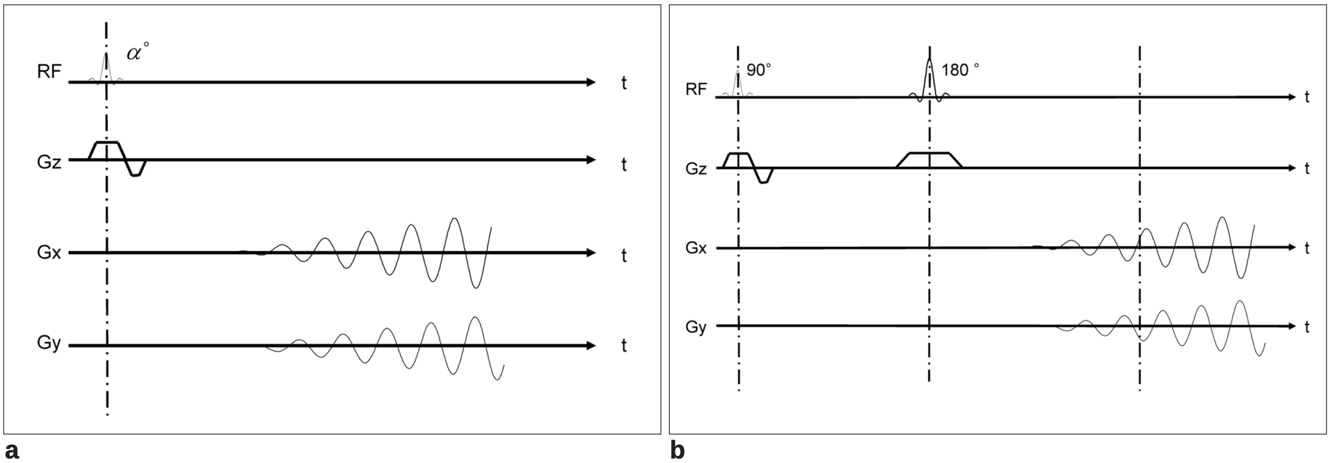

Fig. 1. Pulse sequences for spiral-scan imaging. (**a**) Gradient-echo based spiral-scan imaging sequence. (**b**) Spin-echo based spiral-scan imaging sequence.

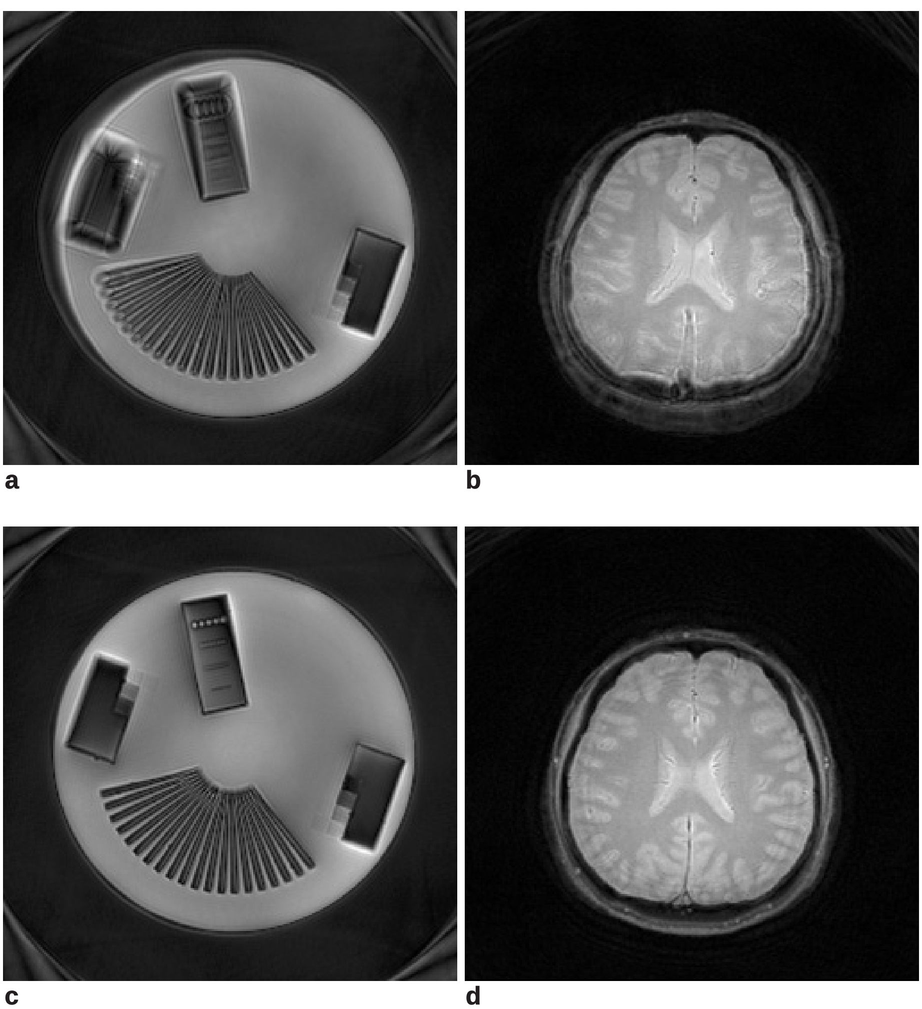

Fig. 2. Phantom and in-vivo head images obtained by the spiral-scan imaging at 3T whole body MRI system after the linear shimming only (**a**) and (**b**), and the linear and higher order shimming (**c**) and (**d**). Image blurs are observed in (**a**) and (**b**), while such blurs are mostly disappeared in (**c**) and (**d**).

널리 사용되고 있다. 반면에 스핀에코 기반의 시퀀스는 long T_2 대조도를 얻는데 유리하다.

Higher order shimming

주 자장의 불균일도는 보통 불균일 자장의 크기를 주 자장의 크기로 나누어 [ppm]의 단위로 나타낸다. 따라서 동일한 ppm을 갖는 불균일 자장의 경우 주 자장이 클수록 절대적인 불균일 정도는 커진다. 따라서 고 자장에서 나선주사영상을 적용하기 위해서는 불균일도를 줄이기 위한 고차 shimming 이 필수적이다. 그렇지 않을 경우, 해상도가 줄어들거나 interleaves 수가 커져 측정시간이 길어진다. 고차 shimming 은 x, y, z 자장 (선형 shimming) 외에 shim coil에서 제공하는 z^2, $x^2 - y^2$, xy, yz, zx 등의 자장을 보정하는 것이다. 이를 위해서 먼저 주 자장의 불균일도 map을 측정하여야 한다. 불균일도 map의 측정을 위해서 고속스핀에코기법을 사용하였으며, 측정하는 에코의 위치를 불균일 위상이 refocusing 되는 시점에서 ΔT 만큼 이동시켜 불균일도를 위상으로 변조한다. 일반적으로 시스템의 다른 요소에 의하여 발생되는 위상과 분리시키기 위하여 ΔT = 0 으로 하여 한번 더 측정을 한 후 두 위상의 차이를 구하여 불균일도에 비례하는 위상만 얻는다. 이렇게 얻은 위상에 대하여 spherical harmonics 로 분석하게 되면 각 spherical harmonics의 성분을 구할 수 있고, 이것을 shim power supply 전류를 조절하여 shim coil 에서 제공하는 자장 패턴 (spherical harmonics)으로 보정하게 되면 고차 shimming 이 이루어진다. 에코 위치의 이동 시간 ΔT는 자장의 불균일도 크기에 따라 달라지는데 대략 위상이 2π를 초과하지 않도록 정한다. 위상을 구할 때 에코의 위치가 eddy current 에 의하여 이론적인 위치에서 벗어날 수 있다. 이 경우에도 선형 위상이 발생하는데, 이것은 불균일 자장과 무관한 것으로 분리가 필요한데, 본 논문에서는 재구성된 영상에서 autocorrelation과 histogram 기반의 보정으로 제거하였다 (14). 끝으로 불균일 자장 map을 구하는데 측정시간을 줄이기 위하여 공간 해상도를 낮추었으며, 한번의 스캔으로 axial, sagittal, coronal 영상을 얻었다.

선형 shimming 과 고차 shimming 을 적용하여 얻은 나선주사영상의 결과를 그림 2에 보였다. 그림 2(a)와 (b)는 선형 shimming 만 적용한 후 나선주사방식으로 얻은 영상이고, 그림 2(c)와 (d)는 선형 shimming 과 고차 shimming을 적용한 후 나선주사방식으로 얻은 영상이다. 그림 2(a)의 팬텀 영상에서

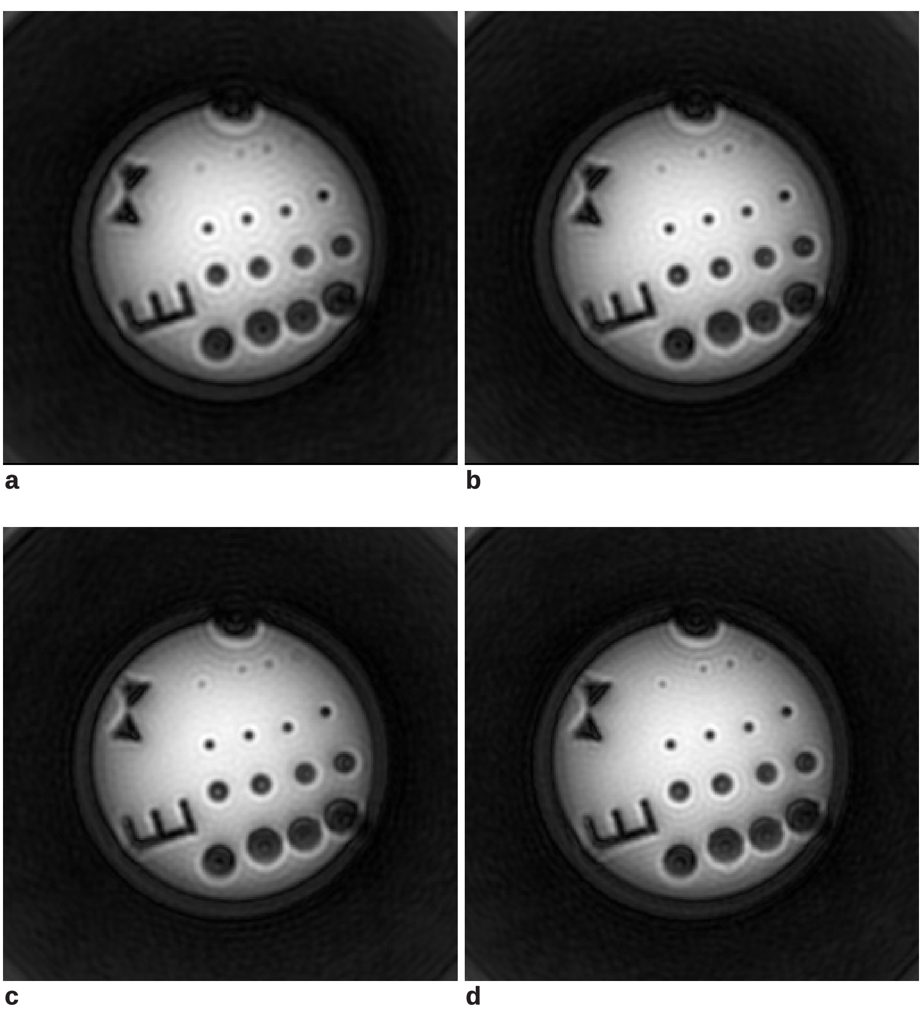

Fig. 3. Phantom images obtained by the single-shot spiral-scan technique with various experimental parameters. The gradient strength was 1.6 [Gauss/cm] and the slew rate was 7000 [Gauss/cm/s]. The image matrix size and acquisition duration are: (**a**) 80×80, 38.8 ms, (**b**) 90×90, 46.7 ms, (**c**) 100×100, 55.4 ms, (**d**) 110×110, 65.1 ms, respectively. Note the improved resolution with larger image matrix size, however, inhomogeneity effects are increased with longer acquisition durations.

보듯이 상단 좌측의 사각형과 하단 좌측의 부채꼴 모양의 구조물 등에서 image blur 가 크게 나타났다. 또한 그림 2(b)의 in-vivo 영상에서도 영상 하단에 image blur 가 크다. 반면에 고차 shimming 을 적용한 그림 2(c)와 (d)의 경우 이러한 image blur는 대부분 사라졌다.

결 과

3T 전신자기공명영상시스템에서 나선주사영상을 이용하여 다양한 실험을 수행하였다. 그림 3은 single-shot 나선주사 기법으로 얻은 팬텀 영상이다. 경사자계세기는 1.6 [Gauss/cm], slew rate 는 7000 [Gauss/cm/s], 영상 matrix 크기 및 데이터 측정 시간은 (a) 80×80, 38.8 ms (b) 90×90, 46.7ms (c) 100×100, 55.4 ms (d) 110×110, 65.1 ms 이다. 그림 3에서 보듯이 동일한 경사자계와 slew rate 에서 영상 matrix 크기가 커질수록 (해상도 또는 pixel 크기가 작아질수록) 측정 시간이 길어진다. 팬텀 영상에서는 matrix 크기가 커질수록 영상이 개선되는 것으로 나타나나, 측정 시간이 길어짐에 따라 불균일 자장의 영향이 커져 image blur 가 커진다. 그림 4는 single-shot 나선주사영상기법으로 얻은 in-vivo volunteer 영상이다. 슬라이스 두께는 3 mm, rf 회전 각도는 90°, 에코 time 은 40 ms, oblique 각도는 12° 이다. single shot 영상이므로, repetition time은 무한대에 해당한다. 데이터 측정 시간은 59.3 ms 이고, 영상 matrix 크기는 80×80이다. 그림 4에서 보듯이 나선주사방식의 영상은 불균일도에 의한 image blur 를 제외하고는 비교적 공간적인 왜곡이 작고, 특히 EPI 영상에서 잘 나타나는 N/2 ghost (15) 가 발생하지 않는다.

그림 5는 interleaves 를 12로 하여 나선주사방식으로 얻은 in-vivo volunteer 두부 영상이다. Repetition time은 4s, 슬라이스 두께는 3 mm, 영상 matrix 크기는 256×256, rf 회전 각도는 90° 이다. 그림 5에서 보듯이 interleave 수를 증가함에 따라 고해상도 영상이 얻어짐을 알 수 있다. 그림 5(a)는 gradient-에코 기반의 나선주사 시퀀스를 사용하여, 에코 time 을 7 ms 로 하여 얻은 proton density 에 가까운 영상이다. 그림 5(b) 는 gradient-에코 나선주사 시퀀스를 사용하여, 에코 time을 80 ms로 하여 얻은 T_2* 대조도가 큰 영상이다. 그림 5(c) 는 스핀에코 기반의 나선주사 시퀀스를 사용하여 에코 time 을 120 ms 로 하여 얻은 영상이다. 그림 5(c) 에서 강한 T_2 대조도를 발견할 수 있으며, 스핀에코 기반의 시퀀스를 사용함에 따라 불균일도 효과가 줄어들어 gradient-에코 기반의 영상 (그림 5(b)) 보다 해상도는 더 뛰어남을 알 수 있다. 따라서 long 에코 time 영상에는 스핀에코 기반의 나선주사 시퀀스가 바람직하다. 그러나 f-MRI 등과 같이 BOLD 또는 susceptibility 기반의 대조도를 얻고자 할 경우에는 gradient-에코 기반의 시

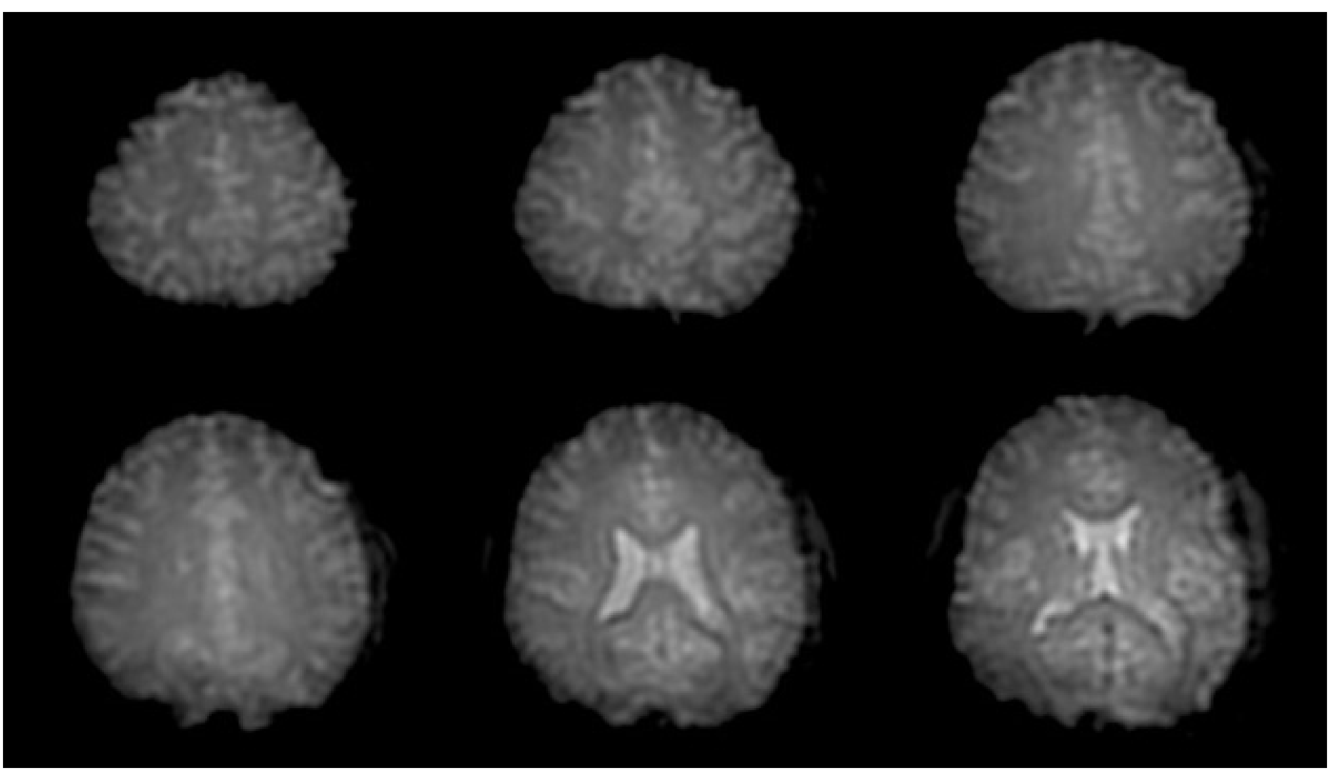

Fig. 4. In-vivo multi-slice head images obtained by the single-shot spiral-scan method. Rf flip angle was 90°, echo time was 40 ms, and oblique selection angle was 12°. The repetition time was infinite for a single-shot scan. Data acquisition duration was 59.3 ms, the slice thickness was 3 mm, and the image matrix size was 80×80.

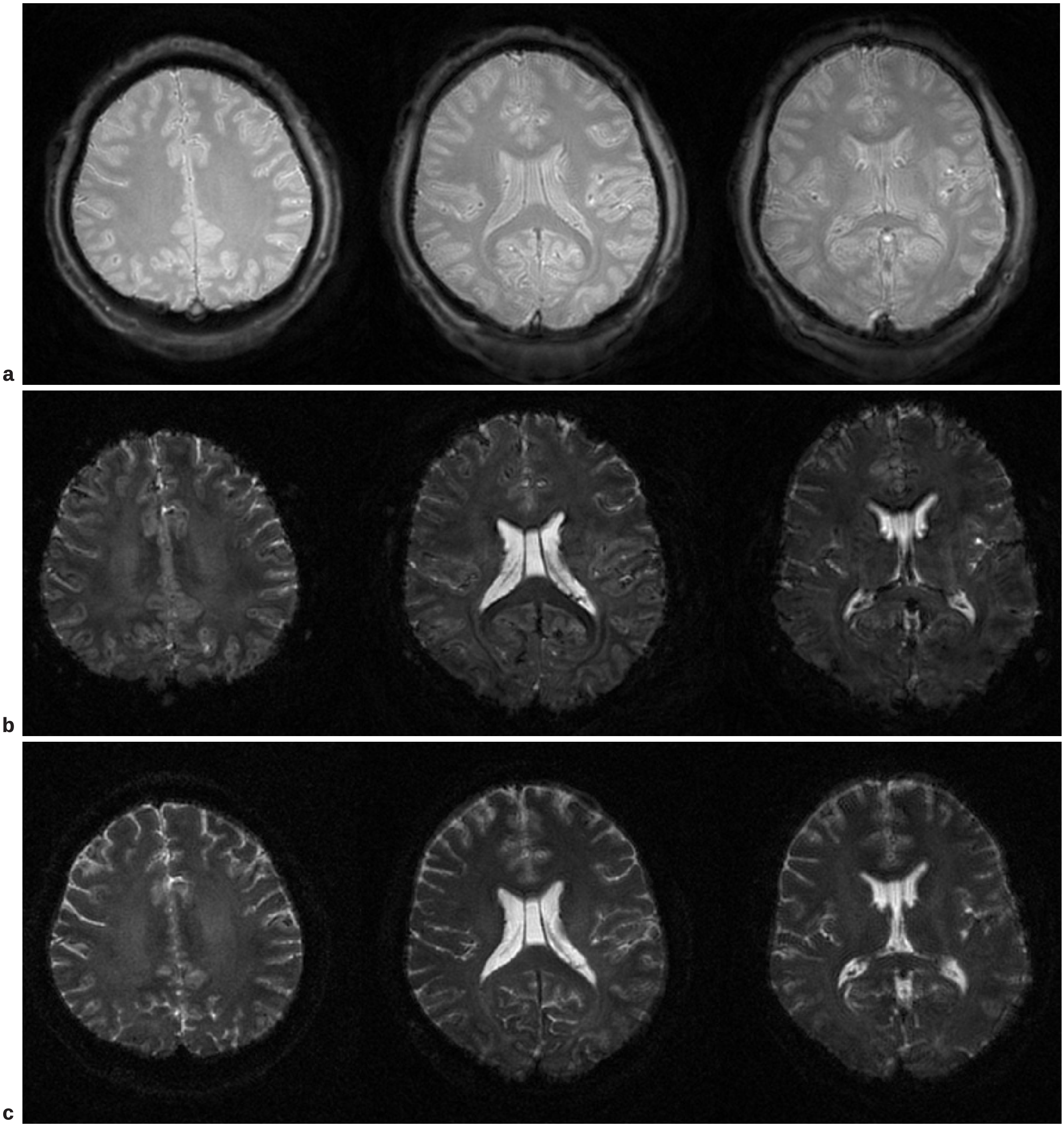

Fig. 5. High-resolution in-vivo head images obtained by the spiral-scan imaging with 12 interleaves. Image matrix size was 256×256, slice thickness was 3 mm, repetition time was 4s, and the rf flip angle was 90 °. (**a**) Images obtained by the gradient-echo based spiral-scan sequence with the echo time of 7 ms, (**b**) images obtained by the gradient-echo based spiral-scan sequence with the echo time of 80 ms, and (**c**) images obtained by the spin-echo based spiral-scan sequence with the echo time of 120 ms. Note the heavy T2 contrasts in (**b**) and (**c**).

퀀스가 효과적이다.

그림 6은 repetition time을 1s, 에코 time을 7 ms 로 하여, rf 회전 각도를 조절하여 얻은 나선주사영상이다. 이들 영상은 gradient - 에코 기반의 시퀀스를 사용하였고, interleaves 수는 12 이며, 영상 matrix 크기는 256×256 이다. 그림 6(a)는 rf 회전 각도를 90 °로 하여 얻은 영상이다. 비교적 짧은 repetition

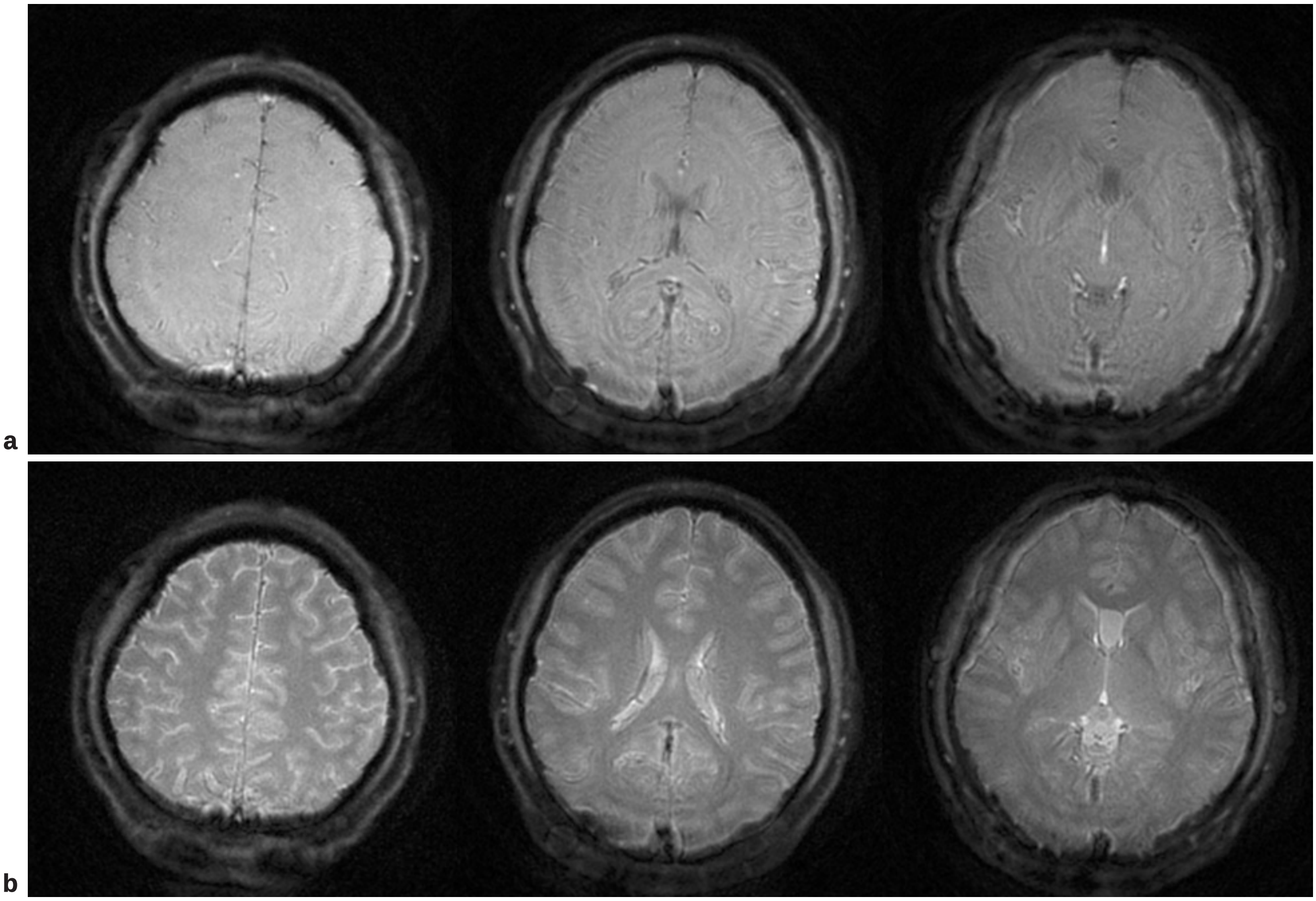

Fig. 6. High-resolution in-vivo multi-slice head images obtained by the interleaved spiral-scan method with 12 interleaves. Image matrix size was 256×256, repetition time was 1s, and the rf flip angles were 90 °(**a**) and 30 °(**b**), respectively. Note the improved image contrast with the rf flip angle of 30 °in (**b**).

time 과 에코 time 을 사용하여 T_1 대조도와 T_2 대조도가 서로 상쇄되어 전체적으로는 대조도가 거의 없는 영상이 얻어졌다. 그림 6(b)는 rf 회전 각도를 30° 로 하여 얻은 영상인데, 향상된 대조도를 보이고 있으며, 그림 5(a)의 repetition time 4s 로 얻은 영상과 비슷한 대조도를 보이고 있다. 따라서 rf 회전 각도를 조절하면, 비교적 짧은 repetition time 으로 대조도가 뛰어난 고속영상을 얻을 수 있다. 예를 들면 그림 7은 3T 시스템에서 나선주사영상기법을 사용하여 12초 이내에 얻은 multi-slice in-vivo 두부 영상이다. 기존의 고속스핀에코영상기법에서는 슬라이스 당 대략 256 개의 180° rf 펄스가 사용되는데 반해, 나선주사영상에서는 12 개의 30° rf 펄스만 사용하므로 나선주사영상에서는 rf 펄스에 의한 SAR 문제는 거의 발생하지 않는다고 볼 수 있다.

결 론

신호대잡음비와 스펙트럼 분리, BOLD 효과 향상 등으로 고자장 자기공명영상시스템의 사용이 증가하고 있다. 그러나 고자장에서 rf field 에 의한 SAR 증가가 중요한 문제점으로 부각되고 있다. 나선주사영상은 SAR 문제가 근원적으로 발생하지 않아 고 자장에서의 고속영상기법으로 적합하다. 또한 EPI 에 비하여 eddy current 가 작게 발생하고, 경사자계파형의 기울기가 완만하여 상대적으로 낮은 slew rate 를 가진 경사자계 시스템으로도 구현이 가능한 장점이 있다. 본 논문에서는 3 Tesla 전신자기공명영상 시스템에서 다양한 나선주사영상 방법을 개발하였다. 이를 위하여 한번의 스캔으로 axial, sagittal, coronal 방향의 불균일도 map을 구하여, spherical harmonics 분석으로 고차 shimming 을 적용하였다. 팬텀과 in-vivo 두부 영상에 대하여 single shot 나선주사영상과 interleaving 을 적용한 multi-shot 나선주사영상기법으로 100×100 에서 256×256 의 고 해상도 영상을 얻을 수 있었다. Rf 회전 각도를 조절하면 비교적 짧은 repetition time에서 대조도가 뛰어난 고속영상을 얻을 수 있었다. 나선주사영상은 고 자장에서 SAR 문제없이 60 ms에서 10여 초 이내에 single-shot 영상(~100×100) 에서부터 고해상도 multi-slice 영상(256×256)까지를 얻을 수 있어, 다양한 임상 응용이 기대된다.

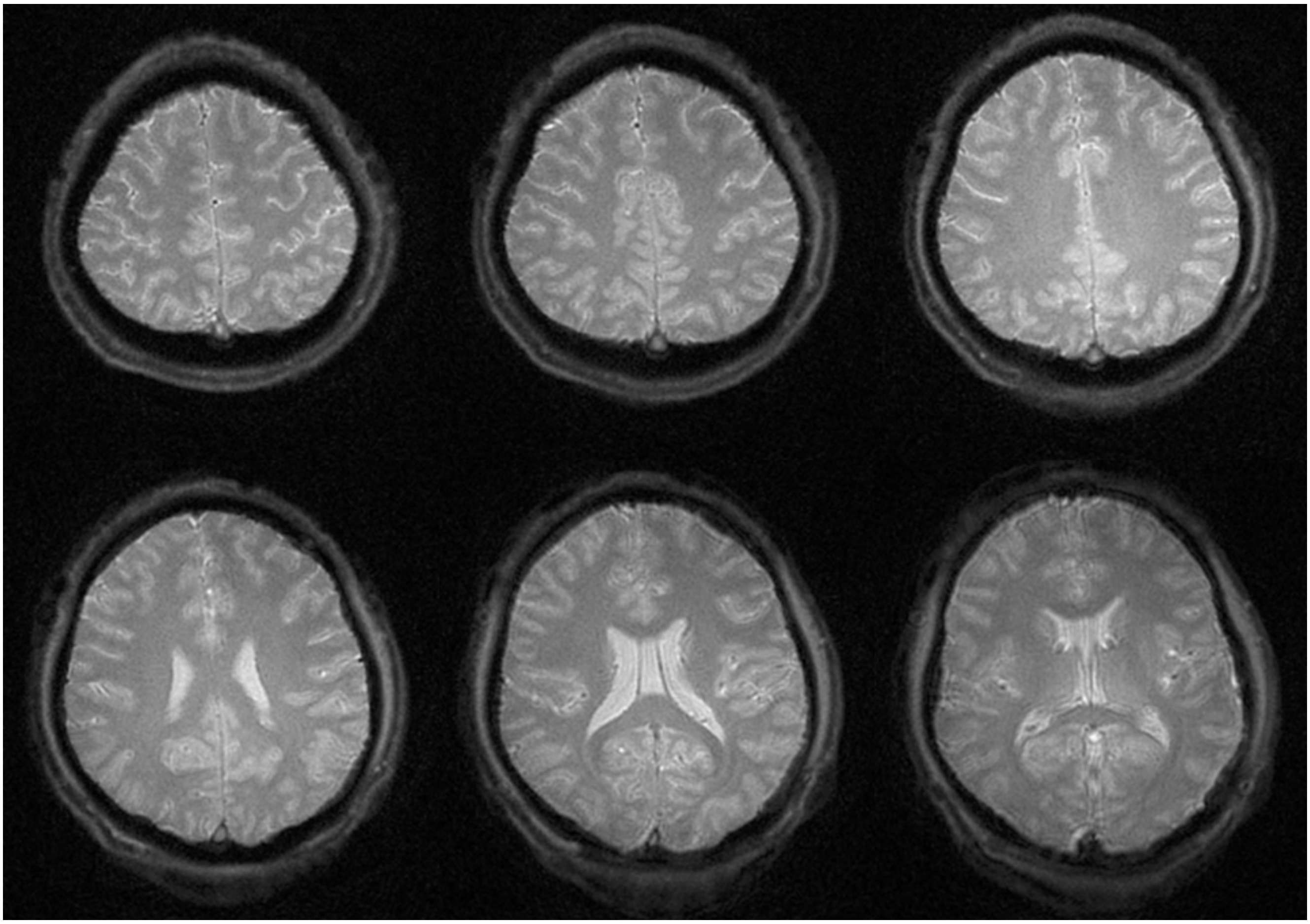

Fig. 7. High-resolution in-vivo multi-slice head images obtained by the interleaved spiral-scan method with 12 interleaves. Image matrix size was 256×256, repetition time was 1s, and the rf flip angle was 30 °. Total measurement time was 12s.

참 고 문 헌

1. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH. High-speed Spiral-Scan Echo Planar NMR Imaging-I. IEEE Trans Med Imag 1986;5:1-6
2. Ljunggren S. A simple graphical representation of Fourier-based imaging methods. J Magn Reson 1983;54:338-343
3. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin e-choes. J Phys C 1977;10:155-158
4. Meyer CH, Hu BS, Nishimura DG, Macovski A. Fast Spiral coronary artery imaging. Magn Reson Med 1992;28:202-213
5. Nishimura DG, Irarrazabal P, Meyer CH. A velocity k-space analysis of flow effects in Echo Planar and Spiral Imaging. Magn Reson Med 1995;33:549-556
6. 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
7. Ahn CB, Kim HJ, Oh CH, Kim CY. Reconstruction aspects of Spiral Scan magnetic resonance imaging. Proc. SPIE, Med Imag 1998;3336:141-152
8. Noll DC, Pauly JM, Meyer CH, Nishimura DG, Macovski A. Deblurring for non-2D Fourier transform magnetic resonance imaging. Magn Reson Med 1992;25:319-333
9. Moriguchi H, Dale BM, Lewin JS, Duerk JL. Block regional off-resonance correction (BRORC): A fast and effective deblurring method for spiral imaging. Magn Reson Med 2003;50:643-648
10. Hennig J, Scheffler K. Hyperechoes in RARE(TSE, FSE)-se-quences. Proc. Intl. Soc. Mag Reson Med 2001;9:1769
11. Bernstein MA, King KF, Zhou XJ. Handbook of MRI Pulse Sequences. New York: Elsevier, 2004
12. 안창범. 초고속 자기공명 영상 기법 - Echo Planar 영상 및 Spiral Scan 영상. 대한자기공명의과학회지 1999;3:6-11
13. Glover GH. Simple analytic spiral k-space algorithm. Magn Reson Med 1999;42:412-415
14. Ahn CB, Cho ZH. A new phase correction method in NMR imaging based on autocorrelation and histogram analysis. IEEE Trans Med Imag 1987;6:32-36
15. Schmitt F, Stehling MK, Turner R. Echo-Planar Imaging: Theory, Technique and Application. Berlin: Springer, 1998

J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. 10:108-116(2006)

High-resolution Spiral-scan Imaging at 3 Tesla MRI

C.B. Ahn[1], P.K. Kim[1], J.W. Lim[2], S.W. Kang[1], S.H. Cho[1], S.Y. Jeon[1],
H.J. Lim[1], H.C. Park[1], S.J. Oh[1], H.K. Lee[2]

[1]*VIA-Multimedia Center, Kwangwoon University*
[2]*ISOL Technology Co.*

Purpose : High-resolution spiral-scan imaging is performed at 3 Tesla MRI system. Since the gradient waveforms for the spiral-scan imaging have lower slopes than those for the Echo Planar Imaging (EPI), they can be implemented with the gradient systems having lower slew rates. The spiral-scan imaging also involves less eddy currents due to the smooth gradient waveforms. The spiral-scan imaging method does not suffer from high specific absorption rate (SAR), which is one of the main obstacles in high field imaging for rf echo-based fast imaging methods such as fast spin echo techniques. Thus, the spiral-scan imaging has a great potential for the high-speed imaging in high magnetic fields. In this paper, we presented various high-resolution images obtained by the spiral-scan methods at 3T MRI system for various applications.
Materials and Methods : High-resolution spiral-scan imaging technique is implemented at 3T whole body MRI system. An efficient and fast higher-order shimming technique is developed to reduce the inhomogeneity, and the single-shot and interleaved spiral-scan imaging methods are developed. Spin-echo and gradient-echo based spiral-scan imaging methods are implemented, and image contrast and signal-to-noise ratio are controlled by the echo time, repetition time, and the rf flip angles.
Results : Spiral-scan images having various resolutions are obtained at 3T MRI system. Since the absolute magnitude of the inhomogeneity is increasing in higher magnetic fields, higher order shimming to reduce the inhomogeneity becomes more important. A fast shimming technique in which axial, sagittal, and coronal sectional inhomogeneity maps are obtained in one scan is developed, and the shimming method based on the analysis of spherical harmonics of the inhomogeneity map is applied. For phantom and in-vivo head imaging, image matrix size of about 100×100 is obtained by a single-shot spiral-scan imaging, and a matrix size of 256×256 is obtained by the interleaved spiral-scan imaging with the number of interleaves of from 6 to 12.
Conclusion : High field imaging becomes increasingly important due to the improved signal-to-noise ratio, larger spectral separation, and the higher BOLD-based contrast. The increasing SAR is, however, a limiting factor in high field imaging. Since the spiral-scan imaging has a very low SAR, and lower hardware requirements for the implementation of the technique compared to EPI, it is suitable for a rapid imaging in high fields. In this paper, the spiral-scan imaging with various resolutions from 100×100 to 256×256 by controlling the number of interleaves are developed for the high-speed imaging in high magnetic fields.

Index words : Spiral-scan imaging, fast magnetic resonance imaging, specific absorption rate (SAR), higher order shimming, slew rate

Address reprint requests to : Chang Beom Ahn, Ph.D., VIA-Multimedia Center, 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