컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 직각좌표 및 나선주사 방식의 병렬 자기공명 영상에서 움직임 효과 연구

박수경 · 안창범 · 심동규 · 박호종

목적 : 본 논문에서는 자기공명영상 데이터 획득 시 객체의 움직임이 병렬 자기공명영상에 미치는 영향에 대하여 연구하였다. 일반적으로 병렬 자기공명영상 방법의 경우 데이터 획득 시간이 일반 자기공명영상 방법보다 짧기 때문에 움직임에 강인하다고 알려져 있다. 그러나 생체내의 비자발적인 장기 운동 등과 같은 불가피한 움직임이 포함된 경우 병렬 영상의 움직임 아티펙트는 일반적인 영상에 비하여 더 심각할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 실제 환경에서 나타날 수 있는 다양한 움직임 종류를 정의하고, 이러한 움직임이 발생하였을 때 병렬 자기공명영상에 나타나는 영향을 일반적인 영상방법과 비교하여 살펴보았다.

대상 및 방법 : 병렬 자기공명영상 데이터를 획득할 때 발생하는 움직임에 의한 영향을 확인하기 위하여 실제 환경에서 발생할 수 있는 5가지 움직임 종류를 정의하였다. 즉 움직임-1과 2는 서로 다른 크기와 주기를 갖는 주기적인 움직임이고, 움직임-3과 4는 일정 시간 (segment) 단위로 운동하는 선형적인 움직임이다. 마지막으로 움직임-5는 비 주기 랜덤 운동이다. 사용된 영상방법은 직각 좌표 기반 영상과 나선 주사 (비 직각 좌표) 영상으로 각각에 대해 병렬 영상법과 일반적인 영상법을 적용하여 움직임 효과를 살펴 보았다.

결과 : 본 논문에서 정의한 움직임 종류에 대한 병렬 자기공명영상에서의 움직임 효과를 알아보았다. 움직임-3과 4와 같이 병렬 자기공명영상에 의하여 움직임이 감소하는 경우 움직임 아티팩트는 일반 자기공명영상에 비하여 줄어들었다. 그러나 움직임-1과 2와 같이 주기적으로 진동할 경우 병렬 영상의 왜곡이 일반 자기공명영상에 비하여 더 크게 나타났다. 움직임-5와 같이 랜덤한 경우 일반 자기공명영상과 병렬 자기공명영상이 서로 유사하게 나타났다.

결론 : 본 논문에서는 자기공명영상 데이터 획득 시 객체의 움직임이 병렬 자기공명영상에 미치는 영향에 대하여 연구하였다. 그 결과 병렬 자기공명영상을 통해 움직임이 줄어드는 경우를 제외한 다른 움직임 종류에 대해서는 병렬 자기공명영상보다 일반 자기공명영상이 더 좋은 화질을 나타내었다.

서 론

최근 10여년 사이 데이터 획득시간을 크게 줄일 수 있는 병렬 (parallel) 자기공명영상 기법이 급속히 발전하였다. 병렬 자기공명영상은 한 번에 하나의 데이터를 획득하는 대신 다수의 코일을 사용하여 데이터를 동시에 얻는 방법이다. 이 때 각 수신 코일에서 얻어진 데이터는 일반적인 자기공명영상에서처럼 경사자계변화에 의해 공간 정보가 부호화됨과 동시에 각 코일의 감도에 의해 부호화 된다. 따라서 병렬 자기공명영상에서는 영

대한자기공명의과학회지 12:123-130(2008)
광운대학교 VIA-Multimedia Center
이 논문은 2008년도 광운대학교 교내 학술연구비 지원에 의해 연구되었음.
접 수 : 2008년 11월 27일, 채 택 : 2008년 12월 5일
통신저자 : 안창범, (139-701) 서울시 노원구 월계동 447-1, 광운대학교 VIA-멀티미디어센터
Tel. (02) 940-5148 Fax. (02) 909-3159 E-mail: cbahn@kw.ac.kr

상을 재구성하기 위해서는 각 코일 고유의 감도로 부호화 되어 있는 다수의 데이터를 이용하여 위상 부호화 방향으로 부호화 횟수를 줄여서 측정함으로써, 공간 정보를 유지하면서 데이터 획득시간을 줄일 수 있다. 이렇게 획득된 데이터는 나이키스트 샘플링 이론에 위배되어 중첩 현상이 발생하지만 코일의 감도 정보를 이용함으로써 제거할 수 있다. 또한 병렬 자기공명영상의 경우 single- 혹은 multi-shot 펄스 시퀀스의 에코-트레인 길이가 줄어들어 자화율 (susceptibility)과 관련한 에러가 감소될 수 있고, 빠른 데이터 획득을 통해 데이터 획득 시 발생할 수 있는 움직임에 강한 특성을 가지고 있다고 알려져 있다 (1-3).

다양한 고속 데이터 획득 알고리즘의 등장으로 시공간적 영상 해상도 향상이 이루어졌지만 아직도 실제 자기공명영상 데이터 획득 시 소요되는 시간으로 인하여 발생하는 문제점들이 존재한다. 그 중에서도 자기공명영상 데이터 획득 시 환자의 움직임 혹은 심장, 세포 등 장기의 움직임 등으로 인해 영상에 고스트와 블러링 같은 현상이 발생되어 재구성된 영상의 화질이 저하된다 (4). 따라서 이러한 움직임을 검출하고, 보정함으로써 화질을 향상시키기 위한 연구들이 많이 이루어지고 있다. 그러나 이러한 연구들은 병렬 자기공명영상보다는 일반 자기공명영상에 대해서 주로 이루어지고 있다 (5-9).

본 논문에서는 자기공명영상 데이터 획득 시 객체의 움직임이 발생하는 경우, 이러한 움직임이 병렬 자기공명영상에 미치는 영향에 대하여 연구하였다. 일반적으로 병렬 자기공명영상의 경우 데이터 획득 시간이 일반 자기공명영상보다 짧기 때문에 움직임에 강인하다고 알려져 있다. 그러나 병렬 영상에서 불가피하게 움직임이 발생하였을 때 왜곡은 일반적인 영상에 비하여 더 심각할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 실제 환경에서 나타날 수 있는 다양한 움직임 종류를 정의하고, 이러한 움직임이 발생하였을 때 병렬 자기공명영상에 나타나는 영향을 살펴보았다. 이를 위하여 원형의 균질 (uniform) 팬텀과 해상도 (resolution) 팬텀을 구성하였고, 8-채널 코일에 대한 감도 map을 Biot-Savart 법칙을 이용하여 생성하였다. 움직임에 대한 영향을 확인하기 위하여, 두 종류의 팬텀에 대하여 본 논문에서 정의한 움직임 종류에 따라 컴퓨터 시뮬레이션으로 데이터를 생성하였다. 병렬 자기공명 영상법 중 하나인 SENSE (SENSitivity Encoding)를 기반으로 영상을 재구성하였고, 재구성 영상과 원영상의 RMSE 값을 계산함으로써 움직임이 병렬 자기공명영상에 미치는 영향을 정량적으로 평가하였다. 나선주사 병렬 영상의 재구성은 conjugate gradient를 이용한 반복적 재구성 방법을 사용하였다 (10).

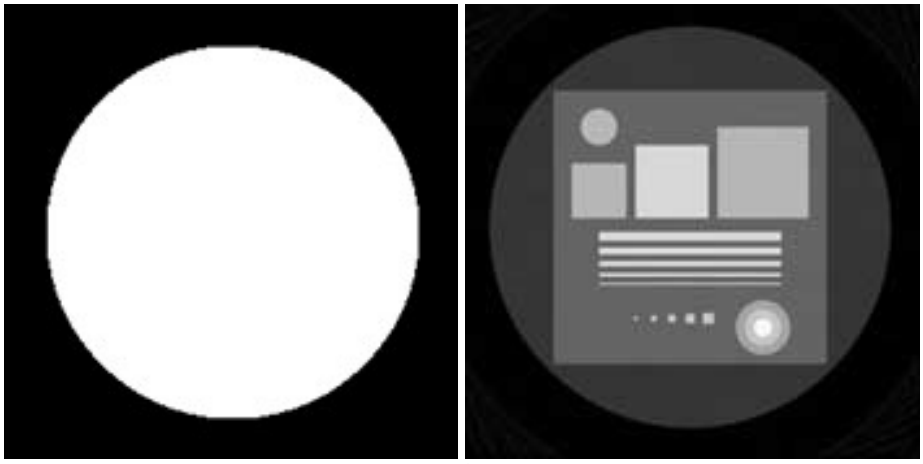


Fig. 1. Uniform and resolution phantom images used in the simulation.

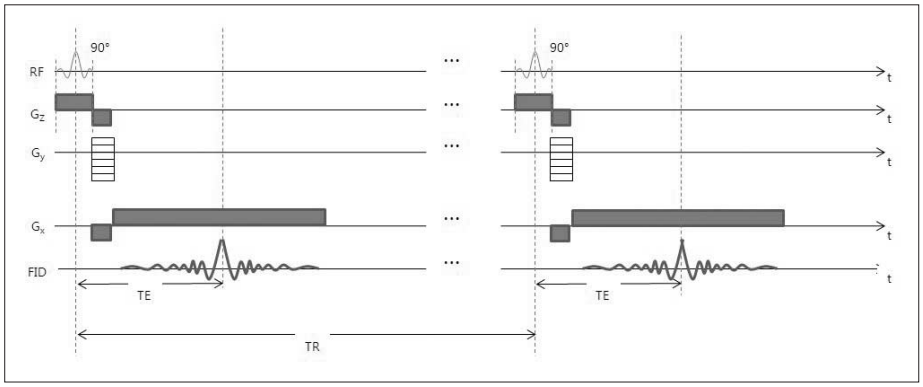


Fig. 2. Pulse sequence based on the Cartesian gradient echo technique.

대상 및 방법

시뮬레이션 방법

본 논문에서는 다음과 같은 과정을 통해 객체의 움직임에 의한 영향을 시뮬레이션하였다 (팬텀이 0과 n-픽셀을 번갈아 움직였을 경우).

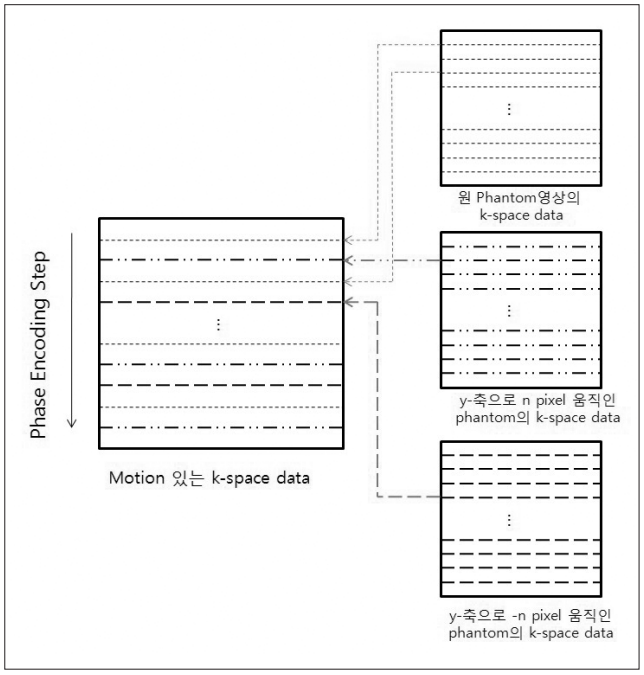


Fig. 3. An example of the k-space data generation with a periodic motion in Cartesian grid.

절차

1. 팬텀 영상 생성
2. Biot-Savart 법칙을 이용하여 8-채널 감도 map 생성
3. 팬텀 영상을 y축으로 n-픽셀 이동한 영상 생성
4. 1과 2를 이용하여 움직임 없는 영상에 대한 8-채널 k-space 데이터 생성
5. 2과 3을 이용하여 n-픽셀 이동한 영상에 대한 8-채널 k-space 데이터 생성
6. 4과 5를 조합하여 움직임이 있는 8-채널 k-space 데이터 생성
6. 6과 2를 이용하여 병렬 자기공명 영상 재구성

시뮬레이션에서 사용한 k-space 궤적은 256×256 matrix의 직각 (Cartesian) grid 와 2540×36 matrix의 나선 (Spiral) grid를 이용하였다. 직각 grid 영상은 readout 시간에 256개의 데이터를 측정하며 phase encoding은 k-space에서 위에서 아래 방향으로, 나선 grid 영상 (11, 12)은 36회의 인터리빙 (interleaving)을 가지며, 각 인터리빙마다 2540개의 데이터를 측정한다. 주사(scan) 방향은 중심에서 바깥 방향으로 향한다. 병렬 자기공명영상을 재구성하기 위한 방법으로 SENSE (2, 10)를 사용하였고, 움직임에 의한 영향만을 고려하기 위하여 SENSE 재구성 수행 시 감도 map은 이미 알려져 있다고 가정하였다.

본 실험에서는 실험결과의 분석을 용이하게 하기 위하여 transverse plane 내의 translation 운동 만을 고려하였다. 실험에서 사용한 영상의 크기는 256×256이고, 지름이 200인 원형의 균질 팬텀과 지름이 220인 해상도 팬텀을 사용하였다. 그림 1은 시뮬레이션에서 사용된 균질 팬텀과 해상도 팬텀 영상을 나타낸다.

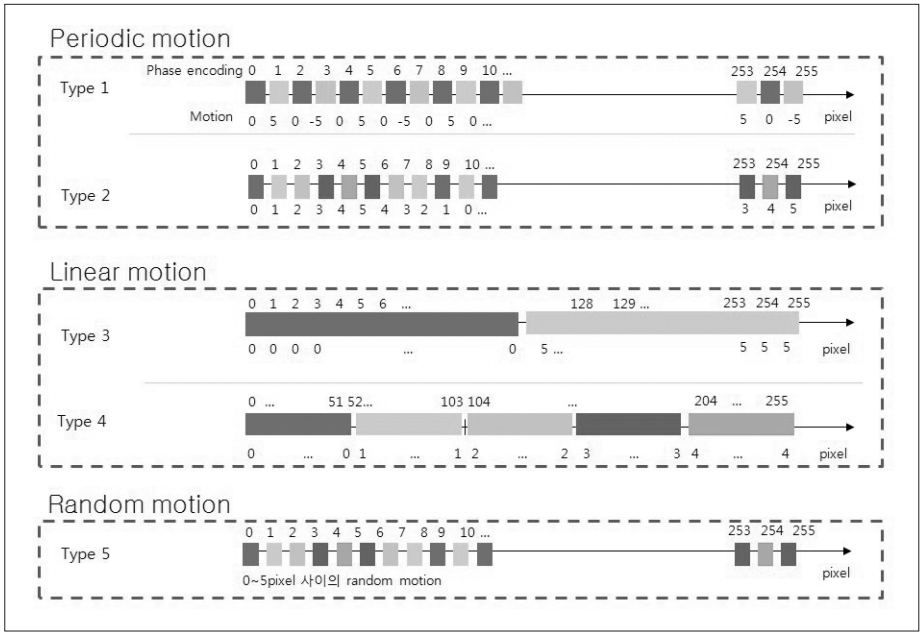


Fig. 4. Five types of motions are defined for the simulation.

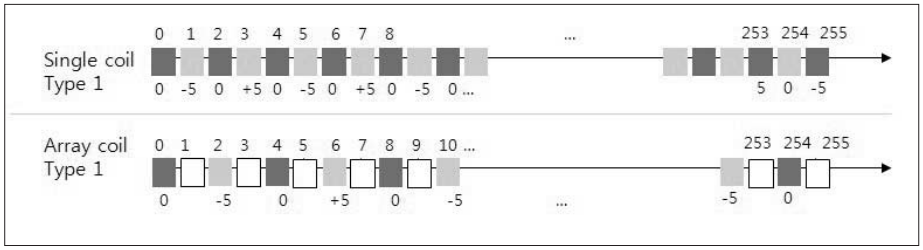
시뮬레이션을 단순화하기 위하여 자기공명영상 데이터 획득 시 readout 이나 phase encoding gradient 가 가해지는 시간은 상대적으로 짧아서 움직임이 없다고 가정하였고, repetition time(TR) 간에 물체의 이동으로 인한 공간 주파수 데이터의 변화가 재구성 영상에 미치는 효과만을 살펴보았다. 그림 2는 일반적인 gradient echo 펄스 시퀀스를 나타낸다. 그림에서 볼 수 있듯이 phase-encoding을 수행하기 위해서는 TR이 소요되기 때문에 실제 자기공명영상 데이터 획득 시 각 phase-encoding 사이에 환자나 기관의 움직임이 발생할 수 있다.

따라서 움직임이 있는 k-space 데이터를 생성하기 위하여 원 팬텀 영상의 k-space 데이터와 원 팬텀을 y축으로 이동한 후, 생성한 k-space 데이터들을 움직임 종류에 따라 조합하였다. 그림 3은 직각 grid에서 주기적인 움직임이 있는 k-space 데이터를 생성하는 예를 나타내었다.

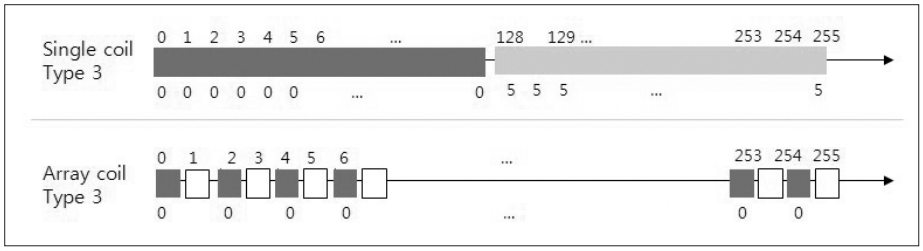
일반적인 영상을 위해서는 single 코일에 대한 데이터를 생성하였고 (R=1 로 표시), 병렬영상을 위해서는 8채널 병렬코일에 대하여 reduction factor 를 2에서 4까지 바꾸어 가며 각각에 대한 데이터를 생성하였다 (R=2~4 로 표시).

움직임 효과는 재구성 영상에서의 Root Mean Square Error (RMSE)로 평가하였다. RMSE 값은 팬텀 내의 일정지역을 ROI로 잡고 다음 식을 사용하여 계산하였다.

$$RMSE = \sqrt{\sum_{N,M} (|phantom| - |recon_image|)^2 / NM} \quad [1]$$

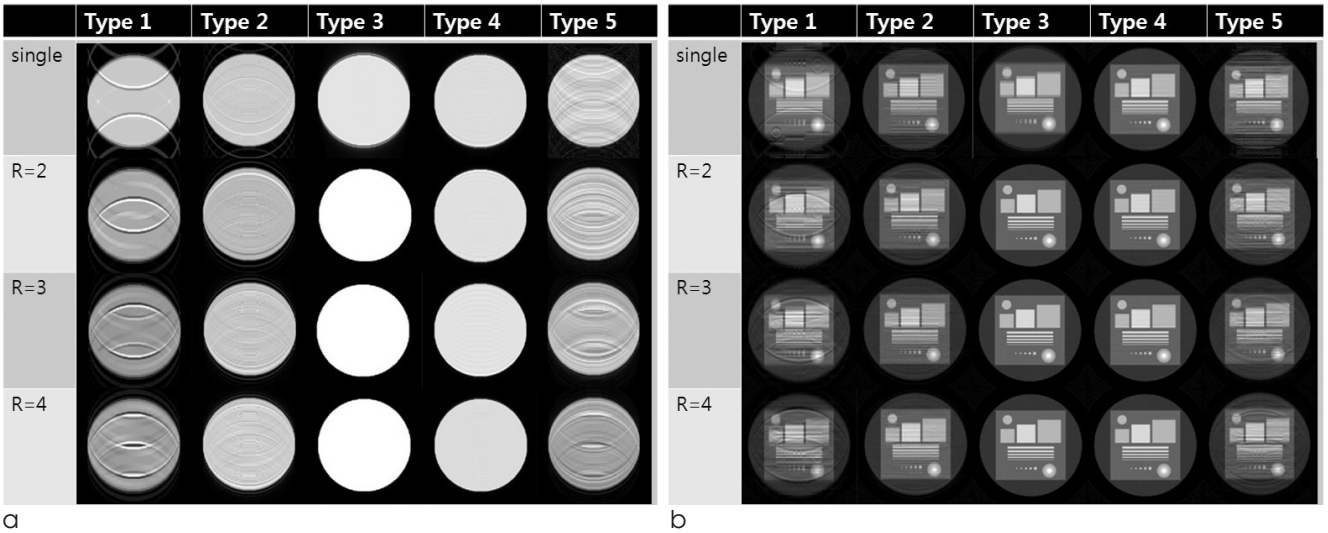


a



b

Fig. 5. Type-1 and type-3 motions applied to the conventional and parallel MR acquisitions are shown in (a) and (b), respectively.



a b

Fig. 6. Reconstructed images for the phantoms having various motions are shown with Cartesian grid imaging. Uniform (a) and resolution (b) phantom images are shown with conventional Fourier imaging (single) and parallel imaging with various reduction factors (R=2, 3, and 4).

여기서 N과 M은 비교에 사용된 유효한 데이터의 가로 및 세로방향 개수를 나타내고, phantom은 실험에 사용된 이론적인 영상, recon_image는 움직임이 있는 데이터를 재구성한 영상을 나타낸다.

시뮬레이션을 위한 움직임 종류 정의

병렬 자기공명 영상 데이터를 획득할 때 발생하는 움직임에 의한 영향을 시뮬레이션하기 위하여 움직임의 종류를 정의하였다. 실제 자기공명영상 데이터 획득 환경에서는 회전, 스케일, 이동 등 다양한 움직임이 단독으로 혹은 복합적으로 나타날 수 있지만 본 논문에서는 TR 사이에 이동한 결과만을 고려하였다. 그림 4는 본 논문에서 정의한 움직임 종류 5가지를 나타낸다. 각 움직임에서 상단에 놓인 숫자는 직각좌표영상의 경우 phase encoding, 나선 주사 영상의 경우 인터리빙 수를 나타내고, 하단에 놓인 숫자는 객체가 움직인 정도를 픽셀단위로 나타낸다.

그림 4에서 볼 수 있듯이 움직임-1과 2는 주기운동 형태이다. 움직임-1은 +5픽셀과 중앙(0 픽셀) 그리고 -5픽셀 사이를 4 TR 주기로 진동하고, 움직임-2는 10 TR 주기로 0~5 픽셀을 움직인다. 이러한 움직임은 심장이나 호흡 등과 같이 주기적인 운동을 하는 기관을 나타낸 것으로써 움직임-1이나 2와 같이 완벽하게 동기를 맞추어 진동하는 경우는 드물지만 일정 간격을 가지고 진동함으로써 움직임 왜곡을 발생시키는 경우에 해당한다.

움직임-3과 4는 segment 단위로(segment 동안은 정지되었다고 가정) 선형적으로 움직이는 형태이다. 움직임-3의 경우 segment의 길이는 직각좌표영상의 경우 128 TR, 나선주사영상의 경우 18 TR이고 각 segment 사이에 5픽셀의 움직임이 발생하는 형태이다. 움직임-4 의 segment의 길이는 직각좌표

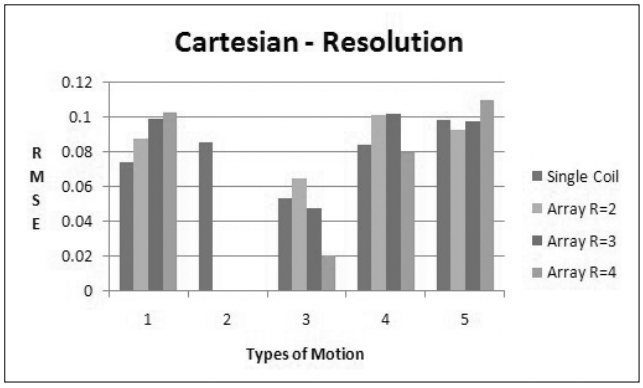


Fig. 7. Root mean square error values in the reconstructed images of the resolution phantom for the conventional and parallel Cartesian imaging methods.

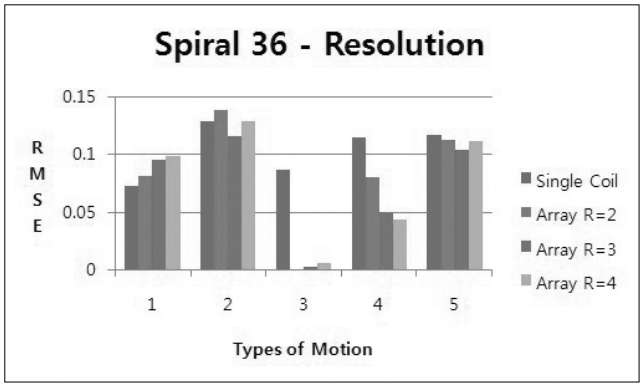


Fig. 9. Root mean square error values in the reconstructed images of the resolution phantom for the conventional and parallel Spiral imaging methods.

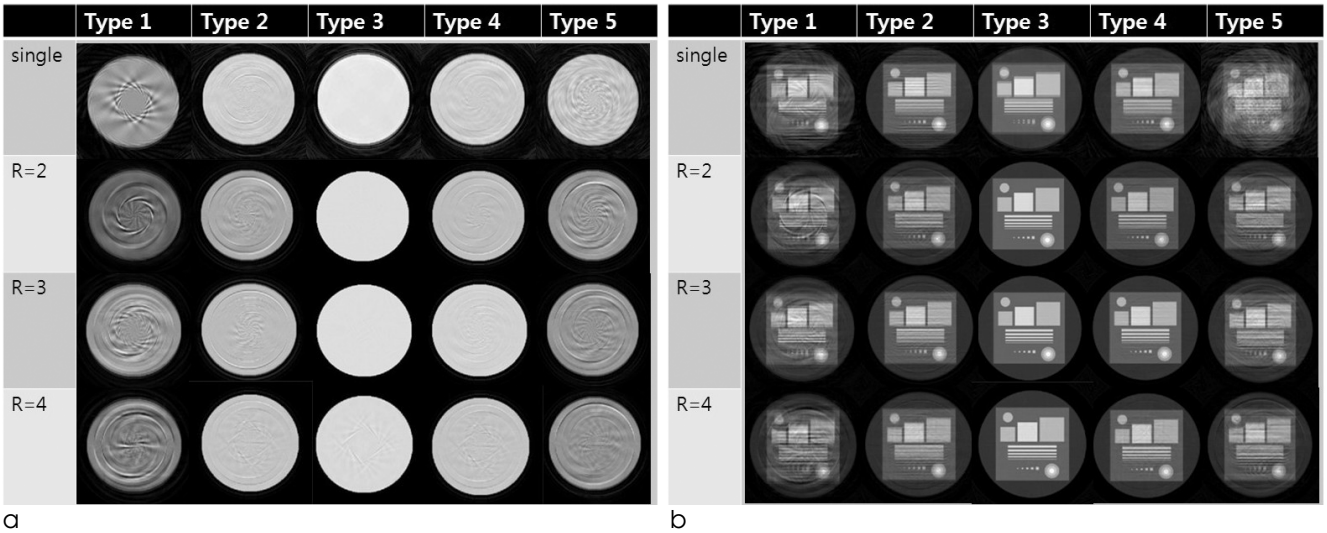


Fig. 8. Reconstructed images for the phantoms having various motions are shown with Spiral grid imaging. Uniform (a) and resolution (b) phantom images are shown with conventional Spiral imaging (single) and parallel imaging with various reduction factors (R=2, 3, and 4).

영상의 경우 51 TR, 나선주사 영상의 경우 7 TR이고, 각 segment 사이에 1픽셀씩 선형적으로 움직임이 발생하는 형태이다. 본 연구의 목적은 직각좌표 영상과 나선주사영상의 비교에 있지 않고, 일반 영상과 병렬영상에서 움직임 효과를 살펴보는데 있기 때문에 직각 좌표 영상과 나선주사 영상의 segment 수를 직각좌표 영상의 phase encoding 수 (256)와 나선주사 영상의 인터리빙 수 (36)의 비율로 대략 맞추어 비슷한 정도의 움직임 아티펙트가 나타나도록 하였다. 움직임-3은 자기공명영상 데이터 획득 시간이 짧아서 움직임이 거의 발생하지 않는 경우이고, 움직임-4의 경우 환자 혹은 내부 기관들이 자기공명영상 데이터를 획득하는 동안 서서히 움직일 경우이다.

마지막으로 움직임-5는 각 phase encoding step마다 0~5 픽셀 사이의 랜덤한 움직임이 발생된 경우를 나타낸다. 이 때 각 움직임이 발생할 확률은 균일하게 설정하였다.

이러한 움직임이 일반 자기공명영상과 병렬 자기공명영상에 적용되었을 때의 차이를 움직임-1과 3에 대하여 직각좌표영상을 예로 그림 5에 보였다. 그림에서 볼 수 있듯이 일반 자기공명영상의 경우 움직임-1이 {0, 5, 0, -5, 0, 5, … }형태이지만 이러한 움직임이 병렬 자기공명영상의 경우 {0, -, 5, -, 0, -, -5, -, … }형태가 된다. 움직임-3의 경우 일반 자기공명영상에서는 움직임이 있지만 R이 2인 병렬 자기공명영상에서는 첫번째 segment안에 모든 측정이 이루어지기 때문에 움직임이 없게 된다.

결 과

직각 좌표계 영상에서의 움직임 효과

그림 6은 균질 팬텀과 해상도 팬텀에 대하여 움직임이 있는 직각 자기공명영상 데이터를 일반 자기공명영상과 병렬 자기공명 영상법을 이용하여 재구성한 영상이다. 움직임 종류에 따라 각 영상을 비교해 보면, 우선 움직임-1의 경우 객체가 +5, 0, 그리고 -5 픽셀을 주기적으로 진동하는 형태이기 때문에 특정 지역에서 강한 움직임에 의한 왜곡이 나타나는 것을 확인할 수 있다. 움직임-2의 경우도 주기적으로 진동하는 움직임이지만 주기가 10 TR이고, 움직임의 종류가 1 픽셀씩 점진적으로 움직이기 때문에 움직임-1에 비하여 왜곡이 분산되어 있다. 반면에 움직임-3과 4의 경우 움직임이 일정 주기를 진동하는 형태가 아닌 선형적으로 움직이는 특성을 갖고 있기 때문에 움직임에 의한 왜곡이 영상 전체에 고르게 분포되어 있는 것을 볼 수 있다. 또한 움직임-3과 4의 경우 병렬 자기공명 영상법을 이용할 경우 측정시간 단축으로 움직임에 의한 영향을 덜 받기 때문에 더 좋은 화질의 영상이 얻어진다. 특히 움직임-3의 경우 그림 5 (b)에서 보였듯이 병렬 영상법을 사용함으로써 움직임이 배재된 영상을 얻을 수 있다. 움직임-5와 같이 랜덤하게 움직일 경우 왜곡이 고르게 분포하지만 움직임-2와 비교하여 왜곡이 더 크게 나타났다.

그림 6의 해상도 팬텀에 대한 원 영상과의 RMSE 값을 그림 7에 나타내었다. 그래프의 x축은 움직임 종류를 나타내고, y축은 RMSE값을 나타낸다. 그래프에서 볼 수 있듯이 움직임-1의 경우 일반 영상 (single coil)의 RMSE값이 가장 작고, 병렬영상 (array coil)의 경우 R-factor가 증가할수록 RMSE값이 증가하는 경향을 나타낸다. 이는 진동하는 움직임으로 인하여 강한 왜곡이 발생하고, 이러한 왜곡 패턴이 병렬 자기공명영상을 통해 더욱 증가하게 되는 것으로 판단된다. 움직임-2의 경우도 움직임-1과 비슷한 경향을 보이지만 RMSE 증가폭은 그다지 크지 않다. 움직임-3의 경우, 병렬 자기공명영상을 사용함으로써 움직임이 제거되어 움직임에 의한 왜곡이 사라진다. 또한 움직임-4의 경우 병렬 자기공명영상을 사용하면서 R-factor가 증가함에 따라 움직임이 작아지기 때문에 RMSE값이 R-factor가 증가할수록 감소하는 것으로 나타났다. 움직임-4에서 병렬영상과 비 병렬영상의 RMSE를 비교해 보면 R-factor가 2인 경우 비 병렬영상의 RMSE값이 작았지만 R-factor가 3인 경우부터는 병렬 자기공명영상을 이용한 경우 RMSE값이 작아지는 것을 알 수 있다. 이는 R-factor가 2인 경우 측정시간의 단축으로 움직임이 줄어드는 효과보다 비 병렬영상에서 상대적으로 많은 측정을 통한 움직임의 평균 (average) 효과가 더 유효한 것으로 판단된다. 그러나 R-factor가 3 이상이 되면서 측정시간의 단축에 따른 움직임이 줄어드는 이득이 더 커짐으로써 RMSE값이 작아지는 것을 확인할 수 있다. 움직임-5의 경우 병렬 자기공명영상을 통해 움직임을 줄이는 데서 얻는 이득과 비 병렬영상의 상대적으로 많은 측정 데이터의 움직임 평균 효과에서 얻는 이득이 비슷한 것으로 사료된다.

나선주사 (비직각 좌표계) 영상에서의 움직임 효과

그림 8은 나선 궤적 (trajectory)에서 일반 자기공명 영상법과 병렬 영상법을 이용하여 균질 팬텀과 해상도 팬텀을 재구성한 영상들이다. 그림 8 (a)의 균질 팬텀에서 잘 볼 수 있듯이 나선주사 기법의 경우 직각 좌표계에서 나타나는 움직임 왜곡과는 다른 패턴의 왜곡이 나타났다. 직각 좌표계의 경우 움직임이 phase encoding 방향으로 왜곡이 생긴 반면 나선주사 기법은 가운데를 향해 소용돌이 치는 모양의 왜곡이 발생하였다.

각 움직임 종류별로 영상을 살펴보면 움직임-1의 경우 나선주사의 특성상 왜곡이 분산되어 나타났다. 움직임-2의 경우도 주기 운동이지만 움직임-1에 비하여 주기가 크고 1픽셀씩 점진적인 움직임을 갖기 때문에 왜곡이 움직임-1보다 고르게 분포되어 있다. 움직임-3의 경우 병렬 영상에서는 측정시간이 단축되어 움직임이 배제되었기 때문에, 일반영상에서 나타나는 블러링과 같은 왜곡이 없는 선명한 영상을 얻을 수 있다. 움직임-4도 움직임-3과 유사하게 병렬영상에서 움직임이 감소하기 때문에 병렬영상이 일반영상보다 더 좋은 화질을 보이고 있다. 움직임-5의 경우 일반 영상과 병렬 영상에서 비슷한 정도의 왜곡이 나타났다.

그림 8의 해상도 팬텀에 대한 RMSE값을 그림 9에 나타내었다. 그림 9에서 보듯이 재구성된 나선주사 영상에서의 RMSE

값도 직각 좌표계와 유사한 경향을 보이고 있다. 직각좌표영상과 나선주사영상에 적용된 파라미터들 (예를 들면 phase encoding 수와 인터리빙 수, 또는 움직임-3과 4에서의 segment 값들)이 서로 다르기 때문에 그림 9와 7의 RMSE 값을 직접적으로 비교하는 것은 무리가 있다.

움직임-1과 움직임-2의 주기적인 움직임이 발생한 경우 비병렬영상이 병렬영상보다 RMSE가 낮게 나타났다. 나선 주사 방법에서도 직각 좌표계와 마찬가지로 움직임-3과 4의 경우 병렬 자기공명영상의 RMSE가 낮게 나타났다. 움직임-3에서 R=4의 병렬영상에서 약간의 에러가 발생한 것은 반복적인 해로 재구성하는 병렬 나선주사 영상의 재구성 에러로 사료된다. 또한 움직임-5의 경우 일반영상과 병렬 자기공명영상의 RMSE가 유사하게 나타났다.

결 론

일반적으로 병렬 자기공명 영상법의 경우 데이터 획득 시간이 일반 자기공명 영상법보다 짧기 때문에 움직임에 강인하다고 알려져 있었다. 따라서 본 논문에서는 실제 환경에서 나타날 수 있는 다양한 움직임 종류를 정의하고, 이러한 움직임이 발생하였을 때 일반 자기공명영상과 병렬 자기공명영상에 나타나는 영향을 살펴보았다. 병렬 자기공명 영상을 통해 움직임이 완전히 제거되거나 줄어드는 경우 병렬 자기공명영상이 일반 자기공명영상보다 더 좋은 화질은 나타내었다. 그러나 주기적인 움직임이 발생하였을 경우 병렬 영상의 RMSE 값은 일반적인 영상보다 크게 나타났다. 또한 움직임이 랜덤한 경우는 일반 자기공명영상과 병렬 자기공명영상이 비슷한 RMSE값을 나타내었다. 본 논문을 통해 병렬 자기공명영상에서 움직임의 효과를 알 수 있었고, 이를 기반으로 병렬 자기공명영상에서 움직임에 의한 효과를 줄이는 방법에 대한 연구가 기대된다.

참 고 문 헌

1. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radio-frequency coil arrays. Magn Reson Med 1997;38:591-603
2. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999;42:952-962
3. Blaimer M, Breuer F, Mueller M, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: How to choose the optimal method. Topics in Magn Reson Imag 2004;15(4):223-236
4. Batchelor PG, Atkinson D, Irarrazaval P, Hill DL, Hajnal J, Larkman D. Matrix description of general motion correction applied to multishot images. Magn Reson Med 2005;54:1273-1280
5. Mitsa T, Paker KJ, Smith WE, Tecalp AM. Correction of periodic motion artifacts along the slice selection axis in MRI. IEEE Trans Med Imag 1990;9(2):310-317
6. Hedley M, Yan H. Suppression of slice selection axis motion artifact in MRI. IEEE Trans Med Imag 1992;11(2):233-237
7. Christine CL, Jack CR, Grimn RC et al. Real-time adaptive motion correction in functional MRI. Magn Reson Med 1996;36:436-444
8. Zoroofi RA, Sato Y, Naito H, Tamura S, Shimojo S, Nakamura H. Reduction of MRI artifact due to 3-D rigid motion. Med Imag Technol 1999;17(1):69-79
9. Bydder M, Atkinson D, Larkman DJ, Hill DLG, Hajnal JV. SMASH navigators. Magn Reson Med 2003;49:493-500
10. Pruessmann KP, Weiger M, Bornert P, Boesiger P. Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories. Magn Reson Med 2001;46(4):638-51
11. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH, High-speed spiral-scan Echo Plannar NMR image-I, IEEE Trans Med Imag 1986;5:1-6
12. Meyer CH, Hu BS, Nishimura DG, Macovski A. Fast Spiral coronary artery imaging. Magn Reson Med 1992;28:202-213.

J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. 12:123-130(2008)

Study of Motion Effects in Cartesian and Spiral Parallel MRI Using Computer Simulation

Sue-Kyeong Park, Chang-Beom Ahn, Dong-Gyu Sim, and Hochong Park

VIA-Multimedia Center, Kwangwoon University

Purpose : Motion effects in parallel magnetic resonance imaging (MRI) are investigated. Parallel MRI is known to be robust to motion due to its reduced acquisition time. However, if there are some involuntary motions such as heart or respiratory motions involved during the acquisition of the parallel MRI, motion artifacts would be even worse than those in conventional (non-parallel) MRI. In this paper, we defined several types of motions, and their effects in parallel MRI are investigated in comparisons with conventional MRI.

Materials and Methods : In order to investigate motion effects in parallel MRI, 5 types of motions are considered. Type-1 and 2 are periodic motions with different amplitudes and periods. Type-3 and 4 are segment-based linear motions, where they are stationary during the segment. Type-5 is a uniform random motion. For the simulation, Cartesian and spiral grid based parallel and non-parallel (conventional) MRI are used.

Results : Based on the motions defined, moving artifacts in the parallel and non-parallel MRI are investigated. From the simulation, non-parallel MRI shows smaller root mean square error (RMSE) values than the parallel MRI for the periodic (type-1 and 2) motions. Parallel MRI shows less motion artifacts for linear (type-3 and 4) motions where motions are reduced with shorter acquisition time. Similar motion artifacts are observed for the random motion (type-5).

Conclusion : In this paper, we simulate the motion effects in parallel MRI. Parallel MRI is effective in the reduction of motion artifacts when motion is reduced by the shorter acquisition time. However, conventional MRI shows better image quality than the parallel MRI when fast periodic motions are involved.

Index words : Parallel MRI
Motion effects
Motion artifact
SENSE
Spiral imaging

Corresponding author : 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