



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0054647

(43) 공개일자 2015년05월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0114513

(22) 출원일자 2014년08월29일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

1020130136385 2013년11월11일 대한민국(KR)

(71) 출원인

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

이영윤

경기도 용인시 기흥구 영통로525번길 35 (영덕동)

황도식

서울특별시 양천구 목동서로 400, 1031동 1104호 (신정동, 목동신시가지아파트10단지)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

리앤목특허법인

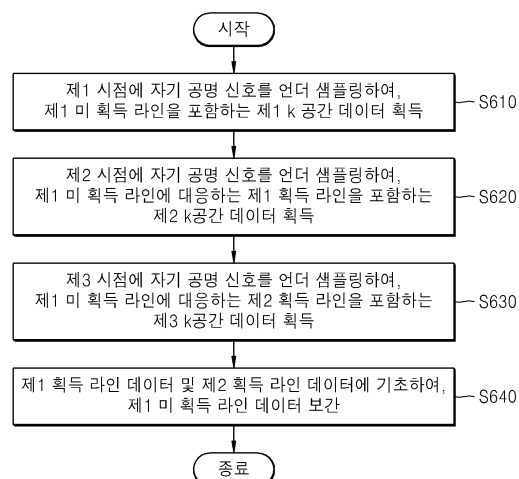
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 자기 공명 영상 장치 및 그 동작방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치는 제1 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제1 미 획득 라인을 포함하는 제1 k 공간 데이터를 획득하고, 제2 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제1 획득 라인을 포함하는 제2 k 공간 데이터를 획득하고, 제3 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제2 획득 라인을 포함하는 제3 k 공간 데이터를 획득하는 데이터 획득부 및 상기 제1 획득 라인 데이터 및 상기 제2 획득 라인 데이터에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

대표도 - 도6



(72) 발명자

어태준

충청북도 청주시 상당구 용정로 25, 106동 1104호
(용정동, 용정 한라비발디 1단지)

장진성

서울특별시 강동구 구천면로41길 79, 101동 312호
(천호동, 중앙하이츠)

정해경

경기도 성남시 분당구 판교로 393, 208동 1303호
(삼평동, 붓들마을이지더원아파트)

김동현

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동)

김민오

서울특별시 서대문구 충정로 30, 208호 (충정로3가, 충정아파트)

최나래

제주특별자치도 서귀포시 천지연로 24-1, 3층 (서귀동)

한동엽

서울특별시 성북구 창경궁로35다길 52 (성북동1가)

명세서

청구범위

청구항 1

제1 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제1 미 획득 라인을 포함하는 제1 k 공간 데이터를 획득하고, 제2 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제1 획득 라인을 포함하는 제2 k 공간 데이터를 획득하고, 제3 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제2 획득 라인을 포함하는 제3 k 공간 데이터를 획득하는 데이터 획득부; 및

상기 제1 획득 라인 데이터 및 상기 제2 획득 라인 데이터에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 영상 처리부를 포함하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하고, 상기 계산된 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 영상처리부는,

상기 제1 k 공간의 n 번째 라인 데이터, 상기 제2 k 공간의 n 번째 라인 데이터, 및 상기 제3 k 공간의 n 번째 라인 데이터에 기초하여, 제2 k 공간 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 k 공간의 n 번째 라인 데이터는 상기 k 공간의 중심 라인 데이터인 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 영상처리부는,

상기 제1 k 공간의 중심 라인 데이터, 상기 제2 k 공간의 중심 라인 데이터 및 상기 제3 k 공간의 중심 라인 데이터에 OMP(Orthogonal Matching Pursuit)알고리즘을 적용하여, 상기 제2 k 공간 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 데이터 획득부는,

MR 파라미터의 제1 값을 기초로, 상기 제1 k 공간 데이터를 획득하고, 상기 MR 파라미터의 제2 값을 기초로, 상기 제2 k 공간 데이터를 획득하며, 상기 MR 파라미터의 제3 값을 기초로, 상기 제3 k 공간 데이터를 획득하는

것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 7

제1 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제1 미 획득 라인을 포함하는 제1 k 공간 데이터를 획득하는 단계;

제2 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제1 획득 라인을 포함하는 제2 k 공간 데이터를 획득하는 단계;

제3 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제2 획득 라인을 포함하는 제3 k 공간 데이터를 획득하는 단계; 및

상기 제1 획득 라인 데이터 및 상기 제2 획득 라인 데이터에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 단계를 포함하는 자기 공명 영상 장치의 동작방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 단계는,

상기 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 단계; 및

상기 계산된 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치의 동작방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 단계는,

상기 제1 k 공간의 n 번째 라인 데이터, 상기 제2 k 공간의 n 번째 라인 데이터, 및 상기 제3 k 공간의 n 번째 라인 데이터에 기초하여, 제2 k 공간 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치의 동작방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 k 공간의 n 번째 라인 데이터는 상기 k 공간의 중심 라인 데이터인 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치의 동작방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 단계는,

상기 제1 k 공간의 중심 라인 데이터, 상기 제2 k 공간의 중심 라인 데이터 및 상기 제3 k 공간의 중심 라인 데이터에 OMP(Orthogonal Matching Pursuit)알고리즘을 적용하여, 상기 제2 k 공간 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치의 동작방법.

청구항 12

제7항에 있어서,

상기 제1 k 공간 데이터를 획득하는 단계는,

MR 파라미터의 제1 값을 기초로, 상기 제1 k 공간 데이터를 획득하고,

상기 제2 k 공간 데이터를 획득하는 단계는,

상기 MR 파라미터의 제2 값을 기초로, 상기 제2 k 공간 데이터를 획득하며,

상기 제1 k 공간 데이터를 획득하는 단계는,

상기 MR 파라미터의 제3 값을 기초로, 상기 제3 k 공간 데이터를 획득하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치의 동작방법.

청구항 13

제7항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 자기 공명 영상 장치 및 그 동작방법에 관한 것이며, 더욱 상세하게는 언더샘플링된(undersampled) 데이터에 기초하여, 정확한 자기 공명 영상을 생성할 수 있는 자기 공명 영상 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 원자핵을 자장에 노출시킨 후 공명을 통해 얻어지는 정보로 영상을 나타낸 것이다. 원자핵의 공명이란 외부 자장에 의해 자화된 상태의 원자핵에 특정한 고주파를 입사시키면 낮은 에너지 상태의 원자핵이 고주파 에너지를 흡수하여 높은 에너지 상태로 여기되는 현상을 말한다. 원자핵은 종류에 따라 각기 다른 공명주파수를 가지며 공명은 외부 자장의 강도에 영향을 받는다. 인체 내부에는 무수히 많은 원자핵이 있으며 일반적으로 수소 원자핵을 자기 공명 영상 촬영에 이용한다.

[0003] 최근에는 자기 공명 영상을 획득함에 있어서, 빠른 시간 내에 자기 공명 영상을 영상화하는 기술들에 대한 연구가 진행되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 목적은, k 공간 데이터 획득 시간을 감소시키면서, 자기 공명 영상의 화질을 유지 또는 개선할 수 있는 자기 공명 장치 및 그 동작방법을 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치는 제1 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제1 미 획득 라인을 포함하는 제1 k 공간 데이터를 획득하고, 제2 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제1 획득 라인을 포함하는 제2 k 공간 데이터를 획득하고, 제3 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제2 획득 라인을 포함하는 제3 k 공간 데이터를 획득하는 데이터 획득부 및 상기 제1 획득 라인 데이터 및 상기 제2 획득 라인 데이터에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

[0006] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리부는 상기 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하고, 상기 계산된 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 것을 특징으로 한다.

[0007] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리부는 상기 제1 k 공간의 n번째 라인 데이터, 상기 제2 k 공간의 n번째 라인 데이터, 및 상기 제3 k 공간의 n번째 라인 데이터에 기초하여, 제2 k 공간 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 것을 특징으로 한다.

[0008] 본 발명의 일 실시예에 따른 k 공간의 n번째 라인 데이터는 상기 k 공간의 중심 라인 데이터인 것을 특징으로 한다.

[0009] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상처리부는 상기 제1 k 공간의 중심 라인 데이터, 상기 제2 k 공간의 중심 라인 데이터 및 상기 제3 k 공간의 중심 라인 데이터에 OMP(Orthogonal Matching Pursuit)알고리즘을 적용하여, 상

기 제2 k 공간 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 것을 특징으로 한다.

- [0010] 본 발명의 일 실시예에 따른 데이터 획득부는 MR 파라미터의 제1 값을 기초로, 상기 제1 k 공간 데이터를 획득하고, 상기 MR 파라미터의 제2 값을 기초로, 상기 제2 k 공간 데이터를 획득하며, 상기 MR 파라미터의 제3 값을 기초로, 상기 제3 k 공간 데이터를 획득하는 것을 특징으로 한다.
- [0011] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치의 동작방법은 제1 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제1 미 획득 라인을 포함하는 제1 k 공간 데이터를 획득하는 단계, 제2 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제1 획득 라인을 포함하는 제2 k 공간 데이터를 획득하는 단계, 제3 시점에, k 공간의 데이터에 대응하는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 상기 제1 미 획득 라인에 대응하는 제2 획득 라인을 포함하는 제3 k 공간 데이터를 획득하는 단계 및 상기 제1 획득 라인 데이터 및 상기 제2 획득 라인 데이터에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 단계를 포함한다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 따른 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 단계는 상기 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 단계 및 상기 계산된 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치에 기초하여, 상기 제1 미 획득 라인 데이터를 보간하는 것을 특징으로 한다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예에 따른 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 단계는 상기 제1 k 공간의 n번째 라인 데이터, 상기 제2 k 공간의 n번째 라인 데이터, 및 상기 제3 k 공간의 n번째 라인 데이터에 기초하여, 제2 k 공간 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 것을 특징으로 한다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 따른 k 공간의 n번째 라인 데이터는 상기 k 공간의 중심 라인 데이터인 것을 특징으로 한다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예에 따른 제2 k 공간의 가중치 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 단계는 상기 제1 k 공간의 중심 라인 데이터, 상기 제2 k 공간의 중심 라인 데이터 및 상기 제3 k 공간의 중심 라인 데이터에 OMP(Orthogonal Matching Pursuit)알고리즘을 적용하여, 상기 제2 k 공간 및 제3 k 공간의 가중치를 계산하는 것을 특징으로 한다.
- [0016] 본 발명의 일 실시예에 따른 제1 k 공간 데이터를 획득하는 단계는 MR 파라미터의 제1 값을 기초로, 상기 제1 k 공간 데이터를 획득하고, 상기 제2 k 공간 데이터를 획득하는 단계는 상기 MR 파라미터의 제2 값을 기초로, 상기 제2 k 공간 데이터를 획득하며, 상기 제1 k 공간 데이터를 획득하는 단계는 상기 MR 파라미터의 제3 값을 기초로, 상기 제3 k 공간 데이터를 획득하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0017] 본 발명의 실시 예에 따르면, 다른 k 공간의 샘플링 된 데이터들을 이용하여, 현재 k 공간의 샘플링되지 않은 데이터를 효율적으로 획득할 수 있으며, 이에 기초하여, 높은 화질의 자기 공명 영상을 생성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0018] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 나타내는 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 통신부를 나타내는 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 나타내는 블록도이다.
- 도 4는 언더 샘플링된 k 공간 데이터들 간의 데이터 공유 방법을 설명하기 위하여 참조되는 도면이다.
- 도 5의 (a) 내지 (d)는 풀(full) 샘플링 데이터를 이용하여, 생성한 자기공명 영상을 나타내고, 도 5의 (e) 내지 (h)는 언더 샘플링 데이터에 도 4의 데이터 공유 방법이 적용하여, 생성한 자기 공명 영상을 나타낸다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치의 동작방법을 나타내는 흐름도이다.
- 도 7 내지 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 언더 샘플링된 k 공간들의 데이터 공유 방법을 설명하기 위해 참조되는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명을 보다 상세하게 설명한다.
- [0020] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.
- [0021] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0022] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0023] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에서 사용되는 "부"라는 용어는 소프트웨어, FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, "부"는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 "부"는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. "부"는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서, 일 예로서 "부"는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 "부"들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 "부"들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 "부"들로 더 분리될 수 있다.
- [0024] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략한다.
- [0025] 본 명세서에서 "영상"은 이산적인 영상 요소들(예를 들어, 2차원 영상에 있어서의 픽셀들 및 3차원 영상에 있어서의 볼륨들)로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 예를 들어, 영상은 X-ray, CT, MRI, 초음파 및 다른 의료 영상 시스템에 의해 획득된 대상체의 의료 영상 등을 포함할 수 있다.
- [0026] 또한, 본 명세서에서 "대상체(object)"는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, "대상체"는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있다. 팬텀은 생물의 밀도와 실험 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미하는 것으로, 신체와 유사한 성질을 갖는 구형(sphere)의 팬텀을 포함할 수 있다.
- [0027] 또한, 본 명세서에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0028] 또한, 본 명세서에서 "자기 공명 영상 (MRI: Magnetic Resonance Imaging)"이란 핵자기 공명 원리를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미한다.
- [0029] 또한, 본 명세서에서 "펄스 시퀀스"란, MRI 장치에서 반복적으로 인가되는 신호의 연속을 의미한다. 펄스 시퀀스는 RF 펄스의 시간 파라미터, 예를 들어, 반복 시간(Repetition Time, TR) 및 에코 시간(Time to Echo, TE) 등을 포함할 수 있다.
- [0030] 또한, 본 명세서에서 "펄스 시퀀스 모식도"란, MRI 장치 내에서 일어나는 사건(event) 들의 순서를 설명한다. 예컨대, 펄스 시퀀스 모식도란 RF 펄스, 경사 자장, MR 신호 등을 시간에 따라 보여주는 모식도일 수 있다.
- [0031] MRI 장치는 특정 세기의 자기장에서 발생하는 RF(Radio Frequency) 신호에 대한 MR(Magnetic Resonance) 신호의 세기를 명암 대비로 표현하여 대상체의 단층 부위에 대한 이미지를 획득하는 장치이다. 예를 들어, 대상체를 강력한 자기장 속에 놓힌 후 특성의 원자핵(예컨대, 수소 원자핵 등)만을 공명시키는 RF 신호를 대상체에 순간적으로 조사했다가 중단하면 상기 특성의 원자핵에서 MR 신호가 방출되는데, MRI 장치는 이 MR 신호를 수신하여 MR 이미지를 획득할 수 있다. MR 신호는 대상체로부터 방사되는 RF 신호를 의미한다. MR 신호의 크기는 대상체

에 포함된 소정의 원자(예컨대, 수소 등)의 농도, 이완시간 T1, 이완시간 T2 및 혈류 등의 흐름에 의해 결정될 수 있다.

[0032] MRI 장치는 다른 이미징 장치들과는 다른 특징들을 포함한다. 이미지의 획득이 감지 하드웨어(detecting hardware)의 방향에 의존하는 CT와 같은 이미징 장치들과 달리, MRI 장치는 임의의 지점으로 지향된 2D 이미지 또는 3D 볼륨 이미지를 획득할 수 있다. 또한, MRI 장치는, CT, X-ray, PET 및 SPECT와 달리, 대상체 및 검사자에게 방사선을 노출시키지 않으며, 높은 연부 조직(soft tissue) 대조도를 갖는 이미지의 획득이 가능하여, 비정상적인 조직의 명확한 묘사가 중요한 신경(neurological) 이미지, 혈관 내부(intravascular) 이미지, 근 골격(musculoskeletal) 이미지 및 종양(oncologic) 이미지 등을 획득할 수 있다.

[0033] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 나타내는 블록도이다.

[0034] 도 1을 참조하면, 자기 공명 영상 장치는 갠트리(gantry)(20), 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 장치 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60)를 포함할 수 있다.

[0035] 갠트리(20)는 주 자석(22), 경사 코일(24), RF 코일(26) 등에 의하여 생성된 전자파가 외부로 방사되는 것을 차단한다. 갠트리(20) 내 보어(bore)에는 정자기장 및 경사자장이 형성되며, 대상체(10)를 향하여 RF 신호가 조사된다.

[0036] 주 자석(22), 경사 코일(24) 및 RF 코일(26)은 갠트리(20)의 소정의 방향을 따라 배치될 수 있다. 소정의 방향은 동축 원통 방향 등을 포함할 수 있다. 원통의 수평축을 따라 원통 내부로 삽입 가능한 테이블(table)(28)상에 대상체(10)가 위치될 수 있다.

[0037] 주 자석(22)은 대상체(10)에 포함된 원자핵들의 자기 쌍극자 모멘트(magnetic dipole moment)의 방향을 일정한 방향으로 정렬하기 위한 정자기장 또는 정자장(static magnetic field)을 생성한다. 주 자석에 의하여 생성된 자장이 강하고 균일할수록 대상체(10)에 대한 비교적 정밀하고 정확한 MR 영상을 획득할 수 있다.

[0038] 경사 코일(Gradient coil)(24)은 서로 직교하는 X축, Y축 및 Z축 방향의 경사자장을 발생시키는 X, Y, Z 코일을 포함한다. 경사 코일(24)은 대상체(10)의 부위 별로 공명 주파수를 서로 다르게 유도하여 대상체(10)의 각 부위의 위치 정보를 제공할 수 있다.

[0039] RF 코일(26)은 환자에게 RF 신호를 조사하고, 환자로부터 방출되는 MR 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, RF 코일(26)은, 세차 운동을 하는 원자핵을 향하여 세차운동의 주파수와 동일한 주파수의 RF 신호를 환자에게 전송한 후 RF 신호의 전송을 중단하고, 환자로부터 방출되는 MR 신호를 수신할 수 있다.

[0040] 예를 들어, RF 코일(26)은 어떤 원자핵을 낮은 에너지 상태에서부터 높은 에너지 상태로 천이시키기 위하여 이 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수(Radio Frequency)를 갖는 전자파 신호, 예컨대 RF 신호를 생성하여 대상체(10)에 인가할 수 있다. RF 코일(26)에 의해 생성된 전자파 신호가 어떤 원자핵에 가해지면, 이 원자핵은 낮은 에너지 상태에서부터 높은 에너지 상태로 천이될 수 있다. 이후에, RF 코일(26)에 의해 생성된 전자파가 사라지면, 전자파가 가해졌던 원자핵은 높은 에너지 상태에서부터 낮은 에너지 상태로 천이하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파를 방사할 수 있다. 다시 말해서, 원자핵에 대하여 전자파 신호의 인가가 중단되면, 전자파가 가해졌던 원자핵에서는 높은 에너지에서 낮은 에너지로의 에너지 준위의 변화가 발생하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파가 방사될 수 있다. RF 코일(26)은 대상체(10) 내부의 원자핵들로부터 방사된 전자파 신호를 수신할 수 있다.

[0041] RF 코일(26)은 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수를 갖는 전자파를 생성하는 기능과 원자핵으로부터 방사된 전자파를 수신하는 기능을 함께 갖는 하나의 RF 송수신 코일로서 구현될 수도 있다. 또한, 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수를 갖는 전자파를 생성하는 기능을 갖는 송신 RF 코일과 원자핵으로부터 방사된 전자파를 수신하는 기능을 갖는 수신 RF 코일로서 각각 구현될 수도 있다.

[0042] 또한, 이러한 RF 코일(26)은 갠트리(20)에 고정된 형태일 수 있고, 착탈이 가능한 형태일 수 있다. 착탈이 가능한 RF 코일(26)은 머리 RF 코일, 흉부 RF 코일, 다리 RF 코일, 목 RF 코일, 어깨 RF 코일, 손목 RF 코일 및 발목 RF 코일 등을 포함한 대상체의 일부분에 대한 RF 코일을 포함할 수 있다.

[0043] 또한, RF 코일(26)은 유선 및/또는 무선으로 외부 장치와 통신할 수 있으며, 통신 주파수 대역에 따른 듀얼 튠(dual tune) 통신도 수행할 수 있다.

[0044] 또한, RF 코일(26)은 코일의 구조에 따라 새장형 코일(birdcage coil), 표면 부착형 코일(surface coil) 및 횡

전자기파 코일(TEM 코일)을 포함할 수 있다.

- [0045] 또한, RF 코일(26)은 RF 신호 송수신 방법에 따라, 송신 전용 코일, 수신 전용 코일 및 송/수신 겸용 코일을 포함할 수 있다.
- [0046] 또한, RF 코일(26)은 16 채널, 32 채널, 72채널 및 144 채널 등 다양한 채널의 RF 코일을 포함할 수 있다.
- [0047] 갠트리(20)는 갠트리(20)의 외측에 위치하는 디스플레이(29)와 갠트리(20)의 내측에 위치하는 디스플레이(미도시)를 더 포함할 수 있다. 갠트리(20)의 내측 및 외측에 위치하는 디스플레이를 통해 사용자 또는 대상체에게 소정의 정보를 제공할 수 있다.
- [0048] 신호 송수신부(30)는 소정의 MR 시퀀스에 따라 갠트리(20) 내부, 즉 보어에 형성되는 경사자장을 제어하고, RF 신호와 MR 신호의 송수신을 제어할 수 있다.
- [0049] 신호 송수신부(30)는 경사자장 증폭기(32), 송수신 스위치(34), RF 송신부(36) 및 RF 수신부(38)를 포함할 수 있다.
- [0050] 경사자장 증폭기(Gradient Amplifier)(32)는 갠트리(20)에 포함된 경사 코일(24)을 구동시키며, 경사자장 제어부(54)의 제어 하에 경사자장을 발생시키기 위한 펄스 신호를 경사 코일(24)에 공급할 수 있다. 경사자장 증폭기(32)로부터 경사 코일(24)에 공급되는 펄스 신호를 제어함으로써, X축, Y축, Z축 방향의 경사 자장이 합성될 수 있다.
- [0051] RF 송신부(36) 및 RF 수신부(38)는 RF 코일(26)을 구동시킬 수 있다. RF 송신부(36)는 라모어 주파수의 RF 펄스를 RF 코일(26)에 공급하고, RF 수신부(38)는 RF 코일(26)이 수신한 MR 신호를 수신할 수 있다.
- [0052] 송수신 스위치(34)는 RF 신호와 MR 신호의 송수신 방향을 조절할 수 있다. 예를 들어, 송신 모드 동안에 RF 코일(26)을 통하여 대상체(10)로 RF 신호가 조사되게 하고, 수신 모드 동안에는 RF 코일(26)을 통하여 대상체(10)로부터의 MR 신호가 수신되게 할 수 있다. 이러한 송수신 스위치(34)는 RF 제어부(56)로부터의 제어 신호에 의하여 제어될 수 있다.
- [0053] 모니터링부(40)는 갠트리(20) 또는 갠트리(20)에 장착된 기기들을 모니터링 또는 제어할 수 있다. 모니터링부(40)는 시스템 모니터링부(42), 대상체 모니터링부(44), 테이블 제어부(46) 및 디스플레이 제어부(48)를 포함할 수 있다.
- [0054] 시스템 모니터링부(42)는 정자기장의 상태, 경사자장의 상태, RF 신호의 상태, RF 코일의 상태, 테이블의 상태, 대상체의 신체 정보를 측정하는 기기의 상태, 전원 공급 상태, 열 교환기의 상태, 컴프레서의 상태 등을 모니터링하고 제어할 수 있다.
- [0055] 대상체 모니터링부(44)는 대상체(10)의 상태를 모니터링한다. 구체적으로, 대상체 모니터링부(44)는 대상체(10)의 움직임 또는 위치를 관찰하기 위한 카메라, 대상체(10)의 호흡을 측정하기 위한 호흡 측정기, 대상체(10)의 심전도를 측정하기 위한 ECG 측정기, 또는 대상체(10)의 체온을 측정하기 위한 체온 측정기를 포함할 수 있다.
- [0056] 테이블 제어부(46)는 대상체(10)가 위치하는 테이블(28)의 이동을 제어한다. 테이블 제어부(46)는 시퀀스 제어부(50)의 시퀀스 제어에 따라 테이블(28)의 이동을 제어할 수도 있다. 예를 들어, 대상체의 이동 영상 촬영(moving imaging)에 있어서, 테이블 제어부(46)는 시퀀스 제어부(50)에 의한 시퀀스 제어에 따라 지속적으로 또는 단속적으로 테이블(28)을 이동시킬 수 있으며, 이에 의해, 갠트리의 FOV(field of view)보다 큰 FOV로 대상체를 촬영할 수 있다.
- [0057] 디스플레이 제어부(48)는 갠트리(20)의 외측 및 내측에 위치하는 디스플레이를 제어한다. 구체적으로, 디스플레이 제어부(48)는 갠트리(20)의 외측 및 내측에 위치하는 디스플레이의 온/오프 또는 디스플레이에 출력될 화면 등을 제어할 수 있다. 또한, 갠트리(20) 내측 또는 외측에 스피커가 위치하는 경우, 디스플레이 제어부(48)는 스피커의 온/오프 또는 스피커를 통해 출력될 사운드 등을 제어할 수도 있다.
- [0058] 시스템 제어부(50)는 갠트리(20) 내부에서 형성되는 신호들의 시퀀스를 제어하는 시퀀스 제어부(52), 및 갠트리(20)와 갠트리(20)에 장착된 기기들을 제어하는 갠트리 제어부(58)를 포함할 수 있다.
- [0059] 시퀀스 제어부(52)는 경사자장 증폭기(32)를 제어하는 경사자장 제어부(54), 및 RF 송신부(36), RF 수신부(38) 및 송수신 스위치(34)를 제어하는 RF 제어부(56)를 포함할 수 있다. 시퀀스 제어부(52)는 오퍼레이팅부(60)로부

터 수신된 펄스 시퀀스에 따라 경사자장 증폭기(32), RF 송신부(36), RF 수신부(38) 및 송수신 스위치(34)를 제어할 수 있다. 여기에서, 펄스 시퀀스(pulse sequence)란, 경사자장 증폭기(32), RF 송신부(36), RF 수신부(38) 및 송수신 스위치(34)를 제어하기 위해 필요한 모든 정보를 포함하며, 예를 들면 경사 코일(24)에 인가하는 펄스(pulse) 신호의 강도, 인가 시간, 인가 타이밍(timing) 등에 관한 정보 등을 포함할 수 있다.

[0060] 오퍼레이팅부(60)는 시스템 제어부(50)에 펄스 시퀀스 정보를 지령하는 것과 동시에, MRI 장치 전체의 동작을 제어할 수 있다.

[0061] 오퍼레이팅부(60)는 RF 수신부(38)로부터 수신되는 MR 신호를 처리하는 영상 처리부(62), 출력부(64) 및 입력부(66)를 포함할 수 있다.

[0062] 영상 처리부(62)는 RF 수신부(38)로부터 수신되는 자기 공명 신호를 처리하여, 대상체(10)에 대한 자기 공명 화상 데이터를 생성할 수 있다.

[0063] 영상 처리부(62)는 RF 수신부(38)가 수신한 자기 공명 신호에 증폭, 주파수 변환, 위상 검파, 저주파 증폭, 필터링(filtering) 등과 같은 각종의 신호 처리를 가한다.

[0064] 영상 처리부(62)는, 예를 들어, 메모리의 k 공간 (예컨대, 푸리에(Fourier) 공간 또는 주파수 공간이라고도 지칭됨)에 디지털 데이터를 배치하고, 이러한 데이터를 2차원 또는 3차원 푸리에 변환을 하여 화상 데이터로 재구성할 수 있다.

[0065] 한편, k 공간은 자기 공명 신호에 대한 로우 데이터(raw data)의 집합을 의미하며, k 공간은 위치정보와 콘트라스트(contrast) 정보를 포함할 수 있다.

[0066] 한편, k 공간에 배치되는 디지털 데이터는 언더샘플링(undersampling)된 데이터일 수 있다. 이에 따라, k 공간의 일부 열에는 데이터가 배치되지 않고 비어있을 수 있다.

[0067] 또한, 영상 처리부(62)는 필요에 따라, 화상 데이터(data)의 합성 처리나 차분 연산 처리 등도 수행할 수 있다. 합성 처리는, 픽셀에 대한 가산 처리, 최대치 투영(MIP)처리 등을 포함할 수 있다. 또한, 영상 처리부(62)는 재구성되는 화상 데이터뿐만 아니라 합성 처리나 차분 연산 처리가 행해진 화상 데이터를 메모리(미도시) 또는 외부의 서버에 저장할 수 있다.

[0068] 또한, 영상 처리부(62)가 MR 신호에 대해 적용하는 각종 신호 처리는 병렬적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 다채널 RF 코일에 의해 수신되는 복수의 MR 신호에 신호 처리를 병렬적으로 가하여 복수의 MR 신호를 화상 데이터로 재구성할 수도 있다.

[0069] 출력부(64)는 영상 처리부(62)에 의해 생성된 화상 데이터 또는 재구성 화상 데이터를 사용자에게 출력할 수 있다. 또한, 출력부(64)는 UI(user interface), 사용자 정보 또는 대상체 정보 등 사용자가 MRI 장치를 조작하기 위해 필요한 정보를 출력할 수 있다. 출력부(64)는 스피커, 프린터, CRT 디스플레이, LCD 디스플레이, PDP 디스플레이, OLED 디스플레이, FED 디스플레이, LED 디스플레이, VFD 디스플레이, DLP 디스플레이, PFD 디스플레이, 3D 디스플레이, 투명 디스플레이 등을 포함할 수 있고, 기타 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 출력 장치들을 포함할 수 있다.

[0070] 사용자는 입력부(66)를 이용하여 대상체 정보, 파라미터 정보, 스캔 조건, 펄스 시퀀스, 화상 합성이나 차분의 연산에 관한 정보 등을 입력할 수 있다. 입력부(66)는 키보드, 마우스, 트랙볼, 음성 인식부, 제스처 인식부, 터치 스크린 등을 포함할 수 있고, 기타 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 입력 장치들을 포함할 수 있다.

[0071] 도 1은 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60)를 서로 분리된 객체로 도시하였지만, 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60) 각각에 의해 수행되는 기능들이 다른 객체에서 수행될 수도 있다는 것은 당업자라면 충분히 이해할 수 있을 것이다. 예를 들어, 영상 처리부(62)는, RF 수신부(38)가 수신한 MR 신호를 디지털 신호로 변환한다고 전술하였지만, 이 디지털 신호로의 변환은 RF 수신부(38) 또는 RF 코일(26)이 직접 수행할 수도 있다.

[0072] 갠트리(20), RF 코일(26), 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60)는 서로 무선 또는 유선으로 연결될 수 있고, 무선으로 연결된 경우에는 서로 간의 클럭(clock)을 동기화하기 위한 장치(미도시)를 더 포함할 수 있다. 갠트리(20), RF 코일(26), 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60) 사이의 통신은, LVDS(Low Voltage Differential Signaling) 등의 고속 디지털 인터페이스, UART(universal asynchronous receiver transmitter) 등의 비동기 시리얼 통신, 과오 동기 시리얼 통

신 또는 CAN(Controller Area Network) 등의 저지연형의 네트워크 프로토콜, 광통신 등이 이용될 수 있으며, 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 통신 방법이 이용될 수 있다.

[0073] 도 2는 통신부(70)의 구성을 도시하는 도면이다. 통신부(70)는 도 1에 도시된 갠트리(20), 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60) 중 적어도 하나에 연결될 수 있다.

[0074] 통신부(70)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있으며, 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.

[0075] 도 2에 도시된 바와 같이, 통신부(70)는 유선 또는 무선으로 네트워크(80)와 연결되어 외부의 서버(92), 외부의 의료 장치(94), 또는 외부의 휴대용 장치(96)와 통신을 수행할 수 있다.

[0076] 구체적으로, 통신부(70)는 네트워크(80)를 통해 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 다른 의료 장치(94)에서 촬영한 의료 이미지 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(70)는 서버(92)로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등을 수신하여 대상체의 진단에 활용할 수도 있다. 또한, 통신부(70)는 병원 내의 서버(92)나 의료 장치(94)뿐만 아니라, 의사나 고객의 휴대폰, PDA, 노트북 등의 휴대용 장치(96)와 데이터 통신을 수행할 수도 있다.

[0077] 또한, 통신부(70)는 MRI 시스템의 이상 유무 또는 의료 영상 품질 정보를 네트워크(80)를 통해 사용자에게 송신하고 그에 대한 피드백을 사용자로부터 수신할 수도 있다.

[0078] 통신부(70)는 외부 장치와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(72), 유선 통신 모듈(74) 및 무선 통신 모듈(76)을 포함할 수 있다.

[0079] 근거리 통신 모듈(72)은 소정 거리 이내의 위치하는 기기와 근거리 통신을 수행하기 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE(Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0080] 유선 통신 모듈(74)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 수행하기 위한 모듈을 의미하며, 유선 통신 기술에는 페어 케이블(pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블 등을 이용한 유선 통신 기술이 포함될 수 있고, 그 밖에 당업자에게 자명한 유선 통신 기술이 포함될 수 있다.

[0081] 무선 통신 모듈(76)은, 이동 통신망 상에서의 기지국, 외부의 장치, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터를 포함할 수 있다.

[0082] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 나타내는 블록도이다.

[0083] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치(200)는 데이터 획득부(210) 및 영상 처리부(220)를 포함할 수 있다.

[0084] 도 3의 데이터 획득부(210)는 도 1의 RF 수신부(38) 또는 오퍼레이팅부(60)에 대응될 수 있으며, 도 3의 영상 처리부(220)는 도 1의 영상 처리부(62)에 대응될 수 있다.

[0085] 데이터 획득부(210)는 서로 다른 시점에 자기 공명 신호를 샘플링 하여, 복수의 k 공간 데이터를 획득할 수 있다. 예를 들어, 데이터 획득부(210)는 제1 시점에 자기 공명 신호를 샘플링 하여, 제1 k 공간 데이터를 획득할 수 있으며, 제2 시점에 자기 공명 신호를 샘플링 하여, 제2 k 공간 데이터를 획득할 수 있고, 제3 시점에 자기 공명 신호를 샘플링 하여, 제3 k 공간 데이터를 획득할 수 있다.

[0086] 이때, 데이터 획득부(210)는 k 공간에 대응하는 자기 공명 신호에 대해 언더 샘플링을 수행하여, 미 획득 라인을 포함하는 k 공간 데이터를 획득할 수 있다.

[0087] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 데이터 획득부(210)는 제1 시점에 자기 공명 신호를 언더 샘플링 하여, 제1 미 획득 라인을 포함하는 제1 k 공간 데이터를 획득할 수 있다. 또한, 데이터 획득부(210)는 제2 시점에 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제1 k 공간의 제1 미 획득 라인에 대응하는 제1 획득 라인을 포함하는 제2 k 공간 데이터를 획득하고, 제3 시점에 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제1 k 공간의 제1 미 획득 라인에 대응하는 제2 획득 라인을 포함하는 제3 k 공간 데이터를 획득할 수 있다.

- [0088] 또한, 데이터 획득부(210)는 서로 다른 MR 파라미터 값을 가지는 복수의 k 공간 데이터를 획득할 수 있다. 예를 들어, 데이터 획득부(210)는 TR, FA, TI 등의 MR 파라미터 값을 다르게 설정하고, 자기 공명 신호를 샘플링하여, 데이터를 획득할 수 있다.
- [0089] 영상 처리부(220)는 데이터 획득부(210)에서 획득한 k 공간 데이터에 기초하여, 샘플링되지 않은 미 획득 라인의 데이터를 보간할 수 있다.
- [0090] 예를 들어, 제1 k 공간의 제1 미 획득 라인 데이터를 제1 미 획득 라인에 대응하는 제2 k 공간의 제1 획득 라인 데이터 및 제1 미 획득 라인에 대응하는 제3 k 공간의 제2 획득 라인 데이터를 이용하여 보간할 수 있다. 이때, 영상 처리부(220)는 제2 k 공간 및 제3 k 공간에 대한 가중치를 계산할 수 있으며, 계산된 가중치를 적용하여, 제1 k 공간의 제1 미 획득 라인 데이터를 보간할 수 있다.
- [0091] 또한, 보간된 k 공간 데이터에 2차원 또는 3차원 푸리에 변환을 수행하여 자기 공명 영상을 생성할 수 있다.
- [0092] 도 4는 언더 샘플링된 k 공간 데이터들 간의 데이터 공유 방법을 설명하기 위하여 참조되는 도면이다.
- [0093] 도 4의 (a) 내지 (d)는 움직이는 대상체에 대하여, 시간에 따라 획득한 자기 공명 신호 데이터가 배치된 k 공간 데이터를 나타낸다. 이하에서는, 설명의 편의를 위해, 도 4의 (a)의 k 공간 데이터를 제1 k 공간 데이터, 도 4의 (b)의 k 공간 데이터를 제2 k 공간 데이터, 도 4의 (c)의 k 공간 데이터를 제3 k 공간 데이터, 도 4의 (d)의 k 공간 데이터를 제4 k 공간 데이터라 한다.
- [0094] 또한, 제1 내지 제4 k 공간 데이터는 시간에 따라 연속적으로 획득된 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 획득한 k 공간 데이터일 수 있다. 예를 들어, 제1 k 공간 데이터가 n 시간에 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여 획득한 k 공간 데이터인 경우, 제2 k 공간 데이터는 (n+1) 시간에 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여 획득한 k 공간 데이터이고, 제3 k 공간 데이터는 (n+2) 시간에 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여 획득한 k 공간 데이터이며, 제4 k 공간 데이터는 (n+3) 시간에 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여 획득한 k 공간 데이터일 수 있다. 다만, 이에 한정하는 것은 아니다.
- [0095] 또한, 언더 샘플링되어 획득된 제 1 내지 제4 k 공간 데이터는 자기 공명 신호가 측정되지 않은 미 획득 라인을 포함할 수 있다.
- [0096] 예를 들어, 제1 k 공간 데이터는 제n 번째 라인이 자기 공명 신호가 측정된 획득 라인으로 구성된 반면, 제2 k 공간 데이터는 제n 번째 라인이 자기 공명 신호가 측정되지 않은 미 획득 라인으로 구성될 수 있다. 또한, 제2 k 공간 데이터는 제m 번째 라인이 자기 공명 신호가 측정된 획득 라인으로 구성된 반면, 제3 k 공간 데이터는 제 m 번째 라인이 자기 공명 신호가 측정되지 않은 미 획득 라인으로 구성될 수 있다. 또한, 제3 k 공간 데이터는 제1 번째 라인이 자기 공명 신호가 측정된 획득 라인으로 구성된 반면, 제4 k 공간 데이터는 제 1번째 라인이 자기 공명 신호가 측정되지 않은 미 획득 라인으로 구성될 수 있다.
- [0097] 한편, 영상 처리부(220)는 언더 샘플링된 k 공간 데이터를 이용하여, 자기 공명 영상을 생성하기 위해, 제1 내지 제4 k 공간 데이터를 서로 공유하여, 미 획득 라인 데이터를 보간할 수 있다.
- [0098] 예를 들어, 제1 k 공간의 제n 번째 라인에 배치되어 있는 데이터를 이용하여, 제2 k 공간의 비어있는 제n 번째 라인 데이터를 채울 수 있다. 또한, 제2 k 공간의 제m 번째 라인에 배치되어 있는 데이터를 이용하여, 제3 k 공간의 비어있는 제m 번째 라인 데이터를 채울 수 있다. 마찬가지로, 제3 k 공간의 제1 번째 라인에 배치되어 있는 데이터를 이용하여, 제4 k 공간의 비어있는 제1 번째 라인 데이터를 채울 수 있다.
- [0099] 시간적으로 이웃하는 영상간에 대조도 차이가 크지 않은 경우(예를 들어, 다이내믹 자기공명 이미징(dynamic MRI) 등)에는 상술한 바와 같이, 이웃하는 k 공간 데이터를 이용하여, 현재 k 공간의 비어있는 라인(미 획득 라인) 데이터를 채울 수 있다.
- [0100] 반면에, 이웃하는 k 공간 데이터에 대응하는 영상 간에 대조도 차이가 큰 경우에는 상술한 바와 같이, 이웃하는 k 공간에 배치되어 있는 데이터를 이용하여 현재 k 공간의 미 획득 라인 데이터를 보간하여, 자기 공명 영상을 생성하는 경우, 생성된 영상의 화질이 저하될 수 있다.
- [0101] 예를 들어, MR 파라미터(FA(Flip Angle), TR(Repetition time) 등)를 임의로 변화시켜 MR 신호를 획득하는 경우, 또는 과도한 언더 샘플링이 수행된 경우에는 이웃하는 k 공간에 배치되어 있는 데이터를 이용하여, 현재 k 공간의 미 획득 라인 데이터를 보간하는 방법이 적합하지 않을 수 있다.
- [0102] 도 5의 (a) 내지 (d)는 풀(full) 샘플링 데이터를 이용하여, 생성한 자기공명 영상(도 5의 (a)는 강조된

M0영상, 도 5의 (b)는 강조된 T1 영상, 도 5의 (c)는 강조된 T2 영상, 도 5의 (d)는 강조된 ΔB (자기장 불균일도) 영상을 나타내고, 도 5의 (e) 내지 (h)는 도 5의 (a) 내지 (d)에 각각 대응하고, 언더 샘플링된 데이터에 도 4에서 설명한 데이터 공유 방법을 적용하여 생성한 자기 공명 영상을 나타낸다. 또한, 도 5의 (e) 내지 (h)는, 언더 샘플링이 과도하게 된 경우에 생성된 자기 공명 영상을 나타낸다.

- [0103] 도 5의 (e) 내지 (h)를 도 5의 (a) 내지 (d)와 비교하면, 도 4에서 설명한 데이터 공유 방법에 기초하여, 생성된 자기 공명 영상은 풀 샘플링 데이터를 이용하여, 생성된 자기 공명 영상과 차이가 큰 것을 알 수 있다.
- [0104] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치의 동작방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0105] 도 6을 참조하면, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 제1 시점에 대상체에 대한 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제1 미 획득 라인을 포함하는 제1 k 공간 데이터를 획득할 수 있다(S610).
- [0106] 또한, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 제2 시점에 대상체에 대한 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제2 k 공간 데이터를 획득할 수 있다(S620). 이때, 제2 k 공간 데이터는 제1 k 공간의 제1 미 획득 라인에 대응하는 제1 획득 라인을 포함할 수 있다.
- [0107] 또한, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 제3 시점에 대상체에 대한 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 제3 k 공간 데이터를 획득할 수 있다(S630). 이때, 제3 k 공간 데이터는 제1 k 공간의 제1 미 획득 라인에 대응하는 제2 획득 라인을 포함할 수 있다.
- [0108] 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 제2 k 공간의 제1 획득 라인 데이터 및 제3 k 공간의 제2 획득 라인 데이터에 기초하여, 제1 미 획득 라인 데이터를 보간할 수 있다(S640).
- [0109] 도 6의 동작방법에 대해서는, 도 7을 참조하여 자세히 설명하기로 한다.
- [0110] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 언더 샘플링된 k 공간들의 데이터 공유 방법을 설명하기 위해 참조되는 도면이다.
- [0111] 도 7의 (a) 내지 (c)는 서로 다른 시점에, 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, 획득한 k 공간 데이터를 나타낸다.
- [0112] 예를 들어, 도 7의 (a)는 제1 시점에 언더 샘플링하여, 획득한 제1 k 공간 데이터를 나타내고, 도 7의 (b)는 제2 시점에 언더 샘플링하여, 획득한 제2 k 공간 데이터를 나타내며, 도 7의 (c)는 제3 시점에 언더 샘플링하여, 획득한 제3 k 공간 데이터를 나타낸다.
- [0113] 또한, 제1 내지 제3 k 공간 데이터는 서로 다른 MR 파라미터 값에 기초하여, 획득된 k 공간 데이터일 수 있다. 이때, MR 파라미터는 FA(Flip Angle) 및 TR(Repetition time)을 포함할 수 있다. FA는 RF coil, RF pulse shape 등 여러가지 특성 및 조절 인자에 의해 영향을 받으며, FA에 의해 영상의 콘트라스트(contrast)가 변화될 수 있다. TR은 처음 에코 신호(MR 신호)를 얻기 위해 이용한 90° RF 펄스에서 다음 에코 신호를 얻기 위해 이용한 90° RF 펄스까지의 시간을 의미한다. 다만, MR 파라미터는 상술한 FA 및 TR에 한정되지 않는다.
- [0114] 다시 도 7을 참조하면, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 제1 k 공간의 n번째 라인이 미 획득 라인인 경우(n번째 라인에 대응하는 자기 공명 신호가 샘플링 되지 않은 경우), 나머지 k 공간 데이터에 기초하여, 샘플링되지 않은 미 획득 라인 데이터를 보간할 수 있다.
- [0115] 예를 들어, 제1 k 공간의 샘플링 되지 않은 n번째 라인 데이터(미 획득 라인 데이터)는 제2 k 공간의 샘플링 된 n번째 라인 데이터(획득 라인 데이터) 및 제3 k 공간의 샘플링 된 n 번째 라인 데이터(획득 라인 데이터)에 기초하여 보간될 수 있다.
- [0116] 도 7에서는 3개의 k 공간 데이터들간의 공유 방법에 대해서 도시하고 설명하였지만, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 자기 공명 신호를 언더 샘플링하여, n 개의 k 공간을 획득하는 경우, 임의의 k 공간에서 샘플링되지 않은 m 번째 라인 데이터는, 나머지 (n-1)개의 k 공간 각각에서 샘플링 된 m 번째 라인 데이터들에 기초하여 보간될 수 있다.
- [0117] 또한, 도 7에 도시된 바와 같이, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 제2 k 공간의 획득 라인 데이터 및 제3 k 공간의 획득 라인 데이터를 이용하여, 제1 k 공간의 미 획득 라인 데이터를 보간할 때, 제2 k 공간 및 제3 k 공간 각각에 대한 가중치를 적용할 수 있다.
- [0118] 이때, 각각의 데이터에 적용되는 가중치는 계수(c2, c3)로 나타낼 수 있다. 또한, k 공간에 대한 가중치는 k 공

간의 중심 라인(center line) 데이터에 기초하여, 계산할 수 있다. k 공간의 중심 라인은 주로 저주파 성분이 포함되며, MR 파라미터에 따라 신호의 크기가 크게 변하지 않으므로, 중심 라인 데이터를 기준으로 각각의 k 공간에 따른 가중치를 구하는 경우, 보간되는 데이터의 정확도가 증가할 수 있다.

[0119] 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 언더 샘플링된 k 공간이 n개이고, 그 중 임의의 k 공간(f0)의 샘플링 되지 않은 미 획득 라인 데이터 x를 획득하기 위해, 나머지 (n-1)개의 k 공간 각각에 대한 가중치를 계산할 수 있다.

[0120] 예를 들어, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 OMP(Orthogonal Matching Pursuit)알고리즘(수학식 1)을 사용하여, 가중치를 구할 수 있다. 이하, 설명의 편의를 위해, 나머지 n-1 개의 k 공간을 f1, f2, ..., f(n-1)이라 한다.

수학식 1

$$\arg \min_{\{c_1, \dots, c_{n-1}\}} d(v_0, \sum_{i=1, \dots, n-1} c_i \cdot v_i)$$

[0121]

[0122] 여기서, ci는 fi(k 공간)의 가중치(계수)를 나타내며, vi는 fi의 중심 라인 데이터를 나타낸다. 즉, fi에 해당하는 k 공간의 중심 라인 데이터 (kx, ky)에서 ky=0이므로, 중심 라인 데이터는 kx값만 가지게 되고, vi는 kx를 의미한다. 또한, d(v, w)는 벡터 v와 벡터 w의 오차를 나타낸다.

[0123] 따라서, f0의 중심 라인 데이터(v0)와 나머지(n-1)개의 k 공간의 중심 라인 데이터(vi)를 선형 보간한 값의 차이(오차)를 가장 적게 하는 가중치(ci)들을 계산하고, 계산된 가중치들을 각 k 공간의 가중치로 할 수 있다.

[0124] 다만, 각각의 k 공간에 대한 가중치를 구하는 방법은 상기에서 설명한 방법에 한정되지 않는다. 각각의 k 공간에 대한 가중치는 각각의 k 공간의 중심 라인 이외의 라인을 선택하여, 선택된 라인에 배치된 데이터에 기초하여 구할 수 있다.

[0125] 상술한 바와 같이, 각각의 k 공간에 대한 가중치가 계산되면, 다음과 같은 수학식 2를 이용하여, 임의의 k 공간(f0)의 미 획득 라인 데이터 x를 획득할 수 있다.

수학식 2

$$x = \sum_{i=1..30} c_i \cdot x_i$$

[0126]

[0127] 또한, 상기에서 구한 가중치(계수)들은 임의의 k 공간(f0)의 다른 미 획득 라인 데이터를 연산하는 경우에 동일하게 적용될 수 있다.

[0128] 도 8의 (a)는 풀(full) 샘플링된 데이터를 이용하여 생성된 자기 공명 영상을 나타내며, 도 8의 (b)는 본 발명의 일 실시예에 따른 데이터 공유 방법을 이용하여, 생성된 자기 공명 영상을 나타낸다. 또한, 도 8의 (c)는 도 8의 (a) 영상 및 도 8의 (b) 영상의 차이 영상을 나타낸다.

[0129] 예를 들어, 상술한 바와 같이, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 언더샘플링된 k 공간 데이터 중 샘플링되지 않은 k 공간의 데이터(미 획득 라인 데이터)를 획득하기 위하여, 다른 k 공간의 샘플링된 데이터에 가중치를 부여하여, 선형 보간을 수행할 수 있다. 이에 따라, 자기 공명 영상 장치(100, 200)는 샘플링되지 않은 k 공간의 데이터를 획득하고, 이에 기초하여, 도 8의 (b)와 같은 자기 공명 영상을 생성할 수 있다.

[0130] 도 8의 (c)를 참조하면, 풀(full) 샘플링된 자기공명 영상(도 8의 (a))과 본 발명의 일 실시예에 따른 데이터 공유 방법을 이용하여, 생성된 자기 공명 영상(도 8의 (b))의 차이가 크지 않다는 것을 알 수 있다.

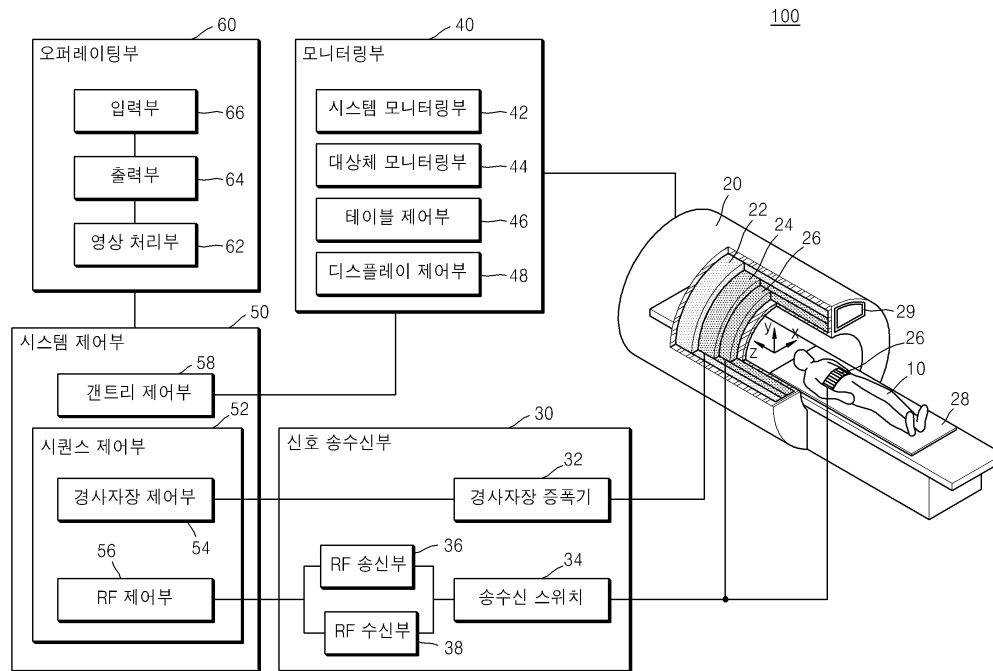
[0131] 도 9의 (a) 내지 (d)는 언더 샘플링된 k 공간 데이터에 데이터 공유 방법을 적용하지 않고, 생성한 자기 공명 영상(도 9의 (a)는 강조된 M0영상, 도 9의 (b)는 강조된 T1 영상, 도 9의 (c)는 강조된 T2 영상, 도 9의 (d)는

강조된 ΔB 영상)을 나타낸다.

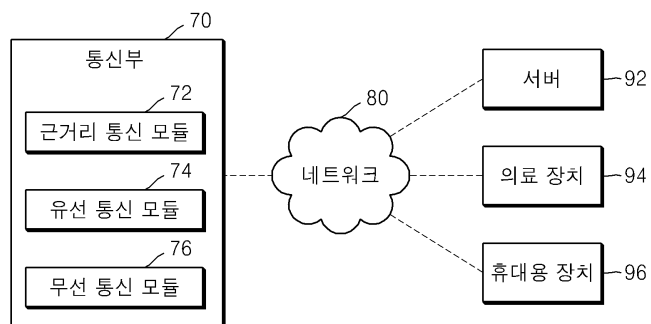
- [0132] 또한, 도 9의 (e) 내지 (h)는 언더 샘플링된 k 공간 데이터에 도 6 및 7에서 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 미 획득 라인 데이터 보간 방법(데이터 공유 방법)을 적용하여, 생성한 자기 공명 영상(도 9의 (e)는 강조된 M0영상, 도 9의 (f)는 강조된 T1 영상, 도 9의 (g)는 강조된 T2 영상, 도 9의 (h)는 강조된 ΔB 영상)을 나타낸다.
- [0133] 도 9를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 미 획득 라인 데이터 보간 방법(데이터 공유 방법)을 이용하여, 자기 공명 영상을 생성하는 경우, 자기 공명 영상의 정확도가 증가하며, 해상도가 개선되는 것을 알 수 있다.
- [0134] 도 10의 (a) 내지 (d)는 풀(full) 샘플링된 k 공간 데이터에 기초하여 생성된 자기 공명 영상(도 10의 (a)는 강조된 M0영상, 도 10의 (b)는 강조된 T1 영상, 도 10의 (c)는 강조된 T2 영상, 도 10의 (d)는 강조된 ΔB 영상)을 나타낸다.
- [0135] 도 10의 (e) 내지 (h)는 언더 샘플링된 k 공간 데이터에 도 6 및 7에서 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 미 획득 라인 데이터 보간 방법(데이터 공유 방법)을 적용하여, 생성한 자기 공명 영상(도 10의 (e)는 강조된 M0영상, 도 10의 (f)는 강조된 T1 영상, 도 10의 (g)는 강조된 T2 영상, 도 10의 (h)는 강조된 ΔB 영상)을 나타낸다.
- [0136] 또한, 도 10의 (i) 내지 (l)은 각각 도 10의 (a) 및 (e)의 차이 영상, 도 10의 (b) 및 (f)의 차이 영상, 도 10의 (c) 및 (g)의 차이 영상, 도 10의 (d) 및 (h)의 차이 영상을 나타낸다.
- [0137] 도 10의 (i) 내지 (l)을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 데이터 공유방법을 이용하여, 자기 공명 영상을 생성하는 경우, 과도하게 언더샘플링된 경우에도 풀(full) 샘플링된 데이터에 기초하여, 생성된 자기 공명 영상과 유사한 영상을 생성할 수 있으며, 자기 공명 영상의 정확도가 증가함을 알 수 있다.
- [0138] 한편, 본 발명의 자기 공명 영상 장치의 동작방법은 자기 공명 영상 장치에 구비된 프로세서가 읽을 수 있는 기록매체에 프로세서가 읽을 수 있는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 프로세서가 읽을 수 있는 기록매체는 프로세서에 의해 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 프로세서가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있으며, 또한, 인터넷을 통한 전송 등과 같은 캐리어 웨이브의 형태로 구현되는 것도 포함한다. 또한, 프로세서가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 프로세서가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.
- [0139] 또한, 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특정의 실시예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안될 것이다.

도면

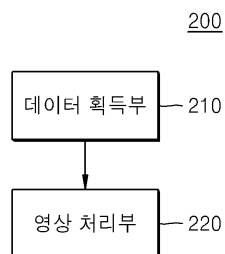
도면1



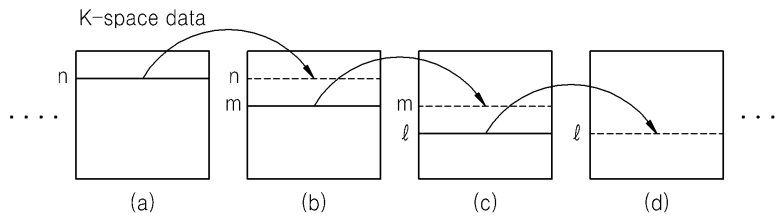
도면2



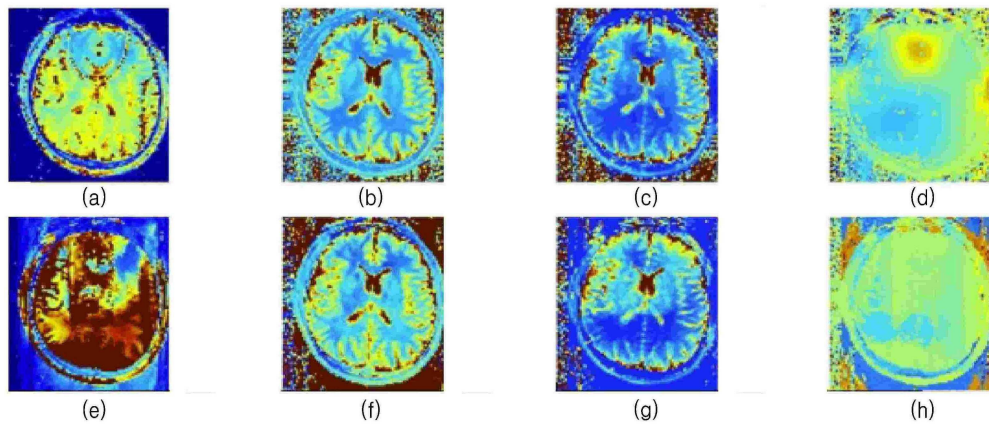
도면3



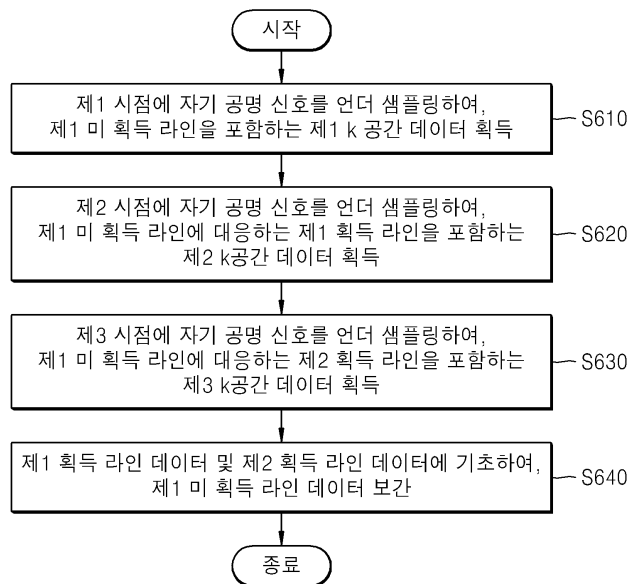
도면4



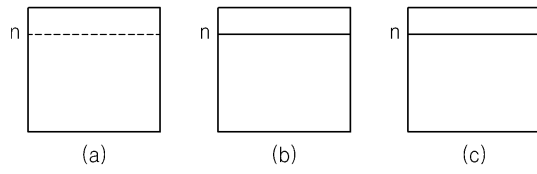
도면5



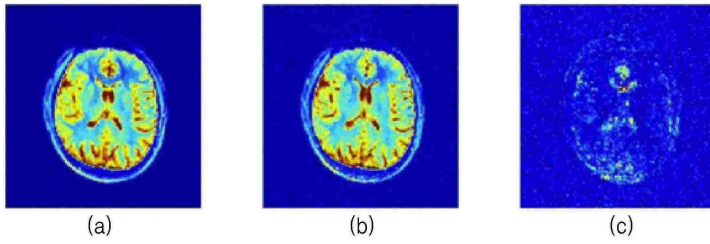
도면6



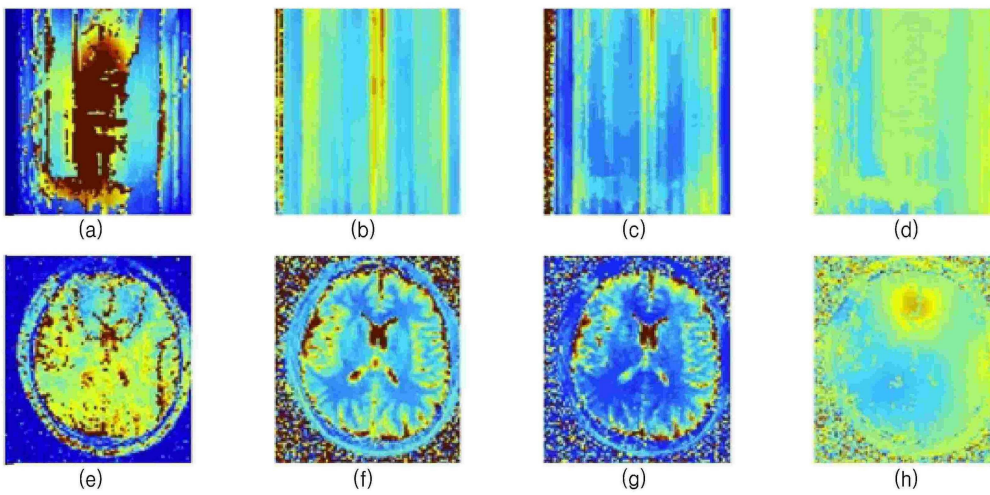
도면7



도면8



도면9



도면10

