



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0117689
(43) 공개일자 2020년10월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01) A61B 5/113 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/08 (2013.01)
A61B 5/055 (2018.08)

(21) 출원번호 10-2019-0040172

(22) 출원일자 2019년04월05일

심사청구일자 2019년04월05일

(71) 출원인

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

김판기

인천광역시 서구 고산로 13, 202동 204호 (원당동, 원당2차금호어울림아파트)

최병욱

서울특별시 송파구 올림픽로 435, 228동 1804호 (신천동, 파크리오)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인우인

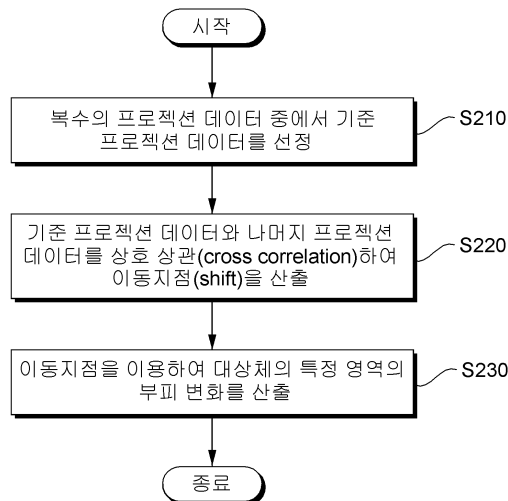
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **호흡 연동 신호의 히스토그램 누적 분포를 이용한 호흡 구간 검출 장치**

(57) 요약

본 실시예들은 대상체가 호흡하는 동안 스포일러 신호에서 설정된 판독 구간에서 획득하여 변환한 프로젝션 데이터의 특정 영역을 연속적으로 배열한 호흡 연동 신호에 히스토그램을 적용하여 호흡 주기를 산출함으로써, 촬영 시간을 증가하지 않고 호흡 주기를 추정하고 호흡으로 인한 흉부의 부피 변화를 산출할 수 있는 호흡 구간 검출 장치를 제공한다.

대 표 도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/113 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

(72) 발명자

양영중

서울특별시 강북구 한천로124가길 53, B104 (번동)

홍유진

서울특별시 성동구 독서당로40길 37, 103동 802호
(옥수동, 옥수 어울림)

허진

서울특별시 강남구 인주로 420, 101동 3002호 (역삼동, 역삼자이아파트)

김영진

서울특별시 서초구 서운로 212, 202동 304호 (서초동, 서초푸르지오써밋)

이혜정

서울특별시 서대문구 연세로 50-1, 연세의료원 본관 4층 영상의학과 (신촌동)

박철환

서울특별시 성동구 독서당로40길 37, 103동 802호
(옥수동, 옥수 어울림)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2016R1C1B1013837

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 한국연구재단

연구사업명 신진연구(총연구비5천이상~1.5억이하)

연구과제명 조기 폐암의 선별진단을 위한 새로운 고화질 초단에코영상기법의 개발과 임상적 유

용성 검증

기 여 율 1/1

과제수행기관명 연세대학교 산학협력단

연구기간 2016.06.01 ~ 2019.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

하나 이상의 프로세서 및 상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행되는 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리를 포함하는 호홉 구간 검출 장치에 있어서,

상기 프로세서는 자기 공명 영상 장치를 통해 획득한 자기 공명 신호를 프로젝션 데이터로 변환하고, 복수의 프로젝션 데이터를 기반으로 자기 공명 영상을 재구성하며,

상기 프로세서는 대상체가 호홉하는 동안 판독 구간에서 획득하여 변환한 프로젝션 데이터의 특정 영역을 연속적으로 배열한 호홉 연동 신호에 히스토그램을 적용하여 호홉 주기를 산출하는 것을 특징으로 하는 호홉 구간 검출 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 자기 공명 영상 장치는 경사자장 신호에 따라 경사자장을 제어하고,

상기 경사자장 신호는 제1 판독 경사 신호와 스포일러 신호를 포함하고,

상기 판독 구간은 상기 제1 판독 경사 신호에서 설정된 제1 판독 구간 및 상기 스포일러 신호에서 설정된 내비게이터 판독 구간을 포함하는 것을 특징으로 하는 호홉 구간 검출 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 자기 공명 영상 장치는 각 반복 시간마다 상기 내비게이터 판독 구간에서 상기 자기 공명 신호를 획득하고, 상기 자기 공명 신호를 1차원 푸리에 변환을 수행하여 Z축 방향의 프로젝션 데이터를 생성하는 특징으로 하는 호홉 구간 검출 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 스포일러 신호에서 설정된 내비게이터 판독 구간에 획득된 자기 공명 신호는 수학적으로 음의 주파수 대역을 포함하지 않고, 영 또는 양의 주파수 대역을 포함하는 것을 특징으로 하는 호홉 구간 검출 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 히스토그램의 누적 분포를 산출하고, 상기 히스토그램의 누적 분포에서 구간별 빈도수를 기준으로 호홉 주기를 복수의 상태로 분류하는 것을 특징으로 하는 호홉 구간 검출 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 호홉 주기 별로 프로젝션 데이터를 분류하고, 각 호홉 주기에 해당하는 자기 공명 영상을 그룹핑하여 출력하는 것을 특징으로 하는 호홉 구간 검출 장치.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 히스토그램의 누적 분포에 매칭하는 프로젝션 데이터를 참조하여, 상기 복수의 상태로 분

류된 호흡 주기 중에서 특정 호흡 주기에 해당하는 자기 공명 영상을 선별하는 것을 특징으로 하는 호흡 구간 검출 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 복수의 프로젝션 데이터 중에서 기준 프로젝션 데이터를 선정하고, 상기 기준 프로젝션 데이터와 나머지 프로젝션 데이터를 상호 상관(cross correlation)하여 이동지점(shift)을 산출하고, 상기 이동지점을 이용하여 상기 특정 영역의 부피 변화를 산출하는 것을 특징으로 하는 호흡 구간 검출 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 자기 공명 신호를 매칭한 공간 주파수 영역에서 Z축 방향으로 고정된 궤적 형태로 샘플링하여 상기 자기 공명 영상을 재구성하는 것을 특징으로 하는 호흡 구간 검출 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명이 속하는 기술 분야는 호흡 주기를 판단하는 자기 공명 영상 장치 및 호흡 구간 검출 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 이 부분에 기술된 내용은 단순히 본 실시예에 대한 배경 정보를 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것은 아니다.

[0003] 자기 공명 영상 장치(Magnetic Resonance Imaging, MRI)는 자기장을 이용해 피사체를 촬영하는 장치로, 뼈는 물론 디스크, 관절, 신경 인대 등을 원하는 각도에서 입체적으로 보여주기 때문에 정확한 질병 진단을 위해서 널리 이용된다.

[0004] 자기 공명 영상 장치는 에코 시간을 수백 마이크로초 이내로 줄이게 되면 컴퓨터 단층촬영(Computed Tomography, CT) 검사와 유사한 결과를 기대할 수 있다. 영상 획득 시간이 길어질 경우, 자기 공명 영상 장치는 심장 박동, 호흡, 기타 연동 운동과 같은 움직임에 의해서 왜곡이 발생될 수 있기 때문에 고화질의 영상을 얻기 어렵다.

[0005] 기존에 벨로(Bellow)를 사용한 호흡 연동 예측(Prospective Respiratory Gating) 방식은 규칙적인 호흡 필요하고, 연동(Gating)으로 인한 항정 상태(Steady State) 훼손으로 영상 화질이 저하되고, 촬영 시간이 증가하는 단점이 있다.

[0006] 기존의 DC 신호를 사용한 호흡 연동 예측 방식(DC-SG)은 K 공간의 중심 데이터를 이용하며, 대역 통과 필터링으로 인하여 불규칙적인 호흡 패턴이 무시되는 단점이 있다.

[0007] 기존의 저해상도 영상 기반의 호흡 연동 예측 방식(IM-SG)은 낮은 공간 해상도를 갖는 시공간 3D 영상을 재구성하고 특정 부위의 관심 영역(ROI)에 대해서 흉부의 부피 변화를 측정하며, 사람이 관심 영역을 직접 설정해야 하고, 낮은 공간 해상도 영상은 흉부의 부피 변화에 민감하지 않은 단점이 있다.

[0008] 따라서 영상 획득 시간을 줄이면서 환자의 호흡 주기를 추정하고 환자의 호흡으로 인한 흉부의 부피 변화를 산출할 수 있는 방안이 요구된다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 한국등록특허공보 제10-1664433호 (2016.10.04.)

(특허문헌 0002) 한국공개특허공보 제10-2014-0046334호 (2014.04.18.)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0010] 본 발명의 실시예들은 대상체가 호흡하는 동안 스포일러 신호에서 설정된 관독 구간에서 획득하여 변환한 프로젝션 데이터의 특정 영역을 연속적으로 배열한 호흡 연동 신호에 히스토그램을 적용하여 호흡 주기를 산출함으로써, 촬영 시간을 증가하지 않고 호흡 주기를 추정하고 호흡으로 인한 흉부의 부피 변화를 산출하는 데 발명의 주된 목적이 있다.
- [0011] 본 발명의 명시되지 않은 또 다른 목적들은 하기의 상세한 설명 및 그 효과로부터 용이하게 추론할 수 있는 범위 내에서 추가적으로 고려될 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0012] 본 실시예의 일 측면에 의하면, 하나 이상의 프로세서 및 상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행되는 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리를 포함하는 호흡 구간 검출 장치에 있어서, 상기 프로세서는 자기 공명 영상 장치를 통해 획득한 자기 공명 신호를 프로젝션 데이터로 변환하고, 복수의 프로젝션 데이터를 기반으로 자기 공명 영상을 재구성하며, 상기 프로세서는 대상체가 호흡하는 동안 관독 구간에서 획득하여 변환한 프로젝션 데이터의 특정 영역을 연속적으로 배열한 호흡 연동 신호에 히스토그램을 적용하여 호흡 주기를 산출하는 것을 특징으로 하는 호흡 구간 검출 장치를 제공한다.

발명의 효과

- [0013] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명의 실시예들에 의하면, 대상체가 호흡하는 동안 스포일러 신호에서 설정된 관독 구간에서 획득하여 변환한 프로젝션 데이터의 특정 영역을 연속적으로 배열한 호흡 연동 신호에 히스토그램을 적용하여 호흡 주기를 산출함으로써, 촬영 시간을 증가하지 않고 호흡 주기를 추정하고 호흡으로 인한 흉부의 부피 변화를 산출할 수 있는 효과가 있다.
- [0014] 여기에서 명시적으로 언급되지 않은 효과라 하더라도, 본 발명의 기술적 특징에 의해 기대되는 이하의 명세서에서 기재된 효과 및 그 잠정적인 효과는 본 발명의 명세서에 기재된 것과 같이 취급된다.

도면의 간단한 설명

- [0015] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 구간 검출 장치를 예시한 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 구간 검출 장치의 동작을 예시한 흐름도이다.
- 도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 시스템을 예시한 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 예시한 블록도이다.
- 도 5는 기존의 자기 공명 영상 장치에서 설정된 시퀀스를 예시한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치에서 설정된 시퀀스를 예시한 도면이다.
- 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치가 이중 에코 시간 각각에 획득한 에코 신호를 재구성한 자기 공명 영상을 예시한 도면이다.
- 도 8 내지 도 10은 본 발명의 실시예들에 따른 호흡 구간 검출 장치 또는 자기 공명 영상 장치가 하프 에코 프로젝션 데이터를 기반으로 분석한 호흡 연동 신호를 예시한 도면이다.
- 도 11은 본 발명의 실시예들에 따른 호흡 구간 검출 장치 또는 자기 공명 영상 장치가 하프 에코 프로젝션 데이터를 기반으로 재구성한 자기 공명 영상을 예시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0016] 이하, 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 공지기능에 대하여 이 분야의 기술자에게 자명한 사항으로서 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략하고, 본 발명의 일부 실시예들을 예시적인 도면을 통해 상세하게 설명한다.

- [0017] 먼저 본 명세서에서 사용된 용어의 의미를 설명하기로 한다.
- [0018] 이미지 또는 영상은 이산적인 영상 요소들(예를 들어, 2차원 영상에 있어서의 픽셀들 및 3차원 영상에 있어서의 복셀들)로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 영상은 X-ray, CT, MRI, 초음파 및 다른 의료 영상 시스템에 의해 획득된 대상체의 의료 영상 등을 포함할 수 있다.
- [0019] 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. 대상체는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있다. 팬텀은 생물의 밀도와 신폴 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미하는 것으로, 신체와 유사한 성질을 갖는 구형(Sphere)의 팬텀을 포함할 수 있다.
- [0020] 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 핵자기 공명 원리를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미한다.
- [0021] 펄스 시퀀스는 자기 공명 영상 시스템에서 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. 펄스 시퀀스는 자기 공명 영상 시스템 내에서 일어나는 사건(event)들의 순서를 설명한다. 펄스 시퀀스는 RF 펄스, 경사자장, 자기 공명 신호 등을 시간에 따라 보여주는 모식도일 수 있다.
- [0022] 반복 시간(Repetition Time, TR)은 RF 펄스의 반복 시간을 의미할 수 있다. 예를 들어, 소정 크기의 RF 펄스가 송신되는 시점으로부터 같은 크기의 RF 펄스가 다시 송신되는 시점까지의 시간을 의미할 수 있다.
- [0023] 에코 시간(Time to Echo, TE)은 RF 펄스가 송신된 이후 자기 공명 신호를 측정하기까지의 시간을 의미할 수 있다.
- [0024] 공간 부호화는 RF 신호에 의한 양성자 스핀들의 탈위상에 더하여, 양성자 스핀들의 추가적인 탈위상을 일으키는 선형 경사자장을 인가함으로써 경사자장의 축(방향)을 따라 공간 정보를 획득하는 것을 의미할 수 있다.
- [0025] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 호홉 구간 검출 장치를 예시한 블록도이다.
- [0026] 호홉 구간 검출 장치(110)는 적어도 하나의 프로세서(120), 컴퓨터 판독 가능한 저장매체(130) 및 통신 버스(170)를 포함한다.
- [0027] 프로세서(120)는 호홉 구간 검출 장치(110)로 동작하도록 제어할 수 있다. 예컨대, 프로세서(120)는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)에 저장된 하나 이상의 프로그램들을 실행할 수 있다. 하나 이상의 프로그램들은 하나 이상의 컴퓨터 실행 가능 명령어를 포함할 수 있으며, 컴퓨터 실행 가능 명령어는 프로세서(120)에 의해 실행되는 경우 호홉 구간 검출 장치(110)로 하여금 예시적인 실시예에 따른 동작들을 수행하도록 구성될 수 있다.
- [0028] 프로세서(120)는 자기 공명 영상 장치를 통해 획득한 자기 공명 신호를 프로젝션 데이터로 변환하고, 복수의 프로젝션 데이터를 기반으로 자기 공명 영상을 재구성한다. 프로세서(120)는 대상체가 호홉하는 동안 판독 구간에서 획득하여 변환한 프로젝션 데이터의 특정 영역을 연속적으로 배열한 호홉 연동 신호에 히스토그램을 적용하여 호홉 주기를 산출한다.
- [0029] 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)는 컴퓨터 실행 가능 명령어 내지 프로그램 코드, 프로그램 데이터 및/또는 다른 적합한 형태의 정보를 저장하도록 구성된다. 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)에 저장된 프로그램(140)은 프로세서(120)에 의해 실행 가능한 명령어의 집합을 포함한다. 일 실시예에서, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)는 메모리(랜덤 액세스 메모리와 같은 휘발성 메모리, 비휘발성 메모리, 또는 이들의 적절한 조합), 하나 이상의 자기 디스크 저장 디바이스들, 광학 디스크 저장 디바이스들, 플래시 메모리 디바이스들, 그 밖에 호홉 구간 검출 장치(110)에 의해 액세스되고 원하는 정보를 저장할 수 있는 다른 형태의 저장 매체, 또는 이들의 적합한 조합일 수 있다.
- [0030] 통신 버스(170)는 프로세서(120), 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(140)를 포함하여 호홉 구간 검출 장치(110)의 다른 다양한 컴포넌트들을 상호 연결한다.
- [0031] 호홉 구간 검출 장치(110)는 또한 하나 이상의 입출력 장치(24)를 위한 인터페이스를 제공하는 하나 이상의 입출력 인터페이스(150) 및 하나 이상의 통신 인터페이스(160)를 포함할 수 있다. 입출력 인터페이스(150) 및 통신 인터페이스(160)는 통신 버스(170)에 연결된다. 입출력 장치(미도시)는 입출력 인터페이스(150)를 통해 호홉 구간 검출 장치(110)의 다른 컴포넌트들에 연결될 수 있다.

- [0032] 호홉 구간 검출 장치(110)는 자기 공명 영상 장치의 내부에 구현되거나 별도의 자기 공명 영상 장치에 연결될 수 있다. 호홉 구간 검출 장치(110)의 프로세서(120)가 수행하는 동작은 자기 공명 영상 장치(200)의 영상 처리부(240)에 의해 수행될 수 있다.
- [0033] 호홉 구간 검출 장치(110) 또는 자기 공명 영상 장치(200)는 경사자장 신호에 따라 경사자장을 제어하고, 경사자장 신호는 제1 판독 경사 신호와 스포일러 신호를 포함하고, 판독 구간은 제1 판독 경사 신호에서 설정된 제1 판독 구간 및 스포일러 신호에서 설정된 내비게이터 판독 구간을 포함한다.
- [0034] 호홉 구간 검출 장치(110) 또는 자기 공명 영상 장치(200)는 각 반복 시간마다 내비게이터 판독 구간에서 자기 공명 신호를 획득하고, 자기 공명 신호를 1차원 푸리에 변환을 수행하여 Z축 방향의 프로젝션 데이터를 생성한다. 프로세서는 자기 공명 신호를 매칭한 공간 주파수 영역에서 Z축 방향으로 고정된 궤적 형태로 샘플링하여 자기 공명 영상을 재구성한다.
- [0035] 프로세서(120)는 히스토그램의 누적 분포를 산출하고, 히스토그램의 누적 분포에서 구간별 빈도수를 기준으로 호홉 주기를 복수의 상태로 분류한다. 프로세서(120)는 호홉 주기 별로 프로젝션 데이터를 분류하고, 각 호홉 주기에 해당하는 자기 공명 영상을 그룹핑하여 출력한다.
- [0036] 프로세서(120)는 히스토그램의 누적 분포에 매칭하는 프로젝션 데이터를 참조하여, 복수의 상태로 분류된 호홉 주기 중에서 특정 호홉 주기에 해당하는 자기 공명 영상을 선별한다.
- [0037] 도 2는 호홉 구간 검출 장치가 부피 변화를 산출하는 동작을 예시한 흐름도이다. 도 2를 참조하면, 단계 S210에서 프로세서는 복수의 프로젝션 데이터 중에서 기준 프로젝션 데이터를 선정한다. 단계 S210에서 프로세서는 기준 프로젝션 데이터와 나머지 프로젝션 데이터를 상호 상관(cross correlation)하여 이동지점(shift)을 산출한다. 단계 S210에서 프로세서는 이동지점을 이용하여 특정 영역의 부피 변화를 산출한다.
- [0038] 도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 시스템을 예시한 도면이다.
- [0039] 자기 공명 영상 시스템은 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 놓은 후 특징의 원자핵(예컨대, 수소 원자핵 등)만을 공명시키는 RF 신호를 대상체에 순간적으로 조사했다가 중단하면 특징의 원자핵에서 자기 공명 신호가 방출되는데, MRI 장치는 이 자기 공명 신호를 수신하여 MR 이미지를 획득할 수 있다. 자기 공명 신호는 대상체로부터 방사되는 RF 신호를 의미한다. 자기 공명 신호의 크기는 대상체에 포함된 소정의 원자(예컨대, 수소 등)의 농도, 이완시간 T1, 이완시간 T2 및 혈류 등의 흐름에 의해 결정될 수 있다.
- [0040] 자기 공명 영상 시스템은 다른 이미징 장치들과는 다른 특징들을 포함한다. 이미지의 획득이 감지 하드웨어(Detecting Hardware)의 방향에 의존하는 CT와 같은 이미징 장치들과 달리, 자기 공명 영상 시스템은 임의의 지점으로 지향된 2차원 이미지 또는 3차원 볼륨 이미지를 획득할 수 있다. 자기 공명 영상 시스템은, CT, X-ray 등과 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, 및 근 골격(Musculoskeletal) 이미지 등을 획득할 수 있다.
- [0041] 도 3을 참조하면, MRI 시스템은 갠트리(Gantry)(20), 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50), 및 오퍼레이팅부(60)를 포함할 수 있다.
- [0042] 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.
- [0043] 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.
- [0044] 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.
- [0045] 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 공간 정보를 제공할 수 있다.

- [0046] 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.
- [0047] 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. 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.
- [0048] 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. 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.
- [0049] 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.
- [0050] RF 코일(26)은 유선 및/또는 무선으로 외부 장치와 통신할 수 있으며, 통신 주파수 대역에 따라 통신을 수행한다. RF 코일(26)은 코일의 구조에 따라 새장형 코일(Birdcage coil), 표면 부착형 코일(Surface Coil) 및 횡전자기파 코일(TEM 코일)을 포함할 수 있다. RF 코일(26)은 RF 신호 송수신 방법에 따라, 송신 전용 코일, 수신 전용 코일 및 송/수신 겸용 코일을 포함할 수 있다. RF 코일(26)은 16 채널, 32 채널, 72채널 및 144 채널 등 다양한 채널의 RF 코일을 포함할 수 있다.
- [0051] RF 코일(26)이 다수개의 채널들인 제1 내지 제 N 채널에 각각 대응되는 N 개의 코일들을 포함하는 고주파 멀티 코일(Radio Frequency Multi Coil)일 수 있다. 고주파 멀티 코일은 다채널 RF 코일이라 칭할 수도 있다.
- [0052] 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.
- [0053] 신호 송수신부(30)는 소정의 MR 시퀀스에 따라 갠트리(20) 내부, 즉 보어에 형성되는 경사자장을 제어하고, RF 신호와 MR 신호의 송수신을 제어할 수 있다.
- [0054] 신호 송수신부(30)는 경사자장 증폭기(32), 송수신 스위치(34), RF 송신부(36) 및 RF 수신부(38)를 포함할 수 있다.
- [0055] 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 경사자장이 합성될 수 있다.
- [0056] RF 송신부(36) 및 RF 수신부(38)는 RF 코일(26)을 구동시킬 수 있다. RF 송신부(36)는 라모어 주파수(Larmor Frequency)의 RF 펄스를 RF 코일(26)에 공급하고, RF 수신부(38)는 RF 코일(26)이 수신한 MR 신호를 수신할 수 있다.
- [0057] 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.

- [0058] 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.
- [0059] 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.
- [0060] 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.
- [0061] 테이블 제어부(46)는 대상체(10)가 위치하는 테이블(28)의 이동을 제어한다. 테이블 제어부(46)는 시퀀스 제어부(52)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(52)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.
- [0062] 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.
- [0063] 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.
- [0064] 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)로부터 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.
- [0065] 오퍼레이팅부(60)는 시스템 제어부(50)에 펄스 시퀀스 정보를 지령하는 것과 동시에, MRI 시스템 전체의 동작을 제어할 수 있다. 오퍼레이팅부(60)는 RF 수신부(38)로부터 수신되는 MR 신호를 처리하는 영상 처리부(62), 출력부(64) 및 입력부(66)를 포함할 수 있다.
- [0066] 영상 처리부(62)는 RF 수신부(38)로부터 수신되는 MR 신호를 처리하여, 대상체(10)에 대한 MR 화상 데이터를 생성할 수 있다.
- [0067] 영상 처리부(62)는 RF 수신부(38)가 수신한 MR 신호에 증폭, 주파수 변환, 위상 검파, 저주파 증폭, 필터링(Filtering) 등과 같은 각종의 신호 처리를 가한다.
- [0068] 영상 처리부(62)는 메모리의 k 공간에 디지털 데이터를 배치하고, 이러한 데이터를 2차원 또는 3차원 푸리에 변환(Fourier Transform)을 하여 화상 데이터로 재구성할 수 있다.
- [0069] 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.
- [0070] 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.
- [0071] 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 시스템을 조작하

기 위해 필요한 정보를 출력할 수 있다. 출력부(64)는 스피커, 프린터, LCD 디스플레이, OLED 디스플레이, 3D 디스플레이, 투명 디스플레이 등을 포함할 수 있고, 기타 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 출력 장치들을 포함할 수 있다.

[0072] 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.

[0073] 도 3은 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.

[0074] 랜트리(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. 랜트리(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 통신 또는 CAN(Controller Area Network) 등의 저지연형의 네트워크 프로토콜, 광통신 등이 이용될 수 있으며, 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 통신 방법이 이용될 수 있다.

[0075] 도 4는 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 예시한 블록도이다.

[0076] 자기 공명 영상 장치(200)는 자기 공명 영상 촬영에 의해서 획득되는 자기 공명 신호를 이용하여 자기 공명 영상을 복원할 수 있는 모든 영상 처리 장치가 될 수 있다. 또한, 자기 공명 영상 장치(200)는 자기 공명 영상 촬영에서 자기 공명 신호의 획득을 제어할 수 있는 자기 컴퓨팅 장치가 될 수 있다.

[0077] 도 4를 참조하면, 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치(200)는 RF 제어부(210), 경사자장 제어부(220), 데이터 획득부(230) 및 영상 처리부(240)를 포함할 수 있다. 구체적으로, 자기 공명 영상 장치(200)는 도 3에서 설명한 MRI 시스템에 포함될 수 있다. 이 경우, 자기 공명 영상 장치(200)의 RF 제어부(210), 경사자장 제어부(220), 데이터 획득부(230), 및 영상 처리부(240)는 각각 도 3에 도시된 RF 제어부(56), 경사자장 제어부(54), RF 수신부(38) 또는 RF 수신부(38)을 포함하는 신호 송수신부(30), 및 영상 처리부(62)와 동일 대응될 수 있다.

[0078] 자기 공명 영상 장치(200)가 도 3에서 설명한 MRI 시스템과 연결되어 동작하며 MRI 시스템에서의 자기 공명 영상 촬영을 제어할 수 있는 컴퓨팅 장치일 수 있다. 이 경우, 자기 공명 영상 장치(200)는 도 3의 MRI 시스템에 포함되는 RF 코일(RF Coil, 26) 및 경사 코일(Gradient Coil, 24)과 유무선으로 연결될 수 있다. 도 2에 있어서, 자기 공명 영상 장치(200)의 RF 제어부(210)는 도 3에 도시된 RF 제어부(56)의 동작을 제어할 수 있다. 그리고, 경사자장 제어부(220)는 도 3에 도시된 경사자장 제어부(54)의 동작을 제어할 수 있다. 데이터 획득부(230)는 도 3에 도시된 RF 수신부(38)에서 수신되는 자기 공명 신호를 전송받을 수 있다.

[0079] 경사자장 제어부(220)는 공간 부호화 경사자장(spatial encoding gradient)을 발생시키기 위해 경사 코일을 제어할 수 있다. 또한, 공간 부호화 경사자장(spatial encoding gradient)은 X축(G_x), Y축(G_y), 및 Z축(G_z) 방향의 경사자장을 포함할 수 있다. 구체적으로, 공간 부호화 경사자장은 3차원 K 공간(K Space) 상에서 표현될 수 있으며, 전술한 X축, Y축 및 Z축 방향의 경사자장 각각은 K_x , K_y 및 K_z 축에 대응될 수 있다. 한편, X축, Y축 및 Z축 방향의 경사자장은 각각 주파수 엔코딩 경사자장(Frequency Encoding Gradient), 위상 엔코딩 경사자장(Phase Encoding Gradient) 및 슬라이스 선택 경사자장(Slice Selection Gradient)에 대응될 수 있으며, 실시예에 따라서는 주파수 엔코딩 방향의 경사자장이 K 공간 상의 Y 축 방향, 즉, K_y 축 방향의 경사자장에 대응될 수도 있다. 주파수 엔코딩 경사자장은 판독 경사자장이라고 칭할 수 있다.

[0080] 공간 부호화 경사자장은 대상체에 인가됨으로써, 대상체의 부위 별 공명 주파수를 서로 다르게 유도함으로써 각 부위의 공간 정보를 제공할 수 있다. 따라서, 공간 부호화 경사자장이 대상체에 인가됨에 따라 데이터 획득부(230)를 통해 수신되는 대상체의 자기 공명 신호는 3차원 좌표계로 표현될 수 있는 공간 정보를 포함할 수 있다.

[0081] 경사자장 제어부(220)는 정상 상태 자유 세차(Steady State Free Precession, SSFP) 기법에 따라 경사 코일을

제어할 수 있다. 정상 상태(Steady state)는 전자파가 가해졌던 원자핵 스핀들의 횡축 자화가 완전히 감쇄되지 않고 남아있는 상태일 수 있다. 정상 상태 자유 세차(SSFP) 기법은 정상 상태(Steady State)를 이용하여 자기 공명 영상을 획득하는 기법으로, RF 펄스가 송신된 후 디페이징(Dephasing)된 자기 공명 신호를 리포커싱(Refocusing)하기 위한 경사자장 시퀀스를 포함할 수 있다.

- [0082] 도 5는 일반적인 시퀀스를 예시한 도면이고, 도 6은 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치에서 설정된 시퀀스를 예시한 도면이다.
- [0083] 시퀀스 또는 펄스 시퀀스(Pulse Sequence)는 RF Pulse를 가하고 경사를 발생시켜 단면을 결정하면서 영상을 얻는 시점에 시간차를 두는 등 하나의 단면 영상을 구성하기 위한 소프트웨어적 조작 순서를 일컫는 용어이다.
- [0084] 일반적인 펄스 시퀀스의 구성은 RF Pulse, Z축 경사, Y축 경사, X축 경사와 영상을 검출하는 ADC(Analogue-To-Digital Converter)의 형태로 구성된다. RF Pulse가 처음 조사되는 시점과 Z축(인체의 종축) 경사를 발생시키는 시점은 같다. 조사하는 RF Pulse의 크기와 Z축 Gradient의 크기 및 경사도에 의해 특정 인체 단면의 양성자들로부터 신호가 발생하게 되는데, 이후 일정 시점에서 다시 RF Pulse를 조사하거나 Y축과 Z축의 경사를 일정 크기로 발생시키면 인체로부터 다양한 크기의 전자파 신호가 동시에 발생하게 된다. 이때 사용하는 시차나 RF Pulse 및 경사의 크기를 다르게 하는 방법으로 T1 강조(Weighting)이나 T2 강조(Weighting)도 가능하다.
- [0085] 경사예코 기법은 스핀예코 기법과 달리 180도 재초점 펄스 대신 자기장 경사(Magnetic Field Gradient)를 사용하여 스핀을 재초점화하고, 90도 자극펄스 대신 작은 숙임각을 갖는 펄스를 사용하여 일정한 크기의 종축자기화를 유지 시키는 방법을 사용하게 된다. 경사 예코를 사용하여 180도 펄스를 주기 위한 시간을 단축하여 TR을 단축할 수 있게 된다. 180도 펄스를 사용하면 외부 자기장 비균질성(External Magnetic Field Inhomogeneity)이 소실되어 횡축자기화의 소실 천천히 되지만(T2 효과), 경사 예코에서는 외부 자기장 비균질성이 남게 되어 횡축 자기화의 소실이 빨리 진행되게 된다(T2* 효과).
- [0086] 다양한 조직에서 발생한 여러 개의 다른 전자파는 복잡한 하나의 전파로 구성되어 있는데, 이를 RF 코일을 이용하여 받아들인 후 푸리에 변환(Fourier Transformation)을 이용한다. 그리고 수학적으로 이를 여러 개의 파형으로 분리한 후 K 공간(space)이라는 가상의 평면에 분포하고, 변환 방법을 이용하여 실제 영상으로 재구성한다.
- [0087] 데이터 획득부(230)가 자기 공명 신호를 획득하는 에코 시간은 초단 에코 시간(Ultrashort Echo Time) 대역에서 설정될 수 있다. 예컨대, 50 내지 250 마이크로초로 설정될 수 있다. 수신된 echo, RF 펄스, 그리고 k 공간 데이터가 대칭이기 때문에 일부분만 사용하는 것이 가능하다.
- [0088] 경사자장 제어부(220)는 제1 방향으로 대상체에게 인가되는 경사자장의 크기 및 시간을 제어할 수 있다. 경사자장 제어부(220)는 특정 슬라이스에 대한 제1 방향의 경사자장을 인가한 후 후속하여 제1 방향으로 추가 경사자장을 인가할 수 있다.
- [0089] 경사자장을 제어하는 경사자장 신호는 제1 판독 경사 신호(411)와 제1 판독 경사 신호를 참조하여 형성한 스포일러 신호(420)를 포함한다. 스포일러 신호(420)에 의해 제어되는 스포일러 경사자장은 정상 상태의 횡축 자화를 소거하거나, 영상을 생성하는데 이용되지 못하도록 하기 위해 대상체에 인가되는 경사자장으로, 이전 RF 펄스로 발생된 에코 신호에 의해 FID 신호가 간섭되는 것을 방지한다.
- [0090] 데이터 획득부(230)는 제1 판독 경사 신호(411)에서 설정된 제1 판독 구간(WE₁)과 스포일러 신호에서 설정된 내비게이터 판독 구간(WE_N)을 기준으로 자기 공명 신호를 획득할 수 있다.
- [0091] 제1 판독 경사 신호(411)는 제1 상승 구간, 제1 상승 구간에 이어서 제1 극성을 갖는 제1 지속 구간, 제1 지속 구간에 이어서 제1 하강 구간을 포함할 수 있다.
- [0092] 스포일러 신호(420)는 제2 상승 구간, 제2 상승 구간에 이어서 제1 극성을 갖는 제2 지속 구간, 상기 제2 지속 구간에 이어서 제2 하강 구간을 갖고, 스포일러 신호(420)의 크기(HE_N)는 제1 판독 경사 신호(410)의 크기(HE₁)와 동일하게 설정되고, 스포일러 신호(420)의 길이는 제1 판독 경사 신호(411)의 길이보다 길게 설정된다. 내비게이터 판독 구간(WE_N)은 스포일러 신호(420)에서 제1 판독 구간(WE₁)의 길이만큼 설정된다. 즉, 내비게이터 판독 구간과 제1 판독 구간의 면적이 동일하게 설정된다.
- [0093] 경사자장 제어부(220)는 공간 부호화 경사자장 중에서 제1 방향, 제2 방향, 또는 이들의 조합으로 된 방향의 경사자장이 서로 반대 극성을 갖도록 제어할 수 있다. 예컨대, 방향은 주파수 엔코딩 방향, 위상 엔코딩 방향, 또

는 방사형 또는 나선형 궤적에 따른 방향에 대응할 수 있다. 제1 방향, 제2 방향, 또는 이들의 조합으로 된 방향의 경사자장은 이극성 경사자장(Bipolar Gradient)일 수 있다.

- [0094] 경사자장 신호는 제1 판독 경사 신호(411)를 참조하여 형성한 제2 판독 경사 신호(412)를 포함한다. 제1 방향의 경사자장은 프리-페이징(pre-phasing) 경사자장을 포함할 수 있다.
- [0095] 제1 판독 경사 신호(411)에 대응하는 제1 방향의 경사자장이 제1 극성을 가지면, 제2 판독 경사 신호(412)에 대응하는 제1 방향의 경사자장은 제2 극성을 갖는다.
- [0096] 데이터 획득부(230)는 제1 판독 경사 신호(411)에서 설정된 제1 판독 구간(WE_1)과 제2 판독 경사 신호(412)에서 설정된 제2 판독 구간(WE_2)을 기준으로 자기 공명 신호를 획득할 수 있다. 직선 또는 원점을 기준으로 거울에 반사된 형상으로 볼 수 있다. 본 실시예에 의한 Balanced Dual Echo Radial Readout 방식은 SNR을 높이면서 동시에 두 개의 영상을 획득할 수 있는 장점이 있다.
- [0097] 제2 판독 경사 신호(412)는 제1-2 하강 구간, 제1-2 하강 구간에 이어서 제2 극성을 갖는 제1-2 지속 구간, 제1-2 지속 구간에 이어서 제1-2 상승 구간을 갖고, 제2 판독 경사 신호(412)의 크기(HE_2)는 제1 판독 경사 신호의 크기(HE_1)와 동일하게 설정될 수 있다.
- [0098] 제1 판독 구간(WE_1)은 제1 상승 구간부터 제1 지속 구간까지 설정되고, 제2 판독 구간(WE_2)은 상기 제1-2 지속 구간부터 제1-2 상승 구간까지 설정된다. 그에 따른 에코 시간은 TE_1 과 TE_2 에 대응한다.
- [0099] 경사자장 제어부(220)는 정상 상태 자유 세차(Steady State Free Precession) 시퀀스에 기초하여, 완전히 감쇄되지 않고 남아있는 원자핵 스핀의 횡축 자화를 리포커싱(Refocusing)하기 위해, 공간 부호화 경사자장 중에서 대상체에게 제1 방향, 제2 방향, 또는 이들의 조합으로 된 방향으로 인가되는 경사자장이 서로 반대 방향을 갖도록 제어할 수 있다.
- [0100] 경사자장 제어부(220)는 하나의 TR(Repetition Time) 동안 서로 반대 극성을 갖는 제1 방향 및 제2 방향의 경사자장을 대상체에게 인가함으로써, 하나의 TR 동안에 대상체에게 인가되는 경사자장의 모멘트(Moment) 합을 일정하게 할 수 있다. 예를 들어, 자기 공명 영상 장치(200)는 하나의 TR(Repetition Time) 동안에 대상체에게 인가되는 경사자장의 모멘트 합을 '0' 또는 '0'에 근사한 값이 되도록 할 수 있다. 따라서, 경사자장 제어부(220)는 정상 상태 자유 세차(SSFP) 또는 균형 정상 상태 자유 세차(Balanced SSFP, bSSFP) 기법에 따른 경사자장 시퀀스를 대상체에 인가할 수 있다.
- [0101] 자기 공명 신호는 자유유도감쇠(FID) 신호와 에코 신호를 포함할 수 있다. 제1 판독 구간에 획득한 제1 에코 신호는 기존의 FID 신호에 가깝고, 제2 판독 구간에 획득한 제2 에코 신호는 기존의 에코 신호에 가깝다고 볼 수 있다.
- [0102] 본 실시예에 따른 에코 신호는 제1 판독 구간(WE_1)에 대응하여 획득한 제1 에코 신호(431), 제2 판독 구간(WE_2)에 대응하여 획득한 제2 에코 신호(432), 및 내비게이터 판독 구간(WE_N)에 대응하여 획득한 하프 에코 신호(440)를 포함할 수 있다.
- [0103] 데이터 획득부(230)는 하나의 반복 시간(TR)에 대응하여 제1 에코 신호(431), 제2 에코 신호(432), 및 하프 에코 신호(440)를 획득할 수 있다.
- [0104] 데이터 획득부(230)는 RF 코일(도 1의 26)로부터 수신되는 자기 공명 신호를 영상 처리부(240)로 제공할 수 있다.
- [0105] 영상 처리부(240)는 데이터 획득부(230)로부터 제공된 자기 공명 신호를 샘플링(Sampling)하여 K 공간 데이터를 생성할 수 있다. 또한, 영상 처리부(240)는 K 공간 데이터를 주파수 영역에서 공간 영역으로 변환하는 푸리에 변환을 수행함으로써 자기 공명 영상을 생성할 수 있다. 영상 처리부(240)는 데이터 획득부(230)로부터 제공된 자기 공명 신호를 언더샘플링(Undersampling)하여 K 공간 데이터를 생성할 수도 있다.
- [0106] 영상 처리부(240)는 자기 공명 신호를 매칭한 K 공간에서 3차원 방향으로 중심으로부터 멀어지면서 방사 궤적 형태로 황금각(Golden Angle)마다 샘플링하여 자기 공명 영상을 재구성할 수 있다. 영상 처리부(240)는 제1 판독 구간에 따라 획득한 자기 공명 신호인 제1 에코 신호를 Center Out Radial 방식으로 프로젝션 데이터를 생성한다. 여기서 황금각은 수학적 또는 실험적으로 도출된 특정 각도이며, 고정 또는 가변될 수 있다.

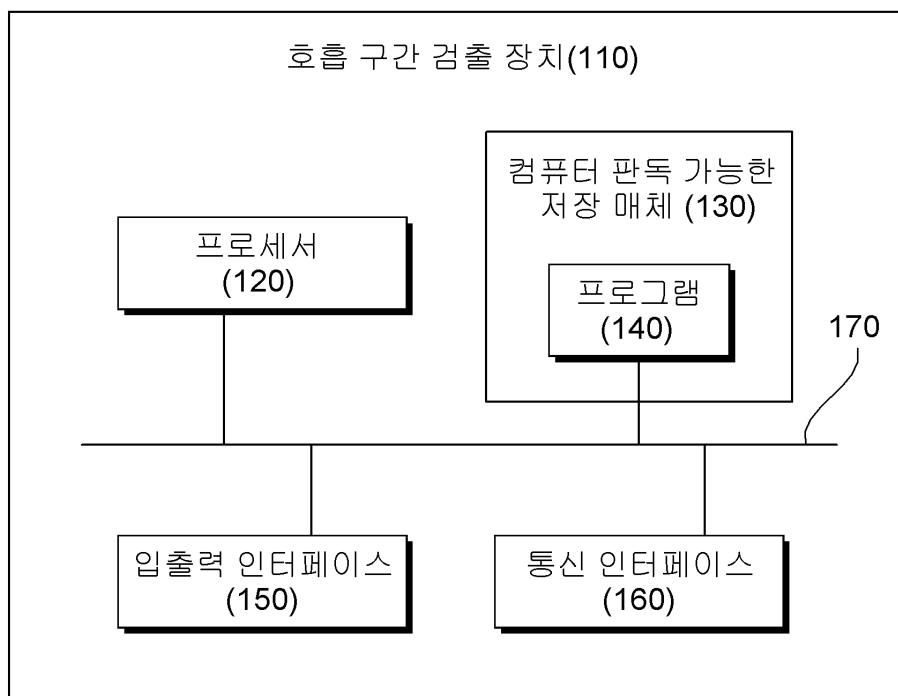
- [0107] 영상 처리부(240)는 자기 공명 신호를 매칭한 K 공간에서 3차원 방향으로 중심에 가까워지면서 방사 궤적 형태로 황금각마다 샘플링하여 자기 공명 영상을 재구성할 수 있다. 영상 처리부(240)는 제2 판독 구간에 따라 획득한 자기 공명 신호인 제2 에코 신호를 Center In Radial 방식으로 프로젝션 데이터를 생성한다.
- [0108] 스포일러 신호에서 설정된 내비게이터 판독 구간에 획득된 자기 공명 신호는 수학적으로 음의 주파수 대역을 포함하지 않고, 영 또는 양의 주파수 대역을 포함한다. 제1 및 제2 에코 신호는 3차원 k-공간 상의 MR 데이터를 획득한 것이고, 스포일러 신호는 고정된 Z방향의 하프 에코 신호의 MR 데이터를 획득한 것이다. 하프 에코 신호는 동일한 k-공간 위치의 데이터만을 획득한다.
- [0109] 영상 처리부(240)는 자기 공명 신호를 매칭한 K 공간에서 Z축 방향으로 고정된 궤적 형태로 샘플링하여 자기 공명 영상을 재구성한다. 영상 처리부(240)는 내비게이터 판독 구간에 따라 획득한 자기 공명 신호인 하프 에코 신호를 Z축만으로 고정하는 방식으로 프로젝션 데이터를 생성한다. Z축 방향의 프로젝션 데이터를 획득하기 위해서 촬영 시간의 희생이 없고 항정 상태를 유지할 수 있는 장점이 있다.
- [0110] 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치의 이중 에코 시간 각각에 획득한 에코 신호를 재구성한 자기 공명 영상을 예시한 도면이다.
- [0111] 도 7의 이중 에코 영상을 참조하면, Phantom과 Volunteer 영상을 통해서 1회의 촬영으로 제1 에코 영상(UTE 영상)와 제2 에코 영상(T2 영상)을 얻을 수 있다. Phantom 실험에서는 높은 감수율(Susceptibility)이 있는 상황에서도 UTE 영상은 네 개의 팬텀이 잘 보였지만, 두 번째 영상에서는 susceptibility가 높은 영상은 재구성되지 않는다. Volunteer의 경우 첫 번째 영상에서 더 작은 혈관들 까지도 촬영이 가능한 것을 확인할 수 있다.
- [0112] 도 8 내지 도 10은 본 발명의 실시예들에 따른 호흡 구간 검출 장치 또는 자기 공명 영상 장치가 하프 에코 프로젝션 데이터를 기반으로 분석한 호흡 연동 신호를 예시한 도면이다.
- [0113] 영상 처리부(240)는 대상체가 호흡하는 동안 각 반복 시간마다 내비게이터 판독 구간에서 획득하여 변환한 프로젝션 데이터의 특정 영역을 연속적으로 배열한 호흡 연동 신호를 분석하여 호흡 주기를 산출한다.
- [0114] 영상 처리부(240)는 호흡 주기에 해당하는 자기 공명 신호 또는 프로젝션 데이터를 추출하고, 추출된 자기 공명 신호 또는 프로젝션 데이터를 기반으로 자기 공명 영상으로 재구성할 수 있다.
- [0115] 세 가지 방식의 예측 호흡 신호(Retrospective Respiratory Signal)를 비교한 결과, K-space의 중심 데이터 기반 방식(DC-SG)은 필터링 효과로 인해서 급격하거나 완만한 변화는 왜곡되는 경향이 있다. DC-SG의 호흡 신호는 IM-SG의 호흡 신호와 차이가 있다. 저해상도 기반 방식(IM-SG)는 흉부의 부피변화를 잘 나타내지만, 공간해상도의 부족으로 부피의 변화 역시 해상도가 낮다. 본 실시예의 다른 방식(HE-SG)은 IM-SG와 유사한 패턴을 보이며 높은 시공간 해상도로 흉부의 부피변화가 측정됨을 확인할 수 있다.
- [0116] 도 10을 참조하면, 호흡 구간 검출 장치 또는 자기 공명 영상 장치는 스포일러 신호가 켜지는 순간부터 데이터를 측정하여 하프 에코 신호를 획득하고, 이를 1차원 푸리에 변환하여 Z 방향의 프로젝션 데이터를 획득한다. Z 방향의 프로젝션 데이터는 매 TR마다 획득할 수 있다. Z 방향의 프로젝션 데이터는 피험자의 호흡을 자동으로 추정할 수 있다. 호흡 구간 검출 장치 또는 자기 공명 영상 장치는 프로젝션 데이터들을 상호 상관하여 이동지점을 산출하고, 이동지점을 분석하여 흉부의 부피 변화를 산출할 수 있다.
- [0117] 호흡 구간 검출 장치 또는 자기 공명 영상 장치는 히스토그램의 누적 분포를 산출하고, 히스토그램의 누적 분포에서 구간별 빈도수를 기준으로 호흡 주기를 복수의 상태로 분류한다. 예컨대, 누적 구간 0 내지 100에서 20을 기준으로 5 개의 상태로 분류할 수 있다. 호흡 구간 검출 장치 또는 자기 공명 영상 장치는 호흡 주기 별로 프로젝션 데이터를 분류하고, 각 호흡 주기에 해당하는 프로젝션 데이터 또는 자기 공명 영상을 추출하고 그룹핑하여 출력한다.
- [0118] 도 11은 본 발명의 실시예들에 따른 호흡 구간 검출 장치 또는 자기 공명 영상 장치가 하프 에코 프로젝션 데이터를 기반으로 재구성한 자기 공명 영상을 예시한 도면이다.
- [0119] 각 SG 방법으로 호흡 연동(Respiratory Gating)한 결과 영상을 비교하면, No SG는 전체 데이터를 사용하였으나 폐혈관이 잘 보이지 않고, HE-SG가 가장 우수한 화질을 보여줌을 파악할 수 있다.
- [0120] 호흡 구간 검출 장치 및 자기 공명 영상 장치에 포함된 구성요소들이 도 1, 도 3, 및 도 4에서는 분리되어 도시되어 있으나, 복수의 구성요소들은 상호 결합되어 적어도 하나의 모듈로 구현될 수 있다. 구성요소들은 장치 내부의 소프트웨어적인 모듈 또는 하드웨어적인 모듈을 연결하는 통신 경로에 연결되어 상호 간에 유기적으로 동

작한다. 이러한 구성요소들은 하나 이상의 통신 버스 또는 신호선을 이용하여 통신한다.

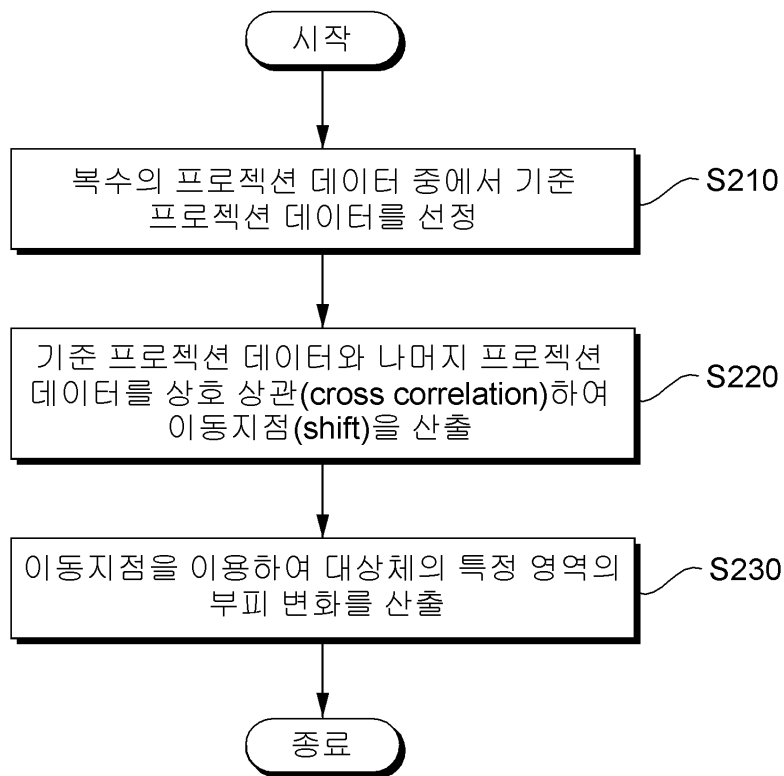
- [0121] 호홉 구간 검출 장치 및 자기 공명 영상 장치는 하드웨어, 펌웨어, 소프트웨어 또는 이들의 조합에 의해 로직회로 내에서 구현될 수 있고, 범용 또는 특정 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수도 있다. 장치는 고정배선형(Hardwired) 기기, 필드 프로그램 가능한 게이트 어레이(Field Programmable Gate Array, FPGA), 주문형 반도체(Application Specific Integrated Circuit, ASIC) 등을 이용하여 구현될 수 있다. 또한, 장치는 하나 이상의 프로세서 및 컨트롤러를 포함한 시스템온칩(System on Chip, SoC)으로 구현될 수 있다.
- [0122] 호홉 구간 검출 장치 및 자기 공명 영상 장치는 하드웨어적 요소가 마련된 컴퓨팅 디바이스에 소프트웨어, 하드웨어, 또는 이들의 조합하는 형태로 탑재될 수 있다. 컴퓨팅 디바이스는 각종 기기 또는 유무선 통신망과 통신을 수행하기 위한 통신 모듈 등의 통신장치, 프로그램을 실행하기 위한 데이터를 저장하는 메모리, 프로그램을 실행하여 연산 및 명령하기 위한 마이크로프로세서 등을 전부 또는 일부 포함한 다양한 장치를 의미할 수 있다.
- [0123] 본 실시예들에 따른 동작은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능한 매체에 기록될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능한 매체는 실행을 위해 프로세서에 명령어를 제공하는 데 참여한 임의의 매체를 나타낸다. 컴퓨터 판독 가능한 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다. 예를 들면, 자기 매체, 광기록 매체, 메모리 등이 있을 수 있다. 컴퓨터 프로그램은 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수도 있다. 본 실시예를 구현하기 위한 기능적인(Functional) 프로그램, 코드, 및 코드 세그먼트들은 본 실시예가 속하는 기술분야의 프로그래머들에 의해 용이하게 추론될 수 있을 것이다.
- [0124] 본 실시예들은 본 실시예의 기술 사상을 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 실시예의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 실시예의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 실시예의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

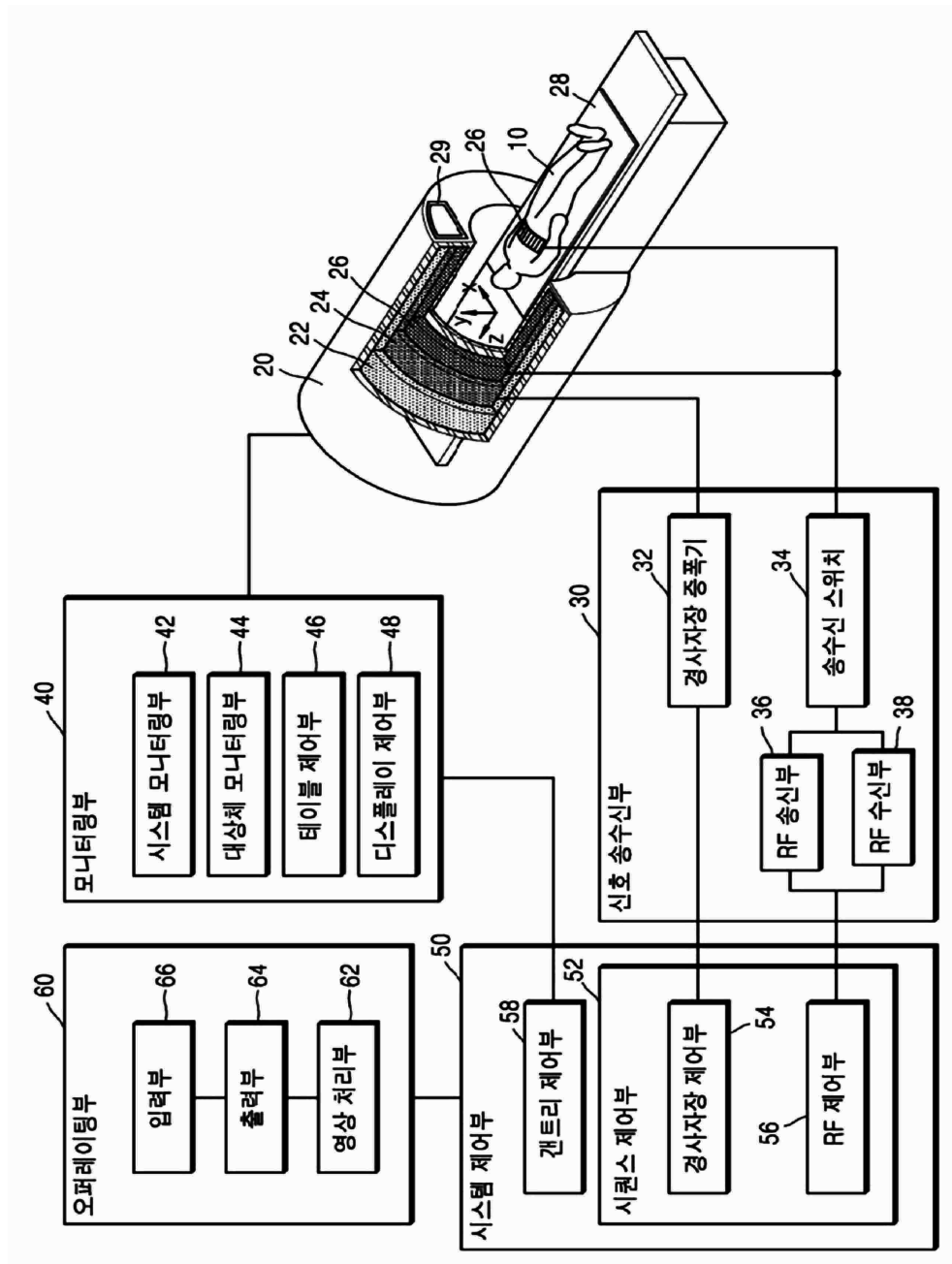
도면1



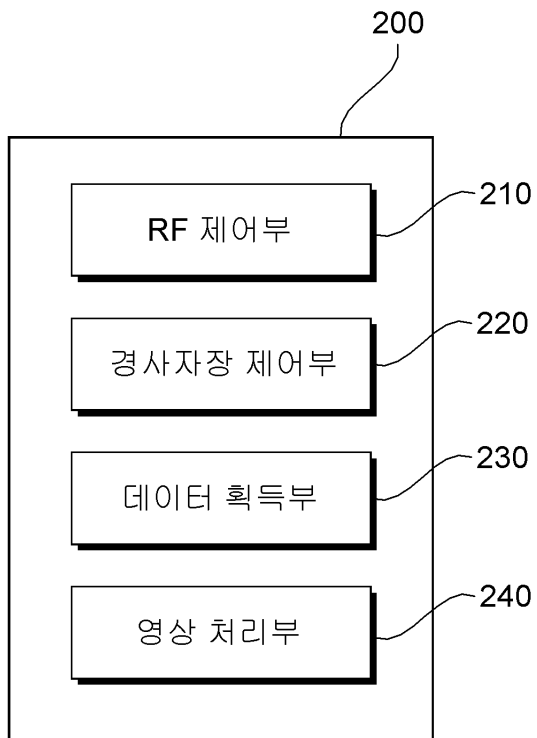
도면2



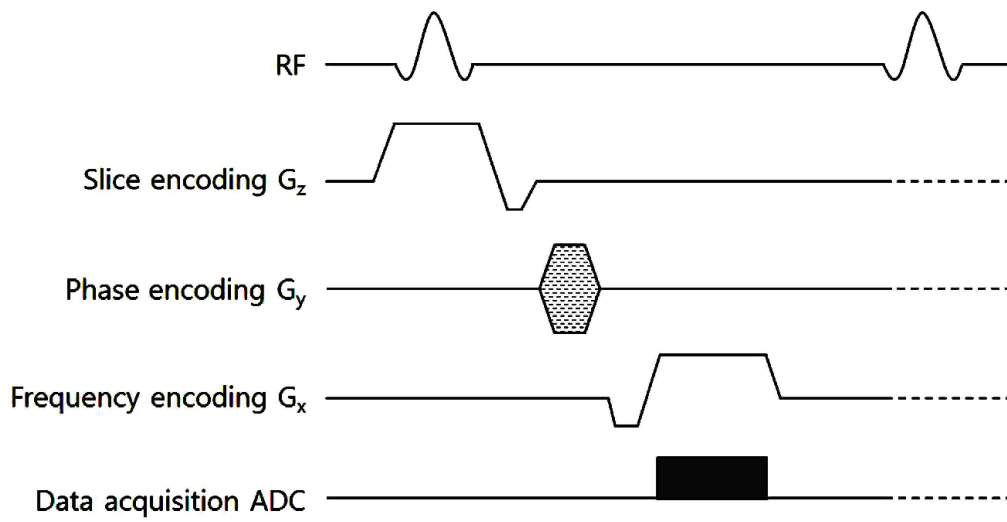
도면3



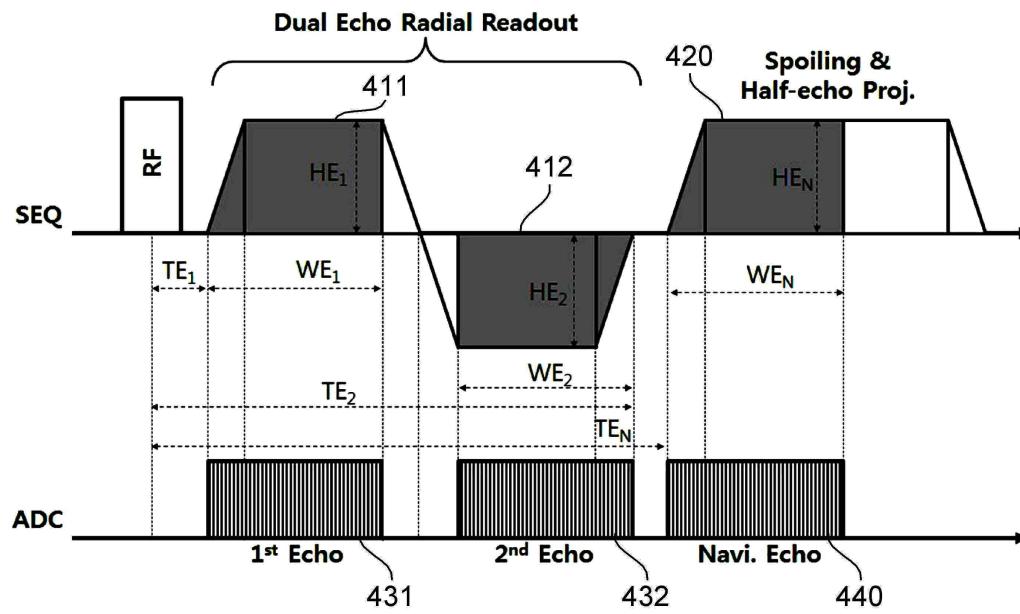
도면4



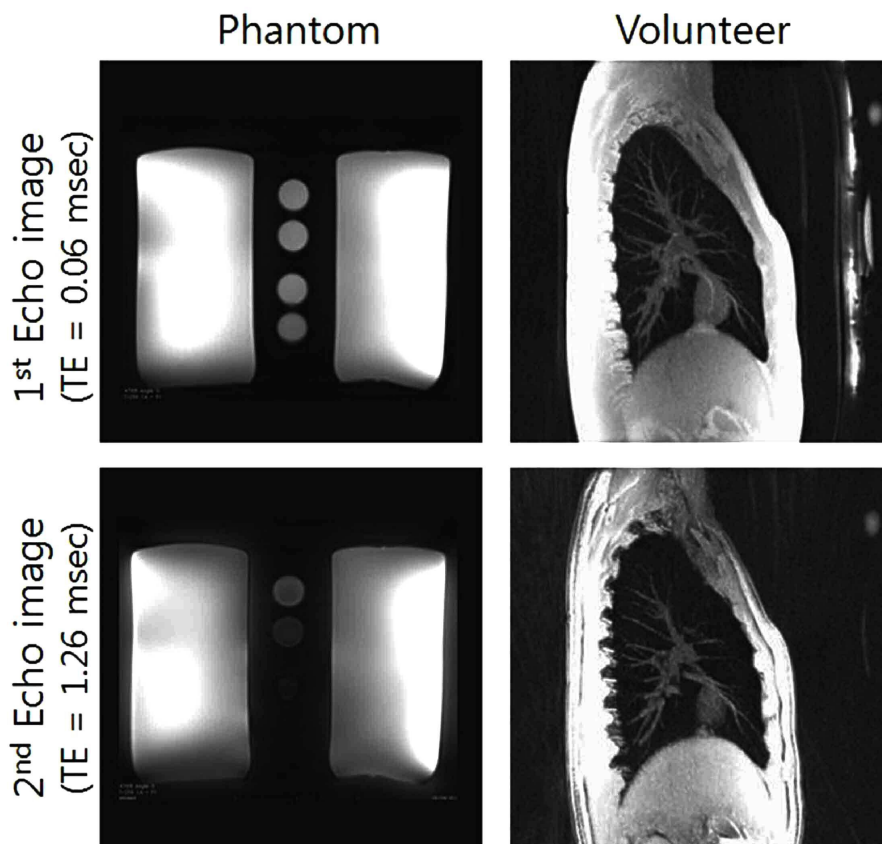
도면5



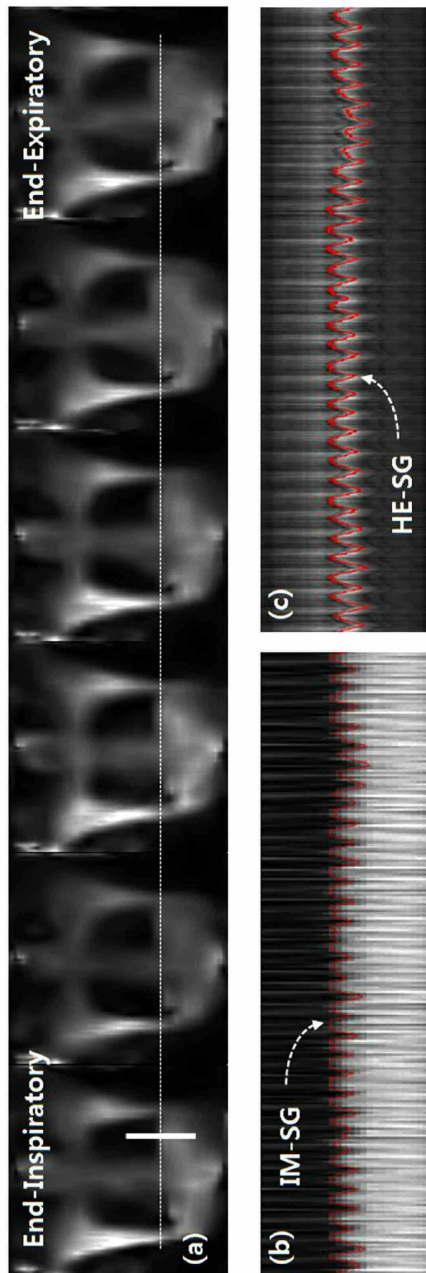
도면6



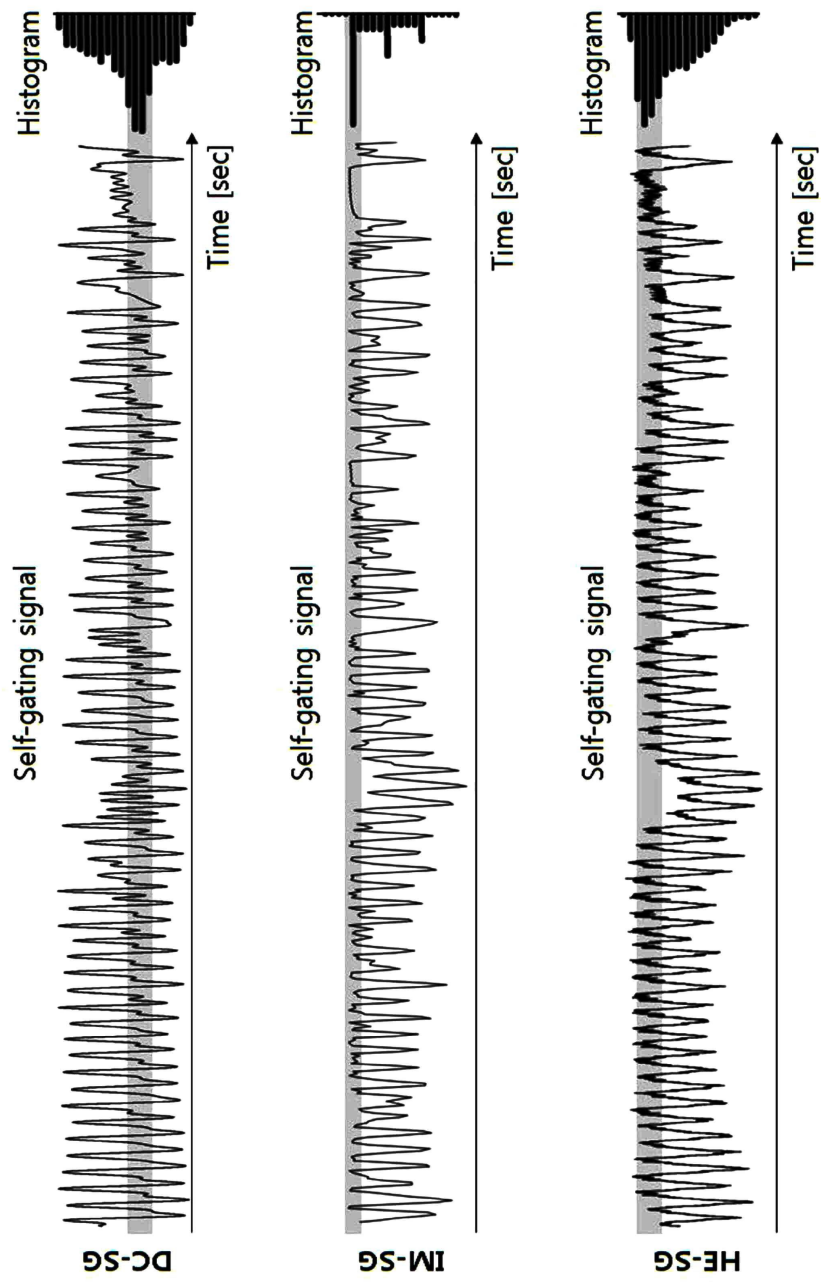
도면7



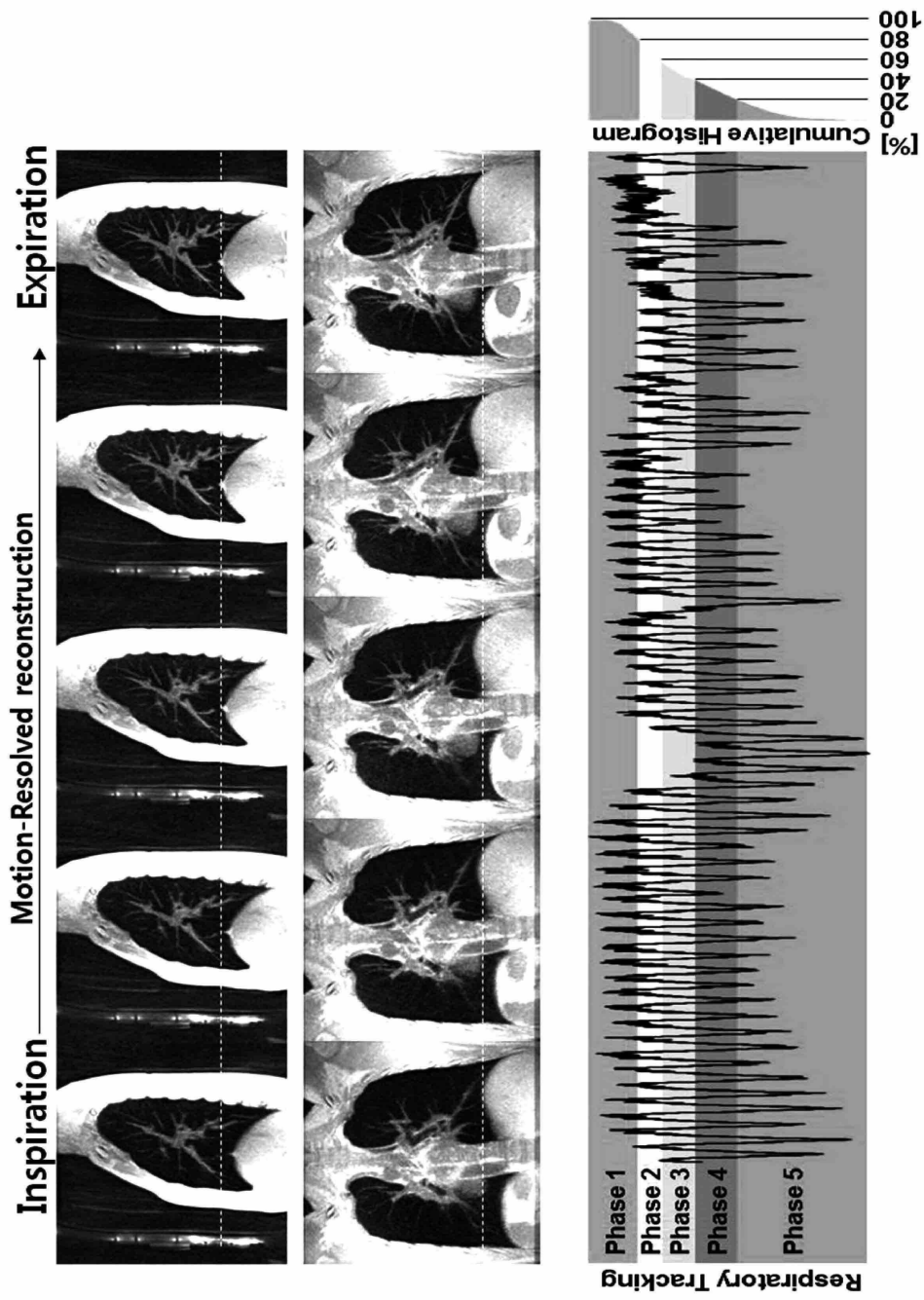
도면8



도면9



도면10



도면11

