



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0043129  
(43) 공개일자 2019년04월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*G01R 33/00* (2006.01) *A61B 5/055* (2006.01)  
*A61N 5/10* (2006.01) *G01R 33/28* (2006.01)  
*G01R 33/38* (2006.01) *G01R 33/381* (2006.01)  
*G01R 33/3815* (2006.01) *G01R 33/48* (2006.01)  
*G01R 33/483* (2006.01) *G01R 33/563* (2006.01)  
*G01R 33/565* (2006.01)

(52) CPC특허분류  
*G01R 33/0023* (2013.01)  
*A61B 5/055* (2018.08)

(21) 출원번호 10-2019-7001596

(22) 출원일자(국제) 2017년06월22일  
심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2019년01월17일

(86) 국제출원번호 PCT/US2017/038867

(87) 국제공개번호 WO 2017/223382  
국제공개일자 2017년12월28일

(30) 우선권주장  
62/353,538 2016년06월22일 미국(US)

(71) 출원인  
뷰레이 테크놀로지스 인크.  
미국 44146 오하이오주 오크우드 빌리지 씨모 퍼  
셔 웨이 2

(72) 발명자  
템프시 제임스 애프  
미국 94043 켈리포니아주 마운튼 뷰 이스트 미들  
필드 로드 815

(74) 대리인  
양영준, 김윤기

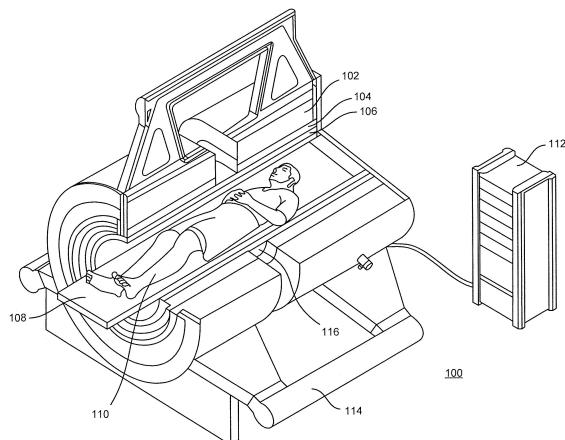
전체 청구항 수 : 총 46 항

(54) 발명의 명칭 약한 필드 강도에서의 자기 공명 영상화

### (57) 요 약

약한 필드 강도의 주 자석, 구배 코일 조립체, RF 코일 시스템, 및 제어 시스템을 포함하는 개선된 자기 공명 영상화 시스템, 방법 및 소프트웨어가 설명되고, 그러한 제어 시스템은, 희박 샘플링 영상화 기술을 이용하면서, 환자로부터 자기 공명 영상화 데이터를 획득 및 프로세싱을 위해 구성된다.

### 대 표 도



(52) CPC특허분류

*A61N 5/1049* (2013.01)

*G01R 33/0017* (2013.01)

*G01R 33/287* (2013.01)

*G01R 33/3806* (2013.01)

*G01R 33/381* (2013.01)

*G01R 33/3815* (2013.01)

*G01R 33/48* (2013.01)

*G01R 33/4808* (2013.01)

*G01R 33/4835* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

자기 공명 영상화 시스템(MRI)이며:

약한 필드 강도를 갖는 주 자석;

구배 코일 조립체;

RF 코일 시스템; 및

인간 환자로부터 자기 공명 영상화 데이터를 획득 및 프로세싱하도록 구성되고, 병렬 영상화 없이, 희박 샘플링 영상화 기술을 이용하도록 구성된 제어 시스템

을 포함하는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

주 자석의 필드 강도가 1.0 테슬라 미만인, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

MRI 제어 시스템은, 약한 구배 필드 강도를 이용하도록 추가적으로 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

구배 필드 강도가 20 mT/m 미만인, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 5

제2항에 있어서,

제어 시스템은 큰 플립 각도를 이용하도록 추가적으로 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 6

제5항에 있어서,

플립 각도가 40도 보다 큰, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 7

제2항에 있어서,

MRI 제어 시스템은, 화학적 시프트 및 자기 민감도로 인한 산물을 1/2 밀리미터 미만으로 유지하기 위해서 RF 대역폭을 이용하도록 추가적으로 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 8

제7항에 있어서,

RF 대역폭이 1800Hz 미만인, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 9

제2항에 있어서,

MRI의 필드 강도가 약 0.35 테슬라인, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 10

제2항에 있어서,

제어 시스템은, 디페이징 펄스를 필요로 하지 않는 펄스 시퀀스를 이용하도록 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 11

제2항에 있어서,

제어 시스템은 75 mT/m/ms 초과의 구배 슬루 레이트를 이용하도록 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 12

제2항에 있어서,

제어 시스템이 동시적인 다수의 슬라이스 영상화 기술을 이용하도록 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 13

제2항에 있어서,

제어 시스템이 시네 MRI를 생성하도록 더 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 14

제13항에 있어서,

적어도 초당 4 프레임의 시네 MRI를 가능하게 하는 레이트에서 자기 공명 영상화 데이터를 획득하도록, 제어 시스템이 추가적으로 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 15

제2항에 있어서,

주 자석이 분할 자석인, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 16

제15항에 있어서,

구배 코일 조립체가 분할 구배 코일 조립체인, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 17

제15항에 있어서,

시스템과 통합된 방사선 치료 장치를 더 포함하고, 방사선 치료 장치는 인간 환자의 방사선 치료를 위해서 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 18

제17항에 있어서,

인간 환자 내의 조직의 위치를 추적하기 위해서 시네 MRI를 이용하도록, 제어 시스템이 추가적으로 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

### 청구항 19

제17항에 있어서,

방사선 치료 장치가 선형 가속기인, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 20

제19항에 있어서,

선형 가속기가 4 내지 6 MV 범위의 에너지를 갖는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 21

제17항에 있어서,

방사선 치료 장치가, 양성자 치료 시스템, 중이온 치료 시스템 및 방사선 동위원소 치료 시스템으로 이루어진 그룹으로부터 선택되는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 22

제16항에 있어서,

분할 자석의 간극 내의 수술적 개입을 허용하도록 추가적으로 구성되는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 23

제22항에 있어서,

시스템과 통합된 로봇 수술 장치를 더 포함하는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 24

제2항에 있어서,

주 자석이 초전도 자석인, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 25

제25항에 있어서,

주 자석이 저항 자석인, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 26

제25항에 있어서,

주 자석이 배터리 시스템에 의해서 전력 공급되는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 27

제17항에 있어서,

주 자석이 비-초전도 자석인, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 28

제2항에 있어서,

RF 코일 시스템이 표면 코일을 포함하지 않는, 자기 공명 영상화 시스템.

#### 청구항 29

적어도 하나의 프로그래밍 가능 프로세서에 의해서 실행될 때, 적어도 하나의 프로그래밍 가능 프로세서가 동작을 실시하게 하는 명령어를 저장하는 비-일시적, 기계-판독 가능 매체를 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품이며, 상기 동작은:

약한 필드 강도의 주 자석, 구배 코일 조립체, 및 RF 코일 시스템을 갖는 자기 공명 영상화 시스템(MRI)을 통해서 인간 환자로부터 자기 공명 영상화 데이터를 획득하는 동작으로서, 병렬 영상화가 없는 희박 샘플링 영상화

기술을 이용하는, 획득 동작; 및

자기 공명 영상화 데이터를 프로세싱하는 프로세싱 동작으로서, 인간 환자의 영상을 재구축하는 재구축 동작을 포함하는, 프로세싱 동작

을 포함하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 30

제29항에 있어서,

주 자석의 필드 강도가 1.0 테슬라 미만인, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 31

제30항에 있어서,

획득 동작이 약한 구배 필드 강도를 이용하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 32

제31항에 있어서,

구배 필드 강도가 20 mT/m 미만인, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 33

제30항에 있어서,

획득 동작이 큰 플립 각도를 이용하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 34

제33항에 있어서,

플립 각도가 40도 보다 큰, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 35

제30항에 있어서,

획득 동작이, 화학적 시프트 및 자기 민감도로 인한 산물을 1/2 밀리미터 미만으로 유지하기 위해서 RF 대역폭을 이용하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 36

제35항에 있어서,

RF 대역폭이 1800Hz 미만인, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 37

제30항에 있어서,

MRI의 필드 강도가 약 0.35 테슬라인, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 38

제30항에 있어서,

획득 동작이, 디페이징 폴스를 필요로 하지 않는 폴스 시퀀스를 이용하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 청구항 39

제30항에 있어서,

제어 시스템은 75 mT/m/ms 초파의 구배 슬루 레이트를 이용하도록 구성되는, 컴퓨터 프로그램 제품.

#### 청구항 40

제30항에 있어서,

제어 시스템이 동시적인 다수의 슬라이스 영상화 기술을 이용하도록 구성되는, 컴퓨터 프로그램 제품.

#### 청구항 41

제30항에 있어서,

프로세싱 동작 및 재구축 동작이 시네 MRI를 생성하는 것을 포함하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

#### 청구항 42

제41항에 있어서,

시네 MRI를 생성하는 것이 초당 적어도 4 프레임을 포함하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

#### 청구항 43

제30항에 있어서,

방사선 치료를 인간 환자에게 실시하는 것을 더 포함하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

#### 청구항 44

제43항에 있어서,

인간 환자 내의 조직의 위치를 추적하기 위해서 자기 공명 영상화 데이터를 이용하는 것을 더 포함하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

#### 청구항 45

제43항에 있어서,

인간 환자 내의 조직의 위치를 추적하는 것을 기초로, 방사선 치료의 실시를 변경하는 것을 더 포함하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

#### 청구항 46

제30항에 있어서,

수술적 개입을 모니터링하기 위해서 자기 공명 영상화 데이터를 이용하는 것을 더 포함하는, 컴퓨터 프로그램 제품.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001] 관련 출원에 대한 상호 참조

[0002] 본원은 2016년 6월 22일자로 출원되고, 명칭이 "자기 공명 영상화"이며, 개시 내용의 전체가 본원에서 참조로 포함되는 미국 가출원 제62/353,538호의 우선권 이익을 주장한다.

[0003] 본원에서 설명된 청구 대상은, 자기 공명 영상화 및 그와 연관된 다양한 진단 및 개입(interventional) 적용예를 위한 시스템, 방법 및 컴퓨터 소프트웨어에 관한 것이다.

#### 배경 기술

[0004] 자기 공명 영상화(MRI), 또는 핵자기 공명 영상화는, 환자의 신체 내로부터 투사, 스펙트럼 신호, 및 평면이나 부피의 영상을 획득하기 위해서, 무선 주파수 펄스, 강한 자기장(위상(phase) 및 주파수를 국소화 및 인코딩 또는 디코딩하기 위해서 가로질러 인가되는 약한 구배 필드로 수정됨), 및 신체 조직 사이의 간섭을 이용하는 비

침습적 영상화 기술이다. 자기 공명 영상화는 연성 조직의 영상화에서 특히 도움이 되고, 질병의 진단을 위해서 이용될 수 있다. 실시간 또는 시네(cine) MRI를 이용하여, 환자 내의 이동 구조물의 영상화를 필요로 하는 의학적 질병의 진단을 할 수 있다. 실시간 MRI는 또한, 방사선 치료 또는 영상 안내 수술과 같은 개입 시술과 함께, 그리고 또한 그러한 시술을 위한 계획에서 이용될 수 있다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

#### 과제의 해결 수단

[0005]

자기 공명 영상화 시스템, 방법 및 소프트웨어가 개시된다. 일부 구현예는 약한 필드 강도를 갖는 주 자석, 구배 코일 조립체, RF 코일 시스템, 및 제어 시스템과 함께 이용될 수 있고, 그러한 제어 시스템은, 병렬 영상화 없이, 희박(sparse) 샘플링 영상화 기술을 이용하면서, 인간 환자로부터 자기 공명 영상화 데이터를 획득하고 프로세싱하도록 구성된다.

[0006]

일부 변형예에서, 주 자석의 필드 강도는 1.0 테슬라 미만이고, 다른 변형예에서 필드 강도는 약 0.35 T이다.

[0007]

일부 구현예에서, MRI의 제어 시스템은, 약한 구배 필드 강도(예를 들어, 20 mT/m 미만)를 이용하도록, 큰 플립 각도(flip angle)(예를 들어, 40도 초과)를 이용하도록, 화학적 시프트(chemical shift) 및 자기 민감도 산물(magnetic susceptibility artifact)을 1 밀리미터 미만으로 유지하기 위해서 RF 대역폭(예를 들어, 1800 Hz 미만의 RF 대역폭)을 이용하도록, 75 mT/m/ms 초과의 구배 슬루 레이트(gradient slew rate)를 이용하도록, 및/또는 디페이징(dephasing) 또는 스포일러 펄스(spoiler pulse)를 요구하지 않는 펄스 시퀀스를 이용하도록 구성될 수 있다. 일부 구현예에서, RF 코일 시스템은 표면 코일을 포함하지 않을 수 있다.

[0008]

자기 공명 영상화 시스템의 제어 시스템은 또한 (예를 들어, 적어도 초당 4프레임의) 시네 MRI를 생성하도록 구성될 수 있다.

[0009]

다른 구현예에서, 자기 공명 영상화 시스템은 인간 환자의 방사선 치료를 위한 방사선 치료 장치와 통합될 수 있고, 제어 시스템은 인간 환자 내의 조직의 위치를 추적하기 위해서 시네 MRI를 이용하도록 더 구성될 수 있다. 방사선 치료 장치는 예를 들어 4 내지 6 MV 범위의 에너지를 갖는 선형 가속기일 수 있다. 방사선 치료 장치는 또한 양성자 치료 시스템, 중이온 치료 시스템, 또는 방사선 동위 원소 치료 시스템일 수 있다.

[0010]

자기 공명 영상화 시스템은 또한 분할/개방 보이자석을 포함할 수 있고, 예를 들어, 시스템에 통합된 로봇 수술 장치를 이용한, 분할 자석의 간극 내의 수술적 개입을 허용하도록 구성될 수 있다. 유사하게, 구배 코일 조립체는 분할 구배 코일 조립체일 수 있다. 주 자석은 초전도 자석, 비-초전도 자석, 또는 저항 자석일 수 있다. 주 자석은 배터리 시스템에 의해서 전력 공급될 수 있다.

[0011]

현재 청구 대상의 구현예는, 비제한적으로, 본원에서 제공된 설명과 일치되는 방법뿐만 아니라, 하나 이상의 기계(예를 들어, 컴퓨터 등)가 설명된 특징의 하나 이상을 구현하는 동작을 초래하도록 동작될 수 있는 유형적으로(tangibly) 구현된 기계-판독 가능 매체를 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품 및 물품을 포함할 수 있다. 유사하게, 하나 이상의 프로세서 및 하나 이상의 프로세서에 커플링된 하나 이상의 메모리를 포함할 수 있는, 컴퓨터 시스템이 또한 고려된다. 컴퓨터-판독 가능 저장 매체를 포함할 수 있는 메모리는, 하나 이상의 프로세서가 본원에서 설명된 동작의 하나 이상을 수행할 수 있게 하는 하나 이상의 프로그램을 포함, 인코딩, 또는 저장 등을 할 수 있다. 현재 청구 대상의 하나 이상의 구현예와 일치되는 컴퓨터 구현된 방법은, 단일 컴퓨팅 시스템 내에 또는 다수 컴퓨팅 시스템에 걸쳐 존재하는 하나 이상의 데이터 프로세서에 의해서 구현될 수 있다. 그러한 다수 컴퓨팅 시스템은, 하나 이상의 다수 컴퓨팅 시스템들 사이의 직접적인 연결 등을 통한, 네트워크(예를 들어, 인터넷, 무선 광역 네트워크, 근거리 네트워크, 광역 네트워크, 유선 네트워크, 또는 기타)에 걸친 연결을 비제한적으로 포함하는, 하나 이상의 연결을 통해서, 연결될 수 있고 데이터 및/또는 명령 또는 다른 명령어 또는 기타를 교환할 수 있다.

[0012]

본원에서 설명된 청구 대상의 하나 이상의 변형예에 관한 구체적인 내용이 첨부 도면 및 이하의 설명에서 기술된다. 본원에서 설명된 청구 대상의 다른 특징 및 장점이 설명 및 도면으로부터, 그리고 청구범위로부터 명확해질 것이다. 현재 개시된 청구 대상의 특정 특징이 특정 구현예와 관련한 예시 목적을 위해서 설명되었지만, 그러한 특징이 비제한적이 아니라는 것이 용이하게 이해될 것이다. 이러한 개시 내용에 후속되는 이하의 청구

범위는 보호 청구 대상의 범위를 규정하기 위한 것이다.

### 도면의 간단한 설명

[0013] 본 명세서 내에 포함되고 그 일부를 구성하는 첨부 도면은 본원에 개시된 청구 대상의 특정 양태를 도시하고, 상세한 설명과 함께, 개시된 구현예와 연관된 원리의 일부를 설명하는 역할을 한다.

도 1은 본 개시 내용의 특정 양태에 따른 예시적인 자기 공명 영상화 시스템의 단순화된 사시도를 도시하는 도면이다.

도 2는 본 개시 내용의 특정 양태에 따른 예시적인 개입 장치를 포함하는 예시적인 자기 공명 영상화 시스템의 단순화된 사시도를 도시하는 도면이다.

도 3은 본 개시 내용의 특정 양태에 따른 실시간 MRI -안내 방사선 치료의 예시적인 방법에 대한 단순화된 도면이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 본 개시 내용은, 특히, 밀리미터 이하의 공간적 정확도를 초래하는 제한된 자기 민감도 왜곡 및 화학적 시프트 산물을 갖는 고품질 자기 공명 영상화, 적절한 전자파 인체 흡수율(specific absorption rate)(SAR)을 갖는 큰 프레임 레이트의 시네 능력, 및 실시간 2-D 및 체적 MRI-안내 진단 및 개입 적용예를 지원할 수 있는 능력을 가능하게 하는, 시스템, 방법 및 컴퓨터 소프트웨어를 설명한다.

[0015] 도 1은 본 개시 내용의 특정 양태에 따른 자기 공명 영상화 시스템(MRI)(100)의 일 구현예를 도시한다. 도 1에서, MRI(100)는 주 자석(102), 구배 코일 조립체(104), 및 RF 코일 시스템(106)을 포함한다. 인간 환자(110)가 위에 있을 수 있는 환자 침대(108)가 MRI(100) 내에 위치된다. MRI(100)는 또한, 이하에서 구체적으로 설명되는 제어 시스템(112)을 포함한다.

[0016] MRI(100)의 주 자석(102)은, 도 1에 도시된 바와 같은 간극(116)을 갖는, 지지체(114)에 의해서 분리된 원통형 분할 또는 개방 보어 자석, 폐쇄-보어 원통형 구성, C-형상의 구성, 쌍극 자석, 또는 기타일 수 있다. 주 자석(102)은, 전자석, 영구 자석, 초전도 자석, 또는 그 조합을 포함하는, 많은 자석 유형으로 구성될 수 있다. 예를 들어, 하나의 조합 또는 "하이브리드" 자석이 영구 자석 및 전자석을 포함할 수 있다. 주 자석(102)은 임의의 일반적으로 이용되는 필드 강도를 위해서 구성될 수 있으나, 바람직하게 약한 필드 강도를 위해서 구성된다. 약한 필드 강도라는 용어가 본원에서 사용될 때, 이는 1.0 테슬라 미만의 필드 강도를 지칭한다. 본 개시 내용의 특정 구현예에서, 주 자석(102)의 필드 강도는 0.1 내지 0.5 테슬라의 범위가 되도록 구성될 수 있거나, 약 0.35 테슬라가 되도록 구성될 수 있다. 시스템은, 예를 들어, 주 자석의 필드 강도가 약 0.2 테슬라 미만일 때, 저항 또는 영구 자석, 또는 그 조합을 이용하도록 설계될 수 있다. 일 구현예에서, 저항 자석(들)을 이용하는 시스템은 직류 배터리 시스템, 예를 들어, Tesla Powerwall과 같은 또는 그와 유사한 리튬 이온 시스템에 의해서 전력 공급될 수 있다.

[0017] 구배 코일 조립체(104)는, 영상화 데이터의 공간적 인코딩을 허용하기 위해 작게 변화되는 자기장을 주 자석(102)의 필드의 상단부에 부가하기 위해서 필요한 코일을 포함한다. 구배 코일 조립체(104)는 연속적인 원통형 조립체, 도 1에 도시된 분할 구배 코일 조립체, 또는 이용되는 특정 MRI 구성에서 필요한 바와 같은 다른 설계일 수 있다.

[0018] RF 코일 시스템(106)은 환자(110) 내의 수소 양성자의 스판을 여기시키는 것 그리고 환자(110)로부터 방출된 후 속 신호를 수신하는 것을 담당한다. 그에 따라, RF 코일 시스템(106)은 RF 송신기 부분 및 RF 수신 부분을 포함한다. 도 1의 구현예는 RF 송신 및 RF 기능 모두를 수행하는 단일 본체 코일을 포함한다. RF 코일 시스템(106)은 대안적으로 송신 및 수신 기능을 본체 코일 및 표면 코일 사이에서 분할할 수 있거나, 표면 코일 내에서 송신 및 수신 기능 모두를 제공할 수 있다. 도 1의 구현예에서 도시된 RF 코일 시스템(106)은 연속적인 원통형 형태를 가지나, 또한 분할 방식으로 설계될 수 있고, 그에 따라 간극(116)은 환자로부터 주 자석(102)의 외부 연부까지 개방될 수 있다.

[0019] 제어 시스템(112)은, 영상 재구축을 포함하여, 자기 공명 영상화 데이터를 환자(110)로부터 획득하고 프로세싱하도록 구성된다. 제어 시스템(112)은 많은 하위 시스템, 예를 들어 구배 코일 조립체(104), RF 코일 시스템(106), 그러한 시스템 자체의 부분, 및 RF 코일 시스템(106)으로부터 수신된 데이터를 프로세싱하고 영상 재구축을 수행하는 부분의 동작을 제어하는 하위 시스템을 포함할 수 있다.

[0020] 하나의 유리한 구현예에서, 제어 시스템(112)은, 병렬 영상화 없이, 희박 샘플링 영상화 기술을 이용하도록 구성된다. 희박 샘플링 영상화 기술이라는 용어가 본원에서 사용될 때, 이는, 영상 획득 및 재구축 기술을 지칭하고, 여기에서 주파수 공간의 일부 만이 측정되고(본 개시 내용의 목적에서, 표준 후방-투사 방법을 이용하여 영상을 재구축하기 위해서 사용되는 주파수 정보의 50% 이하), 영상 재구축은, 또한 일반적으로 재구축되는 영상의 주파수 정보와 측정되는 주파수 정보 사이의 일치성을 만족시키면서, 재구축되는 영상의 최적화에 의해서 영상화되는 대상의 선형적(priori) 지식과 일치되도록 수행된다. 그에 따라, 희박 샘플링 영상화 기술은, 본원과 동시에 출원되고 ViewRay Technologies, Inc.에게 양도된, 미국 특허출원 제62/353,530호에서 개시된 압축 감지 및 용적 영상화 기술과 같은 기술을 포함한다.

[0021] 병렬 영상화 기술은, 데이터 획득에 필요한 시간을 단축하기 위해서, 특히 시네 MRI를 갖는, 자기 공명 영상화에서 일반적으로 이용된다. 병렬 영상화 방법은, MRI 프로세스에서 시간 소모적인 위상-인코딩 단계의 일부를 대체하기 위해서, 다수의 RF 검출기(예를 들어, 이러한 "요소"의 어레이를 갖는 표면 코일)에 의해서 수신된 신호의 공간적 분포에 관한 지식을 이용한다. 이러한 방식에서, 신호는 다수의 코일 요소로부터 "병렬로" 수신되고, 판독 궤적을 따른 k-공간 내의 더 적은 부분의 샘플링(즉, 더 적은 위상 인코딩)이 모든 코일 요소로부터의 데이터의 중복성(duplicity)에 의해서 보상된다.

[0022] 그러나, 본 개시 내용의 특정 구현예는, 병렬 영상화 기술을 이용하지 않는, 데이터 획득 및 프로세싱을 고려한다. 그러한 경우에, 본 개시 내용이 "병렬 영상화가 없는" 자기 공명 데이터 획득 및 프로세싱을 지칭할 때, 이는 (아마도, 침범을 피하기 위한 시도에서) 적은 양의 병렬 영상화를 포함하도록, 그러나, 모든 다른 것들이 일정할 때, 신호-대-노이즈 비율의 인지 가능한 상당한 증가를 생성하지 않도록 설계되는 시스템, 방법 및 컴퓨터 소프트웨어를 고려한다.

[0023] 일부 유리한 구현예에서, MRI 및 제어 시스템(112)은 약한 구배 필드 강도, 예를 들어 20 mT/m 미만 또는, 다른 경우에, 12 mT/m 미만을 이용하도록 구성될 수 있다. 또한, 일부 유리한 구현예는, 75 mT/m/ms 초파의 슬루 레이트와 같은, 비교적 큰 구배의 슬루 레이트 또는 상승 시간을 이용할 수 있다. 제어 시스템(112)은 또한 큰, 예를 들어 40도 초파의 플립 각도를 이용하도록 유리하게 구성될 수 있다. 또한, 제어 시스템(112)은, 디페이징 펄스를 필요로 하지 않는 펄스 시퀀스를 이용하도록 유리하게 구성될 수 있다(그러한 펄스 시퀀스가 디펄싱 페이즈를 가지지 않는 것, 또는 환자 처리량(throughput)의 관점으로부터 데이터 획득 시간의 상당한 증가가 없도록 적은 수의 디페이징 또는 스포일링 펄스만을 가지는 것이 고려된다).

[0024] 일부 구현예에서, 제어 시스템(112)은, 화학적 시프트 및 자기 민감도 산물을 1 밀리미터 미만 또는 심지어 1/2 밀리미터 미만으로 유지하기 위해서 RF 대역폭을 이용하도록 구성될 수 있다. 예로서, 제어 시스템(112)은 1800 Hz 미만의 RF 대역폭을 위해서 구성될 수 있다. 자기 민감도 및 화학적 시프트로 인한 잠재적인 최악의 경우의 산물의 평가가 평가될 수 있다. 예를 들어, 인간 민감도 평가에서 관찰되는 예를 들어 8 ppm 섭동(perturbation)의 최악의 경우에, 이하의 수학식 [1]을 이용하여 자기 민감도 산물을 추정할 수 있다.

## 수학식 1

$$\delta_{ms}[mm] = mag.suscept.[ppm] \times \frac{B_o[T]}{G_e[T/mm]}$$

[0025] [0026] 여기에서,  $\delta_{ms}[mm]$ 은, 테슬라의, 주 자기장 강도,  $B_o[T]$ 의, 자기 민감도 유도 자기장 변화, ppm에서의  $mag.suscept.[ppm]$ 로 인한 자기 민감도 산물로 인한 밀리미터의 공간적 왜곡이고,  $G_e[T/mm]$ 은 밀리미터당 테슬라의 구배 인코딩 강도이다.

[0027] 그리고, 이하의 수학식 [2]는 화학적 시프트로 인한 변위를 추정하기 위해서 이용될 수 있다.

## 수학식 2

$$\delta_{cs}[mm] = 3.5 [ppm] \times PixelSize [mm] \times \frac{f_{B_o}[Hz]}{BW [Hz/pixel]}$$

[0028] [0029] 여기에서  $\delta_{cs}[mm]$ 은 화학적 시프트 산물로 인한 밀리미터의 공간적 왜곡이고, 3.5 [ppm]은, 밀리미터의, 픽셀

또는 복셀 크기, PixelSize에 대한, 산소에 결합된 수소(H-O) 대 탄소(C-H)에 대한 라무어(Larmour) 주파수의 상대적인 ppm 차이이고,  $f_{Bo}$ 는 물 내의 수소에 대한 라무어 주파수이고, BW[Hz/pixel]은, 픽셀 또는 복셀 당 헤르츠의, 픽셀 또는 복셀에 대한 주파수 대역폭이다.

[0030] 최악의 경우의 왜곡은, 이러한 2개의 왜곡에, 교정되지 않은 구배 필드 비선형성으로 인한 임의의 잔류 왜곡을 더한 합계로서 취해질 수 있다.

[0031] 본 개시 내용의 자기 공명 영상화 시스템(100)의 하나의 특별한 구현예에서, 주 자석(102) 필드 강도는 약 0.35 테슬라이고, 제어 시스템(112)은 12 mT/m 미만의 구배 필드 강도, 75 mT/m/ms 초파의 구배 슬루 레이트, 40도 초파의 플립 각도, 1800 Hz 미만의 RF 대역폭, 및 디페이징 펄스를 포함하지 않는 펄스 시퀀스를 이용하도록 구성된다. 제어 시스템(112)은 또한, 병렬 영상화 없이, 희박 샘플링 영상화 기술을 이용하도록 구성될 수 있다.

[0032] 자기 공명 영상화 시스템(100)의 다른 구현예에서, 주 자석(102) 필드 강도는 약 0.15 테슬라이고, 제어 시스템(112)은 10 mT/m 미만의 구배 필드 강도, 75 mT/m/ms 초파의 구배 슬루 레이트, 60도 초파의 플립 각도, 1,000 Hz 미만의 RF 대역폭, 및 디페이징 펄스를 포함하지 않는 펄스 시퀀스를 이용하도록 구성된다. 이러한 구현예에서, 제어 시스템(112)은 또한, 병렬 영상화 없이, 희박 샘플링 영상화 기술을 이용하도록 구성될 수 있다.

[0033] 본원에서 더 설명되는 바와 같이, 본 개시 내용의 시스템, 방법 및 컴퓨터 소프트웨어의 특정 구현예는 시네 평면형, 시네 멀티-평면형(cine multi-planar), 또는 실시간 용적 또는 "4-D"(3-D 공간 더하기 시간 차원) 자기 공명 영상화에서 유리할 수 있다. 그에 따라, 제어 시스템(112)은, 환자(110) 내의 수용 가능한 전자파 인체 흡수율을 유지하면서, 예를 들어, 적어도 초당 4 프레임의 시네 MRI를 가능하게 하는 시네 MRI를 생성하기 위해서 영상을 재구축하기 위해 테이터를 획득 및 프로세싱하도록 구성될 수 있다.

[0034] 통상적인 교훈은, 더 큰 신호-대-노이즈 비율로 인해서 강한 주 자석 필드 강도가 항상 바람직하고, 희망 필드 강도가 주로 크기 및 비용 고려사항에 의해서 제한된다는 것이다. 큰 신호-대-노이즈, 콘트라스트, 및 해상도를 통해서, 강한 필드 강도는 전형적으로 의사가 결과적인 영상을 기초로 진단할 수 있는 능력의 개선을 촉진한다. 그러나, 약한 주 자석 필드 강도(예를 들어, 1.0 테슬라 미만)를 이용하는 본 개시 내용의 구현예는 고품질의 영상을 초래하고 많은 수의 부가적인 이점을 제공한다.

[0035] 예를 들어, 본 개시 내용의 구현예는 1800 Hz 미만의 RF 대역폭을 포함하여, 감소된 화학적 시프트 산물을 초래 할 수 있다(즉, 물 및 지방과 같은 상이한 화학적 환경 내의 수소 원자가, O-H 및 C-H 화학 결합에 포함된 전자 의 공유에서의 차이로 인해서, 주 자기장으로부터 부분적으로 차폐되고, 그에 따라 상이한 핵 자기 공명 화학적 시프트를 가지며, 신호에 주파수 인코딩을 위치시킬 때 상이한 공간적 위치에서 나타난다). 강한 필드 시스템이 상당한 화학적 시프트 산물을 나타내고 큰 RF 대역폭(그리고 그에 수반하는 낮은 신호-대-노이즈 비율)을 필요로 하지만, 본원에서 개시된 약한 필드 시스템은 작은 RF 대역폭을 이용할 수 있고 큰 공간적 무결성(spatial integrity)을 유지할 수 있다.

[0036] 또한, 강한 주 자기장 강도 시스템은 상당한 자기적 민감도 산물을 나타낼 것이고, 여기에서 영상화된 대상의 반자성 및 상자성 (그리고 드문 경우에 강자성) 성질이 자기장을 섭동시켜, 공간적으로 왜곡된 영상을 초래한다. 더 강한 필드 시스템에서의 그러한 문제는 전형적으로 구배 필드 강도의 증가를 통해서 해결될 수 있으나, 본 개시 내용의 구현예는 동일한 레벨의 산물을 방지하고 그에 따라 약한 구배 필드 강도를 이용할 수 있고, 결과적으로 개선된 신호-대-노이즈 비율 및 더 작은 전자파 인체 흡수율을 초래할 수 있다.

[0037] 또한, 본원에서 개시된 시스템, 방법 및 소프트웨어는 병렬 영상화 없이 구현될 수 있고, 이는 영상화 속도와 함께 증가될 수 있는 결과적인 영상의 신호-대-노이즈 비율의 감소를 유발할 수 있다. 그 대신, 본원에서 개시된 희박 샘플링 기술은, 예를 들어, 스캐닝 전에 획득된 선형적 데이터의 이용을 통해서, 영상 획득 속력의 감소에 따라 상당히 감소되지 않는 비교적 큰 신호-대-노이즈 비율로 큰 프레임 레이트를 획득할 수 있게 하여, "그리디드(gridded)" k-공간 데이터의 이용을 방지할 수 있게 하고, 반복적 최적화 기술을 적용할 수 있게 한다. 위상화된 어레이 수신 코일의 이용이 또한 병렬 영상화의 부재에서 방지될 수 있고, 그에 의해서 덜 복잡한 기술로 고품질의 영상화를 달성할 수 있게 한다. 더 적은 RF 수신 채널이 이용될 수 있고, 사실상, 더 저렴한 분광계와 함께, 단일 RF 수신 채널 만이 이용될 수 있다.

[0038] 본 개시 내용의 특정 구현예는 또한 환자와 접촉되는 표면 코일이 없이 이용될 수 있다. 그 대신, 영상화는, 송신 및 수신 코일 모두를 포함하는 MRI의 보어 내로 통합된 본체 코일만으로 수행될 수 있다.

[0039] 또한, 동시적인 다수 슬라이스 영상화 기술이 유리하게 이용될 수 있고, 여기에서 다수 영상화 슬라이스 또는

하위-용적이 동시에 여기될 수 있고 동시에 판독될 수 있다. 동시적인 다수 슬라이스 여기의 일 구현에는 다수 RF 파형을 상이한 위상 변조 기능과 합산하여, 공통 슬라이스 선택적 구배의 존재 하에서 희망 슬라이스를 여기 시킬 수 있는 다중대역 펄스를 초래할 수 있다.

[0040] 또한, 본 개시 내용의 구현에는, 더 강한 주 자석 필드 강도에서 과도한 환자 가열을 유발할 수 있는, 비교적 큰 플립 각도를 이용할 수 있다. 본 개시 내용의 구현에서 더 큰 플립 각도는 개선된 영상 콘트라스트 및 신호-대-노이즈 비율을 초래할 것이다.

[0041] 또한, 본원에서 설명된 약한 주 자석 필드 강도 구현에는 더 빠른 RF 신호 붕괴를 나타낼 것이고, 그에 따라 (더 작은 전자파 인체 흡수율의 수반 장점을 갖는) 디페이징 펄스를 필요로 하지 않는 펄스 시퀀스를 허용할 것이다.

[0042] 본 개시 내용의 특정 구현에의 약한 주 자석 필드 강도는 또한 더 작은 주파수 RF 여기 펄스 및 그에 따라 그러한 펄스에 의한 환자 조직의 감소된 가열을 가능하게 한다.

[0043] 또한, 본 개시 내용의 구현에 의해 나타나는 잘-제어된 전자파 인체 흡수율은 큰 프레임 레이트의 시네 MRI에 충분한 속력에서 데이터를 획득 및 프로세싱할 수 있는 능력을 제공한다.

[0044] 수 많은 전술한 장점을으로, 본 개시 내용의 구현에는 수용 가능한 환자 전자파 인체 흡수율을 갖는 고품질 시네 MRI에 매우 적합하다. 이러한 구현에는 또한 자기 민감도 및 화학적 시프트 산물을 제어하여, 특정 진단 및 개입 적용예에서 중요할 수 있는 큰 공간적 무결성을 제공한다.

[0045] 본 개시 내용의 구현에는 진단 시네 MRI를 위한 수많은 적용예에서 유리할 수 있고, 그 예는 해부학적 위치 측정기, 운동(예를 들어, 발성(phonation))의 연구 및 위치결정을 위한 반복 신속 영상화, 자유롭게 움직이는 대상(예를 들어, 태아 MRI)의 영상화, 심장 영상화, 및 기타를 포함한다.

[0046] 본 개시 내용의 구현에는 또한, 큰 공간적 무결성 및 제어된 전자파 인체 흡수율의 장점을 또한 취할 수 있는 개입 적용예에서 유리할 수 있다. 개입 적용예의 예는 혈관 성형술, 스텐트 전달, 혈전 용해술, 동맥류 치료, 척추 성형술, 섬유종 색전술, 및 형광 투시법이 현재 이용되는 (그리고 시네 MRI의 이용이 환자에 대한 방사선 피폭량을 감소시킬 수 있는) 많은 다른 적용예를 포함한다.

[0047] 본 개시 내용의 구현에는 또한 영상 안내 수술을 위해서 이용될 수 있고, 다수의 직교 평면에서의 실시간 시술 중 안내, 기구 위치, 안내 및/또는 경고 시스템과 관련된 영상 피드백, 및 기타를 제공할 수 있다. 도 1에 도시된 것과 유사한(그러나 분할 RF 코일 시스템(106)을 갖는) 개방 보어 MRI 구현에는 그러한 개입 시술에서 특히 유리할 수 있다. 그에 따라, MRI(100)는 분할 자석의 간극 내의 수술적 개입을 허용하도록 구성될 수 있고, 시스템과 통합된 로봇 수술 장치를 더 포함할 수 있다.

[0048] 본 개시 내용의 특정 구현에 수반되는 약한 필드 강도의 또 다른 장점은, 로봇 수술 장비, 생검 기구, 극저온 절제 유닛, 근접치료(brachytherapy) 장비, 방사선 치료 장비, 및 기타와 같이, MRI(100)와 함께 이용되는 임의의 개입 장비에 인가되는 감소된 자기력이다.

[0049] 자기 공명 영상화 시스템(100)의 일 구현에서, 개입 장비(예를 들어, 선형가속기(linac)와 같은, 방사선 치료 장비)와 조합된, 약한 필드 강도의, 비-초전도 자석, 예를 들어, 저항 자석, 영구 자석, 또는 하이브리드 자석이 이용될 수 있다.

[0050] 본 개시 내용의 특정 구현에의 다른 유리한 적용예는 영상 안내 방사선 치료의 분야이다. 방사선 치료 적용예는 또한, 큰 공간적 무결성을 갖는 큰 프레임 레이트의 시네 MRI를 제공할 수 있는 본 개시 내용 능력의 이점을 취할 것이고, 그러한 능력 모두는 치료되는 표적을 정확하게 추적하는데 있어서 그리고 상당한 양의 이온화 방사선이 환자의 중요 구조물을 타격하는 것을 방지하는데 있어서 중요하다.

[0051] 도 2는 환자(110)를 치료하기 위한 방사선 치료 장치를 통합하도록 더 구성된 MRI(100)를 도시한다. 일 구현에에서, MRI(100)는 개방 보어 MRI의 간극(116) 내에 배치된 갠트리(gantry)(202)를 포함할 수 있다. 갠트리(202)는, 방사선 치료 빔(206)을 환자(110)를 향해서 지향시키도록 구성된, 방사선 치료 장치(204)를 포함할 수 있다. 하나의 특정 구현에서, 방사선 치료 장치(204)는 4 내지 6 MV 범위의 에너지를 갖는 선형 가속기일 수 있고, 도시된 바와 같이, 선형 가속기의 구성요소는 갠트리(202) 주위로 이격된 분리된 차폐 용기(208)로 분할될 수 있다. 이어서, 이러한 선형가속기 구성요소들은 RF 도파관(210)에 의해 연결될 수 있다. 도 2가 특정 방사선 치료 장치 배열을 도시하지만, 본 개시 내용은, 양성자 치료, 중이온 치료, 방사선 동위원소 치료, 등과

같은 임의 유형의 방사선 치료 시스템의 통합을 고려한다.

[0052] 앞서 주목한 바와 같이, 자기 공명 영상화 시스템(100)의 제어 시스템(112)은 시네 MRI를 위해서 구성될 수 있고, 추가적으로 인간 환자(110) 내의 조직의 위치를 추적하기 위해서 시네 MRI를 이용하도록 구성될 수 있다.

[0053] 약한 필드 강도를 갖는 주 자석(102)을 이용하는 본 개시 내용의 구현예의 부가적인 장점은, 이차적인 전자(및 양전자)의 운반에 작용하는 자기적 로렌츠 힘에 의해서 유발되는 환자(110) 내의 전달된 이온화 방사선 피폭량 분포의 왜곡의 감소이다. 큰 필드의 주 자석에 의해서 가해지는 로렌츠 힘은 전자(및 양전자)의 산란 힘을 초과할 것이고, 전자가 그 본래의 경로를 벗어나 나선 운동하게 할 것이며, 그에 따라 전자를 작은 밀도 인터페이스에서 포획할 것이다 - 잠재적으로, 환자의 의도하지 않은 그리고 유해한 피폭 농도를 초래할 수 있다.

[0054] 본 개시 내용의 구현예에 따른, 실시간 영상 안내 방사선 치료에 대한 예시적인 방법이 도 3에 도시되어 있다. 302에서, 자기 공명 영상화 데이터가, 약한 필드 강도의 초전도 주 자석, 구배 코일 조립체(104), 및 RF 코일 시스템(106)을 갖는 자기 공명 영상화 시스템(100)을 통해서 인간 환자(110)로부터 획득될 수 있고, 그러한 획득은 병렬 영상화가 없는 희박 샘플링 영상화 기술을 이용한다. 304에서, 자기 공명 영상화 데이터가 프로세싱 된다. 306에서, 방사선 치료가 인간 환자(110)에게 실시된다. 308에서, 자기 공명 영상화 데이터를 이용하여 환자(110) 내의 조직(들)의 위치를 추적할 수 있다. 310에서, 방사선 치료의 실시가, 환자(110)의 조직(들)의 위치의 추적을 기초로 변경될 수 있다. 변경 치료에서, 치료의 중단, 치료의 재최적화, 방사선 치료 범의 조정, 및 기타와 같은 동작이 고려된다. 도 3에 도시된 예시적인 방법은 또한 전술한 임의의 또는 모든 특성(예를 들어, 약한 구배 필드 강도, 큰 플립 각도, 공간적 무결성을 유지하기 위한 RF 대역폭, 특정 펄스 시퀀스, 등)을 포함할 수 있다.

[0055] 자기 공명 영상화 시스템이 특정 방식으로 동작되도록 구성된 것으로 본 개시 내용에서 표시될 때, 이는, 그러한 시스템이, 본원에서 설명되거나 청구된 방식으로 동작되지 않는 펄스 시퀀스(들) 또는 구성을 이용하도록 또한 구성될 수 있는지의 여부와 관계없이, 해당 방식으로 동작되도록 설정되고 의도된다는 것을 의미한다.

[0056] 본 개시 내용은, 본원의 실시예에서 개시된 계산이, 본원에서 교시된 동일한 개념을 적용한, 수많은 방식으로 수행될 수 있다는 것, 그리고 그러한 계산이 개시된 실시예와 균등하다는 것을 고려한다.

[0057] 본원에서 설명된 청구 대상의 하나 이상의 양태 또는 특징이 디지털 전자 회로망, 집적 회로, 특별히 설계된 맞춤형 집적 회로(ASIC), 필드 프로그래머블 게이트 어레이(FPGA) 컴퓨터 하드웨어, 펌웨어, 소프트웨어 및/또는 그 조합으로 실현될 수 있다. 이러한 다양한 양태 또는 특징은, 저장 시스템, 적어도 하나의 입력 장치, 및 적어도 하나의 출력 장치로부터 데이터 및 명령어를 수신하도록, 그리고 데이터 및 명령어를 그에 전달하도록 커플링된, 주문형 또는 범용일 수 있는, 적어도 하나의 프로그래밍 가능 프로세서를 포함하는 프로그래밍 가능 시스템 상에서 실행 및/또는 해석될 수 있는 하나 이상의 컴퓨터 프로그램의 구현예를 포함할 수 있다. 프로그래밍 가능 시스템 또는 컴퓨팅 시스템은 클라이언트 및 서버를 포함할 수 있다. 클라이언트 및 서버는 일반적으로 서로 멀리 떨어져 있고 전형적으로 통신 네트워크를 통해 상호작용한다. 클라이언트 및 서버의 관계는 각각의 컴퓨터 상에서 구동되고 서로 클라이언트-서버 관계를 가지는 컴퓨터 프로그램에 의해서 발생된다.

[0058] 프로그램, 소프트웨어, 소프트웨어 애플리케이션, 구성요소, 또는 코드로 또한 지칭될 수 있는, 이러한 컴퓨터 프로그램은 프로그래밍 가능 프로세서를 위한 기계 명령어를 포함하고, 고급 절차 언어, 객체-지향형 프로그래밍 언어, 기능적 프로그래밍 언어, 논리 프로그래밍 언어 및/또는 조립체/기계 언어로 구현될 수 있다. 본원에서 사용된 바와 같이, "기계-판독 가능 매체" (또는 "컴퓨터 판독 가능 매체")라는 용어는, 기계-판독 가능 신호로서 기계 명령어를 수신하는 기계-판독 가능 매체를 포함하는, 프로그래밍 가능 프로세서에 기계 명령어 및/또는 데이터를 제공하기 위해서 사용되는, 예를 들어 자기 디스크, 광학 디스크, 메모리 및 프로그래밍 가능 논리 장치(PLD)와 같은, 임의의 컴퓨터 프로그램 제품, 기구 및/또는 장치를 지칭한다. "기계-판독 가능 신호" (또는 "컴퓨터 판독 가능 신호")라는 용어는 프로그래밍 가능 프로세서에 기계 명령어 및/또는 데이터를 제공하기 위해서 이용되는 임의 신호를 지칭한다. 기계-판독 가능 매체는, 예를 들어 비-일시적 솔리드-스테이트 메모리 또는 자기 하드 드라이브 또는 임의의 균등한 저장 매체에서와 같이, 그러한 기계 명령어를 비-일시적으로 저장할 수 있다. 기계-판독 가능 매체는 대안적으로 또는 부가적으로, 예를 들어 하나 이상의 물리적 프로세서 코어와 연관된 프로세서 캐시 또는 다른 랜덤 액세스 메모리에서와 같이, 일시적 방식으로 그러한 기계 명령어를 저장할 수 있다.

[0059] 사용자와의 상호작용을 제공하기 위해서, 본원에서 설명된 청구 대상의 하나 이상의 양태 또는 특징은, 디스플레이 장치, 예를 들어, 정보를 사용자에게 디스플레이하기 위한 음극선관(CRT) 또는 액정 디스플레이(LCD) 또는

발광 다이오드(LED) 모니터, 및 사용자가 컴퓨터에 입력을 제공할 수 있게 하는 키보드 및 포인팅 장치, 예를 들어, 마우스 또는 트랙볼을 가지는 컴퓨터 상에 구현될 수 있다. 또한 사용자와의 상호작용을 제공하기 위해서, 다른 종류의 장치가 이용될 수 있다. 예를 들어, 사용자에게 제공된 피드백은 임의 형태의 감지 피드백, 예를 들어 시각적 피드백, 청각적 피드백, 또는 촉각적 피드백일 수 있고; 사용자로부터의 입력은, 비체적으로, 음향, 음성, 또는 촉각적 입력을 포함하는 임의 형태로 수신될 수 있다. 다른 가능한 입력 장치는, 비체적으로, 터치 스크린 또는 다른 터치-감응형 장치, 예를 들어 단일 또는 다수-지점 저항형 또는 용량형 터치패드, 음성 인식 하드웨어 및 소프트웨어, 광학적 스캐너, 광학적 포인터, 디지털 영상 캡쳐 장치, 및 연관된 해석 소프트웨어, 및 기타를 포함한다.

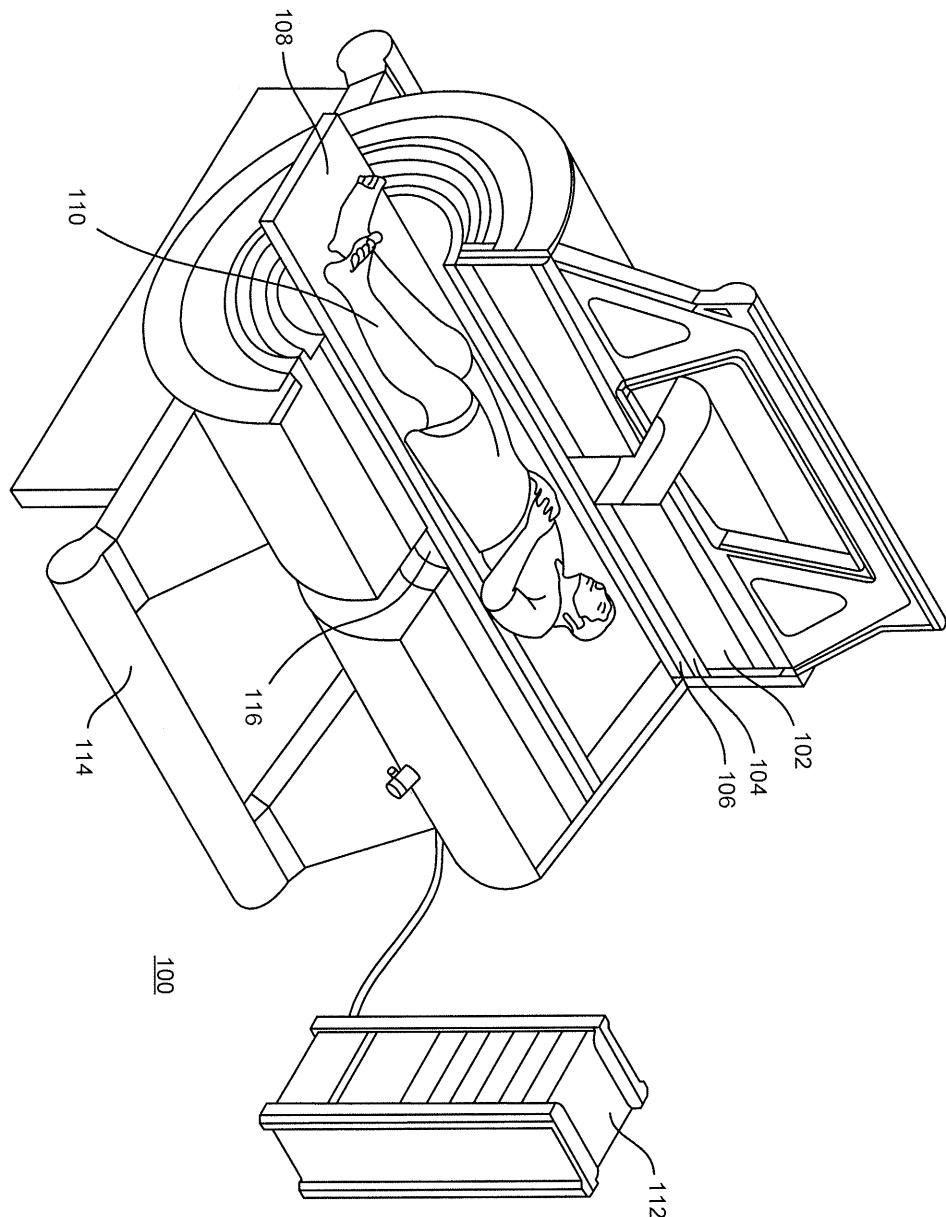
[0060] 전술한 설명 및 청구범위에서, "적어도 하나의" 또는 "하나 이상의"과 같은 문구 뒤에 요소 또는 특징부의 결합된 목록이 따를 수 있다. "및/또는"이라는 용어가 또한 둘 이상의 요소 또는 특징부의 목록 내에 기재되어 있을 수 있다. 사용된 문맥에 의해서 암시적 또는 명시적으로 달리 반대로 기술되지 않는 한, 그러한 문구는 목록화된 요소 또는 특징부의 임의의 것을 개별적으로 또는 달리 인용된 요소 또는 특징부와 조합된 인용된 요소 또는 특징부의 임의의 것을 의미한다. 예를 들어, "A 및 B 중 적어도 하나"; "A 및 B 중 하나 이상"; 및 "A 및/또는 B"의 문구는 각각 "A 단독, B 단독, 또는 A 및 B 함께"를 의미하기 위한 것이다. 유사한 해석이 3개 이상의 품목을 포함하는 목록에도 적용된다. 예를 들어, "A, B, 및 C 중 적어도 하나"; "A, B 및 C 중 하나 이상"; 및 "A, B, 및/또는 C"의 문구는 각각 "A 단독, B 단독, C 단독, A 및 B 함께, A 및 C 함께, B 및 C 함께, 또는 A 및 B 및 C 함께"를 의미하기 위한 것이다. 전술한 그리고 청구범위 내의 "~를 기초로 하는"이라는 용어의 이용은 "적어도 부분적으로 ~를 기초로 하는"을 의미하기 위한 것이고, 그에 따라 인용되지 않은 특징부 또는 요소가 또한 가능하다.

[0061] 본원에서 설명된 청구 대상은, 희망 구성에 따라, 시스템, 기구, 방법, 컴퓨터 프로그램 및/또는 물품으로 구현될 수 있다. 첨부 도면에 도시된 및/또는 본원에서 설명된 임의의 방법 또는 논리 흐름은, 바람직한 결과의 달성을 위해서, 도시된 특정 순서, 또는 순차적 순서를 반드시 필요로 하지 않는다. 전술한 설명에서 기술된 구현예는 본원에서 설명된 청구 대상에 따른 모든 구현예를 나타내는 것이 아니다. 그 대신, 그러한 구현예는 단지 설명된 청구 대상과 관련된 양태에 따른 일부 예이다. 비록 몇몇 변형예가 앞서서 구체적으로 설명되었지만, 다른 변형 또는 부가가 가능하다. 특히, 추가적인 특징 및/또는 변형이 본원에서 기술된 것에 더하여 제공될 수 있다. 전술한 구현예는, 개시된 특징의 다양한 조합 및 하위 조합 및/또는 전술한 추가적인 특징의 조합 및 하위 조합에 관한 것일 수 있다. 또한, 전술한 장점은, 임의의 기재된 청구항을 임의의 또는 모든 장점을 달성하는 프로세스 및 구조물에 적용하는 것으로 제한하기 위한 것은 아니다.

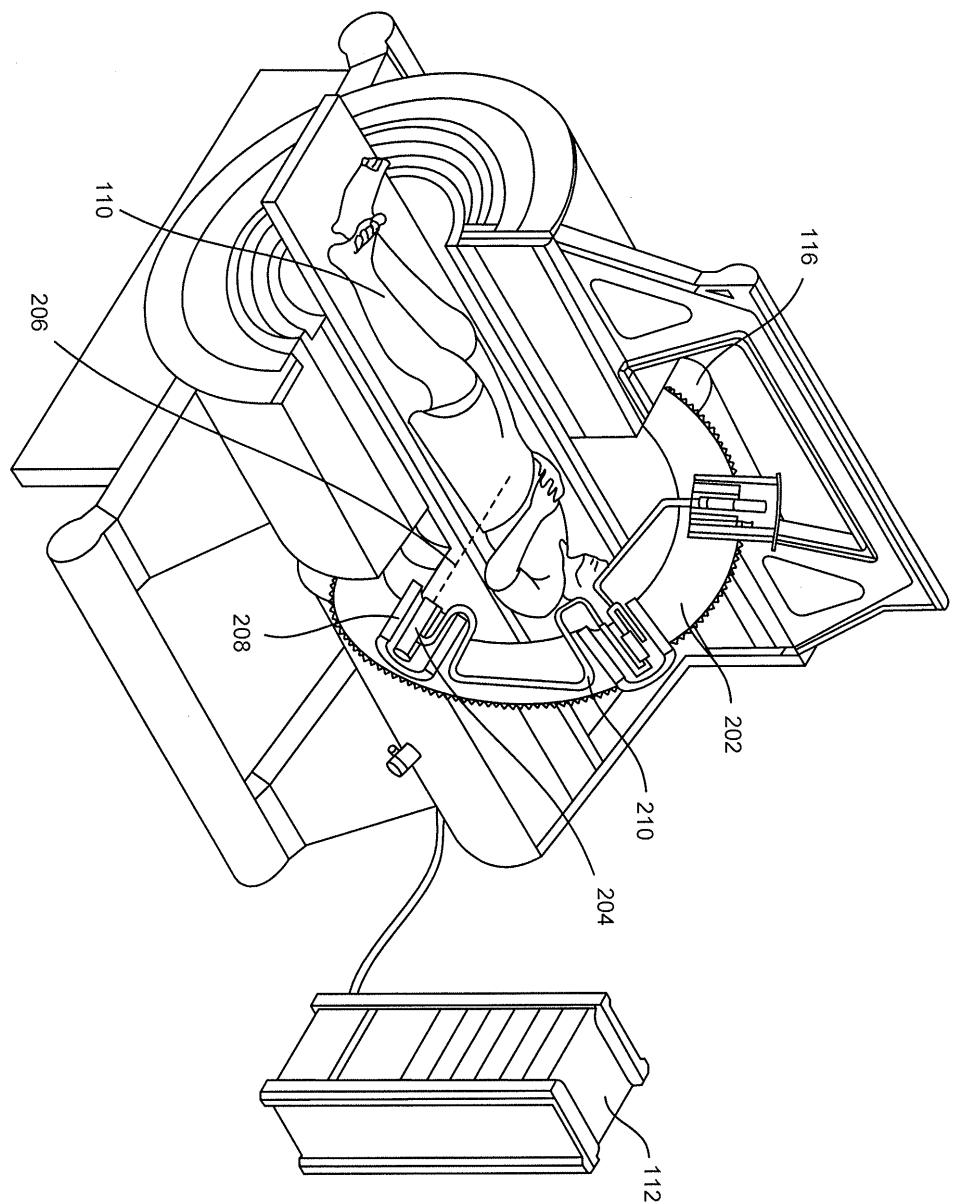
[0062] 또한, 항목의 표제는, 이러한 개시 내용으로부터 제기될 수 있는 임의의 청구항에서 기술된 본 발명(들)을 제한하거나 특성화하지 않을 것이다. 구체적으로, 그리고 예로서, 비록 표제가 "기술분야"를 지칭하지만, 청구항은 소위 기술분야를 설명하기 위해서 이러한 표제 하에서 선택된 언어에 의해서 제한되지 않아야 한다. 또한, "배경기술"에서의 용어에 관한 설명은, 기술이 이러한 개시 내용에서의 임의의 발명(들)에 대한 종래 기술이라는 것을 인정하는 것으로 해석되지 않아야 한다. "발명의 내용"도 제기된 청구항에서 기술된 발명(들)의 특성화로서 간주되지 않아야 한다. 또한, 이러한 개시 내용에 대한 일반적인 임의의 언급 또는 단수형의 "발명"이라는 단어의 사용은, 이하에서 기술된 청구항의 범위에 대한 어떠한 제한도 암시하지 않는다. 다수의 발명이 이러한 개시 내용으로부터 제기되는 다수의 청구항의 제한에 따라 기술될 수 있고, 그에 따라 그러한 청구항은, 그에 의해서 보호되는, 본 발명(들) 및 그 균등물을 규정한다.

도면

도면1



도면2



## 도면3

