



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2019-0087455  
(43) 공개일자 2019년07월24일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/00 (2006.01) G01R 33/38 (2006.01)  
G01R 33/483 (2006.01) G06K 9/62 (2006.01)  
G06N 3/04 (2006.01) G06T 7/00 (2017.01)
- (52) CPC특허분류  
A61B 5/0055 (2013.01)  
A61B 5/0042 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2019-7016485
- (22) 출원일자(국제) 2017년11월21일  
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2019년06월07일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2017/062763
- (87) 국제공개번호 WO 2018/098141  
국제공개일자 2018년05월31일
- (30) 우선권주장  
62/425,569 2016년11월22일 미국(US)

- (71) 출원인  
하이퍼파인 리서치, 인크.  
미국, 코네티컷 06437, 길포드, 올드 화이트필드 스트리트 530
- (72) 발명자  
샤르밧 그레고리 엘.  
미국 코네티컷주 06437 길포드 페이지스 레인 2  
랄스턴 타일러 에스.  
미국 코네티컷주 06413 클린턴 비치 파크 로드 56  
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인  
김태홍, 김진희

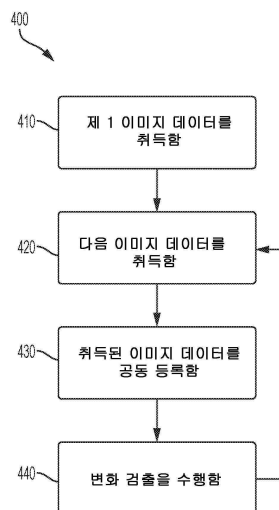
전체 청구항 수 : 총 68 항

(54) 발명의 명칭 자기 공명 이미지들에서의 자동화된 검출을 위한 시스템들 및 방법들

(57) 요약

일부 양태들은 환자의 뇌에서의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화를 검출하는 방법을 포함한다. 환자가 저 필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터 및 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하고; 제 1 및 제 2 MR 데이터를, 대응하는 제 1 및 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하고; 제 1 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하고; 제 2 출력으로부터, 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하고; 그리고 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정한다.

대표도 - 도4



(52) CPC특허분류

*A61B 5/4064* (2013.01)  
*A61B 5/7267* (2013.01)  
*G01R 33/3806* (2013.01)  
*G01R 33/483* (2013.01)  
*G06K 9/6274* (2013.01)  
*G06N 3/0445* (2013.01)  
*G06T 7/0016* (2013.01)  
*G06T 2207/10088* (2013.01)  
*G06T 2207/30016* (2013.01)

(72) 발명자

**로스버그 조나단 엠.**

미국 코네티컷주 06437 길포드 올드 윗필드 스트리트 530

**소프카 미칼**

미국 뉴저지주 08540 프린스턴 스틸브룩 레인 2307

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

저필드(low-field) 자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌(brain)에서의 정중선 시프트(midline shift)의 정도에 있어서의 변화를 검출하는 방법에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

상기 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(magnetic resonance; MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 1 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크(landmark)의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 뇌에 대한 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 상기 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 2 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 단계; 및

상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 상기 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계를 포함하는, 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 단계는,

대뇌검(falx cerebri)의 전방 부착 포인트(anterior attachment point)의 초기 위치를 식별하는 단계;

상기 대뇌검의 후방 부착 포인트(posterior attachment point)의 초기 위치를 식별하는 단계; 및

투명 중격(septum pellucidum) 상의 측정 포인트의 초기 위치를 식별하는 단계를 포함하는 것인, 방법.

#### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 대뇌검의 전방 부착 포인트, 상기 대뇌검의 후방 부착 포인트, 및 상기 투명 중격 상의 측정 포인트의 식별된 초기 위치들을 사용하여 정중선 시프트의 초기 양을 결정하는 것인, 방법.

#### 청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 제 2 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 단계는,

상기 대뇌검의 전방 부착 포인트의 업데이트된 위치를 식별하는 단계;

상기 대뇌검의 후방 부착 포인트의 업데이트된 위치를 식별하는 단계; 및

상기 투명 중격 상의 측정 포인트의 업데이트된 위치를 식별하는 단계를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 5**

제 4 항에 있어서,

상기 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계는, 상기 대뇌검의 전방 부착 포인트, 상기 대뇌검의 후방 부착 포인트, 및 상기 투명 중격 상의 측정 포인트의 식별된 초기 및 업데이트된 위치들을 사용하여 수행되는 것인, 방법.

**청구항 6**

제 5 항에 있어서,

상기 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계는,

상기 대뇌검의 전방 부착 포인트, 상기 대뇌검의 후방 부착 포인트, 및 상기 투명 중격 상의 측정 포인트의 식별된 초기 위치들을 사용하여 정중선 시프트의 초기 양을 결정하는 단계;

상기 대뇌검의 전방 부착 포인트, 상기 대뇌검의 후방 부착 포인트, 및 상기 투명 중격 상의 측정 포인트의 식별된 업데이트된 위치들을 사용하여 정중선 시프트의 업데이트된 양을 결정하는 단계; 및

정중선 시프트의 결정된 초기 및 업데이트된 양들을 사용하여 상기 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서,

상기 트레이닝된 통계적 분류기는 멀티층 신경망(multi-layer neural network)을 포함하는 것인, 방법.

**청구항 8**

제 1 항에 있어서,

상기 트레이닝된 통계적 분류기는 컨볼루션 신경망을 포함하는 것인, 방법.

**청구항 9**

제 1 항에 있어서,

상기 트레이닝된 통계적 분류기는 전체(fully) 컨볼루션 신경망을 포함하는 것인, 방법.

**청구항 10**

제 1 항에 있어서,

상기 트레이닝된 통계적 분류기는 컨볼루션 신경망 및 재발성(recurrent) 신경망을 포함하는 것인, 방법.

**청구항 11**

제 10 항에 있어서,

상기 재발성 신경망은 장단기 메모리(long short-term memory) 신경망을 포함하는 것인, 방법.

**청구항 12**

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 MR 이미지 데이터는 상기 제 1 MR 이미지 데이터의 1시간 내에 획득되는 것인, 방법.

**청구항 13**

제 1 항에 있어서,

MR 이미지 데이터의 일련의(a sequence of) 프레임들을 획득하기 위해 MR 이미지 데이터를 취득하는 것을 반복하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 14**

제 1 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 1시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 15**

제 13 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 2시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 16**

제 13 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 5시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 17**

저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화를 검출하도록 구성된 저필드 자기 공명 이미징 디바이스에 있어서,

복수의 자기 컴포넌트들로서,

B0 자기장을 적어도 부분적으로 생성하도록 구성된 B0 자석;

자기 공명 데이터를 공간적으로 인코딩하도록 구성된 적어도 하나의 경사 자석(gradient magnet); 및

자기 공명 응답을 자극하고, 동작될 때 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 구성된 자기 컴포넌트들을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 무선 주파수 코일(radio frequency coil)을 포함하는, 상기 복수의 자기 컴포넌트들; 및

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하고, 상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 상기 환자의 뇌의 부분에 대한 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하도록 복수의 자석 컴포넌트들을 동작시키도록 구성된 적어도 하나의 제어기를 포함하고,

상기 적어도 하나의 제어기는 또한,

상기 제 1 및 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력 및 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 것;

상기 제 1 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 것;

상기 제 2 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 것; 및

상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 상기 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 것을 수행하도록 구성되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 18**

적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 정중선 시프트의 정도에 있

어서의 변화를 검출하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 있어서, 상기 방법은,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

상기 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 1 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 상기 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 2 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 단계; 및

상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 상기 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계를 포함하는 것인, 적어도 하나의 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

**청구항 19**

시스템에 있어서,

적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서; 및

상기 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화를 검출하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 포함하고, 상기 방법은,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

상기 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 1 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 상기 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 2 출력으로부터, 상기 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 단계; 및

상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 상기 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 상기 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계를 포함하는 것인, 시스템.

**청구항 20**

저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 비정상부(abnormality)의 크기에 있

어서의 변화를 결정하는 방법에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 1 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부(feature)의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 상기 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 2 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 단계;

상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 상기 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계를 포함하는 것인, 방법.

#### 청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 제 1 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 단계는,

상기 비정상부를 포함하는 상기 MR 이미지 데이터에서의 영역을 식별하는 단계를 포함하는 것인, 방법.

#### 청구항 22

제 20 항에 있어서,

상기 제 1 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 단계는,

상기 비정상부의 제 1 직경을 표시하는 하나 이상의 제 1 값을 식별하는 단계를 포함하는 것인, 방법.

#### 청구항 23

제 22 항에 있어서,

상기 식별하는 단계는, 상기 제 1 직경에 직교하는 상기 비정상부의 제 2 직경을 표시하는 하나 이상의 제 2 값을 식별하는 단계를 더 포함하는 것인, 방법.

#### 청구항 24

제 20 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 상기 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계는,

상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 값을 사용하여 상기 비정상부의 초기 크기를 결정하는 단계;

상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 상기 비정상부의 업데이트된 크기를 결정하는 단계; 및

상기 비정상부의 결정된 초기 및 업데이트된 크기들을 사용하여 상기 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 25**

제 20 항에 있어서,  
상기 트레이닝된 통계적 분류기는 멀티층 신경망을 포함하는 것인, 방법.

**청구항 26**

제 20 항에 있어서,  
상기 트레이닝된 통계적 분류기는 컨볼루션 신경망을 포함하는 것인, 방법.

**청구항 27**

제 20 항에 있어서,  
상기 트레이닝된 통계적 분류기는 전체 컨볼루션 신경망을 포함하는 것인, 방법.

**청구항 28**

제 20 항에 있어서,  
상기 제 2 MR 이미지 데이터는 상기 제 1 MR 이미지 데이터의 1시간 내에 획득되는 것인, 방법.

**청구항 29**

제 20 항에 있어서,  
MR 이미지 데이터의 일련의 프레임들을 획득하기 위해 MR 이미지 데이터를 취득하는 것을 반복하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 30**

제 20 항에 있어서,  
상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 1시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 31**

제 30 항에 있어서,  
상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 2시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 32**

제 30 항에 있어서,  
상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 5시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 33**

제 20 항에 있어서,  
상기 비정상부는 출혈부(hemorrhage)를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 34**

제 20 항에 있어서,  
상기 비정상부는 출혈부, 병변(lesion), 부종(edema), 뇌졸중 코어(stroke core), 뇌졸중 반음영(stroke penumbra), 및/또는 종기(swelling)를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 35**

환자의 뇌에서의 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하도록 구성된 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스에 있어서,

복수의 자기 컴포넌트들로서,

B0 자기장을 적어도 부분적으로 생성하도록 구성된 B0 자석;

자기 공명 데이터를 공간적으로 인코딩하도록 구성된 적어도 하나의 경사 자석; 및

자기 공명 응답을 자극하고, 동작될 때 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 구성된 자기 컴포넌트들을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 무선 주파수 코일을 포함하는, 상기 복수의 자기 컴포넌트들; 및

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하고, 상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 상기 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하도록 복수의 자석 컴포넌트들을 동작시키도록 구성된 적어도 하나의 제어기를 포함하고,

상기 적어도 하나의 제어기는 또한,

상기 제 1 및 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력 및 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 것;

상기 제 1 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 것;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 상기 환자의 뇌의 부분에 대한 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 것;

상기 제 2 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 것;

상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 상기 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 것을 수행하도록 구성되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스.

**청구항 36**

적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 있어서, 상기 방법은,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

상기 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 1 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 상기 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 2 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 단계;

상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 상기 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계를 포함하는 것인, 적어도 하나의 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

**청구항 37**

시스템에 있어서,

적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서;

상기 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 포함하고, 상기 방법은,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

상기 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 1 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 단계;

상기 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 상기 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계;

상기 제 2 출력을 사용하여, 상기 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 단계; 및

상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 상기 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 상기 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계를 포함하는 것인, 시스템.

**청구항 38**

저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 생물학적 대상물(biological subject matter)에 있어서의 변화를 검출하는 방법에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

상기 환자의 부분의 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 부분의 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 상기 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 정렬하는 단계; 및

상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해, 상기 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 39**

제 38 항에 있어서,

상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화에 기초하여 적어도 하나의 취득 파라미터를 수정하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 40**

제 39 항에 있어서,

상기 수정된 적어도 하나의 취득 파라미터를 사용하여 상기 환자의 부분의 제 3 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 41**

제 40 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 취득 파라미터는, 상기 제 3 자기 공명 이미지의 해상도(resolution), 신호 대 잡음 비율(signal-to-noise ratio) 및 시야(field of view) 중 적어도 하나를 변화시키도록 수정되는 것인, 방법.

**청구항 42**

제 38 항에 있어서,

자기 공명 이미지 데이터의 일련의 프레임들을 획득하기 위해 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 것을 반복하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 43**

제 42 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 1시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 44**

제 42 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 2시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 45**

제 42 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 5시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 방법.

**청구항 46**

제 42 항에 있어서,

상기 일련의 프레임들 중 적어도 2개를 정렬하는 단계; 및

상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해 상기 정렬된 적어도 2개의 프레임들을 비교하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 47**

제 46 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 변화는, 상기 일련의 프레임들에서의 적어도 2개의 프레임들 사이의 생물학적 대상물의 체적 및/또는 수량에 있어서의 변화를 연산하기(compute) 위해 사용되는 것인, 방법.

**청구항 48**

제 46 항에 있어서,

상기 일련의 프레임들에서의 제 1 프레임은 상기 환자의 부분의 제 1 영역으로부터의 자기 공명 이미지 데이터에 대응하고, 상기 일련의 프레임들에서의 제 2 프레임은 상기 제 1 영역의 서브 영역으로부터의 자기 공명 이미지 데이터에 대응하는 것인, 방법.

**청구항 49**

제 48 항에 있어서,

상기 서브 영역은 상기 생물학적 대상물에 있어서의 변화들이 검출되는 장소에 기초하여 선택되는 것인, 방법.

**청구항 50**

제 47 항에 있어서,

상기 환자의 부분의 생물학적 대상물의 변화의 레이트(rate)를 검출하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 51**

제 38 항에 있어서,

상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해, 상기 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하는 단계는,

상기 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 및

상기 정렬된 제 2 자기 공명 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 상기 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계를 포함하는 것인, 방법.

**청구항 52**

제 51 항에 있어서,

상기 비교하는 단계는,

상기 제 1 출력 및 상기 제 2 출력을 사용하여 출혈부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계를 더 포함하는 것인, 방법.

**청구항 53**

제 51 항에 있어서,

상기 비교하는 단계는,

상기 제 1 출력 및 상기 제 2 출력을 사용하여 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계를 더 포함하는 것인, 방법.

**청구항 54**

저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정된 환자의 생물학적 대상물에 있어서의 변화를 검출하도록 구성된 저필드 자기 공명 이미징 디바이스에 있어서,

복수의 자기 컴포넌트들로서,

B0 자기장을 적어도 부분적으로 생성하도록 구성된 B0 자석;

자기 공명 데이터를 공간적으로 인코딩하도록 구성된 적어도 하나의 경사 자석; 및

자기 공명 응답을 자극하고, 동작될 때 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 구성된 자기 컴포넌트들을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 무선 주파수 코일을 포함하는, 상기 복수의 자기 컴포넌트들; 및

상기 환자가 저필드 자기 공명 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 환자의 부분의 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하고, 상기 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 상기 환자의 부분의 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 복수의 자석 컴포넌트들을 동작시키도록 구성된 적어도 하나의 제어기로서, 상기 적어도 하나의 제어기는 또한, 상기 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 상기 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 정렬하고, 상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해 상기 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하도록 구성되는 것인, 상

기 적어도 하나의 제어기를 포함하는, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 55**

제 54 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는, 상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화에 기초하여 적어도 하나의 취득 파라미터를 수정하도록 구성되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 56**

제 54 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는, 상기 수정된 적어도 하나의 취득 파라미터를 사용하여 상기 환자의 부분의 제 3 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 구성되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 57**

제 56 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 취득 파라미터는, 상기 제 3 자기 공명 이미지 데이터의 해상도, 신호 대 잡음 비율 및 시야 중 적어도 하나를 변화시키도록 수정되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 58**

제 54 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는, 자기 공명 이미지 데이터의 일련의 프레임들을 획득하기 위해 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 구성되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 59**

제 58 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 1시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 60**

제 58 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 2시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 61**

제 58 항에 있어서,

상기 환자가 상기 저필드 자기 공명 이미징 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 상기 일련의 프레임들은 5시간보다 더 큰 기간에 걸쳐 취득되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 62**

제 58 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는,

상기 일련의 프레임들 중 적어도 2개를 정렬하도록; 그리고

상기 정렬된 적어도 2개의 프레임들을 상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화와 비교하도록 구성되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 63**

제 62 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 변화는, 상기 일련의 프레임들에서의 적어도 2개의 프레임들 사이의 생물학적 대상물의 체적 및/또는 수량에 있어서의 변화를 연산하기 위해 사용되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 64**

제 62 항에 있어서,

상기 일련의 프레임들에서의 제 1 프레임은 상기 환자의 부분의 제 1 영역으로부터의 자기 공명 이미지 데이터에 대응하고, 상기 일련의 프레임들에서의 제 2 프레임은 상기 제 1 영역의 서브 영역으로부터의 자기 공명 이미지 데이터에 대응하는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 65**

제 64 항에 있어서,

상기 서브 영역은 상기 생물학적 대상물에 있어서의 변화들이 검출되는 장소에 기초하여 선택되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 66**

제 62 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는 상기 환자의 부분의 생물학적 대상물의 변화의 레이트를 검출하도록 구성되는 것인, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스.

**청구항 67**

적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 생물학적 대상물에 있어서의 변화를 검출하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 있어서, 상기 방법은,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

상기 환자의 부분의 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 부분의 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 상기 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 정렬하는 단계; 및

상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해, 상기 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하는 단계를 포함하는 것인, 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

**청구항 68**

시스템에 있어서,

적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서; 및

적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 생물학적 대상물에 있어서의 변화를 검출하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 포함하고, 상기 방법은,

상기 환자가 상기 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안,

상기 환자의 부분의 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 상기 환자의 부분의 제 2 자기 공명 이미지

데이터를 취득하는 단계;

상기 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 상기 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 정렬하는 단계; 및

상기 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해, 상기 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하는 단계를 포함하는 것인, 시스템.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 관련 출원들에 대한 상호 참조

[0002] 이 출원은, 그 전체적으로 본원에 참조로 편입되는, 2016년 11월 22일자로 출원된 "CHANGE DETECTION METHODS AND APPARATUS"라는 명칭의 미국 가출원 제62/425,569호의 35 U.S.C. § 119(e) 하의 이익을 주장한다.

### 배경 기술

[0003] 자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI)은 다수의 응용들에 대한 중요한 이미징 요법(imaging modality)을 제공하고, 인간 신체의 내부의 이미지들을 생성하기 위한 임상적 및 연구 설정들에서 폭넓게 사용된다. MRI는 인가된 전자기장들로부터 기인하는 상태 변화들에 응답하여 원자들에 의해 방출된 전자기파들인 자기 공명(magnetic resonance; MR) 신호들을 검출하는 것에 기초한다. 예를 들어, 핵 자기 공명(nuclear magnetic resonance; NMR) 기법들은 이미징되고 있는 객체에서의 원자들(예컨대, 인간 신체의 조직에서의 원자들)의 핵 스핀(nuclear spin)의 재정렬 또는 이완 시에 여기된 원자들의 핵들로부터 방출된 MR 신호들을 검출하는 것을 수반한다. 검출된 MR 신호들은 이미지들을 생성하기 위해 프로세싱될 수도 있고, 이것은 의료적 응용들의 맥락에서, 진단, 치료 및/또는 연구 목적들을 위한 신체 내의 내부 구조체들의 조사 및/또는 생물학적 프로세스(biological process)들을 허용한다.

[0004] MRI는 다른 요법들의 안전 우려들 없이(예컨대, 대상자를 x선들과 같은 이온화 방사선에 노출할 필요 없이, 또는 방사성 재료를 신체 내로 도입하지 않으면서) 상대적으로 높은 해상도(resolution) 및 콘트라스트(contrast)를 가지는 비침습적(non-invasive) 이미지들을 생성하기 위한 능력으로 인해 생물학적 이미징을 위한 매력적인 이미징 요법을 제공한다. 추가적으로, MRI는 다른 이미징 요법들이 만족스럽게 이미징할 수 없는 대상물(subject matter)을 이미징하기 위해 활용될 수 있는 연약한 조직 콘트라스트를 제공하기 위해 특히 적합하다. 또한, MR 기법들은 다른 요법들이 취득할 수 없는 구조체들 및/또는 생물학적 프로세스들에 대한 정보를 캡처(capture)할 수 있다. 그러나, 주어진 이미징 응용을 위해, 장비의 상대적으로 높은 비용, 제한된 사용가능성(예컨대, 임상적 MRI 스캐너들에 대한 접근을 얻음에 있어서의 어려움 및 비용), 이미지 취득 프로세스의 길이 등을 포함할 수도 있는 기존의 MRI 기법들에 대한 다수의 단점들이 있다.

[0005] 임상적 MRI에 있어서의 추세는 스캔 시간, 이미지 해상도, 및 이미지 콘트라스트 중 하나 이상을 개선시키기 위해 MRI 스캐너들의 필드 강도(field strength)를 증가시켜 왔고, 이것은 결국, MRI 이미징의 비용들을 끌어올린다. 막대한 다수의 설치된 MRI 스캐너들은 스캐너의 주 자기장(main magnetic field) B<sub>0</sub>의 필드 강도를 지칭하는 적어도 1.5 또는 3 테슬라(tesla)(T)를 사용하여 동작한다. 임상적 MRI 스캐너의 대략적인 비용 추정치는 대략 테슬라 당 백만 달러이고, 이것은 실질적인 동작, 서비스, 및 이러한 MRI 스캐너들을 동작시킴에 있어서 수반된 유지보수 비용들을 심지어 고려하지 않는다.

[0006] 추가적으로, 기존의 고필드(high-field) MRI 시스템들은 전형적으로, 대상자(예컨대, 환자)가 이미징되는 강한 균일한 정적 자기장(B<sub>0</sub>)을 생성하기 위해 대형 초전도 자석들 및 연관된 전자기기들을 요구한다. 초전도 자석들은 전도체들을 초전도 상태에서 유지하기 위해 극저온(cryogenic) 장비를 추가로 요구한다. 이러한 시스템들의 크기는 자기 컴포넌트(magnetic component)들, 전자기기들, 열 관리 시스템, 및 MRI 시스템의 자기 컴포넌트들을 격리시키기 위해 특수하게 차폐된 방을 포함하는 제어 콘솔 구역들을 위한 다수의 방들을 포함하는 전형적인 MRI 설비에 있어서 상당하다. MRI 시스템들의 크기 및 비용은 일반적으로 그 사용을, 충분한 공간과, 그것들을 구입하고 유지하기 위한 자원들을 가지는 병원들 및 학술적 연구 센터들과 같은 시설들로 제한한다. 고필드 MRI 시스템들의 높은 비용 및 실질적인 공간 요건들은 MRI 스캐너들의 제한된 사용가능성으로 귀착된다. 이와 같이, MRI가 유익할 것이지만, 전술된 제한들로 인해, 그리고 이하에서 더 상세하게 논의된 바와 같이 비실용적이거나 불가능한 임상적 상황들이 빈번하게 있다.

**발명의 내용**

- [0007] 일부 실시형태들은 저필드(low-field) 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌(brain)에서의 정중선 시프트(midline shift)의 정도에 있어서의 변화를 검출하는 방법에 관한 것이고, 방법은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안: 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 MR 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 1 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크(landmark)의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 2 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 단계; 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계를 포함한다.
- [0008] 일부 실시형태들은 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화를 검출하도록 구성된 저필드 자기 공명 이미징 디바이스에 관한 것이고, 저필드 MRI 디바이스는, 복수의 자기 컴포넌트들 - 복수의 자기 컴포넌트들은 B0 자기장을 적어도 부분적으로 생성하도록 구성된 B0 자석; 자기 공명 데이터를 공간적으로 인코딩하도록 구성된 적어도 하나의 경사 자석(gradient magnet); 및 자기 공명 응답을 자극하고, 동작될 때 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 구성된 자기 컴포넌트들을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 무선 주파수 코일(radio frequency coil)을 포함함 - ; 및 환자가 저필드 자기 공명 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하고, 제 1 MR 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하도록 복수의 자석 컴포넌트들을 동작시키도록 구성된 적어도 하나의 제어기를 포함하고, 적어도 하나의 제어기는 또한, 제 1 및 제 2 MR 데이터를, 대응하는 제 1 출력 및 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 것; 제 1 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 것; 제 2 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 것; 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 것을 수행하도록 구성된다.
- [0009] 일부 실시형태들은, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화를 검출하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 관한 것이다. 방법은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 MR 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 1 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 2 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 단계; 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계를 포함한다.
- [0010] 일부 실시형태들은, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서; 및 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화를 검출하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 포함하는 시스템에 관한 것이다. 방법은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 MR 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 1 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는

제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 2 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 단계; 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 단계를 포함한다.

[0011] 일부 실시형태들은 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 비정상부(abnormality)의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 방법에 관한 것이고, 방법은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안: 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 1 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부(feature)의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 2 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 단계; 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계를 포함한다.

[0012] 일부 실시형태들은 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하도록 구성된 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스에 관한 것이고, 저필드 MRI 디바이스는, 복수의 자기 컴포넌트들 - 복수의 자기 컴포넌트들은 B0 자기장을 적어도 부분적으로 생성하도록 구성된 B0 자석; 자기 공명 데이터를 공간적으로 인코딩하도록 구성된 적어도 하나의 경사 자석; 및 자기 공명 응답을 자극하고, 동작될 때 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 구성된 자기 컴포넌트들을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 무선 주파수 코일을 포함함 - ; 및 환자가 저필드 자기 공명 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하고, 제 1 MR 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하도록 복수의 자석 컴포넌트들을 동작시키도록 구성된 적어도 하나의 제어기를 포함하고, 적어도 하나의 제어기는 또한, 제 1 및 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력 및 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 것; 제 1 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 것; 제 1 MR 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 환자의 뇌의 부분에 대한 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 것; 제 2 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 것; 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 것을 수행하도록 구성된다.

[0013] 일부 실시형태들은, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 관한 것이고, 방법은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안: 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 1 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 2 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 단계; 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계를 포함한다.

[0014] 일부 실시형태들은, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서; 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 포함하는 시스템에 관한 것이다. 방법은 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 환자의 뇌의 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된

통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 1 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부(feature)의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 단계; 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 뇌의 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 2 MR 이미지를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 단계; 제 2 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 단계; 및 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 단계를 포함한다.

[0015] 일부 실시형태들은 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 생물학적 대상물(subject matter)에 있어서의 변화를 검출하는 방법에 관한 것이고, 방법은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안: 환자의 부분의 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 부분의 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 정렬하는 단계; 및 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해, 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하는 단계를 포함한다.

[0016] 일부 실시형태들은 저필드 자기 공명 이미징 디바이스로 위치결정된 환자의 생물학적 대상물에 있어서의 변화를 검출하도록 구성된 저필드 자기 공명 이미징 디바이스에 관한 것이고, 저필드 자기 공명 이미징 디바이스는, 복수의 자기 컴포넌트들 - 복수의 자기 컴포넌트들은 B0 자기장을 적어도 부분적으로 생성하도록 구성된 B0 자석; 자기 공명 데이터를 공간적으로 인코딩하도록 구성된 적어도 하나의 경사 자석; 및 자기 공명 응답을 자극하고, 동작될 때 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 구성된 자기 컴포넌트들을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 무선 주파수 코일을 포함함 - ; 및 환자가 저필드 자기 공명 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안, 환자의 부분의 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하고, 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 환자의 부분의 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 취득하도록 복수의 자석 컴포넌트들을 동작시키도록 구성된 적어도 하나의 제어기를 포함하고, 적어도 하나의 제어기는 또한, 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 정렬하고, 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하도록 구성된다.

[0017] 일부 실시형태들은, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 생물학적 대상물에 있어서의 변화를 검출하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 관한 것이고, 방법은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안: 환자의 부분의 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 부분의 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 정렬하는 단계; 및 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해, 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하는 단계를 포함한다.

[0018] 일부 실시형태들은, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서; 및 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서에 의해 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨터 하드웨어 프로세서로 하여금, 저필드 자기 공명 이미징(MRI) 디바이스 내에 위치결정된 환자의 생물학적 대상물에 있어서의 변화를 검출하는 방법을 수행하게 하는 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 적어도 하나의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 포함하는 시스템에 관한 것이고, 방법은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안: 환자의 부분의 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계에 후속하여, 환자의 부분의 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 취득하는 단계; 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 정렬하는 단계; 및 환자의 부분의 생물학적 대상물에 있어서의 적어도 하나의 변화를 검출하기 위해, 정렬된 제 1 자기 공명 이미지 데이터 및 제 2 자기 공명 이미지 데이터를 비교하는 단계를 포함한다.

**도면의 간단한 설명**

[0019] 개시된 기술의 다양한 양태들 및 실시형태들은 다음의 도면들을 참조하여 설명될 것이다. 도면들은 반드시 축척에 맞게 그려지지 않는다는 것이 인식되어야 한다.

도 1은 본원에서 설명된 교시내용의 일부 실시형태들에 따른, 저필드 MRI 시스템의 개략적인 예시도이다.

도 2a 및 도 2b는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, B<sub>0</sub> 자석에 대한 이중 평면형(bi-planar) 자석 구성들을 예시한다.

도 2c 및 도 2d는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, B<sub>0</sub> 자석에 대한 이중 평면형 전자석 구성을 예시한다.

도 2e 및 도 2f는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, B<sub>0</sub> 자석에 대한 이중 평면형 영구 자석 구성들을 예시한다.

도 3a 및 도 3b는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 본원에서 설명된 변화 검출 기법들과의 사용을 위해 적당한 수송가능한 저필드 MRI 시스템을 예시한다.

도 3c 및 도 3d는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 휴대용 MRI 시스템의 도면들을 예시한다.

도 3e는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 머리의 스캔(scan)을 수행하는 휴대용 MRI 시스템을 예시한다.

도 3f는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 무릎의 스캔(scan)을 수행하는 휴대용 MRI 시스템을 예시한다.

도 3g는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 휴대용 MRI 시스템의 또 다른 예를 예시한다.

도 4는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 변화 검출을 수행하는 방법을 예시한다.

도 5는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 변화 검출 정보에 기초하여 취득 파라미터들을 수정하는 방법을 예시한다.

도 6은 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, MR 이미지 데이터를 공동 등록(co-register)하는 방법을 예시한다.

도 7a는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 정중선 시프트 측정을 예시한다.

도 7b는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 또 다른 정중선 시프트 측정을 예시한다.

도 8은 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 환자의 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하기 위한 방법을 예시한다.

도 9a 내지 도 9c는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 정중선 시프트 측정들을 행하기 위한 컨볼루션 신경망(convolutional neural network) 아키텍처들을 예시한다.

도 10은 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 정중선 시프트 측정들을 행하기 위한 전체 컨볼루션 신경망(fully convolutional neural network) 아키텍처들을 예시한다.

도 11a 내지 도 11e는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 환자의 출혈부(hemorrhage)의 크기를 결정하기 위해 사용될 수도 있는 측정들을 예시한다.

도 12a 내지 도 12c는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 환자의 출혈부의 크기에 있어서의 변화를 결정하기 위해 사용될 수도 있는 측정들을 예시한다.

도 13은 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 환자의 뇌에서의 비정상부(예컨대, 출혈부)의 크기에 있어서의 변화의 정도를 결정하기 위한 방법을 예시한다.

도 14는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 환자의 뇌에서의 비정상부(예컨대, 출혈부)의 크기를 결정하기 위해 사용될 수도 있는 측정들을 행하기 위한 전체 컨볼루션 신경망 아키텍처를 예시한다.

도 15는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 환자의 뇌에서의 비정상부(예컨대, 출혈부)의 크기를 결정하기 위해 사용될 수도 있는 측정들을 행하기 위한 컨볼루션 신경망 아키텍처를 예시한다.

도 16은 본원에서 설명된 실시형태들이 그 상에서 구현될 수도 있는 예시적인 컴퓨터 시스템의 도면이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] MRI 스캐너 시장은 고필드 시스템들에 의해 압도적으로 지배되고, 의료적 또는 임상적 MRI 응용들에 대하여 그

러하다. 위에서 논의된 바와 같이, 의료적 이미징에서의 일반적인 추세는 점점 더 큰 필드 강도들을 갖는 MRI 스캐너들을 생성하여 왔고, 막대한 다수의 임상적 MRI 스캐너들은 1.5 T 또는 3 T에서 동작하고, 7 T 및 9 T의 더 높은 필드 강도들이 연구 설정들에서 사용된다. 본원에서 사용된 바와 같이, "고필드"는 임상적 설정에서 현재 사용 중인 MRI 시스템들, 및 더 상세하게는, 1.5 T 에서의, 또는 1.5 T를 초과하는 주 자기장(즉, B<sub>0</sub> 필드)으로 동작하는 MRI 시스템들을 일반적으로 지칭하지만, .5 T 내지 1.5 T 사이에서 동작하는 임상적 시스템들은 "고필드"로서 종종 또한 특징화된다. 대략 .2 T 내지 .5 T 사이의 필드 강도들은 "중간 필드"로서 특징화되었고, 고필드 체제(regime)에서의 필드 강도들은 증가하는 것을 계속하였으므로, .5 T 내지 1 T 사이의 범위에서의 필드 강도들은 중간 필드로서 또한 특징화되었다. 대조적으로, "저필드"는 대략 0.2 T 이하의 B<sub>0</sub> 필드로 동작하는 MRI 시스템들을 일반적으로 지칭하지만, .2 T 내지 대략 .3 T 사이의 B<sub>0</sub> 필드를 가지는 시스템들은 고필드 체제의 높은 단부에서의 증가된 필드 강도들의 결과로서 저필드로서 때때로 특징화되었다. 저필드 체제 내에서, .1 T 미만의 B<sub>0</sub> 필드로 동작하는 저필드 MRI 시스템들은 "매우 저필드(very low-field)"로서 본원에서 지칭되고, 10 mT 미만의 B<sub>0</sub> 필드로 동작하는 저필드 MRI 시스템들은 "극저 필드(ultra-low field)"로서 본원에서 지칭된다.

[0021] 위에서 논의된 바와 같이, 기존의 MRI 시스템들은 특화된 설비들을 요구한다. 전자기적으로 차폐된 방은 MRI 시스템이 동작하기 위해 요구되고, 방의 바닥은 구조적으로 보강되어야 한다. 추가적인 방들은 고전력 전자기 기들 및 스캔 기술자의 제어 에어리어(control area)를 위해 제공되어야 한다. 장소에 대한 보안 액세스가 또한 제공되어야 한다. 게다가, 전용 3상(three-phase) 전기 접속은, 결국, 냉수 공급부(chilled water supply)에 의해 냉각되는 전자기 기들을 위한 전력을 제공하기 위해 설치되어야 한다. 추가적인 HVAC 용량은 전형적으로 또한 제공되어야 한다. 이 장소 요건들은 비용이 들 뿐만 아니라, MRI 시스템들이 전개될 수 있는 위치들을 상당히 제한한다. 기존의 임상적 MRI 스캐너들은 동작시키고 유지하기 위한 실질적인 전문기술을 또한 요구한다. 이 고도로 트레이닝된 기술자들 및 서비스 엔지니어들은 MRI 시스템을 동작시키는 것에 큰 진행중(ongoing) 동작 비용들을 추가한다. 그 결과, 기존의 MRI는 주로 비용이 과중하고 액세스가능성에 있어서 극심하게 제한되어, MRI가 필요한 곳에서 그리고 필요할 때마다 광범위한 임상적 이미징 솔루션들을 전달할 수 있는 폭넓게 사용가능한 진단 도구(diagnostic tool)가 되는 것을 방지한다. 전형적으로, 환자는 미리 스케줄링된 시간 및 장소에서 제한된 수의 설비들 중 하나를 방문하여야 하여, MRI가 진단, 수술, 환자 모니터링 등을 보조함에 있어서 고유하게 효과적인 수 많은 의료적 응용들에서 사용되는 것을 방지한다.

[0022] 위에서 논의된 바와 같이, 고필드 MRI 시스템들은 이 시스템들의 크기, 중량, 전력 소비, 및 차폐 요건들을 수용하기 위한 특수하게 구비된 설비들을 요구한다. 예를 들어, 1.5 T MRI 시스템은 전형적으로, 4 내지 10 톤(ton) 사이의 중량이고, 3 T MRI 시스템은 전형적으로 8 내지 20 톤 사이의 중량이다. 게다가, 고필드 MRI 시스템들은 일반적으로, 무겁고 값비싼 차폐의 상당한 양들을 요구한다. 많은 중간 필드 스캐너들은 훨씬 더 무거워서, 매우 대형의 영구 자석들 및/또는 요크(yoke)들의 사용에 부분적으로 기인하여 10 내지 20 톤 사이의 중량이다. (예컨대, .2 T의 B<sub>0</sub> 자기장으로 동작하는) 상업적으로 입수가 가능한 저필드 MRI 시스템들은 또한 전형적으로, 차폐에서의 추가적인 톤수(tonnage)로 B<sub>0</sub> 필드를 생성하기 위해 사용된 강자성 재료(ferromagnetic material)의 큰 양들로 인해 10 톤 이상의 범위에 있다. 이 무거운 장비를 수용하기 위해, (30 내지 50 제곱미터의 최소 크기를 전형적으로 가지는) 방들은 보강된 바닥(예컨대, 콘크리트 바닥)으로 건설되어야 하고, 전자기 방사(electromagnetic radiation)가 MRI 시스템의 동작과 간섭하는 것을 방지하기 위해 특수하게 차폐되어야 한다. 이에 따라, 사용가능한 임상적 MRI 시스템들은 이동불가능하고, 병원 또는 설비 내의 큰 전용 공간의 상당한 지출을 요구하고, 동작을 위한 공간을 준비하는 상당한 비용들에 추가하여, 시스템을 동작시키고 유지함에 있어서의 전문기술에서의 추가적인 진행중 비용들을 또한 요구한다.

[0023] 게다가, 현재 사용가능한 MRI 시스템들은 전형적으로 전력의 큰 양들을 소비한다. 예를 들어, 통상적인 1.5 T 및 3 T MRI 시스템들은 전형적으로, 동작 동안 20 내지 40 kW 사이의 전력을 소비하는 반면, 사용가능한 .5 T 및 .2 T MRI 시스템들은 통상적으로 5 내지 20 kW를 소비하고, 각각은 전용 및 특화된 전원들을 사용한다. 이와 다르게 특정되지 않으면, 전력 소비는 관심 있는 간격(interval) 상에서 소비된 평균 전력으로서 참조된다. 예를 들어, 위에서 지칭된 20 내지 40 kW는 (예컨대, 경사 코일(gradient coil)들 및/또는 RF 코일들이 펄스 시퀀스(pulse sequence)의 상대적으로 짧은 주기들 사에서 펄스화될 때) 평균 전력 소비를 상당히 초과하는 피크 전력 소비의 상대적으로 짧은 주기들을 포함할 수도 있는 이미지 취득의 과정 동안 기존의 MRI 시스템들에 의해 소비된 평균 전력을 표시한다. 피크(peak)(또는 큰) 전력 소비의 간격들은 전형적으로 MRI 시스템 자체의 전력 저장 엘리먼트들(예컨대, 커패시터들)을 통해 어드레싱(address)된다. 이에 따라, 평균 전력 소비는 그것이 일

반적으로, 디바이스를 동작시키기 위해 필요한 전력 접속의 타입을 결정하므로 가장 관련된 수이다. 위에서 논의된 바와 같이, 사용가능한 임상적 MRI 시스템들은 MRI 시스템의 컴포넌트들을 급전하기 위해 그리드(grid)로의 전용 3상 접속을 전형적으로 요구하는 전용 전원들을 가져야 한다. 추가적인 전자기기는 그 다음으로, 3상 전력을 MRI 시스템에 의해 사용된 단상(single-phase) 전력으로 변환하기 위해 필요하게 된다. 기존의 임상적 MRI 시스템들을 전개하는 많은 물리적 요건들은 사용가능성의 상당한 문제를 만들고, MRI가 사용될 수 있는 임상적 응용들을 극심하게 한정한다.

[0024] 따라서, 고필드 MRI의 많은 요건들은 많은 상황에서 설치들을 금지하게 하여, 대형 기관 병원들 또는 특화된 설비들로의 그 전개를 제한하고 그 사용을 뻘뻘하게 스케줄링된 약속들로 일반적으로 한정하여, 환자가 미리 스케줄링된 시간들에 전용 설비들을 방문할 것을 요구한다. 이에 따라, 고 필드 MRI에 대한 많은 한정들은 MRI가 이미징 요법으로서 완전히 사용되는 것을 방지한다. 위에서 언급된 고필드 MRI의 단점들에도 불구하고, 더 높은 필드들에서의 SNR에 있어서의 상당한 증가의 매력은 산업을 임상적 및 의료적 MRI 응용들에서의 사용을 위한 더욱 더 높은 필드 강도들로 몰아가는 것을 계속하여, MRI 스캐너들의 비용 및 복잡도를 추가로 증가시키고, 그 사용가능성을 추가로 제한하고 범용 및/또는 일반적으로 사용가능한 이미징 솔루션으로서의 그 사용을 방지한다.

[0025] 발명자들은 병원들 및 연구 시설들에서의 대형 MRI 설비들을 초월하는 다양한 환경들에서 MRI 기술의 대규모 전개가능성(deployability)을 개선시킬 수 있는 개선된 품질의, 휴대용, 및/또는 더 저비용인 저필드 MRI 시스템들을 생성하기 위한 기법들을 개발하였다. 발명자들은 (예컨대, 상대적으로 낮은 비용, 수송가능성 등으로 인한) 이러한 저필드 MRI 시스템들의 액세스가능성 및 사용가능성이 다른 이미징 요법들로 사용가능하지 않거나 예측가능하지 않은 이미징 응용들을 가능하게 한다는 것을 인식하였다. 예를 들어, 일반적으로 수송가능한 저 필드 MRI 시스템들은 일련의(a sequence of) 이미지들을 취득함으로써 그리고 시간에 걸쳐 발생하는 변화들을 검출함으로써 확장된 기간에 걸쳐 환자를 모니터링하는 것을 용이하게 하기 위해 환자에게 보내질 수도 있다. 이러한 모니터링 절차는 고필드 MRI로 실현가능하지 않다. 특히, 위에서 논의된 바와 같이, 고필드 MRI 설비들은 특수한 설비들에서 일반적으로 위치되고, 상당한 비용으로 진보된 스케줄링을 요구한다. 많은 환자들(예컨대, 무의식적인 신경 ICU 환자)은 사용가능한 설비로 데려갈 수 없고, 고필드 MRI 설비가 사용가능하게 될 수 있더라도, 여러 시간들의 과정 상에서의 확장된 MRI 분석의 비용은 과중하게 비싸지고 있다.

[0026] 또한, CT 스캐너들이 고필드 MRI 시스템들보다 일반적으로 더 사용가능하고 더 액세스가능하지만, 이 시스템들은 환자가 확장된 주기 상에서 겪고 있는 변화들을 검출하거나 모니터링하기 위한 상대적으로 긴 모니터링 응용들을 위해 여전히 사용가능하지 않을 수도 있다. 또한, 확장된 CT 검사는 환자가, 대부분은 아니더라도, 많은 상황에서 수용불가능할 수도 있는 상당한 도우즈(dose)의 x선 방사를 받게 한다. 최종적으로, CT는 연조직(soft tissue)을 식별하기 위한 그 능력에 있어서 제한되고, 의사에게 관심이 있을 수도 있는 변화들의 타입을 검출할 수 없을 수도 있다. 발명자들은 저필드 MRI는 현재의 이미징 요법들이 그렇게 행할 수 없는 상황에서 모니터링 태스크들을 수행하는 것을 용이하게 한다는 것을 인식하였다.

[0027] 발명자들은 현존하는 이미징 요법들을 사용하여, 저필드 MRI 시스템들의 수송가능성, 액세스가능성, 및 사용가능성이 사용가능하지 않은 모니터링 응용들을 허용한다는 것을 인식하였다. 예를 들어, 저필드 MRI 시스템들은 관심 있는 해부구조(anatomy)의 부분을 연속적으로 및/또는 규칙적으로 이미징하여 그 안에서 발생하는 변화들을 검출하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 신경 집중 치료 유닛(neuro-intensive care unit; NICU)에서는, 환자가 평가되고 있는 동안 또는 수술 동안, 환자들은 상당한 시간의 양에 대한 일반적인 마취(anesthesia) 하에 종종 있다. 특화된 설비에 대한 필요성 때문에, 기존의 임상적 MRI 시스템들은 이러한 그리고 많은 다른 상황에 대하여 사용가능하지 않다. 게다가, 의사들은 환자를 위한 컴퓨터 단층촬영(computed tomography; CT) 디바이스에 대한 제한된 액세스를 오직 가질 수도 있다(예컨대, 하루에 한 번). 또한, 이러한 시스템들이 사용가능하더라도, 예를 들어, 무의식적이거나, 그렇지 않을 경우에 MRI 설비로 수송될 수 없는 환자들을 이미징하는 것은 불편하고 때때로 불가능하다. 이에 따라, 기존의 MRI는 전형적으로, 모니터링 도구로서 사용되지는 않는다.

[0028] 발명자들은 저필드 MRI가 시간에 걸쳐 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득함으로써 그리고 발생하는 변화들을 검출함으로써 환자를 모니터링하기 위해 사용될 수 있다는 것을 인식하였다. 예를 들어, 수송가능한 저필드 MRI 시스템은 환자의 뇌의 일련의 이미지들이 취득되는 동안 시스템 내에 위치결정될 수 있는 환자에게 보내질 수 있다. 취득된 이미지들은 정렬될 수 있고, 이미지들 사이의 차이들은 발생하는 임의의 변화들을 모니터링하기 위해 검출될 수 있다. 이미지 취득은 실질적으로 연속적으로(예컨대, 하나의 취득이 또 다른 것 후에 즉시 수행됨), 규칙적으로(예컨대, 취득들 사이에서 규정된 일시정지들로), 또는 주어진 취득 스케줄에 따라 주기적

으로 수행될 수도 있다. 그 결과, 의사는 관심 있는 생리학(physiology)에 관한 시간적 정보를 획득할 수도 있다. 예를 들어, 본원에서 설명된 기법들은 환자의 뇌를 모니터링하여 뇌의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화를 검출하기 위해 사용될 수도 있다. 또 다른 예로서, 본원에서 설명된 기법들은 환자의 뇌를 모니터링하여 비정상부(예컨대, 뇌에서의 출혈부)의 크기에 있어서의 변화를 검출하기 위해 사용될 수도 있다.

[0029] 따라서, 발명자들은 뇌 부상, 비정상부 등에 관련된 변화들에 대하여 환자의 뇌를 모니터링하기 위한 저필드 MRI 기법들을 개발하였다. 예를 들어, 본원에서 설명된 저필드 MRI 기법들은 환자에 대한 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화가 있는지 여부를 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 정중선 시프트는 트라우마(trauma)(예컨대, 뇌졸중(stroke), 출혈부, 또는 다른 부상)로 인한 그 정상적인 대칭적 포지션으로부터 뇌의 정중선의 변위의 양을 지칭하고, 뇌 트라우마의 심각성(severity)의 임상의들을 위한 중요한 표시자이다.

[0030] 일부 실시형태들에서, 저필드 MRI 모니터링 기법들은 (만약 존재한다면) 환자에서의 정중선 변위의 양을 연속적으로 모니터링하고 시간 경과에 따른 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화를 검출하기 위해 머신 러닝(machine learning) 기법들과 조합될 수도 있다. 이러한 실시형태들에서, 저필드 MRI 모니터링은 환자의 뇌의 일련의 이미지들을 획득하는 것을 허용하고, 머신 러닝 기법들(예컨대, 컨볼루션 신경망들과 같은 딥 러닝(deep learning) 기법들)은 일련의 이미지들로부터, 뇌의 정중선의 위치들의 대응하는 시퀀스 및/또는 그 정상적인 포지션으로부터의 정중선의 변위들의 대응하는 시퀀스를 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 딥 러닝 기법들은 대뇌검(falx cerebri)이 환자의 두개골(skull)의 내부 두개골판(table)에 부착되는 포인트들의 위치들 및 투명 중격(septum pellucidum)에서의 측정 포인트의 위치를 식별하기 위해 사용될 수도 있다. 이 위치들은 결국, 정중선 시프트 측정을 획득하기 위해 사용될 수도 있다.

[0031] 그러나, 일부 실시형태들에서, 정중선은 대뇌검의 부착 포인트들의 위치들을 검출함으로써 검출되지만, 정중선을 검출하는 다른 방법들이 있다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 정중선은 (측정 평면에 의해 정의된 바와 같이) 좌측 및 우측 뇌 그리고 뇌의 상단 및 하단 파트를 세그먼트화(segment)함으로써 검출될 수도 있다.

[0032] 일부 실시형태들에서, 정중선 시프트 모니터링은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안: (1) 환자의 뇌의 부분에 대한 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 것; (2) 제 1 MR 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기(예컨대, 컨볼루션 신경망)에 입력으로서 제공하는 것; (3) 제 1 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 것; (4) 제 1 MR 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, (예컨대, 1시간 내에) 환자의 뇌의 부분에 대한 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 것; (5) 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 것; (6) 제 2 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 것; 및 (7) 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치 및 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 사용하여 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 것을 수반한다.

[0033] 일부 실시형태들에서, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크는 (환자의 두개골의 내부 두개골판으로의) 대뇌검의 전방 부착 포인트(anterior attachment point), 대뇌검의 후방 부착 포인트(posterior attachment point), 투명 중격 상의 포인트를 포함할 수도 있다. 다른 실시형태들에서, 적어도 하나의 랜드마크는 뇌의 좌측 및 우측 측부들 및/또는 뇌의 상단 및 하단 부분들의 세그먼트화의 결과들을 표시할 수도 있다.

[0034] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기의 제 1 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 초기 위치를 식별하는 것은, (1) 대뇌검의 전방 부착 포인트의 초기 위치를 식별하는 것; (2) 대뇌검의 후방 부착 포인트의 초기 위치를 식별하는 것; 및 (3) 투명 중격 상의 측정 포인트의 초기 위치를 식별하는 것을 포함한다. 트레이닝된 통계적 분류기의 제 2 출력으로부터, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 적어도 하나의 랜드마크의 적어도 하나의 업데이트된 위치를 식별하는 것은, (1) 대뇌검의 전방 부착 포인트의 업데이트된 위치를 식별하는 것; (2) 대뇌검의 후방 부착 포인트의 업데이트된 위치를 식별하는 것; (3) 투명 중격 상의 측정 포인트의 업데이트된 위치를 식별하는 것을 포함한다. 결국, 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도는 대뇌검의 전방 부착 포인트, 대뇌검의 후방 부착 포인트, 및 투명 중격 상의 측정 포인트의 식별된 초기 및 업데이트된 위치들을 사용하여 수행될 수도 있다.

[0035] 일부 실시형태들에서, 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 것은, 대뇌검의 전방 부착 포인트, 대뇌검의 후방 부착 포인트, 및 투명 중격 상의 측정 포인트의 식별된 초기 위치들을 사용하여 정중선 시프트의

초기 양을 결정하는 것; 대뇌검의 전방 부착 포인트, 대뇌검의 후방 부착 포인트, 및 투명 층격 상의 측정 포인트의 식별된 업데이트된 위치들을 사용하여 정중선 시프트의 업데이트된 양을 결정하는 것; 및 정중선 시프트의 결정된 초기 및 업데이트된 양들을 사용하여 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하는 것을 포함한다.

[0036] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 멀티층(multi-layer) 신경망일 수도 있다. 예를 들어, 멀티층 신경망은 컨볼루션 신경망(예컨대, 컨볼루션 층들, 풀링 층(pooling layer)들, 및 전체 접속된 층을 가지는 것) 또는 전체 컨볼루션 신경망(예컨대, 전체 접속된 층을 갖지 않는 컨볼루션 신경망)일 수도 있다. 또 다른 예로서, 멀티층 신경망은 컨볼루션 및 재발성(recurrent)(예컨대, 장단기 메모리(long short-term memory)) 신경망을 포함할 수도 있다.

[0037] 발명자들은 또한, 환자의 뇌에서의 비정상부(예컨대, 출혈부, 병변(lesion), 부종(edema), 뇌졸중 코어(stroke core), 뇌졸중 반음영(stroke penumbra), 및/또는 종기(swelling))의 크기에 있어서의 변화가 있는지 여부를 결정하기 위한 저필드 MRI 기법들을 개발하였다. 일부 실시형태들에서, 저필드 MRI 모니터링 기법들은 비정상부의 크기를 연속적으로 모니터링하고 시간 경과에 따른 그 크기에 있어서의 변화를 검출하기 위해 머신 러닝 기법들과 조합될 수도 있다. 이러한 실시형태들에서, 저필드 MRI 모니터링은 환자의 뇌의 일련의 이미지들을 획득하는 것을 허용하고, 머신 러닝 기법들(예컨대, 컨볼루션 신경망들과 같은 딥 러닝 기법들)은 일련의 이미지들로부터, 비정상부의 크기들의 대응하는 시퀀스를 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 발명자들에 의해 개발된 딥 러닝 기법들은 MRI 이미지들에서의 비정상부를 세그먼트화하고, 2D 또는 3D 경계설정 영역(bounding region)(예컨대, 박스)의 장 축(major axis)들을 특징하는 포인트들을 식별하고, 비정상부의 최대 직경 및 최대 직경에 직교적인 비정상부의 최대 직교 직경을 식별하고, 및/또는 비정상부의 크기를 식별하는 것의 증진을 위한 임의의 다른 프로세싱을 수행하기 위해 사용될 수도 있다.

[0038] 따라서, 일부 실시형태들에서, 비정상부 크기 모니터링은, 환자가 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정되어 유지되는 동안: (1) 환자의 뇌의 부분에 대한 제 1 자기 공명(MR) 이미지 데이터를 취득하는 것; (2) 제 1 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 1 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기(예컨대, 멀티층 신경망, 컨볼루션 신경망, 전체 컨볼루션 신경망)에 입력으로서 제공하는 것; (3) 제 1 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값을 식별하는 것; (4) 제 1 MR 이미지 데이터를 취득한 것에 후속하여, 환자의 뇌의 부분에 대한 제 2 MR 이미지 데이터를 취득하는 것; (5) 제 2 MR 이미지 데이터를, 대응하는 제 2 출력을 획득하기 위해, 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공하는 것; (6) 제 2 출력을 사용하여, 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 식별하는 것; 및 (7) 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값 및 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 것을 수반한다.

[0039] 일부 실시형태들에서, 비정상부의 크기를 표시하는 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값은 비정상부를 둘러싸는 영역을 특징하는 다수의 값들(예컨대, 경계설정 영역을 특징하는 값들, 비정상부의 둘레(perimeter)를 특징하는 값들 등)을 포함할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 초기 값은 비정상부의 하나 이상의 직경(예컨대, 도 11a에서 도시된 바와 같이, 직경들(1102), 및 직경(1102)에 직교하는 직경(1104))을 특징하는 값들을 포함할 수도 있다.

[0040] 일부 실시형태들에서, 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 것은, (1) 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 값을 사용하여 비정상부의 초기 크기를 결정하는 것; (2) 적어도 하나의 특징부의 적어도 하나의 업데이트된 값을 사용하여 비정상부의 업데이트된 크기를 결정하는 것; 및 (3) 비정상부의 결정된 초기 및 업데이트된 크기들을 사용하여 비정상부의 크기에 있어서의 변화를 결정하는 것을 수반한다.

[0041] 이하에서 뒤따르는 것은 저필드 MRI를 포함하는 저필드 자기 공명 응용들을 사용하여 모니터링을 수행하기 위한 방법들 및 장치에 관련된 다양한 개념들, 및 방법들 및 장치의 실시형태들의 더 상세한 설명들이다. 본원에서 설명된 다양한 양태들은 많은 방법들 중 임의의 것으로 구현될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 특정 구현 예들의 예들은 오직 예시적인 목적들을 위해 본원에서 제공된다. 게다가, 이하의 실시형태들에서 설명된 다양한 양태들은 단독으로 또는 임의의 조합으로 사용될 수도 있고, 본원에서 명시적으로 설명된 조합들로 제한되지 않는다.

[0042] 도 1은 MRI 시스템(100)의 예시적인 컴포넌트들의 블록도이다. 도 1의 예시적인 예에서, MRI 시스템(100)은 워크스테이션(workstation)(104), 제어기(106), 펄스 시퀀스들 저장소(108), 전력 관리 시스템(110), 및 자기 컴포넌트들(120)을 포함한다. 시스템(100)은 예시적이라는 것과, MRI 시스템은 도 1에서 예시된 컴포넌트들에 추가하여 또는 그 대신에, 임의의 적당한 타입의 하나 이상의 다른 컴포넌트를 가질 수도 있다는 것이 인식되어야

한다.

- [0043] 도 1에서 예시된 바와 같이, 자기 컴포넌트들(120)은  $B_0$  자석(122), shim 코일(shim coil)들(124), RF 송신 및 수신 코일들(126), 및 경사 코일들(128)을 포함한다.  $B_0$  자석(122)은 주 자기장  $B_0$ 을 적어도 부분적으로 생성하기 위해 사용될 수도 있다.  $B_0$  자석(122)은 주 자기장(예컨대, 대략 0.2 T 이하의 저필드 강도)을 생성할 수 있는 임의의 적당한 타입의 자석일 수도 있고, 하나 이상의  $B_0$  코일, 정정 코일 등을 포함할 수도 있다. shim 코일들(124)은 자기장(들)에 기여하여 자석(122)에 의해 생성된  $B_0$  필드의 균질성(homogeneity)을 개선시키기 위해 사용될 수도 있다. 경사 코일들(128)은 경사 필드(gradient field)를 제공하도록 배열될 수도 있고, 예를 들어, MR 신호들이 어디에서 유도되는지를 측위(localize)하기 위해 3개의 실질적으로 직교적인 방향들(X, Y, Z)에서 자기장에서의 경사들을 생성하도록 배열될 수도 있다.
- [0044] RF 송신 및 수신 코일들(126)은 자기장  $B_1$ 을 유도하기 위한 RF 필드들을 생성하기 위해 사용될 수도 있는 하나 이상의 송신 코일을 포함할 수도 있다. 송신/수신 코일(들)은 대상자에서 MR 응답을 여기시키고 방출된 결과적인 MR 신호들을 검출하도록 구성된 임의의 적당한 타입의 RF 필드들을 생성하도록 구성될 수도 있다. RF 송신 및 수신 코일들(126)은 하나 또는 다수의 송신 코일들 및 하나 또는 다수의 수신 코일들을 포함할 수도 있다. 송신/수신 코일들의 구성은 구현예와 함께 변동되고, 송신하는 것과 수신하는 것의 양자를 위한 단일 코일, 송신하고 수신하기 위한 별도의 코일들, 송신하고 및/또는 수신하기 위한 다수의 코일들, 단일 채널 또는 병렬 MRI 시스템들을 달성하기 위한 임의의 조합을 포함할 수도 있다. 이에 따라, 송신/수신 자기 컴포넌트는 MRI 시스템의 송신 및 수신 컴포넌트를 위한 다양한 구성들을 일반적으로 지칭하기 위해 Tx/Rx 또는 Tx/Rx 코일들로서 종종 지칭된다. 자기 컴포넌트들(120)의 각각은 임의의 적당한 방법으로 구성될 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 자기 컴포넌트들(120) 중 하나 이상은 위에서 편입된 공동 출원된 출원들에서 설명된 라미네이트(laminate) 기법들을 사용하여 제작될 수도 있다.
- [0045] 전력 관리 시스템(110)은 동작 전력을 저필드 MRI 시스템(100)의 하나 이상의 컴포넌트에 제공하기 위한 전자기기들을 포함한다. 예를 들어, 전력 관리 시스템(110)은 하나 이상의 전력 공급 장치, 경사 전력 증폭기(gradient power amplifier), 송신 코일 증폭기, 및/또는 저필드 MRI 시스템(100)의 컴포넌트에 에너지를 공급하고 컴포넌트들을 동작시키기 위해 적당한 동작 전력을 제공하기 위해 필요한 임의의 다른 적당한 전력 전자기기들을 포함할 수도 있다.
- [0046] 도 1에서 예시된 바와 같이, 전력 관리 시스템(110)은 전력 공급 장치(112), 증폭기(들)(114), 송신/수신 스위치(116), 및 열 관리 컴포넌트들(118)을 포함한다. 전력 공급 장치(112)는 동작 전력을 저필드 MRI 시스템(100)의 자기 컴포넌트들(120)에 제공하기 위한 전자기기들을 포함한다. 예를 들어, 전력 공급 장치(112)는 저필드 MRI 시스템을 위한 주 자기장을 생성하기 위해 동작 전력을 하나 이상의  $B_0$  코일(예컨대,  $B_0$  자석(122))에 제공하기 위한 전자기기들을 포함할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 전력 공급 장치(112)는 단극성의 연속파(continuous wave; CW) 전력 공급 장치일 수도 있지만, 그러나, 임의의 적당한 전력 공급 장치가 사용될 수도 있다. 송신/수신 스위치(116)는 RF 송신 코일들 또는 RF 수신 코일들이 동작되고 있는지 여부를 선택하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0047] 증폭기(들)(114)는 하나 이상의 RF 수신 코일(예컨대, 코일들(124))에 의해 검출된 MR 신호들을 증폭시키는 하나 이상의 RF 수신(Rx) 전치 증폭기(pre-amplifier), 전력을 하나 이상의 RF 송신 코일(예컨대, 코일들(126))에 제공하도록 구성된 하나 이상의 RF 송신(Tx) 증폭기, 전력을 하나 이상의 경사 코일(예컨대, 경사 코일들(128))에 제공하도록 구성된 하나 이상의 경사 전력 증폭기, 전력을 하나 이상의 shim 코일(예컨대, shim 코일들(124))에 제공하도록 구성된 shim 증폭기(shim amplifier)들을 포함할 수도 있다.
- [0048] 열 관리 컴포넌트들(118)은 저필드 MRI 시스템(100)의 컴포넌트들을 위한 냉각을 제공하고, 저필드 MRI 시스템(100)의 하나 이상의 컴포넌트에 의해 생성된 열 에너지의 전달을 그 컴포넌트들로부터 멀어지도록 용이하게 함으로써 그렇게 행하도록 구성될 수도 있다. 열 관리 컴포넌트들(118)은,  $B_0$  코일들, 경사 코일들, shim 코일들, 및/또는 송신/수신 코일들을 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는, 열을 생성하는 MRI 컴포넌트들과 통합될 수도 있거나 MRI 컴포넌트들에 밀접하게 근접하도록 배열될 수도 있는, 물 기반 또는 공기 기반 냉각을 수행하기 위한 컴포넌트들을 제한 없이 포함할 수도 있다. 열 관리 컴포넌트들(118)은 저필드 MRI 시스템(100)의 컴포넌트들로부터 멀어지도록 열을 전달하기 위해, 물 및 공기를 포함하지만, 이것으로 제한되지 않는, 임의의 적당한 열 전달 매체를 포함할 수도 있다.

- [0049] 도 1에서 예시된 바와 같이, 저필드 MRI 시스템(100)은 명령어들을 전력 관리 시스템(110)으로 전송하고 전력 관리 시스템(110)으로부터 정보를 수신하기 위한 제어 전자기기들을 가지는 제어기(106)(또한, 콘솔(console)로서 지칭됨)를 포함한다. 제어기(106)는 희망된 시퀀스로 자기 컴포넌트들(120)을 동작시키기 위해 전력 관리 시스템(110)으로 전송된 명령어들을 결정하기 위해 사용되는 하나 이상의 펄스 시퀀스를 구현하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 제어기(106)는 균형 정상 상태 자유 세차(balance steady-state free precession; bSSFP) 펄스 시퀀스, 저필드 경사 에코 펄스 시퀀스(low-field gradient echo pulse sequence), 저필드 스핀 에코 펄스 시퀀스(low-field spin echo pulse sequence), 저필드 반전 복원 펄스 시퀀스(low-field inversion recovery pulse sequence), 동맥 스핀 라벨링(arterial spin labeling), 확산 가중화된 이미징(diffusion weighted imaging; DWI), 및/또는 임의의 다른 적당한 펄스 시퀀스에 따라 자기 컴포넌트들(120)을 동작시키기 위해 전력 관리 시스템(110)을 제어하도록 구성될 수도 있다. 본원에서 제공된 개시물의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 제어기(106)는 하드웨어, 소프트웨어, 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 임의의 적당한 조합으로서 구현될 수도 있다.
- [0050] 일부 실시형태들에서, 제어기(106)는 하나 이상의 펄스 시퀀스의 각각에 대한 정보를 저장하는 펄스 시퀀스들 저장소(108)로부터 펄스 시퀀스에 대한 정보를 획득함으로써 펄스 시퀀스를 구현하도록 구성될 수도 있다. 특정한 펄스 시퀀스에 대한 펄스 시퀀스들 저장소(108)에 의해 저장된 정보는 제어기(106)가 특정한 펄스 시퀀스를 구현하는 것을 허용하는 임의의 적당한 정보일 수도 있다. 예를 들어, 펄스 시퀀스에 대한 펄스 시퀀스들 저장소(108)에서 저장된 정보는 펄스 시퀀스에 따라 자기 컴포넌트들(120)을 동작시키기 위한 하나 이상의 파라미터(예컨대, RF 송신 및 수신 코일들(126)을 동작시키기 위한 파라미터들, 경사 코일들(128)을 동작시키기 위한 파라미터들 등), 펄스 시퀀스에 따라 전력 관리 시스템(110)을 동작시키기 위한 하나 이상의 파라미터, 제어기(106)에 의해 실행될 때, 제어기(106)로 하여금, 펄스 시퀀스에 따라 동작하도록 시스템(100)을 제어하는 명령어들을 포함하는 하나 이상의 프로그램, 및/또는 임의의 다른 적당한 정보를 포함할 수도 있다. 펄스 시퀀스들 저장소(108)에서 저장된 정보는 하나 이상의 비일시적 저장 매체 상에서 저장될 수도 있다.
- [0051] 도 1에서 예시된 바와 같이, 제어기(106)는 또한, 수신된 MR 데이터를 프로세싱하도록 프로그래밍된 컴퓨팅 디바이스(104)와 상호작용한다. 예를 들어, 컴퓨팅 디바이스(104)는 임의의 적당한 이미지 재구성 프로세스(들)을 사용하여 하나 이상의 MR 이미지를 생성하기 위해 수신된 MR 데이터를 프로세싱할 수도 있다. 제어기(106)는 컴퓨팅 디바이스에 의한 데이터의 프로세싱을 위해, 하나 이상의 펄스 시퀀스에 대한 정보를 컴퓨팅 디바이스(104)에 제공할 수도 있다. 예를 들어, 제어기(106)는 하나 이상의 펄스 시퀀스에 대한 정보를 컴퓨팅 디바이스(104)에 제공할 수도 있고, 컴퓨팅 디바이스는 제공된 정보에 적어도 부분적으로 기초하여 이미지 재구성 프로세스를 수행할 수도 있다.
- [0052] 컴퓨팅 디바이스(104)는, 취득된 MR 데이터를 프로세싱할 수도 있고 이미징되는 대상자의 하나 이상의 이미지를 생성할 수도 있는 임의의 전자 디바이스일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 컴퓨팅 디바이스(104)는 데스크톱 컴퓨터, 서버, 랙 장착형 컴퓨터(rack-mounted computer), 또는 MR 데이터를 프로세싱하고 이미징되는 대상자의 하나 이상의 이미지를 생성하도록 구성될 수도 있는 임의의 다른 적당한 고정식 전자 디바이스와 같은 고정식 전자 디바이스일 수도 있다. 대안적으로, 컴퓨팅 디바이스(104)는 스마트폰, 개인 정보 단말(personal digital assistant), 랩톱 컴퓨터, 태블릿 컴퓨터, 또는 MR 데이터를 프로세싱하고 이미징되는 대상자의 하나 이상의 이미지를 생성하도록 구성될 수도 있는 임의의 다른 휴대용 디바이스와 같은 휴대용 디바이스일 수도 있다. 일부 실시형태들에서는, 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 컴퓨팅 디바이스(104)가 임의의 적당한 타입의 다수의 컴퓨팅 디바이스들을 포함할 수도 있다. 사용자(102)는 저필드 MR 시스템(100)의 양태들을 제어하고(예컨대, 특정한 펄스 시퀀스들에 따라 동작하도록 시스템(100)을 프로그래밍하고, 시스템(100)의 하나 이상의 파라미터를 조절하는 등) 및/또는 저필드 MR 시스템(100)에 의해 획득된 이미지들을 관측(view)하기 위해 워크스테이션(104)과 상호작용할 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 컴퓨팅 디바이스(104) 및 제어기(106)는 단일 제어기를 형성하는 반면, 다른 실시형태들에서는, 컴퓨팅 디바이스(104) 및 제어기(106)가 각각 하나 이상의 제어기를 포함한다. 양태들이 임의의 특정한 구현에 또는 아키텍처와의 사용을 위해 제한되지는 않으므로, 컴퓨팅 디바이스(104) 및 제어기(106)에 의해 수행된 기능성은 하나 이상의 제어기의 임의의 조합 상에서 임의의 방법으로 분산될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다.
- [0053] 도 2a 및 도 2b는 본원에서 설명된 변화 검출 기법들과의 사용을 위해 적당한 저필드 MRI 시스템에서 사용될 수도 있는 이중 평면형 자기 구성들을 예시한다. 도 2a는 저필드 MRI를 위해 적당한 B<sub>0</sub> 필드의 부분을 적어도 부분적으로 생성하도록 구성된 이중 평면형 자석을 개략적으로 예시한다. 이중 평면형 자석(200)은 2개의 외부 코일들(210a 및 210b) 및 2개의 내부 코일들(212a 및 212b)을 포함한다. 적절한 전류가 코일들에 인가될 때,

자기장은, 적절하게 설계되고 구성될 때, 저필드 MRI를 위해 적당할 수도 있는 코일들 사이에서 시야(field of view)를 가지는 B<sub>0</sub> 필드를 생성하기 위해 화살표에 의해 표시된 방향에서 생성된다. 용어 "코일"은 자기장을 생성함으로써, 전자석을 형성하기 위해 전류를 전도시키는 적어도 하나의 "턴(turn)"을 가지는 임의의 기하구조의 임의의 전도체 또는 전도체들의 조합을 지칭하기 위해 본원에서 사용된다.

[0054] 도 2a에서 예시된 이중 평면형 기하구조는 고필드 강도들에서의 충분한 균질성의 B<sub>0</sub> 필드를 획득함에 있어서의 어려움으로 인해 고필드 MRI를 위해 일반적으로 부적당하다는 것이 인식되어야 한다. 고필드 MRI 시스템들은 전형적으로, 고필드 MRI를 위한 충분한 균질성의 높은 필드 강도들을 취득하기 위해 솔레노이드 기하구조(solenoid geometry)들(및 초전도 배선들)을 사용한다. 도 2a에서 예시된 이중 평면형 B<sub>0</sub> 자석은 일반적으로 개방형 기하구조를 제공하여, 폐소공포증(claustrophobia)을 앓고 있고, 기존의 고필드 솔레노이드 코일 기하구조들로 이미징되는 것을 거부할 수도 있는 환자들에 의한 그 사용을 용이하게 한다. 또한, 이중 평면형 설계는 그 개방형 설계 및 일부 사례들에서, 저필드 강도들 및 균질성 요건들에서 가능한 일반적으로 더 큰 시야의 결과로 더 큰 환자들에 의한 그 사용을 용이하게 할 수도 있다. 또한, 일반적으로 개방형 설계는 이미징되는 환자에 대한 액세스를 용이하게 하고, 이하에서 더 상세하게 논의된 바와 같이, 시야 내의 환자, 예를 들어, 무의식적인 진정체투여되거나 마취된 환자를 위치결정하기 위한 능력을 개선시킬 수도 있다. 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 더 많거나 더 적은 코일들이 필요한 바와 같이 배열될 수도 있기 때문에, 도 2a에서의 이중 평면형 기하구조는 단지 예시적이다.

[0055] 도 2b는 B<sub>0</sub> 자석 또는 그 부분을 제작하고 및/또는 저필드 MRI에서의 사용을 위한 하나 이상의 다른 자기 컴포넌트를 제작하기 위해 라미네이트 기법들을 사용하는 하이브리드 이중 평면형 자석을 예시한다. 예를 들어, 도 2b에서 예시된 예시적인 이중 평면형 자석(200')에서, 라미네이트 패널들(220a 및 220b)은 하이브리드 자석을 생성하기 위해 내부 코일들(212a 및 212b)을 대체한다. 라미네이트 패널들(220a 및 220b)은 저필드 MRI에서 사용된 자기장들의 생성을 용이하게 하기 위한 하나 이상의 B<sub>0</sub> 코일, 경사 코일, 정정 코일, 및/또는 심 코일 등, 또는 그 부분을 그 상에서 제작한 임의의 수의 라미네이트 층들을 포함할 수도 있다. 라미네이트 기법들을 사용하는 적당한 하이브리드 자석들은, 그 전체적으로 참조로 본원에 편입되는, "Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus"라는 명칭으로 2015년 9월 4일자로 출원된 미국 특허 출원 제14/845,652호('652 출원)에서 설명된다. 다른 실시형태들에서, 라미네이트 기법들은 (예컨대, 코일들(210a 및 210b)을 대체하는) 그 전체적으로 B<sub>0</sub> 자석을 구현하기 위해 사용될 수 있다.

[0056] 예시적인 라미네이트 패널들(220a 및 220b)은 추가적으로 또는 대안적으로, 주파수 또는 위상의 함수로서 수신된 MR 신호들의 공간적 위치를 인코딩하기 위한 하나 이상의 경사 코일 또는 그 부분을 그 상에서 제작하였을 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 라미네이트 패널은 저필드 MRI 시스템에서 동작될 때에 검출된 MR 신호들의 공간적 인코딩을 제공하기 위해 적당한 자기장을 생성할 수 있거나 이 자기장들에 기여할 수 있는 하나 이상의 경사 코일, 또는 하나 이상의 경사 코일의 부분을 형성하도록 패턴화된 적어도 하나의 전도성 층을 포함한다. 예를 들어, 라미네이트 패널(220a) 및/또는 라미네이트 패널(220b)은 제 1(X) 방향에서 주파수 인코딩을 수행하기 위해 제 1(X) 방향에서 B<sub>0</sub> 필드를 선택적으로 변동시키도록 구성된 제 1 경사 코일, 위상 인코딩(phase encoding)을 수행하기 위해 제 1 방향에 실질적으로 직교하는 제 2(Y) 방향에서 B<sub>0</sub> 필드를 선택적으로 변동시키도록 구성된 제 2 경사 코일, 및/또는 체적계측(volumetric) 이미징 응용들을 위한 슬라이스 선택을 가능하게 하기 위해 제 1 및 제 2 방향들에 실질적으로 직교하는 제 3(Z) 방향에서 B<sub>0</sub> 필드를 선택적으로 변동시키도록 구성된 제 3 경사 코일을 포함할 수도 있다.

[0057] 예시적인 라미네이트 패널들(220a 및 220b)은 추가적으로 또는 대안적으로, 예를 들어, 강도를 증가시키고 및/또는 B<sub>0</sub> 필드의 균질성을 개선시키거나, 이미징되고 있는 객체의 효과들을 로딩하는 경사 코일들의 동작에 의해 생성된 것들과 같은 해로운 필드 효과들에 대항하거나, 또는 그렇지 않을 경우에 저 필드 MRI 시스템의 자기기기를 지원하기 위해, 시스템의 지원 하에서 자기장들을 생성하도록 배열된 하나 이상의 심 코일과 같은 추가적인 자기 컴포넌트들을 포함할 수도 있다. 도 2a 및 도 2b에서 예시된 이중 평면형 자석은 기존의 코일들, 라미네이트 기법들, 또는 양자의 조합을 사용하여 생성될 수도 있고, 이하에서 더 상세하게 설명된 바와 같이, 변화 검출 기법들을 수행하도록 구비된 저필드 MRI 시스템을 위한 자기 컴포넌트들을 제공하기 위해 사용될 수도 있다.

[0058] 발명자들은 저필드 맥락이 고필드 체제에서 실현가능하지 않은 B<sub>0</sub> 자석 설계들을 허용한다는 것을 인식하였다.

예를 들어, 더 낮은 필드 강도들에 적어도 부분적으로 기인하여, 초전도 재료 및 대응하는 극저온 냉각 시스템들이 제거될 수 있다. 저필드 강도들에 부분적으로 기인하여, 비초전도 재료(예컨대, 구리)를 사용하여 구성된 B<sub>0</sub> 전자석들은 저필드 체제에서 채용될 수도 있다. 그러나, 이러한 전자석들은 동작 동안 전력의 상대적으로 큰 양들을 여전히 소비할 수도 있다. 예를 들어, .2 T 이상의 자기장을 생성하기 위해 구리 전도체를 사용하여 전자석을 동작시키는 것은 전용 또는 특화된 전력 접속(예컨대, 전용 3상 전력 접속)을 요구한다. 발명자들은, 간선 전기(mains electricity)(즉, 표준 벽 전력)를 사용하여 동작될 수 있는 MRI 시스템을 개발하였고, MRI 시스템이 표준 벽 접속구(standard wall outlet)(예컨대, 미국에서의 120V/20A 접속) 또는 공통 대형 기기 접속구들(예컨대, 220V 내지 240V/30A)과 같은 공통 전력 접속을 가지는 임의의 위치에서 급전되는 것을 허용한다. 이에 따라, 저전력 MRI 시스템은 휴대성 및 사용가능성을 용이하게 하여, MRI 시스템이 그것을 필요로 하는 위치들에서 동작되는 것을 허용하고(예컨대, MRI 시스템은 그 대신에 반대로 환자에게 보내질 수 있음), 그 예들은 이하에서 더 상세하게 논의된다. 게다가, 표준 벽 전력으로부터 동작하는 것은 3상 전력을 단상 전력으로 변환하고 그리드로부터 직접적으로 제공된 전력을 없애기 위해 기존에 필요로 한 전자기기들을 제거한다. 그 대신에, 벽 전력은 DC로 직접적으로 변환될 수 있고, MRI 시스템의 컴포넌트들을 급전하기 위해 분배될 수도 있다.

[0059] 도 2c 및 도 2d는 전자석 및 강자성 요크를 사용하여 형성된 B<sub>0</sub> 자석을 예시한다. 특히, B<sub>0</sub> 자석(2000)은 상부면 상의 전자기 코일들(2012a 및 2012b) 및 B<sub>0</sub> 자석(2000)의 하부면 상의 전자기 코일들(2014a 및 2014b)을 포함하는 이중 평면형 기하구조로 배열된 전자석(2010)에 의해 부분적으로 형성된다. 일부 실시형태들에 따르면, 전자석(2010)을 형성하는 코일들은 구리 배선 또는 구리 리본(ribbon)의 다수의 턴들, 또는 동작될 때(예컨대, 전기적 전류가 전도체 권선(conductor winding)들을 통해 구동될 때)에 자기장을 생성하기 위해 적당한 임의의 다른 전도성 재료로 형성될 수도 있다. 도 2c 및 도 2d에서 예시된 예시적인 전자석은 코일들의 2개의 쌍들을 포함하지만, 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 전자석은 임의의 구성인 임의의 수의 코일들을 사용하여 형성될 수도 있다. 전자석(2010)을 형성하는 전자기 코일들은 예를 들어, 섬유유리 링(2017) 주위에서 전도체(2013)(예컨대, 구리 리본, 배선, 페인트(paint) 등)를 감음으로써 형성될 수도 있다. 예를 들어, 전도체(2013)는 적당한 절연된 구리 배선일 수도 있거나, 또는 대안적으로, 전도체(2013)는 코일의 다수의 권선들을 전기적으로 격리시키기 위해 절연 층(예컨대, 마일러 층(Mylar layer))과 함께 감겨진 구리 리본일 수도 있다. 커넥터(2019)는 전력 접속이 직렬인 코일들(2014a 및 2014b)을 동작시키기 위해 전류를 제공하는 것을 허용하도록 제공될 수도 있다. 전자석의 상부면 상의 유사한 커넥터(도 2c 및 도 2d에서 가시적이지 않음)는 코일들(2012a 및 2012b)을 동작시키기 위해 제공될 수도 있다.

[0060] 양태들이 임의의 특정한 타입의 전자석과의 사용을 위해 제한되지는 않으므로, 전자기 코일들은 임의의 적당한 재료로 형성될 수도 있고, 희망된 B<sub>0</sub> 자기장을 생성하거나 이에 기여하도록 임의의 적당한 방법으로 치수결정될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 전자석(예컨대, 전자석(2010))을 부분적으로 형성하기 위해 적당할 수도 있는 하나의 비제한적인 예로서, 전자기 코일은 대략 23 내지 27 인치(inch)(예컨대, 대략 25 인치)의 내부 직경, 대략 30 내지 35 인치(예컨대, 32 인치)의 외부 직경을 형성하기 위해 155개의 턴들을 가지는 구리 리본 및 마일러 절연체를 사용하여 구성될 수도 있다. 그러나, 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 상이한 재료 및/또는 상이한 치수들은 희망된 특성들을 가지는 전자기 코일을 구성하기 위해 사용될 수도 있다. 상부 및 하부 코일(들)은 상부면 상의 하부 코일과 하부면 상의 상부 코일 사이의 대략 10 내지 15 인치(예컨대, 대략 12.5 인치)의 거리를 제공하기 위해 위치결정될 수도 있다. 치수들은 예를 들어, 필드 강도, 시야 등을 포함하는 희망된 특성들에 따라 상이할 것이라는 것이 인식되어야 한다.

[0061] 도 2c 및 도 2d에서 예시된 예시적인 B<sub>0</sub> 자석에서, 각각의 코일 쌍(2012 및 2014)은 전자기 코일들 및 경사 코일들(도 2c 및 도 2d에서 예시되지 않음)에 의해 생성된 열을 자석들로부터 멀어지도록 전달하여 MRI 디바이스를 위한 열 관리를 제공하기 위해, 열 관리 컴포넌트들(2030a 및 2030b)에 의해 각각 분리된다. 특히, 열 관리 컴포넌트들(2030a 및 2030b)은, 냉각제(coolant)가 열을 자석들로부터 멀어지도록 전달하기 위해 냉각 판을 통해 순환되는 것을 허용하는 도관(conduit)들을 가지는 냉각 판을 포함할 수도 있다. 냉각 판(2030a, 2030b)은 B<sub>0</sub> 자석(2000)에 의해 생성된 B<sub>0</sub> 자기장을 붕괴시키는 전자기장들을 생성할 수 있는 경사 코일들을 동작시킴으로써 유도된 와전류(eddy current)들을 감소시키거나 제거하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 열 관리 컴포넌트들(2030a 및 2030b)은, 그 전체적으로 본원에 참조로 편입되는, 2015년 9월 4일자로 출원된 "Thermal Management Methods and Apparatus"라는 명칭의 미국 출원 제14/846,042호에서 설명된 열 관리 컴포넌트들 중 임의의 것과 동일할 수도 있거나 유사할 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 열 관리 컴포넌트들은 이하에

서 더 상세하게 논의된 바와 같이 제거될 수도 있다.

[0062] B<sub>0</sub> 자석(2000)은, 요크(2020)의 부재 시에, 손실될 것이고, 상부 및 하부 전자기 코일들 사이의 관심 있는 영역에서 플럭스 밀도(flux density)에 기여하지 않을 자속(magnetic flux)을 캡처하기 위해 전자석에 자기적으로 결합되는 요크(2020)를 더 포함한다. 특히, 요크(2020)는, 코일들 사이의 영역에서 플럭스 밀도를 증가시키고, 이에 따라, B<sub>0</sub> 자석의 이미징 영역(또한, 시야로서 지칭됨) 내의 필드 강도를 증가시키기 위해 전자석의 상부 및 하부 면 상의 코일들을 접속하는 "자기 회로"를 형성한다. 이미징 영역 또는 시야는 주어진 B<sub>0</sub> 자석에 의해 생성된 B<sub>0</sub> 자기장이 이미징을 위해 적당한 체적(volume)을 정의한다. 더 상세하게, 이미징 영역 또는 시야는, 무선 주파수 여기(예컨대, 적당한 무선 주파수 펄스 시퀀스)의 적용에 응답하여, 검출가능한 MR 신호들이 그 안에 위치결정된 객체에 의해 방출되는 희망된 필드 강도에서, B<sub>0</sub> 자기장이 충분히 균질인 영역에 대응한다. 요크(2020)는 임의의 적당한 강자성 재료(예컨대, 철(iron), 강(steel) 등)를 사용하여 형성될 수도 있는 프레임(2022) 및 판들(2024a, 2024b)을 포함한다. 판들(2024a, 2024b)은 전자석(2010)의 코일 쌍들에 의해 생성된 자속을 수집하고, 그것을, 플럭스를 반대 코일 쌍으로 다시 결국 반환하는 프레임(2022)으로 보냄으로써, 코일들에 제공된 동작 전류의 동일한 양에 대한 코일 쌍들(예컨대, 코일 쌍(2012a, 2012b) 및 코일 쌍(2014a, 2014b)) 사이의 이미징 영역에서의 자속 밀도를 2 배에 이르는 만큼 증가시킨다. 이에 따라, 요크(2020)는 전력 요건들에 있어서의 대응하는 증가 없이 더 높은 B<sub>0</sub> 필드(더 높은 SNR로 귀착됨)를 생성하기 위해 사용될 수 있거나, 요크(2020)는 주어진 B<sub>0</sub> 필드에 대한 B<sub>0</sub> 자석(2000)의 전력 요건들을 낮추기 위해 사용될 수 있다.

[0063] 일부 실시형태들에 따르면, 요크(2020)의 부분들(즉, 프레임(2022) 및/또는 판들(2024a, 2024b))을 위해 사용된 재료는 강(steel), 예를 들어, 저탄소 강(low-carbon steel), 실리콘 강(silicon steel), 코발트 강(cobalt steel) 등이다. 일부 실시형태들에 따르면, MRI 시스템의 경사 코일들(도 2c, 도 2d에서 도시되지 않음)은 판들(2024a, 2024b)에 상대적으로 밀접하게 근접하도록 배열되어, 판들에서 와전류들을 유도한다. 완화시키기 위해, 판들(2024a, 2024b) 및/또는 프레임(2022)은 예를 들어, 저탄소 강보다 와전류 생성에 대해 일반적으로 더 저항력 있는 실리콘 강으로 구성될 수도 있다. 플럭스 밀도를 증가시키는 방법들은 임의의 특정한 타입의 재료 또는 재료들의 조합과의 사용을 위해 제한되지는 않으므로, 요크(2020)는 충분한 투자율(magnetic permeability)을 갖는 임의의 강자성 재료를 사용하여 구성될 수도 있고, 개별적인 파트들(예컨대, 프레임(2022) 및 판들(2024a, 2024b))은 동일하거나 상이한 강자성 재료로 구성될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 또한, 요크(2020)는 상이한 기하구조들 및 배열들을 사용하여 형성될 수 있다는 것이 인식되어야 한다.

[0064] 요크(2020)는 임의의 적당한 재료로 이루어질 수도 있고, 중량, 비용, 자기 속성들 등과 같은 다른 설계 제약들을 만족시키면서, 희망된 자기 플럭스 캡처를 제공하도록 치수결정될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 예로서, 요크의 프레임(예컨대, 프레임(2022))은 0.2 % 미만의 탄소의 저탄소 강 또는 실리콘 강으로 형성될 수도 있고, 긴 빔(들)은 대략 38 인치의 길이, 대략 8 인치의 폭, 및 대략 2 인치의 두께(깊이)를 가지고, 짧은 빔(들)은 대략 19 인치의 길이, 대략 8 인치의 폭, 및 대략 2 인치의 두께(깊이)를 가진다. 판들(예컨대, 판들(2024a 및 2024b))은 0.2 % 미만의 탄소의 저탄소 강 또는 실리콘 강으로 형성될 수도 있고, 대략 30 내지 35 인치(예컨대, 대략 32 인치)의 직경을 가질 수도 있다. 그러나, 위에서 제공된 치수들 및 재료들은 전자석에 의해 생성된 자속을 캡처하기 위해 사용될 수 있는 요크의 적당한 실시형태에 대하여 단지 예시적이다.

[0065] 요크(2020)의 사용을 통해 달성된 개선의 예로서, 요크(2020) 없이 대략 20 mT의 B<sub>0</sub> 자기장을 생성하기 위해 전자석(2010)을 동작시키는 것은 약 5 kW를 소비하는 반면, 요크(2020)로 동일한 20 mT B<sub>0</sub> 자기장을 생성하는 것은 약 750 W의 전력을 소비한다. 요크(2020)를 갖는 전자석(2010)을 동작시키면, 대략 40 mT의 B<sub>0</sub> 자기장은 2 kW의 전력을 사용하여 생성될 수도 있고, 대략 50 mT의 B<sub>0</sub> 자기장은 대략 3 kW의 전력을 사용하여 생성될 수도 있다. 이에 따라, 전력 요건들은 요크(2020)의 사용에 의해 상당히 감소될 수 있어서, 전용 3상 전력 접속 없이 B<sub>0</sub> 자석의 동작을 허용한다. 예를 들어, 미국 및 북미의 대부분에서의 간선 전기 전력은 120 V 및 60 Hz에서 제공되고 15 또는 20 amp에서 정격(rate)되어, 각각 1800 및 2400 W 미만에서 동작하는 디바이스들을 위한 사용을 허용한다. 많은 설비들은 또한, 30 amp 정격들을 갖는 220 내지 240 VAC 접속구들을 가져서, 7200 W에 이르기까지 동작하는 디바이스들이 이러한 접속구들로부터 급전되는 것을 허용한다. 일부 실시형태들에 따르면, 전자석 및 요크를 포함하는 B<sub>0</sub> 자석(예컨대, B<sub>0</sub> 자석(2000))을 사용하는 저필드 MRI 시스템은 이하에서 더 상세하게 논의된 바와 같이, 표준 벽 접속구를 통해 급전되도록 구성된다. 일부 실시형태들에 따르면, 전자석 및

요크를 포함하는 B<sub>0</sub> 자석(예컨대, B<sub>0</sub> 자석(2000))을 사용하는 저필드 MRI 시스템은 이하에서 더 상세하게 또한 논의된 바와 같이, 220 내지 240 VAC 접속구를 통해 급전되도록 구성된다.

[0066] 도 2c 및 도 2d를 다시 참조하면, 예시적인 B<sub>0</sub> 자석(2010)은 하부 코일들이 제거된 도 2d에서 최상으로 보여진 바와 같이, 시야에서(예컨대, B<sub>0</sub> 필드가 충분한 MR 신호 생성을 위해 적당한 전자석의 상부 및 하부 코일들 사이의 영역에서) 균질성을 개선시키기 위해 생성된 B<sub>0</sub> 자기장을 증강시키도록 구성된 심 링들(2040a, 2040b) 및 심 디스크들(2042a, 2042b)을 더 포함한다. 특히, 심 링들(2040) 및 심 디스크(2042)는 적어도, B<sub>0</sub> 자석의 시야 내에서 전자석에 의해 생성된 자기장의 균일성(uniformity)을 증가시키도록 치수결정되고 배열된다. 특히, 심 링들(2040a, 2040b)의 높이, 두께, 및 재료, 그리고 심 디스크들(2042a, 2042b)의 직경, 두께, 및 재료는 적당한 균질성의 B<sub>0</sub> 필드를 달성하도록 선택될 수도 있다. 예를 들어, 심 디스크에는 대략 5 내지 6인치의 직경 및 대략 3 내지 4 인치의 폭이 제공될 수도 있다. 심 링은 대략 21 내지 22 인치 사이 및 대략 23 내지 24 인치 사이의 내부 직경을 가지는 링을 형성하기 위해, 각각이 대략 20 내지 22 인치의 높이 및 대략 2 인치의 폭을 가지는 복수의 원형 아크 세그먼트(circular arc segment)들(예컨대, 8 개의 원형 아크 세그먼트들)로 형성될 수도 있다.

[0067] B<sub>0</sub> 자석의 중량은 결국, MRI 시스템의 휴대성에 충격을 주는 MRI 시스템의 전체적인 중량의 상당한 부분이다. 요크 및 시밍 컴포넌트(shimming component)들 위해 저 탄소 및/또는 실리콘 강을 주로 사용하는 실시형태들에서, 상기에서 설명된 것과 유사하게 치수결정된 예시적인 B<sub>0</sub> 자석(2000)은 대략 550 킬로그램(kilogram)의 중량일 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 코발트 강(CoFe)은 요크(및 아마도 심 컴포넌트들)를 위한 주요 재료로서 사용될 수도 있어서, B<sub>0</sub> 자석(2000)의 중량을 대략 450 킬로그램으로 잠재적으로 감소시킨다. 그러나, CoFe는 예를 들어, 저 탄소 강보다 일반적으로 더 값비싸서, 시스템의 비용을 끌어올린다. 추가적으로, 일부 실시형태들에서, 선택 컴포넌트들은 비용과 그 사용으로부터 기인하는 중량 사이의 절충의 균형을 맞추기 위해 CoFe를 사용하여 형성될 수도 있다. 이러한 예시적인 B<sub>0</sub> 자석들을 사용하면, 운반가능한 또는 그렇지 않을 경우에 수송가능한 MRI 시스템은 예를 들어, MRI 시스템이 (예컨대, MRI 시스템을 수동으로 푸시함으로써 및/또는 모터식 보조를 포함함으로써) 희망된 위치들로 수송되는 것을 허용하기 위해, 교통기관의 바퀴(caster)들, 휠(wheel)들, 또는 다른 수단이 부착될 수 있는 하우징, 프레임, 또는 다른 본체 내에서 B<sub>0</sub> 자석을 통합함으로써 구성될 수도 있다. 그 결과, MRI 시스템은 그것을 필요로 하는 위치로 보내질 수 있어서, 임상적 기구로서의 그 사용가능성 및 사용을 증가시키고, 이전에 가능하지 않았던 MRI 응용들을 사용가능하게 한다.

[0068] B<sub>0</sub> 자석(2000)과 같은 B<sub>0</sub> 자석을 채용하는 저필드 MRI 시스템의 전체적인 전력 소비에 대한 주요 기여자(contributor)는 전자석(예컨대, 전자석(2010))이다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 전자석은 전체적인 MRI 시스템의 전력의 80% 이상을 소비할 수도 있다. MRI 시스템의 전력 요건들을 상당히 감소시키기 위해, 발명자들은 B<sub>0</sub> 전자기장을 생성하고 및/또는 B<sub>0</sub> 전자기장에 기여하기 위해 영구 자석들을 사용하는 B<sub>0</sub> 자석들을 개발하였다. 일부 실시형태들에 따르면, B<sub>0</sub> 전자석들은 B<sub>0</sub> 전자기장의 주 소스로서 영구 자석들로 대체된다. 영구 자석은 일단 자화되면, 그 자신의 지속적인 자기장을 유지하는 임의의 객체 또는 재료를 지칭한다. 영구 자석을 생성하기 위해 자화될 수 있는 재료들은 강자성으로서 본원에서 지칭되고, 비제한적인 예들로서, 철, 니켈, 코발트, 네오디뮴(neodymium)(NdFeB) 합금들, 사마륨 코발트(samarium cobalt)(SmCo) 합금들, 알니코(alnico)(AlNiCo) 합금들, 스트론튬 페라이트(strontium ferrite), 바륨 페라이트(barium ferrite) 등을 포함한다. 영구 자석 재료(예컨대, 자화 필드에 의해 포화로 구동되었던 자화가능한 재료)는 구동 필드가 제거될 때에 그 자기장을 보유한다. 특정한 재료에 의해 보유된 자화의 양은 재료의 잔류자기(remanence)로서 지칭된다. 이에 따라, 일단 자화되면, 영구 자석은 그 잔류자기에 대응하는 자기장을 생성하여, 자기장을 생성하기 위한 전원에 대한 필요성을 제거한다.

[0069] 도 2e는 일부 실시형태들에 따라, 영구 B<sub>0</sub> 자석을 예시한다. 특히, B<sub>0</sub> 자석(2100)은 이중 평면형 기하구조로 배열된 영구 자석들(2110a 및 2110b), 그리고 영구 자석들에 의해 생성된 전자기 플럭스를 캡처하고 플럭스를 대향하는 영구 자석으로 전달하여 영구 자석들(2110a 및 2110b) 사이의 플럭스 밀도를 증가시키는 요크(2120)에 의해 형성된다. 영구 자석들(2110a 및 2110b)의 각각은 복수의 동심 영구 자석들로 형성된다. 특히, 도 2e에서 가시적인 바와 같이, 영구 자석(2110b)은 영구 자석들(2114a)의 외부 링, 영구 자석들(2114b)의 중간 링, 영구 자석들(2114c)의 내부 링, 및 중심에서의 영구 자석 디스크(2114d)를 포함한다. 영구 자석(2110a)은 영구

자석 엘리먼트들의 영구 자석(2110b)과 동일한 세트를 포함할 수도 있다.

[0070] 사용된 영구 자석 재료는 시스템의 설계 요건들에 따라 선택될 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에 따르면, 영구 자석들(또는 일부 부분)은, 일단 자화되면, 재료의 단위 체적 당 상대적으로 높은 자기장을 갖는 자기장을 생성하는 NdFeB로 이루어질 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, SmCo 재료는 영구 자석들, 또는 그 일부 부분을 형성하기 위해 사용된다. NdFeB는 더 높은 필드 강도들을 생성하지만(그리고 일반적으로, SmCo보다 덜 비쌌), SmCo는 더 적은 열 드리프트(thermal drift)를 나타내고, 이에 따라, 온도 요동(temperature fluctuation)들에 직면하여 더 안정적인 자기장을 생성한다. 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 다른 타입들의 영구 자석 재료(들)가 마찬가지로 사용될 수도 있다. 일반적으로, 사용된 영구 자석 재료의 타입 또는 타입들은 적어도 부분적으로, 필드 강도, 온도 안전성, 중량, 비용, 및/또는 주어진  $B_0$  자석 구현에의 사용 요건들의 용이함에 종속될 것이다.

[0071] 영구 자석 링들은 영구 자석들(2110a 및 2110b) 사이의 중심 영역(시야)에서의 희망된 강도의 균질한 필드를 생성하도록 크기결정되고 배열된다. 도 2e에서 예시된 예시적인 실시형태에서, 각각의 영구 자석 링은 복수의 세그먼트들을 포함하고, 각각의 세그먼트는 방사상 방향으로 적층되고 개개의 링을 형성하기 위해 주변부(periphery) 주위에 서로에 인접하게 위치결정되는 복수의 블록들을 사용하여 형성된다. 발명자들은 각각의 영구 자석의 (링에 접선인 방향에서의) 폭을 변동시킴으로써, 유용한 공간의 더 적은 낭비가 더 적은 재료를 사용하면서 달성될 수도 있다는 것을 인식하였다. 예를 들어, 유용한 자기장을 생성하지 않는 스택(stack)들 사이의 공간은 예를 들어, 블록의 방사상 포지션의 함수로서, 블록들의 폭을 변동시킴으로써 감소될 수 있어서, 낭비된 공간을 감소시키고 주어진 공간에서 생성될 수 있는 자기장의 양을 최대화하기 위한 더 근접한 맞춤(fit)을 허용할 수 있다. 블록들의 치수들은 또한, 이하에서 더 상세하게 논의된 바와 같이, 희망된 강도 및 균질성의 자기장의 생성을 용이하게 하기 위해 임의의 희망된 방법으로 변동될 수도 있다.

[0072]  $B_0$  자석(2100)은, 영구 자석들(2110a 및 2110b)에 의해 생성된 자속을 캡처하고 자속을  $B_0$  자석의 대향 측으로 보내서 영구 자석들(2110a 및 2110b) 사이의 플럭스 밀도를 증가시키도록 구성되고 배열된 요크(2120)를 더 포함하여,  $B_0$  자석의 시야 내에서의 필드 강도를 증가시킨다. 자속을 캡처하고 자속을 영구 자석들(2110a 및 2110b) 사이의 영역으로 보냄으로써, 더 적은 영구 자석 재료가 희망된 필드 강도를 달성하기 위해 사용될 수 있고, 이에 따라,  $B_0$  자석의 크기, 중량, 및 비용을 감소시킬 수 있다. 대안적으로, 주어진 영구 자석들에 대하여, 필드 강도가 증가될 수 있어서, 이에 따라, 영구 자석 재료의 증가된 양들을 사용해야 할 필요 없이 시스템의 SNR을 개선시킬 수 있다. 예시적인  $B_0$  자석(2100)에 대하여, 요크(2120)는 프레임(2122) 및 판들(2124a 및 2124b)을 포함한다. 요크(2120)와 관련하여 위에서 설명된 것과 유사한 방식으로, 판들(2124a 및 2124b)은 영구 자석들(2110a 및 2110b)에 의해 생성된 자속을 캡처하고, 요크의 자기 복귀 경로를 통해 순환되도록 하여  $B_0$  자석의 시야에서의 플럭스 밀도를 증가시키기 위해, 자속을 프레임(2122)으로 보낸다. 요크(2120)는 요크를 위한 희망된 자기 속성들을 제공하기 위해, 임의의 희망된 강자성 재료, 예를 들어, 저 탄소 강, CoFe 및/또는 실리콘 강 등으로 구성될 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 판들(2124a 및 2124b)(및/또는 프레임(2122) 또는 그 부분들)은 경사 코일들이 와전류들을 가장 우세하게 유도할 수 있는 에어리어들에서 실리콘 강 등으로 구성될 수도 있다.

[0073] 예시적인 프레임(2122)은 판들(2124a 및 2124b)에 각각 부착하는 아암(arm)들(2123a 및 2123b), 및 영구 자석들에 의해 생성된 플럭스를 위한 자기 복귀 경로를 제공하는 지지체(support)들(2125a 및 2125b)을 포함한다. 아암들은 일반적으로, 영구 자석들에 의해 생성된 자속을 위한 복귀 경로에 대한 충분한 단면을 제공하면서, 영구 자석들을 지지하기 위해 필요한 재료의 양을 감소시키도록 설계된다. 아암들(2123a)은  $B_0$  자석에 의해 생성된  $B_0$  필드를 위한 자기 복귀 경로 내에서 2개의 지지체들을 가진다. 지지체들(2125a 및 2125b)은 그 사이에 형성된 갭(2127)과 함께 생성되어, 영구 자석들에 의해 생성된 자속을 위한 충분한 단면을 제공하면서, 프레임에 대한 안정성 및/또는 구조체에 대한 명도(lightness)의 척도를 제공한다. 예를 들어, 자속의 복귀 경로를 위해 필요한 단면은 2개의 지지체 구조체들 사이에서 분할될 수 있어서, 이에 따라, 프레임의 구조적 무결성(integrity)을 증가시키면서, 충분한 복귀 경로를 제공할 수 있다. 기법이 오직 2개의 지지체들 및 임의의 특정한 수의 다수의 지지체 구조체들과의 사용을 위해 제한되지는 않으므로, 추가적인 지지체들이 구조체에 추가될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다.

[0074] 위에서 논의된 바와 같이, 예시적인 영구 자석들(2110a 및 2110b)은 중심에서 영구 자석 디스크와 동심으로 배열된 영구 자석 재료의 복수의 링들을 포함한다. 각각의 링은 개개의 링을 형성하기 위한 강자성 재료의 복수

의 스택들을 포함할 수도 있고, 각각의 스택은 (일부 실시형태들에서 및/또는 링들의 일부에서 단일 블록을 포함하는) 임의의 수를 가질 수도 있는 하나 이상의 블록을 포함할 수도 있다. 각각의 링을 형성하는 블록들은 희망된 자기장을 생성하도록 치수결정될 수도 있고 배열될 수도 있다. 발명자들은 일부 실시형태들에 따라,  $B_0$  자석의 영구 자석들을 함께 형성하는 예시적인 링들과 관련하여 더 상세하게 논의된 바와 같이, 비용을 감소시키고, 중량을 감소시키고, 및/또는 생성된 자기장의 균질성을 개선시키 위해 다수의 방법들로 블록들이 치수결정될 수도 있다는 것을 인식하였다.

[0075] 도 2f는 일부 실시형태들에 따라,  $B_0$  자석(2200)을 예시한다.  $B_0$  자석(2200)은 도 2e에서 예시된  $B_0$  자석(2100)과 설계 컴포넌트들을 공유할 수도 있다. 특히,  $B_0$  자석(2200)은 영구 자석들에 의해 생성된 전자기 플럭스를 캡처하고 플럭스를 대항하는 영구 자석으로 전달하여 영구 자석들(2210a 및 2210b) 사이의 플럭스 밀도를 증가시키기 위해, 영구 자석들에 결합된 요크(2220)와 이중 평면형 기하구조로 배열된 영구 자석들(2210a 및 2210b)에 의해 형성된다. 영구 자석들(2210a 및 2210b)의 각각은, 영구 자석들(2214a)의 외부 링, 영구 자석들(2214b)의 중간 링, 영구 자석들(2214c)의 내부 링, 및 중심에서의 영구 자석 디스크(2214d)를 포함하는 영구 자석(2210b)에 의해 도시된 바와 같이, 복수의 동심 영구 자석들로 형성된다. 영구 자석(2210a)은 영구 자석 엘리먼트들의 영구 자석(2210b)과 동일한 세트를 포함할 수도 있다. 사용된 영구 자석 재료는 시스템의 설계 요건들에 따라 선택될 수도 있다(예컨대, 희망된 속성들에 따라, NdFeB, SmCo 등).

[0076] 영구 자석 링들은 영구 자석들(2210a 및 2210b) 사이의 중심 영역(시야)에서의 희망된 강도의 균질한 필드를 생성하도록 크기결정되고 배열된다. 특히, 도 2f에서 예시된 예시적인 실시형태에서, 각각의 영구 자석 링은 이하에서 더 상세하게 논의된 바와 같이, 희망된  $B_0$  자기장을 생성하도록 크기결정되고 위치결정된 복수의 원형 아크 세그먼트들을 포함한다. 도 2e에서 예시된 요크(2120)와 유사한 방식으로, 요크(2220)는 영구 자석들(2210a 및 2210b)에 의해 생성된 자속을 캡처하고 자속을  $B_0$  자석의 대항 축으로 보내서 영구 자석들(2210a 및 2210b) 사이의 플럭스 밀도를 증가시키도록 구성되고 배열된다. 요크(2220)는 이에 따라, 더 적은 영구 자석 재료를 갖는  $B_0$  자석의 시야 내에서의 필드 강도를 증가시켜서,  $B_0$  자석의 크기, 중량, 및 비용을 감소시킨다. 요크(2220)는 또한, 요크(2220)와 관련하여 위에서 설명된 것과 유사한 방식으로,  $B_0$  자석의 시야 내에서의 플럭스 밀도를 증가시키기 위해, 영구 자석들(2210a)에 의해 그리고 요크의 자기 복귀 경로를 통해 생성된 자속을 캡처하고 순환시키는 프레임(2222) 및 판들(2224a 및 2224b)을 포함한다. 요크(2220)의 구조체는, 예를 들어,  $B_0$  자석의 비용 및 중량을 감소시키기 위해 사용된 재료의 양을 최소화하면서, 영구 자석들에 의해, 그리고 충분한 안전성을 제공함으로써 생성된 자속을 수용하기 위한 충분한 재료를 제공하기 위해 위에서 설명된 것과 유사할 수도 있다.

[0077] 영구  $B_0$  자석은, 일단 자화되면, 그 자신의 지속적 자기장을 생성할 것이므로, 전력은 그 자기장을 생성하기 위해 영구  $B_0$  자석을 동작시키도록 요구되지 않는다. 그 결과, MRI 시스템의 전체적인 전력 소비에 대한 상당한 (종종 지배적인) 기여자가 제거될 수 있어서, (예컨대, 표준 벽 접속구 또는 공통 대형 가정 기기 접속구들을 통해) 간선 전기를 사용하여 급전될 수 있는 MRI 시스템의 개발을 용이하게 할 수 있다. 위에서 논의된 바와 같이, 발명자들은 가상적으로 임의의 환경에서 전개될 수 있고 이미징 절차를 겪을 환자에게 보내질 수 있는 저전력의 휴대용 저필드 MRI 시스템들을 개발하였다. 이러한 방법으로, 응급실들, 집중 치료 유닛들, 수술실들, 및 다른 위치들의 호스트에서의 환자들은 MRI가 기존에 사용불가능한 상황들에서 MRI로부터 이익을 얻을 수 있다.

[0078] 도 3a 내지 도 3b는 일부 실시형태들에 따라, 본원에서 설명된 변화 검출 기법들을 수행함에 있어서의 사용을 위해 적당한 휴대용 또는 운반가능한 저필드 MRI 시스템(300)을 예시한다. 시스템(300)은 단일의 일반적으로 수송가능하고 변환가능한 구조체 상에 함께 배열된, 자기 및 전력 컴포넌트들 및 잠재적으로 다른 컴포넌트들(예컨대, 열 관리부, 콘솔 등)을 포함할 수도 있다. 시스템(300)은 적어도 2개의 구성들: 수송 및 보관을 위해 구비된 구성, 및 동작을 위해 구비된 구성을 가지도록 설계될 수도 있다. 도 3a는 수송 및/또는 보관을 위해 고정될 때의 시스템(300)을 도시하고, 도 3b는 동작을 위해 변환될 때의 시스템(300)을 도시한다. 시스템(300)은 도 3b에서 도시된 화살표들에 의해 표시된 바와 같이, 시스템을 그 수송 구성으로부터 그 동작 구성으로 변환할 때에 부분(390B)으로 슬라이딩될 수 있고 부분(390B)으로부터 후퇴될 수 있는 부분(390A)을 포함한다. 부분(390A)은 전력 전자기기들, (터치 패널 디스플레이와 같은 인터페이스 디바이스를 포함할 수도 있는) 콘솔, 및 열 관리부를 실장할 수도 있다. 부분(390A)은 또한, 시스템(300)을 필요한 바와 같이 동작시키기 위해 사용

된 다른 컴포넌트들을 포함할 수도 있다.

- [0079] 부분(390B)은 자기 컴포넌트들이 본원에서 논의된 조합들 중 임의의 것으로 그 위에서 통합되는 라미네이트 패널들을 포함하는 저필드 MRI 시스템(300)의 자기 컴포넌트들을 포함한다. (도 3b에서 도시된 바와 같이) MRI를 수행하도록 시스템을 동작시키기 위해 구비된 구성으로 변환될 때, 부분들(390A 및 390B)의 지지 표면들은 환자가 그 위에 누울 수 있는 표면을 제공한다. 슬라이딩가능한 침대 또는 표면(384)은 이미징되어야 할 환자의 부분이 저필드 MRI 자기 컴포넌트들의 시야 내에 있도록 하는 포지션으로 환자를 슬라이딩하는 것을 용이하게 하기 위해 제공될 수도 있다. 시스템(300)은 그것이 기존에는 (예컨대, NICU에서) 사용가능하지 않은 상황에서 MRI 이미징에 대한 접근을 용이하게 하는 저필드 MRI 시스템의 휴대용의 간결한 구성을 제공한다.
- [0080] 도 3a 내지 도 3b는 이중 평면형 자석 형성 및 하우징들(386A 및 386B) 사이의 이미징 영역을 사용하는 전환가능한 저필드 MRI 시스템의 예를 예시한다. 하우징들(386A 및 386B)은 전환가능한 시스템(300)을 위한 자기 컴포넌트들을 실장한다. 일부 실시형태들에 따르면, 자기 컴포넌트들은 배타적으로 라미네이트 기법들, 배타적으로 전통적인 기법들을 사용하여, 또는 양자의 조합을 사용하여(예컨대, 하이브리드 기법들을 사용하여) 생성될 수도 있고, 제조될 수도 있고, 배열될 수도 있다. 전환가능한 저필드 MRI 시스템(300)은 환자의 타겟 해부구조의 모니터링을 용이하게 하기 위해, 시스템이 환자에게 보내지는 것을 허용한다. 예를 들어, 전환가능한 저필드 MRI 시스템(300)은 NICU에서 환자에게 보내질 수도 있고, 무의식적인 환자는 슬라이딩가능한 침대 상에서 배치될 수도 있고 시스템의 시야 내에 위치결정될 수도 있다. 환자는 그 다음으로, 본원에서 설명된 다양한 변화 검출 기법들 중 임의의 것을 사용하여 발생하는 변화들을 평가하기 위해 확장된 기간에 걸쳐(예컨대, 1 또는 수 시간의 과정 상에서) 연속적인, 주기적인, 및/또는 규칙적인 MRI 이미지들을 획득함으로써 모니터링될 수도 있다.
- [0081] 도 3c 및 도 3d는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 다양한 변화 검출 기법들을 구현하기 위해 사용될 수도 있는 또 다른 휴대용 MRI 시스템(3800)의 도면들을 예시한다. 휴대용 MRI 시스템(3800)은 이미징 영역 내에서 플럭스 밀도를 증가시키기 위해, 그것에 결합된 요크(3820)를 가지는, 상부 자석(3810a) 및 하부 자석(3810b)에 의해 부분적으로 형성된 B<sub>0</sub> 자석(3810)을 포함한다. B<sub>0</sub> 자석(3810)은 경사 코일들(3815)(예컨대, 그 전체적으로 참조로 본원에 편입되는, "Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus"라는 명칭으로 2015년 9월 4일자로 출원된 미국 출원 제14/845,652호에서 설명된 경사 코일들 중 임의의 것)과 함께, 자석 하우징(3812)에서 실장될 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, B<sub>0</sub> 자석(3810)은 전자석을 포함한다. 일부 실시형태들에 따르면, B<sub>0</sub> 자석(3810)은 영구 자석(예컨대, 그 전체적으로 본원에 참조로 편입되는, "LOW-FIELD MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHODS AND APPARATUS"라는 명칭으로 2017년 6월 30일자로 출원된 미국 출원 제15/640,369호에서 설명된 임의의 영구 자석)을 포함한다.
- [0082] 휴대용 MRI 시스템(3800)은 MRI 시스템을 동작시키기 위해 필요한 전자기기들을 실장하는 기저부(3850)를 더 포함한다. 예를 들어, 기저부(3850)는 하나 이상의 경사 전력 증폭기, 온시스템(on-system) 컴퓨터, 전력 분배 유닛(power distribution unit; PDU), 하나 이상의 전력 공급 장치, 및/또는 (예컨대, 표준 벽 접속구 및/또는 대형 기기 접속구로의 접속을 통해) 간선 전기를 사용하여 MRI 시스템을 동작시키도록 구성된 임의의 다른 전력 컴포넌트들을 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 전자기기들을 실장할 수도 있다. 예를 들어, 기저부(3870)는 휴대용 MRI 시스템이 용이하게 사용가능한 벽 접속구들로부터 급전되는 것을 적어도 부분적으로 가능하게 하는, 본원에서 설명된 것들과 같은 저 전력 컴포넌트들을 실장할 수도 있다. 따라서, 휴대용 MRI 시스템(3800)은 환자에게 보내질 수 있고 근처에서 벽 접속구로 플러그(plug)될 수 있다.
- [0083] 휴대용 MRI 시스템(3800)은, 개방될 수 있고 폐쇄될 수 있고, 다양한 구성들에서 위치결정될 수 있는 이동가능한 슬라이드들(3860)을 더 포함한다. 슬라이드들(3860)은 적어도 일부 전자기 잡음으로부터 이미징 영역을 차폐하기 위해 휴대용 MRI 시스템의 동작 환경에서 전자기 잡음을 감쇄시키기 위한 이동가능한 차폐부를 형성하기 위해, 임의의 적당한 전도성 또는 자기 재료로 이루어질 수 있는 전자기 차폐부(3865)를 포함한다. 본원에서 사용된 바와 같이, 용어 전자기 차폐부는, 관심 있는 스펙트럼에서 전자기장을 감쇄시키도록 구성되고, 관심 있는 공간, 객체, 및/또는 컴포넌트를 차폐하도록 위치결정되거나 배열된 전도성 또는 자기 재료를 지칭한다. MRI 시스템의 맥락에서, 전자기 차폐부는 MRI 시스템의 전자적 컴포넌트들(예컨대, 전력 컴포넌트들, 케이블들 등)을 차폐하기 위해, MRI 시스템의 이미징 영역(예컨대, 시야)을 차폐하기 위해, 또는 양자를 위해 사용될 수도 있다.
- [0084] 전자기 차폐부로부터 달성된 감쇄의 정도는 사용된 타입 재료, 재료 두께, 전자기 차폐부가 희망되거나 요구되

는 주파수 스펙트럼, 전자기 차폐부에서의 애퍼처(aperture)들의 크기 및 형상(예컨대, 전도성 메시(conductive mesh)에서의 공간들의 크기, 차폐부에서의 비차폐된 부분들 또는 갭들의 크기 등), 및/또는 입사 전자기장에 대한 애퍼처들의 배향을 포함하는 다수의 인자들에 종속된다. 이에 따라, 전자기 차폐부는, 적어도 일부 전자기 방사를 감쇄시키도록 작동하고, 적어도 일부 전자기 방사를 감쇄시킴으로써 주어진 공간, 객체, 또는 컴포넌트를 적어도 부분적으로 차폐하도록 위치결정되는 임의의 전도성 또는 자기 장벽을 일반적으로 지칭한다.

[0085] 차폐(전자기장의 감쇄)가 희망되는 주파수 스펙트럼은 차폐되는 것에 따라 상이할 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 어떤 전자적 컴포넌트들을 위한 전자기 차폐부는 MRI 시스템의 이미징 영역을 위한 전자기 차폐부와는 상이한 주파수들을 감쇄시키도록 구성될 수도 있다. 이미징 영역에 관하여, 관심 있는 스펙트럼은 MR 응답을 여기시키고 검출하기 위한 MRI 시스템의 능력에 영향을 주고, 충격을 주고, 및/또는 이러한 능력을 열화시키는 주파수들을 포함한다. 일반적으로, MRI 시스템의 이미징 영역에 대한 관심 있는 스펙트럼은 수신 스펙트럼이 검출하도록 구성되거나 검출할 수 있는 주어진  $B_0$  자기장 강도에서 명목 동작 주파수(즉, 라머 주파수(Larmor frequency))에 대한 주파수들에 대응한다. 이 스펙트럼은 MRI 시스템을 위한 동작 스펙트럼으로서 본원에서 지칭된다. 이에 따라, 동작 스펙트럼에 대한 차폐를 제공하는 전자기 차폐부는 적어도, MRI 시스템의 이미징 영역의 적어도 부분에 대한 동작 스펙트럼 내에서 주파수들을 감쇄시키도록 배열되거나 위치결정된 전도성 또는 자기 재료를 지칭한다.

[0086] 도 3c 및 도 3d에서 예시된 휴대용 MRI 시스템(3800)에서, 휴대용 차폐부들은 이에 따라, 환자를 수용하기 위해, 환자에 대한 액세스를 제공하기 위해, 및/또는 주어진 이미징 프로토콜에 따라, 필요한 바와 같이 조절될 수 있는 상이한 배열들로 차폐를 제공하도록 구성된다. 예를 들어, 도 3e에서 예시된 이미징 절차(예컨대, 뇌 스캔)에 대하여, 일단 환자가 위치결정되었으면, 슬라이드들(3960)은 환자의 상부 몸통을 수용하는 개구부를 제외한 이미징 영역 주위에서 전자기 차폐부(3965)를 제공하기 위해, 예를 들어, 핸들(3862)을 사용하여 폐쇄될 수 있다. 도 3f에서 예시된 이미징 절차(예컨대, 무릎의 스캔)에서, 슬라이드들(3960)은 환자의 다리들을 수용하기 위해 양 측부들 상에서 개구부들을 가지도록 배열될 수도 있다. 따라서, 이동가능한 차폐부들은 차폐부가 이미징 절차를 위해 적당한 배열들로 구성되는 것과, 이미징 영역 내에서 환자를 적절하게 위치결정하는 것을 용이하게 하는 것을 허용한다.

[0087] 일부 실시형태들에서, 하나 이상의 잡음 감소 및/또는 보상 기법들을 포함하는 잡음 감소 시스템은 차폐부(3865)에 의해 차단되거나 충분히 감쇄되지 않은 전자기 잡음의 적어도 일부를 억압하기 위해 수행될 수도 있다. 특히, 발명자들은 MRI 시스템이 위치되는 동작 환경에서 전자기 잡음을 억압하고, 회피하고, 및/또는 거부하도록 구성된 잡음 감소 시스템들을 개발하였다. 일부 실시형태들에 따르면, 이 잡음 억압 기법들은 슬라이드들이 배열될 수도 있는 다양한 차폐 구성들에서의 동작을 용이하게 하기 위해 이동가능한 차폐부들과 함께 작동한다. 예를 들어, 슬라이드들(3960)이 도 3f에서 예시된 바와 같이 배열될 때, 전자기 잡음의 증가된 레벨들은 개구부들을 통해 이미징 영역에 진입할 가능성이 있을 것이다. 그 결과, 잡음 억압 컴포넌트는 증가된 전자기 잡음 레벨들을 검출할 것이고, 잡음 억압 및/또는 회피 응답을 이에 따라 적응시킬 것이다. 본원에서 설명된 잡음 억압 및/또는 회피 기법들의 동적 본성으로 인해, 잡음 감소 시스템은 이동가능한 차폐부들의 상이한 배열들로부터 기인하는 것들을 포함하는 변화되는 잡음 조건들에 응답하도록 구성된다. 이에 따라, 일부 실시형태들에 따른 잡음 감소 시스템은, 실질적으로 차폐부를 갖지 않는 구성들(예컨대, 이동가능한 차폐부들을 갖지 않는 구성들)을 포함하는, 사용될 수도 있는 차폐 구성들 중 임의의 것에서의 MRI 시스템의 동작 환경에서 전자기 잡음을 억압하기 위해 이동가능한 차폐부들과 협력하여 동작하도록 구성될 수도 있다.

[0088] 이동가능한 차폐부들이 슬라이드들이 배치되는 배열들에 관계 없이 차폐를 제공한다는 것을 보장하기 위해, 전기적 가스켓(gasket)들은 이동가능한 차폐부의 주연부를 따라 연속적인 차폐를 제공하도록 배열될 수도 있다. 예를 들어, 도 3d에서 도시된 바와 같이, 전기적 가스켓들(3867a 및 3867b)은 그 표면을 따라 연속적인 차폐를 제공하는 것을 유지하기 위해 슬라이드들(3860)과 자석 하우징 사이의 계면에서 제공될 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 전기적 가스켓들은 슬라이드들(3860)이 이미징 영역 주위의 희망된 포지션으로 이동되는 동안 그리고 그 후에 차폐부들(3865)과 접지 사이의 전기적 접촉을 유지하는 베릴륨 핑거(beryllium finger)들 또는 베릴륨 구리 핑거들 등(예컨대, 알루미늄 가스켓들)이다. 일부 실시형태들에 따르면, 전기적 가스켓들(3867c)은 연속적인 차폐가 슬라이드들이 함께 보내지는 배열들에서의 슬라이드들 사이에서 제공되도록, 도 3f에서 예시된 바와 같이, 슬라이드들(3860) 사이의 계면에서 제공된다. 따라서, 이동가능한 슬라이드들(3860)은 휴대용 MRI 시스템을 위한 구성가능한 차폐를 제공할 수 있다.

[0089] 수송을 용이하게 하기 위해, 모터식 컴포넌트(motorized component)(3880)는 휴대용 MRI 시스템이 예를 들어,

MRI 시스템 상에서 또는 MRI 시스템으로부터 원격으로 제공된 조이스틱 또는 다른 제어 메커니즘과 같은 제어부를 사용하여 위치로부터 위치로 구동되는 것을 허용하도록 제공된다. 이러한 방식으로, 휴대용 MRI 시스템(3800)은 도 3e 및 도 3f에서 예시된 바와 같이, 이미징을 수행하기 위해 환자에게 수송될 수 있고 침대측부로 조종될 수 있다. 위에서 논의된 바와 같이, 도 3e는 뇌 스캔을 수행하기 위해 환자의 침대측부로 수송되었던 휴대용 MRI 시스템(3900)을 예시한다. 도 3은 환자의 무릎의 스캔을 수행하기 위해 환자의 침대측부로 수송되었던 휴대용 MRI 시스템(3900)을 예시한다.

[0090] 본원에서 설명된 휴대용 MRI 시스템들은 노트패드(notepad), 태블릿, 스마트폰 등과 같은 휴대용 전자 디바이스로부터 동작될 수도 있다. 예를 들어, 태블릿 컴퓨터(3875)는 휴대용 MRI 시스템을 동작시켜서 희망된 이미징 프로토콜들을 작동시키고 결과적인 이미지들을 관측하기 위해 사용될 수도 있다. 태블릿 컴퓨터(3875)는 데이터 공유, 원격의료, 및/또는 데이터 세트들에 대한 딥 러닝을 위한 이미지들을 전달하기 위해 보안 클라우드에 접속될 수도 있다. 그 전체적으로 참조로 본원에 편입되는, "Automatic Configuration of a Low Field Magnetic Resonance Imaging System"라는 명칭으로 2015년 9월 4일자로 출원된 미국 출원 제14/846158호에서 설명된 네트워크 접속성을 사용하는 기법들을 중 임의의 것은 본원에서 설명된 휴대용 MRI 시스템들과 관련하여 사용될 수도 있다.

[0091] 도 3g는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 휴대용 MRI 시스템의 또 다른 예를 예시한다. 휴대용 MRI 시스템(4000)은 도 3c 내지 도 3f에서 예시된 휴대용 MRI 시스템들과 많은 점에서 유사할 수도 있다. 그러나, 슬라이드들(4060)은 차폐부(4065)가 구성되는 것과는 상이하게 구성되며, 제조하기가 더 용이하고 덜 비싼 전자기 차폐부들로 귀착된다. 위에서 논의된 바와 같이, 잠음 감소 시스템은 비차폐된 방들에서, 그리고 이미징 영역을 위한 디바이스 레벨 전자기 차폐부들을 포함하지 않거나 실질적으로 포함하지 않는 시스템 자체 상에서의 이미징 영역에 대한 차폐의 변동되는 정도들로 휴대용 MRI 시스템의 동작을 허용하기 위해 사용될 수도 있다.

[0092] 도 3c 내지 도 3g에서 예시된 전자기 차폐부들은 예시적이고, MRI 시스템을 위한 차폐를 제공하는 것은 본원에서 설명된 일 예의 전자기 차폐부로 제한되지는 않는다는 것이 인식되어야 한다. 전자기 차폐부는 임의의 적당한 재료들을 사용하여 임의의 적당한 방법으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 전자기 차폐부는 이미징 영역을 차폐하기 위해 이동가능한 "커튼(curtain)"을 제공할 수 있는 전도성 메시(mesh)들, 페브릭(fabric)들 등을 사용하여 형성될 수도 있다. 전자기 차폐부는 전자기 간섭으로부터 이미징 영역을 차폐하기 위해 고정된, 사용가능한, 또는 구성가능한 것의 어느 하나인 컴포넌트로서 MRI 시스템에 결합된 하나 이상의 전도성 스트랩(conductive strap)(예컨대, 전도 재료의 하나 이상의 스트립들)을 사용하여 형성될 수도 있다. 전자기 차폐부는 하우스의 도어들, 슬라이드들, 또는 임의의 이동가능한 또는 고정된 부분에서 재료들을 내장함으로써 제공될 수도 있다. 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 전자기 차폐부들은 고정된 또는 이동가능한 컴포넌트들로서 전개될 수도 있다.

[0093] 도 4는 일부 실시형태들에 따라, 그 안에서의 변화들을 검출하기 위해 저필드 MRI를 사용하여 환자를 모니터링하는 방법을 예시한다. 액트(act)(410)에서, 제 1 MR 이미지 데이터는 저필드 MRI 디바이스 내에 위치결정된 환자의 해부구조의 타겟 부분(예컨대, 뇌의 부분, 무릎의 부분 등)의 저필드 MRI 디바이스에 의해 취득된다. 저필드 디바이스 내에서 환자를 위치결정하는 것은 환자의 해부구조의 부분이 MR 이미지 데이터가 취득될 수 있게 저필드 MRI 디바이스의 시야 내에서 위치되도록, 저필드 MRI 디바이스의 자기 컴포넌트들에 대하여 환자를 배치하는 것을 지칭한다. 용어 MR 이미지 데이터는 이미지 재구성 이전의 MR 데이터(예컨대, k공간 MR 데이터) 및 일부 방법으로 프로세싱되었던 MR 데이터(예컨대, 3 차원(3D) 체적계측 이미지와 같은 사후 이미지 재구성 MR 데이터)를 일반적으로 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 MR 데이터를 지칭하기 위해 본원에서 사용된다. 본원에서 설명된 양자의 등록 및 변화 검출 기법들은 임의의 도메인(domain)(또는 도메인들의 조합)에서 수행될 수 있으므로, 용어 MR 이미지 데이터는 도메인 및/또는 이미지 재구성(또는 임의의 다른 프로세싱)이 수행되었는지 여부에 불가지론적(agnostic)인 취득된 MR 데이터를 지칭하기 위해 사용된다. 일 예의 응용으로서, 환자의 뇌의 MR 이미지 데이터는 뇌 내에서의 시간적 변화들(예컨대, 뇌 내에서의 동맥류(aneurysm) 또는 출혈(bleeding)에 관한 변화들, 종양(tumor) 또는 다른 조직 이형(tissue anomaly)에 있어서의 변화들, 화학적 조성에 있어서의 변화들 등)을 모니터링하기 위해 취득될 수도 있다.

[0094] 액트(420)에서, 추후의(다음의) MR 이미지 데이터는 제 1 MR 이미지 데이터 내에 포함된 해부구조의 동일하거나 실질적으로 동일한 부분에 대하여 취득된다. 다음 MR 이미지 데이터는 제 1 MR 이미지 데이터의 취득 직후에 취득될 수도 있거나, 희망된 지연의 주기 후에(예컨대, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 분 등의 후에) 획득될 수도 있다. 그 결과, 다음 MR 이미지 데이터는 일부 유한한 시간의 양이 경과한 후에 해부구조의 부분을 캡처한다.

발명자들은 저필드 MRI가 상대적으로 고속의 이미지 취득을 용이하게 하여, MR 이미지 데이터의 시간적 시퀀스가 상대적으로 신속한 연속으로 취득되는 것을 허용하고, 이에 따라, 의사에게 관심 있을 수도 있는 변화들을 캡처한다는 것을 인식하였다. 저필드 MRI 시스템의 액세스가능성, 사용가능성, 및/또는 상대적인 저 비용은 환자를 모니터링하고 및/또는 그렇지 않을 경우에 관찰하고 평가하기 위해 필요한 임의의 시간 간격에서 확장된 기간들에 걸쳐 MR 데이터가 취득되는 것을 가능하게 한다.

[0095] 제 1 MR 이미지 데이터에서와 같이, 다음 MR 이미지 데이터는 임의의 형태(예컨대, 3D 체적계측 이미지, 2D 이미지, k공간 MR 데이터 등)일 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 다음 MR 이미지 데이터(또는 취득된 임의의 추후의 다음 MR 이미지 데이터)는 제 1 MR 이미지 데이터를 취득하기 위해 사용된 동일한 취득 파라미터들을 사용하여 획득된다. 예를 들어, 동일한 펄스 시퀀스, 시야, SNR, 및 해상도는 환자의 동일한 부분으로부터 MR 신호들을 취득하기 위해 사용될 수도 있다. 이러한 방식으로, MR 이미지 데이터는 이미징되고 있는 해부구조 내에서 발생한 변화들을 평가하기 위해 비교될 수도 있다. 예를 들어, 이하에서 설명된 바와 같이, MR 이미지 데이터는 환자에서의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화가 있는지 여부를 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 또 다른 예로서, 이하에서 설명된 바와 같이, MR 이미지 데이터는 환자에서의 비정상부(예컨대, 출혈부, 병변, 부종, 뇌졸중 코어, 뇌졸중 반응영, 및/또는 종기)의 크기에 있어서의 변화가 있는지 여부를 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 다른 실시형태들에서, 하나 이상의 취득 파라미터는 도 5와 관련하여 이하에서 더 상세하게 논의된 바와 같이, 다음 MR 이미지 데이터를 취득하기 위한 취득 전략을 변화시키도록 개조될 수도 있다.

[0096] 취득된 제 1 의, 다음의, 및 임의의 추후의 MR 이미지 데이터는 MR 이미지 데이터의 개개의 "프레임들"로서 지칭된다. 일련의 프레임들이 취득될 수도 있고, 개별적인 프레임들은 시간 경과에 따라 취득된 일련의 프레임들에서 등록될 수도 있다. 이에 따라, 프레임은 MR 이미지 데이터가 취득되었던 특정한 시간을 표현하는 취득된 MR 이미지 데이터에 대응한다. 프레임들은 MR 이미지 데이터의 동일한 양을 포함하거나 동일한 시야에 대응할 필요가 있는 것이 아니라, 프레임들은 일반적으로, 적당한 특징부 설명자(descriptor)들이 검출될 수 있도록 충분히 중첩을 필요로 한다(예컨대, 프레임들 사이에서 공통적인 충분한 대상물).

[0097] 액트(430)에서, 제 1 및 다음 MR 이미지 데이터는 서로 공동 등록되거나 정렬된다. 임의의 적당한 기법은 제 1 및 다음 MR 이미지 데이터, 또는 변화 검출 프로세스가 희망되는 취득된 MR 이미지 데이터의 임의의 쌍을 공동 등록하기 위해 사용될 수도 있다. 가장 간단한 경우에, 환자가 여전히, MR 이미지 데이터가 MR 이미지 데이터를 변환하거나 변형하지 않고도 정렬되도록 되어 있다는 것을 가정함으로써, 등록이 수행될 수도 있다. 그러나, 이러한 단순화된 기법은 이 인자들로부터 기인하는 이미지들 사이의 관찰된 차이들을 생물학적 프로세스들에 기인시키는 것을 회피하기 위해 다른 방법들로 보정될 필요가 있을 수도 있는 환자의 운동, 호흡으로부터 기인하는 변화들 등을 참작하지 않는다. MR 이미지 데이터를 정렬하여 환자의 운동, 호흡 등을 참작하기 위해 사용된 더 복잡한 등록 기법들은 시간에 있어서의 상이한 포인트들에서 취득된 MR 이미지 데이터에 적용된 변형 모델들 및/또는 상관 기법들의 사용을 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는다.

[0098] 일부 실시형태들에 따르면, 취득된 MR 이미지 데이터를 공동 취득하는 것은 (예컨대, 최소 제곱(least square)의 의미에서) MR 이미지 데이터를 최상으로 정렬하는 변환을 결정하는 것을 수반한다. 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 시간에 있어서의 상이한 포인트들에서 취득된 MR 이미지 데이터 사이의 변환은 병진(translation), 회전(rotation), 스케일(scale), 또는 임의의 적당한 선형 또는 비선형 변형(deformation)을 포함할 수도 있다. 변환은 임의의 희망된 스케일에서 결정될 수도 있다. 예를 들어, 변환은 MR 이미지 데이터의 다수의 식별된 서브 영역들(예컨대, 다수의 복셀(voxel)들을 포함하는 체적들)에 대하여 결정될 수도 있거나, MR 이미지 데이터에서의 각각의 복셀에 대하여 결정될 수도 있다. 변환은 예를 들어, 제 1 MR 이미지 데이터의 메시 또는 좌표 프레임을 다음 MR 이미지 데이터의 좌표 프레임으로 그리고 그 반대로 변형하는 변형 모델을 사용하여 임의의 방식으로 결정될 수도 있다. 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 임의의 적당한 등록 기법이 사용될 수도 있다. 일부 실시형태에 따라 시간에 있어서의 상이한 포인트들에서 취득된 MR 이미지 데이터를 공동 등록하기 위한 예시적인 프로세스는 도 6과 관련하여 이하에서 더 상세하게 논의된다.

[0099] 액트(440)에서, 하나 이상의 변화는 공동 등록된 MR 이미지 데이터에서 검출된다. 예를 들어, 일단 MR 이미지 데이터가 공동 등록되었으면, MR 이미지 데이터 사이의 차이들은 동맥류의 크기에 있어서의 변화, 증가된 또는 감소된 출혈, 종양 또는 다른 조직 유형의 진전 또는 회귀, 화학적 조성에 있어서의 변화들, 또는 관심 있는 다른 생물학적 또는 생리학적인 변화들과 같은, 이미징되고 있는 환자의 해부구조에 있어서의 변화들(예컨대, 해부구조에 대한 형태학적 변화들, 또는 이미징된 해부구조의 생물학 또는 생리학에 대한 다른 변화들)에 기인될 수 있다. 변화 검출은 임의의 적당한 방법으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 일단 MR 이미지 데이터가 공동 등록되었으면, 변화 검출은 진폭 및 위상 정보를 사용하여 k공간에서 수행될 수도 있거나(코히어런트(coherent) 변

화 검출), 변화 검출이 세기 정보를 사용하여 이미지 도메인에서 수행될 수 있다(비코히어런트(non-coherent) 변화 검출). 일반적으로 말하면, 코히어런트 변화 검출은 더 민감할 수도 있어서, 서브 복셀 레벨 상에서 변화들을 나타낼 수도 있다. 그러나, 비코히어런트 변화 검출이 일반적으로 덜 민감할 수도 있더라도, 이미지 도메인에서의 변화 검출은 공동 등록 어려들에 대해 더 강인할 수도 있다.

[0100] 일부 실시형태들에서, 변화 검출은 MR 일련의 프레임들에서의 각각의 MR 프레임으로부터 특징부들을 유도하고 특징부들을 서로 비교함으로써 수행될 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, (예컨대, 본원에서 설명된 딥 러닝 기법들을 포함하는) 이미지 프로세싱 기법들은 2개 이상의 정중선 시프트 측정들의 개개의 시퀀스를 식별하기 위해, 환자의 뇌를 이미징함으로써 획득된 2개의 이상의 MR 일련의 프레임들에서의 각각의 MR 프레임에 적용될 수도 있다. 결국, 일련의 정중선 시프트 측정들은 모니터링되고 있는 환자에 대한 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화가 있는지 여부를 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 또 다른 예로서, 일부 실시형태들에서, 이미지 프로세싱 기법들(예컨대, 본원에서 설명된 딥 러닝 기법들)은 환자의 뇌에서의 비정상부(예컨대, 출혈부, 병변, 부종, 뇌졸중 코어, 뇌졸중 반응영, 및/또는 종기)의 크기의 2개 이상의 측정들의 개개의 시퀀스를 식별하기 위해, 환자의 뇌를 이미징함으로써 획득된 2개 이상의 MR 일련의 프레임들에서의 각각의 MR 프레임에 적용될 수도 있다. 결국, 일련의 크기 측정들은 모니터링되고 있는 환자의 뇌에서의 비정상부의 크기에 있어서의 변화가 있는지 여부를 결정하기 위해 사용될 수도 있다.

[0101] 일부 실시형태들에서, 멀티 해상도 기법들은 변화 검출을 수행하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 제 1 MR 이미지 데이터는 기준선(baseline) 고해상도 이미지에 대응할 수도 있고, 추후에 취득된 MR 이미지 데이터는 고해상도 기준선 이미지와 상관될 수도 있는 저해상도 이미지들에 대응할 수도 있다. 저해상도 이미지들을 취득하는 것은 더 짧은 기간에서의 더 많은 데이터의 취득을 가능하게 하는 변화 검출 프로세스의 프레임 레이트의 속력을 높일 수도 있다. 임의의 적당한 기법들 또는 기준들은 저해상도 이미지에 대하여 어느 데이터를 취득할 것인지를 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 저해상도 이미지에 대하여 취득하기 위한 특정한 데이터는 예를 들어, 웨이블렛(wavelet)들, 선택적 k공간 샘플링, 다상 필터링(polyphase filtering), 키 프레임 기반 기법들 등을 사용하여 결정될 수도 있다. 짧은 시간 간격들 상에서의 k공간의 희박 샘플링(sparse sampling)(예컨대, k공간의 시간 변동되는 선택적 샘플링)은 예로서, 더 양호한 시간 해상도로 귀착된다.

[0102] 취득하기 위한 특정한 데이터의 선택은 또한, MR 이미지 데이터 프레임들 사이의 변화들을 검출함으로써 결정될 수도 있다. 예를 들어, 변화가 검출될 때, 검출된 변화의 위치를 포함하는 시야를 가지는 1D 또는 2D 체적 선택은 시간 경과에 따라 변화를 입증하는 해부구조의 특정한 파트를 문의(interrogate)하기 위한 취득을 위해 선택될 수도 있다.

[0103] 코히어런트 변화 검출을 사용하면, 취득된 MR 데이터의 각각의 "프레임"에서의 위상 및 진폭에 있어서의 차이들이 평가된다. 예를 들어, MR 이미지 데이터의 공동 등록된 프레임들은 MR 데이터에서 발생하는 변화들을 표시하는 차이 정보를 획득하기 위해 차감될 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 유한 임펄스 응답(finite impulse response; FIR) 필터는 기준으로서 사용될 수 있는, 프레임에서의 각각의 "복셀"에 적용된다. 필터링은 또한, 변화 검출을 그 상에서 수행하기 위한 다수의 프레임들을 고려하는 "룩 어헤드 필터(look-ahead filter)"를 제공하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 현재의, 이전의, 그리고 다음의 프레임은 희망된 수의 프레임들 상에서 변화들을 분석하기 위한 슬라이딩 윈도우(sliding window)를 사용하여 평가될 수도 있다.

[0104] 발명자들은 MR 데이터의 전체 3D 체적을 취득하는 것이 상당한 양의 시간이 걸릴 수도 있다는 것을 인식하였다. 일부 실시형태들에서, 변화 검출은 취득하기 위한 특정한 데이터(예컨대, k공간에서의 특정한 라인들)를 선택적으로 결정하기 위해 사용되어, 이미지 재구성을 위해 사용된 MR 데이터는 전체 3D 체적을 취득하기 위해 요구될 것보다 더 짧은 시간프레임(timeframe)에서 취득될 수도 있다. 예를 들어, 위에서 설명된 슬라이딩 윈도우 접근법을 사용하면, 초기 3D 체적이 먼저 취득될 수도 있다. 그 다음으로, 시간에 있어서의 추후의 포인트들에서, 전체 3D 체적을 재취득하는 것이 아니라, 변화되고 있는 이미지의 파트들에 기초하여 선택된 k공간에서의 라인들의 서브세트가 취득될 수도 있고, 이전의 3D 체적은 새롭게 취득된 데이터로 업데이트될 수도 있다.

[0105] 일부 실시형태들에서, 관심 있는 특정한 특징부 또는 에어리어는 선형적으로(a priori) 식별될 수도 있고, 취득 시퀀스는 관심 있는 식별된 특징부 또는 에어리어를 강조할 k공간의 라인들을 취득하도록 설계될 수도 있다. 예를 들어, 취득 시퀀스는 k공간의 예지들 또는 k공간의 임의의 다른 적당한 파트를 단지 취득하는 것에 초점을 맞출 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 관심 있는 식별된 에어리어는 해부구조의 부분일 수도 있다. 예를 들어, 수술후 출혈(post-surgical bleed)을 분석하기 위해, 전체 해부구조에 대한 데이터를 취득하는 것은 필요하

지 않을 수도 있다. 오히려, 모니터링을 위한 관심 있는 해부구조에 대응하는 k공간의 선택 부분들은, 의사가 취득들 사이의 높은 시간적 상관을 제공하는 더 짧은 시간스케일 상에서 관심 있는 해부구조에 있어서의 변화들을 면밀하게 모니터링하는 것을 가능하게 하기 위해, 상대적으로 잠시의 기간에서 다수 횡수로 샘플링될 수도 있다.

[0106] 비코히어런트 변화 검출을 사용하면, 취득된 MR 데이터로부터 재구성된 3D 이미지들에서의 복셀들의 세기는 그것들이 시간 경과에 따라 발생할 때에 변화들을 평가하기 위해 비교될 수도 있다. (예컨대, k공간에서) 코히어런트 방식 또는 (예컨대, 3D 이미지들에서) 비코히어런트 방식의 어느 하나로 평가된 검출된 변화들은 임의의 수의 방법들로 전달될 수도 있다. 예를 들어, MR 이미지 데이터에 있어서의 변화들은 시간 경과에 따라 발생하는 변화들의 의사로서의 시각적 표시를 제공하기 위해 디스플레이된 이미지들 상에서 강조될 수도 있다. 예를 들어, 변화를 겪는 복셀들은 발생한 변화의 규모에 따라 결국 코딩될 수도 있는 컬러로 렌더링될 수 있다. 이러한 방식으로, 의사는 상당한 변화를 겪고 있는 "핫 스팟(hot spot)들"을 신속하게 볼 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 변화 검출은 변화들이 그 상에서 발생하고 있는 영역들을 분석함으로써 수행될 수 있다. 예를 들어, 접속된 컴포넌트 분석은 복셀 변화들이 발생한 인접한 영역들을 위치시키기 위해 사용될 수도 있다. 즉, 변화를 겪은 접속된 복셀들의 영역들은 변화들이 대응하는 영역들에서 발생하고 있다는 것을 표시하기 위해 (예컨대, 컬러, 음영(shading) 등을 사용하여) 상이하게 강조될 수도 있거나 디스플레이될 수도 있다. 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 취득된 MR 이미지 데이터에서 검출된 변화들은 다른 방법들로 전달될 수도 있다.

[0107] 형상 및 체적 분석은 또한, 관심 있는 해부구조의 주어진 특징부가 변화(예컨대, 성장 또는 수축하거나, 진전 또는 회귀하거나, 또는 그렇지 않을 경우에 특징부들에서의 변화를 특징화함)되고 있는지 여부를 평가하기 위해 수행될 수도 있다. 예를 들어, 이미지 프로세싱 기법들은 MR 이미지 데이터를 영역들로 세그먼트화하고 형상, 체적 등과 같은 세그먼트의 하나 이상의 속성을 평가하기 위해 사용될 수 있다. 하나 이상의 세그먼트 속성에 대한 변화들은 디스플레이 또는 그 이외의 것을 통해 의사에게 전달될 수도 있다. 예를 들어, 종양이 크기에 있어서 증가하거나 감소하고 있는지 여부를 평가하기 위해, 종양의 크기는 일련의 이미지들에 걸쳐 모니터링될 수도 있다. 또 다른 예로서, 뇌 출혈은 시간 경과에 따라 모니터링될 수도 있고, 여기서, 평가하기 위한 중요한 변화는 출혈의 체적이다. 이에 따라, 취득된 MR 이미지 데이터는 관심 있는 특징부들(예컨대, 종양, 출혈, 출혈부 등)을 세그먼트화하고 대응하는 특징부의 체적을 연산하기 위해 프로세싱될 수도 있다.

[0108] 세그먼트화된 체적들은 세그먼트화된 체적에 대한 관심 있는 메트릭(metric)들을 특징화하기 위해 다른 방법들로 분석될 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 2D 및/또는 3D 형상 설명자들은 체적, 표면적, 대칭성, "텍스처(texture)" 등을 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 세그먼트화된 특징부의 임의의 수의 양태들 또는 속성들을 특징화하기 위해 세그먼트화된 특징부들에 적용될 수도 있다. 이러한 방법으로, 변화 검출은 특징부들이 시간 경과에 따라 어떻게 변화되고 있는지를 평가하기 위해 취득된 MR 데이터에서 캡처된 관심 있는 특징부들에 대해 수행될 수도 있다. 세그먼트화된 특징부들에서 검출된 변화들은 특징부가 시간 내에 어떻게 진화하고 있는지를 이해하기 위해 사용될 수 있을 뿐만 아니라, 특정한 특징부들의 특성들은 건강하지 않은 것과 건강한 것, 이례적인 것과 정상적인 것을 구별하는 것을 보조하기 위해 및/또는 특정한 조건의 위험을 평가하기 위해 저장된 정보와 비교될 수 있다. MR 데이터로부터 획득된 정보는 또한, 추후의 데이터 분석을 위해 사용될 수 있는 정보의 저장소를 성장시키기 위해 현존하는 정보와 함께 저장될 수도 있다.

[0109] 일부 실시형태들에 따르면, 기법들은 호흡 또는 심박(heart beat) 등과 같은 규칙적인 또는 주기적인 운동에 의해 야기된 데이터에 있어서의 변화들을 제거하기 위해 사용될 수도 있다. 이미지의 어느 파트들이 변화되고 있고 어느 것이 그렇지 않은지를 결정함으로써, 변화되고 있는 이미지의 오직 파트들에 대한 취득에 초점을 맞추고, 변화되고 있지 않은 이미지의 파트들에 대한 데이터를 취득하지 않는 것이 가능하다. 변화되고 있는 이미지의 파트들에 오직 관련된 데이터의 더 작은 세트를 취득함으로써, 취득 시간이 압축된다. 추가적으로, 이미지에서의 일부 변화들은 호흡 및 심박들과 같은 주기적 이벤트들에 의해 야기된다. 일부 실시형태들에서, 주기적 이벤트들은 변화 검출 프로세스가, 이미지의 어느 파트들이 변화되고 있고 취득의 초점이 되어야 하는지를 결정할 때에 주기 이벤트들에 의해 야기된 주기적 운동들을 무시하는 것을 가능하게 하기 위해 그 주기성에 기초하여 모델링된다.

[0110] 일부 실시형태들에 따르면, 변화 검출은 취득된 일련의 MR 이미지 데이터 상에서 MR 이미지 데이터의 변화의 레이트를 검출함으로써 수행될 수도 있다. 본원에서 사용된 바와 같이, 변화의 레이트는 시간의 임의의 기능적인 형태를 지칭한다. 변화의 레이트를 검출하는 것은 출혈의 심각성, 출혈부의 크기, 정중선 시프트에 있어서의 증가, 병변의 공격성 등을 표시하는 것과 같은, 이미징되고 있는 대상물에 관한 더 풍부한 데이터를 제공할 수

도 있다. 하나의 예로서, 조영제(contrast agent)가 투여될 때, 조영제가 신체에 의해 섭취되는 자연적인 및 예상된 방법이 있다. 조영제의 섭취는 특정한 기능적인 형태를 가지는 변화로서 등록할 신호 증가로서 검출된다. 조영제가 세척되고 및/또는 신호가 대사화(metabolize)될 때에 신호가 변화되는 방식은 또한, 시간 경과에 따라 기능적인 형태를 가질 신호에 있어서의 검출가능한 변화를 일으킬 것이다. 시간 경과에 따른 변화들의 기능적인 형태는 임상적으로 유용하고 및/또는 임계적인 데이터를 제공할 수 있는 병변 또는 다른 비정상부의 타입, 공격성, 또는 다른 특성들에 대한 정보를 제공할 수 있다. 또 다른 예로서, 뇌출혈 피해자는 뇌출혈이 발생한 후에 모니터링될 수도 있고, 예상된 것과 상이한 뇌출혈 병변의 시간 과정에 있어서의 변화들은 평소와 다른 변화들에 대해 직원에게 경보하거나, 약 효능의 척도를 제공하거나, 환자의 조건에 관련된 다른 정보를 제공하기 위해 사용될 수도 있다. 일반적으로, 변화의 레이트를 검출하는 것은 이미징되고 있는 대상물의 더 고차 분석을 용이하게 할 수 있다.

[0111] MR 데이터의 더 고속의 취득을 용이하게 하는 기법들이 사용가능하여, 저필드 MRI를 위한 더 신속한 이미지 취득을 가능하게 한다. 예를 들어, 압축된 감지 기법들, 희박 이미징 어레이 기법들, MR 핑거프린팅(fingerprinting)은 MR 이미지 취득을 진척시킬 수 있는 기법들의 일부 예들이다. 추가적으로, 일부 실시형태들에서, 도플러(Doppler) 기법들은 변화되고 있지 않은 이미지의 파트들을 필터링하기 위해 사용될 수도 있는 속도(velocity)들을 추정하기 위해 짧은 시간에 걸쳐 이미지들의 다수의 프레임들을 분석하기 위해 사용될 수도 있다.

[0112] 취득된 MR 이미지 데이터에 있어서의 변화들을 검출하는 것의 완료 시에, 액트(420)는 추후의 MR 이미지 데이터를 취득하기 전에 미리 결정된 양의 시간을 대기한 직후 또는 그 후의 어느 하나에서, MR 이미지 데이터를 추가로 획득하기 위해 반복될 수도 있다. 추후에 취득된 MR 이미지 데이터는 (예컨대, 액트(430 및 440)를 반복함으로써) 임의의 희망된 시간의 간격 상에서 발생한 변화들을 검출하기 위해 이전에 취득된 임의의 MR 이미지 데이터와 비교될 수도 있다. 이러한 방식으로, 일련의 MR 이미지 데이터들이 획득될 수 있고, 변화들은 모니터링되고, 관찰되고, 및/또는 평가되고 있는 환자의 해부구조의 부분에서 발생하는 시간적 변화들의 이해를 용이하게 하기 위해 검출될 수 있고 전달될 수 있다. 임의의 취득된 MR 이미지 데이터는 등록될 수 있고 변화에 대하여 분석될 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 연속 MR 이미지 데이터는 예를 들어, 상대적인 작은 시간 스케일 상에서의 변화들이 검출될 수 있도록 비교될 수도 있다. 검출된 변화는 관심 있는 해부구조가 연속적으로, 규칙적으로, 및/또는 주기적으로 모니터링될 수 있도록, 의사에게 전달될 수도 있다.

[0113] 게다가, 의사가 변화 검출이 관심 있는 희망된 포인트들에서 수행될 것을 요청할 수 있도록, 취득된 MR 이미지 데이터는 저장될 수도 있다. 예를 들어, 의사는 지난 한 시간 내에 발생한 변화들을 보는 것에 관심이 있을 수도 있고, 변화 검출이 한 시간 전에 취득된 MR 이미지 데이터와 현재 시간의 MR 이미지 데이터 사이에서 수행된다는 것을 특정할 수도 있다. 의사는 시간의 간격을 특정할 수도 있거나, 관심 있는 다수의 시간들을 특정할 수도 있거나, 의사가 어느 MR 이미지 데이터가 변화 검출이 수행되는 것을 바라는지를 표시하기 위해 시간스탬핑(timestamped) 이미지들의 썸네일(thumbnail)들을 선택할 수도 있다. 이에 따라, 본원에서 설명된 기법들은 진행중 변화들을 모니터링하고 및/또는 MR 이미지 데이터가 그 동안 취득되었던 임의의 시간의 간격 상에서 발생하였던 변화들을 평가하기 위해 사용될 수도 있다. 위에서 설명된 변화 검출 기법들은 기간에 걸쳐 환자의 모니터링, 평가, 및 관찰을 가능하게 하기 위해 사용될 수도 있어서, 이에 따라, MRI가 기존의 MRI 및 다른 방법들이 사용될 수 없는 방법들로 모니터링 도구로서 사용되는 것을 가능하게 할 수도 있다.

[0114] 일부 실시형태들에서, 취득된 MR 이미지 데이터는 저장된 고티드 MRI 스캔에 대한 변화를 평가하기 위해 사용될 수도 있다. 이러한 방법으로, 환자는 초기에 고티드 MRI 스캔을 사용하여 이미징될 수도 있지만, (고티드 MRI를 사용하여 실현가능하지 않을) 추후의 모니터링은 그 예가 본원에서 제공되는 저필드 MRI 시스템을 사용하여 수행될 것이다. 본원에서 설명된 변화 검출 기법들은 저필드 MRI 시스템에 의해 취득된 MR 이미지 데이터의 세트들 사이의 변화들을 검출하는 것 뿐만 아니라, 고티드 MR 이미지 데이터 및 저필드 MR 이미지 데이터가 획득되었던 순서에 관계 없이, (예컨대, 초기에) 고티드 MRI 시스템에 의해 취득된 MR 이미지 데이터와 (예컨대, 추후에) 저필드 MRI 시스템에 의해 취득된 MR 이미지 데이터 사이의 변화들을 검출하는 것에 적용될 수 있다.

[0115] 도 5는 변화 검출에 관하여 행해진 관찰들에 적어도 부분적으로 기초하여 취득 전략을 변화시키는 방법을 예시한다. 발명자들은 저필드 MRI 시스템에 의해 구현된 취득 전략을 동적으로 업데이트하기 위해, 취득 파라미터들이 현장에서(on the fly) 수정되는 것을 허용하는 멀티 취득 콘솔을 개발하였다. 예를 들어, 저필드 MRI 시스템으로의 커맨드들은 취득 프로세스에 대한 동적 업데이트들을 달성하기 위해 콘솔로부터 스트리밍될 수 있다. 발명자들은 취득 파라미터들을 동적으로 업데이트하고 및/또는 취득 전력을 변화시키기 위한 능력이 MRI를 위한 새로운 패러다임을 달성하기 위해 활용될 수 있어서, MRI 시스템이 환자를 모니터링하기 위해 사용되는

것을 가능하게 할 수 있고, 취득된 MR 이미지 데이터의 관찰들에 기초하여(예컨대, 변화 검출 정보에 기초하여) 취득 전략을 적응시킬 수 있다는 것을 인식하였다.

[0116] 도 5에서 예시된 방법(500)에서, 액트들(510 내지 540)은 저필드 MRI 시스템에 의해 획득된 MR 이미지 데이터와 관련하여 변화 검출 정보를 획득하기 위해 도 4에서 예시된 방법(400)의 액트들(410 내지 440)과 유사할 수도 있다. 액트(550)에서, 적어도 하나의 취득 파라미터는 변화 검출의 결과들에 기초하여 업데이트될 수도 있거나, 변화될 수도 있거나, 또는 이와 다르게 수정될 수도 있다. 변동될 수도 있는 취득 파라미터들은 임의의 점에서 제한되지는 않고, 시야, 신호 대 잡음 비율(signal-to-noise ratio; SNR), 해상도, 펄스 시퀀스 타입 등의 임의의 하나 이상의 조합을 포함할 수도 있다. 변화될 수도 있도록 취득 파라미터들의 일부 예들은 이하에서 더 상세하게 설명된다.

[0117] 일부 실시형태들에 따르면, 변화 검출 정보는 취득 파라미터들을 업데이트하여, 예를 들어, 특정한 영역으로부터 획득된 MR 데이터의 SNR을 증가시키기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 공동 등록의 특성들(예컨대, 변환, 변형 모델들 등의 속성들) 및/또는 특정한 영역들에서 관찰된 변화들에 기초하여, 그 영역들에서의 SNR을 증가시켜서, 예를 들어, 존재하는 대상물을 더 양호하게 평가하거나, 추가의 변화 검출을 개선시키거나, 또는 그렇지 않을 경우에 모니터링되고 및/또는 관찰되고 있는 해부구조의 부분에 관한 더 많은 정보를 획득하는 것이 바람직할 수도 있다. 유사하게, 취득 파라미터들은 모니터링되고/관찰되고 있는 해부구조의 부분의 특정한 영역들에 대한 더 높은 해상도 MR 데이터를 획득하도록 개조될 수도 있다. 변화 검출은 환자가 이동하였거나 관심 있는 대상물이 더 이상 최적으로 시야에 있지 않다는 것을 나타낼 수도 있다. 이 정보는 추후의 이미지 취득의 시야를 동적으로 변화시키기 위해 사용될 수도 있다.

[0118] 일부 실시형태들에 따르면, 적용되는 펄스 시퀀스의 타입은 취득된 MR 이미지 데이터로부터 획득된 변화 검출 데이터에서 관찰되는 것에 기초하여 변화될 수도 있다. 상이한 펄스 시퀀스들은 특정한 타입들의 정보를 캡처하는 것에서 더 양호할 수도 있고, 이 차이들은 관찰된 변화 검출 데이터에 기초한 적절한 탐사(exploration)를 허용하기 위해 활용될 수 있다. 발명자들에 의해 개발된 시스템의 동적 능력에 적어도 부분적으로 기인하여, 상이한 펄스 시퀀스들은 관심 있는 정보를 캡처하는 MR 데이터를 취득하기 위해 인터리빙(interleave)될 수 있거나, 교대될 수 있거나, 또는 그렇지 않을 경우에 사용될 수 있다. 예를 들어, 고속 스핀 에코 시퀀스(fast spin echo sequence)는 MR 이미지 데이터의 다수의 프레임들을 취득하기 위해 사용되었을 수도 있고, 변화 검출의 결과들은 특정한 변화를 관찰하기 위해(예컨대, 상이한 MR 데이터를 획득하기 위해, 특정한 영역에서 더 높은 SNR 또는 해상도를 허용하기 위해 등) 상이한 펄스 시퀀스, 예를 들어, bSSFP 시퀀스로 변화시키는 것의 이익을 제안할 수도 있다. 이러한 방식으로, 하나의 타입의 시퀀스를 사용하여 관찰가능하지 않을 수도 있는 변화들은 사용되고 있는 펄스 시퀀스의 타입을 변화시킴으로써 보여질 수도 있다.

[0119] 또 다른 예로서, 펄스 시퀀스들은 제공된 콘트라스트의 타입(예컨대, T1, T2 등) 또는 캡처되는 정보의 타입에 대하여 선택될 수도 있고, 적절한 펄스 시퀀스는 모니터링 프로세스 동안 동적으로 변화될 수 있는 MR 데이터를 획득하기 위해 사용될 수 있다. 사용된 펄스 시퀀스 또는 펄스 시퀀스들의 조합의 선택은 획득되는 변화 검출 정보에 의해 안내될 수 있다. 예를 들어, MR 데이터는 주어진 펄스 시퀀스를 사용하여 캡처될 수 있고, 획득된 변화 검출 정보에 기초하여(예컨대, 액트(540)를 수행함으로써 획득된 정보에 기초하여), 펄스 시퀀스는 자기 공명 분광법(magnetic resonance spectroscopy; MRS)을 사용하여 영역을 탐사하기 위해 변화될 수도 있다. 이러한 방식으로, 모니터링되고 있는 해부구조의 부분의 화학적 조성의 탐사는 MR 데이터에서 관찰된 변화들의 결과로서 개시될 수도 있다.

[0120] 취득 파라미터들은 취득 동안 임의의 시간에서 동적으로 변동될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 즉, 전체 취득은 취득 전략을 개조하기 전에 완료될 필요가 없다. 그 결과, 취득 파라미터(들)를 업데이트하는 것은 완전히 동적인 취득 전략을 용이하게 하기 위해 부분적인 취득 및/또는 부분적인 이미지 재구성에 기초하여 수행될 수도 있다. 취득 파라미터들의 임의의 하나 또는 조합을 동적으로 업데이트하기 위한 능력은 MRI가 모니터링 및 탐사 도구로서 사용되는 것을 허용하는 반면, 기존의 MRI 시스템들은 이러한 방법으로 사용될 수 없다.

[0121] 확산 가중화된 이미징(diffusion weighted imaging; DWI)과 같은 일부 응용들은 이러한 응용들을 위해 필요한 더 높은 경사 필드들로 인해 상당한 양들의 전력을 요구한다. 일부 실시형태들에서, 전력 절감들은 더 적은 전력을 요구하는 취득들로 DWI(또는 다른) 시퀀스에 대한 취득들을 인터리빙함으로써 달성될 수도 있다. 취득 동안 취득 파라미터들의 동적 업데이트를 허용함으로써, 희망된 목표(예컨대, 저 전력 소비, 감소된 가열, 경사 코일들 상에서의 응력(stress) 감소 등)를 달성하기 위한 취득 시퀀스들의 임의의 조합 및 인터리빙이 실현될 수도 있다.

- [0122] 일부 실시형태들에서, 상대적으로 짧은 시간프레임 상에서 펼쳐지는 생물학적 또는 생리학적인 이벤트들은 본원에서 설명된 변화 검출 기법들을 사용하여 연구될 수도 있다. 예를 들어, 동맥 스핀 라벨링에 대하여, 전체 데이터 세트가 초기에 획득될 수도 있고, 추후의 취득들은 데이터를 희박하게 샘플링할 수도 있다. 시간 경과에 따른 혈액의 관류(perfusion)는 변화 검출로 모니터링될 수도 있고, 여기서, 이미지에서의 변화들은 이미징된 해부구조의 특정한 영역으로의 유입 혈액에 대응한다.
- [0123] 위에서 논의된 바와 같이, 시간에 있어서의 상이한 포인트들에서 취득된 MR 이미지 데이터의 공동 등록은 변화 검출 프로세스 상에서의 환자 운동의 효과를 감소시킴으로써 MR 데이터에서의 변화들의 식별을 가능하게 한다. 공동 등록은 변형의 효과들에 대한 모델로 완수될 수도 있다. 변형 메시는 환자의 적당한 운동들로부터 또는 생물학적 형태학(biological morphology)으로부터 발생할 수도 있는, 시간 경과에 따른 형상 및 분포에 있어서의 변화들을 캡처한다. 이미징된 체적이 이동하거나 변형할 때에 프레임들에 걸쳐 등록을 유지하기 위해, k공간 취득 전략은 변형된 체적의 새로운 제약들에 기초하여 업데이트될 수도 있다. 예를 들어, 시야, SNR, 해상도 등에 영향을 주는 취득 파라미터들은 변형된 체적의 새로운 제약들에 기초하여 업데이트될 수도 있다.
- [0124] 도 6은 일부 실시형태들에 따라, MR 이미지 데이터의 프레임들을 공동 등록하기 위한 기법(600)을 예시한다. 예를 들어, 등록 기법(600)은 2개의 별도의 시간들에서 취득된 한 쌍의 프레임들을 정렬하기 위해 사용될 수도 있다. 액트(610)에서는, 공동 등록되는 프레임들에 나타나거나 이 프레임들에 공통적인 하나 이상의 특징부 설명자가 검출된다. 특징부 설명자들은 신뢰성 있게 검출될 수 있는 프레임들 사이의 MR 이미지에서 존재하는 임의의 특징부일 수도 있다. 특징부들은 에지들, 코너(corner)들, 리지(ridge)들 등과 같은 국소적 특성들을 포함할 수도 있고, 및/또는 곡선들, 윤곽선들, 형상, 세기 분포들, 및/또는 패턴들 등과 같은 영역 특성들을 포함할 수도 있다. 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 프레임들 사이에서 신뢰성 있게 검출될 수 있는 임의의 특징부 또는 특성은 특징부 설명자로서 사용될 수도 있다. SIFT, SURF, U-SURF, CenSurE, BRIEF, ORB, 및 코너 검출기 기법들, 예컨대, FAST, Harris, Hessian, 및 Shi-Tomasi를 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 임의의 적당한 기법은 특징부 설명자들을 결정하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0125] 프레임들 사이의 특징부 설명자들이 결정된 후에, 프로세스는 액트(620)로 진행하고, 여기서, 프레임들에 걸친 연관된 서브 영역들이 상관된다. 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 서브 영역들 사이의 상관 계산들은 임의의 수의 차원들(예컨대, 1D, 2D, 3D)에서 수행될 수도 있다. 서브 영역들 사이의 상관들이 결정된 후에, 프로세스는 액트(630)로 진행하고, 여기서, 프레임으로부터 프레임으로의 휘어진(warped) 또는 변형된 모델은 상이한 프레임들에서의 서브 영역들 사이의 상관들에 기초하여 결정된다. 일단 모델의 변형이 프레임들 사이에서 결정되면, 프로세스는 액트(640)로 진행하고, 여기서, 모델 변형은 다수의 프레임들에 걸쳐 데이터를 공동 등록하기 위해 사용된다.
- [0126] 일단 데이터가 공동 등록되면, 코히어런트 변화들, 비코히어런트 변화들, 및 포지션 변화들, 속도, 가속도, 또는 시간 미분 벡터들을 포함하는 다른 것들과 같은, 위에서 논의된 것들을 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 변화 검출 메트릭들은 공동 등록된 데이터를 사용하여 결정될 수도 있다. 표면적, 체적, 크린클리니스(crinkliness), 구형 구조와 기초 계수(spherical harmonic basis coefficient)들 등과 같은 세그먼트화 및 기하학적 형상 설명자들을 포함하는 다른 메트릭들은 또한, 공동 등록된 데이터에 기초하여 결정될 수도 있고, 임의적으로, 메트릭들은 위에서 논의된 바와 같이 현장에서의 미래의 취득들을 위한 취득 파라미터들을 업데이트하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0127] 위에서 설명된 바와 같이, 발명자들은 환자의 뇌에서의 정중선 시프트의 정도에 있어서의 변화가 있는지 여부를 결정하기 위해 환자를 모니터링하기 위한, 저필드 MRI를 사용하기 위한 기법들을 개발하였다. 정중선 시프트는 트라우마(예컨대, 뇌졸중, 출혈부, 또는 다른 부상)로 인한 그 정상적인 대칭적 포지션으로부터 뇌의 정중선의 변위의 양을 지칭하고, 뇌 트라우마의 심각성의 임상적들을 위한 중요한 표시자이다. 정중선 시프트는 통상적으로, 영향받는 측(예컨대, 부상을 갖는 측)으로부터 멀어지는 방향에서, 그 정중선을 지나는 뇌의 시프트로서 특징화될 수도 있다.
- [0128] 일부 실시형태들에서, 정중선 시프트는 뇌의 정중선 구조체(예컨대, 투명 중격 상의 포인트)와 정중선으로서 지정된 라인 사이의 거리로서 측정될 수도 있다. 정중선은 대뇌검(falx cerebri)(또한 대뇌검(cerebral falx)으로서 알려짐)과 공동평면일 수도 있고, 경막(dura mater)의 뇌막 층의 초승달 형상 접힘부(crescent-shaped fold)는 인간 뇌의 대뇌 반구(cerebral hemisphere)들 사이의 중방향 틈에서 수직으로 하강한다. 정중선은 두 개골의 내부 두개골판으로의 대뇌검의 전방 및 후방 부착들을 접속하는 라인으로서 표현될 수도 있다.
- [0129] 도 7a에서 예시된 하나의 예로서, 정중선(702)은 대뇌검의 전방 및 후방 부착 포인트들(706a 및 706b)을 접속하

는 라인이다. 이 예에서, 정중선 시프트는 투명 중격에서의 측정 포인트(706c)와 정중선(702) 사이의 거리로서 측정될 수도 있다. 그 거리는, 종점(endpoint)들(706c 및 706d)에 의해 정의되고, 정중선(702)에 직교하는 라인(704)의 길이이다.

[0130] 도 7b에서 예시된 또 다른 예로서, 정중선(712)은 대뇌검의 전방 및 후방 부착 포인트들(716a 및 716b)을 접속하는 라인이다. 이 예에서, 정중선 시프트는 투명 중격에서의 측정 포인트(716c)와 정중선(712) 사이의 거리로서 측정될 수도 있다. 그 거리는, 종점들(716c 및 716d)에 의해 정의되고, 정중선(712)에 직교하는 라인(714)의 길이이다.

[0131] 도 8은 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 환자의 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도를 결정하기 위한 예시적인 프로세스(800)의 플로우차트이다. 일부 실시형태들에서, 프로세스(800)의 전체는 환자가 예를 들어, 도 3a 내지 도 3g에서 예시된 저필드 MRI 디바이스들 중 임의의 것을 포함하는 본원에서 설명된 임의의 적당한 타입일 수도 있는 저필드 MRI 디바이스 내에 있는 동안 수행될 수도 있다.

[0132] 프로세스(800)는 액트(802)에서 시작되고, 여기서, 저필드 MRI 디바이스는 환자의 뇌의 타겟 부분의 초기 자기 공명 데이터를 취득한다. 본원에서 사용된 바와 같이, 용어 MR 이미지 데이터는 이미지 재구성 이전의 MR 데이터(예컨대, k공간 MR 데이터) 및 일부 방법으로 프로세싱되었던 MR 데이터(예컨대, 3 차원(3D) 체적계측 이미지와 같은 사후 이미지 재구성 MR 데이터)를 일반적으로 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 MR 데이터를 지칭하기 위해 본원에서 사용된다. 일부 실시형태들에서, 초기 MR 데이터는 개개의 뇌 슬라이스들(예컨대, 2개, 3개, 4개, 5개 등의 이웃하는 슬라이스들)의 하나 이상의 2차원 이미지를 포함할 수도 있다. 다수의 슬라이스들이 포함될 때, 슬라이스들은 이웃하고 있을 수도 있다. 예를 들어, 초기 MR 데이터는 2개의 횡방향 뇌실(ventricle)들이 두드러지는 하나 이상의 개개의 슬라이스의 하나 이상의 2D 이미지를 포함할 수도 있다.

[0133] 다음으로, 액트(804)에서, 초기 MR 이미지 데이터는 대응하는 초기 출력을 획득하기 위해 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공된다. 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기에 제공되기 전에, 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 초기 MR 이미지 데이터는 예를 들어, 리샘플링(resamp), 보간, 아핀 변환(affine transformation)에 의해, 및/또는 임의의 다른 적당한 사전 프로세싱 기법들을 사용함으로써 사전 프로세싱될 수도 있다.

[0134] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기의 출력은 초기 MR 데이터에서, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 하나 이상의 랜드마크의 하나 이상의 초기 위치를 표시할 수도 있다. 이 위치 또는 위치들은 프로세스(800)의 액트(806)에서 트레이닝된 통계적 분류기의 출력으로부터 식별될 수도 있다. 출력은 위치(들)를 직접적으로 또는 간접적으로 특정할 수도 있다. 후자의 경우에, 위치(들)는 트레이닝된 통계적 분류기의 출력에서 포함된 정보로부터 유도될 수도 있다.

[0135] 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기의 출력은 전방 및 후방 대뇌검 부착 포인트들의 위치들 및 투명 중격에서의 측정 포인트의 위치를 표시할 수도 있다. 초기 MR 데이터가 대응하는 슬라이스의 2D 이미지를 포함할 때, 트레이닝된 통계적 분류기의 출력은 2D 이미지 내에서의 랜드마크들(예컨대, 대뇌검 부착 포인트들 및 투명 중격에서의 측정 포인트)의 위치들을 표시할 수도 있다. 위에서 설명된 바와 같이, 대뇌검 부착 포인트들 및 투명 중격에서의 측정 포인트의 위치들은 정중선 시프트 측정을 행하기 위해 사용될 수도 있다.

[0136] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 신경망 통계적 분류기일 수도 있다. 예를 들어, 트레이닝 통계적 분류기는 (예컨대, 도 9a 및 도 9b에서 예시된 바와 같은) 컨볼루션 신경망, (예컨대, 도 9a 및 도 9b에서 예시된 바와 같은) 장단기 메모리 네트워크와 같은 컨볼루션 신경망 및 재발성 신경망, (예컨대, 도 10에서 예시된 바와 같은) 전체 컨볼루션 신경망, 및/또는 임의의 다른 적당한 타입의 신경망을 포함할 수도 있다. 트레이닝된 통계적 분류기는 소프트웨어, 하드웨어로, 또는 소프트웨어 및 하드웨어의 임의의 적당한 조합을 사용하여 구현될 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 하나 이상의 머신 러닝 소프트웨어 라이브러리는 Theano, Torch, Caffe, Keras, 및 TensorFlow를 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 트레이닝된 통계적 분류기를 구현하기 위해 사용될 수도 있다. 이 라이브러리들은 통계적 분류기(예컨대, 신경망)를 트레이닝하고 및/또는 트레이닝된 통계적 분류기를 사용하기 위해 사용될 수도 있다. 액트들(804 및 806)에서 사용된 트레이닝된 통계적 분류기를 트레이닝하는 양태들은 이하에서 더 상세하게 설명된다. 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 트레이닝된 통계적 분류기는 신경망인 것으로 제한되지는 않고, 임의의 다른 적당한 타입의 통계적 분류기(예컨대, 지원 벡터 머신(support vector machine), 그래픽 모델, 베이시안 분류기(Bayesian classifier), 판정 트리 분류기(decision tree classifier) 등)일 수도 있다는 것이 또한 인식되어

야 한다.

- [0137] 위에서 논의된 바와 같이, 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 컨볼루션 신경망일 수도 있다. 도 9a 및 도 9b는 이러한 컨볼루션 신경망의 예시적인 예를 도시한다. 도 9a에서 도시된 바와 같이, 입력 이미지(이 예에서는 256x256 이미지)는 교대하는 일련의 컨볼루션 및 풀링 층들을 통해 입력 이미지를 프로세싱하는 컨볼루션 신경망으로 입력으로서 제공된다. 이 예에서, 컨볼루션 신경망은 32개의 256x256 특징부 맵들을 획득하기 위해 2개의 컨볼루션 층들을 사용하여 입력 이미지를 프로세싱한다. 다음으로, 풀링 층(예컨대, 최대 풀링 층)의 적용 후에, 2개 이상의 컨볼루션 층들은 64개의 128x128 특징부 맵들을 획득하기 위해 적용된다. 다음으로, 또 다른 풀링 층(예컨대, 최대 풀링)의 적용 후에, 2개 이상의 컨볼루션 층들은 128 개의 64x64 특징부 맵들을 획득하기 위해 적용된다. 다음으로, 또 다른 풀링 층 및 또 다른 컨볼루션 층의 적용 후에, 결과적인 256개의 32x32 특징부 맵들은 도 9b에서 도시된 신경망의 부분으로 입력으로서 제공된다. 이 부분에서, 추가적인 컨볼루션들 후에, 특징부 맵들은 예측들을 생성하기 위해 적어도 하나의 전체 접속된 층을 통해 프로세싱된다. 예측들은 일부 실시형태들에서, 대뇌경 부착 포인트들(예컨대, 후방 및 전방 부착 포인트들, 및 투명 중격 상의 측정 포인트)의 위치들을 표시할 수도 있다.
- [0138] 도 9a 및 도 9c는 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기로서 사용될 수도 있는 신경망의 또 다른 예시적인 예를 도시한다. 도 9a 및 도 9c의 신경망은 시간 경과에 따른 신경망에 입력들로서 제공된 입력 이미지들 사이의 시간적 제약들을 모델링하기 위해 사용될 수도 있는, (위에서 설명되었고, 도 9a에서 도시된) 컨볼루션 신경망 부분 및 (도 9c에서 도시된) 재발성 신경망 부분을 가진다. 재발성 신경망 부분은 장단기 메모리(LSTM) 신경망으로서 구현될 수도 있다. 이러한 신경망 아키텍처는 모니터링 태스크의 수행 동안 저필드 MRI 장치에 의해 획득된 일련의 이미지들을 프로세싱하기 위해 사용될 수도 있다. 저필드 MRI 장치에 의해 획득된 일련의 이미지들은 CNN-LSTM 신경망에 입력들로서 제공될 수도 있고, CNN-LSTM 신경망 내에서, 적어도 하나의 더 이전에 획득된 이미지로부터 유도된 특징부들은 예측들을 생성하기 위해 더 이후에 획득된 이미지로부터 획득된 특징부들과 조합될 수도 있다.
- [0139] 일부 실시형태들에서, 도 9a 내지 도 9c에서 예시된 신경망들은 컨볼루션 층들에 대한 1의 스트라이드(stride)를 갖는 3의 커널 크기(kernel size), 풀링 층들을 위한 "2"의 커널 크기, 및 분산 스케일링 초기화기(variance scaling initializer)를 사용할 수도 있다.
- [0140] 일부 실시형태들에서, 도 9a 내지 도 9c에서 예시된 신경망들은 한 번에 단일 이미지(예컨대, 단일 슬라이스)를 프로세싱하기 위해 사용될 수도 있다. 다른 실시형태들에서, 도 9a 내지 도 9c에서 예시된 신경망들은 동시에 다수의 슬라이스들(예컨대, 다수의 이웃하는 슬라이스들)을 프로세싱하기 위해 사용될 수도 있다. 이러한 방법으로, 예측 포인트 위치들(예컨대, 대뇌경 부착 포인트들 및 투명 중격 상의 측정 포인트의 위치들)은 단일 슬라이스로부터 또는 다수의 이웃하는 슬라이스들로부터의 정보를 사용하여 컴퓨팅될 수도 있다.
- [0141] 일부 실시형태들에서, 다수의 슬라이스들이 신경망에 의해 프로세싱되고 있을 때, 컨볼루션들은 2차원(2D) 또는 3차원(3D) 컨볼루션들일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 프로세싱은 특징부들이 슬라이스 및 그 이웃하는 슬라이스들 중 하나 이상으로부터의(오직 슬라이스 자체로부터, 또는 슬라이스 자체 및 그 이웃들 중 하나 이상으로부터) 정보를 사용하여 각각의 슬라이스에 대하여 계산되도록, 슬라이스에 기초할 수도 있다. 다른 실시형태들에서, 프로세싱은 다수의 슬라이스들에 대한 특징부들이 슬라이스들의 전부에서 존재하는 데이터를 사용하여 동시에 컴퓨팅되도록, 전체 3D 프로세싱 파이프라인일 수도 있다.
- [0142] 일부 실시형태들에서는, 도 9a 내지 도 9c에서 도시된 바와 같이, 하나 이상의 전체 접속된 출력 층을 갖는 컨볼루션 인공망 아키텍처를 사용하는 것이 아니라, 전체 컨볼루션 신경망 아키텍처가 채용될 수도 있다. 이러한 아키텍처에서, 출력은 입력과 동일한 차원성(dimensionality)을 가지는 단일 채널 출력이다. 이 접근법에서, 포인트 위치들(예컨대, 대뇌경 부착 포인트들)의 맵은 포인트 위치들에서 가우시안 커널 세기 프로파일(Gaussian kernel intensity profile)들을 도입함으로써 생성되고, 신경망은 평균 제곱된 에러 손실(mean-squared error loss)을 사용하여 이 프로파일들을 회귀(regress)하도록 트레이닝된다.
- [0143] 도 10은 일부 실시형태들에서 사용될 수도 있는 2개의 상이한 전체 컨볼루션 신경망 아키텍처들을 예시한다. 프로세싱 경로 (a)를 수반하는 프로세싱을 갖는 제 1 아키텍처는 3개의 부분들을 포함한다: (1) 일련의 교대하는 컨볼루션 및 풀링 층들을 포함하는 출력 압축 부분; (2) (경로 (a)에 의해 표시된) 장단기 메모리 부분; 및 (3) 일련의 교대하는 컨볼루션 및 디컨볼루션(deconvolutional) 층들을 포함하는 입력 확대 부분. 이 타입의 아키텍처는 도 9a 및 도 9c의 신경망 아키텍처가 그렇게 할 수 있는 바와 같이, 시간적 제약들을 모델링하기 위해 사용될 수도 있다. 프로세싱 경로 (b)를 수반하는 프로세싱을 갖는 제 2 아키텍처는 3개의 부분들을 포함한다

다: (1) 일련의 교대하는 컨볼루션 및 풀링 층들을 포함하는 출력 압축 부분; (2) (경로 (b)에 의해 표시된) 컨볼루션 네트워크 부분; 및 (3) 일련의 교대하는 컨볼루션 및 디컨볼루션 층들 및 질량 중심(center-of-mass) 층을 포함하는 입력 확대 부분. 질량의 중심 층은 각각의 위치에서의 회귀된 위치 추정치들로부터 컴퓨팅된 질량의 중심으로서 추정치를 컴퓨팅한다.

[0144] 일부 실시형태들에서, 도 10에서 예시된 신경망들은 1의 스트라이드를 갖는 컨볼루션 층들에 대한 3의 커널 크기, 풀링 층들에 대한 "2"의 커널 크기, 디컨볼루션 층들에 대한 스트라이드 2를 갖는 크기 6의 커널, 및 분산 스케일링 초기화기를 사용할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 다수의 슬라이스들이 도 10에서 도시된 신경망들 중 하나에 의해 프로세싱되고 있을 때, 컨볼루션들은 2차원(2D) 또는 3차원(3D) 컨볼루션들일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 프로세싱은 특징부들이 슬라이스 및 그 이웃하는 슬라이스들 중 하나 이상으로부터의 정보를 사용하여 각각의 슬라이스에 대하여 계산되도록, 슬라이스에 기초할 수도 있다. 다른 실시형태들에서, 프로세싱은 다수의 슬라이스들에 대한 특징부들이 슬라이스들의 전부에서 존재하는 데이터를 사용하여 동시에 컴퓨팅되도록, 전체 3D 프로세싱 파이프라인일 수도 있다.

[0145] 도 9a 내지 도 9c 및 도 10에서 예시된 신경망 아키텍처들은 예시적이고 이 아키텍처들의 변형들이 가능하다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 하나 이상의 다른 신경망 층(예컨대, 컨볼루션 층, 디컨볼루션 층, 조정된 선형 유닛 층(rectified linear unit layer), 업샘플링 층, 연결 층(concatenate layer), 패드 층(pad layer) 등)은 추가적인 하나 이상의 층으로서, 및/또는 예시된 아키텍처들의 하나 이상의 층 파트 대신에, 도 9a 내지 도 9c 및 도 10의 신경망 아키텍처들 중 임의의 것으로 도입될 수도 있다. 또 다른 예로서, 하나 이상의 층의 차원성이 변동될 수도 있고, 및/또는 하나 이상의 컨볼루션, 풀링, 및/또는 디컨볼루션 층에 대한 커널 크기가 변동될 수도 있다.

[0146] 다음으로, 프로세스(800)는 액트(808)로 진행하고, 여기서, 다음 MR 이미지 데이터가 취득된다. 다음 MR 이미지 데이터는 초기 MR 데이터가 취득된 후에 취득된다. 이에 따라, 일부 실시형태들에서, 액트들(804 및 806)은 액트(808)가 수행된 후에 수행될 수도 있지만, 액트(808)는 액트(802) 후에 일반적으로 수행된다. 다음 MR 이미지 데이터는 초기 MR 이미지 데이터의 취득 직후에 취득될 수도 있거나, 희망된 지연의 주기 후에(예컨대, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 분 이내, 1시간 이내, 2시간 이내 등) 획득될 수도 있다. 초기 MR 이미지 데이터에서와 같이, 다음 MR 이미지 데이터는 임의의 형태(예컨대, 3D 체적계측 이미지, 2D 이미지, k공간 MR 데이터 등)일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 초기 MR 데이터 및 다음 MR 이미지 데이터는 동일한 타입이다. 예를 들어, 초기 및 다음 MR 데이터의 각각은 하나 이상의 개개의(예컨대, 이웃하는) 뇌 슬라이스의 하나 이상의 2차원 이미지를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 초기 MR 데이터는 제 1시간에서 획득된 이웃하는 슬라이스들의 다수의 이미지들을 포함할 수도 있고, 다음 MR 데이터는 제 1시간보다 더 이후의 제 2시간에서 획득된 동일한 이웃하는 슬라이스들의 다수의 이미지들을 포함할 수도 있다.

[0147] 다음으로, 프로세스(800)는 액트(810)로 진행하고, 여기서, 다음 MR 이미지 데이터는 대응하는 다음 출력을 획득하기 위해 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공된다. 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기에 제공되기 전에, 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 다음 MR 이미지 데이터는 예를 들어, 리샘플링, 보간, 아핀 변환에 의해, 및/또는 임의의 다른 적당한 사전 프로세싱 기법들을 사용함으로써 사전 프로세싱될 수도 있다. 다음 MR 이미지 데이터는 초기 MR 데이터가 사전프로세싱되었던 것과 동일한 방법으로 사전프로세싱될 수도 있다.

[0148] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기의 다음 출력은 다음 MR 데이터에서, 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 하나 이상의 랜드마크의 하나 이상의 업데이트된 위치를 표시할 수도 있다. 이 위치 또는 위치들은 프로세스(800)의 액트(812)에서 트레이닝된 통계적 분류기의 출력으로부터 식별될 수도 있다. 출력은 위치(들)를 직접적으로 또는 간접적으로 특정할 수도 있다. 후자의 경우에, 위치(들)는 트레이닝된 통계적 분류기의 출력에서 포함된 정보로부터 유도될 수도 있다.

[0149] 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 액트(812)에서 획득된 트레이닝된 통계적 분류기의 출력은 전방 및 후방 대뇌 껍 부착 포인트들의 업데이트된 위치들 및 투명 중격에서의 측정 포인트의 업데이트된 위치를 표시할 수도 있다. 다음 MR 데이터가 대응하는 슬라이스의 2D 이미지를 포함할 때, 트레이닝된 통계적 분류기의 대응하는 출력은 2D 이미지 내에서의 랜드마크들(예컨대, 대뇌 껍 부착 포인트들 및 투명 중격에서의 측정 포인트)의 업데이트된 위치들을 표시할 수도 있다. 위에서 설명된 바와 같이, 대뇌 껍 부착 포인트들 및 투명 중격에서의 측정 포인트의 업데이트된 위치들은 새로운/업데이트된 정중선 시프트 측정을 행하기 위해 사용될 수도 있다.

[0150] 다음으로, 프로세스(800)는 액트(814)로 진행하고, 여기서, 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도는 각각 액트

들(806 및 812)에서 획득되었던 정중선 구조체들과 연관된 랜드마크들의 초기 및 업데이트된 위치들을 사용하여 결정된다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 대뇌겉 부착 포인트들 및 투명 중격에서의 측정 포인트의 초기 위치들은 초기 정중선 시프트 양을 결정(예컨대, 계산)하기 위해 사용될 수도 있다. 대뇌겉 부착 포인트들 및 투명 중격에서의 측정 포인트의 업데이트된 위치들은 업데이트된 정중선 시프트 양을 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 초기 및 업데이트된 정중선 시프트 양들은 초기 및 다음 MR 데이터의 취득 사이의 기간에 걸쳐 환자의 정중선 시프트에서의 변화의 정도를 (예컨대, 그 차이를 평가함으로써) 결정하기 위해 사용될 수도 있다.

[0151] 다음으로, 프로세스(800)는 판정 블록(816)으로 진행하고, 여기서, 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도의 새로운 결정을 수행할 것인지 여부가 결정된다. 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 이 결정은 임의의 적당한 방법으로(예컨대, 스케줄에 기초하여, 임상이에 의해 제공된 수동적 입력에 기초하여 등으로, 임계 수의 반복들이 수행되었는지 여부를 결정함으로써) 수행될 수도 있다. 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도의 새로운 결정이 수행되어야 하는 것으로 결정될 때, 프로세스(800)는 블록(808)으로 복귀하고, 액트들(808 내지 814)은 다시 반복된다(새롭게 획득된 MR 데이터는 가장 최근에 이전에 획득된 MR 데이터와 비교됨). 다른 한편으로, 정중선 시프트에 있어서의 변화의 정도의 새로운 결정이 수행되어야 하지 않는 것으로 결정될 때, 프로세스(800)는 완료된다.

[0152] 프로세스(800)는 예시적이고 변형들이 있다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 그 출력이 환자의 뇌의 적어도 하나의 정중선 구조체와 연관된 하나 이상의 위치를 식별하기 위해 뿐만 아니라, 뇌실들을 세그먼트화하기 위해 사용될 수도 있도록, 멀티 태스크 모델로서 트레이닝될 수도 있다. 본원에서 설명된 바와 같이, 정중선 상으로의 비교하기 위한 측정 포인트는 투명 중격 상에 놓여 있고, 그러므로, 이러한 모델이 투명 중격의 위치를 더 정확하게 식별할 것이므로, 멀티 태스크 모델을 트레이닝하기 위해 횡방향 뇌실 라벨들을 사용하는 것이 유익하다. 세그먼트화된 횡방향 뇌실들의 대칭성 또는 비대칭성은 투명 중격의 위치를 더 정확하게 식별하는 것을 도울 수도 있다. 이러한 모델은 트레이닝 데이터가 투명 중격 상의 측정 포인트 및 대뇌겉 부착 포인트들의 라벨들에 추가하여, 횡방향 뇌실 라벨들을 포함할 경우에 트레이닝될 수도 있다.

[0153] 트레이닝된 통계적 분류기는 임의의 적당한 방법으로 트레이닝될 수도 있다. 트레이닝된 통계적 분류기가 신경망인 실시형태들에서, 신경망은 경사 하강(gradient descent), 확률론적 경사 하강(stochastic gradient descent), 역전파(backpropagation), 및/또는 임의의 적당한 반복적 최적화 기법을 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 임의의 적당한 신경망 트레이닝 기법으로 트레이닝될 수도 있다. 신경망이 재발성 신경망을 포함하는 실시형태들에서, 트레이닝 기법은 확률론적 경사 하강 및 시간을 통한 역전파를 채용할 수도 있다.

[0154] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 환자들을 라벨링된 스캔들을 포함하는 트레이닝 데이터를 사용하여 트레이닝될 수도 있다. 예를 들어, 분류기는 정중선 시프트를 나타내는 환자들(예컨대, 뇌졸중 환자들 및/또는 암 환자들)의 라벨링된 스캔들을 포함하는 트레이닝 데이터를 사용하여 트레이닝될 수도 있다. 스캔들은 한 명 이상의 임상적 전문가에 의해 수동으로 주석부기(annotate)될 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 주석들은 대뇌겉 부착 포인트들 및 투명 중격 상의 측정 포인트들의 위치들의 표시들을 포함할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 주석들은 대뇌겉 위치 포인트들의 위치들의 표시들 대신에, 또는 이에 추가하여) 정중선을 표현하는 라인을 포함할 수도 있다. 특정한 스캔에서 정중선 시프트가 없을 경우에, 정중선(라인 또는 부착 포인트들)의 표시가 제공되지 않을 수도 있다.

[0155] 발명자들은 측정 포인트의 위치의 내재적인 모호성이 있다는 것을 인식하였다. 구체적으로, 투명 중격을 따르는 측정 포인트의 약간의 시프트들은 용인될 수도 있지만, 펠루시덤(pellucidum)에 수직인 측정 포인트의 시프트들은 허용되지 않는다. 따라서, 일부 실시형태들에서, 트레이닝 데이터는 투명 중격을 따라 측정 포인트의 위치에 대한 추가적인 허용된 위치들을 생성함으로써 증강될 수도 있다.

[0156] 위에서 설명된 바와 같이, 발명자들은 또한, 환자의 뇌에서의 비정상부(예컨대, 출혈부, 병변, 부종, 뇌졸중 코어, 뇌졸중 반응영, 및/또는 종기)의 크기에 있어서의 변화가 있는지 여부를 결정하기 위한 저필드 MRI 기법들을 개발하였다. 실제로, MRI는 급성 초점 뇌졸중(acute focal stroke) 증상들로 제시하는 환자들에서의 급성 출혈부를 검출하기 위한 중요하고 정확한 요법이고, 만성적 뇌내 출혈부들의 검출을 위한 CT 스캔들보다 더 정확하다. 일부 연구들은 MRI 이미징이 급성 허혈(acute ischemia)의 검출을 위해 CT 이미징보다 더 양호하고 급성 및 만성 출혈부를 정확하게 검출할 수 있다는 것을 식별하였다. 그 결과, MRI는 급성 뇌졸중을 가지는 것으로 의심되는 환자들의 정확한 진단을 위한, 그리고 뇌졸중과 연관된 비정상부들을 모니터링하기 위한 선호된 이미징 요법일 수도 있다.

- [0157] 따라서, 일부 실시형태들에서, 저필드 MRI 모니터링 기법들은 비정상부의 크기를 연속적으로 모니터링하고 시간 경과에 따른 그 크기에 있어서의 변화들을 검출하기 위해 머신 러닝 기법들과 조합될 수도 있다. 이러한 실시 형태들에서, 저필드 MRI 모니터링은 환자의 뇌의 일련의 이미지들은 획득하는 것을 허용하고, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들(예컨대, 컨볼루션 신경망들과 같은 딥 러닝 기법들)은 일련의 이미지들로부터, 비정상부의 크기들의 대응하는 시퀀스를 결정하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 발명자들에 의해 개발된 딥 러닝 기법들은 MRI 이미지들에서의 출혈부들을 세그먼트화(예컨대, 그 아웃라인(outline)들을 식별)하고, 2D 또는 3D 경계설정 영역(예컨대, 박스)의 장 축들을 특징하는 포인트들을 식별하고, 출혈부의 최대 직경 및 최대 직경에 직교하는 출혈부의 최대 직교 직경을 식별하고, 및/또는 출혈부의 크기를 식별하는 것의 증진을 위한 임의의 다른 프로세싱을 수행하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0158] 일부 실시형태들에서, 비정상부의 체적은 구형 또는 타원형 비정상부들에 대한 소위 "ABC/2" 공식을 사용하여 식별될 수도 있다. 값 A는 비정상부의 최대 직경의 길이(예컨대, 도 11a에서 도시된 직경(1102)의 길이)를 표현하고, 값 B는 최대 직경에 직교하는 비정상부의 최대 직교 직경의 길이(예컨대, 도 11a에서 도시된 직경(1104)의 길이)를 표현하고, 값 C는 슬라이스 두께에 승산된 수직 평면에서 보여진 비정상부를 갖는 슬라이스들의 총 수이다. 값들 A, B, 및 C는 그 다음으로, 승산될 수도 있고, 곱셈은 비정상부의 체적을 추정하기 위해 2에 의해 나누어질 수도 있다. 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 최대 직경의 길이 "A" 및 최대 직교 직경의 길이 "B"는 임의의 다른 적당한 방법으로 비정상부의 크기(예컨대, 체적)를 추정하기 위해 사용될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다.
- [0159] 따라서, 일부 실시형태들에서, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들은 MRI 이미지들 내에서, 비정상부의 제 1 최대 직경 및 제 2 최대 직경을 식별하기 위해 MRI 이미지들을 프로세싱하는 것에 적용될 수도 있다. 제 1 및 제 2 최대 직경들은 결국, ABC/2 기법을 사용하여, 또는 임의의 다른 적당한 방법으로 비정상부의 크기를 추정하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 도 11b에서 도시된 바와 같이, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들은 비정상부의 제 1 직경(1106) 및 제 1 직경에 직교하는 비정상부의 제 2 직경(1108)을 식별하기 위해 사용된다. 직경들(1106 및 1108)의 길이들은 도 11b에서 도시된 비정상부(우측 뇌실질 기저핵 출혈부(intraparenchymal basal ganglia hemorrhage))의 크기를 추정하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0160] 도 11c에서 도시된 또 다른 예로서, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들은 혈종(hematoma)의 제 1 직경(1110) 및 제 1 직경에 직교하는 혈종의 제 2 직경(1112)을 식별하기 위해 사용된다. 직경들(1110 및 1112)의 길이들은 도 11c에서 도시된 혈종(우측 두정측두 뇌실질 혈종(parietotemporal intraparenchymal hematoma))의 크기를 추정하기 위해 사용될 수도 있다. 도 11d에서 도시된 또 다른 예로서, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들은 출혈부의 제 1 직경(1114) 및 제 1 직경에 직교하는 혈종의 제 2 직경(1116)을 식별하기 위해 사용된다. 직경들(1114 및 1116)의 길이들은 도 11d에서 도시된 혈종(우측 두정측두 뇌실질 혈종)의 크기를 추정하기 위해 사용될 수도 있다. 도 11e에서 도시된 또 다른 예로서, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들은 출혈부의 제 1 직경(1118) 및 제 1 직경에 직교하는 출혈부의 제 2 직경(1118)을 식별하기 위해 사용된다. 직경들(1118 및 1120)의 길이들은 도 11e에서 도시된 출혈부(가벼운 둘러싸는 부종을 갖는 우측 두정엽(parietal lobe)에서의 뇌실질 출혈부)의 크기를 추정하기 위해 사용될 수도 있다. 도 11f에서 도시된 또 다른 예로서, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들은 출혈부의 제 1 직경(1122) 및 제 1 직경에 직교하는 출혈부의 제 2 직경(1124)을 식별하기 위해 사용된다. 직경들(1122 및 1124)의 길이들은 도 11f에서 도시된 출혈부(전두엽(frontal lobe)에서의 출혈성 타박상들)의 크기를 추정하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0161] 일부 실시형태들에서는, 비정상부의 크기에 있어서의 변화들이 모니터링될 수도 있다. 비정상부(예컨대, 출혈부, 병변, 부종, 뇌졸중 코어, 뇌졸중 반응영, 및/또는 종기)의 크기는 상이한 시간들에서 취해진 일련의 이미지들에서의 비정상부의 크기를 식별함으로써 모니터링될 수도 있다. 예를 들어, 도 12a에서 도시된 바와 같이, 제 1시간에서 획득된 제 1 MRI 이미지에서의 출혈부의 크기는, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들을 사용하여(예컨대, 도 14 또는 도 15에서 예시된 아키텍처를 가지는 신경망을 사용하여) 식별되는 직경들(1202 및 1204)의 길이들에 기초하여 결정될 수도 있다. 도 12b에서 도시된 바와 같이, (제 1시간 후의 적어도 시간의 임계량에서 발생하는) 제 2시간에서 획득된 제 2 MRI 이미지에서의 출혈부의 크기는, 본원에서 설명된 머신 러닝 기법들을 사용하여 또한 식별되는 직경들(1206 및 1208)의 길이들에 기초하여 결정될 수도 있다. 도 12c에서 도시된 바와 같이, 직경들의 길이들(및/또는 그로부터 유도된 출혈부 크기들)을 비교하는 것은 누군가가 출혈부의 크기가 변화되었는지 여부(예컨대, 그것이 더 작아지거나 더 커졌는지?) 및 그러한 경우에, 크기가 변화된 양을 결정하는 것을 허용한다.
- [0162] 도 13은 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 환자의 뇌에서의 비정상부(예컨대, 출혈부, 병변, 부

중, 뇌졸중 코어, 뇌졸중 반응영, 및/또는 종기)의 크기에 있어서의 변화의 정도를 결정하기 위한 예시적인 프로세스(1300)의 플로우차트이다. 일부 실시형태들에서, 프로세스(1300)의 전체는 환자가 예를 들어, 도 3a 내지 도 3g에서 예시된 저필드 MRI 디바이스들 중 임의의 것을 포함하는 본원에서 설명된 임의의 적당한 타입일 수도 있는 저필드 MRI 디바이스 내에 있는 동안 수행될 수도 있다. 명확함을 위해, 프로세스(1300)는 출혈부의 크기에 있어서의 변화를 검출하는 것에 대하여 설명되지만, 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 프로세스(1300)는 임의의 적당한 타입의 비정상부(예컨대, 출혈부, 병변, 부종, 뇌졸중 코어, 뇌졸중 반응영, 및/또는 종기)의 크기에 있어서의 변화들을 검출하는 것에 적용될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 유사하게, 도 14 및 도 15에서 설명된 신경망 아키텍처들은 임의의 적당한 타입의 비정상부의 크기에 있어서의 변화들을 검출하는 것에 적용될 수도 있고, 그것들은 출혈부의 크기에 있어서의 변화들을 검출하기 위해 전적으로 사용되는 것에 제한되지는 않는다.

[0163] 프로세스(1300)는 액트(1302)에서 시작되고, 여기서, 저필드 MRI 디바이스는 환자의 뇌의 타겟 부분의 초기 자기 공명 데이터를 취득한다. 본원에서 사용된 바와 같이, 용어 MR 이미지 데이터는 이미지 재구성 이전의 MR 데이터(예컨대, k공간 MR 데이터) 및 일부 방법으로 프로세싱되었던 MR 데이터(예컨대, 3 차원(3D) 체적계측 이미지와 같은 사후 이미지 재구성 MR 데이터)를 일반적으로 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 MR 데이터를 지칭하기 위해 본원에서 사용된다. 일부 실시형태들에서, 초기 MR 데이터는 개개의 뇌 슬라이스들(예컨대, 2개, 3개, 4개, 5개 등의 이웃하는 슬라이스들)의 하나 이상의 2차원 이미지를 포함할 수도 있다. 다수의 슬라이스들이 포함될 때, 슬라이스들은 이웃하고 있을 수도 있다.

[0164] 다음으로, 액트(1304)에서, 초기 MR 이미지 데이터는 대응하는 초기 출력을 획득하기 위해 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공된다. 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기에 제공되기 전에, 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 초기 MR 이미지 데이터는 예를 들어, 리샘플링, 보간, 아핀 변환에 의해, 및/또는 임의의 다른 적당한 사전 프로세싱 기법들을 사용함으로써 사전 프로세싱될 수도 있다.

[0165] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기의 출력은 액트(1306)에서, 환자의 뇌에서의 출혈부의 크기를 표시하는 특징부(들)의 초기 값(들)을 식별하기 위해 사용될 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 특징부들은 제 1 방향에서의 출혈부의 제 1 최대 직경, 및 제 1 방향에 직교하는 제 2 방향에서의 출혈부의 제 2 최대 직경일 수도 있다. 값들은 직경들의 초기 길이들 및/또는 (초기 길이들이 그로부터 유도될 수도 있는) 직경들의 초기 종점들을 표시할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 특징부들은 출혈부의 둘레를 경계설정하는 경계설정 박스의 코너들일 수도 있고, 초기 값들은 코너들의 위치들일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 특징부들은 출혈부의 경계를 특정할 수도 있고, 초기 값들은 세그먼트화된 경계를 따르는 하나 이상의 포인트의 위치들일 수도 있다. 트레이닝된 통계적 분류기의 출력은 초기 값(들)을 직접적으로 또는 간접적으로 특정할 수도 있다. 후자의 경우에, 값(들)은 트레이닝된 통계적 분류기의 출력에서 포함된 정보로부터 유도될 수도 있다.

[0166] 일부 실시형태들에서, 액트(1306)에서 획득된 특징부(들)의 초기 값(들)은 출혈부의 크기의 초기 추정치를 획득하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 초기 값들이 출혈부의 최대 직교 직경들의 초기 길이들을 결정하기 위해 사용될 수도 있을 때, 초기 길이들은 (예컨대, 위에서 설명된 ABC/2 방법에 따라) 출혈부의 초기 체적을 추정하기 위해 사용될 수도 있다. 또 다른 예로서, 초기 값들이 출혈부의 경계를 특정할 때, 경계 정보는 (예컨대, 다각형 근사화를 사용하여, 또는 임의의 다른 적당한 방법으로) 슬라이스에서의 출혈부의 초기 에어리어를 추정하기 위해 사용될 수도 있다.

[0167] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 신경망 통계적 분류기일 수도 있다. 예를 들어, 트레이닝된 통계적 분류기는 (예컨대, 도 10 및 도 14에서 예시된 바와 같은) 전체 컨볼루션 신경망 또는 (예컨대, 도 9a 내지 도 9c 및 도 15에서 예시된 바와 같은) 컨볼루션 신경망, 및/또는 임의의 다른 적당한 타입의 신경망을 포함할 수도 있다. 트레이닝된 통계적 분류기는 소프트웨어, 하드웨어로, 또는 소프트웨어 및 하드웨어의 임의의 적당한 조합을 사용하여 구현될 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 하나 이상의 머신 러닝 소프트웨어 라이브러리는 Theano, Torch, Caffe, Keras, 및 TensorFlow를 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 트레이닝된 통계적 분류기를 구현하기 위해 사용될 수도 있다. 이 라이브러리들은 통계적 분류기(예컨대, 신경망)를 트레이닝하고 및/또는 트레이닝된 통계적 분류기를 사용하기 위해 사용될 수도 있다. 트레이닝된 통계적 분류기는 위에서 설명된 신경망 트레이닝 기법들 중 임의의 것(예컨대, 경사 하강)을 포함하는 임의의 적당한 트레이닝 기법을 사용하여 트레이닝될 수도 있다. 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 트레이닝된 통계적 분류기는 신경망인 것으로 제한되지는 않고, 임의의 다른 적당한 타입의 통계적 분류기(예컨대, 지원 벡터 머신, 그래픽 모델, 베이시안 분류기, 판정 트리 분류기 등)일 수도 있다는 것이 또한 인식되어야

한다.

- [0168] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 도 9a 내지 도 9c 또는 도 10을 참조하여 위에서 설명된 신경망들 중 하나일 수도 있다. 이러한 트레이닝된 통계적 분류기는 MRI 이미지 데이터에서의 포인트 위치들을 식별할 수도 있다. 예를 들어, 이러한 트레이닝된 통계적 분류기는 출혈부의 제 1 및 제 2 직교 직경들의 종점들의 위치들을 식별하기 위해 사용될 수도 있다. 또 다른 예로서, 이러한 트레이닝된 통계적 분류기는 출혈부의 경계설정 박스의 코너들의 위치들을 식별하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0169] 다른 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 도 14에서 예시된 바와 같은 아키텍처를 가지는 전체 컨볼루션 신경망일 수도 있다. 이러한 트레이닝된 통계적 분류기는 출혈부의 경계를 식별하기 위해 사용될 수도 있다. 이러한 신경망을 트레이닝하는 것은 트레이닝 이미지들을 제로 패딩(zero-padding)하는 것, 크기 3 및 스트라이드 1의 컨볼루션 커널들을 사용하는 것, 크기 2의 최대 풀링 커널을 사용하는 것, 및 크기 6 및 크기 2를 갖는 디컨볼루션(업스케일 및 컨볼루션) 커널들을 수반할 수도 있다. 신경망의 출력은 출혈부의 경계를 식별할 수도 있다.
- [0170] 또 다른 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기는 도 15에서 예시된 바와 같은 아키텍처를 가지는 컨볼루션 신경망일 수도 있다. 이러한 트레이닝된 통계적 분류기는 개별적인 복셀들을 분류함으로써 출혈부의 경계를 식별하기 위해 사용될 수도 있고, 이 접근법은 병변의 위치에 대한 더 높은 불변성의 장점을 가진다. 신경망은 제 1 층에서의 크기 5 및 스트라이드 1을 갖는 컨볼루션 커널들, 및 추후의 층들에서의 크기 3을 갖는 커널들을 사용한다. 이 구성 블록은 입력 이웃의 상이한 크기들(도시된 바와 같은 25, 20, 14, 또는 더 큰 30, 35)에 대하여 반복될 수 있다. 더 큰 이웃들은 더 큰 초기 커널 크기(예컨대, 7)를 사용한다. 특징부 맵들은 최후 특징부 층에서 병합되고, 단일 예측을 산출하기 위해 조합된다.
- [0171] 도 14 및 도 15에서 예시된 신경망 아키텍처들은 예시적이고 이 아키텍처들의 변형들이 가능하다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 하나 이상의 다른 신경망 층(예컨대, 컨볼루션 층, 디컨볼루션 층, 조정된 선형 유닛 층, 업샘플링 층, 연결 층, 패드 층 등)은 추가적인 하나 이상의 층으로서, 및/또는 예시된 아키텍처들의 하나 이상의 층 파트 대신에, 도 14 및 도 15의 신경망 아키텍처들 중 임의의 것으로 도입될 수도 있다. 또 다른 예로서, 하나 이상의 층의 차원성이 변동될 수도 있고, 및/또는 하나 이상의 컨볼루션, 풀링, 및/또는 디컨볼루션 층에 대한 커널 크기가 변동될 수도 있다.
- [0172] 일부 실시형태들에서, 다수의 슬라이스들이 신경망에 의해 프로세싱되고 있을 때, 컨볼루션들은 2차원(2D) 또는 3차원(3D) 컨볼루션들일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 프로세싱은 특징부들이 슬라이스 및 그 이웃하는 슬라이스들 중 하나 이상(슬라이스 자체, 또는 슬라이스 자체 및 그 이웃하는 슬라이스들 중 하나 이상)으로부터의 정보를 사용하여 각각의 슬라이스에 대하여 계산되도록, 슬라이스에 기초할 수도 있다. 다른 실시형태들에서, 프로세싱은 다수의 슬라이스들에 대한 특징부들이 슬라이스들의 전부에서 존재하는 데이터를 사용하여 동시에 컴퓨팅되도록, 전체 3D 프로세싱 파이프라인일 수도 있다.
- [0173] 다음으로, 프로세스(1300)는 액트(1308)로 진행하고, 여기서, 다음 MR 이미지 데이터가 취득된다. 다음 MR 이미지 데이터는 초기 MR 데이터가 취득된 후에 취득된다. 이에 따라, 일부 실시형태들에서, 액트들(1304 및 1306)은 액트(1308)가 수행된 후에 수행될 수도 있지만, 액트(1308)는 액트(1302) 후에 일반적으로 수행된다. 다음 MR 이미지 데이터는 초기 MR 이미지 데이터의 취득 직후에 취득될 수도 있거나, 희망된 지연의 주기 후에(예컨대, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 분 이내, 1시간 이내, 2시간 이내 등) 획득될 수도 있다. 초기 MR 이미지 데이터에서와 같이, 다음 MR 이미지 데이터는 임의의 형태(예컨대, 3D 체적계측 이미지, 2D 이미지, k공간 MR 데이터 등)일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 초기 MR 데이터 및 다음 MR 이미지 데이터는 동일한 타입이다. 예를 들어, 초기 및 다음 MR 데이터의 각각은 하나 이상의 개개의(예컨대, 이웃하는) 뇌 슬라이스의 하나 이상의 2차원 이미지를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 초기 MR 데이터는 제 1시간에서 획득된 이웃하는 슬라이스들의 다수의 이미지들을 포함할 수도 있고, 다음 MR 데이터는 제 1시간보다 더 이후의 제 2시간에서 획득된 동일한 이웃하는 슬라이스들의 다수의 이미지들을 포함할 수도 있다.
- [0174] 다음으로, 프로세스(1300)는 액트(1310)로 진행하고, 여기서, 다음 MR 이미지 데이터는 대응하는 다음 출력을 획득하기 위해 트레이닝된 통계적 분류기에 입력으로서 제공된다. 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기에 제공되기 전에, 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 다음 MR 이미지 데이터는 예를 들어, 리샘플링, 보간, 아핀 변환에 의해, 및/또는 임의의 다른 적당한 사전 프로세싱 기법들을 사용함으로써 사전 프로세싱될 수도 있다. 다음 MR 이미지 데이터는 초기 MR 데이터가 사전프로세싱되었던 것과 동일한 방법으로 사전프로세싱될 수도 있다.

- [0175] 일부 실시형태들에서, 트레이닝된 통계적 분류기의 출력은 액트(1312)에서, 환자의 뇌에서의 출혈부의 크기를 표시하는 특징부(들)의 업데이트된 값(들)을 식별하기 위해 사용될 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 특징부들은 제 1 방향에서의 출혈부의 제 1 최대 직경, 및 제 1 방향에 직교하는 제 2 방향에서의 출혈부의 최대 직경일 수도 있다. 업데이트된 값들은 직경들의 업데이트된 길이들 및/또는 (길이들이 그로부터 유도될 수도 있는) 직경들의 중점들을 표시할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 특징부들은 출혈부의 둘레를 경계설정하는 경계설정 박스의 코너들일 수도 있고, 업데이트된 값들은 코너들의 업데이트된 위치들일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 특징부들은 출혈부의 경계를 특정할 수도 있고, 업데이트된 값들은 세그먼트화된 경계를 따르는 하나 이상의 포인트의 업데이트된 위치들일 수도 있다. 트레이닝된 통계적 분류기의 출력은 업데이트된 값(들)을 직접적으로 또는 간접적으로 특정할 수도 있다. 후자의 경우에, 값(들)은 트레이닝된 통계적 분류기의 출력에서 포함된 정보로부터 유도될 수도 있다.
- [0176] 일부 실시형태들에서, 액트(1306)에서 획득된 특징부(들)의 업데이트된 값(들)은 출혈부의 크기의 업데이트된 추정치를 획득하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 업데이트된 값들이 출혈부의 최대 직교 직경들의 초기 길이들을 결정하기 위해 사용될 수도 있을 때, 업데이트된 길이들은 (예컨대, 위에서 설명된 ABC/2 방법에 따라) 출혈부의 체적을 추정하기 위해 사용될 수도 있다. 또 다른 예로서, 업데이트된 값들이 출혈부의 경계를 특정할 때, 경계 정보는 슬라이스에서의 출혈부의 업데이트된 에어리어를 추정하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0177] 다음으로, 프로세스(1300)는 액트(1314)로 진행하고, 여기서, 출혈부의 크기가 변화되었는지 여부, 그리고 그러할 경우에, 얼마만큼인지가 결정된다. 결정은 각각 액트들(1306 및 1312)에서 획득된 초기 및 업데이트된 값(들)을 사용하여 행해질 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 액트(1306)에서 획득된 초기 값(들)은 출혈부에 대한 크기(예컨대, 체적, 에어리어 등)의 초기 추정치를 획득하기 위해 사용될 수도 있고, 액트(1312)에서 획득된 업데이트된 값(들)은 크기의 업데이트된 추정치를 획득하기 위해 사용될 수도 있다. 결국, 초기 및 업데이트된 크기 추정치들은 출혈부의 크기가 (예컨대, 그 차이를 평가함으로써) 변화되었는지 여부, 그리고 그러할 경우에, 얼마만큼인지를 결정하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0178] 다음으로, 프로세스(1300)는 판정 블록(1316)으로 진행하고, 여기서, 임의의 변화들에 대하여 출혈부의 크기를 모니터링하는 것을 계속할 것인지 여부가 결정된다. 본원에서 설명된 기술의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 이 결정은 임의의 적당한 방법으로(예컨대, 스케줄에 기초하여, 임상시에 의해 제공된 수동적 입력에 기초하여 등으로, 임계 수의 반복들이 수행되었는지 여부를 결정함으로써) 수행될 수도 있다. 모니터링이 계속될 것으로 결정될 때, 프로세스(1300)는 블록(1308)으로 복귀하고, 액트들(1308 내지 1314)은 다시 반복된다(새롭게 획득된 MR 데이터는 가장 최근에 이전에 획득된 MR 데이터와 비교됨). 다른 한편으로, 모니터링이 계속될 필요가 없는 것으로 결정될 때, 프로세스(1300)는 완료된다.
- [0179] 도 16은 본원에서 설명된 실시형태들이 그 상에서 구현될 수도 있는 예시적인 컴퓨터 시스템의 도면이다. 본원에서 제공된 개시물의 실시형태들 중 임의의 것과 관련하여 사용될 수도 있는 컴퓨터 시스템(1600)의 예시적인 구현예가 도 16에서 도시된다. 예를 들어, 도 8 및 도 13을 참조하여 설명된 프로세스들은 컴퓨터 시스템(1600) 상에서, 및/또는 컴퓨터 시스템(1600)을 사용하여 구현될 수도 있다. 컴퓨터 시스템(1600)은 하나 이상의 프로세서(1610), 및 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체들(예컨대, 메모리(1620) 및 하나 이상의 비휘발성 저장 매체(1630))를 포함하는 하나 이상의 제조 물품을 포함할 수도 있다. 본원에서 제공된 개시물의 양태들이 이 점에서 제한되지는 않으므로, 프로세서(1610)는 임의의 적당한 방식으로 메모리(1620) 및 비휘발성 저장 디바이스(1630)에 데이터를 기록하는 것, 및 메모리(1620) 및 비휘발성 저장 디바이스(1630)로부터 데이터를 판독하는 것을 제어할 수도 있다. 본원에서 설명된 기능성 중 임의의 것을 수행하기 위해, 프로세서(1610)는, 프로세서(1610)에 의한 실행을 위한 프로세서 실행가능 명령어들을 저장하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체들로서 작용할 수도 있는 하나 이상의 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체(예컨대, 메모리(1620))에서 저장된 하나 이상의 프로세서 실행가능 명령어를 실행할 수도 있다.
- [0180] 개시물에서 기재된 기술의 몇몇 양태들 및 실시예들을 이와 같이 설명하였지만, 다양한 개조들, 수정들, 및 개선들이 본 기술 분야의 통상의 기술자들에게 용이하게 발생할 것이라는 것이 인식되어야 한다. 이러한 개조들, 수정들, 및 개선들은 본원에서 설명된 기술의 사상 및 범위 내에 있도록 의도된다. 예를 들어, 당해 분야의 당업자들은 기능을 수행하고 및/또는 결과들 및/또는 본원에서 설명된 장점들 중 하나 이상을 획득하기 위한 다양한 다른 수단들 및/또는 구조들을 용이하게 구상할 것이고, 이러한 변동들 및/또는 수정들의 각각은 본원에서 설명된 실시형태들의 범위 내에 있도록 간주된다. 당해 분야의 당업자들은 본원에서 설명된 특정 실시형태들에 대한 다수의 등가물들을 인식할 것이거나, 또는 이 등가물들을 단지 일상적인 실험을 사용하여 확인할 수 있을 것이다. 그러므로, 상기한 실시형태들은 단지 예로서 제시되고, 첨부된 청구항들 및 그것에 대한 등가물들의

범위 내에서, 발명의 실시형태들은 구체적으로 설명된 것 외에 이와 다르게 실시될 수도 있다는 것이 이해되어야 한다. 게다가, 본원에서 설명된 2개 이상의 특징들, 시스템들, 물품들, 재료들, 키트들, 및/또는 방법들의 임의의 조합은, 이러한 특징들, 시스템들, 물품들, 재료들, 키트들, 및/또는 방법들이 상호 불일치하지 않을 경우, 본 개시물의 범위 내에 포함된다.

- [0181] 상기 설명된 실시형태들은 많은 방법들 중 임의의 것으로 구현될 수 있다. 프로세스들 또는 방법들의 수행을 수반하는 본 개시물의 하나 이상의 양태 및 실시형태는 프로세스들 또는 방법들을 수행하거나, 프로세스들 또는 방법들의 수행을 제어하기 위해 디바이스(예컨대, 컴퓨터, 프로세서, 또는 다른 디바이스)에 의해 실행가능한 프로그램 명령어들을 사용할 수도 있다. 이 점에서, 다양한 발명 개념들은, 하나 이상의 컴퓨터 또는 다른 프로세서 상에서 실행될 때, 위에서 설명된 다양한 실시형태들 중 하나 이상을 구현하는 방법들을 수행하는 하나 이상의 프로그램으로 인코딩된 컴퓨터 판독가능 저장 매체(또는 다수의 컴퓨터 판독가능 저장 매체들)(예컨대, 컴퓨터 메모리, 하나 이상의 플로피 디스크, 콤팩트 디스크, 광학 디스크, 자기 테이프, 플래시 메모리, 필드 프로그래밍가능 게이트 어레이 또는 다른 반도체 디바이스에서의 회로 구성들, 또는 다른 유형의(tangible) 컴퓨터 저장 매체)로서 구체화될 수도 있다. 컴퓨터 판독가능 매체 또는 매체들은 수송가능할 수 있어서, 그 위에 저장된 프로그램 또는 프로그램들은 위에서 설명된 양태들의 다양한 것들을 구현하기 위해 하나 이상의 상이한 컴퓨터 또는 다른 프로세서 상으로 로딩될 수 있다. 일부 실시형태들에서, 컴퓨터 판독가능 매체들은 비일시적 매체들일 수도 있다.
- [0182] 용어들 "프로그램" 또는 "소프트웨어"는 위에서 설명된 바와 같은 다양한 양태들을 구현하도록 컴퓨터 또는 다른 프로세서를 프로그래밍하기 위해 채용될 수 있는 임의의 타입의 컴퓨터 코드 또는 컴퓨터 실행가능 명령어들의 세트를 지칭하기 위해 일반적인 의미로 본원에서 사용된다. 추가적으로, 하나의 양태들에 따르면, 실행될 때, 본 개시물의 방법들을 수행하는 하나 이상의 컴퓨터 프로그램은 단일 컴퓨터 또는 프로세서 상에 상주할 필요가 없지만, 본 개시물의 다양한 양태들을 구현하기 위해 다수의 상이한 컴퓨터들 또는 프로세서들 사이에 모듈 방식으로 분산될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다.
- [0183] 컴퓨터 실행가능 명령어들은 하나 이상의 컴퓨터 또는 다른 디바이스에 의해 실행된, 프로그램 모듈들과 같은 다수의 형태들로 되어 있을 수도 있다. 일반적으로, 프로그램 모듈들은, 특정한 태스크들을 수행하거나 특정한 추상 데이터 타입(abstract data type)들을 구현하는 루틴들, 프로그램들, 오브젝트들, 컴포넌트들, 데이터 구조들 등을 포함한다. 전형적으로, 프로그램 모듈들의 기능성은 다양한 실시형태들에서 희망하는 대로 조합될 수도 있거나 분산될 수도 있다.
- [0184] 또한, 데이터 구조들은 임의의 적당한 형태로 컴퓨터 판독가능 매체들에서 저장될 수도 있다. 예시의 단순함을 위해, 데이터 구조들은 데이터 구조에서 위치를 통해 관련되는 필드들을 가지도록 도시될 수도 있다. 이러한 관계들은 필드들 사이의 관계를 전달하는 컴퓨터 판독가능 매체에서의 위치들로 필드들을 위한 저장을 배정함으로써 마찬가지로 달성될 수도 있다. 그러나, 임의의 적당한 메커니즘은 데이터 엘리먼트들 사이의 관계를 확립하는 포인터(pointer)들, 태그(tag)들, 또는 다른 메커니즘들의 사용을 통하는 것을 포함하여, 데이터 구조의 필드들에서의 정보 사이의 관계를 확립하기 위해 사용될 수도 있다.
- [0185] 소프트웨어로 구현될 때, 소프트웨어 코드는 단일 컴퓨터에서 제공되든지, 또는 다수의 컴퓨터들 사이에서 분산되든지 간에, 임의의 적당한 프로세서 또는 프로세서들의 집합 상에서 실행될 수 있다.
- [0186] 또한, 컴퓨터는 비제한적인 예들로서, 랙 장착형 컴퓨터, 데스크톱 컴퓨터, 랩톱 컴퓨터, 태블릿 컴퓨터와 같은 다수의 형태들 중 임의의 것으로 구체화될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 추가적으로, 컴퓨터는 개인 정보 단말(PDA), 스마트폰, 또는 임의의 다른 적당한 휴대용 또는 고정식 전자 디바이스를 포함하는, 컴퓨터로서 일반적으로 간주되는 것이 아니라, 적당한 프로세싱 기능들을 갖는 디바이스에서 구체화될 수도 있다.
- [0187] 또한, 컴퓨터는 하나 이상의 입력 및 출력 디바이스를 가질 수도 있다. 이 디바이스들은 그 중에서도, 사용자 인터페이스를 제시하기 위해 사용될 수 있다. 사용자 인터페이스를 제공하기 위해 사용될 수 있는 출력 디바이스들의 예들은 출력의 시각적 제시를 위한 프린터들 또는 디스플레이 스크린들과, 출력의 청각적 제시를 위한 다른 사운드 생성 디바이스들을 포함한다. 사용자 인터페이스를 위해 사용될 수 있는 입력 디바이스들의 예들은 키보드들과, 마우스들, 터치 패드들, 및 디지털화 태블릿들과 같은 포인팅 디바이스들을 포함한다. 또 다른 예로서, 컴퓨터는 음성 인식을 통해 다른 청각 포맷들로 입력 정보를 수신할 수도 있다.
- [0188] 이러한 컴퓨터들은 기업 네트워크와 같은 로컬 영역 네트워크 또는 광역 네트워크, 및 지능형 네트워크(intelligent network; IN) 또는 인터넷을 포함하는 임의의 적당한 형태로 하나 이상의 네트워크에 의해 상호접

속될 수도 있다. 이러한 네트워크들은 임의의 적당한 기술에 기초할 수도 있고, 임의의 적당한 프로토콜에 따라 동작할 수도 있고, 무선 네트워크들, 유선 네트워크들, 또는 광섬유 네트워크들을 포함할 수도 있다.

[0189] 또한, 설명된 바와 같이, 일부 양태들은 하나 이상의 방법으로서 구체화될 수도 있다. 방법의 일부로서 수행된 액트(act)들은 임의의 적당한 방법으로 순서화될 수도 있다. 따라서, 예시적인 실시예들에서 순차적인 액트들로서 도시되더라도, 일부 액트들을 동시에 수행하는 것을 포함할 수도 있는, 예시된 것과는 상이한 순서로 액트들이 수행되는 실시예들이 구성될 수도 있다.

[0190] 본원에서 정의되고 사용된 바와 같은 모든 정의들은 사전적 정의들, 참조로 편입된 문서들에서의 정의들, 및/또는 정의된 용어들의 정상적인 의미들에 대해 통제하는 것으로 이해되어야 한다.

[0191] 상세한 설명 및 청구항들에서 본원에서 사용된 바와 같은 부정 관사들 "a" 및 "an"은 반대로 명확하게 표시되지 않으면, "적어도 하나(at least one)"를 의미하는 것으로 이해되어야 한다.

[0192] 상세한 설명 및 청구항들에서 본원에서 사용된 바와 같은 어구 "및/또는(and/or)"은 그렇게 결합된 엘리먼트들, 즉, 일부 경우들에는 결합하여 존재하고 다른 경우들에는 분리되어 존재하는 엘리먼트들의 "어느 하나 또는 양자(either or both)"를 의미하는 것으로 이해되어야 한다. "및/또는"으로 열거된 다수의 엘리먼트들은 동일한 방식으로, 즉, 그렇게 결합된 엘리먼트들의 "하나 이상(one or more)"으로 해석되어야 한다. 구체적으로 식별된 그 엘리먼트들에 관련되든지 관련되지 않든지 간에, "및/또는" 절(clause)에 의해 구체적으로 식별된 엘리먼트들 이외에, 다른 엘리먼트들이 임의적으로 존재할 수도 있다. 이에 따라, 비제한적인 예로서, "A 및/또는 B"에 대한 참조는, "포함하는(comprising)"과 같은 개방 종료형 언어(open-ended language)와 함께 사용될 때, 하나의 실시예에서 오직 A(임의적으로, B 이외의 엘리먼트들을 포함함); 또 다른 실시예에서, 오직 B(임의적으로, A 이외의 엘리먼트들을 포함함); 또 다른 실시예에서, A 및 B 양자(임의적으로, 다른 엘리먼트들을 포함함); 등을 지칭할 수 있다.

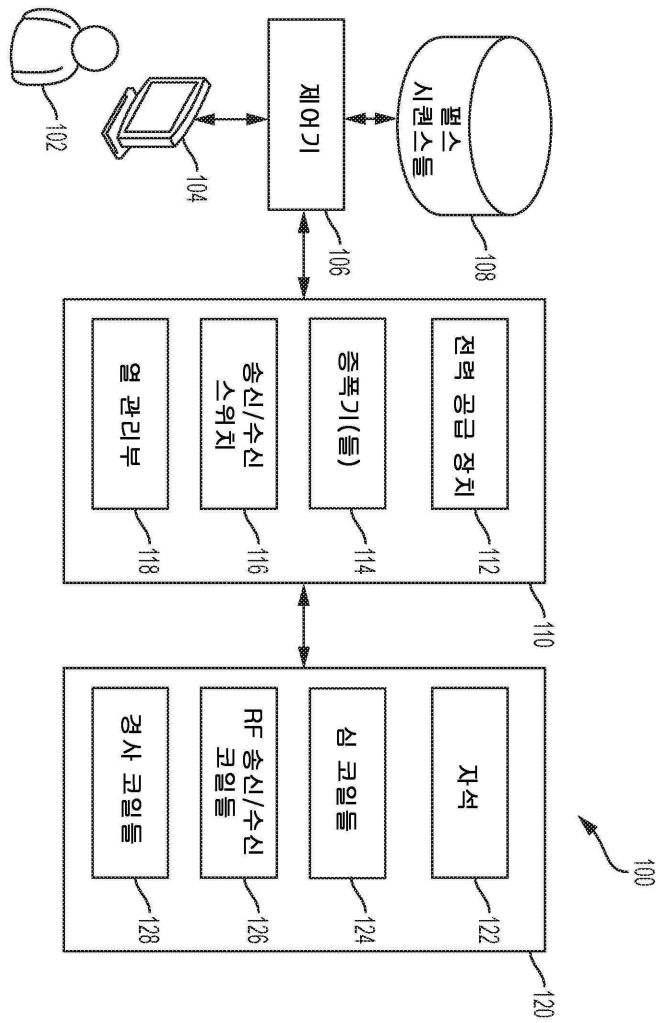
[0193] 상세한 설명 및 청구항들에서 본원에서 사용된 바와 같이, 어구 "적어도 하나"는, 하나 이상의 엘리먼트의 리스트를 참조하여, 엘리먼트들의 리스트 내에서 구체적으로 열거된 각각 및 모든 엘리먼트의 적어도 하나를 반드시 포함하지 않고, 엘리먼트들의 리스트에서 엘리먼트들의 임의의 조합들을 제외하지 않는, 엘리먼트들의 리스트에서의 엘리먼트들 중 임의의 하나 이상으로부터 선택된 적어도 하나의 엘리먼트를 의미하도록 이해되어야 한다. 이 정의는 또한, 구체적으로 식별된 그 엘리먼트들에 관련되든지 관련되지 않든지 간에, 어구 "적어도 하나"가 지칭하는 엘리먼트들의 리스트 내에서 구체적으로 식별된 엘리먼트들 이외에, 엘리먼트들이 임의적으로 존재할 수도 있다는 것을 허용한다. 이에 따라, 비제한적인 예로서, "A 및 B 중 적어도 하나(at least one of A and B)"(또는 등가적으로, "A 또는 B 중 적어도 하나(at least one of A or B)", 또는 등가적으로, "A 및/또는 B 중 적어도 하나(at least one of A and/or B)")는 하나의 실시예에서, B가 존재하지 않는, 하나를 초과하는 것을 임의적으로 포함하는 적어도 하나의 A(그리고 임의적으로, B 이외의 엘리먼트들을 포함함); 또 다른 실시예에서, A가 존재하지 않는, 하나를 초과하는 것을 임의적으로 포함하는 적어도 하나의 B(그리고 임의적으로, A 이외의 엘리먼트들을 포함함); 또 다른 실시예에서, 하나를 초과하는 것을 임의적으로 포함하는 적어도 하나의 A, 및 하나를 초과하는 것을 임의적으로 포함하는 적어도 하나의 B(그리고 임의적으로, 다른 엘리먼트들을 포함함); 등을 지칭할 수 있다.

[0194] 또한, 본원에서 사용된 어법 및 용어는 설명의 목적을 위한 것이고, 제한하는 것으로서 간주되지 않아야 한다. "포함하는(including)", "포함하는(comprising)", 또는 "가지는(having)", "포함하는(containing)", "수반하는(involving)", 및 본원에서의 그 변동들의 사용은 그 후에 열거된 항목들 및 그 등가물들뿐만 아니라, 추가적인 항목들도 망라하는 것으로 의도된다.

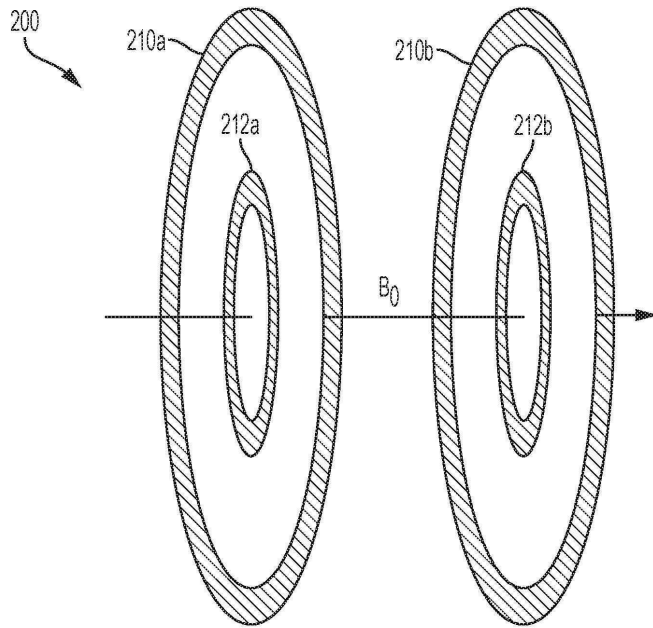
[0195] 청구항들에서 뿐만 아니라, 상기 상세한 설명에서도, "포함하는(comprising)", "포함하는(including)", "반송하는(carrying)", "가지는(having)", "포함하는(containing)", "수반하는(involving)", "보유하는(holding)", "구성되는(composed of)" 등등과 같은 모든 연결 어구들은 개방 종료형인 것으로, 즉, 포함하지만 그것으로 제한되는 것을 의미하는 것으로 이해되어야 한다. 오직 연결 어구들 "구성되는(consisting of)" 및 "필수적으로 구성되는(consisting essentially of)"은 각각 폐쇄형 또는 반 폐쇄형 연결 어구들일 것이다.

도면

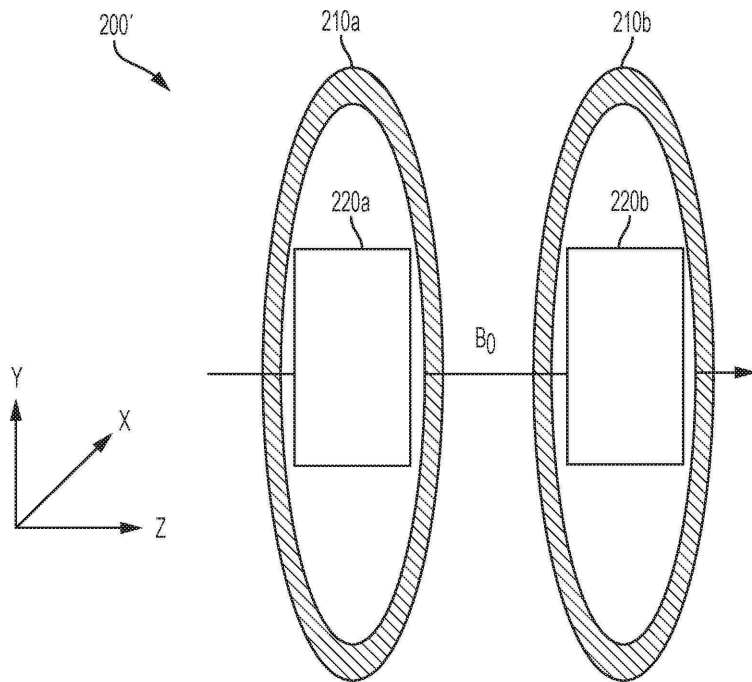
도면1



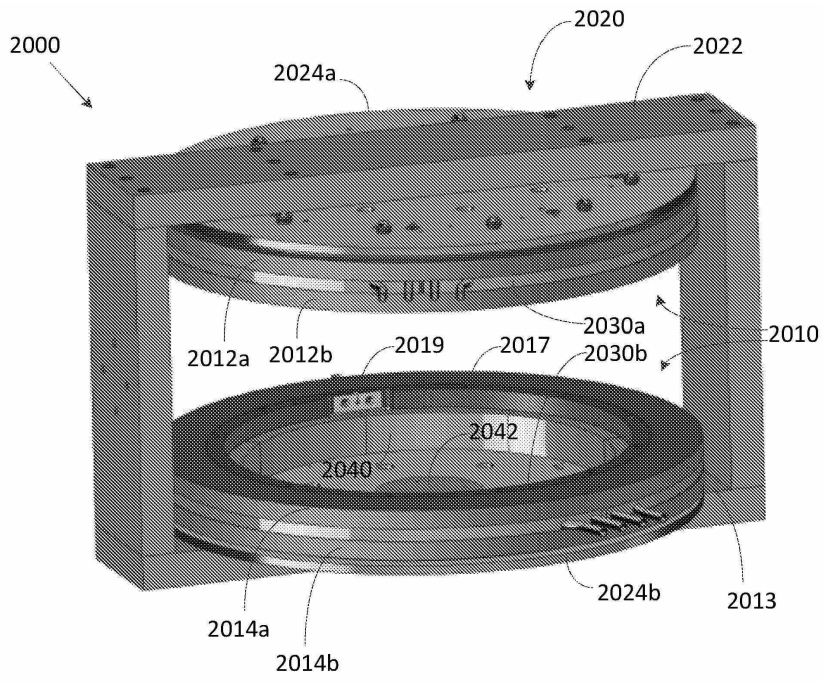
도면2a



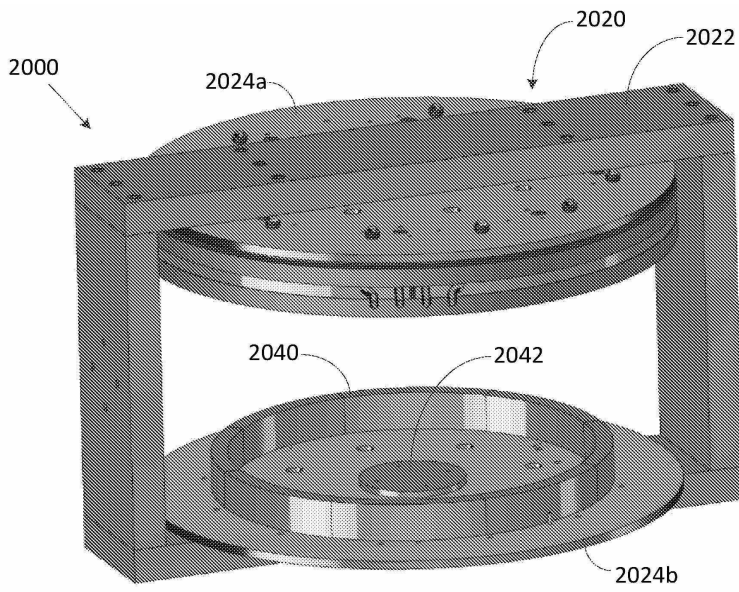
도면2b



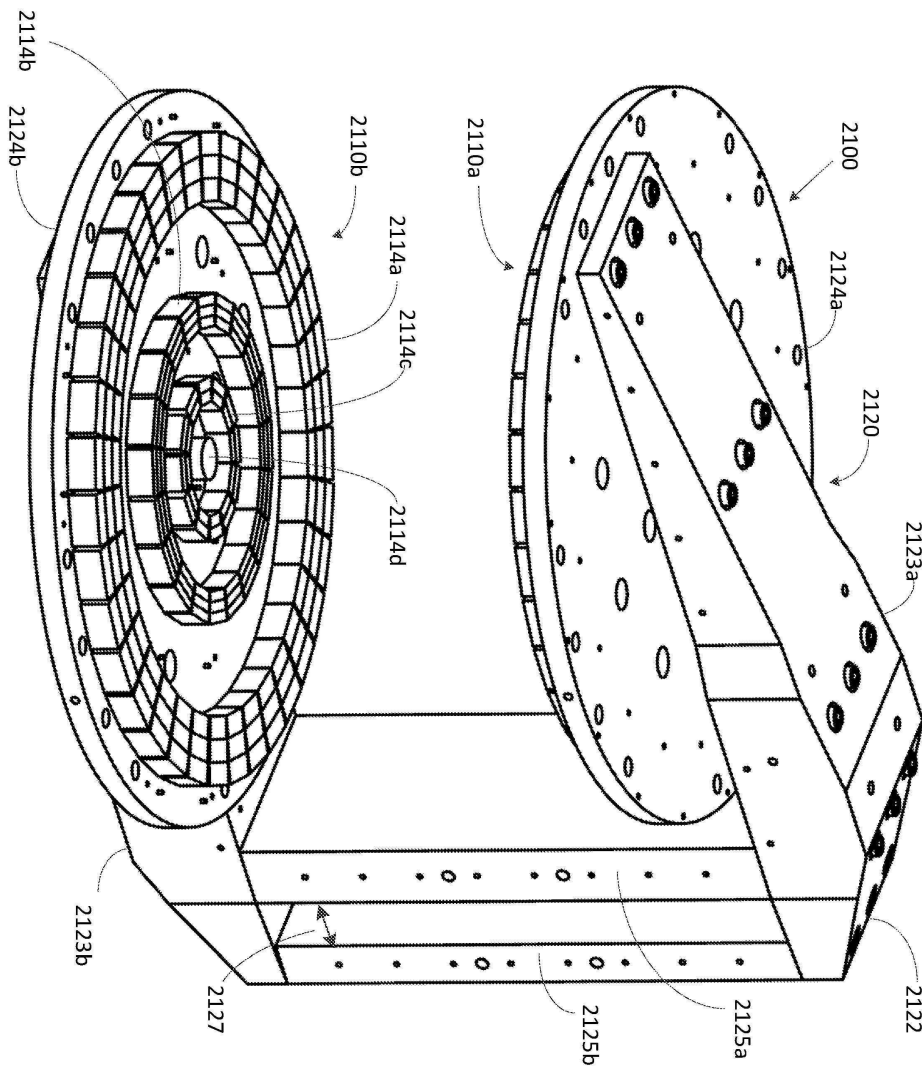
도면2c



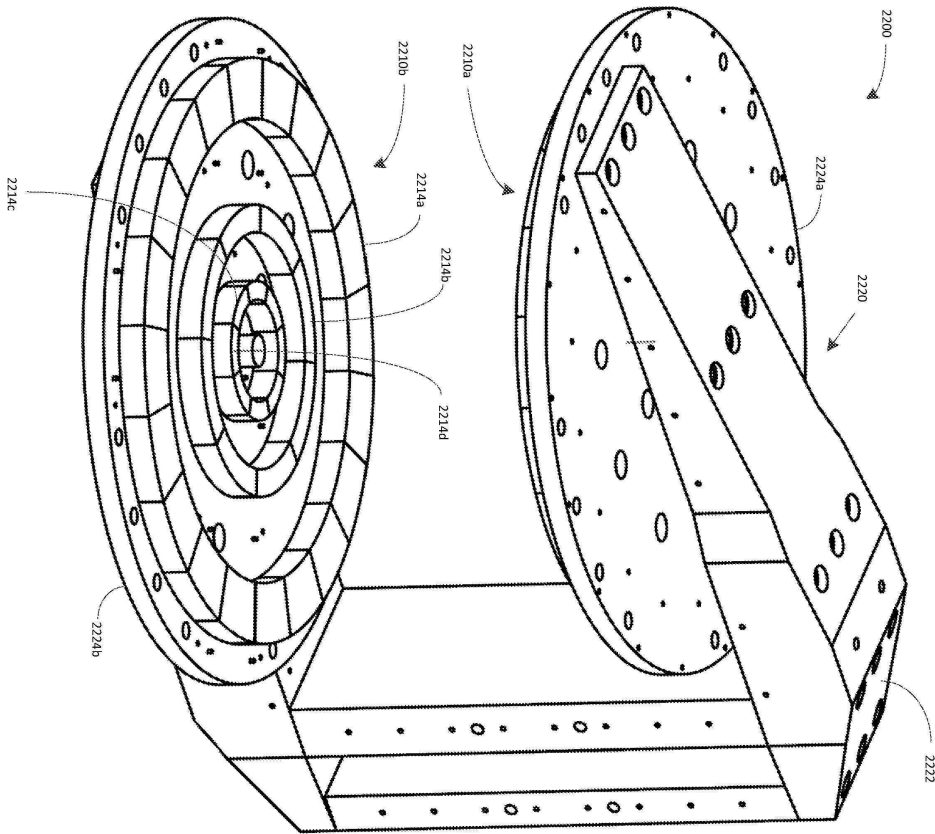
도면2d



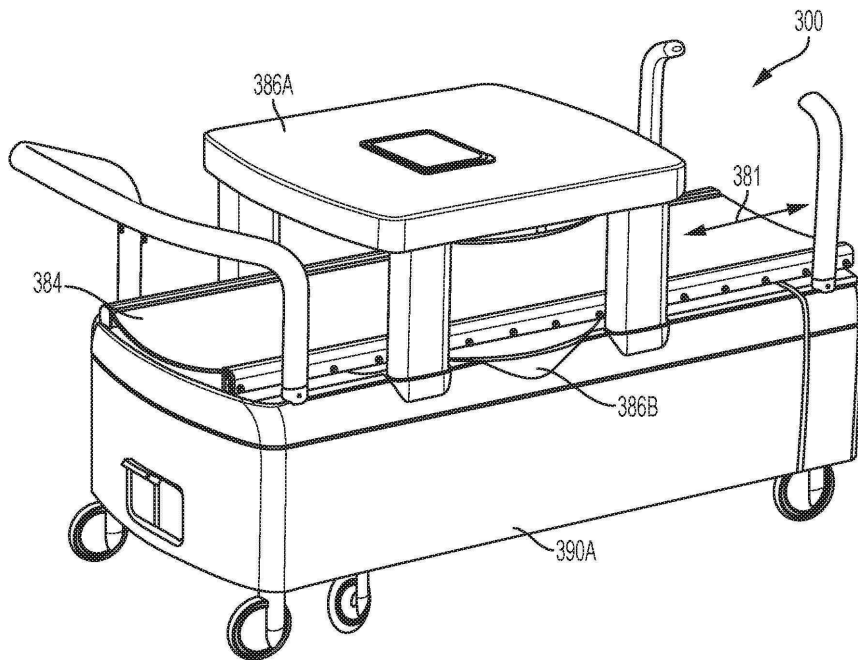
도면2e



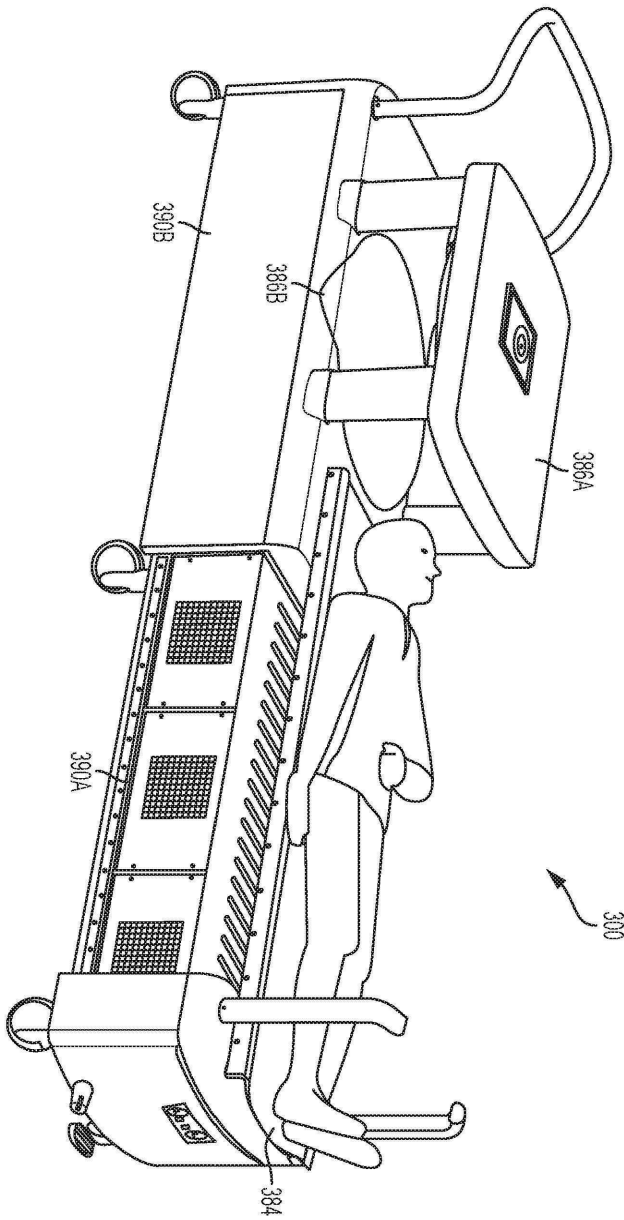
도면2f



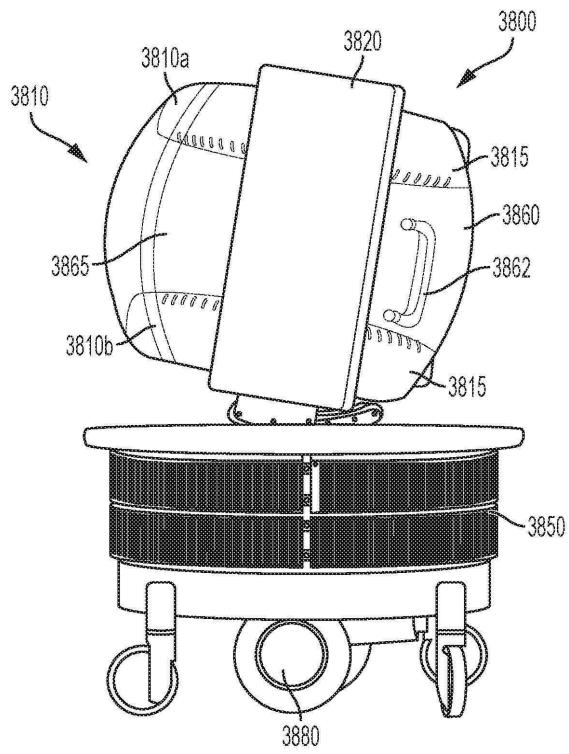
도면3a



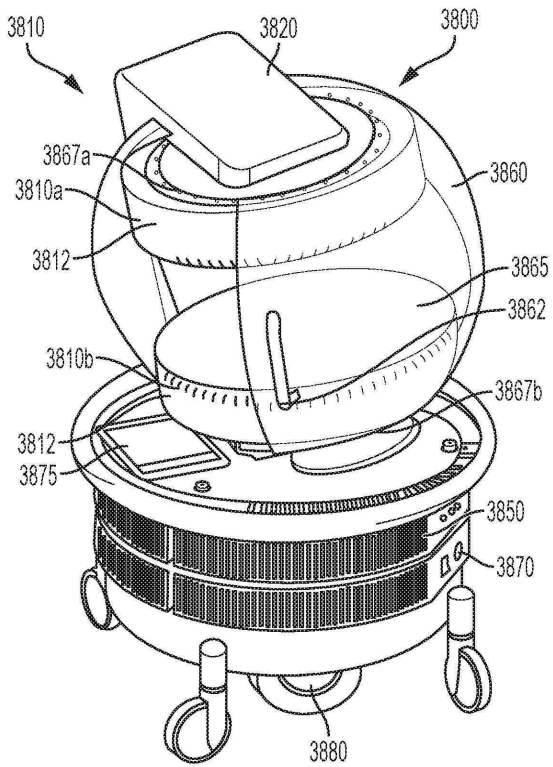
도면3b



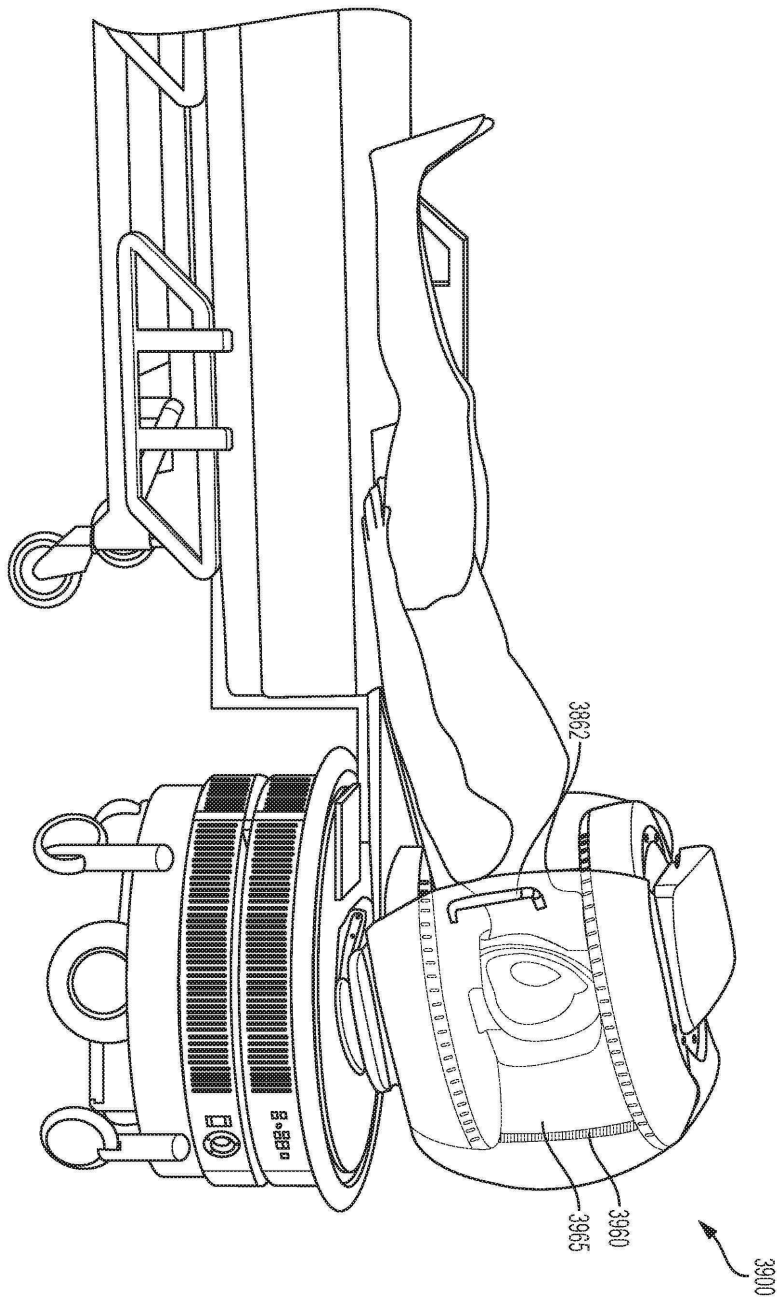
도면3c



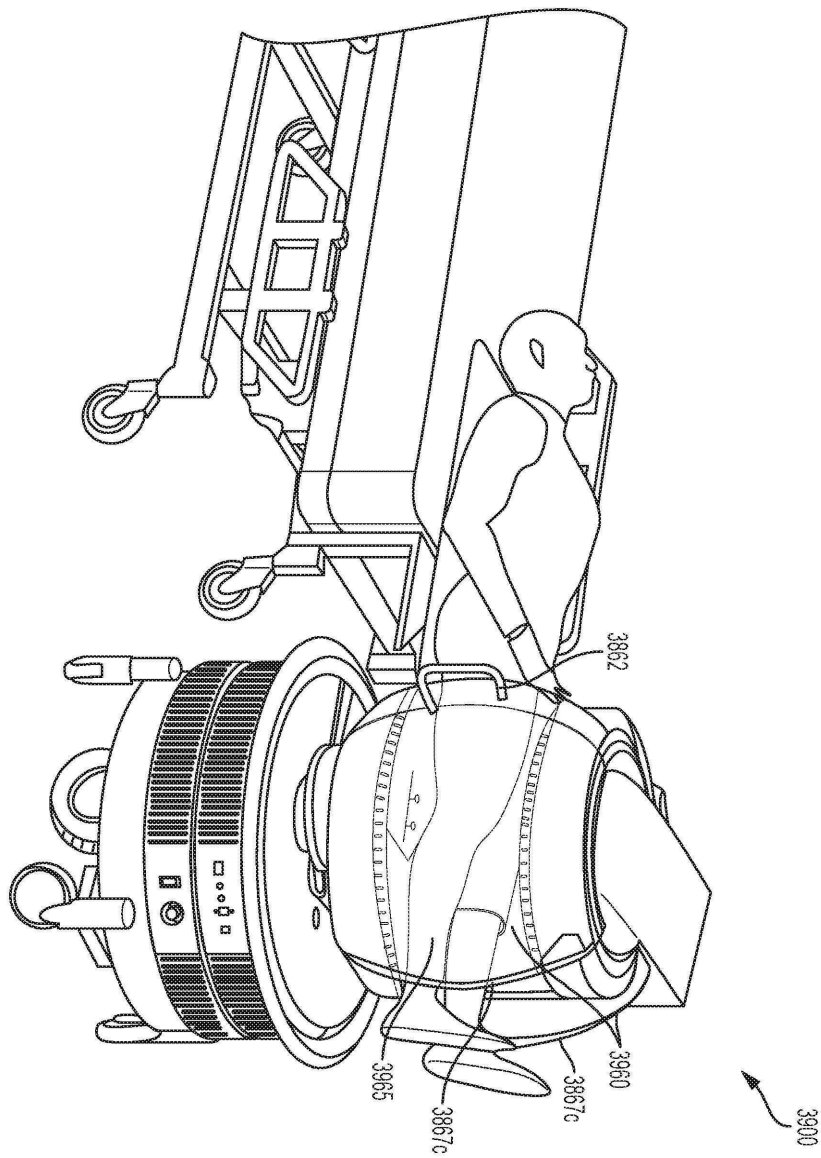
도면3d



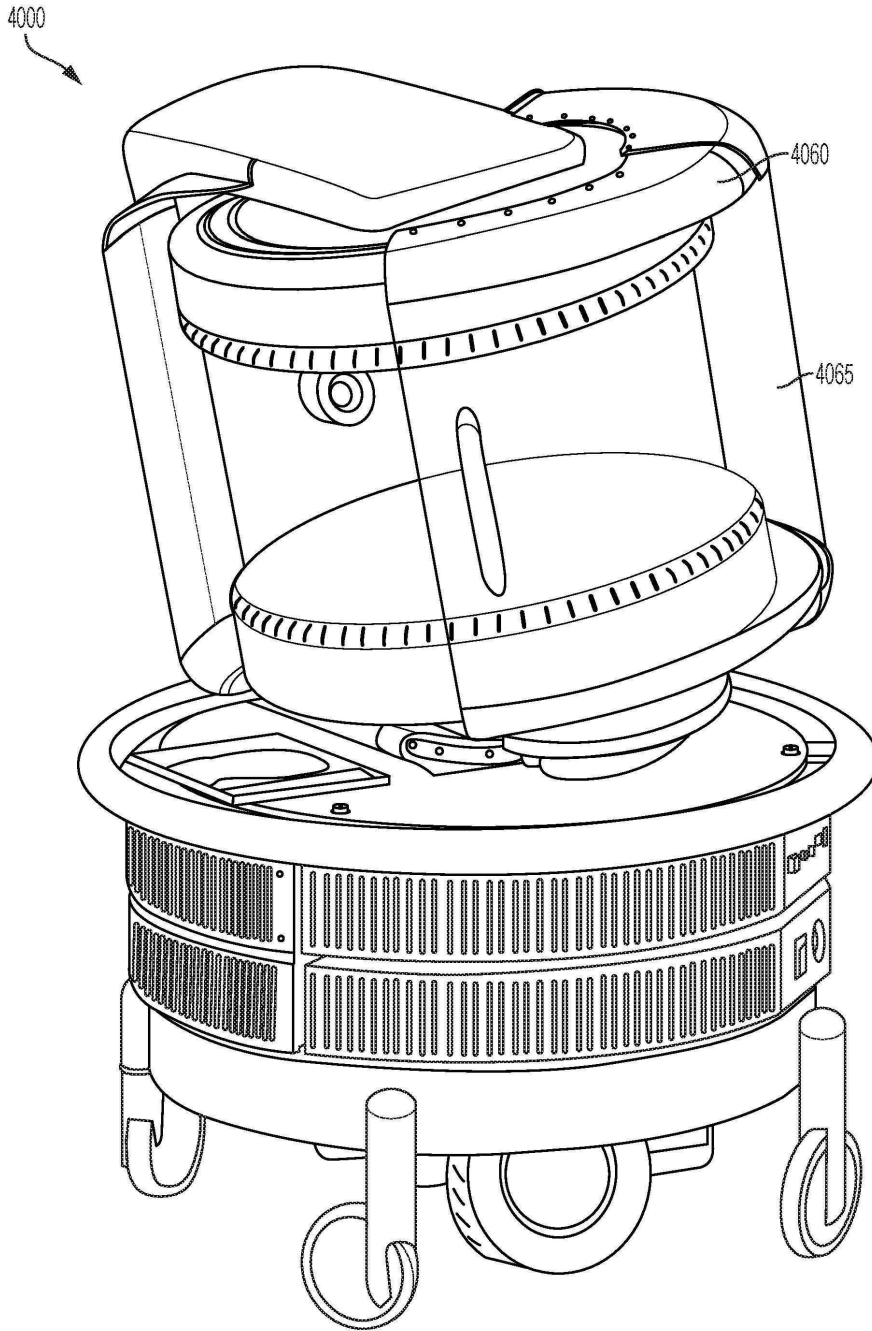
도면3e



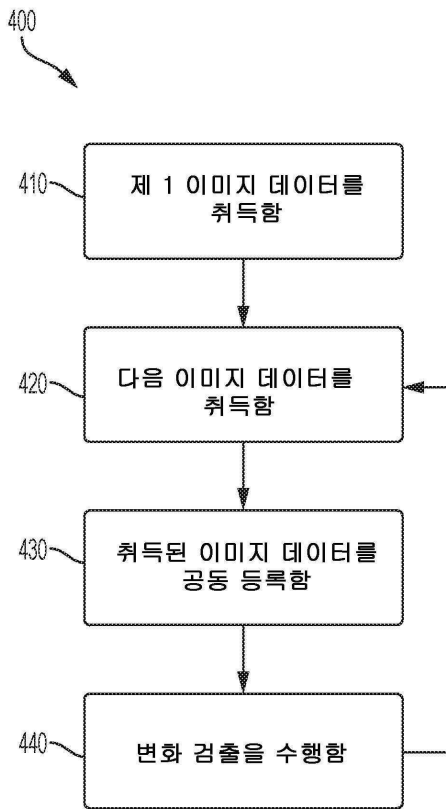
도면3f



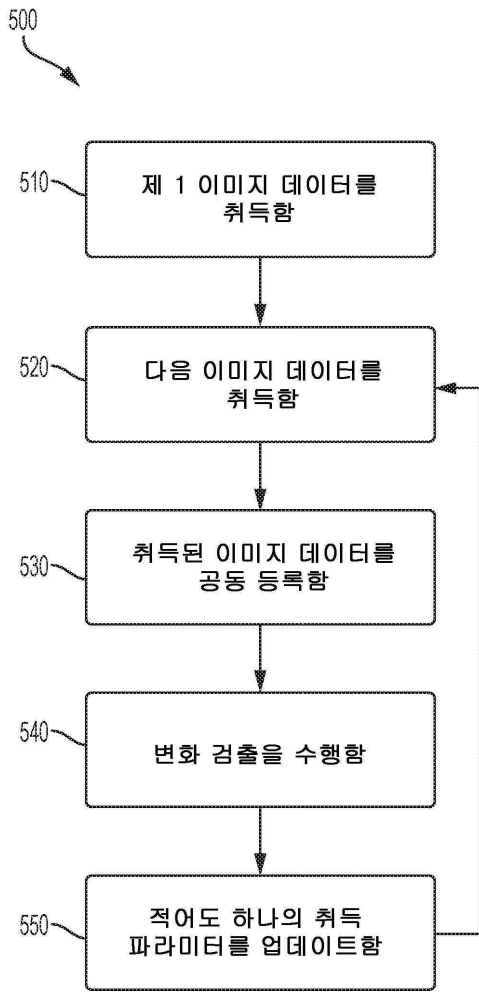
도면3g



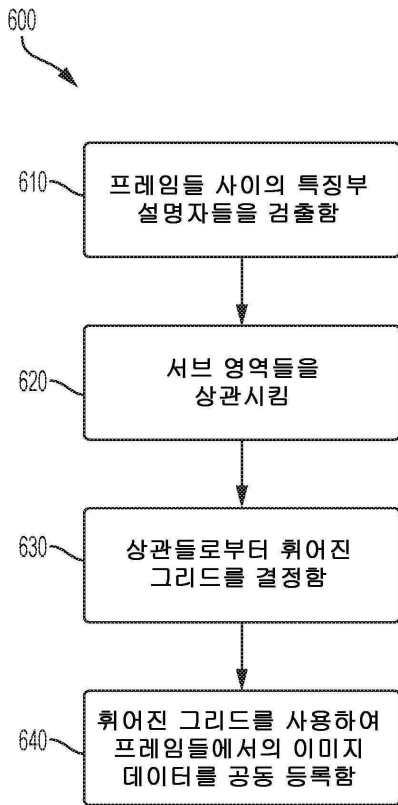
도면4



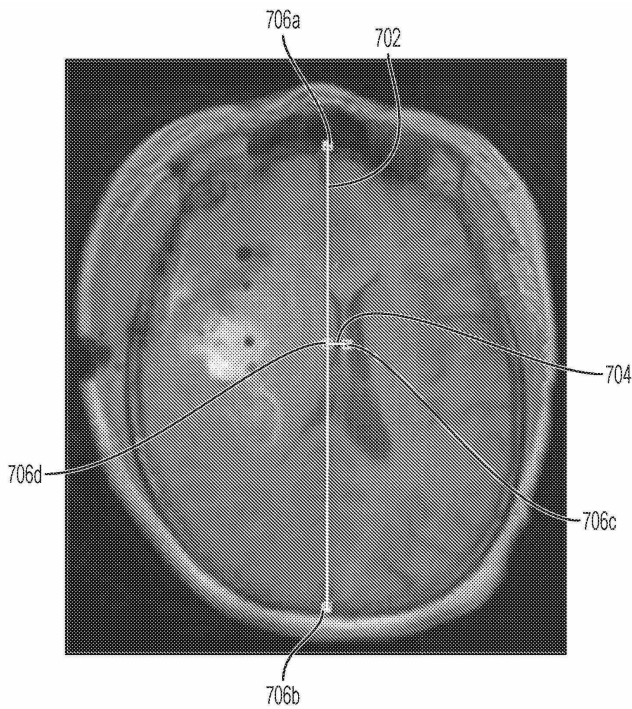
도면5



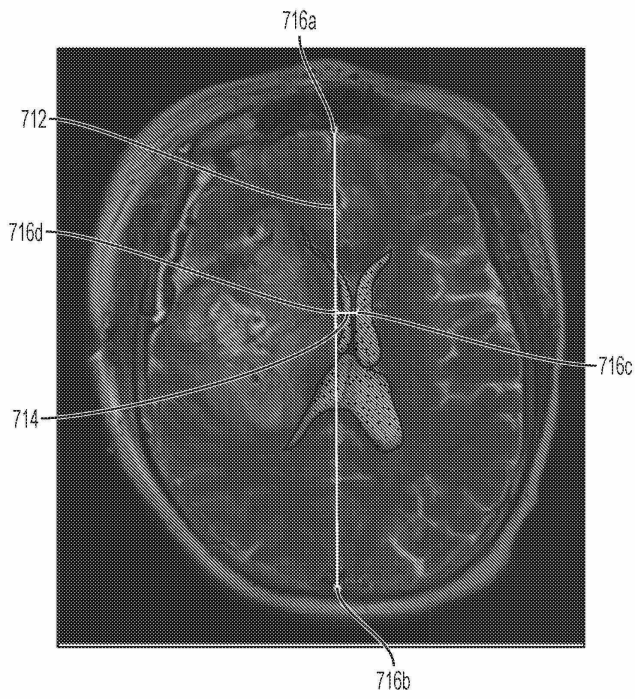
도면6



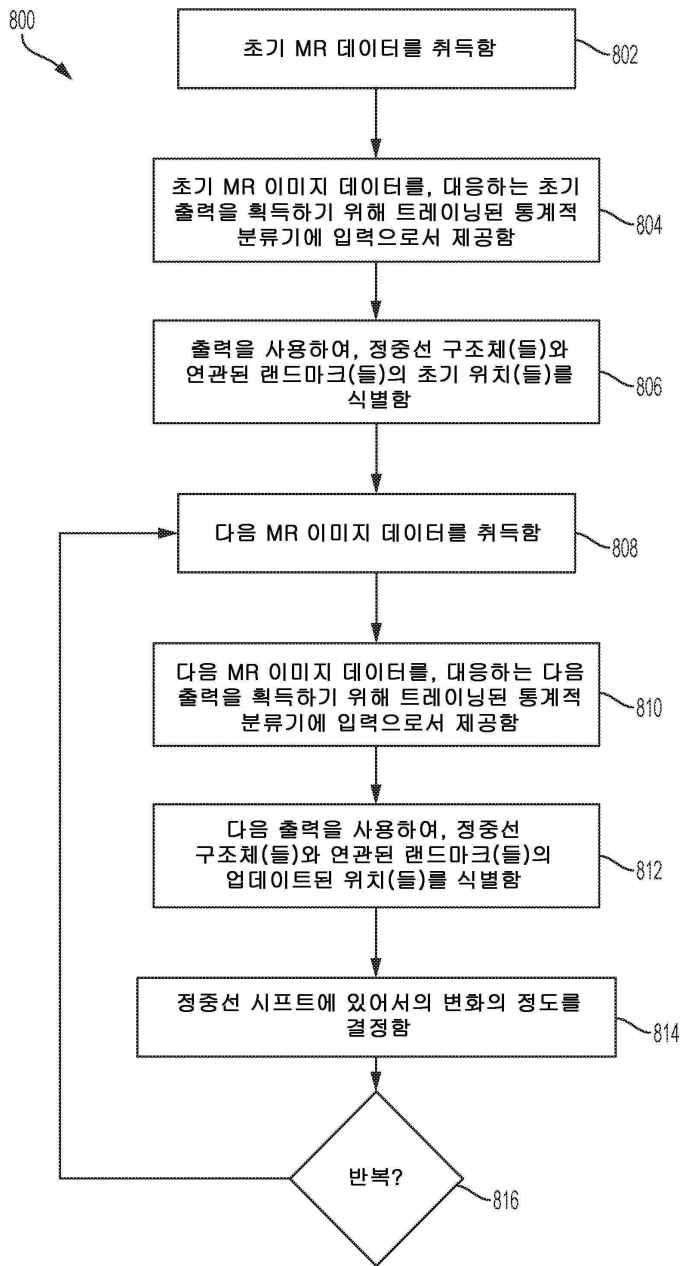
도면7a



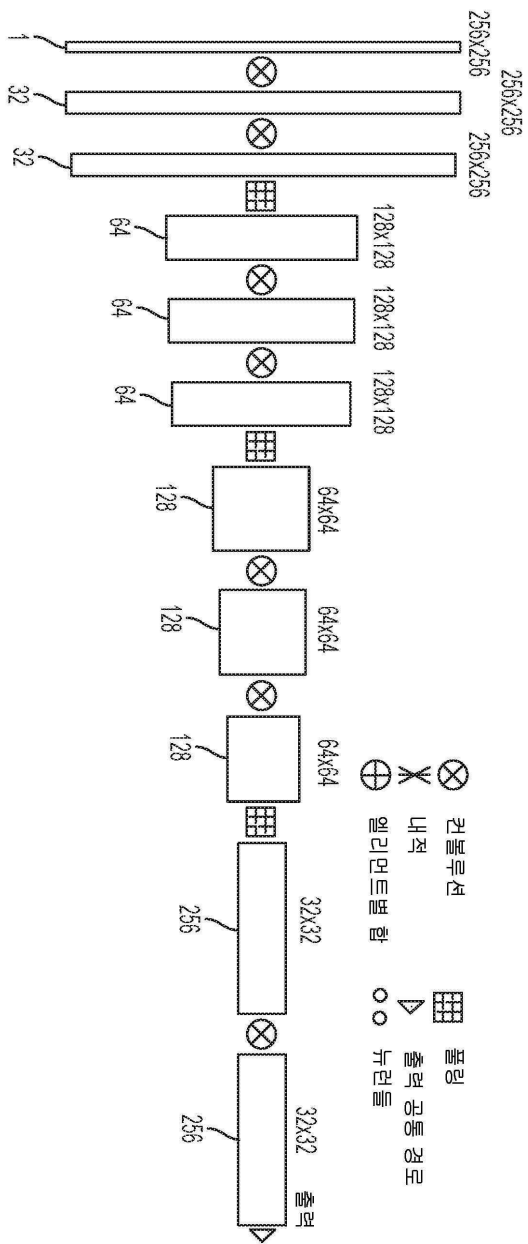
도면7b



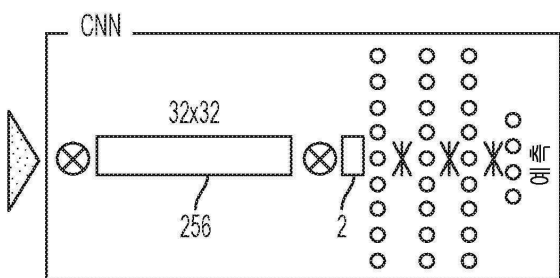
도면8



도면9a

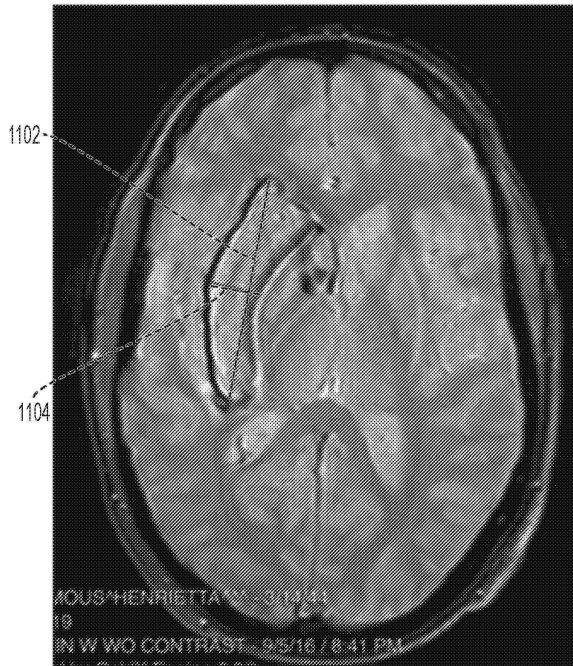


도면9b

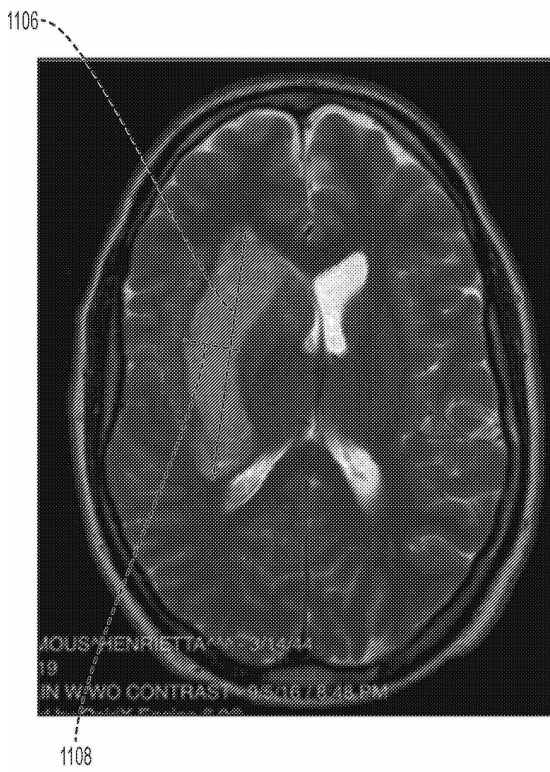




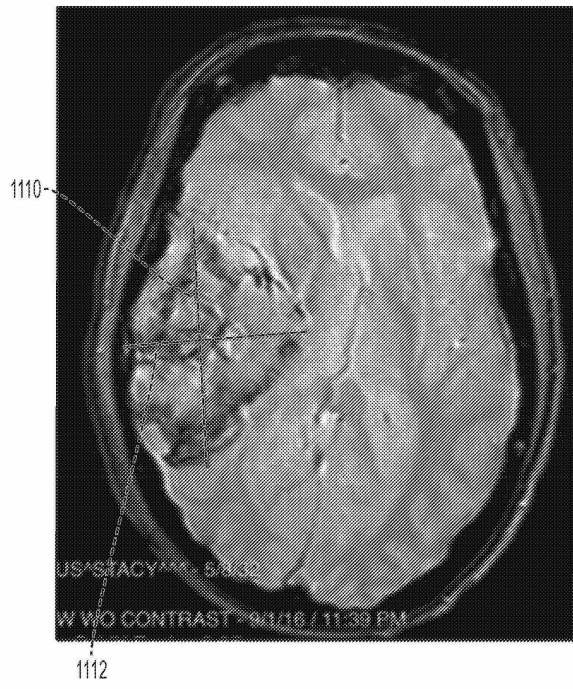
도면11a



도면11b



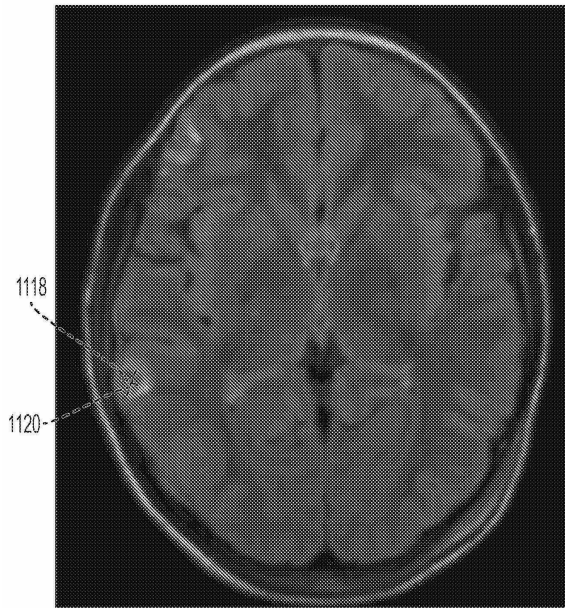
도면11c



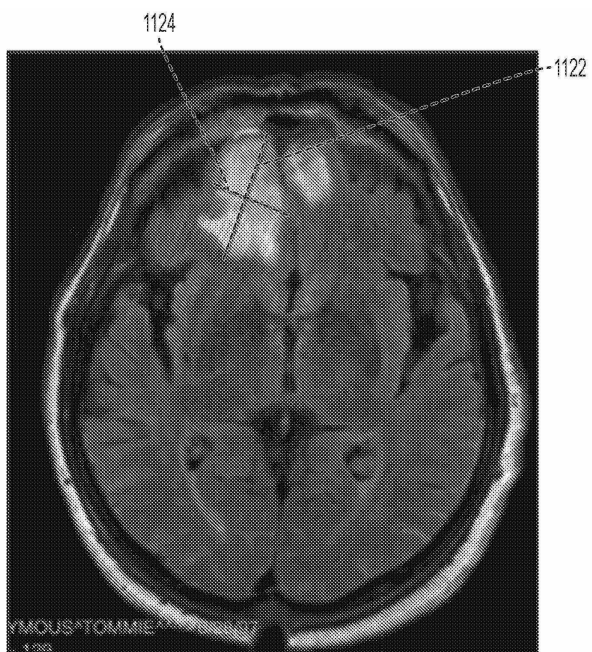
도면11d



도면11e



도면11f



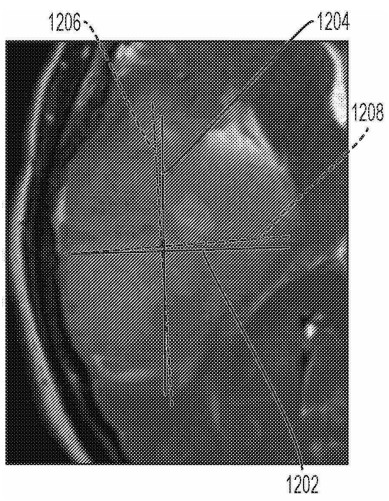
도면12a



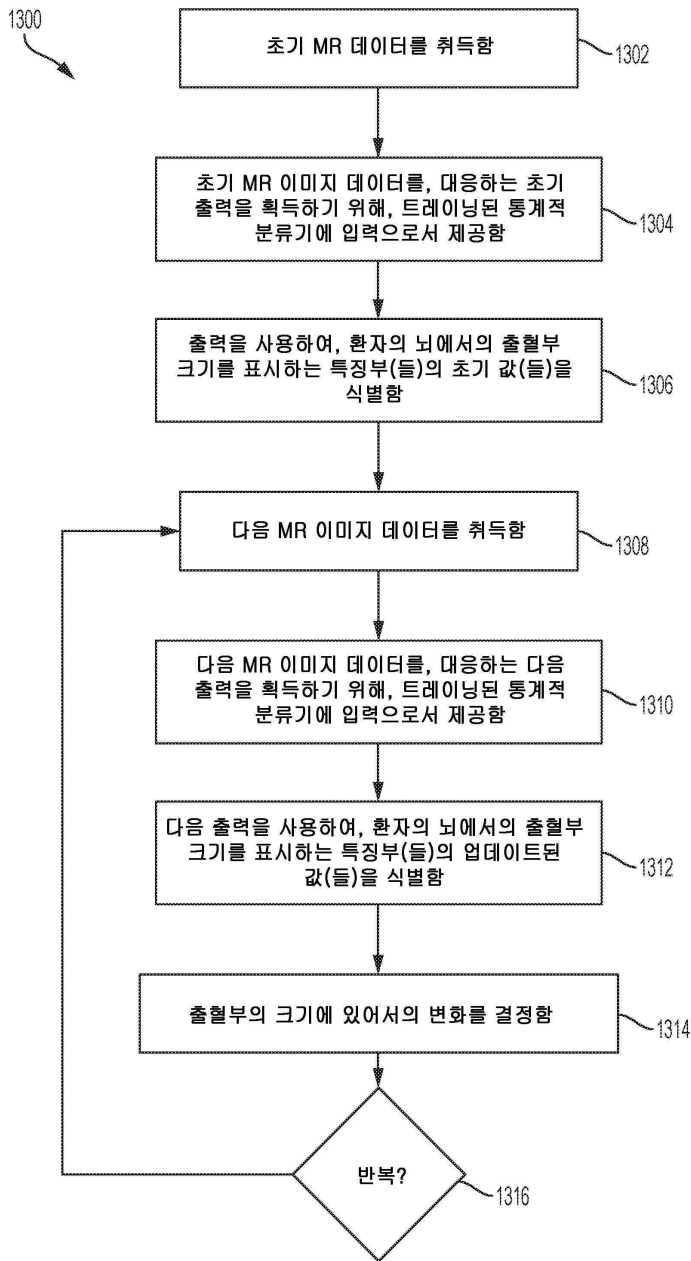
도면12b



도면12c

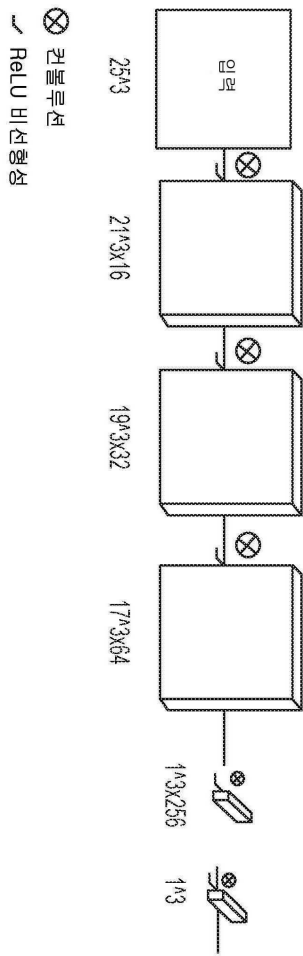


도면13





도면15



도면16

