



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0120705
(43) 공개일자 2018년11월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 5/10 (2006.01) G16H 20/40 (2018.01)
(52) CPC특허분류
A61N 5/1039 (2013.01)
A61N 5/1031 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-7026970
(22) 출원일자(국제) 2017년02월28일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2018년09월18일
(86) 국제출원번호 PCT/US2017/020015
(87) 국제공개번호 WO 2017/151662
국제공개일자 2017년09월08일
(30) 우선권주장
62/302,761 2016년03월02일 미국(US)

(71) 출원인
뷰레이 테크놀로지스 인크.
미국 44146 오하이오주 오크우드 빌리지 써모 피셔 웨이 2
(72) 발명자
템프시 제임스 에프
미국 94043 캘리포니아주 마운틴 뷰 미들필드 알디. 815 이
슈바르츠만 쉬마유 엠
미국 44146 오하이오주 오크우드 빌리지 써모 피셔 웨이 2
카우리코우 이완
미국 44146 오하이오주 오크우드 빌리지 써모 피셔 웨이 2
(74) 대리인
양영준, 김윤기

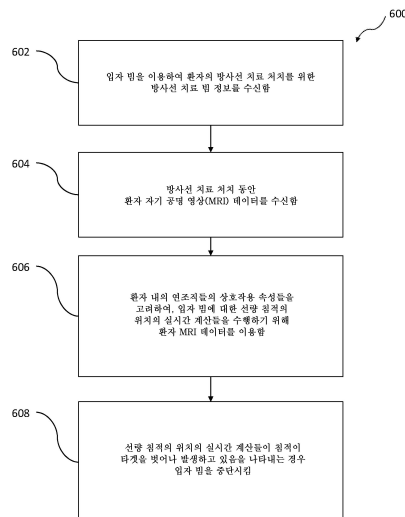
전체 청구항 수 : 총 29 항

(54) 발명의 명칭 자기 공명 영상을 이용한 입자 치료

(57) 요약

자기 공명 영상(MRI) 데이터를 이용한 입자 방사선 치료 및 계획. 방사선 치료 처방 정보 및 환자 MRI 데이터가 수신될 수 있고, 입자 빔과 함께 사용할 방사선 치료 처치 계획이 결정될 수 있다. 처치 계획은 입자 빔이 통과하는 환자 내의 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하기 위해 방사선 치료 처방 정보 및 환자 MRI 데이터를 이용할 수 있다. 환자 MRI 데이터는 입자 방사선 치료 시스템과 통합되는 자기 공명 영상 시스템으로부터 수신될 수 있다. 처치 동안 취득되는 MRI 데이터는 또한 입자 방사선 치료 처치를 수정하거나 최적화하는데 이용될 수 있다.

대표도 - 도6



(52) CPC특허분류

A61N 5/1038 (2013.01)

A61N 5/1049 (2013.01)

A61N 5/1067 (2013.01)

A61N 5/1071 (2013.01)

A61N 5/1081 (2013.01)

G16H 20/40 (2018.01)

명세서

청구범위

청구항 1

명령어들을 저장하는 비-일시적 컴퓨터 프로그램 제품으로서,

상기 명령어들은, 적어도 하나의 컴퓨팅 시스템의 일부를 형성하는 적어도 하나의 프로그래밍 가능한 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 프로그래밍 가능한 프로세서가:

환자 방사선 치료 처방 정보를 수신하는 동작;

환자 자기 공명 영상(magnetic resonance imaging)(MRI) 데이터를 수신하는 동작; 및

입자 빔이 통과하는 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하기 위해, 상기 환자 방사선 치료 처방 정보를 이용하고 상기 환자 MRI 데이터를 이용하여 상기 입자 빔과 함께 사용하기 위한 방사선 치료 처치 계획을 결정하는 동작

을 포함하는 동작들을 수행하게 하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 입자 빔에 대한 MRI 시스템에 의해 생성되는 자기장의 영향을 고려하는 동작을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 방사선 치료 계획을 결정하는 동작은 상기 환자 자기 공명 영상 데이터의 이용을 통해 상기 입자 빔에 의해 상기 연조직들에 전달되는 선량(dose)의 생물학적 효과(biological effectiveness)의 결정을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 4

제1항에 있어서,

X선 컴퓨터 단층촬영(x-ray computed tomography) 데이터를 수신하는 동작을 더 포함하고, 방사선 치료 처치 계획을 결정하는 동작은 상기 X선 컴퓨터 단층촬영 데이터를 추가로 이용하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 환자 자기 공명 영상 데이터는 입자 방사선 치료 시스템과 통합되는 자기 공명 영상 디바이스로부터 수신되는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 6

명령어들을 저장하는 비-일시적 컴퓨터 프로그램 제품으로서,

상기 명령어들은, 적어도 하나의 컴퓨팅 시스템의 일부를 형성하는 적어도 하나의 프로그래밍 가능한 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 프로그래밍 가능한 프로세서가:

입자 빔을 이용하여 환자의 방사선 치료 처치를 위한 방사선 치료 빔 정보를 수신하는 동작;

상기 방사선 치료 처치 동안 환자 자기 공명 영상(MRI) 데이터를 수신하는 동작; 및

상기 입자 빔이 통과하는 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하여, 상기 입자 빔에 대한 선량 침적(dose

deposition)의 위치의 실시간 계산들을 수행하기 위해 상기 환자 MRI 데이터를 이용하는 동작을 포함하는 동작들을 수행하게 하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행할 시에 상기 입자 빔에 대한 MRI 시스템에 의해 생성되는 자기장의 영향을 고려하는 동작을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나(off-target) 발생하고 있음을 나타내는 경우 상기 입자 빔을 중단시키는 동작을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 9

제6항에 있어서,

상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 상기 입자 빔의 에너지를 조정하는 동작을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 10

제6항에 있어서,

타겟을 추적하기 위해 상기 환자 MRI 데이터 및 상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 이용하여 상기 입자 빔의 방향을 수정하는 동작을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 11

제10항에 있어서,

편향 자석들을 통해 상기 입자 빔의 방향을 수정하는 동작을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 12

제6항에 있어서,

상기 환자 MRI 데이터 및 상기 방사선 치료 빔 정보를 이용하여 상기 방사선 치료 처치 동안 상기 환자에 대한 누적된 선량 침적을 계산하는 동작을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 13

제6항에 있어서,

상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들은 상기 환자 자기 공명 영상 데이터의 이용을 통해 상기 입자 빔에 의해 상기 연조직들에 전달되는 선량의 생물학적 효과의 결정을 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 계산된 선량 침적에 기초하여 상기 방사선 치료 처치를 재-최적화하는 동작을 더 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 15

방사선 치료 시스템으로서,

입자 빔을 통해 방사선 치료의 환자에게의 전달을 위한 입자 치료 전달 시스템;

방사선 치료 동안 환자 자기 공명 영상(MRI) 데이터를 획득하도록 구성되는 자기 공명 영상 시스템; 및

방사선 치료 동안 상기 환자 MRI 데이터를 수신하고, 상기 입자 빔이 통과하는 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하여, 상기 입자 빔에 대한 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행하기 위해 상기 환자 MRI 데이터를 이용하여 구성되는 제어기

를 포함하는 방사선 치료 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 제어기는, 상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 상기 입자 빔을 중단시키도록 추가로 구성되는 방사선 치료 시스템.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 제어기는 상기 선량 침적의 위치의 계산들에서 상기 입자 빔에 대한 상기 자기 공명 영상 시스템의 자기장의 영향을 결정하도록 추가로 구성되는 방사선 치료 시스템.

청구항 18

제15항에 있어서,

상기 제어기는 상기 환자 자기 공명 영상 데이터의 이용을 통해 상기 입자 빔에 의해 상기 연조직들에 전달되는 선량의 생물학적 효과를 결정하도록 추가로 구성되는 방사선 치료 시스템.

청구항 19

제15항에 있어서,

상기 제어기는, 상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 상기 입자 빔을 중단시키도록 추가로 구성되는 방사선 치료 시스템.

청구항 20

제15항에 있어서,

상기 제어기는, 상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 상기 입자 빔의 에너지를 조정하도록 추가로 구성되는 방사선 치료 시스템.

청구항 21

제15항에 있어서,

상기 제어기는 타겟을 추적하기 위해 상기 환자 MRI 데이터 및 상기 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 이용하여 상기 입자 빔의 방향을 수정하도록 추가로 구성되는 방사선 치료 시스템.

청구항 22

제21항에 있어서,

편향 자석들을 더 포함하고, 상기 입자 빔의 방향의 수정은 상기 편향 자석들을 통해 수행되는 방사선 치료 시스템.

청구항 23

제15항에 있어서,

상기 제어기는 상기 환자 MRI 데이터 및 입자 빔 정보를 이용하여 상기 방사선 치료 동안 상기 환자에 대한 선량 침적을 계산하도록 추가로 구성되는 방사선 치료 시스템.

청구항 24

제23항에 있어서,

상기 제어기는 상기 계산된 선량 침적에 기초하여 상기 방사선 치료를 재-최적화하도록 추가로 구성되는 방사선 치료 시스템.

청구항 25

제15항에 있어서,

상기 환자에 대한 상기 방사선 치료를 모니터링하기 위한 선량 측정 시스템; 및

상기 선량 측정 시스템의 적어도 일부분을 둘러싸는 자기 차폐 구조체

를 더 포함하는 방사선 치료 시스템.

청구항 26

제25항에 있어서,

상기 자기 차폐 구조체는 복수의 셸(shell)을 포함하는 방사선 치료 시스템.

청구항 27

제25항에 있어서,

상기 복수의 셸 중 적어도 하나는 환형 디스크에 의해 분리되는 방사선 치료 시스템.

청구항 28

제15항에 있어서,

상기 환자 주위의 상이한 각도들로부터 상기 입자 빔의 전달을 허용하도록 구성되는 갱트리(gantry)를 더 포함하는 방사선 치료 시스템.

청구항 29

제28항에 있어서,

상기 자기 공명 영상 시스템은 2개의 분할된 메인 자석을 포함하고, 상기 방사선 치료 시스템은 등선량중심(isocenter)을 포함하고, 상기 2개의 분할된 메인 자석은 상기 2개의 분할된 메인 자석의 외부 경계보다 상기 등선량중심으로부터 더 멀지 않게 위치되는 복수의 부벽(buttrass)에 의해 분리되는 방사선 치료 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

관련 출원

[0002]

이 출원은, 2016년 3월 2일에 출원되었으며 참조로 본원에 포함되는, 미국 가출원 제62/302,761호의 이익을 주장한다.

[0003]

기술분야

[0004]

본원에 기술되는 발명 대상은 입자 방사선 치료 처치 계획 및 관리를 위한 디바이스들, 시스템들 및 방법들에 관한 것이다.

배경 기술

[0005]

입자 치료는 입자들의 빔들을 사용하여 세포들을 죽여 질병, 통상적으로 암과 같은 증식성 조직 이상을 치료한다. 입자 치료는 크게 식별가능한(grossly observable) 종양들, 미시적 질병 또는 잠재적 질병 확산을 포함하는 해부학적 영역들, 또는 모선 및/또는 전달 불확실성에 대한 마진들을 포함하는 영역들과 같이, 치유 효과를

위해 이온화 방사선의 선량을 요구하는 환자들 내의 타겟들을 치료하기 위해 사용될 수 있다. 입자 치료 빔들에 의해 전달되는 이온화 방사선은 병든 세포들의 DNA 및 다른 중요한 컴포넌트들을 파괴하며, 세포들이 자기복제하지 못하게 한다.

[0006] 통상적인 입자 치료는 처방된 방사선 선량을 타겟에 어떻게 전달하는지를 결정하는 동시에, 선량들을 수용가능한 임계 미만으로 제한하여 치명적인 또는 약화시키는 부작용들을 방지함으로써 근처의 건강한 조직들을 남겨두기(spare) 위한 처치 계획을 수반한다. 처치 계획은 종종 X선 컴퓨터 단층촬영(CT) 데이터를 사용하여 입자 치료 처치 계획을 전개하는 것과 함께 환자의 몸의 구성을 결정한다.

발명의 내용

[0007] 일 양태에서는, 적어도 하나의 컴퓨팅 시스템의 일부를 형성하는 적어도 하나의 프로그래밍 가능한 프로세서에 의해 실행될 때, 적어도 하나의 프로그래밍 가능한 프로세서가 동작들을 수행하게 하는 명령어들을 저장하는 비-일시적 컴퓨터 프로그램 제품이 기술된다. 동작들은 환자 방사선 치료 처방 정보를 수신하는 동작, 환자 자기공명 영상(MRI) 데이터를 수신하는 동작, 및 입자 빔이 통과하는 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하기 위해 환자 방사선 치료 처방 정보를 이용하고 환자 MRI 데이터를 이용하여 입자 빔과 함께 사용할 방사선 치료 처치 계획을 결정하는 동작을 포함할 수 있다. 환자 자기공명 영상 데이터는 입자 방사선 치료 시스템과 통합되는 자기공명 영상 디바이스로부터 수신될 수 있다.

[0008] 일부 변형예에서, 입자 빔에 대한 MRI 시스템에 의해 생성되는 자기장의 영향이 고려될 수 있다.

[0009] 방사선 치료 계획을 결정하는 동작은 입자 빔에 의해 연조직들에 전달되는 선량의 생물학적 효과의 결정을 포함할 수 있다. 이 결정은 환자 자기공명 영상 데이터의 이용을 통해 이루어질 수 있다.

[0010] X선 컴퓨터 단층촬영 데이터가 수신될 수 있다. 방사선 치료 처치 계획을 결정하는 동작은 X선 컴퓨터 단층촬영 데이터를 이용할 수 있다.

[0011] 동작들은 입자 빔을 이용하여 환자의 방사선 치료 처치를 위한 방사선 치료 빔 정보를 수신하는 동작, 방사선 치료 처치 동안 환자 자기공명 영상(MRI) 데이터를 수신하는 동작, 및 입자 빔이 통과하는 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하여, 입자 빔에 대한 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행하기 위해 환자 MRI 데이터를 이용하는 동작을 포함할 수 있다. 입자 빔에 대한 MRI 시스템에 의해 생성되는 자기장의 영향은 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행할 시에 고려될 수 있다. 동작들은 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 입자 빔을 중단시키는 동작을 포함할 수 있다. 동작들은 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 입자 빔의 에너지를 조정하는 동작을 포함할 수 있다.

[0012] 타겟을 추적하기 위해 환자 MRI 데이터 및 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 이용되어 입자 빔의 방향을 수정할 수 있다. 일부 변형예에서, 입자 빔의 방향을 수정하는 것은 편향 자석들을 통해 수행될 수 있다. 일부 변형예에서는, 환자 MRI 데이터 및 방사선 치료 빔 정보가 이용되어 방사선 치료 처치 동안 환자에 대한 누적된 선량 침적을 계산할 수 있다.

[0013] 선량 침적의 위치의 실시간 계산들은 환자 자기공명 영상 데이터의 이용을 통해 입자 빔에 의해 연조직들에 전달되는 선량의 생물학적 효과의 결정을 포함할 수 있다. 방사선 치료 처치는 계산된 선량 침적에 기초하여 재-최적화될 수 있다.

[0014] 일 양태에서는, 방사선 치료 시스템이 기술된다. 방사선 치료 시스템은 입자 빔을 통한 방사선 치료의 환자에게 전달을 위한 입자 치료 전달 시스템을 포함할 수 있다. 방사선 치료 시스템은 방사선 치료 동안 환자 자기공명 영상(MRI) 데이터를 획득하도록 구성되는 자기공명 영상 시스템을 포함할 수 있다. 방사선 치료 시스템은 방사선 치료 동안 환자 MRI 데이터를 수신하고, 입자 빔이 통과하는 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하여, 입자 빔에 대한 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행하기 위해 환자 MRI 데이터를 이용하도록 구성되는 제어기를 포함할 수 있다.

[0015] 제어기는 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 입자 빔을 중단시키도록 구성될 수 있다. 제어기는 선량 침적의 위치의 계산들에서 입자 빔에 대한 자기공명 영상 시스템의 자기장의 영향을 결정하도록 구성될 수 있다. 제어기는 환자 자기공명 영상 데이터의 이용을 통해 입자 빔에 의해 연조직들에 전달되는 선량의 생물학적 효과를 결정하도록 구성될 수 있다.

- [0016] 제어기는 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 입자 빔을 중단시키도록 구성될 수 있다. 제어기는 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 입자 빔의 에너지를 조정하도록 구성될 수 있다. 제어기는 타겟을 추적하기 위해 환자 MRI 데이터 및 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 이용하여 입자 빔의 방향을 수정하도록 구성될 수 있다.
- [0017] 방사선 치료 시스템은 편향 자석들을 포함할 수 있다. 입자 빔의 방향의 수정은 편향 자석들을 사용하여 수행될 수 있다.
- [0018] 일부 변형예에서, 제어기는 환자 MRI 데이터 및 입자 빔 정보를 이용하여 방사선 치료 동안 환자에 대한 선량 침적을 계산하도록 구성될 수 있다. 제어기는 계산된 선량 침적에 기초하여 방사선 치료를 재-최적화하도록 구성될 수 있다.
- [0019] 방사선 치료 시스템은 선량 측정 시스템을 포함할 수 있다. 선량 측정 시스템은 환자에 대한 방사선 치료를 모니터링하기 위해 사용될 수 있다. 방사선 치료 시스템은 선량 측정 시스템의 적어도 일부분을 둘러싸는 자기 차폐 구조체를 포함할 수 있다. 자기 차폐 구조체는 복수의 쉘을 포함할 수 있다. 복수의 쉘은 환형 디스크에 의해 분리될 수 있다.
- [0020] 일부 변형예에서, 방사선 치료 시스템은 갠트리(gantry)를 포함할 수 있다. 갠트리는 환자 주위의 상이한 각도들로부터 입자 빔의 전달을 허용하도록 구성될 수 있다.
- [0021] 일부 변형예에서, 자기 공명 영상 시스템은 2개의 분할된 메인 자석을 포함할 수 있다. 방사선 치료 시스템은 등선량중심(isocenter)을 포함할 수 있다. 2개의 분할된 메인 자석은 2개의 분할된 메인 자석의 외부 경계보다는 등선량중심에서 더 멀리 있게 위치되는 복수의 부벽에 의해 분리될 수 있다.
- [0022] 본원에 기술되는 발명 대상의 하나 이상의 변형의 상세는 첨부 도면들 및 하기의 기재에서 설명된다. 본원에 기술되는 발명 대상의 다른 특징들 및 장점들은 기재 및 도면들로부터, 그리고 청구항들로부터 명백할 것이다. 현재 개시된 발명 대상의 특정 특징들이 예시의 목적으로 기술되지만, 이러한 특징들이 제한적인 것으로 의도되지 않는다는 것이 용이하게 이해되어야 한다. 이 개시내용에 후속하는 청구항들은 보호되는 발명 대상의 범위를 정의하도록 의도된다.

도면의 간단한 설명

- [0023] 이 명세서에 포함되어 이 명세서의 일부를 구성하는 첨부 도면들은, 본원에 개시된 발명 대상의 특정 양태들을 도시하며, 아래 기재와 더불어, 개시된 구현예들과 연관된 원리들의 일부를 설명하는 것을 돕는다.
- 도 1은 인체 조직 내로의 다양한 예시적 형태들의 방사선 치료의 투과 깊이를 도시하는 그래프이다.
- 도 2는 소프트웨어에 의해 구현될 수 있는, MRI 데이터를 이용하는 입자 방사선 치료를 위한 방사선 치료 처치 계획의 방법에 대한 플로우차트이다.
- 도 3은 본 기재에 부합하는 하나 이상의 특징을 가지는 방사선 치료 시스템의 예시이다.
- 도 4는 본 기재에 부합하는 하나 이상의 특징을 가지는 방사선 치료 시스템의 예시이다.
- 도 5a-5b는 현재 기재에 부합하는 하나 이상의 특징을 가지는, 예를 들어, 입자 치료 시스템의 선량 측정 시스템의 일부분을 차폐하기 위한 자기 차폐 시스템을 예시한다.
- 도 6은 본 기재에 부합하는 하나 이상의 엘리먼트를 가지는 입자 방사선 치료 처치의 방법에 대한 플로우차트이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0024] 입자 치료는 질병, 예를 들어, 암의 치료를 위한 에너지 입자들의 빔들을 사용하는 방사선 치료의 형태이다. 입자 빔들은 환자 내의 타겟을 목표로 할 수 있으며, 타겟 세포들의 DNA 및 다른 중요한 세포 컴포넌트들에 대한 손상을 야기하여, 결국 세포의 죽음을 야기할 수 있다. 암 세포들은 비-암 세포들보다 방사선 손상을 복원할 능력이 더 적으며, 따라서, 특히 입자 치료를 받기 쉽다. 상황에 따라, "입자 치료"는 때때로 양성자, 중성자, 반양성자, 중간자 등과 같은 하드론(hadron)들을 이용하는 치료를 지칭하지만, 그것은 또한 리튬 이온, 헬륨 이온, 탄소 이온 등과 같은 이온들 또는 핵들을 이용하는 치료를 지칭하기도 한다. 종종, 탄소 이온과 같은

이온들을 이용하는 치료는 "중이온 치료"라고도 불리지만, "경이온"과 "중이온" 사이의 선은 정확하게 정의되지는 않는다. 본원에서 사용되는 바와 같이, 용어 입자 치료, 입자 방사선 치료, 입자 빔 등은 하드론 뿐만 아니라 핵(또는 이온)들을 이용하는 치료를 지칭한다. 이 용어는 구체적으로는 양성자 치료 또는 전자-빔 치료 등과 같은 치료를 배제한다.

[0025] 도 1은 인체 조직 내로의 다양한 형태들의 방사선 치료의 투과 깊이를 도시하는 그래프(100)이다. 주어진 에너지에 대해, 전자 빔들은 다른 방사선 치료 형태들에 비해 (트레이스(102)에 의해 도시된 바와 같이) 인체 조직 내로의 낮은 투과 깊이를 가진다. X선 빔들은 전자보다는 더 큰 깊이까지 인체 조직을 투과하지만, 트레이스(104)에 의해 도시된 바와 같이 조직에 의해 흡수되는 선량은 X선의 투과 깊이보다 떨어진다. 트레이스(108)에 의해 도시된 바와 같이, 입자 치료 빔들은 그 범위의 끝에서 환자의 조직 내로 특정 깊이에서 이들의 에너지를 더 많이 침적시킨다. 108로서 도시된, 그 범위의 끝 근처에서의 이 깊이는 브래그 피크(Bragg Peak)라 지칭될 수 있다. 입자 치료에 의해 제공되는 이점은 타겟 밖의 건강한 조직 내에 더 적은 에너지가 침적되고, 이에 의해 건강한 조직에 대한 손상에 대한 가능성을 감소시킨다는 것이다. 추가로, 브래그 피크를 넘어서면, X선 빔들에 비해 아주 적은 선량이 침적된다.

[0026] 입자 방사선 치료가 발생할 수 있기 전에, 처치 계획이 생성되어야 한다. 본 개시내용은 처치 계획을 생성할 시에 특정 방식으로의 자기 공명 영상(MRI) 데이터의 사용을 참작하는데, 이는 환자에게 전달되는 실제 선량에 근접하게 매치하는 그리고 원하는 선량에 근접하게 매치하는 예측 선량 침적을 가질 것이다. X선 컴퓨터 단층촬영(CT) 영상 데이터는 또한, 예를 들어, 폐, 공기, 및 뼈와 같은 낮고 높은 밀도의 조직들 또는 영역들을 포함하는 환자의 조직 및 환자의 영역들의 질량 밀도(mass density)를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 모든 입자 빔 경로들에 대한 분석이 수행될 수 있다.

[0027] 자기 공명 영상 시스템은, 분석될 때 타겟까지의 그리고 타겟을 통과하는 빔 경로를 따르는 연조직들의 타입들을 정확하게 결정할 수 있는 MRI 데이터를 획득하기 위해 사용될 수 있다. 입자 상호작용 속성들은 이후 MRI 데이터로부터 결정되어 환자의 조직들에 그리고 타겟에 전달되는 선량의 보다 정확한 결정을 허용할 수 있다. 추가로, MRI 데이터는 입자 빔 치료의 생물학적 효과의 보다 정확한 결정을 가능하게 할 수 있다.

[0028] 본 개시내용은 MRI 데이터가 X선 CT 데이터와 조합되어(예를 들어, 변형가능한 이미지 등록을 사용함으로써) 화학적 조성 및 질량 밀도 결정의 정확성을 개선하고 따라서 입자 치료 선량들의 결정을 개선할 수 있음을 참작한다. X선 CT 데이터가 이용가능하지 않은 경우, 뼈를 포함하는 영역들은 초단 에코 시간(ultra-short echo time)(TE) MR 영상에 의해 결정될 수 있는 반면, 폐 및 공기는 양성자 밀도 가중 MR 영상으로부터 결정될 수 있다.

[0029] X선 CT는 인체 내의 전자 밀도들의 맵을 생성하는데 매우 적합하며, 양성자의 우세한 상호작용 확률들이 전자 밀도에 비례하기 때문에 양성자 빔 방사선 치료에 의해 전달되는 선량을 결정할 시에 유용하다. 전자 밀도들은 또한, 인체 조직들에 대해, 원자 번호가 낮으며 여기서 핵들이 중성자 대 양성자의 비교적 일정한 비를 가진다는 사실로 인해, 질량 밀도에 적절하게 상관된다. CT 하운스필드(Hounsfield) 수는 X선에 대한 인체 조직들의 감쇠 계수를 반영한다. 따라서, 하운스필드 수는 원소 조성들, 원소 무게들 및 질량 밀도들의 다양한 조합들에 대해 동일할 수 있으며, 측정된 하운스필드 수가 영상 빔 경화 효과들 및 다른 아티팩트(artifact)들로 인해 부정확할 수 있다는 것은 말할 것도 없다. X선 CT들 및 하운스필드 수들을 사용하여 조직들을 정의할 때 유입되는 원소 조성의 불확실성은 입자 빔의 결정된 범위가 상당히 잘못되도록 할 수 있다. 이러한 예러는, 예를 들어, 입자 저지력들이 에너지 입자의 경로를 따르는 선량 침적을 정확하게 모델링하고 입자들이 이들의 범위의 끝의 어디에 도달하는지를 결정하도록 요구하기 때문에, 직접적으로 선량 계산 예러를 초래할 수 있다. 저지력들에서의 불확실성들은 도 1에 예시된 바와 같이, 브래그 피크(108)의 위치에서의 불확실성들로 바로 변환되는데, 이는 타겟들 및 종양들의 큰 선량 영역들을 이동시켜서, 처치 타겟에 효과적인 선량을 전달하는데 실패하고, 대신 입자 방사선의 높은 선량들을 수용하는 것으로부터 차폐되어야 하는 건강한 조직들에 입자 방사선 치료 선량을 전달할 수 있다.

[0030] 연조직들은 X선 CT를 통해 MRI 시스템들을 이용하여 영상화될 때 더 양호한 콘트라스트 및 해상도를 가진다. 주지된 바와 같이, X선 CT는, 그것의 낮거나 높은 콘트라스트 및 낮거나 높은 하운스필드 수들로 인해, 매우 상이한 밀도들을 가지는 조직들이 질량 밀도 및 공기 또는 피질골을 포함하는 영역들의 해상도를 결정하는데 탁월하다. 그러나, 많은 연조직들은 매우 상이한 원소 조성들과 더불어, 매우 유사한 밀도들을 가질 것이다. 예를 들어, 조직들은 지방-유사(또는 지방질-유사) 속성 또는 물-유사(또는 근육-유사) 속성을 가지지만, 매우 유사한 질량 밀도를 가질 수 있으며, 따라서 이들은 X선 CT 데이터로 구별하기 어렵다. X선 CT 데이터에서의 영상

잡음, 아티팩트들, 및 낮은 콘트라스트는 현재의 방법들을 이용해서는 조직 타입들을 종종 잘못 식별하도록 한다. 저지력들, 임의의 밀도 종속성의 제거의 견지에서, 지방-유사 조직(CH₂)과 물-유사 조직(OH₂) 사이의 저지력에서의 차이는 O와 C 사이의 원자번호의 차이가 지배한다. 입자 치료에서 사용되는 바와 같은, 수십 MeV/핵자를 초과하는 에너지들에 대해서는, 저지력들의 비가 중요하다.

[0031] 물에만 또는 지방에만 민감한 펄스 시퀀스들을 이용하여 MRI 데이터를 취득하는 것은 조직들의 물-대-지방 비가, 예를 들어, 딕슨(Dixon) 방법 또는 샌드위치 에코(sandwich echo)들을 통해 결정되도록 한다. 처치 타겟 근처에서의 결정된 물-대-지방 비들이 이후 사용되어 연조직들의 원소 조성들에 대한 지식을 개선할 수 있다. MRI는 상이한 시간들에서 그리고/또는 상이한 방식들로 여기된 양성자들의 신호를 관독함으로써 상이한 "콘트라스트"를 획득할 수 있다(신호는 수소가 어떤 타입의 분자에 붙느냐에 따라 상이하게 붕괴한다). 따라서, MRI를 이용하여 더 양호하게 상이한 조직 타입들을 구별하고 화학적 조성들을 추론하는 것이 가능하다.

[0032] 입자 빔이 통과하는 조직들과 입자 빔과의 상호작용(상호작용의 빈도수 및 타입)은 빔 입자 타입, 입자 에너지, 및 조직의 질량 밀도와 화학적 조성을 포함하는, 다수의 인자들에 의존한다. 입자 상호작용들은, 적어도 대전된 입자들에 대해, 쿨롱(Coulomb) 상호작용들(즉, 전자기 상호작용들)을 포함한다. 쿨롱 상호작용은 거의 항상 입사 입자의 작은 에너지 손실 및/또는 방향에서의 작은 편향을 초래한다. 빔이 확산하도록 하는 편향은, 쿨롱 산란이라 지칭된다. 단위 길이 당 유실되는 에너지의 양은 저지력(stopping power)이라 지칭될 수 있다. 쿨롱 상호작용들에서 입자가 겪는 작은 에너지 손실들은 조직의 원자들 및 분자들의 이온화 및 여기로 인한 것이다. 이러한 상호작용들의 빈도수는 입자의 경로를 따르는 이온화 밀도를 결정한다. 이온화 밀도가 더 높을수록, 세포 손상에 대한 확률이 더 높다. 이는 선형 에너지 전달(LET)이라 명명되는 양으로 종종 측정된다.

[0033] 입자 상호작용들은 또한 핵 상호작용들을 포함하는데, 이는 쿨롱 상호작용보다는 덜 빈번하지만, 훨씬 더 강력적이다. 이들은 핵이 충돌되어 프래그먼트들(예를 들어, 개별 양성자들 및 중성자들, 중양자들, 3중양자들, 리튬들, 알파 등)로 분해되는 결과를 초래하는 경향이 있다. 이러한 프래그먼트들의 타입 및 수는 입사 입자 타입과 에너지, 및 충돌된 핵에 의존한다. 핵 상호작용은 또한 방사성 핵들을 남기는데, 이는 추가적인 선량들을 붕괴시키고 침적시킨다.

[0034] 핵 상호작용들 및 쿨롱 산란은 핵들의 원자번호들에 매우 종속적이다. 이들 모두 브래그 피크의 확대로 이어진다. 이온들의 경우, 핵 상호작용들은 또한 선량들의 테일이 브래그 피크를 넘어 침적되도록 하는 역할을 한다. 빔 경로에서의 이질성들(예를 들어, 기공들, 뼈들)이 존재할 때, 쿨롱 산란은 이질성 뒤의 복잡한 선량 침적 구조체로 이어진다.

[0035] 용어 상호작용 속성들이 본원에서 사용될 때, 그것은 전술된 쿨롱 상호작용들 및 핵 상호작용들과 같은 상호작용 속성들의 임의의 조합을 지칭한다. 예를 들어, 방사선 치료의 처치 계획 또는 실시간 MRI 안내에 대한 본 개시내용의 바람직한 실시예들은 환자 조직들에서의 선량 침적의 위치 및 양을 결정할 시 필요한 만큼 많은 상호작용 속성들을 이용할 것이다.

[0036] 탄소 이온과 같은 "중이온들"은 양성자들보다는 세포들에 대해 훨씬 더 파괴적인 영향을 가지는 경향이 있다. 이들의 핵 상호작용 프래그먼트들은 높은 LET들을 가지며, 상호작용 지역 주위에 국부적으로 이들의 에너지를 침적시키는 경향이 있다. 이는 탄소 이온들이 양성자들보다 훨씬 더 높은 "생물학적 효과"를 가지는 원인이 되는 주요 메커니즘이다. 이는 광전자들, 전자들, 및 심지어 양성자들에 비해, 이온들에 대해 조직 내에 침적되는 단위 에너지 당 더 많은 세포들이 죽는(또는 손상되는) 것을 초래한다. 조직 내 침적되는 에너지는 흡수 선량이라 지칭되며, 그레이(Gy)로 측정된다. 탄소 이온 빔으로부터의 1 Gy의 흡수 선량은 생물학적 효과에서의 차이들로 인해, 광전자 또는 전자-빔으로부터의 1 Gy의 흡수 선량보다 3-12배 더 많은 세포들을 죽일 것이다.

[0037] 입자 빔 치료를 이용하면, 생물학적 효과의 결정이 유리하거나, 또는 심지어 적절한 처치를 위해 요구된다. 생물학적 효과를 결정하기 위한 다수의 상이한 방식이 존재한다. 예를 들어, 생물학적으로 효과적인 선량(BED)의 결정은 치료의 타입, 분획(fraction) 당 선량, 선량 레이트 등과 같은 다수의 인자를 고려하여, 특별한 방사선 치료 처치의 생물학적 효과를 수량적으로 표시하는 것을 목적으로 한다. 추가로, 상대적인 생물학적 효과(RBE)는 특정 모드의 치료에 대한 흡수 선량 대 광전자 치료에 대한 흡수 선량을 비교하는 비이며, 여기서 각각의 선량은 동일한 생물학적 효과를 초래한다.

[0038] 양성자들의 경우, 수년간 RBE가 약 1.1로 일정하다는 것이 가정되어왔지만, 일부는 이것이 차선적 계획 결과들을 초래한다는 의견을 밝혔다. 양성자들에 대한 RBE가 1.0에 매우 가깝기 때문에, 이러한 생물학적 효과 계산을 수행하는 것을 무시하는 것은 치료에 너무 큰 영향을 미치지 않지만, RBE가 훨씬 더 높으며 고려되지 않은

경우 치료에 대해 매우 큰 영향을 미칠 수 있는, 중성자, 이온, 중간자 등에 대해서는 아닐 수 있다.

- [0039] 생물학적 효과를 결정하기 위해, 입사 빔의 에너지 스펙트럼 뿐만 아니라, 빔이 통과하는 재료들 또는 조직들의 상호작용 속성들을 알 필요가 있다. 따라서, 조직들의 화학적 조성을 정확하게 아는 것이 생물학적 효과의 정확한 결정을 위해 절대적으로 필요하다. 입사 입자 빔이 그것의 에너지의 대부분(즉, 브래그 피크)을 어디에서 유실하는지를 결정하는 것이 또한 중요하다. 추가로, 핵반응들, 조직들의 활성화, 시간 선량 분할(time dose fractionation) 및 세포 손상 대 복원으로 인한 선량 분포에 대한 기여들이 생물학적 효과의 결정에 포함될 수 있다. 이러한 이유로, 환자 MRI 데이터는, 선량 계산 및 처치 계획에서의 그것의 중요성과 유사하게, 생물학적 효과 측정들의 결정에서 중요하다.
- [0040] MRI 데이터는 전달 이전에 전달 계획의 품질의 평가를 위한 조직 원소 조성의 평가 및 정확한 선량 계산을 허용하기 위해 유사하게 사용될 수 있다. 전달될 선량의 품질이 불충분한 경우, 셋업에서 수집되는 데이터는 전달 이전에 입자 치료 처치 계획을 재-최적화하는데 사용될 수 있다. 이는 치료의 전달 직전에, 환자가 처치 카우치 위에 있는 동안, 또는 실제 처치를 위한 환자의 도착 이전에 수행될 수 있다.
- [0041] 도 2는 소프트웨어에 의해 구현될 수 있는, MRI 데이터를 이용하는, 입자 방사선 치료를 위한 방사선 치료 처치 계획의 방법(200)에 대한 플로우차트이며, 방법은 본 기재에 부합하는 하나 이상의 특징을 가진다. 소프트웨어는 시스템 제어기의 일부일 수 있는 하나 이상의 데이터 프로세서를 사용하여 구현될 수 있다. 소프트웨어는 하나 이상의 데이터 프로세서에 의해 실행될 때, 하나 이상의 데이터 프로세서가 하나 이상의 동작들을 수행하게 하는 머신-판독 가능한 명령어들을 포함할 수 있다.
- [0042] 도 2에서, 202에서, 환자 방사선 치료 처방 정보가 수신될 수 있다. 환자 방사선 치료 처방 정보는 타겟 종양에 대해 요구되는 최소 선량, 관심 있는 근처 장기들에 대해 허용되는 최대 선량 등과 같은 데이터를 포함할 수 있다. 본원에 기술되는 환자 방사선 치료 처방 정보는 제한적인 것으로 의도되지 않는다. 방사선 치료 처치 계획 시스템에서 수신되는 환자 방사선 치료 처방 정보는 방사선 치료 처치 계획에 대한 통상적인 처방 정보를 포함할 수 있다.
- [0043] 204에서, 환자 MRI 데이터가 수신될 수 있다. 일부 변형예에서, 환자 MRI 데이터는 입자 치료 시스템과 통합되는 자기 공명 영상 디바이스로부터 수신될 수 있다. 환자 MRI 데이터는 예를 들어, 환자의 타겟 처치 영역 및 방사선 치료 빔들이 통과하고 방사선 선량이 모니터링되어야 하는 주변 조직을 포함하는, 처치를 위한 관심 영역을 포함할 수 있다. 처치 자체와는 상이한 위치에서 처치 이전에 MRI 데이터를 뽑아낼(take) 수 있거나, 또는 MRI 데이터는 MRI가 입자 방사선 치료 시스템과 통합되는 처치대(treatment table) 상에서 취득될 수 있다.
- [0044] 206에서, 입자 빔과 함께 사용하기 위한 방사선 치료 처치 계획이 결정될 수 있다. 방사선 치료 처치 계획은 입자 빔이 통과하는 환자 내의 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하기 위해 환자 방사선 치료 처방 정보를 이용하고 환자 MRI 데이터를 이용할 수 있다. 방사선 치료 처치 계획은, 예를 들어, 이용될 빔들의 수, 빔(들)이 전달되는 방향, 빔(들)의 에너지, 시준기 구성들 등을 포함할 수 있다.
- [0045] 방사선 치료 처치 계획의 결정은 또한 입자 빔에 대한 MRI의 자기장의 영향을 고려할 수 있다. 이것은 이온화 방사선 침적 선량의 전송에 대한 MRI의 강한 자기장의 영향을 환자에 포함시키는 것을 수반한다. 상호작용 단면들은 (예를 들어, 백만 스핀 당 약 4개의 파트가 1 테슬라의 자기장 내에서 정렬되는 체온들에서) 이들이 열 효과들과 경쟁함에 따라 스핀들의 분극에 의해 강하게 영향을 받지 않지만, 자기장은 더 정확한 선량 계산을 산출하기 위해 고려될 수 있는 움직이는 대전 입자들에 외부 로렌츠(Lorentz) 힘을 가한다.
- [0046] 방사선 치료 처치 계획의 결정은 환자 자기 공명 영상 데이터의 이용을 통해, 입자 빔에 의해 환자의 연조직들에 전달되는 선량의 생물학적 효과의 결정을 또한 포함할 수 있다.
- [0047] 도 3은 본 기재에 부합하는 하나 이상의 특징을 가지는 입자 치료 시스템(300)의 예시이다. 입자들에 에너지를 공급하기 위해, 입자들은 먼저 입자 가속기(302)에 의해 가속된다. 입자 가속기는 싱크로트론, 사이클로트론, 선형 가속기 등일 수 있다. 싱크로트론은 저-에너지 사이클로트론 또는 저-에너지 선형 가속기에 의해 급전될 수 있다. 입자 빔(304)의 에너지는, 임의의 다운스트림 조정에 앞서, 환자(306) 내로의 에너지 공급된 입자들의 투과 깊이를 결정한다. 입자 가속기들은 통상적으로, 정의된 에너지를 갖는 에너지 공급된(energized) 입자 빔을 생성한다. 일부 변형예에서, 입자들의 에너지는, 예를 들어, 감쇠 매질을 통해 빔을 진행시킴으로써 감소될 수 있다. 환자에 대해 불필요한 선량을 증가시킬 수 있는 2차 중성자들로 인해 이것은 환자로부터 떨어져 수행되는 것이 바람직하다. 감쇠 매질은 에너지를 증가시키거나 감소시키도록 회전될 수 있는 휠 또는 선형 드라이브 상의 재료의 웨지(wedge)일 수 있다. 최대 에너지는 빔에 임의의 감쇠 재료를 적용하지 않음으로써 획득

득된다. 최소값은 빔에 가장 두꺼운 양의 감쇠 재료를 적용함으로써 획득된다. 공지의 재료의 경우, 모든 에너지 공급된 입자들이 환자에게 도달하는 것을 중단시켜 시스템을 비활성화시키지 않고도 빔을 저지시키거나 중단시킬 두께가 결정될 수 있다.

[0048] 싱크로트론들은 또한 싱크로트론 링 내의 가속 엘리먼트들을 통과하는 수를 증가시키거나 감소시킴으로써 빔 에너지를 제어하도록 또한 구성될 수 있다. 원리 상, 선형 가속기는 또한 제한된 범위에 걸쳐, 가속 유닛들의 수를, 몇몇 고정된 에너지들로 변경시킬 수 있다. 펄스 대 펄스 에너지 변경은 적절한 장비를 이용하여 가능하다.

[0049] 일부 변형예에서, 입자 치료 갠트리(312)가 사용되어 에너지 공급된 입자 빔(304)을 환자(306)에게 지향시킬 수 있다. 환자(306)는 입자 치료 갠트리(312)의 중심 내의 카우치(314) 상에 위치될 수 있다. 입자 치료 갠트리(312)는 선량 측정 시스템(318)을 통해, 빔을 환자(306) 쪽으로 지향시키도록 구성되는 갠트리 전자석들(316)을 포함할 수 있다.

[0050] 입자 치료 갠트리(312)는 회전하여 상이한 각도들에서 입자 치료의 전달을 용이하게 하도록 구성될 수 있다. 일부 변형예에서, 입자 치료 갠트리(312)는 360도 회전하도록 구성될 수 있다. 하나 이상의 슬립 링이 채택되어 입자 치료 갠트리(312) 상에 배치되는 전자석 다른 컴포넌트들로의 전기 전력의 전달을 용이하게 할 수 있다. 일부 변형예에서, 입자 치료 갠트리(312)는 대략 360도의 회전 필드를 가지고 회전하도록 구성될 수 있다. 이러한 변형예들에서, 입자 치료 갠트리(312)는 그것이 갈 만큼 멀리 한 방향으로 회전하고, 이후 그것이 갈 만큼 멀리 다른 방향으로 역회전할 수 있다. 환자(306) 주위로 입자 치료 갠트리(312)를 회전시키는 것은 상이한 각도들에서의 타겟에 대한 에너지 공급된 입자 빔(304)의 전달을 용이하게 하여 건강한 조직의 보존과 처치 계획 품질을 개선할 수 있다.

[0051] 입자 치료 갠트리(312)는 스캐닝 빔 자석들(320)을 포함할 수 있다. 스캐닝 빔 자석들(320)은, 예를 들어, 전자석들의 쌍들을 포함할 수 있다. 전자석들의 쌍들은 서로에 대한 직교 면들에서 이들의 자기장들을 갖도록 배열될 수 있다. 스캐닝 빔 자석들(320)은 에너지 공급된 입자 빔(304)의 방향을 조작하도록 구성될 수 있다. 일부 변형예에서, 스캐닝 빔 자석들(320)은 스캐닝 모션 시에 에너지 공급된 입자 빔을 환자의 처치 타겟에 걸쳐 앞뒤로 지향시키도록 구성될 수 있다.

[0052] 일부 변형예에서, 시스템은 고정된 빔라인(322)을 포함할 수 있다. 고정된 빔라인(322)은 갠트리 없이, 선량 측정 시스템(318)을 통해 직접 환자에게 에너지 공급된 입자들을 전달하도록 구성될 수 있다. 시스템은 또한 고정된 라인 빔의 에너지 공급된 입자들의 방향을 수정하도록 구성되는 하나 이상의 스캐닝 빔 전자석(320)을 포함할 수 있다.

[0053] 입자 치료 시스템은 또한 산란체(scatterer)를 포함할 수 있다. 산란체는 에너지 공급된 입자 빔(304)이 외향으로 산란하게 하도록 구성될 수 있다. 시스템은 빔을 확산시키기 위한 빔 와블러(wobbler) 또는 래스터 스캐닝 메커니즘을 또한 포함할 수 있다. 시스템은 시준기를 또한 포함할 수 있다. 시준기는 복수의 얇은 금속 날을 포함하는 다엽 시준기(multi-leaf collimator)일 수 있다. 얇은 금속 날들은 이동가능하며, 그 위치는 컴퓨터에 의해 제어될 수 있다. 얇은 금속 날들은 에너지가 있는(energetic) 입자들을 흡수하도록 구성될 수 있다. 얇은 금속 날들은, 제어기에 의해, 이들이 형성하는 개구의 형상이 환자 내의 타겟에 대해 상보적이도록 배열될 수 있다. 이러한 방식으로, 시준기는 타겟 주위의 건강한 조직의 차폐를 용이하게 하는 동시에 에너지가 있는 입자들이 타겟으로 투과하는 것을 허용할 수 있다. 일부 변형예에서, 영구 형상으로 새겨진 시준기가 사용될 수 있다. 유사하게, 에너지 공급된 입자 빔(304)의 경로 내에 볼러스(bolus)가 위치될 수 있는데, 이는 에너지 공급된 입자들에 대해 반-투과성인 재료로 형성될 수 있고, 종양의 형상을 보완하도록 새겨질 수 있다.

[0054] 도 4는 본 개시내용에 부합하는 하나 이상의 특징을 가지는 방사선 치료 전달 시스템(400)의 예시이다. 입자 치료 전달 시스템(400)은 도 3에 예시된 시스템(300)의 엘리먼트들과 유사한, 하나 이상의 엘리먼트를 가질 수 있다. 본 개시내용에 따라, 방사선 치료 시스템(400)은 입자 빔을 통해 방사선 치료의 환자에게의 전달을 위한 입자 치료 전달 시스템, 방사선 치료 동안 환자 자기 공명 영상(MRI) 데이터를 획득하도록 구성되는 자기 공명 영상 시스템(402); 및 방사선 치료 동안 환자 MRI 데이터를 수신하고, 입자 빔이 통과하는 환자 내의 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하여, 입자 빔(들)에 대한 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행하기 위해 환자 MRI 데이터를 이용하도록 구성되는 제어기(424)을 포함할 수 있다.

[0055] 입자 치료 전달 시스템(400)은 분할된 자석 MRI(402)를 가질 수 있다. 분할된 자석 MRI(402)는 2개의 분할된 메인 자석(404 및 406)을 포함할 수 있다. 방사선 치료 시스템은 등선량중심(407)을 포함할 수 있다. 2개의

분할된 자석(404 및 406)은 복수의 부벽(408)에 의해 분리될 수 있다. 복수의 부벽(408)은 2개의 분할된 메인 자석(404 및 406)의 외부 경계보다 등선량중심(407)으로부터 더 멀지 않게 위치될 수 있다. 2개의 분할된 메인 자석(404 및 406)이 각각 단일 자석으로서 지칭되지만, 이 용어는 제한적인 것으로 의도되지 않는다. 2개의 분할된 메인 자석(404 및 406)은 각각, 환자의 MRI 데이터를 획득할 목적으로 복수의 자석을 포함할 수 있다.

- [0056] 분할된 MRI 시스템은 단지 예시적인 목적으로 도 4에 예시된다. 사용되는 MRI 시스템은 임의의 타입의 MRI 시스템일 수 있다. 예를 들어, 메인 자석들은 수직 개방 자석, 짧은 보어 자석들, 포털 또는 얇은 섹션을 갖는 자석들 등을 포함할 수 있다.
- [0057] 카우치(410)가 분할된 MRI 시스템(402) 내에 배치될 수 있다. 분할된 MRI 시스템(402)은 카우치(410) 상에, 2개의 분할된 메인 자석(404 및 406)의 내부 개구들을 통해, 환자(412)를 수용하도록 구성될 수 있다.
- [0058] 분할된 자석 MRI 시스템(402), 카우치(410) 및 환자(412)는 모두 도 3에 예시된 갠트리(312)와 같은, 입자 치료 갠트리 내에 배치될 수 있다. 입자 치료 갠트리는 환자(412) 주위로 회전하여 다수의 각도로부터 환자에게 입자 치료를 전달하도록 구성될 수 있다.
- [0059] 복수의 부벽(408)은 2개의 메인 MRI 자석(404 및 406) 사이에 배치되고, MRI 시스템의 전체 직경을 더 증가시키지 않도록 2개의 메인 MRI 자석(404 및 406)의 외부 경계 내에 위치될 수 있다. 시스템은, 예로서, 2개의 메인 MRI 자석(404 및 406) 주위에 동일한 각도들로 이격된 3개의 부벽(408)을 포함할 수 있다. 시스템은, 입자 빔이 분할된 자석들 사이에서 환자 쪽으로 지향되도록, 그리고 입자 빔이 부벽들(408) 중 어느 것도 통과해서 지나가지 않는 방식으로, 동작될 수 있다.
- [0060] 시스템은 에너지 공급된 입자들이 2개의 메인 MRI 자석(404 및 406) 사이의 갭(419) 내로 지향되도록 환자에 대한 에너지 공급된 입자들의 전달을 용이하게 하도록 구성될 수 있다.
- [0061] 입자 치료 전달 시스템(400)은 환자에 대한 방사선 치료를 모니터링하기 위한 선량 측정 시스템(416)을 포함할 수 있다. 선량 측정 시스템(416)은 예를 들어, 제어기에 피드백을 제공함으로써, 입자 치료의 환자에게의 전달을 용이하게 하기 위한 하나 이상의 컴포넌트를 또한 포함할 수 있다.
- [0062] 입자 치료 전달 시스템(400)은 예를 들어, 선량 측정 시스템의 적어도 일부를 둘러쌀 수 있는 하나 이상의 자기 차폐 구조체(420)를 포함할 수 있다. 자기 차폐 구조체(420)는, 그렇지 않은 경우 메인 MRI 자석들(404 및 406)에 의해 생성되는 자기장에 의해 악영향을 받을 전자 장비를 하우징하도록 구성될 수 있다.
- [0063] 도 5a-5b는 본 개시내용에 부합하는 하나 이상의 특징을 가지는, 입자 치료 전달 시스템의 선량 측정 시스템(502)의 적어도 일부를 차폐하기 위한 예시적인 자기 차폐 구조체(500)를 예시한다. 자기 차폐 구조체(500)는 복수의 셸을 포함할 수 있다. 복수의 셸은 도 4에 예시된 분할된 자석 MRI 시스템(402)에 의해 생성되는 자기장들을 차폐하도록 구성되는 일련의 동심 차폐물(shield)들로 형성될 수 있다. 동심 차폐물들은 선량 측정 시스템(502)의 적어도 일부를 둘러싸도록 구성될 수 있다.
- [0064] 자기 차폐 구조체(500)는 제1 차폐 컨테이너(504)를 포함할 수 있다. 제1 차폐 컨테이너(504)는 원통형 바디 부분(506) 및 원통형 바디 부분의 하나의 단부에 걸쳐 배치되는 환형 디스크(508)를 포함할 수 있다. 환형 디스크(508)는 입자들이 아무 제약없이 통과하도록 하기 위한 개구(510)를 포함할 수 있다. 일부 변형예에서, 제1 차폐 컨테이너(504)는 대략 17 인치의 직경을 가질 수 있다. 제1 차폐 컨테이너(504)의 직경은 선량 측정 시스템(502)의 컴포넌트들의 적어도 일부를 충분히 차폐하도록 선택될 수 있다.
- [0065] 자기 차폐 구조체(500)는 복수의 셸을 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 5b에서의 504, 512 및 514 등. 복수의 셸(504, 512, 514)은 함께 끼워질 수 있다(nest). 복수의 셸 중 적어도 하나는 바람직하게는 환형 디스크(516, 518 등)를 포함한다.
- [0066] 자기 차폐 구조체(500)는 분할된 자석 MRI 시스템(402)에 대해 고정된 위치에 위치될 수 있거나, 또는 도 3에 예시된 갠트리(312)와 같은 갠트리를 이용하여 회전하도록 구성될 수 있다. 하나 이상의 구조가 분할된 자석 MRI 시스템(402)의 반대에 또는 주위에 배치되고, MRI의 자기장의 균질성과의 간섭을 최소화하기 위해 자기 차폐 구조체(500)의 자기적 속성들을 모방하도록 구성될 수 있다.
- [0067] 도 4에 예시된 입자 치료 전달 시스템(400)은 제어기(424)를 포함할 수 있다. 제어기(424)는 도 3에 예시된 바와 같은 입자 치료 전달 시스템(300)과 전자적으로 통신하고, 도 4에 예시된 바와 같은 시스템(400)으로부터 데이터를 수신하고 시스템(400)을 제어하도록 구성될 수 있다. 제어기(424)는 또한 분할된 자석 MRI 시스템(40

2)으로부터 환자 MRI 데이터를 수신하고 분할된 자석 MRI 시스템(402)을 제어하도록 구성될 수 있다.

- [0068] 제어기(424)는 환자 MRI 데이터 및 입자 빔 정보를 이용하여 방사선 치료 동안 환자에 대한 선량 침적을 계산하도록 구성될 수 있다. 환자 MRI 데이터는, 입자 빔(들)에 관한 정보와 함께, 어디에서, 그리고 어느 정도로, 시간 경과에 따라 선량이 환자 조직들 내에 침적되는지를 계산하기 위해 사용될 수 있다. 실제 선량 침적들은 누적될 수 있고, 따라서 특정한 처치 분획에 따라 총 선량이 알려질 수 있다. 이 정보는 후속 처치 분획 이전에 처치 계획을 재-최적화하기 위해 사용될 수 있다.
- [0069] 또한, 계산된 실시간 선량 침적 정보는 처치 전달 동안 방사선 치료 처치를 개선하거나 재-최적화하기 위해 이용될 수 있다. 제어기(424)는 소프트웨어를 이용하여 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행하도록 구성될 수 있다. 소프트웨어는 머신-판독 가능한 명령어들을 포함할 수 있다. 제어기(424)는 머신-판독 가능한 명령어들을 실행하도록 구성되는 하나 이상의 데이터 프로세서를 포함할 수 있다. 데이터 프로세서에 의한 머신-판독 가능한 명령어들의 실행은, 데이터 프로세서가, 본 개시내용에 기술된 동작들 중 하나 이상과 같은, 하나 이상의 동작을 수행하도록 할 수 있다.
- [0070] 제어기(424)는 수신된 MRI 데이터를 이용하여, 처치 타겟의 위치에 대한 입자 빔들에 대한 브래그 피크들을 계산하도록 구성될 수 있다. 제어기(424)는 빔들의 브래그 피크(들)가 처치 타겟에 대해 적절하게 위치되지 않은 경우에 치료 빔들을 수정하도록 추가로 구성될 수 있다.
- [0071] 처치 계획에 대해 논의된 바와 같이, 실시간 MRI 데이터가 지방-유사 조직과 물-유사 조직을 구별하는 MRI의 능력으로 인한 환자 내의 지방-유사 조직과 물-유사 조직의 위치를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 환자를 통과하는 빔 경로에 대한 물 조직-대-지방 조직 비가 결정되어 환자가 처치를 받는 동안 실시간으로 환자의 조직들의 상호작용 속성들을 결정할 수 있다.
- [0072] 입자 상호작용 속성 맵이 실시간으로 생성되어 선량 및 범위 계산들의 정확성을 증가시킬 수 있다. 환자가 처치받고 있을 때 실시간으로 에너지가 있는 입자와의 환자 조직들의 상호작용 속성들의 결정은 입자 치료의 전달에서의 더 큰 정확성 및 효과를 용이하게 할 수 있다. 처치 타겟에 대한 브래그 피크 위치의 보다 정확한 픽처를 가지는 것은 브래그 피크를 더 정확하게 위치시키는 것을 허용할 수 있다. 이것은 건강한 주변 조직들을 조사하는 위험을 증가시키지 않고도, 타겟에 대한 방사선 치료 노출량의 증가를 자체적으로 제공한다.
- [0073] 제어기(424)는 또한 위에서 논의된 바와 같이, 선량 침적의 위치를 계산할 시에 입자 빔에 대한 자기 공명 영상 시스템의 자기장의 영향을 결정하도록 구성될 수 있다.
- [0074] 제어기(424)는 환자 자기 공명 영상 데이터의 이용을 통해 입자 빔에 의해 연조직들에 전달되는 선량의 생물학적 효과를 결정하도록 추가로 구성될 수 있다.
- [0075] 실시간으로 제공되는 MRI 데이터는 또한 조직 레지스터들의 예측과 더불어 조직들의 정확한 위치 및/또는 속도의 결정을 용이하게 할 수 있다. 이 정보는 또한 처치 타겟이 위치될 곳의 예측을 제공하도록 사용될 수 있으며, 따라서 제어기(424)는 시스템(400)이 입자 빔을 그 위치에 전달하게 할 수 있다.
- [0076] 제어기(424)는 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우, 입자 빔을 중단시키도록 구성될 수 있다. 처치 타겟의 위치는 처치의 계획 단계들 동안 획득되는 MRI 데이터로부터 결정될 수 있다. 처치 시간에, 타겟의 위치는 환자의 해부학적 구조(anatomy)의 변경들로 인해 변경되었을 수도 있다. 예를 들어, 체중 감소, 배부름, 가스 등은 환자의 영상촬영과 환자에게의 치료의 전달 사이에 처치 타겟의 위치의 상대적 변경을 야기할 수 있다. 이것은 처치 타겟의 적어도 일부가 조사되지 않은 것 및/또는 건강한 조직이 입자 빔에 의해 손상되는 것으로 인해 치료가 덜 효과적인 위험성을 증가시킨다. 또한, 췌지락거림, 호흡, 가스 움직임 등과 같은 환자의 자발적 또는 비자발적 움직임들은 환자에 대한 입자 치료의 전달 동안 처치 영역의 위치가 움직이도록 할 수 있다. 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 사용되어 제어기(424)가 선량이 그것의 의도된 타겟에 침적되고 있는지, 또는 선량이 타겟을 벗어나는지를 결정하도록 할 수 있다. 선량이 타겟을 벗어나는 경우, 제어기(424)는 입자 빔을 중단시켜 건강한 조직들에 대한 방사선 선량을 회피할 수 있다. 제어기(424)는 선량 침적의 계산된 위치가 다시 타겟과 일치할 때까지 빔 중단을 유지할 수 있다.
- [0077] 제어기(424)는 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 입자 빔의 에너지를 조정하도록 구성될 수 있다. 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량이 타겟을 벗어남을 나타내는 경우, 특히 선량이 단순히 타겟 외에 또는 타겟을 넘어 침적되고 있는 경우, 제어기는 선량 침적의 위치가 다시 타겟과 일치하도록 입자 빔의 에너지를 증가시키거나 감소시키도록 구성될 수 있다. 입자 빔의 에너지는

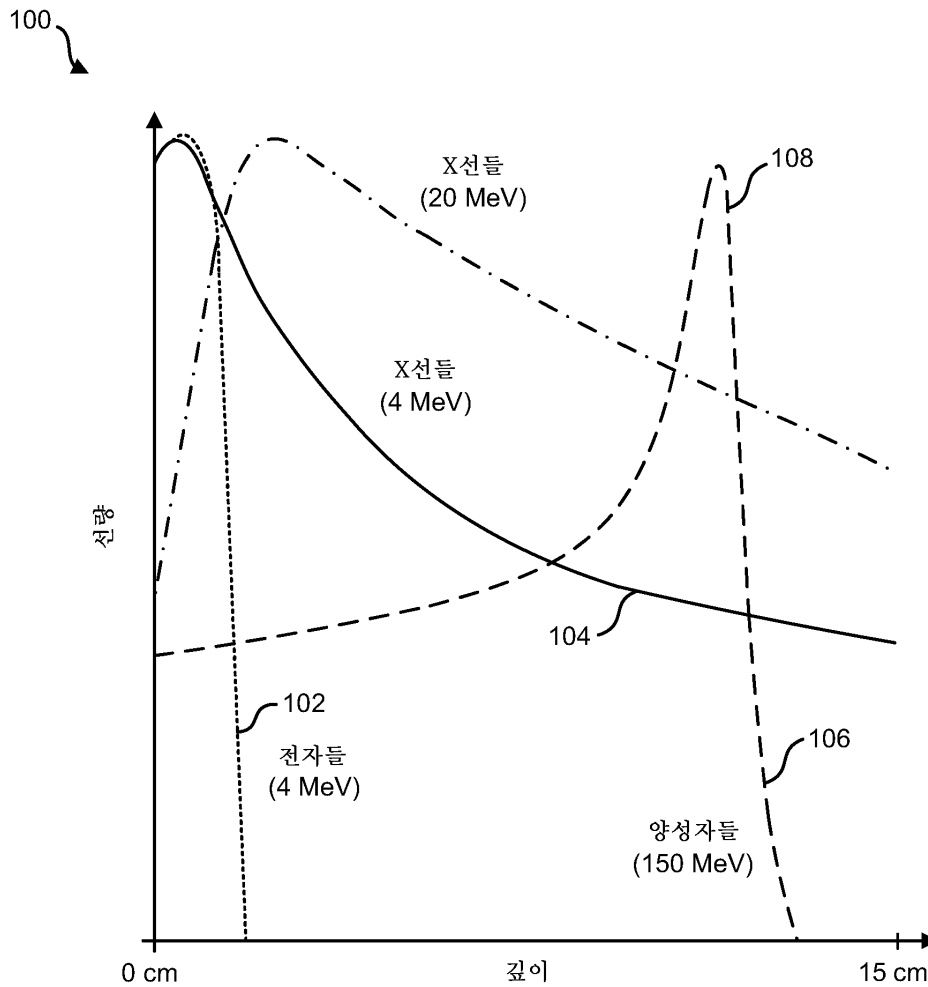
소스에서 또는 소스로부터 다운스트림으로 수정될 수 있다.

- [0078] 제어기(424)는 타겟을 추적하기 위해 환자 MRI 데이터 및 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 이용하여 입자 빔의 방향을 수정하도록 구성될 수 있다. 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 선량이 타겟을 벗어남을 나타내는 경우, 특히 빔의 목표가 (깊이보다는) 측방으로 타겟을 벗어나는 경우, 제어기는, 선량 침적의 위치가 다시 타겟과 일치하도록 입자 빔의 방향을 수정하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 방사선 치료 시스템(400)은, 때때로 편향 자석들 또는 스캐닝 빔 자석들이라 명명되는, 편향 자석들(426)을 포함할 수 있다. 입자 빔의 방향은 자기력들을 사용하여 빔의 궤적을 편향시키도록 편향 자석들을 통해 수정될 수 있다. 편향 자석들은 통상적으로 전자석들이며, 여기서 전자석들에 의해 생성되는 자기력의 강도는 전자석들 양단에 걸쳐 가변량의 전기 전류를 인가함으로써 수정될 수 있다.
- [0079] 도 6은 소프트웨어에 의해 구현될 수 있는, MRI 데이터를 이용하는, 입자 방사선 치료를 위한 방사선 치료 처치의 방법(600)에 대한 플로우차트이며, 방법은 본 기재에 부합하는 하나 이상의 특징을 가진다. 소프트웨어는 하나 이상의 데이터 프로세서를 사용하여 구현될 수 있다. 소프트웨어는, 하나 이상의 데이터 프로세서에 의해 실행될 때, 하나 이상의 데이터 프로세서가 하나 이상의 동작을 수행하게 할 수 있는 머신-판독 가능한 명령어들을 포함할 수 있다. 방법(600)은 본원에 논의된 바와 같이, 제어기(424)에 의해 수행될 수 있는 동작들의 예이다.
- [0080] 602에서, 입자 빔을 이용한 환자의 방사선 치료 처치를 위한 방사선 치료 빔 정보가 수신될 수 있다. 방사선 치료 빔 정보는 입자 빔의 하나 이상의 특성을 포함할 수 있다. 하나 이상의 특성은 입자 빔의 투과 능력들의 표시, 입자 빔의 확산 특성들, 입자 빔들의 수 등을 포함할 수 있다.
- [0081] 604에서, 환자 자기 공명 영상(MRI) 데이터가 방사선 치료 처치 동안 수신될 수 있다.
- [0082] 606에서, 본원에 논의된 바와 같이, 환자 MRI 데이터는 입자 빔이 통과하는 환자 내의 연조직들의 상호작용 속성들을 고려하여, 입자 빔에 대한 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행하는데 이용될 수 있다. 위에서 논의된 바와 같이, 입자 빔에 대한 MRI 시스템에 의해 생성되는 자기장의 영향 역시 선량 침적의 위치의 실시간 계산들을 수행할 시에 고려될 수 있다. 그리고, 환자 자기 공명 영상 데이터의 이용을 통한, 입자 빔에 의해 연조직들에 전달되는 선량의 생물학적 효과의 결정 역시, 실시간 선량 계산들과 함께 수행될 수 있다.
- [0083] 608에서, 입자 빔은 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우 중단될 수 있다.
- [0084] 일부 변형예에서, 선량 침적의 위치의 실시간 계산들이 침적이 타겟을 벗어나 발생하고 있음을 나타내는 경우, 입자 빔의 에너지가 조정될 수 있다. 다른 변형예들에서, 타겟을 추적하기 위해 환자 MRI 데이터 및 선량 침적의 위치의 실시간 계산이 이용되어 입자 빔의 방향을 수정할 수 있다.
- [0085] 컴포넌트들이 이들의 개별 능력들로 본원에서 기술되었지만, 개별적으로 기술된 컴포넌트들의 기능성이 하나 이상의 다른 컴포넌트들에 기인할 수 있거나, 또는 별도의 컴포넌트들로 분할될 수 있다는 것이 용이하게 인지될 것이다. 이 개시내용은 본원에 기술된 정확한 변형예들로 제한되도록 의도되는 것이 아니라, 본 개시된 발명 대상의 모든 구현예들을 포함하도록 의도된다.
- [0086] 위의 기재에서 그리고 청구항들에서, "~ 중 적어도 하나" 또는 "~ 중 하나 이상"과 같은 구문들은 엘리먼트들 또는 특징들의 접속 리스트에 선행하여 발생할 수 있다. 용어 "및/또는"이 또한 둘 이상의 엘리먼트들 또는 특징들의 리스트에서 발생할 수 있다. 그것이 사용되는 문맥에 의해 달리 묵시적으로 또는 명시적으로 부정되지 않는 한, 이러한 구문은 열거된 엘리먼트들 또는 특징들 중 임의의 것을 개별적으로, 또는 인용된 엘리먼트들 또는 특징들 중 임의의 것을 다른 인용된 엘리먼트들 또는 특징들 중 임의의 것들과 결합하여 의미하도록 의도된다. 예를 들어, 구문들 "A 및 B 중 적어도 하나;" "A 및 B 중 하나 이상;" 및 "A 및/또는 B"는 각각 "A만, B만, 또는 A와 B 함께"를 의미하도록 의도된다. 셋 이상의 항목을 포함하는 리스트들에 대해서도 유사한 해석이 의도된다. 예를 들어, 구문들 "A, B 및 C 중 적어도 하나;" "A, B 및 C 중 하나 이상;" 및 "A, B 및/또는 C"는 각각 "A만, B만, C만, A와 B 함께, A와 C 함께, B와 C 함께, 또는 A와 B와 C 함께"를 의미하도록 의도된다. 위에서 그리고 청구항들에서의 용어 "~에 기초하는"의 사용은, "~에 적어도 부분적으로 기초하는"을 의미하도록 의도되며 따라서 인용되지 않은 특징 또는 엘리먼트 역시 허용가능하다.
- [0087] 본원에 기술된 발명 대상은 바람직한 구성에 따라 시스템들, 장치, 방법들 및/또는 물품들로 구현될 수 있다. 이전 기재에 설명된 구현예들은 본원에 기술된 발명 대상에 부합하는 모든 구현예들을 나타내지는 않는다. 대신, 이들은 기술된 발명 대상에 관련된 양태들에 부합하는 단지 일부 예들이다. 몇몇 변형예들이 위에서 상세

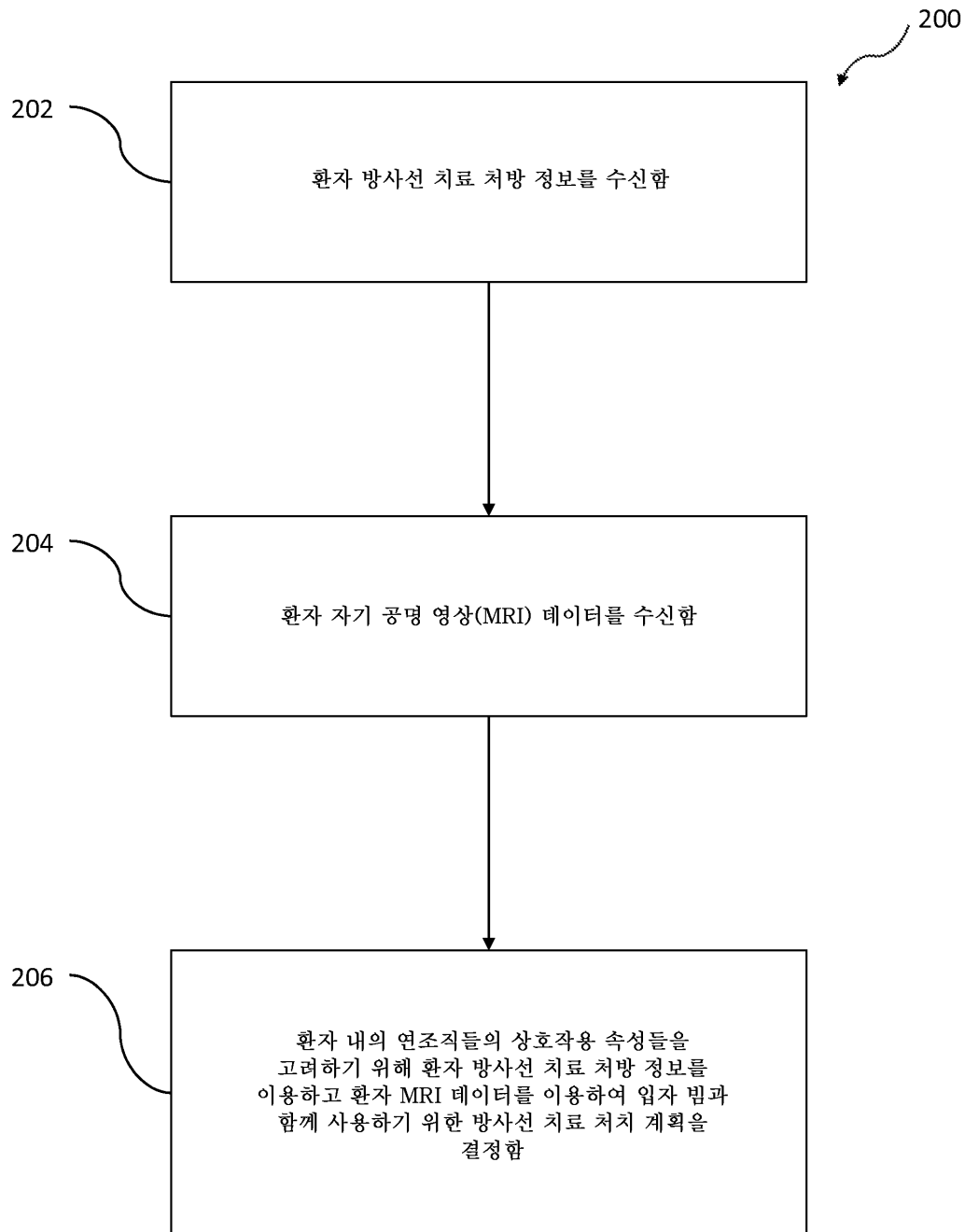
히 기술되었지만, 다른 수정들 또는 추가들이 가능하다. 특히, 추가적인 특징들 및/또는 변형들이 본원에 설명된 것들에 추가하여 제공될 수 있다. 예를 들어, 전술된 구현예들은 개시된 특징들의 다양한 조합들과 하위조합들 및/또는 위에서 개시된 몇몇 추가적인 특징들의 조합들 및 하위조합들에 관련될 수 있다. 추가로, 첨부도면들에 도시된 그리고/또는 본원에 기술된 논리적 흐름들은 바람직한 결과들을 달성하기 위해, 반드시 도시된 특정 순서 또는 순차적 순서를 요구하지는 않는다. 다른 구현예들이 후속하는 청구항들의 범위 내에 있을 수 있다.

도면

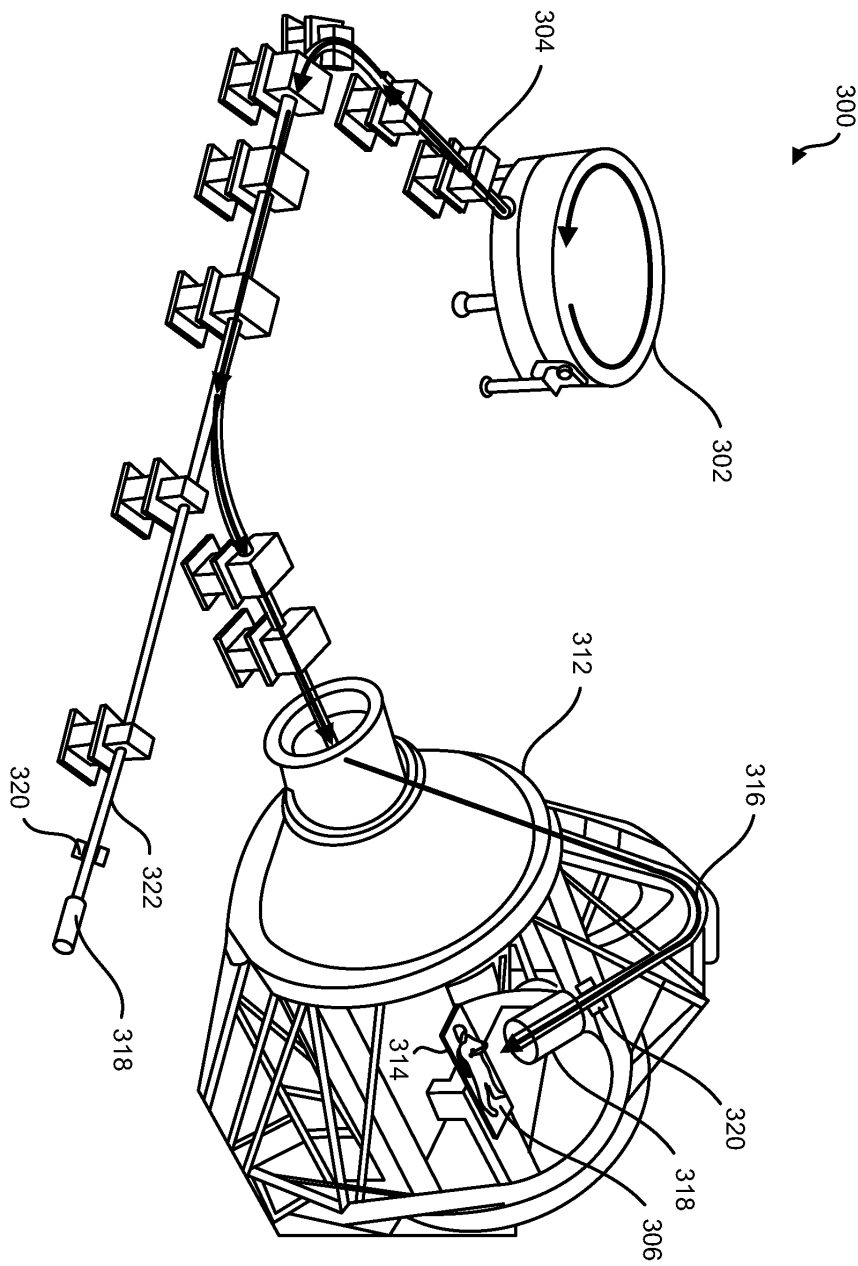
도면1



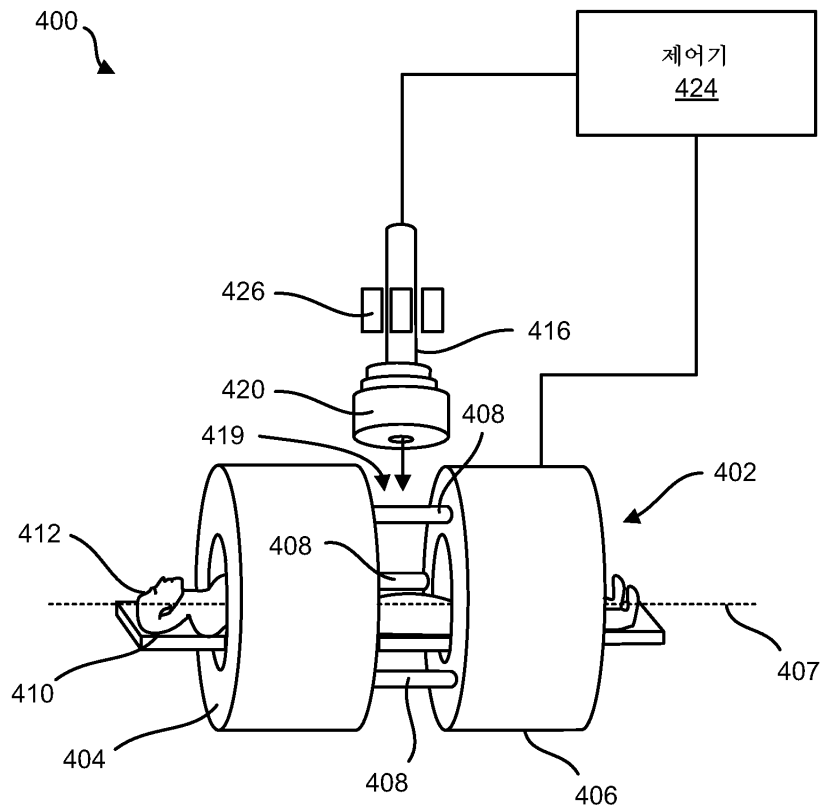
도면2



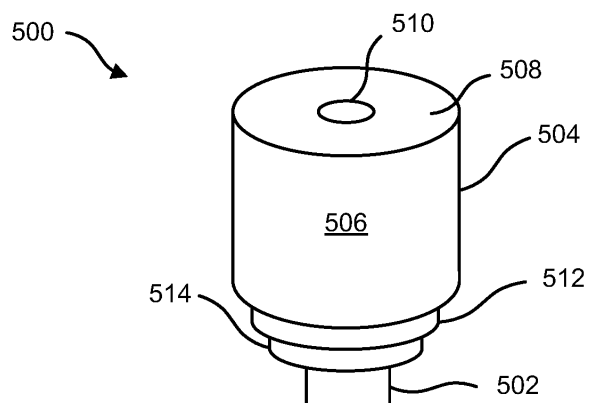
도면3



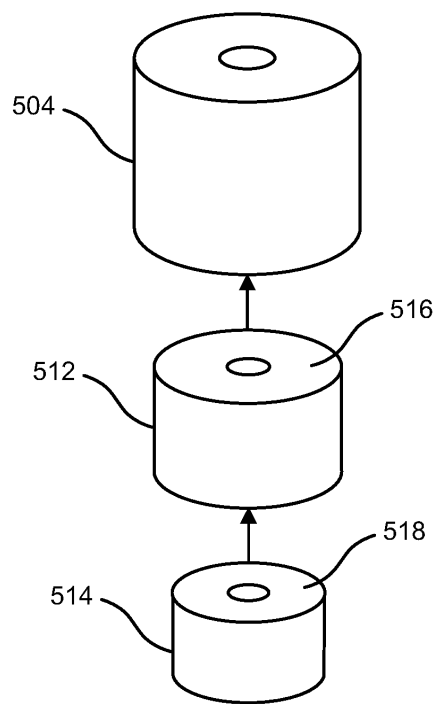
도면4



도면5a



도면5b



도면6

