



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년04월04일

(11) 등록번호 10-1845576

(24) 등록일자 2018년03월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/10 (2006.01) **A61B 6/03** (2006.01)
G06T 3/00 (2006.01) **G06T 7/00** (2017.01)
(21) 출원번호 10-2013-7017720
(22) 출원일자(국제) 2011년12월08일
심사청구일자 2016년12월07일
(85) 번역문제출일자 2013년07월05일
(65) 공개번호 10-2013-0130772
(43) 공개일자 2013년12월02일
(86) 국제출원번호 PCT/CA2011/001381
(87) 국제공개번호 WO 2012/075577
국제공개일자 2012년06월14일
(30) 우선권주장
61/420,834 2010년12월08일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
EP01393681 A1
US20020048339 A1
US20070053480 A1
US20080103834 A1

(73) 특허권자
마이엘 헬스케어 엘엘씨
미국 뉴저지주 07981 윗패니 피오 박스 915 바이
엘 불러바드 100
(72) 발명자
카우치, 그레고리
캐나다 케이오엘 2에이치0 온타리오 레이크필드
알알#4 하이웨이 28엔 3514
카우치, 제임스
캐나다 엠4와이 2피9 온타리오 토론토 에이피티.
304 우드 스트리트 25
(74) 대리인
양영준, 김영

전체 청구항 수 : 총 13 항

심사관 : 도민환

(54) 발명의 명칭 **의료 영상 스캔으로부터 유래한 환자 방사선량 추정치 생성**

(57) 요약

컴퓨터 단층촬영 (CT) 스캔 중 환자 방사선 노출을 추정하기 위한 기술들이 개시되어 있다. 보다 구체적으로, 본 발명의 실시예들은 그러한 추정을 가능하게 하는 데 적합한 환자 모델을 생성하기 위한 효율적인 접근법들, 복수의 모의실험 결과를 내삽해서 환자 선량을 추정하기 위한 접근법들, 및 서비스 공급자가 복수의 CT 스캔 공급자들에게 구할 수 있는 선량 추정 서비스를 호스팅하기 위한 접근법들을 제공한다.

명세서

청구범위

청구항 1

삭제

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

삭제

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

청구항 9

영상 스캔과 상기 영상 스캔을 수행하기 위해 사용 중인 영상 스캐닝 장치를 설명하는 한 세트의 파라미터를 수신하는 단계;

개인에 해당하는 변형된 영상 모델을 수신하는 단계;

방사선량 흡수를 추정하는 미리 완결된 복수의 모의실험을 평가하는 단계;

상기 평가에 기초해서, 특정 오차 측정범위 이내에서 2 이상의 상기 미리 완결된 복수의 모의실험이 상기 수신된 파라미터 세트와 상기 수신된 변형된 영상 모델을 매칭하는지 결정할 때, 2 이상의 모의실험에서 방사선 양 추정치를 내삽해서, 영상 스캔을 받고 있는 개인에 의해 흡수된 방사선 양 추정치를 결정하는 단계; 및

상기 평가에 기초해서, 복수의 모의실험이 특정 오차 측정범위 이내에서 상기 수신된 파라미터 세트와 상기 수신된 변형된 영상 모델을 매칭하는 2 이상의 모의실험을 포함하지 않는지 결정할 때,

상기 수신된 변형된 영상 모델 및 상기 수신된 파라미터 세트를 사용해서 상기 영상 스캔의 모의실험을 수행하는 단계;

상기 모의실험에 기초해서, 상기 영상 스캔을 수행하는 결과 상기 개인에 의해 흡수된 선량을 추정하는 단계; 및

상기 수행된 모의실험을 상기 복수의 모의실험에 추가하는 단계를 포함하는,

영상 스캔을 받고 있는 개인에 의해 흡수된 방사선 양 추정치를 결정하기 위한 컴퓨터 구현 방법.

청구항 10

삭제

청구항 11

제 9 항에 있어서, 상기 수신된 변형된 영상 모델은, 영상 등록 프로세스를 통해 초기 영상 모델 관련 하나 이상의 위치자 영상과 상기 개인의 하나 이상의 정찰영상 간의 변환을 결정함으로써 변형되는 것인, 방법.

청구항 12

제 9 항에 있어서, 상기 수신된 변형된 영상 모델은,

상기 개인과 연관된 참고용 스캔을 분할해서 상기 참고용 스캔에 존재하는 개인의 복수의 해부학적 지표(anatomical landmark)에 대한 3차원 (3D) 위치를 식별하는 단계;

상기 분할된 참고용 스캔 내의 하나 이상의 상기 식별된 해부학적 지표를 초기 영상 모델 내의 상응하는 해부학적 지표에 매칭시키는 단계;

상기 매칭된 해부학적 지표로부터 3차원 (3D) 변위 지도를 결정하는 단계;

상기 초기 영상 모델을 복셀화하는 단계; 및

상기 복셀화된 영상 모델을 변환해서 상기 변위 지도에 매칭시키는 단계에 의해 변형되는 것인, 방법.

청구항 13

프로세서; 및

영상 스캔을 받고 있는 개인에 의해 흡수된 방사선 양 추정치를 결정하기 위한 동작을 수행하도록 구성된 어플리케이션 프로그램을 저장하는 메모리를 포함하되,

상기 동작은,

상기 영상 스캔과 상기 영상 스캔을 수행하기 위해 사용 중인 영상 스캐닝 장치를 설명하는 한 세트의 파라미터를 수신하는 단계;

상기 개인에 해당하는 변형된 영상 모델을 수신하는 단계;

방사선량 흡수를 추정하는 미리 완결된 복수의 모의실험을 평가하는 단계;

상기 평가에 기초해서, 특정 오차 측정범위 이내에서 2 이상의 상기 미리 완결된 복수의 모의실험이 상기 수신된 파라미터 세트와 상기 수신된 변형된 영상 모델을 매칭하는지 결정할 때, 2 이상의 모의실험에서 방사선 양 추정치를 내삽해서, 영상 스캔을 받고 있는 개인에 의해 흡수된 방사선 양 추정치를 결정하는 단계; 및

상기 평가에 기초해서, 복수의 모의실험이 특정 오차 측정범위 이내에서 상기 수신된 파라미터 세트와 상기 수신된 변환된 영상 모델을 매칭하는 2 이상의 모의실험을 포함하지 않는지 결정할 때,

상기 수신된 변형된 영상 모델 및 상기 수신된 파라미터 세트를 사용해서 상기 영상 스캔의 모의실험을 수행하는 단계;

상기 모의실험에 기초해서, 상기 영상 스캔을 수행하는 결과 상기 개인에 의해 흡수된 선량을 추정하는 단계; 및

상기 수행된 모의실험을 상기 복수의 모의실험에 추가하는 단계를 포함하는 것인,

시스템.

청구항 14

삭제

청구항 15

제 13 항에 있어서, 상기 수신된 변형된 영상 모델은, 영상 등록 프로세스를 통해 초기 영상 모델 관련 하나 이상의 위치자 영상과 상기 개인의 하나 이상의 정찰영상 간의 변환을 결정함으로써 변형되는 것인, 시스템.

청구항 16

제 13 항에 있어서, 상기 수신된 변형된 영상 모델은,

상기 개인과 연관된 참고용 스캔을 분할해서 상기 참고용 스캔에 존재하는 개인의 복수의 해부학적 지표에 대한 3차원 (3D) 위치를 식별하는 단계;

상기 분할된 참고용 스캔 내의 하나 이상의 상기 식별된 해부학적 지표를 초기 영상 모델 내의 상응하는 해부학적 지표에 매칭시키는 단계;

상기 매칭된 해부학적 지표로부터 3차원 (3D) 변위 지도를 결정하는 단계;

상기 초기 영상 모델을 복셀화하는 단계; 및

상기 복셀화된 영상 모델을 변환해서 상기 변위 지도에 매칭시키는 단계에 의해 변형되는 것인, 시스템.

청구항 17

프로세서에 의해 실행될 때, 영상 스캔을 받고 있는 개인에 의해 흡수된 방사선 양 추정치를 결정하기 위한 동작을 수행하는 하나 이상의 어플리케이션 프로그램을 저장하는 비일시적인(non-transitory) 컴퓨터 판독 가능 저장 매체이며,

상기 동작은,

영상 스캔과 상기 영상 스캔을 수행하기 위해 사용 중인 영상 스캐닝 장치를 설명하는 한 세트의 파라미터를 수신하는 단계;

개인에 해당하는 변형된 영상 모델을 수신하는 단계;

방사선량 흡수를 추정하는 미리 완결된 복수의 모의실험을 평가하는 단계;

상기 평가에 기초해서, 특정 오차 측정범위 이내에서 2 이상의 상기 미리 완결된 복수의 모의실험이 상기 수신된 파라미터 세트와 상기 수신된 변형된 영상 모델을 매칭하는지 결정할 때, 2 이상의 모의실험에서 방사선 양 추정치를 내삽해서, 영상 스캔을 받고 있는 개인에 의해 흡수된 방사선 양 추정치를 결정하는 단계; 및

상기 평가에 기초해서, 복수의 모의실험이 특정 오차 측정범위 이내에서 상기 수신된 파라미터 세트와 상기 수신된 변형된 영상 모델을 매칭하는 2 이상의 모의실험을 포함하지 않는지 결정할 때,

상기 수신된 변형된 영상 모델 및 상기 수신된 파라미터 세트를 사용해서 상기 영상 스캔의 모의실험을 수행하는 단계;

상기 모의실험에 기초해서, 상기 영상 스캔을 수행하는 결과 상기 개인에 의해 흡수된 선량을 추정하는 단계; 및

상기 수행된 모의실험을 상기 복수의 모의실험에 추가하는 단계를 포함하는 것인,

비일시적인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 18

제 17 항에 있어서, 상기 영상 스캔이 컴퓨터 단층촬영 (CT) 스캔인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 19

제 17 항에 있어서, 상기 내삽이 다변수 산란 내삽(multivariate scatter interpolation)인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 20

제 17 항에 있어서, 상기 모의실험이 몬테 카를로 모의실험인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 21

제 17 항에 있어서, 상기 수신된 변형된 영상 모델이 상기 개인의 연령 및 성별에 기초하여 선택되는 것인 컴퓨

터 판독 가능 저장 매체.

청구항 22

제 21 항에 있어서, 상기 수신된 변형된 영상 모델이, 영상 등록 프로세스를 통해 초기 영상 모델 관련 하나 이상의 위치자 영상과 상기 개인의 하나 이상의 정찰영상 간의 변환을 결정함으로써 변형되는 것인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 23

제 21 항에 있어서, 상기 수신된 변형된 영상 모델은,

상기 개인과 연관된 참고용 CT 스캔을 분할해서 상기 참고용 CT 스캔에 존재하는 개인의 복수의 해부학적 지표에 대한 3차원 (3D) 위치를 식별하는 단계;

상기 분할된 참고용 CT 스캔 내의 하나 이상의 상기 식별된 해부학적 지표를 초기 영상 모델 내의 상응하는 해부학적 지표에 매칭시키는 단계;

상기 매칭된 해부학적 지표로부터 3차원 (3D) 변위 지도를 결정하는 단계;

상기 초기 영상 모델을 복셀화하는 단계; 및

상기 복셀화된 영상 모델을 변환해서 상기 변위 지도에 매칭시키는 단계

에 의해 변형되는 것인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 실시예들은 일반적으로 컴퓨터 단층촬영 (CT) 스캔 도중에 환자 방사선 노출량을 추정하기 위한 접근법들에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 알려진 것처럼, CT 스캐닝 시스템은 전리 방사선 (X-선)을 이용해서 체내 조직, 기관, 및 기타 구조에 대한 이미지를 생성한다. CT 스캔 결과인 X-선 데이터는 컴퓨터 디스플레이 화면 상에서 이미지로 변환될 수도 있다. 예를 들어, 상기 CT 스캔은 스캐닝된 환자의 신체 부위에 해당하는 삼차원 (3D) 체적을 형성하는데 이용되는 데이터 집합을 제공한다. 그런 다음 상기 3D 체적이 절편화되어서 상기 환자의 신체 축을 따라서 짧은 간격으로 신체 조직의 이미지들을 형성한다. 영상화되고 있는 조직이나 구조체에 따라서 이러한 절편들에는 측부 및 횡단부 절편 (기타 절편 포함)이 포함된다.

[0003] 의료 영상 용으로 CT 스캔과 전리 방사선을 사용하는 것은 지난 십년에 걸쳐서 기하급수적으로 증가했다. 그리고 CT 스캐닝 같은 현대적인 기술들은 종래의 X-선 영상보다 훨씬 더 자세하고 가치있는 진단 정보를 제공한다. 하지만 동시에, 환자들은 실질적으로 다량의 방사선량에 노출되고 있다. 예를 들면, 일반적인 흉부 CT는 CT 스캐닝 시스템의 전압과 전류, 그 절차를 수행하는데 동반되는 프로토콜, 스캐닝 중인 환자의 사이즈와 체형에 따라서 종래의 흉부 X-선 량의 100-250 배 사이 어디에 환자를 노출시킬 것이다.

[0004] 늘어난 CT 스캔 사용 (그리고 그 결과 방사선 노출) 에도 불구하고, 환자가 절차 도중에 노출되는 방사선의 양, 그리고 중요하게도, 다수의 절차 중 누적 양이 환자에게 규칙적으로 추적되는 파라미터도 아니고, 이 파라미터들은 환자의 의료 기록 중 쉽게 접근 가능한 부분도 아니다. 이는 부분적으로는 내부 기관과 조직에서 흡수된 방사선 양이 살아 있는 환자에서 CT 검사의 일환으로서 직접 측정될 수 없기 때문에 일어나는 것이며, 시체에서 얻은 결과는 보다 정확하긴 하지만 살아 있는 조직 내 선량 흡수과는 잘 맞아떨어지지 않는다.

[0005] 유사하게도, 현재 사용되는 선량 추정 접근법은 또한 부정확한 결과를 제공하고 있다. 예를 들면, 하나의 접근법은 제한된 수의 물리적 영상 모델에 의존해서 주어진 환자를 나타내는 것이다. 하지만, 이용 가능한 영상 모델들은 CT 스캔을 받는 개인들의 집단에서 사람들의 사이즈와 무게에 있어서의 다양한 범주를 적절하게 나타내지 못한다. 결과적으로, 단일 지점 표면 측정법(single point surface measurements)이 선량이 실제 추정되는 대다수 경우에서 현재 행해지고 있는 것이다. 하지만, 이 방법은 상기 단일 지점 선량이 측정되는 곳에 따라서 불충분하고 상당히 다양한 결과를 초래한다. 보다 일반적으로, 방사선 노출에 대한 표면 측정법은 내부 조직,

기관, 및 구조체에 대해 실제 흡수를 정확하게 측정하지 않는다.

발명의 내용

- [0006] 실시예들은 컴퓨터 단층촬영 (CT) 스캔 도중에 환자 방사선 노출을 추정하기 위한 기술들을 제공한다. 일 실시예에는 개인에 해당하는 영상 모델을 생성하기 위한 컴퓨터 구현 방법에 해당된다. 본 방법은 일반적으로 영상 스캔을 받고 있는 개인에 대한 초기 영상 모델을 선택하는 단계 및 하나 이상의 개인 정찰영상을 수신하는 단계를 포함할 수 있는데, 여기서 상기 영상 모델은 연관된 하나 이상의 위치자 영상을 가진다. 본 방법은 상기 영상 모델과 연관된 위치자 영상 중 적어도 하나 사이의 변환을 결정하는 단계 및 상기 변환에 기초해서 상기 초기 영상 모델을 변형시키는 단계를 더욱 포함할 수 있다.
- [0007] 구체적인 실시예에서, 상기 영상 스캔은 컴퓨터 단층촬영 (CT) 스캔이고, 다른 경우들에서는 상기 영상 스캔은 형광투시 스캔, PET 스캔, 혈관촬영 스캔, 등등이다. 본 방법은 상기 영상 스캔과 상기 CT 스캔을 수행하기 위해 사용 중인 CT 스캐닝 장치를 설명하는 한 세트의 파라미터를 수신하는 단계, 상기 변형된 영상 모델과 상기 수신된 한 세트의 파라미터를 사용해서 상기 영상 스캔을 모의실험하는 단계, 및 상기 모의실험에 기초해서 상기 영상 스캔 수행 결과로서 상기 개인에 의해 흡수된 방사선 양을 추정하는 단계를 더 포함할 수도 있다. 구체적인 실시예에서, 상기 모의실험은 몬테 카를로 모의실험이다.
- [0008] 또 다른 실시예는 개인에 해당하는 영상 모델을 생성하기 위한 방법이 해당된다. 본 방법은 일반적으로 컴퓨터 단층촬영 (CT) 스캔을 받고 있는 개인에 대한 초기 영상 모델을 선택하는 단계 및 상기 개인과 연관된 참고용 CT 스캔을 분할해서 상기 참고용 CT 스캔에 존재하는 개인의 복수의 해부학적 지표(anatomical landmark)에 대한 3차원 (3D) 체적을 식별하는 단계를 포함할 수 있다. 본 방법은 또한 상기 분할된 참고용 CT 스캔 내의 하나 이상의 상기 식별된 해부학적 지표를 상응하는 해부학적 지표에 매칭시키는 단계 및 상기 매칭된 해부학적 지표에 기초해서 상기 초기 영상 모델을 변형시키는 단계를 포함할 수도 있다.
- [0009] 추가적인 실시예들은 어플리케이션을 저장하는 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 포함하는데, 프로세서에서 실행될 때, 상술한 방법 뿐만 아니라 프로세서와 기업 정보 자산 관리 어플리케이션 프로그램을 저장하는 메모리를 구비한 시스템을 수행하며, 프로세서에서 실행될 때, 상술한 방법을 수행한다.

도면의 간단한 설명

- [0010] 상술한 측면들이 달성되고, 상세하게 이해될 수 있는 방식으로 본 발명의 실시예들에 대한 보다 구체적인 설명은, 간략하게는 상기에서 요약하였지만, 부속된 도면들을 참고해서 이루어질 수도 있다. 하지만, 부속된 도면들은 단지 전형적인 실시예 발명에 대한 이해를 돕기 위한 것일뿐, 그 범위를 제한하기 위한 것이 아니며, 본 발명은 기타 균등하게 효과적인 실시예들 또한 허용할 수 있다.
- 도 1은 본 발명의 하나의 실시예에 따라 환자의 방사선량의 추정치를 제공하도록 구성된 CT 스캐닝 시스템 및 관련된 컴퓨터 시스템의 일례를 나타낸다.
- 도 2는 하나의 실시예에 따라 CT 스캔 데이터를 획득하기 위해 사용된 영상 시스템의 일례를 나타낸다.
- 도 3은 하나의 실시예에 따라 환자의 누적 선량을 추정하고 추적하기 위해 사용된 선량 추정 시스템의 일례를 나타낸다.
- 도 4는 하나의 실시예에 따라 CT 스캔으로부터 유래한 환자 방사선량 결과를 추정하기 위한 적합한 모델을 생성하기 위한 방법을 나타낸다.
- 도 5(a)는 하나의 실시예에 따라 변형 가능한 모형을 나타내는 이미지의 일례를 나타낸다.
- 도 5(b)는 하나의 실시예에 따라 도 5(a)에 도시된 모형에 상응하는 인체 일부의 2차원(2D)의 참고용 이미지의 일례를 나타낸다.
- 도 6은 하나의 실시예에 따라 CT 스캔으로부터 유래한 방사선량 결과를 추정하기 위한 적합한 모델을 생성하기 위한 다른 방법을 나타낸다.
- 도 7은 하나의 실시예에 따라 환자의 상응하는 CT 절편 위에 겹쳐진 모형의 절편의 일례를 나타낸다.
- 도 8은 하나의 실시예에 따라 환자의 상응하는 횡단부 CT 절편 위에 겹쳐진 영상 모델의 횡단부 절편의 일례를 나타낸다.

도 9는 하나의 실시예에 따라 영상 모델을 위한 CT 영상 분할 및 기관 체적변위의 일례를 나타낸다.

도 10은 하나의 실시예에 따라 환자 선량 추정치를 다중 CT 스캔 공급자에 제공하기 위한 선량 추정 서비스를 위한 방법을 나타낸다.

도 11은 하나의 실시예에 따라 다중 CT 스캔 공급자를 지원하도록 구성된 환자 선량 추정 서비스 시스템용 컴퓨터 하부구조의 일례를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0011] 본 발명의 실시예는 일반적으로는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 스캔 도중에 환자 방사선 노출량을 추정하기 위한 접근법에 관한 것이다. 더욱 구체적으로는, 본 발명의 실시예는 이 같은 추정을 하기 위해 사용된 적합한 환자 모델을 생성하기 위한 효과적인 접근법을 제공하며, 다중 모의실험의 결과를 내삽함으로써 환자 선량을 추정하기 위한 접근법 및 다중 CT 스캔 공급자에게 이용 가능하게 하는 선량 추정 서비스를 호스팅하기 위한 서비스 공급자를 위한 접근법이 제공된다. 하기에 상세하게 기술되는 바와 같이, 선량 관리 시스템은 양식 전반에 걸쳐 방사선량을 추적하고 중요하고 용이하게 이해되는 포맷으로 정보를 개업의에 제시하기 위한 단일 시스템을 제공한다.
- [0012] 진단 영상 테스트를 주문하는데 있어서 누적 선량의 통상적인 고려는 또한 더욱 정교한 결정 과정 및 고도의 선택 환자의 환전 및 관리를 초래할 수 있다.
- [0013] 하나의 실시예에서, 가상 영상 모델은 CT 스캔을 받는 주어진 환자를 모델링하기 위해 생성된다. 가상 영상 모델은 CT 스캔에서 방사선에 노출되는 환자의 사이즈, 형상, 및/또는 기관 위치와 보다 양호하게 일치하도록 기존의 수리적 모델을 변형함으로써 생성될 수 있다. 초기에, 수리적 모델은, 예를 들어 환자의 연령 및 성별에 기초하여 선택될 수 있다. 환자 특이적 기하학 형태는 그 환자의 정찰영상 위치자를 분석함으로써 수득된 변환을 이용하여 선택된 수리적 모델을 변형함으로써 달성될 수 있다. 이러한 문맥에서, 당업계의 통상의 지식을 가진 자에 의해 이해되는 바와 같이 "위치자"는 일반적으로는 환자의 2D 영상 투영(전형적으로는 전방/후방 X-선 영상 및/또는 측부 X-선 영상)을 지칭함을 주지한다. 이 같은 접근법에서, 선출된 수리적 모델은 그 자신의 참고용 세트의 위치자 영상을 가질 수 있다. 주어진 가상 모형에 대한 참고용 영상은 그 모형의 기하학, 크기 및 위치 결정(예를 들어, 두 팔 올리기 또는 측면)과 일치시키기 위해 선택되고, 다수의 개인으로부터 수득된 영상으로부터 선택될 수 있다.
- [0014] 이어 영상 등록 기법은 가상 모형과 연관된 참고용 영상 (또는 영상) 중의 점에 환자의 위치자 영상 중의 점을 매핑하기 위해 사용된다. 이렇게 함으로써 환자의 기하학 형태와 보다 양호하게 일치시키도록 가상 모형을 변형시키기 위해 사용될 수 있는 일 세트의 변환을 초래한다. 유사한 접근법은 상기 모형을 위한 참고용 세트의 3D 데이터(선택된 CT 스캔)의 사용, 및 주어진 모형과 연관된 참고용 CT 스캔 중의 점에 주어진 환자의 CT 스캔 중의 점을 매핑하기 위한 3D 영상 등록 기법의 사용을 포함한다.
- [0015] 유사하게는, 영상 분할은 환자의 CT 스캔 중 관심이 있는 기관, 조직 또는 구조체에 상응하는 CT 스캔 내의 3D 체적을 확인하기 위해 사용될 수 있다. 3D 체적은 경계 상자, 또는 기관, 등을 나타내는 것으로 여겨지는 더욱 정밀한 3D 체적일 수 있다. 일단 확인이 되면, 변위는 모형에서의 기관의 위치와 환자의 CT 스캔에서의 상응하는 위치 사이에서 결정될 수 있다. 개인 영상 점(2D/3D 영상 등록 기법에서와 같이)으로 작업하는 대신, 영상 분할 접근법은 가상 모형 및 주어진 환자로부터 변환을 결정하기 위해 CT 영상으로부터의 보다 큰 3D 체적을 데이터 점으로서 이용함으로써 이루어진다.
- [0016] 이들 각각의 경우에, 얻어진 혼합 모형은 변형되지 않은 모형 단독에 비해 선량 모의실험에 사용하기에 훨씬 더 정확한 특정 환자의 수리적 표현을 제공한다. 일단 변환이 결정되면, 혼합 가상 모형은 환자용 주어진 CT 절차에 대해 모의실험을 수행하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 널리 공지된 몬테 카를로 모의실험 기법은 가상 모형에 대해 기관이 흡수한 선량을 추정하기 위해 개발되었다. 이 같은 모의실험 기법은 CT 스캐너 모델 및 절차와 관련된 다수의 설정과 함께 가상 모형(주어진 환자에 대해 변환된 바와 같음)을 이용하여 기관이 흡수한 선량의 정확한 추정치를 산정하기 위해 수행된다. 예를 들어, CT 스캐너는 kVp(즉, 피크 킬로전압), X-선 발생기 표적 각도, 팬 각도(fan angle), 시준, 절편 두께, 축 거리에 대한 초점, 플랫 필터(재료 및 두께), 및 빔 형성 필터(재료 및 기하학 형태)를 이용하여 모델링될 수 있다. 물론, 이들(및 기타) 파라미터는 특정 경우의 필요성을 충족시키기 위해 이용 가능하거나 필요한 바와 같이 선택될 수 있다.
- [0017] 그러나 몬테 카를로 모의실험을 이용하여 기관이 흡수한 기관 선량을 추정하는 것은 실제 CT 스캔을 수행하기

위해 요구되는 것 보다 훨씬 긴 유의한 산정 시간의 양을 필요로 할 수 있다. 많은 영상화 설비에서 CT 스캐닝 시스템의 높은 이용을 고려하면, 총 누적 선량의 추정치가 조성의 최대치를 초과할 수 있는 경우에 이러한 지연은 간단히 추적 가능한 것이 아니다. 추정치가 주어진 절차를 수행하기 이전에 사용되지 않는 경우에도, 환자 선량의 추정치가 절차를 수행하기 위해 요구되는 바와 상대적으로 동일한 시간의 순서대로 결정될 수 없는 한, 주어진 스캐닝 시스템을 위한 선량 추정치의 기록을 유지하는 것은 모의실험이 현재 수행되고 있는 스캔에서 훨씬 벗어남에 따라 가공하기 어렵게 된다. 이러한 문제점은 다중 영상화 설비용 클라우드(cloud)에서 선량 추정 서비스를 호스팅하는 SaaS 공급자에게 있어서 기하급수적으로 증가한다.

[0018] 따라서 하나의 실시예에서는 주어진 절차를 위해 결정된 환자 선량의 추정치는 2개(또는 그 이상)의 이전에 완성된 모의실험 사이에 내삽함으로써 생성될 수 있다. "폐쇄형" 모의실험을 이용할 수 없다면, 혼합 가상 모형, CT 스캐너 및 절차 데이터를 일련의 완전한 몬테 카를로 모의실험에 부가하여 수행될 수 있다. 시간이 지남에 따라, 모의실험의 방대한 라이브러리는 절차가 계획되고 수행됨에 따라 실시간으로 제공되도록 선량 추정치를 허용한다. 이렇게 함으로써 관측될 누적 선량 한계치뿐만 아니라 주어진 환자에 대한 누적 선량의 양을 획득되도록 한다.

[0019] 또한 하나의 실시예에서, 서비스(SaaS) 또는 클라우드 공급자 모델과 같은 소프트웨어는 선량 추정을 수행하고, 산정된 모의실험의 라이브러리를 유지하고, 또한 몬테 카를로 모의실험을 운용하기 위해 사용될 수 있다. 이 같은 경우, CT 스캔 공급자는 주어진 CT 절차의 파라미터를 SaaS 공급자에게 제공할 수 있다. 예를 들어, 영상 센터에서의 클라이언트 소프트웨어(또는 심지어 안전한 웹 기반 포털 사이트)는, 특정 개인을 모델링한 혼합 모형을 생성하기 위해 사용된 변환, 및 CT 절차를 사용할 때 상용될 장비 및 프로토콜과 함께 선택된 가상 모형을 SaaS 공급자에게 제공하기 위해 사용될 수 있다. 일단 수신되면, 서비스 공급자는 라이브러리로부터 적당한 모의실험을 선택하여 환자의 기관이 흡수한 선량의 추정치를 내삽하고 영상 센터로 보낼 수 있다.

[0020] 중요하게도, SaaS 공급자는 CT 스캔을 받은 주어진 개인 또는 환자에 관한 정보를 실제로 확인하는 임의의 것을 수신하지 않는다. 대신, SaaS 공급자는 가상 모형 및 CT 시스템/절차와 관련된 정보만을 수신한다. 그 결과, 서비스 공급자의 작업은 개인의 건강 정보의 프라이버시와 관련된 다양한 법률 및/또는 법규에 대한 허락을 요구하지 않을 수 있다. 또한 다중 영상 센터에 선량 추정치를 제공함으로써, 얻어진 모의실험 라이브러리는 더욱 다양화되고, 단일 영상 센터에 의해 수행된 스캐닝 절차만으로 생성된 모의실험 라이브러리보다 내삽을 위한 후보자를 찾을 가능성이 훨씬 높을 수 있다. 게다가, 모의실험 라이브러리 및 몬테 카를로 모의실험을 집중화(centralizing)하는 것은 클라우드 기반 서비스를 이용하여 모든 영상 센터에 의해 저장될 모형, 몬테 카를로 모의실험 엔진, 및 내삽 기법에 대한 개선을 허용한다. 마지막으로, 이러한 접근법은 영상 센터가 누적 선량을 특정 환자에 결합시키는 정보를 유지하도록 하여, 개인 공급자 개개인이 실제 환자 데이터를 유지하도록 한다. 동시에, 물론 SaaS 공급자는, 예를 들어 의료분야에서의 디지털 영상 및 통신(DICOM), 화상 문서화 및 통신 시스템(PACS), 7단계 건강 수준의 국제 표준(Health Level Seven International (HL7) standard), ICD-9, ICD-10 진단 및 절차 코드, 등을 포함한 다양한 영상 및 데이터 교환용 표준화된 프로토콜을 이용하여 영상 센터와 통신할 수 있다.

[0021] 부가적으로는, 하기 설명은 본 발명의 실시예를 인용한다. 그러나 본 발명은 개시된 특정 실시예에 제한되지 않는 것으로 이해되어야 한다. 대신, 하기 특징 및 요소의 임의의 조합이 다른 실시예와 관련이 있는지의 여부와는 무관하게 본 발명을 실시하고 수행하는 것으로 고려된다. 또한 본 발명의 실시예가 기타 가능한 해결책 및/또는 선행 기술분야에 대해 이점을 달성할 수 있을 지라도 특정 이점이 주어진 실시예에 의해 달성되는지의 여부는 본 발명을 제한하는 것이 아니다. 따라서 하기 양태, 특징, 실시예 및 이점은 단순히 예시적이고, 특허청구범위(들)에 명백히 인용된 것을 제외한 첨부된 특허청구범위의 요소 또는 제한으로 고려되지 않는다. 유사하게, "본 발명"에 대한 인용은 본원에 개시된 본 발명의 임의의 청구주체의 일반화로서 고려되어서는 안 되고, 특허청구범위(들)에 명백히 인용된 것을 제외한 첨부된 특허청구범위의 요소 또는 제한인 것으로 고려되어서는 안 된다.

[0022] 당해 기술분야의 숙련자에 의해 인지되는 바와 같이, 본 발명의 양태는 시스템, 방법 또는 컴퓨터 프로그램 생성물로서 구현될 수 있다. 따라서 본 발명의 양태는 완전한 하드웨어 실시예, 완전한 소프트웨어 실시예(펌웨어, 상주 소프트웨어, 마이크로코드(microcode), 등을 포함함), 또는 일반적으로 본원에서 "회로", "모듈" 또는 "시스템"으로서 지칭될 수 있는 소프트웨어 및 하드웨어 양태를 조합한 실시예의 형태를 가질 수 있다. 또한 본 발명의 양태는 그 상부에서 구현되는 컴퓨터로 판독 가능한 프로그램 코드를 구비한 하나 이상의 컴퓨터로 판독 가능한 매체(들)에서 구현되는 컴퓨터 프로그램 생성물의 형태를 가질 수 있다.

- [0023] 하나 이상의 컴퓨터로 판독 가능한 매체(들)의 임의의 조합이 이용될 수 있다. 컴퓨터로 판독 가능한 매체는 컴퓨터로 판독 가능한 신호 매체 또는 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체일 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체는 전자, 자기, 광학, 전자기, 적외선, 또는 반도체 시스템, 장치, 또는 장치, 또는 이의 임의의 적합한 조합일 수 있지만, 이에 제한되지 않는다. 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체의 더욱 구체적인 예로는 하기의 것을 포함할 수 있다: 하나 이상의 전선을 구비한 전기 연결부, 휴대용 컴퓨터 디스켓, 하드 디스크, 램덤 액세스 메모리(RAM), 판독 전용 메모리(ROM), 소거형 프로그램 가능한 판독 전용 메모리(EPROM 또는 플래시 메모리), 광섬유, 휴대용 콤팩트 디스크 판독 전용 메모리(CD-ROM), 광학 저장 장치, 자기 저장 장치, 또는 이의 임의의 적합한 조합. 이러한 문헌의 문맥에서, 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체는 명령어 실행 시스템, 장치 또는 장치에 의해 또는 이와 함께 사용하기 위한 프로그램을 함유하거나 저장할 수 있는 임의의 실체 매체일 수 있다.
- [0024] 도면에서 순서도 및 블록도는 본 발명의 다양한 실시예에 따라 시스템, 방법 및 컴퓨터 프로그램 생성물의 가능한 수행 구조, 기능성 및 작용을 설명한다. 이와 관련하여, 순서도 또는 블록도 중의 각각의 블록은 구체화된 논리 함수(들)를 수행하기 위해 하나 이상의 실행 가능한 명령어를 포함하는 코드의 모듈, 단편 또는 일부를 나타낼 수 있다. 몇몇 대안적인 수행에서, 블록에 언급된 함수는 도면에 나타난 순서에서 벗어날 수 있다. 예를 들어, 연속적으로 도시된 2개의 블록은 사실상 실질적으로 동시에 실행될 수 있거나, 상기 블록은 관련된 기능성에 따라 때때로 역순으로 실행될 수 있다. 블록도 및/또는 순서도의 도면에서의 블록 각각, 및 블록도 및/또는 순서도의 도면에서의 블록의 조합은 특수 목적의 하드웨어 기반 시스템에 의해 수행될 수 있으며, 상기 시스템은 특수 목적의 하드웨어 및 컴퓨터 명령어의 구체화된 기능 또는 작용, 또는 이의 조합을 수행한다.
- [0025] 본 발명의 실시예는 클라우드 컴퓨터 하부구조를 통해 최종 사용자에게 제공될 수 있다. 클라우드 산정은 일반적으로 네트워크를 통해 서비스로서의 스케일 가능한 컴퓨터 자원의 제공을 지칭한다. 더욱 형식적으로는, 클라우드 산정은 컴퓨터 자원과 이의 기반이 되는 기술 구조(예를 들어, 서버, 저장, 네트워크) 사이의 분리를 제공하여 최소한의 관리 노력 또는 서비스 공급자 상호작용으로 신속하게 공급되고 방출될 수 있는 구성 가능한 컴퓨터 자원의 고유 풀에 대한 편리한 주문형 네트워크 접속을 가능케 하는 산정 능력으로서 정의될 수 있다. 따라서 클라우드 산정은 컴퓨터 자원을 제공하기 위해 사용된 기반이 되는 물리적 시스템(또는, 이들 시스템의 위치)과는 무관하게 "클라우드"에서 가상 컴퓨터 자원(예를 들어, 저장, 데이터, 애플리케이션, 및 심지어 완전한 가상화된 컴퓨터 시스템)을 사용자가 접속하도록 한다.
- [0026] 전형적으로는, 클라우드 컴퓨터 자원은 사용 당 지불 기반으로 사용자에게 제공되며, 이때 사용자는 실제로 사용한 컴퓨터 자원(예를 들어, 사용자에게 의해 예시된 사용자 또는 다수의 가상화된 시스템에 의해 소비된 저장 공간의 양)에 대해서만 청구된다. 사용자는 임의의 시간에 인터넷을 통해 임의의 장소로부터 클라우드 내에 있는 임의의 자원에 접속할 수 있다. 본 발명의 문맥에서, 서비스 공급자는 예언적 및 보고용 견해 둘 모두에서 환자 선량의 추정치를 영상 센터에 제공할 수 있다. 예를 들어, 선량 추정 인터페이스는 클라우드 기반 공급자에 가상 모형 및 CT 데이터를 제출하기 위해 사용될 수 있다.
- [0027] 도면에서 순서도 및 블록도는 본 발명의 다양한 실시예에 따른 시스템, 방법 및 컴퓨터 프로그램 생성물의 가능한 실행 구조, 기능성 및 작용을 나타낸다. 이와 관련하여, 순서도 또는 블록도 중의 각각의 블록은 구체화된 논리 함수(들)를 수행하기 위해 하나 이상의 실행 가능한 명령어를 포함하는 코드의 모듈, 단편 또는 일부를 나타낼 수 있다. 몇몇 대안적인 수행에서, 블록에 언급된 함수는 도면에 나타난 순서에서 벗어날 수 있다는 것으로 또한 주지되어야 한다. 예를 들어, 연속적으로 도시된 2개의 블록은 사실상 실질적으로 동시에 실행될 수 있거나, 상기 블록은 관련된 기능성에 따라 때때로 역순으로 실행될 수 있다. 블록도 및/또는 순서도의 도면에서의 블록 각각, 및 블록도 및/또는 순서도의 도면에서의 블록의 조합은 특수 목적의 하드웨어 기반 시스템에 의해 수행될 수 있는 것으로 주지되어야 하며, 상기 시스템은 특수 목적의 하드웨어 및 컴퓨터 명령어의 구체화된 기능 또는 작용, 또는 이의 조합을 수행한다.
- [0028] 또한, 하기에 개시된 본 발명의 특정 실시예는 일 세트의 영상에 선량 추정치를 제공하기 위해 클라이언트-서버 구조를 이용하는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 스캐닝 시스템의 특정한 예에 의존한다. 그러나 본원에 개시된 기법은 영상 절차(예를 들어, PET 스캔, 통상적인 X-선 영상, 및 형광 투시 및 혈관 촬영, 등)의 일부로서 제한된 방사선량에 개인을 노출시키는 것에 의존하는 기타 의료용 영상 기술과 함께 이용하기 위해 조정될 수 있는 것으로 이해되어야 한다.
- [0029] 도 1은 본 발명의 하나의 실시예에 따라 환자 방사선량의 추정치를 제공하기 위해 구성된 CT 스캐닝 환경(100) 및 이와 관련된 컴퓨터 시스템의 일례를 나타낸다. 도시된 바와 같이, CT 스캐닝 환경(100)은 CT 스캐닝 시스템

(105), 영상 시스템(125), 및 선량 추정 시스템(130)을 포함한다. 부가적으로는, 상기 선량 추정 시스템(130)은 영상 모델(132)의 데이터베이스, 및 모의실험 라이브러리(134)를 포함한다.

[0030] 도시된 바와 같이, CT 스캐너(105)는 대상(120)에 X-선 공급원(110)로부터 X-선을 가하기 위해 사용된 장치를 제공한다. X-선 공급원(110)로부터 방출된 X-선은 X-선이 통과하는 물질의 밀도 및 유형에 따라 상이한 속도로 대상(120)의 조직, 기관 및 구조체를 통과한다(이의 일부는 이 같은 조직, 기관 및 구조체에 의해 흡수됨). 링(115)과 함께 배치된 센서는 대상(120)을 통과한 방사선의 양을 검출한다. 상기 얻어진 센서 정보는 영상 시스템(125)에 전달된다. 영상 시스템(125)은 CT 스캐너로부터 수득된 센서 데이터로부터 영상을 수신하고, 저장하고 생성하도록 구성된 컴퓨터 장치를 제공한다.

[0031] 영상 시스템(125)은 연산자가 CT 스캔을 수행함으로써 수득된 데이터를 수신할 뿐만 아니라, 주어진 CT 절차를 수행하도록 한다. 예를 들어, 영상 시스템(125)은 공급원(110)으로부터 방출된 X-선을 차단하는 이들의 능력에 기초하여 다양한 신체 구조에 대한 "창을 제공하도록" 구성될 수 있다. CT 스캐닝 영상(종종 "절편"로 지칭됨)은 신체의 장축에 대해 수직인 축방향 또는 횡단부 평면에 대해 전형적으로 만들어진다. 그러나 CT 스캐너(105)는 영상 데이터가 다양한 평면에서 또는 구조체의 체적(3D) 표현으로서 다시 포맷되도록 한다. 일단 CT 스캔이 수행되면, CT 스캐너(105)에 의해 생성된 영상 데이터는 저장되어, 상기 얻어진 스캔 영상이 기타 방식으로 검토되거나 평가될 수 있도록 한다. 하나의 실시예에서, 영상 데이터는 널리 공지된 DICOM 표준을 이용하여 포맷되고, PACS 저장소에 저장될 수 있다.

[0032] 하나의 실시예에서, 선량 추정 시스템(130)은 주어진 CT 스캔을 받는 주어진 환자를 위해 환자가 흡수한 선량의 양을 추정하도록 구성된 컴퓨터 시스템 및 소프트웨어 애플리케이션을 제공한다. 이 같은 추정이 예언적인 측면(즉, 스캔을 수행하기 이전)에서 이루어질 수 있지만, 또한 상기 사실 이후에 이루어질 수 있음을 주지한다.

[0033] 예언적인 경우, 선량 추정 시스템(130)은 CT 스캔을 수행하기 이전에 환자 선량의 추정치를 제공할 수 있다. 또한 하나의 실시예에서, 선량 추정 시스템(130)은 구성 가능한 역치에 기초하여 경보(alert)를 자동적으로 생성하도록 구성될 수 있다. 경보를 생성하기 위한 표준은 주어진 환자에 관한 나이, 성, ICD9/ICD10 암호화, 및 기타 정보, 또는 절차(예를 들어, 구체화된 누적 선량 한계치)를 고려할 수 있는 룰 엔진(rule engine)을 이용한다. 더욱 일반적으로, 선량 역치는 임의의 입법, 제도, 또는 치료 요건을 반영하기에 충분하도록 가변성이다. 하나의 실시예에서, 얻어진 선량 추정치는 영상 센터, 병원, 또는 기타 공급자에 의해 유지되는 환자의 의료 기록/이력의 일부로서 저장될 수 있다.

[0034] 또한, 선량 역치는 대안적으로는 적당한 개입의에 공급되는 사고 보고서를 생성하기 위해 사용될 수 있다. 사고 보고서는 개입의의 중재 또는 결정을 수행하기 위한 문맥을 제공하기 위해 필요한 임의의 보충 정보와 함께 규칙 또는 역치를 초과하는 임의의 선량 추정치, 및 절차의 설명을 포함할 수 있다. 하나의 실시예에서, 이 같은 보고서는 주문형 XML 템플릿을 이용하여 복사/메일 전송될 수 있다.

[0035] 영상 모델(132)은 인간 조직, 기관, 구조체, 등의 일부에 대한 허용된 수리적 모델을 제공할 수 있다. 예를 들어, 영상 모델(132)은 인체(또는 이의 일부)의 3차원(3D) 모델을 생성하기 위해 사용된 일 세트의 NURBS(non-uniform rational basis spline)를 제공할 수 있다. 대안적으로는, 영상 모델은 구조적 고체 기하학(CSG) 또는 기타 수리적 표현을 이용하여 나타낼 수 있다. 상이한 영상 모델(132)은 나이 및 성에 기초하여 일반적으로 개인을 모델링하도록 제공될 수 있다. 그러나 상술한 바와 같이 단지 나이 및/또는 성에 기초하여 선택된 영상 모델의 가상 기하학 및 신체 형상은 CT 절차를 받은 실제 사람의 크기, 형상 및 기관 위치에 상응할 수 있다(또는, 상응할 수 없다). 따라서 하나의 실시예에서, 선량 추정 시스템(130)은 특정 환자를 보다 양호하게 모델링하기 위해 가상 모형을 변형하도록 구성될 수 있다. 가상 영상 모델(122)을 변형시키기 위한 예시적인 실시예가 하기에서 더욱 상세하게 개시되어 있다.

[0036] 일단 영상 모델이 특정 개인을 모델링하기 위해 변형되면, 선량추정 시스템(130)은 주어진 CT 스캐닝 절차로부터 유래한 제1 통과 선량이 결정된 결과의 양을 추정하기 위해 모의실험을 수행할 수 있다. 예를 들어, 하나의 실시예에서 몬테 카를로 모의실험은 선량의 추정치에 도달하기 위해 CT 스캐닝 파라미터, CT 절차 파라미터 및 변형된 모형을 이용하여 수행될 수 있다. 그러나 기타 모의실험 접근법이 또한 사용될 수 있다. 주어진 선량 추정 모의실험의 결과는 모의실험 라이브러리(134)에 저장될 수 있다.

[0037] 예를 들어, CT 스캐너는 X-선 관전류 및 전압, CT 스캐너 모드, kVp, X-선 발생기 표적 각도, 팬 각도, 시준, 절편 두께, 축 거리에 대한 초점, 플랫 필터(재료 및 두께), 및 빔 형성 필터(재료 및 기하학 형태)에 기초하여 모의실험에 대해 파라미터가 설정될 수 있다. 다양한 접근법이 모의실험 공정에서 사용될 수 있을 지라도, 하나

의 실시예에서는 kVp, 표적 각도 및 여과는 문헌["Computation of bremsstrahlung X-ray spectra over an 에너지 range 15 KeV to 300 KeV" W. J. Iles, Regne Unit. National Radiological Protection Board? NRPB, 1987]에 개시된 바와 같이 X-선 스펙트럼을 모델링하기 위해 사용된다.

[0038] 또한 축 거리에 대한 초점은 회전축에 대한 X-선 공급원의 거리를 결정하고, 팬 각도는 절편 평면 상에서 빔이 어떻게 확산되는 지를 결정한다. 물론, 이들(및 기타) 파라미터는 특정한 경우의 필요성을 충족시키기 위해 이용 가능하거나 필요한 바와 같이 선택될 수 있다. 그러나 전형적으로는 에너지 축적은 상기 모형에서 정의된 각각의 해부 영역을 위해 절편 단위로 저장된다. CTDIvol 모형의 표준화 모의실험은 CT 모델 각각에 대해 수행될 수 있다. 해부 영역 각각에 대한 질량과 결부된 이러한 절편 당 에너지 축적 정보는 주어진 스캔 영역에 대해 각 영역에 흡수된 선량을 계산하기에 충분하다(자신의 전신 모의실험의 하위 세트를 이용함).

[0039] 그러나 몬테 카를로 모의실험을 수행하는 것은 전형적으로는 CT 스캔 자체를 수행하는 것보다 CT 스캔을 완성하기 위해 훨씬 긴 실질적인 공정 시간을 요구한다. 따라서 하나의 실시예에서, 선량 추정 시스템(130)은 모의실험 라이브러리(134)에서 하나(또는 그 이상)의 모의실험 사이에 내삽함으로써 선량을 추정한다. 예를 들어, 제1통과 환자 선량은 기존의 모의실험 데이터의 다변수 산란 내삽(multivariate scatter interpolation)을 이용하여 계산될 수 있다. 환자 선량 정보는 더욱 적용 가능한 모의실험이 부가됨에 따라 세련된다. 유사하게는, 새로운 스캐너 모델은 이들 스캐너의 구경 측정 및 사양이 수득됨에 따라 모의실험 라이브러리(134)에 부가될 수 있다.

[0040] 상기 모의실험 라이브러리(134)는 몬테 카를로 모의실험 결과의 데이터베이스를 제공한다. 하나의 실시예에서, 모의실험 라이브러리(134)는 기타 모형 중에서 지원용 의료용 영상 스캐너의 수집을 위해 개인 환자용으로 제공되고 변형된 바와 같은 일 세트의 모형, 예를 들어, CT, RF, XA 영상 양식에 대한 선량/에너지 축적부에 정보를 저장한다. 하나의 실시예에서, 모의실험 라이브러리(134)는 선량 분포, 주어진 획득 파라미터, 환자 설명 및 스캔 영역의 실시간 검색 및/또는 계산을 제공하기 위해 사용된다.

[0041] 언급된 바와 같이, 모의실험 라이브러리(134)는 부가적인 몬테 카를로 모의실험이 완료됨에 따라 시간이 경과함에 따라 자동으로 증가할 수 있다. 예를 들어, 수행할 모의실험은 CT 스캔 검사가 일어남에 따라 대기열에 부가될 수 있다. 기존의 산재한 데이터 저장소를 구비한 구역에서는 모의실험에 대한 우선권이 주어질 수 있다. 그렇게 함으로써 모의실험 라이브러리(134)에 의해 커버된 모의실험 "공간"을 내삽하기 위해, 즉 개선시키기 위해 모의실험을 확인할 가능성을 증대시킨다. 유사하게는, 모의실험 라이브러리(134)에서 이용 가능한 추가의 모의실험은 주어진 경우에서 모의실험을 선택하기 위한 더욱 엄격한 역치가 내삽되도록 하며, 이는 선량 추정치에서 더욱 높은 정확성을 초래한다.

[0042] CT 스캐닝 환경(100)의 일부로서 도 1에 도시될 지라도, 선량 추정 시스템(130)(및 모형(132) 및 라이브러리(134))은 CT 스캐닝 환경(100)에 의해/으로부터 접속된 호스팅된 서비스로서 제공될 수 있음을 주지한다. 예를 들어, 영상 센터는 영상 시스템(125) 상의 클라이언트 인터페이스(예를 들어, 안전한 웹 기반 포털 사이트 또는 전용 클라이언트 애플리케이션)를 이용하여 호스팅된 선량 추정 공급자와 상호작용한다. 이 같은 실시예의 일례가 도 11 및 도 12를 참고하여 하기에서 더욱 상세하게 개시되어 있다.

[0043] 도 2는 하나의 실시예에 따라 CT 스캔 데이터를 수득하고 환자 선량의 추정치를 관리하기 위해 사용된 영상 시스템(125)의 일례를 나타낸다. 도시된 바와 같이, 영상 시스템(125)은 중앙 처리 유닛(CPU)(205), CT 시스템 인터페이스(214) 네트워크 인터페이스(215), 상호 연결부(217), 메모리(225) 및 저장부(230)를 포함하지만, 이에 제한되지 않는다. 영상 시스템(125)은 또한 I/O 장치(212)(예를 들어, 자판, 표시 및 마우스 장치)를 영상 시스템(125)에 연결하는 I/O 장치 인터페이스(210)를 포함할 수 있다.

[0044] CPU(205)는 메모리(225)에 저장된 프로그래밍 명령어를 수신하고 실행한다. 유사하게는, CPU(205)는 메모리(225)에 상주하는 애플리케이션 데이터를 저장하고 회수한다. 상호 연결부(217)는 프로그래밍 명령어의 전송을 조장하고, CPU(205), I/O 장치 인터페이스(210), 저장부(230), 네트워크 인터페이스(215) 및 메모리(225) 사이의 애플리케이션 데이터의 전송을 조장한다. CPU(205)는 단일 CPU, 다중 CPU, 다중 가공 코어를 구비한 단일 CPU, 등을 나타내도록 포함된다. 그리고 메모리(225)는 일반적으로 램덤 접속 메모리를 나타내도록 포함된다. 저장부(230)는 디스크 구동 저장 장치일 수 있다. 단일 유닛으로 도시될 지라도, 저장부(230)는 디스크 드라이브, 고체 상태 저장 장치(SSD), 네트워크-부착(NAS)형 또는 저장 구역-네트워크(SAN)와 같이 고정형 및/또는 이동 가능한 저장 장치의 조합일 수 있다. 또한 저장부(230)(또는 저장소에 대한 연결부)는 건강관리 환경(예를 들어, PACS 저장소)에 대해 데이터 저장을 위한 다양한 표준을 따를 수 있다.

- [0045] 도시된 바와 같이, 메모리(220)는 영상 제어 성분(222), 영상 저장 성분(224) 및 선량 추정 인터페이스(226)를 포함한다. 그리고 저장부(235)는 영상 프로토콜(232) 및 정보음 역치(234)를 포함한다. 영상 제어 성분(222)은 영상 프로토콜(232)에 의해 규정된 바와 같이 주어진 CT 스캐닝 절차를 수행하기 위해 사용된 소프트웨어 애플리케이션에 상응한다. 영상 프로토콜(232)은 일반적으로는 특정 스캔 양식을 이용하여 특정 CT 절차를 수행하기 위한 위치, 시간 및 기간을 규명한다. 영상 저장 성분(224)은 주어진 CT 절차를 수행하는 동안에 유도된 영상 및 CT 데이터를 저장하도록 구성된 소프트웨어를 제공하거나, 이 같은 영상 및 데이터를 저장하기에 적합한 저장 저장소와 상호작용하는 소프트웨어를 제공한다. 예를 들어, CT 스캔 데이터는 TCP/IP 연결부(네트워크 인터페이스를 경유하여)를 통해 PACS 저장소에 전송되거나 PACS 저장소로부터 전송된다.
- [0046] 선량 추정 인터페이스(226)는 특정 CT 절차로부터 유래할 수 있는 환자 선량의 추정치를 획득하기 위해 선량추정 시스템(130)과 인터페이스 연결되도록 구성된 소프트웨어 성분을 제공한다. 언급된 바와 같이, 하나의 실시예에서는 선량 추정 인터페이스(226)는 CT 영상 환경에 대해 국부적인 시스템과 상호작용할 수 있다. 그러나 대안적인 실시예에서, 선량 추정 인터페이스(226)는 호스팅된 서비스 공급자와 상호작용할 수 있다. 이 같은 경우, 인터페이스(226)는 호스팅된 서비스 공급자에게 환자 선량의 추정치의 요청을 전송할 수 있다. 게다가, 이 같은 요청은 영상 모델, 이 같은 모형으로의 변환, 및 주어진 영상 스캔용으로 허용된 CT 스캐닝 장비 및 프로토콜을 나타낼 수 있다. 이들 경우들 중 하나에서, 예언적인 견지로 사용되는 경우(즉, 절차를 수행하기 전에 사용되는 경우), 환자 선량의 추정치는 정보음 역치 및 규칙에 대해 필적할 수 있어, 임의의 알람((예를 들어, 주어진 절차가 주어진 환자, 기관 또는 신체 일부, 등에 대한 누적 선량 한계치를 초과할 것인지(또는 초과할 가능성이 있는지)를 나타내는 알람)이 주어진 절차가 수행되지 전에 울려야 하는 지를 결정한다.
- [0047] 도 3은 하나의 실시예에 따라 자의 누적 선량을 추정하고 추적하기 위해 사용된 선량 추정 시스템(130)의 일례를 나타낸다. 도시된 바와 같이, 선량 추정 시스템(130)은 중앙 처리 유닛(CPU)305, 네트워크 인터페이스(315), 상호 연결부(320), 메모리(325) 및 저장부(330)를 포함하지만, 이에 한정되지 않는다. 선량 추정 시스템(130)은 또한 I/O 장치(312)(예를 들어, 자판, 표시 및 마우스 장치)를 선량 추정 시스템(130)에 연결하는 I/O 장치 인터페이스(310)를 포함할 수 있다.
- [0048] CPU(205)와 같이, CPU(305)는 단일 CPU, 다중 CPU, 다중 가공 코어를 구비한 단일 CPU 등을 나타내도록 포함된다. 그리고 메모리(325)는 일반적으로 램덤 접근 메모리를 나타내도록 포함된다. 상호 연결부(317)는 CPU(305), I/O 장치 인터페이스(310), 저장부(330), 네트워크 인터페이스(315) 및 메모리(325) 사이에서 프로그래밍 명령어 및 애플리케이션 데이터를 전송하기 위해 사용된다. 네트워크 인터페이스(315)는 통신 네트워크를 경유하여 데이터를 전송하기 위해 사용되며, 예를 들어 선량 추정을 위해 영상 시스템으로부터 요청을 수신하기 위해 사용된다. 하드 디스크 드라이브 또는 고체 상태(SSD) 저장 드라이브와 같은 저장부(330)는 비휘발성 데이터를 저장할 수 있다.
- [0049] 도시된 바와 같이, 메모리(320)는 일 세트의 소프트웨어 성분을 제공하는 선량 추정 도구(321)를 포함한다. 예시적으로는, 선량 추정 도구(321)는 몬테 카를로 모의실험 성분(322), 모의실험 선택 성분(324), 영상 등록/분할 성분(326) 및 선량 내삽 성분(328)을 포함한다. 그리고 저장부(330)는 영상 모델 데이터(332), CT 영상 프로토콜(334) 및 모의실험 라이브러리(336)를 포함한다.
- [0050] 몬테 카를로 모의실험 성분(322)은 영상 모델 데이터(322)를 사용한 모의실험, 특정 세트의 CT 영상 장비 및 구체화된 영상 프로토콜(334)에 기초하여 환자의 방사선량을 추정하도록 구성된다. 언급된 바와 같이, 하나의 실시예에서 영상 모델 데이터(332)는 주어진 환자의 물리적 특징과 보다 양호하게 일치하도록 변형되거나 다르게는 변환될 수 있다.
- [0051] 영상 등록/분할 성분(326)은 이러한 모형을 이용한 몬테 카를로 모의실험을 수행하기 이전에 영상 모델 데이터(332)를 변형하기 위한 일 세트의 변환을 결정하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 영상 등록/분할 성분(326)은 영상 등록 기법을 이용하여 환자의 스카우트 위치자 영상과 함께 모형과 연관된 참고용 영상 또는 위치자 영상을 평가할 수 있다. 영상 등록은 2개의 영상을 공통 좌표 시스템으로 배열하기 위한 공정이다. 영상 등록 알고리즘은 2개의 영상 사이의 일치성을 설정하기 위해 일 세트의 변환을 결정한다. 일단 환자의 정찰영상과 모형의 참고용 영상 사이의 변환이 결정되면, 동일한 변환을 이용하여 모형을 변형할 수 있다. 이 같은 변형은 환자에 상응하도록 가상 모형의 기하학 형태를 스케일링하고, 변형하고, 회전시킬 수 있다.
- [0052] 다른 실시예에서, 영상 분할은 환자의 기관, 조직 및 해부 구조체의 크기 및 상대적인 위치를 확인하기 위해 사용된다. 이 같은 경우, 환자용으로 이용 가능한 CT 스캔 데이터는 기관(또는, 관심이 있는 기타 구조체)에 상응하는 것으로 여겨지는 기하학적 체적을 확인하기 위해 분할될 수 있다. 예를 들어 하나의 실시예에서, 영상 분

할은 특정 기관 또는 구조체를 함유하는 것으로 여겨지는 경계 상자를 확인하기 위해 사용될 수 있다. 기타 분할 접근법은 기관 또는 구조체에 상응하는 더욱 한정적인 3D 체적 영역을 제공하기 위해 사용될 수 있다. 일단 확인이 되면, 이러한 정보는 상 모형에서 상응하는 기관 (또는, 관심이 있는 구조)의 기하학 형태를 변위시키기 위해 사용된다.

[0053] 선량 추정 서버(130)의 일부로서 도시될 지라도, 하나의 실시예에서 영상 등록/분할 성분(326)은 영상 시스템(125)의 일부이거나, 다르게는 영상 설비에 있는 컴퓨터 하부구조의 일부임을 주지한다. 이렇게 함으로써 선량 추정 서비스를 호스팅하는 공급자는 영상 설비에서 CT 스캔을 받는 환자를 확인하기 위해 사용될 수 있는 임의의 정보를 수신하지 않은 채 주어진 가상 모형을 변형하기 위한 변환을 수신하도록 한다. 이러한 접근법은 보호되어 있는 건강 정보 또는 의료 기록을 가공하는 실체(entity)와 연관된 특정 법률 또는 규정 요건을 단순화(또는 제거)할 수 있다.

[0054] 몬테 카를로 모의실험을 완료한 이후, 모의실험 성분(322)에 제공된 파라미터와 함께 환자 선량의 얻어진 추정치는 모의실험 라이브러리(335)에 저장된다. 다음으로, 선량 내삽 성분(328)은 완전한 몬테 카를로 모의실험을 수행하지 않은 채로 모의실험 라이브러리(335)에 모의실험으로부터 환자 선량의 추정치를 결정하기 위해 사용된다. 이렇게 하기 위해, 모의실험 선택 성분(324)은 CT 스캔의 파라미터, CT 스캔을 수행하기 위해 사용된 장비, 및 특정 개인을 나타내도록 변형된 영상 모델을 포함할 수 있다. 이러한 정보는 내삽할 일 세트의 2개(또는 그 이상)의 모의실험을 확인하기 위해 사용된다. 다양한 접근법이 사용될 수 있을 지라도, 하나의 실시예에서 선택 성분(324)은 변형된 모형, CT 절차, 및 CT 장비를 모의실험 라이브러리(335)에서 사용된 것과 비교하기 위한 거리 척도를 이용할 수 있다. 하나의 실시예에서, 상위 2개(또는 상위 N개)의 선택안은 내삽을 위해 선택된다. 대안적으로는, 구체적인 역치 내에서 전반적으로 유사성 척도를 갖는 임의의 모의실험은 내삽을 위해 선택된다. 이 같은 경우, 역치 이상 또는 이하로 이를 조정함으로써 내삽을 위해 모의실험을 이용한다.

[0055] 검사용 스캐너 및 환자를 개시한 일 세트의 파라미터(kVp, 표적 각도, 관선교 기울기(gantry tilt), 높이, 체중, 등)가 주어지면, 상기 시스템은 각 변수(예를 들어, 실제로 모의실험에선 kVp는 10kV 이내임)에 대해 주 문형 공차가 설정되도록 한다. 모의실험을 검색하는 경우, 주어진 파라미터 모두에 대해 공차 범위 이내에서만 이들의 모의실험이 계산 내로 포함될 것이다. 하나의 실시예에서, 모의실험 결과는 공지된 셰퍼드(Shepard) 방법을 이용하여 내삽될 수 있다. 일 세트의 모의실험 결과에 대한 표준 편차는 불확실성의 척도로서 사용될 수 있다(예를 들어, 사용된 일 세트의 5회 모의실험에 있어서 흉부에 흡수된 선량은 0.2mSv의 SD를 갖고, 간에 흡수된 선량은 0.15mSv의 SD를 가짐).

[0056] 도 4는 하나의 실시예에 따라 CT 스캔으로부터 유래한 환자의 방사선량 결과를 추정하기 위한 적합한 모델을 생성하기 위한 방법(400)을 나타낸다. 더욱 구체적으로는, 방법(400)은 가상 모형을 변형하기 위해 영상 등록 기법이 사용되는 예시적인 실시예를 나타낸다. 도시된 바와 같이, 방법(400)은 선량 추정 도구가 미리 매핑된 위치자 영상을 갖는 가상 모형을 선택하는 경우에 단계(405)에서 시작한다. 언급된 바와 같이, 가상 모형은 당해 CT 스캔 절차를 받는 개인의 나이 및 성에 기초하여 선택될 수 있다. 단계(410)에서, 선량 추정 도구는 선량 추정이 수행되고 있는 개인의 정찰영상을 수신한다. 정찰영상은 완전한 CT 절차를 수행하기 이전에 CT 스캐닝 시스템에 의해 촬영된 전방/후방 및/또는 측부 정찰영상과 같은 개인의 2D 영상 투영을 제공한다. 대안적으로는, 정찰영상은 이전 CT 스캐닝 절차의 일부로서 수득된 개인의 3D 체적일 수 있다. 단계(415)에서, 선택된 가상 모형을 변형하기 위한 사용에 상응하는 미리 매핑된 위치자 영상이 수득된다. 미리 매핑된 영상은 스캐닝될 환자의 관련 영역에 기초하여 선택될 수 있다. 예를 들어, 흉부 CT 스캔을 받을(받았던) 환자에 있어서, 선택된 참고용 영상은 폐쇄형으로 가상 모형과 일치하는 신체의 기하학 형태를 이용하여 개인의 이러한 영역을 묘사할 수 있다.

[0057] 도 5(a)는 하나의 실시예에 따라 변형 가능한 모형을 나타내는 예시적인 영상을 나타낸다. 도시된 바와 같이, 영상(500)은 가상 영상 모형의 전방/후방 단면(501) 및 측부 단면(502)을 제공한다. 단면(501, 502)에서 도시된 바와 같이, 이러한 모형의 기하학 형태는 늑골(505), 척추(515) 및 다리(522)를 나타내는 뼈 구조체를 나타낸다. 부가적으로는, 단면(501, 502)은 위(510) 및 신장(515)을 포함한 기관을 나타내는 기하학 형태를 포함한다. 가상 모형(단면(501, 502)에 도시된 바와 같음)은 인간의 기관, 조직 및 구조체의 크기, 형상 및 위치 결정의 대략적인 접근을 제공한다.

[0058] 실제 인간 해부의 대략적인 접근이 자명할 지라도, 가상 모형은 일반적으로 선량 흡수량의 합리적으로 정확한 추정치를 제공하는 것으로 받아들여 진다. 도 5(b)는 하나의 실시예에 따라 도 5(a)에서 도시된 모형에 상응하는 인체 일부의 2D 참고용 영상의 일례를 나타낸다. 도시된 바와 같이, 참고용 영상에서 상대적인 위치, 크기,

뼈의 형상, 조직, 기관 등은 가상 모형에서 상응하는 위치에 정확하게 일치한다.

[0059] 상기 방법(400)을 다시 참조하면, 단계(420)에서 상기 선량추정 도구는 영상 등록 프로세스를 수행하여 환자의 정찰영상 및 가상 모형을 나타내도록 사용되는 참고용 영상 사이의 변환을 결정한다. 상기 영상 등록의 결과는 2D 스카우트 로컬라이저 내의 점으로부터 참고용 영상 내의 점까지(또는 그 반대)의 매핑이다. 유사하게는, 상기 환자의 3D 정찰영상(즉, 현재 또는 CT 스캔 이전)의 경우, 3D 영상 등록 기법은 상기 환자의 3D 정찰영상 및 3D 좌표 공간 내의 모형에 상응하는 참고용 영상 내의 점들 사이의 지도 점들일 수 있다.

[0060] 단계(425)에서, 이러한 동일한 변환은 상기 가상 모형을 나타내는 기하학적 구조를 변형하도록 사용된다. 상기 영상 등록 프로세스로부터 얻어지는 변환을 사용하여 가상 모형을 변형함으로써, 가상 모형의 기하학적 구조에 의해 나타나는 크기, 형상, 및 기관 위치 결정은 실제 환자의 기하학적 구조와 훨씬 더 정확하게 일치한다. 예를 들어, 도 5(b)에 도시된 상기 참고용 영상 및 환자의 스카우트 로컬라이저를 사용하는 영상 등록 프로세스를 수행하는 단계는 도 5(a)에 도시된 가상 모형을 변형하도록 사용될 수 있다. 상기 변형된 가상 모형은 주어진 CT 절차(이러한 절차가 수행되기 이전 또는 이후)로부터 유래한 기관이 흡수한 선량을 추정하도록 사용될 수 있다. 즉, 몬테 카를로 모의실험으로부터 얻어지는 선량 추정은 다중 스캔을 거듭하여 환자 선량을 추정하도록 사용되는 경우보다 더 정확하고 일관성이 있을 뿐만 아니라 환자 맞춤형이 되는 것이다.

[0061] 도 6은 하나의 실시예에 따라 CT 스캔으로부터 유래한 방사선량을 추정하기 위한 적합한 모델을 생성하는 다른 방법을 도시한다. 더욱 구체적으로는, 방법(600)은 영상 분할 기법이 가상 모형을 변형하도록 사용되는 실시예를 도시한다. 방법(400)과 마찬가지로, 방법(600)은 상기 선량 추정 도구가 환자의 나이 및 성에 기초하여 영상 모델을 변형하도록 선택하는 곳에서 시작한다(단계(605)). 그러나 상기 환자의 2D 영상 로컬라이저를 검색하는 대신, 선량 추정 도구는 상기 환자(단계(610))의 일부의 3D 스캔 체적, 예를 들어, 사전 흉부 및 복부 CT로부터의 CT 스캔을 수신한다. 일단 영상이 얻어지면, 영상 분할은 상기 영상 체적 내의 조직, 기관, 구조체, 또는 기타 지표를 확인하기 위해 사용된다(단계(615)). 다양한 이용 가능한 분할 접근법이 사용될 수 있지만, 하나의 실시예에 있어서, 상기 영상 분할은 각각의 확인된 기관 또는 구조를 둘러싸는 최소 경계 박스를 제공한다.

[0062] 단계(620)에서, 상기 선량 추정 도구는 상기 가상 모형 내의 상응하는 지표를 갖는 CT 스캔 분할에서 확인된 상기 기관 및 기타 해부학적 지표(예를 들어, 뼈 위치)를 일치시킨다. 예를 들어, 도 7은 하나의 실시예에 따라 가상 모형의 상응하는 절편 위에 겹쳐지는 CT 스캔의 절편의 일례를 나타낸다. 이러한 예에 있어서, 상기 가상 모형 절편(700)은 심장(701), 폐(703), 척추(704) 및 상완골(705)의 절편 부분들과 함께 상기 모형에 의해 경계 지워 지는 체적을 나타내는 라인(702)을 포함한다. 그러나 상기 가상 모형 내의 심장 및 폐 기관의 장소 및 위치는 상기 CT에서 묘사된 바와 같은 상기 기관의 위치와 그다지 상응하지 않는다. 예를 들어, 상기 폐(706에서)의 개방 공간 영역은 상기 모형 내의 폐(702) 기관의 크기 또는 위치와 일치하지 않는다. 유사하게는, 상기 모형의 상기 경계 라인은 환자와 그다지 잘 대응하지 않는다. 이러한 모형을 추정 선량에 사용하면, 그에 따라, 실제 발행하는 것보다 더 큰 선량 흡수를 초래하는바, 이는 상기 모형이 이러한 환자의 많은 양의 지방질 조직을 설명하지 못하기 때문이다.

[0063] 동시에, 상기 모형의 기타 지표는 환자와 잘 정렬한다. 예를 들어, 상기 척추 및 팔은 일반적으로 상기 모형(척추(704), 상완골(705)) 및 CT 내에 함께 위치된다. 따라서 단계(625)에서, 상기 선량 추정 시스템은 상기 일치된 해부 또는 구조적 지표에 기초하여 3D 변위 지도를 결정한다.

[0064] 예를 들어, 도 7에 있어서, 모형 절편(700)은 수정 또는 변형되지 않은 모형 및 모형 절편(710), 도 6의 방법을 사용하여 변위된 이후(또는 도 4의 방법에 따른 영상 등록 기법을 사용하여 변형된 이후)의 동일한 모형 절편을 도시한다.

[0065] 모형 절편(710)에 도시된 바와 같이, 특정 환자의 상기 확인된 기관 체적 및 변위를 사용하여 변형된 뒤, 경계 라인(702')은 상기 환자 CT 스캔의 외형을 근접하게 추종하며, 상기 모형의 폐 (703') 및 심장(701')은 상기 스캔 내의 이들 기관의 위치를 더 잘 반영하도록 변위되어 있다. 동시에, 척추 및 상완골과 같은 기타 해부학적 지표는 동일한 일반적인 위치에 남아 있다. 절편(700)에 도시되는 상기 영상 모델은 절편(720) 내의 환자의 상기 상응하는 CT 스캔 절편 위에 겹쳐지게 도시된다. 유사하게는, 절편(710) 내에 도시된 상기 변형된 모형은 절편(730) 내의 환자의 상기 상응하는 CT 스캔 절편 위에 겹쳐지게 도시된다.

[0066] 도 6을 다시 참조하면, 단계(630)에서, 상기 선량 추정 도구는 상기 가상 모형의 변위된 기관, 조직, 및 구조의 래스터화된 3D 표현을 생성한다. 전술한 바와 같이, 상기 가상 모형은 일련의 불균일 합리성 기준 스플라인(NURBS)으로서 설명될 수 있으며, 상기 CT 스캔 데이터가 일련의 3D 좌표 단일점 수치(체적 요소: 간단하게는

복셀이라 지칭됨)로서 전형적으로 표시되지만, 복셀은 픽셀의 개념을 3차원으로 연장하며, 다양한 공지된 접근법이 NURB 또는 CSG 데이터의 수집을 “복셀화하기” 위해 이용 가능하게 한다. 이렇게 함으로써, NURB 또는 CSG 데이터의 상기 기하학적 또는 수리적 표현을 3D 배열의 복셀 값으로 변환한다. 하나의 실시예에 있어서, 단계 (630, 상기 복셀화 단계)는 수리적 모형(NURB 또는 CSG 토대의)의 몬테 카를로 모의실험의 문제가 되는 불연속성을 회피하도록 수행된다. 또한, 복셀-기반 모델은 GPU-기반 연산 방법에 적합하여 향상된 속도를 달성하도록 한다.

[0067] 상기 래스터화 모형이 일단 생성되면, 이는 주어진 CT 절차(이러한 절차가 수행되기 전 또는 후)로부터 유래한 관 흡수 선량 결과를 추정하도록 사용될 수 있다. 상기 영상 분할 접근법과 마찬가지로, 상기 분할 접근법을 사용하여 변형된 상기 모형을 사용하여 수행되는 선량 추정은 환자에 대해 맞춤형이 되어 개별 및 다중 스캔 모두에 있어 보다 정확하고 일관성 있는 선량 추정치를 유발한다.

[0068] 도 8은 하나의 실시예에 따라, 환자의 상응하는 횡단부 CT 절편 위에 겹쳐지는 영상 모델의 횡단부 절편의 예를 도시한다. 이러한 예에 있어서, 횡단부 단면(800)은 도 7의 단면(710)에 상응하며, 횡단부 단면(850)은 도 7의 단면(730)에 상응한다. 상기 횡단부 단면은 개별 절편의 선형 섹션을 구성함으로써 창출되어 길이방향 영상을 창출한다. 도시된 바와 같이, 횡단부 단면(800 및 805)은 상기 환자의 겹쳐진 CT 영상에는 나타나지 않는 성분, 즉 뇌(801) 및 신장(802)을 포함하는 전체 길이 단면을 제공한다. 단면(800)에 도시되는 바와 같이, 상기 가상 모형의 경계(810)는 환자의 외형(즉, 환자의 피부에 의해 경계를 이루는 신체 크기)과 잘 상응하지 않는다. 그러나 단면(850)에 있어서, 상기 모형의 경계(815)는 이러한 환자의 상기 참고용 CT 스캔 데이터와 더 잘 일치하도록 변위된다. 유사하게는, 내부 기관, 구조 및 기타 조직은 용이하게 변위될 수 있다.

[0069] 중요하게도, 이러한 일례는 변위가 상기 환자의 CT 스캔 데이터의 일부가 아닌 상기 가상 모형의 요소에 대해 발생할 수 있다는 것을 보여준다. 예를 들어, 신장(802)은 단면(850) 내의 신장(802')의 변위된 위치에 의해 도시되는 바와 같이, CT 스캔 데이터가 이용 가능한 기타 기관의 이동에 의해 변위될 수 있다. 또한, 이러한 일례는 가상 모형이 CT 스캔 데이터가 이용 가능한 경우에도 환자 선량을 추정하도록 요구되는 것을 도시한다. 이는 마치 이러한 예에 있어서의 CT 스캔이 흉부 및 복부에 제한되고 X-선 산란이 이러한 환자의 뇌, 신장, 및 기타 기관 및 조직에 의한 일부의 흡수를 초래할 것이다. 전술한 바와 달리, 상기 가상 모형은 주어진 CT 스캔 또는 절차의 일부로서 영상화되지 않은 기관의 기관 선량 흡수를 추정하도록 요구된다.

[0070] 도 9는 하나의 실시예에 따라 영상 모델을 위한 CT 영상 분할 및 기관 체적변위의 다른 예를 도시한다. 이러한 일례에 있어서, 영상화에 상응하는 CT 체적(900)은 다양한 기관, 예를 들어, 간(905), 담낭(910), 및 우측 부신(915)을 위한 분할된 영상 위치를 보여주는 경계 박스의 조합을 포함한다. 부가적으로, 체적(900)은 CT 스캔 데이터의 영상 분할에 기초하여 이들 기관의 변위를 보여주는 화살표를 도시한다. 이러한 특정 예에 있어서, 간(905)은 아래쪽에서 오른쪽으로 변위되는 반면, 담낭(910)은 위쪽에서 간(905)의 전방으로 변위되며 우측 부신(915)은 간(905)에 의해 이전에 점유된 공간 애로 상향 및 좌향 이동되어 있다. 또한, 이러한 일례에 있어서, 상기 기관은 경계 박스에 의해 나타나며, 기하학적 중심이 기초하여 변위된다. 그러나 대안적인 실시예에 있어서, 영상 분할(모형 또는 환자의 CT 영상 데이터)은 기관 조직 또는 신체 구조의 요소를 나타내는 보다 정확한 기하학적 체적을 제공할 수 있다. 이러한 경우, 상기 변위는 기관의 질량 중심, 예를 들어, 간의 중심이 주어진 기관 체적의 위상 기하학을 설명하는 질량 또는 기타 접근법에 기초하여 일측에 국한되는 것을 토대로 이루어질 수 있다.

[0071] 이러한 일례에서 도시된 바와 같이, CT 참조 스캔 내의 상응하는 위치에 기초하여 모형 내에서 하나의 기관(예를 들어, 간(905))을 변위시키는 것은 결과적으로 기타 기관(예를 들어, 담낭(910) 및 우측 부신(915))을 변위시킬 것을 필요로 한다. 이는 상기 모형이 선량 추정치 분석을 수행하도록 사용되는 경우에 2개의 기관이 그대로 동일한 물리적 체적을 점유하지 않음에 따라 발생한다. 따라서 하나의 실시예에서, 상기 선량 추정 도구는 "정상 상태"에 도달하기 전에 기관, 조직 또는 구조를 변위시킬 수 있다.

[0072] 도 4 및 도 6에 도시된 실시예는 가상 모형을 변형하도록 별개로 또는 서로 결합하여 사용될 수 있다. 상기 특정 접근법 또는 선택된 접근법들의 조합은, 가용성 및 로컬라이저 정찰영상의 유형 및/또는 주어진 환자에 대한 사전 CT 스캔 데이터뿐만 아니라, 상기 이용 가능한 영상 모델, 매핑된 2D 및/또는 3D 참고용 영상에 기초하여 특정 경우에서의 필요성에 적합하도록 맞춤 형태로 될 수 있다.

[0073] 하나의 실시예에서, 상기 선량 추정치를 수행하도록 사용되는 클라우드 공급자 모델 호스팅 시스템은 새로운 경우를 갖는 상기 모의실험 라이브러리와 논의하기 위해 몬테 카를로 모의실험뿐만 아니라 연산된 모의실험의 라이브러리를 유지한다. 예를 들어, 도 10은 환자 선량 추정치를 다중 CT 스캔 공급자에게 공급하기 위한 선량 추

정 서비스용 방법(1000)을 도시한다.

- [0074] 도시된 바와 같이, 방법(1000)은 상기 선량추정 서비스가 2D 또는 3D 영상 등록 변환 또는 3D 체적 변위장 및 모형 복셀화와 함께 영상 모형(또는 영상 모형에 대한 참조)을 수신하는 단계(1005)에서 시작한다. 대안적인 실시예에서, 상기 선량 추정 서비스는 전술한 바와 같은 2D 또는 3D 영상 등록 공정 또는 CT 필드 변위 기법으로부터 유래한 상기 변환된 NURBS 결과와 같은 상기 변형된 모형을 설명하는 데이터를 수신할 수 있다.
- [0075] 단계(1010)에서, 상기 선량 추정 서비스는 CT 스캐닝 시스템의 파라미터 및 환자에 대해 수행되는 (또는 수행될) CT 스캔용 영상 계획을 수신한다. 상기 환자, 스캐닝 장비, 및 CT 스캔 공급자의 파라미터들이 일단 수신되면, 상기 선량 추정 서비스는 변환된 모형, CT 스캐닝 시스템 파라미터 및 영상 계획(단계 (1015))을 일치시키는 상기 라이브러리 내의 2개(또는 그 이상)의 모의실험을 확인할 수 있다. 상기 공급자는 각각의 변수(예를 들어, 모의실험에서 kVp는 실제로 10kV 이내임)에 대해 설정되도록 맞춤형 공차를 설정할 수 있다. 또한, 주어진 파라미터의 모두(또는 특정 조합)에 대한 공차 내에서의 모의실험만을 평가하는 것은 상기 연산 내의 인자가 된다. 하나의 실시예에 있어서, 상기 모의실험 결과는 공지된 셰퍼드 방법을 사용하여 내삽될 수 있다. 상기 모의실험 결과의 조합에서의 표준 편차는 불확실성의 척도(예를 들어, 5가지 모의실험의 조합에 대해, 흉부에 대한 흡수선량은 0.2mSv의 SD를 가지며, 간에 대한 흡수선량은 0.15mSv의 SD를 가짐)로서 사용된다.
- [0076] 단계(1020)에서, 상기 선량 추정 서비스는 단계(1015)에서 확인된 모의실험들을 일치시키는 것이 공차 파라미터 이내에 있는지(또는 기타 역치 또는 기준과 만나는지) 여부를 결정한다. 그렇지 않다면, 상기 영상 모형 (및 변형/변환) 및 수신된 파라미터는 모의실험에 대한 환자/스캐너/영상 계획 시나리오의 대기열에 추가된다(단계 (1025)). 전술한 바와 같이, 상기 모의실험은 개별 환자에 맞추어진 기관의 흡수선량의 추정치를 결정하도록 (상기 CT 스캐너 및 보정/설정 데이터에 기초한 상기 변형된 모형 및 상기 특정 영상 설비에 기초함) 몬테 카를로 모의실험 기법을 사용할 수 있다.
- [0077] 그러나 SaaS 공급자의 모의실험 라이브러리가 성장함에 따라, 대부분의 요청은 내삽할 모의실험의 조합을 확인하여야 한다. 단계(1030)에서, 상기 선량 추정 서비스는 특정 환자 및 연관된 CT 스캐닝 절차를 위한 기관 흡수선량을 추정하도록 단계(1015)에서 확인된 일치하는 모의실험을 사용하여 다중 가변 분산 내삽을 수행한다. 이러한 분석은 완전한 몬테 카를로 모의실험보다 훨씬 빠르게 수행될 수 있어서, 선량 추정치가 주어진 절차(예를 들어, 누적 선량 한계가 초과되지 않게 보장하도록)에 일치하도록 제공될 뿐만 아니라 주어진 영상 설비(또는 설비)에서 수행되는 일련의 절차와 페이스를 맞추도록 한다. 하나의 실시예에 있어서, 상기 다중 가변 분산 내삽 방법은 "셰퍼드 방법"으로 참조된다. 이러한 방법의 일례는 문헌[Shepard, Donald (1968). "A two-dimensional function for irregularly-spaced data". Proceedings of the 1968 ACM National Conference. pp. 524]에 개시되어 있다.
- [0078] 단계(1035)에 있어서, 상기 내삽 프로세스가 일단 완료되면, 선량 추정치는 요구되는 시스템(예를 들어, 영상 설비에서 컴퓨터 시스템 상에서 구동하는 선량 추정 클라이언트 프로그램)으로 복귀된다. 상기 클라이언트에서, 선량 관리 시스템은 상기 검사 레벨에 대한 환자 기관 등가 선량, 유효 선량, CTDI, DLP, DAP를 추적한다. 이러한 정보는 또한 주어진 환자의 이력에 대한 기관 등가 선량, 유효 선량, CTDI, DLP, DAP의 누적 추적을 제공하도록 합산된다. 또한, 이러한 정보의 집합은 기관 등가 선량, 환자 유효 선량, CTDI, DLP, DAP의 단체-전체 표시를 제공하도록 사용된다. 그에 따라, 상기 선량 추정 서비스는 영상 설비에 다양한 정보를 제공할 수 있다. 이러한 동일한 정보는 상기 선량 추정 시스템의 국부적 사례에 대한 영상 설비에 이용 가능하다.
- [0079] 도 11은 하나의 실시예에 따라 다중 CT 스캔 공급자들을 지원하도록 구성된 환자 선량 추정 서비스 시스템을 위한 바람직한 컴퓨터 하부구조(1100)를 나타낸다. 도시된 바와 같이, 선량추정 서비스(1130)를 호스팅하는 클라우드 기반 공급자(1125)는 영상 설비(11051-2)로부터 네트워크(1120)를 통한 선량 추정치에 대한 요청을 수신한다. 영상화 설비(1105) 각각에서, CT 시스템(1110)은 영상 서비스를 환자에게 제공하기 위해 사용된다. 영상/선량 클라이언트(1115)는 선량 추정 서비스(1130)와 통신하여 환자 선량 추정치를 요청하고 수신하며, 이 경우에 선량 추정치는 절차 및 환자에 기초하여 조정된다. 상술한 바와 같이, 상기 요청은 특정 환자의 신체 구조에 기초하여 CT 절차, 스캐닝 장비 및 양식, 및 변형된 모형(또는 모형을 변형하기 위해 사용되는 변환)을 위한 파라미터를 포함할 수도 있다.
- [0080] 선량 추정 서비스(1130)에서, 모의실험 라이브러리(1135)는 요청 시의 데이터를 이용하여 환자 선량을 내삽하기 위한 모의실험들과, CT 스캐너 및 절차들에 대한 모듈[도 11에 도시된 모형/CT 시스템 데이터(1140)]를 선택하는 데에 사용된다. 어떠한 양호한 후보 모의실험들도 내삽에 이용될 수 없는 경우, 서비스(1130)는 요청을 수행될 모의실험들의 대기열에 추가할 수도 있다. 다음에 몬테 카를로 모의실험들이 요청에 응답하여 수행되며, 주

어진 환자 및 영상화 절차를 위해 환자 선량을 제공하고, 라이브러리(1125)에 추가될 새로운 모의실험 데이터 점을 제공한다.

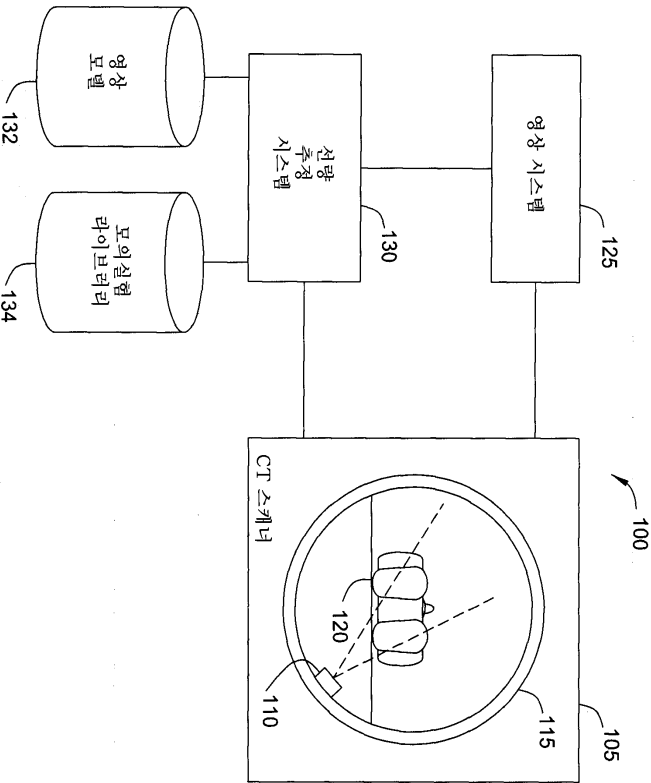
[0081] 유리하게도, 본 발명의 실시예들은 CT (및 기타) X-선 영상화 기법들로부터 기인하는 방사선 선량을 추정하기 위한 다양한 기법들을 제공한다. 전술한 바와 같이, 영상 등록 기법들 및/또는 영상 분할 기법들은 개개인의 신체 크기 형상을 더욱 정확하게 일치시키는 혼합 영상 모델을 생성하는 데에 사용될 수도 있다. 그렇게 하면, 모의실험으로부터 결정되는 선량 추정치의 정확도가 향상된다. 즉, 얻어진 혼합 모형은 미변형된 모형만을 제공하는 것보다 선량 모의실험에 사용하기 위해 특정 환자에 대한 수리적 표현을 훨씬 더 정확하게 제공한다.

[0082] 일단 변환이 결정되면, 혼합 가상 모형은 환자를 위해 주어진 CT 절차를 모의실험하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들면, 몬테 카를로 모의실험 기법은 가상 모형에 대해 기관 흡수 선량을 모의실험하기 위해 사용될 수 있다. 이 같은 모의실험 기법은 (주어진 환자에 대해 변환되는) 가상 모형을 사용하고, 이와 더불어 기관이 흡수한 선량의 정확한 추정치를 계산하기 위해 수행될 CT 스캐너 모델 및 절차에 관한 다수의 파라미터를 사용한다. 그러나 몬테 카를로 모의실험을 이용하여 기관 흡수 선량을 추정하는 것은 실제 CT 스캔을 수행하기 위해 필요한 것보다 훨씬 더 긴, 현저한 양의 계산 시간을 요구할 수 있다. 따라서 하나의 실시예에서, 주어진 절차를 위해 결정된 환자 선량의 추정치는 이전에 완료된 2개(또는 그 이상)의 모의실험 사이에서 내삽에 생성될 수도 있다. 어떠한 "폐쇄형" 모의실험들도 이용될 수 없는 경우, 혼합 가상 모형, CT 스캐너 및 절차 데이터는 수행된 전체 몬테 카를로 모의실험들의 대기 행렬에 추가될 수도 있다. 시간이 경과함에 따라, 모의실험의 대형 라이브러리는 선량 추정치가 가 실시간으로 제공되도록 하며, 이는 절차들이 예정되고 수행되기 때문이다. 이렇게 하면, 주어진 환자를 위한 누적 선량이 포획될 수 있을 뿐만 아니라 누적 선량 한계치도 관찰될 수 있다. 또한 하나의 실시예에서, SaaS 공급자 호스트 선량 추정 서비스는 다중 영상화 설비에게 제공된다. 그러한 경우, 서비스 공급자는 영상화 공급자들을 위해 선량 추정치를 해석하는 데에 사용될 강력한 라이브러리의 모의실험들을 가질 수도 있다.

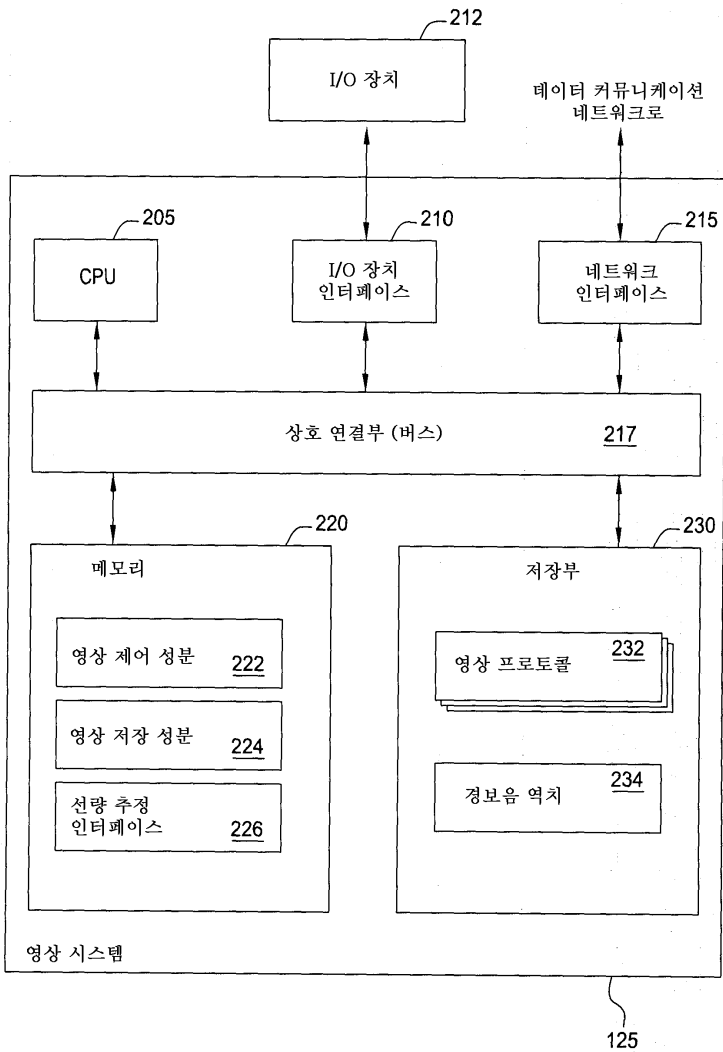
[0083] 상술한 바가 본 발명의 실시예에 관한 것일지라도 본 발명의 기타 및 추가의 실시예는 이의 기본적인 범주에서 벗어나지 않는 한 고안될 수 있으며, 이의 범주는 하기 특허청구범위에 의해 결정된다.

도면

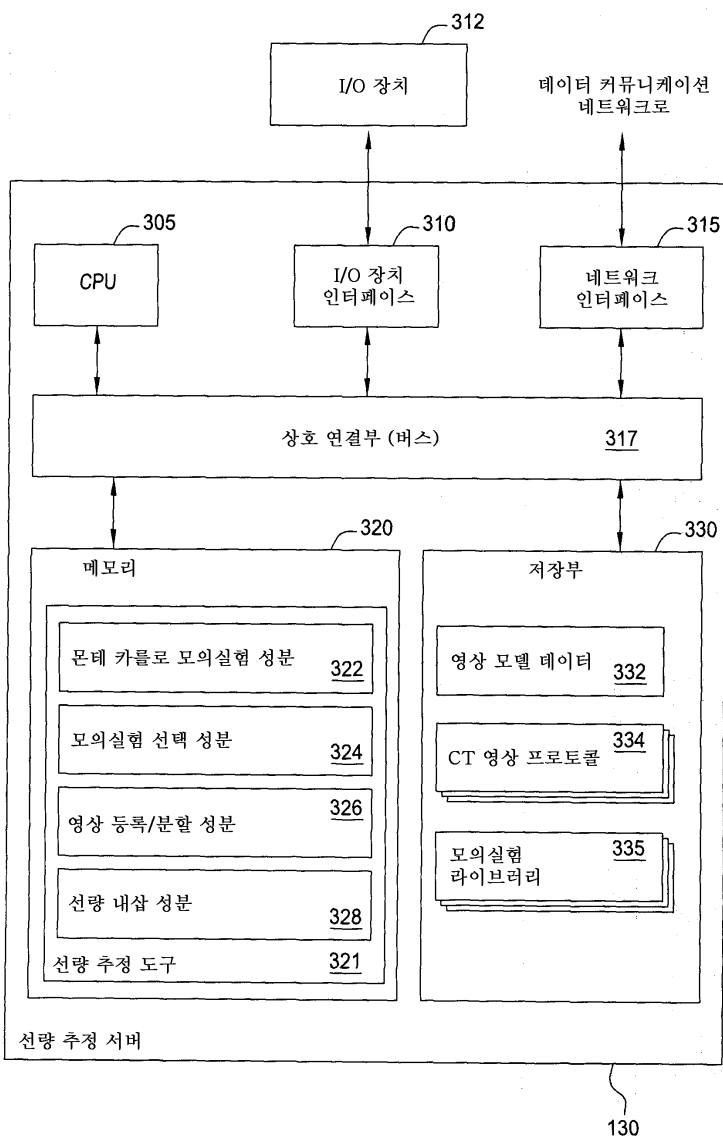
도면1



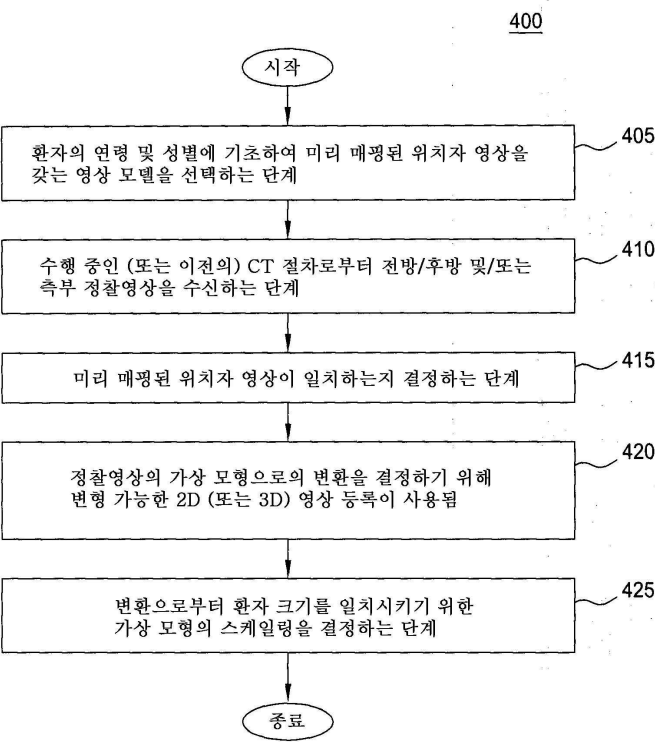
도면2



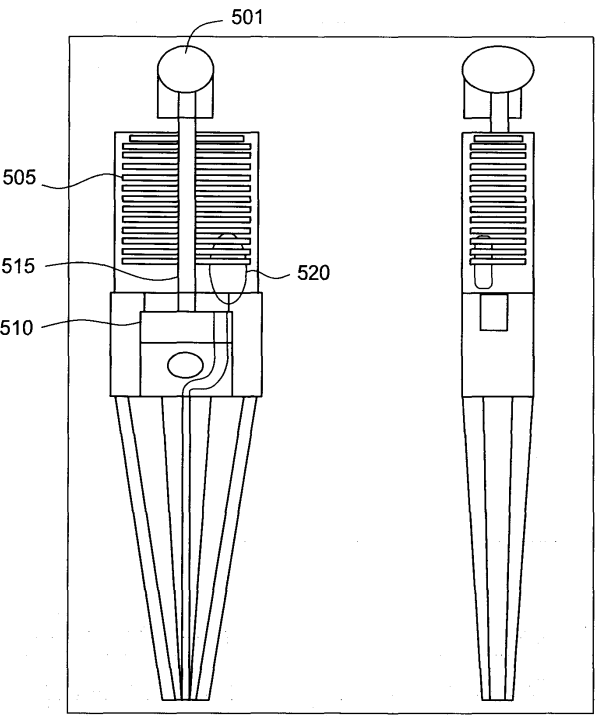
도면3



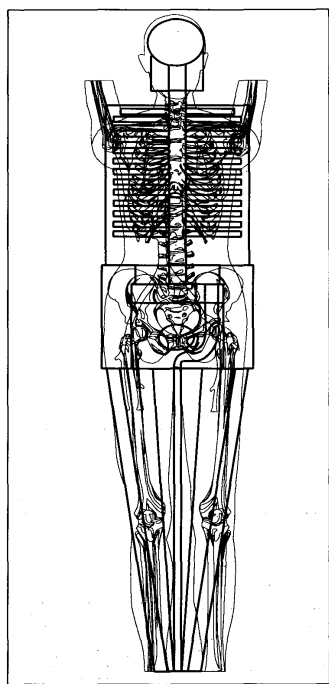
도면4



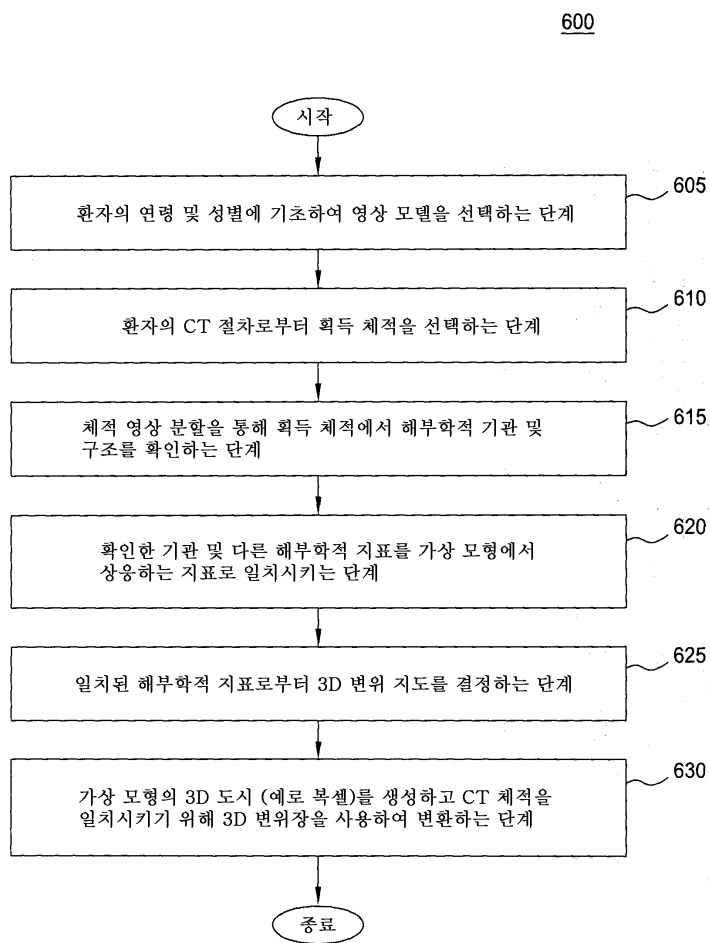
도면5a



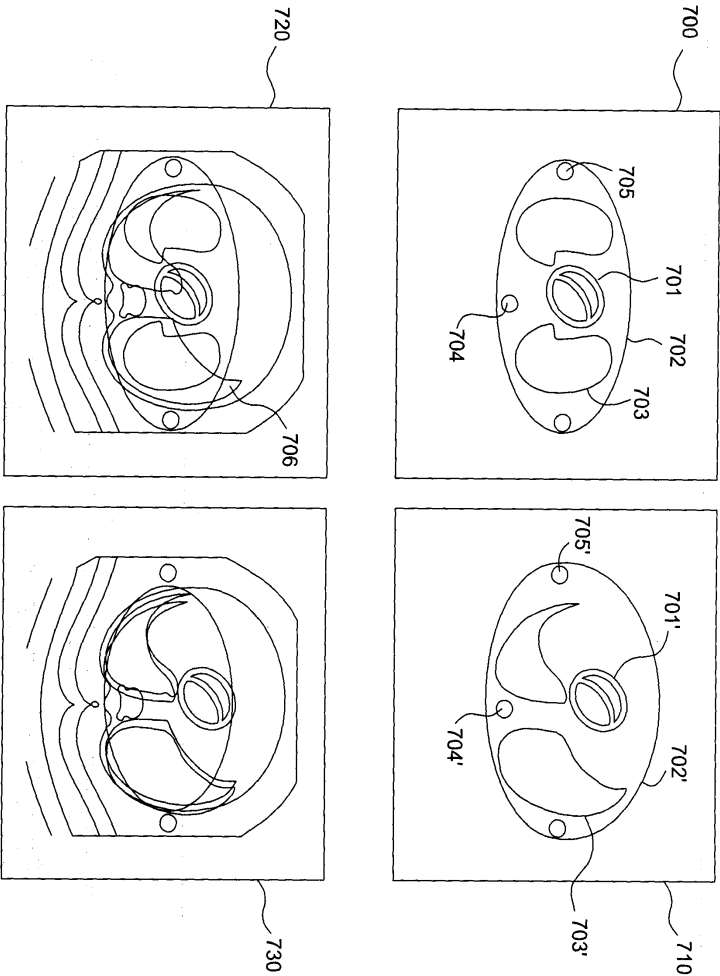
도면5b



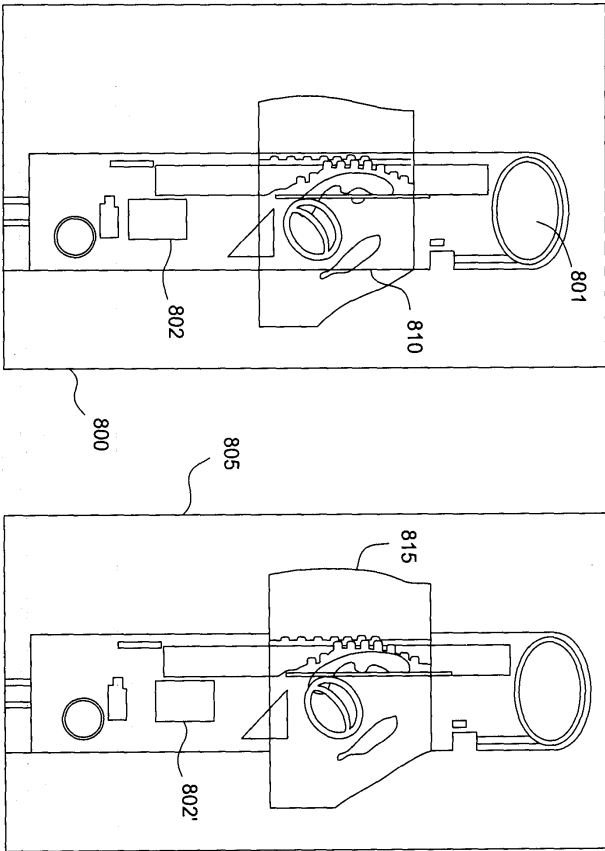
도면6



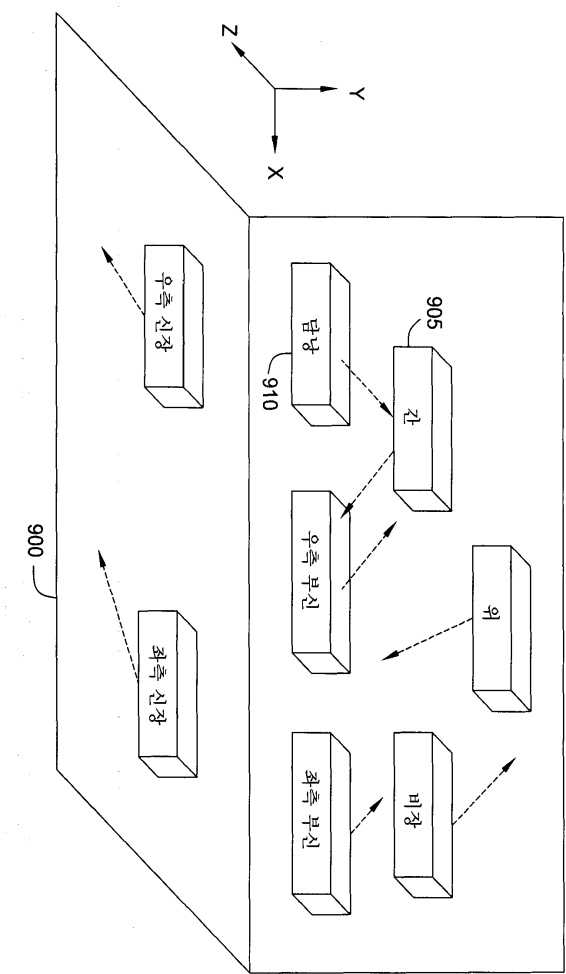
도면7



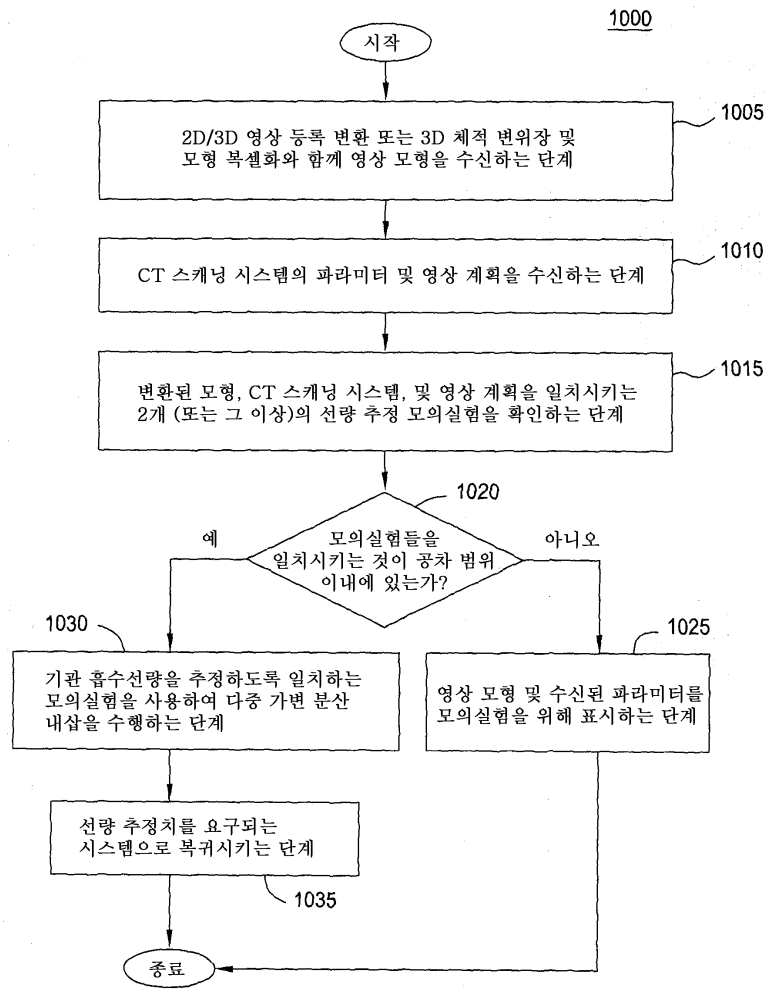
도면8



도면9



도면10



도면11

