



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2010-0016039  
(43) 공개일자 2010년02월12일

- |  |   |
|--|---|
| <p>(51) Int. Cl.<br/>A61N 5/10 (2006.01) G06T 7/00 (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2009-7022644</p> <p>(22) 출원일자 2008년03월06일<br/>심사청구일자 없음</p> <p>(85) 번역문제출일자 2009년10월29일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/IB2008/050830</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2008/120116<br/>국제공개일자 2008년10월09일</p> <p>(30) 우선권주장<br/>60/909,013 2007년03월30일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인<br/>코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.<br/>네델란드왕국, 아인드호펜, 그로네보르스베그 1</p> <p>(72) 발명자<br/>비크, 토브온<br/>독일 함부르크 22529, 힌터 더 리스 32베<br/>세네가스, 줄리엔<br/>독일 함부르크 22299, 힘멜스트라쎄 26</p> <p>(74) 대리인<br/>장훈</p> |
|--|---|

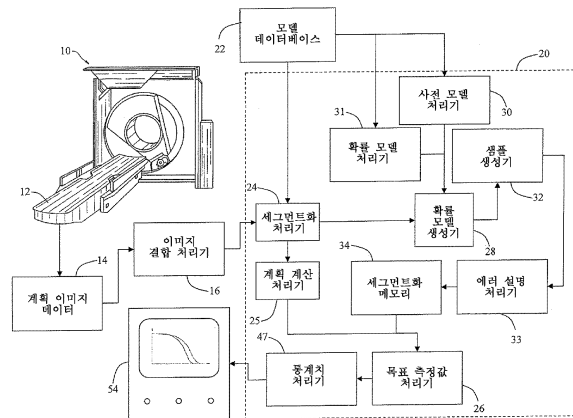
전체 청구항 수 : 총 30 항

**(54) 분계 불확실성의 확률론적 분석에 의한 방사선 요법시 개선된 치료 계획 평가**

**(57) 요약**

본 출원은 방사선 계획시 변화성(variability)을 평가하기 위해 세그먼트화 불확실성(segmentation uncertainty)을 전파하기 위한 샘플링 기술들을 사용하는 생각에 관한 것이다. 방사선 요법 계획 장치(10)는 환자의 관심 영역의 진단(diagnostic) 이미지 데이터를 생성한다. 다른 소스들로부터의 이미지 데이터가 또한 사용될 수 있다. 이미지 데이터는 세그먼트화되고(44) 이전에 이미지화된 모델 데이터와 결합된다. 조사량 체적 히스토그램들과 같은 목표 측정값들은 이미지 데이터의 세그먼트화 각각에 대해 생성된다. 이들 측정값들은 추후 목표 측정값의 통계적 정량화에 결합된다(도 3). 이 정보는 방사선 요법 계획의 가능한 결과들, 및 예를 들어 이들 결과들의 신뢰도 레벨들을 사용자에게 제공한다(52).

**대표도**



**특허청구의 범위**

**청구항 1**

방사선 요법 치료를 계획하는 방법에 있어서,  
 환자 내의 목표 구조의 초기 분계(delineation)를 생성하는 단계;  
 상기 목표물의 초기 분계로부터 최적 방사선 요법 계획을 생성하는 단계;  
 상기 목표물의 복수의 대안적 분계들을 생성하는 단계;  
 각각의 대안적 분계에 대한 목표 측정값을 생성하는 단계;  
 상기 대안적 분계들의 목표 측정값들로부터 적어도 하나의 통계치를 계산하는 단계; 및  
 상기 통계치를 사용자에게 디스플레이하는 단계를 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 2**

제 1 항에 있어서, 조사량이 주어진 임계값을 초과할 확률을 계산함으로써 치료 계획의 실행 가능성(viability)을 평가하는 단계를 추가로 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 3**

제 2 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 통계치를 바탕으로 보다 실행 가능한 치료 계획을 생성하기 위해 상기 치료 계획을 적용시키는 단계를 추가로 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 4**

제 1 항에 있어서, 조사량 전달, 기관(organ) 움직임, 설정 파라미터들, 환자 위치 결정, 및 방사선 산란 중 적어도 하나의 계산으로 에러들을 설명하는 단계를 추가로 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 5**

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 대안적 분계를 생성하는 단계는 각각의 분계를 확률과 연관시키는 단계를 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 6**

제 1 항에 있어서, 상기 초기 분계를 생성하는 단계는 사용자가 상기 초기 분계를 수작업으로 정의하는 단계를 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서, 상기 초기 분계를 생성하는 단계는 자동 또는 반자동 세그먼트화 알고리즘으로 상기 초기 분계를 생성하는 단계를 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 8**

제 7 항에 있어서, 상기 자동 세그먼트화 알고리즘은 상기 목표물의 사전(prior) 모델들 및 상기 목표물이 제공되면 이미지의 확률 모델을 바탕으로 목표물의 지식을 이용하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 9**

제 7 항에 있어서, 상기 세그먼트화 알고리즘은 사후(posterior) 분포를 최대화하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 10**

제 9 항에 있어서, 샘플들은 상기 사후 분포로부터 생성되는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 11**

제 1 항에 있어서, 상기 목표 측정값의 적어도 하나의 통계치를 계산하는 단계는,  
 평균 목표물 측정값을 얻기 위하여 상기 대안적 분계들의 목표 측정값들을 평균화하는 단계;  
 상기 목표 측정값의 표준 편차, 변위치들(quantiles), 및 신뢰도 간격들을 계산하는 단계; 및  
 상기 계산된 목표 측정값에 대해 통계치 검사를 수행하는 단계를 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 12**

제 11 항에 있어서, 상기 디스플레이 단계는 도면을 디스플레이하는 단계, 수치 값들을 디스플레이하는 단계, 평균 조사량 등선들(isocontours)의 오버레이를 디스플레이하는 단계, 최소 조사량 등선을 디스플레이하는 단계, 및 상기 적어도 하나의 통계치에 대한 최대 조사량 등선을 디스플레이하는 단계 중 적어도 하나를 포함하는, 방사선 요법 치료 계획 방법.

**청구항 13**

제 1 항에 따른 방법을 수행하기 위한 처리기를 제어하도록 프로그램된 컴퓨터 처리기 또는 매체.

**청구항 14**

제 1 항에 따른 각각의 단계들을 수행하기 위한 수단을 포함하는 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 15**

방사선 요법 계획 장치에 있어서,  
 환자에 대한 방사선 요법 계획을 생성할 때 사용하기 위해 환자의 진단(diagnostic) 이미지들을 저장하기 위한 계획 이미지 데이터 메모리(14);  
 관심 영역들의 이전에 구성된 모델들을 포함하는 모델 데이터베이스(22);  
 상기 환자 이미지들 및 상기 관심 영역의 적어도 하나의 모델을 바탕으로 방사선 요법 계획을 구성하는 방사선 요법 계획 처리기(20); 및  
 상기 방사선 요법 계획 장치의 사용자에게 상기 방사선 요법 계획의 적어도 하나의 측면을 디스플레이하기 위한 디스플레이(54)를 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서, 상기 방사선 요법 계획 처리기(20)는 상기 목표물의 분계들을 생성하기 위해 상기 계획 이미지 데이터 메모리(14)로부터 상기 진단 이미지들을 세그먼트화하는 세그먼트화 처리기(24)를 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 17**

제 16 항에 있어서, 상기 세그먼트화 처리기(24)는 베이저안 세그먼트화(Bayesian segmentation) 프레임워크 내에서 세그먼트화 동작을 수행하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 18**

제 16 항에 있어서, 상기 방사선 요법 계획 처리기(20)는 상기 방사선 요법 계획의 적어도 하나의 측면의 통계치들을 계산하기 위해 사용된 대안적 세그먼트화들을 생성하는 확률 모델 생성기(28)를 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 19**

제 16 항에 있어서, 상기 방사선 요법 계획 처리기(20)는 상기 세그먼트화들이 제공되면 계획에 사용된 상기 진단 이미지들의 변화를 기술하는 확률 모델을 생성하는 확률 모델 처리기(34)를 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 20**

제 19 항에 있어서, 상기 방사선 요법 계획 처리기(20)는 주어진 사전 모델 및 주어진 확률 모델로부터 확률 모델을 생성하는 확률 모델 생성기(28)를 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 21**

제 20 항에 있어서, 상기 방사선 요법 계획 처리기(20)는 상기 세그먼트화 처리시 불확실성을 설명하기 위해 상기 확률 모델로부터 샘플들을 생성하는 샘플 생성기(32)를 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 22**

제 21 항에 있어서, 상기 방사선 요법 계획 처리기(20)는 상기 목표물의 각각의 처리된 분계를 저장하는 세그먼트화 메모리(34)를 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 23**

제 22 항에 있어서, 상기 통계치 처리기(47)는 상기 세그먼트화 메모리(34)에 저장된 모든 처리된 분계들로부터 상기 목표 측정값의 통계치를 생성하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 24**

제 15 항에 있어서, 상기 방사선 요법 계획 처리기(20)는 기관 움직임 에러, 설정 에러, 환자 위치결정 에러, 방사선 산란 에러, 및 전달 에러 중 적어도 하나를 설명하는 에러 설명 처리기(33)를 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 25**

제 15 항에 있어서, 상기 디스플레이(54)는 사용자에게 상기 방사선 요법 계획 처리기(20)에 의해 생성된 상기 목표 측정값의 통계치를 디스플레이하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 26**

제 15 항에 있어서, 상기 방사선 요법 계획에 사용하기 위한 혼합(hybrid) 이미지들을 형성하기 위해 다른 진단 이미지들을 결합하는 이미지 결합 처리기(16)를 추가로 포함하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 27**

제 26 항에 있어서, 상기 확률 모델 처리기(31)는 상기 이미지들의 결합으로 인한 에러들을 설명하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 28**

제 26 항에 있어서, 상기 이미지 결합 처리기(16)는 PET 및 CT 이미지들을 결합하는, 방사선 요법 계획 장치.

**청구항 29**

중양 치료 방법에 있어서,

초기에 상기 목표 구조를 세그먼트화하여, 상기 목표 구조물의 윤곽을 정의하는 단계;

상기 목표 구조물의 상기 초기 세그먼트화로부터 초기 치료 계획을 계산하는 단계;

상기 세그먼트화된 목표 구조의 각각의 부분에 대해 목표 측정값을 계산하는 단계;

상기 전체 목표 구조물의 평균 목표 측정값의 통계치들을 계산하는 단계;

사용자에게 상기 초기 치료 계획의 승인을 요구하는 단계; 및

상기 승인된 계획으로 상기 목표 구조물을 치료하는 단계를 포함하는, 중양 치료 방법.

**청구항 30**

제 29 항에 있어서, 보다 실행 가능한 치료 계획을 형성하기 위하여 상기 계산된 통계치들의 관점에서 상기 초기 치료 계획을 적응시키는 단계를 추가로 포함하는, 종양 치료 방법.

**명세서**

**기술분야**

[0001] 본 출원은 방사선 요법 치료 기술들에 관한 것이다. 본 출원은 방사선 치료법들의 계획에 특정 애플리케이션을 발견하고 거기에 대한 특정 참조로 기술될 것이다. 그러나, 본 출원이 진단 이미징(diagnostic imaging) 계획과 관련된 다른 치료 애플리케이션들의 용도 또한 발견되는 것이 이해된다.

**배경기술**

[0002] 방사선 치료시, 방사선 빔은 복수의 방향들로부터 종양 또는 다른 목표물에 포커싱된다. 이상적으로, 상기 빔은 주변 중요 조직들 조사를 회피하거나 최소로 조사하면서 선택된 방사선 조사량으로 전체 목표물을 조사할 것이다. 가능한 한 이상에 가깝도록 방사선 치료 세션을 계획하기 위해, 3D 진단 이미지가 생성 및 세그먼트화된다. 즉 목표물의 윤곽 및 경계들, 중요 주변 조직, 뼈들 또는 다른 조밀한 방사선 흡수 구조들은 결정 및 분계(delineate)된다.

[0003] 방사선 치료(방사선 요법) 계획에서 수동 윤곽 묘사는 지루하고 예러가 발생하기 쉽다. 방사선 요법 계획 측면들의 자동화는 이 분야의 이전 작업에 의해 도시된 바와 같이 바람직하다. 몬테 카를로(Monte Carlo) 기술들은 강도 변조된 방사선 치료시 조사량 측정을 위한 기술에서 공지되었다. 예를 들어 Fix, M. "Monte Carlo Models for Dosimetry in Photon Beam Radiotherapy", Dissertation 2001, ETHZ, Zuerich를 참조하자. 세그먼트화를 위한 샘플링 알고리즘들은 컴퓨터 비전 분야에서 공지되었다. 예를 들어 Isard, M. and Blake, A. "Condensation - Conditional Density Propagation for Visual Tracking", International Journal of Computer Vision, vol 28(1) pp5-28을 참조하자. 기능 파라미터들(심장)의 불확실성을 분석하기 위한 샘플링 알고리즘들의 사용이 또한 제안되었다. 예를 들어, international publication WO 2005/071615A1, to J. Senegas, "Stochastic Analysis of Cardiac Function"을 참조하자. 정확한 자동 및/또는 반자동 세그먼트화 알고리즘들의 개발을 위해 많은 노력들이 들었다. 그러나, 윤곽을 묘사하는데 얼마만큼의 정확도가 필요하고 분계의 약간의 변형들이 얼마나 많이 계획에 영향을 미치는지는 불명확하다. 결과적으로, 세그먼트화(분계)시 불확실성은 주어진 계획으로부터 유도된 측정값들을 평가하기 위해 전파되어야 한다.

[0004] 비록 목표 기관들(organs)의 완전한 분계가 가능하더라도, 치료 동안 기관 움직임(호흡과 같은)으로 인한 에러들, 설정 에러들(예를 들어, 치료를 위한 환자 위치 결정), 조사량 계산(예를 들어, 하운스필드(Hounsfield) 값들 또는 조사량을 계산하기 위해 요구된 추가의 환자 또는 방사선 치료 장치에 종속된 파라미터들의 에러들), 및 전달 부정확성은 계획을 평가하기 위하여 고려될 필요가 있다. 다음에서, 본 출원의 상세한 설명들은 분계 불확실성들에 집중하지만, 상기된 불확실성들은 유사한 방식으로 해결될 수 있다.

[0005] 방사선 요법의 치료 계획들은 상기 계획의 조사량 분포, 예를 들어 누적 조사량 체적 히스토그램들(dose volume histograms: DVHs), 등조사량(isodose) 곡선, 조사량 분포 통계값들, 및 등등으로부터 유도된 다른 측정값들을 살펴봄으로써 평가된다. 그러나, 이들 측정값들은 윤곽 묘사의 불확실성들 및 부정확성들을 무시한다. 그러므로, 측정값, 예를 들어 목표 계획 체적에서 최소 조사량은 상기 계획이 바탕인 본래 윤곽의 작은 변화만으로 크게 변화할 수 있다. 이런 변화는 방사선 종양학자 또는 다른 임상 또는 건강관리 제공자에게 보고된 측정값에 반영되지 않을 수 있다. 자동 세그먼트화 알고리즘들의 현재 진행중인 개선으로도, 상기 언급된 효과들로 인한 잔류 불확실성들은 여전히 치료 계획 품질에 영향을 미칠 수 있다. 치료 계획의 평가는 결국 치료 계획을 개선하기 위해 이들 불확실성들을 반영할 필요가 있다.

**발명의 상세한 설명**

[0006] 본 출원은 상기된 문제들 및 다른 것들을 극복하는 방사선 치료 계획을 위한 새롭고 개선된 방법 및 장치를 제공한다.

[0007] 한 측면에 따라, 방사선 요법 치료 계획이 제공된다. 환자 내의 목표 구조의 초기 분계가 생성된다. 최적 방사선 치료 계획은 목표물의 초기 분계로부터 생성된다. 최적 방사선 요법 계획의 복수의 대안적 분계들이 생성된다. 조사량 체적 히스토그램과 같은 목표물 측정값은 각각의 대안적 세그먼트화(계획을 고정하면서)를 위해 형성된다. 평균 및 표준 편차와 같은 목표 측정값의 통계치들은 대안적 분계의 목표 측정값들로부터 계산된다.

목표 측정 통계치들은 사용자에게 디스플레이된다.

- [0008] 또 다른 측면에 따라, 방사선 요법 계획 장치가 제공된다. 계획 이미지 데이터 메모리는 환자에 대한 방사선 요법 계획을 생성하는데 사용하기 위해 환자의 진단 이미지들을 저장한다. 모델 데이터베이스는 관심 영역들의 미리 구성된 모델들, 예를 들어 기관들의 통계적 형태 모델들을 포함한다. 방사선 요법 계획 처리기는 환자의 이미지들 및 관심 영역의 적어도 하나의 모델을 바탕으로 방사선 요법 계획을 구성한다. 마지막으로, 디스플레이는 방사선 요법 계획 장치의 사용자에게 방사선 요법 계획의 적어도 하나의 측면을 디스플레이한다. 장치는 치료 계획을 최적화하기 위하여 새로운 최적화 기준을 제공한다. 예를 들어, 사용자는 두 개의 계획들을 준비할 수 있고 평균적으로 가장 우수하게 수행하거나, 최소 최악의 결과를 갖거나, 또는 최상 90% 신뢰도 간격을 갖는 것을 선호할 것이다.
- [0009] 또 다른 측면에 따라, 중앙 치료 방법이 제공된다. 목표 구조는 처음에 세그먼트화하여 목표 구조의 윤곽을 정의한다. 초기 치료 계획은 목표 구조의 초기 세그먼트화로부터 계산된다. 목표 측정값은 세그먼트화된 목표 구조의 각각의 부분에 대하여 계산된다. 목표 측정값의 통계치들은 전체 목표 구조에 대해 계산된다. 사용자에게 초기 치료 계획의 승인이 요구된다. 계획이 승인된 후, 목표 구조는 승인된 계획에 따라 치료된다.
- [0010] 하나의 장점은 방사선 요법 계획들의 개선된 평가이다.
- [0011] 또 다른 장점은 조직 윤곽 묘사 및 방사선 요법에서 정량화된 불확실성이다.
- [0012] 또 다른 장점은 방사선 치료 계획에서 변화성을 평가하기 위해 세그먼트화 불확실성을 전과하는데 있다.
- [0013] 본 발명의 다른 장점들은 다음 상세한 설명을 읽고 이해하는 당업자에게 인식될 것이다.
- [0014] 본 발명은 다양한 구성요소들 및 구성요소들의 배열들 형태, 및 다양한 단계들 및 단계들의 배열들 형태를 가질 수 있다. 도면들은 단지 바람직한 실시예들을 도시하기 위한 것이고 본 발명을 제한하는 것으로 해석되지 않는다.

**실시예**

- [0018] 조사량 분포 측정값들의 확률 분포들을 계산함으로써, 방사선 요법 계획은 조직 윤곽 묘사, 조직 움직임, 환자 위치결정, 및 전달 부정확성으로 인한 조사량 분포 및 조사량 분포 계산의 고유 불확실성을 설명할 수 있다. 이것은 계획 평가 및 비교를 상당히 개선시킨다. 예를 들어, 목표 체적의 최소 조사량이 50±10 그레이(gray) (평균±표준 편차)인 계획은 목표 체적의 최소 조사량이 48±2 그레이인 계획보다 나쁠 것이다. 즉, 나중 계획으로 목표가 적어도 45 그레이로 히트할 확률이 더 높다. 게다가, 상기 분석은 자동 세그먼트화 알고리즘들에 대한 요구조건들(예를 들어, 정밀도에 관련하여)에 관한 중요 정보를 제공한다.
- [0019] 방사선 요법이 환자를 위해 규정될 때, 통상적으로 환자는 몇주 정도 연장된 시간 범위에 걸쳐 정기적으로(예를 들어, 매일) 관리되는 많은 방사선 조사량을 수신한다. 치료는 따라서 몇몇 이유들로 인해 분포된다. 하나의 이유는 장기간에 걸쳐 조사량을 분포함으로써 건강한 조직에 시스템 쇼크 및 부차적인 손상을 감소시키기 위한 것이다. 부가적으로, 이것은 죽은 목표 세포들을 물질 대사시키기 위한 기회를 몸체 제공하여, 나머지 목표 세포들에 방사선을 보다 잘 노출시킨다. 치료 세션 동안, 환자는 방사선 치료 장치의 목표 영역에 배치된다. 이 장치는 때때로 선형 가속기 또는 "linac"라고 지칭된다. 방사선 치료 장치에 관련하여 환자의 위치는 주어진 정확도까지만 공지되었다. 게다가, 위치 결정 후 환자 및/또는 목표 기관들의 움직임이 가능하다. 결과적으로, 목표 기관에 전달되는 조사량은 최적 계산된 조사량과 다를 수 있다. 예를 들어, 좌-우 방향으로 호흡하게 움직이는 종양에 대해, 전방-후방 빔을 사용한 치료는 측방 빔으로 치료하는 것보다 목표 커버리지(coverage)를 나쁘게 할 수 있다. 이런 잘못된 원인은 예를 들어 등록된 4D CT 이미지들을 바탕으로 호흡 움직임을 모델링하기 때문일 수 있다. 상기 장치는 통상적으로 x선 빔을 관리하지만, 다른 형태의 고 에너지, 이온화 및 관통 방사선 또는 가속화된 입자들이 진단에 따라 감마선들, 전자들, 알파 입자들, 양자들, 및 등등처럼 적당할 수 있다. 방사선 방사기는 환자에 대해 넓은 호형의 접근 각도들을 방사기에 제공하기 위하여 이동 가능한 받침대 상에 장착된다. 환자 지지 플랫폼은 바람직하게 무선 투명 재료로 구성되어 선형 가속기는 위에서는 물론이고 환자 아래로부터도 치료를 관리할 수 있다.
- [0020] 방사선 요법 치료 동안, 목표물에 대한 몇몇 접근 각도들이 사용된다. 이것은 치료 세션 동안 환자에 대해 관리될 총 조사량이 목표물을 교차하는 몇몇 접근 경로들 상에 분포되게 한다. 이것은 접근 경로들을 따라 건강한 조직에 대해 부차적인 손상을 최소화하면서 목표물에 관리된 방사선을 최대화한다. 환자의 특정 요구들에 따라, 방사선 방사기는 특정 기하구조로 방사선 빔을 제한하거나, 상기 빔을 몇몇 보다 작은 "빔렛들

(beamlets)"로 분할하는 환자 특정 시준기(collimator)로 시준될 수 있다. 다른 시준기는 목표물의 크기 및 형태 및 임의의 인접한 방사선 민감 조직들에 따라 각각의 모습이 목표물의 약간 다른 프로파일 모습을 가질 수 있기 때문에 각각의 접근 각도에 대해 사용될 수 있다. 방사선 방출에 사용된 각도들의 잔류 에러들은 조사량 분포시 부정확성을 유도한다.

[0021] 도 1을 참조하여, 방사선 치료가 환자에게 공급되기 전에, 환자는 우선 환자의 특정 병에 대한 가장 바람직한 치료 전략을 나타내는 계획 처리를 받는다. 방사선 요법 계획은 통상적으로 실제 방사선 요법 장치와 다른 분리된 위치에서 행해진다. 이것은 방사선 요법 장치가 연속적으로 동작하게 하여, 환자 처리율을 증가시킨다. 방사선 요법 계획은 통상적으로 방사선 요법 기계의 실제 위치에서 떨어진 분리된 이미지화실에서 행해진다. 그러나, 적응적 계획은 또한 이미 수립된 방사선 요법 계획을 미세 조절시킬 때 사용된다. 환자에 대한 계획이 생성된 후이지만, 방사선 치료가 실제로 시작하기 전, 환자는 물리적으로 치료실로 옮겨진다. 이것은 일반적으로 편리성을 위해 제 1 스케줄된 치료 바로 전에 발생한다. 영역의 하나 또는 그 이상의 저전력 투사 이미지들은 선형 가속기에 배치된 환자에 대해 취해진다. 이들 이미지들은 방사선 요법 계획을 검증하고, 환자의 위치 결정의 소소한 차이들, 계획 이후 환자의 해부 분석(anatomy)시 소소한 변화들, 및 등등을 설명하기 위한 방사선 요법 계획에 대한 소소한 조절들을 수행하게 하기 위해 사용된다. 유사하게, 방사선 요법 계획은 치료가 진행되는 동안 적용될 수 있다. 예를 들어, 조사된 종양은 종종 방사선 요법 치료 과정을 통해 수축한다. 치료를 통해 주기적으로 취해진 투사 이미지들은 치료의 성공을 검증하고, 아마도 종양의 새로운 형태를 바탕으로 빔 폭 또는 형태를 변경하기 위해 사용될 수 있다.

[0022] 통상적으로, 하나 또는 그 이상의 이미지화 방식(예를 들어, CT, x선, MRI, PET)(10)은 계획 처리시 사용된 지지대(12) 상에서 환자의 이미지들을 생성하기 위해 사용된다. 빈번하게, 하나 이상의 방식이 사용되고, 결합 이미지들은 방사선 계획을 세우기 위해 사용된다. 이들 방식들은 계획실에 물리적으로 배치될 수 있지만, 또한 그들 자체 지정실들에 배치될 수도 있다. 예를 들어, CT 스캐너는 물리적으로 계획실에 있을 수 있지만, 만약 방사선 종양학자가 계획을 돕기 위한 다른 방식들로부터 부가적인 이미지들을 원하면, 이들 이미지들은 다른 곳에서 얻어질 수 있다. 계획 이미지들은 필요할 때까지 계획 이미지 메모리(14)에 저장될 수 있다. 선택적으로, 다른 방식들로부터의 이미지들은 혼합(hybrid) 이미지들을 생성하기 위하여 이미지 결합 처리기(16)에 의해 합병될 수 있다. PET/CT 결합 이미지는 혼합 이미지의 일레이지만, 복수의 결합들이 가능하다는 것이 이해된다. 종종, 이미지들의 결합은 등록 알고리즘들에 의해 구현되고, 이것은 에러들을 유발하기 쉽다. 혼합 이미지들은 복수의 방식들의 장점들이 주변 조직과 대조하여 보다 명확한 목표물을 형성할 수 있기 때문에 종양 계획에 사용하는데 종종 바람직하다. 목표물이 사전-치료 계획에서 보다 잘 정의될수록, 윤곽은 보다 정확하게 결정될 수 있고, 치료 계획은 조사량, 빔 기하구조, 접근 경로들, 등등에 관련하여 보다 정밀하게 될 수 있다.

[0023] 계획 이미지들은 그 다음 방사선 요법 계획 처리기(20)에 의해 분석된다. 최종 결과는 종양학자가 적용할 수 있는 것으로서 승인, 변형, 또는 거절할 수 있는 치료 계획을 방사선 종양학자에게 제공한다. 방사선 요법 계획 처리기(20)의 보다 상세한 논의는 아래에 뒤따른다.

[0024] 일단 종양학자가 치료 계획을 결정하면, 상기 계획은 미리 생성되고 윤곽 묘사된 이미지들을 사용하거나 환자의 한세트의 보충 이미지들을 통해 검증될 수 있다. 환자는 방사선 치료 장치 또는 시뮬레이터에 배치된다. 감소된 전력으로 동작하여, 방사선 빔은 각각의 제안된 각도로 투사된다. 검출기는 섀도우그램(shadowgram), 즉 각각의 제안된 빔 각도를 따라서, 메가 전자 볼트(mega electron volt:MeV) 이미지 또는 투사 이미지를 생성하기 위해 환자의 다른 측면에 배치된다. 이런 섀도우그램은 빔 각도들 및 단면들에 대해 미세 조절들을 수행하기 위해 사용된다. 각도들 및 단면들은 후속 치료 세션들에 사용하기 위해 표시된다. 섀도우그램들은 검증 및 미세 조절을 위해 각각의 치료 세션 이전 또는 동안 사용될 수 있다.

[0025] 세그먼트화된 기관에 전달된 조사량이 결정될 수 있다. 그러나 목표물에 전달된 조사량의 정확도는 목표물 윤곽이 세그먼트화되는 정확도에 따른다. 게다가, 전달된 조사량의 정확도는 치료 동안 기관 움직임, 조사 동안 환자의 실제 위치, 및 방사선 시스템의 전달 정확성에 의해 영향을 받는다. 또한 하운스필드 값들과 같은 조사량 계산 시스템에 의해 사용된 다른 입력 파라미터들의 정확도에 따른다. 조사량 분포들로부터 유도된 측정값들에 대한 확률 밀도들을 산출하는 것은 바람직하다. 확률 밀도들은 기관 윤곽 묘사 불확실성 및 다른 상기된 불확실성들로 인한 변화성을 반영한다. 조사량 분포 측정들의 통계치들은 확률 밀도들로부터 계산될 수 있다. 계산 가능한 통계치들은 평균 및 표준 편차, 조사량의 변위치들(quantile)(1%, 5%, 중간, 95%, 99%), 조사량의 신뢰도 간격들, 및 등등을 포함한다. 이들 밀도들은 도면들 또는 숫자들로써 가시화될 수 있다. 이들 밀도들은 진단 이미지들 상에 겹쳐 놓인 컬러 맵들(color maps)로서 가시화될 수 있다. 치료 계획의 확률 밀도들을

계산하기 위해, 세그먼트화 처리기(24)는 우선 계획 이미지들을 세그먼트화한다. 세그먼트화는 분계된 윤곽들의 불확실성이 윤곽의 사전(prior) 모델(예를 들어, 기관 모델) 및 계획 이미지 자체의 확률 모델(관찰 모델)에 의해 기술된 베이저안 세그먼트화(Bayesian segmentation) 프레임워크 내에서 바람직하게 수행된다. 가능한 세그먼트화 프레임워크들은 McNutt 등에 의한 미국 특허 6,735,277 및 Kaus 등에 의한 공동 계류중인 예비 출원 60/807,531에 기술된다. 이들 기관 모델들 및 확률 모델들은 모델 데이터베이스(22)에 저장될 수 있고 세그먼트화 처리기(24)에 의해 필요할 때 검색하여 수취된다.

[0026] 계획 이미지들이 세그먼트화된 후, 치료 계획은 계획 계산 처리기(25)에 의해 계산되고, 목표 측정, 예를 들어 조사량 체적 히스토그램은 목표 측정 처리기(26)에 의해 생성된다. 자동 세그먼트화를 위한 현재 방법들은 일반적으로 베이저안 세그먼트화 프레임워크 내에서 확률 모델들을 이용한다. 일반적으로, 세그먼트들의 정확성이 증가할 때, 결과적 조사량의 목표 측정값들은 또한 신뢰도를 개선시킬 것이다. 이런 프레임워크에서, 세그먼트화를 위해 사용된 계획 이미지들이 제공된 세그먼트화된 기관의 확률 모델은 바람직하다. 따라서, 베이스 프레임워크, 사전 및 확률 모델들을 사용하여, 확률 모델 생성기(28)는 확률 모델을 생성한다. 이런 확률 모델은 또한 사후(posterior) 확률이라고 지칭된다. 기관/종양/목표물 체적에 관한 지식은 예를 들어 모델 데이터베이스(24)를 기초로 사전 모델 처리기(30)에 의해 유도될 수 있는 세그먼트화된 형태의 사전 모델에 내장된다. 게다가, 세그먼트 형태가 제공된 관찰(이미지) 확률 모델은 확률 모델 처리기(31)에 의해 형성된다. 만약 여러 방식들로부터의 이미지들이 계획에 사용되면, 확률 모델은 모든 이용 가능한 이미지들을 고려하고, 등록 에러들과 같은 이미지들의 결합으로 인한 에러들을 설명할 수 있다. 사전 모델 및 확률 모델은 사후 확률 모델을 형성하기 위해 결합된다.

[0027] 다음, 샘플 생성기(32)는 이전에 생성된 확률 모델로부터 샘플들을 생성한다. 이것은 세그먼트화에 관한 고유 불확실성이 직접 고려되는 것을 보장한다. 샘플 생성기(32)에 의해 생성된 각각의 샘플은 가능한 세그먼트화로서 이해될 수 있다. 즉, 세그먼트화가 실제 조건들을 나타낼 무시할 수 없는 확률이 있다. 중요성 샘플링(importance sampling) 또는 마르코프 체인들(Markov Chains)과 같은 다른 방법들은 확률 모델에 따른 샘플을 생성하기 위해 사용될 수 있다. Doucet, et al., "Sequential Monte Carlo in Practice" Springer, 2001; and Gilks et al., "Markov Chains Monte Carlo in Practice, Chapman and Hall, 1996을 참조하자. 예를 들어, 중요성 샘플링 시, 샘플들은 사전 모델로부터 직접 샘플링되고 확률 모델에 따라 가중(weighting)된다. 게다가, 생성된 샘플은 방사선 산란, 움직임, 설정 에러들, 조사량 측정, 및 전달 부정확성들과 같은 추가 에러들을 고려하도록 변형될 수 있다. 이것은 에러 설명 처리기(33)에 의해 수행된다. 예를 들어, 환자 위치 결정 및/또는 변위 및 기관 움직임으로 인한 에러들은 랜덤 이동, 회전, 및 등등 같은 랜덤 교란(random perturbation)을 각각의 샘플에 부가함으로써 고려될 수 있다. 이런 랜덤 혼란은 에러 설명 처리기의 일부인 확률 모델에 의해 기술될 수 있다. 각각 생성된 세그먼트화는 세그먼트화 메모리(34)에 저장된다. 각각의 생성된 샘플에 대해, 목표 측정값(예를 들어, 조사량 체적 히스토그램(DVH)의 변위치들)은 목표 측정 처리기(26)에 의해 계산된다. 이것은 목표 측정값의 샘플을 산출한다. 조사량 전달 또는 조사량 계산의 불확실성들은 이런 단계 동안 설명될 수 있다. 이것은 하운스필드 값들 또는 방사선 방사를 위한 접근 각도들과 같은 각각 관련된 파라미터들의 정밀도를 기술하는 확률 모델을 사용하여 행해질 수 있다. 파라미터의 확률 모델을 따르는 값들이 생성되고, 각각의 이들 값들에 대해, 현재 샘플에 대한 대응 조사량 분포는 계산된다. 조사량 분포로부터, 목표 측정값의 샘플이 유도된다. 마지막으로, 목표 측정값의 모든 샘플들은 통계치 처리기(47)에 다시 공급되고 히스토그램(또는 임의의 다른 통계치 디스크립터(descriptor))는 이에 따라 계산된다. 이것은 몬테 카를로 적분으로서 공지되었다. 이런 히스토그램 또는 다른 디스크립터는 세그먼트화의 불확실성으로 인한 목표 측정값의 변화성을 반영한다. 이런 디스크립터는 디스플레이 장치(54) 상에서 사용자에게 디스플레이될 수 있다.

[0028] 이하 도 2를 참조하면, 방사선 요법 계획은 흐름도를 참조하여 기술될 것이다. 목표물(40)(즉, 종양, 위험한 기관, 또는 등등)의 초기 분계가 얻어진다. 바람직하게, 이것은 상술된 세그먼트화 단계들을 수행하는 알고리즘을 사용하는 것과 같이 자동적으로 수행되지만, 대안적으로 포인팅 장치로 손에 의해 영역을 그리는 임상의에 의해 수작업으로 행해질 수 있다. 이런 초기 윤곽 묘사로부터, 최적 방사선 요법 계획은 적당한 계획 소프트웨어를 사용하여 계산된다(42). 그 다음, 상술된 확률 모델을 사용하여, 대안적인 세그먼트화의 앙상블(ensemble)이 생성된다(44). 각각의 샘플은 확률과 연관된다. 샘플링은 윤곽들의 초기 자동 분계로부터 수행될 수 있다. 방사선 산란, 움직임, 설정 에러들, 조사량 측정, 및 전달 부정확성들과 같은 추가 에러들은 참조 부호(45)에서 설명된다. 이것은 에러 설명 처리기(33)에 의해 수행되어, 그에 따라 샘플을 변형한다. 각각의 샘플에 대해, DVH 같은 임의의 적당한 목표 측정값은 초기 방사선 요법 계획을 기초로 계산된다(46). 목표 측정값의 샘플들의 앙상블로부터, 이런 측정값을 특성화하는 적당한 통계치들은 평균 목표 측정치(48), 및 목표



측정치의 신뢰도 간격들과 같이 통계치 처리기(47)에 의해 계산된다. 목표 기관의 최소 조사량이 주어진 레벨 이하에 있을 확률이 평가될 수 있거나, 또는 위험 기관의 최대 조사량이 주어진 임계값(50) 이상에 있을 확률이 평가될 수 있다. 이런 부가적인 정보는 결국 디스플레이(54) 상에서 그래픽 방식(52)으로 임상자에게 제공된다.

[0029] 이런 정보의 한 예시적인 디스플레이는 도 3에 표현된다. 두 개의 곡선들이 임상자에게 제공된다. 제 1 곡선(60)은 최소 조사량, 즉 현재 방사선 요법 계획에 따라 목표 영역이 수신할 방사선의 최소 량을 나타낸다. 제 2 곡선(62)은 목표 영역이 수신할 방사선의 최대 량을 나타낸다. 상기 곡선들은 진단 이미지들에서 기관 윤곽 묘사로 인해 가능한 부정확성들 및 에러 설명 처리기(33)에 의해 분석된 추가 부정확성들을 고려한다. 사용자에게의 출력은 도 3의 곡선들 형태일 수 있거나, 기관들의 진단 이미지 상에 놓여진 조사량 분포 통계치들의 이미지, 또는 등등일 수 있다. 목표 구조의 누적 조사량 체적 히스토그램이 최소 및 최대 곡선들(60,62) 사이일 것이라는 것이 바람직하다. 임상자는 계획이 수용 가능한지를 이들 통계치들을 바탕으로 결정할 수 있다. 게다가, 다른 계획들은 통계치 가설 검사들을 바탕으로 비교될 수 있다. 예를 들어, 임상자는 계획의 특정 측면들을 약간 변경하는 것으로부터 결과되는 통계치 차이들을 조사할 수 있다. 임상자는 선택된 궤적, 접근 각도들, 기관 윤곽 묘사 방법, 및 등등을 조절할 수 있다. 이들 성분들을 가변시킴으로써, 통계적인 조사량 확률들은 또한 약간 변화할 것이다. 계획에서 미세 조절을 검토함으로써, 통계적 가설들은 대안적인 계획들 사이에서 임상자가 선택하는 것을 도울 수 있다. 예를 들어, 임상자는 하나의 계획이 다른 계획보다 크게 우수할지(보다 안전하고, 보다 효과적이고, 보다 효율적이고, 및 등등) 통계적으로 평가할 수 있다.

[0030] 대안에서, 치료 계획은 생성된 윤곽들에 따라 적용될 수 있다. 치료 계획이 초기 세그먼트화로부터 계산되고, 계획 실행 가능성(viability)이 평가된 후, 피드백 루프는 보다 낮은 변화성을 가진 치료 계획을 계산/선택하기 위해 통합될 수 있다. 또한, 생성된 샘플들은 시플레이트된 어닐링(annealing) 방식으로 치료 계획 최적화를 위해 사용될 수 있다.

[0031] 방사선 요법 계획을 수립하는 전체 처리가 바람직하게 자동화되었지만, 계획의 승인은 방사선 종양학자 또는 다른 건강 보호 전문가에 의한다. 종양학자는 계획을 수용하고, 계획을 변형하거나, 계획을 거절할 수 있다. 계산들이 기본적인 진단 이미지들에 크게 좌우되면, 종양학자는 보다 만족스러운 방사선 요법 계획을 생성하기 위해 환자의 새로운 이미지들을 얻기를 원할 수 있다.

[0032] 본 발명은 바람직한 실시예들을 참조하여 기술되었다. 상기 상세한 설명을 읽고 이해한 사람들은 변형들 및 대안들을 만들 수 있다. 본 발명은 모든 변형들 및 대안들이 첨부된 청구항들 또는 그 등가물들의 범위 내에 있는 한, 상기 변형들 및 대안들을 포함하는 것으로 구성되고자 의도된다.

**도면의 간단한 설명**

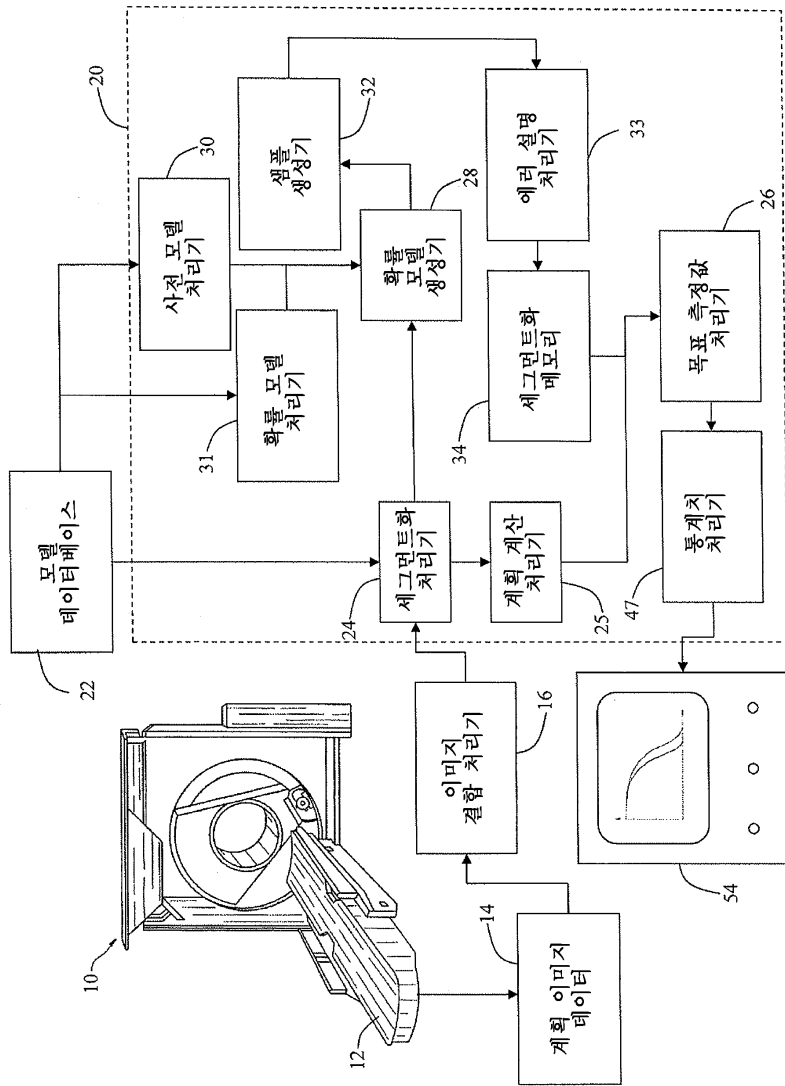
[0015] 도 1은 본 출원에 따른 방사선 치료 계획 장치의 개략도이다.

[0016] 도 2는 본 출원에 따른 방사선 요법 계획 생성 단계들의 흐름도이다.

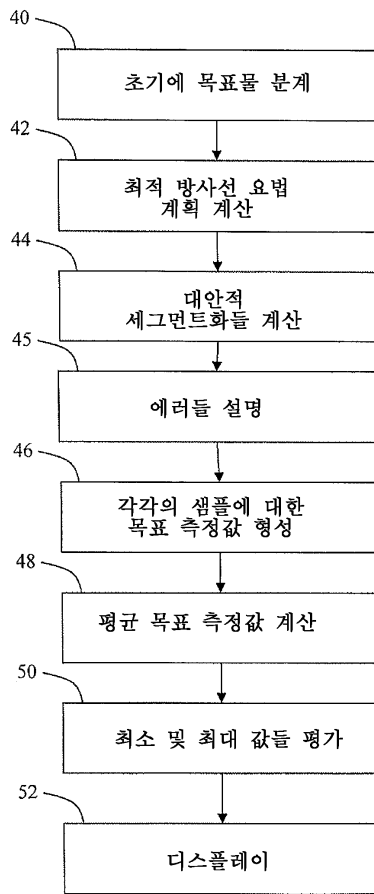
[0017] 도 3은 한 예시적인 히스토그램 범위 디스플레이이다.

도면

도면1



도면2



도면3

