



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0072718  
(43) 공개일자 2022년06월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61N 5/10 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61N 5/1075 (2013.01)

A61N 5/1015 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2021-0091049

(22) 출원일자 2021년07월12일

심사청구일자 2021년07월12일

(30) 우선권주장

1020200160078 2020년11월25일 대한민국(KR)

(71) 출원인

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

이호

서울특별시 강남구 언주로 211(도곡동)

이익재

서울특별시 강남구 언주로 211(도곡동)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인우인

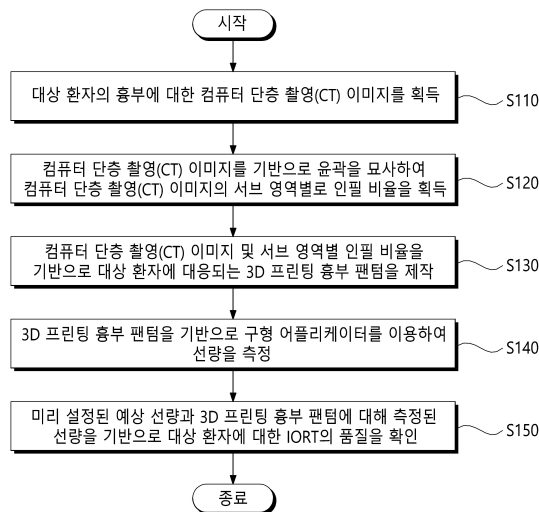
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법 및 장치는, IORT(intraoperative radiotherapy)를 위해 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증(quality assurance, QA)을 수행함으로써, 유방암(breast cancer) 등에 대한 IORT와 관련하여 환자별 품질 보증(patient-specific quality assurance, PSQA)의 유용성을 검증할 수 있다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

**A61N 5/1016** (2013.01)

**A61N 5/103** (2013.01)

**A61N 2005/1076** (2013.01)

(72) 발명자

**최연호**

서울특별시 강남구 언주로 211(도곡동)

**박광우**

서울특별시 서대문구 연희로24길 16, 101호(연희동, 연공아트빌라)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345312599
과제번호	2019R1I1A1A01062157
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	과학기술분야 기초연구사업
연구과제명	딥 콘빔형 전산화 단층촬영 영상 생성을 위한 핵심 기술 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	연세대학교 산학협력단
연구기간	2019.06.01 ~ 2022.05.31

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

대상 환자의 흉부에 대한 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT) 이미지를 획득하는 단계;

상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지를 기반으로 윤곽(contour)을 묘사(delineation)하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하는 단계;

상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 상기 서브 영역별 상기 인필 비율(infill ratio)을 기반으로 상기 대상 환자에 대응되는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하는 단계;

상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 기반으로 구형 어플리케이터(spherical applicator)를 이용하여 선량을 측정하는 단계; 및

미리 설정된 예상 선량과 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀에 대해 측정된 선량을 기반으로 상기 대상 환자에 대한 IORT(intraoperative radiotherapy)의 품질을 확인하는 단계;

를 포함하는 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법.

#### 청구항 2

제1항에서,

상기 3D 프린팅 흉부 팬텀 제작 단계는,

상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 형성하고자 하는 가상 객체(virtual object)를 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 획득하는 단계;

상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 상기 가상 객체를 기반으로 STL(stereo lithography) 형식의 3D 객체를 획득하는 단계;

상기 3D 객체를 기반으로 구조를 3D 렌더링하여 3D 렌더링 데이터를 획득하고, 상기 3D 렌더링 데이터를 복수개의 섹션(section)으로 분할하는 단계;

상기 서브 영역별 상기 인필 비율(infill ratio)을 이용하여 복수개의 섹션으로 분할된 상기 3D 렌더링 데이터를 기반으로 3D 프린팅 장치를 통해 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하는 단계;

를 포함하는 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법.

#### 청구항 3

제2항에서,

상기 섹션 분할 단계는,

상기 구형 어플리케이터가 삽입될 위치, 표면 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치 및 깊이 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치를 기반으로 상기 3D 렌더링 데이터를 상기 복수개의 섹션으로 분할하는 것으로 이루어지는,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법.

#### 청구항 4

제3항에서,

상기 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치는, 상기 구형 어플리케이터가 삽입되는 구형상의 아래 수평면에 상기 제1 선량 측정 필름이 위치되도록 결정되고,

상기 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치는, 상기 수평면의 하부에 위치한 수직면에 상기 제2 선량 측정 필름이

위치되도록 결정되는,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법.

#### 청구항 5

제1항에서,

상기 인필 비율 획득 단계는,

인필 비율(infill ratio)과 하운스필드 단위(Hounsfield unit, HU) 값 사이의 상관관계를 나타내는 미리 설정된 변환 테이블을 이용하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 상기 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하는 것으로 이루어지는,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법.

#### 청구항 6

제5항에서,

상기 인필 비율 획득 단계는,

상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 시드 영역(seeded region)을 획득하는 단계;

상기 시드 영역을 이용하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 배경(background) 영역을 획득하는 단계;

상기 시드 영역의 하운스필드 단위(HU) 값을 이용하여 인버스(inverse)된 상기 시드 영역을 획득하는 단계;

상호 정보량(mutual information, MI) 기반 가중치가 적용된 비국부 전역 변형(non-local total variation, NLTV)의 목적 함수를 이용하여 인버스(inverse)된 상기 시드 영역을 보정하는 단계;

보정된 상기 시드 영역에 상기 배경 영역을 추가하는 단계;

상기 배경 영역이 추가된 상기 시드 영역을 기반으로 K-평균 군집화(K-means clustering)를 수행하여 복수개의 상기 서브 영역을 획득하는 단계; 및

복수개의 상기 서브 영역 각각에 대해 하운스필드 단위(HU) 평균값을 획득하고, 상기 변환 테이블을 이용하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 상기 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하는 단계;

를 포함하는 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법.

#### 청구항 7

제6항에서,

상기 목적 함수는,

인버스(inverse)된 상기 시드 영역의 복셀과 고정 패치(stationary patch)에 대한 검색 세트(search set)에 포함된 비국부 패치(non-local patch)의 복셀 간의 가중치를 이용하며,

상기 가중치는,

엔트로피(entropy)를 통해 획득되는 하나의 복셀에 대한 통계적 척도 값, 및 상기 하나의 복셀에 대해 공간적으로 인코딩된 벡터를 포함하는,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법.

#### 청구항 8

제1항에서,

상기 서브 영역은,

폐(lung) 영역 및 연조직(soft tissue) 영역 중 하나인,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법.

## 청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 기재된 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위하여 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

## 청구항 10

IORT(intraoperative radiotherapy)를 위해 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증을 수행하는 환자별 품질 보증 장치로서,

상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증을 수행하기 위한 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리; 및

상기 메모리에 저장된 상기 하나 이상의 프로그램에 따라 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증을 수행하기 위한 동작을 수행하는 하나 이상의 프로세서;

를 포함하고,

상기 프로세서는,

대상 환자의 흉부에 대한 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT) 이미지를 획득하고,

상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지를 기반으로 윤곽(contour)을 묘사(delineation)하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하며,

상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 상기 서브 영역별 상기 인필 비율(infill ratio)을 기반으로 상기 대상 환자에 대응되는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하고,

상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 기반으로 구형 어플리케이터(spherical applicator)를 이용하여 선량을 측정하며,

미리 설정된 예상 선량과 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀에 대해 측정된 선량을 기반으로 상기 대상 환자에 대한 IORT(intraoperative radiotherapy)의 품질을 확인하는,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치.

## 청구항 11

제10항에서,

상기 프로세서는,

상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 형성하고자 하는 가상 객체(virtual object)를 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 획득하고,

상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 상기 가상 객체를 기반으로 STL(stereo lithography) 형식의 3D 객체를 획득하며,

상기 3D 객체를 기반으로 구조를 3D 렌더링하여 3D 렌더링 데이터를 획득하고, 상기 3D 렌더링 데이터를 복수개의 섹션(section)으로 분할하며,

상기 서브 영역별 상기 인필 비율(infill ratio)을 이용하여 복수개의 섹션으로 분할된 상기 3D 렌더링 데이터를 기반으로 3D 프린팅 장치를 통해 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하는,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치.

## 청구항 12

제11항에서,

상기 프로세서는,

상기 구형 어플리케이터가 삽입될 위치, 표면 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치 및 깊이 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치를 기반으로 상기 3D 렌더링 데이터를 상기 복수개의 섹션으로 분할하는,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치.

### 청구항 13

제10항에서,

상기 프로세서는,

인필 비율(infill ratio)과 하운스필드 단위(Hounsfield unit, HU) 값 사이의 상관관계를 나타내는 미리 설정된 변환 테이블을 이용하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 상기 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하는,

IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001] 본 발명은 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법 및 장치에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 IORT(intraoperative radiotherapy)의 안전성과 치료의 정확성을 보증하기 위한, 방법 및 장치에 관한 것이다.

#### 배경 기술

[0002] 수술중 방사선 치료(intraoperative radiotherapy, IORT)는 수술 중 종양 주변에 고도로 국부화된 방사선의 단일 분획 선량(single-fraction dose)이 직접 전달된다. IORT는 전체 생존 측면에서 체외 방사선 치료(external-beam radiation therapy, EBRT)보다 열등하지 않다. 수술 결과에 따라 제거되는 종양의 양이 다르기 때문에 전처리 계획(pretreatment planning) 및 전달 품질 보증(delivery quality assurance, DQA)이 제한된다.

[0003] 이에, 유방암(breast cancer) 등에 대한 IORT와 관련하여 환자별 품질 보증(patient-specific quality assurance, PSQA)의 유용성에 대한 검증이 필요하다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0004] 본 발명이 이루고자 하는 목적은, IORT(intraoperative radiotherapy)를 위해 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증(quality assurance, QA)을 수행하는, IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법 및 장치를 제공하는 데 있다.

[0005] 본 발명의 명시되지 않은 또 다른 목적들은 하기의 상세한 설명 및 그 효과로부터 용이하게 추론할 수 있는 범위 내에서 추가적으로 고려될 수 있다.

#### 과제의 해결 수단

[0006] 상기의 목적을 달성하기 위한 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법은, 대상 환자의 흉부에 대한 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT) 이미지를 획득하는 단계; 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지를 기반으로 윤곽(contour)을 묘사(delineation)하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하는 단계; 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 상기 서브 영역별 상기 인필 비율(infill ratio)을 기반으로 상기 대상 환자에 대응되는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하는 단계; 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 기반으로 구형 어플리케이터(spherical applicator)를 이용하여 선량을 측정하는 단계; 및 미리 설정된 예상 선량과 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀에 대해 측정된 선량을 기반으로 상기 대상 환자에 대한 IORT(intraoperative radiotherapy)의 품질을 확인하는 단계;를 포함한다.

[0007] 여기서, 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀 제작 단계는, 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 형성하고자 하는 가상 객체(virtual object)를 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 획득하는 단계; 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지

및 상기 가상 객체를 기반으로 STL(stereo lithography) 형식의 3D 객체를 획득하는 단계; 상기 3D 객체를 기반으로 구조를 3D 렌더링하여 3D 렌더링 데이터를 획득하고, 상기 3D 렌더링 데이터를 복수개의 섹션(section)으로 분할하는 단계; 상기 서브 영역별 상기 인필 비율(infill ratio)을 이용하여 복수개의 섹션으로 분할된 상기 3D 렌더링 데이터를 기반으로 3D 프린팅 장치를 통해 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0008] 여기서, 상기 섹션 분할 단계는, 상기 구형 어플리케이션이 삽입될 위치, 표면 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치 및 깊이 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치를 기반으로 상기 3D 렌더링 데이터를 상기 복수개의 섹션으로 분할하는 것으로 이루어질 수 있다.

[0009] 여기서, 상기 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치는, 상기 구형 어플리케이션이 삽입되는 구형상의 아래 수평면에 상기 제1 선량 측정 필름이 위치되도록 결정되고, 상기 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치는, 상기 수평면의 하부에 위치한 수직면에 상기 제2 선량 측정 필름이 위치되도록 결정될 수 있다.

[0010] 여기서, 상기 인필 비율 획득 단계는, 인필 비율(infill ratio)과 하운스필드 단위(Hounsfield unit, HU) 값 사이의 상관관계를 나타내는 미리 설정된 변환 테이블을 이용하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 상기 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하는 것으로 이루어질 수 있다.

[0011] 여기서, 상기 인필 비율 획득 단계는, 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 시드 영역(seeded region)을 획득하는 단계; 상기 시드 영역을 이용하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 배경(background) 영역을 획득하는 단계; 상기 시드 영역의 하운스필드 단위(HU) 값을 이용하여 인버스(inverse)된 상기 시드 영역을 획득하는 단계; 상호 정보량(mutual information, MI) 기반 가중치가 적용된 비국부 전역 변형(non-local total variation, NLTV)의 목적 함수를 이용하여 인버스(inverse)된 상기 시드 영역을 보정하는 단계; 보정된 상기 시드 영역에 상기 배경 영역을 추가하는 단계; 상기 배경 영역이 추가된 상기 시드 영역을 기반으로 K-평균 군집화(K-means clustering)를 수행하여 복수개의 상기 서브 영역을 획득하는 단계; 및 복수개의 상기 서브 영역 각각에 대해 하운스필드 단위(HU) 평균값을 획득하고, 상기 변환 테이블을 이용하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 상기 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0012] 여기서, 상기 목적 함수는, 인버스(inverse)된 상기 시드 영역의 복셀과 고정 패치(stationary patch)에 대한 검색 세트(search set)에 포함된 비국부 패치(non-local patch)의 복셀 간의 가중치를 이용하며, 상기 가중치는, 엔트로피(entropy)를 통해 획득되는 하나의 복셀에 대한 통계적 척도 값, 및 상기 하나의 복셀에 대해 공간적으로 인코딩된 팩터를 포함할 수 있다.

[0013] 여기서, 상기 서브 영역은, 폐(lung) 영역 및 연조직(soft tissue) 영역 중 하나일 수 있다.

[0015] 상기의 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 저장되어 상기한 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법 중 어느 하나를 컴퓨터에서 실행시킨다.

[0017] 상기의 목적을 달성하기 위한 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치는, IORT(intraoperative radiotherapy)를 위해 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증을 수행하는 환자별 품질 보증 장치로서, 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증을 수행하기 위한 하나 이상의 프로그램을 저장하는 메모리; 및 상기 메모리에 저장된 상기 하나 이상의 프로그램에 따라 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증을 수행하기 위한 동작을 수행하는 하나 이상의 프로세서;를 포함하고, 상기 프로세서는, 대상 환자의 흉부에 대한 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT) 이미지를 획득하고, 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지를 기반으로 윤곽(contour)을 묘사(delineation)하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득하며, 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 상기 서브 영역별 상기 인필 비율(infill ratio)을 기반으로 상기 대상 환자에 대응되는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하고, 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 기반으로 구형 어플리케이션(spherical applicator)를 이용하여 선량을 측정하며, 미리 설정된 예상 선량과 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀에 대해 측정된 선량을 기반으로 상기 대상 환자에 대한 IORT(intraoperative radiotherapy)의 품질을 확인한다.

[0018] 여기서, 상기 프로세서는, 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 형성하고자 하는 가상 객체(virtual object)를 상기 컴

퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 획득하고, 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 상기 가상 객체를 기반으로 STL(stereo lithography) 형식의 3D 객체를 획득하며, 상기 3D 객체를 기반으로 구조를 3D 렌더링하여 3D 렌더링 데이터를 획득하고, 상기 3D 렌더링 데이터를 복수개의 섹션(section)으로 분할하며, 상기 서브 영역별 상기 인필 비율(infill ratio)을 이용하여 복수개의 섹션으로 분할된 상기 3D 렌더링 데이터를 기반으로 3D 프린팅 장치를 통해 상기 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작할 수 있다.

[0019] 여기서, 상기 프로세서는, 상기 구형 어플리케이션이 삽입될 위치, 표면 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치 및 깊이 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치를 기반으로 상기 3D 렌더링 데이터를 상기 복수개의 섹션으로 분할할 수 있다.

[0020] 여기서, 상기 프로세서는, 인필 비율(infill ratio)과 하운스필드 단위(Hounsfield unit, HU) 값 사이의 상관 관계를 나타내는 미리 설정된 변환 테이블을 이용하여 상기 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 상기 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득할 수 있다.

### 발명의 효과

[0021] 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법 및 장치에 의하면, IORT(intraoperative radiotherapy)를 위해 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증(quality assurance, QA)을 수행함으로써, 유방암(breast cancer) 등에 대한 IORT와 관련하여 환자별 품질 보증(patient-specific quality assurance, PSQA)의 유용성을 검증할 수 있다.

[0022] 본 발명의 효과들은 이상에서 언급한 효과들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

### 도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치를 설명하기 위한 블록도이다.

도 2는 도 1에 도시한 환자별 품질 보증 장치의 세부 구성을 설명하기 위한 블록도이다.

도 3은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 4는 도 3에 도시한 인필 비율 획득 단계의 세부 단계를 설명하기 위한 흐름도이다.

도 5는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 복수개의 서브 영역을 획득하는 과정의 일례를 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 도 5에 도시한 복수개의 서브 영역 각각에 대한 인필 비율을 획득하는 과정의 일례를 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 도 3에 도시한 3D 프린팅 흉부 팬텀 제작 단계의 세부 단계를 설명하기 위한 흐름도이다.

도 8은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 3D 프린팅 흉부 팬텀의 제작 과정의 일례를 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 도 8에 도시한 복수개의 섹션 획득 과정의 일례를 설명하기 위한 도면이다.

도 10은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 상호 정보량 기반 비국부 전역 변형 저감화의 슈도코드(pseudo-code)의 일례를 나타내는 도면이다.

도 11은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법의 성능을 설명하기 위한 도면으로, 환자별 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 측정된 선량과 예상 선량을 비교한 결과를 나타낸다.

도 12는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법의 성능을 설명하기 위한 도면으로, 환자별 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 측정된 표면 선량과 깊이 선량을 나타낸다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용



- [0024] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.
- [0025] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또한, 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [0026] 본 명세서에서 "제1", "제2" 등의 용어는 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하기 위한 것으로, 이들 용어들에 의해 권리범위가 한정되어서는 아니 된다. 예컨대, 제1 구성 요소는 제2 구성 요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성 요소도 제1 구성 요소로 명명될 수 있다.
- [0027] 본 명세서에서 각 단계들에 있어 식별부호(예컨대, a, b, c 등)는 설명의 편의를 위하여 사용되는 것으로 식별 부호는 각 단계들의 순서를 설명하는 것이 아니며, 각 단계들은 문맥상 명백하게 특정 순서를 기재하지 않는 이상 명기된 순서와 다르게 일어날 수 있다. 즉, 각 단계들은 명기된 순서와 동일하게 일어날 수도 있고 실질적으로 동시에 수행될 수도 있으며 반대의 순서대로 수행될 수도 있다.
- [0028] 본 명세서에서, "가진다", "가질 수 있다", "포함한다" 또는 "포함할 수 있다" 등의 표현은 해당 특징(예컨대, 수치, 기능, 동작, 또는 부품 등의 구성 요소)의 존재를 가리키며, 추가적인 특징의 존재를 배제하지 않는다.
- [0031] 이하에서 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법 및 장치의 바람직한 실시예에 대해 상세하게 설명한다.
- [0033] 먼저, 도 1 및 도 2를 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치에 대하여 설명한다.
- [0034] 도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치를 설명하기 위한 블록도이고, 도 2는 도 1에 도시한 환자별 품질 보증 장치의 세부 구성을 설명하기 위한 블록도이다.
- [0035] 도 1을 참조하면, 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 장치(이하 '환자별 품질 보증 장치'라 한다)(100)는 IORT(intraoperative radiotherapy)를 위해 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증(quality assurance, QA)을 수행할 수 있다.
- [0036] 예컨대, 대상 환자의 유방암(breast cancer)에 대한 IORT의 안정성과 치료의 정확성을 보증하기 위해, 환자별 품질 보증 장치(100)는 대상 환자에 대한 3D 프린팅 흉부 팬텀을 3D 프린팅 장치(200)를 통해 제작하고, 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 품질 보증을 수행할 수 있다.
- [0038] 이를 위해, 환자별 품질 보증 장치(100)는 하나 이상의 프로세서(110), 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130) 및 통신 버스(150)를 포함할 수 있다.
- [0039] 프로세서(110)는 환자별 품질 보증 장치(100)가 동작하도록 제어할 수 있다. 예컨대, 프로세서(110)는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)에 저장된 하나 이상의 프로그램(131)을 실행할 수 있다. 하나 이상의 프로그램(131)은 하나 이상의 컴퓨터 실행 가능 명령어를 포함할 수 있으며, 컴퓨터 실행 가능 명령어는 프로세서(110)에 의해 실행되는 경우 환자별 품질 보증 장치(100)로 하여금 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증을 수행하기 위한 동작을 수행하도록 구성될 수 있다.
- [0040] 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 환자별 품질 보증을 수행하기 위한 컴퓨

터 실행 가능 명령어 내지 프로그램 코드, 프로그램 데이터 및/또는 다른 적합한 형태의 정보를 저장하도록 구성된다. 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)에 저장된 프로그램(131)은 프로세서(110)에 의해 실행 가능한 명령어의 집합을 포함한다. 일 실시예에서, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)는 메모리(랜덤 액세스 메모리와 같은 휘발성 메모리, 비휘발성 메모리, 또는 이들의 적절한 조합), 하나 이상의 자기 디스크 저장 디바이스들, 광학 디스크 저장 디바이스들, 플래시 메모리 디바이스들, 그 밖에 환자별 품질 보증 장치(100)에 의해 액세스되고 원하는 정보를 저장할 수 있는 다른 형태의 저장 매체, 또는 이들의 적합한 조합일 수 있다.

[0041] 통신 버스(150)는 프로세서(110), 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체(130)를 포함하여 환자별 품질 보증 장치(100)의 다른 다양한 컴포넌트들을 상호 연결한다.

[0042] 환자별 품질 보증 장치(100)는 또한 하나 이상의 입출력 장치를 위한 인터페이스를 제공하는 하나 이상의 입출력 인터페이스(170) 및 하나 이상의 통신 인터페이스(190)를 포함할 수 있다. 입출력 인터페이스(170) 및 통신 인터페이스(190)는 통신 버스(150)에 연결된다. 입출력 장치(도시하지 않음)는 입출력 인터페이스(170)를 통해 환자별 품질 보증 장치(100)의 다른 컴포넌트들에 연결될 수 있다. 3D 프린팅 장치(200)는 통신 인터페이스(190)를 통해 환자별 품질 보증 장치(100)와 연결되어, 각종 데이터를 송수신할 수 있다.

[0045] 그러면, 도 3 내지 도 10을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법에 대하여 설명한다.

[0046] 3D 프린팅 흉부 팬텀을 기반으로 환자별 품질을 보증하는 과정

[0047] 도 3은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

[0048] 도 3을 참조하면, 환자별 품질 보증 장치(100)의 프로세서(110)는 대상 환자의 흉부에 대한 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT) 이미지를 획득할 수 있다(S110).

[0049] 이때, 환자별 품질 보증 장치(100)는 의료용 디지털 영상 및 통신 표준(digital imaging and communications in medicine, DICOM) 형식의 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지를 획득할 수 있다.

[0051] 그런 다음, 프로세서(110)는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지를 기반으로 윤곽(contour)을 묘사(delineation)하여 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득할 수 있다(S120).

[0052] 여기서, 서브 영역은 폐(lung) 영역 및 연조직(soft tissue) 영역 중 하나일 수 있다.

[0053] 즉, 프로세서(110)는 미리 설정된 변환 테이블을 이용하여 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득할 수 있다.

[0054] 여기서, 변환 테이블은 인필 비율(infill ratio)과 하운스필드 단위(Hounsfield unit, HU) 값 사이의 상관관계를 나타낼 수 있다. 그리고, 물-등가 팬텀(water-equivalent phantom)을 이용하여 IORT(INTRABEAM 시스템 등)의 제조사 스펙(spec) 데이터를 검증하고, 그 결과를 이용하여 변환 테이블을 검증할 수 있다.

[0056] 그런 다음, 프로세서(110)는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 서브 영역별 인필 비율(infill ratio)을 기반으로 대상 환자에 대응되는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 3D 프린팅 장치(200)를 통해 제작할 수 있다(S130).

[0058] 그런 다음, 프로세서(110)는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 기반으로 구형 어플리케이터(spherical applicator)를 이용하여 선량을 측정할 수 있다(S140).

[0059] 여기서, 구형 어플리케이터는 35mm 구형 어플리케이터 등이 이용될 수 있다.

[0061] 이후, 프로세서(110)는 미리 설정된 예상 선량과 3D 프린팅 흉부 팬텀에 대해 측정된 선량을 기반으로 대상 환

자에 대한 IORT의 품질을 확인할 수 있다(S150).

[0063] 서브 영역별 인필 비율을 획득하는 과정

[0064] 도 4는 도 3에 도시한 인필 비율 획득 단계의 세부 단계를 설명하기 위한 흐름도이고, 도 5는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 복수개의 서브 영역을 획득하는 과정의 일례를 설명하기 위한 도면이며, 도 6은 도 5에 도시한 복수개의 서브 영역 각각에 대한 인필 비율을 획득하는 과정의 일례를 설명하기 위한 도면이다.

[0065] 도 4를 참조하면, 프로세서(110)는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 시드 영역(seeded region)을 획득할 수 있다(S121).

[0066] 여기서, 시드 영역은 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 대상 환자의 흉부에 대응되는 영역을 나타낸다. 예컨대, 도 5에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 대상 환자의 흉부에 해당하는 부분인 시드 영역을 획득할 수 있다.

[0068] 그런 다음, 프로세서(110)는 시드 영역을 이용하여 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 배경(background) 영역을 획득할 수 있다(S122).

[0069] 여기서, 배경 영역은 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 대상 환자의 흉부에 해당하지 않는 영역을 나타낸다. 예컨대, 도 5에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 시드 영역을 제거하여 배경 영역을 획득할 수 있다. 즉, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지는 대상 환자의 흉부에 해당하는 부분인 시드 영역과 그외의 부분인 배경 영역으로 이루어질 수 있다.

[0071] 그런 다음, 프로세서(110)는 시드 영역의 하우스필드 단위(HU) 값을 이용하여 인버스(inverse)된 시드 영역을 획득할 수 있다(S123).

[0072] 예컨대, 도 5에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 시드 영역의 각 픽셀의 하우스필드 단위(HU) 값을 역변환 값으로 대체하여 인버스(inverse)된 시드 영역을 획득할 수 있다.

[0074] 그런 다음, 프로세서(110)는 상호 정보량(mutual information, MI) 기반 가중치가 적용된 비국부 전역 변형(non-local total variation, NLTV)의 목적 함수를 이용하여 인버스(inverse)된 시드 영역을 보정할 수 있다(S124).

[0075] 여기서, 목적 함수는 인버스(inverse)된 시드 영역의 복셀과 고정 패치(stationary patch)에 대한 검색 세트(search set)에 포함된 비국부 패치(non-local patch)의 복셀 간의 가중치를 이용할 수 있다. 가중치는 엔트로피(entropy)를 통해 획득되는 하나의 복셀에 대한 통계적 척도 값, 및 하나의 복셀에 대해 공간적으로 인코딩된 팩터를 포함할 수 있다. 본 발명에 따른 상호 정보량(MI) 기반 가중치가 적용된 비국부 전역 변형(NLTV)을 이용하여 인버스(inverse)된 시드 영역을 저감화하는 과정에 대해서는 이하 자세하게 설명한다.

[0077] 그런 다음, 프로세서(110)는 보정된 시드 영역에 배경 영역을 추가할 수 있다(S125).

[0078] 예컨대, 도 5에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 상호 정보량(MI) 기반 가중치가 적용된 비국부 전역 변형(NLTV)을 이용하여 보정된 시드 영역에 배경 영역을 추가할 수 있다.

[0080] 그런 다음, 프로세서(110)는 배경 영역이 추가된 시드 영역을 기반으로 K-평균 군집화(K-means clustering)를 수행하여 복수개의 서브 영역을 획득할 수 있다(S126).

[0081] 여기서, K-평균 군집화는 데이터를 K개의 군집(cluster)으로 묶는 알고리즘을 말한다. K-평균 군집화는 "군집의 개수(K) 설정" -> "초기 중심점 설정" -> "데이터를 군집에 할당(배정)" -> "중심점 재설정(갱신)" -> "데이

터를 군집에 재할당(배정)"의 과정을 거쳐 수행되며, "중심점 재설정(갱신)"과 "데이터를 군집에 재할당(배정)"을 중심점의 위치가 더이상 변하지 않을 때까지 반복적으로 수행한다. K-평균 군집화는 종래에 알려진 알고리즘이므로 상세한 설명은 생략한다.

[0082] 예컨대, 도 5에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 배경 영역이 추가된 시드 영역을 대상으로 K-평균 군집화(K=3)를 수행하여 복수개의 서브 영역(연조직 영역, 폐 영역 및 배경 영역)을 획득할 수 있다.

[0084] 이후, 프로세서(110)는 복수개의 서브 영역 각각에 대해 하운스필드 단위(HU) 평균값을 획득하고, 변환 테이블을 이용하여 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지의 서브 영역별로 인필 비율(infill ratio)을 획득할 수 있다(S127).

[0085] 예컨대, 도 6에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 연조직 영역을 구성하는 픽셀들의 하운스필드 단위(HU) 값을 평균하여 연조직 영역에 대한 하운스필드 단위(HU) 평균값을 획득하고, 폐 영역을 구성하는 픽셀들의 하운스필드 단위(HU) 값을 평균하여 폐 영역에 대한 하운스필드 단위(HU) 평균값을 획득할 수 있다. 그리고, 프로세서(110)는 미리 설정된 변환 테이블을 이용하여 연조직 영역에 대한 하운스필드 단위(HU) 평균값에 대응되는 인필 비율(infill ratio)을 획득하고, 미리 설정된 변환 테이블을 이용하여 폐 영역에 대한 하운스필드 단위(HU) 평균값에 대응되는 인필 비율(infill ratio)을 획득할 수 있다.

[0086] 이때, 변환 테이블은 IORT(INTRABEAM 시스템 등)의 종류별로 존재할 수 있다. 이 경우, 프로세서(100)는 IORT(INTRABEAM 시스템 등)의 식별 정보를 통해 대응되는 변환 테이블을 이용하여 서브 영역별 인필 비율(infill ratio)을 획득할 수 있다.

[0088] 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하는 과정

[0089] 도 7은 도 3에 도시한 3D 프린팅 흉부 팬텀 제작 단계의 세부 단계를 설명하기 위한 흐름도이고, 도 8은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 3D 프린팅 흉부 팬텀의 제작 과정의 일례를 설명하기 위한 도면이며, 도 9는 도 8에 도시한 복수개의 섹션 획득 과정의 일례를 설명하기 위한 도면이다.

[0090] 도 7을 참조하면, 프로세서(110)는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 형성하고자 하는 가상 객체(virtual object)를 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 획득할 수 있다(S131).

[0091] 여기서, 가상 객체는 대상 환자의 흉부에서 모사하고자 하는 부분(유방암이 존재하는 부분 등)을 구별할 수 있는 정보를 말한다. 예컨대, 도 8에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하고자 하는 부분(도 8의 사각형 부분)인 가상 객체를 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 획득할 수 있다. 이때, 가상 객체는 화면 상에 표시된 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 전문가(의사 등)의 조작에 의해 지정될 수 있다.

[0093] 그런 다음, 프로세서(110)는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지 및 가상 객체를 기반으로 STL(stereo lithography) 형식의 3D 객체를 획득할 수 있다(S132).

[0094] 여기서, STL 형식은 3D 모델링된 데이터의 표준 포맷(format)의 하나이다.

[0095] 예컨대, 도 8에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지에서 지정된 가상 객체(즉, 흉부 팬텀을 제작하고자 하는 부분)를 STL 형식의 3D 객체로 변환할 수 있다.

[0097] 그런 다음, 프로세서(110)는 3D 객체를 기반으로 구조를 3D 렌더링하여 3D 렌더링 데이터를 획득하고, 3D 렌더링 데이터를 복수개의 섹션(section)으로 분할할 수 있다(S133).

[0098] 여기서, 섹션은 3D 프린팅 장치(200)를 통해 제작되는 단위를 말한다.

[0099] 예컨대, 도 8에 도시된 바와 같이, 프로세서(110)는 STL 형식의 3D 객체를 렌더링(rendering)하여 3D 렌더링 데이터를 획득하고, 3D 렌더링 데이터를 복수개의 섹션으로 분할할 수 있다.

[0100] 이때, 프로세서(110)는 구형 어플리케이션이 삽입될 위치, 표면 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치 및 깊이 상의 선량 분포를 확인하기 위한 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치를 기반으로 3D 렌더링 데이터를 복수개의 섹션으로 분할할 수 있다. 제1 선량 측정 필름과 제2 선량 측정 필름은 EBT3 필름

등일 수 있다.

- [0101] 여기서, 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치는 구형 어플리케이션이 삽입되는 구 형상의 아래 수평면에 제1 선량 측정 필름이 위치되도록 결정될 수 있다. 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치는 수평면(제1 선량 측정 필름이 위치하는 면)의 하부에 위치한 수직면에 제2 선량 측정 필름이 위치되도록 결정될 수 있다.
- [0102] 예컨대, 도 9에 도시된 바와 같이, 제1 선량 측정 필름이 삽입될 위치는 구형 어플리케이션이 삽입되는 구 형상의 바로 아래 수평면에 제1 선량 측정 필름이 삽입될 수 있도록 결정되고, 제2 선량 측정 필름이 삽입될 위치는 수평면(제1 선량 측정 필름이 삽입되는 면)의 바로 하부에 위치한 수직면에 제2 선량 측정 필름이 삽입될 수 있도록 결정될 수 있다. 즉, 구형 어플리케이션이 삽입되는 구 형상의 아래쪽에 "T" 형상으로 제1 선량 측정 필름과 제2 선량 측정 필름이 삽입되게 된다. 이와 같이, 제1 선량 측정 필름과 제2 선량 측정 필름은 표면 선량과 깊이 선량을 측정하기 위해 빔 축에 대해 2개의 평면(수직하는 면 및 평행하는 면)에 배치된다. 다시 설명하면, 구형 어플리케이션이 삽입될 수 있는 영역, 제1 선량 측정 필름이 삽입될 수 있는 영역 및 제2 선량 측정 필름이 삽입될 수 있는 영역을 기반으로 복수개의 섹션(예컨대, 4개의 섹션 등)으로 분할될 수 있다.
- [0104] 이후, 프로세서(110)는 서브 영역별 인필 비율(infill ratio)을 이용하여 복수개의 섹션으로 분할된 3D 렌더링 데이터를 기반으로 3D 프린팅 장치(200)를 통해 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작할 수 있다(S134).
- [0105] 이때, 복수개의 섹션으로 분할된 3D 렌더링 데이터를 기반으로 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작할 때, 프로세서(110)는 복수개의 섹션 각각에서 서브 영역(연조직 영역, 폐 영역 등)별로 대응되는 부분을 구별할 수 있도록 데이터를 3D 프린팅 장치(200)에 제공할 수 있다. 또한, 프로세서(110)는 서브 영역(연조직 영역, 폐 영역 등)별 인필 비율(infill ratio)도 3D 프린팅 장치(200)에 제공할 수 있다. 이에 따라, 3D 프린팅 장치(200)는 3D 렌더링 데이터를 기반으로 섹션별 팬텀을 제작할 때, 서브 영역(연조직 영역, 폐 영역 등)별로 인필 비율(infill ratio)을 다르게 하여 팬텀을 제작할 수 있다.
- [0106] 예컨대, 도 9에 도시된 바와 같이, 3D 렌더링 데이터가 4개의 섹션으로 분할된 경우, 3D 프린팅 장치(100)는 각 섹션별로 팬텀(도 9의 제1 서브 팬텀 내지 제4 서브 팬텀)을 제작하고, 각 섹션별로 제작된 팬텀(도 9의 제1 서브 팬텀 내지 제4 서브 팬텀)을 조립하여 대상 환자에 대응되는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 획득할 수 있다. 즉, 제1 서브 팬텀 내지 제4 서브 팬텀에 구형 어플리케이션, 제1 선량 측정 필름 및 제2 선량 측정 필름을 서브 팬텀에 삽입한 다음, 제1 서브 팬텀 내지 제4 서브 팬텀을 조립하여 대상 환자에 대응되는 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작할 수 있다.
- [0108] 상호 정보량 기반 비국부 전역 변형을 이용하여 저감화하는 과정
- [0109] 도 10은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 상호 정보량 기반 비국부 전역 변형 저감화의 슈도코드(pseudo-code)의 일례를 나타내는 도면이다.
- [0110] 본 발명에 따른 프로세서(110)는 상호 정보량 기반 비국부 전역 변형(MI-NLTV) 저감화 기법을 이용하여 영상의 화질을 개선할 수 있다. 여기서, 영상은 시드 영역을 말한다.
- [0111] 여기서, 상호 정보량(MI)은 두 확률 변수가 서로 어떤 관계를 가지고 있는지 나타내는 정보량을 말한다. 예컨대, 두 확률 변수가 완전히 독립인 경우(사건 A가 발생하는 것이 사건 B가 발생할 확률에 전혀 영향을 주지 않고, 그 역도 마찬가지인 것) 그 값은 0이 된다. 두 확률 변수가 서로 밀접한 관련이 있을 경우(사건 A가 발생할수록 B가 발생할 확률이 높아지는 경우) 그 값이 커지고, 역의 방향으로 관련이 있을 경우(사건 A가 발생할수록 B가 발생할 확률이 낮아지는 경우) 그 값이 작아진다. 그리고, 국부(local) 영역 처리는 현재 보정하고자 하는 대상 복셀과 그 인접 복셀들 간의 관계만을 가지고 현재 대상 복셀을 업데이트하는 방식이다. 반면, 비국부(non-local) 영역 처리는 현재 보정하고자 하는 대상 복셀의 인접 복셀만이 아니라 영상 내 모든 복셀들을 그룹으로 지정해서, 그룹에 포함된 각 복셀들이 대상 복셀과 얼마나 유사한 지에 따라 가중치를 계산하여 현재 대상 복셀을 업데이트하는 방식이다. 이때, 유사도 계산은 대상 복셀을 포함하는 작은 패치 영역과 그룹에 포함된 각 복셀별 작은 패치 영역을 가지고 비교하게 된다. 그룹 복셀의 범위를 영상의 전체 크기로 하면 계산 시간이 오래 걸리기 때문에, 탐색 영역을 정해서 그 안에 포함된 복셀들만을 고려하도록 구현되는 것이 일반적이다.
- [0112] 즉, 프로세서(110)는 상호 정보량(MI) 기반 가중치가 적용된 비국부 전역 변형(NLTV)의 목적 함수를 이용하여



인버스(inverse)된 시드 영역을 보정할 수 있다. 이하, 영상은 시드 영역을 나타낸다.

- [0113] 여기서, 상호 정보량 기반 비국부 전역 변형(MI-NLTV)의 목적 함수는 영상의 복셀(voxel)과 고정 패치(stationary patch)에 대한 검색 세트(search set)에 포함된 비국부 패치(non-local patch)의 복셀 간의 가중치를 이용할 수 있다.
- [0114] 즉, 가중치는 엔트로피(entropy)를 통해 획득되는 하나의 복셀에 대한 통계적 척도 값, 및 하나의 복셀에 대해 공간적으로 인코딩된 팩터를 포함할 수 있다.
- [0115] 여기서, 통계적 척도 값은 고정 패치에 대한 한계 엔트로피(marginal entropy)를 나타내는 제1 엔트로피, 비국부 패치에 대한 한계 엔트로피를 나타내는 제2 엔트로피 및 고정 패치와 비국부 패치에 대한 한계 엔트로피를 나타내는 제3 엔트로피를 기반으로 획득될 수 있다. 즉, 제1 엔트로피는 고정 패치의 한계 확률 분포(marginal probability distribution)를 기반으로 획득되고, 제2 엔트로피는 비국부 패치의 한계 확률 분포를 기반으로 획득되며, 제3 엔트로피는 고정 패치와 비국부 패치의 조인트 확률 분포(joint probability distribution)를 기반으로 획득될 수 있다. 이때, 제1 엔트로피, 제2 엔트로피 및 제3 엔트로피를 획득하기 위해 이용되는 확률 분포는 고정 패치와 비국부 패치에서 해당 픽셀들의 강도(intensity) 간의 관계를 고려하기 위해 사용되는 조인트 히스토그램(joint histogram)을 이용하여 획득될 수 있다. 조인트 히스토그램은 조인트 히스토그램의 각 축의 최대값이 미리 설정된 값과 같도록 조정된 비닝 크기(binning size)에 따라 각 패치의 강도 값(intensity value)을 스케일링(scaling)하는 것에 의해 획득될 수 있다.
- [0116] 그리고, 공간적으로 인코딩된 팩터는 정규화 팩터 및 미리 설정된 스케일링 팩터를 포함할 수 있다. 이때, 정규화 팩터는 영상의 각 복셀에서 강도(intensity)를 누적하는 것에 의해 획득된 누적 분포 함수 히스토그램(cumulative distribution function histogram)을 기반으로 설정될 수 있다.
- [0117] 본 발명에 따른 상호 정보량 기반 비국부 전역 변형(MI-NLTV)을 이용한 저감화 과정에 대해서는 이하 보다 자세하게 설명한다.
- [0118] 본 발명은 상호 정보량(MI)의 조합을 기반으로 하는 새로운 유형의 비국부 전역 변형(NLTV), 즉 상호 정보량 기반 비국부 전역 변형(MI-NLTV)을 제안한다. 본 발명은 고정 패치(stationary patch)와 비국부 패치(non-local patch)의 해당 빈(bin) 간의 유사성 계산에 대한 통계적 척도를 기반으로 한다. 가중치는 해당 고정 패치와 비국부 패치의 엔트로피 사이의 상호 정보량(MI) 값을 포함하는 통계적 척도 측면에서 결정될 수 있다. MI-NLTV의 목적 함수는 실제 구조와 노이즈 간의 차이를 늘리기 위해 적응적 경사 하강(steepest gradient descent) 최적화를 기반으로 최소화될 수 있다. 이 최소화 프로세스는 영상에 남아있는 미세한 구조와 세부사항을 너무 많이 잃지 않고 노이즈 픽셀을 정리할 수 있다.
- [0119] 즉, 비국부 패치 간의 유사성을 결정하는 것에 의해 눈에 띄는 특징과 원하지 않은 노이즈 간의 신호 차이를 향상시키기 위해, 가중치가 적용된 전역 변형 저감화 프로세스가 영상에 적용된다.  $\Phi_{i,j}$ 가 각 패치의 중심점에 의해 영향을 받는 영역일 때, 고정 패치(stationary patch)의 상태는 검색 세트(search set)에 포함된 비국부 패치로 통계적 척도를 계산하는 것에 의해 결정된다. MI는 해당 강도 간의 선형 관계를 필요로 하지 않는 영상 매칭의 메트릭(metric)으로 사용된다. 고정 패치와 비국부 패치가 매칭되지 않으면, MI는 낮은 값을 가지게 된다. 눈에 띄는 특징없이 노이즈-손상된 픽셀을 포함하는 패턴을 가지는 고정 패치는 높은 엔트로피 영역으로 간주된다. 따라서 스무딩 상태(smoothing state)일 가능성이 높다. 반대로, 보존 상태가 될 영역은 낮은 엔트로피와 높은 MI 값을 가지는 패치일 수 있다. 또한, MI 값은 각 패치의 한계 엔트로피의 양보다 작거나 같다. 이러한 특성을 고려하여, 통계적 척도  $M(\Phi_{i,j})$ 는 아래의 [수학식 1]과 같이 정의된다.

### 수학식 1

$$M(\Phi_{i,j}) = \frac{MI(I_A, I_B^\Omega)}{H(I_A)}$$

[0120]

- [0121] 여기서,  $I_A$ 는 고정 패치 내의 영역을 나타내고, 비국부 패치  $I_B$ 에 대한 검색 세트는  $\Omega$ 로 정의된다.  $I_B^\Omega$ 는 고정 패치에 해당하는 검색 세트에 포함된 모든 비국부 패치를 의미한다.

[0122] 그리고,  $MI(I_A, I_B^\Omega)$ 는 아래의 [수학식 2]와 같이 정의된다.

### 수학식 2

$$[0123] \quad MI(I_A, I_B^\Omega) = H(I_A) + H(I_B^\Omega) - H(I_A, I_B^\Omega)$$

[0124] 여기서,  $H(I_A)$  및  $H(I_B^\Omega)$ 는 각각 고정 패치와 비국부 패치의 한계 엔트로피를 나타낸다. 이 엔트로피들은 아래의 [수학식 3] ~ [수학식 5]와 같이 정의된다.

### 수학식 3

$$[0125] \quad H(I_A) = - \sum_{i \in I_A} p_i \log_2 p_i$$

### 수학식 4

$$[0126] \quad H(I_B^\Omega) = - \sum_{i \in I_B^\Omega} p_i \log_2 p_i$$

### 수학식 5

$$[0127] \quad H(I_A, I_B^\Omega) = - \sum_{i \in I_A} \sum_{j \in I_B^\Omega} p_{ij} \log_2 p_{ij}$$

[0128] 여기서,  $p_i$  및  $p_{i,j}$ 는 각각  $I_A$ 와  $I_B^\Omega$ 의 한계 확률 분포(marginal probability distribution) 및 조인트 확률 분포(joint probability distribution)이다. 이 엔트로피들을 계산하는데 필요한 확률 분포의 경우, 조인트 히스토그램(joint histogram)은 2개의 고정 패치 및 비국부 패치에서 해당 픽셀의 강도 간의 관계를 고려하기 위해 사용된다. 조인트 히스토그램은 조인트 히스토그램의 각 축의 최대 값이 특정 값과 같도록 조정된 비닝 크기(binning size)에 따라 각 패치의 강도 값을 스케일링하는 것에 의해 획득된다.

[0129]  $M(\Phi_{i,j})$ 을 기반으로 하는 다른 가중치를 가지는 패널티(penalty)는 아래의 [수학식 6]과 같이 표현된다.

### 수학식 6

$$[0130] \quad w_j = \exp(- (V_j/\tau)^p M(\Phi_{i,j}))$$

[0131] 여기서, 인덱스  $i$ 는 비국부 패치의 인덱스를 나타낸다. 인덱스  $j$ 는 영상 내의 복셀의 인덱스를 나타내고,  $V_j$ 는  $j$ 번째 복셀을 나타낸다.  $w_j$ 는 현재 복셀  $j$ 와  $\Omega$  내의 복셀 간의 가중치를 나타낸다. 패치 크기는 단위 분산(unit variance)를 가지는  $((2a+1) \times (2a+1))$ 으로 정의되고,  $a$ 는 2로 설정하여 본 발명의 실시예에 따른 패치 크기는  $5 \times 5$ 일 수 있다. 비국부 검색 영역은 단위 분산을 가지는  $21 \times 21$ 일 수 있다.  $(V_j/\tau)^p$ 는 2개의 하이퍼파라미터  $\tau$  및  $p$ 를 가지는  $j$ 번째 복셀에 대해 공간적으로 인코딩된 팩터이다. 역할은 명암(contrast)을 유지하기 위해 고 강도 영역에서 가중치 평균 효과(weighted averaging effect)를 줄이는 것이다. 국부 필터링 파라미터  $\tau$ 는  $V_j/\tau$  비율이 1을 초과하는 것을 보장하기 위한 정규화 팩터이다. 이는 영상의 각 복셀에서 강도를 누적하는 것에 의해 생성된 누적 분포 함수 히스토그램의 90%로 설정될 수 있다. 파라미터  $p$ (본 발명의 실시

예에서는,  $\rho=10$ )는 더 높은 강도를 위해 더 작은 가중치를 보장하기 위한 스케일링 팩터이다.

[0132] 아래의 [수학식 7]에서 가중치가 적용된 TV 목적 함수를 최소화하는 것은 비국부 패치에 비해 높은 명암을 가지는 에지들이 보존되고 낮은 명암을 가지는 노이즈 복셀들이 스무딩하게되는 것을 나타낸다.

### 수학식 7

$$[0133] \quad R(V) = \sum_j R(V_j) = \sum_j w_j D(V_j)$$

[0134]여기서,  $D(V_j)$ 는 아래의 [수학식 9]와 같다.

### 수학식 8

$$[0135] \quad D(V_j) = \sqrt{(V_{(x,y)} - V_{(x-1,y)})^2 + (V_{(x,y)} - V_{(x,y-1)})^2}$$

[0136]여기서,  $V_{(x,y)}$ 는 2차원 좌표  $(x,y)$ 에서의 복셀이다. 가중치가 적용된 TV 목적 함수는 아래의 [수학식 9] ~ [수학식 10]과 같이 표현되는 적응형 스텝 크기(step size)를 가지는 적응적 경사 하강(steepest gradient descent) 방법을 기반으로 최소화된다.

### 수학식 9

$$[0137] \quad V_j^{t+1} = V_j^t - \lambda \nabla R(V_j) / |\nabla R(V)|$$

### 수학식 10

$$[0138] \quad \lambda = \gamma \sqrt{\sum_j (V_j^t)^2}$$

[0139]여기서,  $\lambda$ 는 스텝 크기를 조절하는 적응형 파라미터로, 반복 단계의 진행에 따라 스무딩 정도(smoothing degree)가 감소된다. 각 단계에서 업데이트된 모든 복셀의 제곱근(square root)을 사용하여,  $\lambda$ 는 반복 횟수가 증가함에 따라 점점 작은 값으로 적용된다. 갑작스러운 변경으로 인한 국부 최소화를 피하기 위해, 스케일링 파라미터  $\gamma$ 가 사용되며, 초기 값은 1.0으로 설정될 수 있다.

[0140]현재 반복 단계의  $R(V)$ 가 이전 단계의  $R(V)$ 보다 크면, 이 값은 상수 값( $r_{red}=0.8$ )을 곱하는 것에 의해 선형적으로 감소된다.  $\nabla R(V)$ 는  $j$ 번째 인덱싱된 픽셀에서 목적 함수  $R(V)$ 의 경사(gradient)이다. 모든 픽셀에서 계산된 경사(gradient)의 RSS(root-sum-square)  $|\nabla R(V)|$ 는 정규화된 경사(gradient) 계산에 필요하다. 명확하게는 아래의 [수학식 11] ~ [수학식 12]와 같다.

### 수학식 11

$$[0141] \quad \nabla R(V_j) = \frac{\partial R(V)}{\partial V_j} = \frac{\partial R(V)}{\partial V_{(x,y)}} = \begin{pmatrix} W_{(x,y)} \frac{2V_{(x,y)} - V_{(u-1,v)} - V_{(u,v-1)}}{\sqrt{(V_{(x,y)} - V_{(x-1,y)})^2 + (V_{(x,y)} - V_{(x,y-1)})^2}} \\ + W_{(x+1,y)} \frac{V_{(x,y)} - V_{(x+1,y)}}{\sqrt{(V_{(x+1,y)} - V_{(x,y)})^2 + (V_{(x+1,y)} - V_{(x+1,y-1)})^2}} \\ + W_{(x,y+1)} \frac{V_{(x,y)} - V_{(x,y+1)}}{\sqrt{(V_{(x,y+1)} - V_{(x-1,y+1)})^2 + (V_{(x,y+1)} - V_{(x,y)})^2}} \end{pmatrix}$$



## 수학식 12

$$|\nabla R(V)| = \sqrt{\sum_j (\nabla R(V_j))^2}$$

[0142]

[0143]

적응적 경사 하강(steepest gradient descent) 단계에 대한 최적의 반복 횟수는 미세 조정되어, 눈에 띄는 특징을 보존하면서 노이즈 픽셀을 최소화한다. 본 발명의 실시예에서, 단계의 반복 횟수를 20으로 설정하였다. 위에서 언급한 모든 항목들을 고려할 때, MI-NLTV 저감화의 슈도코드(pseudo-code)는 도 10에 도시된 바와 같다.

[0146]

그러면, 도 11 및 도 12를 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법의 성능에 대하여 설명한다.

[0147]

도 11은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법의 성능을 설명하기 위한 도면으로, 환자별 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 측정된 선량과 예상 선량을 비교한 결과를 나타내고, 도 12는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 IORT를 위한 3D 프린팅 흉부 팬텀 기반 환자별 품질 보증 방법의 성능을 설명하기 위한 도면으로, 환자별 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 측정된 표면 선량과 깊이 선량을 나타낸다.

[0148]

5명의 환자(P1 내지 P5)의 흉부에 대한 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지를 기반으로 5명의 환자(P1 내지 P5) 각각에 대한 3D 프린팅 흉부 팬텀을 제작하고, 5명의 환자(P1 내지 P5) 각각에 대한 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 5명의 환자(P1 내지 P5)에 대한 환자별 품질 보증(patient-specific quality assurance, PSQA)을 수행하였다.

[0149]

도 11을 참조하면, 치료 계획에서의 선량 변화(즉, 예상 선량과 측정된 선량의 차이)는 연조직의 경우  $\pm 20$  HU, 폐의 경우  $\pm 50$  HU의 허용 오차를 고려할 때  $\pm 1\%$  이내임을 확인할 수 있다.

[0150]

도 12를 참조하면, 구형 어플리케이터의 표면에 조사된 선량은 측정된 선량과 예상 선량(처방 선량) 사이에  $-2.16\% \pm 3.91\%$ 의 퍼센트 오차를 나타내는 것을 확인할 수 있다. 또한, 깊이 선량은 구형 어플리케이터 표면에서 10mm 깊이에서 75%로 감소되는 것을 확인할 수 있다.

[0151]

이와 같이, 본 발명은 환자별 3D 프린팅 흉부 팬텀을 이용하여 IORT 관련 선량 분포를 사전에 성공적으로 시뮬레이션할 수 있다. 이는 구형 어플리케이터로부터 다양한 거리에서의 깊이 선량을 예측할 수 있을 뿐만 아니라 예상 선량을 측정된 선량과 비교하여 선량을 검증할 수 있다. 이를 통해, 본 발명은 IORT 발전을 위한 새로운 기회를 제공할 수 있다.

[0154]

본 실시예들에 따른 동작은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 기록될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체는 실행을 위해 프로세서에 명령어를 제공하는데 참여한 임의의 매체를 나타낸다. 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다. 예컨대, 자기 매체, 광기록 매체, 메모리 등이 있을 수 있다. 컴퓨터 프로그램은 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수도 있다. 본 실시예를 구현하기 위한 기능적인(Functional) 프로그램, 코드, 및 코드 세그먼트들은 본 실시예가 속하는 기술 분야의 프로그래머들에 의해 용이하게 추론될 수 있을 것이다.

[0155]

본 실시예들은 본 실시예의 기술 사상을 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 실시예의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 실시예의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 실시예의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

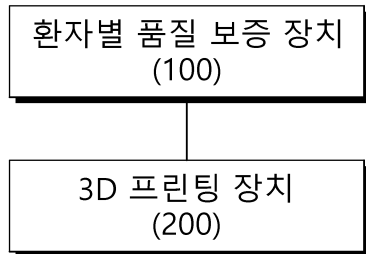
## 부호의 설명

[0156]

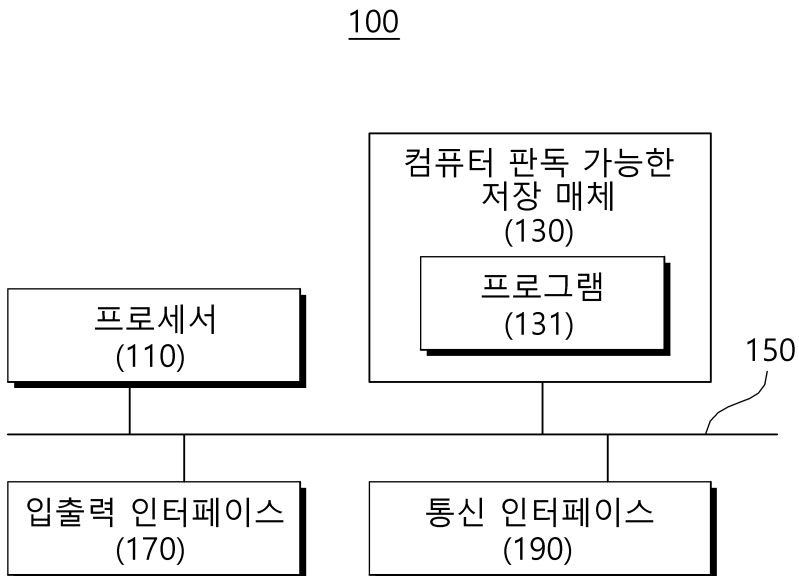
100 : 환자별 품질 보증 장치,  
 110 : 프로세서,  
 130 : 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체,  
 131 : 프로그램,  
 150 : 통신 버스,  
 170 : 입출력 인터페이스,  
 190 : 통신 인터페이스  
 200 : 3D 프린팅 장치

## 도면

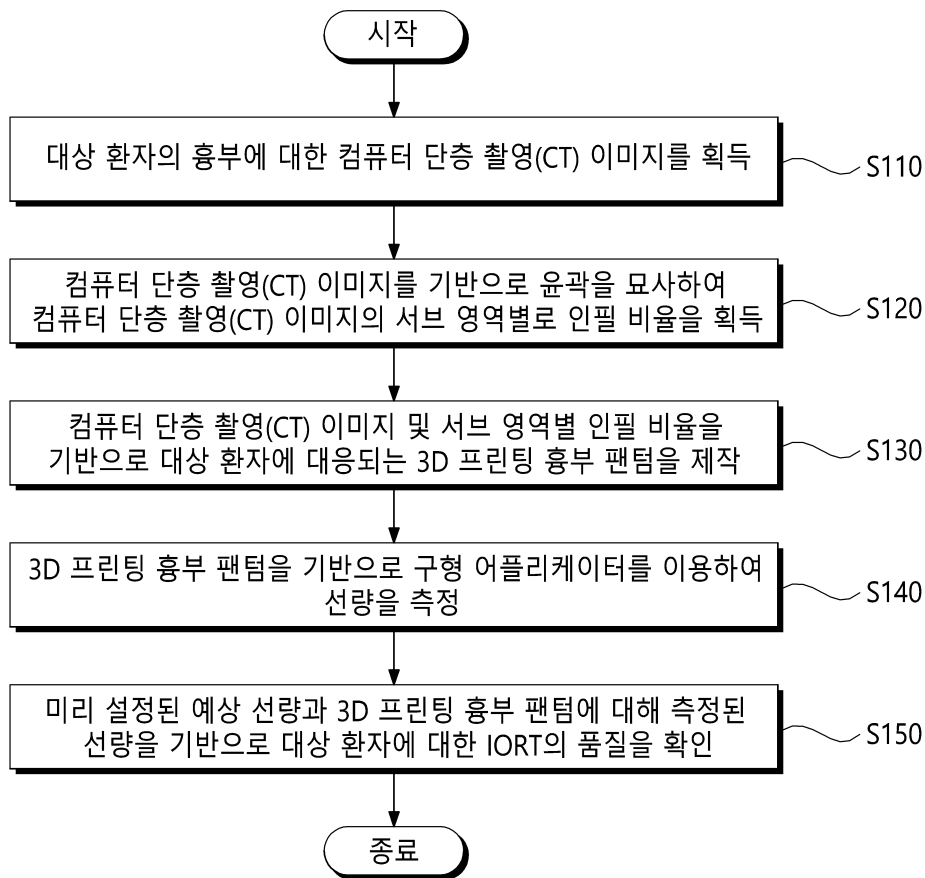
### 도면1



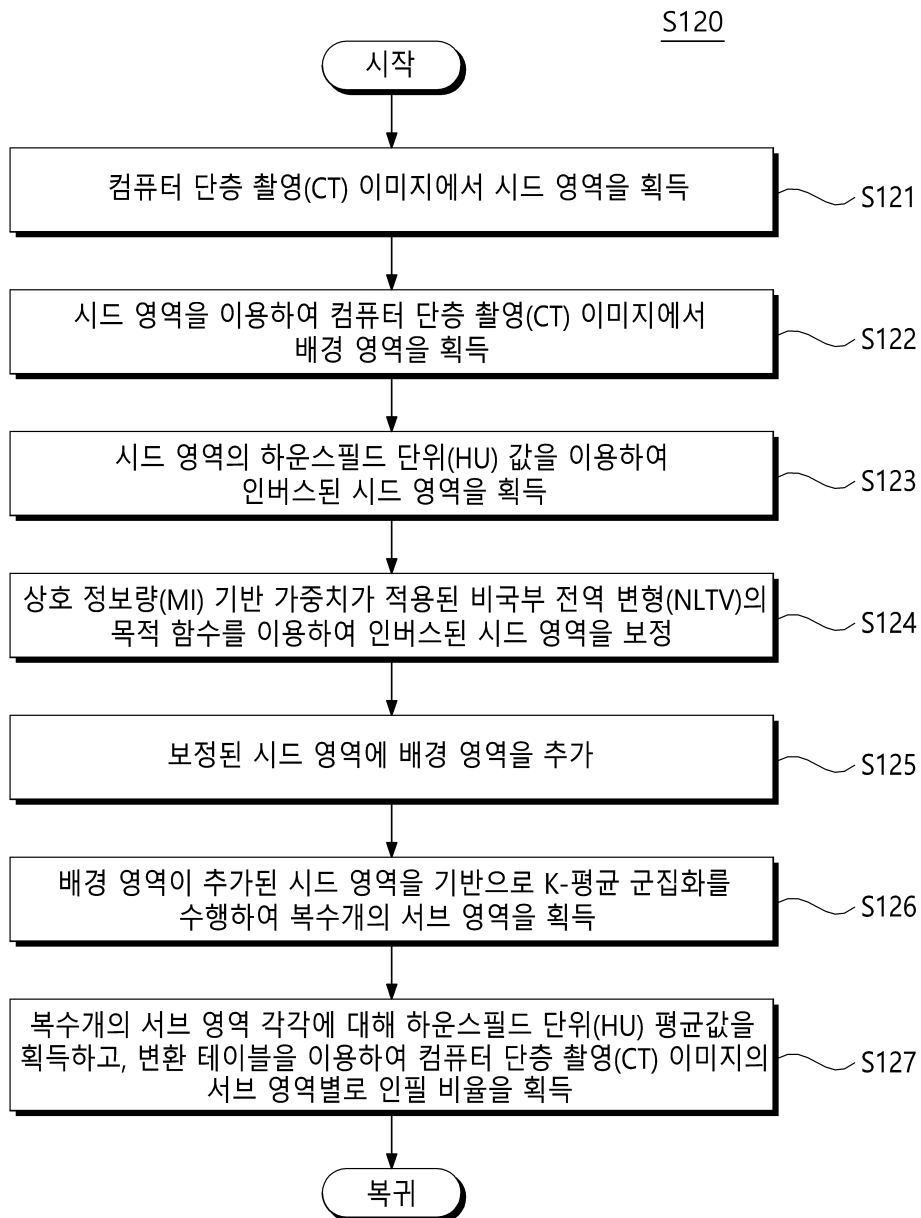
### 도면2



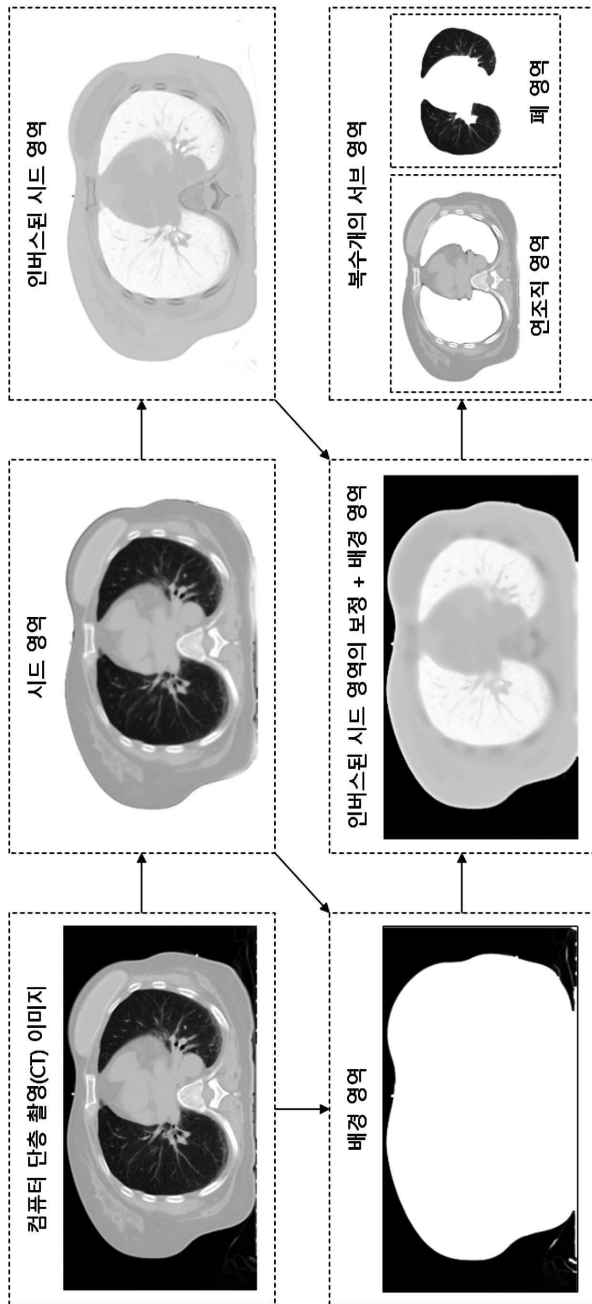
도면3



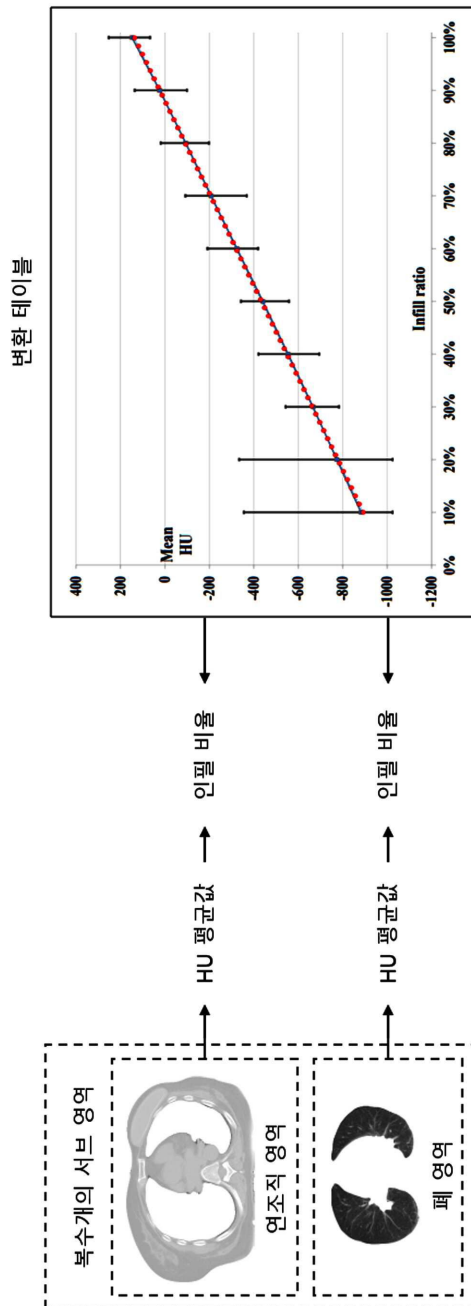
도면4



도면5

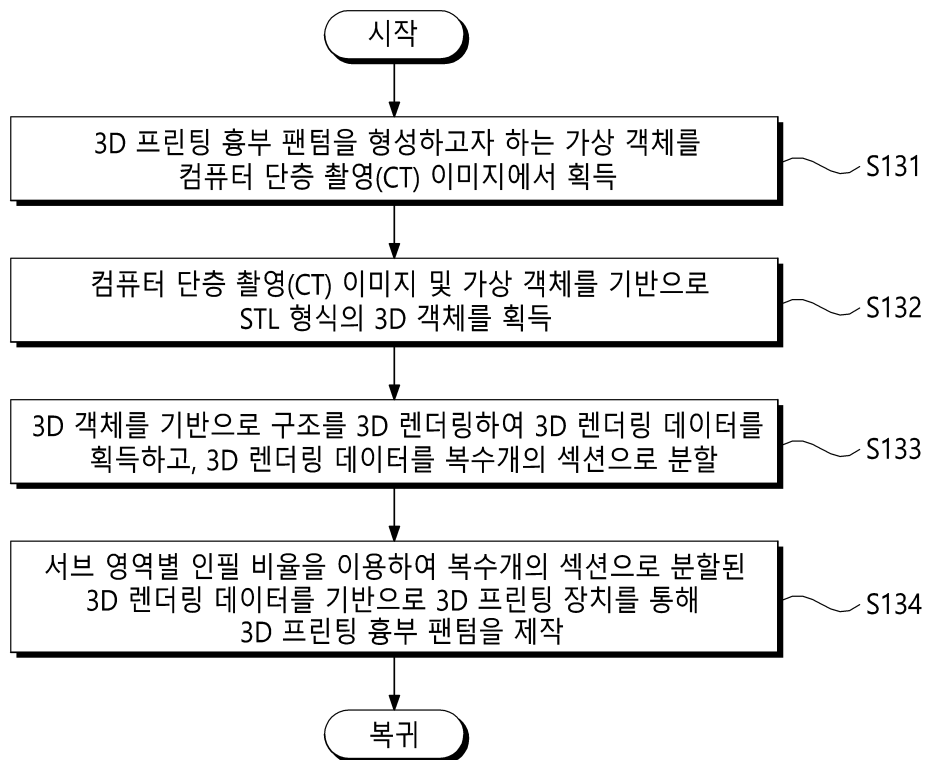


도면6

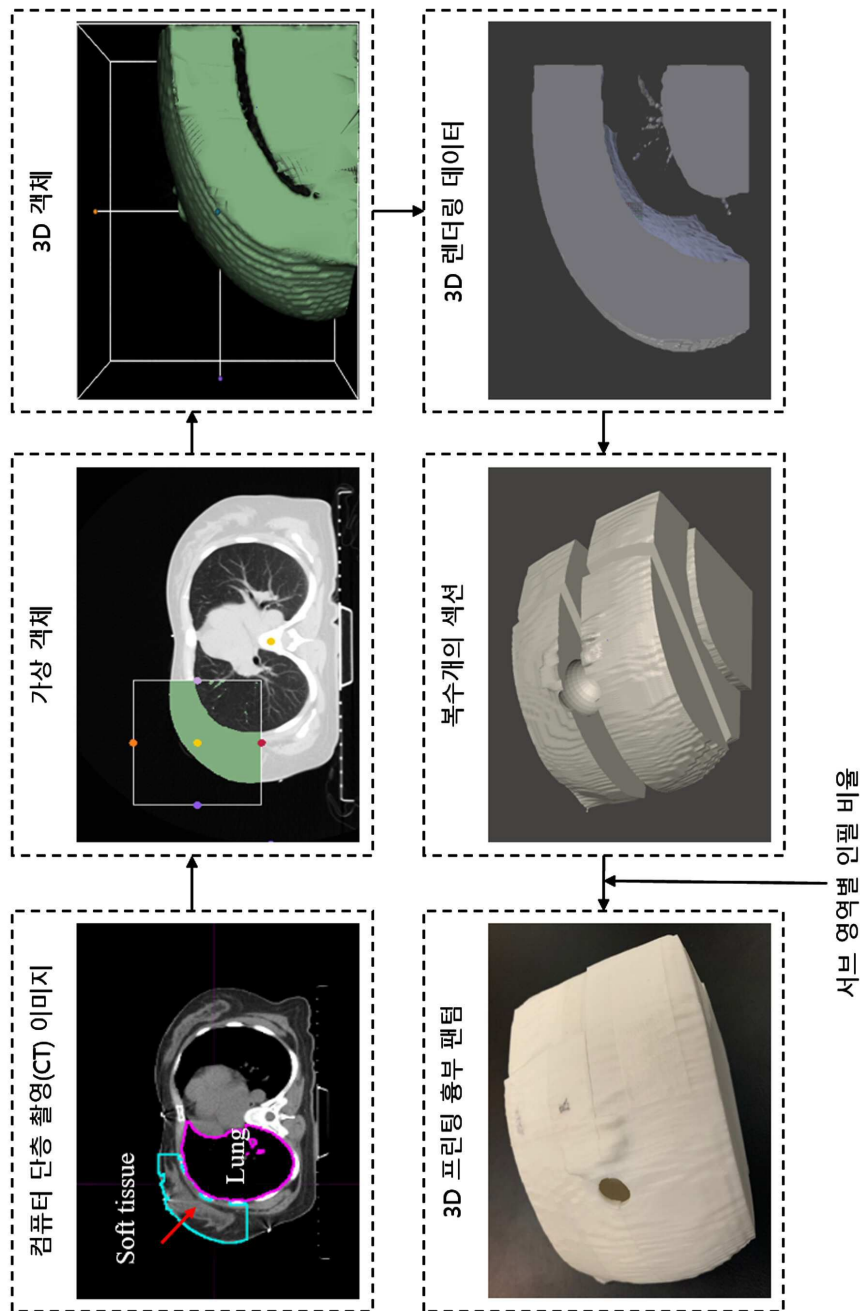


도면7

S130

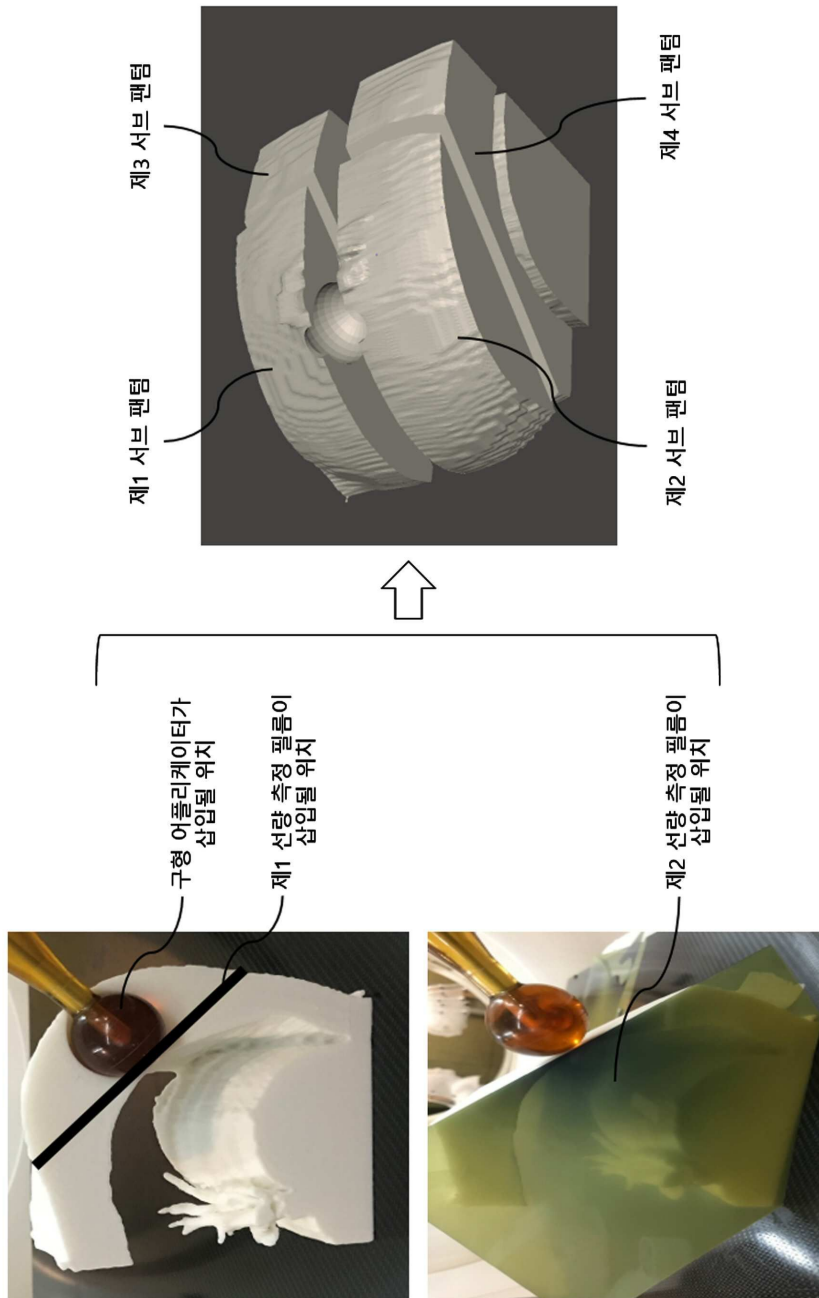


도면8





도면9



도면10

---

```

For n ← 1 to all images do
    r ← 1,    rred ← 0.8,    ε ← 3,    a ← 2,    Ω ← 10
    End For
    For j ← 1 to all voxels do
        Calculate D(Vj) using Eq. (9)
        Create intensity CDF histogram using Vj
    End For
    τ ← Intensity at 90% of intensity CDF
    R(V) ← 0
    For j ← 1 to all voxels do
        wj ← 0
        For k ← a to a do
            Find the largest number in Vj+k and call it 'Amax'
        End For
        For i ← j - Ω to j + Ω do
            S ← 0
            For k ← a to a do
                Find the largest number in Vi+k and call it 'Bmax'
            End For
            For k ← a to a do
                A ← (Vj+k/Amax) × Bin Size
                B ← (Vi+k/Bmax) × Bin Size
                Voting at Bin of (A,B) of the joint histogram
            End For
            End For
            Calculate wj using Eq. (7)
            Calculate D(Vj) using Eq. (9)
            R(Vj) ← wjD(Vj)
        End For
    End For
    R(V) ← R(V) + R(Vj)
    End For
    For t ← 1 to 20 do
        For j ← 1 to all voxels do
            λ ←  $\sqrt{\sum_j V_j^2}$ 
            λ ← λ × r
            ∂Vj ← ∇R(Vj) calculated by Eq. (12)
            |∇R(V)| ←  $\sqrt{\sum_j (\partial V_j)^2}$  as in Eq. (13)
        End For
        For j ← 1 to all voxels do
            V'j ← Vj + λ∂Vj/|∇R(V)|
        End For
        While R(V'j) > R(V) do
            r ← r × rred
            λ ← λ × r
            For j ← 1 to all voxels do
                V'j ← Vj +  $\frac{\lambda \partial V_j}{|\nabla R(V)|}$ 
            End For
            End While
            Update V'j to Vj
        End For
    End For

```

---

도면11



도면12

	Rx dose(Gy)	Surface dose (Gy)	% Diff
PSQA1	10	992.2	-0.78
PSQA2	10	930.2	-6.98
PSQA3	10	997.5	-0.25
PSQA4	10	946.5	-5.35
PSQA5	10	1025.6	2.56

