



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0154761
(43) 공개일자 2023년11월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 6/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 6/582 (2013.01)

A61B 6/4441 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2023-0056529

(22) 출원일자 2023년04월28일

심사청구일자 2023년04월28일

(30) 우선권주장

1020220054209 2022년05월02일 대한민국(KR)

(71) 출원인

재단법인 아산사회복지재단

서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)

울산대학교 산학협력단

울산광역시 남구 대학로 93(무거동)

주식회사 메디픽셀

서울특별시 강남구 테헤란로108길 22, 지상 3층(대치동, 서경빌딩)

(72) 발명자

안정민

서울특별시 송파구 올림픽로 99, 133동 401호(잠실동, 잠실엘스)

최영락

서울특별시 강남구 테헤란로108길 22, 3층(대치동)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인 무한

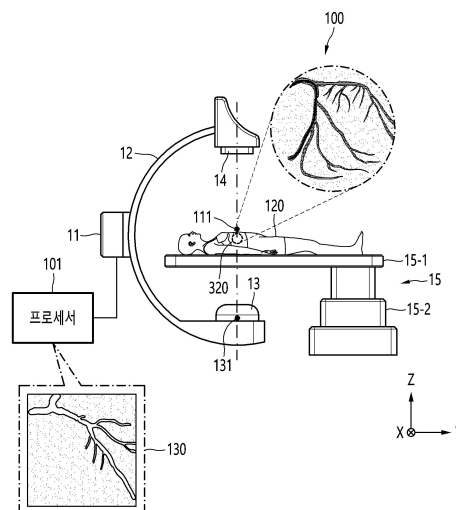
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 혈관 영상의 캘리브레이션 방법 및 장치

(57) 요약

일 실시예에 따른 혈관 영상을 처리하는 전자 장치는, 등선량 중심점을 향하여 열린 원호 형상을 갖는 C-암, C-암에 연결되어 테이블 상에 위치하는 대상 혈관에 방사선을 조사하는 방사선 소스, 및 등선량 중심점으로부터 테이블까지의 제1 수직 거리 및 대상 혈관으로부터 테이블까지의 제2 수직 거리에 기초하여, 방사선 소스로부터 대상 혈관까지의 대상 거리를 산출하고, 방사선을 이용하여 촬영된 혈관 영상으로부터 산출된 대상 거리를 이용하여 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 프로세서를 포함할 수 있다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 6/504 (2013.01)

(72) 발명자

권휘

서울특별시 강남구 테헤란로108길 22, 3층(대치동)

김민형

서울특별시 강남구 테헤란로108길 22, 3층(대치동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711174392

과제번호 KD000013

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 범부처전주기료기기연구개발사업단

연구사업명 범부처전주기료기기연구개발(과기부)

연구과제명 심혈관질환의 진단 및 치료를 위한 다중융합영상 AI 솔루션 개발

기 여 율 1/1

과제수행기관명 주식회사 메디픽셀

연구기간 2023.01.01 ~ 2023.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

프로세서에 의해 수행되는 혈관 영상 처리 방법에 있어서,

C-암에 연결된 방사선 소스를 사용하여 테이블 상에 위치하는 대상 혈관에 방사선을 조사하는 단계;

상기 C-암의 등선량 중심점으로부터 상기 테이블까지의 제1 수직 거리 및 상기 대상 혈관으로부터 상기 테이블까지의 제2 수직 거리에 기초하여, 상기 방사선 소스로부터 상기 대상 혈관까지의 대상 거리를 산출하는 단계; 및

상기 방사선을 이용하여 촬영된 혈관 영상으로부터 상기 산출된 대상 거리를 이용하여 상기 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 단계;

를 포함하는 혈관 영상 처리 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 등선량 중심점은,

상기 C-암의 회전에 따라 생성되는 상기 방사선 소스의 회전 궤도의 중심인,

혈관 영상 처리 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 대상 혈관에 방사선을 조사하는 단계는,

상기 방사선 소스, 상기 대상 혈관, 및 상기 등선량 중심점이 일직선 상에 배치되도록 상기 테이블을 이동시키는 단계

를 포함하는 혈관 영상 처리 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 대상 혈관에 방사선을 조사하는 단계는,

상기 C-암의 회전에 따라 상기 방사선 소스의 위치가 변화하는 경우에 응답하여, 상기 방사선 소스, 상기 대상 혈관, 및 상기 등선량 중심점이 일직선 상에 배치되도록 상기 테이블을 함께 이동시키는 단계

를 포함하는 혈관 영상 처리 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 대상 거리를 산출하는 단계는,

상기 제1 수직 거리, 상기 제2 수직 거리, 및 상기 방사선의 조사 각도(projection angle)에 기초하여 상기 대상 거리를 산출하는 단계
를 포함하는 혈관 영상 처리 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,
상기 방사선의 조사 각도는,
상기 테이블의 표면을 포함하는 평면과 직교하는 축 및 상기 방사선의 조사 방향에 대응하는 축 사이의 각도인,
혈관 영상 처리 방법.

청구항 7

제5항에 있어서,
상기 대상 거리를 산출하는 단계는,
상기 제1 수직 거리에서 상기 제2 수직 거리를 차감한 제1 값을 산출하는 단계;
상기 산출된 제1 값을 상기 방사선의 조사 각도의 코사인 값으로 나누어 제2 값을 산출하는 단계; 및
상기 방사선 소스로부터 등선량 중심점까지의 직선 거리에서 상기 산출된 제2 값을 차감한 값으로 상기 대상 거리를 산출하는 단계
를 포함하는 혈관 영상 처리 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,
상기 방사선 소스는,
상기 C-암의 회전에 기초하여, 상기 등선량 중심점을 포함하면서 상기 테이블 평면에 평행한 제1 회전축 또는 상기 제1 회전축과 다른 제2 회전축 중 적어도 한 회전축에 기초하여 회전되는,
혈관 영상 처리 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,
상기 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 단계는,
상기 산출된 대상 거리에 기초하여 보정 계수(calibration factor)를 산출하는 단계
를 포함하는 혈관 영상 처리 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,
상기 보정 계수를 산출하는 단계는,
상기 산출된 대상 거리를 상기 방사선 소스로부터 영상 수신기(image receptor)까지의 거리로 나누어 산출된 값

에, 이미저 픽셀 간격(imager pixel spacing)을 곱하여 산출되는 값으로 상기 보정 계수를 산출하는 단계를 포함하는 혈관 영상 처리 방법.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 단계는,

상기 산출된 보정 계수에 상기 촬영된 혈관 영상에 나타나는 상기 대상 혈관의 직경(diameter)에 대응하는 픽셀 개수를 곱함으로써, 상기 대상 혈관의 직경에 대응하는 물리적 거리를 산출하는 단계

를 포함하는 혈관 영상 처리 방법.

청구항 12

혈관 영상을 처리하는 전자 장치에 있어서,

등선량 중심점을 향하여 열린 원호 형상을 갖는 C-암(C-arm);

상기 C-암에 연결되어 테이블 상에 위치하는 대상 혈관에 방사선을 조사하는 방사선 소스; 및

상기 등선량 중심점으로부터 상기 테이블까지의 제1 수직 거리 및 상기 대상 혈관으로부터 상기 테이블까지의 제2 수직 거리에 기초하여, 상기 방사선 소스로부터 상기 대상 혈관까지의 대상 거리를 산출하고, 상기 방사선을 이용하여 촬영된 혈관 영상으로부터 상기 산출된 대상 거리를 이용하여 상기 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 프로세서

를 포함하는 전자 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 아래의 개시는 혈관 영상의 캘리브레이션 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 혈관조영술(angiography)은 X선을 사용하여 혈관 및 상태를 시각화하는 진단 절차로, 혈관 질환을 검사하는데 유용한 도구이다. 혈관 질환의 진단에 유용한 혈관조영술에서 혈관 크기를 정확하게 측정하는 것은 질환의 심각성과 적절한 치료 방법의 선택에 중요하다. 이를 위하여, 혈관 크기를 정확하게 측정하는 정량적 관상 동맥 분석(quantitative coronary analysis, 이하 'QCA') 방법이 사용될 수 있다. QCA 방법은 관상 동맥(coronary artery) 질환의 진단 및 치료에 중요하다. QCA 방법 사용시 영상에 묘사되는 혈관의 크기와 혈관의 실제 크기 사이의 불일치 및 부정확한 혈관 크기의 평가는 혈관 질환의 진단 및 치료에 오류를 유발할 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해, 카테터 보정(catheter calibration) 및 자동 보정(automatic calibration)을 포함하는 다양한 보정 방법이 제안된다. 그러나, 카테터 보정의 경우에, 혈관 조영 카테터를 QCA 시스템을 위한 스케일링 장치로 사용하면 혈관의 직경 측정의 정확도에 영향을 미칠 수 있는 문제가 발생할 수 있고, 카테터 구성의 변화로 인해 상이한 레벨의 X-선 감쇠의 발생에 의해 윤곽 감지(contour detection)의 차이가 발생하여 측정 결과가 부정확해지는 문제가 발생할 수도 있다. 자동 보정의 경우에는 물체가 등선량 중심(isocenter)에 정확히 위치할 때에만 수행될 수 있다는 문제가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

- [0005] 일 실시예에 따른 프로세서에 의해 수행되는 혈관 영상 처리 방법은, C-암에 연결된 방사선 소스를 사용하여 테이블 상에 위치하는 대상 혈관에 방사선을 조사하는 단계, 상기 C-암의 등선량 중심점으로부터 상기 테이블까지의 제1 수직 거리 및 상기 대상 혈관으로부터 상기 테이블까지의 제2 수직 거리에 기초하여, 상기 방사선 소스로부터 상기 대상 혈관까지의 대상 거리를 산출하는 단계, 및 상기 방사선을 이용하여 촬영된 혈관 영상으로부터 상기 산출된 대상 거리를 이용하여 상기 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0006] 상기 등선량 중심점은, 상기 C-암의 회전에 따라 생성되는 상기 방사선 소스의 회전 궤도의 중심일 수 있다.
- [0007] 상기 대상 혈관에 방사선을 조사하는 단계는, 상기 방사선 소스, 상기 대상 혈관, 및 상기 등선량 중심점이 일직선 상에 배치되도록 상기 테이블을 이동시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0008] 상기 대상 혈관에 방사선을 조사하는 단계는, 상기 C-암의 회전에 따라 상기 방사선 소스의 위치가 변화하는 경우에 응답하여, 상기 방사선 소스, 상기 대상 혈관, 및 상기 등선량 중심점이 일직선 상에 배치되도록 상기 테이블을 함께 이동시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0009] 상기 대상 거리를 산출하는 단계는, 상기 제1 수직 거리, 상기 제2 수직 거리, 및 상기 방사선의 조사 각도(projection angle)에 기초하여 상기 대상 거리를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0010] 상기 방사선의 조사 각도는, 상기 테이블의 표면을 포함하는 평면과 직교하는 축 및 상기 방사선의 조사 방향 사이의 각도일 수 있다.
- [0011] 상기 대상 거리를 산출하는 단계는, 상기 제1 수직 거리에서 상기 제2 수직 거리를 차감한 제1 값을 산출하는 단계, 상기 산출된 제1 값을 상기 방사선의 조사 각도의 코사인 값으로 나누어 제2 값을 산출하는 단계, 및 상기 방사선 소스로부터 등선량 중심점까지의 직선 거리에서 상기 산출된 제2 값을 차감한 값으로 상기 대상 거리를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0012] 상기 방사선 소스는, 상기 C-암의 회전에 기초하여, 상기 등선량 중심점을 포함하면서 상기 테이블 평면에 평행한 제1 회전축 또는 상기 제1 회전축과 다른 제2 회전축 중 적어도 한 회전축에 기초하여 회전될 수 있다.
- [0013] 상기 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 단계는, 상기 산출된 대상 거리에 기초하여 보정 계수(calibration factor)를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0014] 상기 보정 계수를 산출하는 단계는, 상기 산출된 대상 거리를 상기 방사선 소스로부터 영상 수신기(image receptor)까지의 거리로 나누어 산출된 값에, 이미지 픽셀 간격(imager pixel spacing)을 곱하여 산출되는 값으로 상기 보정 계수를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 상기 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 단계는, 상기 산출된 보정 계수에 상기 촬영된 영상에 나타나는 상기 대상 혈관의 직경(diameter)에 대응하는 픽셀의 개수를 곱함으로써, 상기 대상 혈관의 직경에 대응하는 물리적 거리를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0016] 일 실시예에 따른 혈관 영상을 처리하는 전자 장치는, 등선량 중심점을 향하여 열린 원호 형상을 갖는 C-암(C-arm), 상기 C-암에 연결되어 테이블 상에 위치하는 대상 혈관에 방사선을 조사하는 방사선 소스, 및 상기 등선량 중심점으로부터 상기 테이블까지의 제1 수직 거리 및 상기 대상 혈관으로부터 상기 테이블까지의 제2 수직 거리에 기초하여, 상기 방사선 소스로부터 상기 대상 혈관까지의 대상 거리를 산출하고, 상기 방사선을 이용하여 촬영된 혈관 영상으로부터 상기 산출된 대상 거리를 이용하여 상기 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 프로세서를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0017] 일 실시예에 따른 혈관 영상을 처리하는 방법은, 방사선 소스로부터 객체까지의 거리를 산출함으로써 정확도 높은 보정 계수를 산출할 수 있고, 정확도 높은 보정 계수의 산출에 기초하여 대상 혈관이 촬영된 혈관 영상으로부터 대상 혈관에 관한 정확한 혈관 크기 정보를 제공할 수 있다.

[0018] 일 실시예에 따른 혈관 영상을 처리하는 방법은, 대상 혈관에 관한 정확한 혈관 크기 정보를 제공함으로써 혈관 질환의 진단 및 혈관의 치료에 큰 도움을 줄 수 있고, 더 나아가, 새로운 혈관 질환의 진단 및 혈관의 치료 개발에도 기여할 수 있다.

[0019] 일 실시예에 따른 혈관 영상을 처리하는 방법은, 정확도 높은 보정 계수를 산출할 수 있으므로, 다양한 종류의 전자 장치들을 이용하여 혈관 영상을 촬영하더라도, 전자 장치들의 대상 혈관에 관한 혈관 크기 정보에 대한 결과 값들 간의 편차를 줄일 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1은 일 실시예에 따른 의료용 전자 장치의 구조를 설명하는 도면이다.

도 2는 일 실시예에 따른 전자 장치에 포함된 C-암의 회전에 따른 방사선의 투사 각도(projection angle)의 변화를 설명하는 도면이다.

도 3은 일 실시예에 따른 전자 장치가 혈관 영상으로부터 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 과정을 설명하는 도면이다.

도 4는 일 실시예에 따른 전자 장치가 방사선 소스로부터 대상 혈관까지의 직선 거리를 산출하는 과정을 설명하는 도면이다.

도 5는 팬텀 실험을 위하여 피시술자의 CT 데이터 세트들을 사용하여 설계된 혈관을 도시한다.

도 6a는 혈관 영상에 표시되는 대상 혈관의 직경을 추정하기 위하여 혈관 영상에 라벨링이 수행된 도면이다.

도 6b는 혈관 영상에 표시되는 대상 혈관의 직경을 추정한 그래프를 도시한다.

도 7a 내지 도 7b는 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법 및 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법의 성능 평가를 위한 그래프들을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 실시예들에 대한 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 예시를 위한 목적으로 개시된 것으로서, 다양한 형태로 변경되어 구현될 수 있다. 따라서, 실제 구현되는 형태는 개시된 특정 실시예로만 한정되는 것이 아니며, 본 명세서의 범위는 실시예들로 설명한 기술적 사상에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.

[0022] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 이런 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 해석되어야 한다. 예를 들어, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.

[0023] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[0024] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 설명된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로써 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0025] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0026] 이하, 실시예들을 첨부된 도면들을 참조하여 상세하게 설명한다. 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조 부호를 부여하고, 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0028] 도 1은 일 실시예에 따른 의료용 전자 장치의 구조를 설명하는 도면이다.

- [0029] 일 실시예에 따른 의료용 전자 장치(100)(이하, '전자 장치')는 방사선을 피시술자의 혈관에 조사하여 혈관 영상을 촬영하는 장치를 나타낼 수 있다. 혈관의 종류에는, 예를 들어, 좌주관상동맥(left main coronary artery, LM), 좌전하행동맥(left anterior descending artery, LAD), 좌회선동맥(left circumflex artery, LCX), 우관상동맥(right coronary artery, RCA) 등이 있을 수 있다. 전자 장치(100)는 혈관조영술(coronary angiography)을 이용하여 혈관을 촬영할 수 있다.
- [0030] 일 실시예에서, 전자 장치(100)는 몸체부(11), C-암(C-arm)(12), 방사선 조사부(13), 및 방사선 검출부(14)를 포함할 수 있다. 전자 장치(100)는 피시술자를 위치시킬 테이블(15) 및 혈관 영상을 처리하는 프로세서(101)를 더 포함할 수 있다.
- [0031] C-암(12)은 일 측이 열린 만곡된 C자 형태의 원호 형상을 가질 수 있다. 예를 들어, C-암(12)이 전자 장치(100)가 놓이는 바닥면(floor)을 기준으로 수직으로 세워져 있는 경우, C-암(12)은 바닥면과 평행하면서 등선량 중심점(isocenter)(111)을 포함하는 평면을 기준으로 대칭인 형상을 가질 수 있다. 등선량 중심점(111)은 C-암의 회전에도 불구하고 여러 위치에서 방출되는 방사선의 선속의 중심이 되는 부분 또는 지점으로서, C-암의 제1 회전 축과 제2 회전 축이 교차하는 지점으로 정의될 수 있다. 등선량 중심점(111)은 C-암(12)의 회전에 따라 생성되는 방사선 조사부(13)(또는 방사선 소스(미도시됨))의 회전 궤도의 중심을 나타낼 수 있다. C-암(12)은 등선량 중심점(111)을 향하여 열린 형상일 수 있다.
- [0032] 몸체부(11)는 C-암(12)과 연결될 수 있다. 몸체부(11)는 C-암(12)과 기계적으로 결합될 수 있다. C-암(12)은 몸체부(11)를 기준으로 회전할 수 있다. C-암(12)은 몸체부(11)를 기준으로 y-z 평면 내에서 회전할 수 있다. 예를 들어, 몸체부(11)에 포함된 돌출부와 C-암(12)에 포함된 무빙 가이드(moving guide)가 서로 결합될 수 있고, C-암(12)은 x축과 평행하고 등선량 중심점(111)을 지나는 회전축을 기준으로 무빙 가이드를 따라 y-z 평면 내에서 회전할 수 있다. 또한, C-암(12)은 몸체부(11)를 기준으로 X-Z 평면 내에서 회전할 수도 있다. 예를 들어, 몸체부(11)와 C-암(12)이 맞닿는 지점이 고정된 상태에서, C-암(12)은 y축과 평행하고 등선량 중심점(111)을 지나는 회전축을 기준으로 X-Z 평면 내에서 회전할 수 있다.
- [0033] 전자 장치(100)는 C-암(12)의 내측면에서 등선량 중심점(111)을 사이에 두고 서로 마주보도록 배치되는 방사선 조사부(13) 및 방사선 검출부(14)를 포함할 수 있다. 방사선 조사부(13) 및 방사선 검출부(14)의 각각은 C-암(12)과 연결될 수 있다. 방사선 조사부(13)는 하나 이상의 방사선 소스(radiation source)를 포함할 수 있고, 하나 이상의 방사선 소스를 통해 방사선을 피시술자를 향하여 방출할 수 있다. 방사선 검출부(14)는 방사선 검출 센서를 포함할 수 있고, 방사선 검출 센서를 통해 방사선 조사부(13)로부터 방출되어 피시술자의 혈관을 투과한 방사선을 검출할 수 있다.
- [0034] 테이블(15)에는 피시술자를 눕힐 수 있다. 보다 구체적으로, 테이블(15)은 피시술자를 눕힐 수 있는 테이블 상판(15-1) 및 테이블 상판(15-1)을 지지하는 테이블 지지부(15-2)를 포함할 수 있다. 테이블 지지부(15-2)는 바닥면에 고정될 수 있다. 예를 들어, 테이블 상판(15-1)은 테이블 지지부(15-2)에 대해 이동 가능하게 결합될 수 있다. 전자 장치(100)는 테이블 지지부(15-2)를 기준으로 테이블 상판(15-1)의 위치를 변화시키는 액추에이터(미도시됨)를 더 포함할 수 있다. 전자 장치(100)는 액추에이터(미도시됨)를 통해 테이블 지지부(15-2)를 기준으로 테이블 상판(15-1)을 이동시킬 수 있다. 액추에이터(미도시됨)는 모터(예: 전기 모터) 및 동력 전달 구조를 포함할 수 있다.
- [0035] 테이블 상판(15-1)은 테이블 지지부(15-2)를 기준으로 좌우 방향 및 상하 방향으로 이동할 수 있다. 예를 들어, 전자 장치(100)는 테이블 상판(15-1)을 테이블의 표면과 평행한 평면(예: X-Y 평면) 상에서 좌우 방향으로 이동시킬 수 있다. 테이블의 표면은 테이블 상판(15-1)의 상면을 나타낼 수 있다. 전자 장치(100)는 테이블 상판(15-1)을 테이블의 표면과 평행한 평면(예: X-Y 평면)과 수직한 축(예: Z축) 상에서 상하 방향으로 이동시킬 수도 있다. 이하의 설명에서, 테이블(15)을 이동시킨다는 것은 테이블 상판(15-1)을 테이블 지지부(15-2)를 기준으로 이동시킨다는 것을 나타낼 수 있다. 예를 들어, 전자 장치(100)는 방사선을 피시술자의 대상 혈관에 정확히 조사하기 위하여, 테이블(15)을 이동시킬 수 있다.
- [0036] 전자 장치(100)는 C-암(12)이 테이블(15) 상에 위치하는 피시술자의 주위를 회전하도록 C-암(12)을 제어할 수 있다. 전자 장치(100)는 C-암(12)을 고정시킨 후, C-암(12)과 연결된 방사선 조사부(13)의 방사선 소스를 통해 테이블(15) 상의 피시술자의 대상 혈관에 방사선을 조사할 수 있다. 피시술자의 혈관에 조사되는 방사선은, X-선일 수 있다.

- [0038] 도 2는 일 실시예에 따른 전자 장치에 포함된 C-암의 회전에 따른 방사선의 투사 각도(projection angle)의 변화를 설명하는 도면이다.
- [0039] 일 실시예에서, 전자 장치(100)는 방사선 조사부(13)에 포함된 방사선 소스(131)를 사용하여 테이블(15) 상에 위치하는 피시술자의 대상 혈관에 방사선을 조사할 수 있다.
- [0040] 일 실시예에 따른 전자 장치(100)는 C-암의 회전에 기초하여, 등선량 중심점(111)을 포함하면서 테이블 평면에 평행한 제1 회전축(A-A') 및 제1 회전축(A-A')과 다른 제2 회전축(B-B') 중 적어도 한 회전축에 기초하여 방사선 소스를 회전시킬 수 있다. 예를 들어, 방사선 소스는 등선량 중심점(111)을 포함하면서 테이블 평면에 평행한 제1 회전축(A-A')에 수직한 평면 또는 등선량 중심점(111)을 포함하면서 제1 회전축(A-A')과 다른 제2 회전축(B-B')에 수직한 평면 중 한 평면에서 회전될 수 있다. 제2 회전축(B-B')은 제1 회전축(A-A')과 교차할 수 있으며, 예를 들어, 등선량 중심점(111)에서 서로 직교할 수 있다. 참고로, 설명의 편의를 위해 C-암 및 방사선 소스가 한 평면에서 회전되는 예시를 설명하지만, 이로 한정하는 것은 아니고 동시에 2개의 회전축들(A-A', B-B')을 기준으로 회전될 수도 있다.
- [0041] 예를 들어, 전자 장치(100)는 C-암(12)을 제1 회전축(A-A')을 중심으로 몸체부(11)에 대하여 회전시킬 수 있다. 제1 회전축(A-A')은, C-암(12)과 몸체부(11)가 결합되는 지점과 등선량 중심점(111)을 잇는 축을 나타낼 수 있다. C-암(12)의 상기 회전에 따라 방사선 소스(131)의 위치가 변경될 수 있다. 예를 들어, 제1 회전축(A-A')을 중심으로 하는 C-암(12)의 상기 회전에 따라, 방사선 소스(131)는 등선량 중심점(111)을 포함하면서 제1 회전축(A-A')에 수직하는 평면(190) 상에서 회전 궤도를 이루며 회전될 수 있다. 도 2에서는 제1 회전축(A-A')에 수직하는 평면(190)으로 X-Z 평면이 예시적으로 도시되었다.
- [0042] 방사선 소스(131)는 C-암(12)의 회전에 따라 평면(190) 상에서 원(circle)과 유사한 형상의 회전 궤도를 이루며 회전할 수 있다. C-암(12)의 회전시 방사선 소스(131)가 이동하는 회전 궤도는 기하학적으로 진원이 되지 못하고, C-암(12)의 처짐, 진동 등에 의해 일정 부분 찌그러진 원이 될 수도 있다.
- [0043] 또한, 전자 장치(100)는 C-암(12)을 제2 회전축(B-B')을 중심으로 몸체부(11)에 대하여 회전시킬 수도 있다. 제2 회전축(B-B')은, 등선량 중심점(111)을 지나면서 제1 회전축(A-A')에 교차(예: 직교)하는 축일 수 있다. 예를 들어, 제2 회전축(B-B')을 중심으로 하는 C-암(12)의 상기 회전에 따라, 방사선 소스(131)는 등선량 중심점(111)을 포함하면서 제2 회전축(B-B')에 수직하는 평면 상에서 회전 궤도를 이루며 회전할 수 있다. 참고로, 도 2에서는 제1 회전축(A-A')을 기준으로 C-암이 회전되면서, 제2 회전축(B-B')도 같이 회전된 예시가 도시된다. 다만, 방사선 소스(131)와 방사선 검출부(14)가 Z축 상에 위치되는 동안 제2 회전축(B-B')을 기준으로 하는 C-암(12)의 회전이 발생하는 경우, 제2 회전축(B-B')은 X축에 평행하며, 방사선 소스(131)는 Y-Z 평면에서 회전 궤도를 이루며 회전될 수 있다.
- [0044] C-암(12)의 회전에 따라 방사선 소스(131)의 위치가 변경되는 경우, 방사선 소스(131)로부터 방출되는 방사선의 투사 각도(θ)(231)가 변경될 수 있다. 다시 말해, C-암(12)의 회전에 따라 방사선 소스로부터 방출되는 방사선의 투사 각도(231)가 변경될 수 있다.
- [0045] 방사선의 투사 각도(231)는, 테이블(15)의 표면을 포함하는 평면과 직교하는 축(예: Z축)과 방사선 소스(131)로부터 방출되는 방사선의 조사 방향에 대응하는 축(211) 사이의 각도를 나타낼 수 있다. 방사선의 조사 방향은, 방사선 조사부(13)(또는 방사선 소스(131))에서 방사선 검출부(14)(또는 방사선 검출 센서)를 향하는 방향을 나타낼 수 있다. 방사선의 조사 방향에 대응하는 축(211)은 방사선 조사부(13)와 방사선 검출부(14)를 잇는 축을 나타낼 수 있다. 방사선의 투사 각도(231)는 -180도 내지 180도 사이의 각도일 수 있다.
- [0046] 등선량 중심점(111)은 C-암(12)의 회전에 기초하여 다양하게 정의될 수 있다. 예를 들어, 등선량 중심점(111)은 C-암(12)의 회전에 따른 방사선 소스의 다양한 위치에서 조사되는 방사선이 집중적으로 모이는 지점을 나타낼 수 있다. 다른 예를 들어, 등선량 중심점(111)은 방사선 소스(131)의 회전 궤도의 기하학적 중심을 나타낼 수 있다. 다른 예를 들어, 등선량 중심점(111)은 C-암(12)의 회전 중심을 나타낼 수 있다.
- [0048] 도 3은 일 실시예에 따른 전자 장치가 혈관 영상으로부터 대상 혈관에 대한 물리적 거리를 산출하는 과정을 설명하는 도면이다.
- [0049] 일 실시예에서, 전자 장치(100)의 테이블 상판(15-1) 상에 피시술자(120)가 위치할 수 있다. 전자 장치(100)는 방사선 소스(131)로부터 방출되는 방사선을 이용하여 피시술자(120)의 대상 혈관(320)이 촬영된 혈관 영상(13

0)을 생성할 수 있다.

[0050] 전자 장치(100)의 프로세서(101)는 생성된 혈관 영상(130)으로부터 대상 혈관(320)의 직경(diameter), 병변의 길이와 같은 정량적 분석 결과를 도출할 수 있다. 프로세서(101)는 혈관 영상(130)으로부터 대상 혈관(320)과 관련된 정량적 분석 결과를 도출하기 위해, 혈관 영상(130) 내에서 측정되는 거리를 μm , mm, cm와 같은 실세계(real-world)의 물리적 거리(physical distance)로 변환할 필요가 있다. 이에, 프로세서(101)는 보정 계수(calibration factor)를 활용하여 혈관 영상(130) 내에서 측정되는 거리를 물리적 거리로 변환할 수 있다.

[0051] 구체적으로, 물리적 거리는 보정 계수에서 혈관 영상(130) 내에서 측정되는 거리에 대응하는 픽셀(pixel)의 개수를 곱하여 산출될 수 있다. 예를 들어, 물리적 거리는 아래 수학적 식 1과 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 1

$$\text{물리적 거리} = \text{보정 계수} \times \text{픽셀 개수}$$

[0052]

[0053] 수학적 식 1을 참조하면, 보정 계수는 혈관 영상(130)을 구성하는 하나의 픽셀의 길이(예: 가로 길이 또는 세로 길이)에 대응하는 물리적 거리를 나타낼 수 있다. 물리적 거리를 정확히 산출하기 위해서는 보정 계수를 정확히 산출할 필요가 있다.

[0054] 보정 계수는 혈관 영상 내에서의 객체와 실세계에서의 객체 간의 공간 관계를 나타낼 수 있다. 보정 계수는 방사선 소스로부터 대상 객체까지의 거리(source to object distance, SOD)를 방사선 소스로부터 영상 수신기까지의 거리(source to image receptor distance, SID)로 나누어 산출된 값에, 이미저 픽셀 간격(imager pixel spacing)을 곱함으로써 산출될 수 있다. 이미저 픽셀 간격은, 혈관 영상을 구성하는 하나의 픽셀의 길이(예: 가로 길이 또는 세로 길이)를 나타낼 수 있다. 즉, 보정 계수는 아래의 수학적 식 2와 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 2

$$\text{보정 계수} = \frac{\text{SOD}}{\text{SID}} \times \text{이미저 픽셀 간격}$$

[0055]

[0056] 수학적 식 2에서, SOD는 소스(예: 방사선 소스)로부터 촬영할 객체까지의 직선 거리, SID는 소스로부터 영상 수신기까지의 직선 거리를 나타낼 수 있다. 소스로부터 영상 수신기까지의 거리(SID) 및 이미저 픽셀 간격은 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)의 메타데이터(metadata)로부터 추출될 수 있다. DICOM은 의료용 전자 장치에서 생성된 영상과 관련된 데이터를 저장하고 전송하기 위한 표준 규격을 나타낼 수 있다. 결국, 수학적 식 2를 참조하면, 보정 계수를 정확히 산출하기 위해서는 소스로부터 촬영할 객체까지의 직선 거리(SOD)를 정확히 측정하는 것이 요구된다. 종래에는, 의료용 전자 장치 내에서 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 거리를, 방사선 소스(131)로부터 등선량 중심점(111)까지의 거리로 근사화함으로써 SOD를 산출하였고, 근사화에 의해 보정 계수가 정확히 산출되지 않는 문제가 발생하였다. 반면, 일 실시예에서는, 전자 장치(100)가 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 직선 거리를 근사화하지 않고 정확히 산출함으로써 종래의 방법과 비교하여 보정 계수를 보다 정확히 산출할 수 있다. 이하에서는, 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 직선 거리를 측정하는 방법에 관하여 구체적으로 설명한다.

[0057] 일 실시예에서, 전자 장치(100)는 방사선 조사부(13)에 포함된 방사선 소스(131)를 사용하여 테이블 상판(15-1) 상에 위치하는 피시술자(120)의 대상 혈관(320)에 방사선을 조사할 수 있다. 전자 장치(100)는 등선량 중심점(111)으로부터 테이블(15)까지의 제1 수직 거리 및 대상 혈관(320)으로부터 테이블(15)까지의 제2 수직 거리에 기초하여, 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 대상 거리를 산출할 수 있다. 여기서, 등선량 중심점(111)으로부터 테이블(15)까지의 제1 수직 거리는 등선량 중심점(111)으로부터 테이블 상판(15-1)의 상면까지의 수직 거리를 나타낼 수 있다. 마찬가지로, 대상 혈관(320)으로부터 테이블(15)까지의 제2 수직 거리는 대상 혈관(320)으로부터 테이블 상판(15-1)의 상면까지의 수직 거리를 나타낼 수 있다.

- [0058] 보다 구체적으로, 전자 장치(100)는 방사선 소스(131)를 사용하여 대상 혈관(320)에 방사선을 조사하기 이전에, 대상 혈관(320)의 위치를 테이블(15)을 통해 조정할 수 있다. 전자 장치(100)는 방사선 소스(131), 대상 혈관(320), 및 등선량 중심점(111)이 일직선 상에 배치되도록 테이블(15)을 이동시킬 수 있다. 일 실시예에서, 전자 장치(100)는 테이블 상판(15-1)을 X-Y 평면 상에서 좌우 방향으로만 이동시킴으로써 방사선 소스(131), 대상 혈관(320), 및 등선량 중심점(111)이 일직선 상에 배치되도록 할 수 있다. 다른 일 실시예에서, 전자 장치(100)는 테이블 상판(15-1)을 X-Y 평면 상에서 좌우 방향 및 Z 축 상에서 상하 방향으로 모두 이동시킴으로써 방사선 소스(131), 대상 혈관(320), 및 등선량 중심점(111)이 일직선 상에 배치되도록 할 수도 있다.
- [0059] 일 실시예에서, C-암(12)의 회전에 따라 방사선 소스(131)의 위치가 변화하는 경우에는, 방사선 소스(131), 대상 혈관(320), 및 등선량 중심점(111)이 일직선 상에 배치되도록 테이블 상판(15-1)을 함께 이동시킬 수 있다.
- [0060] 일 실시예에서, 전자 장치(100)는 테이블의 표면을 포함하는 평면 상에서 좌우 방향으로 테이블(15)을 이동시킴으로써 등선량 중심점(111)을 방사선 소스(131) 및 대상 혈관(320)과 동일한 직선 상에 배치시킬 수 있다. 테이블(15)의 높이(height)는 고정될 수 있으나, 이로 한정하지는 않고 가변될 수도 있다. 예를 들어, 전자 장치(100)는 대상 혈관(320)의 바닥면에서부터의 높이(height)를 산출할 수 있다. 전자 장치(100)는 대상 혈관(320)의 테이블의 표면에서부터의 높이와 테이블(320)의 바닥면에서부터의 높이를 합산함으로써, 대상 혈관(320)의 바닥면에서부터의 높이를 산출할 수 있다. 다만, 이로 한정하는 것은 아니고, 전자 장치(100)는 테이블(320)(예: 테이블의 표면)으로부터 대상 혈관(320)까지의 높이를 획득할 수도 있다. 전자 장치(100)는 대상 혈관(320)의 위치(예: 높이)에 기초하여, 바닥면(또는 X-Y 평면)과 평행하면서 대상 혈관(320)에 대응하는 지점을 포함하는 평면을 생성할 수 있다. 전자 장치(100)는 바닥면과 평행하면서 대상 혈관(320)을 포함하는 평면 및 방사선 소스(131)와 등선량 중심점(111)을 잇는 직선축과 교차하는 지점('교차 지점')을 산출할 수 있다. 전자 장치는 산출된 교차 지점에 대상 혈관(320)이 위치하도록, 테이블 상판(15-1)을 X-Y 평면 상에서 좌우 방향으로 이동시킬 수 있다.
- [0061] 일 실시예에서, 전자 장치(100)는 대상 혈관(320)의 위치를 테이블 상판(15-1)의 이동을 통해 조정한 이후, 복수의 파라미터들을 사용하여 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 직선 거리를 나타내는 대상 거리를 산출할 수 있다. 복수의 파라미터들은, 예를 들어, 테이블(15)의 위치, 대상 혈관(320)의 위치, 방사선 소스(131)로부터 방출되는 방사선의 조사 각도(예: 도 2의 방사선의 조사 각도(231))를 포함할 수 있다. 보다 구체적으로, 전자 장치(100)는 등선량 중심점(111)으로부터 테이블(15)까지의 제1 수직 거리, 대상 혈관(320)으로부터 테이블(15)까지의 제2 수직 거리, 및 방사선 소스(131)로부터 방출되는 방사선의 조사 각도에 기초하여 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 대상 거리를 정확히 산출할 수 있다.
- [0063] 도 4는 일 실시예에 따른 전자 장치가 방사선 소스로부터 대상 혈관까지의 직선 거리를 산출하는 과정을 설명하는 도면이다.
- [0064] 도 4는 전자 장치(예: 도 1의 전자 장치(100))를 X-Z 평면에서 바라본 측면도이다. 전자 장치는 방사선 소스(131)를 사용하여 방사선을 대상 혈관(320)에 조사하기 이전에, 테이블 상판(15-1)을 이동시켜 방사선 소스(131), 대상 혈관(320), 및 등선량 중심점(111)을 일직선 상으로 맞출 수 있다.
- [0065] 일 실시예에서, 전자 장치는 등선량 중심점(111)으로부터 테이블(15)까지의 제1 수직 거리(d_1)에서, 대상 혈관(120)으로부터 테이블(15)까지의 제2 수직 거리(d_2)를 차감한 제1 값(d_1-d_2)을 산출할 수 있다. 제1 값(d_1-d_2)은 등선량 중심점(111)에서 대상 혈관(320)까지의 수직 거리를 나타낼 수 있다. 그리고, 전자 장치는 산출된 제1 값(d_1-d_2)을 방사선의 조사 각도(예: 도 2의 방사선의 조사 각도(231))의 코사인 값($\cos(\theta)$)으로 나누어 제2 값을 산출할 수 있다. 제2 값($\frac{d_1-d_2}{\cos(\theta)}$)은 등선량 중심점(111)에서 대상 혈관(320)까지의 직선 거리를 나타낼 수 있다. 전자 장치는 방사선 소스(131)로부터 등선량 중심점(111)까지의 직선 거리(d_3)에서 산출된 제2 값(즉, 등선량 중심점(111)에서 대상 혈관(320)까지의 직선 거리)을 차감한 값으로 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 대상 거리(x)를 산출할 수 있다.
- [0066] 정리하면, 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 대상 거리는 아래 수학식 3과 같이 산출될 수 있다.

수학식 3

$$SOD = \text{Source to Isocenter} - \frac{\text{Isocenter to table} - \text{Object height}}{\cos \theta}$$

[0067]

[0068]

위의 수학식 3에서, SOD는 방사선 소스(131)로부터 대상 혈관(320)까지의 직선 거리, Source to Isocenter는 방사선 소스(131)로부터 등선량 중심점(111)까지의 직선 거리(d_3), Isocenter to table은 등선량 중심점(111)으로부터 테이블(15)까지의 수직 거리(d_1), Object height는 대상 혈관(320)으로부터 테이블(15)까지의 수직 거리(d_2), θ 는 방사선의 조사 각도를 나타낼 수 있다.

[0069]

일 실시예에서, 전자 장치는 대상 거리를 산출한 이후, 산출된 대상 거리에 기초하여 보정 계수를 산출할 수 있다. 전술한 바와 같이, 전자 장치는 산출된 보정 계수를 활용하여 혈관 영상(130)에서의 거리를 물리적 거리로 변환할 수 있다. 예를 들어, 전자 장치는 보정 계수에 촬영된 혈관 영상에 나타나는 대상 혈관의 직경(diameter)에 대응하는 픽셀 개수를 곱함으로써, 대상 혈관의 직경에 대응하는 물리적 거리를 산출할 수 있다. 다른 예를 들어, 전자 장치는 보정 계수에 촬영된 혈관 영상에 나타나는 병변의 길이에 대응하는 픽셀 개수를 곱함으로써, 혈관 영상에 나타나는 병변의 길이에 대응하는 물리적 거리를 산출할 수도 있다. 이외에도, 전자 장치는 산출된 보정 계수를 사용하여 혈관 영상(예: 도 3의 혈관 영상(130)) 내에서 대상 혈관과 관련된 다양한 정량적 분석 결과를 도출할 수 있다.

[0071]

도 5는 팬텀 실험을 위하여 피시술자의 CT 데이터 세트들을 사용하여 설계된 혈관을 도시한다.

[0072]

일 실시예에 따른 전자 장치는 방사선 소스로부터 대상 혈관까지의 대상 거리를 등선량 중심점으로부터 테이블까지의 제1 수직 거리 및 대상 혈관으로부터 테이블까지의 제2 수직 거리에 기초하여 산출할 수 있고, 산출된 대상 거리에 기초하여 보정 계수를 산출할 수 있다. 이하에서는, 설명의 편의를 위하여, 방사선 소스로부터 대상 혈관까지의 대상 거리에 기초하여 보정 계수를 산출하는 방법을 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법으로 설명하고, 방사선 소스로부터 대상 혈관까지의 거리를 방사선 소스로부터 등선량중심점까지의 거리로 근사하여 보정 계수를 산출하는 방법을 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법으로 설명한다.

[0073]

일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법의 정확성을 확인하기 위하여 팬텀(phantom) 실험이 수행되었다. 팬텀 실험에서는, 피시술자의 CT 데이터 세트들을 사용하여 직경이 각각 2.5mm, 3.0mm, 3.5mm, 4.0mm인 4가지의 관상동맥(coronary)의 팬텀이 사용되었다. 내부 직경(inner diameter)의 오차 범위는 0.1mm 내외로 확인되었다. 생성된 관상동맥은 방사선을 통해 감지 가능하도록 조영제가 채워질 수 있다. 또한, 실제 혈관의 높이를 재현하기 위하여, 관상동맥은 스탠드(stand)에 올려 놓아진다. 도 5에서는, 생성된 좌관상동맥(LCA)(501)이 150mm 높이의 스탠드 위에 놓여지고, 생성된 우관상동맥(RCA)(502)은 175mm 높이의 스탠드 위에 놓여진 예시를 나타낸다.

[0074]

팬텀 실험에서는, 생성된 관상동맥들에 혈관조영술을 수행하여 복수의 혈관 영상들을 획득할 수 있다. 예를 들어, 좌관상동맥(LCA)(501)에 대해서는 CAU, RAOCAU, RAOCRA, CRA, 및 LAOCRA를 포함하도록 하는 투영 각도로 방사선이 조사될 수 있고, 우관상동맥(RCA) 팬텀(502)에 대해서는 AP, LAO, 및 CRA를 포함하도록 하는 투영 각도로 방사선이 조사될 수 있다. 참고로, 테이블의 높이는 실제 사용 환경을 고려하여 변경될 수 있다.

[0075]

도 6a는 혈관 영상에 표시되는 대상 혈관의 직경을 추정하기 위하여 혈관 영상에 라벨링이 수행된 도면이다. 혈관 영상들 각각에 대하여, 해당 혈관 영상에 표시되는 대상 혈관(602)의 경계가 사용자(user)(예: 전문가)에 의해 라벨링(labeling)될 수 있다. 상용 혈관조영장치를 사용하여 팬텀 혈관조영을 수행하여 총 1920개의 영상이 획득되고, 이 영상들은 일반적으로 사용되는 관상동맥조영술(Coronary angiography, CAG) 루틴 방사선 촬영 각도(CAU, RAOCAU, RAOCRA, CRA 및 LCA의 LAOCRA, RCA의 AP, LAO 및 CRA)에서 획득됐다. 3년 이상의 경력을 가진 전문 라벨러(Labeler)(예: 방사선사)에 의해 촬영된 1920장의 영상이 도 6a와 같이 대상 혈관이 라벨링될 수 있다.

[0076]

도 6a를 참조하면, 혈관 영상(601)에서 대상 혈관(602)의 경계가 사용자에게 의해 라벨링되고, 라벨링이 수행된

후에 대상 혈관(602)의 직경을 측정하기 위하여 대상 혈관의 중심선(centerline)(603)에 포함된 각 지점에서 대상 혈관(602)의 직경이 추정될 수 있다. 예를 들어, 대상 혈관의 중심선에 포함된 한 지점(예: 지점(604))에서, 대상 혈관의 중심선(603)에 수직한 선분이 생성되어 대상 혈관의 직경에 대응하는 픽셀 수(예: 20.9)가 측정될 수 있고, 측정된 픽셀 수에 보정 계수가 곱해져 대상 혈관의 직경이 추정될 수 있다.

[0077] 도 6b는 혈관 영상에 표시되는 대상 혈관(602)의 직경을 추정한 그래프를 도시한다. 그래프(611)는 대상 혈관의 중심선(603)을 따라 대상 혈관(602)의 근위부로부터 대상 혈관(602)의 말단부로 이동하면서 각 지점에서 추정된 대상 혈관(602)의 직경을 나타낸다. 예를 들어, 혈관(602)의 직경은 중심선의 법선을 그어 법선 상 혈관의 일측 경계(예: 왼쪽끝)부터 타측 경계(예: 오른쪽 끝)까지의 길이(예: 지름)에 상응하는 픽셀개수로서 측정될 수 있다. 도 6a에서는 20.9개의 픽셀이 혈관(602)의 직경으로서 측정된 예시가 도시된다. 그래프(611)에서 x축은 하나의 지점이 대상 혈관의 근위부로부터 중심선을 따라 떨어진 거리를 나타낼 수 있고, y축은 해당 지점에 대응하여 실제로 측정된 대상 혈관의 직경에 대응하는 픽셀 개수를 나타낼 수 있다. 그래프(612)는 측정의 변동성으로 인한 오차를 줄이기 위하여 선형 회귀 분석(linear regression analysis)를 이용하여 그래프(611)에 대한 추세선(trend line)을 나타낸 그래프이다. 그래프(612)를 통해 대상 혈관(602)의 직경이 추정될 수 있다. 팬텀 실험에서는, 대상 혈관의 실제 직경과 대상 혈관에 대해 추정된 직경을 비교함으로써 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법의 정확도가 평가된다.

[0079] 도 7a 내지 도 7b는 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법 및 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법의 성능 평가를 위한 그래프들을 도시한다. 도 7a는 기존방법(예: Conventional calibration method)을 사용했을 때 결과이고 도 7b는 새롭게 개발된 위 방법에 의해 도출된 결과 비교이다

[0080] 도 7a는 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정된 대상 혈관의 직경과 실제 직경 간의 비교 결과를 나타내는 그래프를 도시한다.

[0081] 그래프(711)에서 대상 혈관의 직경의 참값이 x축에 표시될 수 있고, 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정되는 대상 혈관의 직경의 값이 y축에 표시될 수 있다. 그래프(711)를 참조하면, 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에서는 Pearson 상관 계수가 0.8828($p < 0.0001$)로 나타날 수 있다. 그래프(712)에서 대상 혈관의 직경의 참값 및 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정되는 대상 혈관의 직경의 값의 평균이 x축에 표시될 수 있고, 대상 혈관의 직경의 참값과 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정되는 대상 혈관의 직경의 값의 차이가 y축에 표시될 수 있다. 그래프(712)를 참조하면, 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에서 대상 혈관의 직경의 참값과 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정되는 대상 혈관의 직경의 값의 평균 차이는 -0.0949mm , 일치 한계는 -0.6936 에서 0.5037 로 각각 나타날 수 있다.

[0082] 도 7b는 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정된 대상 혈관의 직경과 실제 직경 간의 비교 결과를 나타내는 그래프를 도시한다. 그래프(721)에서 대상 혈관의 직경의 참값이 x축에 표시될 수 있고, 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정되는 대상 혈관의 직경의 값이 y축에 표시될 수 있다. 그래프(721)를 참조하면, 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에서는 Pearson 상관 계수가 0.9880($p < 0.0001$)로 나타날 수 있다. 그래프(722)에서 대상 혈관의 직경의 참값 및 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정되는 대상 혈관의 직경의 값의 평균이 x축에 표시될 수 있고, 대상 혈관의 직경의 참값과 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정되는 대상 혈관의 직경의 값의 차이가 y축에 표시될 수 있다. 그래프(722)를 참조하면, 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에서는 대상 혈관의 직경의 참값과 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법에 따라 추정되는 대상 혈관의 직경의 값의 평균 차이는 0.0007mm , 일치 한계는 -0.1705 에서 0.1719 로 각각 나타날 수 있다.

[0083] 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법은, 대상 혈관의 직경 추정의 정확도와 정밀도 측면에서 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법 보다 우수함을 확인할 수 있다. 일 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법은, 비교 실시예에 따른 보정 계수의 산출 방법과 비교하여 더 높은 상관 계수와 더 좁은 일치 한계를 가지며, 이는 대상 혈관의 직경의 참값과 더 잘 일치함을 나타낼 수 있다.

[0085] 이상에서 설명된 실시예들은 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치, 방법 및 구성요소는, 예를 들

어, 프로세서, 컨트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPGA(field programmable gate array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 컨트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0086] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embody)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

[0087] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있으며 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.

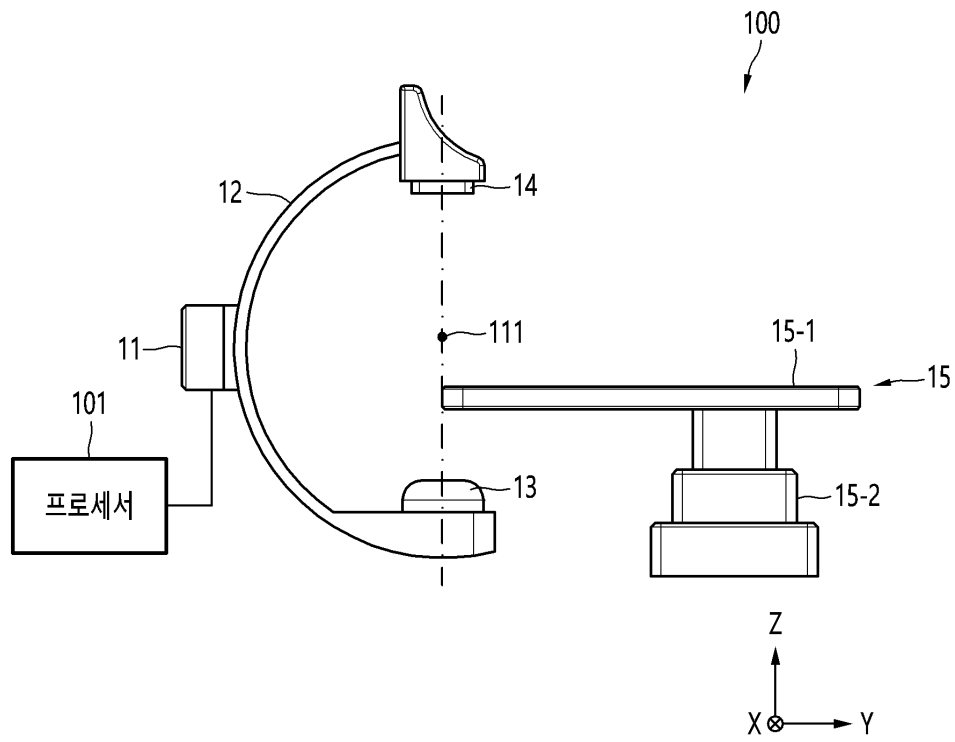
[0088] 위에서 설명한 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 또는 복수의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0089] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

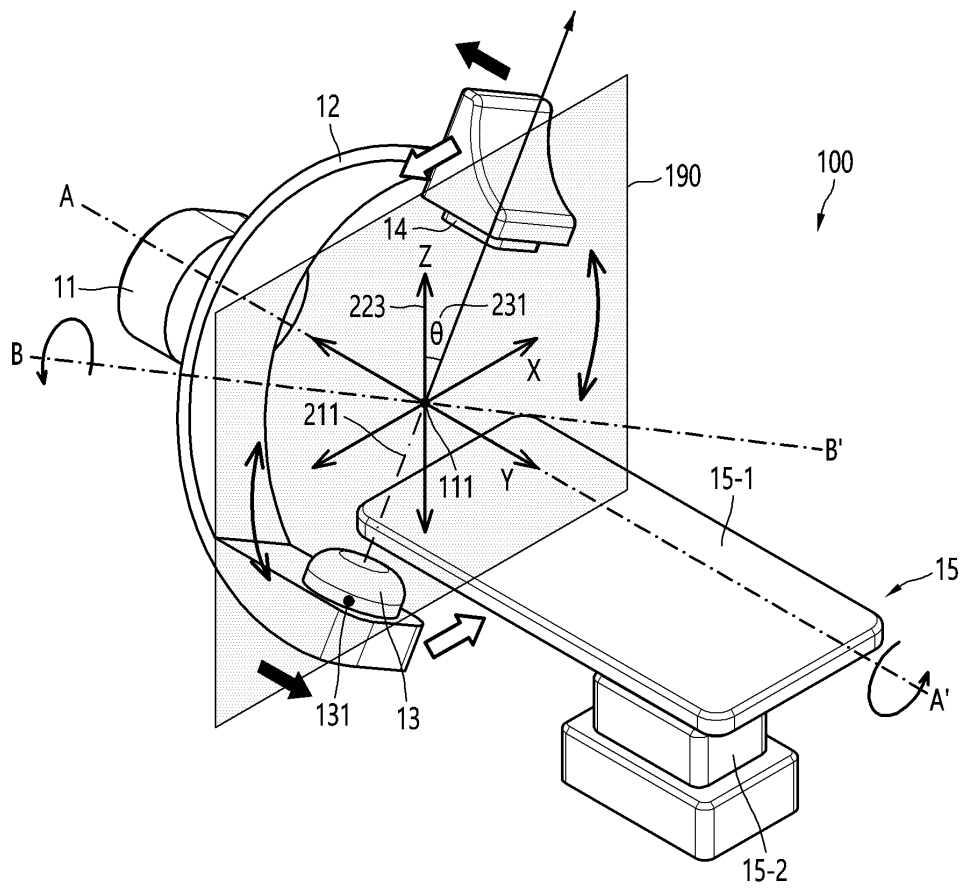
[0090] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

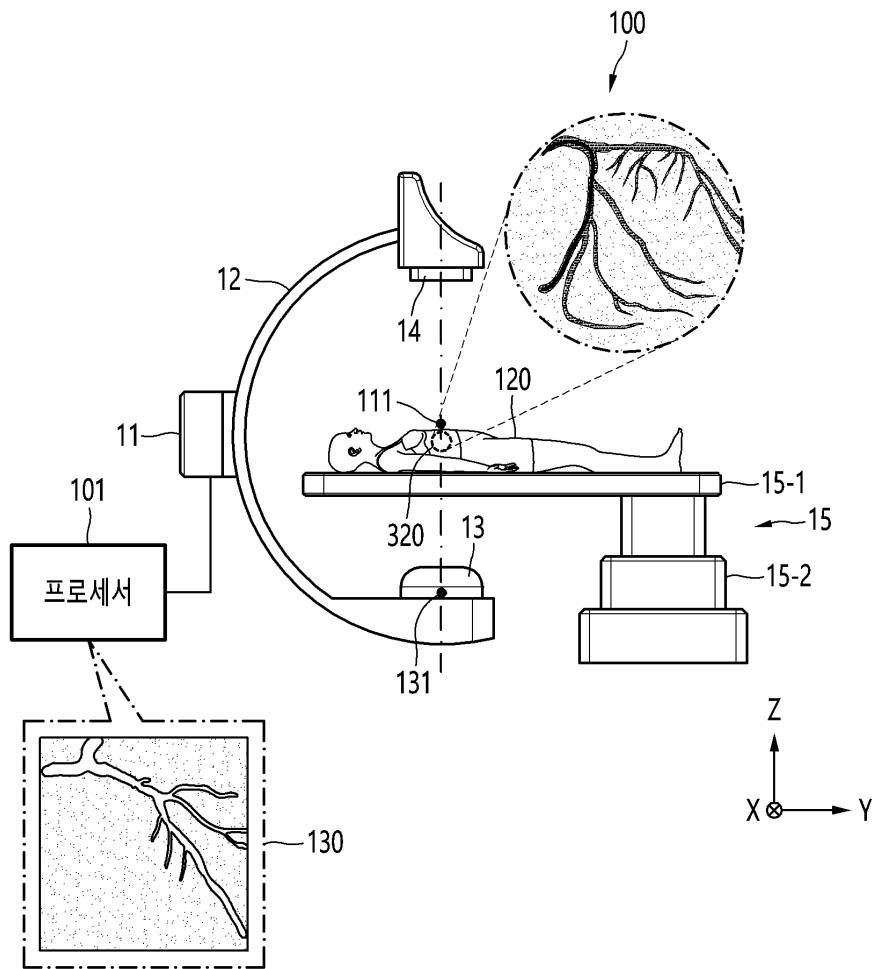
도면1



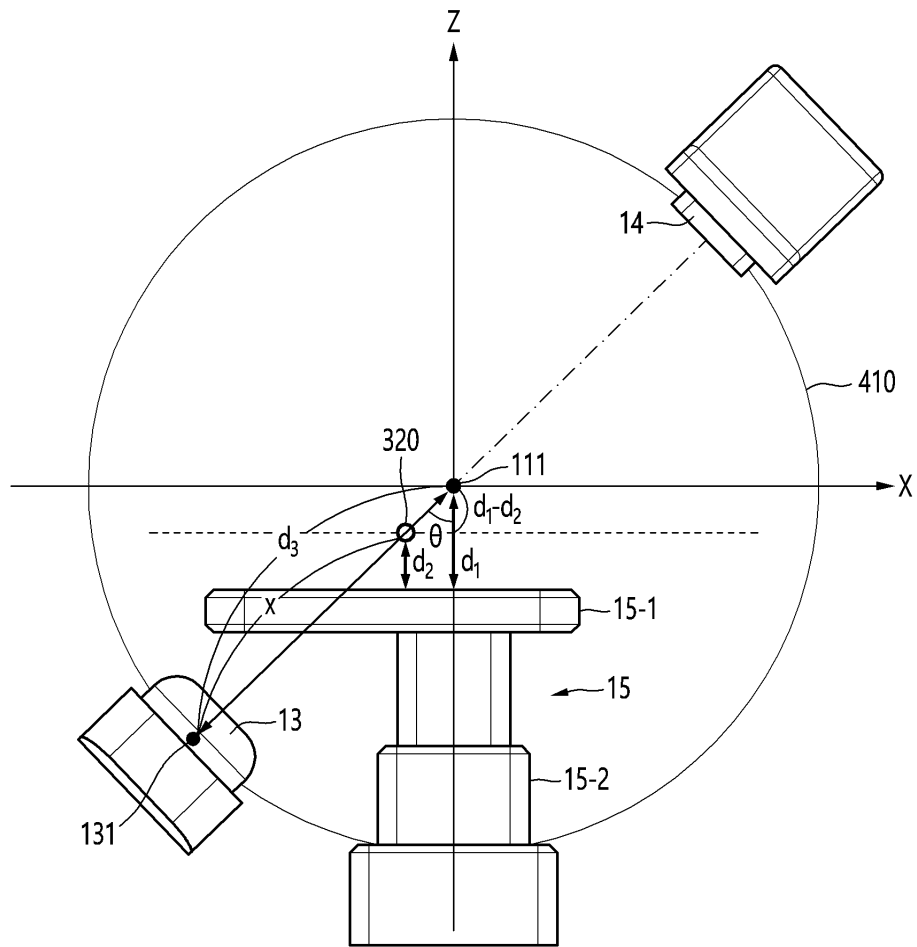
도면2



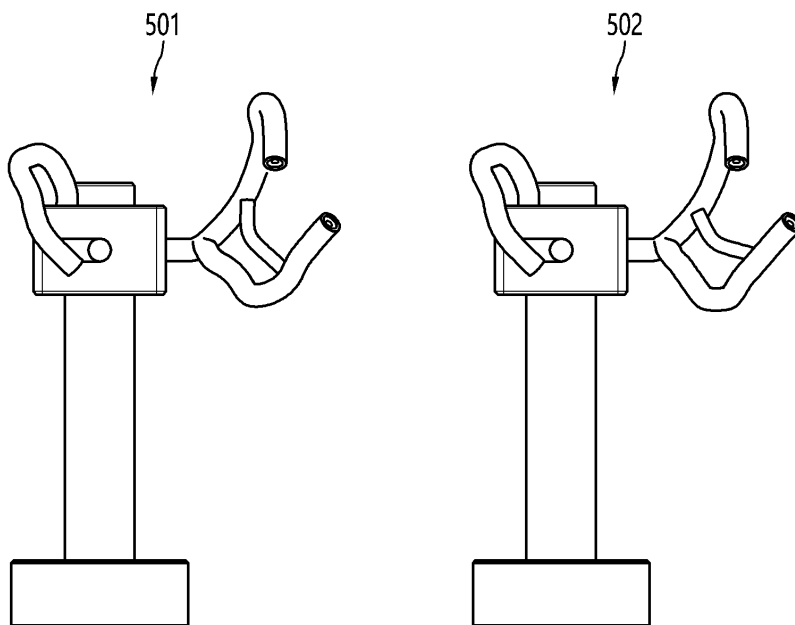
도면3



도면4

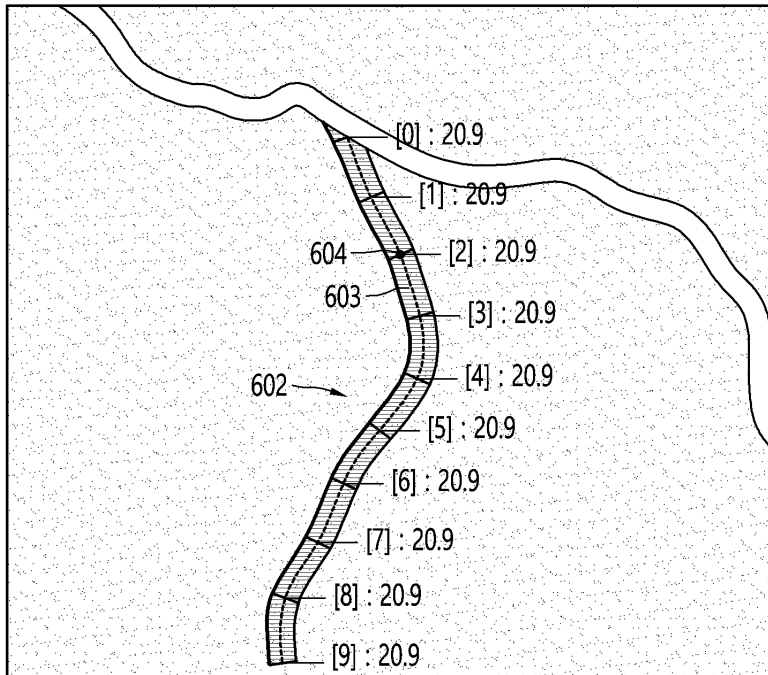


도면5



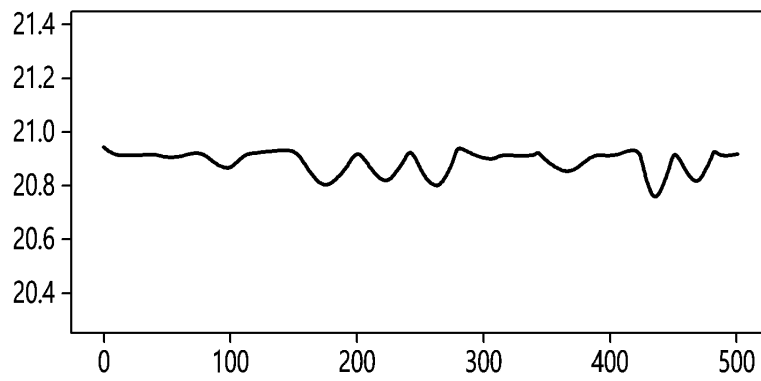
도면6a

601

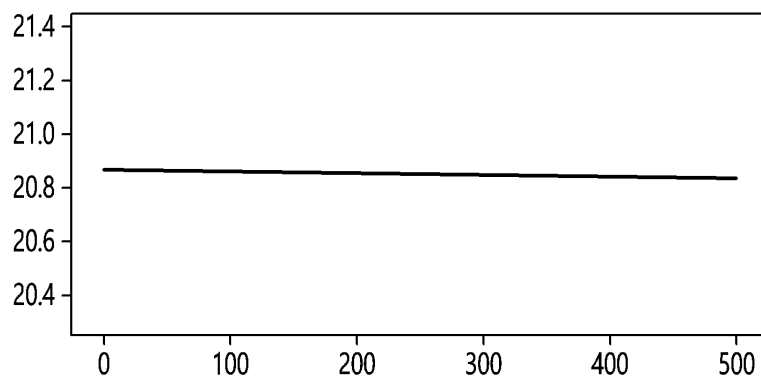


도면6b

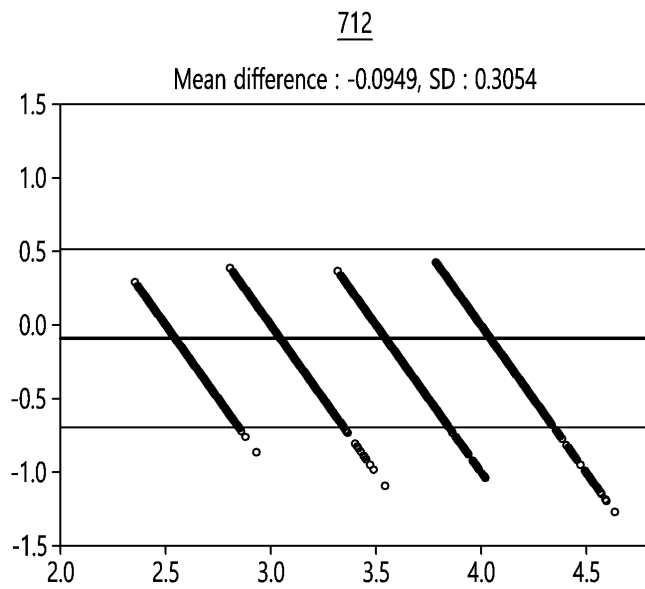
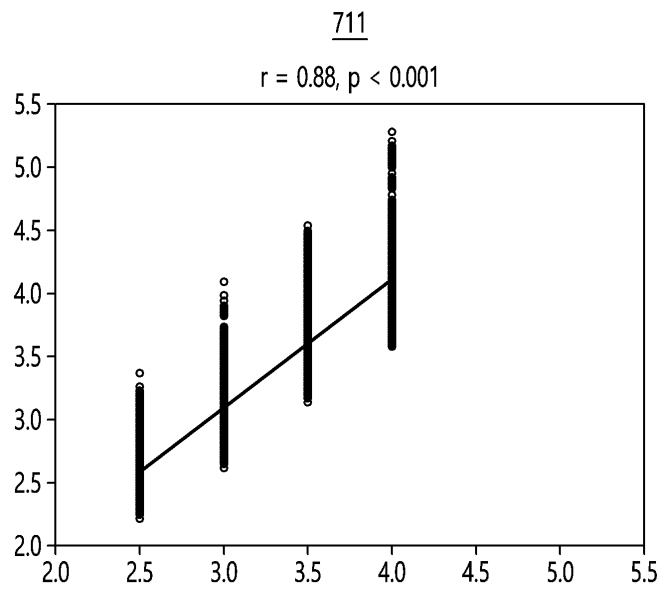
611



612



도면7a



도면7b

