



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2025년02월26일
(11) 등록번호 10-2773709
(24) 등록일자 2025년02월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/00 (2025.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/0205 (2006.01) A61B 6/02 (2024.01)
A61B 6/03 (2025.01) A61N 5/10 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 6/541 (2013.01)
A61B 5/091 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-7000146
(22) 출원일자(국제) 2019년05월23일
심사청구일자 2022년04월11일
(85) 번역문제출일자 2021년01월05일
(65) 공개번호 10-2021-0020990
(43) 공개일자 2021년02월24일
(86) 국제출원번호 PCT/US2019/033751
(87) 국제공개번호 WO 2019/236317
국제공개일자 2019년12월12일
(30) 우선권주장
16/420,007 2019년05월22일 미국(US)
(뒷면에 계속)
(56) 선행기술조사문헌
KR1020160116284 A*
US20080123812 A1*
US20160074674 A1*
WO2007111207 A1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
데이터 integrity 어드바이저스, 엘엘씨
미국, 워싱턴 디씨 20007, 엔더블유 30쓰 스트리트 1050
(72) 발명자
카일리, 자니드, 패트리샤, 블랑코
미국, 워싱턴 디씨 20007, 엔더블유 30쓰 스트리트 1050
(74) 대리인
최윤서

전체 청구항 수 : 총 15 항

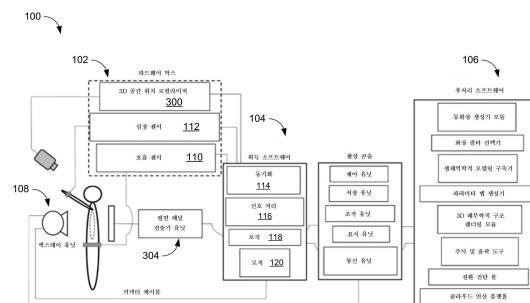
심사관 : 유현석

(54) 발명의 명칭 폐-용적-게이팅형 엑스레이 촬영을 위한 시스템 및 방법

(57) 요약

환자의 폐를 촬영하는 방법은, 환자를 엑스레이 촬영 장치에 대하여 제1 배향으로 위치설정하는 단계, 및 환자의 호흡의 용적측정값을 취득하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 환자가 엑스레이 촬영 장치에 대하여 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 환자의 호흡의 용적측정값을 취득하는 동안, 환자의 호흡의 용적측정값에 기초하 (뒷면에 계속)

대표도



여 환자의 호흡 페이스를 결정하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 환자의 호흡 페이스가 미리 정의된 호흡 페이스와 일치한다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 환자의 폐의 엑스레이 투영을 생성하는 단계를 포함한다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/113 (2013.01)
A61B 6/025 (2013.01)
A61B 6/032 (2013.01)
A61B 6/461 (2013.01)
A61B 6/486 (2013.01)
A61B 6/50 (2024.01)
A61B 6/5235 (2020.08)
A61B 6/5288 (2013.01)
A61B 6/542 (2013.01)

(30) 우선권주장

16/420,011	2019년05월22일	미국(US)
16/420,030	2019년05월22일	미국(US)
62/682,720	2018년06월08일	미국(US)
62/812,818	2019년03월01일	미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

엑스레이 촬상 방법으로서,

환자를 엑스레이 촬상 장치에 대하여 제1 배향으로 위치설정하는 단계;

상기 환자의 호흡의 측정값을 취득하는 단계;

상기 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계;

상기 환자가 상기 엑스레이 촬상 장치에 대하여 상기 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 상기 환자의 호흡의 측정값을 취득하는 동안:

상기 환자의 호흡의 측정값으로부터 상기 환자의 호흡 페이즈를 결정하는 단계;

상기 환자의 심장 기능의 측정값으로부터 상기 환자의 심장 페이즈를 결정하는 단계; 및

초기 흡기 페이즈, 중기 흡기 페이즈 및 후기 흡기 페이즈를 적어도 포함하는 3개 이상의 호흡 페이즈의 미리 정의된 세트의 각각의 호흡 페이즈에 대해서, 상기 엑스레이 촬상 장치를 게이팅함으로써 상기 환자의 신체의 일부의 복수의 엑스레이 투영을 산출하는 단계, 여기서 상기 게이팅은:

상기 환자의 상기 호흡 페이즈가 상기 3개 이상의 호흡 페이즈의 미리 정의된 세트의 상기 각각의 호흡 페이즈와 일치한다는 결정; 및

상기 환자의 심장 페이즈가 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정에 기초함;

상기 복수의 엑스레이 투영으로부터 정적 화상 큐브의 세트를 생성하는 단계, 여기서 각각의 정적 화상 큐브는 상기 3개 이상의 호흡 페이즈의 미리 정의된 세트의 호흡 페이즈에 대응함; 및

시간 보간을 통해 상기 정적 화상 큐브의 세트를 3D 화상 큐브 동화상으로 결합하는 단계를 포함하는, 엑스레이 촬상 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하기 전에:

상기 환자의 복수의 심장 사이클로부터 상기 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계;

상기 복수의 심장 사이클로부터의 상기 환자의 심장 기능의 상기 측정값을 사용하여, 미리 정의된 심장 페이즈와 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우의 시작 사이의 평균 간격을 결정하는 단계를 더 포함하고,

상기 환자의 상기 심장 페이즈가 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정은,

상기 미리 정의된 심장 페이즈를 실시간으로 검출함; 및

상기 미리 정의된 심장 페이즈와 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우의 상기 시작 사이의 상기 평균 간격에 대응하는 시간의 길이만큼 대기함으로써,

상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우를 예측하는 것을 포함하는, 엑스레이 촬상 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 환자의 상기 복수의 심장 사이클로부터의 상기 측정값은 상기 복수의 심장 사이클의 파형 측정값이고; 및

상기 방법은:

상기 복수의 심장 사이클의 상기 파형 측정값을 통계적으로 안정된 것으로서 유효성 검증하는 단계를 포함하는, 엑스레이 촬상 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우는 상기 심장 사이클의 정지 윈도우(quiescent window)인, 엑스레이 촬상 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 호흡 페이지의 미리 정의된 세트는 하나 이상의 호기 페이지를 더 포함하는, 엑스레이 촬상 방법.

청구항 6

엑스레이 촬상 시스템으로서,

엑스레이 촬상 장치;

하나 이상의 프로세서; 및

명령어를 저장하는 메모리를 포함하고,

상기 명령어는, 상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 하나 이상의 프로세서가:

환자를 엑스레이 촬상 장치에 대하여 제1 배향으로 위치설정하는 단계;

상기 환자의 호흡의 측정값을 취득하는 단계;

상기 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계;

상기 환자가 상기 엑스레이 촬상 장치에 대하여 상기 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 상기 환자의 호흡의 측정값을 취득하는 동안:

상기 환자의 호흡의 측정값으로부터 상기 환자의 호흡 페이지를 결정하는 단계;

상기 환자의 심장 기능의 측정값으로부터 상기 환자의 심장 페이지를 결정하는 단계; 및

초기 흡기 페이지, 중기 흡기 페이지 및 후기 흡기 페이지를 적어도 포함하는 3개 이상의 호흡 페이지의 미리 정의된 세트의 각각의 호흡 페이지에 대해서, 상기 엑스레이 촬상 장치를 게이팅함으로써 상기 환자의 신체의 일부의 복수의 엑스레이 투영을 산출하는 단계, 여기서 상기 게이팅은:

상기 환자의 상기 호흡 페이지가 상기 3개 이상의 호흡 페이지의 미리 정의된 세트의 상기 각각의 호흡 페이지와 일치한다는 결정, 및

상기 환자의 심장 페이지가 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정에 기초함;

상기 복수의 엑스레이 투영으로부터 정적 화상 큐브의 세트를 생성하는 단계, 여기서 각각의 정적 화상 큐브는 상기 3개 이상의 호흡 페이지의 미리 정의된 세트의 호흡 페이지에 대응함; 및

시간 보간을 통해 상기 정적 화상 큐브의 세트를 3D 화상 큐브 동화상으로 결합하는 단계

를 포함하는 동작들의 세트를 수행하게 하는, 엑스레이 촬상 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 메모리는:

상기 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하기 전에:

상기 환자의 복수의 심장 사이클로부터 상기 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계;

상기 복수의 심장 사이클로부터의 상기 환자의 심장 기능의 상기 측정값을 사용하여, 미리 정의된 심장 페이스와 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우의 시작 사이의 평균 간격을 결정하는 단계에 대한 명령을 더 포함하고,

상기 환자의 상기 심장 페이스가 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정은,

상기 미리 정의된 심장 페이스를 실시간으로 검출함; 및

상기 미리 정의된 심장 페이스와 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우의 상기 시작 사이의 상기 평균 간격에 대응하는 시간의 길이만큼 대기함으로써,

상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우를 예측하는 것을 포함하는, 엑스레이 활상 시스템.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 환자의 상기 복수의 심장 사이클로부터의 상기 측정값은 상기 복수의 심장 사이클의 파형 측정값이고; 및
상기 메모리는:

상기 복수의 심장 사이클의 상기 파형 측정값을 통계적으로 안정된 것으로서 유효성 검증하는 단계에 대한 명령을 더 포함하는, 엑스레이 활상 시스템.

청구항 9

제6항에 있어서,

상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우는 상기 심장 사이클의 정지 윈도우(quiescent window)인, 엑스레이 활상 시스템.

청구항 10

제6항에 있어서,

상기 호흡 페이스의 미리 정의된 세트는 하나 이상의 호기 페이스를 더 포함하는, 엑스레이 활상 시스템.

청구항 11

명령어를 저장하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서,

상기 명령어는, 엑스레이 활상 장치와 하나 이상의 프로세서를 포함하는 시스템에 의해 실행될 때, 상기 하나 이상의 프로세서가,

환자를 엑스레이 활상 장치에 대하여 제1 배향으로 위치설정하는 단계;

상기 환자의 호흡의 측정값을 취득하는 단계;

상기 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계;

상기 환자가 상기 엑스레이 활상 장치에 대하여 상기 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 상기 환자의 호흡의 측정값을 취득하는 동안,

상기 환자의 호흡의 측정값으로부터 상기 환자의 호흡 페이스를 결정하는 단계;

상기 환자의 심장 기능의 측정값으로부터 상기 환자의 심장 페이스를 결정하는 단계; 및

초기 흡기 페이스, 중기 흡기 페이스 및 후기 흡기 페이스를 적어도 포함하는 3개 이상의 호흡 페이스의 미리 정의된 세트의 각각의 호흡 페이스에 대해서, 상기 엑스레이 활상 장치를 게이팅함으로써 상기 환자의 신체의 일부의 복수의 엑스레이 투영을 산출하는 단계, 여기서 상기 게이팅은:

상기 환자의 상기 호흡 페이스가 상기 3개 이상의 호흡 페이스의 미리 정의된 세트의 상기 각각의 호흡 페이스와 일치한다는 결정, 및

상기 환자의 심장 페이스가 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정에 기초함;

상기 복수의 엑스레이 투영으로부터 정적 화상 큐브의 세트를 생성하는 단계, 여기서 각각의 정적 화상 큐브는 상기 3개 이상의 호흡 페이스의 미리 정의된 세트의 호흡 페이스에 대응함; 및

시간 보간을 통해 상기 정적 화상 큐브의 세트를 3D 화상 큐브 동화상으로 결합하는 단계

를 포함하는 동작들의 세트를 수행하게 하는, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하기 전에:

상기 환자의 복수의 심장 사이클로부터 상기 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계;

상기 복수의 심장 사이클로부터의 상기 환자의 심장 기능의 상기 측정값을 사용하여, 미리 정의된 심장 페이스와 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우의 시작 사이의 평균 간격을 결정하는 단계에 대한 명령을 더 저장하고,

상기 환자의 상기 심장 페이스가 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정은,

상기 미리 정의된 심장 페이스를 실시간으로 검출함; 및

상기 미리 정의된 심장 페이스와 상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우의 상기 시작 사이의 상기 평균 간격에 대응하는 시간의 길이만큼 대기함으로써,

상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우를 예측하는 것을 포함하는, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 환자의 상기 복수의 심장 사이클로부터의 상기 측정값은 상기 복수의 심장 사이클의 파형 측정값이고; 및

상기 복수의 심장 사이클의 상기 파형 측정값을 통계적으로 안정된 것으로서 유효성 검증하는 단계에 대한 명령을 더 저장하는, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 14

제11항에 있어서,

상기 심장 사이클의 상기 미리 정의된 윈도우는 상기 심장 사이클의 정지 윈도우(quiescent window)인, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 15

제11항에 있어서,

상기 호흡 페이스의 미리 정의된 세트는 하나 이상의 호기 페이스를 더 포함하는, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

청구항 42

삭제

청구항 43

삭제

청구항 44

삭제

청구항 45

삭제

청구항 46

삭제

청구항 47

삭제

청구항 48

삭제

청구항 49

삭제

청구항 50

삭제

청구항 51

삭제

청구항 52

삭제

청구항 53

삭제

청구항 54

삭제

청구항 55

삭제

청구항 56

삭제

청구항 57

삭제

청구항 58

삭제

청구항 59

삭제

청구항 60

삭제

청구항 61

삭제

청구항 62

삭제

청구항 63

삭제

청구항 64

삭제

청구항 65

삭제

청구항 66

삭제

청구항 67

삭제

청구항 68

삭제

청구항 69

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 개시 내용의 일부 실시예는, 의료 촬상에 관한 것으로서, 구체적으로는 기하학적으로 분해된 방사선 엑스레이 촬상을 수행하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 본 개시 내용의 일부 실시예는 방사선 요법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 인체 해부학의 연산 모델링은 다양한 생리학적 조건을 나타내는 해부학적 거동의 이해를 용이하게 한다. 최첨단 촬상 기술을 통해 의사가 해부학적 거동을 시각화할 수 있지만, 심장과 폐의 복잡한 움직임을 정확하게 촬상하는 최신 기술은 종종 너무 비싸서 널리 채택될 수 없다. 게다가, 심장 운동, 예를 들어, 복잡한 과정이며 호흡 사이클과 관련이 없는 심장의 변형은, CT 기반 또는 방사선 호흡 운동 측정에 있어서 노이즈로서 나타날 수 있다. 결국, 호흡 운동을 설명하는 수학적 모델의 정확성도, 랜덤하게 보이는 심장 운동으로 인해 저하된다. 이러한 문제점을 해결하는 한 가지 방안은, 환자가 숨을 참게 함으로써 화상으로부터 폐 운동을 제거하는 것이다. 이 방안은 환자의 호흡 운동을 중지시키지만, 이러한 호흡 유지 화상에서 폐 건강에 대한 중요 정보를 식별하는 것이 어려울 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 개시 내용의 실시예들은, 기하학적으로 분해된 방사선 엑스레이 촬상 시스템(GREX)을 제공함으로써, 종래 기술에 존재하는 문제점들 중 적어도 하나의 문제점을 적어도 어느 정도 해결하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0004] 일부 실시예에 따르면, GREX 촬상 시스템은, 특정 호흡 페이스와 특정 심장 페이스를 연산적으로 표적화함으로써, 환자의 흉부 화상을 획득한다. GREX 촬상 시스템은, 일련의 촬상면에 있어서 표적화된 호흡 페이스에서 흉부의 스냅샷을 취함으로써, 시간과 무관한 해부학적 기하학적 구조를 취득한다. 수집된 호흡 및 심장 신호에 기초하여 시간과 무관한 해부학적 기하학적 구조를 공동 등록하고 보간하여, 흉부의 용적 상호작용형 동화상을 생성한다. 상호작용형 동화상은 종래의 정적 촬상에 비해 중요한 장점이 있다. GREX는, 상호작용형 동화상을 사용하여, 환자 호흡 동안 흉부의 기하학적 구조가 어떻게 변하는지를 정량적으로 설명하는 생체역학적 모델을 생성한다. 기본 물리 법칙을 기반으로 하는 생체역학적 모델은, 폐 조직 탄력, 응력, 긴장(strain), 및 호흡 순응도와 같은 중요한 양의 추정값을 제공한다. 이러한 속성 및 기타 속성은, 의사와 의료 종사자가 현재 사용할 수 없는 진단 기능을 제공한다. 의사는, GREX 촬상 시스템이 제공하는 이러한 정보를 활용하여, 환자의 폐 질환의 병인을 알 수 있다.

[0005] 일부 실시예에서, GREX 촬상 시스템은, 기존의 디지털 진단용 엑스레이 유닛을 위한 고유한 하드웨어 및 소프트웨어 애드온 패키지를 포함한다. 하드웨어 및 소프트웨어 애드온 패키지는, 함께, 환자의 생체측정 신호를 사용하여 더욱 진단적으로 유용한 정보를 제공하는 맞춤형 촬상 절차를 알려주는 새롭고 향상된 촬상 기능을 제공함으로써, 종래의 디지털 진단용 엑스레이 유닛의 진단 품질을 증가시킨다. 하드웨어 및 소프트웨어 애드온 패키지는, 시판되고 있는 모든 디지털 진단용 엑스레이 유닛(예를 들어, 레거시 엑스레이 유닛)에 대한 범용 업그레이드이다.

- [0006] 일부 실시예에 따르면, 환자의 폐를 촬상하는 방법을 제공한다. 이 방법은, 환자를 엑스레이 촬상 장치(예를 들어, 엑스레이 유닛)에 대하여 제1 배향으로 위치설정하는 단계, 및 환자 호흡의 용적측정값(volumetric measurement)을 취득하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 환자가 엑스레이 촬상 장치에 대하여 제1 배향으로 위치 설정되어 있는 동안 그리고 환자 호흡의 용적측정값을 취득하는 동안, 환자 호흡의 용적측정값에 기초하여 환자의 호흡 페이즈를 결정하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 환자의 호흡 페이즈가 미리 정의된 호흡 페이즈와 일치한다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅(gate)하여 환자의 폐의 엑스레이 투영을 생성하는 단계를 포함한다.
- [0007] 일부 실시예에서, 미리 정의된 호흡 페이즈는 복수의 미리 정의된 호흡 페이즈 중 미리 정의된 제1 호흡 페이즈이고, 방법은, 환자 호흡의 용적측정값을 취득하는 동안, 환자의 호흡 페이즈가 복수의 미리 정의된 호흡 페이즈 중 임의의 호흡 페이즈와 일치한다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 환자의 폐의 엑스레이 투영을 생성하는 단계를 더 포함한다.
- [0008] 일부 실시예에서, 환자의 폐의 엑스레이 측정값은, 환자 호흡의 용적측정값에 의해 측정되는 바와 같은 환자의 호흡 페이즈가 복수의 미리 정의된 호흡 페이즈 중 하나와 일치하는 경우를 제외하고는, 취득되지 않는다.
- [0009] 일부 실시예에서, 복수의 미리 정의된 호흡 페이즈는, 환자의 완전한 호흡 사이클의 초기 호기 페이즈, 후기 호기 페이즈, 최대 호기 페이즈, 초기 흡기 페이즈, 후기 흡기 페이즈, 및 최대 흡기 페이즈를 포함한다.
- [0010] 일부 실시예에서, 엑스레이 투영은 제1 엑스레이 투영이고, 방법은 환자를 엑스레이 촬상 장치에 대하여 제2 배향으로 재위치설정하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 환자가 상기 엑스레이 촬상 장치에 대하여 제2 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 환자 호흡의 용적측정값을 계속 취득하는 동안, 환자 호흡의 용적측정값에 기초하여, 환자의 호흡 페이즈를 계속 결정하는 단계; 및 환자의 호흡 페이즈가 미리 정의된 호흡 페이즈와 일치한다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 환자의 폐의 제2 엑스레이 투영을 생성하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 제1 엑스레이 투영과 제2 엑스레이 투영을 이용하여 미리 정의된 호흡 페이즈에 대응하는 정적 화상 큐브를 생성하는 단계를 포함한다.
- [0011] 일부 실시예에서, 미리 정의된 호흡 페이즈에 대응하는 정적 화상 큐브는, 미리 정의된 호흡 페이즈에서 다양한 각도로부터 취득되는 10개 미만의 엑스레이 투영을 사용하여 생성된다.
- [0012] 일부 실시예에서, 환자 호흡의 용적측정값은 환자의 흉부 팽창의 측정값을 포함한다.
- [0013] 일부 실시예에서, 환자 호흡의 용적측정값은, 3차원(3D) 스캐너, 폐활량계, 및 복부 벨트로 이루어진 그룹의 하나 이상의 용적측정 호흡 페이즈 센서를 사용하여 취득된다.
- [0014] 일부 실시예에서, 방법은 환자의 흉부의 표면의 포인트 클라우드를 생성하는 단계를 더 포함한다. 환자 호흡의 용적측정값은 환자의 흉부의 표면의 포인트 클라우드로부터 결정된다.
- [0015] 일부 실시예에서, 환자의 흉부의 표면의 포인트 클라우드는, 3D 촬상 기술을 이용하여 환자의 흉부의 하나 이상의 위치를 측정함으로써 취득된다.
- [0016] 일부 실시예에서, 방법은, 환자의 흉부의 표면의 포인트 클라우드를 사용하여, 환자의 흉부의 표면 상의 하나 이상의 해부학적 랜드마크를 식별하는 단계; 및 환자의 흉부의 표면의 포인트 클라우드로부터 환자의 흉부 내에 있는 하나 이상의 내부 해부학적 랜드마크의 로케이션을 추론하는 단계를 더 포함한다.
- [0017] 일부 실시예에서, 환자의 호흡 페이즈는 미래 호흡 페이즈이고, 환자 호흡의 용적측정값에 기초하여 환자의 호흡 페이즈를 결정하는 단계는, 하나 이상의 현재 및/또는 과거 호흡 페이즈로부터 미래 호흡 페이즈를 예측하는 단계를 포함한다.
- [0018] 일부 실시예에서, 방법을 제공한다. 이 방법은, 환자를 방사선원에 대하여 제1 배향으로 위치설정하는 단계; 환자 호흡의 측정값을 취득하는 단계; 및 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계를 포함한다. 방법은, 환자가 방사선원에 대하여 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 환자 호흡의 측정값을 취득하는 동안, 환자 호흡의 측정값으로부터 환자의 호흡 페이즈를 결정하는 단계; 및 환자의 심장 기능의 측정값으로부터 환자의 심장 페이즈를 결정하는 단계를 더 포함한다. 방법은, 환자의 호흡 페이즈가 미리 정의된 호흡 페이즈와 일치한다는 결정 및 환자의 심장 페이즈가 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정에 기초하여, 방사선원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하는 단계를 더 포함한다.
- [0019] 일부 실시예에서, 방사선원은 엑스레이 촬상 장치이고, 방사선원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하는 단계

는, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 환자의 폐의 엑스레이 투영을 생성하는 단계를 포함한다.

- [0020] 일부 실시예에서, 방사선원은 방사선 치료원이고, 방사선원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하는 단계는, 방사선 치료원을 게이팅하여 환자의 폐의 영역을 치료 선량으로 조사하는 단계를 포함한다.
- [0021] 일부 실시예에서, 방법은, 방사선원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하는 단계 전에, 환자의 복수의 심장 사이클로부터 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계; 및 환자의 복수의 심장 사이클로부터 환자의 심장 기능의 측정값을 사용하여, 미리 정의된 심장 페이스와 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우의 시작 사이의 평균 간격을 결정하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 환자의 심장 페이스가 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정은, 미리 정의된 심장 페이스를 실시간으로 검출하고 미리 정의된 심장 페이스와 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우의 시작 사이의 평균 간격에 대응하는 시간의 길이만큼 대기함으로써, 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우를 예측하는 것을 포함한다.
- [0022] 일부 실시예에서, 환자의 복수의 심장 사이클로부터의 측정값은 복수의 심장 사이클의 파형 측정값이고, 방법은, 상기 복수의 심장 사이클의 파형 측정값을 통계적으로 안정된 것으로서 유효성 검증하는 단계를 더 포함한다.
- [0023] 일부 실시예에서, 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우는 상기 심장 사이클의 정지 윈도우(quiescent window)이다.
- [0024] 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 엑스레이 측정값으로부터 상기 환자의 폐에 대한 생물물리학적 모델을 결정하는 방법을 제공한다. 이 방법은, 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 엑스레이 측정값으로부터 폐 조직의 다중 변위 필드를 추출하는 단계를 포함한다. 각 변위 필드는 폐 조직의 제1 호흡 페이스로부터 제2 호흡 페이스로의 이동을 나타내고, 각 호흡 페이스는 생체측정 파라미터들의 대응 세트를 갖는다. 방법은, 생체측정 파라미터들의 대응 세트 및 폐의 상이한 호흡 페이스 간의 폐 조직의 다중 변위 필드를 사용하여, 폐의 생물물리학적 모델의 하나 이상의 생물물리학적 파라미터를 계산하는 단계를 더 포함한다.
- [0025] 일부 실시예에서, 하나 이상의 생물물리학적 파라미터는, 폐의 상이한 호흡 페이스에 연관된 생체측정 파라미터와 폐 조직의 다중 변위 필드 간의 물리적 관계를 정의한다.
- [0026] 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이스에 연관된 생체측정 파라미터와 폐 조직의 다중 변위 필드 간의 물리적 관계는, 아래와 같이 정의된다.
- [0027]
$$\vec{U}-\vec{U}_0 = T_v \vec{p}_1 + A_f (\vec{p}_2 + \vec{p}_3) + H_c \vec{p}_4$$
- [0028] $\vec{p}_1$ 벡터는 일회 호흡량(tidal volume)으로 인한 정상 응력을 나타내며, $\vec{p}_2$ 는 기류로 인한 정상 응력을 나타내며, $\vec{p}_3$ 은 기류로 인한 전단 응력을 나타내며, $\vec{p}_4$ 는 심장 운동에 의해 도입되는 조직 운동을 나타내며, 페루프 폐적의 임의의 포인트에서의 조직의 변위($\vec{U}-\vec{U}_0$)는, 일회 호흡량(T_v), 기류(A_f), 및 심장 페이스(H_c)에 의해 각각 조정되는 응력, 긴장, 및 섭동하는 심장 운동 벡터의 합으로서 표현된다.
- [0029] 일부 실시예에서, 방법은, 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 엑스레이 측정값으로부터 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 의료 화상 큐브를 생성하는 단계를 더 포함한다. 폐 조직의 다중 변위 필드는, 또한, 화상 분할을 통해 제1 의료 화상 큐브의 나머지 부분으로부터 폐 조직을 경계설정(delineate)함으로써, 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 의료 화상 큐브로부터 추출된다. 방법은, 제1 의료 화상 큐브의 각 복셀에 대해, 제1 의료 화상 큐브와 제2 의료 화상 큐브 간의 강도 기반 구조 매핑을 사용하여, 제1 의료 화상 큐브의 복셀과 제2 의료 화상 큐브 간의 변위 벡터를 결정하는 단계; 및 제1 의료 화상 큐브와 제2 의료 화상 큐브의 해당 대응부의 상이한 복셀의 변위 벡터를 반복적으로 정교화(refine)하는 단계를 포함한다.
- [0030] 일부 실시예에서, 각 호흡 페이스에 연관된 생체측정 파라미터의 세트는, 각 호흡 페이스에서의 폐의 일회 호흡량과 기류 및 폐의 각 호흡 페이스에 대응하는 심장 페이스를 포함한다.
- [0031] 일부 실시예에서, 방법은, 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 엑스레이 측정값으로부터 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 의료 화상 큐브를 생성하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 다중 의료 화상 큐브 중 하나 이상을 참조 의료 화상 큐브로서 선택하는 단계; 각 참조 의료 화상 큐브에 연관된 생체측정 파라미터들의 세트를 결정하는 단계; 및 두 개의 참조 의료 화상 큐브에 연관된 생체측정 파라미터들의 두 개의 세트 중에서 폐의 생체측정 측정값에 기초하는 생체측정 파라미터들의 세트를 선택하는 단계를 포함한다.

일부 실시예에서, 방법은, 폐의 생체측정 측정값에 기초하는 생체측정 파라미터들의 세트를 상기 생물물리학적 모델에 적용함으로써, 두 개의 참조 의료 화상 큐브 간의 의료 화상 큐브를 시뮬레이션하는 단계를 더 포함한다.

- [0032] 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이즈는, 환자의 완전한 호흡 사이클의 초기 호기, 후기 호기, 최대 호기, 초기 흡기, 후기 흡기, 및 최대 흡기를 포함한다.
- [0033] 일부 실시예에서, 환자의 생체측정 신호를 시계열의 하나 이상의 시퀀스로서 측정하는 데, 3D 공간 위치 로컬라이저, 호흡 페이즈 센서, 및 심장 페이즈 센서 중 하나 이상을 포함하는 하나 이상의 센서가 사용된다.
- [0034] 일부 실시예에서, 3D 공간 위치 로컬라이저는, 호흡과 심박에 의해 야기되는 환자의 실시간 신체 움직임을 측정하여 시계열로서 출력하도록 구성된다.
- [0035] 일부 실시예에서, 호흡 페이즈 센서는, 일회 호흡량과 일차 시간 미분을 포함하는, 환자의 호흡에 관한 하나 이상의 생리학적 메트릭을 측정하도록 구성된다.
- [0036] 일부 실시예에서, 심장 페이즈 센서는, 환자의 심장에 의해 발생하는 주기적 및 불변적 전기 신호들을 측정하도록 구성된다.
- [0037] 일부 실시예에서, 하나 이상의 센서에 의해 측정되는 환자의 생체측정 신호는, 특정 호흡 및 심장 페이즈에서 환자의 엑스레이 화상을 획득하도록 엑스레이 유닛을 트리거하는 데 사용된다.
- [0038] 일부 실시예에서, 엑스레이 유닛은 클록을 포함하고, 하나 이상의 센서에 의해 측정되는 환자의 생체측정 신호는 엑스레이 유닛의 클록과 동기화된다. 일부 실시예에서, 생체측정 신호의 각 값은 획득된 엑스레이 화상에 연관되도록 기록된다.
- [0039] 일부 실시예에서, 트레이닝 윈도우 동안 측정되는 환자의 생체측정 신호는, 엑스레이 유닛이 환자의 엑스레이 화상을 캡처하도록 트리거되는 원하는 호흡 페이즈를 예측하기 위한 최적화된 호흡 예측 모델을 구축하는 데 사용된다.
- [0040] 일부 실시예에서, 환자의 2D 엑스레이 화상으로부터 3D 엑스레이 화상 큐브 동화상을 생성하는 방법을 제공한다. 이 방법은, 상이한 투영 각도에서 캡처된 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 상이한 호흡 페이즈에 대응하는 폐의 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트로 변환하는 단계를 포함한다. 방법은, 백 투영(back projection)을 이용하여 각 호흡 페이즈에서 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트의 각 세트로부터 정적 화상 큐브를 생성하는 단계; 및 시간 보간을 통해 폐의 상이한 호흡 페이즈에 대응하는 정적 화상 큐브들을 결합하여 3D 화상 큐브 동화상으로 만드는 단계를 더 포함한다.
- [0041] 일부 실시예에서, 상이한 투영 각도에서 캡처된 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 상이한 호흡 페이즈에 대응하는 폐의 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트로 변환하는 단계는, 상이한 투영 각도에서 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트의 각 세트는 특정 투영 각도에서 폐의 상이한 호흡 페이즈에 대응한다. 변환하는 단계는, 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 해당하는 연관된 호흡 페이즈에 의해 재조직하여 폐의 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트로 만드는 단계를 더 포함한다. 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트의 각 세트는 폐의 각 호흡 페이즈에 대응한다.
- [0042] 일부 실시예에서, 임의의 특정 세트 내의 엑스레이 화상들은 기하학적으로 분해되고 시간적으로 독립적이다.
- [0043] 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이즈는 폐의 움직임의 상이한 일회 호흡량 백분위수에 대응한다.
- [0044] 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이즈는, 환자의 완전한 호흡 사이클의 초기 호기, 후기 호기, 최대 호기, 초기 흡기, 후기 흡기, 및 최대 흡기를 포함한다.
- [0045] 일부 실시예에서, 상이한 투영 각도에서 캡처된 폐의 다중 엑스레이 화상들은 모두 동일한 호흡 페이즈에 대응한다.
- [0046] 일부 실시예에서는, 환자의 생체측정 신호를 시계열의 하나 이상의 시퀀스로서 측정하는 데, 3D 공간 위치 로컬라이저, 호흡 페이즈 센서, 및 심장 페이즈 센서 중 하나 이상을 포함하는 하나 이상의 센서가 사용된다.
- [0047] 일부 실시예에서, 방법은, 하나 이상의 심장 페이즈 센서 측정값을 이용하여 심장 페이즈 게이팅 윈도우를 식별하는 단계; 하나 이상의 호흡 페이즈 센서 측정값을 이용하여 호흡 페이즈를 예측하는 단계; 엑스레이 촬상 펄스를 생성하도록 심장 페이즈 게이팅 윈도우와 예측된 호흡 페이즈 간의 일치를 식별하는 단계; 및 엑스레이 촬

상 펄스에 대응하는 엑스레이 화상을, 호흡 페이스, 심장 페이스, 및 3D 공간 위치 로컬라이저 측정값들로 태그 표시하는 단계를 더 포함한다.

- [0048] 일부 실시예에서, 3D 공간 위치 로컬라이저는, 호흡과 심박에 의해 야기되는 환자의 실시간 신체 움직임을 측정하여 시계열로서 출력하도록 구성된다.
- [0049] 일부 실시예에서, 호흡 페이스 센서는, 일회 호흡량과 일차 시간 미분을 포함하는, 환자의 호흡에 관한 하나 이상의 생리학적 메트릭을 측정하도록 구성된다.
- [0050] 일부 실시예에서, 심장 페이스 센서는, 환자의 심장에 의해 발생하는 주기적 및 불변적 전기 신호들을 심장 페이스에 대응하는 특정 기능으로 측정하도록 구성된다.
- [0051] 일부 실시예에서는, 두 개의 개별 필터가, 엑스레이 유닛의 클록과 동기화된 후에 환자의 생체측정 신호로부터 신호 드리프트와 노이즈를 제거하는 데 사용된다.
- [0052] 일부 실시예에서, 하나 이상의 센서에 의해 측정되는 상기 환자의 생체측정 신호는, 특정 호흡 및 심장 페이스에서 환자의 엑스레이 화상을 캡처하게끔 엑스레이 유닛을 트리거하는 데 사용된다.
- [0053] 일부 실시예에서, 엑스레이 유닛은 클록을 포함하고, 하나 이상의 센서에 의해 측정되는 환자의 생체측정 신호는 엑스레이 유닛의 클록과 동기화된다. 일부 실시예에서, 생체측정 신호의 각 값은 획득된 엑스레이 화상에 연관되도록 기록된다.
- [0054] 일부 실시예에서, 환자의 생체측정 신호는, 환자의 임의의 엑스레이 화상을 캡처하기 전에 트레이닝 윈도우 동안 측정되고, 트레이닝 윈도우 동안 측정되는 환자의 생체측정 신호는 환자의 완전한 다중 호흡 사이클을 포함한다.
- [0055] 일부 실시예에서, 트레이닝 윈도우 동안 측정되는 환자의 생체측정 신호를 사용하여 완전한 호흡 사이클 내의 다중 일회 호흡량 백분위수가 식별되며, 각 일회 호흡량 백분위수는 상이한 호흡 페이스 중 하나에 대응한다.
- [0056] 일부 실시예에서, 트레이닝 윈도우 동안 측정되는 환자의 생체측정 신호는, 환자의 엑스레이 화상을 캡처하도록 엑스레이 유닛이 트리거되는 원하는 호흡 페이스를 예측하는 최적화된 호흡 예측 모델을 구축하는 데 사용된다.
- [0057] 일부 실시예에서, 최적화된 호흡 예측 모델은 자동회귀 누적 이동 평균(ARIMA) 모델에 기초한다.
- [0058] 일부 실시예에서, 환자의 엑스레이 화상을 캡처하기 위한 원하는 호흡 페이스는, 심장 유도 폐 운동이 천천히 변하는 심장 게이팅 윈도우와 일치하도록 구성된다.
- [0059] 일부 실시예에서, 심장 게이팅 윈도우는, 심장 유도 폐 운동이 천천히 변하도록 심전도(ECG) 신호의 T파와 P파의 로케이션에 기초하여 선택된다.
- [0060] 일부 실시예에서, 특정 투영 각도에서의 폐의 상이한 호흡 페이스는 적어도 두 개의 호흡 사이클로부터 수집된다.

발명의 효과

- [0061] 본 개시 내용의 실시예들의 추가 양태와 이점은, 다음 설명에서 부분적으로 주어질 것이고, 다음 설명으로부터 부분적으로 명백해지거나, 본 개시 내용의 실시예들의 실시로부터 학습될 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0062] 본 개시 내용의 실시예 또는 종래 기술의 기술적 해결책을 더욱 명확하게 설명하기 위해, 실시예 또는 종래 기술의 설명에 필요한 도면을 간략하게 설명한다. 분명히, 다음에 따르는 설명의 도면은 본 개시 내용의 일부 실시예일 뿐이다. 당업자에게는, 창의적인 노력이 없다는 전제하에, 이들 도면에 예시된 구조에 따라 다른 도면도 취득될 수 있다.

도 1은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 하드웨어 박스, 획득 소프트웨어, 및 후처리 소프트웨어를 포함하는 GREX 촬상 시스템의 개략적 블록도이다.

도 2는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 GREX 화상 획득 프로세스의 개략적 흐름도이다.

도 3은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 GREX 촬상 시스템의 3D 공간 위치 로컬라이저의 평면도를 도시하는

개략적 블록도이다.

도 4는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 시간상 동일한 최대 흡기 페이즈를 공유하지만 근본적으로 상이한 일회 호흡량을 갖는 두 개의 호흡의 예를 도시한다.

도 5는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 규칙적 호흡 환자(상단 좌측 서브플롯) 및 불규칙적 호흡 환자(상단 우측 서브플롯)에 대한 일회 호흡량 백분위수(두 개의 하부 서브플롯)의 예를 각각 도시한다.

도 6은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 동기화 프로세스의 개략적 흐름도이다.

도 7은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 동기화된 심장 심전도(ECG) 신호 및 폐 호흡 신호를 도시한다.

도 8은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 드리프트 및 신호 노이즈 제거 프로세스의 개략적 흐름도이다.

도 9는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 일회 호흡량 대 시간으로서 플롯팅된 예시적인 호흡을 도시한다.

도 10은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 기류 대 일회 호흡량으로서 플롯팅된 도 9에 도시된 동일한 호흡을 도시한다.

도 11은 본 발명의 일부 실시예에 따른 호흡 페이즈 예측 프로세스의 개략적 흐름도이다.

도 12는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 심장 유도 폐 운동이 천천히 변하도록 ECG 신호의 T파와 P파의 로케이션에 기초하여 선택된 시간상 예시적인 게이팅 윈도우를 도시한다.

도 13은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 심장 게이팅 윈도우의 실시간 식별 대신 심장 페이즈 예측을 사용하는 다른 GREX 절차의 개략적 흐름도이다.

도 14는, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라, 왼쪽에서 오른쪽으로, 호흡 페이즈의 초기 호기, 후기 호기, 최대 호기, 초기 흡기, 후기 흡기, 최대 흡기시 트리거된 화상의 일례를 도시한다.

도 15는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 화상 획득 트리거링 프로세스의 개략적 흐름도이다.

도 16은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 예시적인 GREX 화상 재구성 알고리즘에서 사용되는 변수의 개략적 블록도이다.

도 17은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 촬상 절차 동안 GREX 촬상 시스템의 동작 구성요소들의 개략적 블록도이다.

도 18은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 조직 깊이 (A) 0° 및 (B) 90° 엑스레이 투영 횡단을 예시한다.

도 19는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 (1) 좁은 투영 각도 범위 및 (2) 넓은 투영 각도 범위로부터의 깊이 도를 예시한다.

도 20은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 3개의 주요 촬상면(좌측)에 대한 및 하향식 관찰 배향(우측)에 있어서 및 GREX 촬상 시스템의 촬상 등심에 대한 β 촬상 각도 위치를 예시한다.

도 21a 및 도 21b는, 본 발명의 일부 실시예에 따라 GREX 촬상 시스템이 2D 엑스레이 투영을 정적 화상 큐브로 그리고 궁극적으로 화상 큐브 동화상으로 전송하는 방법을 도시하는 예시적 블록도이다.

도 22는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 도 21a 및 도 21b에 도시된 정적 화상 큐브를 생성하는 프로세스의 그래픽 표현이다.

도 23은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 화상 필터링 프로세스의 개략적 흐름도이다.

도 24는, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 심장과 폐의 상호작용에 의해 야기되는 심장에 가까운 좌측 폐에 위치하는 조직 조각의 예시적인 페루프 폐 조직 궤적을 도시한다.

도 25는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 생체역학적 모델의 구성요소의 동작의 개략적 흐름도이다.

도 26a는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 호흡 사이클 동안 폐 조직 요소의 운동 궤적의 그래픽 표현이다.

도 26b는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 상이한 호흡 페이즈 간의 변위 벡터의 그래픽 표현이다.

도 27은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 다중 해상도 3D 광학 흐름 알고리즘의 개략적 흐름도이다.

도 28a는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 생체측정 보간을 통해 동화상을 생성하는 것을 예시하는 개략적

흐름도이다.

도 28b는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 생체측정 데이터 매트릭스를 사용하여 중간 화상 큐브를 생성하는 것을 예시하는 블록도이다.

도 29는 건강한 환자의 표준 방사선 사진 및 1b 기 좌측 상부 폐 종양(화살표로 표시됨)이 있는 아픈 환자에 대한 표준 방사선 사진의 일례를 도시한다.

도 30은 본 발명의 일부 실시예에 따라 건강한 환자의 상황 지표를 보여주는 GREX 파라미터 맵 및 아픈 환자의 상황 지표를 보여주는 GREX 파라미터 맵의 일례를 도시한다.

도 31a 내지 도 31b는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 환자의 폐를 촬상하는 방법에 대한 흐름도이다.

도 32a 내지 도 32b는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 방사선원을 게이팅하는 방법에 대한 흐름도이다.

도 33a 내지 도 33c는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 환자의 폐에 대한 생물물리학적 모델을 결정하는 방법에 대한 흐름도이다.

도 34a 내지 도 34c는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 3D 엑스레이 화상 큐브 동화상을 생성하는 방법에 대한 흐름도이다.

도 35는 일부 실시예에 따라 환자를 지지하기 위한 예시적인 환자 위치설정 고정구(PPF)(예를 들어, 회전식 의자)를 도시한다.

도 36은 일부 실시예에 따라 예시적인 생물학적 이벤트 감시 프로세스(BEMP) 카드를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0063] 본 개시 내용의 실시예를 상세히 참조한다. 동일하거나 유사한 요소들 및 동일하거나 유사한 기능을 갖는 요소들은 설명 전반에 걸쳐 동일한 참조 부호로 표시된다. 본원에서 도면을 참조하여 설명하는 실시예는, 설명적이고 예시적이며, 본 개시 내용을 대체적으로 이해하는 데 사용된다. 실시예는 본 개시 내용을 제한하는 것으로 해석되어서는 안 된다.

[0064] 본 명세서에서, 달리 명시되거나 제한되지 않는 한, "중앙", "길이방향", "측방향", "전방", "후방", "우측", "좌측", "내부", "외부", "하측", "상측", "수평", "수직", "위", "아래", "상부", "상부", "하부", 및 이들의 파생어(예를 들어, "수평 방향으로", "하향으로", "상향으로" 등)은, 설명된 방향 또는 논의 중인 도면에 표시된 바와 같은 배향을 지칭하는 것으로 해석되어야 한다. 이들 관련 용어는, 설명의 편의를 위한 것이며, 본 개시 내용이 특정 배향으로 구성되거나 동작될 것을 요구하지 않는다.

[0065] 본 발명에서, 달리 명시되거나 제한되지 않는 한, "장착됨", "연결됨", "결합됨", "고정됨" 등의 용어는, 광범위하게 사용되며, 예를 들어, 고정된 연결, 분리가능한 연결이 될 수 있으며, 또는 통합형 연결일 수 있고, 기계적 또는 전기적 연결일 수도 있고, 직접 연결 또는 중간 구조를 개재한 간접 연결일 수도 있으며, 두 개 요소의 내부 연통일 수도 있으며, 이는 당업자가 특정 상황에 따라 이해할 수 있다.

[0066] 본 발명에서, 달리 명시되거나 제한되지 않는 한, 제1 기능부가 제2 기능부 "상에" 또는 "아래"에 있는 구조는, 제1 기능부가 제2 기능부와 직접 접촉하는 실시예를 포함할 수 있고, 제1 기능부와 제2 기능부가 서로 직접 접촉하지 않고 그 사이에 형성된 추가 기능부를 개재하여 접촉되는 실시예도 포함할 수 있다. 또한, 제2 기능부 "상에", "위에", 또는 "상부"에 있는 제1 기능부는, 제1 기능부가 제2 기능부의 바로 "상에", "위에", 또는 "상부"에 있는 실시예를 포함할 수 있고, 또는, 단순히 제1 기능부가 제2 기능부의 높이보다 높게 위치함을 의미하는 반면, 제2 기능부의 "밑에", "아래에", 또는 "하부"에 있는 제1 기능부는, 제1 기능부가 제2 기능부의 바로 "밑에", "아래에", 또는 "하부"에 있는 실시예를 포함할 수 있고, 또는 단순히 제1 기능부가 제2 기능부의 높이보다 낮게 위치함을 의미한다.

[0067] 도 1은, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 하드웨어 박스(102), 획득 소프트웨어(104)(예를 들어, 비일시적 메모리에 저장됨), 및 후처리 소프트웨어(106)(예를 들어, 비일시적 메모리에 저장됨)를 포함하는 GREX 촬상 시스템(100)의 개략적 블록도이다.

[0068] 시계열로서 환자의 생체측정 신호를 독립적으로 수집하는 하드웨어 박스(102)에는 3개의 측정 센서(예를 들어, 3D 공간 위치 로컬라이저(300), 호흡 페이스 센서(110), 및 심장 페이스 센서(112))가 있으며, 수집된 시계열은 획득 소프트웨어(104)로의 입력으로서 기능한다. 획득 소프트웨어(104)는, 생체측정 시계열 측정값을 처리하고

필터링하여 활상 트리거 신호(예를 들어, 엑스레이 유닛(108)이 수신함)를 생성한다. 활상 트리거 신호는 특정 호흡 페이스 및 선택적으로 환자의 심장 페이스를 표적으로 한다. 호흡 페이스와 심장 페이스는 각각 자신의 생체측정 시계열 측정값에 의해 정의된다. 커넥터 케이블은, 활상 트리거 신호를 획득 소프트웨어(104)로부터 엑스레이 유닛(108)으로 송신하며, 엑스레이 유닛은 표적화된 페이스에서 호흡 및 심장 페이스 방사선 화상을 획득한다. 완전한 호흡 사이클을 정의하는 일련의 호흡 및 심장 페이스의 표적 화상은, 일단 획득되면, 후처리 소프트웨어(106)에 입력된다. 후처리 소프트웨어는 호흡 및 심장 페이스 표적 화상으로부터 폐 운동의 생체역학적 모델을 구축한다. 이어서, 후처리 소프트웨어에서 생체역학적 모델을 사용하여 다른 진단 결과를 생성한다. 본원은 엑스레이 화상을 일례로 사용하지만, 본원에 개시된 방안을 (만약 있다면) 거의 노력 없이 구성하여 다른 유형의 의료 화상에 적용할 수 있다는 점은 당업자에게 명백할 것이다. 예를 들어, 생체역학적 모델을 구축하는 프로세스는, 엑스레이 화상의 사용으로 한정되지 않으며, 다른 유형의 의료 화상(예를 들어, CT-Scan, MRI 등)을 사용할 수 있다.

[0069] 도 2는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 (예를 들어, 도 1의 획득 소프트웨어(104)에 의해 수행되는) GREX 화상 획득 프로세스(200)의 개략적 흐름도이다. 구체적으로, 획득 소프트웨어(104)는 잠재적 신호 드리프트 및 노이즈를 제거하기 위해 하드웨어 박스(102)로부터의 시계열 측정값을 동기화하고 처리한다. 이어서, 획득 소프트웨어(104)는, 동기화되고 드리프트가 없고 노이즈가 없는 시계열 입력으로부터 호흡 및 심장 페이스를 예측하는 페이스 예측 알고리즘을 구현한다. 호흡 및 심장 페이스 예측 결과에 기초하여, 획득 소프트웨어(104)는 로직 알고리즘(118)을 사용하여 표적 호흡 및 심장 페이스 일치를 검색한다. 표적 호흡 및 심장 페이스 일치는, 엑스레이 유닛(108)에 의한 화상 트리거 생성 및 결과적인 화상 획득을 촉구하는 조건을 정의한다. 일단 GREX 화상이 획득되면, 후처리 소프트웨어는, 이전에는 의료 전문가가 사용할 수 없었던 GREX 화상을 사용하여 새로운 폐 질환 진단을 수행한다. 예를 들어, 획득된 GREX 화상은, 시간 파라미터를 명시적으로 포함하지 않는 호흡 및 심장 페이스의 함수로서 흉부의 기하학적 구조를 정의하는 생체역학적 모델을 구축하는 데 사용된다.

[0070] 본원에서, GREX 기반 활상 시스템은 세 개의 섹션으로 나누어진다. 섹션 1은 하드웨어 박스(102)의 실시예를 설명한다. 섹션 2는 획득 소프트웨어(104)의 실시예를 설명한다. 섹션 3은 후처리 소프트웨어(106)의 실시예를 설명한다. 각 섹션은, 도 1에 도시된 바와 같이 하드웨어 박스(102), 획득 소프트웨어(104), 및 후처리 소프트웨어(106)를 구성하는 구성요소와 기능을 보다 상세하게 설명한다.

[0071] 섹션 1. 하드웨어 박스(102)

[0072] 일부 실시예에서, 하드웨어 박스(102)는 적어도 두 개의 기능을 담당한다. 첫 번째는 흉부의 해부학적 기하학 구조를 정의하는 생체측정 신호를 수집하는 것이다. 두 번째는 디지털 진단용 엑스레이 유닛(예를 들어, 엑스레이 유닛(108))과 통신하는 것이다.

[0073] 흉부의 해부학적 기하학 구조를 정의하는 생체측정 신호 입력은, 흉부 치수(3D 공간 로컬라이저(300)를 통해 측정됨, 도 3), 호흡 페이스(호흡 페이스 센서(110)를 통해 측정됨), 및 심장 페이스(ECG 모니터를 통해 측정됨)를 포함한다. 하드웨어 박스(102) 내에서, 생체측정 신호는, 각 신호 입력에 대한 시계열 곡선을 생성하기 위해 100 Hz에서 실시간으로 샘플링된다. 하드웨어 박스(102)의 출력, 즉, 시계열 곡선은 획득 소프트웨어에 전달된다.

[0074] 도 3은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 GREX 활상 시스템(100)의 3D 공간 위치 로컬라이저(300)의 평면도를 도시하는 개략적 블록도이다.

[0075] 섹션 1.1 - 3D 공간 위치 로컬라이저(300)

[0076] 3차원 공간 위치 로컬라이저(300)는, 호흡과 심박으로 인한 환자의 실시간 신체 움직임을 측정하고, 이를 좌표 공간(예를 들어, 직교, 극, 하이퍼 등)에 시계열로서 출력한다. 도 3에 도시된 바와 같이, 3D 공간 위치 로컬라이저(300)는, 방의 천장에 있는 균형잡힌 원형 트랙트에 고정된 3개의 개별적인 3D 카메라(예를 들어, 카메라(302a 내지 302c))를 포함한다. 시스템의 3개의 카메라(302a)를 서로 분리하는 120° 각도 증분이 있다. 환자는, 자신이 천장에 장착된 3D 공간 위치 로컬라이저(300)의 중앙에 위치하도록 엑스레이 유닛(108)과 검출기 패널(304) 사이에 위치한다. 시스템은 미리 정의된 좌표 공간에서 환자의 흉부 확장(예를 들어, 상승 및 하강)을 측정한다. 각각의 카메라(302)는 엑스레이 유닛(108)과 검출기 패널(304) 중 하나 및 환자의 몸통의 방향에 받지 않는 뷰를 갖는다.

[0077] 실시간 깊이 맵을 사용하여, 각각의 3D 카메라(302)는 환자의 표면 렌더링을 생성한다. 3개의 3D 카메라(302) 모두로부터의 동시 정보를 결합하여, 환자의 호흡 및 심장 페이스를 기반으로 실시간으로 변하는 용적측정 피부

표면 위치 측정값을 (예를 들어, 광선 캐스팅 기술을 사용하여) 형성한다. 3D 공간 위치 로컬라이저(300)는, (i) 환자의 공간 경계를 정의하고 (ii) 환자의 조직 로케이션을 결정하는 적어도 두 개의 방식으로 용적측정 피부 표면 위치 측정값을 사용한다. 표준 의료용 내부 방사선량(Medical Internal Radiation Dose; MIRD) 해부학 데이터베이스로부터 유도되는, 피부 두께, 늑골 두께, 근육 두께, 및 골격 위치 등의 가정에 기초하여, 3D 공간 위치 로컬라이저(300)는 환자 내부의 폐의 실시간 공간 위치를 근사화한다. 3D 공간 위치 로컬라이저(300)는 MIRD 데이터를 사용하여 폐의 공간 경계 조건을 계산하고, 이러한 조건은 이어서 후처리 소프트웨어(106)에 의해 이용가능하게 된다. 예를 들어, 폐의 공간 경계 조건에 대한 3D 공간 위치 로컬라이저(300)의 추정, 엑스레이 유닛(108)에서 발생하는 광선을 따라 누적 조직 밀도를 시뮬레이션하도록 후처리 소프트웨어(106)가 사용하는 초기 흉부 기하학 구조를 생성한다.

[0078] 섹션 1.2 - 호흡 페이스 센서(110)

[0079] 하드웨어 박스(102)의 호흡 페이스 센서(110)는, 호흡과 관련된 주요 생리학적 메트릭, 즉, 일회 호흡량 및 일회 호흡량의 1차 시간 미분(예를 들어, 시간 또는 기류에 따른 일회 호흡량의 변화율)을 측정한다. 일회 호흡량을 측정하는 방법에는 직접 일회 호흡량 측정과 간접 일회 호흡량 측정인 두 가지가 있다. 직접 일회 호흡량 측정은, 환자가 흡기하거나 호기하는 공기의 양에 비례하는 속도로 회전하는 튜브 내의 터빈으로 구성된 구강 폐활량계로 수행된다. 간접 일회 호흡량 측정은, (도 1에 도시한 바와 같이) 호흡 중 환자의 복부 둘레 변화를 측정하는 복부 벨트(또는 본원에 기술된 바와 같이 환자의 흉부의 다른 임의의 기하학적 측정값)로 수행된다. 복부 둘레가 크다는 것은 흡기를 의미하고, 복부 둘레가 작다는 것은 호기를 의미한다. 복부 벨트는 일회 호흡량을 직접 측정하지는 않는다. 복부 둘레의 변화를 생리적으로 의미 있는 양으로 변환하기 위해, 하드웨어 박스(102)는 복부 둘레 변화를 3D 공간 위치 로컬라이저(300)를 통해 결정된 추정된 폐 용적과 연관짓는다. 예를 들어, 흉부 확장은 호흡 중 복부 확장에 비례한다. 복부 벨트 및 3D 공간 위치 로컬라이저(300)의 측정값은, 함께 사용될 때, 폐의 공기 함량을 추정하는 데 사용될 수 있다.

[0080] 일회 호흡량이라는 용어는, 본원에서 사용되는 바와 같이, 현재 폐 용적과 미리 정의된 기준(예를 들어, 추가 노력 없이 정상 호흡의 최대 호기 동안의 용적, 추가 노력 없이 정상 호흡의 최대 흡기 동안의 용적, 또는 다른 임의의 적절한 일회 호흡량) 간의 차를 의미한다. 이상적인 기체 법칙에 기초하여, 실내 공기와 내부 공기 간의 공기 밀도 차로 인해, 폐의 공기가 일회 호흡량보다 11% 더 팽창한다. 질량을 보존하기 위해, 신체는 흡기된 공기의 용적보다 11% 더 팽창한다. 따라서 폐의 일회 호흡량은, 내부 공기 함량으로 보정된 신체의 외부 측정값을 사용함으로써 계산될 수 있다. 또한, 3D 공간 위치 로컬라이저(300)는, 호흡 중 환자의 용적측정 팽창을 식별함으로써 공기 함량과 일회 호흡량 측정값의 정확성 모두에 대한 2차 검사를 제공한다. 신체의 용적측정 팽창은, 엑스레이 화상으로부터의 기관, 폐, 및 기관지의 공기 용적 추정값과 비교된다.

[0081] 섹션 1.3 - 심장 페이스 센서(112)

[0082] 도 1에 도시한 바와 같이, 심장 페이스는, 심전도(ECG) 모니터 또는 혈압 장치를 사용하여 (예를 들어, 심장 페이스 센서(112)에 의해) 측정된다. 예를 들어, 임상적용, ECG 모니터를 사용하여, 환자의 각 팔에 리드를 배치하고, 접지 리드를 (흉경막과 복부 벨트로부터 멀리) 환자의 복부 좌측 아래에 배치한다. 인간의 심장은, 심장 박동 페이스에 해당하는 특징적 기능을 가진 주기적이고 불변적인 전기 신호를 생성한다. 고정 신호는, 결합 확률 분포가 시간 경과에 따라 변하지 않는 추계적 프로세스인 신호이다. 혈압 측정 장치는 광원과 포토 센서를 사용하여 환자 손가락의 광 감쇠를 측정한다. 심박에 의해 구동되는 순환 혈액량은 환자 손가락에서 다양한 광 감쇠 크기를 초래한다. 광 감쇠 크기는 심장 페이스에 정비례한다.

[0083] 통상적으로, 디지털 진단용 엑스레이 유닛(예를 들어, 엑스레이 유닛(108))은 플러그 포트에 부착되는 아날로그 플런저에 의해 턴온된다. 플러그 포트는 특정 핀 구성의 플런저를 수용하도록 고유하게 구성된다. 모든 핀 구성에는, 엑스레이 유닛을 턴온하는(예를 들어, 게이팅하는) 전압 신호를 수신하는 "획득 핀"이 있다. 최종 사용자가 플런저를 누르면, 플런저는 전압 펄스를 디지털 진단용 엑스레이 유닛으로 전송하며, 디지털 진단용 엑스레이 유닛은 환자의 신체를 통해 촬상 빔을 활성화한다.

[0084] 도 1에 도시한 바와 같이, 하드웨어 박스(102)는, 커넥터 케이블을 사용하여 획득 소프트웨어로부터 디지털 진단용 엑스레이 유닛(108)으로 동일한 전압 펄스(예를 들어, 게이팅 신호)를 전달한다. 전압 펄스 신호는, 전압 펄스 신호가 미리 정의된 전압 임계값을 초과할 때 디지털 진단용 엑스레이 빔을 턴온하고(예를 들어, 엑스레이 빔을 게이팅하고), 핀 상의 전압 펄스 신호가 미리 정의된 전압 임계값보다 작아질 때 엑스레이 유닛(108)을 턴오프한다. 일부 실시예에서, 하드웨어 박스(102)는, 미리 정의된 전압 임계값보다 큰 펄스 높이를 갖는 구형파 신호를 생성하고, 화상 노출의 지속시간 동안 펄스 높이를 유지한다. 즉, 엑스레이 유닛(108)이 환자의 엑스레이

이 화상을 촬상하기 위해 X초 동안 지속되는 Y 전압을 갖는 구형파 펄스가 생성된다. y보다 작은 부임계값 전압은 스캐너를 트리거하지 않으며, 이때, Y 값은 엑스레이 화상을 개시 시작하기 위해 미리 정의된 전압 임계값보다 커야 한다. 펄스 지속시간 X는, 전압 Y가 미리 정의된 전압 임계값을 초과하는 순간부터 시작하여 전압이 미리 정의된 전압 임계값 아래로 떨어질 때 끝나는 화상 노출 시간의 양이다. 전압이 미리 정의된 전압 임계값 아래로 떨어지면, 엑스레이 유닛(108)이 턴오프된다. 펄스 지속시간은, 제조업체의 사양에 따라 정의되지만, 일반적으로 몇 밀리초 정도이다.

[0085] 섹션 2. 획득 소프트웨어(104)

[0086] 획득 소프트웨어(104)는, 하드웨어 박스(102)의 측정된 공간, 심장, 및 폐 시계열을 수집하고, 특정 호흡 및 심장 페이스에서 엑스레이 화상을 획득하기 위해 엑스레이 유닛(108)을 트리거할 때를 결정하도록 설계된다. 이어서, 획득 소프트웨어(104)는, 측정된 심장 및 폐 페이스를 정확하게 오버레이(예를 들어, 동기화)하고, 수집된 생체측정 시계열을 처리(예를 들어, 필터링)하고, 적절한 촬상 시간을 식별하고, 디지털 진단용 엑스레이 유닛(108)에 대한 전자 트리거 신호를 생성한다. 전자 트리거 신호(예를 들어, 게이트 신호)는 엑스레이 유닛(108)을 턴온하여, 흉부 기하학 구조의 스냅샷 화상을 획득하게 된다. 스냅샷에 연관된 공간, 심장, 및 폐 값들은, 화상을 촬상하였을 때의 흉부의 기하학 구조를 정의하도록 기록된다. 전체 프로세스는 자동화되어 있으며 사용자 입력과는 무관하다. 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 획득 소프트웨어(104)에 의해 구현되는 프로세스는, 섹션 2.1 (동기화 모듈(114)), 섹션 2.2(신호 처리 모듈(116)), 섹션 2.3(로직 알고리즘(118)), 및 섹션 2.4 (트리거 생성 모듈(120))인 4개의 보조 구성요소를 포함한다.

[0087] 섹션 2.1 - 동기화모듈(114)

[0088] 3D 공간 위치 로컬라이저(300)의 신호, 호흡 페이스 센서(110)의 신호, 및 심장 페이스 센서(112)의 신호를 포함하는 동기화 모듈(114)에 대한 입력은, 동기화 모듈(114)에 의해 엑스레이 유닛(108)의 클록과 동기화된다. 생리학적 생체측정 신호들은, 비동기적으로 수집되므로, 동기화가 필요하다는 점에 주목한다. 비동기성의 한 가지 근원은, 호흡 사이클이 심장 사이클보다 느리고 심장 사이클과는 완전히 독립적이라는 점이다. 전술한 바와 같이, 호흡 사이클과 심장 사이클은 서로 다른 센서를 사용하여 별도로 측정된다. 동기화 모듈(114)은 호흡 및 심장 페이스 센서들을 획득된 화상들과 동기화하도록 구성된다. 화상이 촬상되면, 그 화상은 어떠한 한 순간에서의 흉부의 해부학적 기하학 구조를 표시한다. 그 순간은, 엑스레이 유닛(108)의 기본 타이밍 시스템을 사용하여 기록되며, 호흡 및 심장 센서 생체측정 시계열과 반드시 동기화되는 것은 아니다.

[0089] 시간만으로는 불규칙적인 호흡의 기간과 규칙적인 호흡의 기간이 구별되지 않는다는 점에 주목해야 한다. 즉, 시간이 호흡 페이스의 유일한 정의 차원인 경우, 정상적인 호흡 중에 취해진 화상과 비정상적인 호흡 중에 취해진 화상(예를 들어, 기침)은 연산상 서로 구별될 수 없다. 도 4는, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 시간상 동일한 최대 흡기 페이스를 공유하지만 근본적으로 상이한 일회 호흡량을 갖는 동일한 개인으로부터의 2개의 호흡(400)(예를 들어, 400a 및 400b)의 예를 도시한다. 2개의 호흡(400)은, 서로 겹쳐질 때, 유사한 최대 흡기 페이스를 가졌음에도 불구하고, 서로 다른 일회 호흡량 크기를 갖기 때문에 사실상 유사하지 않다. 일부 실시예에서, 일회 호흡량은 기준선 용적에 대해 측정된 용적(예를 들어, ml 단위)의 값을 지칭한다. 예를 들어, 기준 용적은, (예를 들어, 호기를 위한 추가 노력이나 힘 없이) 환자의 정상적인 호흡 동안 (예를 들어, 최대 호기시의) 폐의 최소 용적을 나타낸다. 일부 실시예에서, 기준 용적은 각 환자에 대해 변경된다. 일부 실시예에서, 기준 용적은 0으로서 표시된다. 일부 실시예에서, 일회 호흡량은 특정 시점에서 측정된다. 일정 기간에 걸친 일회 호흡량의 변화를 도 4에 도시하고 있다.

[0090] 시간 차원의 문제를 극복하기 위해, GREX 촬상 시스템(100)은, 하드웨어 박스(102)의 다양한 생리학적 센서로부터 획득된 생리학적 값에 의해 호흡 페이스를 정의하는데, 이는 시간에 비해 더 유익한 호흡 페이스 차원이다. 동기화 모듈(114)은, 주로 엑스레이 유닛(108)과 GREX 촬상 시스템(100) 간의 원활한 전환을 가능하게 하는 역할을 한다. 일부 실시예에서, 획득 소프트웨어(104)는, 수집된 일회 호흡량 시계열 관찰이 일회 호흡량 백분위수를 계산하는 데 사용되는 동안 아래의 섹션 2.2 내에서 상세히 설명되는 30초 길이의 트레이닝 윈도우를 사용한다. 획득 소프트웨어(104)는, 주기적인 코사인파의 피크 대 피크 시간 간격보다는 호흡 페이스를 정의하기 위해 일회 호흡량 백분위수를 사용한다. 획득 소프트웨어(104)의 일회 호흡량 백분위수는, 호흡 대 호흡 일회 호흡량 변동 때문에 피크 대 피크 주기적 코사인 곡선에 비해 폐 기하학 구조를 정의하는 더 유익한 방법이다.

[0091] 도 5는, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 규칙적 호흡 환자(상단 좌측 서브플롯) 및 불규칙적 호흡 환자(상단 우측 서브플롯)에 대한 일회 호흡량 백분위수(2개의 하부 서브플롯)의 예를 각각 도시한다. 불규칙적 호흡에 대한 일회 호흡량 히스토그램을 정량적으로 평가하기 위해, 정상적 흡기 일회 호흡량과 극단적 흡기 일회 호흡

량 간의 비가 호흡 페이스의 메트릭으로서 사용된다. 이러한 비는, 환자가 불규칙적으로 호흡할 확률을 정의하는 임계값을 갖는다. 도 5의 2개의 하부 서브플롯에 도시한 바와 같이, 수직선은, 일회 호흡량 히스토그램에서 85번째, 90번째, 95번째, 및 98번째 백분위수 일회 호흡량이 있는 위치를 나타낸다. 규칙적인 호흡의 경우(도 5의 하부 좌측 서브플롯)에서, 더 정상적인 일회 호흡량 백분위수 값(85번째 및 90번째)은, 불규칙적 호흡의 경우(도 5의 하부 우측 서브플롯)보다 극단적 일회 호흡량 백분위수 값(95번째 및 98번째)에 더 가깝게 위치한다.

[0092] 도 6은, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 하드웨어 박스(102) 내의 상이한 센서들과 진단용 엑스레이 유닛(108) 간의 동기화 프로세스(600)의 개략적 흐름도이다. 하드웨어 박스(102)는, 일회 호흡량 백분위수 정의 호흡 페이스, ECG 정의 심장 페이스, 및 흉부 기하학 구조의 3D 공간 위치 로컬라이저(300) 정의 좌표를 지속적으로 수집한다는 점에 주목한다. 이들 측정을 지원하는 센서 신호들은, 엑스레이 유닛(108)과 동기화되기 전에 서로 동기화되어야 한다. 이를 위해, 디지털-아날로그 변환기에서 임피던스 매칭을 사용하여 트레이스 길이를 일치시킴으로써 상이한 센서들 간의 측정 채널 차 및 케이블 전기 저항 차도 보정한다. 엑스레이 유닛(108)의 클록(예를 들어, 타이밍 시스템)은 일반적으로 하드웨어 박스(102)의 클록과 동기화되지 않기 때문에, 커넥터 케이블은 데이터 획득 보드에 연결되고 이를 엑스레이 유닛(108)의 클록과 인터페이스하도록 구성된다. 엑스레이 유닛(108)의 클록은 분배 버퍼를 통과하고 아날로그-디지털 변환기의 각 채널에 대해 트레이스-매칭된다. 변환된 디지털 신호는, 모든 신호에 걸친 동기화가 보장되는 필드-프로그램머블 게이트 어레이에 전달된다. 획득 소프트웨어(104)가 호흡 및 심장 페이스 센서 신호들을 적절하게 동기화할 때, 그 결과는 도 7에 도시한 예와 유사해야 한다.

[0093] 환자에 대한 원치 않는 방사선 노출을 피하기 위해, 획득 소프트웨어(104)는, GREX 촬상 시스템(100)의 상이한 구성요소들 간의 적절한 동기화 없이 커넥터 케이블을 통해 엑스레이 유닛(108)을 활성화하기 위한 어떠한 트리거링 신호도 전송하지 않는다. 일부 실시예에서, 30초 트레이닝 윈도우는 하드웨어 박스(102)의 클록과 엑스레이 유닛(108)의 클록 간의 동기화를 검증하는데 데 사용된다. 따라서, 30초 트레이닝 윈도우는 30초 분량의 샘플을 포함해야 한다. 하드웨어 박스(102)의 모든 센서와 엑스레이 유닛(108)의 클록이 정확히 30초 분량의 샘플을 나타내지 않으면, 동기화가 발생하지 않은 것이다. 이를 위해, 전술한 확인 절차에 불일치가 있는 경우, 동기화 시스템이 재시작되어 불일치를 보정한다. 30초 트레이닝 윈도우는 예시를 위한 것이며, 당업자는 동기화 프로세스를 수행하기 위한 충분한 데이터가 있는 한 트레이닝 윈도우의 길이가 가변된다는 것을 이해한다는 점에 주목해야 한다.

[0094] 섹션 2.2 - 신호 처리 모듈(116)

[0095] 공간 위치, 호흡 페이스, 및 심장 페이스 신호들이 동기화된 후, 획득 소프트웨어(104)는 센서 신호를 처리하여 노이즈를 제거하고 궁극적으로 환자의 정확한 일회 호흡량을 예측한다. 측정된 폐 및 심장 시계열의 노이즈는 센서 전자 장치, 전극, 및 배경 전기 신호로부터 발생하는 것이다. 시간 정확도를 특별히 유지하는 필터 제품군은, 측정된 폐 및 심장 시계열로부터 노이즈를 제거하며, 이때, 생체측정 시계열이 필터 제품군에 의해 필터링된 후 시간 정확도를 유지한다.

[0096] 일부 실시예에서는, 생체측정 시계열로부터 신호 드리프트 및 노이즈를 제거하기 위해 2개의 개별 필터(예를 들어, 웨이블릿 필터)가 사용된다. 신호 드리프트는 시간이 지남에 따라 취해진 측정값을 왜곡하여, 데이터 수집 시작시의 측정값이 데이터 수집의 종료시 취해진 측정값과 일치하지 않게 된다. 신호 노이즈는, 본질적으로 생리적인 것이 아니며, 일회 호흡량 측정값으로부터 환자의 기류를 계산할 때 심각한 문제를 일으킨다. 도 8은 본 개시의 일부 실시예에 따른 드리프트 및 신호 노이즈 제거 프로세스(800)의 개략적 흐름도이다.

[0097] 획득 소프트웨어(104)는, 예를 들어, 기류와 같은 일회 호흡량의 1차 시간 미분을 연산하기 위해 매끄러운 일회 호흡량 시계열을 필요로 한다. 일회 호흡량 시계열이 매끄럽지 않은 경우, 일회 호흡량의 1차 시간 미분은 부드러운 곡선을 생성하지 않고, 오히려, 그 곡선에는 호흡의 생물물리학적 현실을 위반하는 불연속성이 포함된다. 도 9는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 일회 호흡량 대 시간으로서 플롯팅된 예시적인 호흡을 도시한다. 도 10은, 생체역학적 모델링(섹션 3.1에서 설명함)을 위해 후처리 소프트웨어(106)에 의해 사용되는 연속 페루프인, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 기류 대 일회 호흡량으로서 플롯팅된 도 9에 도시된 동일한 호흡을 도시한다.

[0098] 획득 소프트웨어(104)는, 필터링되고 시간적으로 정확한 시계열 곡선을 사용하여 2개의 별개의 기능을 수행한다. 획득 소프트웨어(104)의 첫 번째 기능은 짧은 예측 수평선을 사용하여 호흡 페이스 예측을 생성하는 것이다. 도 11은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 호흡 페이스 예측 프로세스(1100)의 개략적 흐름도이다. 짧은 예측 수평선은 예측 알고리즘의 "미리보기 시간"이다. 예측 알고리즘은 원하는 일회 호흡량과 기류(예를

들어, 호흡 페이스)가 발생할 미래의 순간을 예측한다. "원하는" 호흡 페이스는, 진단용 엑스레이 유닛(108)이 원하는 흉부 기하학 구조를 획득하게끔 트리거될 수 있도록 표적화된다.

- [0099] 짧은 예측 수평선은, 또한, 호흡 예측에서의 부정확성의 다른 근원, 예를 들어, 호흡 진폭 및 호흡 기간에서의 호흡 간 변동을 완화한다. 예측 수평선의 한계값이 0에 가까워짐에 따라, 폐의 기하학적 구조의 변화가 0에 가까워진다(예를 들어, 폐 기하학적 구조는 사실상 일정한 것으로 간주된다). 즉, 폐 기하학적 구조는 짧은 예측 수평선 동안 극적으로 변할 가능성이 거의 없다. 따라서 짧은 예측 수평선은 호흡 운동 모델의 예측 정확도에 대한 인간 호흡 변동의 영향을 줄인다.
- [0100] 시간적으로 정확하고 필터링된 일회 호흡량 시계열은 호흡 예측 알고리즘에 대한 입력값으로서 사용된다. 호흡 예측 알고리즘은 호흡 페이스에 대한 빠르고 정확한 실시간 예측을 제공한다. 예를 들어, 호흡 예측 알고리즘은 자기회귀 통합 이동 평균(ARIMA)을 기반으로 한다. ARIMA 모델은, ARIMA 모델이 입력값들이 불변이라고 가정하지 않기 때문에, 호흡 예측에 적합하며, 다항식으로 구성되어 있다. ARIMA 모델의 다항식 계수는, 활상 연구 시작시 취해지는 30초의 트레이닝 윈도우 동안 추정된다. ARIMA 모델의 다항식 계수의 수, 예를 들어, 모델 차수는, 정보 기준 검색 기능을 최소화하여 과적합을 줄이거나 제거하려는 비선형 최적화로 확인된다. 모델 차수가 수집된 트레이닝 데이터에 대해 최적인 경우, 일회 호흡량 히스토그램(섹션 2.1에서 설명함)을 구축하고, 로그-우도 오브젝티브 함수를 사용하여 확률 밀도 함수를 계산한다. 일회 호흡량 분포는 섹션 2.1에서 설명한 바와 같이 불규칙한 호흡을 확인하는 것이다. 불규칙한 호흡이 검출되면, 트레이닝 데이터가 폐기되고 다시 획득된다. 불규칙한 호흡이 검출되지 않은 경우, 트레이닝 데이터 및 확률 밀도 함수를 사용하여 최대 우도 방향으로 ARIMA 모델 계수를 추정한다. 30초 트레이닝 윈도우는, 또한, 활상 전에 장비 점검으로서 기능한다. 도 11은 호흡 페이스를 예측하기 위한 흐름도를 도시한다.
- [0101] 획득 소프트웨어(104)의 두 번째 기능은, 심장이 각각의 원하는 흉부 기하학 구조에서 동일한 페이스에 있도록 심장 페이스를 식별하는 것이다. 예측 수평선의 지속시간은, 인간 호흡이 준-랜덤 함수이기 때문에(각 호흡이 각자의 고유한 특성을 가지기 때문임) 인간 호흡을 정확하게 예측하고자 하는 획득 소프트웨어(104)의 노력에 있어서 중요한 파라미터이다. 일부 실시예에서, 예측 수평선의 지속시간은 디지털 진단용 엑스레이 유닛(108)의 레이턴시 시간과 엑스레이 활상의 노출 시간의 합보다 길다. 디지털 진단용 엑스레이 유닛(108)의 레이턴시 시간과 엑스레이 활상의 노출 시간의 합은 10밀리초 정도로 매우 짧다. 결과적으로, 예측 수평선의 지속시간도 짧다(100 Hz 내지 1000 Hz의 동작 주파수에서 1개 또는 2개의 센서 측정 샘플 정도이다).
- [0102] 획득 소프트웨어(104)가 심장 페이스와 호흡 페이스 간의 일치점을 찾을 때, 각 시계열 정렬에서 단일 포인트에 의해 표시되는 페이스를 가질 확률은 낮다. 그 결과, 단일 포인트 일치점을 찾는 활상 방법은, 획득 소프트웨어(104)가 낮은 확률의 일치점이 발생할 때까지 기다려야 하므로, 완료하는 데 더 오랜 시간이 걸린다. 대조적으로, 심장 게이팅 윈도우는 일치 윈도우의 크기를 확장하여 활상 연구에 시간이 덜 걸린다.
- [0103] 신호 처리 소프트웨어에서 연산 시간을 더 줄이기 위해, 신호 처리 소프트웨어는 심장 페이스를 예측하지 않는다. 대신, 신호 처리 소프트웨어는, 심장이 폐를 빠르게 변위시키지 않는 특정 게이팅 윈도우를 표적으로 한다. 도 12는, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 심장 유도 폐 운동이 천천히 변화하도록 ECG 신호의 T파와 P파의 로케이션에 기초하여 선택된 시간에 따른 예시적인 게이팅 윈도우를 도시한다. 점선은 심박 유도 폐 운동이다. 폐 운동 변화율(예를 들어, 속도)은 점선의 기울기이다. 점선의 기울기가 작으면, 변화율도 작아서, 해당 심장 페이스를 이상적인 게이팅 윈도우로 만든다. 도 12는, 게이팅 윈도우가 T파와 P파 사이에서(일관되게) 발생하며, P파를 향하여 더 기울어져 있음을 도시한다. 게이팅 윈도우에서 심박으로 인한 최소한의 폐 운동이 있다.
- [0104] 이전 단락에서는, 표적화된 호흡 페이스가 원하는 심장 페이스와 일치할 수 있는 기회 윈도우를 여전히 유지하면서 폐에 대한 심장의 물리적 영향을 최소화하는 이상적인 심장 게이팅 윈도우를 식별하는 방법을 논의하고 있다. 일부 다른 실시예에서, GREX 활상 시스템(100)은, 심장 페이스를 호흡 페이스와 구별하는 신호 처리 차이에 기초하여 심장 페이스를 게이팅하기보다는 예측하는데, 예를 들어 심장 페이스는 주기적이며 안정적이다. 심장 페이스는 주기적이고 안정적이기 때문에, 역전과 방안을 사용하는 감도되지 않는 다층 퍼셉트론을 사용하여, 시계열 예측 프로세스가 아닌 패턴 추출에 기초하여 다음 심박을 예측할 수 있다.
- [0105] 도 13은, 본 개시의 일부 실시예에 따라 심장 게이팅 윈도우의 실시간 식별 대신 심장 페이스 예측을 사용하는 다른 GREX 프로세스(1300)의 개략적 흐름도이다. 이 경우, 20초의 트레이닝 윈도우(20 내지 22개 심박)가 알고리즘 트레이닝에 사용되고, 나머지 10초(10개 또는 11개의 심박)는 다층 퍼셉트론 노드 가중값을 유효성 검증하는 데 사용된다. 노드 가중값은, 트레이닝 세트의 모델 에러가 최소화될 때까지 경사 하강 최적화를 통해 반복적으로 결정된다. 트레이닝된 모델은 10초 유효성 검증 데이터에 적용되고, 다층 퍼셉트론이 유효성 검증 데이

터에서 심장 페이스에 대한 잘못된 예측을 제공한 경우에는 노드 가중값이 다시 계산된다.

[0106] 섹션 2.3 - 로직 알고리즘(118)

[0107] 심장 사이클 내에서 ECG의 T파와 P파를 식별하기 위한 알려진 의료 알고리즘 및 시스템이 있다. 심장 페이스 센서(112)가 심장 사이클의 연속 측정을 수행하기 때문에, T파와 후속 P파 사이의 시간 간격(심장 사이클의 일정한 부분과 동일하며, 심박수에 비례함)도 알려져 있다. 시간 간격 내의 ECG 기능부는, 게이팅 윈도우를 개시하기 전에 짧은 시간 지연을 도입하도록 로직 알고리즘(118)에 의해 사용될 수 있으며, 이때, 게이팅 윈도우가 시작될 수 있으며, 예컨대, T파와 P파 사이의 중간에서 시작될 수 있고 로직 알고리즘(118)이 P파를 식별한 후에 종료될 수 있다.

[0108] 도 14는, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라, 왼쪽에서 오른쪽으로, 호흡 사이클의 초기 호기, 후기 호기, 최대 호기, 초기 흡기, 후기 흡기, 최대 흡기인, 호흡 사이클의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 트리거된 엑스레이 화상 캡처 윈도우의 일례를 도시한다. 이 예에서, 획득 소프트웨어(104)는 단일 호흡 사이클을 나타내는 최소 6개의 호흡 페이스를 식별한다. 트레이닝 기간 동안, 획득 소프트웨어(104)는 샘플의 분포를 생성하고, 로직 알고리즘(118)은 로직 알고리즘(118)의 표적화된 호흡 페이스를 정의할 일회 호흡량 백분위수를 연산한다. 도 14에 도시된 화상표는, 로직 알고리즘(118)이 활상 트리거 신호를 생성하도록 표적화된 호흡 페이스와 일치하는 6개의 심장 게이팅 윈도우를 나타낸다. 획득 소프트웨어(104)는, 일단 호흡 페이스를 획득하면, 동일한 호흡 페이스의 미래 중복 활상을 방지하는 자동화된 확인을 생성한다.

[0109] 도 15는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 화상 획득 트리거링 프로세스(1500)의 개략적 흐름도이다. 심장 페이스 센서 측정값은, 도 12와 관련하여 전술한 바와 같이 심장 게이팅 윈도우를 식별하는 데 사용된다. 호흡 페이스 센서(110)의 측정값은 도 11과 관련하여 전술한 바와 같이 호흡 페이스를 예측하는 데 사용된다. 로직 알고리즘(118)은 심장 페이스 게이팅 윈도우와 예측된 호흡 페이스 간의 일치를 식별한다. 일치가 발견되면, 호흡 페이스의 리스트를 확인하여 호흡 페이스가 미리 획득되었는지 여부를 결정한다. 호흡 페이스가 이전에 획득되었다면, 활상 트리거 펄스가 생성되지 않는다. 호흡 페이스가 이전에 획득되지 않았다면, 활상 트리거 펄스가 생성되어, 환자 해부학 구조의 스냅샷을 취한다. 호흡 페이스, 심장 페이스, 및 3D 공간 위치 로컬라이저(300) 측정값들은 기록되고 화상과 함께 태그 표시된다. 모든 호흡 페이스를 획득하였다면, 중복 화상이 활상되지 않도록 호흡 페이스 리스트가 업데이트된다.

[0110] 섹션 2.4 - 트리거 생성(게이팅)

[0111] 엑스레이 유닛(108)은 일련의 전기 핀을 포함하는 포트를 갖는다. 이들 핀 중 하나는, 방사선 노출 타이밍과 지속시간을 정의하는 전기 임펄스를 수용한다. 로직 알고리즘(118)의 심장 게이팅 윈도우 내에서 식별된 호흡 페이스에 기초하여, 트리거 생성기는 구형파 트리거를 전기 임펄스로서 생성한다. 공급업체별 플러그가 부착된 광섬유 케이블은 생성된 트리거 신호를 엑스레이 유닛(108)으로 반송한다.

[0112] 섹션 3. 후처리 소프트웨어

[0113] 하드웨어 박스(102)(섹션 1) 및 획득 소프트웨어(104)(섹션 2)에 의해 식별되는 생체적 통보 활상 트리거는, 화상 재구성 알고리즘에 대하여 더 나은 품질의 입력을 제공한다(그리고 불량한 품질의 입력을 제거한다). 특히, 정상적인 호흡 중 생체측정 표적화된 화상을 획득하는 프로세스를 통해 화상 재구성 및 화상 후처리 기술이 향상된다는 사실에서, 품질 향상이 발생한다. 정상적인 호흡 중 화상을 생체적으로 표적화하는 동작은, 기본 방사선 수학의 근본 가정이 다양한 프로브 활상 각도에서 해부학적 동등성을 취하기 때문에, 상이한 각도와 상이한 시간(예를 들어, 상이한 호흡)에 취한 동일한 환자의 해부학적 기하학 구조의 다중 화상을 더욱 정확하게 연관 지을 수 있게 한다. 향상된 화상은 관찰로서 기능하고, 생체측정 신호는 흉부 기하학 구조의 복잡한 생체역학적 모델에 대한 입력으로서 기능한다.

[0114] 섹션 3.1 - 디지털 단층영상합성(Tomosynthesis) 기반 GREX 화상 획득

[0115] 3D 용적을 재구성하려면 다중 활상 각도가 필요하다. GREX 활상의 맥락에서 볼 때, 각 호흡 페이스에 대하여 각 각도를 획득해야 한다. 획득 소프트웨어(104)(섹션 2)는, 엑스레이 유닛(108)이 특정한 기하학적 구조로 흉부를 반복적으로 활상할 수 있게 하는 트리거 신호를 생성한다. 서로 다른 활상 각도와 서로 다른 호흡으로 활상된 동일한 기하학적 구조들은, 3D 용적을 재구성하는 데 사용되는 2D 투영 화상들의 세트를 구성한다. 다중 2D 투영 화상으로부터 3D 용적을 재구성하는 알려진 방법은 많이 있다. 이러한 예시적인 한 방법은, Feldkamp, L. A., Davis, L. C., Kress, J.W. "Practical cone beam algorithm". *J Opt Soc Am* 1, 612-619 (1984)에 개시된 "FDK image reconstruction algorithm"라고 하는 2D 투영 세트를 사용하는 3D 밀도 함수의 직접 재구성을 위한

컨볼루션-역투영 알고리즘이다.

[0116] 도 16은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 화상 재구성 알고리즘에서 사용되는 변수의 개략적 블록도이다. 일단 단일 투영이 획득되면, 엑스레이 유닛(108)은 각도 β 로 이동하고, 검출기 평면은 엑스레이 유닛(108)에 대하여 수직을 유지하도록 이동한다. 일부 실시예에서, 환자는 이동되고, 엑스레이 유닛(108)은 획득된 투영들 사이의 동일한 위치에 유지된다. 도 17은, 도 3의 엑스레이 유닛(108)과 검출기 패널(304)이 다중 촬상 각도를 획득하도록 이동하는 방법의 일례를 개략적으로 도시한다. 예를 들어, 엑스레이 유닛(108)은 위치 1700a에서 위치 1700b로 위치 1700c로 이동한다. 검출기 패널(304)은 위치 1702a에서 위치 1702b로 위치 1702c로 이동한다. 검출기 평면은 검출기 평면에 평행한 축을 중심으로 회전하고, 촬상 평면은 자신의 평행 축 z 를 중심으로 회전한다. 검출기 평면의 픽셀 위치와 촬상 평면의 해당 픽셀은 거리 s 만큼 분리된다. 임의의 깊이 y 에서 화상 평면 $((x, z)$ 평면)의 해부학적 정보($f(x, z/y)$)는 수학적 식 1에 의해 계산된다.

수학적 식 1

$$f(x, z/y) = \frac{1}{N_0} \int_{\min \beta}^{\max \beta} \frac{d^2}{(d-s)^2} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{d}{\sqrt{d^2 + p^2 + \xi^2}} \times R(\beta, p, \xi) h\left(\frac{d-t}{d-s} - p\right) W(p) dp d$$

[0118] 수학적 식 1에서, N_0 는 투영의 총 수이고, β 는 각 투영의 각도이고, d 는 소스 대 화상 평면 거리이고, s 는 픽셀 대 검출기 거리이고, p 는 회전 축에 수직인 검출기 축이고, ξ 는 회전 축에 평행한 검출기 축이고, $R(\beta, p, \xi)$ 는 원뿔 빔 투영 데이터에 해당하고(예를 들어, 함수 R 는 주어진 각도, p 좌표, 및 ξ 좌표에 대한 검출기 관독값), h 는 컨볼루션 필터이고, $W(p)$ 는 가중값 함수이다. 기본적으로, 수학적 식 1은 컨볼루션, 역투영, 및 가중값 단계들의 조합을 나타낸다.

[0119] 중간 평면에 있는 포인트들에서의 정보는, 검출기 평면과 중간 평면($y = 0$)의 교차점을 따라 투영 데이터로부터 계산된다. 중간 평면에 평행한 선을 따라 검출기 평면을 교차하지만 그 안에는 없는 투영(상수, 0이 아닌 y)은 자체적으로 평면을 정의한다. 이 평면은 다른 기울어진 배열의 중간 평면인 것처럼 취급된다. 완전한 투영 세트가 획득되면("완전한"이라는 것은 범선에 대한 모든 회전 각도가 획득되는 경우를 나타냄), 기울어진 평면의 밀도는 라돈(Radon) 변환을 사용하여 재구성된다. 완전한 투영 세트를 얻으려면, 기울어진 평면의 원을 따라 소스를 촬상 대상 주위로 360° 회전시켜야 하며, 예를 들어, CT 촬상에서는, 촬상된 대상을 중심으로 360° 회전이 발생한다. 굵게 표시된 단어인 "촬상 대상"은, 라돈 변환의 근본 가정을 의미하며, 보다 정확하게, 굵게 표시된 단어는, 위반시, 촬상된 기본 실지 검증 해부학 구조의 재구성의 표현을 방해하는(수학적 식 1에서 $R(\beta, p, \xi)$ 항으로 표현된) 라돈 변환의 근본 가정을 명시적으로 전달하고 정의한다는 점에 주목한다: "촬상 대상"은, 라돈 변환 입력이 해부학적 구조의 하나의 고정되고 움직이지 않으며 시간과 공간에서 변하지 않는 정적 대상의 상이한 각도 프로브들로 가정됨을 의미한다. 정확한(서로 다른 호환에서 발생함에도 불구하고 동일한 기하학적으로 동일한 호환 페이지들임) 라돈 변환 입력만의 GREX 촬상의 생체측정 표적화(실제로는, "미리 선택")는, 호환 페이지즈(즉, 시간 도메인에서의 변화)가 엄격하게 기하학적으로 해부학적으로 물리적으로 정의된 GREX를 위한 것이며(예를 들어, 명확하게 올바른 정보) 또한 사실상 GREX 촬상의 고유하게 짧은 예측 수평선과 예상 생체측정 표적화를 이용하므로, 그 변환의 근본 가정을 사실상 명확하게 준수한다.

[0120] 360° 회전은, 몸통의 3D 용적을 재구성하는 데 필요한 많은 수의 투영이 임상 절차 시간을 증가시키고 환자의 방사선량을 증가시키기 때문에, GREX 촬상에 실용적이지 않다는 점에 주목한다. 대신, GREX 촬상은, $-45^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$ 내지 또는 $0^\circ \leq \beta < 90^\circ$ 에서 최대 90° 범위의 투영 각도를 사용할 수 있다. 당업자는, 실험 테스트가 더 최적의 투영 각도 범위를 식별할 수 있지만 이론적 투영 각도 범위는 90° 를 초과하지 않는다는 것을 이해할 것이다. 일부 경우에는, $-45^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$ 가 $0^\circ \leq \beta < 90^\circ$ 보다 선호될 가능성이 있는데, 이는 $-45^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$ 가 촬상 절차에서 발생하는 방사선량을 합리적으로 달성할 수 있는 한 적게 유지하기 때문이다. 엑스레이 광자는, $0^\circ \leq \beta \leq 90^\circ$ 투영 각도 범위에 비해 $-45^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$ 투영 각도 범위에서 인간 조직

을 덜 횡단하므로, 도 18a 및 도 18b에 도시된 바와 같이, 더 낮은 에너지 광자일 수 있어서, 더 적은 방사선량을 투여할 수 있다.

[0121] 과도한 방사선량을 전달하지 않고 고품질 2D 화상을 생성하기 위해서는, 광자 에너지가 환자의 신체를 부분적으로 투과할 수 있을 만큼 충분히 높아야 하지만, 광자가 환자를 완전히 투과할 정도로 너무 높지도 않아야 한다. 몸이 두꺼운 환자는 얇은 환자보다 더 높은 광자 에너지를 필요로 한다. $|\beta| > 45^\circ$ 일 때, 인체는 $|\beta| < 45^\circ$ 인 경우보다 상당히 두껍다. 일반적으로, $\beta \rightarrow 0^\circ$ 로 됨에 따라, 광자 에너지가 감소한다. 일부 실시예에서, GREX 촬상 시스템(100)은, 총 30개의 투영에 대해 5개의 개별적인 투영 각도에서 6개의 호흡 페이지를 획득하지만, GREX 촬상 기술의 특정 적용에 따라 다른 상이한 수의 투영이 가능할 수 있다. 예를 들어, 유방 단층영상합성에서, 유방의 대칭 곡률은, 유방 표면이 모든 투영 각도에서 소스로부터 본질적으로 등거리에 있음을 의미하며, 이는 단층영상합성이 유방에 적합하다는 것을 의미한다. 또한, 유방은 크레이들에 놓았을 때 움직이지 않으며, 이는 숨을 참는 때 촬상과 유사할 수 있는 전형적인 임상 단층영상합성 방안이다.

[0122] 폐 및 심장 운동에서의 문제점이 호흡 페이지의 GREX 기반 기하학적 정의 및 GREX 기반 고 정확 및 고속 예상 표적화 예측 알고리즘(각각 섹션 2.1 및 2.2)에 의해 해결됨에 따라, GREX 촬상 시스템(100)은 3D 공간 위치설정 로컬라이저(섹션 1.1)에 의해 수집된 생체측정 표면 정보로 가변적인 몸통 곡률을 처리할 수 있다. 생체측정 표면 정보는, 또한, 화상 후처리를 지원하여 촬상 필드에서의 조직 밀도 감쇠를 고려함으로써, 이전에는 무시되었던 감쇠원을 정량화하여 궁극적으로 더욱 높은 충실도의 화상 재구성을 가능하게 한다. 요컨대, GREX 촬상 기술은 디지털 단층영상합성이 비호흡("동적") 폐 및 심장 촬상을 위해 기능할 수 있게 한다.

[0123] 3D 용적 재구성에 대한 GREX 기반 방안은, 환자 특정형(개인화된 수의 개별 각도 및 대하고 있는(subtend) 호를 이용한 개인화된 의학)일 수 있고 또는 (사용된 통계적 재구성 방법 및 개인이 사용할 수 있는 이전 GREX 기반 데이터 세트의 수에 따라 플러스 또는 마이너스 3도의 차가 있는, 5개의 이산 각도 근처에서) "보편적인 최소 시술 시간 및 보편적인 최소 전달 선량"으로서 사용될 수 있다.

[0124] 도 19에 도시된 바와 같이, 엑스레이 유닛(108)의 회전이 작은 범위의 각도에 대할 때, 엑스레이 유닛(108)의 회전이 더 넓은 범위의 각도에 대할 때보다 깊이 해상도가 낮다. 아무리 작은 움직임이라도, 재구성된 화상에 화상 아티팩트를 야기하여, 일반적으로 허위양성 암 검출을 초래하게 된다. 그러나, GREX 촬상 시스템(100)의 고유한 하드웨어 박스(102)(섹션 1)는, 흉부 기하학 구조가 임상적으로 동일하도록 화상을 촬상할 때를 획득 소프트웨어(104)(섹션 2)에 알리는 생체측정 신호를 수집하여, 스마트한 흉부 디지털 단층영상합성을 가능하게 한다.

[0125] 일부 실시예에서, GREX 촬상 기술은 투영 각도가 하나의 호흡 페이지 동안 가변할 수 있게 하는 반면, ("호흡 페이지"의 GREX 촬상의 정량적 정의에 의해 정의되는 바와 같은) 상이한 시점에서 캡처된 다중 투영 각도는, 모두 하나의 흉부 기하학 구조를 캡처하는 것으로 간주되기 때문에, 여전히 모두 동일한 호흡 페이지에 대응한다. 또한, GREX 기반 단층영상합성 방안에 의해 깊이 정보를 획득할 수 있으며, 그 이유는, 모든 픽셀에 걸친 검출기의 최종 광자 카운트 수와 검출기 표면의 공간에서의 광자 카운트 분포가 다중 각도에서 프로빙된 단일 흉부 기하학 구조를 반영하기 때문이다.

[0126] GREX 촬상 기술은 엑스레이 유닛(108) 및 검출기 패널(304)이 무동력 암(arm) 또는 스탠드에 장착될 수 있게 한다는 점에 주목한다. 예시적인 GREX 촬상 절차에서 수동 암의 역할은 다음과 같이 도 20에서 설명되고 예시된다:

[0127] 1. 위치 β_1 에서, 모든 필수 6개의 흉부 기하학 구조(일명 "GREX의 정량적으로 정의된 호흡 페이지")를 촬상한다.

[0128] 2. 이어서, 임상의는 위치 β_2 에서 환자를 촬상하도록 엑스레이 유닛(108)과 검출기 패널(304)을 물리적으로 재배향한다.

[0129] 3. 환자에 대한 엑스레이 유닛(108)과 검출기 패널(304)의 배향은, β_2 에서 촬상을 가능하게 하는 3D 공간 로컬라이저에 의해 검증된다.

[0130] 4. 이제, β_2 에서: 첫 번째 호흡 중에 필요한 6개의 흉부 기하학 화상 중 4개만 획득한 경우, 환자는 단순히 나머지 2개의 흉부 기하학 화상이 획득될 때까지 후속 호흡을 위해 위치 XXX에서 정상적으로 호흡을 계속한다.

- [0131] 5. 이제 6개의 호홉 기하학 구조가 β_1 및 β_2 에서 모두 획득되었으므로, 이제 엑스레이 암을 재배치하여 $\beta_2 \rightarrow \beta_3$; $\beta_3 \rightarrow \beta_4$; $\beta_4 \rightarrow \beta_5$ 로부터 차례로 각 촬상 각도를 획득할 수 있다.
- [0132] 6. 절차가 끝날 때까지, 엑스레이 암은, 워크플로우의 화살표 $\rightarrow$ 로 표시된 바와 같이 ($\beta_1 \rightarrow \beta_2$; $\beta_2 \rightarrow \beta_3$; $\beta_3 \rightarrow \beta_4$; $\beta_4 \rightarrow \beta_5$) 총 4번만 이동한다.
- [0133] 절차 중 암을 4번만 이동함으로써, GREX 촬상 기술은, 시술 기간, 시술 중 임상의-장비 상호작용의 정도, 엑스레이 암에 대한 일상적 마모의 정도를 최소화하며, 그 이유는, (예를 들어, 30개의 엑스레이 장비 재배치를 수행하는) 6개의 호홉 페이지 모두에 대하여 암을 β_1 에서 β_5 까지 이동하는 것만큼 임상의가 엑스레이 암과 상호작용하지 않기 때문이다.
- [0134] 일부 실시예에서, 3D 공간 위치설정 로컬라이저는, 3개의 개별 요소, 즉, 환자의 자세와 위치, 엑스레이 유닛(108)의 위치, 및 공간에서의 검출기의 위치의 사전 위치 확인 및 안전 연동을 가능하게 하고, 또한, 축에 대한 그리고 다른 요소들의 위치에 관한 각 요소의 위치/정렬의 집합적 일관성을 가능하게 한다. 이러한 사전 위치 확인 및 안전 연동은, GREX 촬상이 호홉 페이지를 기하학적으로 정의한 결과이다. 따라서, GREX 촬상 시스템(100)은, 본질적으로, (예상 호홉 페이지 예측 알고리즘을 통해) 엑스레이 암 또는 검출기 또는 환자 자세가(또는 모두가) 특정 각도 β 에 대하여 공간에서 부정확하게 (또는 일관성 없이) 위치한다면 트리거링 알고리즘이 "범 온"을 개시하는 것을 방지하는(안전 연동의 경우에 해당함) 소프트웨어 기반 안전 및 품질 보증 제어 기능을 사용자에게 제공하는 데 적합하다.
- [0135] 일부 실시예에서, 3D 공간 위치설정 로컬라이저는, 절차 동안 모든 장비의 좌표를 기록하므로, 화상 재구성 기술은 각 β 각도의 정량화 및 이에 연관된 불확실성으로부터 귀납적으로 이익을 얻을 수 있다.
- [0136] 도 21a 및 도 21b은, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 GREX 촬상 시스템(100)이 각각의 촬상 각도 위치로부터 취해진 2D 투영 데이터로부터 정적 화상 큐브를 재구성하는 방법을 예시하는 예시적인 블록도이다. 구체적으로, 도 21a 및 도 21b은, 관상 및 시상 뷰 자체가 촬상 각도 위치(예를 들어, 투영 각도)의 외부 한계/경계를 형성하는 예시적인 GREX 촬상 케이스를 예시한다. 제 i 평면 엑스레이 투영은, 6개의 호홉 기하학 구조 각각에 대해 단일 촬상 각도 위치 (β_i)에서 취해진다. 이어서, $i=1$ 내지 $i=n$ 평면 투영의 합은, $i=1$ 내지 n 투영을 사용하여 프로빙된 (v_i, f_i) 기하학 구조의 (x, y, z)에서의 깊이 정보의 재구성 (수학식 1)을 통지하며, 이들 각 투영은, (나머지 투영에 비해) 고유한 깊이에서 초점 평면을 갖는다.
- [0137] 2D 투영 데이터는, 각 투영 각도 (β)에서 6번(초기 흡기(EI), 후기 흡기(LI), 최대 흡기(MI), 조기 호기(EE), 후기 호기(LE), 및 최대 호기(ME)에 대해) 획득된다. 간략하게, 투영 각도의 범위는 0° 내지 90° 이다. 엑스레이 유닛(108)은, 모든 호홉 페이지가 이전 투영 각도에서 획득될 때만 다음 투영 각도로 이동할 것이다. 2D 투영은 호홉 페이지에 따라 분류되어, 정적 화상 큐브가 (예를 들어, (v_1, f_1))에서 흉부 기하학 구조를 프로빙한 β_1 부터 β_n 까지의 투영 각도로) 재구성되어 각 호홉 페이지에서 흉부 용적을 나타낸다. 이어서, 섹션 3.3에서 후술하는 방법을 사용하여 정적 화상 큐브를 시간적으로 보간한다.
- [0138] 각 각도 β 에서 획득된 엑스레이 투영은 ARIMA 모델(섹션 2.2)을 사용하여 식별된 표적화된 목표 페이지에서 취해진다. 표적화된 호홉 페이지가 획득된 후, 엑스레이 유닛(108)은 다음 촬상 각도 위치로 이동한다. 도 22는 최대 흡기 및 최대 호기만이 획득 소프트웨어(104)에 의해 획득되는 일례를 도시한다. 이 예에서, 최대 흡기 및 최대 호기는 β_1 에서 촬상되고, 이어서 최대 흡기 및 최대 호기 페이지가 β_2 에서 획득될 수 있도록 엑스레이 유닛(108)이 β_2 로 이동한다. 표적화된 호홉 페이지가 모든 촬상 각도 위치에서 획득되면, 화상들은 해당하는 각 호홉 페이지에 따라 분류된다. 호홉 페이지에 따라 엑스레이 화상들을 분류함으로써, 생체측정식으로 정의된 6개의 호홉 페이지에 따라 투영이 그룹화된다. 호홉 페이지는 서로 다른 호홉 중에 획득되지만, 정확한 ARIMA 모델은, 서로 다른 투영 각도에서 캡처된 엑스레이 투영 간에 일회 호홉량 및 기류 파라미터들이 동일함을 보장한다. GREX 촬상은 생체측정식으로 "동일한 흉부 기하학 구조"를 정의하므로, 폐가 다중 시점에서 "동일한 흉부 기하학 구조"에 상주한다는 점에 주목한다. GREX 촬상은, ARIMA 모델(섹션 2.2)이 빠른 예측 방법이기 때문에, 서로 다른 각도에서 동일한 생체측정 호홉 페이지를 프로빙한다. ARIMA 모델의 짧은 예측 수평선을 사용하여 흉부 기하학 구조 예측 에러를 최소화한다. (전체적으로 실제 구조적 깊이 정보를 생성하기 위한) 각 개별 각도의

깊이 정보의 연관 동등성은, 서로 다른 프로브 각도에 걸친 흥부 기하학적 위치의 동등성(근사화 공차 내에서는 일관성)에 따라 다르다. 이처럼, 호홉 페이지 예측 정확도는 성공적인 화상 재구성을 보장한다.

[0139] 호홉 페이지 분류된 투영은, 수학적 식 1에 주어진 이전에 논의된 표준 FDK 화상 재구성 알고리즘(또는 유사한 원뿔 빔 기하학적 화상 재구성 알고리즘)을 통해 정적 화상 큐브를 생성하는 데 사용된다. 화상 재구성 알고리즘은, 호홉 페이지 분류된 투영을 사용하고, 호홉 페이지 분류된 정적 화상 큐브를 생성한다. 각 호홉 페이지에는 별도의 화상 큐브가 있다. 정적 화상 큐브는, 한 번의 호홉 페이지에서만 해부학적 구조를 나타내기 때문에 정적이라고 한다. 모든 표적화된 호홉 페이지를 나타내는 정적 큐브들은, 결합되고 시간적으로 보간되어(섹션 3.3에서 설명함), 3D 정적 화상 큐브들로부터 3D 화상 큐브 동화상을 생성한다.

[0140] GREX 촬상 시스템(100)은, 통계적 화상 재구성을 통해 합리적으로 달성할 수 있는 최저 수준으로 방사선량을 유지한다. 획득된 각 화상은, 전체 촬상 프로세스의 선량을 증가시키지만(임상적으로 바람직하지 않은 결과임), 화상 재구성을 위한 추가 정보를 제공한다(임상적으로 바람직한 결과이다). 푸리에 변환 또는 필터링된 역투영을 기반으로 하는 전통적인 형태의 화상 재구성은, 누락된 정보(예를 들어, 누락된 투영 각도 β)를 처리할 수 없음으로 인해 화상 아티팩트를 표시하는 경향이 있다. 예를 들어, 5° 가 아닌 10° 마다 투영을 수행하면, 정적 화상 큐브를 생성하는 데 이용할 수 있는 정보가 절반으로 되지만, 후자에 비해 전자에 경우에는 선량의 절반만이 제공된다. 통계적 반복 화상 재구성은 불완전한 화상 데이터셋으로 인해 발생하는 누락된 정보를 해결한다.

[0141] 화상 재구성 작업을 완료하기 위해 (예를 들어, 정적 화상 큐브를 구성하기 위해) GREX 촬상 시스템(100)이 사용할 수 있는 수많은 통계적 화상 재구성 알고리즘이 이미 존재한다. 그러나, GREX 촬상 시스템(100)은, 고유한 피드백 단계를 구현하고 질량 기반 경계 조건 보존 법칙을 준수함으로써 전통적인 통계 화상 재구성 알고리즘을 개선한다.

[0142] GREX 화상은 물리 법칙이 적용되는 생물물리적 양에 의해 생체측정식으로 정의되기 때문에, 물리의 기본 원리를 GREX의 통계적 화상 재구성에 적용할 수 있다. 각 화상과 결과적 화상 큐브를 생체측정식으로 태그 표시하고 또한 환자를 촬상하지 않을 때에도 시술 중에 지속적인 생체측정 데이터 스트림을 수집함으로써, 대량 교환(흡기와 호기)의 호홉 역학과 용적 변화를 알게 된다(스캔 과정에서 일관된 변하지 않는 폐 조직 질량을 해결할 수 있다). 처음으로 폐와 같은 움직이는 기관으로부터 정적 화상 큐브를 구성할 수 있기 때문에, 질량 보존 법칙을 적용할 수 있다. 이는, 서로 다른 순간에 동일한 흥부 기하학 구조를 정확하게 라벨링하고 획득하는 예측/트리거 알고리즘의 속도와 정확도(섹션 2.2 및 2.3)로 인한 것이다. 다르게 말하면, 정적 화상 큐브의 조직 질량은 하나의 정적 화상 큐브로부터 다음 큐브로 변경되지 않아야 한다(예를 들어, 질량 보존의 법칙으로 인해 변경되지 않는다). 이상적인 기체 법칙에 따르면, 폐 내부의 공기에 대한 실온 공기의 비는 1.11이다. 센서 데이터로부터의 화상 큐브의 일회 호홉량 및 실내 온도 편차에 대한 1.11 비와 질량/체적 공기 곡선을 사용하여, 흡기된 공기의 질량을 (절대 항과 또한 상대 항에 있어서 두 개의 상이한 호홉 페이지 화상 큐브 간의 비로서) 결정할 수 있다.

[0143] GREX 촬상의 질량 기반 경계 조건의 보존은, 예를 들어, 공기의 존재가 복셀을 인위적으로 어렵게 하여 대상 밀도를 정확하게 결정하기 위한 통계적 화상 등록 알고리즘의 능력에 악영향을 미칠 수 있기 때문에, 매우 유용하다. 공기 용적 차에 대해 획득된 투영을 보정하고 스캔 과정에서 일정해야 하는 양(예를 들어, 폐 조직 질량)을 일관되게 격리함으로써, GREX 촬상은 정적 화상 큐브를 생성하기 위한 보다 정확한 화상 재구성을 생성한다.

[0144] 서로 다른 촬상 각도에서 촬상되었지만 생체측정식으로 정의된 동일한 호홉 페이지를 갖는 두 개의 GREX 투영을 고려할 때, 폐 내의 공기의 용적은 동일하지만, 공기가 조직을 변위하는 방식은, 두 개의 투영 간에 상이할 수 있으며 제2 투영에서의 소절(nodule)의 밝기를 어렵게 할 수 있으며, 이는 제1 투영에 비해 영향을 받았으며 예러가 있는 것이다. 이러한 예러의 결과로, 제1 투영에서 볼 수 있었던 조직("소절")은 제2 투영에서는 볼 수 없으며, 이는 궁극적으로 결과적인 화상 큐브에 있어서 "소절"의 강도를 둔화시킨다(또는 배경으로 오해받게 한다). GREX 촬상의 질량 경계 조건 보존 법칙은, 예러로 인해 어두운 소절이 있는 전술한 화상 큐브와 이후의 호홉 페이지로부터의 다른(올바르고 해부학적으로 "소절"의 밝기를 나타내는) 화상 큐브 간에 폐 질량이 보존되었음을 확인하는 피드백 단계로서 구현된다. GREX 촬상의 피드백 단계는, 제1 투영을 최적 표준으로서 사용하는 시뮬레이션에 기초하여 예상되는 기하학 구조를 업데이트함으로써, 재구성 동안 예러가 있는 화상 큐브의 제2 투영의 레벨을 보정한다. 이러한 방식으로, GREX 통계 화상 재구성은 보다 정확한 정적 화상 큐브를 생성한다.

[0145] 기존의 통계적 화상 재구성 알고리즘 외에도, GREX의 후처리 소프트웨어(106)는, 예지 정의 필터(섹션 3.2에서 논의됨), 공간 경계 조건(섹션 3.2에서 논의됨), 및 호홉 페이지의 디지털 진단용 엑스레이 화상으로의 부드러운 전환(섹션 3.3에서 논의됨)을 통합한다.

[0146] 섹션 3.2 - 화상 필터

[0147] 디지털 진단용 엑스레이 화상의 품질은 엑스레이 유닛(108) 설정 및 화상의 해부학적 연구 부위에 따라 달라진다. 각 환자와 해부학적 부위는 서로 다른 전자 밀도를 가지며, 이를 통해 엑스레이가 통과하여 화상을 생성한다. 예를 들어, 폐는 대부분 공기로 구성되어 있고 대퇴골은 뼈로 구성되어 있기 때문에, 대퇴골 촬영은 흉부 촬영에 필요한 엑스레이 에너지보다 더 높은 엑스레이 에너지를 필요로 한다. 저에너지 엑스레이가 신체를 관통하는 것보다 고 에너지 엑스레이가 더 많이 신체를 투과한다는 점을 감안할 때, 평면 패널 검출기에 도달하기 위해 신체로부터 나오는 엑스레이의 수는, 동일한 해부학적 기하학 구조를 촬영하는 고 에너지 엑스레이 및 저 에너지 엑스레이에 대하여 상이하다. 신체로부터 너무 많은 엑스레이가 방출되면, 광학 사진의 과다 노출과 유사한 방식으로 평면 패널 검출기의 과다 노출이 발생한다. 엑스레이 유닛(108) 설정이 해부학적 화상 연구 부위에 대하여 최적이지 아닌 경우, 화상 품질이 크게 저하된다. 임상 실습에 있어서, 상업용 공급업체는, 선택된 해부학적 부위에 대한 최적의 엑스레이 유닛 설정을 대략적으로 추정하는 디지털 진단용 엑스레이 유닛용 촬영 프로토콜을 창안하였다. 그러나, 최적의 튜브 설정에 대한 이러한 대략적인 추정값은, 서로 다른 환자 내의 해부학적 부위(예를 들어, 과체중 남성의 위 대 평균 체중 남성의 위) 간의 잠재적으로 중요한 해부학적 변동을 해결하도록 맞춤화되지 않는다. 실제로, 공급업체 커뮤니티의 기존 촬영 프로토콜 설정은, 대략적인 추정값과 마찬가지로, 최적의 품질 화상을 거의 얻지 못한다.

[0148] (현재 의료 커뮤니티 내에서와 같이) 촬영 전에 최적의 엑스레이 유닛 설정 또는 기타 촬영 파라미터를 알 수 없는 경우, 디지털 화상 필터를 전략적으로 배치하면, 최적이지 아닌 엑스레이 유닛 설정의 화상 품질을 개선할 수 있다. 개선된 화상은, 육안으로는 잘 보이지 않는 해부학적 기능부의 가시성을 향상시킨다. 예를 들어, 관상면에서, 모든 갈비뼈가 디지털 진단용 방사선 화상에서 보이지 않을 수 있다. 후처리 소프트웨어(106)는, 라플라시안 필터와 같은 에지 강화 필터로 관상면 화상을 필터링하여, 원래 화상의 리브 경계를 사람의 눈(예를 들어 방사선과 의사의 눈)으로 너무 미묘해서 검출하기 힘든 경우에도 결과 화상에 모든 리브의 경계를 표시한다. 후처리 소프트웨어(106)는, 필터링된 화상을 원래 화상과 오버레이하며, 이는 원래 화상 상에 향상된(예를 들어, 후-여과) 및 이전에는 보이지 않던 리브 에지를 강조한다. 사용자가 적용할 수 있는 이용가능한 화상 필터에는, 라플라시안 필터, 해닝(Hanning) 필터, 버터워스(Butterworth) 필터, 파르젠(Parzen) 필터, 뵘너(Wiener) 필터, 메츠(Metz) 필터, 램프 필터, 비선형 공간 평균 필터, 및 하이브리드 필터가 포함된다.

[0149] 일부 실시예에서, 후처리 소프트웨어(106)는, 3D 공간 위치 로컬라이저(300)의 피부 표면 측정값을 사용하여 각 호흡 폐이즈에서 취해진 화상에 대한 최적의 촬영 파라미터를 계산한다. 환자가 숨을 쉴 때, 더 많은 공기가 흡기되고 흉부 둘레가 증가함에 따라 신체의 전자 밀도가 변한다. 환자 직경을 증가시키고, 환자와 엑스레이 유닛(108) 사이의 거리를 감소시키고, 환자와 검출기 패널(304) 사이의 거리를 감소시키면, 결과적인 엑스레이 화상에서 추가 화상 노이즈가 생성된다. 3D 공간 위치 로컬라이저(300)는, 엑스레이 유닛(108) 및 검출기 패널(304)과 관련하여 각 화상에 대한 환자의 피부 표면 위치를 추적한다. 이러한 피부 표면 위치 추적은 디지털 진단용 엑스레이 연구를 위한 고유한 측정값을 제공한다.

[0150] 디지털 진단용 방사선 분야는, 현재 환자의 근사화된 체질량 지수에 대한 이온 챔버 측정된 선량 지수 판독값의 스케일링에 의존하고 있다. 방사선과 기술자는 현재 두 가지 측정만을 수행하는데, 제1 측정은 직경이 16 cm인 고체 물 원통형 팬텀에 해당하는 조직 밀도이고, 제2 측정은 직경이 32 cm인 실질적으로 동일한 팬텀이다. 엑스레이 유닛(108)은, 특정 해부학적 로케이션에 대해 공급업체에 의해 정의되며 "모두(환자)에게 맞는" 내장 프로토콜을 갖는다. 예를 들어, 공급업체는, 환자의 흉부 직경에 관계없이 기술자가 선택할 수 있는 촬영 설정이 내장된 단일 프로토콜만을 제공한다. 즉, 흉부가 뚱뚱한 남성은 흉부가 마른 남성과 동일한 촬영 설정을 갖는다.

[0151] GREX 촬영 시스템(100)의 3D 공간 위치 로컬라이저(300)는 환자의 흉부 직경에 대한 개인화된 실시간 측정값을 생성한다. 측정은, 환자에 대하여 개인화된 엑스레이 유닛 설정의 선택에 대하여 기술자에게 알려준다. 환자가 숨을 쉬면, 흉부 직경이 변한다. 환자의 흉부 직경이 변경되면, 기술자가 환자의 흉부 직경과 일치하도록 촬영 파라미터를 최적으로 설정하지 못한다. 또한, 환자의 흉부 직경에 대한 개인화된 실시간 측정값을 사용하여, 후처리 절차에서 화상 노이즈를 제거하고 최적의 촬영 파라미터로 취해진 엑스레이 화상을 시뮬레이션할 수 있다.

[0152] 도 23은, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 노이즈 없는 폐 화상을 계산하고 최적 엑스레이 유닛 설정으로 취해진 화상을 시뮬레이션하는 화상 필터링 프로세스(2300)의 개략적 흐름도이다. 섹션 2에 설명된 바와 같이 화상을 획득한 후, 목 영역을 측방향으로(왼쪽에서 오른쪽으로) 통과하는 세그먼트의 선 프로파일을 사용하여 기관을 식별한다. 목은 근육, 뼈, 및 동맥으로 구성되어 있지만, 기관은 조직보다 밀도가 현저히 낮은 공기만을 포함하고 있기 때문에 다른 모든 조직보다 두드러진다. 선 세그먼트는 공기가 있는 위치를 나타내고, 픽셀을 포

합하는 작은 영역은 공기로 할당된 것으로서 식별된다. 엑스레이 화상의 화상 노이즈는, 전체 화상을 작은 패치들로 세분화함으로써 계산된다. 가우스 노이즈는 각 패치에 대해 독립적으로 추정되며, 노이즈 양이 가장 적은 노이즈가 텍스처 맵핑에 사용된다. 텍스처 맵핑 기술은 경사 공분산 행렬을 사용하여 각 패치의 초기 텍스처 레벨을 추정한다. 초기 노이즈 레벨이 가장 낮은 패치는, 패치에 대한 노이즈 추정값이 경사 공분산 행렬의 추가 반복으로 수렴될 때까지 계속되는 반복 프로세스로 재추정되는 노이즈 레벨을 갖는다. 약한 텍스처링의 패치는 공기 중에 있는 것으로 가정되며, 여기서 공기는 환자로부터 떨어진 로케이션(예를 들어, 엑스레이 화상의 상측 코너)에 상주하고 있다. 패치의 노이즈 레벨을 추정함으로써, 화상 전체의 기준 노이즈 레벨이 제공된다. 이어서, 반복적 경사 공분산 행렬이 식별한 기준 노이즈 레벨을 전체 화상으로부터 빼서, 기관에서 노이즈 없는 공기 밀도 추정값을 취득한다.

[0153] 후처리 소프트웨어(106)는, 폐의 초기 로케이션을 추정하기 위해, 인간 골격 모델(각 환자에 대해 개별적으로 스케일링됨)을 3D 공간 위치 로컬라이저(300)에 의해 제공된 표면 위치 추정값에 오버레이한다. 개별적으로 스케일링된 환자 골격은, 피부 표면(예를 들어, 쇄골, 회전근개, 견갑골, 척추 등)에 보이는 랜드마크를 사용하여 엑스레이 화상에 엄격하게 등록된다. 골격이 엑스레이 화상에 엄격하게 등록된 후, 골격은 흉곽의 위치를 제공한다. 흉곽 자체는, 폐의 에지에 대한 및 기관의 노이즈 없는 공기 밀도 추정값에 가까운 픽셀 값에 대한 경계 조건을 제공한다. (늑골 로케이션을 통한) 폐의 에지와 기관의 노이즈 없는 공기 밀도 추정값에 가까운 픽셀 값 모두는, 영역 성장 알고리즘에 의해 시드 로케이션으로서 자동 식별된다(이러한 시드 로케이션으로부터, 영역 성장 알고리즘이 개시되며 후속하여 방사상 외측으로 성장된다). 영역 성장은 영역 기반 세그먼트화 방법이다. 세그먼트화에 대한 이러한 방안은, 먼저 화상 내의 초기 시드 포인트들의 세트를 식별한 다음 초기 시드 포인트들의 인접 픽셀들을 검사하고 그 인접 픽셀들이 영역에 추가되어야 하는지 여부를 결정한다. 프로세스는 일반 데이터 클러스터링 알고리즘과 동일한 방식으로 반복된다. 즉, 영역 성장 알고리즘은, 시드 픽셀들의 초기 배치를 사용하여 "유사한" 픽셀을 병합하는 통계 프로세스를 사용하여 외측으로 확장된다. 영역 성장 알고리즘은, 식별된 픽셀이 병합된 클러스터와 통계적으로 유사하지 않을 때까지 (유사한 픽셀을 병합하도록) 계속된다.

[0154] 실제로, GREX 촬상 시스템 내에서, 영역 성장 알고리즘은, (흉곽의 강렬한 픽셀에 의해 경계를 이루는 폐 등의) 중요한 해부학적 랜드마크 인터페이스에서 "중지"한다(예를 들어, 픽셀 비유사성을 검출한다). 영역 성장 알고리즘이 폐 조직에 속하는 것으로서 식별하지 않는 픽셀은 마스킹되어(마스크 화상은 일단 원래 화상으로부터 빼면 구조를 향상시키는 화상으로서 정의됨) 두 개의 별도의 화상을 형성하게 된다. 이러한 두 개의 개별적인 결과 화상은 (i) 세그먼트화된 폐 및 (ii) 나머지 신체 조직이다. 방사선 전문의에게 증가된 진단 가시성을 제공하는 정확하고 노이즈 없는 세그먼트화된 폐 용적(예를 들어, 비폐 조직에 의해 시각적으로 가려지지 않는 폐 용적)을 제공하기 위해, 신체 마스크-관련(예를 들어, 폐가 아니므로 시각적으로 정보가 없는) 조직이 폐 화상으로부터 제거된다. 예를 들어, 각 시뮬레이션된 촬상 광선 투영 내의 늑간근에 속하는 픽셀은 세그먼트화된 폐 화상으로부터 모두 제거된다. 개선된 폐 조직 시각화를 생성하도록 폐 화상으로부터 신체 마스크를 전술한 바와 같이 빼는 것에 더하여, 신체 마스크를 또한 이용하여, 3D 공간 위치 로컬라이저(300)의 계산된 환자 표면 위치의 제2 확인을 제공할 수 있다. 예를 들어, 후처리 소프트웨어(106)는, 영역 성장 알고리즘이 신체 마스크로서 식별하는 픽셀의 수를 계산한 다음, 몸통의 높이를 따라 다양한 로케이션에서 신체 직경을 계산한다. 이러한 신체 직경 계산은, 환자의 신체 직경에 대한 3D 공간 위치 로컬라이저(300)의 추정값과 밀접하게 일치해야 한다. 그렇지 않다면, 이는 3D 공간 위치 로컬라이저(300)가 정확도를 높이도록 재교정되어야 함을 나타낼 수 있다.

[0155] 임상 사용자가 (예를 들어, 임상적 또는 교육적 이유로) 신체 마스크의 보다 정확한 보기를 원한다면, 신체 마스크 화상을 최적의 엑스레이 유닛 설정으로 시뮬레이션하여, 노이즈의 형태와 잠재적 아티팩트 소스를 신체 마스크로부터 제거한다. 이어서, 신체 마스크와 세그먼트화된 폐를 재결합하여, 구조 윤곽과 같은 임상 애플리케이션을 위한 글로벌 향상을 통해 아티팩트와 노이즈가 없는 엑스레이 화상을 형성할 수 있다.

[0156] 섹션 3.3 - 생체역학적 모델링

[0157] 후처리 소프트웨어(106)에서 사용되는 생체역학적 모델은, 물리학의 제1 원리, 즉, 질량 보존 법칙과 이상 기체 법칙으로부터 생성된다. 후처리 소프트웨어(106)의 생체역학적 모델의 목표는 질병을 진단하는 임상가의 능력을 향상시키는 생물물리학적 양을 결정하는 것이다. 관련된 생물물리학적 양에는, 폐 조직 요소의 응력 및 긴장이 포함되지만, 이에 한정되지는 않는다.

[0158] 힘이 가해진 기계 시스템은 응력을 생성한다. 폐의 맥락에서 볼 때, 기계 시스템의 요소는 폐 조직에 의해 표현된다. 의료용 촬상에서 볼 수 있고 구별할 수 있는 폐 조직은 실질(parenchyma; 폐포 주머니, 폐포 벽, 기관지, 및 혈관을 포함함)으로 이루어진다. 실질은 폐 기능을 직접적으로 담당한다. 생체역학적 모델링에 적합한 조직

요소는, 내부가 균질할 만큼 작아야 하지만 호흡 자극에 반응하여 통계적으로 안정적이어야 한다. 폐 의료용 촉상의 통상적인 복셀 크기의 범위는 1 mm^3 내지 3 mm^3 이며, 이는 125개 내지 375개의 폐포에 해당한다. 복셀은, 밀도가 거의 균질한 것으로 간주되며, 호흡 자극에 안정된 반응을 제공하기에 충분한 폐포를 포함한다. 폐포는, 각각의 공유되는 폐포 벽으로부터 팽창하는 정상 응력으로 인해 팽창하는 육각형 어레이로 배열된다. 폐 조직 요소 내에서 팽창하는 모든 정상 응력의 합은, 폐포가 경험하고 호흡 자극으로 인한 압력의 추정값을 제공한다. 팽창 응력은 폐포 벽 상의 반동 응력에 의해 균형을 이루며, 조직 요소를 통과하는 기류가 0일 때 두 개의 응력 간에 평형 상태가 존재한다. 폐 일회 호흡량의 변화로 인해 임의의 한 방향으로의 폐 조직 요소 위치의 공간적 변환은, 폐 조직 요소의 해당 면에 대한 정상 응력에 대한 조직 요소의 물질 반응에 의해 모델링될 수 있다. 즉, 생체역학적 모델은, 증가하는 일회 호흡량에 대한 폐 조직 요소의 반응을 설명하는 벡터화된 항을 포함하며, 벡터화된 항은 정상 응력과 관련된다.

[0159] 긴장은, 응력에 대한 기계 시스템의 응답으로서 정의된다. 물질 요소(예를 들어, 조직)의 관점에서 보면, 응력은 변형력이고, 긴장은 복원력이다. 폐 조직 요소의 면에 대한 응력 벡터는, 두 개의 구성요소인, (i) 정상 응력(확장 또는 수축을 일으키는 폐 조직 요소의 외측 또는 내측 방향 운동과 각각 관련됨), 및 (ii) 정상 응력에 수직이며 기류로 인한 압력 불균형으로 인해 발생하는 전단 응력을 포함한다. 정의에 따라, 전단 응력의 수직 구성요소는 폐 용적 변화에 기여하지 않는다는 점에 주목한다. 정상 응력/전단 응력과 일회 호흡량/기류 간의 관계에 대한 설명은 도 10에 도시된 "기류 대 일회 호흡량" 플롯에서 찾을 수 있다. 호기는, 기류가 0인 최저 일회 호흡량 크기(곡선의 가장 왼쪽 포인트)에 위치한다. 흡기 동안, 기류는 양이고 일회 호흡량은 증가한다(곡선의 상측 부분). 기류가 느려지면, 일회 호흡량이 최대 크기에 도달한다. 일회 호흡량이 최대 크기(곡선의 가장 오른쪽 포인트)에 가까워지면, 기류가 급격히 감소하고 폐가 공기를 점점 더 배출하기 시작한다. 폐가 더 많은 공기를 배출함에 따라, 일회 호흡량이 감소하기 시작한다. 일회 호흡량은, 기류가 음일 때 감소하고, 일회 호흡량이 잔류 용량에 도달하고 기류가 0(예를 들어, 호기)이 될 때까지 계속 감소한다. 요약하면, 폐 조직 요소의 움직임은 일회 호흡량과 기류 호흡 자극에 의해 정의된다. 폐 조직 요소의 움직임은 요소에 작용하는 정상 응력과 전단 응력에 의해 발생한다. 폐 조직 요소의 형상의 변화(예를 들어, 압축, 신장)는 응력에 의해 모델링되지 않으며, 오히려 요소의 형상 변화는 긴장에 의해 모델링된다.

[0160] 모델을 이용한 의료 분석이 정량적 힘 분석에 의해 관리되기 때문에, 모델은 의학 분야에서 새로운 진단 관점을 생성한다. 폐의 각 복셀에서 응력과 긴장력의 균형은, 폐의 기능적 거동(예를 들어, 폐 조직 운동)이 이제 시각화되고 임상적 관점에서 분석될 수 있기 때문에 폐 건강을 근본적으로 평가한다.

[0161] 모델 구축의 제1 단계는, 어떤 조직이 폐의 일부이고 어떤 조직이 폐의 일부가 아닌지를 식별하는 것이다. 이 작업을 수행하기 위해, GREX 활상 기술은 다중 구성(6개의 개별 호흡 페이스)에서 흉부 기하학 구조의 다중 스냅샷을 획득한다. 폐는, 영역 성장 알고리즘의 초기 시작점으로서 기관의 공기 밀도를 사용하는 영역 성장 세그먼트화 알고리즘을 기반으로 세그먼트화된다. GREX 활상 시스템(100)은, 생체역학적 모델을 구축하기 위해 두 개의 서로 다른 변형가능한 화상 등록을 사용하며, 그 하나는 폐 조직에 작용하고, 나머지 하나는 비폐 조직(예를 들어, 흉벽, 갈비뼈, 간, 심장, 기관, 식도 등)에 작용한다. 영역 성장 알고리즘의 결과는, 변형가능한 화상 등록 단계 전에 폐 조직과 비폐 조직을 구분한다.

[0162] GREX 활상 시스템이 하나는 폐용이고 다른 하나는 비폐용인 두 개의 변형가능한 등록을 사용하는 이유는, 폐의 움직임과 물질 속성이 비폐와 다르다는 점에 있다. 폐 및 비폐의 전체에 대해 하나의 변형가능한 화상 등록만을 사용하는 경우, 등록은 폐 조직에 비해 비폐 조직에 더 큰 가중값을 할당한다. 이로 인해 폐 조직에 비현실적으로 작은 가중값이 할당되어, 움직임 범위가 비현실적으로 제한된다. GREX 활상 기술은, 계산적으로 복잡한 폐 표면에서의 미묘한 움직임을 포함하는 폐 움직임의 미묘한 부분을 시각적으로 설명하도록 구축된 것이다.

[0163] 화상들 간의 조직 이동을 추적할 수 있는 한 개의 변형가능한 화상 등록 알고리즘은 광학 흐름 알고리즘이다. 도 27은 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 다중 해상도 3D 광학 흐름 알고리즘(2700)의 개략적 흐름도이다. 특히, 3D 다중 해상도 광학 흐름 알고리즘은, 각 구조의 밝기 또는 콘트라스트 또는 둘 다를 기반으로 두 개의 상이한 화상에서의 구조들을 식별하는 변형가능한 화상 등록을 수행한다. 이를 위해, 비폐 조직이 폐 조직에 비해 특징적으로 더 밝은(예를 들어, 최소 10배 더 치밀한) 해부학적 구조(예를 들어, 갈비뼈, 흉부 근육, 흉골 등)를 포함한다는 점을 고려할 때, 비폐 영역과 폐 영역 모두에 대하여 단일 3D 다중 해상도 광학 흐름 알고리즘을 사용하면, 덜 치밀한 폐 조직이 알고리즘 내에서 인공적으로 우선순위를 갖지 않게 된다. 알고리즘의 연산 자원은, 비폐 조직에 상주하는 더 밝은 콘트라스트 구조(예를 들어, 갈비뼈)에 우선적으로 할당된다. 연산 자원이 폐 조직 역학을 우선적으로 무시하는 이와 같은 결과는, 폐 조직 움직임의 미묘한 부분을 시각적으로 설

명하는 GREX 촬상의 목적을 거부하는 것이다.

[0164] 고 콘트라스트 구조에 대한 우선적 자원 할당은 3D 다중 해상도 광학 흐름 알고리즘에 내재되어 있으므로, 흉부의 변형가능한 화상 등록 작업은, 두 개의 개별 보조 작업(예를 들어, 내부적으로 더 균질한 두 개의 영역)인, (i) 폐의 화상 등록 및 (ii) 비폐의 화상 등록으로 나누어진다. 일부 실시예에서, 전체적으로 흉부로부터 두 개의 개별 작업 영역을 분석하기 위해서는, 3D 다중 해상도 광학 흐름 변형가능 화상 등록 이전에 폐 표면(예를 들어, 폐와 비폐 사이의 경계)의 식별이 필요하다. 폐 표면의 식별은, 공기가 채워진(예를 들어, 시각적으로 어두운) 영역의 폐 내부에서 시작하여 폐 표면 경계를 향해 외측으로 성장하고 폐 표면 경계에서 높은 픽셀 콘트라스트를 만나는 영역 성장 알고리즘을 사용하여 기본적으로 가능하다. 영역 성장 알고리즘을 수행하는 것이 제 1 단계이다.

[0165] 폐는 흉벽에 붙어 있지 않다. 결과적으로, 폐의 움직임은 흉부의 움직임과 상대적으로 독립적이다. 즉, 폐 표면 경계에서 예측가능한 푸시-풀 반응 대신, 다른 유형의 조직 역학이 기능한다. 예를 들어, 수평으로 인접한 흉부 복셀은 수직으로 하향 이동하므로, 폐 복셀은 이전에 흉부 복셀이 상주했던 공간으로 수평 이동한다.

[0166] 복잡한 운동 역학을 정확하게 모델링하기 위해, GREX 촬상 시스템(100)은 계면활성제 층이 폐 표면 경계에서 겪는 전단력을 정량화한다. 폐 및 비폐 조직에 대해 두 개의 개별적인 세그먼트화를 사용하면 힘 추정 기초를 제공하게 된다. 힘 추정 절차는, (각각의 재구성된 호흡 페이지 화상에 대해 수행되는) 엑스레이 화상으로부터 세그먼트화된 폐 픽셀을 감산함으로써(예를 들어, 할당된 해당 값을 제거함으로써) 수행된다. 이전에 세그먼트화된 폐는, 남아있는 모든 조직을 포함하는 화상을 제공하는 원래 화상으로부터 마스킹된다. 각 개별 화상의 세그먼트화된 흉부 기하학 구조는, 각 폐 조직 요소의 위치를 모든 화상에 걸쳐 알 수 있도록 나머지 화상의 각 흉부 기하학 구조에 대하여 등록되어야 한다. 다중 해상도 광학 흐름 알고리즘은, 서로 다른 호흡 페이지에서 취해진 두 개의 화상 간의 모든 픽셀의 변위를 보여주는 변위 벡터 필드를 계산함으로써 화상 등록을 수행한다. 실제로, 변위 벡터 필드를 알면, 흉부 형상의 모든 폐 조직 요소에 대한 정확한 공간 계산이 가능해진다. 세그먼트화된 폐 등록의 변위 벡터 필드와 비폐 조직의 변위 벡터 필드 간의 차이는, 폐와 흉벽 사이에 존재하는 전단력의 크기와 방향을 제공한다.

[0167] 150명이 넘는 고유한 환자를 관찰한 결과, 변위와 일회 호흡량 간의 관계는 선형이다. 변위와 기류 사이의 관계도 선형이다. 다중 해상도 광학 흐름 알고리즘의 출력은, 기류 크기와 측정된 일회 호흡량의 각각에 대한 좌표 공간의 변위 벡터이다. 모든 호흡 페이지에 대해 변위 벡터를 계산하면, 그 결과는 생체역학적 모델에 대한 관측 역할을 하는 (도 10에 도시한 바와 같은) 페루프 궤적이다. 아래에서 더욱 자세히 설명하는 바와 같이, 일회 호흡량에 연관된 정상 응력, 기류에 연관된 정상 응력, 및 기류에 연관된 전단 응력을 나타내는 파라미터를 포함할 수 있는 생체역학적 모델 파라미터는, 각 폐 조직 요소에 대한 QR 분해를 개별적으로 사용하여 해결된다. 파라미터는, 각 폐 조직 요소에 따라 다르며(예를 들어, 각 폐 조직 요소는 고유한 해결책을 가짐), 호흡 자극에 대한 폐 조직 요소의 반응을 종합적으로 설명한다. 생체역학적 모델 파라미터는, 측정된 일회 호흡량 및 기류에 의해 전체적으로 스케일링되는 벡터이다(예를 들어, 일회 호흡량 및 기류는 스칼라 값들이다). 두 개의 (벡터화된) 파라미터 사이의 각도와 같은 생체역학적 모델 파라미터 간의 관계는 폐에서의 잠재적 질병 발생을 진단하는 데 도움이 될 수 있다. 폐 조직 요소의 고유한 생체역학적 모델 벡터 파라미터(예를 들어, 각 조직이 서로 다른 벡터 파라미터를 가짐)에 기초하여, 폐 조직 요소의 변위가 흉부 구조에 맞게 스케일링되며, 여기서 흉부 기하학 구조는 일회 호흡량 및 기류 측정에 의해 정의된다. 생체역학적 모델은 각 환자에 대해 계산되거나 여러 환자에 의해 공유될 수 있다.

[0168] 일부 실시예에서, 생체역학적 모델은, 폐 조직의 움직임을 폐의 일회 호흡량(T_v), 기류(A_f), 및 심장 페이스(H_c)를 포함한 여러 인자의 함수로 되도록 근사화한다. 이러한 값들은 전역 값들(global value)로서, 예를 들어, 심장 페이스는 흉부의 모든 조직 요소에 대해 동일하다. 전역 값은, 스칼라 수로서 처리되며, 섹션 1에서 논의된 하드웨어에 의해 측정된다. 일회 호흡량, 기류, 및 심장 페이스는 모두 시간 가변적 측정값이라는 점에 주목한다. 각 조직 요소에 대한 고유한 응력 및 긴장 값은 벡터 $\vec{p}_1, \vec{p}_2, \vec{p}_3, \vec{p}_4$ 를 사용하는 아래 수학식에 의해 수학적으로 표현된다:

수학식 2

[0169]

$$\vec{U}-\vec{U}_0 = T_V \vec{p}_1 + A_F(\vec{p}_2 + \vec{p}_3) + H_c \vec{p}_4$$

[0170]

여기서, $\vec{p}_1$ 벡터는 일회 호흡량으로 인한 정상 응력을 나타내고, $\vec{p}_2$ 는 기류로 인한 정상 응력을 나타내고, $\vec{p}_3$ 는 기류로 인한 전단 응력을 나타내고, $\vec{p}_4$ 는 섭동하는 심장 운동으로 인한 조직 운동을 나타낸다. 전체적으로, 페루프 케적의 임의의 포인트에서의 조직의 변위 $(\vec{U}-\vec{U}_0)$ 는, 일회 호흡량, 기류, 및 심장 페이스에 의해 각각 스케일링되는 응력, 긴장, 및 섭동하는 심장 운동 벡터들의 합으로서 표현된다.

[0171]

도 24는, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 심장과 폐의 상호작용에 의해 부분적으로 야기되는 심장에 가까운 좌측 폐에 위치한 조직의 예시적인 페루프 폐 조직 운동 케적을 도시한다. 도 24에 도시된 파동 거동은 심장과 폐의 상호작용으로부터 발생한다는 점에 주목한다. 도 24는, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 전술한 생체역학적 모델에 기초하여 페루프 폐 조직 운동 케적에서 이동하는 폐 조직의 위치를 결정하는 방법을 예시하는 개략적 블록도이다. 도 24는, 원점으로부터 페루프 케적 상의 임의의 로케이션으로의 단일 조직 요소의 변위를 계산하기 위해 위의 수학식에 설명된 생체역학적 모델의 세 개의 벡터를 함께 합산하는 방법을 도시한다.

[0172]

생리학적인 기반의 생체역학적 모델을 사용하여 획득된 호흡 페이스 간에 화상을 보간하는 주요 이점은, 생체역학적 모델의 출력 결과의 정확성을 확인하기 위해 정량적 물리량을 사용할 수 있다는 점이다. 이상 기체 법칙에 따르면, 폐 용적 변화 대 일회 호흡량의 비는 실온에서 1.11이다. 즉, 실내 공기 밀도 대 폐 공기 밀도의 비는 1.11이다. 이에 따라, 정상 응력 벡터 발산의 용적 적분도 1.11(예를 들어, $\int_V (\vec{\nabla} \cdot \vec{p}_2) dV$, 여기서 V는 전체 신체 용적임)이어야 한다. 이상 기체 법칙은, 3D 공간 위치 로컬라이저(300), 호흡 페이스 센서(110), 및 각각의 보간된 화상에 대한 유용한 품질 보증 정보를 생성하는 "타당성 확인"(sanity check)을 제공한다.

[0173]

GREX 촬상 기술의 생체역학적 모델링이 진단을 향상시키는 방법의 일례는 화상 검사시 방사선 전문의의 눈에 보이지 않는 초기 페이스의 폐 종양이다. 종양은, 촬상 감도에 비해 너무 작기 때문에 방사선 전문의에게 보이지 않을 수 있다. 종양이 방사선 전문의에게 보이지 않더라도, 종양의 전자 밀도가 건강한 폐 조직의 전자 밀도보다 크기 때문에, 종양의 존재는 폐 내부의 힘 균형에 여전히 영향을 미친다. 종양의 높은 전자 밀도는, 종양이 종양의 움직임과 종양 주변의 국부 영역(예를 들어, 종양 부위에 가까운 건강한 조직)의 움직임 모두에 영향을 미치는 상이한 물질 및 기계적 특성(예를 들어, 상이한 특성 응력 및 긴장 파라미터)을 가지고 있음을 의미한다. 종양이 국부적으로 건강한 폐 조직에 미치는 영향은, 거대한 대상이 있을 때 그 대상 주변의 시공간이 휘어져 질량이 없을 때의 빛의 거동에 비해 대상의 근처에서 다르게 거동하는 일반 상대성 이론에서 질량이 시공간 연속체에 미치는 영향과 대략적으로 유사할 수 있다. 종양이 인접하는 건강한 조직의 운동 케적을 건강한 폐의 운동 케적에 비해 상이하게 움직이도록 왜곡하는 것처럼 유사 원리가 폐에도 동일하게 적용된다. 생체역학적 모델의 변위 벡터 맵은, 의료 종사자에게 쉽게 명백한 폐 조직 조성 및 생체역학적 특성을 변경하며, 종양이 사전 설정되면, 변위 벡터 필드는 부자연스러운 레벨의 벡터 컬 및/또는 기타 변경된 특성을 보여준다. 섹션 3.4에서 논의된 GREX 촬상 기술의 후처리 소프트웨어(106)의 파라미터 맵 생성은, 최종 사용자를 위해 이전에는 보이지 않았던 진단적으로 중요한 정보를 시각적으로 표시한다. GREX 촬상 기술의 파라미터 맵은, GREX 플랫폼이 의료에 제공하는 새로운 진단 관점의 예이다.

[0174]

도 25는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 생체역학적 모델의 구성요소의 동작(2500)의 개략적 흐름도이다.

[0175]

생체역학적 모델의 프로세스는, 서로 다른 호흡 페이스에서 획득된 두 개의 화상(2D 또는 3D) 간의 생체측정식 보간을 위한 정량적 수단을 제공한다. 수학식 2는 생체역학적 모델의 해가 두 개의 호흡 페이스 간의 변위 $(\vec{U}-\vec{U}_0)$ 라는 것을 보여준다. 전술한 바와 같이, 두 개의 호흡 페이스 간의 변위 $(\vec{U}-\vec{U}_0)$ 는, 변형가능한 화상 등록을 수행하여 두 개의 호흡 페이스를 서로 인덱싱함으로써 찾을 수 있으며, 이는 통상적으로 다음에 따르는 세 개의 단계로 구성된다:

[0176]

단계 1: 영역 기반 세그먼트화를 수행하여 폐와 비폐 간의 구조적 경계를 기술한다.

- [0177] 단계 2: 3D 다중 해상도 광학 흐름을 사용하여 강도 기반 구조 맵핑을 수행하여 두 개의 개별 화상 큐브에서 "동일한" 구조를 매칭한다.
- [0178] 단계 3: 일부 실시예에서, 두 개의 호홉 페이지 간의 변위 $(\vec{U}-\vec{U}_0)$ 의 초기 추정을 최적화될 때까지 반복적으로 정교화한다.
- [0179] 도 26a는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따른 호홉 사이클 동안의 폐 조직 요소의 움직임 궤적의 그래픽 표현이다. 도 26a에 도시된 바와 같이, 활상 각도당 6개의 화상이 있으며, 왼쪽에서 오른쪽으로, 전체 호홉 사이클의 6개의 각 호홉 페이지에 해당하며, 도 14에 도시된 바와 같이, 초기 흡기(EI), 후기 흡기(LI), 최대 흡기(MI), 초기 호기(EE), 후기 호기(LE), 및 최대 호기(ME)이다. 유한 긴장 이론에 따르면, 변형되지 않은 구성과 변형된 구성에서 입자의 위치들을 결합하는 벡터를 해당 입자의 변위 벡터라고 한다. EI 화상 큐브의 특정 복셀을 참조로 사용하여, 6개의 화상은 호홉 사이클 동안 기준 복셀의 원래 위치, 크기, 및 형상으로부터의 변형을 보여준다. 폐가 점점 더 많은 공기로 채워지면, 기준 복셀이 "버블링"하기 시작한다. 즉, 기준 복셀에 해당하는 폐 문제점은, 복셀이 "버블링"할 때 변형된다. 두 개의 호홉 페이지 간의 변위 $(\vec{U}-\vec{U}_0)$ 는, 복셀 버블링의 정도 또는 해당 폐 조직의 변형을 정량화한다. 변형가능한 화상 등록은, EI 화상 큐브의 기준 복셀이 LI 화상 큐브의 새로운 위치로 이동하면서 폐 조직으로의 더 많은 공기의 흡기로 인해 변형되는 것으로 가정한다. 호홉 사이클이 전 방향으로 진행됨에 따라, 기준 복셀은 각각 MI, EE, LE 및 ME 화상 큐브에 의해 표시된 바와 같이 자신의 움직임 궤적을 유지한다. 즉, 기준 화상 큐브의 모든 복셀에 대해, 변위 벡터들의 세트가 6개의 화상 큐브 모두에 대해 연산된다.
- [0180] 도 26b는 EI 화상 큐브와 다른 5개의 화상 큐브 간에 5개의 변형가능한 등록($2 \rightarrow 1, 3 \rightarrow 1, 4 \rightarrow 1, 5 \rightarrow 1, 6 \rightarrow 1$)이 있음을 예시한다. 이러한 6개의 화상 큐브는 미리 정의된 6개의 해당 호홉 페이지에서의 환자의 흉부 해부학 구조를 나타낸다. 각 복셀에 대해, 6개의 호홉 페이지 각각에 해당하는 화상 큐브에 벡터 $(\vec{U})$ 가 있다. EI 화상 큐브에 해당하는 벡터가 0이라고 가정하면, 주어진 복셀에 대한 6개의 변위 벡터는 $[\vec{U}_1 = 0, \vec{U}_2, \vec{U}_3, \vec{U}_4, \vec{U}_5, \vec{U}_6]$ 과 같이 표현될 수 있고 또는 $[\vec{U}_n]$ 로서 표시될 수 있으며, 여기서, 파라미터 "n"은 각각의 호홉 페이지에 대응하는 시간 의존적 파라미터이다.
- [0181] 유사하게, 특정 호홉 페이지 "n"에 대해, 폐의 일회 호홉량(T_v), 기류(A_t), 및 심장 페이스(H_c)를 포함하는 생체 측정 데이터 행렬은, $[T_{v_n}, A_{f_n}, H_{c_n}]^T$ 와 같이 표현될 수 있고 또는 $[B_n]_k$ 표시될 수 있다.
- [0182] 화상 큐브의 각 복셀에 대해, 파라미터 행렬 $[\vec{P}] = [\vec{P}_1, \vec{P}_2 + \vec{P}_3, \vec{P}_4]$ 에 대한 생체역학적 모델은, 전술한 6개의 변위 벡터 $([\vec{U}_1 = 0, \vec{U}_2, \vec{U}_3, \vec{U}_4, \vec{U}_5, \vec{U}_6])$ 및 해당 생체측정 데이터 행렬($[T_{v_n}, A_{f_n}, H_{c_n}]^T$)을 사용하여 그 해를 구할 수 있다. 4개의 벡터는, 복셀의 변위 벡터 및 변형을 제어하는 복셀의 조직 속성을 설명한다. 기준 화상 큐브의 각 복셀에는, $[\vec{P}] [B_n] = [\vec{U}_n]$ 이 있다.
- [0183] 전술한 바와 같이, 30 다중 해상도 광학 흐름 알고리즘을 포함하여 GREX 활상을 위한 화상 등록을 수행할 수 있는 변형가능한 화상 등록 알고리즘이 많이 있다. 3D 다중 해상도 광학 흐름 알고리즘은, 관찰된 서로 다른 일회 호홉량에서 취해진 화상들 간의 매끄러운(예를 들어, 유체와 같은) 전환을 계산한다. 두 개의 호홉 페이지 간의 계산된 변위 $(\vec{U}-\vec{U}_0)$ 는 도 24에 도시된 조직 궤적에서 관찰된 포인트를 제공한다. 일단 생체역학적 모델의 파라미터($\vec{p}_1, \vec{p}_2, \vec{p}_3, \vec{p}_4$)가 예를 들어 최소 제곱 회귀를 통해 해결되면, 일회 호홉량(T_v), 기류(A_t), 및 심장 페이스(H_c)를 가변하여 전체 폐루프 궤적을 생성한다. 흉부의 모든 조직 요소에 대해 폐루프 궤적을 취함으로써, 생체측정식으로 보간된 것으로 여겨질 수 있는 새로운 화상 큐브를 제공한다. 요약하면, 표 1은 GREX의 생체역학적 모델의 각 구성요소 및 구성요소를 찾는 방법을 보여준다.

표 1

모델 구성요소	설명	찾는 방법
$\vec{U}$	기준 화상에 대한 현재 화상의 좌표	정적 화상 큐브는 광학 흐름을 통해 함께 변형적으로 등록됨
$\vec{U}_0$	기준 화상의 좌표	
T_V	일회 호흡량	호흡 페이스 센서(110)를 통해 찾음
A_f	기류	호흡 페이스 센서(110)를 통해 찾음
H_c	H_c 가 0 내지 1에서 가변되도록 심장 페이스가 확장기말체적(end diastole volume)으로 정규화됨	호흡 페이스 센서(112)를 통해 찾음
$\vec{p}_1, \vec{p}_2, \vec{p}_3, \vec{p}_4$	조직 특정 움직임 파라미터	최소 제곱 회귀를 통해 찾음
표 1: GREX의 생체역학적 모델 파라미터의 요약		

후처리 소프트웨어(106)의 획득된 화상 큐브 간의 생체측정식 보간은, 흉부의 완전한 동화상이 생성되도록 모든 잠재적 호흡 페이스를 채운다. 일반적으로, 동화상은, 프레임들 간에 매끄럽게 전환하도록 최소 30개의 시뮬레이션 화상을 필요로 한다. 도 28a는 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 생체측정식 보간을 통해 동화상을 생성하는 것을 예시하는 개략적 흐름도(2800)이다. 도 28b에 도시된 바와 같이, EI 화상 큐브에 대응하는 생체측정 데이터 행렬은 다음과 같다고 가정한다.

$T_v=20 \text{ ml}$, $(A_f)=20 \text{ ml/s}$, 및 $H_c=0.10$.

호흡 사이클의 특정 순간에 임시 시뮬레이션된 화상 큐브의 각 복셀에 대해, 예를 들어, 파라미터 행렬 $[\vec{P}]$ 에 대한 생체역학적 모델 및 특정 순간에 대한 해당 생체측정 데이터 행렬을 사용하여 $EI+\Delta t$, $EI+2\Delta t$, $EI+3\Delta t$ 등이 계산될 수 있다.

섹션 3.4 - 파라미터 맵

GREX 촬상 기술의 임상적 이점들 중 하나는 고유한 파라미터 맵이다. GREX 촬상 기술은, 2D 플롯, 2D 컬러 위시, 3D 플롯, 및 3D 벡터 필드 맵을 사용하여, 환자의 흉부 건강에 대해 이전에는 사용할 수 없었던 정보를 최종 사용자에게 제시한다.

도 29는, 건강한 환자의 표준 방사선 사진(좌측)의 예 및 1b기 좌측 상부 폐 종양(화살표로 표시된 바와 같이 우측)이 있는 환자의 표준 방사선 사진의 예를 도시한다. 양측 도면은 현재 방사선 촬영 분야에서 사용되는 표준 방사선 사진을 도시한다. 도 29의 우측에 있는 질환이 있는 좌측 폐는 초기 폐 종양이지만, 표준 방사선 사진을 판독하기 어렵고 해부학적 정보만을 표시하기 때문에 표준 방사선 사진에서 쉽게 볼 수 없다. 대조적으로, 도 30은, 본 개시 내용의 일부 실시예에 따라 동일한 두 환자의 건강 상황의 지표를 보여주는 첨부된 GREX 파라미터 맵을 도시한다. 우측의 파라미터 맵은, 표준 방사선 사진이 모호한 반면 환자의 좌측 상부 폐에 질환이 있음을 명확하게 나타낸다. 윈도우 레벨과 화상 콘트라스트를 변경하면, 좌측 상부 폐의 환기 불량 영역이 결국 나타난다. 그러나, 최종 사용자가 이러한 단계를 취하지 않으면, 이 초기의 폐암 종양을 찾을 가능성이 낮다. 즉, GREX에서 생성된 파라미터 맵은, 최종 사용자의 질환 누락 위험의 변화를 크게 줄일 수 있다.

먼저, 일회 호흡량에 대한 정상 응력을 나타내는 도 30의 $\vec{p}_1$ 의 2차원 컬러 맵을 살펴본다. $\vec{p}_1$ 의 정의에 기초하여, 최종 사용자는, $\vec{p}_1$ 의 크기가 폐의 정점에 비해 횡경막 근처에서 더 클 것이라고 예상할 수 있다(예를 들어, 일회 호흡량이 증가하면, 횡경막이 폐의 정점보다 조직 변위가 더 크다). 일반적으로, $\vec{p}_1$ 의 크기는 건강한 폐 전체에 걸쳐 매끄럽게 가변된다. $\vec{p}_1$ 의 기울기가 폐에 걸쳐 계산되면, 그 결과는 매끄러운 함수로 된다. 도 30에 도시된 예는, 두 환자 모두에 대해, $\vec{p}_1$ 파라미터가 유사하게 분포되어 있지만, 건강한 환자는 아픈 환자보다 조직 변위가 두 배 더 많다는 것을 보여준다.

- [0192] 다음으로, 기류에 연관된 수직 응력과 전단 응력의 합을 나타내는 $(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$ 의 2D 색상 위시를 고려한다. 일반적으로, 높은 파라미터 크기는, 기관지나무가 더 빠른 속도로 공기를 폐로 가져오는 영역(폐 중간) 근처에서 발생한다. 그러나 질환이 있는 폐에서, 종양의 존재는, 종양이 기능적으로 건강한 폐 조직 분포와 시각적으로 구별될 수 있도록 실질적으로 폐의 탄력성의 거동을 상당히 변화시킬 수 있다. 도 30에 도시된 예에서, 폐 종양의 존재는, 크기의 상당한 차로 인해 좌측 폐에서 명확하게 볼 수 있다. 질환이 폐 영역에 영향을 미칠 때, 다른 폐 조직 영역은 질환이 있는 영역이 아닌 건강한 부위를 환기시켜 "밀린 일을 처리한다". 그러나, 도 29의 좌측 도면에서 알 수 있듯이, 건강한 폐는 질환이 있는 폐보다 탄력적이다. 즉, 종양이 있는 위치에서 기류 저항이 크게 증가하였으며, 이에 따라 종양의 존재를 강조하고 환자의 호흡 중 적절한 환기 능력에 대한 종양의 영향의 정량 분석을 제공한다. 일회 호흡량에 연관된 파라미터와 기류에 연관된 파라미터 간의 비는, 좌측 상부 폐가 건강한 환자와는 상당히 다른 패턴을 가지고 있음을 극적으로 보여준다. 물리적으로, 높은 백분율은, 도 24에 도시된 예시적인 조직 궤적보다 더 원형 패턴으로 움직이는 조직으로서 해석된다. 2D 컬러 위시 아래에 위치하는 일회 호흡량($T_V \vec{p}_1$)과 기류($A_f(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$)에 기인한 관찰된 모든 움직임 구성요소의 히스토그램도, 좌측 폐의 질환에 대한 명확한 지표를 표시한다. 건강한 폐는 $A_f(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$ 의 바이모달 분포를 갖지만, 한쪽 폐에 질환이 있는 경우, 전체 분포 패턴은 양쪽 폐에서 상이하다. GREX 촬상 기술은, 질환 원인을 더 잘 분류하기 위해 생체역학적 모델의 파라미터 히스토그램의 분포와 함께 환자 인터뷰(검사 전에 환자가 자발적으로 제공한 정보)를 활용하는 베이즈(Bayes) 프로세스를 포함할 수 있다. 요약하면, 다수의 새로운 GREX 파라미터에 걸쳐 일관된 폐 질환 지표(예를 들어, 도 30에 나타난 바와 같이 종양의 존재)는 조기 발견 및 질환 진단에 크게 도움이 된다.
- [0193] 섹션 3.5 - 질환 진단 포인터
- [0194] 폐암, 만성 폐쇄성 폐 질환(COPD), 하기도 감염, 및 결핵은, 모두 기존의 디지털 진단용 엑스레이 촬상에서 볼 수 있는 질환 포인터를 가지고 있다. 그러나, 질환 진단 포인트가 질환 초기에 항상 보이는 것은 아니다. 그러나, 도 29와 도 30에 도시한 바와 같이, GREX 파라미터는 질환 초기에 질환 진단 포인터의 역할을 할 가능성이 있다. 의료 팀이 표준 방사선 사진만을 고려했다면, 폐암 종양이 표준 방사선 사진에서 명확하게 나타날 만큼 충분히 크지 않기 때문에, 폐암 존재가 검출되지 않았을 수 있다. GREX 촬상은, 다수의 생체측정식 방사선 사진과 함께 생체 신호를 사용하여, 폐가 질환을 진단하기 위해 어떻게 움직이는지에 대한 이전에 사용할 수 없었던 정보를 활용한다. GREX 프로세스는, 폐암이 디지털 진단용 엑스레이 화상에서 낮은 특이성을 갖는 경향이 있는 조기 폐암 문제를 직접 해결한다. 디지털 진단용 엑스레이 기반 진단의 기존의 민감도 한계는, 호흡 정보를 나타내는 질환 및 환자의 고유함을 이용하여 생체측정식으로 통지되는 촬상을 통해 해결된다. 임상적으, 질환 발병 초기에 진단 통찰력을 관찰할 수 있고, 폐 조직 움직임 시각화 및 파라미터 맵을 통해 질환이 진행됨에 따라 환자를 계속 감시할 수 있다. 기계 학습 및 유한 요소 분석 기술을 적용하여, 폐 기능의 미묘한 패턴 또는 기준선 변화를 발견하여, 최종 사용자가 질환을 초기에 바로 검출할 수 있도록 지원하여 더 높은 생존 기회와 더 많은 치료 옵션을 환자에게 제공한다.
- [0195] GREX가 진단 커뮤니티를 방해하는 또 다른 진단 예는 폐 질환의 원인을 분류하는 것이다. 석면으로 인한 폐 질환과 담배로 인한 폐 질환의 출현은 생검에 있어서 상이하다. 석면은, 순백만 개의 미세한 섬유로 구성된 길고 얇은 섬유질 결정으로 이루어진 천연 규산염 광물이다. 흡기된 석면 섬유는, 폐포를 관통하여 결국 폐 기능을 감소시키는 폐포 기능을 손상시키는 치밀한 웹을 형성한다. 치밀한 웹은 암 조직을 수집하고 중피종이라고 한다. 표준 방사선 사진은 플라크 축적에 의해서만 중피종을 식별할 수 있으며, 이는 폐 화상에서 치밀한 통합(모호함)으로서 나타난다. GREX는, 최종 사용자가 석면의 존재를 시각적으로 식별하기 전에 파라미터 맵을 통해 미묘한 석면의 존재를 검출할 수 있다. 석면이 형성되면, 웹처럼 폐의 탄력이 국부적으로 감소된다. 탄력성의 작은 국부 감소는, 파라미터 맵(2D) 색상 위시, 파라미터 비, 및 히스토그램에서 볼 수 있다. 예를 들어, 탄력을 잃은 조직에서는, 호흡 중 조직의 궤적이 타원형보다 원형이다. 이것은 $\vec{p}_1$ 와 $(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$ 크기 사이의 비가 건강한 조직보다 높음을 의미한다. 색상 맵을 참조하면, 질환을 나타내는 패턴을 표시하는 폐 영역이 명확하게 표시된다.
- [0196] 흡기된 입자(비섬유)는 섬유상 석면 입자와는 완전히 다르게 표시된다. 흡기된 입자는, 폐 내에 침착되어, 기도를 "막고" 흉터 조직을 형성하고 종양을 형성하지만 웹은 형성하지 않음으로써, 폐 기능을 감소시킨다. GREX는, 건강한 특성과 일치하지 않는 폐 운동 역학의 미세한 국부 변화를 검출함으로써 미립자 침착의 시작을 보여준다. 담배에는 타르와 라돈이 포함되어 있으며, 이들은 폐포에 달라붙어 폐 기능을 크게 변화시킨다. GREX

는, 폐 기능 감소를 추적할 수 있고, 흡연 습관이 얼마나 파괴적인지를 환자에게 더 잘 보여줄 수 있는 고유의 도구를 최종 사용자에게 제공할 수 있다. COPD는, 현재의 임상적 방법보다 더 효과적으로 파라미터 맵으로 설명될 수 있는 또 다른 질환이다. COPD는 현재 폐활량 테스트 및 표준 방사선 촬영으로 검출된다. 이러한 방법들 중 어느 것도 특히 민감하지 않으며 초기 발생시 COPD를 검출하지 못한다. 질환을 가능한 한 빨리 검출하면, 너무 늦기 전에 예방 의학을 활용하고 나쁜 습관을 바꿀 수 있는 더 많은 기회를 환자에게 제공할 수 있다.

[0197] 섹션 3.6. - 동화상 프리젠테이션

[0198] 동화상 프리젠테이션 그래픽 사용자 인터페이스(GUI)의 핵심은, 평면 동화상 및 3D 동화상 결과를 표시하기 위한 깨끗하고 직관적인 캔버스를 제공하는 것이다. 보기 회전, 동영상 일시 중지, 및 눈금자와 같은 모든 기능은 화면 상단에 탭으로 표시되는 빈(bin)에 배치된다. 기능을 선택하면, 툴팁이 변경되어 어떤 기능이 사용 중인지를 사용자에게 보여준다. GUI는, GUI가 구형 컴퓨터 시스템에서도 동작하도록 경량으로 설계된다. 마지막으로, 동화상 프리젠테이션 GUI는, 주석/윤곽, 가능한 질환 포인터, 및 클라우드 연산 플랫폼과 함께 동작한다.

[0199] 의료 인력 최종 사용자는, 화상에 추가 문서를 첨부하는 것보다 메모를 직접적으로 강조하고 의료 화상 상에 배치하는 것을 선호한다. 의료 최종 사용자는, 화상 주석("주의를 끄는" 화살표 및 치료 메모) 및 해부학적 윤곽(해부학 구조 주위에 가상선 그리기)을 촬영 연구에 포함할 수 있는 기능을 요구한다. 의료 최종 사용자들은, 종종 환자를 협력하여 치료하는 대규모 다분야 치료 팀들의 구성원들이다. 다음 예는 임상 치료팀의 현재 워크플로우 및 기술 기능을 설명한다:

[0200] 일단 폐암 환자에 대한 촬영 연구가 수행되면, 화상은 방사선 전문의에 의해 관독되고, 방사선 종양 전문의에 의해 방사선 치료 명령이 처방되고, 수술 의사의 수술 개입을 위한 기초로서 사용된다. 특히, 방사선 전문의는, 종양 부위 주변에 윤곽선을 그리고 윤곽선 화상을 방사선 종양 전문의에게 전달한다.

[0201] 이어서, 방사선 종양 전문의는 화상에 기초하여 방사선 치료 및/또는 종양 절제 수술에 대한 지침을 작성한다.

[0202] 방사선 윤곽선 및 방사선 종양학 종양 절제 지침을 사용하여, 외과의는 종양을 절제한다.

[0203] 후처리 소프트웨어(106)는, 최종 사용자가 동화상에 직접 주석을 달고 윤곽선을 그리는 도구를 제공하여, 의료 워크플로우를 간소화한다. 이러한 사용자 친화적 기능은 의료 워크플로우를 향상시키고 의료 실수 가능성을 줄인다. 본 발명의 사용자 인터페이스의 상호작용형 특성은, 치료 지침 및/또는 의료 문제가 이제 모든 사용자에게 명확하게 표시될 수 있으며 관련 임상 메모가 해당 해부학적 관심 영역에 올바르게 표시됨을 의미한다.

[0204] 도 31a 내지 도 31b는 환자의 폐를 촬영하는 방법(3100)을 예시하는 흐름도이다. 일부 실시예에서, 아래에 설명된 작업의 일부 또는 전부는 사람의 개입 없이(예를 들어, 기술자의 개입 없이) 수행될 수 있다. 일부 실시예에서, 방법(3100)은, 본원에서 설명하는 장치들에 의해 또는 이러한 장치들 중 임의의 장치(예를 들어, 도 1에 도시된 GREX 촬영 시스템(100))를 사용하여 수행된다. 방법(3100)의 일부 동작은, 하나 이상의 프로세서와 명령어를 저장하는 메모리를 포함하는 컴퓨터 시스템에 의해 수행되고, 명령어는, 하나 이상의 프로세서에 의해 실행될 때 그 하나 이상의 프로세서로 하여금 방법(3100)의 동작을 수행하게 한다. 방법(3100)의 일부 동작은 선택적으로 결합되고/되거나, 일부 동작의 순서가 선택적으로 변경된다.

[0205] 방법은, 엑스레이 촬영 장치(예를 들어, GREX 촬영 시스템, 도 1)에 대해 제1 배향으로 환자를 위치설정하는 단계(3102)를 포함한다. 일부 실시예에서, 방법(3100)은, 후술되는 소정의 동작을 수행하도록 수정된 레거시 의료 촬영 시스템에서 수행된다. 일부 실시예에서, 환자를 제1 배향으로 위치설정하는 단계는, 엑스레이 촬영 시스템(예를 들어, 엑스레이 유닛과 검출기 패널)이 고정된 위치에서 유지되는 동안 환자를(예를 들어, 도 35를 참조하여 논의된 바와 같이) 제1 배향으로 이동(예를 들어, 회전)시키는 단계를 포함한다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 환자는 도 35를 참조하여 설명된 PPF(3501)와 같은 환자 위치설정 고정구(PPF) 상에 서있거나 앉는다. 일부 실시예에서, 환자를 엑스레이 촬영 장치에 대하여 제1 배향으로 환자를 위치설정하는 단계는 환자 위치설정 고정구를 회전시키는 단계를 포함한다. 예를 들어, 일부 실시예에서는, 방법(3100)의 시작시, 환자의 시상면이 엑스레이 촬영 장치의 광축(예를 들어, 엑스레이 촬영 장치가 엑스레이를 송신하는 축)에 대해 미리 정의된 각도로 위치설정되도록, 환자 위치설정 고정구가 회전된다. 일부 실시예에서, 미리 정의된 각도는, -45도, -22.5도, 0도, 22.5도, 및 45도로 이루어진 그룹 중에서 선택된다.

[0206] 일부 실시예에서, 환자를 제1 배향으로 위치설정하는 단계는, (예를 들어, 도 17을 참조하여 논의된 바와 같이) 환자가 고정된 위치에 있는 동안 엑스레이 촬영 시스템을 이동(예를 들어, 회전)시키는 단계를 포함한다.

[0207] 일부 실시예에서, 환자가 엑스레이 촬영 장치에 대해 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안, 환자 위치설정 고

정구는, (예를 들어, 본 개시 내용 전반에 걸쳐 설명하는 바와 같이) 환자의 폐의 3차원 화상이 "불변 대상" 가정에 기초하여 재구성될 수 있도록 환자를 고정된 위치에서 유지한다(예를 들어, 환자의 위치를 안정화한다).

[0208] 이 방법은, 환자의 호흡에 대한 용적측정값을 취득하는 단계(3104)를 포함한다(예를 들어, 환자가 정상적으로 호흡하고 있을 때, 환자는 자신의 호흡 폭을 유지할 필요가 없다). 일부 실시예에서, 환자 호흡의 용적측정값은, 환자의 폐 용적(예를 들어, 즉각적 폐 용적)의 측정값(예를 들어, 직접 측정값) 또는 환자의 폐 용적(예를 들어, 유속)의 미분이다. 일부 실시예에서, 더 상세히 후술하는 바와 같이, 환자 호흡의 용적측정값은 (예를 들어, 흉부의 상승과 하강을 측정함으로써) 환자의 일회 호흡량으로 변환될 수 있는 측정값이다. 일회 호흡량이라는 용어는, 본원에서 사용되는 바와 같이, 현재 폐 용적과 미리 정의된 기준(예를 들어, 추가 노력 없이 정상 호흡의 최대 호기 동안의 용적, 추가 노력 없이 정상 호흡의 최대 흡기 동안의 용적, 또는 다른 임의의 적절한 일회 호흡량) 간의 차를 의미한다.

[0209] 일부 실시예에서, 환자 호흡의 용적측정값은 환자 호흡의 기하학적(공간적 또는 위치적) 측정값이다.

[0210] 일부 실시예에서, 환자 호흡의 용적측정값은 환자의 흉부 상승(및/또는 흉부 하강)의 측정값(3106)을 포함한다. 일부 실시예에서, 환자 호흡의 용적측정값은, 3차원(3D) 스캐너, 폐활량계, 및 복부 벨트로 이루어진 그룹의 하나 이상의 용적측정 호흡 페이스 센서(예를 들어, 호흡 페이스 센서(110), 도 1)를 사용하여 취득된다(3108). 일부 실시예에서, 방법은 환자의 흉부 표면의 포인트 클라우드를 생성하는 단계(3110)를 추가로 포함한다. 환자 호흡의 용적측정값은 환자 흉부 표면의 포인트 클라우드로부터 결정된다.

[0211] 일부 실시예에서, 3D 포인트 클라우드는, 환자 흉부의 메시 재구성을 생성하지 않고 환자 호흡의 용적측정값을 결정하는 데 사용된다(예를 들어, 3D 포인트 클라우드의 원시 출력은, 메시지를 먼저 생성하지 않고 환자 호흡의 용적측정값을 생성하는 데 사용된다). 일부 실시예에서, 환자의 흉부의 하나 이상의 위치를 측정하기 위한 3D 촬상 기술을 사용하여 환자의 흉부 표면의 포인트 클라우드를 취득한다(3112). 예를 들어, 3D 촬상 기술은 라이더(LIDAR; Light Detection and Range)와 같은 레이저 스캐닝 기술을 포함한다. 이러한 레이저 스캐닝 기술은, 환자가 단정한 의복을 입고 있는 동안에도(예를 들어, 방법(3100)을 수행하는 동안 환자가 LIDAR 투명 의복을 입고 있는 동안에도) 일부 레이저가 환자의 흉부 위치를 정확하게 측정할 수 있기 때문에 유용하다.

[0212] 일부 실시예에서, 방법(3100)은, 환자의 흉부의 표면의 포인트 클라우드를 사용하여 환자의 흉부 표면 상의 하나 이상의 해부학적 랜드마크(예를 들어, 쇄골, 기관, 흉골 노치, 흉골, 검 돌기, 척추, 또는 체액과 같이 외부에서 볼 수 있는 랜드마크)를 식별하는 단계(3114)를 추가로 포함한다. 방법은, 환자의 흉부 표면의 포인트 클라우드(예를 들어, 환자의 폐의 로케이션)로부터 환자의 흉부 내의 하나 이상의 내부 해부학적 랜드마크의 로케이션을 추론하는 단계를 추가로 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 환자의 재구성을 생성하는 단계(예를 들어, "가상 환자"라고도 지칭되는 환자에 대한 컴퓨터 모델을 생성하는 단계)를 포함한다. 일부 실시예에서, 환자의 재구성을 생성하는 단계는 환자의 내부 해부학적 구조의 재구성을 생성하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 환자의 내부 해부학적 구조의 재구성은 조직 밀도의 컴퓨터 모델(예를 들어, 3D 모델)을 포함한다. 일부 실시예에서, 재구성은, 신체 내의 복수의 로케이션에서의 흡수 단면(예를 들어, 엑스레이 흡수 단면)을 포함하거나 이러한 흡수 단면을 결정하는 데 사용된다. 일부 실시예에서, 환자의 재구성은, 엑스레이 촬상 장치에 의해 (예를 들어, 각 화상에 대해) 전달될 엑스레이 선량을 결정하는 데 사용된다.

[0213] 이 방법은, 환자가 엑스레이 촬상 장치에 대해 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 환자 호흡의 용적 측정값을 취득하는 동안, 환자 호흡의 용적측정값에 기초하여 환자의 호흡 페이스를 (예를 들어, 환자가 정상적으로 호흡함에 따라 실시간으로) 결정하는 단계(3116)를 포함한다. 일부 실시예에서, 환자의 호흡 페이스는 폐의 용적에 의해 정의된다. 따라서, 일부 실시예에서, 폐의 호흡 페이스를 결정하는 단계는 폐의 용적을 결정하는 단계를 포함한다.

[0214] 일부 실시예에서, 동작(3102) 이하는 방법(3100)의 촬상 기간의 일부로서 수행된다. 방법(3100)은, 촬상 기간 전에, 환자의 정상적인 호흡에 대한 정보가 취득되는 트레이닝 기간을 겪는 단계를 추가로 포함한다. 예를 들어, 트레이닝 기간 동안, 환자 호흡의 용적측정값은, 환자 호흡의 복수 사이클(예를 들어, 환자 호흡의 15, 20, 50 사이클, 각 사이클은 한 호흡에 해당함)에 걸쳐 일정한 간격으로 취득된다. 이어서, 트레이닝 기간으로부터의 용적측정값은 특정한 용적측정값을 특정 호흡 페이스와 연관짓는 데 사용된다. 예를 들어, 일회 호흡량 400 ml에 해당하는 용적측정값은 최대 흡기에 연관될 수 있고, 일회 호흡량 0 ml에 해당하는 용적측정값은 최대 호기에 연관될 수 있으며, 기타 등등도 그러한 방식이다. 또한, 환자의 호흡에 대한 통계(예를 들어, 히스토그램)는, 트레이닝 기간 동안 취득될 수 있으며, 촬상 중에 취한 호흡이 "정상" 호흡(예를 들어, 깊은 호흡 또는 그 외에는 비정상 호흡이 아님)임을 검증하는 데 사용될 수 있다.

- [0215] 환상 기간 동안, 일부 실시예에서, 환자의 결정된 호흡 페이스는 미래(예를 들어, 예측된) 호흡 페이스이다(3118). 즉, 일부 실시예에서, 환자 호흡의 용적측정값에 기초하여, 환자의 호흡 페이스를 결정하는 단계는, 하나 이상의 현재 및/또는 과거 호흡 페이스로부터 미래 호흡 페이스를 예측하는 단계를 포함한다. 예를 들어, 예측은 호흡 페이스의 시계열을 기반으로 한다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 현재 및/또는 과거 호흡 페이스로부터 미래 호흡 페이스를 예측하는 단계는 자기 회귀 통합 이동 평균(ARIMA) 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 예측은 트레이닝 기간으로부터의 데이터를 사용한다.
- [0216] 방법은, 환자의 호흡 페이스가 미리 정의된 호흡 페이스와 일치한다는 결정(예를 들어, 폐의 용적이 미리 정의된 폐 용적과 일치함)에 따라, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 환자의 폐에 대한 엑스레이 투영(때로는 투영 화상이라고도 함)을 생성하는 단계(3120)를 포함한다. 일부 실시예에서, 엑스레이 투영은, 특정 각도(예를 들어, 엑스레이 촬상 장치에 대한 환자의 방향에 의해 결정됨)에서 취해진 화상이다. 일부 실시예에서, 엑스레이 투영은 단일 엑스레이 노출을 사용하여 취득된다. 일부 실시예에서, 방법은, 환자의 호흡 페이스가 미리 정의된 호흡 페이스와 일치하지 않는다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치의 게이팅을 중단하는 단계(예를 들어, 환자를 엑스레이 방사선에 노출하는 것을 중단함)를 포함한다.
- [0217] 일부 실시예에서, 방법은 환자 호흡의 용적측정값으로부터 현재 호흡이 불규칙한 호흡인지 여부를 결정하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 현재 호흡이 불규칙한 호흡이라는 결정에 따라, (예를 들어, 호흡 페이스에 대한 엑스레이 투영을 취득하기 위한 적절한 호흡을 계속 대기하도록) 엑스레이 촬상 장치를 게이팅(예를 들어, 취득)하는 것을 중단하는 단계를 더 포함한다.
- [0218] 일부 실시예에서, 미리 정의된 호흡 페이스는 복수의 미리 정의된 호흡 페이스 중의 미리 정의된 제1 호흡 페이스이다(3122). 일부 실시예에서, 방법은, 환자 호흡의 용적측정값을 취득하는 동안, 환자의 호흡 페이스가 복수의 미리 정의된 호흡 페이스 중 임의의 것과 일치한다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 환자의 폐에 대한 각각의 엑스레이 투영을 생성하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 환자 호흡의 용적측정에 의해 결정되는 바와 같은 환자의 호흡 페이스가 복수의 미리 정의된 호흡 페이스 중 하나와 일치하는 경우를 제외하고는, 환자의 폐의 엑스레이 투영(예를 들어, 엑스레이 측정값)은 취득되지 않으며(3124), 이에 따라 환자의 엑스레이 노출의 총량을 줄일 수 있다.
- [0219] 일부 실시예에서, 복수의 미리 정의된 호흡 페이스는, (예를 들어, 도 14를 참조하여 도시하고 설명한 바와 같이) 환자의 완전한 호흡 사이클의 초기 호기 페이스, 후기 호기 페이스, 최대 호기 페이스, 초기 흡기 페이스, 후기 흡기 페이스, 및 최대 흡기 페이스를 포함한다(3126). 일부 실시예에서, 엑스레이 투영은 복수의 미리 정의된 호흡 페이스의 각각에 대해 취득되는 한편, 환자는 엑스레이 촬상 장치에 대해 제1 배향에 위치설정된다.
- [0220] 일부 실시예에서, 엑스레이 투영은 제1 엑스레이 투영이고(3128), 방법은, (예를 들어, 환자를 회전시키거나 엑스레이 촬상 시스템을 회전시킴으로써) 환자를 엑스레이 촬상 장치에 대해 제2 배향으로 재위치설정하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 환자가 엑스레이 촬상 장치에 대해 제2 배향에 위치설정되어 있는 동안 그리고 환자 호흡의 용적측정값을 계속 취득하는 동안, 환자 호흡의 용적측정값에 기초하여 환자의 호흡 페이스를 계속 결정하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 환자의 호흡 페이스가 미리 정의된 호흡 페이스와 일치한다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 환자의 폐의 제2 엑스레이 투영을 생성하는 단계를 포함한다.
- [0221] 일부 실시예에서, 방법은, (예를 들어, 도 21a 및 도 21b를 참조하여 설명된 바와 같이) 제1 엑스레이 투영 및 제2 엑스레이 투영을 사용하여 미리 정의된 호흡 페이스에 대응하는 정적 화상 큐브를 생성하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 정적 화상 큐브는 환자 폐의 용적의 3차원 재구성이다. 일부 실시예에서, 엑스레이 투영은 복수의 미리 정의된 호흡 페이스의 각각에 대해 취득되는 한편, 환자는 엑스레이 촬상 장치에 대해 (제1 배향 및 제2 배향을 포함하는) 복수의 배향의 각각에 위치설정된다. 일부 실시예에서, 복수의 배향은 적어도 5개의 배향(예를 들어, -45도, -22.5도, 0도, 22.5도, 및 45도)을 포함한다. 일부 실시예에서, 복수의 배향은 5개를 초과하는 배향(예를 들어, 6, 7, 8, 또는 그 이상의 배향)을 포함한다. 일부 실시예에서, 엑스레이 투영은 복수의 미리 정의된 호흡 페이스의 각각을 제외하고는 취득되지 않는 한편, 환자는 엑스레이 촬상 장치에 대해 (제1 배향 및 제2 배향을 포함하는) 복수의 배향의 각각에 위치설정된다. 따라서, 엑스레이 투영이 5개의 배향과 6개의 상이한 호흡 페이스에서 취득되면, 총 30개의 엑스레이 투영이 취득된다(예를 들어, 전술한 바와 같이 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 이들 화상만을 취득하게 된다).
- [0222] 본원의 다른 곳에서 설명한 바와 같이, 이러한 30개의 엑스레이 투영은, 3D에서 폐가 어떻게 움직이는지에 대한 생체역학적 모델을 재구성하는 데 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 미리 정의된 호흡 페이스에 대응하는 (예

를 들어, 도 21a 및 도 21b를 참조하여 설명된 바와 같은) 정적 화상 큐브는, 미리 정의된 호흡 페이지에서 다양한 각도로부터 취득되는 10개 미만의 엑스레이 투영을 사용하여 생성된다(3130).

[0223] 당업자는, 방법(3100)이 호흡으로 인한 폐 운동 외에도 다른 유형의 움직임에 적용될 수 있음을 인식할 것이다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 방법은 엑스레이 촬상 장치에 대해 제1 배향으로 환자를 위치설정하는 단계를 포함한다. 방법은, 환자 신체의 일부의 3D 측정값(예를 들어, 환자 신체 일부의 로케이션의 3D 측정값)을 취득하는 단계를 추가로 포함한다. 방법은, 환자가 엑스레이 촬상 장치에 대해 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 환자 신체 일부의 3D 측정값을 취득하고 있는 동안, 환자 신체 일부의 3D 측정값에 기초하여 엑스레이 촬상 장치에 의한 방사선 노출을 트리거하기 위한 트리거링 기준이 충족됨을 결정하는 단계, 및 트리거링 기준이 충족된다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치를 게이팅하여 환자의 엑스레이 화상을 생성하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 엑스레이 화상은 환자 신체의 일부(예를 들어, 환자의 다리, 복부, 두개골 등)의 화상이다. 일부 실시예에서, 트리거링 기준은, 환자의 신체 일부의 3D 측정값이 환자의 신체 일부가 (예를 들어, 촬상 장치에 대해) 미리 정의된 로케이션에 있음을 나타낼 때 충족되는 기준을 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 트리거링 기준이 충족되지 않는다는 결정에 따라, 엑스레이 촬상 장치의 게이팅을 중단하는 단계(예를 들어, 환자를 엑스레이 방사선에 노출하는 것을 중단함)를 포함한다. 또한, 일부 실시예에서, 방법(3100)은, 엑스레이에 엄격하게 기초하지 않는 다른 유형의 촬상, 예를 들어, 양전자 방출 단층 촬영(PET) 촬상 또는 MRI 촬상에 적용 가능하다.

[0224] 또한, 방법(3100)은 방사선 촬상뿐만 아니라 방사선 치료에도 적용될 수 있음을 이해해야 한다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 방법은 방사선 치료원에 대해 제1 배향으로 환자를 위치설정하는 단계를 포함한다. 방법은, 환자 신체의 일부에 대한 3D 측정값(예를 들어, 환자 신체 일부의 로케이션에 대한 3D 측정값)을 취득하는 단계를 추가로 포함한다. 방법은, 환자가 방사선 치료원에 대해 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 환자 신체 일부의 3D 측정값을 취득하고 있는 동안, 환자 신체 일부의 3D 측정값에 기초하여 방사선 치료원에 의한 방사선 노출을 트리거하기 위한 트리거링 기준이 충족됨을 결정하는 단계, 및 트리거링 기준이 충족된다는 결정에 따라, 방사선 치료원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하는 단계(예를 들어, 환자의 신체 일부를 방사선에 노출)를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 트리거링 기준은, 환자의 신체 일부의 3D 측정값이 환자의 신체 일부가 (예를 들어, 촬상 장치에 대해) 미리 정의된 로케이션에 있음을 나타낼 때 충족되는 기준을 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 트리거링 기준이 충족되지 않는다는 결정에 따라 환자를 방사선에 노출하는 것을 중단하는 단계를 포함한다.

[0225] 도 31a 내지 도 31b의 동작들을 설명한 특정 순서는 일례일 뿐이며 설명된 순서가 동작들이 수행될 수 있는 유일한 순서임을 나타내려는 의도가 아니라는 점을 이해해야 한다. 당업자는 본원에 설명된 동작을 재정렬하는 다양한 방식을 인식할 것이다. 또한, 본원에 설명된 다른 방법과 관련하여 본원에 설명된 다른 프로세스의 세부 사항도 도 31a 내지 도 31b에 대해 전술한 방법(3100)과 유사한 방식으로 적용가능하다는 점에 주목해야 한다. 이러한 프로세스는, 예를 들어, 도 2, 도 6, 도 8, 도 11, 도 13, 도 15, 도 21a 및 도 21b, 도 23, 도 25, 도 27, 도 28a 내지 도 28b, 도 32a 내지 도 32b, 도 33a 내지 도 33c, 및 도 34a 내지 도 34c를 참조하여 설명된다. 간결성을 위해, 이러한 세부 사항은 여기에서 반복하지 않는다.

[0226] 도 32a 내지 도 32b는 환자의 호흡 페이지와 심장 페이지의 일치시 방사선원을 게이팅하기 위한 방법(3200)을 예시하는 흐름도이다. 일부 실시예에서, 후술하는 동작들 중 임의의 동작 또는 전부는 사람의 개입 없이(예를 들어, 기술자의 개입 없이) 수행될 수 있다. 일부 실시예에서, 방법(3200)은, 본원에서 설명하는 임의의 장치(예를 들어, 도 1에 도시된 GREX 촬상 시스템(100))에 의해 또는 이러한 장치를 사용함으로써 수행된다. 방법(3200)의 일부 동작은, 하나 이상의 프로세서 및 명령어를 저장하는 메모리를 포함하는 컴퓨터 시스템에 의해 수행되며, 이러한 명령어는, 하나 이상의 프로세서에 의해 실행될 때 그 하나 이상의 프로세서가 방법(3200)의 동작을 수행하게 한다. 방법(3200)의 일부 동작은 선택적으로 결합되고/되거나 일부 동작의 순서가 선택적으로 변경된다.

[0227] 방법은, 방사선원에 대해 제1 배향으로 환자를 위치설정하는 단계(3202)를 포함한다. 일부 실시예에서, 방사선원은 엑스레이 촬상 장치이다(3204). 일부 실시예에서, 방사선원은 방사선 치료원이다(3206). 예를 들어, 도 3 및 도 35에 도시된 바와 같이, 환자(예를 들어, 환자(3502))는 방사선원(3504)(예를 들어, 엑스레이 유닛(108))에 대해 제1 위치에 위치설정된다. 일부 실시예에서, 동작 3102(도 31a)를 참조하여 설명한 바와 같이, 환자를 위치설정하는 것은 환자를 이동(예를 들어, 회전)시키는 것을 포함하는 반면, 일부 실시예에서 환자를 위치설정하는 것은 엑스레이 장치(예를 들어, 엑스레이원 및 검출기)를 이동(예를 들어, 회전)시키는 것을

포함한다.

- [0228] 방법은 (예를 들어, 호흡 페이스 센서를 사용하여) 환자의 호흡 측정값을 취득하는 단계(3208)를 포함한다. 일부 실시예에서, 환자 호흡의 측정값은 동작 3104(도 31a)와 관련하여 전술한 바와 같이 환자 호흡의 용적측정값이다. 일부 실시예에서, 환자 호흡의 측정값은 환자 호흡의 비용적측정값(예를 들어, 환자 호흡의 타이밍 기반 측정값)이다.
- [0229] 방법은 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계(3210)를 포함한다. 일부 실시예에서는, 환자의 심장 기능을 측정하기 위해 하나 이상의 센서가 사용된다(3304). 일부 실시예에서, 심전도(ECG)는 환자의 심장 기능(예를 들어, 3-리드 또는 12-리드 ECG)을 측정하는 데 사용된다. 일부 실시예에서, 방법은, 환자의 심장의 움직임을 제어하는 시계열 전기 신호를 제공하는 환자의 심장 기능의 복수의 측정값을 취득하는 단계를 포함한다.
- [0230] 활상 페이스로 돌아가서, 방법은, 환자가 방사선원에 대해 제1 배향으로 위치설정되어 있는 동안 그리고 환자의 호흡 측정값을 취득하는 동안(3212), 환자 호흡의 측정값으로부터 환자의 호흡 페이스를 결정하는 단계(3214), 및 환자의 심장 기능의 측정값으로부터 환자의 심장 페이스를 (예를 들어, 실시간으로) 결정하는 단계(3216)를 포함한다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 환자의 심장 페이스는, 도 36을 참조하여 설명된 바와 같이 체로 명령어 세트 컴퓨터(ZISC) 프로세서를 사용하여 결정된다. ZISC 프로세서는, 단일 심장 사이클 또는 심장 사이클의 일부 내에서, 심장 사이클의 미리 정의된 랜드마크(예를 들어, S파 또는 T파)가 발생했음을 식별할 수 있다.
- [0231] 일부 실시예에서, 방법은, 방사선원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하기 전에(아래의 동작 3222), 환자의 복수의 심장 사이클로부터 환자의 심장 기능의 측정값을 취득하는 단계(3218)를 추가로 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은, 복수의 심장 사이클로부터 환자의 심장 기능의 측정값을 사용하여, 미리 정의된 심장 페이스와 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우의 시작 사이의 평균 간격을 결정하는 단계를 포함한다. 예를 들어, 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우는 R파의 상부와 게이팅 윈도우의 시작 사이의 간격을 나타낸다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 동작 3202 이하는 방법(3200)의 활상 기간의 일부로서 수행된다. 방법(3200)은, 활상 기간 전에, 환자의 심장 기능에 대한 정보가 취득되는 트레이닝 기간을 거치는 단계를 추가로 포함한다. 예를 들어, 트레이닝 기간 동안, 환자의 심장 기능의 ECG 측정값은, 복수의 심장 사이클(예를 들어, 15개, 20개, 50개의 심장 사이클, 여기서 한 사이클은 하나의 T파에서 다음 T파와 같은 하나의 완전한 심장 운동 사이클에 해당함)에 걸쳐 규칙적인 간격으로 취득된다. 이어서, 이하에서 설명하는 바와 같이 트레이닝 기간으로부터의 ECG 측정값을 사용하여 활상 페이스 동안 심장 운동의 정지 기간을 예측한다.
- [0232] 일부 실시예에서, 환자의 복수의 심장 사이클로부터의 측정값은 복수의 심장 사이클의 파형 측정값(예를 들어, ECG 측정값)이고(3220), 방법은, 복수의 심장 사이클의 파형 측정값을 통계적으로 안정적인 것으로서 유효성 검증하는 단계를 포함한다.
- [0233] 방법은, 환자의 호흡 페이스가 미리 정의된 호흡 페이스와 일치한다는 결정 및 환자의 심장 페이스가 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우와 일치한다는 결정에 기초하여, 방사선원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하는 단계(3222)를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방사선원이 게이팅될 때, 환자의 폐는 방사선에 노출된다. 일부 실시예에서, 미리 정의된 심장 윈도우는 심장 움직임의 정지 기간(예를 들어, 도 12를 참조하여 설명한 바와 같이, 심장 움직임이 최소인 심장 사이클 동안의 기간)에 대응한다. 일부 실시예에서, 방사선원은 결정된 심장 페이스와 동일한 심장 사이클 내에서 게이팅된다. 이러한 방식으로, 호흡 페이스와 미리 정의된 심장 페이스 윈도우의 일치율 기반으로 환자의 폐 노출을 게이팅함으로써, 폐의 정확한 영역(예를 들어, 폐 조직의 정확한 영역)이, 심장 움직임으로 인한 섭동이나 운동 없이 방사선에 노출된다.
- [0234] 일부 실시예에서, 방사선원은 엑스레이 활상 장치이다. 방사선원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하는 것은, 엑스레이 활상 장치를 게이팅하여 환자의 폐에 대한 엑스레이 투영을 생성하는 것을 포함한다(3224). 일부 실시예에서, 방법(3100), 도 31a 내지 도 31b를 참조하여 설명된 바와 같이, 엑스레이 활상원 및 복수의 호흡 페이스에 대한 환자의 복수의 배향에 대하여 엑스레이 투영을 이러한 방식으로 취득할 수 있다. 이어서, 이러한 엑스레이 투영을 사용하여 (예를 들어, 폐 조직의 운동을 응력, 긴장, 탄력성 등과 같은 생물물리적 파라미터와 관련지음으로써) 폐 운동의 동화상 및/또는 폐의 생물물리학적 모델을 생성할 수 있다. 일부 실시예에서, 방법(3200)에 따르면, 이들 화상은, 심장 움직임으로 인한 폐의 섭동 또는 운동을 최소화하도록 미리 정의된 심장 윈도우 내에서 획득된다.
- [0235] 일부 실시예에서, 방사선원은 방사선 치료원이다. 방사선원을 게이팅하여 환자를 방사선에 노출하는 단계는, 방사선 치료원을 게이팅하여 환자의 폐 영역을 치료 선량으로 조사하는 단계를 포함한다(3226). 이러한 상황에서

는, 질환이 있는 조직(예를 들어, 암 조직)에 가능한 한 많은 방사선량을 제공하고 건강한 조직에는 가능한 한 적은 방사선량을 제공하는 것이 중요하다. 방법(3200)은, 건강한 조직에 제공되는 방사선을 최소화하면서 질환이 있는 조직에 보다 정확한 선량을 전달함으로써 방사선 치료 장치를 개선한다.

[0236] 일부 실시예에서, 환자의 심장 페이지가 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우와 일치하는 것으로 결정하는 단계는, (예를 들어, 도 36에 도시된 BEMP 카드를 사용하여) 미리 정의된 심장 페이지를 실시간으로 검출하고 미리 정의된 심장 페이지와 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우의 시작 사이의 평균 간격에 대응하는 시간 길이 만큼 대기함으로써, 심장 사이클의 미리 정의된 윈도우를 예측하는 단계(3228)를 포함한다. 예를 들어, 일부 실시예에서, T파의 피크가 검출되고, T파로부터 이상적인 게이팅 윈도우까지의 평균 간격을 대기하고, 이 포인트에서 방사선원이 게이팅된다.

[0237] 도 32a 내지 도 32b의 동작들이 설명된 특정 순서는 일례일 뿐이며 설명된 순서가 동작들이 수행될 수 있는 유일한 순서임을 나타내려는 의도가 아니라는 점을 이해해야 한다. 당업자는 본원에 설명된 동작을 재정렬하는 다양한 방식을 인식할 것이다. 추가로, 본원에 설명된 다른 방법과 관련하여 본원에 설명된 다른 프로세스의 세부 사항도 도 32a 내지 도 32b를 참조하여 진술한 방법(3100)과 유사한 방식으로 적용가능하다는 점에 주목해야 한다. 이러한 프로세스는, 예를 들어, 도 2, 도 6, 도 8, 도 11, 도 13, 도 15, 도 21a 및 도 21b, 도 23, 도 25, 도 27, 도 28a 내지 도 28b, 도 31a 내지 도 31b, 도 33a 내지 도 33c, 및 도 34a 내지 도 34c를 참조하여 설명된다. 간결성을 위해, 이러한 세부 사항은 여기에서 반복하지 않는다.

[0238] 도 33a 내지 도 33c는 일부 실시예에 따라 등록된 화상으로부터 데이터를 피팅함으로써 폐의 기계적 특성의 모델을 생성하기 위한 방법(3300)의 흐름도이다. 일부 실시예에서, 후술하는 동작들 중 임의의 동작 또는 전부는 사람의 개입 없이(예를 들어, 기술자의 개입 없이) 수행될 수 있다. 일부 실시예에서, 방법(3300)은, 본원에 설명된 장치들 중 임의의 장치(예를 들어, 도 1에 도시된 GREX 촬상 시스템(100))에 의해 또는 이러한 장치를 사용하여 수행된다. 방법(3300)의 일부 동작은, 하나 이상의 프로세서 및 명령어를 저장하는 메모리를 포함하는 컴퓨터 시스템에 의해 수행되며, 명령어는, 하나 이상의 프로세서에 의해 실행될 때 그 하나 이상의 프로세서가 방법(3300)의 동작을 수행하게 한다. 방법(3300)의 일부 동작은 선택적으로 결합되고/되거나 일부 동작의 순서가 선택적으로 변경된다.

[0239] 방법은, 폐의 상이한 호흡 페이지에 대응하는 다중 엑스레이 측정값(예를 들어, 엑스레이 화상, 엑스레이 투영이라고도 함)으로부터 폐 조직의 다중 변위 필드를 추출하는 단계(3302)를 포함한다. 각 변위 필드는 제1 호흡 페이지로부터 제2 호흡 페이지로의 폐 조직의 움직임을 나타내며, 각 호흡 페이지에는 생체측정 파라미터들의 대응 세트가 있다. 일부 실시예에서, 엑스레이 측정값은, 방법(3100) 및/또는 방법(3200)에 따라 취득되는 엑스레이 투영(엑스레이 투영 화상이라고도 함)이다. 일부 실시예에서, 폐 조직으로부터 변위 필드를 추출하는 것은, (예를 들어, 도 28b를 참조하여 설명한 바와 같이) 제1 호흡 페이지로부터의 하나 이상의 제1 엑스레이 투영의 폐 조직의 일부를 제2 호흡 페이지로부터의 하나 이상의 제2 엑스레이 투영의 폐 조직의 동일 부분에 대응하는 것으로서 식별하는 것, 및 제1 호흡 페이지로부터 제2 호흡 페이지로의 폐 조직의 일부의 변위를 결정하는 것을 포함한다. 일부 실시예에서, 식별은 진술한 바와 같이 변형가능한 화상 등록 알고리즘을 사용하여 수행된다.

[0240] 일부 실시예에서, 다중 엑스레이 측정값은, 환자에 대한 엑스레이 촬상 장치의 복수의 배향의 각각에 있어서 제1 호흡 페이지에 대하여 취득되는 엑스레이 화상을 포함하는 다중 엑스레이 화상을 포함하고, 이에 따라 제1 호흡 페이지에 대응하는 복수의 엑스레이 화상 및 제2 호흡 페이지에 대응하는 복수의 엑스레이 화상을 형성한다. 일부 상황에서, 제1 호흡 페이지에 대응하는 엑스레이 화상들 중 적어도 하나는, 환자의 제1 호흡 페이지에 대응하는 다른 엑스레이 화상과는 상이한 호흡 사이클로부터 취득되었다(예를 들어, 페이지는 동일하지만 호흡이 다른 동안 화상들이 취득되었다). 일부 실시예에서, 방법은 호흡 페이지에 의해 다중 엑스레이 화상을 그룹화하는 단계를 포함한다.

[0241] 일부 실시예에서, 방법은 다중 벡터 필드를 추출하는 단계를 포함하며, 이에 대한 변위 필드가 일례이다.

[0242] 일부 실시예에서, 하나 이상의 3D 공간 위치 로컬라이저(예를 들어, 3D 공간 위치 로컬라이저(300), 도 3), 호흡 페이지 센서, 및 심장 페이지 센서 중 하나 이상을 포함하는 하나 이상의 센서가, 환자의 생체측정 신호를 시계열의 하나 이상의 시계열로서 측정하는 데 사용된다(3304). 일부 실시예에서, 3D 공간 위치 로컬라이저는, 호흡 및 심박에 의해 유발되는 환자의 실시간 신체 움직임을 측정하고 이를 시계열로서 출력하도록 구성된다(3306). 일부 실시예에서, 호흡 페이지 센서는, 일회 호흡량과 1차 시간 미분을 포함하여 환자의 호흡과 관련된 하나 이상의 생리학적 메트릭을 측정하도록 구성된다(3308). 일부 실시예에서, 심장 페이지 센서는, 환자의 심

장에 의해 생성되는 주기적 및 불변 전기 신호들(예를 들어, ECG 신호)을 측정하도록 구성된다(3310). 예를 들어, 심장 페이스 센서는 심박 페이스에 해당하는 특징을 가진 주기적 및 불변 전기 신호들을 측정한다.

[0243] 일부 실시예에서, 하나 이상의 센서에 의해 측정되는 환자의 생체측정 신호는, (예를 들어, 방법(3200)을 참조하여 설명된 바와 같이) 특정 호흡 및 심장 페이스에서 환자의 엑스레이 화상을 획득하도록 엑스레이 유닛을 트리거하는 데 사용된다(3312).

[0244] 일부 실시예에서, 엑스레이 유닛은 클록을 포함하고(3314), 하나 이상의 센서에 의해 측정되는 환자의 생체측정 신호는 엑스레이 유닛의 클록과 동기화된다. 일부 실시예에서, 생체측정 신호의 각 값은 획득된 엑스레이 화상에 연관되도록 기록된다.

[0245] 일부 실시예에서, 트레이닝 윈도우 동안 측정되는 환자의 생체측정 신호는, 엑스레이 유닛이 환자의 엑스레이 화상을 캡처하도록 트리거되는 원하는 호흡 페이스를 예측하기 위한 최적화된 호흡 예측 모델을 구축하는 데 사용된다(3316).

[0246] 방법은, 폐의 상이한 호흡 페이스들과 대응하는 생체측정 파라미터들의 세트 간의 폐 조직의 다중 변위 필드를 사용하여 폐의 생물물리학적 모델의 하나 이상의 생물물리학적 파라미터를 계산하는 단계(3318)를 포함한다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 생물물리학적 파라미터를 계산하는 단계는 변위 필드의 하나 이상의 도함수(예를 들어, 절, 기울기 등)를 계산하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 생물물리학적 파라미터는 생체역학적 파라미터(예를 들어, 응력, 긴장, 탄성 계수, 탄성 한계 등)이다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 생물물리학적 파라미터는, 폐의 상이한 호흡 페이스에 연관된 생체측정 파라미터와 폐 조직의 다중 변위 필드 간의 물리적 관계를 정의한다(3320). 일부 실시예에서, 각 호흡 페이스에 연관된 생체측정 파라미터들의 세트는, 폐의 각 호흡 페이스 및 각 호흡 페이스에 대응하는 심장 페이스에서의 일회 호흡량과 기류를 포함한다(3322). 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이스에 연관된 생체측정 파라미터와 폐 조직의 다중 변위 필드 간의 물리적 관계는 다음과 같이 정의된다.

$$\vec{U} - \vec{U}_0 = T_v \vec{p}_1 + A_f (\vec{p}_2 + \vec{p}_3) + H_c \vec{p}_4$$

[0247] $\vec{p}_1$ 벡터는 일회 호흡량으로 인한 정상 응력을 나타내고, $\vec{p}_2$ 는 기류로 인한 정상 응력을 나타내고, $\vec{p}_3$ 은 기류로 인한 전단 응력을 나타내고, $\vec{p}_4$ 는 심장 운동으로 인한 조직 운동을 나타내며, 페루프 궤적의 임의의 포인트에서의 조직의 변위 $(\vec{U} - \vec{U}_0)$ 는, 일회 호흡량(T_v), 기류(A_f), 및 심장 페이스(H_c)에 의해 각각 스케일링되는 응력, 긴장, 및 섭동하는 심장 운동 벡터들의 합으로서 표현된다.

[0248] 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이스는, 환자의 완전한 호흡 사이클의 초기 호기, 후기 호기, 최대 호기, 초기 흡기, 후기 흡기, 및 최대 흡기를 포함한다(3324).

[0249] 일부 실시예에서, 방법은, 생물물리학적 파라미터의 시각적 프리젠테이션을 표시하는 단계를 추가로 포함한다. 예를 들어, 도 30은 생물물리학적 파라미터가 $\vec{p}_1$ 대 $(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$ 의 비인 예를 제공한다. 일부 실시예에서, 시각적 프리젠테이션을 표시하는 단계는 폐의 화상을 표시하는 단계를 포함하며, 여기서 폐의 화상 내의 로케이션의 색상은 생물물리학적 파라미터에 해당한다(예를 들어, 폐의 화상은 생물물리학적 파라미터의 색상 맵을 사용하여 표시된다). 이러한 시각적 프리젠테이션을 표시하면, 진단의 정확도를 증가시킴으로써 엑스레이 촬상 장치 자체를 개선한다. 예를 들어, 도 30에서 환자의 좌측 폐에 질환이 있음을 아는 것이 도 29에 도시된 바와 같이 종래의 방사선 사진을 이용하는 것보다 훨씬 쉽다.

[0250] 일부 실시예에서, 방법은, (예를 들어, 도 21a 및 도 21b를 참조하여 설명한 바와 같이) 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 엑스레이 측정값으로부터 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 의료용 화상 큐브를 생성하는 단계(3326)를 추가로 포함한다. 일부 실시예에서, 폐 조직의 다중 변위 필드는, 화상 세그먼트화를 통해 제1 의료용 화상 큐브의 나머지 부분으로부터 폐 조직을 경계설정하고, 제1 의료용 화상 큐브의 각 복셀에 대해, 제1 의료용 화상 큐브와 제2 의료용 화상 큐브 사이의 강도 기반 구조 매핑을 사용하여 제1 의료용 화상 큐브의 복셀과 제2 의료용 화상 큐브 간의 변위 벡터를 결정함으로써, 폐의 상이한 호흡 페이스에 대응하는 다중 의료용 화상 큐브로부터 추출된다(3328). 폐 조직의 다중 변위 필드는, 제1 의료용 화상 큐브의 상이한 복셀의 변위 벡터와 제2 의료용 화상 큐브의 대응하는 부분을 반복적으로 정교화함으로써, 폐의 서로 다른 호흡 페이스에 해당하는 다중 의료용 화상 큐브로부터 추가로 추출된다.

- [0251] 일부 실시예에서, 방법은, 하나 이상의 다중 의료 화상 큐브를 기준 의료 화상 큐브로서 선택하는 단계, 각 기준 의료 화상 큐브에 연관된 생체측정 파라미터들의 세트를 결정하는 단계, 두 개의 기준 의료 화상 큐브에 연관된 생체측정 파라미터들의 두 개 세트 중에 폐의 생체측정값에 기초하여 생체측정 파라미터들의 세트를 선택하는 단계, 및 폐의 생체측정값에 기초하여 생체측정 파라미터들의 세트를 생물물리학적 모델에 적용함으로써 두 개의 기준 의료 화상 큐브 중에 의료 화상 큐브를 시뮬레이션하는 단계를 더 포함한다(3330).
- [0252] 도 33a 내지 도 33c의 동작들이 설명된 특정 순서는 일례일 뿐이며 설명된 순서가 동작들이 수행될 수 있는 유일한 순서임을 나타내려는 의도가 아님을 이해해야 한다. 당업자는 본원에 설명된 동작을 재정렬하는 다양한 방식을 인식할 것이다. 또한, 본원에 설명된 다른 방법과 관련하여 본원에 설명된 다른 프로세스의 세부 사항도 도 32a 내지 도 32b에 대해 전술한 방법(3100)과 유사한 방식으로 적용가능하다는 점에 주목해야 한다. 이러한 프로세스는, 예를 들어, 도 2, 도 6, 도 8, 도 11, 도 13, 도 15, 도 21a 및 도 21b, 도 23, 도 25, 도 27, 도 28a 내지 도 28b, 도 31a 내지 도 31b, 도 32a 내지 도 32b, 및 도 34a 내지 도 34c를 참조하여 설명된다. 간결성을 위해, 이러한 세부 사항은 여기에서 반복하지 않는다.
- [0253] 도 34a 내지 도 34c는 환자의 2D 엑스레이 화상으로부터 3D 엑스레이 화상 큐브 동화상을 생성하기 위한 방법(3400)을 예시하는 흐름도이다. 일부 실시예에서, 후술하는 동작들 중 임의의 동작 또는 전부는 사람의 개입 없이(예를 들어, 기술자의 개입 없이) 수행될 수 있다. 일부 실시예에서, 방법(3300)은, 본원에 설명된 임의의 장치(예를 들어, 도 1에 도시된 GREX 촬상 시스템(100))에 의해 또는 이러한 장치를 사용하여 수행된다. 방법(3400)의 일부 동작들은, 하나 이상의 프로세서와 명령어를 저장하는 메모리를 포함하는 컴퓨터 시스템에 의해 수행되며, 명령어는, 하나 이상의 프로세서에 의해 실행될 때 하나 이상의 프로세서가 방법(3300)의 동작을 수행하게 한다. 방법(3400)의 일부 동작들은 선택적으로 결합되고/되거나, 일부 동작들의 순서가 선택적으로 변경된다.
- [0254] 일부 실시예에서는, (예를 들어, 방법(3100) 및 방법(3200)을 참조하여 전술한 바와 같이) 환자의 생체측정 신호를 시계열의 하나 이상의 시퀀스로서 측정하도록, 하나 이상의 3D 공간 위치 로컬라이저, 호흡 페이스 센서, 및 심장 페이스 센서 중 하나 이상을 포함하는, 하나 이상의 센서가 사용된다(3402).
- [0255] 일부 실시예에서, 방법은, (예를 들어, 방법(3200)을 참조하여 전술한 바와 같이) 하나 이상의 심장 페이스 센서 측정값을 사용하여 심장 페이스 게이팅 윈도우를 식별하는 단계, 하나 이상의 호흡 페이스 센서 측정값을 사용하여 호흡 페이스를 예측하는 단계, 엑스레이 촬상 펄스를 생성하도록 심장 페이스 게이팅 윈도우와 예측된 호흡 페이스 간의 일치치를 식별하는 단계, 및 엑스레이 촬상 펄스에 대응하는 엑스레이 화상을, 호흡 페이스, 심장 페이스, 및 3D 공간 위치 로컬라이저 측정값으로 태그 표시하는 단계를 더 포함한다(3406).
- [0256] 일부 실시예에서, 3D 공간 위치 로컬라이저는, (예를 들어, 방법(3100) 및 방법(3200)을 참조하여 전술한 바와 같이) 호흡 및 심장 박동으로 인한 환자의 실시간 신체 움직임을 측정하고 이를 시계열로서 출력하도록 구성된다(3408).
- [0257] 일부 실시예에서, 호흡 페이스 센서는, 일회 호흡량 및 1차 시간 미분을 포함하여 환자의 호흡과 관련된 하나 이상의 생리학적 메트릭을 측정하도록 구성된다(3410). 예를 들어, 일회 호흡량의 비율은 시간 또는 기류에 따라 변한다.
- [0258] 일부 실시예에서, 심장 페이스 센서는, 심장 페이스에 대응하는 특징적인 기능을 가지며 환자의 심장에 의해 생성되는 주기적 및 불변 전기 신호들을 측정하도록 구성된다(3412).
- [0259] 일부 실시예에서, 엑스레이 유닛의 클록과 동기화된 후 환자의 생체측정 신호로부터 신호 드리프트와 노이즈를 제거하기 위해 두 개의 개별 필터가 사용된다(3414).
- [0260] 일부 실시예에서, 하나 이상의 센서에 의해 측정된 환자의 생체측정 신호는, 특정 호흡 및 심장 페이스에서 환자의 엑스레이 화상을 획득하게끔 엑스레이 유닛을 트리거하도록 사용된다(3416).
- [0261] 일부 실시예에서, 엑스레이 유닛은 클록을 포함한다(3418). 하나 이상의 센서에 의해 측정된 환자의 생체측정 신호는 엑스레이 유닛의 클록과 동기화되고, 생체측정 신호의 각 값은 획득된 엑스레이 화상에 연관되도록 기록된다.
- [0262] 일부 실시예에서, 환자의 생체측정 신호는 환자의 엑스레이 화상을 캡처하기 전에 트레이닝 윈도우(예를 들어, 트레이닝 기간) 동안 측정되고(3422), (예를 들어, 방법(3100) 및 방법(3200)과 관련하여 전술한 바와 같이) 트레이닝 윈도우 동안 측정되는 환자의 생체측정 신호는 환자의 완전한 다중 호흡 사이클을 포함한다.

- [0263] 일부 실시예에서, 완전한 호흡 사이클 내의 다중 일회 호흡량 백분위수는, 트레이닝 윈도우 동안 측정된 환자의 생체측정 신호를 사용하여 식별되며(3424), 각 일회 호흡량 백분위수는 서로 다른 호흡 페이즈들 중 하나에 해당한다.
- [0264] 일부 실시예에서, 트레이닝 윈도우 동안 측정된 환자의 생체측정 신호는, 엑스레이 유닛이 환자의 엑스레이 화상을 캡처하기 위해 트리거되는 원하는 호흡 페이즈를 예측하기 위한 최적화된 호흡 예측 모델을 구축하도록 사용된다(3426).
- [0265] 일부 실시예에서, 최적화된 호흡 예측 모델은 자기 회귀 통합 이동 평균(ARIMA) 모델을 기반으로 한다(3428).
- [0266] 일부 실시예에서, 환자의 엑스레이 화상을 촬상하기 위한 원하는 호흡 페이즈는 심장에 의한 폐 운동이 천천히 변하는 심장 게이팅 윈도우와 일치하도록 구성된다(3430).
- [0267] 일부 실시예에서, 심전도(ECG) 신호에서 T파와 P파의 로케이션에 기초하여 심장에 의한 폐 운동이 느리게 변하도록 심장 게이팅 윈도우를 선택한다(3432).
- [0268] 방법은, 상이한 투영 각도에서 캡처된 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 상이한 호흡 페이즈에 대응하는 폐의 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트로 변환하는 단계(3434)를 포함한다.
- [0269] 일부 실시예에서, 상이한 투영 각도에서 캡처된 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 상이한 호흡 페이즈에 대응하는 폐의 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트로 변환하는 단계는, 상이한 투영 각도에서 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 캡처하는 단계(3436)를 추가로 포함한다. 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트의 각 세트는, 특정 투영 각도에서 폐의 서로 다른 호흡 페이즈에 해당한다. 일부 실시예에서, 상이한 투영 각도에서 캡처된 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 상이한 호흡 페이즈에 대응하는 폐의 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트로 변환하는 단계는, 폐의 엑스레이 화상들의 제1 다중 세트를 연관된 해당 호흡 페이즈에 의해 폐의 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트로 재조직하는 단계를 추가로 포함한다. 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트의 각 세트는 폐의 각 호흡 페이즈에 해당한다.
- [0270] 일부 실시예에서, 임의의 특정 세트 내의 엑스레이 화상은 기하학적으로 분해되고 시간적으로 독립적이다(3438).
- [0271] 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이즈는 폐 움직임의 상이한 일회 호흡량 백분위수에 대응한다(3440).
- [0272] 일부 실시예에서, 폐의 상이한 호흡 페이즈는, 환자의 완전한 호흡 사이클의 초기 호기, 후기 호기, 최대 호기, 초기 흡기, 후기 흡기, 및 최대 흡기를 포함한다(3442).
- [0273] 일부 실시예에서, 상이한 투영 각도에서 캡처된 폐의 다중 엑스레이 화상은 모두 동일한 호흡 페이즈에 대응한다(3444).
- [0274] 일부 실시예에서, 특정한 투영 각도에서의 폐의 상이한 호흡 페이즈는 적어도 2개의 호흡 사이클로부터 수집된다(3446).
- [0275] 방법은, 역투영을 사용하여 각각의 호흡 페이즈에서 엑스레이 화상들의 제2 다중 세트의 각 세트로부터 정적 화상 큐브를 생성하는 단계(3448)를 포함한다.
- [0276] 방법은, 폐의 상이한 호흡 페이즈에 대응하는 정적 화상 큐브들을 시간 보간을 통해 3D 엑스레이 화상 큐브 동화상으로 결합하는 단계(3450)를 포함한다.
- [0277] 도 34a 내지 도 34c의 동작들이 설명된 특정 순서는 일례일 뿐이며 설명된 순서가 동작들이 수행될 수 있는 유일한 순서임을 나타내려는 의도가 아님을 이해해야 한다. 당업자는 본원에 설명된 동작을 재정렬하는 다양한 방식을 인식할 것이다. 또한, 본원에 설명된 다른 방법과 관련하여 본원에 설명된 다른 프로세스의 세부 사항도 도 34a 내지 도 34c에 대해 전술한 방법(3100)과 유사한 방식으로 적용가능하다는 점에 주목해야 한다. 이러한 프로세스는, 예를 들어, 도 2, 도 6, 도 8, 도 11, 도 13, 도 15, 도 21a 및 도 21b, 도 23, 도 25, 도 27, 도 28a 내지 도 28b, 도 31a 내지 도 31b, 도 32a 내지 도 32b, 및 도 33a 내지 도 33c를 참조하여 설명된다. 간결성을 위해, 이러한 세부 사항은 여기에서 반복하지 않는다.
- [0278] 도 35는, 일부 실시예에 따라 환자(3502)를 지지하기 위한 예시적인 환자 위치설정 고정구(PPF)(3501)(예를 들어, 회전식 의자)를 도시한다. 일부 실시예에서, PPF(3501)는, 방사선원(3504)(예를 들어, 엑스레이 촬상 시스템 또는 방사선 치료 시스템)에 대해 복수의 각도(예를 들어, 배향)로 환자(2502)를 위치설정하도록 (예를

들어, 회전(3503)을 따라) 회전한다. 예를 들어, PPF는, 방사선 장치(3504)가 다양한 각도에서 환자의 엑스레이 화상을 캡처할 수 있도록 환자를 원하는 위치로 이동시키는 방식(예를 들어, 환자가 독립적으로 이동할 필요 없음)으로 이동한다. 일부 실시예에서, 환자(3502)는 PPF(3501)를 회전시키지 않고 복수의 각도를 달성하도록(예를 들어, 회전(3502)을 따라) 회전한다. 일부 실시예에서, PPF(3501) 및/또는 환자(3502)는 자동으로 회전되고/되거나(예를 들어, 모터를 사용하여) 원하는 위치로 이동된다. 일부 실시예에서, 기술자는 환자(3502)를 회전 및/또는 이동시킨다. 일부 실시예에서, 평면 패널 검출기 유닛(3505)은 방사선 장치(3504)에 대해 환자 뒤에 위치설정된다.

[0279] 일부 실시예에서, PPF(3501)를 둘러싸는 미리 정의된 영역(예를 들어, 방) 내의 대상을 검출하기 위해 하나 이상의 카메라(3506-1 내지 3506-m)가 사용된다. 예를 들어, 카메라(들)(3506)는, PPF(3501)가 미리 정의된 영역 주위로 이동(및 이러한 영역 내에서 회전)될 때 대상이 PPF(3501)와 충돌하는지를 캡처한다. 일부 구현예에서는, PPF(3501)(및 환자(3502)) 간의 충돌 회피 방법을 제공한다.

[0280] 일부 실시예에서, 방법(3100)을 참조하여 설명된 바와 같이, 하나 이상의 3D 촬상 센서(예를 들어, LIDAR 센서 또는 구조화된 광 센서)가 환자(3502)의 호흡을 기하학적으로 감시하는 데 사용된다.

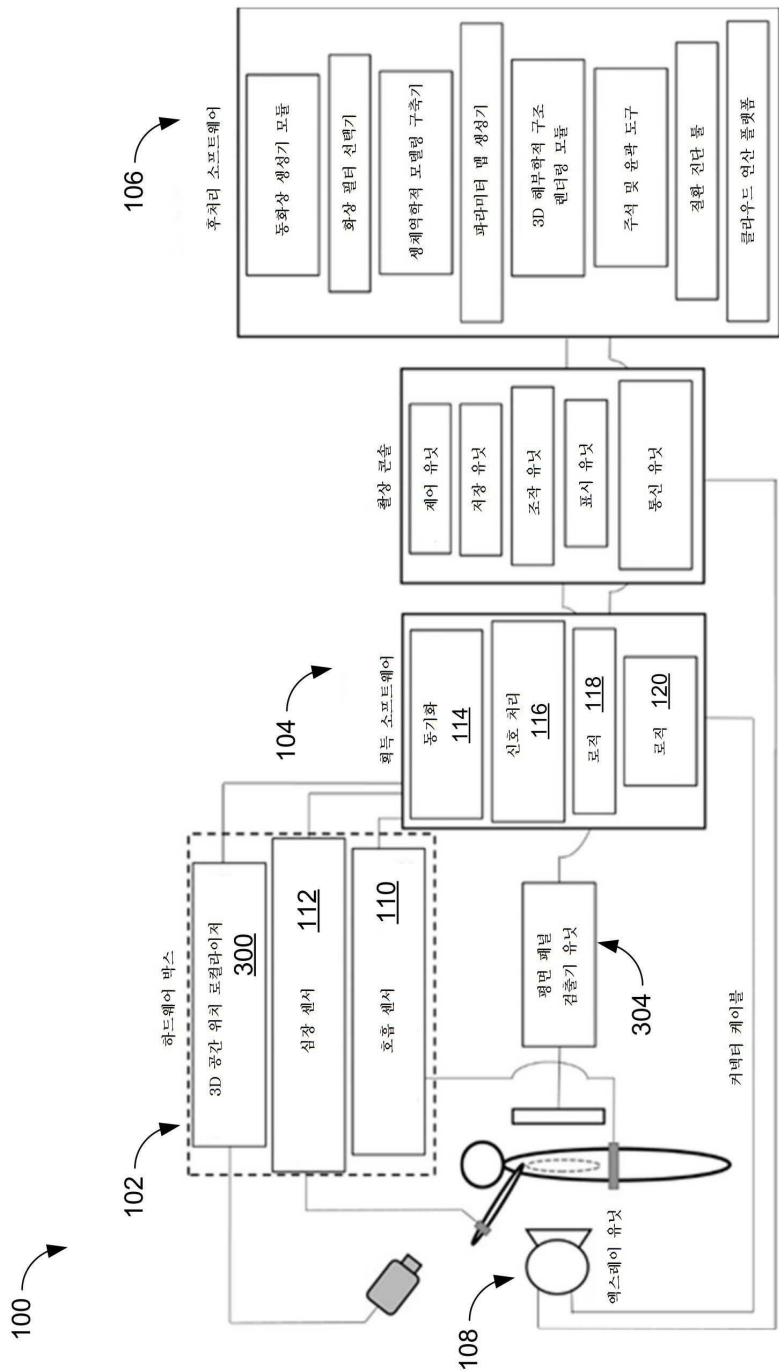
[0281] 도 36은 예시적인 생물학적 이벤트 감시 프로세스(BEMP) 카드(3600)를 도시한다. BEMP 카드(3600)는, 프로그래머블 아날로그 필터, 프로그래머블 아날로그-디지털 변환기(ADC)/디지털 신호 프로세서(DSP)(3605), 및 제로 명령어 세트 컴퓨터(ZISC) 프로세서(3606)를 포함한다. BEMP 카드(3600)는 환자의 생체측정 신호를 포함하는 아날로그 입력 신호(3602)를 수신한다. 일부 실시예에서, 아날로그 입력(3602)은 ECG 신호를 포함한다. 일부 실시예에서, 아날로그 입력은 3-리드 ECG 신호 또는 12-리드 ECG 신호이다. ZISC 프로세서(3606)는 아날로그 입력에서 미리 정의된 패턴을 실시간으로 검출한다. 예를 들어, ZISC 프로세서(들)(3606)는, ECG 신호에서 R파를 검출하여, (예를 들어, TP 간격에서) 환자의 심장 사이클의 다음 정지 기간이 언제인지를 예측한다. 일부 실시예에서, ZISC 프로세서(3606)는, 방사선원(예를 들어, 엑스레이 촬상 시스템 또는 방사선 치료 시스템)를 트리거하는 데 사용될 수 있는 ZISC 4비트 가중 출력을 출력한다. 일부 실시예에서, BEMP 카드(3600)에 대한 클록 신호(3603)는 방사선원과 외부원으로부터 제공되어, BEMP 카드(3600)가 방사선원에 동기화될 수 있다.

[0282] 후처리 소프트웨어(106) 섹션 전체에 걸쳐 논의된 연산 기술은 연산적으로 자원 집약적이다. 많은 지역 병원과 소규모 클리닉에서는, 동화상을 생성하고 생체역학적 모델을 계산하고 최종 사용자에게 빠르고 매끄러운 경험을 제공하는 데 필요한 컴퓨터 하드웨어에 액세스할 수 없다. 후처리 소프트웨어(106)의 기능은 클라우드에서 수행되어, 최종 사용자가 치료 콘솔, 사무실 데스크톱, 또는 업무용 노트북에서 후처리 소프트웨어(106)의 강력한 시각화 도구에 액세스할 수 있다.

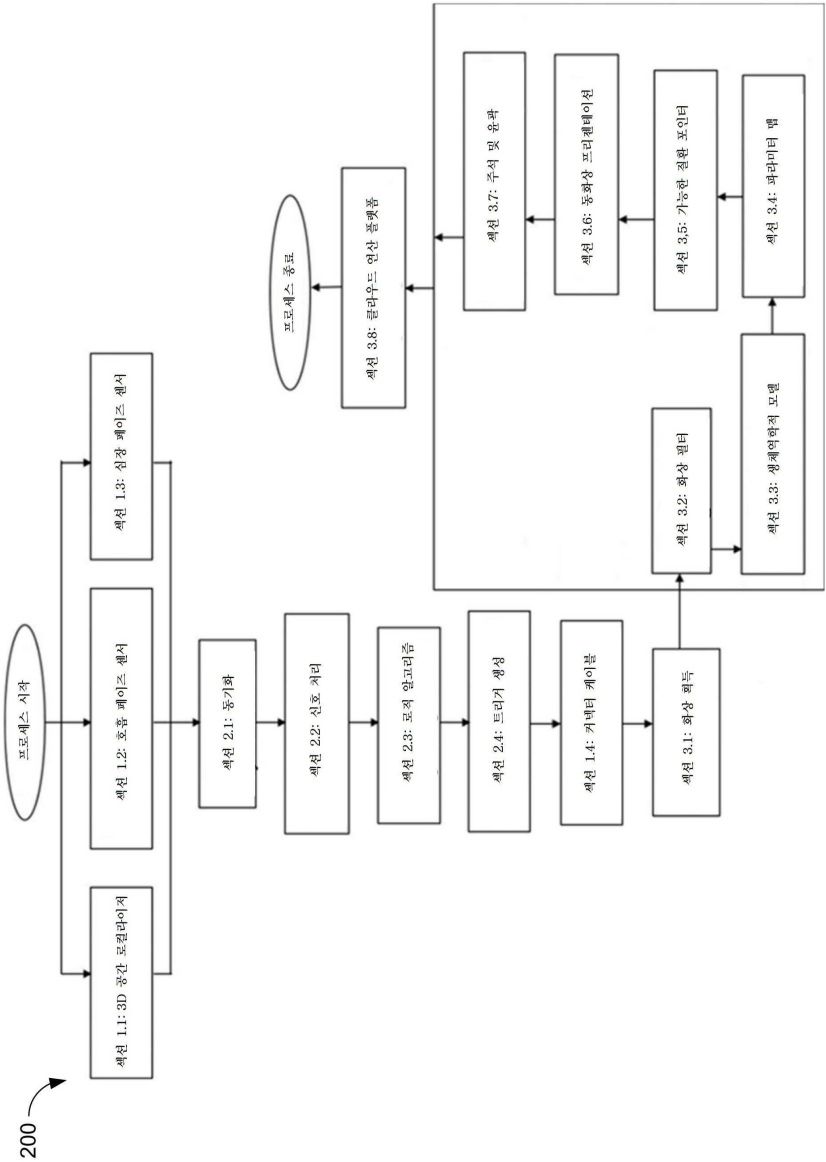
[0283] 본 명세서 전체에 걸쳐 "일 실시예", "일부 실시예", "한 실시예", "다른 일례", "일례", "특정 예", 또는 "일부 예"에 대한 언급은, 해당 실시예 또는 예에 관련하여 설명하는 특정 기능, 구조, 물질, 또는 특징이 본 개시 내용의 적어도 하나의 실시예 또는 예에 포함된다는 것을 의미한다. 따라서, 본 명세서의 여러 곳에 출현되는 "일부 실시예에서", "일 실시예에서", "한 실시예에서", "다른 일례에서", "일례에서", "특정 예에서", 또는 "일부 예에서"와 같이 문구는, 반드시 본 개시 내용의 동일한 실시예 또는 예를 지칭하는 것은 아니다. 또한, 특정 기능, 구조, 물질, 또는 특징은 하나 이상의 실시예 또는 예에서 임의의 적절한 방식으로 결합될 수 있다.

[0284] 예시적인 실시예들을 도시하고 설명하였지만, 당업자라면, 상술한 실시예들이 본 개시 내용을 제한하는 것으로 해석될 수 없으며, 본 개시 내용의 사상, 원리, 및 범위를 벗어나지 않고 실시예들에서 변경, 대체, 및 수정이 이루어질 수 있음을 이해할 것이다.

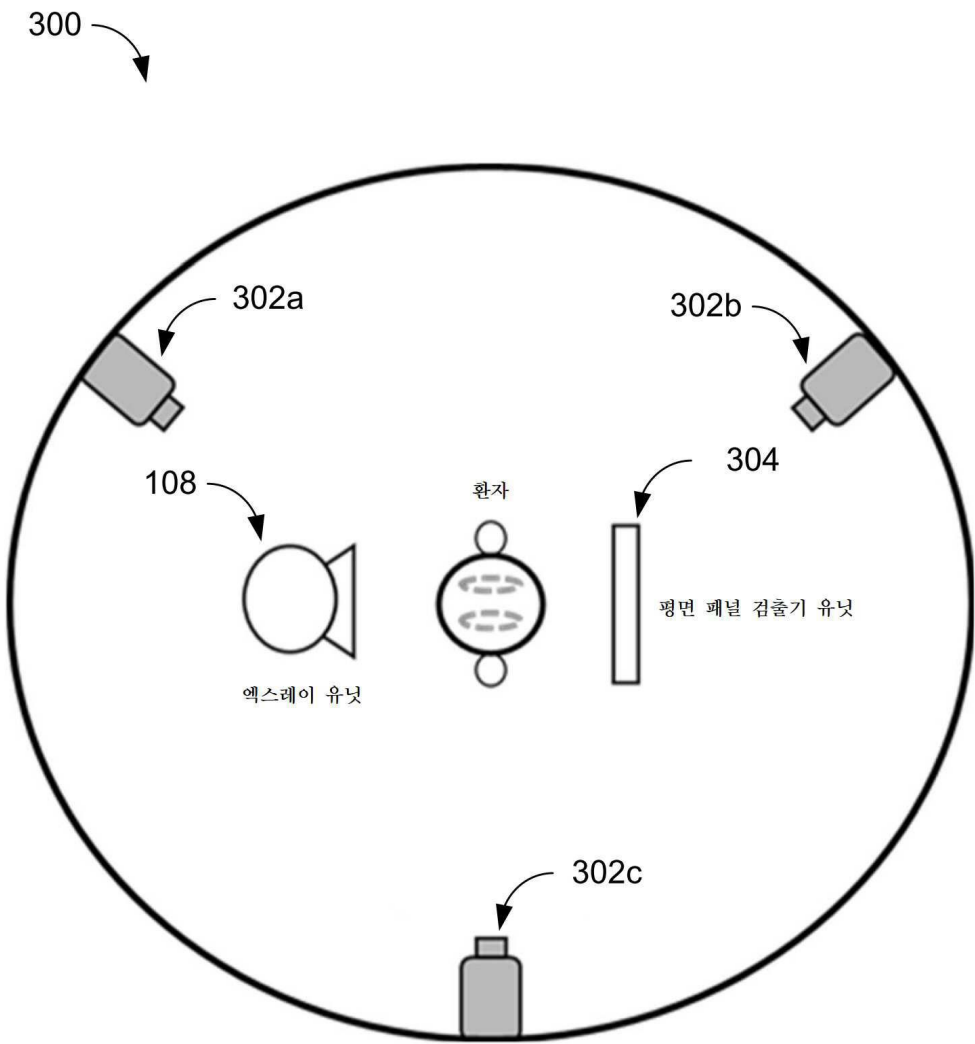
도면
도면1



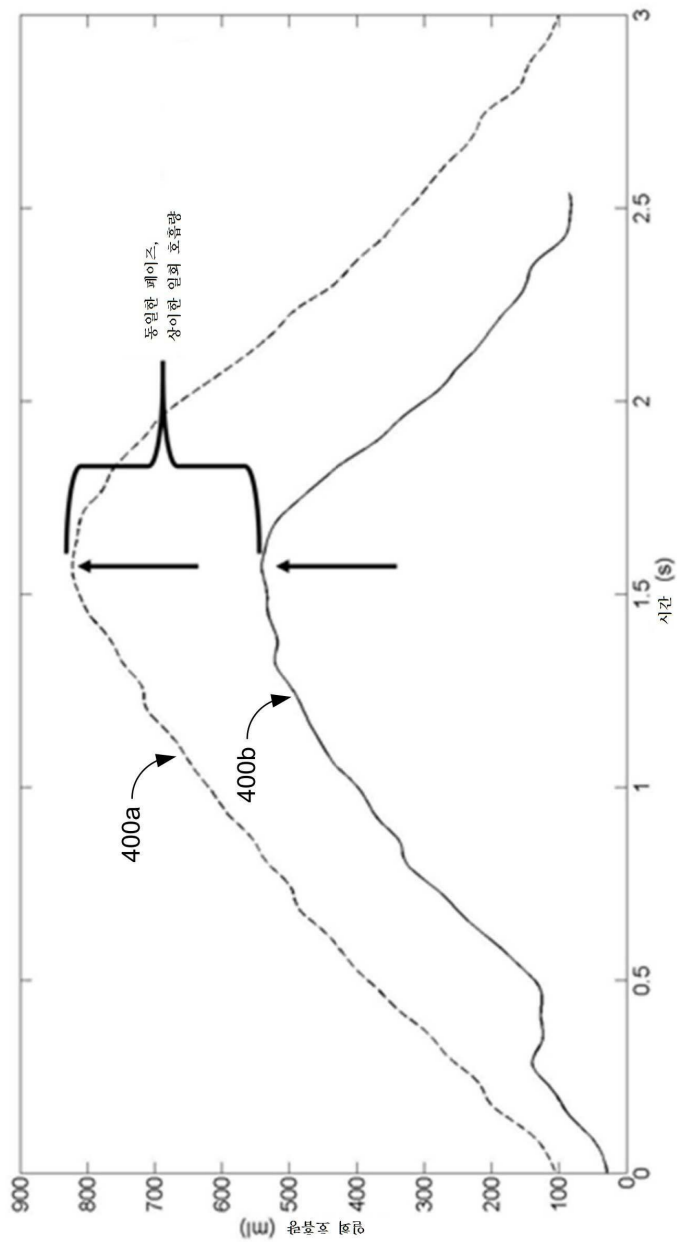
도면2



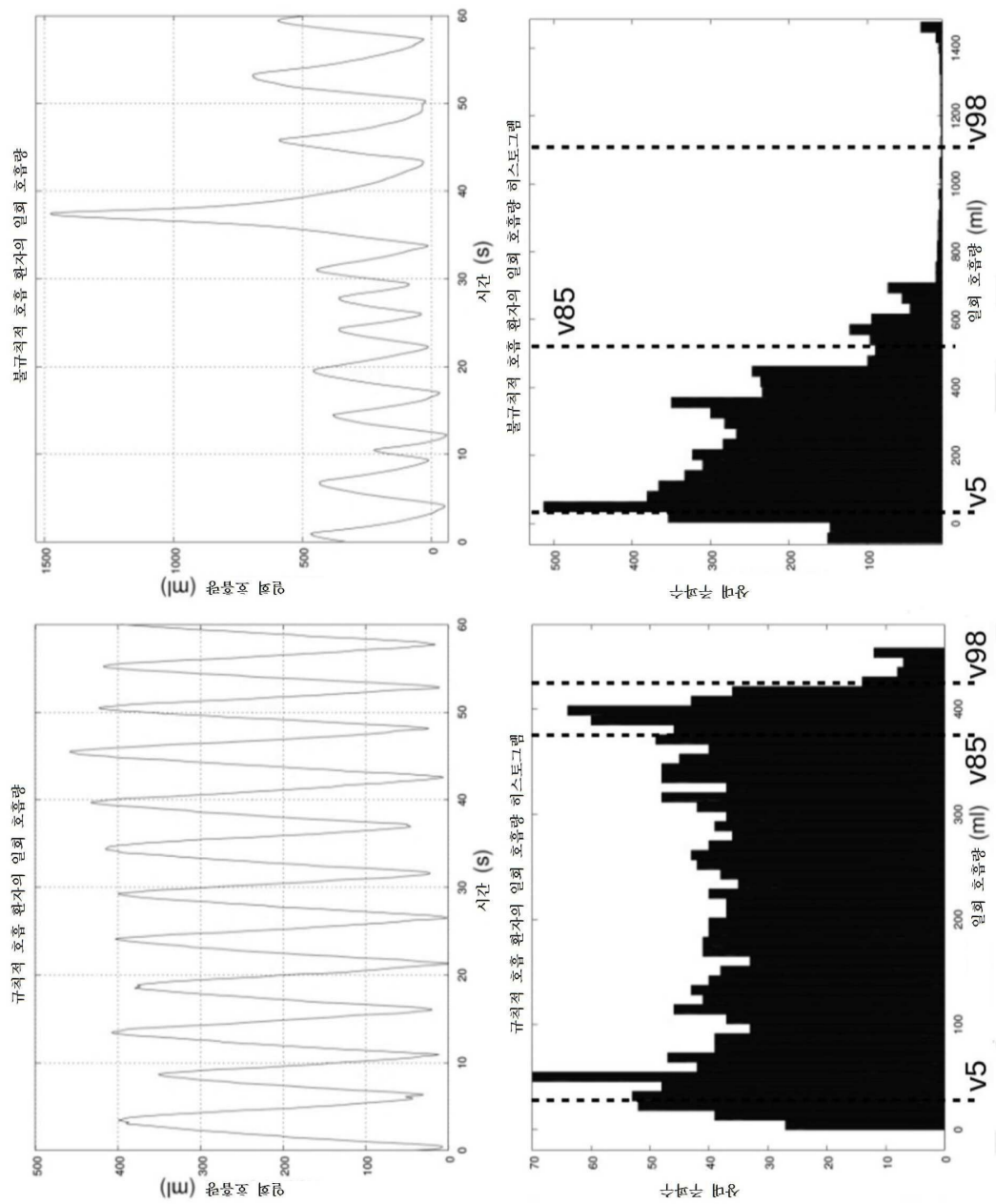
도면3



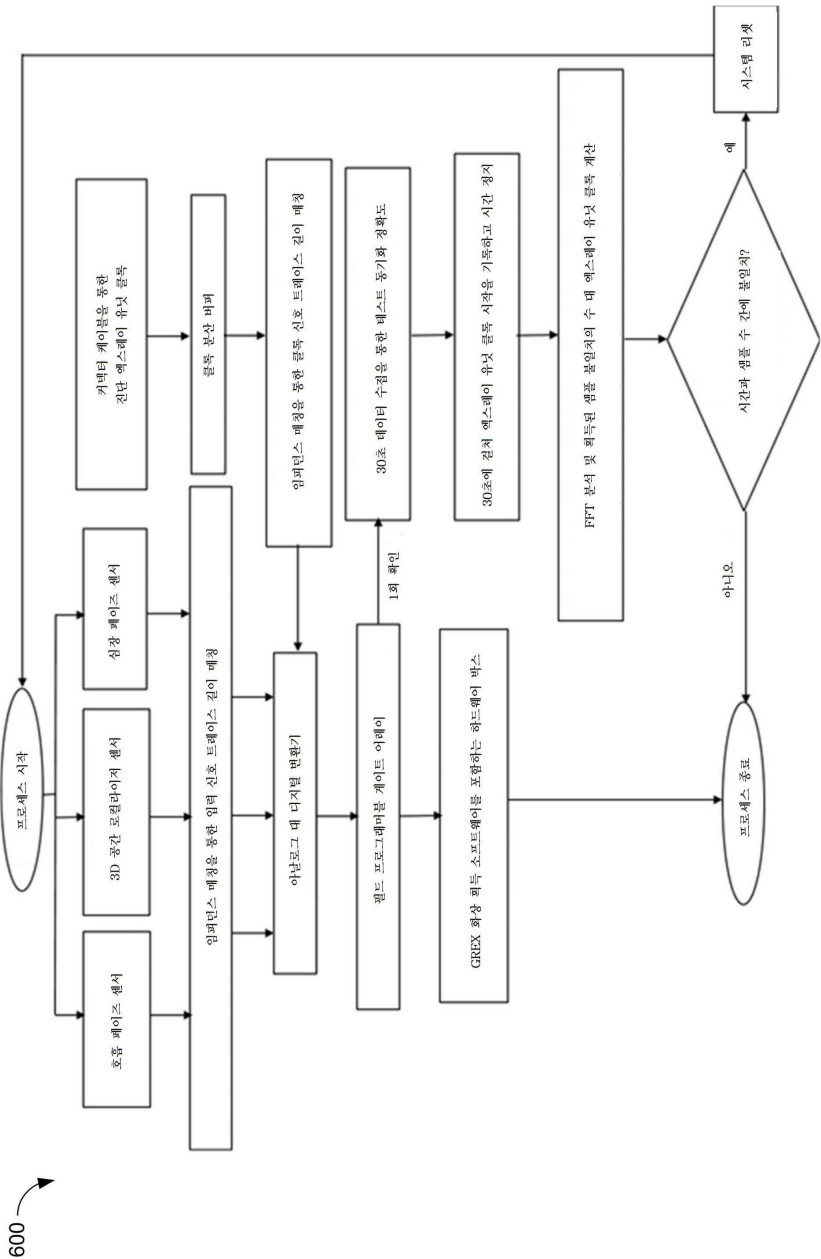
도면4



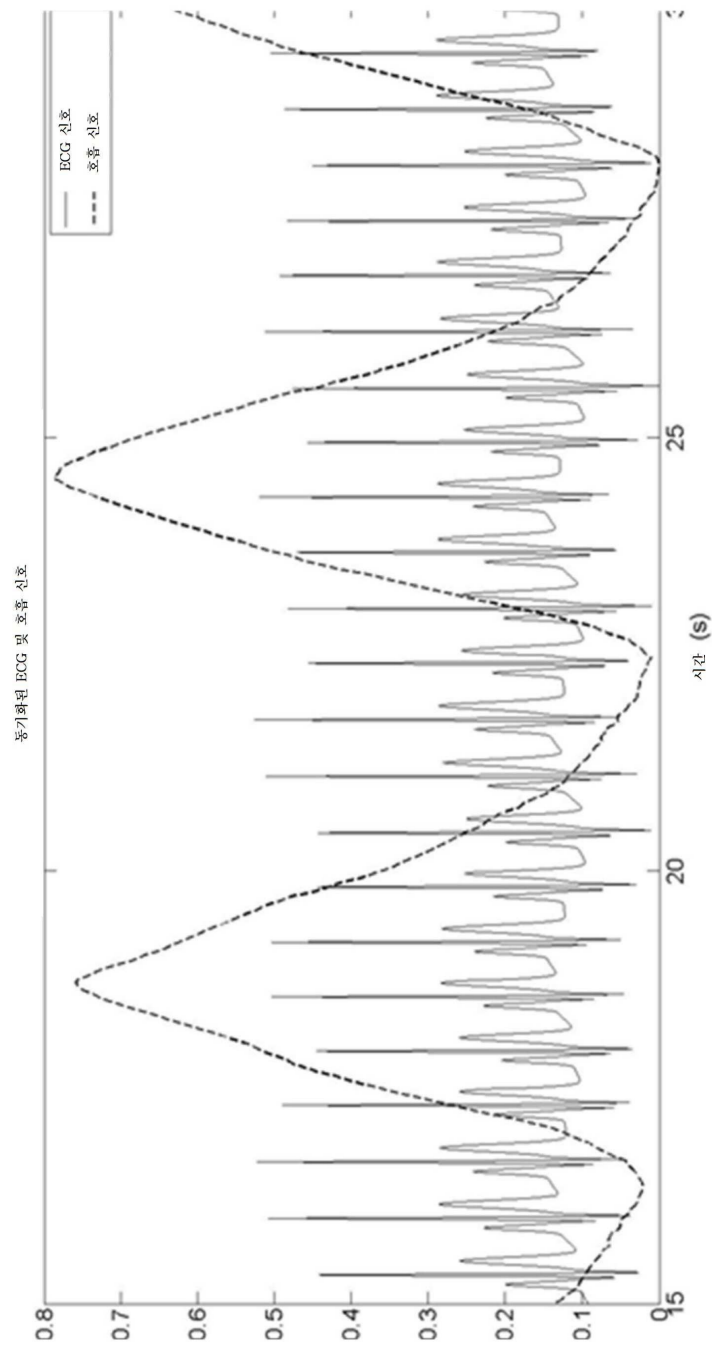
도면5



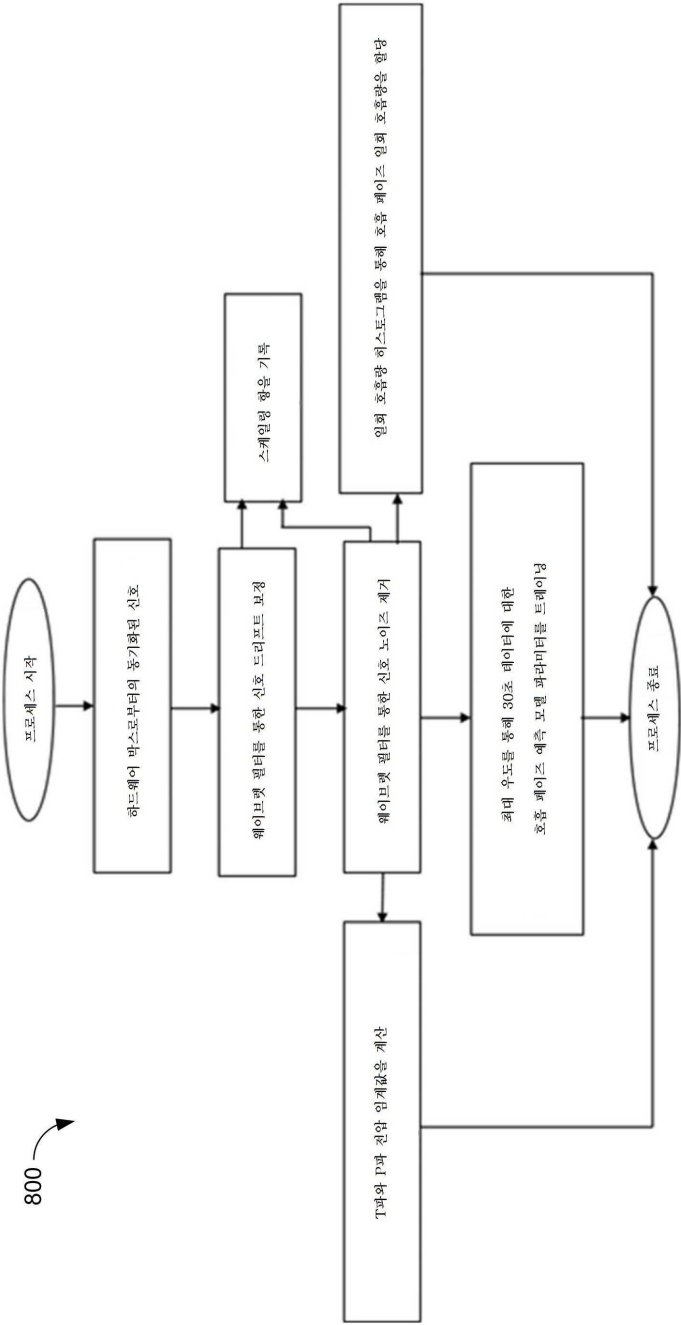
도면6



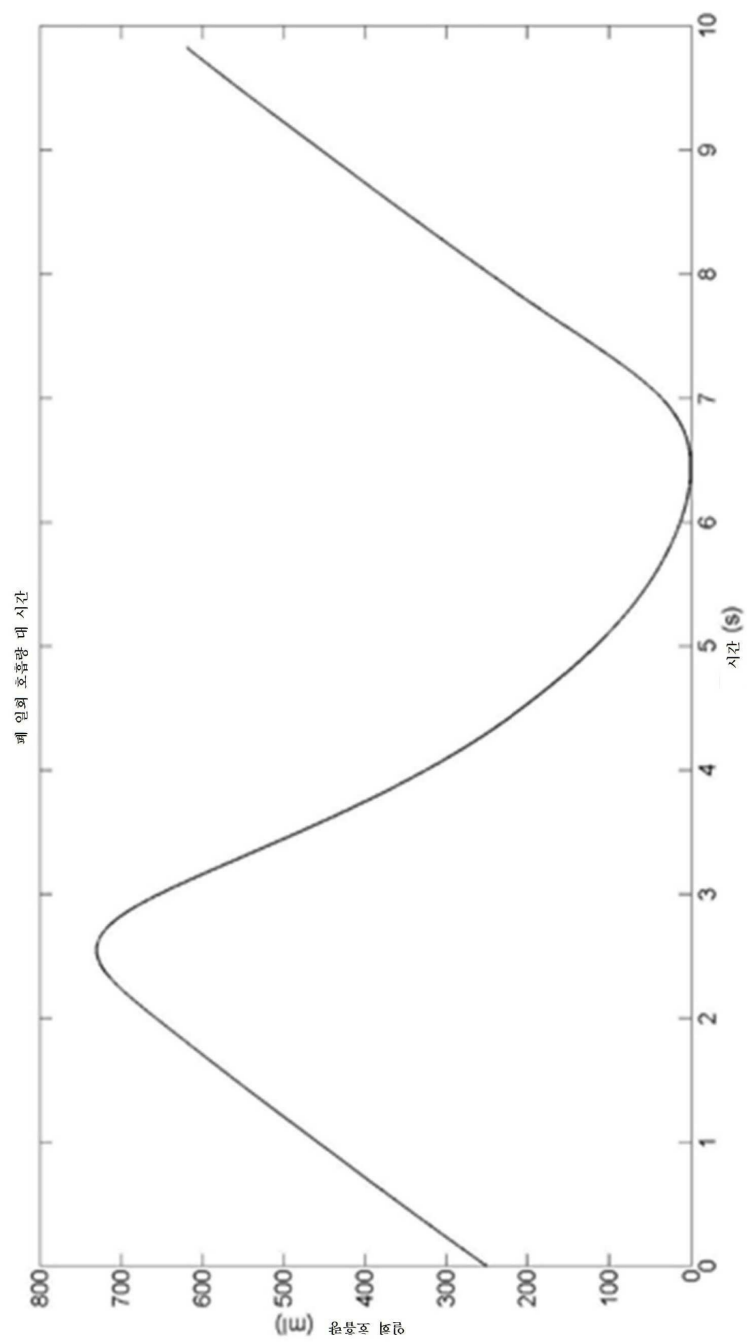
도면7



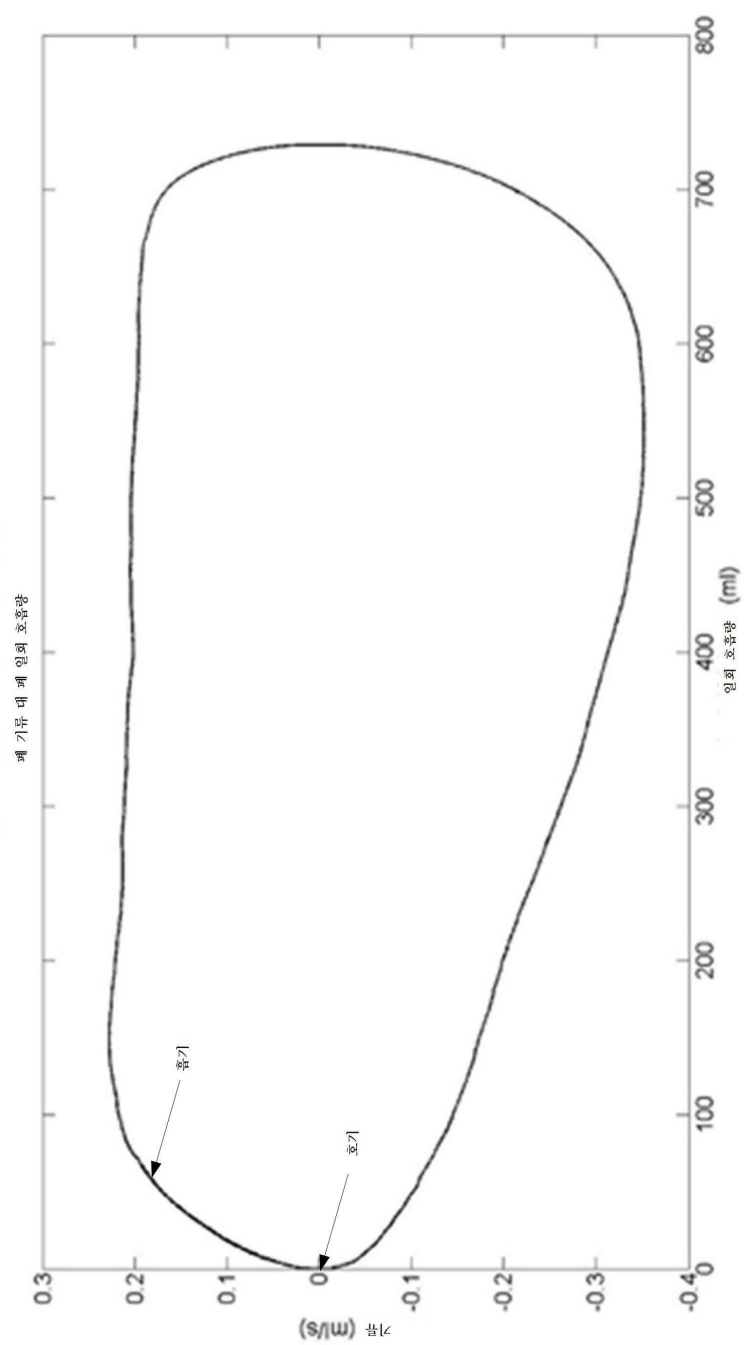
도면8



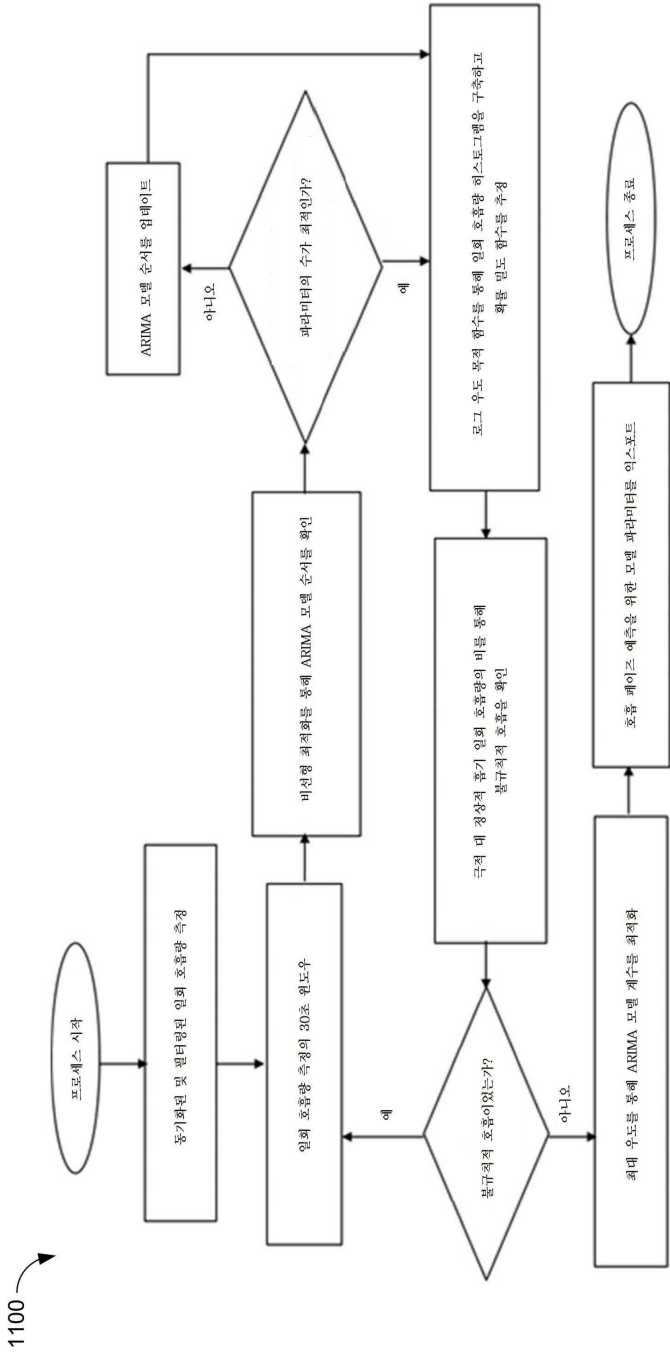
도면9



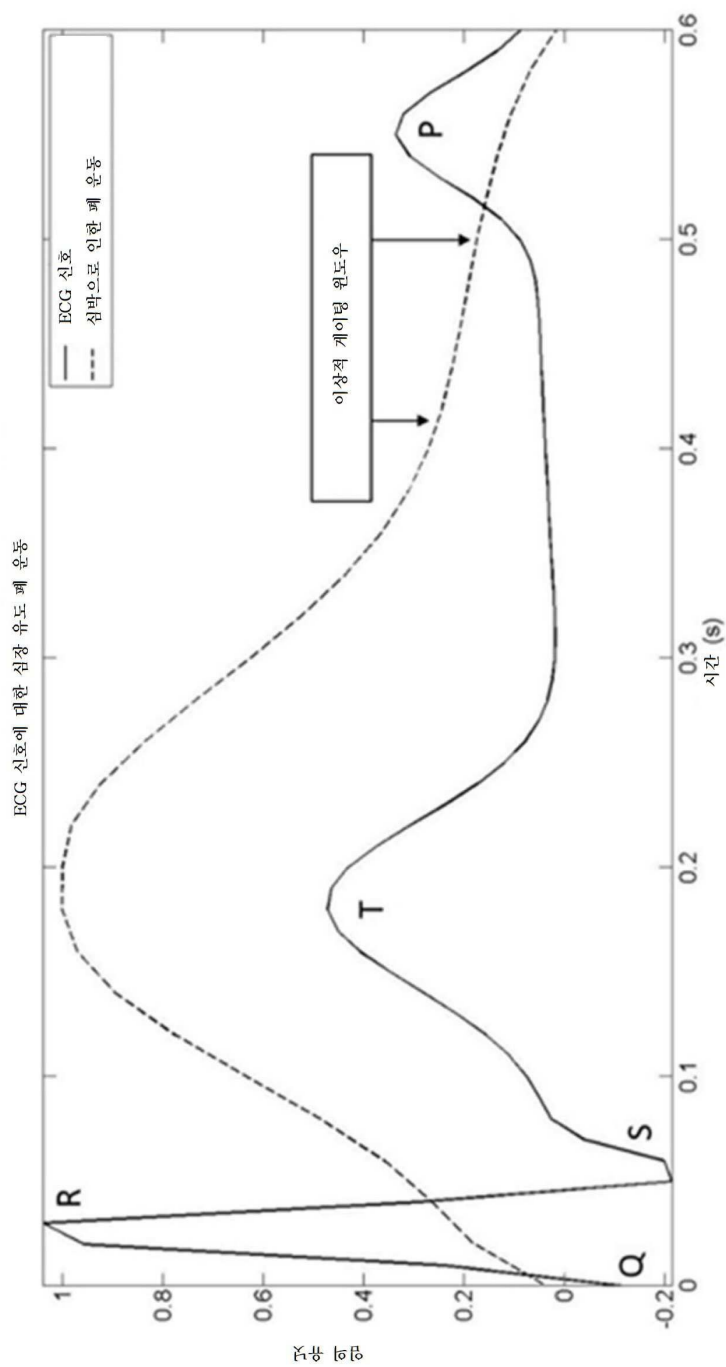
도면10



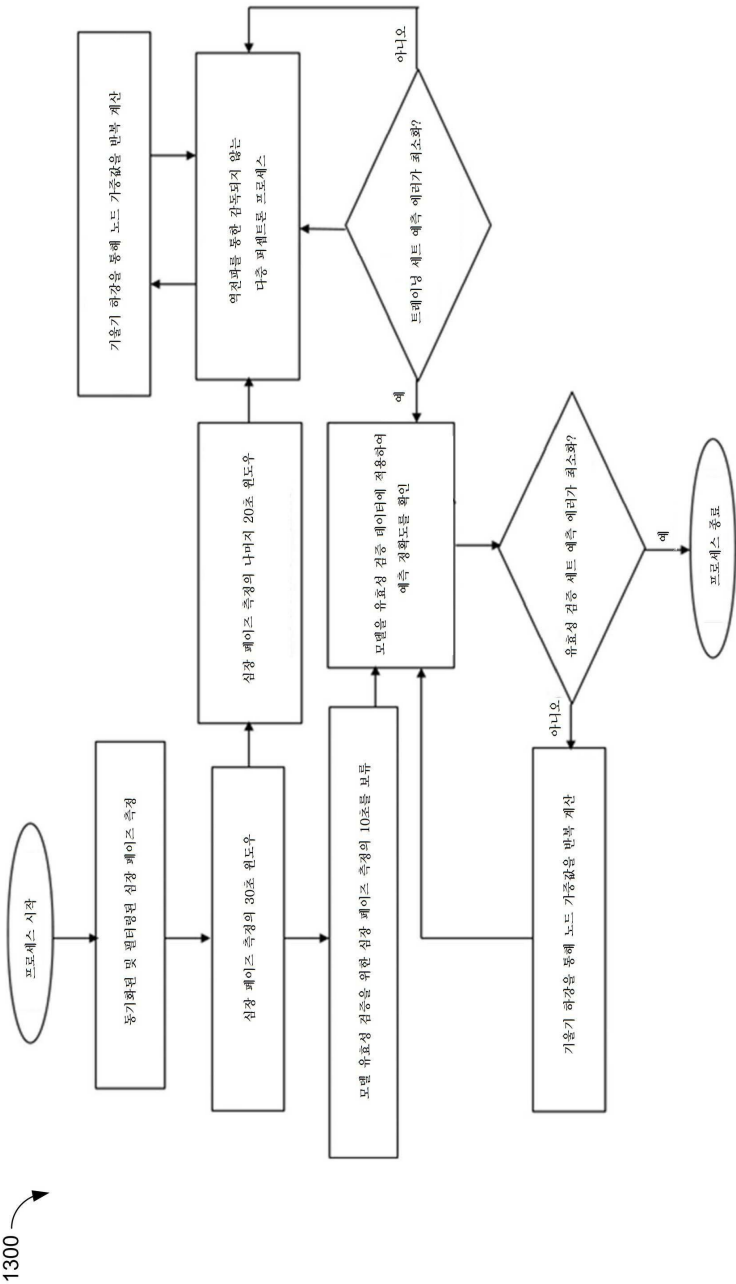
도면11



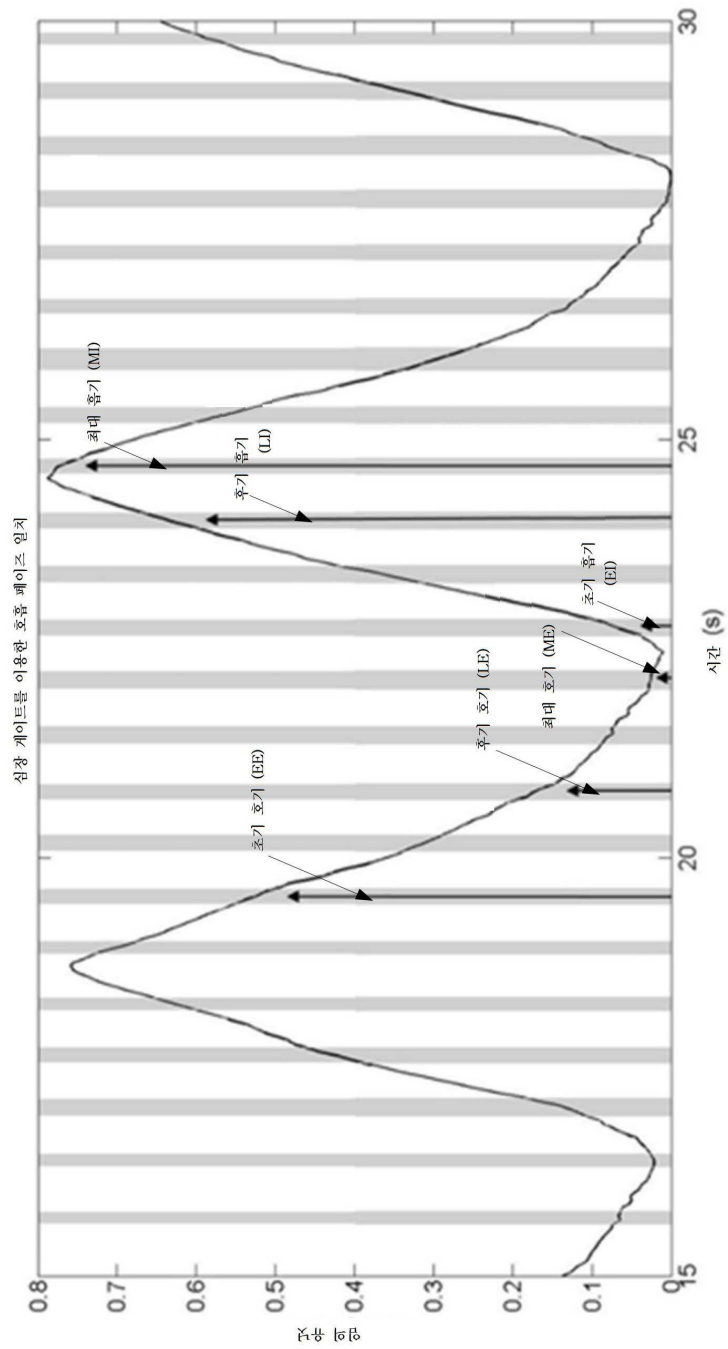
도면12



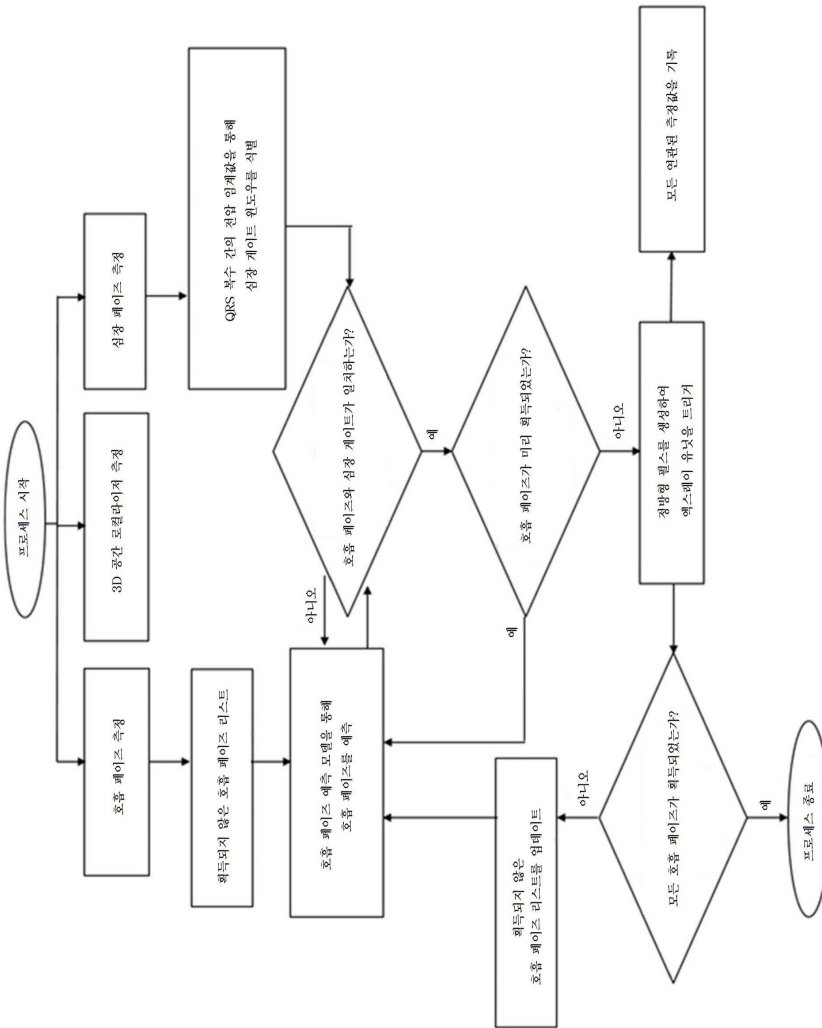
도면13



도면14

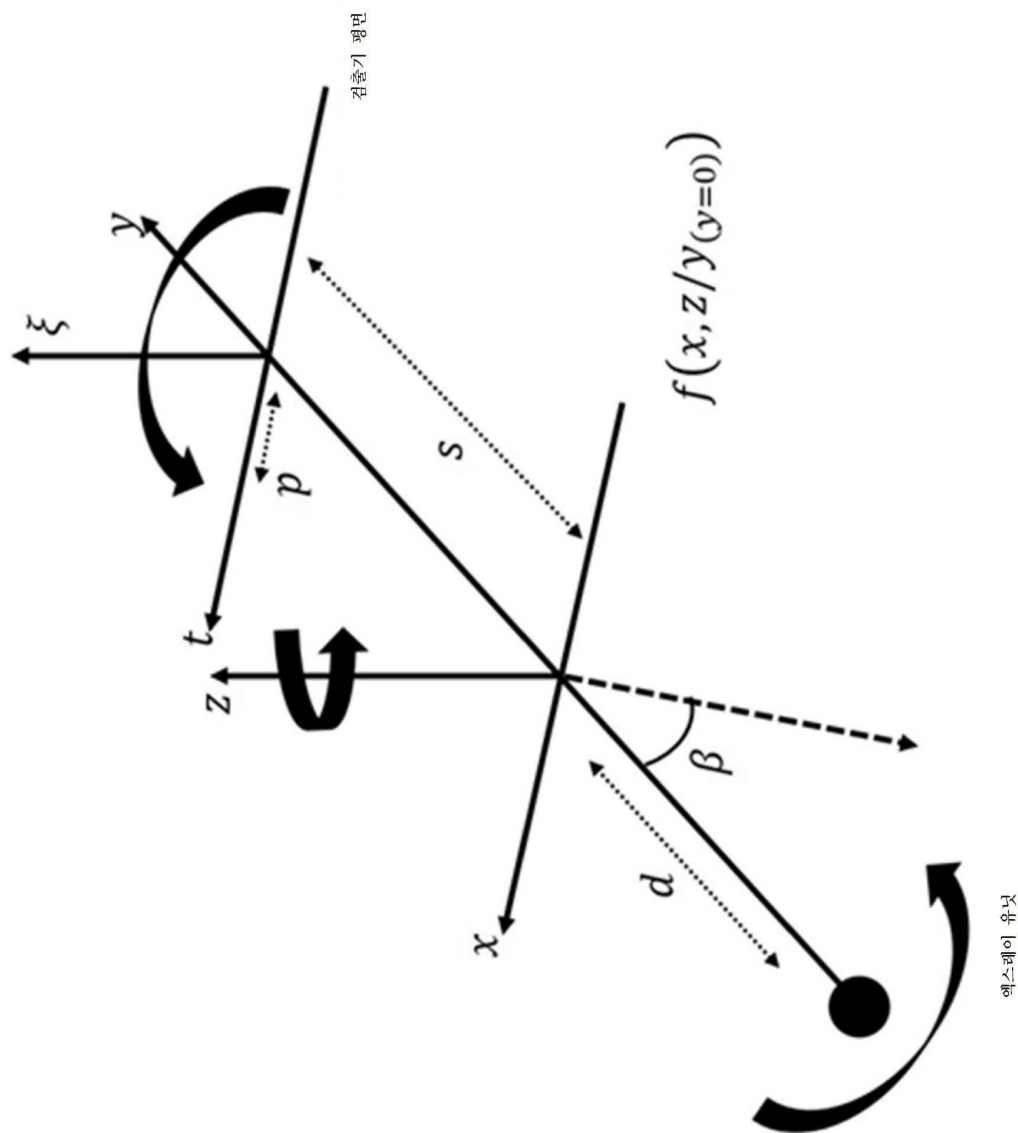


도면15

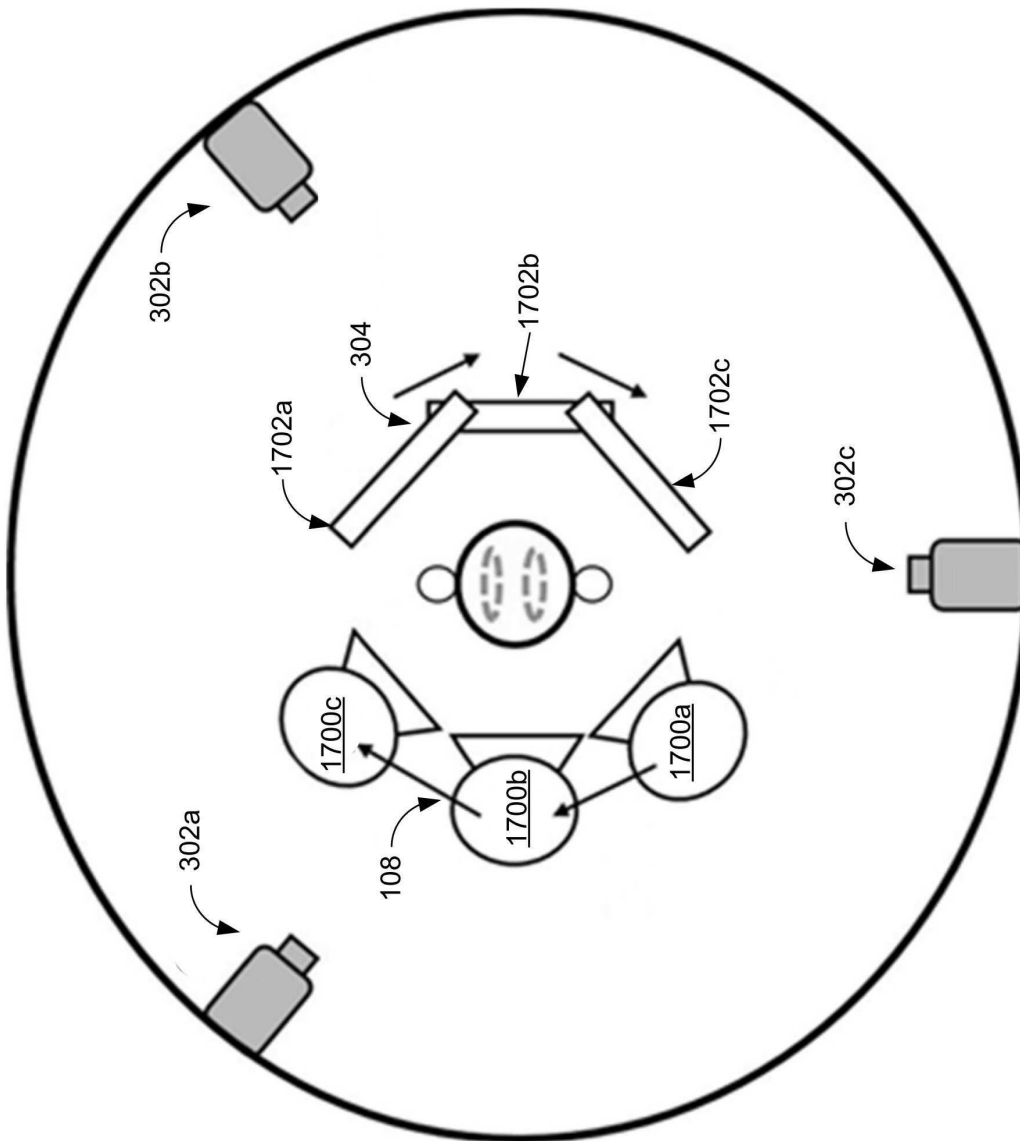


1500

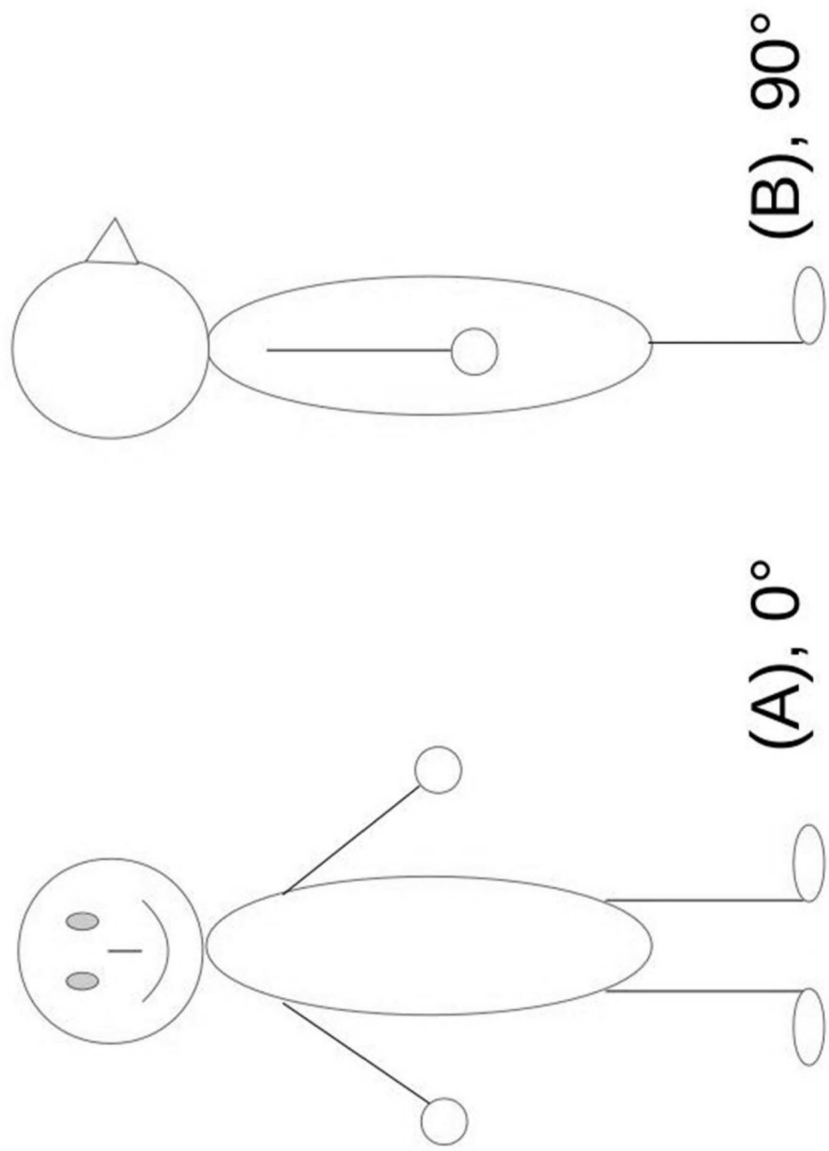
도면16



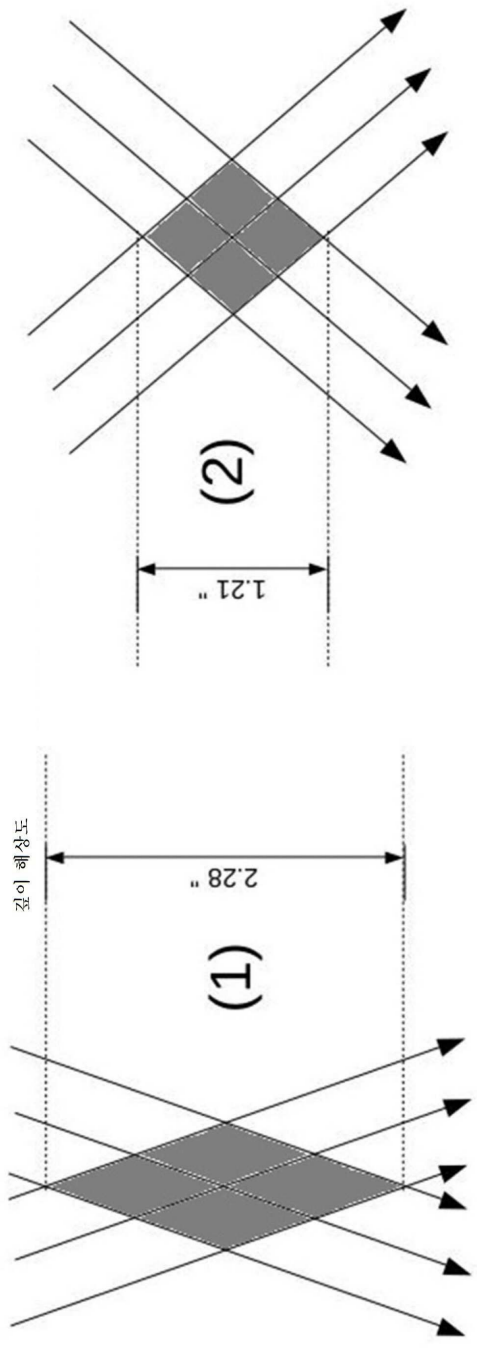
도면17



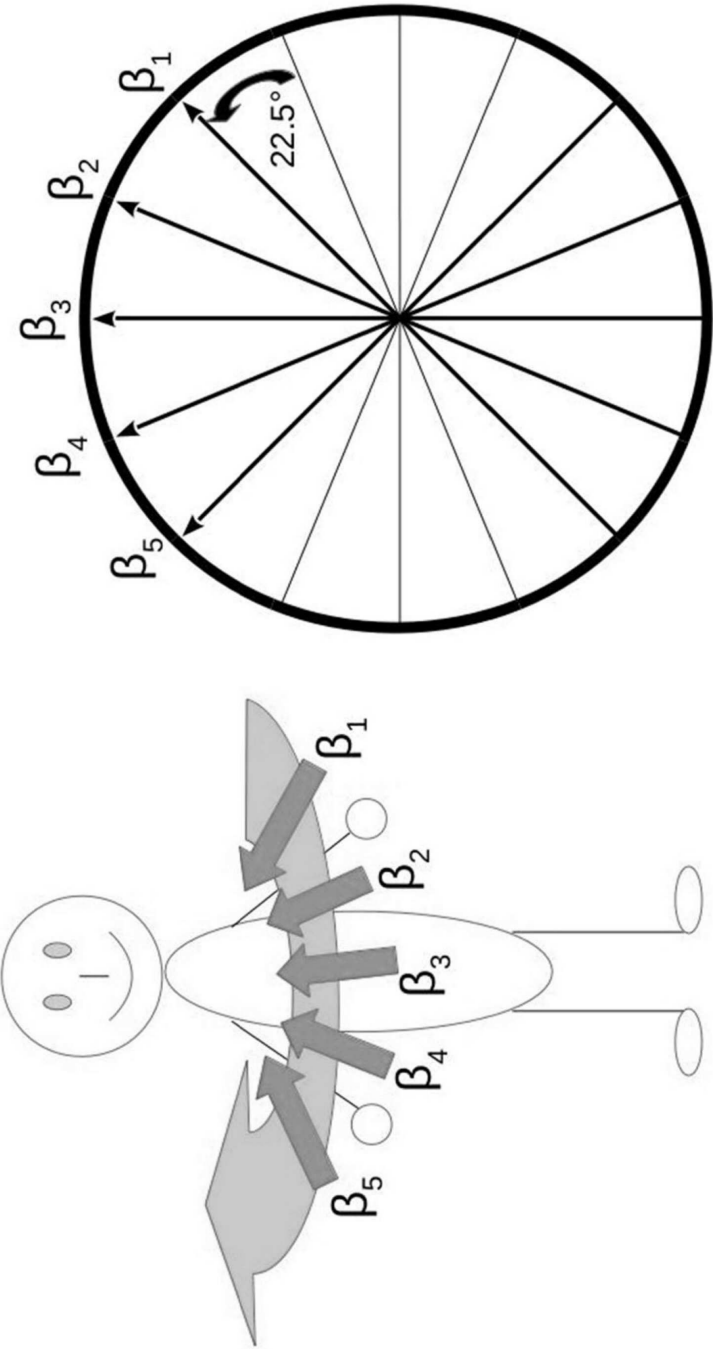
도면18



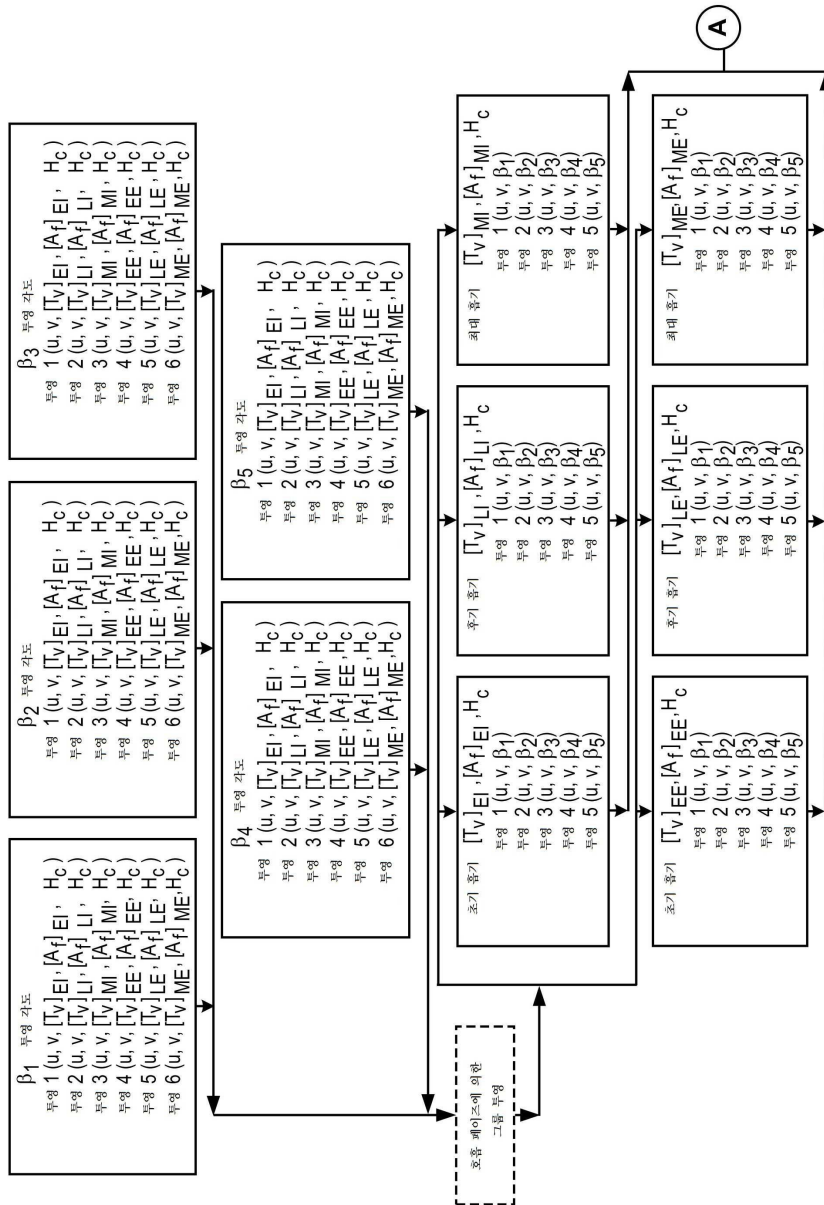
도면19



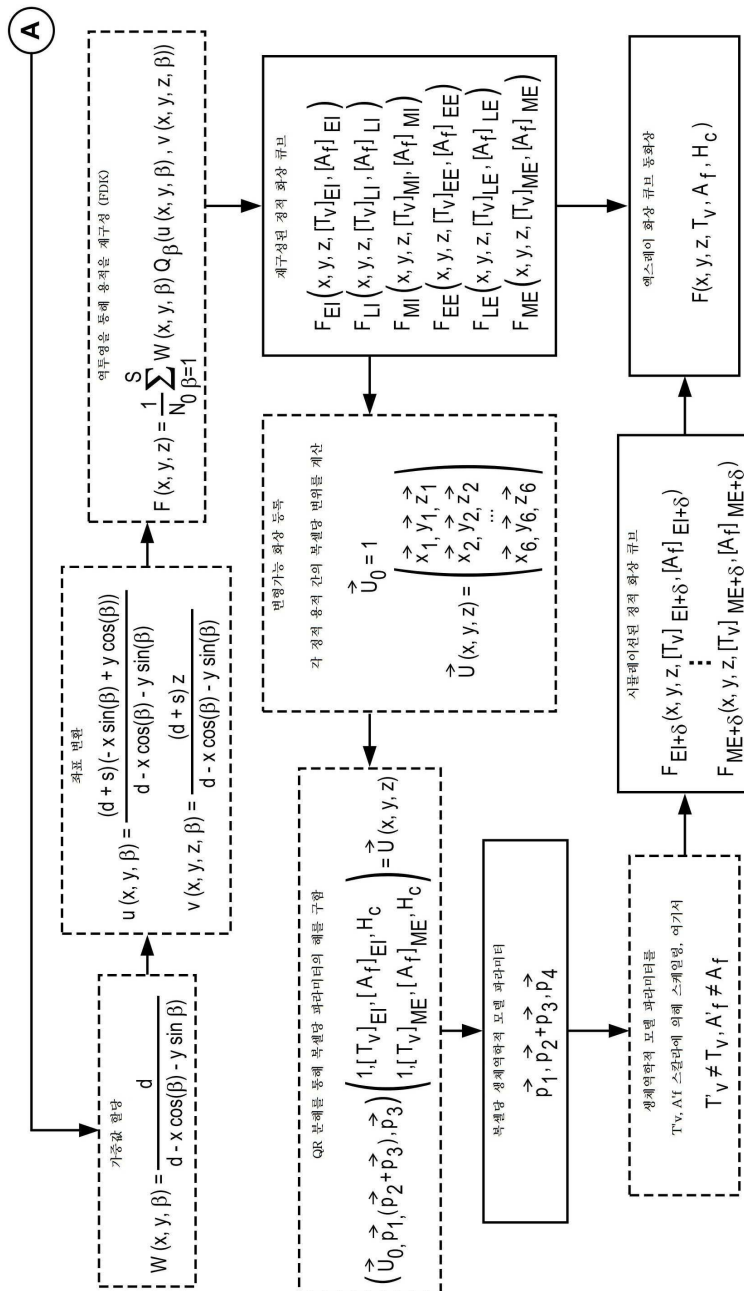
도면20



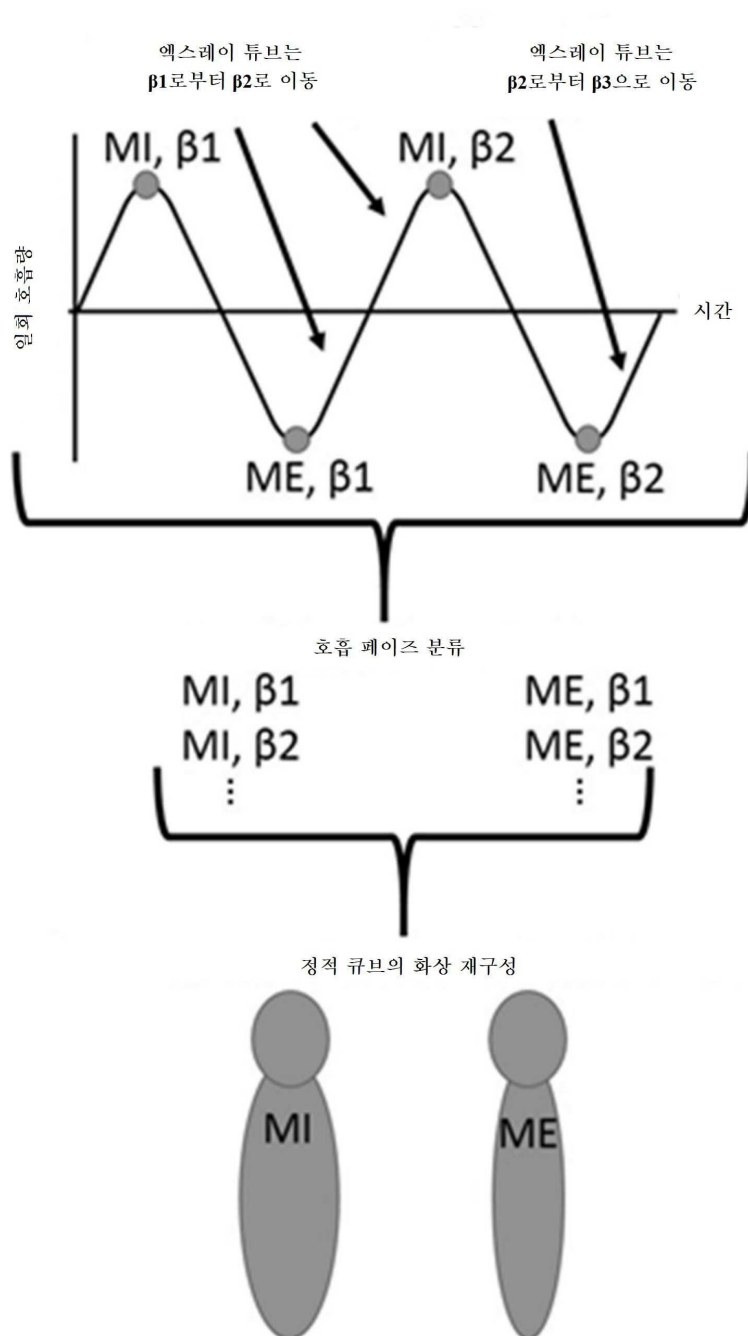
도면21a



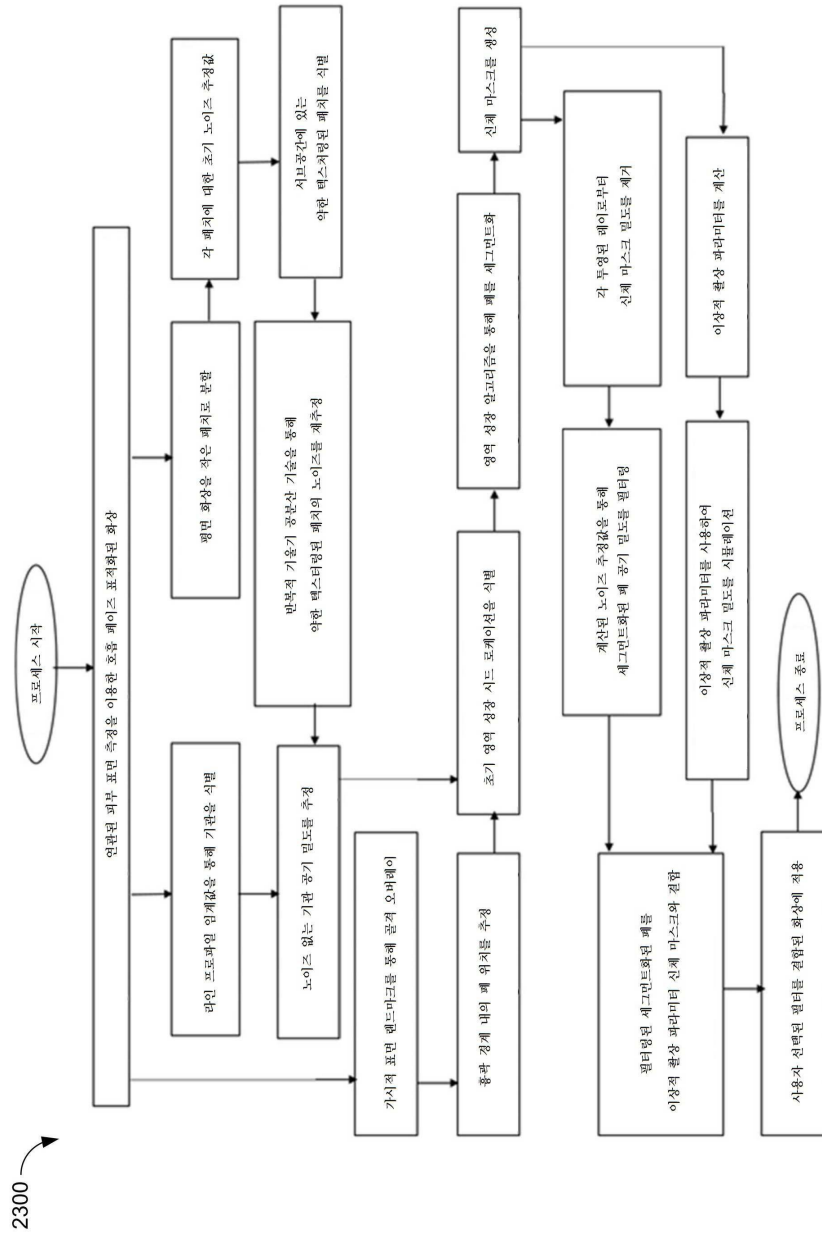
도면21b



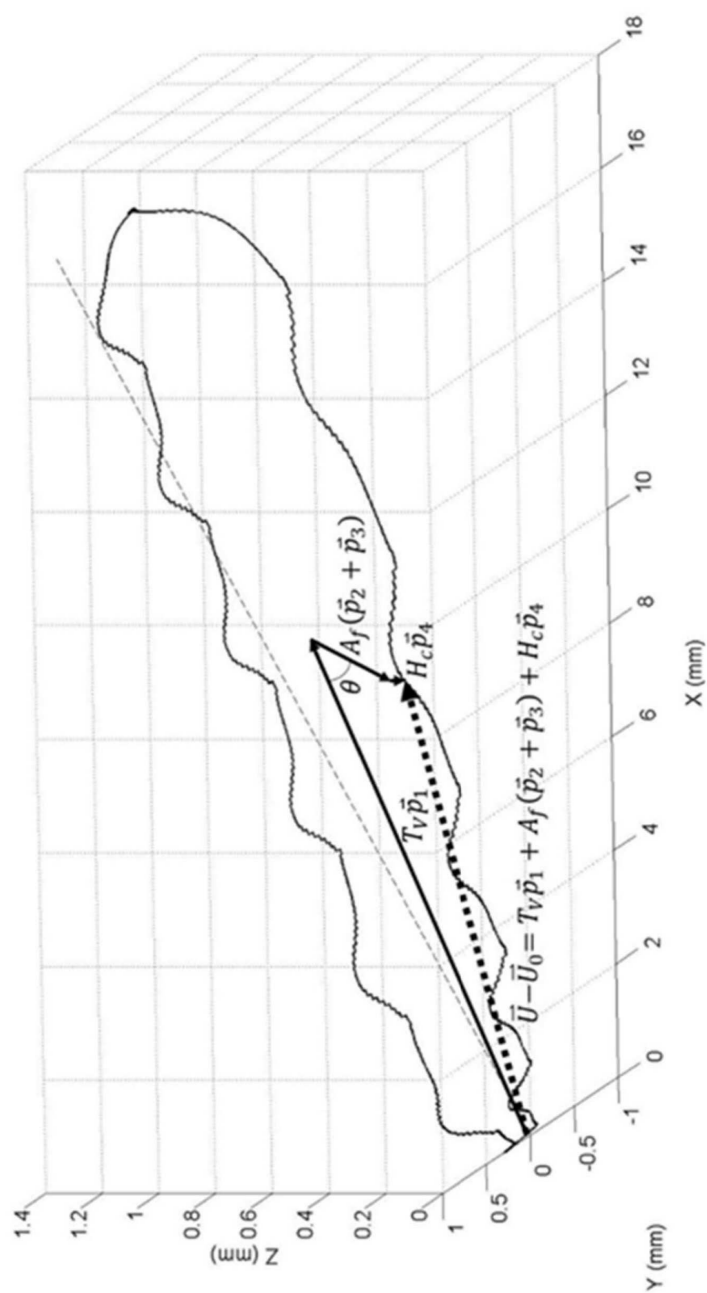
도면22



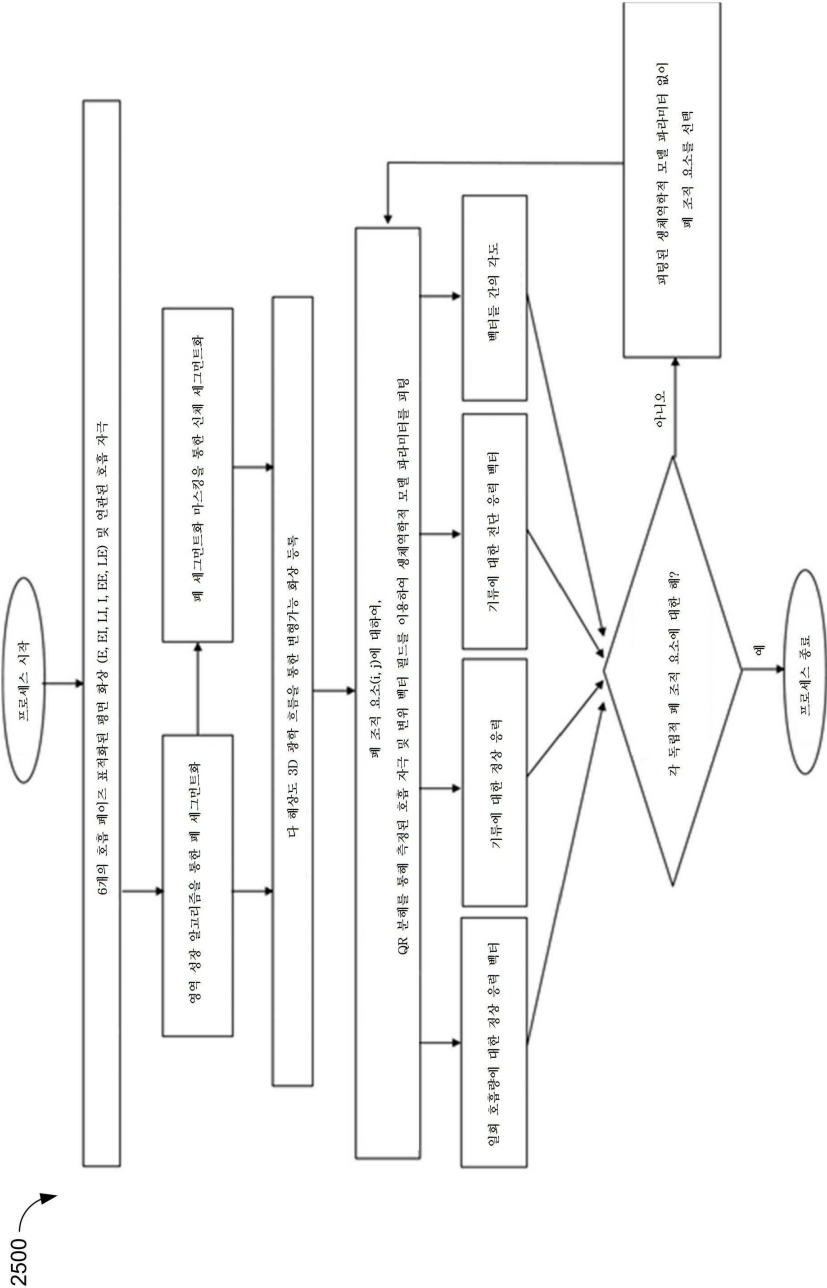
도면23



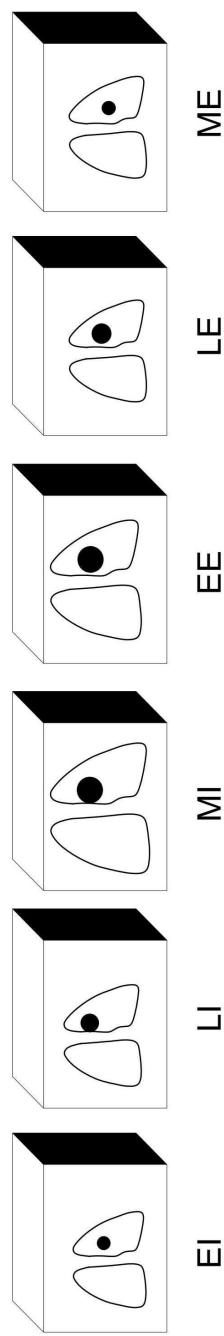
도면24



도면25



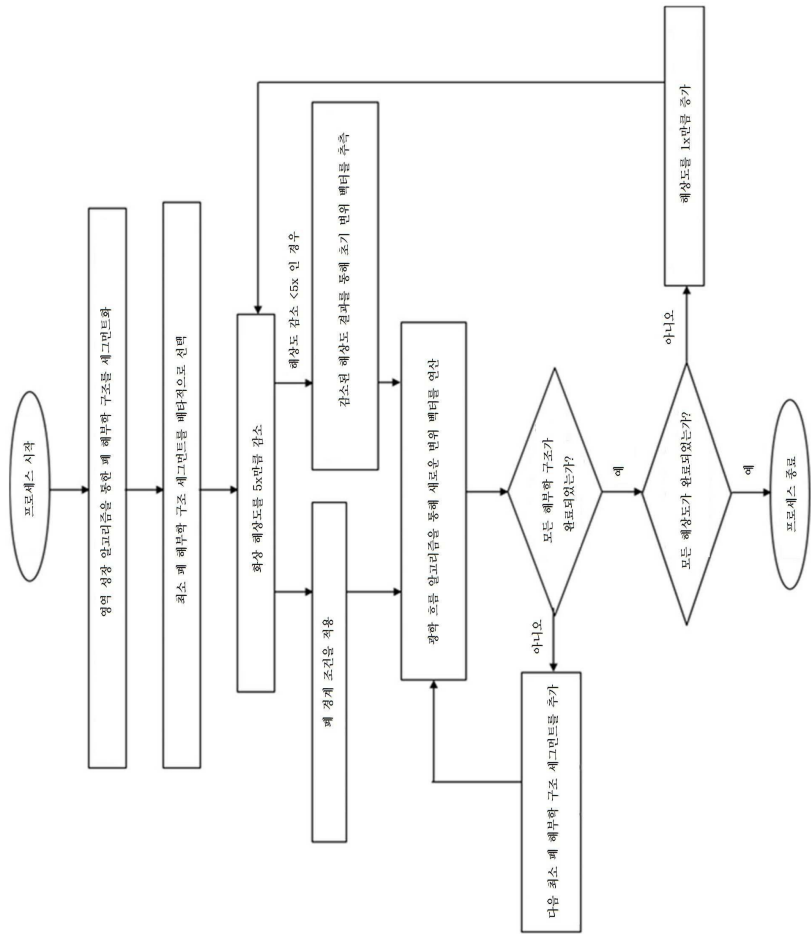
도면26a



도면26b

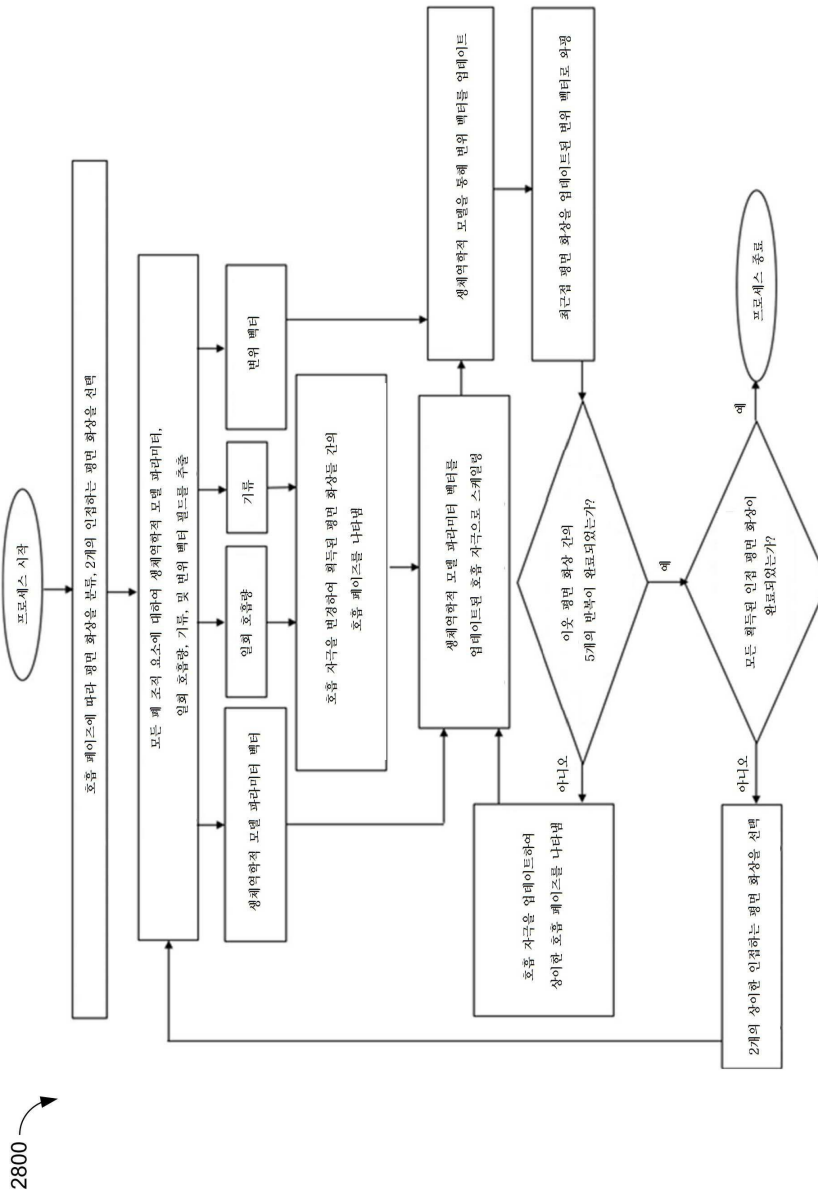


도면27

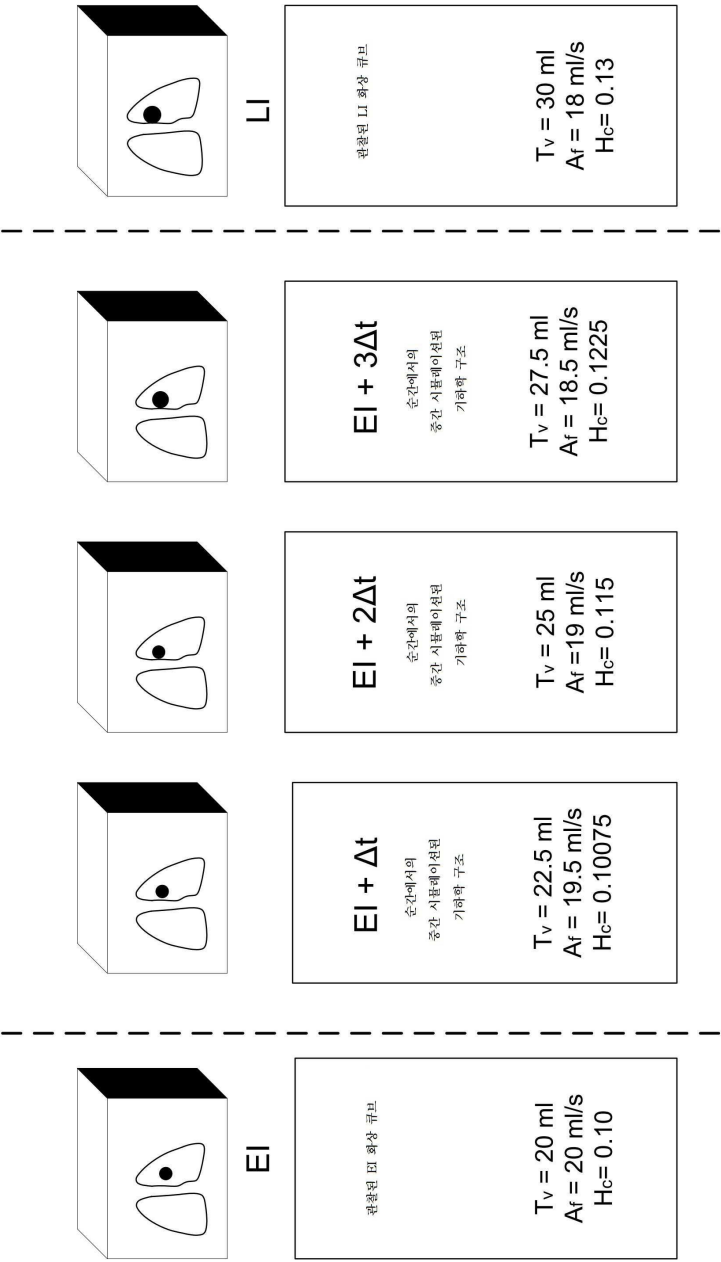


2700

도면28a

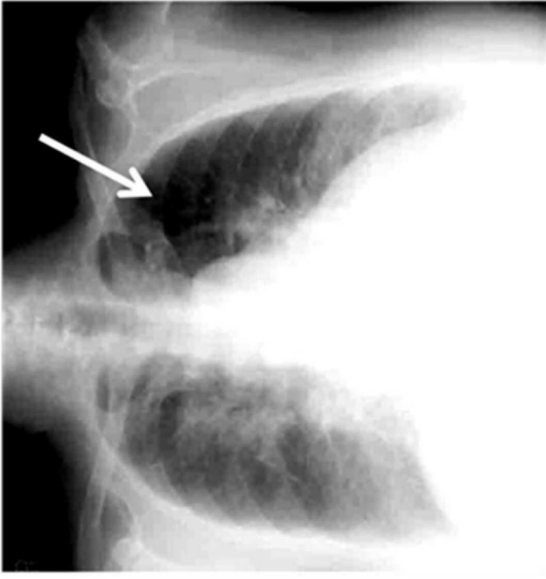


도면28b

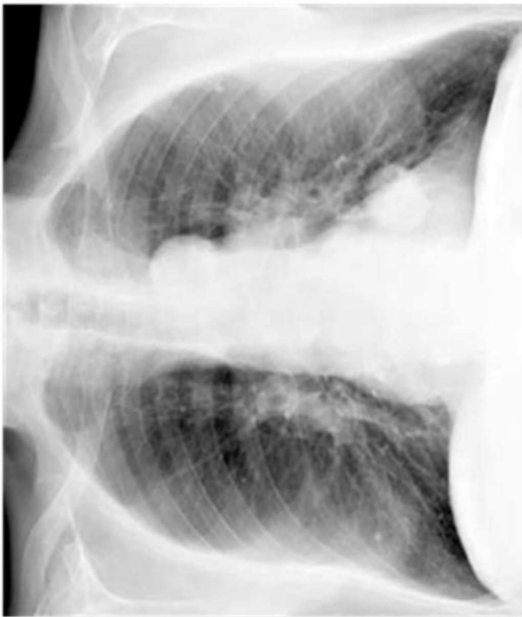


도면29

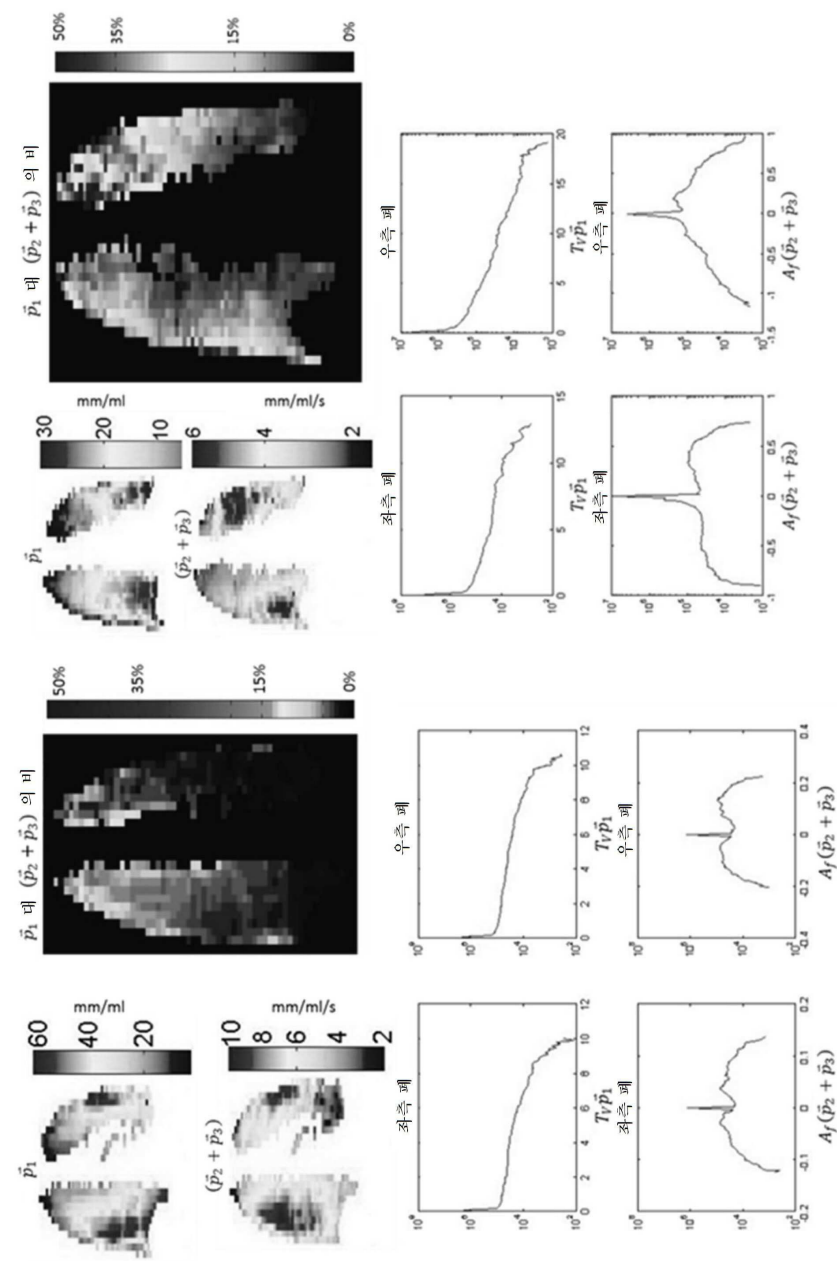
질환이 있는 좌측 폐의 표준 방사선 사진



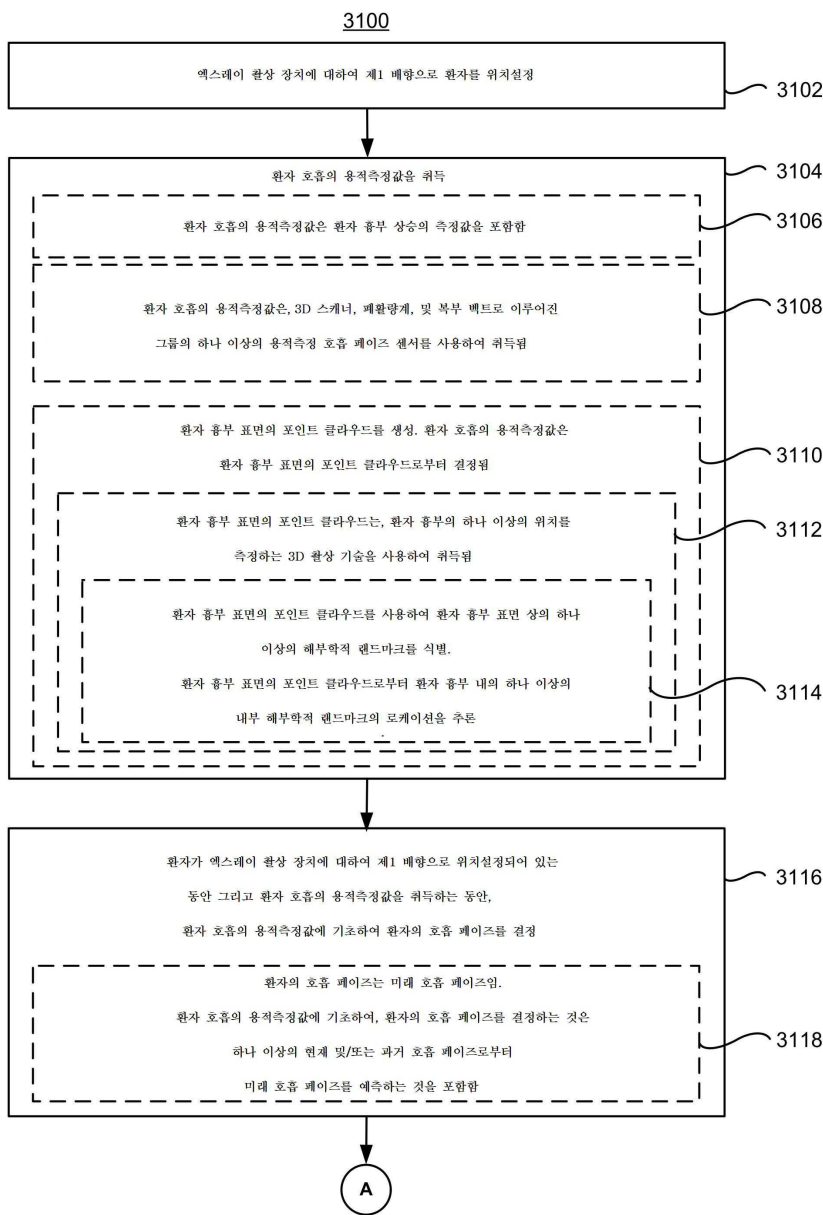
건강한 폐의 표준 방사선 사진



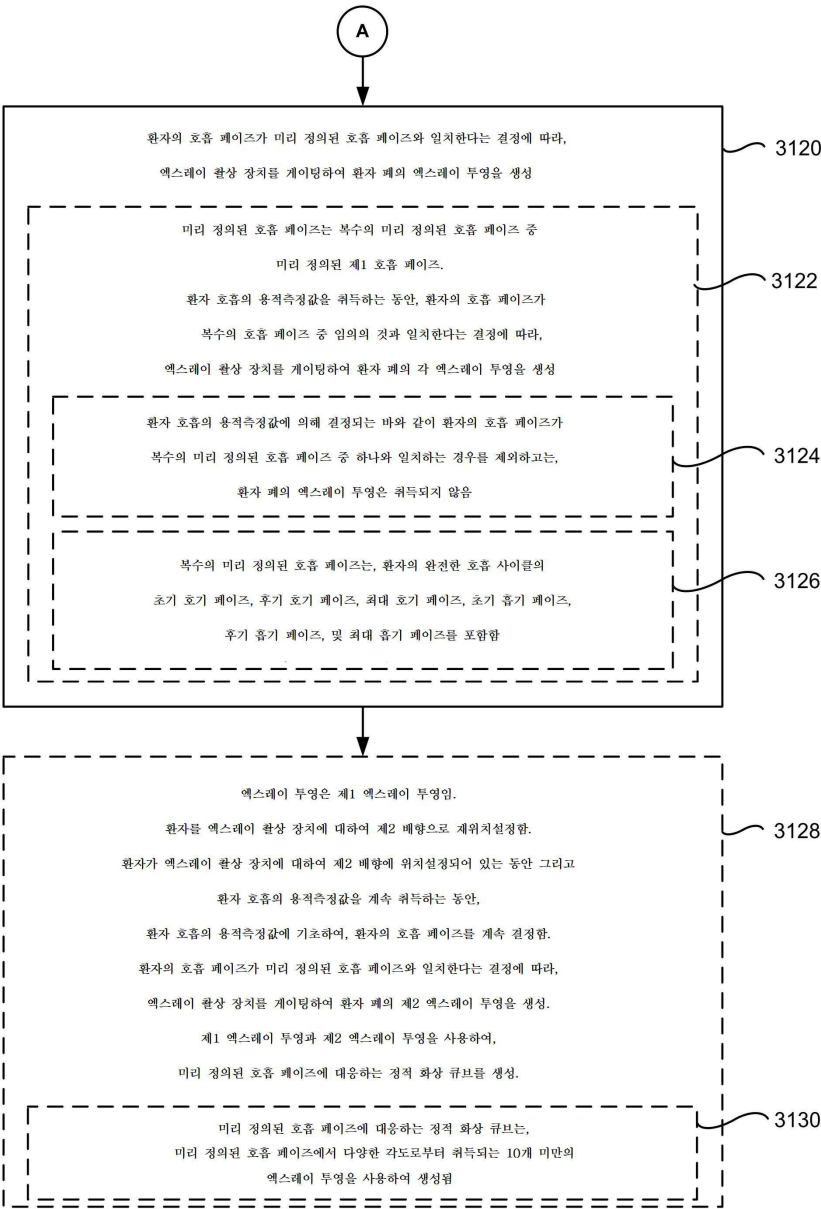
도면30



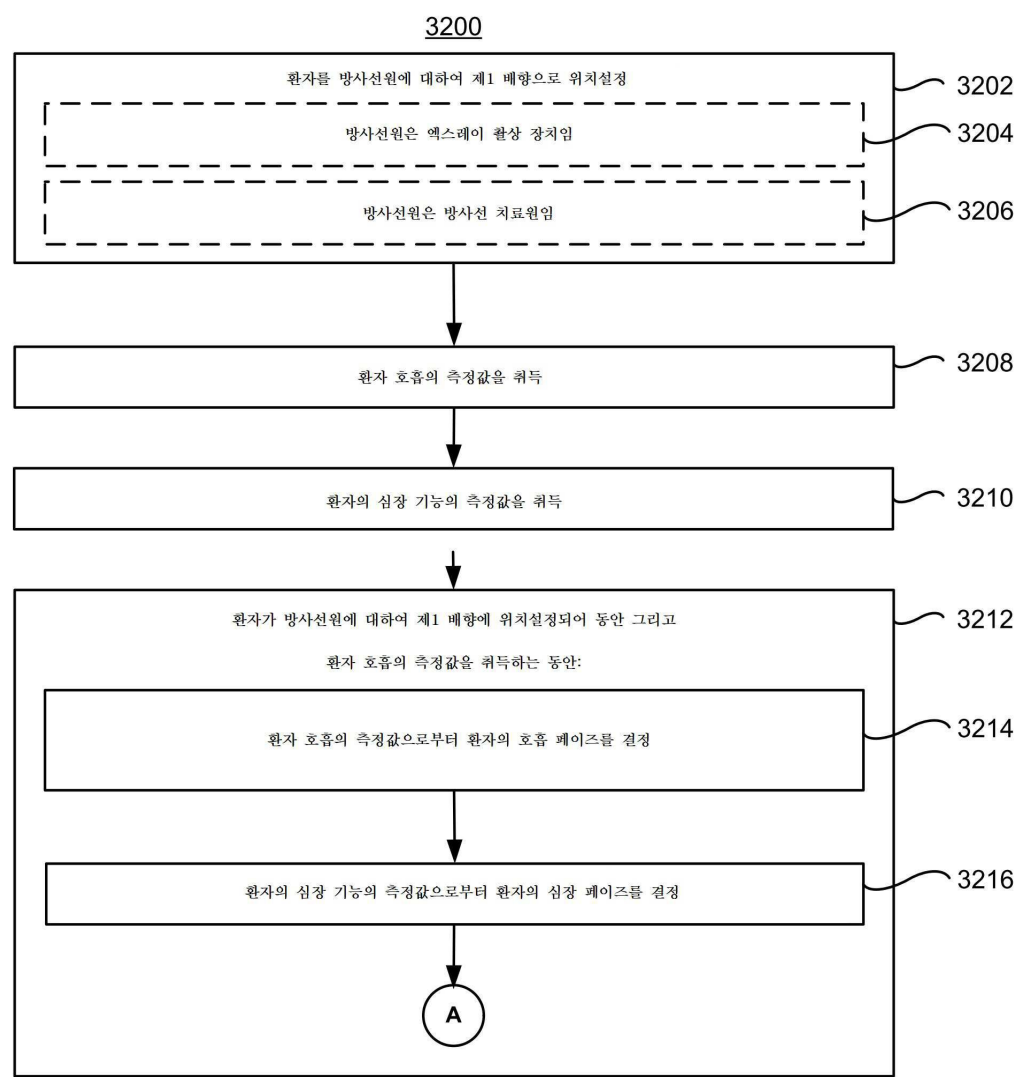
도면31a



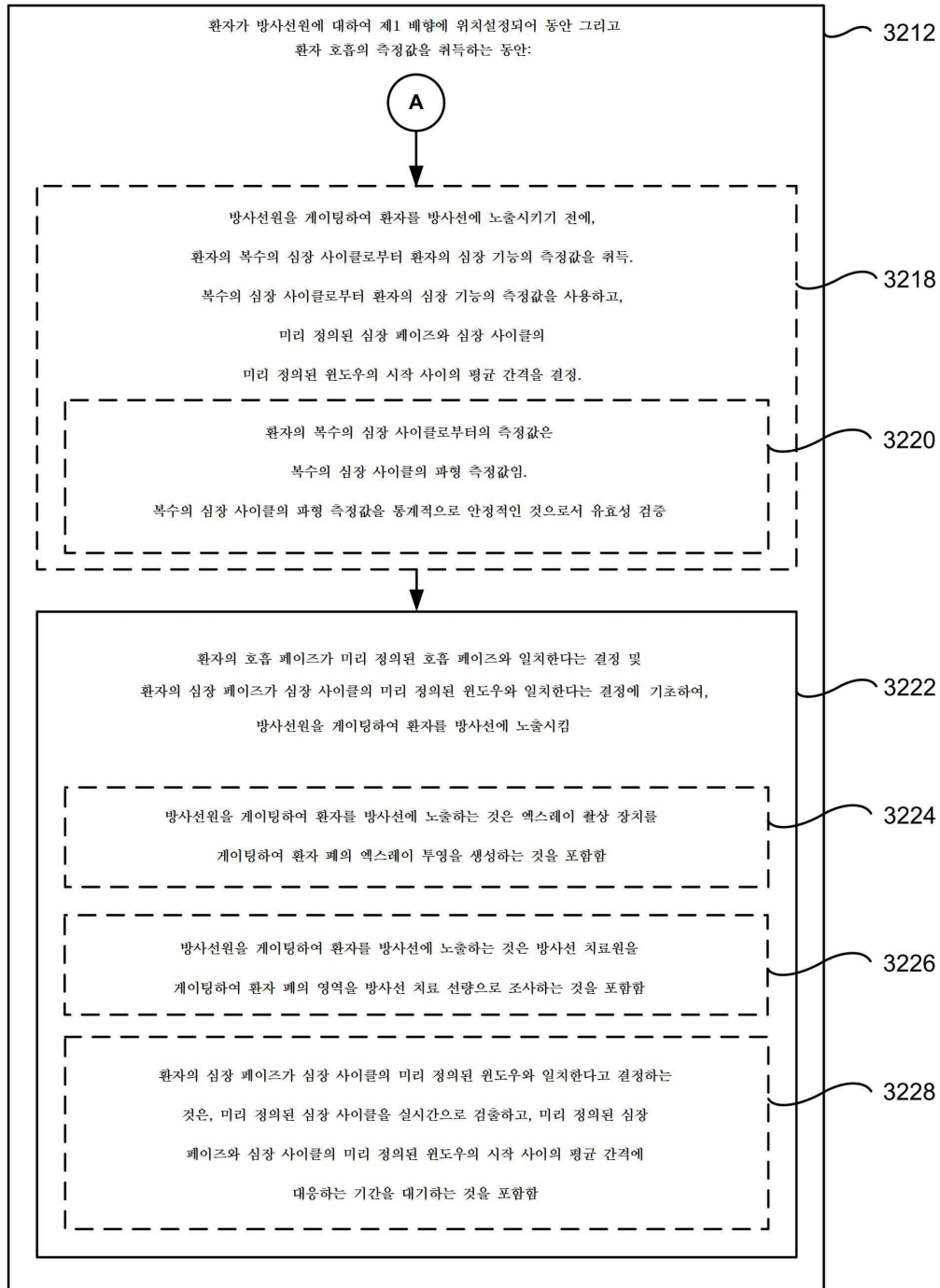
도면31b



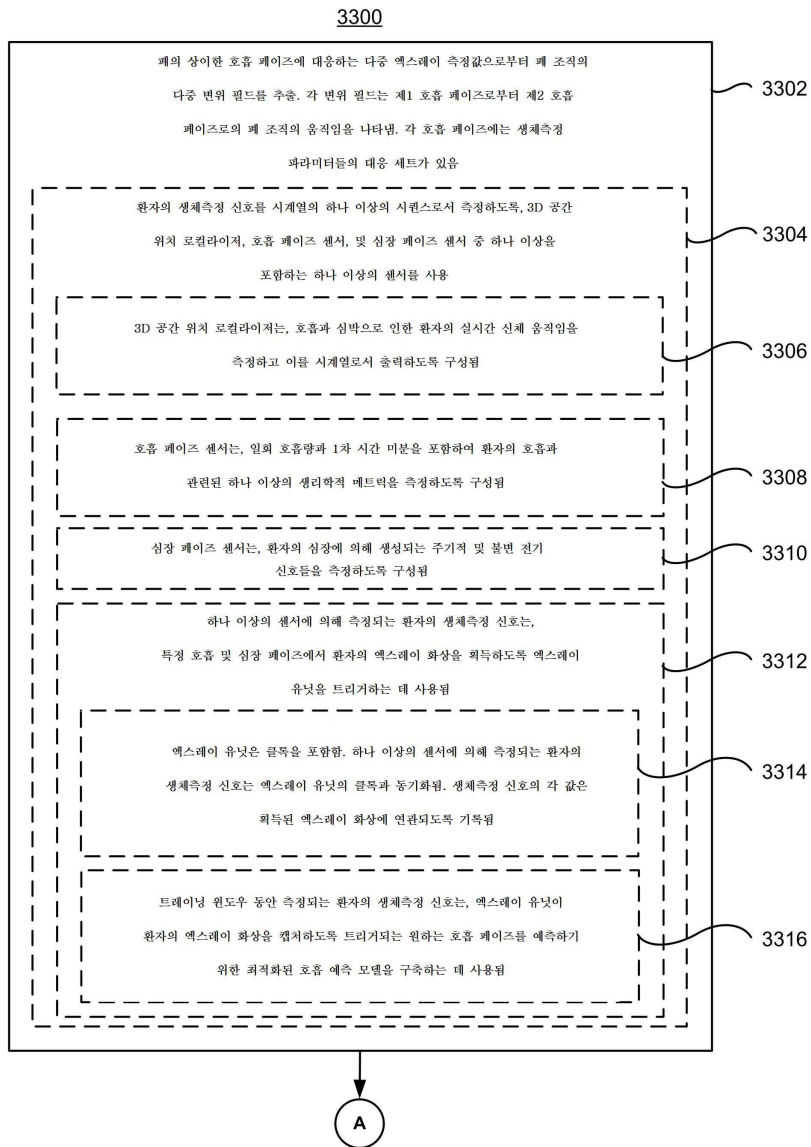
도면32a



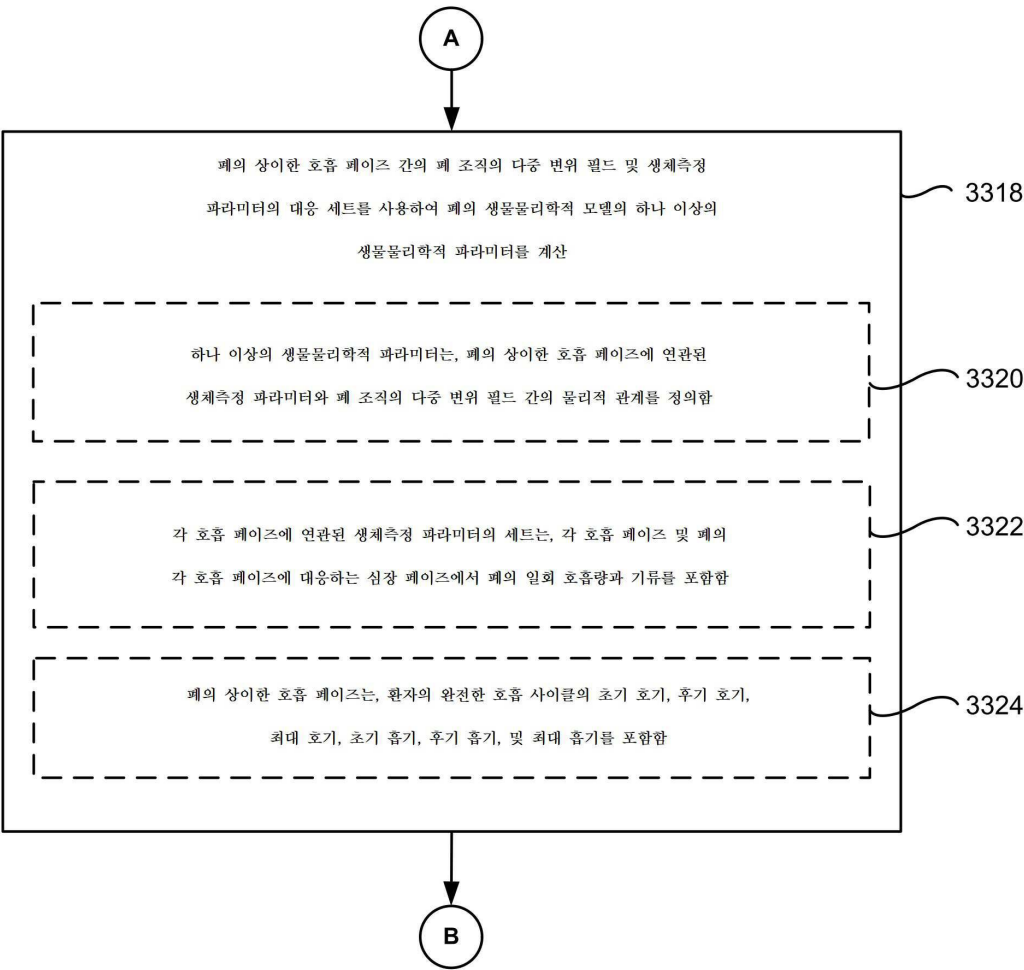
도면 32b



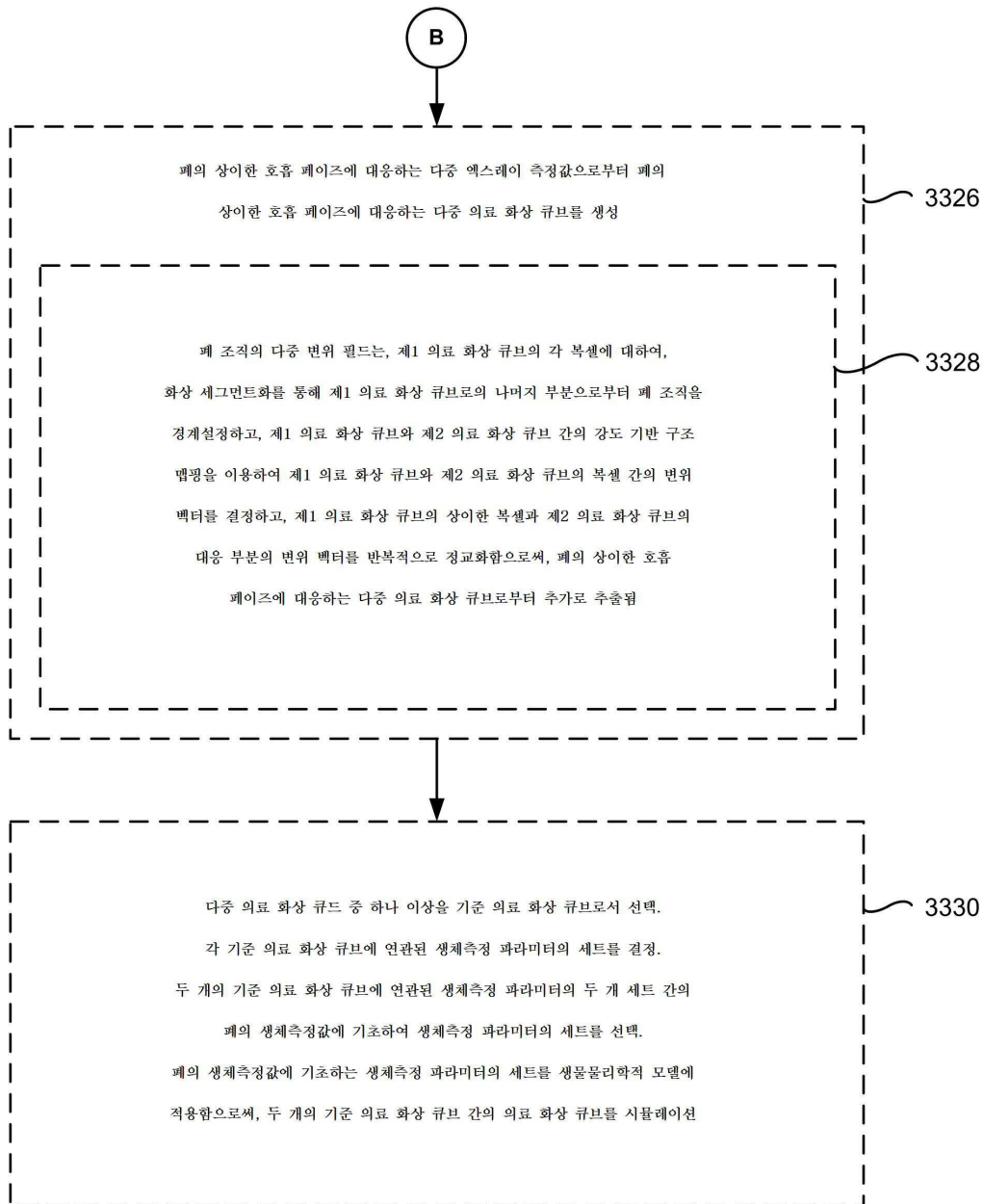
도면33a



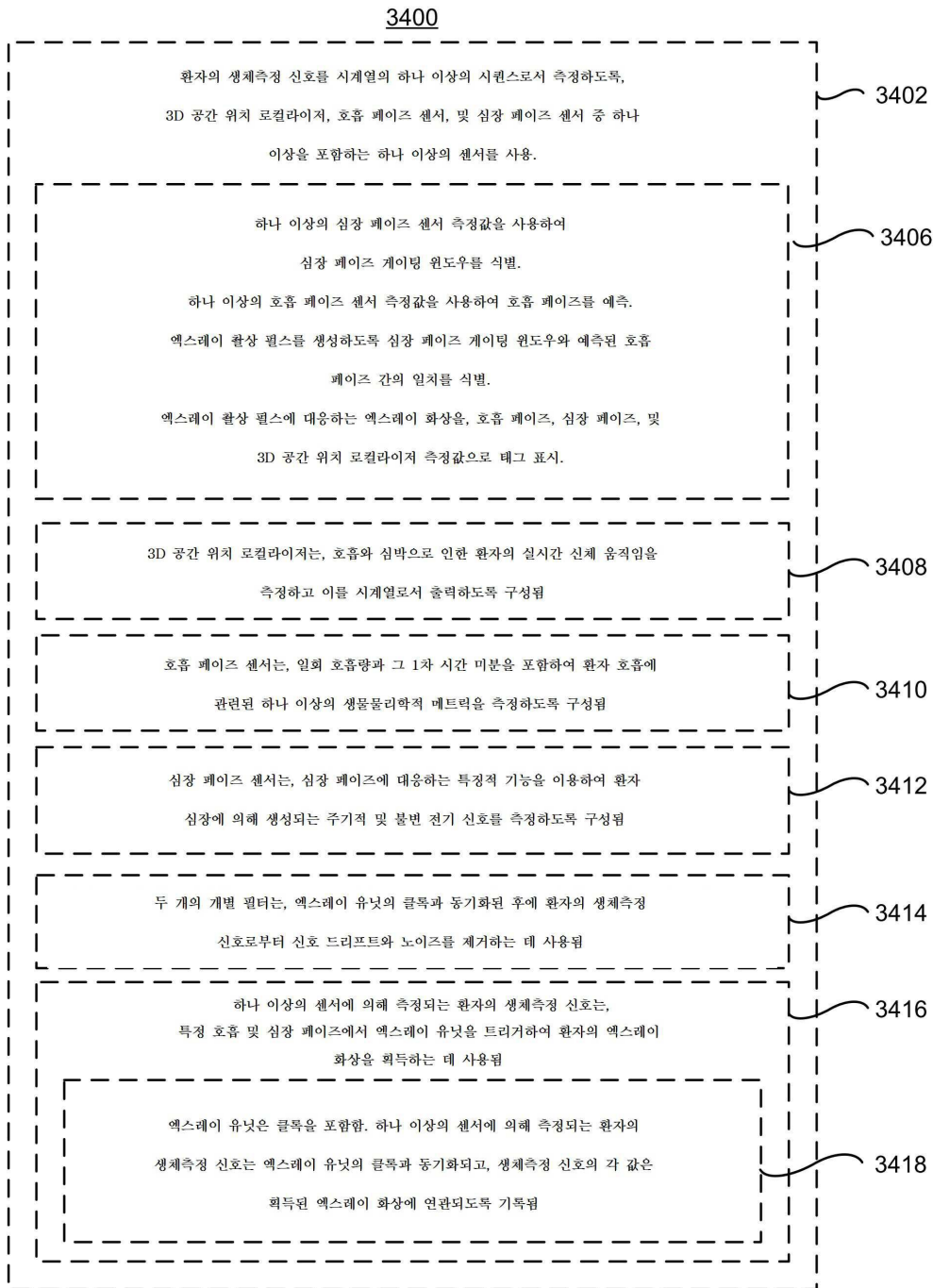
도면33b



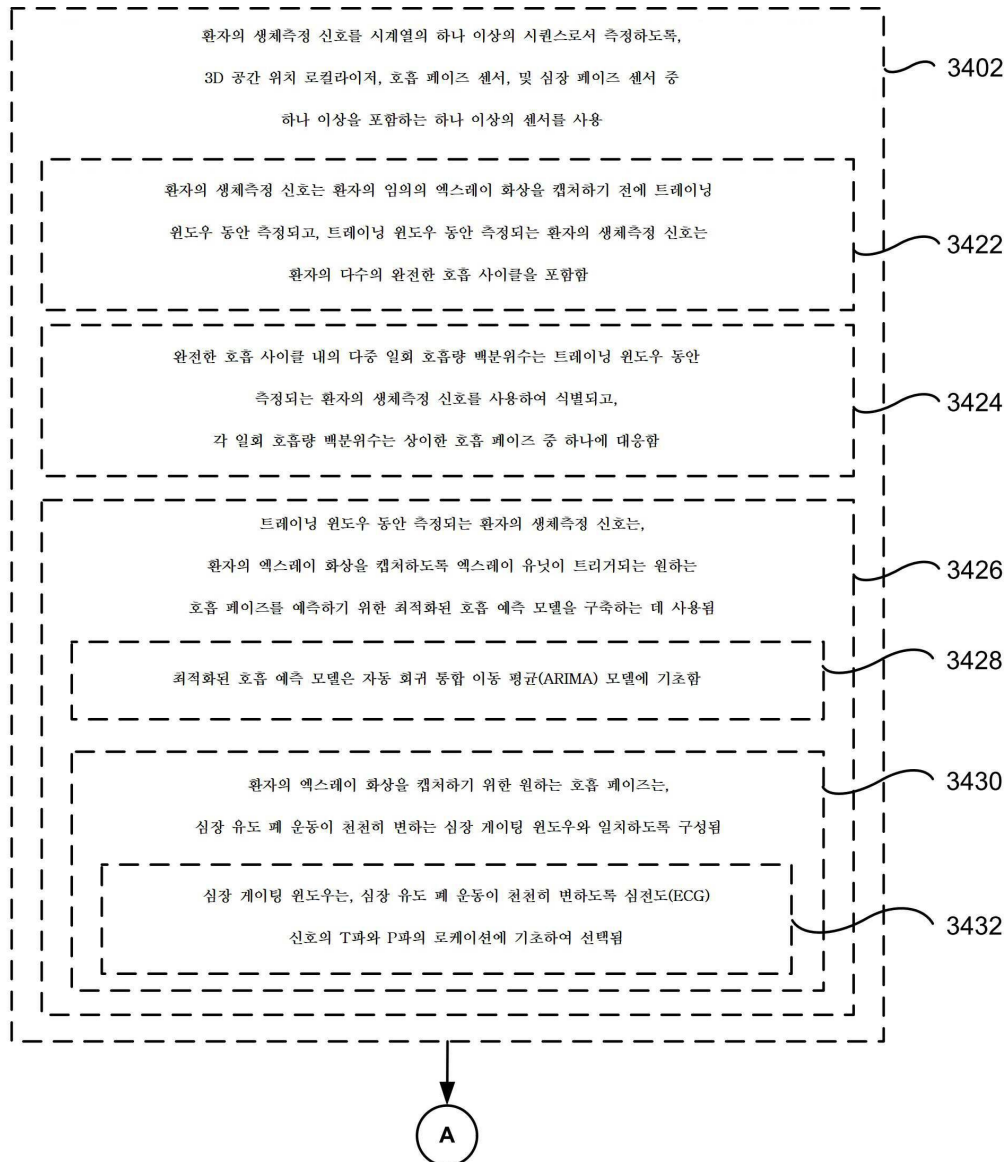
도면33c



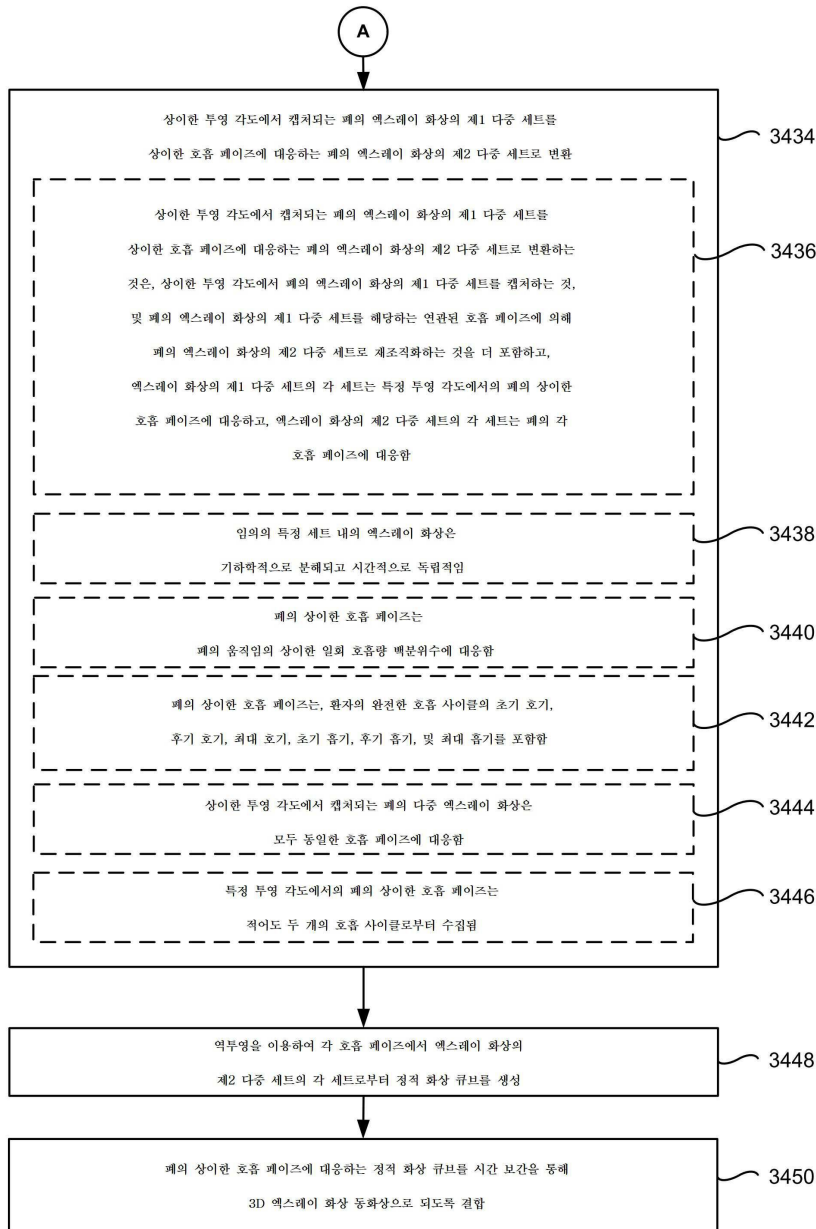
도면34a



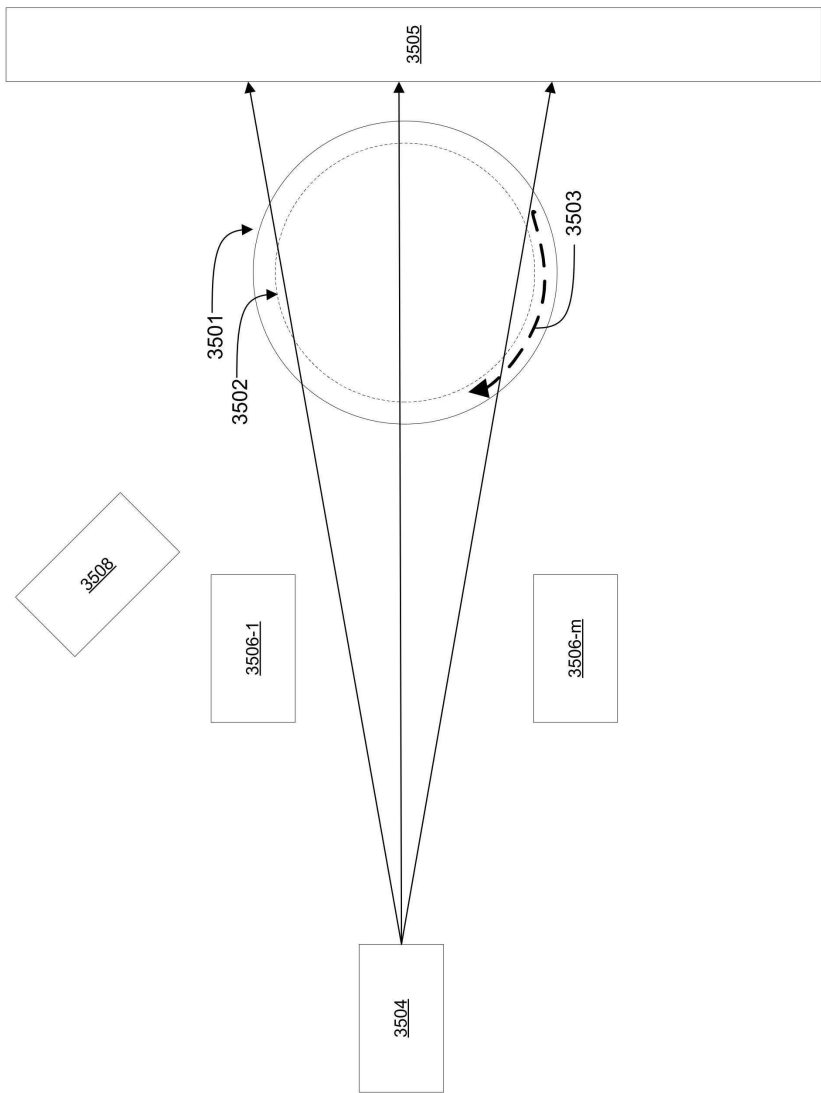
도면34b



도면34c



도면35



도면36

