(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년02월16일
(11) 등록번호 10-2499906
(24) 등록일자 2023년02월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 34/20 (2016.01) *A61B 34/00* (2016.01)
A61B 34/30 (2016.01) *A61B 90/00* (2016.01)
G16H 10/60 (2018.01) *G16H 20/40* (2018.01)
G16H 40/63 (2018.01)
(52) CPC특허분류
A61B 34/20 (2016.02)
A61B 34/25 (2016.02)
(21) 출원번호 10-2020-7037970
(22) 출원일자(국제) 2019년05월28일
심사청구일자 2022년05월27일
(85) 번역문제출일자 2020년12월30일
(65) 공개번호 10-2021-0016438
(43) 공개일자 2021년02월15일
(86) 국제출원번호 PCT/US2019/034145
(87) 국제공개번호 WO 2019/231895
국제공개일자 2019년12월05일
(30) 우선권주장
62/678,160 2018년05월30일 미국(US)
62/678,962 2018년05월31일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20170084027 A1

(73) 특허권자
아우리스 헬스, 인코포레이티드
미국, 캘리포니아 94065, 레드우드 시티, 150 쇼어라인 드라이브
(72) 발명자
라피이-타리 헤디에흐
미국 캘리포니아 94065 레드우드 시티 150 쇼어라인 드라이브
(74) 대리인
장훈

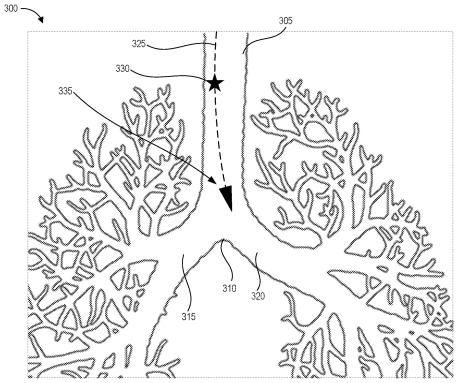
전체 청구항 수 : 총 15 항 심사관 : 권보람

(54) 발명의 명칭 **위치 센서-기반 분지부 예측을 위한 시스템 및 방법**

(57) 요 약

위치 센서-기반 분지부 예측을 위한 시스템 및 방법이 제공된다. 일 태양에서, 방법은 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제1 위치 데이터에 기초하여 기구의 제1 배향을 결정하는 단계 및 제2 위치 데이터에 기초하여 제2 시간에 기구의 제2 배향을 결정하는 단계를 포함한다. 기구의 원위 단부가 제1 시간 및 제2 시간에 모델의 제1 세그먼트 내에 위치되고, 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트들로 분지된다. 방법은 또한 제1 배향과 제2 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터를 결정하는 단계 및 차이를 나타내는 데이터에 기초하여 기구가 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하는 단계를 포함한다.

대 표 도 - 도18a



(52) CPC특허분류
A61B 34/30 (2016.02)
A61B 34/76 (2016.02)
A61B 90/37 (2016.02)
G16H 10/60 (2021.08)
G16H 20/40 (2021.08)
G16H 40/63 (2021.08)
A61B 2034/2051 (2016.02)
A61B 2034/2065 (2016.02)
A61B 2034/301 (2016.02)

명 세 서

청구범위

청구항 1

시스템으로서,

프로세서; 및

상기 프로세서와 통신하고 환자의 내강 네트워크(luminal network)의 모델을 저장한 적어도 하나의 컴퓨터-판독가능 메모리를 포함하고, 상기 모델은 모델 좌표계와 연관되고, 상기 메모리는 상기 프로세서로 하여금,

기구에 대한 하나 이상의 전자기(electromagnetic, EM) 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제1 EM 위치 데이터에 기초하여 상기 기구의 제1 배향을 결정하는 것으로서, 상기 제1 EM 위치 데이터는 제1 시간에 EM 위치 센서 좌표계 내에서의 상기 기구의 위치를 나타내는, 상기 기구의 제1 배향을 결정하고;

EM 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제2 EM 위치 데이터에 기초하여 제2 시간에 상기 기구의 제2 배향을 결정하는 것으로서, 상기 기구의 원위 단부가 상기 제1 시간 및 상기 제2 시간에 상기 모델의 제1 세그먼트에 대응하는 상기 내강 네트워크의 일부분 내에 위치되고, 상기 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트(child segment)들로 분지되고(branching), 상기 제1 EM 위치 데이터 및 상기 제2 EM 위치 데이터는 상기 모델 좌표계에 정합되지 않는(unregistered), 상기 기구의 제2 배향을 결정하고;

상기 제1 배향과 상기 제2 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터를 결정하고;

상기 차이를 나타내는 상기 데이터에 기초하여, 상기 제2 시간에 상기 제1 세그먼트 내의 상기 기구의 위치에서 시작하여, 상기 기구가 상기 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하고, 상기 제1 EM 위치 데이터 및 제2 EM 위치 데이터는 상기 예측이 결정될 때까지 상기 모델 좌표계에 정합되지 않은 상태로 유지되게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장하는, 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 예측은 상기 기구가 상기 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할 확률을 나타내는 데이터를 포함하는, 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 메모리는 상기 프로세서로 하여금,

상기 차이를 나타내는 상기 데이터에 기초하여 상기 기구가 상기 차일드 세그먼트들 중 제2 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 메모리는 상기 프로세서로 하여금,

상기 EM 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제3 EM 위치 데이터에 기초하여 제3 시간에 상기 기구의 제3 배향을 결정하고;

상기 제3 배향과 상기 제1 배향 사이의 각도를 결정하고;

상기 각도를 임계 각도와 비교하고;

상기 각도가 상기 임계 각도를 초과하는 것에 응답하여 상기 기구가 상기 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 상기 예측을 업데이트하게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 EM 위치 센서들의 세트는 EM 필드 내에서의 상기 EM 위치 센서들의 배향을 나타내는 데이터를 생성하도록 구성되고,

상기 EM 필드는 EM 필드 발생기(field generator)에 의해 생성되고,

상기 메모리는 상기 프로세서로 하여금, 상기 EM 위치 센서들에 의해 생성되는 상기 데이터에 기초하여 상기 제1 배향과 상기 제2 배향 사이의 요 각도(yaw angle)를 결정하게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 시스템.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 EM 필드에 기초하여 결정되는 상기 기구의 요 각도(yaw angle)가 상기 제1 차일드 세그먼트와 상기 차일드 세그먼트들 중 제2 차일드 세그먼트 사이의 배향의 차이와 정렬되는, 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 메모리는 상기 프로세서로 하여금,

상기 제1 EM 위치 데이터, 상기 제2 EM 위치 데이터, 상기 기구의 이동을 제어하도록 제공되는 명령들의 세트, 및 상기 기구가 상기 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 상기 예측을 분석함으로써 상기 모델에 대한 상기 기구의 상기 원위 단부의 위치를 결정하게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 메모리는,

상기 모델 내의 표적으로의 표적 경로,

상기 표적 경로 외부의 상기 내강 네트워크의 제1 분지부(branch)를 따라 상기 기구를 구동시키는 것, 상기 기구를 다시 상기 표적 경로로 복귀시키는 것, 및 상기 표적 경로의 일부인 제2 분지부를 따라 상기 기구를 구동시키는 것을 포함하는 반대측 정합 경로(contra-lateral registration path), 및

상기 프로세서로 하여금, 상기 기구가 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 상기 예측에 기초하여 상기 기구가 상기 반대측 정합 경로를 따라 위치되는지 여부를 결정하게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 메모리는 상기 프로세서로 하여금,

상기 기구가 상기 반대측 정합 경로를 따라 전진되기 전에 상기 표적 경로를 따라 전진된 것으로 결정하고;

상기 기구가 상기 반대측 정합 경로를 따라 전진되기 전에 상기 표적 경로를 따라 전진된 것으로 결정한 것에 응답하여 반대측 정합이 성공적이지 않았다는 표시를 제공하게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 시스템.

청구항 10

명령어들을 저장한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서, 상기 명령어들은, 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금,

기구에 대한 하나 이상의 전자기(electromagnetic, EM) 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제1 EM 위치 데이터에 기초하여 상기 기구의 제1 배향을 결정하는 것으로서, 상기 제1 EM 위치 데이터는 제1 시간에 EM 위치 센서 좌표계 내에서의 상기 기구의 위치를 나타내는, 상기 기구의 제1 배향을 결정하고;

상기 EM 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제2 EM 위치 데이터에 기초하여 제2 시간에 상기 기구의 제2 배향을 결정하는 것으로서, 상기 기구의 원위 단부가 상기 제1 시간 및 상기 제2 시간에 모델의 제1 세그먼트에 대응하는 내강 네트워크의 일부분 내에 위치되고, 상기 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트들로 분지되고, 상기 모델은 메모리에 저장되고 환자의 내강 네트워크를 모델링하고, 상기 모델은 모델 좌표계와 연관되고, 상기 제1 EM 위치 데이터 및 상기 제2 EM 위치 데이터는 상기 모델 좌표계에 정합되지 않는, 상기 기구의 제2 배향을 결정하고;

상기 제1 배향과 상기 제2 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터를 결정하고;

상기 차이를 나타내는 상기 데이터에 기초하여, 상기 제2 시간에 상기 제1 세그먼트 내의 상기 기구의 위치에서 시작하여, 상기 기구가 상기 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하게 하고,

상기 제1 EM 위치 데이터 및 제2 EM 위치 데이터는 상기 예측이 결정될 때까지 상기 모델 좌표계에 정합되지 않은 상태로 유지되는, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 11

제10항에 있어서, 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금,

상기 차이를 나타내는 상기 데이터에 기초하여 상기 기구가 상기 차일드 세그먼트들 중 제2 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하게 하는 명령어들을 추가로 저장한, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 12

제10항에 있어서, 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금,

상기 EM 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제3 EM 위치 데이터에 기초하여 제3 시간에 상기 기구의 제3 배향을 결정하고;

상기 제3 배향과 상기 제1 배향 사이의 각도를 결정하고;

상기 각도를 임계 각도와 비교하고;

상기 각도가 상기 임계 각도를 초과하는 것에 응답하여 상기 기구가 상기 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 상기 예측을 업데이트하게 하는 명령어들을 추가로 저장한, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 EM 위치 센서들의 세트는 EM 필드 내에서의 상기 EM 위치 센서들의 세트의 배향을 나타내는 데이터를 생성하도록 구성되고,

상기 EM 필드는 EM 필드 발생기에 의해 생성되고,

상기 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체는, 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금, 상기 하나 이상의 EM 위치 센서들에 의해 생성되는 상기 데이터에 기초하여 상기 제1 배향과 상기 제2 배향 사이의 요각도를 결정하게 하는 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 14

제10항에 있어서, 상기 메모리는,

상기 모델 내의 표적으로의 표적 경로, 및

상기 표적 경로 외부의 상기 내강 네트워크의 제1 분지부를 따라 상기 기구를 구동시키는 것, 상기 기구를 다시 상기 표적 경로로 복귀시키는 것, 및 상기 표적 경로의 일부인 제2 분지부를 따라 상기 기구를 구동시키는 것을 포함하는 반대측 정합 경로를 추가로 저장하고,

상기 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체는, 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금, 상기 기구가 상기 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 상기 예측에 기초하여 상기 기구가 상기 반대측 정합 경로를 따라 위치되는지 여부를 결정하게 하는 명령어들을 추가로 저장한, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 15

제14항에 있어서, 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금,

상기 기구가 상기 반대측 정합 경로를 따라 전진되기 전에 상기 표적 경로를 따라 전진된 것으로 결정하고;

상기 기구가 상기 반대측 정합 경로를 따라 전진되기 전에 상기 표적 경로를 따라 전진된 것으로 결정한 것에

응답하여 반대측 정합이 성공적이지 않았다는 표시를 제공하게 하는 명령어들을 추가로 저장한, 비-일시적 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

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 관련 출원의 상호 참조

[0002] 본 출원은 각각 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함되는, 2018년 5월 30일자로 출원된 미국 가출원 제62/678,160호의 이익, 및 2018년 5월 31일자로 출원된 미국 가출원 제62/678,962호의 이익을 주장한다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 명세서에 개시된 시스템 및 방법은 내강 네트워크(luminal network) 내에서의 분지부 예측(branch prediction)에 관한 것으로, 더 상세하게는, 위치 센서 데이터에 기초하여 기구가 어느 분지부 내로 전진될지를 예측하기 위한 기법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0005] 내시경술(예컨대, 기관지경술)과 같은 의료 절차는 진단 및/또는 치료 목적을 위해 환자의 내강 네트워크(예컨대, 기도) 내로의 의료 도구의 삽입을 수반할 수 있다. 수술 로봇 시스템(surgical robotic system)은 의료 절차 동안 의료 도구의 삽입 및/또는 조작을 제어하는 데 사용될 수 있다. 수술 로봇 시스템은 의료 절차 전에 그리고 그 동안에 의료 도구의 위치설정을 제어하는 데 사용될 수 있는 조작기 조립체(manipulator assembly)를 포함하는 적어도 하나의 로봇 아암(robotic arm)을 포함할 수 있다. 수술 로봇 시스템은 의료 도구의 원위 단부의 위치를 나타내는 위치 데이터를 생성하도록 구성되는 위치 센서(들)를 추가로 포함할 수 있다.

[0006] 수술 로봇 시스템은 기구의 원위 단부의 위치의 표시를 사용자에게 제공하기 위한 하나 이상의 디스플레이를 추가로 포함하여, 그에 의해 사용자가 환자의 내강 네트워크를 통해 기구를 내비게이션하는(navigating) 데 도움을 줄 수 있다. 시스템은, 기구가 현재 분지부로부터 내강 네트워크의 어느 분지부 내로 전진될 가능성이 가장 높은지를 예측하는 것을 포함하여, 기구의 내비게이션을 지원하는 다양한 기법을 수행하도록 구성될 수 있다.

발명의 내용

[0007] 본 개시의 시스템, 방법 및 장치는 각각 여러 혁신적인 태양을 가지며, 그 중 어떠한 단일 태양도 단독으로 본 명세서에 개시된 바람직한 속성의 원인이 되는 것은 아니다.

[0008] 일 태양에서, 시스템으로서, 프로세서 및 프로세서와 통신하고 환자의 내강 네트워크의 모델을 저장한 적어도 하나의 컴퓨터-판독가능 메모리를 포함하고, 메모리는 프로세서로 하여금, 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제1 위치 데이터에 기초하여 기구의 제1 배향을 결정하는 것으로서, 제1 위치 데이터는 제1 시간에 위치 센서 좌표계 내에서의 기구의 위치를 나타내는, 기구의 제1 배향을 결정하고; 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제2 위치 데이터에 기초하여 제2 시간에 기구의 제2 배향을 결정하는 것으로서, 기구의 원위 단부가 제1 시간 및 제2 시간에 모델의 제1 세그먼트 내에 위치되고 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트(child segment)들로 분지되는(branching), 기구의 제2 배향을 결정하고; 제1 배향과 제2 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터를 결정하고; 차이를 나타내는 데이터에 기초하여 기구가 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 시스템이 제공된다.

[0009] 다른 태양에서, 명령어들을 저장한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서, 명령어들은, 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금, 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제1 위치 데이터에 기초하여 기구의 제1 배향을 결정하는 것으로서, 제1 위치 데이터는 제1 시간에 위치 센서 좌표계 내에서의 기구의 위치를 나타내는, 기구의 제1 배향을 결정하고; 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제2 위치 데이터에 기초하여 제2 시간에 기구의 제2 배향을 결정하는 것으로서, 기구의 원위 단부가 제1 시간 및 제2 시간에 모델의 제1 세그먼트 내에 위치되고 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트들로 분지되고, 모델은 메모리에 저장되고 환자의 내강 네트워크를 모델링하는, 기구의 제2 배향을 결정하고; 제1 배향과 제2 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터를 결정하고; 차이를 나타내는 데이터에 기초하여 기구가 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하게 하는, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체가 제공된다.

[0010] 또 다른 태양에서, 기구의 이동을 예측하는 방법으로서, 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제1 위치 데이터에 기초하여 기구의 제1 배향을 결정하는 단계로서, 제1 위치 데이터는 제1 시간에 위치 센서 좌표계 내에서의 기구의 위치를 나타내는, 기구의 제1 배향을 결정하는 단계; 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 제2 위치 데이터에 기초하여 제2 시간에 기구의 제2 배향을 결정하는 단계로서, 기구의 원위 단부가 제1 시간 및 제2 시간에 모델의 제1 세그먼트 내에 위치되고 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트들로 분지되고, 모델은 메모리에 저장되고 환자의 내강 네트워크를 모델링하는, 기구의 제2 배향을 결정하는 단계; 제1 배향과 제2 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터를 결정하는 단계; 및 차이를 나타내는 데이터에 기초하여 기구가 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하는 단계를 포함하는, 방법이 제공된다.

[0011] 또 다른 태양에서, 시스템으로서, 프로세서 및 프로세서와 통신하고 환자의 내강 네트워크의 모델을 저장한 적

어도 하나의 컴퓨터-판독가능 메모리를 포함하고, 메모리는 프로세서로 하여금, 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 위치 데이터에 기초하여 모델에 대한 기구의 배향을 결정하는 것으로서, 기구의 원위 단부가 모델의 제1 세그먼트 내에 위치되고 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트들로 분지되는, 기구의 배향을 결정하고; 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트의 배향을 결정하고; 기구의 배향 및 제1 차일드 세그먼트의 배향에 기초하여 기구가 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하게 하기 위한 컴퓨터-실행가능 명령어들을 추가로 저장한, 시스템이 제공된다.

[0012] 다른 태양에서, 명령어들을 저장한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서, 명령어들은, 실행될 때, 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금, 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 위치 데이터에 기초하여 모델에 대한 기구의 배향을 결정하는 것으로서, 모델은 메모리에 저장되고 환자의 내강 네트워크를 모델링하고, 기구의 원위 단부가 모델의 제1 세그먼트 내에 위치되고 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트들로 분지되는, 기구의 배향을 결정하고; 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트의 배향을 결정하고; 기구의 배향 및 제1 차일드 세그먼트의 배향에 기초하여 기구가 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하게 하는, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체가 제공된다.

[0013] 또 다른 태양에서, 기구의 이동을 예측하는 방법으로서, 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 위치 데이터에 기초하여 모델에 대한 기구의 배향을 결정하는 단계로서, 모델은 메모리에 저장되고 환자의 내강 네트워크를 모델링하고, 기구의 원위 단부가 모델의 제1 세그먼트 내에 위치되고 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트들로 분지되는, 기구의 배향을 결정하는 단계; 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트의 배향을 결정하는 단계; 및 기구의 배향 및 제1 차일드 세그먼트의 배향에 기초하여 기구가 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하는 단계를 포함하는, 방법이 제공된다.

도면의 간단한 설명

[0014] 개시된 태양은, 개시된 태양을 제한하지 않고 예시하기 위해 제공되는 첨부 도면과 함께 본 명세서에 후술될 것이며, 여기에서 유사한 명칭은 유사한 요소를 나타낸다.

도 1은 진단 및/또는 치료 기관지경술 절차(들)를 위해 배열된 카트(cart)-기반 로봇 시스템의 일 실시예를 예시한 도면.

도 2는 도 1의 로봇 시스템의 추가의 태양을 도시한 도면.

도 3은 요관경술을 위해 배열된 도 1의 로봇 시스템의 일 실시예를 예시한 도면.

도 4는 혈관 절차를 위해 배열된 도 1의 로봇 시스템의 일 실시예를 예시한 도면.

도 5는 기관지경술 절차를 위해 배열된 테이블(table)-기반 로봇 시스템의 일 실시예를 예시한 도면.

도 6은 도 5의 로봇 시스템의 대안적인 도면을 제공한 도면.

도 7은 로봇 아암(들)을 적재하도록(stow) 구성된 예시적인 시스템을 예시한 도면.

도 8은 요관경술 절차를 위해 구성된 테이블-기반 로봇 시스템의 일 실시예를 예시한 도면.

도 9는 복강경술 절차를 위해 구성된 테이블-기반 로봇 시스템의 일 실시예를 예시한 도면.

도 10은 피치(pitch) 또는 틸트(tilt) 조절을 갖는 도 5 내지 도 9의 테이블-기반 로봇 시스템의 일 실시예를 예시한 도면.

도 11은 도 5 내지 도 10의 테이블-기반 로봇 시스템의 테이블과 칼럼(column) 사이의 인터페이스(interface)의 상세한 예시를 제공한 도면.

도 12는 예시적인 기구 드라이버(instrument driver)를 예시한 도면.

도 13은 페어링된(paired) 기구 드라이버를 갖는 예시적인 의료 기구를 예시한 도면.

도 14는 구동 유닛의 축이 기구의 세장형 샤프트의 축에 평행한 기구 드라이버 및 기구에 대한 대안적인 설계를 예시한 도면.

도 15는 예시적인 실시예에 따른, 도 13 및 도 14의 기구의 위치와 같은, 도 1 내지 도 10의 로봇 시스템의 하나 이상의 요소의 위치를 추정하는 위치결정 시스템(localization system)을 예시한 블록도를 도시한 도면.

도 16a는 개시된 분지부 예측 시스템 및 기법의 하나 이상의 태양을 구현하는 예시적인 수술 환경을 예시한 도면.

도 16b는 도 16a의 수술 환경에서 내비게이션될 수 있는 예시적인 내강 네트워크를 예시한 도면.

도 16c는 예를 들어, 예시적인 수술 환경에서 명령 콘솔로서 사용될 수 있는 예시적인 명령 콘솔을 예시한 도면.

도 17a는 일 실시예에 따른, 내비게이션 구성 시스템의 예시적인 블록도의 개요를 제공한 도면.

도 17b는 일 실시예에 따른, 도 17a에 도시된 내비게이션 모듈의 예시적인 블록도를 도시한 도면.

도 17c는 일 실시예에 따른, 상태 추정기 내에 포함된 추정 상태 데이터 저장소의 예시적인 블록도를 도시한 도면.

도 17d는 본 개시의 태양에 따른 예시적인 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템을 예시한 도면.

도 18a는 본 개시의 태양에 따른, 미정합(unregistered) 위치 센서-기반 분지부 예측을 위해 로봇 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

도 18b는 본 개시의 태양에 따른, 기구가 내강 네트워크를 통해 구동됨에 따라 하나 이상의 위치 센서에 의해 생성될 수 있는 위치 데이터 포인트들의 예시적인 세트를 예시한 도면.

도 19는 본 개시의 태양에 따른, 위치 센서-기반 분지부 예측이 수행될 수 있는 예시적인 내강 네트워크를 예시한 도면.

도 20은 본 개시의 태양에 따른, 정합된 위치 센서-기반 분지부 예측을 위해 로봇 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

도 21은 본 개시의 태양에 따른, 위치 센서-기반 분지부 예측을 위해 로봇 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015] **1. 개요.**

[0016] 본 개시의 태양은 복강경술과 같은 최소 침습 절차 및 내시경술과 같은 비-침습 절차 둘 모두를 비롯하여 다양한 의료 절차를 수행할 수 있는 로봇식(robotically-enabled) 의료 시스템 내에 통합될 수 있다. 내시경술 절차 중에서, 시스템은 기관지경술, 요관경술, 위내시경술(gastroscopy) 등을 수행하는 것이 가능할 수 있다.

[0017] 광범위한 절차를 수행하는 것에 더하여, 시스템은 의사를 보조하기 위한 향상된 이미징 및 안내와 같은 추가의 이점을 제공할 수 있다. 추가적으로, 시스템은 다루기 어려운 아암 운동 및 위치에 대한 필요 없이 인체공학적 위치로부터 절차를 수행하는 능력을 의사에게 제공할 수 있다. 더욱이, 시스템은, 시스템의 기구들 중 하나 이상이 단일 사용자에 의해 제어될 수 있도록, 개선된 사용 용이성을 갖고서 절차를 수행하는 능력을 의사에게 제공할 수 있다.

[0018] 다양한 실시예가 예시의 목적으로 도면과 함께 후술될 것이다. 개시된 개념의 많은 다른 구현예가 가능하고, 개시된 구현예로 다양한 이점이 달성될 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 참조를 위해 그리고 다양한 섹션을 찾는 데 도움을 주기 위해 표제가 본 명세서에 포함된다. 이들 표제는 그와 관련하여 기술되는 개념의 범주를 제한하도록 의도되지 않는다. 그러한 개념은 전체 명세서 전반에 걸쳐 적용될 수 있다.

[0019] **A. 로봇 시스템 - 카트.**

[0020] 로봇식 의료 시스템은 특정 절차에 따라 다양한 방식으로 구성될 수 있다. 도 1은 진단 및/또는 치료 기관지경술 절차를 위해 배열된 카트-기반 로봇식 시스템(10)의 일 실시예를 예시한다. 기관지경술 동안, 시스템(10)은 기관지경술을 위한 절차-특정적 기관지경일 수 있는, 조향가능 내시경(13)과 같은 의료 기구를 진단 및/또는 치료 도구를 전달하기 위한 자연 구멍 접근 지점(즉, 본 예에서 테이블 상에 위치된 환자의 입)으로 전달하기 위한 하나 이상의 로봇 아암(12)을 갖는 카트(11)를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 카트(11)는 접근 지점에 대한 접근을 제공하기 위해 환자의 상체에 근접하게 위치될 수 있다. 유사하게, 로봇 아암(12)은 접근 지점에 대해 기관지경을 위치시키도록 작동될 수 있다. 도 1의 배열은 또한, 위장(gastro-intestinal, GI) 절차를 위한 전문화된 내시경인 위내시경으로 GI 절차를 수행할 때 이용될 수 있다. 도 2는 카트의 예시적인 실시예를

더 상세히 도시한다.

[0021] 계속해서 도 1을 참조하면, 일단 카트(11)가 적절하게 위치되면, 로봇 아암(12)은 조향가능 내시경(13)을 로봇으로, 수동으로, 또는 이들의 조합으로 환자 내로 삽입할 수 있다. 도시된 바와 같이, 조향가능 내시경(13)은 적어도 2개의 삽통 부품(telescoping part), 예컨대 내부 리더(leader) 부분 및 외부 시스(sheath) 부분을 포함할 수 있으며, 각각의 부분은 기구 드라이버들(28)의 세트로부터의 별개의 기구 드라이버에 결합되고, 각각의 기구 드라이버는 개별 로봇 아암의 원위 단부에 결합된다. 리더 부분을 시스 부분과 동축으로 정렬시키는 것을 용이하게 하는, 기구 드라이버(28)의 이러한 선형 배열은 하나 이상의 로봇 아암(12)을 상이한 각도 및/또는 위치로 조작함으로써 공간에서 재위치될 수 있는 "가상 레일(virtual rail)"(29)을 생성한다. 본 명세서에 기술되는 가상 레일은 파선을 사용하여 도면에 도시되어 있으며, 따라서 파선은 시스템의 임의의 물리적 구조를 도시하지 않는다. 가상 레일(29)을 따른 기구 드라이버(28)의 병진은 외부 시스 부분에 대해 내부 리더 부분을 삽통식으로 이동시키거나, 환자로부터 내시경(13)을 전진 또는 후퇴시킨다. 가상 레일(29)의 각도는 임상 적용 또는 의사 선호도에 기초하여 조절, 병진, 및 피봇될(pivoted) 수 있다. 예를 들어, 기관지경술에서, 도시된 바와 같은 가상 레일(29)의 각도 및 위치는 내시경(13)을 환자의 입 안으로 구부림으로써 발생하는 마찰을 최소화하면서 내시경(13)에 대한 의사 접근을 제공하는 것 사이의 절충을 나타낸다.

[0022] 내시경(13)은 표적 목적지 또는 수술 부위에 도달할 때까지 로봇 시스템으로부터의 정확한 명령을 사용하여 삽입 후 환자의 기관 및 폐를 따라 지향될 수 있다. 환자의 폐 네트워크(lung network)를 통한 내비게이션을 향상시키고/시키거나 원하는 표적에 도달하기 위해, 내시경(13)은 향상된 관절운동 및 더 큰 굽힘 반경을 얻기 위해 외부 시스 부분으로부터 내부 리더 부분을 삽통식으로 연장시키도록 조작될 수 있다. 별개의 기구 드라이버(28)의 사용은 또한 리더 부분과 시스 부분이 서로 독립적으로 구동되도록 허용한다.

[0023] 예를 들어, 내시경(13)은, 예를 들어 환자의 폐 내의 병변 또는 결절과 같은 표적에 생검 바늘을 전달하도록 지향될 수 있다. 바늘은 병리학자에 의해 분석될 조직 샘플을 얻기 위해 내시경의 길이를 따라 연장되는 작업 채널을 따라 전개될 수 있다. 병리학 결과에 따라, 추가의 도구가 추가의 생검을 위해 내시경의 작업 채널을 따라 전개될 수 있다. 결절을 악성으로 확인한 후에, 내시경(13)은 잠재적인 암 조직을 절제하기 위한 도구를 내시경으로 전달할 수 있다. 일부 경우에, 진단 및 치료 처치제(treatment)가 별개의 절차로 전달될 필요가 있을 수 있다. 그들 상황에서, 내시경(13)은 또한 표적 결절의 위치를 "표시"하기 위한 기준점을 전달하는 데에도 사용될 수 있다. 다른 경우에서, 진단 및 치료 처치제는 동일한 절차 동안 전달될 수 있다.

[0024] 시스템(10)은 또한 이동가능 타워(tower)(30)를 포함할 수 있으며, 이는 카트(11)에 지지 케이블을 통해 연결되어 카트(11)에 제어부, 전자장치, 유체장치, 광학계, 센서, 및/또는 전력에 대한 지원을 제공할 수 있다. 그러한 기능을 타워(30) 내에 두는 것은 수술 의사 및 그/그녀의 스태프에 의해 더 용이하게 조절 및/또는 재위치될 수 있는 더 작은 형태 인자(form factor)의 카트(11)를 허용한다. 추가적으로, 카트/테이블과 지원 타워(30) 사이의 기능의 분할은 수술실의 어수선함을 감소시키고, 임상 작업흐름의 개선을 용이하게 한다. 카트(11)는 환자 가까이에 위치될 수 있지만, 타워(30)는 절차 동안 방해가 되지 않도록 원격 위치에 적재될 수 있다.

[0025] 전술된 로봇 시스템을 지원하기 위해, 타워(30)는, 예를 들어 영구 자기 저장 드라이브(persistent magnetic storage drive), 솔리드 스테이트 드라이브(solid state drive) 등과 같은 비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체 내에 컴퓨터 프로그램 명령어를 저장하는 컴퓨터-기반 제어 시스템의 구성요소(들)를 포함할 수 있다. 그들 명령어의 실행은, 실행이 타워(30)에서 이루어지든 또는 카트(11)에서 이루어지든 간에, 전체 시스템 또는 그의 서브-시스템(들)을 제어할 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터 시스템의 프로세서에 의해 실행될 때, 명령어는 로봇 시스템의 구성요소로 하여금 관련 캐리지(carriage) 및 아암 마운트(arm mount)를 작동시키고, 로봇 아암을 작동시키고, 의료 기구를 제어하게 할 수 있다. 예를 들어, 제어 신호를 수신하는 것에 응답하여, 로봇 아암의 조인트(joint) 내의 모터는 아암을 소정 자세로 위치시킬 수 있다.

[0026] 타워(30)는 또한, 내시경(13)을 통해 전개될 수 있는 시스템에 제어된 관주 및 흡인 능력을 제공하기 위해 펌프, 유량계, 밸브 제어부, 및/또는 유체 접근부(fluid access)를 포함할 수 있다. 이들 구성요소는 또한 타워(30)의 컴퓨터 시스템을 사용하여 제어될 수 있다. 일부 실시예에서, 관주 및 흡인 능력은 별개의 케이블(들)을 통해 내시경(13)으로 직접 전달될 수 있다.

[0027] 타워(30)는 카트(11)에 필터링되고 보호된 전력을 제공하도록 설계되는 전압 및 서지(surge) 보호기를 포함하여, 그에 의해 카트(11) 내에 전력 변압기 및 다른 보조 전력 구성요소를 배치하는 것을 회피하여, 더 작고 더 이동가능한 카트(11)를 생성할 수 있다.

[0028] 타워(30)는 또한 로봇 시스템(10) 전체에 걸쳐 전개된 센서에 대한 지원 장비를 포함할 수 있다. 예를 들어, 타워(30)는 로봇 시스템(10) 전체에 걸쳐 광학 센서 또는 카메라로부터 수신된 데이터를 검출, 수신, 및 처리하기 위한 광-전자 장비를 포함할 수 있다. 제어 시스템과 조합하여, 그러한 광-전자 장비는 타워(30) 내를 비롯하여, 시스템 전체에 걸쳐 전개된 임의의 수의 콘솔(console)에 디스플레이하기 위한 실시간 이미지를 생성하는 데 사용될 수 있다. 유사하게, 타워(30)는 또한 전개된 전자기(electromagnetic, EM) 센서로부터 수신되는 신호를 수신하고 처리하기 위한 전자 서브시스템을 포함할 수 있다. 타워(30)는 또한 의료 기구 내의 또는 그 상의 EM 센서에 의한 검출을 위한 EM 필드 발생기(field generator)를 수용하고 위치시키는 데 사용될 수 있다.

[0029] 타워(30)는 또한 시스템의 나머지 부분에서 이용가능한 다른 콘솔, 예컨대 카트의 상부에 장착된 콘솔에 더하여 콘솔(31)을 포함할 수 있다. 콘솔(31)은 의사 조작자를 위한 사용자 인터페이스 및 디스플레이 스크린, 예컨대 터치스크린을 포함할 수 있다. 시스템(10) 내의 콘솔은 일반적으로 로봇 제어뿐만 아니라 절차의 수술전 및 실시간 정보, 예컨대 내시경(13)의 내비게이션 및 위치결정 정보 둘 모두를 제공하도록 설계된다. 콘솔(31)이 의사가 이용가능한 유일한 콘솔이 아닐 때, 그것은 간호사와 같은 제2 조작자에 의해, 환자의 건강 또는 바이탈(vital) 및 시스템의 작동을 모니터링할 뿐만 아니라, 내비게이션 및 위치결정 정보와 같은 절차-특정적 데이터를 제공하는 데 사용될 수 있다.

[0030] 타워(30)는 하나 이상의 케이블 또는 연결부(도시되지 않음)를 통해 카트(11) 및 내시경(13)에 결합될 수 있다. 일부 실시예에서, 타워(30)로부터의 지원 기능은 단일 케이블을 통해 카트(11)에 제공되어, 수술실을 간소화하고 정리할 수 있다. 다른 실시예에서, 특정 기능은 별개의 케이블류(cabling) 및 연결부로 결합될 수 있다. 예를 들어, 전력은 단일 전력 케이블을 통해 카트에 제공될 수 있지만, 제어부, 광학계, 유체장치, 및/또는 내비게이션에 대한 지원은 별개의 케이블을 통해 제공될 수 있다.

[0031] 도 2는 도 1에 도시된 카트-기반 로봇식 시스템으로부터의 카트의 일 실시예의 상세한 예시를 제공한다. 카트(11)는 일반적으로 세장형 지지 구조물(14)(흔히 "칼럼"으로 지칭됨), 카트 기부(15), 및 칼럼(14)의 상부에 있는 콘솔(16)을 포함한다. 칼럼(14)은 하나 이상의 로봇 아암(12)(3개가 도 2에 도시됨)의 전개를 지원하기 위한 캐리지(17)(대안적으로 "아암 지지부")와 같은 하나 이상의 캐리지를 포함할 수 있다. 캐리지(17)는 환자에 대한 더 양호한 위치설정을 위해 로봇 아암(12)의 기부를 조절하도록 수직 축을 따라 회전하는 개별적으로 구성가능한 아암 마운트를 포함할 수 있다. 캐리지(17)는 또한 캐리지(17)가 칼럼(14)을 따라 수직으로 병진하도록 허용하는 캐리지 인터페이스(19)를 포함한다.

[0032] 캐리지 인터페이스(19)는 캐리지(17)의 수직 병진을 안내하기 위해 칼럼(14)의 서로 반대편에 있는 측부들 상에 위치되는, 슬롯(slot)(20)과 같은 슬롯을 통해 칼럼(14)에 연결된다. 슬롯(20)은 캐리지를 카트 기부(15)에 대해 다양한 수직 높이에 위치시키고 유지시키기 위한 수직 병진 인터페이스를 포함한다. 캐리지(17)의 수직 병진은 카트(11)가 로봇 아암(12)의 도달범위를 조절하여 다양한 테이블 높이, 환자 크기, 및 의사 선호도를 충족시키도록 허용한다. 유사하게, 캐리지(17) 상의 개별적으로 구성가능한 아암 마운트는 로봇 아암(12)의 로봇 아암 기부(21)가 다양한 구성으로 경사지도록 허용한다.

[0033] 일부 실시예에서, 슬롯(20)은 캐리지(17)가 수직으로 병진함에 따라 수직 병진 인터페이스 및 칼럼(14)의 내부 챔버 내로 먼지 및 유체가 유입되는 것을 방지하기 위해 슬롯 표면과 동일 평면상에 있고 그에 평행한 슬롯 커버로 보완될 수 있다. 슬롯 커버는 슬롯(20)의 수직 상부 및 저부 부근에 위치된 스프링 스풀(spring spool)들의 쌍을 통해 전개될 수 있다. 커버는 캐리지(17)가 상하로 수직으로 병진함에 따라 그들의 코일링된(coiled) 상태로부터 연장 및 후퇴되도록 전개될 때까지 스풀 내에 코일링된다. 스풀의 스프링-로딩(spring-loading)은 캐리지(17)가 스풀을 향해 병진할 때 커버를 스풀 내로 후퇴시키는 힘을 제공함과 동시에, 또한 캐리지(17)가 스풀로부터 멀어지게 병진할 때 밀폐 시일(tight seal)을 유지시킨다. 커버는 캐리지(17)가 병진함에 따라 커버의 적절한 연장 및 후퇴를 보장하기 위해, 예를 들어 캐리지 인터페이스(19) 내의 브래킷(bracket)을 사용하여 캐리지(17)에 연결될 수 있다.

[0034] 칼럼(14)은 내부적으로, 사용자 입력, 예컨대 콘솔(16)로부터의 입력에 응답하여 생성된 제어 신호에 응답하여 기계화된 방식으로 캐리지(17)를 병진시키기 위해 수직으로 정렬된 리드 스크류(lead screw)를 사용하도록 설계되는, 기어 및 모터와 같은 메커니즘을 포함할 수 있다.

[0035] 로봇 아암(12)은 일반적으로, 일련의 조인트(24)에 의해 연결되는 일련의 링크장치(linkage)(23)에 의해 분리되는 로봇 아암 기부(21) 및 엔드 이펙터(end effector)(22)를 포함할 수 있으며, 각각의 조인트는 독립적인 액추에이터(actuator)를 포함하고, 각각의 액추에이터는 독립적으로 제어가능한 모터를 포함한다. 각각의 독립적으로 제어가능한 조인트는 로봇 아암이 이용가능한 독립적인 자유도(degree of freedom)를 나타낸다. 아암들(12)

각각은 7개의 조인트를 가지며, 따라서 7 자유도를 제공한다. 다수의 조인트는 다수의 자유도를 생성하여, "여분의(redundant)" 자유도를 허용한다. 여분의 자유도는 로봇 아암(12)이 상이한 링크장치 위치 및 조인트 각도를 사용하여 공간에서 특정 위치, 배향, 및 궤적으로 그들 각각의 엔드 이펙터(22)를 위치시키도록 허용한다. 이는 시스템이 의료 기구를 공간에서 원하는 지점으로부터 위치시키고 지향시키도록 허용함과 동시에, 의사가 아암 충돌을 회피하면서 더 우수한 접근을 생성하기 위해 아암 조인트를 환자로부터 떨어진 임상적으로 유리한 위치로 이동시키도록 허용한다.

[0036] 카트 기부(15)는 바닥 위에서 칼럼(14), 캐리지(17), 및 아암(12)의 중량의 균형을 잡는다. 따라서, 카트 기부(15)는 전자장치, 모터, 전력 공급부와 같은 더 무거운 구성요소뿐만 아니라, 이동을 가능하게 하고/하거나 카트를 움직이지 못하게 하는 구성요소를 수용한다. 예를 들어, 카트 기부(15)는 절차 전에 카트가 수술실을 용이하게 돌아다니도록 허용하는 롤링가능 휠(rollable wheel)-형상의 캐스터(caster)(25)를 포함한다. 적절한 위치에 도달한 후에, 캐스터(25)는 절차 동안 카트(11)를 제위치로 유지시키기 위해 휠 로크(wheel lock)를 사용하여 움직이지 못하게 될 수 있다.

[0037] 칼럼(14)의 수직 단부에 위치되어, 콘솔(16)은 사용자 입력을 수신하기 위한 사용자 인터페이스, 및 수술전 데이터 및 수술중 데이터 둘 모두를 의사 사용자에게 제공하기 위한 디스플레이 스크린 둘 모두(또는 예를 들어 터치스크린(26)과 같은 이중-목적 장치)를 허용한다. 터치스크린(26) 상의 잠재적인 수술전 데이터는 수술전 계획, 수술전 컴퓨터 단층촬영(computerized tomography, CT) 스캔으로부터 도출된 내비게이션 및 매핑 데이터(mapping data), 및/또는 수술전 환자 인터뷰로부터의 기록을 포함할 수 있다. 디스플레이 상의 수술중 데이터는 도구, 센서로부터 제공되는 광학 정보 및 센서로부터의 좌표 정보뿐만 아니라, 호흡, 심박수, 및/또는 맥박과 같은 바이탈 환자 통계치를 포함할 수 있다. 콘솔(16)은 의사가 캐리지(17) 반대편에 있는 칼럼(14)의 측부로부터 콘솔에 접근하게 허용하도록 위치되고 틸팅될 수 있다. 이러한 위치로부터, 의사는 카트(11) 뒤로부터 콘솔(16)을 작동시키면서 콘솔(16), 로봇 아암(12), 및 환자를 관찰할 수 있다. 도시된 바와 같이, 콘솔(16)은 또한 카트(11)를 조작하고 안정시키는 것을 보조하기 위한 손잡이(27)를 포함한다.

[0038] 도 3은 요관경술을 위해 배열된 로봇식 시스템(10)의 일 실시예를 예시한다. 요관경술 절차에서, 카트(11)는 환자의 요도 및 요관을 가로지르도록 설계된 절차-특정적 내시경인 요관경(32)을 환자의 하복부 영역으로 전달하도록 위치될 수 있다. 요관경술에서, 요관경(32)이 환자의 요도와 직접 정렬되어 그러한 영역 내의 민감한 해부학적 구조에 대한 마찰과 힘을 감소시키는 것이 바람직할 수 있다. 도시된 바와 같이, 카트(11)는 로봇 아암(12)이 환자의 요도에 대한 직접적인 선형 접근을 위해 요관경(32)을 위치시키게 허용하도록 테이블의 풋(foot)에 정렬될 수 있다. 테이블의 풋으로부터, 로봇 아암(12)은 요관경(32)을 가상 레일(33)을 따라 요도를 통해 환자의 하복부 내로 직접 삽입할 수 있다.

[0039] 요도 내로의 삽입 후에, 기관지경술에서와 유사한 제어 기법을 사용하여, 요관경(32)은 진단 및/또는 치료 응용을 위해 방광, 요관, 및/또는 신장 내로 내비게이션될 수 있다. 예를 들어, 요관경(32)은 요관경(32)의 작업 채널을 따라 전개된 레이저 또는 초음파 쇄석술 장치를 사용하여 신장 결석 축적물을 부수기 위해 요관 및 신장 내로 지향될 수 있다. 쇄석술이 완료된 후에, 생성된 결석 파편은 요관경(32)을 따라 전개된 바스켓(basket)을 사용하여 제거될 수 있다.

[0040] 도 4는 혈관 절차를 위해 유사하게 배열된 로봇식 시스템의 일 실시예를 예시한다. 혈관 절차에서, 시스템(10)은 카트(11)가 조향가능 카테터(steerable catheter)와 같은 의료 기구(34)를 환자의 다리 내의 대퇴 동맥 내의 접근 지점으로 전달할 수 있도록 구성될 수 있다. 대퇴 동맥은 내비게이션을 위한 더 큰 직경뿐만 아니라 환자의 심장으로의 상대적으로 덜 우회하고 사행형인 경로 둘 모두를 나타내며, 이는 내비게이션을 단순화한다. 요관경술 절차에서와 같이, 카트(11)는 로봇 아암(12)이 환자의 대퇴부/둔부 영역 내의 대퇴 동맥 접근 지점에 대한 직접적인 선형 접근을 갖는 가상 레일(35)을 제공하게 허용하도록 환자의 다리 및 하복부를 향해 위치될 수 있다. 동맥 내로의 삽입 후에, 의료 기구(34)는 기구 드라이버(28)를 병진시킴으로써 지향되고 삽입될 수 있다. 대안적으로, 카트는, 예를 들어 어깨 및 손목 부근의 경동맥 및 상완 동맥과 같은 대안적인 혈관 접근 지점에 도달하기 위해 환자의 상복부 주위에 위치될 수 있다.

[0041] **B. 로봇 시스템 - 테이블.**

[0042] 로봇식 의료 시스템의 실시예는 또한 환자의 테이블을 통합할 수 있다. 테이블의 통합은 카트를 제거함으로써 수술실 내의 자본 장비의 양을 감소시키며, 이는 환자에 대한 더 우수한 접근을 허용한다. 도 5는 기관지경술 절차를 위해 배열된 그러한 로봇식 시스템의 일 실시예를 예시한다. 시스템(36)은 바닥 위에서 플랫폼(platform)(38)("테이블" 또는 "베드(bed)"로 도시됨)을 지지하기 위한 지지 구조물 또는 칼럼(37)을 포함한다.

카트-기반 시스템에서와 매우 유사하게, 시스템(36)의 로봇 아암(39)의 엔드 이펙터는 기구 드라이버(42)를 포함하며, 이는 도 5의 기관지경(40)과 같은 세장형 의료 기구를 기구 드라이버(42)의 선형 정렬로부터 형성된 가상 레일(41)을 통해 또는 그를 따라 조작하도록 설계된다. 실제로, 형광투시 이미징(fluoroscopic imaging)을 제공하기 위한 C-아암이 방출기(emitter) 및 검출기(detector)를 테이블(38) 주위에 배치함으로써 환자의 상복부 영역 위에 위치될 수 있다.

[0043] 도 6은 논의 목적을 위해 환자 및 의료 기구가 없는 시스템(36)의 대안적인 도면을 제공한다. 도시된 바와 같이, 칼럼(37)은 시스템(36) 내에 링(ring)-형상으로 도시된 하나 이상의 캐리지(43)를 포함할 수 있으며, 하나 이상의 로봇 아암(39)이 그로부터 기초할 수 있다. 캐리지(43)는 로봇 아암(39)이 그로부터 환자에게 도달하도록 위치될 수 있는 상이한 유리한 지점을 제공하기 위해 칼럼(37)의 길이를 따라 연장되는 수직 칼럼 인터페이스(44)를 따라 병진할 수 있다. 캐리지(들)(43)는, 로봇 아암(39)이 예를 들어 환자의 양쪽 측부와 같은 테이블(38)의 다수의 측부에 접근할 수 있도록 허용하기 위해, 칼럼(37) 내에 위치된 기계식 모터를 사용하여 칼럼(37)을 중심으로 회전할 수 있다. 다수의 캐리지를 갖는 실시예에서, 캐리지는 칼럼 상에 개별적으로 위치될 수 있고, 다른 캐리지와 독립적으로 병진 및/또는 회전할 수 있다. 캐리지(43)가 칼럼(37)을 둘러싸거나 심지어 원형일 필요는 없지만, 도시된 바와 같은 링-형상은 구조적 균형을 유지시키면서 칼럼(37)을 중심으로 하는 캐리지(43)의 회전을 용이하게 한다. 캐리지(43)의 회전 및 병진은 시스템이 내시경 및 복강경과 같은 의료 기구를 환자 상의 상이한 접근 지점으로 정렬시키도록 허용한다.

[0044] 아암(39)은 로봇 아암(39)에 추가의 구성가능성(configurability)을 제공하기 위해 개별적으로 회전하고/하거나 삽통식으로 연장될 수 있는 일련의 조인트를 포함하는 아암 마운트들(45)의 세트를 통해 캐리지 상에 장착될 수 있다. 추가적으로, 아암 마운트(45)는, 캐리지(43)가 적절하게 회전될 때, 아암 마운트(45)가 (도 6에 도시된 바와 같이) 테이블(38)의 동일한 측부 상에, (도 9에 도시된 바와 같이) 테이블(38)의 서로 반대편에 있는 측부들 상에, 또는 테이블(38)의 인접한 측부들 상에(도시되지 않음) 위치될 수 있도록 캐리지(43) 상에 위치될 수 있다.

[0045] 칼럼(37)은 테이블(38)에 대한 지지, 및 캐리지의 수직 병진을 위한 경로를 구조적으로 제공한다. 내부적으로, 칼럼(37)은 캐리지의 수직 병진을 안내하기 위한 리드 스크류, 및 리드 스크류에 기초하여 상기 캐리지의 병진을 기계화하기 위한 모터를 구비할 수 있다. 칼럼(37)은 또한 캐리지(43) 및 그 상에 장착된 로봇 아암(39)에 전력 및 제어 신호를 전달할 수 있다.

[0046] 테이블 기부(46)는 도 2에 도시된 카트(11) 내의 카트 기부(15)와 유사한 기능을 하여, 테이블/베드(38), 칼럼(37), 캐리지(43), 및 로봇 아암(39)의 균형을 잡기 위해 더 무거운 구성요소를 수용한다. 테이블 기부(46)는 또한 절차 동안 안정성을 제공하기 위해 강성 캐스터를 통합할 수 있다. 테이블 기부(46)의 저부로부터 전개되어, 캐스터는 기부(46)의 양쪽 측부 상에서 반대 방향들로 연장될 수 있고, 시스템(36)이 이동될 필요가 있을 때 후퇴될 수 있다.

[0047] 계속해서 도 6을 참조하면, 시스템(36)은 또한 타워(도시되지 않음)를 포함할 수 있으며, 이는 테이블의 형태 인자 및 부피(bulk)를 감소시키기 위해 시스템(36)의 기능을 테이블과 타워 사이에서 분할한다. 이전에 개시된 실시예에서와 같이, 타워는 처리, 컴퓨팅, 및 제어 능력, 전력, 유체장치, 및/또는 광학 및 센서 처리와 같은 다양한 지원 기능을 테이블에 제공할 수 있다. 타워는 또한, 의사 접근을 개선하고 수술실을 정리하기 위해 환자로부터 멀리 위치되도록 이동가능할 수 있다. 추가적으로, 타워 내에 구성요소를 배치하는 것은 로봇 아암의 잠재적인 적재를 위한, 테이블 기부 내의 더 많은 보관 공간을 허용한다. 타워는 또한, 키보드 및/또는 펜던트(pendant)와 같은, 사용자 입력을 위한 사용자 인터페이스뿐만 아니라, 실시간 이미징, 내비게이션, 및 추적 정보와 같은 수술전 및 수술중 정보를 위한 디스플레이 스크린(또는 터치스크린) 둘 모두를 제공하는 콘솔을 포함할 수 있다.

[0048] 일부 실시예에서, 테이블 기부는 사용하지 않을 때 로봇 아암을 적재 및 보관할 수 있다. 도 7은 테이블-기반 시스템의 일 실시예에서 로봇 아암을 적재하는 시스템(47)을 예시한다. 시스템(47)에서, 캐리지(48)는 로봇 아암(50), 아암 마운트(51), 및 캐리지(48)를 기부(49) 내에 적재하기 위해 기부(49) 내로 수직으로 병진될 수 있다. 기부 커버(52)는 병진 및 후퇴되어 개방되어 캐리지(48), 아암 마운트(51), 및 아암(50)을 칼럼(53) 주위로 전개시킬 수 있고, 사용하지 않을 때 그들을 적재하여 보호하기 위해 폐쇄될 수 있다. 기부 커버(52)는 그의 개구의 에지를 따라 멤브레인(membrane)(54)으로 밀봉되어, 폐쇄될 때 먼지 및 유체 유입을 방지할 수 있다.

[0049] 도 8은 요관경술 절차를 위해 구성된 로봇식 테이블-기반 시스템의 일 실시예를 예시한다. 요관경술에서, 테이블(38)은 환자를 칼럼(37) 및 테이블 기부(46)로부터 벗어난 각도로 위치시키기 위한 스위블 부분(swivel

portion)(55)을 포함할 수 있다. 스위블 부분(55)은 스위블 부분(55)의 저부 부분을 칼럼(37)으로부터 멀리 위치시키기 위해 피봇 지점(예컨대, 환자의 머리 아래에 위치됨)을 중심으로 회전 또는 피봇할 수 있다. 예를 들어, 스위블 부분(55)의 피봇팅(pivoting)은 C-아암(도시되지 않음)이 테이블(38) 아래의 칼럼(도시되지 않음)과 공간을 경합함이 없이 환자의 하복부 위에 위치되도록 허용한다. 캐리지(35)(도시되지 않음)를 칼럼(37)을 중심으로 회전시킴으로써, 로봇 아암(39)은 요관경(56)을 가상 레일(57)을 따라 환자의 서혜부 영역 내로 직접 삽입하여 요도에 도달하게 할 수 있다. 요관경술에서, 스터럽(stirrup)(58)이 또한 테이블(38)의 스위블 부분(55)에 고정되어, 절차 동안 환자의 다리의 위치를 지지하고 환자의 서혜부 영역에 대한 명확한 접근을 허용할 수 있다.

[0050] 복강경술 절차에서, 환자의 복벽 내의 작은 절개부(들)를 통해, 최소 침습 기구(하나 이상의 절개부의 크기를 수용하기 위해 형상이 세장형임)가 환자의 해부학적 구조 내로 삽입될 수 있다. 환자의 복강의 팽창 후에, 흔히 복강경으로 지칭되는 기구는 파지, 절단, 절제, 봉합 등과 같은 수술 작업을 수행하도록 지향될 수 있다.도 9는 복강경술 절차를 위해 구성된 로봇식 테이블-기반 시스템의 일 실시예를 예시한다. 도 9에 도시된 바와 같이, 시스템(36)의 캐리지(43)는 로봇 아암들(39)의 쌍을 테이블(38)의 서로 반대편에 있는 측부들 상에 위치시키도록 회전되고 수직으로 조절될 수 있어서, 복강경(59)이 환자의 양쪽 측부 상의 최소 절개부로 통과되어 그/그녀의 복강에 도달하도록 아암 마운트(45)를 사용하여 위치될 수 있게 한다.

[0051] 복강경술 절차를 수용하기 위해, 로봇식 테이블 시스템은 또한 플랫폼을 원하는 각도로 틸팅되게 할 수 있다. 도 10은 피치 또는 틸트 조절을 갖는 로봇식 의료 시스템의 일 실시예를 예시한다. 도 10에 도시된 바와 같이, 시스템(36)은 테이블(38)의 틸트를 수용하여, 테이블의 하나의 부분을 다른 부분보다 바닥으로부터 더 큰 거리를 두고 위치시킬 수 있다. 추가적으로, 아암 마운트(45)는 틸트와 일치하도록 회전할 수 있어서, 아암(39)이 테이블(38)과 동일한 평면 관계를 유지시키게 한다. 더 급격한 각도를 수용하기 위해, 칼럼(37)은 또한, 칼럼(37)의 수직 연장이 테이블(38)이 바닥에 닿거나 기부(46)와 충돌하지 않게 하도록 허용하는 삽통 부분(60)을 포함할 수 있다.

[0052] 도 11은 테이블(38)과 칼럼(37) 사이의 인터페이스의 상세한 예시를 제공한다. 피치 회전 메커니즘(61)은 다중 자유도로 칼럼(37)에 대한 테이블(38)의 피치 각도를 변경하도록 구성될 수 있다. 피치 회전 메커니즘(61)은 칼럼-테이블 인터페이스에서의 직교 축(1, 2)의 위치설정에 의해 가능해질 수 있으며, 각각의 축은 전기 피치 각도 명령에 응답하여 별개의 모터(3, 4)에 의해 작동된다. 하나의 스크류(5)를 따른 회전은 하나의 축(1)에서의 틸트 조절을 가능하게 할 것인 한편, 다른 하나의 스크류(6)를 따른 회전은 다른 하나의 축(2)을 따른 틸트 조절을 가능하게 할 것이다.

[0053] 예를 들어, 피치 조절은, 하복부 수술을 위해, 테이블을 트렌델렌부르크 자세(Trendelenburg position)로 위치시키려고 할 때, 즉 환자의 하복부를 환자의 하복부보다 바닥으로부터 더 높은 위치에 위치시키려고 할 때 특히 유용하다. 트렌델렌부르크 자세는 환자의 내부 장기가 중력을 통해 그/그녀의 상복부를 향해 미끄러지게 하여, 최소 침습 도구가 들어가서 복강경 전립선절제술과 같은 하복부 수술 절차를 수행할 복강을 비운다.

[0054] **C. 기구 드라이버 및 인터페이스.**

[0055] 시스템의 로봇 아암의 엔드 이펙터는 (i) 의료 기구를 작동시키기 위한 전기-기계 수단을 통합하는 기구 드라이버(대안적으로 "기구 구동 메커니즘" 또는 "기구 장치 조작기"로 지칭됨), 및 (ii) 모터와 같은 임의의 전기-기계 구성요소가 없을 수 있는 제거가능 또는 탈착가능 의료 기구를 포함한다. 이러한 이분법은 의료 절차에 사용되는 의료 기구를 멸균할 필요성, 및 그들의 복잡한 기계 조립체 및 민감한 전자장치로 인해 고가의 자본 장비를 적절하게 멸균할 수 없음에 의해 주도될 수 있다. 따라서, 의료 기구는 의사 또는 의사의 스태프에 의한 개별적인 멸균 또는 폐기를 위해 기구 드라이버(및 그에 따라 시스템)로부터 탈착, 제거, 및 교환되도록 설계될 수 있다. 대조적으로, 기구 드라이버는 변경 또는 멸균될 필요가 없고, 보호를 위해 드레이핑될(draped) 수 있다.

[0056] 도 12는 예시적인 기구 드라이버를 예시한다. 로봇 아암의 원위 단부에 위치되어, 기구 드라이버(62)는 구동 샤프트(64)를 통해 의료 기구에 제어된 토크를 제공하기 위해 평행 축으로 배열되는 하나 이상의 구동 유닛(63)으로 구성된다. 각각의 구동 유닛(63)은 기구와 상호작용하기 위한 개별 구동 샤프트(64), 모터 샤프트 회전을 원하는 토크로 변환시키기 위한 기어 헤드(65), 구동 토크를 생성하기 위한 모터(66), 모터 샤프트의 속도를 측정하고 제어 회로부에 피드백을 제공하기 위한 인코더(encoder)(67), 및 제어 신호를 수신하고 구동 유닛을 작동시키기 위한 제어 회로부(68)를 포함한다. 각각의 구동 유닛(63)이 독립적으로 제어되고 동력화되기 때문에, 기구 드라이버(62)는 의료 기구에 다수의(도 12에 도시된 바와 같이 4개의) 독립적인 구동 출력부를 제공할

수 있다. 작동 시에, 제어 회로부(68)는 제어 신호를 수신할 것이고, 모터(66)에 모터 신호를 전송할 것이며, 인코더(67)에 의해 측정된 바와 같은 생성된 모터 속도를 원하는 속도와 비교할 것이고, 모터 신호를 변조하여 원하는 토크를 생성할 것이다.

[0057] 멸균 환경을 필요로 하는 절차의 경우, 로봇 시스템은 기구 드라이버와 의료 기구 사이에 있는, 멸균 드레이프(sterile drape)에 연결된 멸균 어댑터(sterile adapter)와 같은 구동 인터페이스를 통합할 수 있다. 멸균 어댑터의 주된 목적은 기구 드라이버의 구동 샤프트로부터 기구의 구동 입력부로 각도 운동을, 구동 샤프트와 구동 입력부 사이의 물리적 분리, 및 그에 따라 멸균을 유지시키면서, 전달하는 것이다. 따라서, 예시적인 멸균 어댑터는 기구 드라이버의 구동 샤프트 및 기구 상의 구동 입력부와 정합되도록 의도되는 일련의 회전 입력부 및 출력부로 구성될 수 있다. 멸균 어댑터에 연결되어, 투명 또는 반투명 플라스틱과 같은 얇은 가요성 재료로 구성된 멸균 드레이프는 기구 드라이버, 로봇 아암, (카트-기반 시스템 내의) 카트 또는 (테이블-기반 시스템 내의) 테이블과 같은 자본 장비를 덮도록 설계된다. 드레이프의 사용은 자본 장비가 멸균을 필요로 하지 않는 영역(즉, 비-멸균 영역) 내에 여전히 위치되면서 환자에게 근접하게 위치되도록 허용할 것이다. 멸균 드레이프의 다른 하나의 측부 상에서, 의료 기구는 멸균을 필요로 하는 영역(즉, 멸균 영역)에서 환자와 인터페이스할 수 있다.

[0058] **D. 의료 기구.**

[0059] 도 13은 페어링된 기구 드라이버를 갖는 예시적인 의료 기구를 예시한다. 로봇 시스템과 함께 사용하도록 설계된 다른 기구와 마찬가지로, 의료 기구(70)는 세장형 샤프트(71)(또는 세장형 본체) 및 기구 기부(72)를 포함한다. 의사에 의한 수동 상호작용을 위한 그의 의도된 설계로 인해 "기구 손잡이"로 또한 지칭되는 기구 기부(72)는 일반적으로, 로봇 아암(76)의 원위 단부에서 기구 드라이버(75) 상의 구동 인터페이스를 통해 연장되는 구동 출력부(74)와 정합되도록 설계되는 회전가능 구동 입력부(73), 예컨대 리셉터클(receptacle), 풀리(pulley) 또는 스풀을 포함할 수 있다. 물리적으로 연결, 래칭(latched), 및/또는 결합될 때, 기구 기부(72)의 정합된 구동 입력부(73)는 기구 드라이버(75) 내의 구동 출력부(74)와 회전 축을 공유하여, 구동 출력부(74)로부터 구동 입력부(73)로의 토크의 전달을 허용할 수 있다. 일부 실시예에서, 구동 출력부(74)는 구동 입력부(73) 상의 리셉터클과 정합하도록 설계되는 스플라인(spline)을 포함할 수 있다.

[0060] 세장형 샤프트(71)는, 예컨대 내시경술에서와 같이, 해부학적 개구 또는 내강, 또는 예컨대 복강경술에서와 같이, 최소 침습 절개부를 통해 전달되도록 설계된다. 세장형 샤프트(66)는 가요성(예컨대, 내시경과 유사한 특성을 가짐) 또는 강성(예컨대, 복강경과 유사한 특성을 가짐)이거나 가요성 부분 및 강성 부분 둘 모두의 맞춤형 조합을 포함할 수 있다. 복강경술을 위해 설계될 때, 강성의 세장형 샤프트의 원위 단부는, 회전 축을 갖는 클레비스(clevis)로부터 형성되는 조인트식 리스트(jointed wrist), 및 구동 입력부가 기구 드라이버(75)의 구동 출력부(74)로부터 수신된 토크에 응답하여 회전함에 따라 텐돈(tendon)으로부터의 힘에 기초하여 작동될 수 있는, 예를 들어 파지기 또는 가위와 같은 수술 도구를 포함하는 엔드 이펙터에 연결될 수 있다. 내시경술을 위해 설계될 때, 가요성의 세장형 샤프트의 원위 단부는 기구 드라이버(75)의 구동 출력부(74)로부터 수신된 토크에 기초하여 관절운동되고 구부러질 수 있는 조향가능 또는 제어가능 굽힘 섹션을 포함할 수 있다.

[0061] 기구 드라이버(75)로부터의 토크는 샤프트(71) 내의 텐돈을 사용하여 세장형 샤프트(71)를 따라 전달된다. 풀 와이어(pull wire)와 같은 이들 개별 텐돈은 기구 손잡이(72) 내의 개별 구동 입력부(73)에 개별적으로 고정될 수 있다. 손잡이(72)로부터, 텐돈은 세장형 샤프트(71) 내의 하나 이상의 풀 루멘(pull lumen)을 따라 지향되고, 세장형 샤프트(71)의 원위 부분에서 고정된다. 복강경술에서, 이들 텐돈은 리스트, 파지기, 또는 가위와 같은 원위에 장착된 엔드 이펙터에 결합될 수 있다. 그러한 배열 하에서, 구동 입력부(73)에 가해진 토크는 텐돈에 장력을 전달하여, 그에 의해 엔드 이펙터가 일정 방식으로 작동하게 할 것이다. 복강경술에서, 텐돈은 조인트가 축을 중심으로 회전하게 하여, 그에 의해 엔드 이펙터가 하나의 방향 또는 다른 방향으로 이동하게 할 수 있다. 대안적으로, 텐돈은 세장형 샤프트(71)의 원위 단부에서 파지기의 하나 이상의 조오(jaw)에 연결될 수 있으며, 여기에서 텐돈으로부터의 장력은 파지기가 폐쇄되게 한다.

[0062] 내시경술에서, 텐돈은 접착제, 제어 링, 또는 다른 기계적 고정을 통해 (예컨대, 원위 단부에서) 세장형 샤프트(71)를 따라 위치된 굽힘 또는 관절운동 섹션에 결합될 수 있다. 굽힘 섹션의 원위 단부에 고정식으로 부착될 때, 구동 입력부(73)에 가해진 토크는 텐돈을 따라 전달되어, 더 연질인 굽힘 섹션(때때로 관절운동가능 섹션 또는 영역으로 지칭됨)이 구부러지거나 관절운동하게 할 것이다. 비-굽힘 섹션을 따라, 내시경 샤프트의 벽을 따라(또는 그 내측에서) 개별 텐돈을 지향시키는 개별 풀 루멘을 나선형화 또는 나선화하여, 풀 와이어의 장력으로부터 발생하는 반경방향 힘의 균형을 잡는 것이 유리할 수 있다. 나선(spiraling)의 각도 및/또는 그들 사

이의 간격은 특정 목적을 위해 변경 또는 조작될 수 있으며, 여기에서 더 조밀한 나선은 하중 힘 하에서의 더 작은 샤프트 압축을 나타내는 한편, 더 적은 양의 나선은 하중 힘 하에서의 더 큰 샤프트 압축을 가져오지만, 또한 한계 굽힘을 나타낸다. 스펙트럼의 다른 단부 상에서, 풀 루멘은 원하는 굽힘 또는 관절운동가능 섹션에서의 제어된 관절운동을 허용하기 위해 세장형 샤프트(71)의 길이방향 축에 평행하게 지향될 수 있다.

[0063] 내시경술에서, 세장형 샤프트(71)는 로봇 절차를 보조하기 위한 다수의 구성요소를 수용한다. 샤프트는 샤프트(71)의 원위 단부에서 수술 영역에 수술 도구, 관주, 및/또는 흡인을 전개시키기 위한 작업 채널로 구성될 수 있다. 샤프트(71)는 또한, 광학 카메라를 포함할 수 있는, 원위 팁(distal tip)에 있는 광학 조립체로/그로부터 신호를 전달하기 위한 와이어 및/또는 광섬유를 수용할 수 있다. 샤프트(71)는 또한, 발광 다이오드와 같은 근위에 위치된 광원으로부터 샤프트의 원위 단부로 광을 전달하기 위한 광섬유를 수용할 수 있다.

[0064] 기구(70)의 원위 단부에서, 원위 팁은 또한, 진단 및/또는 치료, 관주, 및 흡인을 위한 도구를 수술 부위로 전달하기 위한 작업 채널의 개구를 포함할 수 있다. 원위 팁은 또한, 내부 해부학적 공간의 이미지를 캡처하기 위한, 섬유경 또는 디지털 카메라와 같은 카메라를 위한 포트를 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 원위 팁은 또한, 카메라를 사용할 때 해부학적 공간을 조명하기 위한 광원을 위한 포트를 포함할 수 있다.

[0065] 도 13의 예에서, 구동 샤프트 축, 및 그에 따라 구동 입력부 축은 세장형 샤프트의 축에 직교한다. 그러나, 이러한 배열은 세장형 샤프트(71)에 대한 롤(roll) 능력을 복잡하게 한다. 구동 입력부(73)를 정적으로 유지시키면서 세장형 샤프트(71)를 그의 축을 따라 롤링시키는 것은 텐돈이 구동 입력부(73)로부터 연장되고 세장형 샤프트(71) 내의 풀 루멘에 들어감에 따라 텐돈의 바람직하지 않은 엉킴을 야기한다. 그러한 텐돈의 결과적인 엉킴은 내시경술 절차 동안 가요성의 세장형 샤프트의 이동을 예측하도록 의도된 임의의 제어 알고리즘을 방해할 수 있다.

[0066] 도 14는 구동 유닛의 축이 기구의 세장형 샤프트의 축에 평행한 기구 드라이버 및 기구에 대한 대안적인 설계를 예시한다. 도시된 바와 같이, 원형 기구 드라이버(80)는 그들의 구동 출력부(81)가 로봇 아암(82)의 단부에서 평행하게 정렬되는 4개의 구동 유닛을 포함한다. 구동 유닛, 및 그들 각각의 구동 출력부(81)는 기구 드라이버(80)의 회전 조립체(83) 내에 수용되며, 이는 조립체(83) 내의 구동 유닛들 중 하나에 의해 구동된다. 회전 구동 유닛에 의해 제공되는 토크에 응답하여, 회전 조립체(83)는 회전 조립체(83)를 기구 드라이버의 비-회전 부분(84)에 연결하는 원형 베어링을 따라 회전한다. 전력 및 제어 신호가 기구 드라이버(80)의 비-회전 부분(84)으로부터, 브러시형 슬립 링 연결부(brushed slip ring connection)(도시되지 않음)에 의해 회전을 통해 유지될 수 있는 전기 접촉부를 통해 회전 조립체(83)로 전달될 수 있다. 다른 실시예에서, 회전 조립체(83)는, 비-회전가능 부분(84) 내에 통합되어, 그에 따라 다른 구동 유닛에 평행하지 않은 별개의 구동 유닛에 응답할 수 있다. 회전 메커니즘(83)은 기구 드라이버(80)가 구동 유닛, 및 그들 각각의 구동 출력부(81)를 단일 유닛으로서 기구 드라이버 축(85)을 중심으로 회전시키도록 허용한다.

[0067] 이전에 개시된 실시예와 마찬가지로, 기구(86)는 세장형 샤프트 부분(88), 및 기구 드라이버(80) 내의 구동 출력부(81)를 수용하도록 구성되는 (리셉터클, 풀리, 및 스풀과 같은) 복수의 구동 입력부(89)를 포함하는 기구 기부(87)(논의 목적을 위해 투명 외부 스킨으로 도시됨)로 구성될 수 있다. 이전에 개시된 실시예와 달리, 기구 샤프트(88)는 축이 도 13의 설계에서와 같이 직교하기보다는 구동 입력부(89)의 축에 실질적으로 평행한 상태로 기구 기부(87)의 중심으로부터 연장된다.

[0068] 기구 드라이버(80)의 회전 조립체(83)에 결합될 때, 기구 기부(87) 및 기구 샤프트(88)를 포함하는 의료 기구(86)는 회전 조립체(83)와 조합하여 기구 드라이버 축(85)을 중심으로 회전한다. 기구 샤프트(88)가 기구 기부(87)의 중심에 위치되기 때문에, 기구 샤프트(88)는 부착될 때 기구 드라이버 축(85)과 동축이다. 따라서, 회전 조립체(83)의 회전은 기구 샤프트(88)가 그 자체의 길이방향 축을 중심으로 회전하게 한다. 더욱이, 기구 기부(87)가 기구 샤프트(88)와 함께 회전함에 따라, 기구 기부(87) 내의 구동 입력부(89)에 연결된 임의의 텐돈은 회전 동안 엉키지 않는다. 따라서, 구동 출력부(81), 구동 입력부(89), 및 기구 샤프트(88)의 축의 평행성은 임의의 제어 텐돈을 엉키게 하지 않고서 샤프트 회전을 허용한다.

[0069] **E. 내비게이션 및 제어.**

[0070] 전통적인 내시경술은 (예컨대, C-아암을 통해 전달될 수 있는 바와 같은) 형광투시법 및 다른 형태의 방사선-기반 이미징 기법의 사용을 수반하여, 조작자 의사에게 관내 안내를 제공할 수 있다. 대조적으로, 본 개시에 의해 고려되는 로봇 시스템은 비-방사선-기반 내비게이션 및 위치결정 수단을 제공하여, 방사선에 대한 의사의 노출을 감소시키고 수술실 내의 장비의 양을 감소시킬 수 있다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 용어 "위치결

정"은 기준 좌표계에서 물체의 위치를 결정 및/또는 모니터링하는 것을 지칭할 수 있다. 수술전 매핑, 컴퓨터 비전(computer vision), 실시간 EM 추적, 및 로봇 명령 데이터와 같은 기법은 방사선이 없는 수술 환경을 달성하기 위해 개별적으로 또는 조합으로 사용될 수 있다. 방사선-기반 이미징 기법이 여전히 사용되는 다른 경우에, 수술전 매핑, 컴퓨터 비전, 실시간 EM 추적, 및 로봇 명령 데이터는 방사선-기반 이미징 기법만을 통해 획득된 정보를 개선하기 위해 개별적으로 또는 조합으로 사용될 수 있다.

[0071] 도 15는 예시적인 실시예에 따른, 기구의 위치와 같은, 로봇 시스템의 하나 이상의 요소의 위치를 추정하는 위치결정 시스템(90)을 예시한 블록도이다. 위치결정 시스템(90)은 하나 이상의 명령어를 실행하도록 구성되는 하나 이상의 컴퓨터 장치들의 세트일 수 있다. 컴퓨터 장치는 위에서 논의된 하나 이상의 구성요소 내의 프로세서(또는 프로세서들) 및 컴퓨터-판독가능 메모리에 의해 구현될 수 있다. 제한이 아닌 예로서, 컴퓨터 장치는 도 1에 도시된 타워(30), 도 1 내지 도 4에 도시된 카트, 도 5 내지 도 10에 도시된 베드 등 내에 있을 수 있다.

[0072] 도 15에 도시된 바와 같이, 위치결정 시스템(90)은 의료 기구의 원위 팁에 대한 위치 데이터(96)를 생성하도록 입력 데이터(91 내지 94)를 처리하는 위치결정 모듈(95)을 포함할 수 있다. 위치 데이터(96)는 기준 프레임(frame of reference)에 대한 기구의 원위 단부의 위치 및/또는 배향을 나타내는 데이터 또는 논리일 수 있다. 기준 프레임은 환자의 해부학적 구조 또는 알려진 물체, 예컨대 EM 필드 발생기(EM 필드 발생기에 대해서는 아래의 논의 참조)에 대한 기준 프레임일 수 있다. 위치 데이터(96)는 또한 본 명세서에서, 환자의 해부학적 구조의 모델(예컨대, 골격 모델(skeletal model))에 대한 의료 기구의 원위 팁의 현재 상태를 기술하는 "상태 데이터(state data)"로 지칭될 수 있다. 상태 데이터는 주어진 샘플 기간 동안 의료 기구의 원위 팁의 위치 및 배향과 같은 정보를 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자의 해부학적 구조가 내강 네트워크의 중간점에 기초하여 골격 모델을 사용하여 모델링될 때, 위치는 세그먼트 ID 및 그 세그먼트를 따른 깊이의 형태를 취할 수 있다.

[0073] 이제, 다양한 입력 데이터(91 내지 94)가 더 상세히 기술된다. 수술전 매핑은 저 선량 CT 스캔의 집합의 사용을 통해 달성될 수 있다. 수술전 CT 스캔은 3차원(3D) 이미지로 재구성되며, 이는, 예컨대 환자의 내부 해부학적 구조의 절결도의 "슬라이스(slice)"로서 시각화된다. 전체적으로 분석될 때, 환자 폐 네트워크와 같은 환자의 해부학적 구조의 해부학적 공동, 공간 및 구조에 대한 이미지-기반 모델이 생성될 수 있다. 중심선 기하학(center-line geometry)과 같은 기법이 CT 이미지로부터 결정되고 근사화되어, 수술전 모델 데이터(91)로 지칭되는, 환자의 해부학적 구조의 3D 볼륨(volume)을 개발할 수 있다. 중심선 기하학의 사용은 그 내용이 전체적으로 본 명세서에 포함되는 미국 특허 출원 제14/523,760호에서 논의된다. 네트워크 위상 모델(network topological model)이 또한 CT-이미지로부터 도출될 수 있으며, 기관지경술에 특히 적절하다.

[0074] 일부 실시예에서, 기구는 비전 데이터(92)를 제공하기 위한 카메라를 구비할 수 있다. 위치결정 모듈(95)은 하나 이상의 비전-기반 위치 추적을 가능하게 하도록 비전 데이터를 처리할 수 있다. 예를 들어, 수술전 모델 데이터는 비전 데이터(92)와 함께 사용되어 의료 기구의 컴퓨터 비전-기반 추적을 가능하게 할 수 있다(예컨대, 내시경 전진 또는 내시경의 작업 채널을 통한 기구 전진). 예를 들어, 수술전 모델 데이터(91)를 사용하여, 로봇 시스템은 내시경의 예상 이동 경로에 기초하여 모델로부터 예상 내시경 이미지의 라이브러리(library)를 생성할 수 있으며, 각각의 이미지는 모델 내의 일정 위치에 링크된다. 수술중에, 이러한 라이브러리는, 카메라(예컨대, 내시경의 원위 단부에 있는 카메라)에서 캡처된 실시간 이미지를 이미지 라이브러리 내의 이미지와 비교하여 위치결정을 보조하기 위해 로봇 시스템에 의해 참조될 수 있다.

[0075] 다른 컴퓨터 비전-기반 추적 기법은 특징부 추적(feature tracking)을 사용하여 카메라, 및 그에 따라 내시경의 운동을 결정한다. 위치결정 모듈(95)의 일부 특징은 해부학적 내강에 대응하는 수술전 모델 데이터(91) 내의 원형 기하학적 구조를 식별하고 그들 기하학적 구조의 변화를 추적하여, 어느 해부학적 내강이 선택되었는지뿐만 아니라 카메라의 상대 회전 및/또는 병진 운동을 결정할 수 있다. 위상 맵(topological map)의 사용은 비전-기반 알고리즘 또는 기법을 추가로 향상시킬 수 있다.

[0076] 다른 컴퓨터 비전-기반 기법인 광학 흐름(optical flow)은 비전 데이터(92) 내의 비디오 시퀀스에서 이미지 픽셀의 변위 및 병진을 분석하여 카메라 이동을 추론할 수 있다. 광학 흐름 기법의 예는 모션 검출(motion detection), 객체 분할 계산(object segmentation calculation), 휘도(luminance), 모션 보상 인코딩(motion compensated encoding), 스테레오 디스패리티 측정(stereo disparity measurement) 등을 포함할 수 있다.다수의 반복에 걸친 다수의 프레임의 비교를 통해, 카메라(및 그에 따라 내시경)의 이동 및 위치가 결정될 수 있다.

[0077] 위치결정 모듈(95)은 수술전 모델에 의해 표현되는 환자의 해부학적 구조에 정합될 수 있는 전역 좌표계에서 내시경의 실시간 위치를 생성하기 위해 실시간 EM 추적을 사용할 수 있다. EM 추적에서, 의료 기구(예컨대, 내시

경 도구) 내에 하나 이상의 위치 및 배향으로 내장된 하나 이상의 센서 코일로 구성되는 EM 센서(또는 추적기)가 알려진 위치에 위치된 하나 이상의 정적 EM 필드 발생기에 의해 생성되는 EM 필드의 변화를 측정한다. EM 센서에 의해 검출된 위치 정보는 EM 데이터(93)로서 저장된다. EM 필드 발생기(또는 전송기)는 내장된 센서가 검출할 수 있는 저 강도 자기장을 생성하기 위해 환자 가까이에 배치될 수 있다. 자기장은 EM 센서의 센서 코일에 소전류(small current)를 유도하며, 이는 EM 센서와 EM 필드 발생기 사이의 거리 및 각도를 결정하기 위해 분석될 수 있다. 이들 거리 및 배향은 좌표계 내의 단일 위치를 환자의 해부학적 구조의 수술전 모델 내의 위치와 정렬시키는 기하학적 변환을 결정하기 위해 수술중에 환자 해부학적 구조(예컨대, 수술전 모델)에 "정합될" 수 있다. 일단 정합되면, 의료 기구의 하나 이상의 위치(예컨대, 내시경의 원위 팁)에 있는 내장된 EM 추적기는 환자의 해부학적 구조를 통한 의료 기구의 진행의 실시간 표시를 제공할 수 있다.

[0078] 로봇 명령 및 운동학(kinematics) 데이터(94)가 또한 위치결정 모듈(95)에 의해 사용되어, 로봇 시스템에 대한 위치결정 데이터(96)를 제공할 수 있다. 관절운동 명령으로부터 발생하는 장치 피치 및 요(yaw)는 수술전 보정 동안 결정될 수 있다. 수술중에, 이들 보정 측정치는 알려진 삽입 깊이 정보와 조합하여 사용되어 기구의 위치를 추정할 수 있다. 대안적으로, 이들 계산치는 EM, 비전, 및/또는 위상 모델링과 조합하여 분석되어 네트워크 내의 의료 기구의 위치를 추정할 수 있다.

[0079] 도 15가 도시하는 바와 같이, 다수의 다른 입력 데이터가 위치결정 모듈(95)에 의해 사용될 수 있다. 예를 들어, 도 15에 도시되어 있지 않지만, 형상-감지 섬유를 이용하는 기구가, 위치결정 모듈(95)이 기구의 위치 및 형상을 결정하는 데 사용할 수 있는 형상 데이터를 제공할 수 있다.

[0080] 위치결정 모듈(95)은 입력 데이터(91 내지 94)를 조합(들)으로 사용할 수 있다. 일부 경우에, 그러한 조합은 위치결정 모듈(95)이 입력 데이터(91 내지 94) 각각으로부터 결정된 위치에 신뢰 가중치(confidence weight)를 할당하는 확률적 접근법(probabilistic approach)을 사용할 수 있다. 따라서, (EM 간섭이 있는 경우 그러할 수 있는 바와 같이) EM 데이터가 신뢰가능하지 않을 수 있는 경우, EM 데이터(93)에 의해 결정된 위치의 신뢰도가 감소될 수 있고, 위치결정 모듈(95)은 비전 데이터(92) 및/또는 로봇 명령 및 운동학 데이터(94)에 더 많이 의존할 수 있다.

[0081] 위에서 논의된 바와 같이, 본 명세서에서 논의되는 로봇 시스템은 위의 기법들 중 하나 이상의 조합을 통합하도록 설계될 수 있다. 타워, 베드 및/또는 카트에 기반한 로봇 시스템의 컴퓨터-기반 제어 시스템은 예를 들어 영구 자기 저장 드라이브, 솔리드 스테이트 드라이브 등과 같은 비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체 내에 컴퓨터 프로그램 명령어를 저장할 수 있으며, 이는, 실행 시에, 시스템으로 하여금 센서 데이터 및 사용자 명령을 수신 및 분석하고, 시스템 전체에 걸쳐 제어 신호를 생성하고, 전역 좌표계, 해부학적 맵 등 내에서의 기구의 위치와 같은 내비게이션 및 위치결정 데이터를 디스플레이하게 한다.

[0082] **2. 위치 센서-기반 분지부 예측에 대한 도입.**

[0083] 본 개시의 실시예는 위치 센서-기반 분지부 예측을 위한 시스템 및 기법에 관한 것이다. 시스템은 예를 들어 의료 절차 동안 기구의 원위 단부의 위치를 결정하기 위해 위치 센서(들) 또는 위치 감지 장치(들)를 채용할 수 있다. 위치 센서(들)는 기구의 원위 단부에 또는 그 부근에 위치될 수 있거나, 기구의 원위 단부로부터 원격에 위치될 수 있다. 기구의 원위 단부에 또는 그 부근에 위치될 수 있는 위치 센서 또는 위치 감지 장치의 예는 EM 센서, 비전-기반 위치 센서(예컨대, 카메라), 형상 감지 섬유 등을 포함한다. 기구의 원위 단부로부터 원격에 위치될 수 있는 위치 센서 또는 위치 감지 장치의 예는 형광투시 이미징 장치, 하나 이상의 기구 조작기를 통해 기구의 위치를 제어하기 위한 로봇 데이터를 생성하거나 처리하는 로봇 시스템 구성요소(들), 원격 비전-기반 위치 센서 등을 포함한다.

[0084] 위치 센서는 예를 들어 위치 센서 좌표계에 대한 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 위치 데이터를 생성하도록 구성될 수 있다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 위치 센서 좌표계는 위치 센서에 의해 생성되는 (예컨대, 유클리드 공간(Euclidean space)과 같은 다양체(manifold) 상의) 위치 데이터의 위치를 한정하거나 결정하는 데 사용될 수 있는 임의의 좌표계를 지칭할 수 있다. 위치 센서가 기구의 원위 단부와 병치될 때, 위치 데이터는 위치 센서 자체의 위치를 나타낼 수 있으며, 이는 프로세서가 이어서 기구의 원위 단부의 위치를 결정하는 데 사용할 수 있다. 소정 실시예에서, 위치 센서 좌표계는 위치 센서를 구현하는 데 사용되는 특정 기법에 기초하여 한정될 수 있는 축 및 원점의 세트를 포함할 수 있다.

[0085] 예를 들어, 기구 내에 또는 기구 상에 위치되는 EM 센서는 EM 필드 발생기에 의해 생성되는 EM 필드를 측정하도록 구성될 수 있다. EM 필드의 특성, 및 그에 따라 EM 센서에 의해 측정되는 EM 값은 EM 필드 발생기의 위치

및 배향에 대해 한정될 수 있다. 따라서, EM 필드 발생기의 위치설정은 EM 센서에 의해 측정되는 값에 영향을 미칠 수 있고, 또한 EM 좌표계의 위치 및 배향을 한정할 수 있다.

[0086] 전술된 바와 같이, 환자의 내강 네트워크가 예를 들어 내강 네트워크의 모델을 생성하기 위해 저 선량 CT 스캔을 사용하여 수술전에 매핑될 수 있다. 모델이 기구의 원위 단부의 위치를 찾아내는 데 사용되는 것과 상이한 기법을 통해 생성될 수 있기 때문에, 모델 좌표계는 위치 센서 좌표계와 정렬되지 않을 수 있다. 따라서, 위치 센서 좌표계를 사용하여 모델에 대한 기구의 위치를 추적하기 위해, 하나의 기법은 (예컨대, 프로세서, 위치결정 시스템, 위치결정 모듈 등을 포함하지만 이에 제한되지 않는, 로봇 시스템 또는 로봇 시스템에 통신가능하게 결합되는 별개의 시스템의 하나 이상의 구성요소에 의해) 하나 이상의 위치 센서에 의해 사용되는 좌표계를 해부학적 모델에 의해 사용되는 좌표계와 같은 다른 좌표계와 정합시키는 것을 수반할 수 있다. 이러한 정합은 예를 들어 위치 센서 좌표계로부터의 위치 센서 데이터를 모델 좌표계로 매핑하기 위해 위치 센서 데이터에 적용되는 병진 및/또는 회전을 포함할 수 있다.

[0087] 시스템 또는 프로세서는 예를 들어 절차의 초기 단계 동안 모델 좌표계에 대한 위치 센서 좌표계의 정합을 수행할 수 있다. 구현예에 따라, 프로세서는 기구가 초기에 내강 네트워크를 통해 전진됨에 따라 백그라운드에서 자동으로 정합 프로세스를 수행할 수 있다. 다른 구현예에서, 프로세서는 정합 프로세스를 용이하게 하도록 설정된 정합 경로를 따라 또는 내강 네트워크 내의 특정 위치로 기구를 구동시키기 위해 사용자에게 명령어들의 세트를 제공할 수 있다. 따라서, 프로세서는 위치 센서(들)로부터 수신된 위치 데이터가 모델에 정합되지 않은 상태에서 절차의 일부분을 수행할 수 있다.

[0088] 의료 절차 동안 기구의 내비게이션에 관한 피드백을 사용자에게 제공하기 위해, "융합(fusion)" 위치결정 알고리즘이 (예컨대, 도 15의 위치결정 시스템(90)에 의해) 실행될 수 있다. 융합 알고리즘은 기구의 위치를 결정하기 위해 복수의 소스로부터 수신된 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 데이터를 조합할 수 있다. 융합 알고리즘의 하나의 기능은 또한 기구가 그것 내로 전진될 수 있는 내강 네트워크의 다음 분지부의 예측을 포함할 수 있다. 이러한 예측은 위치 센서 데이터를 포함하는, 융합 알고리즘에 사용되는 데이터 소스들 중 적어도 일부에 기초할 수 있다. 소정 실시예에서, 예측은 또한 기구의 원위 단부의 위치의 결정에서 입력으로서 사용될 수 있다.

[0089] 위치 센서(들)가 의료 절차의 적어도 일부분에 대해 정합되지 않을 수 있기 때문에, 본 개시의 소정 태양은 정합된 위치 센서 데이터 또는 미정합 위치 센서 데이터(일반적으로 "원시(raw)" 위치 센서 데이터로 또한 지칭됨)에 기초하여 채용될 수 있는 분지부 예측을 위한 기법에 관한 것일 수 있다. 따라서, 시스템은 위치 센서(들)가 정합되었는지 여부에 따라 위치 센서-기반 분지부 예측을 위해 상이한 기법 또는 이들의 조합을 선택적으로 적용할 수 있다.

[0090] **A. EM 내비게이션-안내식 기관지경술.**

[0091] 이하에서, 위치 센서-기반 분지부 예측을 위한 기법을 채용할 수 있는 예시적인 시스템이 기술될 것이다. 예를 들어, 시스템은 EM 내비게이션-안내식 기관지경술 절차를 위해 구성될 수 있다. 그러나, 본 개시의 태양은 또한 위치 데이터를 생성할 수 있는 다른 위치 센서를 사용하는 시스템뿐만 아니라, 다른 유형의 의료 절차에 적용될 수 있다.

[0092] 도 16a는 개시된 분지부 예측 시스템 및 기법의 하나 이상의 태양을 구현할 수 있는 예시적인 수술 환경(100)을 예시한다. 수술 환경(100)은 환자(101)를 지지하는 플랫폼(102), 기구(115)의 이동을 안내하는 수술 또는 의료 로봇 시스템(110), 로봇 시스템(110)의 작동을 제어하기 위한 명령 센터(105), EM 제어기(135), EM 필드 발생기(120), 및 EM 센서(125, 130)를 포함할 수 있다. 도 16a는 또한 도 16b에 더 상세히 도시된, 환자(101) 내의 내강 네트워크(140)의 영역의 윤곽을 예시한다.

[0093] 시스템(110)은 환자(101)의 내강 네트워크(140)를 통해 기구(115)를 위치설정하고 그의 이동을 안내하기 위한 하나 이상의 로봇 아암을 포함할 수 있다. 명령 센터(105)는 위치 데이터를 수신하고/하거나 사용자로부터 수신된 사용자 명령에 기초하여 생성된 제어 신호를 제공하기 위해 로봇 시스템(110)에 통신가능하게 결합될 수 있다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "통신가능하게 결합된"은 무선 광역 통신망(WWAN)(예컨대, 하나 이상의 셀룰러 네트워크), 무선 근거리 통신망(WLAN)(예컨대, IEEE 802.11 (Wi-Fi)와 같은 하나 이상의 표준으로 구성됨), 블루투스, 데이터 전송 케이블 등을 포함하지만, 이에 제한되지 않는 임의의 유선 및/또는 무선 데이터 전송 매체를 지칭한다. 로봇 시스템(110)은 도 1 내지 도 15에 관하여 전술된 시스템들 중 임의의 것일 수 있다.

[0094] 기구(115)는, 환자의 해부학적 구조 내로 삽입되어 해부학적 구조(예컨대, 신체 조직)의 이미지를 캡처하고 다른 의료 기구를 표적 조직 부위로 삽입하기 위한 작업 채널을 제공하는 튜브형이고 가요성인 수술 기구일 수 있다. 전술된 바와 같이, 기구(115)는 절차-특정적 내시경, 예를 들어 기관지경, 위내시경, 또는 요관경일 수 있거나, 복강경 또는 혈관 조향가능 카테터일 수 있다. 기구(115)는 그의 원위 단부에 하나 이상의 이미징 장치(예컨대, 카메라 또는 다른 유형의 광학 센서)를 포함할 수 있다. 이미징 장치는 광섬유, 섬유 어레이, 감광 기판(photosensitive substrate), 및/또는 렌즈(들)와 같은 하나 이상의 광학 구성요소를 포함할 수 있다. 광학 구성요소는 기구(115)의 팁과 함께 이동하여, 기구(115)의 팁의 이동이 이미징 장치에 의해 캡처되는 이미지의 시야에 대한 대응하는 변화를 생성하게 한다. 내강 네트워크(140) 주위에 생성되는 EM 필드 내에서 원위 단부의 위치를 추적하기 위한 하나 이상의 EM 센서(125)가 기구(115)의 원위 단부에 제공될 수 있다.

[0095] EM 제어기(135)는 다양한 EM 필드를 생성하도록 EM 필드 발생기(120)를 제어할 수 있다. EM 필드는 실시예에 따라 시변(time-varying)이고/이거나 공간적으로 변할 수 있다. EM 필드 발생기(120)는 일부 실시예에서 EM 필드 발생 보드일 수 있다. 개시된 시스템의 일부 실시예는 환자와 환자(101)를 지지하는 플랫폼(102) 사이에 위치되는 EM 필드 발생기 보드를 사용할 수 있으며, EM 필드 발생기 보드는 그 아래에 위치되는 전도성 또는 자기 재료에 의해 유발되는 추적 왜곡을 최소화하는 얇은 장벽을 통합할 수 있다. 다른 실시예에서, EM 필드 발생기 보드는, 예를 들어 환자 주위에서의 유연한 설정 옵션을 제공할 수 있는, 로봇 시스템(110)에 도시된 것과 유사한 로봇 아암 상에 장착될 수 있다.

[0096] 도 16b는 도 16a의 수술 환경(100)에서 내비게이션될 수 있는 예시적인 내강 네트워크(140)를 예시한다. 내강 네트워크(140)는 환자(101)의 기도(150)의 분지 구조(branched structure), 주 분기부(carina)(156)(전형적으로 기관지경술 내비게이션 동안 마주치는 제1 분기)로 이어지는 기관(154), 및 진단 및/또는 처치를 위해 본 명세서에 기술된 바와 같이 접근될 수 있는 결절(또는 병변)(155)을 포함한다. 예시된 바와 같이, 결절(155)은 기도(150)의 주변부에 위치된다. 기구(115)는 제1 직경을 갖는 시스(141)를 포함할 수 있고, 따라서 시스(141)의 원위 단부는 결절(155) 주위에서 소-직경 기도를 통해 위치되지 못할 수 있다. 따라서, 스코프(scope)(145)가 기구(115)의 작업 채널로부터 그리고 결절(155)까지의 나머지 거리에 걸쳐 연장된다. 스코프(145)는 기구, 예를 들어 생검 바늘, 세포채취용 브러시(cytology brush), 및/또는 조직 샘플링 겸자가 그것을 통해 결절(155)의 표적 조직 부위로 통과될 수 있는 루멘을 가질 수 있다. 그러한 구현예에서, 시스(141)의 원위 단부 및 스코프(145)의 원위 단부 둘 모두에는 기도(150) 내에서의 그들 각각의 위치를 추적하기 위한 EM 센서가 제공될 수 있다.

[0097] 일부 실시예에서, 본 명세서에 기술된 바와 같은 3D 내강 네트워크 모델의 2차원(2D) 디스플레이 또는 3D 모델의 단면은 도 16b와 유사할 수 있다. 기구의 원위 단부의 추정 위치는 그러한 표현 상으로 오버레이될 수 있다. 소정 구현예에서, 추정 위치는 도 16c에 예시된 명령 콘솔(160)과 같은 명령 콘솔의 디스플레이 상에 디스플레이될 수 있다.

[0098] 도 16c는 예를 들어, 예시적인 수술 환경(100)에서 명령 콘솔(105)로서 사용될 수 있는 예시적인 명령 콘솔(160)을 예시한다. 명령 콘솔(160)은 콘솔 기부(161), 하나 이상의 디스플레이(162)(예컨대, 모니터), 및 하나 이상의 제어 모듈(예컨대, 키보드(163) 및 조이스틱(164))을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 명령 콘솔(160) 기능 중 하나 이상은 로봇 시스템(110)의 기부(180) 또는 로봇 시스템(110)에 통신가능하게 결합된 다른 시스템에 통합될 수 있다. 사용자(165), 예컨대 의사가 명령 콘솔(160)을 사용하여 인체공학적 위치로부터 로봇 시스템(110)을 원격으로 제어한다.

[0099] 콘솔 기부(161)는 카메라 이미지와 같은 신호의 해석과 처리 및 예컨대 도 16a 및 도 16b에 도시된 기구(115)로부터의 센서 데이터의 추적을 담당하는 중앙 처리 유닛, 메모리 유닛, 데이터 버스, 및 연관 데이터 통신 포트를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 콘솔 기부(161) 및 기부(180) 둘 모두는 하중-균형(load-balancing)을 위한 신호 처리를 수행한다. 콘솔 기부(161)는 또한 제어 모듈(163, 164)을 통해 사용자(165)에 의해 제공되는 명령 및 명령어를 처리할 수 있다. 도 16c에 도시된 키보드(163) 및 조이스틱(164)에 더하여, 제어 모듈은 다른 장치, 예를 들어 컴퓨터 마우스, 트랙패드, 트랙볼, 제어 패드, 제어기, 예컨대 핸드헬드 원격 제어기, 및 손 제스처와 손가락 제스처를 캡처하는 센서(예컨대, 모션 센서 또는 카메라)를 포함할 수 있다. 제어기는 기구의 작동(예컨대, 관절운동, 구동, 물 관주 등)에 매핑되거나 링크되는 사용자 입력부들(예컨대, 버튼, 조이스틱, 지향성 패드 등)의 세트를 포함할 수 있다.

[0100] 디스플레이(162)는 전자 모니터(예컨대, LCD 디스플레이, LED 디스플레이, 터치-감응형 디스플레이), 가상 현실 관찰 장치, 예컨대 고글 또는 안경, 및/또는 다른 디스플레이 장치를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 디스

플레이 모듈(162)은 예를 들어 터치스크린을 갖는 태블릿 장치로서 제어 모듈과 통합된다. 일부 실시예에서, 디스플레이들(162) 중 하나는 환자의 내강 네트워크의 3D 모델 및 가상 내비게이션 정보(예컨대, EM 센서 위치에 기초한 모델 내의 내시경의 단부의 가상 표현)를 디스플레이할 수 있는 한편, 디스플레이들(162) 중 다른 하나는 기구(115)의 단부에서 카메라 또는 다른 감지 장치로부터 수신된 이미지 정보를 디스플레이할 수 있다. 일부 구현예에서, 사용자(165)는 통합된 디스플레이(162) 및 제어 모듈을 사용하여 데이터를 관찰할 수 있을 뿐만 아니라 시스템(110)에 명령을 입력할 수 있다. 디스플레이(162)는 입체 장치(stereoscopic device), 예컨대 바이저 또는 고글을 사용하여 3D 이미지의 2D 렌더링 및/또는 3D 이미지를 디스플레이할 수 있다. 3D 이미지는 환자의 해부학적 구조를 예시하는 컴퓨터 3D 모델인 "엔도 뷰(endo view)"(즉, 내시경 뷰)를 제공한다. "엔도 뷰"는 환자의 내부의 가상 환경 및 환자 내측의 기구(115)의 예상 위치를 제공한다. 사용자(165)는 "엔도 뷰" 모델을 카메라에 의해 캡처된 실제 이미지와 비교하여, 마음속으로 배향시키고 기구(115)가 환자 내에서 정확한 - 또는 대략 정확한 - 위치에 있는지를 확인하는 데 도움을 준다. "엔도 뷰"는 기구(115)의 원위 단부 주위의 해부학적 구조, 예컨대 환자의 기도, 순환 혈관, 또는 장 또는 결장의 형상에 관한 정보를 제공한다. 디스플레이 모듈(162)은 기구(115)의 대략 원위 단부에서의 해부학적 구조의 3D 모델 및 CT 스캔을 동시에 디스플레이할 수 있다. 또한, 디스플레이 모듈(162)은 3D 모델 및 CT 스캔 상에 기구(115)의 이미 결정된 내비게이션 경로를 오버레이할 수 있다.

[0101] 일부 실시예에서, 기구(115)의 모델이 수술 절차의 상태를 나타내는 데 도움을 주기 위해 3D 모델과 함께 디스플레이된다. 예를 들어, CT 스캔은 생검이 필요할 수 있는 해부학적 구조 내의 병변을 식별한다. 작동 동안, 디스플레이 모듈(162)은 기구(115)의 현재 위치에 대응하는, 기구(115)에 의해 캡처된 기준 이미지를 보여줄 수 있다. 디스플레이 모듈(162)은 사용자 설정 및 특정 수술 절차에 따라 기구(115)의 모델의 상이한 뷰를 자동으로 디스플레이할 수 있다. 예를 들어, 디스플레이 모듈(162)은 기구(115)가 환자의 수술 영역에 접근함에 따라 내비게이션 단계 동안 기구(115)의 오버헤드 형광투시 뷰를 보여준다.

[0102] **B. 미정합 위치 데이터를 사용한 위치 센서-기반 분지부 예측.**

[0103] 위에서 논의된 바와 같이, 의료 절차의 초기 단계는 위치 센서(들)가 내강 네트워크의 모델에 정합되기 전에 수행될 수 있다. 그러나, 위치 센서(들)는 여전히 정합 전에 위치 데이터를 생성할 수 있다. 모델에 정합되지 않지만, 원시 위치 센서 데이터는 소정의 위치결정 및 내비게이션 기능을 제공하는 데 유용할 수 있다. 예를 들어, 프로세서는 원시, 미정합 위치 데이터에 기초하여 상이한 시간에 기구의 상대 배향을 결정할 수 있다. 따라서, 소정 실시예에서, 내강 네트워크의 형상과 구조 및 미정합 데이터에 기초하여 결정된 기구의 배향에 기초하여, 프로세서는 기구가 그것 내로 전진될 가능성이 있는 내강 네트워크의 다음 분지부를 예측하는 것을 용이하게 할 수 있다.

[0104] 분지부 예측은 내비게이션 구성 시스템의 일부로서 포함될 수 있다. 도 17a 내지 도 17d는 일 실시예에 따른, 내비게이션 구성 시스템(200)의 예시적인 블록도를 도시한다. 더 구체적으로는, 도 17a는 일 실시예에 따른, 내비게이션 구성 시스템(200)의 예시적인 블록도의 개요를 제공한다. 도 17a에서, 내비게이션 구성 시스템(200)은 다수의 입력 데이터 저장소, 다수의 입력 데이터 저장소로부터 다양한 유형의 입력 데이터를 수신하는 내비게이션 모듈(205), 및 내비게이션 모듈로부터 출력 내비게이션 데이터를 수신하는 출력 내비게이션 데이터 저장소(290)를 포함한다. 도 17a에 도시된 내비게이션 구성 시스템(200)의 블록도는 단지 일례이며, 도시되지 않은 대안적인 실시예에서, 내비게이션 구성 시스템(200)은 상이한 및/또는 추가 엔티티를 포함할 수 있다. 마찬가지로, 시스템(200)의 다양한 엔티티에 의해 수행되는 기능은 상이한 실시예에 따라 상이할 수 있다. 내비게이션 구성 시스템(200)은 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함되는, 2017년 3월 23일자로 공개된 미국 특허 공개 제2017/0084027호에 기술된 내비게이션 시스템과 유사할 수 있다.

[0105] 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 입력 데이터는 출력 내비게이션 데이터뿐만 아니라 내시경에 대한 추정 상태 정보를 생성하기 위해 입력 장치(예컨대, 명령 모듈(들), 광학 센서(들), EM 센서(들), IDM(들))로부터 수집되고/되거나 그에 의해 처리된 원시 데이터를 지칭한다. 다수의 입력 데이터 저장소(210 내지 240)는 이미지 데이터 저장소(210), EM 데이터 저장소(220), 로봇 데이터 저장소(230), 및 3D 모델 데이터 저장소(240)를 포함한다. 입력 데이터 저장소(210 내지 240)의 각각의 유형은 내비게이션 모듈(205)에 의한 액세스 및 사용을 위한 명칭이 지시하는 유형의 데이터를 저장한다. 이미지 데이터는 기구 팁에서 이미징 장치에 의해 캡처된 하나 이상의 이미지 프레임뿐만 아니라, 프레임들의 쌍들 사이에서 경과된 시간의 결정을 허용하는 타임스탬프 또는 프레임 레이트와 같은 정보를 포함할 수 있다. 로봇 데이터는 관상 네트워크(tubular network) 내에서의 의료 기구 또는 의료 기구의 일부(예컨대, 기구 팁 또는 시스)의 물리적 이동에 관련된 데이터를 포함할 수 있다. 예시적인 로봇 데이터는 기구 팁을 관상 네트워크 내에서 특정 해부학적 부위에 도달하게 하고/하거나 (예컨대,

리더 및 시스 중 하나 또는 둘 모두에 대한 특정 피치, 롤, 요, 삽입, 및 후퇴로) 그의 배향을 변화시키게 하도록 지시하는 명령 데이터, 의료 기구의 부분(예컨대, 기구 팁 또는 시스)의 삽입 이동을 나타내는 삽입 데이터, IDM 데이터, 및 의료 기구의 세장형 부재의 기계적 이동, 예를 들어 관상 네트워크 내에서의 의료 기구의 실제 이동을 구동시키는 내시경의 하나 이상의 풀 와이어, 텐돈 또는 샤프트의 운동을 나타내는 기계적 데이터를 포함한다. EM 데이터는 전술된 바와 같이 EM 센서 및/또는 EM 추적 시스템에 의해 수집될 수 있다. 3D 모델 데이터는 전술된 바와 같이 2D CT 스캔으로부터 도출될 수 있다. 경로 데이터는 하나 이상의 표적에 대한 관상 네트워크의 위상 검색에 의해 생성될 수 있는 계획 내비게이션 경로를 포함한다.

[0106] 출력 내비게이션 데이터 저장소(290)는 내비게이션 모듈(205)에 의해 제공되는 출력 내비게이션 데이터를 수신하고 저장한다. 출력 내비게이션 데이터는 관상 네트워크 내의 특정 목적지에 도달하기 위해 관상 네트워크를 통해 의료 기구를 지향시키는 것을 보조하기 위한 정보를 나타내고, 각각의 순간 시간(instant time)에 의료 기구에 대한 추정 상태 정보에 기초하며, 추정 상태 정보는 관상 네트워크 내에서의 의료 기구의 위치 및 배향을 포함한다. 일 실시예에서, 의료 기구가 관상 네트워크 내측에서 이동함에 따라, 의료 기구의 이동 및 위치/배향 정보의 업데이트를 나타내는 출력 내비게이션 데이터는 실시간으로 제공되고, 이는 관상 네트워크를 통한 그의 내비게이션을 더 양호하게 보조한다.

[0107] 출력 내비게이션 데이터를 결정하기 위해, 내비게이션 모듈(205)은 관상 네트워크 내의 의료 기구의 추정 상태의 위치를 찾아낸다(또는 결정한다). 도 17a에 도시된 바와 같이, 내비게이션 모듈(205)은, 각각이 주로 소정 유형의 입력 데이터를 소비하고 상이한 유형의 데이터를 상태 추정기(280)에 제공할 수 있는 EM-기반 알고리즘 모듈(250), 이미지-기반 알고리즘 모듈(260), 및 로봇-기반 알고리즘 모듈(270)과 같은 다양한 알고리즘 모듈을 추가로 포함한다. 도 17a에 예시된 바와 같이, EM-기반 데이터, 이미지-기반 데이터, 로봇-기반 데이터, 및 경로-기반 데이터로 라벨링된, 이들 모듈에 의해 출력되는 상이한 종류의 데이터는 일반적으로 설명을 위해 "중간 데이터"로 지칭될 수 있다.

[0108] 도 17b는 일 실시예에 따른, 도 17a에 도시된 내비게이션 모듈(205)의 예시적인 블록도를 도시한다. 위에서 소개된 바와 같이, 내비게이션 모듈(205)은 관상 네트워크를 통해 내비게이션하기 위해 상이한 알고리즘을 채용하는 다수의 알고리즘 모듈뿐만 아니라 상태 추정기(280)를 추가로 포함한다. 설명의 명확성을 위해, 상태 추정기(280)가 먼저 기술되고, 상태 추정기(280)와 데이터를 교환하는 다양한 모듈의 설명이 이어진다.

[0109] 내비게이션 모듈(205) 내에 포함된 상태 추정기(280)는 다양한 중간 데이터를 수신하고, 시간의 함수로서 기구 팁의 추정 상태를 제공하며, 여기에서 추정 상태는 관상 네트워크 내의 기구 팁의 추정 위치 및 배향 정보를 나타낸다. 추정 상태 데이터는 상태 추정기(280) 내에 포함되는 추정 데이터 저장소(285)에 저장된다.

[0110] 도 17c는 일 실시예에 따른, 상태 추정기(280) 내에 포함된 추정 상태 데이터 저장소(285)의 예시적인 블록도를 도시한다. 추정 상태 데이터 저장소(285)는 분기 데이터 저장소(286), 위치 데이터 저장소(287), 깊이 데이터 저장소(288), 및 배향 데이터 저장소(289)를 포함할 수 있지만, 데이터 저장의 이러한 특정 명세는 단지 일례이며, 도시되지 않은 대안적인 실시예에서, 상이한 및/또는 추가 데이터 저장소가 추정 상태 데이터 저장소(285) 내에 포함될 수 있다.

[0111] 위에서 소개된 다양한 저장소는 다양한 방식으로 추정 상태 데이터를 나타낸다. 구체적으로, 분기 데이터는 관상 네트워크 내의 분지부들의 세트(예컨대, 3개 초과의 분지부로의 분기, 삼분기(trifurcation) 또는 분할)에 대한 의료 기구의 위치를 지칭한다. 예를 들어, 분기 데이터는, 예를 들어 관상 네트워크의 전체를 매핑하는 3D 모델에 의해 제공되는 바와 같은 이용가능한 분지부들의 더 큰 세트에 기초하여, 기구가 관상 네트워크를 통해 가로지름에 따라 기구에 의해 선택되는 분지부 선택들의 세트일 수 있다. 분기 데이터는 기구 팁의 위치 전방의 정보, 예컨대 기구 팁이 부근에 있지만 아직 그것을 통해 가로지르지 않은, 그러나 예를 들어 3D 모델에 대한 팁의 현재 위치 정보에 기초하여, 또는 다가오는 분기의 캡처된 이미지에 기초하여 검출되었을 수 있는 분지부(분기)를 추가로 포함할 수 있다.

[0112] 위치 데이터는 관상 네트워크 내의 의료 기구의 일부 부분 또는 관상 네트워크 자체의 일부 부분의 3차원 위치를 나타낸다. 위치 데이터는 예를 들어 관상 네트워크의 3D 모델에 대한 절대 위치 또는 상대 위치의 형태일 수 있다. 일례로서, 위치 데이터는 특정 분지부 내에 있는 기구의 위치의 위치의 표시를 포함할 수 있다. 특정 분지부의 식별은 또한 기구 팁이 위치되는 모델의 특정 세그먼트를 고유하게 식별하는 세그먼트 식별(ID)로서 저장될 수 있다.

[0113] 깊이 데이터는 관상 네트워크 내의 기구 팁의 깊이 정보를 나타낸다. 예시적인 깊이 데이터는 환자 내로의 의

료 기구의 총 삽입 (절대) 깊이뿐만 아니라 식별된 분지부(예컨대, 위치 데이터 저장소(287)에 의해 식별된 세그먼트) 내의 (상대) 깊이를 포함한다. 깊이 데이터는 관상 네트워크 및 의료 기구 둘 모두에 관한 위치 데이터에 기초하여 결정될 수 있다.

[0114] 배향 데이터는 기구 팁의 배향 정보를 나타내며, 식별된 분지부 내에서의 피치, 롤, 요뿐만 아니라 3D 모델과 관련하여 전체 롤, 피치, 및 요를 포함할 수 있다.

[0115] 다시 도 17b를 참조하면, 상태 추정기(280)는 추정 상태 데이터를 다시 알고리즘 모듈에 제공하여 더 정확한 중간 데이터를 생성하며, 이는 상태 추정기가 피드백 루프를 형성하는 개선된 및/또는 업데이트된 추정 상태 등을 생성하는 데 사용한다. 예를 들어, 도 17b에 도시된 바와 같이, EM-기반 알고리즘 모듈(250)은 타임스탬프 "t-1"과 연관된 데이터로 또한 지칭되는 이전 EM-기반 추정 상태 데이터를 수신한다. 상태 추정기(280)는 이러한 데이터를 사용하여 타임스탬프 "t-1"과 연관된 "추정 상태 데이터(이전)"를 생성한다. 상태 추정기(280)는 이어서 데이터를 다시 EM-기반 알고리즘 모듈에 제공한다. "추정 상태 데이터(이전)"는 상이한 알고리즘 모듈로부터 생성 및 수신된 바와 같은 타임스탬프 "t-1"과 연관되는 상이한 유형의 중간 데이터(예컨대, 로봇 데이터, 이미지 데이터)의 조합에 기초할 수 있다. 다음으로, EM-기반 알고리즘 모듈(250)은 추정 상태 데이터(이전)를 사용하여 그의 알고리즘을 실행하여 상태 추정기(280)로 개선되고 업데이트된 EM-기반 추정 상태 데이터를 출력하고, 이는 여기서 "EM-기반 추정 상태 데이터(현재)"에 의해 표현되고 타임스탬프 t와 연관된다. 이러한 프로세스는 또한 미래의 타임스탬프에 대해 계속해서 반복된다.

[0116] 상태 추정기(280)가 관상 네트워크 내의 의료 기구의 상태의 그의 추정치에 도달하기 위해 여러 상이한 종류의 중간 데이터를 사용할 수 있기 때문에, 상태 추정기(280)는 각각의 유형의 기본 데이터(로봇, EM, 이미지, 경로) 및 각각의 유형의 알고리즘 모듈이 추정 상태를 결정함에 있어서 고려하기 위해 사용되는 중간 데이터를 생성하거나 그것으로 달성할 수 있는 측정 및 분석 둘 모두에서의 다양한 상이한 종류의 오류 및 불확실성을 처리하도록 구성된다. 이들을 해결하기 위해, 2개의 개념, 즉 확률 분포의 개념 및 신뢰도 값의 개념이 논의된다.

[0117] 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "확률 분포"의 "확률"은 의료 기구의 가능한 위치 및/또는 배향의 추정이 정확할 가능성을 지칭한다. 예를 들어, 상이한 확률은 알고리즘 모듈들 중 하나에 의해 계산되어, 의료 기구가 관상 네트워크 내의 여러 상이한 가능한 분지부들 중 하나 내에 있을 상대적 가능성을 나타낼 수 있다. 일 실시예에서, 확률 분포의 유형(예컨대, 이산 분포 또는 연속 분포)은 추정 상태의 특징(예컨대, 추정 상태의 유형, 예를 들어 연속 위치 정보 대 이산 분지부 선택)과 일치하도록 선택된다. 일례로서, 삼분기에 대해 의료 기구가 어느 세그먼트 내에 있는지를 식별하기 위한 추정 상태는 이산 확률 분포에 의해 표현될 수 있으며, 알고리즘 모듈들 중 하나에 의해 결정되는 바와 같은 3개의 분지부들 각각 내측의 위치에 있을 가능성을 나타내는 20%, 30% 및 50%의 3개의 이산 값을 포함할 수 있다. 다른 예로서, 추정 상태는 40 ± 5도의 의료 기구의 롤 각도를 포함할 수 있고, 분지부 내의 기구 팁의 세그먼트 깊이가 4 ± 1 mm일 수 있으며, 각각은 연속 확률 분포의 유형인 가우스 분포에 의해 표현된다. 상이한 방법 또는 기법이 확률을 생성하는 데 사용될 수 있으며, 이는 이하의 도면을 참조하여 더 완전히 후술되는 바와 같이 알고리즘 모듈에 의해 달라질 것이다.

[0118] 대조적으로, 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "신뢰도 값"은 하나 이상의 인자에 기초하여 알고리즘들 중 하나에 의해 제공되는 상태의 추정에서의 신뢰도의 측정치를 반영한다. EM-기반 알고리즘의 경우, EM 필드에 대한 왜곡, EM 정합의 부정확성, 환자의 이동 또는 움직임, 및 환자의 호흡과 같은 인자가 상태의 추정에서의 신뢰도에 영향을 미칠 수 있다. 특히, EM-기반 알고리즘에 의해 제공되는 상태의 추정에서의 신뢰도 값은 환자의 특정 호흡 주기, 환자 또는 EM 필드 발생기의 이동, 및 기구 팁이 위치한 해부학적 구조 내의 위치에 의존할 수 있다. 이미지-기반 알고리즘의 경우, 상태의 추정에서의 신뢰도 값에 영향을 미칠 수 있는 예시적인 인자는 이미지가 캡처되는 해부학적 구조 내의 위치에 대한 조명 조건, 이미지를 캡처하는 광학 센서에 대향하는 또는 그 전방의 유체, 조직, 또는 다른 방해물의 존재, 환자의 호흡, 환자 자신의 관상 네트워크(예컨대, 폐)의 상태, 예컨대 관상 네트워크 내측의 전반적인 유체 및 관상 네트워크의 폐색, 및 예컨대 내비게이션 또는 이미지 캡처하는 데 사용되는 특정 작동 기법을 포함한다.

[0119] 예를 들어, 하나의 인자는 특정 알고리즘이 환자의 폐 내의 상이한 깊이에서 상이한 수준의 정확도를 갖는 것일 수 있으며, 따라서 기도 개구에 비교적 가까이에서, 특정 알고리즘이 의료 기구 위치 및 배향의 그의 추정에서 높은 신뢰도를 가질 수 있지만, 의료 기구가 이동하는 폐의 저부 내로 더 멀리서, 그러한 신뢰도 값은 하락할 수 있다. 일반적으로, 신뢰도 값은 결과가 결정되는 프로세스와 관련된 하나 이상의 체계적 인자(systemic factor)에 기초하는 반면, 확률은 기본 데이터에 기초한 단일 알고리즘에 의한 다수의 가능성으로부터 정확한

결과를 결정하려고 할 때 발생하는 상대 측정치이다.

[0120] 일례로서, 이산 확률 분포에 의해 표현되는 추정 상태의 결과(예컨대, 수반되는 추정 상태의 3개의 값으로 삼분기에 대한 분지부/세그먼트 식별)를 계산하기 위한 수학 방정식이 하기와 같을 수 있다:

$$S_1 = C_{EM} * P_{1,EM} + C_{Image} * P_{1,Image} + C_{Robot} * P_{1,Robot};$$
$$S_2 = C_{EM} * P_{2,EM} + C_{Image} * P_{2,Image} + C_{Robot} * P_{2,Robot};$$
$$S_3 = C_{EM} * P_{3,EM} + C_{Image} * P_{3,Image} + C_{Robot} * P_{3,Robot}.$$

[0121]

[0122] 위의 예시적인 수학 방정식에서, $S_i(i = 1, 2, 3)$은 3개의 가능한 세그먼트가 3D 모델에서 제시되거나 식별되는 경우에서의 추정 상태의 가능한 예시적인 값을 나타내고, C_{EM}, C_{Image}, 및 C_{Robot}은 EM-기반 알고리즘, 이미지-기반 알고리즘, 및 로봇-기반 알고리즘에 대응하는 신뢰도 값을 나타내며, $P_{i,EM}$, $P_{i,Image}$, 및 $P_{i,Robot}$은 세그먼트 i에 대한 확률을 나타낸다.

[0123] 추정 상태와 연관된 확률 분포 및 신뢰도 값의 개념을 더 잘 예시하기 위해, 상세한 예가 여기에 제공된다. 이러한 예에서, 사용자는 기구 팁이 관상 네트워크의 중심 기도(예측된 영역) 내의 소정 삼분기 내에 위치되는 세그먼트를 식별하려고 하고, EM-기반 알고리즘, 이미지-기반 알고리즘, 및 로봇-기반 알고리즘을 포함하는 3개의 알고리즘 모듈이 사용된다. 이러한 예에서, EM-기반 알고리즘에 대응하는 확률 분포는 제1 분지부에서 20%, 제2 분지부에서 30%, 및 제3 (최종) 분지부에서 50%일 수 있고, 이러한 EM-기반 알고리즘 및 중심 기도에 적용된 신뢰도 값은 80%이다. 동일한 예에 대해, 이미지-기반 알고리즘에 대응하는 확률 분포는 제1, 제2, 및 제3 분지부에 대해 40%, 20%, 40%일 수 있고, 이러한 이미지-기반 알고리즘에 적용된 신뢰도 값은 30%인 한편; 로봇-기반 알고리즘에 대응하는 확률 분포는 제1, 제2, 및 제3 분지부에 대해 10%, 60%, 30%일 수 있고, 이러한 이미지-기반 알고리즘에 적용된 신뢰도 값은 20%이다. EM-기반 알고리즘 및 이미지-기반 알고리즘에 적용된 신뢰도 값의 차이는 EM-기반 알고리즘이 이미지-기반 알고리즘과 비교하여 중심 기도 내에서의 세그먼트 식별에 대한 더 양호한 선택일 수 있음을 나타낸다. 최종 추정 상태의 예시적인 수학적 계산은 다음과 같을 수 있다:

[0124] 제1 분지부에 대해: 20%*80% + 40%*30% + 10%*20% = 30%; 제2 분지부에 대해: 30%*80% + 20%*30% + 60%*20% = 42%; 및 제3 분지부에 대해: 50%*80% + 40%*30% + 30%*20% = 58%.

[0125] 이러한 예에서, 기구 팁에 대한 출력 추정 상태는 결과 값(예컨대, 결과적인 30%, 42% 및 58%), 또는 이들 결과 값으로부터의 도함수 값, 예컨대 기구 팁이 제3 분지부 내에 있다는 결정일 수 있다. 이러한 예가 EM-기반 알고리즘, 이미지-기반 알고리즘, 및 로봇-기반 알고리즘을 포함하는 알고리즘 모듈의 사용을 기술하지만, 기구 팁에 대한 상태의 추정은 또한 경로-기반 알고리즘을 포함하는 다양한 알고리즘 모듈의 상이한 조합에 기초하여 제공될 수 있다.

[0126] 위와 같이, 추정 상태는 다수의 상이한 방식으로 표현될 수 있다. 예를 들어, 추정 상태는 기도로부터 기구의 팁의 위치까지의 절대 깊이뿐만 아니라, 관상 네트워크 내에서 기구가 가로지르는 분지부들의 세트를 나타내는 데이터의 세트를 추가로 포함할 수 있으며, 분지부들의 세트는 예를 들어 환자의 폐의 3D 모델에 의해 제공되는 분지부들의 전체 세트의 서브세트이다. 추정 상태에 대한 확률 분포 및 신뢰도 값의 적용은 관상 네트워크 내에서의 기구 팁의 위치 및/또는 배향의 추정의 개선된 정확도를 허용한다.

[0127] 도 17b에 도시된 바와 같이, 알고리즘 모듈은 EM-기반 알고리즘 모듈(250), 이미지-기반 알고리즘 모듈(260), 및 로봇-기반 알고리즘 모듈(270)을 포함한다. 도 17b에 도시된 알고리즘 모듈은 단지 일례이며, 대안적인 실시예에서, 상이한 및/또는 추가 내비게이션 알고리즘을 수반하는 상이한 및/또는 추가 알고리즘 모듈이 또한 내비게이션 모듈(205)에 포함될 수 있다.

[0128] **B.1. 분지부 예측 시스템**

[0129] EM-기반 알고리즘 모듈(250)은 EM 정합 모듈(252), EM 위치결정 모듈(254), 및 EM 분지부 예측 모듈(256)을 추

가로 포함한다. EM 정합 모듈(252)은 3D 모델 좌표에 대한 EM 좌표의 정합을 수행할 수 있다. EM 위치결정 모듈(254)은 기구의 위치 및 배향의 추정치를 결정할 수 있다. EM 분지부 예측 모듈(256)은 기구가 현재 위치된 현재 세그먼트로부터 기구가 모델의 어느 세그먼트로 전진할지에 관한 예측을 결정할 수 있다.

[0130] 도 17d는 본 개시의 태양에 따른 예시적인 위치 센서-기반 위치결정 및 분지부 예측 시스템을 예시한다. 특히, 도 17d는 EM 데이터 저장소(220), 정합 변환 데이터 저장소(253), 3D 모델 데이터 저장소(240), EM 위치결정 모듈(254), EM 분지부 예측 모듈(256), 및 추정 상태 데이터 저장소(285)를 포함하는 위치 센서-기반 위치결정 및 분지부 예측 시스템을 도시한다. 위치결정 및 분지부 예측 시스템의 블록도는 단지 일례이며, 도시되지 않은 다른 실시예에서, 위치결정 및 분지부 예측 시스템은 상이한 및/또는 추가 구성요소를 포함할 수 있는데, 예를 들어 소정 구현예에서, 분지부 예측 시스템(210)은 EM 데이터 저장소(220) 대신에 또는 그에 더하여 이미지 데이터 저장소(220) 및 로봇 데이터 저장소(230) 중 하나 이상을 포함할 수 있다.

[0131] EM 위치결정 모듈(254)은 입력으로서, 추정 상태 데이터 저장소(285)로부터 추정 상태 데이터(이전)(예컨대, 분기 데이터), EM 데이터 저장소(220)로부터 EM 데이터, 정합 변환 데이터 저장소(253)로부터 정합 변환 데이터, 및 3D 모델 데이터 저장소(240)로부터 3D 모델 데이터를 수신한다. 수신된 데이터에 기초하여, EM 위치결정 모듈(254)은 관상 네트워크의 3D 모델에 대한 기구 팁의 위치 및 배향의 추정치를 결정하고 EM-기반 추정 상태 데이터(현재)를 상태 추정기(280)에 제공한다. 일례로서, EM-기반 추정 상태 데이터는 확률 분포(예컨대, 전술된 바와 같이, 삼분기의 3개의 세그먼트에 대해 20%, 30% 및 50%의 이산 분포)로서 표현될 수 있다. 추가적으로, 수신된 분기 데이터에 의해 지시되는 바와 같은 분기에 있을 때, EM 위치결정 모듈(254)은 기구의 팁의 피치 및 요를 3D 모델 내의 각각의 분지부의 각도와 비교하여 어느 분지부가 가로지르는 동안 사용자에 의해 선택되었는지를 추정할 수 있다. EM 위치결정 모듈(254)은 EM-기반 추정 상태 데이터(현재)를 추정 데이터 저장소(285) 및 EM 분지부 예측 모듈(256)로 출력한다.

[0132] EM 분지부 예측 모듈(256)은 기구가 모델의 어느 세그먼트로 전진할지에 관한 예측을 결정할 수 있다. 예를 들어, 기구가 위치된 모델의 결정된 현재 세그먼트 및/또는 배향 데이터 저장소(289)로부터 수신된 배향 데이터에 기초하여, EM 분지부 예측 모듈(256)은 기구가 현재 세그먼트의 차일드 세그먼트들 각각 내로 전진할지의 예측을 결정할 수 있다. 예측을 결정하기 위해 EM 분지부 예측 모듈(256)에 의해 채용될 수 있는 다수의 상이한 기법이 있을 수 있으며, 이는 더 상세히 후술될 것이다. 일부 실시예에서, EM 분지부 예측 모듈(256)에 의해 사용되는 특정 기법은 위치 데이터가 모델에 정합되었는지 여부에 의존할 수 있다. EM 분지부 예측 모듈(256)은 결정된 예측을 추정 상태 데이터 저장소(285)에 제공할 수 있다. 위에서 논의된 바와 같은 일부 실시예에서, EM 분지부 예측 모듈(256)은 배향 데이터 저장소(289)로부터 수신된 배향 데이터에 기초하여 예측을 결정할 수 있다. 다른 실시예에서, EM 분지부 예측 모듈(256)은 위치 데이터 저장소(287)로부터의 위치 데이터에 기초하여 또는 배향 데이터 및 위치 데이터 둘 모두에 기초하여 예측을 결정할 수 있다.

[0133] **B.2. 기구에 의해 취해지는 예시적인 경로**

[0134] 예시 목적을 위해, 위치 센서-기반 분지부 예측에 관련된 본 개시의 태양이 기관지 내강 네트워크의 부분들의 내비게이션 및 기관지경술과 관련하여 설명될 것이다. 그러나, 본 개시는 또한 다른 내강 네트워크 및 다른 의료 절차에 적용될 수 있다.

[0135] 도 18a는 본 개시의 태양에 따른, 위치 센서-기반 분지부 예측이 수행될 수 있는 예시적인 내강 네트워크를 예시한다. 도 18a의 실시예에서, 예시된 내강 네트워크(300)는 환자의 폐의 기도에 대응하고, 주 분기부(310)에서 2개의 2세대 기도(315, 320)(예컨대, 1차 기관지)로 분지되는 1세대 기도(305)(예컨대, 기관)를 포함한다. 환자가 등을 대고 누워 있는 것으로 가정하면, 기관(305)은 환자의 좌측 기관지(320) 및 환자의 우측 기관지(315)로 분지될 것이다.

[0136] 도 18a는 또한 기구가 의료 절차 동안 기도를 통해 내비게이션됨에 따라 기구가 그것을 따라 구동될 수 있는 경로(325)를 예시한다. 경로(325)를 따라 구동될 때의 기구의 2개의 예시적인 추적된 위치(330, 335)가 도시되고, 다양한 실시예를 논의함에 있어서 참조될 것이다. 위치 센서는 도 18b와 관련하여 상세히 후술되는 바와 같이, 위치 센서 좌표계 내에서의 추적된 위치(330, 335)를 나타내는 위치 데이터(예시되지 않음)를 생성할 수 있다. 본 개시의 태양은 기구가 2세대 기도들(315, 320) 각각 중에서 어느 기도 내로 전진할지의 예측에 관한 것일 수 있다. 상세히 후술될 바와 같이, 프로세서는 분지부 예측 기법에 사용하기 위한 기구의 초기 위치(330) 및 후속 위치(335)를 선택할 수 있다.

[0137] **B.3. 절차 동안 생성되는 예시적인 위치 데이터**

[0138] 도 18b는 본 개시의 태양에 따른, 기구가 내강 네트워크를 통해 구동됨에 따라 하나 이상의 위치 센서에 의해 생성될 수 있는 위치 데이터 포인트들의 예시적인 세트를 예시한다. 도 18b에서, 내비게이션 경로(345)가 절차 동안 기구가 구동될 경로로서 한정될 수 있다. 경로 계획 프로그램 등에 의해 생성되는 내비게이션 경로(345)는 절차를 수행하기 전에 사용자에 의해 선택될 수 있다. 편의상, 도 18b는 2D로 예시되어 있지만, 본 개시가 또한 3D 내비게이션 경로에 적용될 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 내비게이션 경로(345)는 환자의 내강 네트워크의 모델(예컨대, 도 20의 골격-기반 모델(500))이 한정되는 모델 좌표계(350)에 대해 한정될 수 있다.

[0139] 절차 동안, 위치 센서는 기구가 기도를 통해 내비게이션됨에 따라 기구의 추적된 위치를 나타내는 복수의 미정합 데이터 포인트(355)를 생성할 수 있다. 미정합 데이터 포인트(355)는 위치 센서 좌표계(360)에 대해 한정될 수 있다. EM 센서를 이용하는 실시예의 경우, 위치 센서 좌표계(360)는 EM 발생기로부터의 EM 필드에 의해 한정되거나 그에 대응할 수 있다. 로봇 시스템과 함께 작동하는 내비게이션 시스템(예컨대, 도 15에 도시된 위치 결정 시스템)이 미정합 데이터 포인트(355)를 모델 좌표계(350)로 매핑하는 데 사용될 수 있는, 위치 센서 좌표계(360)와 모델 좌표계(350) 사이의 정합을 결정할 수 있다. 정합은 메모리에, 예를 들어 도 17의 정합 데이터 저장소(225)에 저장될 수 있다. 위치 센서 좌표계(360)와 모델 좌표계(350)를 정합시키기 위한 하나의 기법은, 미정합 데이터 포인트(355)에 적용될 때, 데이터 포인트와 경로(345) 사이의 거리의 합을 최소화하는 변환 행렬을 선택하는 것을 포함할 수 있다. 정합이 미정합 데이터 포인트(355)에 적용되면, "정합된" 위치 데이터 포인트는 경로(345)와 실질적으로 정렬될 수 있다.

[0140] **B.4. 예시적인 분지부 예측 기법**

[0141] 도 19는 본 개시의 태양에 따른, 위치 센서-기반 분지부 예측을 위해 로봇 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도이다. 예를 들어, 도 19에 예시된 방법(400)의 단계는 로봇 시스템 또는 연관 시스템(들)의 프로세서(들) 및/또는 다른 구성요소(들)에 의해 수행될 수 있다. 편의상, 방법(400)은, 또한 방법(400)의 설명과 관련하여 간단히 "시스템"으로 또한 지칭되는, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템에 의해 수행되는 것으로 기술된다.

[0142] 블록(405)에서, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성된 제1 위치 데이터에 기초하여 기구의 제1 배향을 결정한다. 제1 위치 데이터는 제1 시간에 위치 센서 좌표계 내에서의 기구의 위치를 나타낼 수 있다. 소정 실시예에서, 위치 센서는 기구의 원위 단부에 또는 그 부근에 위치될 수 있고, 따라서 위치 센서에 의해 생성된 위치 데이터는 기구의 원위 단부의 위치를 나타낼 수 있다. 일 실시예에서, 기구의 제1 배향은 도 18의 초기 위치(330)와 같은 초기 위치에서의 기구의 배향에 대응할 수 있다.

[0143] 블록(410)에서, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 위치 센서들의 세트에 의해 생성된 제2 위치 데이터에 기초하여 제2 시간에 기구의 제2 배향을 결정한다. 기구의 원위 단부는 제1 시간 및 제2 시간에 모델의 제1 세그먼트 내에 위치될 수 있다. 제1 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트로 분지될 수 있다. 도 18에 예시된 예시적인 실시예에서, 제1 시간 및 제2 시간에서의 기구의 원위 단부는 각각 초기 위치(330) 및 후속 위치(335)에 대응할 수 있고, 이들 각각은 2개의 2세대 기도(315, 320)로 분지되는 1세대 기도(305) 내에 위치된다.

[0144] 블록(415)에서, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 제1 배향과 제2 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터를 결정한다. 이는 예를 들어, 2개의 연속적인 시점에서, 미정합 위치 센서 데이터에 기초하여 기구의 배향을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 현재 세그먼트 내에 위치된 상태에서의 기구의 배향들 사이의 차이에 기초하여, 시스템은 기구가 2개 이상의 차일드 세그먼트들 중 어느 것 내로 전진될 가능성이 가장 높은지를 예측하는 것이 가능할 수 있다. 즉, 시스템이 모델로부터 2개의 2세대 기도(315, 320)로 분지되는 1세대 기도(305) 각각의 배향에 액세스하기 때문에, 시스템은 기구의 배향의 변화에 기초하여 기구가 차일드 세그먼트들 중 어느 것으로 전진될 가능성이 가장 높은지를 예측하는 것이 가능할 수 있다.

[0145] 일 구현예에서, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 초기 배향과 후속 배향 사이에서 상대 변환 행렬을 계산함으로써 초기 배향과 후속 배향 사이의 차이를 결정할 수 있다. 시스템은 변환 행렬을 롤, 피치, 및 요 각도로 분해하여, 위치 센서 좌표계 내에서의 기구의 배향을 한정할 수 있다. 위치 센서(들)로서 채용될 수 있는 소정의 위치 센서 기법(예컨대, EM 위치 센서)은 환자가 주어진 절차를 위해(예컨대, 기관지경술 절차를 위해) 등을 대고 누워 있을 때 적어도 1 각도 자유도로 환자와 실질적으로 정렬될 수 있다. EM 구현예에서, EM 필드 발생기가 EM 필드 발생기의 배향에 대해 한정된 배향을 갖는 EM 필드를 생성할 수 있다. 따라서, EM 필드 발생기의 배향을 환자와 정렬되도록 배열함으로써, 시스템은 상대 변환 행렬로부터 결정된 요 각도만을 사용하여 분

지부 예측 방법(400)을 수행하는 것이 가능할 수 있다.

[0146] 환자와 EM 필드의 배향이 기관지경술 절차를 위해 알려질 수 있기 때문에, 시스템은 EM 센서에 의해 생성된 데이터에 기초하여 초기 배향과 후속 배향 사이의 요 각도를 결정하는 것이 가능할 수 있다. 따라서, 1차 기관지로의 기관의 분기는 EM 센서 좌표계에서 요 축(yaw axis)에 대해 한정될 수 있다. 따라서, 기구가 기관(305)(도 18a 참조) 내에 위치될 때, EM 필드에 기초하여 결정되는 기구의 요 각도는 1차 기관지들(315, 320) 사이의 배향의 차이와 실질적으로 정렬될 수 있다. 따라서, 시스템은 초기 배향과 후속 배향 사이의 요 각도의 변화를, 기구가 전진될 가능성이 있는 1차 기관지(315, 320)의 예측을 업데이트하기 위한 근거로서 사용할 수 있다.

[0147] 일부 실시예에서, 블록(415)은 또한 차일드 세그먼트들의 배향들 사이에 형성되는 각도를 결정하는 시스템을 포함할 수 있다. 기구의 원위 단부의 배향의 변화의 양은 차일드 세그먼트들 중 하나로부터 다른 하나로 기구의 삽입 방향을 방향전환시키기 위해 차일드 세그먼트들 사이에 형성되는 각도에 대응할 수 있다. 후술되는 바와 같이, 시스템은 분지부 예측을 업데이트할지 여부를 결정함에 있어서 인자로서 그리고/또는 분지부 예측 동안 차일드 세그먼트에 확률을 할당하는 데 사용되는 인자로서 차일드 세그먼트들 사이에 형성되는 각도를 사용할 수 있다. 차일드 세그먼트들 사이에 형성되는 각도에 기초하여 임계치를 선택하는 실시예가 설계 시간에(예컨대, 임계치는 각도에 기초하여 시스템의 설계자에 의해 선택되는 파라미터임) 또는 실행-시간 동안에(예컨대, 시스템은 수술전에 또는 수술중에 임계치를 동적으로 결정하기 위한 논리 및 데이터를 포함함) 결정될 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 또한, 실행-시간 접근법이 임계치를 사용하여 각도들 사이를 정확하게 구별하기 위해 시스템의 하드웨어와 소프트웨어 및 환자의 해부학적 구조에 영향을 받을 수 있다는 것이 인식되어야 한다.

[0148] 블록(420)에서, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 차이를 나타내는 데이터에 기초하여 기구가 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정한다. 실시예에 따라, 예측은 기구가 전진될 가능성이 가장 높은 차일드 세그먼트의 식별, 기구가 대응하는 차일드 세그먼트 내로 전진될 차일드 세그먼트들 각각에 대한 확률, 가장 높은 확률로부터 가장 낮은 확률로의 차일드 세그먼트들의 순서화된 목록 등을 포함할 수 있다. 시스템이 기구가 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 이전에 결정된 예측을 가질 때, 시스템은 블록(415)에서 결정된 배향의 차이에 기초하여 예측을 업데이트할 수 있다.

[0149] 시스템이 차일드 세그먼트들 사이의 각도를 결정하는 실시예에서, 시스템은 예측을 결정함에 있어서 차일드 세그먼트들의 배향들 사이에 형성되는 각도를 사용할 수 있다. 다른 실시예에서, 시스템은 기구의 원위 단부의 배향과 차일드 세그먼트들 각각의 배향 사이의 차이에 기초하여 예측을 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 시스템은 나머지 차일드 세그먼트보다 기구의 배향으로부터 배향의 더 작은 차이를 갖는 차일드 세그먼트에 더 높은 확률을 할당할 수 있다.

[0150] 소정 실시예에서, 시스템은, 기구의 배향이 임계 수준 초과만큼 변경되지 않는 한, 차일드 세그먼트들 각각 내로 전진하는 기구의 확률을 조절하는 것을 억제할 수 있다. 시스템은, 소정 실시예에서, 차일드 세그먼트들 사이의 각도에 기초하여 임계 수준을 조절할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 차일드 세그먼트들 사이의 각도가 제1 임계 각도 초과일 때 임계 수준을 증가시킬 수 있고, 차일드 세그먼트들 사이의 각도가 제2 임계 각도 미만일 때 임계 수준을 감소시킬 수 있다. 일단 시스템이 (예컨대, 주어진 하나의 차일드 세그먼트 내로 전진할 확률이 다른 차일드 세그먼트에 대한 확률을 초과하는 것에 기초하여) 기구가 차일드 세그먼트들 중 주어진 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정하였으면, 시스템은 후속하여 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 후속 위치 데이터에 기초하여 제3 시간에 기구의 배향을 결정할 수 있다. 시스템은 (i) 제3 시간(예컨대, 기구가 후속 위치에 위치되는 제2 시간 후의 시간)에서의 배향과 (ii) 초기 배향 사이의 각도를 계산하고; 계산된 각도를 임계 각도 값과 비교하도록 구성될 수 있다. 시스템은 계산된 각도가 임계 각도 값을 초과하는 것에 응답하여 차일드 세그먼트들 각각 내로 전진하는 기구의 확률을 업데이트하도록 추가로 구성될 수 있다. 따라서, 소정 구현예에서, 시스템은, 기구의 배향이 임계 각도 값을 초과하는 초기 배향과의 각도를 형성하지 않는 한, 차일드 세그먼트들 각각 내로 전진하는 기구의 확률을 업데이트하지 않을 수 있다. 방법(400)은 블록(425)에서 종료된다.

[0151] 전술된 방법(400)은 미정합 위치 데이터를 사용하여 수행될 때 특히 유리할 수 있다. 즉, 미정합 위치 데이터가 모델 좌표계에 대한 기구의 위치 및/또는 배향의 정확한 매핑을 제공하지 못할 수 있기 때문에, 시스템은 기구의 측정된 배향의 변화가 기구가 차일드 세그먼트들 중 하나를 향해 관절운동되는 것과 일치하는지 여부를 결정하기 위해 2회 이상의 연속적인 시간에 기구의 상대 배향을 사용할 수 있다. (예컨대, 위치 센서 좌표계 내에서의) 기구의 측정된 배향의 검출된 변화는 차일드 세그먼트들 중 하나의 물리적 배향에 더 가까운 방향으로

지향될 기구의 물리적 배향의 변화와 일치할 수 있다. 다시 말하면, 초기 배향으로부터 후속 배향으로의 위치 센서 좌표계 내에서의 기구의 배향의 상대 변화는 미정합 위치 데이터를 사용하여 결정될 때 차일드 세그먼트들 중 하나를 향한 기구의 전진 방향의 변화를 여전히 나타낼 수 있다. 따라서, 위치 센서 좌표계가 소정 절차의 초기 단계 동안 모델 좌표계에 정합되지 않을 수 있기 때문에, 방법(400)은 초기 단계 동안 분지부 예측을 제공할 수 있고, 이는 센서 융합 기법(예컨대, 도 15의 위치결정 시스템(90))에 의해 사용될 수 있다.

[0152] 일례에서, 초기 배향과 후속 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터가 기구가 환자의 좌측 1차 기관지(예컨대, 2세대 기도(320))를 향해 전진되거나 지향되는 것과 일치할 때, 시스템은 기구가 우측 1차 기관지보다는 좌측 1차 기관지 내로 전진될 것으로 예측할 수 있다. 따라서, 시스템은 배향의 변화가 기구가 대응하는 차일드 분지부를 향해 또는 그로부터 멀어지게 전진되거나 지향되고 있음을 나타내는지 여부에 기초하여 각각의 차일드 분지부에 대한 예측을 업데이트할 수 있다.

[0153] **B.5. 초기 위치의 선택**

[0154] 전술된 바와 같이, 방법(400)은 기구가 초기 위치에 위치될 때 블록(405)에서 기구의 제1 배향을 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 상태 추정 모듈(240)의 초기화에 응답하여 기구의 초기 위치를 선택할 수 있다. 소정 실시예에서, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 초기화 후에 상태 추정 모듈(240)에 의해 생성된 기구의 위치의 제1 표시를 초기 위치로서 선택할 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 시스템은 상태 추정 모듈(240)에 의해 생성된 다른 위치(예컨대, 기구의 제2, 제3 등의 위치)를 초기 위치로서 선택할 수 있다.

[0155] 일부 실시예에서, 시스템은 초기 위치에서의 기구의 배향이 현재 세그먼트의 배향과 실질적으로 정렬된다는(예컨대, 현재 세그먼트의 길이방향 축과 정렬됨) 결정에 기초하여 기구의 초기 위치를 선택하도록 구성될 수 있다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 시스템은 기구와 현재 세그먼트의 배향들 사이의 차이가 임계 차이 미만일 때 기구의 배향을 현재 세그먼트의 배향과 실질적으로 정렬된 것으로 고려할 수 있다. 그러나, 수신된 위치 센서 데이터가 모델 좌표계에 정합되지 않을 수 있기 때문에, 시스템은 기구의 배향을 현재 세그먼트의 배향과 직접 비교하는 것이 가능하지 않을 수 있다.

[0156] 일 구현예에서, 시스템은 기구가 현재 세그먼트와 정렬된다는 표시를 사용자로부터 수신하도록 구성될 수 있다. 사용자는 시스템의 다른 센서(예컨대, 기구의 원위 단부에 위치된 카메라)에 기초하여 기구의 배향이 현재 1세대 세그먼트와 정렬된 것을 확인하는 것이 가능할 수 있다. 일 구현예에서, 시스템은 기구를 내강 네트워크 내의 한정된 위치(예컨대, 도 18의 분기부(310))로 구동시키고 기구를 한정된 위치로부터 적어도 한정된 거리만큼 후퇴시키기 위한 명령어를 사용자에게 제공할 수 있다. 시스템은 후퇴 전의 또는 후퇴 후의 위치에서 기구의 원위 단부의 위치를 결정하고, 이러한 지점에서의 기구의 배향을, 현재 세그먼트의 배향과 실질적으로 정렬된 초기 배향으로서 설정할 수 있다.

[0157] 다른 구현예에서, 시스템은 사용자 입력을 수신하지 않고서 기구의 구동 동안 초기 위치를 자동으로 선택하도록 구성되거나 프로그래밍될 수 있다. 일 실시예에서, 시스템은 기구가 일정 기간에 걸쳐 현재 세그먼트를 통해 전진됨에 따라 기구의 배향을 추적할 수 있고, 기구의 배향이 임계 기간 동안 실질적으로 변경되지 않은 것에 응답하여, 시스템은 식별된 기간 동안의 기구의 배향이 현재 세그먼트의 배향과 정렬된 것으로 결정할 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 기간에 걸친 기구의 측정된 배향들 사이의 최대 차이가 임계 차이 미만일 때 기구의 배향이 실질적으로 변경되지 않은 것으로 결정할 수 있다.

[0158] **B.6. 정합 프로세스의 확인**

[0159] 소정 구현예에서, 시스템은 위치 센서(들)의 좌표계를 내강 네트워크의 모델의 좌표계에 정합시키기 위해 정합 프로세스를 수행하도록 구성될 수 있다. 정합은 도 17에 도시된 바와 같이 정합 데이터 저장소(225)에 저장될 수 있다. 정합 프로세스는 위치 센서 좌표계와 모델 좌표계 사이의 정합을 결정하기 위해 미정합 위치 데이터의 사용을 용이하게 하는 프로세스를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 정합 프로세스는 위치 센서(들)로부터 수신되는 데이터의 이력을 유지시키는 것 및 위치 데이터 이력에 의해 형성되는 형상을, 기구가 그것을 따라 해부학적 구조의 모델에 기초하여 이동할 수 있는 후보 경로에 일치시키는 것에 기초하여 수행될 수 있다. 시스템은 사용자가 정합 프로세스 동안 정합 경로를 따라 기구를 구동시키는 것에 응답하여 기구를 사전결정된 정합 경로를 따라 구동시키고 위치 센서에 기초하여 기구의 위치를 추적하기 위한 명령어를 사용자에게 제공할 수 있다. 소정 절차의 경우, 정합 경로는 기구가 정합 프로세스를 위해 그것을 따라 구동될 경로의 형상을 한정하는 반대측 정합 경로(contra-lateral registration path)를 포함할 수 있다. 반대측 정합 경로는 표적의 위치에

대해 내강 네트워크의 반대측면(contra-lateral side) 상의 세그먼트를 따라 기구를 구동시키는 것, 반대측면으로부터 기구를 후퇴시키는 것, 및 경로를 따라 표적으로(표적 경로로 또한 지칭됨) 내강 네트워크의 외측면(lateral side)을 따라 기구를 구동시키는 것을 포함할 수 있다. 따라서, 반대측 정합 경로는 표적 경로 외부의 내강 네트워크의 반대측 분지부(contra-lateral branch)를 따라(예컨대, 표적에 대해 내강 네트워크의 반대측면 상에 있는 분지부를 따라) 기구를 구동시키는 것, 기구를 다시 표적 경로로 복귀시키는 것, 및 표적 경로의 일부를 따라 위치되는 외측 분지부(lateral branch)를 따라 기구를 구동시키는 것을 포함할 수 있다.

[0160] 소정 절차에서, 표적은 진단 및/또는 처치를 용이하게 하기 위해 기구가 구동될 수 있는 결절(또는 병변)을 포함할 수 있다. 따라서, 메모리는 모델 내의 표적으로의 표적 경로 및 반대측 정합 경로를 저장할 수 있다. 정합 프로세스 동안, 시스템은, 기구가 차일드 세그먼트들 각각을 따라 전진할지 여부의 예측에 기초하여, 사용자가 현재 반대측 정합 경로에 의해 한정되는 바와 같은 내강 네트워크의 정확한 분지부 내로 기구를 구동시키고 있는지 여부를 확인하도록 구성될 수 있다. 따라서, 시스템은 기구가 예측에 기초하여 반대측 정합 경로를 따라 위치되는지 여부를 결정할 수 있다. 일 구현예에서, 내강 네트워크 내의 분기(예컨대, 1차 기관지 부근의 분기)에 접근할 때, 시스템은 기구가 반대측 정합 경로를 따라 분지부 내로 전진할 확률을 임계 확률과 비교할 수 있다. 확률이 임계 확률 미만일 때, 시스템은 사용자가 정확한 분지부를 향해 구동시키고 있지 않을 수 있다는 표시를 사용자에게 디스플레이할 수 있다.

[0161] 다른 구현예에서, 시스템은 기구가 반대측 정합 경로를 따라 전진되기 전에 표적 경로를 따라 전진된 것으로 결정할 수 있고, 이는 사용자가 우발적으로 기구를, 정합 프로세스 동안 사용된 반대측 정합 경로에 대응하지 않는 경로를 따라 구동시키는 것을 나타낼 수 있다. 반대측 정합 경로는 기구가 표적 경로를 따라 구동되기 전에 반대측 경로를 따라 구동될 것을 필요로 할 수 있기 때문에, 시스템은 기구가 반대측 정합 경로를 따라 전진되기 전에 표적 경로를 따라 전진된 것으로 결정하는 것에 응답하여 반대측 정합이 성공적이지 않았다는 표시를 제공할 수 있다.

[0162] 시스템은 또한 사용자에게 피드백을 제공하기 위해 주어진 절차 동안 모델에 대한 기구의 위치의 표시를 디스플레이하도록 구성될 수 있다. 따라서, 시스템은 기구의 위치를 나타내는 복수의 데이터 소스에 기초하여 모델에 대한 기구의 원위 단부의 위치를 결정할 수 있다. 소정 구현예에서, 시스템은 위치 센서로부터 수신된 위치 데이터, 기구의 이동을 제어하도록 제공되는 명령들의 세트, 및 기구가 현재 세그먼트의 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측(들) 중 하나 이상에 기초하여 기구의 원위 단부의 위치를 결정할 수 있다. 따라서, 도 19의 방법(400)을 통해 결정된 예측(들)은 기구의 위치결정 및/또는 내비게이션에서 시스템에 의해 사용될 수 있는 하나의 데이터 소스일 수 있다.

[0163] **C. 정합된 위치 센서-기반 분지부 예측.**

[0164] 시스템이 정합 프로세스를 수행하여, 위치 센서 좌표계를 모델 좌표계에 정합시킨 후에, 시스템은 모델 좌표계와 연관된 모델에 관하여 기구의 원위 단부의 위치의 표시를 결정하기 위해 위치 센서(들)에 의해 생성된 데이터를 사용하는 것이 가능할 수 있다. 정합된 데이터 위치 데이터를 사용하여, 시스템은 기구가 그것 내로 전진될 가능성이 가장 높은 내강 네트워크의 차일드 세그먼트에 관한 예측을 생성할 수 있다. 구현예에 따라, 미정합 위치 센서 데이터의 사용은, 일단 기구가 소정 거리를 넘어 내강 네트워크 내로 전진되었으면, 내강 네트워크 내에서의 분지부 예측에 대한 충분한 정확도를 제공하지 못할 수 있다. 예를 들어, 일단 기구가 1차 기관지 내로 전진되었으면, 시스템은 정합된 위치 센서 데이터 없이 분지부 예측을 수행하는 것이 가능하지 않을 수 있다. 따라서, 본 개시의 태양은 또한 분지부 예측을 위한 정합된 위치 데이터의 사용에 관한 것이다.

[0165] 도 20은 내강 네트워크의 일부분의 예시적인 골격-기반 모델을 예시한다. 특히, 골격-기반 모델(500)은, 내강 네트워크가 내강 네트워크의 개별 내강에 각각 대응하는 복수의 별개의 세그먼트를 포함할 수 있는 "골격"(505)으로서 모델링되는 일 구현예를 예시한다. 도 20에 예시된 모델(500)은 기구의 원위 단부의 위치 및 배향을 계산하기 위해 위치결정 시스템(90)(도 15 참조)에 의해 사용될 수 있다. 골격(505)의 각각의 세그먼트에는 고유 "세그먼트 ID"가 할당될 수 있고, 골격(505)을 형성하는 세그먼트들 각각은 대응하는 내강의 중심선에 대해 한정될 수 있다. 소정 의료 절차 동안, 기구는 절차의 적어도 일부분에 대해 내강 네트워크를 통해 내비게이션될 수 있다. 특히, 주어진 시점에서, 기구의 원위 단부(525)는 모델의 현재 세그먼트(510) 내에 위치될 수 있고, 현재 세그먼트(510)는 2개의 차일드 세그먼트(515, 520)로 분지되거나 분기될 수 있다. 아래에서 상세히 논의될 바와 같이, 본 개시의 태양은 현재 세그먼트(510) 내에 위치될 때의 기구의 배향에 기초하여 수행되는 분지부 예측 기법에 관한 것이다.

[0166] 도 21은 본 개시의 태양에 따른, 정합된 위치 센서-기반 분지부 예측을 위해 로봇 시스템 또는 그의 구성요소

(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도이다. 예를 들어, 도 21에 예시된 방법(600)의 단계는 로봇 시스템 또는 연관 시스템(들)의 프로세서(들) 및/또는 다른 구성요소(들)에 의해 수행될 수 있다. 편의상, 방법(600)은, 또한 방법(600)의 설명과 관련하여 간단히 "시스템"으로 또한 지칭되는, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템에 의해 수행되는 것으로 기술된다. 로봇 시스템은 환자의 내강 네트워크의 모델을 저장한 적어도 하나의 컴퓨터-판독가능 메모리를 포함할 수 있다.

[0167] 블록(605)에서, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 기구에 대한 하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성된 위치 데이터에 기초하여 모델에 대한 기구의 배향을 결정한다. 소정 구현예에서, 위치 데이터는 위치 센서들의 세트로부터 수신된 정합된 위치 데이터를 포함한다. 위치 센서 데이터가 시스템에 의해 수신될 때, 위치 센서는 내강 네트워크의 모델에 정합될 수 있다. 정합된 위치 데이터를 사용하여, 시스템은 위치 데이터에 기초하여 모델에 대한 기구의 원위 단부의 위치를 결정하는 것이 가능할 수 있다. 소정 구현예에서, 시스템은 다수의 데이터 소스를 사용하여 기구의 원위 단부의 위치를 결정하는 (예컨대, 도 15의 위치결정 시스템(90)을 사용함으로써) 센서 융합 기법을 채용할 수 있다. 수신된 위치 데이터가 모델에 정합되기 때문에, 시스템은 모델에 대한 기구의 위치를 측정하는 것이 가능할 수 있다.

[0168] 소정 구현예에서, 기구의 원위 단부는 시스템이 블록(605)에서 기구의 배향을 결정할 때 모델의 제1 세그먼트 내에 위치될 수 있다. 일 실시예에서, 기구의 원위 단부(525)는 도 20에 도시된 바와 같은 2개의 차일드 분지부(515, 520)를 포함하는 현재 세그먼트(525) 내에 위치된다.

[0169] 블록(610)에서, 위치 센서-기반 분지부 예측 시스템은 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트의 배향을 결정한다. 도 20의 예에서, 차일드 세그먼트들(515, 520) 각각의 배향은 모델 좌표계에 대한 골격(505)의 대응하는 세그먼트의 배향에 기초하여 결정될 수 있다. 구현예에 따라, 현재 세그먼트는 2개 이상의 차일드 세그먼트를 포함하는 골격(505)의 세그먼트들 중 임의의 하나에 대응할 수 있다.

[0170] 블록(615)에서, 위치 센서-기반 분지부 예측은 기구의 배향 및 제1 차일드 세그먼트의 배향에 기초하여 기구가 제1 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정한다. 이는 예를 들어 시스템이 도 20의 실시예에서 기구의 원위 단부(525)의 배향과 차일드 세그먼트들(515, 520) 각각의 배향 사이의 차이를 결정하는 것을 포함할 수 있다. 모델은 세그먼트들 각각의 배향들을 나타내는 데이터를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 세그먼트의 배향을 나타내는 데이터는 골격(505)을 나타내는 데이터에 포함될 수 있으며, 여기에서 골격(505)의 각각의 세그먼트의 위치, 길이, 및 배향이 메모리에서 한정될 수 있다. 따라서, 시스템은 정합된 위치 센서 데이터를 사용하여 모델 좌표계 내에서의 기구의 배향을 결정하고, 기구의 배향을 차일드 세그먼트들 각각의 배향과 비교할 수 있다. 방법은 블록(620)에서 종료된다.

[0171] 실시예에 따라, 예측은 기구가 전진될 가능성이 가장 높은 차일드 세그먼트의 식별, 기구가 대응하는 차일드 세그먼트 내로 전진될 차일드 세그먼트들 각각에 대한 확률, 가장 높은 확률로부터 가장 낮은 확률로의 차일드 세그먼트들의 순서화된 목록 등을 포함할 수 있다.따라서, 소정 실시예에서, 예측은 기구가 차일드 세그먼트들 각각 내로 전진할 확률을 나타내는 데이터를 포함할 수 있다. 일부 구현예에서, 시스템은 기구의 배향으로부터 배향의 더 작은 차이를 갖는 차일드 세그먼트에 더 높은 확률을 할당할 수 있다. 따라서, 시스템은 대응하는 확률을 결정하는 데 도움을 주기 위해 기구의 배향과 차일드 세그먼트들 각각의 배향 사이의 차이를 나타내는 데이터를 결정할 수 있다.

[0172] 소정 구현예에서, 시스템은 기구의 배향과 차일드 세그먼트들 각각의 배향 사이의 각도를 추가로 결정할 수 있다. 기구의 배향과 주어진 차일드 세그먼트 사이의 각도는 배향들 사이의 차이를 나타낼 수 있다. 따라서, 시스템은 주어진 차일드 세그먼트와 기구 사이의 각도에 반비례하는 확률을 주어진 차일드 세그먼트에 할당하도록 구성될 수 있다. 일 구현예에서, 시스템은 기구의 배향과 주어진 차일드 세그먼트의 배향 사이의 내적(dot product)에 기초하여 각도를 결정할 수 있다. 더 작은 각도가 기구의 배향과 주어진 차일드 세그먼트 사이의 더 우수한 정렬을 나타낼 수 있기 때문에, 시스템은 또한 주어진 차일드 세그먼트에 대한 확률을 계산하기 위해 결정된 각도의 역을 사용할 수 있다.

[0173] 예측은 모델에 대한 기구의 원위 단부의 위치를 결정하기 위해 사용되는 (예컨대, 도 15의 위치결정 시스템(90)과 같은) 융합 기법을 위한 데이터 소스로서 시스템에 의해 사용될 수 있다. 소정 구현예에서, 시스템은 위치 센서(들)로부터 수신된 위치 데이터, 기구의 이동을 제어하도록 제공되는 명령들의 세트, 및 기구가 차일드 세그먼트들 각각 내로 전진할지의 예측(들) 중 하나 이상에 기초하여 기구의 원위 단부의 위치를 결정할 수 있다.

[0174] 소정 구현예에서, 시스템은 전술된 배향-기반 예측에 더하여 분지부 예측을 위한 보조 기법을 적용할 수 있다. 일 구현예에서, 보조 기법은 기구의 원위 단부의 위치를 차일드 세그먼트들 각각의 시작부의 위치와 비교하는 위치-기반 예측을 포함할 수 있다. 시스템은 기구의 원위 단부의 위치에 기초하여 기구가 차일드 세그먼트들 각각 내로 전진할지의 보조 예측(auxiliary prediction)을 결정할 수 있다. 예측은 차일드 세그먼트들 각각에 대한 기구의 원위 단부의 위치에 기초할 수 있다. 보조 기법으로서 사용될 수 있는 위치-기반 예측 기법의 추가 상세사항 및 예가 위에서 참조된 미국 특허 공개 제2017/0084027호에 기술되어 있다. 일 구현예에서, 위치 센서 데이터가 기구의 원위 단부를 다른 차일드 세그먼트보다 하나의 차일드 세그먼트에 더 가깝게 위치되는 것으로 나타낼 때, 시스템은 더 먼 차일드 세그먼트보다 더 가까운 차일드 세그먼트에 더 높은 확률을 할당할 수 있다. 예를 들어, 다시 도 20을 참조하면, 기구의 원위 단부(525)가 차일드 세그먼트들 중 제2 차일드 세그먼트(520)보다 차일드 세그먼트들 중 제1 차일드 세그먼트(515)에 더 가까울 때, 시스템은 제1 차일드 세그먼트(515)에 더 높은 확률을 할당할 수 있다. 일부 구현예에서, 융합 기법을 사용하여, 시스템은 배향-기반 예측 기법 및 보조 위치-기반 예측 기법 둘 모두에 기초하여 기구의 원위 단부의 위치를 결정할 수 있다. 시스템은, 기법들 각각과 연관된 정확도, 특정 예측과 연관된 오차 등을 포함하는 다양한 인자에 기초하여 분지부 예측 기법들 각각의 결과에 가중치를 부가할 수 있다.

[0175] 위치-기반 분지부 예측에 비해 배향-기반 위치 센서 분지부 예측과 연관된 하나의 이점은 배향-기반 예측이 내강 네트워크를 통한 기구의 구동 동안 연속적으로 수행될 수 있다는 것이다. 예를 들어, 위치-기반 분지부 예측 기법은, 기구의 원위 단부가 차일드 세그먼트 내로의 현재 세그먼트의 분기의 임계 거리 내에 있지 않는 한, 정확한 예측을 제공하지 못할 수 있다. 위치-기반 예측 기법이 위치 센서 데이터에 의존하기 때문에, 위치-기반 예측 기법은 위치 센서 정합에서의 오차뿐만 아니라 위치 센서 데이터에서의 지터(jitter)에 민감할 수 있다. 따라서, 기구가 차일드 세그먼트로부터 비교적 멀리 떨어져 있을 때, 기구와 차일드 세그먼트들 각각 사이의 거리는 사용자가 그것을 향해 기구를 구동시키고 있는 차일드 세그먼트를 나타내지 못할 수 있다. 대조적으로, 기구의 배향은, 기구가 차일드 세그먼트에 의해 한정되는 분기로부터 비교적 멀리 떨어져 있을 때에도, 사용자가 그것 내로 기구를 구동시키고 있는 차일드 세그먼트와 더 강하게 상관될 수 있다. 따라서, 일부 구현예에서, 본 명세서에 기술된 배향-기반 분지부 예측 기법은 기구의 원위 단부가 현재 세그먼트의 시작부로부터 현재 세그먼트의 종단부로 전진됨에 따라 적용될 수 있다. 다른 실시예에서, 시스템은 현재 세그먼트 내의 기구의 원위 단부의 위치와 독립적으로 배향-기반 분지부 예측 기법을 적용할 수 있다.

[0176] **3. 구현 시스템 및 용어.**

[0177] 본 명세서에 개시된 구현예는 위치 센서-기반 분지부 예측을 위한 시스템, 방법 및 장치를 제공한다.

[0178] 본 명세서에 사용되는 바와 같은 용어 "결합하다", "결합하는", "결합된" 또는 단어 결합하다의 다른 변형은 간접적인 연결 또는 직접적인 연결을 나타낼 수 있다는 것에 유의하여야 한다. 예를 들어, 제1 구성요소가 제2 구성요소에 "결합된" 경우, 제1 구성요소는 다른 구성요소를 통해 제2 구성요소에 간접적으로 연결되거나 제2 구성요소에 직접적으로 연결될 수 있다.

[0179] 본 명세서에 기술된 기능은 프로세서-판독가능 또는 컴퓨터-판독가능 매체 상에 하나 이상의 명령어로서 저장될 수 있다. 용어 "컴퓨터-판독가능 매체"는 컴퓨터 또는 프로세서에 의해 액세스될 수 있는 임의의 이용가능한 매체를 지칭한다. 제한이 아닌 예로서, 그러한 매체는 랜덤 액세스 메모리(RAM), 판독-전용 메모리(ROM), 전기적 소거가능 프로그램가능 판독-전용 메모리(EEPROM), 플래시 메모리, 콤팩트 디스크 판독-전용 메모리(CD-ROM) 또는 다른 광학 디스크 저장 장치, 자기 디스크 저장 장치 또는 다른 자기 저장 장치, 또는 명령어 또는 데이터 구조의 형태로 원하는 프로그램 코드를 저장하는 데 사용될 수 있고 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 다른 매체를 포함할 수 있다. 컴퓨터-판독가능 매체는 유형적이고 비-일시적일 수 있음에 유의하여야 한다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 용어 "코드"는 컴퓨팅 장치 또는 프로세서에 의해 실행가능한 소프트웨어, 명령어, 코드 또는 데이터를 지칭할 수 있다.

[0180] 본 명세서에 개시된 방법은 기술된 방법을 달성하기 위한 하나 이상의 단계 또는 동작을 포함한다. 방법 단계 및/또는 동작은 청구범위의 범주로부터 벗어남이 없이 서로 교환될 수 있다. 다시 말하면, 기술되는 방법의 적절한 작동을 위해 특정 순서의 단계 또는 동작이 요구되지 않는 한, 특정 단계 및/또는 동작의 순서 및/또는 사용은 청구범위의 범주로부터 벗어남이 없이 수정될 수 있다.

[0181] 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 용어 "복수"는 2개 이상을 나타낸다. 예를 들어, 복수의 구성요소는 2개 이상의 구성요소를 나타낸다. 용어 "결정하는"은 매우 다양한 동작을 포함하며, 따라서 "결정하는"은 계산, 컴퓨팅, 처리, 도출, 조사, 검색(예컨대, 테이블, 데이터베이스 또는 다른 데이터 구조에서의 검색), 확인 등을 포

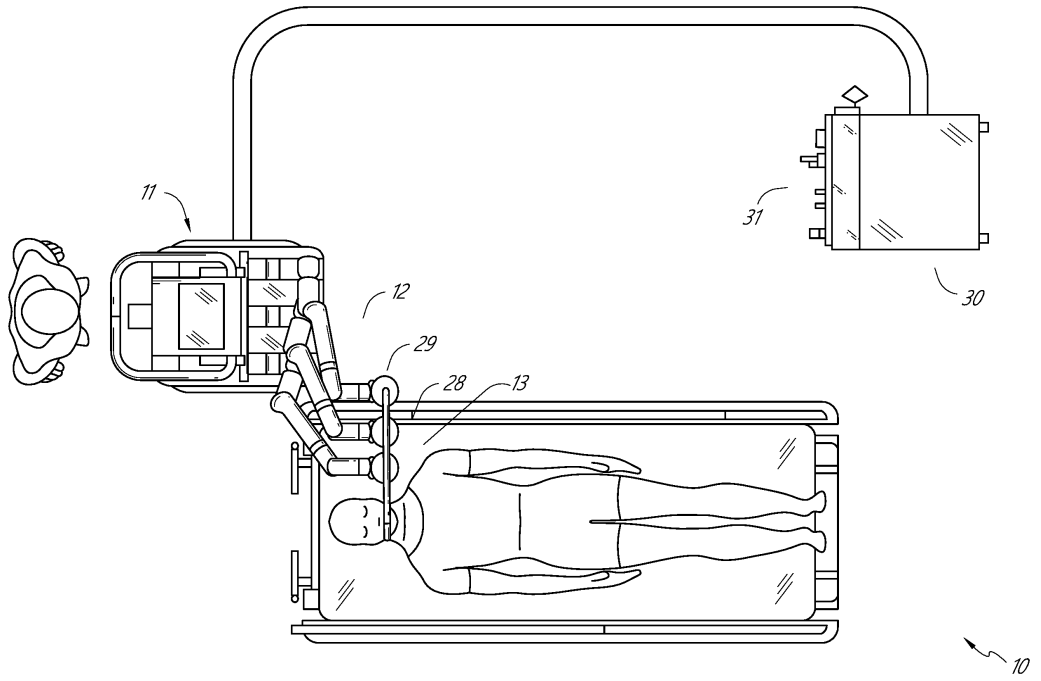
함할 수 있다. 또한, "결정하는"은 수신(예컨대, 정보를 수신함), 액세스(예컨대, 메모리의 데이터에 액세스함) 등을 포함할 수 있다. 또한, "결정하는"은 해석, 선택, 선정, 설정 등을 포함할 수 있다.

[0182] 어구 "~에 기초한"은, 달리 명백히 명시되지 않는 한, "단지 ~에 기초한"을 의미하지는 않는다. 다시 말하면, 어구 "~에 기초한"은 "단지 ~에 기초한" 및 "적어도 ~에 기초한" 둘 모두를 기술한다.

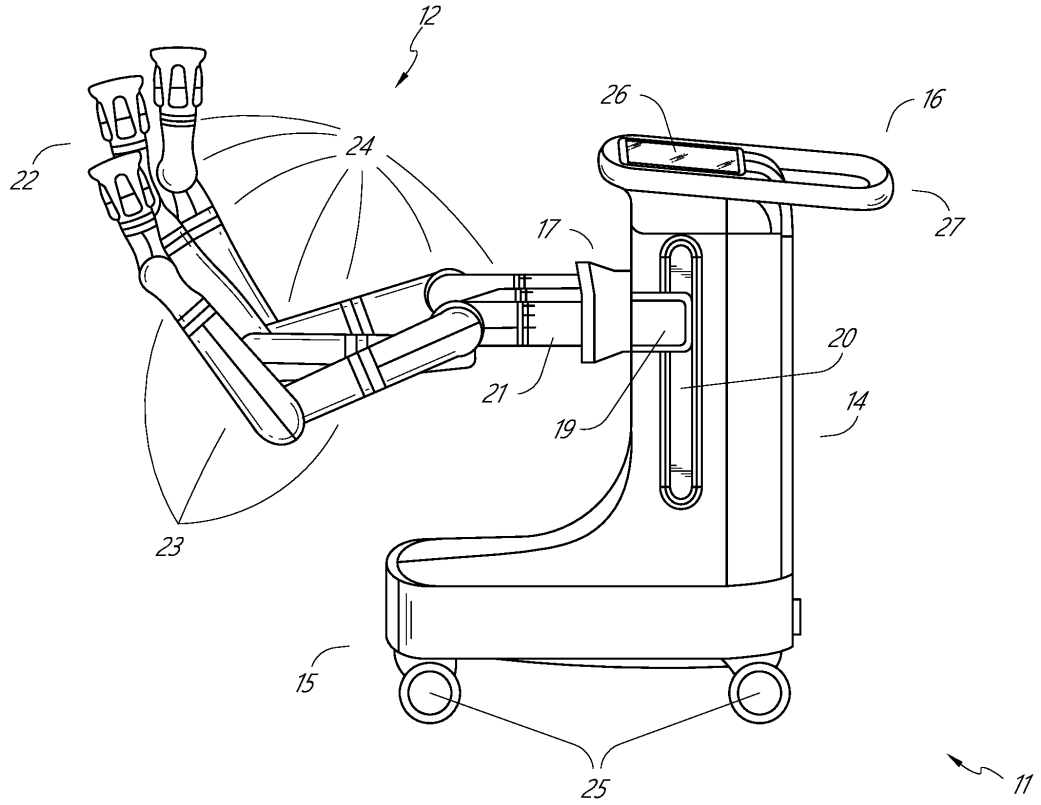
[0183] 개시된 구현예의 이전의 설명은 당업자가 본 발명을 제조하거나 사용하는 것을 가능하게 하도록 제공된다. 이들 구현예에 대한 다양한 수정은 당업자에게 용이하게 명백해질 것이고, 본 명세서에서 정의된 일반적인 원리는 본 발명의 범주로부터 벗어남이 없이 다른 구현예에 적용될 수 있다. 예를 들어, 당업자가 다수의 대응하는 대안적인 그리고 동등한 구조적 상세사항, 예컨대 도구 구성요소를 체결, 장착, 결합, 또는 맞물리게 하는 동등한 방식, 특정 작동 운동을 생성하기 위한 동등한 메커니즘, 및 전기 에너지를 전달하기 위한 동등한 메커니즘을 채용할 수 있을 것임이 인식될 것이다. 따라서, 본 발명은 본 명세서에 도시된 구현예로 제한되도록 의도되는 것이 아니라, 본 명세서에 개시된 원리 및 신규한 특징과 일치하는 가장 넓은 범주에 따른다.

도면

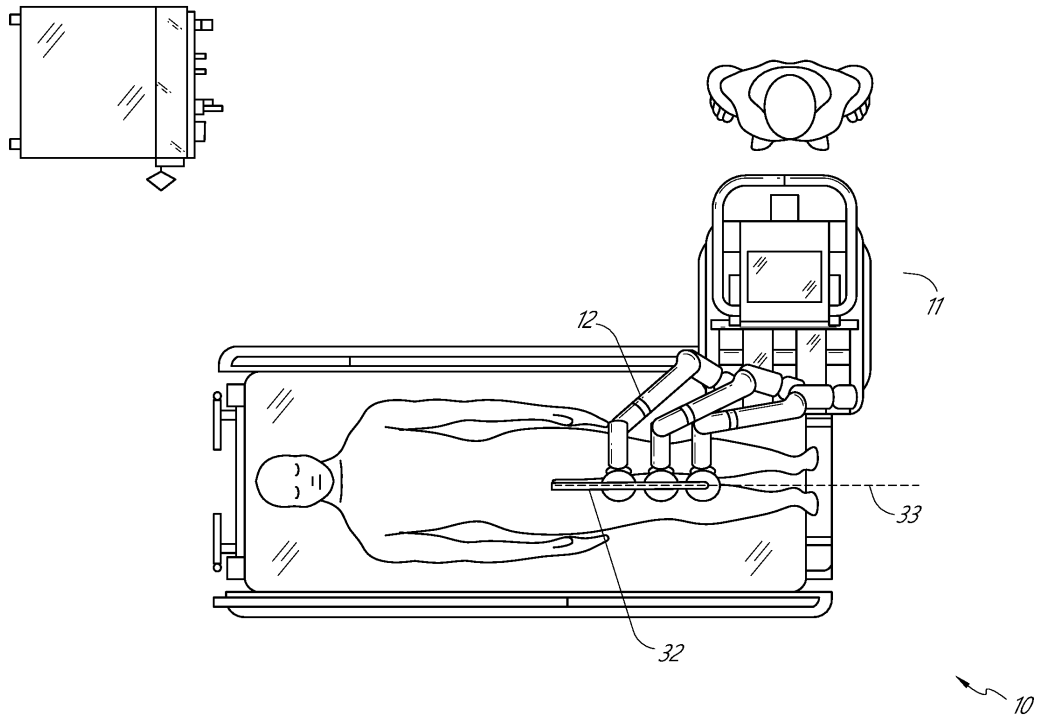
도면1



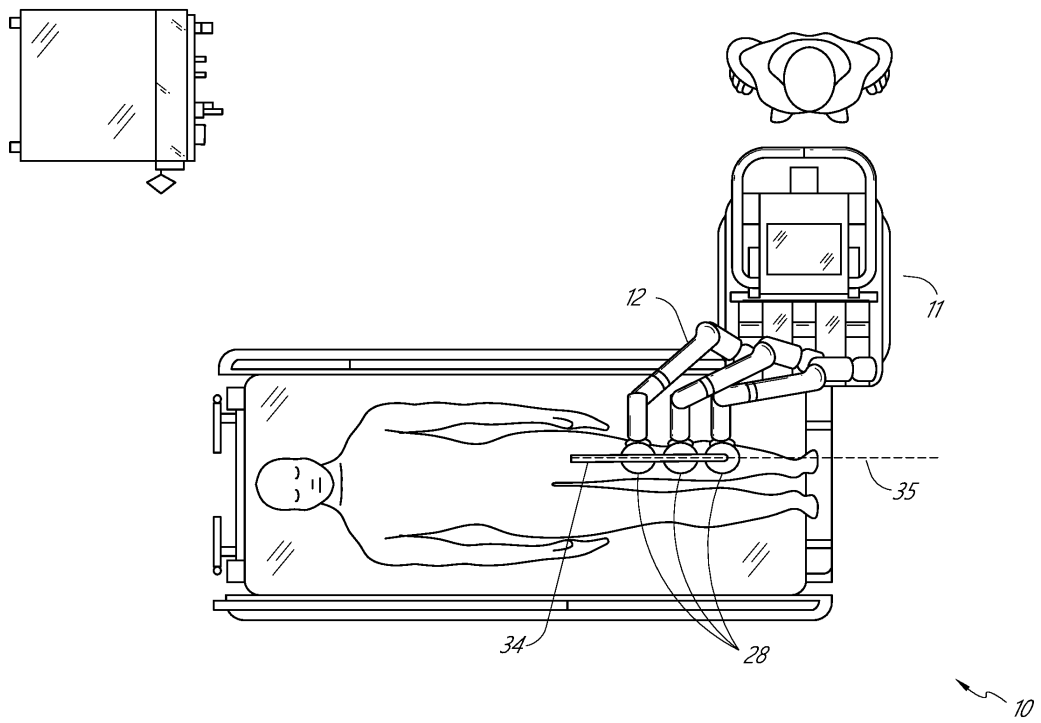
도면2



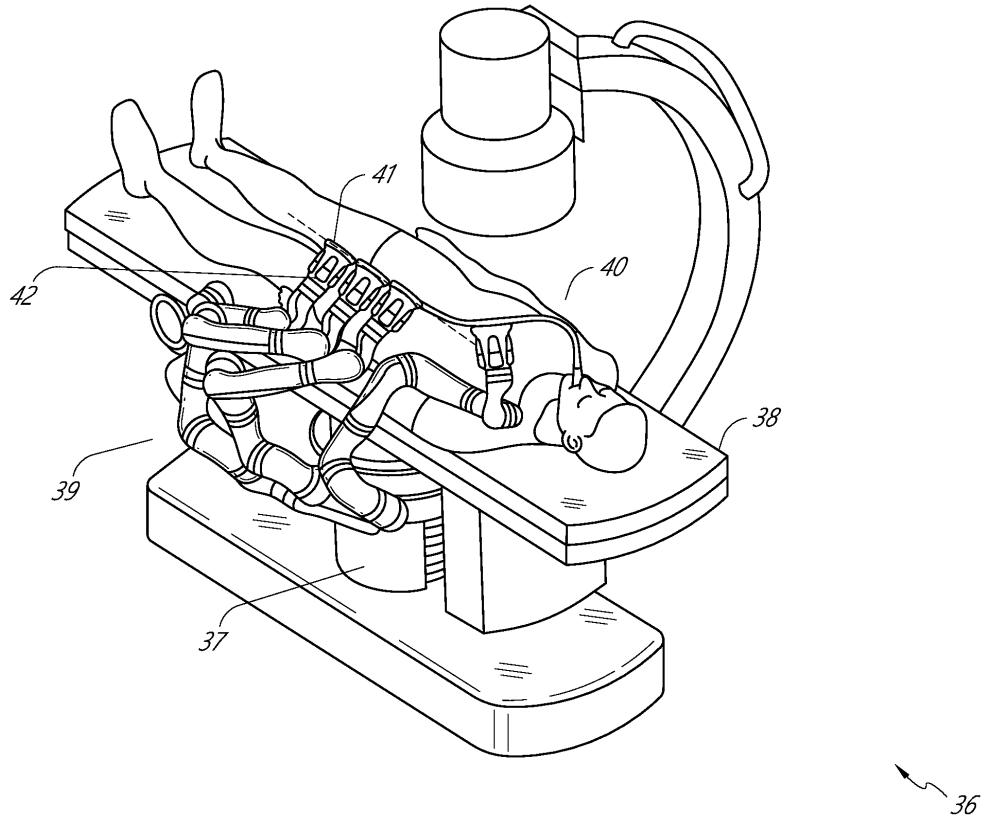
도면3



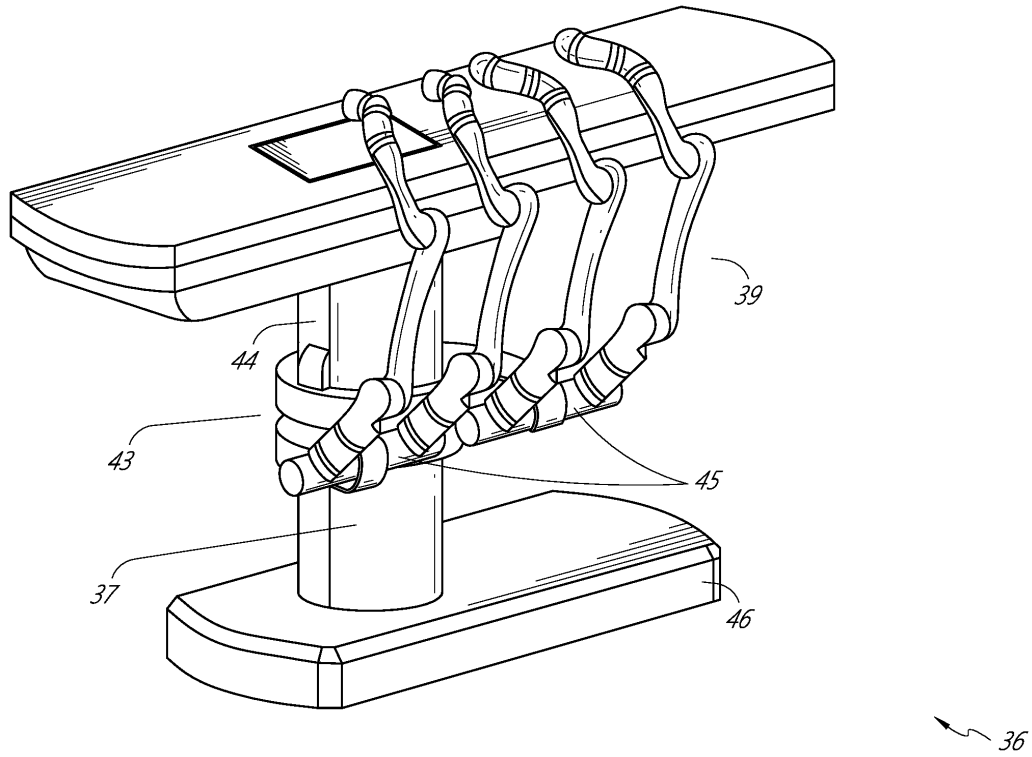
도면4



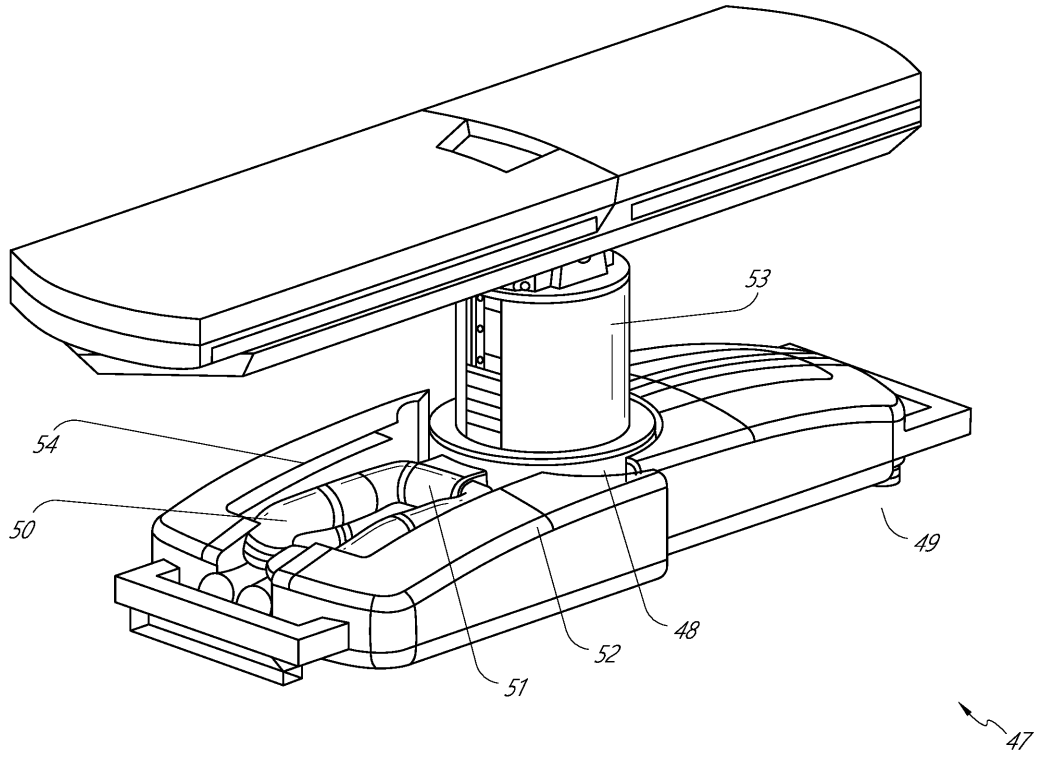
도면5



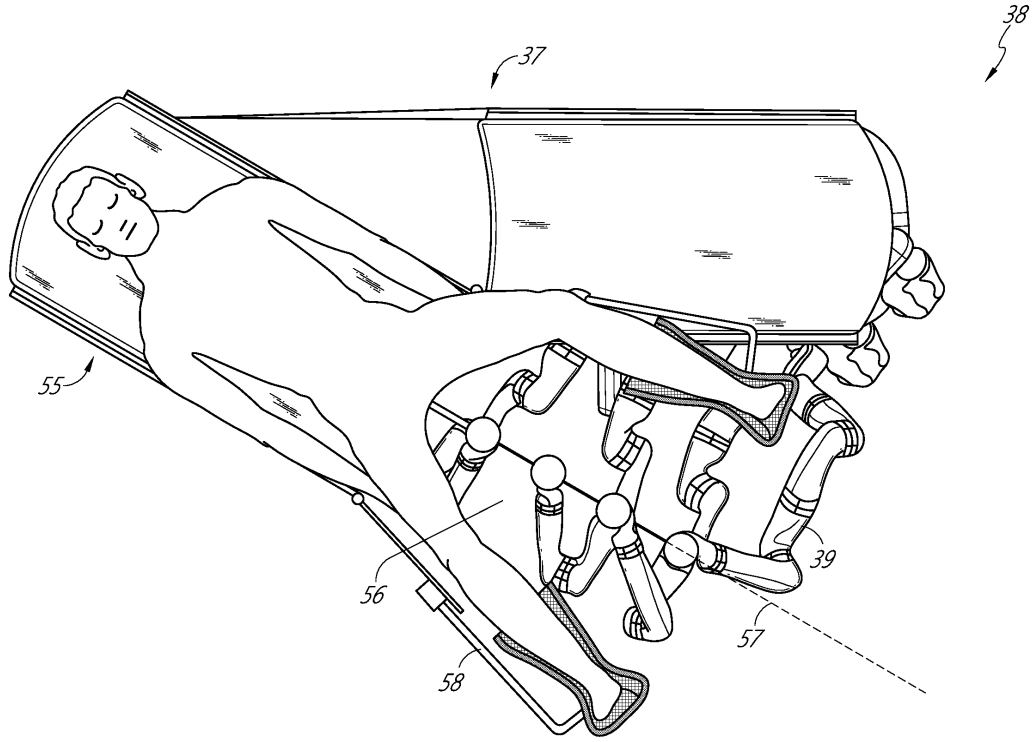
도면6



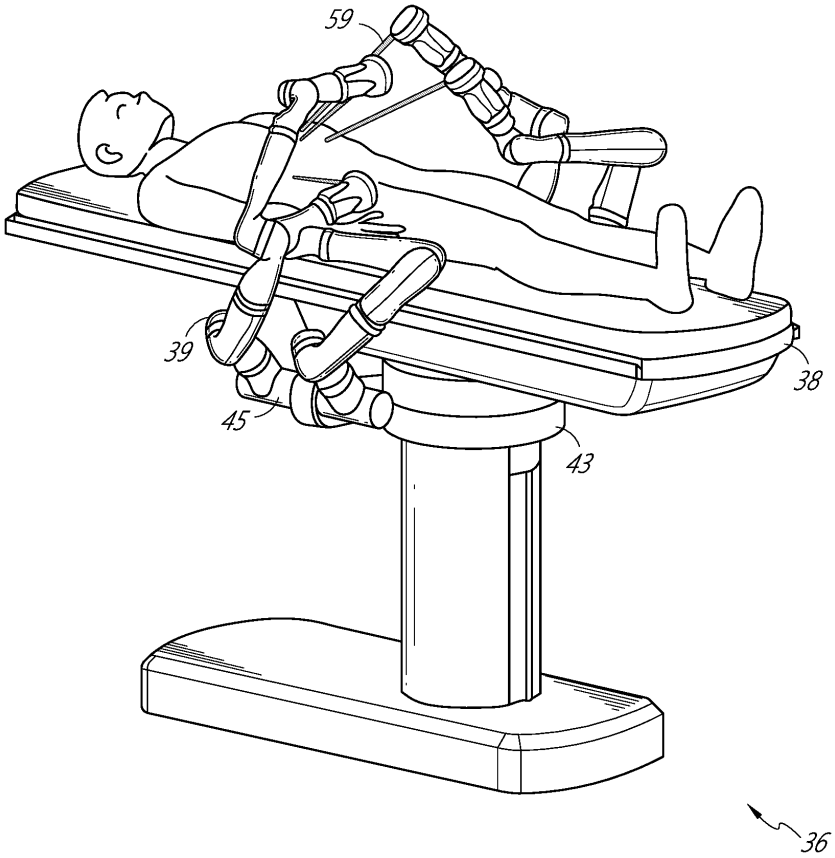
도면7



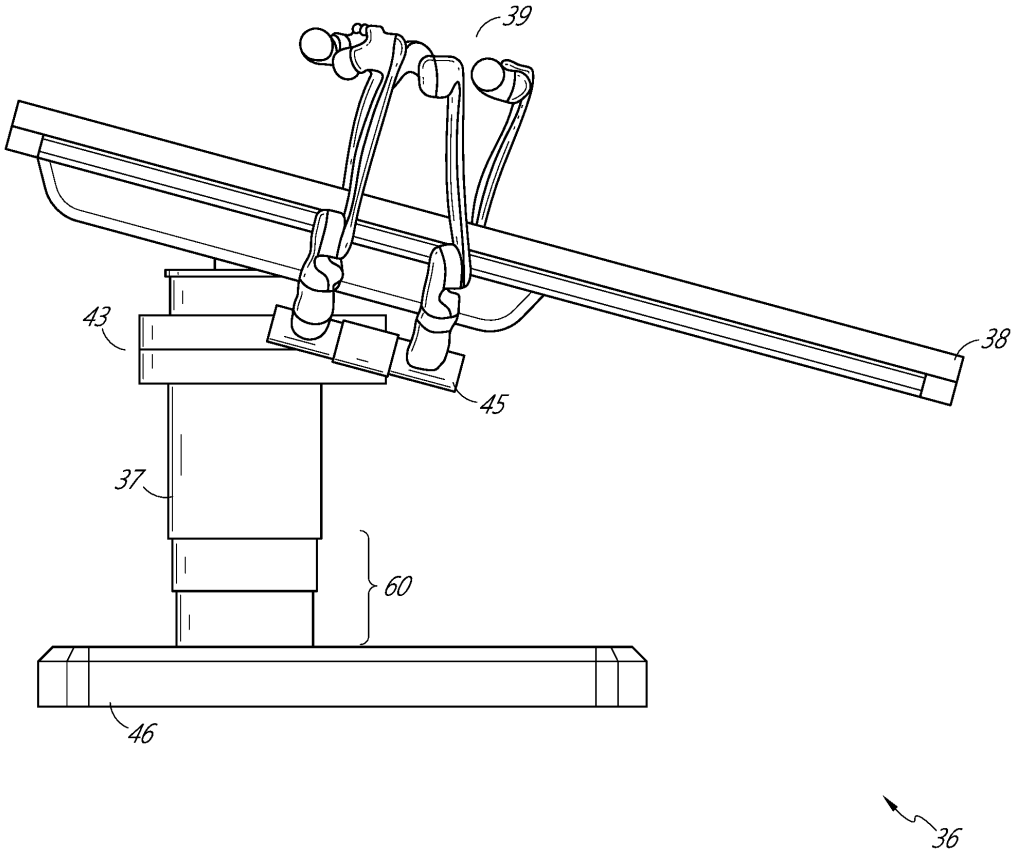
도면8



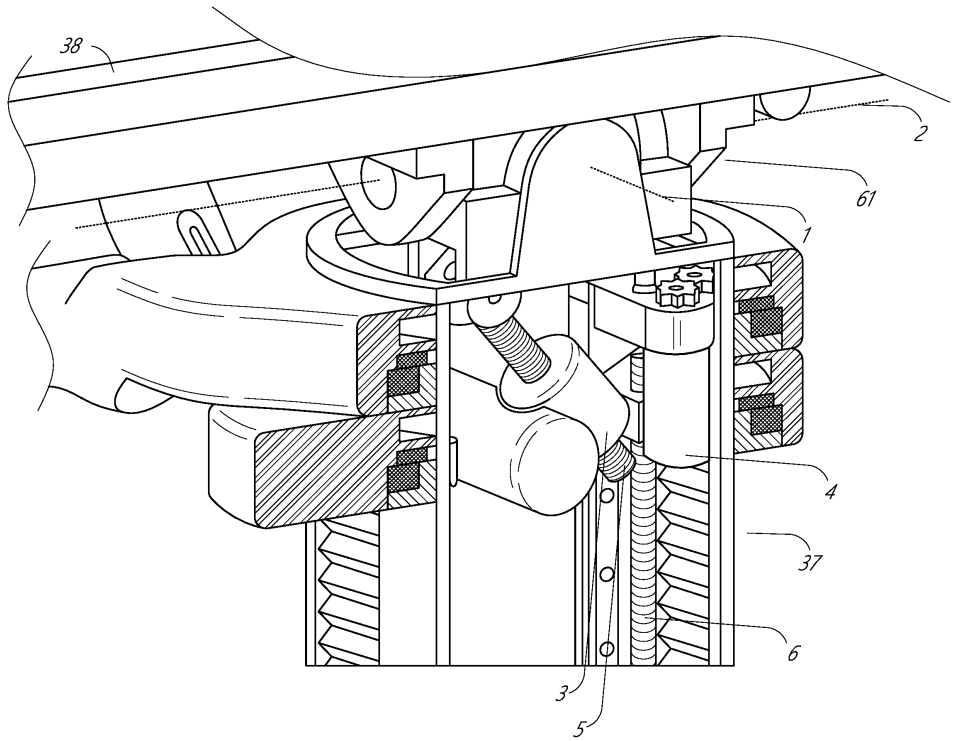
도면9



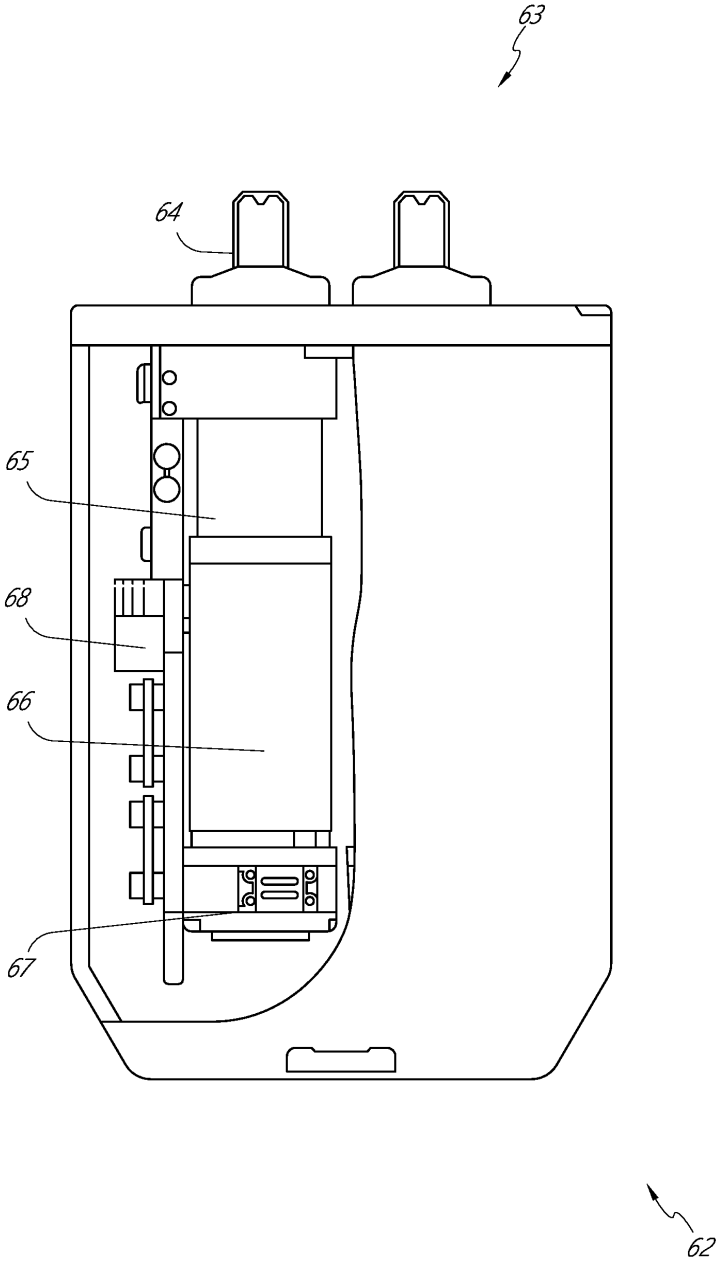
도면10



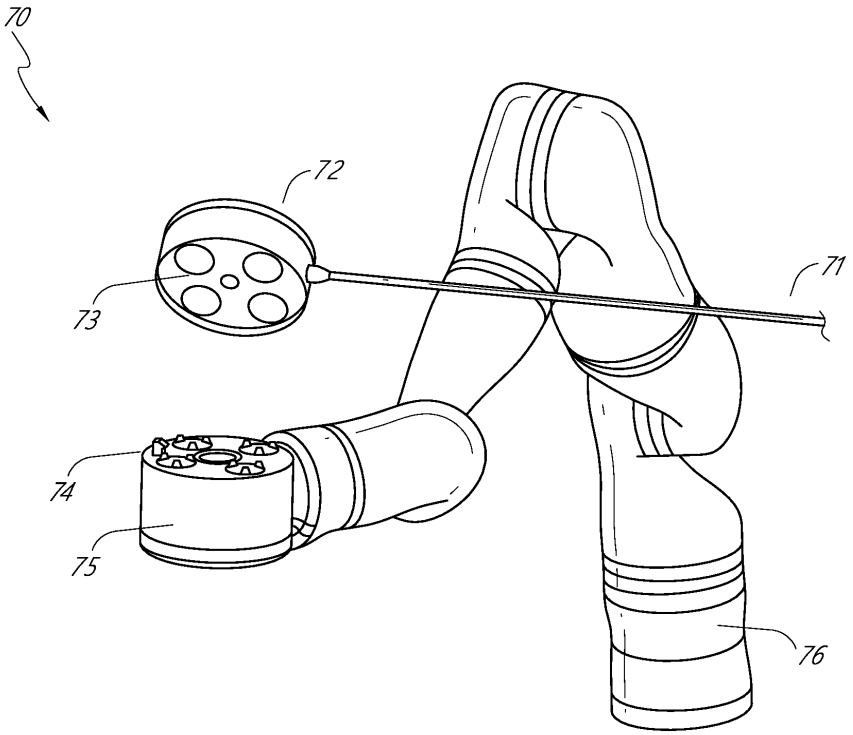
도면11



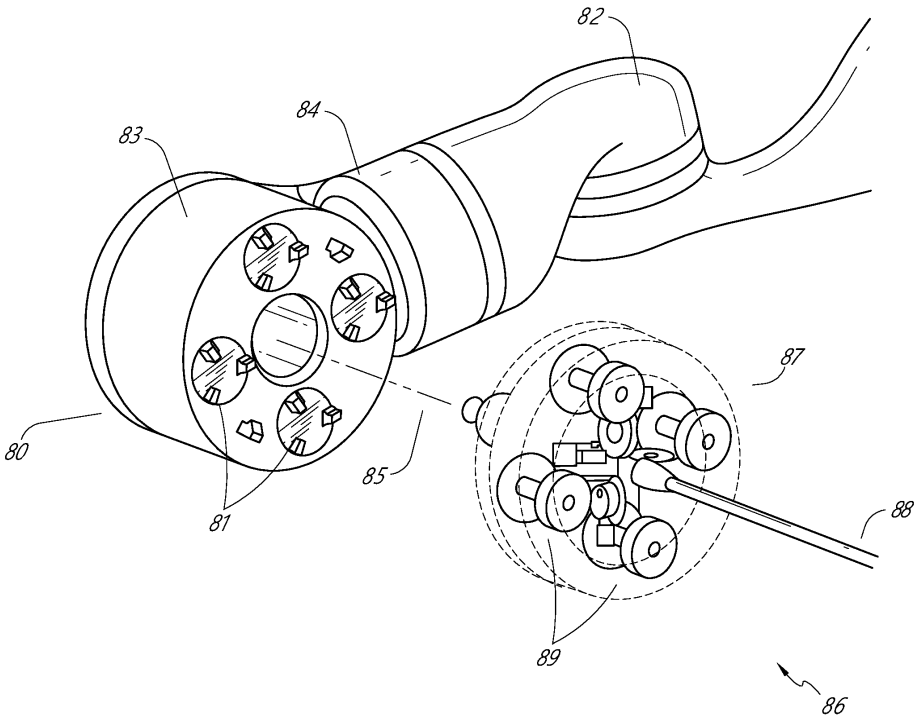
도면12



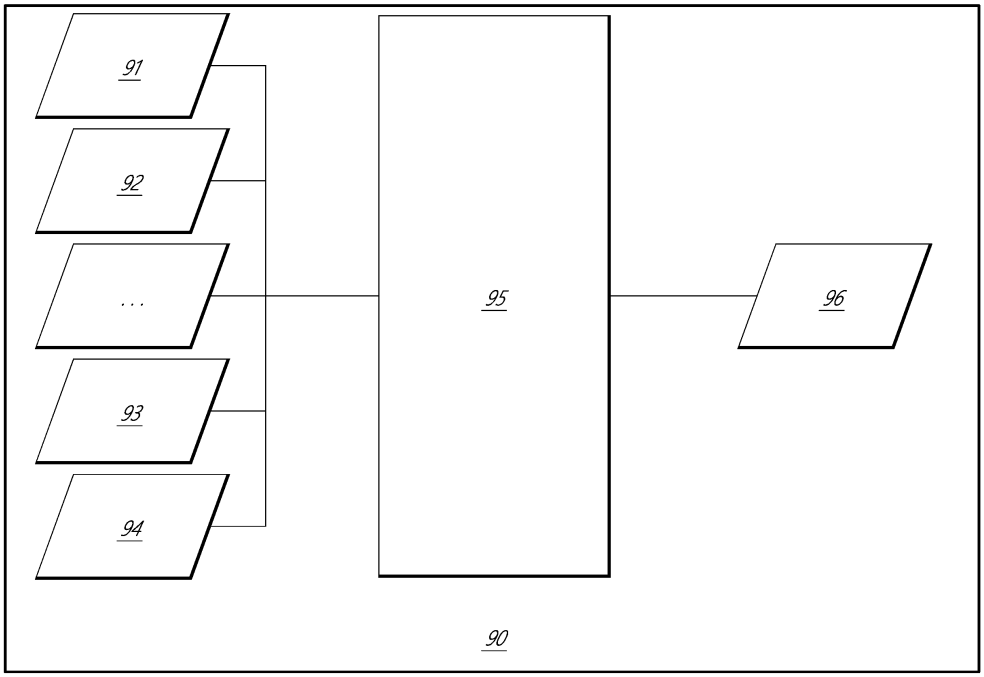
도면13



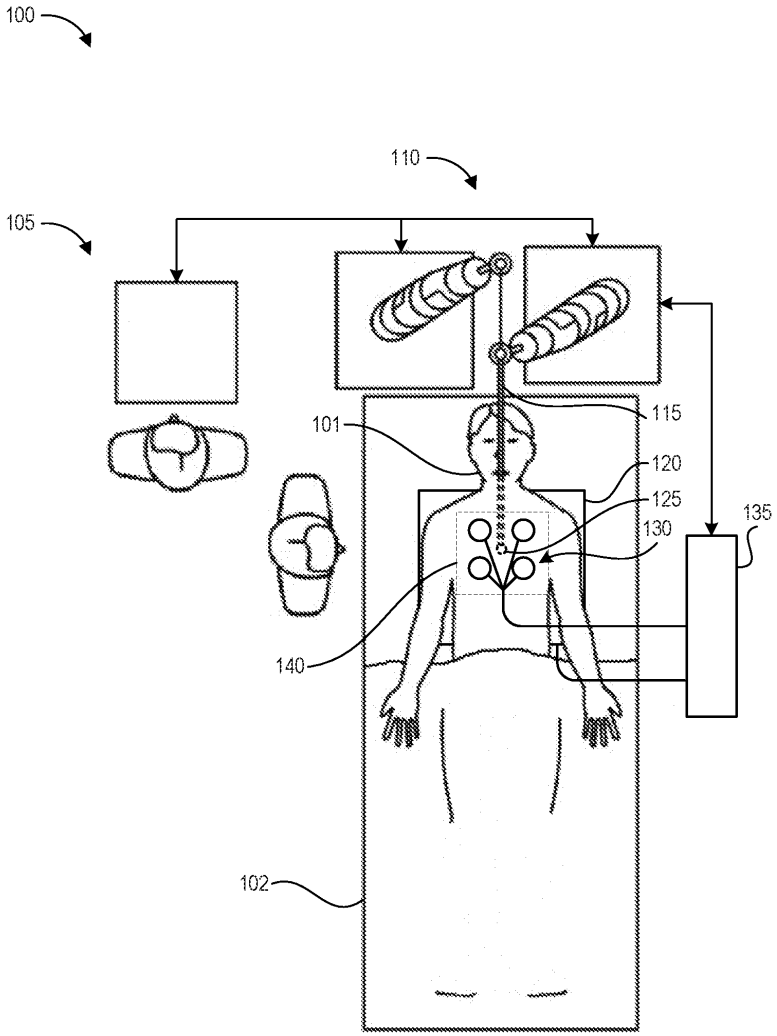
도면14



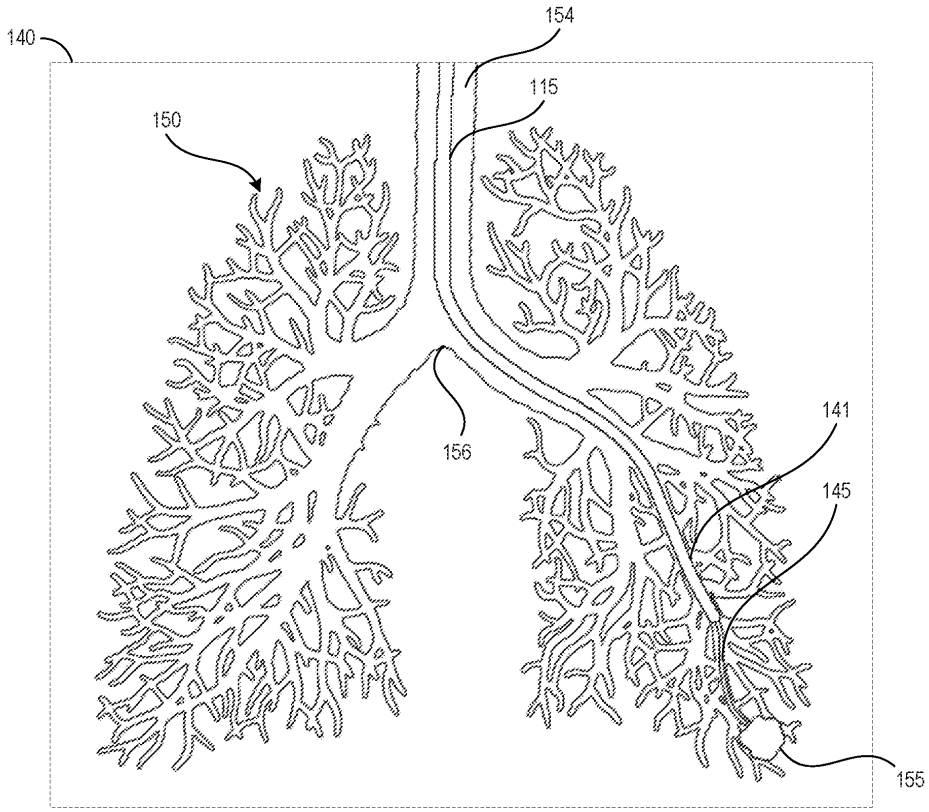
도면15



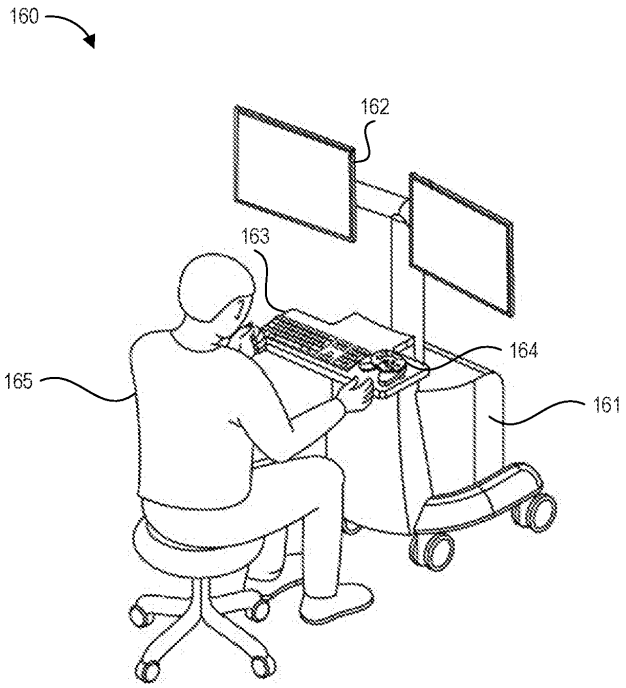
도면16a



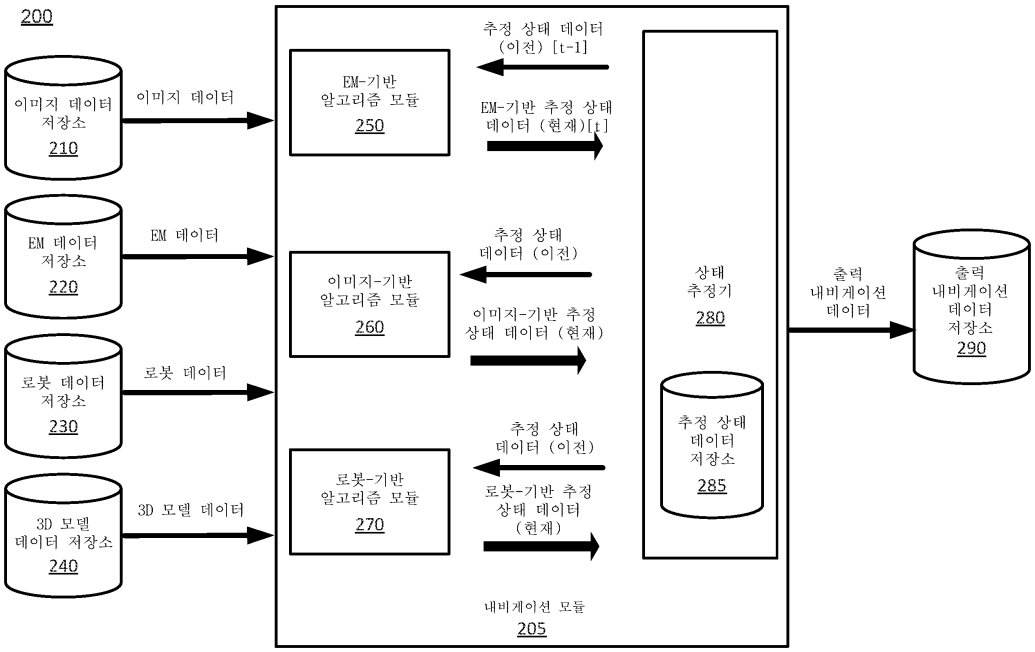
도면16b



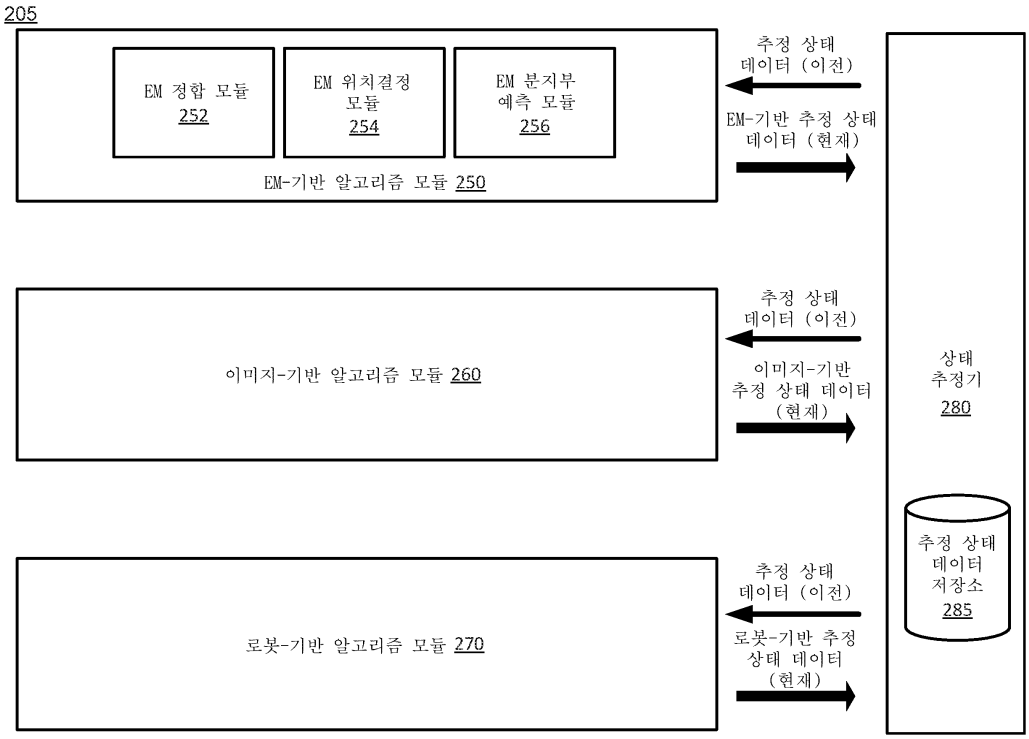
도면16c


160
162
163
164
165
161

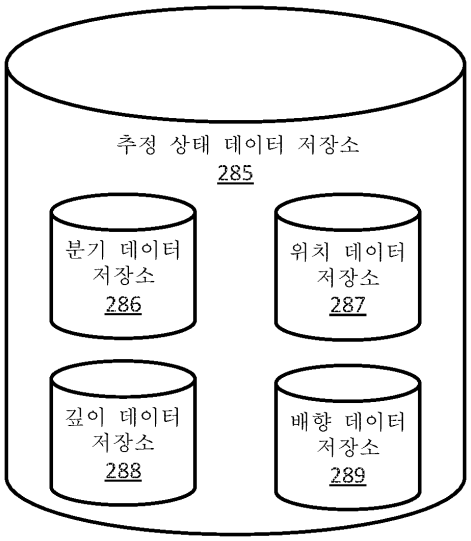
도면17a


200
이미지 데이터 저장소 210
이미지 데이터
EM 데이터 저장소 220
EM 데이터
로봇 데이터 저장소 230
로봇 데이터
3D 모델 데이터 저장소 240
3D 모델 데이터
EM-기반 알고리즘 모듈 250
이미지-기반 알고리즘 모듈 260
로봇-기반 알고리즘 모듈 270
추정 상태 데이터 (이전) [t-1]
EM-기반 추정 상태 데이터 (현재)[t]
추정 상태 데이터 (이전)
이미지-기반 추정 상태 데이터 (현재)
추정 상태 데이터 (이전)
로봇-기반 추정 상태 데이터 (현재)
내비게이션 모듈 205
상태 추정기 280
추정 상태 데이터 저장소 285
출력 내비게이션 데이터
출력 내비게이션 데이터 저장소 290

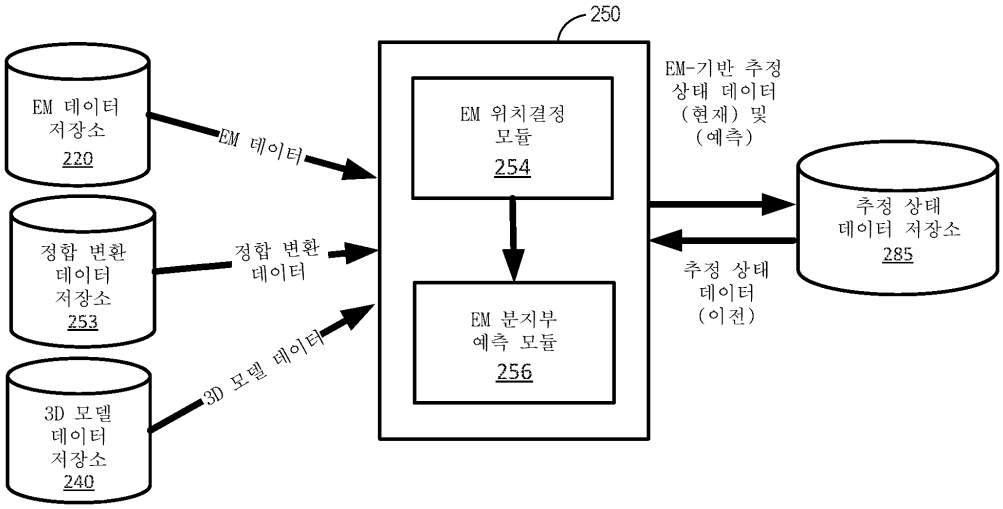
도면17b


205
EM 정합 모듈
252
EM 위치결정
모듈
254
EM 분지부
예측 모듈
256
EM-기반 알고리즘 모듈 250
추정 상태
데이터 (이전)
EM-기반 추정 상태
데이터 (현재)
이미지-기반 알고리즘 모듈 260
추정 상태
데이터 (이전)
이미지-기반
추정 상태 데이터
(현재)
로봇-기반 알고리즘 모듈 270
추정 상태
데이터 (이전)
로봇-기반 추정
상태 데이터
(현재)
상태
추정기
280
추정 상태
데이터
저장소
285

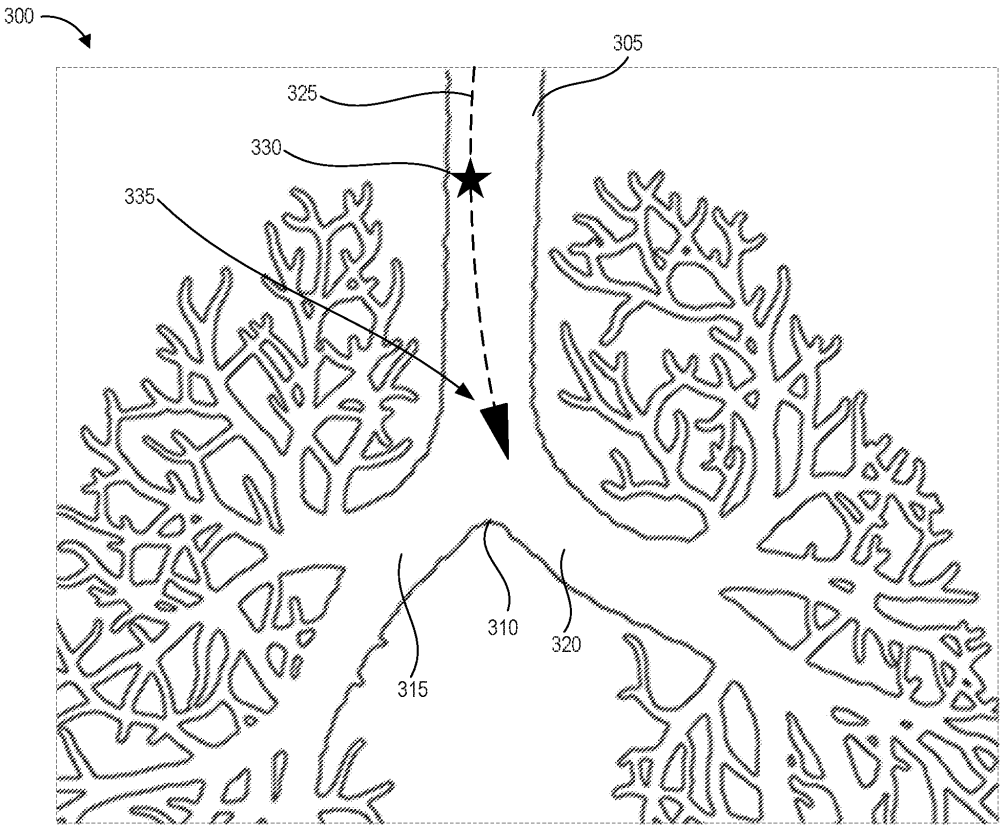
도면17c


추정 상태 데이터 저장소
285
분기 데이터
저장소
286
위치 데이터
저장소
287
깊이 데이터
저장소
288
배향 데이터
저장소
289

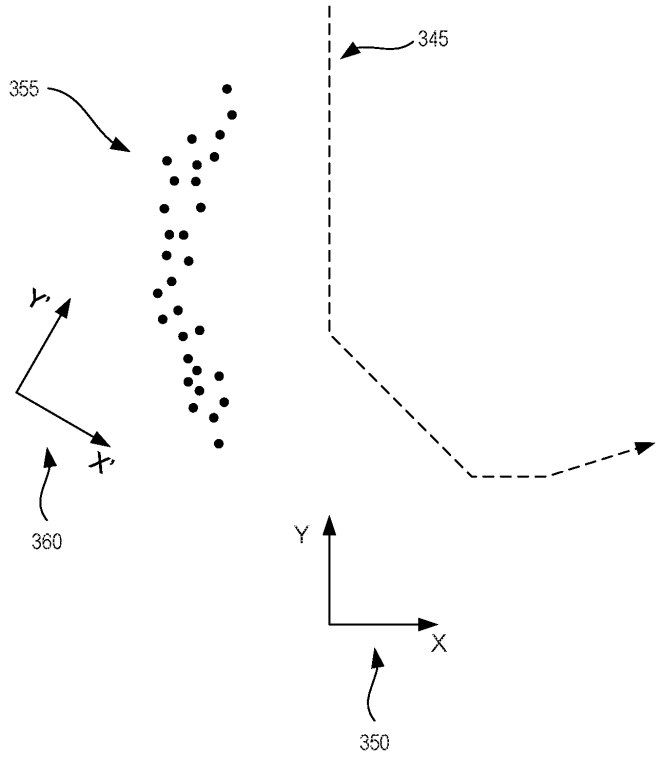
도면17d


250
EM 데이터 저장소
220
EM 데이터
EM 위치결정 모듈
254
EM-기반 추정 상태 데이터 (현재) 및 (예측)
추정 상태 데이터 저장소
285
추정 상태 데이터 (이전)
정합 변환 데이터 저장소
253
정합 변환 데이터
EM 분지부 예측 모듈
256
3D 모델 데이터 저장소
240
3D 모델 데이터

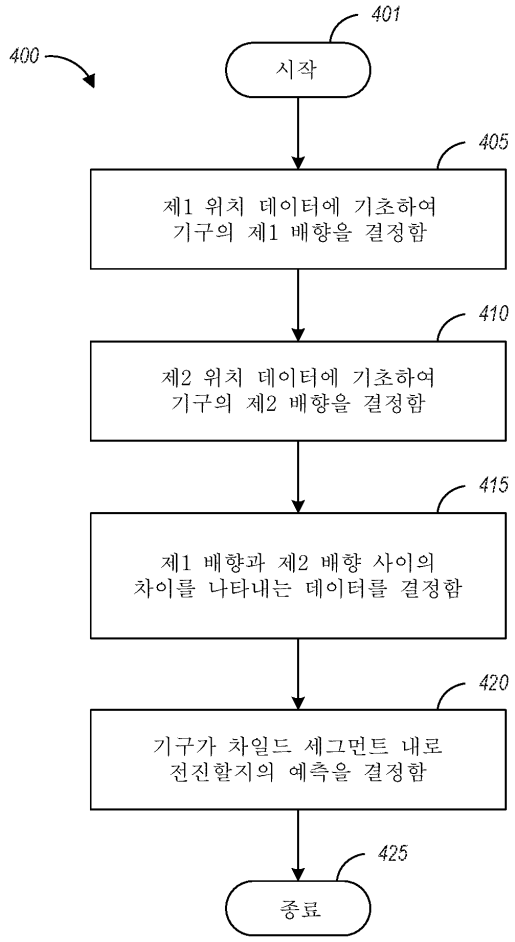
도면18a


300
305
325
330
335
310
320
315

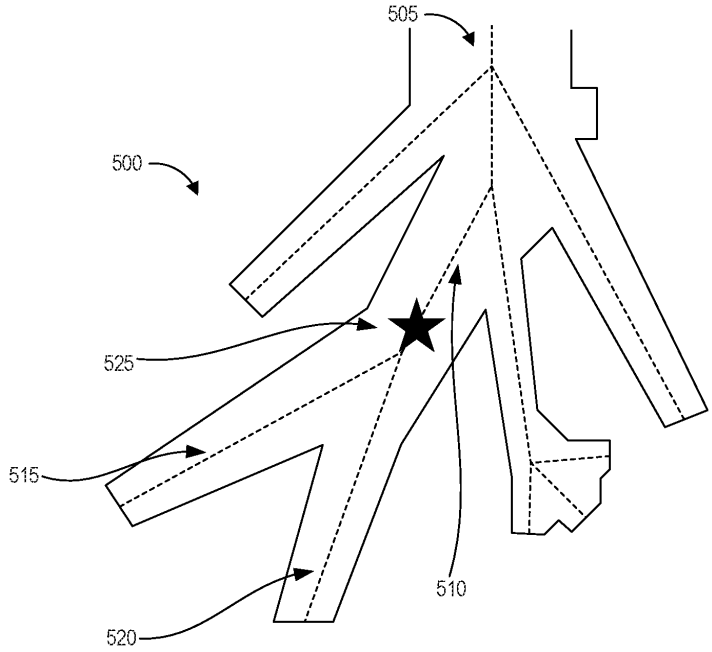
도면18b


345
355
Y'
X'
360
Y
X
350

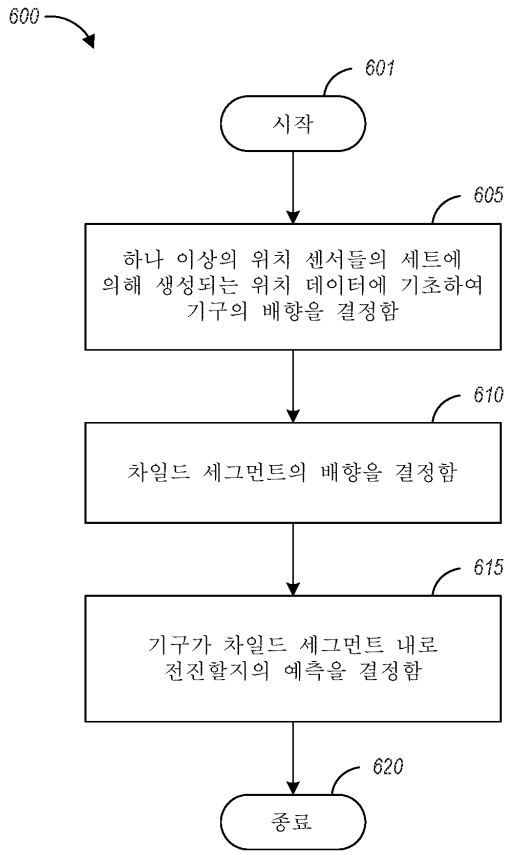
도면19


400
401
시작
405
제1 위치 데이터에 기초하여
기구의 제1 배향을 결정함
410
제2 위치 데이터에 기초하여
기구의 제2 배향을 결정함
415
제1 배향과 제2 배향 사이의
차이를 나타내는 데이터를 결정함
420
기구가 차일드 세그먼트 내로
전진할지의 예측을 결정함
425
종료

도면20


505
500
525
515
510
520

도면21


600
601
시작
605
하나 이상의 위치 센서들의 세트에 의해 생성되는 위치 데이터에 기초하여 기구의 배향을 결정함
610
차일드 세그먼트의 배향을 결정함
615
기구가 차일드 세그먼트 내로 전진할지의 예측을 결정함
620
종료