



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2025년04월14일
(11) 등록번호 10-2793424
(24) 등록일자 2025년04월04일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01R 29/08 (2006.01) A61B 34/20 (2016.01)
A61B 34/30 (2016.01) A61B 90/00 (2025.01)
A61B 90/50 (2016.01) A61G 13/00 (2006.01)
A61G 13/04 (2006.01) A61G 13/08 (2006.01)
G01R 19/00 (2021.01) G01R 23/20 (2006.01)
G01R 29/26 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
G01R 29/0892 (2013.01)
A61B 34/20 (2016.02)
- (21) 출원번호 10-2022-7010614
- (22) 출원일자(국제) 2020년09월01일
심사청구일자 2023년08월31일
- (85) 번역문제출일자 2022년03월30일
- (65) 공개번호 10-2022-0056220
- (43) 공개일자 2022년05월04일
- (86) 국제출원번호 PCT/IB2020/058141
- (87) 국제공개번호 WO 2021/044297
국제공개일자 2021년03월11일
- (30) 우선권주장
62/895,272 2019년09월03일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문헌
US20190000560 A1
(뒷면에 계속)

- (73) 특허권자
아우리스 헬스, 인코포레이티드
미국 95054 캘리포니아 산타 클라라 그레이트 아메리카 파크웨이 5490
- (72) 발명자
그래첼, 천시 에프.
미국 캘리포니아 94065 레드우드 시티 150 쇼어라인 드라이브
스리니바산, 스바시니
미국 캘리포니아 94065 레드우드 시티 150 쇼어라인 드라이브
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
장훈

전체 청구항 수 : 총 20 항

심사관 : 조지은

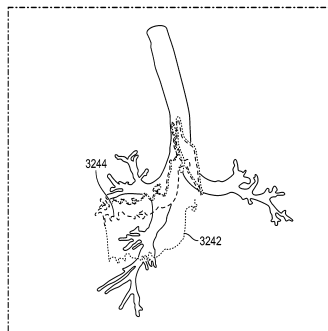
(54) 발명의 명칭 전자기 왜곡 검출 및 보상

(57) 요약

전자기(EM) 왜곡 검출 및 보상을 위한 시스템 및 방법이 개시된다. 일 태양에서, 시스템은 기구를 포함하고, 시스템은, EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서의 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정하고, 제2 시간에서의 기구의 원위 단부가 정지 상태인 것으로 결정하고, 제2 시간에서의 EM 위치 데이터가 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 것으로 결정하도록 구성된다. 시스템은, 제2 시간에서의 위치와 제1 시간에서의 기준 위치 사이의 거리에 기초하여 현재 오프셋을 결정하고, EM 위치 데이터 및 현재 오프셋에 기초하여 기구의 원위 단부의 보상된 위치를 결정하도록 추가로 구성된다.

대표도 - 도32b

3240~



(52) CPC특허분류

A61B 34/30 (2016.02)
A61B 90/361 (2016.02)
A61B 90/50 (2016.02)
A61G 13/0081 (2016.11)
A61G 13/04 (2013.01)
G01R 19/0053 (2013.01)
G01R 23/20 (2021.05)
G01R 29/0871 (2013.01)
G01R 29/26 (2021.05)

(56) 선행기술조사문헌

JP2020526253 A
JP2008302221 A
KR1020190054030 A
US20190000559 A1

(72) 발명자

말리닌, 유리

미국 캘리포니아 94065 레드우드 시티 150 쇼어라인 드라이브

코두리, 샴프라사드

미국 캘리포니아 94065 레드우드 시티 150 쇼어라인 드라이브

명세서

청구범위

청구항 1

시스템으로서,

하나 이상의 전자기(electromagnetic, EM) 센서의 세트를 구비하고, 세장형 샤프트를 갖는 의료 기구(instrument)로서, 상기 EM 센서는 상기 의료 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 EM 위치 데이터를 생성하도록 구성되고, 상기 의료 기구의 원위 단부는 기부 또는 손잡이의 반대편에 있고 상기 의료 기구는 상기 기부 또는 손잡이로부터 조작되는, 상기 의료 기구;

컴퓨터 시스템의 하나 이상의 프로세서; 및

상기 하나 이상의 프로세서와 통신하고, 컴퓨터-실행가능 명령어들을 저장한 적어도 하나의 컴퓨터-판독가능 메모리를 구비하며, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

상기 EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 기준 위치(reference position)를 결정하게 하고,

상기 제1 시간 후의 제2 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 정지 상태(static)인 것으로 결정하게 하고,

상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터가 상기 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 상기 제2 시간에서의 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치를 나타내는 것으로 결정하게 하고,

상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터에 의해 나타난 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치와 상기 제1 시간에서 상기 기준 위치 사이의 거리에 기초하여 현재 오프셋(current offset)을 결정하게 하고,

상기 EM 위치 데이터 및 상기 현재 오프셋에 기초하여 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 보상된 위치(compensated position)를 결정하게 하는, 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 현재 오프셋은 EM 왜곡(distortion)의 소스(source)의 이동 또는 상기 EM 왜곡의 소스 내의 전류 흐름의 변화에 의해 야기되는 상기 EM 왜곡의 양에 비례하는 왜곡 벡터(distortion vector)를 구비하는, 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 추가로 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

상기 제2 시간 후의 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 비-정지 상태(non-static)인 것으로 결정하게 하고,

상기 현재 오프셋이 상기 임계 거리 초과인 것으로 결정하게 하고,

상기 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 비-정지 상태이고 상기 현재 오프셋이 상기 임계 거리 초과인 것으로 결정한 것에 응답하여, 상기 현재 오프셋에 기초하여 기준 오프셋(reference offset)을 생성하게 하고,

상기 EM 위치 데이터 및 상기 기준 오프셋에 기초하여 상기 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 보상된 위치를 결정하게 하는, 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 추가로 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

상기 제3 시간에서의 상기 보상된 위치가 보상 없이 상기 EM 위치 데이터에 기초하여 결정되는 미보상 위치

(uncompensated position)보다 덜 정확한 것으로 결정하게 하고,

상기 제3 시간에서의 상기 보상된 위치가 상기 미보상 위치보다 덜 정확한 것으로 결정한 것에 응답하여, 상기 기준 오프셋을 재설정하게 하는, 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 추가로 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

하나 이상의 이동 명령에 기초하여 상기 의료 기구의 원위 단부가 이동한 것으로 예측되는 곳을 추정하도록 구성되는 예측 모델링(predictive modeling)을 사용하여 상기 제2 시간에서의 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치를 추정하게 하고,

상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터에 의해 나타나는 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치가 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 추정된 위치로부터 임계 거리 초과만큼 벗어난 것으로 결정하게 하고,

상기 현재 오프셋은 상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터에 의해 나타나는 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치가 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 추정된 위치로부터 임계 거리 초과만큼 벗어난 것으로 결정한 것에 응답하여 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 추정된 위치에 기초하여 업데이트되는, 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 추가로 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

커스텀 필터(custom filter) 또는 기계 학습을 사용하여 상기 EM 위치 데이터로부터 왜곡 패턴들을 필터링하게 하는, 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 왜곡 패턴들은 복수의 미리 결정된 EM 왜곡 사례들 및 복수의 미리 결정된 표준 의료 기구 구동 사례들의 분석에 기초하여 식별되는, 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 추가로 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

EM 왜곡의 소스의 이동 전에 내비게이션(navigation)을 정지(freeze)시키기 위한 사용자 명령어를 수신하게 하고,

내비게이션을 정지시키기 위한 상기 사용자 명령어를 수신한 것에 응답하여 상기 EM 위치 데이터에 기초한 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 결정된 위치의 이동을 정지시키게 하고,

내비게이션을 정지해제(unfreeze)시키기 위한 사용자 명령어를 수신하게 하는, 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 현재 오프셋을 결정하는 것은 내비게이션을 정지시키기 위한 사용자 명령어를 수신하기 전과 내비게이션을 정지해제시키기 위한 사용자 명령어를 수신한 후에 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 결정된 위치에서의 차이에 추가로 기초하는, 시스템.

청구항 10

전자기(EM) 왜곡을 보상하는 방법으로서,

EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서 세장형 샤프트를 갖는 의료 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정하는 단계로서, 상기 의료 기구는 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 위치를 나타내는 상기 EM 위치 데이터를 생성하도록 구성되는 하나 이상의 EM 센서를 구비하고, 상기 의료 기구의 원위 단부는 기부 또는 손잡이의 반대편에 있고 상기 의료 기구는 상기 기부 또는 손잡이로부터 조작되는, 상기 제1 시간에서 상기 의료 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정하는 단계;

상기 제1 시간 후의 제2 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 정지 상태인 것으로 결정하는 단계;

상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터가 상기 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 상기 제2 시간에서의 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치를 나타내는 것으로 결정하는 단계;

상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터에 의해 나타난 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치와 상기 제1 시간에서 상기 기준 위치 사이의 거리에 기초하여 현재 오프셋을 결정하는 단계; 및

상기 EM 위치 데이터 및 상기 현재 오프셋에 기초하여 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 보상된 위치를 결정하는 단계를 구비하는, 방법.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 현재 오프셋은 EM 왜곡의 소스의 이동에 의해 야기되는 상기 EM 왜곡의 양에 비례하는 왜곡 백터를 구비하는, 방법.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 제2 시간 후의 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 비-정지 상태인 것으로 결정하는 단계;

상기 현재 오프셋이 상기 임계 거리 초과인 것으로 결정하는 단계;

상기 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 비-정지 상태이고 상기 현재 오프셋이 상기 임계 거리 초과인 것으로 결정한 단계에 응답하여, 상기 현재 오프셋에 기초하여 기준 오프셋을 생성하는 단계; 및

상기 EM 위치 데이터 및 상기 기준 오프셋에 기초하여 상기 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 보상된 위치를 결정하는 단계를 추가로 구비하는, 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 제3 시간에서의 상기 보상된 위치가 보상 없이 상기 EM 위치 데이터에 기초하여 결정되는 미보상 위치보다 덜 정확한 것으로 결정하는 단계; 및

상기 제3 시간에서의 상기 보상된 위치가 상기 미보상 위치보다 덜 정확한 것으로 결정한 단계에 응답하여, 상기 기준 오프셋을 재설정하는 단계를 추가로 구비하는, 방법.

청구항 14

명령어들을 저장한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서,

상기 명령어들은 실행될 때 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금,

EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서 세장형 샤프트를 갖는 의료 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정하게 하는 것으로서, 상기 의료 기구는 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 위치를 나타내는 상기 EM 위치 데이터를 생성하도록 구성되는 하나 이상의 EM 센서를 구비하고, 상기 의료 기구의 원위 단부는 기부 또는 손잡이의 반대편에 있고 상기 의료 기구는 상기 기부 또는 손잡이로부터 조작되며;

상기 제1 시간 후의 제2 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 정지 상태인 것으로 결정하게 하고;

상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터가 상기 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 상기 제2 시간에서의 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치를 나타내는 것으로 결정하게 하고;

상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터에 의해 나타난 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치와 상기 제1 시간에서 상기 기준 위치 사이의 거리에 기초하여 현재 오프셋을 결정하게 하고;

상기 EM 위치 데이터 및 상기 현재 오프셋에 기초하여 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 보상된 위치를 결정하게 하는, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 15

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

상기 제2 시간 후의 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 비-정지 상태인 것으로 결정하게 하고;

상기 현재 오프셋이 상기 임계 거리 초과인 것으로 결정하게 하고;

상기 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 비-정지 상태이고 상기 현재 오프셋이 상기 임계 거리 초과인 것으로 결정한 것에 응답하여, 상기 현재 오프셋에 기초하여 기준 오프셋을 생성하게 하고;

상기 EM 위치 데이터 및 상기 기준 오프셋에 기초하여 상기 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 보상된 위치를 결정하게 하는, 명령어들을 추가로 저장한, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 16

제15항에 있어서, 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금,

상기 제3 시간에서의 상기 보상된 위치가 보상 없이 상기 EM 위치 데이터에 기초하여 결정되는 미보상 위치보다 덜 정확한 것으로 결정하게 하고;

상기 제3 시간에서의 상기 보상된 위치가 상기 미보상 위치보다 덜 정확한 것으로 결정한 것에 응답하여, 상기 기준 오프셋을 재설정하게 하는, 명령어들을 추가로 저장한, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 17

시스템으로서,

하나 이상의 EM(electromagnetic) 센서의 세트를 구비하고, 세장형 샤프트를 갖는 의료 기구로서, 상기 EM 센서는 상기 의료 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 EM 위치 데이터를 생성하도록 구성되고, 상기 의료 기구의 원위 단부는 기부 또는 손잡이의 반대편에 있고 상기 의료 기구는 상기 기부 또는 손잡이로부터 조작되는, 상기 의료 기구;

컴퓨터 시스템의 하나 이상의 프로세서; 및

상기 하나 이상의 프로세서와 통신하고, 컴퓨터-실행가능 명령어들을 저장한 적어도 하나의 컴퓨터-판독가능 메모리를 구비하며, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

상기 EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 기준 위치를 결정하게 하고,

상기 제1 시간 후의 제2 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 정지 상태인 것으로 결정하게 하고,

상기 제2 시간에 대응하는 상기 EM 위치 데이터가 상기 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 상기 제2 시간에서의 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치를 나타내는 것으로 결정하게 하고,

상기 EM 위치 데이터, 및 상기 제2 시간에서의 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 상기 위치가 상기 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경되었다는 상기 결정에 기초하여 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 보상된 위치를 결정하게 하는, 시스템.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 추가로 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

EM 왜곡의 소스의 이동에 의해 야기되는 상기 EM 왜곡의 양에 비례하는 왜곡 벡터를 결정하게 하고,

상기 보상된 위치의 상기 결정은 상기 왜곡 벡터에 추가로 기초하는, 시스템.

청구항 19

제18항에 있어서, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 추가로 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

상기 제2 시간 후의 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 비-정지 상태인 것으로 결정하게 하고,

상기 왜곡 벡터가 상기 임계 거리 초과인 것으로 결정하게 하고,

상기 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부가 비-정지 상태이고 상기 왜곡 벡터가 상기 임계 거리 초

과인 것으로 결정한 것에 응답하여, 상기 왜곡 벡터에 기초하여 기준 오프셋을 생성하게 하고,

상기 EM 위치 데이터 및 상기 기준 오프셋에 기초하여 상기 제3 시간에서 상기 의료 기구의 상기 원위 단부의 보상된 위치를 결정하게 하는, 시스템.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 추가로 상기 하나 이상의 프로세서로 하여금,

상기 제3 시간에서의 상기 보상된 위치가 보상 없이 상기 EM 위치 데이터에 기초하여 결정되는 미보상 위치보다 덜 정확한 것으로 결정하게 하고,

상기 제3 시간에서의 상기 보상된 위치가 상기 미보상 위치보다 덜 정확한 것으로 결정한 것에 응답하여, 상기 기준 오프셋을 재설정하게 하는, 시스템.

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

발명의 설명

기술 분야

[0001] 관련 출원(들)의 상호 참조

[0002] 본 출원은 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함되는, 2019년 9월 3일자로 출원된 미국 가출원 제62/895,272호의 이익을 주장한다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 개시는 일반적으로 로봇식 의료 시스템(robotically-enabled medical system)에서 전자기(electromagnetic, EM) 왜곡(distortion)의 검출을 위한 시스템 및 방법에 관한 것으로, 더 상세하게는 환자 내의 의료 기구 (medical instrument)의 내비게이션(navigation) 및 위치결정(localization)에 사용되는 EM 기반 내비게이션 시스템에 영향을 미칠 수 있는 검출된 EM 왜곡을 보상하는 것에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 내시경술(예컨대, 기관지경술)과 같은 의료 절차는 진단 및/또는 치료 목적을 위해 환자의 내강 네트워크(luminal network)(예컨대, 기도)의 내측에 접근하여 시각화하는 것을 수반할 수 있다. 수술 로봇 시스템(surgical robotic system)은 예를 들어 내시경술 절차 동안 내시경과 같은 수술 도구의 삽입 및/또는 조작을 제어하는 데 사용될 수 있다. 수술 로봇 시스템은 절차 동안 수술 도구의 위치설정을 제어하는 데 사용되는 조작기 조립체(manipulator assembly)를 포함하는 적어도 하나의 로봇 아암(robotic arm)을 포함할 수 있다. 수술 도구는 검출된 전자기(EM) 필드(field)에 기초하여 환자의 내강 네트워크를 통해 내비게이션될 수 있다.

발명의 내용

[0006] 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.

[0007] 일 태양에서, 시스템으로서, 하나 이상의 전자기(EM) 센서들의 세트를 포함하는 기구로서, EM 센서들은 기구의 원위 단부의 하나 이상의 위치들을 나타내는 EM 위치 데이터를 생성하도록 구성되는, 기구; 하나 이상의 프로세서들; 및 하나 이상의 프로세서들과 통신하고, 컴퓨터-실행가능 명령어들을 저장한 적어도 하나의 컴퓨터-판독가능 메모리를 포함하며, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 하나 이상의 프로세서들로 하여금, EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서의 기구의 원위 단부의 기준 위치(reference position)를 결정하게 하고, 제1 시간 후의 제2 시간에서의 기구의 원위 단부가 정지 상태(static)인 것으로 결정하게 하고, 제2 시간에서의 EM 위치 데이터가 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 제2 시간에서의 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 것으로 결정하게 하고, 제2 시간에서의 위치와 제1 시간에서의 기준 위치 사이의 거리에 기초하여 현재 오프셋(current offset)을 결정하게 하고, EM 위치 데이터 및 현재 오프셋에 기초하여 기구의 원위 단부의 보상된 위치(compensated position)를 결정하게 하는, 시스템이 제공된다.

[0008] 다른 태양에서, 전자기(EM) 왜곡을 보상하는 방법으로서, EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서의 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정하는 단계로서, 기구는 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 EM 위치 데이터를 생성하도록 구성되는 하나 이상의 EM 센서들의 세트를 포함하는, 제1 시간에서의 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정하는 단계; 제1 시간 후의 제2 시간에서의 기구의 원위 단부가 정지 상태인 것으로 결정하는 단계; 제2 시간에서의 EM 위치 데이터가 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 제2 시간에서의 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 것으로 결정하는 단계; 제2 시간에서의 위치와 제1 시간에서의 기준 위치 사이의 거리에 기초하여 현재 오프셋을 결정하는 단계; 및 EM 위치 데이터 및 현재 오프셋에 기초하여 기구의 원위 단부의 보상된 위치를 결정하는 단계를 포함하는, 방법이 제공된다.

[0009] 또 다른 태양에서, 명령어들을 저장한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서, 명령어들은 실행될 때 적어도 하나의 컴퓨팅 장치로 하여금, EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서의 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정하게 하는 것으로서, 기구는 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 EM 위치 데이터를 생성하도록 구성되는 하나 이상의 EM 센서들의 세트를 포함하고; 제1 시간 후의 제2 시간에서의 기구의 원위 단부가 정지 상태인 것으로 결정하게 하고; 제2 시간에서의 EM 위치 데이터가 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 제2 시간에서의 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 것으로 결정하게 하고; 제2 시간에서의 위치와 제1 시간에서의 기준 위치 사이의 거리에 기초하여 현재 오프셋을 결정하게 하고; EM 위치 데이터 및 현재 오프셋에 기초하여 기구의 원위 단부의 보상된 위치를 결정하게 하는, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체가 제공된다.

[0010] 또한 또 다른 태양에서, 시스템으로서, 하나 이상의 위치 센서들의 세트를 포함하는 기구로서, 위치 센서들은 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 위치 데이터를 구성하는, 기구; 하나 이상의 프로세서들의 세트; 및 하나 이상의 프로세서들의 세트와 통신하고, 컴퓨터-실행가능 명령어들을 저장한 적어도 하나의 컴퓨터-판독가능 메모리를 포함하며, 상기 컴퓨터-실행가능 명령어들은 하나 이상의 프로세서들로 하여금, 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서의 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정하게 하고, 제1 시간 후의 제2 시간에서의 기구의 원위 단

부가 정지 상태인 것으로 결정하게 하고, 제2 시간에서의 EM 위치 데이터가 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경된 제2 시간에서의 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 것으로 결정하게 하고, 위치 데이터, 및 제2 시간에서의 기구의 원위 단부의 위치가 기준 위치로부터 임계 거리 초과만큼 변경되었다는 결정에 기초하여 기구의 원위 단부의 보상된 위치를 결정하게 하는, 시스템이 제공된다.

도면의 간단한 설명

[0011]

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 샤프트(elongated shaft)의 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 시스템을 예시한 블록도를 도시한 도면.

도 16은 개시된 내비게이션 시스템 및 기법의 하나 이상의 태양을 구현하는 예시적인 수술 환경을 예시한 도면.

도 17은 도 16의 수술 환경에서 내비게이팅될 수 있는 예시적인 내강 네트워크(140)를 예시한 도면.

도 18은 본 명세서에 기술된 바와 같은 이미징(imaging) 및 EM 감지 능력을 갖는 예시적인 내시경의 원위 단부를 예시한 도면.

도 19a 내지 도 19c는 국소(local) EM 왜곡을 나타낼 수 있는 메트릭(metric)의 변화를 예시하는 메트릭의 그래프를 제공한 도면.

도 20은 국소 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정하는 예시적인 방법론을 예시한 흐름도를 제공한 도면.

도 21은 본 개시의 태양에 따른, 전역(global) EM 왜곡을 검출하는 데 사용될 수 있는 시스템의 일 실시예를 예시한 도면.

도 22는 전역 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정하는 예시적인 방법론을 예시한 흐름도를 제공한 도면.

도 23은 환자 및 EM 필드 발생기(field generator) 중 하나가 이동한 것으로 결정하는 예시적인 방법론을 예시한 흐름도를 제공한 도면.

도 24는 EM 패치 센서(patch sensor)(105)가 EM 필드 발생기의 작업 볼륨(working volume) 내에 배치된 예를 제공한 도면.

도 25는 본 개시의 다양한 태양을 수행할 수 있는 EM 추적 시스템(tracking system)의 예를 예시한 블록도를 도시한 도면.

도 26은 본 개시의 태양에 따른, EM 왜곡을 검출하기 위해 EM 추적 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동 가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

도 27은 본 개시의 태양에 따른, EM 왜곡을 검출하기 위해 EM 추적 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동 가능한 다른 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

도 28은 본 개시의 태양에 따른, 필드 발생기에 의해 생성된 EM 필드 내의 EM 센서의 위치설정을 용이하게 하기 위해 EM 추적 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 또 다른 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

도 29는 본 개시의 태양에 따른, 환자 또는 EM 필드 발생기 중 적어도 하나의 이동을 검출하기 위해 EM 추적 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 또한 또 다른 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

도 30a는 본 개시의 태양에 따른, EM 왜곡을 보상하기 위해 EM 추적 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

도 30b는 본 개시의 태양에 따른, EM 왜곡을 보상하기 위해 EM 추적 시스템 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도.

도 31a는 시간 경과에 따른 EM 위치결정과 연관된 다수의 추적된 값을 도시한 예시적인 플롯(plot).

도 31b는 EM 왜곡 보상 없이 EM 데이터에 기초하여 결정된 의료 기구의 원위 단부의 위치의 시각화를 제공한 도면.

도 31c는 EM 왜곡 보상을 갖는 EM 데이터에 기초하여 결정된 의료 기구의 원위 단부의 위치의 시각화를 제공한 도면.

도 32a는 시간 경과에 따른 EM 위치결정과 연관된 다수의 추적된 값을 도시한 다른 예시적인 플롯을 예시한 도면.

도 32b는 EM 왜곡 보상 없이 그리고 EM 왜곡 보상을 갖는 EM 데이터에 기초하여 결정된 의료 기구의 원위 단부의 위치의 시각화를 제공한 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 본 개시의 실시예는 EM 데이터에 의존하는 위치결정 및/또는 내비게이션 시스템에서 오차를 야기할 수 있는 전자기(EM) 왜곡의 검출 및/또는 완화를 위한 시스템 및 기법에 관한 것이다. EM 왜곡의 다수의 가능한 소스(source)가 있고, 이는, 왜곡의 극단적인 사례에서, EM 데이터를 신뢰할 수 없게 할 수 있다. 본 개시의 추가 실시예는 환자 및/또는 환자 상에 배치된 하나 이상의 EM 패치 센서에 대한 EM 발생기의 정렬을 위한 기법에 관한 것이다.

[0013] 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 용어 "대략"은 길이, 두께, 양, 기간, 또는 다른 측정가능 값의 측정 범위를 지칭한다. 그러한 측정 범위는 특정된 값의 그리고 특정된 값으로부터의 +/-10% 이하, 바람직하게는 +/-5% 이하, 더욱 바람직하게는 +/-1% 이하, 더욱 더 바람직하게는 +/-0.1% 이하의 변동을, 그러한 변동이 개시된 장치, 시스템, 및 기법에서 기능하기 위해 적절한 한에 있어서 포함한다.

[0014] 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.

[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 의료 시스템 내에 통합될 수 있다. 내시경술 절차 중에서, 시스템은 기

관지경술, 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 사용자에게 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(natural orifice access point)(즉, 본 예에서 테이블 상에 위치한 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 조작성으로써 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, 환자로 부터 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 채널(working channel)을 따라 전개될 수 있다. 병리학 결과에 따라, 추가 도구가 추가 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 지원 케이블을 통해 연결되어 카트(11)에 제어부, 전자장치, 유체장치, 광학계, 센서, 및/또는 전력에 대한 지원을 제공할 수 있다. 그러

한 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 가까이 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. 이들 명령어의 실행은, 실행이 타워(30)에서 발생하든 또는 카트(11)에서 발생하든 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 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 발생기를 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(arm support)")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 대

해 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 스펴들(spring spools)의 쌍을 통해 전개될 수 있다. 커버는 캐리지(17)가 상향 및 하향으로 수직으로 병진함에 따라 그들의 코일링된(coiled) 상태로부터 연장 및 후퇴되도록 전개될 때까지 스펴 내에 코일링된다. 스펴의 스프링-로딩(spring-loading)은 캐리지(17)가 스펴을 향해 병진할 때 커버를 스펴 내로 후퇴시키는 힘을 제공함과 동시에, 또한 캐리지(17)가 스펴로부터 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 도구로부터 제공되는 광학 정보, 센서로부터의 센서 및 좌표 정보뿐만 아니라, 호흡, 심박수, 및/또는 맥박과 같은 바이탈 환자 통계를 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 통과하도록 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 심장으로부터 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(column)(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(column)(37)은 시스템(36) 내에 링(ring)-형상으로 도시된 하나 이상의 캐리지(carriage)(43)를 포함할 수 있으며, 하나 이상의 로봇 아암(39)이 그로부터 기초할 수 있다. 캐리지(carriage)(43)는 로봇 아암(39)이 그로부터 환자에게 도달하도록 위치될 수 있는 상이한 유리한 지점을 제공하기 위해 칼럼(column)(37)의 길이를 따라 연장되는 수직 칼럼 인터페이스(interface)(44)를 따라 병진될 수 있다. 캐리지(carriage)(들)(43)는, 로봇 아암(39)이 예를 들어 환자의 양쪽 측부와 같은 테이블(table)(38)의 다수의 측부에 접근할 수 있도록 허용하기 위해, 칼럼(column)(37) 내에 위치한 기계식 모터를 사용하여 칼럼(column)(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(carriage)(43)가 칼럼(column)(37)을 둘러싸거나 심지어 원형일 필요는 없지만, 도시된 바와 같은 링-형상은 구조적 균형을 유지시키면서 칼럼(column)(37)을 중심으로 하는 캐리지(carriage)(43)의 회전을 용이하게 한다. 캐리지(carriage)(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 삽입식으로 연장될 수 있는 일련의 조인트를 포함하는 아암 마운트들(mounts)(45)의 세트를 통해 캐리지 상에 장착될 수 있다. 추가적으로, 아암 마운트(45)는, 캐리지(carriage)(43)가 적절하게 회전될 때, 아암 마운트(45)가 (도 6에 도시된 바와 같이) 테이블(table)(38)의 동일한 측부 상에, (도 9에 도시된 바와 같이) 테이블(table)(38)의 서로 반대편에 있는 측부들 상에, 또는 테이블(table)(38)의 인접한 측부들 상에(도시되지 않음) 위치될 수 있도록 캐리지(carriage)(43) 상에 위치될 수 있다.

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

[0046] 테이블 기부(table base)(46)는 도 2에 도시된 카트(cart)(11) 내의 카트 기부(cart base)(15)와 유사한 기능을 하여, 테이블/베드(table/bed)(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 방향으로 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 스윙블 부분(swivel portion)(55)을 포함할 수 있다. 스윙블 부분(55)은 스윙블 부분(55)의 저부 부분을 칼럼(37)으로부터 멀리 위치시키기 위해 피벗 지점(예컨대, 환자의 머리 아래에 위치됨)을 중심으로 회전 또는 피벗할 수 있다. 예를 들어, 스윙블 부분(55)의 피벗팅(pivoting)은 C-아암(도시되지 않음)이 테이블(38) 아래의 칼럼(도시되지 않음)과 공간을 경합함이 없이 환자의 하복부 위에 위치되도록 허용한다. 캐리지(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, 스티럽(stirrup)(58)이 또한 테이블(38)의 스윙블 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 세장형입)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 삼통 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 위치 시키려고 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 출력부(drive output)를 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 입력부(drive input)로 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(instrument base)(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 스펴을 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 특

성을 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. 당김 와이어(pull wire)와 같은 이들 개별 텐돈은 기구 손잡이(72) 내의 개별 구동 입력부(73)에 개별적으로 고정될 수 있다. 기구 손잡이(72)로부터, 텐돈은 세장형 샤프트(71) 내의 하나 이상의 당김 루멘(pull lumen)을 따라 지향되고, 세장형 샤프트(71)의 원위 부분에 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 연결된 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 당김 루멘을 나선형화 또는 나선화하여, 당김 와이어의 장력으로부터 발생하는 반경방향 힘의 균형을 잡는 것이 유리할 수 있다. 나선(spiraling)의 각도 및/또는 그들 사이의 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, 당김 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 정지 상태로 유지시키면서 세장형 샤프트(71)를 그의 축을 따라 롤링시키는 것은 텐돈이 구동 입력부(73)로부터 연장되고 세장형 샤프트(71) 내의 당김 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(8

4)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, 폴리, 및 스플과 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 안내 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 "위치결정"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-관독가능 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.

[0073] 이제, 다양한 입력 데이터(91 내지 94)가 더 상세히 기술된다. 수술전 매핑은 모델 데이터(91)를 생성하기 위해 위치결정 모듈(95)에 의해 사용될 수 있다. 수술전 매핑은 저 선량 CT 스캔의 집합의 사용을 통해 달성될 수 있다. 수술전 CT 스캔은, 각각 환자의 내부 해부학적 구조의 절결도의 "슬라이스(slice)"를 표현하는 2차원 이미지를 생성한다. 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 3차원 볼륨(three-dimensional 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 위치결정 모듈(95)에 비전 데이터(또는 이미지 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 추적을 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 시퀀스(video sequence)에서 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 추적 및 EM 데이터(93)를 사용할 수 있다. EM 추적에서, 의료 기구(예컨대, 내시경 도구) 내에 하나 이상의 위치 및 배향으로 내장된 하나 이상의 센서 코일로 구성되는 EM 센서(또는 추적기)가 알려진 위치에 위치된 하나 이상의 정지 상태의 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 가까이 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 표시(real-time indication)를 제공할 수 있다.
- [0078] 로봇 명령 및 운동학(kinematics) 데이터(94)가 또한 위치결정 모듈(95)에 의해 사용되어, 로봇 시스템에 대한 위치 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 신뢰할 수 없을 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 컴

퓨터 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. 전자기(EM) 왜곡 - 내비게이션 및 위치결정

[0083] 위에서 논의된 바와 같이, EM 데이터는 수술 기구(예컨대, 조향가능 기구)의 내비게이션 및 위치결정을 위해 본 명세서에서 논의된 실시예에 의해 사용될 수 있다. EM 데이터는 의료 기구 내에 위치한 하나 이상의 EM 센서 및/또는 환자 상에 배치된 하나 이상의 EM 패치 센서에 의해 생성될 수 있다. 도 16은 개시된 내비게이션 시스템 및 기법의 하나 이상의 태양을 구현하는 예시적인 수술 환경(100)을 예시한다. 수술 환경(100)은 환자를 지지하는 테이블(38), EM 센서(105)(아래에서 논의되는 바와 같은 의료 기구 상에 위치한 EM 기구 센서와 구별되도록 "EM 패치 센서"로도 지칭됨), 및 EM 필드 발생기(110)를 포함한다. 소정의 추가 장치/요소가 또한 포함될 수 있지만, 도 16에 예시되지 않았다. 예를 들어, 환경(100)은 또한 의료 기구의 이동을 안내하도록 구성된 로봇 시스템, 수술 로봇 시스템의 작동을 제어하기 위한 명령 센터, 및 EM 제어를 포함할 수 있다. EM 제어기는 EM 패치 센서(105)에 전기적으로 연결되어 그로부터 EM 센서 신호를 수신할 수 있다. EM 제어기는 추가로 EM 필드 발생기(110)에 연결되어 그에 EM 필드를 생성하기 위한 제어 신호를 제공할 수 있다. 그러나, 소정 실시예에서, EM 제어기는, EM 필드 발생기(110), 카트(11)(도 1 참조), 및/또는 타워(30)(도 1 참조)를 포함하는, 시스템의 다른 처리 장치 중 하나 이상에 부분적으로 또는 완전히 통합될 수 있다.

[0084] 포함될 때, EM 제어기는 변화하는 EM 필드를 생성하도록 EM 필드 발생기(110)를 제어할 수 있다. EM 필드는 실시예에 따라 시변(time-varying)이고/이거나 공간적으로 변화할 수 있다. EM 필드 발생기(110)는 도 2에 예시된 카트(11)와 유사한 카트 상에 위치될 수 있거나, 하나 이상의 지지 칼럼을 통해 테이블(38)의 레일에 부착될 수 있다. 다른 실시예에서, EM 필드 발생기(110)는, 예를 들어 환자 주위에서의 유연한 설정 옵션을 제공할 수 있는, 도 1의 수술 로봇 시스템(10)에 도시된 것과 유사한 로봇 아암 상에 장착될 수 있다.

[0085] EM 필드 발생기(110)는 사용할 때 EM 패치 센서(105)가 배치될 수 있는 연관된 작업 볼륨을 가질 수 있다. 예를 들어, EM 패치 센서(105)에 의해 생성된 EM 센서 신호는 그들이 작업 볼륨 내에 위치될 때 EM 필드 검출(예컨대, EM 왜곡 검출)에 사용하기에 충분히 신뢰할 수 있을 수 있다.

[0086] EM 공간 측정 시스템이 EM 센서 코일, 예를 들어 (도 18에 도시되고 아래에서 논의되는 바와 같은) EM 패치 센서(105) 또는 EM 기구 센서(305)가 매립되거나 제공된 EM 필드 내의 물체의 위치를 결정할 수 있다. EM 센서가 본 명세서에 기술된 바와 같이 제어된, 변화하는 EM 필드 내측에 배치될 때, EM 센서에 포함된 센서 코일(들)에 전압이 유도된다. 이들 유도 전압은 EM 센서 및 그에 따라 EM 센서를 갖는 물체의 위치 및 배향을 계산하기 위해 EM 공간 측정 시스템에 의해 사용될 수 있다. EM 필드가 낮은 필드 강도를 갖고 인체 조직을 안전하게 통과할 수 있기 때문에, 광학 공간 측정 시스템의 가시선 제약(line-of-sight constraint) 없이 물체의 위치 측정이 가능하다.

[0087] EM 필드는 EM 필드 발생기(110)의 좌표 프레임(coordinate frame)에 대해 한정될 수 있고, 내강 네트워크의 3D 모델의 좌표 프레임이 EM 필드의 좌표 프레임에 매핑될 수 있다. 그러나, EM 필드는 환경(100) 내의 EM 왜곡의 하나 이상의 소스에 의해 영향을 받을 수 있다. 예를 들어, EM 필드 발생기(110)의 작업 볼륨 내의 또는 환경(100) 내의 강자성(ferromagnetic) 재료의 존재는 EM 필드를 왜곡시킬 수 있다. 이러한 영향은 강자성 재료의 특성뿐만 아니라 EM 필드의 작업 볼륨과 강자성 재료 사이의 거리에 좌우될 수 있다. 그러나, 상자성(paramagnetic) 재료 등과 같은 다른 재료가 또한 EM 필드에 영향을 미칠 수 있다. 환경(100) 내에 존재할 수 있는 EM 왜곡의 통상적인 소스의 예는 형광투시경, 도구, 기구, 베드, 및 테이블을 포함한다.

[0088] EM 필드 왜곡 소스의 영향은 EM 필드 왜곡 소스가 정지되어 있을 때 소정 응용에 대해 허용가능할 수 있다. 즉, 정지되어 있는 EM 왜곡 소스가 존재할 때 EM 필드는 실질적으로 정지 상태일 수 있다. 그러나, EM 왜곡 소스의 이동은, 달리 EM 센서의 이동으로서 해석될 EM 센서 신호의 변화를 야기할 수 있다. 다른 상황에서, EM 왜곡의 소스 내의 전류 흐름의 변화가 또한, 달리 EM 센서의 이동으로서 해석될 EM 왜곡을 야기할 수 있다. 따라서, 그러한 왜곡이 EM 공간 측정 시스템에 의해 EM 센서의 이동으로서 부정확하게 해석되는 것을 방지하기 위해 EM 필드 왜곡을 검출하는 것이 바람직하다.

[0089] 도 16에 도시된 바와 같이, 다수의 EM 패치 센서(105)가 환자의 신체 상에(예컨대, 내강 네트워크(140)의 영역 내에) 배치될 수 있다. 이들 EM 패치 센서(105)는 호흡에 의해 야기되는 환자의 신체의 변위를 추적할 뿐만 아니라 EM 필드 왜곡을 추적하도록 사용될 수 있다. 다수의 상이한 EM 패치 센서(105)가 이들 위치에서 상이한

변위를 추적하기 위해 신체 표면 상에서 이격되어 있을 수 있다. 예를 들어, 폐의 말초 부위는 호흡으로 인해 중심 기도보다 큰 움직임을 나타낼 수 있고, 도시된 바와 같이 다수의 EM 패치 센서(105)를 제공하는 것은 이들 움직임의 영향의 더 정확한 분석을 가능하게 할 수 있다. 예시를 위해, 내시경의 원위 단부는 내강 네트워크(140)의 상이한 영역을 통해 이동하고, 따라서 그것이 이들 상이한 영역을 통해 이동함에 따라 환자 호흡으로 인해 변화하는 변위 수준을 겪을 수 있다.

[0090] 추가적으로, EM 패치 센서(105)의 수가 증가함에 따라, EM 패치 센서(105)의 이동의 더 복잡한 분석이 생성되는 추가 EM 센서 신호를 사용하여 수행될 수 있기 때문에, EM 필드 왜곡 검출의 강건성이 증가될 수 있다. 더 상세히 후술될 바와 같이, EM 패치 센서(105)로부터 수신되는 EM 센서 신호는 EM 필드 발생기(110)에 대한 EM 패치 센서(105)의 위치 및 배향을 결정하는 데 사용될 수 있다. 소정 실시예에서, EM 패치 센서(105)가 5 자유도(DoF)의 이동 데이터(예컨대, 3 위치 DoF 및 2 각도 DoF) 또는 6 DoF 데이터(예컨대, 3 위치 DoF 및 3 각도 DoF)를 제공할 수 있다. 단일 EM 패치 센서(105)만이 존재할 때, EM 패치 센서(105)의 이동으로부터 EM 왜곡을 구별하는 것이 어려울 수 있다. 그러나, 추가 EM 패치 센서(105)에 의해, EM 패치 센서들(105) 사이의 상대 거리와 같은 추가 메트릭이 계산될 수 있다. EM 패치 센서들(105) 사이의 상대 거리가 실질적으로 고정되기 때문에(예컨대, EM 패치 센서(105)가 환자의 신체 상의 위치에 고정되고, 상대 거리가 환자로부터의 제거 또는 호흡으로 인해서만 변화할 것임), 환자의 호흡과 일치하지 않는 상대 거리의 변화는 EM 왜곡으로 인한 것으로 식별될 수 있다.

[0091] 도 17은 도 16의 수술 환경(100)에서 내비게이션될 수 있는 예시적인 내강 네트워크(140)를 예시한다. 내강 네트워크(140)는 환자의 기도(150)의 분지 구조(branched structure) 및 진단 및/또는 처치를 위해 본 명세서에 기술된 바와 같이 접근될 수 있는 결절(155)을 포함한다. 예시된 바와 같이, 결절(155)은 기도(150)의 말초 부위에 위치된다. 내시경(115)은 제1 직경을 갖고, 따라서 그의 원위 단부는 결절(155) 주위에서 소-직경 기도를 통해 위치되는 것이 가능하지 않다. 따라서, 조향가능 카테터(145)가 결절(155)까지의 나머지 거리만큼 내시경(115)의 작업 채널로부터 연장된다. 조향가능 카테터(145)는 기구, 예를 들어 생검 바늘, 세포채취용 브러시(cytology brush), 및/또는 조직 샘플링 검자가 그것을 통해 결절(155)의 표적 조직 부위로 통과될 수 있는 루멘을 가질 수 있다. 그러한 구현예에서, 내시경(115)의 원위 단부 및 조향가능 카테터(145)의 원위 단부 둘 모두는 기도(150) 내에서의 그들의 위치를 추적하기 위한 EM 기구 센서가 제공될 수 있다. 다른 실시예에서, 내시경(115)의 전체 직경은 조향가능 카테터(145) 없이 말초 부위에 도달하기에 충분히 작을 수 있거나, 비-조향가능 카테터를 통해 의료 기구를 전개시키도록 말초 부위에 접근하기에 충분히 작을 수 있다(예컨대, 2.5 내지 3 cm 이내). 내시경(115)을 통해 전개되는 의료 기구는 EM 기구 센서를 구비할 수 있고, 후술되는 위치 필터링 및 안전-모드 내비게이션 기법이 그러한 의료 기구에 적용될 수 있다.

[0092] 일부 실시예에서, 본 명세서에 기술된 바와 같은 3D 내강 네트워크 모델의 2D 디스플레이 또는 3D 모델의 단면이 도 17과 유사할 수 있다. 내비게이션 안전 구역 및/또는 내비게이션 경로 정보가 그러한 표현 상에 오버레이될(overlaid) 수 있다.

[0093] 도 18은 본 명세서에 기술된 바와 같은 이미징 및 EM 감지 능력을 갖는 예시적인 내시경, 예를 들어 도 1의 내시경(13)의 원위 단부(300)를 예시한다. 그러나, 본 개시의 태양은 다른 조향가능 기구, 예컨대 도 3의 요관경(32), 도 9의 복강경(59) 등의 사용에 관련될 수 있다. 도 18에서, 내시경의 원위 단부(300)는, EM 기구 센서를 형성하는 이미징 장치(315), 조명원(310), 및 EM 센서 코일(305)의 단부를 포함한다. 원위 단부(300)는 생검 바늘, 세포채취용 브러시, 및 검자와 같은 수술 기구가 그것을 통해 내시경 샤프트를 따라 삽입되어 내시경 팁 부근의 영역에 대한 접근을 허용할 수 있는 내시경의 작업 채널(320)로의 개구를 추가로 포함한다.

[0094] 원위 단부(300) 상에 위치한 EM 코일(305)은 내시경의 원위 단부(300)의 위치 및 배향을, 그것이 해부학적 시스템 내에 배치된 상태에서 검출하도록 EM 추적 시스템과 함께 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 코일(305)은 상이한 축을 따라 EM 필드에 대한 감도를 제공하도록 경사져, 개시된 내비게이션 시스템에 최대 6 DoF: 3 위치 DoF 및 3 각도 DoF를 측정하는 능력을 제공할 수 있다. 다른 실시예에서, 단일 코일만이, 그의 축이 내시경의 내시경 샤프트를 따라 배향된 상태로, 원위 단부(300) 상에 또는 원위 단부 내에 배치될 수 있다. 그러한 시스템의 회전 대칭성으로 인해, 그것은 그의 축을 중심으로 하는 롤에 민감하지 않고, 따라서 그러한 구현예에서 5 자유도만이 검출될 수 있다.

[0095] **A. 국소 왜곡.**

[0096] 국소 EM 왜곡의 검출의 예가 내시경의 내비게이션 및 위치결정을 포함하는 본 개시의 실시예를 참조하여 기술된 것이다. 그러나, 본 개시의 태양은 또한 임의의 유형의 수술 기구, 예컨대 위내시경, 복강경 등의 내비게이션

및 위치결정에 대한 EM 왜곡의 검출에 관련된다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 국소 EM 왜곡은 일반적으로 기구에 인접하게 또는 기구 내에 위치되는 왜곡 소스로 인해 야기되는 EM 왜곡을 지칭한다.

[0097] 국소 EM 왜곡 소스의 일례는 방사상 기관지내 초음파(radial endobronchial ultrasound, REBUS) 프로브이다. REBUS 프로브는 부기관지 구조(parabronchial structure)의 360° 이미지를 제공하고 프로브로부터 구조의 시각화를 가능하게 하기 위해 사용될 수 있다. REBUS 프로브는 기구 상에 제공된 EM 센서에 영향을 미칠 수 있는 국소 EM 왜곡을 야기할 수 있는 구성요소를 포함할 수 있다. 예를 들어, REBUS 프로브는 전도성 헤드 내의 트랜스듀서를 포함할 수 있고, 트랜스듀서는 토크 코일에 접합된다. REBUS 프로브는 또한 유체-충진식 폐쇄 카테터를 포함할 수 있다. 이러한 구성요소들 각각은 REBUS 프로브 부근의 EM 필드에 대한 왜곡을 야기할 수 있고, 이는, REBUS 프로브가 기구 내의 작업 채널을 통해 이동될 때, 기구 상의 EM 센서에서 국소 EM 왜곡을 야기할 수 있다.

[0098] 위에서 논의된 바와 같이, 생검 바늘, 세포채취용 브러시, 및 겸자와 같은 수술 기구는 내시경의 작업 채널(320)을 통해 삽입되고 통과되어 수술 기구가 내시경의 팁 부근의 영역에 접근하도록 허용할 수 있다. 이들 수술 기구는 수술 기구가 이동될 때 EM 필드를 왜곡시키는 재료(들)로 형성되거나 그러한 구성요소를 포함할 수 있다. 전형적으로, 내시경은 수술 기구가 작업 채널로 통과되거나 내시경 팁에 인접한 영역 내에서 내비게이션 되는 동안 실질적으로 정지되어 있다(예컨대, 의사 사용자가 수술 기구를 동시에 이동시키는 동안 내시경을 내비게이션하지 않음).

[0099] EM 기구 센서는 EM 필드 발생기(110)에 의해 생성된 EM 필드의 검출에 응답하여 하나 이상의 EM 센서 신호를 생성하도록 구성될 수 있다. EM 필드의 왜곡은 EM 센서 신호에 기초하여 내시경의 원위 단부(300) 상에 위치한 EM 기구 센서에 의해(예컨대, EM 센서 코일(305)에 의해) 검출가능할 수 있다. EM 기구 센서가 내시경 팁의 내비게이션 및 위치결정을 위해 사용되기 때문에, EM 기구 센서에 의해 검출된 EM 필드의 변화는 EM 공간 측정 시스템에 의해 내시경 팁의 이동으로서 해석된다. 그러나, 내시경이 전형적으로 수술 기구의 이동 동안 정지되어 있기 때문에, EM 기구 센서에 의해 검출된 바와 같은 EM 필드의 변화는 내시경이 정지되어 있는 것으로 알려진 때 내시경의 이동보다는 EM 필드의 왜곡을 나타내는 것으로 결정될 수 있다.

[0100] 수술 로봇 시스템이 내시경이 정지되어 있는 것으로 결정하는 것이 가능할 수 있는 다수의 방법이 있다. 예를 들어, 내시경 위치 및 이동은 사용자에 의해 제어될 수 있고, 따라서 시스템이 내시경을 재위치설정, 제어, 또는 달리 내비게이션하기 위한 명령 데이터를 능동적으로 수신하지 않을 때, 시스템은 내시경이 정지되어 있는 것으로 결정할 수 있다. 시스템은 내시경이 정지되어 있는지 여부를 확인하기 위해 추가 내비게이션 및 제어 데이터를 사용할 수 있다. 예를 들어, 비전 데이터(92) 및 로봇 명령 및 운동학 데이터(94)가 내시경이 정지되어 있는 것으로 결정하기 위해 분석될 수 있다.

[0101] 시스템은 EM 기구 센서에 의해 생성된 EM 센서 신호에 기초하여 국소 EM 왜곡을 검출하는 것이 가능할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 기구의 원위 단부의 위치 및/또는 이동에 관련된 하나 이상의 메트릭의 하나 이상의 기준선 값(baseline value)을 계산할 수 있다. 기준선 값은 EM 기구 센서에 의해 생성된, 제1 시간에 대응하는 EM 센서 신호에 기초하여 제1 시간에 계산될 수 있다. 일 실시예에서, 제1 시간은 환자 내로의 내시경의 삽입 이전일 수 있다(예컨대, 기준선 메트릭은 수술전 측정치일 수 있음). 일례에서, 기준선 측정치가 계산되는 제1 시간은 수술 절차를 위해 환경(100)이 설정된 이후이다. 예를 들어, 카트(11), 타워(30), 로봇 아암(12), EM 필드 발생기(110), 및 C-아암 중 하나 이상이 수술 작동을 위한 준비로 초기에 위치될 수 있다. 카트(11), 타워(30), 로봇 아암(12), EM 필드 발생기(110), 및 C-아암 중 하나 이상의 이동이 EM 필드 발생기(110)에 의해 생성된 EM 필드에 영향을 미칠 수 있기 때문에, 기준선 메트릭(들)은 장치의 추가 이동이 최소화되어, 이들 장치의 이동으로 인해 도입될 EM 필드에 대한 왜곡을 최소화할 수 있도록 환경(100) 내의 다양한 장치의 위치설정 이후에 측정될 수 있다.

[0102] 그러나, 기준선 메트릭은 다른 실시예에서 수술 작동 이전 외의 다양한 시간에 계산 및/또는 업데이트될 수 있다. 예를 들어, 측정된 EM 필드에 대한 C-아암의 이동 및/또는 재위치설정의 영향을 감소시키기 위해 C-아암의 이동 이후에 기준선 측정치를 계산 및/또는 업데이트하는 것이 바람직할 수 있다. 다른 실시예에서, 기준선 메트릭(들)은 수술 절차의 시작에 응답하여 자동으로 계산될 수 있다. 기준선 측정치가 비교적 짧은 기간(예컨대, 수 초) 내에 계산될 수 있기 때문에, 기준선 메트릭(들)은 내시경이 환자 삽입기(introducer)를 통해 환자 내로 삽입됨에 따라 계산될 때 충분히 정확할 수 있다.

[0103] EM 센서 신호에 기초하여 시스템에 의해 계산될 수 있는 다수의 상이한 메트릭이 있고, 이들 각각은 국소 EM 왜곡을 검출하는 데 사용될 수 있다. 계산될 수 있는 예시적인 메트릭은 기구의 원위 단부(300)의 선형 속도, 기

구의 원위 단부(300)의 각속도, 및 지표 값(indicator value)의 변화를 포함한다. 도 19a 내지 도 19c는 국소 EM 왜곡을 나타낼 수 있는 메트릭의 변화를 예시하는 이들 메트릭의 그래프를 제공한다. 특히, 도 19a는 지표 값 메트릭의 변화를 예시하고, 도 19b는 선형 속도 메트릭을 예시하고, 도 19c는 각속도 메트릭을 예시한다.

[0104] 소정 구현예에서, 시스템은 지표 값 Ind , 기구의 원위 단부(300)의 위치 \vec{P} , 및 기구의 원위 단부(300)의 각도 배향 \vec{Q} 중 하나 이상을 계산할 수 있다. 이들 값은 기구의 내비게이션 및 위치결정에서 시스템에 의해 사용될 수 있다. 소정 구현예에서, 지표 값 Ind , 위치 \vec{P} , 및 각도 위치 \vec{Q} 값은 코일(들)(305)로부터 수신된 EM 센서 신호에 기초하여 생성된 5 DoF 측정치(예컨대, 3 위치 DoF 및 2 각도 DoF)에 기초하여 계산될 수 있다. 지표 값 Ind 는 위치 \vec{P} 및 각도 배향 \vec{Q} 측정치의 품질을 나타내는 값일 수 있다. 따라서, 지표 값 Ind 는 위치 \vec{P} 및 각도 배향 \vec{Q} 측정치가 내비게이션 및 위치결정에 사용되기에 충분히 정확한지 여부를 결정하기 위해 시스템에 의해 임계 값과 비교될 수 있다. 소정 실시예에서, 지표 값 Ind 는 코일(들)(305)로부터 수신된 5 DoF 측정치와 강체(rigid body)로서 내시경 팀의 모델 사이에서 적합도(goodness of fit, GOF) 알고리즘을 사용하여 계산될 수 있다.

[0105] 도 19a 내지 도 19c에 예시된 그래프들 각각은 수술 기구(예컨대, 겸자)가 내시경으로 통과됨에 따라 결정될 수 있는 소정 메트릭을 예시한다. 이들 그래프는 내시경이 정지되어 유지되는 동안 겸자가 내시경으로 5회 통과된 동일한 이벤트에 기초하여 생성되었다.

[0106] 구체적으로, 도 19a는 Hz(예컨대, 1/s) 단위로 측정되는 지표 값 메트릭의 변화 ΔInd 를 예시한다. 겸자가 내시경으로 통과된 5회 이벤트는 지표 값 메트릭의 변화 ΔInd 가 지표 값 메트릭의 변화 ΔInd 에서의 노이즈보다 상당히 높은 수준으로 증가하는 것으로 보일 수 있다. 지표 값 메트릭의 변화는 하기 수학적식을 사용하여 지표 값의 시간 변화로서 계산될 수 있다:

[0107] [수학식 1]

$$\Delta Ind = \frac{Ind(t_i) - Ind(t_{i-1})}{t_i - t_{i-1}}$$

[0108]

[0109] 여기서 ΔInd 는 지표 값 메트릭의 변화이고, Ind 는 지표 값이고, t_i 는 현재 시간(예컨대, 지표 값이 샘플링 및/또는 결정되는 시간)이고, t_{i-1} 는 이전 시간이다.

[0110] 유사하게, 도 19b는 mm/s 단위로 측정되는 선형 속도 메트릭 v 를 예시한다. 여기서, 겸자 이동 이벤트들 각각은 기준선 선형 속도 값에서의 노이즈보다 큰 선형 속도 값으로서 보일 수 있다. 선형 속도 메트릭은 하기 수학적식을 사용하여 내시경의 위치의 시간 변화로서 계산될 수 있다:

[0111] [수학식 2]

$$v(t_i) = \frac{\|\vec{P}(t_i) - \vec{P}(t_{i-1})\|}{t_i - t_{i-1}}$$

[0112]

[0113] 여기서 v 는 선형 속도 메트릭이고, \vec{P} 는 기구의 원위 단부(300)의 위치이다.

[0114] 마지막으로, 도 19c는 rad/s 단위로 측정되는 각속도 메트릭 ω 를 예시한다. 각속도 메트릭은 하기 수학적식을 사용하여 내시경의 배향의 시간 변화로서 계산될 수 있다:

[0115] [수학식 3]

$$\omega(t_i) = \frac{\left| \cos^{-1} \left(2 \cdot \text{dot}(\vec{Q}(t_i), \vec{Q}(t_{i-1}))^2 - 1 \right) \right|}{t_i - t_{i-1}}$$

[0116]

[0117] 여기서 ω 는 각속도 메트릭이고, \vec{Q} 는 기구의 원위 단부(300)의 각도 배향이다.

[0118] 도 19a 내지 도 19c에 도시된 바와 같이, 계산된 메트릭들 각각은 5회의 개별 내시경 이동 이벤트들 각각에 대

한 기준선 값으로부터의 편차(예컨대, 기준선 값이 0으로 설정된 경우)를 예시한다. 적절한 임계 값 또는 한계를 선택함으로써, 기준선으로부터의 이들 편차가 검출될 수 있다.

[0119] 메트릭(들)의 기준선 값(들)이 계산된 후에, 시스템은 제1 시간 이후의 기간에 대응하는 하나 이상의 EM 센서 신호로부터의 EM 센서 신호에 기초하여 제1 시간 이후의 기간 동안 하나 이상의 메트릭의 하나 이상의 업데이트된 값을 주기적으로 계산할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 국소 EM 왜곡이 발생하고 있는지 여부를 결정하기 위해 메트릭(들)의 업데이트된 값을 주기적으로 계산할 수 있다. 시스템이 기구가 정지되어 있는 것으로 결정할 때, 메트릭(들) 중 하나 이상의 변화는 국소 EM 왜곡을 나타낼 수 있다.

[0120] 따라서, 시스템은 하나 이상의 업데이트된 값과 하나 이상의 기준선 값 사이의 차이가 임계 값 초과인지 여부를 결정할 수 있다. 계산되는 메트릭(들) 각각에 대해 상이한 임계 값이 설정될 수 있다. 차이가 임계 값 초과일 때, 시스템은 EM 필드가 왜곡된 것으로 결정할 수 있다.

[0121] 도 20은 국소 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정하는 예시적인 방법론을 예시한 흐름도를 제공한다. 방법(2000)은 블록(2001)에서 시작된다. 블록(2005)에서, 시스템은 디바운스 기간(debounce period)이 활성화인지 여부를 결정한다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 디바운스 기간은 일반적으로 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정될 수 있는 빈도(frequency)를 제한하는 사전결정된 기간을 지칭할 수 있다. 예를 들어, 소정 구현예에서, 디바운스 기간이 활성화인 동안, 시스템은 EM 왜곡이 발생했는지 여부를 결정하기 위해 새로운 메트릭을 계산하지 않을 것이고 그리고/또는 메트릭을 평가하지 않을 것이다. 시스템은 EM 왜곡이 전체 디바운스 기간 동안 유효하게 발생한 것으로 결정할 수 있고, 디바운스 기간이 만료되면 EM 왜곡이 발생했는지 여부를 결정을 재개할 수 있다. 시스템에 데이터로서 저장된 디바운스 플래그(debounce flag)가 디바운스 기간이 활성임을 표시하기 위해 사용될 수 있다. 디바운스 기간은 EM 왜곡이 얼마나 자주 플래깅될(flagged) 수 있는지를 한정하는 간격으로서 설정될 수 있다. 예를 들어, 디바운스 기간이 활성화인 동안 EM 왜곡의 새로운 발생이 설정되지 않을 수 있다.

[0122] 디바운스 기간이 활성화인 경우, 방법(2000)은 블록(2030)에서 계속되고, 여기서 국소 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정된다. 디바운스 기간이 활성이 아닐 때, 방법(2000)은 블록(2010)에서 계속되고, 여기서 시스템은 다수의 메트릭을 계산한다. 일례에서, 시스템은 선형 속도 메트릭, 각속도 메트릭, 및 지표 값 메트릭의 변화를 계산한다. 블록(2015)에서, 시스템은 메트릭들 각각의 표준 편차를 결정하는 것을 포함하여, 시간 윈도우(window of time)에 걸쳐 저장된 계산된 메트릭을 분석한다. 블록(2020)에서, 시스템은 분석된 메트릭이 국소 EM 왜곡을 나타내는지 여부를 결정한다. 이는 메트릭들 각각을 대응하는 임계 값에 대해 비교하는 것 및 표준 편차를 대응하는 임계 값에 대해 비교하는 것을 포함할 수 있다. 일부 경우에, 시스템은 국소 왜곡 이벤트의 발생을 시간 경과에 따라 일부 기준과 비교함으로써 거짓 양성(의 발생)을 제한하려고 시도할 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서, 주어진 시간 윈도우에서 정족수(quorum)의 또는 일정 수의 비교가 국소 EM 왜곡을 나타낼 때, 시스템은 메트릭이 국소 EM 왜곡을 나타내는 것으로 결정할 수 있다. 그러한 접근법은 단지 하나의 접근법이고, 다른 실시예는 국소 EM 왜곡이 일정 수의 연속적인 비교에 대해 메트릭이 나타낼 때 발생한 것으로 결정하는 것과 같은 임의의 적합한 접근법을 이용할 수 있다는 것이 인식되어야 한다.

[0123] 블록(2025)에서, 메트릭이 국소 EM 왜곡을 나타내는 것으로 결정한 것에 응답하여, 시스템은 디바운스 기간을 활성화하고, 이는 디바운스 플래그를 활성화하는 것을 포함할 수 있다. 블록(2030)에서, 시스템은 국소 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정하고, 이는 EM 왜곡 플래그 및/또는 국소 EM 왜곡 플래그를 설정하는 것을 포함할 수 있다. 방법은 블록(2035)에서 종료된다. 시스템은 국소 EM 왜곡을 검출한 것에 응답하여 다수의 동작을 수행할 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 일부 예시적인 응답이 후술된다.

[0124] **B. 전역 왜곡.**

[0125] EM 왜곡의 다른 가능한 소스는 전역 EM 왜곡이다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 전역 EM 왜곡은 일반적으로 환경(100) 내에 위치되지만 기구의 원위 단부에 바로 인접하지 않는 소스에 의해 야기되는 EM 왜곡을 지칭한다. 예를 들어, 소정의 수술 절차는 형광투시 이미징의 사용에 의해 수행될 수 있고, 이는 환자 바로 옆의 C-아암의 배치를 포함할 수 있다. 형광투시 절차에 대한 예시적인 설정이 도 5에 도시되어 있고, 여기서 C-아암은 방출기 및 검출기가 환자의 서로 반대편에 있는 측부들 상에 위치되게 배치되도록 위치된다. C-아암은 수술 절차를 위한 초기 위치로서 전후방향(anteroposterior, AP) 위치로 위치될 수 있다.

[0126] 형광투시법의 기술적 요건으로 인해, C-아암은 전형적으로 EM 필드 발생기(110)에 의해 생성된 EM 필드에서 왜곡을 야기할 수 있는 다수의 구성요소를 포함한다. 예를 들어, 방출기에 의한 X-선의 생성은 X-선을 발생시키는 것의 부작용으로서 EM 필드를 생성하고/하거나 그에 영향을 미치는 구성요소를 필요로 할 수 있다. 그러나,

C-아암이 동일한 위치로 유지되는 동안, C-아암에 의해 야기되는 EM 필드 왜곡은 비교적 정지 상태일 수 있다. 즉, C-아암에 의해 야기된 EM 필드 왜곡이 EM 센서(예컨대, EM 패치 센서(105) 및 EM 기구 센서(305))에 의해 측정된 EM 필드를 왜곡시킬 수 있지만, EM 필드가 안정한 경우에 EM 공간 측정 시스템은 여전히 기구를 효과적으로 내비게이션하고 위치결정하는 것이 가능할 수 있다. 그러나, C-아암의 위치가 내비게이션 및/또는 위치결정 동안 이동될 때, EM 필드는 동적으로 왜곡되어, EM 공간 측정 시스템에 의해 계산된 바와 같은 기구의 위치 및/또는 배향이 기구의 실제 위치 및 배향으로부터 이동하게 할 수 있다. 따라서, 그러한 전역 EM 왜곡 이벤트의 검출은 EM 공간 측정 시스템이 전역 EM 왜곡 이벤트에 작용하는 것을 가능하게 하기 위해 바람직하다. C-아암이 전역 EM 왜곡 소스의 예로서 제공되었지만, 다른 전역 EM 왜곡 소스가 또한 검출될 수 있다. 전역 EM 왜곡의 소스일 수 있는 다른 재료는 임의의 EM 필드 소스뿐만 아니라 전기 전도성 재료 및 자성 재료를 포함한다.

[0127] 도 21은 본 개시의 태양에 따른, 전역 EM 왜곡을 검출하는 데 사용될 수 있는 시스템의 일 실시예를 예시한다. 도 21의 실시예는 EM 필드 발생기(110) 및 EM 필드 발생기(110)의 작업 볼륨 내에 위치한 3개의 EM 패치 센서(105)를 포함한다. 위에서 논의된 바와 같이, EM 패치 센서(110)는 환자의 호흡을 검출하는 데 사용될 수 있고, 이는 기구의 내비게이션 및 위치결정을 그 상에 위치한 EM 기구 센서를 통해 교정하는 데 사용될 수 있다. 또한, 패치 센서(105)는 전역 EM 왜곡을 검출하는 데 사용될 수 있고, 이는 더 상세히 후술될 것이다.

[0128] 도 21의 실시예에서, 패치 센서(105)는 3개의 패치 센서(P0, P1, P2)를 포함한다. 그러나, 다른 구현에는 더 많거나 더 적은 패치 센서(105)를 포함할 수 있다. EM 공간 측정 시스템이 더 많은 수의 패치 센서(105)를 포함할 때, 시스템은 전역 EM 왜곡을 추적하는 데 사용되어 왜곡 추적의 강건성을 개선할 수 있는 더 많은 수의 메트릭을 계산하는 것이 가능할 수 있다.

[0129] 환자 상에 배치될 때, EM 패치 센서들(105) 각각은 EM 필드의 검출에 응답하여 하나 이상의 EM 센서 신호를 생성하도록 구성될 수 있다. 코일(들)(305)과 유사하게, EM 공간 측정 시스템은 EM 패치 센서(105)로부터 수신된 EM 센서 신호에 기초하여 5 DoF 측정치를 생성하는 것이 가능할 수 있다. 적어도 2개의 EM 패치 센서(105)가 이용가능할 때, 시스템은 상대 위치 메트릭 및 상대 각도 메트릭을 계산하는 것이 가능할 수 있다. 또한, 적어도 3개의 EM 패치 센서(105)가 이용가능할 때, 시스템은 패치 면적 메트릭 및 패치 공간 6 DoF 메트릭을 계산하는 것이 가능할 수 있다.

[0130] EM 패치 센서는 환자의 신체 상의 다양한 위치에 부착된다. 이로써, 상대 거리, 상대 각도, 패치 공간, 및 패치 면적 메트릭은 비교적 안정하고, 사용자의 호흡에만 기초하여 변할 수 있다. 사용자의 호흡을 추적함으로써, 시스템은 호흡에 의해 야기된 계산된 메트릭의 변화를 필터링할 수 있다. 호흡 변동이 메트릭으로부터 필터링되면, 그에 따라 임의의 나머지 변화가 전역 EM 왜곡의 원인이 될 수 있다.

[0131] 상대 위치 메트릭은 EM 패치 센서들 중 2개(예컨대, P1과 P2) 사이의 상대 위치를 나타낼 수 있다. EM 패치 센서(P1, P2)에 대한 상대 위치 메트릭은 하기 수학적식을 사용하여 계산될 수 있다:

[0132] [수학적식 4]

$$dP1P2_{rel} = \sqrt{(P1_x - P2_x)^2 + (P1_y - P2_y)^2 + (P1_z - P2_z)^2}$$

[0133] 여기서 $dP1P2_{rel}$ 은 상대 위치 메트릭이고, $P1_x$ 및 $P2_x$ 는 EM 패치 센서(P1, P2)의 각각의 X-좌표이고, $P1_y$ 및 $P2_y$ 는 EM 패치 센서(P1, P2)의 각각의 Y-좌표이고, $P1_z$ 및 $P2_z$ 는 EM 패치 센서(P1, P2)의 각각의 Z-좌표이다.

[0135] 상대 각도 메트릭은 EM 패치 센서들 중 2개(예컨대, P1과 P2)의 Z-축 사이의 상대 각도일 수 있다. 상대 각도 메트릭은 하기 수학적식을 사용하여 계산될 수 있다:

[0136] [수학적식 5]

$$\theta_{rel} = \cos^{-1}(\text{dot}(P1_{Rz}, P2_{Rz}))$$

[0137] 여기서 θ_{rel} 은 상대 각도 메트릭이고, $P1_{Rz}$ 는 EM 패치 센서(P1)의 Z-축이고, $P2_{Rz}$ 는 EM 패치 센서(P2)의 Z-축이다.

[0139] 패치 면적 메트릭은 EM 패치 센서에 의해 생성된 면적일 수 있고, 하기 수학적식을 사용하여 계산될 수 있다:

[0140] [수학식 6]

$$[0141] \text{면적} = \sqrt{s * (s - dP1P2_{rel}) + (s - dP1P3_{rel}) + (s - dP2P3_{rel})}$$

[0142] 면적이 패치 면적 매트릭인 경우, 상대 위치는 수학식 (4)에 따라 계산되고, s는 하기 수학식을 사용하여 계산될 수 있다:

[0143] [수학식 7]

$$[0144] s = \frac{dP1P2_{rel} + dP1P3_{rel} + dP2P3_{rel}}{2}$$

[0145] 패치 공간 6 DoF 매트릭은 EM 패치 센서에 의해 생성된 공간의 6 DoF 위치 및 배향일 수 있고, 하기 수학식을 사용하여 계산될 수 있다:

[0146] [수학식 8]

$$[0147] X_{\text{축}} = \frac{(P0 - P1)}{\text{norm}(P0 - P1)}$$

[0148] [수학식 9]

$$[0149] Z_{\text{축}} = \frac{\text{cross}(P0 - P1, P0 - P2)}{\text{norm}(\text{cross}(P0 - P1, P0 - P2))}$$

[0150] [수학식 10]

$$[0151] Y_{\text{축}} = \frac{\text{cross}(P0 - P1, Z_{\text{축}})}{\text{norm}(\text{cross}(P0 - P1, Z_{\text{축}}))}$$

[0152] P0는 EM 필드 발생기(110) 공간 내의 EM 패치 센서(P0)의 위치이고 원점으로서 사용되며, P1은 EM 필드 발생기(110) 공간 내의 EM 패치 센서(P1)의 위치이고, P2는 EM 필드 발생기(110) 공간 내의 EM 패치 센서(P2)의 위치이다. 수학식 (8) 내지 수학식 (10)에 의해 계산된 패치 공간 매트릭의 $X_{\text{축}}$, $Y_{\text{축}}$, 및 $Z_{\text{축}}$ 의 예가 도 21에 예시되어 있다.

[0153] 매트릭(들)의 기준선 값(들)이 계산된 후에, 시스템은 제1 시간 이후의 기간에 대응하는 하나 이상의 EM 센서 신호로부터의 EM 센서 신호에 기초하여 제1 시간 이후의 기간 동안 하나 이상의 매트릭의 하나 이상의 업데이트된 값을 주기적으로 계산할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 전역 EM 왜곡이 발생하고 있는지 여부를 결정하기 위해 매트릭(들)의 업데이트된 값을 주기적으로 계산할 수 있다. 매트릭의 값의 변화가 환자의 호흡에 의해서만 영향을 받기 때문에, 업데이트된 매트릭들 중 하나 이상과 하나 이상의 매트릭의 기준선 값 사이의 차이가 임계 값 초과일 때, 시스템은 전역 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정할 수 있다. 또한, 소정 실시예에서, 호흡은 계산된 매트릭으로부터 필터링될 수 있고, 따라서 매트릭(들)의 임의의 나머지 변화는 EM 필드 내의 왜곡에 의해 야기되는 것으로 결정될 수 있다.

[0154] 따라서, 시스템은 하나 이상의 업데이트된 값과 하나 이상의 기준선 값 사이의 차이가 임계 값 초과인지 여부를 결정할 수 있다. 계산되는 매트릭(들) 각각에 대해 상이한 임계 값이 설정될 수 있다. 차이가 임계 값 초과일 때, 시스템은 EM 필드가 왜곡된 것으로 결정할 수 있다.

[0155] 도 22는 전역 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정하는 예시적인 방법론을 예시한 흐름도를 제공한다. 방법(2200)은 블록(2201)에서 시작된다. 블록(2205)에서, 시스템은 계산된 매트릭들 각각에 대한 기준선 매트릭을 결정한다. 이는 메모리로부터 매트릭에 대한 기준선 값을 검색하는 것 또는 EM 패치 센서(105)로부터 수신된 EM 센서 신호에 기초하여 기준선 매트릭을 계산하는 것을 포함할 수 있다. 블록(2210)에서, 시스템은 기준선 매트릭 품질이 임계 품질 초과인지 여부를 결정한다. 기준선 매트릭 품질이 임계 품질 이하일 때, 방법(2200)은 종료되고, 방법(2200)은 더 양호한 품질 기준선 매트릭을 수집하려고 시도함으로써 반복될 수 있다.

[0156] 기준선 매트릭 품질이 임계 품질 초과일 때, 방법(2200)은 블록(2215)에서 계속되고, 여기서 시스템은 다수의 매트릭을 계산한다. 일례에서, 시스템은 상대 거리 매트릭, 상대 각도 매트릭, 6 DoF 패치 공간 매트릭, 및 패치 면적 매트릭을 계산한다. 블록(2220)에서, 시스템은 매트릭들 각각의 표준 편차를 결정하는 것을 포함하여,

시간 윈도우에 걸쳐 저장된 계산된 메트릭을 분석한다. 블록(2225)에서, 시스템은 분석된 메트릭이 전역 EM 왜곡을 나타내는지 여부를 결정한다. 이는 메트릭들 각각을 대응하는 임계 값에 대해 비교하는 것 및 표준 편차를 대응하는 임계 값에 대해 비교하는 것을 포함할 수 있다. 정족수의 비교가 전역 EM 왜곡을 나타낼 때, 시스템은 메트릭이 전역 EM 왜곡을 나타내는 것으로 결정할 수 있다.

[0157] 블록(2230)에서, 메트릭이 전역 EM 왜곡을 나타내는 것으로 결정한 것에 응답하여, 시스템은 전역 EM 왜곡이 발생한 것으로 결정하고, 이는 EM 왜곡 플래그 및/또는 전역 EM 왜곡 플래그를 설정하는 것을 포함할 수 있다. 방법은 블록(2235)에서 종료된다. 시스템은 전역 EM 왜곡을 검출한 것에 응답하여 다수의 동작을 수행할 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 일부 예시적인 응답이 후술된다.

[0158] **C. 모션 검출.**

[0159] EM 데이터에 기초한 기구의 내비게이션 및 위치결정은 또한 환자 및 EM 필드 발생기(110) 중 하나 이상이 이동될 때 부정적으로 영향을 받을 수 있다. 일반적으로 EM 필드 발생기(110) 또는 환자의 이동에 대한 2가지 시나리오가 있다. 첫째, EM 필드 발생기(110) 또는 환자는 이동되어 새로운 위치에 고정될 수 있다. 둘째, EM 필드 발생기(110) 또는 환자는 임펄스력(impulse force)을 받고(예컨대, 범핑됨(bumped)), 임펄스력을 받기 전과 대략 동일한 위치로 복귀하기 전에 제위치에서 일시적인 진동을 겪을 수 있다. 환자 또는 EM 필드 검출기(110) 중 어느 하나의 이동이 기구의 이동, 국소 EM 왜곡, 및/또는 전역 EM 왜곡으로서 부정확하게 해석될 수 있기 때문에, EM 필드 발생기(110) 또는 환자의 이동을 검출하는 것이 바람직할 수 있다.

[0160] 환자 상의 EM 패치 센서들(105) 사이의 상대 거리가 비교적 안정하기 때문에, EM 필드 발생기(110) 또는 환자의 이동은 EM 패치 센서들(105) 각각과 EM 필드 발생기(110) 사이의 계산된 절대 거리의 변화를 유발할 것이다. 그러한 이동은 또한 EM 패치 센서(105)와 EM 필드 발생기(110) 사이의 계산된 절대 각도의 변화를 유발할 수 있다.

[0161] 적어도 하나의 EM 패치 센서(105)가 이용가능할 때, 시스템은 절대 위치 메트릭 및 절대 각도 메트릭을 계산하는 것이 가능할 수 있다. 또한, 적어도 3개의 EM 패치 센서(105)가 이용가능할 때, 시스템은 수학식 (8) 내지 수학식 (10)과 관련하여 기술된 바와 같이 패치 공간 6 DoF 메트릭을 사용할 수 있다. 적어도 하나의 메트릭의 추가 예는 필드 발생기에 대한 EM 센서들 각각의 절대 위치, 필드 발생기에 대한 EM 센서의 절대 위치의 합의 제곱근, 필드 발생기에 대한 EM 센서들 각각의 절대 각도, 필드 발생기에 대한 EM 센서의 절대 각도의 합의 제곱근, 및 EM 센서에 의해 생성된 공간의 위치 및 배향을 포함한다.

[0162] 절대 위치 메트릭은 EM 패치 센서들(105) 중 주어진 하나와 EM 필드 발생기(110) 사이의 절대 거리를 나타낼 수 있다. 절대 위치 메트릭은 하기 수학식을 사용하여 계산될 수 있다:

[0163] [수학식 11]

[0164]
$$D_{abs} = \sqrt{P_x^2 + P_y^2 + P_z^2}$$

[0165] 여기서 D_{abs} 는 절대 위치 메트릭이고, P_x 는 X-축에서의 EM 필드 발생기(110)에 대한 EM 패치 센서(105)의 위치이고, P_y 는 Y-축에서의 EM 필드 발생기(110)에 대한 EM 패치 센서(105)의 위치이고, P_z 는 Z-축에서의 EM 필드 발생기(110)에 대한 EM 패치 센서(105)의 위치이다.

[0166] 절대 각도 메트릭은 EM 패치 센서들(105) 중 주어진 하나와 EM 필드 발생기(110) 사이의 절대 각도를 나타낼 수 있다. 절대 각도 메트릭은 하기 수학식을 사용하여 계산될 수 있다:

[0167] [수학식 12]

[0168]
$$\theta_{abs} = \cos^{-1}(\text{dot}(P_{Rz}, FG_{Rz}))$$

[0169] 여기서 θ_{abs} 는 절대 각도 메트릭이고, P_{Rz} 는 EM 패치 센서(P1)의 Z-축이고, FG_{Rz} 는 EM 필드 발생기(110)의 Z-축이다.

[0170] EM 필드 발생기(110) 및/또는 환자의 이동이 일시적이기 때문에, EM 공간 측정 시스템은 환자 및/또는 EM 필드 발생기(110)가 이동하고 있는 기간을 결정하도록 구성될 수 있다.

[0171] 따라서, EM 추적 시스템은 EM 패치 센서(들)에 의해 생성된 EM 센서 신호에 기초하여 환자 및/또는 EM 필드 발

생기(110)의 이동을 검출하는 것이 가능할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 하나 이상의 EM 센서 신호에 기초하여 적어도 하나의 메트릭의 기준선 값을 계산할 수 있다. 적어도 하나의 메트릭의 기준선 값은 제1 시간에 대응할 수 있다. 일 실시예에서, 제1 시간은 환자 내로의 내시경의 삽입 이전일 수 있다(예컨대, 기준선 메트릭은 수술전 측정치일 수 있음). 그러나, 이동 검출을 위해, 기준선 값은 메트릭에 대한 가장 최근의 안정한 값일 수 있다(예컨대, 메트릭에 대한 변화는 일정 기간 동안 임계 값 미만임).

[0172] EM 추적 시스템은 하나 이상의 EM 센서 신호에 기초하여 적어도 하나의 메트릭의 업데이트된 값을 계산할 수 있다. 적어도 하나의 메트릭의 업데이트된 값은 제1 시간 이후의 제2 시간에 대응할 수 있다. 시스템은 이어서 메트릭의 업데이트된 값을 메트릭의 기준선 값과 비교할 수 있다. 메트릭의 업데이트된 값과 기준선 값 사이의 차이가 임계 값 초과일 때, 시스템은 환자 및 필드 발생기 중 적어도 하나가 제1 시간 및 제2 시간을 포함하는 기간 동안 이동한 것으로 결정할 수 있다.

[0173] 일단 시스템이 환자 및 EM 필드 발생기(110) 중 하나가 이동한 것으로 결정하였으면, 시스템은 환자 또는 EM 필드 발생기(110) 중 하나가 그의 포즈(pose)를 변경했는지(예컨대, 새로운 위치로 이동했는지) 여부를 결정할 수 있다. 예를 들어, 환자 및 필드 발생기 중 적어도 하나가 이동한 것으로 결정한 것에 응답하여, 시스템은 제2 시간 후의 제3 시간에서의 EM 센서의 위치설정의 변화의 빈도에 대응하는 하나 이상의 EM 센서 신호에 기초하여 적어도 하나의 메트릭의 빈도 값을 계산할 수 있다. 시스템은 이어서 빈도 값을 임계 빈도 값과 비교할 수 있다. 빈도 값이 임계 빈도 값 초과일 때, 시스템은 환자 및 필드 발생기 중 적어도 하나가 그의 포즈를 변경한 것으로 결정할 수 있다.

[0174] EM 추적 시스템은 또한 환자 및 EM 필드 발생기(110) 중 하나가 임펄스력을 받고 초기 상태로 복귀하는지 여부를 결정할 수 있다. 예를 들어, 시스템은, 환자 및 필드 발생기 중 적어도 하나가 이동한 것으로 결정한 것에 응답하여, 하나 이상의 EM 센서 신호에 기초하여 적어도 하나의 메트릭의 후속 값을 계산할 수 있다. 적어도 하나의 메트릭의 후속 값은 제2 시간 후의 제3 시간에서의 EM 센서의 위치설정에 대응할 수 있다. 시스템은 이어서, 후속 값이 기준선 값의 오차 임계치 내에 있는 것에 응답하여, 필드 발생기가 임펄스력을 받았고 임펄스력을 받은 후에 초기 상태로 복귀한 것으로 결정할 수 있다.

[0175] 후속 값을 계산하기 위한 제3 시간을 선택하기 전에, 시스템은 적어도 하나의 메트릭의 간격 값이 제3 시간 이전의 시간 간격에 대해 안정화된 것으로 결정하고, 적어도 하나의 메트릭의 간격 값이 안정화된 것으로 결정한 것에 응답하여 제3 시간을 선택할 수 있다. 따라서, 시스템은 환자 또는 EM 필드 발생기(110)가 새로운 포즈로 이동했는지 또는 그의 초기 포즈로 고정되었는지 여부를 결정하기 전에 환자 또는 EM 필드 발생기(110)가 최종 포즈에 고정된 것으로 결정할 수 있다.

[0176] 일 구현예에서, 시스템은 시간 간격 동안 적어도 하나의 메트릭의 최대 값 및 최소 값에 기초하여 환자 또는 EM 필드 발생기(110)의 포즈가 안정화된 것으로 결정할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 시간 간격 동안 적어도 하나의 메트릭의 최대 값 및 최소 값을 계산하고, 적어도 하나의 메트릭의 최대 값과 최소 값 사이의 차이를 계산하고, 적어도 하나의 메트릭의 최대 값과 최소 값 사이의 차이가 임계 차이 값 미만인 것에 응답하여 적어도 하나의 메트릭의 간격 값이 시간 간격에 대해 안정화된 것으로 결정할 수 있다. 적어도 하나의 메트릭에 대한 변화가 임계 차이 값 미만인 것으로 결정될 때, 시스템은 메트릭의 변화가 환자 또는 EM 필드 발생기(110)의 진동이 아니라 노이즈로 인한 것으로 결정할 수 있다.

[0177] 다른 예에서, 시스템은 환자 및 필드 발생기 중 적어도 하나가 이동한 것으로 결정한 것에 응답하여 하나 이상의 EM 센서 신호에 기초하여 적어도 하나의 메트릭의 후속 값을 계산할 수 있다. 적어도 하나의 메트릭의 후속 값은 제2 시간 후의 제3 시간에서의 EM 센서의 위치설정에 대응할 수 있다. 시스템은 이어서 후속 값이 기준선 값의 오차 임계치 밖에 있는 것에 응답하여 환자 및 필드 발생기 중 적어도 하나가 그의 포즈를 변경한 것으로 결정할 수 있다. 예를 들어, 위에서 논의된 바와 같이, 메트릭은 EM 패치 센서들(105) 중 하나 이상의 절대 위치 또는 절대 각도일 수 있다. 절대 차이 또는 절대 각도에 대한 기준선 값이 변경되고 새로운 값에서 안정한 경우, 이는 환자 및 EM 필드 발생기(110) 중 적어도 하나가 이동되어 새로운 위치에 고정되는 것을 나타낸다.

[0178] 도 23은 환자 및 EM 필드 발생기 중 하나가 이동한 것으로 결정하는 예시적인 방법론을 예시한 흐름도를 제공한다. 방법(2300)은 블록(2301)에서 시작된다. 블록(2305)에서, 시스템은 계산된 메트릭들 각각에 대한 기준선 메트릭을 결정한다. 이는 메모리로부터 메트릭에 대한 기준선 값을 검색하는 것 또는 EM 패치 센서(105)로부터 수신된 EM 센서 신호에 기초하여 기준선 메트릭을 계산하는 것을 포함할 수 있다. 블록(2310)에서, 시스템은 기준선 메트릭 품질이 임계 품질 초과인지 여부를 결정한다. 기준선 메트릭 품질이 임계 품질 이하일 때, 방법(2300)은 종료되고, 방법(2300)은 더 양호한 품질 기준선 메트릭을 수집하려고 시도함으로써 반복될 수 있다.

- [0179] 기준선 메트릭 품질이 임계 품질 초과일 때, 방법(2230)은 블록(2315)에서 계속되고, 여기서 시스템은 다수의 메트릭을 계산한다. 일례에서, 시스템은 절대 차이 메트릭, 절대 각도 메트릭, 및 6 DoF 패치 공간 메트릭을 계산한다. 블록(2320)에서, 시스템은 메트릭들 각각의 표준 편차를 결정하는 것을 포함하여, 시간 윈도우에 걸쳐 저장된 계산된 메트릭을 분석한다. 블록(2325)에서, 시스템은 분석된 메트릭이 환자 및 EM 필드 발생기 중 적어도 하나가 이동되고 있음을 또는 환자 및 EM 필드 발생기 중 적어도 하나가 임펄스력을 받고 있음을 나타내는지 여부를 결정한다. 이는 메트릭들 각각을 대응하는 임계 값에 대해 비교하는 것 및 표준 편차를 대응하는 임계 값에 대해 비교하는 것을 포함할 수 있다. 정족수의 또는 일정 임계 수의 비교가 환자 및 EM 필드 발생기 중 적어도 하나가 이동되고 있음을 나타낼 때, 방법은 블록(2330)에서 계속된다. 정족수의 또는 일정 임계 수의 비교가 환자 및 EM 필드 발생기 중 적어도 하나가 임펄스력을 받고 있음을 나타낼 때, 방법(2300)은 블록(2335)에서 계속된다.
- [0180] 블록(2330)에서, 메트릭이 환자 및 EM 필드 발생기 중 적어도 하나가 이동되고 있음을 나타내는 것으로 결정된 것에 응답하여, 시스템은 EM 왜곡 플래그 및/또는 이동 플래그를 설정할 수 있다. 블록(2330)에서, 메트릭이 환자 및 EM 필드 발생기 중 적어도 하나가 임펄스력을 받고 있음을 나타내는 것으로 결정된 것에 응답하여, 시스템은 EM 왜곡 플래그 및/또는 임펄스력 플래그를 설정할 수 있다. 방법은 블록(2235)에서 종료된다. 시스템은 EM 필드 발생기의 이동을 검출한 것에 응답하여 다수의 동작을 수행할 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 일부 예시적인 응답이 후술된다.
- [0181] **D. EM 왜곡의 검출에 대한 응답**
- [0182] EM 추적 시스템은 EM 왜곡의 검출에 응답하여 다수의 기법들 중 하나 이상을 수행할 수 있다. 수행되는 특정 기법은 검출된 EM 왜곡의 유형(예컨대, 국소 또는 전역 EM 왜곡, 이동으로 인한 왜곡 등), EM 왜곡의 규모, EM 왜곡의 위치 등 중 하나 이상에 좌우될 수 있다.
- [0183] 일 구현예에서, 시스템은 기구의 내비게이션 및/또는 위치결정에서 EM 데이터에 주어진 가중치를 사용하는 것을 억제하거나 달리 제한할 수 있다. EM 데이터를 사용하는 것을 억제할 때, 시스템에 의해 수행되는 내비게이션 및/또는 위치결정은 EM 왜곡 동안 다른 유형의 데이터에 의존할 수 있다. 구체적으로, 일 실시예에서, 시스템은 EM 왜곡 플래그가 설정된 것을 검출하고, 이어서 EM 왜곡 플래그가 설정된 것의 결과로서, EM 위치 기반 알고리즘에 대응하는 신뢰도 값을 낮춤으로써(또는 임의의 다른 적합한 가중에 의해) EM 센서 신호에 기초하여 기구의 원위 단부의 위치를 결정하는 것에 주어진 가중치를 억제하거나 달리 제한할 수 있다. 상이한 위치 알고리즘에 대한 가중 및 신뢰도 값의 사용은 그 내용이 전체적으로 본 명세서에 포함되는, 2016년 9월 16일자로 출원된 미국 특허 출원 제15/268,238호에서 논의된다.
- [0184] 일부 구현예에서, EM 필드가 왜곡된 것으로 결정된 것에 응답하여, 시스템은 왜곡의 양을 계산할 수 있다. EM 필드 왜곡의 양은 계산된 메트릭들 중 하나 이상의 변화에 비례할 수 있다. 이러한 구현예에서, 시스템은 제2 시간에 계산된 하나 이상의 업데이트된 값 및 제2 시간 이전의 제1 시간에 계산된 하나 이상의 기준선 값에 기초하여 EM 필드에서의 왜곡의 양을 계산할 수 있다. 시스템은 왜곡의 양의 표시를 인코딩하고, 왜곡의 양의 인코딩된 표시를, 인코딩된 데이터를 렌더링하도록 구성된 디스플레이에 제공할 수 있다. 따라서, 사용자는 EM 필드 왜곡의 양을 통지받을 수 있다. 사용자는 이어서 수술 절차 동안 EM 데이터에 기초하여 내비게이션을 사용할지 여부를 결정하는 것이 가능할 수 있다.
- [0185] 소정 실시예에서, 시스템은 내비게이션 및/또는 위치결정 기법에서 사용되는 EM 데이터의 가중치를 변경하기 위해 왜곡의 양을 사용할 수 있다. EM 왜곡이 증가함에 따라, 시스템은 의료 기구의 원위 팁에 대한 위치 데이터(96)를 생성할 때 EM 데이터에 더 낮은 가중치를 할당할 수 있다.
- [0186] 시스템은 또한 EM 필드의 왜곡이 임계 왜곡 값 초과인 영역을 결정하는 것이 가능할 수 있다. 예를 들어, 상대 거리 메트릭은 EM 패치 센서들 중 하나를 둘러싸는 영역이 EM 왜곡을 겪고 있는 것으로 결정하는 데 사용될 수 있다. 즉, EM 패치 센서(P1)와 EM 패치 센서들(P0, P2) 각각 사이의 상대 거리가 임계 값 초과만큼 변경되었지만, EM 패치 센서들(P0, P2) 사이의 상대 거리가 실질적으로 변경되지 않은 경우, 시스템은 EM 패치 센서(P1) 부근의 영역 내의 EM 필드가 왜곡된 것으로 결정할 수 있다.
- [0187] EM 패치 센서들(105) 중 하나 부근의 EM 필드가 왜곡된 것으로 결정된 것에 응답하여, 시스템은 식별된 EM 패치 센서(105)로부터 수신된 EM 데이터에 적용된 가중치를 조절할 수 있다(예컨대, 감소시킴). 시스템은 또한 EM 필드 왜곡이 발생하고 있는 영역을 사용자에게 표시할 수 있다. 사용자는 이어서 표적 부위가 왜곡된 영역 내에 있는지 여부에 기초하여 EM 데이터를 사용하는 내비게이션을 계속할지 여부를 결정하는 것이 가능할 수

있다. 대안적으로, 시스템은 EM 왜곡된 영역에 대한 기구의 현재 위치에 기초하여 내비게이션을 위해 EM 데이터를 사용하여 계속할지 여부를 자동으로 결정할 수 있다.

[0188] 소정 실시예에서, 시스템은 또한 환자의 내강 네트워크를 나타내는 모델에 액세스하고, (i) 하나 이상의 기준선 값 및 (ii) 하나 이상의 업데이트된 값 중 적어도 하나에 기초하여 EM 필드의 좌표 프레임과 모델의 좌표 프레임 사이의 매핑을 계산할 수 있다. 시스템은 EM 필드가 왜곡된 것으로 결정한 것에 응답하여 매핑을 계산하는데 하나 이상의 업데이트된 값을 사용하는 것을 추가로 억제할 수 있다.

[0189] **E. 정렬.**

[0190] 내비게이션 및/또는 위치결정을 위해 EM 데이터를 사용하는 수술 절차를 수행하기 전에, 환자를 EM 필드 발생기(110)와 정렬시키는 것이 바람직하다. 더 정확하게는, EM 필드 발생기(110)를, 수술 절차가 수행될 환자의 해부학적 특징부와 정렬시키는 것이 바람직하다. 그러한 정렬 절차를 수행하는 것의 한 가지 이점은 EM 필드 발생기(110)가, EM 센서가 EM 필드를 더 정확하게 측정할 수 있는 작업 볼륨을 가질 수 있다는 것이다. 즉, EM 센서들 중 하나 이상이 작업 볼륨의 외측에 있을 때, EM 센서에 의해 생성된 EM 센서 신호는 내비게이션 및/또는 위치결정, 호흡 추적, 및/또는 EM 왜곡 검출에 충분히 신뢰할 수 없을 수 있다.

[0191] 위에서 논의된 바와 같이, 다수의 EM 패치 센서(105)는 관심 대상의 영역을 둘러싸거나 적어도 부분적으로 중첩되는 규정된 위치에서 환자 상에 배치될 수 있다. 관심 대상의 영역은 수술 절차가 수행될 환자의 해부학적 특징부일 수 있다. 해부학적 특징부의 일례는 내강 네트워크(140)와 같은 내강 네트워크이다. EM 추적 시스템은 EM 패치 센서(105)를 환자 상에 위치시킬 곳 및 EM 패치 센서(105)가 EM 필드 발생기(110)의 작업 볼륨 내에 있도록 EM 필드 발생기(110)를 위치시킬 곳에 대한 안내를 사용자에게 제공할 수 있다. EM 패치 센서(105)가 적절하게 위치될 때, 작업 볼륨 내의 EM 패치 센서의 위치설정은 환자의 관심 대상의 영역이 EM 필드 발생기(110)와 정렬되는 것을 보장할 수 있다.

[0192] EM 필드 발생기(110)를 환자와 정렬시키기 위한 예시적인 절차가 기관지경술 절차와 관련하여 기술될 것이다. 그러나, 이러한 절차는 EM 데이터가 내비게이션 및/또는 위치결정을 위해 사용되는 임의의 유형의 로봇-보조식 수술 절차에 대해 수정될 수 있다.

[0193] 초기에, 사용자는 하나 이상의 EM 패치 센서(105)를 환자 상에 위치시킬 수 있다. 기관지경술을 위해, 사용자는 EM 패치 센서(105)를, 관심 대상의 영역(예컨대, 환자의 폐)을 둘러싸거나 적어도 부분적으로 중첩되도록 배치한다. 시스템이 3개의 EM 패치 센서(105)를 포함할 때, 사용자는 제1 EM 패치 센서를 환자의 중앙 흉골 상에, 제2 EM 패치 센서를 환자의 좌외측(left lateral) 여덟 번째 늑골 상에, 그리고 제3 EM 패치 센서를 환자의 우외측(right lateral) 여덟 번째 늑골 상에 배치할 수 있다. EM 패치 센서(105)의 전송된 배치는 단지 예시적이고, EM 패치 센서(105)는 관심 대상의 영역과 중첩되는 다른 위치에 배치될 수 있다.

[0194] 도 24는 EM 패치 센서(105)가 EM 필드 발생기의 작업 볼륨 내에 배치된 예를 제공한다. EM 패치 센서(105)가 배치된 후에, 사용자는 EM 패치 센서(105)가 EM 필드 발생기(110)의 작업 볼륨(400) 내에 위치되도록 EM 필드 발생기(110)를 위치시킬 수 있다. 도 24가 위에서 볼 때의 작업 볼륨(400)을 예시하지만, 작업 볼륨(400)은 EM 패치 센서(105)가 정렬 동안 배치될 3차원 볼륨을 한정할 수 있다.

[0195] 사용자는 EM 필드 발생기(110)를 홀더(holder)에 부착할 수 있고, 이는 베드 레일에 부착될 수 있다. EM 추적 시스템에 의해 제공되는 안내를 사용하여, 사용자는 EM 패치 센서들(105) 전부가 작업 볼륨(400) 내에 위치되도록 EM 필드 발생기(110)를 회전시킬 수 있다. 디스플레이를 통해(예컨대, 터치스크린(26)을 통해) 피드백을 제공하기 위해, EM 추적 시스템은 EM 패치 센서(105)에 의해 생성된 하나 이상의 EM 패치 센서 신호에 기초하여 EM 필드 발생기(110)에 대한 EM 패치 센서(105)의 위치를 결정할 수 있다. 시스템은 EM 필드의 작업 볼륨에 대한 EM 패치 센서(105)의 위치의 표현을 인코딩할 수 있다. EM 패치 센서(105)의 위치의 표현의 인코딩은 EM 패치 센서(105)의 상대 위치가 작업 볼륨의 표현에 대해 디스플레이되는 이미지(또는 비디오)를 형성하기 위한 일련의 이미지를 생성하는 것을 포함할 수 있다. 인코딩은 이미지가 디코딩되어 디스플레이에 의해 렌더링될 수 있도록 이미지 또는 비디오 코덱을 사용하여 이미지(또는 비디오)를 인코딩하는 것을 추가로 포함할 수 있다. 시스템은 이어서 위치의 인코딩된 표현을, 인코딩된 데이터를 렌더링하도록 구성된 디스플레이에 제공할 수 있다.

[0196] 사용자는 EM 패치 센서(105)가 작업 볼륨 내에 위치되도록 EM 필드 발생기(110)를 회전시키는 데에 디스플레이에 의해 제공된 시각 피드백을 사용할 수 있다. EM 패치 센서(105)가 EM 필드 발생기(110)와 회전 정렬되면, 사용자는 EM 패치 센서(105)가 시각적으로 디스플레이된 작업 볼륨에 의해 한정된 바와 같은 EM 필드 발생기

(110)로부터의 사전한정된 거리 내에 있도록 필드 발생기를 EM 패치 센서(105)에 더 가깝게 위치시킬 수 있다. 도 24를 참조하면, 작업 볼륨은 복수의 서브-볼륨을 포함할 수 있고, 이는 선호(preferred)(405), 허용(acceptable)(410), 및 위험(at risk)(415) 서브-볼륨을 한정할 수 있다. EM 필드의 강도가 EM 필드 발생기(110)로부터 더 먼 거리에서 감소될 수 있기 때문에, EM 패치 센서(105)를 위험(415) 서브-볼륨에 비해 선호(405) 또는 허용(410) 서브-볼륨 내에 위치시키는 것이 바람직할 수 있다.

[0197] 적어도 하나의 구현예에서, 시스템은 필드 발생기의 제1 및 제2 서브-볼륨들 각각에 대한 EM 패치 센서(105)의 위치의 표현을 인코딩할 수 있다. 제2 서브-볼륨은 제1 서브-볼륨보다 크고 그것을 에워싸고, 따라서 적어도 하나의 구현예에서, 제2 서브-볼륨은 위험(415) 서브-볼륨일 수 있다. 시스템은 사용자가 EM 필드 발생기(110)를 이동시킴으로써 EM 패치 센서(105)를 제1 서브-볼륨 내에 재위치시킬 수 있도록 제1 및 제2 서브-볼륨들 각각에 대한 EM 패치 센서(105)의 위치의 인코딩된 표현을 디스플레이에 제공할 수 있다.

[0198] 다른 구현예에서, 제1 및 제2 서브-볼륨은 선호(405) 및 허용(410) 서브-볼륨에 대응할 수 있다. 이들 구현예에서, 시스템은 EM 패치 센서(105)가 제1 및 제2 서브-볼륨들 중 적어도 하나 내에 위치되도록 EM 필드 발생기(110)를 위치시키기 위한 사용자에 대한 사용자 명령어를 인코딩하고 인코딩된 사용자 명령어를 디스플레이에 제공할 수 있다.

[0199] 사용자는 EM 패치 센서들(105) 전부가 작업 볼륨 내에 있도록 EM 필드 발생기(110)의 회전 및 EM 필드 발생기(110)의 거리의 조절을 반복할 수 있다. 그 후, 사용자는 수술 절차를 위한 준비로 EM 필드 발생기(110)의 위치를 로킹시킬 수 있다.

[0200] 소정 구현예에서, EM 패치 센서들(105) 전부를 작업 볼륨 내에 배치하는 것이 가능하지 않을 수 있다. 예를 들어, EM 필드 발생기(110)는 큰 관심 대상의 영역을 갖는 환자에 대해 EM 패치 센서들(105) 전부를 포함하기에 충분히 큰 작업 볼륨을 생성하지 못할 수 있다. 이들 구현예에서, 시스템은 한정된 수의 EM 센서가 제1 작업 볼륨 내에 위치되도록 필드 발생기를 위치시키기 위한 사용자 명령어를 인코딩하고 인코딩된 사용자 명령어를 디스플레이에 제공할 수 있다. 예를 들어, 3개의 EM 패치 센서(105)가 사용될 때, 시스템은 EM 패치 센서들(105) 중 적어도 2개가 작업 볼륨 내에 위치되도록 사용자에 대한 명령어를 인코딩할 수 있다.

[0201] 일 구현예에서, 시스템은 (i) EM 센서들 중 제1 센서를 환자의 중앙 흉골 상에, (ii) EM 센서들 중 제2 센서를 환자의 좌외측 여덟 번째 늑골 상에, 그리고 (iii) EM 센서들 중 제3 센서를 환자의 좌외측 여덟 번째 늑골 상에 위치시키기 위한 사용자 명령어를 인코딩할 수 있다. 따라서, EM 필드 발생기(110)의 위치설정 전에, 시스템은 EM 패치 센서(105)의 배치를 위한 명령어를 사용자에게 제공할 수 있다. 시스템은 제1 내지 제3 EM 센서를 환자 상에 위치시키기 위한 인코딩된 사용자 명령어를 디스플레이에 제공할 수 있다.

[0202] 다른 구현예에서, 시스템은, 예를 들어 터치스크린(26)을 통해, 제2 및 제3 EM 센서들 중 하나가 작업 볼륨 내에 위치될 수 없다는 입력을 사용자로부터 수신하도록 구성될 수 있다. 이에 응답하여, 시스템은 제2 및 제3 EM 센서들 중 하나를, 제2 및 제3 EM 센서들 중 하나의 현재 위치보다 필드 발생기에 더 가깝게 재위치시키기 위한 사용자 명령어를 인코딩할 수 있다. 예를 들어, 명령어는 제2 EM 패치 센서를 환자의 여섯 번째 좌외측 늑골 상에 재위치시키기 위한 명령어를 인코딩할 수 있다. 시스템은 제2 및 제3 EM 센서들 중 하나를 재위치시키기 위한 인코딩된 사용자 명령어를 디스플레이에 제공할 수 있다.

[0203] 필드 발생기를 환자 해부학적 구조와 정렬시키기 위한 기술적 특징에 관한 전술된 시스템의 일부 실시예는 다수의 이점을 가질 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 필드 발생기의 배치 및 정렬에 관한 피드백을 사용자에게 제공하는 것은 시스템의 설정을 단순화할 수 있다. 그러한 단순화된 설정은 시스템이 적절하게 정렬되는지 여부에 대한 사용자 실패를 방지할 수 있다. 더욱이, 정렬의 피드백은 더 정확한 판독을 생성하고, 결과적으로 내비게이션 및/또는 위치결정 시스템에 더 양호한 입력을 제공할 수 있다.

[0204] **E. EM 추적 시스템 및 예시적인 흐름도.**

[0205] 도 25는 본 개시의 다양한 태양을 수행할 수 있는 EM 추적 시스템의 예를 예시한 블록도를 도시한다. EM 추적 시스템(500)은 하나 이상의 EM 센서(들)(503), 프로세서(510), 및 메모리(515)를 포함할 수 있다. 하나 이상의 EM 센서(들)(503)는 EM 패치 센서(105) 및/또는 EM 기구 센서(들)(305)로서 구현될 수 있다. EM 추적 시스템(500)은 타워(30), 콘솔(16), EM 필드 발생기(110), 및/또는 환경(100) 내의 임의의 다른 구성요소 중 하나 이상에 통합될 수 있다. 추가적으로, EM 추적 시스템(500)은 도 20 내지 도 24와 관련하여 전술된 또는 도 26 및 도 27과 관련하여 전술된 방법들 및/또는 기법들 중 하나 이상을 수행하도록 구성될 수 있다.

[0206] 도 26은 본 개시의 태양에 따른, EM 왜곡을 검출하기 위해 EM 추적 시스템(500) 또는 그의 구성요소(들)에 의해

작동가능한 예시적인 방법을 예시한 흐름도이다. 예를 들어, 도 26에 예시된 방법(2600)의 단계는 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행될 수 있다. 편의상, 방법(2600)은 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행되는 것으로 기술된다.

- [0207] 방법(2600)은 블록(2601)에서 시작된다. 블록(2605)에서, 프로세서(510)는 제1 시간에서의 제1 EM 센서의 위치를 나타내는 하나 이상의 메트릭의 하나 이상의 기준선 값을 계산한다. 하나 이상의 기준선 값의 계산은 제1 시간에 대응하는 하나 이상의 EM 센서 신호들의 제1 세트로부터 수신된 EM 센서 신호에 기초할 수 있다. 추가적으로, 제1 EM 센서는 EM 필드의 검출에 응답하여 하나 이상의 EM 센서 신호들의 제1 세트를 생성하도록 구성될 수 있다. 블록(2610)에서, 프로세서(510)는 제1 시간 이후의 기간 동안 하나 이상의 메트릭의 하나 이상의 업데이트된 값을 계산한다. 하나 이상의 업데이트된 값의 계산은 제1 시간 이후의 기간에 대응하는 하나 이상의 EM 센서 신호들의 제1 세트로부터의 EM 센서 신호에 기초할 수 있다.
- [0208] 블록(2615)에서, 프로세서(510)는 하나 이상의 업데이트된 값과 하나 이상의 기준선 값 사이의 차이가 임계 값 초과인 것으로 결정한다. 블록(2620)에서, 프로세서(510)는 차이가 임계 값 초과인 것에 응답하여 EM 필드가 왜곡된 것으로 결정한다. 방법(2600)은 블록(2625)에서 종료된다.
- [0209] 도 27은 본 개시의 태양에 따른, EM 왜곡을 검출하기 위해 EM 추적 시스템(500) 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 다른 예시적인 방법을 예시한 흐름도이다. 예를 들어, 도 27에 예시된 방법(2700)의 단계는 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행될 수 있다. 편의상, 방법(2700)은 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행되는 것으로 기술된다.
- [0210] 방법(2700)은 블록(2701)에서 시작된다. 블록(2705)에서, 프로세서(510)는 제1 시간에서의 기구의 원위 단부의 속도를 나타내는 하나 이상의 메트릭의 하나 이상의 기준선 값을 계산한다. 하나 이상의 기준선 값의 계산은 제1 시간에 대응하는 하나 이상의 EM 센서 신호로부터 수신된 EM 센서 신호에 기초할 수 있다. 기구는 기구의 원위 단부에 위치된 EM 센서를 포함할 수 있다. EM 센서는 EM 필드의 검출에 응답하여 하나 이상의 EM 센서 신호를 생성하도록 구성될 수 있다.
- [0211] 블록(2710)에서, 프로세서(510)는 제1 시간 이후의 기간 동안 하나 이상의 메트릭의 하나 이상의 업데이트된 값을 계산한다. 하나 이상의 업데이트된 값의 계산은 제1 시간 이후의 기간에 대응하는 하나 이상의 EM 센서 신호로부터의 EM 센서 신호에 기초할 수 있다. 블록(2715)에서, 프로세서(510)는 하나 이상의 업데이트된 값과 하나 이상의 기준선 값 사이의 차이가 임계 값 초과인 것으로 결정한다. 블록(2720)에서, 프로세서(510)는 차이가 임계 값 초과인 것에 응답하여 EM 필드가 왜곡된 것으로 결정한다. 방법(2700)은 블록(2725)에서 종료된다.
- [0212] 도 28은 본 개시의 태양에 따른, 필드 발생기에 의해 생성된 EM 필드 내의 EM 센서의 위치설정을 용이하게 하기 위해 EM 추적 시스템(500) 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 또 다른 예시적인 방법을 예시한 흐름도이다. 예를 들어, 도 28에 예시된 방법(2800)의 단계는 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행될 수 있다. 편의상, 방법(2800)은 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행되는 것으로 기술된다.
- [0213] 방법(2800)은 블록(2801)에서 시작된다. 블록(2805)에서, 프로세서(510)는 하나 이상의 EM 센서 신호에 기초하여 필드 발생기에 대한 EM 센서의 위치를 결정한다. EM 센서는, EM 필드의 작업 볼륨 내에 위치될 때, EM 필드의 검출에 기초하여 하나 이상의 EM 센서 신호를 생성하도록 구성될 수 있다. 추가적으로, EM 센서는 사용자 상의 배치를 위해 구성될 수 있다. 블록(2810)에서, 프로세서(510)는 EM 필드의 작업 볼륨에 대한 EM 센서의 위치의 표현을 인코딩한다. 블록(2815)에서, 프로세서(510)는 위치의 인코딩된 표현을, 인코딩된 데이터를 렌더링하도록 구성된 디스플레이에 제공한다. 방법(2800)은 블록(2820)에서 종료된다.
- [0214] 도 29는 본 개시의 태양에 따른, 환자 또는 EM 필드 발생기 중 적어도 하나의 이동을 검출하기 위해 EM 추적 시스템(500) 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 또한 또 다른 예시적인 방법을 예시한 흐름도이다. 예를 들어, 도 29에 예시된 방법(2900)의 단계는 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행될 수 있다. 편의상, 방법(2900)은 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행되는 것으로 기술된다.
- [0215] 방법(2900)은 블록(2901)에서 시작된다. 블록(2905)에서, 프로세서(510)는 EM 센서에 의해 생성된 하나 이상의 EM 센서 신호에 기초하여 적어도 하나의 메트릭의 기준선 값을 계산한다. 적어도 하나의 메트릭의 기준선 값은 제1 시간에서의 EM 센서의 위치설정에 대응할 수 있다. EM 센서는 EM 필드의 검출에 응답하여 하나 이상의 EM 센서 신호를 생성하도록 구성될 수 있다. EM 센서는 사용자 상의 배치를 위해 구성될 수 있다. 블록(2910)에서, 프로세서(510)는 하나 이상의 EM 센서 신호에 기초하여 적어도 하나의 메트릭의 업데이트된 값을

계산한다. 적어도 하나의 메트릭의 업데이트된 값은 제2 시간에서의 EM 센서의 위치설정에 대응할 수 있다. 블록(2915)에서, 프로세서(510)는, 기준선 값 및 업데이트된 값에 기초하여, 환자 및 필드 발생기 중 적어도 하나가 제1 시간 및 제2 시간을 포함하는 기간 동안 이동한 것으로 결정한다. 방법(2900)은 블록(2920)에서 종료된다.

[0216] **F. EM 왜곡 보상에 대한 도입.**

[0217] 내강 네트워크를 통한 의료 기구의 내비게이션과 관련하여, 내비게이션 시스템은 (예컨대, 수술전 CT 스캔을 기반으로) 내강 네트워크의 모델에 대한 의료 기구의 원위 단부의 위치를 주기적으로 추정할 수 있다 추정치는 (예컨대, 사용자에게 의해 명령된 삽입을 포함할 수 있는) 로봇 명령 및 운동학 데이터, 의료 기구의 원위 단부에 위치한 하나 이상의 EM 센서로부터 수신된 EM 위치 데이터, 및/또는 의료 기구의 원위 단부에 위치한 카메라로부터 수신된 이미지 데이터를 사용하여 결정될 수 있다. 전술된 바와 같이, 시스템은 의료 기구의 원위 단부에 위치한 EM 센서(들)에 전류를 유도하는 진동 EM 필드를 생성하는 필드 발생기(예컨대, 도 16의 EM 필드 발생기(110))를 포함한다. EM 센서는 필드 발생기의 작업 볼륨 부근에 배치된 금속 물체에 민감할 수 있다. 그러한 금속 물체는 필드 발생기에 의해 생성된 EM 필드와 간섭될 수 있고, 이는 의료 절차 동안 도입될 때 EM 필드의 왜곡(들)으로 이어질 수 있다. 이들 왜곡은 의료 절차 동안 이들 왜곡이 발생하는 경우 시스템에 의해 EM 센서의 이동으로서 부정확하게 해석될 수 있고, 이는 의료 기구의 원위 단부의 위치의 부정확한 위치 추정으로 이어질 수 있다. 따라서, EM 데이터가 EM 왜곡이 존재할 때 의료 기구의 위치를 신뢰할 수 있게 추정하는 데 사용될 수 있도록 EM 필드에서의 EM 왜곡을 보상하는 것이 바람직하다.

[0218] 내시경술과 같은 의료 절차를 수행할 때, 의사는 절차를 보조하기 위해 형광투시법을 사용하기를 원할 수 있다. 형광투시법을 수행하기 위해, 금속 C-아암이 수술실 내로 롤링되어 돌아다닐 수 있다. C-아암은 전형적으로, EM 발생기에 의해 생성된 EM 필드의 소정 거리 내에 위치될 때, EM 필드를 왜곡시킬 수 있는 비교적 큰 금속 구성요소를 포함한다. 소정 시스템에서, C-아암에 의해 야기되는 EM 왜곡은 EM-기반 내비게이션이 트랙을 벗어나게 할 수 있고(예컨대, 의료 기구의 위치의 추정치가 내비게이션에 대해 충분히 신뢰할 수 없을 수 있음), 따라서 의사는 예를 들어 내비게이션을 유지하는 것 또는 형광투시법을 사용하는 것 사이에서 선택하여야 할 수 있다. 따라서, 수술실 내의 C-아암의 도입으로 인한 EM 왜곡의 보상 없이, 내비게이션 및 형광투시법의 사용은 상호 배타적일 수 있다.

[0219] **G. EM 왜곡 보상을 위한 예시적인 기법.**

[0220] 본 개시의 태양은 형광투시법에 사용되는 C-아암 또는 유사한 금속 구조물에 의해 야기되는 것과 같은 EM 왜곡을 동적으로 보상할 수 있는 왜곡 보상을 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 전형적인 절차 동안, 사용자는 형광투시법을 위해 C-아암을 도입하기 전에 의료 기구의 원위 단부를 표적에 가깝게 구동시킬 수 있다. 의료 기구가 표적에 가까울 때, 사용자는 의료 기구를 구동시키지 않거나 의료 기구를 매우 느리게 구동시킬 가능성이 있다. 소정 구현예에서, 시스템은 의료 기구가 임계 속도 미만인 속도로 이동하고 있는 상태에서 발생하는 EM 왜곡을 보상함으로써 이러한 전형적인 작업흐름을 이용할 수 있다.

[0221] 소정 구현예에서, 시스템은 유의미한 사용자 이동 명령(예컨대, 임계 이동량 초과와 이동을 위한 사용자 명령)이 없는 기간을 "정지 상태"로서 식별할 수 있다. 정지 상태인 기간 동안, 시스템은 EM 센서에 의해 검출된 의료 기구의 원위 단부의 위치에서의 큰 이동이 EM 왜곡으로 인한 것으로 결정할 수 있다. 시스템은 EM 왜곡이 식별될 때 EM 센서에 의해 검출된 이동량에 기초하여 왜곡 벡터(distortion vector)(오프셋으로도 지칭됨)를 업데이트할 수 있다. 시스템은 오프셋을 사용하여 EM 센서 데이터를 사용해 추정된 의료 기구의 원위 단부의 위치를 보상하여, 내비게이션 알고리즘의 다른 양태가 EM 왜곡에 의해 영향을 받지 않도록 하는 것을 가능하게 할 수 있다.

[0222] EM 왜곡을 보상하기 위한 하나의 예시적인 구현예가 도 30a와 관련하여 제공된다. 도 30a는 본 개시의 태양에 따른, EM 왜곡을 보상하기 위해 EM 추적 시스템(500) 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법(3000)을 예시한 흐름도이다. 예를 들어, 도 30a에 예시된 방법(3000)의 단계는 EM 추적 시스템(500)의 프로세서(510)에 의해 수행될 수 있다. 편의상, 방법(3000)은 EM 추적 시스템의 프로세서에 의해 수행되는 것으로 기술된다.

[0223] 방법(3000)은 블록(3001)에서 시작된다. 블록(3002)에서, 프로세서는 EM 위치 데이터에 기초하여 제1 시간에서의 기구의 원위 단부의 기준 위치를 결정한다. 예를 들어, 프로세서는 기준 값으로서 제1 시간에서의 제1 EM 데이터 포인트 및 제1 명령된 삽입 및 관절운동 데이터를 선택할 수 있다. 제1 EM 데이터 포인트는 EM 위치 데

이터에 기초한 기구의 원위 단부의 기준 위치를 포함할 수 있다.

- [0224] 절차의 나머지 부분에 대해, 프로세서는 블록(3004 내지 3010)에 기술된 동작을 반복할 수 있다. 블록(3004)에서, 프로세서는 제2 시간에서의 기구의 원위 단부가 "정지 상태"인 것으로 결정할 수 있다. 제2 시간은 제1 시간에 후속할 수 있다. 일부 구현예에서, 프로세서는 하기 2가지 조건이 충족되는지 여부를 결정할 수 있다: (i) 기준 명령된 삽입에 대한 현재 명령된 삽입이 제1 임계 거리 이하임(예컨대, ≤ 0.5 mm), 및 (ii) 명령된 관절운동에 대한 현재 명령된 관절운동이 임계 관절운동 이하임(예컨대, ≤ 0.1 rad). 이들 조건 둘 모두가 충족되는 것에 응답하여, 프로세서는 제2 시간에서의 기구의 원위 단부가 정지 상태인 것으로 결정할 수 있다.
- [0225] 기구가 정지 상태인 것으로 결정한 것에 응답하여, 블록(3006)에서, 프로세서는 제2 시간에서의 EM 위치 데이터가 기준 위치로부터 임계 거리 또는 양 초과만큼 변경된 기구의 원위 단부의 위치를 나타내는 것으로 결정한다. 예를 들어, 프로세서는 제2 시간에서의 기구의 위치와 기준 위치 사이의 거리가 임의의 축을 따라 제2 임계 거리 초과인 것으로(예컨대, > 20 mm) 결정할 수 있다.
- [0226] 제2 시간에서의 위치와 기준 위치 사이의 거리가 임계 거리 초과인 것으로 결정한 것에 응답하여, 블록(3006)에서, 프로세서는 제2 시간에서의 위치와 제1 시간에서의 기준 위치 사이의 거리에 기초하여 오프셋을 결정한다. 전술된 바와 같이, 오프셋은, EM 데이터에 적용될 때, (예컨대, EM 필드를 왜곡시킬 수 있는, C-아암과 같은 물체의 도입으로 인한) EM 데이터의 왜곡을 보상하는 벡터일 수 있다.
- [0227] 일부 구현예에서, 제2 시간에서의 위치와 기준 위치 사이의 거리가 임계 거리 이하이고 현재 오프셋이 이전에 계산된 경우, 프로세서는 제2 시간에서의 기구의 위치에 대한 현재 오프셋을 재계산할 수 있다.
- [0228] 블록(3010)에서, 프로세서는 EM 위치 데이터 및 현재 오프셋에 기초하여 기구의 원위 단부의 보상된 위치를 결정할 수 있다. 예를 들어, 프로세서는 하기 계산에 따라 현재 왜곡 보상된 EM 데이터를 결정할 수 있다: 현재 왜곡 보상된 EM 데이터는 현재 EM 데이터에서, 기준 오프셋(reference offset)을 뺀 현재 오프셋을 뺀 것과 같음. 방법(3000)은 기구가 절차 동안 내강 네트워크를 통해 조작됨에 따라 각각의 시점에 대해 블록(3002 내지 3010)을 반복할 수 있다.
- [0229] 기구가 정지 상태가 아닌 것으로 결정한 것에 응답하여, 프로세서는 도 30b에 도시된 바와 같이 방법(3050)을 수행할 수 있다. 도 30b는 본 개시의 태양에 따른, EM 왜곡을 보상하기 위해 EM 추적 시스템(500) 또는 그의 구성요소(들)에 의해 작동가능한 예시적인 방법(3050)을 예시한 흐름도이다. 블록(3052)에서, 프로세서는 현재 오프셋이 제2 임계 거리 초과인 경우, 현재 오프셋을 기준 오프셋에 추가할 수 있다. 블록(3054)에서, 프로세서는 현재 오프셋을 0으로 재설정할 수 있다. 블록(3056)에서, 프로세서는 기준 값으로서 제2 시간에서의 기구의 위치 및 제2 시간에서의 명령된 삽입 및 관절운동 데이터를 선택하여, 이전 기준 값을 대체할 수 있다. 블록(3058)에서, 프로세서는 하기 2가지 조건이 충족되는지 여부를 결정할 수 있다: (i) EM 드롭아웃(dropout)이 검출되었음, 및 (ii) 보상된 EM 데이터가 미보상(uncompensated) EM 데이터보다 악화되거나 덜 신뢰할 수 있음. 블록(3060)에서, 프로세서는 블록(3058)의 2가지 조건이 충족되는 것에 응답하여, 기준 오프셋을 0으로 재설정할 수 있다. 방법(3050)은 이어서 도 30a의 방법(3000)의 블록(3010)으로 복귀할 수 있다.
- [0230] 도 31a는 시간 경과에 따른 EM 위치결정과 연관된 다수의 추적된 값을 도시한 예시적인 플롯(3100)이고, 도 31b는 EM 왜곡 보상 없이 EM 데이터에 기초하여 결정된 의료 기구의 원위 단부의 위치의 시각화(3140)를 제공하고, 도 31c는 EM 왜곡 보상을 갖는 EM 데이터에 기초하여 결정된 의료 기구의 원위 단부의 위치의 시각화(3140)를 제공한다.
- [0231] 도 31a를 참조하면, 왜곡 이벤트는 박스(3102) 내에서 발생한다. 라인(3104)은 (a)로 라벨링된 플롯(3100)의 부분 내에서 내비게이션 절차 동안 명령된 삽입을 예시하는 한편, 라인(3106)은, 예를 들어 도 30a의 블록(3004)에서 결정되는 바와 같이, 기구의 원위 단부가 정지 상태인 것으로 결정되는지 여부를 예시한다(예를 들어, 라인(3016)은 비-정지 상태(non-static)일 때 0의 값을 그리고 정지 상태일 때 양의 값을 가짐). 도 31a에 도시된 바와 같이, 왜곡 이벤트를 예시한 박스(3102) 내에서, 명령된 삽입은 실질적으로 일정하다.
- [0232] 제2 플롯 (b)는 각각 명령된 스코프(scope) 피치 및 요 관절운동을 예시한 라인(3108, 3110)을 포함하고, 또한 각각 명령된 시스 피치 및 요 관절운동을 예시한 라인(3112, 3114)을 포함한다. 제2 플롯 (b)는 모든 명령된 관절운동(3108 내지 3114)(예컨대, 스코프 피치(3108)와 요(3110) 및 시스 피치(3112)와 요(3114))이 왜곡 이벤트를 예시한 박스(3102) 내에서 또한 실질적으로 일정한 것을 보여준다. 따라서, 박스(3102) 내의 영역은 예를 들어 도 30의 방법(3000)을 사용하여, 정지 상태인 것으로 결정될 수 있다.
- [0233] 그러나, 박스(3102)에 의해 표시된 기간 동안, EM 왜곡은 각각 라인(3116, 3118, 3120)에 의해 표시된 바와 같

은 제3, 제4 및 제5 플롯 (c, d, e)의 $EM_{x,y,z}$ 플롯 내에서 왜곡을 유발한다. EM 왜곡은 또한 라인(3122)에 의해 도시된 플롯 (f) 내의 3개의 패치 데이터로부터 보일 수 있다. 왜곡 보상된 $EM_{x,y,z}$ 는 플롯 (c, d, e) 내의 라인(3124, 3216, 3218)으로 도시된다.

[0234] 도 31b 및 도 31c 각각에서, 정합된 EM 위치(3142) 및 융합 위치(fusion position)(3144)는 분할 표면(3146) 내에 플로팅된다. 또한, 왜곡된 EM 위치(3148)는 도 31b에 도시되고, 이는 도 31c에서 보상된다.

[0235] 도 32a는 시간 경과에 따른 EM 위치결정과 연관된 다수의 추적된 값을 포함하는 다른 예를 예시하고, 도 32b는 EM 왜곡 보상 없이 그리고 EM 왜곡 보상을 갖는 EM 데이터에 기초하여 결정된 의료 기구의 원위 단부의 위치의 시각화(3240)를 제공한다. 구체적으로, 도 32a는 박스(3202)에 의해 표현된 왜곡 이벤트를 보상하기 위해, 사용자가 느리게 구동시키는 동안의 왜곡 보상을 도시한 다른 예를 제공한다. 도 32a에 예시된 라인들(3204 내지 3230) 각각은 도 31a의 라인(3104 내지 3130)에 의해 예시된 것과 실질적으로 동일한 추적된 값을 예시한다. 도 32b에서, 라인(3242)은 라인(3244)에서 보상되는 왜곡 이벤트(3202)로 인한 왜곡을 포함하는 정합된 EM 트레이스(trace)를 예시한다.

[0236] 소정 구현예에서, EM 왜곡 보상된 EM 데이터에 더하여 그리고/또는 그 대신에 추가 데이터 소스가 의료 기구의 원위 단부의 위치의 위치결정을 보조하기 위해 융합 알고리즘에 의해 사용될 수 있다. 예를 들어, 형상 감지 기법이 기구의 원위 단부의 위치를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 형상 감지 기법은 금속 물체에 민감하지 않고, 따라서 EM 왜곡의 영향을 완화시키는 데 사용될 수 있다. 그러나, 형상 감지는 오차의 전파, 상품 비용(cost of good, COG) 등과 같은 다수의 문제를 가질 수 있다.

[0237] 본 명세서에 개시된 EM 왜곡 보상 기법의 소정 태양의 한 가지 이점은, 형상 감지 기법과 연관된 문제를 도입함이 없이, C-아암을 이동시키는 동안 의료 기구가 사용되도록 허용하는 것을 포함한다.

[0238] EM 왜곡 보상은 사용자가 (예컨대, 임계 속도 초과와 같은) 빠르게 구동시키고 있고 동시에 (예컨대, C-아암 이동을 통해) 왜곡을 유발시키고 있을 때 정확하지 않을 수 있다. 일부 구현예에서, 시스템은 예를 들어 칼만 필터(Kalman filter)와 같은 예측 모델링 접근법(predictive modeling approach)을 사용하여, 기구의 원위 단부가 사용자 명령이 주어지면 이동할 것으로 예상되는 곳을 추정할 수 있다. 예측 모델링 접근법은 (예컨대, 예측된 위치와 EM 데이터를 사용하여 결정된 위치 사이의 차이를 임계 거리와 비교함으로써) 기구가 예측된 위치로부터 임계 거리 초과만큼 벗어날 때를 식별할 수 있다. (예컨대, 예측된 위치로부터 임계 거리 초과만큼 벗어난) 왜곡 기간 동안, 시스템은 융합 알고리즘을 위한 입력으로서 모델 예측을 사용하고 EM 데이터를 보상하기 위해 사용되는 왜곡 오프셋을 업데이트할 수 있다.

[0239] EM 왜곡 보상을 위한 하나의 예시적인 기법은 EM 왜곡의 다수의 사례를 분석하고 이들 사례를 기구의 표준 구동과 비교하는 것을 수반할 수 있다. 왜곡 패턴은 커스텀 필터(custom filter)를 구성함으로써, 또는 기계 학습 접근법에 기초하여 식별가능할 수 있다. 그러한 기법은 스코프가 갑자기 일부 해부학적 지지를 잃고 실질적으로 즉시 끈게 퍼지는 "플릭(flick)"과 왜곡 이벤트를 구별하는 능력에서 제한될 수 있다. 본 명세서에 기술된 본 개시의 태양은 이들 플릭을 처리할 수 있는데, 이는 플릭이 전형적으로 동적 구동(예컨대, 비-정지 상태 사례) 동안 발생하기 때문이다.

[0240] 일부 구현예에서, 시스템은 C-아암 또는 다른 금속 물체가 이동되기 전에 사용자가 수동 명령을 통해 내비게이션을 능동적으로 "정지(freeze)"시키는 것을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 사용자가 내비게이션을 정지시키도록 허용하는 일부 UI 콘텍스트 메뉴(context menu) 또는 웨던트 제어기 상의 버튼을 포함할 수 있다. 그러한 수동 정지 구현예는 사용자가 C-아암을 이동시키는 것과 같은 임의의 가능한 왜곡 동작을 수행하기 전에 내비게이션을 정지시킬 것을 기억하는 데 의존할 수 있다. 사용자는 기구를 구동시키기 위한 모션 명령을 입력할 때 내비게이션을 재개할 수 있다. 그러나, 각각의 모션 명령 후에, 사용자는 추가의 잠재적으로 EM 왜곡을 유발하는 동작을 수행하기 전에 내비게이션의 정지를 재활성화하는 것을 기억하여야 할 것이다. 일부 구현예에서, 시스템은 본 명세서에 기술된 "자동 정지" 접근법들(예컨대, 전술된 EM 왜곡 알고리즘들) 중 하나 이상과 함께 수동 정지 옵션을 조합할 수 있다.

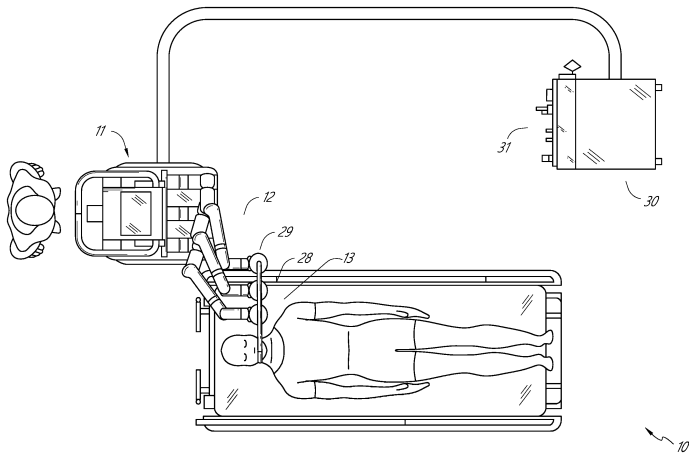
[0241] 일부 구현예에서, (예컨대, 기구의 원위 단부에 있는 카메라로부터의) 카메라 피드백이 신체 내에서의 상대 운동의 부재를 검출하는 데 사용될 수 있다. 그러나, 운동을 검출하기 위해 카메라 피드백을 사용하는 것의 정확도는 카메라에 의해 캡처된 뷰 내의 기도의 가시성에 의해 제한될 수 있다. 가시성은 표적 및 환자에 따라 달라질 수 있다.

[0242] **구현 시스템 및 용어**

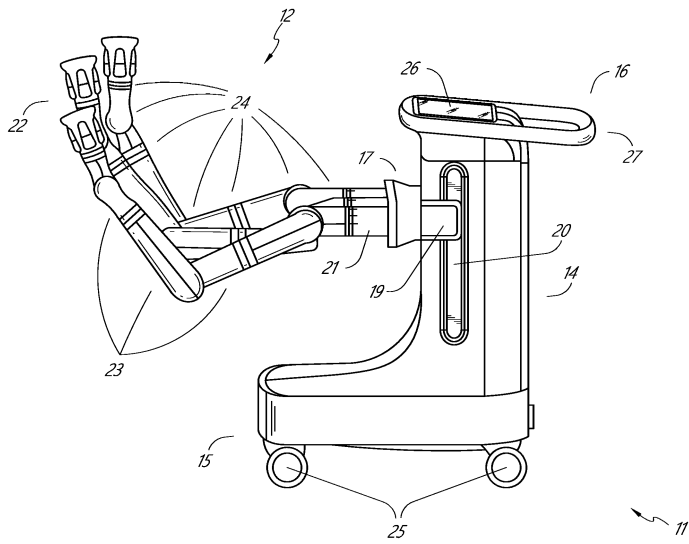
- [0243] 본 명세서에 개시된 구현에는 EM 왜곡의 검출을 위한 시스템, 방법 및 장치를 제공한다.
- [0244] 본 명세서에 사용되는 바와 같은 용어 "결합하다", "결합하는", "결합된" 또는 단어 결합하디의 다른 변형은 간접적인 연결 또는 직접적인 연결을 나타낼 수 있다는 것에 유의하여야 한다. 예를 들어, 제1 구성요소가 제2 구성요소에 "결합된" 경우, 제1 구성요소는 다른 구성요소를 통해 제2 구성요소에 간접적으로 연결되거나 제2 구성요소에 직접적으로 연결될 수 있다.
- [0245] 본 명세서에 기술된 로봇 운동 작동 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.
- [0246] 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.
- [0247] 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 포함할 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.
- [0248] 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.
- [0249] 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

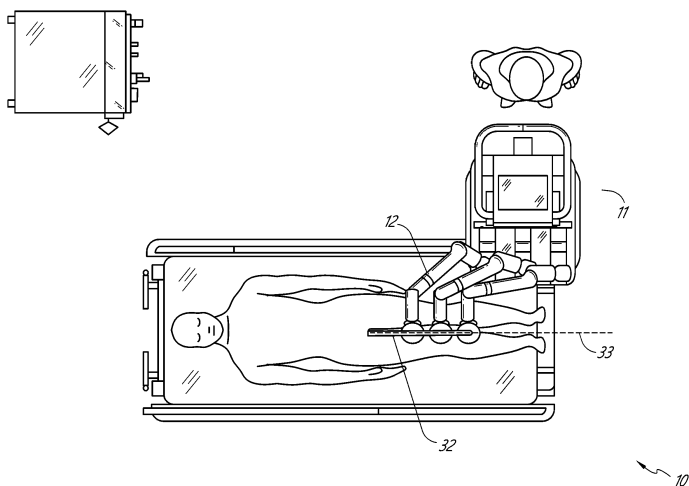
도면1



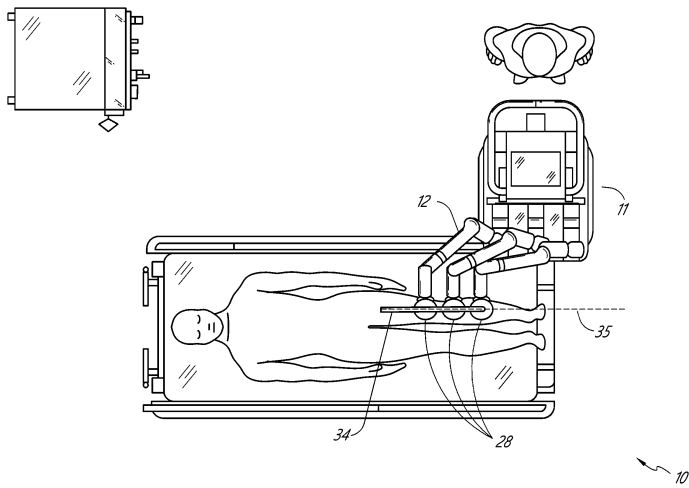
도면2



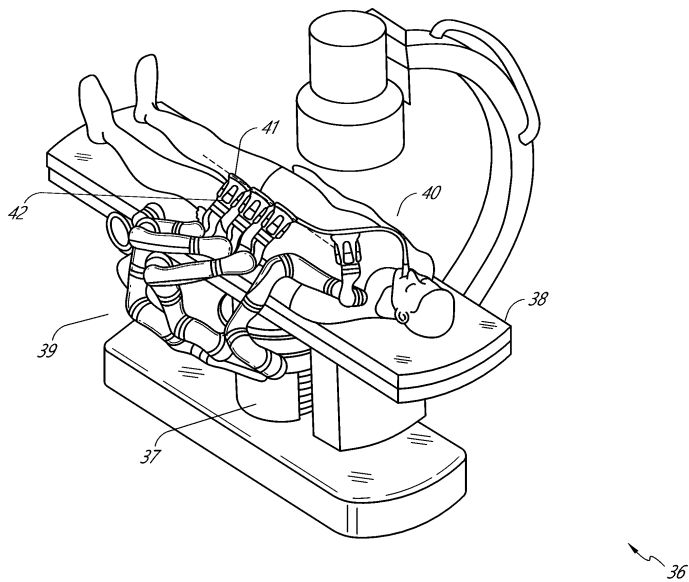
도면3



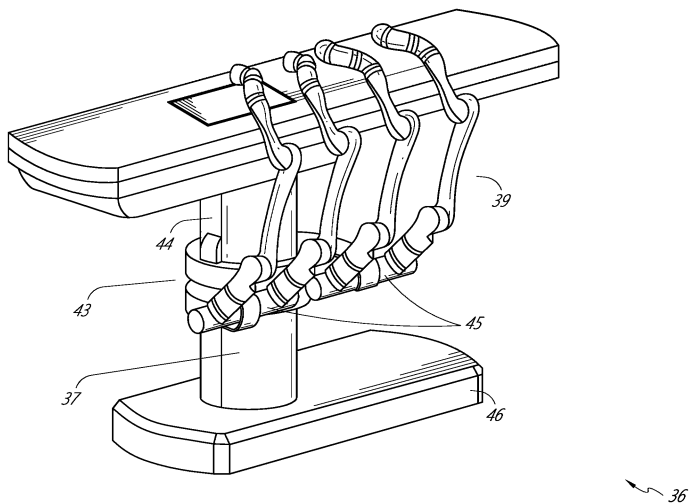
도면4



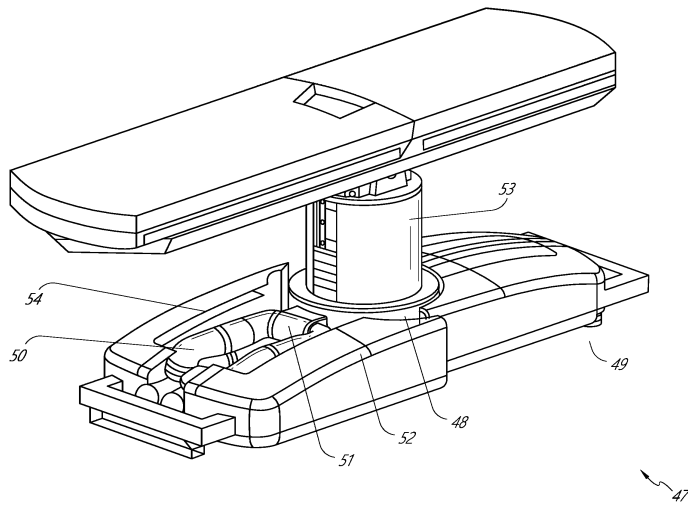
도면5



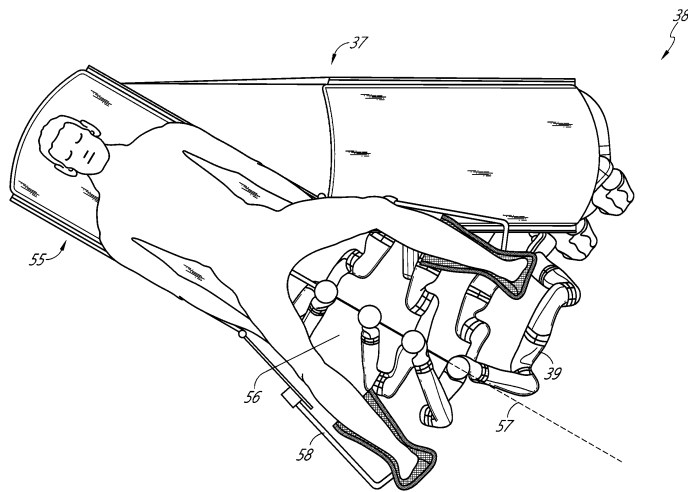
도면6



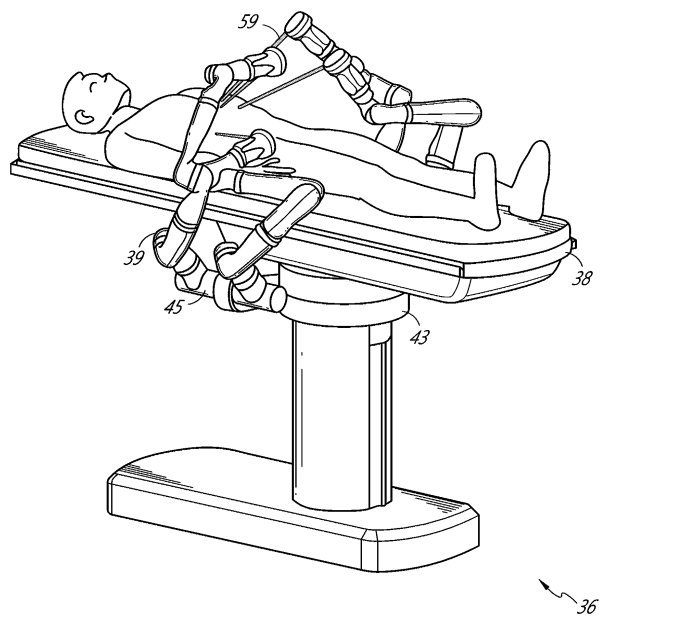
도면7



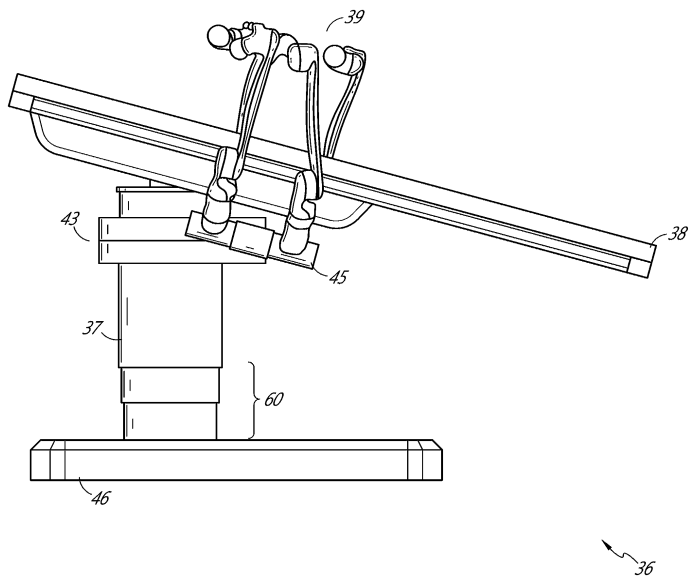
도면8



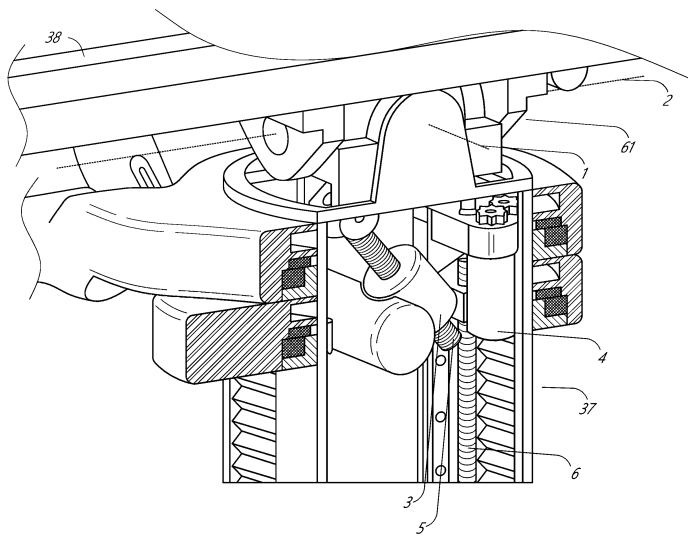
도면9



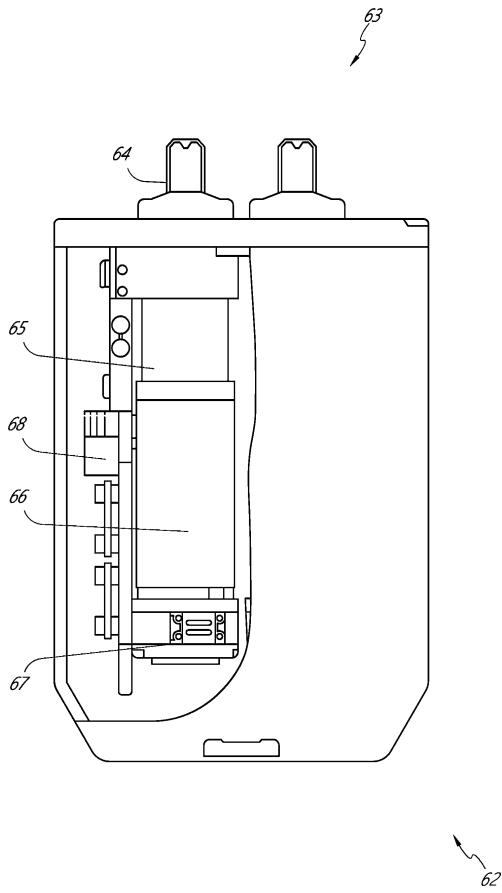
도면10



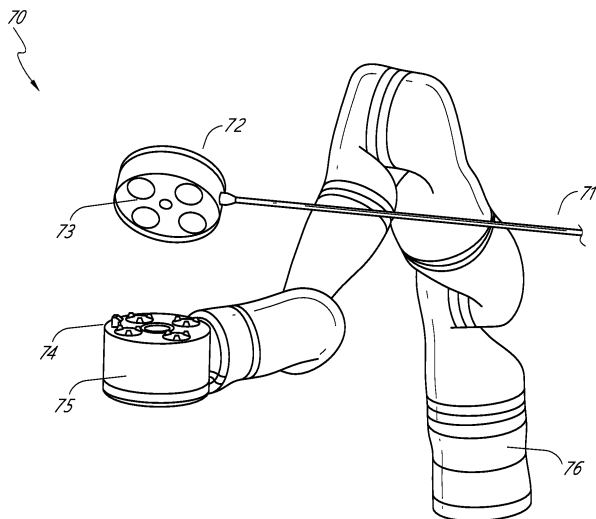
도면11



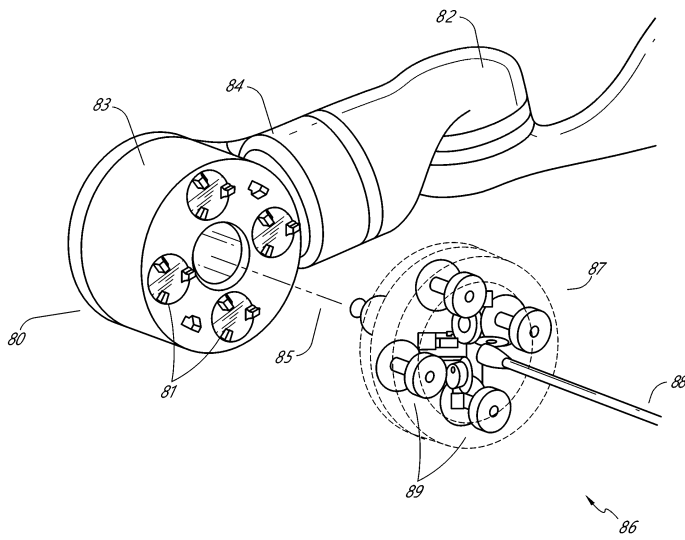
도면12



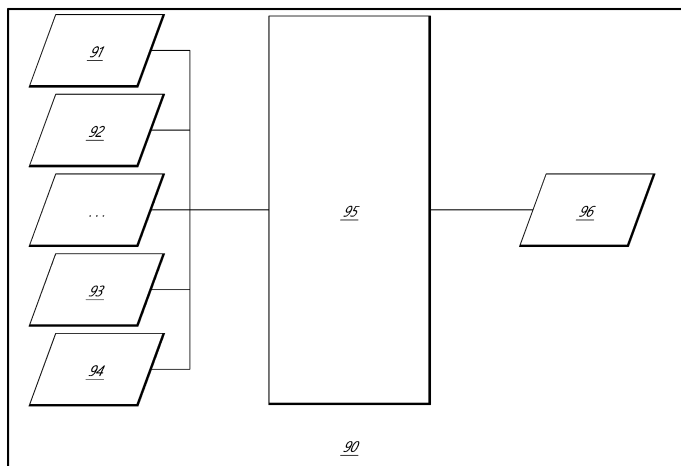
도면13



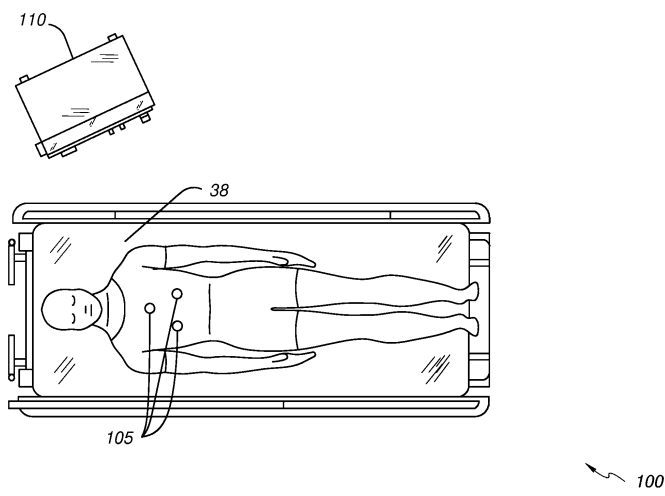
도면14



도면15

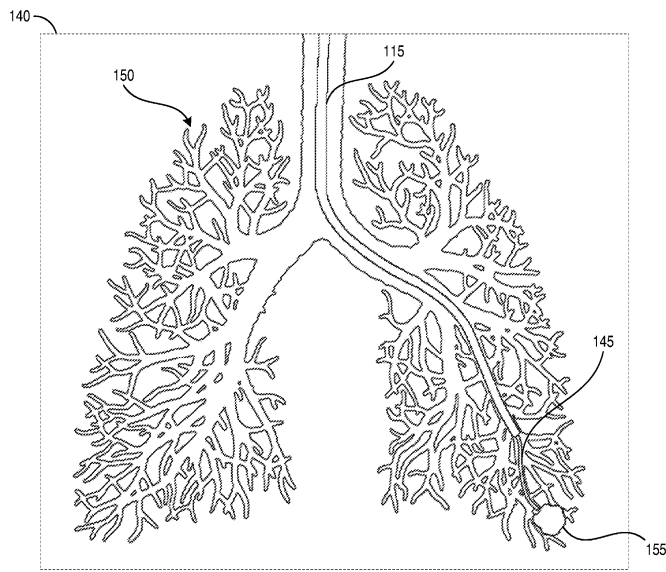


도면16

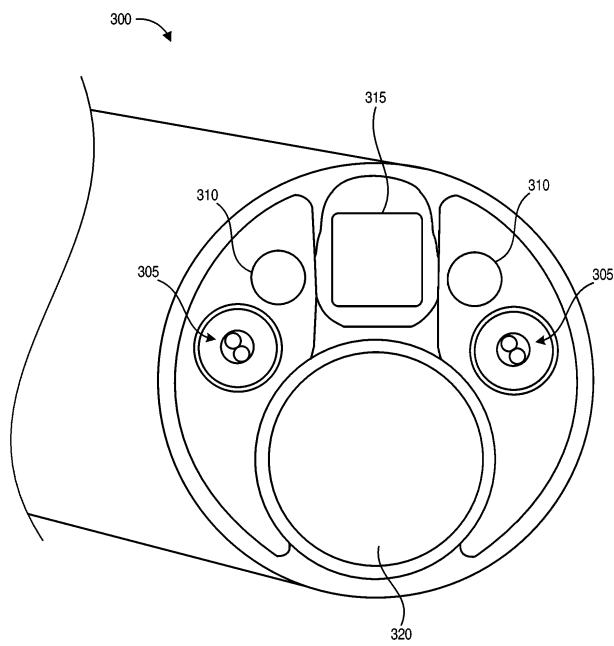


100

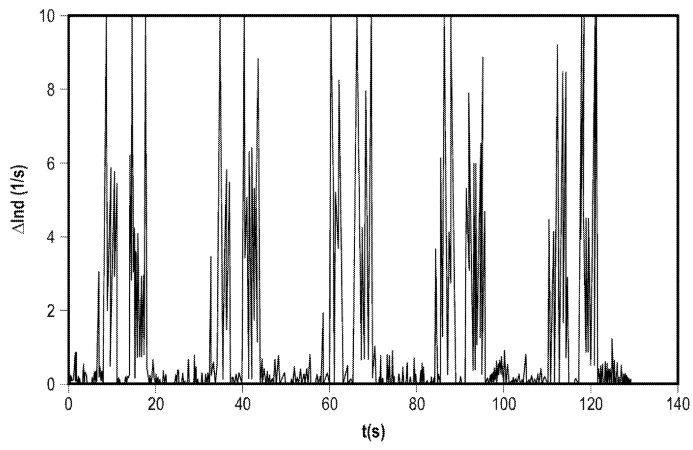
도면17



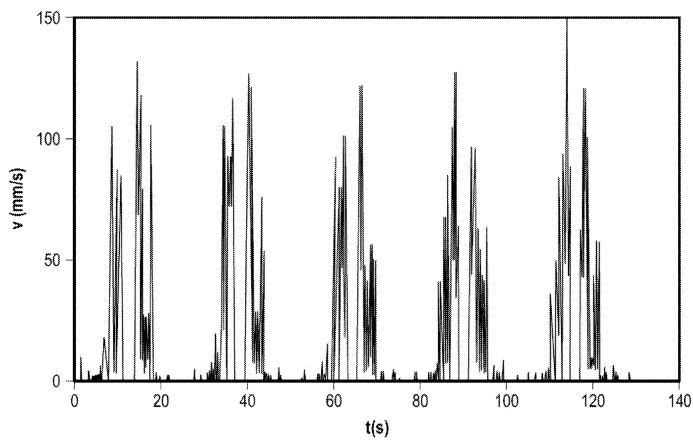
도면18



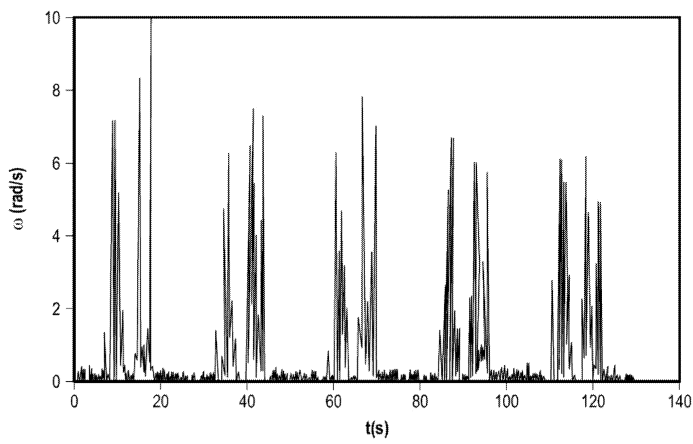
도면19a



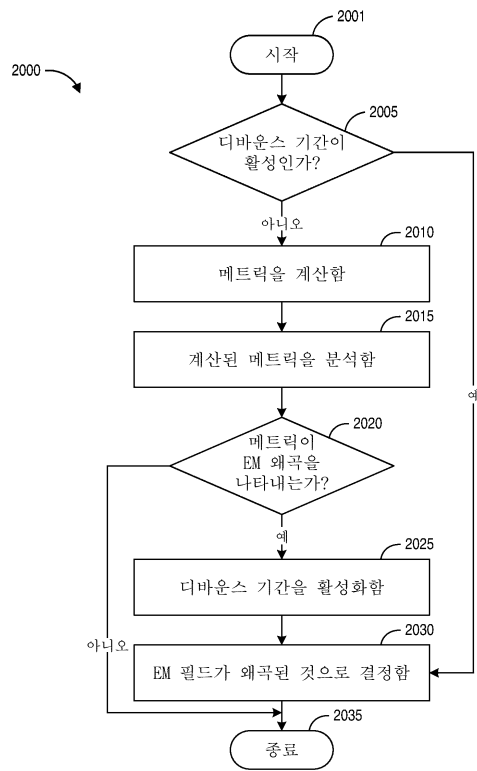
도면19b



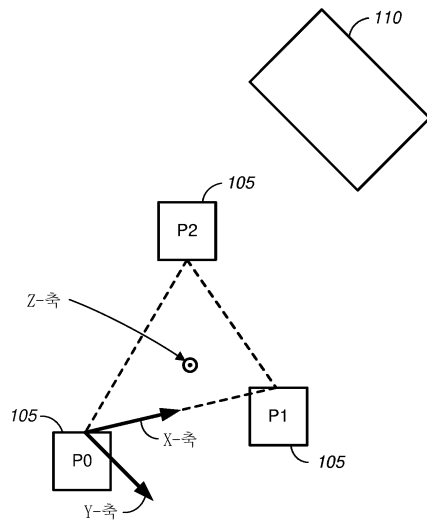
도면19c



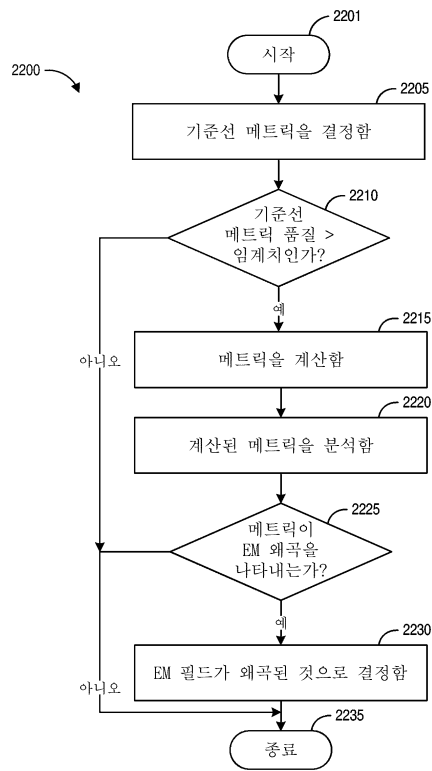
도면20



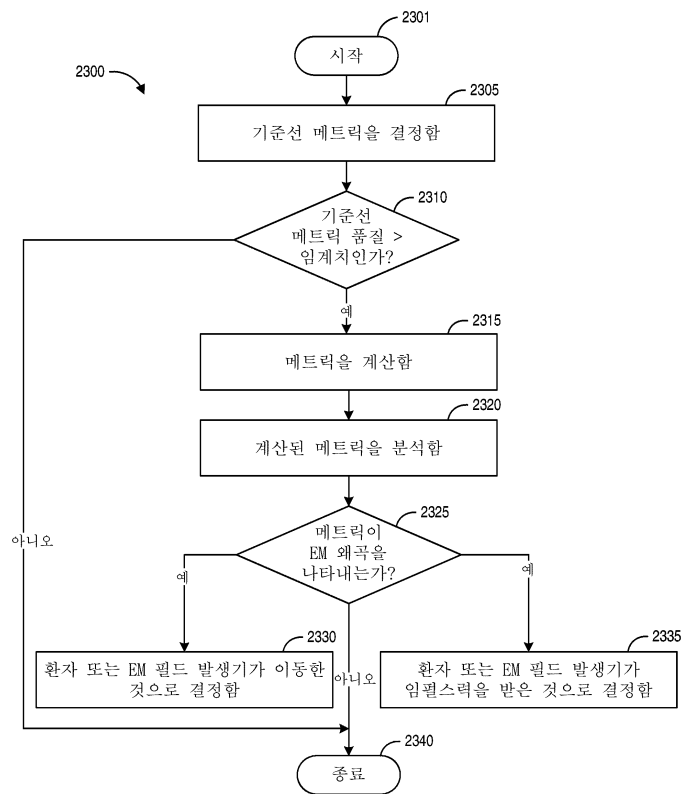
도면21



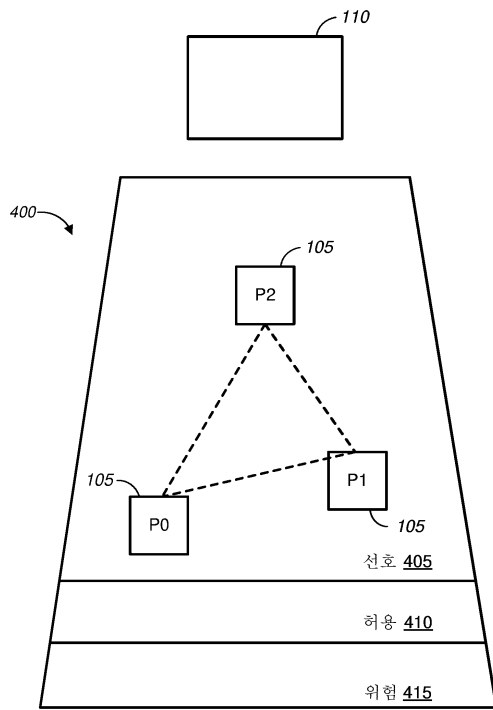
도면22



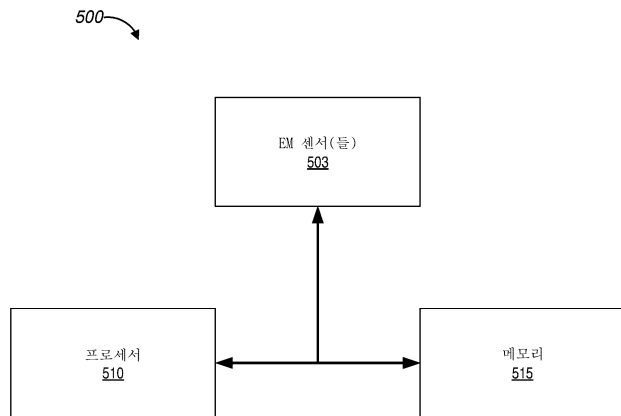
도면23



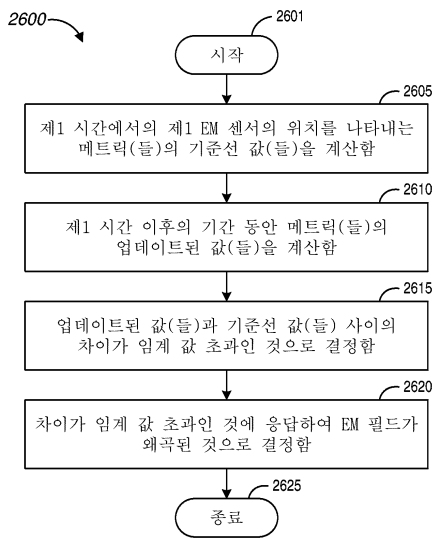
도면24



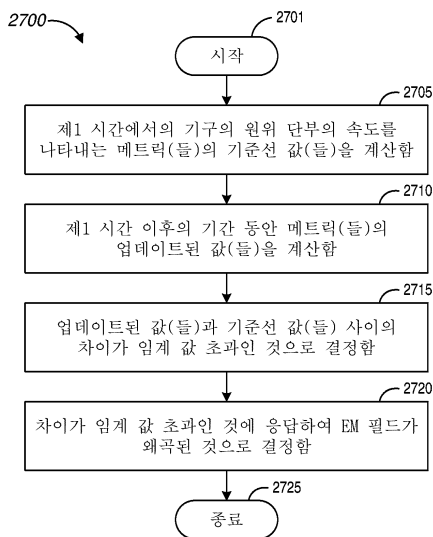
도면25



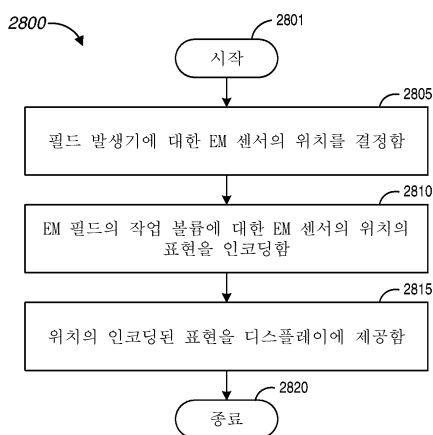
도면26



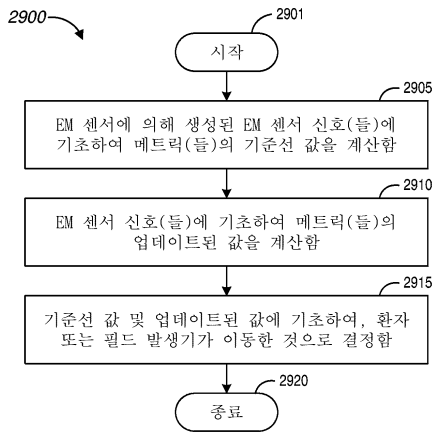
도면27



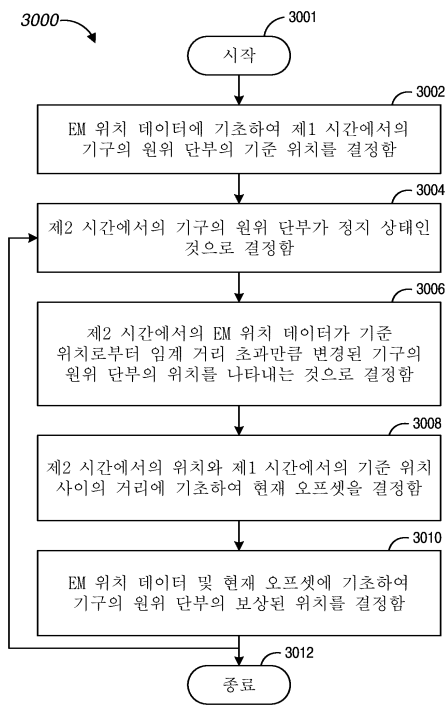
도면28



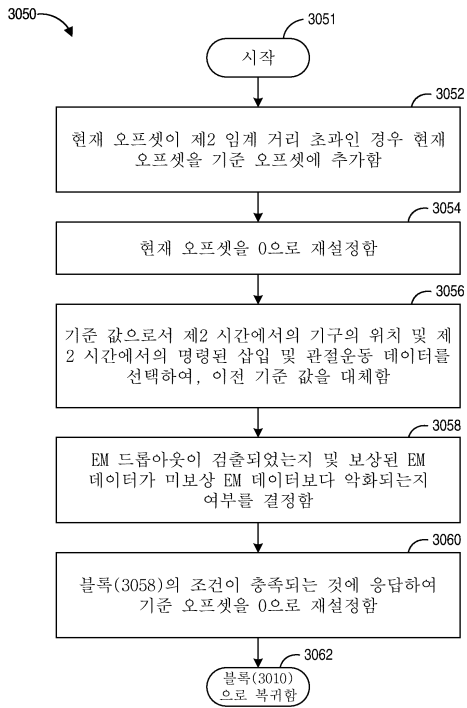
도면29



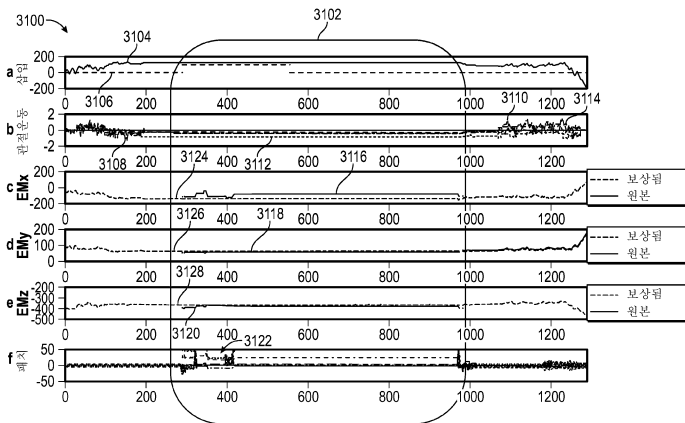
도면30a



도면30b

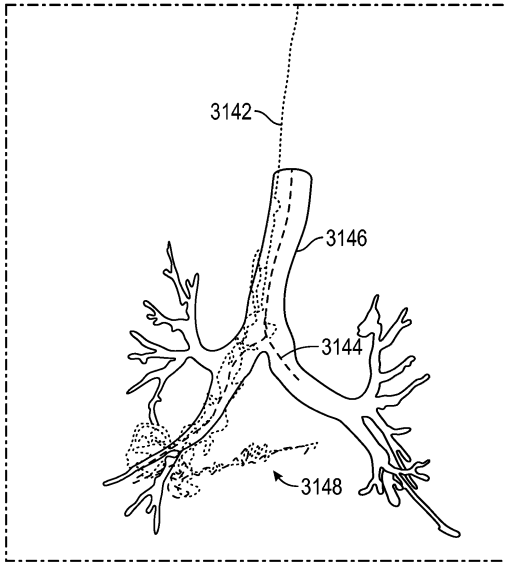


도면31a



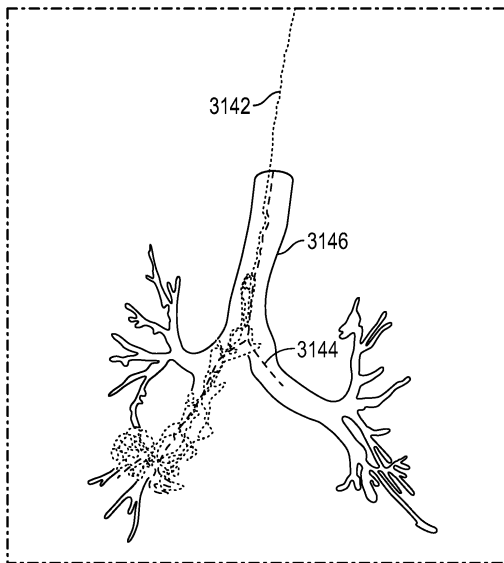
도면31b

3140 →

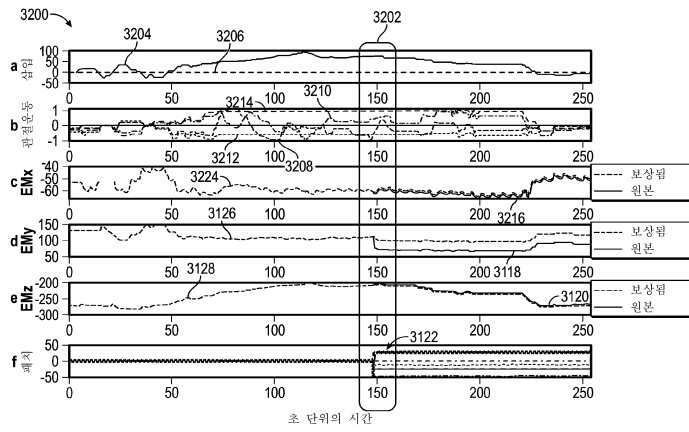


도면31c

3150 →



도면32a



도면32b

3240

