



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년05월24일  
(11) 등록번호 10-2401263  
(24) 등록일자 2022년05월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 1/005 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 1/005 (2022.02)  
(21) 출원번호 10-2019-7011180  
(22) 출원일자(국제) 2017년09월20일  
심사청구일자 2020년09월07일  
(85) 번역문제출일자 2019년04월18일  
(65) 공개번호 10-2019-0045380  
(43) 공개일자 2019년05월02일  
(86) 국제출원번호 PCT/US2017/052534  
(87) 국제공개번호 WO 2018/057633  
국제공개일자 2018년03월29일  
(30) 우선권주장  
62/397,426 2016년09월21일 미국(US)  
(56) 선행기술조사문헌  
JP2015505507 A\*  
(뒷면에 계속)  
전체 청구항 수 : 총 15 항

(73) 특허권자  
인튜어티브 서지컬 오퍼레이션즈 인코포레이티드  
미국 캘리포니아 94086 서니베일 키퍼 로드 1020  
(72) 발명자  
듀인담 빈센트  
미국 94086 캘리포니아 서니베일 키퍼 로드 1020  
소퍼 티모시 디  
미국 94086 캘리포니아 서니베일 키퍼 로드 1020  
(74) 대리인  
양영준, 김윤기

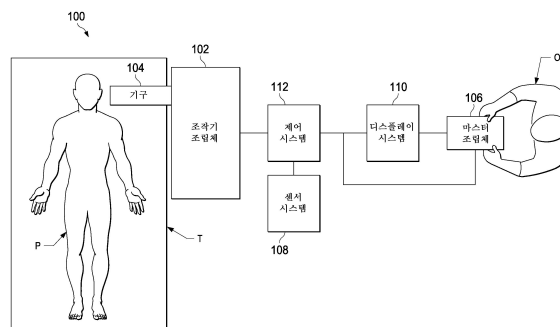
심사관 : 김진률

(54) 발명의 명칭 기구 좌굴 검출을 위한 시스템들 및 방법들

(57) 요약

방법은 세장형 가요성 기구의 섹션의 형상을 센서로 측정하는 단계 및 세장형 가요성 기구의 섹션의 측정되는 형상을 예상되는 형상과 비교하는 단계를 포함한다. 방법은 또한 세장형 가요성 기구의 섹션의 측정되는 형상이 미리 정의된 임계만큼 예상되는 형상으로부터 상이한지 여부를 결정하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



(56) 선행기술조사문헌

KR1020160098307 A

US20130096572 A1\*

US20160067450 A1\*

WO2014148068 A1

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

방법으로서,

센서로, 형상 제한 메커니즘 내에 배치된 세장형 가요성 기구의 섹션의 형상을 측정하는 단계;

제어 시스템으로, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 측정되는 형상을 예상되는 형상과 비교하는 단계; 및

제어 시스템으로, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 상기 측정되는 형상이 미리 정의된 임계만큼 상기 예상되는 형상으로부터 상이한지 여부를 결정하는 단계

를 포함하는, 방법.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 상기 형상은 해부학적 진입로와 근위 기구 부분 사이에서 측정되는, 방법.

#### 청구항 3

제1항에 있어서, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 상기 측정되는 형상이 상기 예상되는 형상으로부터 상이한지 여부를 결정하는 단계는 상기 섹션의 근위 부분이 참조 축으로부터 또는 이를 따라 벗어나는 정도가 상기 섹션의 원위 부분이 상기 참조 축으로부터 또는 이를 따라 벗어나는 정도보다 더 큰지 여부를 결정하는 단계를 더 포함하는, 방법.

#### 청구항 4

제1항에 있어서, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 상기 측정되는 형상이 상기 예상되는 형상으로부터 상이한지 여부를 결정하는 단계는 상기 섹션의 일부가 미리 정의된 방향으로 이동하는지 여부를 결정하는 단계를 더 포함하는, 방법.

#### 청구항 5

제1항에 있어서, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 상기 형상을 측정하는 단계는 상기 세장형 가요성 기구의 최대 곡률을 측정하는 단계를 포함하는, 방법.

#### 청구항 6

제1항에 있어서, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 상기 형상을 측정하는 단계는 상기 섹션에 대해 총 누적 굽힘 각도를 결정하는 단계를 포함하는, 방법.

#### 청구항 7

제2항에 있어서, 측정되고 있는 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 길이는 상기 세장형 가요성 기구가 상기 해부학적 진입로에 진입하거나 이로부터 후퇴함에 따라 실시간으로 변하는, 방법.

#### 청구항 8

제1항에 있어서, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 상기 측정되는 형상이 상기 예상되는 형상으로부터 상이한지에 대해 결정하는 단계에 응답하여, 제어 시스템에 의해 상기 세장형 가요성 기구를 안전 상태가 되게 하는 단계를 더 포함하는, 방법.

#### 청구항 9

제1항에 있어서, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 상기 측정되는 형상이 상기 예상되는 형상으로부터 상

이한지에 대해 결정하는 단계에 응답하여, 제어 시스템에 의해 상기 섹션의 일부가 상기 미리 정의된 임계 내에 있을 때까지 상기 세장형 가요성 기구를 자동적으로 조작하는 단계를 더 포함하는, 방법.

#### 청구항 10

시스템으로서,

기구 구동 시스템;

상기 기구 구동 시스템에 연결되는 세장형 가요성 기구;

상기 세장형 가요성 기구의 형상을 측정하기 위해 상기 세장형 가요성 기구와 연관되는 센서;

상기 세장형 가요성 기구의 섹션을 제한하기 위해 상기 기구 구동 시스템과 상기 세장형 가요성 기구의 원위 단부 사이의 섹션에서 상기 세장형 가요성 기구의 둘레에 위치되는 형상 제한 메커니즘; 및

상기 기구 구동 시스템을 사용하여 상기 세장형 가요성 기구를 조작하고 상기 형상 제한 메커니즘의 적어도 한 부분 내의 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션이 미리 정의된 임계를 초과하여 좌굴하는지 여부를 결정하도록 구성되는 제어 시스템

을 포함하는, 시스템.

#### 청구항 11

제10항에 있어서, 상기 형상 제한 메커니즘의 적어도 한 부분 내의 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션이 상기 미리 정의된 임계를 초과하여 좌굴하는지 여부를 결정하기 위해, 상기 제어 시스템은 상기 섹션을 상기 형상 제한 메커니즘과 연관되는 경계의 외부까지 연장할지 여부를 결정하도록 더 구성되는, 시스템.

#### 청구항 12

제10항에 있어서, 상기 형상 제한 메커니즘의 적어도 한 부분 내의 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션이 상기 미리 정의된 임계를 초과하여 좌굴하는지 여부를 결정하기 위해, 상기 제어 시스템은 상기 섹션의 근위 부분이 참조 축으로부터 벗어나는 정도가 상기 섹션의 원위 부분이 상기 참조 축으로부터 벗어나는 정도보다 더 큰지 여부를 결정하도록 더 구성되는, 시스템.

#### 청구항 13

제10항에 있어서, 상기 형상 제한 메커니즘의 적어도 한 부분 내의 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션이 상기 미리 정의된 임계를 초과하여 좌굴하는지 여부를 결정하기 위해, 상기 제어 시스템은 상기 섹션의 일부가 상기 형상 제한 메커니즘의 종축으로부터 멀어지는 미리 정의된 방향으로 이동하는지 여부를 결정하도록 더 구성되는, 시스템.

#### 청구항 14

제10항에 있어서, 상기 센서는 광섬유 형상 센서, 전자기 센서, 광학 마킹들, 또는 비디오 카메라 중 적어도 하나를 포함하는, 시스템.

#### 청구항 15

제10항에 있어서, 상기 세장형 가요성 기구의 상기 섹션의 길이는 상기 세장형 가요성 기구가 이동함에 따라 실시간으로 변하는, 시스템.

#### 청구항 16

삭제

#### 청구항 17

삭제

#### 청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

## 발명의 설명

## 기술 분야

[0001] 관련 출원들

[0002] 본 특허출원은 2016년 9월 21일자로 출원된 "기구들의 좌굴 검출을 위한 시스템들 및 방법들(SYSTEMS AND METHODS FOR INSTRUMENTS BUCKLING DETECTION)"이라는 제목의 미국 가특허출원 제62/397,426호의 출원일에 대한 우선권 및 이익을 주장하고, 그 전체는 참조를 통해 본 명세서에 포함된다.

[0003] 본 개시는 의료 기구를 환자의 진입 포인트 내로 항행시키기 위한 시스템들 및 방법들에 관한 것으로, 더 구체적으로는 진입 포인트를 국소화시키기 위한 시스템들 및 방법들에 관한 것이다.

## 배경 기술

[0004] 최소 침습 의료 기술들은 의료 절차들 동안 손상되는 조직의 양을 감소시킴으로써, 환자 회복 시간, 불편, 및 유해한 부작용들을 감소시킨다. 이러한 최소 침습 기술들은 환자의 해부 구조 내의 자연 구멍들을 통해서 또는 하나 이상의 수술 절개부를 통해서 수행될 수 있다. 이들 자연 구멍들 또는 절개부들을 통해, 조작자는 표적 조직 위치에 도달하기 위해 최소 침습 의료 기구들(수술, 진단, 치료, 또는 생검 기구들을 포함함)을 삽입할 수 있다. 이러한 의료 기구들이 진입 포인트 내로 삽입됨에 따라, 진입 포인트 외부의 의료 기구의 섹션은 좌굴되기 쉬울 수 있다. 의료 기구들의 개선된 사용을 제공하기 위해 이러한 좌굴을 완화시키는 방법들 및 시스템들을 사용하는 것이 바람직하다.

## 선행기술문헌

### 특허문헌

(특허문헌 0001) 미국특허출원공개공보 US 2013/0096572 A1 (2013.04.18.)

## 발명의 내용

[0005] 발명의 실시예들은 설명에 이어지는 청구범위에 의해 요약된다.

[0006] 일부 실시예들에 따르면, 방법은 세장형 가요성 기구의 섹션의 형상을 센서로 측정하는 단계 및 세장형 가요성

기구의 섹션의 측정되는 형상을 예상되는 형상과 비교하는 단계를 포함한다. 방법은 또한 세장형 가요성 기구의 섹션의 측정되는 형상이 미리 정의된 임계만큼 예상되는 형상으로부터 상이한지 여부를 결정하는 단계를 포함한다.

[0007] 일부 실시예들에 따르면, 방법은 세장형 가요성 기구를 기구 구동 메커니즘으로 조작하는 단계, 및 세장형 가요성 기구의 섹션의 형상을 센서로 측정하는 단계를 포함한다. 세장형 가요성 기구의 섹션은 세장형 가요성 기구의 원위 부분과 근위 기구 부분의 사이에 있다. 방법은 세장형 가요성 기구의 섹션의 형상이 미리 정의된 임계를 초과하여 좌굴하는지 여부를 센서와 통신하는 제어 시스템으로 결정하는 단계를 더 포함한다.

[0008] 일부 실시예들에 따르면, 시스템은 기구 구동 시스템, 기구 구동 시스템에 연결되는 세장형 가요성 기구, 및 세장형 가요성 기구의 형상을 측정하기 위해 세장형 가요성 기구와 연관되는 센서를 포함한다. 시스템은 또한, 기구 구동 시스템과 세장형 가요성 기구의 원위 단부 사이의 섹션에 세장형 가요성 기구를 제한하기 위해 위치되는 형상 제한 메커니즘, 및 기구 구동 메커니즘을 사용하여 세장형 가요성 기구를 조작하고 형상 제한 메커니즘의 적어도 일부 내의 세장형 가요성 기구의 섹션이 미리 정의된 임계를 초과하여 좌굴하는지 여부를 결정하도록 구성되는 제어 시스템을 포함한다.

[0009] 일부 실시예들에 따르면, 시스템은 제1 기구 구동 시스템에 연결되는 제1 카테터, 제1 카테터의 제1 형상을 측정하기 위해 제1 카테터와 연관되는 제1 센서, 및 제1 기구 구동 시스템과 제1 카테터의 원위 단부 사이의 제1 카테터 섹션에 제1 카테터를 제한하기 위해 위치되는 제1 형상 제한 메커니즘을 포함한다. 시스템은 또한 제2 기구 구동 시스템에 연결되고 제1 카테터의 길이를 슬라이딩 가능하게 수용하도록 크기가 설정되는 제2 카테터 및 제1 기구 구동 메커니즘을 사용하여 제1 카테터를 조작하고 제1 형상 제한 메커니즘 내의 제1 카테터 섹션이 제1 미리 정의된 임계를 초과하여 좌굴하는지 여부를 결정하도록 구성되는 제어 시스템을 포함한다.

[0010] 일부 실시예들에 따르면, 시스템은 외부 카테터, 외부 카테터의 적어도 한 부분 내에서 연장되고 이에 대해 슬라이딩하도록 크기가 설정되는 섹션을 포함하는 내부 카테터, 내부 카테터의 형상을 측정하기 위해 내부 카테터와 연관되는 센서, 및 내부 카테터의 섹션이 미리 정의된 임계를 초과하여 좌굴하는지 여부를 결정하도록 구성되는 제어 시스템을 포함한다.

[0011] 전술한 일반적인 설명 및 이하의 상세한 설명 둘 다는 본질적으로 예시적이고 설명을 위한 것이며, 본 개시의 범위를 한정하지 않으면서 본 개시의 이해를 제공하도록 의도된다는 것이 이해되어야 한다. 이와 관련하여, 본 개시의 추가적인 양상들, 특징들, 및 이점들은 이하의 상세한 설명으로부터 본 기술분야의 통상의 기술자에게 명백할 것이다.

## 도면의 간단한 설명

[0012] 본 개시의 양상들은 첨부 도면들과 함께 읽혀질 때 이하의 상세한 설명으로부터 가장 잘 이해된다. 업계의 표준 관행에 따라, 다양한 특징들은 축척에 따라 도시되지 않는다는 것이 강조된다. 실제로, 다양한 특징들의 치수들은 논의의 명료성을 위해 임의적으로 증가되거나 감소될 수 있다. 추가로, 본 개시는 다양한 예시들에서 참조 번호들 및/또는 문자들을 반복할 수 있다. 이 반복은 단순함 및 명료성을 위한 것이고, 반복 자체가 논의되는 다양한 실시예들 및/또는 구성들 사이의 관계를 나타내지는 않는다.

도 1은 일부 실시예들에 따른 원격작동 의료 시스템의 단순화된 도면이다.

도 2a는 일부 실시예들에 따른 의료 기구 시스템의 단순화된 도면이다.

도 2b는 일부 실시예들에 따른 연장된 의료 도구를 가지는 의료 기구의 단순화된 도면이다.

도 3a 및 3b는 일부 실시예들에 따른 삽입 조립체 상에 장착되는 의료 기구를 포함하는 환자의 좌표 공간의 측면 보기들의 단순화된 도면이다.

도 4a 및 4b는 본 명세서에서 설명되는 원리들 중 하나의 예시에 따른, 형상 제한 메커니즘 내에 위치되는 세장형 가요성 기구를 포함하는 수술 좌표 공간의 보기를 도시한다.

도 5는 본 개시의 하나의 예시에 따른, 세장형 가요성 기구의 좌굴을 검출하기 위한 예시적인 방법을 도시하는 흐름도이다.

도 6a 및 6b는 세장형 가요성 기구의 좌굴을 검출하는 것에 사용하기 위한 형상 데이터 세트들을 도시한다.

도 7a 및 7b는 본 명세서에서 설명되는 원리들 중 하나의 예시에 따른, 세장형 가요성 기구의 좌굴을 검출하기

위해 사용될 수 있는 예상되는 경계를 가지는 형상 데이터 세트들을 도시한다.

도 8은 본 개시의 하나의 예시에 따른, 삽입 방향으로부터의 세장형 가요성 기구의 방향성 편차를 도시한다.

도 9는 본 개시의 하나의 예시에 따른, 좌굴 메커니즘들을 이용하는 다수의 기구 시스템을 도시한다.

본 개시의 실시예들 및 그들의 이점들은 이하의 상세한 설명을 참조함으로써 가장 잘 이해된다. 유사한 참조 번호들은 도면들 중 하나 이상에 도시되는 유사한 요소들을 식별하기 위해 사용되고, 도면의 도시들은 본 개시의 실시예들을 예시하기 위한 것들이고 이를 한정하기 위한 것들이 아니라는 것이 이해되어야 한다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0013] 이하의 설명에서, 구체적인 세부 사항들은 본 개시에 따른 일부 실시예들을 설명하면서 제시된다. 많은 구체적인 세부 사항들은 실시예들의 완전한 이해를 제공하기 위해 제시된다. 하지만, 일부 실시예들은 이들 구체적인 세부 사항들의 일부 또는 전부 없이 실시될 수 있다는 것이 본 기술분야의 통상의 기술자에게 명백할 것이다. 본 명세서에서 개시되는 구체적인 실시예들은 예시적인 것이고, 한정적인 것이 아니다. 본 기술분야의 통상의 기술자는 여기에서 구체적으로 설명되지는 않지만, 본 개시의 범위 및 사상 내에 있는 다른 요소들을 인식할 수 있다. 추가로, 불필요한 반복을 피하기 위해, 하나의 실시예와 관련하여 도시 및 설명되는 하나 이상의 특징은 달리 구체적으로 설명되지 않으면 또는 하나 이상의 특징이 실시예를 비기능화하는 경우가 아니라면, 다른 실시예들 내로 포함될 수 있다.
- [0014] 일부 경우들에서, 공지된 방법들, 절차들, 컴포넌트들, 및 회로들은 실시예들의 양상들을 불필요하게 모호하게 하지 않기 위해 상세하게 설명되지 않았다.
- [0015] 본 개시는 다양한 기구들 및 기구들의 부분들을 3차원 공간 내에서의 그들의 상태의 측면에서 설명한다. 본 명세서에서 사용되는 바와 같이, "위치(position)"라는 용어는 3차원 공간 내에서의 대상 또는 대상의 일부의 위치(예를 들어, 직교 x-, y-, 및 z-좌표들을 따른 세 개의 병진 자유도)를 지칭한다. 본 명세서에서 사용되는 바와 같이, "배향(orientation)"이라는 용어는 대상 또는 대상의 일부의 회전 배치(세 개의 회전 자유도-예를 들어, 롤(roll), 피치(pitch), 및 요우(yaw))를 지칭한다. 본 명세서에서 사용되는 바와 같이, "자세(pose)"라는 용어는 적어도 하나의 병진 자유도 내에서의 대상 또는 대상의 일부의 위치, 및 적어도 하나의 회전 자유도 내에서의 그 대상 또는 대상의 일부의 배향을 지칭한다(최대 여섯 개의 자유도). 본 명세서에서 사용되는 바와 같이, "형상(shape)"은 대상을 따라 측정되는 자세들, 위치들, 또는 배향들을 지칭한다.
- [0016] 도 1은 일부 실시예들에 따른 원격작동 의료 시스템(100)의 단순화된 도면이다. 일부 실시예들에서, 원격작동 의료 시스템(100)은 예를 들어, 수술, 진단, 치료, 또는 생검 절차들에서 사용하기에 적합할 수 있다. 도 1에 도시되는 바와 같이, 의료 시스템(100)은 일반적으로 환자(P)에 대해 다양한 절차들을 수행할 때 의료 기구(104)를 작동시키기 위한 원격작동 조작기 조립체(102)를 포함한다. 원격작동 조작기 조립체(102)는 수술 테이블(T)에 또는 그 부근에 장착된다. 마스터 조립체(106)는 조작자(O)(예를 들어, 도 1에 도시되는 바와 같은 외과의, 임상의, 또는 의사)가 중재 부위를 관찰하고 원격작동 조작기 조립체(102)를 제어하는 것을 허용한다.
- [0017] 마스터 조립체(106)는 환자(P)가 위치되는 수술 테이블의 측면과 같은, 수술 테이블(T)과 동일한 방에 보통 위치되는 의사의 콘솔과 같은 사용자 스테이션에 위치될 수 있다. 하지만, 조작자(O)는 환자(P)로부터 상이한 방 또는 완전히 상이한 빌딩에 위치될 수 있다. 마스터 조립체(106)는 일반적으로 원격작동 조작기 조립체(102)를 제어하기 위한 하나 이상의 제어 디바이스를 포함한다. 제어 디바이스들은 조이스틱들, 트랙볼들, 데이터 장갑들, 트리거-건들, 수동 제어기들, 음성 인식 디바이스들, 신체 운동 또는 존재 센서들 등과 같은 임의의 개수의 다양한 입력 디바이스들을 포함할 수 있다. 조작자(O)에게 기구들(104)을 직접적으로 제어하는 강한 감각을 제공하기 위해, 제어 디바이스들에는 관련 의료 기구(104)와 동일한 자유도가 제공될 수 있다. 이 방식으로, 제어 디바이스들은 조작자(O)에게 원격 실재감 또는 제어 디바이스들이 의료 기구들(104)과 일체라는 인지를 제공한다.
- [0018] 일부 실시예들에서, 제어 디바이스들은 관련 의료 기구(104)보다 더 많거나 적은 자유도를 가질 수 있고 여전히 조작자(O)에게 원격 실재감을 제공한다. 일부 실시예들에서, 제어 디바이스들은 선택적으로 여섯 개의 자유도로 이동하는 수동 입력 디바이스들일 수 있고, 또한 기구들을 작동시키기 위한(예를 들어, 파지 턱들을 닫거나, 전극에 전위를 인가하거나, 의약 치료를 전달하기 위한 것 등) 작동 가능한 핸들을 포함할 수 있다.
- [0019] 원격작동 조작기 조립체(102)는 의료 기구(104)를 지지하고, 하나 이상의 비-서보(non-servo) 제어 링크(예를 들어, 일반적으로 셋-업 구조로 지칭되는, 수동적으로 제위치에 위치되어 고정될 수 있는 하나 이상의 링크)의



동역학적(kinematic) 구조 및 원격작동 조작기를 포함할 수 있다. 원격작동 조작기 조립체(102)는 제어 시스템(예를 들어, 제어 시스템(112))으로부터의 커맨드들에 응답하여 의료 기구(104) 상에 입력들을 구동하는 복수의 액추에이터들 또는 모터들을 선택적으로 포함할 수 있다. 액추에이터들은, 의료 기구(104)에 결합될 때 의료 기구(104)를 자연적으로 또는 수술적으로 생성된 해부학적 구멍 내로 전진시킬 수 있는 구동 시스템들을 선택적으로 포함할 수 있다. 다른 구동 시스템들은 세 개의 선형 운동도(예를 들어, X, Y, Z 직교 축들을 따른 선형 운동) 및 세 개의 회전 운동도(예를 들어, X, Y, Z 직교 축들에 대한 회전)를 포함할 수 있는, 다수의 자유도로 의료 기구(104)의 원위 단부를 이동시킬 수 있다. 추가적으로, 액추에이터들은 생검 디바이스 등의 턱들 내의 조직을 파지하기 위해 의료 기구(104)의 굴절식 단부 작동기를 작동시키기 위해 사용될 수 있다. 리졸버들, 인코더들, 전위차계들 및 다른 메커니즘들과 같은 액추에이터 위치 센서들은 모터 샤프트들의 회전 및 배향을 설명하는 센서 데이터를 의료 시스템(100)에 제공할 수 있다. 이 위치 센서 데이터는 액추에이터들에 의해 조작되는 대상들의 운동을 결정하기 위해 사용될 수 있다.

[0020] 원격작동 의료 시스템(100)은 원격작동 조작기 조립체(102)의 기구들에 대한 정보를 수신하기 위한 하나 이상의 서브-시스템을 가지는 센서 시스템(108)을 포함할 수 있다. 이러한 서브-시스템들은 자리/위치 센서 시스템(예를 들어, 전자기(EM) 센서 시스템); 의료 기구(104)를 구성할 수 있는 가요성 본체를 따른 원위 단부 및/또는 하나 이상의 세그먼트의 위치, 배향, 속력, 속도, 자세, 및/또는 형상을 결정하기 위한 형상 센서 시스템; 및/또는 의료 기구(104)의 원위 단부로부터 영상들을 캡처하기 위한 시각화 시스템을 포함할 수 있다.

[0021] 원격작동 의료 시스템(100)은 또한 센서 시스템(108)의 서브-시스템들에 의해 생성된 수술 부위 및 의료 기구(104)의 영상 또는 표현을 디스플레이하기 위한 디스플레이 시스템(110)을 포함한다. 디스플레이 시스템(110) 및 마스터 조립체(106)는 조작자(0)가 원격 실재감을 인지하여 의료 기구(104) 및 마스터 조립체(106)를 제어할 수 있도록 배향될 수 있다.

[0022] 일부 실시예들에서, 의료 기구(104)는 수술 부위의 동시 또는 실시간 영상을 기록하고 디스플레이 시스템(110)의 하나 이상의 디스플레이와 같은 의료 시스템(100)의 하나 이상의 디스플레이를 통해 조작자(0)에게 영상을 제공하는 관찰경 조립체를 포함할 수 있는 (이하에서 더 상세하게 논의되는) 시각화 시스템을 가질 수 있다. 동시 영상은, 예를 들어, 수술 부위 내에 위치되는 내시경에 의해 캡처되는 2차원 또는 3차원 영상일 수 있다. 일부 실시예들에서, 시각화 시스템은 의료 기구(104)에 일체로 또는 제거 가능하게 결합될 수 있는 내시경 컴포넌트들을 포함한다. 하지만 일부 실시예들에서, 별도의 조작기 조립체에 부착된 별도의 내시경이 수술 부위를 촬영하기 위해 의료 기구(104)와 함께 사용될 수 있다. 시각화 시스템은 제어 시스템(112)의 프로세서들을 포함할 수 있는 하나 이상의 컴퓨터 프로세서와 상호작용하거나 그렇지 않다면 그에 의해 실행되는, 하드웨어, 펌웨어, 소프트웨어 또는 이들의 조합으로서 구현될 수 있다.

[0023] 디스플레이 시스템(110)은 또한 시각화 시스템에 의해 캡처되는 수술 부위 및 의료 기구들의 영상을 디스플레이할 수 있다. 일부 예시들에서, 원격작동 의료 시스템(100)은 의료 기구들의 상대적인 위치들이 조작자(0)의 눈들 및 손들의 상대적인 위치들과 유사하도록, 의료 기구(104) 및 마스터 조립체(106)의 제어부들을 구성할 수 있다. 이 방식으로, 조작자(0)는 작업 공간을 실질적으로 사실적 현장감으로 관찰하는 것처럼 의료 기구(104) 및 손 제어부를 조작할 수 있다. 사실적 현장감은 영상의 제시가 의료 기구(104)를 물리적으로 조작하는 조작자의 시점에서 시뮬레이팅하는 사실적 투시 영상인 것을 의미한다.

[0024] 일부 예시들에서, 디스플레이 시스템(110)은 컴퓨터 단층 촬영(CT), 자기 공명 촬영(MRI), 형광 투시법, 온도 기록법, 초음파, 광 간섭 단층 촬영(OCT), 열 촬영, 임피던스 촬영, 레이저 촬영, 나노튜브 X-선 촬영 등과 같은 촬영 기술로부터 영상 데이터를 사용하여 수술 전 또는 수술 중에 기록된 수술 부위의 영상들을 제시할 수 있다. 수술 전 또는 수술 중의 영상 데이터는 2차원, 3차원, 또는 (예를 들어, 시간 기반 또는 속도 기반의 정보를 포함하는) 4차원 영상들로서, 및/또는 수술 전 또는 수술 중의 영상 데이터 세트들로부터 생성된 모델들로부터의 영상들로서 제시될 수 있다.

[0025] 일부 실시예들에서, 흔히 영상 가이드 수술 절차들을 목적으로, 디스플레이 시스템(110)은 의료 기구(104)의 실제 위치가 수술 전 또는 동시 영상들/모델과 정합되는(즉, 동적으로 참조되는) 가상 항행 영상을 디스플레이할 수 있다. 이는 의료 기구(104)의 시점으로부터 내부 수술 부위의 가상 영상을 조작자(0)에게 제시하기 위해 행해질 수 있다. 일부 예시들에서, 시점은 의료 기구(104)의 팁으로부터일 수 있다. 의료 기구(104)의 팁의 영상 및/또는 다른 그래픽 또는 영숫자 표시자들은 의료 기구(104)를 제어하는 조작자(0)를 보조하기 위해 가상 영상 상에 중첩될 수 있다. 일부 예시들에서, 의료 기구(104)는 가상 영상 내에서 보이지 않을 수 있다.

[0026] 일부 실시예들에서, 디스플레이 시스템(110)은 외부 시점으로부터 수술 부위 내의 의료 기구(104)의 가상 영상

을 조작자(0)에게 제시하기 위해 의료 기구(104)의 실제 위치가 수술 전 또는 동시 영상과 정합되는 가상 항행 영상을 디스플레이할 수 있다. 의료 기구(104)의 일부의 영상 또는 다른 그래픽 또는 영숫자 표시자들은 의료 기구(104)의 제어 하에서 조작자(0)를 보조하기 위해 가상 영상 상에 중첩될 수 있다. 본 명세서에서 설명되는 바와 같이, 데이터 포인트들의 시각적 표현들은 디스플레이 시스템(110)에 렌더링될 수 있다. 예를 들어, 측정되는 데이터 포인트들, 이동되는 데이터 포인트들, 정합되는 데이터 포인트들, 및 본 명세서에서 설명되는 다른 데이터 포인트들은 시각적 표현으로 디스플레이 시스템(110) 상에 디스플레이될 수 있다. 데이터 포인트들은 디스플레이 시스템(110) 상의 복수의 포인트들 또는 점들에 의해, 또는 데이터 포인트들의 세트에 기반하여 생성된 메쉬 또는 와이어 모델과 같은 렌더링된 모델로서 사용자 인터페이스 내에 시각적으로 표현될 수 있다. 일부 예시들에서, 데이터 포인트들은 그들이 표현하는 데이터에 따라 컬러 코딩될 수 있다. 일부 실시예들에서, 시각적 표현은 데이터 포인트들을 변경하는 각각의 처리 작동이 이행된 이후 디스플레이 시스템(110) 내에서 갱신될 수 있다.

[0027] 원격작동 의료 시스템(100)은 또한 제어 시스템(112)을 포함할 수 있다. 제어 시스템(112)은 의료 기구(104), 마스터 조립체(106), 센서 시스템(108)과 디스플레이 시스템(110) 사이에서의 제어를 작동시키기 위한 적어도 하나의 메모리 및 적어도 하나의 컴퓨터 프로세서(도시되지 않음)를 포함한다. 제어 시스템(112)은 또한 디스플레이 시스템(110)에 정보를 제공하기 위한 명령들을 포함하는, 본 명세서에서 개시되는 양상들에 따라 설명되는 방법들 중 일부 또는 전부를 구현하기 위한 프로그래밍된 명령들(예를 들어, 명령들을 저장하는 비-일시적 기계-판독 가능 매체)을 포함한다. 제어 시스템(112)은 도 1의 단순화된 개략도에서 단일 블록으로 도시되지만, 시스템은 둘 이상의 데이터 처리 회로들을 포함할 수 있으며, 처리 중 한 부분은 선택적으로 원격작동 조작기 조립체(102) 상에서 또는 그 인근에서 수행되고, 처리의 다른 부분은 마스터 조립체(106)에서 수행된다. 제어시스템(112)의 프로세서들은 본 명세서에서 개시되고 이하에서 더 상세하게 설명되는 프로세스들에 대응하는 명령을 포함하는 명령들을 실행할 수 있다. 광범위한 중앙식 또는 분산식 데이터 처리 구조들 중 임의의 것이 채택될 수 있다. 유사하게, 프로그래밍된 명령들은 다수의 별도의 프로그램들 또는 서브루틴들로서 구현될 수 있거나, 본 명세서에서 설명되는 원격작동 시스템들의 다수의 다른 양상들 내로 통합될 수 있다. 하나의 실시예에서, 제어 시스템(112)은 블루투스(Bluetooth), IrDA, HomeRF, IEEE 802.11, DECT, 및 무선 텔레메트리(Wireless Telemetry)와 같은 무선 통신 프로토콜들을 지원한다.

[0028] 일부 실시예들에서, 제어 시스템(112)은 의료 기구(104)로부터 힘 및/또는 토크 피드백을 수신할 수 있다. 피드백에 응답하여, 제어 시스템(112)은 마스터 조립체(106)에 신호들을 송신할 수 있다. 일부 예시들에서, 제어 시스템(112)은 의료 기구(104)를 이동시키기 위해 원격작동 조작기 조립체(102)의 하나 이상의 액추에이터에 명령하는 신호들을 송신할 수 있다. 의료 기구(104)는 환자(P)의 신체 내의 개구들을 통해 환자(P)의 신체 내의 내부 수술 부위 내로 연장될 수 있다. 임의의 적합한 종래의 및/또는 특수화된 액추에이터들이 사용될 수 있다. 일부 예시들에서, 하나 이상의 액추에이터는 원격작동 조작기 조립체(102)로부터 분리되거나, 그와 통합될 수 있다. 일부 실시예들에서, 하나 이상의 액추에이터 및 원격작동 조작기 조립체(102)는 환자(P) 및 수술 테이블(T)에 인접하여 위치되는 원격작동 카트의 일부로서 제공된다.

[0029] 제어 시스템(112)은 영상-가이드 수술 절차 동안 의료 기구(104)를 제어할 때 조작자(0)에게 항행 보조를 제공하기 위해 가상 시각화 시스템을 선택적으로 더 포함할 수 있다. 가상 시각화 시스템을 사용하는 가상 항행은 해부학적 통로들의 취득되는 수술 전 또는 수술 중의 데이터 세트에 대한 참조에 기반할 수 있다. 가상 시각화 시스템은 컴퓨터 단층 촬영(CT), 자기 공명 촬영(MRI), 형광 투시법, 온도 기록법, 초음파, 광 간섭 단층 촬영(OCT), 열 촬영, 임피던스 촬영, 레이저 촬영, 나노튜브 X-선 촬영 등과 같은 촬영 기술을 사용하여 촬영되는 수술 부위의 영상들을 처리한다. 수동 입력들과 조합하여 사용될 수 있는 소프트웨어는 기록된 영상들을 부분적인 또는 전체적인 해부학적 장기 또는 해부학적 영역의 분할된 2차원 또는 3차원 복합 표현으로 변환하기 위해 사용된다. 영상 데이터 세트는 복합 표현과 연관된다. 복합 표현 및 영상 데이터 세트는 통로들 및 그들의 연결부의 다양한 위치들 및 형상들을 설명한다. 복합 표현을 생성하기 위해 사용되는 영상들은 임상 절차 동안 수술 전 또는 수술 중에 기록될 수 있다. 일부 실시예들에서, 가상 시각화 시스템은 표준 표현들(즉, 환자 비특정적) 또는 표준 표현과 환자 특정적 데이터의 하이브리드들을 사용할 수 있다. 복합 표현 및 복합 표현에 의해 생성된 가상 영상들은 운동의 하나 이상의 시기 동안(예를 들어, 폐의 흡기/호기 사이클 동안) 변형 가능한 해부학적 영역의 정적 자세를 표현할 수 있다.

[0030] 가상 항행 절차 동안, 센서 시스템(108)은 환자(P)의 해부 구조에 대한 의료 기구(104)의 대략적인 위치를 계산하기 위해 사용될 수 있다. 위치는 환자(P)의 해부 구조의 거시-수준 (외부) 추적 영상들 및 환자(P)의 해부 구조의 가상 내부 영상들 둘 다를 생성하기 위해 사용될 수 있다. 시스템은 공지된 가상 시각화 시스템으로부

터의 것들과 같은 수술 전에 기록된 수술 영상들과 함께 의료 기구를 정합하고 디스플레이하기 위해 하나 이상의 전자기(EM) 센서, 광섬유 센서, 및/또는 다른 센서를 구현할 수 있다. 예를 들어, 그 전체가 참조를 통해 본 명세서에 포함되는 미국 특허출원 제13/107,562호(2011년 5월 13일자로 출원됨)("영상-가이드 수술을 위해 해부학적 구조의 모델을 동적으로 정합시키는 의료 시스템(Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomic Structure for Image-Guided Surgery)"을 개시함)가 하나의 이러한 시스템을 개시한다.

[0031] 원격작동 의료 시스템(100)은 조명 시스템들, 조향 제어 시스템들, 관류 시스템들, 및/또는 흡입 시스템들과 같은 선택적인 수술들 및 지원 시스템들(도시되지 않음)을 더 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 원격작동 의료 시스템(100)은 하나보다 많은 원격작동 조작기 조립체 및/또는 하나보다 많은 마스터 조립체를 포함할 수 있다. 원격작동 조작기 조립체들의 정확한 개수는 다른 요인들 중에서도, 수술 절차 및 수술실 내의 공간 제한들에 의존할 것이다. 마스터 조립체(106)는 공동 위치될 수 있거나 별도의 위치들에 위치될 수 있다. 다수의 마스터 조립체들은 한 명보다 많은 조작자가 다양한 조합들로 하나 이상의 원격작동 조작기 조립체를 제어하는 것을 허용한다.

[0032] 도 2a는 일부 실시예들에 따른 의료 기구 시스템(200)의 단순화된 도면이다. 일부 실시예들에서, 의료 기구 시스템(200)은 원격작동 의료 시스템(100)에서 수행되는 영상-가이드 의료 절차에서 의료 기구(104)로서 사용될 수 있다. 일부 예시들에서, 의료 기구 시스템(200)은 비-원격작동 탐색 절차들을 위해 또는 내시경과 같은 전통적인 수동적으로 작동되는 의료 기구들을 포함하는 절차들에서 사용될 수 있다. 선택적으로, 의료 기구 시스템(200)은 환자(P)와 같은 환자의 해부학적 통로들 내에서의 위치들에 대응하는 데이터 포인트들의 세트를 수집(즉, 측정)하기 위해 사용될 수 있다.

[0033] 의료 기구 시스템(200)은 구동 유닛(204)에 결합되는 가요성 카테터와 같은 세장형 디바이스(202)를 포함한다. 세장형 디바이스(202)는 근위 단부(217) 및 원위 단부 또는 팁 부분(218)을 가지는 가요성 본체(216)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 가요성 본체(216)는 약 3 mm의 외부 직경을 가진다. 다른 가요성 본체의 외부 직경들은 더 크거나 더 작을 수 있다.

[0034] 의료 기구 시스템(200)은 이하에서 더 상세하게 설명되는 바와 같이 하나 이상의 센서 및/또는 촬영 디바이스를 사용하여 가요성 본체(216)를 따른 원위 단부(218) 및/또는 하나 이상의 세그먼트(224)의 위치, 배향, 속도, 속도, 자세, 및/또는 형상을 결정하기 위한 추적 시스템(230)을 더 포함한다. 원위 단부(218)와 근위 단부(217) 사이의 가요성 본체(216)의 전체 길이는 세그먼트들(224)로 효과적으로 분할될 수 있다. 의료 기구 시스템(200)이 원격작동 의료 시스템(100)의 의료 기구(104)와 일치하면, 추적 시스템(230)은 도 1의 제어 시스템(112)의 프로세서들을 포함할 수 있는 하나 이상의 컴퓨터 프로세서와 상호작용하거나 다른 방식으로 그에 의해 실행되는 하드웨어, 펌웨어, 소프트웨어, 또는 이들의 조합으로 선택적으로 구현될 수 있다.

[0035] 추적 시스템(230)은 형상 센서(222)를 사용하여 원위 단부(218) 및/또는 세그먼트(224)들 중 하나 이상을 선택적으로 추적할 수 있다. 형상 센서(222)는 가요성 본체(216)에 정렬된(예를 들어, 내부 채널(도시되지 않음) 내에 제공되거나 외부에 장착된) 광섬유를 선택적으로 포함할 수 있다. 하나의 실시예에서, 광섬유는 약 200  $\mu$ m의 직경을 가진다. 다른 실시예들에서, 치수들은 더 크거나 더 작을 수 있다. 형상 센서(222)의 광섬유는 가요성 본체(216)의 형상을 결정하기 위한 광섬유 굽힘 센서를 형성한다. 하나의 대안에서, 섬유 브래그 격자들(FBGs)을 포함하는 광섬유들은 하나 이상의 차원에서의 구조물들 내의 변형 측정들을 제공하기 위해 사용된다. 3차원으로 광섬유의 형상 및 상대적 위치를 모니터링하기 위한 다양한 시스템들 및 방법들이 미국 특허출원 제11/180,389호(2005년 7월 13일자로 출원됨)("광섬유 위치 및 형상 감지 디바이스 및 그에 관한 방법(Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto)"을 개시함); 미국 특허출원 제12/047,056호(2004년 7월 16일자로 출원됨)("광섬유 형상 및 상대적 위치 감지(Fiber-optic shape and relative position sensing)"를 개시함); 및 미국 특허 제6,389,187호(1998년 6월 17일자로 출원됨)("광섬유 굽힘 센서(Optical Fiber Bend Sensor)"를 개시함)에 설명되어 있고, 그들 전체는 참조를 통해 본 명세서에 포함된다. 센서들은 일부 실시예들에서, 레일리(Rayleigh) 산란, 라만(Raman) 산란, 브릴루앙(Brillouin) 산란, 및 형광 산란과 같은 다른 적합한 변형 감지 기술을 채용할 수 있다. 일부 실시예들에서, 세장형 디바이스의 형상은 다른 기술들을 사용하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 가요성 본체(216)의 원위 단부 자세의 이력은 시간의 간격에 걸쳐 가요성 본체(216)의 형상을 재구성하기 위해 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 추적 시스템(230)은 위치 센서 시스템(220)을 사용하여 원위 단부(218)를 선택적으로 및/또는 추가적으로 추적할 수 있다. 위치 센서 시스템(220)은 외부적으로 생성된 전자기장을 받을 수 있는 하나 이상의 전도성 코일을 포함하는 위치 센서 시스템(220)을 가지는 EM 센서 시스템의 컴포넌트일 수 있다. 다음으로, EM 센서 시스템(220)



의 각각의 코일은 외부적으로 생성된 전자기장에 대한 코일의 위치 및 배향에 의존하는 특징들을 가지는 유도 전기 신호를 생성한다. 일부 실시예들에서, 위치 센서 시스템(220)은 여섯 개의 자유도, 예를 들어, 세 개의 위치 좌표들 X, Y, Z 및 기준 포인트의 피치, 요우, 롤을 표시하는 세 개의 배향 각도들, 또는 다섯 개의 자유도, 예를 들어, 세 개의 위치 좌표들 X, Y, Z 및 기준 포인트의 피치 및 요우를 표시하는 두 개의 배향 각도들을 측정하도록 구성되고 위치될 수 있다. 위치 센서 시스템의 추가적인 설명은 미국 특허 제6,380,732호(1999년 8월 11일자로 출원됨)("추적되고 있는 대상 상에 수동 트랜스폰더를 가지는 6-자유도 추적 시스템(Six-Degree of Freedom Tracking System Having a Passive Transponder on the Object Being Tracked)"을 개시함)에서 제공되고, 그 전체는 참조를 통해 본 명세서에 포함된다.

[0036] 일부 실시예들에서, 추적 시스템(230)은 대안적으로 및/또는 추가적으로 호흡과 같은 교대식 운동의 사이클에 따른 기구 시스템의 공지된 포인트에 대해 저장된 이력적 자세, 위치, 배향 데이터에 의존할 수 있다. 이 저장된 데이터는 가요성 본체(216)에 대한 형상 정보를 발전시키기 위해 사용될 수 있다. 일부 예시들에서, 위치 센서(220) 내의 센서들과 유사한 전자기(EM) 센서들과 같은 일련의 위치 센서들(도시되지 않음)은 가요성 본체(216)를 따라 위치되고 그 다음 형상 감지를 위해 사용될 수 있다. 일부 예시들에서, 절차 동안 취해진 이들 센서들 중 하나 이상으로부터의 데이터의 이력은 특히 해부학적 통로가 일반적으로 정적이면, 세장형 디바이스(202)의 형상을 표현하기 위해 사용될 수 있다.

[0037] 가요성 본체(216)는 의료 기구(226)를 수용하도록 크기가 설정되고 형상화되는 채널(221)을 포함한다. 도 2b는 일부 실시예들에 따른 연장된 의료 기구(226)를 가지는 가요성 본체(216)의 단순화된 도면이다. 일부 실시예들에서, 의료 기구(226)는 수술, 생검, 절제, 조명, 관류, 또는 흡입과 같은 절차들을 위해 사용될 수 있다. 의료 기구(226)는 가요성 본체(216)의 채널(221)을 통해 전개되어 해부 구조 내의 표적 위치에서 사용될 수 있다. 의료 기구(226)는, 예를 들어, 영상 캡처 프로브들, 생검 기구들, 레이저 절제 섬유들, 및/또는 다른 수술, 진단, 치료 도구들을 포함할 수 있다. 의료 도구들은 메스, 무딘 블레이드, 광섬유, 전극 등과 같은 단일 작업 부채를 가지는 단부 작동기들을 포함할 수 있다. 다른 단부 작동기들은, 예를 들어,鉗자들, 파지기들, 가위들, 클립 어플라이어들 등을 포함할 수 있다. 다른 단부 작동기들은 전기 수술용 전극들, 트랜스듀서들, 센서들 등과 같은 전기적으로 활성화되는 단부 작동기들을 더 포함할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 의료 기구(226)는 표적 해부학적 위치로부터 샘플 조직 또는 세포들의 샘플링을 제거하기 위해 사용될 수 있는 생검 기구이다. 의료 기구(226)는 또한 가요성 본체(216) 내의 영상 캡처 프로브와 함께 사용될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 의료 기구(226)는 디스플레이를 위해 시각화 시스템(231)에 의해 처리되고 및/또는 원위 단부(218) 및/또는 세그먼트들(224) 중 하나 이상의 추적을 지원하기 위해 추적 시스템(230)에 제공되는 (비디오 영상을 포함하는) 영상들을 캡처하기 위해 가요성 본체(216)의 원위 단부(218)에서의 또는 그 부근의 입체경 또는 평면경 카메라를 가지는 원위 부분을 포함하는 영상 캡처 프로브일 수 있다. 영상 캡처 프로브는 캡처되는 영상 데이터를 송신하기 위해 카메라에 결합되는 케이블을 포함할 수 있다. 일부 예시들에서, 영상 캡처 기구는 시각화 시스템(231)에 결합하는, 섬유경과 같은 광섬유 다발일 수 있다. 영상 캡처 기구는, 예를 들어 가시광선, 적외선, 및/또는 자외선 스펙트럼들 중 하나 이상에서 영상 데이터를 캡처하는, 단일 또는 다중 스펙트럼일 수 있다. 대안적으로, 의료 기구(226) 자체가 영상 캡처 프로브일 수 있다. 의료 기구(226)는 절차를 수행하기 위해 채널(221)의 개구로부터 전진된 다음 절차가 완료되면 채널 내로 다시 후퇴될 수 있다. 의료 기구(226)는 가요성 본체(216)의 근위 단부(217)로부터 또는 가요성 본체(216)를 따른 다른 선택적인 기구 포트(도시되지 않음)로부터 제거될 수 있다.

[0038] 의료 기구(226)는 의료 기구(226)의 원위 단부를 제어 가능하게 굽히기 위해 그것의 근위 및 원위 단부들 사이로 연장하는 케이블들, 링키지들, 또는 다른 작동 제어부들(도시되지 않음)을 추가적으로 수용할 수 있다. 조향 가능한 기구들은 미국 특허 제7,316,681호(2005년 10월 4일자로 출원됨)("향상된 민첩성 및 감도를 가지는 최소 침습 수술을 수행하기 위한 관절 수술 기구(Articulated Surgical Instrument for Performing Minimally Invasive Surgery with Enhanced Dexterity and Sensitivity)"를 개시함) 및 미국 특허출원 제12/286,644호(2008년 9월 30일자로 출원됨)("수술 기구들을 위한 수동 프리로드 및 캡스틴 드라이브(Passive Preload and Capstan Drive for Surgical Instruments)"를 개시함)에서 상세하게 설명되고, 그들 전체가 참조를 통해 본 명세서에 포함된다.

[0039] 가요성 본체(216)는 또한, 예를 들어, 원위 단부(218)의 파선 도시들(219)에 의해 도시되는 바와 같이 원위 단부(218)를 제어 가능하게 굽히기 위해 구동 유닛(204)과 원위 단부(218) 사이로 연장하는 케이블들, 링키지들, 또는 다른 조향 제어부들(도시되지 않음)을 수용할 수 있다. 일부 예시들에서, 적어도 네 개의 케이블들이 원위 단부(218)의 피치를 제어하기 위한 독립적인 "상하(up-down)" 조향 및 원위 단부(218)의 요우를 제어하기 위

한 "좌우(left-right)" 조향을 제공하기 위해 사용된다. 조향 가능한 세장형 디바이스들은 미국 특허출원 제 13/274,208호(2011년 10월 14일자로 출원됨)("제거 가능한 비전 프로브를 가지는 카테터(Catheter with Removable Vision Probe)"를 개시함)에서 상세하게 설명되고, 그 전체는 참조를 통해 본 명세서에 포함된다. 의료 기구 시스템(200)이 원격작동 조립체에 의해 작동되는 실시예들에서, 구동 유닛(204)은 원격작동 조립체의 액추에이터들과 같은 구동 요소들에 제거 가능하게 결합하여 그로부터 전력을 수신하는 구동 입력부들을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 의료 기구 시스템(200)은 파지 특징부들, 수동 액추에이터들, 또는 의료 기구 시스템(200)의 운동을 수동적으로 제어하기 위한 다른 컴포넌트들을 포함할 수 있다. 세장형 디바이스(202)는 조향 가능할 수 있거나, 대안적으로, 시스템은 원위 단부(218)의 굽힘의 조작자 제어를 위한 통합된 메커니즘 없이 조향 불가능할 수 있다. 일부 예시들에서, 하나 이상의 루멘을 통해 의료 기구들이 전개되어 표적 수술 위치에서 사용될 수 있고, 이러한 루멘은 가요성 본체(216)의 벽들 내에 형성된다.

[0040] 일부 실시예들에서, 의료 기구 시스템(200)은 폐의 검사, 진단, 생검, 또는 치료에 사용하기 위한, 기관지경 또는 기관지 카테터와 같은 가요성 기관지 기구를 포함할 수 있다. 의료 기구 시스템(200)은 또한 대장, 소장, 신장 및 신배, 뇌, 심장, 혈관을 포함하는 순환계 등을 포함하는 다양한 해부학적 시스템들 중 임의의 것 내에서, 자연적 또는 수술적으로 생성되어 연결된 통로들을 통한, 항행 및 다른 조직들의 치료를 위해 적합하다.

[0041] 추적 시스템(230)으로부터의 정보는 항행 시스템(232)에 보내질 수 있고, 여기서 이는 실시간 위치 정보를 해당 조작자 또는 다른 조작자들에게 제공하기 위해 시각화 시스템(231)으로부터의 정보 및/또는 수술 전에 획득되는 모델들과 결합된다. 일부 예시들에서, 실시간 위치 정보는 의료 기구 시스템(200)의 제어에 사용하기 위해 도 1의 디스플레이 시스템(110) 상에 디스플레이될 수 있다. 일부 예시들에서, 도 1의 제어 시스템(112)은 의료 기구 시스템(200)의 위치를 설정하기 위한 피드백으로서 위치 정보를 이용할 수 있다. 수술 기구를 수술 영상들과 정합시켜 디스플레이하기 위한 광섬유 센서들을 사용하기 위한 다양한 시스템들이 2011년 5월 13일자로 출원되었고, "영상-가이드 수술을 위해 해부학적 구조의 모델을 동적으로 정합시키는 의료 시스템(Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomic Structure for Image-Guided Surgery)"을 개시하는 미국 특허출원 제13/107,562호에서 제공되고, 그 전체는 참조를 통해 본 명세서에 포함된다.

[0042] 일부 예시들에서, 의료 기구 시스템(200)은 도 1의 의료 시스템(100) 내에서 원격작동될 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 1의 원격작동 조작기 조립체(102)는 직접 조작자 제어에 의해 대체될 수 있다. 일부 예시들에서, 직접 조작자 제어는 기구의 휴대 작동을 위한 다양한 핸들(handle)들 및 조작자 인터페이스들을 포함할 수 있다.

[0043] 도 3a 및 도 3b는 일부 실시예들에 따른 삽입 조립체 상에 장착되는 의료 기구를 포함하는 환자 좌표 공간의 측면도들의 단순화된 도면이다. 도 3a 및 도 3b에 도시되는 바와 같이, 수술 환경(300)은 플랫폼(T) 상에 위치되는 환자(P)를 포함한다. 환자(P)는 환자의 큰 이동이 진정, 구속, 및/또는 다른 수단에 의해 제한된다는 의미에서 수술 환경 내에서 고정적일 수 있다. 환자(P)의 호흡 및 심장 운동을 포함하는 주기적인 해부학적 운동은 환자가 호흡 운동을 일시적으로 중지하기 위해 그의 호흡을 참도록 요구받지 않으면, 계속될 수 있다. 따라서, 일부 실시예들에서, 데이터가 호흡 내의 특정 시기에 수집되고, 그 시기로 태깅 및 식별될 수 있다. 일부 실시예들에서, 데이터가 수집되는 동안의 시기는 환자(P)로부터 수집되는 생리학적 정보로부터 추정될 수 있다. 수술 환경(300)내에서, 포인트 수집 기구(304)는 기구 캐리지(306)에 결합된다. 일부 실시예들에서, 포인트 수집 기구(304)는 EM 센서들, 형상-센서들, 및/또는 다른 센서 양식들을 사용할 수 있다. 기구 캐리지(306)는 수술 환경(300) 내에 고정된 삽입 스테이지(308)에 장착된다. 대안적으로, 삽입 스테이지(308)는 이동 가능할 수 있지만, 수술 환경(300) 내에서 (예를 들어, 추적 센서 또는 다른 추적 디바이스를 통해) 공지된 위치를 가질 수 있다. 기구 캐리지(306)는 삽입 운동(즉, A 축을 따른 운동) 및 선택적으로 요우, 피치, 및 롤을 포함하는 다수의 방향들로의 세장형 디바이스(310)의 원위 단부(318)의 운동을 제어하기 위해 포인트 수집 기구(304)에 결합하는 원격작동 조작기 조립체(예를 들어, 원격작동 조작기 조립체(102))의 컴포넌트일 수 있다. 기구 캐리지(306) 또는 삽입 스테이지(308)는 삽입 스테이지(308)를 따른 기구 캐리지(306)의 운동을 제어하는 서보 모터들(도시되지 않음)과 같은 액추에이터들을 포함할 수 있다.

[0044] 세장형 디바이스(310)는 기구 본체(312)에 결합된다. 기구 본체(312)는 기구 캐리지(306)에 대해 결합되어 고정된다. 일부 실시예들에서, 광섬유 형상 센서(314)는 기구 본체(312) 상의 근위 포인트(316)에 고정된다. 일부 실시예들에서, 광섬유 형상 센서(314)의 근위 포인트(316)는 기구 본체(312)를 따라 이동 가능하지만 근위 포인트(316)의 위치는 (예를 들어, 추적 센서 또는 다른 추적 디바이스를 통해) 공지될 수 있다. 형상 센서(314)는 근위 포인트(316)로부터 세장형 디바이스(310)의 원위 단부(318)와 같은 다른 포인트까지의 형상을 측

정한다. 포인트 수집 기구(304)는 의료 기구 시스템(200)과 실질적으로 유사할 수 있다.

[0045] 위치 측정 디바이스(320)는 그것이 삽입 축(A)을 따라 삽입 스테이지(308) 상에서 이동함에 따라 기구 본체(312)의 위치에 대한 정보를 제공한다. 위치 측정 디바이스(320)는 기구 캐리지(306)의 운동 및 결과적으로 기구 본체(312)의 운동을 제어하는 액추에이터들의 회전 및/또는 배향을 결정하는 리졸버들, 인코더들, 전위차계들, 및/또는 다른 센서들을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 삽입 스테이지(308)는 선형이다. 일부 실시예들에서, 삽입 스테이지(308)는 만곡될 수 있거나, 곡선 및 선형 섹션들의 조합을 가질 수 있다.

[0046] 도 3a는 삽입 스테이지(308)를 따른 후퇴 위치에서의 기구 본체(312) 및 기구 캐리지(306)를 도시한다. 이 후퇴 위치에서, 근위 포인트(316)는 축(A) 상의 위치(L0)에 있다. 삽입 스테이지(308)를 따른 이 위치에서, 근위 포인트(316)의 위치의 컴포넌트는 삽입 스테이지(308) 상에서의 기구 캐리지(306) 및 근위 포인트(316)의 위치를 설명하기 위한 기준 참조를 제공하기 위해 0 및/또는 다른 참조 값으로 설정될 수 있다. 기구 본체(312) 및 기구 캐리지(306)의 이 후퇴 위치에서, 세장형 디바이스(310)의 원위 단부(318)는 환자(P)의 진입 구멍의 바로 내부에 위치될 수 있다. 또한, 이 위치에서, 위치 측정 디바이스(320)는 0 및/또는 다른 참조 값(예를 들어, I=0)으로 설정될 수 있다. 접을 수 있는 형상 제한 디바이스(272)는 기구 본체(312)와 환자(P)의 진입 구멍 사이의 세장형 디바이스(310)를 지지한다. 접을 수 있는 형상 제한 디바이스(272)는 형상 제한 디바이스에 의해 한정되는 좁은 채널로 가요성의 세장형 디바이스(310)를 제한하고, 기구 본체가 축(A)을 따라 전방으로(원위로) 밀려질 때 좌굴에 대해 기구 본체를 지지한다. 본 개시의 일부 실시예에 따르면, 디바이스는 그것이 비선형 형상, 구체적으로는 미리 정의된 임계를 초과하는 비선형 형상을 나타내면 좌굴로 간주될 수 있다. 미리 정의된 임계는 즉각적인 기계적 고장과 연관될 필요는 없지만 감소된 정확도, 감소된 제어, 예측된 고장, 또는 다른 차선의 성능과 연관되는 형상일 수 있다. 미리 정의된 임계는 삽입 거리, 마찰의 검출, 장애물의 검출, 원위 단부 곡률의 검출, 또는 계획된 항행 루트와 같은 다른 측정에 의존할 수 있다.

[0047] 도 3b에서, 기구 본체(312) 및 기구 캐리지(306)는 삽입 스테이지(308)의 선형 트랙을 따라 전진되었고, 세장형 디바이스(310)의 원위 단부(318)는 환자(P) 내로 전진되었다. 이 전진된 위치에서, 근위 포인트(316)는 축(A) 상의 위치(L1)에 있다. 일부 예시들에서, 삽입 스테이지(308)를 따른 기구 캐리지(306)의 이동을 제어하는 하나 이상의 액추에이터, 및/또는 기구 캐리지(306) 및/또는 삽입 스테이지(308)와 연관되는 하나 이상의 위치 센서로부터의 인코더 및/또는 다른 위치 데이터는 위치(L0)에 대한 근위 포인트(316)의 위치(Lx)를 결정하기 위해 사용된다. 일부 예시들에서, 위치(Lx)는 세장형 디바이스(310)의 원위 단부(318)가 환자(P)의 해부 구조의 통로들 내로 삽입되는 거리 또는 삽입 깊이의 표시자로서 더 사용될 수 있다.

[0048] 접을 수 있는 형상 제한 디바이스(272)는 기구 본체(312)가 환자의 진입 구멍을 향하여 전진됨에 따라 가요성의 세장형 디바이스(310)의 좌굴을 방지하는 것을 돕는다. 디바이스(272) 내에 수용되는 가요성의 세장형 디바이스(310)의 길이는 예상되는 직선형의 형상을 가진다. 디바이스 내의 가요성의 세장형 디바이스(310)의 형상은 형상 센서(314)에 의해 측정될 수 있다. 형상 센서(314)의 측정되는 형상이 미리 정의된 임계를 초과하는 비선형 형상 또는 좌굴을 나타낸다면, 형상 제한 디바이스가 가요성의 세장형 기구 및 그에 따라 형상 센서에 대해 예상되는 구성을 유지하는 것에 실패했다는 것을 표시하는 에러가 보고될 수 있다.

[0049] 도 4a 및 도 4b는 형상 제한 디바이스(408) 내에 위치되는 가요성의 세장형 기구(404)(예를 들어, 디바이스(310, 202))를 포함하는 수술 좌표 공간(400)의 보기를 도시한다. 이전에 설명된 바와 같이, 가요성의 세장형 기구는 카테터일 수 있다. 형상 제한 디바이스(408)는 카테터가 진입 포트(406) 내로 삽입됨에 따라 수축하고 카테터가 진입 포트로부터 후퇴됨에 따라 팽창할 수 있다. 카테터(404)는 기구 본체(402)에 결합된다. 카테터(304)는 또한 형상 센서(412)를 포함한다. 도 4a는 팽창된 위치 내의 형상 제한 디바이스(408)를 도시하는 반면, 도 4b는 수축된 위치 내의 형상 제한 디바이스를 도시한다.

[0050] 형상 센서(412)는 카테터(404)의 형상을 결정하기 위해 사용될 수 있는 형상 데이터를 생성한다. 형상 데이터는 수술 좌표 공간(400) 내에서 카테터(404)의 원위 단부(407)의 자세를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 카테터(404)의 특정 부분의 위치가 수술 좌표 공간(400)(즉, 카테터(404)의 베이스(403)) 내에서 공지되거나 추적되면, 형상 데이터는 수술 좌표 공간(400) 내에서 카테터(304)를 따른 임의의 포인트의 위치를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 다양한 형상 감지 시스템들이 형상 데이터를 생성하기 위해 대안적으로 또는 조합으로 사용될 수 있다.

[0051] 하나의 예시에서, 형상 센서(412)는 광섬유 형상 센서이다. 이러한 형상 센서는 카테터(404)의 길이를 따라 연장하는 하나 이상의 광섬유 케이블을 포함할 수 있다. 광섬유 형상 센서는 하나 이상의 광학 코어를 포함할 수 있다. 일부 경우들에서, 광섬유 형상 센서는 각각의 광섬유가 하나 이상의 광학 코어를 가지는 하나 이상의 광



섬유를 포함할 수 있다. 위에서 설명되는 바와 같이, 코어는 하나 이상의 차원에서 변형 측정들을 제공하기 위해 파이버 브래그 격자들(Fiber Bragg Gratings)을 포함할 수 있다. 다른 대안들에서, 다른 변형 감지 기술들을 채용하는 센서들이 적합할 수 있다. 하나의 예시에서, 광섬유 형상 센서는 카테터(404)의 베이스(403)에 근위적으로 위치되는 조사 시스템(도시되지 않음)을 이용한다. 작동에서, 조사 시스템은 빛을 생성하고 광섬유 형상 센서의 현재 형상을 결정하기 위해 되돌아가는 빛을 검출한다. 다음으로, 조사 시스템은 검출된 빛을 표현하는 데이터를 생성할 수 있다. 이 데이터는 카테터(404)의 길이를 따른 임의의 포인트의 위치 및 배향을 결정하기 위해 분석될 수 있다. 기준 고정물로서 동작하는 베이스(403)가 수술 좌표 공간(400) 내에 고정된, 공지된, 또는 추적된 위치를 가질 수 있기 때문에 수술 좌표 공간에 대한 카테터(404)를 따른 임의의 포인트의 위치 및 배향은 센서 데이터로부터 결정될 수 있다.

[0052] 하나의 예시에서, 형상 센서(412)는 카테터(404)의 길이를 따른 복수의 전자기(EM) 센서들을 포함한다. 위에서 설명되는 바와 같이, EM 센서는 EM 이미터(도시되지 않음)에 의해 생성된 전자기장을 받을 수 있는 하나 이상의 전도성 코일을 포함할 수 있다. 다음으로, EM 센서의 각각의 코일은 EM 이미터에 의해 생성된 전자기장에 대한 코일의 위치 및 배향에 의존하는 특징들을 가지는 유도 전기 신호를 생성한다. 따라서, EM 센서들은 여섯 개의 자유도, 예를 들어, 세 개의 위치 좌표들 X, Y, Z 및 기준 포인트의 피치, 요우, 롤을 표시하는 세 개의 배향 각도들, 또는 다섯 개의 자유도, 예를 들어, 세 개의 위치 좌표들 X, Y, Z 및 기준 포인트의 피치 및 요우를 표시하는 두 개의 배향 각도들을 측정할 수 있다.

[0053] 하나의 예시에서, 형상 센서(412)는 비디오 카메라 시스템에 의해 획득되는 영상 데이터의 분석에 대한 광학 마킹들을 포함한다. 예를 들어, 복수의 비디오 또는 스틸 카메라들은 진입 포트(406)의 외부에 있는 카테터(404)의 일부(410)를 향하게 될 수 있다. 카메라들은 수술 좌표 공간(400) 내에서 카테터(404)의 위치를 표현하는 데이터를 획득하기 위해 입체경일 수 있다. 광학 마킹들은 비디오 카메라에 의해 생성된 촬영 데이터의 더 효율적인 분석을 위해 허용될 수 있는 다양한 컬러, 반사율, 질감, 또는 다른 특징들을 포함할 수 있다.

[0054] 기구 본체(402)는 본체(312)와 실질적으로 유사할 수 있고, 카테터(404)가 삽입되고 진입 포트(406)로부터 후퇴되는 것을 야기하기 위해 삽입 스테이지(418)를 따라 수술 좌표 공간 내에서 이동 가능한 원격작동 조작기 조립체(예를 들어, 조립체(102))의 일부일 수 있는 기구 캐리지(416)에 연결된다. 원격작동 조작기 조립체는 카테터(404)를 작동하기 위한 프로세서들 및 메모리뿐만 아니라 소프트웨어(기계 판독 가능 명령들)도 가지는 제어 시스템(414)을 포함하는 원격작동 시스템(예를 들어, 시스템(100))의 일부일 수 있다. 예를 들어, 제어 시스템은 기구 구동 메커니즘(402)의 이동을 제어하는 모터들뿐만 아니라 풀-와이어들 및 카테터(404)의 원위 단부를 조작하는 다른 메커니즘들을 제어하는 모터들도 조작할 수 있다. 제어 시스템(414)은 또한 실시간으로 카테터(404)의 형상을 결정하기 위한 형상 센서(412)로부터 획득되는 데이터를 처리할 수 있다.

[0055] 카테터(404)는 환자의 자연 구멍 또는 수술적으로 생성된 절개부 내로 삽입될 수 있다. 진입 포트(406)는, 예를 들어, 구멍이 환자의 입인 경우 기관 내 튜브일 수 있다. 진입 포트(406)는, 예를 들어, 구멍이 수술적으로 생성된 절개부인 경우 투관침 캐놀라일 수 있다.

[0056] 형상 제한 디바이스(408)는 기구 본체(402)와 진입 포트(406) 사이에 위치된다. 형상 제한 디바이스(408)는 카테터(404)가 진입 포트(406) 내로 삽입됨에 따라 좌굴을 제한할 수 있다. 다양한 유형들의 형상 제한 디바이스들은 본 명세서에 설명되는 원리들에 따라 사용될 수 있다. 예를 들어, 형상 제한 디바이스(408)는 그 전체가 참조를 통해 본 명세서에 포함되는 2013년 5월 15일자로 출원된 "가요성 기구의 전달 및 사용 방법들을 위한 가이드 장치(Guide Apparatus for Delivery of a Flexible Instrument and Methods of Use)"라는 제목의 미국 가특허출원 제61/823,666호에서 설명되는 바와 같이, 일련의 링크지들을 포함할 수 있다. 일부 예시들에서, 형상 제한 디바이스(408)는 그들 전체가 참조를 통해 본 명세서에 포함되는 2014년 7월 28일자로 출원된 "가요성 기구의 전달 및 사용 방법들을 위한 가이드 장치(Guide Apparatus for Delivery of a Flexible Instrument and Methods of Use)"라는 제목의 미국 가특허출원 제62/029,917호, 및 2016년 7월 8일자로 "세장형 디바이스의 전달 및 사용 방법들을 위한 가이드 장치(Guide Apparatus For Delivery Of An Elongate Device And Methods Of Use)"라는 제목의 출원된 미국 가특허출원 제62/359,957호에서 설명되는 바와 같이, 일련의 유지 부재들 및 일련의 지지 부재들을 포함할 수 있다.

[0057] 형상 제한 디바이스(408)는 일반적으로 카테터(404)의 좌굴, 새깅(sagging), 또는 다른 비선형 형태들을 방지하는 것을 돕지만, 카테터와 디바이스 사이의 마찰의 형성을 방지하기 위해, 디바이스는 카테터보다 약간 크도록 크기가 설정될 수 있다(예를 들어, 2-10 mm). 크기 차이 때문에, 전진된 위치에서, 카테터(404)는 정확한 선형 형상을 유지하지 못할 수 있고, 결과적으로 진입 포트(406)의 외부에 있는 카테터(404)의 일부는 길이(D1)보다

길 수 있다. 센서(412)로부터의 형상 센서 데이터는 길이(D1)에 걸쳐서 카테터(404)의 형상을 결정하기 위해 사용될 수 있다. 결정되는 형상이 임계치만큼 예상되는 (일반적으로 선형인) 형상을 초과하면, 시스템(414)은 사용자 경고, 추가적인 전진을 중단시키기 위한 피드백 신호, 또는 형상을 수정하기 위해 가해지는 힘과 같은 동작을 실행할 수 있다.

[0058] 제어 시스템(414)은 진입 포트(406)의 외부에 있는 카테터(404)의 일부(410)의 최소 길이를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 도 4b에 도시되는 바와 같이, 일부(410)의 길이는 카테터(404)가 진입 포트(406) 내로 삽입됨에 따라 더 짧아진다. 다양한 기술들은 카테터(404)의 작동 동안 임의의 주어진 시간에서 일부(410)의 최소 길이를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 하나의 예시에서, 카테터(404)를 구동하는 기구 캐리지(416)의 모터와 연관되는 삽입 센서(예를 들어, 인코더)로부터의 데이터는 일부(410)의 최소 길이를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 후퇴 위치에서, 기구 본체(402) 상의 근위 포인트(420)는 축(A) 상의 위치( $L_0$ )에 있다. 삽입 스테이지(418)에 따른 이 위치에서, 근위 포인트(420)의 위치의 컴포넌트는 삽입 스테이지(418) 상의 기구 캐리지(416) 및 근위 포인트(420)의 위치를 설명하기 위한 기준 참조를 제공하기 위해 0 및/또는 다른 참조 값으로 설정될 수 있다. 기구 본체(402) 및 기구 캐리지(416)의 이 후퇴 위치에서, 가요성의 세장형 기구(404)의 원위 단부(407)는 진입 포트(406)의 바로 내부에 위치될 수 있다. 이 후퇴 위치에서, 진입 포트(406)의 외부의 일부(410)의 최소 길이는 길이(D1)이다. 기구(404)가 일반적으로 비좌굴 상태이면, 일부(410)의 최소 길이는 일부(410)의 최소 길이와 대략적으로 동일할 수 있다. 또한, 이 위치에서, 삽입 센서는 초기 값(예를 들어, 0 및/또는 다른 참조 값)으로 설정될 수 있다. 도 4b에서, 기구 본체(402) 및 기구 캐리지(416)는 삽입 스테이지(418)를 따라 전진되었고, 가요성의 세장형 기구(404)의 원위 단부는 진입 포트(406)를 통해 전진되었다. 이 전진된 위치에서, 근위 포인트(420)는 A-축 상의 위치( $L_1$ )에 있다. 삽입 센서로부터의 데이터는  $L_0$ 와  $L_1$  사이의 거리를 표시한다. 더 구체적으로, 인코더 센서로부터의 데이터는 모터 상태의 변화를 표시한다. 모터의 상태는 모터의 현재 회전 위치뿐만 아니라 모터가 참조 상태에서부터 이루어졌던 회전 수도 포함할 수 있다. 진입 포트(406)의 외부의 일부(410)의 최소 길이는 대략적으로 길이(D1)에서  $L_0$ 와  $L_1$  사이의 전진된 거리를 뺀 길이(D2)이다. 진입 포트(406)의 외부의 일부(410)가 좌굴되면, 일부(410)의 실제 길이는 길이(D2)를 초과할 수 있다.

[0059] 제어 시스템(414)은 카테터의 동작 동안 카테터(404)의 형상을 분석할 수 있다. 예를 들어, 제어 시스템은 카테터(404)의 현재 형상을 결정하기 위해 형상 센서(412)로부터의 데이터를 분석한다. 다음으로, 제어 시스템(414)은 형상 센서로부터 수신되는 형상 데이터를 예상되는 형상과 비교한다. 다양한 기술들이 예상되는 형상을 한정하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 이하에서 더 상세하게 설명될 바와 같이, 형상 데이터를 예상되는 형상과 비교하는 것은 카테터(404)의 현재 형상이 예상되는 경계를 초과하는지 여부를 결정하는 것을 포함할 수 있다. 형상 데이터를 예상되는 형상과 비교하는 것은 또한 카테터의 일부가 미리 정의된 거리만큼 축(A)으로부터 벗어났는지에 대해 결정하는 것을 포함할 수 있다. 형상 데이터를 예상되는 형상과 비교하는 것은 또한 삽입 방향에 수직인 방향으로 카테터(404)의 방향성 이동을 결정하는 것을 포함할 수 있다.

[0060] 현재 형상이 미리 결정된 양만큼 예상되는 형상으로부터 상이하다고 제어 시스템(414)이 결정하면, 제어 시스템은 좌굴 완화 동작을 촉발시킬 수 있다. 하나의 예시에서, 좌굴 완화 동작은 카테터(404)의 조작자에게 경고 또는 에러 메시지를 보고하는 것을 포함한다. 하나의 예시에서, 좌굴 완화 동작은 카테터 제어 시스템을 안전 상태로 전이시키는 것을 포함한다. 안전 상태는 카테터의 추가적인 이동이 금지된 것이다. 일부 예시들에서, 좌굴 완화 동작은 예상되는 형상을 초과한 카테터(404)의 정확한 부분을 사용자에게 표시하는 것을 포함할 수 있다. 일부 예시들에서, 좌굴 완화 동작은 카테터(404)의 현재 형상이 예상되는 형상에 더 가까운 상태로 되돌아갈 때까지 카테터(404)의 위치를 자동적으로 후퇴 또는 조정하는 것을 포함할 수 있다. 하나의 예시에서, 좌굴 완화 동작은 측정되는 좌굴을 감소시키기 위해 형상 제한 디바이스의 형상을 변경하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 형상 제한 디바이스는 카테터가 예상되는 형상으로 되돌아가는 것을 야기하기 위해 측정되는 좌굴을 반대 방향으로 변형하도록 제어될 수 있다. 대안적으로, 카테터가 제한 디바이스와의 마찰에 의해 좌굴되면, 제한 디바이스는 정지 마찰을 극복하기 위해 그것의 종축에 대해 회전될 수 있다.

[0061] 도 5는 세장형 가요성 기구의 좌굴을 검출하기 위한 예시적인 방법(450)을 도시하는 흐름도이다. 방법(450)은 작동들 또는 프로세스들(452-456)의 세트로서 도 5에 도시된다. 도시되는 프로세스들(452-456) 모두가 방법(450)의 모든 실시예들에서 수행되는 것은 아닐 수 있다. 추가적으로, 도 5에 명시적으로 도시되지 않은 하나 이상의 프로세스가 프로세스들(452-456)의 전, 후, 그 사이, 또는 그 일부로서 포함될 수 있다. 일부 실시예들에서, 프로세스들 중 하나 이상은 하나 이상의 프로세서(예를 들어, 제어 시스템(112 또는 414)의 프로세서들)



에 의해 실행될 때 하나 이상의 프로세서가 프로세스들 중 하나 이상을 수행하는 것을 야기할 수 있는 비-일시적이고, 유형의, 기계-판독 가능한 매체에 저장된 실행 가능한 코드의 형태로 적어도 부분적으로 구현될 수 있다.

[0062] 본 예시에 따르면, 방법(450)은 환자의 입 또는 수술적으로 생성된 개구의 캐논라의 진입 포트(406)와 같은 해부학적 진입로와 기구 본체(402)와 같은 근위 기구 부분 사이의 세장형 가요성 기구의 섹션의 형상을 센서로 측정하는 단계(452)를 포함한다. 센서는, 예를 들어, 광섬유 형상 센서, 일련의 EM 센서들, 또는 촬영 센서일 수 있다. 방법(450)은 세장형 가요성 기구의 섹션의 측정되는 형상과 예상되는 형상을 비교하는 단계(454)를 더 포함한다. 예상되는 형상은 해부학적 진입로와 근위 기구 부분 사이에 배치되는 반-좌굴 메커니즘(408)과 같은 형상 제한 디바이스를 통해 중심 축 또는 기준 축과 같은 참조 축에 대응하는 선일 수 있다. 대안적으로, 예상되는 형상은 중심 또는 기준 축과 같은 축으로부터 미리 정의된 누적 편차를 가지는 형상일 수 있다. 대안적으로, 예상되는 형상은 미리 정의된 체적 내에 들어맞는 임의의 형상일 수 있다. 대안적으로, 예상되는 형상은 원위 단부가 근위 단부로부터 예상되는 거리에 있는 형상일 수 있다. 방법(450)은 세장형 가요성 기구의 섹션의 측정되는 형상이 미리 정의된 임계만큼 예상되는 형상으로부터 상이한지 여부를 결정하는 단계(456)를 더 포함한다. 선택적으로, 방법은 조작자에게 경고를 제공하거나, 원격작동 시스템을 통해 수정력을 적용하거나, 안전 상태에 진입하거나, 사용자에게 수정 동작에 대한 명령들을 제공하는 것과 같은 완화 동작을 촉발하는 것을 더 포함할 수 있다.

[0063] 도 6a는 진입 포트와 근위 기구 본체 사이의 가요성 기구의 섹션 내의 센서(412)와 같은 형상 센서로부터 획득되는 형상 데이터(500)를 도시한다. 하나의 예시에서, 이 섹션은 형상 제한 디바이스(408)에 의해 제한될 수 있다. 축(502)은 섹션의 예상되는 형상이다. 다양한 예시들에서, 예상되는 형상(502)은 형상 제한 디바이스(408)를 통한 중심 축 또는 형상 제한 장치의 중력 바닥을 따른 기준 축을 나타낼 수 있다. 미리 정의된 임계(504)는 바람직한 삽입 이동 정확도를 달성하기 위해 필요로 되는 예상되는 형상에 대한 일치성에 기반하여 예상되는 형상(502)으로부터 거리(510)를 두고 설정된다. 이 임계는 형상의 길이에 따른 상수이거나, 예상되는 형상에 따른 상이한 포인트들에서의 편차의 예상되는 양에 의존하여 변할 수 있다. 이 예시에서, 형상 데이터(500)는 미리 정의된 임계(504)를 초과하는 편차(506)를 가진다. 따라서, 편차(506)는 완화 동작을 촉발할 것이다. 이 예시에서, 형상 데이터(500)는 또한 미리 정의된 임계(504)보다 각각 작은 편차들(508, 512)을 가진다. 편차(508) 또는 편차(512) 자체도 완화 동작을 촉발하지 않을 것이다. 하나의 예시에서, 편차들(508 및 512)의 누적 크기는 미리 정의된 임계(504)를 초과할 수 있다. 이 누적 편차는 완화 동작을 촉발할 수 있다.

[0064] 미리 정의된 임계는 측정 또는 공지되거나 검출되는 조건에 가변적으로 의존할 수 있다. 예를 들어, 장애물 또는 구불구불한 경로로 인해 해부학적 통로들의 내부에서 마찰을 겪을 때, 카테터는 형상 제한 디바이스의 내부에서 굽혀질 것으로 예상될 수 있다. 이러한 조건들 하에서, 미리 정의된 임계는 넓어질 수 있다. 예를 들어, 임계는 높은 입력 힘이 센서로 또는 삽입 모터 전류를 참조하여 측정될 때 증가될 수 있다. 예를 들어, 임계는 카테터의 원위 단부가 환자의 해부 구조 내에 만곡된 형상을 충분히 가질 때 증가될 수 있다. 예를 들어, 임계는 계획된 항행 경로가 구불구불할 것으로 예측될 때 증가될 수 있다.

[0065] 일부 예시들에서, 하나의 편차가 미리 결정된 값만큼 다른 편차를 초과하면 좌굴 완화 동작이 촉발된다. 하나의 예시에서 편차(506)가 미리 정의된 값만큼 다른 편차(508, 512)보다 큰 경우 좌굴 완화 동작이 촉발된다. 일부 예시들에서, 특정 편차(506)가 미리 정의된 값만큼 보다 원위의 편차(508) 또는 편차(512)를 초과하면, 좌굴 완화 동작이 촉발된다.

[0066] 도 6b는 가요성 기구의 섹션의 측정되는 형상이 예상되는 형상 측정으로부터 상이한지 여부를 결정하는 대안적인 기술을 도시한다. 이전에 설명된 바와 같이, 인코더들 또는 다른 위치 센서들은 근위 기구 본체(402)가 전진된 거리(즉,  $L_0$ 와  $L_1$  사이의 거리)를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 이 예시에서, 형상 데이터(550)는 형상 센서(412)로부터 획득된다. 형상 데이터(550)의 근위 단부(552)는 근위 기구 본체(402)(예를 들어, 포인트(420) 또는 카테터 단부(403))에 대해 고정된 포인트에 대응할 수 있다. 형상 데이터(550)의 원위 단부(554)는 카테터의 원위 단부(407) 또는 진입 포트(406)의 외부에 있는 카테터(404)의 일부(410)의 원위 단부에 대응할 수 있다. 형상 데이터(550)의 원위 단부(554)는 진입 포트(406)에 의해 야기되는 형상의 섭동, 진입 포트(406)에서의 온도 변화, 또는 카테터가 진입 포트에 진입했다는 다른 표시자에 의해 결정될 수 있다. 데이터 포인트들(552 및 554) 사이의 선형 거리(D3)가  $L_0$ 과  $L_1$  사이의 거리보다 작으면, 이 비교는 카테터(404)가 좌굴을 경험했다는 것을 표시할 수 있다. 거리(D3)가 미리 결정된 임계만큼  $L_0$ 과  $L_1$  사이의 거리를 초과하면, 완화 동작이, 예를 들어, 좌굴을 사용자에게 알리거나 좌굴을 수정하기 위해 촉발될 수 있다.

- [0067] 도 7a 및 도 7b는 세장형 가요성 기구(604)(예를 들어, 기구(404))의 좌굴을 검출하기 위해 사용될 수 있는 예상되는 경계(602)를 도시한다. 방법(450)의 예상되는 형상은 경계(602)에 의해 한정되는 3차원 체적 내에 들어맞는 임의의 형상일 수 있다. 하나의 예시에서, 예상되는 경계(602)는 형상 제한 디바이스(408)에 의해 한정되는 체적에 대응하는 수술 좌표 공간(400) 내로 체적을 한정한다. 체적은 실질적으로 튜브 형상을 가질 수 있다. 튜브 형상은 실질적으로 직선형 또는 아치형일 수 있다. 일부 구현들에서, 예상되는 경계(602)에 의해 한정되는 체적은 형상 제한 디바이스(408)에 의해 한정되는 체적과 실질적으로 일치할 수 있다. 일부 구현들에서, 예상되는 경계(602)에 의해 한정되는 체적은 형상 제한 디바이스(408)에 의해 한정되는 체적보다 약간 크거나 약간 작게 스케일링될 수 있다. 예상되는 경계(602)는 형상 데이터(504)가 획득되었던 세장형 가요성 기구가 그를 따라 삽입될 것으로 예상되는 축(605)에 대해 한정될 수 있다. 예상되는 경계(602)는 형상 데이터(604)에 의해 초과되면 완화 동작이 촉발되는 것을 야기하는 미리 정의된 임계를 나타낸다.
- [0068] 일부 예시들에서, 예상되는 경계(602)는 해부학적 루멘에 대응할 수 있다. 예를 들어, 환자의 해부 구조는 CT 스캔들과 같은 다양한 의료 촬영 기술들을 사용하여 맵핑될 수 있다. 가요성 기구가 환자의 해부 구조 내로 삽입됨에 따라, 예상되는 경계(602)는 형상 데이터(404)가 획득되었던 가요성 기구의 특정 부분이 현재 존재하는, 해부학적 루멘의 지오메트리에 기반하여 한정될 수 있다.
- [0069] 도 7a는 형상 데이터(604)가 예상되는 경계(602) 내에 남는 예시를 도시한다. 형상 데이터(604)가 약간의 좌굴(603)을 가지는 것으로 도시되지만, 좌굴은 예상되는 경계(602)에 의해 한정되는 바와 같은 미리 정의된 임계를 초과하지 않는다. 하지만, 도 7b는 형상의 일부(608)가 예상되는 경계(602)를 초과하도록 형상화되는 형상 데이터(606)를 도시한다. 이러한 경우, 제어 시스템(예를 들어, 제어 시스템(414))은 완화 동작을 촉발할 수 있다. 제어 시스템은 형상 센서(예를 들어, 센서(412))로부터의 형상 데이터와 형상 제한 메커니즘을 통해 삽입 축에 대해 한정되는 바와 같은 예상되는 경계(602)를 비교함으로써 형상(604)의 일부(608)가 예상되는 경계(602)를 초과하고 있는지에 대해 결정할 수 있다.
- [0070] 도 8은 좌굴을 검출하기 위한 삽입 방향(658)으로부터(예를 들어, 축(A)을 따라) 세장형 가요성 기구(652)의 방향성 편차를 도시한다. 구체적으로, 제어 시스템은 특정 부분이 삽입 방향(658)에 실질적으로 수직한 방향으로 이동하고 있는지에 대해 결정하기 위해 실시간으로 형상 센서 데이터를 분석할 수 있다. 도 8은 삽입 방향(658)에 실질적으로 수직한 제1 방향(660)으로 이동하고 있는 기구(652)의 일부(654)를 도시한다. 추가적으로, 기구(652)의 일부(656)는 제1 방향의 반대이고 삽입 방향(658)에 실질적으로 수직한 제2 방향(662)으로 이동하고 있다. 특정 부분이 미리 결정된 거리에 대해 또는 미리 결정된 기간 동안 삽입 방향(658)에 수직한 방향(660, 662)으로 이동하면, 완화 동작이 촉발될 수 있다. 본 예시에서, 일부(654)는 미리 결정된 거리 또는 기간을 초과할 수 있는 반면, 일부(656)는 미리 결정된 거리 또는 기간을 초과하지 않는다. 추가적으로 또는 대안적으로, 형상 제한 디바이스 내의 형상의 국소 곡률(예를 들어, 가장 급격한 굽힘 반경) 또는 누적 곡률(예를 들어, 총 굽힘 각도)이 특정 임계를 초과하면, 완화 동작이 촉발될 수 있다.
- [0071] 도 9는 다수의 기구들 사이뿐만 아니라 기구 구동 메커니즘과 진입 포트 사이에서 형상 제한 디바이스들을 이용하는 다수의 기구 시스템(701)을 도시한다. 의료 기구 시스템(701)(예를 들어, 기구들(104, 200))은 외부 카테터(728), 내부 카테터(726), 및 의료 도구(724)를 포함한다. 본 예시에 따르면, 각각의 의료 기구는 원격작동 조작기 조립체(702, 712, 718)(예를 들어, 조작기 조립체(102))에 연결된다.
- [0072] 조작기 조립체(702)는 베이스(704a), 링크들(706a)의 세트, 조인트들(708a)의 세트를 포함하는 동역학적 아암 조립체(709a), 및 단부 메커니즘(710)을 포함한다. 조인트들(708a)은 하나 이상의 자유도로 아암(709a)의 이동을 구동하기 위한 모터들 또는 다른 액추에이터들을 포함할 수 있다. 본 예시가 두 개의 조인트들(708a)에 의해 결합되는 세 개의 링크들(706a)을 도시하는 반면, 다른 예시들은 다른 개수들의 링크들(706) 및 조인트들(708)을 가질 수 있다. 일부 예시들에서, 링크들은 미리 결정된 거리로 연장될 수 있는 텔레스코핑 링크들일 수 있다. 링크들은 수술 좌표 시스템 내의 요구되는 위치로 단부 메커니즘을 이동시키기 위해 조인트들의 돌레를 회전할 수 있다. 일부 조인트들은 단 하나의 평면 내에서의 회전만 허용할 수 있다. 다른 조인트들은 다수의 평면들에서의 회전을 허용할 수 있다.
- [0073] 링크들(706a) 및 조인트들(708a)의 조합은, 세 개의 선형 운동도(예를 들어, X, Y, Z 직교 축들을 따른 선형 운동) 및 세 개의 회전 운동도(예를 들어, X, Y, Z 직교 축들에 대한 회전)를 포함할 수 있는 여섯 개의 자유도로 단부 메커니즘(710)의 이동을 제공할 수 있다. 아암들(709a)은 제어 시스템(703)(예를 들어, 제어 시스템(112))으로부터 액추에이터들 및 기구들 및 단부 메커니즘(710)에 결합되는 기구 단부 작동기들에 전력 및 제어 신호들을 전달하기 위한 배선, 회로, 및 다른 전자 장치를 포함할 수 있다. 리줄버들, 인코더들, 전위차계들,

및 다른 메커니즘들과 같은 액추에이터 위치 센서들은 모터 샤프트들의 회전 및 배향을 설명하는 센서 데이터를 제어 시스템에 제공할 수 있다. 이 위치 센서 데이터는 모터들에 의해 조작되는 대상들의 운동을 결정하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 조인트들은 조인트의 회전 위치를 결정하거나 조인트를 연결하는 두 개의 링크들이 현재 위치되는 각도를 결정할 수 있는 센서들을 가질 수 있다. 추가적으로, 링크들이 연장 가능하면, 이러한 링크들은 링크가 현재 연장된 거리를 결정하기 위한 센서들을 포함할 수 있다. 이러한 방식으로, 베이스에 대한 단부 메커니즘의 위치는 이러한 센서들로부터의 데이터에 기반하여 결정될 수 있다. 구체적으로, 제어 시스템(703)은 이러한 센서들에 의해 수신되는 데이터를 처리하고, 그들의 대응하는 베이스들에 대해 단부 메커니즘들(710, 716, 722)의 위치를 결정할 수 있다. 추가적으로, 의료 도구(724) 및 카테터들(726, 728)이 위에서 설명되는 바와 같은 형상 및 위치 센서들을 포함할 수 있기 때문에, 단부 메커니즘들에 대한 각각의 의료 도구 및 카테터들의 원위 단부는 공지될 수 있다. 따라서, 수술 좌표 공간 내의 서로 및 고정된 포인트(예를 들어, 베이스들(704) 중 하나)에 대한 의료 도구 및 카테터들의 원위 단부들의 위치 및 배향이 결정될 수 있다.

[0074] 조작기 조립체(712)는 베이스(704b), 링크들(706b)의 세트, 조인트들(708b)의 세트를 포함하는 동역학적 아암 조립체(709b), 및 단부 메커니즘(716)을 포함한다. 조작기 조립체(718)는 베이스(704c), 링크들(706c)의 세트, 조인트들(708c)의 세트를 포함하는 동역학적 아암 조립체(709c), 및 단부 메커니즘(722)을 포함한다. 조립체들(712, 718)의 작동 및 제어는 실질적으로 조립체(702)와 유사하다.

[0075] 베이스(704a, 704b, 704c)는 휴대용일 수 있어서, 각각의 조작기 조립체가 환자 부근의 수술 공간 내에서 요구되는 바와 같이 개별적으로 위치되어 고정될 수 있다. 대안적으로, 조작기 조립체들 중 하나 이상은 환자 부근의 수술 공간 내에 위치될 수 있는 카트 또는 다른 공통 플랫폼에 결합될 수 있다.

[0076] 도 9의 예시에서, 의료 도구(724)는 단부 메커니즘(710)에 연결된다. 도구(724)의 작동은 단부 메커니즘(710)을 통해 전력 및 제어 신호들에 의해 적어도 부분적으로 제어될 수 있다. 내부 카테터(726)는 연결자 메커니즘(714)에 의해 단부 메커니즘(716)에 연결된다. 연결자 메커니즘(714)은 내부 카테터(726) 내로 의료 도구(724)를 가이드하기 위해 기능할 수 있다. 내부 카테터(726)의 작동은 단부 메커니즘(716)을 통해 전력 및 제어 신호들에 의해 적어도 부분적으로 제어될 수 있다. 외부 카테터(728)는 연결자 메커니즘(720)에 의해 단부 메커니즘(722)에 연결된다. 연결자 메커니즘(720)은 외부 카테터(728) 내로 내부 카테터(726)를 가이드하기 위해 기능할 수 있다. 외부 카테터(728)의 작동은 단부 메커니즘(722)을 통해 전력 및 제어 신호들에 의해 적어도 부분적으로 제어될 수 있다. 의료 도구(724)는 내부 카테터(726) 내에 들어맞고, 슬라이딩하고, 회전하도록 크기가 설정되고 형상된다. 추가적으로, 내부 카테터(726)는 외부 카테터(728) 내에 들어맞고, 슬라이딩하고, 회전하도록 크기가 설정되고 형상된다. 내부 카테터(726) 및 외부 카테터(728)는 위에서 설명되고 도 2a에 도시되는 카테터(202)와 유사할 수 있다. 의료 도구(724)는 생검 도구, 캡처 프로브, 절제 프로브, 또는 다른 수술 또는 진단 도구를 포함하는 다양한 의료 도구들 중 하나일 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 카테터들 중 하나 또는 둘 다 제외될 수 있다.

[0077] 세 개의 단부 메커니즘들(710, 716, 722)은 요구되는 바와 같이 의료 도구(724) 및 카테터들(726, 728)을 이동시키기 위해 개별적으로 제어될 수 있다. 예를 들어, 내부 카테터(726)를 외부 카테터(728) 내로 더 삽입하기 위해, 단부 메커니즘(716)은 단부 메커니즘(722)과 더 가까워지도록 이동될 수 있다. 의료 도구(724)를 두 내부 카테터(726) 및 외부 카테터(728) 내로 더 삽입하기 위해, 단부 메커니즘(710)은 단부 메커니즘(716)과 더 가까워지도록 이동될 수 있다.

[0078] 단부 메커니즘들(710, 716, 722)은 진입 포트(736)를 통해 환자의 신체 내로 의료 도구(724) 및 카테터들(726, 728)의 원위 단부를 삽입하기 위해 이동될 수 있다. 위에서 설명되는 바와 같이, 도구 및 카테터들은 자연적 또는 수술적으로 생성된 구멍을 통해 삽입될 수 있다.

[0079] 제1 형상 제한 디바이스(740)는 제1 단부 메커니즘(710)과 제2 단부 메커니즘(716) 사이에 배치될 수 있다. 따라서, 제1 형상 제한 디바이스(740)는 의료 도구가 내부 카테터(726) 내로 삽입됨에 따라 의료 도구(724)의 좌굴을 감소시키는 것을 돕는다. 제2 형상 제한 디바이스(742)는 제2 단부 메커니즘(714)과 제3 단부 메커니즘(722) 사이에 배치된다. 따라서, 제2 형상 제한 디바이스(742)는 내부 카테터가 외부 카테터(728) 내로 삽입됨에 따라 내부 카테터(726)의 좌굴을 감소시키는 것을 돕는다. 위에서 설명되는 형상 제한 디바이스(308)와 같이, 제3 형상 제한 디바이스(746)는 제3 단부 메커니즘(720)과 진입 포트(736) 사이에 배치된다. 제3 형상 제한 디바이스(746)는 외부 카테터가 진입 포트(736) 내로 삽입됨에 따라 외부 카테터(228)의 좌굴을 감소시키는 것을 돕는다. 제어 시스템(703)은 예상되는 형상을 한정하기 위해 위에서 설명되는 임의의 기술들을 이용하고 의료 도구(724), 내부 카테터(726), 또는 외부 카테터(728)로부터의 형상 데이터가 그 한정되는 형상을 초과했

는지 여부를 결정할 수 있다. 일부 예시들에서, 외부 카테터(728)는 내부 카테터(726)에 대한 형상 제한 디바이스로서 기능할 수 있고, 내부 카테터(726)는 도구(724)에 대한 형상 제한 디바이스로서 기능할 수 있다. 가요성임에도 불구하고, 카테터들(726, 728)은 그를 통해 연장되는 디바이스들에 대한 지지를 제공하기 위해 충분히 강성적일 수 있다.

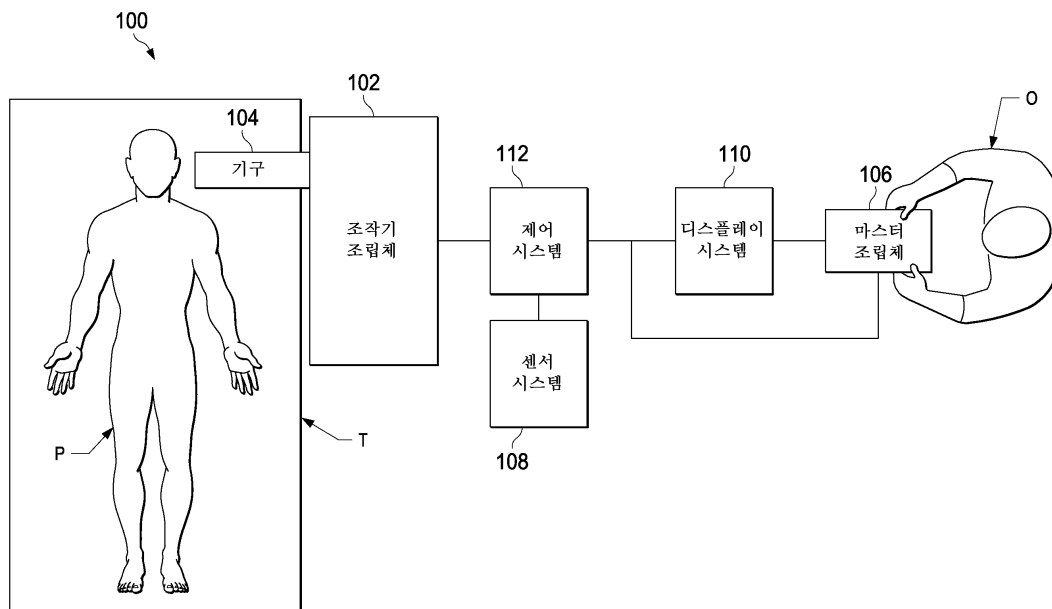
[0080] 발명의 실시예들 내의 하나 이상의 요소는 제어 시스템(112)과 같은 컴퓨터 시스템의 프로세서 상에서 실행하기 위해 소프트웨어로 구현될 수 있다. 소프트웨어로 구현될 때, 발명의 실시예들의 요소들은 필요한 작업들을 수행하기 위해 본질적으로 코드 세그먼트들이다. 프로그램 또는 코드 세그먼트들은 광학 매체, 반도체 매체, 및 자기 매체를 포함하여 정보를 저장할 수 있는 임의의 매체를 포함하는 비-일시적 프로세서 판독 가능 저장 매체 또는 디바이스 내에 저장될 수 있다. 프로세서 판독 가능 저장 디바이스의 예시들은 전자 회로; 반도체 디바이스, 반도체 메모리 디바이스, 판독 전용 메모리(ROM), 플래시 메모리, 삭제 가능한 프로그래밍 가능 판독 전용 메모리(EPROM); 플로피 디스켓, CD-ROM, 광학 디스크, 하드디스크, 또는 다른 저장 디바이스를 포함한다. 코드 세그먼트들은 인터넷, 인트라넷 등과 같은 컴퓨터 네트워크들을 통해 다운로드될 수 있다.

[0081] 제시되는 프로세스들 및 디스플레이들이 임의의 특정 컴퓨터 또는 다른 장치와 본질적으로 관련되지 않을 수 있다는 것에 유의한다. 다양한 이들 시스템들에 대해 요구되는 구조는 청구범위에 요소들로서 등장할 것이다. 추가로, 발명의 실시예들은 임의의 특정 프로그래밍 언어를 참조하여 설명되지 않는다. 다양한 프로그래밍 언어들이 본 명세서에서 설명되는 바와 같이 발명의 교시들을 구현하기 위해 사용될 수 있다는 것이 이해될 것이다.

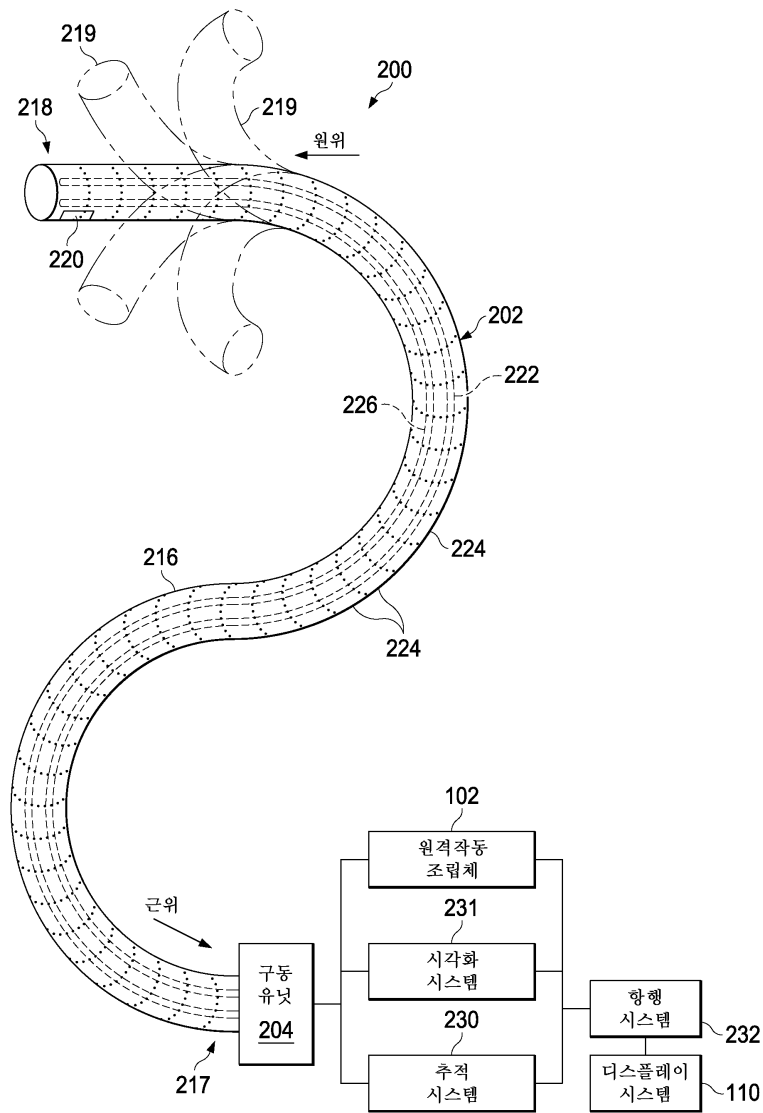
[0082] 발명의 특정 예시적인 실시예들이 첨부 도면들 내에서 설명 및 도시되고 있지만, 이러한 실시예들은 폭 넓은 발명의 예시적인 것이며 한정적인 것이 아니고, 본 기술분야의 통상의 기술자들이 다양한 다른 변경들을 생각해낼 수 있으므로, 발명의 그 실시예들은 도시 및 설명되는 특정 구조들 및 배열들에 한정되지 않는다는 것이 이해되어야 한다.

## 도면

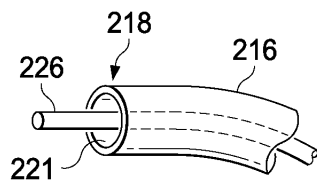
### 도면1



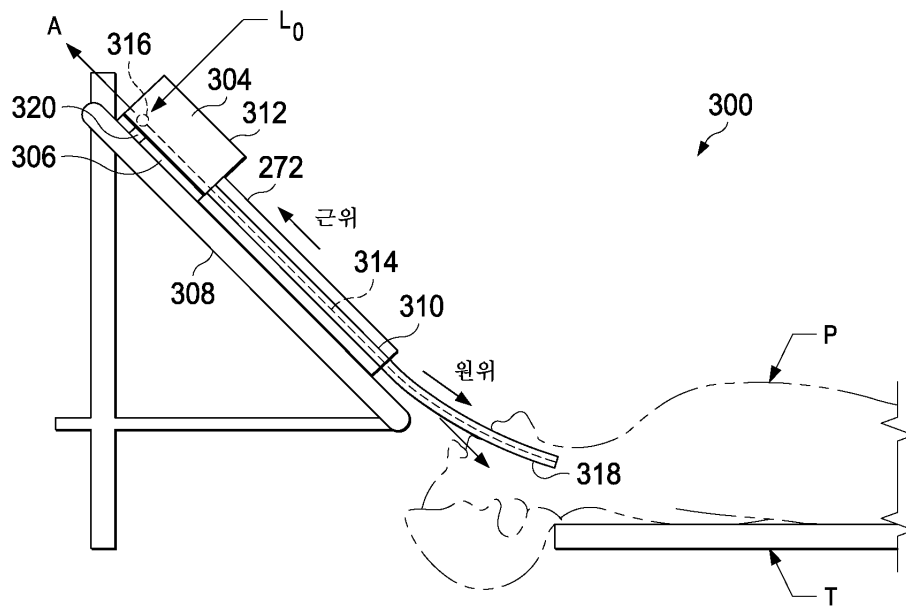
도면2a



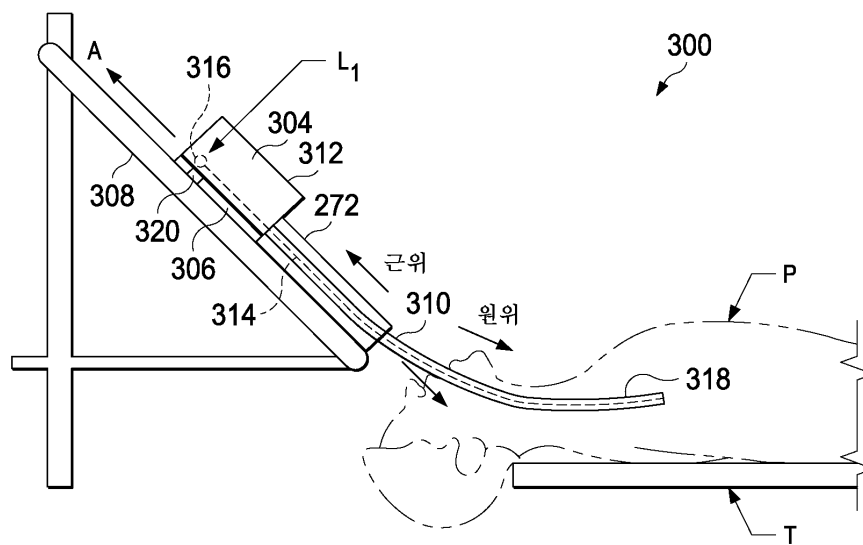
도면2b



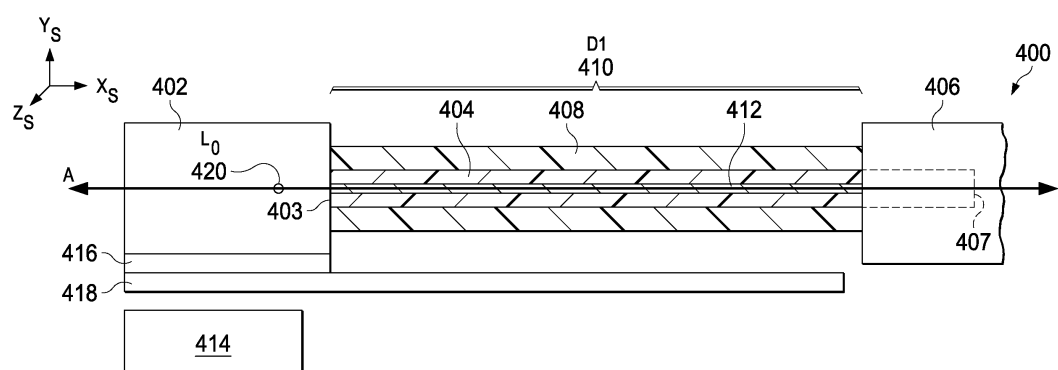
도면 3a



도면 3b

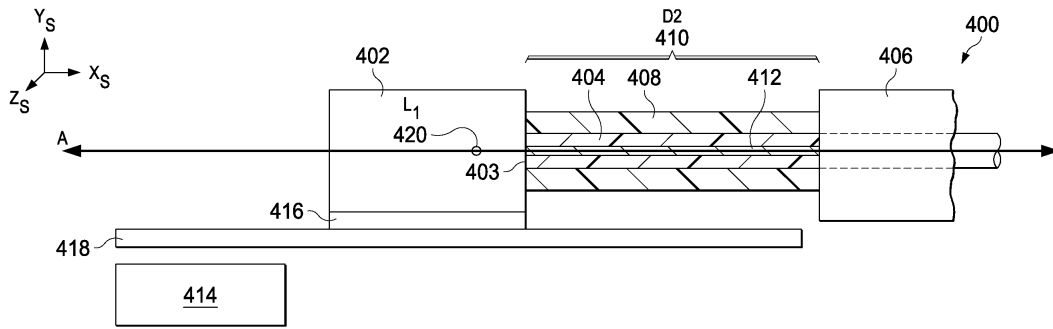


도면4a

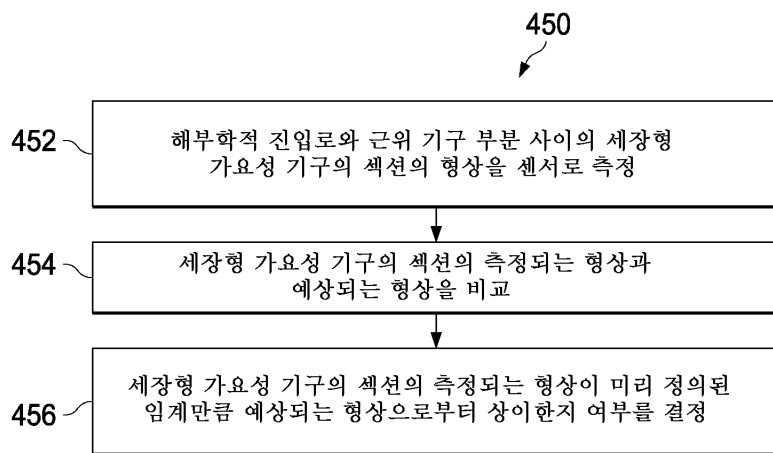




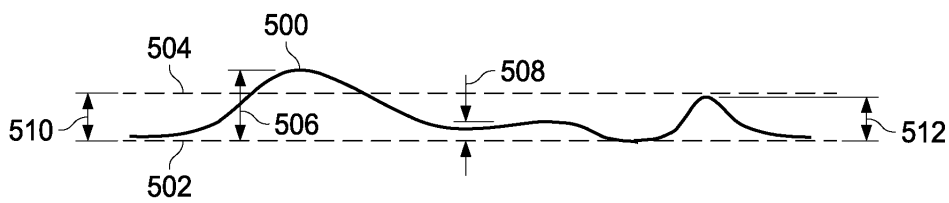
도면4b



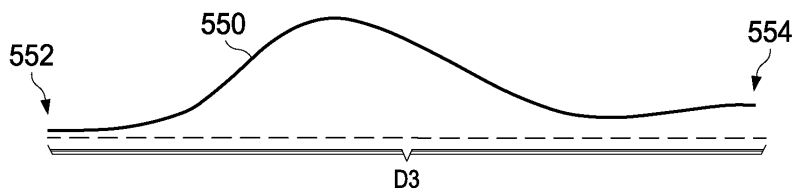
도면5



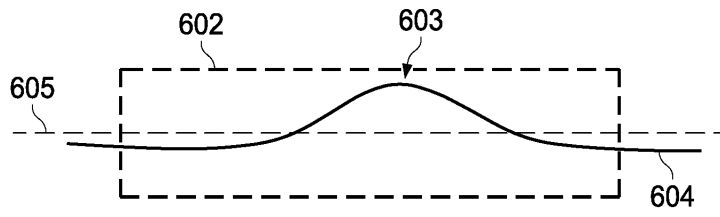
도면6a



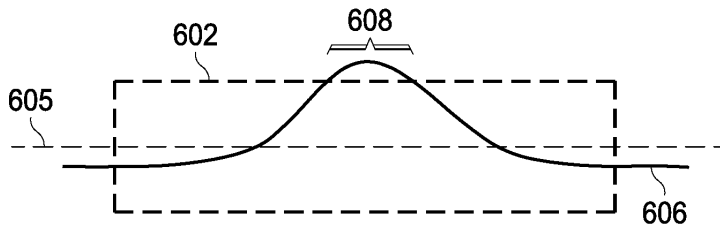
도면6b



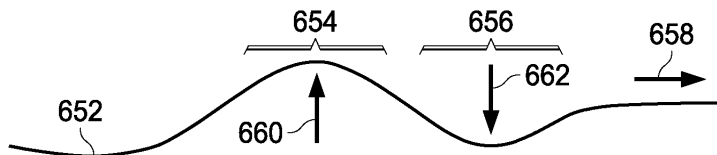
도면7a



도면7b



도면8



도면9

