



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년07월26일  
(11) 등록번호 10-2425170  
(24) 등록일자 2022년07월21일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 34/20 (2016.01) A61B 34/30 (2016.01)  
A61B 90/00 (2016.01) G16C 10/00 (2019.01)
- (52) CPC특허분류  
A61B 34/20 (2016.02)  
A61B 34/30 (2016.02)
- (21) 출원번호 10-2017-7015643
- (22) 출원일자(국제) 2015년11월11일  
심사청구일자 2020년11월10일
- (85) 번역문제출일자 2017년06월08일
- (65) 공개번호 10-2017-0083093
- (43) 공개일자 2017년07월17일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2015/060083
- (87) 국제공개번호 WO 2016/077419  
국제공개일자 2016년05월19일
- (30) 우선권주장  
62/079,139 2014년11월13일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문헌  
JP2013519431 A\*  
US20130303892 A1\*  
US20080161668 A1  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

- (73) 특허권자  
인튜어티브 서지컬 오퍼레이션즈 인코포레이티드  
미국 캘리포니아 94086 서니베일 키퍼 로드 1020
- (72) 발명자  
도노위 케이틀린 큐  
미국 94040 캘리포니아주 마운틴 뷰 매디슨 드라이브 936  
바르바글리 페데리코  
미국 94110 캘리포니아주 샌프란시스코 프로스펙트 애비뉴 345
- (74) 대리인  
양영준, 김윤기

전체 청구항 수 : 총 5 항

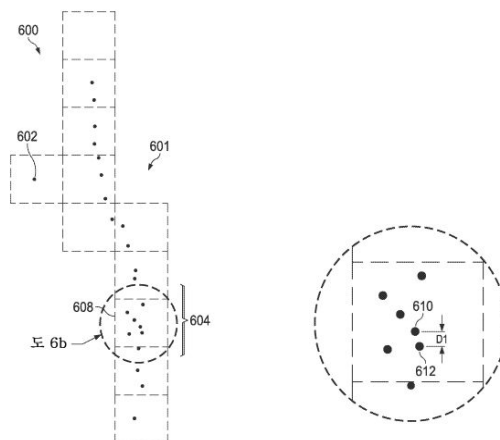
심사관 : 권보람

(54) 발명의 명칭 정위 데이터를 필터링하기 위한 시스템 및 방법

(57) 요약

컴퓨팅 시스템에 의해 수행되는 방법은 명령된 속도 프로파일에 따라 해부학적 통로 내에서 기구를 이동시키기 위해 원격조작 조립체에 명령어를 제공하는 것을 포함한다. 본 방법은 또한 해부학적 통로 내에 위치설정된 기구로부터의 공간 정보의 세트를 수신하는 것과, 명령된 속도 프로파일에 비례하는 공간 정보의 세트로부터의 공간 데이터 기록의 양을 선택하기 위해 공간 정보의 세트를 필터링 하는 것을 포함한다.

대표도



(52) CPC특허분류

**G16H 20/30** (2021.08)

**G16H 30/00** (2021.08)

A61B 2034/301 (2016.02)

A61B 2090/064 (2016.02)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

시스템이며:

원격조작 조립체에 의해 이동하도록 구성된 의료 기구, 및

하나 이상의 프로세서를 포함하는 프로세싱 유닛을 포함하고, 상기 프로세싱 유닛은,

명령된 속도 프로파일에 따라 해부학적 통로 내에서 기구를 이동시키기 위해 상기 원격조작 조립체에 명령어를 제공하고;

해부학적 통로 내에 위치설정된 기구로부터 공간 정보의 세트를 수신하고; 그리고

명령된 속도 프로파일에 비례하는 공간 정보의 세트로부터 공간 데이터 기록의 양을 선택하기 위해 공간 정보의 세트를 필터링하도록 구성되고,

명령된 속도 프로파일은, 명령된 제1 속도 및 제1 속도보다 더 큰 명령된 제2 속도를 포함하며,

공간 정보의 세트를 필터링하는 것은, 제1 속도보다 더 큰 제2 속도에 기초하여, 제2 속도에 대한 제2 기간 동안에 비해 제1 속도에 대한 제1 기간 중에 더 적은 공간 데이터 기록을 선택하는 것을 포함하는 시스템.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 공간 정보가 위치 정보 또는 배향 정보를 포함하는 시스템.

#### 청구항 3

제1항에 있어서, 상기 의료 기구가 공간 정보를 추적하는 전자기 센서를 포함하는 시스템.

#### 청구항 4

삭제

#### 청구항 5

제1항에 있어서, 상기 프로세싱 유닛은,

해부학적 통로의 모델에 대한 모델 공간 정보의 세트를 수신하고,

모델 공간 정보의 세트에 대해 공간 정보의 세트로부터의 공간 데이터 기록의 선택된 양을 정합시키도록 더 구성되는 시스템.

#### 청구항 6

제1항에 있어서, 상기 프로세싱 유닛은,

힘 센서로부터의 신호를 수신하고,

힘 센서로부터 수신된 신호를 기초로 기구로부터의 공간 정보의 세트 중 어느 것도 정합 또는 모델 구축에서의 사용을 위해 선택하지 않도록 더 구성되는 시스템.

#### 청구항 7

삭제

#### 청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

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

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 관련 출원

[0002] 본 특허 출원은 그 전문이 본원에 참조로 포함되어 있고 2014년 11월 13일자로 출원된 "SYSTEMS AND METHODS FOR FILTERING LOCALIZATION DATA"라는 제목인 미국 가특허 출원 62/079,139의 우선권과 출원일의 이익을 주장한다.

[0003] 분야

[0004] 본 개시내용은 영상 안내 수술을 위한 시스템 및 방법에 관한 것이며, 더 구체적으로는 환자의 해부구조에 대하여 수술 기구를 정위(localization)하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0005] 최소 침습 의료 기술은 의료 절차 도중 손상되는 조직의 양을 감소시켜, 환자 회복 시간, 불편함, 및 해로운 부작용을 감소시키도록 의도된다. 그런 최소 침습 기술은 환자의 해부학적 구조 내의 자연적인 구멍을 통해 또는 하나 이상의 수술적인 절개부를 통해 수행될 수도 있다. 이들 자연적 구멍 또는 절개부를 통해 임상외사는 최소 침습 의료 기구(수술, 진단, 치료, 또는 생검 기구)를 목표 조직 장소에 도달하도록 삽입할 수 있다. 기구는 폐, 결장, 장, 신장, 심장, 순환 시스템 등과 같은 해부학적 시스템 내의 자연적 또는 수술적으로 생성된 통로를 항행할 수 있다. 목표 조직 장소에의 도달을 보조하기 위해서, 의료 기구의 위치, 배향, 형상 및/또는 이동은 환자 해부구조의 수술전 또는 수술중 영상과 상관될 수 있다. 영상 안내 기구는 예를 들어 전자기(EM), 기계, 광학, 또는 초음파 추적 시스템을 사용하여 환자 해부 구조에 대해 정위될 수 있다. 일반적으로, 정위의 정확도는 기구에 대한 더 많은 공간 정보가 수신됨에 따라 증가한다. 그러나, 기구의 장소에 대한 중복되거나 부정확한 공간 정보를 수신하는 것은 정위의 정확도를 감소시키거나 또는 정위 프로세스를 느리게할 수 있다. 공간 정보를 필터링하기 위한 개선된 기술이 해부구조에 대한 기구 정위를 개선시키기 위해 필요하다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

**과제의 해결 수단**

[0006] 본 발명의 실시예는 이하의 청구범위에 의해 요약된다.

[0007] 일 실시예에서, 컴퓨팅 시스템에 의해 수행되는 방법은 명령된 속도 프로파일에 따라 해부학적 통로 내에서 기

구를 이동시키기 위해 원격조작 조립체에 명령어를 제공하는 것을 포함한다. 본 방법은 또한 해부학적 통로 내에 위치설정된 기구로부터의 공간 정보의 세트를 수신하는 것과, 명령된 속도 프로파일에 비례하는 공간 정보의 세트로부터의 공간 데이터 기록의 양을 선택하기 위해 공간 정보의 세트를 필터링 하는 것을 포함한다.

[0008] 다른 실시예에서, 컴퓨팅 시스템에 의해 수행되는 방법은 해부학적 통로 내에 위치설정된 기구로부터 공간 정보의 제1 세트를 수신하는 것을 포함한다. 공간 정보의 제1 세트는 복수의 기간에서의 기구의 원위 단부에 대한 위치 정보를 포함하는 복수의 공간 데이터 기록을 포함한다. 본 방법은 또한 시간 수집 순서로 복수의 공간 데이터 기록을 정렬하는 것과 복수의 공간 데이터 기록의 제1 및 제2 연속 공간 데이터 기록 사이의 공간적 관계를 평가하는 것을 포함한다. 본 방법은 또한 평가된 공간적 관계를 기초로 공간 정보의 제1 세트를 필터링 하는 것을 포함한다.

[0009] 다른 실시예에서, 컴퓨팅 시스템에 의해 수행되는 방법은 해부학적 통로 내에 위치설정된 기구로부터 공간 정보의 제1 세트를 수신하는 것을 포함한다. 공간 정보의 제1 세트는 복수의 기간에서의 기구의 원위 단부에 대한 위치 정보를 포함하는 복수의 공간 데이터 기록을 포함한다. 본 방법은 또한 복수의 공간 데이터 기록의 각각에 대한 신뢰성 인자를 발생시키는 것과 발생된 신뢰성 인자를 기초로 하여 공간 정보의 제1 세트를 필터링 하는 것을 포함한다.

[0010] 다른 실시예에서, 컴퓨팅 시스템에 의해 수행되는 방법은 해부학적 통로 내에 위치설정된 기구로부터 공간 정보의 제1 세트를 수신하는 것을 포함한다. 복수의 공간 데이터 기록을 포함하는 공간 정보의 제1 세트는 복수의 기간에서의 기구의 원위 단부에 대한 위치 정보를 포함한다. 본 방법은 또한 기구 내에 배치된 형상 센서로부터 형상 데이터를 수신하는 것과, 수신된 형상 데이터를 기초로 복수의 공간 데이터 기록 중 적어도 하나를 제거함으로써 공간 정보의 제1 세트를 필터링하는 것을 포함한다.

**도면의 간단한 설명**

[0011] 본 개시내용의 양태는 첨부 도면과 함께 판독될 때 이하의 상세한 설명으로부터 가장 잘 이해될 것이다. 산업 표준 관행에 따라 다양한 특징부는 일정한 비율로 도시되어 있지 않다는 것을 강조한다. 실제로, 다양한 특징부의 치수는 논의의 명확함으로 위해 임의로 증감될 수도 있다. 또한, 본 개시내용은 다양한 예에서 도면 부호 및/또는 기호를 반복할 수도 있다. 이런 반복은 단순함과 명확함을 위한 것일 뿐 개시된 다양한 실시예 및/또는 구성 간의 관계에 그 자체로 영향을 끼치지 않는다.

도 1은 본원에 설명된 원리의 일례에 따른 예시적인 원격조작 의료 시스템을 도시하는 도면이다.

도 2는 본원에 설명된 원리의 일례에 따른 예시적인 의료 기구 시스템을 도시하는 도면이다.

도 3은 본원에 설명된 원리의 일례에 따라, 모델 환자 해부구조에 정합된 기구를 도시하는 도면이다.

도 4a는 본원에 설명된 원리의 일례에 따라, 정합 프로세스를 수행하기 위한 예시적 방법을 도시하는 흐름도이다.

도 4b는 공간 정보를 필터링하기 위한 예시적 방법을 도시하는 흐름도이다.

도 5a는 해부학적 통로를 통해 통과하는 기구의 원위 단부로부터의 정위 신호를 예시하도록 공간적으로 배열된 데이터 포인트로서 도시된 공간 데이터 기록의 세트를 예시한다.

도 5b는 도 5a의 공간 데이터 기록의 표이다.

도 5c는 해부학적 통로를 통해 통과하는 기구의 원위 단부로부터의 정위 신호를 예시하도록 공간적으로 배열된 데이터 포인트로서 도시된 공간 데이터 기록의 다른 세트를 예시한다.

도 6a는 해부학적 통로의 형상과 연관된 세그먼트화 지도와 함께 데이터 포인트로서 도시된 공간 데이터 기록의 세트를 예시한다.

도 6b는 도 6a의 데이터 포인트의 일부를 예시한다.

도 7은 본 개시내용의 일 실시예에 따른 명령된 속도 프로파일을 예시한다.

도 8 내지 도 10은 해부학적 통로를 통해 통과하는 기구의 원위 단부로부터의 정위 신호를 예시하도록 공간적으로 배열된 데이터 포인트로서 도시된 공간 데이터 기록의 세트를 예시한다.

도 11은 해부학적 통로 내에 위치설정된 형상 센서로부터 수신된 형상 프로파일을 예시한다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0012] 본 개시내용의 원리의 이해를 촉진하기 위해, 도면에 도시된 실시예를 이제 참조할 것이며, 특정 용어가 그런 실시예를 개시하는데 사용될 것이다. 그럼에도 불구하고 이는 본 개시내용의 범주를 제한하는 것이 아니다. 본 발명의 양태에 대한 이하의 상세한 설명에서, 개시된 실시예에 대한 완벽한 이해를 제공하기 위해 많은 특정한 세부사항이 기재되어 있다. 그러나, 본 개시내용의 실시예는 그런 특정한 세부사항 없이도 실시될 수도 있음이 통상의 기술자에게 명백할 것이다. 다른 예에서, 주지된 방법, 절차, 구성요소 및 회로는 본 발명의 실시예의 양태를 불필요하게 모호하게 하지 않도록 상세히 기술되지 않는다.
- [0013] 본 개시내용과 관련된 기술에 대한 숙련자가 일반적으로 안출할 수 있는 개시된 디바이스, 기구, 방법, 및 본 개시내용의 원리의 임의의 추가적인 적용에 대한 임의의 변경예와 추가적인 수정레도 충분히 예상된다. 특히, 일 실시예와 관련하여 기술된 특징부, 구성요소 및/또는 단계는 본 개시내용의 다른 실시예와 관련하여 기술된 특징부, 구성요소 및/또는 단계와 조합될 수도 있다는 것도 충분히 예상된다. 또한, 본 명세서에 제공된 치수는 측정된 예에 대한 것일 뿐 다른 크기, 치수 및/또는 비율도 본 개시내용의 개념을 실시하는데 이용될 수도 있다고 생각된다. 불필요한 기술적인 반복을 피하기 위해, 예시적인 일 실시예에 따라 기술된 하나 이상의 구성요소 또는 동작은 다른 예시적인 실시예로부터 적용될 수 있는 한 사용되거나 또는 생략될 수 있다. 간결성을 위해, 그런 조합의 많은 반복은 별도로 기술되지 않는다. 단순함을 위해, 경우에 따라 동일한 도면 부호는 도면 전체에서 동일한 또는 유사한 부품을 나타내는데 사용된다.
- [0014] 이하의 실시예는 3차원 공간에서의 그 상태에 관하여 다양한 기구 및 기구의 일부분을 기술한다. 본 명세서에 사용된 바와 같이, "위치"라는 용어는 3차원 공간에서의 대상의 장소 또는 대상의 일부분과 관련이 있다(예컨대, X, Y, Z 직교 좌표를 따르는 병진 3자유도). 본 명세서에 사용된 바와 같이, "배향"이라는 용어는 대상의 회전 배치 또는 대상의 일부분과 관련이 있다(회전 3자유도, 예컨대 롤, 피치 및 요). 본 명세서에 사용된 바와 같이, "자세(pose)"라는 용어는 적어도 하나의 병진 자유도의 대상의 위치 또는 대상의 일부분, 그리고 적어도 하나의 회전 자유도의 그 대상의 배향 또는 대상의 일부분과 관련이 있다(최대 총 6자유도). 본 명세서에 사용된 바와 같이, "형상"이라는 용어는 대상을 따라 측정된 일 세트의 자세, 위치 또는 배향과 관련이 있다.
- [0015] 도면의 도 1을 참조하면, 예컨대 진단, 치료 또는 수술 절차를 포함하는 의료 절차에 사용되는 원격조작 의료 시스템이 전체적으로 도면부호 100으로 지시된다. 개시되는 바와 같이, 본 개시내용의 원격조작 의료 시스템은 외과의사의 원격조작 제어를 받는다. 대안적인 실시예에서, 원격조작 의료 시스템은 절차 또는 하위 절차를 수행하도록 프로그래밍된 컴퓨터의 부분적인 제어를 받을 수도 있다. 또 다른 대안적인 실시예에서, 절차 또는 하위 절차를 수행하도록 프로그래밍된 컴퓨터의 완전 제어를 받는 완전 자동화된 의료 시스템이 절차 또는 하위 절차를 수행하는데 사용될 수도 있다.
- [0016] 도 1에 도시된 바와 같이, 원격조작 시스템(100)은 일반적으로 환자(P)에 대해 다양한 절차를 실행함에 있어서 의료 기구 시스템(104)을 조작하기 위한 원격조작 조립체(102)를 포함한다. 조립체(102)는 환자(P)가 위치설정되는 수술대(O)에 또는 그 부근에 장착된다. 의료 기구 시스템(104)은 원격조작 조립체(102)에 조작가능하게 결합된다. 조작자 입력 시스템(106)은 외과의사 또는 다른 종류의 임상 의사(S)가 수술 부위의 영상을 관측하거나 표시하는 것을 그리고 의료 기구 시스템(104)의 조작을 제어하는 것을 가능케 한다.
- [0017] 대안적인 실시예에서, 원격조작 시스템은 1개 초과의 조종기 조립체를 포함할 수 있다. 조종기 조립체의 정확한 개수는 다른 인자 중에서 수술 절차 및 수술실 내의 공간 제약에 의존할 것이다.
- [0018] 조작자 입력 시스템(106)은, 통상적으로 수술대(O)와 동일한 방 안에 위치되는 외과의사의 콘솔(C)에 위치될 수 있다. 그러나, 외과의사(S)는 환자(P)로부터 다른 방 또는 완전히 다른 건물에 위치할 수도 있다는 것을 이해해야 한다. 조작자 입력 시스템(106)은 의료 기구 시스템(104)을 제어하기 위해 하나 이상의 제어 디바이스(들)를 일반적으로 포함한다. 제어 디바이스(들)는 손잡이, 조이스틱, 트랙볼, 데이터 글러브, 트리거 건, 수 조작식 제어기, 음성 인식 디바이스, 터치 스크린, 신체 운동 또는 존재 센서 등과 같은 임의의 수의 다양한 입력 디바이스 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예에서, 제어 디바이스(들)는 외과의사에게 원격현장감(telepresence), 즉 외과의사가 마치 수술 부위에 있는 것처럼 기구를 직접 제어하는 강한 느낌을 갖도록 제어 디바이스(들)가 기구와 일체형이라는 지각력을 제공하기 위해 원격조작 조립체의 의료 기구와 동일한 자유도를 가질 수도 있다. 다른 실시예에서, 제어 디바이스(들)는 연관된 의료 기구보다 더 많은 또는 더 적은 자유도를 갖지만 여전히 외과의사에게 원격현장감을 제공할 수도 있다. 몇몇 실시예에서, 제어 디바이스(들)는, 6자유도

로 이동되고 그리고 [예컨대, 파지 조(grasping jaw)의 폐쇄, 전극에 대한 전위 적용, 의료 치료제의 이송 등을 위해] 기구를 작동시키기 위한 자동가능 핸들을 또한 포함할 수도 있는 수동 입력 디바이스이다.

[0019] 원격조작 조립체(102)는 의료 기구 시스템(104)을 지지하고 그리고 하나 이상의 논서보 제어식 링크(예컨대, 수동으로 위치설정되어 제 위치에 체결될 수도 있는 세트업 구조체로도 일반적으로 지칭되는 하나 이상의 링크)의 운동학적 구조체 및 원격조작 조종기를 포함할 수도 있다. 원격조작 조립체(102)는 제어 시스템(예를 들어, 제어 시스템(112))으로부터의 명령에 응답하여 의료 기구 시스템(104)에 대한 입력을 구동하는 복수의 액추에이터 또는 모터를 포함한다. 모터는, 의료 기구 시스템(104)에 결합될 때, 의료 기구를 자연적으로 또는 수술적으로 형성된 해부학적 구멍 안으로 전진시킬 수 있는 구동 시스템을 포함한다. 다른 동력식 구동 시스템은 의료 기구의 원위 단부를 다자유도로 이동시킬 수도 있는데, 이 다자유도는 3선형 운동도(예컨대, X, Y, Z 직교 축을 따르는 선형 운동) 및 3회전 운동도(예컨대, X, Y, Z 직교 축을 중심으로 한 회전)를 포함할 수도 있다. 또한, 모터는 조직을 생검 디바이스 등의 조 내에 파지하기 위해 기구의 관절식 엔드 이펙터(articulable end effector)를 작동시키는데 사용될 수 있다.

[0020] 또한, 원격조작 의료 시스템(100)은 원격조작 조립체의 기구에 대한 정보를 수신하기 위해 하나 이상의 하위시스템을 갖는 센서 시스템(108)을 포함한다. 이런 하위시스템은 위치 센서 시스템(예를 들어, 전자기(EM) 센서 시스템)과, 카테터 팁 및/또는 기구 시스템(104)의 가요성 본체를 따른 하나 이상의 세그먼트의 위치, 배향, 속력, 속도, 자세 및/또는 형상을 결정하기 위한 형상 센서 시스템, 및/또는 카테터 시스템의 원위 단부로부터 영상을 포착하기 위한 가시화 시스템을 포함할 수 있다.

[0021] 가시화 시스템(예를 들어, 도 2의 가시화 시스템(231))은, 수술 부위의 동시 또는 실시간 영상이 외과의사에게 제공되도록 관찰 스코프 조립체(이하에서 더 상세하게 설명됨)를 포함할 수 있다. 동시 영상은 예를 들어 수술 부위 내에 위치설정되는 내시경에 의해 포착되는 2차원 또는 3차원 영상일 수 있다. 본 실시예에서, 가시화 시스템은 의료 기구(104)에 일체로 또는 제거가능하게 결합될 수 있는 내시경 구성요소를 포함한다. 그러나, 대안적인 실시예에서, 개별적인 조종기 조립체에 부착되는 개별적인 내시경이 수술 부위를 영상화하기 위해 의료 기구와 함께 사용될 수 있다. 가시화 시스템은 제어 시스템(112)(이하에서 설명됨)의 프로세서를 포함할 수 있는 1개 이상의 컴퓨터 프로세서와 상호작용하거나 그것에 의해 다른 방식으로 실행되는 하드웨어, 펌웨어, 소프트웨어 또는 이들의 조합으로서 구현될 수 있다.

[0022] 또한, 원격조작 의료 시스템(100)은 수술 부위의 영상 또는 표현을 표시하기 위한 표시 시스템(110)과, 센서 시스템(108)의 하위시스템에 의해 생성된 의료 기구 시스템(들)(104)을 포함할 수 있다. 표시장치(110)와 조작자 입력 시스템(106)은 조작자가 원격현존감을 인지하면서 조작자 입력 시스템(106)과 의료 기구 시스템(104)을 제어할 수 있도록 배향될 수 있다.

[0023] 표시 시스템(110)은 또한 가시화 시스템에 의해 포착된 수술 부위 및 의료 기구의 영상을 표시할 수 있다. 표시장치(110) 및 제어 디바이스는, 조작자가 마치 실질적으로 실존하는 작업공간을 관찰하는 것처럼 의료 기구(104) 및 손 제어를 조종할 수 있도록, 스코프 조립체 및 의료 기구 내의 영상화 디바이스의 상대 위치가 외과의사의 눈 및 손의 상대 위치와 유사하도록 배향될 수 있다. 실존은, 영상의 제시가 기구(104)를 물리적으로 조종하고 있는 조작자의 관점을 모사하는 실제적 원근 영상인 것을 의미한다.

[0024] 대안적으로 또는 추가적으로, 표시장치(110)는 컴퓨터 단층촬영(CT), 자기 공명 영상화(MRI), 형광투시, 열조영, 초음파, 광 간섭 단층촬영(OCT), 열 영상화, 임피던스 영상화, 레이저 영상화, 또는 나노튜브 X-선 영상화 같은 영상화 기술을 사용하여 수술전에 기록 및/또는 모델링된 수술 부위의 영상을 제시할 수 있다. 제시된 수술전 영상은 2차원, 3차원, 또는 4차원 영상을 포함할 수 있다. 제시된 수술전 또는 수술중 영상은 (예컨대, 시간 기반 또는 속도 기반 정보를 포함하는) 2차원, 3차원 또는 4차원 영상, 및 영상 재현을 위한 연관 영상 데이터 세트를 포함할 수도 있다.

[0025] 일부 실시예에서, 표시장치(110)는, 의료 기구(104)의 팁의 장소에서의 내부 수술 부위의 가상 영상을 외과의사(S)에게 제시하도록 수술전 또는 동시성 영상과 의료 기구(104)의 실제 장소가 정합되는(예를 들어, 동적으로 참조되는) 가상 항행 영상을 표시할 수 있다. 기구(104)의 팁의 영상 또는 다른 그래픽 또는 문자숫자 지시자가 의료 기구를 제어하는 외과의사를 보조하기 위해 가상 영상에 중첩될 수 있다. 대안적으로, 기구(104)는 가상 영상에서 보이지 않을 수 있다.

[0026] 다른 실시예에서, 디스플레이(110)는 의료 기구의 실제 장소가 수술전 또는 동시적 영상과 정합되어 외과의사(S)에게 외부 관점으로부터 수술 부위 내의 의료 기구의 가상 영상을 제시하는 가상 항행 영상을 표시할 수 있

다. 의료 기구 또는 다른 그래픽 또는 문자숫자 지시자의 일부의 영상이 기구(104)를 제어하는 외과의사를 보조하기 위해 가상 영상에 중첩될 수 있다.

[0027] 원격조작 의료 시스템(100)은 제어 시스템(112)을 또한 포함한다. 제어 시스템(112)은 의료 기구 시스템(104), 조작자 입력 시스템(106), 센서 시스템(108), 및 표시 시스템(110) 사이의 제어를 실행하기 위해서 적어도 하나의 메모리 및 적어도 하나의 프로세서(도시되지 않음), 통상적으로는 복수의 프로세서를 포함한다. 제어 시스템(112)은 본 명세서에 개시된 양태에 따라 기재된 방법의 일부 또는 전부를 수행하기 위해 프로그래밍된 명령어(예컨대, 명령어를 저장하고 있는 컴퓨터 판독가능 매체)를 또한 포함한다. 제어 시스템(112)은 도 1의 단순화된 개략도에는 단일 블록으로 도시되어 있지만, 제어 시스템은 2개 이상의 데이터 프로세싱 회로를 포함할 수도 있는데, 데이터 프로세싱 회로의 일부는 임의로 원격조작 조립체(102)에서 또는 이 원격 조작 조립체 부근에서 수행되고 그리고 데이터 프로세싱 회로의 다른 부분은 조작자 입력 시스템(106) 등에서 수행된다. 광범위한 중앙 집중식 또는 분산형 데이터 프로세싱 아키텍처 중의 어떤 것도 이용될 수도 있다. 유사하게, 프로그래밍된 명령어는 복수의 개별적인 프로그램 또는 서브루틴으로 실시되거나 또는 본 명세서에 개시된 복수의 다른 양태의 원격조작 시스템에 통합될 수도 있다. 일 실시예에서, 제어 시스템(112)은 블루투스, IrDA, HomeRF, IEEE 802.11, DECT 및 무선 원격측정과 같은 무선 통신 프로토콜을 지원한다.

[0028] 일부 실시예에서, 제어 시스템(112)은 의료 기구 시스템(104)으로부터 힘 및/또는 토크 피드백을 수신하는 하나 이상의 서보 제어기를 포함할 수 있다. 피드백에 응답하여, 서보 제어기는 신호를 조작자 입력 시스템(106)에 전송한다. 서보 제어기(들)는 또한 본체 내의 개구를 통해 환자의 신체 내의 내부 수술 부위 내로 연장되는 의료 기구 시스템(들)(104)을 이동시키도록 원격조작 조립체(102)에게 지시하는 신호를 전송할 수도 있다. 임의의 적절한 종래의 또는 전문화된 서보 제어기가 사용될 수도 있다. 서보 제어기는 원격조작 조립체(102)와 개별적이거나 통합될 수도 있다. 몇몇 실시예에서, 서보 제어기와 원격 운용 조립체는 환자의 신체에 인접하게 위치설정된 원격조작 아암 카트의 부품으로 제공된다.

[0029] 제어 시스템(112)은 의료 기구 시스템(들)(104)에 대한 항행 보조를 제공하도록 가상 가시화 시스템을 추가로 포함할 수 있다. 가상 가시화 시스템을 사용한 가상 항행은 해부학적 통로의 3차원 구조와 관련하여 취득된 데이터 세트에 대한 참조에 기초한다. 더 구체적으로, 가상 가시화 시스템은 컴퓨터화 단층촬영(CT), 자기 공명 영상화(MRI), 형광투시, 열조영, 초음파, 광 간섭 단층촬영(OCT), 열 영상화, 임피던스 영상화, 레이저 영상화, 나노튜브 X-선 영상화 등과 같은 영상화 기술을 사용하여 영상화된 수술 부위의 영상을 프로세싱한다. 기록된 영상을 부분적 또는 전체적 해부학적 장기 또는 해부학적 구역의 세그먼트화된 2차원 또는 3차원 복합 표현으로 변환하기 위해 소프트웨어가 단독 또는 수동 입력과 조합되어 사용된다. 영상 데이터 세트는 복합 표현과 연관된다. 복합 표현 및 영상 데이터 세트는 통로의 다양한 장소 및 형상과 그 연결성을 설명한다. 복합 표현을 생성하기 위해 사용되는 영상은 임상 절차 동안 수술전에 또는 수술중에 기록될 수 있다. 대안적인 실시예에서, 가상 가시화 시스템은 표준 표현(즉, 환자에 특정되지 않음) 또는 표준 표현과 환자 특정 데이터의 혼합을 사용할 수 있다. 복합 표현 및 복합 표현에 의해 생성된 임의의 가상 영상은 하나 이상의 운동 단계 동안(예를 들어, 폐의 흡기/호기 주기 동안)의 변형가능한 해부학적 구역의 정적 자세를 표현할 수 있다.

[0030] 영상-안내 절차 동안, 센서 시스템(108)은 환자 해부구조에 관한 기구의 근사 장소를 컴퓨팅하기 위해 사용될 수 있다. 상기 장소는 환자 해부구조의 거시 수준 추적 영상 및 환자 해부구조의 가상 내부 영상의 양자 모두를 생성하기 위해 사용될 수 있다. 수술전 기록된 수술 영상, 예컨대 가상 가시화 시스템으로부터의 영상과 함께 의료 기구를 정합 및 표시하기 위해 광섬유 센서를 사용하는 다양한 시스템이 알려져 있다. 예를 들어, 미국 특허 출원 번호 13/107,562(2011년 5월 13일 출원)("Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomical Structure for Image-Guided Surgery"를 개시)는 한가지 이러한 시스템을 개시하고 있으며, 이 문헌은 그 전문이 본 명세서에 참조로 통합된다.

[0031] 원격조작 의료 시스템(100)은 조명 시스템, 조향 제어 시스템, 세척 시스템 및/또는 흡인 시스템과 같은 (도시 안 된) 임의의 조작 및 지지 시스템을 추가로 포함할 수도 있다. 대안적인 실시예에서, 원격조작 시스템은 하나보다 많은 원격조작 조립체 및/또는 하나보다 많은 조작자 입력 시스템을 포함할 수도 있다. 조작자 조립체의 정확한 개수는 여러 인자 중에서도 수술 절차 및 수술실 내의 공간 제약에 따라 결정된다. 조작자 입력 시스템은 함께 배치되거나 또는 개별적인 장소에 위치설정될 수도 있다. 다중 조작자 입력 시스템은 한 명보다 많은 조작자가 하나 이상의 조작자 조립체를 다양한 조합으로 제어하는 것을 가능케 한다.

[0032] 도 2는 원격조작 의료 시스템(100)의 의료 기구 시스템(104)으로서 사용될 수 있는 의료 기구 시스템(200)을 예시한다. 대안적으로, 의료 기구 시스템(200)은 비-원격조작 탐사 절차에 또는 내시경 검사와 같이 전형적인 수

동식 의료 기구를 포함하는 절차에 사용될 수도 있다.

- [0033] 의료 기구 시스템(200)은 기구 본체(204)에 결합된 카테터 시스템(202)을 포함한다. 카테터 시스템(202)은 근위 단부(217) 및 원위 단부 또는 팁부(218)를 갖는 세장형의 가요성 카테터 본체(216)를 포함한다. 일 실시예에서, 가요성 본체(216)는 대략 3mm의 외부 직경을 갖는다. 다른 가요성 본체 외부 직경은 더 크거나 더 작을 수도 있다. 카테터 시스템(202)은 원위 단부(218)에서의 카테터 팁의 그리고/또는 본체(216)를 따르는 하나 이상의 세그먼트(224)의 위치, 배향, 속력, 속도, 자세 및/또는 형상을 결정하기 위한 형상 센서(222)를 포함할 수도 있다. 원위 단부(218)와 근위 단부(217) 사이의 본체(216)의 전체 길이는 세그먼트(224)로 효과적으로 분할될 수도 있다. 기구 시스템(200)이 원격조작 의료 시스템(100)의 의료 기구 시스템(104)인 경우, 형상 센서(222)는 센서 시스템(108)의 구성요소일 수 있다. 기구 시스템(200)이 수동적으로 조작되거나 다른 방식으로 비-원격조작 절차를 위해 사용되는 경우, 형상 센서(222)는 형상 센서에 질의하고 수신된 형상 데이터를 프로세싱하는 추적 시스템(230)에 결합될 수 있다.
- [0034] 형상 센서(222)는 (예컨대, (도시 안 된) 내부 채널의 내부에 제공된 또는 외부에 장착된) 가요성 카테터 본체(216)와 정렬된 광섬유를 포함할 수도 있다. 일 실시예에서, 광섬유는 대략 200 μm의 직경을 갖는다. 다른 실시예에서, 치수는 더 크거나 더 작을 수도 있다.
- [0035] 형상 센서 시스템(222)의 광섬유는 카테터 시스템(202)의 형상을 결정하기 위한 광섬유 굴곡 센서를 형성한다. 일 대안에서, FBG(Fiber Bragg Grating)를 포함하는 광섬유가 1개 이상의 차원으로 구조의 변형 측정을 제공하기 위해 사용된다. 3차원으로 광섬유의 형상 및 상대 위치를 감시하는 다양한 시스템 및 방법이 미국 특허 출원 번호 11/180,389(2005년 7월 13일 출원)("Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto"를 개시), 미국 특허 출원 번호 12/047,056(2004년 7월 16일 출원)("Fiber-optic shape and relative position sensing"를 개시), 및 미국 특허 번호 6,389,187(1998년 6월 17일 출원)("Optical Fibre Bend Sensor"를 개시)에 설명되어 있으며, 이들은 그 전문이 본원에 참조로 통합된다. 대안적인 실시예의 센서는 레일리 산란(Rayleigh scattering), 라만 산란(Raman scattering), 브릴루앙 산란(Brillouin scattering), 및 형광 산란(Fluorescence scattering) 같은 다른 적절한 변형 감지 기술을 채용할 수 있다. 다른 대안적인 실시예에서, 카테터의 형상은 다른 기술을 사용하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 카테터의 원위 팁 자세의 이력이 시간 간격에 걸친 디바이스의 형상을 재구성하기 위해 사용될 수 있다. 다른 예로서, 호흡 같은 교번적인 운동의 주기를 따른 기구 시스템의 알려진 포인트에 대한 이력적 자세, 위치, 또는 배향 데이터가 저장될 수 있다. 이 저장된 데이터는 카테터에 대한 형상 정보를 제작하기 위해 사용될 수 있다. 대안적으로, 카테터를 따라 위치설정되는 EM 센서 같은 일련의 위치 센서가 형상 감지를 위해 사용될 수 있다. 대안적으로, 절차 동안의 기구 시스템 상의 EM 센서 같은 위치 센서로부터의 데이터의 이력이, 특히 해부학적 통로가 일반적으로 정적인 경우에, 기구의 형상을 표현하기 위해 사용될 수 있다. 대안적으로, 외부 자기장에 의해 제어되는 위치 또는 배향을 갖는 무선 디바이스가 형상 감지를 위해 사용될 수 있다. 무선 디바이스의 위치의 이력은 항행되는 통로에 대한 형상을 결정하기 위해 사용될 수 있다.
- [0036] 형상 센서(222)의 광섬유는 카테터 시스템(202)의 적어도 일부의 형상을 감시하기 위해 사용될 수 있다. 더 구체적으로는, 광섬유를 통과하는 광은 카테터 시스템(202)의 형상을 탐지하고 그 정보를 이용하여 수술 절차를 보조하기 위해 프로세싱된다. 센서 시스템(예를 들어, 센서 시스템(108))은 카테터 시스템(202)의 형상을 결정하기 위해 사용되는 광을 발생시키고 탐지하기 위한 질의 시스템을 포함할 수 있다. 이 정보는 결국 의료 기구 시스템의 부분들의 속도 및 가속도 같은 다른 관련된 변수를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 감지는 원격조작 시스템에 의해 작동되는 자유도로만 한정될 수 있거나, 수동형(예를 들어, 조인트 사이의 강성 부재의 비작동 굴곡) 및 능동형(예를 들어, 기구의 작동 이동)의 양자 모두에 적용될 수 있다.
- [0037] 의료 기구 시스템은 위치 센서 시스템(220)을 임의로 포함할 수도 있다. 위치 센서 시스템(220)은 외부에서 발생된 전자기장이 인가될 수도 있는 하나 이상의 전도성 코일을 포함하는 센서(220)를 갖춘 EM 센서 시스템의 구성요소일 수도 있다. EM 센서 시스템(220)의 각각의 코일은 외부적으로 발생된 전자기장에 대한 코일의 위치 및 배향에 의존하는 특성을 갖는 유도 전기 신호를 생성한다. 일 실시예에서, EM 센서 시스템은 6개의 자유도, 예를 들어 3개의 위치 좌표(X, Y, Z) 및 기초 포인트의 피치, 요, 및 롤을 지시하는 3개의 배향 각도 또는 5개의 자유도, 예를 들어 3개의 위치 좌표(X, Y, Z) 및 기초 포인트의 피치 및 요를 지시하는 2개의 배향 각도를 측정하도록 구성 및 위치설정될 수 있다. EM 센서 시스템의 추가적인 설명이 미국 특허 번호 6,380,732(1999년 8월 11일 출원)("Six-Degree of Freedom Tracking System Having a Passive Transponder on the Object Being Tracked"를 개시)에 제공되어 있으며, 이 문헌은 그 전문이 본원에 참조로 통합된다.

- [0038] 추적 시스템(230)은 기구(200)를 따른 1개 이상의 세그먼트(224) 및 원위 단부(218)의 위치, 배향, 속도, 자세, 및/또는 형상을 결정하기 위한 위치 센서 시스템(220) 및 형상 센서 시스템(222)을 포함할 수 있다. 추적 시스템(230)은 제어 시스템(116)의 프로세서를 포함할 수 있는 1개 이상의 컴퓨터 프로세서와 상호작용하거나 또는 그것에 의해 다른 방식으로 실행되는 하드웨어, 펌웨어, 소프트웨어, 또는 그 조합으로서 구현될 수 있다.
- [0039] 가요성 카테터 본체(216)는 보조 기구(226)를 수신하도록 크기조정 및 형성되는 채널을 포함한다. 보조 기구는 예컨대, 영상 포착 프로브, 생검 기구, 레이저 절제 섬유, 또는 다른 수술, 진단 또는 치료 도구를 포함할 수도 있다. 보조 도구는 수술용 메스, 무딘 블레이드, 광섬유 또는 전극과 같은 단일 작업 부재를 갖는 엔드 이펙터를 포함할 수도 있다. 다른 엔드 이펙터는 예컨대, 겸자, 파지기, 가위 또는 클립 적용기를 포함할 수도 있다. 전기 작동식 엔드 이펙터는 전기 수술용 전극, 변환기, 센서 등을 포함한다. 다양한 실시예에서, 보조 도구(226)는 표시를 위해 가시화 시스템(231)에 의해 프로세싱되는 영상(비디오 영상을 포함)을 포착하기 위한 가요성 카테터 본체(216)의 원위 단부(218)의 또는 그 부근의 스테레오스코픽(stereoscopic) 또는 모노스코픽(monoscopic) 카메라를 갖는 원위 부분을 포함하는 영상 포착 프로브일 수 있다. 영상 포착 프로브는 포착된 영상 데이터를 전송하기 위한 카메라에 결합된 케이블을 포함할 수도 있다. 대안적으로, 영상 포착 기구는 가시화 시스템에 결합되는 파이버스코프 같은 광섬유 번들일 수 있다. 영상 포착 기구는 예컨대, 가시, 적외선 또는 자외선 스펙트럼 중 하나 이상으로 영상 데이터를 포착하는 단일 또는 다중 스펙트럼식일 수도 있다.
- [0040] 보조 기구(226)는 기구의 원위 단부를 제어가능하게 굴곡시키기 위해 기구의 기반부와 말단부 사이에서 연장되는 (도시 안 된) 케이블, 연결 장치 또는 다른 작동 제어부를 수납할 수도 있다. 조향가능한 기구는 그 전체 내용이 본 명세서에서 참조로서 포함되는 미국 특허 번호 7,316,681(2005년 10월 4일자로 출원됨)("Articulated Surgical Instrument for Performing Minimally Invasive Surgery with Enhanced Dexterity and Sensitivity"를 개시하고 있음) 및 미국 특허 출원 번호 12/286,644(2008년 9월 30일자로 출원됨)("Passive Preload and Capstan Drive for Surgical Instruments"를 개시하고 있음)에 상세히 기재되어 있다.
- [0041] 가요성 카테터 본체(216)는 또한 예를 들어 원위 단부의 파선 표시(219)에 의해 도시된 바와 같이 원위 단부(218)를 제어가능하게 굴곡시키기 위해 하우징(204)과 원위 단부(218) 사이에서 연장되는 케이블, 연동구, 또는 다른 조향 제어부(도시되지 않음)를 수납할 수 있다. 조향가능한 카테터는 그 전체 내용이 본 명세서에서 참조로서 포함되는 미국 특허 출원 번호 13/274,208(2011년 10월 14일자로 출원됨)("Catheter with Removable Vision Probe"를 개시하고 있음)에 상세히 기재되어 있다. 기구 시스템(200)이 원격조작 조립체에 의해 작동되는 실시예에서, 하우징(204)은, 원격조작 조립체의 동력식 구동 요소에 제거가능하게 결합되고 그리고 이 동력식 구동 요소로부터 동력을 수신하는 구동 입력부를 포함할 수도 있다. 기구 시스템(200)이 수동으로 조작되는 실시예에서, 하우징(204)은 기구 시스템의 운동을 수동으로 제어하기 위해 파지 특징부, 수동 액추에이터 또는 다른 구성요소를 포함할 수도 있다. 카테터 시스템은 조향가능할 수도 있거나, 또는 대안적으로 카테터 시스템은 기구의 굴곡에 대한 조작자 제어를 위한 어떤 통합된 기구도 없어 조향불가능할 수도 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 하나 이상의 루멘이 가요성 본체(216)의 벽 내에 형성되는데, 이 루멘을 통해 의료 기구가 전개되어 목표 수술 장소에서 사용될 수 있다.
- [0042] 다양한 실시예에서, 의료 기구 시스템(200)은 폐의 진찰, 진단, 생검 또는 치료를 위해 기관지경 또는 기관지 카테터와 같은 가요성 기관지 기구를 포함할 수도 있다. 시스템(200)은 또한 결장, 창자, 신장, 뇌, 심장, 순환 시스템 등을 포함하는 다양한 해부학적 시스템 중의 어떤 것의 자연적인 또는 수술적으로 생성된 연결 통로를 통한 다른 조직의 항행 및 치료에 적합하다.
- [0043] 추적 시스템(230)으로부터의 정보는, 그것이 기구(200)의 제어에서의 사용을 위해 표시 시스템(110) 상에서 외과의사 또는 다른 조작자에게 실시간 위치 정보를 제공하기 위해 가시화 시스템(231)으로부터의 정보 및/또는 수술전 획득 모델과 조합되는, 항행 시스템(232)에 송신될 수 있다. 제어 시스템(116)은 기구(200)를 위치시키기 위한 피드백으로서의 위치 정보를 이용할 수 있다. 수술 기구를 수술 영상과 정합시키고 표시하기 위해 광섬유 센서를 사용하는 다양한 시스템이 "Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomical Structure for Image-Guided Surgery"를 개시하고 있는 2011년 5월 13일에 출원된 미국 특허 출원 번호 13/107,562에 제공되어 있으며, 이 문헌은 그 전문이 본원에 참조로 통합된다.
- [0044] 도 2의 실시예에서, 기구(200)는 원격조작 의료 시스템(100) 내에서 원격조작된다. 대안적인 실시예에서, 원격조작 조립체(102)는 직접 조작자 제어부로 대체될 수도 있다. 대안적인 직접 조작부에서는, 다양한 핸들과 조작자 인터페이스가 기구의 휴대식 조작을 위해 포함될 수도 있다.
- [0045] 도 3은 폐에 대해 외부인 관점에서, 인간의 폐(152)의 해부학적 모델(151)의 복합 영상을 제공하는 표시 시스템

(150)(예컨대, 표시 시스템(110))을 도시한다. 그러한 영상은 목표 장소(153)까지의 해부학적 통로(156)를 통한 예시적 경로를 도시한다. 모델 페(151)는 카테터 시스템(202)과 같은 가요성인 기구의 기구 영상(154)과 정합된다.

[0046] 도 4a는 도 3의 복합 영상과 같은 복합 영상을 발생시키기 위한 프로세스를 예시하는 흐름도(400)를 제공한다. 프로세스(402)에서, 환자 해부구조의 관련 부분의 수술전 또는 수술중 영상(예컨대, CT나 MRI)이 획득될 수 있다. 프로세스(404)에서, 해부구조의 모델은 세그먼트화 프로세스와 같은 모델링 기능을 사용하여 영상의 세트로부터 발생할 수 있다. 수동적 및/또는 컴퓨터 소프트웨어-기반 세그먼트화 프로세스 중 하나를 통해, 영상은 색, 밀도, 강도, 및 질감 같은 소정의 특징 또는 컴퓨팅된 특성을 공유하는 세그먼트 혹은 요소(예를 들어, 픽셀 또는 복셀)로 구획된다. 이 세그먼트화 프로세스에 의해 획득된 영상에 기초하여 목표 해부구조의 모델을 형성하는 2차원 또는 3차원 재구성이 이루어진다. 모델을 표현하기 위해서, 세그먼트화 프로세스는 목표 해부구조를 표현하는 복셀의 세트를 표현할 수 있고 그 후 복셀을 에워싸는 3D 표면을 획득하기 위해 마칭 큐브 기능 같은 기능을 적용할 수 있다.

[0047] 프로세스(406)에서, 조작자 또는 자동화된 제어 시스템은 목표 구조 또는 구역(예컨대, 종양 또는 폐색)까지 모델을 통하는 경로를 계획할 수 있다. 예시되지는 않았지만, 경로 계획 프로세스는 절차(400)의 다양한 단계에서 발생하고 재발생할 수 있다. 프로세스(408)에서, 모델은 환자 해부구조에 정합된다. 더욱 구체적으로는, 복셀을 에워싸는 3D 표면은 환자 해부구조에 동적으로 참조될 수 있다. 모델은 기준 프레임 및 연관된 모델 좌표 시스템을 가진다. 모델에서 식별된 해부 구조의 장소가, 실제 환자 및 중재 기구가 존재하는 환자 기준 프레임으로 변환될 수 있도록 모델 기준 프레임은 환자 기준 프레임에 정합된다.

[0048] 프로세스(410)에서, 기구는 환자 해부구조에 대해 정위된다. 더욱 구체적으로는, 기구 추적 시스템(예컨대, 시스템(230))은 기구가 해부구조를 통해 이동할 때 환자 해부구조에 대한 기구의 장소를 추적한다. 추적 시스템은 도구의 원위 단부와 같은 도구의 일부의 장소를 추적할 수 있다. 기구 상의 하나보다 더 많은 장소가 추적될 수 있다. 프로세스(412)에서, 추적된 기구는 해부학적 모델과 정합되며, 선택적으로는, 표시된 영상이 도 3에서 도시된 바와 같이 발생된다. 더욱 구체적으로는, 모델 해부학적 구조에 대한 기구의 이동이 추적되고 표시될 수 있도록, 환자 기준 프레임에서의 중재 기구에 대한 장소, 배향, 형상, 이동 또는 다른 공간적 기준 데이터가 모델 기준 프레임에 매칭되거나 그로 변환될 수 있다. 다양한 기술들이 모델과 기구의 위치를 정합하기 위해 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 반복적 최근점 포인트(ICP, iterative closest point) 기술이 사용된다. ICP는 그로 인해 대응하는 포인트들 사이의 총계 차이가 감소되도록 공간적 기준 포인트의 제1 세트가 포인트의 제2 세트에 대해 변환되는 기술이다. 포인트의 두 세트가 서로로부터 최소 거리에 있도록, 변환은 반복적으로 개정된다. 해부구조 내의 기구의 위치와 연관된 데이터를 그 해부구조의 모델에 정합시키기 위해 ICP를 사용할 때, 포인트의 제1 세트는 모델을 표현하는 공간 데이터 정보 또는 포인트에 대응한다. 포인트의 제2 세트는 기구와 연관된 다양한 종류의 추적 시스템으로부터 획득된 공간 데이터 기록 또는 포인트에 대응한다. 추적 시스템으로부터 획득된 공간 데이터 기록은 기록이 생성된 시간 혹은 순서에 대한 정보를 제공할 수 있고, 기구에 대한 위치, 배향, 형상, 이동 또는 다른 공간 정보를 포함할 수 있다. 기구의 이동으로 인해 기구로부터 획득된 포인트가 갱신되었을 때, 공간의 포인트의 제2 세트는 모델로부터의 포인트의 제1 세트에 대해 반복적으로 변환된다. 그러므로, 기구가 프로세스(414)에서 목표를 향해 통로를 항행할 때, 기구는 모델과 정합되어 유지된다.

[0049] 일반적으로, 기구 정위와 정합의 정확도는 기구에 대해 더 많은 공간 정보가 수신됨에 따라 증가된다. 그러나, 기구의 장소에 대한 중복되거나 부정확한 공간 정보를 수신하는 것은 정위의 정확도를 감소시키거나 또는 정위 프로세스를 느리게할 수 있다. 예컨대, 불일치 공간 데이터 기록은 추적 시스템의 센서 시스템에서의 불규칙성으로 인해 획득될 수 있다. 이러한 특이 데이터 포인트가 정위 및 정합을 컴퓨터하기 위해 사용되는 경우, 결과는 부정확할 수 있다. 다른 예시에서, 공간 데이터 기록이 특정 시간 간격으로 획득되며 기구가 정지하게 되는 경우, 특정 해부학적 영역에 대한 공간 데이터 기록의 큰 세트가 있을 수 있다. 이는 ICP 기능부가 그 영역에 과도한 가중치 주도록 유발할 수 있고 정합 프로세스에서의 오류를 증가시킬 수 있다.

[0050] 본원에 설명된 이론에 따르면, 기구의 추적 시스템으로부터 획득된 공간 데이터 기록의 세트는 소정 기록이 제거되도록 필터링되거나 ICP 또는 다른 정합 기술을 위해 사용될 때 더 낮은 가중치를 받을 수 있다. 필터링은 또한 분석을 위해 기준을 만족하는 공간 데이터 기록만을 선택하는 것을 포함할 수 있다. 그러나, 본원에 설명된 기술은 정합에서 사용되도록 제한되지 않으며, 해부학적 통로를 통해 기구의 이동을 추적함으로써 모델을 구축하거나 수정하는 것과 같은 다른 목적을 위해 사용될 수 있는 것으로 이해된다. 필터링은 본원에서 설명되

는 바와 같이 다양한 방식으로 수행될 수 있다.

[0051] 도 4b는 필터링된 데이터를 사용하여 정합을 수행하기 위한 예시적 방법(450)을 도시하는 흐름도이다. 선택적인 프로세스(452)에서, 공간 정보의 세트는 환자 해부구조의 모델로부터 수신된다. 이러한 공간 정보의 세트는 환자 해부구조에서의 통로에 대응하는 요소의 세트를 포함할 수 있다. 예컨대, 상기 요소들은 복셀, 통로 중심선 포인트, 또는 메시 모델로서 표현될 수 있다. 모델로부터의 공간 정보의 세트는 또한 복셀을 둘러싸는 3차원 표면을 포함할 수 있다. 프로세스(454)에서, 공간 정보의 세트는 기구 추적 시스템으로부터 획득된다. 이러한 공간 정보의 세트는 추적 시스템으로부터 획득된 공간 데이터 기록의 세트일 수 있고, 이는 연속적인 기록이 생성된 시간 혹은 순서에 대한 정보를 제공하며, 기구에 대한 위치, 배향, 형상, 이동 또는 다른 공간 정보를 포함할 수 있다. 프로세스(456)에서, 추적 시스템으로부터의 공간 정보의 세트는, 중복되거나, 특이하거나, 신뢰성이나 품질이 낮거나, 바람직하지 않은 기간(예컨대, 너무 늦거나 너무 이르게)으로부터 온 것이거나, 주기적인 해부학적 운동의 특정 주기동안 획득되었거나, 변형된 형상과 연관되거나, 특정 공간 데이터 기록 혹은 공간 데이터 기록의 부분집합이 불량해지거나 바람직해지도록 유발할 수 있는 다른 이유가 있는 것으로 간주되는 공간 데이터 기록에 대한 선택, 제거 또는 가중 인자 제공에 의해 필터링된다. 선택적으로, 프로세스(458)에서, 모델로부터의 공간 정보와 추적 시스템으로부터의 공간 데이터 기록의 필터링된 세트는 정합될 수 있다. 선택적으로, 해부구조에 정합된 기구의 영상이 표시될 수 있다.

[0052] 도 5a는 기구(예컨대, 기구 시스템(200))로부터 획득된 공간 데이터 기록(502, 504, 506, 508)에 대응하는 공간에서의 포인트를 포함하는 포인트의 세트(500)를 도시한다. 도 5b는 공간 데이터 기록(502, 504, 506, 508)의 표(510)를 도시한다. 공간 데이터 기록은 예컨대 기구의 원위 부분에 위치하는 센서(예컨대, EM 센서)로부터 획득될 수 있다. 각각의 공간 데이터 기록은 다양한 시간에서의 기구의 원위 부분에 대한 공간 정보를 제공한다. 예컨대, 공간 데이터 기록(502)은 시간(T1)에서 기구의 원위 단부의 위치(P1)와 배향(O1)을 설명한다. 가중 인자(W1)는 공간 데이터 기록(502)과 연관될 수 있다. 가중 인자는 데이터 세트에 대해 필터링 프로세스가 수행된 후에 적용될 수 있다. 예컨대, 1의 가중치(W1)는 공간 데이터 기록(502)이 사용가능하거나 정합의 목적에 대해 다른 방식으로 불량하지 않다는 것을 지시할 수 있다. 0의 가중치(W1)는 공간 데이터 기록(502)이 폐기되거나 기구의 정합에서 사용되지 않을 것이라는 것을 지시할 수 있다. 0과 1 사이의 가중치(W1)는 공간 데이터 기록(502)의 신뢰 수준이 불확실하거나 낮은 경우에 적용될 수 있다. 그러므로, 기록(502)은 정합 알고리즘에서 고려될 수 있지만, 강한 신뢰 수준 및 1의 가중치를 가지는 기록만큼 강하게 가중되지 않을 수 있다. 기록(504)은 시간(T1)에 연속적인 시간(T2)에서 획득되며, 기구에 대한 새로운 위치(P2) 및 배향(O2)과 연관된다. 도시되지는 않았지만, 공간 데이터 기록(502)은 시간(T1)에서의 기구에 대한 형상 데이터, 속도 데이터, 모터 토크, 힘, 또는 다른 공간 정보를 포함하는 다른 필드를 포함할 수 있다.

[0053] 다양한 다른 실시예에서, 기구로부터 획득된 공간 정보의 세트는 정합 또는 모델 구축을 위해 기록의 전체 세트를 사용할 때 부정확성에 기여하는 공간 데이터 기록을 포함할 수 있다. 기구로부터 획득된 공간 데이터 기록을 필터링하기 위한 다양한 기술은 정합 또는 모델링 절차에서 사용될 수 있다. 아래에 설명될 필터링 방법의 중 임의의 하나 또는 그의 조합은 공간 데이터 기록을 필터링하기 위해 사용될 수 있다.

[0054] 중복 데이터 필터링

[0055] 다양한 실시예에서, 이전에 획득되었으며 그러므로 추가적인 공간 정보를 제공하지 않는 기록에 중복되는 공간 데이터 기록은 폐기되거나 감소된 가중 인자 기록을 적용함으로써 필터링될 수 있다. 도 5c는 기구(예컨대, 기구 시스템(200))로부터 획득된 기록(522, 524, 526, 528, 530)을 포함하는 공간 데이터 기록에 대응하는 공간에서의 포인트의 세트(520)이다. 세트(520)에 필터링 프로세스를 적용시키는 것은 기록들(528, 530)이 기록(526)의 중복(예컨대, 동일하거나 유사한 공간 정보를 제공하는 것)으로서 인식되도록 유발할 수 있다. 중복 데이터 기록은, 기록들이 규칙적인 시간 간격으로 획득되었지만, 기구 이동이 예컨대 기구 크기(예컨대, 좁은 통로 내에서 너무 큼), 해부학적 폐색, 또는 명령 오류로 인해 해부학적 통로 내에서 되돌아가거나 중지될 때 발생할 수 있다. 기록(528, 530)은 그러므로 기구 정합 프로세스에서 그러한 기록의 사용을 최소화 하도록 0 또는 0에 가까운 값으로 가중될 수 있다. 중복은 다양한 상이한 방식으로 결정될 수 있다. 일 실시예에서, 중복은 다양한 복셀 또는 다른 공간 컨테이너에 대응하는 공간 데이터 기록 사이의 공간 관계에 기초할 수 있다. 예컨대, 도 6a에서 도시된 바와 같이, 해부학적 모델은 예컨대 영상화되고 세그먼트화된 해부학적 통로에 대응하는 복셀(601)의 세트(예컨대, 복셀 지도)에 의해 표현된 복수의 요소들로 구성될 수 있다. 기구로부터 획득된 공간 데이터 기록의 세트(600)에서의 각각의 공간 데이터 기록은 복셀(601)의 세트에서의 복셀에 연관되거나 그에 매칭될 수 있다. 그러므로, 복셀 지도는 공간 데이터 기록을 획득하기 위해 3차원 공간의 어느 영역이 샘플링되었는지 추적하기 위해 사용될 수 있다. 예컨대, 복셀 지도(601)에서의 복셀(608)은 복수(604)의 획득된 공간 데

이터 기록과 연관될 수 있다. 단일 복셀과 연관된 공간 데이터 기록의 개수가 1보다 더 큰 임의의 값일 수 있는 임계 값을 초과하는 경우, 추가 공간 기록은 폐기되는 것(예컨대, 0의 가중치 값을 줌)이나 낮은 가중치 값(예컨대, 1 미만)을 제공받는 것에 의해 필터링될 수 있다. 대안적으로, 단일 복셀과 연관된, 가중되거나 가중되지 않은 공간 데이터 기록은 평균화될 수 있다.

[0056] 다른 실시예에서, 중복은 데이터 기록 사이의 측정 거리와 같은 공간 관계에 기초할 수 있다. 예컨대, 중복은 수집물 시간 수집 순서로 복수의 공간 데이터 기록을 정렬함으로써 결정될 수 있다. 예컨대, 도 6b에 도시된 바와 같이, 제1 연속 공간 데이터 기록(610)과 제2 연속 공간 데이터 기록(612) 사이의 거리(D1)가 측정될 수 있다. 거리(D1)가 임계 값 미만인 경우(예컨대, 아주 가까운 경우) 제2 연속 기록(612)은 제1 값(610)의 중복인 것으로 간주될 수 있다. 제1 또는 제2 연속 기록 중 하나는, 그러므로 폐기되거나(예컨대, 0의 가중치 값을 줌) 낮은 가중치 값(예컨대, 1 미만)을 제공받음으로써 필터링될 수 있다. 연속 기록을 평가하는 이러한 프로세스는 k-차원 트리 분석을 사용하여 최적화될 수 있다.

[0057] 명령된 위치 필터링

[0058] 다양한 실시예에서, 공간 데이터 기록은 폐기되거나, 감소된 가중 인자를 적용하거나, 원격조작 명령된 기구의 위치, 배향, 또는 속도에 기초한 기록을 선택함으로써 필터링될 수 있다. 기구의 명령된 위치는 특정 기간 중 기구가 진행할 기대 거리의 지시자를 제공한다. 명령된 속도는 명령된 위치 및 명령된 위치에 도달하기 위해 명령된 기간을 기초로 할 수 있다(예컨대, 명령된 위치/기간 에서의 차이). 도 7에서 도시된 바와 같이, 명령된 속도 프로파일(700)은 전송된 바와 같은 기구를 사용하는 의료적 절차를 위해 제공될 수 있다. 기간(T1)에 대하여, 기구는 속도(V1)로 이동하도록 명령받는다. 기간(T2)에 대하여, 기구는 더 낮은 속도(V2)로 이동하도록 명령받는다. 기간(T3)동안, 기구는 속도 V1과 V2 사이에서 전이기에 있을 수 있다. 명령된 속도 프로파일은 조작 입력 시스템(예컨대, 시스템(106))에서 조작자 입력 디바이스의 이동으로부터 발생될 수 있다. 기구의 명령된 속도를 기초로, 필터에 의해 선택된 공간 데이터 기록의 양이 설정될 수 있다. 필터는 명령된 속도 프로파일에 비례하는 공간 데이터 기록의 양을 선택할 수 있다. 예컨대, 기구가 빠르게 이동하는(예컨대, V1) 중인 경우, 이동 기간 중 필터에 의해 선택될 공간 데이터 기록의 양(Q1)은, 기구가 더 느리게 이동하는(예컨대, V2) 중인 경우의 동일한 이동 기간 중에 필터에 의해 선택될 양(Q2)보다 더 클 수 있다. 예로서, V1 이 V2의 속도의 2 배인 경우( $V1=2*V2$ ), Q1은 기록 Q2의 양의 2 배일 수 있다( $Q1=2*Q2$ ). 수집된 데이터 기록의 양과 기구의 이동의 비율 사이의 다른 비례적 혹은 비례적이지 않은 관계가 고려되거나 이해된다. 전이 기간(T3) 중, 필터링은 비례적인 비율로 계속되거나 일정한 속도가 다시 도달될 때까지 일시적으로 종결될 수 있다. 다양한 실시예에서, 명령된 위치 필터링 기술은, 기구의 이동이 중지되는 경우 필터 알고리즘이 획득된 공간 데이터 기록을 선택하지 않거나거나 주기적인 해부학적 운동의 특정 단계에서 공간 데이터 기록을 선택하지 않도록 수정될 수 있다. 예컨대, 기구가, 기구의 원위 단부가 운동을 방해하거나 방지하는 조직과 접촉하는 경우를 탐지할 수 있는 힘 센서를 구비할 수 있다. 힘 센서로부터의 신호가, 기구가 폐색을 마주했다는 것을 지시하는 경우, 필터 알고리즘은 공간 데이터 기록이 정합 및 모델 구축에서 사용되도록 선택되지 않는 상태로 조정될 수 있다. 다양한 실시예에서, 기구는 주기적인 해부학적 운동(예컨대, 호흡, 심장 운동) 또는 환자의 총 이동을 탐지하도록 사용되는 힘, 위치, 배향 또는 다른 센서를 구비할 수 있다. 필터링 알고리즘은 운동이 최소화될 때(예컨대, 호흡 중 완전 흡기 상태에서) 분석을 위한 공간 데이터 기록을 선택할 수 있다. 도 7과 유사하게, 명령된 위치 및 배향 프로파일은 공간 데이터 기록을 필터링 하기 위해 사용될 수 있다. 공간 데이터 기록은 또한 기구에서 측정된 힘 및/또는 기구의 이동을 구동하기 위해 연관된 모터 토크에 기초하여 필터링될 수 있다. 예컨대, 측정된 모터 토크가 특정 자세를 생성하기 위해 기대된 임계 값보다 더 큰 경우, 초과 모터 토크와 연관된 데이터가 폐기될 수 있다.

[0059] 특이점 필터링

[0060] 다양한 실시예에서, 공간 데이터 기록은 공간 데이터 기록이 특이 기록으로 식별되었는지의 여부를 기초로 기록을 폐기, 감소된 가중 인자를 적용, 또는 선택함으로써 필터링될 수 있다. 도 8은 기구(예컨대, 기구 시스템(200))로부터 획득된 기록(752, 754, 756)을 포함하는 공간 데이터 기록에 대응하는 공간에서의 포인트의 세트(750)를 도시한다. 세트(750)에 필터링 프로세스를 적용시키는 것은, 기록(754)이 특이 데이터 포인트로 인식되도록 유발할 수 있다. 특이 포인트는 EM 센서의 가변성, 주기적인 해부학적 운동(예컨대, 호흡) 또는 다른 환자 이동, 조작자 조향 불일치, 가요성 또는 가요성의 결여와 같은 기구의 특성에 의해 유발될 수 있다. 그러므로 기록(754)은 기구 정합 프로세스에서 그 기록의 사용을 최소화하기 위해 0 또는 0에 가까운 값으로 가중될 수 있다. 데이터 기록(754)은 위치 또는 배향 정보를 제공하고 있는 센서(예컨대, EM 센서)에 대한 품질 메트릭을 기초로 하여 특이점으로서 식별될 수 있다. 센서 품질 메트릭은 센서의 정확도의 지시를 제공할 수 있다.

예컨대, 6 자유도 EM 센서는 서로에 대해 각지게 장착된 두 개의 5 자유도 EM 센서로 구성될 수 있다. 중첩된 자유도가 서로 일치하지 않는 경우, 센서와 연관된 품질 메트릭은 낮거나 불량한 것으로 결정될 수 있다. 다른 예로서, 광섬유 정확도는 관심 구역에 근접하게 굴곡된 섬유에 긴장도의 함수일 수 있다. 굴곡부가 매우 긴장된 것으로 결정되는 경우, 굴곡부의 원위의 구역 및 구역들로부터의 데이터는 폐기되거나 무시될 수 있다. 또한 센서 노이즈가, 데이터가 기록되는 특정 시간에 대한 센서 정확도를 결정하기 위해 사용될 수 있다.

[0061] 추가적으로 또는 대안적으로, 데이터 기록(754)은 기구 이동의 추정된 속도의 관점에서 선행자로부터의 또는 후속자 데이터 기록으로의 배향에서의 변화 또는 위치에서의 거리를 기초로 하여 특이점으로서 식별될 수 있다. 예컨대, 기록(754)과 후속하는 연속 기록(756) 사이의 거리(758) 및 기록(754)과 이전 연속 기록(752) 사이의 거리(760)가 측정될 수 있다. 거리(758, 760)가 기구의 최대 속도를 기초로 기대된 거리보다 큰 경우, 기록(754)은 특이점으로 식별될 수 있다. 대안적으로, 거리(758, 760)가, 기록(754)이 기록되기 전과 후의 기구의 속도에 기초하여 기대된 거리보다 큰 경우, 기록(754)은 특이점으로 식별될 수 있다. 대안적으로, 거리(758, 760)가 세트에서의 다른 기록들 사이의 평균 거리보다 더 크고 기구는 일정한 속도로 이동하는 경우, 기록(754)은 특이점으로 식별될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 선행하는 기록(752) 및 후속하는 기록(756)에 비교되는 기록(704)에 대하여 기구 사이의 배향이 측정될 수 있다. 배향 차이가 세트(750)에서의 다른 기록들 사이의 평균 배향 차와 실질적으로 상이한 경우, 기록(754)은 특이점으로 식별될 수 있다.

[0062] 신뢰성 필터링

[0063] 다양한 실시예에서, 공간 데이터 기록은 폐기되거나, 감소된 가중 인자를 적용시키거나, 각 공간 데이터 기록에 대한 신뢰성 값을 기초로 기록을 선택함으로써 필터링될 수 있다. 낮은 신뢰성 값을 가지는 기록은 데이터 세트로부터 더욱 공격적으로 필터링될 수 있다. 신뢰성 값은 센서로부터 또는 기구 상에서 수신된 신호의 변동의 양을 기초로 하여 각각의 공간 데이터 기록에 대해 결정될 수 있다. 예컨대, 수신된 신호로부터 결정된 바와 같이 기구 원위 단부의 배향에서의 큰 변동은, 공간 데이터 포인트가 낮은 신뢰성 값을 받도록 유발할 수 있다. 기구 원위 단부의 배향에서의 변동이 작은 경우, 공간 데이터 포인트는 더 높은 신뢰성 값을 받을 수 있다. 도 9에 도시된 바와 같이, 데이터 기록의 세트(800)는 포인트(802, 804, 806)에 대한 공간 데이터 기록을 포함한다. 각각의 공간 데이터 기록(802, 804, 806)은, 각각 배향 값( $O_{802}$ ,  $O_{804}$ ,  $O_{806}$ )을 포함한다. 분석이, 배향( $O_{806}$ )이 이전 및 후속 배향 값( $O_{802}$ ,  $O_{804}$ )과 실질적으로 다르다는 것을 지시하는 경우, 데이터 기록(806)은 폐기되거나 낮은 가중치 값을 제공받을 수 있다.

[0064] 다른 예로서, 기구에 대한 진행의 지배적인 방향과 공간 데이터 기록 사이의 거리에서의 큰 변동(예컨대, 거리의 구성요소에 수직함)은 공간 데이터 포인트가 낮은 신뢰성 값을 받도록 유발할 수 있다. 거리의 변동이 작은 경우, 공간 데이터 포인트는 더 높은 신뢰성 값을 받을 수 있다. 공간 데이터 기록의 세트에 대한 신뢰성 값이 임계 값 미만으로 떨어지는 경우, 낮은 신뢰성은 세트의 기록을 평균화 함으로써 순응될 수 있다. 신뢰성 값은 전술된 복셀 지도와 사용될 수 있다. 예로서, 특정 요소 또는 복셀과 연관된 모든 기록에 대하여, 데이터 기록은 신뢰성 값에 의해 가중될 수 있고 가중된 기록은 평균화될 수 있다. 다른 예로서, 특정 요소 및 복셀과 연관된 모든 기록에 대하여, 배향이 평가될 수 있다. 가변성의 양은 해부학적 통로의 루멘의 크기에 상관될 수 있다. 즉, 가변성이 큰 경우, 기구 원위 단부가 다수의 방향으로부터 하나의 장소에 도달할 수 있기 때문에 루멘은 클 수 있다. 가변성이 작은 경우, 밀착된 통로가 기구의 원위 단부의 각상(angulation)을 제한하기 때문에 루멘은 작을 수 있다. 큰 루멘은 더 낮은 신뢰성 값과 연관될 수 있다. 낮은 신뢰성 값을 가지는 기록이 정합 프로세스를 수행하기 위한 충분한 기록을 획득하기 위해 선택되어야 하는 경우, 낮은 신뢰성 기록은 평균화될 수 있고 평균 기록이 필터에 의해 선택될 수 있다.

[0065] 시간 필터링

[0066] 다양한 실시예에서, 공간 데이터 기록은 각각의 공간 데이터 기록에 대한 시간 정보를 기초로 기록을 폐기, 감소된 가중 인자를 적용, 또는 선택함으로써 필터링될 수 있다. 예컨대, 오래된 기록(예컨대, 다른 공간 데이터 기록에 비해 조기의 시간 값을 가지는 공간 데이터 기록)은 폐기되거나 더 낮은 가중치 값을 받을 수 있다. 수술 절차가 변형을 유발하기 더 쉬운 경우, 해부구조의 조기의 변형되지 않은 상태로부터의 더 오래된 공간 데이터 기록이 더 선호될 수 있다. 그 경우에, 더 새로운 기록(예컨대, 다른 공간 데이터 기록에 비해 더 늦은 시간 값을 가지는 공간 데이터 기록)은 폐기되거나 더 낮은 가중치 값을 받을 수 있다. 다른 예로서, 주기적인 해부학적 운동 주기(예컨대, 호흡 주기 중 완전 호기와 연관된 시간)에서의 선택된 시간에 대한 공간 데이터 기록은 필터에 의해 선택될 수 있다. 대안적으로, 기록은 선택된 시간으로부터 경과한 시간의 양을 기초로 가중된 값을 구비할 수 있다. 도 10은 기록(902, 904)을 포함하는 공간 데이터 기록(900)의 세트를 도시한다. 해

부학적 통로(906)는 주기적인 해부학적 운동의 변형되지 않은 상태(U) 및 변형된 상태(D)로 도시된다. 필터링 알고리즘은 변형된 상태와 연관된 시간에 대한 기록(904)에 비해 변형되지 않은 상태와 연관된 시간에 대한 기록(902)을 선택하도록 설정될 수 있다.

[0067] 변형 기반 필터링

[0068] 다양한 실시예에서, 공간 데이터 기록은 공간 데이터 기록이 해부학적 변형과 연관되었는지를 기초로 기록을 폐기, 감소된 가중 인자를 적용, 또는 선택함으로써 필터링될 수 있다. 이러한 기술은 변형된 모델을 구축하도록 필터링을 사용하거나 수술전의, 변형되지 않은 모델에 변형된 해부구조를 정합하는 방법을 결정할 때 특히 적절할 수 있다. 도 10에 도시된 바와 같이, 해부학적 통로 내에 위치설정된 기구 내에서 연장하는 형상 센서는 변형되지 않은 형상 프로파일(1000)으로 복귀할 수 있다. 해부학적 통로가 기구나 통로 상의 다른 힘에 의해 변형되지 않는 경우, 기구 및 형상 센서의 추가적인 전진은 형상 프로파일(1000)으로부터 형상을 포함하는 형상 프로파일(1002)을 복귀시킬 것이다. 대안적으로, 해부학적 통로가 기구나 통로 상의 다른 힘에 의해 변형되는 경우, 기구 및 형상 센서의 추가적인 전진은 변형된 형상 프로파일(1004)을 복귀시킬 것이다. 형상 프로파일에 의해 관측된 바와 같은 통로의 변형은 기구에 의해 획득된 공간 데이터 기록을 필터링할지를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 예컨대, 변형되지 않은 해부구조의 모델이 공간 데이터 기록으로부터 구축되는 경우, 기구가 변형된 프로파일(1004)에 있는 동안 획득된 데이터 기록은 데이터 세트로부터 필터링될 수 있다. 변형된 해부구조의 모델에 관심 있는 경우, 기구가 변형된 프로파일(104)에 있는 동안 획득된 데이터 기록은 보존되거나 선택될 수 있고 형상 프로파일(1002)과 연관된 공간 데이터 기록이 필터링될 수 있다.

[0069] 본 개시내용의 시스템 및 방법은 폐의 연결된 기관지 통로를 위해 사용될 수 있다. 시스템 및 방법은, 결장, 장, 신장, 뇌, 심장, 순환 시스템 등을 포함하는 임의의 다양한 해부학적 시스템의 자연적 또는 수술적으로 형성된 연결 통로를 통한 다른 조직의 항행 및 치료에 적합할 수도 있다. 시스템 및 방법은 또한 기관의 추적가능한 표면 주변에서 항행하기에 적절할 수 있다. 본 개시내용의 방법 및 실시예는 또한 비수술적 적용에 적합하다.

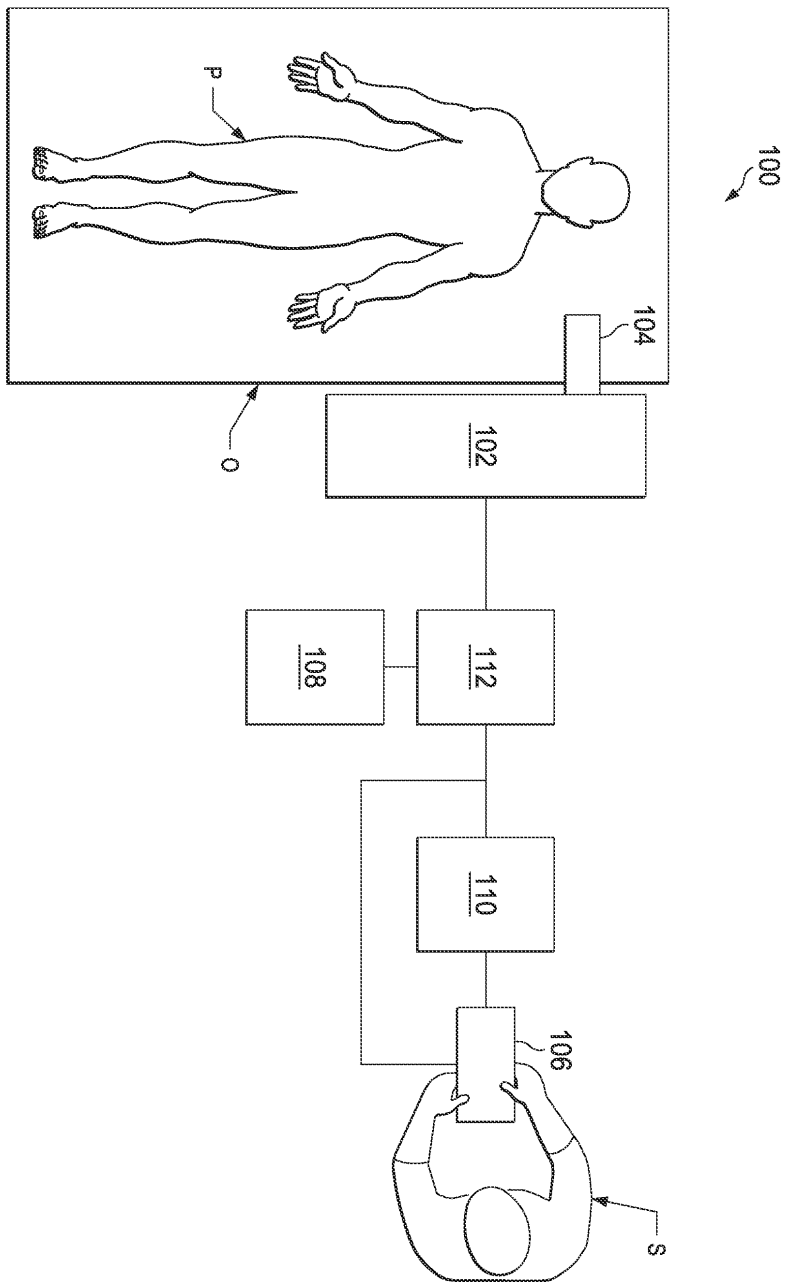
[0070] 본 발명의 실시예의 1개 이상의 요소는 제어 프로세싱 시스템(112) 같은 컴퓨터 시스템의 프로세서에서 실행하기 위해 소프트웨어로 구현될 수 있다. 소프트웨어로 구현되는 경우, 본 발명의 실시예의 요소는 기본적으로 필요 작업을 수행하기 위한 코드 세그먼트이다. 프로그램 또는 코드 세그먼트는 반송파에 포함된 컴퓨터 데이터 신호를 통해 전송 매체 또는 통신 링크로 다운로드될 수도 있는 프로세서 판독가능 저장 매체 또는 디바이스에 저장될 수 있다. 프로세서 판독가능 저장 디바이스는 광학 매체, 반도체 매체 및 자기 매체를 포함하여 정보를 저장할 수 있는 임의의 매체를 포함할 수도 있다. 프로세서 판독가능 저장 디바이스의 예는 전자 회로; 반도체 디바이스, 반도체 메모리 디바이스, 리드 온리 메모리(ROM), 플래시 메모리, 소거할 수 있는 프로그램가능 리드 온리 메모리(EPROM); 플로피 디스켓, CD-ROM, 광학 디스크, 하드 디스크 또는 다른 저장 디바이스를 포함하고, 코드 세그먼트는 인터넷, 인트라넷, 등의 컴퓨터 네트워크를 통해 다운로드될 수 있다.

[0071] 제시된 프로세스 및 디스플레이는 본질적으로 임의의 특정한 컴퓨터 또는 다른 장치와 관련된 것이 아닐 수도 있음에 유의한다. 다양한 일반용 시스템도 본 명세서에 개시된 교시에 따른 프로그램과 함께 사용될 수도 있거나 또는 기술된 작업을 수행하기 위해선 보다 전문적인 장치를 구성하는 것이 편리하다고 판명될 수도 있다. 다양한 그런 시스템에 필요한 구조는 청구범위의 요소로 기재된다. 또한, 본 발명의 실시예는 임의의 특정한 프로그래밍 언어를 참조하여 기술되지 않는다. 다양한 프로그래밍 언어가 본 명세서에 개시된 본 발명의 교시를 실시하는데 사용될 수도 있음을 알아야 한다.

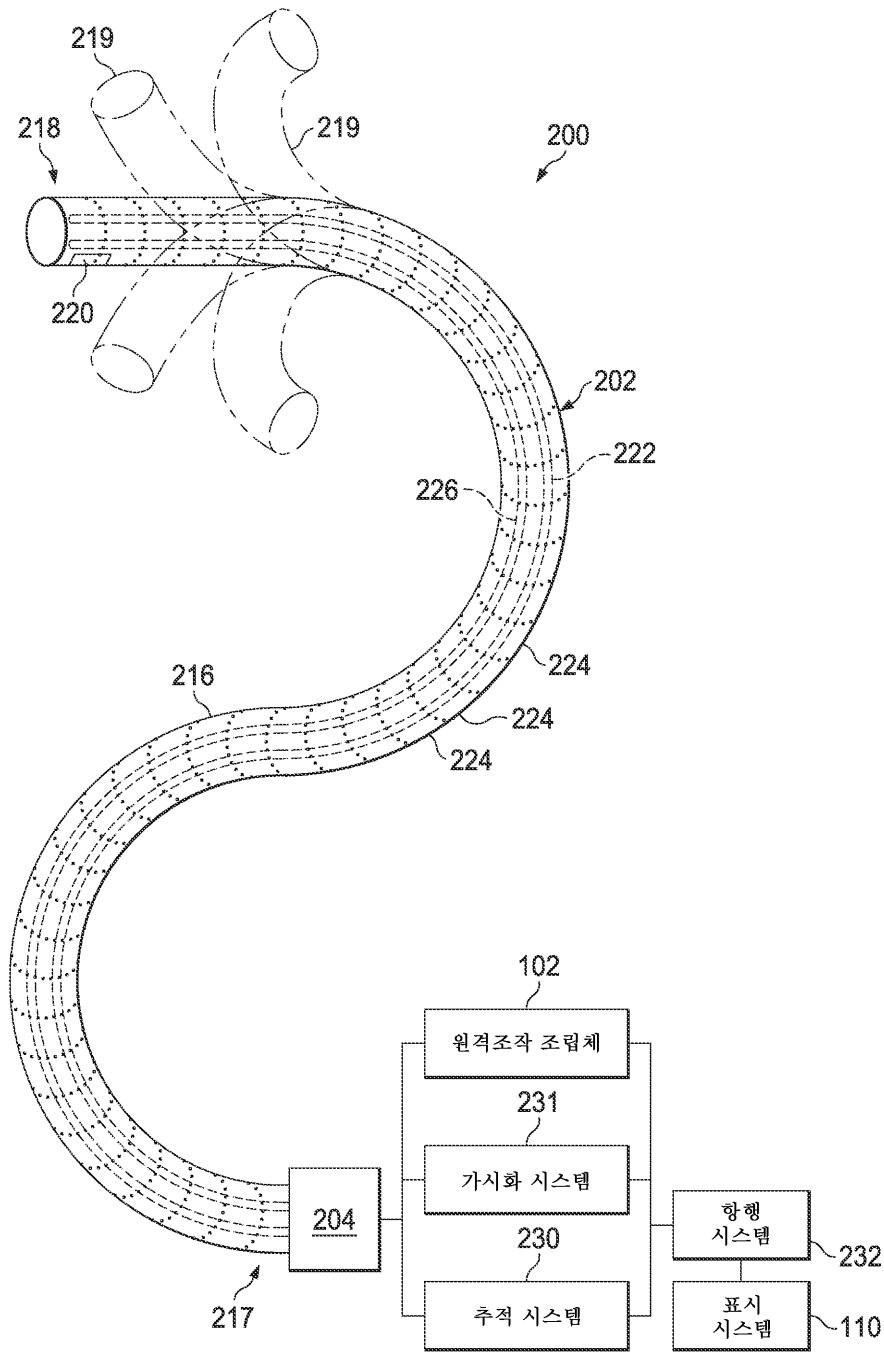
[0072] 본 발명의 예시적인 특정 실시예가 첨부 도면에 개시 및 도시되었지만, 그런 실시예는 예시일 뿐 폭넓은 본 발명을 제한하려는 것이 아니며 그리고 다양한 다른 변형예가 통상의 기술자에 의해 이루어질 수도 있기 때문에 본 발명의 실시예는 도시 및 개시된 특정 구조와 배열로 제한되지 않는다는 것을 이해하여야 한다.

도면

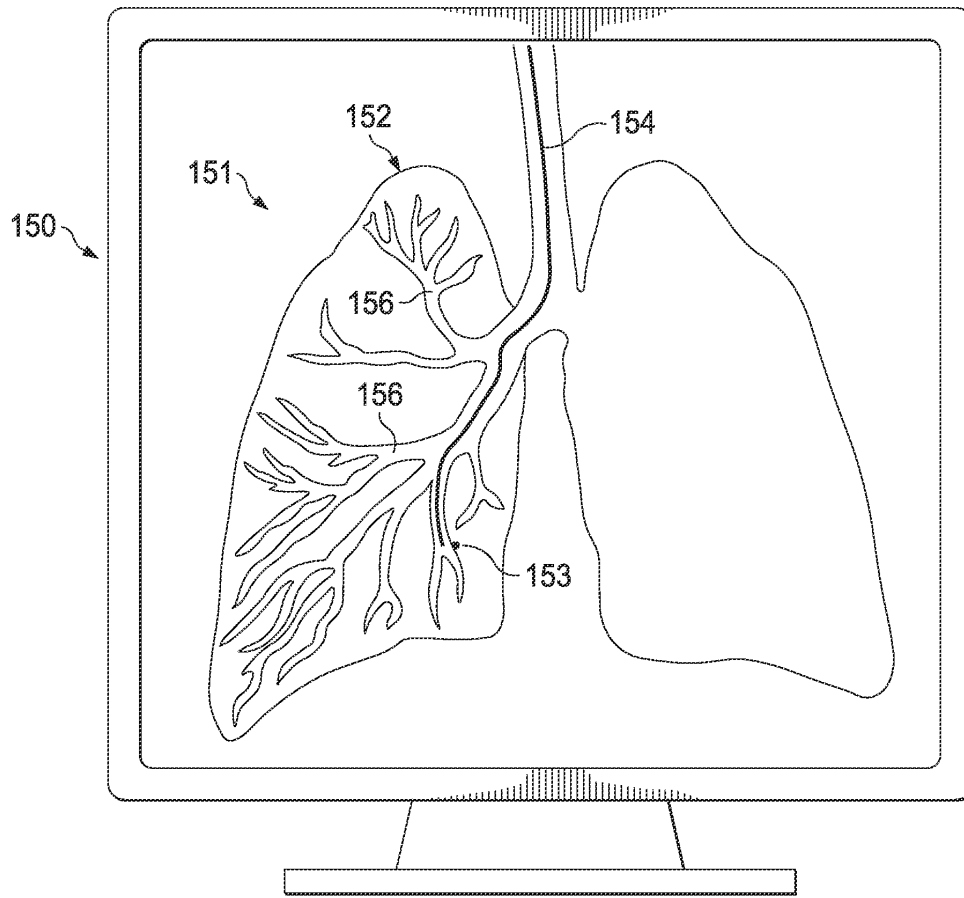
도면1



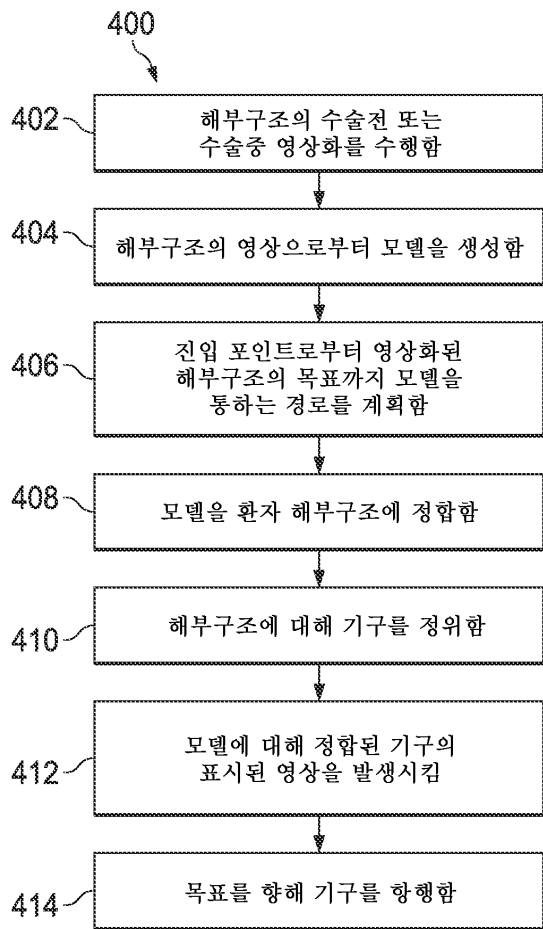
도면2



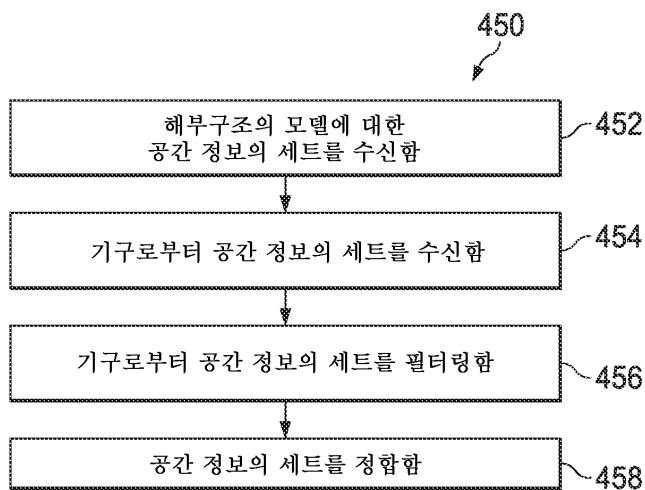
도면3



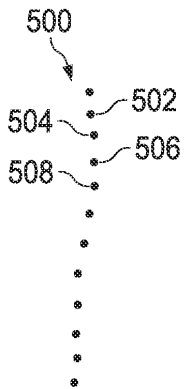
도면4a



도면4b



도면5a

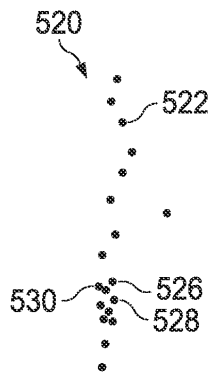


도면5b

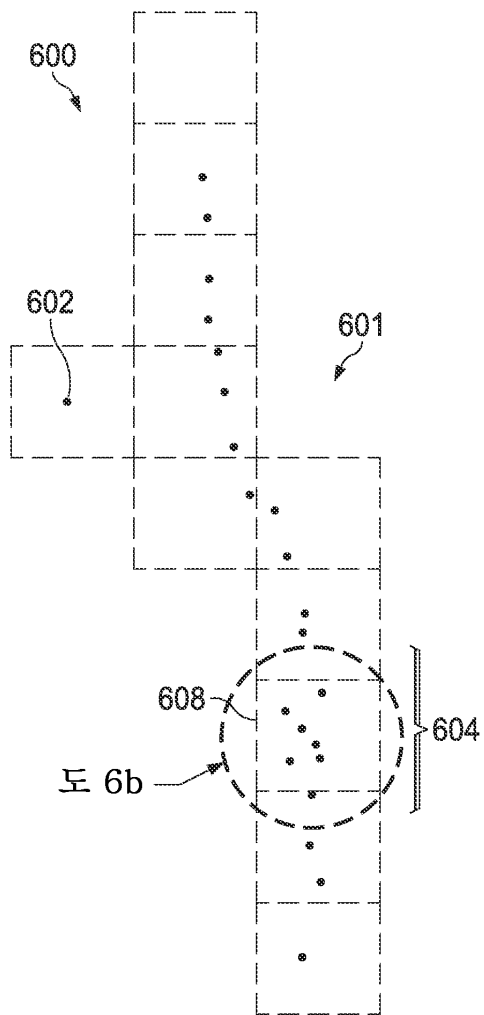
510

	시간	위치	배향	가중치
502	T1	P1	O1	W1
504	T2	P2	O2	W2
506	T3	P3	O3	W3
508	T4	P4	O4	W4

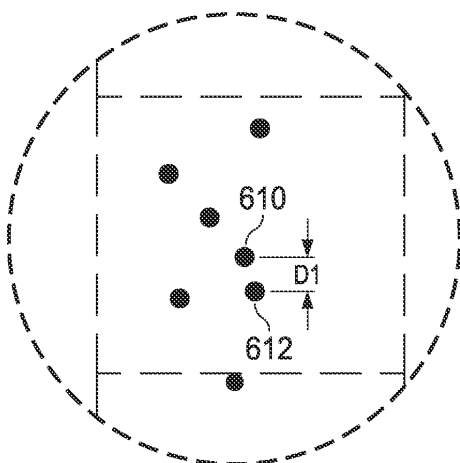
도면5c



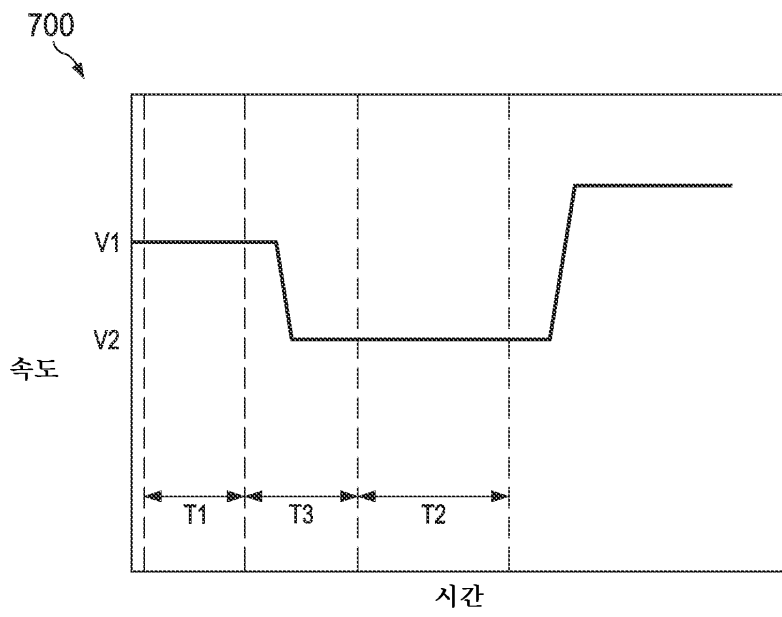
도면6a



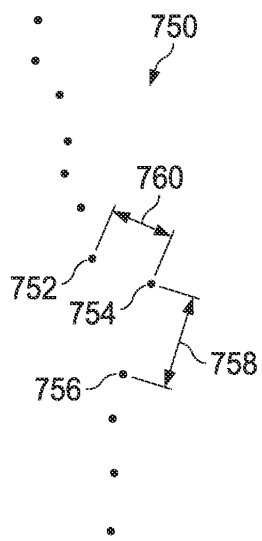
도면6b



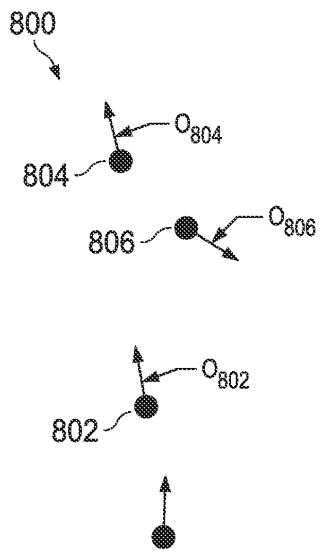
도면7



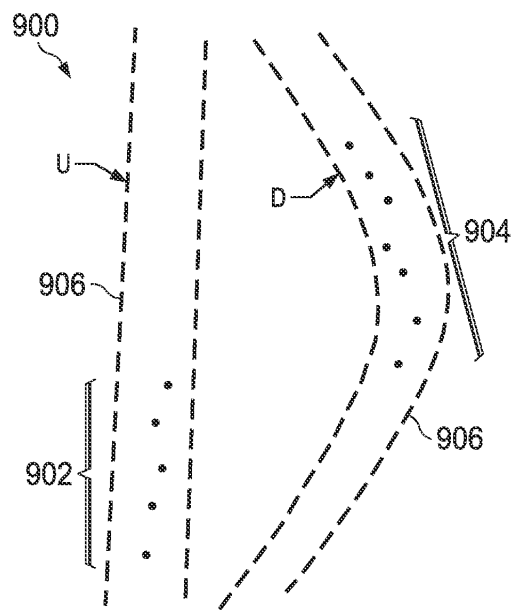
도면8



도면9



도면10



도면11

