



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0024837
(43) 공개일자 2014년03월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) A61N 7/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7014278
(22) 출원일자(국제) 2011년11월11일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2013년06월03일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/060362
(87) 국제공개번호 WO 2012/065058
국제공개일자 2012년05월18일
(30) 우선권주장
61/412,589 2010년11월11일 미국(US)

(71) 출원인
더 존스 홉킨스 유니버시티
미국 메릴랜드주 21218 볼티모어 노쓰 찰스 스트리트 3400
(72) 발명자
스토리아노비치, 단
미국 21136 메릴랜드 레이스터스타운 휘스퍼링 오크 코트 11916
페트리저, 도루
미국 21286 메릴랜드 토슨 아콘 씨클 7 아파트먼트 201
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

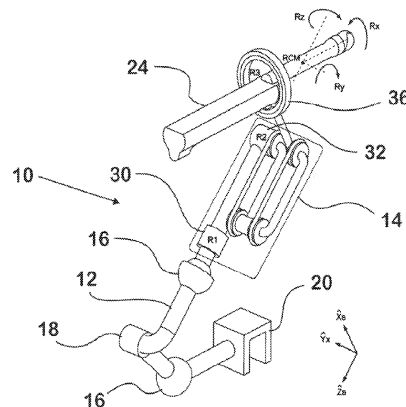
전체 청구항 수 : 총 40 항

(54) 발명의 명칭 의료 이미지 스캐닝 및 이미지 안내 타겟팅을 위한 원격중심이동 로봇

(57) 요약

본 발명은, 의료 이미지 스캐닝 및 이미지 안내 타겟팅을 위한 원격중심 이동 로봇(이하, "오일러(Euler)" 로봇이라 함)에 관한 것이다. 오일러 로봇은, 3 차원(3D) 이미지 재구성을 위해 초음파 스캐닝을 허용하며, 바늘 생체검사, 경피적 치료(percutaneous therapy) 전달, 이미지 안내 내비게이션과 같은 다양한 로봇 보조식 이미지 안내 시술들을 가능하게 하며, 다른 이미징 양상(modality)들과의 이미지 융합을 용이하게 한다. 오일러 로봇은 또한 고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)와 같은 치료의 타겟화된 전달 또는 핵영상 촬영을 위한 감마 카메라들과 같은 다른 휴대형 의료 이미징 프로브들에 의해 사용될 수 있다. 또한, 3D 초음파 프로브들은 생체검사 또는 치료 전달을 위한 자동화된 이미지 기반 타겟팅을 제공하기 위해서 오일러 로봇에 사용될 수 있다. 게다가, 오일러 로봇은 초음파 탄성영상(ultrasound elastography)과 같은 특별한 이동을 기반으로 한 이미징 양상들의 적용을 가능하게 한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

샤페르, 펠릭스

미국 21224 메릴랜드 발티모어 이스턴 애비뉴 5200

김, 천우

미국 21224 메릴랜드 발티모어 이스턴 애비뉴 5200

한, 미숙

미국 21794 메릴랜드 웨스트 프랜즈십 소버스 드라이브 3001

특허청구의 범위

청구항 1

기점 마커(fiducial marker)로서 적절한 하나 이상의 의료 도구와 함께 초음파 이미징 트랜스듀서를 조종하기 위해 로봇 장치를 제공하는 단계;

관심 영역을 스캔하여 상기 초음파 이미징 트랜스듀서에 의해 내부에 하나 이상의 해부학적 특징중 하나 이상의 매개변수를 측정하는 단계;

상기 로봇 장치에 연결된 프로그램 가능한 컴퓨터를 사용하여 수술(surgery) 및 개입(intervention)들 동안 상기 영상 트랜스듀서의 위치를 추적하는 단계;

상기 수술 또는 개입중 상기 의료 도구가 가시화될 수 있는 관심 영역의 하나 이상의 3D 모델을 구조화하기 위해서 상기 트랜스듀서를 추적하는 단계로부터 얻어진 정보를 적용하는 단계; 및

상기 하나 이상의 3D 모델로부터 유도된 정보를 사용하여 관심 영역에 대하여 상기 의료 도구를 조종하는 단계를 포함하는,

수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 로봇 장치는, 2 이상의 회전 자유도들을 제공하는 원격중심이동(remote center of motion) 모듈을 더 포함하는,

수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 로봇 장치는, 하나 이상의 자유도로 상기 영상 트랜스듀서를 조종하기 위한 드라이버 모듈을 더 포함하며,

상기 드라이버 모듈은 제 1 회전축 둘레에 하나의 자유도 및/또는 제 2 축을 따른 병진운동을 위한 하나의 선형 자유도를 제공하는,

수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 하나 이상의 의료 도구는 하나 이상의 아암 및, 로봇 보조식 최소 침습 수술 시스템(minimally invasive surgical system)의 관련된 또는 통합된 도구를 포함하는,

수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 하나 이상의 의료 도구는 치료 전달 장치(therapy delivery device), 조직(tissue) 시료들을 얻기 위한

바늘(needle), 기점 마커, 또는 복강경(laparoscopic) 또는 다른 수술 도구를 포함하는, 수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
상기 로봇 장치는 수동으로 실행되는 의료 시술과 함께 사용되는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 7

제 4 항에 있어서,
상기 하나 이상의 의료 도구는 수술 중 포착된 하나 이상의 라이브 초음파 이미지에서 하이퍼에코익 영역(hyperechoic region)으로서 보이는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
상기 장치는 임의의 방향들로 스캔하기 위해서 초음파 이미징 트랜스듀서를 조종하는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,
상기 로봇 장치는 입수가 가능한 기준 프레임 내에서 초음파 트랜스듀서 위치의 연속적인 추적을 허용하는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,
컴퓨터 시스템은, 하나 이상의 초음파 이미지 및 대응하는 초음파 이미징 트랜스듀서 위치 좌표들을 포착하는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,
상기 로봇 장치는, 초음파 이미지들을 획득하는, 원격중심이동 및 초음파 트랜스듀서 드라이브 각도들의 측정값들을 제공하는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 12

제 2 항에 있어서,
오퍼레이터는 로봇 장치의 조종을 원격으로 제어하는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 13

제 1 항에 있어서,
오퍼레이터는 로봇 장치를 수동으로 위치결정하는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 14

제 4 항에 있어서,
상기 이미지로부터 모아진 정보는, 목표 수술 부위에서 해부학적 관심의 특징들의 3D 초음파 이미지 볼륨을 발생시키기 위해서 세분화되어 사용되는,
수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법.

청구항 15

1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치로서,
지지 아암;
상기 지지 아암에 작동식으로 연결되며, 벨트들로 제조된 평행사변형 구조를 가지며, 2개 이상의 회전 자유도들을 가지는 원격중심이동 모듈, 및
상기 원격중심이동 모듈에 작동식으로 연결되며, 1개 이상의 자유도로 상기 이미징 프로브를 조종하며, 제 1 회전축 둘레에 1 개의 자유도 및/또는 제 2 축을 따른 병진운동을 위한 1개의 선형 자유도를 제공하는 드라이버 모듈을 포함하는,
1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 16

제 15 항에 있어서,
베이스 링크 유닛을 더 포함하며,
상기 베이스 링크 유닛은, 제 1 축을 중심으로 1개의 회전 자유도를 제공하는 베이스 샤프트를 가지며, 회전 조인트에서 상기 베이스 링크 유닛에 연결되는 커넥팅 링크 유닛 및 지지 아암에 연결되는,
1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 17

제 15 항에 있어서,
상기 이미징 프로브는 의료 영상 트랜스듀서인,

1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 18

제 16 항에 있어서,

상기 회전 조인트는 상기 베이스 링크 유닛과 제 1 연결 링크 유닛 사이 각도의 변화를 허용하는,

1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 19

제 15 항에 있어서,

엔드 링크 유닛을 더 포함하며,

제 2 축을 중심으로 1개의 회전 자유도를 제공하는 제 2 회전 조인트에서 커넥팅 링크 유닛에 이동가능하게 연결되는,

1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 20

제 15 항에 있어서,

상기 제 2 회전 조인트에 연결가능한 제 3 회전 조인트의 축을 중심으로 제 3 회전 자유도를 추가로 포함하는,

1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 21

제 15 항에 있어서,

상기 이미징 프로브의 길이방향 축을 따라 병진이동을 위한 제 4 자유도를 제공하는,

1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 22

제 15 항에 있어서,

상기 제 1 및 제 2 회전 조인트들은 기하학적 원격중심이동 지점에서 일치하는 축들에 2 개의 회전 자유도를 제공하는,

1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 23

제 15 항에 있어서,

상기 제 1 및 제 2 회전 축들 및 대응하는 회전 조인트들 및 연결 링크들의 구성은 이중-평행사변형을 기초로 한 구조를 형성하는,

1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치.

청구항 24

초음파 안내 개입(ultrasound-guided intervention)들을 실행하기 위한 장치로서,

2 개 이상의 회전 자유도들을 제공하는 원격중심이동 모듈, 및

이미징 프로브를 조종하기 위해 하나 이상의 자유도를 제공하는 드라이버 모듈을 포함하며,

상기 드라이버 모듈은 엔드 이펙터의 길이방향 축에 정렬된, 제 1 회전축 주위에 1 개의 자유도 및/또는 제 2 축을 따라 병진운동하기 위해 1 개의 선형 자유도를 제공하며,

상기 드라이버 모듈은 로터리 가이드 및 레일을 더 포함하며,

상기 레일의 기하학적 형상은 추가의 의료 도구가 이미징 프로브에 인접 위치되는 것을 허용하는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 25

제 24 항에 있어서,

상기 드라이버 모듈은 하나 이상의 힘 센서 조립체에 의해 초음파 트랜스듀서를 고정하는 어댑터에 작동식으로 연결되는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 26

제 24 항에 있어서,

상기 하나 이상의 힘 센서 조립체 및 어댑터는 상기 어댑터에 의해 길이방향으로 정렬된 레일에 의해 지지되는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 27

제 24 항에 있어서,

상기 레일은 로터리 레일 및 대응하는 가이드를 지지하고,

상기 대응하는 가이드는 상기 로터리 가이드 및 레일의 지지를 제공하고 상기 로터리 가이드 및 레일의 회전을 허용하는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 28

제 24 항에 있어서,

상기 어댑터는 바늘 가이드를 더 포함하는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 29

제 24 항에 있어서,

상기 로봇 장치는 로터리 이동 스캐닝을 사용하여 해부학적 관심 영역을 스윙하기 위해서 초음파 트랜스듀서를 조종하는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 30

제 24 항에 있어서,

상기 로봇 장치는 입수가능한 기준 프레임 내에서 초음파 트랜스듀서 위치의 연속적인 추적(tracking)을 허용하는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 31

제 24 항에 있어서,

컴퓨터 시스템은 하나 이상의 초음파 이미지 및 대응하는 트랜스듀서 위치 좌표들을 포착하는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 32

제 24 항에 있어서,

상기 로봇 장치는 초음파 이미지들을 획득하는 초음파 트랜스듀서 드라이브 각도들 및 원격중심이동의 측정값들을 제공하는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 33

제 31 항에 있어서,

상기 이미지들로부터 모아진 정보는 세분화되고, 목표 수술 부위에서 해부학적 관심 특징들의 3D 초음파 이미지 볼륨을 만들기 위해 사용되는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 34

제 33 항에 있어서,

상기 이미지들로부터 모아진 정보는 해부학적 관심 구조의 조직 시료의 제거를 계획하기 위해 사용되는,

초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 35

제 25 항에 있어서,

상기 하나 이상의 센서는 초음파 트랜스듀서에 대해 부과되는 힘들 및 모멘트들을 측정하는,
초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 36

제 29 항에 있어서,

상기 레일 가이드는 드라이버 모듈을 지지하는,
초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 37

제 24 항에 있어서,

상기 개입은 환자의 전립선(prostate gland)으로부터 조직 시료를 경직장(transrectally)으로 검사하는
(retrieving) 것을 포함하는,
초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 38

제 24 항에 있어서,

상기 레일은 편자 기하학적 형상(horseshoe geometry)을 갖는,
초음파 안내 개입들을 실행하기 위한 장치.

청구항 39

환자의 신체에 대한 초음파 탄성 영상(ultrasound elastography)을 실행하기 위한 로봇 장치로서,

2개 이상의 회전 자유도들을 제공하는 원격중심이동 모듈,

초음파 트랜스듀서를 조종하기 위해 1개 이상의 자유도를 제공하며, 상기 초음파 트랜스듀서의 길이방향 축을
따라 정렬된, 제 1 회전축 둘레에 1 개의 자유도 및/또는 제 2 축을 따라 병진운동하기 위한 1개의 선형 자유도
를 제공하는 드라이버 모듈, 및

해부학적 관심 영역을 촉진(palpating)하기 위해 초음파 트랜스듀서의 반복적인 압축 및 후퇴를 제어하는 프로그래밍가능한 컴퓨터 시스템을 포함하는,

환자의 신체에 대한 초음파 탄성 영상을 실행하기 위한 로봇 장치.

청구항 40

환자의 바늘 생체검사(needle biopsy)들을 실행하기 위한 로봇 장치로서,

2개 이상의 회전 자유도들을 제공하는 원격중심이동 모듈,

생체검사 바늘을 조종하기 위해 1개 이상의 자유도를 제공하며, 일 축을 따라 병진운동하기 위한 1개의 선형 자유도를 제공하는 드라이버 모듈, 및

해부학적 관심 영역으로부터 조직 시료를 얻기 위해서 생체검사 바늘의 삽입 및 후퇴를 제어하는 프로그램가능

한 컴퓨터 시스템을 포함하는,
환자의 바늘 생체검사들을 실행하기 위한 로봇 장치.

명세서

기술 분야

[0001] 관련 출원들에 대한 참조

[0002] 본 출원은 2010년 11월 11일자로 출원된 미국 가특허출원 제 61/412,589를 우선권 주장하며, 이는 본원에서 완전히 설명되는 바와 같이 모든 목적들을 위해 본원에 인용에 의해 포함된다.

[0003] 정부 관심의 언급

[0004] 본 발명은 미국 정부 지원 허가 제1R21CA141835-0호에 의해 만들어졌다. 미국 정부는 본 발명에 소정의 권리들을 갖는다.

[0005] 발명의 분야

[0006] 본 발명은 의료 이미지 스캐닝을 위한 원격중심이동(remote center of motion) 로봇에 관한 것이다. 보다 자세히 하계는, 본 발명은 의료 이미지 스캐닝 및 이미지 안내 타겟팅을 위한 원격중심이동 로봇에 관한 것이다.

배경 기술

[0007] 전립선 암(Prostate cancer)은 미국 남성들에게 가장 흔한 암의 형태이다. 다른 암들과 같이, 조기 진단 및 치료가 질병의 임상학적 관리 및 환자의 삶의 질 및 기대 수명 연장에 중요하다. 이러한 목적들의 진척에 있어서, 진보된 이미징 기술들이 임상학적으로 관련된 세포 변화(cellular change)를 정확하게 진단(detected)하고 단계화하여 치료를 전달하는 내과의(physician)들의 능력을 증진시키기 위해 개발되고 있다.

[0008] 초음파 탄성 영상(Ultrasound elastography)은 암 진단을 증진시키기 위해서 잠재력을 갖는 신생 이미징 양상(emerging imaging modality)이다. 탄성 영상의 배경 원리는, 상이한 조직들이 응력 하에서 구별되는 변형 프로파일들을 나타낸다는 것이다. 응력이 초음파 프로브에 의해 유도(여기(excited))된다면, 발생하는 변형 패턴들을 시각화하기 위해 이미지들이 사용될 수 있다. 압축 및 후퇴 이동들 중에, 상대적으로 압축되지 않고 유지되는 이미지 영역들은 암 결절(cancer nodule)들에 연관성이 있을 수 있는 고 강직(higher stiffness)의 영역들을 드러낸다. 탄성 영상은, 응력을 유도하기 위해서 프리핸드 프로브 이동을 포함한다. 그 결과, 프로브의 반복적인 압축 및 후퇴의 균일성이 탄성 영상의 신뢰성을 최적화하는데 중요하다.

[0009] 내과의들은, 통상적으로, 혈액 내의 전립선 특이 항원(Prostate Specific Antigen (PSA))의 레벨을 측정하고 직장 수지 검사(digital rectal examination)를 실행함으로써 전립선암을 검진(screen)한다. 비정상적인 수지 검사에 후속하거나 상승된 PSA 레벨들을 발견하면, 내과의들은 전립선의 생체검사를 실행함으로써 병리학적 조직(pathological tissue)의 존재를 확인(confirm)한다. 전립선 생체검사는 생체검사 바늘이 직장(rectum)의 벽을 통해 삽입되는 동안 경직장으로(transrectally(TR)) 또는 경회음부(transperineal (TP)) 루트를 통해 실행될 수 있으며, 이에 의해 내과의들은 음낭(scrotum)과 항문(anus) 사이 영역에서 경피적으로(percutaneously) 바늘들을 삽입한다. 어느 하나의 경우에, 적절한 바늘 삽입 위치들이 내과의의 경험에 기초하여 결정되며, 경직장 초음파검사(transrectal sonography) 또는 다른 이미징 기술에 의해 시술이 안내된다.

[0010] 생체검사 결과들이 전립선 내에 비정상적인 조직학적 변화(histological change)들을 나타내는 환자들에게 다수

의 치료 방법들이 입수가능하다. 수십 년 동안, 낮고 중간 위험의 전립선암을 위한 외과적(definitive) 치료는, 근치적 전립선 적출술(radical prostatectomy) 또는 외부 방사선 치료(external beam radiation therapy)였다. 보다 최근에는, 의사(practitioner)들은 동등한 결과들을 성취하기 위해서 근접방사선치료(brachytherapy)를 성공적으로 사용하였다. 근접방사선치료는 외래환자(outpatient) 세팅시 최소 침습으로 치료가 전달됨에 따라 전립선암 치료들의 상당한 그리고 성장하고 있는 비율로 고려된다. 근접방사선치료는 임시로(고선량률(high dose-rate) (HDR) 근접 방사선치료) 또는 영구적으로(저선량률(low dose rate) (LDR) 근접 방사선치료) 다수의 방사선 "시드(seed)들"을 전립선 내로 삽입하는 것을 포함한다. 경직장 및 경회음부 생체검사와 같은 근접방사선치료는, 다수의 조직 코어(core)들을 얻기 위해서 다수의 천공(puncture)들을 필요로 한다. 경직장 생체검사는, 종종 암 조직의 국소화(localization)를 용이하게 하고 나중의 생체검사들을 안내하기 위해서 근접방사선치료 맵핑 템플릿들을 사용하여 종종 실행된다. 근접방사선치료 및 생체검사 양자는, 전형적으로 2 차원(2D) 경직장 초음파(TRUS)에 의해 안내된다. 2D TRUS는 연부 조직(soft tissue) 해부학의 적절한 이미지를 제공하지만, 생체검사 바늘들 또는 구현된 근접방사선치료 시드들의 국소화 또는 정밀한 배치를 허용하지 않는다.

[0011] 전립선암을 위한 다른 입수가능한 치료 옵션은 복강경 근치 전립선 절제술(laparoscopic radical prostatectomy)(LRP)이다. 전립선 절제술 중, 종양(tumor)을 포함하는 전립선의 정확한 절제(resection) 및 이웃한 해부학적 조직들의 유지는 종양 재발(tumor recurrence) 및 실금(incontinence) 방지 및 정력(sexual potency) 유지에 중요하다. 그러나, 전립선에 근접한 해부학적 조직들의 시각화는, 심지어 개복술(open surgery) 중 수술용 루페(surgical loupe)들 또는 복강경 확대 하에 부위(site)가 보일지라도, 전립선주위 연결 조직(Periprostatic connective tissue)들 및 수술중 출혈(intraoperative hemorrhage)에 기인하여, 도전을 받을 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해서, 외과의들은 LRP 중 TRUS를 사용하고 있으며, TRUS 이미지들은 절제면 양성(positive surgical margins)의 감소된 비율을 제공할 수 있고 이웃하는 조직들을 유지하는 것을 도울 수 있다. 그러나, LRP를 안내하기 위해서 TRUS를 이용하는 데는 수개의 도전과제들이 있다. 먼저, TRUS 프로브들은 종종 수동으로 조종된다; 이렇게 함으로써, 이미지 안정성이 구성되고 3D 계산에 요구되는 프로브 위치 데이터가 손실된다. 또한, TRUS 시스템들은 진보된 로봇 보조식 최소 침습 수술 시스템들과 함께 사용되기에는 너무 커서, 수술 로봇과 환자 사이의 공간이 TRUS 시스템을 작동시키기 위한 인간의 도움을 수용하기에 아주 제한된다.

[0012] 로봇 시스템들이 TRUS 프로브 추적 및 바늘 개입들에 대해 최근에 발생하고 있다. 이러한 시스템들이 이미지 안정성을 개선하고 시술자가 프로브 위치를 추적하는 것을 허용하지만, 이러한 시스템들은 전형적으로, 균일한 이미지들을 얻거나 궤적들을 디지털식으로 잠금하기 위해 필요한 자동화된 이동 성능들이 부족한 외부 광학(extrinsic optical) 또는 전자기 추적 시스템들을 사용한다. 일부 로봇 시스템들의 다른 제한은, 이들 시스템이 공통으로 프로브 보다 오히려 바늘을 취급하며 엔도캐비티 액세스(endocavity access) 보다 오히려 경회음(transperineal)을 위해 제조된다는 것이다. 따라서, 이들 시스템들은 TRUS-안내식 LRP를 위해 개조될 수 없으며, 방사선 치료 또는 생체 검사 바늘들이 삽입되는 지점들은 아직도 외과의의 경험에 기초하여 결정되어야 한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0013] 이에 따라, 근접방사선치료, 바늘 생체검사, 이미지-안내식 LRP, 및 초음파 탄성영상을 용이하게 하도록 보다 컴팩트한 구성을 가지며, 의사들이 암 치료를 받는 영역의 3D 재건(reconstruction)을 시각화하는 것을 허용하는, 로봇 초음파 매니퓰레이터에 대한 당업계의 요구가 존재한다.

과제의 해결 수단

[0014] 본 발명의 제 1 양태에 따르면, 수술 및 의료 개입들 동안 내비게이션을 제공하는 방법은, 기점 마커로서 적절

한 하나 이상의 의료 도구와 함께 초음파 이미징 트랜스듀서를 조종하기 위해 로봇 장치를 제공하는 단계; 관심 영역을 스캔하여 상기 초음파 이미징 트랜스듀서에 의해 내부에 하나 이상의 해부학적 특징 중 하나 이상의 매개변수를 측정하는 단계; 상기 로봇 장치에 연결된 프로그램 가능한 컴퓨터를 사용하여 수술 및 개입들 동안 상기 영상 트랜스듀서의 위치를 추적하는 단계; 상기 수술 또는 개입중 상기 의료 도구가 가시화될 수 있는 관심 영역의 하나 이상의 3D 모델을 구조화하기 위해서 상기 트랜스듀서를 추적하는 단계로부터 얻어진 정보를 적용하는 단계; 및 상기 하나 이상의 3D 모델로부터 유도된 정보를 사용하여 관심 영역에 대하여 상기 의료 도구를 조종하는 단계를 포함한다.

[0015] 본 발명의 제 2 양태에 따르면, 1개 이상의 이미징 프로브를 위치결정하기 위한 로봇 장치는, 지지 아암; 상기 지지 아암에 작동식으로 연결되며, 벨트들로 제조된 평행사변형 구조를 가지며, 2개 이상의 회전 자유도들을 가지는 원격중심이동 모듈, 및 상기 원격중심이동 모듈에 작동식으로 연결되며, 1개 이상의 자유도로 상기 이미징 프로브를 조종하며, 제 1 회전축 둘레에 1 개의 자유도 및/또는 제 2 축을 따른 병진운동을 위한 1개의 선형 자유도를 제공하는 드라이버 모듈을 포함한다.

[0016] 본 발명의 제 3 양태에 따르면, 초음파 안내 개입(ultrasound-guided intervention)들을 실행하기 위한 장치는, 2 개 이상의 회전 자유도들을 제공하는 원격중심이동 모듈, 및 이미징 프로브를 조종하기 위해 하나 이상의 자유도를 제공하는 드라이버 모듈을 포함하며, 상기 드라이버 모듈은 엔드 이펙터의 길이방향 축에 정렬된 제 1 회전축 주위에 1 개의 자유도 및/또는 제 2 축을 따라 병진운동하기 위해 1 개의 선형 자유도를 제공하며, 상기 드라이버 모듈은 로터리 가이드 및 레일을 더 포함하며, 상기 레일의 기하학적 형상은 추가의 의료 도구가 이미징 프로브에 인접 위치되는 것을 허용한다.

[0017] 본 발명의 제 4 양태에 따르면, 환자의 신체에 대한 초음파 탄성 영상(ultrasound elastography)을 실행하기 위한 로봇 장치는, 2개 이상의 회전 자유도들을 제공하는 원격중심이동 모듈, 초음파 트랜스듀서를 조종하기 위해 1개 이상의 자유도를 제공하며, 상기 초음파 트랜스듀서의 길이방향 축을 따라 정렬된, 제 1 회전축 둘레에 1 개의 자유도 및/또는 제 2 축을 따라 병진운동하기 위한 1개의 선형 자유도를 제공하는 드라이버 모듈, 및 해부학적 관심 영역을 촉진(palpatng)하기 위해 초음파 트랜스듀서의 반복적인 압축 및 후퇴를 제어하는 프로그램 가능한 컴퓨터 시스템을 포함한다.

[0018] 본 발명의 제 5 양태에 따르면, 환자의 바늘 생체검사(needle biopsy)들을 실행하기 위한 로봇 장치는, 2개 이상의 회전 자유도들을 제공하는 원격중심이동 모듈, 생체검사 바늘을 조종하기 위해 1개 이상의 자유도를 제공하며, 일 축을 따라 병진운동하기 위한 1개의 선형 자유도를 제공하는 드라이버 모듈, 및 해부학적 관심 영역으로부터 조직 시료를 얻기 위해서 생체검사 바늘의 삽입 및 후퇴를 제어하는 프로그램가능한 컴퓨터 시스템을 포함한다.

[0019] 첨부 도면들은 본원에 개시된 대표적 실시예들을 보다 완전히 설명하도록 이용될 시각적 표현들을 제공하며, 당업자에 의해서 이들 실시예들 및 이들 실시예들의 고유의 이점들을 양호하게 이해하도록 사용될 수 있다. 이들 도면들에서, 동일 도면부호들이 대응하는 요소들을 식별한다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1은 본 발명의 특징들에 따른 예시적 장치의 기구학적 도면을 예시한다.

도 2는 본 발명의 특징들에 따른 다른 예시적 장치의 기구학 도면을 예시한다.

도 3의 (a)는 본 발명의 특징들에 따른 RCM 기구들을 구현하는 Z-Y-X 오일러 각도들의 그래픽 표현을 예시한다.

도 3의 (b)는 본 발명의 특징들에 따른 고정된 베이스 프레임{B}에 툴 프레임{T}의 고정된 프레임 X-Y-Z 회전들

의 그래픽 표현을 예시한다.

도 4는 본 발명의 특징들에 따른 예시적 장치의 부분들의 사시도를 예시한다.

도 5는 본 발명의 특징들에 따른 예시적 장치의 부분들의 측면 입면도를 예시한다.

도 6은 본 발명의 특징들에 따른 예시적 장치의 드라이버 모듈의 분해도를 예시한다.

도 7은 도 6에 따른 예시적 장치의 드라이버 모듈용 인코더를 갖는 베이스 홀더를 예시한다.

도 8은 본 발명의 특징들에 따른 또 다른 예시적 장치의 사시도를 예시한다.

도 9는 본 발명의 특징들에 따른 또 다른 예시적 장치의 측면 입면도를 예시한다.

도 10은 본 발명의 특징들에 따른 또 다른 예시적 장치의 드라이버 모듈의 분해도를 예시한다.

도 11은 본 발명의 특징들에 따른 DA VINCI® 로봇과 함께 사용되는 예시적 장치의 개략도를 예시한다.

도 12는 본 발명의 특징들에 따른 DA VINCI® 로봇과 함께 사용되는 예시적 장치의 개략도를 예시한다.

도 13은 본 발명의 특징들에 따른 예시적 시스템의 시스템 블록도 및 안전 특징들을 예시한다.

도 14의 (a)는 본 발명의 특징들에 따른 예시적 장치에 의해 지지되는 TRUS 프로브를 갖는 실험적 셋업의 사진이다.

도 14의 (b)는 본 발명의 특징들에 따른 세분화에 기초한 초음파 이미지들로부터 후처리된 3D 재건이다.

도 14의 (c)는 모아진 이미지 공간의 이미지화된 선(imaged gland)의 신속 처리된 3D 표현이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021]

이제, 본원에 개시된 요지는 본 발명의 모든 실시예들이 아니라 일부가 도시된 첨부 도면들을 참조하여 하기에 서 보다 완전하게 설명될 것이다. 동일 요소들 전체에는 동일 부호들로 언급한다. 본원에 개시된 요지는 매우 상이한 형태로 구체화될 것이며, 본원에 설명되는 실시예들로 제한되는 바와 같이 해석되지 않아야 하며; 오히려, 이들 실시예들은 본 명세서가 적용가능한 법적 요구조건들을 만족시킬 수 있도록 제공된다. 사실상, 하기에 설명된 본원에 개시된 요지의 많은 수정예들 및 다른 실시예들은, 당업자에게 본원에 개시된 요지가 전술한 설명들 및 관련된 도면들에서 제공된 교시들의 이점을 갖는 것에 대한 것임을 떠오르게 할 것이다. 따라서, 본원에 개시된 요지는 개시된 특별한 실시예들로 제한되지 않으며, 수정예들 및 다른 실시예들이 첨부된 청구항들의 범주 내에서 포함되도록 의도됨이 이해된다.

[0022]

본 발명은, 의료 이미지 스캐닝 및 이미지 안내 타겟팅을 위한 원격중심 이동 로봇(이하, "오일러(Euler)" 로봇이라 함)에 관한 것이다. 오일러 로봇은, 3 차원(3D) 이미지 재건을 위해 초음파 스캐닝을 허용하며, 바늘 생체검사, 경피적 치료(percutaneous therapy) 전달, 이미지 안내 내비게이션과 같은 다양한 로봇 보조식 이미지 안내 시술(procedure)들을 가능하게 하며, 다른 이미징 양상(modality)들과의 이미지 융합을 용이하게 한다. 오일러 로봇은 또한 고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)와 같은 치료의 타겟화된 전달 또는 핵 이미징을 위한 감마 카메라들과 같은 다른 휴대형 의료 이미징 프로브들과 함께 사용될 수 있다. 또한, 3D 초음파 프로브들은 생체검사 또는 치료 전달을 위한 자동화된 이미지 기반 타겟팅을 제공하기 위해서 오일러 로봇과 함께 사용될 수 있다. 게다가, 오일러 로봇은 초음파 탄성영상(ultrasound elastography)과 같은 특별한 이동을 기반으로 한 이미징 양상들의 적용을 가능하게 한다. 오일러 로봇은 원격중심운동 기구학을 이용하며, 이는 최소의 침습 접근 장치들의 특성이다. 이에 의해, 본 발명의 특징들에 따른 오일러 로봇은, 또한, 초음파를 포함하는, 복강경 도구들과 같은 다른 의료 도구들 및 장치들을 조종하도록 적용될 수 있다.

[0023]

도 1 및 도 2를 참조하면, 오일러 로봇(10)의 예시적 실시예들이 예시되어 있다. 오일러 로봇(10)은 지지 아암(12) 및 지지 아암(12)에 작동식으로 연결되는 원격중심운동(remote center of motion (RCM)) 모듈(14)을 포함한다. 지지 아암(12)은, 임상 수술(clinical operation)이 요구될 때 적소에서 오일러 로봇(10)의 베이스를 지지하기 위해서 소망하는 위치에 위치될 수 있는 2 개의 구형 조인트(16)들과 1 개의 원통형 조인트(18)를 갖는 포괄적인 구조를 가지는 것으로 도시되어 있다. 그러나, 적용 및 설계 선호도에 따라서 다양한 다른 구조들이

가능하다. 또한, 마운트(20)가 지지 아암(12)의 단부에 제공될 수 있으며, 이는 의료 테이블과 같은 고정된 지지부에 장착될 수 있다.

[0024] 원격중심운동 모듈은, 바람직하게는, 미국 특허 제 7,021,173 호에 개시된 바와 같이, 벨트들에 의해 제작된 평행 사변형 구조를 가지며, 미국 특허 제 7,021,173 호의 전체 내용들이 인용에 의해 본원에 포함된다. 미국 특허 제 7,021,173 호에서 논의된 바와 같이, RCM 모듈은 제 1, 제 2 및 제 3 커넥팅 링크 유닛들을 포함하는데, 제 1 커넥팅 링크 유닛은 패시브 회전 조인트(passive revolute joint)에서 베이스 링크 유닛에 연결된다. 베이스 조절 각도는 베이스 링크 유닛과 제 1 커넥팅 링크 유닛 사이의 각도를 조절함으로써 바뀔 수 있다. 베이스 링크 유닛은, 제 1 축을 중심으로 1 개의 회전 자유도를 제공하는 베이스 샤프트를 더 포함한다. 제 2 커넥팅 링크 유닛은 회전 조인트에서 제 1 커넥팅 링크 유닛에 연결되며, 제 2 커넥팅 링크 유닛은 다른 회전 조인트에 의해 제 3 커넥팅 링크 유닛에 추가로 연결된다. 제 3 커넥팅 링크 유닛은 다른 조인트(출력 샤프트)에서, 초음파 프로브, 생체검사 바늘 또는 다른 의료 기구와 같은 엔드 이펙터(end-effector)용 드라이버 또는 홀더를 수용하도록 구성된다.

[0025]

[0026] 미국 특허 제 7,021,173 호에서 추가로 설명된 바와 같이, 제 1 및 제 2 커넥팅 링크 유닛들 사이의 회전 조인트는 모터에 의해 구동될 수 있지만, 제 2 및 제 3 커넥팅 링크 유닛들 사이 그리고 출력 샤프트에서의 회전 조인트들은 벨트 드라이브 기구를 통해서 제 1 회전 조인트에 연결된다. 따라서, 제 2 자유도를 제공하는 RCM 모듈의 제 2 회전축은, 제 1, 제 2 및 제 3 커넥팅 링크 유닛들 및 엔드 이펙터/드라이버 홀더에 의해 실현된다(materialize). 제 2 커넥팅 링크가 제 1 커넥팅 링크에 대해서 구동될 수 있는 한편, 제 3 커넥팅 링크는 제 1 커넥팅 링크에 대해 그의 평행 배향을 유지하도록 시스템이 설계되고 있다. 엔드 이펙터 홀더는 제 2 커넥팅 유닛에 대해 그의 평행 배향을 유지한다. 제 1 및 제 2 회전축들의 구성 및 대응하는 회전 조인트들 및 커넥팅 링크들은, 이중 평행사변형 기반 구조를 형성한다. 이러한 설계는 기구로부터 원격에 있으며 클래식 RCM 설계를 형성하는 축(y)을 중심으로 엔드 이펙터의 회전을 허용한다.

[0027] 도 1 및 도 2를 다시 참조하면, RCM 모듈(14)은 바람직하게는, RCM 피벗 포인트에서 교차하는 축들을 갖는 조인트(30, 32)들을 중심으로 2 개의 회전(rotary) 자유도(degrees of freedom: DOF)(Ry, Rz)를 제공한다. 이러한 RCM 기구의 중요한 특징은, 이 기구의 구조는 피벗 포인트로부터 위치되므로, 의료적 개입(medical intervention) 및 현재의 도구 및/또는 프로브로부터 공간이 제거된다. 그러나, RCM 기구의 다른 유형들이 적용 및 설계 선호도에 따라서 사용될 수 있음이 이해되어야 한다.

[0028] 특히 도 1을 참조하면, 드라이버 모듈(26)(RT 드라이버)은 RCM 모듈(14)에 작동식으로 연결될 수 있다. 드라이버 모듈은 2 이상의 자유도들로 내부에 위치되는 이미징 프로브(24)를 조종한다. 예컨대, 드라이버 모듈(26)은 제 1 회전축(Rx) 둘레에 1 개의 자유도를 제공하고, 제 2 회전축(Tx)을 따른 병진운동을 위해 1 개의 선형 자유도를 제공할 수 있다.

[0029] 도 2를 참조하면, 대안의 드라이버 모듈(36)(R 드라이버)은 RCM 모듈(14)에 작동식으로 연결될 수 있다. 드라이버 모듈(36)은 1 개의 자유도로 이미징 프로브(24)(내부에 위치됨)를 조종한다. 바람직하게는, 드라이버 모듈(36)은 제 1 회전축(Rx) 둘레에 1 개의 자유도를 제공한다. 그러나, 적용 및 설계 선호도에 따라 다른 유형의 드라이버 모듈들이 가능하다는 것이 이해되어야 한다. 특히, 드라이버 모듈들은, 촉진(palpation)들이 탄성 영상(elastography)을 위해 허용되며/허용되거나 로봇이 생체검사 바늘을 유지 및 시술하기 위해 개조되도록 구성될 수 있다.

[0030] 오일러 로봇(10)에 따르면, 프로브(24)는 이미징을 위해서 관심 영역을 스캔하도록 이동된다. 또한, 이미지 안내 타겟팅을 위해 요구될 때 프로브를 배향시키기 위한 이동이 사용된다. 로봇이 프로브를 다루기 때문에, 로봇이 이미지 공간의 위치 및 배향을 자동으로 추적한다는 점이 주된 이점이다. 이렇게 함으로써, 대부분의 이미지 안내 로봇들에 공통인 수술중 이미지 대 로봇 정합(intraoperative image-to-robot registration)이 요

청되지 않는다. 그 대신에서, 예정보다 빨리(ahead of time) 캘리브레이션이 한번 실행되고, 일정하게 유지되어야 한다.

[0031] 클래식 3차원 초음파 프로브들에 의해, 프로브에 대한 이미지화된 3차원 볼륨들의 위치는 프로브의 이동에 의해 변한다. 이는, 연속으로 변하는 이미지 내에서 정교한 해부학적 타겟을 뒤따르는 것을 어렵게 한다. 오일러 로봇(10)에 의해, 타겟 위치는 고정된 로봇 프레임에서 변하지 않으며, 로봇은 이미지에 프로브를 나타내기 위해서 프로브(24)를 자동으로 위치설정할 수 있다. 디지털 타겟팅(타겟의 이미지 좌표들에 의해 규정된 타겟의 에이밍)은, 오일러 로봇(10)의 사용에 의해 용이해진다. 게다가, 오일러 로봇(10)은, 덜 비싸며, 보다 고품질의 2차원 이미지 장비를 사용한 3차원 이미징을 가능하게 한다.

[0032] 도 3의 (a) 및 도 3의 (b)를 참조하면, 툴 프레임(엔드-이펙터 도구)(T)의 배향은 요(yaw), 피치(pitch) 및 롤(roll) 오일러 각들(Z-Y-X)의 클래식 세트에 의해 설명될 수 있다. 특히, 도 3의 (a)는, RCM 모듈을 구현하는 Z-Y-X 오일러 각들의 상징적 표현(symbolic representation)이며, 도 3의 (b)는 고정된 베이스 프레임{B}에서 그의 툴 프레임{T}의 고정된 프레임의 X-Y-Z 회전들이다.

[0033] 바람직하게는, RCM 기구의 원격 축(Ry)은, 미국 특허 제 7,021,173호에 설명된 바와 같이, 2 개의 벨트들에 의해 구현되는 평행사변형 기구를 사용한다. 이러한 조인트들이 기계적으로 연결되기 때문에, 이들 조인트들은 단일 조인트 커넥팅 링크(1-2)들에 의해 상징적으로 표현된다. 오일러 로봇은, 링크(0)의 베이스 프레임{B}으로부터 시작하여 링크(3)의 툴 프레임{T}까지 무빙 프레임들의 축들을 중심으로 실행되는 3개의 회전 시퀀스 $(\ominus_3, \ominus_2, \ominus_1)$ 를 구현한다.

[0034] 이러한 RCM3 링크 구성은, 하기와 같은, 매우 흥미로운 로봇 기구학(robot kinematic) 결과를 갖는다. 매니플레이터의 무빙 프레임들의 축들을 중심으로 한 오일러($\hat{Z} \rightarrow \hat{Y} \rightarrow \hat{X}$)회전은 하기 식과 같이 표현될 수 있다:

[0035]
$${}^B R = {}^0 R = {}^0 R \ {}^1 R \ {}^2 R \ {}^3 R = R_z(\theta_3) R_y(\theta_2) R_x(\theta_1) \quad (\text{식 1})$$

[0036] 여기서, R은 링크들과 관련된 각각의 프레임들의 회전 매트릭스들을 나타낸다. 다른 방식으로, 툴 프레임 배향은 b로 도시된 고정 {B} 좌표 프레임의 $\hat{X}_B \rightarrow \hat{Y}_B \rightarrow \hat{Z}_B$ 축들을 중심으로 한 회전 시퀀스로서 나타낼 수 있다. 이러한 3 개의 고정된 프레임 순차 회전(sequential rotation)들은 하기와 같이 베이스 프레임{B}에서 규정된

임의의 포인트(${}^B P$)를 이동하며:

[0037]
$$\begin{aligned} \theta_1: & \quad {}^B P \rightarrow R_x(\theta_1) {}^B P \\ \theta_2: & \quad R_x(\theta_1) {}^B P \rightarrow R_y(\theta_2) R_x(\theta_1) {}^B P \\ \theta_3: & \quad R_y(\theta_2) R_x(\theta_1) {}^B P \rightarrow R_z(\theta_3) R_y(\theta_2) R_x(\theta_1) {}^B P \end{aligned} \quad (\text{식 2})$$

[0038] 전체 회전은:

[0039]
$$R_{xyz} = R_z(\theta_3) R_y(\theta_2) R_x(\theta_1) \quad (\text{식 3})$$

[0040] 이다.

[0041] 식 1 및 식 3에서 별개의 축 회전 매트릭스들은 동일하게 때문에, ${}^B_T R = R_{xyz}$ 를 유발하며, 이는 고정된 X-Y-Z 회전들 및 오일러 Z-Y-X가 동일한 최종 배향을 산출하는 것을 도시한다. 이러한 기구 및 회전 프레임들을 사용한 기구학은, 3-RCM 기구의 직접 및 반대의 기구학 해법들이 평범한 것이라는 것을 암시한다: RCM 조인트 각도($\theta_1, \theta_2, \theta_3$)들은 베이스 좌표계(base coordinate system)의 고정축들을 중심으로 한 조인트들의 각각의 툴 프레임 각도($\theta_1, \theta_2, \theta_3$)들과 동등하며, 이와 반대도 동등하다.

[0042] 툴 프레임 배향이 고정된 프레임 회전들 이외의 수단에 의해 부여될 때, 이들은 폐쇄 형태로 용이하게 유도될 수 있다. 예컨대, (식 1)으로부터, 공통의 회전 매트릭스에 의해 설명된 툴 프레임에 대한 직접적인 기구학 해법은:

$${}^B_T R = \begin{bmatrix} c3 & -s3 & 0 \\ s3 & c3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c2 & 0 & s2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -s2 & 0 & c2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c1 & -s1 \\ 0 & s1 & c1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c2c3 & s1s2c3 - c1s3 & c1s2c3 + s1s3 \\ c2s3 & s1s2s3 + c1c3 & c1s2s3 - s1c3 \\ -s2 & s1c2 & c1c2 \end{bmatrix} \quad (식 4)$$

[0044] 이며, 여기서, $sn = \sin \theta_n$ 및 $cn = \cos \theta_n$ 이고 $n=1,2,3$ 이다.

[0045] 역으로, 툴 프레임 회전 매트릭스의 요소(r)들은 하기와 같이 제공된다:

$${}^B_T R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \quad (식 5)$$

[0047] 이후, RCM 조인트 각들은, $r_{11}^2 + r_{21}^2 = c2^2$ 인 것을 준수하기 위해 단순 유도된다. $c2 \neq 0$ 일 때,

$$\begin{aligned} \theta_2 &= \tan^{-1} \frac{-r_{31}}{\sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2}} \\ \theta_3 &= \tan^{-1} \frac{r_{21}}{r_{11}} \\ \theta_1 &= \tan^{-1} \frac{r_{32}}{r_{33}} \end{aligned} \quad (식 6)$$

[0049] 이다.

[0050] 이는 또한, $\neq 0$ 일 때, RCM 기구의 특이성(singularity)을 설명하는데, 여기서, 이는 그의 \hat{x} 및 \hat{z} 축들이

정렬될 때 자유도를 잃는다. 실제로, 이는 하기 섹션들에서 도시된 바와 같이, 이는 다른 기구 제약 조건 (constraint)들 및 환자 인터피어런스에 의해 이러한 정렬이 방지되기 때문에 전형적인 문제는 아니다. R 및 RT 드라이버들은, 또한 각각 $\theta_2^0 = 35^\circ$ 및 $\theta_2^0 = -30^\circ$ 인 각도(θ_2)의 오프셋에 의해 만들어져, 이미징 사이트 및 환자에 대한 기구의 여유(clearance)를 증가시킨다.

[0051] 도 4 내지 도 7을 참조하면, 드라이버 모듈(26)(RT 드라이버)을 갖는 오일러 로봇이 보다 상세히 설명될 것이다. 특히, 초음파 프로브(24)를 지지하는 RCM 모듈(14)은 도 4 및 도 5에 도시된 바와 같이, 평행사변형이 붕괴된 초음파 프로브의 접힘(folded)/붕괴 위치에 예시된다. 초음파 프로브(24)는 프로브의 형상과 일치하도록 공통적으로 만들어지는 어댑터(40)를 사용하여 장착된다. 그러나, 다양한 다른 프로브들이 다른 특별한 어댑터들 등에 의해 드라이버에 부착될 수 있음이 이해되어야 한다.

[0052] 도 6을 참조하면, 드라이버 모듈(26)의 특징들이 보다 상세히 설명될 것이다. 특히, 어댑터(40)는 리니어 레일(44) 및 가이드(46)를 포함하는 구조에 의해 지지됨에 따라 센서들을 포함하는 예하중 판(preload plate)(42)들을 통해 드라이버(26)에 부착될 수 있다. 리니어 레일(44)은 기어식 서보모터(50)에 의해 볼 스크류(48)에 의해 구동된다. 리니어 레일(44) 및 가이드(46)는 이후, 공통으로 제조된 로터리 레일(52) 및 가이드(54)의 레일 구조에 의해 지지된다. 로터리 레일(52)은, 바람직하게는 편자(horseshoe) 형상을 제공하고, 2 개의 레일 부분들 사이에 장착되는 평 기어(spur gear) 섹터(56)를 포함한다.

[0053] 로터리 레일(52) 및 가이드(54)는 클래식 선형 볼 레일들에 유사 구조를 제공하지만, 결과로 발생된 이동은 선형보다는 오히려 회전형이도록 원형인(circular) 기하학적 형상을 갖는다. 도 7에 도시된 바와 같이, 볼 그루브(60)들은, 가이드들에서 그리고 레일(52)의 각 측에서 만들어지며, 2 개의 일련의 스틸 볼(steel ball)(62)들이 이들 그루브들에서 순환하며, 이후 볼 재순환 경로(64)를 통해 가이드들의 블록들 내에서 만들어진 특별한 경로들을 통해 재순환한다.

[0054] 다시 도 7을 참조하면, 편차 형상 로터리 레일(52)의 구동은, 기어식 서보모터(70)로부터 피니언(68)에 의해 맞물림된 그의 기어 섹터(66)에 의해 제공된다. 여분의 인코더(redundant encoder)들(72, 74)이 양쪽 축들에 장착되고, 하나의 인코더(72)는 스크류(48)에 직접 연결되고, 다른 인코더(74)는 다른 피니언을 통해 회전축들의 피니언(68)에 연결된다. 하드웨어 리미트 스위치(76)들의 세트가 각각의 축 상에 사용된다. 모터 및 여분의 인코더들 양자가 점진적이기(incremental) 때문에, 이들은 또한 호밍(homing)을 위해 사용된다.

[0055] 바람직하게는, 5 세트의 힘 센서들이 프로브의 길이방향 축에 대해 부과된 토크를 제외하고 프로브(24)의 모든 힘-토크들 상호작용들을 측정하기 위해서 사용된다. 바람직하게는, 힘 센서들은 동적 및 준정적(quasistatic) 힘들을 측정하기 위한 극도로 편평한 설계를 갖는 미니어처 퀴츠 센서 시리즈이지만, 다른 유형들의 센서들이 가능하다. 센서들 중 4 개는 프로브 어댑터(40)와 RT 드라이버(26) 사이에 삽입되어(intercalated) 프로브(24)에 측방향으로 부과된 모든 힘들 및 모멘트들을 측정한다. 측방향 힘은 볼 너트와 로터리 레일(52) 사이에 삽입된 센서에 의해 측정된다.

[0056] 수개의 캡(80)들이 모터들, 인코더들 및 전기 접속체들을 둘러싸기 위해서 사용된다. 아암(84)은, 로터리 가이드 조립체인 기구의 베이스를 말단(distal) RCM 마운트(도시 생략)에 연결한다.

[0057] 전술한 바와 같이, RT 드라이버(26)는, RCM 모듈 이외에, 3 세트의 오일러 배향 각도들을 완료하는 회전을 구현한다. 프로브 어댑터들은 이들이 프로브의 길이방향 축에 정렬하도록 만들어진다. 또한, RT 드라이버는 이 축을 따른 이동을 위한 선형 자유도를 제공한다. 로터리 레일의 편자 기하학 형상은 초음파 프로브 위의 공간을 제거하고, 그래서 생체검사와 같은 초음파 안내 개입(intervention)들을 위한 프로브에 대한 바늘들의 수동 억

세스 및 조종을 용이하게 하도록 선택되고 있다. 대안으로, 프로브로의 이러한 접근이 요구되지 않는다면, 로터리 볼 레일들 및 가이드에 대한 필요를 제거하는 로터리 축을 위한 디스크형 구조를 사용함으로써 구조가 실질적으로 단순화될 수 있다.

[0058] 상기에 제공된 R 및 T 가이드들 및 레일들의 이러한 특징의 기구학 배열 및 순서는 하기의 2 개의 고려사항들에 기초하여 선택되고 있다: 1) 수동의 접근을 위해 제거된 공간이 회전중 프로브 상에 유지되는 것이 보장됨, 2) 컴팩트하고 견고한 기계 구조를 만듦. 프로브 어댑터가 프로브의 핸들을 확실히 유지하도록 길이가 긴 형상을 가져야 하기 때문에, 리니어 레일의 가장 적절한 장소(place)는 내부에 도시된 바와 같이, 리니어 레일의 측면을 따라 존재한다. 이후, 리니어 가이드는 편자 로터리 레일에 부착되어야 한다. 그 결과, 로터리 가이드는 바람직하게는 드라이버를 기초로 해야 한다. 그러나, 적용 및 설계 선호도에 따라서 다른 구조들 및 배향들이 가능하다.

[0059] 도 8 내지 도 10을 참조하면, 드라이버 모듈(36)(R 드라이버)을 갖는 오일러 로봇이 보다 상세히 설명될 것이다. 특히, 초음파 프로브(24)를 지지하는 RCM 모듈(14)이 도 8 및 도 9에 도시된 바와 같이 평행사변형이 붕괴된 모듈의 중첩/붕괴 위치로 예시되어 있다. 초음파 프로브(24)는 프로브(24)의 형상에 일치하도록 공통적으로 제조되는 어댑터(90)를 사용하여 장착된다. 그러나, 다른 특별한 어댑터들 등에 의해 드라이버에 다양한 다른 프로브들이 부착될 수 있음이 이해되어야 한다.

[0060] 도 10을 참조하면, 다양한 프로브들이 사용될 수 있도록, 초음파 프로브(24)(도시된 외부 본체 프로브)이 어댑터(90)에 의해 지지된다. 또한, 어댑터(90)는 전형적인 휴대형(handheld) 프로브들이 주지의 사실로서(notoriously) 불규칙한 기하학적 형상을 가지기 때문에 프로브(24)를 장착하기 위해서 규칙적인 기하학적 형상을 또한 제공한다. 어댑터(90)는 또한 드라이버(36)로의 용이한 부착/탈착을 위해서 일 세트의 장착 클립(92)들을 포함할 수 있다. 전체적으로, 이러한 특징들은 동일한 프로브(24)가 동일한 상대 위치 및 배향으로 드라이버(36)에 반복적으로 연결될 수 있음을 보장한다. 이는, 로봇에 대한 이미지 프레임의 캘리브레이션을 유지하는데 중요하다.

[0061] 드라이버(36)는 디스크형 구조를 제공한다. 프로브(24)의 어댑터(90)는, 프로브(24)를 스핀하는 중앙 회전자(94)에 연결된다. 회전자(94)는 기구들을 고립시키는 것을 돕는 일 세트의 볼 베어링(96)들 및 O 링(98)들에 의해 지지된다. 드라이버(36)의 크기를 감소시키기 위해서, 베어링들의 레이스들이 드라이버(36)의 본체(100) 및 캡(102) 내에 제조된다. 단순함을 위해서, 베어링들은 케이지를 사용하는 것이 아니라, 삽입된 약간 작은 볼들의 시퀀스를 사용한다. 이들은, 정상적으로는 메인 볼들이 가능하게 마찰을 감소시키는 것과 반대 방향으로 구른다. 회전자(94)는 기어(105)들을 갖는 서보모터(104)로부터 평기어 변속(spur gear transmission)에 의해 맞물리며, 이 서보모터는 모터 커버(106) 내에 포함된다. 베이스 상에 장착된 리미트 스위치(104)는 증분 인코더를 호밍하기 위한 로터리 위치를 촉발한다. 드라이버(36)는 여분의 인코딩을 사용하는 것이 아니라, 전술된 RT 드라이버와 유사한, 기어에 의해 맞물리는 다른 피니언(107)이 단순 부가될 수 있다.

[0062] 드라이버의 본체(100)는 축방향으로 프로브에 부과되는 힘을 측정하기 위해서, 마운트 캡(109)들 내에 고정되는 커스텀 메이드 힘 센서(108)를 통해 RCM 모듈(14)에 연결된다. 4 개의 변형 집중 요소(strain concentration element)들의 구조가 사용될 수 있다. 변형 게이지(strain gauge)들이 측정을 위해 사용될 수 있는 브리지 및 하프 브리지 연결부의 대향 측면들에 적용된다.

[0063] 도 13을 참조하면, 초음파 프로브에 의한 시스템의 작동을 도시하는 시스템의 블록도가 제공된다. 또한, 비디오 카메라는 오일러 로봇의 직접적인 관찰이 어려울 수 있는 적용들, 예컨대 하기 섹션들에서 설명되는 텐덤(tandem) 로봇 어프로치와 같은 적용들에서 시스템 감시를 위해 포함된다.

- [0064] 로봇의 제어기는 윈도우즈 XP(미국, 워싱턴 레드몬드 소재의 마이크로소프트사(Microsoft Corp))를 구동하는 DDR2 메모리 4GB를 구비한 아수스(대만, 아수스텍 컴퓨터사(ASUSTeK Computer Inc)) P5N7A-VM 마더보드 상에 인텔사(미국, 캘리포니아, 산타클라라 소재)의 코어2 쿼드 Q9550(Core 2 Quad Q9550) 프로세서를 기반으로 할 수 있다. 컴퓨터 시스템에는 빌트인 무정전 전원 공급장치(uninterruptable power supply) 또는 작동 안전장치(operation safety) 및 근거리 휴대장치(short range portability)가 장비될 수 있다. 모터 제어는 실시간 이동 제어를 위한 온보드 디지털 신호 프로세서를 갖는 MC8000-듀얼(캐나다, 브리티시 콜럼비아의 빅토리아에 소재하는 PMDI사) 이동 제어 카드 상에서 구현될 수 있다. 이러한 카드는 각각의 축을 위한 이중 직교(dual quadrature) 디코더들 및 카운터들을 제공하고, 각각의 축의 모터 및 여분의 인코더들을 위해 사용된다. 리니어 서보모터 증폭기들은 모든 4 개의 축들을 위해 사용될 수 있다. 특별한 목적을 위해 제작된(purpose built) 릴레이 및 와치독 보드가 포함될 수 있다. 단일의 50 커넥터 케이블이 패시브 아암의 베이스에서 PC를 연결 박스에 연결한다. 아암은 증가된 강성을 위해서 커스텀 오버사이즈드 레일에 장착된다. 또한, 연결 박스는 힘 센서 케이블들의 길이를 감소시키기 위해서 힘 센서들을 위한 증폭기들을 포함한다.
- [0065] 와치독은 100ms 마다 한번 시스템의 수개의 구성요소들의 상태를 체크하여, 고장 상태가 검출된다면 모터 증폭기들로의 동력 공급을 무력화한다. 2 개의 시작작 기호들이 동력 공급중 및 이동중인 로봇의 작동 상태를 신호화하는 데 사용된다. 비상 정지 버튼은 시스템을 무력화하며, 또한 모터 증폭기 동력 공급을 중단한다. 시스템의 작동은, RCM 또는 RT 드라이버 인에이블 버튼들이 장비된 2-DOF 조이스틱 또는 언더 뉴메릭 컨트롤 중 어느 하나로부터 실행된다.
- [0066] 트러스(TRUS) 로봇의 소프트웨어는, 축-레벨 이동 제어 소프트웨어, 로봇 기구학 소프트웨어, 초음파 가시화(ultrasound visualization) 및 3D 이미지 처리 소프트웨어로 구성된다. 이동 제어 소프트웨어는 이동 제어 카드(MCI-SoftLib, PMDI)의 기능들의 하이 레벨 라이브러리들을 기반으로 한 비주얼 C++(미국, 워싱턴 레드몬드 소재의 마이크로소프트사(Microsoft Corp))로 구축된다. 이미징 구성요소들 및 로봇으로의 인터페이스는, 또한 아미라(Amira) 가시화 플랫폼(미국, 캘리포니아의 샌디에고 소재의 비사지 이미징사(Visage Imaging Inc))을 기반으로 한 비주얼 C++로 작성된다.
- [0067] 프로브가 트러스 로봇에 의해 조종되면, 이미지들과 함께 위치 데이터가 용이하게 입수가능하다. 이는, 로봇 내비게이션 및 3D 재건을 위한 이미지-위치 데이터 쌍들의 기록을 허용한다. 로봇은 임의의 방향들로 전립선(prostate)을 스캔할 수 있다. 프로브 축을 중심으로 한 회전 스캔이 연부 조직 편향(soft tissue deflection)들을 감소시키기 위해서 통상적으로 제공된다. 전형적으로, 3D 재건이 평행 이미지 절편(parallel image slice)들(예컨대, CT 또는 MRI) 상에서 기반으로 하기 때문에, 특별한 이미징 알고리즘들이 회전 스캔을 위해 개발되었다.
- [0068] 이에 따라, 본 로봇은 수술 및 의료 개입들 동안에 내비게이션을 용이하게 한다. 로봇 장치는 기점 마커(fiducial marker)로서 적절한 하나 이상의 의료 도구와 협력하여 초음파 이미징 트랜스듀서를 조종하기 위해 사용될 수 있다. 관심 영역이 스캔되고, 하나 이상의 해부학적 특징중 하나 이상의 매개변수가 초음파 이미징 트랜스듀서를 사용하여 내부에서 측정된다. 초음파 이미징 트랜스듀서의 위치는 로봇 장치에 연결된 프로그램 가능한 컴퓨터를 사용하여 수술 및 개입들 동안에 추적된다. 이러한 추적으로부터 얻어진 정보는 수술 또는 개입 중 의료 도구가 시각화될 수 있는 관심 영역의 하나 이상의 3D 모델을 구조화하기 위해서 트랜스듀서에 적용된다. 의료 도구는 하나 이상의 3D 모델로부터 유도된 정보를 사용하여 관심 영역에 대해 조종된다.
- [0069] 특히, 사용된 의료 도구는, 바람직하게는 치료 전달(therapy delivery) 장치, 조직 시료들을 얻기 위한 바늘, 기점 마커, 또는 복강경(laparoscopic) 또는 다른 수술 도구를 포함하는 로봇 보조식 최소 침습 수술 시스템(minimally invasive surgical system)의 관련 또는 통합 도구 및 하나 이상의 아암을 포함한다. 로봇 장치는 수동 또는 로봇으로 실행되는 의료 시술과 함께 사용될 수 있다. 초음파 이미징 프로듀서의 스캐닝 중, 의료

도구는 수술중(intraoperatively) 포착된 하나 이상의 라이브 초음파 이미지에서 하이퍼에코익 영역(hyperechoic region)으로서 보인다. 장치는 임의의 방향들에서 스캔하기 위해서 초음파 이미징 트랜스듀서를 조종한다. 로봇 장치는 입수가 가능한 기준 프레임 내에서의 초음파 트랜스듀서 위치의 연속적인 추적을 허용한다. 컴퓨터 시스템은 하나 이상의 초음파 이미지 및 해당 초음파 이미징 트랜스듀서 위치 좌표들을 포착한다. 로봇 장치는, 원격중심 이동 및 초음파 트랜스듀서 드라이브 각도들의 측정값들을 제공하고 이들로부터 초음파 이미지들이 획득된다. 이미지들로부터 모인 정보가 분할되어 목표 수술 부위(surgical site)에서 해부학적 관심의 특징들의 3D 초음파 이미지 볼륨을 제조하는데 사용된다.

[0070] 도 11 및 도 12를 참조하면, 오일러 로봇(120)은 다빈치(DA VINCI)® 로봇(122)과 함께 사용된다. 오일러 로봇(120)은 다빈치(DA VINCI)® 로봇(122) 아래에 한정된 공간에서 수술 테이블의 단부에 부착될 수 있고, 조이스틱(123)에 의해 조종될 수 있다. 도 12에 도시된 바와 같이, 초음파 이미지들은 컴퓨터 시스템(124)을 통해 획득되어, 나란히 있는 디스플레이를 사용하여 현재 복강경 뷰(laparoscopic view)를 따라 콘솔(126)에서 외과의에게 제공된다. 다빈치(DA VINCI)® 로봇(122)을 사용하면, 비디오 카메라(128)는 수술 부위를 시각화하여 디스플레이에 이미지를 제공하는데 사용될 수 있다.

[0071] 상기 논의된 바와 같이, 오일러 로봇은 탄성초음파영상과 관련하여 사용될 수 있다. 특히, 프로그램가능한 컴퓨터 시스템이 해부학적 관심 영역을 촉진(palpatng)하기 위해서 초음파 트랜스듀서의 반복적인 압축 및 수축을 제어하도록 제공될 수 있다. 유사하게는, 오일러 로봇은 환자 상의 바늘 생체검사를 실행하는 것과 관련하여 사용될 수 있다. 특히, 프로그램 가능한 컴퓨터 시스템은 해부학적 관심 영역으로부터 조직 시료를 얻기 위해서 생체검사 바늘의 삽입 및 후퇴를 제어하기 위해 제공될 수 있다.

[0072] 예

[0073] 하기 예는 본원에 개시된 요지의 대표적인 실시예들을 실행하기 위해서 당업자에게 안내를 제공하는 것을 포함하고 있다. 본 명세서 및 당 분야의 일반적인 수준의 관점에서, 당업자들은, 하기 예는 단지 예시적으로 의도된 것이며, 다양한 변화들, 수정들 및 변형들이 본원에 개시된 요지의 범주로부터 벗어나지 않고 채용될 수 있다는 것을 상정할 수 있다. 하기 예는 예시를 위해 제공되며, 제한을 위해 제공되지 않는다.

[0074] 2가지 유형의 프로토타입들이 실험실에서, 오일러-R(드라이버 모듈(36)을 갖는 로봇에 해당) 및 오일러-RT(드라이버 모듈(26)을 갖는 로봇에 해당)로 제작된다. 양쪽 버전들에는 컴팩트한 구조가 제공되며, 이들의 RCM 기구학 아키텍처에 기인하여, 프로브의 인간의 조종성과 유사한, 전형적인 위치설정 및 스캐닝 이동(표 1)을 가능하게 하는, 넓은 범위의 이동을 갖는다. 이러한 값들은 RCM 모듈의 접이식/붕괴식 위치에 상대적이다(오일러-R에 대해 $\theta_2^0 = 35^\circ$ 및 오일러-RT에 대해 $\theta_2^0 = -30^\circ$). 표의 유효 θ_2^0 한계 각도들은, RCM3 기구의 작동이 (5-6)에서 설명된 단일 위치들 부근이 아닌 것으로 나타난다. 하드웨어 제한(hard limit)들 내에서의 소프트웨어 한계들은, 또한 임상학적으로 요구됨에 따라 그리고 안전 고려사항들을 위해서 부과된다.

표 1

오일러 로봇들의 하드웨어 제한들

| | Rx | Ry | Rz | | Tx | |
|--------|----------------|--------------------------|--------------------|-------------------|----------------|------|
| | θ_1 [°] | 구조된 오프셋 θ_2^0 [°] | 붕괴식 θ_2 [°] | 유효 θ_2 [°] | θ_2 [°] | [mm] |
| 오일러 R | 제한되지 않음 | 35° | -19° 내지 +90° | -55° 내지 +54° | ± 85° | N/A |
| 오일러 RT | ± 115° | -30° | -18° 내지 +45° | -48° 내지 +15° | ± 85° | ± 34 |

[0075]

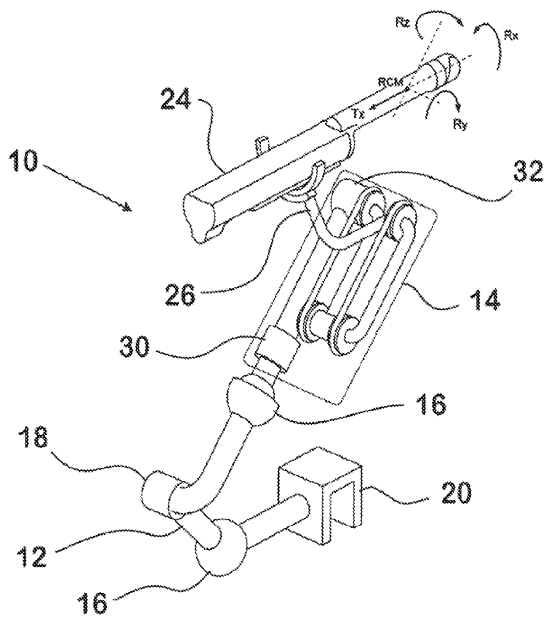
[0076] 수개의 골반 모형(pelvic model)들이 제작된다. 도 14의 (a)는 골반뼈들, 전립선, 방광(bladder), 요도(urethra) 및 신경혈관 다발(neurovascular bundle)들을 시뮬레이션하는 목업(mockup)을 도시한다. 목업은 사실적인 초음파 뷰를 만들기 위해서, 소르비톨, 글리세린, 및 물에 녹는 300 블룸(Bloom) 젤라틴 분말로 만들어진 젤라틴을 기반으로 하였다. 회전 스캔에 의해 획득된 이미지들은, 세분화를 위해 후처리되어 도 14의(b)에 도시된 바와 같이 나타난다. 도 14의 (c)는 "볼륨 렌더링(volume rendering)" 모드를 사용하여 "모아진(gathered)" 이미지 공간으로부터 직접 발생된 전립선의 3D 표시를 도시한다. 이는, 전립선의 세분화 없이 분비선(gland)의 3D 형상을 디스플레이할 수 있다. 볼륨 렌더링은 각각의 모아진 이미지 복셀(voxel)을 반투명으로 디스플레이하며, 복셀을 통한 광 흡수는 스케일 팩터(scale factor)에 따라 그의 밝기와 서로 관련된다.

[0077] 이에 따라, 본 발명의 로봇 보조식 초음파 매니플레이터는 이미지 공간의 프로브 위치 및 배향의 고유의(intrinsic) 추적을 허용하며, 이는 근접방사선치료(brachytherapy), 바늘 생체검사(needle biopsy), LRP, 및 경직장 초음파 탄성영상(transrectal ultrasound elastography)을 실행하는데 큰 이점을 갖는다. 또한, 의사(practitioner)들은 복강경 초음파를 포함하는, 복강경 도구들과 같은 의료 도구들 및 장치들을 조종하기 위해서 적용 범위를 연장하는 컴팩트한 시스템으로 원격중심이동 기구학들로부터 이점을 갖는다. 또한, 컴팩트한 구성은 의사들이 로봇 보조식 최소 침습 수술 시스템들과 함께 로봇을 이용하는 것을 허용한다. 마지막으로, 초음파 프로브 위치를 자동으로 추적하여 프로브의 균일한 적용 및 후퇴를 허용하는 로봇 시스템은 초음파 탄성영상의 품질 및 신뢰성을 최적화한다.

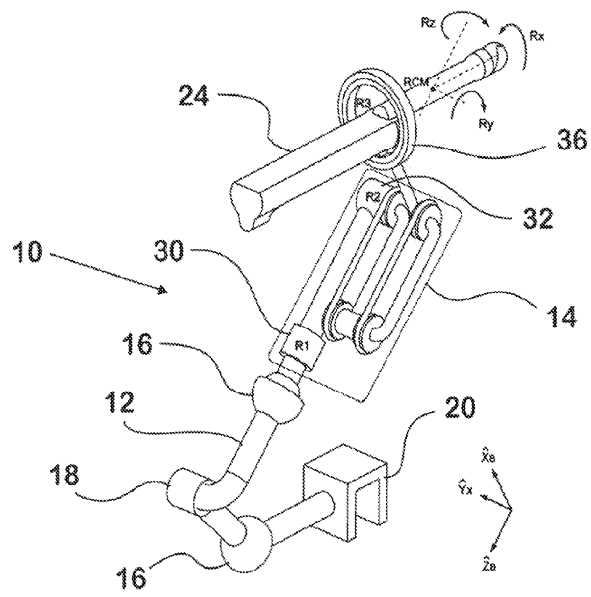
[0078] 본 발명이 그의 바람직한 실시예들과 관련하여 설명되고 있지만, 당업자에 의해, 자세하게 설명되지 않은 추가예들, 삭제예들, 수정예들 및 치환예들이 첨부된 청구항들에서 규정된 바와 같이 본 발명의 사상 및 범주를 벗어나지 않고 만들어질 수 있음이 상정될 것이다.

도면

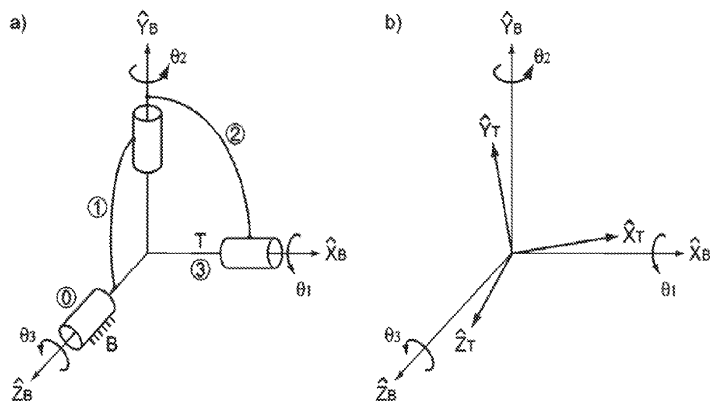
도면1



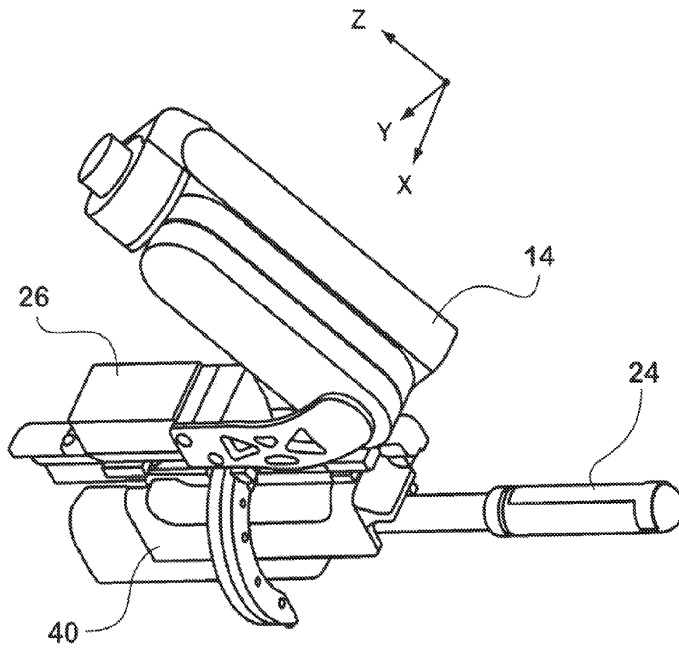
도면2



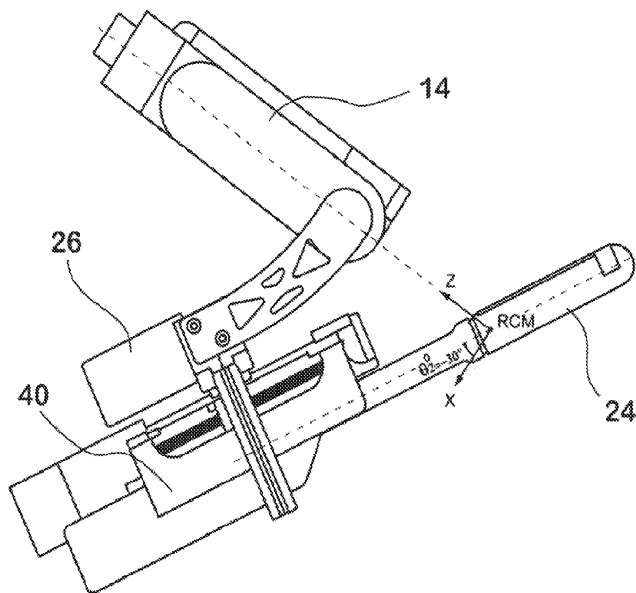
도면3



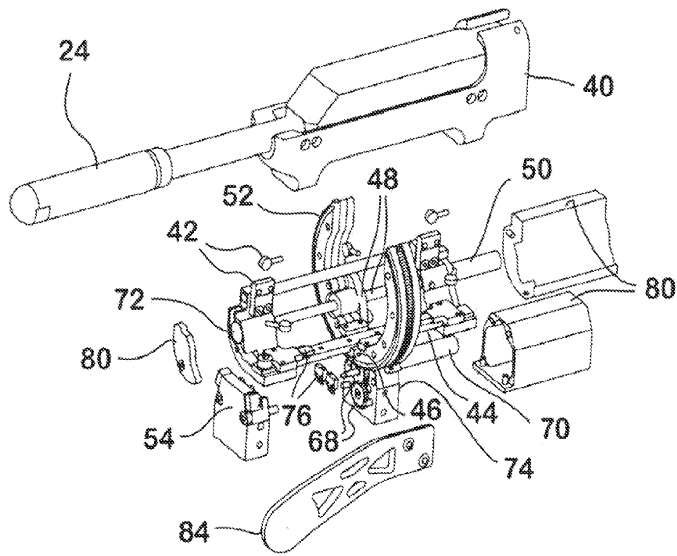
도면4



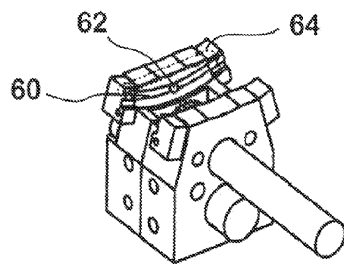
도면5



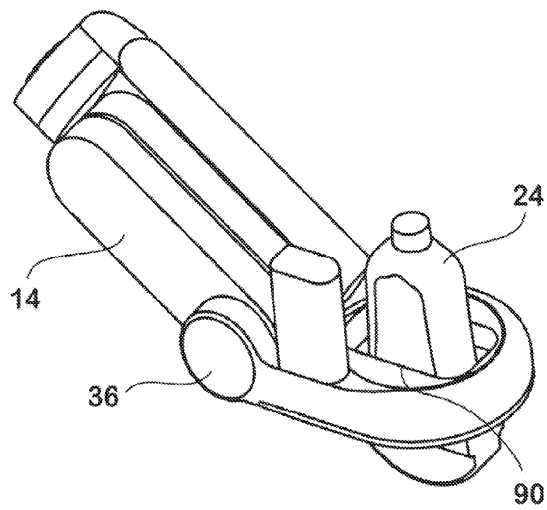
도면6



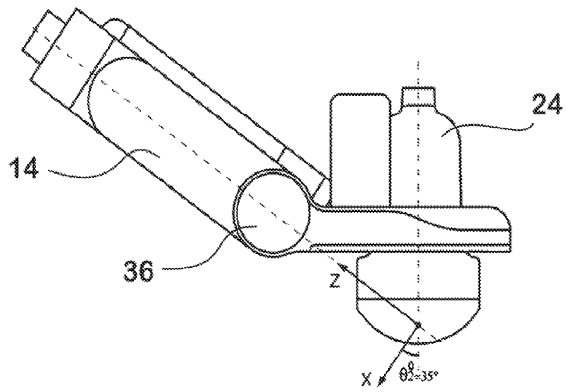
도면7



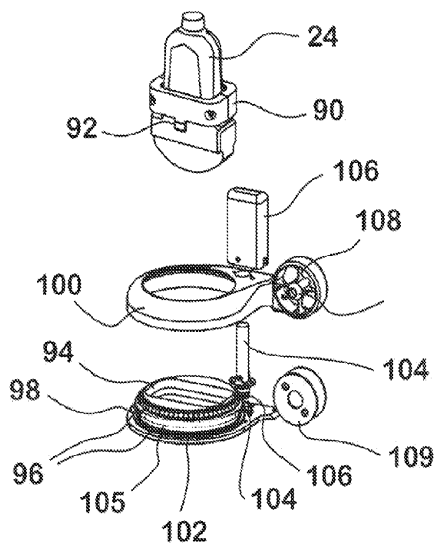
도면8



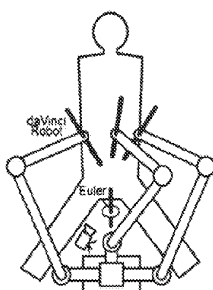
도면9



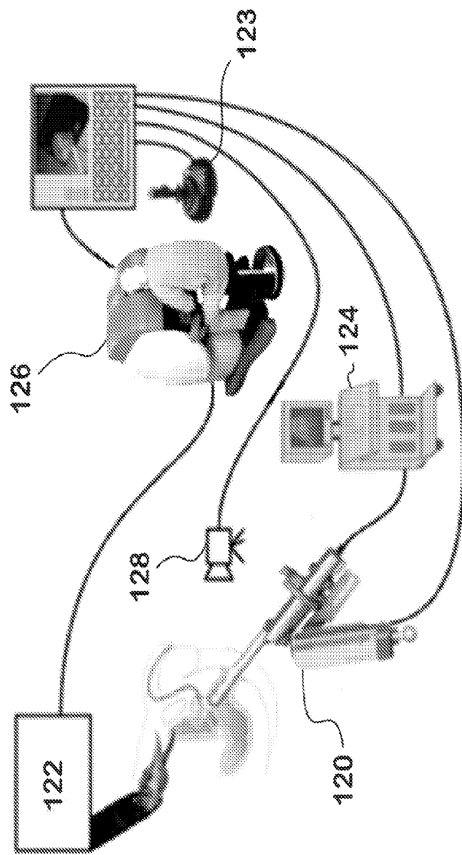
도면10



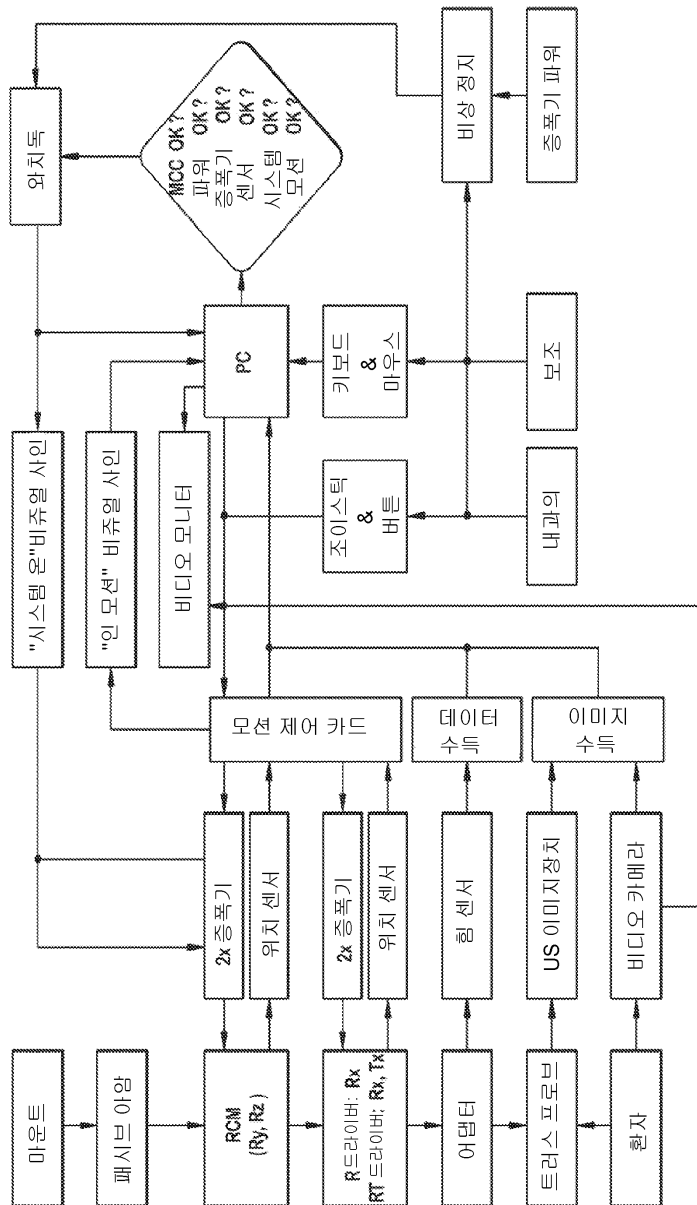
도면11



도면12



도면13



도면14



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 标题：用于医学图像扫描和图像引导目标的远程向心机器人 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020140024837A | 公开(公告)日 | 2014-03-03 |
| 申请号 | KR1020137014278 | 申请日 | 2011-11-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 约翰霍普金斯大学 约翰·霍普金斯大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 约翰·霍普金斯大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 约翰·霍普金斯大学 | | |
| [标]发明人 | STOIANOVICI DAN 스토이아노비치단 PETRISOR DORU 페트리저도루 SCHAFFER FELIX 샤페르펠릭스 KIM CHUNWOO 김천우 HAN MISOP 한미습 | | |
| 发明人 | 스토이아노비치,단 페트리저,도루 샤페르,펠릭스 김,천우 한,미습 | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 A61N7/00 | | |
| CPC分类号 | A61B10/0241 A61B8/085 A61B8/483 A61B8/4218 A61B19/2203 A61B8/485 A61B8/12 A61B10/02 A61B2019/5276 A61B8/4444 A61N7/02 A61B8/5207 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B34/30 A61B2090 /378 | | |
| 优先权 | 61/412589 2010-11-11 US | | |
| 其他公开文献 | KR102048352B1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

本发明涉及一种用于医学图像扫描和图像引导目标的远程定心移动机器人（以下称为“欧拉”机器人）。欧拉机器人，使三维（3D）的各种机器人辅助图像引导程序，如允许用于图像重建，针吸活检，经皮治疗（经皮疗法）的传球时，图像引导的导航，其他成像超声波扫描利用模式促进图像融合。欧拉机器人还可以通过其它便携式医疗成像探针使用，诸如γ照相机用于核转移或治疗，如高强度聚焦超声的目标画面图像（高强度聚焦超声，HIFU）。3D超声探头也可用于欧拉机器人，为活组织检查或治疗输送提供基于图像的自动靶向。此外，欧拉机器人能够基于超声弹性成像等特殊动作应用成像模式。

