



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년04월30일
(11) 등록번호 10-1258912
(24) 등록일자 2013년04월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 19/00 (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2007-7025040
(22) 출원일자(국제) 2006년06월05일
심사청구일자 2011년06월01일
(85) 번역문제출일자 2007년10월30일
(65) 공개번호 10-2008-0027224
(43) 공개일자 2008년03월26일
(86) 국제출원번호 PCT/US2006/021852
(87) 국제공개번호 WO 2007/030173
국제공개일자 2007년03월15일
(30) 우선권주장
60/688,013 2005년06월06일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20030220541 A1
US6425865 A
전체 청구항 수 : 총 23 항

(73) 특허권자
인튜어티브 서지컬 인코포레이티드
미합중국 캘리포니아 94086 서니베일 키퍼 로드
1266 빌딩.101

(72) 발명자
하쎄 크리스토퍼
미국 캘리포니아 94086 서니베일 키퍼 로드 950
데일리 러셀
미국 메릴랜드 21218 발티모어 존 홉킨스 유니버
시티
(뒷면에 계속)

(74) 대리인
송봉식, 정삼영

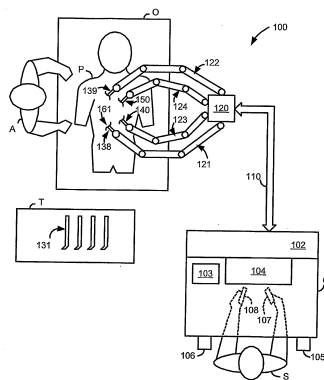
심사관 : 오승재

(54) 발명의 명칭 복강경의 초음파 로봇 수술 시스템

(57) 요약

LUS 로봇 수술 시스템은 컴팬드에 따라 원하는 방식으로 LUS 프로브를 자동으로 움직이도록 외과의사에 의해 트레인가능하여 외과의사는 최소한의 침입 수술동안에 수동으로 하지않는다. 저장된 지시에 따라 LUS 프로브에 의해 포착된 일련의 2차원 초음파 이미지는 해부구조의 3차원 초음파 컴퓨터 모델로 프로세스가능한데, 이것은 외과의사의 선택에 따라 PIP에 또는 카메라 뷰에 3차원 또는 2차원 겹침으로 디스플레이될 수 있거나 또는 외과의사가 해부구조의 비정상을 검사하는데 돕도록 프로그램되어 있다. 가상 픽스처가 형성가능하여 외과의사가 틀을 디스플레이된 초음파 이미지의 타겟에 정밀하게 가이드하는데 도움을 준다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

초티 미셸

미국 메릴랜드 21218 발티모어 존 홉킨스 유니버시
티

레벤 조스

미국 메릴랜드 21218 발티모어 존 홉킨스 유니버시
티

특허청구의 범위

청구항 1

복강경 초음파 로봇 수술 시스템에 있어서:

초음파 프로브에 기계적으로 연결된 제 1 로봇 암;

수술 관련 디바이스에 기계적으로 연결된 제 2 로봇 암;

마스터 조종기;

유저 선택가능 제 1 및 제 2 모드를 가진 제어 스위치; 그리고

제어 스위치가 제 1 모드에 있을 때, 마스터 조종기의 유저 조종에 따라 제 1 로봇 암은 초음파 프로브를 움직이고 제 2 로봇 암은 제위치에서 잠기고, 그리고 제어 스위치가 제 2 모드에 있을 때, 저장된 지시에 연관된 유저 커맨드의 검출에 따라 저장된 지시에 의해 제 1 로봇 암이 초음파 프로브를 움직이고, 그리고 마스터 조종기의 조종에 따라 제 2 로봇 암이 툴을 조종하도록 구성된 프로세서;를 포함하고 있는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 수술 관련 디바이스는 외과수술 툴인 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 유저 커맨드는 보이스 커맨드인 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 유저 커맨드는 그래픽 유저 인터페이스에 구비된 옵션의 유저 선택으로부터 유도되는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템

청구항 5

제 1 항에 있어서, 유저 커맨드는 스위치 위치에 의해 표시된 선택으로부터 유도되는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 저장된 지시는 프로세서에게 지시하여 제 1 로봇 암이 초음파 프로브를 움직여서, 최소한의 침입 외과수술 동안에 해부조직의 초소한 부분의 3차원 컴퓨터 모델을 발생하도록, 초음파 프로브에 의해 포착된 2차원 초음파 이미지 슬라이스가 움직이면서 프로세서에 정보를 제공하도록 하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 7

제 6 항에 있어서, 저장된 지시는 저장된 포인트의 궤적을 따라 제 1 로봇 암이 초음파 프로브를 움직이도록 프로세서를 지시하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 8

제 7 항에 있어서, 저장된 지시는 저장된 포인트의 궤적을 따라 제 1 로봇 암이 초음파 프로브를 전후로 반복적으로 움직이도록 프로세서를 지시하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 9

제 7 항에 있어서, 저장된 포인트의 궤적은 해부조직의 표면에 포인트들을 포함하는 것을 특징으로 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 10

제 1 항에 있어서, 저장된 지시는 제 1 로봇 암이 초음파 프로브를 움직여서 저장된 위치와 배향에 위치하고 향하도록 프로세서를 지시하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 11

제 10 항에 있어서, 저장된 위치와 배향은 그 위치와 배향에서 초음파 프로브에 의해 발생된 초음파 이미지의 클릭가능한 섬네일에 상응하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 12

제 11 항에 있어서, 프로세서는 사용자가 클릭가능한 섬네일을 클릭했다는 지시를 수신함에 따라 제 1 로봇 암이 초음파 프로브를 저장된 위치와 배향으로 움직이도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 13

제 1 항에 있어서, 수술관련 디바이스는 수술 툴이고, 그리고

환자에서 수술부위의 이미지를 포착하기 위한 내시경을 더 포함하고 있고;

프로세서는 디스플레이 스크린의 픽처 섹션에 포착된 이미지 그리고 디스플레이 스크린의 픽처-인-픽처 섹션 내에 초음파 프로브에 의해 포착된 초음파 이미지를 디스플레이하도록 구성된 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 14

제 1 항에 있어서, 수술관련 디바이스는 수술 툴이고, 그리고

비디오 이미지를 포착하기 위한 내시경을 더 포함하고 있고;

프로세서는 내시경에 의해 포착된 비디오 이미지로 초음파 프로브에 의해 포착된 초음파 이미지를 공간적으로 레지스터하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 15

제 14 항에 있어서, 프로세서는 내시경과 관련된 레퍼런스의 프레임에 관하여 초음파 이미지의 위치와 배향을 결정하도록 구성되어 있고, 그리고 디스플레이 스크린에 결정된 위치와 배향으로 비디오 이미지를 겹치도록 초음파 이미지를 디스플레이하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 16

제 15 항에 있어서, 내시경은 초음파 프로브의 포착된 이미지를 포함하는 좌우 2차원 카메라 뷰를 포착하는 스테레오스코픽 내시경이고, 디스플레이 스크린은 3차원 디스플레이 스크린이고, 그리고 프로세서는 포착된 좌우 2차원 카메라 이미지로부터 3차원 카메라 이미지를 발생하고, 그리고 초음파 프로브로부터 나타나도록 3차원 카메라 이미지에 겹쳐지는 초음파 프로브에 의해 포착된 2차원 초음파 이미지 슬라이스로 3차원 디스플레이 스크린에 3차원 카메라 이미지를 디스플레이하도록 구성된 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 17

제 1 항에 있어서, 제어 스위치는 유저 보이스 커맨드에 의해 제 1 또는 제 2 모드에 위치되는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 18

제 1 항에 있어서, 제어 스위치는 그래픽컬 유저 인터페이스에 구비된 옵션의 유저 선택에 의해 제 1 또는 제 2 모드에 위치되는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 19

제 1 항에 있어서, 제어 스위치는 유저 선택 스위치 위치에 의해 제 1 또는 제 2 모드에 위치되는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 20

제 1 항에 있어서, 초음파 프로브는 초음파 프로브에 대하여 발휘된 힘을 감지하도록 포스 센서를 포함하고 있고, 그리고 감지된 힘의 정보를 프로세서에 제공하며, 프로세서는 유저가 마스터 조종기를 조종하면서 느끼도록 감지된 힘의 정보를 마스터 조종기에 반영하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 21

제 1 항에 있어서, 초음파 프로브는:

초음파 센서;

길다란 샤프트; 그리고

길다란 샤프트의 길이를 따라 움직이는 축선에 대하여 초음파 센서의 피치 및 요(yaw) 운동을 허용하도록 초음파 센서를 길다란 샤프트에 연결하는 손목관절 기구;를 포함하는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 22

제 21 항에 있어서, 초음파 프로브는: 초음파 센서에 연결된 제 1 쌍의 케이블을 더 포함하여,

초음파 센서는 제 1 쌍의 케이블의 단지 하나를 당김으로서 요 방향으로 움직이고 그리고 제 1 쌍의 케이블의 다른 하나 만을 당길 때 반대 요 방향으로 움직이는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 23

제 22 항에 있어서, 초음파 프로브는: 초음파 센서에 연결된 제 2 쌍의 케이블을 더 포함하여,

초음파 센서는 제 2 쌍의 케이블의 단지 하나를 당김으로서 피치 방향으로 움직이고 그리고 제 2 쌍의 케이블의 다른 하나 만을 당길 때 반대 피치 방향으로 움직이는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템.

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 내셔널 인스티튜츠 오브 헬스(National Institutes of Health)에서 인정한 미국 정부 지원 Grant No. 1 R41 RR019159-01 에 의해 이루어졌다. 미 정부는 본 발명에 대해 일정한 권리를 가지고 있다.

[0002] 본 출원은 2005년 6월 6일 출원한 미국 특허출원 S.N. 60/688,013호를 우선권 주장한다.

[0003] 본 발명은 로봇 수술 시스템에 관한 것이고, 더욱 상세히는 최소한으로 침입하는 수술을 수행하는데 유용한 복강경 초음파 로봇 수술 시스템에 관한 것이다.

배경기술

[0004] 최소한으로 침입하는 수술은 전통적인 개복 수술 기술에 비하여 많은 장점을 가지고 있는데, 이러한 장점은 고통의 더 감소, 입원기간의 더 단축, 더 신속한 정상 생활에의 복귀, 최소한의 흉터, 회복시간의 단축, 그리고 더 작은 조식의 손상 등을 포함한다. 결과적으로, 로봇 수술 시스템을 사용하는 최소한의 침입 수술에 대한 요구가 강력하게 증가되고 있다.

- [0005] 복강경 수술은 최소한의 침입 수술의 한 형태인데, 복부 내의 해부학적 구조와 골반이 보이도록 복강경이라고 부르는 도구가 삽입되는 복벽에 작은 절개가 만들어진다. 복강은 이산화탄소와 같은 흡수가 가능한 가스의 점적주입에 의해 통상 팽창되고 그리고 볼 수 있게 된다. 튜브가 이를 통해 넣어지거나 또는 피부에 다른 절개가 이루어져서 프로브 또는 다른 도구가 수술 부위에 도입될 수 있다. 이러한 방식으로, 큰 또는 개복의 복강 수술 절개가 필요없는 여러가지 수술이 실행될 수 있다.
- [0006] 하지만, 복강경 수술의 하나의 단점은 숨겨진 또는 단단한 기관을 수동으로 촉진할 수 없다는 것이다. 복강경 초음파(Laparoscopic Ultrasound:"LUS")는 더 깊은 구조의 시각화를 제공함으로써 외과의사에게 이러한 한계를 극복하게 했다. 사실, 개복 수술이 수행될 때도, 해부학적 구조 내의 숨은 병변을 검출하는데 있어서 초음파검사법이 두손으로 하는 촉진보다 훨씬 더 섬세하다.
- [0007] 일 예로서, 간의 수술중의 초음파검사법은 복강경 수술 동안에 다양한 임상 세팅에서 유용하다. 이들은, 초음파 유도 니들(needle) 생체검사, 간 종양 제거, 그리고 복강경 간 절제술 전에 간의 평가를 포함하는 간의 시기 결정(staging)과 평가를 포함하고 있다.
- [0008] 절제 이전에 전이 질병을 배제하기 위해서, 외과의사는 절제시에 간 그리고 다른 부위의 정확한 시기 결정을 실행할 능력을 갖추어야 한다. 표준 복강경수술에 LUS의 추가는 종래의 수술전 진단 방법 보다 전이의 진단을 개선한다.
- [0009] 초음파 지향 간 생체검사는 간장의 시기 결정과 평가의 중요한 요소이다. 병소가 초음파에 의해 확인되면, 니들 생체검사가 습득물 을 조직학적으로 확인하기 위해서 필요하다. 현재 실시되는 방식은 초음파 안내로 생체검사 니들의 손으로 조작되는 위치결정과 함께 수동의 손으로 조작하는 LUS를 필요로 한다.
- [0010] 절제할 수 없는 전이의 치료를 위해서, 증가하고 있는 관심은 무선주파수("RF"), 냉동요법, 마이크로웨이브, 또는 화학적 절제 등과 같은 제거 방식에 초점이 맞추어지고 있다. 세포 사이의 절제가 피부를 통해서 또는 개복 수술 동안에 실행될 수 있는 반면, 복강경 절제는 상당한 장점을 가지고 있다. 먼저, 피부를 통한 치료와 달리, 복강경 수술은 수술 전의 이미지에서는 보이지않는 간 그리고 간 이외의 전이 양자를 확인할 수 있는데, 보이지않는 이미지는 직장의 간으로의 전이 환자의 약 10% 내지 20%에서 중요한 종양을 찾지못한다. 두번째, 복강경 또는 수술 초음파는 간의 병소를 보는데 있어서 복부를 가로지르는 US, CT 또는 MR 보다 상당히 더 정확하다. 더욱이, 복강경수술을 포함하는 수술의 방법은 RF 절제 동안에 열로 인해 상처를 줄 수 있는 표면 종양으로부터 먼 조직의 기동(mobilization)을 허용한다. 피부를 통한 절제 및 복강경 절제 양자는 전형적으로 전신 마취가 필요하고 병원에서 하루 밤을 지내야 한다. 한편, 복강경 수술은 환자에게 상당히 더 과중한 부담을 주지않는다.
- [0011] 절제술은 다른 방식보다 장점이 있는 반면, 초음파 프로브를 조정하고, 초음파 프로브를 절제 프로브와 정렬하고 그리고 절제 프로브를 위치시키는 기술적인 어려움은 상당한 숙련을 필요로 한다. 외과의사는 종양 그리고 그 주위의 정상적인 실질조직의 1cm 구역의 적절한 파괴를 달성하기 위해서 종양의 부피적인 중심 내에 절제 프로브 팁을 정밀하게 위치시켜야 한다. 종양은 주로 CT 및 MR 등으로 수술전의 이미지에 의해 확인되고 그리고 LUS에 의해 복강경수술적으로 위치시킨다.
- [0012] 절제술 방식의 하나의 주된 한계는 종양의 중심 내에 프로브 팁을 정밀하게 위치시킬 수 없다는 것이다. 이것은 특히 중요한데, 간의 절제로 제거가 이루어진 후 조직학적 가장자리는 가늠할 수 없다. 또한, 수동적인 안내는 프로브 팁을 여러번 통과시키고 그리고 다시 위치시킬 필요가 있는데, 이것은 출혈 그리고 종양의 전파의 위험을 더 증가시킨다. 수술중의 초음파는 종양의 우수한 시각을 제공하고 그리고 RF 프로브 위치를 위한 안내를 제공하지만, 2차원적 특성 그리고 초음파검사자의 기술에 따라 그 효율성이 제한된다.
- [0013] 복강경수술의 도구 및 기술이 간을 절제하는데 있어서 발전되기 시작했지만, 외과의사의 촉감의 결핍은 실질조직 절단을 위해 필요한 절개의 안전한 가장자리를 가늠하기 어렵게 만든다. 현재의 LUS 기술로 간내의 조직의 명확한 시각화 및 맵핑의 결핍은 주요한 인접 조직에 심각한 손상을 줄 수 있다. 치료요법을 방해할 수 있는 추가적인 종양을 배제하기 위해서 외과의사는 절제 전에 초음파로 간을 조심스럽게 검사하여야 한다. 외과의사는 또한 충분한 외과적인 가장자리 여유를 가지고 안전하고 완전한 절제를 결정하고 계획하기 위해서 초음파가 필요하다.
- [0014] 이론적인 장점에도 불구하고, 수술중의 LUS는 복강경 간암 수술과 같은 것에 널리 이용되고 있지않다. 이러한 분야 및 다른 응용분야에 사용을 늘리기 위해서, LUS 로봇 수술 시스템을 용이하게 사용하는 것과 아울러 최소한의 침입 수술 절차에서 외과의 효율성을 개선하는 LUS 로봇 수술 시스템에서의 진보가 바람직하다.

[0015] 예를 들면, 간의 수술을 위한 LUS의 최적화는 환자의 임상적 운영을 상당히 개선할 수 있다. 불쾌감과 불안감을 최소화하는데 더하여, 개선된 LUS 로봇 수술 시스템은 비용을 상당히 감소시킨다. 더 빠르고, 더 정확하고, 그리고 더 완전한 간의 평가가 전문가, 또한 간의 수술중 초음파촬영술에 익숙하지않은 외과의사에 의해 잠정적으로 수행된다.

[0016] 작고 접근하기 어려운 간 병소의 이미지-가이드된 생체검사가 용이해질 수 있다. 진보된 LUS 로봇 기구는 다소 유리하게 위치한 종양에 대해 완전한 치료로서 절개술의 사용을 증가시켰다. 제거 요법의 계획, 배급, 모니터링을 위한 개선된 실시간 안내는 이러한 유망한 요법의 정확하고 효과적인 적용을 허용하기 위해서 필요한 미싱 툴(missing tool)을 또한 제공한다.

발명의 상세한 설명

[0017] 따라서, 본 발명의 다양한 면중에서 하나의 목적은 사용하기 쉽고 그리고 수술 효율이 증대된 복강경 초음파 로봇 수술 시스템과 로봇 지원 복강경 초음파 방법을 제공하는 것이다.

[0018] 본 발명의 다양한 면중에서 다른 하나의 목적은 더 빠르고, 더 정밀하고 그리고 완전한 해부조직의 평가를 구비하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템과 로봇 지원 복강경 초음파 방법을 제공하는 것이다.

[0019] 본 발명의 다양한 면중에서 다른 하나의 목적은 외과 트레이닝된 궤적(trajectories)를 사용하는 해부학적인 조직의 로봇으로 발생된 수술중의 3차원 초음파 이미지를 구비하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템과 로봇 지원 복강경 초음파 방법을 제공하는 것이다.

[0020] 본 발명의 다양한 면중에서 다른 하나의 목적은 디스플레이 스크린에 초음파 이미지의 유연한 디스플레이를 구비하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템과 로봇 지원 복강경 초음파 방법을 제공하는 것이다.

[0021] 본 발명의 다양한 면중에서 또 다른 하나의 목적은 해부조직에서 툴을 타겟에 안내하는 어시스턴스를 구비하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템과 로봇 지원 복강경 초음파 방법을 제공하는 것이다.

[0022] 상기 및 다른 목적은 본 발명의 여러가지 면에 의해 달성되는데, 여기에서 하나의 면은 복강경 초음파 로봇 수술 시스템에 있어서: 초음파 프로브에 기계적으로 연결된 제 1 로봇 암; 수술 관련 디바이스에 기계적으로 연결된 제 2 로봇 암; 마스터 조종기; 유저 선택가능 제 1 및 제 2 모드를 가진 제어 스위치; 그리고 제어 스위치가 제 1 모드에 있을 때, 마스터 조종기의 유저 조종에 따라 제 1 로봇 암은 초음파 프로브를 움직이고 제 2 로봇 암은 잠그고, 그리고 제어 스위치가 제 2 모드에 있을 때, 저장된 지시에 연관된 유저 커맨드의 검출에 따라 저장된 지시에 의해 제 1 로봇 암이 초음파 프로브를 움직이고, 그리고 마스터 조종기의 조종에 따라 제 2 로봇 암이 툴을 조종하도록 구성된 프로세서;를 포함하고 있는 것을 특징으로 하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템이다.

[0023] 다른 한 면은, 로봇 지원 복강경 초음파를 제공하는 방법에 있어서, 트레이닝 시작의 지시를 검출함에 따라 현재 초음파 프로브 위치 및 배향을 저장하는 단계; 그리고 트레이닝 끝의 지시를 검출할 때까지 위치 및 배향의 궤적을 한정하도록 초음파 프로브 위치 및 배향을 주기적으로 저장하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 로봇 지원 복강경 초음파를 제공하는 방법이다.

[0024] 또 다른 한 면은, 로봇 지원 복강경 초음파를 제공하는 방법에 있어서,

[0025] 하나의 위치와 배향으로 배치된 초음파 프로브를 사용하는 초음파 이미지를 포착하는 단계; 위치와 배향의 정보를 저장하는 단계; 초음파 이미지의 클릭가능한 섬네일을 발생하는 단계; 저장된 위치와 배향을 클릭가능한 섬네일과 연관시키는 단계; 그리고 클릭가능한 섬네일을 디스플레이 스크린에 디스플레이하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 로봇 지원 복강경 초음파를 제공하는 방법이다.

[0026] 또 다른 한 면은, 로봇 지원 복강경 초음파를 제공하는 방법에 있어서, 환자의 해부구조의 초음파 뷰를 해부구조의 카메라 뷰에 레지스터된 겹쳐짐으로 디스플레이하는 단계; 초음파 뷰에 마크된 타겟의 정보를 수신하는 단계; 툴이 환자내의 타겟으로 이송되는 패스를 결정하는 단계; 그리고 툴이 결정된 패스 상에서 이송되도록 전자적으로 한정하는데 도움을 주는 비주얼 픽스처를 발생시키는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 로봇 지원 복강경 초음파를 제공하는 방법이다.

[0027] 본 발명의 여러가지 면의 추가적인 목적, 특징 및 장점은 바람직한 실시예의 아래 설명으로부터 나타나는데, 이 설명은 첨부 도면을 참조하여 이루어진다.

실시예

- [0039] 도 1은 로봇 수술 시스템을 채용하는 수술실의 실시예의 평면도를 예시하고 있다. 이러한 경우에 로봇 수술 시스템은 복강경 초음파와 로봇 수술 시스템(100)인데, 이것은 수술대("O") 위에 누워있는 환자("P")에게 한 명 이상의 보조원("A")으로부터 도움을 받아 최소한의 침입 진단 또는 수술을 수행하는 한편, 외과의사("S")에 의해 사용되는 콘솔("C")을 포함하고 있다.
- [0040] 콘솔은 환자 내의 수술 부위의 하나 이상의 이미지를 디스플레이하면서, 외과의사에게 다른 정보도 주는 마스터 디스플레이(104)("디스플레이 스크린"이라고도 한다)를 포함하고 있다. 이 디스플레이는 마스터 입력 디바이스(107,108)("마스터 조종기"라고도 한다), 하나 이상의 풋 페달(105,106), 외과의사로부터 음성 명령을 수신하기 위한 마이크로폰(103), 그리고 프로세서(102)를 더 포함하고 있다. 마스터 입력 디바이스(107,108)는 조이스틱, 글로브, 트리거-건, 손으로 작동되는 제어기 등을 포함할 수 있다. 프로세서(102)는 콘솔에 집적되거나 또는 통상의 방식으로 연결될 수 있는 퍼스널 컴퓨터가 바람직하다.
- [0041] 외과의사는 마스터 입력 디바이스(107,108)를 조종함으로써 최소한으로 침입하는 수술을 실행하게 되는데 프로세서(102)는 각각 연관된 슬레이브 암(128,129)("슬레이브 조종기"라고도 한다)이 각각 제거가능하게 연결되고 유지된 수술 도구(138,139)("툴"이라고도 한다)를 조종하게 하는 한편, 외과의사는 마스터 디스플레이(104)에서 수술 부위의 3차원("3D") 이미지를 볼 수 있게 한다.
- [0042] 툴(138,139)은 바람직하게 도구를 관절운동시키는 Intuitive Surgical's Proprietary EndoWrist™인데, 이것은 인간의 수관절을 모방하여 툴을 유지하는 로봇 암의 운동에 추가될 때, 개복 수술의 자연운동과 비교가능한 완전한 6도의 자유도를 허용한다. 이러한 툴에 대해 더 상세한 것은 미국특허 5,797,900호 "Wrist Mechanism for Surgical Instrument for Performing Minimally Invasive Surgery with Enhanced Dexterity and Sensitivity"에 개시되어 있다. 각각의 툴(138,139)의 조작단에는 클램프, 그래스퍼, 시저, 스테플러, 블레이드, 니들 또는 니들 홀더와 같은 조종가능한 단부 실행기가 있다.
- [0043] 마스터 디스플레이(104)는 2개의 프로그래시브 스캔 캐소드 레이 튜브("CRTs")를 가진 고해상도 스테레오스코픽 비디오 디스플레이를 가지고 있다. 이 시스템은 폴라라이제이션, 셔터 아이글라스, 또는 다른 기술보다 더 높은 충실도를 제공한다. 각각의 눈은 대물 렌즈와 일련의 미러를 통해서 좌측 또는 우측 시각을 나타내는 개별적인 CRT를 본다. 외과의사는 편안하게 앉아서 수술중에 이러한 디스플레이를 보면서, 외과의사가 3차원 수술 영상을 디스플레이하고 조종하는 이상적인 위치를 만든다.
- [0044] 스테레오스코픽 내시경(140)("복강경"이라고도 한다)은 프로세서(102)에 좌우측 카메라 뷰를 제공하여 프로그램된 명령에 따른 정보를 처리하고 그리고 이것을 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이되게 한다. 복강경 초음파("LUS") 프로브(150)는 해부조직의 2차원("2D") 초음파 이미지 슬라이스를 프로세서(102)에 제공하여 프로세서(102)는 해부조직의 3차원 초음파 컴퓨터 모델을 발생하고 그리고 3차원 컴퓨터 모델(또는, 그 2차원 "단면")이 내시경 유도 3차원 이미지에 겹쳐져서 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이되게 하거나 또는 2차원 또는 3차원으로 픽처-인-픽처("PIP") 내에 디스플레이되게 하며 그리고 외과의사 또는 저장된 프로그램 명령에 따라서 여러가지 각도 및/또는 시야로 디스플레이되게 한다.
- [0045] 내시경(140)과 LUS 프로브(150)와 마찬가지로 각각의 툴(138,139)은 캐놀러(cannula) 또는 투관침(trocar)(도시 생략) 또는 다른 툴 가이드를 통해서 환자의 내부로 삽입되어 절개(166)와 상응하는 최소한의 침입 절개를 통해서 수술 부위로 뺀 내리게 된다. 각각의 슬레이브 암(121-124)은 통상적으로 모터 제어 조인트("액티브 조인트"라고도 한다)를 통해서 함께 연결되고 조종되는 연결기구를 형성한다. 연결기구와 셋업 조인트를 포함하는 셋업 암(도시 생략)은 슬레이브 암(121-124)을 수직으로 그리고 수평으로 위치시키는데 사용되어 각각의 수술과 관련된 도구들이 캐놀러 내로 삽입되기 위해 연결된다.
- [0046] 한번에 그리고 연속적으로 사용되는 수술 툴의 갯수 그리고 시스템(100)에서 사용되는 슬레이브 암의 갯수는 일반적으로 다른 요소들 보다는 수술실 내의 공간적인 한계 그리고 진단 또는 외과수술에 의존한다. 수술중에 사용되는 하나 이상의 툴을 교환할 필요가 있다면, 보조원은 더 이상 사용되지않는 툴을 슬레이브 암으로부터 제거하고, 그리고 수술실에서 트레이("T")로부터 툴(131)과 같은 다른 툴로 교체한다.
- [0047] 바람직하게, 마스터 디스플레이(104)는 외과의사의 손 근처에 위치하여 실제로 수술부위를 직접 보는 것처럼 느끼도록 배향되는 사출된 이미지를 디스플레이한다. 이를 위해서, 툴(138,139)의 이미지는 바람직하게 관찰 지점(즉, 내시경(140)과 LUS 프로브(150))이 이미지를 보는 지점이 아닐지라도 실제로 외과의사의 손이 위치하는

곳으로 나타난다.

[0048] 또한, 실시간 이미지가 바람직하게 시각 이미지로 사출되어 외과의사는 실제로 실제로 정말 참석하여 워크스페이스를 보는 것처럼 관련된 마스터 입력 디바이스(107,108)를 통해 툴(138,139)의 단부 실행기를 조종할 수 있다. 정말 참석함으로서, 이미지의 프레젠테이션은 툴을 물리적으로 조정하는 오퍼레이터의 관점을 흉내내는 진정한 시각 이미지를 의미한다. 그러므로, 프로세서(102)는 툴의 좌표를 인지된 위치로 변형하여 시각 이미지는 내시경(140)이 복강 개방 수술 동안에 외과의사의 눈높이로부터 툴에서 직접 보이면 보이게 되는 이미지이다.

[0049] 프로세서(102)는 시스템(100)에서 여러가지 기능을 수행한다. 수행되는 하나의 중요한 기능은 마스터 입력 디바이스(107,108)의 기계적인 운동을 버스(110)에서 제어 신호를 통해서 관련된 슬레이브 암(121,122)으로 중계되고 전달되어 외과의사는 각각의 툴(138,139)을 효과적으로 조종할 수 있다. 또 다른 중요한 기능은 여기에 설명된 여러가지 방법을 수행하여 로봇트 원조 LUS 성능을 제공하는 것이다.

[0050] 프로세서로 설명하였지만, 프로세서(102)는 하드웨어, 소프트웨어 그리고 펌웨어의 임의의 조합에 의해 실제 실행된다는 것은 이해될 것이다. 또한, 여기에서 설명된 바와 같이, 그 기능은 하나의 유닛으로 또는 다른 구성요소들 사이에서 분할되어 수행될 수 있는데, 그 각각은 하드웨어, 소프트웨어 그리고 펌웨어의 임의의 조합에 의해 차례로 실행될 수 있다.

[0051] 최소한의 침입 수술을 실행하기 전에, LUS 프로브(150)에 의해 포착된 초음파 이미지, 스테레오스코픽 내시경(140)에 의해 포착된 좌우 2차원 카메라 이미지, 그리고 슬레이브 암(121-124)의 운동역학을 이용하여 결정되는 단말 실행기 위치 및 배향 그리고 그 감지된 조인트 위치는 서로 조종되고 결정된다.

[0052] 초음파 이미지를 수술 환경의 나머지와 관련시키기 위해서, 양자는 동일한 좌표 프레임에 표현될 필요가 있다. 전형적으로, LUS 프로브(150)는 마커로 라벨을 붙이고 그리고 캐나다 온타리오의 Northern Digital Inc. 제조의 Optotrak[®]

위치 센싱 시스템과 같은 트래킹 디바이스로 궤적을 그리며, 로봇트에 의해 정밀한 조인트 엔코더로 유지된다. 그리고, 초음파 이미지와 궤적을 그린 프레임 사이의 리지드(rigid) 변환이 결정된다(일반적으로 초음파 캘리브레이션이라 한다).

[0053] 예를 들면, 초음파 캘리브레이션을 위한 Optotrak[®]

프레임을 사용하는 것은 LUS 프로브(150)에 의해 발생된 초음파 이미지가 $AX=XB$ 공식을 사용하는 Optotrak[®]

리지드 바디로 캘리브레이션된다. " $AX=XB$ "는 컴퓨터 비전, 수술 네비게이션, 메디컬 이미징, 그리고 로봇트공학에서 통상 경험하는 캘리브레이션/레지스트레이션의 분류를 위한 항목이다. 그 수학적인 기술은 잘 알려져 있다. 예를 들면, E. Boctor A. Viswanathan, M. Chioti, R. Taylor, G. Fichtinger, and G. Hager, "A Novel Closed Form Solution for Ultrasound Calibration," International Symposium on Biomedical Imaging, Arlington, VA, 2004, pp. 527-530이 있다.

[0054] 이 경우에 "A"와 "B"는 Optotrak[®]

리지드 바디(A)의 포즈와 초음파 이미지(B) 사이의 변환이다. 그리고, "X"는 초음파 이미지로부터 리지드 바디로의 변환이다.

[0055] 초음파 캘리브레이션을 수행하기 위해서, LUS 프로브(150)는 $AX=XB$ 캘리브레이션 팬텀에 의해 형성된 3개의 알려진 배향으로 위치될 수 있다. 그리고 초음파 이미지 프레임은 3개의 포즈 각각에 나타나는 3개의 기준에 의해 한정된다. 3개의 포즈는 Optotrak[®]

리딩(A)에 근거한 3개의 상대 변환 그리고 $AX=XB$ 레지스트레이션을 위한 초음파 이미지(B)에 근거한 3개의 상대 변환을 허용한다.

[0056] 카메라 캘리브레이션은 컴퓨터 비전 어플리케이션에서 공통의 절차이다. 일례로서, 내시경(140)의 내인성 및 외인성 파라미터를 결정하기 위해서, Caltech Camera Calibration Toolbox에 의해 제공되는 다평면 공식을 가진 체커보드 팬텀이 사용될 수 있다. 팬텀을 구성하기 위해서, Optotrak[®]

마커가 전형적인 체커보드 비디오 캘리브레이션 팬텀에 추가되고, 그리고 체커보드의 각각의 코너는 캘리브레이션된 Optotrak®

포인터를 사용하여 디지털화 된다. 그러므로, 코너 위치는 Optotrak®에 대하여 알려질 수 있다.

[0057] 캘리브레이션은 여러 다스(dozen)의 오리엔테이션으로 내시경(140)의 시야로 팬텀을 위치시키고, 그리고 스테레오 이미지 데이터와 4개의 캘리브레이션 코너의 Optotrak®

리딩 양자를 기록함으로써 실행될 수 있다. 이미지는 캘리브레이션 툴박스 내로 전송될 수 있는데, 이것은 카메라 프레임에서 그리드 코너의 3차원 좌표와 마찬가지로 내인성 및 외인성 카메라 파라미터를 결정한다. 이들 좌표는 내시경(140) 리지드 바디와 카메라 프레임 사이에서 포인트-클라우드(point-cloud) 대 포인트-클라우드를 실행하기 위해서 Optotrak®

리딩과 함께 사용될 수 있다.

[0058] 제어기(102)는 내시경(140)에 대한 LUS 프로브(150) 팁을 위한 좌표 프레임을 기록하기 위해서 로봇 운동학을 사용하도록 자동설정된다. 하지만, 셋업 조인트 엔코더에서 부정확으로 인해, 이들 좌표 프레임의 양자는 올바른 값으로부터 오프셋될 수 있다. 그러므로, 리얼 및 운동학 LUS 프로브(150) 프레임 사이에서와 마찬가지로 내시경(140)의 리얼 카메라 프레임 및 운동학으로부터 계산된 카메라 프레임 사이의 오프셋을 레지스터할 필요가 있다. 이렇게 되면, 운동학은 초음파 이미지 오버레이 플래스먼트를 결정하기 위해서 Optotrak®

리딩 대신에 사용될 수 있다.

[0059] 내시경(140)의 위치가 과도하게 변하지않는 한, 운동학 툴 팁과 복강경 Optotrak®

리지드 바디 사이에 일정한 변환이 이루어질 수 있다. $AX=XB$ 공식을 사용하여, LUS 프로브(150)는 예를 들면, 여러 위치로 움직일 수 있고 그리고 툴 팁과 Optotrak®

리지드 바디 사이에서 정적 오프셋이 레지스터된다. 이러한 오프셋을 알면, 내시경(140) 오프셋은 다음 식 (1)으로 직접 계산될 수 있다.

수학식 1

[0060] $C_{CD}=D_{LusD}(C_{LusUrb})^{-1}T_{0Urb}(T_{0Erb})^{-1}F_{CErb}$

[0061] 여기서, C_{CD} 는 리얼 내시경(140)(여기서는 단순히 "카메라"라고도 한다) 프레임으로부터 운동학으로부터 계산된 카메라 프레임까지 카메라 오프셋이고, F_{CErb} 는 카메라로부터 내시경 리지드 바디까지 변환이고, $T_{0Urb} \cdot (T_{0Erb})^{-1}$ 은 카메라 리지드 바디로부터 LUS 리지드 바디까지 변환이고, C_{LusUrb} 는 LUS 리지드 바디로부터 운동학 초음파 툴 팁까지의 변환이고, 그리고 D_{LusD} 는 운동학 초음파 툴 팁으로부터 슬레이브 암(121-124)과 관련된 일정한 기준점까지의 변환을 제공하는 제어기(102)로부터의 판독이다.

[0062] 하지만, 상기한 레지스트레이션은 카메라가 움직일 때마다 수정되어야 하며, 그러므로 이것을 미리 작동되는 캘리브레이션과 레지스트레이션을 위해 가장 적합하게 만든다. 수술중에, 레지스트레이션은 Optotrak®

리딩 대신에 LUS 프로브(150)에서 비주얼 마커의 비디오 트래킹을 사용하여 더 잘 실행될 수 있다. 그러므로, 카메라가 툴 트래킹을 사용하면서 움직이면, 레지스트레이션은 툴이 트래킹되면서 플라이(fly)에서 수정될 수 있다. 툴 트래킹에 관한 추가적으로 상세한 것은 2005년 5월 16일 출원된 미국 특허출원 11/130,471호 "Methods and system for performing 3-D tool tracking by fusion of sensor and/or camera derived data during minimally invasive surgery" 에 언급되어 있다. 추가로, 또는 대안으로서, 초음파 및 카메라 이미지의 수동 레지스트레이션은 해부조직의 3차원 초음파 컴퓨터 모델에서 통상의 잡고, 움직이고 그리고 회전하는 액션을 사용하여 실행될 수 있어서, 컴퓨터 모델은 마스터 디스플레이(104)에서 해부조직의 카메라 모델상에 적절하게 레지스트된다.

- [0063] 슬레이브 암(123,124)은 슬레이브 암(121,122)이 튜(138,139)를 조종하는 방식과 유사하게 내시경(140)과 LUS 프로브(150)를 조종한다. 하지만, 외과의사가 내시경(140) 또는 LUS 프로브(150)의 운동을 수동으로 제어하기 위해서, 시스템(100)에서 마스터 입력 디바이스(107,108)와 같은, 시스템의 단지 2개의 마스터 입력 디바이스가 있을 때, 마스터 입력 디바이스(107,108)중의 하나와 외과의사가 수동으로 제어하기를 원하는 내시경(140) 또는 LUS 프로브(150)와 일시적으로 연관시킬 필요가 있는 한편, 이전에 연관된 튜 및 슬레이브 조종기는 제 위치에 잠기게 된다.
- [0064] 도 2는 LUS 로봇 수술 시스템(100)의 블록 다이어그램의 일예를 도시하고 있다. 이러한 시스템에서, 2개의 마스터 입력 디바이스(107,108)가 있다. 마스터 입력 디바이스(107)는 제어 스위치 메카니즘(211)의 모드에 따라서 튜(138) 또는 LUS 프로브(150)의 운동을 제어하고, 그리고 마스터 입력 디바이스(108)는 제어 스위치 메카니즘(231)의 모드에 따라서 튜(139) 또는 LUS 프로브(150)의 운동을 제어한다.
- [0065] 제어 스위치 메카니즘(211,231)은 보이스 커맨드를 사용하는 외과의사에 의해 제 1 또는 제 2 모드로 위치시킬 수 있고, 마스터 입력 디바이스(107,108)에 또는 그 근처, 콘솔에서 풋 패달(105,106), 또는 적절한 아이콘의 외과의사의 선택, 또는 마스터 디스플레이(104) 또는 보조 디스플레이(도시 생략)에 디스플레이된 다른 그래픽컬 유저 인터페이스 선택 수단으로 물리적으로 전환한다.
- [0066] 제어 스위치 메카니즘(211)이 제 1 모드에 위치될 때, 마스터 제어기(202)는 슬레이브 제어기(203)와 통신하여 외과의사에 의한 마스터 입력(107)의 조종은 슬레이브 암(121)에 의해서 튜(138)의 대응하는 운동을 야기하는 한편, 내시경(140)은 제 위치에 잠긴다. 한편, 제어 스위치 메카니즘(211)이 제 2 모드에 위치할 때, 마스터 제어기(202)는 슬레이브 제어기(233)와 통신하여 외과의사에 의한 마스터 입력(107)의 조종은 슬레이브 암(123)에 의해 내시경(140)의 대응하는 운동을 야기하고, 그리고 튜(138)은 제 위치에 잠긴다.
- [0067] 유사하게, 제어 스위치 메카니즘(231)이 제 1 모드에 위치할 때, 마스터 제어기(222)는 슬레이브 제어기(223)와 통신하여 외과의사에 의한 마스터 입력(108)의 조종은 슬레이브 암(122)에 의해서 튜(139)의 대응하는 운동을 야기한다. 하지만, 이러한 경우에, LUS 프로브(150)는 반드시 제 위치에 잠길 필요는 없다. 그 운동은 메모리(240)에 저장된 명령에 따라 보조 제어기(242)에 의해 안내될 수 있다. 보조 제어기(242)는 또한 LUS 프로브 포스 센서(247)의 판독을 반영하는 마스터 입력(108)을 통해서 외과의사에게 촉각 피드백을 제공한다. 또한, 제어 스위치 메카니즘(231)이 제 2 모드에 위치할 때, 마스터 제어기(222)는 슬레이브 제어기(243)와 통신하여 외과의사에 의한 마스터 입력(222)의 조종은 슬레이브 암(124)에 의해 LUS 프로브(150)의 대응하는 운동을 야기하는 한편 튜(139)은 제 위치에 잠긴다.
- [0068] 제 1 모드 또는 통상 모드로 전환되기 전에, 마스터 입력 디바이스(107 또는 108)는 마스터 입력 디바이스(107,108)는 바람직하게 제어 스위치(211,231)의 제 2 모드로 전환되기 전의 위치로 되돌아가고, 또는 마스터 입력 디바이스(107 또는 108)와 그 각각의 튜 슬레이브 암(121,122) 사이의 운동학적 관계는 재조종되어 제 1 또는 통상 모드로 전환됨에 따라, 튜(138 또는 139)의 급작스런 운동은 발생하지 않는다. 제어 스위칭에 관해 더 상세한 것은 미국특허 6,659,939호 "Cooperative Minimally Invasive Telesurgical System"에 언급되어 있다.
- [0069] 보조 제어기(242)는 또한 LUS 프로브(150)와 내시경(140)과 관련된 다른 기능을 수행한다. 이것은 LUS 프로브(150)에 대하여 발휘되는 힘을 감지하는 LUS 프로브 포스 센서(247)로부터의 출력을 수신하고 그리고 마스터 제어기(222)를 통해서 포스 정보를 마스터 입력 디바이스(108)로 전송하여 외과의사는 동시에 LUS 프로브(150)의 운동을 직접 제어하지 않을지라도 이들 힘을 느끼게 된다. 그러므로, 외과의사는 LUS 프로브(150)의 임의의 운동을 즉각 멈출 수 있는 능력과 마찬가지로 그 운동을 수동 제어로 대신할 수 있는 능력을 가지므로 환자에 대한 잠재적인 상해는 최소화된다.
- [0070] 보조 제어기(242)의 다른 주요한 기능은 내시경(104)과 LUS 프로브(150)로부터의 프로세싱된 정보가 사용자가 선택한 디스플레이 옵션에 따라서 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이되도록 하는 것이다. 아래에서 더 상세히 설명하는 바와 같이, 이러한 프로세싱은 LUS 프로브(150)로부터 초음파 프로세서(246)를 통해서 수신된 2차원 초음파 이미지 슬라이스로부터의 3차원 초음파 이미지를 발생시키고, 선택된 위치와 배향에 상응하는 3차원 또는 2차원 초음파 이미지가 마스터 디스플레이(104)의 픽처-인-픽처 윈도우에 디스플레이되도록 하며, 그리고 해부조직의 카메라 포착 이미지와 겹쳐지는 해부조직의 3차원 또는 2차원 초음파 이미지가 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이되도록 하는 것을 포함한다.
- [0071] 분리된 실체로 도시되어 있지만, 마스터 제어기(202,222), 슬레이브 제어기(203,233,223,243), 그리고 보조 제

어기(242)는 제어 스위치 기구(211,231)의 일정한 모드 스위칭 모양과 마찬가지로 프로세서(102)에 의해서 실행되는 소프트웨어 모듈로서 바람직하게 실행된다. 한편, 초음파 프로세서(246)와 비디오 프로세서(236)는 LUS 프로브(150)와 내시경(104)의 제조업자에 의해서 전형적으로 제공되는 개별적인 보드 또는 카드인데, 이것은 프로세서(102)와 연결된 또는 집적된 적절한 슬롯내에 삽입되어 이들 이미지 포착 디바이스로부터 수신된 신호를 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이하기 위해 적절한 신호로 변환하고 및/또는 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이하기 전에 보조 제어기(242)에 의해서 추가적으로 프로세싱된다.

[0072] 도 3은 LUS 프로브(150)의 하나의 실시예의 측면도를 예시하고 있다. LUS 프로브(150)는 바람직하게 2개의 말단 자유도를 가진 능숙한 도구인데, 이것은 예를 들면, 볼 조인트 타입, 피치-요(pitch-yaw) 기구(311)("손목관절" 기구라 하기도 하며 이러한 기능을 한다)에 관하여 말단 "피치" 및 "요"에서 약 $\pm 80^\circ$ 그리고 "롤"에서 약 $\pm 240^\circ$ 를 통해서 LUS 프로브(150)의 재배향을 허용한다. 길다란 샤프트(312)의 내부 통로를 통해서 뻗어있고 그리고 LUS 센서(301)의 몸체에 가까운 끝에 물리적으로 연결된 대향하는 쌍의 드라이브 로드 또는 케이블(도시 생략)은 통상의 푸시-풀 타입 액션을 사용하여 LUS 센서(301)의 피치 및 요 운동을 기계적으로 제어한다. LUS 프로브(150)의 이러한 유연성은 최소한의 침입 수술 동안에 해부조직에서 초음파시술을 수행하기 위해 LUS 프로브(150)를 초적으로 배향시킨다.

[0073] LUS 센서(301)는 가장 가까운 해부조직의 2차원 초음파 슬라이스를 포착하고, 그리고 그 정보를 LUS 케이블(304)을 통해서 프로세서(102)에 전송한다. 길다란 샤프트(312)의 외부로 나온 것으로 도시되어 있지만, LUS 케이블(304)은 또한 그 안으로 뻗어 있을 수 있다. 외피 덮개(321)가 길다란 샤프트(312)와 LUS 케이블(304)을 감싸고 있어서 캐논리(331)(또는 투관침)를 통해 양호한 밀봉을 제공한다. 비디오 트래킹 목적으로 기준 마크(302,322)가 LUS 센서(301)와 덮개(321)에 위치한다.

[0074] 힘 감지 성능이 스트레인 게이지(303)에 제공되어 초음파 검사되는 조직에 LUS 프로브(150)가 어느 정도로 미치는 직접 피드백하고, 조인트 모터 토크로부터 이용가능한 제한된 피드백을 추가한다. 이러한 정보의 잠재적인 사용은: 과도한 안전 임계 체크를 제공하여 힘이 너무 세다면, 외과의사에게 경고하거나 또는 조직 내로의 운동을 방지하고; 외과의사가 조직에 얼마나 세게 밀었는지 공인된 촉각 인식을 외과의사에게 제공하고; 그리고 어떤 이유로 조인트 위치 센서 또는 엔코더에 의해 감지되지않은 피치-요 또는 "손목관절" 기구(311)의 예상치 못한 편차에 관한 보상의 측정을 허용 가능하게 한다.

[0075] 로봇트 지원 LUS는 수동의 스캐닝과 비교하여, 산출된 초음파 이미지의 변동성을 감소시킬 가능성을 가지고 있고, 그리고 오퍼레이터의 작업부하 및 어려움을 감소시킬 수 있다. LUS 프로브(150)를 전후로 흔드는 간단한 동작으로 오퍼레이터의 개입없이 업데이트된 3차원 초음파 이미지를 유지할 수 있다. 더욱 복잡한 행동이 규칙적인 패턴으로 타겟 해부조직의 표면을 따라 LUS 프로브(150)의 운동을 포함할 수 있어서 타겟의 풀 이미지를 발생시키거나, 또는 이전에 스캐닝한 프로브 위치 및 배향으로 되돌아 갈 수 있다.

[0076] 도 4는 보조 제어기(242)를 트레이닝하는(즉, 저장된 명령으로) 방법의 플로우 다이어그램의 일 예를 예시하고 있는데, 이것은 조직의 3차원 컴퓨터 모델을 발생시키기 위해 보조 제어기(242)에 의해 사용되는 해부조직의 2차원 초음파 이미지 슬라이스의 스캔스를 포착하도록 명령에 따라 트레이닝된 방식으로 LUS 프로브(150)가 로봇트로 움직이게 한다. 트레이닝을 수행하기 전에, 제어 스위치 기구(231)는 트레이닝의 목적으로 제 2 모드에 위치하여 마스터 입력 디바이스(108)를 조종함으로써 외과의사가 LUS 프로브(150)를 움직일 수 있다. 트레이닝을 실행한 후에, 제어 스위치 기구(231)는 제 1 또는 통상 모드로 복귀하여 외과의사는 툴(139)을 조종하고 마스터 입력 디바이스를 사용하여 초소한의 침입 수술을 실행한다.

[0077] 401에서, 트레이닝 모듈은 초기에 아이들이다(즉, 프로세서(102)에 의해 실행되지 않는다). 402에서, 프로세서(102)(또는 백그라운드에서 구동되는 트레이닝 모듈 에이전트)는 트레이닝 시작의 명령이 수신되었는지 주기적으로 체크한다. 대안으로서, 트레이닝 시작의 명령은 트레이닝 모듈의 구동을 시작하는 인터럽트로서 작용할 수 있다. 트레이닝 시작의 명령은 인식된 보이스 명령, 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이된 그래픽 유저 인터페이스의 트레이닝 옵션 선택, 상응하는 마스터 제어 입력(108)에 물리적으로 위치한 또는 외과의사가 접근 가능한 다른 통상의 위치에 있는 스위치 기구, 또는 다른 종래의 수단을 통해서 외과의사에 의해 시작될 수 있다.

[0078] 트레이닝 시작의 지시가 403에서 검출된 후에, 트레이닝 모듈은 현재의 LUS 프로브(150) 위치 및 배향을 기록 또는 저장하고, 그리고 트레이닝 멈춤 지시가 검출 또는 수신될 때까지 순환(403,404)에 의해 주기적으로(또는 외과의사의 명령에 따라) 그렇게 계속된다. 이러한 경우에 트레이닝 멈춤 지시는 트레이닝 시작의 지시와 동일한 방식으로 외과의사에 의해 시작될 수 있고, 또는 다른 통상의 방식으로 시작할 수도 있다. 트레이닝 멈춤

지시가 검출 또는 수신된 후에, LUS 프로브(150)의 최종 위치와 배향이 기록 또는 저장된다.

- [0079] 트레이닝의 시작과 멈춤 사이에, 외과의사는 LUS 프로브(150)를 움직이고 그리고 프로세서(102)는 배향과 점들의 궤적을 저장하여 이들은 명령에 따라 나중에 추적될 수 있다. 트레이닝의 하나의 타입에서, 외과의사는 일련의 2차원 초음파 이미지 슬라이스를 포착하기 위해서 LUS 프로브(150)를 해부조직 근처에서 전후로 움직이고, 이 슬라이스로부터 해부조직의 3차원 버전(또는 컴퓨터 모델)이 프로세서(102)에 의해 나타날 수 있다. 다른 타입의 트레이닝에서, 외과의사는 다른 일련의 2차원 초음파 이미지 슬라이스를 포착하기 위해서 해부조직의 표면을 따라 LUS 프로브(150)를 한번 이상 움직이고, 이 슬라이스로부터 해부조직의 3차원 버전(또는 컴퓨터 모델)이 프로세서(102)에 의해 나타난다.
- [0080] LUS 프로브(150)의 위치와 배향을 기록하는 것으로 설명하였지만, 실제, 그 슬레이브 암(124)의 활동 조인트 위치가 대신 저장되는데, 그 측정은 각각의 조인트에 부착된 엔코더를 통해서 직접 얻을 수 있고 그리고 그들의 위치는 LUS 프로브(150)의 위치와 배향에 대응하기 때문이다.
- [0081] 메모리(240)에서 LUS 프로브(150)의 위치와 배향의 궤적을 저장한 후에, 궤적은 원하는 방식으로 LUS 프로브(150)를 움직이도록 외과의사가 보조 제어기(242)에 명령하는 수단과 연관되어 있다. 예를 들면, 궤적은 검출에 따라 보이스 명령과 연관될 수 있고, 보조 제어기(242)는 슬레이브 암(124)이 LUS 프로브(150)를 저장된 궤적의 위치와 배향에 따라 전후로 움직이게 한다. 유사하게, 궤적은 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이된 그래픽 유저 인터페이스에서 유저 선택가능한 옵션과 연관될 수 있고, 또는 이것은 마스터 입력 디바이스(108)에서 사용하지 않는 제어 소자 또는 버튼과 같은 스위치 기구와 연관될 수 있다. 또한 풋 페달(106)의 누름과 연관되어 풋 페달(106)이 눌러지고 있는 동안에는 보조 제어기(242)는 슬레이브 암(124)이 저장된 위치와 배향의 궤적에 따라 LUS 프로브(150)를 전후로 움직이게 하고, 그리고 외과의사가 풋 페달(106)에서 발을 떼면 이러한 운동은 멈춘다.
- [0082] 도 5는 메모리(240)에 저장되어 있는 LUS 프로브(150)의 위치와 배향에 상응하는 클릭가능한 썸네일(thumbnail) 이미지를 발생시켜서 외과의사가 썸네일 이미지중 하나를 클릭하면 보조 제어기(242)는 슬레이브 암(124)이 LUS 프로브(150)를 그 저장된 위치와 배향으로 움직이게 하는 방법의 플로우 다이어그램의 실시예를 예시하고 있다. 이것은 외과의사가 LUS 프로브(150)를 움직이면서 해부조직의 다른 뷰를 볼 수 있게 하는 한편, 제어 스위치 기구(231)는 제 1 또는 통상의 모드에 있다. 그러므로, 외과의사는 마스터 입력 디바이스(108)를 사용하여 툴(139)을 조종함으로써 최소한의 침입 수술을 계속 실행할 수 있다. 이 방법은 그 위치와 배향으로부터 시작하는 일련의 2차원 초음파 이미지 슬라이스를 발생시키기 위해서 도 4를 참조하여 설명된 것과 조합할 수 있고, 이 슬라이스로부터 보조 제어기(242)는 해부조직을 나타내는 3차원 컴퓨터 모델을 발생할 수 있다.
- [0083] 하지만, 이 방법을 실행하기 전에, 제어 스위치 기구(231)는 제 2 모드에 위치되어 외과의사는 마스터 입력 디바이스(108)를 조종함으로써 LUS 프로브(150)를 원하는 위치와 배향으로 움직일 수 있다. 클릭가능한 썸네일 이미지를 발생한 후, 제어 스위치 기구(231)는 제 1 또는 통상의 모드로 되돌아가서 외과의사는 마스터 입력 디바이스(108)를 사용하여 최소한의 침입 수술을 실행하기 위해서 툴(139)을 조종할 수 있다.
- [0084] 501에서, 보조 제어기(242)는 외과의사로부터 스냅샷 명령을 수신한다. 예를 들면, 스냅샷 명령은 보이스 명령, 그래픽 유저 인터페이스 선택, 또는 스위치 위치가 될 수 있다. 502에서, 보조 제어기(242)는 LUS 프로브(150)가 2차원 초음파 이미지 슬라이스를 포착하도록 하며, 503에서, 이미지의 썸네일이 발생된다. 이러한 경우 썸네일은 포착된 이미지의 실패 JPEG 또는 GIF 파일을 포함할 수 있다. 504에서, LUS 프로브(150)의 현재 위치와 배향이 썸네일과 연관된 정보에 따라 메모리(240)에 저장된다. 505에서, 썸네일의 클릭가능한 버전이 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이되어, 외과의사는 보조 제어기(242)에 명령하여 클릭가능한 썸네일에서 마우스 또는 다른 포인팅 디바이스를 클릭할 때마다 LUS 프로브가 저장된 위치와 배향으로 위치되고 향하도록 한다. 그리고 외과의사는 LUS 프로브(150)를 다른 위치 및/또는 배향으로 움직일 수 있고, 그리고 501-505를 반복하여 추가적인 썸네일 이미지를 발생한다.
- [0085] 도 6은 외과의사가 툴(139)을 사용하여 최소한의 침입 수술을 수행하면서 외과의사에 의한 명령에 따라 클릭가능한 썸네일과 연관된 위치와 배향으로 LUS 프로브(150)를 자동으로 움직이는 방법의 하나의 실시예의 플로우 다이어그램을 예시하고 있다. 601에서, 도 5를 참조하여 설명된 방법으로 발생된 썸네일의 클릭이 예를 들면, 통상의 인터럽트 핸들링 프로세스에 의해 검출된다. 이러한 검출에 따라, 602에서, 보조 제어기(242)는 예를 들면, 인터럽트 핸들링 프로세스에 상응하는 저장된 지시에 의해 지시되어, 썸네일과 연관되어 있는 메모리(240)에 저장된 위치와 배향을 검색한다. 그리고 보조 제어기(242)는 LUS 프로브(150)가 적절하게 제어되는 슬레이브 암(124)에 의해 그 위치와 배향으로 움직이게 한다. 그러므로, 외과의사는 제어 스위치 기구(231)의 모드를

변경하지 않고 그리고 LUS 프로브(150)가 움직일 때까지 툴(139)의 작동을 멈추지않고 LUS 프로브(150)를 원하는 위치로 움직일 수 있다.

[0086] 도 7은 암적 구조의 마크된 병소 내로 로봇트 지원 니들 안내 및 침투를 위한 방법의 실시예로서의 플로우 다이어그램을 예시하고 있는데, 이것은 여기에 설명된 로봇트 지원 LUS의 여러가지 면의 진가를 발휘하게 한다. 701에서, 간과 같은 암조직의 선택된 2차원 초음파 이미지 슬라이스 뷰는 암조직의 3차원 카메라 뷰에 겹쳐지면서 마스터 디스플레이(104)에서 적절한 깊이에서 디스플레이된다. 선택된 2차원 초음파 이미지 슬라이스 뷰는 암조직의 이전에 발생된 3차원 초음파 컴퓨터 모델로부터 취해진 정면 뷰 또는 내부의 슬라이스 뷰이다.

[0087] 701 프로세스를 명확하게 하는 실시예로서, 도 8은 암조직의 3차원 초음파 컴퓨터 모델(800)의 단순화한 사시도를 예시하고 있는데, 이것은 예를 들면 도 4를 참조하여 설명된 방법을 사용하여 발생되고 그리고 카메라 레퍼런스 프레임(EX,EY,EZ) 내로 전송된다. 한편, 도 9는 스테레오스코픽 내시경(140)에 의해 취해진 암조직의 3차원 카메라 뷰(900)의 단순화한 사시도를 예시하고 있다. 외과의사가 3차원 카메라 뷰(900)와 겹쳐서 보이도록 3차원 초음파 컴퓨터 모델(800)의 전방 슬라이스(801)를 선택하였다면, 겹침은 도 10에 도시된 바와 같이 나타날 것이다. 한편, 외과의사가 3차원 카메라 뷰(900)와 겹쳐서 보이도록 내부 슬라이스(803)와 같은 3차원 초음파 컴퓨터 모델(800)의 내부 슬라이스(802-804)중의 하나를 선택하였다면, 적절한 깊이에서 디스플레이된 2차원 초음파 이미지 슬라이스(803)로 도 11에 도시된 바와 같이 나타날 것이다. 혼돈을 피하기 위해서, 그 깊이 이상의 3차원 카메라 뷰의 부분은 투명하게 만들었다.

[0088] 대안으로서, 701에서, 외과의사는 LUS 프로브(150)의 운동을 수동으로 제어하여 그것에 의해 포착된 2차원 초음파 이미지 슬라이스는 마스터 디스플레이(104)에서 LUS 프로브(150)의 3차원 카메라 이미지로부터 적절한 시야와 방향으로 나오는 것으로 나타난다. 바람직하게, 마스터 디스플레이(104)에 디스플레이되어 나온 2차원 이미지 슬라이스는 검사되는 해부조직을 막지않는다. 이러한 수동적인 접근은 외과의사가 해부조직에서 병소를 신속하게 발견하는데 특히 유용하다.

[0089] 702에서, 외과의사는 701의 결과로서 디스플레이된 암조직에서 병소를 표시한다. 각각 표시된 병소는 외과의사가 이미 이것을 확인했다는 것을 명백하게 보여주기 위해서 지정된 칼라를 사용하여 표시하여, 이중으로 카운팅하는 것을 피하는 것이 바람직하다. 각각 표시된 병소의 카메라 레퍼런스 프레임(EX,EY,EZ)에서의 위치는 메모리(240)에 저장되고, 그리고 703에서, 프로세서(102)는 그 위치로의 최적의 니들 팁 패스(path)를 결정한다.

[0090] 703에서, 프로세서(102)는 표시된 병소로 니들을 안내하는 것을 돕기 위해서 버추얼 픽스처(virtual fixture)를 발생한다. 버추얼 픽스처를 발생하기 위해서, 니들 툴을 조종하는 슬레이브 암에서 부분적인 운동학적 제한이 다음과 같은 제한 테이블을 구비함으로써 특정될 수 있다:

수학식 2

$$(\vec{x}-\vec{x}_0)^T A_K (\vec{x}-\vec{x}_0) + \vec{b}_K (\vec{x}-\vec{x}_0) \leq c$$

[0091]

[0092] 여기에서, \vec{x} 는 간략화된 항으로는 마스터 암의 현재 6 DOF 운동 포즈를 나타내거나, 또는 보다 일반화된 항으로는 매개변수화된 공칭 포즈(nominal pose)(F_0)에 대해 선형화된 커테시안(Cartesian) 포즈(F)를 나타내어, $(\vec{x}-\vec{x}_0) \sim F_0^{-1} F$ 가 된다. 테이블은 비주얼 피드백, 유저 인터랙션, 등을 근거로 주기적으로 업데이트된다.

[0093] 인식하는 바와 같이, 방정식(2)은 용이하게 체크되고 실행될 수 있다.

[0094] 유사하게, 외과의사 인터랙션 포즈를 위한 간단한 테이블-드리븐(table-driven) 인터페이스는 다음과 같이 대략적으로 실행될 수 있다.

수학식 3

$$\vec{f} \leftarrow 0; y \leftarrow \vec{x} - \vec{x}_0;$$

for k ← 1 to N do

$$\{\varepsilon \leftarrow \vec{y}^T C_K \vec{y} + \vec{d}_K \vec{y} - e_K;$$

[0095]

if $\varepsilon > 0$ then $\{\vec{g} \leftarrow 2 C_k \vec{y} \vec{d}_k; \vec{f} \leftarrow \vec{f} + f(\varepsilon) \vec{g} / \|\vec{g}\|; \}$;

};

output \vec{f} (after limiting & spacing)

[0096]

[0097] 여기에서, ε 는 대략, 스테이트 스페이스에서 표면으로부터 거리에 상응하고 그리고 함수 $f(\varepsilon)$ 는 (비선형) 스텔니스에 상응한다.

[0098] 상기 공식은 가상의 모따기, 가상의 스프링, 멈춤쇠, 등의 다양성을 지원하는데 만족스럽다. 또한 속도항을 추가함으로써 가상의 댐퍼에도 쉽게 적용된다.

[0099] 더욱 상세하게는, 본 실시예의 경우에, 간 초음파 이미지에서 인젝션 니들을 타겟에 에이밍되도록 돕는 것이 바람직하다.

수학식 4

\vec{P}_{TROCAR} = 니들이 환자에게 들어가는 위치

= 니들 삽입 암을 위한 "RCM"포인트

[0100]

수학식 5

$R_{NEEDLE} = R_0 R(\vec{\alpha})$ = 니들 암의 배향

[0101]

수학식 6

$\vec{\alpha}$ = 작은 회전을 나타내는 벡터

[0102]

수학식 7

$F_{LUS} = [R_{LUS}, \vec{P}_{LUS}]$ = LUS센서의 포즈

[0103]

수학식 8

V_{TARGET} = 타겟 wrt LUS센서의 위치

[0104]

[0105] 그리고 기본적인 구속은 니들 축(이것은 본 실시예에서 니들 드라이버의 \vec{z} 축이 된다)은 타겟 병소에 에이밍되어야 하는데, 이것은 $F_{LUS} \vec{V}_{TARGET}$ 로 주어진다. 에이밍 방향 에러를 위한 하나의 계량은 다음과 같다.

수학식 9

$\varepsilon_{AIMING}(\vec{\alpha}) = \left\| (R_{NEEDLE} \vec{z}) \times (F_{LUS} \vec{V}_{TARGET} - \vec{P}_{TROCAR}) \right\|^2$

[0106]

$= \left\| (R(\vec{\alpha}) \vec{z}) \times R_0^{-1} (F_{LUS} \vec{V}_{TARGET} - \vec{P}_{TROCAR}) \right\|^2$

[0107]

[0108] 이것은 $\vec{\alpha}$ 의 2차방정식 형태로서 근사치를 구할 수 있고 그리고 상기한 방식을 사용하여 가상 픽스처로 변환될 수 있다. 유사하게, 니들 팁의 위치가 \vec{P}_{TIP} 라면, LUS 타겟을 넘는 침입 깊이는 다음과 같이 주어질 것이다.

수학식 10

$\varepsilon_{BEYOND} = (R_0 R(\vec{\alpha}) \vec{z}) \cdot (F_{LUS} \vec{V}_{TARGET} - \vec{P}_{TIP})$

[0109]

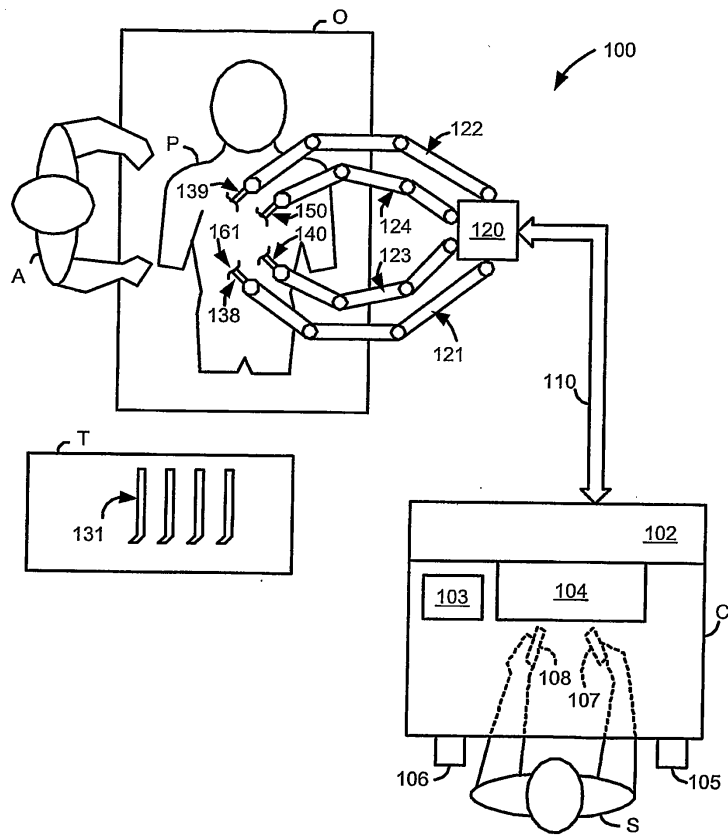
- [0110] 이것은 과도한 침입을 방지하는 가상적인 억제 또는 장벽으로 쉽게 전사될 수 있다. 대안으로서, $\|\mathbf{F}_{LUS} \vec{\mathbf{v}}_{TARGET} - \vec{\mathbf{P}}_{TP}\|$ 을 최소화하기 위해서 간단한 구형 어트랙터 가상 픽스처가 개발될 수 있다.
- [0111] 705에서, 프로세서(102)는 니들 팁 위치를 결정하여 타겟 병소 쪽으로 움직이게 하고, 706에서, 니들 팁 위치와 타겟 병소 사이의 거리를 결정한다. 니들 팁 위치는 슬레이브 암 운동학으로부터 및/또는 카메라 이미지에서 가상 트래킹을 통해서 결정될 수 있다.
- [0112] 707에서, 디스플레이의 병소 또는 다른 객체의 칼라는 니들 팁이 타겟에 접근할수록 변한다. 예를 들면, 칼라는 니들 팁이 타겟으로부터 여전히 멀리 있을 때 청색으로 시작하고, 그리고 칼라 스펙트럼을 통해서 변해서 타겟에 가까워지면 적색으로 된다. 대안으로서, 바 그래프 또는 다른 비주얼 인디케이터가 사용될 수 있어서 거리의 신속한 감각을 제공한다.
- [0113] 708에서, 거리가 임계 거리(통상 타겟 병소의 표면에 또는 거기에 가까운 거리로 특정된다)에 도달했는지를 판정한다. 임계에 도달되지 않으면, 이 방법은 705로 되돌아가고 그리고 임계가 도달할 때까지 705-708을 계속 반복한다. 709에서 임계가 도달되면, 암조직의 90도 뷰 그리고 접근하는 니들이 마스터 디스플레이(104)의 픽처-인-픽처 윈도우에 보여진다. 그리고, 이 방법은 705로 되돌아가고 그리고 니들이 암조직을 통과하면서 705-708을 반복하거나 또는 시작 위치로 되돌아간다.
- [0114] 본 발명의 여러 가지 예들이 바람직한 실시예를 통해서 설명되었지만, 본 발명은 첨부된 청구범위의 영역 내에서 완전히 보호된다.

도면의 간단한 설명

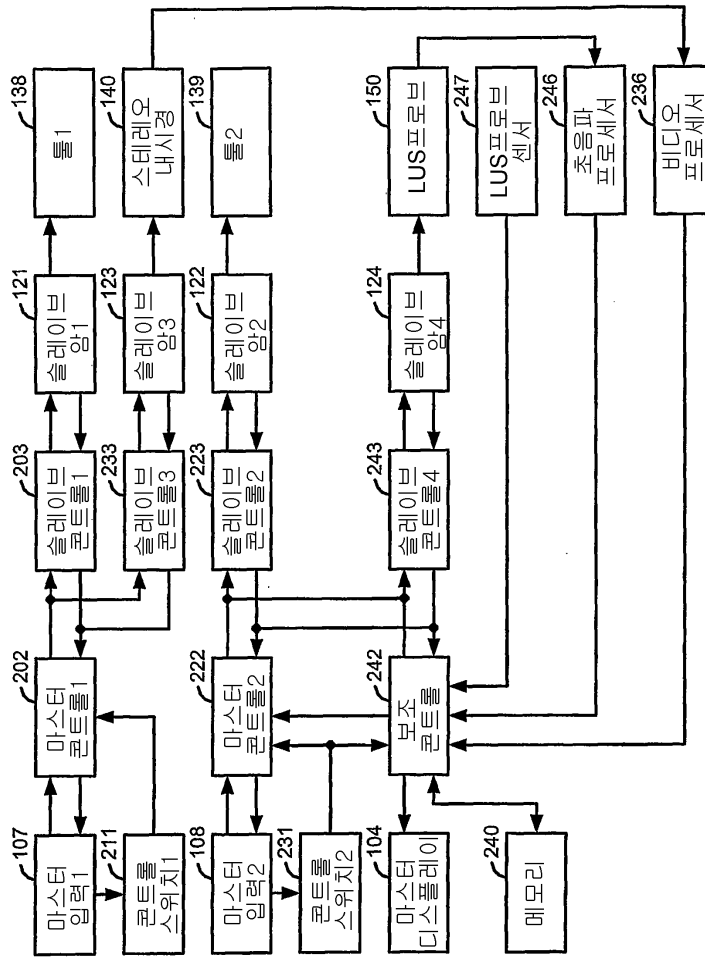
- [0028] 도 1은 본 발명의 실시예를 이용하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템을 채용한 수술실의 평면도;
- [0029] 도 2는 본 발명의 실시예를 이용하는 복강경 초음파 로봇 수술 시스템의 블록 다이어그램;
- [0030] 도 3은 본 발명의 실시예를 이용하는 복강경 초음파 프로브의 예시도;
- [0031] 도 4는 본 발명의 실시예를 이용하는, 명령에 따라 트레이닝된 방식으로 LUS 프로브를 로봇으로 움직이도록 LUS 로봇 수술 시스템을 트레이닝하는 방법의 플로우 다이어그램;
- [0032] 도 5는 본 발명의 실시예를 이용하는, 이미지가 포착된 위치와 배향으로 LUS 프로브가 로봇으로 움직이는 명령을 사용자에게 허용하는 클릭가능한 엄지손톱 이미지를 발생하는 방법의 플로우 다이어그램;
- [0033] 도 6은 본 발명의 실시예를 이용하는, 클릭가능한 엄지손톱 이미지와 관련된 위치와 배향으로 LUS 프로브를 자동으로 움직이는 방법의 플로우 다이어그램;
- [0034] 도 7은 본 발명의 실시예를 이용하는, 암에 걸린 조직의 표시된 병소에 로봇 지원 니들 안내 방법의 플로우 다이어그램;
- [0035] 도 8은 본 발명의 실시예를 이용하는 의료 로봇 시스템에 사용하는 선택가능한 2차원 이미지 슬라이스를 가진 카메라 레퍼런스 프레임에서 해부조직의 3차원 초음파 이미지의 사시도;
- [0036] 도 9는 본 발명의 실시예를 이용하는 의료 로봇 시스템에 사용하는 카메라 레퍼런스에서 해부조직의 3차원 카메라 뷰의 사시도;
- [0037] 도 10은 본 발명의 실시예를 이용하는 의료 로봇 시스템에서 디스플레이 가능한 해부조직의 3차원 카메라 뷰를 오버레이하는 해부조직의 3차원 초음파 뷰의 정면 이차원 슬라이스의 사시도;
- [0038] 도 11은 본 발명의 실시예를 이용하는 의료 로봇 시스템에서 디스플레이 가능한 해부조직의 3차원 카메라 뷰를 오버레이하는 해부학적 구조의 3차원 초음파 뷰의 내부 2차원 슬라이스의 사시도이다.

도면

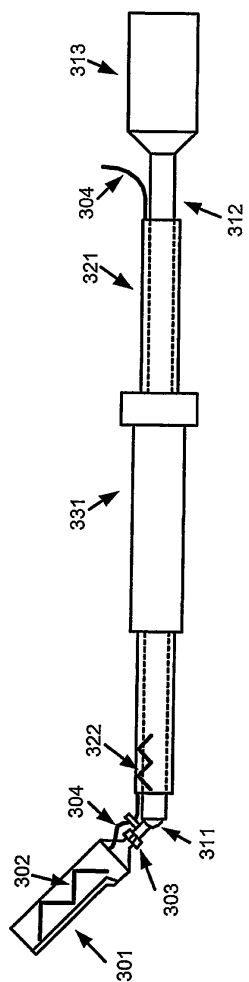
도면1



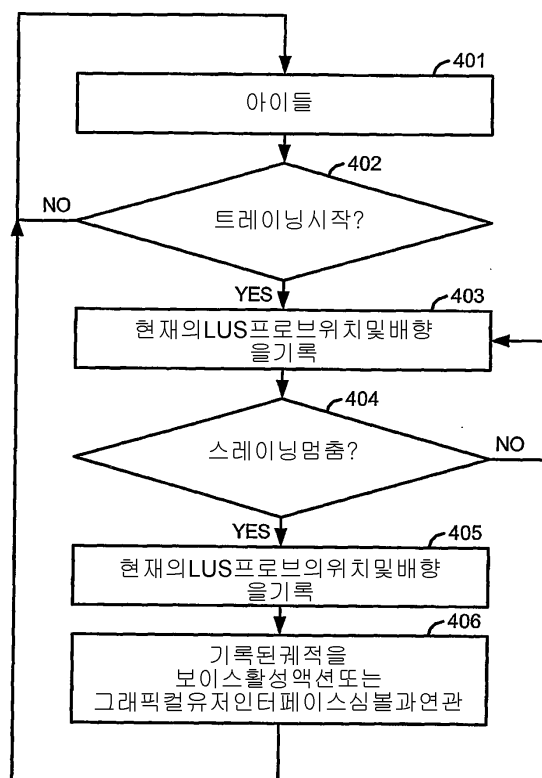
도면2



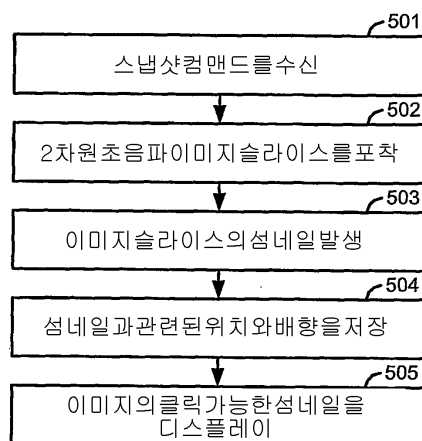
도면3



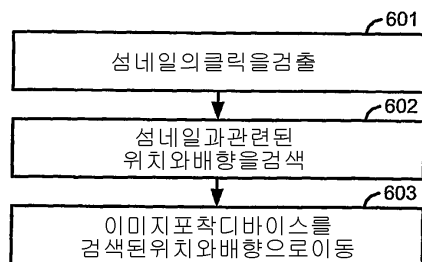
도면4



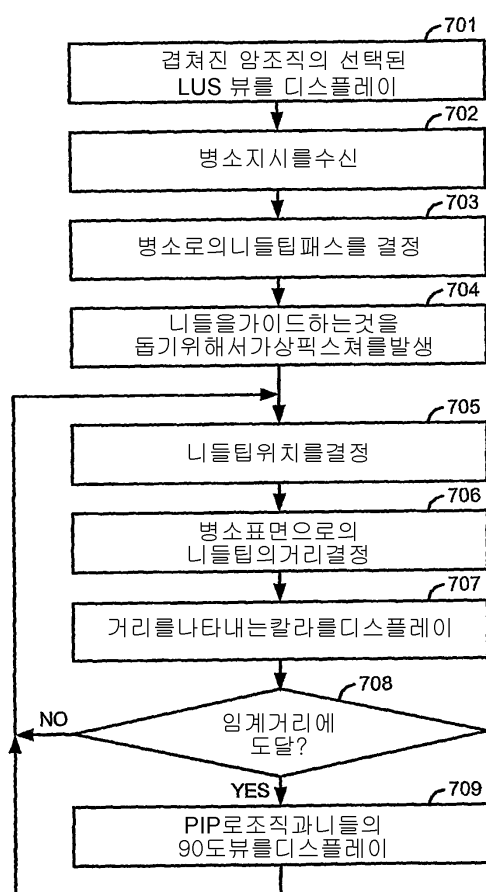
도면5



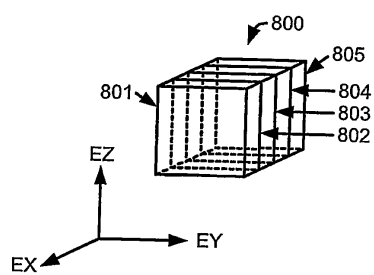
도면6



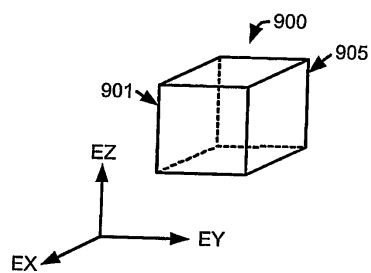
도면7



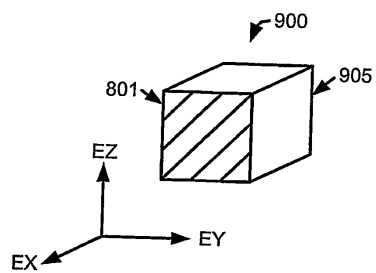
도면8



도면9



도면10



도면11

