



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년03월20일
(11) 등록번호 10-1840312
(24) 등록일자 2018년03월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 9/007 (2006.01) A61B 19/00 (2006.01)
B25J 13/08 (2006.01) B25J 19/02 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7003049
(22) 출원일자(국제) 2011년08월02일
심사청구일자 2016년08월02일
(85) 번역문제출일자 2013년02월05일
(65) 공개번호 10-2013-0136430
(43) 공개일자 2013년12월12일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/046276
(87) 국제공개번호 WO 2012/018821
국제공개일자 2012년02월09일
(30) 우선권주장
61/370,029 2010년08월02일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
JP2007534351 A
US20090048587 A1

(73) 특허권자
더 존스 홉킨스 유니버시티
미국 메릴랜드주 21218 볼티모어 노쓰 찰스 스트리트 3400
(72) 발명자
테일러, 러셀, 에이치.
미국 21246 메릴랜드 세버나 파크 리버뷰 로드 2
벨릭키, 마르신, 알카디우즈
미국 21211 메릴랜드 볼티모어 헌팅돈 애비뉴 3005 #5
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

전체 청구항 수 : 총 30 항

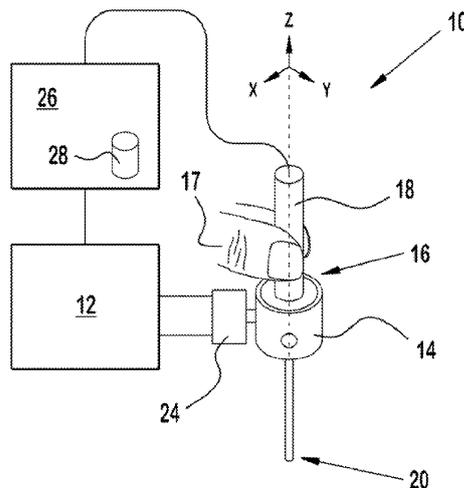
심사관 : 김성훈

(54) 발명의 명칭 협동 로봇 제어 및 음향 피드백을 사용하여 힘 센서 정보를 나타내기 위한 방법

(57) 요약

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템 및 방법은 로봇 및 외과의에 의해 과지되도록 구성되는 수술 도구를 수용하기 위한 도구 홀더, 시술자 입력 및/또는 도구 첨단부 힘들을 기본으로 하는 힘을 검출하기 위한 센서, 축각 피드백을 제공하기 위해 검출된 힘을 기초로 로봇 속도를 제한하기 위한 제어기, 인가된 검출된 힘을 기초로 멀티 레벨의 음향 피드백 중 하나의 레벨을 자동적으로 선택하기 위한 선택기, 및 축각 피드백과 함께 음향 피드백을 제공하기 위한 음향 장치를 포함한다. 음향 피드백은 시술 동안 더 낮은 힘들이 인가되는 것을 허락하는 추가적인 정보를 외과의에게 제공한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

한다, 제임스, 타하라

미국 21212 메릴랜드 볼티모어 엔필드 로드 111

겔바흐, 피터, 루이스

미국 21030 메릴랜드 헌트 밸리 심포니 씨클 아이
400 아파트먼트 514

이오르다치타, 이울리안

미국 21204 메릴랜드 토슨 갈리톤 레인 755

우네리, 알리

미국 21210 메릴랜드 볼티모어 더블유. 39 스트리트
110 아파트먼트 501

명세서

청구범위

청구항 1

로봇 및 외과의에 의해 파지되도록 구성되는 수술 도구를 수용하기 위한 도구 홀더;
상기 수술 도구에 의해 관심 목표 영역 상에 인가되는 힘을 검출하기 위한 센서;
촉각 피드백(haptic feedback)을 제공하기 위해 상기 검출된 힘들을 기초로 로봇 속도를 제한하기 위한 제어기;
상기 검출된 힘을 기초로 멀티 레벨의 음향 피드백 중 하나의 레벨을 자동적으로 선택하기 위한 선택기로서, 상기 멀티 레벨의 음향 피드백은 상기 수술 도구에 의해 관심 목표 영역 상에 인가된 힘의 상대적인 세기를 나타내는, 선택기; 및
상기 촉각 피드백과 함께 상기 멀티 레벨의 음향 피드백을 제공하기 위한 음향 장치를 포함하는, 수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
상기 음향 피드백은 일련의 비프음들(series of beeps)을 제공할 수 있는, 수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서,
상기 음향 피드백은 상기 검출된 힘이 미리 정해진 범위 내인지를 기초로 선택되는, 수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서,
상기 수술 도구는 유리체망막 수술(vitreoretinal surgery)에 사용되는, 수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 5

제 3 항에 있어서,
상기 음향 피드백은 상기 인가된 힘이 1 mN 초과인 미리 정해진 범위 내일 때까지 무음인, 수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 6

제 3 항에 있어서,

상기 음향 피드백은 상기 인가된 힘이 1 mN 내지 3.5 mN 의 미리 정해진 범위 내일 때 일정한 제 1 템포의 비프 음인,

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 음향 피드백은 상기 인가된 힘이 3.5 mN 내지 7 mN 의 미리 정해진 범위 내일 때 일정한 제 2 템포의 비프 음이고, 상기 제 2 템포는 상기 제 1 템포보다 빠른,

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 제 2 템포의 비프음은 인가된 상기 힘에 비례적으로 증가하는,

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 수술 도구는 수술 로봇의 엔드 이펙터(end effector)인,

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 센서는 상기 수술 도구에 의해 상기 관심 목표 영역 상에 인가되는 힘을 검출하기 위해 수술 도구에 매립 되는 섬유 브래그 격자(fiber Bragg grating; FBG) 센서인,

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 11

로봇 및 외과의에 의해 파지되도록 구성되는 수술 도구를 수용하기 위한 도구 홀더;

상기 수술 도구와 관심 목표 영역 사이의 거리를 검출하기 위한 센서;

상기 검출된 거리를 기초로 음향 피드백을 자동적으로 선택하기 위한 선택기; 및

상기 음향 피드백을 제공하기 위한 음향 장치;를 포함하고,

상기 음향 피드백은 상기 관심 목표 영역으로부터의 상기 수술 도구의 거리를 기초로 변화하는,

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 12

제 11 항에 있어서,
상기 음향 피드백은 상기 거리가 미리 정해진 범위 내에 속하는지를 기초로 선택되는,
수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 13

제 11 항에 있어서,
상기 수술 도구는 유리체망막 수술에 사용되는,
수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 14

제 11 항에 있어서,
상기 수술 도구는 수술 로봇의 엔드 이펙터인,
수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 15

제 11 항에 있어서,
상기 센서는 OCT 범위 센서인,
수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 16

로봇 및 외과의에 의해 과지되도록 구성되는 수술 도구를 수용하는 단계,
상기 수술 도구에 의해 관심 목표 영역 상에 인가되는 힘을 검출하는 단계;
촉각 피드백을 제공하기 위해 검출된 상기 힘을 기초로 로봇 속도를 제한하는 단계;
검출된 상기 힘을 기초로 음향 피드백을 자동적으로 선택하는 단계로서, 상기 음향 피드백은 상기 수술 도구에 의해 관심 목표 영역 상에 인가된 상기 힘의 상대적인 세기를 나타내는, 음향 피드백을 자동적으로 선택하는 단계; 및
상기 촉각 피드백과 함께 상기 선택된 음향 피드백을 제공하는 단계를 포함하는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서,
상기 음향 피드백은 상기 인가된 힘이 미리 정해진 범위 내에 속하는지를 기초로 선택되는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 18

제 16 항에 있어서,
상기 수술 도구는 유리체망막 수술에 사용되는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 19

제 16 항에 있어서,
상기 수술 도구는 수술 로봇의 엔드 이펙터인,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서,
상기 수술 로봇은 비례적 속도 제어에 의해 제어되는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 21

제 19 항에 있어서,
상기 수술 로봇은 선형 힘 스케일링 제어에 의해 제어되는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 22

제 19 항에 있어서,
상기 수술 로봇은 제한들(limits)을 갖는 비례적 속도 제어에 의해 제어되는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 23

로봇 및 외과의에 의해 과지되도록 구성되는 수술 도구를 수용하는 단계;
수술 도구와 관심 목표 영역 사이의 거리를 센서로 검출하는 단계;
상기 검출된 거리를 기초로 음향 피드백을 자동적으로 선택하는 단계; 및
상기 선택된 음향 피드백을 제공하는 단계를 포함하고,
상기 음향 피드백은 상기 관심 목표 영역으로부터의 상기 수술 도구의 거리에 기초하여 변화하는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 음향 피드백은 상기 거리가 미리 정해진 범위 내에 속하는지를 기초로 선택되는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 25

제 23 항에 있어서,

상기 수술 도구는 유리체망막 수술에 사용되는,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 26

제 23 항에 있어서,

상기 수술 도구는 수술 로봇의 엔드 이펙터인,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 27

제 23 항에 있어서,

상기 센서는 OCT 범위 센서인,
수술 도구의 협동 제어 방법.

청구항 28

제 1 항에 있어서,

상기 멀티 레벨의 음향 피드백은, 상기 수술 도구에 의해 상기 관심 목표 영역 상에 인가될 수 있는 소정의 범위의 힘에 의해 각각 규정되는 3개의 구역들을 포함하고,

상기 3개의 구역들 각각은, 상기 구역들 중의 다른 구역에 대비하여, 상기 수술 도구에 의해 인가되는 상기 관심 목표 영역 상으로의 힘의 상대적인 강도를 나타내는,

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 29

제 1 항에 있어서,

상기 멀티 레벨의 음향 피드백은 상기 수술 도구에 의해 관심 목표 영역 상에 인가되는 상기 힘에 기초하여 템포가 변화하는, 음향 재생 조절(modulating playback of audio)을 포함하는,

수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템.

청구항 30

제 16 항에 있어서,

상기 음향 피드백은 상기 수술 도구에 의해 관심 목표 영역 상에 인가되는 상기 힘에 기초하여 템포가 변화하는, 음향 재생 조절을 포함하는,

수술 도구의 협동 제어 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은, 여기서 충분히 설명된 것과 같은 모든 목적들을 위해 인용에 의해 본원에 포함되는, 2010년 8월 2일 자에 출원된 미국 가출원 제 61/370,029 호의 이익을 주장한다.

[0002] 본 발명은 미국 국립 과학 재단(National Science Foundation)에 의해 수상된 EEC9731478 및 미국 국립 보건원(National Institutes of Health)에 의해 수상된 수여 번호 EB007969 하에 미국 정부 지원에 의해 이루어졌다. 미국 정부는 본 발명의 특정 권리를 갖는다.

[0003] 본 발명은 수술 도구들에 대한 협동 제어를 위한 방법 및 시스템에 관한 것이다. 더 특별하게는, 본 발명은 협동 로봇 제어 및 음향 피드백을 사용하여 힘 센서 정보를 나타내기 위한 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0004] 망막 미세 수술은 수술 업무들의 가장 도전적인 세트 중 하나인데, 이는 인간 감각 운동 한계들(human sensory-motor limitations), 정교하고 축소형의 기구에 대한 필요, 및 소형 및 깨지기 쉬운 환경에서의 마이크론 스케일(scale)의 운동 업무들을 수행하는 내재적인 어려움 때문이다. 망막 수술에서, 외과의들은 감각의 감지 하에서 망막 조직에 안전하게 힘을 가하면서 마이크론 스케일의 조치들을 수행하는 것이 요구된다. 수술 시행은 부정확한 기구들, 생리적인 수전증, 열악한 시각화, 몇몇의 조직들로의 접근성의 부족, 환자의 움직임, 및 연장된 수술들로부터의 피로에 의해 도전을 받는다. 망막 수술에서의 수술 기구들은 공막(가시적인 눈의 흰색 벽)을 통하여 삽입되는 길고, 얇은 샤프트들(통상적으로 직경이 0.5 mm 내지 0.7 mm)을 특징으로 한다. 이러한 도구들에 의해 이행되는 힘들은 종종 인간 감각 역치들보다 훨씬 아래이다.

[0005] 따라서 외과의는 망막 상에 과도한 힘들을 이행하는 것을 회피하기 위해 시각적 신호들에 의존해야만 한다. 이러한 시각적 신호들은 조직에 인가된 힘들의 직접적인 결과이고, 숙련된 외과의는 도구를 후퇴시키고 대안적인 접근을 찾아서 조직을 다시 잡음으로써 신호들에 반응한다. 이는 필링(peeling) 프로세스를 방해하고, 외과의가 목표에 신중하게 재접근하는 것을 요구한다. 시각 불가능한 미세한 힘 신호들을 감지하고 로봇식 조종기(manipulator)를 사용하여 예방적으로 반응하는 것은 연속적인 필링, 증가하는 업무 완료 시간 및 합병증들의 위험을 최소화하는 것을 가능하게 하는 잠재력을 갖는다. 모든 이러한 요인들은 시력 손실을 유도할 수 있는 수술 에러들 및 합병증에 기여한다.

[0006] 예시적 과정은, 얇은 막이 섬세한(20 내지 25 Ga) 수술 기구들을 사용하여 망막의 표면으로부터 신중하게 박리되는, 망막 전막(epiretinal membrane)의 필링이다. 망막 조직 상에 이행되는 힘들은 종종 인간 감각 역치들보다 훨씬 아래이다. 현재의 관행에서, 외과의들은, 시력 손실의 위험과 연관된 출혈 및 망막 손상을 유도하는 것이 관찰되는, 과도한 힘들의 이행을 회피하기 위해 의존하는 것은 단지 시각적 신호들만을 갖는다.

[0007] DAVINCI™ 수술 로봇식 시스템과 같은 로봇식 보조기들이 복강경 수술에 대하여 폭넓게 활용되고 있지만, 미세 수술을 목적으로 하는 시스템들은 여전히 연구 단계에 있다. 미세 수술 시스템들은 원격기술(teleoperation) 시스템들, 프리핸드 활성 떨림 소거 시스템들(freehand active tremor-cancellation systems), 및 Johns Hopkins 의 "스테디 핸드(Steady Hand)" 로봇들과 같은, 협동식으로 제어되는 핸드-오버-핸드(hand-over-hand) 시스템들을 포함한다. 스테디 핸드 제어에서, 외과의와 로봇 양쪽은 수술 도구를 파지하고; 로봇은 도구 핸들 상에 외과의에 의해 이행되는 힘들을 감지하고, 임의의 떨림을 여과하면서 따르도록 이동시킨다. 망막 미세 수술을 위해, 외과의가 안구를 이동시키는 것을 원하지 않는다면, 도구들은 통상적으로는 공막 삽입 지점에서 선

회한다. 이러한 선회 지점은 기계적으로 제한된 원격 중심 운동(remote center-of-motion) 또는 소프트웨어 중 하나에 의해 보장될 수 있다. 도구 샤프트와 공막 사이의 상호 작용들은 로봇의 제어 그리고 도구에서 망막으로의 힘들(tool-to-retica forces)의 측정 모두를 복잡하게 한다.

[0008] 도구에서 망막으로의 힘들을 측정하기 위해, 공막 삽입 지점으로부터 멀리 있는, 도구 샤프트에 장착되는, 극도로 민감한(0.25 mN 분해능) 힘 센서가 사용되어 왔다. 힘 센서는 도구 - 공막 힘들로부터의 간섭을 줄이면서 도구 조직 힘들의 측정을 가능하게 한다. 게다가, 힘 스케일링 협동 제어 방법이 도구 - 조직 및 도구 핸드 힘들 사이의 스케일링 된 차이를 기초로 로봇 대응을 발생시키는, 종적(endpoint) 미세 힘 센서들이 수술 분야들에서 사용되어 왔다.

[0009] 게다가, 제 1 세대 스테디 핸드 로봇이 유리체망막 수술을 위해 특별하게 설계되어 왔다. 이러한 스테디 핸드 로봇이 혈관 배관 삽입 실험들을 돕는 생체외(ex-vivo) 로봇에서 성공적으로 사용되었지만, 이는 인간 공학적 한계가 있음이 발견되었다. 예컨대, 제 1 세대 스테디 핸드 로봇은 단지 $\pm 30\%$ 도구 회전 제한을 가졌다. 도구 회전 범위를 더 확장하기 위해, 이 범위를 $\pm 60\%$ 로 증가시킨 제 2 세대 스테디 핸드 로봇이 개발되었다. 제 2 세대 스테디 핸드 로봇은, 제 1 세대 스테디 핸드 로봇들에 의해 발생되었던, 카르테지안(Cartesian) 스테이지들에서 큰 공존 결합 속도들(large concurrent joint velocities)을 도입하지 않으면서, 등각식(isocentric) 운동을 기계적으로 제공하는 평행한 6 개의 바 메카니즘을 이용한다.

[0010] 제 2 세대 스테디 핸드 로봇은 상당히 개선된 조종기 및 일체형 미세 힘 감지 도구 양쪽을 통합했으며, 이는 개선된 유리체망막 수술을 제공한다. 하지만, 유리체망막 수술의 민감성 때문에, 당업계에는, 불필요한 합병증들을 회피하기 위해, 도구의 개선된 제어에 대한 필요가 여전히 있다. 예컨대, 유리체망막 수술에서의 합병증들은 눈 조직에 대한 힘의 과도한 및/또는 부정확한 적용으로부터 초래될 수 있다. 현재의 관행은 외과의가 느리고 안정적인 조치를 통하여 시술 힘들을 낮고 안전하게 유지하는 것을 요구한다. 외과의는 또한 문제를 복잡하게 하는 오로지 시각적 피드백에 의존해야만 하는데, 이는 미약한 신호들을 검출하고, 평가하고 그 후 반응하는데 시간이 걸리기 때문에; 특별히 초보 외과의들에게는 업무가 어렵게 된다.

[0011] 따라서, 당업계에는 유리체망막 수술 등에서 사용되는 수술 도구들을 위한 개선된 제어 방법에 대한 필요가 있다.

발명의 내용

[0012] 본 발명의 제 1 양태에 따르면, 수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템은 로봇 및 외과의에 의해 과지되도록 구성되는 수술 도구를 수용하기 위한 도구 홀더, 시술자 입력 및/또는 도구 첨단부 힘들을 기초로 힘을 검출하기 위한 센서, 촉각 피드백을 제공하기 위해 수술 도구와 조직 사이에서 검출되는 힘을 기초로 로봇 속도를 제한하기 위한 제어기, 인가된 검출된 힘을 기초로 멀티 레벨의 음향 피드백 중 하나의 레벨을 자동적으로 선택하기 위한 선택기, 인가된 힘의 상대 세기를 나타내는 음향 피드백, 및 촉각 피드백과 함께 음향 피드백을 제공하기 위한 음향 장치를 포함한다.

[0013] 본 발명의 제 2 양태에 따르면, 수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템은 로봇 및 외과의에 의해 과지되도록 구성되는 수술 도구를 수용하기 위한 도구 홀더, 수술 도구와 관심 목표 영역 사이의 거리를 검출하기 위한 센서, 검출된 거리를 기초로 음향 피드백을 자동적으로 선택하기 위한 선택기, 수술도구가 관심 목표 영역으로부터 얼마나 멀리 있는지에 대한 범위 감지 정보를 나타내는 음향 피드백, 및 음향 피드백을 제공하기 위한 음향 장치를 포함한다.

[0014] 본 발명의 제 3 양태에 따르면, 수술 도구의 협동 제어를 위한 방법은 로봇 및 외과의에 의해 과지되도록 구성되는 수술 도구를 수용하는 단계, 수술 도구와 조직 사이의 인터페이스에서 힘을 검출하는 단계, 촉각 피드백을 제공하기 위해 수술 도구와 조직 사이에서 검출되는 힘을 기초로 로봇 속도를 제한하는 단계, 검출된 힘을 기초로 음향 피드백을 자동적으로 선택하는 단계로서 이 음향 피드백은 인가된 힘의 상대 세기를 나타내는, 단계, 촉각 피드백과 함께 선택된 음향 피드백을 제공하는 단계를 포함한다.

[0015] 첨부된 도면들은 여기 기재된 대표적인 실시예들을 더 완전히 설명하는데 사용될 것이고 당업자에 의해 실시예들 및 이들의 내재적 이점들을 더 양호하게 이해하기 위해 사용될 수 있는 시각적 예들을 제공한다. 이러한 도면들에서, 유사한 참조 번호들은 대응하는 요소들을 식별한다.

도면의 간단한 설명

- [0016] 도 1 은 본 발명의 특징들에 따른 예시적인 시스템의 개략도를 도시한다.
- 도 2 는 본 발명의 특징들에 따른 예시적인 시스템의 개략도를 도시한다.
- 도 3 은 본 발명의 특징들에 따른 예시적인 수술 도구의 분해도를 도시한다.
- 도 4 는 본 발명의 특징들을 따른 힘에 대한 음향 피드백의 그래프식 도면을 도시한다.
- 도 5 는 본 발명의 특징들을 따른 필링 샘플 반복성 시험들의 그래프식 도면을 도시한다.
- 도 6 의 (a) 내지 (d) 는 본 발명의 특징들을 따른, 음향 피드백과 함께 및 음향 피드백이 없는 첨단부 힘들을 나타내는 다양한 제어 모드들의 대표적인 시험들의 도표들이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0017] 이제 현재 기재된 주제는 이후에, 본 발명의 몇몇의, 하지만 모든 실시예들이 도시되지는 않은, 첨부된 도면들을 참조하여 더 완전히 설명될 것이다. 유사한 숫자들은 명세서에 걸쳐 유사한 요소들을 나타낸다. 현재 기재된 주제는 다양한 상이한 형태들로 실현될 수 있고 여기서 명시된 실시예들로 제한되어서는 안되며; 오히려, 이러한 실시예들은 본 명세서가 적용 가능한 법률적 요구사항들을 만족시키도록 제공된다. 실제로, 여기서 명시된 현재 기재된 주제의 다양한 수정들 및 다른 실시예들은 현재 기재된 주제에 관한 당업자에게 전술한 설명들과 연관된 도면들에 나타난 교시들의 이점을 갖는 것을 기억나게 할 것이다. 따라서, 현재 기재된 주제는 기재된 특별한 실시예들에 한정되지 않고 수정들 및 다른 실시예들은 첨부된 청구항들의 범위 내에 포함되는 것이 의도되는 것이 이해되어야 한다.

[0018] 본 발명은 수술 도구의 협동 제어를 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 본 발명의 예시적인 실시예들이 "망막 수술을 위한 새로운 스테디-핸드 조종기의 개발 및 적용(Development and Application of a New Steady-Hand Manipulator for Retinal Surgery)", Mitchell 외, IEEE ICRA, pp. 623-629 (2007), "유리체망막 수술을 위한 로봇 보조화된 막 필링에서의 미세 힘 감지(Micro-force Sensing in Robot Assisted Membrane Peeling for Vitreoretinal Surgery)", M. Balicki, A. Uneri, I. lordachita, J. Handa, P. Gehlbach, 및 R. H. Taylor, 국제 우수 의료영상학 학회(Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention; MICCAI), 베이징, 2010, 9월, pp. 303-3 10, 및 "유리체망막 수술 연구를 위한 미세 힘 감지를 갖는 새로운 스테디-핸드 눈 로봇(New Steady-Hand Eye Robot with Microforce Sensing for Vitreoretinal Surgery Research)", A. Uneri, M. Balicki, James Handa, Peter Gehlbach, R. Taylor, 및 I. lordachita, 생물 의학 로봇 공학 및 바이오 전자기계공학에 대한 국제 컨퍼런스(International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics; BIOROB), 도쿄, 2010년, 9월 26-29, pp. 814-819, 에 설명된 것과 같은 로봇식 보조화된 수술 시스템과 같은, 협동적으로 제어되는 핸드-오버-핸드 시스템들에서의 시스템 및 방법의 사용을 제공하며, 그 전체 내용은 인용에 의해 본원에 포함된다. 스테디 핸드 제어에서, 외과의 및 로봇 양쪽이 수술 도구를 파지하였다. 로봇은 도구 핸들 상에 외과의에 의해 이행되는 힘들을 감지하고, 임의의 떨림을 여과하면서 따르도록 이동시킨다. 특별한 협동 제어 시스템이 상기 문서와 관련하여 설명되지만, 본 발명의 시스템 및 방법은 다른 협동적으로 제어되는 시스템들, 뿐만 아니라 프리핸드 수술에 또한 적용 가능할 수 있다는 것이 이해되어야 한다.

[0019] 도 1 및 도 2 를 참조하면, 본 발명과 관련되어 사용되는 로봇식 보조화된 수술 시스템의 제 1 도시적 실시예가 나타난다. 시스템(10)은, 예컨대 인간의 눈과 같은, 예컨대 중공 장기들인, 장기들의 미세 수술에 사용될 수 있지만, 다른 적용들이 가능하다.

- [0020] 도 1 및 도 2 에 나타낸 것과 같이, 시스템(10)은 로봇(12) 및 외과의(17)양쪽에 의해 파지되는 수술 도구를 사용하기 위한 도구 홀더(14)를 포함한다. 도구 홀더(14)는, 겸자(forceps), 바늘 홀더, 및 가위를 포함하지만 이에 제한되지 않는, 미세 수술 과정들 동안 요구되는 다양한 수술 도구들의 부착을 용이하게 한다. 바람직하게는, 외과의(17)는 도구 핸들(18)에서 수술 도구(16)를 파지하고, 도구 첨단부(20)에 의해 관심 구역의 수술을 수행하도록 수술 도구(16)를 로봇(12)과 협동적으로 지향시킨다. 게다가, 로봇에 명령 입력들로서의 사용을 위해, 도구 상에 외과의에 의해 이행되는 힘들을 감지하는, 힘/토크 센서(24)가 도구 홀더(16)에 장착될 수 있다.

- [0021] 바람직하게는, 로봇 스테이지들의 정밀도 및 강성을 개선하는, 주문형(custom) 기계적 RCM 이 제공된다. RCM 메카니즘은, 도구 축선이 눈 상의 공막절개 개구(sclerotomy opening)를 항상 교차하도록 제한하는, 가상의 RCM 모드에서 시술시에 카르테지안 스테이지들에서의 속도들 및 운동의 범위를 감소시킴으로써 시스템의 일반적인 안정성을 개선한다.

- [0022] 도 3 을 참조하면, 본 발명의 시스템 및 방법과 관련하여 사용되는 예시적인 수술 도구(30)가 도시된다. 특히, 수술 도구(30)는, 상기 설명된 시스템과 같은, 협동 조종에서 사용하기 위해 특별하게 설계될 수 있지만, 프리 핸드 조종 또는 수술 로봇의 엔드 이펙터(end effector)로서 원격 시술 로봇에서 사용될 수 있다. 게다가, 수술 도구(30)는 인간 눈(E) 상의 시술을 위해 특별하게 설계될 수 있다.

- [0023] 계속하여 도 3 을 참조하면, 수술 도구(30)는 후크형 단부(34)를 갖는 톨 샤프트(32)를 포함한다. 수술 도구(30)는 바람직하게는 일체형 섬유 브래그 격자(fiber Bragg grating; FBG) 센서들에 의해 제작될 수 있다. FBG 들은 정전기, 전자기 또는 무선 주파수 소스들을 간섭하지 않으면서, 변형(strain)의 변경들을 검출할 수 있는 강건한(robust) 광학 센서들이다. 바람직하게는, 다수의 광섬유(36)들이 도구 샤프트(32)를 따라 놓이고, 이는 도구의 굽힘의 측정 및 0.25 mN 의 감도로 횡단면(F_x 와 F_y 를 따른)에서의 힘의 계산을 가능하게 한다. 따라서, 도구와 첨단부 사이의 힘들의 민감한 측정이 얻어질 수 있다.

- [0024] 유리체망막 미세 수술 적용을 위해, 통상적으로 7.5 mN 미만인 힘들의 감지를 요구하는 낮은(sub) mN 정확도를 가능하게 하는 힘 센서가 선택되어야 한다. 그리하여 매우 작은 기구 크기가 25 Ga 공막절개 개구를 통하여 삽입되는 것이 필요하고 힘 센서는, 공막 아래의, 기구의 첨단부에서의 측정들을 얻도록 설계된다.

- [0025] 도 1 및 도 2 를 다시 참조하면, 시스템(10)은 프로세서(26)와 기억 장치(28)를 포함한다. 기억 장치(28)는 하나 또는 둘 이상의 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체, 뿐만 아니라 로봇의 협동 제어를 수행하기 위한 기계 판독 가능한 지시들을 포함할 수 있다. 주장되는 발명의 특징들에 따르면, 프로세서(26)로 전달되는 검출된 힘들(시술자 입력 및/또는 도구 첨단부 힘들)에 따라, 로봇 속도는 촉각 피드백을 제공하도록 제어기에 의해 제한된다. 게다가, 프로그램은 인가된 검출된 힘을 기초로 멀티 레벨의 음향 피드백 중 하나의 레벨을 자동적으로 선택하기 위한 지시들을 포함한다. 음향 피드백은 인가된 힘의 상대 세기를 나타낸다. 음향 장치는 촉각 피드백과 함께 음향 피드백을 제공한다. 바람직하게는, 음향 장치는 프로세서(26)와 일체이지만, 또한 별개의 장치일 수 있다.

- [0026] 도 4 를 참조하면, 멀티 레벨의 음향 피드백의 예시적인 실시예가 그래프식으로 나타난다. 특히, 음향 피드백의 유용한 범위가 유리체망막 수술을 위해 특별히 개발되었다. 특히, 3 개의 힘 레벨 구역들에서 음향 "비프음(beeps)들" 의 재생 템포를 조절하는 청각 피드백은 통상적인 유리체망막 시술들과 관련된 힘 시술 범위들을 나타내도록 선택되었다. 음향 피드백은 인가된 힘이 미리 정해진 범위 내에 속하는지를 기초로 선택될 수 있다. 바람직한 실시예에 따르면, 음향은 1 mN 또는 그 초과인 힘이 측정될 때까지 무음일 수 있다. 일정한 느린 비프음은 1 mN 내지 약 3.5 mN 까지의 범위로부터 선택되었고, 이는 "안전" 시술 구역을 나타낸다. "주의" 구역은 3.5 내지 7.5 mN 으로서 나타내었고 비례적으로 증가하는 템포를 가졌고 17.5 mN 초과인 임의의 힘에 대하여 일정한 높은 템포의 비프음을 발생시키는 "위험 구역"이 뒤따른다. 게다가, 높은 템포의 비프음은 바람직하게는

과도한 힘들이 가해지고 있다는 것을 외과의에게 더 나타내기 위해 인가된 힘에 비례적으로 증가한다.

[0027] 상기 논의된 것과 같이, 시술 입력 및/또는 도구 첨단부 힘들을 기초로 로봇의 거동을 조절하는 상이한 협동 제어 방법론들이 있고, 본 발명에 따라 설명된 것과 같은 음향 피드백과 관련하여 사용될 수 있다. 제어 방법 파라미터들은 핸들 입력 힘 범위(0 내지 5 N), 및 필링 업무 힘들 및 속도들이 고려되었다. 음향 감각의 대체는 대리(surrogate) 또는 상보적 형태의 피드백으로서의 역할을 하고 높은 분해능의 실시간 도구 첨단부 힘 정보를 제공한다. 하지만, 상이한 타입들의 제어 방법들이, 본 발명의 특징들에 따른, 음향 피드백과 관련하여 사용될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 게다가, 다른 타입들의 음향 피드백이 본 발명에 포함되고, 비프음들로 제한되지 않는 것이 이해되어야 한다.

[0028] 협동 제어 방법의 일 예는, 그 전체 내용이 인용에 의해 본원에 포함되는, "로봇 보조화된 미세수술 조종을 위한 협동적 인간/로버트 힘 제어에서의 예비 실험들(Preliminary Experiments in Cooperative Human/Robot Force Control for Robot Assisted Microsurgical Manipulation)", Kumar 외, IEEE ICRA, 1:610-617(2000), 에 설명된 것과 같은 비례적 속도 제어(PV) 패러다임이다. 특히, 도구의 속도(V)는 핸들(F_h)에서의 사용자의 입력 힘들에 비례적이다. 유리체망막 수술을 위해, $\alpha = 1$ 의 증가비(gain)가 사용되었고, 이는 1 N 의 핸들 입력 힘을 1 mm/s 도구 속도로 변환한다.

[0029] 다른 협동 제어 방법은 선형 힘 스케일링 제어(FS)라고 불리며, 이는 도구 첨단부에 의해 감지되는 인간 지각 불가능한 힘들을 로봇 속도를 조절함으로써 핸들 상호작용 힘들로 맵핑(map) 또는 증폭(amplify)한다. 그 전체가 인용에 의해 본원체 포함되는, "등골절개술에 적용되는 협동적 조종 미세 수술 보조 로봇의 평가(Evaluation of a Cooperative Manipulation Microsurgical Assistant Robot Applied to Stapedotomy)", Berkelman 외, LNCS ISSU 2208: 1426- 1429 (2001) 및 "로봇 보조화된 미세 수술 조종을 위한 협동적인 인간 로버트 힘에서의 예비 실험들(Preliminary Experiments in Cooperative Human Robot Force Control for Robot Assisted Microsurgical Manipulation)", Kumar 외, IEEE ICRA, 1 :610-617 (2000), 에서 설명된 것과 같이, 종래 적용들은 $\gamma = 25$ 및 $\gamma = 62.5$ 의 스케일 팩터를 사용하였다. $\gamma = 500$ 의 스케일링 팩터가 핸들에 0 내지 5 N 의 힘들을 입력하기 위해 도구 첨단부에서 0 내지 10 mN 조종 힘들을 맵핑하기 위해 사용될 수 있다.

[0030] 본 발명과 관련하여 사용될 수 있는 다른 협동 제어 방법은, 제한(VL)들을 갖는 비례적인 속도 제어이고, 이는 낮은 첨단부 힘들이 존재할 때 조치 가능성을 증가시킨다. 방법은, 하지만 첨단부 힘에 역으로 비례적인 추가적인 속도 제한에 의한, PV 제어를 사용한다. 이러한 스케일링에 의해, 로봇 반응은 더 높은 도구 첨단부 힘들에 의해서 매우 부진하게 되고, 조종 속도들을 효과적으로 감속시킨다. 유리체망막 수술을 위하여, 제한 파라미터들은 $m = -180$ 및 $b = 0.9$ 가 되도록 경험적으로 선택되었다. 영점 교차 불안정(zero crossing instability)을 회피하기 위해, 크기가 $f_1 = 1$ mN 미만의 힘들은 속도를 제한하지 않는다. 마찬가지로, 첨단부 힘들이 높은 역치($f_2 = 7.5$ mN)를 초과할 때 시술자에게 어떠한 제어를 제공하기 위해, 속도 제한($v_2 = 0.1$)은 강화된다.

[0031] 본 발명은 또한 프리핸드 수술을 위해 유용하다. 현재 관행에서, 외과의들은 변형하는 조직으로부터 가벼운 반영들의 변경의 시각적 해석을 통하여 조직에 인가된 상대 응력을 간접적으로 평가한다. 이러한 타입의 "시각적 감각의 대체" 는, 전문 외과의들에게만 공통적인, 상당한 경험을 요구한다. 더 명백하고 객관적인 피드백을 제공하기 위해, 힘들은, 본 발명의 특징들에 따라, 직접적으로 측정될 수 있고 청각의 표시에 의해 실시간으로 외과의에게 전달될 수 있다.

[0032] 본 발명은 수술 도구가 관심 목표 영역으로부터 얼마나 멀리 있는지를 검출하는 것과 관련되어 또한 사용될 수 있다. 특히, 센서가 수술 도구와 관심 목표 영역 사이의 거리를 검출하기 위해 제공될 수 있다. 음향 피드백이 검출된 거리를 기초로 선택된다. 바람직하게는, 센서는 OCT 범위 센서이지만, 임의의 다른 타입의 거리 센서를 포함할 수 있다.

[0033] 예

- [0034] 이후의 예는 현재 기재된 주제의 대표적인 실시예들을 실행하기 위해 당업자에게 안내를 제공하기 위해 포함되었다. 본 기재 및 당업자의 일반적인 레벨에 비추어, 당업자는 이후의 예는 단지 예시적인 것으로 의도되고 수많은 변경들, 수정들, 및 대안들이 현재 기재된 주제의 범위를 벗어나지 않으면서 이용될 수 있는 것을 이해할 것이다. 이후의 예는 도시로서 제공되며 제한으로서 제공되지 않는다.
- [0035] 섬유 브래그 격자(FBG) 센서들과 일체형인 도구가 도구 샤프트를 따라 3 개의 광섬유들에 의해 제작되었다. 도구는 로봇에 대하여 측정되는(calibrated) 배향으로 로봇 도구 홀더 내에 장착되었다. 센서 데이터는 수집되고 2 kHz 로 처리되었고 TCP/IP 에 걸쳐 전송되었다. 망막 조직의 필링을 모의실험하기 위해, 환영 모델이 발생되었다. 19 mm Clear Bandages(RiteAid 브랜드) 로부터의 끈끈한 테프들이 박리를 위하여 적절하고 반복 가능한 환영인 것으로 발견되었다. 테프는 그의 뒷면으로부터 다회 필링될 수 있는 2 mm 폭의 스트립들을 제조하기 위해 슬라이스되었고, 예측 가능한 거동은 증가된 필링 속도에 의해 필링 힘의 증가를 나타낸다. 플라스틱 필링 층은 매우 가요성이었지만 후크 부착 구역에서의 파괴 압력들을 견디기에 충분히 강하다. 20 mm 의 도구 이동이 필링을 완료하기 위해 필요했다. 도 5 는 다양한 속도들에서 관찰된 힘들을 나타낸다.
- [0036] 상기 설명된 제어 방법들의 효과는 업무를 완료하는데 걸리는 시간을 최소화하면서 평균 감소 및 최대 필링 힘들과 비교되었다. 이하의 방식들로 구성되는, 단일 대상이 이 예에서 시험되었다. 환영은 양면 테이프에 의해 안정적인 플랫폼에 접촉되었고 로봇은 후크가 필링 표면 위의 1.5 mm 내에 있도록 위치되었다. 핸들의 배향은 필링 방향에 수직이었고 시술자에게 편안하였다. 도구 굽힘으로부터의 힘 신호들을 제거하기 위해, 도구 샤프트의 가시성은 도구 첨단부를 제외하고는 방해되었다. 시험 대상은 시험 이전에 광범위하게(~ 3 시간) 훈련되었다. 5 분의 휴식이 시험들 사이에 허락되었다. 시술자는 막을 지속적으로 그리고 멈추지 않으면서 가능한 느리게 필링하도록 지향되었다. 실험들을 간소화하기 위해, 로봇 운동은 카르테지안 병행(translation)으로만 제한되었고; 실험들은 회전 DOF 에 의한 그리고 회전 DOF 없는 시험들 사이에서 눈에 띄는 차이를 나타내지 않았다. 시각적 배율이 시술자에게 제공되지 않았다. 모든 시험들에 대하여, 동일한 샘플이 사용되었고, 일관성을 위해, 실험 전 및 후의 샘플의 거동이 시험되었다. 비교를 위해, 시술자가 로봇 도움 없이 샘플을 필링하는 프리핸드 필링 시험들이 포함되었다. 각각의 방법의 5 회의 시험들이 음향 피드백을 갖고 수행되었고, 5 회가 음향 피드백 없이 수행되었다.
- [0037] 시험된 모든 방법에서, 음향 피드백은 최대 첨단부 힘들, 뿐만 아니라 첨단부 힘 변동성을 감소시켰다. 이는 프리핸드 및 비례적인 속도 증가 시험들에 대한 업무 완료 시간을 상당히 증가시켰지만 다른 것들에 대하여서는 시간은 약간 감소하였다. 시술자는, 프리핸드를 제외한 모든 경우들에서 관찰된, 3.5 mN 에 대응하는 별개의 음향 천이 지점 근처에서 천성적으로 "멈칫하는(hover)" 경향이 있었다. 이는 특히 힘 스케일링에서 두드러지며, 시술자는 촉각 피드백에 걸친 음향 신호들에 의존하는 것으로 보인다(도 6 의 (c), 시간 60 내지 80 초 참조), 속도 제한 시험들에서, 음향은 성능에 해를 끼치지 않으면서 50 % 만큼 평균 입력 핸들 힘들을 줄였다. 이는 사용자가 샘플에 인가된 힘들을 줄이기 위해 음향 피드백을 사용하기 위하여 의식적으로 시도한 것을 나타낸다.
- [0038] **프리핸드**(도 6 의 (a)) 시험들은 생리적 수전증에 의한 상당히 높은 힘 변동을 나타내었다. 인가된 평균 힘은 약 5mN 이었고, 최대는 거의 8 mN 이었다. 음향 피드백은 큰 힘들을 줄이는데 도움이 되었지만 업무 완료 시간을 상당히 증가시켰다.
- [0039] **비례적 속도**(도 6 의 (b)) 제어 성능은 로봇 도움의 안정성에서 이로웠고 힘들의 범위는 프리핸드 시험들과 비교할만하였지만, 더 매끄러운 힘 적용을 초래하였다. 마찬가지로, 음향 피드백은 큰 힘들의 감소를 야기하였지만 업무를 완료하기 위한 시간은 증가되었다.
- [0040] **힘 스케일링**(도 6 의 (c)) 제어는 음향이 있는 그리고 음향이 없는 평균 힘들에 대하여 최고의 전체 성능을 산출하였다. 하지만, 음향을 갖는 프리핸드를 제외하고, 완료를 위한 평균 시간은 가장 길었다.
- [0041] **속도 제한**(도 6 의 (d)) 제어는 제한된 속도에서 더 높은 절대 필링 힘들이 요구되었던 섹션을 제외하고 매우

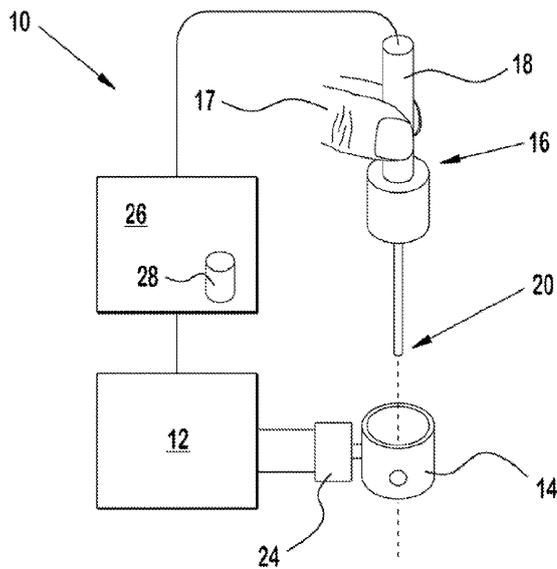
매끄러운 반응을 초래하였다. 이는 가상의 제한을 "따르는" 윤곽 형성(contouring)의 효과를 가졌다. 매칭하는 역치들에 의해, 음향은 성능에 매우 적은 영향을 가졌다.

[0042] 상기 실험적 데이터에 따르면, 본 발명은, 미세 수술에서 공통 범위인, 7.5 mN 미만의 힘들을 측정하고 반응할 수 있는 시스템 및 방법을 제공한다. 게다가, 음향 피드백을 갖는 힘 스케일링은, 목표가 제어된 박리를 발생하기 위해 낮고 지속적인 힘들을 가하는 것인, 모의실험된 막 필링 업무에서 가장 직관적인 반응 및 힘 감소 성능을 제공한다.

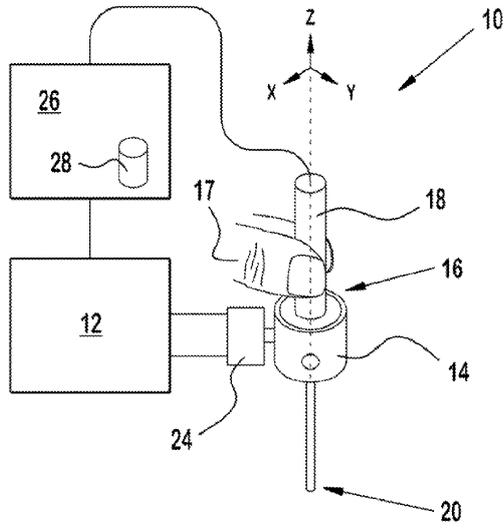
[0043] 비록 본 발명이 그의 바람직한 실시예들과 관련하여 설명되었지만, 특별히 설명되지 않은 추가들, 삭제들, 수정들, 및 대체들이 첨부된 청구항들에서 정의된 것과 같은 본 발명의 범위와 원리를 벗어나지 않으면서 이루어질 수 있다는 것이 당업자에게 이해될 것이다.

도면

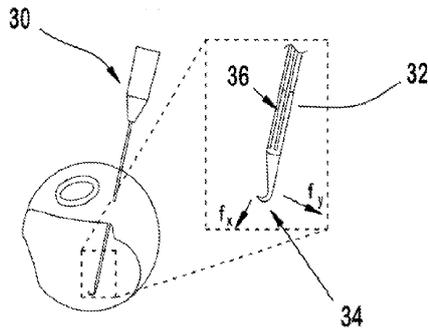
도면1



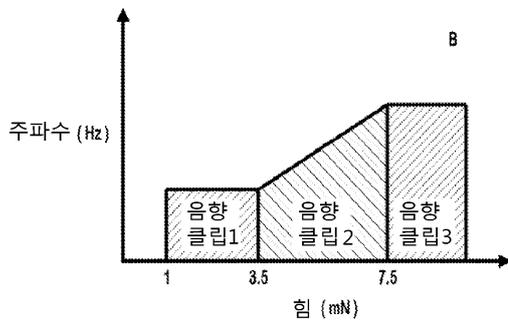
도면2



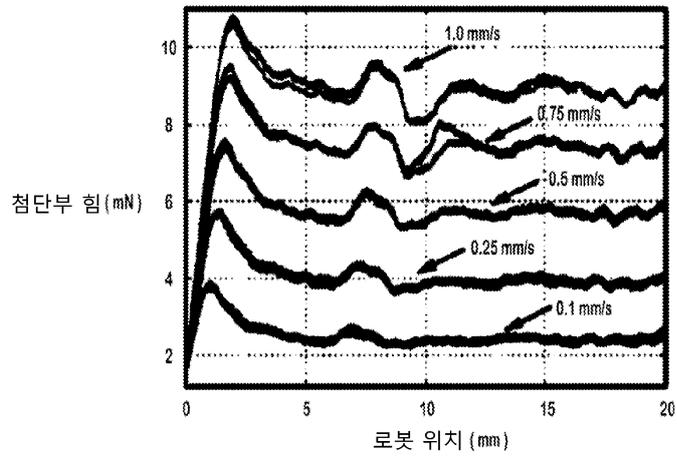
도면3



도면4



도면5



도면6

