(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0153119
(43) 공개일자 2024년10월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) *A61B 5/00* (2021.01)
A61B 8/12 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/445 (2020.05)
A61B 5/0095 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2023-0049421
(22) 출원일자 2023년04월14일
심사청구일자 2023년04월14일

(71) 출원인
울산과학기술원
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(72) 발명자
염진영
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
양준모
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(74) 대리인
특허법인비엘티

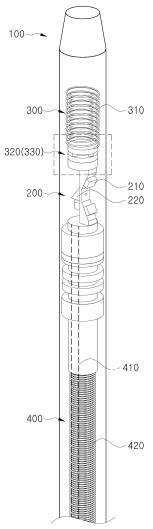
전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 **광음향-초음파 내시경**

(57) 요 약

본 발명은 생체 내부에 삽입되는 카테터; 상기 카테터의 내부에 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나의 이동이 가능하게 마련되어, 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사된 초음파 또는 레이저 펄스에 의해 타겟 부위의 내부에서 유도된 광음향파를 검출하는 스캐닝 팁; 및 상기 카테터의 선단부에 대하여 상기 스캐닝 팁을 상대 회전 운동, 상대 전진 이동 및 상대 후진 이동 가능하게 연결하고, 상기 카테터의 선단부와 상기 스캐닝 팁의 선단부 사이를 지탱하는 서포터를 포함하는, 광음향-초음파 내시경에 관한 것이다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 8/12 (2013.01)
A61B 2562/16 (2020.05)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711175854
과제번호 STARTUPLAB22-015
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 (재단)과학기술일자리진흥원
연구사업명 실험실창업지원
연구과제명 실험실 특화형 창업선도대학 사업(울산과학기술원)
기 여 율 63/100
과제수행기관명 울산과학기술원
연구기간 2022.02.01 ~ 2022.12.31
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711174386
과제번호 KD000066
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 (재단)범부처전주기의료기기연구개발사업단
연구사업명 범부처전주기의료기기연구개발(과기부)
연구과제명 담도암 진단을 위한 3차원 자동 스캔 초음파광초음파 융합 내시경 미니 프로브 및 시스템 개발
기 여 율 37/100
과제수행기관명 울산과학기술원
연구기간 2022.03.01 ~ 2022.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

생체 내부에 삽입되는 카테터;

상기 카테터의 내부에 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나의 이동이 가능하게 마련되어, 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사된 초음파 또는 레이저 펄스에 의해 타겟 부위의 내부에서 유도된 광음향파를 검출하는 스캐닝 팁; 및

상기 카테터의 선단부에 대하여 상기 스캐닝 팁을 상대 회전 운동, 상대 전진 이동 및 상대 후진 이동 가능하게 연결하고, 상기 카테터의 선단부와 상기 스캐닝 팁의 선단부 사이에 위치하는 가변 공간을 지탱해주는 서포터를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 서포터는,

상기 카테터의 선단부와 상기 스캐닝 팁의 선단부를 연결하고, 상기 스캐닝 팁의 전진 이동 또는 후진 이동에 따라 길이 조절되는 탄성부; 및

상기 탄성부에 대하여 상기 스캐닝 팁의 선단부를 상대 회전 운동 가능하게 연결하는 연결부를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 연결부는,

상기 탄성부에 결합되는 고정부재;

상기 스캐닝 팁에 마련되고 상기 고정부재에 대하여 상대 회전 가능하게 결합되는 회전부재;

상기 고정부재에 마련되는 제1자성부재; 및

상기 회전부재에 마련되어, 상기 제1자성부재와 자성 결합되는 제2자성부재를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 연결부는,

상기 고정부재에 상기 스캐닝 팁의 회전 방향으로 배열되는 복수의 볼 롤러를 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 연결부는,

상기 회전부재에 상기 스캐닝 팁의 회전 방향을 따라 형성되어, 복수의 상기 볼 롤러가 삽입되는 볼 삽입홈을 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 6

제3항에 있어서,

상기 탄성부에 마련되고, 상기 제1자성부재의 척력에 의해 상기 고정부재로부터 자기부상되며, 상기 제2자성부재의 인력에 의해 상기 제2자성부재의 회전에 따라 회전되는 자기부상부재를 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 7

제2항에 있어서,

상기 연결부는,

상기 탄성부에 결합되는 포핏부재;

상기 포핏부재에 상대 회전 가능하게 결합되는 제1베어링;

상기 제1베어링의 내부에 회전 가능하게 결합되는 축결합부; 및

상기 축결합부의 외주면에 회전 가능하게 결합되고 상기 스캐닝 팁의 선단부에 연결되는 제2베어링을 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 연결부는,

상기 포핏부재에 상기 스캐닝 팁의 회전 방향으로 배열되는 복수의 보조 볼 롤러를 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 9

제2항에 있어서,

상기 연결부는,

상기 탄성부와 상기 스캐닝 팁의 선단부를 연결하는 커넥터를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 카테터의 선단부에 벨로우즈 형태로 형성되는 벨로우즈부를 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 서포터는,

상기 벨로우즈부의 선단부에 고정되는 제1외부 베어링;

상기 제1외부 베어링의 내부에 회전 가능하게 결합되는 제1내부 베어링;

상기 벨로우즈부의 후단부에 고정되는 제2외부 베어링;

상기 제2외부 베어링의 내부에 회전 가능하게 결합되는 제2내부 베어링; 및

상기 제1내부 베어링과 상기 제2내부 베어링을 연결하고, 길이 조절 가능한 길이조절부재를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 길이조절부재는,

상기 제1내부 베어링의 내부에 회전 가능하게 마련되는 제1보조링;

상기 제2내부 베어링의 내부에 회전 가능하게 마련되는 제2보조링; 및

상기 제1보조링과 상기 제2보조링을 연결하고, 서로 다른 직경을 가지며 다단 형태로 삽입 및 배출 가능하게 결합되는 복수의 연결관을 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 카테터의 선단부에 분리 가능하게 결합되어, 상기 카테터의 선단부가 생체 내부의 조직 틈새로 삽입되도록 안내하는 안내부를 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 안내부는,

상기 카테터의 전방에 분리 가능하게 결합되는 결합부재;

상기 결합부재의 전방에 결합되며 경성 재질을 포함하는 경성부재; 및

상기 경성부재의 전방에 결합되며 연성 재질을 포함하는 연성부재를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 연성부재의 선단부는 상기 경성부재로부터 멀어지는 방향으로 갈수록 단면적이 감소하는 방추 형태를 갖는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 16

생체 내부에 삽입되는 카테터 본체; 및

스캐닝 팁이 상기 카테터 본체의 선단부에 대하여 이동 가능하게 연결되고, 상기 카테터 본체의 선단부와 상기

스캐닝 팁의 선단부 사이에 위치하는 가변 공간을 지탱해주는 서포터를 포함하고,

상기 스캐닝 팁은 상기 카테터 본체에 삽입되어 상대 회전 운동, 상대 전진 이동 및 상대 후진 이동 중 적어도 하나를 수행하면서 생체 내부의 타겟 부위를 검출하는 것인, 내시경용 카테터.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 광음향-초음파 내시경에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 광음향 내시경술이란 작은 직경의 프로브를 피검생체에 삽입한 후, 관심 부위에 매우 짧은 (통상 1 ㎲ 이하) 펄스폭을 갖는 전자기파를 순간적으로 조사하여 초음파 신호를 발생시키고, 그렇게 발생된 신호들을 일정 영역에 걸쳐 획득(즉, 스캔)하여 조직 내부의 단층 이미지를 얻는 것이다.

[0003] 어떻게 생체 조직에 조사된 전자기파가 초음파 신호로 바뀌는지에 대한 전반적 원리는 광음향 효과(photoacoustic effect)라는 이름으로 1880년대부터 알려져 왔으나, 실제 이 원리를 바탕으로 생체조직 등과 같은 피검체로부터 단층 이미지를 얻는 것은 큐스위치 레이저(Q-switched laser)와 같은 펄스형 광원(pulsed light source)이 상용화된 후인 1990년대 초반이었는데, 이후 보다 다양한 의학적 응용 가능성이 보이면서 그간 여러 종류의 시스템 형태로 구현되었다. 보다 넓은 의미에서 광음향 효과를 바탕으로 조직 내의 단층 이미지를 얻는 기술은 광음향 이미징(photoacoustic imaging) 또는 광음향 단층촬영술(photoacoustic tomography)이라는 용어로 총칭되고 있다.

[0004] 광음향 이미징 기술이 현재 의료 영상 분야에서 큰 주목을 받는 이유는 실제 임상 현장에서 적용할만한 수준의 영상 깊이와 분해능, 영상 속도, 그리고 안전성 문제 등과 같은 여러 기술 조건을 만족시킴은 물론 기존의 기술이 제공하지 못하는 새롭고 유용한 영상 정보를 제공하기 때문이다.

[0005] 이미 잘 알려진 일반적인 형태의 광음향 이미징 시스템(즉, 내시경에만 국한되지 않는)의 경우처럼, 광음향 내시경을 구현하기 위해서는 펄스형 전자기파를 생성해주는 광원부(light source), 피검생체에 가까이 접근하여 광음향 단층 신호를 획득해 주는 프로브(probe), 그리고 획득한 단층 신호를 처리하여 사용자에게 제시하는 데이타 처리 및 제시 장치(data processor and displayer)라는 세 가지 장치 요소가 필요하다. 하지만 내시경술이라는 특수한 응용 목적을 달성하기 위해서는 프로브가 매우 작거나 가늘고 긴 형태로 구현되어야 한다.

[0006] 그래서 그간 이러한 형태 및 기능적 조건을 만족시키기 위한 다양한 형태의 광음향 내시경 프로브가 제안되긴 하였으나, 여러 까다로운 시스템 요구 조건으로 인해 실제 임상에서 적용될 수 있는 수준의 영상 성능을 가진 일종의 상업화된 내시경 시스템은 아직까지 개발된 바 없다. 광음향 내시경 시스템이 성립되기 위해서는 광소자와 초음파 소자를 프로브라는 작은 공간 안에 효과적으로 통합 배치시키고, 일련의 스캔 방법을 적용하여 피검체 내부 일정 수준 이상의 깊이에 걸쳐 의학적으로 유의미한 단층 이미지를 얻을 수 있도록 하는 것이 핵심 요구 조건인데, 아직까지 이러한 기술적 부분을 완전히 충족시킬 수 있는 시스템이 없기 때문이다.

[0007] 종래의 광음향-초음파 내시경은 생체 내부의 타겟 부위로 삽입되는 카테터와, 카테터의 내부에 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나의 이동이 가능하게 마련되어 생체 내부의 타겟 부위를 촬영하는 스캐닝 팁을 포함한다.

[0008] 종래기술은 카테터가 생체 내부의 타겟 부위에 고정된 상태에서, 카테터의 내부에 마련된 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동될 때, 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동된 구간만큼 카테터의 내부에 빈 공간이 형성된다. 이렇게, 카테터의 내부에 형성된 빈 공간은 생체 내부의 주변 조직의 압박에 의해 압축된다.

[0009] 그 결과, 카테터의 내부에 마련된 스캐닝 팁이 축외(off-axial) 회전 운동됨에 따라, 스캐닝 팁이 생체의 타겟 부위의 고품질의 단층영상을 획득하지 못하고, 스캐닝 팁의 회전 운동이 불가능하거나, 스캐닝 팁이 파손되는 문제점이 있었다. 또한, 카테터의 압축 부위가 스캐닝 팁의 전방 이동 경로를 차단함에 따라, 스캐닝 팁의 전방 이동시, 카테터와 스캐닝 팁의 파손이 발생하는 문제점이 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

[0010] (특허문헌 0001) 국내등록특허공보 제10-1903074호(2018.09.20.)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로, 본 발명의 목적은 카테터가 생체 내부의 타겟 부위에 고정된 상태에서, 카테터의 내부에 마련된 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동될 때, 카테터의 내부의 빈 공간을 서포터가 지지함으로써, 카테터가 생체 내부의 주변 조직에 의해 압축되는 것을 방지할 수 있고, 스캐닝 팁의 축외 회전을 방지할 수 있으며, 안정성과 영상 해상도가 향상된, 광음향-초음파 내시경을 제공하기 위한 것이다.

[0012] 본 발명이 해결하고자 하는 과제들은 이상에서 언급된 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0013] 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 생체 내부에 삽입되는 카테터; 상기 카테터의 내부에 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나의 이동이 가능하게 마련되어, 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사된 초음파 또는 레이저 펄스에 의해 타겟 부위의 내부에서 유도된 광음향파를 검출하는 스캐닝 팁; 및 상기 카테터의 선단부에 대하여 상기 스캐닝 팁을 상대 회전 운동, 상대 전진 이동 및 상대 후진 이동 가능하게 연결하고, 상기 카테터의 선단부와 상기 스캐닝 팁의 선단부 사이의 가변 공간을 지탱해주는 서포터를 포함한다.

[0014] 또한, 상기 서포터는, 상기 카테터의 선단부와 상기 스캐닝 팁의 선단부를 연결하고, 상기 스캐닝 팁의 전진 이동 또는 후진 이동에 따라 길이 조절되는 탄성부; 및 상기 탄성부에 대하여 상기 스캐닝 팁의 선단부를 상대 회전 운동 가능하게 연결하는 연결부를 포함할 수 있다.

[0015] 또한, 상기 연결부는, 상기 탄성부에 결합되는 고정부재; 상기 스캐닝 팁에 마련되고 상기 고정부재에 대하여 상대 회전 가능하게 결합되는 회전부재; 상기 고정부재에 마련되는 제1자성부재; 및 상기 회전부재에 마련되어, 상기 제1자성부재와 자성 결합되는 제2자성부재를 포함할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 연결부는, 상기 고정부재에 상기 스캐닝 팁의 회전 방향으로 배열되는 복수의 볼 롤러를 더 포함할 수 있다.

[0017] 또한, 상기 연결부는, 상기 회전부재에 상기 스캐닝 팁의 회전 방향을 따라 형성되어, 복수의 상기 볼 롤러가 삽입되는 볼 삽입홈을 더 포함할 수 있다.

[0018] 또한, 상기 탄성부에 마련되고, 상기 제1자성부재의 척력에 의해 상기 고정부재로부터 자기부상되며, 상기 제2자성부재의 인력에 의해 상기 제2자성부재의 회전에 따라 회전되는 자기부상부재를 더 포함할 수 있다.

[0019] 또한, 상기 연결부는, 상기 탄성부에 결합되는 포핏부재; 상기 포핏부재에 상대 회전 가능하게 결합되는 제1베어링; 상기 제1베어링의 내부에 회전 가능하게 결합되는 축결합부; 및 상기 축결합부의 외주면에 회전 가능하게 결합되고 상기 스캐닝 팁의 선단부에 연결되는 제2베어링을 포함할 수 있다.

[0020] 또한, 상기 연결부는, 상기 포핏부재에 상기 스캐닝 팁의 회전 방향으로 배열되는 복수의 보조 볼 롤러를 더 포함할 수 있다.

[0021] 또한, 상기 연결부는, 상기 탄성부와 상기 스캐닝 팁의 선단부를 연결하는 커넥터를 포함할 수 있다.

[0022] 또한, 상기 카테터의 선단부에 벨로우즈 형태로 형성되는 벨로우즈부를 더 포함할 수 있다.

[0023] 또한, 상기 서포터는, 상기 벨로우즈부의 선단부에 고정되는 제1외부 베어링; 상기 제1외부 베어링의 내부에 회전 가능하게 결합되는 제1내부 베어링; 상기 벨로우즈부의 후단부에 고정되는 제2외부 베어링; 상기 제2외부 베어링의 내부에 회전 가능하게 결합되는 제2내부 베어링; 및 상기 제1내부 베어링과 상기 제2내부 베어링을 연결하고, 길이 조절 가능한 길이조절부재를 포함할 수 있다.

[0024] 또한, 상기 길이조절부재는, 상기 제1내부 베어링의 내부에 회전 가능하게 마련되는 제1보조링; 상기 제2내부 베어링의 내부에 회전 가능하게 마련되는 제2보조링; 및 상기 제1보조링과 상기 제2보조링을 연결하고, 서로 다른 직경을 가지며 다단 형태로 삽입 및 배출 가능하게 결합되는 복수의 연결관을 포함할 수 있다.

[0025] 또한, 상기 카테터의 선단부에 분리 가능하게 결합되어, 상기 카테터의 선단부가 생체 내부의 조직 틈새로 삽입되도록 안내하는 안내부를 더 포함할 수 있다.

[0026] 또한, 상기 안내부는, 상기 카테터의 전방에 분리 가능하게 결합되는 결합부재; 상기 결합부재의 전방에 결합되며 경성 재질을 포함하는 경성부재; 및 상기 경성부재의 전방에 결합되며 연성 재질을 포함하는 연성부재를 포함할 수 있다.

[0027] 또한, 상기 연성부재의 선단부는 상기 경성부재로부터 멀어지는 방향으로 갈수록 단면적이 감소하는 방추 형태를 가질 수 있다.

[0028] 본 발명의 일 실시예에 따른 내시경용 카테터는 생체 내부에 삽입되는 카테터 본체; 및 스캐닝 팁이 상기 카테터 본체의 선단부에 대하여 이동 가능하게 연결되고, 상기 카테터 본체의 선단부와 상기 스캐닝 팁의 선단부 사이에 위치하는 가변 공간을 지탱해주는 서포터를 포함하고, 상기 스캐닝 팁은 상기 카테터 본체에 삽입되어 상대 회전 운동, 상대 전진 이동 및 상대 후진 이동 중 적어도 하나를 수행하면서 생체 내부의 타겟 부위를 검출할 수 있다.

[0029] 본 발명의 기타 구체적인 사항들은 상세한 설명 및 도면들에 포함되어 있다.

발명의 효과

[0030] 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 카테터가 생체 내부의 타겟 부위에 고정된 상태에서, 카테터의 내부에 마련된 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동될 때, 카테터의 내부의 빈 공간을 서포터가 지지함으로써, 카테터가 생체 내부의 주변 조직에 의해 압축되는 것을 방지할 수 있고, 스캐닝 팁의 축외 회전을 방지할 수 있어서, 그 결과, 안정성과 영상 해상도가 향상되는 효과가 있다.

[0031] 본 발명의 효과들은 이상에서 언급된 효과로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0032] 도 1은 본 발명의 제1실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이다.

도 2는 본 발명의 제1실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동된 상태를 나타낸 사시도이다.

도 3은 본 발명의 제1실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 연결부를 나타낸 분해사시도이다.

도 4는 본 발명의 제2실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이다.

도 5는 본 발명의 제3실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이다.

도 6은 본 발명의 제3실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동된 상태를 나타낸 사시도이다.

도 7은 본 발명의 제3실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 카테터의 서포터를 나타낸 분해 사시도이다.

도 8은 본 발명의 제4실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이다.

도 9는 본 발명의 제5실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이다.

도 10은 본 발명의 제5실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동된 상태를 나타낸 사시도이다

도 11은 본 발명의 제6실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이다

도 12는 본 발명의 제6실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 안내부를 나타낸 확대도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0033] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 제한되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 기술자에게 본 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.

[0034] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소 외에 하나 이상의 다른 구성요소의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다. 명세서 전체에 걸쳐 동일한 도면 부호는 동일한 구성 요소를 지칭하며, "및/또는"은 언급된 구성요소들의 각각 및 하나 이상의 모든 조합을 포함한다. 비록 "제1", "제2" 등이 다양한 구성요소들을 서술하기 위해서 사용되나, 이들 구성요소들은 이들 용어에 의해 제한되지 않음은 물론이다. 이들 용어들은 단지 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구별하기 위하여 사용하는 것이다. 따라서, 이하에서 언급되는 제1 구성요소는 본 발명의 기술적 사상 내에서 제2 구성요소일 수도 있음은 물론이다.

[0035] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 기술자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또한, 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.

[0036] 본 발명의 설명에 앞서, 여러 실시예에 있어서, 동일한 구성을 가지는 구성요소에 대해서는 동일 부호를 사용하여 대표적으로 제1실시예에서 설명하고, 그 외의 실시예에서는 제1실시예와 다른 구성에 대해 설명하기로 한다. 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 다양한 실시예를 상세하게 설명한다.

[0037] 도 1은 본 발명의 제1실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이고, 도 2는 본 발명의 제1실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동된 상태를 나타낸 사시도이고, 도 3은 본 발명의 제1실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 연결부를 나타낸 분해사시도이다.

[0038] 도 1 내지 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 제1실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 카테터(100), 스캐닝 팁(200) 및 서포터(300)를 포함한다.

[0039] 카테터(100)는 본 발명의 기본 몸체로서, 생체 내부로 삽입될 수 있다. 이러한 카테터(100)의 선단부는 생체 내부의 타겟 부위에 배치될 수 있다. 여기서, 생체 내부의 타겟 부위는 스캐닝 팁(200)을 통해 신호를 검출할 생체 내부의 병변 부위 또는 피검 조직일 수 있다.

[0040] 카테터(100)의 내부에는 카테터(100)의 선단부로부터 순차적으로 서포터(300), 스캐닝 팁(200), 도파관 집합체(400) 및 구동부(미도시)가 마련될 수 있다. 여기서, 서포터(300)와 스캐닝 팁(200)은 후술하기로 한다.

[0041] 카테터(100)의 내부에는 초음파 전달을 위한 초음파 매질이 채워질 수 있다. 여기서, 초음파 매질은 스캐닝 팁(200)의 압전소자(210)으로부터 발진되는 초음파를 생체 내부의 타겟 부위로 전달하는 역할과, 이후, 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사되는 초음파 또는 레이저 펄스에 의해 타겟 부위의 내부에서 유도된 광음향파를 압전소자(210)로 전달하는 역할도 할 수 있다. 예를들어 초음파 매질은 기체가 제거된 초순수가 사용될 수 있으나, 본 발명은 이에 한정되지 아니하며, 다른 물질로도 적용이 가능하다.

[0042] 도파관 집합체(400)는 스캐닝 팁(200)과 연결되고, 광원부(미도시)로부터 발진된 레이저 빔을 스캐닝 팁(200)의 광반사기(220)로 전달하는 역할과, 스캐닝 팁(200)의 압전소자(210)에 의해 감지된 광음향파를 콘솔부로 전달하는 역할을 할 수 있다. 여기서, 콘솔부(미도시)는 광음향-초음파 신호를 저장하고 처리하는 역할을 할 수 있다. 일 예로, 콘솔부는 국내 등록 특허 제10-2045470호의 시스템 콘솔부가 적용될 수도 있다.

[0043] 도파관 집합체(400)는 광섬유(410)와 토크 코일(420)을 포함할 수 있다.

[0044] 광섬유(410)는 토크 코일(420)의 내부에 마련되어, 광원부로부터 생성된 레이저 빔을 전반사 원리에 따라 스캐닝 팁(200)의 광반사기(220)로 전달하는 통로 역할을 할 수 있다. 이때, 스캐닝 팁(200)으로 전달된 레이저 빔은 스캐닝 팁(200)의 광반사기(220)에 의해 반사되어 생체 내부의 타겟 부위로 전달될 수 있다. 여기서, 광섬유(410)와 광반사기(220) 사이에는 그린 렌즈 등과 같은 광집속 부재가 마련될 수 있다.

[0045] 토크 코일(420)은 광섬유(410)를 둘러싸는 형태로 마련되며, 압전소자(210)에 의해 검출된 초음파 또는 광음향 신호를 콘솔부로 전달하는 전기 전선(미도시)도 포함하고, 스태닝 팁(200)의 회전 운동에 필요한 기계적 동력를

프로브가 굴곡진 상황에서도 매끄럽게 전달하는 통로 역할을 할 수 있다.

[0046] 구동부는 도파관 집합체(400)를 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나로 이동시키는 역할을 할 수 있다. 이러한 구동부는 도파관 집합체(400)를 회전 운동시키는 구동모터와, 도파관 집합체(400)를 전진 이동 또는 후진 이동시키는 액츄에이터를 포함할 수 있다. 이렇게 구동부에 의해 도파관 집합체(400)가 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나로 이동되면, 이에 연동되어, 스캐닝 팁(200)도 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나로 이동될 수 있다.

[0047] 스캐닝 팁(200)은 카테터(100)의 내부에 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나의 이동이 가능하게 마련되어, 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사된 초음파 또는 레이저 펄스에 의해 타겟 부위의 내부에서 유도된 광음향파를 검출하는 역할을 한다. 여기서, 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사된 초음파는 스캐닝 팁(200)에 마련된 압전소자(210)에 의해 생체 내부의 타겟 부위로 발진후, 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사된 것일 수 있다. 또한, 레이저 펄스는 광원부로부터 생성된 레이저 빔이 도파관 집합체(400)의 광섬유(410)를 통해 스캐닝 팁(200)에 마련된 광반사기(220)에 전달된 후, 스캐닝 팁(200)의 광반사기(220)에 의해 반사되어 생체 내부의 타겟 부위로 도달 된 후, 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사된 것일 수 있다.

[0048] 서포터(300)는 카테터(100)의 선단부에 대하여 스캐닝 팁(200)을 상대 회전 운동, 상대 전진 이동 및 상대 후진 이동 가능하게 연결하고, 스캐닝 팁(200)의 전진 이동 또는 후진 이동시, 카테터(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부 사이의 가변 공간을 지탱해주는 역할을 할수 있다. 이러한 서포터(300)는 스캐닝 팁(200)의 전진 이동과 후진 이동에 따라 길이가 조절될 수 있다. 또한, 서포터(300)는 탄성부(310) 및 연결부(320)를 포함할 수 있다.

[0049] 탄성부(310)는 스캐닝 팁(200)의 전진 이동 또는 후진 이동에 따라 카테터(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부 사이의 가변 공간에서 신장 또는 압축되어, 카테터(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부 사이의 가변 공간에 빈 공간이 형성되는 것을 방지하고, 카테터(100)가 내부로 압축되는 것을 방지하는 실질적인 역할을 할 수 있다.

[0050] 탄성부(310)는 카테터(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부를 연결하고, 스캐닝 팁(200)의 전진 이동 또는 후진 이동에 따라 길이 조절될 수 있다. 따라서, 스캐닝 팁(200)의 후진 이동시, 탄성부(310)는 카테터(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부 사이의 가변 공간에서 신장 되어, 카테터(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부 사이의 가변 공간을 지탱해줄 수 있다. 일 예로, 탄성부(310)는 압축스프링이 사용될 수 있다. 다른 예로, 탄성부(310)는 인장스프링이 사용될 수 있다. 또 다른 예로, 탄성부(310)는 카테터(100)의 내경에 대응하는 외경을 가질 수 있다.

[0051] 연결부(320)는 탄성부(310)에 대하여 스캐닝 팁(200)의 선단부를 상대 회전 운동 가능하게 연결하는 역할을 할 수 있다. 이러한 연결부(320)는 고정부재(321), 회전부재(322), 제1자성부재(323) 및 제2자성부재(324)를 포함할 수 있다.

[0052] 고정부재(321)는 탄성부(310)에 결합될 수 있다. 이러한 고정부재(321)는 제1자성부재(323)와 제2자성부재(324)를 통해 회전부재(322)와 자성 결합될 수 있다. 일 예로, 고정부재(321)는 원반형태를 가질 수 있다.

[0053] 회전부재(322)는 스캐닝 팁(200)에 마련되고 고정부재(321)에 대하여 상대 회전 가능하게 결합될 수 있다. 이러한 회전부재(322)는 제1자성부재(323)와 제2자성부재(324)를 통해 고정부재(321)와 자성 결합될 수 있다. 따라서, 회전부재(322)는 제1자성부재(323)와 제2자성부재(324)를 통해 고정부재(321)와 자성 결합된 상태에서, 고정부재(321)를 따라 상대 회전될 수 있다. 일 예로, 회전부재(322)는 원반형태를 가질 수 있다.

[0054] 제1자성부재(323)는 고정부재(321)에 마련될 수 있다. 이러한 제1자성부재(323)는 회전부재(322)에 마련된 제2자성부재(324)와 자성 결합될 수 있다. 한편, 도 3을 참조하면, 제1자성부재(323)는 회전부재(322)에 대향하는 고정부재(321)의 후방의 중심축에 마련될 수 있다. 또한, 제1자성부재(323)는 고정부재(321)의 중심축에 마련될 수 있다.

[0055] 제2자성부재(324)는 회전부재(322)에 마련되어, 제1자성부재(323)와 자성 결합 될 수 있다. 한편, 도 3을 참조하면, 제2자성부재(324)는 고정부재(321)에 대향하는 회전부재(322)의 전방의 중심축에 마련될 수 있다. 여기서, 회전부재(322)의 전방은 카테터(100)의 선단부가 위치하는 곳일 수 있다.

[0056] 연결부(320)는 복수의 볼 롤러(330) 및 볼 삽입홈(322a)을 더 포함할 수 있다. 복수의 볼 롤러(330)와 볼 삽입홈(322a)은 고정부재(321)에 대하여 상대 회전하는 회전부재(322)의 마찰을 저감하는 역할을 할 수 있다.

[0057] 복수의 볼 롤러(330)는 고정부재(321)에 스캐닝 팁(200)의 회전 방향으로 배열될 수 있다. 도 3을 참조하면, 복수의 볼 롤러(330)는 회전부재(322)에 대향하는 고정부재(321)의 후방 테두리에 배열될 수 있다. 일 예로, 볼 롤러(330)는 제1자성부재(323)와 제2자성부재(324)의 합산 길이에 대응하는 길이를 가질 수 있다. 이러한 복수의 볼 롤러(330)는 후술할 볼 삽입홈(322a)에 삽입됨으로써, 고정부재(321)에 대하여 상대 회전하는 회전부재(322)의 마찰을 저감하는 역할을 할 수 있다.

[0058] 볼 삽입홈(322a)은 회전부재(322)에 스캐닝 팁(200)의 회전 방향을 따라 형성되어, 복수의 볼 롤러(330)가 삽입될 수 있다. 도 3을 참조하면, 볼 삽입홈(322a)은 고정부재(321)에 대향하는 회전부재(322)의 전방 테두리에 형성될 수 있다. 예를들어, 볼 삽입홈(322a)는 환 형태를 가질 수 있다.

[0059] 이하에서는 본 발명의 제1실시예에 따른 광음향-초음파 내시경이 생체 내부의 타겟 부위에서 광음향-초음파 신호를 검출하는 과정에서, 스캐닝 팁(200)이 후진 이동할 때 서포터(300)가 카테터(100)의 내부에 형성되는 빈 공간을 지탱해주는 과정을 설명하기로 한다. 이하의 과정은 제2실시예 내지 제6실시예에도 적용이 가능한다. 또한, 이하의 과정은 로봇팔 또는 사용자가 진행할 수 있다.

[0060] 우선, 카테터(100)가 생체의 타겟 부위로 삽입된다.

[0061] 다음으로, 카테터(100)의 내부에서 스캐닝 팁(200)이 카테터(100)의 내부에서 회전 운동, 전진 이동 및 후진 이동 중 적어도 하나로 이동되며, 스캐닝 팁(200)의 압전소자(210)로부터 생체 내부의 타겟 부위로 초음파가 발진되거나, 또는 광원부로부터 생성된 레이저 빔이 스캐닝 팁(200)의 광반사기(220)에 의해 생체 내부의 타겟 부위로 이송된다. 이때, 레이저 빔은 펄스 형태의 레이저 일 수 있다.

[0062] 이 후, 압전소자(210)가 생체 내부의 타겟 부위로부터 반사되어 오는 초음파 또는 레이저 펄스에 의해 타겟 부위의 내부에서 유도된 광음향파를 감지한다. 이때, 스캐닝 팁(200)이 카테터(100)의 선단부로부터 이격하는 방향으로 후진 이동 될 때, 서포터(300)가 카테터(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부 사이의 가변 공간을 지탱할 수 있다. 그 결과, 카테터(100)가 생체 내부의 주변 조직에 의해 압축되는 것을 방지할 수 있는 것이다.

[0063] 본 실시예에서는 스캐닝 팁(200)이 카테터(100)의 선단부로부터 이격하는 방향으로 후진 이동 될 때, 서포터(300)의 탄성부(310)가 신장되며, 카테터(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부 사이의 가변 공간을 지탱할 수 있다. 이때, 연결부(320)는 탄성부(310)에 대하여 상기 스캐닝 팁(200)의 선단부를 상대 회전 운동 가능하게 연결해줄 수 있다.

[0064] 도 4는 본 발명의 제2실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이다.

[0065] 도 4에 도시된 바와 같이, 본 발명의 제2실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 제1실시예와 달리, 자기부상부재(500)를 더 포함할 수 있다.

[0066] 자기부상부재(500)는 탄성부(310)에 마련되고, 제1자성부재(323)의 척력에 의해 고정부재(321)로부터 자기부상되며, 제2자성부재(324)의 인력에 의해 제2자성부재(324)의 회전에 따라 회전될 수 있다. 이러한 자기부상부재(500)는 생체 내부의 주변 조직에 의해 가압되는 탄성부(310)를 지탱하는 역할을 할 수 있다.

[0067] 일 예로, 자기부상부재(500)는 원통 형태를 가질 수 있다.

[0068] 도 5는 본 발명의 제3실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이고, 도 6은 본 발명의 제3실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동된 상태를 나타낸 사시도이고, 도 7은 본 발명의 제3실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 카테터의 서포터를 나타낸 분해 사시도이다.

[0069] 도 5 내지 도 7에 도시된 바와 같이, 본 발명의 제3실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 제1실시예와 달리, 연결부(320)는 포핏부재(325), 제1베어링(326), 축결합부(327) 및 제2베어링(328)을 포함할 수 있다.

[0070] 포핏부재(325)는 탄성부(310)에 결합될 수 있다. 일 예로, 포핏부재(325)는 탄성부(310)에 가까워지는 방향으로 갈수록 직경이 감소하는 원뿔 형태를 가질 수 있다. 따라서, 포핏부재(325)는 탄성부(310)의 압축시, 탄성부(310)의 내부로 쉽게 삽입되어, 생체 내부의 주변 조직에 의해 가압되는 탄성부(310)를 지탱하는 역할을 할 수 있다.

[0071] 제1베어링(326)은 포핏부에 상대 회전 가능하게 결합될 수 있다. 일 예로, 제1베어링(326)은 쓰러스트 베어링이 사용될 수 있다. 이러한 제1베어링(326)은 후술할 제2베어링(328)보다 작은 직경을 가질 수 있다.

[0072] 축결합부(327)는 제1베어링(326)의 내부에 회전 가능하게 결합될 수 있다. 이러한 축결합부(327)는 제1베어링

(326)과 제2베어링(328)을 축 결합하는 역할을 할 수 있다.

[0073] 제2베어링(328)은 축결합부(327)의 외주면에 회전 가능하게 결합되고, 스캐닝 팁(200)의 선단부에 연결될 수 있다. 일 예로, 제2베어링(328)은 래디얼 베어링이 사용될 수 있다. 이러한 제2베어링(328)은 제1베어링(326)보다 큰 직경을 가질 수 있다.

[0074] 본 발명의 제3실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 보조 볼 롤러(340)를 더 포함할 수 있다.

[0075] 보조 볼 롤러(340)는 포핏부재(325)에 스캐닝 팁(200)의 회전 방향으로 배열될 수 있다. 이러한 보조 볼 롤러(340)는 포핏부재(325)에 대하여 상대 회전하는 제1베어링(326)과 포핏부재(325) 간의 마찰을 저감하는 역할을 할 수 있다. 도 7을 참조하면, 보조 볼 롤러(340)는 제1베어링(326)에 대향하는 포핏부재(325)의 후방에 스캐닝 팁(200)의 회전 방향으로 배열될 수 있다.

[0076] 본 실시예에서, 탄성부(310)는 압축스프링이 사용될 수 있다. 따라서, 스캐닝 팁(200)의 후진 이동시, 탄성부(310)는 포핏부재(325)를 제1베어링(326)에 가까워지는 방향으로 이동시키는 탄성력이 발생할 수 있다.

[0077] 도 8은 본 발명의 제4실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이다.

[0078] 도 8에 도시된 바와 같이, 본 발명의 제4실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 제1실시예와 달리, 연결부(320)는 커넥터(329)를 포함할 수 있다.

[0079] 커넥터(329)는 탄성부(310)와 스캐닝 팁(200)의 선단부를 연결한다. 일 예로, 커넥터(329)는 금속 재질로 이루어질 수 있다. 다른 예로, 커넥터(329)는 원통 형태를 가질 수 있다.

[0080] 도 9는 본 발명의 제5실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이고, 도 10은 본 발명의 제5실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 스캐닝 팁이 카테터의 후방으로 이동된 상태를 나타낸 사시도이다

[0081] 도 9 내지 도 10에 도시된 바와 같이, 본 발명의 제5실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 제1실시예와 달리, 벨로우즈부(110)를 더 포함할 수 있고, 서포터(300)는 제1외부 베어링(350), 제1내부 베어링(360), 제2외부 베어링(370), 제2내부 베어링(380) 및 길이조절부재(390)를 포함할 수 있다.

[0082] 벨로우즈부(110)는 카테터(100)의 선단부의 소정 영역에 벨로우즈 형태로 형성될 수 있다. 다시 말해, 벨로우즈부(110)는 카테터(100)의 선단부의 소정 영역에 자바라 형태로 형성될 수 있다.

[0083] 제1외부 베어링(350)은 벨로우즈부(110)의 내부에서 벨로우즈부(110)의 선단부에 고정될 수 있고, 제1내부 베어링(360)은 제1외부 베어링(350)의 내부에 회전 가능하게 결합될 수 있다.

[0084] 제2외부 베어링(370)은 벨로우즈부(110)의 내부에서 벨로우즈부(110)의 후단부에 고정될 수 있고, 제2내부 베어링(380)은 제2외부 베어링(370)의 내부에 회전 가능하게 결합될 수 있다.

[0085] 길이조절부재(390)는 제1내부 베어링(360)과 제2내부 베어링(380)을 연결하고, 길이 조절 가능할 수 있다. 이러한 길이조절부재(390)는 제1보조링(391), 제2보조링(392) 및 복수의 연결관(393)을 포함할 수 있다.

[0086] 제1보조링(391)은 제1내부 베어링(360)의 내부에 회전 가능하게 마련될 수 있다. 일 예로, 제1보조링(391)은 제1내부 베어링(360)의 내경에 대응하는 외경을 가질 수 있다.

[0087] 제2보조링(392)은 제2내부 베어링(380)의 내부에 회전 가능하게 마련될 수 있다. 일 예로, 제2보조링(392)은 제2내부 베어링(380)의 내경에 대응하는 외경을 가질 수 있다.

[0088] 복수의 연결관(393)은 제1보조링(391)과 제2보조링(392)을 연결하고, 서로 다른 직경을 가지며 다단 형태로 삽입 및 배출 가능하게 결합될 수 있다. 다시 말해, 복수의 연결관(393)은 텔레스코픽 형태를 가질 수 있다.

[0089] 본 실시예에서는 스캐닝 팁(200)의 후진 이동시, 제2외부 베어링(370)이 제1외부 베어링(350)으로부터 멀어지는 방향으로 이동되며, 벨로우즈부(110)와 길이조절부재(390)가 함께 신장될 수 있다.

[0090] 또한, 본 실시예에서는 스캐닝 팁(200)의 전진 이동시, 제2외부 베어링(370)이 제1외부 베어링(350)에 가까워지는 방향으로 이동되며, 벨로우즈부(110)와 길이조절부재(390)가 함께 축소될 수 있다.

[0091] 도 11은 본 발명의 제6실시예에 따른 광음향-초음파 내시경을 나타낸 사시도이고, 도 12는 본 발명의 제6실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 안내부를 나타낸 확대도이다.

[0092] 도 11 내지 도 12에 도시된 바와 같이, 본 발명의 제6실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 안내부(600)를 더

포함할 수 있다.

[0093] 안내부(600)는 카테터(100)의 선단부에 분리 가능하게 결합되어, 카테터(100)의 선단부가 생체 내부의 조직 틈새로 삽입되도록 안내할 수 있다. 이러한 안내부(600)는 결합부재(610), 경성부재(620) 및 연성부재(630)를 포함할 수 있다.

[0094] 결합부재(610)는 카테터(100)의 전방에 분리 가능하게 결합될 수 있다. 일 예로, 결합부재(610)는 볼트 형태를 가지며, 카테터(100)의 전방에는 결합부재(610)가 나사 결합되는 나사홀이 형성될 수 있다. 다른 예로, 결합부재(610)와 카테터(100) 사이에는 기밀을 위한 오링이 마련될 수 있다.

[0095] 경성부재(620)는 결합부재(610)의 전방에 결합되며 경성 재질을 포함할 수 있다. 일 예로, 경성 재질은 플라스틱일 수 있다. 다른 예로, 경성부재(620)는 생체 내부의 조직 틈새에 쉽게 진입되기 위한 나선 형태의 나선홈이 형성될 수 있다. 이러한 나선홈은 생체 내부의 조직 틈새로부터 경성부재(620)로 가해지는 진입 저항을 감소하는 역할을 할 수 있다.

[0096] 연성부재(630)는 경성부재(620)의 전방에 결합되며 연성 재질을 포함할 수 있다. 일 예로, 연성 재질은 실리콘일 수 있다. 다른 예로, 연성부재(630)의 선단부는 경성부재(620)로부터 멀어지는 방향으로 갈수록 단면적이 감소하는 방추 형태를 가질 수 있다. 따라서, 연성부재(630)는 카테터(100)의 선단부를 생체 내부의 조직 틈새로 쉽게 삽입시킬 수 있다. 또한, 연성부재(630)는 내부에 비어있는 중공부가 형성될 수 있다.

[0097] 이하에서는 본 발명의 제6실시예에 따른 광음향-초음파 내시경의 안내부(600)가 카테터(100)의 선단부를 생체 내부의 조직 틈새로 안내하여 삽입하는 과정을 설명하기로 한다.

[0098] 우선, 연성부재(630)가 생체 내부의 조직 틈새로 진입된다.

[0099] 이후, 연성부재(630)에 이어서 경성부재(620)가 생체 내부의 조직 틈새로 진입된다. 이때, 경성부재(620)는 생체 내부의 조직 틈새를 벌리는 역할을 할 수 있다. 이와 동시에, 연성부재(630)는 중공부에 의해 압축되며, 생체 내부의 주변 조직에 가해지는 압력을 완충하여, 생체 내부의 주변 조직에 열상이 발생하는 것을 방지할 수 있다. 또한, 경성부재(620)의 나선홈은 생체 내부의 조직 틈새로부터 경성부재(620)로 가해지는 진입 저항을 감소하는 역할을 할 수 있다.

[0100] 본 발명의 일 실시예에 따른 내시경용 카테터는 생체 내부에 삽입되는 카테터 본체(100) 및 스캐닝 팁(200)이 카테터 본체(100)의 선단부에 대하여 이동 가능하게 연결되고, 카테터 본체(100)의 선단부와 스캐닝 팁(200)의 선단부 사이에 위치하는 가변 공간을 지탱해주는 서포터(300)를 포함하고, 스캐닝 팁(200)은 카테터 본체(100)에 삽입되어 상대 회전 운동, 상대 전진 이동 및 상대 후진 이동 중 적어도 하나를 수행하면서 생체 내부의 타겟 부위를 검출할 수 있다. 본 실시예에서, 카테터 본체(100)는 앞서 설명한 카테터(100)와 동일한 구성이므로, 자세한 설명은 생략하기로 한다. 또한, 본 실시예에서, 서포터(300)는 제1실시예 내지 제6실시예에 따른 광음향-초음파 내시경 중 어느 하나의 서포터(300)가 적용될 수 있다.

[0101] 본 발명에 따르면, 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은 카테터(100)가 생체 내부의 타겟 부위에 고정된 상태에서, 카테터(100)의 내부에 마련된 스캐닝 팁(200)이 카테터(100)의 후방으로 이동될 때, 카테터(100)의 내부의 빈 공간을 서포터(300)가 지지함으로써, 카테터(100)가 생체 내부의 주변 조직에 의해 압축되는 것을 방지할 수 있고, 스캐닝 팁(200)의 축외 회전을 방지할 수 있어서, 그 결과, 안정성과 영상 해상도가 향상된 효과가 있다.

[0102] 이상, 첨부된 도면을 참조로 하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 기술자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며, 제한적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

[0103] 100: 카테터, 카테터 본체

110: 벨로우즈부

200: 스캐닝 팁

210: 압전소자

220: 광반사기

300: 서포터

310: 탄성부

320: 연결부

321: 고정부재

322: 회전부재

322a: 볼 삽입홈

323: 제1자성부재

324: 제2자성부재

325: 포핏부재

326: 제1베어링

327: 축결합부

328: 제2베어링

329: 커넥터

330: 볼 롤러

340: 보조 볼 롤러

350: 제1외부 베어링

360: 제1내부 베어링

370: 제2외부 베어링

380: 제2내부 베어링

390: 길이조절부재

391: 제1보조링

392: 제2보조링

393: 연결관

400: 도파관 집합체

410: 광섬유

420: 토크 코일

500: 자기부상부재

600: 안내부

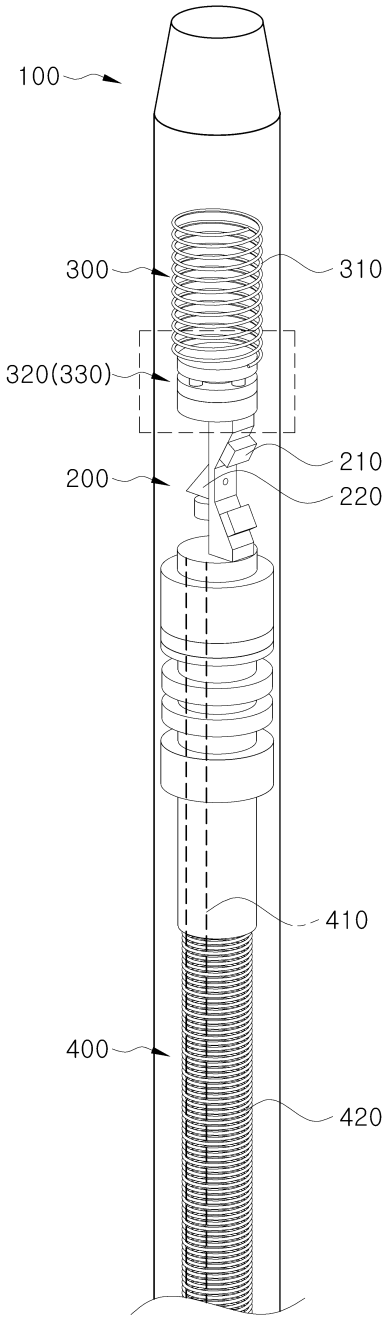
610: 결합부재

620: 경성부재

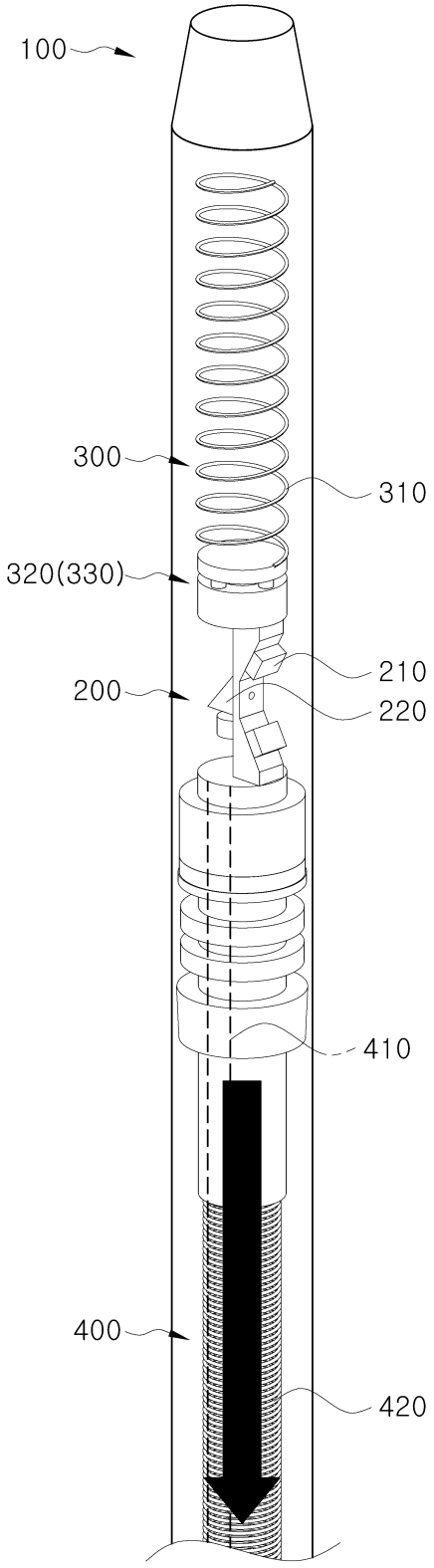
630: 연성부재

도면

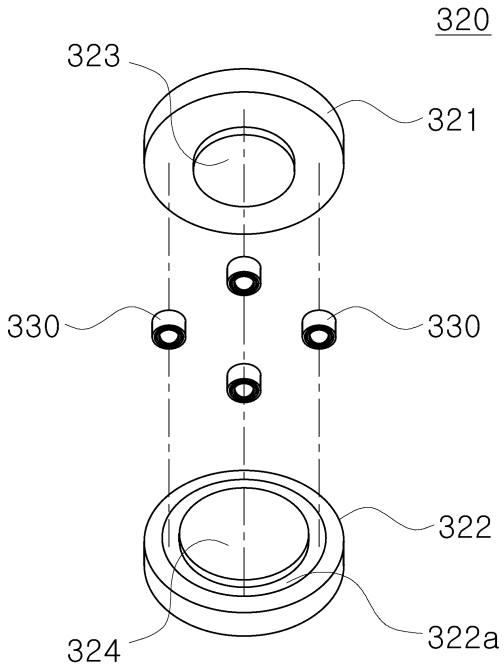
도면1



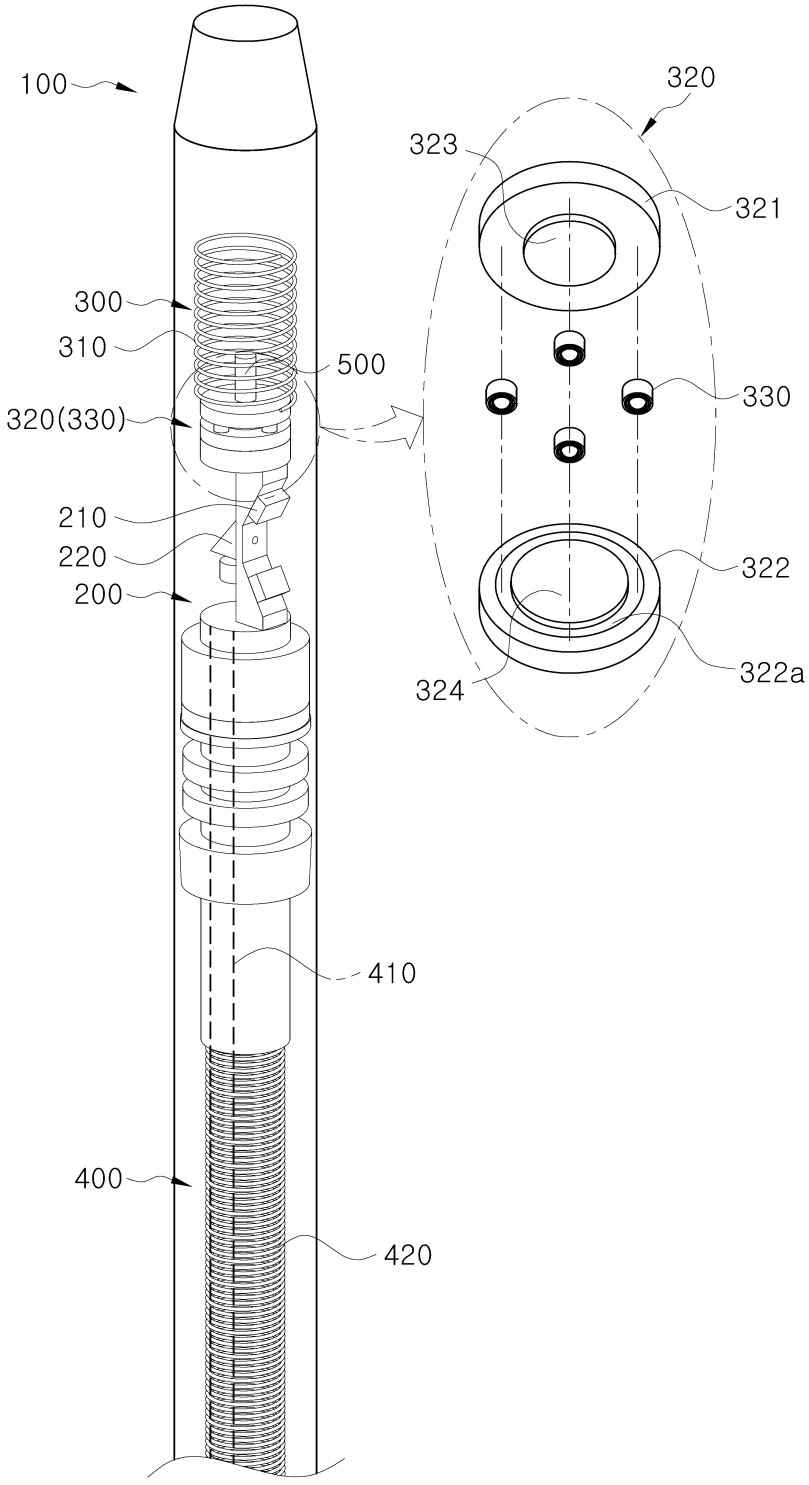
도면2



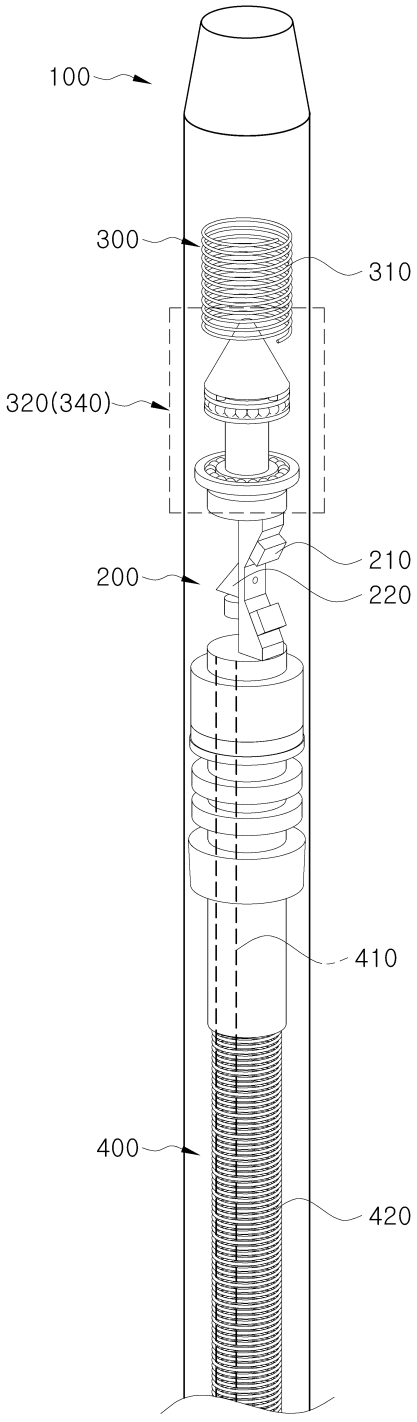
도면3



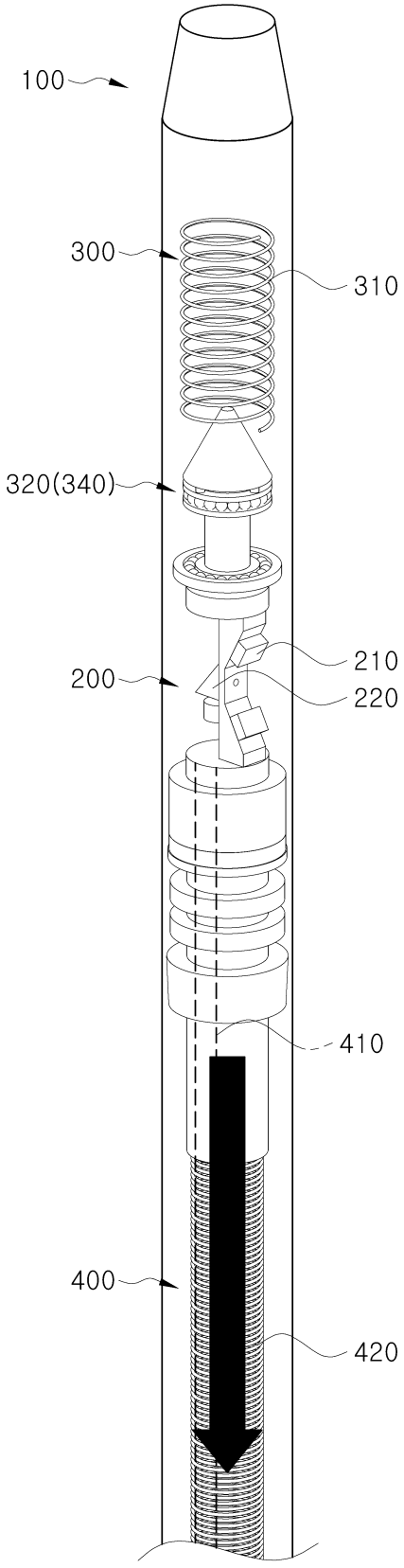
도면4


100
320
323
321
300
310
500
330
320(330)
210
220
322
200
322a
324
410
400
420

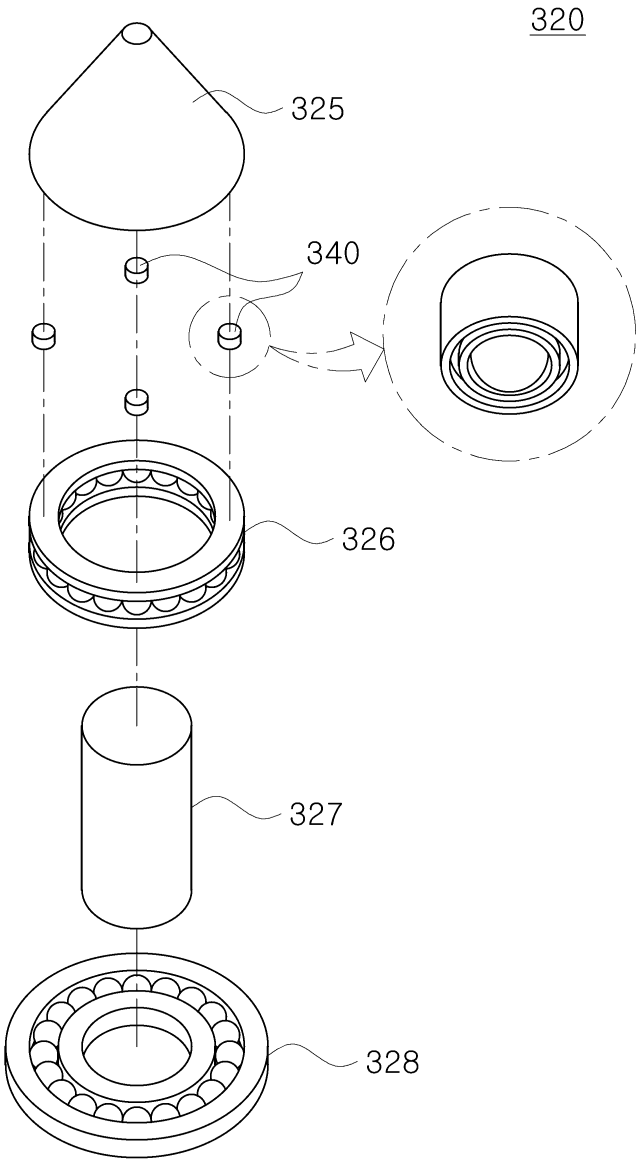
도면5



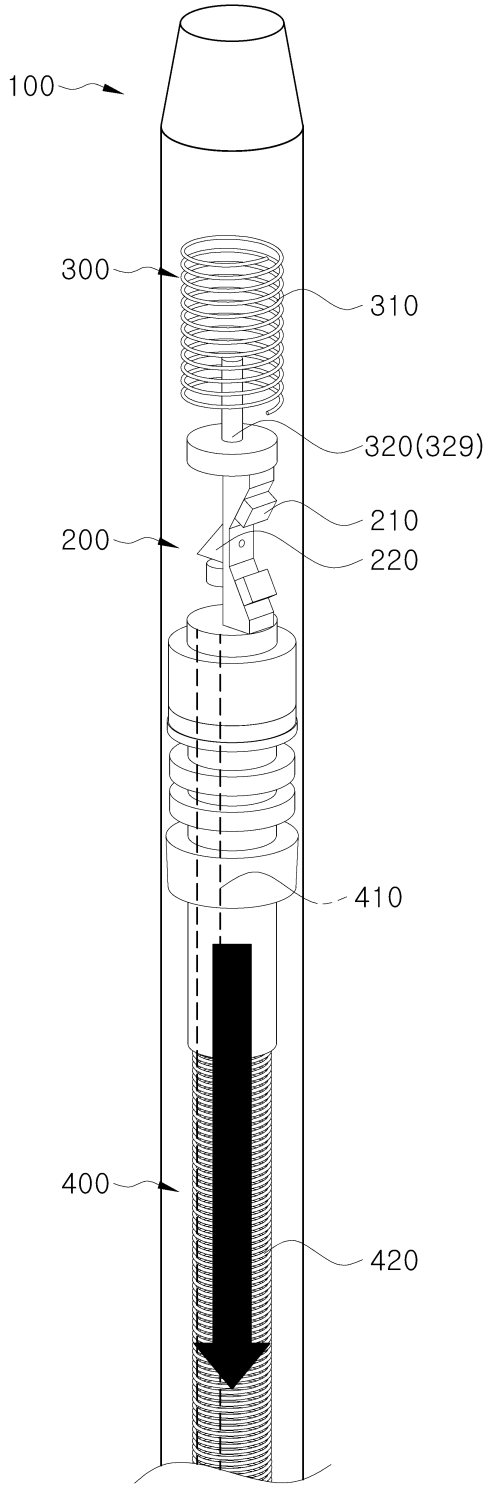
도면6



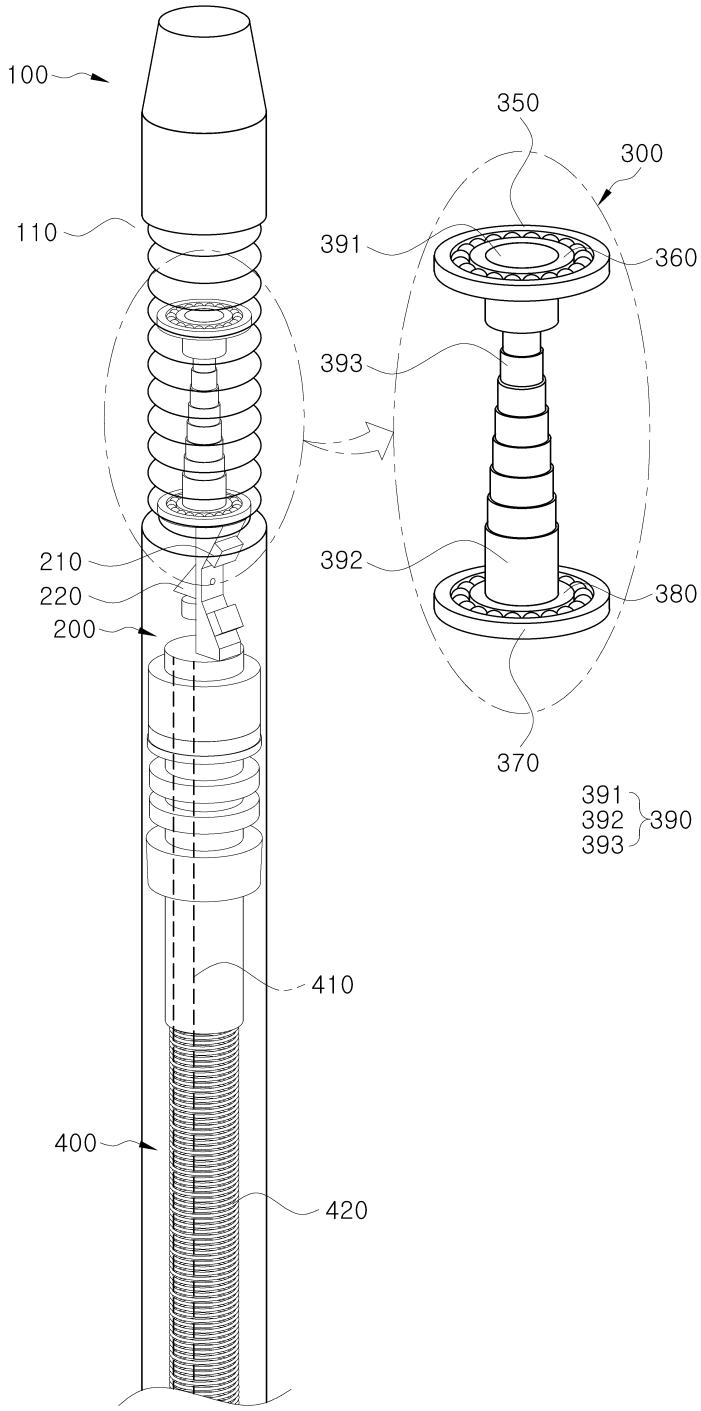
도면7



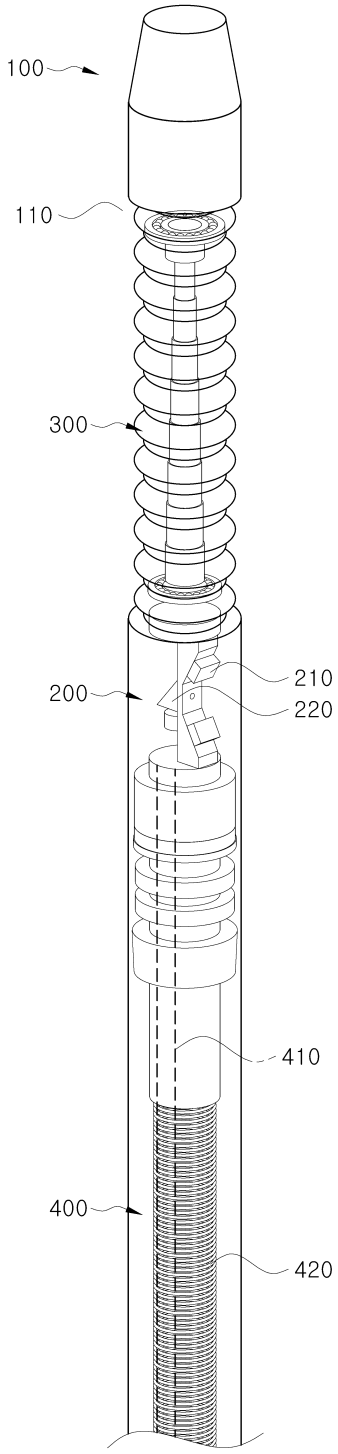
도면8



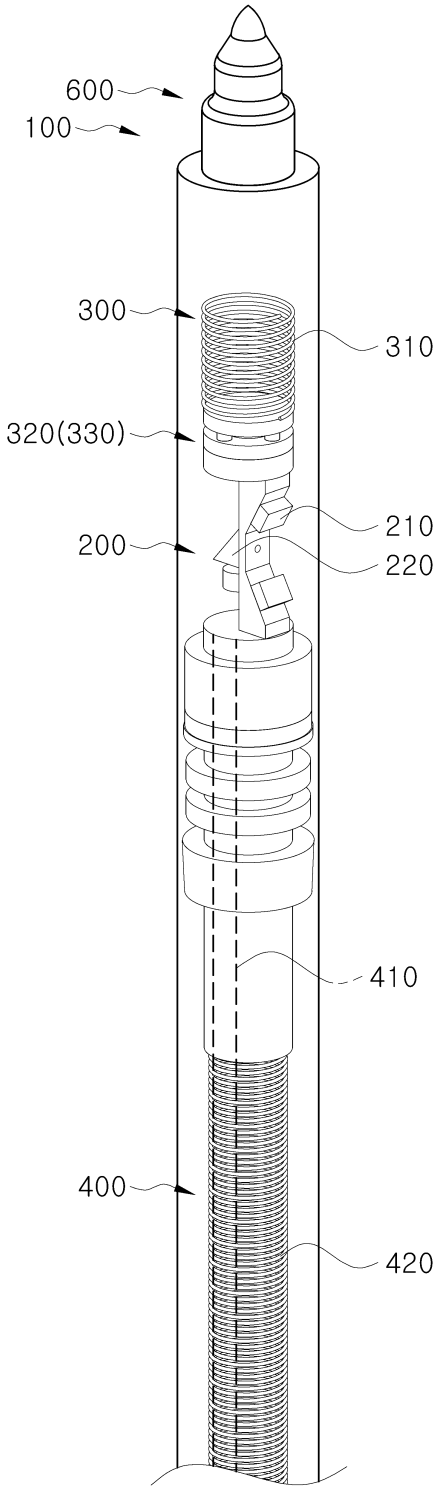
도면9


100
110
210
220
200
410
400
420
350
300
391
360
393
392
380
370
391
392
393
390

도면10



도면11



도면12

