



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년05월04일

(11) 등록번호 10-1517252

(24) 등록일자 2015년04월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/12 (2006.01) A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/05 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-7017047

(22) 출원일자(국제) 2008년01월21일

심사청구일자 2013년01월21일

(85) 번역문제출일자 2009년08월14일

(65) 공개번호 10-2009-0115727

(43) 공개일자 2009년11월05일

(86) 국제출원번호 PCT/CA2008/000092

(87) 국제공개번호 WO 2008/086616

국제공개일자 2008년07월24일

(30) 우선권주장

60/881,169 2007년01월19일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌

US05469853 A

US06183443 B1

US06200269 B1

US20080287810 A1

(73) 특허권자

써니브룩 헬스 사이언시즈 센터

캐나다, 온타리오 엠4엔 3엠5, 토론토, 2075 베이  
뷰 애비뉴

(72) 발명자

코트니, 브라이언

캐나다, 온타리오 엠4브이 2이9, 토론토, #204,  
75 오리올 로드

문체, 나이젤, 로버트

캐나다, 온타리오 엠5에스 3케이5, 토론토, 아파  
트먼트 1011, 889 베이 스트리트

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

허용록

전체 청구항 수 : 총 47 항

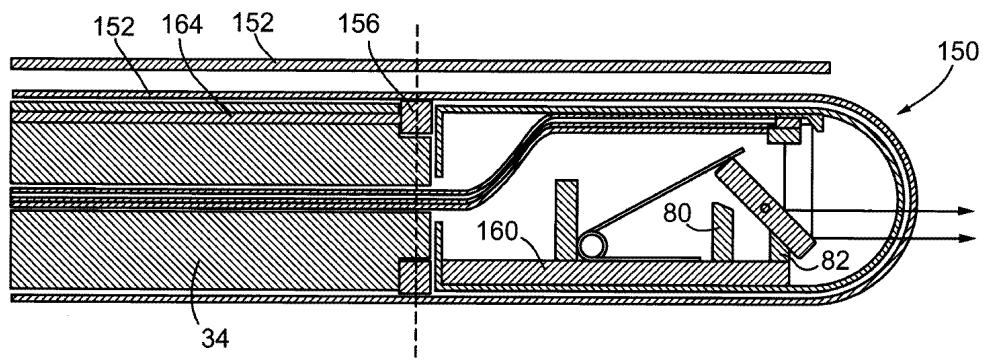
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 영상 탐침 장치의 스캐닝 메카니즘

(57) 요약

본 발명은, 고주파 초음파 및 광학단층촬영기를 포함하는 고해상도 영상 진단 장치를 이용한, 포유류 조직 및 구조 영상 진단을 위한 영상 탐침 장치용 스캐닝 메카니즘을 제공한다. 상기 영상 탐침 장치는, 주변 영역으로 에너지를 방사하는 광학 또는 초음파 변환기를 포함하는 영상 진단 어셈블리에 회전 운동을 부여하기 위하여 조절 가능한 회전 구동 메카니즘을 포함한다. 상기 영상 진단 어셈블리는, 영상 진단 어셈블리의 전방 및 측방 주시 능력을 부여하기 위하여 종축에 대하여 가변 각도에서 연장 가능한 증폭축의 경로를 따라 에너지 빔을 전달하도록 형성되는 이동 부재를 가지는 스캐닝 메카니즘을 포함한다. 상기 이동 부재는, 가변 각도가 상기 영상 진단 어셈블리의 각속도 함수가 되는 방법으로 안착된다.

대표도



(72) 발명자

**던드, 아멘딕, 싱**

캐나다, 온타리오 엠4에스 2제이7, 토론토, 유닛  
12, 108 레드팩스 에비뉴

**양, 빅터, 샤오, 동**

캐나다, 온타리오 엠5비 2씨2, 토론토, 325 자비스  
스트리트, #22

**포스터, 프란시스, 스튜어트**

캐나다, 온타리오 엠4이 1와이4, 토론토, 25 글렌  
오크 드라이브

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

영상 탐침 장치로서,

중공축;

상기 중공축을 통해 연장되는 영상 진단관으로, 종축을 정의하며, 회전 구동 메카니즘에 연결되어 상기 영상 진단관의 각속도를 상기 종축에 대해 조절하는 영상 진단관;

상기 영상 진단관의 근위단에서 떨어진 위치에서 상기 영상 진단관에 부착되는 영상 진단 어셈블리로, 상기 영상 진단관은 상기 영상 진단 어셈블리로 에너지를 전달하도록 구성되고, 상기 영상 진단 어셈블리는 상기 영상 진단관의 상기 종축에 대해 가변각으로 상기 중공축을 벗어나 이동 부재로부터 에너지 빔 경로를 따라 에너지 빔을 전달하는 이동 부재를 포함하고, 상기 이동 부재는 상기 에너지 빔 경로 및 상기 영상 진단관의 종축 사이의 가변각이 상기 영상 진단관의 각속도를 조절하여 가변되도록 장착되는, 영상 진단 어셈블리; 및

상기 영상 진단관의 회전없이 원래의 영상 진단 각에 대응하는 상기 영상 진단관에 관한 방향에서 상기 이동 부재 방향을 설정하고, 원래의 영상 진단각에 대응하는 상기 영상 진단관에 관한 방향으로 상기 이동 부재를 압박하는 상기 이동 부재와 관련된 복원 메카니즘을 포함하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 이동 부재는 회동 움직임을 위해 회동 축에 대해 회동 장착되는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 이동 부재는 상기 에너지 빔을 반사하도록 구성되는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 이동 부재는 회동 메카니즘 상에 회동 장착되는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 영상 진단 어셈블리는 적어도 하나의 구조적 멈춤부를 포함하여 상기 영상 진단 어셈블리가 회전하지 않을 때 상기 복원 메카니즘이 상기 이동 부재를 상기 적어도 하나의 구조적 멈춤부에 대항하여 압박하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 6

삭제

#### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 이동 부재는 상기 영상 진단관의 상기 종축으로부터 반경 거리에 대해 길이를 따라 하나 또는 그 이상의 지점에서 축소되나, 그 길이의 일부분에 걸쳐 압축되지 않는, 구조적 어셈블리를 포함하는 반사가능한 휨성 부재이고,

상기 영상 진단 어셈블리는 상기 에너지 빔을 상기 반사가능한 휨성 부재로 전달하도록 구성되고 위치하며, 상기 영상 진단 어셈블리가 회전하는 동작에서, 상기 반사가능한 휨성 부재는 구심 가속도의 결과로 휘어지며, 상기 반사가능한 휨성 부재의 휨량은 상기 영상 진단 어셈블리의 각속도에 의존하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 영상 진단관은 선택된 위치에서 장착된 구조적 멈춤부를 포함하고, 상기 영상 진단관이 회전하는 동안, 상기 구조적 멈춤부는 상기 반사가능한 휨성 부재가 휘 수 있는 양을 제한하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 구조적 어셈블리는 휨성 플라스틱의 연장 부분, 와이어, 포일 및 광섬유로 만들어진 막대 중 어느 하나를 포함하고, 상기 구조적 어셈블리는 강도, 탄성, 및 변형에 대한 기계적 이력현상을 포함하는 미리 선택된 하나 혹은 그 이상의 기계적 특성을 가지는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 이동 부재는, 상기 영상 진단 어셈블리의 상기 종축으로부터 반경거리에 대해 길이를 따라 하나 혹은 그 이상의 지점에서 축소되나, 그 길이의 일부분에 걸쳐서는 비압축되는, 구조적 어셈블리를 포함하는 휨성 부재이고, 상기 영상 진단 어셈블리는 상기 휨성 부재의 상기 일부분에 장착되는 적어도 하나의 부분을 가지도록 구성되고, 상기 영상 진단 어셈블리가 회전하는 동안, 상기 휨성 부재는 구심 가속도의 결과로 휘어지며, 상기 휨성 부재의 휨량은 상기 영상 진단 어셈블리의 각속도에 의존하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 11

제 10항에 있어서,

상기 영상 진단관은 선택된 위치에서 장착되는 멈춤부를 포함하고, 상기 영상 진단관이 회전하는 동안 상기 멈춤부는 휨성 부재가 휘 수 있는 양을 제한하도록 작동하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 12

제 10 항에 있어서,

상기 구조적 어셈블리는 휨성 플라스틱의 연장 부분, 와이어, 포일 및 광섬유로 만들어진 막대 중 하나를 포함하고, 상기 구조적 어셈블리는 강도, 탄성 및 변형에 대한 기계적 이력현상을 포함하는 미리 선택된 기계적 특성을 가지는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 이동 부재는 상기 영상 진단관 내로부터 연장되고, 광학 에너지 빔이 나오는 광섬유의 원위단 부근의 실질적인 비압축 전방 부분 및 실질적으로 압축되는 근위 후방 부분을 가지는 광섬유를 포함하는 변형 부재이고,

상기 영상 진단관이 회전하지 않을 때, 상기 광섬유는 상기 광섬유가 선형 구성을 띄게 하는 내부 응력을 최소화하고, 상기 영상 진단관이 회전하는 동안, 상기 광섬유가 겪는 구심 가속도가 상기 변형 부재의 비압축 부분이 정지위치로부터 변형되도록 야기하고, 상기 종축에 대해 영상 진단각을 변화하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 14

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 에너지 빔은 광학 에너지 빔이고, 상기 영상 진단관은 원위단을 가지는 광섬유를 포함하고,

상기 영상 진단 어셈블리는 상기 광섬유의 상기 원위단으로부터 나오는 빛의 방향을 설정하고 반사되는 광에너

지 신호를 수신하여 상기 수신된 반사광 에너지 신호를 영상 처리 시스템으로 다시 보내기 위한 상기 광섬유의 상기 원위단에 관련된 광학 방사기/수신기를 포함하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 광학 방사기/수신기는 방향설정 및 결상 광학계(directing and focusing optics)를 포함하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 16

삭제

#### 청구항 17

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 12 항 중 한 항에 있어서,

상기 에너지 빔은 초음파 에너지 빔이고, 상기 영상 진단 어셈블리는 초음파 변환기를 포함하여, 상기 영상 진단관은 상기 초음파 변환기에 전기적으로 연결되고 초음파 신호 처리 회로에 연결가능한 전기 케이블을 포함하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 18

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 에너지 빔은 광학 에너지 빔과 초음파 에너지 빔을 포함하고,

상기 영상 진단관은 원위단 및 근위단을 가지는 광섬유를 포함하고,

상기 근위단은 영상 처리 시스템에 연결가능하고,

상기 영상 진단 어셈블리는 상기 광섬유의 원위단으로부터 나오는 빛의 방향을 설정하고 반사되는 광에너지 신호를 수신하여 상기 수신된 반사광 에너지 신호를 상기 영상 처리 시스템으로 다시 보내기 위해 상기 광섬유의 원위단에 연계되는 광학 방사기/수신기를 포함하고,

상기 영상 진단 어셈블리는 초음파 변환기를 포함하고, 상기 영상 진단관은 상기 초음파 변환기에 전기적으로 연결되고 초음파 신호 처리 회로에 연결가능한 전기 케이블을 포함하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 광학 방사기/수신기는, 방향설정 및 결상 광학계를 포함하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 20

제 18 항에 있어서,

상기 광섬유 및 상기 전기 케이블은 상기 영상 처리 시스템에 연결되고, 상기 광학 방사기/수신기 및 상기 초음파 변환기는 서로에 대해 대응되는 방향으로 위치되고, 상기 영상 처리 시스템은 관심영역을 스캐닝하는 동안 반사되는 초음파 에너지 빔 신호 및 반사되는 광학 에너지 빔 신호로부터 획득되는 영상들의 정확한 동시 등록을 가능하게 하도록 구성되는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 21

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 영상 진단 어셈블리에 연결된 회전 엔코더를 포함하고,

상기 영상 진단 어셈블리의 회전 운동은 상기 회전 엔코더에 의해 감지되는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 22

제 21 항에 있어서,

상기 회전 엔코더는 영상 처리 시스템에 연결되고, 상기 영상 처리 시스템은 가변각을 추론하기 위해 상기 회전 운동을 이용하도록 구성되는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 23

삭제

#### 청구항 24

삭제

#### 청구항 25

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 복원 메카니즘은 자석 어셈블리를 포함하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 26

제 25 항에 있어서,

상기 이동 부재는 회동 부재(tiltable member)이고,

상기 자석 어셈블리에는, 각각 자석을 포함하는 상기 회동 부재 및 영상 진단 어셈블리의 비회동 부재가 제공되고,

상기 자석들은 서로 인력 또는 척력을 작용하는 방향을 향하고, 상기 자석들 중 하나는 전자석인 것을 특징으로 하는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 27

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 복원 메카니즘은 정전기력을 상기 이동 부재에 가하도록 구성되는 것인 영상 탐침 장치.

#### 청구항 28

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 증폭축은 외부 카테터(catheter) 시쓰(sheath)인 영상 탐침 장치.

#### 청구항 29

삭제

#### 청구항 30

제 28 항에 있어서,

상기 외부 시쓰는 조향 가능한 것인 영상 탐침 장치.

#### 청구항 31

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 이동 부재는 제 1 회동 부재이고, 상기 제 1 회동 부재는 좀 더 근위측의 제 2 회동 부재에 기계적으로 연결되는 영상 탐침 장치.

#### 청구항 32

제 31 항에 있어서,

가변각을 증폭시키기 위한 반사 매체를 포함하는 영상 탐침 장치.

### 청구항 33

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 에너지 빔은 빛이고, 상기 영상 진단관은 광섬유를 포함하고, 상기 영상진단 어셈블리는 상기 광섬유에 광학적으로 연결된 광학 방사기/수신기를 포함하는 영상 탐침 장치.

### 청구항 34

제 33 항에 있어서,

상기 광학 방사기/수신기는 GRIN 렌즈를 포함하는 영상 탐침 장치.

### 청구항 35

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 영상 진단관은 영상 처리 시스템에 연결되고, 상기 영상 처리 시스템은 반사된 에너지 신호를 처리하고 영상을 생산하도록 구성된 영상 탐침 장치.

### 청구항 36

제 1 내지 제 5 항, 제 7 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 복원 메카니즘은 스프링을 포함하는 영상 탐침 장치.

### 청구항 37

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 이동 부재는 초음파 변환기를 포함하는 영상 탐침 장치.

### 청구항 38

제 37 항에 있어서,

상기 복원 메카니즘은 상기 초음파 변환기와 상기 영상 진단관 간의 전기적 연결을 제공하는 한 쌍의 전기적 전도성 부재를 포함하는 영상 탐침 장치.

### 청구항 39

삭제

### 청구항 40

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 이동 부재는 회동 움직임을 위해 회동 축에 대해 회동 가능하게 장착되고, 상기 에너지 빔이 나오는 상기 영상 진단관의 단부는 상기 이동 부재에 부착되는 영상 탐침 장치.

### 청구항 41

삭제

### 청구항 42

삭제

### 청구항 43

삭제

### 청구항 44

삭제

#### 청구항 45

회전 운동시 에너지 빔의 방향을 설정하기 위한 스캐닝 메카니즘용 디바이스로서,

회전축을 가지고 회전 구동 메카니즘에 연결되는 회전 요소;

상기 회전 요소에 연결되고 상기 에너지 빔을 생산하도록 구성되는 디바이스;

상기 회전 요소의 상기 회전축에 대해 가변각으로 에너지 빔 경로를 따라 에너지 빔의 방향을 설정하도록 구성되는 이동 부재; 및

상기 이동 부재가 원하는 방향으로부터 멀어지도록 압박하기 위해 상기 이동 부재에 토크를 적용하도록 구성되는 복원 메카니즘을 포함하고,

상기 이동 부재는 상기 회전 요소에 연결되어 상기 에너지 빔 경로와 상기 회전 요소의 회전축 간의 가변각이 상기 회전 요소의 각속도를 조절하여 가변되는 스캐닝 메카니즘용 디바이스.

#### 청구항 46

제 45 항에 있어서,

상기 에너지는 광학 에너지 혹은 초음파 에너지 중 하나 혹은 둘 다인 스캐닝 메카니즘용 디바이스.

#### 청구항 47

제 45 항에 있어서,

상기 에너지는 치료 에너지인 스캐닝 메카니즘용 디바이스.

#### 청구항 48

제 47 항에 있어서,

상기 치료 에너지는 레이저 펄스인 스캐닝 메카니즘용 디바이스.

#### 청구항 49

제 45 항 내지 제 48 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 이동 부재는 회동 움직임을 위해 실질적으로 상기 회전 축에 대해 수직인 축에 대해 회동 가능하게 장착된 회동 부재인 스캐닝 메카니즘용 디바이스.

#### 청구항 50

제 45 항 내지 제 48 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 이동 부재는 실질적으로 상기 회전 축에 수직인 축에 대해 편향되는 것에 의해 이동되는 방식으로 장착되는 편향 부재인 스캐닝 메카니즘용 디바이스.

#### 청구항 51

제 45 항에 있어서,

상기 에너지 빔은 음향 초음파 에너지 빔이고 상기 에너지 방사 디바이스는 초음파 변환기인 스캐닝 메카니즘용 디바이스.

#### 청구항 52

제 45 항에 있어서,

상기 에너지 빔은 광학 빔이고, 상기 에너지 방사 디바이스는 광섬유를 포함하는 스캐닝 메카니즘용 디바이스.

#### 청구항 53

제 45 항 또는 제 46 항에 있어서,

상기 에너지 방사 디바이스는, 입사 영상 진단 에너지를 방사하고 반사된 영상 진단 에너지를 수신하도록 구성되는 영상 진단 디바이스인 스캐닝 매카니즘용 디바이스.

#### 청구항 54

제 45 항 내지 제 48항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 에너지 방사 디바이스는, 치료 에너지를 방사하도록 구성되는 치료 에너지 방사 디바이스인 스캐닝 매카니즘용 디바이스.

#### 청구항 55

제 45 항 내지 제 48 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 이동 부재는 제 1 이동 부재이고, 상기 회전 요소는 제 2 이동 부재를 포함하고, 상기 제 2 이동 부재는 움직임이 회전 요소의 각속도의 함수가 되는 방식으로 장착되고, 상기 제 2 이동 부재의 움직임은 상기 제 1 이동 부재가 움직이도록 압박하는 스캐닝 매카니즘용 디바이스.

#### 청구항 56

제 47 항에 있어서,

상기 치료 에너지는 음향 에너지를 포함하는 스캐닝 매카니즘용 디바이스.

#### 청구항 57

삭제

#### 청구항 58

삭제

#### 청구항 59

삭제

#### 청구항 60

삭제

#### 청구항 61

삭제

#### 청구항 62

삭제

#### 청구항 63

삭제

#### 청구항 64

삭제

#### 청구항 65

삭제

#### 청구항 66

삭제

**청구항 67**

삭제

**청구항 68**

삭제

**청구항 69**

삭제

**청구항 70**

삭제

**청구항 71**

삭제

**청구항 72**

삭제

**청구항 73**

삭제

**청구항 74**

삭제

**청구항 75**

영상 탐침 장치로서,

중공축;

상기 중공축을 통해 연장되고 종축을 규정하는 영상 진단관으로, 회전 구동 메카니즘에 연결되어 상기 영상 진단관의 각속도를 상기 종축에 대해 조절하는, 영상 진단관;

상기 영상 진단관의 근위단으로부터 떨어진 위치에서 상기 영상 진단관에 부착되는 영상진단 어셈블리로, 이동 부재를 포함하고, 상기 중공축을 벗어나 상기 이동 부재로부터 상기 영상 진단관의 상기 종축에 대해 가변각으로 에너지 빔 경로를 따라 에너지 빔을 전달하는 영상진단 어셈블리; 및

상기 이동 부재가 원하는 방향으로부터 멀어지도록 압박하기 위해 상기 이동 부재에 토크를 가하도록 구성되는 복원 메카니즘을 포함하고,

상기 이동 부재는 상기 에너지 빔 경로와 상기 영상 진단관의 상기 종축간의 상기 가변각이, 상기 영상 진단관의 상기 각속도를 조절하여 가변되도록 장착되는 영상 탐침 장치.

**청구항 76**

삭제

**청구항 77**

삭제

**청구항 78**

삭제

## 청구항 79

삭제

## 발명의 설명

## 기술 분야

[0001] 본 출원은 미국 가출원 제60/881169호, 출원일 2007년 1월 19일, 발명의 명칭 "광학 탐침 장치"의 우선권 주장 출원이다.

[0002] 본 발명은 일반적으로, 고주파 초음파 및 광학단층촬영기를 포함하는 고해상도 영상 촬영 장치를 이용한 포유류 조직 및 구성들을 영상 진단하기 위한 영상 탐침 장치 분야에 관한 것이다. 더 구체적으로, 본 발명은 상기 영상 탐침 장치의 전방 주시 및 측방 주시 능력을 제공하기 위한 스캐닝 메카니즘과 통합된 영상 진단 어셈블리에 관한 것이다.

## 배경 기술

[0003] 신체 내부(내부에 제한되지 않고 피부과 또는 안과 적용을 위한)의 고해상도 영상 진단(high resolution imaging)은 다양한 목적을 제공하며, i) 피부 구조(tissue structures), 해부학적 구조(anatomy) 및 조성(composition)의 판단; ii) 신체의 국부 영역으로의 개입 계획 및/또는 가이드, 및 iii) 상기 구조, 조성 또는 국부 영역의 다른 물성치들을 대체하는 개입의 결과 판단을 포함한다. 이러한 특징의 경우에서의 고해상도 영상 진단은 고주파 초음파(high frequency ultrasound) 및 광학 영상 진단 방법을 참조한다. 본 발명의 목적을 위하여, 고주파 초음파는 일반적으로 3MHz 이상의 주파수를 가지는 영상 진단을 참조하며, 더 일반적으로 9-100MHz 범위에서의 영상 진단을 참조한다.

[0004] 고주파 초음파는 혈관내 시술(intravascular procedure) 또는 심장내 시술(intracardiac procedure)에 매우 유용하다. 이러한 적용을 위하여, 상기 초음파 변환기(ultrasound transducers)는 카테터(catheter) 또는 신체 내부로 삽입될 수 있는 다른 장비에 결합된다. 일실시예로, 고주파 초음파에 관련된 두 개의 중요한 시술은, 혈관의 영상 진단을 위한 혈관내 초음파(IVUS)와, 심실(cardiac chamber) 영상 진단을 위한 심장내 초음파(ICE)이다. 이들 ICE 및 IVUS 모두는 최소 침투성이고, 하나 또는 그 이상의 초음파 변환기를 혈관 또는 심실 내에 배치하여 이들 구조들의 고품질 영상을 취득한다.

[0005] 의료 분야에 사용되는 광섬유 기술(fiber optic technology)에 기반한 광학 영상 진단법은 광학단층촬영기(OCT), 혈관내시경(angiography), 근적외선분광법(near infrared spectroscopy), 라만 분광법(Raman spectroscopy) 및 형광분광법(fluorescence spectroscopy)을 포함한다. 이러한 양상들(modalities)은 전형적으로, 영상 진단 부위(imaging site)와 영상 검지자(imaging detector) 사이에 있는 축을 따라 광에너지를 전달하기 위하여 하나 또는 그 이상의 광섬유를 요구한다. 광학단층촬영기는 초음파의 광학적 아날로그(optical analog)이며, 1-30 마이크론의 순서에 따라 영상 해상도를 제공하지만, 대부분의 경우에서의 초음파 만큼 피부조직 깊이 침투하지 못한다. 광섬유는 또한 피부의 레이저 박리(laser ablation) 및 광역학적 치료(photodynamic therapy)와 같은 치료 요법(therapeutic maneuvers)을 위하여 에너지를 전달하는데 사용될 수 있다. 본 발명과 관련된 영상 진단의 부가적인 형태는, 혈관내시경, 내시경(endoscopy) 및 가시 광선 영역 스펙트럼의 빛 또는 적외선 영역 스펙트럼의 빛의 역반사(back-reflection)에 기반하여 사진을 촬영하는 탐침 장치(probe)를 이용하여 환자의 몸속 부위를 영상 진단하는 것과 관련된 다른 유사한 영상 진단 메카니즘(imaging mechanism)을 포함한다. 고해상도 영상 진단의 더 다른 형태는 광학 에너지(음파발광 영상 진단(sonoluminescence imaging))를 생성하기 위한 음향 에너지 또는 음향 에너지(광음향 영상진단(photoacoustic imaging))를 생성하기 위한 광학 에너지를 사용할 수 있다.

[0006] 고해상도 영상진단 수단은, 소화기내 시스템(gastrointestinal system), 심장 혈관 시스템(cardiovascular system)(관상동맥(coronary), 주변 및 신경 혈관계(peripheral and neurological vasculature) 포함), 피부, 눈(망막 포함), 생식기 시스템(genitourinary systems), 가슴 조직(breast tissue), 간조직 및 다른 많은 것들을 포함하는, 포유류 해부학의 몇몇 다른 영역을 진찰하기 위한 많은 형태로수 수행되어 왔다. 예를 들어, 고주파 초음파 또는 광학단층촬영기를 이용한 심장혈관 시스템의 영상 진단은 동맥혈 플라크(arterial plaque)의 구조(structure)와 조성(composition)을 판단하는데에 현저히 발전되었다. 고해상도 영상진단은 혈관 또는 플라크 기하학(plaque geometry), 질환이 있는 동맥을 통과하는 혈류 및 동맥혈 플라크에 대한 개입 효과(혈관확장

(atherectomy), 혈관성형(angioplasty) 및/또는 스텐팅(stenting)과 같은 것에 의해)를 측정하는데 사용되어 왔다. 이러한 시도들은 또한, 임상적 증상(clinical symptoms)을 유발하지 않는 혈관성 병변(vascular lesions)을 확인하기 위하여 고해상도 영상 진단을 이용하여 수행되었으나, 파열(rupturing) 또는 침식(erosion)의 위험성 및 급성 심근경색(acute myocardial infarction)의 위험성이 증가한다. 이러한 소위 "취약한 플라크(vulnerable plaque)"들이 관심 영역인데, 임상학적 부작용(adverse clinical events)을 선취(pre-empt)하기 위하여 그러한 플라크들의 치료에 대한 전망(기대)이 개념적으로 강조되고 있기 때문이다. 그러나, 이에 관한 효능을 입증할 수 있는 특정의 영상 진단 양상은 없는 상태이다.

[0007]

혈관의 전체 루멘(lumen)이 (병변의 혈관 조영 모습(angiographic appearance of the lesion)에 기초하여) 거의 한달 동안 폐색된 경우, 만성 총 폐색(chronic total occlusions)은 혈관성 병변의 특정한 하위 집합(subset)이다. 대부분의 혈관내 영상 진단 양상들은 "측방 주시(side-viewing)"이고, 병변을 통과하는 혈관내 영상 진단 장비의 통로를 요한다. 만성 총 폐색을 영상 진단하기 위하여, 고해상도 영상 진단 방법이 "측방 주시" 형태보다는 "전방 주시(forward-looking)"에 맞춰진다면 훨씬 더 유용할 수 있다.

[0008]

흥미를 높이는 다른 영역은, 구조적인 심장 질병에 대한 절차 및 전기생리학 절차(electrophysiology procedures)를 위한 영상 안내의 사용이다. (PF0s(patent foramen ovals)용 폐쇄장비, 판막 복구(valvular repair) 또는 교체 장비, 좌심방 부속기 폐쇄 장비(left atrial appendage closure devices)와 같은)장비의 주입 또는 (절제 또는 냉동요법 카테터와 같은)치료용 카테터의 배치와 같은, 치료적 조작을 수행하기 위하여 심실(cardiac chambers) 내의 특정 위치에 카테터를 배치하는 것이 종종 필요하다. 또한, 심장의 심방 중격(atrial septum)을 가로지르는 것과 같이 절차에 있어서 중간 단계를 가이드하는 것이 필요하다. 고해상도 영상 진단 장치의 사용은, 이러한 단계들을 용이하게 할 수 있다. 선형 위상 배열들(linear phased arrays)을 이용하여 현재 수행되고 있는 심장내 심초음파(intracardiac echo:ICE)는 이러한 목적에서 현재 사용되는 기술 중의 하나이다.

[0009]

배경 기술의 요약

[0010]

혈관내 초음파 진단을 위한 카테터 기반 시스템은, 혈관내 구조에 대한 고해상도 영상 진단을 제공하는 미국 특허 제4794931에 의하여 기술된다. 이 시스템은, 외부 시트(outer sheath)를 포함하며, 그 내부의 긴 토크 케이블 원위단 부근에 초음파 변환기가 있다. 모터가 상기 토크 케이블과 초음파 변환기 어셈블리를 회전시키면, 혈관들과 같은 해부학적 구조들의 2차원 단면 영상이 만들어질 수 있다. 상기 초음파 변환기의 회전운동과 병행한 카테터 또는 토크 케이블 및 초음파 변환기의 병진 운동은 상기 카테터의 길이를 따라 연속되는 2차원 영상의 획득을 가능하게 한다.

[0011]

혈관내 초음파(IVUS)의 사용은 대중화된 이후로 기술의 많은 향상과 적용이 이루어져왔다. 유연한 토크 케이블(미국 특허 제4951677호)은 비균일 회전왜율로 알려진 인공물을 최소화하면서, IVUS카테터의 길이를 따라 회전 토크의 전달에 대한 신뢰성을 향상시킨다.

[0012]

미국특허 제5606975호 및 5651366호는, 전방 주시(forward-looking) 혈관내 초음파를 수행하는 수단에 대하여 기술하며, 초음파 빔이 탐침 장치의 전방에 있는 표면을 스캔하도록 야기하는 고정된 회동각(fixed tilt)을 가지는 거울쪽으로 향한다. 상기 특허들은 또한, 마이크로 모터, 기어 클러치 메카니즘, 조향 케이블 또는 형상 기억 합금, 압전기 파일(piezoelectric files) 또는 전도성 중합체와 같은 생체형 요소(biomorph elements)를 이용하는 거울의 반사각을 다양화하는 수단에 대하여 기술한다.

[0013]

미국특허 제6315732호는 케이블 시스템을 이용하여 카테터의 종축 외의 축을 중심으로 회동할 수 있는 초음파 변환기를 가지는 혈관내 전달을 위한 카테터에 대하여 기술한다.

[0014]

미국 특허 제5373849호 및 제5373845호도 또한, 회동/케이블 메카니즘을 이용한 초음파 변환기를 회동시키기 위한 카테터에 대하여 기술한다.

[0015]

PCT출원 WO/2006/121851호는 CMUT 변환기 및 반사면을 이용한 전방 주시 초음파 변환기에 대하여 기술하고 있다.

[0016]

미국특허 제7077808호는, 카테터의 종축으로부터 다양한 영상 진단 각을 달성하기 위하여 전자활성 중합체(electroactive polymer)를 이용하여 작동되는 반사가능한 요소를 가지는 혈관내 초음파 카테터에 대하여 기술한다.

- [0017] 초음파 변환기 자체는, 단일 결정체 초음파 변환기 및 복합 초음파 변환기의 사용을 포함하여 상당히 발전하고 있다.
- [0018] IVUS의 중심 주파수(center frequency)는 3-100MHz 범위 내에, 그리고 좀 더 일반적으로는 20-50MHz 범위 내에 있다. 더 높은 주파수들은 더 높은 해상도를 제공하지만 심각한 신호 침투(signal penetration) 및 더 좁은 시야의 결과를 초래한다. 침투 깊이는 중심 주파수 및 변환기의 기하학적 형상, 변환기의 민감도, 영상 진단이 발생하는 중막의 감쇄 및 시스템의 소음비율(noise ratio)에 영향을 끼치는 수행 특정 제원들(implementation-specific specification)과 같은 몇몇 변수에 따라 밀리미터보다 작은 단위부터 몇 센티미터 까지의 범위에 분포할 수 있다.
- [0019] 신호 습득 및/또는 후방으로 산란되는 신호의 분석이 영상화된 조직의 존재에 대한 심층 정보의 추론 또는 습득을 용이하게 하기 위하여 수정되는 경우에, 고주파 초음파의 변동이 존재한다. 이러한 것들은, 조직이 서로 다른 혈압 하에서 압축되는 것으로 조직내 스트레인(strain)이 판정되는 탄성초음파영상(elastography)(de Korte et al Circulation. 2002 Apr 9; 105(14): 1627-30); 해부학적 구조 내에서 혈류(blood flow)와 같은 움직임을 판정하는 도플러 이미징(Doppler imaging); 패턴 인식 알고리즘과 결합된 후방산란 신호의 무선주파수 특성을 이용하여 조직의 조성을 추론하기 위하여 시도하는 가상 조직 영상 장비(미국특허 제6200268); 2차 고조파 이미징(second harmonic imaging)(Goertz et al, Invest Radiol. 2006 Aug;41(8):631-8) 및 다른 것들을 포함한다. 이들 영상 진단 장치의 형태들 각각은 본 발명에서 기술되는 수단들에 의하여 향상될 수 있다.
- [0020] 다양한 각도에서 초음파를 이용하여 영상진단될 때 많은 수의 조직 요소들은 각 의존 정도(a degree of angle dependence)를 가지는 것은 이미 알려져있다. Courtney et al(Ultrasound in Medicine and Biology, January 2002, 28:81-91)은, 정상적인 관상 동맥(normal coronary artery)의 내부 층들(중막(media) 및 내막(intima))은 외부층(외막(adventitia))과 다른 각의존성 후방 산란 특성(angle-dependent backscatter properties)를 가지는 것을 보여준다. Picano et al (Circulation, 1985; 72(3):572-6)은, 정상적이고, 지방질의, 섬유지방질의, 섬유질 및 석회화 조직의 각의존적 초음파 특성을 보여준다. 다른 각도에서 동맥 플라크(arterial plaque)와 같은 조직을 영상진단하기 위한 메카니즘은 혈관내 영상 진단 수단에 의한 체내 조직 특성화(in vivo tissue characterization)를 향상시키기 위하여 중요한 도구일 수 있다.
- [0021] 미국 특허 제6134003호는, 광학단층촬영기가 고주파 초음파에 의하여 손쉽게 얻어지는 것보다 더 높은 해상도의 영상을 제공하는 것을 가능하게 하는 몇가지 실시예들에 대하여 기술한다. 미국특허 제6485413호는, 전방주시 실시예들을 포함하는 광학단층촬영 영상의 몇가지 실시예들에 대하여 기술한다. 광섬유 또는 그라데이션 지수 렌즈들(gradation index lens)(GRIN)은 모터, 압전소자, 이동성 와이어, 인플레이션 수단(inflation means) 및 다른 것들을 이용하여 대체된다. Mao et al(Appl Opt. 2007 Aug 10;46(23):5887-94)은, 렌즈로 작용하는 작은 길이의 GRIN 섬유에 연결되는 싱글 모드 섬유를 이용한 초소형 OCT 탐침장치를 생성하는 방법에 대하여 기술한다. 섬유와 렌즈 사이의 광학 공백(optical spacer)을 포함하여 섬유-렌즈 시스템의 작동 거리를 대체할 수 있다. 나아가, 짧은 길이의 비클래드 섬유(no-clad fiber)를 말단에 첨가하고, 상기 비클래드 섬유를 각을 이루도록 절단하여 편향 요소(deflecting element)를 섬유-렌즈 시스템의 단부에 첨가할 수 있다.
- [0022] 단층촬영기는 일반적으로, 초음파에 대한 우수한 해상도를 가지고 있으며, 혈관 및 다른 조직들 내의 일부 구성 또는 조성을 더 잘 식별하는 잠재력을 가지고 있다. 또한, 석회질 요소와 같은 특정 조직 요소들을 초음파보다 더 잘 통과하는 능력을 가지고 있을 수 있다. 예를 들어, 동맥 표면 부근의 염증(inflammatory) 또는 괴사성(necrotic) 영역의 존재 또는 섬유캡 두께(fibrous cap thickness)는 단층촬영기로 더 잘 해결될 수 있다. 그러나, 단층촬영기는 대부분의 생물학적 중막(biologic media) 내에서 작은 침투 깊이(500-3000마이크론의 순으로)에 의하여 그 사용이 제한된다. 대부분의 그러한 중막들은 광학적으로 투명하지 않다.
- [0023] 단층촬영기의 변형에는, 조직 구성들의 복굴절 특성(birefringent properties)이 구조와 조성에 대한 추가 정보를 획득하기 위하여 활용될 수 있는 양극화 민감 단층 촬영기(polarization sensitive OCT(PS-OCT)); 영상화된 구조들의 조성과 관련한 향상된 정보를 제공하는 분광 OCT(spectroscopic OCT); 흐름과 움직임과 관련한 정보를 제공하는 도플러 OCT(Doppler OCT); OCT를 경유한 탄성초음파영상장치; 및 영상 데이터의 현재까지 더 급속한 획득을 가능하게 하고, 단시간에 더 넓은 관심 영역의 체적에 걸쳐서 영상 진단(imaging)이 발생하는 것을 가능하게 하는 광주파수 도메인 영상진단 장치(optical frequency domain imaging(OFDI))를 포함한다. 이들 영상 진단 장치의 형태들 각각은 본 발명의 수단에 의하여 향상될 수 있다.
- [0024] OCT와 비교하여 볼 때, 초음파는 혈액 및 연조직(soft tissues)과 같은 생물학적 중막 더 잘 통과하는 능력을 가지고 있으며, 단층촬영기의 그것을 넘어서 일반적으로 수 밀리미터 또는 센티미터로 연장되는 침투 깊이를 가

진다. 조합된 영상 진단 장치를 이용한 영상 진단 방법들 중 어느 하나 또는 모두를 이용한 영상 진단 능력은 요구되는 해상도 및 침투 깊이를 선택하는 것과 관련하여 이점을 제공한다.

[0025] 광섬유 기반 영상진단 장치의 몇몇 다른 형태들은 OCT 외에도 더 존재한다. 미국특허 제6178346호는 적외선광을 이용하여 혈액의 영상 진단을 위한 시스템에 대하여 설명한다. 이러한 영상 진단 시스템에 사용되는 전자기 스펙트럼의 범위는, 가시광선 내에서 혈관 내시경에 의하여 공급되는 그것과 유사하게 혈액을 통한 광학 영상 진단을 가능하게 하면서, 영상진단되는 영역으로부터 혈액을 끌어낼 필요가 없는, 혈액관통을 최적화하는 하나로 선택될 수 있다.

[0026] 혈관내시경, 내시경, 기관지내시경(bronchoscopy) 및 강성 또는 연성 축의 원위단 부근의 신체 내부 영역을 비추는 원리에 기반하여 포유류 신체 내부에 있는 내기관 및 구조들(혈관, 소화기내 루멘(gastrointestinal lumens) 및 호흡기 시스템(pulmonary system)과 같은)을 가시화하는 것을 가능하게 하는 많은 다른 영상 장비들에 대하여 설명되었다. 영상들은, 수광소자어레이(photodetector array)(CCD 어레이와 같은)가 축의 단부 근처에 있도록 함으로써, 또는 한 묶음의 광섬유가 수신된 빛을 상기 축의 원위단으로부터 근위단으로 전송하도록 함으로써 생성되며, 상기 수광 소자 어레이 또는 다른 시스템은 작동자가 조명 영역의 영상 대표자(image representative)를 생성하거나 보는 것을 가능하게 한다. 섬유 묶음들은 부피가 크고 다른 불리함 들 중에서 상기 축의 유연성을 감소시킨다.

[0027] 해부학적 구조의 최소 침투적 평가(minimally invasive assessment)를 위한 다른 광섬유 기반 영상들은, Motz et al (J Biomed Opt. 2006 Mar-Apr; 11(2))에 의하여 기술된 라만 분광법(Raman spectroscopy), Caplan et al (J Am Coll Cardiol. 2006 Apr 18;47(8 Suppl):C92-6)에 의하여 기술된 근적외선 분광법(near Infrared spectroscopy) 및 종양 내 단백질 분해 효소(proteolytic enzymes)의 표지 형광 영상 진단(tagged fluorescent imaging)(Radiology. 2004 Jun;231(3):659-66)과 같은 형광 영상 진단법을 포함한다.

[0028] 음향 및 광학 영상 진단 장치를 "측방 주시" 탐침 장치 보다는 "전방 주시" 탐침 장치에 결합하는 고해상도 영상 탐침 장치를 제공하는 것이 매우 유리하다. 또한, 뒤돌아 볼 수 있고, 또는 일반적으로 측방 주시 형태에에서 다수의 각도로부터 볼 수 있는 유사한 탐침 장치를 제공하는 것이 도움이 될 것이다. 또한, 3차원 영상 진단 데이터 세트를 생성할 수 있는 유사한 탐침 장치를 제공하는 것이 도움이 될 것이다.

[0029] 또한, 하나 또는 그 이상의 광학 영상 진단 수단과 초음파 영상 진단 장치를 결합하는 3차원 고해상도 영상 탐침 장치를 제공하는 것이 이로울 수 있다.

[0030] 또한, 광음향 영상 진단 장치 또는 음파발광 영상 진단 장치(sonoluminescent imaging)에 사용될 수 있는 최소 침투적 영상 탐침 장치를 제공하는 것이 유리하다.

[0031] 의학적 영상 진단에 널리 적용되는 신규한 스캐닝 메카니즘에 대한 몇가지 실시예들을 개시하도록 한다.

[0032] 발명자가 아는 한도에서, 본 발명에서 기술된 스캐닝 메카니즘을 사용하는 시스템 또는 수단에 대한 설명은 없다.

### 발명의 상세한 설명

[0033] 본 발명은, 포유류 조직 및 구조들을, 고주파 초음파 및/또는 광학 단층 촬영기를 포함하는 고해상도 영상 탐침 장치를 이용하여 영상 진단하는 영상 탐침 장치를 제공한다. 더 구체적으로, 본 발명은, 상기 영상 탐침 장치의 전방 및 측방 주시 능력을 제공하기 위하여 스캐닝 메카니즘과 결합하는 영상 진단 어셈블리에 관한 것이다.

[0034] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 탐침 장치는, 유형의 루멘(bodily lumens) 및 공동(cavities) 내부를 영상 진단하기 위하여 또는 신체 외부 표면을 영상 진단하기 위하여 상기 유형의 루멘 및 공동 내부로 삽입되는 영상 탐침 장치에 있어서, a) 원위단 및 근위단 영역과 연장 가능한 중간 영역을 가지는 중축을 가지는 연장 가능한 중공축(elongate hollow shaft), 에너지 빔을 방사하기 위하여, 그리고 상기 유형의 루멘 및 공동의 내부 표면 또는 외부 표면으로부터 역으로 반사되는 반사 에너지 신호를 수신하기 위하여, 상기 근위단 영역으로부터 이격되어 상기 연장 가능한 중공축 내에 위치되는 영상 진단 어셈블리, 상기 영상 진단 어셈블리는 영상 진단관의 제 1 단부에 연결되고, 상기 영상 진단관은 상기 연장 가능한 중공축을 통하여 연장되어 제 2 단부에서 상기 근위단 영역을 통하여 영상 처리 시스템에 연결되며, 상기 영상 진단 관은 에너지를 상기 영상 진단 어셈블리로 전달하도록 형성됨; b) 상기 영상 진단관 및 상기 영상 진단 어셈블리가 상기 중축을 중심으로 어느 각속도로 회전하도록 하는 회전력을 부여하기 위한 회전 구동 메카니즘, 상기 회전 구동 메카니즘은 상기 각속도를 가변하기 위한 조절 수단을 포함함; c) 상기 영상 진단 어셈블리는, 상기 영상 진단 어셈블리의 전방 또는 측방 주

시 능력을 제공하기 위하여, 상기 종축에 대하여 가변각(variable angle)으로 상기 연장 가능한 중공축의 경로를 따라 상기 에너지 빔을 전달하도록 형성되는 이동 부재(movable member)를 포함하고, 상기 이동 부재는 상기 가변각이 상기 각속도의 함수가 되는 방법으로 장착되며, 상기 스캐닝 메카니즘은 상기 영상 진단 관을 통하여 상기 반사되는 에너지 신호를 수신하여 상기 영상 처리 시스템으로 전달하도록 형성됨; d) 상기 회전 구동 메카니즘 및 영상 처리 시스템에 연결되는 컨트롤러; e) 상기 영상 처리 시스템은 상기 수신된 에너지 신호를 처리하고, 상기 유형의 루멘 및 공동의 내주면 또는 인접 구조, 또는 몸체(body)의 외주면 또는 인접 구조들에 대한 영상을 제공하도록 형성됨; 그리고 f) 상기 영상들을 디스플레이 하기 위하여 상기 영상 처리 시스템에 연결되는 디스플레이 수단을 포함한다.

[0035]

본 발명의 다른 실시예에 따른 영상 탐침 장치는, 유형의 루멘(bodily lumens) 및 공동(cavities)의 내부 표면 또는 인접 구조를 영상 진단하기 위하여 또는 신체의 외부 표면 또는 인접 구조를 영상 진단하기 위하여 상기 유형의 루멘 및 공동 내부로 삽입되는 영상 탐침 장치에 있어서, a) 원위단 및 근위단 영역과 연장 가능한 중간 영역을 가지는 종축을 가지는 연장 가능한 중공축(elongate hollow shaft), 에너지 빔을 방사하기 위하여, 그리고 상기 유형의 루멘 및 공동의 내부 표면 또는 인접 구조들, 또는 신체의 외부 표면 또는 인접 구조들로부터 역으로 반사되는 반사 에너지 신호를 수신하기 위하여, 상기 근위단 영역으로부터 이격되어 상기 연장 가능한 중공축 내에 위치되는 영상 진단 어셈블리, 상기 영상 진단 어셈블리는 영상 진단관의 제 1 단부에 연결되고, 상기 영상 진단관은 상기 연장 가능한 중공축을 통하여 연장되어 제 2 단부에서 상기 근위단 영역을 통하여 영상 처리 시스템에 연결되며, 상기 영상 진단 관은 에너지를 상기 영상 진단 어셈블리로 전달하도록 형성됨; b) 상기 영상 진단관 및 상기 영상 진단 어셈블리가 상기 종축을 중심으로 미리 설정된(pre-selected) 각속도로 회전하도록 하는 회전력을 부여하기 위한 회전 구동 메카니즘, 상기 회전 구동 메카니즘은 상기 미리 설정된 각속도를 가변하기 위한 조절 수단을 포함함; c) 상기 영상 진단 어셈블리는, 상기 영상 진단 어셈블리의 전방 또는 측방 주시 능력을 제공하기 위하여, 상기 종축에 대하여 가변각(variable angle)으로 상기 연장 가능한 중공축의 경로를 따라 상기 에너지 빔을 전달하도록 형성되는 이동 부재(movable member)를 포함하고, 상기 이동 부재는, 상기 이동 부재의 주변 단부(peripheral edge)에 안착되는 자석을 포함하고, 상기 스캐닝 메카니즘은 전자석을 포함하며, 상기 전자석은 상기 회동 가능하게 안착되는 반사 부재로부터 이격되어 상기 자석이 상호 작용하기에 충분히 근접하고, 상기 전자석은 전력 공급부에 연결되며, 상기 이동 부재는 상기 가변각이 상기 전자석에 공급되는 전력의 함수가 되는 방법으로 장착되며, 상기 스캐닝 메카니즘은 상기 영상 진단 관을 통하여 상기 반사되는 에너지 신호를 수신하여 상기 영상 처리 시스템으로 전달하도록 형성됨; d) 상기 회전 구동 메카니즘, 상기 전자기력 공급부(electromagnetic power supply) 및 상기 영상 진단 처리 시스템에 연결되고, 상기 수신된 에너지 신호를 처리하고 상기 유형의 루멘 및 공동의 내부 표면 또는 인접 구조들, 또는 신체의 외부 표면 또는 인접 구조들에 대한 영상을 제공하도록 형성되는 컨트롤러; 및 e) 상기 영상 진단 처리 시스템에 연결되는 영상을 디스플레이하기 위한 디스플레이 수단을 포함한다.

[0036]

본 발명의 기능적 및 효과적 측면의 더 깊은 이해는 이하의 상세 설명 및 도면을 참조하여 가능하다.

## 실시예

[0076]

일반적으로 말해서, 여기서 기술되는 시스템들은 광학 또는 초음파 중 어느 하나 또는 모두의 영상 진단 장치를 이용한 영상 탐침 장치로 집중된다. 요구되는 바와 같이, 본 발명의 실시예들이 이하에서 개시된다. 그러나, 개시되는 실시예들은 단지 예시에 지나지 않으며, 본 발명은 다양한 형태로 변경 가능하다는 것을 밝혀 둔다. 첨부되는 도면들은 치수가 적용되지 않으며, 일부 도면들은 본 발명의 신규한 내용들을 애매하게 하는 것을 방지하기 위하여 일부 요소들은 삭제되는 반면, 특정 요소들을 상세하게 보여주기 위하여 확대 또는 축소될 수 있다. 따라서, 이하에서 개시되는 특정한 구조적 기능적 세부 사항은 본 발명을 제한하는 것으로 해석되어서는 안 될 것이며, 단지 청구항을 위한 기초로서, 그리고 당업자가 본 발명을 다양하게 채용하도록 알려주는 대표적인 기초로서 해석되어야 할 것이다. 제한이 아닌 설명의 목적으로서, 기술되는 실시예들은 광학 및 음향 수단 모두에 의하여 영상 진단을 가능하게 하는 영상 탐침 장치로 집중된다.

[0077]

아래에서 사용되는 바와 같이, 용어 "약"은 규격의 범위 또는 다른 물리적 특징과 연결되어 사용될 때, 규격의 상한과 하한에 존재할 수 있는 작은 차이를 커버하는 것을 의미하며, 평균적으로 대부분의 규격이 만족되는 경우의 실시예를 배제하기 위한 것이 아니므로, 통계적으로 치수가 이 영역 밖에 존재할 수 있다는 것을 밝혀 둔다. 예를 들어서, 본 발명의 실시예에 있어서, 영상 탐침 장치의 구성 요소의 규격이 주어지나 이에 한정되지는 않음을 밝혀 둔다.

[0078]

아래에서 사용되는 바와 같이, 문구 "영상의 동시 등록(co-registration of images)"은 다른 영상 진단 수단을

이용하여 획득되는 영상 진단 데이터의 하위 집합(subset)과 어느 하나의 영상 진단 수단에 의하여 획득되는 영상 진단 데이터의 하위 집합을 식별하는 처리과정으로서 언급되며, 두 개의 수단으로부터 식별되는 영상 진단 데이터는 동일한 대상체(또는 본 발명의 경우 조직)로부터 영상진단 에너지(예컨대 광양자(photons) 또는 초음파)의 형태를 감지함으로써 획득된다. 제 1 하위 집합(the first subset)에서 각각의 동시 등록된 지점은 제 2 하위 집합에서 대응하는 지점에 맵핑되어, 상기 두 개의 다른 영상 진단 수단으로부터 얻어진 두 개의 지점들은 영상 진단된 대상체(또는 조직)의 유사한 초점 영역으로부터 획득된 것으로 간주된다.

[0079] 둘 또는 그 이상의 영상 진단 수단을 이용하여 획득된 영상들 사이에서, 성공적이고 정확한 이미지 또는 부분의 동시 등록은 하나 이상의 영상 진단 수단들에 의하여 영상화된 대상체의 관심 특징들을 평가하는 다양한 기회를 제공할 수 있는데 유용하다.

[0080] 도 1은, 일반적으로 도면 부호 10으로 보여지는 본 발명에 따른 영상 진단 시스템의 예시를 개략적으로 보여준다.

[0081] 상기 영상 진단 시스템은, 어댑터(14)를 경유하여 영상 처리 및 디스플레이 시스템(16)에 연결되는 영상 탐침 장치(12)를 포함한다. 상기 영상 처리 및 디스플레이 시스템(16)은, 다음의 영상 진단 양태 중 하나 또는 그 이상을 지지하기 위한 필요한 하드웨어를 포함한다: 1) 초음파, 2) 광학단층촬영기, 3) 혈관내시경, 4) 적외선 영상 진단 장치, 5) 근적외선 영상 진단 장치, 6) 라만 분광법 기반 영상 진단 장치 및 7) 형광 영상 진단 장치.

[0082] 광학단층촬영기, 초음파, 혈관내시경 및 적외선 영상진단 회로의 실시예들은 종래 기술 부분에서 설명되었다.

[0083] 이하에서 기술되는 시스템은 전형적으로, 상기 시스템의 많은 기능적 유닛들의 조화된 활동(coordinated activity)을 용이하게 하기 위한 컨트롤러 및 처리 유닛(18)을 더 포함하며, 디스플레이 및/또는 유저 인터페이스를 더 포함하고, 영상진단 대상 환자의 신체로부터 심전도 시그널(electrocardiogram signals)을 획득하기 위한 전극 센서를 더 포함한다. 상기 심전도 시그널은 심장 운동이 영상 품질에 영향을 주는 상황에서 영상 데이터의 획득을 위한 시간을 재는데 사용될 수 있다. 상기 심전도 시그널은 또한, 원하는 스캔 패턴이 효과를 내도록 야기하기 위하여 모터의 회전 속도를 변경하기 시작할 때와 같이, 획득 시퀀스(acquisition sequence)를 시작할 때 트리거(trigger)로써 작용할 수 있다. 예를 들어, 영상 진단 시퀀스(imaging sequence)의 심전도 유발 개시(ECG-triggered initiation)는 영상들이 심장 수축(systole) 또는 심장 확장(diastole)과 같은 심장 주기(cardiac cycle)의 특정 위상(phase) 동안 습득되는 것을 가능하게 한다.

[0084] 영상 처리 및 디스플레이 시스템을 구성하는 광학 회로 및 일렉트로닉스(electronics)(21)는, 본 발명의 특정 실시예에 포함되는 경우, 다음의 구성요소들 전부 또는 일부를 포함할 수 있다: 간섭계 요소(interferometer components), 하나 또는 그 이상의 옵티컬 레퍼런스 암(optical reference arms), 옵티컬 멀티플렉서(optical multiplexor), 옵티컬 디멀티플렉서(optical demultiplexors), 양극화 컨트롤러(polarization controllers), 타이밍 회로(timing circuitry), A/D 컨버터(analog to digital converter) 및 배경 기술 및 종래 기술 부분에서 기술된 광학 영상 진단 기술의 어느 것을 용이하게 하는 것으로 알려진 다른 구성들. 상기 초음파 회로(20)는 다음 구성 요소들 전부 또는 일부를 포함할 수 있다: 펄스 제너레이터(pulse generator), 전자 필터(electronic filters), A/D 컨버터, 병렬 처리 어레이(parallel processing arrays), 포락선 검파(envelope detection), 시간 이득 보상 증폭기(time gain compensation amplifiers), 및 배경 기술 및 종래 기술 부분에서 기술된 음향 영상 진단 기술의 어느 것을 용이하게 하는 것으로 알려진 다른 구성들.

[0085] 본 발명의 특정 실시예에 포함되는 경우, 상기 컨트롤러 및 처리 유닛(18)은, 다양한 목적을 제공하며 구성 요소들은 특정의 영상 진단 시스템의 요구에 기초하여 뚜렷하게 적용된다. 상기 컨트롤러 및 처리 유닛은, 모터 구동 컨트롤러, 데이터 저장 콤포넌트(메모리, 하드 드라이브, 분리 가능한 저장 장치, CD 및 DVD와 같은 휴대용 저장 매체를 위한 리더기 및 녹화기 등), 위치 감지 회로, 타이밍 회로, 심장 동기 기능부(cardiac gating functionality), 체적 영상 진단 프로세서, 스캔 컨버터 및 다른 구성들 중 하나 또는 이들의 조합체(combination)를 포함할 수 있다. 디스플레이 및 유저 인터페이스(22)는 또한 실시간 디스플레이 또는 영상 진단 데이터가 획득된 시점보다 늦은 시점에 데이터 디스플레이 중 어느 하나를 위하여 선택적으로 제공된다. 상기 영상 탐침 장치(12)는, 그 원위단(32) 부근에 제공되는 영상 진단 어셈블리(30), 길이의 상당 부분을 따라 제공되는 선택적 영상 진단 관(optional imaging conduit)(34), 및 근위단(38)에 제공되는 커넥터(36)를 포함한다. 본 발명에서, 영상 진단 어셈블리(30)는 일반적으로, 영상 진단 어셈블리(30)에 근접하는 영역에 대해서 영상 진단하기 위하여, 시그널(음향 또는 광학 중 어느 하나 또는 모두)이 수집되는 영상 탐침 장치(12)의 구성 요소를 의미한다. 상기 영상 진단 어셈블리(30)는, 적어도 하나 또는 그 이상의 영상 진단 에너지(imaging energy) 방사기(emitters) 및 적어도 하나 또는 그 이상의 영상 진단 에너지 수신기를 포함한다. 본 발명에서,

"영상 진단 에너지"는 광에너지 및 음향 에너지 중 어느 하나 또는 모두를 의미한다. 구체적으로, 광에너지는 자외선, 가시 광선 및 적외선 파장폭을 가지는 전자기파(electromagnetic)를 의미한다. 예를 들어, 음향 영상 진단을 위하여, 상기 영상 진단 어셈블리(30)는 음향 에너지의 방사기 및 수신기 모두에 해당하는 초음파 변환기를 포함한다.

[0086] 광학 영상 진단을 위하여, 상기 영상 진단 어셈블리(30)는 전형적으로, 렌즈(볼 렌즈 또는 GRIN 렌즈와 같은)와 같은 광학 요소들의 조합뿐 아니라, 광섬유의 원위단을 포함하는데, 상기 광학 요소들의 조합은 광상 수신기로서 작용하기 위한 목적을 총체적으로 제공하며 광학적 방사기(optical emitter)로서 제공할 수 있다. 거울 및/또는 프리즘은 종종 광학적 방사기 및/또는 수신기는 종종 광학적 방사기 및/또는 수신기의 일부로서 결합된다. 상기 영상 진단 어셈블리(30), 커넥터(36) 및/또는 영상 진단 관(34)은 염수(saline)와 같은 액체로 채워질 수 있고 넘칠 수도 있다.

[0087] 상기 영상 탐침 장치(12)는, 넘침을 용이하게 하기 위하여 길이 방향으로 하나 또는 그 이상의 지점에서 포트를 포함할 수 있다. 광학 영상 진단을 위하여, 기체로 채워진 영상 탐침 장치(12)를 고려할 수 있다. 바람직하게는, 상기 기체는 실질적으로 이산화탄소 또는 손쉽게 녹는 다른 종류의 기체를 포함할 수 있다. 다른 방법으로서, 상기 영상 진단 어셈블리는, 적어도 한 종류의 가스로 채워진 구획공간(compartment) 또는 광학 영상 진단을 위한 루멘 및 적어도 하나의 유체로 채워진 구획공간 또는 음향 영상 진단을 위한 챔버가 존재하도록, 구획공간화(compartmentalized)될 수 있다.

[0088] 상기 영상 진단 관(34)은, 적어도 하나의 광학 도파관(optical waveguide) 또는 방사기 및/또는 수신기를 커넥터를 경유하여 어댑터에 연결하는 적어도 하나의 전도 와이어(바람직하게는 둘 또는 그 이상)를 포함한다. 상기 영상 진단관(34)은 또한, 상기 영상 진단 어셈블리를 회전 또는 병진운동시키기 위하여 기계력 전달 메커니즘으로서 작용할 수 있다. 예를 들어, 상기 영상 진단관(34)은, 각각으로부터 절연되는 두 개의 전기 와이어 층에 의하여 감기는 광섬유를 포함할 수 있다. 상기 영상 진단 관(34)은 헬리컬 형태로 감기는 와이어들 또는 종래 기술 부분에서 기술된 바와 같이, 스캔 메커니즘을 회전시키기 위한 영상 진단 토크 케이블(imaging torque cable)을 형성하는데 사용되는 다른 디자인들처럼, 다른 구조적 특징들에 의하여 더 강화될 수 있다.

[0089] 상기 어댑터(14)는 임의의 섬유 및/또는 와이어 내부에서 적절한 영상 처리 유닛으로 신호의 전송을 용이하게 한다. 상기 어댑터는 상기 영상 탐침 장치의 회전 요소에 회전 운동을 부여하기 위하여, 모터 구동 유닛을 포함한다.

[0090] 상기 어댑터(14)는 또한, 후퇴 메커니즘(49:도 2d 참조) 또는 왕복형 푸쉬-풀 메커니즘(reciprocating push-pull mechanism)을 통합하여 상기 영상 진단 어셈블리의 길이 방향 병진 운동을 용이하게 할 수 있다. 상기 영상 진단 어셈블리(30)의 그러한 길이 방향 병진 운동은 상기 영상 진단 관(34)을 둘러싸는 외부축의 길이 방향 병진 운동과 함께 발생하거나, 또는 상대적으로 고정된 외부축 내에서 발생할 수 있다.

[0091] 위치 감지 회로와 같은 부가적인 센서들은 상기 어댑터(14)의 일부로서 결합될 수 있으며, 에컨대 상기 영상 탐침 장치(12) 내에서 회전 요소의 회전각을 감지하기 위하여 결합될 수 있다. 상기 영상 탐침 장치(12)는 또한, EEPROM 또는 영상 진단 시스템의 나머지 부분에서 상기 영상 탐침 장치에 관한 정보를 포함하는 다른 프로그램 가능한 메모리 장치와 같은 메모리 요소를 포함할 수 있다. 예를 들어, 상기 영상 탐침 장치(12)는 상기 영상 탐침 장치(12)의 제원 식별에 관한 제원을 포함할 수 있고, 또한 상기 탐침 장치(12)와 관련한 눈금 정보를 포함할 수 있다. 추가적으로, 상기 어댑터는 전기적 신호의 전송 또는 영상 탐침 장치와 상기 시스템의 다른 부분 사이의 출력을 향상시키기 위하여 증폭기를 포함할 수 있다.

[0092] 원하는 목적을 달성하기 위하여 합리적으로 가능한 한 작아지도록, 최소 침투성 탐침 장치의 기하학적 형상을 최적화할 필요성을 인식하는 것도 또한 중요하다. 현재의 IVUS 탐침 장치들은 직경이 거의 0.9 - 4 mm이고, 혈관 크기가 좁아질수록 관상해부학(coronary anatomy)상 혈관 트리(vascular tree) 내에서 더 작은 크기의 탐침 장치가 더 멀리 전달될 수 있다. 따라서, 더 작은 크기는 일반적으로 관상 해부학의 더 넓은 부분을 관찰할 수 있도록 한다. 결과적으로, 상기 탐침 장치의 직경과 같은 상기 탐침 장치의 특정 규격을 최소화하는 배치에 있어서, 여기서 설명되는 스캐닝 메커니즘으로 수행되는 영상 진단을 이용하는 것과 같이, 영상 진단을 가능하게 하는 탐침 장치의 실시예들을 가지는 것이 바람직하다.

[0093] 도 2는 광섬유(40) 및 동축 전기 와이어(50)를 포함하는 유연한 카테터의 사시도이다. 근위측 커넥터는, 상기 영상 진단 광섬유(40)를 광학 영상 진단 시스템 "후단(back-end)"에 광학적으로 연결하기 위하여 상기 어댑터에 의하여 수용될 수 있는 광섬유(40)를 포함한다. 또한, 하나 또는 그 이상의 전기관이 초음파 회로(20) 및/또는

컨트롤러 및 처리 유닛에 연결되도록 하는 전기 커넥터들(56)이 있다. 상기 영상 진단 관이 종축을 중심으로 회전하는 실시예에 있어서, 상기 영상 진단 광섬유의 회전 요소를 상기 광학 영상 진단 시스템의 후단(16)에 연결되는 상대적으로 고정인 광섬유와 연결할 필요가 있을 수 있다. 회전하는 광섬유 탐침 장치의 연결은 상기 영상 탐침 장치(36)의 근위측 커넥터의 일부분으로써 또는 어댑터(14)의 일부분으로서 통합되는 광섬유 회전 조인트를 이용하여 달성될 수 있다. 이와 유사하게, 영상 진단 관이 종축을 중심으로 회전하는 실시예에서, 상기 영상 진단 관과 함께 회전하는 상기 전도성 와이어를, 바람직하게 슬립링을 이용하여, 상대적으로 고정인 상기 초음파 회로의 전도체 및/또는 컨트롤러 및 처리 유닛과 연결할 필요가 있을 수 있다. 이들 슬립링은 상기 영상 탐침 장치(36)의 근위측 커넥터의 일부분으로서 또는 상기 어댑터(14)의 일부분으로서 통합될 수 있다.

[0094]

도 2a는 점선을 따라 절개되는 도 2의 중간 영역을 보여주는 단면도로서 광섬유(40), 가이드와이어 포트(44) 및 가이드와이어(42), 영상 진단관(34), 영상진단관 루멘(46), 중공체인 외부 시쓰(48), 생리학적 호환 가능한 물질로 만들어지고 중공의 연장축(hollow elongate shaft)을 유형의 루멘(bodily lumens) 내부로 삽입 가능하게 하는데 적절한 직경을 가지는 연결의 연장축(flexible elongate shaft), 및 동축 전기 와이어(50)를 보여준다. 도 2b에서 보이는 영상 탐침 장치(10)의 단부의 확대도는 상기 외부 시쓰(48)의 단부를 지나서 연장되는 가이드 와이어(42)의 원위단 및 상기 시쓰(48)의 단부에 있는 플러쉬 포트(flush port)(54)를 보여준다. 도 2에서, 상기 영상 탐침 장치(10)의 근위단은, 상기 가이드와이어(42)가 삽입되는 다른 가이드와이어 포트(55)와, 플러쉬 포트(58) 및 커넥터 본체를 따라 형성되는 전극부(electrical contacts)(56)를 포함하는 커넥터 어셈블리(36)를 포함한다.

[0095]

도 2c는 영상 탐침 장치의 회전 및 비회전 요소가 어떻게 상기 영상 진단 시스템의 나머지에 연결되는 어댑터에 결합될 수 있는지에 대한 개요도를 보여준다. 도 2d는 상기 영상 탐침 장치의 회전 요소가 어떻게 어댑터의 회전 요소에 연결될 수 있는지 개략적으로 보여준다. 회전요소 각각은 커넥터들 및 널리 알려진 다른 수단들을 이용하여 전기적으로, 광학적으로 및/또는 기계적으로 연결될 수 있다. 이와 유사하게, 상기 영상 탐침 장치의 비회전 요소들은 상기 어댑터(14)의 회전 요소들에 연결될 수 있다. 상기 어댑터(14)는, 슬립링, 광학적 회전 조인트 및 회전 요소를 비회전 요소에 전기적으로 또는 광학적으로 연결하기 위한 다른 실시예를 포함할 수 있고, 상기 시스템의 나머지 부분과 필요한 전기적 및 광학적 신호의 통신을 가능하게 할 수 있다.

[0096]

이중 섬유로된 광학적 회전 조인트는 또한 유용하지만 상당히 복잡하다. 상기 영상 탐침 장치(12) 내의 회전 요소 상에 안착된 어느 전도체 사이의 전기적 커플링은 금속성 슬립링과 스프링, 금속성 슬립링과 브러쉬, 또는 고정 전도체와 회전 전도체 간의 전도성 접촉을 형성하는 다른 주지의 방법을 경유하여 비회전 전도성 구성에 연결될 수 있다.

[0097]

전기적, 광학적 및 기계적 연결들이 도 2d에서는 개별적으로 보여지고 있는 반면, 특정 실시예에서 요구되는 바와 같이, 몇 개의 커넥터들을 통합된 커넥터들에 통합함으로써, 상기 탐침 장치와 어댑터 사이에서 더 적은 수의 커넥터들과 개별적으로 연결되어야 하는 몇 개의 커넥터들을 줄이는 것이 가능하다.

[0098]

상기에서 설명된 실시예들이 음향 및 광학 영상 진단 장치 모두를 이용하여 설명된 반면, 음향 수단 또는 광학 수단 중 어느 하나가 없는 카테터를 실시하는 것이 가능하다.

[0099]

도 3a는 외부 시쓰(47)를 위한 오버더와이어(over-the-wire) 구성의 일 실시예를 보여주며, 도 3b는 도 3에서 영상 진단 어셈블리(30)를 포함하는 부분을 통과하는 수직선 3b-3b를 따라 절개되는 시쓰(47)의 단면도를 보여준다. 도 3a에서 상기 가이드 와이어 관(44)는, 도 3a의 수직선 3b-3b를 따르는 도 3b의 단면도에 보여지는 바와 같이, 상기 외부 시쓰(48)의 더 두꺼운 부분에 위치된다.

[0100]

도 3c는 가이드와이어가 요구되는 경우 영상 탐침 장치와 결합될 수 있는 외부 시쓰를 위한 "급속 전환(rapid exchange)" 구성인 실시예(60)를 보여준다. 도 3c의 시쓰(60)는, 도 2에서 보여지는 유입 포트(55)를 포함한다. 도 3d는 도 3c의 3d-3d 라인을 따라 절개되며, 가이드 와이어용 유입 포트(55)에 근접한 부분을 통과하는 "급속 전환" 구성(60)의 단면도를 보여준다. 도 3e는 도 3c의 3e-3e 라인을 따라 절개되는 단면도를 보여준다. 본 발명은 정확하게 등록되는 초음파 및 광학 영상이 형성될 수 있는 몇 가지 실시예들에 대해서 기술한다. 가장 간단한 개념적 접근은, 상기 초음파 및 광학 영상 진단 경로가 서로 동일 선상에서 정렬되도록 하는 것이다.

[0101]

본 발명은 전방 및 측방 주시 초음파(IVUS) 및 광학단층촬영(OCT) 영상을 제공하는 스캐닝 메카니즘의 실시예에 대하여 기술한다. 초음파 및 광학단층촬영을 위하여, 상기 영상 진단 어셈블리의 회전 운동과 결합될 때, 방사 및/또는 수신되는 영상 진단 에너지의 전파 각을 조절하는 능력은 3차원 체적이 스캔되는 것을 가능하게 한다. 내시경 및 적외선 영상 진단을 위하여, 상기 영상 진단 어셈블리의 회전 운동과 결합될 때, 방사 및/또는 수신

되는 영상 진단 에너지의 전파각을 조절하는 능력은, 영상이 한 묶음의 섬유 또는 감광 인자 어레이(array of photosensitive elements)를 요하기보다 단일의 광섬유를 이용하여 제공되는 것을 가능하게 한다. 이와 같은 향상은 더 높은 유연성의 결과를 가져오거나, 및/또는 영상 진단 장비의 소형화를 가능하게 한다.

[0102] 하나 이상의 영상 진단 양상을 수용하기 위하여 상기 영상 진단 어셈블리 내에서 요구되는 공간의 크기를 최소화하고 광학 및 음향 영상의 동시 등록을 용이하게 하면서, 상기 광학 및 음향 영상 진단 에너지가 동일한 일반적인 공간을 통하여 이동하는 형태로 상기 광학 및 음향 영상 진단이 발생하는 것은 본 발명의 더 다른 이점이다. 그럼에도 불구하고, 상기 스캐닝 메카니즘은, 초음파와 같은 단일의 영상 진단 양상 또는 단일의 광학 영상 진단 기술과 결합하여 적용될 수 있다. 이와 유사하게, (초음파와 결합 또는 비결합되는) 둘 또는 그 이상의 광학 영상 진단 기술들은 단일의 탐침 장치상에서 스캐닝 메카니즘을 동시에 사용할 수 있다.

[0103] 도 4a는, 외부 시스(601)의 일부분(605)이 제거된 상태의 영상 탐침 장치(12)의 원위측 영역의 절개 사시도를 보여준다. 상기 영상 진단 어셈블리의 일부를 형성하고, 회동축(604)을 따라 연장하는 핀(603)이 안착되는 회동 부재(602)가 상기 영상 탐침 장치(12)의 내부에 위치된다.

[0104] 영상 진단 목적으로 체적 스캔을 가능하게 하는 본 발명의 몇몇 실시예에 있어서, 구심 가속도의 원리가 유리하게 사용된다. 변환기 또는 반사경(reflector)이 직접 회동하도록 하는 모터 또는 케이블 및 풀리 시스템과 같은 메카니즘은 종래 기술에 이미 제시되었다. 여기에서 개시되는 본 발명의 몇몇 실시예들은 영상 진단 어셈블리의 회전 속도를 변경함으로써 구성요소를 회동 또는 변형시키는 능력을 가진다.

[0105] 도 4b를 참조하면, 구성 요소의 회동 또는 변형은 회동각( $\alpha$ )를 변경시키는데 사용된다. 영상 진단 각은, 상기 영상 탐침 장치(12)의 종축(606)과 영상 진단 에너지가 방사 및/또는 수신되는 방향 사이의 각으로 정의된다. 본 발명에서, 영상 진단각은, 회동 부재(602)의 회동각( $\alpha$ )의 함수 또는 변형성 부재의 변형 정도이며, 종종 회동각( $\alpha$ )으로 표현될 수 있다.

[0106] 도 4b는, 상기 회동 부재(602)의 회전축에 대하여 회동각( $\alpha$ )에 대한 개략적 표현을 보여주며, 상기 회동 부재(602)는 회동축(604)을 기준으로 회동하는 디스크 형태로 보여진다. 영상 진단 시스템의 회동성 또는 변형성(deformable) 부재(602)의 각속도를 변경하고 이에 수반하여 영상 진단각을 변형하는 능력은 이하에 개시되는 본 발명에 대한 설명 및 실험 결과로부터 설명될 것이다.

[0107] 첫째, 영상 진단각이 회동 부재(602)를 이용하여 교체되는 경우가 기술될 것이다. 상기 영상 진단 어셈블리는, 상기 영상 탐침 장치의 종축(606)에 대하여 실질적으로 직교하는 축(604)(회동축)을 중심으로 회전할 수 있는 회동 부재(602)를 포함한다. 예를 들어, 상기 회동 부재(602)는 힌지, (상술한 핀(603)과 같은)하나 또는 그 이상의 핀, 스프링 또는 상기 회동축(604)을 중심으로 회전 가능하게 하는 변형성 기관에 안착되거나, 그렇지 않으면 이들과 연계될 수 있다. 에 안착되거나 또는 힌지와 연계될 수 있다.

[0108] 상기 회동 부재(602)는 구체적으로, 상기 영상 진단 어셈블리가 상기 회동축이 아닌 축을 중심으로 회전할 때, 정수(discrete number)에 해당하는 바람직한 수(전형적으로 하나 또는 둘)의 방향성을 가지는 특성을 가진다. 바람직하게, 상기 영상 진단 어셈블리의 회전축은, 실질적으로 상기 영상 탐침 장치의 종축(606)과 일치(예컨대 실질적으로 평행 또는 근접)한다. 바람직하게, 상기 회동축은 상기 종축에 직교한다. 상기 영상 진단 어셈블리의 회전에 관련된 구심력 외에 중력 또는 (아래에서 언급될 복원력과 같은) 다른 힘이 없는 경우, 상기 회동 부재(602)는 자체적으로 상기 회동축을 중심으로 바람직한 방향으로 향할 것이다.

[0109] 도 4c 내지 4i은, 외력이 없는 상태에서 상기 영상 탐침 장치(12)의 종축(606)을 중심으로 회전되는 경우, 상기 회동축(604)이 상기 종축(606)에 대하여 실질적으로 직교하는 바람직한 방향성을 가지는 회동 부재들의 종방향 및 축방향 단면도에 대한 몇몇 비제한적 예들을 도시한다.

[0110] 구체적으로, 도 4c는 회동 부재가 핀(611)에 안착되는 디스크인 영상 탐침 장치의 실시예에 대한 종단면도이다. 도 4d는 라인 4d-4d를 따라 절개되는 대응하는 단면도이다.

[0111] 도 4e는 상기 회동 부재가 브라켓(613)에 안착되는 구(612)의 일부인 영상 탐침 장치의 실시예에 대한 종단면도이다. 도 4f는 도 4e의 4f-4f를 따라 절개되는 대응하는 단면도이다.

[0112] 도 4g는 상기 회동 부재(614)가 좀더 임의적인 기하형상을 가지며, 스페이서(615)(도 4h에서만 보임)를 가지는 핀(611)에 안착되는 영상 탐침 장치의 실시예에 대한 종단면도이며, 상기 스페이서는 상기 핀(611) 상에서 상기 회동 부재(614)의 위치를 안정화하도록 도와준다. 도 4h는 도 4g의 4h-4h를 따라 절개되는 대응하는 단면도이다.

- [0113] 도 4i는, 상기 회동 부재(620)가 핀들(622)에 의하여 안착되어 상기 회동 부재(620)가 회동축(626)을 중심으로 회동하는 영상 탐침 장치의 실시예에 대한 종단면도이다. 도 4j는, 상기 핀(622)을 수용하는 회동 부재(620)의 측방에 위치되는 디봇(divots)(624) 내부로 연장되는 핀(622)을 보여주는 도 4i의 4j-4j를 따라 절개되는 대응 단면도이다. 본 실시예에서 상기 회동 메카니즘의 작은 표면적은, 상기 회동축(626) 주위의 마찰력을 최소화하는데 유리하다. 바람직하게, 핀(622)은 표면 접촉면적을 최소화하기 위하여 상기 핀 지점 부근에서 상기 회동 부재(620)에 접촉하기만 한다.
- [0114] 도 4k는, 회동 부재(630)가 상기 영상 탐침 장치의 회전축(606)에 교차하지 않는 회동축(632)에 안착되는 영상 탐침 장치의 실시예에 대한 종단면도이다. 도 4l은, 도 4k의 라인 4l-4l을 따라 절개되는 대응 단면도이다. 기능적으로, 상기 회동축은 회동 부재와 관련한 실시예에서 상기 회동축에 일치한다.
- [0115] 회동 부재(70)의 기능적 목적은, (빛 또는 음향 에너지 빔과 같은)영상 진단 에너지가 주위로 또는 주위로부터 방사 및/또는 수신되는, 상기 영상 탐침 장치(31(도 5a)의 종축으로부터 각을 가변시킬 수 있도록 하는 것이다. 이는, (초음파 변환기 또는 광학적 요소들과 같은) 방사기 및/또는 수신기를 상기 회동 부재(70) 상에 안착함으로써 달성될 수 있다. 상기 영상 진단 어셈블리의 회전 속도를 가변함으로써, 상기 회동각은 가변되고 따라서 상기 빛 또는 음향 에너지가 방사 및/또는 수신되는 각이 가변될 것이다.
- [0116] 다른 방법으로서, 상기 회동 부재는 도 5에서 보여지는 바와 같이 상기 회동 부재(70)에 직접 부착되지 않는 부재(88)에 의하여 방사 및/또는 수신되는 영상 진단 에너지를 편향시키는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 상기에서 언급된 바와 같이 상기 초음파 변환기(88) 또는 광학 방사기(92)는 영상 진단 에너지를 상기 회동 부재(70) 쪽으로 향할 수 있다. 상기 영상 진단 에너지는 그러면, 상기 회동 부재(70)에 안착되는 에너지 편향 부재에 의하여 편향된다. 초음파 영상 진단을 위하여, 상기 에너지 편향 부재(회동 부재(70))는, 고체 금속 면(예컨대 스테인리스 스틸)과 같은 음향적으로 반사가능한 표면, 또는 석영 결정체 또는 유리 또는 경질 중합체와 같은 결정체면(crystalline surface)을 포함할 수 있다.
- [0117] 광학 영상 진단을 위하여, 상기 에너지 편향 부재(회동 부재(70))는, 경면처리된 금속으로부터 만들어지는 거울면과 같은 광학적으로 편향 가능한 면과, 금속화된 2축향 폴리에틸렌 트레프탈레이트(metallized biaxially oriented polyethylene terephthalate)(Mylar), 제거가공된(sputtered) 또는 전기화학적으로 침식된 금속(electrochemically deposited metal) 또는 금속 포일 또는 박막 반사경과 같은 다른 반사성 부재와 같은 금속화된 중합체를 포함할 수 있다. 거울을 만드는데 일반적으로 사용되는 금속은, 알루미늄, 은, 강철, 금 또는 크롬을 포함한다.
- [0118] 도 5a는, 회동 부재(70)를 포함하는 영상 진단 어셈블리(30)를 포함하는 영상 탐침 장치(31)의 원위단(29)에 대한 실시예를 보여주며, 상기 회동 부재는 핀(72)에 안착되는 디스크이며, 상기 핀은 상기 디스크(70)가 상술한 도 4b와 유사한 핀을 중심으로 회동하는 것을 가능하게 한다. 상기 핀(72)은 상기 회동 디스크(70)의 회동축을 정의한다. 상기 영상 진단 어셈블리(30)가 정지 상태에 있을 때, 상기 디스크(70)는 임의의 시작 지점에서 유지된다. 위에서 보여지는 예에서, 상기 출발 지점은 최대 영상 진단각에 대응하는 멈춤부(80)에 의하여 정의되며, 토션 스프링(76)에 의하여 제공되는 복원력이 상기 디스크(70)를 상기 멈춤부(80) 쪽으로 밀어낸다. 도 5b는 도 5a의 라인 5b-5b를 따르는 단면을 보여준다.
- [0119] 만일 상기 회동 부재(70)가, 중력, 자기력, 정전기력, 다른 움직이는 부분 또는 유체와의 마찰력, 압축력, 캔틸레버력(cantilever forces), 수직 항력 또는 상기 회동 부재(70)에 대하여 작용하되 회동축을 중심으로 불완전하게 반대되는 토크를 유발하는 근원 등과 같은 외력에 의하여 상기 바람직한 위치로부터 멀어지도록 회동되는 경우, 상기 회동 각은 증가할 것이다.
- [0120] 하나 또는 그 이상의 멈춤부(80,82)는 상기 회동 부재(70)의 회동각 범위를 제한할 수 있다. 예를 들어, 멈춤부(80)는, 상기 회동 부재가 상기 멈춤부(80)와 접촉하는 동안 그 회동 각을 더 변경하는 것을 방지하기 위한 멈춤 부재로서, 상기 영상 진단 어셈블리(30)의 셸(84)로부터 연장하는 포스트(post) 또는 립(lip)일 수 있다. 따라서, 상기 멈춤부는 상기 회동각이 상기 멈춤부의 위치에 의하여 결정되는 최대값을 초과하지 못하도록 제한하는데 사용될 수 있다. 일단 상기 회동각이 이러한 최대값을 넘어서면, 상기 멈춤부(80)에 의하여 상기 회동 부재(70) 작용되는 수직 항력(normal force)은 복원 메카니즘에 반대된다. 많은 실시예들에서, 이러한 최대 회동각은 상기 영상 진단 어셈블리(30)가 정지 상태에 있고 낮은 회전 속도로 움직일 때 달성되는 회동각이다.
- [0121] 회전속도에서 상기 회동 부재가 달성할 수 있는 최소 회동각을 생성하기 위하여, 추가 또는 대응 멈춤부(82)가 작동 범위의 상단에 포함될 수 있다. 게다가, 다음의 구체적인 실시예에 대한 설명에서 명백해 지겠지만, 회동

각이 0도에 도달하는 것을 가능하게 하는 것이 그다지 큰 이점이 없는 많은 상황들이 있다.

- [0122] 바람직하게, 영상 진단 어셈블리(30)는, 상기 회동 부재(70)가 회동각이 증가하도록 야기하는 경향이 있는 하나 또는 그 이상의 메카니즘을 포함한다. 본 발명을 위하여, 그러한 메카니즘은 복원 메카니즘으로 정의된다. (도 5a 및 5c에 보여지는 바와 같은)상기 토션 스프링(76) 또는 압축 스프링이 복원 메카니즘으로 사용될 수 있으며, 상기 스프링(76)의 일단은 상기 회동 부재(70)에 기계적으로 접촉 또는 연결된다. 상기 스프링의 타단은, 상기 영상 진단 어셈블리의 본체와 같이 상기 영상 탐침 장치(31)의 다른 부분에 기계적으로 연결된다.
- [0123] 상기 영상 진단 어셈블리(30)가 회전할 수록, 상기 디스크(70)는 상기 디스크(7) 면에 의하여 정의되는 면의 법선이 상기 종축과 실질적으로 평행하도록 자체적으로 정렬되려고 한다. 도 5c에 보여지는 바와 같이, 최소 영상 진단각에 대응하는 다른 멈춤부(82)는, 상기 영상 진단 어셈블리의 높은 회전 속도에서 상기 디스크(70)가 바람직한 방향성에 도달하는 것을 차단할 것이다. 적절하게 형성된 영상 진단 어셈블리로, 최소 영상 진단각에 대응하는 상기 멈춤부(82)는 0도에 대응할 수 있고, 상기 영상 탐침 장치의 종축에 평행한 방향으로 영상 진단을 제공한다. 도 5d는 도 5c의 라인 5d-5d를 따라 절개되는 단면도를 보여준다.
- [0124] 다른 방법으로서, 상기 회동축을 중심으로 상기 회동 부재에 토크를 가하는 자기 메카니즘, 정전기 메카니즘, 수압 메카니즘 또는 다른 메카니즘들이 적용될 수 있다. 복원력을 제공하는데 사용될 수 있는 메카니즘의 다른 예들은, (고무, 폴리우레탄, 실리콘, 불소고무, 열가소성 물질 및 그와 많은 다른 것들과 같은) 고무소재(elastomer)로부터 발생하는 장력(tension) 또는, 캔틸레버 스프링 또는 포일(foil)을 이용한 장력을 포함한다. 영상 진단 장비의 아주 작은 실시예에 있어서, 상기 영상 진단 어셈블리 내의 구성들 간에 발생하는 정전기력 및 반데르발스력과 같은 분자간 힘은, 심지어 외부 전압의 적용이 없이도 상당히 중요하게 될 수 있다. 따라서, 아래에서 기술될 멈춤부(80,82)와 같이 회동 부재와 상기 회동 부재 가까이 있는 구조들 간의 고유의 분자간 힘은 순 복원력(net restoring force)을 제공하기에 충분할 수 있다. 예를 들어, PVC, 나일론 또는 LDPE로 만들어진 면을 포함하는 멈춤부(stop)는 상기 회동 부재와 상기 멈춤부 사이에서 충분한 인력을 제공할 수 있다. 이는, 플라스틱 필름이 음식 저장을 위한 가정용 컨테이너(다시 말하면 글래드 랩(Glad Wrap))를 덮는데 사용되는 방법과 유사하다.
- [0125] 도 5e는, 도 5a의 상기 토션 스프링(76)이 상기 회동 부재(70)의 표면과 포스트(787)에 접촉하여 복원력을 생성하는 단순 캔틸레버 와이어(640)에 의하여 대체되는 영상 탐침 장치(600)용 스캐닝 메카니즘의 실시예를 보여준다. 상기 캔틸레버(640)는 니티놀(nitinol), 백금(palladium), 금 또는 중합체를 포함하는 몇개의 다른 적절한 물질로 만들어질 수 있다.
- [0126] 도 5f는, 자석(680)을 포함하는 회동 부재(70) 및 자석(681)을 포함하는 상기 영상 진단 어셈블리의 비회동 부재가 모두 복원력을 생성하는데 사용되는 영상 탐침 장치(670)용 스캐닝 메카니즘의 실시예를 보여준다. 상기 자석들은, 상기 영상 진단 어셈블리 내부에서 상대적인 위치에 따라 서로 인력 또는 척력을 작용하는 방향으로 향할 수 있다. 상기 자석들(681) 중 하나는, 영상 진단 각을 변경할 필요가 있을 때 그 강도가 조절 또는 변경될 수 있도록 전자석일 수 있다. 상기 전자석은 상기 자석으로부터 상기 탐침 장치의 근위단쪽으로 흐르는 전도체(미도시)를 경유하여 동력화될 수 있다. 상기 회동 부재(70)가 어느 정도의 강자성(ferromagnetism)을 가진다면, 상기 회동 부재(70)에 자기 부재를 가질 필요가 없고, 도 5g에 도시된 바와 같이 자석 하나만으로도 복원력을 제공하는데 충분할 수 있다.
- [0127] 전자석은 상기 회동 부재(70)를 편향시키는데 사용될 수 있고, 전자석을 통하는 전류를 가변함으로써, 상기 영상 진단 어셈블리 또는 영상 진단관의 회전 운동 없이 영상 진단용 스캐닝 패턴을 제공하는데 사용될 수 있음을 밝혀 둔다.
- [0128] 도 5h는 영상 진단 어셈블리(30)의 실시예에 대한 사시도를 제공하고, 도 5i는 동일 실시예의 분해 사시도를 제공한다. 회동 부재(70)는 초음파 변환기(88)에 의하여 생성되는 영상 진단 에너지용 편향부재(deflector)로써 작용한다. 핀들(752)은 상기 회동 부재(70)의 측면에 형성된 홀 내부로 삽입되어, 프레스 피팅(press-fitting) 또는 접착 등에 의하여 고정된다. 본 실시예에서, 상기 핀들은 바깥쪽으로 향하고, 핀 홀더들(751) 각각에 형성된 디봇(divot)(미도시)에 수용된다. 조립 과정에서, 상기 핀 홀더들(751)은 상기 영상 진단 어셈블리(30)의 셀(753) 내부에 고정된다. 상기 핀들(751) 및 핀 홀더들(752)은 상기 회동 부재가 낮은 마찰력으로 회동할 수 있는 회동축을 형성한다. 상기 셀(753)에 부착된 멈춤부(82)는 상기 회동 부재(70)의 최대 회동 각을 제한한다. 캔틸레버 스프링이 상기 셀의 후방으로부터 연장되고, 종축을 중심으로 상기 영상 진단 어셈블리의 회전이 미세하거나 없을 때 상기 회동 부재가 최대 회동 각에서 정지하도록, 상기 회동 부재의 바닥면에 접촉된다.

- [0129] 도 5a 내지 5g를 참조하면, 상기 영상 진단 어셈블리(30)는, 광학 방사기/수신기와, 관련된 방향설정 및 결상 광학계(directing and focusing optics) 및/또는 초음파 변환기를 포함할 수 있다. 상기 초음파 변환기(88)는 소형 동축 케이블(89)의 단부에 장착된다. 선택적 광학 스페이서(미도시) 및 렌즈(92)는, 상기 광학 및 초음파 방사기가 상기 회동 부재(70) 쪽으로 영상을 전송하고 상기 회동 부재(70)로부터 영상 진단 에너지를 수신하도록 형성되는 상태로, 도 5a의 영상 진단 어셈블리(30) 내의 거울(94)에 인접하는 광섬유 케이블(96)의 단부에 장착된다. 상기 선택적 광학 스페이서는 유리 또는 비클래드 섬유(no-clad fiber)와 같은 중합체와 같이, 단순히 투명한 매체로서, Mao et al.에 기술되는 바와 같이, 상기 광학 영상 진단 시스템의 내구력(tolerances) 또는 작동 거리를 향상하기 위하여 상기 광섬유의 원위단과 상기 렌즈 사이에 개입될 수 있다.
- [0130] 바람직하게, 상기 방사기 및/또는 수신기는 상기 영상 진단 어셈블리와 함께 회전하는 상기 영상 진단 어셈블리의 구성 요소 상에 장착된다. 그러나, 상기 방사기 및/또는 수신기는, 상기 영상 진단 어셈블리 내부의 에너지 편향 메카니즘은 회전하는 반면 상기 영상 진단 어셈블리와 함께 회전하지 않는 상기 영상 탐침 장치의 구성 요소 상에 장착되는 것도 가능하다. 이는, 예를 들어 외부 시스 상에 상기 방사기 및/또는 수신기를 장착함으로써, 또는 상기 영상 진단 어셈블리가 둘 또는 그 이상의 서브-어셈블리로 분할되어 그 중 하나는 회전하고 상기 회동 부재(70)를 포함하도록 함으로써 달성될 수 있다.
- [0131] 도 5a 내지 5i에서 보여지는 바와 같이, 방사기 및/또는 수신기를 회동 부재에 직접 장착하기보다 영상 진단각을 가변(도 6a 내지 6e에 보여지는 바와 같이)하기 위하여 에너지 편향 부재를 사용하는 것이 유리할 수 있다. 상기 변환기가 상기 회동 부재에 직접 장착될 때, 회동 동작은, 상기 방사기 및/또는 수신기를 상기 영상 진단 시스템의 나머지 부분에 연결하는 전기관(electrical conduit) 및/또는 광학관(optical conduit)에 의하여 방해될 수 있다. 상기 방사기 및/또는 수신기는 또한 회동성 또는 굽힘 가능한 부재에 용이하게 놓이기에 부피가 너무 클 수 있다.
- [0132] 나아가, 반사면(reflective surface)의 사용은 영상 진단 각에 있어서 변화를 효과적으로 배가한다. 예를 들어, 반사면의 회동각 변경은 일반적으로 회동 각 변경의 두배인 영상 진단각의 변경을 가져온다. 그러한 영상 진단각의 배가는 많은 실시예에 있어서 스캐닝 메카니즘에 의하여 달성될 수 있는 시야(field of view)의 크기를 증가시킬 수 있다.
- [0133] 음향 영상 진단의 경우에 있어서, 강한 음향 파를 음향학적으로 반사 가능한 표면에 적용하여 기계적 에너지 일부를 상기 회동 부재에 주입하는 것도 가능하다. 이는, 음향학적으로 반사 가능한 표면이 이론적으로 완전한 반사경으로써 작용하지 않는 경우에 발생할 수 있고, 상기 회동 부재 또는 상기 회동 부재를 구성하는 서브컴포넌트의 진동을 야기할 수 있다. 그러한 진동은, 특히 그러한 진동 에너지가 상기 음향 수신기 쪽으로 역방향으로 향한다면, 생성된 어느 영상들의 인공물(artifacts)에 기여한다. 따라서, 상기 회동 부재에 완충 메카니즘(dampening mechanism)을 포함하는 것이 필요할 수 있다. 내부에 텅스텐 분말이 혼합된 에폭시와 같이 음향 초음파 변환기를 지지하기에 적합한 물질들은 이러한 목적으로 사용될 수 있다. 상기 완충 메카니즘은 상기 회동 부재 내부에서 부가적인 층일 수 있고, 또는 완충 물질 층을 핀에 추가하거나 핀을 수용하는 회동 메카니즘의 홀 내부로 주입하는 것과 같이, 상기 회동 부재가 장착되는 힌지 또는 핀의 설계 속으로 통합될 수 있다. 도 6a 내지 6e는 음향 영상 진단이 가능한 영상 탐침 장치를 포함하는 영상 탐침 장치의 원위단을 도시하며, 스캐닝 메카니즘은 회동 부재에 직접 장착되는 음향 변환기를 포함한다. 더 구체적으로, 도 6a는, 핀(312)에 회동 가능하게 장착되고 음향 변환기(304)가 그 위에 장착되는 회동 부재(302)를 포함하는 영상 진단 어셈블리(300)의 실시예를 보여준다. 멈춤부(306)는 달성될 수 있는 최대 영상 진단각을 정의한다. 한 쌍의 전기 전도 부재(308)가 상기 영상 진단관(34)으로부터 상기 음향 변환기(304) 쪽으로 연장된다. 상기 전도 부재(308)는 바람직하게, 가는 동축 와이어와 같이 매우 유연한 조성을 가지거나, 얇은 필름 내에 하나 또는 그 이상의 전도성 경로 형성을 가능하게 하는 박막 필름 조성을 가진다. 이들의 기계적 특성들의 결과로서, 상기 전도 부재(308)가 복원 메카니즘을 제공함으로써, 상기 전도 부재(308)는 최대 회동 각을 가지는 형태로 상기 회동 부재(302)를 가압하는 경향이 있다.
- [0134] 예를 들어, 도 6a에 도시된 바와 같이, 상기 전도성 부재들(308)의 강성(stiffness)은 상기 회동 부재(302)가 상기 멈춤부(306)에 대하여 정지하고 따라서 특정 실시예에서 최대 영상 진단각을 달성할 수 있는 충분한 힘을 제공한다. 이러한 각은 상기 영상 진단 어셈블리(300)가 상기 영상 탐침 장치의 종축을 중심으로 저속으로 회전하거나 회전하지 않는 동안 달성될 수 있다. 도 6b에 보여지는 영상 진단 어셈블리(300)는, 각속도가 증가될 때 어떻게 바람직한 형태로 자체 정렬하는지 그리고 그에 따라 어떻게 영상 진단각을 변경시키는지 보여준다.
- [0135] 도 6a 및 6b에서 설명된 영상 진단 각 및 회동 각이 실질적으로 동일한 반면, 상기 음향 변환기(304)는 상기 회

동 부재(302)에 안착되어 영상 진단각 및 회동 각이 상쇄되도록 할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 상기 회동 부재(302)의 기하학적 형태는, 상기 변환기(304)가 안착되는 경사면(beveled surface)을 포함할 수 있고, 또는 상기 영상 진단 각과 회동 각을 상쇄하기 위하여 상기 변환기(304)와 회동 부재(302) 사이에 썸(shim)가 포함될 수 있다. 또한, 도 6a 및 6b에 안출된 실시예와 함께 다른 복원 메카니즘이 포함될 수 있음을 알 수 있다. 상기 음향 변환기(304)는 도 6c에 보여지는 바와 같이, 상기 회동 부재(302) 내부로 함몰될 수 있다.

[0136] 특정 실시예에 있어서, 상기 회동 부재 상의 음향 변환기와 전도체의 연결은, 원하는 적용을 위해서 적절한 신뢰성을 가지고 상기 회동 부재가 회동가능하도록 하기에는 상기 전도체가 너무 강성인 결과를 초래할 수 있다. 미국 특허 제5373849호에 기술된 바와 같이, 그러한 상황에서는 비접촉식 커플러가 사용될 수 있다. 다른 방법으로, 상기 회동 부재용 회동 메카니즘의 하나 또는 그 이상의 핀과 같이, 상기 회동 메카니즘의 하나 또는 그 이상의 부분들은, 상기 회동 부재 상에서 전기적으로 절연된 전도체와의 전기적 접촉으로써 두 번째 목적을 제공할 수 있다.

[0137] 도 6d 및 6e는, 상기 회동 부재(302) 상에서 상기 변환기(304)와의 연결을 제공하기 위하여, 상기 회동 부재(302) 내에서 전도 경로(conducting paths)에 전기적 접촉을 제공하는 동축 케이블에 전기적으로 연결되는 핀(310)의 사용에 대하여 설명한다. 상기 전기 전도 경로는 상기 핀(310)의 끝부분을 제외하고 상기 핀(310)의 중심부 내에서 절연될 수 있고, 이러한 전기 전도 경로는 상기 회동 부재(302)와 접촉하게 된다. 유사하게, 상기 핀(310)을 수용하기 위한 상기 회동 부재의 함몰부는 상기 핀(310)의 끝 부분과 접촉하는 지점을 제외하고 전기적으로 절연될 수 있다. 이러한 상황에서, 상기 회동 부재(302) 부근의 유체는 증류수(distilled water) 또는 석유(mineral oil)와 같이 염류(saline)보다 낮은 전도성을 가지는 유체를 선택적으로 포함할 수 있다. 다른 방법으로, 전기 접촉 지점에서 전기적 절연을 향상시키기 위하여 0-링이 사용될 수 있다.

[0138] 다른 방법으로, 전도 부재(30)는 광섬유에 의하여 대체될 수 있고, 상기 음향 변환기(304)는 하나 또는 그 이상의 광학 수신기 및/또는 방사기에 의하여 대체될 수 있다.

[0139] 도 6f 내지 6j는, 광학 영상 진단을 할 수 있는 영상 탐침 장치의 원위단을 보여주며, 광학 방사기 및/또는 수신기의 적어도 일부는 회동 부재에 직접 안착된다. 도 6f 및 6g에서, 에너지 편향 부재는 유리, 클리어 폴리머(clear polymer), 및 많은 다른 물질들과 같은 투명한 굴절성 물질로 만들어질 수 있으며, 프리즘과 유사한 방법으로 상기 영상 진단 에너지를 편향시킨다. 영상 진단 어셈블리(30) 내에 안착된 광섬유(391)로부터 나오는 빛은 회동 부재(70) 상에 안착된 반사 부재(392) 쪽으로 방출된다. 상기 광섬유의 원위단은, 본 발명의 다른 실시예에서 보여지는 바와 같이, 광학 공백(optical spacer) 또는 GRIN 렌즈로 종결될 수 있다. 도 6f 및 6g의 실시예에서, 상기 광학 방사기 및/또는 수신기의 단지 일부분만이 회동 부재에 직접 안착된다. 전송 가능한 반사 부재(392)는 상기 회동 부재(70)가 상기 광섬유(391)로부터 나오는 어떠한 기계적인 영향에 의한 방해 없이 회동하는 것을 더욱 용이하게 하는 광섬유(391)의 원위단에 직접 부착되지 않는다.

[0140] 도 6h 내지 6j에서, 광학 방사기 및/또는 수신기의 최원위단은, 광섬유(391)의 원위단을 포함하여 상기 회동 부재(70)와 기계적으로 연결된다. 상기 광섬유(391)는 또한 도 6h에서 보여지는 바와 같이, 최대 회동 각에서 상기 회동 부재(70)를 회동시키기 위한 복원력을 제공하는 기계적 요소로써 작용할 수 있다. 더 높은 회전 속도에서, 상기 회동 부재(70)는 도 6i에서 보여지는 바와 같이 정렬되는 경향이 있다. 도 6은 상기 영상 진단 어셈블리(30)의 정면도를 제공한다.

[0141] 다른 방법으로, 도 6a 내지 6j에서 상기 음향 변환기(302)가 전도 부재(308) 및 하나 또는 그 이상의 광섬유(391)의 결합에 의하여 대체되는 반면, 상기 전도 부재(308) 및 광섬유(391)는, 전도 부재(308) 및 하나 또는 그 이상의 광섬유(391)의 결합에 의하여 대체될 수 있다. 어떤 실시예에서 전도 부재(308) 및/또는 광섬유의 수의 증가는 상기 전도 부재(308) 및/또는 섬유의 증가된 강성의 결과로서 상기 회동 부재에 의하여 달성될 수 있는 영상 진단각의 범위에 영향을 줄 수 있다.

[0142] 특정 실시예에서, 핀과 핀 수용 부재를 통과하는 섬유를 포함하는 것과 같이 회전 광학 조인트가 상기 회동 메카니즘에 포함될 수 있다. 단일 모드 광섬유 전송을 위한 그러한 회전 조인트는 (4-12 마이크론 정도의 직경을 가지는 섬유의 정렬을 위하여) 상당한 정확성을 요하는 반면, 멀티 모드 섬유들(50-250마이크론 정도의 직경)에서 발견되는 규격과 유사한 규격을 가지는, 광학 광경로(optical lightpaths)의 결합에 적합한 회전 조인트가 실시예에 더 용이할 수 있다. (독일의 Grintech사의 그것들과 같이)평평한 광파 회로(planar lightwave circuits), 자유 공간 채널, 프리즘 및 렌즈는, OCT, 내시경(angioscop), 적외선 영상 진단, 근적외선 분광법(near-infrared spectroscopy) 및 형광 영상 진단(fluorescence imaging)과 같이 광학 영상 진단에 적합한 방법으로 빛의 방향을 설정하기 위하여, 상기 회동 부재와 결합된 구성들을 통하여 빛의 방향을 설정하는데 사용될 수 있다.

다.

- [0143] 상기 영상 진단 어셈블리의 회전 속도를 가변하는 것이 영상 진단 각을 가변하는데 사용될 수 있는 다른 실시예들이 더 있다. 회동 부재가 회동축을 중심으로 회동하도록 하는 것 외에, 휨성 부재(bendable component)가 방사기 및/또는 수신기를 지탱하는데 사용되거나 에너지 편향 메카니즘을 지탱하는데 사용될 수 있다. 상기 휨성 부재는, 영상 진단 어셈블리의 회전축으로부터 반경 방향 거리에 대하여 길이를 따라 하나 또는 그 이상의 지점에서 축소되되, 그 길이의 실질적 부분에 걸쳐 축소되지 않는 구조적 어셈블리를 포함한다.
- [0144] 설명을 위하여, 휨성 부재의 "반지름 방향으로 축소되는(radially constrained)" 부분은, 상기 영상 진단 어셈블리의 회전축으로부터 상대적으로 고정된 거리를 가지는 휨성 부재의 어느 부분을 의미하는 것으로 정의한다. 유사하게, 상기 휨성 부재의 "반지름 방향으로 비축소되는(radially unconstrained)" 부분은, 상기 영상 진단 어셈블리의 종축으로부터 반경 방향 거리가 구심 운동, 중력, 정전기력, 자기력 및 다른 힘들의 결과로서 변할 수 있는 휨성 부재의 어느 부분을 의미하는 것으로 정의한다.
- [0145] 상기 구조적 어셈블리는, 휨성 플라스틱, 와이어, 포일 또는 심지어 광섬유로 만들어진 막대의 얇고 연장가능한 부분(elongate portion)을 포함할 수 있다. 강도(strength), 탄성력(elasticity), 변형에 대한 역학적 이력현상(mechanical hysteresis) 및 다른 특성에 관한 기계적 특성들을 가변시키는 서브컴포넌트의 집합을 포함할 수 있다.
- [0146] 영상 진단각을 가변하기 위한 휨성 부재의 사용상 작동 원리는, 상기 영상 진단 어셈블리가 회전할 때, 상기 휨성 부재는 구심 가속도의 결과로서 구부러질 것이다. 상기 휨성 부재의 다른 부분은 다른 방향으로 구부러지거나, 상기 휨성 부재의 기하학적 형상뿐 아니라 상기 휨성 부재 및 서브컴포넌트의 기계적 특성을 포함하는 많은 요인들에 따라서, 주어진 회전과 다른 범위로 구부러질 수 있다. 설명을 위하여, 상기 휨성 부재는 3차원 화소(voxels)로 정의되는 아주 작은 체적들의 집합으로 설계될 수 있다. 상기 휨성 부재의 반지름 방향으로 축소되는 부분들 내의 3차원 화소는, 회전축으로부터 근접한 거리를 유지하는 반면, 반지름 방향으로 비축소되는 부분들 내의 3차원 화소는 관성의 결과로서 거친 원형의 경로에 대하여 접선 방향으로 이동하는 경향을 가질 것이다.
- [0147] 상기 휨성 부재 내의 관성력(인장력, 압축력 등등)은, 일반적으로 상기 3차원 화소들이 완전한 접선 경로를 따르는 것을 차단할 것이다. 상기 휨성 부재에 의하여 추론되는 형상은 상기 휨성 부재의 소재 특성 및 기하학적 형상에 상당이 의존할 것이나, 회전 속도가 변하면 형상이 변할 것이다. 다른 형태의 기하학적 형상 및 형상에 있어서 예측되는 변화의 예들은 아래에서 기술될 것이다. 회전하는 동안 질량의 결과로서 상기 휨성 부재의 휨 특성을 조절하게 될, 상기 휨성 부재의 길이를 따라 추가되는 선택 부재들이 있을 수 있다. 중량이 부여된 부재들은 단순히 상기 휨성 부재의 휨 특성을 조절하기 위하여 제공될 수 있거나, 또한 영상 진단 에너지를 편향시키는 편향 부재로서 작용하는 것처럼 기능성 목적을 제공할 수도 있다. 영상 진단 축이 휨성 부재의 결과로서 가변되는 영상 진단 어셈블리의 실시예가 제시된다. 근위단이 상기 영상 진단 어셈블리에 고정되지만 그 외에는 상기 영상 진단 어셈블리에 부착되거나 걸리지 않는 휨성 막대를 고려해 보자. 정지 상태에서, 상기 휨성 막대의 종축은 회전축에 개략적으로 평행하게 놓이며, 상기 회전축으로부터 약간 상쇄될 수 있다. 상기 영상 진단 어셈블리가 회전할 수록, 사익 휨성 막대의 비축소되는 부분에 있는 3차원 화소 각각은 점진적으로 상기 회전축으로부터 거리가 멀어진다. 상기 막대는 반경 방향으로 비축소되는 부분에서 소정 곡률로 만곡되는 양상을 띠는 것이다. 이는, 상기 휨성 막대가 빛이 방사 및/또는 수신되는 광섬유라면 영상 진단 목적에 매우 유용하게 된다. 상기 막대가 휨에 따라, 영상 진단 각이 변할 것이다.
- [0148] 상기 광섬유의 원위단에는 렌즈가 제공될 수 있으며, 상기 렌즈는 주어진 회전 속도에서 상기 휨성 막대의 만곡 정도를 증가시키는 결과를 가져오는 하중이 부여된 부재이다. 선택적으로, 스케인리스 스틸 실린더 또는 링과 같은 추가 하중들이 만곡 정도를 더 증가시키기 위하여 추가될 수 있다. 이와 유사하게, 상기 휨성 막대가 초음파 변환기로 또는 초음파 변환기로부터 전기 신호를 전달하기 위한 전도성 와이어를 포함하는 유연한 관이라고 한다면, 상기 막대는 영상 진단 목적을 위하여 유용해질 수 있다. 상기 초음파 변환기는 주어진 회전 속도에서 상기 휨성 막대의 만곡 정도를 변경시키는 결과를 가져오는 하중이 부여된 부재일 수 있다. 상기 휨성 부재는 기계적 특성들을 대체하기 위하여 다른 물질들에 의하여 강화될 수 있다. 예를 들어, 주어진 회전 속도에서 유발되는 만곡 정도를 감소시키고 정지 상태가 되면 직선 형태로 되돌아 오는 휨성 부재의 예측 가능성을 향상시키기 위하여, 얇은 니티놀 막대가 광섬유 또는 전기관을 강화하는데 사용될 수 있다. 본 실시예에서, 영상 진단 에너지의 상기 방사기 및/또는 수신기 상기 휨성 부재에 직접 안착된다.
- [0149] 상기 휨성 부재는, 얇은 필름 및 포일 형태뿐 아니라, 원형, 정방형 또는 직사각형 막대를 포함하는 다른 몇몇

기하학적 형태를 포함할 수 있다. 압축 스프링에서 발견되는 것과 같은 헬리컬 또는 스파이럴 형태의 기하학적 구조를 택일적으로 또는 부가적으로 포함할 수 있다. 사용되는 물질은 이상적으로, 이들이 예측 가능하게 그리고 반복가능하게 출발 지점으로 되돌아 오는 것을 가능하게 하는 탄성도(degree of elasticity)를 가질 수 있다. 그 예들은, 실리콘, 고무 및 다른 많은 소재들뿐 아니라, 폴리이미드(polyimides) 및 폴리우레탄을 포함하는 중합체(polymers)를 포함한다. 물질의 본질적 특성으로써 요구되는 탄성도는 상기 형성 부재 내의 물질의 기하학적 형상에 따라 상당히 크게 변할 수 있다. 예를 들어 정방향 막대의 형태인 경우 주어진 물질이 충분한 유연성 또는 탄성을 가지지 않을 수 있으나, 스프링 형태의 부재와 결합된다면 충분한 유연성 및 탄성 모두를 가질 수 있다.

[0150] 도 7a 내지 7c는, 영상 진단 관(322)의 원위단 부근에서 영상 진단 어셈블리(320)의 실시예를 보여준다.

[0151] 변형 부재(deformable component)(324)는, 상기 영상 진단관(322) 내부에서 연장되고, 실질적으로 축소되는 근위측 영역(326) 및 섬유(326)의 원위단 부근의 실질적으로 비축소되는 부분(328)을 가지는 광섬유(326)를 포함한다. 이들 도 7a 내지 도 7c에서, 상기 축소부(constrained portion)(326)는 상기 영상진단관(322)의 내부에 놓이는 반면, 상기 비축소부(unconstrained portion)(328)는 상기 영상진단관(322)의 원위단에 놓인다. 상기 영상 탐침 장치가 회전하지 않을 때, 도 7a에 도시된 바와 같이, 상기 섬유(324)는 내부 응력을 최소화하는 경향이 있고, 본 실시예에서는 상기 섬유(324)가 일반적으로 선형인 형태를 취하도록 하는 것을 보여준다. 그러나, 상기 영상 진단 관(322) 및 그 내부의 상기 섬유(324)가 종축(330)을 중심으로 회전할 때, 도 7b에서와 같이, 상기 섬유(324)에 의하여 수행되는 구심 가속도는 상기 변형 부재의 비축소부(326)가 정지 위치로부터 변형하고 영상 진단각 변경을 야기한다. 회전 속도가 더 증가할 수록, 도 7c에서 보여지는 바와 같이, 영상 진단각( $\alpha$ )의 더 큰 변경을 야기한다. 하나 또는 그 이상의 하중 부재(weighted component)(332)는 주어진 회전 속도에서 달성되는 변형량을 증가시킬 수 있다. 음향 변환기는 상기 광학 영상진단 방사기/수신기를 대체하거나 수반할 수 있다.

[0152] 도 8a는, 변형 부재(344)가 탄성 지지 부재(346)와 연계되는 영상 진단관(342)의 원위단 부근의 영상 진단 어셈블리(340)에 대한 실시예를 보여준다. 변형 부재의 기계적 특성들은, 영상진단 센서(imaging sensor)가 광학 기반 시스템일 때의 광섬유(348)와 같이, 상기 섬유(348)를 직선 형태와 같은 정지 상태의 형태로 충분히 복원시키지 않는 경향이 있을 수 있다. 따라서, 니티놀 와이어와 같은 탄성 지지 부재(346)의 사용은, 변형 부재(346)를 포함하는 실시예들의 수행능력을 향상시키기 위하여 상기 변형 부재의 원위측 영역과 연계될 수 있다. 도 8b는, 탄성 지지 부재(346)를 포함하는 실시예(340)의 축단면도를 보여준다. 상기 변형 부재(344)는 광학 또는 음향 영상 진단 중 어느 하나 또는 모두를 용이하게 하기 위하여 사용될 수 있다.

[0153] 부가적으로, 영상 탐침 장치(340)의 시쓰(352) 내부의 선택적 플러쉬 포트(optional flush port)(356)가 도 8a에 보여진다. 포트(356)는, 도 2에 보여지는 바와 같이 영상 탐침 장치의 근위단 부근에 있는 하나 또는 그 이상의 플러쉬 포트와 결합하여, 상기 영상 탐침 장치(340)가 물 또는 염류와 같은 원하는 유체로 가득차서 넘치는 것을 용이하게 한다. 플러쉬 포트는 본 발명의 모든 실시예들에 선택적으로 포함될 수 있다.

[0154] 도 8c 및 8d는 영상 탐침 장치의 원위단이 확장 부재(expandable component)(395)를 포함하는 실시예에 대하여 기술한다. 상기 확장 부재(395)는, 상기 변형 부재가 내부에서 해부학적 구조들과 접촉하지 않고 더 높은 회전 속도로 편향될 수 있는 더 큰 안전 영역(396)을 제공하는 목적으로 작용한다. 상기 확장 부재(395)는 별개의 팽창 루멘(inflation lumen)(미도시) 또는 영상 진단 관 루멘을 경유하여 팽창 가능할 수 있다. 도 8d에 보여지는 바와 같이, 부가적인 외부 시쓰(396)는 영상 탐침 장치의 전달 또는 제거 과정에서 확장 부재(395)를 타고 미끄러지도록 하기 위하여 포함될 수 있다.

[0155] 도 9a는, 광학 영상 진단 장치로 달성되는 영상 진단 각을 증가하기 위하여 GRIN 렌즈(gradient index of refraction lens)를 사용하는 영상 탐침 장치(370)의 실시예를 보여준다. 상기 GRIN 렌즈(372)는 광섬유(376)를 포함하는 영상 진단관(374) 뒤쪽에 해당하는 탐침 장치의 원위단 부근에 위치된다. 상기 GRIN 렌즈(372)는 상기 광섬유(376)의 원위단 부근에 놓인다. 상기 렌즈(372)의 일 단부쪽으로 빛을 방사하는 상기 섬유(376)의 원위단의 변위가, 상기 렌즈의 타단으로부터 빛이 방사되는 각도에 있어서의 변경을 야기하는 특성을 가지는 GRIN 렌즈가 선택될 수 있다. 영상 진단되는 조직으로부터 상기 렌즈(372)에 의하여 수신되는 빛은 광 방사가 일어나는 경로와 동일한 경로를 따라 상기 섬유(376) 쪽으로 다시 왕복하는 방법으로 집중된다. 원래의 영상 진단각(398)이 도 9a에 보여지며, 상기 GRIN 렌즈(372)의 존재가 더 넓은 유효 영상 진단각(effective imaging angle)(397)의 결과를 가져오는 것도 상기 도면에서 보여진다. 다수의 변형 부재는, 유연성 및 기하학적 형상과 같은 몇몇 변형 부재의 특성들로 인하여, 달성되는 영상 진단각의 범위에 있어서 제한을 가질수록 더 유용하다.

예를 들어, 상기 광섬유(376)는 상기 섬유가 파손되거나 수행 능력을 잃어버리기 전에 획득될 수 있는 최소 곡률 반경을 가진다. 또한, 혈관내 사용을 위한 다수의 영상 탐침 장치들을 위한 영상 진단 어셈블리를 소형화하기 위한 요구는 상기 변형 부재들 상에서 기하학적 축소의 결과를 가져온다. GRIN 렌즈(372)의 사용은 이러한 상황들 하에서 달성될 수 있는 유효 영상 진단각의 범위를 증폭하는데 도움을 준다.

[0156] 다른 전송 광학 요소들이 유효 영상 진단각을 증폭하는데 추가될 수 있다. 예를 들어, 영상 진단 어셈블리(380) 내에서의 굴절율(index of refraction)보다 작은 굴절율을 가지는 물질로 만들어지는 반구(382)가 도 9b에 보여진다. 그러한 부재(382)는, 이산화탄소로 채워지는 챔버와 같이, 기체 충전 챔버(gas-filled chamber)를 포함할 수 있거나, 공기로 채워지는 챔버일 수 있다. 만일 낮은 굴절율을 가지는 물질의 굴절률이 파장에 크게 의존적이지 않다면, 분산 효과(effects of dispersion)는 최소화될 것이다. 유사하게, 영상 진단용으로 사용되는 빛이 좁은 파장 스펙트럼으로 분포한다면, 분산 효과는 최소화될 것이다. 휨성 부재가 영상 진단 각을 변경하기 위하여 영상 진단 에너지 편향 부재와 결합하여 사용될 수 있다. 적어도 하나의 방사기 및/또는 수신기는, 에너지 편향 부재 쪽으로 영상 진단 에너지의 방향을 설정하거나 및/또는 상기 에너지 편향 부재로부터 영상 진단 에너지를 수신하도록 형성된다.

[0157] 회전하는 영상 진단 어셈블리 내에서 휨성 부재에 안착되는 에너지 편향 부재의 예가 도 10에 제공된다.

[0158] 도 10은, 회전 속도에 따라서, 서로 다른 각도에서 영상 진단을 가능하게 하기 위하여 에너지 편향 부재(122)가 변형 부재(124)에 안착되는 탐침 장치의 실시예를 보여준다. 상측 영상에서, 상기 변형 부재(124)는 넓은 영상 각을 야기하는 각도에서 상기 편향 부재(122)를 지지한다. 변형 부재에 대하여 이전에 설명된 바와 같이, 상기 변형 부재(124)는 포일, 스프링, 금속 또는 니티놀 막대와 같은 중합체 및 몇몇 다른 물질일 수 있다. 주어진 회전 속도에서 유발되는 변형을 강조하기 위하여, 광학 편향부재 하중(optical deflector weight)(128)이 상기 변형 부재 또는 상기 편향 부재(122)와 같이 상기 변형 부재(12)의 자유단에 안착되는 다른 요소들에 추가될 수 있다. 이러한 특정 실시예에서, 상기 영상 진단각은 상기 OCT 영상 진단 회로, 스트레인 게이지(strain gauge)(130) 및 스트레인 게이지용 연결부(132)로부터 잠재적으로 비롯될 수 있다는 것이 보여진다. 상기 스트레인 게이지(130)는 영상 진단 각을 측정하기 위한 대체 메카니즘을 가능하게 한다. 높은 회전 속도에서, 상기 변형 부재(124)는 도 10b에서 보여지는 바와 같이 휘어지는 경향이 있다.

[0159] 도 11은 편향 부재 또는 회동 부재에 날개와 같은 하나 또는 그 이상의 수중익(hydrofoil)을 이용하여 회전 속도가 영상 진단각에 영향을 주도록 하기 위하여 사용될 수 있는 영상 탐침 장치(100)의 다른 실시예를 보여준다. 도 5의 탐침 장치(31)와 매우 유사한 메카니즘(100)은, 디스크 형태의 편향 부재의 원위 단부에 고정되는 세 개의 날개(102)를 가진다. 지시된 방향(981)으로 회전 속도가 증가할 수록, 상기 날개는 본 실시예에서 영상 진단각이 증가하도록 야기하는 효과를 나타내는 기압 경도(pressure gradient)를 생성할 것이다. 또한, 본 도면에서, 어떻게 영상 진단 어셈블리의 구성요소들을 완전히 둘러싸는 셸을 반드시 가질 필요가 없는지에 대해서 주목할 필요가 있다. 셸, 또는 그 일부분을 제거함으로써 상기 영상 진단 어셈블리(30)의 체적(bulk)을 최소화한다. 또한, 하나 또는 그 이상의 수중익 부재가 설계에 합쳐지는 경우, 상기 수중익이 이동하는 유체가 외부 시쓰와 같은 비회전 면과 직접 유체 연통하도록 하는 것이 유리할 수 있다. 그러한 유체가 상기 외부 시쓰와 직접 유체 연통하도록 함으로써, 상기 유체는 일반적으로, 상기 외부 시쓰의 상대적으로 정적인 면(static surface)에 수반하는 드래그(drag)에 의하여 상기 영역 내부의 유체 속도가 감소되는 유동 패턴을 발전시킬 것이다. 이는 상기 "날개들"이 상기 유체를 통하여 이동하는 상대 속도를 증가시킬 것이며, 따라서 상기 날개들에 의하여 생성되는 양력(lift)을 증가시킬 것이다. 유사하게, 도 12는 편향 부재(122)가 회동 부재(70)에 날개를 가지는 탐침 장치(100)와 동일한 결과를 제공하는 날개를 포함하는 도 10에 도시된 탐침 장치(120)와 유사한 탐침 장치(110)의 실시예를 보여준다.

[0160] 일부 사용에 있어서, 회전 속도가 단계적으로 변경될 수 있는 반면, 다른 사용에 있어서는, 회전 속도가 속도 범위를 두루 거칠 수 있다. 원하는 스캐닝 패턴 및 그러한 스캐닝 패턴을 달성하기 위하여 요구되는 회전 속도에 관련된 함수들은 응용 형태에 매우 의존적이다. 예를 들어, 원하는 패턴이 원뿔 표면에 근접하는 체적으로 스캔하는 것일 경우, 특정 회전 속도는 회전 모터에 의하여 작동될 수 있다. 상기 원뿔의 피치(pitch)는 회전 속도를 변경함으로써 변경될 수 있다. 원하는 패턴이 전체 체적을 스캔하는 것일 경우, 다중 원뿔(multiple cone)이 회전 속도를 단계적으로 변경함으로써 영상진단될 수 있고, 또는 스캐닝 체적은 회전 속도 범위를 두루 거치면서 스파이럴 경로를 포함할 수 있다. 다른 종류의 다중 스캐닝 패턴들은 시간에 따라 회전 속도를 가변시킴으로써 달성될 수 있다.

[0161] 도 13a는 본 발명의 몇가지 실시예에 의하여 달성될 수 있는 많은 스캐닝 패턴들 중 한 예를 보여준다. 상기 영

상 진단 어셈블리(12)는 데카르트 좌표축과 함께 보여진다. 관심 체적은 상기 영상 진단 관 및 영상 진단 어셈블리를 회전시킴으로써 영상화될 수 있다. 단계적으로 영상 진단각을 가변시키고 다른 영상 진단 각에서 한번 또는 그 이상의 회전을 통하여 영상 진단 데이터를 획득함으로써, 영상 진단 데이터가 연속된 동심 원뿔의 표면들(991)을 따라 수집된다. 그러한 스캐닝 패턴들은 영상 재구성 목적을 위하여 더 단순하지만, 영상 진단 데이터의 획득 시간에 대하여 차선(suboptimal)일 수 있다. 도 13b는 상기 영상 탐침 장치가 회전하는 동안 영상 진단 각이 연속적으로 변하도록 함으로써, 영상 진단 빔이 좀더 스파이럴 형태에 가까운 경로(992)를 따르는 스캐닝 패턴의 예를 보여준다. 그러한 스캐닝 패턴은 3차원 영상 진단 데이터를 위한 알고리즘의 복잡도(complexity)가 증가할 수 있으나, 도 13a의 패턴보다 데이터 획득에 대해서 시간적으로 더 효율적이다.

[0162]

현재의 혈관내 영상 진단 방법은 전형적으로, 상기 영상 진단 관의 근위단에서의 회전 속도가 상기 영상 진단관의 원위단에서의 회전속도의 적합한 근사치(suitable approximation)라는 것을 가정함으로써 회전 각도를 측정한다. 영상 진단관이 더 작은 혈관에 접근하고 가이드 와이어 내부로 결합되기 위하여 더 작아질수록, 더 쉽게 변형되고, 비균일 회전 왜율(non-uniform rotational distortion)이 더 나빠지는 문제점이 있다. 또한, 다수의 혈관내 영상 진단 시스템들은, 시스템이 영상 진단관의 원위단에서의 평균 회전속도가 근위단에서의 평균 회전속도에 충분히 근접하는 정상 상태(steady state)를 띠는 충분히 긴 시간 구간을 위하여 일정 회전 속도를 이용한다. 본 발명의 경우에 있어서, 다수의 실시예들은 회전 속도를 자주 또는 연속적으로 변경하는 것과 관련되며, 영상 진단관의 원위단과 근위단에서의 회전 속도 사이에서 달성되는 정상 상태에 대한 가정은 신뢰성 있는 것이 되지 못할 수 있다. 이러한 목적하에서, 상기 영상 진단관의 원위단 부근에 있거나 영상 진단 어셈블리 내에 결합되는 회전 엔코더가 이점을 가질 수 있다. 광학적, 저항성(resistive), 또는 다른 형태의 회전 엔코더들이 여기서 사용 가능할 것이다.

[0163]

회전 요소(rotary component)의 근방에서 비회전 요소(non-rotary component) 상에 나타나는 광학 패턴은 상기 회전 요소 상의 광학 수신기에 의하여 관찰될 수 있다. 상기 광학 패턴은 비회전 요소의 원주 부근에 연장되고 매 순간 라인이 통과되는 라인 패턴(line pattern) 만큼 간단할 수 있으며, 상기 광학 수신기는 상기 라인이 통과되었다는 것을 지시하기 위한 광학적 또는 전기적 신호를 생성한다. 상기 라인들 간의 간격은 주지의 회전도(degree of rotation)로 표현할 수 있다. 다른 방법으로서, 두 개의 수신기는 직각위상엔코딩(quadrature encoding)을 가능하게 하는데 사용될 수 있으며, 이는 회전 변위에 있어서 증가분에 관한 정보 외에 방향 정보를 제공한다.

[0164]

다른 방법으로서, 상기 엔코더는 다수의 수신기 및 큰 비율의 회전 엔코더에 일반적으로 사용되는 그레이코드(Gray code)와 같은 광학 패턴을 이용하여 위치를 암호화할 수 있다. 다른 방법으로, 흡수, 반사 또는 그외 상기 광학 패턴으로부터 방사되는 빛의 파장 스펙트럼은 절대 위치로 표현할 수 있다. 박막 필름, 회절 격자(diffraction gratings) 및 다른 광학 표면 또는 요소들은 이러한 목적으로 사용될 수 있다. 다른 방법으로서, 상기 광학 패턴은 회전 요소에 있을 수 있고 상기 광학 수신기는 비회전 요소에 있을 수 있다.

[0165]

회전 엔코더의 다른 실시예들은, 저항성 회전 엔코더, 영상 진단관의 원위단 부근의 하나 또는 그 이상의 가속도계, 카테터 내 수탁자 랜드마크(fiduciary landmarks) 또는 특성의 식별을 포함할 수 있다. 예를 들어, 영상 진단 셸(imaging shell)의 두께는 중축을 중심으로 각함수로서 가변될 수 있다.

[0166]

도 14는, 영상 진단 어셈블리(160)의 회전 위치를 암호화하기 위하여 영상 진단 어셈블리(160)의 직후방에 위치되며 시쓰(152) 내에 포함되는 엔코딩 패턴(156)을 포함하는 영상 탐침 장치(150)의 실시예를 보여준다. 상기 영상 진단 어셈블리(160)의 내부 또는 근처에 상기 영상 탐침 장치의 길이 부분을 따라 자유롭게 이동 가능한 비회전 엔코딩 패턴(156)이 놓인다. 따라서, 상기 영상 진단관(34) 및 영상 진단 어셈블리(160)이 회전할 수 있는 반면, 상기 광학 엔코딩 패턴(156)은 회전하지 않는다. 본 실시예에서, 상기 엔코딩 패턴은 상기 외부 시쓰의 길이를 따라 유사하게 형성된 채널에 의하여 수용되는 돌출부(protruding feature)(158)를 가진다. 하나 또는 그 이상의 돌출부들은, 인접하는 영상 진단 어셈블리(160) 및 영상 진단관(34)이 회전하는 동안 상기 광학 엔코더가 회전하는 것을 방지한다.

[0167]

상기 영상 탐침 장치의 회전부 내의 신호선은 회전 위치 해독을 용이하게 하기 위하여 엔코더쪽으로 향한다. 본 실시예에서, 상기 비회전 광섬유(164)는 광학 엔코더 부재(156) 상에 빛을 조사하도록 포함된다. 상기 조사광(illuminating light)은 회전각에 의존하는 방법으로 상기 광학 엔코더와 반응한다. 빛은 그러면 상기 광학 엔코더 부재(156)로부터 비영상진단광섬유(nonimaging fiber optic)(164)을 통하여 역으로 이동한다. 상기 섬유(164)의 근위단은 수광부(photodetector) 또는 상기 영상 탐침 장치의 근위단에 있는 다른 광학 변환기에 연결될 수 있고, 광신호를 하나 또는 그 이상의 전기적 신호로 변환하여 어댑터를 통하여 영상 진단 시스템과 연통

(통신)될 수 있다. 이러한 형태의 이점은, 상기 영상 진단 어셈블리가 외부 시스 내에서 회전 위치를 감지하는 능력에 영향을 주지 않고 병진할 수 있다는 것이다. 엔코딩 패턴(156)의 실시예 및 영상 탐침 장치상에서 암호화하는 다른 실시예들에 대한 상세한 설명은 함께 출원된 미국 특허출원 "회전 엔코더를 가지는 의학 영상 탐침 장치(Medical imaging probe with rotary encoder"에 개시되며, 모든 내용은 본 발명에서 참조된다.

[0168] 원하는 영상 진단각을 달성하기 위한 변형 부재 또는 회동 부재의 기능수행은 상기 변형 부재 또는 회동 부재를 다른 변형 부재 또는 회동 부재에 기계적으로 연결함으로써 향상될 수 있다. 도 15는, 에너지 편향 부재를 포함하는 원위측 회동 부재(650)의 실시예를 보여준다. 상기 원위측 에너지 편향 부재는 각 단부에 연결 지점(653)을 가지는 커넥터(652)를 통하여 좀 더 근위측의 제 2 회동 부재(651)에 기계적으로 연결되며, 상기 커넥터는 두 개의 회동 부재들 각각을 연결한다. 상기 제 2 회동 부재는 좀 더 밀도가 높은 물질로 만들어진 제 1 회동 부재로 설계되는 것보다 원하는 영상 진단각을 달성하는데 더 나은 특성을 가질 수 있다. 다른 방법으로서, 상기 제 2 회동 부재는 스트레인 게이지 또는 영상 진단 각을 측정하기 위한 다른 부재가 제공되는 부재를 제공함으로써 이점을 제공할 수 있다. 도 16a를 참조하면, 초음파 및 광학 수단에 의하여 동일 방향으로 영상 진단을 가능하게 하기 위하여, 빛 에너지가 상기 변환기 내의 관을 통하여 이동하도록 하는 음향 변환기가 제공된다. 본래, 압전 물질(piezoelectric material)은 기관을 통하여 만들어진 홀과 같은 개구부를 가지도록 대체된다. 전기적 접촉부들(400)은 변환기의 음향 기관(402) 양측에 있는 전도층(401)으로 향한다. 광섬유(403)는, 광학 영상 진단을 가능하게 하기 위한 광학관을 제공한다. 선택적 광학 스페이서(780) 및 GRIN 렌즈(405) 또는 다른 광학 부재는 도 16a에 보이는 바와 같이 음향 기관(402)의 개구부(407) 내에 놓일 수 있다. 상기 광섬유로부터 나오는 광학 영상 진단 에너지는 회동축(626)을 중심으로 회동 가능한 회동 부재(70) 쪽으로 향한다. 상기 회동 부재는 반사면을 포함한다. 상기 압전 물질의 양측에 있는 전도층(401)은 상기 압전체에 전압을 걸기 위하여 요구될 때 결합된다.

[0169] 자석(782) 뿐만 아니라 멈춤부(781)가 영상 진단 어셈블리의 일부분으로써 보여진다. 또한, 상기 회동 부재(70) 상에 제 2 자석(784)이 있다. 상기 자석들은 상기 회동 부재가 상기 멈춤부(781)에 접촉하도록 하는 복원력의 몇 가지 가능한 근원으로써 작용한다. 높은 회전 속도에서, 상기 회동 부재(70)는 상기 회동축(626)을 중심으로 상기 멈춤부(781)로부터 멀어지는 방향으로 회동하여 영상 진단 각을 변경시키는 결과를 가져온다. 따라서, 도 16a는 다양한 영상 진단 각도에서 측방 주시를 가능하게 하는 스캐닝 메카니즘에 적합한 영상 탐침 장치(10)의 실시예에 대해서 기술한다.

[0170] 도 16b는 상기 자석(782)이 전자석(785)이라는 것을 제외하고 상기 실시예와 유사한 실시예에 대해서 기술하면, 전기 전도 회로(786)는 상기 영상 탐침 장치의 근위단으로부터 상기 전자석(785) 쪽으로 연장하여 상기 전자석에 전기 전류를 제공한다. 상기 전자석(785)에 의하여 생성되는 자기장의 방향 및 강도를 가변함으로써, 사용 중에 요구될 수 있듯이 상기 회동 부재의 복원력을 조절하는 것이 가능하다. 본 실시예에서 상기 회동 메카니즘은 구심가속도에 의존하지 않는다. 따라서, 스캐닝 패턴은 또한, 전자석 또는, 상기 회동 부재 상에 제 2 자석을 장착하는 것과 같이, 전자석에 의하여 영향을 받는 회동 부재를 사용함으로써 회전 운동에 독립적으로 생성될 수 있다. 자력의 사용은, (도 5a 내지 5i에서 보여지는 바와 같은)전방 주시 영상 진단을 위한 실시예에 적용될 수 있으며, 그리고 영상 진단 각을 변경하기 위하여 (도 10a 및 10b에서와 같은) 변형 부재를 사용하는 실시예들을 위하여 적용될 수 있다. 유사하게, 상기 회동 부재 또는 변형 부재가 자석을 포함하지 않는다면, 상기 회동 또는 변형 부재의 제 1 방향으로의 토크 발생을 위한 힘은 스프링, 캔틸레버 및 복원력을 위하여 위에서 기술된 수단들과 같은 다른 수단에 의하여 제공될 수 있다. 전기적으로 제어 가능한 전자기력은 상기 회동 또는 변형 부재의 반대 방향으로의 토크 발생에 사용될 수 있다.

[0171] 측방 주시 영상 진단을 위하여 구심력과 결합되는 비자성 복원력을 사용하는 측방 주시용 대체 실시예가 도 16c에 보여진다. 멈춤부(80,82)는 상기 회동 부재(70)의 운동 범위를 제한한다. 캔틸레버 와이어(640)가 포스트(787) 상에 안착되고 상기 회동 부재(70)의 표면에 접촉된다.

[0172] 높은 회전 속도에서, 상기 회동 부재는 (도 16c에서 반시계 방향으로) 회동하여 영상 진단각의 변경을 야기할 것이다.

[0173] 본 발명의 일부 실시예들에서 보여지는 바와 같이, 본 발명의 스캐닝 메카니즘과 함께 사용하기 위한 초음파 및 하나 또는 그 이상의 영상 진단 수단이 요구될 수 있다. 도 16a 내지 16c는, 초음파 변환기가 광학 영상진단 방사기 및/또는 수신기에 어떻게 결합되는 지에 대하여 기술한다.

[0174] 도 17a 내지 17g는 또한, 초음파 변환기와 광학 영상진단 방사기 및/또는 수신기의 결합에 대한 다양한 실시예들에 대하여 기술한다.

- [0175] 이러한 실시예들은, 거울 또는 프리즘과 같은 광학 영상 진단 방사기 및/또는 수신기용 편향 메카니즘과 결합한다.
- [0176] 도 17a를 참조하면, 빛 에너지가 변환기 내의 관을 통하여 이동하는 것을 가능하게 하는 음향 변환기가 사용되도록, 음향 및 광학 수단에 의하여 동일 방향으로 영상 진단을 가능하게 하도록 형성되는 영상 진단 서브어셈블리(399)가 제공된다. 근본적으로, 탐침 장치(399)는 기관을 통하여 만들어지는 광학 전송 채널(optically transmissive channel)을 가지도록 대체되는 음향 변환기(402)를 사용한다. 상기 음향 변환기(402)는 압전 조합(예컨대 PZT 또는 PVDF), 복합 변환기 또는 단일 결정체 변환기와 같이 종래에 알려진 어떠한 종류의 초음파 변환기일 수 있다.
- [0177] 전기적 접촉부들(400)은 상기 변환기의 음향 기관(402) 양 측방에 있는 전도층(401)을 향한다. 광섬유(403)는 광학 영상 진단을 가능하게 하기 위한 광학관을 제공한다. (상기 변환기를 구동하는 전극들 중 하나 또는 모두로써 기능할 수 있는 은 또는 구리 전도성 에폭시층과 같은)에폭시층 또는 (파릴렌(parylene) 또는 PVDF와 같은) 중합체와 같이, 하나 또는 그 이상의 매칭층(matching layers)이 상기 변환기의 방사 표면에 추가될 수 있다.
- [0178] 광학 방사 채널(407)은, 정밀 드릴링, 레이저 박리, 포토에칭, 개구부 및 다른 것들을 생성하기 위한 몰드 내의 특징을 포함하는 몇몇 기술들에 의하여 만들어질 수 있다.
- [0179] 상기 압전 물질(402)의 양 측방에 있는 전도층들(401)은 상기 압전체에 전압을 걸기 위하여 요구될 때 결합될 수 있다. 상기 개구부(407)는 직접 또는 하나 또는 그 이상의 거울(404) 또는 프리즘 및 하나 또는 그 이상의 렌즈(405)에 의하여 광학 웨이브 가이드(403)에 연결된다.
- [0180] 도 17b에 보여지는 바와 같이, 상기 섬유로부터 나오는 빛은 거울(404)(또는 프리즘) 쪽으로 향하도록 할 수 있고, 상기 거울(404)은 상기 섬유로부터 나오는 빛이 상기 광학적으로 전송 가능한 채널(407)을 통하여 편향되도록 야기한다. 다른 방법으로서, 도 17c에 도시된 바와 같이, 프리즘(397)은 상기 빛을 광학적으로 전송 가능한 채널을 통하여 편향시키기 위하여 사용될 수 있다. 상기 프리즘(397)은 총 내부 반사 결과로서 빛을 편향하거나, 편향면(deflecting surface) 상에 썩워진 반사 코팅에 의하여 지지될 수 있다. 상기 프리즘(397)은 광경로를 따라 적절한 위치에 고정되는 별도의 광학 요소일 수 있다. 예를 들어, 자외선 차단 접착제(UV cured glue)와 같은 접착 방법을 이용하여 섬유의 단부, 렌즈 또는 스페이서 상에서 정위치에 부착될 수 있다.
- [0181] 다른 방법으로, 상기 프리즘을 만들기 위하여, 광경로를 따라 비클래드(no-clad) 광섬유를 부착하는 것과 원하는 길이로 비클래드 섬유 세그먼트를 절단하는 것이 수행될 수 있다. Mao et al은 상기에서 인용된 문서에서 이러한 방법에 대하여 기술하고 있다.
- [0182] 또한 도 17c에서 보여지는 바와 같이, 광학적으로 투명한 윈도우(409)는 상기 광학적으로 전송 가능한 채널(407)의 단부에서 선택적으로 발견될 수 있으며, 상기 채널 내에서 채워지지 않은 어느 공간은 기체, 유체 또는 유리 와 같은 광학적으로 투명한 물질 또는 종래에 알려진 몇몇 투명한 중합체로 채워질 수 있다. 상기 윈도우(409)의 목적은 원치않는 공기 거품이 상기 채널(407) 내에서 생성되거나 유지되는 것을 방지하고, 상기 광학적으로 전송 가능한 채널(407) 내부의 구성들을 보호하기 위함이다.
- [0183] 도 17d에서 보여지는 바와 같이, 볼 렌즈일 수 있는 콘투어 렌즈(contoured lens)(424)와 같은 특정의 광학 요소의 반사력을 향상시키기 위하여, 상기 채널(407) 내에서 유체 또는 고체 물질 대신 기체를 가지는 것이 바람직할 수도 있다.
- [0184] 도 17e 내지 17g에서 보여지는 바와 같이, GRIN 렌즈(405) 또는 다른 광학 요소는 광경로를 따라 상기 섬유(403)와 편향 거울 또는 프리즘(404) 사이에서 상기 광섬유(403)의 말단부에 인접하는 곳에 배치될 수 있다. 이 경우, 상기 음향 기관(402) 내의 상기 개구부는 어떠한 광학 요소로부터 자유로운 상태로 남겨질 수 있고, 단지 광학적으로 투명한 물질을 포함할 수 있으며, 또는 윈도우(409)에 의하여 덮일 수 있다. 다른 방법으로, 상기 GRIN 렌즈(405) 또는 다른 광학 요소는 도 17g 내지 17i에서 보여지는 바와 같이 상기 음향 기관(402)의 상기 광학적으로 전송 가능한 채널(407) 내에 배치될 수 있다. 상기에서 언급된 절연 물질(406)의 슬리브는, 상기 음향 기관(402)으로부터 기계적 또는 전기적 절연을 제공하기 위하여 도 17i에서 보여지는 바와 같이 GRIN 렌즈(405) 또는 상기 개구부(407) 내의 다른 광학 요소를 둘러쌀 수 있다.
- [0185] 도 17f를 참조하면, 광학 스페이서(433)는 상기 광섬유(403)의 원위단과 GRIN 렌즈(405) 사이에 위치된다. 상기 광학 스페이서 부재(433)는 비클래드 섬유, 유리, 플라스틱, 기체로 충전된 튜브 또는 유체로 충전된 튜브와 같은

광학적으로 투명한 매체를 포함할 수 있다. 광학 스페이서 부재(433)는 원하는 초점 깊이를 달성하기 위하여 정렬에 대한 요구되는 정확도 및 광학 요소의 크기를 감소시키는데 도움을 준다.

[0186] 다른 방법으로, 도 17g에 보여지는 바와 같이, 상기 거울 또는 프리즘의 경로 길이는 상기 광섬유의 원위단과 상기 렌즈(405) 사이에서 상기 광학 스페이서(433)의 전부 또는 일부로서 작용할 수 있다. 기능적 광학 스페이서의 일부분에 대한 대체물로써 상기 거울 또는 프리즘(397)을 통하여 빛이 이동하여야 하는 거리를 이용할 때의 이점은, 집속 요소(focusing element)(예컨대 GRIN 렌즈(405) 또는 다른 렌즈)가 영상진단되는 영역에 더 가깝고, 따라서 광학 영상 진단 시스템의 유효 작동 거리를 향상시킨다는 것이다. 어떤 상황에서는, 상기 렌즈(405)가 도 17h에 보여지는 바와 같이 원하는 초점 깊이를 달성하기 위하여 상기 광학적으로 전송 가능한 채널의 양단으로부터 상쇄될 수 있다.

[0187] 여기서 개시된 스캐닝 메카니즘들과 함께 사용될 수 있는 다양한 형태의 IVUS/OCT 결합 장비들에 대한 더욱 상세한 설명은 함께 출원된 미국특허 "초음파와 광학 영상 진단 수단이 결합된 영상 탐침 장치(IMAGING PROBE WITH COMBINED ULTRASOUND AND OPTICAL MEANS OF IMAGING)에서 기술되며, 그 내용 전체가 본 발명에서 참조되어 결합된다.

[0188] 도 18a 내지 18d는 음향적으로 반사가 가능한 면과 차별되는 광학적으로 반사 가능한 면을 가지는 회동가능한 편향 부재에 대하여 기술한다. 도 18a는 측면에 핀을 수용하기 위한 홀을 가지는 편향 부재의 사시도로서, 상기 편향 부재는 상기 영상 진단 어셈블리 내부에서 상기 핀을 중심으로 회동 가능하다. 도 18b는 상기 편향 부재의 중심에 가까운 지점을 따라 절개되는 상기 편향 부재의 단면도를 보여준다. 핀(465)을 수용하기 위한 홀들이 보인다. 최상층은, 평평하고 광학적으로 반사 가능한 층(461)이다. 광학적으로 반사 가능한 층과 음향적으로 반사 가능한 기관(463) 사이에 놓이는 일반적으로 음향적으로 투명한 층(462)이 상기 광학적으로 반사 가능한 층 아래에 놓인다. 도 18c 및 18d는 상기 디스크의 중심으로부터 이격된 다른 지점들에서 상기 편향 부재의 종단면도를 보여준다. 그러한 장비는, 상기 편향 부재가 종국적으로 영상 진단 어셈블리 내에 안착될 수 있도록, 스테인리스 스틸과 같은 음향적으로 반사가 가능한 물질의 디스크를 취하고, 필요한 구멍을 뚫거나 함몰부를 형성함으로써 구성될 수 있다. 파라볼릭 또는 회전타원체형 함몰부는 상기 디스크의 한 면에 형성될 수 있다. 상기 함몰된 면은 그러면, 폴리메틸펜텐(polymethylpentene(TPX))과 같은 음향적으로 투명한 물질로 채워질 수 있다. 금속재의 얇은 층과 같은, 광학적으로 반사 가능한 필름이 음향적으로 투명한 물질의 상부 표면에 추가될 수 있다. 도 18c 및 도 18d는, 상기 디스크의 중심으로부터 이격된 다른 지점들에서 그러한 편향 부재의 단면 영상들을 보여준다.

[0189] 도 19a 내지 19h는 하나 또는 그 이상의 조향 부재(steerable components)와 결합하는 본 발명의 영상 탐침 장치의 사용을 보여준다. CORDIS 사의 STEER-IT과 같은 조향 가이드와이어들(steerable guidewire)이 가능하며, 상기 와이어의 원위측 부분은 조작자에 의하여 제어적으로 편향될 수 있다. 유사하게, 미국 등록 특허 제 4898577호에 의하여 기술되는 메카니즘을 사용하는 그것들과 같은 조향 카테터(steerable catheters)가 간으하며, 조작자는 상기 카테터의 원위측 단부를 제어적으로 편향할 수 있다. 도 19a는 가이드 와이어 루멘을 가지는 영상 탐침 장치(440)의 유연한 실시예의 원위측 부분을 설명하며, 조향 가이드 와이어(441)는 실질적으로 상기 영상 탐침 장치의 외부 시스의 가이드 와이어 내부에 놓인다. 도 19b는 상기 조향 가이드 와이어의 편향이 어떻게 상기 영상 탐침 장치의 원위측 영역의 편향을 조래하는지에 대하여 설명한다.

[0190] 도 19c는 실질적으로 조향 카테터(442) 내부에 놓이는 영상 탐침 장치(440)의 원위측 부분에 대하여 설명한다. 가이드 와이어(443)는 또한 상기 영상 탐침 장치를 통하여 연장될 수 있다. 상기 가이드 와이어는 또한 조향 가능하거나, 종래의 조향 불가능한 가이드 와이어일 수 있다. 도 19d는 어떻게 상기 조향 카테터의 편향이 상기 영상 탐침 장치의 원위측 영역의 편향을 조래하는지에 대하여 설명한다.

[0191] 다른 방법으로서, 조향 가이드 와이어 또는 조향 카테터의 조향을 가능하게 하는 동일한 메카니즘이 상기 영상 탐침 장치 내에 직접 결합될 수 있다.

[0192] 도 19e 내지 19h는 혈관의 폐쇄된 루멘을 가로지르는 것을 용이하게 하기 위하여 어떻게 조향 부재가 영상 탐침 장치와 연결되어 사용될 수 있는지에 대하여 구체적으로 설명한다. 도 19e에서, 조향 가이드 와이어(441)는 실질적으로 상기 영상 탐침 장치(440) 내에 놓인다. 상기 영상 탐침 장치가 혈관(445)의 폐쇄된 세그먼트(segment)에 인접하여 전진할 때, 상기 영상 진단 수단은, 상기 영상 탐침 장치에 의하여 달성 가능한 영상 진단각 범위의 한계(446)에 의하여 정의되는 시야(field of view)를 가진다. 상기 조향 가이드 와이어는, 도 19f에 도시된 바와 같이, 상기 영상 탐침 장치 및 가이드 와이어를 원하는 방향으로 편향시키도록 제어될 수 있다. 상기 가이드 와이어는 영상 안내하에서 상기 폐쇄된 세그먼트 내부로 전진할 수 있다. 원한다면, 상기 와이어의

전진에 대한 영상 안내는, 상기 와이어가 전진하는 동안 혈관벽 경계(447) 내부에서 유지되는 것을 보장하는 것을 도와줄 수 있다. 상기 가이드 와이어는 친수성 코팅(hydrophilic coating)과 같은 특성 또는 상기 폐쇄된 세그먼트의 초기 관통을 용이하게 하기 위한 충분한 강성을 가질 수 있다. 상기 영상 탐침 장치(440)는 그러면, 상기 와이어(441)를 따라 폐쇄된 세그먼트(445) 내부로 전진할 수 있다. 영상 진단의 반복 과정, 와이어의 조향, 상기 와이어의 전진 및/또는 상기 영상 탐침 장치의 전진은 폐쇄된 세그먼트의 관통을 용이하게 하는데 사용될 수 있다.

[0193]

선택적으로, 도 19g에 보여지는 바와 같이, 상기 가이드 와이어는, 부피가 큰 영상 탐침 장치가 폐쇄 부분을 쉽게 전진할 수 있는 영역의 생성을 용이하게 하기 위하여, 팽창 풍선(448) 및 팽창 루멘(미도시)과 같은 팽창 가능한 부재를 포함할 수 있다. 영상 진단의 반복 과정, 와이어의 조향, 상기 와이어의 전진 및/또는 상기 영상 탐침 장치의 전진은 폐쇄된 세그먼트의 관통을 용이하게 하는데 사용될 수 있다. 도 19h는 다른 반복이 시작될 수 있는 지점으로부터 폐쇄된 세그먼트 내부로 상기 영상 탐침 장치가 전진한 것을 보여준다.

[0194]

도 20a는, 회동 부재가 영상 진단 어셈블리의 회전 속도 함수로서 영상 진단 각의 변동에 영향을 줄 수 있도록 하기 위한 다른 실시예에 대하여 기술한다. 회동 가능한 편향 부재(501)가 핀(502) 상에 안착된다. 최대 영상 진단 각을 위한 제 1 멈춤부(503) 및 최소 영상 진단 각을 위한 제 2 멈춤부(506)가 포함될 때 음향 변환기(503) 및 광학 방사기/수신기(504)가 포함된다. 하중 탄성 부재(weighted elastic component)가 상기 회동 부재에 부착되고, 상기 영상 진단 어셈블리 또는 영상 진단관 중 어느 하나에 부착된다. 상기 하중 탄성 부재는, 스테인리스 스틸 하중부(508)가 부착된 니티놀 막대(507)를 포함하거나 다른 적절한 물질로 만들어질 수 있다. 낮은 회전 속도에서, 상기 탄성 부재는 도 20a에 보여지는 바와 같이 상대적으로 선형 프로파일(linear profile)을 띤다. 상기 회전 속도가 증가함에 따라, 상기 하중 탄성 부재의 구심 가속도는 중량이 상기 영상 진단 어셈블리의 벽쪽으로 이동하도록 야기할 것이다. 이에 수반하여, 상기 탄성 부재는 변형되어 도 20b에 보여지는 바와 같이 편향 부재의 회동각이 변경되는 것을 야기할 것이다. 이러한 형태는 원하는 영상 진단각을 신뢰성 있게 달성하는 본 발명의 능력을 증가시킬 수 있다.

[0195]

영상 재구성

[0196]

영상 진단각을 가변하기 위한 몇몇 실시예들이 위에서 설명되었으며, 이는 획득된 영상 진단 데이터와 관련된 영상 진단각 및 회전각을 가정, 예측, 측정(직접 또는 간접적으로) 또는 그외 추론하는데 도움이 될 수 있다. 영상 진단 데이터의 각 픽셀 또는 샘플은 1) 회전 각으로서 정의된 회전축을 중심으로 하는 각, 2) 영상 진단각으로서 정의된 회전축으로부터의 각도 및 선택적으로 3) 영상 진단 수신기 또는 에너지 편향 부재로부터와 같이, 영상 진단 어셈블리 부근 또는 그 내부의 기준 지점으로부터의 거리 모두와 연계될 수 있다. 이러한 두 개의 각들 및 선택적으로 거리 측정은 영상 진단된 대상체/조직의 3차원 기하 형상을 재구성하는 것을 돕는데 사용될 수 있다.

[0197]

초음파에 있어서, 상기 변환기 또는 편향 부재로부터의 거리는 음속과 결합된 초음파 신호의 비행 시간에 기반하여 예측된다. 광학단층촬영에서, 상기 광학 회로의 수신 단부 또는 편향면으로부터의 거리는, 전파간섭계(interferometry) 또는 광학 주파수 도메인 영상 기법(optical frequency domain imaging)(OFDI) 중 어느 하나를 이용하여 측정된다. 광학단층촬영을 위하여, 영상진단되는 깊이 범위, 또는 "윈도우"는 일반적으로 상기 시스템의 수행을 최적화하기 위하여 선택된다. 윈도우 크기는 4마이크론에서 수 밀리미터만큼 작을 수 있고, 픽셀도는 단위 시간 간격 당 획득되는 벡터의 수 및 영상 진단이 발생하는 (혈액, 조직, 공기 및/또는 맑은 액체(clear liquid)와 같은)물질(media)의 광학적 특성과 같은 시스템의 수행 요건에 기초하여 선택된다. 미국 특허 6178346호에 의하여 기술되는 바와 같은 혈관 내시경 및 적외선 영상 진단에 있어서, 비록 본 발명에서 두 세트의 광학 방사기 및/또는 수신기를 사용함으로써 입체 시각(stereo vision)을 가능하게 하는 것이 일부 거리 감각(depth perception)을 용이하게 하지만, 거리 정보는 없다.

[0198]

가장 간단한 실시예에서, 영상 진단각 또는 회전각은 관심을 가지지 않아도 좋고, 실제로 영상 진단각을 알지 못하는 상태에서 영상 진단각을 가변하는 능력은 종래 기술에 비하여 충분히 향상된 것이라 할 수 있다.

[0199]

그러나, 많은 경우에 있어서 영상 진단각은 영상 진단된 영역의 적절한 2차원 또는 3차원 화상을 생성하기 위하여 및/또는 영상 진단된 영역 내에서의 측정을 위하여 관심 대상이다. 영상 진단각 추출을 위하여 몇가지 방법이 사용될 수 있다. 가장 간단한 경우에 이Tdj, 상기 영상 진단각은 회전 속도 함수일 수 있다. 따라서, 영상 진단 어셈블리의 회전 속도 예측 또는 측정은 실험 또는 제 1 원리로부터 비롯되는 함수 또는 룩업 테이블(look-up table)에 기초하여 영상 진단각 예측으로 맵핑될 수 있다. 많은 경우에 있어서, 상기 회전 속도는 시변 함수(time-varying function)일 것이며, 상기 회전 속도를 영상 진단각으로 맵핑하는 메카니즘은, 순간 회전

속도를 단순히 매핑 스킴(mapping scheme)에 입력하는 변수로써 사용하지 않을 수 있으나, 그러한 순간의 근처에서 발생하였거나 발생할 계획인 회전 속도를 또한 병합할 수 있다. 상기 회전 속도를 영상 진단각에 단순히 맵핑하는 이러한 프로세스는, 상기 회동 부재 또는 휨성 부재가 상기 영상 진단 어셈블리에 작용하는 외력에 현저하게 영향을 받지 않을 때 가장 적절하다. 예를 들어, 상기 회동 부재의 회전 축이 상기 회동 부재의 질량 중심에 근접하여 지나가지 않는 경우, 상기 회동 부재에 작용하는 중력의 효과는 실제 영상 진단 각에 영향을 주어, 결과 영상(resulting image) 또는 상기 영상 진단각의 가정에 기반하여 만들어진 측정을 충분히 왜곡할 수 있다.

[0200]

일정 시간 구간에 걸친 회동각 등급(the degree of the tilt angle)은, 영상 재구성 프로세스에 입력 변수로써 사용될 수 있는 기설정된 매개 함수(parametric function) 또는 임의 함수(arbitrary function)에 근접하도록 적절하게 가정될 수 있다. 기설정된 영상 진단각 함수는 상기 영상 탐침 장치의 형태 및 모터 컨트롤러에 적용되는 회전 운동 제어 시퀀스에 의존될 수 있다. 사용자는 영상 진단함수를 조절할 수 있고, 따라서 매개 변수의 하나 또는 그 이상의 변수들을 조절하거나 임의 함수의 임의 지점들을 조절함으로써 재구성된 영상들을 조절할 수 있다.

[0201]

영상 진단각의 좀더 직접적인 평가가 가능하다. 스트레인 게이지는 휨성 부재 또는 회동 부재의 변형 또는 회전을 평가하는데 추가될 수 있다. 다른 방법으로, 광학 회동 엔코딩 인터페이스(optical tilt encoding interface)가 회동 또는 휨성 부재에 결합될 수 있고, 별도의 광섬유 채널을 통하여 또는 국부 LED 및 수광부를 이용하여 모니터링될 수 있다. 예를 들어, 광섬유는 상기 회동 또는 휨성 부재의 표면 쪽으로 직접 빛을 방출할 수 있고, 상기 섬유 쪽으로 역반사되는 빛의 강도는 회동 각 함수로써 가변할 수 있다. 이러한 강도는 엔코더의 광섬유 근위단에서 수광부를 이용하여 감지될 수 있다.

[0202]

저항성(resistive), 용량성(capacitive), 자성(magnetic) 및 유도성(inductive) 엔코더가 또한 사용될 수 있다. 다른 방법으로, 상기 영상 진단 에너지에 의하여 획득되는 정보는 영상 진단각의 평가를 제공하는 데 사용될 수 있다. 예를 들어, 초음파 또는 광학단층촬영을 위한 에너지 편향면을 포함하는 경우, 대부분의 영상 진단 에너지는 영상 진단각 방향으로 반사될 것이다. 그러나, 영상 진단 에너지 수신기쪽으로 반사되는 소량의 영상 진단 에너지가 있을 수 있다. 이러한 역반사되는 영상 진단 에너지의 양은 반사면의 부드러운 정도(smoothness) 또는 질감(texture)에 약간의 변형을 가함으로써 증가되어, 반사면을 불완전 광학 반사 부재로 만들 수 있다.

[0203]

초음파 또는 광학단층촬영 영상기법에 사용되는 거리 측정을 위한 종래의 기술을 이용하여, 수신기와 편향 부재 사이에서의 거리 변화를 식별하는 것이 가능하다. 따라서, 영상 진단 에너지가 편향되는 편향면 영역이 회동 또는 휨의 결과로서 영상 진단 수신기로부터의 거리를 변경시킨다면, 이러한 거리는 삼각법 원리(trigonometric principles)를 이용하여 영상 진단각을 결정하는데 사용될 수 있다.

[0204]

OCT 영상 기법은 초음파 영상 기법에 비하여 훨씬 높은 해상도를 가지므로, 영상 진단각에 있어서 변화에 대한 대리 표지자(surrogate marker)로써 이러한 거리 변화를 측정하기 위하여 OCT 수신기를 사용하는 것이 많은 경우에 있어서 바람직하다. 다른 방법으로, 영상 진단 어셈블리의 셀 또는 영상 탐침 장치의 다른 특징은 음향 또는 광학 수단에 의하여 감지 가능한 반사를 제공하는 인터페이스로써 작용할 수 있다. 그러한 인터페이스는 따라서 사용될 수 있는 내재적 표지(intrinsic landmark)를 제공한다. 따라서, 상기 수신기와 인터페이스 사이 또는 편향기와 인터페이스 사이의 경로 길이의 차이가 감지될 수 있다. 만일 이러한 경로 길이가 (셀의 형태학(morphology)으로 인하여) 영상 진단각의 함수로써 변화한다면 상기 영상 진단각이 추론될 수 있다.

[0205]

상기 영상 진단 시스템에 결합되는 신호 감지 메카니즘은 편향면 또는 내재적 표지 인터페이스에 의하여 제공되는 반사를 자동으로 감지하는데 사용될 수 있고, 영상 진단각과 관련된 정보를 영상 진단 시스템의 다른 구성 요소들에 제공하는데 사용될 수 있다. 그러한 신호 감지 시스템은 하드웨어 또는 소프트웨어 감지 시스템 또는 이들의 조합을 이용하여 가능하게 될 수 있다.

[0206]

전형적인 2차원 디스플레이 화면에 3차원 데이터를 디스플레이하는 것은, 연속적 2차원 영상(serial 2D images) 및 의료 영상 진단 분야에 알려진 다른 방법들을 포함하는 몇가지 방법으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 상기 2차원 영상들은, 3차원 체적을 통하여 잘게 썰어진 임의의 평면들, 최대 강도 투사 영상(maximal intensity projection images) 다평면 재설정영상(multiplanar reformatted images) 및 몇몇 다른 것들을 표현할 수 있다. 또한, 좌표(회전각, 영상 진단각, 거리)를 이용하는 것처럼 극좌표에 데이터를 표현하는 것도 가능하다. 극좌표에 기반한 3차원 공간에 있어서 임의의 표면이 디스플레이를 위하여 선택될 수 있다. 예를 들어, 회전각 범위 및 거리 범위에 걸쳐 단일 영상 진단각에 대응하는 데이터가 디스플레이될 수 있다.

- [0207] 본 발명의 실시예들은, 풍선 확장술(angioplasty balloon), 혈관 확장 도구(atherectomy devices), 스텐트 전달 시스템(stent delivery system) 또는 국부 약물 전달 시스템(localized drug delivery system)과 같은 심장혈관 중재술(cardiovascular intervention)을 위하여 사용되는 그것들과 같이, 중재술을 위해서 사용되는 장비들 내부로 병합되거나 이들과 함께 사용될 수 있다. 또한, 생체 검사(biopsies), 고주파 열치료법(radio-frequency ablation), 절제술(resection), 소작법(cautery), 국부 근접 치료(localized brachytherapy), 냉동요법(cryotherapy), 레이저 박리 또는 음향 박리를 용이하게 하는 장비들 내부로 병합되거나 이들과 연결되어 사용될 수 있다.
- [0208] 특히, 조직의 레이저 또는 음향 박리를 가능하게 하기 위한 현재의 장치를 사용하는 것은, 더 높은 광학 또는 음향 에너지를 목표 영역으로 향하도록 하기 위하여 영상 스캐닝 메카니즘을 사용하는 것에 의하여 용이하게 될 수 있다. 예를 들어, OCT 또는 본 발명에서 기술된 영상 탐침 장치의 초음파 실시예로 혈관 영역을 영상 진단하는 동안, 치료 전달을 위한 영역은 사용자 인터페이스를 통하여 선택될 수 있다. 그러면 상기 스캐닝 메카니즘이 원하는 방향으로 에너지를 전달하도록 지향될 때, 강력한 에너지 펄스가 간헐적으로 전달될 수 있다. 예를 들어, 레이저 에너지의 펄스는 광학 영상 진단을 위해 사용되는 동일 광섬유로 전송될 수 있고, 편향 요소를 포함하는 실시예들에서 편향 부재에 의하여 편향될 수 있으며, 원하는 효과를 위하여 목표 조직 쪽으로 이동할 수 있다. 상기 레이저 에너지 펄스의 타이밍은, 목표 영역 쪽으로 에너지를 안내하기 위하여 상기 영상 탐침 장치에 의하여 인식된 스캐닝 패턴과 조화된다.
- [0209] 이전에 언급된 바와 같이, 두 개의 영상들 중 하나(더 높은 해상도 때문에 바람직하게는 OCT)가 영상 진단 각을 측정하는데 사용될 수 있기 때문에, OCT와 IVUS의 결합은 영상 탐침 장치를 위하여 매우 유용하다. 또한, 상기 두 개의 영상들은 종종, 혈관 내 플라크 구조 및 기능을 측정하는데 있어서와 같이, OCT와 IVUS의 결합은 서로에게 상보적인 정보를 제공하기 때문에 매우 유용하다. 상기 두 개의 영상들로부터 얻어진 영상들은, 서로 적절하게 맵핑될 때, 측정되는 조직에 관하여 중요한 정보를 제공할 수 있는 복합 영상들을 제공하는데 도움을 줄 수 있다. 사실, 본 발명에서 기술된 다양한 음향 및 광학 영상 진단 영상들에 의하여 생성되는 어떠한 영상 진단 데이터도 검사 대상 조직(interrogated tissue)의 평가를 향상시키기 위하여 잠재적으로 결합될 수 있다.
- [0210] 부가적으로, 영상 진단각을 조절하는 능력을 가진 전방 주시 영상 탐침 장치를 만드는 능력은, 혈관 트리 또는 해부학적 체적들의 다른 수집을 가시화하기 위한 형광투시 영상 진단 기법(fluoroscopic imaging)의 대체물로서 전방 주시 영상 진단의 이용 가능성을 높인다. 상기 탐침 장치가 체내로 진입될 수록, 영상 진단 데이터의 3차원 체적이 획득된다. 만일 영상 진단 데이터의 연속적인 3차원 체적이 충분히 중첩된다면, 3차원 영상 진단 데이터의 초집합(superset)을 형성하기 위하여 3차원 영상 시리즈의 조합 가능성(possibility of assembling a series of 3D images)이 매력적이게 된다. 예를 들어, 체적(i)이 획득되고 체적(i+1)이 연이어 획득된다면, 이 두 체적으로부터 얻어지는 영상 진단 데이터는 병진, 회전 및 확장(stretches)과 같은 변환 시리즈를 수행하여, 상기 두 체적들의 중첩 영역 내의 특징들이 서로 매칭된다. 이는 자동 상관관계 기술(auto-correlation technique) 및 2차원 또는 3차원 영상 진단 데이터 세트를 함께 철하기 위한 다른 주시의 기술을 사용하여 용이하게 될 수 있다.
- [0211] 혈관내시경(angiосcopy) 및 적외선 영상 진단 기법은 또한 본 발명에 기초하는 특정 이점과 함께 가능해질 수 있다. 전형적으로, 혈관 내시경 및 적외선 영상 진단 기법은 영상을 제공하기 위하여 광섬유 묶음들의 사용에 의존한다. 영상진단될 체적 또는 표면은 원하는 범위의 파장에 걸치는 빛으로 조사되고, 역반사되는 빛은 시계(field of view) 내에 놓이는 인터페이스들의 영상을 제공한다. 미국 등록 특허 제6178346호에 기술된 바와 같이 적외선 영상 진단을 위하여 더 긴 파장 범위를 선택하는 것은 혈액을 통한 향상된 관통을 용이하게 하는데 사용되는 반면, 혈관 내시경을 위한 파장 범위는 실질적으로 가시 스펙트럼(visible spectrum)에 걸친다. 종래의 혈관 내시경 및 적외선 영상 진단 장치 모두에 있어서, 한 묶음 내의 섬유들의 수는 상기 시스템의 해상도 및 시계(field of view)의 크기에 영향을 준다. 그러나, 한 묶음에 섬유를 더 추가하는 것은 상기 묶음의 크기를 증가시키고 상기 묶음의 유연성을 감소시킨다.
- [0212] 본 발명은, 원하는 영상 진단을 수행하기 위하여 더 작은 수의 광섬유를 포함으로써, 이러한 제한을 극복하기 위하여 사용될 수 있다. 가장 간단한 경우에는 하나의 광섬유가 사용된다. 회동 또는 휨성 부재를 사용함으로써 단일의 광학 수신기로 어떤 영역을 스캔하는 능력은 동일 관심 영역을 스캔하기 위하여 섬유의 수를 감소시키는 능력을 제공한다. 이 경우, 원하는 파장 범위 내에서 조사된 빛은, 광원에 연결된 별도의 광섬유, 영상 진단 어셈블리의 부근에 위치된 LED 조사장치(illuminator) 또는 역반사된 빛이 수신되는 동일 섬유를 통하여 영상진단될 영역으로 전달된다. 그러한 영상 진단을 수행하기 위하여 섬유 묶음을 요하지 않는 것의 이점은, 잠재적으로 좀 더 유연한 영상 탐침 장치, 좀 더 소형의 영상 탐침 장치,(적외선 영상 진단용 수광부 어레이가 비쌀 경우)

필요한 수광부 수의 감소 및 많은 수(64 by 64보다 더 큰 어레이와 같이)의 저특성화된 감지기가 아닌 적은 수(한개 부터 10개와 같이)의 고품성화된 수광부를 사용하는 능력을 포함한다.

[0213] 수광부들은 그들의 파장 특수성 및 민감도에 따라 다양하다. 섬유 묶음 시스템에 비하여 그러한 시스템의 단점은, 스캔된 데이터로부터 영상을 재구성하여야 하는 요건, 잠재적으로 낮은 신호대 잡음비, 및 원하는 스캐닝 패턴을 달성하기 위한 스캐닝 메카니즘의 신뢰성에 있어서 가능한 불완전성으로 인한 영상 왜곡을 포함한다.

[0214] 혈관 내시경 또는 적외선 영상 진단을 위한 단일 광섬유 실시예에서의 신호대 잡음비는, 상기 조사되는 빛이 영상 진단이 발생하는 방향으로 좁은 빔으로 집중되도록 함으로써 잠재적으로 향상될 수 있다. 이는, 조사되는 빛을 동일 섬유쪽으로 전송하거나, 영상 진단 광이 수신되는 영상 진단 어셈블리 내의 동일 렌즈를 통하여 전송함으로써 달성될 수 있다. 이는, 상기 렌즈 및 광섬유에 의하여 수신되는 빛이, 확산 조명기(diffuse illuminator)가 사용되었다면 인접하는 체적들로부터 산란되었을 빛을 실질적으로 빠트리기 때문에, 빛이 혈액과 같은 산란 물질(scattering medium)을 통과할 때 특별히 이점을 가진다.

[0215] 소화기내 혈관내시경(Gastrointestinal endoscopy), 질경 검사(colposcopy), 기관지경 검사(bronchoscopy), 복강경 검사(laparoscopy), 후두경 검사(laryngoscopy), 방광경 검사(cystoscopy), 이경 검사(otoscopy), 및 안저 검사(fundoscopy)들은 모두 본 발명에서 설명된 스캐닝 메카니즘이 내시경 또는 적외선 영상 진단과 유사한 방법으로 사용을 위하여 적용될 수 있는 예들이다. 본 발명에서 설명된 스캐닝 메카니즘이 가시 또는 적외선 스펙트럼 내에서 촬영되는 사진과 같이 영상을 제공하는데 사용되는 유연 및/또는 소형 영상 탐침 장치의 비의학적 용도가 몇가지 있다.

[0216] 상기 영상 탐침 장치(12) 및 그 구성요소들은 해부학적 위치 및 상기 영상 탐침 장치(12)에 의하여 가능하게 되는 영상 진단을 위한 사용의 목적에 따라 몇 가지 규격과 특성들을 가질 수 있다. 예를 들어, 심실(cardiac chambers)을 포함하는 심장 혈관계 시스템에서 사용할 목적하에서는, 상기 영상 탐침 장치(12)는 길이가 5-3000mm, 바람직하게는 300-1600mm 범위의 길이로 연장되고 유연할 수 있다. 상기 영상 진단관(34) 및 영상 진단 어셈블리(30)는, 200마이크론-10mm 범위, 바람직하게는 500마이크론-8mm 범위의 최대 단면적 크기를 가질 수 있다. 상기 영상 진단관(34) 및 상기 영상 진단 어셈블리(30)는 외부 시쓰(48)에 의하여 둘러싸일 수 있다. 이는, 상기 영상 진단관(34) 및 영상 진단 어셈블리(30)가 외부 시쓰 내에서 회전하는 것을 가능하게 하는 반면, 이들 두 부재의 회전 운동이 주위 조직으로부터 기계적으로 격리시킬 수 있다.

[0217] 어떤 경우에는, 본 발명의 실시예들은 영상 진단관이 매우 짧거나 효과적으로 요구되지 않는 경우에 사용될 수 있다. 예를 들어, 상기 영상 진단 어셈블리는 마이크로 모터, 터빈 또는 급속 왕복 운동을 하는 축에 직접 부착될 수 있다. 음향 또는 광학 영상 진단 장비의 영상 진단각 변화를 야기하기 위한 구심 가속도의 사용은 그러한 실시예들에 결합될 수 있다.

[0218] 더 다른 예에서, 소화기내 시스템에서 상기 영상 탐침 장치(12)의 사용은 전형적으로, 50mm-6000mm 범위, 바람직하게는 300-2000mm 범위의 길이로 상기 영상 탐침 장치(12)가 연장되고 유연하도록 할 것이다. 최대 단면적 크기는 전형적으로 3mm-20mm 범위에 이를 수 있다.

[0219] 더 다른 실시예에서, 경피 수단(percutaneous means)을 거쳐 연조직(soft tissue)을 영상 진단하기 위한 상기 영상 탐침 장치(12)의 사용은 경질축(rigid shaft)을 구비하는 영상 탐침 장치를 가질 것이다. 많은 다른 종류의 중합체, 금속 및 심지어 세라믹이 기능적으로 적합하지만, 상기 외부 시쓰는 스테인리스 스틸 튜브와 같은 경질 중공축에 의하여 대체될 수 있다.

[0220] 상기에서 설명된 본 발명의 바람직한 실시예들에 대한 설명은 본 발명의 사상을 설명하기 위한 것이며, 본 발명의 권리 범위를 개시된 특정 실시예에 한정하기 위함이 아님을 밝혀 둔다. 또한, 본 발명의 권리 범위는 첨부되는 청구항에 의하여 해석되는 권리 범위 및 그 균등 범위까지 포함한다는 것을 밝혀 둔다.

### 도면의 간단한 설명

[0037] 본 발명의 바람직한 실시예는 아래의 도면을 참조하는 실시예에 의하여 설명된다:

[0038] 도 1은 초음파 영상 진단 장치, 광학 영상 진단 장치 중 어느 하나 또는 모두를 위한 영상 진단 시스템의 개략도이다;

[0039] 도 2는 커넥터, 관 및 영상 진단 어셈블리를 가지는 유연한 영상 탐침 장치의 사시도이다;

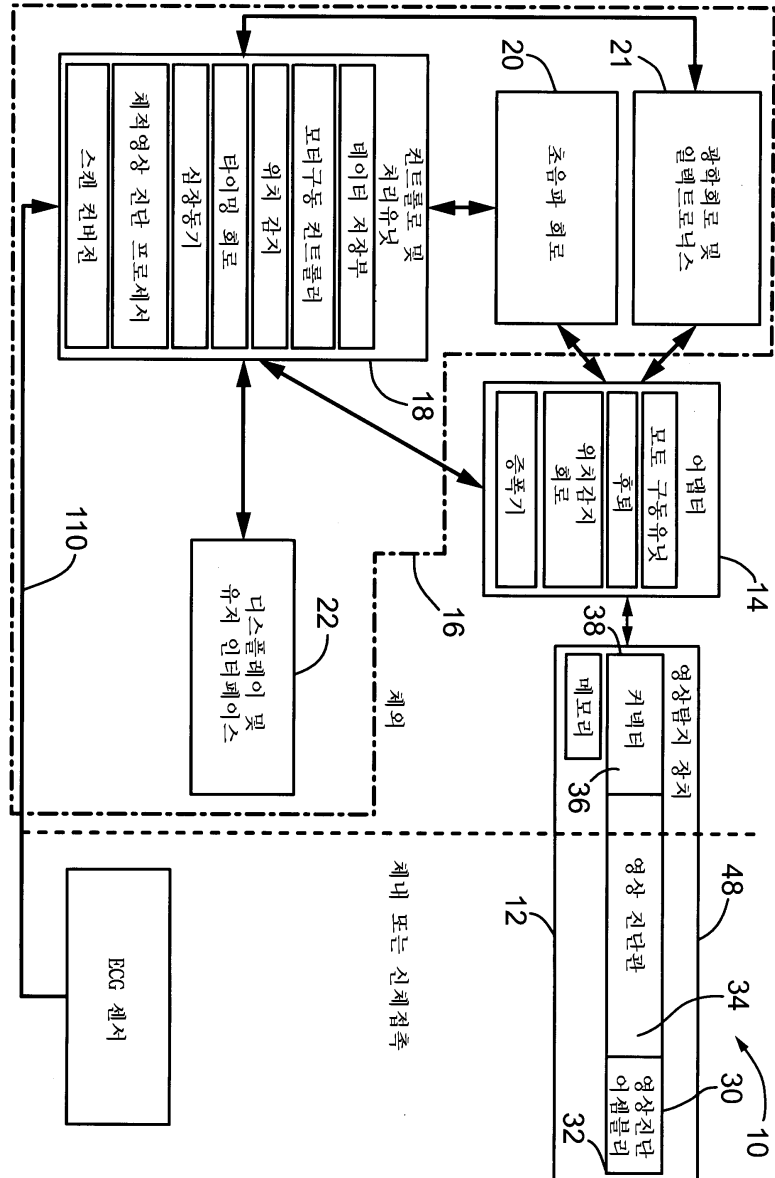
[0040] 도 2a는 점선을 따라 절개되는 도 2의 영상 탐침 장치의 중간 영역의 단면도이다;

- [0041] 도 2b는 도 2의 영상 탐침 장치의 원위측 영역의 확대 사시도이다;
- [0042] 도 2c는 상기 영상 탐침 장치의 회전 및 비회전 요소가 어떻게 상기 영상 진단 시스템의 나머지에 어댑터와 함께 연결되는지에 대하여 개략적으로 보여준다;
- [0043] 도 2d는 탐침 장치의 회전 및 비회전 요소들의 어댑터에의 연결 예를 보여주는 사시도이다;
- [0044] 도 3a 내지 3e는 종래 기술에서 기술된 일반적인 영상 진단 카테터 형태를 보여주는 도면이다;
- [0045] 도 3b는 가이드 와이어 루멘 형태를 보여주기 위하여 도 3A의 라인 3b-3b를 따라 절개되는 영상 탐침 장치의 단면도를 보여준다;
- [0046] 도 3c는 가이드 와이어 루멘이 포함되는 경우 영상 탐침 장치와 결합될 수 있는 외부 시쓰용 급속 접근 형태를 보여준다;
- [0047] 도 3d는 가이드 와이어 루멘을 포함하지 않는 도 3c의 라인 3d-3d를 따라 절개되는 영상 탐침 장치의 일부분에 대한 단면도를 보여준다;
- [0048] 도 3e는 가이드 와이어 루멘을 포함하는 도 3c의 라인 3e-3e를 따라 절개되는 영상 탐침 장치의 일부분에 대한 단면도를 보여준다;
- [0049] 도 4a는 회동 부재를 포함하는 영상 탐침 장치의 원위단 영역의 어셈블리 셀의 절개 사시도이다;
- [0050] 도 4b는 도 4a의 회동 부재를 포함하는 영상 진단 어셈블리를 위한 관련 축들에 대하여 기술한다;
- [0051] 도 4c 내지 4i는, 외력이 없는 상태에서 영상 탐침 장치의 종축을 중심으로 회전되는 경우 바람직한 방향성을 가질 회동 부재의 길이 방향 및 축방향 단면도의 일부 실시예에 대하여 기술하며, 회동축은 실질적으로 길이 방향 축에 대하여 수직하다;
- [0052] 도 5a 내지 5g는 회동 가능한 편향 면이 상기 영상 진단 어셈블리의 회전 속도 함수로써 영상 진단각을 변경할 수 있는, 음향 및 광학 영상 진단 모두가 가능한 영상 탐침 장치의 원위단에 대하여 기술한다;
- [0053] 도 5h 및 5i는 도 5e 내지 5g에서 설명된 실시예들을 수행하는데 사용될 수 있는 영상 진단 어셈블리의 절개된 분해 사시도를 보여준다;
- [0054] 도 6a 내지 6e는 음향 변환기가 회동 부재에 직접 안착되는, 음향 영상 진단이 가능한 영상 탐침 장치의 원위단을 보여준다;
- [0055] 도 6f 내지 6j는 광학 방사기 및/또는 수신기의 적어도 일부가 회동 부재에 직접 안착되는, 광학 영상 진단이 가능한 영상 탐침 장치의 원위단을 보여준다;
- [0056] 도 7a 내지 7c는 변형 부재가 영상 진단 및/또는 치료용 에너지의 방사기 및/또는 수신기를 수반하는, 음향 영상 진단이 가능한 영상 탐침 장치의 원위단의 예를 보여준다. 영상 진단각은 상기 영상 진단 어셈블리의 회전 속도 함수로써 가변한다;
- [0057] 도 8a 및 8b는 변형 부재가 탄성 지지 구조에 의하여 강화되고 영상 진단 어셈블리 및 외부 시쓰가 선택적 플러쉬 포트를 가지는, 영상 탐침 장치의 예를 보여준다;
- [0058] 도 8c 및 8d는 변형 부재가 팽창 가능한 풍선에 의하여 둘러싸이는 영상 탐침 장치의 예를 보여주며, 상기 팽창 가능한 풍선이 팽창하여 상기 탐침 장치가 이동할 수 있는 보호 영역을 제공한다.
- [0059] 도 9a 및 9b는 달성되는 영상 진단 각을 증폭하기 위하여 GRIN 렌즈 또는 반사 매체를 사용하는 것을 보여준다;
- [0060] 도 10a 및 10b는 변형 부재가 방사기 및/또는 수신기가 아닌 에너지 편향 부재를 수반하는, 영상 탐침 장치의 실시예를 보여준다;
- [0061] 도 11a 내지 11c는 영상 진단 어셈블리의 유체 내부에서 날개로써 작동하기 위하여 회동 부재 상에 형성된 하나 또는 그 이상의 구조적 특징부들을 포함함으로써 회동 동작이 조절 및 바람직하게 증가되는 회동 부재의 예이다;
- [0062] 도 12는 영상 진단 어셈블리의 유체 내부에서 날개로써 작동하기 위하여 회동 부재 상에 형성된 하나 또는 그 이상의 구조적 특징부들을 포함함으로써 변형 동작이 조절 및 바람직하게 증가되는 변형 부재의 예이다;

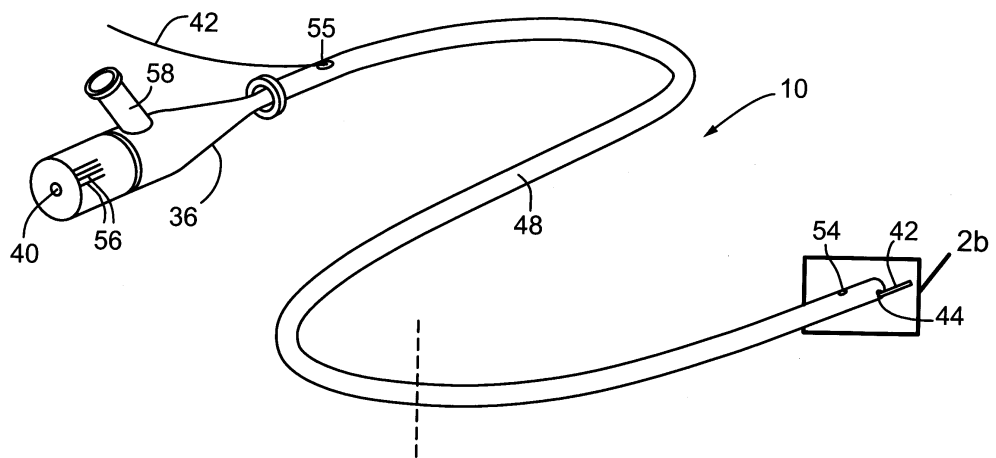
- [0063] 도 13a 및 13b는 본 발명에 의하여 달성될 수 있는 일부 전방 주시 스캐닝 패턴의 예들이다;
- [0064] 도 13c 및 13d는 본 발명에 의하여 영상진단될 수 있는 측방 주시 체적의 실시예들이다;
- [0065] 도 14a는 편향 부재로서 작동하는 회동 부재와, 외부 시쓰에 대하여 영상 진단 어셈블리의 각위치(angular position)를 식별하기 위한 광학 회전 엔코더를 포함하는 영상 탐침 장치의 예이다;
- [0066] 도 14b는 회전 엔코더가 포함되는 탐침 장치의 단면도에 대한 설명을 제공한다;
- [0067] 도 15는 회동 부재의 회동 동작이 다른 회동 부재와 기계적으로 연결됨으로써 부분적으로 영향을 받는 영상 탐침 장치의 예이다;
- [0068] 도 16a는 초음파 변환기 또는 광학 영상 진단 방사기가 우선적으로 측방 주시 영상 진단하도록 형성되는 영상 탐침 장치의 실시예들이고, 스캐닝 메카니즘은 영상 진단각의 변경을 가능하게 한다;
- [0069] 도 17a 내지 17g는 본 발명을 위하여 광학 영상 진단 장치와 초음파 변환기를 결합하기에 적절한 실시예에 대하여 기술한다;
- [0070] 도 18a는 평평한 광학 반사 층 및 음향적으로 반사 가능한 층을 포함하는 편향 부재의 사시도이다;
- [0071] 도 18b 내지 18d는 편향 부재의 단면에 대하여 기술한다;
- [0072] 도 19a 및 19b는 전방 주시 카테터의 원위측 영역을 편향하기 위하여 조향 가이드 와이어를 구비하는 유연한 영상 탐침 장치 또는 영상 진단 카테터의 실시예에 대하여 기술한다;
- [0073] 도 19c 및 19d는 조향 가능한 안내 카테터가 영상 탐침 장치의 원위측 영역을 편향하는데 사용되는 영상 탐침 장치의 예에 대하여 설명한다;
- [0074] 도 19e 내지 19h는 폐쇄 부분을 통하여 영상 탐침 장치가 이동하기에 충분히 큰 경로가 만들어질 수 있도록 가이드 와이어의 원위측 영역에 걸쳐 팽창 가능한 풍선을 결합하는 조향 가이드 와이어와 결합되어 사용되는 영상 탐침 장치의 예에 대하여 설명한다; 그리고
- [0075] 도 20a 및 20b는 회동 부재의 편향을 야기하는 것을 돕기 위하여 하중 탄성 부재가 어떻게 회동 부재에 부착되는지에 대하여 설명한다.

도면

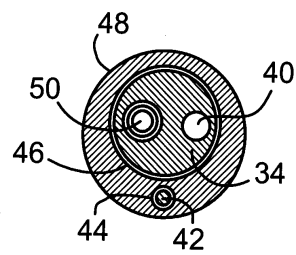
도면1



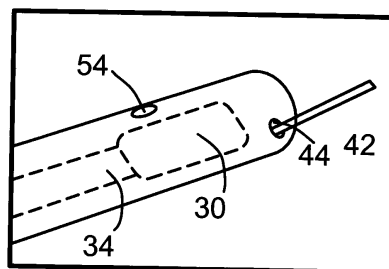
도면2



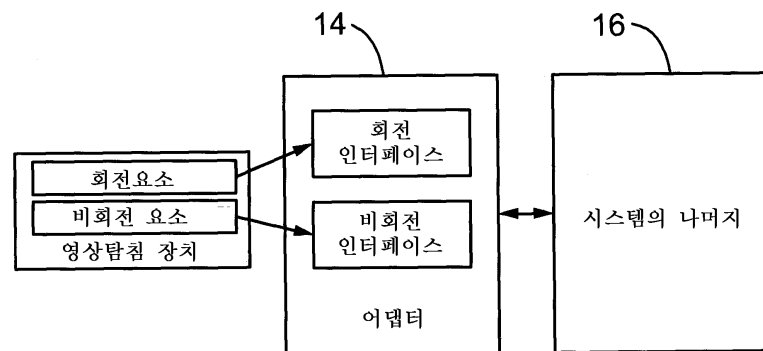
도면2a



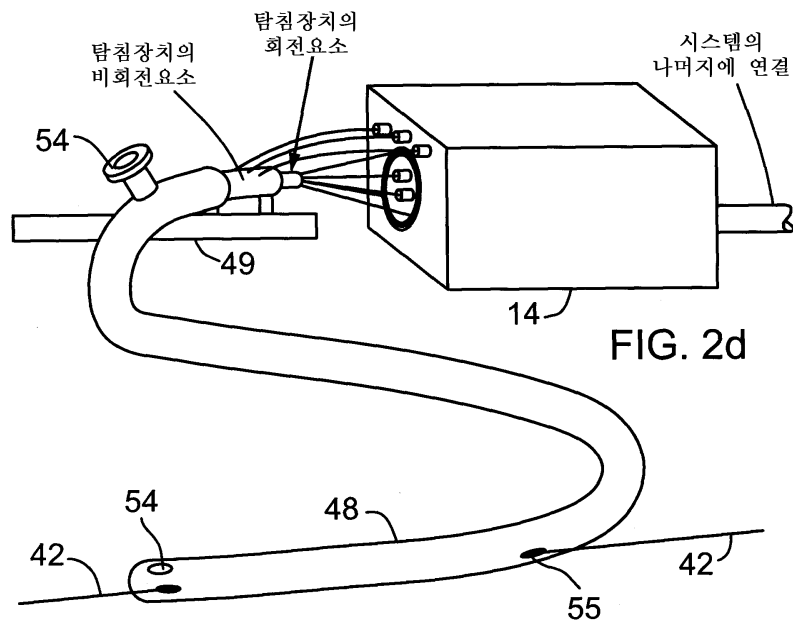
도면2b



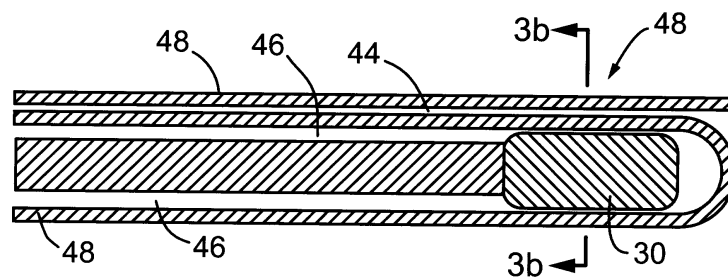
도면2c



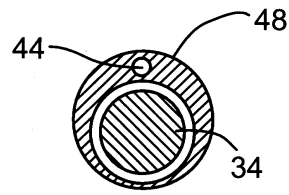
도면2d



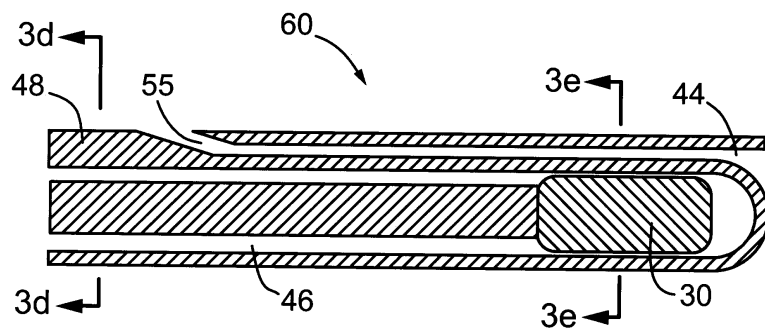
도면3a



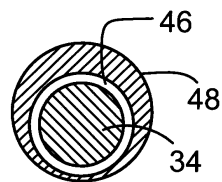
도면3b



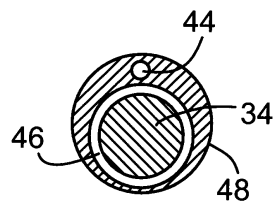
도면3c



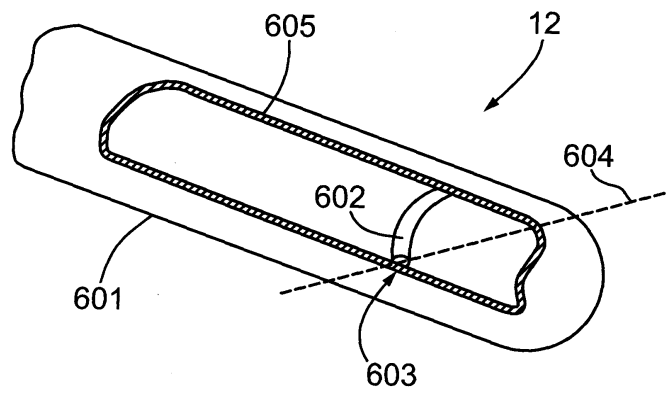
도면3d



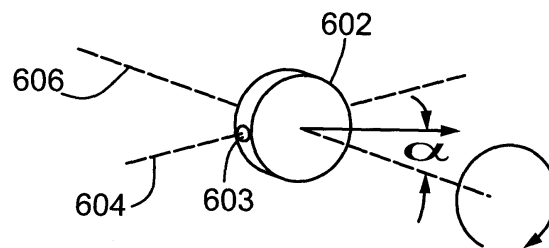
도면3e



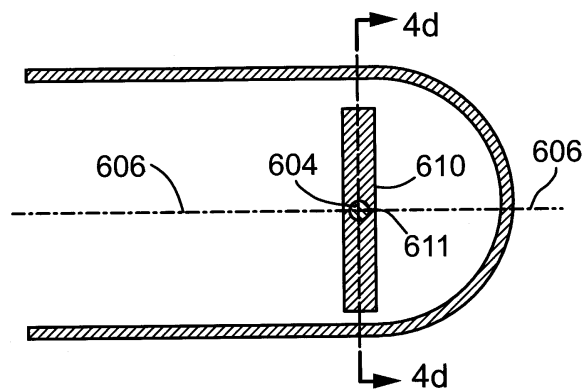
도면4a



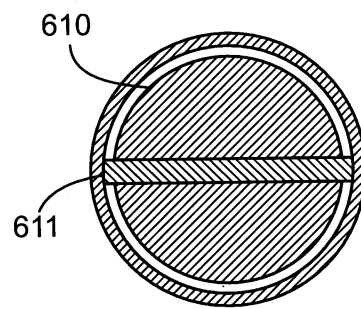
도면4b



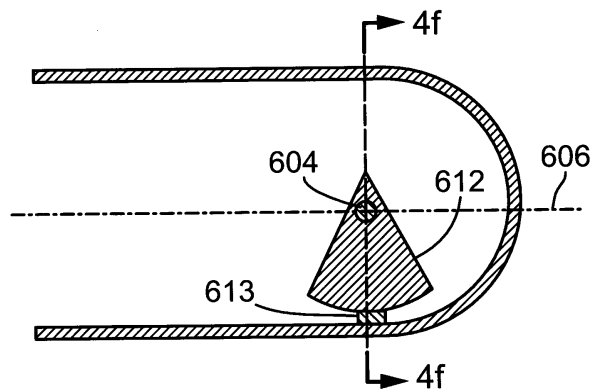
도면4c



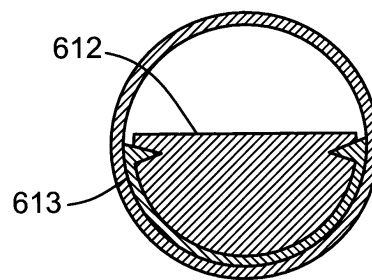
도면4d



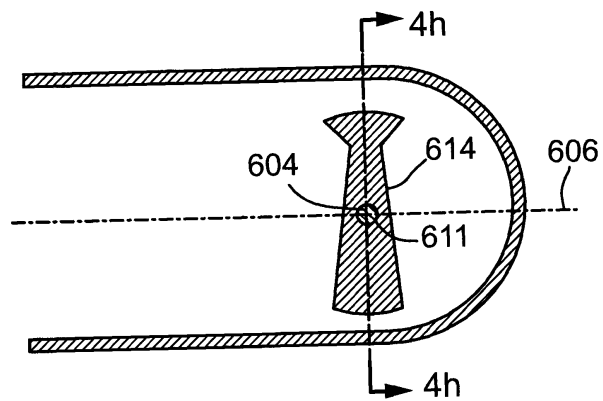
도면4e



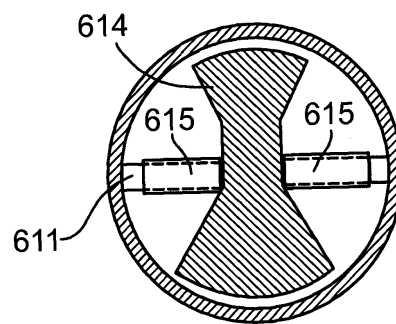
도면4f



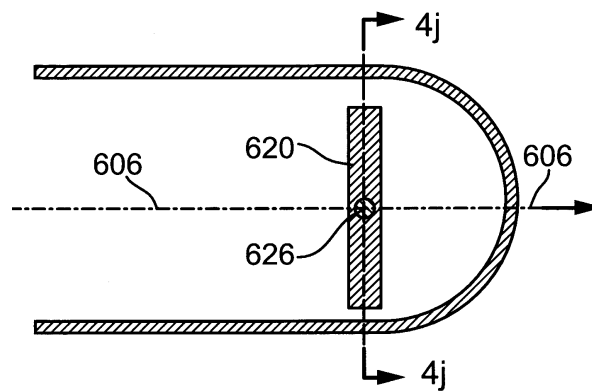
도면4g



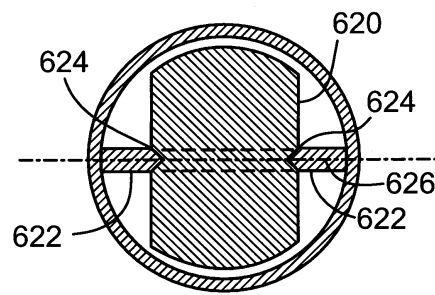
도면4h



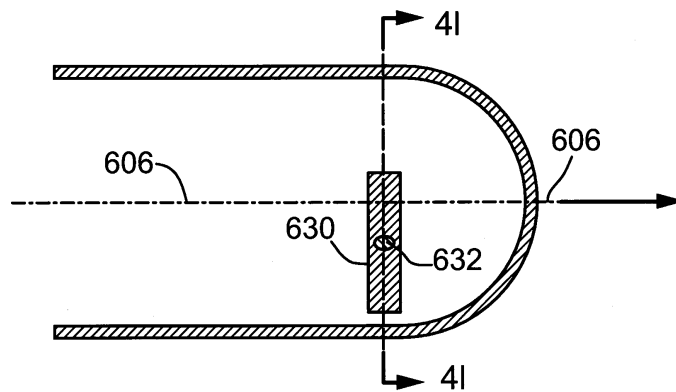
도면4i



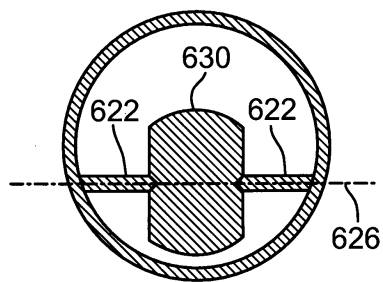
도면4j



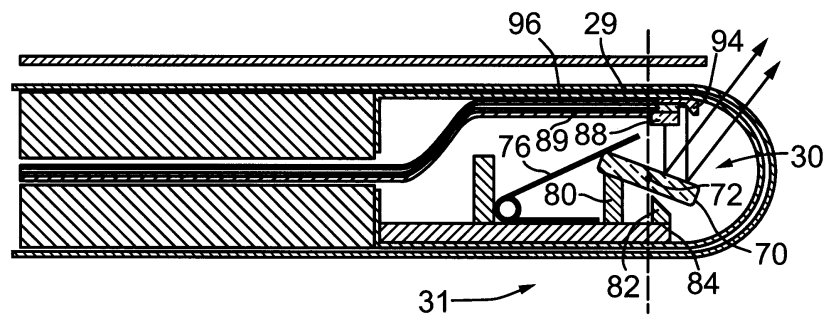
도면4k



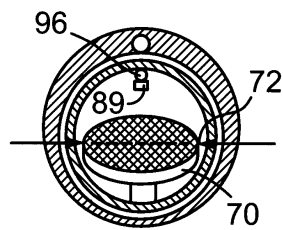
도면4l



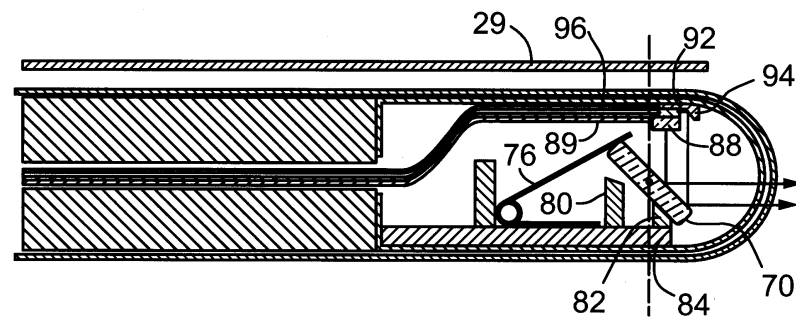
도면5a



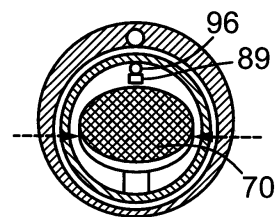
도면5b



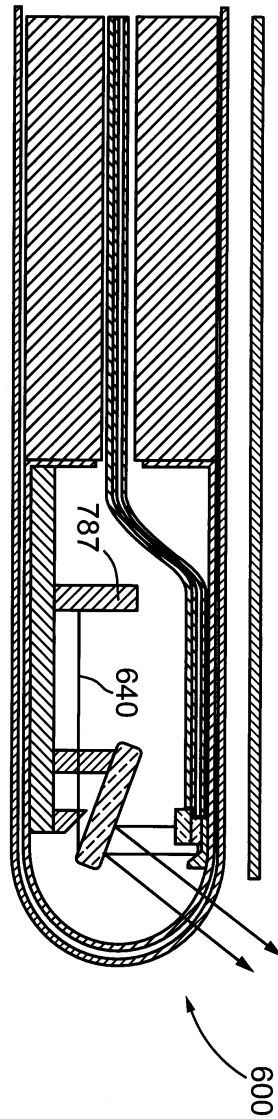
도면5c



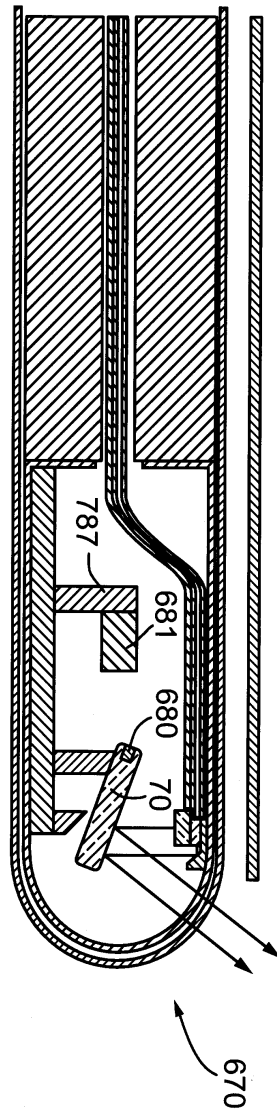
도면5d



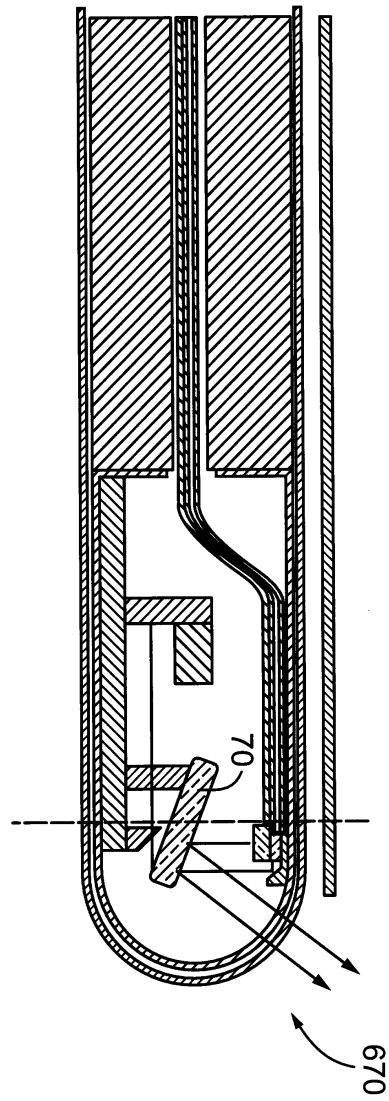
도면5e



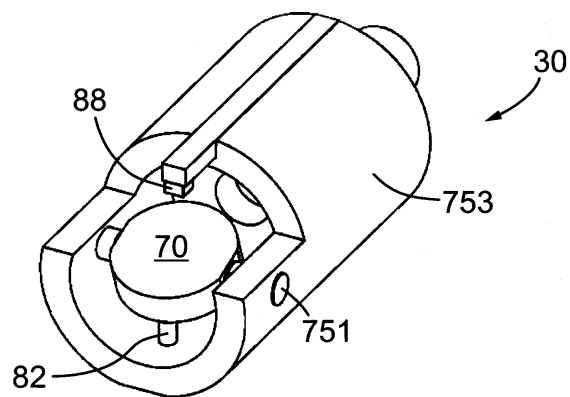
도면5f



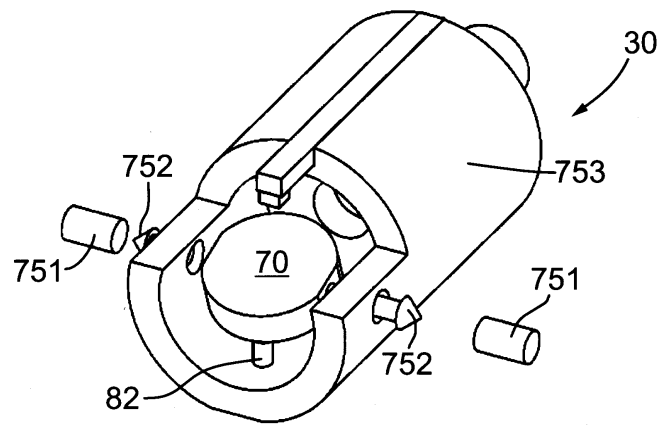
도면5g



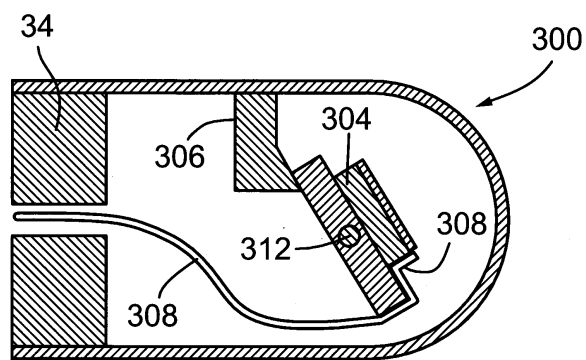
도면5h



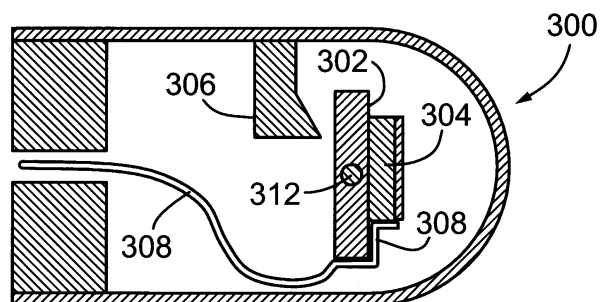
도면5i



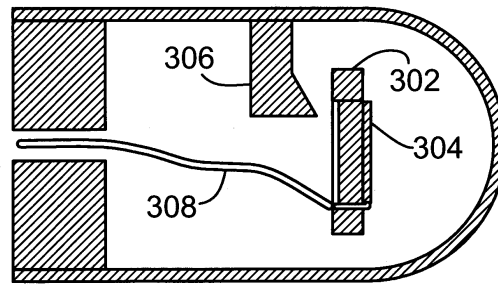
도면6a



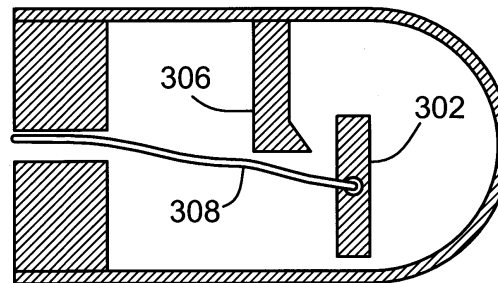
도면6b



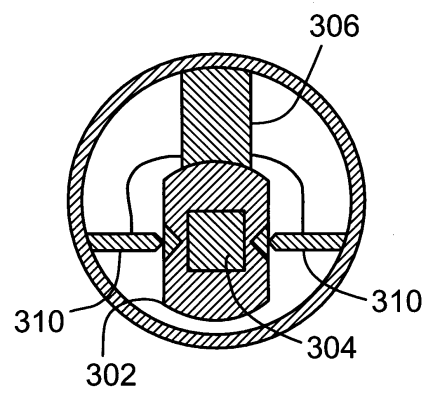
도면6c



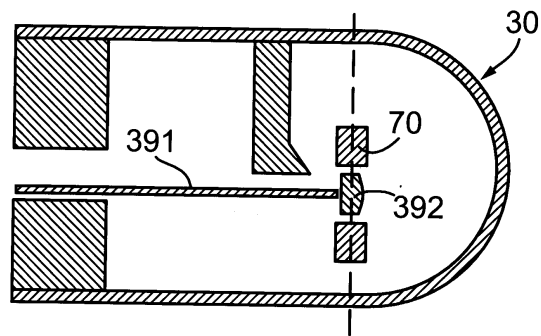
도면6d



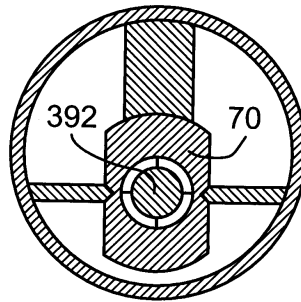
도면6e



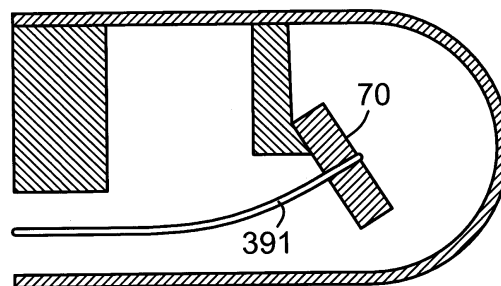
도면6f



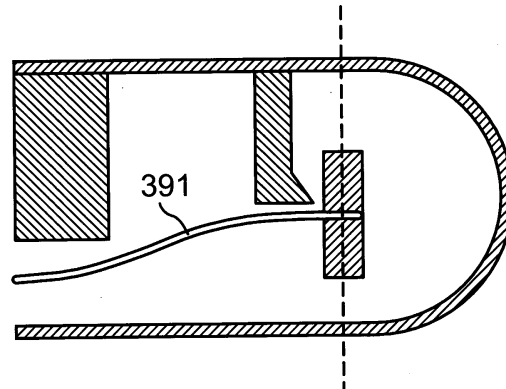
도면6g



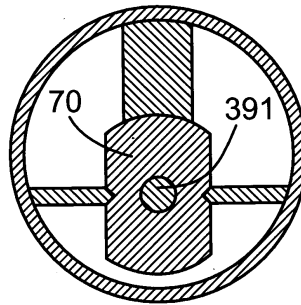
도면6h



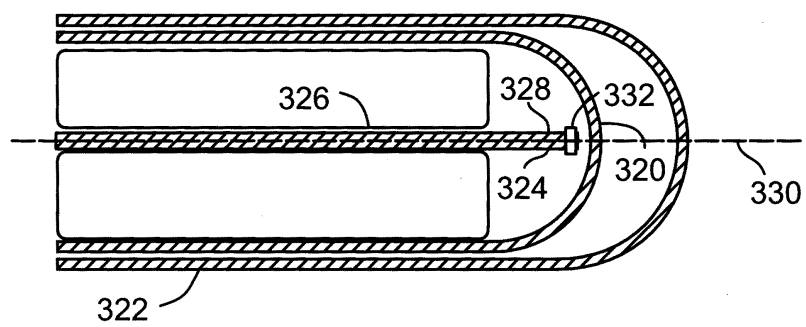
도면6i



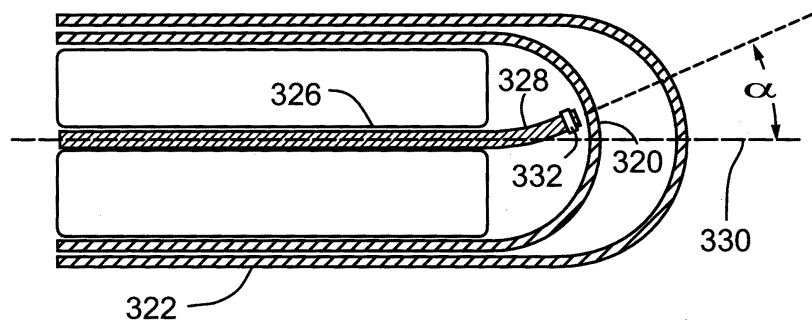
도면6j



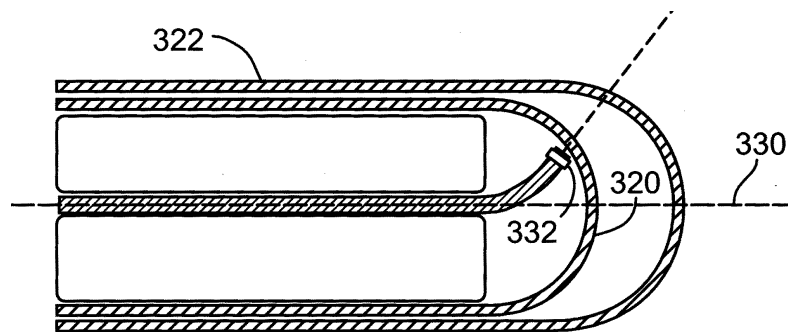
도면7a



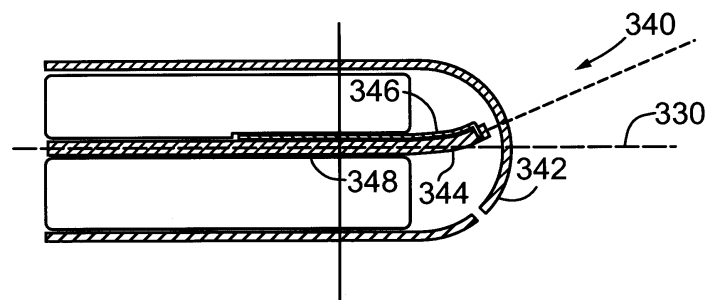
도면7b



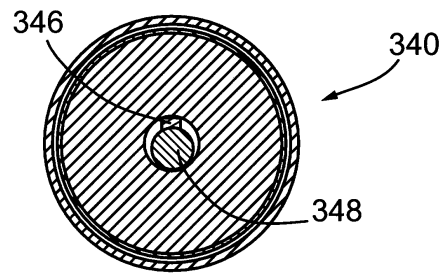
도면7c



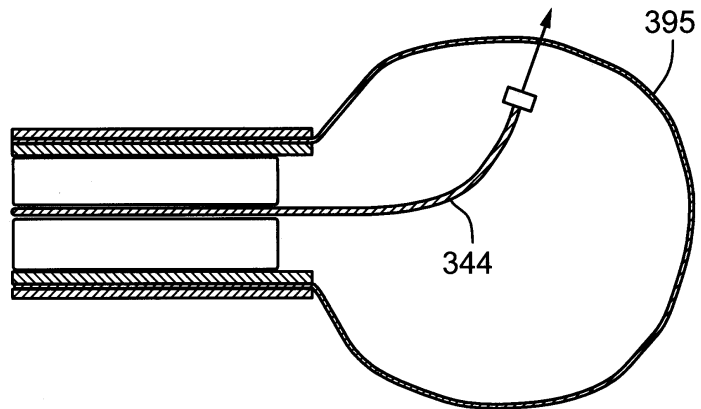
도면8a



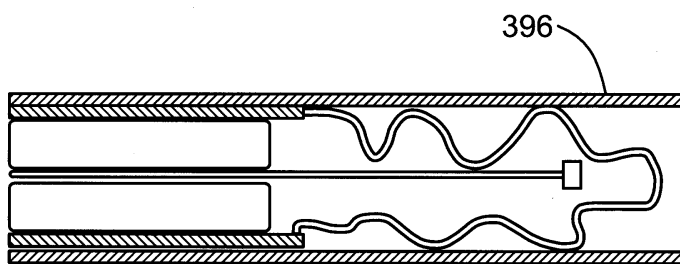
도면8b



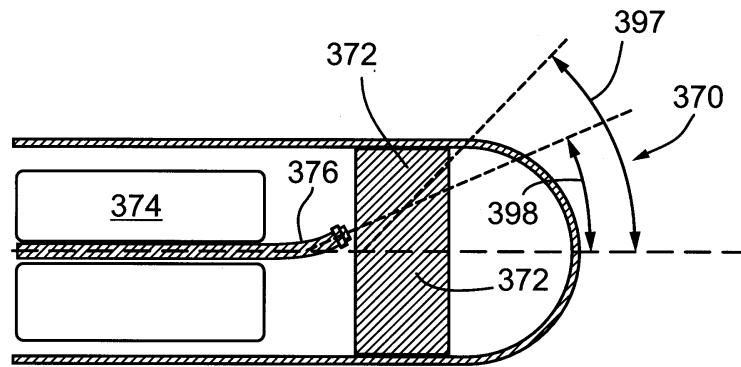
도면8c



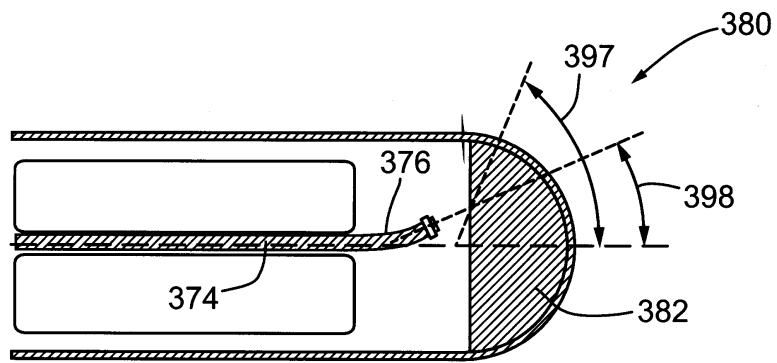
도면8d



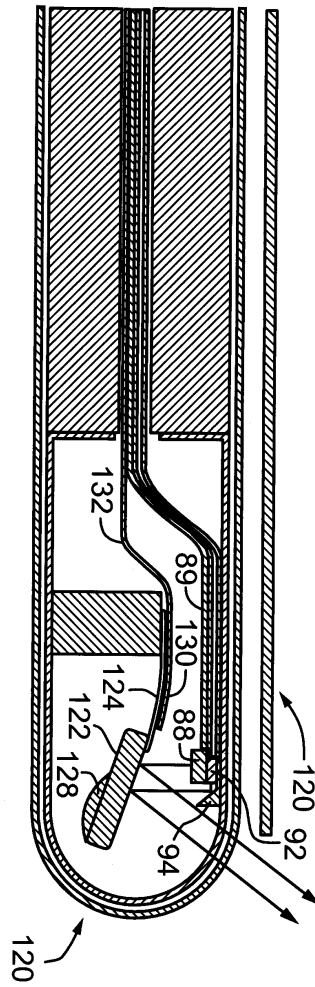
도면9a



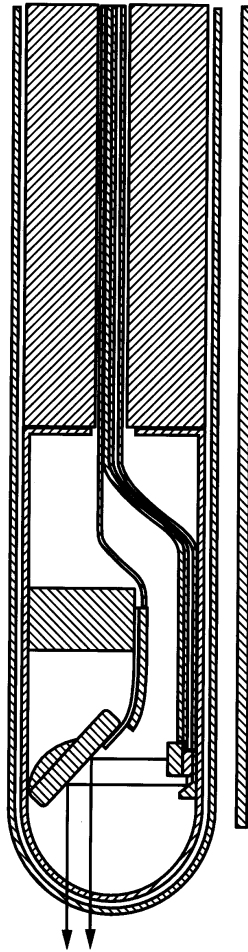
도면9b



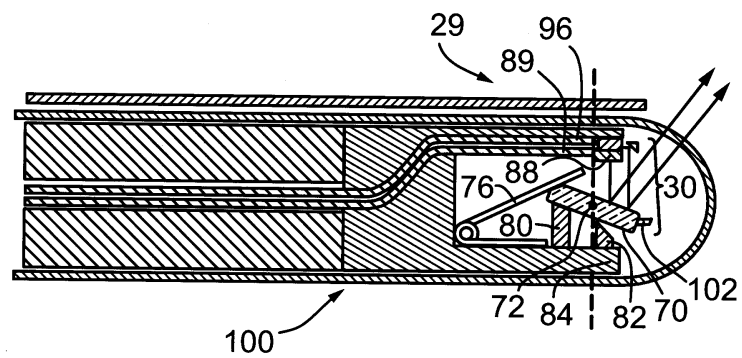
도면10a



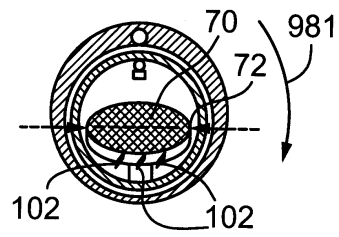
도면10b



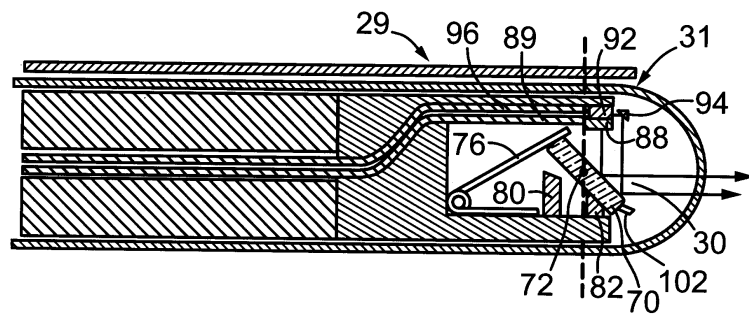
도면11a



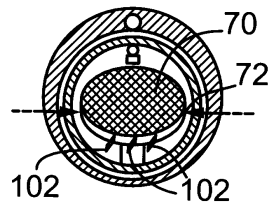
도면11b



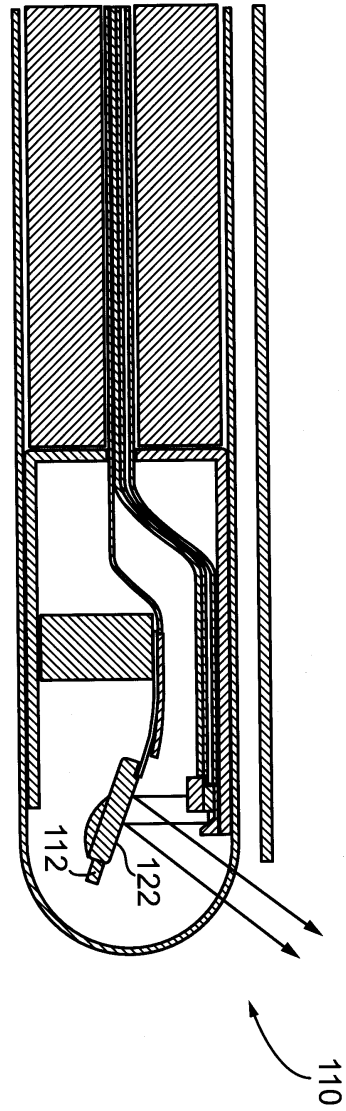
도면11c



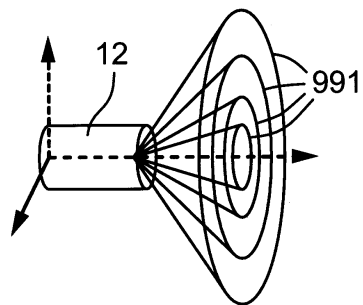
도면11d



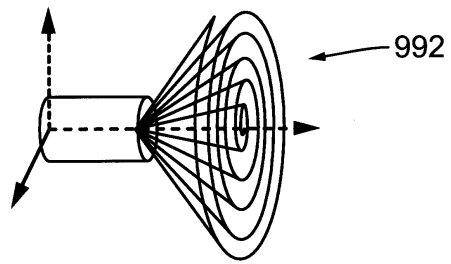
도면12



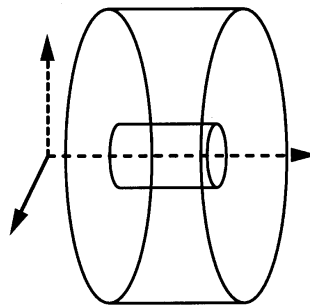
도면13a



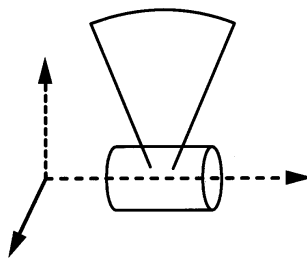
도면13b



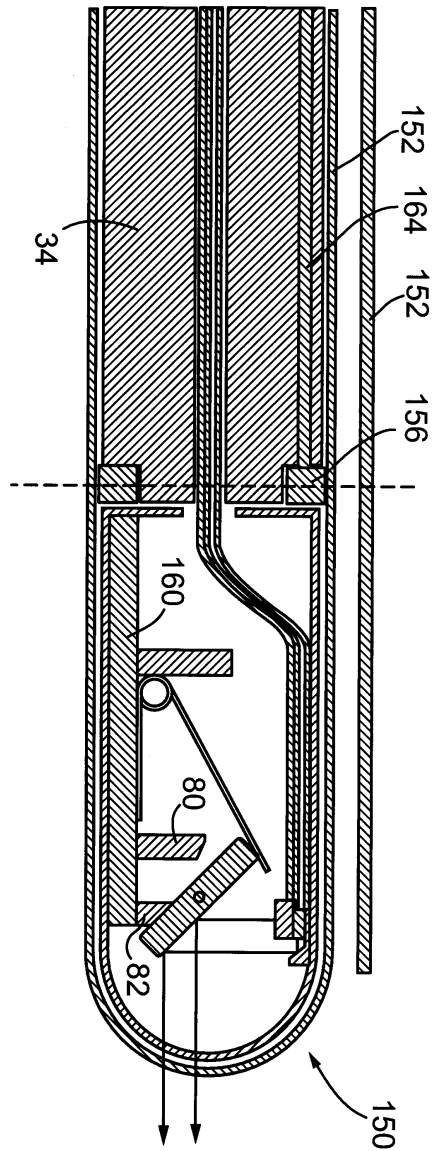
도면13c



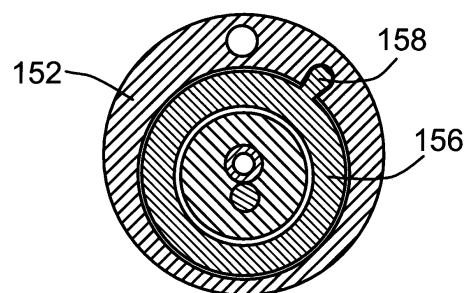
도면13d



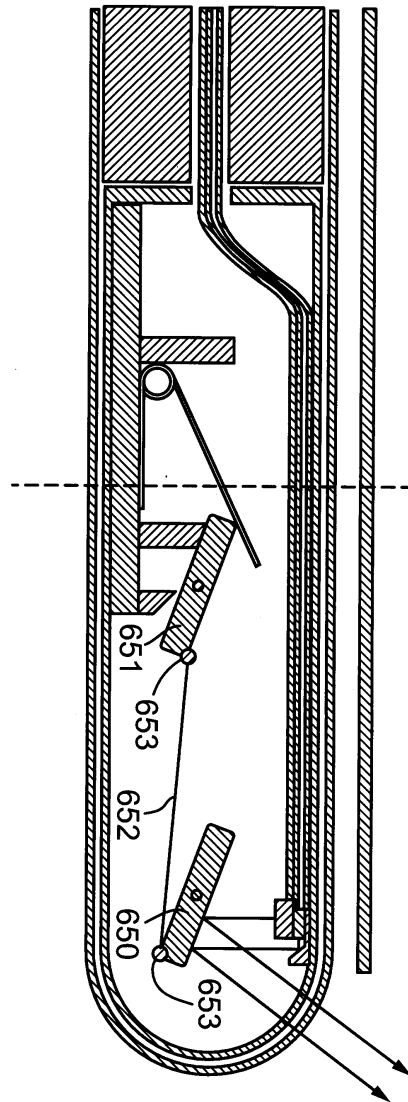
도면14a



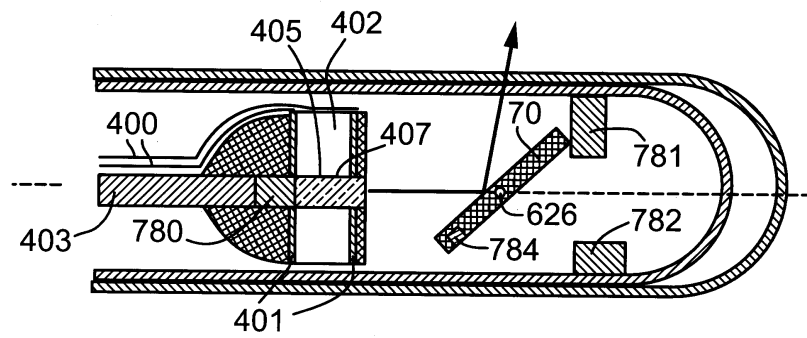
도면14b



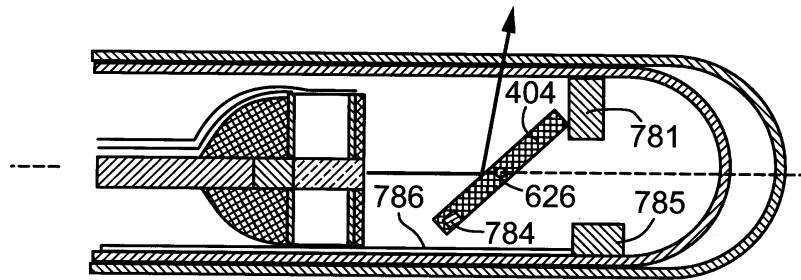
도면15



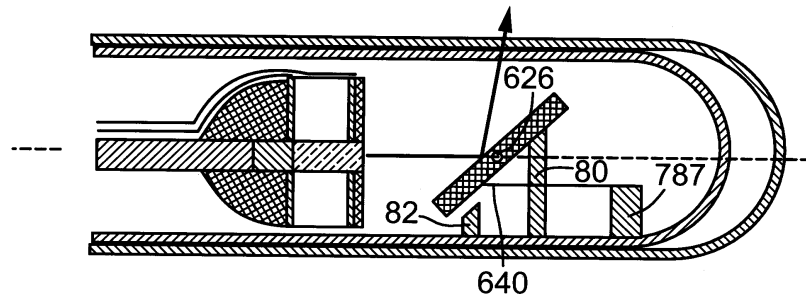
도면16a



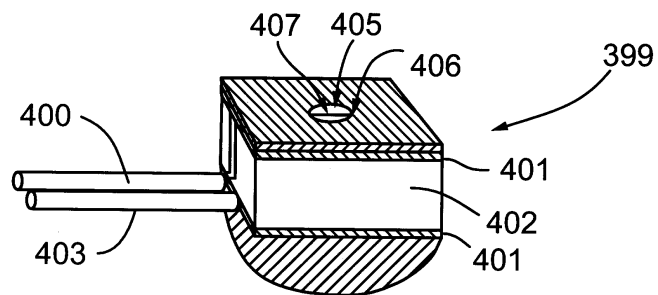
도면16b



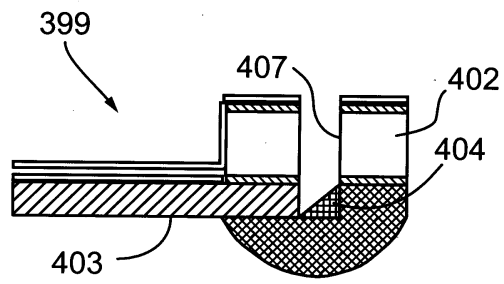
도면16c



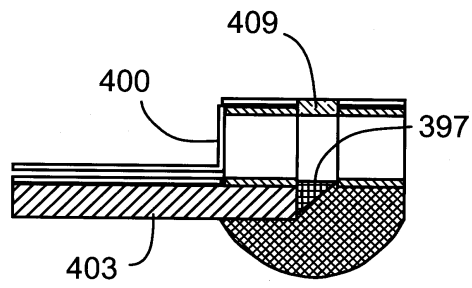
도면17a



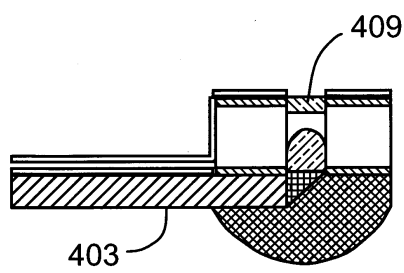
도면17b



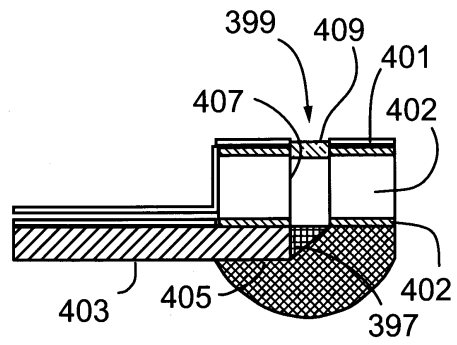
도면17c



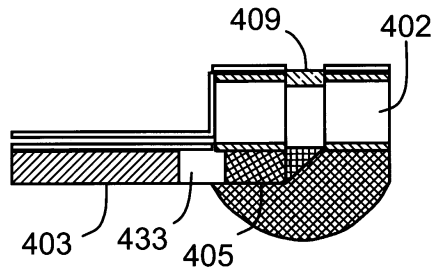
도면17d



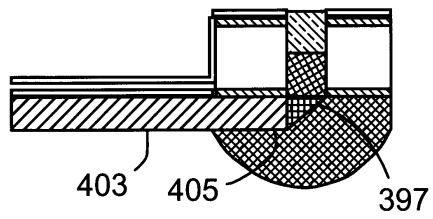
도면17e



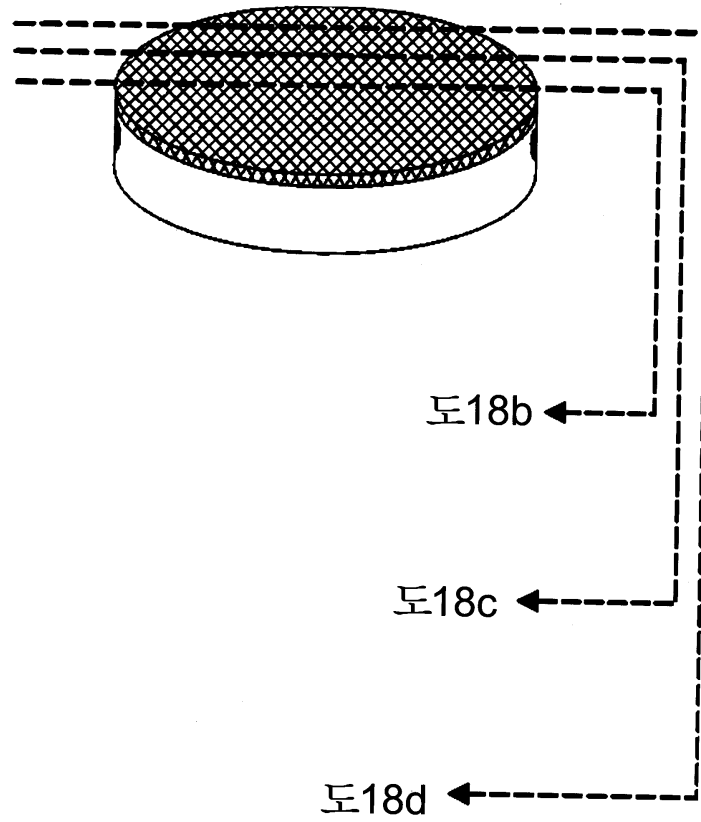
도면17f



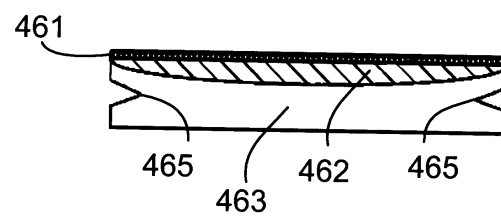
도면17g



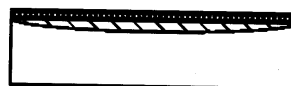
도면18a



도면18b



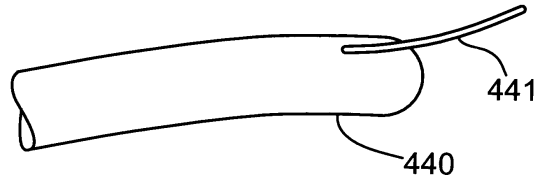
도면18c



도면18d



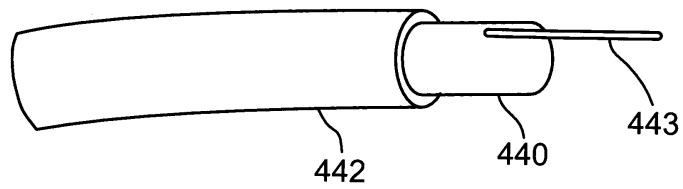
도면19a



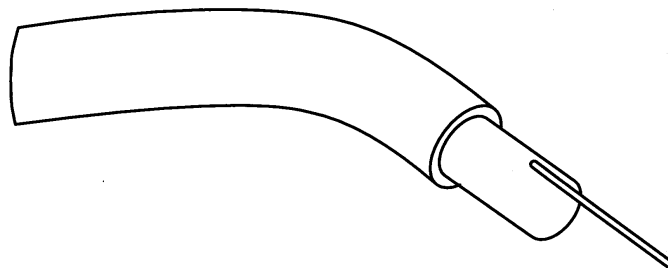
도면19b



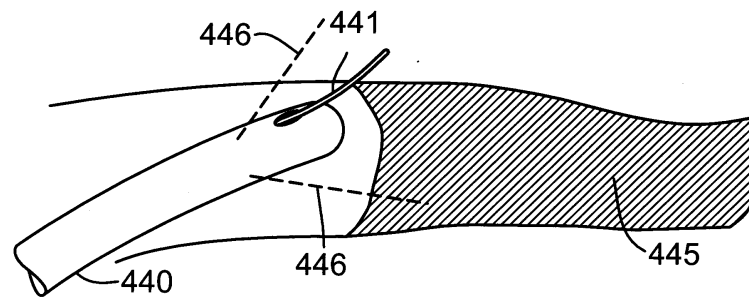
도면19c



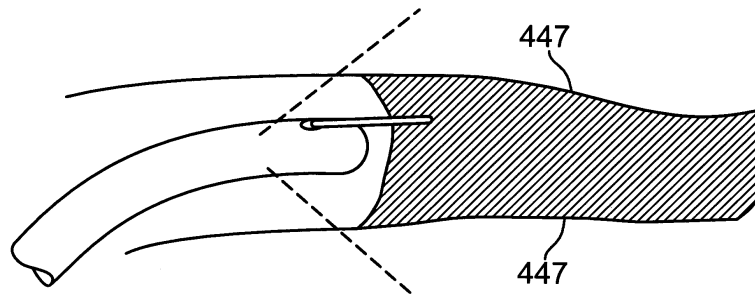
도면19d



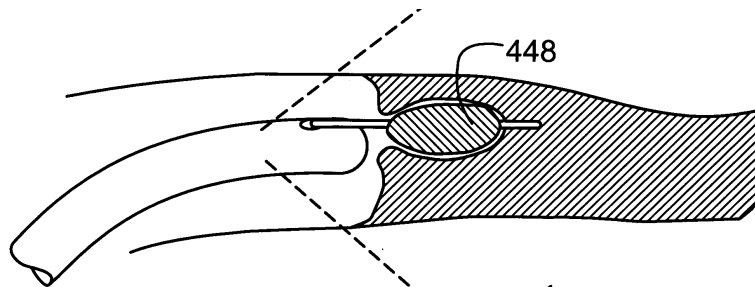
도면19e



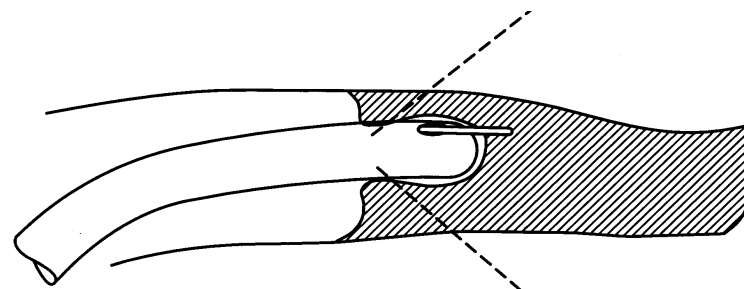
도면19f



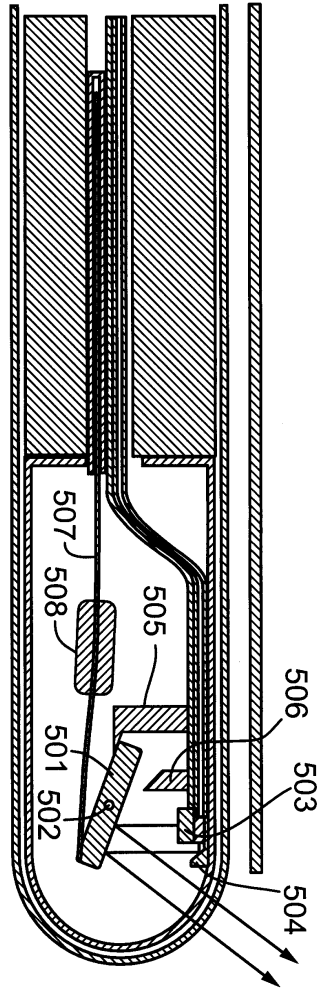
도면19g



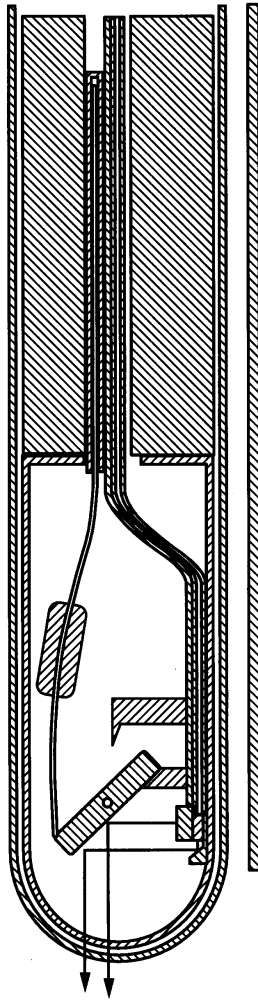
도면19h



도면20a



도면20b



|                |                                                                                                                                                                          |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 标题：成像探头的扫描机制                                                                                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">KR101517252B1</a>                                                                                                                                            | 公开(公告)日 | 2015-05-04 |
| 申请号            | KR1020097017047                                                                                                                                                          | 申请日     | 2008-01-21 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 桑尼布鲁克健康科学中心<br>用你的布鲁克健身中心点四端尺寸                                                                                                                                           |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 用你的布鲁克健身中心点四端尺寸                                                                                                                                                          |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 用你的布鲁克健身中心点四端尺寸                                                                                                                                                          |         |            |
| [标]发明人         | COURTNEY BRIAN<br>코트니브라이언<br>MUNCE NIGEL ROBERT<br>문체나이젤로버트<br>THIND AMANDEEP SINGH<br>딘드아멘딕싱<br>YANG VICTOR XIAO DONG<br>양빅터샤오동<br>FOSTER FRANCIS STUART<br>포스터프란시스스튜어트 |         |            |
| 发明人            | 코트니,브라이언<br>문체,나이젤,로버트<br>딘드,아멘딕,싱<br>양,빅터,샤오,동<br>포스터,프란시스,스튜어트                                                                                                         |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/12 A61B1/04 A61B1/05                                                                                                                                               |         |            |
| 代理人(译)         | 允许记录                                                                                                                                                                     |         |            |
| 优先权            | 60/881169 2007-01-19 US                                                                                                                                                  |         |            |
| 其他公开文献         | KR1020090115727A                                                                                                                                                         |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供一种用于乳房X线照相组织和结构成像的成像探头的扫描机构，其使用包括高频超声和光学断层摄影的高分辨率成像装置。成像探头包括可调节的旋转驱动机构，用于将旋转运动传递给成像组件，成像组件包括将能量发射到外围区域的光学或超声换能器。成像组件包括扫描机构，该扫描机构具有移动构件，该移动构件构造成为沿着相对于纵向轴线以可变角度延伸的中空轴的路径传输能量束，以提供成像组件的前视和侧视能力。移动构件以这样的方式就位，即可变角度是成像组件的角速度函数。

