



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0114340
(43) 공개일자 2012년10월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/12 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7020736
(22) 출원일자(국제) 2011년01월07일
심사청구일자 2012년08월07일
(85) 번역문제출일자 2012년08월07일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/020468
(87) 국제공개번호 WO 2011/085166
국제공개일자 2011년07월14일
(30) 우선권주장
12/684,083 2010년01월07일 미국(US)

(71) 출원인
고어 엔터프라이즈 홀딩스, 인코포레이티드
미국 델라웨어주 19714-9206 뉴워크 피.오. 박스
9206 페이퍼 밀 로드551
(72) 발명자
디에츠 테니스 알
미국 콜로라도주 80120 리틀톤 사우스 라우드 씨
클 7038
프랭클린 커티스 제이
미국 애리조나주 86001 플래그스태프 웨스트 세쿼
이아 드라이브 1755
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
신정건, 김태홍

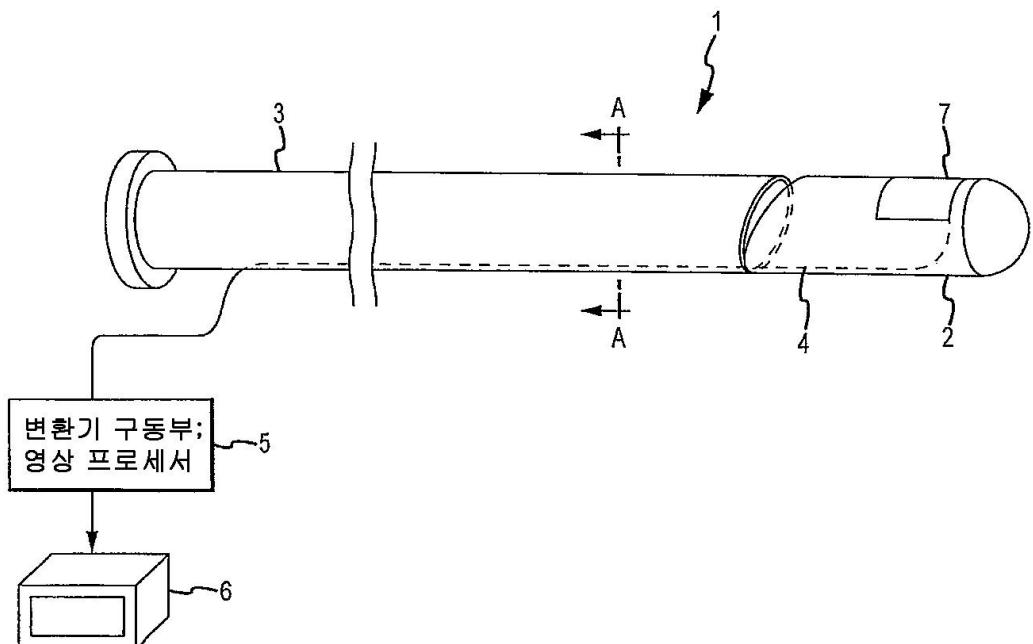
전체 청구항 수 : 총 51 항

(54) 발명의 명칭 카테터

(57) 요 약

개량된 카테터가 제공된다. 카테터는 카테터 몸체의 말단부에 배치된 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 초음파 변환기 어레이를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 라이브 힌지에 의해 카테터 몸체에 상호 연결될 수도 있다. 카테터는 카테터 몸체의 기단부로부터 말단부로 연장되는 루멘을 포함할 수도 있다. 루멘은 개입 장치를 카테터 몸체의 말단부로부터 원거리의 일 지점으로 공급하도록 사용될 수도 있다. 편향 가능 부재는 적어도 90°의 원호 범위를 통하여 선회 방식으로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 실시예에 따라, 편향 가능 부재가 초음파 변환기 어레이를 포함하며, 초음파 변환기 어레이는 카테터 몸체와 정렬되는 경우 및 카테터 몸체에 대하여 선회되는 경우 모두 영상을 촬영하도록 작동 가능할 수도 있다.

대 표 도



(72) 발명자

로우웬 존 엘

미국 애리조나주 86018 파크스 킹즈 디어 로드 102

메씩크 데이비드 제이

미국 애리조나주 86001 플래그스태프 웨스트 브렌
다 루프 3240

노드하우젠 크레이그 티

미국 콜로라도주 80138 파커 노스 포레스트 캐년
드라이브 12380

오크레이 클라이드 지

미국 콜로라도주 80112 센테니얼 사우스 캔티아 스
트리트 7308

페터슨 라이언 씨

미국 유타주 84025 파밍تون 노스 프론티어 로드 297

폴렌스케 짐 에이치

미국 애리조나주 86015 벨몬트 노스 벨몬트 스프링
즈 440

퀵 손 디

미국 애리조나주 86004 플래그스태프 이스트 아스
코나 웨이 3318

토드 다니엘 에이치

미국 애리조나주 86001 플래그스태프 사우스 톰바
우 웨이 1979

톨트 토마스 엘

미국 콜로라도주 80016 센테니얼 사우스 멤피스 스
트리트 7324

윌슨 데이비드 더블유

미국 콜로라도주 80516 애리 메이플우드 드라이브
240

특허청구의 범위

청구항 1

기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체와;

상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 가까이 배치되는 편향 가능 부재와;

상기 카테터 몸체와 상기 편향 가능 부재를 상호 연결하는 적어도 하나의 라이브 힌지(live hinge); 그리고 상기 편향 가능 부재와 상기 카테터 몸체의 상기 말단부 사이에서 연장되는 전기 도체를 포함하며.

상기 편향 가능 부재는 전기 장치를 포함하는 것인 카테터.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 전기 도체는 상기 편향 가능 부재의 편향에 응답하여 휘어질 수 있는 것인 카테터.

청구항 3

제 2 항에 있어서, 상기 전기 도체는 상기 적어도 하나의 라이브 힌지의 적어도 일부의 내측에 수용되는 것인 카테터.

청구항 4

제 3 항에 있어서, 상기 기단부로부터 상기 카테터 몸체를 관통하여 상기 기단부에 멀리 위치한 출구 포트까지 연장되는 루멘(lumen)을 추가로 포함하는 것인 카테터.

청구항 5

제 4 항에 있어서, 상기 루멘은 개입(interventional) 장치의 공급용인 것인 카테터.

청구항 6

제 2 항에 있어서, 상기 전기 도체는 또한 편향 가능 부재 작동 장치인 것인 카테터.

청구항 7

기단부와, 말단부, 그리고 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 구비한 카테터 몸체와;

상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 배치되는 적어도 하나의 라이브 힌지; 그리고

적어도 일부가 상기 말단부에 가까이 상기 카테터 몸체의 외부에 영구적으로 배치되며, 선택적으로 상기 카테터 몸체에 대해 편향 가능하고, 상기 적어도 하나의 라이브 힌지에 지지 가능하게 상호 연결되며, 전기 장치를 포함하는 편향 가능 부재를 포함하는 것인 카테터.

청구항 8

제 7 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 라이브 힌지는 상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 지지 가능하게 상호 연결되는 제 1 부분과, 상기 편향 가능 부재에 지지 가능하게 상호 연결되는 제 2 부분, 그리고 라이브 힌지부를 포함하며,

상기 라이브 힌지부는 힌지 라인을 포함하며, 상기 제 1 부분이 상기 제 2 부분에 대해 힌지식으로 선회될 수 있도록 작동 가능한 것인 카테터.

청구항 9

제 8 항에 있어서, 상기 전기 장치는 영상 촬영 장치인 것인 카테터.

청구항 10

제 9 항에 있어서, 상기 힌지 라인은 상기 카테터 몸체의 직경의 절반과 같거나 이보다 작은 두께를 갖는 것인

카테터.

청구항 11

제 10 항에 있어서, 상기 두께는 상기 카테터 몸체의 직경의 대략 45%와 같거나 이보다 작은 것인 카테터.

청구항 12

제 11 항에 있어서, 상기 두께는 상기 카테터 몸체의 직경의 대략 25%와 같거나 이보다 작은 것인 카테터.

청구항 13

제 12 항에 있어서, 상기 두께는 상기 카테터 몸체의 직경의 대략 15%와 같거나 이보다 작은 것인 카테터.

청구항 14

기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체와;

상기 말단부에 대해 편향 가능하며 상기 말단부에 배치되는 편향 가능 부재와;

상기 말단부에 가까이 배치되는 적어도 하나의 라이브 힌지로서, 편향 가능 부재가 적어도 하나의 라이브 힌지 중 적어도 하나에 지지 가능하게 상호 연결되는 것인 적어도 하나의 라이브 힌지; 그리고

상기 기단부로부터 이 기단부에 멀리 위치한 출구 포트로 연장되는 개입 장치를 공급하기 위한 루멘을 포함하며.

상기 라이브 힌지는 지지부 및 상기 카테터 몸체에 고정되는 고정부를 포함하는 것인 카테터.

청구항 15

제 14 항에 있어서, 상기 카테터 몸체는 조종 가능한 세그먼트를 포함하는 것인 카테터.

청구항 16

제 15 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재는 영상 촬영 장치를 포함하는 것인 카테터.

청구항 17

제 16 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 라이브 힌지는 힘이 인가되는 경우 제 1 형태로부터 제 2 형태로 탄성 적으로 변형 가능하며,

상기 라이브 힌지는 힘이 제거되는 경우 상기 제 2 형태로부터 상기 제 1 형태로 적어도 부분적으로 복귀하도록 작동 가능한 것인 카테터.

청구항 18

제 17 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 라이브 힌지는 단일체형 구성인 것인 카테터.

청구항 19

제 18 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 라이브 힌지는 상기 지지부와 상기 고정부의 사이에 적어도 하나의 휨 가능한 섹션을 포함하는 것인 카테터.

청구항 20

제 19 항에 있어서, 상기 힌지는 상기 편향 가능 부재를 상기 카테터 몸체의 종방향 축선과 정렬시키도록 바이어스되는 것인 카테터.

청구항 21

기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체와;

상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 배치되는 편향 가능 부재; 그리고

상기 카테터 몸체의 직경의 절반과 같거나 이보다 작은 두께를 갖는 헌지 라인을 포함하는 적어도 하나의 휩 가능한 중합체성 요소

를 포함하고, 상기 적어도 하나의 휩 가능한 중합체성 요소는 상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 가까이 배치되며 상기 편향 가능 부재에 지지 가능하게 부착되는 것인 카테터.

청구항 22

제 21 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재와 상기 카테터 몸체의 상기 말단부의 사이에서 연장되는 전기 도체를 더 포함하는 것인 카테터.

청구항 23

기단부와, 말단부, 그리고 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 구비한 카테터 몸체와;

상기 카테터 몸체의 직경의 절반보다 작은 두께를 갖는 헌지 라인을 포함하며, 상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 가까이 배치되는 적어도 하나의 휩 가능한 중합체성 요소; 그리고

적어도 일부가 상기 말단부에서 상기 카테터 몸체의 외부에 영구적으로 배치되며, 선택적으로 상기 카테터 몸체에 대해 편향 가능한 편향 가능 부재

를 포함하고, 상기 편향 가능 부재는 상기 적어도 하나의 휩 가능한 중합체성 요소에 지지 가능하게 상호 연결되는 것인 카테터.

청구항 24

기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체와;

상기 말단부에 대해 편향 가능하며 상기 말단부에 배치되는 편향 가능 부재와;

상기 말단부에 가까이 배치되며, 상기 카테터 몸체의 직경의 절반보다 작은 두께를 갖는 휩 가능한 중합체성 요소; 그리고

상기 기단부로부터 상기 기단부에 멀리 위치한 출구 포트로 연장되는 루멘

을 포함하고, 상기 편향 가능 부재는 상기 휩 가능한 중합체성 요소에 지지 가능하게 상호 연결되는 것인 카테터.

청구항 25

제 24 항에 있어서, 상기 루멘은 개입 장치의 공급용인 것인 카테터.

청구항 26

환자 몸안의 통로를 통하여, 기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체를 전진 이동시키는 단계와;

상기 카테터 몸체의 상기 말단부를 소망하는 위치에 배치하도록 상기 카테터 몸체의 조종 가능한 세그먼트를 조종하는 단계와;

상기 조종 단계 이후, 라이브 헌지에서, 이 라이브 헌지에 의해 상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 연결되어 있는 편향 가능 부재를 상기 카테터 몸체에 대해 선택적으로 편향시키는 단계; 그리고

적어도 하나의 영상을 획득하기 위하여 상기 편향 가능 부재의 영상 촬영 장치를 작동시키는 단계를 포함하며,

상기 라이브 헌지는 상기 편향 가능 부재에 상호 연결되는 지지부와, 상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 상호 연결되는 고정부, 그리고 상기 고정부와 상기 지지부 사이의 휩 가능부를 포함하며,

상기 휩 가능부는 상기 카테터 몸체의 직경의 절반과 같거나 이보다 작은 두께를 갖는 헌지 라인을 포함하는 것인 카테터 작동 방법.

청구항 27

제 26 항에 있어서, 상기 카테터 몸체의 루멘을 통하여 개입 장치를 전진 이동시키는 단계를 추가로 포함하는

것인 카테터 작동 방법.

청구항 28

기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체와;

전기 장치를 포함하는 편향 가능 부재와;

상기 카테터 몸체의 상기 말단부와 상기 편향 가능 부재를 연결하는 적어도 하나의 라이브 힌지; 그리고 상기 편향 가능 부재와 상기 카테터 몸체의 상기 말단부 사이에서 연장되는 전기적 상호 연결 부재를 포함하는 것인 카테터.

청구항 29

제 28 항에 있어서, 상기 전기적 상호 연결 부재는 상기 카테터 몸체의 상기 말단부로부터 상기 적어도 하나의 라이브 힌지에 인접하는 경로를 따라 연장되는 것인 카테터.

청구항 30

제 29 항에 있어서, 상기 전기적 상호 연결 부재가 상기 라이브 힌지에 인접한 경로로 연장된 후, 상기 전기적 상호 연결 부재는 상기 편향 가능 부재의 말단부로의 경로를 따라 연장된 다음 변환기 어레이와의 상호 연결을 위해 역으로 접히는 것인 카테터.

청구항 31

제 30 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 라이브 힌지는 상기 카테터 몸체의 상기 직경의 50%와 같거나 이보다 작은 두께를 갖는 힌지 라인을 포함하는 것인 카테터.

청구항 32

제 31 항에 있어서, 상기 전기적 상호 연결 부재는 상기 적어도 하나의 라이브 힌지에 부분적으로 일체형으로 형성되는 것인 카테터.

청구항 33

기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체; 그리고

라이브 힌지부와 지지부를 구비한 힌지 지지 부재를 포함하며,

상기 라이브 힌지부는 상기 카테터 몸체의 상기 말단부와 상호 연결되는 제 1 부분과, 상기 지지부와 상호 연결되는 제 2 부분을 포함하며,

상기 라이브 힌지부는 상기 지지부가 상기 제 1 부분에 대해 힌지식으로 선회할 수 있도록 작동 가능하며,

상기 지지부는 영상 촬영 장치의 지지를 위한 크래들부를 포함하는 것인 카테터.

청구항 34

제 33 항에 있어서, 상기 지지부 상에서 활주 이동하여 상기 지지부에 부착되도록 작동 가능한 케이싱을 추가로 포함하는 것인 카테터.

청구항 35

제 34 항에 있어서, 상기 케이싱은 상기 지지부 상의 대응 돌출부와 짹을 이루는 슬롯을 포함하는 것인 카테터.

청구항 36

제 35 항에 있어서, 상기 케이싱은 접근 포트를 포함하는 것인 카테터.

청구항 37

제 36 항에 있어서, 상기 라이브 힌지부는 힌지 라인을 구비하며,

상기 헌지 라인의 두께는 상기 카테터 몸체의 직경의 절반과 같거나 이보다 작은 것인 카테터.

청구항 38

제 37 항에 있어서, 상기 두께는 상기 카테터 몸체의 직경의 대략 45%와 같거나 이보다 작은 것인 카테터.

청구항 39

제 38 항에 있어서, 상기 두께는 상기 카테터 몸체의 직경의 대략 25%와 같거나 이보다 작은 것인 카테터.

청구항 40

제 39 항에 있어서, 상기 두께는 상기 카테터 몸체의 직경의 대략 15%와 같거나 이보다 작은 것인 카테터.

청구항 41

케이싱의 적어도 하나의 개구와, 전기 장치가 배치되어 있는 지지부의 적어도 하나의 돌출부가 짹을 이루어 결합되도록 함으로써 상기 케이싱을 라이브 헌지의 상기 지지부에 부착하는 단계; 그리고

상기 케이싱을 상기 전기 장치에 접합하며 상기 케이싱과 상기 전기 장치 사이에 존재할 수도 있는 기포를 분출시키기 위해 접근 포트를 통하여 접착제를 주입하는 단계를 포함하는 것인 카테터 제조 방법.

청구항 42

제 41 항에 있어서, 상기 전기 장치는 영상 촬영 장치인 것인 카테터.

청구항 43

카테터 몸체; 그리고

헌지 라인을 중심으로 상기 카테터 몸체에 대하여 편향 가능하도록, 라이브 헌지에 의해 상기 카테터 몸체에 지지 가능하게 상호 연결되는 편향 가능 부재를 포함하는 것인 카테터.

청구항 44

제 43 항에 있어서, 상기 라이브 헌지는 사이에 개재된 헌지 라인을 따라 서로 일체형으로 인접하는 제 1 부분과 제 2 부분을 포함하며,

상기 제 2 부분은 상기 헌지 라인을 중심으로 상기 제 1 부분에 대해 선회 가능한 것인 카테터.

청구항 45

제 44 항에 있어서, 상기 제 1 부분은 상기 카테터 몸체에 고정적으로 상호 연결되며, 상기 편향 가능 부분은 상기 제 2 부분에 고정적으로 상호 연결되는 것인 카테터.

청구항 46

제 45 항에 있어서, 상기 헌지 라인은 인접 영역을 통하여 연장되며,

상기 헌지 라인을 따라 상기 인접 영역의 두께는 상기 카테터 몸체의 최소 가로 치수의 대략 15% 미만인 것인 카테터.

청구항 47

제 46 항에 있어서, 상기 제 1 부분은 상기 헌지 라인을 중심으로 상기 제 2 부분에 대해 적어도 대략 90°로 편향되도록 작동 가능한 것인 카테터.

청구항 48

제 45 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재에 일 구성 요소가 지지 가능하게 상호 연결되며,

상기 제 2 부분과, 상기 편향 가능 부재, 그리고 상기 구성 요소는 일렬로 선회 가능한 것인 카테터.

청구항 49

기단부와 말단부를 구비하며, 카테터의 기단부로부터 말단부로 연장되는 외부 관상 몸체와;

기단부와 말단부를 구비하며, 상기 외부 관상 몸체의 내부에서 상기 외부 관상 몸체의 상기 기단부로부터 상기 외부 관상 몸체의 상기 말단부까지 연장되며, 개입 장치의 공급을 위하여 루멘이 관통 형성되어 있는 내부 관상 몸체로서, 상기 개입 장치는 상기 내부 관상 몸체의 상기 기단부로부터 상기 내부 관상 몸체의 상기 말단부에 위치한 출구 포트까지 연장되며, 상기 외부 관상 몸체와 내부 관상 몸체는 선택적인 상대 이동을 위해 배치되는 것인 내부 관상 몸체와;

적어도 일부가 상기 외부 관상 몸체의 상기 말단부에서 상기 외부 관상 몸체의 외부에 영구적으로 배치되며, 상기 내부 관상 몸체 및 상기 외부 관상 몸체 중 하나와 지지 가능하게 상호 연결되고, 상기 선택적인 상대 이동 시에, 예정된 방식으로 선택적으로 편향 가능한 영상 촬영 장치로서 구성되는 편향 가능 부재; 그리고

상기 내부 관상 몸체에 지지 가능하게 상호 연결되는 라이브 힌지

를 포함하고, 편향 가능한 영상 촬영 장치는 라이브 힌지에 지지 가능하게 상호 연결되며, 상기 라이브 힌지는 상기 외부 관상 몸체의 직경의 절반과 같거나 이보다 작은 두께를 갖는 힌지 라인을 포함하는 것인 카테터.

청구항 50

제 49 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재는 전기 장치를 포함하는 것인 카테터.

청구항 51

제 50 항에 있어서, 상기 전기 장치는 영상 촬영 장치인 것인 카테터.

명세서

기술 분야

[0001]

본 출원은 2008년 12월 31일자로 출원된 미국 특허 출원 제 12/347,637 호의 일부 연속 출원을 우선권 주장하고 있다. 본 출원은 또한, 2007년 6월 28일자로 출원된 미국 가출원 제 60/946,807 호의 우선권 이득을 청구하는 2008년 6월 27일자로 출원된 미국 특허 출원 제 12/163,325 호의 일부 연속 출원을 우선권 주장하고 있다. 앞서 언급된 각각의 특허 출원은 그 전체 내용이 본 명세서에 참조로써 인용되어 있다.

[0002]

본 발명은 개량된 카테터에 관한 것으로, 특히, 본 발명은 환자 몸안의 소망하는 위치 및/또는 목표 운반 위치에 배치되는 개입(interventional) 장치의 목표 영상 획득을 위해 사용될 수 있는, 영상 촬영 및 개입 장치 운반용 카테터(예를 들어, 진단 또는 치료 장치, 약제(agent), 또는 에너지 공급 능력을 갖춘 초음파 카테터)에 적합하다.

배경 기술

[0003]

카테터는 체관, 체강, 또는 도관 내로 삽입될 수도 있으며 신체 외부로 연장되는 부분을 사용하여 조작이 이루어질 수도 있는 관상 의료 장치이다. 통상적으로, 카테터는 비선형 경로를 따라 이루어지는 전진/후진 이동을 촉진하기 위하여 비교적 얇으면서 가요성을 나타내도록 형성된다. 이러한 카테터는 진단 및/또는 치료 장치의 체내에서의 위치 설정을 포함한, 상당히 다양한 용도로 채용될 수도 있다. 예를 들어, 카테터는 체내에서의 영상 촬영 장치의 위치 설정과, 체내 삽입 가능한 장치(예를 들어, 스텐트(stent), 인조 혈관 스텐트(stent-graft), 대정맥 필터)의 전개, 및/또는 에너지(예를 들어, 절제 카테터) 운반을 위해 채용될 수도 있다.

[0004]

이와 관련하여, 구조체의 가시적인 영상을 촬영하기 위한 초음파 영상 촬영 기술의 사용이, 특히, 의료 용례에서 점점 더 일반화되고 있다. 개괄적으로 알려진 바와 같이, 통상적인 초음파 변환기는 다수의 개별적으로 작동되는 압전 소자를 포함하며, 적당한 구동 신호를 전달받아 초음파 에너지의 펄스가 환자의 신체로 이동되도록 한다. 초음파 에너지는 음향 임피던스가 서로 다른 구조체 사이의 계면에서 반사된다. 동일 변환기나 다른 변환기가 복귀 에너지의 수신을 검출하여, 대응하는 출력 신호를 제공한다. 이 신호는 구조체 사이의 계면에 대한, 결과적으로 구조체 자체에 대한, 표시부 화면을 통해 볼 수 있는 영상을 촬영하도록 공지된 방식으로 처리될 수 있다.

[0005]

종래 기술의 상당수의 특허에는, 고도의 정밀도를 요하는 수술을 수행하기 위하여 특수 수술 장비와 조합하여

이러한 초음파 영상 촬영 기술을 사용하는 방안이 논의되어 있다. 예를 들어, 다수의 특허에서, "생검용 건 (biopsy gun)", 즉, 특정 구조체가 악성 종양 등인지를 여부를 결정하기 위하여, 예를 들어, 병리학적 검사를 위해 특정 부위로부터 조직 샘플을 취하기 위해 사용되는 기구를 안내하기 위해 초음파 기술을 사용하는 방안이 제시되어 있다. 마찬가지로, 그외 다른 종래 기술의 특허에서도, 예를 들어, 체외 수정을 위한 생존 가능한 난자의 제거와 같은 기타 다른 정밀 시술을 가능하게 하는 한편 이와 연관된 다양한 용도로 초음파 영상 촬영 기술을 사용하기 위한 방안이 논의되어 있다.

[0006] 체내 진단 및 치료 시술의 지속적인 발전에 따라, 콤팩트한 구조의 조정 가능한 카테터를 통한 영상 촬영 시술의 개선이 바람직하다는 사실이 인식되어 왔다. 보다 구체적으로 설명하자면, 본 발명의 발명자는 비교적 작은 프로파일을 유지하면서 카테터의 말단부에 배치된 구성부의 선택적인 위치 설정 및 제어를 촉진하여, 각종 임상 용례에 관한 증강된 기능성을 산출하는 카테터 특징을 제공하는 것이 바람직함을 인식하였다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 목적은 개량된 카테터를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명은 개량된 카테터 구조에 관한 것이다. 이를 위해, 카테터는 체강, 체관 또는 덱트 내로 삽입될 수 있는 장치로서 정의되며, 카테터의 적어도 일부는 환자의 몸 밖으로 연장되어, 몸 밖으로 연장된 카테터 부분을 조작하거나 잡아당기는 방식으로 조작 및/또는 제거될 수 있다. 다양한 구조에 있어서, 카테터는 기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체, 및/또는 벽부, 기단부 및 말단부를 구비한 외부 관상 몸체를 포함할 수도 있다. 카테터는 외부 관상 몸체의 말단부에 배치되는 편향 가능 부재를 추가로 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 하나 이상의 치료 및/또는 진단 장치를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 영상 촬영, 진단, 및/또는 치료 장치와 같은 전기 장치를 포함하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수도 있다. 이러한 구성 요소는, 니들(needle) 및 커터(cutter), 그래스퍼(grasper) 및 스크레이퍼(scrapers)를 포함하는 생체 검사 탐침과 같은 기계적 장치와, 도체, 전극, 센서, 제어부 및 영상 촬영 구성부와 같은 전기적 장치, 그리고 스텐트(stent), 그레프트(graft), 라이너(liner), 필터(filter), 스네어(snare) 및 그외 다른 치료 장치와 같은 운반 가능한 구성 요소를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 전기 장치는 영상 촬영을 위해 사용될 수도 있는 초음파 변환기 어레이와 같은 변환기 어레이일 수도 있다. 또 다른 예에서, 장치는 무선 주파수(RF) 절제 어플리케이터(applicator) 또는 고주파 초음파(HIFU) 절제 어플리케이터와 같은 절제 장치일 수도 있다. 또한, 편향 가능 부재가 초음파 변환기 어레이를 포함하는 경우, 초음파 변환기 어레이는 1차원 어레이, 1.5차원 어레이, 또는 2차원 어레이일 수도 있다. 편향 가능 부재는 편향 가능 부재를 포함하는 구성부의 작동을 촉진하기 위하여 카테터 몸체 및/또는 외부 관상 몸체에 대하여 선택적으로 편향 가능할 수도 있다.

[0009] 일 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 라이브(예를 들어, 리빙) 힌지에 의해 카테터 몸체에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있어, 편향 가능 부재가 힌지 라인을 중심으로 카테터 몸체에 대해 편향 가능할 수도 있다.

[0010] 일 실시예에 있어서, 카테터는 전기 도체를 추가로 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 가까이 배치될 수도 있다. 적어도 하나의 라이브 힌지는 카테터 몸체를 편향 가능 부재에 상호 연결할 수도 있다. 전기 도체는 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 말단부의 사이에서 연장될 수도 있다. 편향 가능 부재는 전기 장치를 포함할 수도 있다.

[0011] 일 접근법에 따르면, 전지 도체는 편향 가능 부재의 편향 작동에 응답하여 휘어질 수도 있다. 전지 도체는 적어도 하나의 라이브 힌지의 적어도 일부의 내측에 수용될 수도 있다. 전지 도체는 편향 가능 부재 작동 장치를 포함할 수도 있다.

[0012] 일 실시예에 있어서, 카테터는 기단부로부터 카테터 몸체를 관통하여 기단부에 멀리 위치한 출구 포트까지 연장되는 루멘을 포함할 수도 있다. 루멘은 개입 장치 운반용일 수도 있다.

[0013] 다른 실시예에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 카테터 몸체의 말단부에 배치되는 적어도 하나의 라이브 힌지, 그리고 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 카테터 몸체는 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 구비할 수도 있다. 편향 가능 부재는 적어도 일부가 말단부에 가까이 카테터 몸체의 외부에 영구적으로 배치될 수도 있

다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체에 대해 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 편향 가능 부재는 적어도 하나의 라이브 힌지에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 편향 가능 부재는 전기 장치(예를 들어, 영상 촬영 장치)를 포함할 수도 있다.

[0014] 일 접근법에 따르면, 적어도 하나의 라이브 힌지는 카테터 몸체의 말단부에 지지 가능하게 상호 연결되는 제 1 부분과, 편향 가능 부재에 지지 가능하게 상호 연결되는 제 2 부분, 그리고 힌지 라인을 따라 제 1 및 제 2 부분의 사이에서 제 1 및 제 2 부분에 일체형으로 인접하는 라이브 힌지부를 포함한다. 힌지 라인을 포함하는 라이브 힌지부는 상기 제 2 부분이 상기 제 1 부분에 대해 힌지식으로 선회될 수 있도록 작동 가능할 수도 있다.

[0015] 소정의 실시예에 있어서, 상기 라이브 힌지의 힌지 라인은, 대략 50%, 45%, 40%, 35%, 30%, 25%, 20%, 15%, 10% 또는 5%와 같거나 이보다 작은 퍼센테이지를 포함하여, 카테터 몸체의 직경의 대략 절반과 동일한 또는 그 미만의 두께를 가질 수도 있으며, 또는 이를 값 중 두 개의 범위 이내의 또는 그외 범위에 있을 수도 있다.

[0016] 일 장치에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 편향 가능 부재, 적어도 하나의 라이브 힌지, 그리고 루멘을 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 배치될 수도 있으며, 말단부에 대해 편향 가능할 수도 있다. 적어도 하나의 라이브 힌지는 말단부에 가까이 배치될 수도 있으며, 편향 가능 부재는 적어도 하나의 라이브 힌지 중 적어도 하나에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 루멘은 개입 장치를 운반하도록 사용될 수도 있으며, 카테터 몸체의 기단부로부터 이 기단부에 멀리 위치한 출구 포트로 연장될 수도 있다. 라이브 힌지는 지지부 및 카테터 몸체에 고정되는 고정부를 포함할 수도 있다.

[0017] 일 실시예에 있어서, 카테터 몸체는 조종 가능한 세그먼트를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 영상 촬영 장치를 포함할 수도 있다. 적어도 하나의 라이브 힌지는 단일체형으로 구성될 수도 있다.

[0018] 또 다른 실시예에 있어서, 카테터는 카테터 몸체, 편향 가능 부재, 그리고 적어도 하나의 휨 가능 중합체성 요소를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 배치될 수도 있다. 적어도 하나의 휨 가능 중합체성 요소는 카테터 몸체의 직경의 절반과 같거나 이보다 작은 두께를 갖는 힌지 라인을 포함할 수도 있다. 적어도 하나의 휨 가능 중합체 요소는 카테터 몸체의 말단부에 가까이 배치될 수도 있으며, 편향 가능 부재에 지지 가능하게 부착될 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 카테터는 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 말단부의 사이에서 연장되는 전기 도체를 추가로 포함할 수도 있다.

[0019] 또 다른 실시예에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 적어도 하나의 휨 가능 중합체 요소, 그리고 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 카테터 몸체는 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 포함할 수도 있다. 적어도 하나의 휨 가능 중합체 요소는 카테터 몸체의 직경의 절반과 같거나 이보다 작은 두께를 갖는 힌지 라인을 포함할 수도 있다. 적어도 하나의 휨 가능 중합체 요소는 카테터 몸체의 말단부에 가까이 배치될 수도 있다. 편향 가능 부재는 말단부에서 카테터 몸체의 외부에 영구적으로 배치되는 적어도 일부를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체에 대해 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 편향 가능 부재는 적어도 하나의 휨 가능 중합체 요소에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다.

[0020] 일 장치에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 편향 가능 부재와, 휨 가능 중합체 요소, 그리고 루멘을 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터의 말단부에 배치될 수도 있으며, 말단부에 대해 편향 가능할 수도 있다. 휨 가능 중합체 요소는 말단부에 가까이 배치될 수도 있으며, 카테터 몸체의 직경의 절반과 같거나 이보다 작은 두께를 가질 수도 있다. 편향 가능 부재는 휨 가능 중합체 요소에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 루멘은 카테터 몸체의 기단부로부터 이 기단부에 멀리 위치한 출구 포트까지 연장될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 루멘은 개입 장치 운반용으로 사용될 수도 있다.

[0021] 또 다른 장치에 있어서, 카테터 작동 방법은, 환자 몸안의 통로를 통하여 카테터 몸체를 전진 이동시키는 단계와, 카테터 몸체의 말단부를 소망하는 위치에 배치하도록 카테터 몸체의 조종 가능한 세그먼트를 조종하는 단계와, 편향 가능 부재를 선택적으로 편향시키는 단계, 그리고 적어도 하나의 영상을 획득하기 위하여 편향 가능 부재의 영상 촬영 장치를 작동시키는 단계를 포함한다. 선택적 편향 단계는 라이브 힌지에서 발생할 수도 있으며, 조종 단계 이후 카테터 몸체에 대해 상대적으로 이루어질 수도 있다. 편향 가능 부재는 라이브 힌지에 의해 카테터 몸체의 말단부에 연결될 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 라이브 힌지는 편향 가능 부재에 상호 연결되는 지지부와, 카테터 몸체의 말단부에 상호 연결되는 고정부, 그리고 고정부와 지지부 사이의 휨 가능부를 포함한다. 휨 가능부는 카테터 몸체의 직경의 절반과 동일하거나 이보다 작은 두께를 갖는 힌지 라인을 포함할 수도 있다. 방법은 카테터 몸체의 루멘을 통하여 개입 장치를 전진 이동시키는 단계를 추가로 포함할 수도 있다.

- [0022] 일 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 편향 가능 부재와, 적어도 하나의 라이브 힌지, 그리고 전기적 상호 연결 부재를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 전기 장치를 포함할 수도 있다. 적어도 하나의 라이브 힌지는 카테터 몸체의 말단부와 편향 가능 부재를 연결할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재는 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 말단부의 사이에서 연장될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재는 적어도 하나의 라이브 힌지 내로 부분적으로 일체형으로 형성될 수도 있다.
- [0023] 일 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 힌지 지지 부재를 포함할 수도 있다. 힌지 지지 부재는 라이브 힌지부와 지지부를 포함할 수도 있다. 라이브 힌지부는 카테터 몸체의 말단부에 상호 연결되는 제 1 부분과, 지지부에 상호 연결되는 제 2 부분을 구비할 수도 있다. 라이브 힌지부는 지지부가 제 1 부분에 대해 힌지식으로 선회되도록 작동 가능할 수도 있다. 지지부는 영상 촬영 장치의 지지부용 크래들부를 구비할 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 카테터는 지지부 상에서 활주 이동하여 지지부에 부착되도록 작동 가능한 케이싱을 추가로 포함할 수도 있다. 케이싱은 지지부 상의 대응 돌출부와 짹을 이루는 슬롯을 포함할 수도 있다. 케이싱은 접근 포트를 구비할 수도 있다. 라이브 힌지부는 힌지 라인을 구비할 수도 있다.
- [0024] 일 장치에 있어서, 카테터 작동 방법은 케이싱의 적어도 하나의 개구와, 지지부의 적어도 하나의 돌출부가 짹을 이루어 결합되도록 함으로써 케이싱을 라이브 힌지의 지지부에 부착하는 단계를 포함한다. 상기 지지부는 그 위에 배치되는 전기 장치를 구비할 수도 있다. 상기 방법은, 케이싱을 전기 장치에 접합하도록 하며 케이싱과 전기 장치 사이에 존재할 수도 있는 기포를 분출시키기 위하여 접근 포트를 통하여 접착제를 주입하는 단계를 추가로 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 전기 장치는 영상 촬영 장치일 수도 있다.
- [0025] 일 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체, 그리고 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 힌지 라인을 중심으로 카테터 몸체에 대하여 편향 가능할 수도 있도록 라이브 힌지에 의해 상기 카테터 몸체에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 라이브 힌지는 사이에 개재된 힌지 라인을 따라 서로 일체형으로 인접하는 제 1 부분과 제 2 부분을 포함할 수도 있다. 제 2 부분은 힌지 라인을 중심으로 제 1 부분에 대해 선회 가능할 수도 있다. 제 1 부분은 카테터 몸체에 고정적으로 상호 연결될 수도 있으며, 편향 가능 부재는 제 2 부분에 고정적으로 상호 연결될 수도 있다. 일 구성 요소가 편향 가능 부재에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있으며, 제 2 부분과, 편향 가능 부재, 그리고 상기 구성 요소는 일렬로 선회 가능할 수도 있다. 예를 들어, 제 2 부분과, 편향 가능 부재, 그리고 상기 구성 요소는 대응하는, 일치하는 아치형 경로를 따라 함께 선회 운동 가능할 수도 있다. 카테터는 제 2 부분과, 편향 가능 부재 그리고 상기 구성 요소를 선택적으로 동시에 선회 운동시키기 위한 액츄에이터를 포함할 수도 있다. 상기 구성 요소는 영상 촬영 장치일 수도 있다. 힌지 라인은 인접 영역을 통하여 연장될 수도 있으며, 인접 영역은 적어도 일 측면 상의 비교적 평면형의 구조일 수도 있다. 인접 영역의 두께는 카테터 몸체의 최소 가로 치수의 대략 15% 미만일 수도 있다. 제 1 부분은 힌지 라인을 중심으로 제 2 부분에 대해 적어도 대략 90°로 편향되도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0026] 일 장치에 있어서, 카테터는 외부 관상 몸체와, 내부 관상 몸체와, 편향 가능 부재, 그리고 라이브 힌지를 포함할 수도 있다. 외부 관상 몸체는 카테터의 기단부로부터 카테터의 말단부로 연장될 수도 있다. 내부 관상 몸체는 외부 관상 몸체의 내부에서 외부 관상 몸체의 기단부로부터 외부 관상 몸체의 말단부까지 연장될 수도 있다. 내부 관상 몸체는 개입 장치의 운반을 위하여 루멘이 관통 형성될 수도 있으며, 상기 개입 장치는 내부 관상 몸체의 기단부로부터 내부 관상 몸체의 말단부에 위치한 출구 포트까지 연장된다. 외부 관상 몸체와 내부 관상 몸체는 선택적으로 상대 이동 가능하도록 배치될 수도 있다. 편향 가능 부재의 적어도 일부가 외부 관상 몸체의 말단부에서 외부 관상 몸체의 외부에 영구적으로 배치될 수도 있다. 편향 가능 부재는 내부 관상 몸체 및 외부 관상 몸체 중 하나와 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 선택적인 상대 이동 시에, 편향 가능 영상 촬영 장치는 예정된 방식으로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 라이브 힌지는 내부 관상 몸체에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 편향 가능 영상 촬영 장치는 라이브 힌지에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 라이브 힌지는 외부 관상 몸체의 직경의 절반과 동일하거나 이보다 작은 두께를 갖는 힌지 라인을 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 전기 장치를 포함할 수도 있다. 전기 장치는 영상 촬영 장치일 수도 있다. 영상 촬영 장치는 초음파 변환기 어레이일 수도 있다.
- [0027] 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 부재의 적어도 일부는 외부 관상 몸체의 외부에 영구적으로 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체의 중심 축선으로부터 반대 방향으로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 이러한 편향성은 외부 관상 몸체의 말단부로부터 원거리로 적어도 부분적으로 또는 전체적으로 발생할 수도 있다.
- [0028] 소정의 태양에 있어서, 카테터는 또한, 외부 관상 몸체의 기단부로부터 이와 멀리 떨어진 지점까지 카테터 몸체

및/또는 외부 관상 몸체를 통과하여 연장되는, 개입 장치의 운반과 같은, 장치 및/또는 재료의 운반을 위한 루멘을 포함할 수도 있다. 이를 위해, "개입 장치"는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 진단 장치(예를 들어, 압력 변환기, 전도성 측정 장치, 온도 측정 장치, 유동 측정 장치, 전자 및 신경 생리학 맵핑 장치, 재료 검출 장치, 영상 촬영 장치, 중심 정맥압(CVP) 모니터링 장치, 심장 초음파(ICE) 카테터, 풍선 크기 카테터, 니들, 생검 기구), 치료 장치(예를 들어, 절제 카테터(예를 들어, 무선 주파수, 초음파, 광학용)), 난원공 개존증(PFO:patent foramen ovale) 폐쇄 장치, 냉동 요법 카테터, 대정맥 필터, 스텐트, 스텐트-그래프트, 중격 천공술 기구), 그리고 약제 운반 장치(예를 들어, 니들, 캐뉼러, 카테터, 세장형 부재)를 포함한다. 이를 위해, "약제(agent)"는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 치료제, 조제약, 화학적 화합물, 생물학적 화합물, 유전자 물질, 염료, 식염수, 대조용 약제를 포함한다. 이러한 약제는 액체, 젤(gel), 고체, 또는 그외 다른 적절한 형태일 수도 있다. 또한, 루멘은 개입 장치의 사용 없이 약제가 통과하여 공급될 수 있도록 하기 위해 사용될 수도 있다. 편향 가능 부재 및 이와 같이 개입 장치의 통과 공급을 위한 루멘을 함께 제공함으로써 카테터의 다기능성을 개선할 수 있다. 이것은 수술 동안 필요한 접근 부위 및 카테터의 개수를 감소시켜, 개입 시술 시간의 제한 가능성을 제공하며 용이한 사용을 보장하기 때문에 유리하다.

[0029]

이와 관련하여, 소정의 실시예에 있어서, 루멘은 외부 관상 몸체의 벽부의 내면에 의해 확정될 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 루멘은 외부 관상 몸체의 내부에 배치되며 기단부로부터 말단부로 연장되는 내부 관상 몸체의 내면에 의해 확정될 수도 있다.

[0030]

다른 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 적어도 45° 의, 다양한 실시예에 있어서, 적어도 90° 의 호형 범위에 걸쳐 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 예를 들어, 편향 가능 부재는 적어도 90° 의 호형 범위에 걸쳐 피봇, 헌지, 또는 축선을 중심으로 피봇식으로 편향 가능할 수도 있다. 또한, 편향 가능 부재는 서로 다른 각도의 위치의 범위에 걸쳐 복수 개의 위치에서 선택적으로 편향 및 유지 가능할 수도 있다. 이러한 실시예는 영상 촬영 장치를 포함하는 편향 가능 부재를 실현하기에 특히 적당하다.

[0031]

소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 영상 촬영 장치는 노출된(예를 들어, 편향 가능 영상 촬영 장치의 개구의 적어도 일부가 외부 관상 몸체로부터 간접받지 않음) 측면 응시 제 1 위치로부터 노출된 전방 응시 제 2 위치로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 본 명세서에 사용된 바와 같은 "측면 응시"는 편향 가능 영상 촬영 장치의 시야 범위가 외부 관상 몸체의 말단부와 실질적으로 수직 방향으로 배향되는 편향 가능 영상 촬영 장치의 위치로서 정의된다. "전방 응시"는 편향 가능 영상 촬영 장치의 시야 범위가 카테터의 말단부로부터 원거리의 영역을 포함하는 체적부의 영상 촬영을 가능하게 하도록 적어도 부분적으로 편향되는 상태를 포함한다. 예를 들어, 편향 가능 영상 촬영 장치(예를 들어, 초음파 변환기 어레이)는 제 1 위치의 외부 관상 몸체의 중심 축선과 정렬(예를 들어, 평행하게 배치되거나 동축으로 배치)될 수도 있다. 이러한 접근법은 체강 또는 체관으로의 도입 및 카테터 위치 설정 동안(예를 들어, 맥관 통로 또는 체강으로의 카테터의 삽임 및 전진 이동 동안) 해부학적 표식의 영상 촬영을 수용하며, 해부학적 표식의 영상이 카테터를 포함하는 루멘의 출구 포트의 정확한 위치 설정을 위해 채용될 수도 있다. 이후, 초음파 변환기 어레이는 카테터의 중심 축선에 대해 측면 응시 위치 제 1 위치로부터 전방 응시 제 2 위치로 편향될 수도 있다(예를 들어, 적어도 45° 의 각도로, 또는 일부 용례에서, 적어도 90°). 개입 장치는 초음파 변환기 어레이의 영상 촬영 시야 범위 내부에서 카테터의 루멘을 통하여 루멘 출구에 인접하여 위치한 작동 영역 내로 선택적으로 전진 이동될 수도 있다. 영상 촬영을 통한 내부 시술은, 초음파 변환기 어레이 단독으로 또는 다른 영상 촬영 양식(예를 들어, 형광 투시법)과 조합하여 영상 촬영이 이루어지는 개입 장치를 사용하여 완료될 수도 있다. 편향 가능 영상 촬영 장치는 편향 가능 영상 촬영 장치의 어떠한 부분도 출구 포트와 동일한 단면을 가지며 출구 포트로부터 원거리로 연장되는 체적부를 차지하지 않도록 편향될 수도 있다. 이에 따라, 개재 장치가 외부 관상 몸체를 통하여, 출구 포트를 통하여, 그리고 편향 가능 영상 촬영 장치의 영상 촬영 시야 범위 내로 전진 이동되는 동안, 편향 가능 영상 촬영 장치의 영상 촬영 시야 범위가 외부 관상 몸체에 대해 고정된 등록 상태에 유지될 수도 있다.

[0032]

소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 영상 촬영 장치는 측면 응시 제 1 위치로부터 후방 응시 제 2 위치로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. "후방 응시"는 편향 가능 영상 촬영 장치의 영상 촬영 시야 범위가 카테터의 말단부에 가까운 영역을 포함하는 체적부의 영상 촬영이 가능하도록 적어도 부분적으로 편향된다.

[0033]

다른 실시예에 있어서, 편향 가능 영상 촬영 장치는 비교적 고정된 또는 안정적인 카테터 위치를 바람직하게 유지하면서 측면 응시 제 1 위치로부터 다양한 선택된 전방 응시, 측면 응시 및 후방 응시 위치로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 이러한 실시예에 있어서, 카테터 몸체의 종방향 축선에 대한 초음파 변환기 어레이 및 편향 가능 부재의 방위각이 대략 $+180^\circ$ 내지 대략 -180° 각도 또는 적어도 대략 180° , 대략 200° , 대략 260° , 또는 대략 270° 의 호형 범위일 수 있다. 고려되고 있는 각도는 대략 $+180^\circ$, $+170^\circ$, $+160^\circ$, $+150^\circ$,

$+140^\circ$, $+130^\circ$, $+120^\circ$, $+110^\circ$, $+100^\circ$, $+90^\circ$, $+80^\circ$, $+70^\circ$, $+60^\circ$, $+50^\circ$, $+40^\circ$, $+30^\circ$, $+20^\circ$, $+10^\circ$, 0° , -10° , -20° , -30° , -40° , -50° , -60° , -70° , -80° , -90° , -100° , -110° , -120° , -130° , -140° , -150° , -160° , -170° , -180° 를 포함하며, 이들 값 중 두 개의 범위 이내 또는 그 외부에 포함될 수도 있다.

[0034] 관련 일 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체의 최대 가로 치수와 적어도 동일한 개구 길이를 갖는 초음파 변환기 어레이를 포함할 수도 있다. 이에 대응하여, 편향 가능 초음파 변환기 어레이는 제 1 위치에 대해 각도를 이룬 제 2 위치로 관액 통로를 통하여 카테터의 전진 이동을 수용하는 제 1 위치로부터 선택적으로 편향 가능하도록 제공될 수도 있다. 또한, 소정의 실시예에 있어서, 제 2 위치는 사용자에 의해 선택적으로 설정될 수도 있다.

[0035] 관련 일 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 카테터의 중심 축선과 정렬된(예를 들어, 평행한) 제 1 위치로부터 중심 축선에 대해 각도를 이룬 제 2 위치로 편향 가능할 수도 있으며, 제 2 위치에서, 편향 가능 부재는 루멘 출구 포트에 인접하여 위치하는 작업 영역의 외부에 배치된다. 이에 따라, 개입 장치는 편향 가능 부재와의 간섭 없이 출구 포트를 통하여 전진 이동 가능할 수도 있다.

[0036] 소정의 실시예에 있어서, 단면 구성이 대체로 말단부의 외부 관상 몸체의 단면 구성과 일치하도록 편향 가능 부재가 제공될 수도 있다. 예를 들어, 원통형 외부 관상 몸체가 채용되는 경우, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체의 말단부를 초과하여 배치될 수도 있으며, 말단부에 의해 확정되며 말단부에 인접한 영상 촬영 원통형 체적부와 일치하도록(예를 들어, 영상 촬영 원통형 체적부의 내부를 약간 초과하여, 체적부를 차지하도록 또는 체적부 내부에 끼워지도록) 구성될 수도 있다. 편향 가능 부재는 이러한 체적부의 외부로 선택적으로 편향 가능하다. 이러한 접근법은 맥관 통로를 통하여 카테터의 최초 전진 및 위치 설정을 촉진한다.

[0037] 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체의 중심 축선으로부터 반대 방향으로 연장되는 호형 경로를 따라 편향되도록 제공될 수도 있다. 일 예로서, 다양한 실시 형태에 있어서, 편향 가능 부재는 루멘 출구 포트에 멀리 위치한 제 1 위치로부터 외부 관상 몸체 측방의 제 2 위치(외부 관상 몸체 일측)로 편향되도록 배치될 수도 있다.

[0038] 다른 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 카테터의 종방향 축선으로부터 편향되도록 제공될 수도 있으며, 편향 시에, 호형 배치가 이루어진다. 선단부가 외부 관상 몸체에 대하여 고정되어 있는 카테터에 있어서, 호형 배치는 카테터의 최소 곡률에 해당한다. 편향 가능 부재가 외부 관상 몸체에 대해 이동 가능한 카테터에 있어서, 호형 배치는 카테터의 중심 축선과 접선 방향으로 편향 가능 부재의 일면과 접선 방향의 일정한 최소 반경의 호형에 해당한다. 본 태양에 있어서, 외부 관상 몸체의 말단부의 최대 가로 치수 대 호형 배치 반경의 비율이 적어도 대략 1인 편향 가능 부재가 제공될 수도 있다. 일 예로서, 원통형 외부 관상 몸체의 경우, 상기 비율은 호형 배치 반경 분의 외부 관상 몸체의 말단부의 외경에 의해 정해질 수도 있으며, 이러한 비율은 적어도 대략 1로 유리하게 설정될 수도 있다.

[0039] 다른 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체의 말단부에서 카테터 몸체 벽부에 상호 연결될 수도 있다. 이해할 수 있는 바와 같이, 이러한 상호 연결은 지지 기능성 및/또는 선택적인 편향 기능성을 제공할 수도 있다. 후자와 관련하여, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체의 중심 축선으로부터 오프셋되어 있는 편향 축선을 중심으로 편향 가능할 수도 있다. 예를 들어, 편향 축선은 중심 축선에 평행하게 연장되는 평면 및/또는 외부 관상 몸체의 중심 축선과 횡방향으로 연장되는 평면에 놓여 있을 수도 있다. 전자와 관련하여, 일 실시예에 있어서, 편향 축선이 중심 축선과 수직 방향으로 연장되는 평면에 놓여 있을 수도 있다. 소정의 실시 형태에 있어서, 편향 축선은 카테터의 외부 관상 몸체를 통과하여 연장되는 루멘의 출구 포트와 접선 방향으로 연장되는 평면 내에 놓여 있을 수도 있다.

[0040] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 기단부로부터 외부 관상 몸체의 말단부에 위치한 출구 포트로 연장되는 개입 장치를 공급하기 위한 루멘을 포함할 수도 있다. 출구 포트는 외부 관상 몸체의 중심 축선과 동축으로 정렬되는 축선을 구비한다. 이러한 장치는 비교적 작은 카테터 가로 치수를 실현하여, 카테터 위치 설정(예를 들어, 적은 및/또는 구불구불한 맥관 통로 내부에서의)을 촉진한다. 편향 가능 부재는 또한, 동축 중심 축선으로부터 반대 방향으로의 편향이 가능하도록 배치되어, 편향 가능 부재의 최초 카테터 도입(예를 들어, 0°) 위치로부터 반대 방향으로 각도를 이루는 측방향 위치 설정이 가능할 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 적어도 90° 의 호형 범위를 통해 편향 가능할 수도 있다.

[0041] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 외부 관상 몸체의 기단부로부터 말단부로 연장되는 작동 장치를 포함할 수도

있으며, 작동 장치는 편향 가능 부재에 상호 연결될 수도 있다. 예를 들어, 작동 장치는 별룬, 테터 라인, 와이어(예를 들어, 풀 와이어), 로드, 바, 튜브, 하이포튜브, 탐침(사전 형성된 탐침을 포함), 전자적 열적 작동식 기억 재료, 전자 작동식 재료, 유체, 영구 자석, 전자석, 또는 그 조합을 포함할 수도 있다. 작동 장치 및 외부 관상 몸체는 작동 장치와 외부 관상 몸체 사이의 0.5cm 이하의 상대 이동에 응답하여 편향 가능 부재가 적어도 45°의 호형 범위에 걸쳐 편향 가능하도록 상대 이동이 가능한 방식으로 배치될 수도 있다. 일 예로서, 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 작동 장치와 외부 관상 몸체의 1.0cm 이하의 상대 이동을 통해 적어도 90°의 호형 범위에 걸쳐 편향 가능할 수도 있다.

[0042] 또 다른 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체에 상호 연결될 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 편향 가능 부재는 말단부에서 외부 관상 몸체에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 또한, 하나 이상의 세장형 부재(예를 들어, 와이어형 구성)를 포함하는 작동 장치가 외부 관상 몸체를 따라 배치되어 말단부에서 편향 가능 부재에 상호 연결될 수도 있다. 세장형 부재(들)의 기단부에 인장력(예를 들어, 잡아당김 힘)이 인가 시에, 세장형 부재(들)의 말단부에 의해 편향 가능 부재가 편향될 수도 있다. 이러한 접근법에 따르면, 외부 관상 몸체에는 외부 관상 몸체의 기단부로부터 이 기단부에 멀리 위치한 출구 포트로 연장되는 개입 장치를 공급하기 위한 루멘이 관통 형성될 수도 있다.

[0043] 다른 접근법에 따르면, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체 및 작동 장치 중 하나에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있으며, 외부 관상 몸체 및 작동 장치 중 다른 하나에 구속 부재(예를 들어, 합자(ligature))에 의해 구속 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 외부 관상 몸체와 작동 장치의 상대 이동 시에, 구속 부재가 편향 가능 부재의 이동을 구속하여 편향 작동에 영향을 미치게 된다.

[0044] 예를 들어, 편향 가능 부재는 작동 장치에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있으며, 말단부에서 외부 관상 몸체에 구속 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 이러한 접근법에 따르면, 작동 장치는 카테터 몸체의 기단부로부터 이 기단부로부터 멀리 위치한 출구 포트로 연장되는 개입 장치를 공급하기 위한 루멘이 관통 형성되어 있는 내부 관상 몸체를 포함할 수도 있다.

[0045] 특히, 또 다른 실시예에 있어서, 카테터는 상대 이동(예를 들어, 상대 활주 이동)이 가능하도록 외부 관상 몸체의 내부에 배치되는 내부 관상 몸체를 포함할 수도 있다. 말단부에 배치된 편향 가능 부재는 내부 관상 몸체에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는, 외부 관상 몸체와 내부 관상 몸체의 선택적인 상대 이동 시에, 편향 가능 부재가 소망하는 각방향 배향 상태로 선택적으로 편향 및 유지 가능하도록 배치될 수도 있다.

[0046] 예를 들어, 일 실시 형태에 있어서, 내부 관상 몸체는 외부 관상 몸체에 대해 활주 가능하게 전진 이동되며 후진 이동될 수도 있다. 두 개의 구성 요소의 표면 사이의 정합은 편향 가능 부재의 대응 편향 위치 및 두 개의 구성 요소의 선택된 상대 위치를 유지하기에 충분한 기구 계면을 제공한다. 기단부 핸들이 또한, 두 개의 구성 요소 사이의 선택된 상대적인 위치 설정의 유지를 촉진하기 위해 제공될 수도 있다.

[0047] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 외부 관상 몸체의 기단부로부터 말단부로 연장되며 편향 가능 부재에 편향력을 인가하도록 외부 관상 몸체에 대해 이동 가능한 작동 장치를 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 작동 장치는 편향력이 기단부로부터 말단부로 외부 관상 몸체의 중심 축선을 중심으로 균형 잡힌 분배 방식으로 전달되도록 제공될 수도 있다. 이해할 수도 있는 바와 같이, 이러한 균형 잡힌 힘 분배 전달은 증강된 제어 및 위치 설정 결과를 산출하는 바이어스되지 않은 카테터의 실현을 촉진한다.

[0048] 전술한 태양 중 하나 이상과 함께, 카테터는 외부 관상 몸체에, 또는 소정의 실시예에 있어서, 포함된 작동 장치(예를 들어, 내부 관상 몸체)에 지지 가능하게 상호 연결되는 힌지를 포함할 수도 있다. 힌지는 카테터 몸체(예를 들어, 외부 관상 몸체 또는 내부 관상 몸체)로부터 구조적으로 분리되며 고정적으로 상호 연결될 수도 있다. 힌지는 편향 가능 부재에 추가로 고정적으로 상호 연결될 수도 있으며, 편향 가능 부재는 피봇 방식으로 편향 가능하다. 힌지 부재는 예정된 작동력 또는 예정된 범위의 작동력 인가 시에, 제 1 형태로부터 제 2 형태로 변형되도록 그리고 예정된 작동력의 제거 시에 제 2 형태로부터 제 1 형태로 적어도 부분적으로 복귀하도록 적어도 부분적으로 탄성적으로 변형 가능할 수도 있다. 이러한 기능성은 예정된 작동력(예를 들어, 인장력 또는 잡아당김 힘, 또는 압축성 미는 힘)의 인가 시에 초기 제 1 위치로부터 소망하는 제 2 위치로 이동되는 작동 장치를 통해 선택적으로 작동될 수도 있는 변형 가능한 부재의 제공을 촉진한다. 작동력의 선택적인 해제 시에, 편향 가능 부재가 초기 제 1 위치로 적어도 부분적으로 자동적으로 후진 이동될 수도 있다. 이후, 주어진 시술 동안 편향 가능 부재의 성공적인 편향 가능한 위치 설정/후진 이동이 실현되어, 다양한 임상 용례에서 개선된 기능성을 산출할 수도 있다.

- [0049] 소정의 실시예에 있어서, 힌지 부재는 카테터의 위치 설정(예를 들어, 카테터의 전진 이동과 연관된 기계적 저항으로 인해) 동안 편향 가능 부재의 의도하지 않은 편향을 감소시키기에 충분한 컬럼 강도를 구비하도록 제공될 수도 있다. 일 예로서, 힌지 부재는 외부 관상 몸체의 컬럼 강도와 적어도 동일한 컬럼 강도를 나타낼 수도 있다.
- [0050] 소정의 실시 형태에 있어서, 힌지는 단일체의 일체형으로 형성된 부재의 일부일 수도 있다. 예를 들어, 힌지는 형상 기억 재료(예를 들어, 니티놀)를 포함할 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 힌지 부재는 곡선형 상호 연결된 제 1 부분과 제 2 부분을 포함할 수도 있다. 제 2 부분은 곡선형 제 1 부분에 의해 형성되는 편향 축선을 중심으로 편향 가능하다. 일 예로서, 곡선형 제 1 부분은 원통형 표면을 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 곡선형 제 1 부분은 공통 평면에서 연장되며 각도를 이루며 교차하는 대응 중심 축선을 구비한 두 개의 원통형 표면을 포함할 수도 있다. 이러한 두 개의 원통형 표면에 의해 얇은 안장 형태의 구성이 형성된다.
- [0051] 또 다른 태양에 있어서, 외부 관상 몸체는 말단부에서의 전기 구성부 제공을 촉진하도록 구성될 수도 있다. 특히, 외부 관상 몸체는 기단부로부터 말단부로 연장되는 복수 개의 상호 연결된 전기 도체를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 소정의 실시예에 있어서, 전기 도체는 카테터 중심 축선의 적어도 일부 또는 전체를 따라 이를 중심으로 나선형으로 배치되어, 외부 관상 몸체의 벽부에 대한 증강된 구조적 품질을 산출하며 외부 관상 몸체의 고정 동안 전기 도체 상의 과도한 변형을 방지하는 리본 형상 부재로 상호 연결될 수도 있다. 예를 들어, 소정의 실시예에 있어서, 전기 도체는 카테터 중심 축선의 적어도 일부를 따라 편직되어, 외부 관상 몸체의 벽부에 증강된 구조적 품질을 산출할 수도 있다. 외부 관상 몸체는 복수 개의 제 1 도체 내부에 배치되며 기단부로부터 말단부로 연장되는 제 1 층과, 복수 개의 제 1 도체 외부에 배치되며 기단부로부터 말단부로 연장되는 제 2 층을 추가로 포함할 수도 있다. 제 1 관상 층과 제 2 관상 층은 각각, 대략 2.1 이하의 유전 상수를 갖도록 제공될 수도 있으며, 전기 용량성 커플링이 복수 개의 전기 도체 사이에서 유리하게 감소될 수도 있으며, 채액이 카테터의 외부로 외부 관상 몸체를 통하여 연장되는 루멘의 내부에 존재한다.
- [0052] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 관상 몸체를 포함할 수도 있다. 관상 몸체는 기단부와 말단부를 구비한 벽부를 포함할 수도 있다. 벽부는 기단부로부터 말단부로 연장되는 제 1 및 제 2 층을 포함할 수도 있다. 제 2 층은 제 1 층의 외부에 배치될 수도 있다. 제 1 및 제 2 층은 각각, 적어도 대략 2,500V (AC)의 내전압을 갖출 수도 있다. 벽부는 기단부로부터 말단부로 연장되며 제 1 및 제 2 층의 사이에 배치되는 적어도 하나의 전기 도체를 추가로 포함할 수도 있다. 루멘이 관상 몸체를 통하여 연장될 수도 있다. 조합된 제 1 및 제 2 층은 대략 31bf(13N)의 인장 하중이 관상 몸체의 1% 연신률을 초과하지 않도록 하는 연신 저항성을 제공할 수도 있다.
- [0053] 일 장치에 있어서, 관상 몸체는 관상 몸체에 인가된 대략 31bf(13N)의 인장 하중으로 인해 관상 몸체의 연신률이 1%를 초과하지 않도록 하는 연신 저항성을 제공할 수도 있다. 이러한 일 장치에 있어서, 적어도 대략 80%의 연신 저항성이 제 1 및 제 2 층에 의해 제공될 수도 있다.
- [0054] 일 실시예에 있어서, 제 1 및 제 2 층의 조합 두께가 대략 0.002inch(0.05mm)를 초과하지 않을 수도 있다. 또한, 조합 제 1 및 제 2 층의 탄성률은 적어도 대략 345,000pis(2,379Mpa)일 수도 있다. 제 1 및 제 2 층은 인장 하중이 관상 몸체에 인가되는 경우 원주면을 중심으로 관상 몸체의 길이를 따라 실질적으로 균일한 인장 프로파일을 나타낼 수도 있다. 제 1 및 제 2 층은 각각, 나선형으로 권선된 재료(예를 들어, 필름)를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 제 1 층은 복수 개의 나선형으로 권선된 필름을 포함할 수도 있다. 복수 개의 필름의 제 1 부분은 제 1 방향으로 권선될 수도 있으며, 필름의 제 2 부분은 제 1 방향과 반대 방향의 제 2 방향으로 권선될 수도 있다. 복수 개의 필름 중 하나 이상은 고강도 인장 상태의 필름을 포함할 수도 있다. 복수 개의 필름 중 하나 이상은 무공 플루오로폴리머를 포함할 수도 있다. 무공 플루오로폴리머는 무공 ePTFE를 포함할 수도 있다. 제 2 층은 제 1 층과 유사하게 구성될 수도 있다. 적어도 하나의 전기 도체가 다중 도체 리본 및/또는 전도성 박막 필름 형태로 형성될 수도 있으며, 관상 몸체의 적어도 일부를 따라 나선형으로 감겨질 수도 있다.
- [0055] 이해할 수 있는 바와 같이, 본 태양의 관상 몸체의 구성은, 예를 들어, 관상 몸체가 다른 관상 몸체의 내부에 배치되며 관상 몸체 사이의 상대 운동이 편향 가능한 부재를 편향시키도록 사용되는 태양과 같은 본 명세서에 설명된 다른 태양에서 활용될 수도 있다.
- [0056] 본 태양의 일 실시예에 있어서, 제 1 및 제 2 층의 조합 두께가 대략 0.010inch(0.25mm)를 초과하지 않을 수도 있다. 또한, 조합 제 1 및 제 2 층의 탄성률은 적어도 대략 69,000pis(475.7Mpa)일 수도 있다. 본 실시예에 있어서, 제 1 층은 제 1 층의 제 1 하위 층과 제 1 층의 제 2 하위 층을 포함할 수도 있다. 제 1 층의 제 1 하위 층은 제 1 층의 제 2 하위 층의 내부에 배치된다. 제 2 층은 제 2 층의 제 1 하위 층과 제 2 층의 제 2 하

위 층을 포함할 수도 있다. 제 2 층의 제 1 하위 층은 제 1 층의 제 2 하위 층의 외부에 배치된다. 제 1 층의 제 1 하위 층과 제 2 층의 제 1 하위 층은 제 1 유형의 나선형으로 권선된 필름을 포함할 수도 있다. 제 1 층의 제 2 하위 층과 제 2 층의 제 2 하위 층은 제 2 유형의 나선형으로 권선된 필름을 포함할 수도 있다. 제 1 유형의 나선형으로 권선된 필름은 무공 플루오로폴리머를 포함할 수도 있으며, 제 2 유형의 나선형으로 권선된 필름은 다공성 플루오로폴리머를 포함할 수도 있다.

[0057] 다른 실시예에 있어서, 제 1 층의 두께는 대략 0.001inch(0.025mm)를 초과하지 않을 수도 있으며, 제 2 층의 두께는 대략 0.005inch(0.13mm)를 초과하지 않을 수도 있다. 또한, 제 1 층의 탄성률은 적어도 대략 172,500pis(1,189Mpa)일 수도 있으며, 제 2 층의 탄성률은 적어도 대략 34,500pis(237.9Mpa)를 초과하지 않을 수도 있다.

[0058] 다른 태양에 있어서, 외부 관상 몸체는 기단부로부터 말단부로 연장되는 복수 개의 도체와, 복수 개의 제 1 도체의 외부 및/또는 내부의 한 세트의 관상 층을 포함할 수도 있다. 한 세트의 관상 층은 유전 상수가 낮은 층(예를 들어, 도체에 가장 가까이 위치)과, 내전압이 높은 층을 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 유전 상수가 낮은 층의 유전 상수는 2.1 이하일 수도 있으며, 내전압이 높은 층은 적어도 대략 2500V (AC)의 내전압을 산출하도록 제공될 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 한 세트의 저유전 상수 및 고내전압 층은 외부 관상 몸체의 길이를 따라 복수 개의 도체 내부 및 외부 모두에 제공될 수도 있다.

[0059] 소정의 실시예에 있어서, 도체와 하나 이상의 내층 및/또는 외층의 사이에 타이 층이 개재될 수도 있다. 일 예로서, 이러한 타이 층은 외부 관상 몸체의 다른 구성 요소에서보다 낮은 용융 온도를 가질 수도 있는 필름 재료를 포함할 수도 있으며, 구성 요소의 전술한 층은 조립될 수도 있으며 상호 연결 구조를 생성하도록 타이 층이 선택적으로 용융될 수도 있다. 이러한 타이 층의 선택적인 용융의 결과, 외부 관상 몸체의 조작 동안(예를 들어, 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안) 외부 관상 몸체의 다른 층이 서로에 대해 이동되는 것을 방지할 수도 있다.

[0060] 일부 장치의 경우, 외부 관상 몸체는 도체의 외부에 배치되는 차폐 층을 추가로 포함할 수도 있다. 일 예로서, 차폐 층은 전자기 간섭(EMI)과, 카테터로부터의 방출을 감소시킬 뿐만 아니라 카테터를 외부 EMI로부터 차폐하도록 제공될 수도 있다.

[0061] 소정의 실시예에 있어서, 매끄러운 내층 및 외층 및/또는 피복재가 또한 포함될 수도 있다. 즉, 내층은 제 1 관상 층의 내부에 배치될 수도 있으며, 외층은 제 2 관상 층의 외부에 배치될 수도 있다.

[0062] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 카테터의 기단부로부터 말단부로 연장되는 제 1 도체 부분과, 말단부에서 제 1 도체 부분에 전기적으로 상호 연결되는 제 2 도체 부분을 포함하도록 제공될 수도 있다. 제 1 도체 부분은 사이에 비전도성 재료가 개재되는 상태로 나란히 배치되는 복수 개의 상호 연결 도체를 포함할 수도 있다. 소정의 실시 형태에 있어서, 제 1 도체 부분은 기단부로부터 말단부로 카테터 중심 축선을 중심으로 나선형으로 배치될 수도 있다. 이러한 실시 형태와 함께, 제 2 도체 부분은 제 1 도체 부분의 복수 개의 상호 연결된 도체에 상호 연결되며 말단부에서 외부 관상 몸체의 중심 축선과 평행하게 연장되는 복수 개의 도체를 포함할 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 제 1 도체 부분은 외부 관상 몸체의 벽부 내부에 포함되는 리본 형상의 부재에 의해 형성되어, 구조적 일체성의 실현에 일조할 수도 있다.

[0063] 전술한 태양과 함께, 제 1 도체 부분은 복수 개의 상호 연결된 도체를 가로질러 제 1 폭을 확정할 수도 있으며, 제 2 도체 부분은 복수 개의 대응 도체를 가로질러 제 2 폭을 확정할 수도 있다. 이와 관련하여, 제 2 도체 부분은 기재에 배치된 전도성 트레이스(trace)에 의해 형성될 수도 있다. 일 예로서, 기재는 제 1 도체 부분과 카테터의 말단부에 제공된, 예를 들어 초음파 변환기 어레이를 포함하는 전기 구성부의 사이에서 연장될 수도 있다.

[0064] 다양한 실시예에 있어서, 제 2 도체 부분은 편향 가능 부재에 상호 연결될 수도 있으며, 휨 가능 구성으로 형성될 수도 있다. 제 2 도체 부분의 적어도 일부가 편향 가능 부재의 편향에 응답하여 휨어진다. 특히, 제 2 도체 부분은 적어도 90°의 원호 범위에 걸쳐 편향 가능 부재와 함께 휨어질 수 있는 기재 상의 전도성 트레이스에 의해 형성될 수도 있다.

[0065] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 초음파 변환기 어레이를 포함하는 편향 가능 부재를 포함할 수도 있으며, 편향 가능 초음파 변환기 어레이의 적어도 일부는 말단부에서 외부 관상 몸체 벽부 내부에 배치될 수도 있다. 또한, 카테터는 기단부로부터 이 기단부에서 멀리 위치한 지점까지 연장되는 개입 장치를 공급하기 위한 루멘을 포함할 수도 있다.

- [0066] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 외부 관상 몸체의 말단부 부근에 배치되는 조종 가능한 또는 사전에 굴곡형으로 형성된 카테터 세그먼트를 포함할 수도 있으며, 편향 가능 부재는 초음파 변환기 어레이를 포함할 수도 있다. 또한, 카테터는 기단부로부터 이 기단부에서 멀리 위치한 지점까지 연장되는 개입 장치를 공급하기 위한 루멘을 포함할 수도 있다.
- [0067] 다른 태양에 있어서, 카테터는 벽부와, 기단부 그리고 말단부를 구비한 외부 관상형 몸체를 포함할 수도 있다. 카테터는 기단부로부터 이 기단부에서 멀리 위치한 출구 포트까지 외부 관상 몸체를 관통하여 연장되는 개입 장치를 공급하기 위한 루멘을 추가로 포함할 수도 있다. 카테터는 사이에 비전도성 재료가 개재된 상태로 나란히 배치된 복수 개의 상호 연결 도체를 포함하는 제 1 도체 부분을 추가로 포함할 수도 있다. 제 1 도체 부분은 기단부로부터 말단부로 연장될 수도 있다. 카테터는 말단부에서 제 1 도체 부분에 전기적으로 상호 연결되는 제 2 도체 부분을 추가로 포함할 수도 있다. 제 2 도체 부분은 복수 개의 도체를 포함할 수도 있다. 카테터는 말단부에 배치된 편향 가능 부재를 추가로 포함할 수도 있다. 제 2 도체 부분은 편향 가능 부재에 전기적으로 상호 연결될 수도 있으며, 편향 가능 부재의 편향 작동에 응답하여 휘어질 수도 있다.
- [0068] 다른 태양에 있어서, 카테터는 벽부와, 기단부 그리고 말단부를 구비한 외부 관상 몸체를 포함할 수도 있다. 카테터는 기단부로부터 이 기단부에서 멀리 위치한 출구 포트까지 외부 관상 몸체를 관통하여 연장되는 개입 장치 또는 약제 공급 장치를 공급하기 위한 루멘을 추가로 포함할 수도 있다. 카테터는 편향 가능 부재를 추가로 포함할 수도 있으며, 편향 가능 부재의 적어도 일부가 말단부에서 외부 관상 몸체의 외부에 영구적으로 배치되며, 외부 관상 몸체에 대해 선택적으로 편향 가능하고 출구 포트로부터 멀리 위치한다. 일 실시예에 있어서, 카테터는 말단부에 위치한 힌지를 추가로 포함할 수도 있으며, 편향 가능 부재는 힌지에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 힌지에 의해 형성되는 힌지 축선을 중심으로 외부 관상 몸체에 대해 선택적으로 편향 가능할 수도 있다.
- [0069] 전술한 다수의 태양은 카테터의 외부 관상 몸체의 말단부에 배치되는 선택적으로 편향 가능한 영상 촬영 장치를 포함한다. 본 발명의 추가 태양은 이러한 편향 가능 영상 촬영 장치 대신 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 이러한 편향 가능 부재는 영상 촬영 장치, 진단 장치, 치료 장치, 또는 그 조합을 포함할 수도 있다.
- [0070] 다른 태양에 있어서, 말단부에 배치된 편향 가능 영상 촬영 장치를 구비한 카테터를 작동시키기 위한 방법이 제 공된다. 상기 방법은 카테터의 말단부를 초기 위치로부터 소망하는 위치로 이동시키는 단계와, 이러한 이동 단계 중 적어도 일부 동안 편향 가능 영상 촬영 장치로부터 영상 데이터를 획득하는 단계를 포함할 수도 있다. 편향 가능 영상 촬영 장치는 이동 단계 동안 제 1 위치에 배치될 수도 있다. 상기 방법은 카테터가 소망하는 위치에 배치되었는지를 결정하기 위하여 영상 데이터를 사용하는 단계와, 상기 이동 단계 이후 편향 가능 영상 촬영 장치를 제 1 위치로부터 제 2 위치로 편향시키는 단계, 그리고 카테터의 말단부의 출구 포트를 통하여 제 2 위치의 편향 가능 영상 촬영 장치의 영상 촬영 시야 범위로 전진 이동시키는 단계를 추가로 포함할 수도 있다.
- [0071] 일 장치에 있어서, 편향 단계는 외부 관상 몸체와 작동 장치 중 다른 하나의 기단부에 대해 카테터의 외부 관상 몸체와 카테터의 작동 장치 중 적어도 하나의 기단부를 병진 이동시키는 단계를 추가로 포함할 수도 있다.
- [0072] 상기 병진 이동 단계에 응답하여 편향력이 힌지에 인가될 수도 있다. 편향 가능 영상 촬영 장치는 외부 관상 몸체와 작동 장치 중 하나에 힌지에 의해 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 상기 병진 이동 단계에 응답하여 편향력 인가가 개시될 수도 있다. 편향력은 외부 관상 몸체의 중심 축선을 중심으로 균형잡힌 분배 방식으로 전달된다. 이러한 방식으로의 편향력 전달은 카테터의 바람직하지 못한 힘 및/또는 휘핑(whipping)을 감소시킬 수도 있다.
- [0073] 일 장치에 있어서, 편향 가능 영상 촬영 장치의 위치는 상기 이동 및 획득 단계 동안 카테터의 말단부에 대해 상대적으로 유지될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 편향 가능 영상 촬영 장치는 제 1 위치의 측면 응시 상태 및 제 2 위치의 전방 응시 상태를 나타낼 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 영상 촬영 시야 범위는 전진 이동 단계 동안 카테터의 말단부에 대해 실질적으로 고정된 등록 범위에 유지될 수도 있다.
- [0074] 각각의 전술한 태양과 관련하여 위에 논의된 다양한 특징은 전술한 태양 중 어느 하나에 의해 사용될 수도 있다. 당 업계의 숙련자라면 아래의 설명을 읽음으로써 추가 태양 및 대응 장점을 이해할 수 있을 것이다.

발명의 효과

- [0075] 본 발명의 개량된 카테터에 따르면, 특히, 환자의 몸안의 소망하는 위치 및/또는 목표 위치로 각종 영상 촬영

장치, 진단 또는 치료 장치 및 약제 공급 장치를 공급할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0076]

도 1은 카테터의 일 단부에 배치되는 편향 가능한 초음파 변환기 어레이를 포함하는 카테터의 일 실시예를 보여준다.

도 2A는 도 1의 카테터 실시예를 도시한 단면도이다.

도 2B는 카테터의 말단부에 배치되는 편향 가능한 초음파 변환기 어레이를 포함하는 카테터의 실시예를 보여준다.

도 2C 및 도 2D는, 카테터가 임의의 조종 가능한 세그먼트를 추가로 포함하는, 도 2A 및 도 2B의 카테터의 실시예를 보여준다.

도 3A 내지 도 3D는 카테터의 말단부에 배치되는 편향 가능한 초음파 변환기 어레이를 포함하는 카테터의 다른 실시예를 보여준다.

도 4a는, 카테터의 말단부 부근에 배치되는 초음파 변환기 어레이에 부착되는 전기 전도성 와이어를 포함하며, 상기 전기 전도성 와이어는 카테터의 기단부로 나선형으로 연장되어 카테터 벽부에 박혀 있는 상태의 카테터의 또 다른 실시예를 보여준다.

도 4B는 바람직한 전도성 와이어 조립체를 보여준다.

도 5A는 편향 가능 부재를 포함하는 카테터의 일 실시예를 보여준다.

도 5B 내지 도 5E는, 편향 가능 부재를 포함하며, 상기 편향 가능 부재가 내부 관상 몸체를 외부 관상 몸체에 대해 상대 이동시킴으로써 편향 가능하도록 구성되는, 카테터의 일 실시예를 보여준다.

도 5F는 나선형으로 배치되는 전기적 상호 연결 부재와 가요성 전기 부재 사이의 전기적 상호 연결 관계에 관한 일 실시예를 보여준다.

도 6A 내지 도 6D는, 편향 가능 부재를 포함하며, 상기 편향 가능 부재가 세장형 부재를 카테터 몸체에 대해 상대 이동시킴으로써 편향 가능하도록 구성되는, 카테터의 일 실시예를 보여준다.

도 7A 및 도 7B는 초음파 변환기 어레이가 카테터의 말단부 부근에 배치되어 있는 또 다른 태양을 보여준다. 상기 어레이에 부착되어 카테터의 기단부로 연장되는 작동 장치를 사용하여 측면 응시(side-looking)와 전방 응시(forward-looking) 사이에서 조정될 수 있다.

도 8A 내지 도 8D는 도 7A 및 도 7B의 카테터의 다양한 바람직한 변형예를 보여준다.

도 9A, 도 9B 및 도 9C에는 초음파 어레이가 편형 가능한 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 10A 및 도 10B에는 또 다른 변형예가 증명되어 있다.

도 11A, 도 11B 및 도 11C에는 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 12에는 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 13은 카테터를 작동시키기 위한 방법의 일 실시예를 보여주는 순서도이다.

도 14A, 도 14B, 도 14C, 도 14D 및 도 15에는 변형예의 지지 구조가 도시되어 있다.

도 16에는 카테터의 또 다른 실시예가 도시되어 있다.

도 17에는 카테터의 또 다른 실시예가 도시되어 있다.

도 18A 및 도 18B에는 초음파 어레이가 편형 가능한 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 19A, 도 19B 및 도 19C에는 초음파 어레이가 편형 가능한 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 20A 및 도 20B에는 초음파 어레이가 편형 가능한 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 21에는 변형예의 지지 구조가 도시되어 있다.

도 22A 및 도 22B에는 초음파 어레이가 편형 가능한 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 23A 및 도 23B에는 초음파 어레이가 편향 가능한 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 24A, 도 24B 및 도 24C에는 초음파 어레이가 카테터 내부로부터 전개 가능한 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 25A 및 도 25B에는 초음파 어레이가 카테터 내부로부터 전개 가능한 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 25C에는 초음파 어레이가 카테터 내부로부터 후방 응시(rearward-looking) 위치로 전개 가능한 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 26A 및 도 26B에는 선단부가 관상 몸체에 일시적으로 접합되어 있는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 27A, 도 27B 및 도 27C에는 초음파 어레이가 한 쌍의 케이블을 통해 이동 가능한 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 28A 및 도 28B에는 내부 관상 몸체에 선회 가능하게 상호 연결되어 있는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 29A 및 도 29B에는 내부 관상 몸체에 선회 가능하게 상호 연결되어 있는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 30A 및 도 30B에는 내부 관상 몸체에 선회 가능하게 상호 연결되어 있는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 31A 및 도 31B에는 탄성 관이 추가되어 있는, 도 30A 및 도 30B의 실시예가 도시되어 있다.

도 32A 및 도 32B에는 좌굴 개시부를 포함하는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 33A 및 도 33B에는 두 개의 테더를 포함하는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 34A 및 도 34B에는 내부 관상 몸체의 둘레를 부분적으로 감싸고 있는 두 개의 테더를 포함하는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 35A 및 도 35B에는 내부 관상 몸체의 둘레에 감겨 있는 테더에 의해 서두의 구성에 고정되는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 36A 내지 도 36C에는 선회 암에 부착되어 있으며 푸쉬 와이어에 의해 전개 가능한 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 37A 및 도 37B에는 푸쉬 와이어에 의해 전개 가능한 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 38A 내지 도 39B에는 초음파 영상 촬영 어레이가 복수 개의 암 상에서 전개되는 카테터의 두 개의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 40A 및 도 40B에는 초음파 영상 촬영 어레이가 복수 개의 암 상에서 전개되는 카테터의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 41A 내지 도 41C에는 초음파 영상 촬영 어레이가 내부 관상 몸체의 편향 가능한 부분 상에서 전개되는 카테터의 두 개의 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

도 42A 내지 도 42C에는 카테터 내부에 배치될 수도 있는 스프링 요소가 도시되어 있다.

도 43A 내지 도 43C에는 초음파 영상 촬영 어레이를 선회시키도록 사용될 수도 있는 수축 가능한 루멘을 구비한 카테터가 도시되어 있다.

도 44A 및 도 44B에는 수축 가능한 루멘을 구비한 카테터가 도시되어 있다.

도 45A 및 도 45B에는 팽창 가능한 루멘을 구비한 카테터가 도시되어 있다.

도 46A 및 도 46B에는 힌지부와 선단 지지부로 이루어진 내부 관상 몸체를 포함하는 카테터가 도시되어 있다.

도 47A 및 도 47B에는 힌지를 구비한 관상 부분을 포함하는 카테터가 도시되어 있다.

도 48A 내지 도 48D에는 스내어를 포함하는 카테터가 도시되어 있다.

도 49A 및 도 49B에는 초음파 영상 촬영 어레이의 말단부에 연결되는 전기적 상호 연결 부재를 포함하는 카테터가 도시되어 있다.

도 50에는 도체의 나선상 권선부를 초음파 영상 촬영 어레이에 전기적으로 상호 연결하기 위한 방법이 도시되어 있다.

도 51A 및 도 51B에는 카테터의 제 1 측면으로부터 카테터의 제 2 측면으로의 전이 요소인 풀 와이어를 구비한 카테터가 도시되어 있다.

도 52A 및 도 52B에는 기재의 둘레를 감싸고 있는 전기적 상호 연결 부재가 도시되어 있다.

도 53에는 전방 응시 위치로 편향된 두 개의 치수 변환기 어레이를 구비한 편향 가능한 부재에 리빙 힌지에 의해 연결되어 있는 카테터 몸체의 말단부가 도시되어 있다.

도 54A 내지 도 54D에는 리빙 힌지의 일 실시예가 도시되어 있다.

도 55에는 지지부를 포함하는 리빙 힌지의 다른 실시예가 도시되어 있다.

도 56A 내지 도 56C에는 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되어 있는 편향 가능 부재가 도시되어 있다.

도 56D에는 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되어 있는 다른 편향 가능 부재가 도시되어 있다.

도 57에는 리빙 힌지의 다른 실시예가 도시되어 있다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0077]

이하 상세한 설명은 개입 장치를 공급하기 위한 루멘(lumen) 및 초음파 변환기 어레이를 포함하는 편향 가능 부재를 포함하는 다양한 카테터 실시예에 관한 것이다. 이러한 실시예는 예시 목적으로 주어진 것이며, 본 발명의 범위를 제한할 의도가 있는 것은 아니다. 이와 관련하여, 상기 편향 가능 부재는 초음파 변환기 어레이가 아닌, 또는 이에 추가하여 다른 구성부를 포함할 수도 있다. 또한, 추가의 실시예에서, 루멘의 포함을 필요로 하지 않는 본 명세서에 설명된 본 발명의 특징을 활용할 수도 있다.

[0078]

카테터 내부에 장착되는 초음파 변환기 어레이는 독특한 구조적 도전에 직면하게 된다. 두 가지 중요 사항으로서, 예를 들어, 영상면의 해상도, 그리고 이러한 영상면과 개입 장치와의 정렬 능력을 들 수 있다.

[0079]

초음파 어레이의 영상 촬영 평면의 해상도는, 측방 해상도 = 상수 * 파장 * 영상 깊이/개구 길이로 나타내어지는 수학식을 사용하여, 근사값 계산이 가능하다.

[0080]

본 명세서에서 설명되고 있는 카테터의 경우, 상기 파장은 통상 0.2mm (7.5MHz에서) 이내이다. 상기 상수는 2.0 이내이다. 상기 (영상 깊이/개구 길이) 비율은 중요한 매개 변수이다. 본 명세서에서 설명되고 있는 카테터용의 5MHz 내지 10MHz의 범위의 초음파 영상 촬영의 경우, 상기 비율이 10 이하이면 영상 촬영 평면의 허용 가능한 해상도가 달성될 수 있다.

[0081]

주요 체강 및 심장에서의 카테터를 이용한 영상 촬영의 경우, 영상의 깊이는 70mm 내지 100mm인 것이 바람직하다. 심장과 주요 체강에서 사용되는 카테터의 직경은, 통상, 3mm 내지 4mm 이거나 이보다 작다. 따라서, 개념적으로는 변환기 어레이가 임의의 크기로 형성되어 카테터 몸체 내부의 소정의 위치에 배치될 수 있긴 하지만, 이러한 모델에 의하면, 카테터 구조체 내부에 즉각적으로 끼워지도록 구성되는 변환기 어레이가 허용 가능한 영상 촬영을 위해 충분한 폭을 갖추고 있지 않은 상황이 발생할 수도 있다.

[0082]

카테터 상에 배치되는 어레이에 의해 생성되는 초음파 영상면은, 통상, 평면의 폭(the out of plane image width)으로 보통 일컬어지는 좁은 폭을 갖추고 있다. 초음파 영상에서 볼 수 있는 물체의 경우, 이를 물체가 상기 영상 평면 내에 있는 것이 중요하다. 가요성의/휘어질 수 있는 카테터가 주요 체강이나 심장에 배치되면, 영상면의 정렬이 어느 정도 이루어질 수 있다. 초음파 영상을 이용하여 몸체 내부에 배치된 제 2 장치를 안내하는 것이 바람직하긴 하지만, 이 경우, 초음파 영상 평면에 상기 제 2 장치를 배치하여야만 한다. 영상 촬영 어레이 및 개입 장치가 모두 몸체에 삽입되어 있는 가요성의/휘어질 수 있는 카테터 상에 있다면, 하나의 개입 장치를 영상 촬영 카테터의 초음파 영상 평면 내로 배향하기가 극도로 어렵다.

[0083]

본 발명의 소정의 실시예에서는 초음파 영상이 개입 장치를 안내하도록 사용된다. 이를 위해서는, 영상 촬영 어레이에 대해 안정적인 것으로 공지된 위치에 장치를 배치할 수 있으면서 및/또는 초음파 영상 평면에 대해 개

입 장치를 정렬 및/또는 등록할 수 있으면서 허용 가능한 해상도의 영상을 촬영하기에 충분한 크기가 큰 개구가 필요하다.

[0084] 소정의 실시 형태에 있어서, 초음파 어레이의 개구의 길이는 카테터의 최대 가로 치수보다 클 수도 있다. 소정의 실시 형태에 있어서, 초음파 어레이의 개구의 길이는 카테터의 직경에 비해 상당히 클 수도 있다(2배 내지 3배 정도 더 클 수도 있다). 그러나, 이렇게 크기가 큰 변환기가 최대 직경이 3mm 내지 4mm 인 카테터 내부에 끼워져 몸체 내로 삽입될 수도 있다. 일단 몸체에 삽입되고 나면, 영상 촬영 어레이의 카테터 몸체 밖으로 전개되어, 영상 촬영 어레이에 대해 상대적인 공지된 위치에 배치되는 개입 장치가 동일 카테터를 통과할 수 있도록 하기 위한 공간이 남게 된다. 소정의 장치에 있어서, 영상 촬영 어레이의 개입 장치가 초음파 영상 평면 내부에 즉각적으로 유지될 수 있도록 하는 방식으로 전개될 수도 있다.

[0085] 카테터는 멀리 떨어진 혈관 통로 부위(예를 들어, 다리에 있는 혈관)에 있는 피부 천자(skin puncture)를 통해 공급되도록 구성될 수도 있다. 이러한 혈관 통로 부위를 통해, 하대정맥, 심실, 복대동맥, 그리고 흉대동맥과 같은 심장혈관계통의 영역으로 도입될 수도 있다.

[0086] 이러한 해부학적 위치에 카테터를 배치함으로써 목표로 하는 특정 조직이나 구조체로의 장치 공급을 위한 또는 치료용 도관이 제공된다. 이와 관련한 일 예로서, 카테터 설치 실험실로의 이송이 상당히 위험하거나 그렇지 않을 경우에도 바람직하지 않은 경우에 해당하는 환자의 침대 옆에 마련되는 하대정맥 필터 공급 장치를 들 수 있다. 초음파 변환기 어레이를 구비한 카테터는, 임상의로 하여금 하대정맥 필터의 배치를 위한 정확한 해부학적 위치를 확인할 수 있도록 할 뿐만 아니라, 초음파를 통해 직접 육안으로 확인할 수 있는 상태에서 상기 대정맥 필터가 관통하여 공급될 수 있도록 구성되는 루멘을 제공한다. 이와 같은 위치 확인 및 장치 공급은 모두, 카테터 및/또는 영상 촬영 장치의 회수 또는 교환 없이 이루어질 수 있다. 또한, 장치의 공급 이후 상황을 육안으로 확인할 수 있음에 따라, 임상의는 카테터의 제거에 앞서 배치 위치 및 기능(들)을 확인할 수 있게 된다.

[0087] 이러한 카테터의 다른 용례로서, 절제 카테터가 심장의 심방 내부로 공급될 수 있도록 통과하게 되는 도관을 들 수 있다. 오늘날 대다수의 이러한 심장 절제 시술에서 초음파 영상 촬영 카테터가 사용되고 있긴 하지만, 절제 카테터와 초음파 카테터의 적절한 배향 상태를 달성하여 절제 부위의 적정 가시화를 달성하기는 상당히 어려운 실정이다. 본 명세서에 설명되고 있는 카테터에 의하면, 절제 카테터가 통과하여 이동될 수 있는 루멘이 제공되는 한편, 초음파를 통해 직접 육안으로 확인할 수 있는 상태에서의 절제 카테터 선단부의 위치 모니터링이 가능하다. 전술한 바와 같이, 전술한 카테터와 그의 다른 개입 장치 및 치료용 공급 시스템과의 동축 등록에 의하면, 직접적인 가시화 및 제어가 달성될 수 있도록 하는 수단이 제공된다.

[0088] 이제 도면을 참조하면, 도 1은 카테터(1)의 편향 가능한 말단부에 배치되는 초음파 변환기 어레이(7)를 포함하는 카테터의 일 실시예를 보여준다. 구체적으로, 카테터(1)는 기단부(3)와 말단부(2)를 포함한다. 말단부(2)에는 초음파 변환기 어레이(7)가 배치되어 있다. 적어도 하나의 전기 전도성 와이어(4)(예를 들어, 초소형 평판형 케이블)가 초음파 변환기 어레이(7)에 부착되어, 어레이(7)로부터 카테터(1)의 기단부(3)를 향해 연장된다. 상기 적어도 하나의 전기 전도성 와이어(4)는 카테터 벽부의 포트(port) 또는 다른 개구를 통해 카테터 기단부(3)에서 빠져 나와, 변환기 구동부, 즉, 장치(6)를 통해 가시 영상을 제공하는 영상 프로세서(5)에 전기적으로 연결된다. 이러한 전기 연결 또는 전기적 도체는 하나의 도체 또는 일련의 도체를 통해 연속적인 전도 경로를 포함할 수도 있다. 이러한 전기적 연결부는 격리 변압기와 같은 유도성 소자를 포함할 수도 있다. 적절한 경우에 한대, 본 명세서에서 논의되고 있는 그의 다른 전기적 상호 연결부가 이러한 유도성 소자를 포함할 수도 있다.

[0089] 도 2A는 도 1의 선 A-A를 따라 취한 카테터의 단면도이다. 도 2A에 도시된 바와 같이, 카테터(1)는 적어도 기단부(3)의 길이로 연장되며 적어도 기단부(3)의 길이로 연장되는 루멘(10)을 추가로 형성하는 카테터 벽부(12)를 포함한다. 카테터 벽부(12)는 압출 중합체와 같은 적당한 재료 또는 재료들로 형성될 수 있으며, 한 층 이상의 재료로 이루어질 수 있다. 벽부(12)의 바닥에 배치되는 적어도 하나의 전기 전도성 와이어(4)가 추가로 도시되어 있다.

[0090] 카테터(1)의 작동이 도 1 및 도 2B를 참조하여 이해될 수 있을 것이다. 구체적으로, 카테터 말단부(2)가, 초음파 변환기 어레이(7)가 "측면 응시" 구성으로 배치된 상태에서(도 1 참조), 소망하는 신체 루멘 내로 도입되어 소망하는 처리 부위로 전진 이동될 수 있다. 목표 부위에 도달하고 나면, 개입 장치(11)가 카테터(1)의 루멘(10)을 통과하여 말단부 방향으로 전진 이동되어 말단 포트(13)의 외부로 이동될 수 있다. 도시된 바와 같이, 카테터(1)는 말단 포트(13)의 외부로 말단부 방향으로 전진 이동되는 개입 장치(11)가 말단부(2)를 편향시켜 그 결과, 초음파 변환기 어레이(7)가 "측면 응시" 위치로부터 "전방 응시" 위치로 전환될 수 있도록 구성될 수 있

다. 이에 따라, 의사는 초음파 변환기 어레이(7)의 시야 범위 내로 개입 장치(11)를 전진 이동시킬 수 있다.

[0091] "편향 가능한(deflectable)"은, 바람직하게는, 1) 변환기 표면이 완전히 또는 부분적으로 전방을 향하거나 후방을 향하도록 하며, 2) 공급 루멘의 말단 출구 포트와 카테터 몸체가 개방될 수 있도록, 초음파 변환기 어레이 또는 초음파 변환기 어레이를 포함하는 카테터 몸체의 부분을 카테터 몸체의 종방향 축선의 반대 방향으로 이동시킬 수 있는 능력으로서 정의된다. "편향 가능한"은 또한, 1) "능동적으로 편향 가능한(actively deflectable)"의 의미와, 2) "수동적으로 편향 가능한(passively deflectable)"의 의미를 포함할 수 있다. "능동적으로 편향 가능"하다는 것은, 어레이 또는 어레이를 포함하는 카테터 부분이 원거리에서 인가되는 힘(예를 들어, 전기적 힘(예를 들어, 무선 또는 유선 방식의), 기계적 힘, 유압, 공압, 자성 등)에 의해 이동될 수 있다는 것을 의미하며, 이러한 힘의 전달은 풀 와이어(pull wire), 유압 라인, 에어 라인(air line), 자성 커플링, 또는 전기 도체를 포함하는 다양한 수단에 의해 이루어진다. "수동적으로 편향 가능"하다는 것은, 어레이 또는 어레이를 포함하는 카테터 부분이, 휴지 상태의 응력 무인가 조건 하에 있는 경우, 카테터의 종방향 축선과 정렬되는 경향을 나타내어, 개입 장치(11)의 도입으로 인해 부과되는 국부적인 힘에 의해 이동될 수도 있다는 것을 의미한다.

[0092] 소정의 실시예에 있어서, 초음파 변환기 어레이는, 도 2B에 도시된 바와 같이, 카테터의 종방향 축선으로부터 90°에 이르는 각도로 편향될 수도 있다. 또한, 편향 가능한 초음파 변환기 어레이(7)는, 도 2C에 도시된 바와 같이, 헌지(9)에 의해 카테터에 부착될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 헌지(9)는 스프링 장전식 헌지 장치일 수 있다. 이러한 스프링 장전식 헌지는 적당한 수단에 의해 카테터의 기단부로부터 작동될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 스프링 장전식 헌지는 외장(sheath)을 회수함에 따라 작동되는 형상 기억 합금이다.

[0093] 도 2C 및 도 2D를 참조하면, 카테터(1)는 조종 가능한 세그먼트(8)를 추가로 포함할 수 있다. "조종 가능한(steerable)"은, 조종 가능한 세그먼트에 가까이 위치한 카테터에 대한 일 각도로 조정 가능한 세그먼트로부터 멀리 위치한 카테터(1)와 루멘(10)의 부분의 방위를 지휘하는 능력으로서 정의된다. 도 2D는 조종 가능한 세그먼트에 가까운 카테터에 대한 일 각도로 편향되는 조절 가능한 세그먼트(8)를 보여준다.

[0094] 또 다른 실시예에 있어서, 도 3A 및 도 3B에는 카테터(1)의 편향 가능한 말단부(17) 상의 초음파 변환기 어레이(7)를 포함하는 카테터(1)가 증명되어 있다. 카테터(1)는 기단부(도시하지 않음)와 편향 가능한 말단부(17)를 포함한다. 초음파 변환기 어레이(7)가 편향 가능한 말단부(17)에 배치되어 있다. 전도성 와이어(4)가 초음파 변환기 어레이(7)에 부착되어 있으며 카테터(1)의 기단부를 향해 기단부 방향으로 연장된다. 카테터(1)는 또한, 카테터의 기단부로부터 말단부로 연장되는 대체로 중앙으로 배치되는 루멘(10)을 포함한다. 말단부(17)에서, 대체로 중앙으로 배치되는 루멘(10)은 기본적으로, 초음파 변환기 어레이(7)에 의해 차단되거나 폐쇄된다. 마지막으로, 카테터(1)는 또한, 초음파 변환기 어레이(7)에 가까운 영역을 통과하여 연장되는 적어도 하나의 종방향으로 연장되는 슬릿(18)을 포함한다.

[0095] 도 3B에 도시된 바와 같이, 개입 장치(11)가 루멘(10)을 통과하여 말단부 방향으로 전진 이동되고 나면, 개입 장치(11)에 의해 편향 가능한 말단부(17)와 초음파 변환기 어레이(7)가 편향되어 하향 이동함으로써, 개입 장치(11)가 초음파 변환기 어레이(7)를 지나쳐 말단 방향으로 전진 이동될 수도 있도록 루멘(10)이 개방된다.

[0096] 도 3C에는 도 3A 및 도 3B의 카테터(1)의 변형 형태에 해당하는 카테터(1')가 도시되어 있다. 카테터(1')는, 초음파 변환기 어레이(7)가 종방향으로 연장되는 슬릿(18)의 반대쪽(예를 들어, 도 3A 및 도 3B의 초음파 영상 촬영 어레이(7)의 반대쪽)의 카테터(1')의 측면 상의 체적부의 영상을 촬영하도록 작동 가능한 방식으로 배향되어 있는 점을 제외하고는, 카테터(1)와 동일한 방식으로 구성된다. 이러한 구성은, 예를 들어, 개입 장치(11)가 전개됨에 따라 고정된 위치의 해부학적 표식과의 등록 상태를 유지하기에 유리할 수도 있다.

[0097] 도 3D에는 도 3A 및 도 3B의 카테터(1)의 변형 구성에 해당하는 카테터(1'')가 도시되어 있다. 카테터(1'')는 개입 장치(11)가 종방향으로 연장되는 슬릿(18)을 통하여 전진 이동되는 경우 초음파 영상 촬영 어레이(7)가 부분적으로 전방 응시 위치로 선회되도록 구성된다. 카테터(1'')의 초음파 영상 촬영 어레이(7)는 도시된 바와 같이 배향될 수도 있으며, 또는 반대 방향(카테터(1')의 초음파 영상 촬영 어레이(7)와 유사하게)의 영상을 촬영하도록 배향될 수도 있다. 추가의 실시예(도시하지 않음)에 있어서, 카테터(1)와 유사한 카테터가 복수 개의 영상 촬영 어레이(예를 들어, 도 3A 및 도 3C에 도시된 위치를 차지하는)를 포함할 수도 있다.

[0098] 본 명세서에서 설명되고 있는 다양한 실시예에 있어서, 말단부 부근에 배치되는 초음파 변환기 어레이를 포함하는 카테터가 제공될 수도 있다. 카테터 몸체는 기단부와 말단부를 구비한 관을 포함할 수도 있다. 또한, 카테터는 기단부로부터 적어도 초음파 변환기 어레이 부근으로 연장되는 적어도 하나의 루멘을 구비할 수도 있다.

카테터는 초음파 변환기 어레이에 부착되며 카테터 벽부에 박혀 있으면서 초음파 변환기 어레이로부터 카테터의 기단부로 나선형으로 연장되는 전기 전도성 와이어(예를 들어, 초소형 평판형 케이블)를 포함할 수도 있다.

[0099] 이러한 카테터가, 예를 들어, 도 4 및 도 4B에 도시되어 있다. 구체적으로, 도 4 및 도 4B에는 기단부(도시하지 않음)와 말단부(22)를 구비하며, 카테터(20)의 말단부(22)에 초음파 변환기 어레이(27)가 배치되어 있는 카테터(20)가 증명되어 있다. 도시된 바와 같이, 중합체 관(26)의 내면에 의해 루멘(28)이 확정되어 있으며, 상기 중합체 관은 적당한 매끄러운 중합체(예를 들어, PEBAX®

72D, PEBAX®

63D, PEBAX®

55D, 고밀도 폴리에틸렌, 폴리테트라플루오로에틸렌, 그리고 발포 폴리에틸렌 및 그 조합체)로 형성될 수 있으며, 기단부로부터 초음파 변환기 어레이(27) 부근의 말단부(22)로 연장된다. 전기 전도성 와이어(예를 들어, 초소형 평판형 케이블)(24)가 중합체 관(26)의 둘레를 나선형으로 감싸고 있으며 초음파 변환기 어레이(27)의 부근으로부터 말단부에 가까이 연장된다. 도 4B에 도시된 적당한 초소형 평판형 케이블의 일 예를 보면, 초소형 평판형 케이블(24)은 전기 전도성 와이어(21)와, 구리(23)와 같은 적당한 접지부를 포함한다. 전도성 회로 요소(43)(예를 들어, 플렉스보드(flexboard))가 초음파 변환기 어레이(27) 및 전기 전도성 와이어(24)에 부착된다. 적당한 중합체 필름 층(40)((예를 들어, 매끄러운 중합체 및/또는 수축 랩 중합체)이 전기 전도성 와이어(24) 위에 배치되어 전기 전도성 와이어(24)와 차폐 층(41) 사이의 절연 층으로서 작용할 수 있다. 차폐 층(41)은 전기 전도성 와이어(21)의 반대 방향으로, 예를 들어, 중합체 필름(40) 상에 나선형으로 감겨 있을 수도 있는 적당한 도체를 포함할 수도 있다. 마지막으로, 외부 재킷(jacket)(42)이 차폐 층(41)의 위에 배치될 수 있으며, 매끄러운 중합체와 같은 적당한 재료로 형성될 수 있다. 적당한 중합체는, 예를 들어, PEBAX®

70D, PEBAX®

55D, PEBAX®

40D 및 PEBAX®

23D를 포함한다. 도 4 및 도 4B에 도시된 카테터는 전술한 바와 같은 편향 가능한 말단부와 조종 가능한 세그먼트를 포함할 수 있다.

[0100] 전술한 카테터는 영상 촬영 영역으로의 개입 장치의 공급을 촉진하기 위하여 작동 루멘을 제공하면서 카테터의 말단부에 초음파 탐침과 전기적으로 접속되기 위한 수단을 제공한다. 이러한 카테터의 구성에는 어레이에 전력을 공급할 뿐만 아니라 뒤틀림 저항성 및 회전 능력을 개선하는 기계적 특성을 제공하기 위한 도체가 사용된다. 설명되고 있는 바와 같은 신규 구성에 의하면, 얇은 벽부에 필요한 차폐 및 도체의 포장을 위한 수단을 제공함으로써, OD가 14Fr 이하이며 ID가 8Fr보다 큰 개입 장치 시술에 적합한 외장 프로파일을 제공함으로써, 혈관 시술 및 그외 다른 시술용으로 형성되는 통상적인 절제 카테터, 필터 공급 시스템, 니들, 그리고 그외 다른 일반적인 개입 장치의 공급을 촉진할 수 있다.

[0101] 도 5A는 편향 가능 부재(52)와 카테터 몸체(54)를 포함하는 카테터(50)의 일 실시예를 보여준다. 카테터 몸체(54)는 가요성으로, 카테터 몸체가 삽입되는 체강의 윤곽을 따라 구부려질 수도 있다. 편향 가능 부재(52)는 카테터(50)의 말단부(53)에 배치될 수도 있다. 카테터(50)는 카테터(50)의 기단부(55)에 배치될 수도 있는 핸들(56)을 포함한다. 편향 가능 부재(52)가 환자의 몸 내부로 삽입되는 시술 동안, 손잡이(56)와 카테터 몸체(54)의 일부는 환자의 몸 밖에 남아 있게 된다. 카테터(50)의 사용자(예를 들어, 의사, 기술자, 조정자)는 카테터(50)의 위치 및 다양한 기능을 제어할 수도 있다. 예를 들어, 사용자는 핸들(56)을 잡고 있는 상태에서 슬라이드(58)를 조작하여 편향 가능 부재(52)의 편향을 제어할 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(52)는 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 핸들(56)과 슬라이드(58)는 핸들(56)에 대한 슬라이드(58)의 상대 위치가 유지됨에 따라, 편향 가능 부재(52)가 선택된 편향 상태에 유지될 수도 있도록 구성될 수 있다. 이러한 위치 유지 성능은, 예를 들어, 마찰(예를 들어, 핸들(56)의 고정부와 슬라이드(58) 사이의 마찰), 멈춤쇠, 및/또는 그외 다른 적절한 수단에 의해 적어도 부분적으로 이루어질 수도 있다. 카테터(50)는 잡아당김 작동에 의해(예를 들어, 핸들(56)을 잡아당김으로써) 환자의 몸으로부터 제거될 수도 있다.

[0102] 또한, 사용자는 개입 장치 유입구(62)를 통하여 개입 장치(예를 들어, 진단 장치 및/또는 치료 장치)를 삽입할

수도 있다. 사용자는 이후, 개입 장치를 카테터(50)의 말단부(53)로 이동시키도록 카테터(50)를 통하여 개입 장치를 공급할 수도 있다. 영상 프로세서와 편향 가능 부재 사이의 전기적 상호 연결은 아래에 설명되는 바와 같이 전자 장치 포트(60)와 카테터 몸체(54)를 경유하는 궤적을 따라 이루어질 수도 있다.

[0103] 도 5B 내지 도 5E는, 편향 가능 부재(52)를 포함하며, 상기 편향 가능 부재(52)가 카테터 몸체(54)의 내부 관상 몸체(80)를 외부 관상 몸체(79)에 대해 상대 이동시킴으로써 편향 가능하도록 구성되는, 카테터의 일 실시예를 보여준다. 도 5B에 도시된 바와 같이, 도시된 편향 가능 부재(52)는 선단부(64)를 포함한다. 선단부(64)는 다양한 구성 요소와 부재가 동봉되도록 구성될 수도 있다.

[0104] 선단부(64)는 외부 관상 몸체(79)의 단면에 대응하는 단면을 구비할 수도 있다. 예를 들어, 도 5B에 도시된 바와 같이, 선단부(64)는 외부 관상 몸체(79)의 외면에 대응하는 원형의 말단부(66)를 구비할 수도 있다. 초음파 변환기 어레이(68)를 수용하는 선단부(64)의 부분은 외부 관상 몸체(79)의 외면에 적어도 부분적으로 대응(예를 들어, 도 5B에 도시된 바와 같이 선단부(64)의 하부 외면을 따라)하는 형상으로 형성될 수도 있다. 선단부(64)의 적어도 일부는 맥관 구조와 같은 환자의 내부 구조를 통한 이송을 촉진할 수 있는 형상으로 형성될 수도 있다. 이와 관련하여, 원형의 말단부(66)는 맥관 구조를 통한 편향 가능 부재(52)의 이동을 촉진할 수도 있다. 선단부(64)의 말단부(66)의 형상으로 그외 다른 적절한 단부 형상이 사용될 수도 있다.

[0105] 도 5B 내지 도 5D에 도시된 바와 같은 일 실시예에 있어서, 선단부(64)는 초음파 변환기 어레이(68)를 유지하는 역할을 할 수도 있다. 도 5B에 도시된 바로부터 알 수 있는 바와 같이, 편향 가능 부재(52)가 외부 관상 몸체(79)와 정렬된 상태에서는 초음파 변환기 어레이(68)가 측면 응시 위치에 있을 수도 있다. 초음파 변환기 어레이(68)의 시야 범위는 초음파 변환기 어레이(68)의 평평한 상면(도 5B에 도시된 바와 같은 방위를 기준으로)에 대해 수직 방향으로 위치할 수도 있다. 도 5B에 도시된 바와 같이, 초음파 변환기 어레이(68)가 측면 응시 위치에 있는 상태에서는 초음파 변환기 어레이(68)의 시야 범위가 외부 관상 몸체(79)에 의해 방해받는 일은 없을 수도 있다. 이와 관련하여, 초음파 변환기 어레이(68)는 카테터 몸체(54)의 위치 설정 동안 영상을 촬영함으로써, 루멘(82)의 말단부의 위치 설정을 촉진하기 위한 해부학적 표식의 영상 촬영이 가능하도록 작동할 수도 있다. 초음파 변환기 어레이(68)는 소정 길이의 개구를 구비할 수도 있다. 이러한 개구의 길이는 외부 관상 몸체(79)의 최대 가로 치수보다 클 수도 있다. 편향 가능 부재(52)의 적어도 일부는 외부 관상 몸체(79)의 말단부로부터 멀리 떨어진 위치에 영구적으로 배치될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 편향 가능 부재(52) 전체가 외부 관상 몸체(79)의 말단부로부터 멀리 떨어진 위치에 영구적으로 배치될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 외부 관상 몸체(79)의 내부에 배치될 수 없을 수도 있다.

[0106] 선단부(64)는 카테터가 가이드 와이어를 따라 이동할 수 있도록 하는 특징부를 추가로 포함할 수도 있다. 예를 들어, 도 5B에 도시된 바와 같이, 선단부(64)는 기단부 가이드 와이어 개구(72)에 기능적으로 연결되어 있는 말단부 가이드 와이어 개구(70)를 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터는 말단부와 기단부의 가이드 와이어 개구(70, 72)를 통하여 체결되는 가이드 와이어의 길이를 따라 이동하도록 작동 가능할 수도 있다.

[0107] 주지된 바와 같이, 편향 가능 부재(52)는 외부 관상 몸체(79)에 대해 상대적으로 편향 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(52)는 편향 가능 부재가 편향될 때에 편향 가능 부재(52)의 이동을 제어하기 위해 하나 이상의 부재와 상호 연결될 수도 있다. 편향 가능 부재(52)를 카테터 몸체(54)와 상호 연결하기 위해 테더(tether)(78)가 사용될 수도 있다. 테더(78)의 일 단부는 편향 가능 부재(52)에 정착될 수도 있으며, 타단부는 카테터 몸체(54)에 정착될 수도 있다. 이러한 테더(78)는 정착 지점이 테더(78)의 길이보다 긴 거리에 걸쳐 서로 반대 방향으로 이동되는 것을 방지하도록 작동 가능한 인장 부재로서 구성될 수도 있다. 이와 관련하여, 테더(78)를 통해 편향 가능 부재(52)가 외부 관상 몸체(79)와 구속 가능한 상태로 상호 연결될 수도 있다.

[0108] 외부 관상 몸체(79)의 내부에 내부 관상 몸체(80)가 배치될 수도 있다. 내부 관상 몸체(80)는 내부 관상 몸체(80)의 길이를 따라 형성되는 루멘(82)을 포함할 수도 있다. 이러한 내부 관상 몸체(80)는 외부 관상 몸체(79)에 대해 상대 이동 가능할 수도 있다. 이러한 이동은 도 5A의 슬라이드(58)의 이동에 의해 이루어질 수도 있다. 편향 가능 부재(52)와 내부 관상 몸체(80)를 상호 연결하기 위해 지지부(74)가 사용될 수도 있다. 지지부(74)는 내부 관상 몸체(80) 및 외부 관상 몸체(79)와 구조적으로 분리되어 있을 수도 있다. 플렉스보드(76)는 외부 관상 몸체(79)의 내부에 배치되는 전기적 상호 연결 부재(104)(도 5E 참조)와 초음파 변환기 어레이(68)를 전기적으로 연결하도록 작동 가능한 전기적 상호 연결부를 포함할 수도 있다. 선단부(64)와 외부 관상 몸체(79)의 사이의 플렉스보드(76)의 노출부는, 편향 가능 부재(52)가 환자의 몸 안에 배치되어 있는 상태에서, 유체(예를 들어, 혈액)와 접촉할 가능성을 배제하도록 동봉 처리되어 있을 수도 있다. 이와 관련하여, 플렉스보드(76)는 접착제, 필름 랩, 또는 플렉스보드(76)의 전기 도체를 주위 환경으로부터 격리시키기 위한 다른 적절

한 구성 요소를 사용하여 동봉 처리될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 선단부(64)와 외부 관상 몸체(79) 사이의 플렉스보드(76)의 부분의 둘레에 테더(78)가 감겨 있을 수도 있다.

[0109] 이하, 도 5C 및 도 5D를 참조하여 편향 가능 부재(52)의 편향 작동이 논의된다. 도 5C 및 도 5D에는 초음파 영상 어레이(68)와 지지부(74)를 둘러싸고 있는 선단부(64)의 부분이 제거된 상태로 편향 가능 부재(52)가 도시되어 있다. 도 5C에 도시된 바와 같이, 지지부(74)는 지지부(74)를 내부 관상 몸체(80)에 고정하도록 작동 가능한 관상 몸체 계면부(84)를 포함할 수도 있다. 관상 몸체 계면부(84)는 적절한 방식으로 내부 관상 몸체(80)에 고정될 수도 있다. 예를 들어, 관상 몸체 계면부(84)는 외부 수축 랩을 이용하여 내부 관상 몸체(80)에 고정될 수도 있다. 이러한 구성에서, 관상 몸체 계면부(84)는 내부 관상 몸체(80)의 위에 배치될 수도 있으며, 이후, 수축 랩 부재가 관상 몸체 계면부(84)의 위에 배치될 수도 있다. 이후 열이 인가되면, 수축 랩 재료가 수축되어 관상 몸체 계면부(84)를 내부 관상 몸체(80)에 고정시키도록 작용할 수도 있다. 이후, 관상 몸체 계면부(84)를 내부 관상 몸체(80)에 추가로 고정시키기 위하여 수축 랩 위에 추가 랩이 적용될 수도 있다. 다른 예로서, 관상 몸체 계면부(84)는 접착제, 용접부, 체결부, 또는 이들의 조합을 이용하여 내부 관상 몸체(80)에 고정될 수도 있다. 또 다른 예로서, 관상 몸체 계면부(84)는 내부 관상 몸체(80)를 구성하도록 사용되는 조립 공정의 일환으로서 내부 관상 몸체(80)에 고정될 수도 있다. 예를 들어, 내부 관상 몸체(80)의 조립이 부분적으로 이루어질 수도 있으며, 이후, 관상 몸체 계면부(84)가 부분적으로 조립된 내부 관상 몸체(80)의 둘레에 배치될 수도 있고, 이어서, 내부 관상 몸체(80)가 완전히 조립됨으로써, 내부 관상 몸체(80)의 일부의 내부에 관상 몸체 계면부(84)가 포함될 수도 있다.

[0110] 지지부(74)는, 예를 들어, 형상 기억 재료(예를 들어, 니티놀(nitinol)과 같은 형상 기억 합금)를 포함할 수도 있다. 지지부(74)는 힌지부(86)를 추가로 포함할 수도 있다. 힌지부(86)는 관상 몸체 계면부(84)와 크래들(cradle)부(88)를 상호 연결하는 하나 이상의 부재를 포함할 수도 있다. 도 5B 및 도 5C에 도시된 바와 같이, 힌지부(86)는 두 개의 부재를 포함할 수도 있다. 크래들부(88)는 초음파 변환기 어레이(68)를 지지할 수도 있다. 힌지부(86)를 포함하는 지지부(74)는, 내부 관상 몸체(80)가 외부 관상 몸체(79)에 대해 전진 이동하지 않는 경우, 편향 가능 부재(52)를 외부 관상 몸체(79)와 실질적으로 정렬된 상태로 유지하기에 적당한 컬럼 강도를 갖출 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(52)는, 외부 관상 몸체(79)가 환자의 몸에 삽입되어 그 내부를 따라 안내되는 경우, 외부 관상 몸체(79)와 실질적으로 정렬된 상태로 유지되도록 작동 가능할 수도 있다.

[0111] 힌지부(86)는 작동력의 인가 시에 힌지부(86)가 편향 축선(92)을 중심으로 예정된 경로를 따라 탄성적으로 변형되도록 하는 형상으로 형성될 수도 있다. 상기 예정된 경로는, 선단부(64)와 힌지부(86)가 각각 루멘(82)의 말단부로부터 출현하는 개입 장치와 간섭하지 않는 위치로 이동되도록 하는 방식으로 결정될 수도 있다. 초음파 변환기 어레이(68)의 영상 촬영 시야 범위는, 개입 장치가 루멘(82)의 말단부의 출구 포트(81)를 통해 시야 범위로 전진 이동되는 경우, 실질적으로 외부 관상 몸체(79)에 대해 상대적인 위치에 유지될 수도 있다. 도 5B 내지 도 5D에 도시된 바와 같이, 힌지부는 두 개의 대체로 평행한 섹션(86a, 86b)을 포함할 수도 있으며, 대체로 평행한 각각의 섹션(86a, 86b)의 단부(예를 들어, 힌지부(86)와 크래들부(88)가 만나는 지점 및 힌지부(86)와 관상 몸체 계면부(84)가 만나는 지점)는 대체로, 내부 관상 몸체(80)의 중심 축선(91)을 따라 배향되는 실린더와 일치하는 형상으로 형성될 수도 있다. 대체로 평행한 각각의 섹션(86a, 86b)의 중심부는 편향 축선(92)과 대체로 정렬되도록 외부 관상 몸체(79)의 중심 축선(91)을 향해 휘어진 상태로 형성될 수도 있다. 힌지부(86)는 대략 내부 관상 몸체(80)의 전체 원주면 보다 짧은 길이에 걸쳐 배치되어 있다.

[0112] 편향 가능 부재(52)를 외부 관상 몸체(79)에 대해 편향시키기 위하여, 내부 관상 몸체(80)가 외부 관상 몸체(79)에 대하여 상대 이동될 수도 있다. 이러한 상대 이동이 도 5D에 도시되어 있다. 도 5D에 도시된 바와 같이, 작동 방향(90)(예를 들어, 편향 가능 부재(52)가 외부 관상 몸체(79)와 정렬되어 있는 상태에서의 초음파 변환기 어레이(68)의 방향)으로의 내부 관상 몸체(80)의 이동에 의해 작동 방향(90)으로 지지부(74)에 힘이 부과될 수도 있다. 그러나, 크래들부(88)가 테더(78)에 의해 외부 관상 몸체(79)에 구속 가능하게 연결되어 있으므로, 크래들부(88)가 실질적으로 작동 방향(90)으로 이동하는 것을 방지할 수 있다. 이와 관련하여, 작동 방향(90)으로 내부 관상 몸체(80)가 이동함에 따라, 크래들부(88)가 테더(78)와의 계면을 중심으로 선회 운동할 수도 있으며, 또한 도 5D에 도시된 바와 같이, 힌지부(86)가 휘어질 수도 있다. 따라서, 내부 관상 몸체(80)가 작동 방향(90)으로 이동함에 따라, 도 5D에 도시된 바와 같이, 크래들부(88)(및 크래들부(80)에 부착된 초음파 변환기 어레이(68))가 90° 의 각도로 회전될 수도 있다. 이에 따라, 내부 관상 몸체(80)의 이동을 통해 편향 가능 부재(52)의 편향이 제어 하에 이루어질 수도 있다. 도시된 바와 같이, 편향 가능 부재(52)는 외부 관상 몸체(79)의 중심 축선(91)으로부터 반대 방향으로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다.

[0113] 바람직한 일 실시예에 있어서, 내부 관상 몸체(80)가 대략 0.1cm 이동하게 되면, 편향 가능 부재(52)가 대략 9

° 의 호형 범위에 걸쳐 편향될 수도 있다. 이와 관련하여, 내부 관상 몸체(80)가 대략 1cm 이동하게 되면, 편향 가능 부재(52)가 대략 90° 의 범위로 편향될 수도 있다. 이에 따라, 편향 가능 부재(52)는 측면 응시 위치로부터 전방 응시 위치로 선택적으로 편향될 수도 있다. 내부 관상 몸체(80)를 예정된 거리에 걸쳐 이동시킴으로써 편향 가능 부재(52)를 중간 위치에 배치할 수도 있다. 예를 들어, 바람직한 본 실시예에 있어서, 편향 가능 부재(52)는 내부 관상 몸체(80)를 외부 관상 몸체(79)에 대해 작동 방향(90)으로 대략 0.5cm 이동시킴으로써 측면 응시 위치로부터 45° 의 각도로 편향될 수도 있다. 또한, 90° 를 초과하는 각도의 편향이 이루어질 수도 있다(예를 들어, 편향 가능 부재(52)가 도 5C에 도시된 바와 반대쪽의 카테터 몸체(54) 측면에 대한 적어도 부분적으로 측면 응시 위치에 위치하게 된다). 또한, 일 실시예의 카테터(50)는 편향 가능 부재(52)의 예정 가능한 최대 편향이 달성될 수도 있도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 핸들(56)은 슬라이드(58)의 전체 이동 범위가 편향 가능 부재(52)의 45° 방향(또는 그와 다른 적절한 방향)에 대응하도록 슬라이드(58)의 이동을 제한하도록 구성될 수도 있다.

[0114] 슬라이드(58)와 핸들(56)은 슬라이드(58)가 핸들(56)에 대해 실질적으로 상대 이동함으로써 편향 가능 부재(52)의 편향이 이루어지도록 구성될 수도 있다. 이와 관련하여, 슬라이드(58)의 이동이 편향 가능 부재(52)의 편향을 초래하지 않는 슬라이드(58)의 테드-존(dead zone)이 실질적으로 존재하지 않을 수도 있다. 또한, 슬라이드(58)의 이동(예를 들어, 핸들(56)에 대한 상대 이동)과 편향 가능 부재(52)의 대응하는 편향은 서로 실질적으로 선형 관계일 수도 있다.

[0115] 선단부(64)의 일부가 출구 포트(81)로부터 멀리까지 연장되며 출구 포트와 동일한 직경의 실린더를 구성하지 않는 방식으로 편향 가능 부재(52)가 도 5C에 도시된 위치로부터 편향되는 경우, 개입 장치가 선단부(64)와 접촉하지 않고 출구 포트(81)를 통해 전진 이동될 수도 있다. 이에 따라, 개입 장치가 출구 포트(81)를 통해 카테터 몸체(54) 내부로 전진 이동되어 초음파 변환기 어레이(68)의 영상 촬영 시야 범위 내로 전진 이동되는 동안, 초음파 변환기 어레이(68)의 영상 촬영 시야 범위는 카테터 몸체(54)에 대해 상대적인 고정된 등록 위치에 유지될 수도 있다.

[0116] 전방 응시 위치에 있는 경우, 초음파 변환기 어레이(68)의 시야 범위에 개입 장치가 루멘(82)을 통하여 삽입될 수도 있는 영역이 포함될 수도 있다. 이와 관련하여, 초음파 변환기 어레이(68)가 개입 장치의 위치 설정 및 작동을 보조하도록 작동 가능할 수도 있다.

[0117] 편향 가능 부재(52)가 편향 축선(92)을 중심으로 편향될 수도 있다(편향 축선(92)은 도 5D에 도시된 바와 같이 정렬되어 있으며, 따라서, 일 지점으로 표시되어 있다). 편향 축선(92)은 크래들부(88)의 회전 중심인 관상 몸체 계면부(84)에 대해 고정된 일 지점으로서 정의될 수도 있다. 도 5D에 도시된 바와 같이, 편향 축선(92)은 외부 관상 몸체(79)의 중심 축선(91)로부터 오프셋될 수도 있다. 편향 가능 부재(52)의 주어진 편향과 관련하여, 호형 변위(93)는 편향 가능 부재(52)의 표면과 접선 방향이면서 카테터의 중심 축선(91)과 접선 방향의 일정한 반경의 최소 변위로서 정의될 수도 있다. 카테터(50)의 일 실시예에 있어서, 외부 관상 몸체(79)의 말단부의 최대 가로 치수 대 호형 변위(93)의 반경의 비율은 적어도 대략 1일 수도 있다.

[0118] 초음파 변환기 어레이(68)가 출구 포트(81)에 가까이 배치되도록 편향 가능 부재(52)가 편향 축선(92)을 중심으로 편향될 수도 있다. 작은 값의 호형 변위(93)와 함께 이러한 위치 설정에 의해, 개입 장치가 출구 포트(81)로부터 출현하여 초음파 변환기 어레이(68)의 시야 범위에 들어가기 전까지 이동하여야 하는 거리가 감소된다. 예를 들어, 도 5D에 도시된 바와 같은 90° 의 편향 시에, 초음파 변환기 어레이(68)의 음향면과 출구 포트(81) 사이의 거리(중심 축선(91)을 따라 측정된 바와 같은)가 외부 관상 몸체(79)의 말단부의 최대 가로 치수보다 작도록 초음파 변환기 어레이(68)가 배치될 수도 있다.

[0119] 도 5C 및 도 5D에 도시된 바와 같이, 플렉스보드(76)는 편향 가능 부재(52)의 편향과 독립적으로 편향 가능 부재(52)와 카테터 몸체(54)와 상호 연결된 상태로 유지될 수도 있다.

[0120] 도 5E에는 카테터 몸체(54)의 일 실시예가 도시되어 있다. 도시된 바와 같이, 카테터 몸체(54)는 내부 관상 몸체(80)와 외부 관상 몸체(79)를 포함한다. 도시된 실시예에 있어서, 외부 관상 몸체(79)는 내부 관상 몸체(80)를 제외한 도 5E에 도시된 모든 구성 요소를 포함한다. 도 5E에 도시된 바와 같이, 다양한 층의 부분이 카테터 몸체(54)의 구성을 드러내도록 제거되어 있다. 외부 관상 몸체(79)는 외부 커버링(covering)(94)을 포함할 수도 있다. 외부 커버링(94)은, 예를 들어, 고전압 고장 재료일 수도 있다. 바람직한 일 구성에 있어서, 외부 커버링(94)은 일 측면에 에틸렌 플루오로에틸렌 퍼플루오라이드로 이루어진 열 접착성 층이 마련되어 있는 발포 폴리테트라플로오로에틸렌(epTEE)을 포함하는 실질적으로 무공 합성 필름을 포함할 수도 있다. 이러한 바람직한 구성의 폭은 대략 25mm이며, 두께는 대략 0.0025mm이고, 이소프로필 알코올 기포점 압력이 대략 0.6MPa보다

크며, 길이 방향(예를 들어, 가장 강력한 방향)에서의 인장 강도가 대략 309MPa일 수도 있다. 외부 커버링(94)은 외부 관상 몸체(79)가 환자의 몸을 통과하는 것을 돋기 위해 매끄럽게 형성될 수도 있다. 이러한 외부 커버링(94)은 고전압 고장을 야기할 수도 있다(예를 들어, 외부 커버링(94)의 내전압(withstand voltage)이 적어도 대략 2,500V(AC)일 수도 있다).

[0121] 바람직한 일 장치에 있어서, 외부 커버링(94)은 복수 개의 나선형 권선 필름을 포함할 수도 있다. 복수 개의 필름의 제 1 부분은 제 1 방향으로 권선될 수도 있으며, 필름의 제 2 부분은 제 1 방향의 반대 방향인 제 2 방향으로 권선될 수도 있다. 복수 개의 필름의 각각의 필름의 종방향 탄성률이 적어도 1,000,000psi(6,895MPa)이며 횡방향 탄성률이 적어도 20,000psi(137.9MPa)인 경우, 복수 개의 필름의 각각의 필름은 관상 몸체(79)의 중심 축선에 대해 대략 20° 미만의 각도로 관상 몸체의 중심 축선을 중심으로 권선될 수도 있다.

[0122] 외부 커버링(94)이 유전 상수가 낮은 외층(96) 상에 배치될 수도 있다. 유전 상수가 낮은 외층(96)은 전기적 상호 연결 부재(104)와 외부 커버링(94)의 외부 물질(예를 들어, 혈액) 사이의 정전 용량을 감소시키는 역할을 할 수도 있다. 유전 상수가 낮은 외층(96)의 유전 상수는 대략 2.2 미만일 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 유전 상수가 낮은 외층(96)의 두께는 대략 0.07mm 내지 0.15mm일 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 유전 상수가 낮은 외층(96)은 ePTFE와 같은 다공성 재료를 포함할 수도 있다. 다공성 재료의 공극은 공기와 같은 유전 상수가 낮은 재료로 충전될 수도 있다.

[0123] 바람직한 일 실시예에 있어서, 외부 커버링(94)과 유전 상수가 낮은 외층(96)의 결합 특성을 보면, 최대 두께가 0.005inch(0.13mm)일 수도 있으며 탄성률이 34,500psi(237.9MPa)일 수도 있다. 이와 관련하여, 외부 커버링(94)과 유전 상수가 낮은 외층(96)은 두 개의 하위 층(외부 커버링(94)과 유전 상수가 낮은 외층(96))을 포함하는 단일 복합 층으로 간주될 수도 있다.

[0124] 외부 관상 몸체(79)의 중심을 향한 이동 방향에서 보면, 그 다음 층은 제 1 타이(tie) 층(97)이 될 수도 있다. 제 1 타이 층(97)은 용융 온도가 외부 관상 몸체(79)의 다른 구성 요소보다 낮을 수도 있는 필름 재료를 포함할 수도 있다. 외부 관상 몸체(79)의 제조 동안, 제 1 타이 층(97)이 선택적으로 용융되어 상호 연결 구조를 생성할 수도 있다. 예를 들어, 제 1 타이 층(97)의 선택적인 용융은 유전 상수가 낮은 외층(96), 제 1 타이 층(97), 그리고 쉴드 층(98)(후술되는 바와 같은)을 서로 고정시키는 역할을 할 수도 있다.

[0125] 외부 관상 몸체(79)의 중심을 향한 이동 방향에서 보면, 그 다음 층은 쉴드 층(98)일 수도 있다. 쉴드 층(98)은 외부 관상 몸체(79)로부터의 전기적 방출을 감소시키도록 사용될 수도 있다. 쉴드 층(98)은 외부의 전기적 노이즈로부터 쉴드 층(98) 내부의 구성 요소(예를 들어, 전기적 상호 연결 부재(104))를 차폐하도록 사용될 수도 있다. 쉴드 층(98)은 이중 피복 와이어 쉴드(shield) 또는 브레이드(braid)의 형태로 형성될 수도 있다. 바람직한 일 실시예에 있어서, 쉴드 층(98)의 두께는 대략 0.05mm 내지 0.08mm일 수도 있다. 외부 관상 몸체(79)의 중심을 향한 이동 방향에서 보면, 그 다음 층은 제 2 타이 층(100)일 수도 있다. 제 2 타이 층(100)은 용융 온도가 외부 관상 몸체(79)의 다른 구성 요소의 용융 온도보다 낮을 수도 있는 필름 재료를 포함할 수도 있다. 외부 관상 몸체(79)의 제조 동안, 제 2 타이 층(100)이 선택적으로 용융되어 상호 연결 구조를 생성할 수도 있다.

[0126] 제 2 타이 층(100)의 내측에는 전기적 상호 연결 부재(104)가 마련될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)는 나란하게 배치되는 복수 개의 도체를 포함할 수도 있으며, 이를 도체의 사이에는 절연 재료(예를 들어, 비전도성)가 마련될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)는 하나 이상의 초소형 평판형 케이블을 포함할 수도 있다. 이러한 전기적 상호 연결 부재(104)는 나란히 배치되는 적절한 개수의 도체를 포함할 수도 있다. 일 예로서, 전기적 상호 연결 부재(104)는 나란히 배치된 32개 또는 64개의 도체를 포함할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)는 외부 관상 몸체(79)의 내부에 나선형으로 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(104)는 외부 관상 몸체(79)의 벽부의 내부에 나선형으로 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)는 전기적 상호 연결 부재(104)의 일부가 다른 부분에 중첩되지 않도록 나선형으로 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)는 카테터(50)의 기단부(55)로부터 외부 관상 몸체(79)의 말단부(53)로 연장될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(104)는 외부 관상 몸체(79)의 중심 축선을 따라 이 중심 축선에 평행하게 배치될 수도 있다.

[0127] 도 5E에 도시된 바와 같이, 전기적 상호 연결 부재(104)에 나선형으로 감긴 코일 사이에는 소정 폭의 간극(Y)이 마련될 수도 있다. 또한, 전기적 상호 연결 부재(104)는 도 5E에 도시된 바와 같은 폭(X)을 구비할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)는 폭(X) 대 폭(Y)의 비율이 1보다 큰 형태로 나선형으로 배치될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 나선형으로 배치된 전기적 상호 연결 부재(104)는 외부 관상 몸체(79)에 상당한 기계적

강도 및 흠 특성을 제공할 수도 있다. 이에 따라, 소정의 실시예에 있어서, 외부 관상 몸체(79)의 내부의 별개의 보강 층의 필요성을 배제하거나 감소시킬 수 있다. 또한, 간극(Y)은 외부 관상 몸체(79)의 길이를 따라 변할 수도 있다(예를 들어, 연속적으로 또는 하나 이상의 별개의 계단형 구조를 통해). 예를 들어, 외부 관상 몸체(79)의 기단부로 갈수록 외부 관상 몸체(79)의 강성이 증가하는 것이 유리할 수도 있다. 이에 따라, 간극(Y)은 외부 관상 몸체(79)의 기단부로 갈수록 작아지도록 형성될 수도 있다.

[0128] 전기적 상호 연결 부재(104)의 내측에는 내부 타이 층(102)이 배치될 수도 있다. 내부 타이 층(102)은 제 2 타이 층(100)과 유사하게 구성되어 제 2 타이 층과 유사한 기능을 수행할 수도 있다. 이러한 내부 타이 층(102)의 용융점은, 예를 들어, 160°C일 수도 있다. 외부 관상 몸체(79)의 중심을 향한 이동 방향에서 보면, 다음 층은 유전 상수가 낮은 내층(106)일 수도 있다. 유전 상수가 낮은 내층(106)은 유전 상수가 낮은 외층(96)과 유사하게 구성되어 해당 외층과 유사한 기능을 수행할 수도 있다. 유전 상수가 낮은 내층(106)은 전기적 상호 연결 부재(104)와 외부 관상 몸체(79)의 내부의 물질(예를 들어, 혈액, 개입 장치) 사이의 정전 용량을 감소시키도록 작동 가능할 수도 있다. 외부 관상 몸체(79)의 중심을 향한 이동 방향에서 보면, 다음 층은 내부 커버링(108)일 수도 있다.

[0129] 내부 커버링(108)은 외부 커버링(94)과 유사하게 구성되어 외부 커버링과 유사한 기능을 수행할 수도 있다. 내부 커버링(108)과 외부 커버링(94)의 결합 상태에서의 두께는 기껏해야 대략 0.002inch(0.05mm)에 불과할 수도 있다. 또한, 내부 커버링(108)과 외부 커버링(94)의 결합 상태에서의 탄성률은 적어도 대략 345,000psi(2,379MPa)일 수도 있다. 결합 상태의 내부 커버링(108)과 외부 커버링(94)은 연신 저항성을 갖출 수도 있어, 내부 커버링(108)과 외부 커버링(94)에 대략 31bf(13N)의 인장 하중이 인가되는 경우 관상 몸체(79)의 연신률은 단지 1%에 지나지 않을 수도 있다. 일 장치에 있어서, 관상 몸체(79)가 연신 저항성을 갖추어, 관상 몸체(79)에 대략 31bf(13N)의 인장 하중이 인가되는 경우 관상 몸체(79)의 연신률은 단지 1%에 지나지 않을 수도 있으며, 이러한 일 장치에 있어서, 내부 커버링(108)과 외부 커버링(94)에 의해 제공되는 연신 저항성이 적어도 대략 80%에 이를 수도 있다.

[0130] 내부 커버링(108)과 외부 커버링(94)은, 인장 하중이 관상 몸체(79)에 인가되는 경우, 커버링의 원주면을 중심으로 그리고 관상 몸체(79)의 길이를 따라 실질적으로 균일한 인장 프로파일을 나타낼 수도 있다. 이와 같이 인가된 인장 하중에 대한 균일한 반응성을 갖춤으로써, 특히, 위치 설정(예를 들어, 환자의 몸 안으로의 삽입) 및 사용(예를 들어, 편향 가능 부재(52)의 편향 작동) 동안 카테터 몸체(54)의 바람직하지 못한 방향 편향성을 줄이는데 일조할 수도 있다.

[0131] 외부 커버링(94) 및 유전 상수가 낮은 외층(96)에서와 같이, 내부 커버링(108)과 유전 상수가 낮은 내층(106)은 단일 복합 층을 이루는 하위 층으로서 간주될 수도 있다.

[0132] 타이 층(제 1 타이 층(97), 제 2 타이 층(100) 그리고 내부 타이 층(102))은 각각 실질적으로 동일한 용융점을 갖출 수도 있다. 이와 관련하여, 형성 과정 동안, 카테터 몸체(54)는 상승 온도 조건 하에 처할 수도 있으며, 이 경우, 각각의 타이 층이 동시에 용융될 수도 있어 카테터 몸체(54)의 각종 층이 서로에 대해 고정될 수도 있다. 선택적으로, 타이 층은 용융점이 서로 다르게 형성됨으로써, 타이 층 중 하나의 또는 두 개의 층은 선택적으로 용융될 수 있으면서 나머지 타이 층(들)은 용융되지 않은 상태로 남아 있을 수도 있다. 이에 따라, 소정의 실시예에 있어서, 카테터 몸체(54)는 용융되어 카테터 몸체(54)의 다양한 층을 카테터 몸체(54)의 다른 층에 고정하도록 사용될 수도 있는 0개의, 1개의, 2개의, 3개의 또는 그 이상의 타이 층을 포함할 수도 있다.

[0133] 전술한 층(외부 커버링(94)으로부터 내부 커버링(108)까지의)은 각각 서로에 대해 고정될 수도 있다. 이를 층은 함께 외부 관상 몸체(79)를 형성할 수도 있다. 이를 층의 내측에는 이를 층에 대하여 상대 이동 가능하도록 내부 관상 몸체(80)가 마련될 수도 있다. 내부 관상 몸체(80)는 이 내부 관상 몸체(80)의 외면과 내부 커버링(108)의 내면 사이에 상당한 크기의 간격이 마련되도록 배치될 수도 있다. 내부 관상 몸체(80)는 브레이드 보강 폴리에테르 블록 아미드(예를 들어, 폴리에테르 블록 아미드는 미국 펜실베니아주 필라델피아 소재 아케마 인코포레이티드(Arkema Inc.)에 의해 시판되고 있는 PEBAX®

재료를 포함할 수도 있다) 관일 수도 있다. 내부 관상 몸체(80)는 브레이드형 또는 코일형 보강 부재에 의해 보강될 수도 있다. 내부 관상 몸체(80)는, 편향 가능 부재(52)가 관상 몸체 계면부(84)에서 지지부(74)와 계면 접촉하는 내부 관상 몸체(80)의 상대 이동에 의해 작동될 수도 있도록, 내부 관상 몸체(80)의 길이를 따라 슬라이드(58)의 측 방향 운동을 옮길 수 있기에 적당한 컬럼 강도를 갖출 수도 있다. 내부 관상 몸체(80)는 또한, 편향 가능 부재(52)의 편향 작동 동안 내부 관상 몸체(80)의 길이를 따라 관통 형성되는 루멘(82)의 형상을 유지하도록 작동 가능할 수도 있다. 이에 따라, 카테터(50)의 사용자는 핸들(56)의 조작을 통해 편향 가능 부재

(52)의 편향 정도를 선택 및 제어하는 것이 가능할 수도 있다. 루멘(82)은 외부 관상 몸체(79)의 중심 축선(91)과 정렬되는 중심 축선을 구비할 수도 있다.

[0134] 작동력(예를 들어, 외부 관상 몸체(79)에 대해 내부 관상 몸체(80)를 상대 이동시키기 위한 힘)을 감소시킬 수 있도록 하기 위하여, 내부 커버링(108)의 내면, 내부 관상 몸체(80)의 외면, 또는 이들 양 표면은 마찰 감소 층을 포함할 수도 있다. 마찰 감소 층은 하나 이상의 매끄러운 괴복재(coating) 및/또는 추가 층의 형태로 형성될 수도 있다.

[0135] 도 5E에 도시된 실시예의 일 변형예에 있어서, 내부 관상 몸체(80)는 외부 커버링(94)의 외부에 배치되는 외부 관상 몸체로 교체될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 외부 관상 몸체(79)의 구성 요소(외부 커버링(94)으로부터 내부 커버링(108)에 이르기까지의)는 실질적으로 도 5E에 도시된 바와 차이가 없을 수도 있다(구성 요소의 직경이 카테터 몸체(54)의 내경 및 외경 모두와 유사하게 유지되도록 약간만 감소될 수도 있다). 외부 관상 몸체는 외부 커버링(94)의 외부에 끼워질 수도 있으며, 외부 커버링(94)에 대해 상대 이동할 수도 있다. 이러한 상대 이동은 도 5A 내지 도 5D를 참조하여 전술한 바와 유사한 방식으로 편향 가능 부재(52)의 편향 작동을 촉진할 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(104)는 외부 관상 몸체의 내부에 배치되는 외부 관상 몸체(79)의 일부가 된다. 외부 관상 몸체는 전술한 내부 관상 몸체(80)와 유사하게 구성될 수도 있다.

[0136] 바람직한 일 실시예에 있어서, 카테터 몸체(54)는 2,000 피코페어드 미만의 정전 용량을 갖출 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 카테터 몸체(54)의 정전 용량이 대략 1,600 피코페어드일 수도 있다. 도 5E의 전술한 실시예에 있어서, 외부 커버링(94)과 유전 상수가 낮은 외층(96)은, 조합된 상태에서, 적어도 대략 2,500V (AC)의 내전압을 갖출 수도 있다. 유사하게, 내부 커버링(108)과 유전 상수가 낮은 내층(106)은, 조합된 상태에서, 적어도 대략 2,500V (AC)의 내전압을 갖출 수도 있다. 그외 다른 실시예에 있어서, 예를 들어, 커버링 및/또는 유전 상수가 낮은 층의 두께를 변경함으로써 상이한 내전압을 달성할 수도 있다. 바람직한 일 실시예에 있어서, 외부 관상 몸체(79)의 외경은, 예를 들어, 대략 12.25Fr일 수도 있다. 내부 관상 몸체의 내경은, 예를 들어, 대략 8.4Fr일 수도 있다.

[0137] 카테터 몸체(54)는 카테터 몸체(54)의 직경의 10배 미만인 뒤틀림 직경(카테터 몸체(54)의 흡 직경으로서, 이 직경 값 아래에서 카테터 몸체(54)의 뒤틀림이 야기됨)을 갖출 수도 있다. 이러한 구성은 카테터 몸체(54)의 해부학적 배치에 적당하다.

[0138] 본 명세서에서 사용되고 있는 바와 같이, 용어 "외부 관상 몸체"는 카테터 몸체의 최외측 층 및 이러한 최외측 층과 이동하도록 배치되는 카테터 몸체의 모든 층을 일컫는다. 예를 들어, 도 5E에 도시된 바와 같은 카테터 몸체(54)의 경우, 외부 관상 몸체(79)는 내부 관상 몸체(80)를 제외한 카테터 몸체(54)의 도시된 모든 층을 포함한다. 일반적으로, 내부 관상 몸체가 마련되어 있지 않은 실시예에 있어서는, 외부 관상 몸체가 카테터 몸체와 동일한 개념일 수도 있다.

[0139] 도 5E를 참조하여 설명된 외부 관상 몸체(79)의 다양한 층들은, 적절한 경우에 한하여, 카테터 몸체(54)의 길이를 따라 나선형으로 감겨 있는 소정 재료로 이루어진 띠의 형태로 제조될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 일부 선택 층이 다른 층의 반대 방향으로 감겨질 수도 있다. 이와 같이 층을 적절한 방향으로 선택적으로 권취함으로써, 카테터 몸체(54)의 몇몇 물리적 특성(예를 들어, 강성)이 선택적으로 변경될 수도 있다.

[0140] 도 5F는 나선형으로 배치되는 전기적 상호 연결 부재(104)와 플렉스보드(76)(가요성/흡 가능한 전기 부재) 사이의 전기적 상호 연결 관계에 관한 일 실시예를 보여준다. 설명의 목적으로, 도 5F에는 전기적 상호 연결 부재(104)와 플렉스보드(76)를 제외한 카테터 몸체(54)의 모든 부분이 도시되어 있지는 않다. 플렉스보드(76)는 곡선형 섹션(109)을 구비할 수도 있다. 곡선형 섹션(109)은 외부 관상 몸체(79)의 곡률과 일치하도록 곡선형으로 형성될 수도 있다. 플렉스보드(76)의 곡선형 섹션(109)은 외부 관상 몸체(79)의 층에 대하여 전기적 상호 연결 부재(104)와 동일한 위치의 편향 가능 부재(52)에 가장 가까운 외부 관상 몸체(79)의 단부에서 외부 관상 몸체(79)의 내부에 배치될 수도 있다. 이에 따라, 플렉스보드(76)의 곡선형 섹션(109)은 전기적 상호 연결 부재(104)와 접촉할 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(104)의 말단부는 상호 연결 영역(110)에서 플렉스보드(76)에 상호 연결될 수도 있다.

[0141] 상호 연결 영역(110)의 내부에서, 전기적 상호 연결 부재(104)의 전기 전도성 부분(예를 들어, 와이어)은 플렉스보드(76)의 전기 전도성 부분(예를 들어, 트레이스(trace), 전도성 경로)에 상호 연결될 수도 있다. 이러한 전기적 상호 연결은 전기적 상호 연결 부재(104)의 절연 재료 중 일부를 접어 올리거나 제거한 다음 노출된 전

기 전도성 부분을 플렉스보드(76) 상의 대응하는 노출된 전기 전도성 부분과 접촉시킴으로써 달성될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)의 단부 및 전기적 상호 연결 부재(104)의 노출된 전도성 부분은 전기적 상호 연결 부재(104)의 폭 방향에 대해 소정의 각도를 이루며 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(104)와 플렉스보드(76) 모두의 각각의 도체 사이의 전기적 상호 연결을 유지하면서, 플렉스보드(76)의 노출된 전기 전도성 부분 사이의 피치(예를 들어, 노출된 전기 전도성 부분 사이의 거리)가 전기적 상호 연결 부재(104)의 폭(폭을 가로질러 측정된 바와 같은)보다 클 수도 있다.

[0142] 도 5F에 도시된 바와 같이, 플렉스보드(76)는 전기적 상호 연결 부재(104)의 폭보다 작은 폭을 갖는 굴곡(flexing) 영역 또는 휨 영역(112)을 포함할 수도 있다. 이해할 수 있는 바와 같이, 굴곡 영역(112)을 통과하는 각각의 개별 전기 전도성 경로의 폭은 전기적 상호 연결 부재(104)의 내부의 각각의 전기 전도성 부재의 폭보다 작을 수도 있다. 또한, 굴곡 영역(112)의 내부의 각각의 전기 전도성 부재 사이의 피치는 전기적 상호 연결 부재(104)의 폭보다 작을 수도 있다.

[0143] 굴곡 영역(112)은 플렉스보드(76)의 어레이 계면 영역(114)에 상호 연결될 수도 있으며, 이 어레이 계면 영역을 통하여 전기적 상호 연결 부재(104) 및 플렉스보드(76)의 전기 전도성 경로가 초음파 변환기 어레이(68)의 개별 변환기에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다.

[0144] 도 5C 및 도 5D에 도시된 바와 같이, 플렉스보드(76)의 굴곡 영역(112)은 편향 가능 부재(52)의 편향 작동 동안 구부려지도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 굴곡 영역(112)은 편향 가능 부재(52)의 편향 작동에 응답하여 구부려질 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)의 개개의 도체는 편향 가능 부재(52)의 편향 작동 동안 초음파 변환기 어레이(68)의 개개의 변환기와 전기적 연통 관계로 유지될 수도 있다.

[0145] 일 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(104)는 두 개 이상의 별개의 도체 세트(예를 들어, 두 개 이상의 초소형 평판형 케이블)를 포함할 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 각각의 별개의 도체 세트는 도 5F에 도시된 바와 유사한 방식으로 플렉스보드(76)에 상호 연결될 수도 있다. 또한, 전기적 상호 연결 부재(104)(도 5F에 도시된 바와 같은 단일체형의 전기적 상호 연결 부재(104), 또는 복수 개의 대체로 평행한 별개의 케이블을 포함하는 전기적 상호 연결 부재(104))는 카테터 몸체(54)의 말단부(53)로부터 기단부(55)로 연장되는 부재를 포함할 수도 있으며, 또는 전기적 상호 연결 부재(104)는 함께 카테터 몸체(54)의 말단부(53)로부터 기단부(55)로 연장되는 복수 개의 별개의, 직렬로 상호 연결된 부재를 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 플렉스보드(76)는 전기적 상호 연결 부재(104)를 포함할 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 플렉스보드(76)는 카테터 몸체(54)의 말단부(53)로부터 기단부(55)로 연장되는 나선형으로 감긴 부분을 구비할 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 카테터 몸체(54)의 기단부와 어레이 계면 영역(114)의 사이에는 전기 도체 상호 연결부(예를 들어, 플렉스보드(76)와 초소형 평판형 케이블)가 필요하지 않을 수도 있다.

[0146] 도 6A 내지 도 6D는, 편향 가능 부재(116)를 포함하며, 상기 편향 가능 부재(116)가 세장형 부재를 외부 카테터 몸체(118)에 대해 상대 이동시킴으로써 편향 가능하도록 구성되는, 카테터의 일 실시예를 보여준다. 도 6A 내지 도 6D에 도시된 실시예에는 내부 관상 몸체가 포함되어 있지 않으며, 따라서, 외부 관상 몸체(118)가 또한 카테터 몸체의 특징을 나타낼 수도 있음을 이해할 수 있을 것이다.

[0147] 편향 가능 부재(116)가 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 도 6A에 도시된 바와 같이, 도시된 편향 가능 부재(116)는 선단부(120)를 포함한다. 선단부(120)는 초음파 변환기 어레이(68)를 포함할 수도 있으며, 도 5B를 참조하여 설명된 선단부(64)와 유사하게 원형 말단부(66) 및 가이드 와이어 개구(70)를 포함할 수도 있다. 도 5B의 선단부(64)의 경우에서처럼, 편향 가능 부재(116)가 외부 관상 몸체(118)와 정렬되는 경우 초음파 변환기 어레이(68)는 측면 응시 위치에 있을 수도 있다. 이와 관련하여, 초음파 변환기 어레이(68)는 외부 관상 몸체(118)의 안내 및/또는 위치 설정을 돋도록 카테터 삽입 동안 해부학적 표식의 영상을 촬영하도록 작동 가능할 수도 있다.

[0148] 외부 관상 몸체(118)는 개입 장치가 관통하여 이동할 수 있도록 작동 가능한 루멘(128)을 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재(116)의 적어도 일부가 외부 관상 몸체(118)의 말단부로부터 멀리 떨어진 위치에 영구적으로 배치될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 편향 가능 부재(116)가 전체적으로 외부 관상 몸체(118)의 말단부로부터 멀리 떨어진 위치에 영구적으로 배치될 수도 있다.

[0149] 편향 가능 부재(116)는 외부 관상 몸체(118)에 대해 편향 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(116)는 편향 작동과 같은 편향 가능 부재(116)의 운동을 제어하기 위한 하나 이상의 세장형 부재에 상호 연결될 수도 있다. 세장형 부재는 풀 와이어(130)의 형태로 형성될 수도 있다. 풀 와이어(130)는 원형 와이어일

수도 있다. 선택적으로, 예를 들어, 풀 와이어(130)는 직사각형 단면으로 형성될 수도 있다. 예를 들어, 풀 와이어는 폭 대 두께의 비가 대략 5:1인 직사각형 단면으로 형성될 수도 있다.

[0150] 도 5B 내지 도 5E에 도시된 카테터의 실시예에서와 마찬가지로, 도 6A 내지 도 6D의 카테터는 초음파 변환기 어레이(68)를 지지하는 지지부(126)를 포함할 수도 있다. 지지부(126)는 편향 가능 부재(116)를 외부 관상 몸체(118)와 상호 연결할 수도 있다. 플렉스보드(122)는 외부 관상 몸체(118)의 내부에 배치되는 전기적 상호 연결 부재(104)(도 6D에 도시됨)와 초음파 변환기 어레이(68)를 전기적으로 연결하도록 작동 가능한 전기적 상호 연결부를 포함할 수도 있다. 플렉스보드(122)의 노출 부분은 전술한 플렉스보드(76)와 유사한 방식으로 동봉 처리될 수도 있다.

[0151] 외부 관상 몸체(118)는 말단 부분(124)을 포함할 수도 있다. 말단 부분(124)은 지지부(126)의 고정 부분(133)(도 6B 및 도 6C에 도시됨)을 중심으로 배치되는 복수 개의 권취 층을 포함할 수도 있다. 이들 권취 층은 도 6D를 참조하여 아래에 설명되는 바와 같이 외부 관상 몸체(118)의 내측 부분에 고정 부분(133)을 고정하는 역할을 수행할 수도 있다.

[0152] 편향 가능 부재(116)의 편향 작동이 이하, 도 6B 및 도 6C를 참조하여 논의된다. 도 6B 및 도 6C에는, 초음파 영상 어레이(68)와 지지부(126)를 둘러싸고 있는 선단부(120)의 일부가 제거되어 있는 상태로, 편향 가능 부재(116)가 도시되어 있다. 또한, 고정 부분(133)의 둘레에 감겨 있는 외부 관상 몸체(118)의 말단 부분(124)이 제거되어 있다. 지지부(126)는 전술한 지지부(74)와 유사한 형태로 구성될 수도 있다. 지지부(126)는 힌지부(86)와 유사한 힌지부(131)를 추가로 포함할 수도 있다.

[0153] 외부 관상 몸체(118)에 대해 편향 가능 부재(116)를 편향시키기 위하여, 풀 와이어(130)가 외부 관상 몸체(118)에 대해 상대 이동될 수도 있다. 도 6C에 도시된 바와 같이, 풀 와이어(130)를 잡아 당김으로써(예를 들어, 핸들(56)을 향해) 풀 와이어(130)를 따라 풀 와이어 배출구(134)를 향해 배치된 풀 와이어 정착 지점(132)에서 지지부(126)에 힘이 부과될 수도 있다. 풀 와이어 배출구(134)는 풀 와이어(130)가 풀 와이어 하우징(136)으로부터 출현하는 지점이다. 풀 와이어 하우징(136)은 외부 관상 몸체(118)에 고정될 수도 있다. 이러한 힘에 의해 편향 가능 부재(116)가 풀 와이어 배출구(134)를 향해 휘어질 수도 있다. 도 5C 및 도 5D에 도시된 실시예에서와 마찬가지로, 지지부(126)의 힌지부(131)에 의해 편향 가능 부재의 편향 작동이 억제된다. 도 6C에 도시된 바와 같이, 이와 같이 초래되는 편향 가능 부재(116)의 편향 작동에 의해 초음파 변환기 어레이(68)가 전방 응시 위치로 선화될 수도 있다. 풀 와이어(130)의 이동을 제한함으로써 편향 가능 부재(116)의 편향 작동량의 변경이 달성될 수도 있음을 이해할 수 있을 것이다. 이와 관련하여, 풀 와이어(130)를 도 6C에 도시된 바와 비교하여 보다 짧은 거리로 이동시킴으로써 0° 내지 90° 의 각도로 편향 작동이 이루어질 수도 있다. 또한, 풀 와이어(130)를 도 6C에 도시된 바와 비교하여 보다 긴 거리로 이동시킴으로써 90° 를 초과하는 각도의 편향 작동이 달성될 수도 있다. 도 6B 및 도 6C에 도시된 바와 같이, 플렉스보드(122)는 편향 가능 부재(116)의 편향 작동과 독립적으로 편향 가능 부재(116) 및 외부 관상 몸체(118)와 상호 연결된 상태로 유지될 수도 있다.

[0154] 도 6D에는 외부 관상 몸체(118)의 일 실시예가 도시되어 있다. 도 6D는, 예시 목적으로, 다양한 층의 일 부분들이 외부 관상 몸체(118)의 구성을 드러낼 수 있도록 제거되어 있는 상태로 도시되어 있다. 도 5E의 실시예에서와 유사한 층은 도 5E에서와 동일한 도면 부호로 지시되어 있으며, 이하에서는 추가로 논의하지 않기로 한다. 풀 와이어(130)를 수용하는 풀 와이어 하우징(136)이 외부 커버링(94)에 가장 가까이 배치될 수도 있다. 이후, 외부 커버링(94)에 풀 와이어 하우징(136)을 고정하기 위해, 외부 랩(138)이 외부 커버링(94)과 풀 와이어 하우징(136)의 위에 배치될 수도 있다. 선택적으로, 풀 와이어 하우징(136)과 풀 와이어(130)가, 예를 들어, 외부 하우징(94)과 유전 상수가 낮은 외층(96)의 사이에 배치될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서는 외부 랩이 필요하지 않을 수도 있다. 풀 와이어 하우징(136)과 풀 와이어(130)의 그외 다른 적절한 위치가 활용될 수도 있다.

[0155] 유전 상수가 낮은 외층(96)의 내측에는 쉴드 층(98)이 배치될 수도 있다. 제 1 타이 층(97)과 유사한, 제 1 타이 층(도 6D에는 도시하지 않음)이 유전 상수가 낮은 외층(96)과 쉴드 층(98)의 사이에 배치될 수도 있다. 쉴드 층의 내측에는 제 2 타이 층(100)이 배치될 수도 있다. 제 2 타이 층(100)의 내측에는 전기적 상호 연결 부재(104)가 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(104)의 내측에는 유전 상수가 낮은 내층(142)이 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(104)는 외부 관상 몸체(118)의 벽부 내부에 나선형으로 배치될 수도 있다.

[0156] 외부 관상 몸체(118)의 중심을 향한 이동 방향에서 보면, 그 다음 층은 코일형 보강 층(144)일 수도 있다. 코일형 보강 층(144)은, 예를 들어, 스테인리스강 코일을 포함할 수도 있다. 바람직한 일 실시예에 있어서, 코일

형 보강 층(144)의 두께는 대략 0.05mm 내지 0.08mm일 수도 있다. 외부 관상 몸체(118)의 중심을 향한 이동 방향에서 보면, 다음 층은 내부 커버링(146)일 수도 있다. 내부 커버링(146)은 외부 커버링(94)과 유사하게 구성되어 외부 커버링(94)과 유사한 기능을 수행할 수도 있다. 루멘(128)의 중심 축선이 외부 관상 몸체(118)의 중심 축선과 정렬될 수도 있다.

[0157] 전술한 바와 같이, 외부 관상 몸체(118)의 말단 부분(124)의 권취 층은 지지부(126)의 고정 부분(133)을 외부 관상 몸체(118)의 내측 부분에 고정시키는 역할을 수행할 수도 있다. 예를 들어, 전기적 상호 연결 부재(104)의 바깥쪽의 각각의 층은 말단 부분(124)에서 제거될 수도 있다. 또한, 전기적 상호 연결 부재(104)는, 도 5F를 참조하여 전술한 바와 유사한 방식으로, 말단 부분(124)에 가장 가까운 플렉스보드(122)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 이에 따라, 지지부(126)의 고정 부분(133)은 나머지 내층(예를 들어, 유전 상수가 낮은 내 층(142), 코일형 보강 층(144) 및 내부 커버링(146))의 위에 배치될 수도 있으며, 복수 개의 소정 재료로 이루어진 층이 고정 부분(133)을 외부 관상 몸체(118)에 고정하기 위하여 말단 부분(124)을 중심으로 감겨있을 수도 있다.

[0158] 외부 관상 몸체(118)의 외경은, 예를 들어, 대략 12.25Fr일 수도 있다. 외부 관상 몸체(118)의 내경은, 예를 들어, 대략 8.4Fr일 수도 있다.

[0159] 도 7A 및 도 7B에는 또 다른 실시예가 증명되어 있다. 도시된 바와 같이, 카테터(30)는 편향 가능한 말단부(32)를 포함한다. 편향 가능한 말단부(32)에는 초음파 변환기 어레이(37)가 배치되어 있다. 카테터는 또한, 초음파 변환기 어레이(37)에 부착되어 카테터(30)의 기단부로 연장되는 와이어(33)를 포함하며, 상기 기단부에서 와이어는 카테터(30)의 기단부에 형성된 포트 또는 그외 다른 개구를 통해 카테터로부터 빠져 나온다. 도 7A에 도시된 바와 같이, 초음파 변환기 어레이(37)는 "측면 응시" 구성으로 형성된다. 카테터는 초음파 변환기 어레이(37)가 도 7A에 도시된 바와 같은 "측면 응시" 구성을 갖는 상태로 처리 장소로 공급될 수 있다. 처리 장소에 도달하고 나면, 와이어(33)는 기단부 방향으로 잡아 당겨져 편향 가능한 말단부(32)가 편향되도록 함으로써 초음파 변환기 어레이(37)가 도 7B에 도시된 바와 같이 "전방 응시" 구성을 나타내도록 이동될 수 있도록 할 수 있다. 도 7B에 도시된 바와 같이, 초음파 변환기 어레이(37)가 "전방 응시" 위치에 배치되며 편향 가능한 말단부(32)가 도시된 바와 같이 편향되고 나면, 대체로 중심부로 배치되는 루멘(38)이 카테터 말단부(32)로부터 멀리 떨어진 지점으로 적당한 개입 장치를 공급하도록 이용 가능하다. 선택적으로, 루멘(38)을 포함하며 카테터(30)의 외면에 대해 상대 이동 가능한 관이 편향 가능한 말단부(32)를 "전방 응시" 구성으로 편향시키도록 사용될 수도 있다.

[0160] 도 8A는 도 7A 및 도 7B에 도시된 장치의 단일 로브(lobe) 구성의 정면도이다. 도 8B는 도 7A 및 도 7B에 도시된 카테터의 이중 로브 구성의 정면도이다. 도 8C는 삼중 로브 구성의 정면도이다. 도 8D는 사중 로브 구성의 정면도이다. 이해할 수 있는 바와 같이, 필요에 따라 적당한 개수의 로브가 구성될 수 있다. 또한, 이러한 다중 로브 구성에 있어서, 초음파 변환기 어레이(37)는 하나 이상의 로브 상에 배치될 수도 있다.

[0161] 추가의 실시예가 도 9A, 도 9B 및 도 9C에 도시되어 있다. 도 9A는 카테터의 말단부 부근으로 초음파 변환기 어레이(7)가 마련되어 있는 카테터(1)를 보여준다. 초음파 변환기 어레이(7)는 힌지(9)에 의해 카테터(1)에 부착된다. 전기 전도성 와이어(4)가 초음파 변환기 어레이(7)에 연결되며, 카테터(1)의 기단부 가까이로 연장된다. 카테터(1)는 말단부 출구 포트(13)를 포함한다. 힌지(9)는, 도 9B에 도시된 바와 같이, 초음파 변환기 어레이(7)의 말단부에 배치될 수 있으며, 또는 도 9C에 도시된 바와 같이, 초음파 변환기 어레이(7)의 기단부에 배치될 수 있다. 어느 경우에나, 초음파 변환기 어레이(7)는 전술한 바와 같이 능동적으로 또는 수동적으로 편향 가능할 수 있다. 초음파 변환기 어레이(7)는 전방 응시 구성(도 9B 및 도 9C에 도시된 바와 같이)을 나타내도록 편향될 수 있으며, 개입 장치는 말단부 출구 포트(13)의 외부로 적어도 부분적으로 전진 이동됨으로써, 개입 장치의 적어도 일부가 초음파 변환기 어레이(7)의 시야 범위 내에 위치할 수 있다.

[0162] 도 10A 및 도 10B에는 카테터가 카테터 말단부(2)의 부근으로 초음파 변환기 어레이(7)를 포함하는 또 다른 실시예가 증명되어 있다. 카테터는 조정 가능한 세그먼트(8)와 루멘(10)을 추가로 포함한다. 루멘(10)은 카테터의 기단부로 삽입되어 루멘(10)을 통과하여 포트(13)의 외부로 전진 이동될 수 있는 적당한 개입 장치를 수용하는 크기로 형성될 수 있다. 카테터는 가이드 와이어 수용 루멘(16)을 추가로 포함할 수 있다. 가이드 와이어 수용 루멘(16)은 기단부 포트(15)와 말단부 포트(14)를 포함함으로써, 적당한 가이드 와이어의 잘 알려진 "신속 교환"이 가능하도록 구성될 수 있다.

[0163] 도 11A, 도 11B 및 도 11C에 또한 증명된 바와 같이, 카테터 조종 가능한 세그먼트(8)는 적당한 방향으로 구부려질 수 있다. 예를 들어, 도 11B에 도시된 바와 같이, 조종 가능한 세그먼트가 포트(13)의 반대 방향으로 구

부려질 수도 있으며, 또한 도 11C에 도시된 바와 같이, 조종 가능한 세그먼트가 포트(13)를 향해 구부려질 수도 있다.

[0164] 도 12에는 또 다른 실시예가 증명되어 있다. 구체적으로, 카테터(1)는 카테터(1)의 말단부(2)에 배치되는 초음파 변환기 어레이(7)를 포함할 수 있다. 전기 전도성 와이어(4)가 초음파 변환기 어레이(7)에 부착되며, 카테터(1)의 기단부로 연장된다. 루멘(19)이 초음파 변환기 어레이(7)에 가까이 배치되며, 기단부 포트(46)와 말단부 포트(45)를 포함한다. 루멘(19)은 적당한 가이드 와이어 및/또는 개입 장치를 수용하는 크기로 형성될 수 있다. 루멘(19)은 ePTFE와 같은 적당한 중합체 관 재료로 구성될 수 있다. 전기 전도성 와이어(4)가 카테터(1)의 중심에 또는 그 부근에 배치될 수 있다.

[0165] 도 13은 말단부에 편향 가능한 영상 촬영 장치가 마련되어 있는 카테터를 작동시키기 위한 방법의 일 실시예를 보여주는 순서도이다. 상기 방법의 제 1 단계(150)에서는, 카테터의 말단부를 최초 위치로부터 소망하는 위치로 이동시킬 수 있으며, 이러한 이동 단계에서 편향 가능한 영상 촬영 장치는 제 1 위치에 배치되어 있다. 편향 가능한 영상 촬영 장치는 상기 제 1 위치에서 측면 응시 상태일 수도 있다. 상기 이동 단계는 편향 가능한 영상 촬영 장치의 개구보다 작은 입장 부위를 통해 카테터를 환자의 몸 안으로 도입하는 단계를 포함할 수도 있다. 상기 이동 단계는 카테터를 그 주변에 대해 상대적으로 회전시키는 단계를 포함할 수도 있다.

[0166] 다음 단계(152)에서는, 상기 이동 단계의 적어도 일부 동안 편향 가능한 영상 촬영 장치로부터 영상 데이터를 획득할 수 있다. 이러한 영상 획득 단계는 편향 가능한 영상 촬영 장치가 상기 제 1 위치에 있는 상태에서 수행될 수도 있다. 상기 이동 단계 및 획득 단계 동안, 편향 가능한 영상 촬영 장치는 카테터의 말단부에 대해 상대적인 위치에 유지될 수도 있다. 따라서, 편향 가능한 영상 촬영 장치가 이동될 수도 있으며, 편향 가능한 영상 촬영 장치는 카테터의 말단부에 대해 상대 이동하지 않고 영상을 획득할 수도 있다. 상기 이동 단계 동안, 카테터 및 그에 따라 편향 가능한 영상 촬영 장치는 주변부에 대해 상대적으로 회전될 수도 있다. 이러한 회전에 의해 편향 가능한 영상 촬영 장치는 상기 이동 단계 동안 카테터의 주행 경로에 대해 횡방향으로 복수 개의 상이한 방향으로 영상을 획득할 수 있다.

[0167] 다음 단계(154)에서는, 카테터가 소망하는 위치에 배치되어 있는지를 결정하기 위하여 영상 데이터를 사용할 수 있다. 예를 들어, 영상 데이터는 편향 가능한 영상 촬영 장치의 위치를 지시할 수도 있으며, 따라서, 표식(예를 들어, 해부학적 표식)에 대한 카테터의 말단부의 위치를 지시할 수도 있다.

[0168] 다음 단계(156)에서는, 제 1 위치로부터 제 2 위치로 편향 가능한 영상 촬영 장치를 편향시킬 수 있다. 이러한 편향 단계가 상기 이동 단계에 후속하여 이루어질 수도 있다. 편향 가능한 영상 촬영 장치는 제 2 위치에서 전방 응시 상태에 있을 수도 있다. 편향 가능한 영상 촬영 장치는 제 2 위치에 있는 상태에서 카테터의 중심 축선에 대해 적어도 45° 의 각도로 배치될 수도 있다. 임의로, 상기 편향 단계 이후, 편향 가능한 영상 촬영 장치는 제 1 위치로 재배치된 카테터로 복귀할 수도 있다(예를 들어, 상기 이동 단계(150), 획득 단계(152) 및 사용 단계(154)를 반복). 재배치되고 나면, 상기 편향 단계(156)가 반복될 수도 있으며, 상기 방법이 계속 수행될 수도 있다.

[0169] 일 실시예에 있어서, 카테터는 각기 카테터의 기단부로부터 말단부로 연장되는 외부 관상 몸체와 작동 장치를 포함할 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 상기 편향 단계는 외부 관상 몸체와 작동 장치 중 적어도 하나의 기단부를 외부 관상 몸체와 작동 장치 중 다른 하나의 기단부에 대해 병진 운동시키는 단계를 포함할 수도 있다. 편향 가능한 영상 촬영 장치는 힌지에 의해 외부 관상 몸체와 작동 장치 중 하나에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있으며, 상기 편향 단계는 상기 병진 운동 단계에 응답하여 힌지에 편향력을 인가하는 단계를 추가로 포함할 수도 있다. 또한, 상기 편향 단계는 상기 병진 운동 단계에 응답하여 힌지로의 편향력 인가를 개시하는 단계를 추가로 포함할 수도 있다. 편향력의 인가 및 유지는 카테터의 기단부에 상호 연결된 손잡이를 조작함으로써 이루어질 수도 있다. 또한, 상기 인가 단계는 작동 장치에 의해 외부 관상 몸체의 중심 축선을 중심으로 균형 잡인 분배 방식으로 카테터의 기단부로부터 말단부로 편향력이 전달되도록 하는 단계를 포함할 수도 있다.

[0170] 다음 단계(158)에서는, 카테터의 말단부의 출구 포트를 통하여 제 2 위치의 편향 가능한 영상 촬영 장치의 영상 촬영 시야 범위 내로 개입 장치를 전진 이동시킬 수 있다. 영상 촬영 시야 범위는 전진 이동 단계 동안 카테터의 말단부에 대해 실질적으로 고정된 등록 상태로 유지될 수도 있다.

[0171] 개입 장치의 전진 이동 및 사용 후(예를 들어, 절차의 수행을 위해, 장치의 설치 또는 회수를 위해, 측정을 위해), 개입 장치가 출구 포트를 통하여 회수될 수도 있다. 이후, 편향 가능한 영상 촬영 장치는 제 1 위치로 복

귀할 수도 있다. 제 1 위치로의 복귀는 헌지의 탄성 변형 품질에 따라 촉진될 수도 있다. 예를 들어, 헌지가 제 1 위치에 편향 가능한 영상 촬영 장치를 위치 설정하는 방향으로 바이어스될 수도 있다. 이에 따라, 편향 가능한 영상 촬영 장치가 제 2 위치에 있으며 편향력이 제거되면, 편향 가능한 영상 촬영 장치가 제 1 위치로 복귀할 수도 있다. 출구 포트를 통한(그리고 임의로 전체 카테터로부터의) 개입 장치의 회수 및 제 1 위치로의 편향 가능한 영상 촬영 장치의 복귀 이후, 카테터가 재배치 및/또는 제거될 수도 있다.

[0172] 전술한 지지부(74, 126)에서와 마찬가지로, 아래에 설명되는 지지부는, 예를 들어, 형상 기억 재료(예를 들어, 니티눌)와 같은 적절한 재료로 형성될 수도 있다. 본 명세서에서 논의되고 있는 적절한 관상 몸체는 적당한 전기적 구성 부재를 포함하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 아래에 논의되고 있는 실시예에 있어서 적절한 경우에 한하여, 외부 관상 몸체가 도 5E의 전기적 상호 연결 부재(104)와 유사한 전기적 상호 연결 부재를 포함할 수도 있다.

[0173] 도 5B 내지 도 5D의 지지부(74)와, 도 6A 내지 도 6C의 지지부(126), 그리고 본 명세서에 개시된 유사한 구성의 지지부는 도 5B 내지 도 5D를 참조하여 설명된 헌지부(86)와 도 6A 내지 도 6C를 참조하여 설명된 헌지부(131)의 변형예를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 도 14A 내지 도 14C에는 변형예의 헌지부 구조가 도시되어 있다. 도 14A에는 테이퍼형의 헌지부(162a, 162b)를 포함하는 지지부(160)가 도시되어 있으며, 헌지부(162a, 162b)는 크래들부(164)로부터의 거리가 관상 몸체 계면부(166)의 방향으로 증가할수록 얇아지도록 형성되어 있다.

[0174] 도 14B에는 관상 몸체 계면부(172)의 곡선형 평면 이내에 덧대어 배치되는 헌지부(170a, 170b)를 포함하는 지지부(168)가 도시되어 있다. 도 14C에는 단일체형의 헌지부(176)를 포함하는 지지부(174)가 도시되어 있다. 단일체형의 헌지부(176)는 헌지부의 중간 지점에 가까이 배치된 좁은 부분과 덧대어 배치된다. 또한, 단일체형의 헌지부(176)는 단일체형의 헌지부(176)의 일부가 관상 몸체 계면부(178)에 의해 형성되며 이 몸체 계면부로부터 연장되는 관의 내부에 배치되도록 곡선형으로 형성된다. 도 14D에는 헌지부(181a, 181b)와, 관상 몸체 계면부(178) 그리고 크래들부(183)를 포함하는 지지부(179)가 도시되어 있다. 크래들부(183)는 평평한 섹션(187)과, 이 평평한 섹션(187)과 대체로 수직 방향으로 배향되는 두 개의 측면 섹션(189a, 189b)을 포함한다. 도 14A 내지 도 14D에 도시된 바와 같은 이러한 구조상 변형예는, 변형률 및 소성 변형을 허용 가능한 수준에 유지하면서, 고장에 대한 만족스러운 사이클(예를 들어, 휨 사이클), 측 방향 강성 및 각 방향 휨 강성을 제공할 수도 있다.

[0175] 도 15에는 한 쌍의 지그재그형 헌지부(182a, 182b)가 합체되어 있는 지지부(180)가 도시되어 있다. 이러한 구조에 의하면, 보다 긴 효율적인 외팔보식 휨 길이를 허용하면서 헌지부(182a, 182b)의 적절한 폭과 두께를 유지할 수 있어, 관상 몸체 계면부(186)에 대해 크래들부(184)를 편향시키기 위해 필요한 힘의 수준을 낮출 수 있다. 효율적인 외팔보식 휨 길이가 증가될 수도 있는(직선형 헌지부와 비교하여) 그외 다른 적절한 구성이 또한 활용될 수도 있다.

[0176] 도 16에는 내부 관상 몸체(190)와 외부 관상 몸체(192)를 포함하는 카테터(188)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(190)에는 편향 가능 부재(196)를 지지하는 지지부(194)가 부착되어 있다. 지지부(194)는, 예를 들어, 클램핑 및/또는 아교 접착과 같은 적절한 부착 방법을 사용하여 내부 관상 몸체(190)에 부착되는 관상 몸체 계면부(198)를 포함한다. 지지부(194)는 제 1 헌지부(200a) 및 제 2 헌지부(제 1 헌지부(200a)에 나란히 제 1 헌지부의 바로 뒤에 위치하고 있어 도 16에서는 볼 수 없음)의 두 개의 헌지부를 추가로 포함한다. 편향 가능 부재(196)는, 예를 들어, 제 1 헌지부(200a)와 제 2 헌지부의 단부 부분(204) 위에 성형될 수도 있는 선단부(202)를 포함한다. 선단부(202)는 또한, 초음파 영상 촬영 어레이, 적절한 전기 연결부 및 그외 다른 적절한 구성 요소를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 소정의 적절한 전기적 상호 연결 방안 및 적절한 편향 작동 방안이 도 16의 지지부(194)와 사용될 수도 있다.

[0177] 도 17에는 내부 관상 몸체(208)와 외부 관상 몸체(210)를 포함하는 카테터(206)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(208)에는 편향 가능 부재(214)를 지지하는 지지부(212)가 부착되어 있다. 지지부(212)는 편향 가능 부재(214)가 내부 및 외부 관상 몸체(208, 210)에 대해 편향될 수 있도록 하는 제 1 및 제 2 헌지부(216a, 216b)를 포함한다. 이러한 구성의 설명을 위해 도 17에는 외부 관상 몸체(210)가 내부가 보이는 상태로 도시되어 있다. 지지부(212)는 제 1 내부 관상 몸체 계면 영역(218a)을 추가로 포함한다. 제 1 내부 관상 몸체 계면 영역(218a)은 지지부(212)를 내부 관상 몸체(208)에 고정하도록 내부 관상 몸체(208)의 층들 사이에 배치될 수도 있다. 도 17의 이러한 부착을 예시하기 위하여, 제 1 내부 관상 몸체 위에 배치되는 내부 관상 몸체(208)의 일부가 내부가 보이는 상태로 도시되어 있다. 제 2 내부 관상 몸체 계면 영역이 제 2 헌지부(216b)에 부착되어 내부 관상 몸체(208)의 층 내부에 배치되며, 따라서 도 17에서는 볼 수 없다. 내부 관상 몸체 계면 영역은 적절

한 부착 방법(예를 들어, 아교 접착, 압정)을 사용하여 내부 관상 몸체(208)에 부착될 수도 있다. 지지부(212)는 단부 부분(220)을 추가로 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는, 편향 가능 부재(214)를 지지부(212)에 고정하기 위해(도 16을 참조하여 설명된 바와 유사하게), 단부 부분(220)의 위에 성형될 수도 있는 선단부(222)를 포함할 수도 있다. 선단부(222)는 또한, 초음파 영상 촬영 어레이, 적절한 전기 연결부 및 그외 다른 적절한 구성 요소를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 소정의 적절한 전기적 상호 연결 방안 및 적절한 편향 작동 방안이 도 17의 지지부(212)와 사용될 수도 있다. 일 변형 구성에서, 지지부(212)는 단일 힌지부를 포함할 수도 있다.

[0178] 도 18A 및 도 18B에는 내부 관상 몸체(226)와 외부 관상 몸체(228)를 포함하는 카테터(224)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(226)에는 지지부(230)가 부착되어 있다. 지지부(230)는 한 가닥의 와이어가 아래에 설명되는 바와 같은 기능을 수행하기 위한 형상으로 구부려지도록 구성된다. 지지부(230)는 연속적인 와이어 루프로 형성되도록 구성될 수도 있다(예를 들어, 형성 과정에서, 지지부(230)를 형성하도록 사용되는 와이어 가닥의 단부가 서로 부착될 수도 있다). 지지부(230)는 적절한 방식(예를 들어, 클램핑 고정 및/또는 접합)으로 내부 관상 몸체(226)에 고정되도록 작동 가능한 관상 몸체 계면부(232)를 포함한다. 지지부(230)는 제 1 힌지부(234a) 및 제 2 힌지부(제 1 힌지부(234a)에 나란히 제 1 힌지부의 바로 뒤에 위치하고 있어 도 18A 및 도 18B에서는 볼 수 없음)의 두 개의 힌지부를 추가로 포함한다. 지지부(230)는 초음파 영상 촬영 어레이(238)를 지지하도록 작동 가능한 어레이 지지부(236)를 추가로 포함한다. 힌지부에 의해 초음파 영상 촬영 어레이(238)가 내부 및 외부 관상 몸체(226, 228)에 대해 편향될 수 있다. 카테터(224)는 테더 및/또는 전기적 상호 연결 부재(240)를 추가로 포함할 수도 있다. 카테터(224)는 또한, 제 2 테더 및/또는 전기적 상호 연결 부재(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 도 18A 및 도 18B에 도시된 바와 같이, 외부 관상 몸체(228)에 대한 내부 관상 몸체(226)의 연장(도 18A 및 도 18B의 좌측 방향 이동)은 외부 관상 몸체(228)에 대한 초음파 영상 촬영 어레이(238)의 편향을 초래할 수도 있다. 카테터(224)는 또한, 초음파 영상 촬영 어레이(238)와, 어레이 지지부(236), 그리고 그외 다른 적절한 구성 요소의 위에 성형될 수도 있는 선단부(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 소정의 적절한 전기적 상호 연결 방안 및 적절한 편향 작동 방안이 도 18A 및 도 18B의 지지부(230)와 사용될 수도 있다.

[0179] 도 5C 및 도 5D를 다시 간략하게 참조하면, 테더(78)와 플렉스보드(76)는 외부 관상 몸체(79)와 크래들부(88)의 사이에 상호 연결되는 것으로 도시되어 있다. 도 5C 및 도 5D의 일 변형 장치에 있어서, 테더(78)와 플렉스보드(76)의 기능이 조합될 수도 있다. 이러한 일 장치에 있어서, 플렉스보드(76)는 또한, 테더의 역할을 수행할 수도 있다. 이와 같이 테더의 역할을 수행할 수도 있는 플렉스보드(76)는 통상적인 플렉스보드일 수도 있으며, 또는 테더로서의 역할을 수행하도록 특화(예를 들어, 보강 처리)될 수도 있다. 적절한 경우에 한하여, 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 사이의 플렉스보드 또는 그외 다른 전기적 상호 연결 부재가 또한, 테더로서의 역할을 수행할 수도 있다(예를 들어, 이러한 장치가 도 18A 및 도 18B의 카테터(224)에 채용될 수 있다).

[0180] 도 19A 내지 도 19C에는 내부 관상 몸체(244)와 외부 관상 몸체(246)를 포함하는 카테터(242)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(244)의 말단부로부터 내부 관상 몸체 연장부(248)가 연장된다. 내부 관상 몸체 연장부(248)는 내부 몸체 대 어레이 지지 피봇(252)을 통해 어레이 지지부(250)에 선회 가능하게 상호 연결되어 있다. 내부 관상 몸체 연장부(248)는 대체로, 아래에 설명되는 바와 같이 어레이 지지부(250)를 선회 운동시킬 수 있기에 충분한 강성을 갖추고 있다. 어레이 지지부(250)는 초음파 영상 촬영 어레이(도 19A 내지 도 19C에는 도시하지 않음)를 지지할 수도 있다. 어레이 지지부(250)는 내부 몸체 대 어레이 지지 피봇(252)을 중심으로 내부 관상 몸체 연장부(248)에 대해 선회 운동하도록 작동 가능할 수도 있다. 카테터(242)는 또한, 테더(254)를 포함할 수도 있다. 테더는 어레이 지지부(250)가 선회 운동함에 따라 실질적으로 좌굴 현상을 나타내지 않도록 하기에 충분한 강성을 갖추도록 형성될 수도 있다. 이러한 테더(254)는 두 개의 개별 부재를 포함할 수도 있다(하나의 부재가 다른 하나의 부재에 나란히 바로 뒤에 위치하고 있기 때문에, 도 19A 및 도 19B에서는 가려진 부재는 볼 수 없음). 제 1 단부 상에서, 테더(254)는 외부 몸체 대 테더 피봇(256)을 통해 외부 관상 몸체(246)에 선회 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 제 2 단부 상에서, 테더(254)는 테더 대 어레이 지지부(258)를 통해 어레이 지지부(250)에 선회 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 도 19C에 도시된 바와 같이(도 19C의 단면 라인을 따라 취한 단면도가 도 19A에 도시됨), 테더(254)의 두 개의 부재가 테더 대 어레이 지지부(258)의 각각의 단부에 배치될 수도 있다. 어레이 지지부(250)는 곡선형으로 형성될 수도 있으며, 테더 대 어레이 지지부(258)는 어레이 지지부(250)의 대응 홀을 통과할 수도 있다. 다른 피봇(252, 256)도 유사한 방식으로 구성될 수도 있다. 내부 관상 몸체 연장부(248)는, 어레이 지지부(250)의 위에 걸쳐 배치되며 내부 몸체 대 어레이 지지 피봇(252)의 두 개의 단부를 상호 연결하는 두 개의 부재로 구성될 수도 있다는 점에서, 테더(254)와 유사한 방식으로 구성될

수도 있다.

[0181]

내부 및 외부 관상 몸체(244, 246)에 대해 어레이 지지부(250)를 선회 운동시키기 위하여, 내부 관상 몸체(244)가 외부 관상 몸체(246)에 대해 공통의 중심 축선을 따라 이동된다. 도 19A 및 도 19B에 도시된 바와 같이, 어레이 지지부(250) 상의 피봇(258)과 외부 관상 몸체(246) 상의 피봇(256) 사이의 테더(254)의 고정 거리의 유지와 함께 전술한 바와 같은 상대 운동에 의해, 도 19B에 도시된 바와 같이 어레이 지지부가 내부 및 외부 관상 몸체(244, 246)의 공통의 중심 축선과 실질적으로 수직 방향이 될 때까지 어레이 지지부(250)가 내부 몸체 대 어레이 지지 피봇(252)을 중심으로 회전하게 된다. 내부 관상 몸체(244)를 반대 방향으로 이동시킴으로써 어레이 지지부(250)가 도 19A에 도시된 위치로 역으로 선회 운동하게 된다. 내부 관상 몸체(244)가 어레이 지지부(250)가 90° 보다 큰 각도에 걸쳐 선회 운동하도록 도 19B에 도시된 위치를 초과하여 연장될 수도 있음을 이해할 수 있을 것이다. 일 실시예에 있어서, 어레이 지지부(250)의 개방 부분이 대체로 상방(즉, 도 19A에 도시된 바와 반대 방향)을 향하도록 어레이 지지부(250)가 180°에 근접하는 각도에 걸쳐 선회 운동할 수도 있다.

[0182]

카테터(242)는 또한, 어레이 지지부(250), 초음파 영상 촬영 어레이 및 그외 다른 적절한 구성 요소의 위에 성형될 수도 있는 선단부(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기적 상호 연결부는 도 19A 내지 도 19C의 카테터(242)와 함께 사용될 수도 있다.

[0183]

도 19A의 실시예의 일 변형예에 있어서, 내부 관상 몸체 연장부(248)가 내부 관상 몸체(244) 대신 외부 관상 몸체(246)의 일부를 구성하긴 하지만 유사한 구성의 외부 관상 몸체 연장부로 대체될 수도 있다. 이러한 일 변형 예에 있어서, 외부 관상 몸체 연장부는, 테더(254)와 유사하게, 외부 관상 몸체(246)에 견고하게 고정될 수도 있으며 영구적으로 배치될 수도 있다. 이러한 일 변형예에 있어서, 외부 관상 몸체 연장부는 적절한 방식으로 어레이 지지부(250)에 선회 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 이러한 선회 가능한 상호 연결부는 어레이 지지부(250)의 기단부(예를 들어, 내부 관상 몸체(244)에 가장 가까운 단부)를 향해 배치될 수도 있다. 내부 관상 몸체(244)가 외부 관상 몸체(246)에 대해 전진 이동하는 경우, 어레이 지지부(250)가 외부 관상 몸체 연장부와 어레이 지지부(250)의 사이의 선회 가능한 계면을 중심으로 선회 운동하도록, 어레이 지지부(250)의 기단부와 내부 관상 몸체(244)의 사이에 링크가 배치될 수도 있다.

[0184]

도 20A 및 도 20B에는 내부 관상 몸체(262)와 외부 관상 몸체(264)를 포함하는 카테터(260)가 도시되어 있다. 외부 관상 몸체(264)는 지지부(266), 그리고 이 지지부(266)와 외부 관상 몸체(264)의 관상 부분(270)의 사이에 배치되는 힌지부(268)를 포함한다. 힌지부(268)는, 지지부(266)가 도 20A에 도시된 바와 같이 관상 부분(270)과 정렬되도록, 일반적으로 지지부(266)의 위치에 배치될 수도 있다. 힌지부(268)는 정렬 위치로부터 편향되는 경우 복원력을 부과할 수도 있도록 탄성적으로 형성될 수도 있다. 예를 들어, 도 20B에 도시된 위치에 배치되는 경우 도 20A에 도시된 위치로 역으로 지지부(266)를 밀어낼 수도 있다. 힌지부(268)는 외부 관상 몸체(264)의 적절한 크기의 부분일 수도 있으며, 및/또는 지지 부재와 같은 추가 재료(예를 들어, 강성 증가를 위한 재료)를 포함할 수도 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(270)가 지지부(266)에 상호 연결될 수도 있다. 링크(274)가 내부 관상 몸체(262)와 지지부(266)의 사이에 배치될 수도 있다. 링크(274)는 좌굴 현상에 저항하기에 적절한 강성을 나타낼 수도 있다. 링크(274)는 내부 관상 몸체 대 링크 피봇(276)을 통해 내부 관상 몸체(262)에 부착될 수도 있다. 링크(274)는 지지부 대 링크 피봇(278)을 통해 지지부(266)에 부착될 수도 있다.

[0185]

내부 및 외부 관상 몸체(262, 264)에 대해 지지부(266)와 이에 부착된 초음파 영상 촬영 어레이(272)를 선회 운동시키기 위하여, 내부 관상 몸체(262)가 외부 관상 몸체(264)에 대해 공통의 중심 축선을 따라 이동된다. 도 20A 및 도 20B에 도시된 바와 같이, 피봇(276, 278) 사이의 링크(274)의 고정 거리의 유지와 함께 전술한 바와 같은 상대 운동에 의해, 도 20B에 도시된 바와 같이 어레이 지지부가 내부 및 외부 관상 몸체(262, 264)의 공통의 중심 축선과 실질적으로 수직 방향이 될 때까지 지지부(266)가 회전하게 된다. 내부 관상 몸체(262)를 반대 방향으로 이동시킴으로써 지지부(266)가 도 20A에 도시된 위치로 역으로 선회 운동하게 된다.

[0186]

카테터(260)는 또한, 지지부(266)와, 초음파 영상 촬영 어레이(272), 그리고 그외 다른 적절한 구성 요소의 위에 성형될 수도 있는 선단부(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기적 상호 연결부는 도 20A 및 도 20B의 카테터(260)와 사용될 수도 있다.

[0187]

도 20A의 실시예의 제 1 변형예에 있어서, 링크(274)는 일 단부가 지지부(266)에 고정적으로 부착되며 타단부가 내부 관상 몸체(262)에 고정적으로 부착되어 있는 휘어질 수 있는 부재로 교체될 수도 있다. 이러한 휘어질 수 있는 부재는 내부 관상 몸체(244)가 외부 관상 몸체(246)에 대해 전진 이동되는 경우 휘어질 수도 있으며, 지지부가 도 20B에 도시된 바와 같이 선회 운동하도록 할 수 있다. 도 20A의 실시예의 제 2 변형예에 있어서, 지지부(266)와 힌지부(268)는, 개개의 관상 몸체 계면부가 외부 관상 몸체(264)와 부착될 수 있는 크기 및 형태로

형성되는 수정예에 사용되는 경우, 예를 들어, 지지부(160, 168, 174 및/또는 180)와 유사한 구성으로 구성될 수도 있는 별개의 부재로 교체될 수도 있다. 제 1 및 제 2 변형예가 개별적으로 일 실시예를 이루어간, 함께 일 실시예를 구성할 수도 있다.

[0188] 도 21에는 카테터가 내부 관상 몸체와, 외부 관상 몸체, 그리고 초음파 영상 촬영 어레이를 포함하는 구성의 카테터에 사용될 수도 있는 지지부(280)가 도시되어 있다. 이러한 지지부(280)는, 예를 들어, 클램핑 및/또는 아교 접착과 같은 적절한 부착 방법을 사용하여 내부 관상 몸체에 부착될 수 있는 기단부 관상 몸체 계면부(282)를 포함한다. 지지부(280)는 적절한 부착 방법을 사용하여 외부 관상 몸체에 부착될 수 있는 말단부 관상 몸체 계면부(284)를 추가로 포함한다. 지지부(280)는 초음파 영상 촬영 어레이를 지지하기 위한 어레이 지지부(286)를 추가로 포함한다. 지지부(280)는 제 1 링크(288)와 제 2 링크의 두 개의 링크를 추가로 포함한다. 제 2 링크는 두 개의 구성부, 즉 링크(290a)와 링크(290b)로 이루어져 있다. 지지부(280)는, 기단부 관상 몸체 계면부(282)가 말단부 관상 몸체 계면부(284)에 대해 상대 이동하는 경우, 어레이 지지부(286)가 기단부 관상 몸체 계면부(282)와 말단부 관상 몸체 계면부(284)의 공통 축선에 대해 선회 운동하도록 구성될 수도 있다. 이러한 작동은 링크(288, 290a, 290b)의 적절한 폭 및/또는 형상을 선택함으로써 달성될 수도 있다. 지지부(280)의 일변형 장치에 있어서, 기단부 관상 몸체 계면부(282)는 외부 관상 몸체에 부착될 수도 있으며, 말단부 관상 몸체 계면부(284)는 내부 관상 몸체에 부착될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 기단부 관상 몸체 계면부(282)와 말단부 관상 몸체 계면부(284)는 외부 및 내부 관상 몸체에 각각 부착되는 크기로 형성된다.

[0189] 도 22A 및 도 22B에는 내부 관상 몸체(296)와, 외부 관상 몸체(298)를 포함하는 카테터(294)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(296)에 지지부(300)가 부착된다. 지지부(300)는 노치(302)가 추가되어 있는 점을 제외하고는 도 5B 내지 도 5D의 지지부(74)와 유사하게 구성될 수도 있다. 카테터(294)는 외부 관상 몸체(298)를 지지부(300)의 크래들부(306)에 상호 연결하는 테더(304)를 추가로 포함할 수도 있다. 기능상 관점에서 보면, 테더(304)는 도 5B 내지 도 5D의 테더(78)와 유사한 기능을 수행할 수도 있다. 테더(304)는, 예를 들어, 고강도 강인화 플루오로폴리머(HSTF) 및 벨포 플루오로화 에틸렌 프로필렌(EFEP)을 포함하는 플랫 리본(flat ribbon)(예를 들어, 평평한 형태의 관)으로 형성될 수도 있다. 테더(304)는 평평한 부분(308)과 고밀도화 부분(310)을 포함하도록 구성될 수도 있다. 테더(304)의 고밀도화 부분(310)은 고밀도화되는 영역의 테더(304)를 비튼 다음 테더(304)를 가열하여 형성될 수도 있다. 이러한 고밀도화 부분(310)은 대체로 원형 단면을 구비할 수도 있다. 선택적으로, 고밀도화 부분(310)은 대체로 직사각형의 단면을 구비할 수도 있으며, 또는 그외 다른 적절한 형상의 단면을 구비할 수도 있다. 이와 관련하여, 외부 관상 몸체(298)의 직경 및/또는 형상에 허용 불가능한 영향을 미치는 일이 없이 평평한 부분(308)이 외부 관상 몸체(298)의 적절한 충들의 사이에 배치될 수도 있는 반면, 고밀도화 부분(310)은, 예를 들어, 노치(302) 내부의 삽입 및 위치 설정을 돋는 한편 다른 구성 요소(예를 들어, 전기적 상호 연결 부재 및/또는 지지부(300))와의 간섭을 방지할 수도 있는 대체로 원형으로 형성될 수도 있다.

[0190] 노치(302)는 고밀도화 부분(310)이 노치(302) 상에 걸리도록 테더(304)의 고밀도화 부분(310)을 수용하도록 구성될 수도 있다. 이에 따라, 노치(302)는 개구가 대체로, 테더(304)가 차지할 수도 있는 노치(302)의 가장 깊은 부분보다 외부 관상 몸체(298)로부터 보다 더 멀리 위치하도록 구성될 수도 있다. 크래들부(306)의 편향 동안 테더(304)에 일반적으로 장력이 인가되기 때문에, 테더(304)는 노치(302)의 내부에 남아 있을 수도 있다. 선단부(312)가 크래들부(306)의 위에 형성될 수도 있으며, 이에 따라, 노치(302)의 내부에 고밀도화 부분(310)이 유지되는 것을 도울 수도 있다. 주지된 바와 같이, 지지부(300)는 도 5B 내지 도 5D의 지지부(74)와 유사한 방식으로 구성될 수도 있으며, 이에 따라, 유사한 방식(예를 들어, 도 22B에 도시된 바와 같은 외부 관상 몸체(298)에 대한 내부 관상 몸체(296)의 운동 및 지지부(300)의 대응하는 힘 작용에 의해)으로 작동될 수도 있다. 테더(294)는 또한, 그외 다른 적절한 구성 요소를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기적 상호 연결 방안이 도 22A 및 도 22B의 카테터(294)와 사용될 수도 있다.

[0191] 도 23A 및 도 23B에는 내부 관상 몸체(318)와, 외부 관상 몸체(320)를 포함하는 카테터(316)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(318)에 지지부(322)가 부착된다. 지지부(322)는 도 5B 내지 도 5D의 지지부(74)와 유사하게 구성될 수도 있다. 카테터(316)는, 내부 관상 몸체(318)가 외부 관상 몸체(320)에 대해 이동되는 경우, 지지부(322)의 크래들부(326)가 내부 관상 몸체(318)에 대해 편향(도 23B에 도시된 바와 같이)될 수 있도록 하는 기능을 갖춘 테더 삭(tether sock)(324)을 추가로 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 테더 삭(324)은 도 5B 내지 도 5D의 테더(78)와 유사한 기능을 수행한다. 테더 삭(324)은 폐쇄 단부(328)를 구비한 대체로 관상으로 형성될 수도 있다. 카테터(316)에 설치되고 나면, 테더 삭(324)은 관상 부분(330)과 주저앉은 형태의 수축 부분(332)을 포함할 수도 있다. 관상 부분(330)은 크래들부(326)와 초음파 영상 촬영 어레이(334)가 동봉되도록 구

성될 수도 있다. 선택적으로, 관상 부분(330)은 초음파 영상 촬영 어레이(334)는 덮어싸지 않으면서 크래들부(326)만을 동봉하도록 구성될 수도 있다. 수축 부분(332)은 일반적으로, 접힌 관의 형태로 형성될 수도 있으며, 적절한 방식으로 외부 관상 몸체(320)에 고정될 수도 있다. 테더 삭(324)은 관상 부분(330)과 수축 부분(332)의 사이에 개구(336)를 포함할 수도 있다. 개구(334)는, 예를 들어, 카테터(316)에 설치되기에 앞서, 관상 부분의 테더 삭(324)에 슬릿을 절개함으로써 형성될 수도 있다. 이러한 설치 방법은 크래들부(326)가 개구(336)를 통과하여 테더 삭(324)의 폐쇄 단부(328)의 내부에 배치되도록 하는 단계를 포함할 수도 있다. 나머지 테더 삭(324)(크래들부(326)의 둘레에 배치되지 않은 테더 삭(326)의 부분)은 수축 부분(332)을 형성하도록 납작하게 주저앉은 형태로 형성될 수도 있으며 적절한 방식으로 외부 관상 몸체(320)에 부착될 수도 있다. 테더(324)는, 예를 들어, 두 개의 EFEP 층의 사이에 끼인 HSTF로 이루어진 층을 포함하는 재료로 형성될 수도 있다. 카테터(316)는 또한, 그외 다른 적절한 구성 요소를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기 상호 연결 방안이 도 23A 및 도 23B의 카테터(316)와 사용될 수도 있다.

[0192] 도 24A 내지 도 24C에는 외부 관상 몸체(342)와 수축 가능한 내부 루멘(344)을 포함하는 카테터(340)가 도시되어 있다. 도 24A 내지 도 24C에는 수축 가능한 내부 루멘(344)과 외부 관상 몸체(342)가 단면도로 도시되어 있다. 카테터(340)의 예시된 그외 다른 모든 구성 요소는 상기 단면도에 도시되어 있지 않다.

[0193] 환자의 몸 안에 삽입되는 동안, 카테터(340)는 초음파 영상 촬영 장치(348)가 외부 관상 몸체(342)의 내부에 배치되어 있는 상태로 도 24A에 도시된 바와 같이 구성될 수도 있다. 초음파 영상 촬영 장치(348)는 선단부(350)의 내부에 배치될 수도 있다. 초음파 영상 촬영 장치(348)는 루프(352)를 통해 외부 관상 몸체(342)에 전기적으로 및 기계적으로 상호 연결될 수도 있다. 도 24A에 도시된 바와 같이 선단부(350)가 외부 관상 몸체(342)의 내부에 배치되어 있는 동안 수축 가능한 내부 루멘(344)은 접힌 상태에 있을 수도 있다. 이러한 수축 가능한 내부 루멘(344)은 조인트(354)에 의해 선단부(350)에 상호 연결될 수도 있다. 도 24A에 도시된 위치에 있는 동안, 초음파 영상 촬영 장치(348)는 작동 가능한 상태일 수도 있으며, 따라서, 개입 장치(356)의 삽입 이전 및/또는 삽입 동안 카테터(340)의 위치 설정을 돋기 위해 영상이 촬영될 수도 있다.

[0194] 도 24B에는 개입 장치(356)가 선단부(350)에 배치되는 과정의 카테터(340)가 도시되어 있다. 이와 관련하여, 개입 장치(356)가 수축 가능한 내부 루멘(344)을 통과하여 전진 이동됨에 따라, 개입 장치(356)가 선단부(350)를 외부 관상 몸체(342)의 밖으로 밀어낼 수도 있다.

[0195] 도 24C에는 개입 장치(356)가 수축 가능한 내부 루멘(344)의 단부에 있는 개구(358)를 통하여 밀어진 이후의 카테터(340)가 도시되어 있다. 선단부(350)와 수축 가능한 내부 루멘(344)은 이들 두 개의 구성 요소의 사이의 조인트(354)의 덕택으로 상호 연결된 상태로 유지될 수도 있다. 개입 장치(356)가 개구(358)를 통하여 연장되고 나면, 초음파 영상 촬영 어레이(348)가 일반적으로, 전방을 향하도록(예를 들어, 카테터(340)에 대해 멀리 떨어진 방향을 향하도록) 배치될 수도 있다. 이러한 위치 설정은 적절한 구성의 루프(352)에 의해 촉진될 수도 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(348)는 루프(352)에서의 적절한 케이블 연결을 통해 전기적으로 상호 연결된 상태로 유지될 수도 있다. 카테터(340)는 또한, 다른 적절한 구성 요소를 포함할 수도 있다.

[0196] 도 25A 및 도 25B에는 외부 관상 몸체(364)와 내부 부재(366)를 포함하는 카테터(362)가 도시되어 있다. 도 25A 및 도 25B에는 외부 관상 몸체(364)가 단면도로 도시되어 있다. 카테터(362)의 그외 다른 예시된 모든 구성 요소는 상기 단면도에 도시되어 있지 않다. 내부 부재(366)는 선단부(368), 그리고 내부 부재(366)의 선단부(368)와 관부(372)의 사이에 배치되는 중간부(370)를 포함할 수도 있다. 중간부(370)는 실질적으로 외부에서 힘이 인가되지 않는 방향으로 관부(372)(도 25B에 도시된 바와 같은)와 대략 직각을 이루도록 선단부(368)를 배치하도록 구성될 수도 있다. 이와 관련하여, 선단부(368)가 외부 관상 몸체(364)의 내부에 배치되는 경우, 외부 관상 몸체(364)는 선단부(368)를 포함함으로써, 선단부(368)가 도 25A에 도시된 바와 같이 관부(372)와 정렬된 상태로 유지되도록 할 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 외부 관상 몸체(364)의 단부는 선단부(368)가 내부에 배치되어 있는 동안 선단부(368)를 관부(372)와 정렬 상태에 유지할 수 있도록 구조적으로 보강 처리될 수도 있다. 선단부(368)는 초음파 영상 촬영 어레이(374)를 포함할 수도 있다. 선단부(368)는 또한, 초음파 영상 촬영 어레이(374)에 전기적으로 상호 연결된 전기적 상호 연결부(도시하지 않음)를 수용할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재는 중간부(370)를 통과한 다음 내부 부재(366)를 따라 이어질 수도 있다. 내부 부재(366)는 또한, 관통 형성된 루멘(376)을 포함할 수도 있다. 단일 구성 요소로서 도시되어 있긴 하지만, 선단부(368), 중간부(370), 그리고 관부(372)는 조립 공정 동안 상호 연결되는 별개의 부분일 수도 있다. 이와 관련하여, 중간부(370)는 도 25B에 도시된 바와 같이 선단부(368)를 배치하도록 90° 각도로 휘어진 부분을 포함하는 구성을 기억하는 형상 기억 재료(예를 들어, 니티놀)로 구성될 수도 있다.

[0197]

사용 시에, 카테터(362)는, 선단부(368)가 외부 관상 몸체(364)의 내부에 배치되는 상태로, 환자의 몸 안으로 삽입될 수도 있다. 카테터(362)가 소망하는 위치에 배치되면, 내부 부재(366)가 외부 관상 몸체(364)에 대해 전진 이동될 수도 있으며, 및/또는 선단부(368)가 더 이상 외부 관상 몸체(364)의 내부에 배치되지 않도록 외부 관상 몸체(364)가 후진 이동될 수도 있다. 이에 따라, 선단부(368)가 전개 위치(도 25B에 도시됨)로 이동될 수도 있으며, 초음파 영상 촬영 어레이(374)가 카테터(362)에서 원거리에 위치한 체적부의 영상을 촬영하도록 사용될 수도 있다. 개입 장치(도시하지 않음)가 루멘(376)을 통하여 전진 이동될 수도 있다.

[0198]

도 25C에는 초음파 영상 촬영 어레이(374')가 상이한 위치에 있는 도 25A 및 도 25B의 카테터(362)와 유사한 카테터(362')가 도시되어 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(374')는 선단부(368')의 편향 시에 적어도 부분적으로 후방 응시 위치로 선회 운동할 수도 있도록 선단부(368')에 배치된다. 후방 응시 초음파 영상 촬영 어레이(374')는 도 25A 및 도 25B의 초음파 영상 촬영 어레이(374) 대신 마련될 수도 있으며, 또는 도 25A 및 도 25B의 초음파 영상 촬영 어레이(374)에 추가하여 마련될 수도 있다.

[0199]

적절한 경우에 한하여, 본 명세서에 설명된 기타 다른 실시예에 있어서, 후방 응시 위치로 이동될 수도 있는 초음파 영상 촬영 어레이가 포함될 수도 있다. 이러한 초음파 영상 촬영 어레이에는 개시된 초음파 영상 촬영 어레이 대신으로 또는 추가적으로 마련될 수도 있다. 예를 들어, 도 1에 도시된 실시예에 있어서는, 적어도 부분적으로 후방 응시 위치로 이동될 수도 있는 초음파 영상 촬영 어레이가 포함될 수도 있다.

[0200]

도 26A 및 도 26B에는 관상 몸체(382)와 선단부(384)를 포함하는 카테터(380)가 도시되어 있다. 도 26A 및 도 26B에는 관상 몸체(382)와 선단부가 단면도로 도시되어 있다. 카테터(380)의 그외 다른 예시된 모든 구성 요소는 상기 단면도에 도시되어 있지 않다. 선단부(384)는 초음파 영상 촬영 어레이(386)를 포함할 수도 있다. 선단부(384)는, 예를 들어, 초음파 영상 촬영 어레이(386)의 위에 선단부(384)를 이종 재질 일체 성형(overmolding)하여 제조될 수도 있다. 선단부(384)는 카테터(380)가 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안 선단부(384)를 고정된 상태로 유지하기 위한 임시 접합부(388)에 의해 관상 몸체(382)에 임시로 상호 연결될 수도 있다. 임시 접합부(388)는, 예를 들어, 접착제 또는 분할 가능한 기계적 링크에 의해 달성될 수도 있다. 그외 다른 분할 가능한 접합부를 달성하기 위한 적절한 방법이 이러한 임시 접합부용으로 사용될 수도 있다. 삽입을 돋기 위해, 선단부(384)는 원형의 말단부를 구비할 수도 있다. 관상 몸체(382)는 개입 장치 또는 그외 다른 적절한 장치(도시하지 않음)의 도입을 위한 루멘(390)을 포함한다. 카테터(380)는 또한, 선단부(384)의 초음파 영상 촬영 어레이(386)를 관상 몸체(382)의 벽부 내부의 전기적 상호 연결 부재(도시하지 않음)에 전기적으로 상호 연결하는 케이블(392)을 포함한다. 선단부가 관상 몸체(382)에 임시로 부착되어 있는 동안, 케이블(392)은 도 26A에 도시된 바와 같이 루멘(390)의 일부의 내부에 배치될 수도 있다. 관상 몸체(382)는 관상 몸체(382)의 길이를 따라 연장되는 관상 몸체 채널(394)을 포함할 수도 있다. 대응 텁 채널(396)이 선단부(384)의 내부에 배치될 수도 있다. 이와 함께, 관상 몸체 채널(394)과 선단부 채널(396)이 평평한 와이어(398)와 같은 작동 부재를 수용하도록 구성될 수도 있다. 평평한 와이어(398)는 실질적으로 외부에서 힘이 인가되지 않는 방향으로 관상 몸체(382)(도 26B에 도시된 바와 같은)와 대략 직각을 이루도록 선단부(384)를 배치하도록 구성될 수도 있다. 이와 관련하여, 평평한 와이어(398)는 도 25B에 도시된 바와 같이 90° 각도로 휘어진 부분을 포함하는 구성을 기억하는 형상 기억 재료(예를 들어, 니티눌)로 구성될 수도 있다. 또한, 평평한 와이어(398)는 관상 몸체 채널(394)과 선단부 채널(396)을 통하여 전진 이동하도록 작동 가능한 방식으로 구성될 수도 있다.

[0201]

사용 시에, 카테터(380)는 선단부(384)가 관상 몸체(382)에 임시로 접합되어 있는 상태로 환자의 몸 내로 삽입될 수도 있다. 도 26A에 도시된 위치에 있긴 하지만, 초음파 영상 촬영 어레이(386)는 카테터(380)의 삽입 동안 작동 가능하며 카테터(380)의 위치 설정을 돋기 위하여 영상이 촬영될 수도 있다. 카테터(380)가 소망하는 위치에 배치되고 나면, 평평한 와이어(398)가 관상 몸체(382)에 대해 상대적으로 관상 몸체 채널(394) 및 선단부 채널(396)을 통하여 선단부 내로 전진 이동될 수도 있다. 평평한 와이어(398)가 선단부 채널(396)의 단부와 접촉하고 나면(및/또는 평평한 와이어(398)와 선단부(384) 사이의 마찰이 예정된 한계치에 도달하고 나면), 평평한 와이어(398)에 인가되는 추가 삽입력에 의해 임시 접합부(388)가 낙하하도록 되어 관상 몸체(382)로부터 선단부(384)가 해제되도록 할 수도 있다. 일단 해제가 이루어지고 나면, 평평한 와이어(398)가 관상 몸체(382)에 대해 상대적으로 추가로 전진 이동함으로써 선단부(384)를 관상 몸체(382)의 반대 방향으로 밀어낼 수도 있다. 관상 몸체(382)로부터 방면되고 나면, 선단부(384)와 관상 몸체(382) 사이의 평평한 와이어(398)의 섹션이 기억되어 있는 형상으로 복귀할 수도 있으며, 이에 따라, 선단부(384)가 도 26B에 도시된 바와 같이 이동될 수도 있다. 이러한 위치에서, 초음파 영상 촬영 어레이(386)는 카테터(380)로부터 멀리 위치한 체적부의 영상을 촬영하도록 사용될 수도 있다. 개입 장치(도시하지 않음)가 루멘(376)을 통하여 전진 이동될 수도 있다. 또한, 임시 접합부(388)를 깨는데 필요한 힘은, 평평한 와이어(398)의 후속 후진 작동에 의해 선단부(384)가 카

테터(380)의 위치 설정 및/또는 환자 몸으로부터 제거를 위해 관상 몸체(382)의 단부에 가까이 잡아 당겨질 수 있는 정도로 평평한 와이어(398)가 선단부 채널(396) 내로 끼워 맞출되도록 선택된다.

[0202] 도 27A, 도 27B 및 도 27C에는 관상 몸체(404)를 포함하는 카테터(402)가 도시되어 있다. 도 27A 내지 도 27C에는 관상 몸체(404)가 단면도로 도시되어 있다. 카테터(402)의 그외 다른 예시된 모든 구성 요소는 상기 단면도에 도시되어 있지 않다. 관상 몸체(402)의 일부의 내부에 제 1 제어 케이블(406)과 제 2 제어 케이블(408)이 배치되어 있다. 제 1 및 제 2 제어 케이블(406, 408)은 초음파 영상 촬영 어레이(410)의 양 단부에 작동 가능하게 상호 연결되어 있다. 제어 케이블(406, 408)은, 제 1 제어 케이블(406)을 제 2 제어 케이블(408)에 대해 상대 이동시킴으로써, 관상 몸체(404)에 대한 초음파 영상 촬영 어레이(410)의 위치가 조작될 수 있도록, 각각 적절한 수준의 강성을 구비한다. 도 27A에 도시된 바와 같이, 제어 케이블(406, 408)은 초음파 영상 촬영 어레이(410)가 제 1 방향(도 27A에 도시된 바와 같이 상방)을 향하도록 배치될 수도 있다. 제 1 제어 케이블(206)을 제 2 제어 케이블(408)에 대해 멀어지는 방향으로 이동시킴으로써, 초음파 영상 촬영 어레이(410)는 멀어지는 방향(도 27B에 도시된 바와 같은)을 향하도록 조절될 수도 있다. 제 1 제어 케이블(406)을 제 2 제어 케이블(408)에 대해 멀어지는 방향으로 추가로 이동시킴으로써, 초음파 영상 촬영 어레이(410)가 제 1 방향의 반대 방향(도 27C에 도시된 바와 같이 하방)을 향하도록 조절될 수도 있다. 도시된 위치 사이의 어느 위치가 또한 달성될 수도 있음을 알 수 있을 것이다. 또한, 초음파 영상 촬영 어레이(410)의 전술한 위치가 제어 케이블(406, 408)의 상대 이동에 의해 달성될 수도 있으며, 이에 따라, 관상 몸체(404)에 대해 제어 케이블(406, 408) 중 하나를 정착시키고 다른 하나의 제어 케이블을 이동시킴으로써 또는 양 제어 케이블(406, 408)을 동시에 이동시킴으로써 달성될 수도 있음을 알 수 있을 것이다. 제어 케이블(406, 408) 중 적어도 하나는 초음파 영상 촬영 어레이(410)에 전기적으로 상호 연결되는 전기 도체를 포함할 수도 있다.

[0203] 제 1 제어 케이블(406)은 제 1 하프 로드(half rod)(412)에 부착될 수도 있다. 제 2 제어 케이블(408)은 제 2 하프 로드(414)에 부착될 수도 있다. 하프 로드(412, 414)는 각각, 서로 가까이 위치하는 경우 관상 몸체(404)의 내경과 대략 동일한 직경의 실린더를 형성하도록 구성된 하프 실린더일 수도 있다. 하프 로드(412, 414)는 가요성의 및/또는 매끄러운 재료(예를 들어, PTFE)로 형성될 수도 있으며, 관상 몸체(404)와 함께 휘어지도록 작동 가능할 수도 있다(예를 들어, 카테터(402)가 환자의 몸 내부에 배치되어 있는 동안). 하프 로드(412, 414)는 카테터(402)의 밀단부에 가까이 배치될 수도 있으며, 제 2 하프 로드(414)는 관상 몸체(404)에 대해 고정될 수도 있는 반면, 제 1 하프 로드(412)는 관상 몸체(404)에 대해 이동 가능한 상태로 유지된다. 또한, 평평한 와이어 등과 같은 액츄에이터(도시하지 않음)가 제 1 하프 로드(412)에 부착될 수도 있으며, 사용자가 제 2 하프 로드(414)에 대해 제 1 하프 로드(412)를 상대 이동시키며 이에 따라, 초음파 영상 촬영 어레이(410)의 위치를 조작할 수 있도록 관상 몸체(404)의 길이를 따라 연장될 수도 있다.

[0204] 제 2 하프 로드(414)가 관상 몸체(404)에 대해 고정적으로 유지되어 있는 동안 제 1 하프 로드(412)를 이동시킨 결과 초음파 영상 촬영 어레이(410)가 재 배치되는 것으로 설명되어 있다. 변형예에 있어서, 초음파 영상 촬영 어레이(410)는 제 1 하프 로드(412)가 고정적으로 유지되어 있는 상태에서 제 2 하프 로드(414)를 이동시킴으로써, 또는 제 1 하프 로드(412)와 제 2 하프 로드(414)를 동시에 또는 연속적으로 이동시킴으로써 또는 동시 이동과 연속 이동을 조합함으로써 재배치될 수도 있다.

[0205] 도 28A 및 도 28B에는 내부 관상 몸체(422)와 외부 관상 몸체(420)를 포함하는 카테터(418)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(422)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 카테터(418)는 또한, 초음파 영상 촬영 어레이(426)를 포함하는 선단부(424)를 포함한다. 선단부(424)는 선단 지지부(428)에 의해 외부 관상 몸체(420)에 상호 연결되어 있다. 선단 지지부(428)는 초음파 영상 촬영 어레이(426)에 전기적으로 상호 연결되는 전기적 상호 연결 부재(예를 들어, 플렉스보드, 케이블)를 포함할 수도 있다. 단일 구성으로서 도시되어 있긴 하지만, 외부 관상 몸체(420)와, 선단 지지부(428), 그리고 선단부(424)는 각각, 조립 공정에서 함께 연결되는 별개의 구성 요소일 수도 있다. 선단부(424)의 일 단부는 선단 지지부(428)에 연결될 수도 있으며, 타단부는 힌지(430)에서 내부 관상 몸체(422)의 밀단부에 연결될 수도 있다. 힌지(430)는 선단부(424)가 내부 관상 몸체(422)에 대해 힌지(430)를 중심으로 회전할 수 있도록 한다. 선단 지지부(428)는 도 28A에 도시된 바와 같은 위치 설정(예를 들어, 내부 관상 몸체(422)와 선단부(424)의 축 방향 정렬)을 촉진하도록 균일한 또는 비균일한 예정된 강성을 형성될 수도 있다. 선단 지지부(428)는 형상 기억 재료를 포함할 수도 있다.

[0206] 도 28A 및 도 28B의 실시예 및 본 명세서에 설명된 모든 다른 적절한 실시예에 있어서, 힌지(430) 또는 다른 적절한 힌지가 당해 업계에 "리빙(living)" 힌지로도 공지되어 있는 라이브 힌지일 수도 있으며, 적절한 재료(예를 들어, 힌지는 중합체성 힌지일 수도 있다)로 형성될 수도 있다. 하나 이상의 라이브 힌지를 사용하는 실시예는 구부려질 수 있는 중합체성 요소를 포함할 수도 있다. 라이브 힌지의 소정의 실시예는, 카테터 몸체의 직

경의 대략 50%, 45%, 40%, 35%, 30%, 25%, 20%, 15%, 10% 또는 5%와 동일하거나 이보다 작은 퍼센테이지를 포함하여, 직경의 대략 절반과 동일한 또는 그 미만의 두께를 갖는 힌지 라인을 구비할 수도 있으며, 또는 이러한 값 중 두 가지 범위 이내의 또는 그외 범위에 있을 수도 있다. 힌지(430) 또는 다른 적절한 힌지가 실제 힌지 일 수도 있으며, 편 및 대응 홀 및/또는 루프와 같은 복수의 구성 요소를 포함할 수도 있다.

[0207] 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안, 카테터(418)는 선단부(424)가 내부 관상 몸체(422)와 축 방향으로 정렬되며 초음파 영상 촬영 어레이(426)의 시야 범위가 카테터(418)의 종방향 축선과 수직 방향(도 28A에 도시된 바와 같은 하방)을 향하는 상태로 도 28A에 도시된 바와 같이 배열될 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터(418)는 실질적으로 외부 관상 몸체(420)의 외경과 동일한 직경 이내에 포함될 수도 있다. 필요한 경우, 초음파 영상 촬영 어레이(426)의 시야 범위 방향을 변경하도록 선단부(424)가 내부 관상 몸체(422)에 대해 선회 이동될 수도 있다. 예를 들어, 외부 관상 몸체(420)에 대해 원거리로 내부 관상 몸체(422)를 이동시킴으로써, 초음파 영상 촬영 어레이(426)의 시야 범위가 상방을 향하도록 선단부(424)가 도 28B에 도시된 위치로 선회 이동될 수도 있다. 선단부(424)가 수직 방향(도 28A 및 도 28B에 도시된 위치에 대해)으로 배치되며 초음파 영상 촬영 어레이(426)의 시야 범위가 원거리를 향하는 위치를 포함하는 도 28A 및 도 28B에 도시된 위치 사이의 위치가 회전 동안 달성될 수도 있음을 알 수 있을 것이다. 또한, 선단부(424)가 수직 방향으로 배치되고 나면, 내부 관상 몸체(422)의 루멘의 말단부가 선단부에 의해 방해받지 않게 되며 개입 장치가 루멘을 통하여 삽입될 수도 있음을 알 수 있을 것이다.

[0208] 도 28A 및 도 28B의 실시예의 일 변형예에 있어서, 내부 관상 몸체는 수축 가능한 루멘일 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 선단부(424)를 원거리 응시 위치로 전개하도록 개입 장치의 도입이 사용될 수도 있으며, 선단부(424)를 도 28A의 위치로 복귀시키도록 수축 가능한 루멘의 후속 후진 이동이 사용될 수도 있다.

[0209] 도 28A 및 도 28B의 실시예의 다른 변형예에 있어서, 선단 지지부(428)는 보강 부재(423)를 포함할 수도 있다. 보강 부재(423)는 카테터(418)의 전개 동안 직선 상태로 유지되도록 구성될 수도 있다. 이에 따라, 선단부(424)의 선회 운동 동안, 선단 지지부(428)는 보강 부재(432)와 선단부(424) 사이의 영역에서 그리고 보강 부재(432)와 외부 관상 몸체(420)의 사이에서 실질적으로 휘어진 상태로만 유지될 수도 있다.

[0210] 도 29A 및 도 29B에는 내부 관상 몸체(440)와 외부 관상 몸체(438)를 포함하는 카테터(436)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(440)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 카테터(436)는 또한, 선단 지지부(444)에 상호 연결되는 초음파 영상 촬영 어레이(442)를 포함한다. 선단 지지부(444)는 힌지(446)에서 내부 관상 몸체(440)의 말단부에 상호 연결된다. 힌지(446)에 의해 선단 지지부(444)가 내부 관상 몸체(440)에 대해 상대적으로 힌지(446)를 중심으로 회전할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(448)가 초음파 영상 촬영 어레이(442)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(448)는 초음파 영상 촬영 어레이(442)의 말단부에 연결된다. 전기적 상호 연결 부재(448)는 초음파 영상 촬영 어레이(442)로부터 선단 지지부의 반대 측면 상의 선단 지지부(444)의 부분(450)에 접합되거나, 그외 다른 방식으로 고정될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(448)는 초음파 영상 촬영 어레이(442)에 대한 연결부와 접합부(450) 사이의 루프(452)를 포함할 수도 있다. 접합부(450)는, 선단 지지부(444)에 대해 위치가 고정되어 있음으로 인해, 초음파 영상 촬영 어레이(442)의 선회 운동과 연관된 변형력이 전기적 상호 연결 부재(448)를 통해 루프(452)와 어레이(442)로 전달되는 것을 방지하는 스트레인 릴리프(strain relief)의 역할을 수행할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(448)의 테더부(454)는 접합부(450)와, 전기적 상호 연결 부재(448)가 외부 관상 몸체(436)에 들어가는 지점 사이에 배치될 수도 있다. 테더부(454)는 전기적 상호 연결 부재(448)의 비개조 부분일 수도 있으며, 또는 테더로서의 역할을 수행함에 따라 추가적으로 인가되는 힘을 수용하도록 개조(예를 들어, 구조적 보강 처리)될 수도 있다. 선단 지지부(444)와 초음파 영상 촬영 어레이(442)는 선단부(도시하지 않음)의 내부에 동봉되거나, 그외 다른 방식으로 배치될 수도 있다.

[0211] 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안, 카테터(436)는 초음파 영상 촬영 어레이(442)가 내부 관상 몸체(440)와 축 방향으로 정렬되며 초음파 영상 촬영 어레이(442)의 시야 범위가 카테터(436)의 종방향 축선과 수직 방향(도 29A에 도시된 바와 같은 하방)을 향하는 상태로 도 29A에 도시된 바와 같이 배열될 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터(436)는 실질적으로 외부 관상 몸체(438)의 외경과 동일한 직경 이내에 포함될 수도 있다. 필요한 경우, 초음파 영상 촬영 어레이(442)는 외부 관상 몸체(438)에 대해 원거리로 내부 관상 몸체(440)를 이동시킴으로써 내부 관상 몸체(440)에 대해 선회 운동될 수도 있다. 이러한 상대 운동의 결과, 테더부(454)에 의해 초음파 영상 촬영 어레이(442)의 이동이 억제됨으로 인해, 초음파 영상 촬영 어레이(442)가 힌지(446)를 중심으로 선회 운동하게 된다. 초음파 영상 촬영 어레이(442)는 외부 관상 몸체(438)에 대해 가까이로 내부 관상 몸체(440)를

이동시킴으로써 도 29A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있다.

[0212] 도 30A 및 도 30B에는 내부 관상 몸체(462)와 외부 관상 몸체(460)를 포함하는 카테터(458)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(462)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 카테터(458)는 또한, 선단부(464)의 내부에 배치되는 초음파 영상 촬영 어레이(466)를 포함한다. 선단부(464)는 힌지(468)에서 내부 관상 몸체(462)의 말단부에 상호 연결된다. 힌지(468)는 선단부(464)가 내부 관상 몸체(462)에 대해 힌지(468)를 중심으로 회전하도록 할 수도 있다. 카테터(458)는 테더(470)를 추가로 포함할 수도 있다. 테더(470)는 선단 정착 지점(472)에서 선단부(464)의 말단부 영역에 정착될 수도 있다. 테더(470)는 외부 관상 몸체 정착 지점(474)에서 외부 관상 몸체(460)의 말단부에 정착될 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기적 상호 연결 방안이 도 30A 및 도 30B의 카테터(458)와 사용될 수도 있다.

[0213] 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안, 카테터(458)는 선단부(464)가 내부 관상 몸체(462)와 축 방향으로 정렬되며 초음파 영상 촬영 어레이(466)의 시야 범위가 카테터(458)의 종방향 축선과 직각 방향(도 30A에 도시된 바와 같은 하방)을 향하는 상태로 도 30A에 도시된 바와 같이 배열될 수도 있다. 이러한 선단부(464)의 위치 설정은 도 30A에 도시된 위치를 향해 선단부(464)를 바이어싱하는 스프링 또는 다른 적절한 기구 또는 구성 요소에 의해 촉진될 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터(458)는 실질적으로 외부 관상 몸체(460)의 외경과 동일한 직경 이내에 포함될 수도 있다. 필요한 경우, 선단부(464)는 내부 관상 몸체(462)에 대해 가까이로 외부 관상 몸체(460)를 이동시킴으로써 내부 관상 몸체(462)에 대해 선회 운동될 수도 있다. 이러한 상대 운동의 결과, 힌지(468)에 의해 선단부(464)의 이동이 억제됨으로 인해, 선단부(464)가 힌지(468)를 중심으로 선회 운동하게 된다. 선단부(464)는 내부 관상 몸체(462)에 대해 원거리로 외부 관상 몸체(460)를 이동시켜 바이어싱 기구 또는 구성 요소가 도 30A에 도시된 위치로 복귀하도록 함으로써 도 30A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있다. 일변형예에 있어서, 테더(470)는 도 30A에 도시된 위치로 선단부(464)를 실질적으로 바이어싱 할 필요가 없도록 하기에 충분한 강성을 갖출 수도 있다.

[0214] 도 29A 및 도 30A에 각각 도시된 힌지(446, 468)(적절한 경우에 한하여, 본 명세서에 논의된 다른 힌지와 함께)가 도 14C에 도시된 지지부(174)의 일부인 라이브 힌지와 같은 라이브 힌지 형태일 수도 있음을 알 수 있을 것이다. 하나 이상의 라이브 힌지를 사용하는 실시예는 구부려질 수 있는 중합체성 요소를 포함할 수도 있다. 라이브 힌지의 소정의 실시예가, 카테터 몸체의 직경의 대략 50%, 45%, 40%, 35%, 30%, 25%, 20%, 15%, 10% 또는 5%와 동일하거나 이보다 작은 퍼센테이지를 포함하여, 직경의 대략 절반과 동일한 또는 그 미만의 두께를 갖는 힌지 라인을 구비할 수도 있으며, 또는 이러한 값 중 두 가지 범위 이내의 또는 그외 범위에 있을 수도 있다. 또한, 도 29A 및 도 30A의 힌지(446, 468)가 각각 내부 관상 몸체(440, 462)의 일부인 라이브 힌지와 어레이 지지부의 형태로 형성될 수도 있음을 알 수 있을 것이다. 어레이 지지부의 역할을 수행할 수도 있는 이러한 내부 관상 몸체는 도 20B에 도시된 지지부(266)를 구비한 외부 관상 몸체(264)와 구성이 유사하다.

[0215] 도 31A 및 도 31B에는 탄성 관(478)이 추가되어 있는, 도 30A 및 도 30B의 구성 요소 및 카테터(458)가 도시되어 있다. 탄성 관(478)은 도 31A에 도시된 위치로 선단부(464)를 바이어스하기 위한 바이어싱 기구로서 작용할 수도 있다. 탄성 관(478)은 또한, 카테터가 카테터가 삽입되어 있는 체강에 대해 보다 비외상성을 나타내도록 할 수도 있다. 편향력이 제거되거나 감소되고 나면(예를 들어, 외부 관상 몸체(460)가 도 31A에 도시된 내부 관상 몸체(462)에 대해 상대적인 위치로 복귀하는 경우) 선단부(464)가 편향되어 도 31A에 도시된 상태로 복귀하는 경우, 탄성 관(478)은, 예를 들어, 도 31B에 도시된 바와 같이 변형될 수 있는 탄성 재료를 포함할 수도 있다. 내부 관상 몸체(462)의 루멘을 통하여 개입 장치를 도입할 수 있는 능력을 보존하기 위하여, 탄성 관(478)은 개구(480)를 포함할 수도 있다. 도 31B에 도시된 위치에 있는 경우, 개구(480)가 루멘과 정렬될 수도 있으며, 따라서, 루멘을 관통하여 전개되는 개입 장치와 간섭하지 않을 수도 있다. 탄성 관(478)은 내부 관상 몸체(462)와 선단부(464)에, 예를 들어, 수축 끼워 맞춤, 접합, 용접, 또는 접착제를 이용한 방식과 같은 적절한 방식으로 상호 연결될 수도 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(466)의 시야 범위를 차지하는 것으로 도시되어 있긴 하지만, 선택적으로, 탄성 부재(478)는 초음파 영상 촬영 어레이(466)의 시야 범위 이내에 있지 않도록 배치될 수도 있다. 이것은 도시된 바와 상대적으로 초음파 영상 촬영 어레이(466)를 재배치함으로써 및/또는 도시된 바와 상대적으로 탄성 부재(478)를 재구성함으로써 달성될 수도 있다. 탄성 부재(478) 또는 유사한 구성으로 적절하게 수정된 탄성 부재가 본 명세서에 개시된 적당한 실시예에 사용될 수도 있다.

[0216] 도 32A 및 도 32B에는 외부 관상 몸체(486)와 내부 관상 몸체(488)를 포함하는 카테터(484)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(488)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 카테터(484)는 또한, 전기적 상호 연결 부재(492)에 상호 연결되는 초음파 영상 촬영 어레이(490)를 포함한다. 전기적 상호 연결 부재(492)는, 예를 들어, 일 단부가 외부 관상 몸체(486)의 내부의 나선형으로 감긴 전기적 상호 연결 부재에 상호 연결되어

있으며 타단부가 초음파 영상 촬영 어레이(490)에 상호 연결되어 있는 플렉스보드 형태일 수도 있다. 카테터(484)는 또한, 일 단부가 전기적 상호 연결 부재(492)의 말단부에 정착되어 있으며 및/또는 테더 대 어레이 앵커(anchor)(496)에서 초음파 영상 촬영 어레이(490)에 정착되어 있는 테더(494)를 포함한다. 반면에, 테더(494)는 테더 대 내부 관상 몸체(498)에서 내부 관상 몸체(488)에 정착될 수도 있다. 도 32A에 도시된 바와 같이, 테더(494)는 초음파 영상 촬영 어레이(490)가 내부 관상 몸체(488)와 정렬되는 경우 좌굴 개시자(500)의 둘레에서 구부러지도록 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(492)는 초음파 영상 촬영 어레이(490)로의 전기적 연결부를 제공할 뿐만 아니라, 초음파 영상 촬영 어레이(490)를 도 32A에 도시된 위치(예를 들어, 내부 관상 몸체(488)와 정렬된 위치)로 바이어스하기 위한 스프링 부재로서 작용할 수도 있다. 이를 위해, 전기적 상호 연결 부재(492)는 초음파 영상 촬영 어레이(490)와 외부 관상 몸체(486)의 사이의 영역에서 전기적 상호 연결 부재(492)에 상호 연결되는 보강부 및/또는 스프링 요소를 포함할 수도 있다. 선단부(도시하지 않음)가 초음파 영상 촬영 어레이(490)의 위에 성형될 수도 있다.

[0217]

환자의 몸 안으로 삽입되는 동안, 적절하게 구성된 선단부(도시하지 않음)를 구비한 카테터(484)는, 초음파 영상 촬영 어레이(490)가 내부 관상 몸체(488)와 축 방향으로 정렬되며 초음파 영상 촬영 어레이(490)의 시야 범위가 카테터(484)의 종방향 축선과 대체로 수직 방향(도 32A에 하방으로 도시된 바와 같이)을 향하는 상태로, 도 32A에 도시된 바와 같이 배열될 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터(484)는 실질적으로, 외부 관상 몸체(486)의 외경과 동일한 직경 범위 이내에 포함될 수도 있다. 필요한 경우, 초음파 영상 촬영 어레이(490)는 내부 관상 몸체(440)를 외부 관상 몸체(486)에 대해 가까운 거리로 이동시킴으로써 내부 관상 몸체(488)에 대해 선회 운동될 수도 있다. 이러한 상대 운동에 의해 테더(494)가 인장 상태로 배치됨에 따라, 좌굴 요소(500) 상의 테더(494)에 의해 하방으로 힘이 가해지게 된다. 이와 같이 하방으로 가해지는 힘에 의해, 전기적 상호 연결 부재(492)가 시계 방향(도 32A에 도시된 방향에 대해)으로 선회 운동하도록 하는 방식으로, 전기적 상호 연결 부재(494)의 제어 하의 좌굴 현상이 야기될 수도 있다. 일단 좌굴 현상이 시작되고 나면, 내부 관상 몸체(488)의 지속적인 상대 이동으로 인해, 초음파 영상 촬영 어레이(490)가 도 32B에 도시된 전방 응시 위치로 선회 운동될 수도 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(490)는 내부 관상 몸체(488)를 외부 관상 몸체(486)에 대해 원거리로 이동시킴으로써 도 32A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있다. 이러한 경우에, 전기적 상호 연결 부재(492)의 전술한 바이어스의 결과, 초음파 영상 촬영 어레이(490)가 도 32B에 도시된 위치로 복귀하게 될 수도 있다.

[0218]

적절한 경우에 한하여, 관상 몸체와 이를 관상 몸체에 대해 상대 이동하는 초음파 영상 촬영 어레이 사이에 배치되는 본 명세서에 설명된 전기적 상호 연결 부재가 추가로 바이어스 부재(도 32A 및 도 32B에 대하여 전술한 바와 같은)로서의 역할을 수행하도록 구성될 수도 있음을 알 수 있을 것이다.

[0219]

도 33A 및 도 33B에는 외부 관상 몸체(506)와 내부 관상 몸체(508)를 포함하는 카테터(504)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(508)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 도 33A 및 도 33B에는 외부 관상 몸체(506)가 단면도로 도시되어 있다. 카테터(504)의 그외 다른 예시된 구성 요소가 상기 단면도에 모두 도시되어 있지는 않다. 외부 관상 몸체(506)는 지지부(510), 그리고 지지부(510)와 외부 관상 몸체(506)의 관상부(514)의 사이에 배치되는 힌지부(512)를 포함한다. 힌지부(512)는 대체로, 지지부(510)의 운동을 관상 부분(514)에 대한 선회 운동(예를 들어, 도 33A에 도시된 위치와 도 33B에 도시된 위치 사이에서의 선회 운동)으로 제한할 수도 있다.

[0220]

힌지부(512)는, 도 33A 및 도 33B에 도시된 바와 같이, 외부 관상 몸체(506)의 적절한 크기의 부분일 수도 있으며, 및/또는 지지 부재(예를 들어, 강성 증가용 부재)와 같은 추가 부재를 포함할 수도 있다. 도 33A 및 도 33B의 실시예의 일 변형예에 있어서, 지지부(510)와 힌지부(512)는, 예를 들어, 지지부(160, 168, 174 및/또는 180)와 유사하게 구성될 수도 있는 별개의 부재로 대체될 수도 있으며, 이 경우 개개의 관상 몸체 계면부는 외부 관상 몸체(506)에 부착될 수 있는 크기 및 구성으로 형성되는 수정이 이루어질 수도 있다.

[0221]

초음파 영상 촬영 어레이(516)가 지지부(510)에 상호 연결될 수도 있다. 제 1 테더(518)의 제 1 단부가 내부 관상 몸체(508)의 말단부에 상호 연결될 수도 있으며, 제 1 테더(518)의 제 2 단부가 지지부(510)의 기단부에 상호 연결될 수도 있다. 제 2 테더(520)의 제 1 단부는 내부 관상 몸체(508)에 상호 연결될 수도 있으며, 제 2 테더(520)의 제 2 단부는 지지부(510)의 말단부에 상호 연결될 수도 있다. 제 2 테더는 외부 관상 몸체(506)의 관통 홀(522)을 통하여 나사 체결될 수도 있다.

[0222]

지지부(510)와 이에 부착된 초음파 영상 촬영 어레이(516)를 도 33A에 도시된 위치(즉, 내부 관상 몸체(508)와 정렬된 위치)로부터 도 33B에 도시된 위치(예를 들어, 카테터(504)의 종방향 축선과 수직 방향의 위치이면서 또

한 전방 응시 위치)로 선회 운동시키기 위하여, 내부 관상 몸체(508)가 외부 관상 몸체(506)에 대하여 원거리로 상대 이동된다. 이러한 이동에 의해 제 2 테더(520)가 관통 홀(522)을 통하여 외부 관상 몸체(506)의 내부로 잡아 당겨지게 된다. 제 2 테더가 관통 홀(522)을 통하여 잡아 당겨짐에 따라, 관통 홀(522)과 지지부(510)의 말단부 사이의 테더의 유효 길이가 짧아지게 되어, 지지부(510)가 선회 운동하게 된다. 지지부(510)를 도 33A에 도시된 위치로부터 도 33B에 도시된 위치로 복귀시키기 위하여, 내부 관상 몸체(508)가 외부 관상 몸체(506)에 대해 가까운 거리로 상대 이동된다. 이러한 이동에 의해, 내부 관상 몸체(508)가 지지부(510)를 지지부(510)가 내부 관상 몸체(508)와 정렬되는 위치를 향해 역으로 잡아당기게 된다(제 1 테더(518)를 통한 상호 연결의 덕택으로). 외부 관상 몸체(506)에 대한 내부 관상 몸체(508)의 이러한 상대 이동으로 인해 하나 이상의 테더(518, 520)가 인장되도록 하는 경우, 테더(518, 520) 중 다른 하나의 인장이 경감됨을 알 수 있을 것이다. 카테터(504)의 변형 구성에 있어서, 제 1 및 제 2 테더(518, 520)는 도시된 바와 같이 내부 관상 몸체(508)를 따라 정착되어 지지부(510)를 따라 나사 체결되는 단일 테더로 조합될 수도 있다. 이러한 테더가 단일 지점에서 지지부(510)에 정착될 수도 있다.

[0223] 카테터(504)는 또한, 지지부(510)와, 초음파 영상 촬영 어레이(516), 및/또는 다른 적절한 구성 요소의 위에 성형될 수도 있는 선단부(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기적 상호 연결이 도 33A 및 도 33B의 카테터(504)와 사용될 수도 있다.

[0224] 도 34A 및 도 34B에는 도 33A 및 도 33B의 카테터(504)의 일 변형예인 카테터(526)가 도시되어 있다. 이에 따라, 유사한 구성 요소에는 유사한 방식으로 도면 부호가 매겨져 있으며, 이러한 유사 구성 요소는 도 34A 및 도 34B를 참조하여서는 추가로 논의되지 않는다. 제 1 테더(528)의 제 1 단부가 내부 관상 몸체(508)의 측벽에 상호 연결될 수도 있으며, 제 1 테더(528)의 제 2 단부가 헌지부(512)의 말단부 지점에 상호 연결될 수도 있다. 제 2 테더(530)의 제 1 단부가 관통 홀(522)의 위치에 대응하는 내부 관상 몸체(508)의 길이를 따라 일 지점에서 내부 관상 몸체(508)의 측벽에 상호 연결될 수도 있으며, 제 2 테더(520)의 제 2 단부가 지지부(510)의 말단부에 상호 연결될 수도 있다. 제 2 테더(520)는 외부 관상 몸체(506)의 관통 홀(522)을 통하여 나사 체결될 수도 있다. 내부 관상 몸체(508)는 그 말단부가 외부 관상 몸체(506)의 말단부로부터 원거리로 연장하도록 배치될 수도 있다. 내부 관상 몸체(508)는 외부 관상 몸체(506)에 대해 회전 가능하다.

[0225] 도 34A에 도시된 바와 같이 관상 부분(514)과 정렬된 지지부(510)에 의해, 테더(528, 530)가 아래에 설명된 바와 같이 배치될 수도 있다. 제 1 테더(528)는 내부 관상 몸체(508)의 외주면을 중심으로 적어도 부분적으로 권선되어 상기 외주면에 정착될 수도 있다. 제 2 테더(530)는 내부 관상 몸체(508)의 외주면을 중심으로 제 1 테더(528)의 권선 방향과 반대 방향으로 적어도 부분적으로 권선되어 상기 외주면에 정착될 수도 있다. 도 34A에 도시된 바와 같이, 내부 관상 몸체(508)의 말단부로부터 원거리의 일 지점을 내부 관상 몸체(508)의 말단부를 향해 바라보는 상태로 투시도로 보면(이하, 단부도로서 일컫는다), 제 1 테더(528)가 내부 관상 몸체(508)를 중심으로 시계 방향으로 부분적으로 권선되어 있으며, 제 2 테더(530)가 내부 관상 몸체(508)를 중심으로 반시계 방향으로 부분적으로 권선되어 있다. 테더(528, 530)는 인장력을 길이를 따라 전달할 수 있으며 내부 관상 몸체(508)를 중심으로 한 형상에 일치하도록 권선될 수 있는 코드형 부재의 형태로 형성될 수도 있다. 이러한 장치에서, 테더(528, 530)는 내부 관상 몸체(508)를 중심으로 감겨 있는 스프링의 형태로 형성될 수도 있다.

[0226] 지지부(510) 및 이에 부착된 초음파 영상 촬영 어레이(516)를 도 34A에 도시된 위치(예를 들어, 내부 관상 몸체(508)와 정렬된 위치)로부터 도 34B에 도시된 위치(예를 들어, 카테터(526)의 종방향 축선과 수직 방향인 위치 이면서 또한 전방 응시 위치)로 선회 운동시키기 위하여, 내부 관상 몸체(508)가 외부 관상 몸체(506)에 대하여 반시계 방향(단부도에 도시된 바와 같이)으로 회전된다. 이러한 회전에 의해 내부 관상 몸체(508)를 중심으로 감겨 있는 제 2 테더(530)가 관통 홀(522)을 통하여 외부 관상 몸체(506)의 내부로 잡아 당겨지게 된다. 제 2 테더가 관통 홀(522)을 통하여 잡아 당겨짐에 따라, 관통 홀(522)과 지지부(510)의 말단부 사이의 테더의 유효 길이가 짧아지게 되어, 지지부(510)가 선회 운동하게 된다. 동시에, 제 1 테더(528)가 내부 관상 몸체(508)로부터 풀어지게 된다. 지지부(510)를 도 34A에 도시된 위치로부터 도 34B에 도시된 위치로 복귀시키기 위하여, 내부 관상 몸체(508)가 외부 관상 몸체(506)에 대해 시계 방향(단부도에 도시된 바와 같이)으로 회전된다. 이러한 회전에 의해, 제 1 테더(528)가 내부 관상 몸체(508)를 중심으로 권선되어, 도 34A에 도시된 위치를 향해 역으로 지지부(510)를 잡아당기게 된다. 동시에, 제 2 테더(530)가 내부 관상 몸체(508)로부터 풀어지게 된다. 지지부(510)가 도 34A에 도시된 위치를 향해 바이어스되도록 카테터(526)가 구성되는 경우, 제 1 테더(528)가 불필요할 수도 있다(예를 들어, 이러한 바이어싱은 제 2 테더(530)를 풀어내어 지지부(510)를 도 34A에 도시된 위치로 복귀시키기에 적당할 수도 있다). 같은 방식으로, 지지부(510)가 도 34B에 도시된 위치를 향해 바이어스되도록 카테터(526)가 구성되는 경우, 제 2 테더(530)가 불필요할 수도 있다(예를 들어, 이러한 바이어싱은

제 1 테더(528)를 풀어내어 지지부(510)를 도 34B에 도시된 위치로 이동시키기에 적당할 수도 있다). 유사하게, 지지부(510)가 도 33A에 도시된 위치를 향해 바이어스되는 경우 도 33A 및 도 33B의 카테터(504)의 제 1 테더(518)가 불필요할 수도 있으며, 지지부(510)가 도 33B에 도시된 위치를 향해 바이어스되는 경우 도 33A 및 도 33B의 카테터(504)의 제 2 테더(520)가 불필요할 수도 있다.

[0227] 카테터(526)는 또한, 지지부(510)와, 초음파 영상 촬영 어레이(516), 및/또는 다른 적절한 구성 요소의 위에 성형될 수도 있는 선단부(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기적 상호 연결은 도 34A 및 도 34B의 카테터(526)와 사용될 수도 있다.

[0228] 도 35A 및 도 35B에는 외부 관상 몸체(536)와 내부 관상 몸체(538)를 포함하는 카테터(534)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(538)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 외부 관상 몸체(536)는 지지부(540)와 힌지부(544)를 포함한다. 힌지부(544)는 지지부(540)가 실질적으로 외력이 인가되지 않는 방향으로 내부 관상 몸체(538)(도 35B에 도시된 바와 같은)의 내부 관상 몸체(538)에 대해 대략 직각으로 위치하는 일반적인 위치에 배치되도록 바이어스될 수도 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(542)는 지지부(540)에 상호 연결될 수도 있다. 힌지부(544)는 외부 관상 몸체(536)의 적절한 크기의 부분일 수도 있으며, 및/또는 추가 재료(예를 들어, 강성 증가용 재료)를 포함할 수도 있다.

[0229] 카테터(534)는 힌지부(544)의 말단부와 내부 관상 몸체(538)의 사이에 배치되는 테더(546)를 포함한다. 테더(546)는 내부 관상 몸체(538)의 외주면을 중심으로 적어도 부분적으로 권선되어 상기 외주면에 정착될 수도 있다. 테더(546)는 인장력을 길이를 따라 전달할 수 있으며 내부 관상 몸체(538)를 중심으로 한 형상에 일치하도록 권선될 수 있는 코드형 부재의 형태로 형성될 수도 있다.

[0230] 지지부(540)와 이에 부착된 초음파 영상 촬영 어레이(542)를 도 35A에 도시된 위치(즉, 내부 관상 몸체(538)와 정렬된 위치)로부터 도 35B에 도시된 위치(예를 들어, 카테터(534)의 종방향 축선과 수직 방향인 위치이면서 또한 전방 응시 위치)로 선회 운동시키기 위하여, 내부 관상 몸체(538)가 외부 관상 몸체(536)에 대하여 시계 방향으로 회전될 수도 있다. 이러한 회전에 의해 테더(546)가 내부 관상 몸체(538)로부터 풀어지며 힌지부(544)의 전술한 바이어싱 작동으로 인해 지지부(540)가 도 35A에 도시된 위치를 향해 이동된다.

[0231] 지지부(540)를 도 35A에 도시된 위치로부터 도 35B에 도시된 위치로 복귀시키기 위하여, 내부 관상 몸체(538)가 외부 관상 몸체(536)에 대해 반시계 방향(단부도에 도시된 바와 같이)으로 회전될 수도 있다. 이러한 회전에 의해, 테더(546)가 내부 관상 몸체(538)를 중심으로 권선되어, 도 35A에 도시된 위치를 향해 역으로 지지부(540)를 잡아당기게 된다.

[0232] 카테터(534)는 본 명세서에 설명된 적절한 연결 방안을 포함하는 초음파 영상 촬영 어레이(542)에 대한 적절한 전기적 상호 연결부를 포함할 수도 있다. 도 35A의 실시예의 일 변형예에 있어서, 지지부(540)와 힌지부(544)는, 예를 들어, 지지부(160, 168, 174 및/또는 180)와 유사하게 구성될 수도 있는 별개의 부재로 대체될 수도 있으며, 이 경우 개개의 관상 몸체 계면부는 외부 관상 몸체(536)에 부착될 수 있는 크기 및 구성으로 형성되는 수정이 이루어질 수도 있다.

[0233] 사용 시에, 카테터(534)는 지지부(540)가 외부 관상 몸체(536)의 내부에 배치되는 상태로 환자의 몸 안으로 삽입될 수도 있다. 카테터(534)가 소망하는 위치에 배치되면, 내부 관상 몸체(538)가 외부 관상 몸체에 대해 회전되어 힌지부(544)가 카테터(534)의 종방향 축선에 대해 소망하는 각도로 지지부(540)를 이동시키도록 할 수도 있다. 개입 장치(도시하지 않음)가 내부 관상 몸체(538)의 내부의 루멘을 통과하여 전진 이동될 수도 있다.

[0234] 도 36A 내지 도 36C에는 관상 몸체(554)를 포함하는 카테터(552)가 도시되어 있다. 관상 몸체(554)는 몸통을 관통하여 형성되는 루멘(556)을 포함한다. 관상 몸체(554)는 관상 몸체(554)의 측벽을 통과하여 연장되는 채널(558)을 추가로 포함한다. 암(560)의 기단부가 암(560)이 관상 몸체(554)에 대해 선회 운동할 수도 있는 방식으로 관상 몸체(554)에 부착된다. 암(560)은 아래에 설명되는 바와 같은 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 선회 운동을 허용하기에 충분한 강성을 갖출 수도 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(562)가 관상 몸체(560)의 말단부와 정렬되는 경우, 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 후면(도 36A에 도시된 방위로 상방을 향하는 표면)이 대체로 암(560)에 평행하도록 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 말단부가 암(560)의 말단부에 상호 연결될 수도 있다. 카테터(552)는 채널(558)을 따라 연장되는 푸쉬 와이어(564)를 추가로 포함한다. 푸쉬 와이어(564)의 말단부는 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 기단부와 상호 연결된다. 푸쉬 와이어(564)의 말단부와 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 기단부 사이의 이러한 상호 연결은 도 36A 내지 도 36C에 도시된 바와 같은 강성 연결부일 수도 있으며, 또는 힌지형 연결부나 다른 적절한 유형의 연결부일 수도 있다. 푸쉬 와이어(564)와 초음파 영상

촬영 어레이(562) 사이의 상호 연결 지점이 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 후면보다 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 전면(도 36A에 도시된 방위에서 하방을 향하는 표면)에 보다 가까이 배치될 수도 있다. 이러한 배치는 푸쉬 와이어(564)가 암(560)과의 동일 선상에 보다 가까워지는 경우 달성되는 것보다 큰 토오크를 초음파 영상 촬영 어레이(562)에 부과함으로써 도 36A에 도시된 위치로부터 반대 방향으로 초음파 영상 촬영 어레이(562)가 초기에 이동될 수 있도록 한다.

[0235] 초음파 영상 촬영 어레이(562)를 도 36A에 도시된 위치(즉, 관상 몸체(554)와 정렬된 위치)로부터 도 36B에 도시된 위치(예를 들어, 카테터(552)의 종방향 축선과 수직 방향인 위치이면서 또한 전방 응시 위치)로 선회 운동시키기 위하여, 푸쉬 와이어(564)가 관상 몸체(554)에 대해 전진 이동될 수도 있다. 도 36A 및 도 36B에 도시된 바와 같이, 관상 몸체(554)에 대한 부착 지점과 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 말단부 사이의 암(560)의 고정 거리 유지와 함께 전술한 상대 운동으로 인해, 초음파 영상 촬영 어레이(562)가 도 36B의 전방 응시 위치로 선회 운동될 수도 있다. 푸쉬 와이어(564)가 도시된 바와 같이 초음파 영상 촬영 어레이(562)를 이동시키기 위해 필요한 수준의 힘을 전달하기에 적절한 컬럼 강도를 갖추어야 함을 알 수 있을 것이다. 초음파 영상 촬영 어레이(562)를 도 36A에 도시된 위치로부터 도 36B에 도시된 위치로 복귀시키기 위하여, 푸쉬 와이어(564)가 회수될 수도 있다.

[0236] 카테터(552)는 본 명세서에 설명된 적절한 연결 방안을 포함하여, 초음파 영상 촬영 어레이(562)에 대한 적절한 전기적 상호 연결부를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 전기적 상호 연결 부재는 암(560)을 따라 배치될 수도 있으며, 초음파 영상 촬영 어레이(562)를 관상 몸체(554)의 벽부 내부에 배치된 전기적 상호 연결 부재에 전기적으로 상호 연결할 수도 있다. 선단부(도시하지 않음)가 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 위에 성형될 수도 있다.

[0237] 카테터(552)는 초음파 영상 촬영 어레이(562)가 도 36A에 도시된 삽입 위치로부터 실질적으로 반대 방향에 대면하는 도 36C에 도시된 위치로 초음파 영상 촬영 어레이(562)를 전개하도록 추가로 작동 가능할 수도 있다. 이것은 도 36B에 도시된 위치를 초과하여 관상 몸체(554)에 대해 푸쉬 와이어(564)를 지속적으로 전진 이동시킴으로써 달성될 수도 있다. 푸쉬 와이어(564)의 추가 전진 이동은 도 36C에 도시된 바를 초과하는 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 추가적인 선회 운동을 산출할 수도 있음을 알 수 있을 것이다. 또한, 초음파 영상 촬영 어레이(562)가 논의된 위치 사이의 중간 위치에 배치될 수도 있음을 알 수 있을 것이다.

[0238] 도 37A 및 도 37B에는 도 36A 및 도 36B의 카테터(552)의 일 변형예인 카테터(568)가 도시되어 있다. 이에 따라, 유사한 구성 요소에는 유사한 방식으로 도면 부호가 매겨져 있으며, 이러한 유사 구성 요소는 도 37A 및 도 37B를 참조하여서는 추가로 논의되지 않는다. 암(570)이 관상 몸체(554)의 말단부에 부착된다. 암(570)은, 예를 들어, 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 상호 연결을 위한 전기 도체를 포함하는 플렉스보드의 형태로 형성될 수도 있다. 암(570)이 플렉스보드를 포함하는 실시예에 있어서, 플렉스보드는 아래에 설명되는 바와 같은 플렉스보드의 사용(예를 들어, 헌지로서의 사용)을 촉진하도록 보강용 또는 그외 다른 부재를 포함할 수도 있다. 암(570)은 아래에 설명되는 바와 같이 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 선회 운동을 허용하기에 충분한 가요성을 갖출 수도 있다. 암(570)은 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 후면을 따라 초음파 영상 촬영 어레이(562)에 연결될 수도 있다. 카테터(568)는 채널(558)을 따라 연장하는 푸쉬 와이어(572)를 추가로 포함한다. 푸쉬 와이어(572)의 말단부는, 도 36A 및 도 36B의 카테터(552)에서와 같이, 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 기단부에 상호 연결된다.

[0239] 초음파 영상 촬영 어레이(562)를 도 37A에 도시된 위치로부터 도 37B에 도시된 위치로 선회 운동시키기 위하여, 푸쉬 와이어(572)가 관상 몸체(554)에 대해 전진 이동될 수도 있다. 도 37A 및 도 37B에 도시된 바와 같이, 암(570)의 가요성과 함께 전술한 상대 운동으로 인해, 초음파 영상 촬영 어레이(562)가 도 37B의 전방 응시 위치로 선회 운동될 수도 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(562)를 도 37A에 도시된 위치로부터 도 37B에 도시된 위치로 복귀시키기 위하여, 푸쉬 와이어(564)가 회수될 수도 있다. 선단부(도시하지 않음)가 초음파 영상 촬영 어레이(562)의 위에 성형될 수도 있다.

[0240] 도 38A 및 도 39B에는, 구성 요소간의 상대 이동으로 인해 외부 관상 몸체(578)의 편향 가능한 부분이 초음파 영상 촬영 어레이를 전방 응시 위치로 편향시키게 된다는 점에서, 도 7A 내지 도 8D의 카테터와 다소 유사한 방식으로 구성되는 카테터(576)가 도시되어 있다. 카테터(576)의 경우, 초음파 영상 촬영 어레이는 제 1 영상 촬영 어레이(586a)와 제 2 영상 촬영 어레이(586b)를 포함할 수도 있다. 도 38A에 도시된 바와 같이, 카테터(576)의 도입 구성(예를 들어, 환자의 몸 안으로 도입되는 카테터(576)의 구성)은 등을 맞대고 있는 관계의 제 1 및 제 2 영상 촬영 어레이(586a, 586b)를 포함하며, 이를 영상 촬영 어레이(586a, 586b) 사이의 내부 관상 몸

체(580)는 적어도 부분적으로 주저앉은 형태로 형성되어 있다. 내부 관상 몸체(580)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘(582)을 포함할 수도 있다. 외부 관상 몸체(578)와 내부 관상 몸체(580)는 카테터(576)의 말단부(584)에서 소정의 각도로 서로에 대해 고정될 수도 있다.

[0241] 도 38A에 도시된 위치(예를 들어, 측면 응시 위치)로부터 도 38B에 도시된 위치(예를 들어, 전방 응시 위치)로 영상 촬영 어레이(586a, 586b)를 이동시키기 위하여, 내부 관상 몸체(580)의 위치는 유지되어 있는 상태에서 외부 관상 몸체(578)의 기단부가 원거리로 밀어질 수도 있다(및/또는 외부 관상 몸체(578)의 위치는 유지되어 있는 상태에서 내부 관상 몸체(580)의 기단부가 가까운 거리로 잡아 당겨질 수도 있다). 이러한 상대 운동에 의해, 영상 촬영 어레이(586a, 586b)를 포함하는 외부 관상 몸체(578)의 일 부분이 외측으로 이동되어, 영상 촬영 어레이(586a, 586b)를 도 38B에 도시된 바와 같이 전방 응시 위치로선회시킬 수도 있다. 영상 촬영 어레이(586a, 586b)의 이러한 이동을 제어할 수 있도록 하기 위하여, 외부 관상 몸체(578)는 영상 촬영 어레이(586a, 586b)가선회 운동함에 따라 실질적으로 직선형태로 유지되는 제 1 강성부(588)(예를 들어, 본 명세서에 설명된 바와 같은 기능을 수행하기에 충분한 강성을 갖춘)를 포함할 수도 있다. 제 1 강성부(588)는 외부 관상 몸체(578)에 적절한 강성 부재를 추가함으로써 형성될 수도 있다. 또한, 외부 관상 몸체(578)는 영상 촬영 어레이(586a, 586b)에 가까이 배치된 제 2 강성부(590)를 포함할 수도 있다. 제 2 강성부(590)는선회 운동 동안 영상 촬영 어레이(586a, 586b)에 힘력이 전달되는 것을 감소 또는 방지하며 영상 촬영 어레이(586a, 586b)의 정렬을 돋는 역할을 수행할 수도 있다. 도 38B에 도시된 바와 같이, 영상 촬영 어레이(586a, 586b)가 전방 응시 위치에 배치되고 나면, 루멘(582)은 카테터 말단부(584)에서 멀리 떨어진 지점으로의 적당한 개입 장치의 공급에 유용하다.

[0242] 카테터(576)는 또한, 본 명세서에 설명된 적절한 연결 방안을 포함하며, 영상 촬영 어레이(586a, 586b)로의 적절한 전기적 상호 연결부를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 전기적 상호 연결 부재는 외부 관상 몸체(578)와 제 1 및 제 2 강성부(588, 590)를 따라 배치될 수도 있다.

[0243] 도 39A 및 도 39B에는 도 38A 및 도 38B의 카테터(576)의 일 변형예인 카테터(594)가 도시되어 있다. 이에 따라, 유사한 구성 요소에는 유사한 방식으로 도면 부호가 매겨져 있으며 이러한 유사 구성 요소는 도 39A 및 도 39B를 참조하여서는 추가로 논의되지 않는다. 도 39A에 도시된 바와 같이, 카테터(594)의 도입 구성은 등을 맞대고 위치하는 오프셋 배열로 배치되는 제 1 영상 촬영 어레이(598a)와 제 2 영상 촬영 어레이(598b)(예를 들어, 이들 어레이는 카테터(594)의 길이를 따라 서로 다른 위치를 차지한다)를 포함하며, 영상 촬영 어레이(598a, 598b)에 가까운 내부 관상 몸체(580)가 적어도 부분적으로 주저앉은 형태로 형성되는 부분을 구비한다. 내부 관상 몸체(580)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘(582)을 포함할 수도 있다. 외부 관상 몸체(596)와 내부 관상 몸체(580)는 카테터(594)의 말단부(584)에서 서로에 대해 고정될 수도 있다.

[0244] 영상 촬영 어레이(598a, 598b)는 도 38A 및 도 38B를 참조하여 전술한 바와 유사한 방식으로선회 운동될 수도 있다. 외부 관상 몸체(596)는 영상 촬영 어레이(598a, 598b)에 가까이 배치된 제 2 강성부(600, 602)를 포함할 수도 있다. 제 2 강성부(600, 602)는선회 운동 동안 영상 촬영 어레이(598a, 598b)에 힘력이 전달되는 것을 감소 또는 방지하며 영상 촬영 어레이(598a, 598b)의 정렬을 돋는 역할을 수행할 수도 있다. 도 38B에 도시된 바와 같이, 제 2 강성부(600, 602)는 카테터(594)의 중심 축선으로부터 특정 거리에 영상 촬영 어레이(598a, 598b)를 각각 배치할 수도 있다.

[0245] 도 38A 내지 도 39B의 영상 촬영 어레이(586a, 586b, 598a, 598b)는 카테터(576, 594)의 말단부(584)에 가까이 위치하는 것으로 도시되어 있다. 변형 구성에 있어서, 영상 촬영 어레이(586a, 586b, 598a, 598b)는 말단부(584)로부터 예정된 거리에 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 영상 촬영 어레이(586a, 586b, 598a, 598b)는 카테터(576, 594)를 따라 적절한 지점에 배치될 수도 있다.

[0246] 도 40A 및 도 40B에는 루멘(608)이 관통 형성되어 있는 관상 몸체(606)를 포함하는 카테터(604)가 도시되어 있다. 관상 몸체(606)는 암(arm)(612a, 612b, 612c)과 같은 복수 개의 암을 형성하는 복수 개의 나선형으로 배치된 슬릿(도 40A에는 슬릿(610a, 610b, 610c, 610d)이 도시됨)을 포함한다. 적절한 개수의 암을 형성하기 위해 적절한 개수의 슬릿이 관상 몸체(606)에 포함될 수도 있다. 이들 암 중 적어도 하나에는 초음파 영상 촬영 어레이가 마련된 수도 있다. 예를 들어, 도 40A 및 도 40B에 도시된 실시예에서, 암(612a, 612b, 612c)은 각각 초음파 영상 촬영 어레이(614a, 614b)를 포함한다. 관상 몸체(606)의 기단부(618)(암(612a 내지 612c)에 가까이 위치)에 대한 관상 몸체(606)의 말단부(616)(암(612a 내지 612c)에 멀리 위치)의 상대 회전(예를 들어, 화살표(620)의 방향)에 의해 암이 도 40B에 도시된 바와 같이 외측으로 편향되어, 초음파 영상 촬영 어레이(614a, 614b)가 대체로 전방 응시 위치로 이동된다. 개입 장치가 루멘(608)을 통하여 전진 이동될 수도 있다.

- [0247] 말단부(616)와 기단부(618) 사이의 상대 회전이 적절한 방식으로 달성될 수도 있다. 예를 들어, 카테터(604)는 도 38A 및 도 38B의 카테터(576)의 내부 관상 몸체와 유사한 내부 관상 몸체(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 이러한 내부 관상 몸체는 말단부(616)에서 관상 몸체(606)에 고정될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 관상 몸체(616)에 대한 내부 관상 몸체의 회전에 의해 말단부(616)(내부 관상 몸체에 고정되어 있음으로 인해)가 기단부(618)에 대해 회전하게 되어, 도 40B에 도시된 바와 같이 암을 외측으로 편향시킬 수도 있다. 또한, 내부 관상 몸체는, 예를 들어, 개입 장치의 전개를 위한 루멘이 몸체를 관통하여 형성될 수도 있다.
- [0248] 도 41A 및 도 41B에는 외부 관상 몸체(626)와 내부 관상 몸체(628)를 포함하는 카테터(624)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(628)는 몸체를 관통하여 형성되는 루멘을 포함한다. 초음파 영상 촬영 어레이(630)가 내부 관상 몸체(628)에 상호 연결되어 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(630)의 부근에서, 내부 관상 몸체(628)는 내부 관상 몸체(628)의 종방향 축선을 따라 절단되어, 내부 관상 몸체(628)를 제 1 종방향부(632)와 제 2 종방향부(634) 내로 구동시킬 수도 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(630)는 제 1 종방향부(632)의 절반 말단부 위치에 배치된다. 제 1 및 제 2 종방향부(632, 634)의 말단부는 서로 상호 연결된 상태로 유지될 수도 있으며, 내부 관상 몸체(628)의 말단부에 연결된 상태로 유지될 수도 있다. 제 1 종방향부(632)의 기단부는 횡방향 절개부(636)를 따라 내부 관상 몸체(628)의 나머지 부분으로부터 절단될 수도 있다. 제 2 종방향부(634)는 내부 관상 몸체(628)에 연결된 상태로 유지된다. 제 1 종방향부(632)의 기단부는 접합부(638)에서 외부 관상 몸체(626)에 접합되거나 그의 다른 방식으로 부착될 수도 있다. 제 1 종방향부(632)는 헌지(640)를 포함할 수도 있다. 헌지(640)는 외부 관상 몸체(626)가 내부 관상 몸체(628)에 대해 원거리로 전진 이동되는 경우(및/또는 내부 관상 몸체(628)가 외부 관상 몸체(626)에 대해 가까운 거리로 후진 이동되는 경우) 제 1 종방향부(632)가 헌지(640)에서 우선적으로 구부러지거나 및/또는 휘어지는 방식으로 수정된 제 1 종방향부(632)의 부분일 수도 있다.
- [0249] 초음파 영상 촬영 어레이(630)를 도 41A에 도시된 위치(예를 들어, 측면 응시 위치)로부터 도 41B에 도시된 위치(예를 들어, 적어도 부분적으로 전방을 응시하는 위치)로 이동시키기 위하여, 외부 관상 몸체(626)가 내부 관상 몸체(628)에 대해 원거리로 전진 이동된다. 제 1 종방향부(632)의 기단부가 외부 관상 몸체(626)에 접합되며 말단부가 내부 관상 몸체(628)에 연결되어 있으므로, 외부 관상 몸체(626)의 전진 이동에 의해 제 1 종방향부(632)가 헌지(640)에서 구부러져, 초음파 영상 촬영 어레이(630)의 시야 범위가 도 41B에 도시된 바와 같이 적어도 부분적으로 전방 응시 상태가 되도록 초음파 영상 촬영 어레이(630)를 선회시킬 수도 있다. 제 1 종방향부(632)는 외부 관상 몸체(626)를 내부 관상 몸체(628)에 대해 가까운 거리로 후진 이동시킴으로써 도 41A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있다.
- [0250] 도 41C에는 도 41A 및 도 41B의 카테터(624)의 일 변형예인 카테터(642)가 도시되어 있다. 이에 따라, 유사한 구성 요소에는 유사한 방식으로 도면 부호가 매겨져 있으며 이러한 유사 구성 요소는 도 41C를 참조하여서는 추가로 논의되지 않는다. 도 41C에 도시된 바와 같이, 내부 관상 몸체(646)는 제 1 및 제 2 종방향부(632, 634)를 포함할 수도 있다. 그러나, 도 41A 및 도 41B의 실시예에서와 반대로, 제 1 및 제 2 종방향부(632, 634)가 카테터(642)의 말단부에 가까이 배치되는 경우, 카테터(642)의 제 1 및 제 2 종방향부(632, 634)는 카테터(642)를 따라 적절한 지점에 배치될 수도 있다. 외부 관상 몸체(644)는 제 1 종방향부(632)의 전개를 수용하기 위한 창(648)을 포함할 수도 있다. 도 41C의 초음파 영상 촬영 어레이(630)는 도 41A 및 도 41B를 참조하여 전술한 바와 유사한 방식으로 선회 운동될 수도 있다.
- [0251] 카테터(642)는 또한, 적어도 부분적으로 후방 응시 방향으로 영상을 배향하는 제 2 초음파 영상 촬영 어레이(650)를 포함한다. 초음파 영상 촬영 어레이(650)는 초음파 영상 촬영 어레이(630)에 추가하여 마련될 수도 있으며, 또는 카테터(642)의 단 하나의 영상 촬영 어레이일 수도 있다.
- [0252] 도 41C에는 소정의 길이를 구비하여, 전개 시에 중앙 섹션인 카테터의 몸체를 따라 외측으로 구부러지면서 상기 길이를 따라 양 단부가 카테터의 몸체를 따라 유지되도록 구성되는 섹션(예를 들어, 제 1 종방향부(632))을 구비한 카테터가 도시되어 있다. 이와 관련하여, 상기 중앙 섹션에 배치된 초음파 영상 촬영 어레이가 전개될 수도 있다. 다수의 다른 유사한 방식으로 구성되는 실시예가 본 명세서에서 논의되고 있다. 이러한 실시예에는, 예를 들어, 도 7A 내지 도 8D, 도 38A 내지 도 39B, 그리고 도 40A 내지 도 41B의 실시예가 포함된다. 이러한 각각의 실시예에 있어서, 그리고 본 명세서에 개시된 다른 적절한 실시예에 있어서, 하나 이상의 초음파 영상 촬영 어레이가 중앙 섹션 상의 적절한 위치에 배치될 수도 있다. 이에 따라, 이들 실시예에 있어서, 초음파 영상 촬영 어레이인 전개 시에 전방 응시 위치, 후방 응시 위치, 또는 이들 양 위치 모두로 이동되도록 배치될 수도 있다.
- [0253] 카테터(624, 642)는 또한, 본 명세서에 설명된 적절한 연결 방안을 포함하여, 초음파 영상 촬영 어레이(630)에

대한 적절한 전기적 상호 연결부를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 전기적 상호 연결 부재는 내부 관상 몸체(628, 646)를 따라 배치될 수도 있다.

[0254] 관심 영역의 영상을 획득하기 위한 초음파 영상 촬영 어레이의 전개 용도에 추가하여, 초음파 영상 촬영 어레이의 전개는 또한, 개입 장치나 다른 적절한 장치의 도입을 위한 루멘의 위치 설정을 도울 수도 있다. 예를 들어, 도 8C의 초음파 변환기 어레이(37)(삼중 로드 구성)의 전개의 결과, 카테터의 세 개의 로브 각각이, 예를 들어, 카테터가 전개되어 있는 체강의 벽부에 맞대어 이동될 수도 있다. 그 결과, 루멘(38)의 단부가 대체로 체강의 중심에 배치될 수도 있다. 예를 들어, 도 38A 내지 도 40B와 연관된 실시예와 같은 본 명세서에 설명된 그외 다른 실시예는 또한, 초음파 영상 촬영 어레이의 전개 동안 채널(예를 들어, 혈관)의 대체로 중심에 루멘을 배치할 수도 있다(예를 들어, 초음파 영상 촬영 어레이가 전개되는 경우 채널이 대체로 카테터의 크기와 일치하는 크기를 갖는 경우).

[0255] 도 42A 내지 도 42C에는 전개된 초음파 영상 촬영 어레이가 예비 전개 위치로 복귀하는 것을 돋기 위한 복원력을 발생시키도록 채용될 수도 있는 바람직한 스프링 요소(652)가 도시되어 있다. 이러한 스프링 요소(652)는 적절한 개수의 스프링을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 도 42A 내지 도 42C에 도시된 바와 같이, 스프링 구성 요소(652)는 두 개의 단부 섹션(656a, 656b)의 사이에 배치되는 세 개의 스프링(654a, 654b, 654c)을 포함할 수도 있다. 스프링 요소(652)는, 예를 들어, 도 42B에 도시된 바와 같은 블랭크(blank)로 형성될 수도 있다. 블랭크는 도 42A의 원통형 구성을 형성하도록 롤링 가공될 수도 있다. 단부 섹션(656a, 656b)의 단부가 도 42A의 원통형 구성을 유지하도록 연결될 수도 있다. 스프링(654a, 654b, 654c)은 스프링(654b)을 따라 배치되는 좁은 영역(658)과 같은, 스프링(654a, 654b, 654c)의 대략 중간 지점 및 각각의 스프링(654a, 654b, 654c)의 각각의 단부에 배치되는 좁은 영역을 포함할 수도 있다. 이러한 좁은 영역은 힌지로서 작용하여, 스프링(654a, 654b, 654c)용의 우선적인 힘 지점을 제공할 수도 있다. 이에 따라, 스프링 요소(652)(예를 들어, 단부 섹션(656a, 656b))에 압축력이 인가되면, 각각의 스프링(654a, 654b, 654c)에서 도 42C에 도시된 바와 같이 외측으로의 좌굴 현상이 발생할 수도 있다. 결과적으로, 하나 이상의 스프링(654a, 654b, 654c)과 연관된 하나 이상의 초음파 영상 촬영 어레이의 선회 운동이 발생한다.

[0256] 이러한 구성의 스프링 요소(652)는, 예를 들어, 도 8C의 실시예의 카테터 몸체의 측벽 내부에 배치될 수도 있다. 각각의 스프링(654a, 654b, 654c)이 도 8C의 세 개의 로브 구조의 로브 중 하나의 내부에 배치될 수도 있다. 도 8C의 카테터 내로 일체화되는 경우, 스프링 요소(652)는 카테터를 직선형의 비전개 위치(예를 들어, 카테터 삽입, 위치 설정 및 제거를 위한 위치)로 바이어싱하는 복원력을 제공할 수도 있다. 다른 예로서, 스프링 요소(652)와 유사한 스프링 요소(예를 들어, 적절한 형상의 적절한 개수의 스프링을 구비한 스프링 요소)가 도 40A에 도시된 바와 같은 직선형 구성을 향해 바이어싱 힘을 제공하기 위하여 도 40A 및 도 40B의 카테터(604)의 관상 몸체(606)의 내부에서 전개될 수도 있다.

[0257] 또 다른 예에서, 스프링 요소(652)와 유사한 스프링 요소(단, 예를 들어, 두 개의 스프링을 구비함)가 도 38A 내지 도 39A에 도시된 바와 같은 직선형 구성을 향해 바이어싱 힘을 제공하기 위하여 도 38A 내지 도 39B의 카테터(576, 594)의 외부 관상 몸체(578, 596)의 내부에서 전개될 수도 있다. 또 다른 예에서, 스프링 요소(652)와 유사한 적절한 방식으로 수정된 스프링 요소(예를 들어, 단 하나의 스프링을 구비함)가 도 41A에 도시된 바와 같은 직선형 구성을 향해 바이어싱 힘을 제공하기 위하여 도 41A의 카테터(624)의 외부 관상 몸체(628)의 내부에서 전개될 수도 있다.

[0258] 도 43A 내지 도 43C에는 외부 관상 몸체(664)를 포함하는 카테터(662)가 도시되어 있다. 초음파 영상 촬영 어레이(666)가 외부 관상 몸체(664)에 상호 연결된다. 카테터(662)는 수축 가능한 루멘(668)을 포함한다. 수축 가능한 루멘(668)은 대체로, 외부 관상 몸체(664)의 중앙 공동에서 카테터(662)의 길이를 따라 연장된다. 그러나, 카테터(662)의 말단부 부근에서, 수축 가능한 루멘(668)이 외부 관상 몸체(664)의 측면 포트(670)를 통과하는 경로로 형성된다. 예정된 거리에 대하여, 수축 가능한 루멘(668)은 외부 관상 몸체(664)의 외면을 따라 연장된다. 카테터(662)의 말단부에 근접하여(측면 포트(670)의 원거리의 일 지점에서), 수축 가능한 루멘(668)이 단부 포트(672)에 상호 연결된다. 단부 포트(672)는 카테터(662)의 선단부(674)에 가까운 횡방향 관통 홀이다. 단부 포트(672)는 단부 포트(672)의 개구가 초음파 영상 촬영 어레이(666)의 전면과 동일한 외부 관상 몸체(664)의 측면 상에 위치하도록 구성된다.

[0259] 카테터(662)가 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안, 카테터(662)는 선단부(674)가 대체로 카테터(662)의 종방향 측선을 따라 배향되는 상태로 도 43A에 도시된 바와 같이 구성될 수도 있다. 또한, 외부 관상 몸체(664) 외부의 수축 가능한 루멘(668)의 부분(예를 들어, 측면 포트(670)와 단부 포트(672) 사이의 수축 가능한 루멘의 부분)

이 수축될 수도 있으며, 대체로 외부 관상 몸체(664)의 외벽에 맞대어 배치될 수도 있다.

[0260] 선단부(674)에서 멀리 위치한 영역의 영상을 획득할 필요가 있는 경우, 수축 가능한 루멘(668)이 외부 관상 몸체(664)에 대해 가까이로 잡아 당겨질 수도 있다. 그 결과, 초음파 영상 촬영 어레이(666)가 전방 응시 위치로 선회되도록 카테터(662)의 말단부가 휘어질 수도 있다(도 43B에 도시된 바와 같이 배향되는 경우 상방으로). 이러한 휨 운동을 달성하기 위하여, 카테터(662)의 말단부는 초음파 영상 촬영 어레이(666)와 측면 포트(670) 사이의 영역이 비교적 가요성이면서, 초음파 영상 촬영 어레이(666)를 포함하며 초음파 생성 어레이에 멀리 위치한 영역이 비교적 강성을 나타내도록 구성될 수도 있다. 이에 따라, 수축 가능한 루멘(668)을 가까이로 잡아 당김으로써 비교적 가요성의 영역이 휘어져, 초음파 영상 촬영 어레이(666) 전면 및 단부 포트(672)의 개구가 도 43B에 도시된 바와 같은 전방 응시 구성으로 선회 운동하게 된다.

[0261] 개입 장치(676)를 환자의 몸 안으로 삽입하여야 하는 경우, 개입 장치(676)는 수축 가능한 루멘(668)을 통과하여 멀리 전진 이동될 수도 있다. 개입 장치(676)가 측면 포트(670)를 통과하여 전진 이동됨에 따라, 측면 포트(670)의 개구가 외부 관상 몸체(664)의 중앙 공동과 일직선이 되도록 배치될 수도 있다. 개입 장치(676)가 외부 관상 몸체(664)의 외부의 수축 가능한 루멘(668)의 섹션을 통과하여 전진 이동됨에 따라, 수축 가능한 루멘(668)의 부분이 또한, 외부 관상 몸체(664)의 중앙 공동과 정렬되도록 이동될 수도 있다. 개입 장치(676)가 단부 포트(672)를 통과하여 전진 이동함에 따라, 단부 포트(672)가 또한, 외부 관상 몸체(664) 외부의 수축 가능한 루멘(668)의 섹션 및 외부 관상 몸체(664)의 중앙 공동과 정렬되도록 이동될 수도 있다. 개입 장치(676)가 전진 이동함에 따라, 초음파 영상 촬영 어레이(666)가 카테터(662)의 종방향 축선에 대해 수직 방향(예를 들어, 도 43C에 도시된 배향 상태에서 하방)으로 이동될 수도 있다. 개입 장치(676)가 선단부(674)로부터 멀리로 전개되는 동안 초음파 영상 촬영 어레이(666)가 선단부(674)로부터 멀리 떨어진 영상을 촬영하도록 작동 가능한 상태로 유지될 수도 있음을 알 수 있을 것이다.

[0262] 개입 장치(676)의 후진 이동 시에, 카테터(662)는 후속 재위치 설정 또는 제거 작동을 위해 정렬 위치(예를 들어, 도 43A의 구성)로 복귀할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 카테터(662)의 말단부는, 외부 변위 이동력(예를 들어, 수축 가능한 루멘(668)에 가해지는 후진 이동력 및/또는 개입 장치(676)의 존재로 인한 변위 이동력)이 제거되고 나면, 카테터(662)를 정렬 위치로 복귀시킬 수도 있는 스프링 요소를 포함할 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 탐침(예를 들어, 비교적 강성의 와이어, 도시하지 않음)이 탐침 채널(678)을 통하여 전진 이동될 수도 있다. 탐침은 카테터(662)의 단부를 정렬 위치(예를 들어, 도 43A의 위치)로 복귀시키기에 충분한 강성을 갖출 수도 있다.

[0263] 카테터(662)는 또한, 본 명세서에 설명된 적절한 연결 방안을 포함하여, 초음파 영상 촬영 어레이(666)에 대한 적절한 전기적 상호 연결부를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 전기적 상호 연결 부재는 외부 관상 몸체(664)를 따라 배치될 수도 있다.

[0264] 도 44A 및 도 44B에는 관상 몸체(684)를 포함하는 카테터(682)가 도시되어 있다. 관상 몸체는 환자의 몸 내부의 선택 부위로 조정 가능한 영상 촬영 카테터(686)를 공급하기 위한 크기 및 구성으로 형성될 수도 있다. 조정 가능한 영상 촬영 카테터(686)는 말단부에 배치되는 초음파 영상 촬영 어레이(688)를 포함할 수도 있다. 관상 몸체(684)의 외면에는 팽창성 채널(690)이 상호 연결될 수도 있다. 도 44A에 도시된 바와 같이, 팽창성 채널(690)은 접힌 상태로 삽입되어, 삽입 동안 카테터(682)의 단면적을 감소시킬 수도 있다. 카테터(682)가 만족스러운 위치에 배치되고 나면, 개입 장치(도시하지 않음)가 팽창성 채널(690)을 통하여 공급될 수도 있다. 팽창성 채널(690)은 개입 장치가 팽창성 채널(690)을 통하여 전진 이동함에 따라 팽창될 수도 있다. 이러한 팽창성 채널(690)은, 예로써, ePTFE, 실리콘, 우레탄, PEBAK®

, 라텍스, 및/또는 이들의 조합을 포함하는 적절한 카테터 재료로 형성될 수도 있다. 팽창성 채널(690)은 탄성을 나타낼 수도 있으며, 개입 장치가 도입됨에 따라 개입 장치의 직경으로 신장될 수도 있다. 다른 장치에 있어서, 팽창성 채널(690)은 비탄성적으로 형성될 수도 있으며, 개입 장치가 도입됨에 따라 펼쳐질 수도 있다. 예를 들어, 팽창성 채널(690)은 필름 관을 포함할 수도 있다. 다른 장치에 있어서, 팽창성 채널(690)은 탄성 재료 및 비탄성 재료를 포함할 수도 있다.

[0265] 도 45A 및 도 45B에는 카테터 몸체(694)가 도시되어 있다. 도입 구성이 도 45A에 도시되어 있다. 도입 구성은 함입형(invaginated) 부분(696)을 포함할 수도 있다. 카테터 몸체(694)가 만족스러운 위치에 배치되고 나면, 개입 장치(도시하지 않음)가 관통하여 공급될 수도 있다. 카테터 몸체(694)는 개입 장치가 전진 이동함에 따라 팽창될 수도 있다. 카테터 몸체(694)의 팽창은 함입형 부분이 도 45B에 도시된 바와 같은 대체로 관상의 카테터 몸체의 일부를 형성할 때까지 함입형 부분(696)을 외측으로 미는 동작을 포함할 수도 있다. 이와 관련하여,

카테터 몸체(694)는 제 1 단면적을 갖는 구성으로 환자의 몸 안으로 도입될 수도 있다. 이후, 선택된 지점에서, 개입 장치가 카테터 몸체(694)를 통하여 삽입될 수도 있으며, 카테터 몸체(694)가 제 1 단면적보다 큰 제 2 단면적으로 팽창될 수도 있다. 카테터 몸체(694)의 도입 구성(도 45A)으로부터 팽창 구성(도 45B)으로의 변형은 탄성 변형일 수도 있으며, 개입 장치의 제거 이후, 카테터 몸체(694)가 원래 프로파일로 복귀할 수도 있으며, 또는 적어도 부분적으로 소성 변형을 나타낼 수도 있다.

[0266] 도 46A 및 도 46B에는 외부 관상 몸체(702)와 내부 관상 몸체(704)를 포함하는 카테터(700)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(704)는 몸체를 통하여 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 카테터(700)는 또한, 내부 관상 몸체(704)의 선단 지지부(708)에 상호 연결되는 초음파 영상 촬영 어레이(706)를 포함한다. 내부 관상 몸체(704)의 선단 지지부(708)는 내부 관상 몸체(704)의 헌지부(710)에 의해 내부 관상 몸체(704)의 말단부에 상호 연결된다. 내부 관상 몸체(704)의 선단 지지부(708)와 헌지부(710)는, 예를 들어, 내부 관상 몸체(704)의 말단부 일부를 절개함으로써, 초음파 영상 촬영 어레이(706)가 상호 연결될 수도 있는 섹션(선단 지지부(708))과, 내부 관상 몸체(704)의 선단 지지부(708)와 관상 단부(711) 사이의 헌지로서 작용할 수도 있는 섹션(헌지부(710))이 남겨지도록 구성될 수도 있다. 내부 관상 몸체(704)는 적절한 구성으로 형성될 수도 있다. 예를 들어, 내부 관상 몸체(704)는, 내부 관상 몸체(704)를 보강하기 위한 편직 망을 추가하여, 도 5E의 내부 관상 몸체(80)와 유사한 방식으로 구성될 수도 있다. 편직 망은 전개 위치(도 46B에 도시된 바와 같은)로부터 도입 위치(도 46A에 도시된 바와 같은)로 초음파 영상 촬영 어레이(706)를 복귀시키기 위한 복원력을 제공하는 역할을 수행할 수도 있다.

[0267] 헌지부(710)는 선단 지지부(708)가 내부 관상 몸체(704)에 대해 헌지부(710)를 중심으로 선회하도록 할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(712)는 초음파 영상 촬영 어레이(706)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(712)는 초음파 영상 촬영 어레이(706)의 말단부에 연결된다. 전기적 상호 연결 부재(712)는 초음파 영상 촬영 어레이(706)로부터의 선단 지지부의 반대쪽에서 선단 지지부(708)의 부분(714)에 접합되거나 그외 다른 방식으로 고정될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(712)는 초음파 영상 촬영 어레이(706)에 대한 연결부와 부분(714) 사이의 루프(716)를 포함할 수도 있다. 선단 지지부(708)에 대해 위치가 고정되어 있음으로 인해 상기 부분(714)은 초음파 영상 촬영 어레이(706)의 선회 운동과 연관된 변형력이 전기적 상호 연결 부재(712)를 통해 루프(716)와 어레이(706)로 전달되는 것을 방지하는 스트레인 릴리프로서의 역할을 수행할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(712)의 테더부(718)는 전기적 상호 연결 부재(712)가 외부 관상 몸체(702) 내로 들어가는 지점과 접합부(714) 사이에 배치될 수도 있다. 테더부(718)는 전기적 상호 연결 부재(712)의 수정되지 않은 부분일 수도 있으며, 또는 테더로서의 역할을 수행함으로 인해 추가로 가해지는 힘을 수용하기 위하여 수정(예를 들어, 구조적 보강)될 수도 있다. 선단 지지부(708)와 초음파 영상 촬영 어레이(706)가 선단부(도시하지 않음)의 내부에 동봉되거나, 그외 다른 방식으로 배치될 수도 있다.

[0268] 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안, 카테터(700)는 초음파 영상 촬영 어레이(706)가 내부 관상 몸체(704)와 축 방향으로 정렬되며 초음파 영상 촬영 어레이(706)의 시야 범위가 카테터(700)의 종방향 축선과 수직 방향을 향하는 상태(도 46A에 도시된 바와 같이 하방을 향하는 상태)로 도 46A에서와 같이 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터(700)는 실질적으로 외부 관상 몸체(702)의 외경과 동일한 직경의 범위 내에 포함될 수도 있다. 필요한 경우, 초음파 영상 촬영 어레이(706)가 내부 관상 몸체(704)를 외부 관상 몸체(702)로부터 원거리로 이동 시킴으로써 내부 관상 몸체(704)에 대해 선회 운동될 수도 있다. 이러한 상대 이동의 결과, 테더부(718)에 의해 초음파 영상 촬영 어레이(706)의 운동이 억제됨에 따라 초음파 영상 촬영 어레이(706)가 헌지부(710)를 중심으로 선회 운동하게 된다. 초음파 영상 촬영 어레이(706)는 내부 관상 몸체(704)를 외부 관상 몸체(702)에 대해 가까이로 이동시킴으로써 도 46A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있다.

[0269] 도 47A 및 도 47B에는 관상 몸체(724)의 말단부에 상호 연결되는 관상 헌지(722)를 포함하는 카테터(720)가 도시되어 있다. 관상 헌지(722)와 관상 몸체(724)는 개입 장치의 도입을 위해 관통 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 카테터(720)는 또한, 관상 헌지(722)의 지지부(728)에 상호 연결되는 초음파 영상 촬영 어레이(726)를 포함한다. 관상 헌지(722)의 헌지부(730)는 관상 헌지(722)의 지지부(728)와 관상 헌지(722)의 관상 부분(732)의 사이에 배치된다. 카테터(720)는 관상 헌지(722)와 관상 몸체(724)를 따라 연장되며 지지부(728)에 연결되는 와이어(734)를 추가로 포함한다. 와이어(732)의 기단부에서의 잡아당김 작동에 의해 지지부(728)가 도 47B에 도시된 바와 같이 헌지부(730)를 중심으로 관상 부분(732)에 대해 선회 운동될 수도 있다. 와이어(734)에 가해지는 잡아당김 힘을 해제하며 및/또는 와이어(734)의 기단부를 밀어냄으로써 지지부(728)가 도 47A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있다. 관상 헌지(722)는 형상 기억 재료(예를 들어, 니티놀) 및/또는 스프링 재료를 포함할 수도 있으며, 이에 따라 관상 헌지(722)는 잡아당김 힘이 해제되자마자 도 47A에 도시된 위치로 복귀할

수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(736)가 초음파 영상 촬영 어레이(726)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(736)는 플렉스보드 또는 다른 가요성 전도성 부재의 형태로 형성될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(736)는 도 47A 및 도 47B에 도시된 바와 같이 관상 힌지(722)를 통과하는 경로로 이동될 수도 있으며, 이후, 관상 몸체(724)의 내부에 배치되는 나선형으로 권선된 전기적 상호 연결 부재(예를 들어, 도 5E의 전기적 상호 연결 부재(104)와 유사)에 상호 연결될 수도 있다. 지지부(728)와 초음파 영상 촬영 어레이(726)는 선단부(도시하지 않음)의 내부에 동봉되거나, 그외 다른 방식으로 배치될 수도 있다.

[0270] 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안, 카테터(720)는 초음파 영상 촬영 어레이(726)가 관상 몸체(724)와 축 방향으로 정렬되며 초음파 영상 촬영 어레이(726)의 시야 범위가 카테터(720)의 종방향 축선과 수직 방향을 향하는 상태(도 47A에 도시된 바와 같이 하방을 향하는 상태)로 도 47A에서와 같이 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터(720)는 실질적으로 관상 몸체(724)의 외경과 동일한 직경의 범위 내에 포함될 수도 있다. 필요한 경우, 초음파 영상 촬영 어레이(726)가 와이어(734)를 관상 몸체(724)로부터 원거리로 이동시킴으로써 관상 몸체(724)에 대해 선회 운동될 수도 있다. 이러한 상대 이동의 결과, 관상 힌지(722)에 의해 초음파 영상 촬영 어레이(726)의 운동이 억제됨에 따라 초음파 영상 촬영 어레이(726)가 힌지부(730)를 중심으로 선회 운동하게 된다.

[0271] 도 48A 내지 도 48D에는 관통 형성되어 있는 몸체(744)를 포함하는 관상 몸체(742)를 포함하는 카테터(740)가 도시되어 있다. 카테터(740)는 또한, 선단부(746)를 포함하며, 선단부는 다시 초음파 영상 촬영 어레이(748)를 포함한다. 선단부(746)는 중간부(750)에 의해 관상 몸체(742)에 상호 연결될 수도 있다. 와이어(752)가 와이어 앵커(anchor)(754)에서 선단부(746)의 말단부에 부착된다. 와이어(752)는 금속 또는 중합체를 포함하지만 이로만 제한되는 것은 아닌 적절한 재료 또는 재료 군으로 형성될 수도 있다. 와이어(752)는 와이어 앵커(754)로부터 선단부(746)의 말단부 상의 와이어 공급 홀(756)까지의 외부 경로(선단부(746)에 상대적인 경로)로 연장된다. 와이어(725)는 와이어 공급 홀(756)을 통과하여 선단부(746)로 들어간다. 이후, 와이어(752)는 내부적으로 선단부(746), 중간부(750) 그리고 관상 몸체(742)의 적어도 일부를 따라 연장된다. 카테터(740) 조작자가 와이어(752)의 기단부(도시하지 않음)에 접근 가능할 수도 있다. 카테터(740)는 외력이 인가되지 않는 상태에서 선단부(746)와 중간부(750)가 도 48A에 도시된 바와 같이 관상 몸체(742)와 축 방향으로 정렬되도록 구성된다. 이와 관련하여, 외력이 해제되자마자 선단부(746)와 중간부(750)가 도 48A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있도록 형상 기억 재료(예를 들어, 니티놀) 또는 스프링 재료가 카테터(740)에 합체될 수도 있다.

[0272] 환자의 몸 안으로의 삽입 동안, 카테터(740)는, 선단부(746)와 중간부(750)가 관상 몸체(742)와 축 방향으로 정렬되며 초음파 영상 촬영 어레이(748)의 시야 범위가 카테터(740)의 종방향 축선과 수직 방향으로 배향되는 상태로(도 48A에 도시된 바와 같이 대체로 상방으로) 도 48A에 도시된 바와 같이 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 선단부(746)는 실질적으로 관상 몸체(742)의 외경과 동일한 직경 범위 이내에 포함될 수도 있다.

[0273] 필요한 경우, 초음파 영상 촬영 어레이(748)를 포함하는 선단부(746)가, 초음파 영상 촬영 어레이(748)가 카테터(740)로부터 원거리의 체적부의 영상을 촬영하도록 사용될 수도 있는 전방 응시 위치로, 관상 몸체(742)에 대해 선회 운동될 수도 있다. 선단부(746)의 이러한 선회 작동을 위하여, 제 1 단계에서는 도 48B에 도시된 바와 같이 스내어(758)(선단부(746) 외부의 와이어(752) 루프)를 형성하도록 와이어 공급 홀(756)을 통과하여 와이어(752)의 일부를 공급할 수도 있다. 와이어 공급 홀(756)과 선단부(746) 내부의 대용 통로는 일반적으로, 이러한 공급 시에, 와이어(752)가 카테터(740)의 종방향 축선과 수직 방향의 평면에 마련되며 루멘(744)의 원통형 말단 연장부를 둘러싸는 스내어(758)를 형성하도록 구성될 수도 있다. 이에 따라, 개입 장치(760)가 루멘(744)으로부터 원거리로 공급되는 경우, 개입 장치는 도 48C에 도시된 바와 같이 스내어(758)를 통과하게 된다. 개입 장치(760)가 스내어(758)를 통하여 공급되고 나면, 선단부(746)의 말단부와 개입 장치(760)가 동시에 이동하도록 스내어(758)에 개입 장치(760)가 포획되는 방식으로 와이어(752)가 와이어 공급 홀(756)을 통해 선단부(746) 내로 잡아 당겨질 수도 있다. 이와 같이 포획이 이루어지고 나면, 개입 장치(760)는 관상 몸체(742)에 대해 가까이로 이동되어, 초음파 영상 촬영 어레이(748)가 도 48D에 도시된 바와 같이 적어도 부분적으로 전방 응시 위치가 되도록 선단부(746)가 선회 운동하게 된다. 중간부(750)는 도 48D에 도시된 바와 같이 선단부(746)의 선회 운동을 촉진하기 위하여 제 1 흠 영역(762) 및 제 2 흠 영역(764)에서 휘어지도록 구성될 수도 있다. 선단부(746)가 도 48A의 위치 설정 상태로 복귀하도록 하기 위하여, 개입 장치(760)는, 스내어(758)에 의해 포획되어 있는 동안, 원거리로 전진 이동될 수도 있으며, 및/또는 스내어(758)가 헐거워져, 선단부(746)의 말단부와 개입 장치(760)가 결합 해제될 수도 있다(이에 따라, 형상 기억 재료 및/또는 스프링 재료가 선단부(746)로 이동될 수 있게 된다).

[0274] 카테터(740)는 또한, 본 명세서에 설명된 적절한 연결 방안을 포함하며, 초음파 영상 촬영 어레이(748)에 대한

적절한 전기적 상호 연결을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 전기적 상호 연결 부재는 관상 몸체(742)와 중간부(750)를 따라 배치될 수도 있다.

[0275] 도 49A 및 도 49B에는 외부 관상 몸체(770)와 내부 관상 몸체(772)를 포함하는 카테터(768)가 도시되어 있다. 카테터(768)는 또한, 초음파 영상 촬영 어레이(778)와, 지지부(774), 그리고 힌지부(776)를 포함한다. 지지부(774)와 초음파 영상 촬영 어레이(778)가 선단부(780)의 내부에 배치될 수도 있다. 카테터(768)는 도 5B 내지 도 5D의 카테터(54)와 다소 유사하며, 이에 따라 유사한 특성은 논의하지 않기로 한다. 카테터(768)와 카테터(54) 사이의 차이점은, 카테터(768)의 플렉스보드(782)가 지지부(774)의 외측 바닥면(도 49A 도시된 바와 같이)을 따라 배치되며, 플렉스보드(782)가 초음파 영상 촬영 어레이(778)의 말단부에 연결되는 단부 루프(778)를 포함한다는 점이다. 이러한 구조는 초음파 영상 촬영 어레이(778)의 선화 운동으로 인한 초음파 영상 촬영 어레이(778)와 플렉스보드(782) 사이의 합류점으로 전달되는 힘을 감소시킬 수도 있다(예를 들어, 스트레인 릴리프로서 작용한다). 이러한 구조는 또한, 플렉스보드(782)가 지지부(774)를 통하여 또는 지지부의 둘레로 나사 체결되어야 하는 필요성을 배제함으로써 초음파 영상 촬영 어레이(778)의 기단부에서 초음파 영상 촬영 어레이(778)에 대한 상호 연결이 가능하도록 한다. 이에 따라, 도 49A 및 도 49B에 도시된 바와 같은 단일체형 힌지부(776)(도 5B의 카테터(54)의 이중 힌지부(86a, 86b)와 반대되는)를 실현할 수 있다. 또한, 도 49A 및 도 49B의 구성에 의해 제공되는 초음파 영상 촬영 어레이(778)와 플렉스보드(782) 사이의 스트레인 릴리프 연결을 통해 플렉스보드(782)가 또한 테더(도 5B의 테더(78)와 유사)의 기능을 수행할 수 있도록 하기에 유리할 수도 있다. 일 변형예에 있어서, 도 49A 및 도 49B의 카테터(768)는 도 5B의 테더(78)와 유사한 테더를 포함할 수도 있다.

[0276] 도 50에는 전기적 상호 연결 부재(788)의 일 실시예가 도시되어 있다. 전기적 상호 연결 부재(788)는, 예를 들어, 도 5A 내지 도 5F에 도시된 카테터(50)에 도 5F에 도시된 조립체 대신 사용될 수도 있다. 또한, 전기적 상호 연결 부재(788) 또는 그 특징은 본 명세서에 개시된 적절한 실시예에 사용될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(788)는 카테터의 관상 몸체에 배치될 수도 있는 나란형으로 배치된 부분(790)을 포함한다(예를 들어, 도 5F의 전기적 상호 연결 부재(104)와 유사함). 전기적 상호 연결 부재(788)의 나란형으로 배치된 부분(790)은 나란한 배열로 함께 뮤어 있는 복수 개의 개별 도체를 포함할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(788)는 전기적 상호 연결 부재(788)의 개개의 도체가 함께 접합되어 있지 않은 비접합부(792)를 포함할 수도 있다. 비접합부(792)의 개개의 도체는 각각, 도체 사이의 단락을 방지하도록 절연 처리될 수도 있다. 비접합부(792)는 나란형으로 배치된 부분(790)보다 비교적 가요성의 전기적 상호 연결 부재(788)의 일부를 제공할 수도 있다. 이와 관련하여, 비접합부(792)는 서로에 대해 힌지 연결된 부재 사이의 전기적 연결을 제공하기에 충분한 가요성을 갖출 수도 있다. 따라서, 본 명세서에 설명된 적절한 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(788)의 비접합부(792)는 플렉스보드 또는 다른 가요성 전기적 상호 연결부를 대신할 수도 있다.

[0277] 전기적 상호 연결 부재(788)는 초음파 영상 촬영 어레이(도 50에는 도시하지 않음)에 전기적으로 연결되도록 구성되는 어레이 연결부(794)를 추가로 포함할 수도 있다. 어레이 연결부(794)는, 예를 들어, 나란형으로 배치되는 부분에서와 동일한 나란한 배열로 함께 뮤어 있는 복수 개의 개별 도체를 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(788)는 어레이 연결부(794)와 나란형으로 배치된 부분(790)에서의 완전한 접합을 유지하면서 비접합부(792)의 도체 사이의 접합 구조를 제거하여 구성될 수도 있다. 어레이 연결부(794)의 도체는, 초음파 영상 촬영 어레이의 적절한 부재에 전기적으로 상호 연결될 수도 있도록, 선택적으로 노출될 수도 있다. 다른 일 실시예에 있어서, 어레이 연결부(794)는 어레이 연결부(794)의 개별 도체와 초음파 영상 촬영 어레이의 적절한 부재 사이의 전기적 연결부를 제공하도록 배열될 수도 있는 중간 부재에 상호 연결될 수도 있다.

[0278] 전기적 상호 연결 부재(788)의 변형예가 어레이 연결부(794) 없이 구성될 수도 있다. 이러한 구성은 비접합부(792)의 각각의 도체가 일 단부는 나란형으로 배치된 부분(790)과 전기적으로 상호 연결된 상태로 유지되며 타 단부는 연결되지 않은 상태로 유지되는 "플라잉 리드(flying lead)"를 사용할 수도 있다. 이러한 비연결 구조의 플라잉 리드는, 예를 들어, 초음파 영상 촬영 어레이 상의 대응하는 도체에 개별적으로 접합될 수도 있다.

[0279] 이동 가능한 세장형 부재(예를 들어, 풀 와이어)가 초음파 영상 촬영 어레이의 편향을 야기하도록 채용되고 있는 본 명세서에 설명된 실시예에 있어서, 세장형 부재는 대체로 카테터 몸체의 일 측면을 따라 연장된다. 이러한 실시예의 일 변형예에 있어서, 세장형 부재는 세장형 부재의 제 1 부분이 카테터 몸체의 제 1 측면을 따라 배치되며 세장형 부재의 제 2 부분이 카테터 몸체의 제 2 측면을 따라 배치되도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 도 51A 및 도 51B에는 풀 와이어(130)와 풀 와이어 하우징(136)의 제 1 부분(798)이 카테터 몸체(118)의 제 1 측면을 따라 배치되며 풀 와이어와 풀 와이어 하우징의 제 2 부분(800)이 카테터 몸체(118)의 제 2 측면을 따

라 배치되는 도 6B의 실시예가 도시되어 있다. 도 6B의 다른 구성 요소는 전술한 바와 같으며, 이하에 추가로 설명되지는 않는다. 이러한 구성은 풀 와이어 하우징(136)과 풀 와이어(130)에 의해 카테터 몸체(118)에 인가 되는 비대칭 힘의 크기를 줄일 수도 있다(예를 들어, 카테터 배치 및/또는 작동 동안). 이에 따라, 선단부의 전개 동안 카테터를 유지할 수 있는 향상된 능력을 야기할 수도 있다.

[0280] 도 51A에는 풀 와이어(130)와 풀 와이어 하우징(136)의 제 1 부분(798)이 전이 섹션(802)에 의해 풀 와이어(130)와 풀 와이어 하우징(136)의 제 2 부분(800)에 연결되어 있는 실시예가 도시되어 있다. 전이 섹션(802)은 카테터 몸체(118)를 중심으로 나선상으로 권선된 풀 와이어(130)와 풀 와이어 하우징(136)의 섹션이다. 도 52A에는 풀 와이어(130)와 풀 와이어 하우징(136)의 제 1 부분(798)이 커플링(804)을 통해 제 2 풀 와이어(806)와 풀 와이어 하우징(136)의 제 2 부분(800)에 연결되어 있는 실시예가 도시되어 있다. 커플링(804)은 카테터 몸체(118)의 길이의 일부를 중심으로 원통형으로 배치될 수도 있으며, 풀 와이어(130, 806) 상에 부과되는 힘에 응답하여 카테터 몸체(118)의 길이의 해당 부분을 따라 활주하도록 작동 가능할 수도 있다. 제 2 풀 와이어(806)는 카테터 몸체(118)의 제 2 측면 상에 배치될 수도 있으며, 커플링(804)에 부착된다. 풀 와이어(130)는 또한, 커플링(804)에 부착된다. 조작자가 제 2 풀 와이어(806)를 가까이로 잡아당기는 경우, 커플링(804)이 가까이로 이동되며, 커플링(804)에 연결되어 있는 풀 와이어(130)가 또한 가까이로 잡아 당겨진다. 도 51A 및 도 51B에 도시된 양 풀 와이어 구성은 또한, 푸쉬 와이어로서 작동할 수도 있다.

[0281] 도 52A 및 도 52B에는 기재(850)와 나선형으로 권선된 전기적 상호 연결 부재(852)를 포함하는 카테터 몸체의 일부가 도시되어 있다. 기재(850)와 전기적 상호 연결 부재(852)는, 내부 관상 몸체가 전기적 상호 연결 부재(852)를 포함하는 실시예 및 외부 관상 몸체가 전기적 상호 연결 부재(852)를 포함하는 실시예를 포함하여, 본 명세서에 개시된 적절한 실시예로 합체될 수도 있다. 기재(850)는 전기적 상호 연결 부재(852)가 그 둘레에 권선되는 층이다. 예를 들어, 기재(850)는 도 5E의 실시예의 내부 타이 층(102)이다.

[0282] 다시 도 52A를 참조하면, 전기적 상호 연결 부재(852)는 폭(x)을 구비할 수도 있으며, 기재는 직경(D)을 구비할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(852)는 전기적 상호 연결 부재(852)의 연속 코일 사이에 간극(g)이 존재하도록 기재(850)의 둘레에 감겨질 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(852)는 각도(θ)로 권선되어, 카테터의 종방향 축선을 따라 전기적 상호 연결 부재(852)의 각각의 권취부의 길이(L)를 갖도록 형성될 수도 있다. 이에 따라, 상기 길이(L)는 아래와 같이 각도(θ)와 관련하여 나타내어질 수 있다.

[0283] [수학식 1]

$$L = x / \sin(\theta)$$

[0285] 또한, 각도(θ)는 아래와 같이 (D), (L) 및 (g)와 관련하여 나타내어질 수 있다.

[0286] [수학식 2]

$$\tan(\theta) = (\pi(D)) / (z(L+g))$$

[0288] 여기서, (z)는 기재(850)를 중심으로 권선된 특유의 전기적 상호 연결 부재(852)의 개수이다(도 52A 및 도 52B의 카테터에서, (z)=1). 특정 전기적 상호 연결 부재(852)의 경우, (x)가 공지되어 있다. 또한, 특정 기재(850)의 경우, (D)가 공지되어 있다. 또한, 특정 카테터의 경우, (z)와 (g)는 공지되어 있을 수도 있다. 이에 따라, 수학식 1과 수학식 2에는 두 개의 공지되지 않은 변수, (θ) 및 (L)이 포함될 수도 있다. 따라서, 값 (D), (z), (g) 및 (x)이 주어진 경우, (θ) 및 (L)이 결정될 수도 있다. 기재의 직경(D)이 0.130inch(3.3mm)인 예시적인 카테터에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(852)의 개수(z)는 1이었으며, 소망하는 간극(g)은 0.030inch(0.76mm)이었고, 전기적 상호 연결 부재(852)의 폭(x)은 0.189inch(4.8mm)이었으며, (θ)는 58°로 확인되었으며, (L)은 0.222inch(5.64mm)로 확인되었다.

[0289] 다시 도 52B를 참조하면, 주어진 카테터의 경우, 소망하는 최소 흔 반경(R)을 갖출 수도 있다. 카테터가 소망하는 최소 흔 반경(R)으로 휘어지는 경우 전기적 상호 연결 부재(852)의 후속 코일이 서로 중첩되지 않는 것을 보장하기 위하여, 간극(g)이 최소 간극(g_m)과 동일하거나 커야 한다. 최소 간극(g_m)은 카테터가 도 52B에 도시된 바와 같이 소망하는 최소 흔 반경(R)으로 휘어진 상태에서 전기적 상호 연결 부재(852)의 후속 코일이 서로 접촉하는 경우의 간극 크기이다. 소망하는 최소 흔 반경(R)은 아래에 기재된 바와 같이 길이(L) 및 최소 간극(g_m)으로 나타내어진다:

[0290] [수학식 3]

[0291] $(L+g_m)/L=R/(R-(D/2))$

[0292] 수학식 3에서 (L)의 값을 0.222inch(5.64mm)로 하고 (D)의 값을 0.130inch(3.3mm)로 하며, 소망하는 최소 흠 반경(R)이 1.0inch(25.4mm)인 경우, 산출 최소 간극(g_m)은 0.015inch(0.38mm)이다. 이에 따라, 상기 수학식 1 및 수학식 2에 사용된 0.030inch(0.76mm)의 간극(g)이 수학식 3에서의 1.0inch(25.4mm)의 흠 반경(R) 조건에서의 최소 간극(g_m) 0.015inch(0.38mm)보다 크다. 따라서, 0.030inch(0.76mm)의 간극(g)에 의하면, 카테터가 1.0inch(25.4mm)의 흠 반경(R)으로 휘어지는 경우 전기적 상호 연결 부재(852)의 후속 코일이 서로 접촉하지 않게 된다.

[0293] 도 53에는 두 개의 치수 변환기 어레이(868)와 전기적 상호 연결 부재(870)를 구비한 편향 가능한 부재(866)에 라이브 힌지(864)에 의해 연결되어 있는 카테터 몸체(862)를 포함하는 카테터(860)의 말단부가 도시되어 있다. 두 개의 치수 변환기 어레이(868)는 전기적 작동에 의해 방위각 및 양각 기준으로 3차원 영역을 가로질러 초음파 빔을 전자적으로 이동시킬 수 있는 2차원 행렬의 변환기 요소로 구성되어 있다. 2차원 어레이에는 어레이의 모터 구동식 이동 없이 3차원 체적부를 스캐닝할 수 있다. 라이브 힌지(864)는 카테터 몸체(862)의 내부 관상 몸체(872)에 지지 가능하게 상호 연결되어 있는 제 1 부분 또는 고정부(867)와, 편향 가능 부재(866)에 지지 가능하게 상호 연결되어 있는 제 2 부분 또는 지지부(865)를 구비한다. 라이브 힌지(864)는 또한, 힌지 라인(888)을 포함하며, 이 힌지 라인을 중심으로 제 2 부분(865)과 상호 연결된 편향 가능 부재(866)가 제 1 부분(867)에 대해 힌지식으로 선회 운동할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(870)는 가요성이며, 카테터 몸체(862)의 외부 관상 몸체(874)와 편향 가능 부재(866)에 사오공 연결되는 구속 부재로서 작용한다. 내부 관상 몸체(872)와 외부 관상 몸체(874) 사이의 선택적인 상대 운동에 의해 편향 가능 부재(866)가 예정된 방식으로 선택적으로 편향된다. 예를 들어, 외부 관상 몸체(874)에 대한 내부 관상 몸체(872)의 전진 이동 시에, 전기적 상호 연결 부재(870)에 의해 편향 가능 부재(866)에 힘이 전달된다. 도 53의 편향 가능 부재(866)는 전방 응시 위치로 편향된다. 멀티플렉싱(multiplexing)(및 그외 다른 기능)이 가능할 수도 있는 어레이 전기 회로 부재(876)가 두 개의 치수 변환기 어레이(868)와 전기적 상호 연결 부재(870) 사이에 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(870)는 플렉스보드 형태일 수도 있다. 편향 가능 부재(866)는 선택적인 케이싱(878)이나 선단부(가상선으로 도시됨) 내부에 배치되며 및/또는 둘러싸여 있을 수도 있다. 케이싱(878)은 편향 가능 부재(866)의 내부 구성 요소 위에 배치된 자주식 구성 요소일 수도 있으며, 또는 케이싱(878)이 편향 가능 부재(866)의 내부 구성 요소 위에 성형될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(870)는 편향 가능 부재(866)로부터 말단부로 이어지는 경로로 연장될 수도 있으며, 어레이 전기 회로 부재(876)로의 상호 연결을 위해 역방향으로 접힐 수도 있다.

[0294] 일 실시예에 있어서, 라이브 힌지는 오버몰딩 또는 유사한 기술에 의해 카테터 몸체에 부착될 수도 있다. 예를 들어, 라이브 힌지(864)의 제 1 부분(867)은 내부 관상 몸체(872)의 위에 오버몰딩될 수도 있다. 라이브 힌지(864)의 제 1 부분(867)의 기단면이 외부 관상 몸체(874)와 내부 관상 몸체(872)의 사이의 환형부용의 적어도 일부의 시일(seal)로서 기능할 수도 있다. 또한, 라이브 힌지(864)의 제 1 부분(867)의 기단면이 편향 가능 부재(866)의 편향을 제한하는 강성 정지부를 형성할 수도 있다(예를 들어, 편향 가능 부재(866)가 후방 응시 방향으로 편향되는 것을 방지할 수도 있다).

[0295] 도 54A 내지 도 54D에는 카테터(860)로부터 격리되어 있는 도 53의 라이브 힌지(864)와 유사한 라이브 힌지(882)가 도시되어 있다. 라이브 힌지(882)의 제 1 부분(884)이 내부 관상 몸체(872)와 같은 부재와 계면 접촉하도록 관상으로 형성된다. 변형예의 구성에 있어서, 제 1 부분(884)은 카테터 몸체의 말단부의 외벽 또는 카테터 몸체의 다른 적절한 부분과 계면 접촉하는 크기로 형성될 수도 있다. 제 1 부분(884)은 카테터 몸체의 일부가 제 1 부분(884)을 카테터 몸체에 고정하도록 제 1 부분(884)의 외면을 중심으로 감겨질 수도 있는 크기로 형성될 수도 있다. 제 1 부분(884)은 제 1 부분(884)이 부착되는 카테터 몸체의 루멘에 접근할 수도 있는 루멘(890)을 포함할 수도 있다.

[0296] 라이브 힌지(882)의 제 2 부분(886)이 반원형 형상일 수도 있으며, 도 53의 편향 가능 부재(866) 또는 다른 적절한 부재와 같은 편향 가능 부재와 계면 접촉하도록 구성될 수도 있다. 제 2 부분(886)은 적절한 방식으로 편향 가능 부재에 상호 연결될 수도 있는 단부 벽(892)을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 단부 벽(892)은 접착제, 용접부, 핀, 체결부 또는 그 조합을 사용하여 편향 가능 부재에 상호 연결될 수도 있다. 편향 가능 부재의 일부가 제 2 부분(886) 상에 또는 그 위에 오버몰딩되거나 성형될 수도 있다.

[0297] 제 2 부분(886)은 소망하는 흠 저항 레벨을 달성하면서도 소망하는 힌지 강도를 달성하기 위하여 힌지 라인(888)에서 인접한 영역의 예정된 두께로 목부가 형성될 수도 있다.

- [0298] 라이브 힌지(882)는 라이브 힌지(882)의 외면을 따라 배치되는 평평한 영역(894)을 포함할 수도 있다. 평평한 영역(894)은 편향 가능 부재의 전기적 구성 요소에 카테터 몸체의 전기 도체를 연결할 수도 있는 플렉스보드 또는 다른 전기적 상호 연결 부재를 수용하는 크기로 형성될 수도 있다. 라이브 힌지(882)는 편향 가능 부재가 편향되는 경우 전기적 상호 연결 부재가 맞대어 접촉할 수 있는 날카로운 가장자리를 나타내지 않으면서 전기적 상호 연결 부재가 부착 편향 가능 부재 내부로 통과하도록 하기 위한 간격을 허용할 수도 있는 램프(ramp)(896)를 포함할 수도 있다.
- [0299] 도 55에는 힌지형 지지부(900)가 도시되어 있다. 힌지형 지지부(900)는 라이브 힌지부(902)와 지지부(908)를 포함한다. 라이브 힌지부(902)는 라이브 힌지(882, 864)와 관련하여 전술한 바와 유사한 방식으로 구성될 수도 있다. 이와 관련하여, 라이브 힌지부(902)는 카테터 몸체에 상호 연결되기 위한, 제 1 부분(884, 867)과 유사한 제 1 부분(904)을 포함할 수도 있다. 또한, 라이브 힌지부(902)는 지지부(908)에 상호 연결되기 위한, 제 2 부분(886, 865)과 유사한 제 2 부분(906)을 포함할 수도 있다. 제 1 부분(904)은 카테터 도입 및 회수를 돋기 위한 테이퍼형 부분(905) 또는 유사한 구성을 포함할 수도 있다. 힌지형 지지부(900)는 힌지 라인(910)을 포함할 수도 있으며, 이 힌지 라인을 중심으로 제 2 부분(906) 및 상호 연결 지지부(908)가 제 1 부분(904)에 대해 힌지식으로 선화될 수도 있다. 힌지형 지지부(900)는 단일체형 성형품일 수도 있으며, 또는 두 개 이상의 개별 조각이 조립되어 형성될 수도 있다. 예를 들어, 힌지형 지지부(900)는 지지부(908)를 라이브 힌지부(902)에 상호 연결함으로써 구성될 수도 있다.
- [0300] 지지부(908)는 변환기 어레이 또는 다른 적절한 장치에 맞는 크기로 형성될 수도 있는 크래들 구역(912)을 포함할 수도 있다. 도시된 바와 같이, 지지부(908)는 1차원 또는 2차원 변환기 어레이와 같은 정지 장치(제 2 부분(906)에 대한)용으로 구성된다. 크래들 구역(912)은 전기적 상호 연결 부재(도시하지 않음)의 휠 반경을 유지하며, 스트레인 릴리프를 제공하고, 및/또는 주름 발생을 방지하는 것을 돋기 위한 하나 이상의 원형 요소를 구비할 수도 있는 원형부(914)를 포함할 수도 있다. 크래들 구역(912)은 장치에 연결된 전기적 상호 연결 부재가 크래들 구역(912)의 바닥을 통과하여 제 1 부분(904)에 상호 연결된 카테터 몸체와 상호 연결되도록 할 수 있는 관통 통로(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 이러한 관통 통로는 크래들 구역(912)의 기단부에 가까이 배치될 수도 있다.
- [0301] 선단부 또는 케이싱(916)은 지지부(908)의 위에서 활주 이동하도록 작동 가능할 수도 있다. 케이싱(916)은, 예를 들어, 폴리에테르 블록 아미드(PEBAX[®]), 폴리우레탄, LDPE, 폴리메틸펜탄(TPX), 또는 나일론으로 이루어진 성형품일 수도 있다. 케이싱(916)은 케이싱(916)이 지지부(908)에 설치됨에 따라 지지부(908) 상의 대응 돌출부(92)를 따라 배치될 수도 있는 슬롯(918)을 구비할 수도 있다. 케이싱(916)은 힌지형 지지부(900)가 부착되는 카테터의 배치를 돋기 위한 가이드 와이어용으로 사용될 수도 있는 관통 홀(922)을 포함할 수도 있다. 케이싱(916)이 지지부(908) 상에 배치되고 나면, 에폭시 또는 다른 유사한 접착 재료가 케이싱(916)의 내부로 주입되어 케이싱(916)의 내부를 채운 다음 케이싱(916)과 변환기 어레이 표면 사이에 존재할 수도 있는 기포를 분출시키도록 사용될 수도 있다. 에폭시 또는 유사한 접착 재료는 또한, 어레이와 케이싱을 음향적으로 결합하는 역할을 할 수도 있다. 슬롯(918)에 의해 기포가 케이싱(916)의 내부로부터 배출될 수 있다. 에폭시 또는 다른 유사한 재료가 접근 포트(924)를 통해 케이싱(916)의 내부로 주입될 수도 있다.
- [0302] 도 56A 내지 도 56C에는 카테터 몸체(936)의 말단부(934)와 편향 가능 부재(938)의 사이에 배치되는 중앙으로 위치한 리빙 힌지(932)를 포함하는 카테터(930)의 일 실시예가 도시되어 있다. 편향 가능 부재(938)는 편향 가능 부재(938)에 가까이 배치되는 평면 또는 체적부(940)(개략적으로 나타내어짐)의 영상을 활영할 수 있는 변환기 어레이(예를 들어, 1차원 어레이, 2차원 어레이)를 포함할 수도 있다.
- [0303] 도 56B 및 도 56C에 도시된 바와 같이, 편향 가능 부재(938)는 적어도 총 200°의 운동 범위를 가질 수도 있다. 도 56B에는 정렬 위치(도 56A)로부터 대략 +100°의 각도로 선화되는 편향 가능 부재(938)가 도시되어 있으며, 도 56C에는 정렬 위치로부터 대략 -100°의 각도로 선화되는 편향 가능 부재(938)가 도시되어 있다. 이러한 운동 범위는 내부 관(944)에 대해 상대적으로 카테터 몸체(936)의 외부 관(942)을 배치함으로써 달성된다. 테더(946)가 외부 관(942)과 편향 가능 부재(938)에 상호 연결된다. 테더는 테더의 일부(6408)가 말단부(6402)에 가까이 유지되도록 구속 부재(937)에 의해 구속될 수도 있다.
- [0304] 이에 따라, 외부 관(942)이 도 56B에 도시된 바와 같이 내부 관(944)에 대해 가까이로 이동되는 경우, 테더(946)는 편향 가능 부재(938)를 가까이로 잡아 당겨, 양의 방향으로 선화된다. 유사하게, 외부 관(942)이 도

56C에 도시된 바와 같이 내부 관(944)에 대해 원거리로 이동되는 경우, 테더(946)는 편향 가능 부재(938)를 원거리로 밀어, 음의 방향으로 선회된다. 테더(946)는 편향 가능 부재(938)를 음의 방향으로 밀어내기에 적절한 강성을 갖추어야 한다. 일반적으로 편향 가능 부재가 적어도 부분적으로 전방을 응시하도록(예를 들어, 편향 가능 부재 내부의 초음파 변환기 어레이가 전방을 향하도록) 이동되는 경우의 회전을 설명하기 위해 양의 값이 사용되며, 편향 가능 부재가 적어도 부분적으로 후방을 응시하도록 이동되는 경우의 회전을 설명하기 위해 음의 값이 사용된다. 테더(946)는 가요성 푸쉬 바, 예를 들어, 탐침이나 형상 기억 재료와 같은 소망하는 형상을 취하기 위해 적절한 가요성 및 구성으로 형성될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 테더(946)는 또한 편향 가능 부재(938)를 카테터 몸체(936)에 전기적으로 상호 연결하는 역할을 하는 플렉스보드 또는 다른 전기적 상호 연결 부재일 수도 있다. 이러한 일 구성에서, 플렉스보드는 적당한 강성을 달성하도록 보강 처리될 수도 있다.

[0305] 일 변형예에 있어서, 카테터 몸체(936)는 단일 관으로 구성될 수도 있으며, 테더(946)는 카테터(930)의 사용자에 의해 작동되는 푸쉬/풀 와이어일 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 사용자는 푸쉬/풀 와이어를 잡아당겨 편향 가능 부재(938)를 도 56B에 도시된 바와 같은 양의 방향으로 잡아당기며, 푸쉬/풀 와이어를 밀어 편향 가능 부재(938)를 도 56C에 도시된 바와 같은 음의 방향으로 밀어낸다.

[0306] 도 56D에는 카테터(930)의 일 변형예의 카테터(950)가 도시되어 있다. 카테터(950)는 편향 가능 부재(958)와 카테터 몸체(956)의 말단부(954)의 사이에 배치되는 중앙으로 위치한 리빙 힌지(952)를 포함한다. 편향 가능 부재(958)는 편향 가능 부재(958)의 가까이 배치되는 평면 또는 체적부(962)(개략적으로 나타냄)의 영상을 촬영할 수 있는 변환기 어레이(960)(예를 들어, 1차원 또는 2차원 어레이)를 포함할 수도 있다.

[0307] 카테터(950)는 카테터(930)에 대하여 도시된 바와 비교 가능한 총 운동 범위를 나타낼 수도 있다(예를 들어, 적어도 200°). 카테터(950)는 편향 가능 부재(958)를 편향시키도록 사용될 수도 있는 제 1 작동 부재(964)와 제 2 작동 부재(966)를 포함할 수도 있다. 제 1 및 제 2 작동 부재(964, 966)는 와이어 형태일 수도 있다. 제 1 및 제 2 작동 부재(964, 966)는 카테터 몸체(956)의 길이를 따라, 카테터(950)를 조작하는 사용자가 편향 가능 부재(958)의 편향을 제어하기 위해 작동 부재(964, 966)를 선택적으로 잡아당길 수도 있는 일 지점으로 연장할 수도 있다.

[0308] 제 1 작동 부재(964)는 변환기 어레이(960)의 전면의 반대쪽의 편향 가능 부재(958)의 측면 상에 위치한 제 1 앵커 지점(968)에서 편향 가능 부재(958)에 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 제 1 작동 부재(964)를 잡아당길 경우 편향 가능 부재(958)가 양의 방향(도 56B에 도시된 바와 같은 상방)으로 회전될 수도 있다. 제 2 작동 부재(966)는 변환기 어레이(960)의 전면과 동일한 편향 가능 부재(958)의 측면 상에 위치한 제 2 앵커 지점(970)에서 편향 가능 부재(958)에 고정될 수도 있다. 제 2 작동 부재(966)를 잡아당길 경우 편향 가능 부재(958)가 음의 방향(도 56D에 도시된 바와 같은 하방)으로 회전될 수도 있다.

[0309] 전기적 상호 연결 부재(972)는 중앙으로 위치한 리빙 힌지(952)를 통과할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(972)는, 예를 들어, 플렉스보드를 포함할 수도 있다.

[0310] 도 57에는 외부 관상 몸체(978)와 내부 관상 몸체(976)를 포함하는 카테터(974)가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(976)에는 라이브 힌지(882)와 유사한 라이브 힌지(982)가 부착된다. 라이브 힌지(932)에는 편향 가능 부재(980)가 부착된다. 편향 가능 부재(980)는 편향 가능 부재(958)의 가까이 배치되는 평면 또는 체적부(984)(개략적으로 나타냄)의 영상을 촬영할 수 있는 변환기 어레이(예를 들어, 1차원 또는 2차원 어레이)를 포함할 수도 있다.

[0311] 카테터(974)는 관 테더(986)를 추가로 포함할 수도 있다. 관 테더(986)는, 라이브 힌지(982)의 힌지 라인(990)에 가까운 관 테더(986)의 영역(992)이 관상이 아니며 테더로서 작용할 수도 있도록 부분(988)이 제거된 수축 관(예를 들어, 플루오로화 에틸렌 프로필렌(FEP) 수축관) 또는 다른 접합 가능한 관일 수도 있다. 관 테더(986)는 외부 관상 몸체(978)의 말단부의 영역(994)에서 외부 관상 몸체(978)에 고정되어, 열의 인가시에 수축 관이 수축되도록 하거나, 접착제 도포 시에 외부 관상 몸체(978)에 고정된다. 또한, 관 테더(986)는 영역(996)에서 편향 가능 부재(980)에 고정될 수도 있어, 열의 인가 시에 수축관이 수축되거나, 접착제 도포 시에 편향 가능 부재(980)에 고정된다.

[0312] 도 57의 위치로부터 전방 응시 위치로 편향 가능 부재(980)를 편향(예를 들어, 편향 가능 부재(980)를 도 57에 도시된 바와 같이 상방으로 편향)시키기 위하여, 내부 관상 몸체(976)이 외부 관상 몸체(978)에 대해 전진 이동(예를 들어, 도 57에 도시된 바와 같이 우측으로의 이동)될 수도 있다. 편향 가능 부재(980)가 관 테더(986)의 영역(992)에 의해 외부 관상 몸체(978)에 대해 테더 연결됨으로 인해, 상기 전진 이동을 통해 편향 가능 부재

(980)가 적어도 부분적으로 전방 응시 위치로 회전될 수도 있다. 유사하게, 판 테더(986)의 영역(992)이 적절한 강성을 갖는 경우, 내부 관상 몸체(976)가 외부 관상 몸체(978)에 대해 도 57에 도시된 위치로부터 후진 이동되어 편향 가능 부재(980)가 적어도 부분적으로 후방 응시 위치로 회전(예를 들어, 도 57에 도시된 바와 같은 하방으로)될 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기적 상호 연결 방안이 도 57의 카테터(974)와 사용될 수도 있다.

[0313] 당 업계의 숙련자라면 전술한 실시예의 추가적인 수정 및 확대가 가능함을 알 수 있을 것이다. 이러한 수정 및 확대는 아래의 특허청구범위에 정의된 바와 같은 본 발명의 범위 이내에 속하는 것이다.

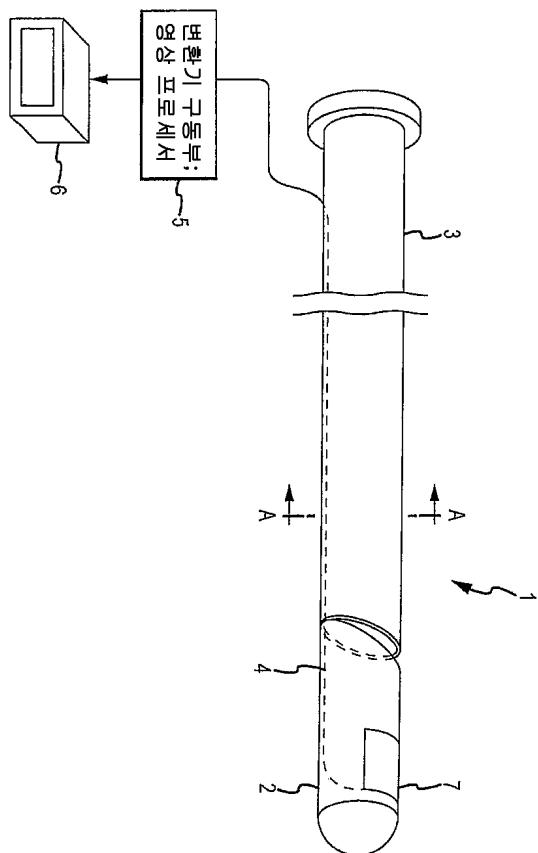
부호의 설명

[0314]

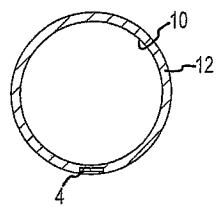
1 : 카테터 몸체	2 : 말단부
3 : 기단부	4 : 전도성 와이어
5 : 영상 프로세서	7 : 초음파 변환기 어레이
9 : 조종 가능한 세그먼트	10 : 루멘
11 : 개입 장치	12 : 카테터 벽부

도면

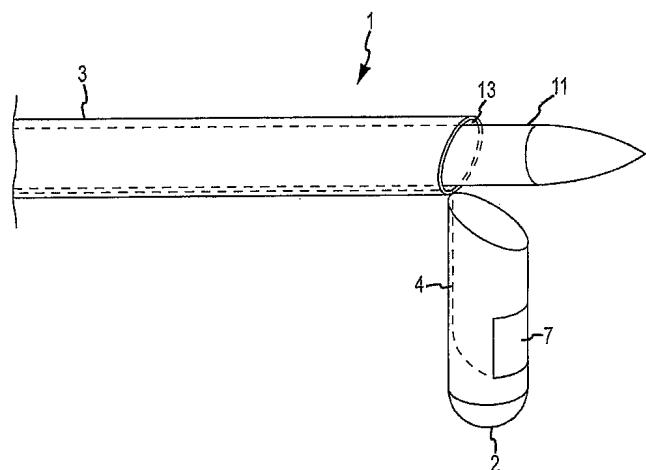
도면1



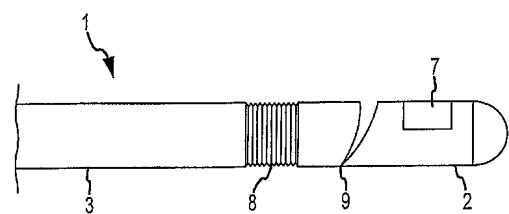
도면2a



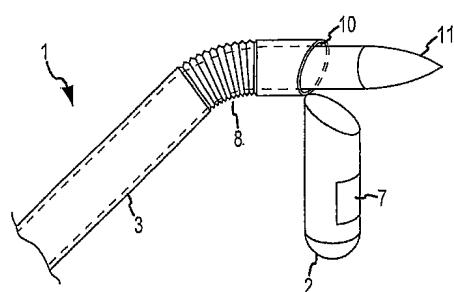
도면2b



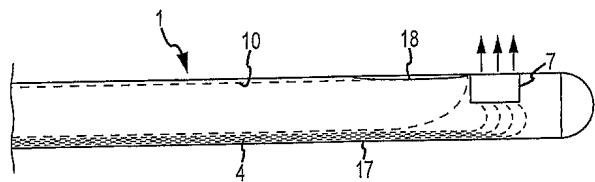
도면2c



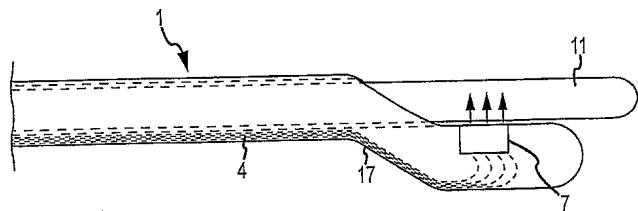
도면2d



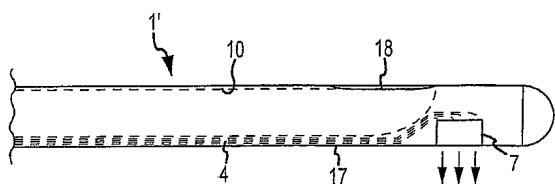
도면3a



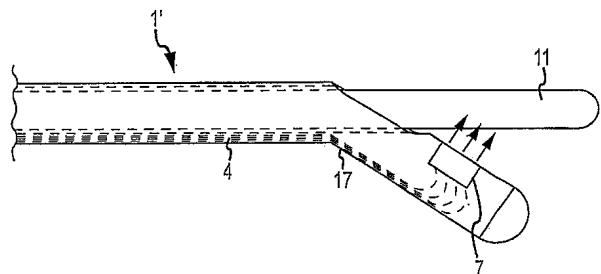
도면3b



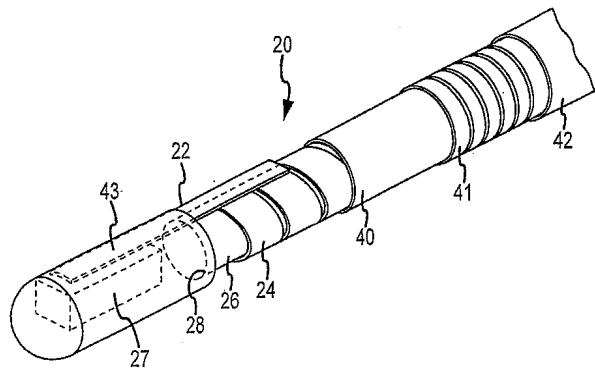
도면3c



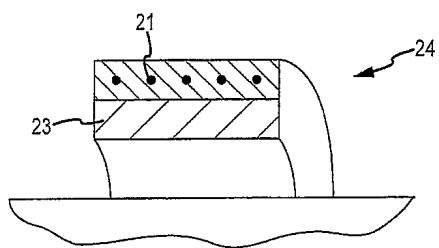
도면3d



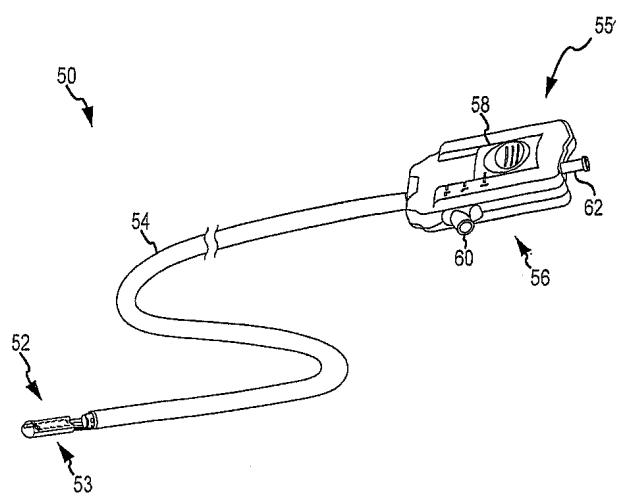
도면4a



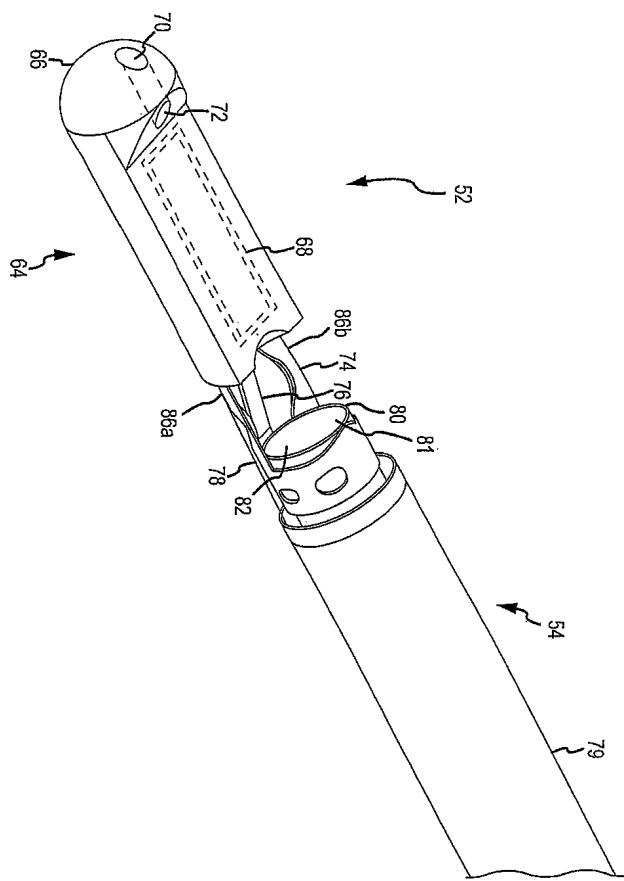
도면4b



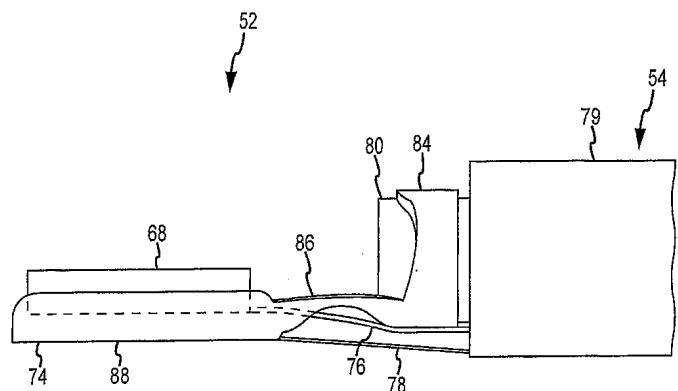
도면5a



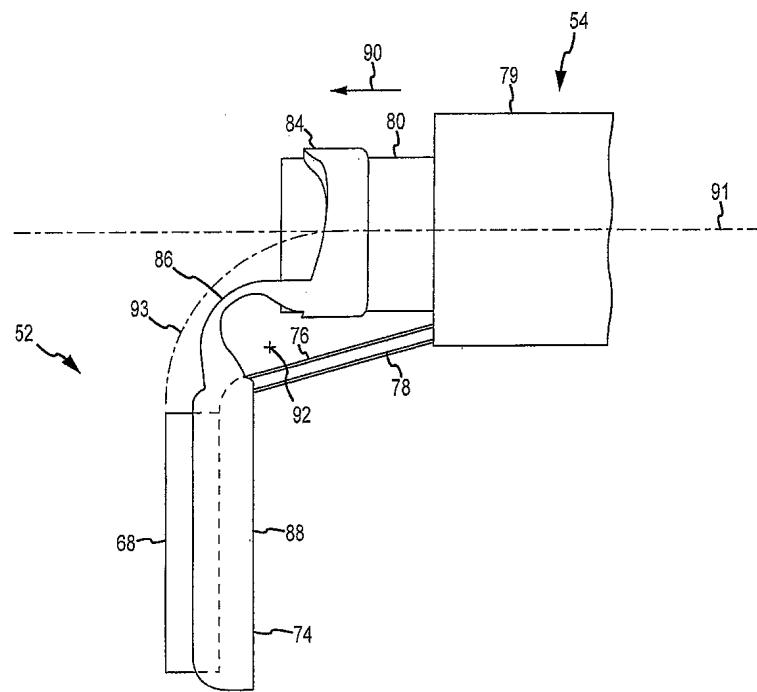
도면5b



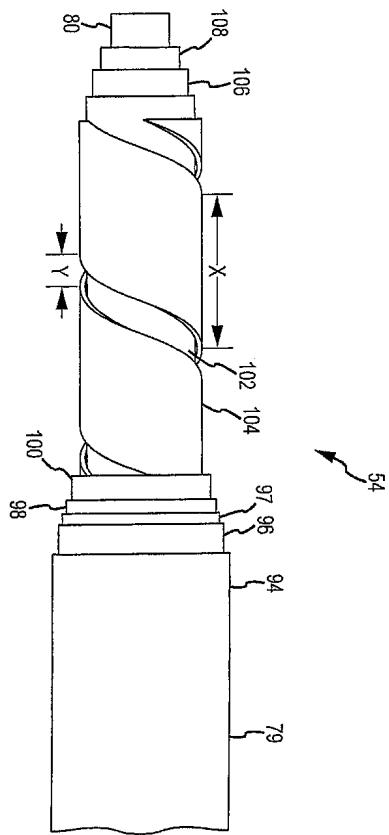
도면5c



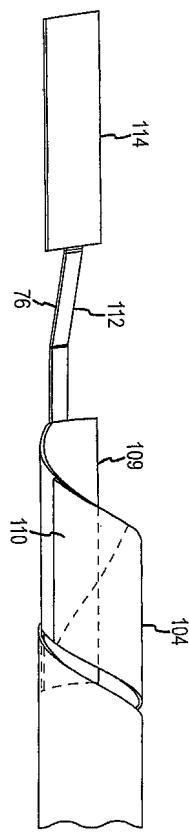
도면5d



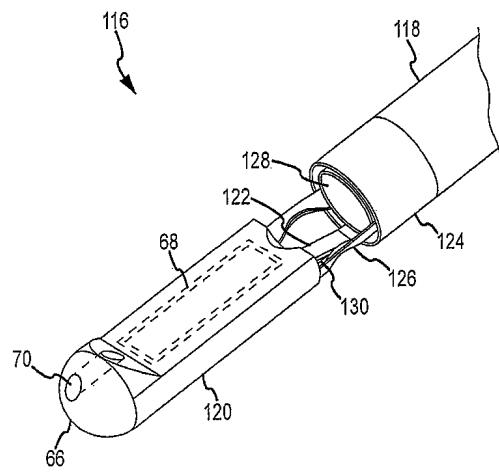
도면5e



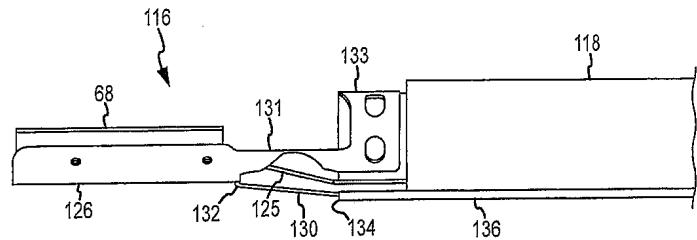
도면5f



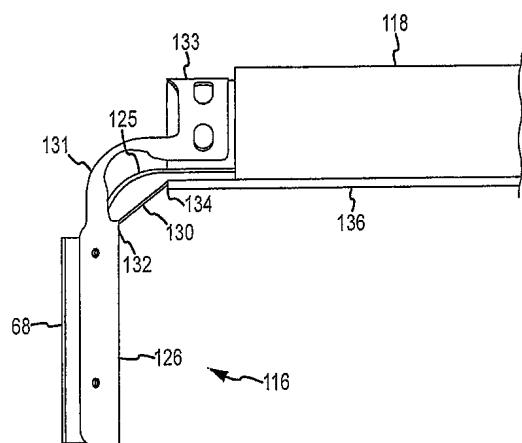
도면6a



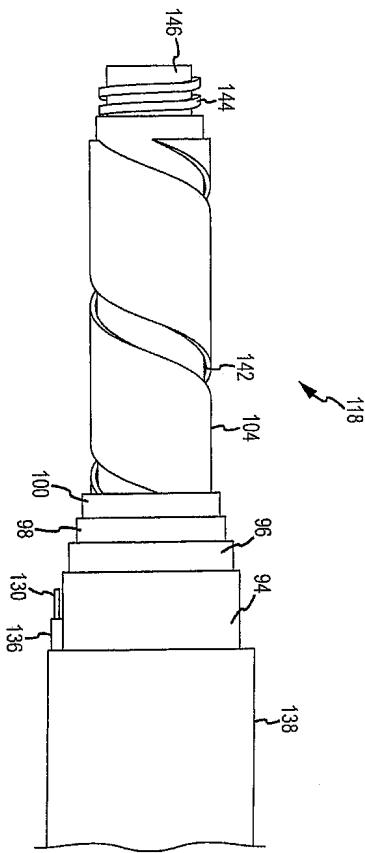
도면6b



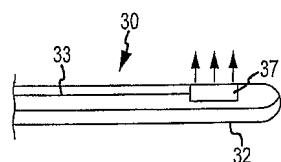
도면6c



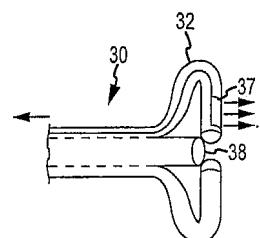
도면6d



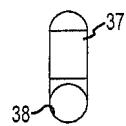
도면7a



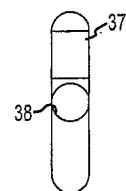
도면7b



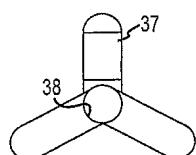
도면8a



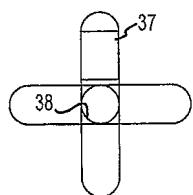
도면8b



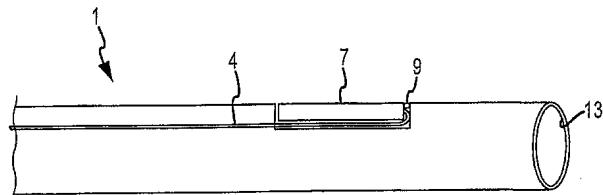
도면8c



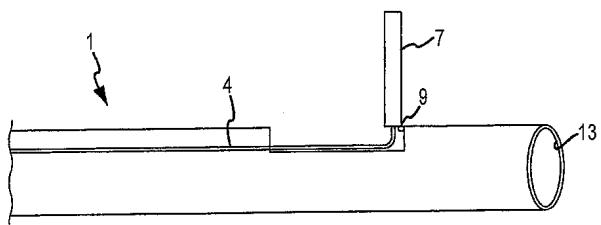
도면8d



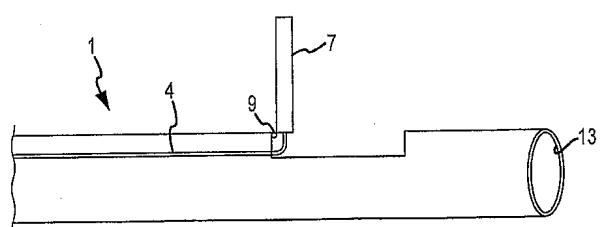
도면9a



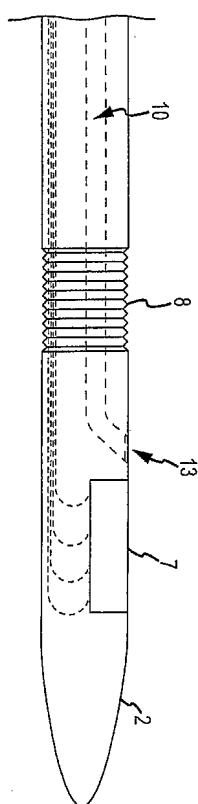
도면9b



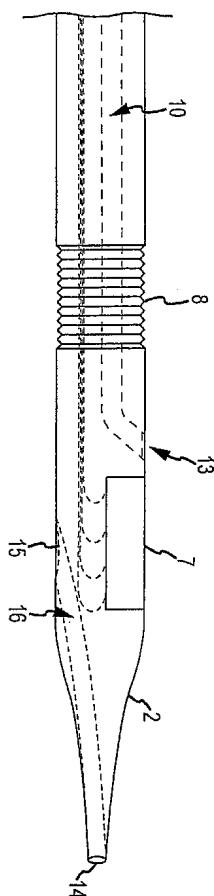
도면9c



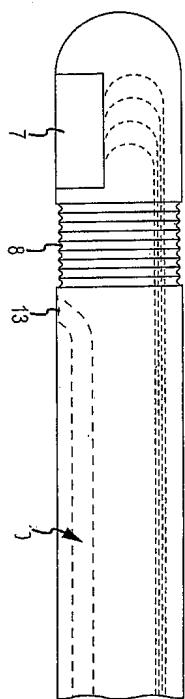
도면10a



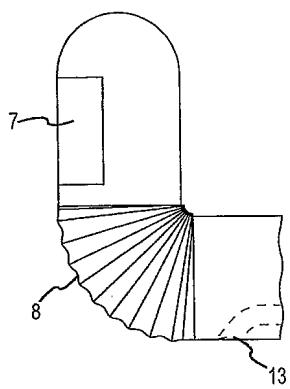
도면10b



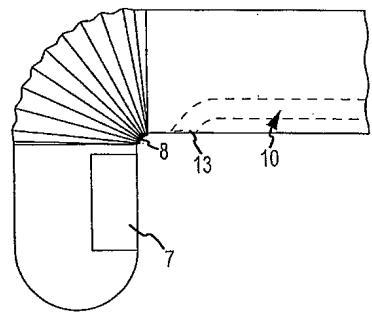
도면11a



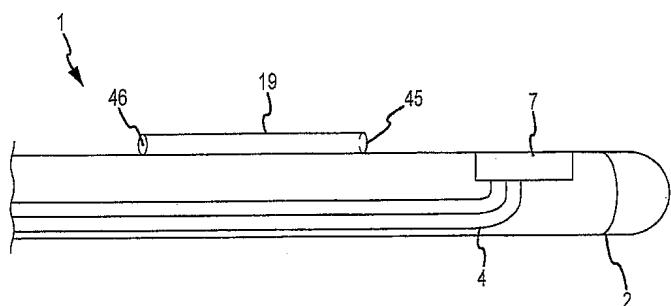
도면11b



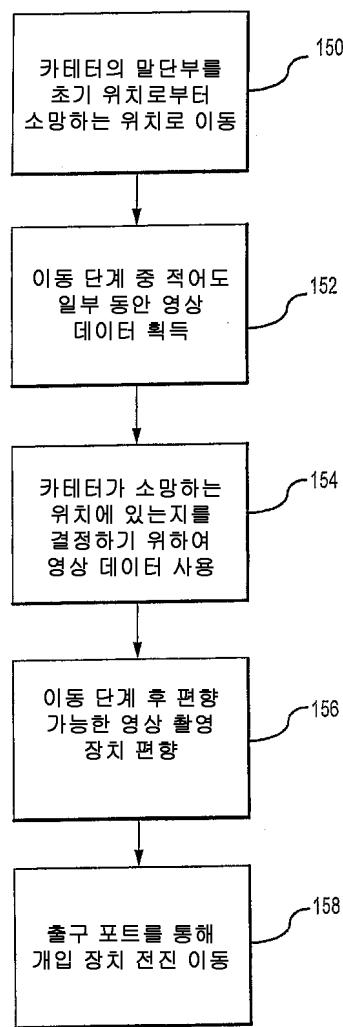
도면11c



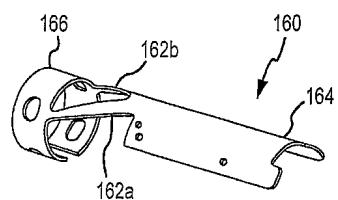
도면12



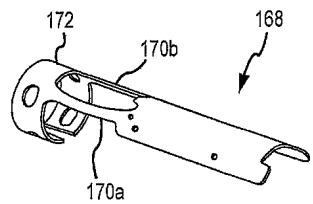
도면13



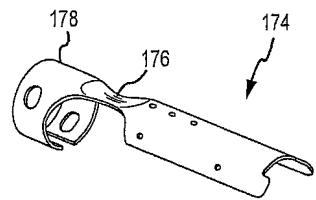
도면14a



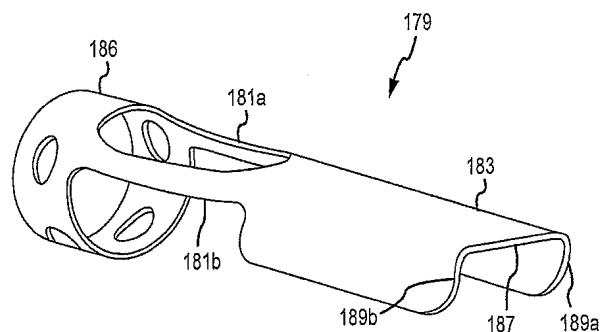
도면14b



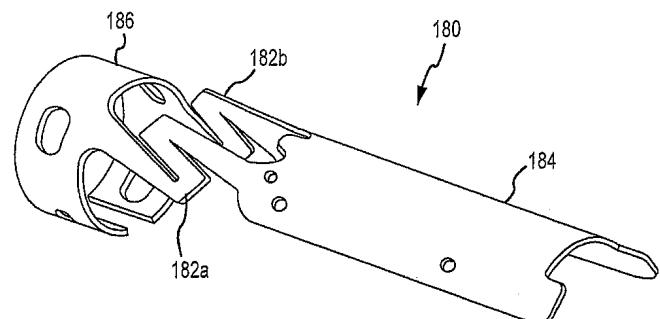
도면14c



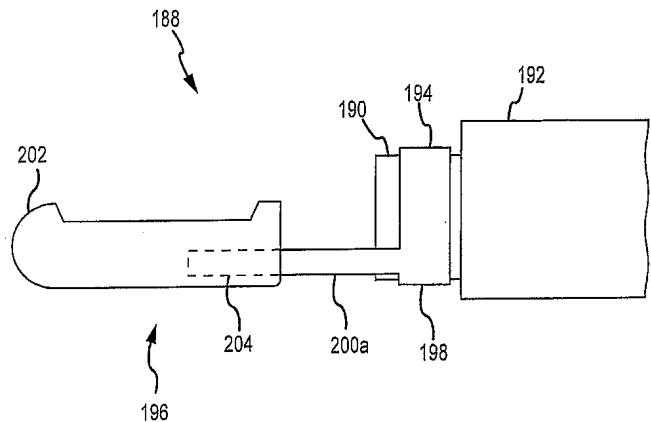
도면14d



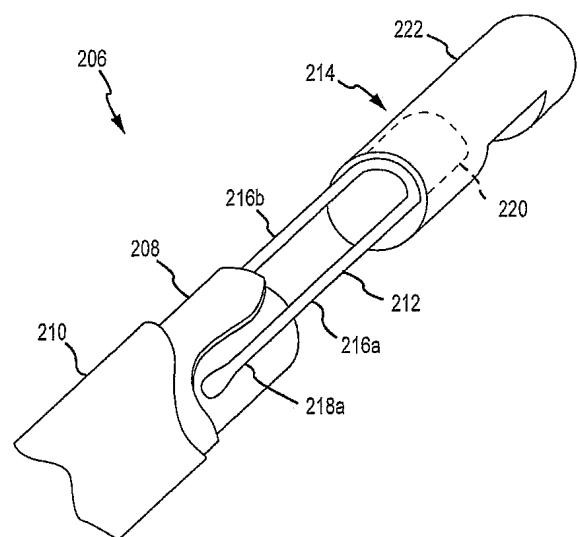
도면15



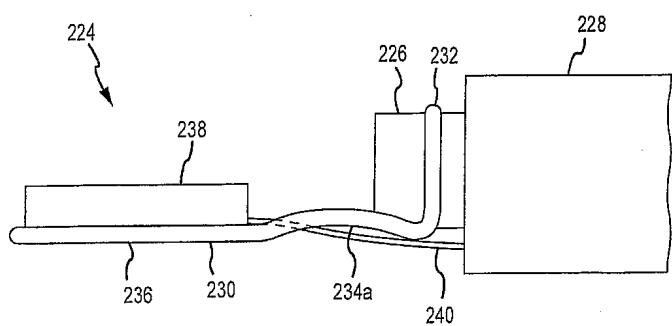
도면16



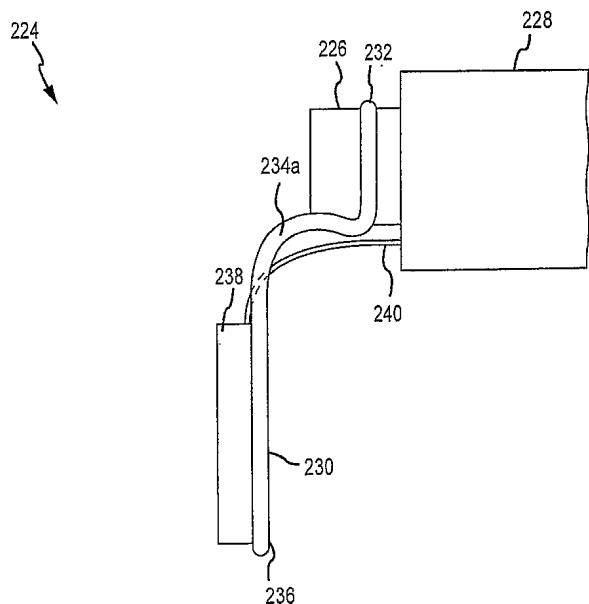
도면17



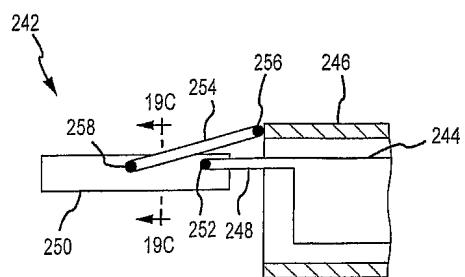
도면18a



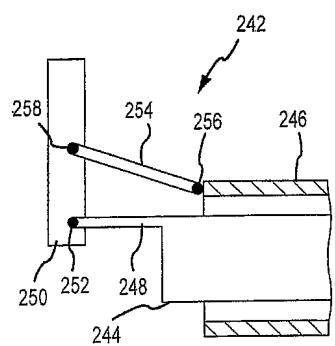
도면18b



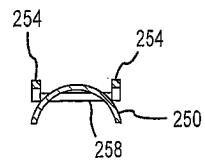
도면19a



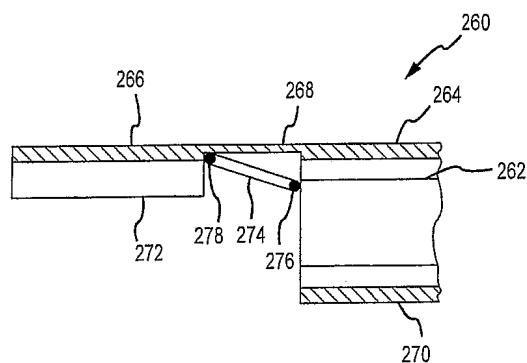
도면19b



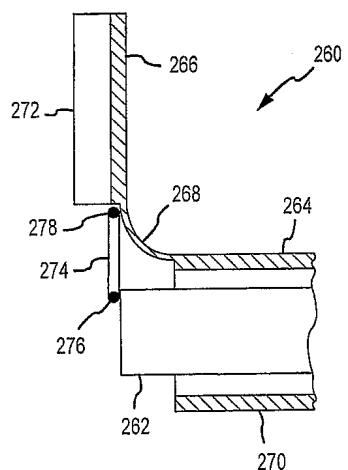
도면19c



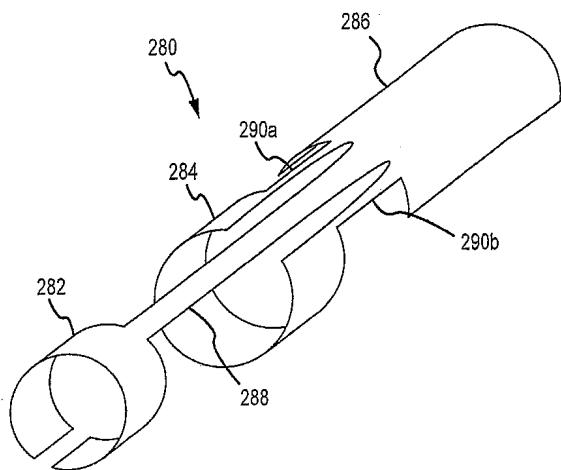
도면20a



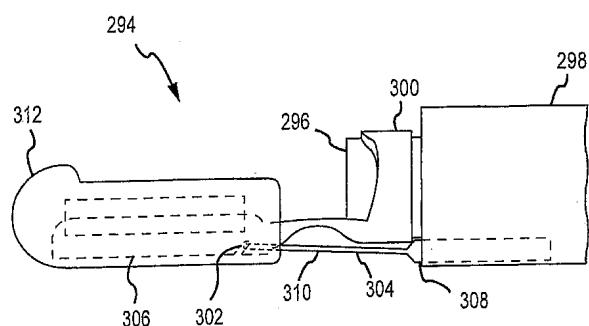
도면20b



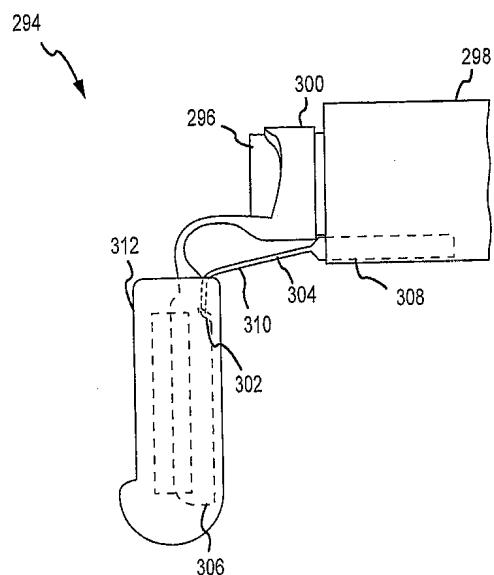
도면21



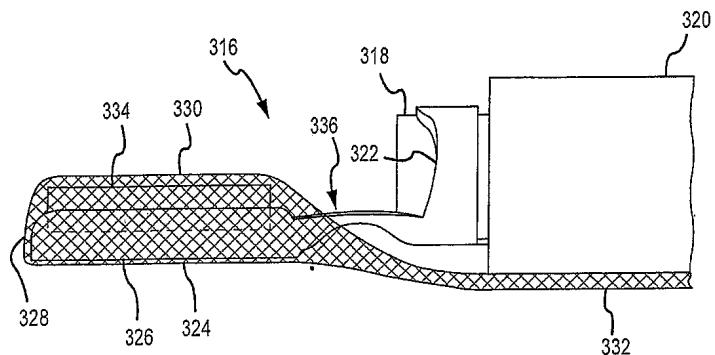
도면22a



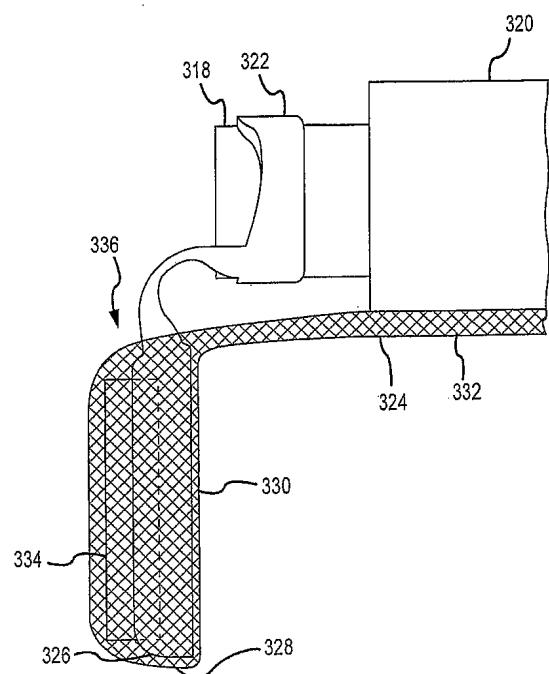
도면22b



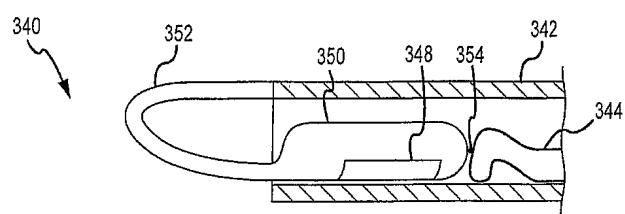
도면23a



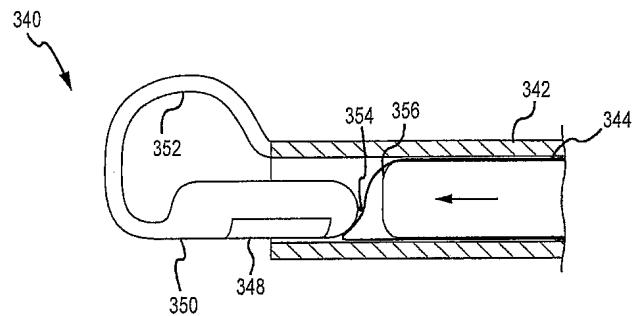
도면23b



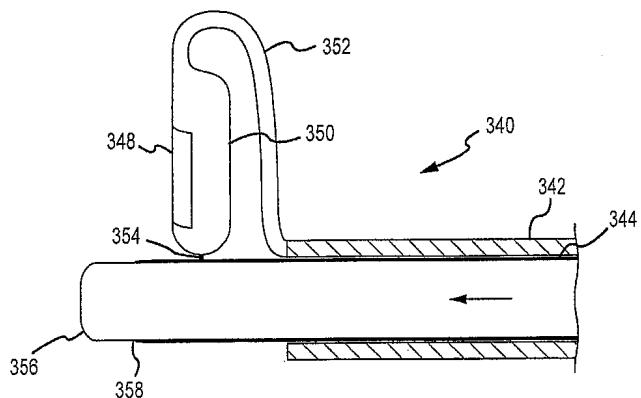
도면24a



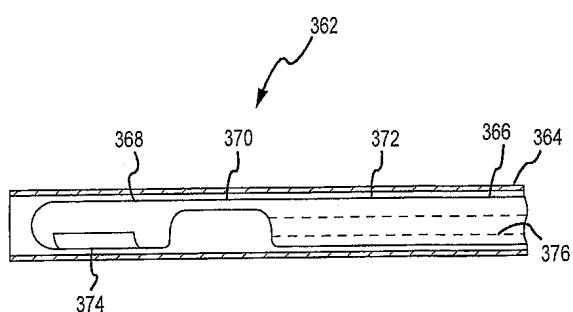
도면24b



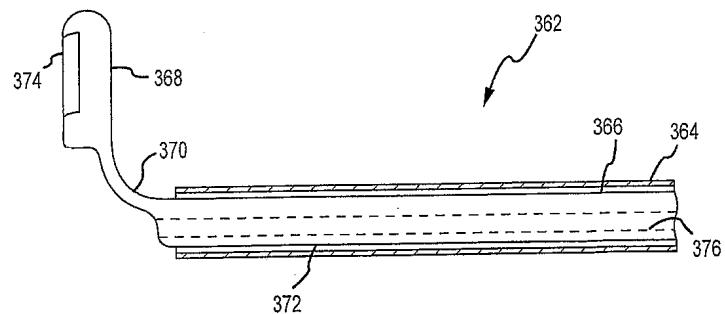
도면24c



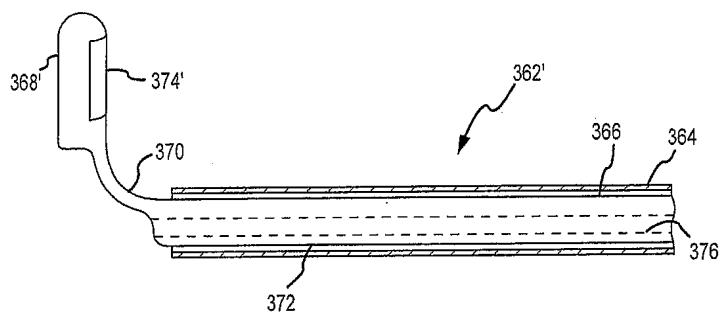
도면25a



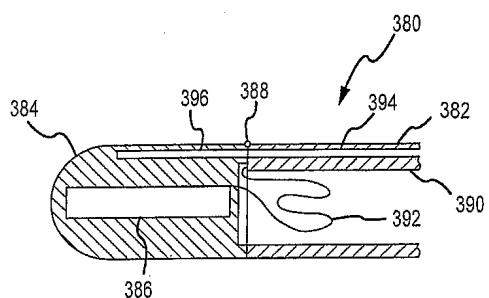
도면25b



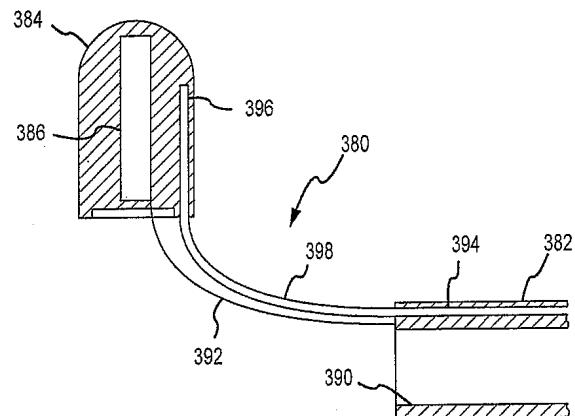
도면25c



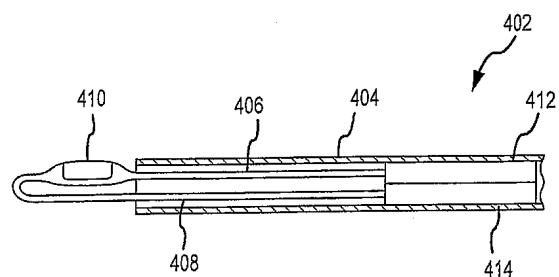
도면26a



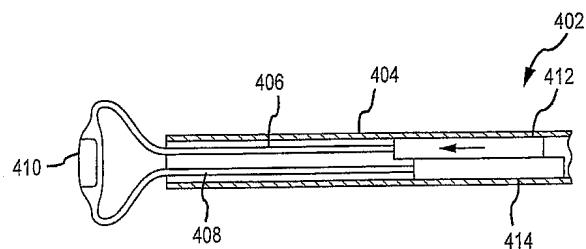
도면26b



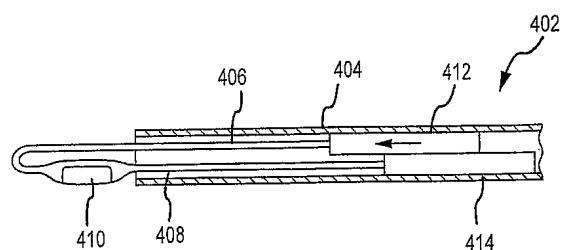
도면27a



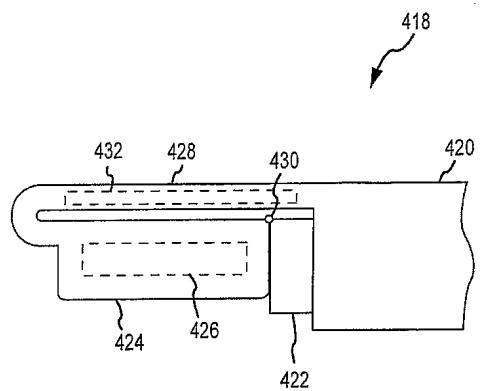
도면27b



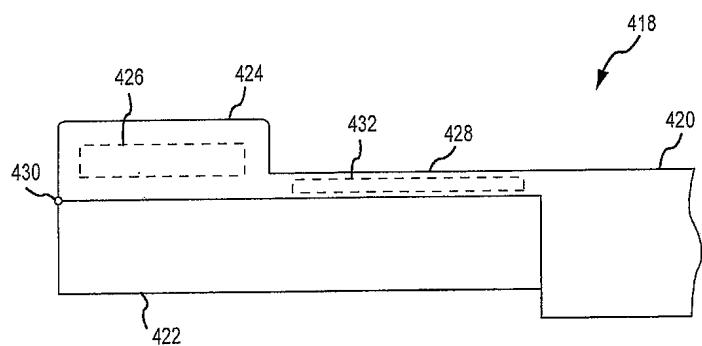
도면27c



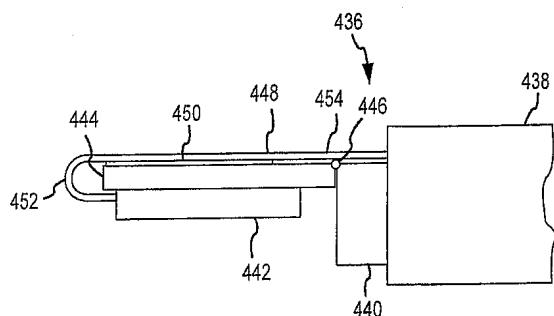
도면28a



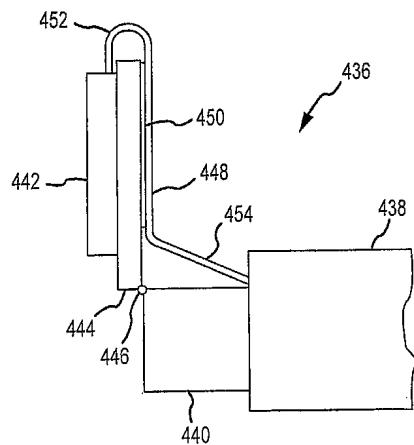
도면28b



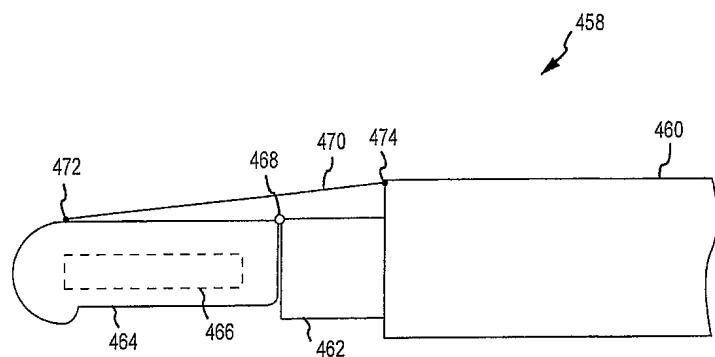
도면29a



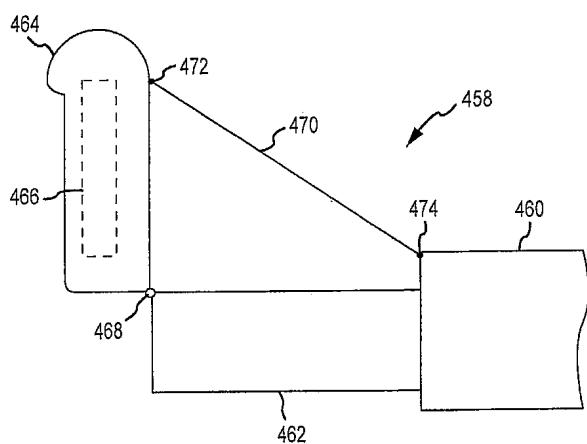
도면29b



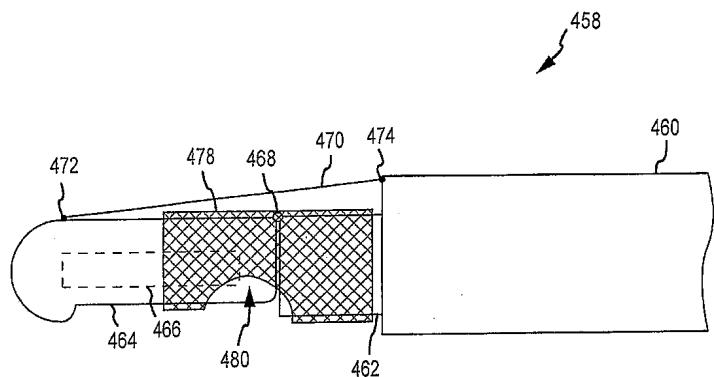
도면30a



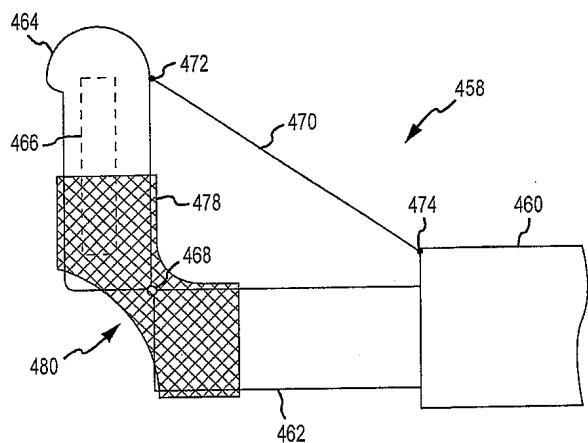
도면30b



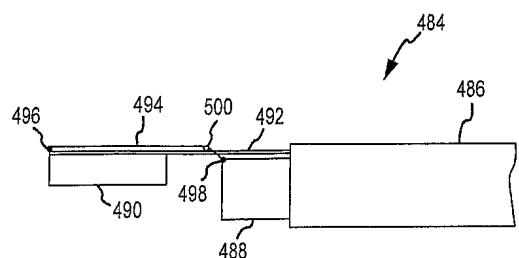
도면31a



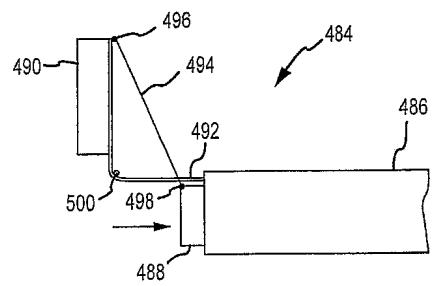
도면31b



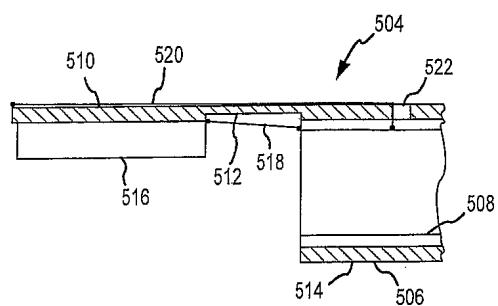
도면32a



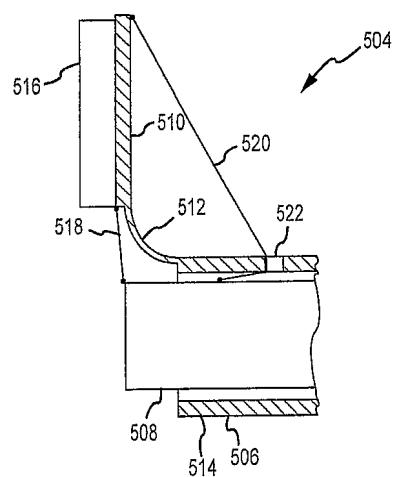
도면32b



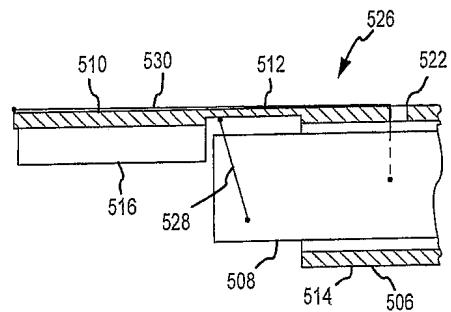
도면33a



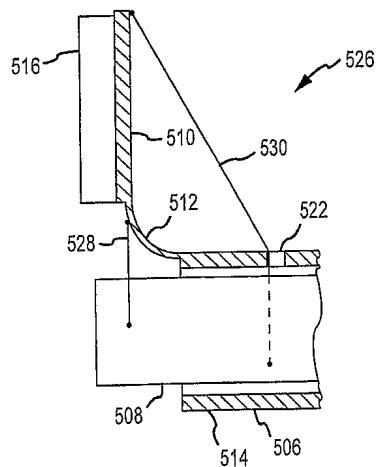
도면33b



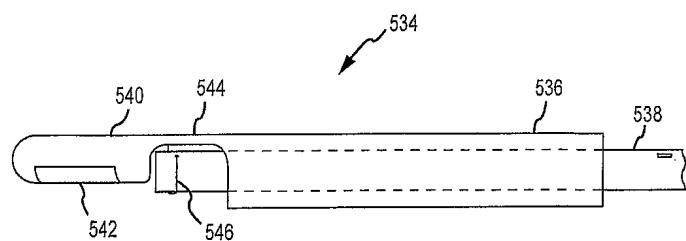
도면34a



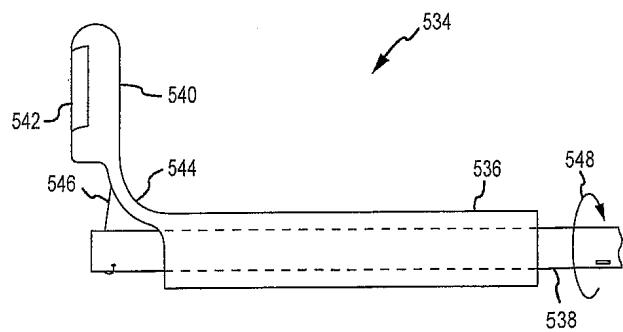
도면34b



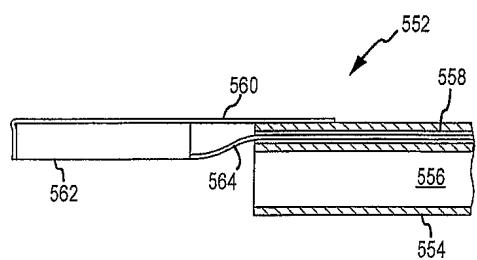
도면35a



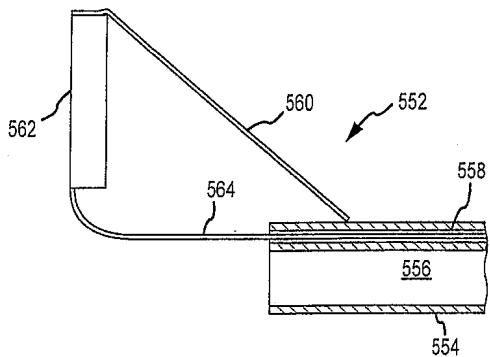
도면35b



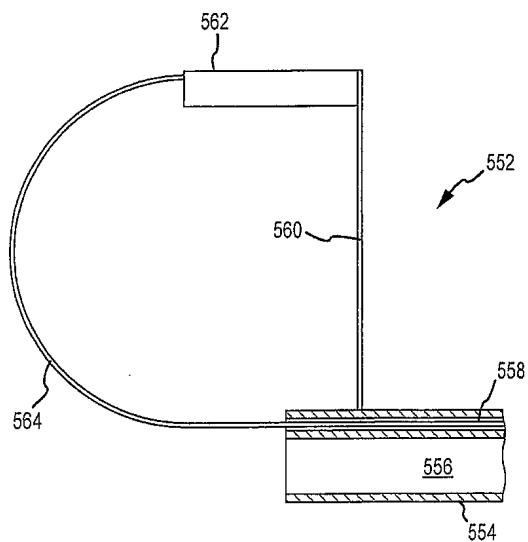
도면36a



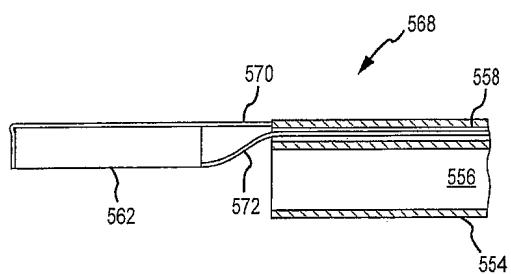
도면36b



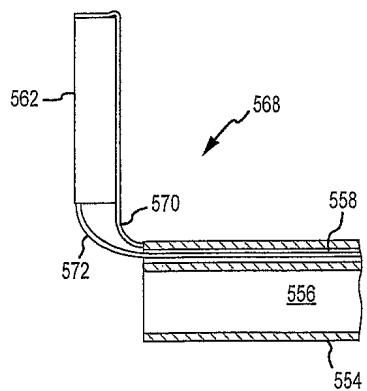
도면36c



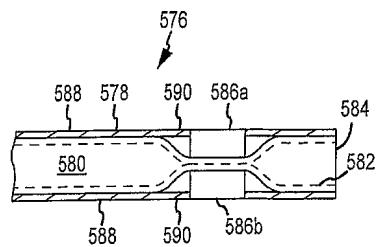
도면37a



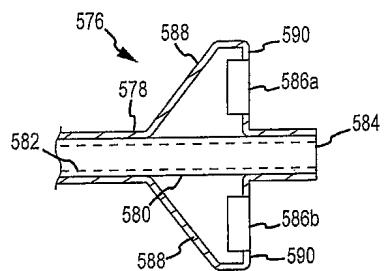
도면37b



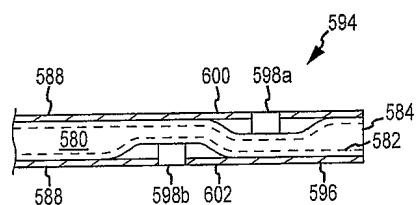
도면38a



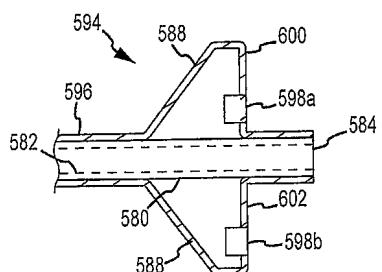
도면38b



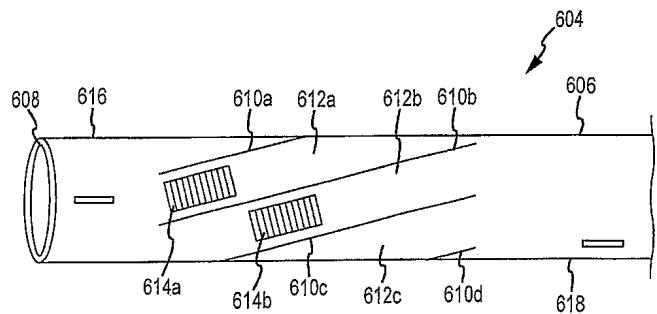
도면39a



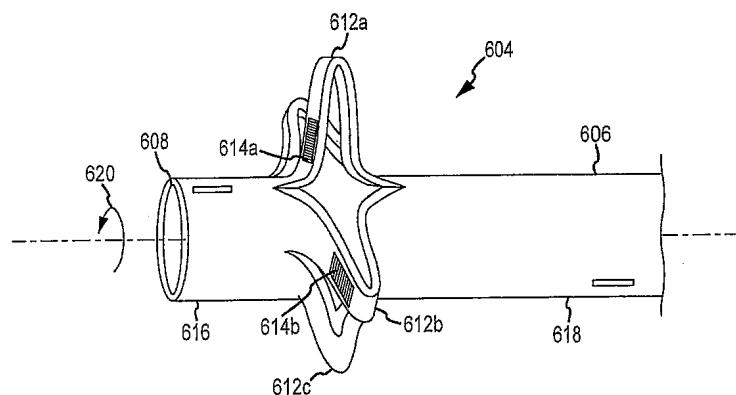
도면39b



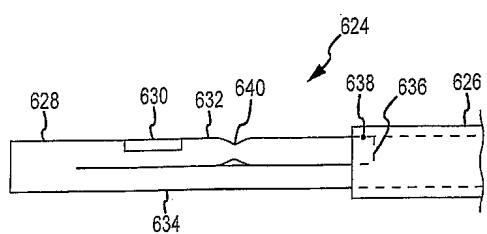
도면40a



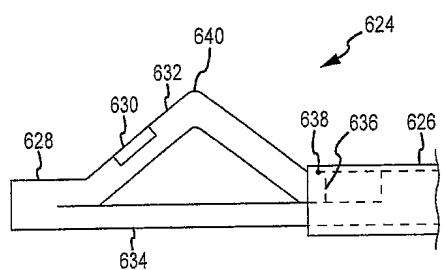
도면40b



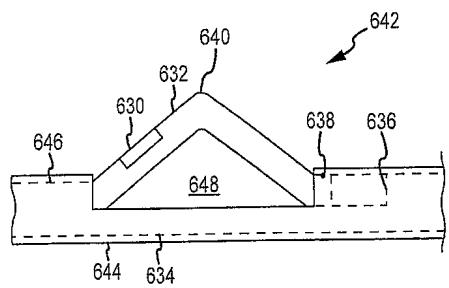
도면41a



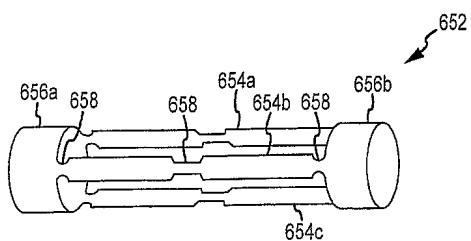
도면41b



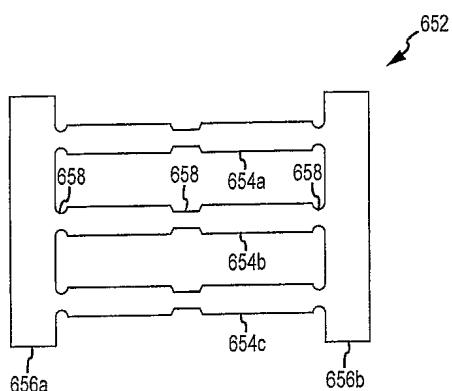
도면41c



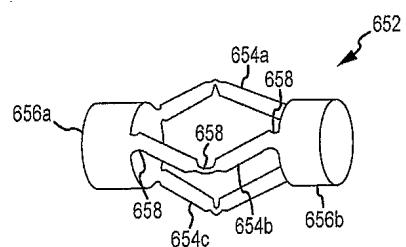
도면42a



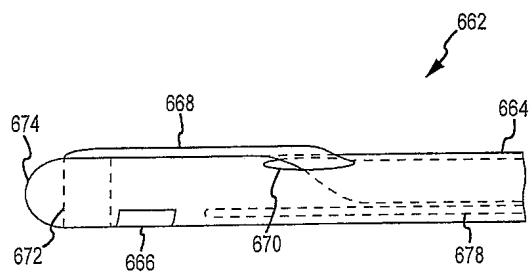
도면42b



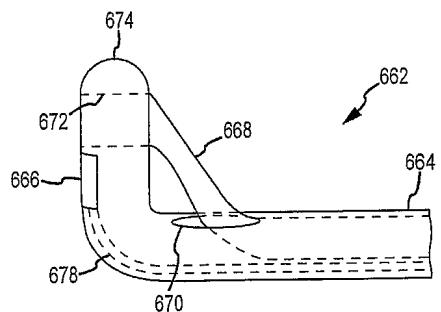
도면42c



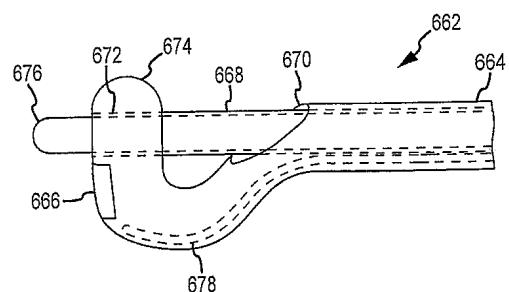
도면43a



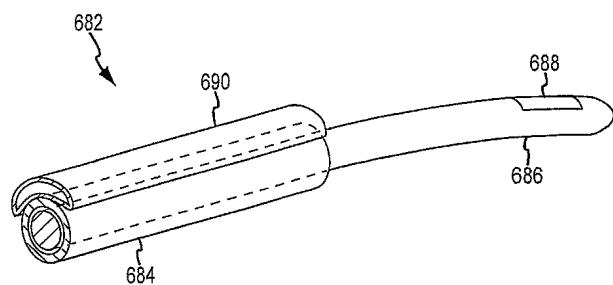
도면43b



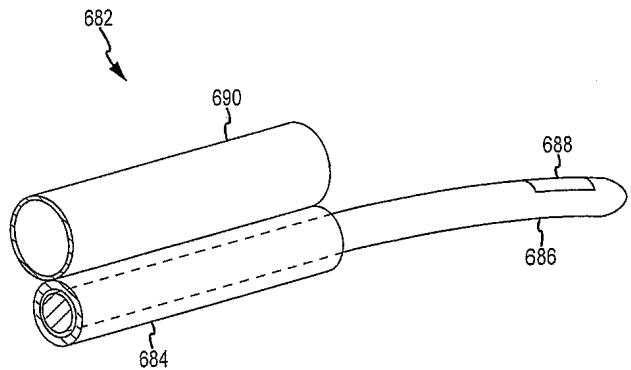
도면43c



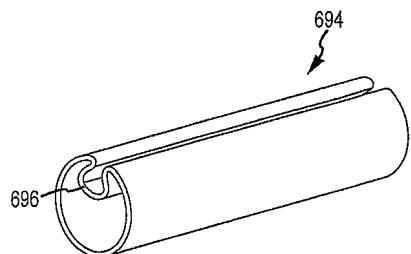
도면44a



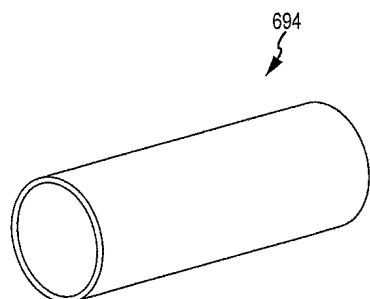
도면44b



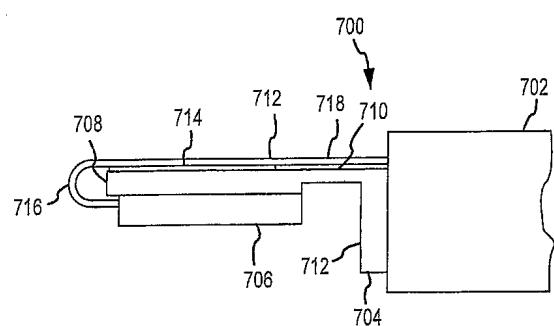
도면45a



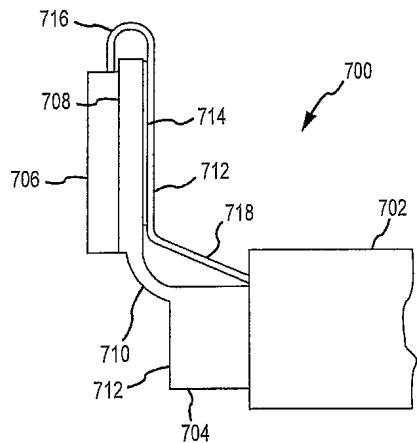
도면45b



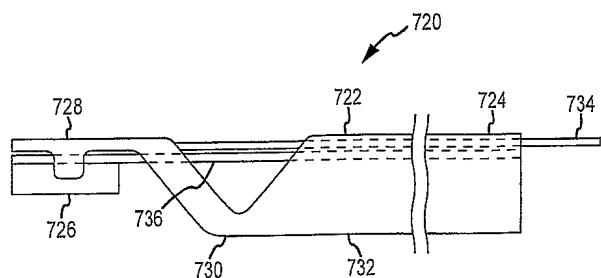
도면46a



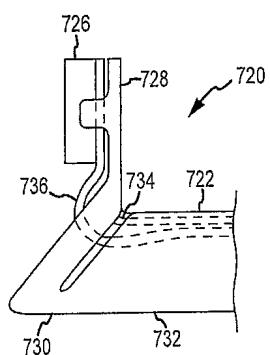
도면46b



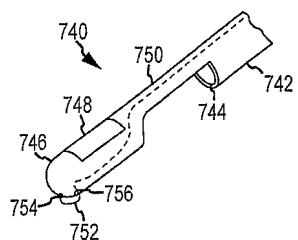
도면47a



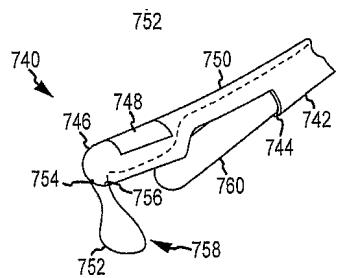
도면47b



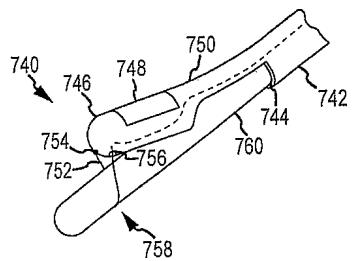
도면48a



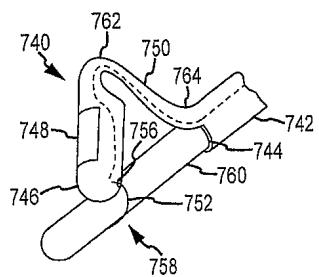
도면48b



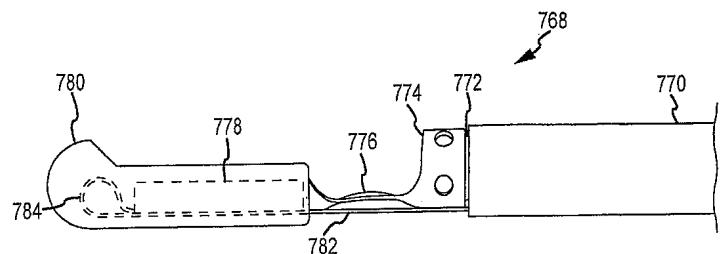
도면48c



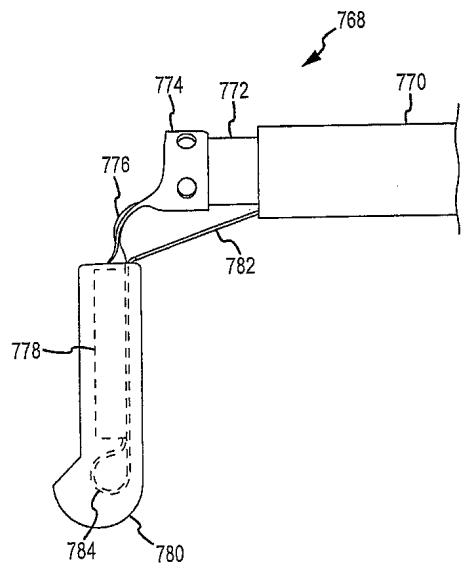
도면48d



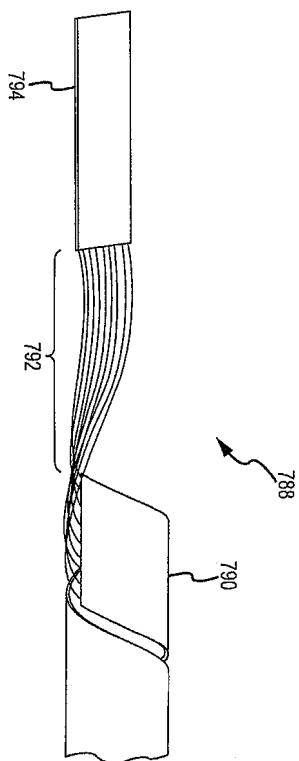
도면49a



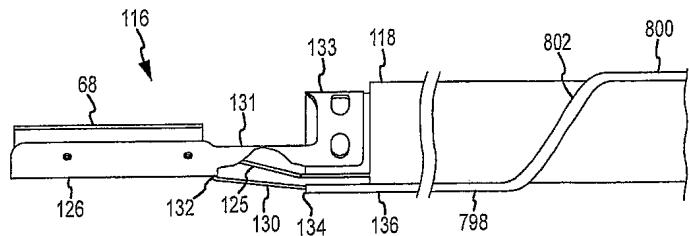
도면49b



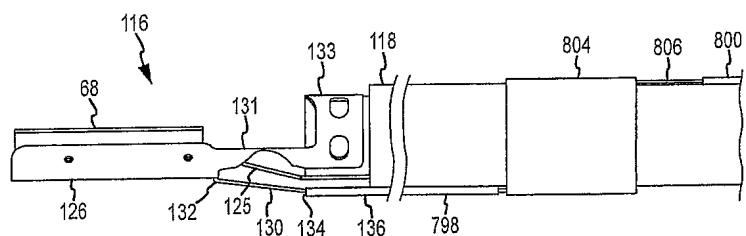
도면50



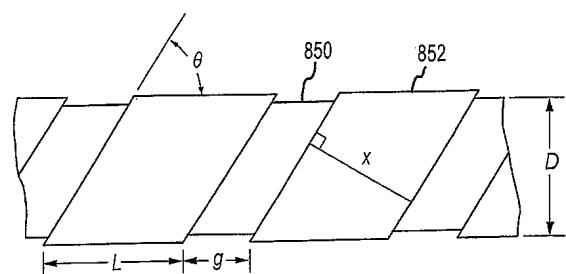
도면51a



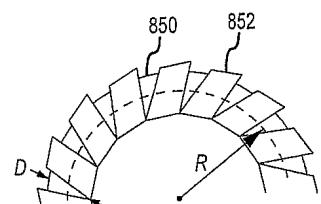
도면51b



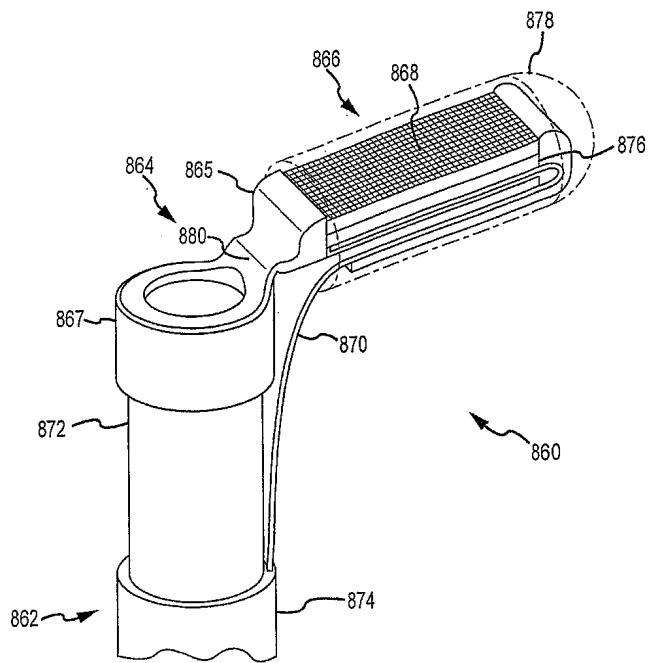
도면52a



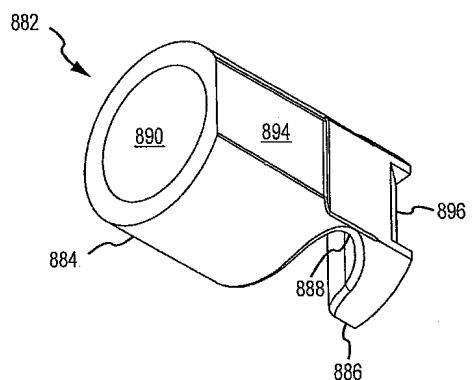
도면52b



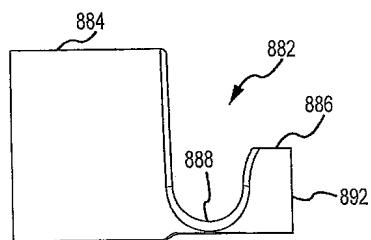
도면53



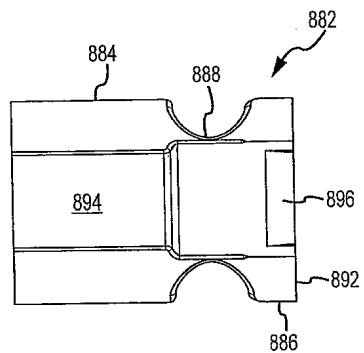
도면54a



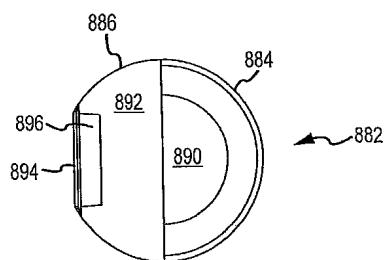
도면54b



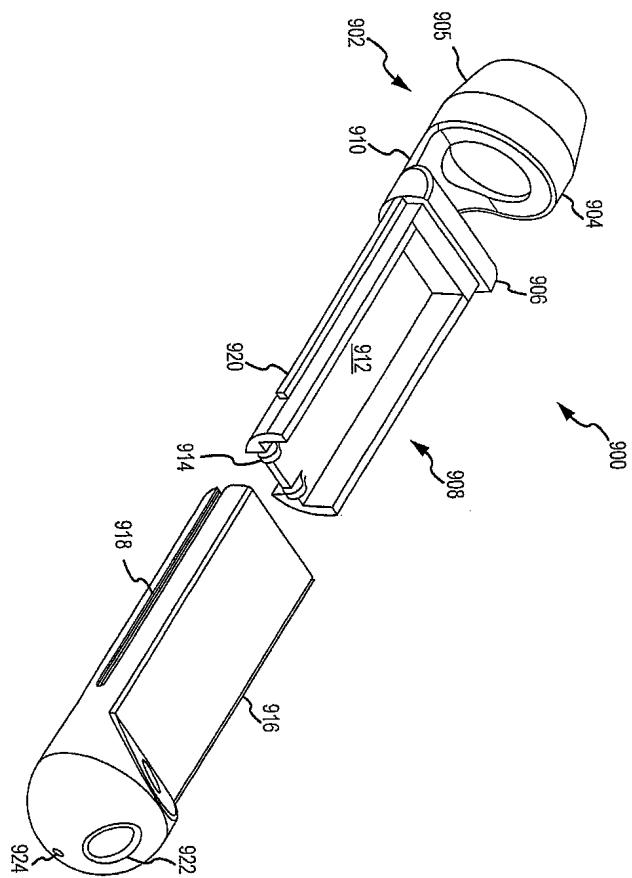
도면54c



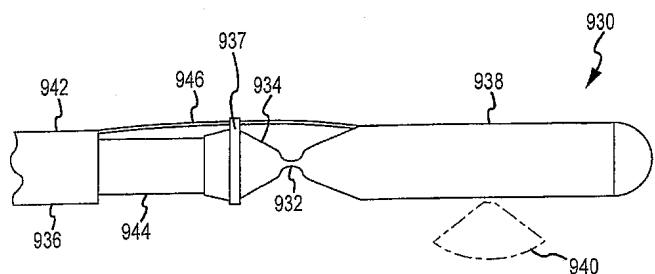
도면54d



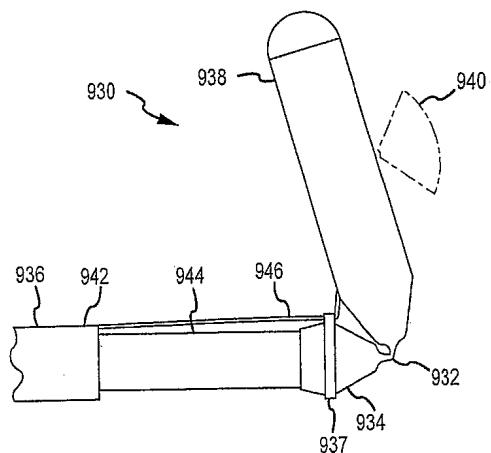
도면55



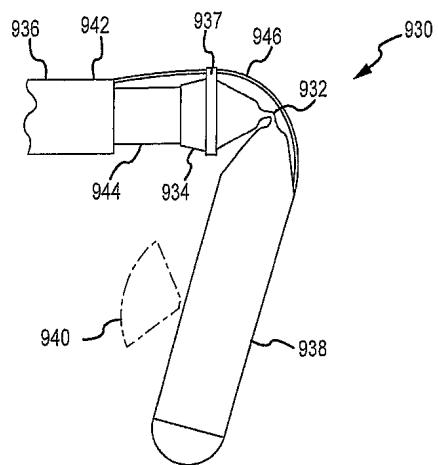
도면56a



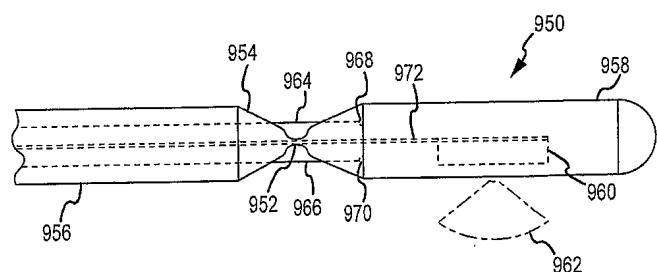
도면56b



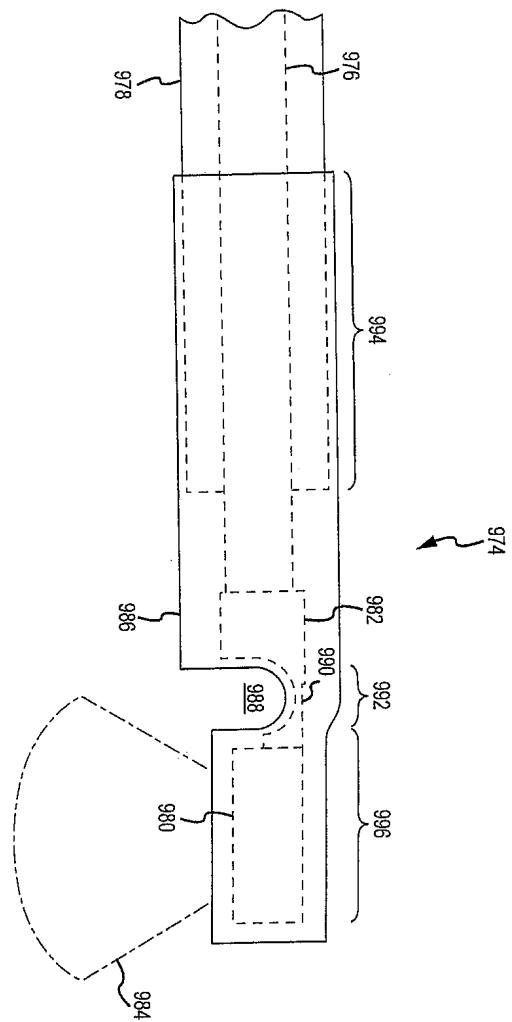
도면56c



도면56d



도면57



专利名称(译)	标题导管		
公开(公告)号	KR1020120114340A	公开(公告)日	2012-10-16
申请号	KR1020127020736	申请日	2011-01-07
[标]申请(专利权)人(译)	戈尔企业控股股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	古语是企业控股、韩国的激光炮		
当前申请(专利权)人(译)	古语是企业控股、韩国的激光炮		
[标]发明人	DIETZ DENNIS R 디에츠데니스알 FRANKLIN CURTIS J 프랭클린커티스제이 LOEWEN JOHN L 로우웬존엘 MESSICK DAVID J 메씩크데이비드제이 NORDHAUSEN CRAIG T 노드하우젠크레이그티 OAKLEY CLYDE G 오크레이클라이드지 PATTERSON RYAN C 패터슨라이언씨 POLENSKE JIM H 폴렌스케짐에이치 QUICK SHAWN D 퀵숀디 TODD DANIEL H 토드다니엘에이치 TOLT THOMAS L 톨트토마스엘 WILSON DAVID W 윌슨데이비드더블유		
发明人	디에츠데니스알 프랭클린커티스제이 로우웬존엘 메씩크데이비드제이 노드하우젠크레이그티 오크레이클라이드지 패터슨라이언씨 폴렌스케짐에이치 퀵숀디 토드다니엘에이치 톨트토마스엘 윌슨데이비드더블유		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4466 A61B17/3421 A61B17/3478 A61B90/37 A61B2017/003 A61B2017/00867 A61B2017/22014 A61B2017/22039 A61B2017/2906 A61B2090/3784 A61M25/0068 A61M25/0074 A61M25/0082 A61M25/0147 A61M25/0155 A61M25/0158		

代理人(译)

Gimseonggi

Gimtaehong

优先权

12/684083 2010-01-07 US

其他公开文献

KR101471264B1

外部链接

[Espacenet](#)

摘要(译)

提供了改进的导管。导管可包括布置在导管主体的端部中的可偏转构件。可偏转构件可包括超声换能器阵列。可偏转构件可以在导管主体中与活动铰链互连。导管可包括从导管主体的基部延伸到端部的内腔。可以使用它使得内腔将介入装置供应到距离导管主体的末端部分的长距离的一个点。可选择地，可偏转构件能够在至少90°的弧度范围内偏转到旋转方法。根据实施例，可偏转构件包括超声换能器阵列，并且在那种情况下，为了完全拍摄可以操作的图像的图像。

