



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년09월02일
 (11) 등록번호 10-1437251
 (24) 등록일자 2014년08월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 8/12 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2012-7020744
 (22) 출원일자(국제) 2011년01월07일
 심사청구일자 2012년08월07일
 (85) 번역문제출일자 2012년08월07일
 (65) 공개번호 10-2013-0029042
 (43) 공개일자 2013년03월21일
 (86) 국제출원번호 PCT/US2011/020492
 (87) 국제공개번호 WO 2011/085180
 국제공개일자 2011년07월14일
 (30) 우선권주장
 12/684,079 2010년01월07일 미국(US)
 (56) 선행기술조사문헌
 US20090292199 A1*
 WO2008104888 A2*
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
 고어 엔터프라이즈 홀딩즈, 인코포레이티드
 미국 델라웨어주 19714-9206 뉴워크 피.오. 박스
 9206 페이퍼 밀 로드551
 (72) 발명자
 켈리 에드워드 에이치
 미국 애리조나주 86004 플래그스태프 노스 시나구
 아 하이츠 드라이브 940
 디에츠 데니스 알
 미국 콜로라도주 80120 리틀톤 사우스 라우던 서
 클 7038
 (뒷면에 계속)
 (74) 대리인
 김성기, 김태홍

전체 청구항 수 : 총 46 항

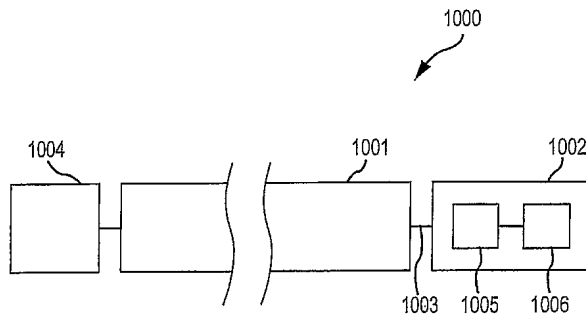
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **카테터**

(57) 요약

개량된 카테터가 제공된다. 카테터는 카테터의 말단부에 배치된 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 초음파 변환기 어레이를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재가 초음파 변환기 어레이를 포함하는 실시예에 있어서, 초음파 변환기 어레이는 카테터와 정렬된 경우 그리고 카테터에 대해 선회된 경우 모두 영상을 촬영하도록 작동 가능할 수도 있다. 카테터에 대해 선회된 경우, 초음파 변환기 어레이는 카테터의 말단부로부터 원거리의 시야 범위를 확보할 수도 있다. 초음파 변환기 어레이는, 카테터가 실시간 방식으로 또는 비실시간 방식으로 3차원 영상을 생성하기 위하여 작동 가능할 수도 있도록, 초음파 변환기 어레이의 왕복 선회 운동을 유발할 수 있는 모터에 상호 연결될 수도 있다.

대표도 - 도1a



(72) 발명자

프랭클린 커티스 제이

미국 애리조나주 86001 플래그스태프 웨스트 세쿼
이아 드라이브 1755

노드하우젠 크레이그 티

미국 콜로라도주 80134 파커 로우락 웨이 10236

오크레이 클라이드 지

미국 콜로라도주 80112 쉐테니얼 사우스 썬티아 스
트리트 7308

패터슨 라이언 씨

미국 유타주 84025 파밍톤 노스 프론티어 로드 297

폴렌스케 짐 에이치

미국 애리조나주 86015 벨몬트 노스 벨몬트 스프링
즈 4400

실링 토마스 더블유

미국 콜로라도주 80227레이크우드 웨스트 발틱 코
트 6022

톨트 토마스 엘

미국 콜로라도주 80016 쉐테니얼 사우스 멤피스 스
트리트 7324

특허청구의 범위

청구항 1

기단부와 말단부를 구비한 카테터 몸체로서, 외부 관상 몸체와 카테터의 조종을 위한 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 포함하는 몸체;

힌지에 의해 상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 힌지식으로 연결되며, 상기 카테터 몸체에 대해 각도 범위에 걸쳐 위치 설정되도록 작동 가능한 편향 가능 부재; 및

상기 기단부로부터 상기 말단부로 연장되며 상기 편향 가능 부재의 능동적인 편향을 위해 작동 가능한 작동 장치;

를 포함하고,

상기 편향 가능 부재는 밀봉된 내부 체적부를 정의하고 모터와 초음파 변환기 어레이를 수용하는 케이스를 포함하며, 상기 모터는 상기 편향 가능 부재의 중심 축선 또는 상기 중심 축선에 평행한 축선을 중심으로 상기 초음파 변환기 어레이의 왕복 운동(reciprocal movement)을 유발하도록 작동 가능하고, 상기 왕복 운동은 상기 편향 가능 부재의 위치 설정에 대해 독립적으로 이루어지며, 상기 모터는 상기 케이스 내에서 상기 초음파 변환기 어레이에 대해 기단쪽으로 또는 말단쪽으로 배치되고,

상기 작동 장치는 상기 모터의 작동에 대해 독립적으로 작동하고, 상기 작동 장치와 상기 외부 관상 몸체는 서로 상대 이동하도록 배치되는 것인, 카테터.

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 카테터의 최소 제시 폭은 3cm 미만인 것인 카테터.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재가 상기 카테터 몸체에 대해 90°의 각도로 편향되는 경우 이러한 편향이 발생하는 영역의 길이는 상기 카테터 몸체의 최대 가로 치수보다 작은 것인 카테터.

청구항 6

삭제

청구항 7

제 1 항에 있어서, 하나의 조종 가능한 세그먼트가 상기 카테터 몸체의 상기 말단부에 배치되는 것인 카테터.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재는 상기 카테터 몸체의 종방향 축선에 대해 각도 범위에 걸쳐 편향되도록 작동 가능하며, 상기 범위는 -90°에서부터 +180°까지인 것인 카테터.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재는 상기 카테터 몸체의 종방향 축선에 대해 적어도 270°의 원호형 범위에 걸쳐 편향되도록 작동 가능한 것인 카테터.

청구항 10

제 1 항에 있어서, 상기 카테터 몸체는 상기 카테터 몸체의 말단부로부터 이 말단부에 가까운 일 지점까지 연장되는 루멘(lumen)을 포함하는 것인 카테터.

청구항 11

제 10 항에 있어서, 상기 루멘은 장치 및 재료 중 적어도 하나의 운반용인 것인 카테터.

청구항 12

제 1 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재의 편향을 제어하기 위해 상기 카테터의 기반부에 배치된 사용자 손잡이를 더 포함하는 것인 카테터.

청구항 13

제 1 항에 있어서, 장치 및 재료 중 적어도 하나의 운반을 위해 상기 카테터 몸체에 상호 연결되는 팽창성 채널을 더 포함하는 것인 카테터.

청구항 14

제 1 항에 있어서, 상기 카테터 몸체는 장치 및 재료 중 적어도 하나의 운반을 위한 함입식(invaginated) 부분을 포함하는 것인 카테터.

청구항 15

삭제

청구항 16

제 1 항에 있어서, 상기 힌지의 편향 시에, 변위 호가 획정되며, 상기 카테터 몸체의 상기 말단부의 최대 가로 치수 대 상기 변위 호의 반경의 비율은 적어도 1인 것인 카테터.

청구항 17

제 1 항에 있어서, 상기 힌지는 리빙 힌지인 것인 카테터.

청구항 18

제 1 항에 있어서, 상기 힌지는 고정된 회전 축선을 정의하는 것인 카테터.

청구항 19

제 1 항에 있어서, 상기 힌지는 공통 중심 축선을 중심으로 배치되는 제 1 원통형 표면과 제 2 원통형 표면을 포함하며,

상기 편향 가능 부재의 편향 시에, 상기 제 1 표면이 상기 제 2 표면에 대해 상대 이동하는 것인 카테터.

청구항 20

제 1 항에 있어서, 상기 힌지는 비관상(non-tubular) 휨 가능 부분을 포함하는 것인 카테터.

청구항 21

제 1 항에 있어서, 상기 힌지의 편향 시에, 변위 호가 획정되며, 상기 카테터 몸체의 상기 말단부의 최대 가로 치수 대 상기 변위 호의 반경의 비율은 적어도 1인 것인 카테터.

청구항 22

제 1 항에 있어서, 상기 초음파 변환기 어레이와 상기 카테터 몸체의 상기 말단부를 상호 연결하는 전기적 상호 연결부를 더 포함하는 것인 카테터.

청구항 23

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 변환기 어레이에 고정된 구조와 상기 케이스의 내벽 사이의 간극에 고점도 비수용성 접촉 매질 (couplant)이 배치되는 것인 카테터.

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

제 1 항에 있어서,

상기 편향 가능 부재는, 상기 작동 장치와 상기 외부 관상 몸체 사이의 상대 이동 시에 상기 힌지에 인가되는 편향력에 응답하여, 전방 응시 위치 시야각 범위로부터 후방 응시 위치 시야각 범위로 편향 가능한 것인 카테터.

청구항 31

제 1 항에 있어서, 상기 작동 장치는 상기 외부 관상 몸체의 내부에 배치되는 내부 관상 몸체인 것인 카테터.

청구항 32

제 1 항에 있어서, 상기 작동 장치는 상기 외부 관상 몸체를 따라 배치되는 풀 와이어(pull wire)인 것인 카테터.

청구항 33

제 1 항에 있어서, 상기 기단부에 배치되는 핸들을 더 포함하며,

상기 핸들은,

핸들 몸체; 그리고

상기 몸체에 대해 상대 이동 가능한 이동 부재를 포함하며,

상기 작동 장치는 상기 이동 부재에 상호 연결되며,

상기 이동 부재의 상기 핸들 몸체에 대한 선택적인 상대 이동이 상기 편향 가능 부재의 편향을 초래하는 것인 카테터.

청구항 34

제 33 항에 있어서, 상기 핸들은 상기 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 제어하기 위한 조종 제어부를 더

포함하며,

상기 조종 제어부는 상기 작동 장치와 관계없이 작동 가능한 것인 카테터.

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

청구항 42

삭제

청구항 43

삭제

청구항 44

삭제

청구항 45

삭제

청구항 46

삭제

청구항 47

제 1 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재의 케이스의 내부에 코일형으로 형성되는 제 1 부분을 구비하며 상기 초음파 변환기 어레이에 전기적으로 상호 연결되는 적어도 하나의 제 1 전기적 상호 연결 부재를 더 포함하는 것인 카테터.

청구항 48

제 47 항에 있어서, 상기 제 1 전기적 상호 연결 부재의 상기 제 1 부분은 클락 스프링(clock spring) 장치로 배치되는 것인 카테터.

청구항 49

제 48 항에 있어서, 상기 제 1 전기적 상호 연결 부재의 상기 제 1 부분은 상기 모터를 중심으로 연장되는 것인 카테터.

청구항 50

삭제

청구항 51

삭제

청구항 52

삭제

청구항 53

삭제

청구항 54

삭제

청구항 55

삭제

청구항 56

삭제

청구항 57

제 1 항에 있어서, 전기적으로 비전도성의 재료가 사이에 개재되는 상태로 배치되는 복수 개의 전기 도체를 포함하며, 상기 기단부로부터 상기 말단부로 연장되는 제 1 전기 도체 부분; 그리고

상기 말단부에서 상기 제 1 전기 도체 부분에 전기적으로 상호 연결되며 복수 개의 전기 도체를 포함하는 제 2 전기 도체 부분을 더 포함하며,

상기 제 2 전기 도체 부분은 상기 초음파 변환기 어레이에 전기적으로 상호 연결되며, 상기 편향 가능 부재의 편향에 응답하여 휘어질 수 있으며,

상기 초음파 변환기 어레이는 2차원 영상 촬영, 3차원 영상 촬영, 또는 실시간 3차원 영상 촬영 중 적어도 하나에 사용되도록 구성되는 것인 카테터.

청구항 58

제 57 항에 있어서, 상기 제 2 전기 도체 부분은 상기 초음파 변환기 어레이의 진동 이동에 응답하여 휘어질 수 있는 것인 카테터.

청구항 59

삭제

청구항 60

제 58 항에 있어서, 제 1 전기 도체 부분과 제 2 전기 도체 부분의 접합부를 더 포함하는 것인 카테터.

청구항 61

제 58 항에 있어서, 상기 제 2 전기 도체 부분은 가요성 기재 상에 배치되는 전기 전도성 트레이스(trace)를 포함하는 것인 카테터.

청구항 62

제 61 항에 있어서, 상기 제 2 전기 도체 부분은 상기 편향 가능 영상 촬영 장치와 상기 카테터 몸체 사이의 가요성 테더(tether)로서 작동함으로써 상기 편향 가능 영상 촬영 장치의 편향을 지원하는 것인 카테터.

청구항 63

제 1 항에 있어서, 상기 작동 장치는, 상기 외부 관상 몸체의 내부에서 상기 기단부로부터 상기 말단부까지 연장되며, 장치 및 재료 중 적어도 하나의 운반을 위하여 루멘이 상기 기단부 가까이로부터 상기 말단부에 가까이 위치한 포트까지 연장되도록 관통 형성되어 있는 내부 관상 몸체로서, 상기 외부 관상 몸체와 내부 관상 몸체는 이들 사이의 선택적인 상대 이동을 위해 배치되는 것인 내부 관상 몸체를 포함하고,

상기 편향 가능 부재의 적어도 일부가 상기 말단부에서 상기 외부 관상 몸체의 외부에 영구적으로 배치되며, 상기 편향 가능 부재는 상기 내부 관상 몸체 및 상기 외부 관상 몸체 중 하나에 지지 가능하게 상호 연결되고, 상기 선택적인 상대 이동 시에, 예정된 방식으로 선택적으로 편향 가능한 것인 카테터.

청구항 64

삭제

청구항 65

제 63 항에 있어서, 상기 내부 관상 몸체와 상기 외부 관상 몸체의 표면 사이의 정합은, 상기 외부 관상 몸체와 상기 내부 관상 몸체 사이의 선택된 상대 위치 및 상기 편향 가능 부재의 대응 편향 위치를 유지하기에 충분한 계면을 제공하는 것인 카테터.

청구항 66

삭제

청구항 67

제 63 항에 있어서, 상기 힌지는 상기 내부 관상 몸체에 지지 가능하게 상호 연결되며 상기 외부 관상 몸체에 구속 가능하게 상호 연결되는 것인 카테터.

청구항 68

제 63 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재와 상기 외부 관상 몸체에 상호 연결되는 구속 부재를 더 포함하며, 상기 외부 관상 몸체에 대한 상기 내부 관상 몸체의 전진 이동 시에, 상기 구속 부재에 의해 상기 편향 가능 부재에 편향력이 전달되는 것인 카테터.

청구항 69

제 68 항에 있어서, 상기 외부 관상 몸체에 대한 상기 내부 관상 몸체의 상대 이동에 의해 상기 편향 가능 부재의 대응 편향이 발생하는 것인 카테터.

청구항 70

제 68 항에 있어서, 상기 구속 부재는 또한, 가요성 전기적 상호 연결 부재인 것인 카테터.

청구항 71

삭제

청구항 72

삭제

청구항 73

삭제

청구항 74

제 1 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 중심 축선으로부터 오프셋되어 있는 편향 축선을 중심으로 편향 가능한 것인 카테터.

청구항 75

제 74 항에 있어서, 상기 편향 축선은 상기 중심 축선과 횡방향의 평면에 놓여 있는 것인 카테터.

청구항 76

제 75 항에 있어서, 상기 편향 축선은 상기 중심 축선과 직교하는 평면에 놓여 있는 것인 카테터.

청구항 77

제 74 항에 있어서, 상기 편향 축선은 상기 중심 축선과 평행한 평면에 놓여 있는 것인 카테터.

청구항 78

제 1 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재는 테더에 의해 상기 카테터 몸체에 상호 연결되며,
상기 테더는 상기 카테터 몸체에 상기 편향 가능 부재를 구속 가능하게 상호 연결하는 것인 카테터.

청구항 79

제 78 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재와 상기 카테터 몸체의 사이에 부분적으로 배치되는 가요성의 전기적 상호 연결 부재를 더 포함하며,
상기 편향 가능 부재와 상기 카테터 몸체의 사이에 부분적으로 배치되는 상기 가요성의 전기적 상호 연결 부재의 부분은 테더로서 작동하는 것인 카테터.

청구항 80

제 78 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재와 상기 카테터 몸체의 사이에 배치되는 테더를 더 포함하며,
상기 테더는 가요성의 전기적 상호 연결 부재를 포함하는 것인 카테터.

청구항 81

제 1 항에 있어서, 상기 편향 가능 부재는 선단부를 포함하며,
상기 선단부는 초음파 변환기 어레이를 적어도 부분적으로 에워싸는 것인 카테터.

청구항 82

삭제

청구항 83

삭제

청구항 84

삭제

청구항 85

삭제

청구항 86

삭제

청구항 87

삭제

청구항 88

삭제

청구항 89

삭제

청구항 90

삭제

청구항 91

삭제

청구항 92

삭제

청구항 93

삭제

청구항 94

삭제

청구항 95

삭제

청구항 96

삭제

청구항 97

삭제

청구항 98

삭제

청구항 99

삭제

청구항 100

삭제

청구항 101

삭제

청구항 102

삭제

청구항 103

삭제

청구항 104

삭제

청구항 105

삭제

청구항 106

삭제

청구항 107

삭제

청구항 108

삭제

청구항 109

삭제

청구항 110

삭제

청구항 111

삭제

청구항 112

삭제

청구항 113

삭제

청구항 114

삭제

청구항 115

삭제

청구항 116

삭제

청구항 117

삭제

청구항 118

삭제

청구항 119

삭제

청구항 120

삭제

청구항 121

삭제

청구항 122

삭제

청구항 123

삭제

청구항 124

삭제

청구항 125

삭제

청구항 126

삭제

청구항 127

삭제

청구항 128

삭제

청구항 129

삭제

청구항 130

삭제

청구항 131

삭제

청구항 132

삭제

청구항 133

삭제

청구항 134

삭제

청구항 135

삭제

청구항 136

삭제

청구항 137

삭제

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 개량된 카테터에 관한 것으로, 특히, 본 발명은 환자 몸안의 소망하는 위치로의 영상 촬영 및/또는 개입(interventional) 장치의 공급을 위한 카테터에 적합하다.

배경기술

[0002] 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.

[0003] 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 공급받아 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.

[0004] 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 등인지 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.

[0005] 과거 몇 년 동안, 대정맥 내부 필터, 맥관 스텐트, 대동맥류 스텐트 그래프트, 대동맥 폐쇄 장치, 심장 폐쇄 장치, 인공 심장 밸브 및 무선 주파수 절제 시술을 위한 카테터 및 니들 공급 장치를 포함하는 체내 의료 장치의 발달 및 용례에 있어서 상당한 돌파구가 마련되어 왔다. 그러나, 이러한 시술들은 통상적으로 형광 투시 안내 조건 하에서 수행됨에 따라 X-선 대조제를 사용하여야 하기 때문에 영상 촬영 양식을 일정한 페이스로 유지할 수 없었다. 형광 투시법으로는 또한, 연성 조직의 영상 촬영이 불가능하며, 환자와 의사가 모두 방사선에 노출된다는 고유의 문제점이 있다. 또한, 종래 기술의 형광 투시 영상 촬영으로 볼 수 있는 영상은 평면적인 2차원(2D) 영상으로 제한된다.

[0006] 심장내 초음파 검진(ICE)용 카테터의 경우, 심장 연성 조직 구조의 고해상도 2D 초음파 이미지를 제공하기 때문에, 구조적인 심장 개입 시술에 사용하기 위한 바람직한 영상 촬영 양식으로 인식되고 있다. 이에 추가하여, ICE 영상 촬영은 시술 동안 방사선 이온화를 야기하지 않는다. ICE 카테터는, 심장 질환 개입 시술 전문의 및 의료진이 보통의 시술 흐름의 문맥 내에서 병원의 다른 분야의 의료진의 도움을 필요로 하지 않고 시술을 수행할 수 있도록 사용될 수 있다. 현재 ICE 카테터 기술은 몇 가지 한계점을 갖고 있다. 즉, 통상적인 ICE 카테

터의 경우 단지 2D 영상만을 생성할 수 있다는 점이다. 또한, 몸 안의 해부학적 구조 내부의 다중 영상 평면을 촬영하기 위해서는 의사가 카테터를 조종 및 재배치할 필요가 있다. 특정 2D 영상 평면을 획득하기 위해 이러한 카테터 조작을 수행하여야 할 경우, 사용자는 카테터 조종 기구를 용이하게 사용하기까지 상당한 시간을 소비하여야만 한다.

[0007] 예를 들어, 개입 시술 동안 심장 구조를 실시간으로 3차원(3D) 영상을 통해 보여줄 경우, 좌심방 부속 기관의 폐색, 승모판 보수 및 심방 세동용 절제와 같은 보다 복잡한 시술이 용이하게 이루어질 수 있기 때문에, 임상 치료의 관점에서 상당히 바람직하다. 또한, 3D 영상 촬영을 통해 의사는 몸안 구조간의 상대적인 위치를 완전히 파악할 수 있게 된다. 이러한 능력은, 특히, 통상적인 해부학적 구조가 마련되어 있지 않은 구조적으로 비정상적인 심장의 경우에 중요하다. 2차원 변환기 어레이가 3D 이미지를 생성하기 위한 수단을 제공하긴 하지만, 현재 이용 가능한 2D 어레이는 충분한 개구 크기 및 이에 상응하는 영상 해상도를 제공하기 위해서는 상당한 개수의 구성 요소를 필요로 한다. 이와 같이 구성 요소의 개수가 많을 경우 임상적으로 허용 가능한 카테터 프로파일로는 엄두도 낼 수 없는 2D 변환기가 초래된다.

[0008] 경식도(TEE :transesophageal) 탐침을 작동시키는 새로운 3D 운영 방식의 필립스사(Philips)의 iE33 초음파 심장 검진 시스템(미국 매사추세츠주 앤도버(Andover, MA, USA) 소재 필립스 헬스케어사(Philips Healthcare)에 의해 시판되고 있음)은 최초로 시판되고 있는 실시간 3차원(3D) (4차원(4D)) TEE 초음파 촬영 장치이다. 이 시스템은 의사로 하여금 보다 복잡한 개입 시술에 필요한 4D 영상 촬영 능력을 갖출 수 있도록 돕긴 하지만, 몇 가지 중요한 문제가 있다. TEE 탐침의 크기가 크기 때문에(원주 길이가 50mm에 달하며 폭이 16.6mm에 이룸), 탐침의 주입에 앞서, 환자를 마취시키거나 극도로 진정시켜야만 한다(2009년 암 제이 카디올(Am J Cardiol) 103: 1025-1028pp에 실린 지. 해밀턴 베이커(G. Hamilton Baker) 의학 박사 등에 의한, "선천성 심장 질환 센터의 라이브 3D 경식도 심장 진단의 유용성(Usefulness of Live Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography in a Congenital Heart Disease Center)" 참조). 이에 따라, 환자를 마취시키며, 마취 시의 환자를 상태를 모니터링 하기 위해 마취과 의사가 필요하다. 또한, 마취가 환자의 혈액 상태에 미치는 영향을 고려하여, 일반적인 마취제의 주입 이전에 시술과 관련된 혈액 역학적 정보를 수집하여야 한다. 또한, TEE 탐침의 사용시, 인후염에서부터 식도 천공에 이르는 다양한 문제를 비롯하여 크고 작은 복잡한 문제가 발생하게 된다. 따라서, 필립스사의 TEE 시스템 및 탐침의 경우, 이러한 복잡한 문제들로 인해, 마취과 의사, 초음파 심장 검진 기사 및 초음파 기술자와 같은 추가 의료진의 참가를 필요로 한다. 이것은 결국 시술 시간 및 비용 증가를 야기한다.

[0009] 개입 시술의 임상적 가치가 소망하는 영상 촬영 시스템은, 실시간 3D (4D) 영상 촬영 능력을 이용한 경피 접근에 충분한 카테터를 기반으로 한 소형 시스템이다. 해부학적 구조 내부에서 카테터를 조종하여 다양한 영상을 촬영하는 것이 아니라, 통상의 ICE 카테터의 경우에서와 같이, 이러한 카테터 시스템은 해부학적 구조 내부의 안정적인 단일 카테터 위치로부터 복수의 영상 평면 또는 체적부를 획득할 수 있는 것이 바람직하다. 임상적으로 하여금 심장, 맥관 구조 또는 다른 체강 내부의 일 위치로 카테터를 안내 또는 조정할 수 있도록 하며, 카테터를 안정적인 위치에 고정시킬 수 있도록 하며, 또한 해부학적 구조 내부에서의 영상 평면 또는 체적부의 범위 선택이 가능하도록 하는 카테터는 보다 복잡한 시술의 실시를 촉진하게 된다. 예를 들어, 심장 내부 위치와 같은 일부 해부학적 위치의 크기 제약으로 인해, 예를 들어, 대략 3cm 미만의 작은 크기의 해부학적 체적부 내에서도 필요한 시야각을 확보할 수 있는 것이 바람직하다.

[0010] 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

[0011] 본 발명의 목적은 개량된 카테터를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명은 개량된 카테터 구조에 관한 것이다. 이를 위해, 카테터는 체강, 체관 또는 덕트 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. 본 명세서에 개시된 카테터의 실시예는 카테터 몸체를 포함할 수도 있다. 카테터 몸체는, 예를 들어, 외부 관상 몸체와, 내부 관상 몸체와, 카테터 샤프트, 또는 그 조합을 포함할 수도 있다. 본 명세서에 개시된 카테터 몸체는 루멘(lumen)을 포함할 수도 또는 포함하지 않을 수도 있다. 이러한 루멘은 장치 및/또는 재료의 운반을 위한 운반용 루멘일 수도 있다. 예를 들어, 이러한 루멘은 개입 장치의 공급, 진단 장치의 공급, 물체의 이식 및/또는 제거, 약물 공급, 또는 그 조합 용도로 사용될 수도 있다.

[0013] 본 명세서에 개시된 실시예의 카테터 구조는 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 배치될 수도 있으며, 카테터 몸체에 대해 편향되도록 작동 가능할 수도 있다. "편향 가능(deflectable)"은 카테터 몸체에 상호 연결된 부재 또는 카테터 몸체의 일부를 카테터 몸체의 종방향 축선으로부터 반대 방향으로 이동시킴으로써, 바람직하게는, 상기 부재 또는 카테터 몸체의 일부가 완전히 또는 부분적으로 전방을 향하도록 하는 능력으로서 정의된다. 편향 가능은 또한, 상기 부재 또는 카테터 몸체의 일부를 카테터 몸체의 종방향 축선으로부터 반대 방향으로 이동시킴으로써, 바람직하게는, 상기 부재 또는 카테터 몸체의 일부가 완전히 또는 부분적으로 후방을 향하도록 하는 능력을 포함할 수도 있다. 편향 가능은 카테터 몸체의 말단부에서 카테터 몸체의 종방향 축선으로부터 반대 방향으로 부재를 이동시키는 능력을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 편향 가능 부재는 편향 가능 부재가 카테터 몸체의 말단부와 정렬되는 위치(예를 들어, 편향 가능 부재가 카테터 몸체의 말단부로부터 원거리에 배치되는 위치)로부터 $\pm 180^\circ$ 의 범위로 편향되도록 작동 가능할 수도 있다. 다른 예에 있어서, 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 운반용 루멘의 말단부 포트가 개방될 수도 있도록 편향 가능할 수도 있다. 편향 가능 부재는 편향 가능 부재와 카테터 몸체 사이의 상호 연결을 위한 구조에 의해 형성되는 예정된 경로를 따라 카테터 몸체에 대해 상대 이동하도록 작동 가능할 수도 있다. 예를 들어, 편향 가능 부재와 카테터 몸체는 각각, 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 사이에 배치되는 힌지에 직접 연결될 수도 있으며(예를 들어, 편향 가능 부재와 카테터 몸체가 각각 힌지와 직접 접촉할 수도 있으며 및/또는 힌지에 고정될 수도 있음), 힌지는 편향 가능 부재가 카테터 몸체에 대해 상대 이동할 수도 있는 예정된 이동 경로를 결정할 수도 있다. 이러한 편향 가능 부재는 선택적으로, 편향 가능 부재를 포함하는 구성부의 작동을 촉진하기 위해 카테터 몸체에 대해 상대적으로 편향 가능할 수도 있다.

[0014] 전술한 편향 가능 부재는 편향 가능 부재 내부의 일 구성 요소 또는 구성부의 선택적인 구동을 위한 모터를 포함할 수도 있다. 모터는 전술한 선택적인 구동을 위해 사용될 수도 있는 운동을 야기하는 장치 또는 기구일 수도 있다.

[0015] 선택적으로 구동되는 구성 요소 또는 구성부는, 예를 들어, 진단 장치(예를 들어, 영상 촬영 장치)와, 치료 장치, 또는 그 조합을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 선택적으로 구동되는 구성 요소는 영상 촬영을 위해 사용될 수도 있는 초음파 변환기 어레이와 같은 변환기 어레이일 수도 있다. 또한, 초음파 변환기 어레이는, 예를 들어, 1차원 어레이, 1.5차원 어레이 또는 2차원 어레이일 수도 있다. 또 다른 예에서, 선택적으로 구동되는 구성 요소는 무선 주파수(RF) 절제 어플리케이터(applicator) 또는 고주파 초음파(HIFU) 절제 어플리케이터와 같은 절제 장치일 수도 있다.

[0016] 본 명세서에서 사용되고 있는 바와 같은, "영상 촬영(imaging)"은 초음파 영상 촬영을 포함할 수도 있으며, 1차원, 2차원, 3차원 또는 실시간 3차원 (4D) 영상 촬영일 수도 있다. 2차원 영상이 1차원 변환기 어레이(예를 들어, 한 줄 이상의 구성 요소를 구비한 선형 어레이 또는 어레이들)에 의해 생성될 수도 있다. 3차원 영상은 두 개의 2차원 어레이(예를 들어, n개의 평면 구성에 의해 n개의 열로 배치되는 구성 요소를 구비한 어레이)에 의해, 또는 기계적으로 왕복 이동되는 1차원 변환기 어레이에 의해 생성될 수도 있다. 용어 "영상 촬영"은 또한, 광학적 영상 촬영, 빛 간섭 단층 촬영(OCT)을 포함하는 단층 촬영, 방사선 영상 촬영, 광음향 영상 촬영 및 온도 기록을 포함한다.

[0017] 일 태양에 있어서, 카테터는 기단부와 말단부를 구비하는 카테터 몸체를 포함할 수도 있다. 카테터는 상기 말단부에 상호 연결되는 편향 가능 부재를 추가로 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 모터를 포함할 수도 있다.

[0018] 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 힌지식으로 연결될 수도 있으며, 카테터 몸체에 대해 소정의 각도 범위에 걸쳐 위치 설정되도록 작동 가능할 수도 있다. 예를 들어, 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 연결될 수도 있으며, 말단부에서 카테터 몸체의 종방향 축선에 대해 소정의 각도 범위에 걸쳐 위치 설정되도록 작동 가능할 수도 있다. 편향 가능 부재는 추가로 일 구성 요소를 포함할 수도 있으며, 상기 모터는 해당 구성 요소의 이동을 야기할 수도 있다.

- [0019] 소정의 실시예에 있어서, 전술한 바와 같은 이동은, 예를 들어, 회전 운동, 선회 운동, 왕복 운동 또는 그 조합 (예를 들어, 왕복 선회 운동)일 수도 있다. 상기 구성 요소는 초음파 변환기 어레이일 수도 있다. 초음파 변환기 어레이는 2차원 영상 촬영, 3차원 영상 촬영 및 실시간 3차원 영상 촬영 중 적어도 하나를 수행하도록 구성될 수도 있다. 카테터는 대략 3cm 미만의 최소 폭을 나타낼 수도 있다. 편향 가능 부재가 카테터 몸체에 대해 90° 로 편향되는 경우 이러한 편향이 발생하는 카테터 몸체의 일 영역의 길이가 카테터 몸체의 최대 가로 치수보다 작을 수도 있다.
- [0020] 카테터 몸체는 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 조종 가능한 세그먼트는 말단부에 가까이 위치할 수도 있다.
- [0021] 카테터 몸체는 루멘을 포함할 수도 있다. 이러한 루멘은 장치(예를 들어, 개입 장치) 및/또는 재료의 운반을 위해 마련될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 루멘은 기단부로부터 말단부로 연장될 수도 있다.
- [0022] 카테터는 편향 가능 부재와 카테터 몸체를 상호 연결하는 힌지를 포함할 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 편향 가능 부재는 힌지에 지지 가능하게 연결될 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 힌지는, 예를 들어, 리빙 힌지 또는 이상적인 힌지일 수도 있으며, 또한 힌지는 관상이 아닌 휨 가능한 부분을 포함할 수도 있다.
- [0023] 일 태양에 있어서, 카테터는 외부 관상 몸체와, 편향 가능 부재, 그리고 편향 가능 부재와 외부 관상 몸체를 상호 연결하는 힌지를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 모터를 포함할 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 편향 가능 부재는 초음파 변환기 어레이를 추가로 포함할 수도 있다. 외부 관상 몸체는 적어도 하나의 조종 가능한 부재를 포함할 수도 있다. 카테터는 편향 가능 부재의 능동적인 편향을 위해 작동 가능한 작동 장치를 포함할 수도 있다. 작동 장치는, 예를 들어, 벌룬, 테더 라인, 와이어(예를 들어, 풀 와이어), 로드, 바, 튜브, 하이포튜브, 탐침(사전 형성된 탐침을 포함), 열전기 작동식 형상 기억 재료, 전자 작동식 재료, 유체, 영구 자석, 전자석, 또는 그 조합을 포함할 수도 있다. 카테터는 기단부에 배치되는 핸들을 포함할 수도 있다. 핸들은 작동 가능 부재의 편향을 제어하기 위한 이동 가능한 부재를 포함할 수도 있다. 핸들은 편향 가능 부재의 선택된 편향 상태를 유지할 수 있는 워프 기어 장치 또는 능동 브레이크와 같은 기구를 포함할 수도 있다.
- [0024] 일 장치에 있어서, 카테터는 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 구비하는 카테터 몸체, 그리고 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 일 구성 요소와, 이 구성 요소의 이동을 야기하기 위한 모터를 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 카테터는 편향 가능 부재와 카테터 몸체를 상호 연결하는 힌지를 포함할 수도 있다.
- [0025] 다른 태양에 있어서, 카테터는 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 구비하는 카테터 몸체와, 편향 가능 부재와, 상기 편향 가능 부재 상에 지지 가능하게 배치되는 일 구성 요소, 그리고 상기 편향 가능 부재 상에 지지 가능하게 배치되며 상기 구성 요소를 선택적으로 이동시키도록 작동 가능한 모터를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 지지 가능하게 배치될 수도 있으며, 말단부에서 카테터 몸체의 종방향 축선에 대해 소정의 각도 범위에 걸쳐 선택적으로 편향 가능한 방식으로 위치 설정되도록 작동 가능할 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 상기 구성 요소는 초음파 변환기 어레이일 수도 있다. 카테터는 편향 가능 부재의 종방향 축선과 수직 방향일 수도 있는 평면이 상기 구성 요소 및 모터 모두와 교차하도록 구성될 수도 있다.
- [0026] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 카테터 몸체의 말단부에 지지 가능하게 배치되며 카테터 몸체의 종방향 축선에 대해 소정의 각도 범위에 걸쳐 편향 가능한 방식으로 위치 설정이 가능하도록 작동 가능한 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 카테터는 편향 가능 부재에 배치되는 일 구성 요소를 추가로 포함할 수도 있다. 상기 구성 요소는 편향 가능 부재와 관계없이 이동하도록 작동 가능할 수도 있으며, 편향 가능 부재는 카테터 몸체와 관계없이 이동하도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0027] 소정의 실시예에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 루멘과, 편향 가능 부재, 그리고 전기 도체 부재를 포함할 수도 있다. 루멘은 장치 및/또는 재료의 운반을 위해 마련될 수도 있으며, 카테터 몸체의 적어도 일부를 관통하여 카테터 몸체의 기단부에 멀리 위치한 포트까지 연장될 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 배치될 수도 있으며, 모터와 일 구성 요소를 포함할 수도 있다. 전기 도체 부재는 상기 구성 요소로부터 카테터 몸체로 연장되는 장치의 복수 개의 전기 도체를 포함할 수도 있다. 장치는 편향 가능 부재의 편향 작동에 응답하여 휘어질 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 이러한 장치는 플렉스보드 장치를 포함할 수도 있다. 이러한 플렉스보드 장치는 초음파 변환기 어레이의 진동 이동에 응답하여 휘어질 수도 있다. 플렉스보드 장치는 가요성의 비전도성 기재 상에 지지 가능하게 배치되는 복수 개의 전기 전도성 트레이스(trace)를 포함할 수도 있다. 일 접근법에 있어서, 플렉스보드 장치는 카테터 몸체의 기단부로부터 말단부로 연장되는 복수 개의 도체

와 전기적으로 접속될 수도 있다.

[0028] 일 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 루멘, 그리고 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 루멘은 장치 및/또는 재료의 운반용으로 구성될 수도 있으며, 카테터 몸체의 적어도 일부를 관통하여 카테터 몸체의 기단부로부터 멀리 위치한 포트까지 연장될 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 배치될 수도 있으며, 편향 가능 부재의 일 구성 요소의 이동을 야기하도록 작동 가능한 모터를 포함할 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 카테터는 제 1 전기 도체 부분과 제 2 전기 도체 부분을 포함할 수도 있다. 제 1 전기 도체 부분은 전기적으로 비전도성의 재료가 사이에 개재되는 상태로 배치되는 복수 개의 전기 도체를 포함할 수도 있으며, 기단부로부터 말단부까지 연장될 수도 있다. 제 2 전기 도체 부분은 말단부에서 제 1 전기 도체 부분에 그리고 초음파 변환기 어레이에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 제 2 전기 도체 부분은 편향 가능 부재의 편향 작동에 응답하여 휘어질 수도 있다. 제 2 전기 도체 부분은 또한, 상기 구성 요소의 진동 이동에 응답하여 휘어질 수도 있다.

[0029] 다른 장치에 있어서, 카테터는 외부 관상 몸체와, 내부 관상 몸체, 그리고 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 내부 관상 몸체는 장치 및/또는 재료의 운반을 위해 루멘이 관통 형성될 수도 있다. 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 또는 외부 관상 몸체에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 선택적인 상대 이동 시에, 편향 가능 부재는 예정된 방식으로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 편향 가능 부재는 일 구성 요소(예를 들어, 초음파 변환기 어레이)와 이 구성 요소의 이동을 위해 작동 가능한 모터를 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 힌지에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 힌지는 내부 관상 몸체에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있으며, 외부 관상 몸체에 구속 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 카테터는 편향 가능 부재와 외부 관상 몸체에 상호 연결된 구속 부재를 추가로 포함할 수도 있다. 내부 관상 몸체가 외부 관상 몸체에 대해 상대적으로 전진 이동하는 경우, 구속 부재에 의해 편향 가능 부재에 편향력이 전달될 수도 있다. 구속 부재는 또한, 가요성의 전기적 상호 연결 부재일 수도 있다.

[0030] 다른 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 카테터 몸체는 적어도 하나의 조종 가능한 세그먼트를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 배치될 수도 있으며, 상기 말단부에 상호 연결될 수도 있다. 또한, 편향 가능 부재는 제 1 위치로부터 제 2 위치로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 편향 가능 부재는 모터를 포함할 수도 있다. 일 예로서, 편향 가능 부재는 초음파 변환기 어레이를 추가로 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 테더에 의해 카테터 몸체에 상호 연결될 수도 있으며, 테더는 편향 가능 부재를 카테터 몸체에 구속 가능하게 상호 연결한다. 테더는 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 사이에 배치될 수도 있으며, 또한 테더는 가요성의 전기적 상호 연결 부재를 포함할 수도 있다.

[0031] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 편향 가능 부재, 그리고 선회 축선을 중심으로 한 선회 운동을 위해 편향 가능 부재 상에 배치되는(예를 들어, 편향 가능 부재 내부에 배치되는) 초음파 변환기 어레이를 포함할 수도 있다. 카테터는 초음파 변환기 어레이에 전기적으로 상호 연결되는 코일 형상의 제 1 부분을 구비한 제 1 전기적 상호 연결 부재와, 선회 운동을 발생시키도록 작동 가능한 모터, 그리고 카테터 몸체와 편향 가능 부재의 사이에 배치되는 힌지를 추가로 포함할 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 카테터는 포위 체적부(enclosed volume)를 포함할 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분은 클락 스프링(clock spring) 장치로 배치될 수도 있다. 편향 가능 부재는 말단부와 기단부를 포함할 수도 있으며, 초음파 변환기 어레이는 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분보다 말단부에 가까이 배치될 수도 있고, 모터는 적어도 대략 360°의 범위에 걸쳐 초음파 변환기 어레이를 선회시키도록 작동 가능할 수도 있다. 상기 포위 체적부의 내부에는 유체가 마련되어 있을 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분의 정중선은 선회 축선과 수직 방향으로 배치될 수도 있는 단일 평면 내에 배치될 수도 있다.

[0032] 일 태양에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 편향 가능 부재와, 초음파 변환기 어레이, 그리고 제 1 전기적 상호 연결 부재를 포함할 수도 있다. 카테터 몸체는 기단부와 말단부를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체의 말단부에 지지 가능하게 배치될 수도 있으며, 제 1 체적부를 구비한 부분을 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 말단부에서 카테터 몸체의 종방향 축선에 대해 편향 가능할 수도 있다. 초음파 변환기 어레이는 제 1 체적부의 내부에 선회 축선을 중심으로 선회 운동하도록 배치될 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재는 제 1 체적부의 내부에 코일형으로 형성되며 초음파 변환기 어레이에 전기적으로 상호 연결되는 제 1 부분을 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 선회 운동 시에, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 코일 형상의 제 1 부분은 팽팽해지거나 느슨해질 수도 있다(예를 들어, 코일 형상의 제 1 부분의 직경이 선회 운동 시에 감소하거나

나 증가할 수도 있다). 이러한 코일 형상의 제 1 부분은, 예정된 위치에 대한 일 방향으로의 선회 운동(예를 들어, 팽팽해지거나 느슨해지는 작동)이 이루어지기 위해서는 코일형 제 1 부분으로부터의 선회 운동 저항을 극복하기 위한 힘이 필요하도록, 구성될 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재는 리본 형상일 수도 있으며, 전기적으로 비전도성의 재료가 사이에 개재되는 상태로 배치되는 복수 개의 도체를 포함할 수도 있다.

[0033] 일 태양에 있어서, 카테터는 포위 체적부를 구비한 부분을 포함하는 편향 가능 부재와, 상기 포위 체적부 내부에 마련되는 유체와, 초음파 변환기 어레이와, 제 1 전기적 상호 연결 부재, 그리고 힌지를 포함할 수도 있다. 초음파 변환기 어레이는 포위 체적부의 내부에서 왕복 선회 운동 가능하도록 배치될 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재는 적어도 일부가 상기 포위 체적부의 내부에 나선형으로 배치될 수도 있으며 초음파 변환기 어레이에 고정적으로 상호 연결될 수도 있다. 왕복 운동 시에, 나선형으로 배치된 부분은 그 길이 방향을 따라 느슨해질 수도 있으며 또한 팽팽해질 수도 있다. 힌지는 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 사이에 배치될 수도 있다.

[0034] 일 장치에 있어서, 카테터는 카테터 몸체와, 포위 체적부를 구비한 부분을 포함하는 편향 가능 부재와, 상기 포위 체적부의 내부에 마련되는 유체와, 힌지, 그리고 기포 트랩 부재를 포함할 수도 있다. 힌지는 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 사이에 배치될 수도 있다. 기포 트랩 부재는 상기 포위 체적부의 내부에 고정적으로 배치될 수도 있으며 말단부에 대면하는 오목한 표면을 구비할 수도 있다. 상기 포위 체적부의 말단부는 기포 트랩 부재로부터 원거리에 형성될 수도 있으며, 상기 포위 체적부의 기단부는 기포 트랩 부재로부터 가까이 형성될 수도 있다. 기포 트랩 부재를 관통하여 개구가 마련되어 상기 포위 체적부의 말단부로부터 상기 포위 체적부의 기단부까지의 유체 연통이 이루어질 수도 있다.

[0035] 다른 장치에 있어서, 카테터는 포위 체적부를 구비한 부분을 포함하는 편향 가능 부재와, 상기 포위 체적부의 내부에 마련되는 유체와, 상기 포위 체적부의 내부에서 이동하도록 배치되는 초음파 변환기 어레이와, 힌지, 그리고 벨로우즈(bellows) 부재를 포함할 수도 있다. 벨로우즈 부재는 상기 포위 체적부의 내부에 마련되는 유체에 배치되는 가요성의 폐쇄 단부 부분과, 유체로부터 격리되어 있는 개방 단부 부분을 구비할 수도 있다. 벨로우즈 부재는 유체의 체적 변화에 응답하여 수축될 수도 있으며 또한 팽창될 수도 있다.

[0036] 또 다른 장치에 있어서, 카테터를 작동시키기 위한 방법은 환자 몸안의 자연적인 또는 그렇지 않고 인공적으로 형성된 통로를 통하여 카테터 몸체를 전진 이동시키는 단계와, 카테터 몸체의 말단부를 소망하는 위치로 조종하는 단계와, 카테터 몸체의 말단부에 힌지식으로 연결되어 있는 편향 가능 부재를, 카테터 몸체의 말단부가 소망하는 위치에 유지되어 있는 상태에서, 카테터 몸체에 대해 하나 이상의 각도로 선택적으로 편향시키는 단계, 그리고 적어도 두 개의 특정 2D 영상(즉, 두 개의 서로 다른 방위에서 초음파 변환기 어레이에 의해 획득되는 영상)을 획득하기 위하여 초음파 변환기 어레이의 이동을 야기하도록 편향 가능 부재의 모터를 작동시키는 단계를 포함할 수도 있다. 상기 선택적 편향 단계는 편향 가능 부재의 선택적인 편향 작동을 위해 작동 가능한 작동 장치를 통해 달성될 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 상기 선택적 편향 단계는 대략 3cm 이하의 가로 치수를 갖는 체적부 내에서 완료될 수도 있다.

[0037] 일 태양에 있어서, 카테터 몸체를 포함하는 카테터를 작동시키기 위한 방법은 카테터 몸체의 말단부가 제 1 위치에 배치되도록 환자 몸안의 통로를 통하여 카테터를 소망하는 위치로 전진 이동시키는 단계를 포함할 수도 있다. 카테터 몸체는 적어도 하나의 독립적으로 조종 가능한 세그먼트와, 카테터 몸체의 말단부에 지지 가능하게 배치되는 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 상기 방법은 편향 가능 부재를, 말단부가 제 1 위치에 유지되어 있는 상태에서, 카테터 몸체의 말단부에 대해 소정의 시야각 범위 내에서 소망하는 각 방향 위치로 편향시키는 단계를 추가로 포함할 수도 있다. 상기 방법은, 편향 가능 부재에 지지 가능하게 배치되어 있는 초음파 변환기 어레이의 구동을 위해, 편향 가능 부재가 소망하는 각 방향 위치에 있는 상태에서 편향 가능 부재 상에 지지 가능하게 배치되는 모터를 작동시키는 단계를 추가로 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 상기 방법은 카테터 몸체의 길이를 따라 이루어지는 굴곡 작용에 의해 카테터 몸체를 조종하는 단계를 추가로 포함할 수도 있다. 상기 편향 단계는 힌지(카테터 몸체의 말단부와 편향 가능 부재를 상호 연결하는)를 제 1 형태로부터 제 2 형태로 변형시키는 단계를 추가로 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 상기 방법은 상기 작동 단계 동안 장치 또는 재료를 카테터 몸체의 말단부의 포트를 통하여 초음파 변환기 어레이의 영상 촬영 체적부 내로 전진 이동시키거나 회수하는 단계를 추가로 포함할 수도 있다.

[0038] 편향 가능 부재는 원형 단면 프로파일을 구비할 수도 있다. 편향 가능 부재는 포위 체적부와 밀봉 가능한 포트를 포함할 수도 있다. 일 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 상기 포위 체적부가 유체, 예를 들어, 음향 커플링을 촉진하는 유체로 충전될 수 있도록 하는 적어도 하나의 밀봉 가능한 유체 충전 포트를 포함할 수도 있다.

상기 밀봉 가능한 포트는 편향 가능 부재의 포위 체적부에 유체를 충전하도록 사용될 수도 있으며, 이후 밀봉될 수도 있다. 밀봉 가능 포트를 통한 포위 체적부의 충전은 주사기 바늘의 일시적인 삽입에 의해 달성될 수도 있다. 적어도 하나의 추가 밀봉 가능 포트는 유체 충전 단계 동안 내포 공기의 출구용으로 사용될 수도 있다.

[0039] 일 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 포위 체적부의 내부에 배치되며 영상 촬영 장치, 예를 들어 초음파 변환기 어레이에 작동 가능하게 상호 연결되는 모터를 포함할 수도 있다. 모터는 어레이를 왕복 선회 운동하도록 구동시킨다.

[0040] 일 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 포위 체적부를 구비한 부분과, 상기 포위 체적부의 내부에 배치되는 초음파 변환기 어레이를 포함할 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 포위 체적부의 내부에 마련되는 유체(예를 들어, 액체)를 추가로 포함할 수도 있다. 이러한 실시예에 있어서, 초음파 변환기 어레이는 음향 커플링을 촉진하도록 유체에 의해 둘러싸여 있을 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 초음파 변환기 어레이는 포위 체적부 내부에서 왕복 선회 운동하도록 배치되어, 체내 해부학적 구조의 3차원 영상을 생성할 수도 있다.

[0041] 일 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 포위 체적부 내부의 유체에 배치되는 가요성의 폐쇄 단부 부분과 유체로부터 격리되어 있는 개방 단부를 구비한 벨로우즈 부재를 포함할 수도 있으며, 벨로우즈 부재는 유체의 체적 변화에 응답하여 수축될 수도 있으며 팽창될 수도 있다. 알 수 있는 바와 같이, 벨로우즈 부재를 제공함으로써, 포함된 유체의 체적 변경을 야기할 수도 있는 조건에 노출되는 경우에도 편향 가능 부재의 완전 무결한 작동을 보장할 수도 있다.

[0042] 벨로우즈 부재의 적어도 폐쇄 단부 부분은 탄성적으로 변형 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 벨로우즈 부재의 폐쇄 단부 부분은 유체의 체적 변화에 응답하여 탄성적으로 팽창 가능할 수도 있다. 벨로우즈 부재는, 예를 들어, 이송 및/또는 저장 동안 편향 가능 부재가 비교적 따뜻한 또는 시원한 온도에 노출됨에 따라 발생할 수도 있는 유체 체적 변경에도 불구하고 편향 가능 부재의 작동 무결성을 유지하도록 작동 가능할 수도 있다. 이러한 탄성적으로 팽창 가능한 벨로우즈 부재는, 특히, 유체가 통상 편향 가능 부재보다 더 수축되는 저온에서 유리할 수도 있다.

[0043] 다른 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 포위 체적부에 대해 고정적으로 배치되는 기포 트랩 부재와, 포위 체적부의 내부에 마련되는 유체를 포함할 수도 있다. 기포 트랩 부재는 말단부에 대면하는 오목한 표면을 구비할 수도 있으며, 포위 체적부의 말단부는 기포 트랩 부재로부터 원거리에서 형성되며, 포위 체적부의 기단부는 기포 트랩 부재의 가까이에서 형성된다. 초음파 변환기 어레이는 말단부에 배치될 수도 있으며, 포위 체적부의 말단부와 포위 체적부의 기단부를 유체 연통시키기 위해 기포 트랩 부재를 관통하여 개구가 마련될 수도 있다.

[0044] 알 수 있는 바와 같이, 동봉 유체에 존재하는 기포는 초음파 변환기 어레이에 의해 획득되는 영상에 안 좋은 영향을 미칠 수도 있어 바람직하지 않다. 전술한 장치에 있어서, 편향 가능 부재는 기단부가 상방을 향하는 상태로 배향될 수도 있으며, 기포 트랩에 의해 포위 체적부의 기단부에서 기포가 포획됨에 따라, 이 기포가 기포 트랩의 개구를 통하여 오목한 표면에 의해 안내됨으로써 초음파 변환기 어레이로부터 효과적으로 격리될 수도 있다. 기포 트랩 위치를 제어하기 위한 다른 방법에 있어서, 사용자는 포위 체적부에 가까운 일 지점에서 카테터를 파지하여 포위 체적부를 구비한 부분을 중심으로 회전시켜 포위 체적부 내부의 유체에 원심력을 부과함으로써, 유체가 말단부를 향해 이동하도록 할 수도 있으며, 또한 유체 내부의 기포가 포위 체적부의 기단부를 향해 이동하도록 할 수도 있다.

[0045] 일 장치에 있어서, 필터가 상기 개구를 가로질러 배치될 수도 있다. 필터는 유체는 개구를 통과할 수 없지만 공기는 개구를 통과할 수 있도록 구성될 수도 있다. 필터는 발포 폴리테트라플루오로에틸렌(ePTFE)을 포함할 수도 있다.

[0046] 일 실시예에 있어서, 초음파 변환기 어레이는 포위 체적부 내부에 왕복 선회 운동하도록 배치될 수도 있으며, 초음파 변환기 어레이와 포위 체적부 내벽 사이의 간극은 유체가 모세관력에 의해 간극 내로 끌어 당겨지는 크기로 형성될 수도 있다. 이러한 간극을 달성하기 위하여, 초음파 변환기 어레이는 어레이를 중심으로 배치되는 원통형 엔클로저(enclosure)를 포함할 수도 있으며, 원통형 엔클로저의 외경과 포위 체적부 내벽 사이에 간극이 존재할 수도 있다.

[0047] 일 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 포위 체적부를 구비한 부분을 포함하는 카테터와, 상기 포위 체적부의 내부에서 선회 축선을 중심으로 왕복 선회 운동하도록 배치되는 초음파 변환기 어레이와 같은 영상 촬영 장치, 그리고 상기 포위 체적부 내부에 코일형으로 형성되며(예를 들어, 클락 스프링 장치의 단일 평면에 코일형으로 형

성되거나 나선형 장치의 축선을 따라 코일형으로 형성되며) 영상 촬영 장치에 전기적으로 상호 연결되는 제 1 부분을 구비한 전기적 상호 연결 부재를 포함할 수도 있다. 일 장치에 있어서, 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분은 나선 축선을 중심으로 상기 포위 체적부의 내부에 나선형으로 배치될 수도 있다. 이러한 구성의 영상 촬영 장치가 제공됨에 따라, 나선형으로 감겨 있는 제 1 부분은 나선 축선을 중심으로 팽팽해질 수도 있으며 느슨해질 수도 있다. 선회 축선이 나선 축선과 일치할 수도 있다. 포위 체적부는 편향 가능 부재의 말단부에 배치될 수도 있다. 유체가 포위 체적부의 내부에 마련될 수도 있다.

[0048] 또 다른 일 태양에 있어서, 영상 촬영 장치, 예를 들어, 초음파 변환기 어레이가 포위 체적부의 내부에 선회 축선을 중심으로 왕복 이동하도록 배치될 수도 있다. 편향 가능 부재는 적어도 제 1 전기적 상호 연결 부재(예를 들어, 영상 촬영 장치와의 영상 촬영 신호 전송을 위한)를 추가로 포함할 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재는 선회 축선을 중심으로 코일형으로 형성되며 초음파 변환기 어레이에 상호 연결되는 제 1 부분을 포함할 수도 있다.

[0049] 일 실시예에 있어서, 제 1 전기적 상호 연결 부재는 제 1 부분에 인접하는 제 2 부분을 포함할 수도 있으며, 제 2 부분은 카테터 몸체에 대해 고정적으로 배치되고, 영상 촬영 장치의 왕복 운동 시에, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 코일형 제 1 부분이 선회 축선을 중심으로 팽팽해지거나 느슨해진다. 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 2 부분은 카테터 몸체의 내부에 배치되는 내부 코어 부재를 중심으로 나선형으로 고정적으로 배치될 수도 있다.

[0050] 일 접근법에 따르면, 제 1 전기적 상호 연결 부재는 리본 형상일 수도 있으며, 부재의 폭을 가로질러 전기적으로 비전도성의 재료가 사이에 배치되어 있는 상태로 나란히 배치되는 복수 개의 도체를 포함할 수도 있다. 일 예로서, 제 1 전기적 상호 연결 부재는 미국 델라웨어주 뉴어크(Newark, DE, USA) 소재 더블유엘 고어 앤드 어소시에이트사(WL Gore & Associates)에 의해 시판되고 있는 상품명 고어(GORE) 마이크로-미니어처 리본 케이블을 포함할 수도 있으며, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분은 상측 또는 하측이 초음파 변환기 어레이의 선회 축선을 향하며 해당 선회 축선을 중심으로 권선되도록 배치될 수도 있다.

[0051] 다른 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분은 선회 축선을 중심으로 복수 회에 걸쳐 코일형으로 감겨질 수도 있다. 보다 구체적으로, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분이 선회 축선을 중심으로 복수 회에 걸쳐 나선형으로 배치될 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 제 1 전기적 상호 연결 부재는 서로 중첩되지 않는 방식으로 선회 축선을 중심으로 나선형으로 배치될 수도 있으며, 다시 말해, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 어떠한 부분도 다른 부분의 위에 중첩 배치되지 않는다.

[0052] 다른 접근법에 따르면, 제 1 전기적 상호 연결 부재는 리본 형상일 수도 있으며, 선회 축선을 중심으로 복수 회에 걸쳐 나선형으로 배치될 수도 있다. 초음파 변환기 어레이의 왕복 선회 운동 시에, 나선형으로 감긴 리본 형상의 부분이 나선 축선을 중심으로 팽팽해지거나 느슨해질 수도 있다. 편향 가능 부재는 왕복 선회 운동을 야기하도록 작동 가능한 모터를 추가로 포함할 수도 있다. 플렉스보드가 영상 촬영 장치에 전기적으로 상호 연결될 수도 있으며, 또한 이러한 플렉스보드는 모터의 카테터의 외벽 사이의 일 위치에서 제 1 전기적 상호 연결 부재에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 플렉스보드와 제 1 전기적 상호 연결 부재 사이의 상호 연결부는 원통형 상호 연결 지지부에 의해 지지될 수도 있다.

[0053] 편향 가능 부재는 영상 촬영 장치가 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분에 대해 편향 가능 부재를 따라 원 거리에 배치되도록 구성될 수도 있다. 일 변형 장치에 있어서, 편향 가능 부재는 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분이 영상 촬영 장치에 대해 원거리에 배치되도록 구성될 수도 있다. 이러한 일 변형 장치에 있어서, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 일부는 제 1 전기적 상호 연결 부재가 영상 촬영 장치를 통과하는 경우 편향 가능 부재의 선단부 케이스에 대해 고정될 수도 있다. 각각의 장치에 있어서, 제 1 부분이 포위 체적부의 내부에 코일형으로 형성될 수도 있다.

[0054] 일 장치에 있어서, 편향 가능 부재는 영상 촬영 장치에 작동 가능하게 상호 연결되는 구동 샤프트를 포함할 수도 있다. 구동 샤프트는 영상 촬영 장치를 왕복 선회 운동 가능하게 구동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 구동 샤프트는 편향 가능 부재의 기단부로부터 영상 촬영 장치까지 연장될 수도 있다. 구동 샤프트는 모터에 의해 구동될 수도 있다.

[0055] 일 실시예에 있어서, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분은 클락 스프링 장치로 배치될 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분의 중심선이 단일 평면 내에 배치될 수도 있으며, 단일 평면은 다시, 선회 축선과 수직 방향으로 배치된다. 편향 가능 부재는 말단부와 기단부를 포함하며, 일 장치에 있어서, 제 1 부분(클락 스프링)이 영상 촬영 장치보다 편향 가능 부재의 말단부에 가까이 배치될 수도 있다. 제 1 부분은 플렉

스보드를 포함할 수도 있다.

- [0056] 일 태양에 있어서, 카테터는 편향 가능 부재와, 영상 촬영 장치, 그리고 적어도 하나의 제 1 전기적 상호 연결 부재를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재는 편향 가능 부재의 적어도 일부를 둘러싸고 있는 환경에 개방될 수도 있는 제 1 체적부를 구비한 부분을 포함할 수도 있다. 영상 촬영 장치는 제 1 체적부의 내부에 선회 축선을 중심으로 왕복 선회 운동하도록 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 영상 촬영 장치는 편향 가능 부재를 둘러싸고 있는 환경에 존재하는 유체(예를 들어, 혈액)에 노출될 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재는 제 1 체적부의 내부에 코일형으로 형성되며 영상 촬영 장치에 전기적으로 연결되는 제 1 부분을 구비할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분은 나선 축선을 중심으로 제 1 체적부의 내부에 나선형으로 배치될 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재는 제 1 부분에 인접하는 제 2 부분을 추가로 포함할 수도 있다. 제 2 부분은 제 1 체적부를 부분적으로 둘러싸고 있는 케이스에 대해 고정적으로 배치될 수도 있다. 왕복 선회 운동 시에, 제 1 전기적 상호 연결 부재의 코일형의 제 1 부분은 팽팽해지거나 느슨해질 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재는 리본 형상일 수도 있으며, 사이에 전기적으로 비전도성의 재료가 개재되는 상태로 나란히 배치되는 복수 개의 도체를 포함할 수도 있다. 제 1 전기적 상호 연결 부재의 제 1 부분은 클락 스프링 장치로 배치될 수도 있다. 클락 스프링 장치는 편향 가능 부재의 적어도 일부를 둘러싸고 있는 환경에 개방될 수도 있는 제 1 체적부의 내부에 배치될 수도 있다. 영상 촬영 장치를 둘러싸도록 일 구조체가 마련될 수도 있다. 예를 들어, 변경 없이 음향 에너지를 포커싱(focusing) 또는 디포커싱(defocusing)하거나 음향 에너지를 전달할 수 있는 음향 전달 구조체가 초음파 변환기 어레이를 완전히 또는 부분적으로 둘러싸도록 마련될 수도 있다. 이러한 구조체는 원형 단면 프로파일을 가질 수도 있다. 특히, 원형으로 형성되는 경우, 이러한 프로파일은 주변 혈액의 난류를 감소시킬 수도 있으며, 주변 혈구의 손상을 줄일 수도 있으며, 영상 촬영 장치가 왕복 선회 운동을 수행하는 동안 혈전의 형성을 방지할 수도 있다.
- [0057] 다른 태양에 있어서, 말단부에 편향 가능 영상 촬영 장치가 배치되어 있는 카테터를 작동시키기 위한 방법이 제공된다. 편향 가능 영상 촬영 장치는 영상 생성을 위한 구성부를 포함하는 편향 가능 부재 형태로 형성될 수도 있다. 상기 방법은 카테터의 말단부를 초기 위치로부터 소망하는 위치로 이동시키는 단계와, 상기 이동 단계의 적어도 일부 동안 편향 가능 영상 촬영 장치로부터 영상 데이터를 획득하는 단계를 포함할 수도 있다. 편향 가능 영상 촬영 장치는 상기 이동 단계 동안 제 1 위치에 배치될 수도 있다. 소망하는 위치로의 이동은 해부학적 구조 내부에서의 카테터의 방위를 달성하기 위한 카테터 내부의 조정 제어부의 활용을 포함할 수도 있다. 상기 방법은 카테터가 소망하는 위치에 배치되었는지 여부를 결정하기 위하여 영상 데이터를 사용하는 단계와, 상기 이동 단계 이후 편향 가능 영상 촬영 장치를 카테터의 말단부에 대해 제 1 위치로부터 제 2 위치로 편향시키는 단계, 그리고 카테터의 말단부의 임의의 포트를 통하여 제 2 위치의 편향 가능 영상 촬영 장치의 영상 촬영 시야 범위로 개입 장치를 임의로 전진 이동시키는 단계를 추가로 포함할 수도 있다.
- [0058] 일 장치에 있어서, 상기 편향 단계는 카테터의 외부 관상 몸체와 카테터의 작동 장치 중 적어도 하나의 기단부를 외부 관상 몸체와 작동 장치 중 다른 하나의 기단부에 대해 병진 이동시키기 위한 단계를 추가로 포함할 수도 있다.
- [0059] 상기 병진 이동에 응답하여 힌지에 편향력이 인가될 수도 있다. 편향 가능 영상 촬영 장치가 힌지에 의해 카테터 몸체와 작동 장치 중 하나에 지지 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 상기 병진 이동 단계에 응답하여 편향력의 인가가 개시될 수도 있다. 이러한 편향력은 외부 관상 몸체의 중심 축선을 중심으로 균형잡힌 분배 방식으로 전달될 수도 있다. 이러한 방식의 편향력 전달은 카테터의 바람직하지 못한 휨 및/또는 휘핑(whipping)을 감소시킬 수도 있다.
- [0060] 일 장치에 있어서, 편향 가능 영상 촬영 장치의 위치가 상기 이동 단계 및 획득 단계 동안 카테터의 말단부에 대해 유지될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 편향 가능 영상 촬영 장치는 제 1 위치에서 측면 응시 상태일 수도 있으며, 제 2 위치에서 전방 응시 또는 후방 응시 상태일 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 영상 촬영 시야 범위는 상기 전진 이동 단계 동안 카테터의 말단부에 대해 실질적으로 고정된 등록 상태로 유지될 수도 있다.
- [0061] 아래의 태양에는 편향 가능 부재를 포함하는 카테터가 설명되어 있다. 언급되고 있지는 않지만, 이러한 편향 가능 부재는 편향 가능 부재 내부의 일 구성 요소 또는 구성부를 선택적으로 구동시키기 위한 모터를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 적절한 경우에 한하여, 이하에 설명되는 각각의 편향 가능 부재는 초음파 변환기 어레이의 선택적인 구동을 위한 모터를 포함할 수도 있다.
- [0062] 일 추가 태양에 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 가

능할 수도 있다. 소정의 실시예에 있어서, 이러한 편향성은 외부 관상 몸체의 말단부로부터 원거리로 적어도 부분적으로 또는 전체적으로 발생할 수도 있다.

[0063] 일 태양에 있어서, 카테터는 또한, 외부 관상 몸체의 기단부로부터 이와 멀리 떨어진 지점까지 외부 관상 몸체를 통과하여 연장되는 개입 장치의 공급과 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 공급 장치(예를 들어, 니들, 캐놀러, 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, 겔(gel), 고체, 또는 그의 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 장치 및/또는 재료의 운반을 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.

[0064] 이와 관련하여, 소정의 실시예에 있어서, 루멘은 외부 관상 몸체의 벽부의 내면에 의해 고정될 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 루멘은 외부 관상 몸체의 내부에 배치되며 기단부로부터 말단부로 연장되는 내부 관상 몸체의 내면에 의해 고정될 수도 있다.

[0065] 다른 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 적어도 대략 45° 의, 다양한 실시예에 있어서, 적어도 대략 90° 의 원호형 범위에 걸쳐, 그리고 그의 다른 실시예에 있어서 적어도 대략 180°, 대략 200°, 대략 260°, 그리고 대략 270° 의 원호형 범위에 걸쳐 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 예를 들어, 편향 가능 부재는 적어도 대략 90° 의 또는 적어도 대략 200° 의 원호형 범위에 걸쳐 피벗, 힌지, 또는 축선을 중심으로 피벗식으로 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.

[0066] 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 영상 촬영 장치의 형태의 편향 가능 부재는 노출된(예를 들어, 편향 가능 영상 촬영 장치의 개구의 적어도 일부가 외부 관상 몸체로부터 간섭받지 않음) 측면 응시 제 1 위치로부터 노출된 전방 응시 제 2 위치로 선택적으로 편향 가능할 수도 있다. 본 명세서에 사용되고 있는 바와 같은 "측면 응시"는 편향 가능 영상 촬영 장치의 시야 범위가 외부 관상 몸체의 중심 축선, 즉, 중심 축선의 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 삽입 및 전진 이동 동안) 해부학적 표식의 영상 촬영을 수용하며, 해부학적 표식의 영상이 카테터를 포함하는 루멘의 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 대략 45° 의 각도로, 또는 일부 용례에서, 적어도 대략 90°). 개입 장치는 초음파 변환기 어레이의 영상 촬영 시야 범위 내부에서 카테터의 루멘을 통하여 루멘 포트에 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 포트와 동일한 단면을 가지며 포트로부터 원거리로 연장되는 체적부를 차지하지 않도록 편향될 수도 있다. 이에 따라, 개체 장치가 외부 관상 몸체를 통하여, 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.

[0067] 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.

- [0068] 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 있어, 환자의 해부학적 구조 부위 내부의 복수의 영상 촬영 평면이나 체적부의 획득을 가능하게 할 수도 있다. 초음파 변환기 어레이는 체적부의 중심 빔(*beam*)이 변환기의 이러한 편향에 의해 재반사될 수 있는 체적부의 영상 촬영 및 칼라 흐름 정보를 획득하도록 구성될 수도 있다. 이것은 특히, 진동 방식의 1차원 어레이 또는 고정형 2차원 어레이를 구비한 편향 가능 영상 촬영 장치를 사용한 연속적인 3차원 영상의 실시간 렌더링(*rendering*)에 관한 실시예의 경우 유리하다. 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.
- [0069] 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 관맥 통로를 통하여 카테터의 전진 이동을 수용하는 제 1 위치로부터 선택적으로 편향 가능하도록 제공될 수도 있다. 또한, 소정의 실시예에 있어서, 제 2 위치는 사용자에게 의해 선택적으로 설정될 수도 있다.
- [0070] 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 포트에 인접하여 위치하는 작업 영역의 외부에 배치된다. 이에 따라, 개입 장치는 편향 가능 부재와의 간섭 없이 포트를 통하여 전진 이동 가능할 수도 있다.
- [0071] 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 획정되며 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.
- [0072] 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 포트에 멀리 위치한 제 1 위치로부터 외부 관상 몸체 측방의 제 2 위치(외부 관상 몸체 일측)로 편향되도록 배치될 수도 있다.
- [0073] 다른 태양에 있어서, 편향 가능 부재는 카테터의 종방향 축선, 예를 들어, 중심 축선으로부터 편향되도록 제공될 수도 있다. 종방향 축선의 90° 의 편향 시에, 호형 배치가 이루어진다. 이러한 호형 배치는 편향 가능 부재의 일면과 접선 방향이며, 카테터의 가장 말단부 지점에서 카테터의 중심 축선과 동일 선상의 직선과 접선 방향의 일정한 최소 반경의 호형에 해당한다. 편향 가능 부재의 특정 실시예와 연관된 호형 배치가 특정 실시예의 편향 성능과 다른 실시예의 편향 가능 부재의 편향 성능을 비교하는 한편 (강성 선단부가 통상의 조종 방법만을 사용하여 배치되는 경우의) 카테터 몸체의 최소 휨 반경을 비교하도록 사용될 수도 있다. 일 태양에 있어서, 호형 배치의 반경이 대략 1cm 미만일 수도 있다. 일 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 원호형 배치 반경 대 외부 관상 몸체의 말단부의 외경의 비율에 의해 정해질 수도 있으며, 이러한 비율은 적어도 대략 1의 값으로 유리하게 설정될 수도 있다.
- [0074] 일 태양에 있어서, 편향 가능 부재를 구비한 카테터가 제공될 수도 있다. 편향 가능 부재는 종방향 축선으로부터 편향될 수도 있으며, 종방향 축선으로부터의 90° 의 편향 시에, 편향이 발생하는 범위가 정해진다. 편향이 발생하는 영역은 90° 의 편향을 달성하기 위하여 곡률 반경 또는 그외 다른 변경이 도입되는 카테터의 길이 방향을 따라 소정 영역이다. 이상적인 힌지의 경우, 편향이 발생하는 영역은 일 지점이다. 리빙 힌지의 경우, 편향이 발생하는 영역은 대략 일 지점이다. 소정의 실시예에 있어서, 편향이 발생하는 영역은 카테터 몸체의

최대 가로 치수 미만일 수도 있다.

- [0075] 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 포트와 접선 방향으로 연장되는 평면 내에 놓여 있을 수도 있다.
- [0076] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 기단부로부터 외부 관상 몸체의 말단부에 위치한 포트에 연장되는 루멘(예를 들어, 개입 장치 공급용)을 포함할 수도 있다. 상기 포트는 외부 관상 몸체의 중심 축선과 동축으로 정렬되는 중심 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, 동축의 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 대략 90°의 또는 적어도 대략 200°의 호형 범위를 통해 편향 가능할 수도 있다.
- [0077] 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. 작동 장치는, 예를 들어, 벌룬, 테더 라인, 와이어(예를 들어, 폴 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 대략 45°의 원호형 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 대략 90°의 원호형 범위에 걸쳐 편향 가능할 수도 있다.
- [0078] 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 또는 압축력(예를 들어, 잡아당김 힘 또는 미는 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 포트에 연장되는 루멘(예를 들어, 개입 장치 공급용)이 관통 형성될 수도 있다.
- [0079] 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.
- [0080] 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 포트에 연장되는 루멘(예를 들어, 개입 장치 공급용)이 관통 형성되어 있는 내부 관상 몸체를 포함할 수도 있다.
- [0081] 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.
- [0082] 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.

- [0083] 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.
- [0084] 일 실시예에 있어서, 편향 가능 부재는 선택적인 위치 설정을 위한 작동 장치에 의해 작동 가능할 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 작동 장치의 작동은 카테터 몸체의 조종과 관계없이 이루어질 수도 있다. 또 다른 실시예에 있어서, 작동 장치의 작동은, 아래에 설명되는 바와 같이, 초음파 변환기 어레이의 진동 구동을 위한 모터의 작동과 관계없이 그리고 카테터의 조종과 관계없이 이루어질 수도 있다.
- [0085] 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 피벗 방식으로 편향 가능하다. 소정의 실시예에 있어서, 힌지는 카테터 몸체로 구성될 수도 있다(예를 들어, 카테터 몸체의 일부가 제거될 수도 있으며, 나머지 부분이 힌지로서 사용될 수도 있다). 힌지 부재는, 예정된 작동력의 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.
- [0086] 소정의 실시예에 있어서, 힌지 부재는 카테터의 위치 설정(예를 들어, 카테터의 전진 이동과 연관된 기계적 저항으로 인해) 동안 편향 가능 부재의 의도하지 않은 편향을 감소시키기 위해 충분한 컬럼 강도를 구비하도록 제공될 수도 있다. 일 예로서, 힌지 부재는 외부 관상 몸체의 컬럼 강도와 적어도 동일한 컬럼 강도를 나타낼 수도 있다.
- [0087] 소정의 실시예에 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 소정 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. 일 접근법에 따르면, 힌지 부재는 핀틀(pintle)을 포함할 수도 있다. 일 접근법에 따르면, 힌지 부재는 휨 가능한 멤브레인(membrane)을 포함하여, 편향 가능 부재가 멤브레인에 의해 적어도 부분적으로 제어되는 예정된 경로를 통하여 이동하도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0088] 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, 체액이 카테터의 외부로 외부 관상 몸체를 통하여 연장되는 루멘의 내부에 존재한다.
- [0089] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 관상 몸체를 포함할 수도 있다. 관상 몸체는 기단부와 말단부를 구비한 벽부

를 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.

[0090] 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.

[0091] 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.

[0092] 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.

[0093] 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 하위 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.

[0094] 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.

[0095] 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.

[0096] 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 진술한 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.

- [0097] 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.
- [0098] 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.
- [0099] 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.
- [0100] 전술한 태양과 함께, 제 1 도체 부분은 복수 개의 상호 연결된 도체를 가로질러 제 1 폭을 획정할 수도 있으며, 제 2 도체 부분은 복수 개의 대응 도체를 가로질러 제 2 폭을 획정할 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.
- [0101] 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 휘어진다. 특히, 제 2 도체 부분은 적어도 90° 의, 180° 의, 200° 의, 260° 의, 또는 270° 의 원호형 범위에 걸쳐 편향 가능 부재와 함께 휘어질 수 있는 기재 상의 전도성 트레이스에 의해 형성될 수도 있다.
- [0102] 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 조종 수단을 포함할 수도 있음에 따라, 카테터 몸체가 체강, 심실 내부의 바람직한 위치로 해부학적 부위 내부에서 안내될 수도 있으며, 맥관 루멘으로의 접근을 위해 사용될 수도 있다. 또한, 카테터는 기단부로부터 이 기단부에서 멀리 위치한 지점까지 연장되는 루멘(예를 들어, 개입 장치 공급용)을 포함할 수도 있다.
- [0103] 또 다른 태양에 있어서, 카테터는 영상 촬영 장치, 예를 들어, 초음파 변환기 어레이의 진동 또는 회전 운동을 야기하기 위한 모터를 포함할 수도 있다. 초음파 변환기 어레이는 왕복 선회 운동 가능하도록 배치될 수도 있으며(즉, 예를 들어, 카테터 몸체 중심 축선 또는 이에 평행한 축선을 중심으로 연속적으로 회전하는 것이 아니라 전후 방향으로 회전 운동하도록 배치됨), 이러한 구동을 위해 작동 가능한 모터를 포함할 수도 있다. 본 명세서에서 사용되고 있는 바와 같이, 용어 "회전"은 진동 또는 선택된 각도의 ± 방향 범위 사이의 각 방향 운동이나 이동을 일컫는다. 이러한 진동 또는 각 방향 운동은, 이로부터 제한되는 것은 아니지만, 시계 방향 또는 반시계 방향으로의 부분적인 이동이나, 소정 각도의 ± 범위의 이동을 포함한다. 모터는 마이크로 모터, 액츄에이터, 스텝퍼 모터를 포함하는 전자기 모터와 같은 마이크로 액츄에이터, 유도 모터 또는 동기식 모터(예를 들어, 미국 플로리다주 클리어워터(clearwater, FL, USA)에 소재하는 마이크로모 일렉트로닉스 인코포레이티드(MicroMo Electronics, Inc.)에 의해 시판되고 있는 폴하버 시리즈 0206 B(Faulhaer Series 0206B)와, 박(Park) 등의 미국 특허 출원 제 US 2007/0016063 호에 개시된 바와 같은 형상 기억 재료 액츄에이터 기구, 능동 및 수동 또는 능동 자성 액츄에이터, 초음파 모터(예를 들어, 미국 뉴욕주 빅터(Victor, NY, USA) 소재 뉴 스케일 테크놀로지사(New Scale Technologies)에 의해 시판되고 있는 스킨글(squiggle)(R) 모터), 유압식 또는 공압식 구동 장치, 또는 그 조합을 포함한다. 이러한 모터는 카테터 몸체에 대해 상대 이동될 수도 있는 부재 내부에 배치될 수도 있으며, 또는 카테터 몸체의 외부 또는 카테터 몸체의 내부에 배치될 수도 있다. 모터가 액체 환경 또는 비액체 환경에 처할 수도 있다. 모터의 밀봉이, 수정 없이, 모터가 액체 환경에서 작동할 수도 있도록 이루어질 수도 있으며, 또는 수정 없이, 액체 환경 하에서 작동할 수 없는 상태로 밀봉 처리되지 않을 수도 있다. 예를 들어, 액체 충전 환경에서는 특정 전자기 모터가 작동하지 않는 것이 바람직할 수도 있다. 이러한 일 장치에 있어서, 전자기 모터와 초음파 변환기 어레이의 사이에 액체 또는 유체 차단 배리어가 사용될 수도 있다. 모터의 치수는, 예를 들어, 특정 내강 또는 혈관 내 임상 용례에 맞는 크기의 구성 요소의 내부에

끼워지도록 소망하는 용례에서 호환 가능하도록 선택된다. 예를 들어, ICE 용례의 경우, 모터와 같은 내부에 포함된 구성 요소는 직경이 대략 1mm 내지 대략 4mm인 체적부에 끼워질 수도 있다.

[0104] 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 루멘(예를 들어, 개입 장치 공급용)을 포함할 수도 있다.

[0105] 다른 태양에 있어서, 카테터는 벽부와, 기단부 그리고 말단부를 구비한 외부 관상형 몸체를 포함할 수도 있다. 카테터는 기단부로부터 이 기단부에서 멀리 위치한 포트까지 외부 관상 몸체를 관통하여 연장되는 루멘(예를 들어, 개입 장치 공급용)을 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.

[0106] 다른 태양에 있어서, 카테터는 벽부와, 기단부 그리고 말단부를 구비한 외부 관상 몸체를 포함할 수도 있다. 카테터는 기단부로부터 이 기단부에서 멀리 위치한 포트까지 외부 관상 몸체를 관통하여 연장되는 루멘(예를 들어, 개입 장치 또는 약제 공급 장치 공급용)을 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 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.

[0107] 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.

[0108] 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.

[0109] 본 명세서에 사용되고 있는 바와 같은 용어, 제 1, 제 2, 제 3 등은 바람직한 실시예의 구성 요소 사이의 구별을 위해 사용되고 있으며, 이러한 특정 실시예와 관련하여 해석되어야 한다.

발명의 효과

[0110] 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

- [0111] 도 1은 카테터 몸체와 편향 가능 부재를 포함하는 카테터의 일 실시예를 보여준다.
- 도 1B 및 도 1C는 카테터의 최소 제시 폭의 개념을 보여준다.
- 도 2A는 카테터의 일 단부에 배치되는 편향 가능한 초음파 변환기 어레이를 포함하는 카테터의 일 실시예를 보여준다.
- 도 2B는 도 2A의 카테터 실시예를 도시한 단면도이다.
- 도 2C는 카테터의 말단부에 배치되는 편향 가능한 초음파 변환기 어레이를 포함하는 카테터의 실시예를 보여준다.
- 도 2D 및 도 2E는, 카테터가 임의의 조종 가능한 세그먼트를 추가로 포함하는, 도 2B 및 도 2C의 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 연장되며 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 어레이는 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 편향 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 편향 가능한 또 다른 실시예가 증명되어 있다.

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

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

도 21에는 변형예의 지지 구조가 도시되어 있다.

도 22A 및 도 22B에는 초음파 어레이가 편향 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 및 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 폴 와이어를 구비한 카테터가 도시되어 있다.

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

도 53은 초음파 카테터 탐침 조립체의 부분 단면도이다.

도 54는 도 53의 초음파 카테터 탐침 조립체의 다른 부분 단면도이다.

- 도 55는 초음파 카테터 탐침 조립체의 부분 단면도이다.
- 도 56A는 초음파 카테터 탐침 조립체의 부분 단면도이다.
- 도 56B는 도 56A의 초음파 카테터 탐침 조립체의 부분 단면 단부도이다.
- 도 57에는 핸들과, 카테터, 그리고 편향 가능 부재를 구비한 초음파 영상 촬영 시스템이 도시되어 있다.
- 도 58에는 도 57의 초음파 영상 촬영 시스템에 사용될 수도 있는 카테터의 횡단면이 도시되어 있다.
- 도 59에는 카테터의 다른 실시예의 횡단면이 도시되어 있다.
- 도 60 및 도 61에는 힌지에 의해 편향 가능 부재에 연결되는 카테터 몸체의 말단부가 도시되어 있다.
- 도 62에는 편향 가능 부재에 힌지에 의해 연결되는 카테터 몸체의 말단부가 도시되어 있다.
- 도 63A 내지 도 63D에는 리빙 힌지의 일 실시예가 도시되어 있다.
- 도 64A 내지 도 64C에는 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 64D에는 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 다른 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 65A 내지 도 65E에는 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 65F에는 두 개의 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 66A 내지 도 66E에는 피벗 핀을 구비한 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 67에는 힌지의 다른 실시예가 도시되어 있다.
- 도 68에는 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 편향 가능 부재 및 편향 가능 부재와 카테터 몸체의 사이의 전기적 상호 연결부가 도시되어 있다.
- 도 69A 내지 도 69C에는 모터의 둘레의 클락 스프링을 형성하는 경우의 전기적 상호 연결 부재 및 모터를 구비한 다른 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 70A 및 도 70B에는 변환기 어레이 및 모터를 구비한 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 71A 및 도 71B에는 변환기 어레이, 모터, 그리고 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 전기적 상호 연결 부재를 구비한 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 72에는 모터 및 변환기 어레이를 구비한 다른 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 73A에는 변환기 어레이, 모터, 그리고 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 전기적 상호 연결 부재를 구비한 다른 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 73B에는 변환기 어레이, 모터, 그리고 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 전기적 상호 연결 부재를 구비한 다른 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 74에는 편향 가능 부재가 변환기 어레이를 포함하며 카테터 몸체가 모터를 포함하는 경우의, 리빙 힌지에 의해 카테터 몸체에 연결되는 다른 편향 가능 부재가 도시되어 있다.
- 도 75 및 도 76에는 심장 우심방 내부에서의 심장 초음파 검진을 위한 조종 가능한 카테터 실시예의 배치를 보여준다.
- 도 77은 편향 가능 부재가 제 2 위치로 편향되어 있는 심장 우심방 관련 도 75의 실시예의 배치를 보여준다.
- 도 78은 편향 가능 부재가 제 3 위치로 편향되어 있는 심장 우심방 관련 도 75의 실시예의 배치를 보여준다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0112] 도 1A에는 카테터(1000)의 일 실시예가 도시되어 있다. 카테터(1000)는 환자의 몸 안에 삽입될 수도 있으며, 몸 안에 삽입된 카테터(1000)의 부분은 몸 밖에 위치한 부분으로서의 카테터(1000)의 다른 부분을 사용하여 조작이 이루어질 수도 있다. 따라서, 카테터(1000)가 몸 안에 삽입되는 경우, 카테터(1000)의 기단부가 몸 밖에 유지되며, 임상에서는 이러한 기단부에 접근하여 몸 안에 배치되어 있는 카테터(1000)의 말단부를 제어하게 된다.

카테터(1000)는 진단 장치(예를 들어, 영상 촬영 장치)와 같은 전자 장치 및 치료 화합물이나 에너지와 같은 치료제를 공급하는 장치(예를 들어, 절제 카테터)의 위치 설정 및/또는 공급; 체내 삽입 가능한 장치(예를 들어, 스텐트, 인조 혈관 스텐트(stent-graft), 대정맥 필터)의 전개 및/또는 회수; 또는 그 조합을 포함한 상당히 다양한 용도로 채용될 수도 있다.

[0113] 카테터(1000)는 카테터 몸체(1001)를 포함한다. 카테터 몸체(1001)는 기단부와 말단부를 구비한 세장형 부재이다. 카테터 몸체(1001)는, 예를 들어, 샤프트(예를 들어, 중실 샤프트, 적어도 하나의 루멘을 포함하는 샤프트)와, 외부 관상 몸체와, 내부 관상 몸체, 또는 그 조합을 포함할 수도 있다. 카테터 몸체(1001)는 하나의 조종 가능한 세그먼트 또는 길이를 따라 배열되는 복수 개의 조종 가능한 세그먼트를 포함할 수도 있다. 카테터 몸체(1001)의 적어도 일부는 가요성일 수도 있으며, 카테터 몸체가 삽입되는 환자의 몸안 통로 구조의 윤곽을 따라 휘어질 수 있다.

[0114] 카테터 몸체(1001)는 임의로 루멘을 포함할 수도 있다. 이러한 루멘은 카테터 몸체(1001)의 길이 전체 또는 일부를 따라 연장될 수도 있으며, 카테터 몸체(1001)의 말단부에 또는 그 부근에 포트를 구비할 수도 있다. 이러한 루멘은 장치 및/또는 재료를 루멘을 통하여 운반하도록(예를 들어, 카테터 몸체(1001)의 말단부로 또는 그 부근으로 장치 및/또는 재료를 공급하도록) 사용될 수도 있다. 다른 예로서, 루멘은 치료 장치, 영상 촬영 장치, 체내 이식 장치, 정량의 치료 화합물, 또는 그 조합을 카테터 몸체(1001)의 말단부로 또는 그 가까이로 공급하도록 사용될 수도 있다. 다른 예로서, 루멘은 대정맥 필터와 같은 장치를 회수하도록 사용될 수도 있다.

[0115] 카테터(1000)는 편향 가능 부재(1002)를 포함한다. 도시된 바와 같이, 편향 가능 부재(1002)는 카테터 몸체(1001)의 말단부에 배치될 수도 있다. 편향 가능 부재는 카테터 몸체(1001)의 말단부에 대해 편향되도록 작동 가능할 수도 있다. 예를 들어, 편향 가능 부재(1001)는 카테터 몸체(1001)의 말단부에서 카테터 몸체(1001)의 종방향 축선에 대해 소정의 각도 범위에 걸쳐 배치되도록 작동 가능할 수도 있다. 편향 가능 부재(1002)는 평활한 원형 외부 프로파일을 가질 수도 있으며, 이러한 프로파일의 덕택으로 편향 가능 부재(1002)가 몸 안에서 이동(예를 들어, 전진 이동, 후진 이동, 회전, 재배치, 편향)됨에 따라 야가되는 혈전 형성 및/또는 조직 손상을 줄일 수도 있다.

[0116] 편향 가능 부재(1002)는 상호 연결부(1003)를 통해 카테터 몸체(1001)에 상호 연결되며, 이러한 상호 연결부에 의해 편향 가능 부재(1002)가 카테터 몸체(1001)의 말단부에 대해 편향될 수 있다. 상호 연결부(1003)는 두 개의 물체를 연결하여, 통상 연결 물체 사이의 상대 회전을 허용하는, 예를 들어, 하나 이상의 조인트 또는 리빙 힌지나 이상적인 힌지(트루 힌지로 일컬어질 수도 있음)와 같은 적절한 유형의 힌지와 같은 구성 요소 또는 재료를 포함할 수도 있다. 이러한 힌지는 서로에 대해 이동할 수도 있는 구성 요소 또는 가요성 재료로 이루어질 수도 있다. 또한, 이러한 힌지는 핀틀을 포함할 수도 있다. 이상적인 단일 힌지의 경우, 편향 가능 부재(1002)는 고정된 회전 축선을 중심으로 카테터 몸체(1001)에 대해 회전할 수도 있다. 단일 리빙 힌지의 경우, 편향 가능 부재(1002)는 실질적으로 고정된 회전 축선을 중심으로 카테터 몸체(1001)에 대해 회전할 수도 있다. 상호 연결부(1003)는 카테터 몸체(1001) 및/또는 편향 가능 부재(1002)에 선회 가능하게 상호 연결되어 카테터 몸체(1001)에 대한 편향 가능 부재(1002)의 운동을 제어하기 위한 링크 부재를 포함할 수도 있다. 상호 연결부(1003)는 편향 가능 부재(1002)를 카테터 몸체(1001)에 대해 소망하는 위치(예를 들어, 카테터 몸체(1001)의 말단부와 정렬된 위치)로 바이어스하기 위한 바이어싱 부재(예를 들어, 스프링)를 포함할 수도 있다. 상호 연결부(1003)는 형상 기억 재료를 포함할 수도 있다.

[0117] 편향 가능 부재(1002)의 편향 작동은 편향 제어 부재(1004)에 의해 제어될 수도 있다. 편향 제어 부재(1004)는 카테터 몸체(1001)를 따라 환자 몸 밖의 일 지점(예를 들어, 카테터 몸체(1001)의 기단부)에 배치될 수도 있다. 편향 제어 부재(1004)는, 예를 들어, 하나 이상의 제어 와이어에 상호 연결되는 노브(knob), 슬라이더(slidebar) 또는 다른 적절한 장치를 포함할 수도 있으며, 제어 와이어는 다시 편향 가능 부재(1002)에 상호 연결됨으로써, 손잡이의 회전 또는 슬라이더의 이동에 의해 편향 가능 부재(1002)의 상응하는 편향 작동이 이루어진다. 이러한 일 실시예에 있어서, 제어 와이어 또는 와이어들은 편향 제어 부재(1004)로부터 편향 가능 부재(1002)로 카테터 몸체(1001)를 따라 연장될 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 편향 제어 부재(1004)는 전기에 의해 편향 작동이 이루어지는 편향 가능 부재(1002)를 제어하도록 작동 가능한 전자 제어부일 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 편향 제어를 위한 전기 도체가 카테터 몸체(1001)를 따라 편향 제어 부재(1004)로부터 편향 가능 부재(1002)의 편향용 구성 요소까지 연장될 수도 있다.

[0118] 편향 가능 부재(1002)는 임의로, 구동 부재(1006)를 구동시키기 위한 모터(1005)를 포함할 수도 있다. 모터

(1005)는 구동 부재(1006)의 구동이 가능하도록 구동 부재(1006)에 작동 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 예를 들어, 모터(1005)는 구동 부재(1006)가 선회 축선을 중심으로 선회 가능하게 왕복 운동하도록 구동 부재(1006)를 구동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 모터(1005)는 구동 부재(1006)를 구동시키도록 사용될 수도 있는 운동 생성을 위한 본 명세서에서 논의되고 있는 장치를 포함하는 적절한 장치일 수도 있다. 도 2A에는 모터(1005)로부터 원거리에 배치되는 구동 부재(1006)가 개략적으로 도시되어 있긴 하지만, 다른 구성을 고려할 수 있다. 예를 들어, 모터(1005)가 구동 부재(1006)로부터 원거리에 배치될 수도 있다. 다른 예로서, 모터(1005)와 구동 부재(1006)의 일부가 편향 가능 부재(1002)의 종방향 축선을 따라 동일 지점에 협력 배치되도록(예를 들어, 모터(1005)와 구동 부재(1006)가 편향 가능 부재의 종방향 축선과 수직 방향으로 배치되는 단일 평면과 교차하도록) 모터(1005)와 구동 부재(1006)가 나란한 배열(예를 들어, 적층, 목마 타기)로 배치될 수도 있다.

[0119] 구동 부재(1006)는 영상 촬영, 진단 및/또는 치료 장치와 같은 전기 장치일 수도 있다. 구동 부재(1006)는 변환기 어레이를 포함할 수도 있다. 구동 부재(1006)는 초음파 변환기를 포함할 수도 있다. 구동 부재(1006)는 1차원 어레이 또는 2차원 어레이와 같은 초음파 변환기 어레이를 포함할 수도 있다. 일 예로서, 구동 부재(1006)는 1차원 초음파 변환기 어레이의 영상 촬영 평면이 소정 체적부를 통과하여 연속적인 3D 영상 및 4D 영상을 생성할 수 있도록 모터(1005)에 의해 왕복 운동 방식으로 선회될 수도 있는 1차원 초음파 변환기 어레이를 포함할 수도 있다.

[0120] 카테터 몸체(1001)는 카테터 몸체(1001)의 길이를 따라 연장하는 하나 이상의 부재를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 카테터 몸체(1001)는 카테터 몸체(1001)의 길이를 따라 연장하는, 모터(1005)와 구동 부재(1006)를 카테터를 제외한 또는 이격된 소정 위치의 구성부, 예를 들어, 모터 제어부, 초음파 변환기 제어부 및 초음파 영상 촬영 장비에 전기적으로 연결하는 전기 도체를 포함할 수도 있다. 카테터 몸체(1001)는 카테터 몸체(1001)의 조종 가능한 부분의 조정 및/또는 편향 가능 부재(1002)의 편향 작동을 제어하기 위한 제어 와이어 또는 그외 다른 제어 장치를 포함할 수도 있다.

[0121] 카테터(1000)는, 예를 들어, 심장의 영상 촬영을 위해 채용될 수도 있다. 바람직한 일 용례에 있어서, 카테터(1000)는 몸 안으로 도입되어 심장의 내부에 배치될 수도 있다. 심장 내부에 배치되어 있는 상태에서, 모터(1005)에 의해 초음파 변환기 어레이(1005) 형태의 구동 부재(1006)가 왕복 구동되어 심장의 연속적인 3D 영상 및/또는 4D 영상을 생성할 수도 있다. 또한, 심장 내부에 있는 상태에서, 편향 가능 부재(1002)가 초음파 변환기 어레이의 시야 범위 재배치를 위해 편향될 수도 있다.

[0122] 소정의 실시예에 있어서, 편향 가능 부재(1002)는 카테터(1000)의 최소 제시 폭이 대략 3cm 미만이 되도록 편향 가능할 수도 있다. 카테터(1000)의 이러한 최소 제시 폭은 전체 카테터가 (뒤틀림 없이) 끼워질 수도 있는 직선 관의 최소 직경과 동일하며, 이 경우 카테터는 선단부가 관의 축선과 수직 방향으로 배향되도록 끼워진다. 이러한 최소 제시 폭의 개념이 도 1B 및 도 1C에 도시되어 있다. 도 1B에는 카테터(1010)의 벽부 내부에 배치되는 제어 와이어와 같은 종래 기술의 카테터 조종 기구를 사용하여 조정이 이루어지는 카테터(1010)가 도시되어 있다. 카테터(1010)의 선단부(1011)가 관(1012)과 직교하는 상태로 카테터(1010)가 관(1012)에 끼워지는 경우, 관(1012)은 카테터(1010)의 선단부(1011)의 길이 및 카테터(1010)의 선단부(1011)에 대해 90°의 각도로 배향되도록 휘어져야 하는 부분의 반경을 수용하는 크기로 형성될 수도 있다. 통상적으로, 종래 기술의 조종 가능한 카테터는 대략 6cm 이하의 최소 제시 폭을 가질 수도 있다. 대조적으로, 본 명세서에 설명되고 있는 실시예에 따른 카테터, 예를 들어, 편향 가능 부재(1021)를 포함하는 카테터(1020)는 직경이 편향 가능 부재(1021)의 길이와 카테터(1020)의 카테터 몸체(1022)의 직경의 총 합에 가까운 관(1023)의 내부에 끼워지도록 작동 가능할 수도 있다.

[0123] 도 2A 내지 도 52B를 참조하여 이루어지는 아래의 상세한 설명은 루멘(예를 들어, 개입 장치 공급용) 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. 이러한 구성부는, 커터(cutter), 그래스퍼(grasper) 및 스크레이퍼(scraper)를 포함하는, 니들, 생검 탐침과 같은 기계적 장치와, 도체, 전극, 센서, 제어부 및 영상 촬영 구성 요소와 같은 전자 장치, 그리고 스텐트(stent), 그래프트(graft), 라이너(liner), 필터(filter), 스내어(snare) 및 치료 장치와 같은 공급 구성 요소를 포함할 수도 있다.

[0124] 언급되어 있지는 않지만, 도 2A 내지 도 52B의 실시예는 또한, 초음파 변환기 어레이 또는 그외 다른 구성 요소를 이동시키기 위한 모터를 포함할 수도 있다. 또한, 추가의 실시예에서, 루멘의 포함을 필요로 하지 않는 본

명세서에 설명된 본 발명의 특징을 활용할 수도 있다.

- [0125] 카테터 내부에 장착되는 초음파 변환기 어레이는 독특한 구조적 도전에 직면하게 된다. 두 가지 중요 사항으로서, 예를 들어, 영상 평면의 해상도, 그리고 이러한 영상 평면과 개입 장치와의 정렬 능력을 들 수 있다.
- [0126] 초음파 어레이의 영상 촬영 평면의 해상도는, 측방 해상도 = 상수 * 파장 * 영상 깊이/개구 길이로 나타내어지는 수확식을 사용하여, 근사값 계산이 가능하다.
- [0127] 본 명세서에서 설명되고 있는 카테터의 경우, 상기 파장은 통상 0.2mm (7.5MHz 에서) 이내이다. 상기 상수는 2.0 이내이다. 상기 (영상 깊이/개구 길이) 비율은 중요한 매개 변수이다. 본 명세서에서 설명되고 있는 카테터용의 5MHz 내지 10MHz 의 범위의 초음파 영상 촬영의 경우, 상기 비율이 10 이하이면 영상 촬영 평면의 허용 가능한 해상도가 달성될 수 있다.
- [0128] 주요 체강 및 심장에서의 카테터를 이용한 영상 촬영의 경우, 영상의 깊이는 70mm 내지 100mm 인 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.
- [0129] 카테터 상에 배치되는 어레이에 의해 생성되는 초음파 영상면은, 통상, 평면의 영상의 폭(the out of plane image width)으로 보통 일컬어지는 좁은 폭을 갖추고 있다. 초음파 영상에서 볼 수 있는 물체의 경우, 이들 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.
- [0130] 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 개입 장치를 정렬 및/또는 등록할 수 있으면서 허용 가능한 해상도의 영상을 촬영하기에 충분한 크기가 큰 개구가 필요하다.
- [0131] 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 3 배 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 어레이는 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 어레이는 개입 장치가 초음파 영상 평면 내부에 즉각적으로 유지될 수 있도록 하는 방식으로 전개될 수도 있다.
- [0132] 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.
- [0133] 이러한 해부학적 위치에 카테터를 배치함으로써 목표로 하는 특정 조직이나 구조체로부터 및/또는 구조체로의 장치 또는 치료제의 운반을 위한 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, 임상의로는 카테터의 제거에 앞서 배치 위치 및 기능(들)을 확인할 수 있게 된다.
- [0134] 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.

[0135] 이제 다시 도면을 참조하면, 도 2A는 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, 상품명(GORE)의 마이크로 미니어처 리본 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 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 전기적 연결부는 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.

[0136] 도 2B는 도 2A의 선 A-A을 따라 취한 카테터의 단면도이다. 도 2B에 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. 카테터 벽부(12)의 바닥에 배치되는 적어도 하나의 전기 전도성 와이어(4)가 추가로 도시되어 있다.

[0137] 카테터(1)의 작동이 도 2A 및 도 2C를 참조하여 이해될 수 있을 것이다. 구체적으로, 카테터 말단부(2)가, 초음파 변환기 어레이(7)가 측면 응시 구성으로 배치된 상태에서(도 2A 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 있다. 이에 따라, 의사는 초음파 변환기 어레이(7)의 시야 범위 내로 개입 장치(11)를 전진 이동시킬 수 있다.

[0138] 편향 가능한 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, 어레이를 이용한 실시예에 있어서, 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, 어레이를 이용한 실시예에 있어서, 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.

[0139] 소정의 실시예에 있어서, 초음파 변환기 어레이는, 도 2C에 도시된 바와 같이, 카테터의 종방향 축선으로부터 90° 에 이르는 각도로 편향될 수도 있다. 또한, 편향 가능한 초음파 변환기 어레이(7)는, 도 2D에 도시된 바와 같이, 힌지(9)에 의해 카테터에 부착될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 힌지(9)는 스프링 장전식 힌지 장치일 수 있다. 이러한 스프링 장전식 힌지는 적당한 수단에 의해 카테터의 기단부로부터 작동될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 스프링 장전식 힌지는 외장(sheath)을 회수함에 따라 작동되는 형상 기억 재료이다.

[0140] 도 2D 및 도 2E를 참조하면, 카테터(1)는 조종 가능한 세그먼트(8)를 추가로 포함할 수 있다. 도 2E는 조종 가능한 세그먼트(8)에 가까운 카테터에 대한 일 각도로 편향되는 조절 가능한 세그먼트(8)를 보여준다.

[0141] "조종 가능한(steerable)"은, 조종 가능한 세그먼트에 가까이 위치한 카테터의 일부에 대한 일 각도로 조정 가능한 세그먼트로부터 멀리 위치한 카테터의 일부의 방위를 지휘하는 능력으로서 정의된다. "조종 가능한"은, 하나 이상의 조종 가능한 세그먼트를 사용하는 방법을 포함하는, 조종 가능한 세그먼트에 가까이 위치한 카테터의 일부에 대한 일 각도로 조정 가능한 세그먼트로부터 멀리 위치한 카테터의 일부의 방위를 지휘하도록 사용될 수도 있는 공지되어 있는 조종 방법을 포함할 수도 있다. 이러한 방법은, 제한 없이, 원거리 인가 힘의 사용(예를 들어, 전기적 방법(예를 들어, 무선 또는 유선 방식), 기계적 방법, 유압식 방법, 공압식 방법, 자성 이

용 방법 등)을 포함할 수도 있으며, 이러한 힘의 전달은, 푸쉬 와이어 및/또는 풀 와이어, 필라멘트, 관 및/또는 케이블의 조작을 이용한 이roman 제한되는 것은 아닌 전달을 포함하여, 풀 와이어 및/또는 푸쉬 와이어, 유압 라인, 공기 라인, 자성 커플링, 또는 전기 도체를 포함하는 각종 수단을 이용하여 이루어질 수 있다. 또한, 카테터 몸체는 카테터 몸체의 다른 세그먼트와 상이한 가요성 또는 압축 특성을 갖춘 세그먼트를 구비하도록 구성될 수도 있다. 내부 관상 몸체와 외부 관상 몸체를 포함하는 일 실시예에 있어서, 외부 관상 몸체는 하나 이상의 조종 가능한 세그먼트를 구비할 수도 있으며, 풀/푸쉬 와이어가 이러한 조종 가능한 세그먼트의 말단부에 정착되어 외부 관상 벽부의 하나 이상의 루멘을 통과하여 연장됨으로써 핸들의 조종 제어부에 부착된다. 외부 관상 몸체를 조정함으로써 또한 내부 관상 몸체를 조종할 수도 있다. 일 변형예에 있어서, 내부 관상 몸체는 조종 가능할 수도 있으며, 내부 관상 몸체의 조종을 통해 또한 외부 관상 몸체를 조종할 수도 있다.

[0142] 도 2E를 참조하여 설명된 조종 작동을 통해 임상의는 적절한 해부학적 위치로 카테터를 안내 또는 이동시킬 수 있다. 이후, 임상의는 도 22B를 참조하여 설명되는 바와 같은 작동 장치를 사용하여 편향 가능 부재를 편향시킴으로써 영상 촬영 장치를 소망하는 장치 또는 해부학적 특징부로 조준하도록 할 수 있다. 도 11B 및 도 11C를 참조하여 설명되는 바와 같은 마이크로 조종은 영상 촬영 장치를 해부학적 특징부로 조준하도록 사용될 수도 있다. 이러한 조종은 또한, 개재 장치가 전진 이동함에 따라 영상 장치가 개재 장치의 궤적을 따르도록 하기 위해 사용될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 편향 작동을 통한 카테터의 조종 및 이에 따른 영상 촬영 장치의 조종은 독립적으로 이루어진다.

[0143] 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.

[0144] 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.

[0145] 도 3C에는 도 3A 및 도 3B의 카테터(1)의 변형 구성에 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.

[0146] 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.

[0147] 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, 상품명 고어(GORE)의 마이크로 미니어처 리본 케이블)를 포함할 수도 있다.

[0148] 이러한 카테터가, 예를 들어, 도 4A 및 도 4B에 도시되어 있다. 구체적으로, 도 4A 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 획정되어 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, 상품명(GORE)의 마이크로 미니어처 리본 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 4A 및 도 4B에 도시된 카테터는 전술한 바와 같은 편향 가능한 말단부와 조종 가능한 세그먼트를 포함할 수 있다.

[0149] 전술한 카테터는 장치 및/또는 재료의 운반(예를 들어, 영상 촬영 영역으로의 개입 장치의 공급)을 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.

[0150] 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 구부러질 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.

[0151] 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 케이블을 따라 이루어질 수도 있다.

[0152] 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.

[0153] 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.

[0154] 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 방향을 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.

[0155] 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 기반부 가이드 와이어 개구(72)에 기능적으로 연결되어 있는 말단부 가이드 와이어 개구(70)를 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터는 말단부와 기반부의 가이드 와이어 개구(70, 72)를 통하여 체결되는 가이드 와이어의 길이를 따라 이동하도록 작동 가능할 수도 있다.

[0156] 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.

[0157] 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 적절한 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.

[0158] 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 몸

체 계면부(84)가 포획될 수도 있다.

- [0159] 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.
- [0160] 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 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.
- [0161] 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)으로의 내부 관상 몸체(80)의 이동으로 인해 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 제어 편향이 야기될 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.
- [0162] 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 그외 다른 적절한 방향)에 대응하도록 슬라이드(58)의 이동을 제한하도록 구성될 수도 있다.
- [0163] 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 데드-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

로 선형 관계일 수도 있다.

- [0164] 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 포트(81)를 통해 전진 이동될 수도 있다. 이에 따라, 개입 장치가 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.
- [0165] 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.
- [0166] 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)으로부터 오프셋될 수도 있다. 편향 가능 부재(52)의 주어진 편향과 관련하여, 변위 호(93)는 편향 가능 부재(52)의 표면과 접선 방향이면서 카테터의 가장 멀리 위치한 말단 지점에서 카테터의 중심 축선(91)과 동일 선상의 직선과 접선 방향의 일정한 반경의 최소 변위로서 정의될 수도 있다. 카테터(50)의 일 실시예에 있어서, 중심 축선(91)으로부터 90°의 편향 시에 외부 관상 몸체(79)의 말단부의 최대 가로 치수 대 변위 호(93)의 반경의 비율은 적어도 대략 1일 수도 있다.
- [0167] 초음파 변환기 어레이(68)가 포트(81)에 가까이 배치되도록 편향 가능 부재(52)가 편향 축선(92)을 중심으로 편향될 수도 있다. 작은 값의 변위 호(93)와 함께 이러한 위치 설정에 의해, 개입 장치가 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 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.
- [0168] 도 5C 및 도 5D에 도시된 바와 같이, 플렉스보드(76)는 편향 가능 부재(52)의 편향과 독립적으로 편향 가능 부재(52) 및 카테터 몸체(54)와 상호 연결된 상태로 유지될 수도 있다.
- [0169] 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 접촉성 층이 마련되어 있는 발포 폴리테트라플루오로에틸렌(ePTFE)을 포함하는 실질적으로 무공성의 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 돕기 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.
- [0170] 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 중방향 탄성률이 적어도 대략 1,000,000 psi(6,895MPa)이며 횡방향 탄성률이 적어도 대략 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.
- [0171] 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.

[0172] 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.

[0173] 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.

[0174] 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.

[0175] 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, 이들 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.

[0176] 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 휨 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.

[0177] 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℃일 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.

- [0178] 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.
- [0179] 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.
- [0180] 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.
- [0181] 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.
- [0182] 전술한 층(외부 커버링(94)으로부터 내부 커버링(108)까지의)은 각각 서로에 대해 고정될 수도 있다. 이들 층은 함께 외부 관상 몸체(79)를 형성할 수도 있다. 이들 층의 내측에는 이들 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 펜실베이니아주 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 전달하기에 적당한 킬립 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.
- [0183] 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 피복재(coating) 및/또는 추가 층의 형태로 형성될 수도 있다.
- [0184] 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.

- [0185] 바람직한 일 실시예에 있어서, 카테터 몸체(54)는 2,000 피코패러드 미만의 정전 용량을 갖출 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 카테터 몸체(54)의 정전 용량이 대략 1,600 피코패러드일 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 2.25Fr일 수도 있다. 내부 관상 몸체의 내경은, 예를 들어, 대략 8.4Fr일 수도 있다.
- [0186] 카테터 몸체(54)는 카테터 몸체(54)의 직경의 10배 미만인 뒤틀림 직경(카테터 몸체(54)의 휨 직경으로서, 이 직경 값 아래에서 카테터 몸체(54)의 뒤틀림이 야기됨)을 갖출 수도 있다. 이러한 구성은 카테터 몸체(54)의 해부학적 배치에 적당하다.
- [0187] 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.
- [0188] 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.
- [0189] 도 5F는 나선형으로 배치되는 전기적 상호 연결 부재(104)와 플렉스보드(76)(가요성/휨 가능한 전기 부재) 사이의 전기적 상호 연결 관계에 관한 일 실시예를 보여준다. 설명의 목적으로, 도 5F에는 전기적 상호 연결 부재(104)와 플렉스보드(54)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.
- [0190] 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 전기 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, 전기 전도성 부분의 중심 사이의 거리)가 전기적 상호 연결 부재(104)의 피치(폭을 가로질러 측정된 바와 같은)보다 클 수도 있다.
- [0191] 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 피치보다 작을 수도 있다.
- [0192] 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.

- [0193] 도 5C 및 도 5D에 도시된 바와 같이, 플렉스보드(76)의 굴곡 영역(112)은 편향 가능 부재(52)의 편향 작동 동안 구부러지도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 굴곡 영역(112)은 편향 가능 부재(52)의 편향 작동에 응답하여 구부러질 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.
- [0194] 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.
- [0195] 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 실시예에 있어서는 내부 관상 몸체가 포함되어 있지 않으며, 따라서, 외부 관상 몸체(118)가 또한 카테터 몸체의 특징을 나타낼 수도 있음을 이해할 수 있을 것이다.
- [0196] 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 돕도록 카테터 삽입 동안 해부학적 표식의 영상을 촬영하도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0197] 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.
- [0198] 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 폴 와이어(130)의 형태로 형성될 수도 있다. 폴 와이어(130)는 원형 와이어일 수도 있다. 선택적으로, 예를 들어, 폴 와이어(130)는 직사각형 단면으로 형성될 수도 있다. 예를 들어, 폴 와이어는 폭 대 두께의 비가 대략 5:1인 직사각형 단면으로 형성될 수도 있다.
- [0199] 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 진술한 플렉스보드(76)와 유사한 방식으로 동봉 처리될 수도 있다.
- [0200] 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.
- [0201] 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.

[0202] 외부 관상 몸체(118)에 대해 편향 가능 부재(116)를 편향시키기 위하여, 폴 와이어(130)가 외부 관상 몸체(118)에 대해 상대 이동될 수도 있다. 도 6C에 도시된 바와 같이, 폴 와이어(130)를 잡아 당김으로써(예를 들어, 핸들(56)을 향해) 폴 와이어(130)를 따라 폴 와이어 배출구(134)를 향해 배치된 폴 와이어 정착 지점(132)에서 지지부(126)에 힘이 부과될 수도 있다. 폴 와이어 배출구(134)는 폴 와이어(130)가 폴 와이어 하우징(136)으로부터 출현하는 지점이다. 폴 와이어 하우징(136)은 외부 관상 몸체(118)에 고정될 수도 있다. 이러한 힘에 의해 편향 가능 부재(116)가 폴 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 선회될 수도 있다. 폴 와이어(130)의 이동을 제한함으로써 편향 가능 부재(116)의 편향 작동량의 변경이 달성될 수도 있음을 이해할 수 있을 것이다. 이와 관련하여, 폴 와이어(130)를 도 6C에 도시된 바와 비교하여 보다 짧은 거리로 이동시킴으로써 0° 내지 90°의 각도로 편향 작동이 이루어질 수도 있다. 또한, 폴 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.

[0203] 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. 폴 와이어(130)를 수용하는 폴 와이어 하우징(136)이 외부 커버링(94)에 가장 가까이 배치될 수도 있다. 이후, 외부 커버링(94)에 폴 와이어 하우징(136)을 고정하기 위해, 외부 램(138)이 외부 커버링(94)과 폴 와이어 하우징(136)의 위에 배치될 수도 있다. 선택적으로, 폴 와이어 하우징(136)과 폴 와이어(130)가, 예를 들어, 외부 하우징(94)과 유전 상수가 낮은 외층(96)의 사이에 배치될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서는 외부 램이 필요하지 않을 수도 있다. 폴 와이어 하우징(136)과 폴 와이어(130)의 그외 다른 적절한 위치가 활용될 수도 있다.

[0204] 유전 상수가 낮은 외층(96)의 내측에는 쉘드 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 쉘드 층(98)의 사이에 배치될 수도 있다. 쉘드 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.

[0205] 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, 코일형 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.

[0206] 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 내층(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.

[0207] 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.

- [0208] 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" 구성으로 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.
- [0209] 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 구성을 보여준다. 도 8C는 삼중 로브 구성을 보여주며, 도 8D는 사중 로브 구성을 보여준다. 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.
- [0210] 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 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 경우에도, 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 포트(13)의 외부로 적어도 부분적으로 전진 이동됨으로써, 개입 장치의 적어도 일부가 초음파 변환기 어레이(7)의 시야 범위 내에 위치하게 될 수 있다.
- [0211] 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.
- [0212] 도 11A, 도 11B 및 도 11C에 또한 증명된 바와 같이, 카테터 조종 가능한 세그먼트(8)는 적당한 방향으로 구부러질 수 있다. 예를 들어, 도 11B에 도시된 바와 같이, 조종 가능한 세그먼트가 포트(13)의 반대 방향으로 구부러질 수도 있으며, 또한 도 11C에 도시된 바와 같이, 조종 가능한 세그먼트가 포트(13)를 향해 구부러질 수도 있다.
- [0213] 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.
- [0214] 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.

다. 상기 이동 단계는 카테터를 그 주변에 대해 상대적으로 회전시키는 단계를 포함할 수도 있다.

- [0215] 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.
- [0216] 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.
- [0217] 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 대략 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.
- [0218] 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 잡힌 분배 방식으로 카테터의 기단부로부터 말단부로 편향력이 전달되도록 하는 단계를 포함할 수도 있다.
- [0219] 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.
- [0220] 개입 장치의 전진 이동 및 사용 후(예를 들어, 절차의 수행을 위해, 장치의 설치 또는 회수를 위해, 측정을 위해), 개입 장치가 포트를 통하여 회수될 수도 있다. 이후, 편향 가능한 영상 촬영 장치는 제 1 위치로 복귀할 수도 있다. 제 1 위치로의 복귀는 힌지의 탄성 변형 품질에 따라 촉진될 수도 있다. 예를 들어, 힌지가 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. 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.
- [0221] 전술한 지지부(74, 126)에서와 마찬가지로, 아래에 설명되는 지지부는, 예를 들어, 형상 기억 재료(예를 들어, 니티놀)와 같은 적절한 재료로 형성될 수도 있다. 본 명세서에서 논의되고 있는 적절한 관상 몸체는 적당한 전기적 구성 부재를 포함하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 이하에 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.
- [0222] 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 힌지부(86)와 도 6A 내지 도 6C를 참조하여 설명된 힌지부(131)의 변형예를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 도 14A 내지 도 14C에는 변형예의 힌지부 구조가 도시되어 있다.

도 14A에는 테이퍼형의 힌지부(162a, 162b)를 포함하는 지지부(160)가 도시되어 있으며, 힌지부(162a, 162b)는 크래들부(164)로부터의 거리가 관상 몸체 계면부(166)의 방향으로 증가할수록 얇아지도록 형성되어 있다.

[0223] 도 14B에는 관상 몸체 계면부(172)의 곡선형 평면 이내에 덧대어 배치되는 힌지부(170a, 170b)를 포함하는 지지부(168)가 도시되어 있다. 도 14C에는 단일체형의 힌지부(176)를 포함하는 지지부(174)가 도시되어 있다. 단일체형의 힌지부(176)는 힌지부의 중간 지점에 가까이 배치된 좁은 부분과 덧대어 배치된다. 또한, 단일체형의 힌지부(176)는 단일체형의 힌지부(176)의 일부가 관상 몸체 계면부(178)에 의해 형성되며 이 몸체 계면부로부터 연장되는 관의 내부에 배치되도록 곡선형으로 형성된다. 도 14D에는 힌지부(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), 축 방향 강성 및 각 방향 휨 강성을 제공할 수도 있다.

[0224] 도 15에는 한 쌍의 지그재그형 힌지부(182a, 182b)가 함체되어 있는 지지부(180)가 도시되어 있다. 이러한 구조에 의하면, 보다 긴 효율적인 외팔보식 휨 길이를 허용하면서 힌지부(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 힌지부와 비교하여) 그외 다른 적절한 구성이 또한 활용될 수도 있다.

[0225] 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 힌지부(200a) 및 제 2 힌지부(제 1 힌지부(200a)에 나란히 제 1 힌지부의 바로 뒤에 위치하고 있어 도 16에서는 볼 수 없음)의 두 개의 힌지부를 추가로 포함한다. 편향 가능 부재(196)는, 예를 들어, 제 1 힌지부(200a)와 제 2 힌지부의 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.

[0226] 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 힌지부(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 힌지부(216b)에 부착되어 내부 관상 몸체(208)의 층 내부에 배치되며, 따라서 도 17에서는 볼 수 없다. 내부 관상 몸체 계면 영역은 적절한 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.

[0227] 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 구부러지도록 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 그 외 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.

[0228] 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 그 외 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).

[0229] 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.

[0230] 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.

[0231] 카테터(242)는 또한, 어레이 지지부(250), 초음파 영상 촬영 어레이 및 그 외 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.

- [0232] 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 변형예에 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.
- [0233] 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.
- [0234] 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.
- [0235] 카테터(260)는 또한, 지지부(266)와, 초음파 영상 촬영 어레이(272), 그리고 그와 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.
- [0236] 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 수경예에 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.
- [0237] 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 일 변형 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.

[0238] 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 발포 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 그의 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 층들의 사이에 배치될 수도 있는 반면, 고밀도화 부분(310)은, 예를 들어, 노치(302) 내부의 삽입 및 위치 설정을 돕는 한편 다른 구성 요소(예를 들어, 전기적 상호 연결 부재 및/또는 지지부(300))와의 간섭을 방지할 수도 있는 대체로 원형으로 형성될 수도 있다.

[0239] 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, 그의 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.

[0240] 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 수축 부분(332)을 포함할 수도 있다. 관상 부분(330)은 크래들부(326)와 초음파 영상 촬영 어레이(334)가 동봉되도록 구성될 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, 그의 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.

[0241] 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 그의 다른 모든 구성 요소는 상기 단면도에 도시되어 있지 않다.

[0242] 환자의 몸 안에 삽입되는 동안, 카테터(340)는 초음파 영상 촬영 장치(348)가 외부 관상 몸체(342)의 내부에 배

치되어 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 돕기 위해 영상이 촬영될 수도 있다.

[0243] 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.

[0244] 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.

[0245] 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 있지만, 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.

[0246] 사용 시에, 카테터(362)는 선단부(368)가 외부 관상 몸체(364)의 내부에 배치되는 상태로 환자의 몸 내로 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 멀리 위치한 체적부의 영상을 촬영하도록 사용될 수도 있다. 개입 장치(도시하지 않음)가 루멘(376)을 통과하여 전진 이동될 수도 있다.

[0247] 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.

[0248] 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 어레이는 개시된 초음파 영상 촬영 어레이 대신으로 또는 추가적으로 마련될 수도 있다. 예를 들어, 도 2A에 도시된 실시예에 있어서는, 적어도 부분적으로 후방 응시 위치로 이동될 수도 있는 초음파 영상 촬영 어레이가 포함될 수도 있다.

[0249] 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 이중 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 돕기 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 팁 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, 니티놀)로 구성될 수도 있다. 또한, 평평한 와이어(398)는 관상 몸체 채널(394)과 선단부 채널(396)을 통과하여 전진 이동하도록 작동 가능한 방식으로 구성될 수도 있다.

[0250] 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 돕기 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 통과하여 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 통과하여 전진 이동될 수도 있다. 또한, 임시 접합부(388)를 깨는데 필요한 힘은, 평평한 와이어(398)의 후속 후진 작동에 의해 선단부(384)가 카테터(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 맞춤되도록 선택된다.

[0251] 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(406)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.

[0252] 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 말단부에 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.

[0253] 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 재배치되는 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.

[0254] 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 있지만, 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 말단부에 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 강성으로 형성될 수도 있다. 선단 지지부(428)는 형상 기억 재료를 포함할 수도 있다.

[0255] 도 28A 및 도 28B의 실시예 및 본 명세서에 설명된 모든 다른 적절한 실시예에 있어서, 힌지(430) 또는 다른 적절한 힌지가 라이브 힌지(당해 업계에 또한 "리빙(living)" 힌지로도 공지되어 있음) 또는 다른 적절한 유형의 힌지일 수도 있으며, 적절한 재료(예를 들어, 힌지는 중합체성 힌지일 수도 있다)로 형성될 수도 있다. 힌지(430) 또는 다른 적절한 힌지가 이상적인 힌지일 수도 있으며, 핀 및 대응 홀 및/또는 루프와 같은 복수의 구성 요소를 포함할 수도 있다.

[0256] 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.

[0257] 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.

[0258] 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.

[0259] 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 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.

[0260] 환자의 몸안으로 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.

[0261] 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.

[0262] 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. 일

변형예에 있어서, 테더(470)는 도 30A에 도시된 위치로 선단부(464)를 실질적으로 바이어싱 할 필요가 없도록 하기에 충분한 강성을 갖출 수도 있다.

[0263] 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. 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.

[0264] 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 바이어싱하기 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 적절한하게 수정된 탄성 부재가 본 명세서에 개시된 적당한 실시예에 사용될 수도 있다.

[0265] 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 앵커(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 바이어싱하기 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.

[0266] 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(438)에 대해 원

거리로 이동시킴으로써 도 32A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있다. 이러한 경우에, 전기적 상호 연결 부재(492)의 전술한 바이어싱의 결과, 초음파 영상 촬영 어레이(490)가 도 32에 도시된 위치로 복귀하게 될 수도 있다.

[0267] 적절한 경우에 한하여, 관상 몸체와 이들 관상 몸체에 대해 상대 이동하는 초음파 영상 촬영 어레이 사이에 배치되는 본 명세서에 설명된 전기적 상호 연결 부재가 추가로 바이어싱 부재(도 32A 및 도 32B에 대하여 전술한 바와 같은)로서의 역할을 수행하도록 구성될 수도 있음을 알 수 있을 것이다.

[0268] 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.

[0269] 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.

[0270] 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.

[0271] 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 방향인 위치이면서 또한 전방 응시 위치)로 선회 운동시키기 위하여, 내부 관상 몸체(508)가 외부 관상 몸체(506)에 대하여 원거리로 이동된다. 이러한 이동에 의해 제 2 테더(520)가 관통 홀(522)을 통해 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 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 이동으로 인해 하나 이상의 테더(518, 520)가 인장되도록 하는 경우, 테더(518, 520) 중 다른 하나의 인장력이 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.

[0272] 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.

[0273] 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 힌지부(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 테더는 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 수

도 있다. 내부 관상 몸체(508)는 외부 관상 몸체(506)에 대해 회전 가능하다.

[0274] 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.

[0275] 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 통해 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 풀어나가 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 풀어나가 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.

[0276] 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.

[0277] 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.

[0278] 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.

[0279] 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 위치)이면서 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.

- [0280] 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.
- [0281] 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.
- [0282] 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.
- [0283] 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.
- [0284] 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.
- [0285] 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.
- [0286] 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

영 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.

- [0287] 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, 힌지로서의 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.
- [0288] 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.
- [0289] 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, 이들 영상 촬영 어레이(586a, 586b) 사이의 내부 관상 몸체(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.
- [0290] 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, 외부 관상 몸체(578)의 기단부가 내부 관상 몸체(580)의 위치를 유지하면서 원거리로 밀어질 수도 있다(및/또는 내부 관상 몸체(580)의 기단부가 외부 관상 몸체(578)의 위치를 유지하면서 가까운 거리로 잡아 당겨질 수도 있다). 이러한 상대 운동에 의해, 영상 촬영 어레이(586a, 586b)를 포함하는 외부 관상 몸체(578)의 부분이 외측으로 이동되어, 영상 촬영 어레이(586a, 586b)를 도 38B에 도시된 바와 같이 전방 응시 위치로 선회시킬 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)가 선회 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)는 선회 운동 동안 영상 촬영 어레이(586a, 586b)에 휨력이 전달되는 것을 감소 또는 방지하며 영상 촬영 어레이(586a, 586b)의 정렬을 돕는 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.
- [0291] 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.
- [0292] 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 맞

대고 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.

[0293] 영상 촬영 어레이(598a, 598b)는 도 38A 및 도 38B를 참조하여 전술한 바와 유사한 방식으로 선회 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)는 선회 운동 동안 영상 촬영 어레이(598a, 598b)에 힘이 전달되는 것을 감소 또는 방지하며 영상 촬영 어레이(598a, 598b)의 정렬을 돕는 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.

[0294] 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.

[0295] 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(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 위한 적절한 개수의 슬릿이 관상 몸체(606)에 포함될 수도 있다. 암 중 적어도 하나는 초음파 영상 촬영 어레이를 포함할 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.

[0296] 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 루멘(예를 들어, 개입 장치의 전개용)이 몸체를 관통하여 형성될 수도 있다.

[0297] 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 그외 다른 방식으로 부착될 수도 있다. 제 1 종방향부(632)는 힌지(640)를 포함할 수도 있다. 힌지(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 힌지(640)에서 우선적으로 구부러지거나 및/또는 휘어지는 방식으로 수정된 제 1 종방향부(632)의 부분일 수도 있다.

[0298] 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 힌지(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 물체(626)를 내부 관상 물체(628)에 대해 가까운 거리로 후진 이동시킴으로써 도 41A에 도시된 위치로 복귀할 수도 있다.

[0299] 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 물체(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 물체(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.

[0300] 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.

[0301] 도 41C에는 소정의 길이를 구비하며, 전개 시에 중앙 섹션이 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 어레이는 전개 시에 전방 응시 위치, 후방 응시 위치, 또는 이들 양 위치 모두로 이동되도록 배치될 수도 있다.

[0302] 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 물체(628, 646)를 따라 배치될 수도 있다.

[0303] 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 그와 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).

[0304] 도 42A 내지 도 42C에는 전개된 초음파 영상 촬영 어레이가 예비 전개 위치로 복귀하는 것을 돕기 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 휨 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 외측로의 좌굴 현상이 발생할 수도 있다. 결과적으로, 하나 이상의 스프링(654a, 654b, 654c)과 연관된 하나 이상의 초음파 영상 촬영 어레이의 선회 운동이 발생한다.

[0305] 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.

[0306] 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.

[0307] 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.

[0308] 카테터(662)가 환자의 몸 안으로 삽입되는 동안, 카테터(662)는 선단부(674)가 대체로 카테터(662)의 종방향 축선을 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.

[0309] 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.

[0310] 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.

[0311] 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, 외부로부터 인가되는 변위 발생 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 수

도 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.

[0312] 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.

[0313] 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, PEBAX®, 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.

[0314] 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.

[0315] 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 통과하여 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 힌지부(710)에 의해 내부 관상 몸체(704)의 말단부에 상호 연결된다. 내부 관상 몸체(704)의 선단 지지부(708)와 힌지부(710)는, 예를 들어, 내부 관상 몸체(704)의 말단부 일부를 절개하여, 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 힌지로서 작용할 수도 있는 섹션(힌지부(710))이 남겨질 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.

[0316] 힌지부(710)는 선단 지지부(708)가 내부 관상 몸체(704)에 대해 힌지부(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 그와 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 수정되

지 않은 부분일 수도 있으며, 또는 테더로서의 역할을 수행함으로써 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.

[0317] 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 이동시킴으로써 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 힌지부(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.

[0318] 도 47A 및 도 47B에는 관상 몸체(724)의 말단부에 상호 연결되는 관상 힌지(722)를 포함하는 카테터(720)가 도시되어 있다. 관상 힌지(722)와 관상 몸체(724)는 개입 장치의 도입을 위해 관통 형성되는 루멘을 포함할 수도 있다. 카테터(720)는 또한, 관상 힌지(722)의 지지부(728)에 상호 연결되는 초음파 영상 촬영 어레이(726)를 포함한다. 관상 힌지(722)의 힌지부(730)는 관상 힌지(722)의 지지부(728)와 관상 힌지(722)의 관상 부분(732)의 사이에 배치된다. 카테터(720)는 관상 힌지(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 힌지부(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 힌지(722)는 형상 기억 재료(예를 들어, 니티놀) 및/또는 스프링 재료를 포함할 수도 있으며, 이에 따라 관상 힌지(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.

[0319] 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.

[0320] 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(752)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.

[0321] 환자의 몸 안으로의 삽입 동안, 카테터(740)는, 선단부(746)와 중간부(750)가 관상 몸체(742)와 축 방향으로 정

렬되며 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.

[0322] 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 대응 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 휨 영역(762) 및 제 2 휨 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).

[0323] 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.

[0324] 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 49A에 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 선회 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.

[0325] 도 49A에는 편향 발생 영역(786)이 도시되어 있다. 편향 발생 영역(786)은 힌지부(776)가 도 49B에 도시된 편향을 발생시키도록 휘어지는 카테터(768)의 길이를 따라 소정 영역이다. 이러한 편향 발생 영역(786)의 길이는 외부 관상 몸체(770)의 직경보다 작다.

[0326] 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 나선형으로 배치된 부분(790)을 포함한다(예를 들어, 도 5F의 전기적 상호 연결 부재(104)와 유사함). 전기적 상호 연결 부재(788)의 나선형으로 배치된 부분(790)은 나란한 배열로 함께 묶여 있는 복수 개의 개별 도체를 포함할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(788)는 전기

적 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 나선형으로 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.

[0327] 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, 나선형으로 배치되는 부분에서와 동일한 나란한 배열로 함께 묶여 있는 복수 개의 개별 도체를 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(788)는 어레이 연결부(794)와 나선형으로 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.

[0328] 전기적 상호 연결 부재(788)의 변형예가 어레이 연결부(794) 없이 구성될 수도 있다. 이러한 구성은 비접합부(792)의 각각의 도체가 일 단부는 나선형으로 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.

[0329] 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 따라 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 인가되는 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.

[0330] 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.

[0331] 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.

[0332] 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 중

방향 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.

[0333] [수학식 1]

[0334] $L=x/\sin(\theta)$

[0335] 또한, 각도(θ)는 아래와 같이 (D), (L) 및 (g)와 관련하여 나타내어질 수 있다.

[0336] [수학식 2]

[0337] $\tan(\theta)=(\pi(D))/(z(L+g))$

[0338] 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.

[0339] 다시 도 52B를 참조하면, 주어진 카테터의 경우, 소망하는 최소 휨 반경(R)을 갖출 수도 있다. 카테터가 소망하는 최소 휨 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 휨 반경(R)으로 휘어진 상태에서 전기적 상호 연결 부재(852)의 후속 코일이 서로 접촉하는 경우의 간극 크기이다. 소망하는 최소 휨 반경(R)은 아래에 기재된 바와 같이 길이(L) 및 최소 간극(g_m)으로 나타내어진다.

[0340] [수학식 3]

[0341] $(L+g_m)/L=R/(R-(D/2))$

[0342] 수학식 3에서 (L)의 값을 0.222inch(5.64mm)로 하고 (D)의 값을 0.130inch(3.3mm)로 하며, 소망하는 최소 휨 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 휨 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 휨 반경(R)으로 휘어지는 경우 전기적 상호 연결 부재(852)의 후속 코일이 서로 접촉하지 않게 된다.

[0343] 도 53 내지 도 56B에는 카테터 선단부와, 변환기 어레이, 그리고 카테터 선단부 내부에서 변환기 어레이를 왕복 선회 운동시키기 위한 연관 구성부를 포함하는 카테터 탐침 조립체의 실시예가 도시되어 있다. 도시되어 있지는 않지만, 카테터 선단부는 편향 가능할 수도 있으며, 도시된 실시예는 카테터 선단부를 선택적으로 편향(예를 들어, 카테터 샤프트의 말단부에서 카테터 샤프트의 종방향 축선에 대해)시키기 위한 연관 구성부 및 힌지를 추가로 포함할 수도 있다. 또한, 도 53 내지 도 56B의 실시예는 루멘을 추가로 포함할 수도 있다.

[0344] 도 53은 초음파 카테터 탐침 조립체(5300)의 부분 단면도이다. 카테터 탐침 조립체(5300)는 카테터 샤프트(5302)에 부착된 카테터 선단부(5301)를 포함한다. 카테터 탐침 조립체(5300)는 대체로 환자의 몸 안으로 삽입되며 환자의 내부 부위의 후속 영상 촬영에 적합한 크기 및 형상으로 형성될 수도 있다. 카테터 탐침 조립체(5300)는 일반적으로, 말단부(5303)와 기단부(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 카테터 탐침 조립체(5300)의 기단부에는 사용자(예를 들어, 의사)가 손에 들고 작동 가능한 제어 장치가 마련될 수도 있다. 사용자는 제어 장치를 조작함으로써 카테터 탐침 조립체(5300)의 이동을 조작할 수도 있다. 영상 촬영 동안, 제어 장치와 카테터 탐침 조립체의 기단부가 환자 외부에 유지되는 동안 카테터 탐침 조립체(5300)의 말단부(5303)는 환자의 몸 안에 배치될 수도 있다.

[0345] 카테터 선단부(5301)는 카테터 선단부(5301)의 기단부(5304)와 말단부(5303)의 사이에 배치될 수도 있다. 카테터 선단부(5301)는 카테터 선단부 케이스(5305)를 포함할 수도 있다. 카테터 선단부 케이스(5305)는 아래에 논

의되고 있는 바와 같은 모터(5306)와 변환기 어레이(5307)를 수용하는 비교적 강성(카테터 샤프트(5302)와 비교하여) 부재일 수도 있다. 선택적으로, 후술되고 있는 바와 같이, 카테터 선단부 케이스(5305)의 일부는 조종 가능하며 및/또는 가요성일 수도 있다. 카테터 선단부(5301)는 중심 축선(5308)을 포함할 수도 있다.

[0346] 카테터 샤프트(5302)는 환자의 몸 안으로 안내되도록 작동 가능할 수도 있다. 카테터 샤프트(5302)는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 제어 와이어 세트 및 연관 제어부와 같은 적절한 안내 방법을 사용할 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터 샤프트(5302)는 조종 가능할 수도 있다. 카테터 샤프트(5302)는 가요성일 수도 있으며, 따라서, 맥관 구조계의 윤곽과 같은 환자의 몸 구조 윤곽을 따라 그 내부를 통과하여 안내되도록 작동 가능할 수도 있다. 카테터 샤프트(5302)는 외층(5309)과 내층(5310)을 포함할 수도 있다. 외층(5309)은 단일 재료 층으로 구성될 수도 있으며, 또는 복수 개의 별개의 재료 층으로 구성될 수도 있다. 유사하게, 내층(5310)은 단일 재료 층으로 구성될 수도 있으며, 또는 복수 개의 별개의 재료 층으로 구성될 수도 있다. 내층(5310)은 내층의 말단부(5315)에 배치되는 말단부 섹션(5338)을 포함한다. 말단부 섹션(5338)은 내층(5310)의 일체형 부분일 수도 있다. 선택적으로, 말단부 섹션(5338)은 카테터 탐침 조립체(5300)의 조립 이전에 내층(5310)의 나머지 부분으로부터 분리될 수도 있으며, 조립 동안 말단부 섹션(5338)이 내층(5310)의 나머지 부분에 상호 연결될 수도 있다. 내층(5310), 외층(5309), 또는 이들 모두가 본 명세서에서 설명되고 있는 왕복 운동으로 인해 원하지 않는 카테터 회전을 경감시키며 및/또는 카테터 탐침 조립체의 강도를 대체로 증가시키도록 구성 및/또는 보강될 수도 있다. 이러한 보강 처리는 내층(5310) 및/또는 외층(5309)에 배치된 또는 이러한 층(들)에 인접한 편직 부재 형태로 형성될 수도 있다.

[0347] 전기적 상호 연결 부재(5311)가 카테터 탐침 조립체(5300)의 내부에 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)는 제 1 부분(5312)과 제 2 부분(5313)을 포함할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 2 부분(5313)이 도 53에 단면도로 도시되어 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)은 도 53의 단면도에는 도시되어 있지 않다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 2 부분(5313)은 카테터 샤프트(5302)를 따라 외층(5309)과 내층(5310)의 사이에 배치될 수도 있다. 도시된 바와 같이, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 2 부분(5313)은 내층(5310)의 둘레에 나선형으로 배치될 수도 있다. 제 2 부분(5313)은 내층(5310)과 외층(5309)의 사이 영역(5314)에 배치될 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 제 2 부분(5313)은 카테터 샤프트(5302)의 내층 부분(5319)의 내부에 배치될 수도 있는 내부 코어(도시하지 않음)의 둘레에 감겨져 접합될 수도 있다. 내부 코어에 접합된 제 2 부분(5313)은 내층(5310)에 대해 고정될 수도 있으며, 또는 내층(5310)으로부터 자유롭게 부유하는 형태일 수도 있다. 내부 코어에 접합된 제 2 부분(5313)은 카테터 탐침 조립체(5300)의 개선된 뒤틀림 저항성 및 토오크 응답성을 나타낼 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 제 2 부분(5313)은 내부 코어에 접합될 수도 있으며, 제 1 부분(5312)은 카테터 선단부 케이스(5305)와 내부 코어에 부착되지 않은 상태로 남아 있을 수도 있다.

[0348] 내층(5310)의 말단부(5315)는 밀봉 재료(5316)를 사용하여 외측 둘레부를 따라 밀봉될 수도 있다. 밀봉 재료(5316)는 카테터 선단부 케이스(5305)의 내면과 내층(5310)의 말단부(5315)의 외측 둘레부의 사이에 도시된 바와 같이 배치될 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 카테터 샤프트(5302)의 외층(5309)은 내층(5310)의 말단부(5315)로 또는 말단부를 초과하여 연장될 수도 있으며, 이러한 실시예에 있어서, 밀봉 재료(5316)는 외층(5309)의 내면과 내층(5310)의 말단부(5315)의 외측 둘레부의 사이에 배치될 수도 있다. 선택적으로, 내층(5310)과 외층(5309)의 사이의 영역(5314)은, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 나선형으로 배치되는 제 2 부분(5313)을 포함하는 것에 추가하여, 부분적으로 또는 완전히 밀봉 재료(5316)로 충전될 수도 있다. 밀봉 재료(5316)는, 예를 들어, 열가소성 또는 열경화성 재료 또는 발포 폴리테트라플루오로에틸렌(ePTFE)과 같은 적절한 재료를 포함할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 2 부분(5313)은 카테터 선단부(5301)의 기반부(5304)로부터 영상 촬영 시스템(도시하지 않음)까지 카테터 샤프트(5302)의 전체 길이를 따라 연장될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(5311)에 의해 영상 촬영 시스템과 카테터 선단부(5301)가 작동 가능하게 연결될 수도 있다.

[0349] 포위 체적부(5317)가 카테터 선단부 케이스(5305)와, 카테터 샤프트(5302)의 내층(5310)의 단부 부분, 그리고 포위 체적부 단부 벽에 의해 형성될 수도 있다. 포위 체적부 단부 벽(5318)은 내층(5310)의 말단부(5315)의 부근으로 내층(5310)의 내부에 밀봉 가능하게 배치될 수도 있다. 포위 체적부(5317)는 또한, 전술한 바와 같이 밀봉 재료(5316)에 의해 밀봉될 수도 있다.

[0350] 포위 체적부(5317)는 유체 충전되어 밀봉될 수도 있다. 유체는 특히, 음향학적 특성에 맞춰 선택된 생체 적합 오일일 수도 있다. 예를 들어, 유체는 영상 촬영이 이루어지는 신체 부위 내부에서의 음향 임피던스 및/또는 유체 음속과 일치하거나 대략 유사하도록 선택될 수도 있다. 포위 체적부(5317)는 포위 체적부(5317) 내부의

유체가 포위 체적부(5317)로부터의 누출이 실질적으로 불가능하도록 밀봉될 수도 있다. 또한, 포위 체적부(5317)는 기체(예를 들어, 공기)가 포위 체적부(5317) 내로 들어가는 것을 실질적으로 방지하도록 밀봉될 수도 있다.

[0351] 카테터 탐침 조립체(5300)는 적절한 방법을 사용하여 충전될 수도 있다. 충전 동안, 카테터 탐침 조립체(5300)와 유체는 주입 유체의 체적 및 포위 체적부(5317)의 크기를 유리하게 제어하기 위하여 공지된 온도에 유지될 수도 있다. 바람직한 일 충전 방법에 있어서, 카테터 선단부 케이스(5305)는 밀봉 가능한 포트(5336)를 포함할 수도 있다. 포위 체적부(5317) 내부의 기체가 밀봉 가능한 포트(5336)를 통하여 포위 체적부(5317)의 외부로 진공압에 의해 인입될 수도 있다. 이후, 유체는 소망하는 양의 유체가 포위 체적부(5317)의 내부에 충전될 때까지 밀봉 가능한 포트(5336)를 통하여 주입될 수도 있다. 밀봉 가능한 포트(5336)는 이후 밀봉될 수도 있다. 다른 예로서, 카테터 탐침 조립체(5300)는 말단부(5303)에 밀봉 가능한 포트(5336)를 포함하며 기단부(5304)에 밀봉 가능한 포트(5337)를 포함할 수도 있다. 밀봉 가능한 포트(5337)는 포위 체적부 기단부 단부벽(5318)을 따라 배치될 수도 있다. 포트(5337, 5338) 중 하나는 유체 유입 포트로서 사용될 수도 있는 반면, 나머지 하나의 포트(5337, 5338)는 충전 기체의 유출 포트로서 사용될 수도 있다. 이와 관련하여, 유체가 유입 포트를 통과함에 따라, 기체가 유출 포트를 통해 포위 체적부(5317)로부터 방출될 수도 있다(진공압을 이용하여 인입될 수도 있다). 포위 체적부(5317)가 소망하는 양의 유체로 충전되고 나면, 포트(5337, 5338)는 밀봉될 수도 있다. 전술한 충전 방법에 있어서, 충전이 완료되고 난 후, 소정 측정량의 유체가 포위 체적부(5317)로부터 제거될 수도 있다. 제거되는 유체의 양은 벨로우즈 부재(5320)(아래에 설명됨)의 소망하는 팽창 크기에 대응할 수도 있다.

[0352] 카테터 선단부(5301)는, 포위 체적부(5317)와 주변 환경 사이의 압력차가 예정된 수준을 초과하면, 포위 체적부(5317)의 외부로 유체가 유동할 수 있도록 작동 가능할 수도 있는 체크 밸브(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 체크 밸브는 카테터 선단부 케이스(5305)를 따라 배치되는 슬릿 밸브의 형태로 형성될 수도 있다. 이와 관련하여, 체크 밸브는 충전 공정 동안 생성될 수도 있는 초과 압력을 경감시켜, 충전 과정 동안의 카테터 탐침 조립체(5300)의 파열 가능성을 감소시킬 수도 있다. 포위 체적부의 충전이 이루어지고 나면, 체크 밸브는 영구적으로 밀봉될 수도 있다. 예를 들어, 체크 밸브를 밀봉하도록 체크 밸브의 위에 클램프가 배치될 수도 있다.

[0353] 카테터 샤프트(5302)의 내측 부분(5319)은 포위 체적부(5317)로부터 밀봉 가능하게 분리될 수도 있다. 카테터 샤프트(5302)의 내측 부분(5319)은 내측(5310)의 내부 체적부의 내부에 배치될 수도 있다. 카테터 샤프트(5302)의 내측 부분(5319)은 공기를 포함할 수도 있으며, 카테터 샤프트(5302)의 내측 부분(5319)의 내부 압력이 카테터 탐침 조립체(5300)가 위치한 영역의 대기 압력과 동일하거나 가깝도록 배기 과정이 이루어질 수도 있다. 이러한 배기 과정은 카테터 샤프트(5302)의 내측 부분(5319)과 국부 영역의 대기압 사이의 전용 배기 기구(환자의 몸 외부의 일 지점에 위치한 카테터 샤프트(5302)의 개구와 같은)를 통해 달성될 수도 있다.

[0354] 이해할 수 있는 바와 같이, 포위 체적부(5317)가 실질적으로 강성 부재에 의해 완전히 둘러싸여 있고 유체로 충전되어 있다면, 카테터 탐침 조립체(5300)의 온도차로 인해 포위 체적부(5317)의 내부의 원하지 않는 압력 변화가 초래할 수 있다. 예를 들어, 이러한 일 구성에 있어서, 카테터 탐침 조립체(5300)가 상승 온도에 노출된다면, 포위 체적부(5317) 내부의 유체 압력이 증가할 수도 있으며, 포위 체적부(5317)로부터의 약간의 유체 누출을 야기할 수도 있다. 마찬가지로, 예를 들어, 카테터 탐침 조립체(5300)가 하강 온도에 노출된다면, 포위 체적부(5317) 내부의 유체 압력이 감소할 수도 있으며, 포위 체적부(5317)로부터의 약간의 공기 또는 다른 유체의 누출을 야기할 수도 있다. 이에 따라, 카테터 탐침 조립체(5300)가 처한 환경 조건에 대해 상대적으로 포위 체적부(5317)의 내부의 압력 변화를 방지하거나 감소시키는 것이 유리할 수도 있다.

[0355] 포위 체적부(5317) 내부의 유체와 주변 조건 사이의 압력이 같아지도록 하기 위하여, 벨로우즈 부재(5320)가 카테터 탐침 조립체(5300)에 합체될 수도 있다. 벨로우즈 부재(5320)는 온도 변경의 결과로서 야기되는 체적 변경과 같은 포위 체적부(5317) 내부의 유체의 체적 변경에 응답하여 수축될 수도 있으며 또한 팽창될 수도 있는 대체로 가요성의 부재일 수도 있다. 벨로우즈 부재(5320)는 내부 체적부를 형성하며 단일 개구를 구비하도록 구성될 수도 있다. 단일 개구는 개방 단부(5321)가 단부 벽(5318)을 따라 배치될 수도 있도록 벨로우즈 부재(5320)의 개방 단부(5321)일 수도 있으며, 벨로우즈 부재(5320)의 내부 체적부가 카테터 샤프트(5302)의 내측 부분(5319)과 연통하도록 배향될 수도 있다. 벨로우즈 부재(5320)의 나머지 부분은 포위 체적부(5317)의 내부에 배치될 수도 있으며, 폐쇄 단부 부분을 포함할 수도 있다.

[0356] 벨로우즈 부재(5320)의 초기 구성은, 벨로우즈 부재(5320)가 카테터 탐침 조립체(5300)의 작동 온도 범위에 걸쳐 온도 변화를 보상하기 위하여(예를 들어, 카테터 샤프트(5302)의 내측 부분(5319)과 포위 체적부(5317)의 사

이의 압력을 같게 만들기 위하여) 작동 가능하도록 선택될 수도 있다. 또한, 벨로우즈 부재(5320)는 카테터 탐침 조립체(5300) 저장 및/또는 이송 동안 나타날 수도 있는 온도 변화와 같은 카테터 탐침 조립체(5300)의 작동 온도 범위보다 큰 온도 변화를 보상하도록 구성될 수도 있다. 벨로우즈 부재(5320)는 곡선형으로 형성될 수도 있으며, 또는 그외 다른 방식으로 포위 체적부(5317)의 내부의 다른 내부 구성부를 배제하도록 형성될 수도 있다.

[0357] 벨로우즈 부재(5320)가 보상 가능한 최대 유체 온도에서, 벨로우즈 부재(5320)는 완전히 수축될 수도 있으며, 또는 완전히 수축되는 상태에 가까워질 수도 있다. 이와 관련하여, 벨로우즈 부재(5320)의 수축 작동이 유체의 팽창을 보상할 수도 있기 때문에, 포위 체적부(5317) 내부의 유체의 팽창이 포위 체적부(5317) 내부의 압력 증가를 초래하지 않을 수도 있다. 벨로우즈 부재(5320)가 보상 가능한 최소 유체 온도에서, 벨로우즈 부재(5320)는 팽창될 수도 있으며, 또는 거의 팽창 한계에 가까워질 수도 있다. 이와 관련하여, 벨로우즈 부재(5320)의 팽창 작동이 유체의 수축을 보상할 수도 있기 때문에, 포위 체적부(5317) 내부의 유체의 체적 수축이 포위 체적부(5317) 내부의 압력 감소를 초래하지 않을 수도 있다. 또한, 벨로우즈 부재(5320)를 포위 체적부(5317)의 내부에 배치함으로써, 카테터 샤프트(5302)의 이동을 방지할 수 있다.

[0358] 벨로우즈 부재(5320)가 카테터 샤프트(5310)의 내층의 가로 치수보다 상당히 작은 가로 치수를 갖는 것으로 도시되어 있긴 하지만, 벨로우즈 부재(5320)가 상당히 보다 크게 형성될 수도 있다. 이와 관련하여, 벨로우즈 부재(5320)는 카테터 샤프트(5310)의 내층의 가로 치수에 근접하는 가로 치수를 구비할 수도 있다. 이러한 벨로우즈 부재는 도 53에 도시된 벨로우즈 부재(5320)보다 비교적 덜 가요성일 수도 있긴 하지만, 비교적 크기가 크기 때문에 유사한 수준으로 유체 체적 변경을 수용할 수 있음을 알 수 있다. 이러한 크기가 큰 벨로우즈 부재는 카테터 샤프트의 내층(5310) 및/또는 외층(5309)과 유사하게 구성될 수도 있다.

[0359] 벨로우즈 부재(5320)와 함께, 또는 벨로우즈 부재 대신에, 카테터 선단부 케이스(5305)의 측벽 중 일부(예를 들어, 전기적 상호 연결 부재(5312)의 제 1 부분에 가까운 카테터 선단부 케이스(5305)의 단부 벽(5339) 중 일부 및/또는 카테터 선단부 케이스(5303)의 측벽 중 일부)는 전술한 벨로우즈 부재(5320)의 부분과 유사한 기능을 수행하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 상기 부분은 잘 휘어질 수도 있으며, 카테터 탐침 조립체(5300)가 차가워지는 경우 내측으로 구부러질 수도 있으며, 카테터 탐침 조립체(5300)가 뜨거워지는 경우 외측으로 구부러질 수도 있어, 유체의 온도 관련 체적 변경을 수용할 수도 있다.

[0360] 일 실시예에 있어서, 벨로우즈 부재(5320), 또는 적어도 그 말단부는 탄성적으로 변형 가능할 수도 있다. 특히, 벨로우즈 부재(5320)는, 카테터(5319)의 내부의 압력이 포위 체적부(5317) 내부의 압력보다 큰 경우, 포위 체적부(5317)와 카테터(5319)의 내부 사이의 압력 차에 응답하여 중립 상태(예를 들어, 벨로우즈 부재(5320)의 내부와 벨로우즈 부재(5320)의 외부 사이의 압력 차가 없는 상태)를 초과하여 신장되거나 탄성적으로 팽창되도록 작동 가능할 수도 있다. 이러한 신장 또는 탄성적인 팽창은 실질적으로 신장 또는 탄성 팽창이 불가능한 유사한 크기의 벨로우즈 부재(5320)에 의해 획득 가능한 보다 큰 압력 차를 수용할 수도 있다. 또한, 이러한 신장 가능한 또는 탄성적으로 팽창 가능한 벨로우즈 부재(5320)는 카테터 탐침 조립체(5300)의 저장 및/또는 이송 동안 나타날 수도 있는 온도 변화와 같은 카테터 탐침 조립체(5300)의 작동 온도 범위보다 큰 온도 변화를 견딜 수 있는 카테터 탐침 조립체(5300)를 초래할 수도 있다. 이러한 신장 가능한 또는 탄성적으로 팽창 가능한 벨로우즈 부재(5320)는 보다 큰 유체 체적 범위를 견딜 수도 있다(예를 들어, 신장 가능한 또는 탄성적으로 팽창 가능한 벨로우즈 부재(5320)를 구비한 카테터 탐침 조립체(5300)는, 특히, 유체가 통상 카테터 선단부 케이스(5305)보다 수축되는 낮은 온도 범위에 이르는 넓은 대기 온도 범위를 보다 잘 견딜 수도 있다). 이러한 신장 가능한 또는 탄성적으로 팽창 가능한 벨로우즈 부재(5320)는 실리콘계일 수도 있으며, 예를 들어, 액체 이송 성형 공정을 사용하여 생성될 수도 있다.

[0361] 일 실시예에 있어서, 이러한 탄력을 갖춘 탄성 변형 가능한 벨로우즈 부재(5320)는 중립 상태에서 벨로우즈 부재(5320)가 자동적으로 초기 구성을 나타낼 수 있도록 하기 위하여 제공될 수도 있다. 이러한 초기 구성은, 다른 강성 구성부(예를 들어, 기포 트랩(5322) 및/또는 포위 체적부 기반부 단부 벽(5318))에 의해 공간적으로 구속되어 있는 점을 제외하고는, 예비 성형 구성(예를 들어, 둥글 납작한 드롭퍼(dropper) 형상의 구성)과 일치할 수도 있다. 다시, 벨로우즈 부재(5320)는 압력 변화에 응답하여 이러한 초기 구성에 대하여 수축될 수도 있으며, 자동적으로 팽창 및 신장될 수도 있다.

[0362] 카테터 탐침 조립체는 도 53에 단면도로 도시된 기포 트랩(5322)을 포함할 수도 있다. 기포 트랩(5322)은 카테터 샤프트(5302)의 내층(5310)의 말단부(5315)에 상호 연결될 수도 있다. 기포 트랩(5322)은 적절한 수단에 의해 내층(5310)에 상호 연결될 수도 있다. 예를 들어, 기포 트랩(5322)은 접착제를 사용하여 내층(5310)에 접합

될 수도 있다. 예를 들어, 기포 트랩(5322)은 내층(5310)에 가압 끼워 맞춤될 수도 있다.

- [0363] 기포 트랩(5322)은 말단부에 대면하는 오목한 표면(5323)에 의해 형성되는 리세스를 포함할 수도 있다. 또한, 포위 체적부(5317)의 말단부는 기포 트랩(5322)으로부터 원거리의 포위 체적부(5317)의 부분으로서 형성될 수도 있다. 이에 상응하여, 포위 체적부(5317)의 기단부는 기포 트랩(5322)으로부터 가까운 포위 체적부(5317)의 부분으로서 형성될 수도 있다. 기포 트랩(5322)은 말단부로부터 기단부까지의 유체 연통을 가능하게 하는 개구(5324)를 포함할 수도 있다. 이러한 개구(5324)는 말단부에 대면하는 오목한 표면(5323)의 가장 가까운 부분에 또는 그 부근에 배치될 수도 있다.
- [0364] 카테터 탐침 조립체(5300)의 사용 수명 동안, 기포가 형성되어 포위 체적부(5317)에 들어갈 수도 있다. 기포 트랩(5322)은 포위 체적부(5317)의 기단부에서 기포를 포획하도록 작동 가능할 수도 있다. 예를 들어, 카테터 탐침 조립체(5300)의 정상 작동 동안, 카테터 탐침 조립체는 카테터 탐침 조립체(5300)의 말단부(5303)가 하방을 향하는 자세를 포함하는 각종 자세로 배치될 수도 있다. 카테터 탐침 조립체(5300)가 하방을 향하는 자세를 취하고 있는 경우, 말단부 내부의 기포는 자연적으로 상방으로 이동하려는 경향을 나타낼 수도 있다. 오목한 표면(5323)과 접촉하는 경우, 기포는 구멍(5324)에 도달할 때까지 계속 상승할 수도 있다. 기포는 이후, 개구(5324)를 통과하여, 말단부로부터 기단부로 이동할 수도 있다. 기포가 기단부에 도달하고 카테터 탐침 조립체(5300)가 말단부가 상방을 향하는 자세로 배치되고 나면, 기포 트랩(5322)이 기단부의 기포를 개구(5324)로부터 반대 방향으로 상승 안내하는 경향이 있다. 기포는 기포 트랩(5322)의 기단부 표면의 경사도에 따라 포획 영역(5325)으로 이동하여 그 내부에 포획되는 경향이 있다.
- [0365] 기포 트랩(5322)을 제공하는 것이 유리한데, 그 이유는 카테터 탐침 조립체(5300)가 영상 체적부(5327)의 영상을 생성하도록 사용되는 경우 변환기 어레이(5307)와 케이스(5305)의 음향 창(5326) 사이에 존재하는 기포는 원하지 않는 영상의 인공적 결함을 야기할 수도 있기 때문이다. 이것은 포위 체적부(5317) 내부의 유체의 음향 특성과 기포의 음향 특성이 서로 다르기 때문이다. 카테터 탐침 조립체(5300)의 사용 수명 동안 형성될 수도 있는 기포를 변환기 어레이(5307)로부터 격리함으로써, 카테터 탐침 조립체(5300)의 작동 수명이 증가될 수도 있다. 이와 관련하여, 포위 체적부(5317)의 내부에 형성될 수도 있는 또는 포위 체적부(5317)에 유입될 수도 있는 기포로 인해 카테터 탐침 조립체(5300)를 사용하여 생성되는 영상의 품질 저하가 야기되지 않도록 할 수도 있다.
- [0366] 카테터 탐침 조립체(5300)를 환자의 몸 안에 삽입하기 전에, 사용자(예를 들어, 의사 또는 기술자)는 카테터 탐침 조립체(5300)를 포위 체적부(5317)의 내부에 존재할 수도 있는 기포를 기포 트랩(5322)에 가까운 체적부로 이동시킬 수 있도록 하는 방식으로 조작할 수도 있다. 예를 들어, 사용자는 카테터 탐침 조립체(5300)를, 포위 체적부(5307) 내부의 기포가 기포 트랩(5322)에 가까운 체적부 내로 상방으로 이동함으로써 기포의 포획이 이루어질 수 있도록 말단부(5303)가 하방을 향하는 자세로, 배치할 수도 있다. 다른 예로서, 사용자는 카테터 탐침 조립체(5300)를 카테터 선단부(5301)에 가까운 일 지점에 파지할 수도 있으며, 포위 체적부(5317) 내부의 유체에 원심력을 인가하여 유체가 말단부(5303)를 향해 이동하도록 하는 한편 유체 중의 기포를 기단부(5304)를 향해 이동시키도록 카테터 선단부(5301)를 회전시킬 수도 있다. 또한, 카테터 탐침 조립체(5300)는 카테터 탐침 조립체(5300)가 저장 상태이거나 사용에 앞서 이송 중인 상태에서 포위 체적부(5317) 내부의 기포가 카테터 선단부(5301)의 기단부(5304)로 이동할 수도 있도록 말단부(5303)가 하방을 향하는 상태로 포장될 수도 있다.
- [0367] 다른 예로서, 카테터 탐침 조립체(5300)는 충전되지 않은 상태로 포장, 선적 및 보관될 수도 있으며, 사용하기 전에 사용자가 카테터 탐침 조립체(5300)에 유체를 충전할 수도 있다. 예를 들어, 사용자는 주사기 바늘을 밀봉 가능한 포트(5336)에 삽입하여 유체(예를 들어, 식염수 또는 기포가 없는 식염수)를 카테터 탐침 조립체(5300) 내부로 주입하여 카테터 탐침 조립체(5300)를 충전할 수도 있다. 이후 사용자는 포위 체적부(5317) 내부에 존재할 수도 있는 기포가 기포 트랩(5322)에 가까운 체적부 내로 이동할 수 있도록 하기 위하여 전술한 방법 중 어느 하나에 따라 카테터 탐침 조립체(5300)를 조작할 수도 있다. 전술한 적절한 유체 충전 장치에 의해 이러한 포장, 선적, 보관 및 충전(사전 충전 및 사용자에 의한 충전)을 위한 시스템이 사용될 수도 있다.
- [0368] 개구(5324)를 가로질러 필터가 배치될 수도 있다. 필터는 액체(예를 들어, 오일, 식염수)는 필터를 통과할 수 없을 수도 있는 반면 기체(예를 들어, 공기)는 필터를 통과할 수도 있도록 구성될 수도 있다. 이러한 구성에 의하면, 개구(5324)를 가로질러 배치되는 필터를 통하여 유체가 통과하는 것을 방지하면서, 개구(5324)를 가로질러 배치되는 필터를 통하여 기포가 포위 체적부(5317)의 말단부(도 53의 기포 트랩(5322)의 우측 포위 체적부 부분)로부터 포위 체적부(5317)의 기단부(도 53의 기포 트랩(5322)의 좌측 포위 체적부 부분)로 통과하도록 할 수도 있다. 필터는 ePTFE를 포함할 수도 있다.

- [0369] 카테터 탐침 조립체(5300)는 변환기 어레이(5307)와 어레이 백킹(backing)(5328)을 포함할 수도 있다. 변환기 어레이(5307)는 신호 접속부 및 접지 접속부를 통해 초음파 영상 촬영 장치에 각각 전기적으로 연결될 수도 있는 복수 개의 개별 변환기 요소로 이루어진 어레이를 포함할 수도 있다. 변환기 어레이(5307)는 한 줄로 배열된 개별 변환기 요소를 포함하는 1차원 어레이일 수도 있다. 변환기 어레이(5307)는, 예를 들어, 복수의 열과 복수의 행으로 배열된 개별 변환기 요소를 포함하는 2차원 어레이일 수도 있다. 전체 변환기 어레이(5307)의 접지 접속부는 집적 과정을 거쳐 단일 접지 접속부를 통해 초음파 영상 촬영 장치에 전기적으로 연결될 수도 있다. 변환기 어레이(5307)는 전기 에너지를 기계적(예를 들어, 음향) 에너지로 변환하도록 및/또는 기계적 에너지를 전기 에너지로 변환하도록 작동 가능한 기계적으로 활성의 층일 수도 있다. 예를 들어, 변환기 어레이(5307)는 압전 요소를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 변환기 어레이(5307)는 초음파 영상 촬영 장치로부터의 전기 신호를 초음파 음향 에너지로 전환하도록 작동 가능할 수도 있다. 또한, 변환기 어레이(5307)는 수신 초음파 음향 에너지를 전기 신호로 변환하도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0370] 변환기 어레이는 어레이(5307)와 어레이 백킹(5328)을 중심으로 배치되는 원통형 엔클로저를 포함할 수도 있다. 원통형 엔클로저는 어레이(5307)와 어레이 백킹(5328)과 함께 왕복 선회 운동할 수도 있다. 원통형 엔클로저는 카테터 탐침 조립체(5300)가 삽입되는 혈액이나 다른 체액과 유사한 음향 속도를 갖는 재료로 구성될 수도 있다. 원통형 엔클로저는 원통형 엔클로저의 외경과 케이스(5305)의 내경 및 음향 창(5326)의 사이에 간극이 존재하는 크기로 형성될 수도 있다. 상기 간극의 크기는 모세관력에 의해 유체가 간극 내로 인입되어 간극의 내부에 유지될 수 있을 정도일 수도 있다. 유체는 전술한 오일, 식염수, 혈액(예를 들어, 포위 체적부(5317)가 주변에 개방되는 경우)일 수도 있으며, 또는 다른 적절한 유체일 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 유체는 카테터 탐침 조립체(5300)의 제조 시에 포위 체적부(5317) 내로 유입될 수도 있다. 일 변형예에 있어서, 유체는 카테터 탐침 조립체(5300)의 사용 시에 첨가될 수도 있다. 다른 일 실시예에 있어서, 전술한 유체 대신 고점도의 비수용성 접촉 매질(couplant)이 사용될 수도 있다. 이러한 접촉 매질은 원통형 엔클로저의 외경과 케이스(5305)의 내경의 사이에 배치될 수도 있다. 접촉 매질은 환자의 몸 안으로의 접촉 매질의 방출이 허용되지 않는 부상을 야기하지 않도록 선택될 수도 있다. 접촉 매질은 실리콘 그리스와 같은 상품명 크리톡스(Crytox)(미국 델라웨어주 윌밍톤(Wilmington, DE, USA) 소재 이. 아이. 듀 폰트 네모어스 앤 컴퍼니(E. I. Du Pont De Nemours and Company)에 의해 시판되고 있음)와 같은 그리스일 수도 있으며, 또는 다른 적절한 고점도 비수용성 접촉 매질일 수도 있다.
- [0371] 초음파 영상을 생성하기 위하여, 초음파 영상 촬영 장치는 변환기 어레이(5307)에 전기 신호를 송신할 수도 있으며, 변환기 어레이는 다시 전기 에너지를 영상 체적부(5327)를 향해 방출할 수도 있는 초음파 음향 에너지로 전환할 수도 있다. 영상 체적부(5327) 내부의 구조에 의해 음향 에너지의 일부가 변환기 어레이(5307)를 향해 다시 반사될 수도 있다. 반사된 음향 에너지는 변환기 어레이(5307)에 의해 전기 신호로 변환될 수도 있다. 전기 신호는 초음파 영상 촬영 장치로 송신되어 처리될 수도 있으며, 영상 체적부(5327)의 영상이 생성될 수도 있다.
- [0372] 일반적으로, 변환기 어레이(5307)는 카테터 선단부 케이스(5305)의 음향 창(5326)을 통해 초음파 에너지를 전송하도록 작동 가능하다. 카테터 탐침 조립체(5300)에 있어서, 음향 창(5326)은 케이스의 길이 중 일부를 따라 케이스의 원주면 중 일부를 따라 카테터 선단부 케이스(5305)의 일부를 형성한다. 도 54는 도 53의 단면 라인 2-2를 따라 취한 원거리에서 바라본 카테터 탐침 조립체(5300)의 단면도이다. 도 54에 도시된 바와 같이, 음향 창(5326)은 단면 라인 2-2를 따라 카테터 선단부 케이스(5305)의 원주면 중 일부를 형성한다. 음향 창(5326)은, 예를 들어, 카테터 선단부 케이스(5305)의 원주면 중 90° 이상을 차지할 수도 있다. 이러한 음향 창은, 예를 들어, 폴리우레탄, 폴리비닐 아세테이트 또는 폴리에스테르 에테르를 포함할 수도 있다. 음향 창 형태의 음향 에너지는 음향 창(5326)을 통해 환자의 몸안의 내부 구조로 보내질 수도 있다.
- [0373] 도 54에 도시된 바와 같이, 카테터 선단부 케이스(5305)는 일반적으로 원형 단면을 구비할 수도 있다. 또한, 카테터 선단부 케이스(5305)의 외면과 음향 창(5326)은 평활한 형태로 형성될 수도 있다. 이러한 평활한 원형 외부 프로파일은, 카테터 탐침 조립체(5300)가 환자의 몸 안에서 이동(예를 들어, 회전, 병진 운동)됨에 따라, 혈전 형성 및/또는 조직 손상을 줄일 수도 있다.
- [0374] 일반적으로, 카테터 탐침 조립체(5300)에 의해 생성되는 영상은 영상 체적부(5327) 내부의 객체(예를 들어, 환자의 내부 구조)에 관한 것일 수도 있다. 영상 체적부(5327)는 변환기 어레이(5307)와 수직 방향의 카테터 탐침 조립체(5300)로부터 외측으로 연장된다. 변환기 어레이(5307)에 의해 전체 영상 체적부(5307)의 스캐닝이 이루어질 수도 있다. 복수 개의 초음파 변환기가 중심 축선(5308)을 따라 배치될 수도 있으며, 중심 축선(5308)을 따라 소정 폭과 변환기 어레이(5307)와 수직 방향의 깊이를 갖는 영상 평면을 스캐닝하도록 작동 가능

할 수도 있다. 변환기 어레이(5307)는, 영상 평면이 도 53 및 도 54에 도시된 바와 같이 영상 체적부를 형성하도록 중심 축선(5308)을 중심으로 회전하도록, 중심 축선(5308)을 중심으로 변환기 어레이(5307)를 왕복 선회시키도록 작동 가능한 기구에 배치될 수도 있다. 중심 축선(5308)을 중심으로 한 영상 평면의 회전에 의해 변환기 어레이(5307)가 전체 영상 체적부(5327)를 스캐닝할 수 있으며, 이에 따라, 영상 체적부(5327)의 3차원 영상이 생성될 수도 있다. 카테터 탐침 조립체(5300)는 영상 체적부(5327)의 실시간 또는 비실시간 3차원 영상을 생성하기에 충분한 속도로 변환기 어레이(5307)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 초음파 영상 촬영 장치는 영상 체적부의 라이브 또는 니어 라이브(near live) 비디오를 표시하도록 작동 가능할 수도 있다. 예를 들어, 초점 깊이 및 시야 깊이와 같은 영상 체적부(5327) 내부의 영상 촬영 매개 변수가 당 업계의 숙련자에 의해 전자 수단을 이용하여 제어될 수도 있다.

[0375] 전술한 바와 같이, 포워 체적부(5317)에 유체가 충전될 수도 있다. 유체는 카테터 팁 케이스(5305)의 음향 창(5326)에 변환기 어레이(5307)를 음향학적으로 결합하도록 작용할 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터 선단부(5301)가 영상 촬영 동안 배치되는 영역에서 음향 창(5326)의 재료가 환자의 몸 안의 유체의 음향 임피던스 및/또는 음속에 대응하도록 선택될 수도 있다.

[0376] 변환기 어레이(5307)는 변환기 어레이(5307)의 기반부에서 모터(5306)의 출력 샤프트(5329)에 상호 연결될 수도 있다. 또한, 변환기 어레이(5307)는 피봇(5330)에 의해 변환기 어레이(5307)의 말단부에 지지될 수도 있다. 도 53에 도시된 바와 같이, 피봇(5330)은 변환기 어레이(5307)의 회전 축선(예를 들어, 중심 축선(5308))을 따라 변환기 어레이(5307)를 향해 연장되는 카테터 선단부 케이스(5305)의 일부일 수도 있다. 변환기 어레이(5307)는 피봇(5330)의 일부를 수용하도록 말단부를 따라 대응하는 리세스 또는 포켓을 구비할 수도 있다. 이와 관련하여, 피봇(5330)과 변환기 어레이(5307)의 사이의 계면 접촉에 의해 변환기 어레이(5307)가 카테터 선단부 케이스(5305)에 대한 상대적인 변환기 어레이(5307)의 축 방향 이동을 실질적으로 방지하면서 회전 축선을 중심으로 왕복 선회 운동할 수 있다. 이에 따라, 변환기 어레이(5307)는 회전 축선을 중심으로 왕복 선회 운동하도록 작동 가능할 수도 있다.

[0377] 모터(5306)가 포워 체적부(5317)의 내부에 배치될 수도 있다. 모터(5306)는 시계 방향 및 반시계 방향으로 출력 샤프트(5329)를 회전시키도록 작동 가능한 전기 모터일 수도 있다. 이와 관련하여, 모터(5306)는 모터(5306)의 출력 샤프트(5329)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있으며, 따라서, 출력 샤프트(5329)에 상호 연결되는 변환기 어레이(5307)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다.

[0378] 모터(5306)는 모터(5306)가 배치되는 카테터 선단부 케이스(5305)의 영역에서 카테터 선단부 케이스(5305)의 내경보다 작은 외경을 갖는 외측 부분을 구비할 수도 있다. 모터(5306)의 외측 부분은 하나 이상의 모터 장착부(5331)에 의해 카테터 선단부 케이스(5305)의 내면에 고정적으로 장착될 수도 있다. 모터 장착부(5331)는, 예를 들어, 접착제 비드(bead)로 구성될 수도 있다. 모터 장착부(5331)가 변환기 어레이(5307)의 왕복 운동과 연관된 이동 부재(후술하는 바와 같은)와의 간섭을 방지하도록 선택된 위치에서 카테터 선단부 케이스(5305)의 내면과 모터(5306)의 사이에 배치될 수도 있다. 모터 장착부(5331)는 모터(5306)의 외측 부분의 말단부를 따라 배치될 수도 있다. 모터 장착부(5331)는 또한, 예를 들어, 도 53에 도시된 측면의 반대쪽 모터(5306) 측면 상의 모터(5306)의 외측 부분의 기반부를 따라서와 같이 모터(5306)의 외측 부분의 기반부를 따라 배치될 수도 있다.

[0379] 출력 샤프트(5329)의 위치를 알 수 있는 경우, 변환기 어레이(5307)의 대응 위치 또한 알 수 있다. 출력 샤프트(5329)의 위치가 인코더 및/또는 자성 위치 센서의 사용과 같은 적절한 방식으로 추적될 수도 있다. 출력 샤프트(5329)의 위치 또한, 변환기 어레이(5307)의 운동을 제한하는 경성 정지부의 사용을 통해 추적될 수도 있다. 이러한 경성 정지부(도시하지 않음)에 의해 변환기 어레이(5307)가 왕복 선회 운동할 수도 있는 범위가 제한될 수도 있다. 모터(5306)를 특정 주기 동안 시계 방향 또는 반시계 방향으로 구동시킴으로써, 모터(5306)가 경성 정지부 중 하나에 맞대어 변환기 어레이(5307)를 구동시켜 변환기 어레이(5307)의 위치를 알 수 있을 것으로 가정할 수도 있다.

[0380] 전기적 상호 연결 부재(5311)와 별개의 전기적 상호 연결부(예를 들어, 와이어)로 이루어진 전용 세트를 통해 초음파 영상 촬영 장치로부터 모터(5306)로의 전기적 상호 연결부가 달성될 수도 있다. 선택적으로, 모터(5306)로의 전기적 상호 연결부가 전기적 상호 연결 부재(5311)의 도체의 일부를 사용하여 형성될 수도 있다. 모터(5306)와 연통하며 및/또는 구동시키도록 전기적 상호 연결부로 이루어진 전용 세트가 사용되는 경우, 이러한 상호 연결부가 모터(5306)로부터 초음파 영상 촬영 장치로, 예를 들어, 카테터 샤프트(5302)의 내부(5319) 및/또는 간극(5314)을 이용하는 방법을 포함하는 적절한 방식으로 연장될 수도 있다. 또한, 초음파 영상 촬영

장치로부터 열전쌍, 다른 센서 또는 다른 부재와 같은 카테터 선단부(5301)의 내부에 배치될 수도 있는 그의 다른 구성 요소로의 전기적 상호 연결부가 전기적 상호 연결부로 이루어진 전용 세트를 통해 달성될 수도 있으며, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 도체 중 일부를 사용하여 형성될 수도 있다.

[0381] 전기적 상호 연결 부재(5311)가 초음파 영상 촬영 장치와 변환기 어레이(5307)를 전기적으로 상호 연결할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)는 도체 사이의 전기적으로 비전도성의 재료가 개재되는 상태로 나란히 배치되는 복수 개의 도체를 포함하는 다중 도체 케이블일 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)는 리본 형상일 수도 있다. 예를 들어, 전기적 상호 연결 부재(5311)는 하나 이상의 상품명 고어(GORE)의 마이크로 미니어쳐 리본 케이블을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 전기적 상호 연결 부재(5311)는 64개의 별개의 도체를 포함할 수도 있다.

[0382] 전기적 상호 연결 부재(5311)는 일부가 카테터 선단부 케이스(5305)에 대해 고정되도록 정착될 수도 있다. 전술한 바와 같이, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 2 부분(5313)은 카테터 샤프트(5302)의 내층(5310)과 외층(5309)의 사이에 고정될 수도 있다. 포위 체적부(5317)의 내부에서, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)의 제 1 단부(5332)가 카테터 선단부 케이스(5305)의 내면에 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 제 1 단부(5332)의 고정은, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 고정 부분으로부터 자유 부유 부분으로의 전이부가 제 1 단부(5332)에서 도체의 방위와 수직 방향으로(예를 들어, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 폭을 가로질러) 배치될 수도 있도록 이루어질 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재는 카테터 샤프트(5302)의 내층(5310)과 외층(5309)의 사이가 고정되어 있음으로 인해 케이스의 내면에 고정될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 고정 부분으로부터 자유 부유 부분으로의 전이부가 전기적 상호 연결 부재(5311)의 도체와 수직 방향으로 배향되지 않을 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)를 카테터 선단부 케이스(5305)에 정착시키기 위한 적절한 방법이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 접착제가 사용될 수도 있다.

[0383] 스캐닝 동안 변환기 어레이(5307)가 카테터 선단부 케이스(5305)에 대해 중심 축선(5308)을 중심으로 선회될 수도 있으므로, 변환기 어레이(5307)는 전기적 상호 연결 부재(5311)가 고정되어 있는 카테터 선단부 케이스(5305)에 대해 제 1 말단부(5332)에서 선회 운동되면서 변환기 어레이(5307)에 대한 전기적 연결을 유지하도록 작동 가능할 수도 있다. 이러한 작동은 포위 체적부(5317)의 내부에 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)을 코일 형성하여 달성될 수도 있다. 코일의 제 1 단부(5332)는 전술한 바와 같이 정착될 수도 있다. 코일의 제 2 단부(5333)는 중심 축선(5308)을 중심으로 변환기 어레이(5307)와 함께 선회 운동하는 상호 연결 지지부(5334)에 정착될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)가 리본 형상인 경우, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)은 리본의 상면 또는 저면이 중심 축선(5308)을 향하면서 중심 축선을 중심으로 감겨지도록 배치될 수도 있다.

[0384] 도 53에는 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)이 포위 체적부(5317)의 내부에 나선형으로 배치되는 구성이 도시되어 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)은 중심 축선(5308)을 중심으로 코일 형상으로 복수 회 권선되어 형성될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)은 중심 축선(5308)을 중심으로 코일 형상으로 형성되어, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)이 중심 축선(5308)을 중심으로 나선을 형성할 수도 있다. 중심 축선(5308)을 중심으로 전기적 상호 연결 부재(5311)를 복수 회 코일 권선함으로써, 변환기 어레이(5307)의 선회 운동 시에 야기되는 바람직하지 못한 반작용 토크를 상당히 방지할 수도 있다. 변환기 어레이(5307)를 중심 축선(5308)을 중심으로 이러한 구성으로 선회 운동시킴으로써 전기적 상호 연결 부재(5311)의 코일형의 제 1 부분(5312)의 권선이 약간 팽팽해지거나 약간 느슨해지도록 할 수도 있다. 이러한 약간 팽팽해지거나 약간 느슨해지는 상태는 단지 작은 값의 측 방향 변위 및 이에 상응하는 유체 이동을 생성하는 각각의 코일 작동(예를 들어, 중심 축선(5308)을 중심으로 하여 이루어지는 나선의 각각의 개별 회전)을 초래한다. 또한, 이러한 변위는 각각의 나선 코일에 대해 균일하지 않을 수도 있다. 또한, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)의 이동을 복수 개의 코일에 걸쳐 분배함으로써, 이동으로 인한 기계적 응력이 나선형으로 배치되는 제 1 부분(5312) 전체에 걸쳐 분배된다. 기계적 응력을 이와 같이 분배함으로써 전기적 상호 연결 부재(5311)의 기계적 수명을 연장할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 나선형으로 배치되는 제 1 부분(5312)은 비중첩 방식으로 나선형으로 배치될 수도 있다(예를 들어, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 어느 부분도 나선의 영역에서 다른 부분의 위에 겹쳐지지 않을 수도 있다). 다른 실시예에 있어서, 변환기 어레이(5307)의 선회 축선과 동반 구조가 중앙 축선(5308)으로부터 오프셋 되어 있을 수도 있음을 알 수 있을 것이다. 또한, 다양한 실시예에 있어서, 나선의 축선, 변환기 어레이(5307)의 선회 축선, 그리고 중심 축선(5308)이 모두 서로 오프셋 되어 있을 수도 있으며, 모두 일치할 수도 있으며, 또는 두 개의 축선은 서로 일치하면서 다른 제 3의 축선으로부터 오프셋 되어 있을 수도 있음을 알 수 있을 것이다.

- [0385] 전기적 상호 연결 부재(5311)는 접지 층과 베이스 층을 포함할 수도 있다. 접지 및 베이스 층은 전기적 상호 연결 부재(5311)의 다른 도체와 상이하게 구성될 수도 있다. 예를 들어, 접지 층은 전기적 상호 연결 부재(5311)의 폭을 가로질러 연장되며 또한 전기적 상호 연결 부재(5311)의 전체 길이를 따라 연장되는 평면 형태일 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5312)의 제 1 부분을 따라 접지 층 및/또는 베이스 층이 전기적 상호 연결 부재(5312)의 제 1 부분의 나머지 부분과 분리되어 있을 수도 있다. 이에 따라, 접지 층 및/또는 베이스 층은 제 1 단부(5332)와 상호 연결 지지부(5334) 사이의 별개의 도체(도시하지 않음)의 형태로 형성될 수도 있다. 이러한 장치는 전기적 상호 연결 부재(5312)의 제 1 부분이 접지 및 베이스 층을 포함하는 도 53에 도시된 바와 비교하여 보다 가요성의 구조를 초래할 수도 있다.
- [0386] 포위 체적부(5317)의 내부에 배치되는 전기적 상호 연결 부재(5312)의 제 1 부분은 제 2 부분(5313)에 대한 추가 절연 층을 포함할 수도 있다. 이러한 추가 층은 포위 체적부를 차지하고 있는 유체 보호 기능을 제공할 수도 있으며, 및/또는 이러한 추가 층은 전기적 상호 연결 부재(5312)의 제 1 부분이 다른 구성 요소(예를 들어, 케이스(5305))와 접촉하고 있음에 따른 마모 저항성을 제공할 수도 있다. 이들 추가 층은, 예를 들어, 하나 이상의 피복재 및/또는 적층체의 형태로 형성될 수도 있다.
- [0387] 전기적 상호 연결 부재(5312)의 제 1 부분의 소정 영역에서 포위 체적부(5317)를 둘러싸고 있는 케이스(5305)의 부분은 뒤뜰 저항성을 갖도록 구조적으로 보강 처리될 수도 있다. 이러한 보강 구조는 케이스(5305)의 내면 및/또는 외면에 적층되는 추가 층 또는 케이스(5305)에 고정된 구조적 지지 부재의 형태를 취할 수도 있다.
- [0388] 일 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)은 중심 축선(5308)을 중심으로 대략 총 3회의 회전을 포함할 수도 있다. 카테터 선단부 케이스(5305)의 총 길이는 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)에서 필요로 하는 횡수의 회전을 수용하도록 선택될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)의 총 나선형 회전 횡수는, 적어도 부분적으로는, 선회 운동 동안의 소망하는 코일 팽창 및 수축과, 왕복 운동 동안 제 1 부분(5312)에 의해 모터(5306)에 부과되는 소망하는 반작용 토크 레벨, 그리고 카테터 선단부 케이스(5305)의 소망하는 전체 길이에 따라 결정될 수도 있다. 포위 체적부(5317)의 내부에서, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)은 도 53에 도시된 바와 같이 카테터 선단부 케이스(5305)의 내면과 제 1 부분(5312)의 나선의 외경 사이에 간격이 존재하도록 나선형으로 배치될 수도 있다.
- [0389] 전기적 상호 연결 부재(5311)의 나선형으로 배치되는 제 1 부분(5312)은, 이러한 나선형으로 배치되는 제 1 부분(5312)의 내부 체적에 루멘이 관통 형성되어 있으며 또는 다른 적절한 구성 요소를 구비한 관 또는 다른 구성 요소가 포함될 수도 있도록 배치될 수도 있다. 이러한 루멘은, 예를 들어, 카테터 삽입, 약제 공급, 장치 회수, 및/또는 가이드와이어 추적과 같은 적절한 용도로 사용될 수도 있다. 예를 들어, 루멘이 관통 형성되어 있는 관이 나선형으로 배치되는 제 1 부분(5312)의 내부에 배치될 수도 있다. 이러한 관은 카테터 탐침 조립체(5300)의 기반부로부터 연장되어, 포위 체적부 단부 벽(5318)(실시예에 따라, 포위 체적부 단부 벽(5318))을 통과하여, 기포 트랩(5322)(실시예에 따라, 기포 트랩(5322)을 포함)을 지나쳐 연장될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 기포 트랩(5322)은 관을 수용하도록 중심 축선(5308)으로부터 오프셋 배치될 수도 있다. 이러한 루멘의 일부는 전기적 상호 연결 부재(5312)의 제 1 부분의 적어도 일부를 통과하여 연장될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 관과 루멘은 측면 포트에서 종결될 수도 있다. 예를 들어, 루멘은 나선형으로 배치되는 제 1 부분(5312)이 배치되는 영역에서 케이스의 측면에서 종결될 수도 있다.
- [0390] 상호 연결 지지부(5334)는 전기적 상호 연결 부재(5311)와 플렉스보드(5335)의 사이의 상호 연결부를 지지하는 역할을 수행할 수도 있다. 지지하고 있는 바와 같이, 전기적 상호 연결 부재(5311)의 제 1 부분(5312)의 제 2 단부(5333)가 상호 연결 지지부(5334)에 고정적으로 결합될 수도 있다. 추가적으로, 플렉스보드(5335)가 상호 연결 지지부(5334)에 고정적으로 결합될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)의 개개의 도체가 플렉스보드(5335)의 개개의 도체에 전기적으로 연결될 수도 있다. 플렉스보드(5335)는 전기적 상호 연결 부재(5311)를 변환기 어레이(5307)에 전기적으로 상호 연결하는 역할을 수행할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311)와 플렉스보드(5335) 사이의 전기적 상호 연결부 위에 절연 재료가 배치될 수도 있다. 이러한 절연 재료는 전기적 상호 연결부의 위에 적층될 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 전술한 플렉스보드(5335)를 대신하여 강성의 상호 연결 부재가 사용될 수도 있다. 이러한 강성의 상호 연결 부재는 전기적 상호 연결 부재(5311)를 변환기 어레이(5307)에 전기적으로 상호 연결하는 역할을 수행할 수도 있다.
- [0391] 상호 연결 지지부(5334)는 모터(5306)의 외면을 중심으로 배치되도록 작동 가능한 중공 실린더로서 구성될 수도 있다. 선택적으로, 상호 연결 지지부(5334)는 모터(5306)의 외면의 둘레에 완전히 감겨 있지는 않은 곡면으로서 구성될 수도 있다. 어느 상황에서나(예를 들어, 중공 실린더 또는 곡면), 상호 연결 지지부(5334)는 모터

(5306)의 외면의 일부를 중심으로 회전하도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 모터(5306)가 변환기 어레이(5307)를 왕복 선회 운동시킴에 따라, 변환기 어레이(5307)에 고정적으로 연결되어 있는 변환기 어레이 백킹(5328)이 또한 왕복 선회 운동하게 된다. 다시, 변환기 어레이 백킹(5328)에 고정적으로 연결되어 있는 플렉스보드(5335)가 또한 왕복 선회 운동하게 된다. 또다시, 플렉스보드(5335)와, 상호 연결 지지부(5334) 그리고 제 1 부분(5312)의 제 2 단부(5333)에 고정적으로 연결되어 있는 전기적 상호 연결 부재(5311)가 변환기 어레이(5307)와 함께 왕복 선회 운동하게 된다.

[0392] 다른 실시예에 있어서, 상호 연결 지지부(5334)와 플렉스보드(5335)는 단일 플렉스보드로 구성될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 단일 플렉스보드의 상호 연결 지지부(5334) 부분은, 모터(5306)의 외면을 중심으로 적어도 부분적으로 배치될 수도 있도록, 실린더의 적어도 일부의 형태로 형성될 수도 있다.

[0393] 변환기 어레이(5307)와 연관 부재가 일반적으로, 카테터 탐침 조립체(5300)의 말단부(5303)에서 카테터 선단부(5301)에 배치되는 것으로 본 명세서에 설명되어 있긴 하지만, 다른 구성을 또한 고려할 수도 있다. 예를 들어, 다른 실시예에 있어서, 카테터 선단부(5301)의 내부에 배치되는 부재가 카테터 탐침 조립체(5300)의 말단부(5303)로부터 오프셋 배치되어 있는 카테터 샤프트(5302)를 따라 일 지점에 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 카테터 샤프트(5302)의 소정 부분 및/또는 다른 구성 요소가 카테터 선단부(5301)로부터 원거리에 배치될 수도 있다.

[0394] 일 변형예에 있어서, 카테터 선단부 케이스(5305)는 카테터 탐침 조립체(5300)의 전기적 상호 연결 부재(5311), 모터(5306), 어레이(5307), 그리고 다른 적절한 구성 요소를 중심으로 배치되는 보호 케이지(cage)의 형태로 형성될 수도 있다. 이러한 케이지는 도 53의 실시예의 포위 체적부(5317)에 상응하는 체적부로의 혈액(또는 다른 체액)의 유동을 허용할 수도 있다. 이러한 일 실시예에서는 벨로우즈 부재(5320) 또는 기포 트랩(5322)이 필요하지 않다. 케이지는 포위 체적부(5317)에 상응하는 체적부 전체에 걸쳐 혈액이 유동하도록 하기에 충분한 수준으로 개방되어 있을 수도 있으며, 카테터 탐침 조립체(5300)와의 접촉으로 인해 혈관 및/또는 환자의 다른 몸 구조가 손상되는 것을 방지하기에 충분한 구조로 형성될 수도 있다. 또한, 이러한 일 실시예에 있어서, 음향 구조가 어레이(5307)에 상호 연결될 수도 있다. 음향 구조는 어레이(5307)의 영상 촬영 능력을 유지하도록 선택되는 재료 또는 재료들로 형성될 수도 있다. 음향 구조는 주변 혈액의 난류 형성을 감소시키며, 주변 혈구의 손상을 줄이며, 또한 어레이가 왕복 선회 운동을 수행하는 동안 혈전의 형성을 방지할 수 있도록 원형 단면으로 형성될 수도 있다. 그외 다른 구성 요소가 또한, 난류를 감소시키며, 혈전의 형성을 줄이며, 혈구의 손상을 방지하기 위한 형상으로 형성될 수도 있다.

[0395] 도 55는 초음파 카테터 탐침 조립체(5344)의 일 실시예의 부분 단면도이다. 도 53의 실시예에서와 유사한 항목은 동일한 도면 부호에 기호(')를 추가하여 표시하였다. 카테터 탐침 조립체(5344)는 카테터 샤프트(5302')에 부착되는 카테터 선단부(5301')를 포함한다. 일반적으로, 카테터 탐침 조립체(5344)는 변환기 어레이(5307)에 상호 연결되는 구동 샤프트(5343)를 포함한다. 구동 샤프트(5343)는 왕복 운동하도록 작동 가능하며, 따라서, 구동 샤프트에 상호 연결되어 있는 변환기 어레이(5307)를 왕복 운동시키도록 작동 가능하다. 전기적 상호 연결 부재(5311')는 카테터 탐침 조립체(5344)의 말단부(5303)에 배치되며 변환기 어레이(5307)의 왕복 운동을 수용하도록 작동 가능한 제 1 부분(5342)을 포함한다. 전기적 상호 연결 부재(5311')는 카테터 샤프트(5302')를 따라 배치되는 제 2 부분(5313)을 추가로 포함한다. 전기적 상호 연결 부재(5311')는 카테터 선단부 케이스(5305')를 따라 배치되며 제 2 부분(5313)에 제 1 부분(5342)을 전기적으로 상호 연결하도록 작동 가능한 제 3 부분(5340)을 추가로 포함한다.

[0396] 카테터 탐침 조립체(5344)는 일반적으로, 환자의 몸 안으로 삽입된 다음 환자의 내측 부분의 영상 촬영을 수행할 수 있는 크기 및 형상으로 형성될 수도 있다. 카테터 탐침 조립체(5344)는 일반적으로, 말단부(5303)와 기단부(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 영상 촬영 동안, 카테터 탐침 조립체(5344)의 말단부(5303)가 환자의 몸 안에 배치될 수도 있다. 카테터 선단부(5301')가 카테터 선단부(5301')의 말단부(5303)와 기단부(5304)의 사이에 배치될 수도 있다. 카테터 선단부(5301')는 카테터 선단부 케이스(5305')를 포함할 수도 있다. 카테터 선단부(5301')는 중심 축선(5308)을 포함할 수도 있다. 포위 체적부(5317')는 카테터 선단부 케이스(5305')와 구동 샤프트(5343)에 의해 획정될 수도 있다. 포위 체적부(5317')는 유체 충전되어 밀봉 처리될 수도 있다.

[0397] 카테터 샤프트(5302')는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 카테터 샤프트(5302')를 능동적으로 조종하기 위한 관련 제어부와 한 세트의 제어 와이어와 같은 적절한 안내 방법을 사용할 수도 있다. 이러한 카테터 샤프트(5302')는 가요성일 수도 있으며, 따라서, 환자의 몸 안 소정 구조를 관통하여 안내되어 구조의 윤곽을 따라,

예를 들어, 맥관 구조계의 윤곽을 따라 휘어지도록 작동 가능할 수도 있다.

- [0398] 카테터 탐침 조립체(5344)는 변환기 어레이(5307)와 어레이 백킹(5328)을 포함한다. 일반적으로, 변환기 어레이(5307)는 카테터 선단부 케이스(5305')의 음향 창(5326)을 통하여 초음파 에너지를 전달하도록 작동 가능하다. 일반적으로, 카테터 탐침 조립체(5344)에 의해 생성되는 영상은 영상 체적부(5327') 내부의 객체(예를 들어, 환자의 내부 구조)의 영상일 수도 있다.
- [0399] 변환기 어레이(5307)는 구동 샤프트(5343)에 상호 연결될 수도 있으며, 구동 샤프트(5343)는, 영상 평면이 도 55에 도시된 바와 같은 영상 체적부(5327')를 형성하도록 중심 축선(5308)을 중심으로 회전하도록, 중심 축선(5308)을 중심으로 변환기 어레이(5307)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 중심 축선(5308)을 중심으로 한 영상 평면이 회전함으로써, 변환기 어레이(5307)가 전체 영상 체적부(5327')를 스캐닝할 수 있으며, 따라서, 영상 체적부(5327')의 3차원 영상이 생성될 수도 있다. 구동 샤프트(5343)는 영상 체적부(5327')의 3차원 영상을 실시간으로 또는 비실시간으로 생성하기에 충분한 속도로 변환기 어레이(5307)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 변환기 어레이(5307)는 변환기 어레이(5307)의 기단부에서 구동 샤프트에 상호 연결될 수도 있다.
- [0400] 구동 샤프트(5343) 및 이에 따라 구동 샤프트(5343)에 상호 연결된 변환기 어레이(5307)가 적절한 수단을 사용하여 왕복 운동될 수도 있다. 예를 들어, 카테터 탐침 조립체(5344)의 기단부는 구동 샤프트(5343)를 시계 방향 및 반시계 방향으로 왕복 구동시킬 수 있는 모터를 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 모터는 구동 샤프트(5343)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능하며 이에 따라 구동 샤프트(5343)에 상호 연결된 변환기 어레이(5307)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0401] 구동 샤프트(5343)의 위치가 공지되어 있는 경우, 변환기 어레이(5307)의 대응 위치를 알 수 있다. 구동 샤프트(5343)의 위치는 인코더 및/또는 자성 위치 센서의 사용과 같은 적절한 방식으로 추적될 수도 있다.
- [0402] 전기적 상호 연결 부재(5311')는 초음파 영상 촬영 장치와 변환기 어레이(5307)를 전기적으로 상호 연결할 수도 있다. 이러한 전기적 상호 연결 부재(5311')는 나란히 배치된 복수 개의 도체로 이루어진 멀티 도체 케이블일 수도 있으며, 도체의 사이에는 전기적으로 비전도성의 재료가 개재될 수도 있다.
- [0403] 전기적 상호 연결 부재(5311')는 일부가 카테터 선단부 케이스(5305')에 대해 고정되도록 정착될 수도 있다. 지지하고 있는 바와 같이, 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 2 부분(5313)은 카테터 샤프트(5302')에 고정될 수도 있다. 포위 체적부(5317')의 내부에서, 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 3 부분(5340)이 카테터 선단부 케이스(5305')의 내면에 고정될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 3 부분(5340)은 변환기 어레이(5307)의 위치에 대응하는 영역에서 카테터 선단부 케이스(5305')에 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 3 부분(5340)은 변환기 어레이(5307)의 왕복 운동을 간섭하지 않도록 배치될 수도 있다. 카테터 선단부 케이스(5305')에 대해 전기적 상호 연결 부재(5311')를 정착시키기 위한 적절한 방법이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 접착제가 사용될 수도 있다.
- [0404] 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)은, 변환기 어레이(5307)가 카테터 선단부 케이스(5305')에 대해 선회 운동하는 동안, 변환기 어레이(5307)에 대한 전기적 연결을 유지하도록 작동 가능하다. 이것은 포위 체적부(5317')의 내부에 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)을 코일 형성하여 달성될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)의 일단은 변환기 어레이(5307)로부터 원거리의 정착 지점(5341)에서 카테터 선단부 케이스(5305')에 정착될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)의 타단은 변환기 어레이(5307)에 전기적으로 상호 연결되어 있는 어레이 백킹(5328) 또는 플렉스 보드 또는 다른 전기적 부재(도시하지 않음)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311')가 리본 형상인 경우, 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)은 리본의 상면 또는 하면이 중심 축선(5308)에 대면하며 중심 축선을 중심으로 감겨지도록 배치될 수도 있다.
- [0405] 도 55에는 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)이 변환기 어레이(5307)로부터 원거리의 포위 체적부(5317')의 부분 내부에 나선형으로 배치되는 구성이 도시되어 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)은 중심 축선(5308)을 중심으로 코일 형성으로 복수 회 권선되어 형성될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)은 중심 축선(5308)을 중심으로 코일형으로 형성되어, 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)이 중심 축선(5308)을 중심으로 나선을 형성할 수도 있다. 도 53의 실시예에서와 같이, 중심 축선(5308)을 중심으로 전기적 상호 연결 부재(5311')를 복수 회 코일 권선함으로써, 변환기 어레이(5307)의 선회 운동 시에 야기되는 바람직하지 못한 반작용 토크를 상당히 방지할 수도 있다.

- [0406] 일 실시예에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)은 중심 축선(5308)을 중심으로 대략 총 3 회의 회전을 포함할 수도 있다. 카테터 선단부 케이스(5305')의 총 길이는 전기적 상호 연결 부재(5311')의 제 1 부분(5342)에서 필요로 하는 횡수의 회전을 수용하도록 선택될 수도 있다.
- [0407] 구동 샤프트(5343)의 말단부가 밀봉 재료(5316')를 사용하여 외부 돌레부를 따라 밀봉될 수도 있다. 밀봉 재료(5316')는 카테터 선단부 케이스(5305')의 내면과 구동 샤프트(5343)의 사이에 도시된 바와 같이 배치될 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 카테터 샤프트(5302')의 외층(5309')은 구동 샤프트(5343)의 말단부로 또는 말단부를 초과하여 연장될 수도 있으며, 이러한 일 실시예에 있어서, 밀봉 재료(5316')는 외층(5309')의 내면과 구동 샤프트(5343)의 사이에 배치될 수도 있다. 밀봉 재료(5316')는 포위 체적부(5317')로부터의 유체가 밀봉 재료(5316')를 지나쳐 유동하는 것을 방지하면서 구동 샤프트(5343)와 외층(5309')의 사이의 상대 회전 운동을 허용하는 적절한 재료 및/또는 구조를 포함할 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 카테터 샤프트(5302')는 내층(도 53의 내층(5310)과 유사)을 포함할 수도 있으며, 구동 샤프트(5343)는 내층의 내부에 배치될 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 내층, 외층(5309'), 내층과 외층(5309') 사이의 체적부, 또는 그 조합이, 예를 들어, 풀 와이어, 보강 부재 및/또는 추가 전기적 도체와 같은 추가 구성 요소를 수용할 수도 있다.
- [0408] 도 56A 및 도 56B에는 초음파 카테터 탐침 조립체(5349)의 다른 실시예가 도시되어 있다. 도 55의 실시예에서와 유사한 항목은 동일한 도면 부호에 기호("")를 추가하여 표시하였다. 카테터 탐침 조립체(5349)는 카테터 샤프트(5302')에 부착되는 카테터 선단부(5301")를 포함한다. 이러한 실시예에 있어서, 카테터 탐침 조립체(5349)는 변환기 어레이(5307)에 상호 연결되는 구동 샤프트(5343)를 포함한다. 전기적 상호 연결 부재(5311")는 카테터 탐침 조립체(5349)의 말단부(5303)에 배치되며 변환기 어레이(5307)의 왕복 운동을 수용하도록 작동 가능한 제 1 부분(5346)을 포함한다. 전기적 상호 연결 부재(5311")는 카테터 샤프트(5302")를 따라 배치되는 제 2 부분(5313)을 추가로 포함한다. 전기적 상호 연결 부재(5311")는 카테터 선단부 케이스(5305")를 따라 배치되며 제 1 부분(5346)을 제 2 부분(5313)에 전기적으로 상호 연결하도록 작동 가능한 제 3 부분(5340)을 추가로 포함한다. 카테터 선단부 케이스(5305")와 구동 샤프트(5343)에 의해 포위 체적부(5317")가 획정될 수도 있다. 포위 체적부(5317")는 유체 충전되어 밀봉될 수도 있다.
- [0409] 카테터 탐침 조립체(5349)는 변환기 어레이(5307)와 어레이 백킹(5328)을 포함한다. 변환기 어레이(5307)는 구동 샤프트(5343)에 상호 연결될 수도 있으며, 도 56A에 종단면도로 도시된 바와 같이 영상 평면이 중심 축선(5308)을 중심으로 회전되어 3차원 영상 체적부(5327')를 형성하도록, 구동 샤프트(5343)가 변환기 어레이(5307)를 중심 축선(5308)을 중심으로 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0410] 전기적 상호 연결 부재(5311")는 변환기 어레이(5307)를 초음파 영상 촬영 장치(도시하지 않음)와 전기적으로 상호 연결할 수도 있다. 이러한 전기적 상호 연결 부재(5311")는 나란히 배치된 복수 개의 도체로 이루어진 멀티 도체 케이블을 포함하는 부분을 포함할 수도 있으며, 도체의 사이에는 전기적으로 비전도성의 재료가 개재될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311")는 플렉스보드를 포함하는 부분을 추가로 포함할 수도 있다.
- [0411] 전기적 상호 연결 부재(5311")는 일부가 카테터 선단부 케이스(5305")에 대해 고정되도록 정착될 수도 있다. 지지하고 있는 바와 같이, 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 2 부분(5313)은 카테터 샤프트(5302')에 고정될 수도 있다. 포위 체적부(5317")의 내부에서, 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 3 부분(5340)이 카테터 선단부 케이스(5305")의 내면에 고정될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 3 부분(5340)은 변환기 어레이(5307)의 위치에 대응하는 영역에서 카테터 선단부 케이스(5305")에 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 3 부분(5340)은 변환기 어레이(5307)의 왕복 운동을 간섭하지 않도록 배치될 수도 있다. 카테터 선단부 케이스(5305")에 대해 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 3 부분(5340)을 정착시키기 위한 적절한 방법이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 접착제가 사용될 수도 있다.
- [0412] 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)은, 변환기 어레이(5307)가 카테터 선단부 케이스(5305")에 대해 선회 운동하는 동안, 변환기 어레이(5307)에 대한 전기적 연결을 유지하도록 작동 가능하다. 이것은 포위 체적부(5317")의 내부에 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)을 코일 형성하여 달성될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)의 일단은 변환기 어레이(5307)로부터 원거리의 정착 지점(5348)에서 카테터 선단부 케이스(5305")에 정착될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)의 타단은 전기적 상호 연결 부재(5311")의 코일 대 백킹 부분(5347)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311")의 코일 대 백킹 부분(5347)은 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)을 어레이 백킹(5328)에 전기적으로 상호 연결할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)은 일반적으로 평평한 단면 형상을 가질 수도 있으며, 제 1 부분(5346)의 상면 또는 저면이 중심 축선

(5308)에 대면하며 중심 축선을 중심으로 감겨지도록 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)은 도 56A 및 도 56B에 도시된 바와 같이, 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)이 전체적으로 중심 축선(5308)을 따라 동일한 지점에 배치되는 "클락 스프링" 장치로 코일 형성될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)의 중심선은 일반적으로, 중심 축선(5308)과 수직 방향으로 배치되는 단일 평면을 차지할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)의 클락 스프링의 일 단부는 제 3 부분(5340)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있는 반면, 타단부는 코일 대 백킹 부분(5347)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 도 56A 및 도 56B에는 제 1 부분(5346)의 클락 스프링이 단일 코일을 구비하는 것으로 도시되어 있긴 하지만, 제 1 부분(5346)의 클락 스프링은 보다 적거나 많은 개수의 코일로 이루어질 수도 있다. 예를 들어, 일 실시예에 있어서, 제 1 부분(5346)의 클락 스프링은 1.5 또는 2개의 동심 코일을 포함할 수도 있다(즉, 제 1 부분(5346)의 클락 스프링이 대략 1.5회 또는 2회 정도 감겨질 수도 있다). 일 장치에 있어서, 제 1 부분(5346)의 클락 스프링, 제 3 부분(5340), 그리고 전기적 상호 연결 부재(5311")의 코일 대 백킹 부분(5347)이 상품명 고어(GORE)의 마이크로 미니어처 리본 케이블과 같은 단일 플렉스 보드 또는 다른 도체로 구성될 수도 있다.

[0413] 도 53 및 도 55의 실시예와 유사하게, 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5346)의 클락 스프링을 코일 형성함으로써(예를 들어, 중심 축선(5308)에 평행한 축선을 중심으로), 변환기 어레이(5307)의 선회 운동 시에 야기되는 바람직하지 못한 반작용 토오크를 상당히 방지할 수도 있다. 이와 관련하여, 이러한 구성의 중심 축선(5308)을 중심으로 한 변환기 어레이(5307)의 선회 운동은 전기적 상호 연결 부재(5311")의 제 1 부분(5312)의 클락 스프링의 권선이 약간 팽팽해지거나 약간 느슨해지도록 할 수도 있다. 이러한 약간 팽팽해지거나 약간 느슨해지는 상태는 단지 작은 값의 축 방향 변위 및 이에 상응하는 유체 이동을 생성하는 각각의 코일 작동(예를 들어, 중심 축선(5308)을 중심으로 하여 이루어지는 클락 스프링의 각각의 개별 회전)을 초래한다.

[0414] 도 55 및 도 56A의 카테터 탐침 조립체(5344, 5349)의 변형 구성에 있어서, 구동 샤프트(5343)를 대신하여 모터(도시하지 않음)가 사용될 수도 있다. 이러한 모터는 카테터 선단부(5301', 5301")의 기반부 부근에 배치될 수도 있다. 이러한 모터는 포위 체적부(5317', 5317")의 내부에 배치될 수도 있으며, 또는 포위 체적부(5317', 5317")의 외부에 배치될 수도 있다.

[0415] 도 53을 참조하여 전술한 바와 유사하게, 변형예에 있어서, 도 55 및 도 56A의 실시예의 카테터 선단부 케이스(5305', 5305")는 카테터 탐침 조립체(5344, 5349)의 전기적 상호 연결 부재(5311', 5311"), 어레이(5307), 그리고 그외 다른 적절한 구성 요소를 중심으로 배치되는 보호 케이시 형태로 형성될 수도 있다. 이러한 케이시에 의해 혈액(또는 다른 체액)이 도 55 및 도 56A의 실시예의 포위 체적부(5317', 5317")에 대응하는 체적부로 유동할 수도 있다. 케이시는 포위 체적부(5317', 5317")에 상응하는 체적부 전체에 걸쳐 혈액이 유동하도록 하기에 충분한 수준으로 개방되어 있을 수도 있으며, 카테터 탐침 조립체(5344, 5349) 또는 그 구성 요소와의 접촉으로 인한 조직 손상을 방지하기에 충분한 구조로 형성될 수도 있다. 또한, 전술한 바와 유사하게, 렌즈 또는 커버와 같은 음향 구조가 어레이(5307)의 신호 방출면에 상호 연결될 수도 있다. 그외 다른 구성 요소가 또한, 난류를 감소시키며, 혈전의 형성을 줄이며, 조직 또는 혈구의 손상을 방지하기 위한 형상으로 형성될 수도 있다.

[0416] 카테터 선단부 케이스의 내부에 포위 체적부를 포함하는 실시예 및 카테터 선단부 케이스가 주변 환경에 개방되어 있는 케이시인 실시예에 있어서, 나선형 코일 형태의 전기적 상호 연결부 영역의 카테터 선단부 케이스의 부분(예를 들어, 전기적 상호 연결부(5312)의 제 1 부분)이 조종 가능하며 및/또는 가요성일 수도 있다. 이러한 조종 가능하며 및/또는 가요성의 구성에 있어서, 전기적 상호 연결부의 조종 및/또는 가요성으로 인한 기계적 응력이 실질적으로 나선형 코일 형태의 부분 전체에 걸쳐 분배될 수도 있다.

[0417] 도 57에는 핸들(5701)과 카테터(5702)를 구비한 실시간 3차원 영상 촬영에 적당한 초음파 영상 촬영 시스템(5700)이 도시되어 있다. 카테터(5702)는 카테터 몸체(5703)와 편향 가능 부재(5704)를 포함한다. 편향 가능 부재(5704)는 카테터 몸체(5703)의 말단부(5712)에 힌지식으로 연결될 수도 있다. 편향 가능 부재(5704)는 힌지를 구비할 수도 있다. 카테터 몸체(5703)는 가요성일 수도 있으며, 카테터 몸체가 삽입되는 혈관의 윤곽을 따라 또는 가이드 와이어에 걸쳐 또는 외장을 통하여 이동하도록 휘어질 수도 있다.

[0418] 초음파 영상 촬영 시스템(5700)은 모터 제어부(5705)와 초음파 콘솔(console)(5706)을 추가로 포함할 수도 있다. 모터 제어부(5705)는 편향 가능 부재(5704)의 내부에 배치될 수도 있으며 또는 편향 가능 부재 내부의 초음파 어레이에 상호 연결될 수도 있는 모터(아래에 설명되는 바와 같은 실시예)를 제어하도록 작동 가능할 수도 있다. 초음파 콘솔(5706)은 모니터와 같은 표시 장치 및 초음파 어레이로부터의 신호를 처리하도록 작동 가

능한 이미지 프로세서를 포함할 수도 있다. 모터 제어부(5705)와 초음파 콘솔(5706)을 참조하여 설명한 다양한 기능이 단일 구성 요소 또는 적절한 개수의 별개의 구성 요소에 의해 수행될 수도 있다.

- [0419] 본 명세서에서 설명되고 있는 힌지는 편향 가능 부재와 카테터 몸체 사이의 상대 이동을 달성하기 위한 힘부(예를 들어, 리빙 힌지) 및/또는 피봇(예를 들어, 힌지가 선회 축선을 따라 핀을 포함하는 경우)을 포함할 수도 있다. 이러한 힌지는 편향 가능 부재와 카테터 몸체가 서로에 대해 상대 이동할 수 있도록 하는 비관상 부분을 포함할 수도 있다. 따라서, 카테터 힘 작용을 달성하기 위하여 카테터의 관상부의 일측이 관상부의 타측보다 많이 압축되는 구성의 통상적인 카테터 조종 장치는 통상 힌지로 간주하지 않는다.
- [0420] 핸들(5701)이 카테터(5702)의 기반부(5711)에 배치될 수도 있다. 카테터(5702)의 사용자(예를 들어, 임상, 기술자, 개재 장치 시술자)가 카테터 몸체(5703)의 조종, 편향 가능 부재의 편향 및 카테터(5702)의 다양한 그와 다른 기능을 제어할 수도 있다. 이와 관련하여, 핸들(5701)은 카테터 몸체(5703)를 조종하기 위한 두 개의 슬라이더(5707a, 5707b)를 포함한다. 이들 슬라이더(5707a, 5707b)는 제어 와이어에 상호 연결될 수도 있어, 슬라이더(5707a, 5707b)가 서로 상대 이동되는 경우, 카테터 몸체(5703)의 일부가 제어 하에 곡선형으로 형성될 수도 있다. 카테터 몸체(5703)의 내부의 제어 와이어를 제어하기 위하여 그와 다른 적절한 방법이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 슬라이더가 회전 가능한 손잡이(knob) 또는 버튼과 같은 변형예의 제어 수단으로 대체될 수 있다. 카테터 몸체(5703) 내부의 적절한 개수의 제어 와이어가 사용될 수도 있다.
- [0421] 핸들(5701)은 편향 제어부(5708)를 추가로 포함한다. 편향 제어부(5708)는 카테터 몸체(5703)에 대해 편향 가능 부재(5704)의 편향을 제어하도록 사용될 수도 있다. 도시된 편향 제어부(5708)는 회전 가능한 손잡이의 형태이며, 이 경우, 편향 제어부(5708)의 회전에 의해 편향 가능 부재(5704)의 대응 편향이 이루어진다. 예를 들어, 슬라이더(5707a)와 유사한 슬라이더를 포함하는 편향 제어부(5708)의 그와 다른 구성을 고려할 수 있다.
- [0422] 핸들(5701)은 편향 가능 부재(5704)의 내부의 모터를 포함하는 초음파 영상 촬영 시스템(5700)의 실시예의 모터 작동 버튼(5709)을 추가로 포함할 수도 있다. 모터 작동 버튼(5709)이 모터의 작동 개시 및/또는 작동 중단을 위해 사용될 수도 있다. 손잡이(5701)는 카테터 몸체(5703)의 내부에 루멘을 포함하는 초음파 영상 촬영 시스템(5700)의 실시예에 있어서 포트(5710)를 추가로 포함할 수도 있다. 포트(5710)는 루멘이 장치 및/또는 재료의 운반을 위해 사용될 수도 있도록 루멘과 연통 관계이다.
- [0423] 사용 시에, 카테터(5702)가 소망하는 해부학적 위치로 이동됨에 따라 카테터 몸체(5703)를 조종하기 위하여 사용자는 핸들(5701)을 파지하여 하나 또는 양 슬라이더(5707a, 5707b)를 조작할 수도 있다. 핸들(5701)과 슬라이더(5707a, 5707b)는 핸들(5701)에 대해 상대적인 위치에 슬라이더(5707a, 5707b)가 유지되어, 카테터 몸체(5703)의 선택된 위치를 유지하거나 "잠금"할 수도 있도록 구성될 수도 있다. 편향 제어부(5708)는 이후, 편향 가능 부재(5704)를 소망하는 위치로 편향시키도록 사용될 수도 있다. 핸들(5701)과 편향 제어부(5708)는 핸들(5701)에 대해 상대적인 위치에 편향 제어부(5708)가 유지되어, 편향 가능 부재(5704)의 선택된 위치를 유지하거나 "잠금"할 수도 있도록 구성될 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(5704)는 선택적으로 편향 가능할 수도 있으며, 카테터 몸체(5703)는 독립적으로 선택적으로 조종될 수도 있다. 또한, 편향 가능 부재(5704)의 편향 작동이 선택적으로 잠금될 수도 있으며, 카테터 몸체(5703)의 형상이 독립적으로 선택적으로 잠금될 수도 있다. 이러한 위치 유지 작용은 적어도 부분적으로, 예를 들어, 마찰, 멈춤쇠, 및/또는 다른 적절한 수단에 의해 달성될 수도 있다. 조종, 편향 및 모터의 제어는 모두 독립적으로 이루어질 수도 있으며 사용자에게 의해 제어될 수도 있다.
- [0424] 초음파 영상 촬영 시스템(5700)은 3차원 영상 촬영 체적부(5714)의 영상 촬영 및/또는 3D 영상의 실시간 촬영을 위해 사용될 수도 있다. 편향 가능 부재(5704)의 배치가 카테터 몸체(5703)의 조정 또는 편향 가능 부재(5704)의 관절 이동을 통해 이루어질 수도 있으며, 또는 카테터 몸체(5703)의 조정 및 편향 가능 부재(5704)의 관절 이동의 조합을 통해 이루어질 수도 있다. 또한, 루멘을 이용하는 실시예에 있어서, 초음파 영상 촬영 시스템(5700)은 또한, 예를 들어, 환자의 몸 안의 선택된 영역 또는 선택된 영역들에 장치 및/또는 재료를 공급하도록 사용될 수도 있다.
- [0425] 카테터 몸체(5703)는 카테터 몸체(5703)의 포트 또는 다른 개구를 통하여 카테터 기반부(5711)를 빠져나와 변환기 구동부 및 영상 프로세서(예를 들어, 초음파 콘솔(5706)의 내부)에 전기적으로 연결되는 적어도 하나의 전기 전도성 와이어를 구비할 수도 있다.
- [0426] 또한, 루멘을 이용하는 실시예에 있어서, 사용자는 포트(5710)를 통하여 개재 장치(예를 들어, 진단 장치 및/또는 치료 장치) 또는 재료를 삽입할 수도 있으며, 또는 장치 및/또는 재료를 회수할 수도 있다. 이후 사용자는

카테터 몸체(5703)를 통하여 개재 장치를 공급하여 개재 장치를 카테터 몸체(5703)의 말단부(5712)로 이동시킬 수도 있다. 초음파 콘술(5706)과 편향 가능 부재(5704) 사이의 전기적 상호 연결부가 전술한 바와 같이 전자 장치 포트(5713)와 카테터 몸체(5703)를 통과하는 궤적으로 형성될 수도 있다.

[0427] 도 58은 도 57의 카테터 몸체(5703)의 단면도이다. 카테터 몸체(5703)는 카테터(5702)를 적절한 인체 구조로 안내하기 위해 카테터 몸체(5703)의 조종 가능한 세그먼트를 조종(또한, 4방 조종으로도 공지되어 있음)하도록 사용하기 위해 카테터 몸체(5703)의 내부에 등간격으로 배치되는 네 개의 와이어(5801a 내지 5801d)를 포함한다. 이러한 조종은 카테터 몸체(5703)의 조종 가능한 세그먼트를 따라 선택적으로 휘어지는 방식으로 이루어질 수도 있다. 이와 관련하여, 슬라이더(5707a)를 제 1 방향으로 이동시킴으로써 제어 와이어(5801a)의 말단부가 핸들(5701)을 향해 잡아 당겨지도록 두 개의 제어 와이어(5801a, 5801c)가 슬라이더(5707a)에 상호 연결될 수도 있다. 제어 와이어(5801b 내지 5801d)의 유사한 조작 또는 적절한 조합에 의해 카테터 몸체(5703)의 조종 가능한 섹션이 소망하는 방향으로 휘어질 수도 있다. 선택적으로, 일부 실시예에 있어서, 네 개 이상 또는 이하의 제어 와이어가 사용될 수도 있다. 제어 와이어가 또한, 케이블 또는 평면형 리본을 포함할 수도 있다.

[0428] 카테터 몸체(5703)는 루멘(5804)을 구비한 내부 관(5803)이 외부 관(5802)의 내부에 배치되며, 편향 가능 부재(5704)의 편향을 제어하도록 내부 관(5803)이 외부 관(5802)에 대해 상대 이동 가능한(예를 들어, 도 5C 및 도 5D를 참조하여 전술한 바와 같은 방식으로) 관-관(tube in tube) 구조를 포함한다. 외부 관(5802)은 복수 개의 층을 포함할 수도 있으며, 와이어(5801a 내지 5801d)가 외부 관(5802)의 층의 내부에 배치되는 제어 와이어 루멘의 내부에 배치될 수도 있다.

[0429] 선택적으로, 외부 관(5802)에 대해 내부 관(5803)을 회전시킴으로써(예를 들어, 도 35A 및 도 35B를 참조하여 전술한 바와 같은 방식으로) 편향 가능 부재(5704)의 편향 작동이 달성될 수도 있다.

[0430] 도 59에는 카테터 몸체(5703) 대신 초음파 영상 촬영 시스템(5700)에 사용될 수도 있는 카테터 몸체(5900)의 일 실시예가 도시되어 있다. 카테터 몸체(5900)는 도 58과 관련하여 전술한 바와 유사한 방식으로 카테터 몸체(5900)를 조종하기 위한 제어 와이어(5801a 내지 5801d)를 포함한다. 도 58의 관-관 구조 대신, 카테터 몸체(5900)는 단일 관(5902), 그리고 편향 가능 부재(5704)의 편향을 제어하도록 사용될 수도 있는 내부에 배치된 제어 와이어(5903a, 5903b)를 포함할 수도 있다. 제어 와이어(5903a, 5903b)는 제어 와이어(5801a 내지 5801d)와 유사한 구성으로 형성될 수도 있다. 그외 다른 실시예에 있어서, 전기 전도성 구성 요소(예를 들어, 모터에 연결되는 플렉스 회로 또는 와이어)가 카테터 몸체를 따라 및/또는 그 내부에 배치될 수도 있으며, 편향 가능 부재(5704)의 편향을 제어하도록(예를 들어, 이러한 전기적으로 전도성의 요소를 잡아당기며 및/또는 미는 방식으로) 사용될 수도 있다. 카테터 몸체(5900)는 루멘(5904)을 포함할 수도 있다.

[0431] 도 58 및 도 59에 도시된 4방(4-way) 조종을 대신하여, 카테터를 조종하기 위한 다른 적절한 시스템이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 추가의 제어 와이어(및 적절한 추가 제어부)가 사용될 수도 있으며, 또는 보다 적은 개수의 제어 와이어가 카테터를 조종하도록 사용될 수도 있다. 전기 작동식 부재(예를 들어, 일렉트로폴리머(electropolymer) 및 열 작동식 부재(예를 들어, 형상 기억 재료를 포함)와 같은 다른 적절한 유형의 조종 시스템이 채용될 수도 있다.

[0432] 또한, 도 58 및 도 59에 각각 도시된 관-관 시스템이나 제어 와이어(5903a, 5903b)를 대신하여, 편향 가능 부재의 편향을 제어하기 위한 다른 적절한 시스템이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 전기 작동식 부재(예를 들어, 일렉트로폴리머(electropolymer) 및/또는 열 작동식 부재(예를 들어, 형상 기억 재료를 포함)가 채용될 수도 있다.

[0433] 도 60 및 도 61에는 카테터(5702)의 말단부(5712)가 도시되어 있다. 도시된 실시예에 있어서, 카테터 몸체(5703)가 힌지(6001)에 의해 편향 가능 부재(5704)(편향 가능 부재(5704)의 내부 구성 요소를 드러내도록 절개부를 구비함)에 연결된다. 도 60에 도시된 바와 같이, 1차원 변환기 어레이(6002), 모터(6003), 모터 장착부(6004), 그리고 전기적 상호 연결 부재(6005)(클락 스프링 부분(6006)을 포함)가 편향 가능 부재(5704)의 케이스(6007)의 내부에 배치될 수도 있다. 편향 가능 부재(5704)와 그 내부의 구성 요소가 도 69A 내지 도 69C를 참조하여 상세히 설명된다. 도 57, 도 60 및 도 61에 도시된 편향 가능 부재(5704) 및/또는 힌지(6001)가 그외 다른 다양한 실시예의 편향 부재의 편향을 가능하게 하는 다른 실시예의 구조 및/또는 다른 실시예의 편향 가능 부재로 대체될 수도 있음에 주목하여야 한다.

[0434] 도 61에는 카테터 몸체(5703)의 단부에 대하여 대략 +90°의 전방 응시 각도로 전개되어 있는 위치의 편향 가능

부재(5704)가 도시되어 있다. 단지 설명을 목적으로, 편향 가능 부재와 카테터 몸체가 정렬되는 위치의 반대 방향으로의 카테터 몸체의 중심 축선에 대한 편향 가능 부재의 회전량을 나타내기 위하여 본 명세서에서는 각방향 밸브(예를 들어, 도 61에 도시된 +90°의 편향 각도)가 사용될 수도 있다. 편향 가능 부재가 적어도 부분적으로 전방 응시 상태로(예를 들어, 편향 가능 부재 내부의 초음파 변환기 어레이가 전방 응시 상태로) 이동되는 회전을 나타내기 위하여 일반적으로 양의 값이 사용될 수도 있으며, 편향 가능 부재가 적어도 부분적으로 후방 응시 상태로 이동되는 회전을 나타내기 위하여 일반적으로 음의 값이 사용될 수도 있다.

[0435] 도 60의 위치로부터 도 61의 위치로 편향 가능 부재(5704)를 편향시키기 위하여, 내부 관(5803)이 외부 관(5802)에 대해 전진 이동될 수도 있다. 편향 가능 부재(5704)가 테더(6009)에 의해 외부 관(5703)에 테더 연결됨으로 인해, 전진 이동을 통해 편향 가능 부재(5704)가 양의 방향으로 회전된다. 테더(6009)는 일 단부가 편향 가능 부재(5704)에 타단부가 외부 관(5802)에 정착될 수도 있다. 테더(6009)는 테더 정착 지점이 테더(6009)의 길이보다 긴 거리에 걸쳐 서로 반대 방향으로 이동하는 것을 방지하도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 테더(6009)를 통해, 편향 가능 부재(5704)가 외부 관(5802)에 구속 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 유사하게, 테더(6009)가 적절한 강성을 갖는 경우, 도 60에 도시된 위치로부터 내부 관(5803)이 외부 관(5802)에 대해 후진 이동됨으로써 편향 가능 부재(5704)가 음의 방향으로 회전될 수도 있다.

[0436] 테더(6009)는 편향 가능 부재(5704)의 편향 제어를 주요 기능으로 하는 별개의 장치일 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 테더(6009)는, 테더 연결 기능을 제공함에 추가하여, 편향 가능 부재(5704) 내부의 구성 요소(예를 들어, 변환기 어레이(6002))와 카테터 몸체(5703) 내부의 구성 요소(예를 들어, 도 5E의 전기적 상호 연결 부재(104)와 유사)를 전기적으로 상호 연결하는 플렉스보드 또는 다른 다중 도체 구성 요소일 수도 있다. 다른 실시예에 있어서, 테더(6009)는 편향 가능 부재(5704) 내부의 하나 이상의 구성 요소(예를 들어, 센서, 모터(6003))와 초음파 영상 촬영 시스템(5700)의 모터 제어부(5705), 초음파 콘솔(5706), 및/또는 다른 적절한 구성 요소를 전기적으로 상호 연결하도록 사용되는 와이어 또는 와이어들일 수도 있다.

[0437] 도 60 및 도 61에는 리빙 힌지(6001)를 사용하는 구성이 도시되어 있다. 라이브 또는 리빙 힌지는 폴리머와 같은 가요성 또는 유연성 재료로 형성되는 유연한 힌지(굴곡성 베어링)이다. 일반적으로, 리빙 힌지는 두 개의 부품을 함께 연결하여, 힌지의 굴곡 라인을 따라 서로에 대해 선회 운동할 수 있도록 한다. 리빙 힌지는 통상, 사출 성형에 의해 제조된다. 피로 저항을 고려하여, 리빙 힌지용으로 가능한 폴리머는 PEBAX®와 같은 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리우레탄, 또는 폴리에테르 블록 아미드이다.

[0438] 힌지(6001)는 힌지(6001)의 제 1 부분(6010)과 힌지(6001)의 제 2 부분(6011) 사이의 힌지식 상대 이동을 허용한다. 두 개의 부분(6010, 6011)이 힌지 라인(6012)을 따라 연결되며, 편향 가능 부재(5704)와 내부 관(5803)이 힌지 라인(6012)을 중심으로 서로에 대해 이동된다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(5704)와 내부 관(5803) 사이의 상대 운동이 비관상 요소에 의해 억제된다. 이것은 카테터 몸체(5703)를 조종하기 위한 와이어(5801a 내지 5801d)의 조작으로 인해 발생할 수도 있는 카테터 몸체(5703)의 상이한 섹션 사이의 상대 이동과 대조되는 것으로, 카테터 몸체(5703)의 상이한 섹션 사이의 상대 이동은 관상 요소에 의해(예를 들어, 외부 관(5802) 및/또는 내부 관(5803)의 압축 및/또는 연신에 의해)억제된다.

[0439] 힌지(6001)는 단일 성형품과 같은 단일체형 부품일 수도 있다. 또한, 힌지(6001)는 상대 운동의 역제가 필요한 부품과 직접 접촉하여 고정적으로 연결될 수도 있다. 이와 관련하여, 힌지(6010)의 제 1 부분이 내부 관(5803)과 직접 접촉하여 고정적으로 연결될 수도 있는 반면, 힌지(6010)의 제 2 부분(6011)은 편향 가능 부재(5704)와 직접 접촉하여 고정적으로 연결될 수도 있다.

[0440] 도 62에는 도 60 및 도 61에 도시된 실시예의 일 변형예가 도시되어 있다. 도 62에서, 도 60 및 도 61의 테더(6009)가 힌지 라인(6014)을 포함하는 작동 부재(6013)로 대체되어 있으며, 이에 따라, 본 실시예는 서로 평행하게 배치된 두 개의 리빙 힌지(작동 부재(6013)의 힌지 라인(6012) 및 힌지 라인(6014)을 구비한 힌지(6001))를 사용하며, 하나에 압축력이 인가됨에 따라(예를 들어, 외부 관(5802)에 대해 내부 관(5803)을 이동시킴으로써) 다른 하나에 인장력이 인가되어 양 힌지 라인(6012, 6014)을 따라 동일한 방향으로 휘어지는 상태로 마련되어 있다. 이와 같이 부재(힌지(6001), 작동 부재(6013))에 인장력 및 압축력이 번갈아 인가됨으로써, 휨 작동 방향이 바뀔 수도 있다. 힌지(6001)는 내부 관(5803)에 부착될 수도 있으며, 편향 가능 부재(5704)용 지지부를 제공할 수도 있다. 힌지(6001)와 작동 부재(6013)의 사이에 또는 힌지(6001)와 작동 부재(6013)의 외부에 플렉스보드(도시하지 않음)가 배치될 수도 있다. 작동 부재(6013)가 카테터 몸체(5703)의 외부 관(5802)과 편향 가능 부재(5704)에 부착될 수도 있다. 선택적으로, 작동 부재(6013)는 카테터 몸체(5703)의 내부의 전기 도체와 변환기 어레이(6002)의 사이의 전기적 상호 연결 부재 뿐만 아니라 리빙 힌지로서 작용할 수도 있는 보강 플렉

스보드(도시하지 않음)를 포함할 수도 있다. 도 60 및 도 61의 실시예와 비교하여, 도 62의 실시예는 외부 관(5802)과 내부 관(5803)의 사이의 비교적 작은 변위를 달성하기 위해 편향 가능 부재(5704)의 비교적 큰 편향 각도를 제공할 수도 있다.

[0441] 본 명세서에 설명되고 있는 카테터의 실시예는 또한, 환자의 몸 안에 삽입될 수도 있는 다양한 구성 요소의 공간상 위치를 결정하기 위한 하나 이상의 센서를 포함할 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시예의 영상 촬영 능력(예를 들어, 4D 초음파 영상 촬영)과 협력하여, 적절하게 배치된 센서에 의해 실시예에 따른 다양한 구성 요소(또는 그 일부)의 공간상 위치(예를 들어, 심실 내부에서의)의 정확한 식별이 가능하다. 예를 들어, 센서에 의해 제공되는 상대 위치 설정 정보는 치료 타겟을 가리키는 심장의 전기 활성도가 카테터 몸체와 편향 가능 부재의 위치에 맵핑될 수 있도록 함으로써 보다 복잡한 절제 시술에서의 안내 작용을 촉진한다.

[0442] 편향 가능 부재(5704)의 말단부에 배치된 센서(6008a)가 편향 가능 부재(6704)의 공간상 위치 및 각 방향 방위를 정확하게 식별하도록 사용될 수도 있는 경우(예를 들어, 환자의 심실 내부에 배치되는 경우)의 이러한 센서의 예시적인 실시예가 도 60 및 도 61에 도시되어 있다. 유사하게, 도 60 및 도 61에 도시된 바와 같이, 카테터 몸체(5703)의 말단부에 배치되는 임의의 제 2 센서(6008b)가 카테터 몸체(5703)의 공간 위치를 정확하게 식별하도록 사용될 수도 있다. 두 개의 센서의 사용에 의해 편향 가능 부재(5704)에 대해 카테터 몸체(5703)의 방위가 완전히 정의될 수 있다. 센서(6008a, 6008b)가 고도의 정확도를 갖춘 장치의 상대 위치를 정확히 찾아낼 수 있는 능력을 갖춘 6의 자유도(DOF)를 나타낼 수도 있다. 최근의 센서 구조와 관련한 발전으로 인해 이러한 센서의 크기가 대략 0.94mm(2.8Fr)의 직경으로 감소되어 왔다. 이러한 프로파일은, 예를 들어, 이들 센서에 9Fr 내지 10Fr 직경의 카테터 실시예의 프로파일의 내부에 끼워질 수 있는 능력을 제공한다. 이러한 3D 안내 센서는 미국 버몬트주 버링톤(Burlington, VT, USA) 소재 어세션 테크놀로지 코퍼레이션(Ascension Technology Corporation)에 의해 시판되고 있다.

[0443] 도 63A 내지 도 63D에는 카테터(5702)로부터 격리되어 있는 도 60 내지 도 62의 리빙 힌지(6001)가 도시되어 있다. 리빙 힌지(6001)의 제 1 부분(6010)이 내부 관(5803)과 계면 접촉하도록 관상으로 형성된다. 변형예의 구성에 있어서, 제 1 부분(6010)은 카테터 몸체의 말단부의 외벽 또는 카테터 몸체의 다른 적절한 부분과 계면 접촉하는 크기로 형성될 수도 있다. 제 1 부분(6010)은 카테터 몸체의 일부가 제 1 부분(6010)을 카테터 몸체에 고정하도록 제 1 부분(6010)의 외면을 중심으로 감겨질 수도 있는 크기로 형성될 수도 있다. 제 1 부분(6010)은 제 1 부분(6010)이 부착되는 카테터 몸체의 루멘(예를 들어, 도 58의 루멘(5804))에 접근할 수도 있는 루멘(6202)을 포함할 수도 있다.

[0444] 리빙 힌지(6001)의 제 2 부분(6011)이 반원형 형상일 수도 있으며, 도 60 내지 도 62의 편향 가능 부재(5704)와 같은 편향 가능 부재와 계면 접촉하도록 구성될 수도 있다. 제 2 부분(6011)은 적절한 방식으로 편향 가능 부재에 상호 연결될 수도 있는 단부 벽(6203)을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 단부 벽(6203)은 접촉제, 용접부, 핀, 체결부 또는 그 조합을 사용하여 편향 가능 부재에 상호 연결될 수도 있다. 편향 가능 부재의 일부가 제 2 부분(6011) 상에 또는 그 위에 오버몰딩되거나 성형될 수도 있다.

[0445] 제 2 부분(6010)은 소망하는 힘 저항 레벨을 달성하면서도 소망하는 힌지 강도를 달성하기 위하여 힌지 라인(6012)에서 예정된 두께로 목부가 형성될 수도 있다.

[0446] 리빙 힌지(6001)는 리빙 힌지(6001)의 외면을 따라 배치되는 평평한 영역(6204)을 포함할 수도 있다. 평평한 영역(6204)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. 리빙 힌지(6001)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)(6205)를 포함할 수도 있다.

[0447] 도 64A 내지 도 64C에는 카테터 몸체(6403)의 말단부(6402)와 편향 가능 부재(6404)의 사이에 배치되는 중앙으로 위치한 리빙 힌지(6401)를 포함하는 카테터(6400)의 일 실시예가 도시되어 있다. 편향 가능 부재(6404)는 편향 가능 부재(6404)에 가까이 배치되는 평면 또는 체적부(6405)(개략적으로 나타내어짐)의 영상을 촬영할 수 있는 변환기 어레이(예를 들어, 고정된 1차원 어레이, 선회 가능한 1차원 어레이, 2차원 어레이)를 포함할 수도 있다.

[0448] 도 64B 및 도 64C에 도시된 바와 같이, 편향 가능 부재(6404)는 적어도 대략 총 200°의 운동 범위를 나타낼 수도 있다. 도 64B에는 정렬 위치(도 64A)로부터 대략 +100°의 각도로 선회되어 있는 편향 가능 부재(6404)가

도시되어 있으며, 도 64C에는 정렬 위치로부터 대략 -100° 의 각도로 선회되어 있는 편향 가능 부재(6404)가 도시되어 있다. 이러한 운동 범위는 내부 관(6407)에 대해 상대적으로 카테터 몸체(6403)의 외부 관(6406)을 배치함으로써 달성된다. 테더(6408)가 외부 관(6406)과 편향 가능 부재(6404)에 상호 연결된다. 테더(6408)는 테더(6408)의 일부가 말단부(6402)에 가까이 유지되도록 구속 부재(6409)에 의해 구속될 수도 있다.

[0449] 이에 따라, 외부 관(6406)이 도 64B에 도시된 바와 같이 내부 관(6407)에 대해 가까이로 이동되는 경우, 테더(6408)는 편향 가능 부재(6404)를 가까이로 잡아 당겨, 양의 방향으로 선회된다. 유사하게, 외부 관(6406)이 도 64C에 도시된 바와 같이 내부 관(6407)에 대해 원거리로 이동되는 경우, 테더(6408)는 편향 가능 부재(6404)를 원거리로 밀어, 음의 방향으로 선회된다. 테더(6408)는 편향 가능 부재(6404)를 음의 방향으로 밀어내기 위해 적절한 강성을 갖추어야 한다. 테더(6408)는 가요성 푸쉬 바, 또는 형상 기억 재료와 같은 소망하는 형상을 취하기 위해 적절한 가요성 및 구성으로 형성될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 테더(6408)는 또한 편향 가능 부재(6404)를 카테터 몸체(6403)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.

[0450] 일 변형예에 있어서, 카테터 몸체(6403)는 단일 관으로 구성될 수도 있으며, 테더(6408)는 카테터(6400)의 사용자에게 의해 작동되는 푸쉬/풀 와이어일 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 사용자는 푸쉬/풀 와이어를 잡아당겨 편향 가능 부재(6404)를 도 64B에 도시된 바와 같은 양의 방향으로 잡아당기며, 푸쉬/풀 와이어를 밀어 편향 가능 부재(6404)를 도 64C에 도시된 바와 같은 음의 방향으로 밀어낸다.

[0451] 도 64D에는 카테터(6400)의 일 변형예의 카테터(6410)가 도시되어 있다. 카테터(6410)는 편향 가능 부재(6414)와 카테터 몸체(6413)의 말단부(6412)의 사이에 배치되는 중앙으로 위치한 리빙 힌지(6411)를 포함한다. 편향 가능 부재(6414)는 편향 가능 부재(6414)의 가까이 배치되는 평면 또는 체적부(6416)(개략적으로 나타냄)의 영상을 촬영할 수 있는 변환기 어레이(6415)(예를 들어, 고정된 1차원 어레이, 선회 가능한 1차원 어레이, 또는 2차원 어레이)를 포함할 수도 있다.

[0452] 카테터(6410)는 카테터(6400)에 대하여 도시된 바와 비교 가능한 총 운동 범위를 나타낼 수도 있다(예를 들어, 적어도 대략 200°). 카테터(6410)는 편향 가능 부재(6414)를 편향시키도록 사용될 수도 있는 제 1 작동 부재(6417)와 제 2 작동 부재(6418)를 포함할 수도 있다. 제 1 및 제 2 작동 부재(6417, 6418)는 와이어 형태일 수도 있다. 제 1 및 제 2 작동 부재(6417, 6418)는 카테터 몸체(6413)의 길이를 따라, 카테터(6410)를 조작하는 사용자가 편향 가능 부재(6414)의 편향을 제어하기 위해 작동 부재(6417, 6418)를 선택적으로 잡아당길 수도 있는 일 지점으로 연장할 수도 있다.

[0453] 제 1 작동 부재(6417)는 변환기 어레이(6415)의 전면의 반대쪽의 편향 가능 부재(6414)의 측면 상에 위치한 제 1 앵커 지점(6419)에서 편향 가능 부재(6414)에 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 제 1 작동 부재(6417)를 잡아당길 경우 편향 가능 부재(6414)가 양의 방향(도 64D에 도시된 바와 같은 상방)으로 회전될 수도 있다. 제 2 작동 부재(6418)는 변환기 어레이(6415)의 전면과 동일한 편향 가능 부재(6414)의 측면 상에 위치한 제 2 정착 지점(6420)에서 편향 가능 부재(6414)에 고정될 수도 있다. 제 2 작동 부재(6418)를 잡아당길 경우 편향 가능 부재가 음의 방향(도 64D에 도시된 바와 같은 하방)으로 회전될 수도 있다.

[0454] 전기적 상호 연결 부재(6421)는 중앙으로 위치한 리빙 힌지(6411)를 통과할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(6421)는, 예를 들어, 플렉스보드를 포함할 수도 있다.

[0455] 도 65A 내지 도 65E에는 편향 가능 부재(6504)와 카테터 몸체(6503)의 말단부(6502)의 사이에 배치되는 중앙에 위치한 힌지(6501)를 포함하는 카테터(6500)의 일 실시예가 도시되어 있다. 편향 가능 부재(6504)는 편향 가능 부재(6504)의 가까이 배치되는 평면 또는 체적부(6505)(개략적으로 나타냄)의 영상을 촬영할 수 있는 변환기 어레이(예를 들어, 고정된 1차원 어레이, 선회 가능한 1차원 어레이, 또는 2차원 어레이)를 포함할 수도 있다.

[0456] 도 65A 내지 도 65E에 도시된 바와 같이, 편향 가능 부재(6504)는 대략 360° 의 총 운동 범위를 나타낼 수도 있다. 도 65C에는 정렬 위치(도 65A)로부터 대략 $+180^\circ$ 의 각도로 편향된 편향 가능 부재(6504)가 도시되어 있으며, 도 65E에는 정렬 위치로부터 대략 -180° 의 각도로 편향된 편향 가능 부재(6504)가 도시되어 있다. 이러한 운동 범위가 내부 관(6507)에 대해 카테터 몸체(6503)의 외부 관(6506)을 배치함으로써 달성된다. 테더(6508)는 외부 관(6506)과 편향 가능 부재(6504)에 상호 연결된다.

[0457] 편향 가능 부재(6504)의 360° 의 운동 범위를 달성하기 위하여, 힌지(6501)의 총 길이는 편향 가능 부재(6504)의 직경의 절반과 카테터 몸체(6503)의 직경의 절반의 총 합(예를 들어, 대략 카테터 몸체(6503)와 편향 가능 부재(6504)의 중심선 사이의 거리)에 해당한다. 도시된 실시예에 있어서, 편향 가능 부재(6504)가 편향됨에 따

라 힌지(6501)가 대체로 균일하게 휘어지는 휨 가능한 단일 부재인 경우, 힌지(6501)의 길이는 힌지(6501)가 도 65C 및 도 65E에 도시된 위치를 달성할 수 있도록 편향 가능 부재(6504)의 원주면의 대략 절반 정도일 수도 있다.

[0458] 도 65F에 도시된 변형 구성에 있어서, 힌지(6501)는 그 길이를 따라 배치되는 두 개의 리빙 힌지(6511, 6512)를 구비한 비교적 강성의 부재(6510)일 수도 있다. 두 개의 힌지(6511, 6512) 사이의 거리는, 도 65F에 도시된 바와 같이 배치되는 경우, 대략 카테터 몸체(6503)와 편향 가능 부재(6504)의 중심선 사이의 거리일 수도 있다. 다른 변형 구성에 있어서(도시하지 않음), 힌지(6501)는 편향 가능 부재(6504)에 의한 $\pm 180^\circ$ 의 이동을 허용하기에 충분할 정도로 힌지(6501)의 나머지 부분이 유연한 상태의 단일 리빙 힌지를 포함할 수도 있다.

[0459] 도 65A 내지 도 65F에 도시된 실시예에 있어서, 외부 관(6506)이 도 65B, 도 65C 및 도 65F에 도시된 바와 같이 내부 관(6507)에 대해 근접 이동되는 경우, 테더(6508)가 편향 가능 부재(6504)를 가까이 잡아당겨 편향 가능 부재가 양의 방향으로 편향될 수 있다. 외부 관(6506)을 제 1 거리에 걸쳐 가까이 이동시킴으로써 도 65B에 도시된 바와 같이 전방 응시 위치로 편향 가능 부재(6504)를 편향시킬 수도 있다. 외부 관을 가까이 계속 이동시키게 되면, 편향 부재(6504)가 도 65C 및 도 65F에 도시된 바와 같이 측면 응시 위치로 이동될 수도 있다. 유사하게, 편향 가능 부재(6504)는 내부 관(6507)으로부터 원거리로 외부 관(6506)을 이동시킴으로써 후방 응시 위치(도 65D) 또는 측면 응시 위치(도 65F)로 이동될 수도 있다.

[0460] 테더(6508)는 도 65D 및 도 65E에 도시된 음의 방향으로 편향 가능 부재(6504)를 밀 수 있도록 하기에 적절한 강성을 구비하여야 한다. 테더(6508)는 가요성 푸쉬 바 또는 형상 기억 재료와 같은 소망하는 형상을 취하기에 적절한 가요성 및 구성을 갖도록 형성될 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 테더(6508)는 편향 가능 부재(6504)를 카테터 몸체(6503)에 전기적으로 상호 연결하는 역할을 또한 수행하는 플렉스보드 또는 다른 전기적 상호 연결 부재일 수도 있다. 이러한 구성에 있어서, 플렉스보드는 적절한 강성을 달성하도록 보강 처리될 수도 있다.

[0461] 외장 또는 다른 기계적 지지부(도시하지 않음)가, 카테터(6500)가 몸안으로 이동되는 동안, 편향 가능 부재(6504)를 도 65A에 도시된 정렬 위치에 고정하도록 사용될 수도 있다. 일단 배치되고 나면, 외장 또는 다른 기계적 지지부는 편향 가능 부재의 편향을 허용하도록 제거(예를 들어, 후진 이동)될 수도 있다.

[0462] 도 66A 내지 도 66E에는 카테터 몸체(6603)의 말단부(6602)와 편향 가능 부재(6604)의 사이에 배치되는 중앙에 위치한 힌지(6601)를 포함하는 카테터(6600)의 일 실시예가 도시되어 있다. 편향 가능 부재(6604)는 편향 가능 부재(6604)에 가까이 위치한 일 평면 또는 체적부(6605)(개략적으로 나타냄)의 영상 촬영이 가능한 변환기 어레이(예를 들어, 고정된 1차원 어레이, 선회 가능한 1차원 어레이 및 2차원 어레이)를 포함할 수도 있다.

[0463] 도 66B 내지 도 66E에 도시된 바와 같이, 편향 가능 부재(6604)는 적어도 대략 270° 의 총 운동 범위를 나타낼 수도 있다. 도 66C는 정렬 위치(도 66A)로부터 대략 $+135^\circ$ 의 각도로 선회되어 있는 편향 가능 부재(6604)를 보여주며, 도 66E는 정렬 위치로부터 대략 -135° 의 각도로 선회되어 있는 편향 가능 부재(6604)를 보여준다. 이러한 운동 범위는 제 1 작동 부재(6606) 및/또는 제 2 작동 부재(6607)의 조작을 통해 달성된다. 작동 부재(6606, 6607)는, 예를 들어, 풀 와이어의 형태일 수도 있다. 제 1 및 제 2 작동 부재(6606, 6607)는 카테터(6600)를 조작하는 사용자가 편향 가능 부재(6604)의 편향을 제어하기 위하여 작동 부재(6606, 6607)를 선택적으로 잡아당길 수도 있는 일 지점으로 카테터 몸체(6603)의 길이를 따라 연장될 수도 있다.

[0464] 제 1 작동 부재(6606)는 변환기 어레이의 전면 반대쪽의 편향 가능 부재(6604)의 일 측면 상에서 편향 가능 부재(6604)에 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 제 1 작동 부재(6606)의 잡아당김 작동에 의해 편향 가능 부재(6604)가 양의 방향(도 66B에 도시된 바와 같은 상방)으로 회전될 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(6604)는 소망하는 각도, 예를 들어, 전방 응시 $+90^\circ$ (도 66B) 또는 $+135^\circ$ (도 66C)의 각도를 달성하도록 선회 운동될 수도 있다. 이러한 제 1 작동 부재(6606)의 잡아당김 작동을 통해 발생하는 변위는, 편향 가능 부재(6604)가 도 66B 및 도 66C에 도시된 바와 같이 양의 방향으로 배치되는 경우, 말단부(6602)로부터 원거리로 배치되는 제 2 작동 부재(6607)의 부분이 보다 길어질 수 있도록 제 2 작동 부재(6607)를 공급함으로써 또는 인가 인장력을 완화함으로써 이루어질 수도 있다.

[0465] 제 2 작동 부재(6607)는 변환기 어레이의 전면과 동일한 편향 가능 부재(6604)의 측면 상에서 편향 가능 부재(6604)에 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 제 2 작동 부재(6607)의 잡아당김 작동에 의해 편향 가능 부재(6604)가 음의 방향(도 66D에 도시된 바와 같은 하방)으로 회전될 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(6604)는 소망하는 각도, 예를 들어, 후방 응시 -90° (도 66D) 또는 -135° (도 66E)의 각도를 달성하도록 선회 운동될 수도 있다. 이러한 변위는 양의 변위와 관련하여 전술한 바와 유사한 방식의 제 1 작동 부재(6606)의

적절한 공급을 통해 이루어질 수도 있다.

- [0466] 카테터(6600)는 카테터 몸체(6603)를 따라 연장하는 도체와 편향 부재(6604)를 전기적으로 상호 연결하기 위한 전기적 상호 연결 부재(도시하지 않음)를 포함한다. 이러한 전기적 상호 연결 부재는 플렉스보드 형태로 형성될 수도 있다.
- [0467] 힌지(6601)는 핀(6608)을 포함할 수도 있으며, 편향 가능 부재(6604)는 핀(6608)의 중심 축선을 중심으로 말단부(6602)에 대해 선회 운동할 수도 있다. 핀(6608)이 편향 가능 부재(6604)에 고정되도록 핀(6608)은, 예를 들어, 편향 가능 부재(6604)와 일체형으로 형성되거나, 편향 가능 부재의 대응 홀에 가압 끼워 맞춤될 수도 있다. 이러한 핀(6608)은 편향 가능 부재(6604)가 말단부(6602)에 대해 선회 운동함에 따라 홀의 내부에서 빠져나올 수 있는 방식으로 말단부(6602)의 홀의 내부에 끼워질 수도 있다. 이와 관련하여, 힌지(6601)는 편향 가능 부재(6604)가 편향될 수 있도록 서로에 대해 활주 이동할 수도 있는 한 쌍의 표면(예를 들어, 말단부(6602)의 홀의 내면과 핀(6608)의 외면)을 포함할 수도 있다. 핀(6608)이 말단부(6602)에 고정되며 편향 가능 부재(6604)에 대해 자유롭게 선회 운동할 수 있는 힌지를 포함하여 다른 적절한 힌지가 전술한 힌지(6608) 대신 사용될 수도 있다.
- [0468] 대응 편향 가능 부재의 편향을 야기하기 위해 단일 테더(6408) 및 관-관 작동을 사용하는 실시예가 도 64A 내지 도 64C 및 도 65A 내지 도 65F에 도시되어 있다. 도 64D 및 도 66A 내지 도 66E의 실시예는 각각, 대응 편향 가능 부재의 편향을 야기하기 위하여 두 개의 작동 부재(6417, 6418, 6606, 6607)를 사용하는 것으로 도시되어 있다. 이러한 장치는 단지 예시 목적으로 주어진 것으로서, 적절한 편향 제어 시스템이 적절한 힌지 장치와 함께 사용될 수도 있다. 예를 들어, 단일 테더를 구비한 관-관 작동 시스템이 도 66A 내지 도 66E의 힌지 실시예에 사용될 수도 있는 반면, 두 개의 작동 부재 시스템이 도 65A 내지 도 65F의 실시예에 채용될 수도 있다.
- [0469] 도 67에는 내부 관상 몸체(6701)와 외부 관상 몸체(6702)를 포함하는 카테터(6700)가 도시되어 있다. 리빙 힌지(6001)와 유사한 리빙 힌지(6705)가 내부 관상 몸체(6701)에 부착되어 있다. 편향 가능 부재(6704)가 리빙 힌지(6705)에 부착되어 있다. 편향 가능 부재(6704)는 편향 가능 부재(6704)에 가까이 위치한 일 평면 또는 체적부(6706)(개략적으로 나타냄)의 영상 촬영이 가능한 변환기 어레이(예를 들어, 고정된 1차원 어레이, 모터에 의해 구동되는 선회 가능한 1차원 어레이, 그리고 2차원 어레이)를 포함할 수도 있다.
- [0470] 카테터(6700)는 관 테더(6707)를 추가로 포함할 수도 있다. 관 테더(6707)는, 리빙 힌지(6705)의 힌지 라인(6709)에 가까운 관 테더(6707)의 영역(6701)이 관상이 아니며 테더(예를 들어, 도 61의 테더(6909)와 유사한 방식)로서 작용할 수도 있도록 부분(6708)이 제거된 수축 관(예를 들어, 플루오로화 에틸렌 프로필렌(FEP) 수축 관) 또는 다른 접합 가능한 관일 수도 있다. 관 테더(6707)는 외부 관상 몸체(6702)의 말단부의 영역(6711)에서 외부 관상 몸체(6702)에 고정되어, 열의 인가시에 수축관이 수축되도록 하거나, 접촉제 도포 시에 외부 관상 몸체(6702)에 고정된다. 또한, 관 테더(6707)는 영역(6712)에서 편향 가능 부재(6714)에 고정될 수도 있어, 열의 인가 시에 수축관이 수축되거나, 접촉제 도포 시에 편향 가능 부재(6704)에 고정된다.
- [0471] 관 테더(6707)는 내부 관상 몸체(6701)가 외부 관상 몸체(6702)에 대해 원거리로 이동(예를 들어, 도 67의 우측 방향)되는 경우 편향 가능 부재(6704)를 내부 관상 몸체(6701)에 대해 양의 방향(예를 들어, 도 67에 도시된 바와 같이 상방)으로 편향시키도록 기능한다. 이와 관련하여, 관 테더(6707)의 영역(6710)이 도 61의 테더(6009)와 유사한 기능을 수행한다. 관 테더(6707)는 또한, 내부 관상 몸체(6701)가 외부 관상 몸체(6702)에 대해 가까이로 이동(예를 들어, 도 67의 좌측 방향)되는 경우 편향 가능 부재(6704)를 음의 방향(예를 들어, 도 67에 도시된 바와 같이 하방)으로 편향시킬 수도 있다. 본 명세서에 설명된 바와 같은 적절한 전기적 상호 연결 방안이 도 67의 카테터(6700)와 사용될 수도 있다.
- [0472] 도 68은 나선형으로 배치되는 전기적 상호 연결 부재(6801)와 플렉스보드(6802)(가요성/휨 가능한 전기적 부재)의 사이의 전기적 상호 연결부의 일 실시예를 보여준다. 전기적 상호 연결 부재(6801)는 카테터 몸체(6803)의 일부를 중심으로 나선형으로 감겨 있다. 나선형으로 배치되는 전기적 상호 연결 부재(6801)의 위에 배치되는 카테터 몸체(6803)의 추가 층은 도 68에는 도시되어 있지 않다. 카테터 몸체(6803)는 힌지(6805)를 통해 편향 가능 부재(6804)에 힌지식으로 상호 연결되어 있다. 편향 가능 부재(6804)와 힌지(6805)는 본 명세서에 설명된 적절한 부재 및 힌지와 유사할 수도 있다. 편향 가능 부재(6804)는 일 평면 또는 체적부의 영상 촬영이 가능한 변환기 어레이를 포함할 수도 있다.
- [0473] 플렉스보드(6820)는 플렉스보드(6802) 상의 도체가 전기적 상호 연결 부재(6801) 상의 도체 사이의 간격과 일치하는 간격으로 이격 배치되는 상호 연결 섹션(6806)을 포함할 수도 있다. 이러한 상호 연결 섹션(6806)에서,

플렉스보드(6802)의 전기 전도성 부분(예를 들어, 트레이스, 전도성 경로)은 전기적 상호 연결 부재(6801)의 전기 전도성 부분(예를 들어, 와이어)에 상호 연결될 수도 있다. 이러한 전기적 상호 연결은 전기적 상호 연결 부재(6801)의 절연 재료 중 일부를 박리 또는 제거하고 노출된 전기 전도성 부분을 플렉스보드(6802) 상의 대응하는 노출 전기 전도성 부분과 접촉시킴으로써 달성될 수도 있다.

[0474] 도 68에 도시된 바와 같이, 플렉스보드(6802)는 상호 연결 섹션(6806)의 폭보다 좁은 폭을 갖는 굴곡 또는 휨 영역(6807)을 포함할 수도 있다. 알 수 있는 바와 같이, 굴곡 영역(6807)을 통과하는 각각의 개별 전기 전도성 경로의 폭은 상호 연결 섹션(6808)의 내부의 각각의 전기 전도성 부재의 폭보다 작을 수도 있다. 또한, 굴곡 영역(6807) 내부의 각각의 전기 전도성 부재 사이의 피치는 상호 연결 섹션(6806)의 피치보다 작을 수도 있다. 굴곡 영역(6807)은 편향 가능 부재(6804)의 내부의 변환기 어레이(도시하지 않음)와 상호 연결될 수도 있다.

[0475] 도 68에 도시된 바와 같이, 플렉스보드(6802)의 굴곡 영역(6807)은 편향 가능 부재(6804)의 편향 작동 동안 구부러지도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 굴곡 영역(6807)은 편향 가능 부재(6804)의 편향에 응답하여 휘어질 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(6801)의 개별 도체는 편향 가능 부재(6804)의 편향 작동 동안 변환기 어레이의 개별 변환기와 전기적 연통 관계로 유지될 수도 있다. 또한, 플렉스보드(6802)의 굴곡 영역(6807)은, 내부 관(6808)이 외부 관(6809)에 대해 전진 이동되는 경우, 굴곡 영역(6807)이 외부 관(6809)과 편향 가능 부재(6804)의 사이의 고정된 길이 덕분에 편향 가능 부재(6804)가 도 68에 도시된 바와 같이 양의 방향으로 선회 운동되도록 하는 테더로서 작용하도록 작동 가능할 수도 있다. 편향 가능 부재(6804)의 모터 또는 센서에 상호 연결되는 와이어와 같은 추가 와이어가 카테터 몸체(6803)와 편향 가능 부재(6804)의 사이에서 연장될 수도 있다. 이러한 와이어는 편향 가능 부재(6804)가 선회 운동되는 경우 인장력이 인가되지 않으며 테더로서 작용하지 않도록 배치될 수도 있다.

[0476] 전기적 상호 연결 부재(6801)는 카테터 몸체(6803)의 말단부로부터 기단부로 연장되는 부재를 포함할 수도 있으며, 또는 전기적 상호 연결 부재(6801)가 카테터 몸체(6803)의 말단부로부터 기단부로 함께 연장되는 복수 개의 별개의, 연속적으로 상호 연결되는 부재를 포함할 수도 있다. 일 실시예에 있어서, 플렉스보드(6802)는 이러한 전기적 상호 연결 부재(6801)를 포함할 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 플렉스보드(6802)는 카테터 몸체(6803)의 말단부로부터 기단부로 연장되는 나선형으로 권선된 부분을 구비할 수도 있다. 이러한 일 실시예에 있어서는, 굴곡 영역(6807)과 카테터 몸체(6803)의 기단부의 사이에 전기 도체 상호 연결부(예를 들어, 플렉스보드(6802)와 평평한 케이블 사이의)가 필요하지 않을 수도 있다.

[0477] 도 68에 도시된 전기적 상호 연결부의 구성의 일 변형예에 있어서, 카테터 몸체(6803)의 기단부로부터 또는 이를 초과하여(예를 들어, 초음파 콘술(5706)의 내부의 연결부로 연장되는), 편향 가능 부재(6804)의 내부에 배치되는 변환기 어레이와의 전기적 상호 연결부로 연장되는, 하나의(예를 들어, 서로 연속적으로 상호 연결되는 일련의 부재로 구성되지 않음) 전기적 상호 연결 부재가 사용될 수도 있다.

[0478] 제 1 실시 형태에 있어서, 이러한 하나의 전기적 상호 연결 부재는 플렉스보드 또는 플렉스 회로일 수도 있다. 이러한 플렉스 회로에 의해 형성될 수도 있는 예시적인 궤적은 카테터의 기단부로부터(또는 이를 초과하여) 연장된 다음, 카테터 몸체 벽부에 감겨질 수 있을 정도의 각도로 회전되고, 다시 카테터 몸체의 말단부에서 힌지를 통과하여 직선 경로로 연장하도록 회전된 다음, 편향 가능 부재 내부에서 클락 스프링의 형태로 권선되도록 90°의 각도로 회전되고(예를 들어, 변환기 어레이의 왕복 선회 운동을 수용하도록), 이후 변환기 어레이의 후방에서 연장되어 변환기 어레이에 연결되도록 다른 90°의 각도로 회전된다. 일 변형예에 있어서, 플렉스 회로는 카테터 몸체 벽부에 감겨지는 것이 아니라, 카테터 몸체의 내부에서 하방으로 이동할 수도 있다.

[0479] 이러한 길이의 플렉스 회로는 도체가 전후로 연장하는 패턴으로 배치되는 시트(sheet)로 형성될 수도 있다. 상기 시트는 이후, 아코디언 형태로 전도성 띠가 구성되도록 절단될 수도 있다. 전도성 띠는 이후, 소망하는 길이의 실질적으로 직선형의 단일 전기적 상호 연결 부재(편향 가능 부재 및/또는 초음파 콘술(5706)에 대한 연결부를 수용하기 위한 단부 특징부로부터 분리되어 있는)를 형성하도록 각각의 굽힘부에서 접어질 수도 있다.

[0480] 이러한 단일 플렉스 회로 구성은 본 명세서에 설명된 적절한 실시예와 사용될 수도 있다.

[0481] 제 2 실시예에 있어서, 하나의 전기적 상호 연결 부재는 상품명 고어(GORE)의 마이크로 미니어처 리본 케이블과 같은 리본 케이블일 수도 있다. 이러한 케이블은 카테터의 기단부로부터 카테터 몸체의 내부에서 하방으로 연장된 다음, 계속하여 힌지를 통과하여 연장됨으로써 어레이의 후방에 부착될 수 있다. 이러한 일 실시예에 있어서, 힌지에서 및/또는 편향 가능 부재의 내부에서와 같은 특정 영역에서 리본 케이블의 가요성을 증가시키도록 제거형 뒤판이 제거될 수도 있다. 가요성을 추가로 증가시키기 위하여, 리본 케이블의 개별 도체가 이들 영

역에서 분리될 수도 있다. 개별 도체가 힌지의 영역에서 분리되어 있는 리본 케이블의 일 예가 도 50에 도시되어 있다.

- [0482] 제 2 실시 형태의 변형 장치에 있어서, 개별 도체는 힌지 가까이에서 분리될 수도 있으며, 편향 가능 부재의 내부에 배치된 변환기 어레이에 대해 전체적으로 분리된 상태로 유지될 수도 있다(도 50을 참조하여 논의된 바와 같은 "플라잉 리드"와 유사하게).
- [0483] 이러한 단일 리본 케이블 구성은 본 명세서에 설명된 적절한 실시예와 사용될 수도 있다.
- [0484] 도 69A 내지 도 69C는 본 명세서에 설명된 적절한 힌지와 카테터 몸체에 연결될 수도 있는 편향 가능 부재(6900)의 부분 단면도이다. 예를 들어, 편향 가능 부재(6900)의 단부 벽(6901)은 힌지(6001)의 단부 벽(6203)에 고정적으로 상호 연결될 수도 있다. 편향 가능 부재(6900)는 일반적으로, 환자의 몸 안에 삽입된 다음 환자의 신체 내부 부위를 영상 촬영하기 위한 크기 및 형상으로 형성될 수도 있다. 편향 가능 부재(6900)는 말단부(6902)를 구비할 수도 있다.
- [0485] 편향 가능 부재(6900)는 케이스(6903)를 포함할 수도 있다. 케이스(6903)는 아래에 논의되는 바와 같은 모터(6904)와 변환기 어레이(6905)를 수용하는 비교적 강성의 부재일 수도 있다. 편향 가능 부재(6900)는 중심 축선(6906)을 가질 수도 있다.
- [0486] 전기적 상호 연결 부재(6907)가 편향 가능 부재(6900)의 내부에 부분적으로 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(6907)는 케이스(6903)의 외부에 배치되는 제 1 부분(6908)을 포함할 수도 있다(도 69A 및 도 69B에 부분적으로 도시됨). 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 1 부분(6908)은 편향 가능 부재(6900)의 내부의 부재를 편향 가능 부재(6900)가 부착(예를 들어, 도 68의 플렉스보드(6802)를 참조하여 논의된 바와 같은 방식으로)되는 카테터의 전기 도체와 전기적으로 상호 연결하도록 작동 가능할 수도 있다. 제 1 부분(6908)은 또한, 테더로서의 역할을 수행할 수도 있다.
- [0487] 케이스(6903)는 밀봉될 수도 있으며, 케이스(6903)와 단부 벽(6901)에 의해 포위 체적부가 형성될 수도 있다. 포위 체적부는 유체 충전될 수도 있다. 변환기 어레이(6905)와 연관된 백킹은 도 53을 참조하여 논의된 변환기 어레이(5307)와 연관된 어레이 백킹(5328)과 유사할 수도 있다. 케이스(6903)는 도 53을 참조하여 설명된 음향 창(5326)과 유사한 음향 창(도시하지 않음)을 포함할 수도 있다.
- [0488] 도 69C에 도시된 바와 같이, 케이스(6903)는 일반적으로 원형 단면을 가질 수도 있다. 또한, 케이스(6903)의 외면은 평활할 수도 있다. 이러한 평활한 원형 외부 프로파일은 편향 가능 부재(6900)가 환자의 몸 안에서 이동(예를 들어, 회전, 병진 이동)됨에 따라 발생할 수도 있는 혈전의 형성 및/또는 조직 손상을 줄일 수도 있다.
- [0489] 일반적으로, 편향 가능 부재(6900)에 의해 생성되는 영상은 도 53을 참조하여 논의된 영상 체적부(5327)와 유사한 영상 체적부 내부의 객체(예를 들어, 환자의 신체 내부 구조)의 영상일 수도 있다. 변환기 어레이(6905)는 영상 평면이 중심 축선(6906) 또는 이 중심 축선(6906)에 평행한 축선을 중심으로 회전하여 영상 체적부를 형성하도록, 중심 축선(6906)을 중심으로 변환기 어레이(6905)를 왕복 선회시키도록 작동 가능한 기구 상에 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(6900)는 영상 체적부의 라이브 또는 니어 라이브 비디오를 표시하는 시스템(예를 들어, 초음파 영상 촬영 시스템(5700))에 사용될 수도 있다.
- [0490] 변환기 어레이(6905)는 말단부에서 모터(6904)의 출력 샤프트에 상호 연결될 수도 있다. 또한, 변환기 어레이(6905)는 피봇(6910)에 의해 변환기 어레이(6905)의 기단부에 지지될 수도 있다. 피봇(6910)과 변환기 어레이(6905) 사이의 계면은 변환기 어레이(6905)가 케이스(6903)에 대해 축 방향으로 이동하는 것을 실질적으로 방지하면서 변환기 어레이(6905)가 회전 축선을 중심으로 왕복 선회 운동할 수 있도록 한다. 이에 따라, 변환기 어레이(6905)는 회전 축선을 중심으로 왕복 선회 운동하도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0491] 모터(6904)는 편향 가능 부재(6900)의 말단부(6902)에 배치될 수도 있다. 모터(6904)는 시계 방향 및 반시계 방향으로 변환기 어레이(6905)를 선택적으로 회전시키도록 작동 가능한 전기 모터일 수도 있다. 이와 관련하여, 모터(6904)는 변환기 어레이(6905)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0492] 모터(6904)는 케이스(6903)에 대해 고정적으로 배치된 모터 장착부(6911)에 고정적으로 장착될 수도 있다. 모터 장착부(6911)는 모터(6904)의 출력 샤프트가 변환기 어레이(6905)에 상호 연결되어 있는 위치에서 또는 그 부근에서 모터(6904)에 상호 연결될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(6907)와 별개의 전용 전기적 상호 연결부(예를 들어, 와이어)를 통해 모터(6904)에 대한 전기적 상호 연결부가 달성될 수도 있다.
- [0493] 전기적 상호 연결 부재(6907)는 그 일부가 케이스(6903)에 대해 고정되도록 정착될 수도 있다. 전기적 상호 연

결 부재(6907)는 편향 가능 부재(6900)의 말단부(6902)에 배치되며 변환기 어레이(6905)의 왕복 운동을 수용하도록 작동 가능한 제 2 부분(6909)을 포함한다. 전기적 상호 연결 부재(6907)는 케이스(6903)를 따라 배치되며 제 1 부분(6908)을 제 2 부분(6909)에 전기적으로 상호 연결하도록 작동 가능한 제 3 부분(6912)을 추가로 포함한다.

[0494] 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 3 부분(6912)은 적어도 일부가 케이스(6903)에 대해 고정되도록 정착될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 3 부분(6912)은 변환기 어레이(6905)의 위치에 대응하는 영역에서 케이스(6903)에 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 3 부분(6912)은 변환기 어레이(6905)의 왕복 운동과 간섭을 야기하지 않도록 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 3 부분(6912)을 케이스(6903)에 정착하기 위한 적절한 방법이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 접착제가 사용될 수도 있다.

[0495] 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)은 변환기 어레이(6905)가 선회 운동하는 동안 변환기 어레이(6905)에 대한 전기적 연결부를 유지하도록 작동 가능하다. 이것은 모터 장착부(6911)로부터 원거리의 영역에서 모터(6904)를 중심으로 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)을 코일 형성함으로써 달성될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(6907)는 모터(6904)의 회전 출력부의 회전 축선과 정렬되는 축선을 중심으로 코일형으로 형성될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)의 일 단부는 케이스(6903)에 정착될 수도 있으며, 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)의 타단부(6913)는 변환기 어레이(6905)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다(어레이 백킹을 통해).

[0496] 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)은 일반적으로 평평한 단면을 가질 수도 있으며, 제 2 부분(6909)의 상면 또는 저면이 중심 축선(6906)을 향하며 중심 축선을 중심으로 감겨 지도록 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)은, 도 69A 내지 도 69C에 도시된 바와 같이 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)의 전체가 중심 축선(6906)을 따라 동일한 지점에 배치되어 있는 "클락 스프링" 장치로 코일형으로 형성될 수도 있다.

[0497] 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)의 클락 스프링의 일 단부는 제 3 부분(6912)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있는 반면, 타단부(6913)는 변환기 어레이(6905)(어레이 백킹을 통해)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다. 제 2 부분(6909)의 클락 스프링은 부분 코일 또는 적절한 개수의 코일로 구성될 수도 있다.

[0498] 도 53 및 도 55의 실시예와 유사하게, 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분의 클락 스프링을 코일 형성함으로써(예를 들어, 중심 축선(6906)에 평행한 축선을 중심으로), 변환기 어레이(6905)의 선회 운동 시의 바람직하지 못한 반작용 토오크의 발생이 상당히 방지될 수도 있다. 이와 관련하여, 이러한 구성에 있어서의 중심 축선(6906)을 중심으로 한 변환기 어레이(6905)의 선회 운동은 전기적 상호 연결 부재(6907)의 제 2 부분(6909)의 클락 스프링의 권선부가 약간 팽팽해지거나 약간 느슨해지도록 할 수도 있다. 이러한 약간 팽팽해지거나 약간 느슨해진 상태는 각각의 코일의 단지 작은 규모의 축 방향 변위 및 이에 대응하는 유체 변위를 초래할 수도 있다.

[0499] 본 명세서에 설명된 제 2 부분(6909)의 클락 스프링 및 그와 다른 클락 스프링 장치는 전기적 상호 연결부가 그 길이를 따라 뒤틀리는 구성에 대한 증가된 압축 내구성을 제공할 수도 있다. 본 명세서에 설명된 제 2 부분(6909)의 클락 스프링 및 그와 다른 클락 스프링 장치는, 변환기 어레이(6905)가 소망하는 운동 범위의 중심에 배치되는 경우, 제 2 부분(6909)의 클락 스프링이 변환기 어레이(6905)에 토오크를 거의 또는 전혀 부과하지 않도록 구성될 수도 있다. 이러한 구성에 있어서, 모터(6904)가 변환기 어레이(6905)를 중심 위치로부터 이동시키는 경우, 제 2 부분(6909)의 클락 스프링이 변환기 어레이(6905)에 토오크를 부과하여 변환기 어레이(6905)가 중심 위치를 향해 다시 밀어지도록 할 수도 있다. 이와 같이 변환기 어레이(6905)에 부과되는 토오크는 최소값으로 선택될 수도 있으며, 또는 모터(6904)에 의해 변환기 어레이(6905)가 중심 위치로 복귀할 수 있도록 선택될 수도 있다. 다른 장치에 있어서, 제 2 부분(6909)의 클락 스프링은 변환기 어레이(6905)를 소망하는 운동 범위의 일단으로 밀도록 구성될 수도 있다. 제 2 부분(6909)의 클락 스프링의 이러한 구성은 또한, 변환기 어레이(6905)의 선회 운동이 중심 축선(6906)을 따라 단일 지점을 중심으로 감겨진 전기적 상호 연결 부재(6907)(예를 들어, 제 2 부분(6909))의 일부에 의해 수용될 수도 있는 편향 가능 부재(6900)의 내부의 공간을 절감한다.

[0500] 도 70A는 편향 가능 부재(7000)의 부분 단면도이다. 도 70B는 편향 가능 부재(7000)의 전개도이다. 편향 가능 부재(7000)는 본 명세서에 설명된 카테터 몸체와 적절한 힌지에 연결될 수도 있다. 예를 들어, 도시된 바와 같이, 편향 가능 부재(7000)의 단부 캡(7001)이 힌지(7014)에 고정적으로 연결될 수도 있다. 힌지(7014)는 힌지

(6001)와 유사하게 구성될 수도 있다. 편향 가능 부재(7000)는 일반적으로, 환자의 몸 안에 삽입되어 환자의 신체 내부 부위의 영상 촬영을 수행할 수 있는 크기 및 형상으로 형성될 수도 있다. 편향 가능 부재(7000)는 말단부(7002)를 포함할 수도 있다.

- [0501] 편향 가능 부재(7000)는 케이스(7003)와 단부 캡(7015)을 포함할 수도 있다. 단부 캡(7015)은 케이스(7003)의 말단부(7002)에 끼워져 케이스의 말단부를 밀봉할 수 있는 크기로 형성될 수도 있다. 케이스(7003)는 아래에 논의되는 바와 같은 모터(7004)와 변환기 어레이(7005)를 수용하는 비교적 강성의 부재일 수도 있다.
- [0502] 편향 가능 부재(7000)의 내부에 전기적 상호 연결 부재(7007)가 부분적으로 배치되어 있다. 전기적 상호 연결 부재(7007)는 편향 가능 부재(7000) 내부의 부재를 편향 가능 부재(7000)가 부착(예를 들어, 도 68의 플렉스보드(6802)를 참조하여 논의된 바와 같은 방식으로)되는 카테터의 전기 도체와 전기적으로 상호 연결하도록 작동 가능할 수도 있는 케이스(7003)의 외부에 배치되는 제 1 부분(7019)을 포함할 수도 있다.
- [0503] 일반적으로, 편향 가능 부재(7000)는 편향 가능 부재(6900)를 참조하여 전술한 바와 유사한 방식으로 영상을 생성하는 공정에 사용될 수도 있다. 이와 관련하여, 변환기 어레이(7005)는 변환기 어레이(7005)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능한 기구 상에 배치될 수도 있다.
- [0504] 변환기 어레이(7005)는 변환기 어레이(7005)의 양 단부에 배치되는 한 쌍의 어레이 단부 캡(7008)에 고정되어 지지될 수도 있다. 다시, 한 쌍의 샤프트(7009)가 어레이 단부 캡(7008)의 대응 홀 내로 고정적으로 삽입될 수도 있다. 샤프트(7009) 중 하나는 단부 캡(7001)에 장착될 수도 있는 베어링(7010)의 내부에 배치될 수도 있다. 베어링에 의해 내부에 배치된 샤프트(7009)(그리고 이에 따라 샤프트(7009)에 상호 연결되어 있는 변환기 어레이(7005))가 단부 캡(7001)에 대해 선회 운동될 수도 있다. 변환기 어레이(7005)의 말단부에 배치되는 다른 하나의 샤프트(7009)는 모터(7004)의 출력 샤프트(7012)에 고정되어 있는 커플링(7011)에 고정될 수도 있다. 따라서, 변환기 어레이(7005)는, 모터(7004)가 출력 샤프트(7012) 및 샤프트(7009)에 의해 형성되는 어레이 회전 축선을 중심으로 변환기 어레이(7005)를 왕복 선회 운동시킬 수도 있도록, 모터(7004)의 출력 샤프트(7012)에 대해 고정될 수도 있다.
- [0505] 모터(7004)는 편향 가능 부재(7000)의 말단부(7002)에 배치될 수도 있다. 모터(7004)는 변환기 어레이(7005)를 시계 방향 및 반시계 방향으로 선택적으로 선회 운동시키도록 작동 가능한 전기 모터일 수도 있다.
- [0506] 모터(7004)는 모터 장착부(7013)의 내부에 배치될 수도 있으며, 모터 장착부는 다시 한 쌍의 로드(7016)를 통해 단부 캡(7001)에 대해 고정적으로 배치된다. 한 쌍의 로드(7016)는 모터 장착부(7013)가 단부 캡(7001)으로부터 고정된 거리에 위치하여 변환기 어레이(7005), 어레이 단부 캡(7008), 그리고 샤프트(7009)가 모터 장착부(7013)와 단부 캡(7001)의 사이에 배치될 수도 있도록 모터 장착부(7013)를 단부 캡(7001)에 고정한다. 모터(7004)에 대한 전기적 상호 연결부가 전기적 상호 연결 부재(7007)와 별개의 전기적 상호 연결부(7018)(예를 들어, 와이어)로 이루어진 전용 세트를 통해 달성될 수도 있다. 이러한 구성에 의해 변환기 어레이(7005), 모터 장착부(7013), 그리고 모터(7004)가 서브 조립체의 단부 캡(7001)에 장착될 수 있음을 알 수 있을 것이다. 이후, 케이스(7003)가 서브 조립체 위에 설치될 수도 있다.
- [0507] O-링(7017)이 모터(7004)의 출력 샤프트(7012)를 중심으로 배치될 수도 있다. O-링(7017)은 모터 장착부(7013)의 기단부와 플레이트(7022)의 사이에 개재될 수도 있다. 또한, 모터(7004)의 기단부(즉, 모터(7004)의 출력 샤프트(7012)가 마련된 단부)는 또한, 모터 장착부(7013)의 기단부와 플레이트(7022)의 사이 영역에 배치될 수도 있다. 그리스가 모터 장착부(7013)의 기단부와 플레이트(7022)의 사이 영역으로 O-링(7017) 상에 도입될 수도 있다. 그리스는 모터 장착부(7013)의 기단부와 플레이트(7022)의 사이 영역에 액체가 들어가는 것을 방지할 수도 있으며, 이에 따라, 액체가 모터(7004)의 기단부를 통해 모터(7004)에 들어가는 것을 방지할 수도 있다. 모터 장착부(7013)와 플레이트(7022)는 모터 장착부(7013)의 기단부와 플레이트(7022)의 사이 영역에 액체가 들어가는 것을 방지할 수 있는 크기로 형성될 수도 있다. 플레이트(7022)는 로드(7016)와 핀(7025)에 의해 모터 장착부(7013)에 대해 고정될 수도 있다.
- [0508] 케이스(7003)는 밀봉될 수도 있으며, 포위 체적부가 케이스(7003)와, 단부 캡(7015), 그리고 단부 캡(7001)에 의해 형성될 수도 있다. 포위 체적부는 플레이트(7022)와 단부 캡(7001)의 사이 영역의 기단부 포위 체적부(7023)와, 모터 장착부(7013)의 기단부와 단부 캡(7015) 사이 영역의 말단부 포위 체적부를 포함할 수도 있다.
- [0509] 기단부 포위 체적부(7023)에 유체가 충전될 수도 있다. 변환기 어레이(7005) 및 연관된 백킹은 도 69A 내지 도 69C를 참조하여 설명된 변환기 어레이(6905) 및 연관된 어레이 백킹과 유사할 수도 있다. 케이스(7003)는 변환기 어레이(7005)에 대응하는 케이스(7003)의 영역에 음향 창(도시하지 않음)을 포함할 수도 있다. 이러한 음향

창은 도 53을 참조하여 설명된 음향 창(5326)과 유사할 수도 있다. 기단부 포위 체적부(7023)의 유체는 변환기 어레이(7005)와 케이스(7003) 또는 음향 창(존재하는 경우)의 사이에 음향 커플링 매체를 제공하도록 선택될 수도 있다.

[0510] 말단부 포위 체적부(7024)에 유체가 충전될 수도 있다. 말단부 포위 체적부(7024) 내부의 유체는 모터(7004)를 냉각시키기 위한 열 소산 매체를 제공하도록 선택될 수도 있다. 액체가 모터(7004)에 들어가는 것을 방지하기 위해, 전기적 연결부(7018)가 모터(7004)에 도입되는 모터(7004)의 부분의 둘레에 자외선(UV) 경화 에폭시와 같은 밀봉체가 배치될 수도 있다. 이와 관련하여, UV 경화 에폭시 및 전술한 그리스를 사용함으로써, 모터(7004)는 액체 충전 환경에서 작동 가능하도록 특정 구조로 형성되어 있지 않은 유형일 수도 있다. 선택적으로, 액체 환경 하에서 작동 가능하도록 구성된 밀봉 모터가 사용될 수도 있다.

[0511] 전기적 상호 연결 부재(7007)는 플렉스보드 또는 다른 적절한 가요성의 다중 도체 부재일 수도 있다. 제 1 부분(7019)은 또한, 테더로서의 역할을 수행할 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(7007)는 힌지(7014)에 가까운 영역으로부터 편향 가능 부재(7000)의 내부로 통과함에 따라 단부 캡(7001)과 케이스(7003)의 사이를 통과할 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(7007)는 단부 캡(7001)과 케이스(7003)의 사이에 고정적으로 유지될 수도 있다.

[0512] 전기적 상호 연결 부재(7007)의 제 2 부분은 편향 가능 부재(7000)의 내부에 배치될 수도 있으며, 단부 캡(7001)으로부터 변환기 어레이(7005)의 후면으로 연장될 수도 있다. 특히, 제 2 부분(7020)은 변환기 어레이(7005)의 후면과 케이스(7003)의 사이 공간에서 변환기 어레이(7005)의 길이를 따라 연장될 수도 있다. 변환기 어레이(7005)의 말단부에서, 제 2 부분(7020)은 핀(7021)의 둘레에 감긴 다음, 변환기 어레이(7005)의 후면을 따라 연장되며 후면과 접촉함으로써, 변환기 어레이(7005)에 전기적으로 상호 연결될 수도 있다(변환기 어레이(7005)의 백킹을 통해).

[0513] 핀(7021)은 제 2 부분(7020)에 고정될 수도 있으며, 제 2 부분은 변환기 어레이(7005)의 후면에 고정될 수도 있다. 이에 따라, 핀(7021)과 접촉하는 제 2 부분(7020)의 부분 및 변환기 어레이(7005)의 후면과 접촉하는 제 2 부분(7020)의 부분이 변환기 어레이(7005)에 고정적으로 상호 연결될 수도 있다. 제 2 부분(7020)이 핀(7021)에 고정됨에 따라, 변환기 어레이(7005)의 왕복 선회 운동에 의해 제 2 부분(7020)이 핀(7021)에 고정되는 영역 및 단부 캡(7001)과 케이스(7003)의 사이에 고정되는 영역에서 구부러질 수도 있다. 이에 따라, 변환기 어레이(7005)가 선회 운동하는 동안 전기적 상호 연결 부재(7007)의 제 2 부분(7020)이 변환기 어레이(7005)에 대한 전기적 연결을 유지하도록 작동 가능하다.

[0514] 도 71A 및 도 71B에는 리빙 힌지(7102)(도 60, 도 61 및 도 62의 리빙 힌지(6001)와 유사한)에 의해 편향 가능 부재(7103)에 연결되는 카테터 몸체(7101)를 포함하는 카테터(7100)의 말단부가 도시되어 있다. 카테터(7100)의 말단부가 조종 상태로 도시되어 있다. 리빙 힌지(7102)가 카테터 몸체(7101)의 내부 관상 몸체(7106)와 편향 가능 부재(7103)에 지지 가능하게 상호 연결된다. 전기적 상호 연결 부재(7110)는 가요성이며, 편향 가능 부재(7103) 및 카테터 몸체(7101)의 외부 관상 몸체(7107)에 상호 연결되는 구속 부재로서 작용한다. 내부 관상 몸체(7106)와 외부 관상 몸체(7107) 사이의 선택적인 상대 운동에 의해 편향 가능 부재(7103)가 예정된 방식으로 선택적으로 편향된다. 도 71의 편향 가능 부재(7103)가 전방 응시 위치로 편향된다.

[0515] 도 71A에는 편향 가능 부재(7103)가 부분 단면도로 도시되어 있다. 도 71B는 선 71A-71A를 따라 취한 도 71A의 편향 가능 부재(7103)의 단면도이다. 편향 가능 부재(7103)는 일반적으로, 환자의 몸 안에 삽입되어 신체 내부의 영상 촬영을 수행하기 위한 크기 및 형상으로 형성될 수도 있다. 편향 가능 부재(7103)는 말단부(7108)를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재(7103)는 케이스(7109)를 포함할 수도 있다. 케이스(7109)는 아래에 설명되는 바와 같은 모터(7104)와 변환기 어레이(7105)를 수용하는 비교적 강성의 부재일 수도 있다.

[0516] 전기적 상호 연결 부재(7110)는 편향 가능 부재(7103)의 내부에 부분적으로 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(7110)가 편향 가능 부재(7103)에 들어가는 경우 전기적 상호 연결 부재(7110)는 편향 가능 부재(7103)에 대해 고정될 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(7110)에 인가되는 응력(예를 들어, 테더링 기능으로 인해)이 편향 가능 부재(7103)의 내부에 전달되지 않을 수도 있다.

[0517] 케이스(7109)는 밀봉될 수도 있으며, 포위 체적부가 케이스(7109)와, 단부 벽(7111), 그리고 단부 캡(7112)에 의해 형성될 수도 있다. 포위 체적부는 유체 충전될 수도 있다. 포위 체적부는 포위 체적부 내부의 공기가 배기구(7114)를 통해 방출될 수 있도록 하면서 유체 포트(7113)를 통하여 유체가 주입됨으로써 충전될 수도 있다. 포위 체적부에 유체가 충전된 후 유체 포트(7113)와 배기구(7114) 모두가 밀봉될 수도 있다. 케이스(7109)는

음향 창을 포함할 수도 있다.

- [0518] 변환기 어레이(7105)와 연관 백킹은 도 69를 참조하여 논의된 변환기 어레이(6905)와 백킹과 유사할 수도 있다. 도 71A에 도시된 바와 같이, 변환기 어레이(7105)는 모터(7104)로부터 반대 방향으로 활성 전면이 상방을 향하는 상태로 배향된다. 일반적으로, 편향 가능 부재(7103)의 영상 생성 능력은 또한, 도 69의 편향 가능 부재(6900)를 참조하여 기술한 바와 유사하다.
- [0519] 변환기 어레이(7105)는 변환기 어레이(7105)의 양 단부에 배치된 기단부 어레이 단부 캡(7115)과 동축 말단부 어레이 단부 캡(7116)에 의해 고정 및 지지될 수도 있다. 기단부 샤프트(7117)가 기단부 어레이 단부 캡(7115)에 고정적으로 삽입될 수도 있다. 말단부 샤프트(7118)가 말단부 어레이 단부 캡(7116)에 고정적으로 삽입될 수도 있다. 기단부 샤프트(7117)는 단부 벽(7111)의 내부(예를 들어, 베어링의 내부)에 선회 가능하게 배치될 수도 있다. 말단부 샤프트(7118)는 단부 캡(7112)의 내부(예를 들어, 베어링의 내부)에 선회 가능하게 배치될 수도 있다. 따라서, 변환기 어레이(7105)가 말단부 샤프트(7118)와 기단부 샤프트(7117)에 의해 형성되는 축선을 중심으로 선회하도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0520] 모터(7104)가 변환기 어레이(7105)의 후면과 케이스(7109)의 일부에 인접한 슬레드(sled)(7119)의 사이에 배치된다. 이와 관련하여, 모터(7104)와 변환기 어레이(7105)는 편향 가능 부재(7103)의 종방향 축선을 따라 공통 지점에 함께 배치될 수도 있다. 슬레드(7119)는 모터(7104)를 지지하는 한 쌍의 모터 장착부(7123)를 지지할 수도 있다. 이와 관련하여, 모터(7104)의 위치는 케이스(7109)에 대해 그리고 이에 따라 또한 변환기 어레이(7105)에 대해 고정될 수도 있다. 모터(7104)에 의해 변환기 어레이(7105)가 샤프트(7117, 7118)에 의해 형성되는 축선을 중심으로 왕복 선회 운동할 수도 있도록, 동력 전달부(7120)에 의해 모터(7104)의 출력 샤프트(도시하지 않음)와 변환기 어레이(7105)가 작동 가능하게 상호 연결될 수도 있다. 동력 전달부(7120)는 두 개 이상의 기어, 벨트, 캡, 또는 강성 링크와 같은, 모터(7104)의 출력을 변환기 어레이(7105)의 왕복 선회 운동으로 전환하기 위한 적절한 기구를 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 모터(7104)는 변환기 어레이(7105)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 모터(7104)는 왕복 구동되도록 작동 가능할 수도 있으며, 동력 전달부(7120)에 의해 모터(7104)의 이러한 출력 왕복 운동이 변환기 어레이(7105)의 왕복 선회 운동으로 전환될 수도 있다. 다른 장치에 있어서, 모터(7104)는 선택된 방향으로 연속적으로 구동되도록 작동 가능할 수도 있으며, 동력 전달부(7120)에 의해 이러한 모터(7104)의 출력 연속 회전이 변환기 어레이(7105)의 왕복 선회 운동으로 전환될 수도 있다. 모터(7104)에 대한 전기적 상호 연결부가 전기적 상호 연결 부재(7110)와 별개의 전기적 상호 연결부(7112)(예를 들어, 와이어)로 이루어진 전용 세트를 통해 달성될 수도 있다.
- [0521] 주지하고 있는 바와 같이, 전기적 상호 연결 부재(7110)는 전기적 상호 연결 부재(7110)가 편향 가능 부재(7103)에 들어가는 경우 편향 가능 부재(7103)에 대해 고정될 수도 있다. 편향 가능 부재(7103)의 내부에서, 전기적 상호 연결 부재(7110)는 도 69A 내지 도 69C의 실시예의 제 2 부분(6909)의 클락 스프링 장치와 유사한 클락 스프링 부분(7121)을 포함할 수도 있다. 이와 관련하여, 전기적 상호 연결 부재(7110)의 클락 스프링 부분(7121)은 변환기 어레이(7105)의 선회 운동 시의 바람직하지 못한 반작용 토크를 상당히 방지할 수도 있도록 배치될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(7110)의 클락 스프링 부분(7121)은 변환기 어레이(7105)가 선회 운동하는 동안 변환기 어레이(7105)에 대한 전기적 연결부를 유지하도록 작동 가능하다. 클락 스프링 부분(7121)의 구성은 또한, 편향 가능 부재(7103) 내부의 공간을 절감하여, 편향 가능 부재의 크기 감소에 유리한 영향을 미칠 수도 있다.
- [0522] 도 72에는 편향 가능 부재(7203)가 부분 단면도로 도시되어 있다. 편향 가능 부재(7203)는 도 71A의 편향 가능 부재(7203)와 유사하다. 편향 가능 부재(7203)는 변환기 어레이(7205)와, 변환기 어레이의 후면(7105)의 후방에 배치되는 모터(7204)를 포함한다. 그러나, 편향 가능 부재(7203)의 경우, 모터(7204)가 모터(7204)의 출력 샤프트(7208)를 중심으로 부분적으로 감겨 있는 케이블(7206)을 통해 변환기 어레이(7205)에 작동 가능하게 상호 연결된다. 케이블(7206)의 양 단부가 변환기 어레이(7205)에 고정된 말단부 어레이 단부 캡(7207)에 고정된다. 이에 따라, 모터(7204)가 출력 샤프트(7208)를 회전시키에 따라, 케이블(7206)의 일부가 출력 샤프트(7208)의 둘레에 권선되는 동시에, 케이블(7206)의 다른 부분이 출력 샤프트(7208)로부터 풀리게 된다. 케이블(7206)의 단부를 변환기 어레이(7205)의 회전 축선의 양측에서 변환기 어레이(7205)에 부착함에 따라, 케이블(7206)의 권선 및 풀림 작동이 변환기 어레이(7205)를 선회 운동시키도록 사용될 수도 있다.
- [0523] 스프링(7209)이 케이블(7206)의 단부와 말단부 어레이 단부 캡(7207)의 사이에 배치될 수도 있다. 이러한 스프링(7209)은, 변환기 어레이(7205)가 모터(7204)에 대해 선회 운동함에 따라, 케이블(7206)의 정착 지점과 말단부 어레이 단부 캡(7207)의 사이의 비선형적인 거리 변화를 보상할 수도 있다. 스프링은 상측 플레이트(케이블

(7206)이 고정될 수도 있음)와 말단부 어레이 단부 캡(7207)의 사이에 배치되는 탄성 중합체 부분을 포함할 수도 있다.

- [0524] 도 72A에는 리빙 힌지(7302)(도 60, 도 61 및 도 62의 리빙 힌지(6001)와 유사)에 의해 편향 가능 부재(7303)에 연결되는 카테터 몸체(7301)를 포함하는 카테터(7300)의 말단부가 도시되어 있다. 리빙 힌지(7302)는 카테터 몸체(7301)의 내부 관상 몸체(7306)와 편향 가능 부재(7303)에 지지 가능하게 상호 연결된다. 전기적 상호 연결 부재(7310)는 가요성이며, 편향 가능 부재(7303)와 카테터 몸체(7301)의 외부 관상 몸체(7307)에 상호 연결되는 탄성 부재로서 작용한다. 내부 관상 몸체(7306)와 외부 관상 몸체(7307) 사이의 선택적인 상대 이동에 의해 편향 가능 부재(7303)가 예정된 방식으로 선택적으로 편향된다. 도 73에는 편향 가능 부재(7303)의 비편향 위치가 도시되어 있다. 내부 관상 몸체(7306)는 루멘(7311)을 포함할 수도 있다.
- [0525] 편향 가능 부재(7303)는 일반적으로, 말단부(7308)와 기단부(7309)를 포함할 수도 있다. 편향 가능 부재(7303)는 케이스(7312)를 포함할 수도 있다. 케이스(7312)는 아래에 설명되는 바와 같은 모터(7304)와 변환기 어레이(7305)를 수용하는 비교적 강성(카테터 몸체(7301)와 비교하여)의 부재일 수도 있다. 편향 가능 부재(7303)는 종방향 축선(7313)을 포함할 수도 있다.
- [0526] 편향 가능 부재(7303)의 내부에서, 전기적 상호 연결 부재(7310)가 어레이 백킹(7316)과 케이스(7312)의 내벽 사이에서 케이스(7312)를 따라 기단부(7309)로부터 전기적 상호 연결 부재(7310)의 클락 스프링 부분(7317)으로 연장될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(7310)가 클락 스프링 부분(7317)과 어레이 백킹(7316)을 상호 연결할 수도 있다. 이러한 구성은 도 56A 및 도 56B의 전기적 상호 연결 부재(5311")의 구성과 유사하다. 일 장치에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(7310)는 단일 플렉스보드로 구성될 수도 있다.
- [0527] 편향 가능 부재(7303)의 기단부(7309)는 내부에 밀봉 가능하게 배치되는 단부 부재(7318)를 포함할 수도 있다. 단부 부재(7318)는 밀봉 재료(7319)를 사용하여 외부 둘레부를 따라 밀봉될 수도 있다. 밀봉 재료(7319)는 도시된 바와 같이 단부 부재(7318)의 외부 둘레부와 케이스(7312)의 내면의 사이에 배치될 수도 있다. 밀봉 재료(7319)는 도 53의 밀봉 재료(5316)와 유사할 수도 있다. 포워 체적부(7320)는 케이스(7312)와 단부 부재(7318)에 의해 형성될 수도 있다. 포워 체적부(7320)는 유체 충전 및 밀봉될 수도 있다.
- [0528] 편향 가능 부재(7303)는 적절한 방법을 사용하여 충전될 수도 있다. 편향 가능 부재(7303)는 편향 가능 부재(7303)의 양 단부에 배치되는 한 쌍의 밀봉 가능한 포트(7321, 7322)를 포함할 수도 있다. 밀봉 가능한 포트(7321, 7322)에 의해 편향 가능 부재(7303)가 도 53의 카테터 선단부(5301)를 참조하여 설명된 바와 유사한 방식으로 충전될 수도 있다. 편향 가능 부재(7303)는 도 53의 벨로우즈 부재(5320)와 유사한 기능을 갖출 수도 있는 벨로우즈 부재(7323)를 포함할 수도 있으며, 다만, 벨로우즈 부재(7323)는 편향 가능 부재(7303)의 주변 환경의 압력과 포워 체적부(7320) 내부의 압력을 동일하게 만들거나 부분적으로 동일하게 만들 수도 있다.
- [0529] 편향 가능 부재(7303)는 도 73의 단면도에 도시된 기포 트랩(7324)을 포함할 수도 있다. 기포 트랩(7324)은 도 53을 참조하여 설명된 기포 트랩(5324)과 유사한 방식으로 구성될 수도 있으며 유사한 기능을 발휘할 수도 있다.
- [0530] 편향 가능 부재(7303)는 영상 체적부(7325)의 3D 또는 4D 영상을 생성하기에 충분한 속도로 변환기 어레이(7305)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 초음파 영상 촬영 장치는 영상 체적부의 라이브 비디오를 표시하도록 작동 가능할 수도 있다. 일반적으로, 변환기 어레이(7305)는 케이스(7312)의 음향 창(7326)을 통하여 초음파 에너지를 전달하도록 작동 가능하다.
- [0531] 변환기 어레이(7305)는 변환기 어레이(7305)의 기단부에서 모터(7304)의 출력 샤프트(7327)에 상호 연결될 수도 있다. 또한, 변환기 어레이(7305)는 케이스(7312)의 말단부에 지지되어 있는 변환기 어레이(7305)의 말단부에 지지될 수도 있다. 모터(7304)는 모터(7304)의 출력 샤프트(7327)를 그리고 이에 따라 출력 샤프트(7327)에 상호 연결된 변환기 어레이(7305)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 모터(7304)의 외측 부분은 하나 이상의 모터 장착부(7329)에 의해 케이스(7312)의 내면에 고정적으로 장착될 수도 있다. 모터(7304)의 전기적 상호 연결부(도시하지 않음)는 전기적 상호 연결 부재(7310)와 별개의 전기적 상호 연결부(예를 들어, 와이어)로 이루어진 전용 세트를 통해 달성될 수도 있다. 선택적으로, 모터(7304)에 대한 전기적 상호 연결부는 전기적 상호 연결 부재(7310)의 도체 부분을 사용하여 형성될 수도 있다.
- [0532] 모터(7304)와, 클락 스프링 부분(7317), 그리고 변환기 어레이(7305)의 위치가 적절한 방식으로 재배열될 수도 있다. 예를 들어, 도 73B에는 클락 스프링 부분(7317)과 변환기 어레이(7305)의 위치가 바뀌어 있는 상태의 도 73A의 카테터(7300)와 유사한 카테터(7300')의 말단부가 도시되어 있다.

- [0533] 도 73B의 카테터(7300')는, 도 73A의 편향 가능 부재(7303)와 동일한 방식으로 편향 가능한, 편향 가능 부재(7330)를 포함한다. 편향 가능 부재(7330)의 내부에서, 전기적 상호 연결 부재(7310')가 모터(7304')와 케이스(7312')의 내벽 사이에서 케이스(7312)를 따라 기단부(7309)로부터 전기적 상호 연결 부재(7310')의 클락 스프링 부분(7317')으로 연장될 수도 있다. 전기적 상호 연결 부재(7310')가 클락 스프링 부분(7317')으로부터 말단부 방향으로 연속적으로 형성되어 어레이 백킹(7316)에 상호 연결될 수도 있다. 일 장치에 있어서, 전기적 상호 연결 부재(7310')는 단일 플렉스보드로 구성될 수도 있다.
- [0534] 변환기 어레이(7305)는 변환기 어레이(7305)의 기단부에서 모터(7304')의 출력 샤프트(7327')에 상호 연결될 수도 있다. 출력 샤프트(7327')는 클락 스프링 부분(7317')을 통과하여 연장될 수도 있다. 또한, 변환기 어레이(7305)는 케이스(7312')의 말단부에 지지되어 있는 샤프트(7328')에 의해 변환기 어레이(7305)의 말단부 상에 지지될 수도 있다. 모터(7304')는 모터(7304)의 출력 샤프트(7327')왕복 선회 운동시키도록 그리고 이에 따라 출력 샤프트(7327')에 상호 연결되어 있는 변환기 어레이(7305)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 음향 창(7326')이 아래에 설명되는 바와 같은 방향으로의 영상 촬영을 허용하도록 변환기 어레이(7305)의 영역에서 케이스(7312')의 전체 원주면 또는 그 일부를 둘러싸도록 형성될 수도 있다.
- [0535] 모터(7304')는 변환기 어레이(7305)를 도 73B에 도시된 위치로부터 선택된 정도로, 예를 들어, $\pm 30^\circ$ 의 각도로 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 따라서, 모터(7304')는 도 73A의 영상 체적부(7325)와 유사한 영상 체적부(7331)의 실시간 또는 비실시간 3차원 영상을 생성하기에 충분한 속도로 그리고 충분한 크기의 각도로 변환기 어레이(7305)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0536] 모터(7304')는 또한, 우선 변환기 어레이(7305)를 선택된 방위로 선회 운동시킨 다음, 변환기 어레이(7305)를 선택된 방위를 중심으로 선택된 거리로 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 예를 들어, 모터(7304')는 도 73B에 도시된 위치로부터 도 73B의 하방을 향하는 위치로 180° 의 각도로 변환기 어레이(7305)를 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있으며, 이후, 모터(7304')는 영상 체적부(7332)의 실시간 또는 비실시간 3차원 영상을 생성하기에 충분한 속도로 그리고 충분한 크기의 각도로 변환기 어레이(7305)를 하방을 향하는 위치를 중심으로 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 모터(7304')는 선택된 방향의 영상 체적부의 영상을 생성하도록 선택된 각도를 중심으로 우선 변환기 어레이(7305)를 선회 운동시킨 다음 변환기 어레이(7305)를 왕복 이동시킴으로써, 소망하는 체적부 영상 촬영을 달성하도록 카테터(7300')를 재배치할 필요를 줄일 수도 있다.
- [0537] 모터(7304')는 360° 이상의 각도에 걸쳐 변환기 어레이(7305)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 이와 관련하여, 편향 가능 부재(7330)는 편향 가능 부재(7330)를 완전히 에워싸고 있는 영상 체적부의 실시간 또는 비실시간 3차원 영상을 생성하기에 충분한 속도로 그리고 충분한 크기의 각도에 걸쳐 변환기 어레이(7305)를 왕복 선회 운동시키도록 작동 가능할 수도 있다.
- [0538] 클락 스프링 부분(7317')은 변환기 어레이(7305)의 360° 이상의 회전을 수용하도록 구성될 수도 있다. 이러한 회전 수용 효과는 단일 클락 스프링 부분(7317')에 의해 달성될 수도 있으며, 또는 각각의 부분이 변환기 어레이(7305)의 총 선회 운동의 일부를 수용하는 상태로 직렬로 배치되는 다중 클락 스프링 부분에 의해 달성될 수도 있다. 일 장치에 있어서, 클락 스프링 부분(7317')과, 모터(7304)', 그리고 음향 창(7326')은 360° (예를 들어, 270° , 180°) 미만의 각 방향 운동 범위를 수용하도록 구성될 수도 있다.
- [0539] 도 74는 도 73의 카테터(7300)와 유사한 카테터(7400)의 일 실시예의 부분 단면도이다. 도 73의 실시예에서와 유사한 항목은 동일한 도면 부호에 기호(')를 추가하여 표시하였다. 도 74의 카테터(7400)와 도 73의 카테터(7300)의 사이의 차이점은, 카테터(7400)의 경우, 변환기 어레이(7305)를 구동시키기 위한 모터(7304')가 편향 가능 부재(7403)가 아닌 힌지(7302')의 반대 측면으로 카테터 몸체(7401)의 말단부에 배치되어 있다는 점이다. 편향 가능 부재(7403)로부터 카테터 몸체(7401)로 모터를 이동시킴으로써, 편향 가능 부재(7403)의 길이가 감소될 수도 있다. 모터(7304')는 일 단부가 모터(7304')의 출력 샤프트에 상호 연결될 수도 있는 가요성 구동 부재(7402)를 통해 변환기 어레이(7305)를 구동시키도록 작동 가능할 수도 있다. 반면에, 가요성 구동 부재(7402)는 변환기 어레이(7305)에 상호 연결될 수도 있다. 가요성 구동 부재(7402)는 편향 가능 부재(7403)의 기단부 벽(7404)을 통하여 통과하는 외부 돌레부를 따라 밀봉될 수도 있다.
- [0540] 본 명세서에서 논의되고 있는 변환기 어레이의 모터 구동 운동(예를 들어, 왕복 선회 운동)은 본 명세서에 논의된 적절한 실시예로 통합될 수도 있다. 본 명세서에서 논의되고 있는 모터(예를 들어, 모터(6904))는 브러쉬리스(brushless) DC 모터일 수도 있다. 사용 모터가 브러쉬리스 DC 모터인 경우, 3상 모터 구동 전류용의 세 개의 와이어가 마련되어 있다. 모터는 펄스 폭 변조를 사용하여 구동될 수도 있다. 이 경우, 구동부는 전류를

소망하는 수준에 유지하기 위하여, 예를 들어, 40KHz의 펄스를 전송한다. 날카로운 펄스 엣지로 인해, 이러한 유형의 구동부가 초음파 시스템과의 간섭을 유발할 수 있다. 이를 방지하기 위해, 간섭 신호가 변환기 어레이에 전기적으로 연결되는 도체로 전달되는 것을 방지하기 위하여, 모터 와이어의 둘레에 차폐부가 배치될 수도 있다. 다른 실시 형태에 있어서, 변환기 어레이에 의해 사용되는 주파수 대역(예를 들어, 초음파 주파수 대역)의 신호를 줄이기 위하여 펄프 폭 변조 필터링이 이루어질 수도 있다. 특정 실시 형태에 있어서, 차폐 및 필터링이 모두 사용될 수도 있다. 선택적으로, 모터는 모터를 구동시키기 위해 연속 전류(펄스가 없는)를 생성하는 아날로그 구동부에 의해 구동될 수도 있다.

- [0541] 본 명세서에서 논의되고 있는 적절한 선회 가능한 변환기 어레이의 각 방향 위치를 검출하기 위한 수단으로서, 음향 센서, 용량성 센서, 전자기 센서 및 광학 센서 기술이 사용될 수도 있다. 이러한 센서로부터의 데이터에 기초하여, 선회 가능한 변환기 어레이의 각 방향 속도 변화를 보상하기 위하여, 선회 가능한 변환기 어레이의 작동이 적응적으로 조절될 수도 있다. 예를 들어, 이러한 적응적 보상은, 선회 가능한 변환기 어레이의 회전 제어 조건을 변경하기 위하여 모터 제어 인자를 변경함으로써, 스캔 전환 알고리즘을 조절함으로써, 또는 전달 초음파 에너지의 펄스 반복 속도를 조절함으로써 수행될 수도 있다.
- [0542] 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예에서는, 회전 인코더를 포함하는 광학 수단에 의한 인코딩, 거리 간섭 측정 및/또는 광도 근접 측정, 용량성 인코더, 자성 인코더, 초음파 인코더, 가요성의 굴곡 인코더 멤브레인, 그리고 가속계의 활용을 포함하는 공지된 센서가 사용될 수도 있다.
- [0543] 일 실시예는 피드백 시스템의 소프트웨어 프로그램을 활용하는 소망하는 위치와 비교하여 센서 위치 설정 데이터를 사용할 수도 있다. 실제 위치가 소망하는 위치의 후방에 있는 경우(예를 들어, 선회 가능한 변환기 어레이의 각 방향 위치가 선회 가능한 변환기 어레이의 소망하는 각 방향 위치의 후방에 있는 경우), 서보 시스템이 모터 또는 구동 작동의 속도를 증가시킴으로써 보상할 수도 있다. 반대로, 실제 위치가 전방에 있는 경우, 서보 시스템이 모터 또는 구동부의 속도를 감소시킴으로써 보상할 수도 있다.
- [0544] 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예의 편향 가능 부재는 유체를 포함하거나 포함하지 않을 수도 있는 포위 부분을 구비할 수도 있다. 이러한 유체는 음향 창 또는 선단부와 초음파 변환기 어레이 사이의 음향 결합 매체를 제공한다. 추가 이점으로서, 모터의 냉각 실현을 들 수도 있다. 일반적으로, 몸 안에서 작동하는 카테터의 최대 소망 온도는 대략 41°C이다. 정상 혈액의 온도는 대략 38°C이다. 이러한 환경 하에서, 선단부가 38°C에서 대략 3°C를 초과하지 않도록 선단부에서의 전력 소산 및 선단부 외부로의 열 유동의 균형을 이루는 것이 필요할 수도 있다. 예정된 온도 상한선에 기초한 자동 경고 작동이나 정지 기능을 갖춘 제어부에 대한 피드백 작용과 함께, 카테터 몸체의 말단부 부근 및 편향 가능 부재의 실제 온도를 모니터링하는 것이 바람직하다. 온도가 예정된 온도 한계를 초과하기 전에 시스템의 작동이 중단될 수도 있도록 내부 온도를 모니터링하기 위하여, 선단부 내부에 서미스터(thermistor)가 장착될 수도 있다. 서미스터를 사용하는 대신 열전쌍을 사용하는 것이 적당할 수도 있다.
- [0545] 본 명세서에서 설명되고 있는 실시예에 있어서, 금속 구성 요소를 따라 이루어지는, 열전기 냉각 또는 수동적 진도와 같은, 활성 냉각 방법이 또한 사용될 수도 있다. 미국 특허 공보 제 2007/0167826 호에 개시된 바와 같은 다른 유형의 열 자기 시스템이 또한 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예에 사용될 수도 있다.
- [0546] 포위 부분에 사용하기 위해 선택되는 유체는 소망하는 음향 특성, 소망하는 열 특성, 어레이 또는 다른 구성 요소의 진동 운동을 지연시키지 않는 적절한 저점도 특성, 구성 요소의 내부식성, 그리고 누출 시의 인체의 나머지 부분과 혈액 순환 시스템과의 호환 가능성을 제공할 수도 있다. 유체는 또한, 시간이 지남에 따른 기포의 증발 또는 전개를 방지하거나 최소화하도록 선택될 수도 있다. 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예에 따르면, 유체가 카테터의 제조 시점 또는 사용 시점에 주입될 수도 있다. 어느 경우에도, 유체는 무균성일 수도 있으며 물과의 혼화성을 나타낼 수도 있다. 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예에 사용될 수도 있는 유체의 일 예로서, 무균 식염수가 있다.
- [0547] 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예는 환자의 몸 안에서 이동(예를 들어, 회전, 병진 이동)되거나 작동되는 경우 혈관 또는 신체 손상을 최소화하도록 구성되는 원통형이나 다른 형상을 갖춘 편향 가능 부재를 포함할 수도 있다. 또한, 편향 가능 부재의 외면은 평활할 수도 있다. 이러한 평활한, 비외상성 외부 프로파일은 혈전의 형성 및/또는 조직 손상을 감소시킬 수도 있다. 이러한 비외상성 형상은 또한, 혈구 손상을 유발할 수도 있는 난류를 감소시키기에 유리할 수도 있다.
- [0548] 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예는 대체적으로 변환기 어레이, 초음파 변환기 어레이 등을 포함하는 것으로

설명되어 있다. 그러나, 본 명세서에서 논의되고 있는 카테터는 또한, 이러한 장치 대신 또는 이러한 장치에 추가하여, 다른 적절한 장치를 포함할 수도 있는 것으로 고려할 수도 있다. 예를 들어, 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예는 변환기 어레이, 초음파 변환기 어레이 등을 대신하여 또는 이에 추가하여 절제용의 또는 다른 치료 장치를 포함할 수도 있다.

[0549] 종래 기술의 ICE 카테터의 사용과 연관된 한가지 어려움은, 시술 동안 필요한 다양한 영상 촬영 평면을 포착하기 위해서는 심장 내부의 여러 지점으로 카테터를 조종하는 것이 필요하다는 점이다. 도 75는 심장(7503)의 우심방(7502) 내부의 초음파 심장 검진을 위한 조종 가능한 카테터(7501)의 배치를 보여준다. 도 76은 카테터가 소망하는 위치에, 카테터(7501)의 말단부에 배치된 편향 가능 부재(7504)를 배치하도록 재배치된 후의, 심장(7503)의 우심방(7502) 내부의 조종 가능한 카테터(7501)의 배치를 보여준다. 임상의는 카테터(7501)를 소정 위치에 잠금 고정함으로써(도시하지 않은 핸들 상의 잠금 기구를 이용하여) 심장(7503) 내부의 카테터(7501)의 위치를 설정하고 배치할 수도 있다. 이와 관련하여, 일단 카테터의 위치가 설정되어 배치되고 나면, 카테터(7501)의 위치는 편향 가능 부재(7504)가 편향되는 동안 실질적으로 변경되지 않고 유지될 수도 있다.

[0550] 도 76에 도시된 바와 같이 편향 가능 부재가 배치됨에 따라, 체적 영상이 심장(7503)의 제 1 부분의 3차원 체적부(7506)로부터 생성될 수도 있다. 이후 임상의는 편향 가능 부재(7504)를 필요한 영상 촬영 체적부의 범위를 확보하기 위한 방위로 조작할 수도 있다. 예를 들어, 도 77은 심장(7503)의 제 2 부분의 3차원 체적부(7507)의 체적 영상을 포착하기 위한 제 2 위치로 편향된 편향 가능 부재(7504)를 보여준다. 도 78은 심장(7503)의 제 3 부분의 3차원 체적부(7508)의 체적 영상을 포착하기 위한 제 3 위치로 편향된 편향 가능 부재(7504)를 보여준다. 본 명세서에서 설명되고 있는 실시예의 편향 가능 부재는 가로 치수가 대략 3cm인 심장 체적을 가질 수도 있는 심장(7503)의 우심방(7502) 내부에 전술한 바와 같은 위치 및 그와 다른 위치를 확보하도록 작동 가능할 수도 있다. 이러한 3차원 체적부(7506, 7507, 7508)의 체적 영상은, 카테터(7501)의 말단부가 도 75에 도시된 바와 같은 위치에 유지되어 있는 동안, 편향 가능 부재를 이용한 초음파 변환기 어레이의 왕복 선회 운동을 야기하기 위한 모터의 작동 및 편향 가능 부재의 편향에 의해 달성 가능하다.

[0551] 본 명세서에서 논의되고 있는 실시예에 의해 수행될 수도 있는 임상 시술은, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 격벽 천공 및 격벽 폐색 장치 전개를 포함한다. 이러한 실시예에 따른 우심방 영상 촬영 방법은 카테터 몸체를 우심방으로 전진 이동시키는 단계와, 카테터 몸체의 말단부를 소망하는 위치로 조종하는 단계와, 초음파 변환기의 운동을 야기하도록 모터를 작동시키는 단계, 그리고 고정된 카테터 몸체 위치를 유지하면서 적어도 하나의 시야 평면에 걸쳐 적어도 하나의 영상을 촬영하도록 초음파 변환기를 포함하는 편향 가능 부재를 힌지를 중심으로 편향시키는 단계를 포함한다.

[0552] 좌심방에서 수행될 수도 있는 임상 시술은, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 좌심방 부속 기관 폐색 장치 배치, 승모판 재배치, 대동맥 판막 교체 그리고 심방 세동용 절제를 포함한다. 이러한 실시예에 따른 좌심방 영상 촬영 방법은 카테터 몸체를 우심방으로 전진 이동시키는 단계와, 카테터 몸체의 말단부를 소망하는 위치로 조종하는 단계, 그리고 고정된 카테터 몸체 위치를 유지하면서, 소망하는 위치를 달성하도록 힌지를 중심으로 초음파 변환기를 포함하는 편향 가능 부재를 편향시키는 단계와, 심방 중격의 적어도 하나의 시야 평면에 걸쳐 적어도 하나의 영상을 포착하도록 초음파 변환기의 이동을 야기하도록 모터를 작동시키는 단계와, 격막 천공을 위해 해부학상 영역을 식별하는 단계와, 카테터의 루멘을 통하여 격막 천공 툴을 전진 이동시키는 단계와, 가이드 와이어 전진 단계와, 카테터 몸체를 좌심방으로 전진 이동시키는 단계와, 카테터 몸체를 소망하는 위치로 조종하는 단계, 그리고 고정 카테터 몸체 위치를 유지하면서 소망하는 위치로 힌지를 중심으로 초음파 변환기를 포함하는 편향 가능 부재를 편향시키는 단계, 그리고 적어도 하나의 시야 평면에 걸쳐 적어도 하나의 이미지를 포착하도록 초음파 변환기의 이동을 야기하는 모터를 작동시키는 단계를 포함한다.

[0553] 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

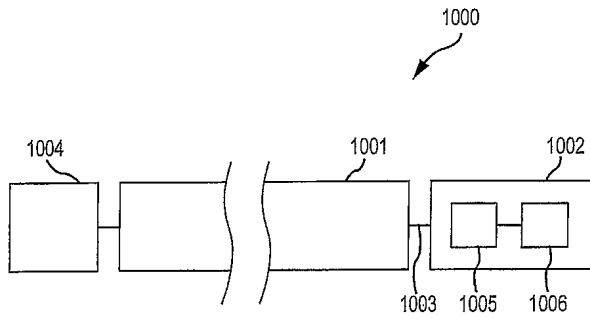
- [0554] 1 : 카테터
- 2 : 기단부
- 3 : 말단부
- 4 : 전도성 와이어
- 5 : 영상 프로세서
- 7 : 초음파 변환기 어레이
- 9 : 힌지
- 10 : 루멘

11 : 개입 장치

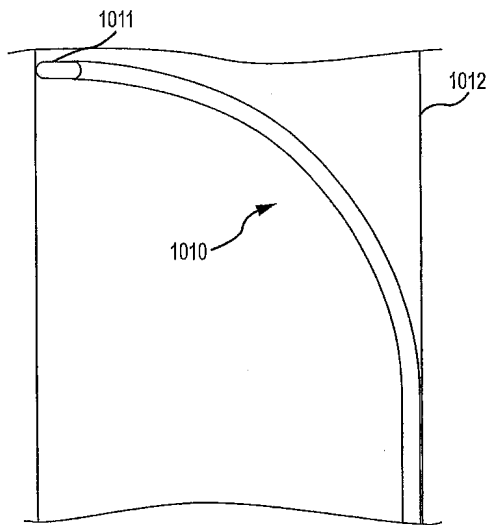
12 : 휨 영역

도면

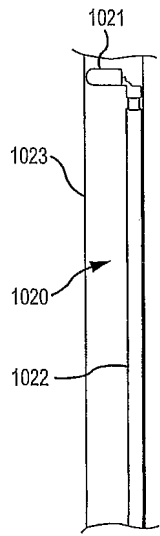
도면1a



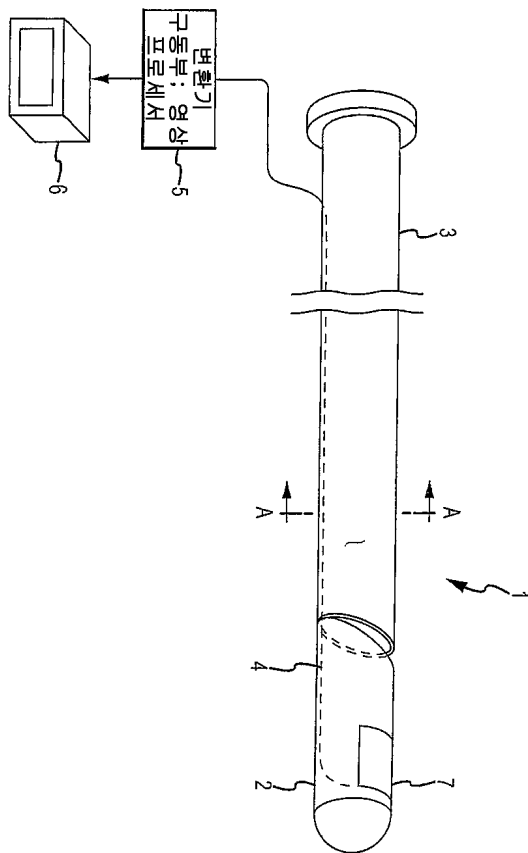
도면1b



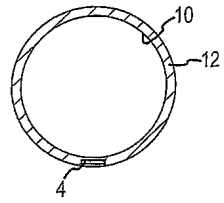
도면1c



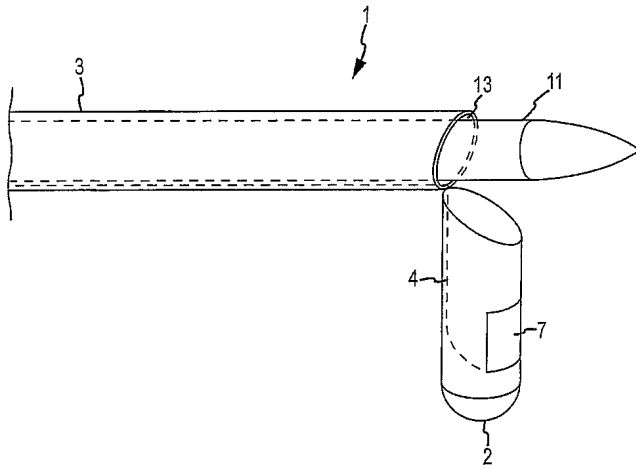
도면2a



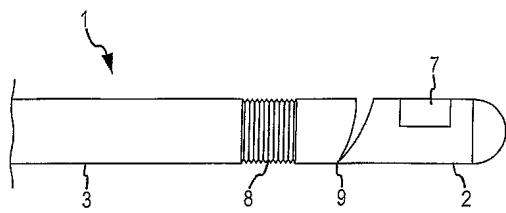
도면2b



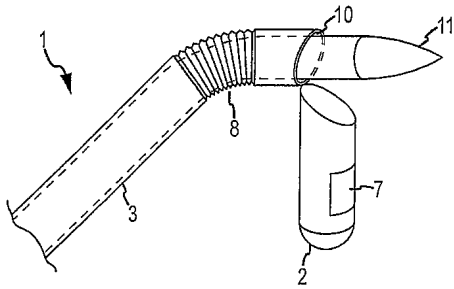
도면2c



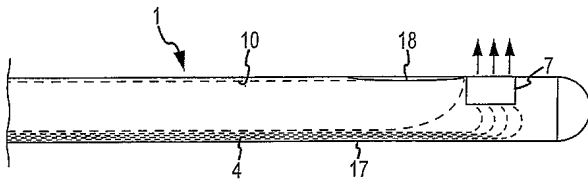
도면2d



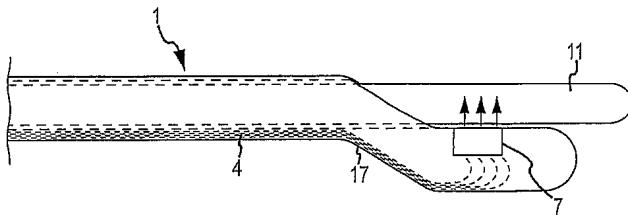
도면2e



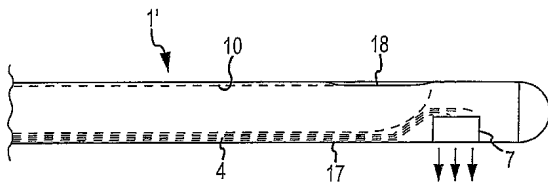
도면3a



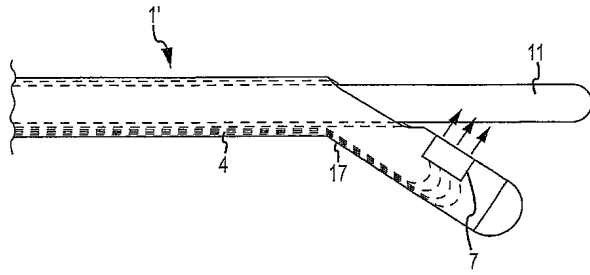
도면3b



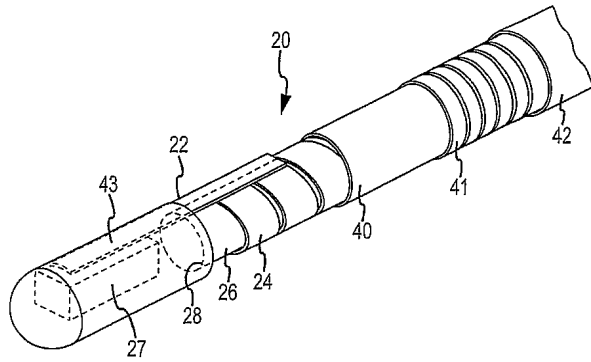
도면3c



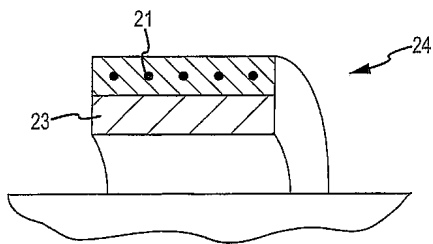
도면3d



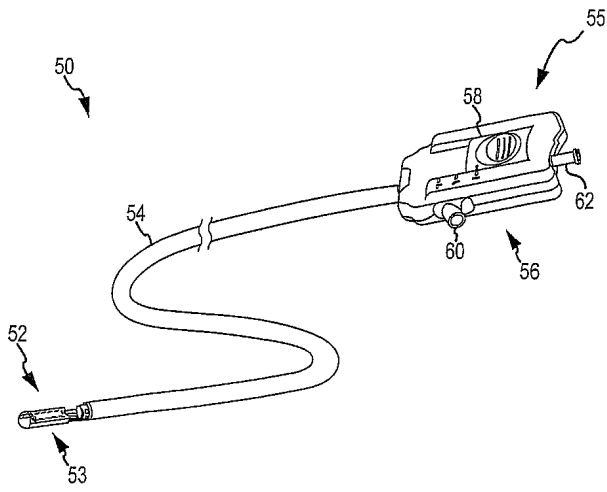
도면4a



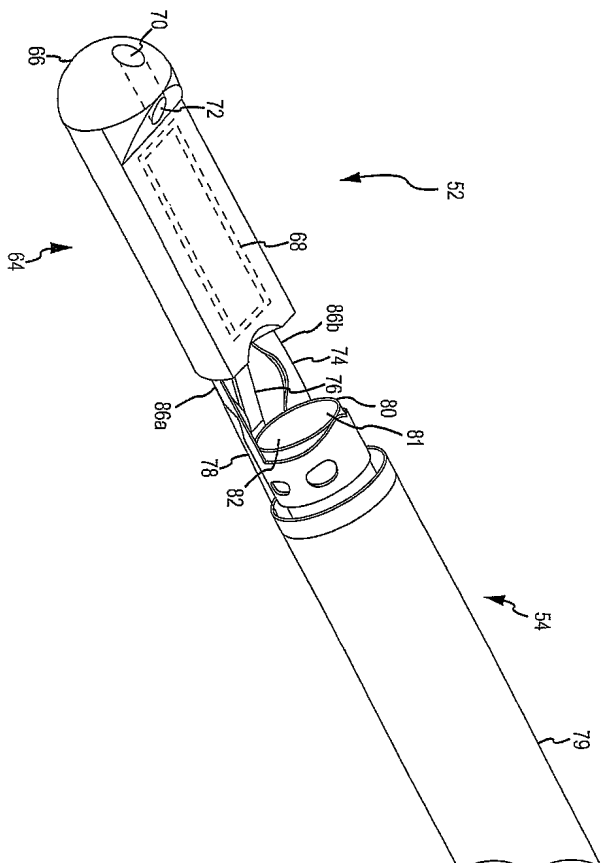
도면4b



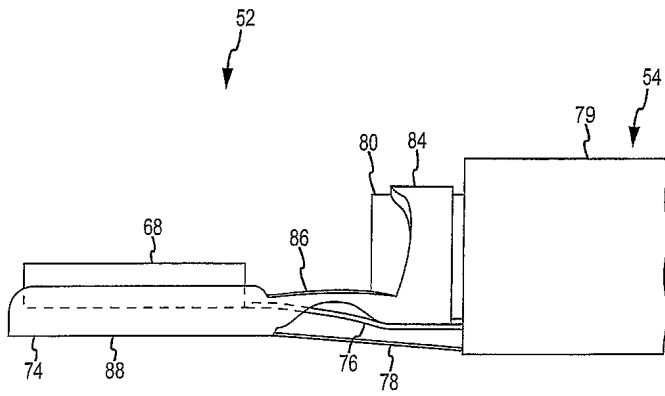
도면5a



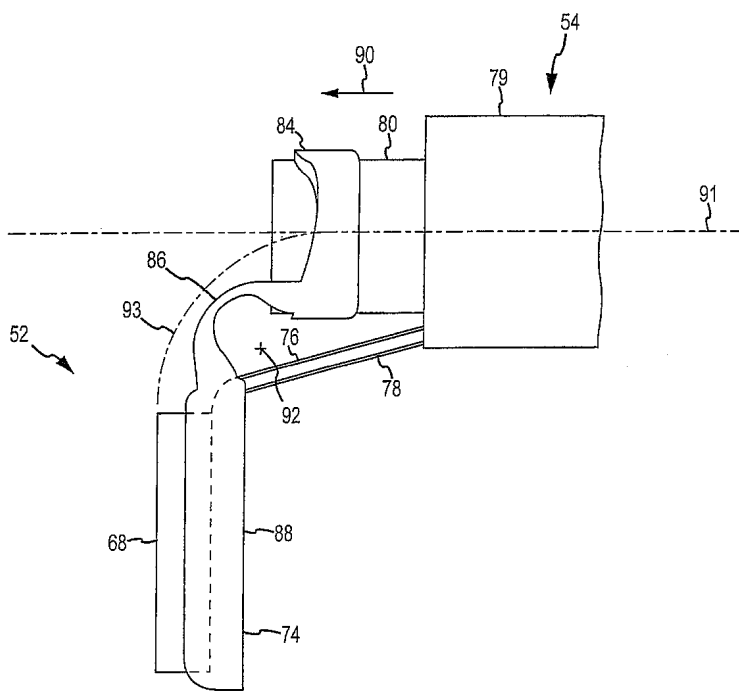
도면5b



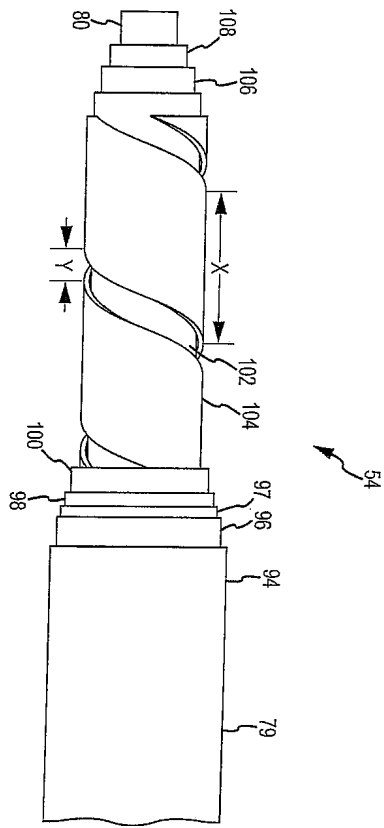
도면5c



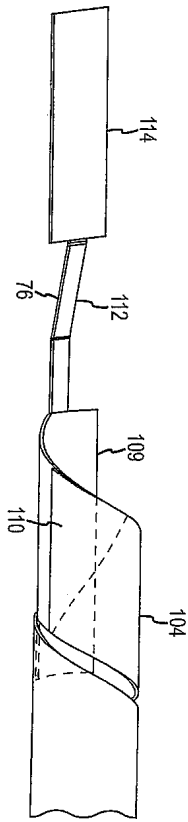
도면5d



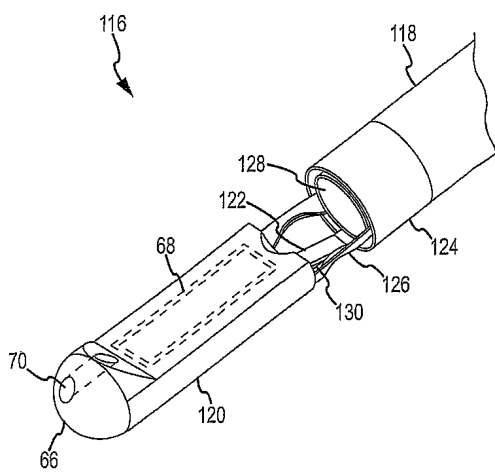
도면5e



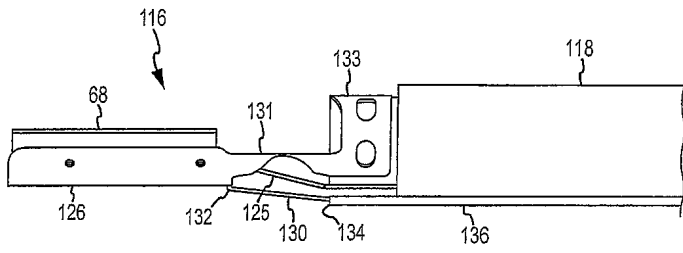
도면5f



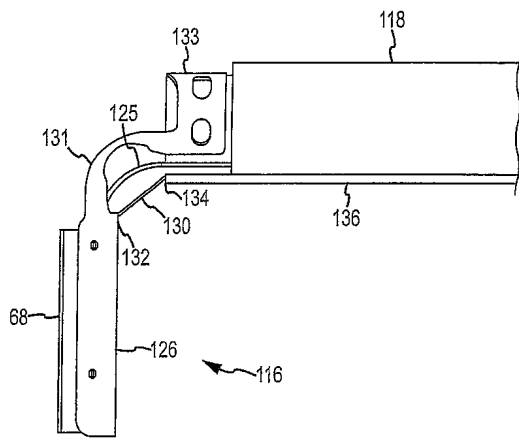
도면6a



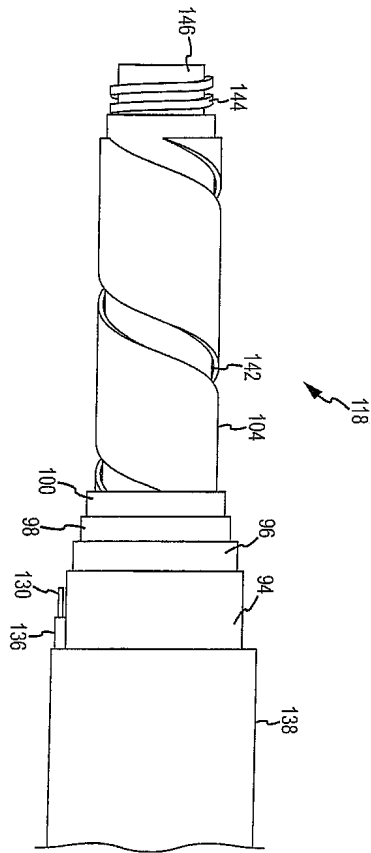
도면6b



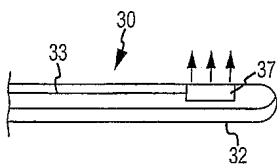
도면6c



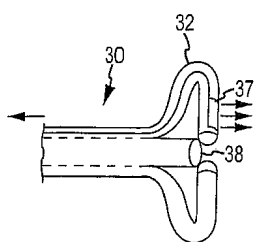
도면6d



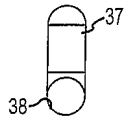
도면7a



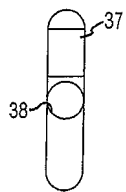
도면7b



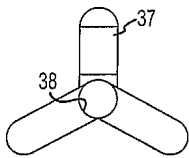
도면8a



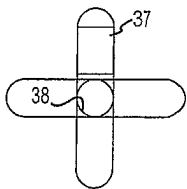
도면8b



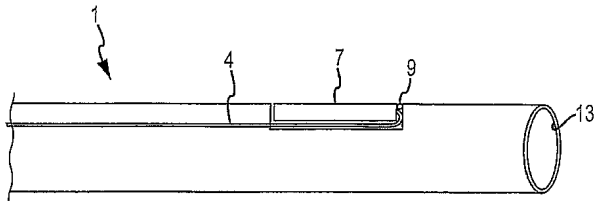
도면8c



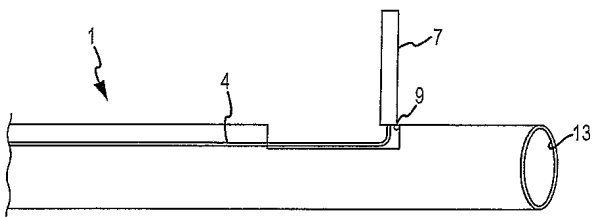
도면8d



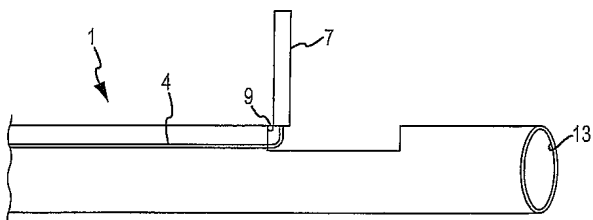
도면9a



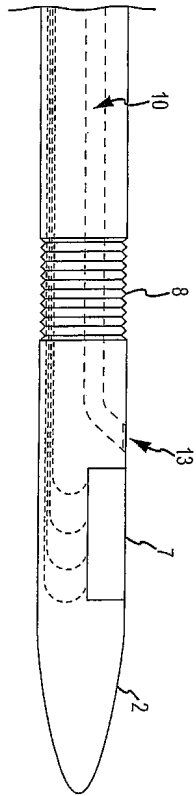
도면9b



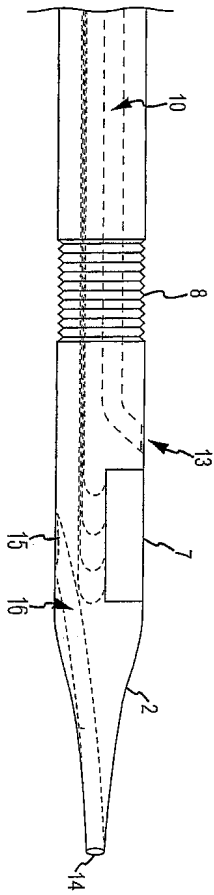
도면9c



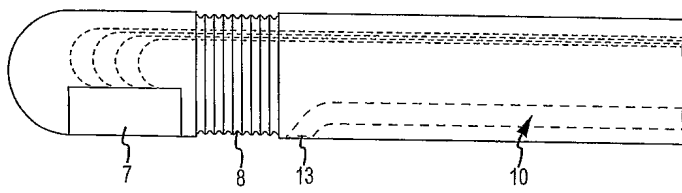
도면10a



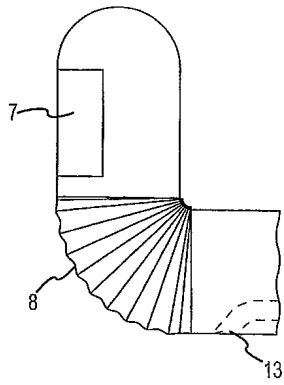
도면10b



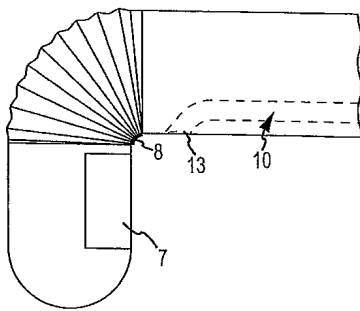
도면11a



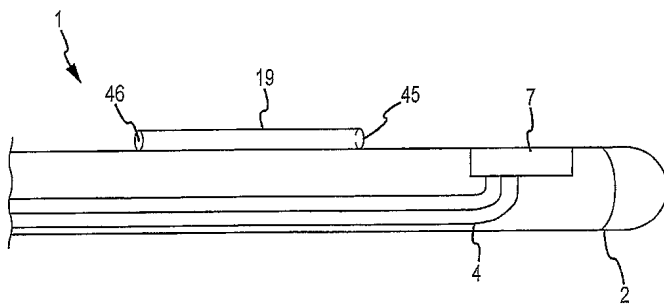
도면11b



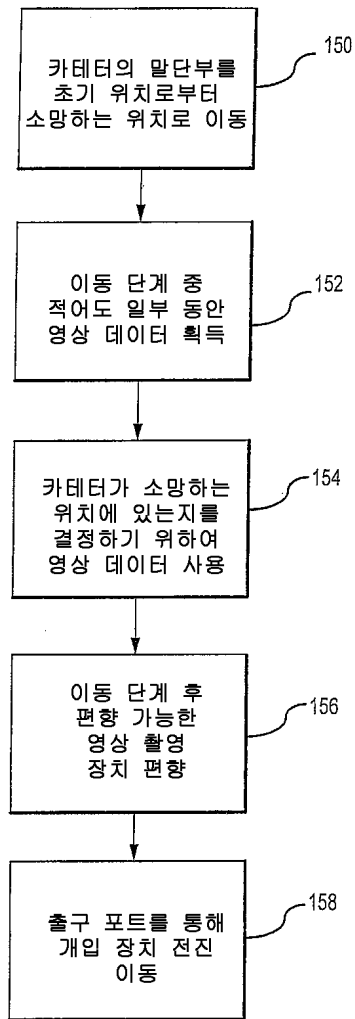
도면11c



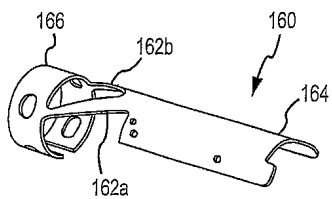
도면12



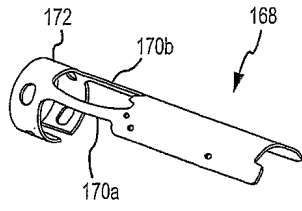
도면13



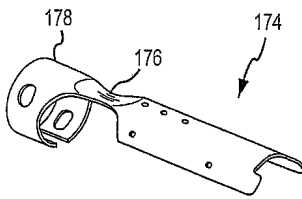
도면14a



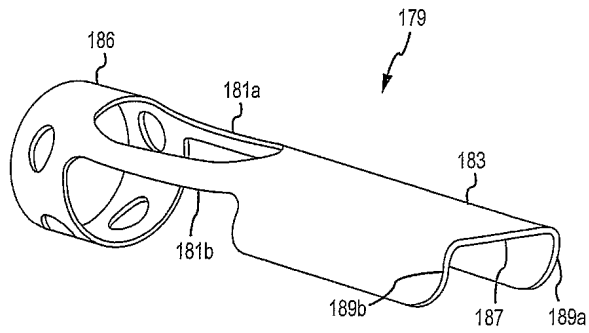
도면14b



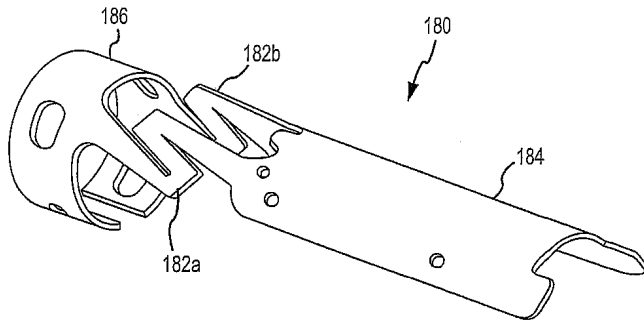
도면14c



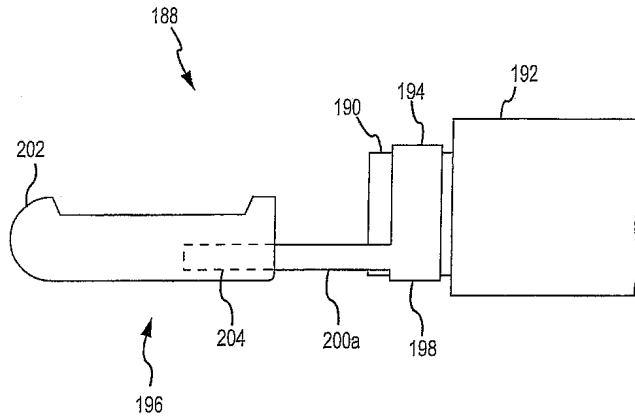
도면14d



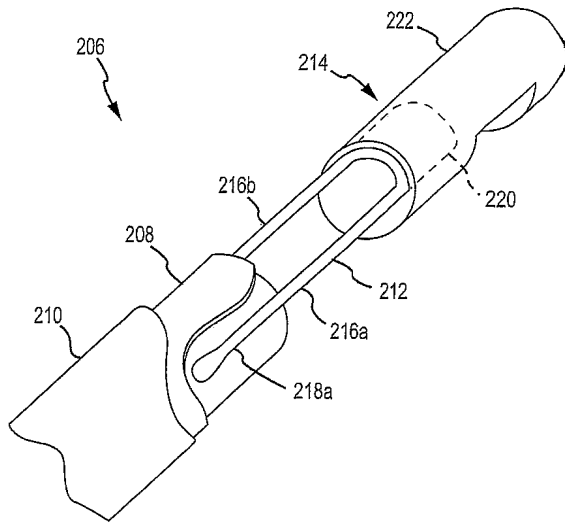
도면15



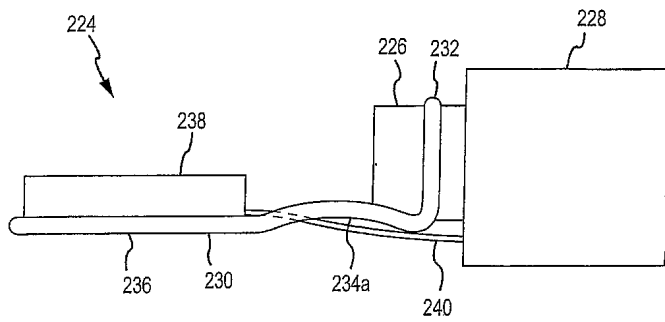
도면16



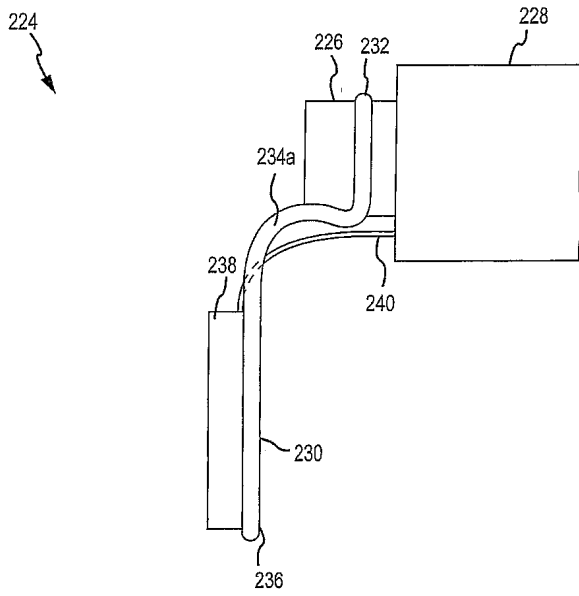
도면17



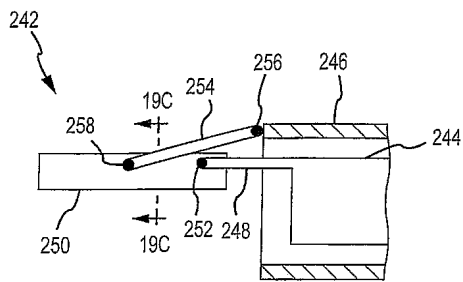
도면18a



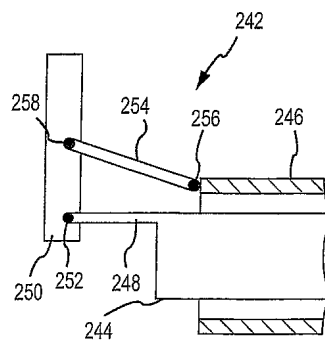
도면18b



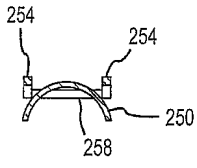
도면19a



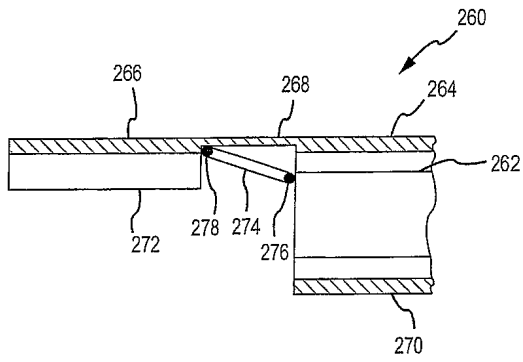
도면19b



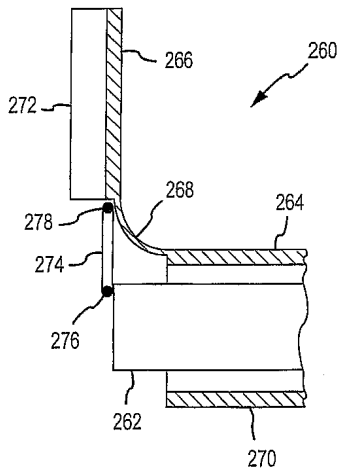
도면19c



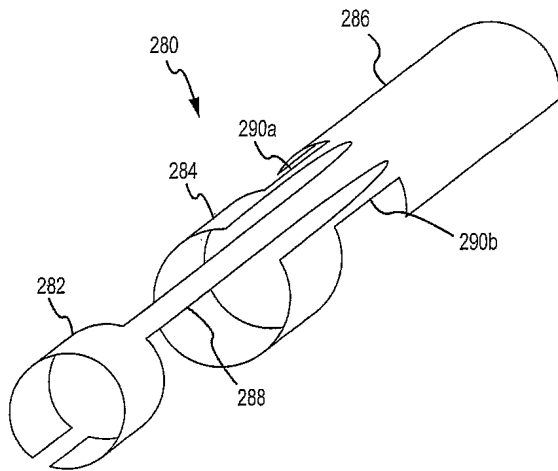
도면20a



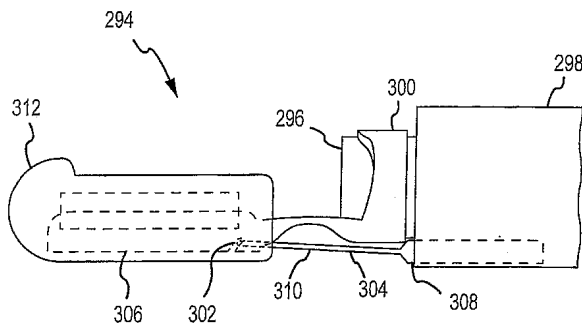
도면20b



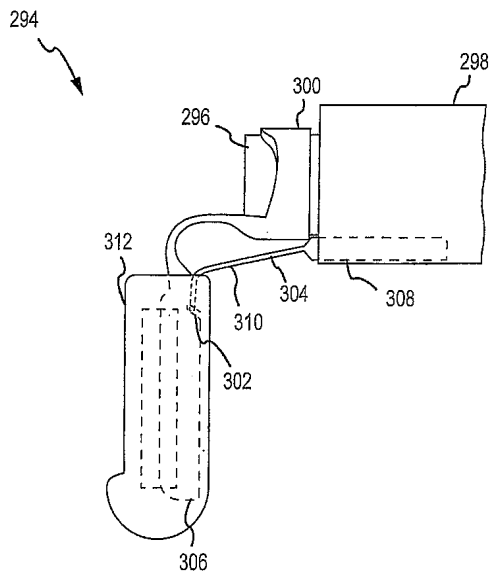
도면21



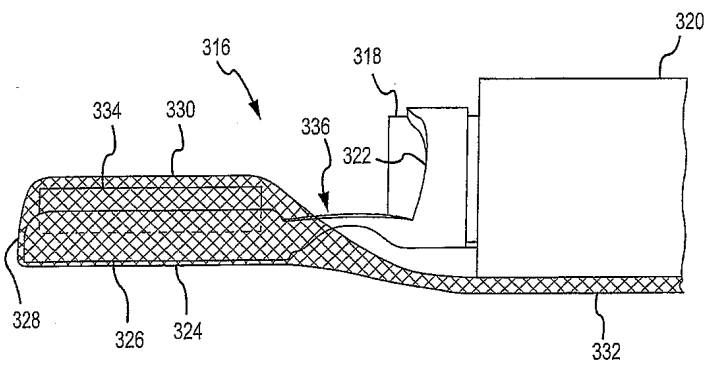
도면22a



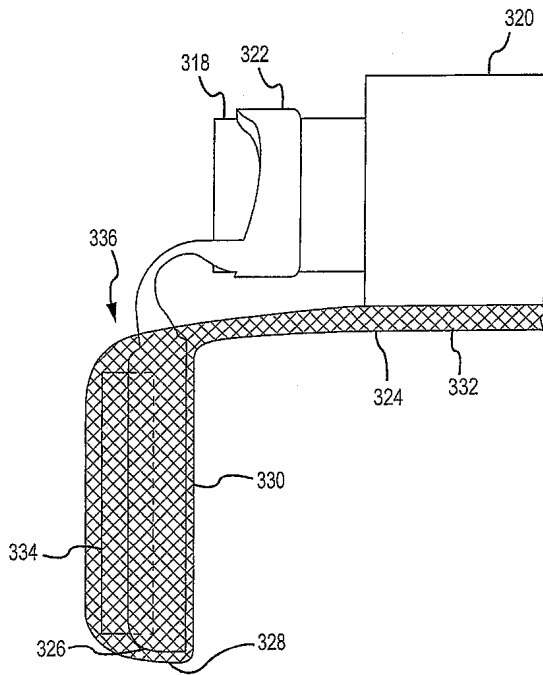
도면22b



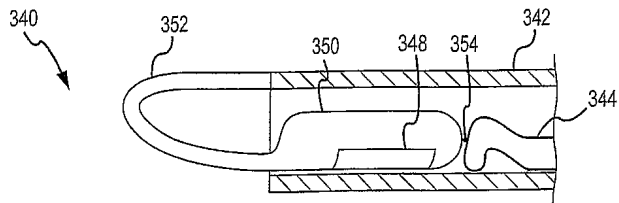
도면23a



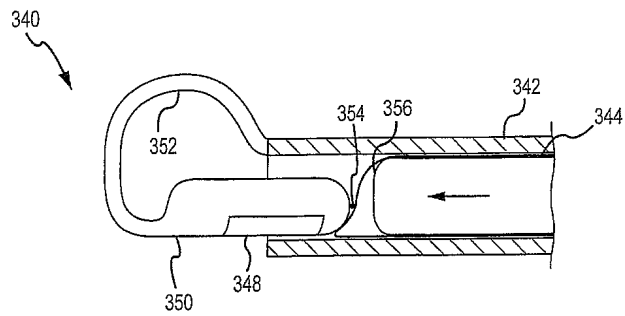
도면23b



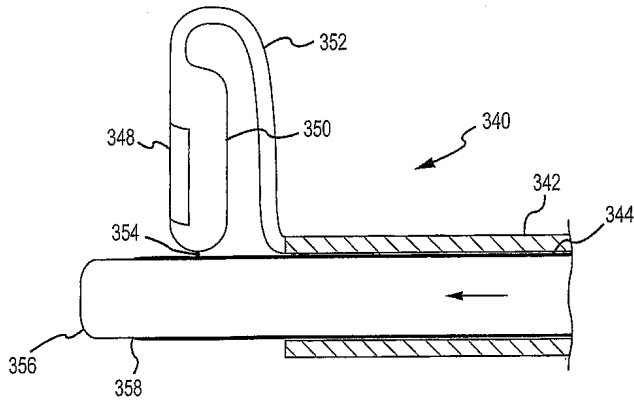
도면24a



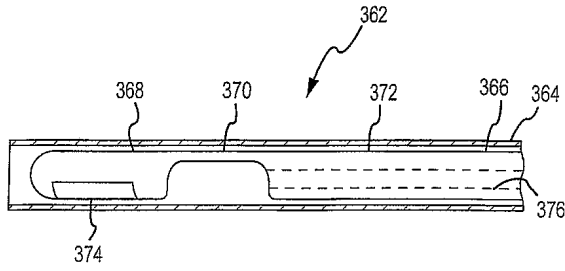
도면24b



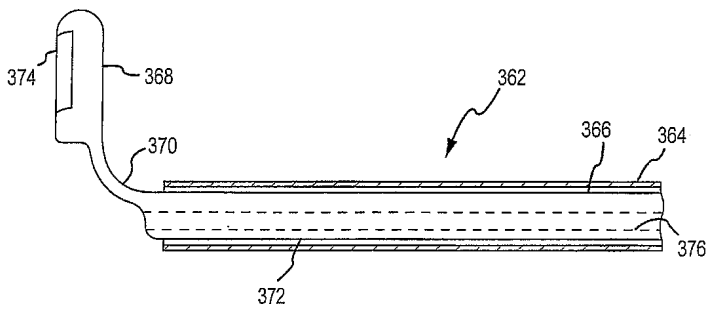
도면24c



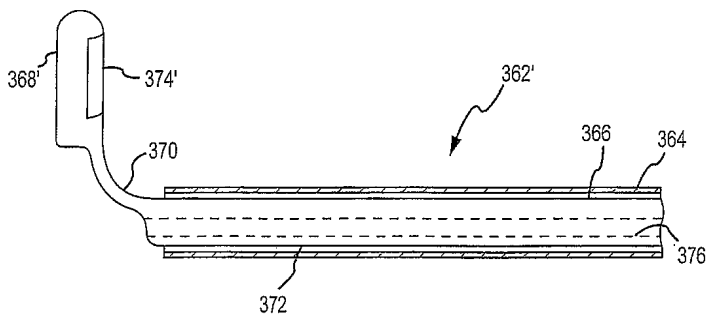
도면25a



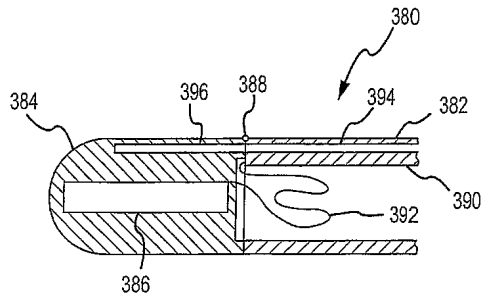
도면25b



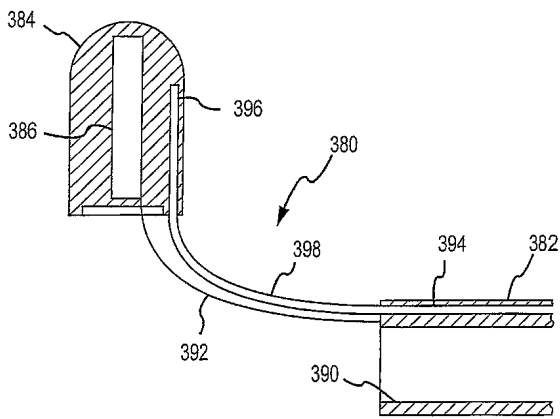
도면25c



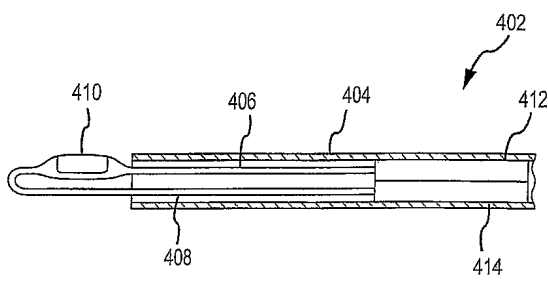
도면26a



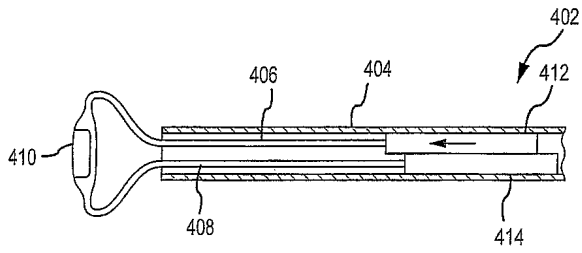
도면26b



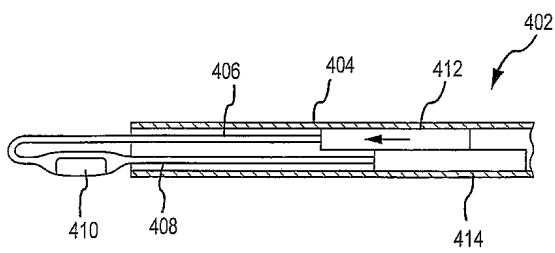
도면27a



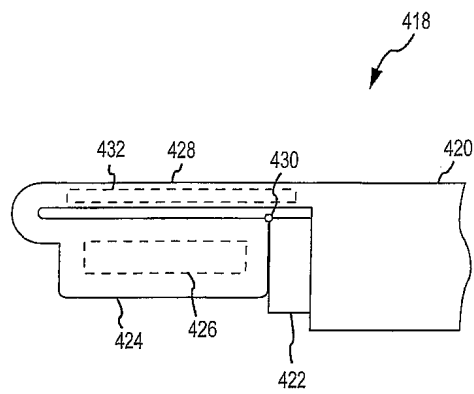
도면27b



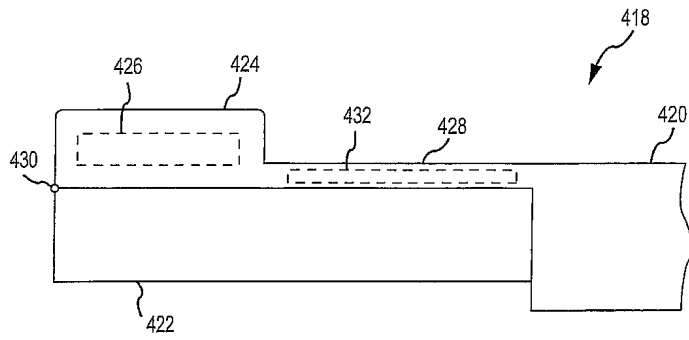
도면27c



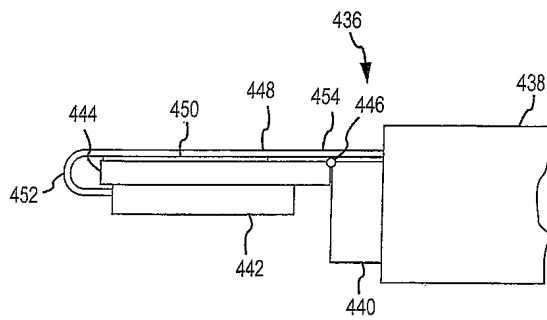
도면28a



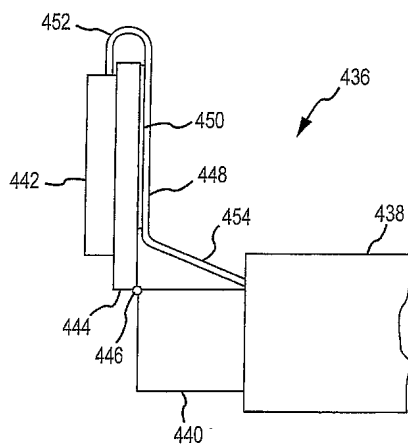
도면28b



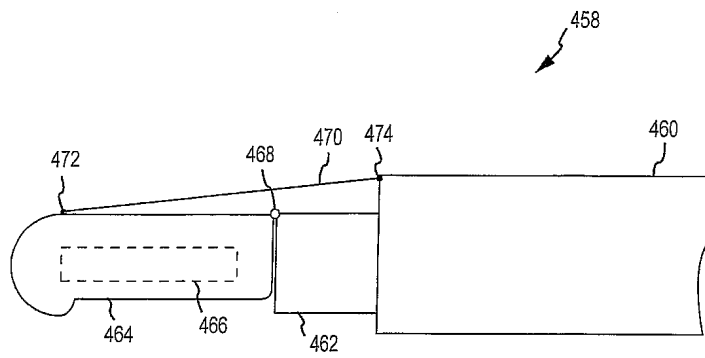
도면29a



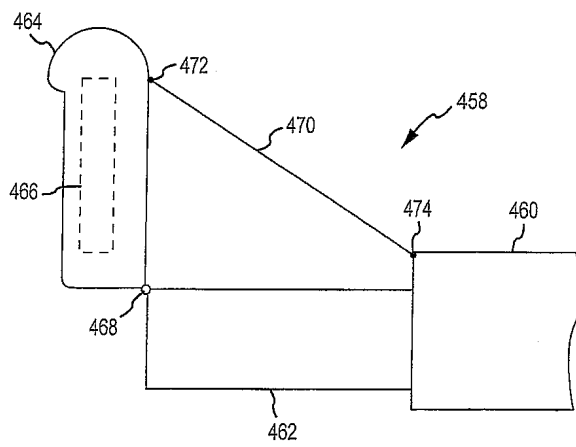
도면29b



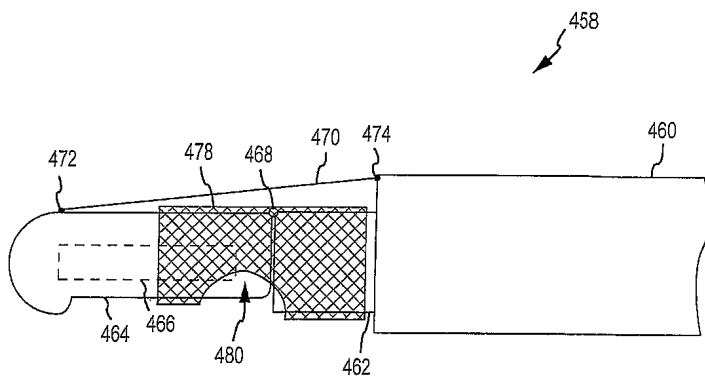
도면30a



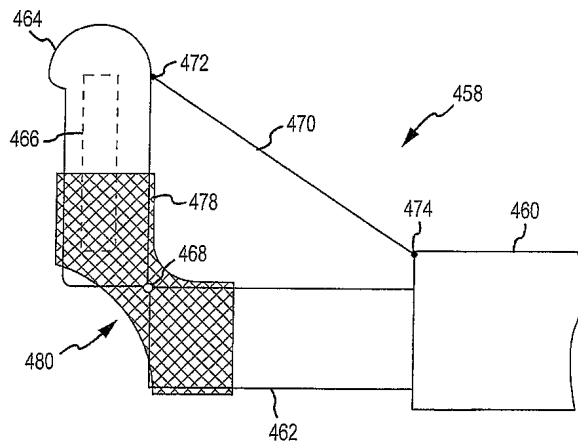
도면30b



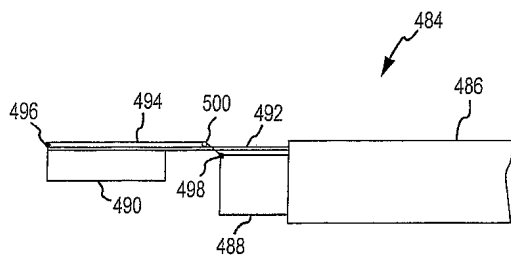
도면31a



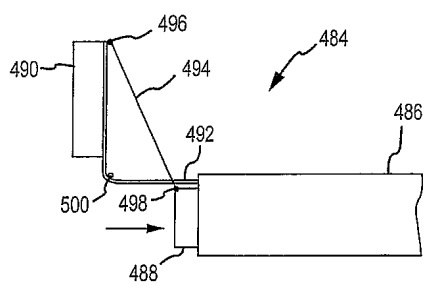
도면31b



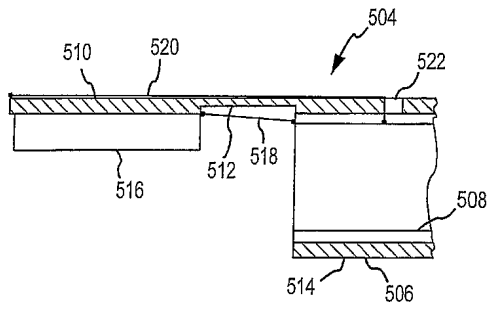
도면32a



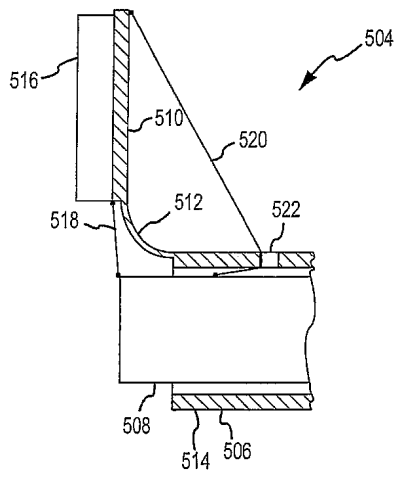
도면32b



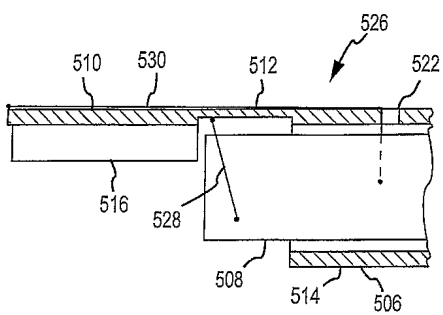
도면33a



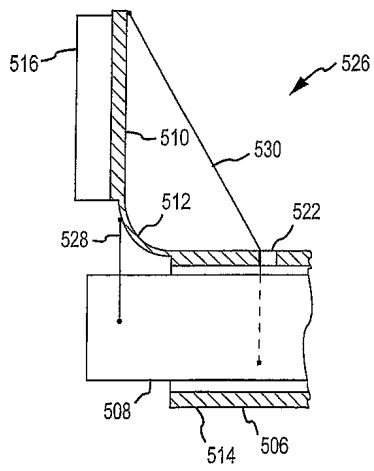
도면33b



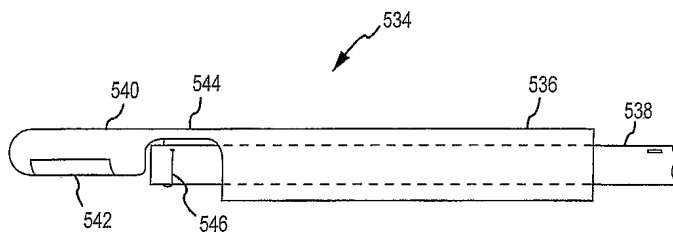
도면34a



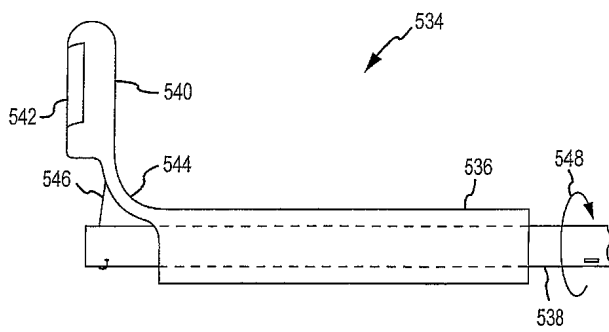
도면34b



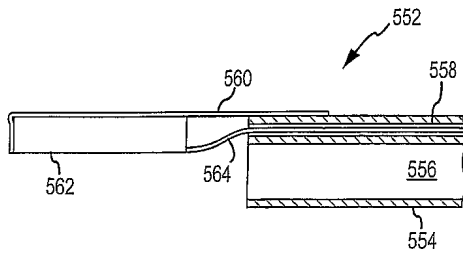
도면35a



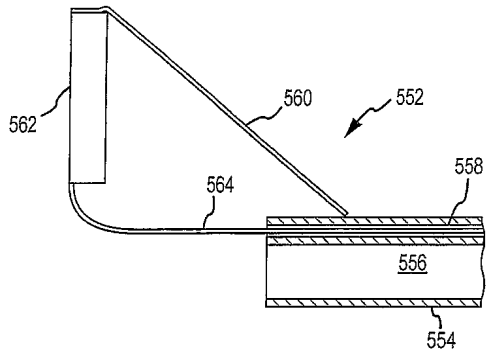
도면35b



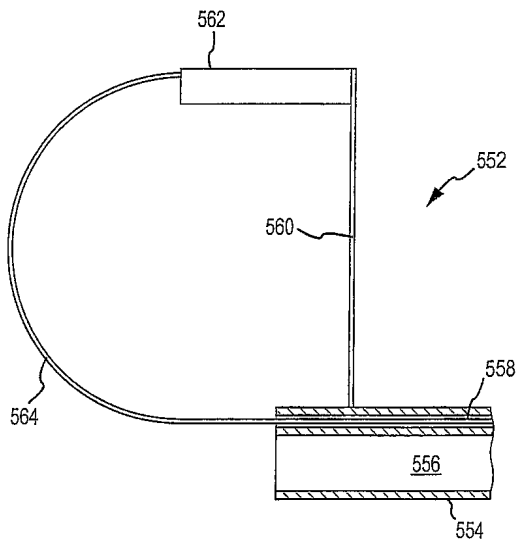
도면36a



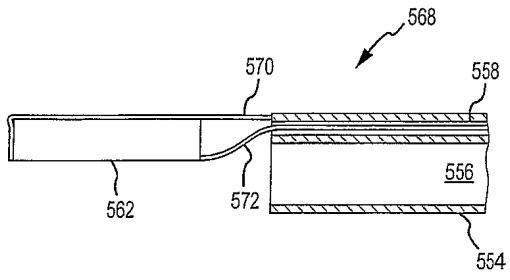
도면36b



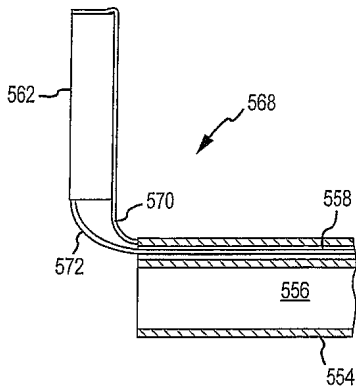
도면36c



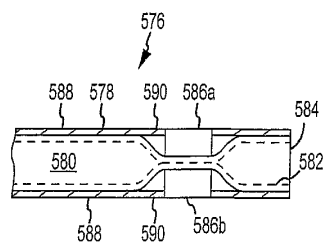
도면37a



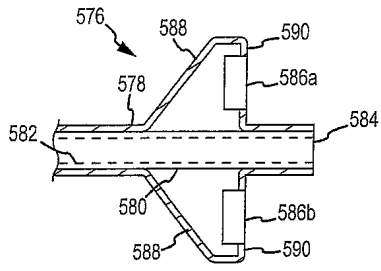
도면37b



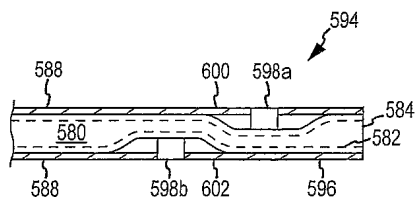
도면38a



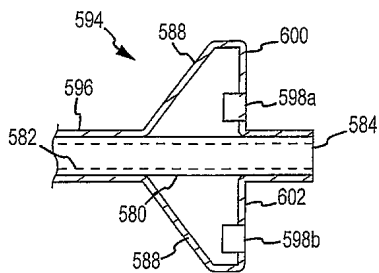
도면38b



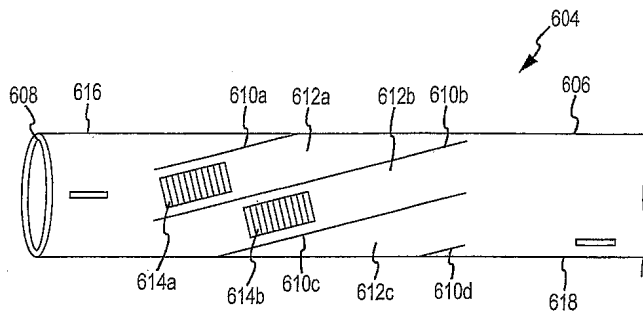
도면39a



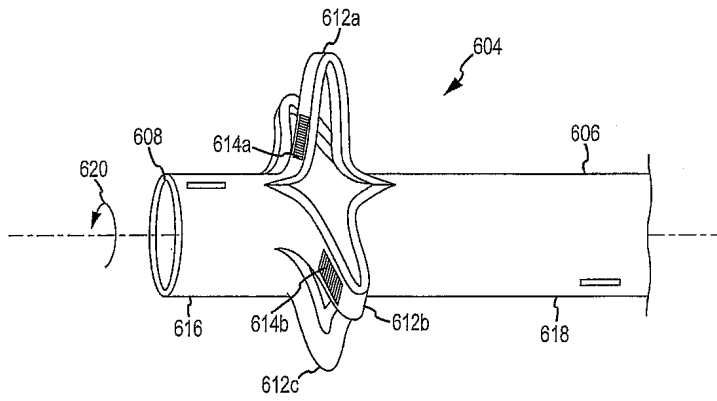
도면39b



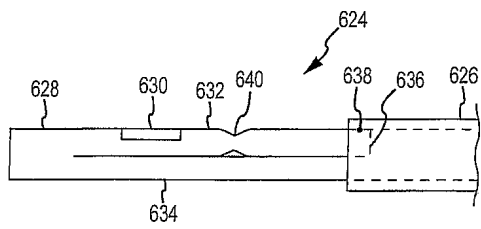
도면40a



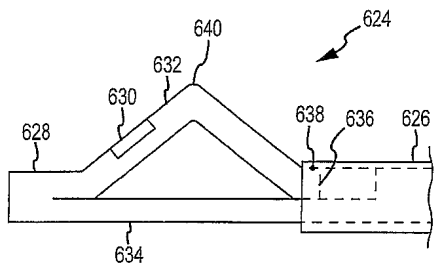
도면40b



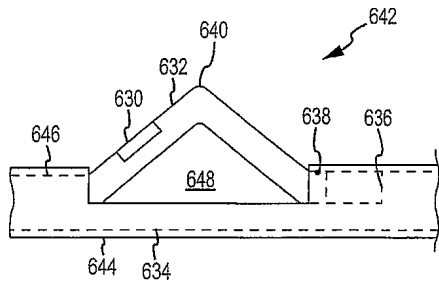
도면41a



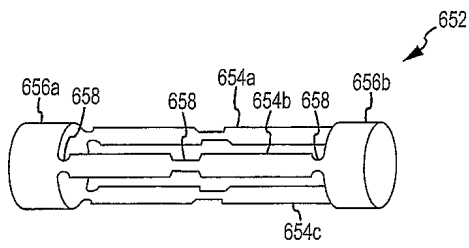
도면41b



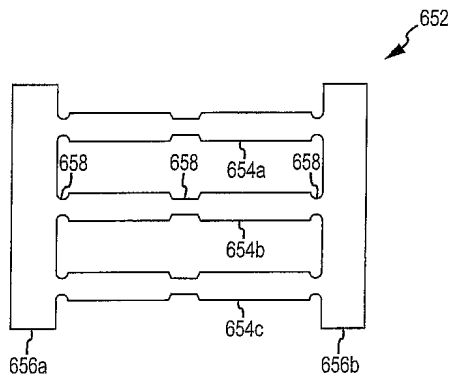
도면41c



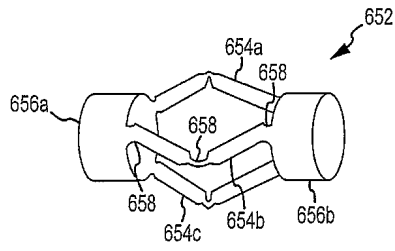
도면42a



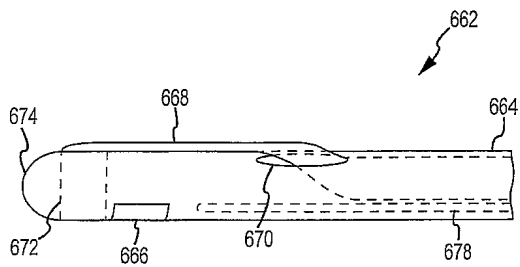
도면42b



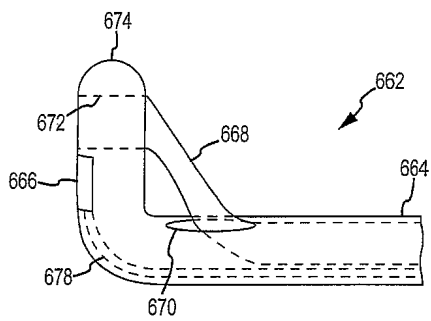
도면42c



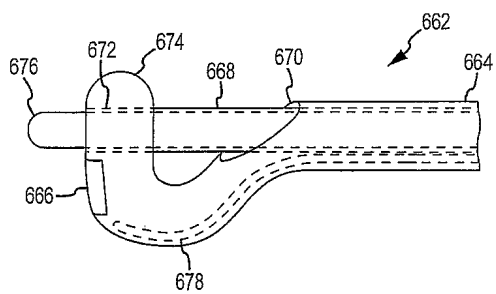
도면43a



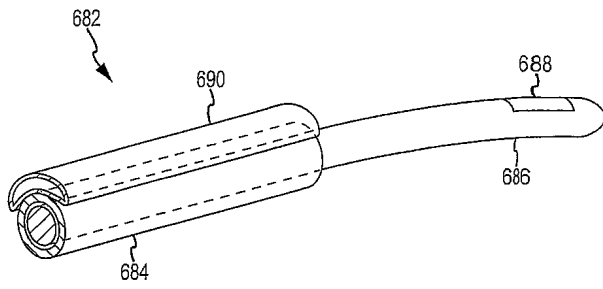
도면43b



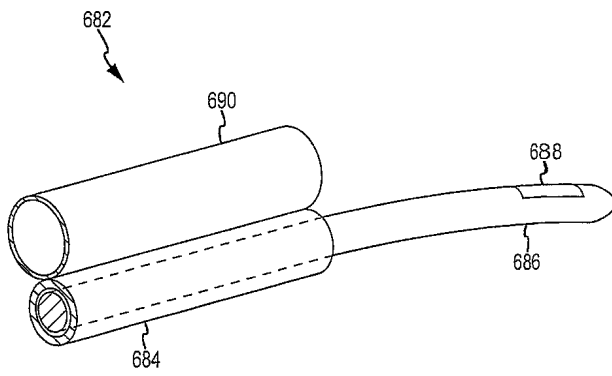
도면43c



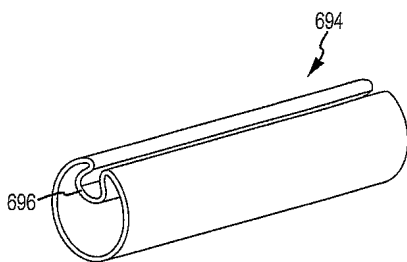
도면44a



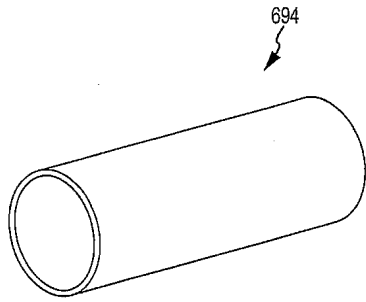
도면44b



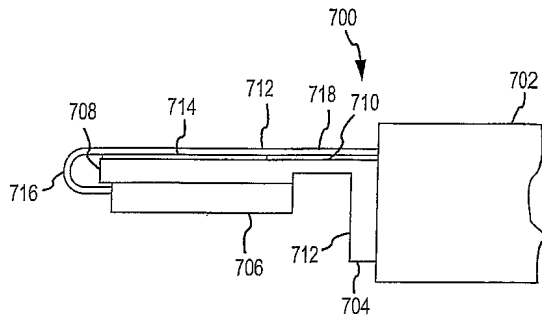
도면45a



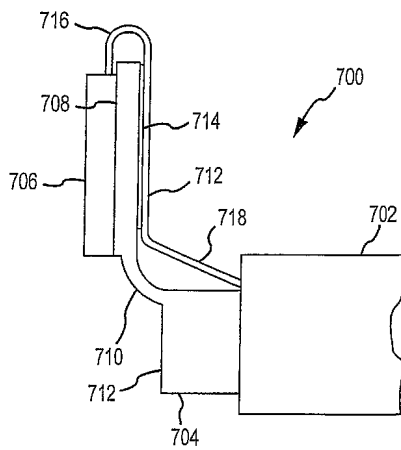
도면45b



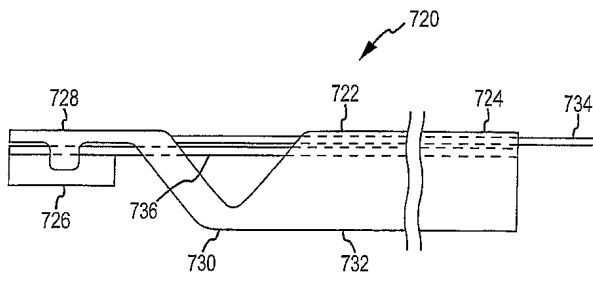
도면46a



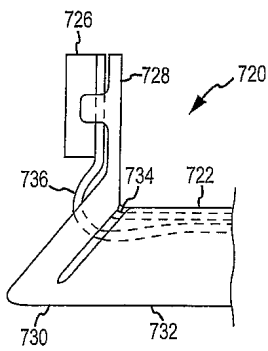
도면46b



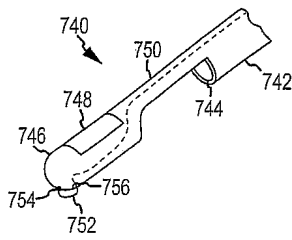
도면47a



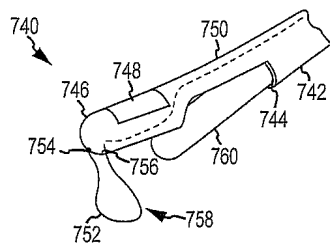
도면47b



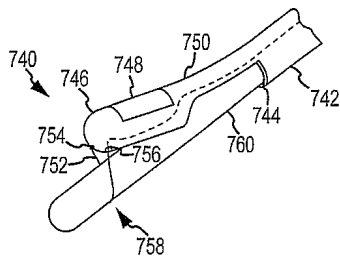
도면48a



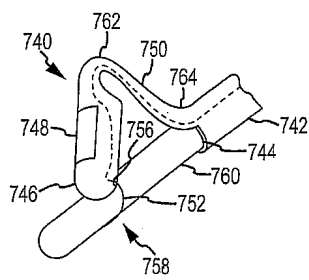
도면48b



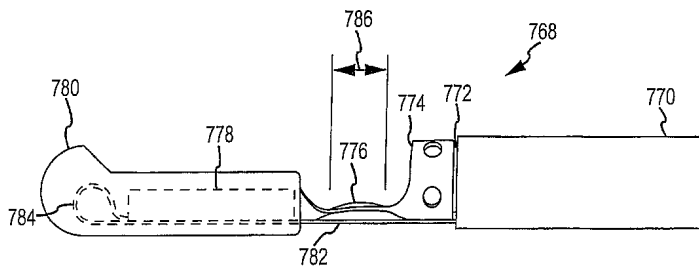
도면48c



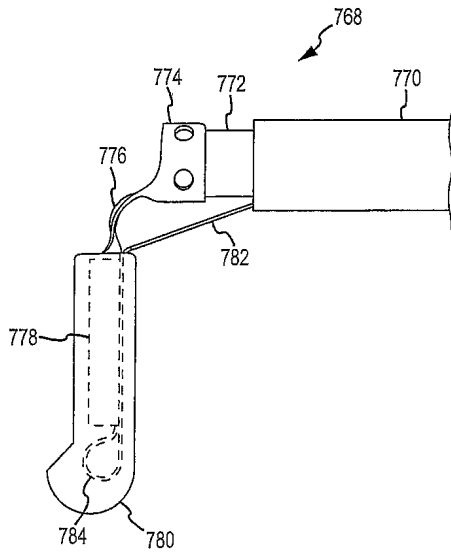
도면48d



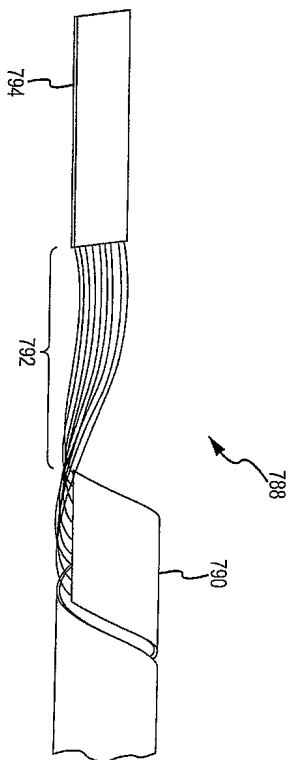
도면49a



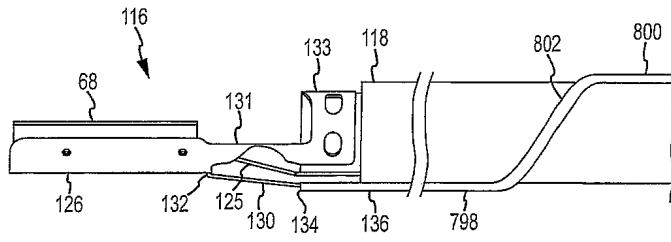
도면49b



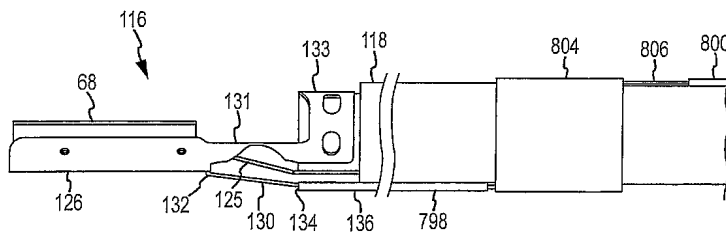
도면50



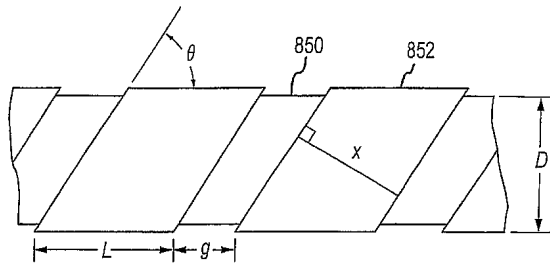
도면51a



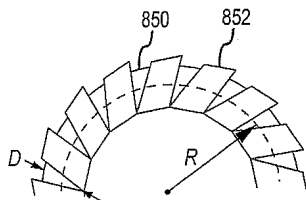
도면51b



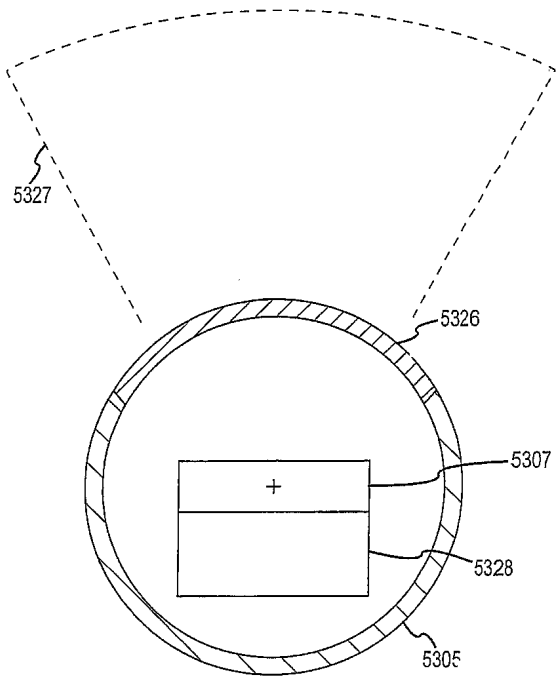
도면52a



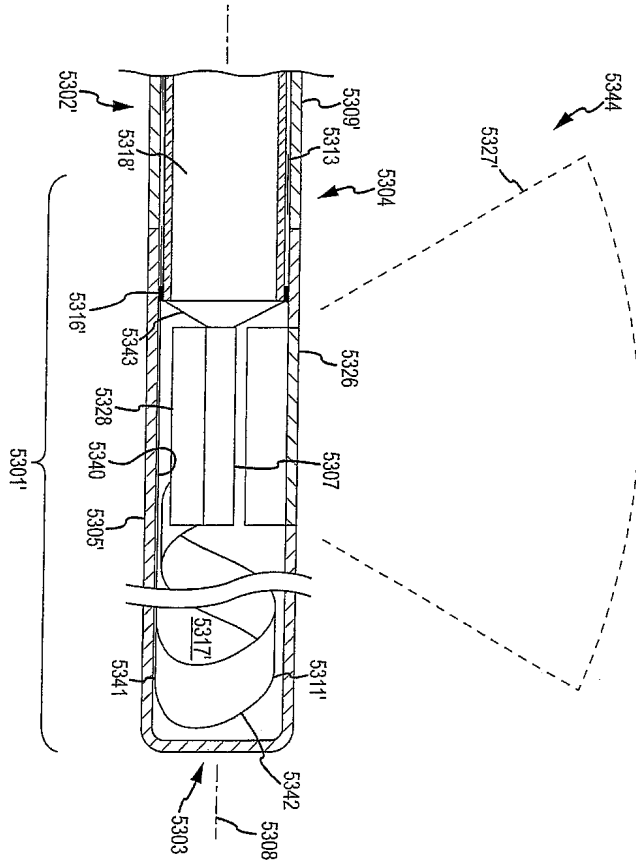
도면52b



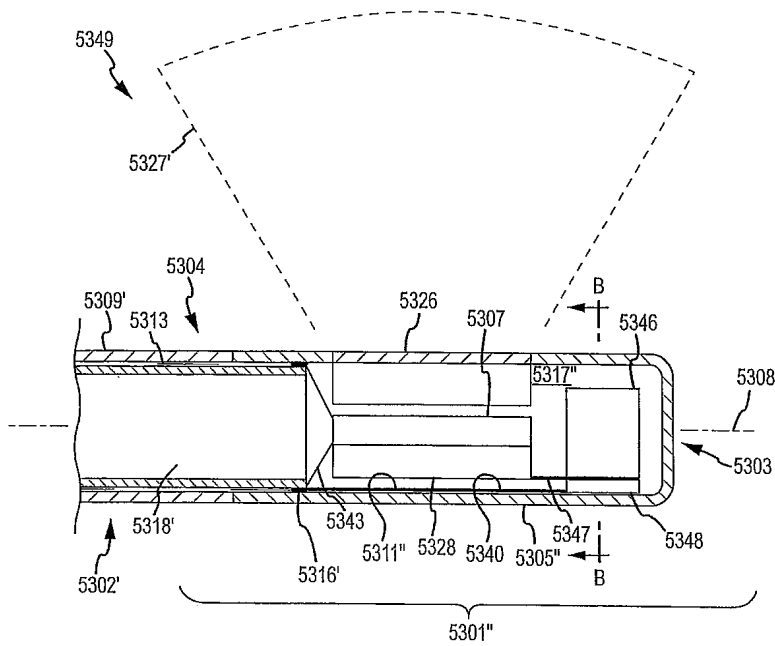
도면54



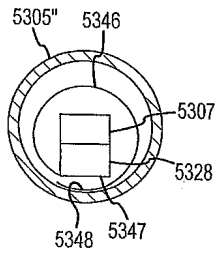
도면55



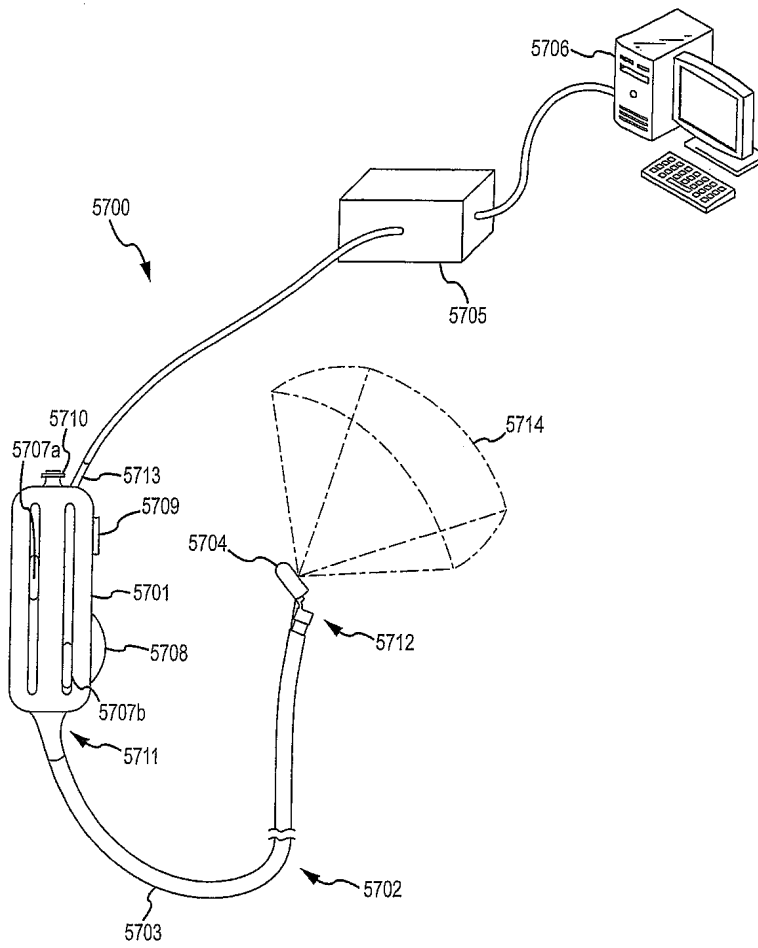
도면56a



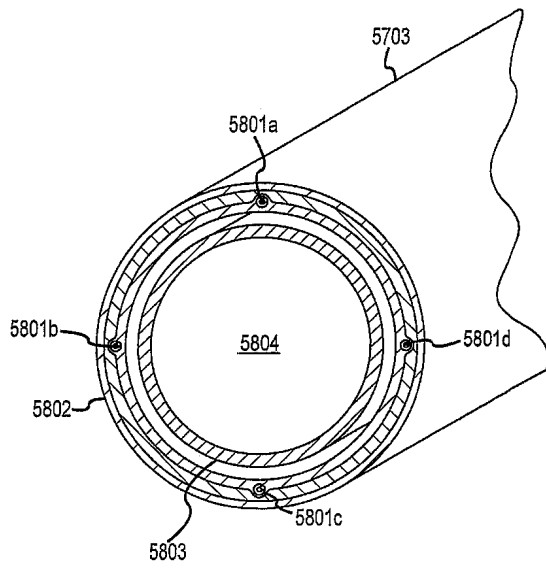
도면56b



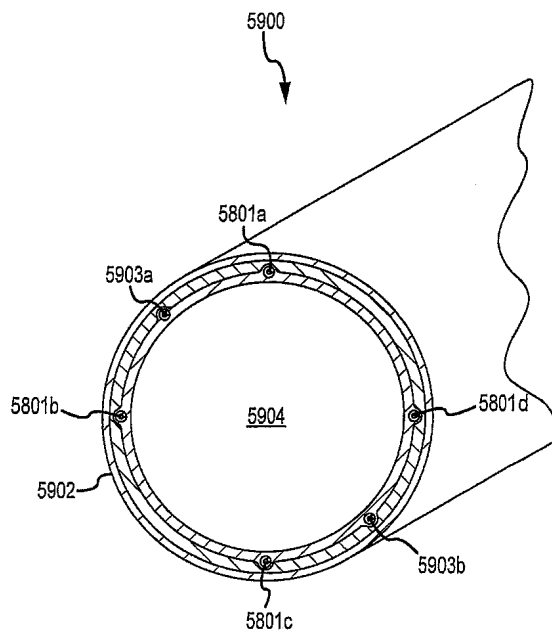
도면57



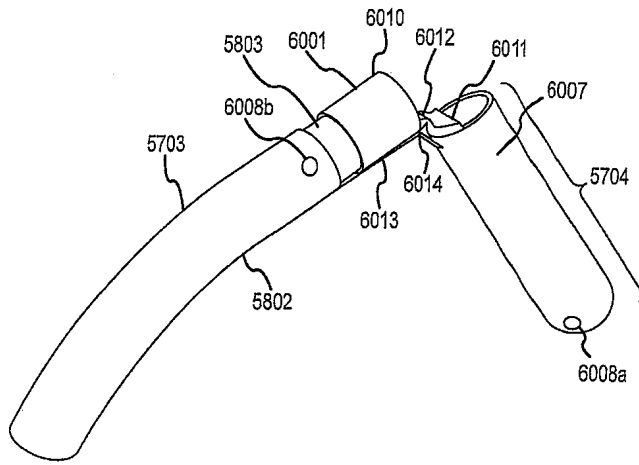
도면58



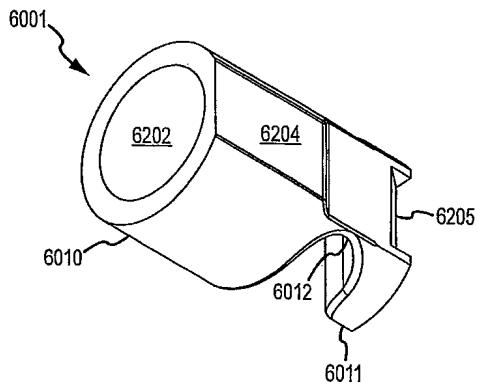
도면59



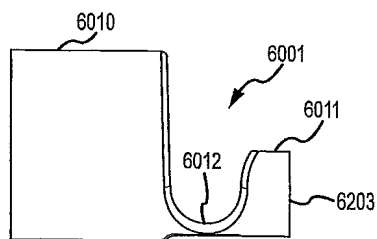
도면62



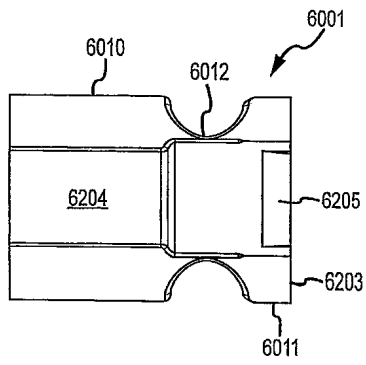
도면63a



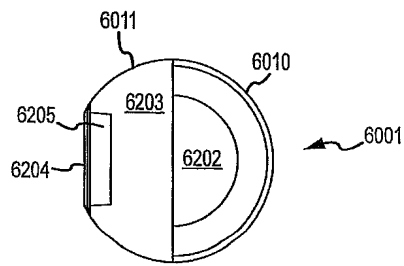
도면63b



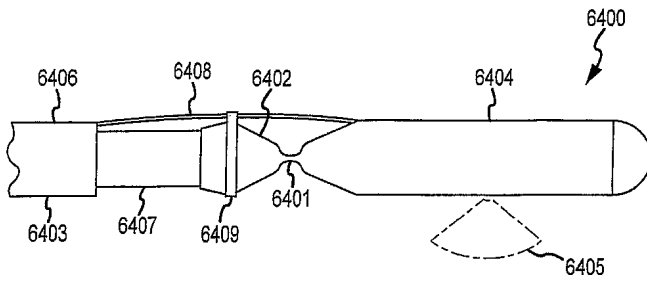
도면63c



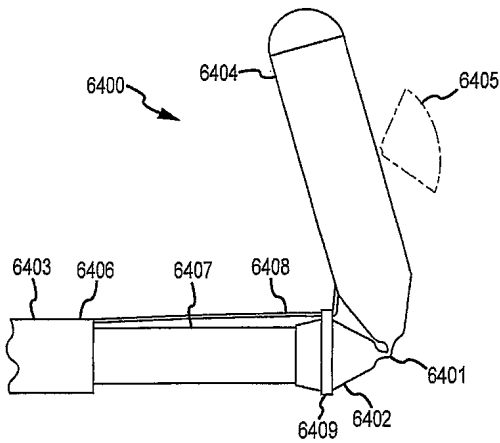
도면63d



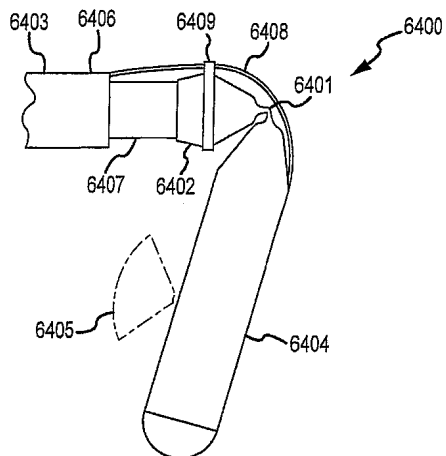
도면64a



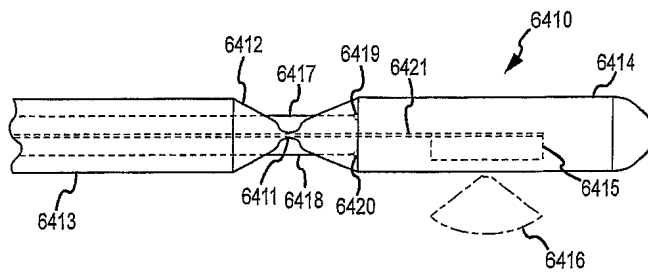
도면64b



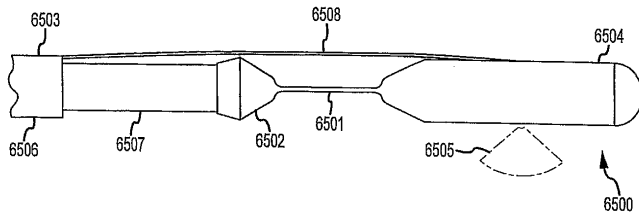
도면64c



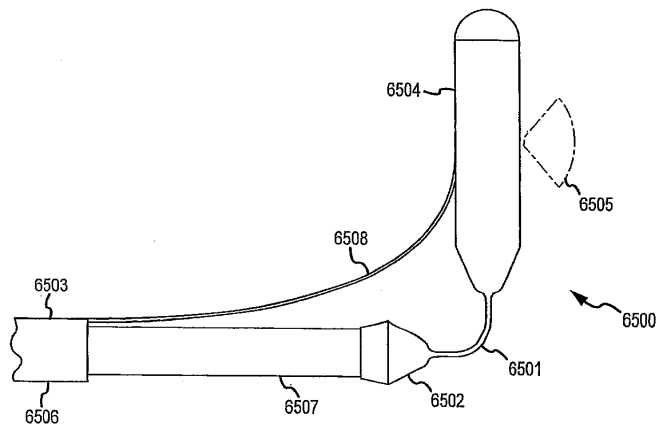
도면64d



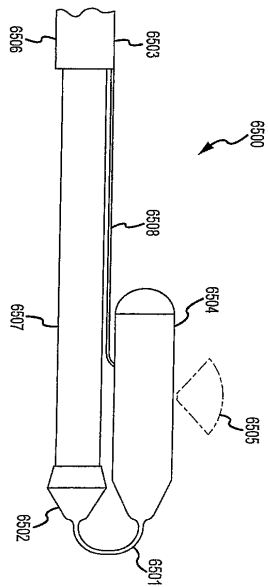
도면65a



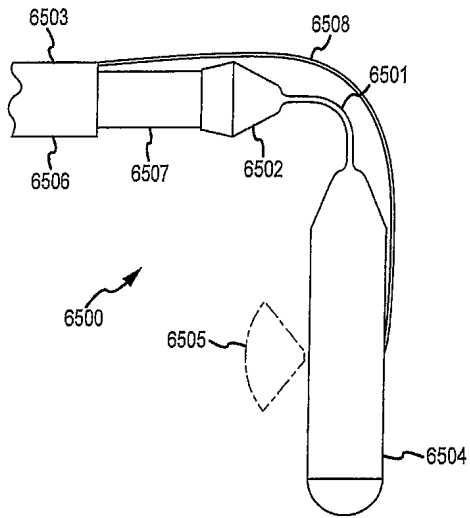
도면65b



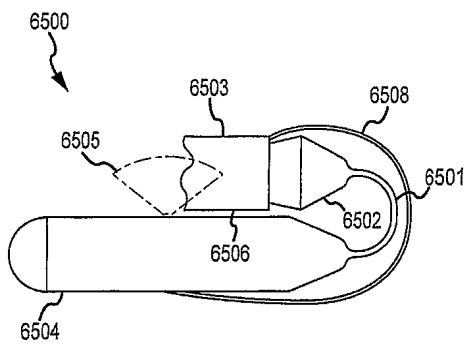
도면65c



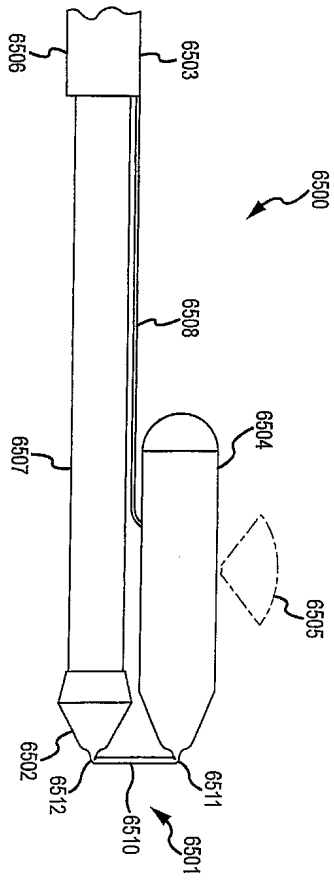
도면65d



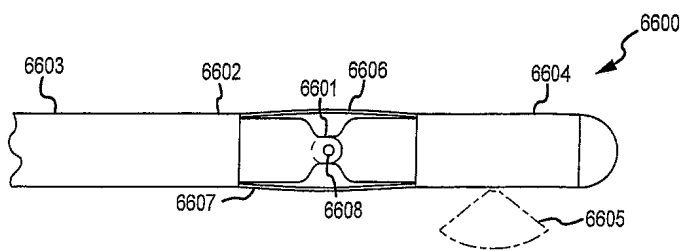
도면65e



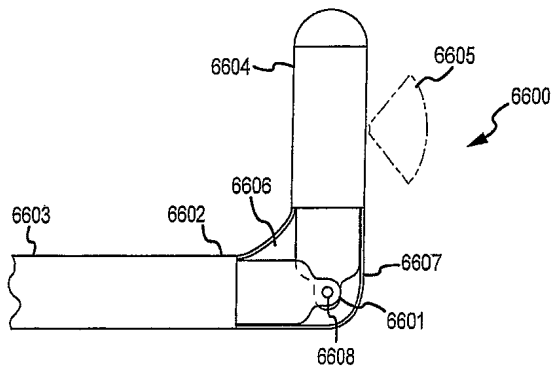
도면65f



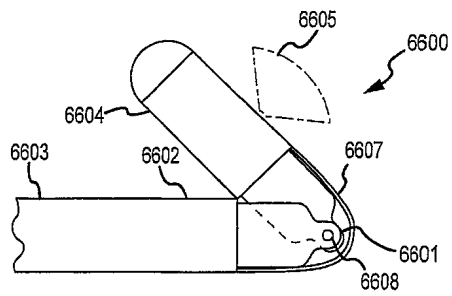
도면66a



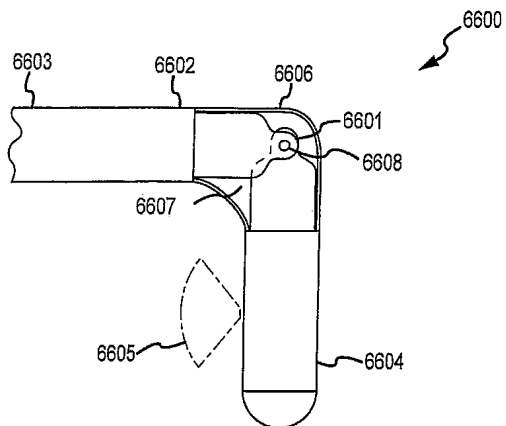
도면66b



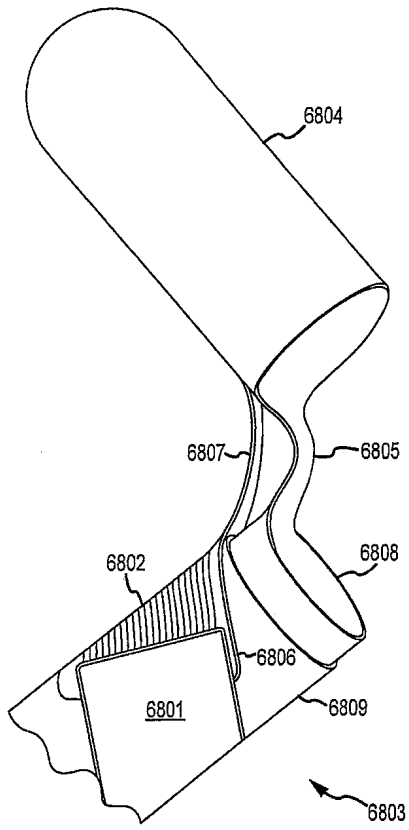
도면66c



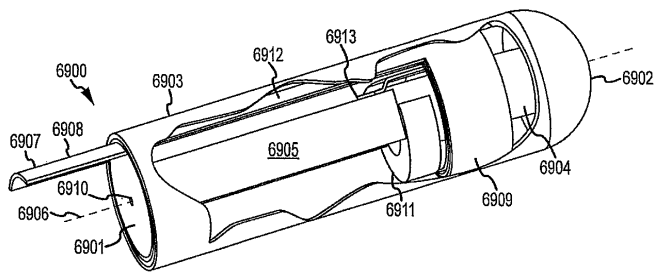
도면66d



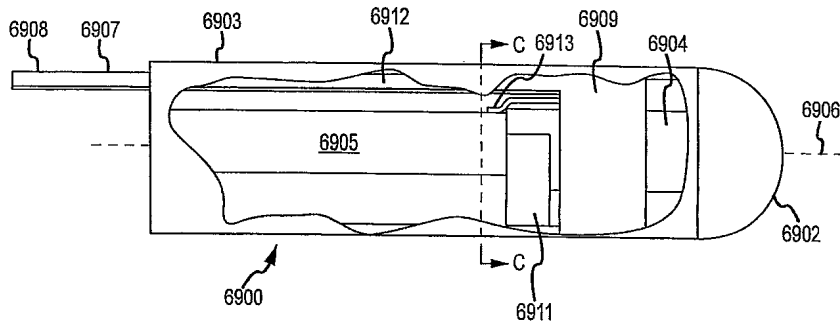
도면68



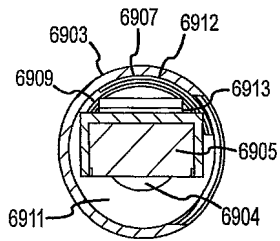
도면69a



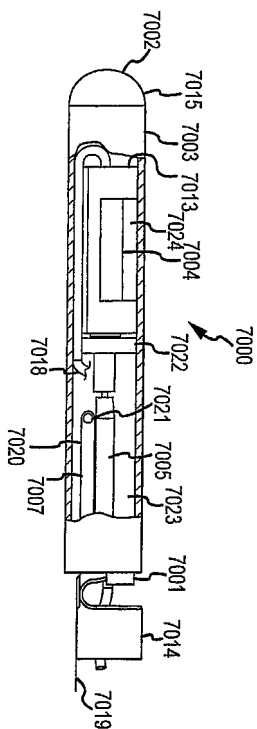
도면69b



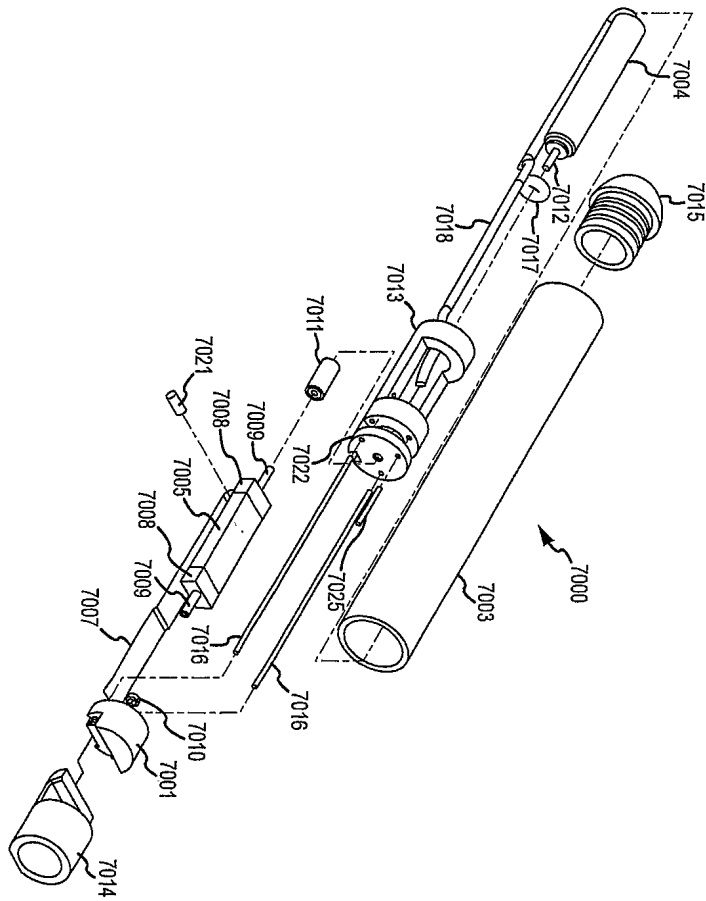
도면69c



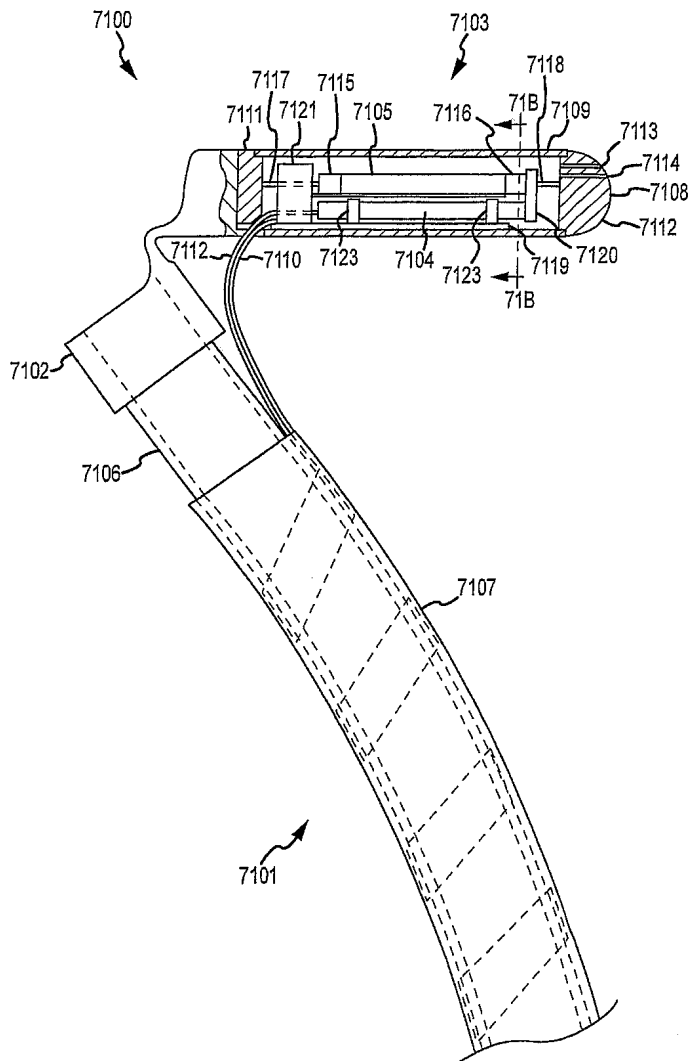
도면70a



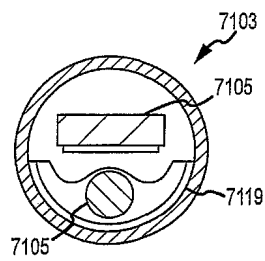
도면70b



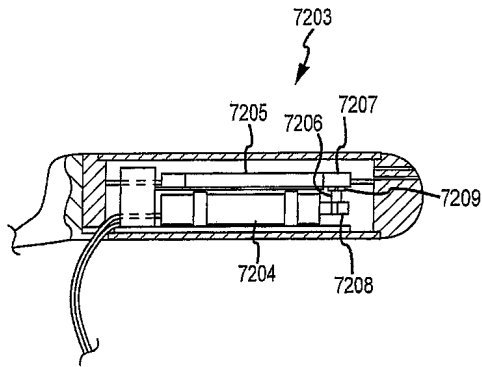
도면71a



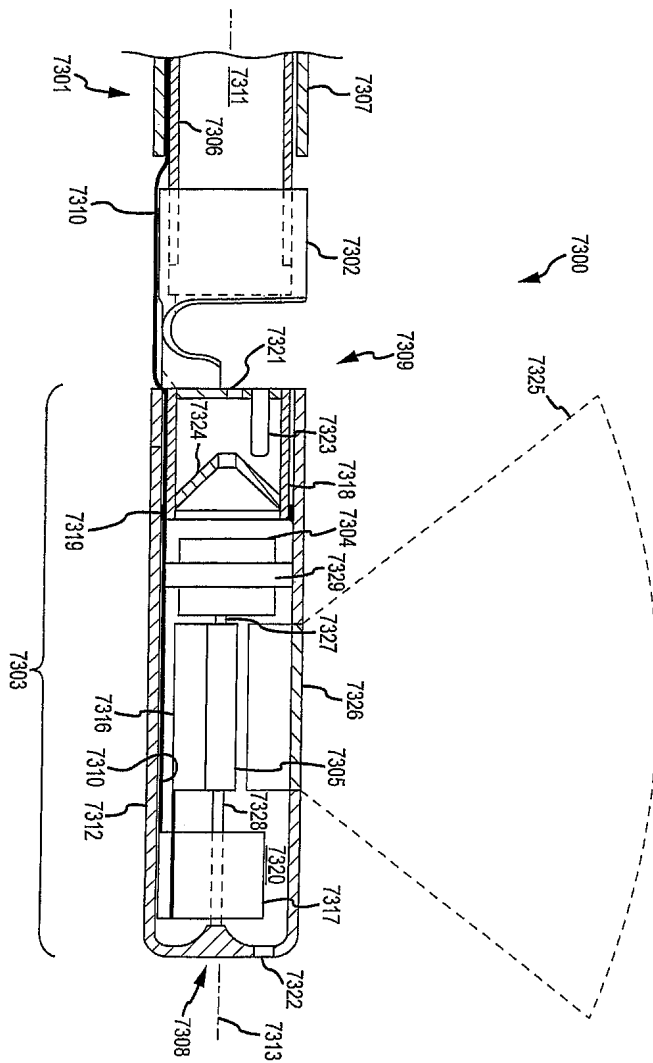
도면71b



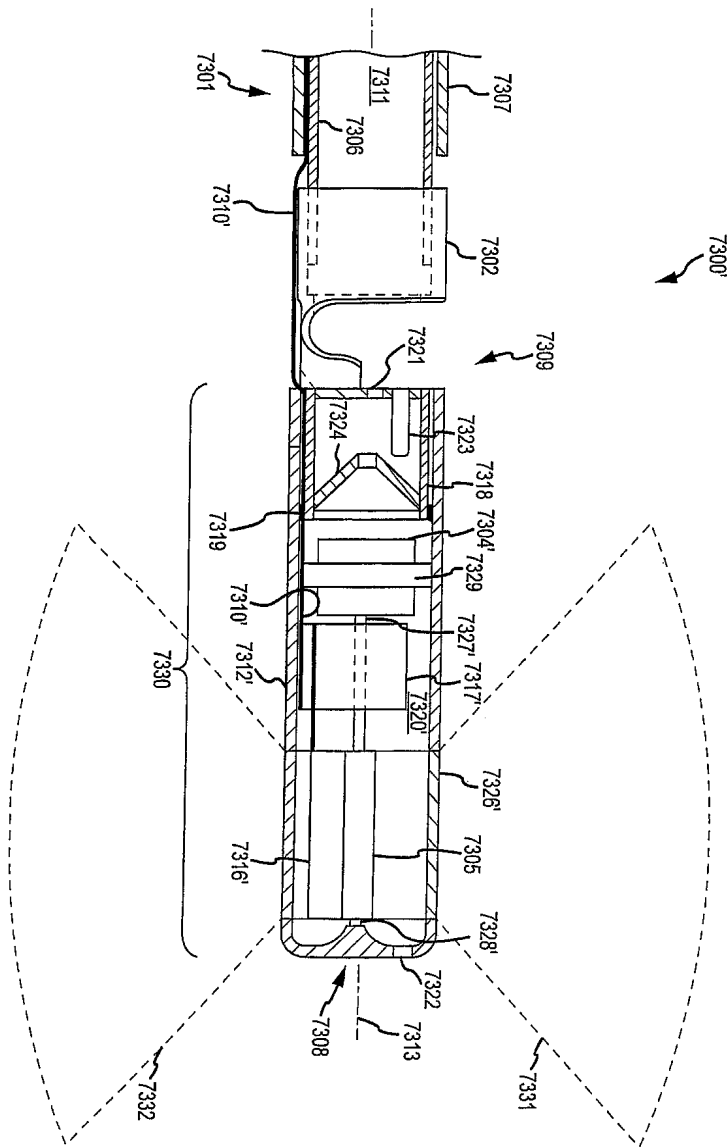
도면72



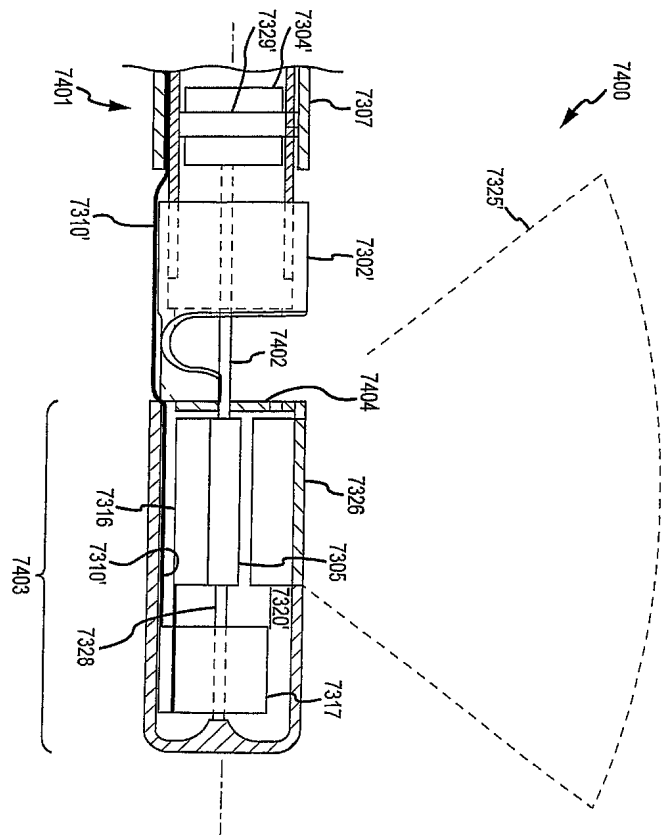
도면73a



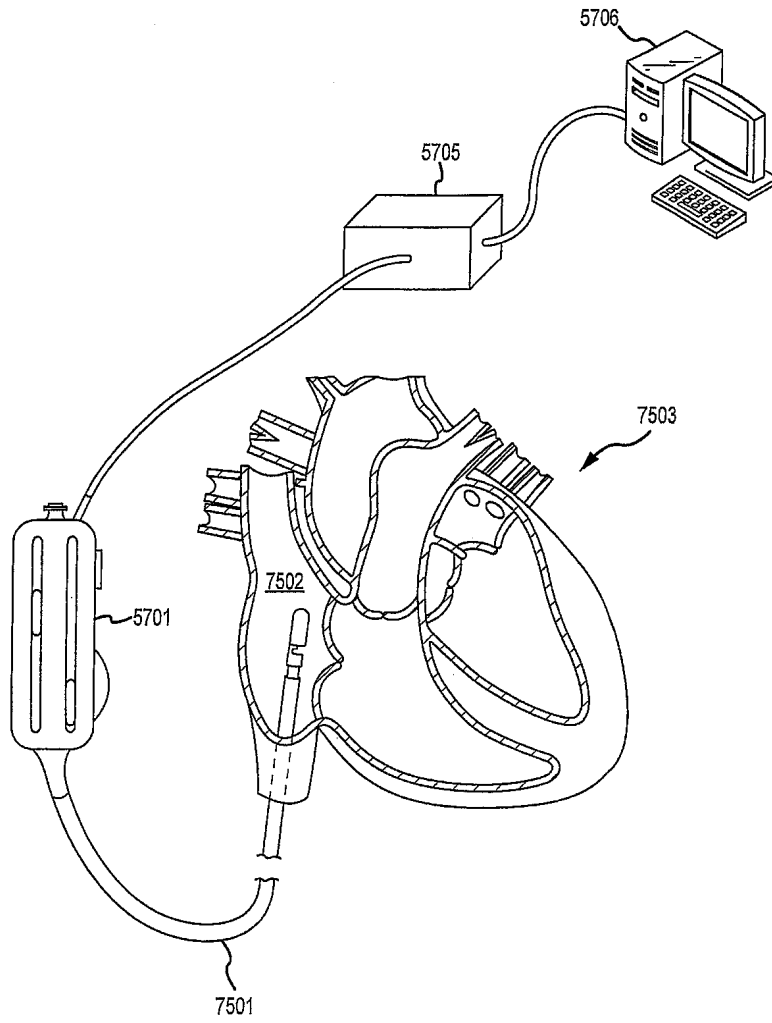
도면73b



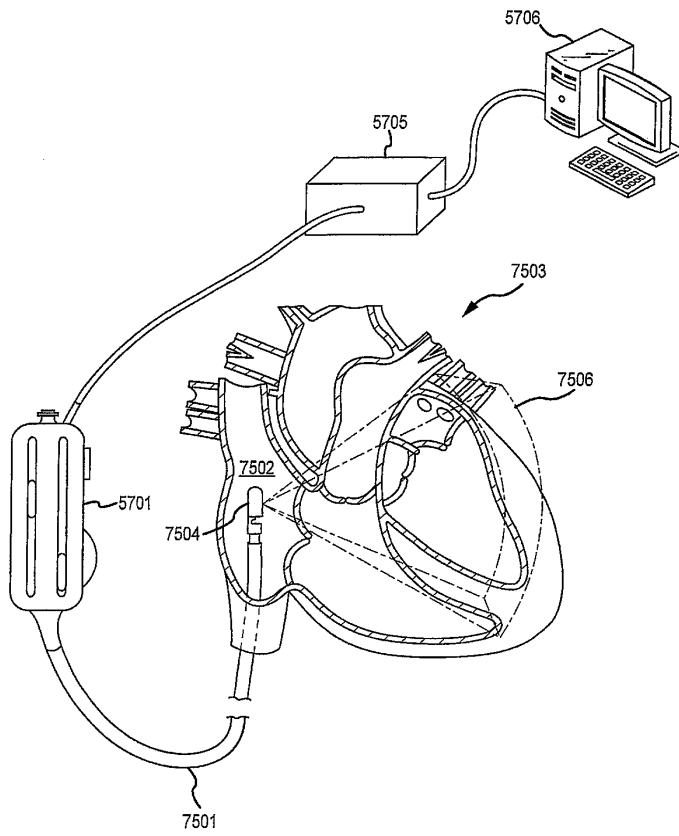
도면74



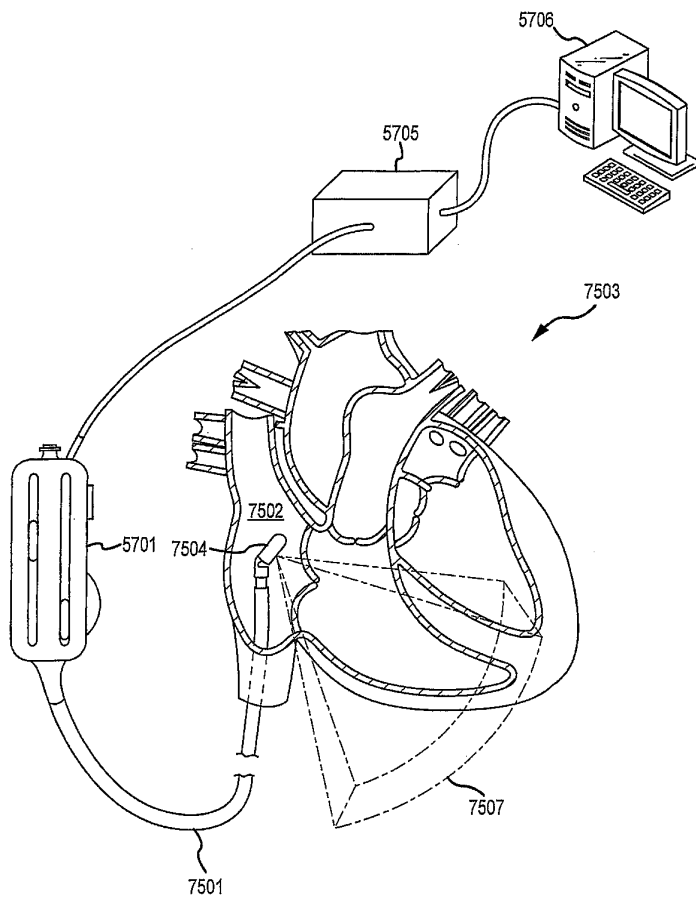
도면75



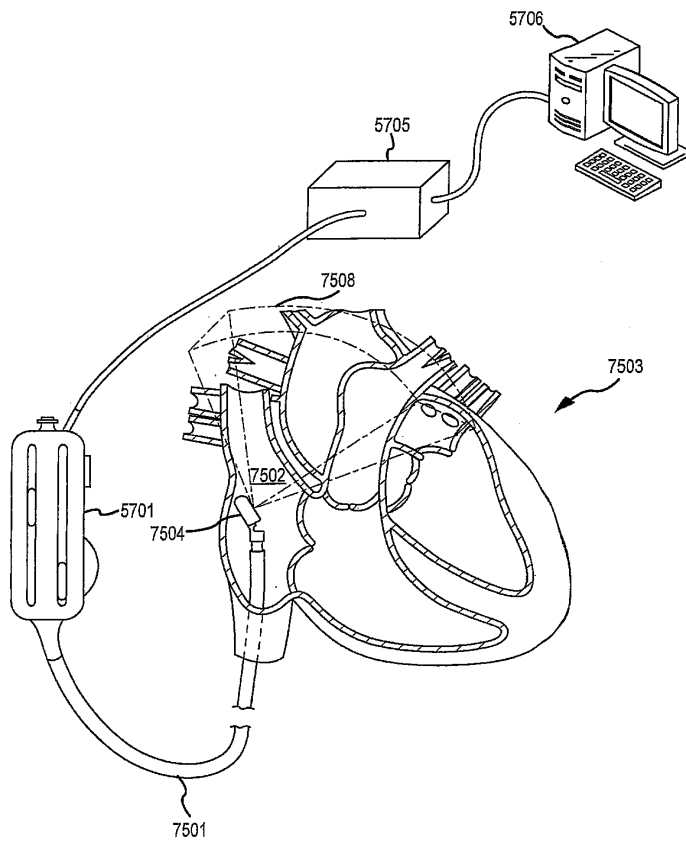
도면76



도면77



도면78



专利名称(译)	标题导管		
公开(公告)号	KR101437251B1	公开(公告)日	2014-09-02
申请号	KR1020127020744	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	CULLY EDWARD H 컬리에드워드에이치 DIETZ DENNIS R 디에츠데니스알 FRANKLIN CURTIS J 프랭클린커티스제이 NORDHAUSEN CRAIG T 노드하우젠크레이그티 OAKLEY CLYDE G 오크레이클라이드지 PATTERSON RYAN C 패터슨라이언씨 POLENSKE JIM H 폴렌스케짐에이치 SHILLING THOMAS W 실링토마스더블유 TOLT THOMAS L 톨트토마스엘		
发明人	컬리에드워드에이치 디에츠데니스알 프랭클린커티스제이 노드하우젠크레이그티 오크레이클라이드지 패터슨라이언씨 폴렌스케짐에이치 실링토마스더블유 톨트토마스엘		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/4281 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4466		
代理人(译)	Gimseonggi Gimtaehong		
优先权	12/684079 2010-01-07 US		
其他公开文献	KR1020130029042A		
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。为了在围绕图像循环的情况下完全拍摄图像，并且在其中可偏转构件包括超声换能器阵列的超声换能器阵列的情况下导管与导管一起布置，其可以是可操作的。在围绕导管循环的情况下，超声换能器阵列可以确保远离导管端部的视野范围。或者为了使导管能够以实时模式操作以便以非实时方式产生三维图像，它可以在电动机中互连，从而引起超声换能器阵列的往返盘旋运动。

