



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0033941
 (43) 공개일자 2011년04월01일

(51) Int. Cl.
A61F 2/82 (2006.01) **A61F 2/84** (2006.01)
A61B 17/12 (2006.01) **A61M 29/00** (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2011-7004056
 (22) 출원일자(국제출원일자) 2009년07월21일
 심사청구일자 없음
 (85) 번역문제출일자 2011년02월22일
 (86) 국제출원번호 PCT/US2009/051316
 (87) 국제공개번호 WO 2010/011694
 국제공개일자 2010년01월28일
 (30) 우선권주장
 61/082,579 2008년07월22일 미국(US)

(71) 출원인
마이크로 테라퓨틱스 인코포레이티드
 미국 캘리포니아 92618 엘바인 툴레도 웨이 9775
 (72) 발명자
레비, 엘라드
 미국 14226 뉴욕 애머스트 르브런 888
슬리, 일
 미국 92677 캘리포니아 라구나 니구엘 화이트 세
 일 7
 (뒷면에 계속)
 (74) 대리인
특허법인에이아이피

전체 청구항 수 : 총 26 항

(54) 혈관 리모델링 장치

(57) 요약

대체로 구형의 혈관 리모델링 장치(50, 80, 110, 130)는 동맥류(20)를 갖는 분기부(60)의 수입 및 수출 혈관들의 접합부에 영구적으로 위치설정될 수 있다. 장치(50, 80, 110, 130)가 접합부의 형상에 실질적으로 부합되도록 접합부에 장치(50, 80, 110, 130)를 위치설정한 이후에, 장치(50, 80, 110, 130)는 동맥류(20)의 외부로의 대상 물질들의 탈출을 방지하기 위한 받침대로서 작용하며, 장치(50, 80, 110, 130)는 수출 혈관들로의 관류를 허용한다. 장치(50, 80, 110, 130)의 위치설정은 전개 및 카테터로부터의 기계적 또는 전해적 방출을 포함할 수 있다. 색전 재료(28, 62)가 장치(50, 80, 110, 130)의 위치설정 이전 또는 이후에 동맥류(20) 내에 삽입될 수 있다. 장치(50, 80, 110, 130)는 제1 단부(81, 111, 131)와, 제1 단부(81, 111, 131)에 실질적으로 대향한 제2 단부(81, 112, 132)와, 제1 단부(81, 111, 131) 및 제2 단부(82, 112, 132)에 결합되어 그 사이에서 연장하는 복수의 필라멘트들(84, 114, 143)을 포함한다. 이런 장치들(50, 80, 110, 130)은 축구공 형상, 호박 형상 또는 비틀린 형상일 수 있다. 장치(50)는 대체로 구형 형상을 형성하는 복수의 루프들(52)을 포함할 수 있다.

(72) 발명자

슈리바스타바, 산제이

미국 92603 캘리포니아 얼바인 티얼드롭 16

슈만, 빅토리아

미국 90803 캘리포니아 롱 비치 #391 이스트 세컨드 스트리트 5318

호원, 앤디

미국 92683 캘리포니아 웨스트미니스터 맥클루어 애브뉴 9352

루, 웬-펑

미국 92612 캘리포니아 얼바인 파크뷰 레인 #4에이 3801

특허청구의 범위

청구항 1

접합부를 구비하는 수출 혈관과 수입 혈관들을 구비하는 분기부의, 목부와 기저부를 구비하는 동맥류를 치료하는 방법에 있어서,

상기 분기부의 상기 접합부에 인접하게 카테터를 전진시키는 단계로서, 상기 카테터는 압축된 상태의 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치를 적어도 부분적으로 수용하는, 카테터 전진 단계와,

상기 분기부의 상기 접합부에 상기 장치를 위치설정하는 단계와,

상기 카테터를 인출하고 상기 분기부의 상기 접합부에 상기 장치를 남겨두는 단계를 포함하고,

상기 장치는 상기 동맥류의 상기 목부 외부로의 대상물들의 탈출을 방지하기 위한 받침대로서 작용하고, 상기 장치는 상기 수출 혈관들로의 유체의 관류를 가능하게 하는 동맥류 치료 방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 분기부는 신경혈관 분기부인 동맥류 치료 방법.

청구항 3

청구항 1 또는 2에 있어서, 상기 장치는 상기 접합부의 형상에 실질적으로 부합되는 동맥류 치료 방법.

청구항 4

청구항 1 내지 3 중 어느 한 항에 있어서, 상기 장치를 위치설정하는 단계는

상기 카테터로부터 상기 장치를 전개시키는 단계와,

상기 장치를 팽창시키는 단계를 포함하는 동맥류 치료 방법.

청구항 5

청구항 4에 있어서, 상기 장치는 자체 팽창 또는 형상 기억 재료를 포함하는 복수의 필라멘트들을 포함하고, 상기 장치를 팽창시키는 단계는 상기 장치가 비압축 상태로 팽창될 수 있게 하는 동맥류 치료 방법.

청구항 6

청구항 4 또는 5에 있어서, 상기 장치를 위치설정하는 단계는 상기 장치를 팽창시키는 단계 이후에 상기 장치를 상기 카테터로부터 방출하는 단계를 더 포함하는 동맥류 치료 방법.

청구항 7

청구항 6에 있어서, 상기 장치를 방출하는 단계는 상기 장치를 상기 카테터로부터 기계적으로 방출하는 단계를 포함하는 동맥류 치료 방법.

청구항 8

청구항 6에 있어서, 상기 장치를 방출하는 단계는 상기 장치를 상기 카테터로부터 전해적으로 방출하는 단계를 포함하는 동맥류 치료 방법.

청구항 9

청구항 6 내지 8 중 어느 한 항에 있어서,

상기 장치를 팽창시키는 단계 이후에, 상기 장치를 상기 카테터 내로 철회시키는 단계와,

상기 장치를 상기 카테터로부터 재전개하는 단계와,

상기 장치를 재팽창시키는 단계를 더 포함하는 동맥류 치료 방법.

청구항 10

청구항 1 내지 9 중 어느 한 항에 있어서, 상기 장치를 위치설정하는 단계 이후에, 상기 동맥류의 상기 기저부 내로 색전 재료를 삽입하는 단계를 더 포함하고, 상기 대상물들은 상기 색전 재료를 포함하는 동맥류 치료 방법.

청구항 11

청구항 1 내지 9 중 어느 한 항에 있어서, 상기 장치를 위치설정하는 단계 이전에, 상기 동맥류의 상기 기저부 내에 색전 재료를 삽입하는 단계를 더 포함하고, 상기 대상물은 상기 색전 재료를 포함하는 동맥류 치료 방법.

청구항 12

청구항 1 내지 11 중 어느 한 항에 있어서, 기저부 폭 대 목부 폭의 비율은 약 2:1보다 큰 동맥류 치료 방법.

청구항 13

청구항 1 내지 12 중 어느 한 항에 있어서, 목부 폭은 약 4 mm보다 큰 동맥류 치료 방법.

청구항 14

대체로 구형의 리모델링 장치에 있어서,

제1 단부와,

상기 제1 단부에 실질적으로 대향하는 제2 단부와,

상기 제1 단부와 상기 제2 단부 사이에서 연장하며 상기 제1 단부 및 상기 제2 단부에 결합되는 복수의 필라멘트들을 포함하고,

상기 장치는

적어도 하나의 수입 혈관, 수출 혈관들 및 목부를 구비한 동맥류를 포함하는 신경혈관 분기부의 접합부에 위치 설정되고,

상기 동맥류의 상기 목부 외부로의 대상물들의 탈출을 방지하기 위한 받침대로서 작용하며,

상기 수출 혈관들로의 유체의 관류를 가능하게 하도록 구성되는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 15

청구항 14에 있어서, 상기 장치는 대체로 축구공 형상이며, 상기 제1 단부는 외향 연장하고, 상기 제2 단부는 외향 연장하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 16

청구항 14에 있어서, 상기 장치는 대체로 호박 형상이며, 상기 제1 단부는 외향 연장하고 상기 제2 단부는 내향 연장하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 17

청구항 14 내지 16 중 어느 한 항에 있어서, 상기 필라멘트들은 형상 기억 재료를 포함하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 18

청구항 14 내지 17 중 어느 한 항에 있어서, 상기 필라멘트들 중 적어도 하나는 방사선불투과성 재료를 포함하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 19

청구항 14 내지 18 중 어느 한 항에 있어서, 상기 필라멘트들 중 적어도 하나는 자체 팽창 재료 둘레에 적어도 부분적으로 감겨진 방사선불투과성 재료를 포함하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 20

청구항 14 내지 19 중 어느 한 항에 있어서, 상기 필라멘트들 중 적어도 하나는 방사선불투과성 코어 또는 방사선불투과성 코팅을 갖는 자체 팽창 재료를 포함하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 21

청구항 14 내지 20 중 어느 한 항에 있어서, 공극도는 상기 제2 단부와 대략 중간지점 사이에서 원위 방향으로 증가하고, 공극도는 상기 중간지점과 상기 제1 단부 사이에서 원위 방향으로 감소하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 22

청구항 14 내지 21 중 어느 한 항에 있어서, 상기 필라멘트들은 상기 제2 단부에서 길이방향으로 각져있는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 23

청구항 14 내지 22 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 단부 및 상기 제2 단부 중 적어도 하나에 인접한 방사선불투과성 마커를 더 포함하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 24

청구항 14 내지 23 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 단부에 인접한 제1 방사선불투과성 마커와 상기 제2 단부에 인접한 제2 방사선불투과성 마커를 더 포함하는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 25

청구항 14 내지 24 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 필라멘트들은 약 6개 필라멘트들과 약 12개 필라멘트들 사이로 포함되는 대체로 구형의 리모델링 장치.

청구항 26

대체로 구형의 형상을 형성하는 복수의 루프들을 포함하는 리모델링 장치에 있어서,
 상기 장치는 동맥류를 갖는 신경혈관 분기부의 접합부에 위치설정되도록 구성되고, 상기 장치는 물질이 동맥류의 외부로 탈출하는 것을 방지하기 위한 받침대로서 작용하도록 구성되며, 상기 장치는 상기 분기부의 수출 혈관들로의 혈액의 관류를 가능하게 하도록 구성되는 리모델링 장치.

명세서

기술분야

[0001] 관련 출원들에 대한 교차 참조

[0002] 본 출원은 본 명세서에 그 전문이 참조로 통합되어 있는 2008년 7월 22일자로 출원된 미국 가특허 출원 제 61/082,579호에 대한 35 U.S.C. § 119(e) 하의 우선권 이득을 주장한다.

[0003] 기술 분야

[0004] 본 출원은 일반적으로 혈관 리모델링 장치들 및 혈관들 내에서의 그 위치설정 방식에 관한 것이며, 더 구체적으로는, 일반적으로 구형(spherical) 리모델링 장치들 및 동맥류를 갖는 신경혈관 분기부들의 접합부에서의 그 위치 설정 문제에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 신경혈관 동맥류 또는 뇌 동맥류는 인구의 약 5%에 발병한다. 동맥류들은 예로서, 동맥 측벽들(예를 들어, 도 1에 예시된 동맥류(10)) 및 동맥 분기부들(예를 들어, 도 2에 예시된 동맥류(20))을 따라 위치된다. 유체 유동의 방향은 일반적으로 화살표들(16, 26)로 표시되어 있다. 동맥류들(10, 20) 각각은 기저부(12, 22), 목부(14,

24) 및 기저부-대-목부 비율 또는 "목부 비율"을 갖는다. 목부 비율이 2:1 보다 크거나, 목부(14, 24)가 4 mm 보다 작은 경우, 동맥류(10, 20)는 색전 코일들만으로 치료될 수 있으며, 그 이유는 코일들이 일반적으로 모 혈관들 내로 탈출하지 않고 동맥류(10, 20) 내에 자체적으로 숙박되기 때문이다. 목부 비율이 2:1 미만이거나 목부(14, 24)가 4 mm보다 큰 경우, 동맥류들(10, 20)은 색전 코일들만으로는 치료가 곤란하며, 그 이유는 도 3a 및 도 3b에 예시된 바와 같이 코일들이 모 혈관들 내로 탈출하기 쉽기 때문이다. 코일들의 탈출은 동맥 폐색, 발작(stroke) 및/또는 죽음을 유발할 수 있다. 도 2에 예시된 분기부에 비교하면, 분기부의 수출 혈관들은 실질적으로 서로 다른 각도들로 존재할 수 있으며, 실질적으로 서로 다른 크기들을 가질 수 있고, 그리고/또는 서로 다른 수량(예를 들어, 3개 또는 그 이상)이 존재할 수 있다. 도 2에 예시된 분기부에 비교하면, 분기부의 동맥류(20)는 접합부에 관해 편위되고(예를 들어, 실질적으로 하나의 수출 혈관으로 개방된 목부를 구비), 혈관들에 의해 생성된 평면에 관해 경사지게(예를 들어, 지면 내로 또는 지면 외로) 되는 등의 상황이 발생할 수 있다. 이들 각각은 본 명세서에서 여전히 정확하게 "분기부"라 간주될 수 있다.

[0006] 이런 탈출을 방지하기 위해, 관형 목부 리모델링 장치, 예로서, Boston Scientific으로부터 입수할 수 있는 Neuroform™ 및 Cordis Neurovascular로부터 입수할 수 있는 Enterprise™가 동맥류의 기저부 내에서, 그리고, 혈관들 밖에서 코일들 또는 다른 재료들을 유지하기 위해 사용된다. 관형 리모델링 장치들은 일반적으로 동맥류의 목부를 덮어 동맥류의 기저부 내로 도입된 재료들이 동맥류 외부로 탈출하지 못하게 하는 짜여진 와이어 또는 절단된 금속 스텐트 또는 스텐트들로 구성된다. 도 4a에 예시된 바와 같이, 관형 리모델링 장치들(40)은 일반적으로, 동맥류들(10)의 측벽을 위해 유용하다. 도 4b 및 도 4c에 예시된 바와 같이, 관형 리모델링 장치들(42, 44)은 일반적으로 분기부들에 있는 동맥류들(20)을 위해서는 덜 유용하며, 예로서, 그 이유는 역시 동맥류(20)의 외부로의 코일들(28)의 탈출을 방지하면서 수입 및 수출 혈관들을 통한 혈류를 보전하도록 리모델링 장치들을 성형하는 것이 어려울 수 있기 때문이다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0007] 본 명세서에 설명된 일부 실시예들에서, 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치가 제공된다. 장치는 기저부 및 목부를 갖는 동맥류를 구비한 분기부(예를 들어, 신경혈관 분기부)의 수입 및 수출 혈관들의 접합부에 영구적으로 위치될 수 있다. 위치설정은 카테터로부터의 전개 및 카테터로부터의 기계적 또는 전해적 방출을 포함할 수 있다. 접합부에서의 장치의 위치설정 이후, 장치는 접합부의 형상에 실질적으로 부합하는 상태로 동맥류의 목부 및 동맥 소공들을 가로질러 적소에 로킹될 수 있다. 접합부에서의 장치의 위치설정 이후, 장치는 색전 코일들 및 트롬비(thrombi) 같은 대상물들의 동맥류의 목부 외부로의 탈출 또는 이탈을 방지 또는 저지하기 위한 받침대(scaffolding)로서 작용한다. 색전성 재료는 장치의 위치설정 이전 또는 이후에 동맥류의 기저부 내에 삽입될 수 있다. 접합부에 장치를 위치설정한 이후, 장치는 수출 혈관들로의 유체(예를 들어, 혈액)의 관류를 가능하게 한다. 장치는 제1 단부, 제1 단부에 실질적으로 대향한 제2 단부 및 제1 단부와 제2 단부에 결합되고 그 사이에서 연장하는 복수의 필라멘트들을 구비할 수 있다. 특정 이런 장치들은 축구공 형상, 호박 형상 또는 트위스트형일 수 있다. 장치는 대체로 구형 형상을 형성하는 복수의 루프들(예를 들어, 원형 루프들)을 포함할 수 있고, 각 루프는 자체 팽창 및/또는 형상 기억 재료(예를 들어, Nitinol, CoCr 합금 등 포함)를 포함한다. 방사선불투과성 마커들이 장치의 일 단부 또는 양 단부들에 배치될 수 있으며, 그리고/또는 루프들 또는 필라멘트들의 적어도 일부가 방사선불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함할 수 있다.

[0008] 특정 실시예들에서, 접합부를 갖는 수입 혈관 및 수출 혈관들을 구비한 분기부에서 동맥류를 치료하는 방법이 제공된다. 동맥류는 목부 및 기저부를 구비한다. 본 방법은 분기부의 접합부에 인접하게 카테터를 전진시키는 단계를 포함한다. 카테터는 압축된 상태의 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치를 적어도 부분적으로 수납한다. 본 방법은 분기부의 접합부에 장치를 위치설정하는 단계를 더 포함한다. 장치는 동맥류의 목부의 외부로의 대상물들의 탈출을 방지하기 위한 받침대로서 작용한다. 장치는 수출 혈관들로의 유체의 관류를 가능하게 한다.

[0009] 특정 실시예들에서, 대체로 구형의 리모델링 장치는 제1 단부와, 제1 단부에 실질적으로 대향한 제2 단부와, 제1 단부 및 제2 단부에 결합되고 제1 단부와 제2 단부 사이에서 연장하는 복수의 필라멘트들을 포함한다. 장치는 적어도 하나의 수입 혈관, 수출 혈관들 및 목부를 갖는 동맥류를 포함하는 신경혈관 분기부의 접합부에 위치되도록 구성된다. 장치는 동맥류의 목부 외부로 대상물들의 탈출을 방지하기 위한 받침대로서 작용한다. 장치는 수출 혈관들로의 유체의 관류를 가능하게 하도록 구성된다.

[0010] 특정 실시예들에서, 리모델링 장치는 대체로 구형 형상을 형성하는 복수의 루프들을 포함한다. 장치는 동맥류

를 갖는 신경혈관 분기부의 접합부에 위치되도록 구성된다. 장치는 물질이 동맥류의 외부로 탈출하는 것을 방지하기 위한 받침대로서 작용하도록 구성된다. 장치는 분기부의 수출 혈관들로의 혈액의 관류를 가능하게 하도록 구성된다.

[0011] 본 발명 및 종래 기술에 비해 달성되는 장점들을 요약하기 위한 목적으로, 본 발명의 특정 목적들 및 장점들이 본 명세서에 설명되어 있다. 물론, 임의의 특정 실시예에 따라서 이런 목적들 및 장점들 모두가 반드시 달성되어야 할 필요가 있는 것은 아니라는 것을 이해하여야 한다. 따라서, 예로서, 본 기술 분야의 숙련자들은 본 발명이 본 명세서에서 고려 또는 제시되는 바와 같은 다른 목적들 또는 장점들을 반드시 달성하지 않더라도 본 명세서에서 고려 또는 제안된 바와 같은 일 장점 또는 장점들의 그룹을 달성하거나 최적화하는 방식으로 구현 또는 실행될 수 있다는 것을 알 수 있을 것이다.

[0012] 이들 실시예들 모두는 본 명세서에 개시된 본 발명의 범주 이내에 포함된다. 본 기술 분야의 숙련자들은 첨부된 도면들을 참조로하는 하기의 상세한 설명으로부터 이들 및 다른 실시예들을 쉽게 알 수 있을 것이며, 본 발명은 임의의 특정 개시된 실시예(들)에 한정되지 않는다.

도면의 간단한 설명

[0013] 본 발명의 이들 및 다른 특징들, 양태들 및 장점들은 특정 실시예에 대한 도면들을 참조로하여 설명되며, 이런 도면들은 특정 실시예들을 예시하기 위한 것이며 본 발명을 제한하는 것은 아니다.

도 1은 측벽 동맥류의 예시적 실시예를 예시한다.

도 2는 동맥류를 갖는 분기부의 예시적 실시예를 예시한다.

도 3a는 색전 코일들이 탈출된 상태의, 측벽 동맥류의 예시적 실시예를 예시한다.

도 3b는 색전 코일들이 탈출된 상태의 동맥류를 갖는 분기부의 예시적 실시예를 예시한다.

도 4a는 색전 코일들 및 관형 리모델링 장치로 치료된 측벽 동맥류의 예시적 실시예를 예시한다.

도 4b 및 도 4c는 색전 코일들 및 관형 리모델링 장치들로 치료된 동맥류를 갖는 분기부의 예시적 실시예들을 예시한다.

도 5는 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치의 예시적 실시예를 예시한다.

도 6a 내지 도 6c는 도 5의 장치를 사용하여 동맥류를 치료하는 방법의 예시적 실시예를 예시한다.

도 7a 및 도 7b는 도 5의 장치를 사용하여 동맥류를 치료하기 위한 방법의 다른 예시적 실시예를 예시한다.

도 8은 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치의 다른 예시적 실시예를 예시한다.

도 9a 내지 도 9c는 도 8의 장치를 사용하여 동맥류를 치료하기 위한 방법의 예시적 실시예를 예시한다.

도 10a 내지 도 10c는 도 8의 장치를 사용하여 동맥류를 치료하기 위한 방법의 다른 예시적 실시예를 예시한다.

도 11은 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치의 또 다른 예시적 실시예를 예시한다.

도 12는 도 11의 장치를 사용하여 동맥류를 치료하는 예시적 실시예를 예시한다.

도 13은 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치의 또 다른 예시적 실시예를 예시한다.

도 14는 예시적 제조 프로세스의 단계에서 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치의 예시적 실시예를 예시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 비록 특정 실시예들 및 예시들이 후술되지만, 본 기술 분야의 숙련자들은 본 발명이 구체적으로 설명된 실시예들 및/또는 용도들과, 명백한 변형들 및 그 균등물들을 넘어 확장될 수 있다는 것을 알 수 있을 것이다. 따라서, 본 명세서에 개시된 본 발명의 범주는 후술된 임의의 특정 실시예들에 한정되지 않아야 한다.

[0015] 도 5는 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치(50)의 예시적 실시예를 예시한다. 장치(50)는 전개 이후 다소 기형적(예를 들어, 예로서, 도 6b에 예시된 바와 같이 비구형)이될 수 있도록 혈관 리모델링 장치가 그 내부에서 전개되는 혈관구조보다 더 유연할 수 있으며, 어구 "대체로 구형의"는 확장된(예를 들어, 완전히 확장된) 상태 있을 때 장치(50)의 형상을 설명한다. 추가적으로, 어구 "대체로 구형의"는 팽창된 상태에서 각 치수가 대체로

균일한 장치(50)를 팽창된 상태에서 작은 반경방향 치수 및 큰 길이방향 치수를 갖는 관형 스텐트들로부터 구별한다. 대체로 구형의 장치의 일부 실시예들에서, 장치의 외주는 수학적으로 완전한 구체의 외주로부터 약 10% 내지 약 25% 사이 만큼 편차가 있는 형상을 갖는다. 일부 실시예들에서, 장치(50)는 서로의 약 33%보다 작은 범위 이내에 있는 길이와 폭을 갖는다(예를 들어, 6 mm의 길이와 8 mm의 폭을 가지며, 6 mm의 길이와 8 mm의 폭을 갖는다). 폭이 길이보다 큰 실시예들은 동맥류에 인접한 단부와 중간지점에서 공극도의 차이 때문에 유리할 수 있다. 길이가 폭보다 큰 실시예들은 동맥류(20)의 일부에 장치(50)의 일부를 (예를 들어, 색전을 돕도록) 위치설정하는데 유리할 수 있다.

[0016] 도 5에 예시된 실시예에서, 장치(50)는 함께 결합된 복수의 대체로 원형의 루프들(52)을 포함한다. 루프들(52)의 결합은 접합, 용접, 납땀, 인터레이싱(예를 들어, 일부 루프들(52)이 다른 루프들(52)의 위 또는 아래에 존재), 인터와이닝(interwining), 메싱, 그 조합 등을 포함한다. 도 5에 예시된 실시예에서, 장치(50)는 리드 또는 미부(53)를 포함하며, 이는 본 명세서에 설명된 바와 같이 전개 이후 장치(50)를 방출 및/또는 수축시키기 위해 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 장치(50)는 절단된 금속성 구체, 단일 필라멘트, 복수의 비원형 필라멘트들(예를 들어, 아치형 세그먼트들) 등을 포함한다. 일부 실시예들에서, 각 루프(52)는 평면을 형성하며, 평면들의 교차부들은 실질적으로 평행하다(예를 들어, 도 7a에 예시된 바와 같이).

[0017] 일부 실시예들에서, 루프들(52) 또는 필라멘트들의 적어도 일부는 자체 팽창 및/또는 형상 기억 재료(예를 들어, Nitinol, CoCr 합금 등을 포함)를 포함하며, 그에 의해, 장치(50)가 특정 조건들하에서(예를 들어, 카테터에 의해 구속되어 있지 않을 때) 자체 팽창될 수 있다. 일부 실시예들에서, 루프들(52) 중 적어도 하나는 다른 루프들(52)과는 다른 재료를 포함한다(예를 들어, 일부 루프들(52)은 Nitinol을 포함하고, 일부 루프들(52)은 Nitinol과 백금을 포함한다). 일부 실시예들에서, 루프들(52) 중 적어도 하나는 방사선불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 특정 이런 실시예들에서, 짝수의 루프들(52)(예를 들어, 2, 4 등)은 방사선 불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 루프들(52) 중 적어도 하나는 자체 팽창 재료(예를 들어, Nitinol) 둘레에 적어도 부분적으로 감겨진(예를 들어, 코일링된) 방사선불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 루프들(52) 중 적어도 하나는 방사선불투과성 코어를 갖는 자체 팽창 재료(예를 들어, 백금 코어를 갖는 Nitinol) 또는 방사선불투과성 코팅을 갖는 자체 팽창 재료(예를 들어, 물리 기상 증착, 화학 기상 증착, 도금 등에 의해 백금, 탄탈륨 등으로 코팅된 Nitinol)를 포함한다. 사용되는 방사선불투과성 재료의 양 및 유형은 특히, 가격, 원하는 방사선불투과도 레벨, 방사선불투과성 재료의 기계적 특성들 및 방사선불투과성 재료의 부식 특성들에 의존할 수 있다는 것을 알 수 있을 것이다. 특정 실시예들에서, 루프들(52)은 실질적 원형 또는 난형 단면(예를 들어, 루프들(52)이 별개의 와이어들을 포함하는 실시예들에서)을 갖는다. 일부 실시예들에서, 루프들(52)은 실질적 직사각형 또는 평탄한 단면(예를 들어, 루프들(52)이 금속성 튜브의 비절단 부분들을 포함하는 실시예들에서)을 갖는다. 루프들(52)의 다른 형상들 및 루프들(52)의 형상들의 조합들도 가능하다. 특정 실시예들에서, 복수의 루프들(52)은 약 6개와 약 12개 사이의 루프들(52)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 복수의 루프들(52)은 적어도 약 6개 루프들(52), 적어도 약 8개 루프들(52) 또는 적어도 약 12개 루프들(52)을 포함한다. 다른 수의 루프들(52)도 가능하다.

[0018] 특정 실시예들에서, 장치(50)는 적어도 하나의 수입 혈관, 수출 혈관들 및 기저부와 목부를 구비하는 동맥류를 포함하는 분기부(예를 들어, 신경혈관 분기부)의 접합부에 위치되도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 장치(50)는 분기부의 접합부에 설치되도록 적절히 치수설정된다(예를 들어, 약 2 mm 내지 약 12 mm 사이의 직경, 약 6 mm 내지 약 8 mm 사이의 직경, 약 12 mm 미만의 직경, 약 2 mm보다 큰 직경을 구비). 다른 예에 대하여, 일부 실시예들에서, 장치(50)는 분기부의 접합부보다 덜 강성적이다(예를 들어, 루프들(52)의 수, 루프들(52)의 재료, 루프들(52)의 두께, 루프들(52)의 간격, 루프들(52)의 형상, 그 조합들 등에 기인하여). 특정 실시예들에서, 장치(50)는 동맥류의 목부의 외부로의 대상물들(예를 들어, 색전 코일들, 트롬비 등)의 탈출 또는 이탈을 방지 또는 저지하기 위한 받침대로서 작용하도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 루프들(52)은 대상물들이 통과할 수 없게 하기에 충분한 밀도로 동맥류의 목부에 존재한다. 특정 실시예들에서, 장치(50)는 분기부의 수출 혈관들로의 유체(예를 들어, 혈액)의 관류를 가능하게 하도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 장치(50)는 루프들(52) 사이에 덮개, 메시 또는 다른 재료가 존재하지 않으며, 그에 의해, 유체가 실질적으로 방해받지 않고 유동할 수 있게 한다.

[0019] 장치(50)는 루프들(52) 사이에 복수의 천공부들 또는 셀들(54)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 루프들(52)에 의해 덮여지는 장치(50)의 외부면의 비율은 약 25%와 약 40% 사이이다. 특정 실시예들에서, 셀들(54)에 의해 덮여지는 장치(50)의 외부면의 비율은 약 60%와 약 75% 사이이다. 다른 공극도들도 가능하다. 일부 실시예들에서(예를 들어, 장치(50)가 평면을 형성하는 루프들(52)을 포함하고, 평면들의 교차부들이 실질적으로 평행한

실시예들에서(예를 들어, 도 7a에 예시된 바와 같이)), 공극도는 장치(50)의 근위 단부와 대략 중간지점 사이에서 원위방향으로 증가하고, 대략 중간지점과 장치(50)의 원위 단부 사이에서 원위방향으로 감소한다. 일부 실시예들에서, 장치(50)는 하나 이상의 방사선불투과성 마커들을 포함한다(예를 들어, 루프(52)의 일부, 장치(50)의 근위 단부, 장치(50)의 원위 단부 등에서 포함하거나 적어도 부분적으로 그를 덮음).

[0020] 도 6a 내지 도 6c는 장치(50)를 사용하여 동맥류(20)를 치료하기 위한 방법의 예시적 실시예를 예시한다. 도 6a는 동맥류(20)를 갖는 분기부(60)에서의 "접합부" 또는 수입 혈관과 수출 혈관의 합류부를 예시한다. 일부 실시예들에서, 혈관들은 신경혈관 또는 뇌혈관들이다. 동맥류(20)는 동맥류(20)의 기저부(22) 내에 삽입되어 있는 복수의 색전 코일들(62)을 갖는 상태로 예시되어 있다. 색전 코일들(62)은 단일 색전 코일 또는 다른 색전성 재료일 수 있다. 수축된 또는 압축된 장치(50)를 적어도 부분적으로 수납하는 카테터(64)(예를 들어, 마이크로카테터)도 수입 혈관 내에 도시되어 있다. 카테터(64)는 혈관구조를 통해 라우팅되어 동맥류(20)에 인접하게 배치되기에 충분히 작고 충분히 가요성이다. 일부 실시예들에서, 색전 코일들(62)은 카테터(64)를 사용하여 동맥류(20)의 기저부(22)에 삽입된다. 일부 실시예들에서, 색전 코일들(62)은 다른 카테터를 사용하여 동맥류(20)의 기저부(22)에 삽입된다. 이런 특정 실시예들에서, 양자의 카테터들을 안내하기 위해 가이드와이어가 사용될 수 있다.

[0021] 도 6b는 카테터(64)로부터 장치(50)가 전개된 이후(예를 들어, 플러저를 사용한 추진에 의한 방식, 장치(50)를 고정상태로 유지하면서 카테터(64)를 철수시키는 방식 등의 방식으로)의 분기부(60)를 예시한다. 카테터(64)로부터의 전개 이후, 장치(50)는 팽창될 수 있다. 일부 실시예들에서, 장치(50)는 자동으로 비압축 상태를 향해 팽창하거나 따뜻한 유체(예를 들어, 식염수)의 인가시 그렇게 될 수 있는 자체 팽창 및/또는 형상 기억 재료를 포함한다. 장치(50)는 분기부(60)의 접합부의 형상에 실질적으로 부합되며(예를 들어, 수입 및 수출 혈관들 내로 연장하는 부분들을 실질적으로 포함하지 않으며), 동맥류(20)의 목부(24)와 수입 및 수출 혈관들의 소공을 가로지른 위치에 로킹된다. 장치(50)는 동맥류(20)의 목부(24)와, 수입 및 수출 혈관들을 적어도 부분적으로 덮지만, 유동을 전향시킬 필요는 없다. 장치(50)는 색전 코일들(62) 및/또는 트롬비 같은 대상물들의 동맥류(24) 외부로의 탈출 또는 이탈을 방지 또는 저지하기 위한 받침대로서 작용한다. 또한, 장치(50)는 수입 혈관(들)으로부터 수출 혈관(들)으로의 유체(예를 들어, 혈액)의 관류를 허용한다.

[0022] 도 6c는 카테터(64)로부터 장치가 방출된 이후 분기부(60)를 예시한다. 일부 실시예들에서, 장치(50)는 기계적으로(예를 들어, 방출 기구에 의해) 방출된다. 일부 실시예들에서, 장치(50)는 전해적으로(예를 들어, 간극(65)으로 예시된 바와 같이 장치(50)에 인접한 미부(53)의 일부가 부식 제거될 때까지 작은 전류를 인가함으로써) 방출된다. 카테터(64)는 그후, 분기부(60)로부터 인출되고, 그에 의해, 분기부(60)의 접합부에 장치(50)를 남겨두거나 영구적으로 위치설정한다.

[0023] 용어 "영구적으로"는 장치(50)가 추후 시기에 제거가 불가능하다는 것을 의미하는 것은 아니라는 것을 알 수 있을 것이다. 일부 실시예들에서, 장치(50)는 카테터(64)로부터 전개된 이후 카테터(64) 내로 철수될 수 있다(예를 들어, 미부(53)를 당김으로써). 장치(50)는 그후, 예로서, 새로운 각도, 새로운 회전 위치, 수입 혈관 및/또는 수출 혈관에 더 근위 또는 원위의 위치에, 등등으로 전개될 수 있다. 예로서, 비록, 장치(50)가 전개 이후 비압축 상태로 팽창하지만, 분기부(60)의 접합부에서 장치(50)의 최종 형상은 카테터(64)로부터의 전개의 세부사항들에 따라 변할 수 있으며, 그 이유는, 장치(50)가 해부학적 구조의 형상에 적응하기 때문이다(예를 들어, 루프들(52)의 크기, 형상, 수 등등에 기인하여). 사용자가 장치(50)의 특성들(예를 들어, 위치, 경사, 회전, 형상, 혈관들과의 상호작용 등)에 만족하고 나면, 장치(50)는 본 명세서에 설명된 바와 같이 방출될 수 있다.

[0024] 상술한 단계들의 조합들도 가능하다. 일부 실시예들에서, 색전 코일들(62)은 장치(50)가 카테터(64)로부터 전개된 이후 동맥류(20)의 기저부(22) 내에 삽입될 수 있다(예를 들어, 색전 코일들(62)을 삽입하기 위한 카테터(64)를 사용하여). 일부 실시예들에서, 색전 코일들(62)은 장치(50)가 카테터(64)로부터 방출된 이후 동맥류(20)의 기저부(22) 내에 삽입될 수 있다(예를 들어, 색전 코일들(62)을 삽입하기 위한 카테터(64)를 사용하여).

[0025] 도 7a 및 도 7b는 장치(50)를 사용하여 동맥류(20)를 치료하기 위한 방법의 다른 예시적 실시예를 예시한다. 도 6a 내지 도 6c에 관하여 설명된 방법에서, 장치(50)는 위치설정 이전에 혈관구조 외부에서 사전조립된다. 대조적으로, 도 7a 및 도 7b에 관하여 설명되는 방법에서, 장치(50)는 조금씩 도입되고 분기부(60)에서 환자 내에서 구성된다. 도 7a는 동맥류(20)의 목부(24)와 수입 및 수출 혈관들의 소공을 가로질러 위치설정된 제1 루프(66) 및 제2 루프(68)를 예시한다. 일부 실시예들에서, 제1 루프(66)가 위치설정되고, 제2 루프(68)는 그후

제1 루프(66) 내측에 위치설정된다. 일부 실시예들에서, 위치설정된 제1 루프(66)에 의해 형성되는 평면은 동맥류(20)의 목부(24)의 평면에 실질적으로 수직이고, 위치설정된 제2 루프(68)에 의해 형성되는 평면은 동맥류(20)의 목부(24)의 평면에 실질적으로 수직이다. 특정 실시예들에서, 제1 루프(66) 및 제2 루프(68)는 동일 카테터로부터의 전개에 의해 위치설정된다. 특정 실시예들에서, 제1 루프(66)는 제1 카테터로부터의 전개에 의해 위치설정되고, 제2 루프(68)는 제2 카테터로부터의 전개에 의해 위치설정되는 등의 방식이다. 일부 실시예들에서, 장치(50)는 카테터로부터 방출되지 않으며, 각 루프(52)가 카테터로부터 방출된다(예를 들어, 기계적으로, 전해적으로 등). 도 7b는 추가적 루프들(52)의 위치설정에 의해 완전히 구성된 이후의 장치(50)를 예시한다. 색전 코일들(62)은 예로서, 도 6a에 관하여 상술된 바와 같이 장치(50)의 구성 이전에 또는 장치(50)의 구성 이후에 동맥류(20)의 기저부(22) 내에 삽입될 수 있다.

[0026] 본 명세서에 설명된 방법들의 조합들도 가능하다. 예로서, 부분적으로 구성된 장치(50)가 분기부(60)의 접합부에 위치설정될 수 있고, 그후, 장치(50)가 분기부(60)의 접합부에서 완전히 구성될 수 있다. 특정 이런 실시예들에서, 일부 루프들(52)이 없는 상태의 부분적으로 구성된 장치(50)가 색전 코일들(62)의 더 용이한 배치를 위해 동맥류(20)에 대한 더 양호한 접근을 가능하게 할 수 있다.

[0027] 도 8은 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치(80)의 다른 예시적 실시예를 예시한다. 장치(80)는 전개 이후 다소 기형화(예를 들어, 예로서, 도 9b에 예시된 바와 같이 비구형)될 수 있도록 장치가 그 내부에서 전개되는 혈관 구조보다 더 유연할 수 있다는 것을 인지하여야 하며, 어구 "대체로 구형의"는 팽창된(예를 들어, 완전히 팽창된) 상태에 있을 때의 장치(80)의 형상을 설명한다. 추가적으로, 어구 "대체로 구형의"는 팽창된 상태에서 각 치수가 대체로 균일한 장치(80)를 팽창된 상태에서 작은 반경방향 치수와 큰 길이방향 치수를 갖는 관형 스텐트들로부터 구별한다. 대체로 구형의 장치의 일부 실시예들에서, 장치의 외주는 수학적으로 완전한 구체의 외주로부터 약 10%와 약 25% 사이의 편차를 갖는 형상을 갖는다. 일부 실시예들에서, 장치(80)는 서로의 약 33%보다 작은 범위 이내에 있는 길이와 폭을 갖는다(예를 들어, 6 mm의 길이와 8 mm의 폭을 가지며, 6 mm의 길이와 8 mm의 폭을 갖는다). 폭이 길이보다 큰 실시예들은 동맥류에 인접한 단부와 중간지점에서 공극도의 차이 때문에 유리할 수 있다. 길이가 폭보다 큰 실시예들은 동맥류(20)의 일부에 장치(80)의 일부를 (예를 들어, 색전을 돕도록) 위치설정하는데 유리할 수 있다.

[0028] 장치(80)는 제1 또는 원위 단부(81)와 제1 단부(81)에 실질적으로 대향한 제2 또는 근위 단부(82)를 포함한다. 장치(80)는 제1 단부(81)와 제2 단부(82) 사이에서 연장하는 복수의 필라멘트들(84)을 더 포함한다. 제1 단부(81)는 외향 연장하고 제2 단부(82)는 외향 연장하여 축공공, 리브공 또는 수박과 유사한 대체로 구형의(예를 들어, 난형 또는 타원형) 형상을 형성한다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84)은 제1 단부(81) 및/또는 제2 단부(82)에 결합된다(예를 들어, 접착, 용접, 납땀, 그 조합 등에 의해). 도 8에 예시된 실시예에서, 장치(80)는 리드 또는 미부(83)를 포함하고, 이는 본 명세서에서 설명된 바와 같이 전개 이후 장치(80)의 수축 및/또는 방출을 위해 사용될 수 있다. 특정 실시예들에서, 장치(80)는 절단된 금속 구체, 단일 필라멘트 등을 포함할 수 있다.

[0029] 특정 실시예들에서, 장치(80)는 적어도 하나의 수입 혈관, 수출 혈관들 및 기저부와 목부를 갖는 동맥류를 포함하는 분기부(예를 들어, 신경혈관 분기부)의 접합부에 위치되도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 장치(80)는 분기부의 접합부에 설치되도록 적절히 치수설정된다(예를 들어, 약 2 mm 내지 약 12 mm 사이의 직경, 약 6 mm 내지 약 8 mm 사이의 직경, 약 12 mm 미만의 직경, 약 2 mm보다 큰 직경을 구비). 다른 예에 대하여, 일부 실시예들에서, 장치(80)는 분기부의 접합부보다 덜 강성적이다(예를 들어, 필라멘트들(84)의 수, 필라멘트들(84)의 재료, 필라멘트들(84)의 두께, 필라멘트들(84)의 간격, 필라멘트들(84)의 형상, 그 조합들 등에 기인하여). 특정 실시예들에서, 장치(80)는 동맥류의 목부의 외부로의 대상물들(예를 들어, 색전 코일들, 트롬비 등)의 탈출 또는 이탈을 방지 또는 저지하기 위한 받침대로서 작용하도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84)은 대상물들이 통과할 수 없게 하기에 충분한 밀도로 동맥류의 목부에 존재한다. 특정 실시예들에서, 장치(80)는 분기부의 수출 혈관들로의 유체(예를 들어, 혈액)의 관류를 가능하게 하도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 장치(80)는 필라멘트들(84) 사이에 덮개, 메시 또는 다른 재료가 존재하지 않으며, 그에 의해, 유체가 실질적으로 방해받지 않고 유동할 수 있게 한다.

[0030] 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84)의 적어도 일부는 자체 팽창 및/또는 형상 기억 재료(예를 들어, Nitinol, CoCr 합금 등을 포함)를 포함하며, 그에 의해, 장치(80)가 특정 조건들하에서(예를 들어, 카테터에 의해 구속되어 있지 않을 때) 자체 팽창될 수 있다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84) 중 적어도 하나는 다른 필라멘트들(84)과는 다른 재료를 포함한다(예를 들어, 일부 필라멘트들(84)은 Nitinol을 포함하고, 일부 필라멘트들(84)은 Nitinol과 백금을 포함한다). 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84) 중 적어도 하나는 방사선 불투과성 재

료(예를 들어, 백금)을 포함한다. 특정 이런 실시예들에서, 짝수의 필라멘트들(84)(예를 들어, 2, 4 등)은 방사선 불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84) 중 적어도 하나는 자체 팽창 재료(예를 들어, Nitinol) 둘레에 적어도 부분적으로 감겨진(예를 들어, 코일링된) 방사선불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84) 중 적어도 하나는 방사선불투과성 코어를 갖는 자체 팽창 재료(예를 들어, 백금 코어를 갖는 Nitinol) 또는 방사선불투과성 코팅을 갖는 자체 팽창 재료(예를 들어, 물리 기상 증착, 화학 기상 증착, 도금 등에 의해 백금, 탄탈륨 등으로 코팅된 Nitinol)를 포함한다. 사용되는 방사선불투과성 재료의 양 및 유형은 특히, 가격, 원하는 방사선불투과도 레벨, 방사선불투과성 재료의 기계적 특성들 및 방사선불투과성 재료의 부식 특성들에 의존할 수 있다는 것을 알 수 있을 것이다. 특정 실시예들에서, 필라멘트들(84)은 실질적 원형 또는 난형 단면(예를 들어, 필라멘트들(84)이 별개의 와이어들을 포함하는 실시예들에서)을 갖는다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84)은 실질적 직사각형 또는 평탄한 단면(예를 들어, 필라멘트들(84)이 금속성 튜브의 비절단 부분들을 포함하는 실시예들에서)을 갖는다. 필라멘트들(84)의 다른 형상들 및 필라멘트들(84)의 형상들의 조합들도 가능하다. 특정 실시예들에서, 복수의 필라멘트들(84)은 약 6개와 약 12개 사이의 필라멘트들(84)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 복수의 필라멘트들(84)은 적어도 약 6개 필라멘트들(84), 적어도 약 8개 필라멘트들(84) 또는 적어도 약 12개 필라멘트들(84)을 포함한다. 다른 수의 필라멘트들(84)도 가능하다.

[0031] 장치(80)는 필라멘트들(84) 사이에 복수의 천공부들 또는 셀들(86)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 필라멘트들(84)에 의해 덮여지는 장치(80)의 외부면의 비율은 약 25%와 약 40% 사이이다. 특정 실시예들에서, 셀들(86)에 의해 덮여지는 장치(80)의 외부면의 비율은 약 60%와 약 75% 사이이다. 다른 공극도들도 가능하다. 일부 실시예들에서, 공극도는 제2 단부(82)와 대략 중간지점(예를 들어, 대략 도 8의 선 A-A에서) 사이에서 원위 방향으로 증가하고, 대략 중간지점과 제1 단부(81) 사이에서 원위 방향으로 감소한다. 예로서, 도 8의 선 A-A 및 B-B를 따라 취한 단면들 각각은 동일한 수의 필라멘트들(84)을 갖지만, 단면 A-A에서, 필라멘트들(84)은 단면 B-B에서보다 서로 더 멀리 이격되어 있다. 예로서, 장치가 각각 0.5 mm의 두께를 갖는 10개 필라멘트들(84)을 포함하는 경우, 단면 A-A에서의 공극도는 약 80%이며, 약 25 mm의 예시적 원주를 가지고,

[0032] $100\% \times [1 - (\approx 0.5 \text{ mm} / \text{필라멘트} \times 10 \text{ 필라멘트들} / \approx 25 \text{ mm})] \approx 80\%$

[0033] 단면 B-B에서의 공극도는 약 33%이고, 약 7.5 mm의 예시적 원주를 갖는다

[0034] $100\% \times [1 - (\approx 0.5 \text{ mm} / \text{필라멘트} \times 10 \text{ 필라멘트들} / \approx 7.5 \text{ mm})] \approx 33\%$.

[0035] 장치(80)의 중간지점에 인접한 위치에서의 높은 공극도는 수출 혈관들에 양호한 유체 유동을 제공할 수 있다. 장치(80)의 제1 단부(81)에 인접한 위치에서의 낮은 공극도는 양호한 받침대 특성들을 제공할 수 있다.

[0036] 일부 실시예들에서, 장치(80)는 제1 단부(81)에 인접한 방사선불투과성 마커(88) 및/또는 제2 단부(82)에 인접한 방사선불투과성 마커(89)를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 방사선불투과성 마커(88)는 장치(80)가 분기부의 접합부에 위치될 때 적어도 부분적으로 동맥류(20) 내로 연장될 수 있다. 일부 실시예들에서, 방사선불투과성 마커들(88, 89)은 필라멘트들(84) 둘레에 위치설정되거나 감겨져서 필라멘트들(84)을 결합시키는 슬리브를 포함할 수 있다. 방사선불투과성 마커들(88, 89)은 분기부의 접합부에서 장치(80)의 위치설정을 도울 수 있다.

[0037] 일부 실시예들에서, 장치(80)는 제1 단부(81)에 인접한 덮개(예를 들어, 다공성 또는 비다공성 폴리머 포함)를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 덮개는 제1 단부(81)에서 공극도를 감소시켜 동맥류(20)로부터의 색전성 재료의 탈출 또는 이탈을 추가로 방지함으로써 장치(80)의 받침대 특성들을 향상시킨다. 특정 실시예들에서, 덮개는 사전형성된 박막으로부터 덮개를 재봉함으로써 장치(80)에 부착될 수 있다. 특정 실시예들에서, 덮개는 필라멘트(84)에 기계적으로 부착(예를 들어, 둘레에 감겨짐, 필라멘트를 통해 루프형성 등)될 수 있다. 특정 실시예들에서, 덮개는 필라멘트들(84)상에 증착(예를 들어, 물리 기상 증착, 화학 기상 증착 등을 통해)될 수 있다. 장치(80)의 다른 부분들도 덮개를 포함할 수 있다.

[0038] 도 9a 내지 도 9c는 장치(80)를 사용하여 동맥류(20)를 치료하는 방법의 예시적 실시예를 예시한다. 도 9a는 동맥류(20)를 갖는 분기부(60)의 수입 및 수출 혈관들의 합류부 또는 "접합부"를 예시한다. 일부 실시예들에서, 혈관들은 신경혈관 또는 뇌혈관들이다. 동맥류(20)는 동맥류(20)의 기저부(22) 내에 삽입되어 있는 복수의 색전 코일들(62)을 갖는 상태로 예시되어 있다. 색전 코일들(62)은 단일 색전 코일 또는 다른 색전성 재료일 수 있다. 수축된 또는 압축된 장치(80)를 적어도 부분적으로 수납하는 카테터(92)(예를 들어, 마이크로카테터)도 수입 혈관 내에 도시되어 있다. 카테터(92)는 혈관구조를 통해 라우팅되어 동맥류(20)에 인접하게 배치되기에 충분히 작고 충분히 가요성이다. 일부 실시예들에서, 색전 코일들(62)은 카테터(92)를 사용하

여 동맥류(20)의 기저부(22)에 삽입된다. 일부 실시예들에서, 색전 코일들(62)은 다른 카테터를 사용하여 동맥류(20)의 기저부(22)에 삽입된다. 이런 특정 실시예들에서, 양자의 카테터들을 안내하기 위해 가이드와이어가 사용될 수 있다.

[0039] 도 9b는 카테터(92)로부터 장치(80)가 전개된 이후(예를 들어, 플러저를 사용한 추진에 의한 방식, 장치(80)를 고정상태로 유지하면서 카테터(92)를 철수시키는 방식 등의 방식으로)의 분기부(60)를 예시한다. 카테터(92)로부터의 전개 이후, 장치(80)는 팽창될 수 있다. 일부 실시예들에서, 장치(80)는 자동으로 비압축 상태를 향해 팽창하거나 따뜻한 유체(예를 들어, 식염수)의 인가시 그렇게 될 수 있는 자체 팽창 및/또는 형상 기억 재료를 포함한다. 장치(80)는 분기부(60)의 접합부의 형상에 실질적으로 부합되며(예를 들어, 수입 및 수출 혈관들 내로 연장하는 부분들을 실질적으로 포함하지 않으며), 동맥류(20)의 목부(24)와 수입 및 수출 혈관들의 소공을 가로지른 위치에 로킹된다. 장치(80)는 동맥류(20)의 목부(24)와, 수입 및 수출 혈관들을 적어도 부분적으로 덮지만, 유동을 전향시킬 필요는 없다. 장치(80)는 색전 코일들(62) 및/또는 트롬비 같은 대상물들의 동맥류(24) 외부로의 탈출 또는 이탈을 방지 또는 저지하기 위한 받침대로서 작용한다. 또한, 장치(80)는 수입 혈관(들)로부터 수출 혈관(들)로의 유체(예를 들어, 혈액)의 관류를 허용한다.

[0040] 도 9c는 카테터(92)로부터 장치가 방출된 이후 분기부(60)를 예시한다. 일부 실시예들에서, 장치(80)는 기계적으로(예를 들어, 방출 기구에 의해) 방출된다. 일부 실시예들에서, 장치(80)는 전해적으로(예를 들어, 간극(95)으로 예시된 바와 같이 장치(80)에 인접한 미부(83)의 일부가 부식 제거될 때까지 작은 전류를 인가함으로써) 방출된다. 카테터(92)는 그후, 분기부(60)로부터 인출되고, 그에 의해, 분기부(60)의 접합부에 장치(80)를 남겨두거나 영구적으로 위치설정한다.

[0041] 용어 "영구적으로"는 장치(80)가 추후 시기에 제거가 불가능하다는 것을 의미하는 것은 아니라는 것을 알 수 있을 것이다. 일부 실시예들에서, 장치(80)는 카테터(92)로부터 전개된 이후 카테터(92) 내로 철수될 수 있다(예를 들어, 미부(83)를 당김으로써). 장치(80)는 그후, 예로서, 새로운 각도, 새로운 회전 위치, 수입 혈관 및/또는 수출 혈관에 더 근위 또는 원위의 위치에, 등등으로 전개될 수 있다. 예로서, 비록, 장치(80)가 전개 이후 비압축 상태로 팽창하지만, 분기부(60)의 접합부에서 장치(80)의 최종 형상은 카테터(92)로부터의 전개의 세부사항들에 따라 변할 수 있으며, 그 이유는, 장치(80)가 해부학적 구조의 형상에 적응하기 때문이다(예를 들어, 루프들(82)의 크기, 형상, 수 등등에 기인하여). 사용자가 장치(80)의 특성들(예를 들어, 위치, 경사, 회전, 형상, 혈관들과의 상호작용 등)에 만족하고 나면, 장치(80)는 본 명세서에 설명된 바와 같이 방출될 수 있다.

[0042] 도 9a 내지 도 9c에 예시된 실시예에서, 색전 코일들(62)은 장치(80)가 카테터(92)로부터 전개되기 이전에 동맥류(20)의 기저부(22)에 삽입된다(예를 들어, 색전 코일들(62)을 삽입하기 위해 카테터(92)를 사용하여). 도 10a 내지 도 10c에 예시된 실시예들에서, 색전 코일들(62)은 카테터(92)로부터 장치(80)가 방출된 이후에 동맥류(20)의 기저부(22) 내로 삽입된다(예를 들어, 색전 코일들(62)을 삽입하기 위해 카테터(92)를 사용하여). 조합들도 가능하다. 예로서, 색전 코일들(62)은 장치(80)가 카테터(92)로부터 전개된 이후에, 그러나, 장치(80)가 카테터(92)로부터 방출되기 이전에 동맥류(20)의 기저부(22)에 삽입될 수 있다. 다른 예로서, 색전 코일들(62)은 장치(80)가 카테터(92)로부터 전개된 이후에 동맥류(20)의 기저부(22)내로 삽입되고(예를 들어, 코일 상태로), 장치(80)가 카테터(92)로부터 철회 및 재전개(예를 들어, 최종 상태로)될 수 있다.

[0043] 도 11은 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치(110)의 또 다른 예시적 실시예를 예시한다. 장치(110)는 전개 이후 다소 기형화(예를 들어, 예로서, 도 12에 예시된 바와 같이 비구형)될 수 있도록 장치가 그 내부에서 전개되는 혈관구조보다 더 유연할 수 있다는 것을 인지하여야 하며, 어구 "대체로 구형의"는 팽창된(예를 들어, 완전히 팽창된) 상태에 있을 때의 장치(110)의 형상을 설명한다. 추가적으로, 어구 "대체로 구형의"는 팽창된 상태에서 각 치수가 대체로 균일한 장치(110)를 팽창된 상태에서 작은 반경방향 치수와 큰 길이방향 치수를 갖는 관형 스텐트들로부터 구별한다. 대체로 구형의 장치의 일부 실시예들에서, 장치의 외주는 수학적으로 완전한 구체의 외주로부터 약 10%와 약 25% 사이의 편차를 갖는 형상을 갖는다. 일부 실시예들에서, 장치(110)는 서로의 약 33%보다 작은 범위 이내에 있는 길이와 폭을 갖는다(예를 들어, 6 mm의 길이와 8 mm의 폭을 가지며, 6 mm의 길이와 8 mm의 폭을 갖는다). 폭이 길이보다 큰 실시예들은 동맥류에 인접한 단부와 중간지점에서 공극도의 차이 때문에 유리할 수 있다. 길이가 폭보다 큰 실시예들은 동맥류(20)의 일부에 장치(110)의 일부를 (예를 들어, 색전을 돕도록) 위치설정하는데 유리할 수 있다.

[0044] 장치(110)는 제1 또는 원위 단부(111)와 제1 단부(111)에 실질적으로 대향한 제2 또는 근위 단부(112)를 포함한다. 장치(110)는 제1 단부(111)와 제2 단부(112) 사이에서 연장하는 복수의 필라멘트들(114)을 더 포함한다.

도 11에 예시된 장치(110)에서, 제1 단부(111)는 내향 연장하고, 제2 단부(112)는 외향 연장하여 호박, 마늘 구근 또는 루터베이저(rutabaga)와 유사한 대체로 구형의 형상을 형성한다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(114)은 장치(110)의 원위 단부의 굴곡부에 인접한 위치에서 결합된다(예를 들어, 도 11에 치수 d로 예시된 바와 같이). 특정 실시예들에서, 필라멘트들(114)은 제1 단부(111) 및/또는 제2 단부(112)에 결합된다(예를 들어, 접착, 용접, 납땜, 그 조합 등에 의해). 도 11에 예시된 실시예에서, 장치(110)는 리드 또는 미부(113)를 포함하고, 이는 본 명세서에서 설명된 바와 같이 전개 이후 장치(110)의 수축 및/또는 방출을 위해 사용될 수 있다. 특정 실시예들에서, 장치(110)는 절단된 금속 구체, 단일 필라멘트 등을 포함할 수 있다. 제1 단부가 외향으로 연장하고 제2 단부가 내향으로 연장하는 장치 및 제1 단부가 내향으로 연장하고 제2 단부가 내향으로 연장하는 장치도 가능하다는 것을 인지할 수 있을 것이다.

[0045] 특정 실시예들에서, 장치(110)는 적어도 하나의 수입 혈관, 수출 혈관들 및 기저부와 목부를 갖는 동맥류를 포함하는 분기부(예를 들어, 신경혈관 분기부)의 접합부에 위치되도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 장치(110)는 분기부의 접합부에 설치되도록 적절히 치수설정된다(예를 들어, 약 2 mm 내지 약 12 mm 사이의 직경, 약 6 mm 내지 약 8 mm 사이의 직경, 약 12 mm 미만의 직경, 약 2 mm보다 큰 직경을 구비). 다른 예에 대하여, 일부 실시예들에서, 장치(110)는 분기부의 접합부보다 덜 강성적이다(예를 들어, 필라멘트들(114)의 수, 필라멘트들(114)의 재료, 필라멘트들(114)의 두께, 필라멘트들(114)의 간격, 필라멘트들(114)의 형상, 그 조합들 등에 기인하여). 특정 실시예들에서, 장치(110)는 동맥류의 목부의 외부로의 대상물들(예를 들어, 색전 코일들, 트롬비 등)의 탈출 또는 이탈을 방지 또는 저지하기 위한 받침대로서 작용하도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 필라멘트들(114)은 대상물들이 통과할 수 없게 하기에 충분한 밀도로 동맥류의 목부에 존재한다. 특정 실시예들에서, 장치(110)는 분기부의 수출 혈관들로의 유체(예를 들어, 혈액)의 관류를 가능하게 하도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 장치(110)는 필라멘트들(114) 사이에 덮개, 메시 또는 다른 재료가 존재하지 않으며, 그에 의해, 유체가 실질적으로 방해받지 않고 유동할 수 있게 한다.

[0046] 일부 실시예들에서, 필라멘트들(114)의 적어도 일부는 자체 팽창 및/또는 형상 기억 재료(예를 들어, Nitinol, CoCr 합금 등을 포함)를 포함하며, 그에 의해, 장치(110)가 특정 조건들하에서(예를 들어, 카테터에 의해 구속되어 있지 않을 때) 자체 팽창될 수 있다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(114) 중 적어도 하나는 다른 필라멘트들(114)과는 다른 재료를 포함한다(예를 들어, 일부 필라멘트들(114)은 Nitinol을 포함하고, 일부 필라멘트들(114)은 Nitinol과 백금을 포함한다). 일부 실시예들에서, 필라멘트들(114) 중 적어도 하나는 방사선불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 특정 이런 실시예들에서, 짝수의 필라멘트들(84)(예를 들어, 2, 4 등)은 방사선 불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84) 중 적어도 하나는 자체 팽창 재료(예를 들어, Nitinol) 둘레에 적어도 부분적으로 감겨진(예를 들어, 코일링된) 방사선불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84) 중 적어도 하나는 방사선불투과성 코어를 갖는 자체 팽창 재료(예를 들어, 백금 코어를 갖는 Nitinol) 또는 방사선불투과성 코팅을 갖는 자체 팽창 재료(예를 들어, 물리 기상 증착, 화학 기상 증착, 도금 등에 의해 백금, 탄탈륨 등으로 코팅된 Nitinol)를 포함한다. 사용되는 방사선불투과성 재료의 양 및 유형은 특히, 가격, 원하는 방사선불투과도 레벨, 방사선불투과성 재료의 기계적 특성들 및 방사선불투과성 재료의 부식 특성들에 의존할 수 있다는 것을 알 수 있을 것이다. 특정 실시예들에서, 필라멘트들(114)은 실질적 원형 또는 난형 단면(예를 들어, 필라멘트들(84)이 별개의 와이어들을 포함하는 실시예들에서)을 갖는다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(114)은 실질적 직사각형 또는 평탄한 단면(예를 들어, 필라멘트들(84)이 금속성 튜브의 비절단 부분들을 포함하는 실시예들에서)을 갖는다. 필라멘트들(114)의 다른 형상들 및 필라멘트들(114)의 형상들의 조합들도 가능하다. 특정 실시예들에서, 복수의 필라멘트들(84)은 약 6개와 약 12개 사이의 필라멘트들(114)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 복수의 필라멘트들(114)은 적어도 약 6개 필라멘트들(114), 적어도 약 8개 필라멘트들(114) 또는 적어도 약 12개 필라멘트들(114)을 포함한다. 다른 수의 필라멘트들(114)도 가능하다.

[0047] 장치(110)는 필라멘트들(114) 사이에 복수의 천공부들 또는 셀들(116)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 필라멘트들(114)에 의해 덮여지는 장치(110)의 외부면의 비율은 약 25%와 약 40% 사이이다. 특정 실시예들에서, 셀들(116)에 의해 덮여지는 장치(110)의 외부면의 비율은 약 60%와 약 75% 사이이다. 다른 공극도들도 가능하다. 일부 실시예들에서, 공극도는 제2 단부(112)와 대략 중간지점 사이에서 원위 방향으로 증가하고, 대략 중간지점과 제1 단부(111) 사이에서 원위 방향으로 감소한다.

[0048] 일부 실시예들에서, 장치(110)는 제1 단부(111)에 인접한 방사선불투과성 마커(118) 및/또는 제2 단부(112)에 인접한 방사선불투과성 마커(119)를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 방사선불투과성 마커(118)는 장치(110)가 분기부의 접합부에 위치될 때 적어도 부분적으로 동맥류(20) 내로 연장될 수 있다. 일부 실시예들에서, 방

사선불투과성 마커들(118, 119)은 필라멘트들(114) 둘레에 위치설정되거나 감겨져서 필라멘트들(114)을 결합시키는 슬리브를 포함할 수 있다. 방사선불투과성 마커들(118, 119)은 분기부의 접합부에서 장치(110)의 위치설정을 도울 수 있다.

[0049] 일부 실시예들에서, 장치(110)는 제1 단부(111)에 인접한 덮개(예를 들어, 다공성 또는 비다공성 폴리머 포함)를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 덮개는 제1 단부(111)에서 공극도를 감소시켜 동맥류(20)로부터의 색전성 재료의 탈출 또는 이탈을 추가로 방지함으로써 장치(110)의 받침대 특성들을 향상시킨다. 특정 실시예들에서, 덮개는 사전형성된 박막으로부터 덮개를 재봉함으로써 장치(110)에 부착될 수 있다. 특정 실시예들에서, 덮개는 필라멘트(114)에 기계적으로 부착(예를 들어, 둘레에 감겨짐, 필라멘트를 통해 루프형성 등)될 수 있다. 특정 실시예들에서, 덮개는 필라멘트들(114)상에 증착(예를 들어, 물리 기상 증착, 화학 기상 증착 등을 통해)될 수 있다. 장치(110)의 다른 부분들도 덮개를 포함할 수 있다.

[0050] 도 12는 장치(110)를 사용하여 동맥류(20)를 치료하는 예시적 실시예를 예시한다. 도 12에 예시된 치료된 동맥류(20)를 포함하는 분기부(60)의 접합부는 도 9a 내지 도 9c에 관하여 설명된 방법과 유사한 방법을 수행한 결과, 도 10a 내지 도 10c에 관하여 설명된 방법과 유사한 방법을 수행한 결과, 그 조합 동일 수 있다.

[0051] 상술한 바와 같이, 본 명세서에 설명된 용어 "분기부"는 예로서, 실질적으로 서로 다른 각도들의 수출 혈관들, 실질적으로 서로 다른 크기들의 수출 혈관들 및/또는 서로 다른 양의 수출 혈관들을 갖는 도 6a 내지 도 7c, 도 9a 내지 도 10c 및 도 12에 예시된 특정 혈관구조에 한정되지 않으며, 그리고/또는, 분기부의 동맥류는 접합부(예를 들어, 하나의 수출 혈관으로 실질적으로 개방된 목부를 갖는)에 관하여 편위될 수 있고, 혈관들에 의해 생성된 평면에 관하여 경사질 수 있는(예를 들어, 지면의 내부로 또는 외부로) 등등의 구성일 수 있다.

[0052] 도 13은 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치(130)의 또 다른 실시예를 예시한다. 장치(130)는 전개 이후 다소 기형화(예를 들어, 비구형)될 수 있도록 장치가 그 내부에서 전개되는 혈관구조보다 더 유연할 수 있다는 것을 인지하여야 하며, 어구 "대체로 구형의"는 팽창된(예를 들어, 완전히 팽창된) 상태에 있을 때의 장치(130)의 형상을 설명한다. 추가적으로, 어구 "대체로 구형의"는 팽창된 상태에서 각 치수가 대체로 균일한 장치(130)를 팽창된 상태에서 작은 반경방향 치수와 큰 길이방향 치수를 갖는 관형 스텐트들로부터 구별한다. 대체로 구형의 장치의 일부 실시예들에서, 장치의 외주는 수학적으로 완전한 구체의 외주로부터 약 10%와 약 25% 사이의 편차를 갖는 형상을 갖는다. 일부 실시예들에서, 장치(130)는 서로의 약 33%보다 작은 범위 이내에 있는 길이와 폭을 갖는다(예를 들어, 6 mm의 길이와 8 mm의 폭을 가지며, 6 mm의 길이와 8 mm의 폭을 갖는다). 폭이 길이보다 큰 실시예들은 동맥류에 인접한 단부와 중간지점에서 공극도의 차이 때문에 유리할 수 있다. 길이가 폭보다 큰 실시예들은 동맥류(20)의 일부에 장치(130)의 일부를(예를 들어, 색전을 돕도록) 위치설정하는데 유리할 수 있다.

[0053] 장치(130)는 제1 또는 원위 단부(131)와 제1 단부(131)에 실질적으로 대향한 제2 또는 근위 단부(132)를 포함한다. 장치(130)는 제1 단부(131)와 제2 단부(132) 사이에서 연장하는 복수의 필라멘트들(134)을 더 포함한다. 도 13에 예시된 장치(130)에서, 제1 단부(131)는 외향 연장하고, 제2 단부(132)는 외향 연장하여 비틀린 구체(예를 들어, 도 8에 예시된 장치(80)의 일 단부 또는 양 단부들(81, 82)을 서로에 관하여 회전시킨 이후의 형상)와 유사한 대체로 구형의 형상을 형성한다. 특정 실시예들에서, 필라멘트들(134)은 제1 단부(131) 및/또는 제2 단부(132)에 결합된다(예를 들어, 접착, 용접, 납땀, 그 조합 등에 의해). 일부 실시예들에서 평면을 형성하기에 충분히 직선적인 도 8에 예시된 장치(80)의 필라멘트들(84)과는 대조적으로, 장치(130)의 필라멘트들(134)은 적어도 제2 단부(132)에서 또는 그에 인접해서 길이방향으로 각져있다. 도 13에 예시된 실시예에서, 장치(130)는 리드 또는 미부(133)를 포함하고, 이는 본 명세서에서 설명된 바와 같이 전개 이후 장치(130)의 수축 및/또는 방출을 위해 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 장치(130)의 전개 및/또는 철회는 예로서, 장치들(50, 80, 110)의 철회보다 적은 힘을 사용한다. 특정 실시예들에서, 장치(130)는 절단된 금속 구체, 단일 필라멘트 등을 포함한다.

[0054] 특정 실시예들에서, 장치(130)는 적어도 하나의 수입 혈관, 수출 혈관들 및 기저부와 목부를 갖는 동맥류를 포함하는 분기부(예를 들어, 신경혈관 분기부)의 접합부에 위치되도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 장치(130)는 분기부의 접합부에 설치되도록 적절히 치수설정된다(예를 들어, 약 2 mm 내지 약 12 mm 사이의 직경, 약 6 mm 내지 약 8 mm 사이의 직경, 약 12 mm 미만의 직경, 약 2 mm보다 큰 직경을 구비). 다른 예에 대하여, 일부 실시예들에서, 장치(130)는 분기부의 접합부보다 덜 강성적이다(예를 들어, 필라멘트들(134)의 수, 필라멘트들(134)의 재료, 필라멘트들(134)의 두께, 필라멘트들(134)의 간격, 필라멘트들(134)의 형상, 그 조합들 등에 기인하여). 특정 실시예들에서, 장치(130)는 동맥류의 목부의 외부로의 대상물들(예를 들어, 색전 코일들, 트

롬비 등)의 탈출 또는 이탈을 방지 또는 저지하기 위한 받침대로서 작용하도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 필라멘트들(134)은 대상물들이 통과할 수 없게 하기에 충분한 밀도로 동맥류의 목부에 존재한다. 특정 실시예들에서, 장치(130)는 분기부의 수출 혈관들로의 유체(예를 들어, 혈액)의 관류를 가능하게 하도록 구성된다. 예로서, 일부 실시예들에서, 장치(130)는 필라멘트들(134) 사이에 덮개, 메시 또는 다른 재료가 존재하지 않으며, 그에 의해, 유체가 실질적으로 방해받지 않고 유동할 수 있게 한다.

[0055] 일부 실시예들에서, 필라멘트들(134)의 적어도 일부는 자체 팽창 및/또는 형상 기억 재료(예를 들어, Nitinol, CoCr 합금 등을 포함)를 포함하며, 그에 의해, 장치(130)가 특정 조건들하에서(예를 들어, 카테터에 의해 구속되어 있지 않을 때) 자체 팽창될 수 있다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(134) 중 적어도 하나는 다른 필라멘트들(134)과는 다른 재료를 포함한다(예를 들어, 일부 필라멘트들(134)은 Nitinol을 포함하고, 일부 필라멘트들(134)은 Nitinol과 백금을 포함한다). 일부 실시예들에서, 필라멘트들(134) 중 적어도 하나는 방사선불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 특정 이런 실시예들에서, 짝수의 필라멘트들(84)(예를 들어, 2, 4 등)은 방사선 불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84) 중 적어도 하나는 자체 팽창 재료(예를 들어, Nitinol) 둘레에 적어도 부분적으로 감겨진(예를 들어, 코일링된) 방사선불투과성 재료(예를 들어, 백금)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(84) 중 적어도 하나는 방사선불투과성 코어를 갖는 자체 팽창 재료(예를 들어, 백금 코어를 갖는 Nitinol) 또는 방사선불투과성 코팅을 갖는 자체 팽창 재료(예를 들어, 물리 기상 증착, 화학 기상 증착, 도금 등에 의해 백금, 탄탈륨 등으로 코팅된 Nitinol)를 포함한다. 사용되는 방사선불투과성 재료의 양 및 유형은 특히, 가격, 원하는 방사선불투과도 레벨, 방사선불투과성 재료의 기계적 특성들 및 방사선불투과성 재료의 부식 특성들에 의존할 수 있다는 것을 알 수 있을 것이다. 특정 실시예들에서, 필라멘트들(134)은 실질적 원형 또는 난형 단면(예를 들어, 필라멘트들(84)이 별개의 와이어들을 포함하는 실시예들에서)을 갖는다. 일부 실시예들에서, 필라멘트들(134)은 실질적 직사각형 또는 평탄한 단면(예를 들어, 필라멘트들(84)이 금속성 튜브의 비절단 부분들을 포함하는 실시예들에서)을 갖는다. 필라멘트들(134)의 다른 형상들 및 필라멘트들(134)의 형상들의 조합들도 가능하다. 특정 실시예들에서, 복수의 필라멘트들(84)은 약 6개와 약 12개 사이의 필라멘트들(134)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 복수의 필라멘트들(134)은 적어도 약 6개 필라멘트들(134), 적어도 약 8개 필라멘트들(134) 또는 적어도 약 12개 필라멘트들(134)을 포함한다. 다른 수의 필라멘트들(134)도 가능하다.

[0056] 장치(130)는 필라멘트들(134) 사이에 복수의 천공부들 또는 셀들(136)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 필라멘트들(134)에 의해 덮여지는 장치(130)의 외부면의 비율은 약 25%와 약 40% 사이이다. 특정 실시예들에서, 셀들(136)에 의해 덮여지는 장치(130)의 외부면의 비율은 약 60%와 약 75% 사이이다. 다른 공극도들도 가능하다. 일부 실시예들에서, 공극도는 제2 단부(132)와 대략 중간지점 사이에서 원위 방향으로 증가하고, 대략 중간지점과 제1 단부(131) 사이에서 원위 방향으로 감소한다.

[0057] 일부 실시예들에서, 장치(130)는 제1 단부(131)에 인접한 방사선불투과성 마커(138) 및/또는 제2 단부(132)에 인접한 방사선불투과성 마커(139)를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 방사선불투과성 마커(138)는 장치(130)가 분기부의 접합부에 위치될 때 적어도 부분적으로 동맥류(20) 내로 연장될 수 있다. 일부 실시예들에서, 방사선불투과성 마커들(138, 139)은 필라멘트들(134) 둘레에 위치설정되거나 감겨져서 필라멘트들(134)을 결합시키는 슬리브를 포함할 수 있다. 방사선불투과성 마커들(138, 139)은 분기부의 접합부에서 장치(130)의 위치설정을 도울 수 있다.

[0058] 일부 실시예들에서, 장치(130)는 제1 단부(131)에 인접한 덮개(예를 들어, 다공성 또는 비다공성 폴리머 포함)를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 덮개는 제1 단부(131)에서 공극도를 감소시켜 동맥류(20)로부터의 색전성 재료의 탈출 또는 이탈을 추가로 방지함으로써 장치(130)의 받침대 특성들을 향상시킨다. 특정 실시예들에서, 덮개는 사전형성된 박막으로부터 덮개를 재포함으로써 장치(130)에 부착될 수 있다. 특정 실시예들에서, 덮개는 필라멘트(134)에 기계적으로 부착(예를 들어, 둘레에 감겨짐, 필라멘트를 통해 루프형성 등)될 수 있다. 특정 실시예들에서, 덮개는 필라멘트들(134)상에 증착(예를 들어, 물리 기상 증착, 화학 기상 증착 등을 통해)될 수 있다. 장치(130)의 다른 부분들도 덮개를 포함할 수 있다.

[0059] 장치(130)는 도 9a 내지 도 9c에 관하여 설명된 방법과 유사한 방법을 수행함으로써, 도 10a 내지 도 10c에 관하여 설명된 방법과 유사한 방법을 수행함으로써, 그 조합에 의해 등등의 방식으로 설명된 바와 같이 위치설정 및 철회될 수 있다. 상술한 바와 같이, 장치(130)는 장치(130)의 철회 및 재전개가 이루어지기 쉬운 실시예들에 대해 특히 유리할 수 있다.

[0060] 도 14는 금속 튜브를 절단 및 성형하는 것(예를 들어, 레이저 절단 하이포튜브)을 포함하는 예시적 제조 프로세스

스의 단계에서 대체로 구형의 혈관 리모델링 장치(140)(예를 들어, 장치(80)와 유사한 축구공 형상을 갖는)의 예시적 실시예를 예시한다. 일부 실시예들에서, 최초 튜브는 약 0.5 mm과 약 3 mm 사이의 직경 또는 약 1 mm과 약 2mm 사이의 직경(예를 들어, 약 1 mm, 약 1.5 mm, 약 2 mm 등)을 갖는다. 다른 직경들도 가능하다. 장치는 제1 또는 원위 단부(141)와, 제1 단부(141)에 실질적으로 대향한 제2 또는 근위 단부(142)를 갖는다. 레이저는 튜브의 부분들(146)을 절단 제거하고 제1 단부(141)와 제2 단부(142) 사이에서 연장하는 복수의 필라멘트들(144)을 남긴다. 도 14에 예시된 실시예에서, 필라멘트들(144)은 제1 단부(141) 및 제2 단부(142)에 결합된다(예를 들어, 금속 튜브와 일체로 형성되고 서로 절단되지 않기 때문에). 일부 실시예들에서, 본 명세서에서 설명된 바와 같이 전개 이후 장치(140)를 방출 및/또는 철회하기 위해 사용될 수 있는 리드 또는 미부가 장치(140)에 부착될 수 있다(예를 들어, 접합, 납땜, 용접 등에 의해). 특정 실시예들에서, 미부(143)는 절단된 튜브에 의해 형성됨으로써 장치(140)와 일체일 수 있다.

[0061] 일부 실시예들에서, 장치(140)는 제1 단부(141)에 인접한 방사선불투과성 마커(148) 및/또는 제2 단부(142)에 인접한 방사선불투과성 마커(149)를 더 포함한다. 특정 실시예들에서, 방사선불투과성 마커(148)는 장치(140)가 분기부의 접합부에 위치될 때 동맥류(20) 내로 적어도 부분적으로 연장할 수 있다. 일부 실시예들에서, 방사선불투과성 마커들(148, 149)은 절단된 튜브에 의해 형성됨으로써 장치와 일체일 수 있다. 방사선불투과성 마커들(148, 149)은 분기부의 접합부에서의 장치(140)의 위치설정을 도울 수 있다.

[0062] 절단된 튜브는 그후 열처리 프로세스를 사용하는 형상 설정을 통해 대체로 구형의 형상으로 팽창될 수 있다. 형상 설정 프로세스는 절단된 튜브를 열처리하면서 절단된 튜브를 새로운 형상으로 신장 및 한정하도록 적절한 공구를 사용하여 대체로 구형의 형상들로 직경들을 연속적으로 증가시키는 것을 포함하는 다수의 단계들을 포함할 수 있다. 각각의 열처리 단계의 종료시, 절단된 튜브는 열처리 프로세스 동안 한정된 형상을 취하게 된다. 이 프로세스는 그후 최종 제품과 유사한 미소하게 더 큰 크기 및 형상을 형성하도록 반복된다. 최종 형상(예를 들어, 장치(80)와 유사한 축구공 형상) 및 크기는 다수의 이런 단계들에 의해 얻어질 수 있다. 비록, 최초의 절단체의 패턴이 서로 다를 수 있고 그래서 가능한 재료들, 치수들, 공극도들, 전개 방법들, 선택적 덮개들 등에 대한 세부사항들이 제공되어 있지는 않지만, 본 명세서에 설명된 다른 장치들(예를 들어, 장치들 50, 110, 130)도 절단 이후 재성형되는 절단된 금속 튜브를 사용하여 형성될 수 있다는 것을 알 수 있을 것이다.

[0063] 본 명세서에 설명된 특정 장치들은 약 2:1 보다 큰 목부 비율(기저부 폭 대 목부 폭의 비율) 및/또는 약 4 mm보다 큰 목부 폭을 갖는 동맥류들을 치료하기 위해 바람직하게 사용될 수 있다. 이런 동맥류들의 치료시, 색전 코일들은 동맥류의 크기 및/또는 형상이 그 삽입된 장소 내에 코일들을 보유하기에 부적합하기 때문에 모 혈관들 내로 탈출하기 쉬울 수 있다. 특정 이런 실시예들에서, 색전 코일들은 대체로 구형의 장치를 위치설정된 이후 동맥류의 기저부 내에 삽입되며, 그래서, 색전 코일들이 탈출하지 못하게 된다. 본 명세서에 설명된 특정 장치들은 또한 2:1보다 작은 목부 비율 및/또는 약 4 mm 미만의 목부 폭을 갖는 동맥류들을 치료하기 위해서도 사용될 수 있다는 것을 알 수 있을 것이다. 특정 이런 실시예들에서, 색전 코일들은 대체로 구형의 장치들을 위치설정하기 이전에 동맥류의 기저부 내에 삽입된다.

[0064] 본 명세서에 설명된 특정 장치들은 바람직하게는 복수의 관형 분기부들 이외의 분기부의 접합부에 배치된 단일 대체로 구형의 장치일 수 있다. 특정 이런 장치들은 동맥류의 목부 및 동맥 소공에 걸쳐질 수 있다. 이런 장치들의 위치설정은 덜 복잡하며, 그에 의해, 예로서, 관련 위험들을 감소시키고, 관형 장치가 수입 혈관 및 수출 혈관 내에 적절히 고정되는 것을 보증한다.

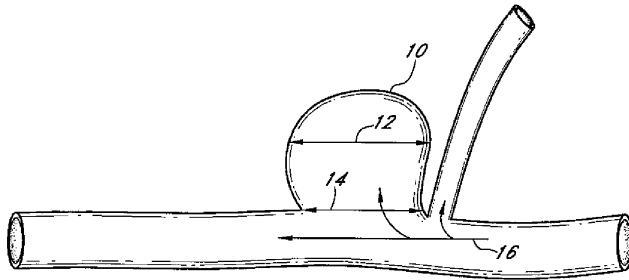
[0065] 색전 재료가 동맥류 내에 이미 삽입되어 있지만 탈출되어 있는 일부 실시예들에서, 본 명세서에 설명된 특정 장치들은 탈출된 재료를 동맥류 내로 다시 밀어넣고 색전 재료의 추가적 탈출 또는 이탈을 방지 또는 저지하기 위한 받침대로서 작용하도록 "구체 장치(rescue device)"로서 사용될 수 있다. 이런 특정 실시예들에서, 이런 장치들의 전개는 와이어들 또는 카테터가 탈출된 재료를 포함하는 접합부를 횡단하는 것을 바람직하게 피할 수 있으며(예를 들어, 도 4b 및 도 4c에 예시된 장치(42, 44)와 같이 관형 장치들을 위치설정하기 위해 일반적으로 필요한 바와 같이 장치의 위치설정을 위해 접합부를 지나 수출 혈관 내로 와이어들 또는 카테터를 횡단시킬 필요가 없음), 이러한 횡단은 탈출된 재료가 얽히고 그리고/또는 이동되게 하여 동맥류의 파열을 초래할 수 있다.

[0066] 비록, 특정 실시예들 및 예들에 관하여 본 발명을 설명하였지만, 본 기술 분야의 숙련자들은 본 발명이 구체적으로 개시된 실시예들을 초월하여 다른 대안적 실시예들 및/또는 본 발명의 용도들과 명백한 변형들 및 그 균등물들로 확장될 수 있다는 것을 이해할 것이다. 추가적으로, 본 발명의 실시예들의 다수의 변형들이 상세히 예시 및 설명되어 있지만, 본 기술 분야의 숙련자들은 본 내용에 기초하여 본 발명의 범주 내에 있는 다수의 변형들을 쉽게 명백히 알 수 있을 것이다. 또한, 실시예들의 특정 특징들 및 양태들의 다양한 조합들 또는 하위-조

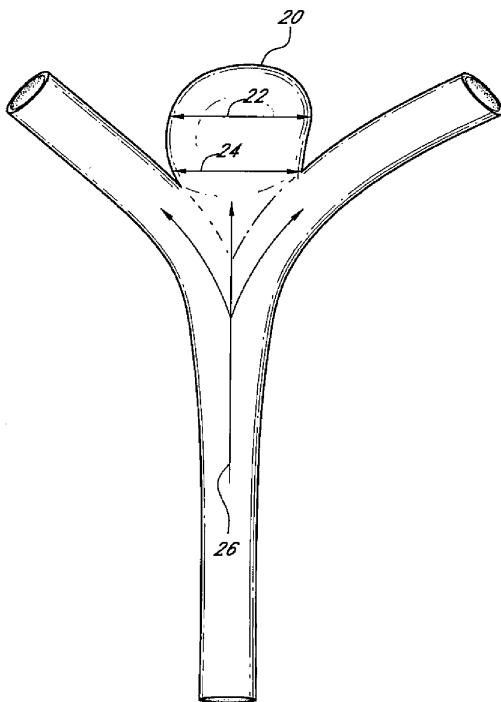
합들이 이루어질 수 있으며, 이들은 여전히 본 발명의 범주 내에 있다는 것을 인지하여야 한다. 개시된 실시예들의 다양한 특징들 및 양태들은 개시된 본 발명의 실시예들의 다양한 형태들을 형성하도록 서로 조합되거나 서로 대체될 수 있다는 것을 이해하여야 한다. 따라서, 본 명세서에 개시되어 있는 본 발명의 범주는 상술한 특정 실시예들에 의해 제한되지 않는다.

도면

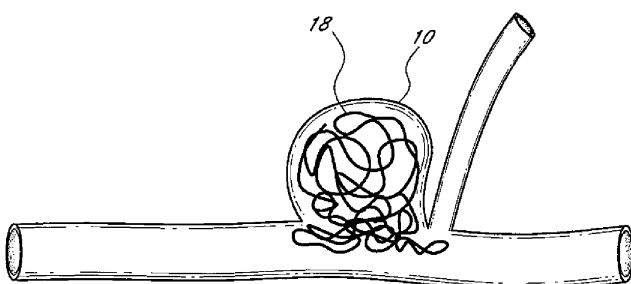
도면1



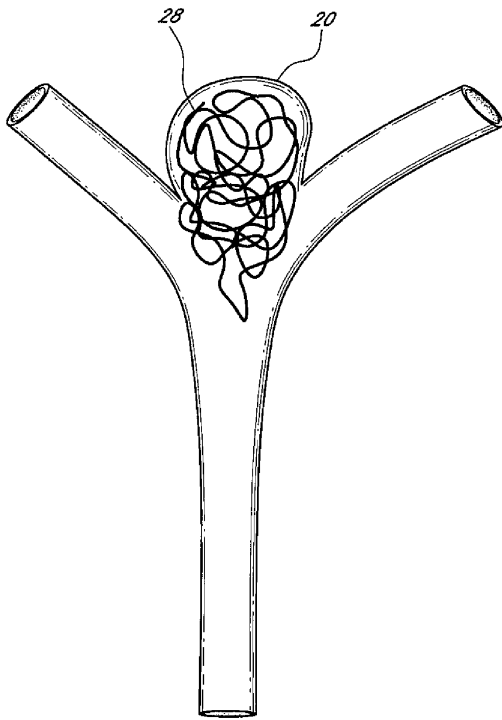
도면2



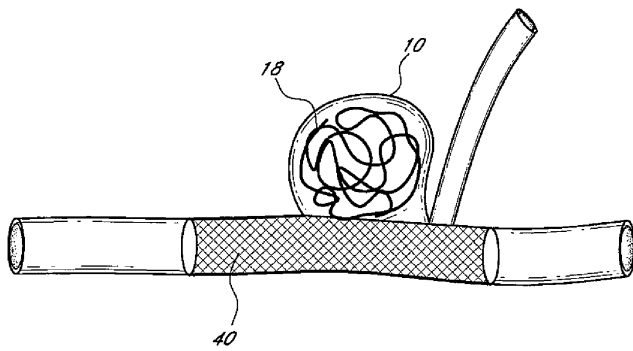
도면3a



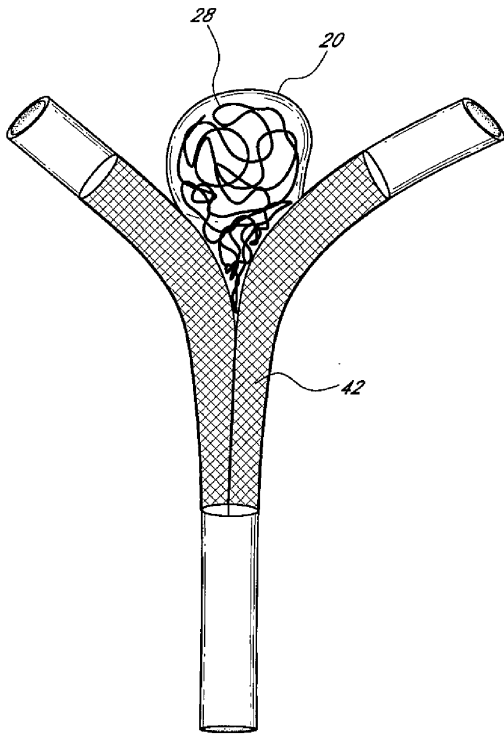
도면3b



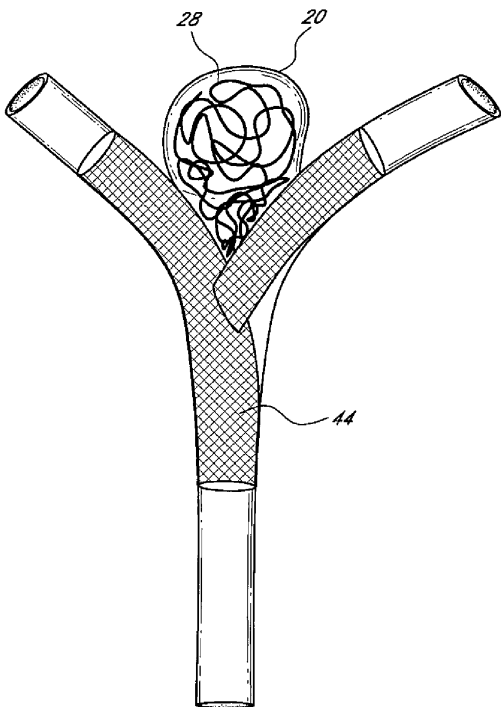
도면4a



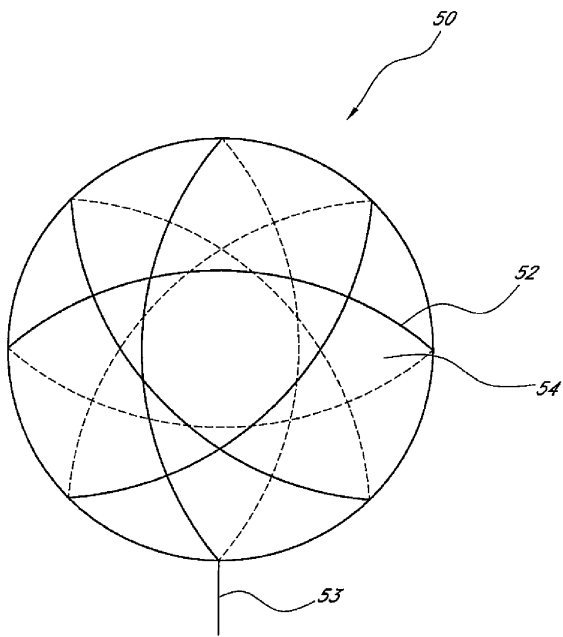
도면4b



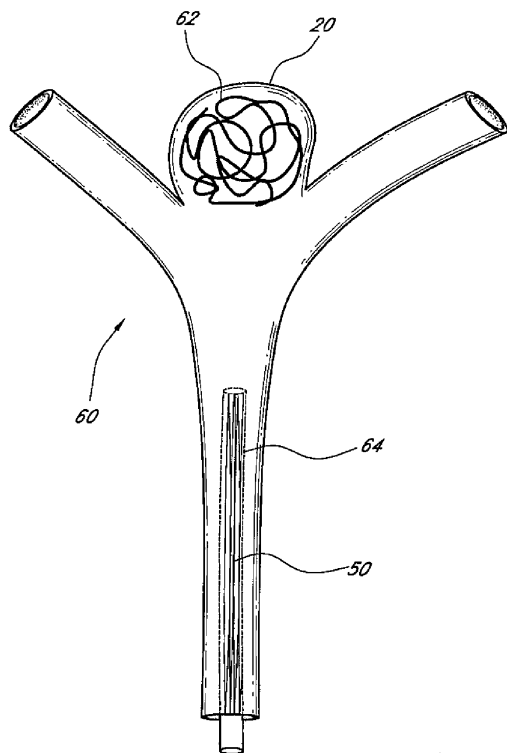
도면4c



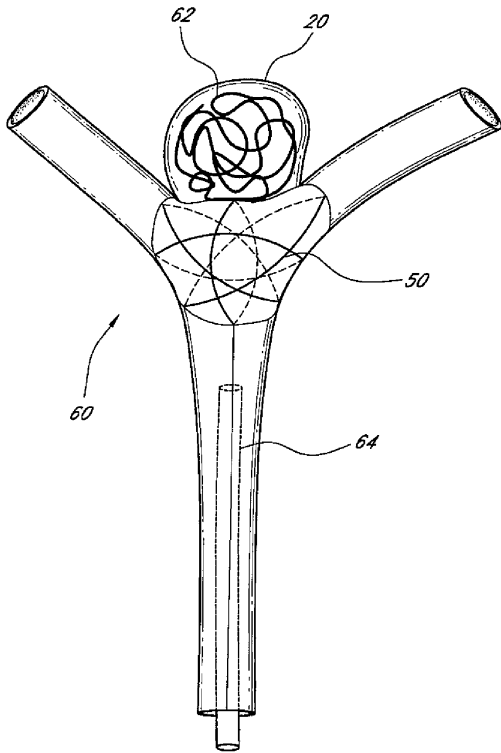
도면5



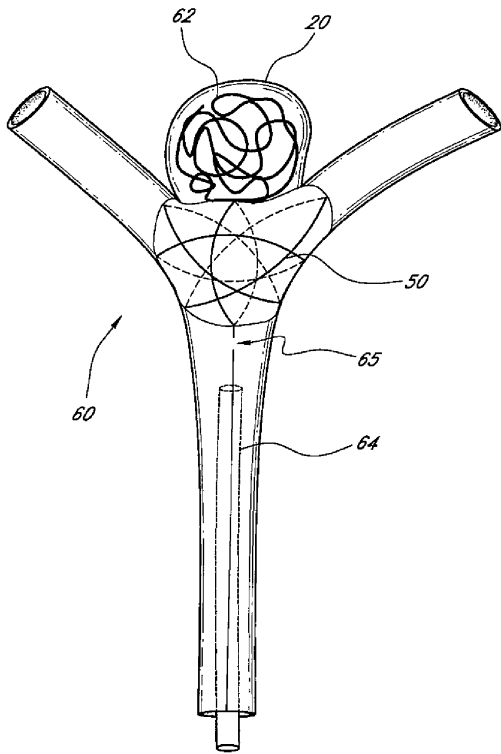
도면6a



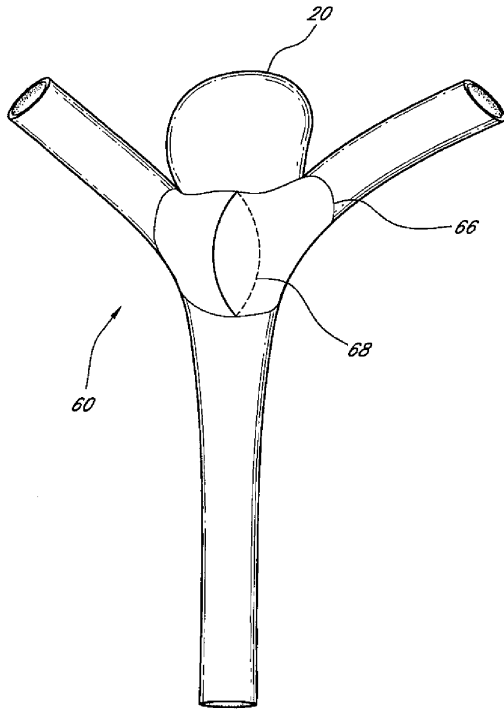
도면6b



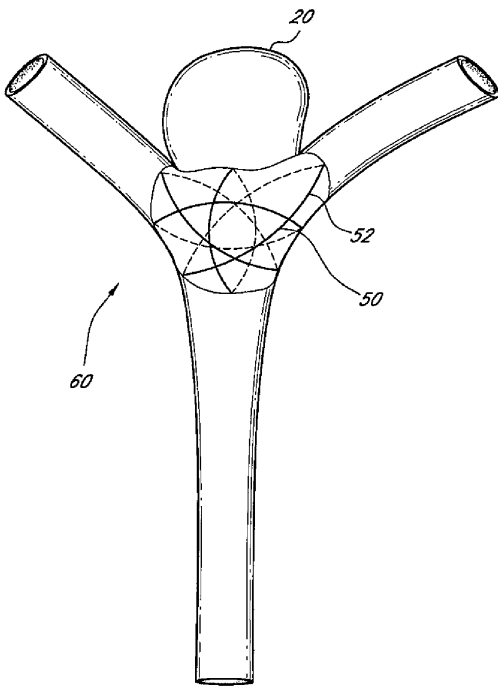
도면6c



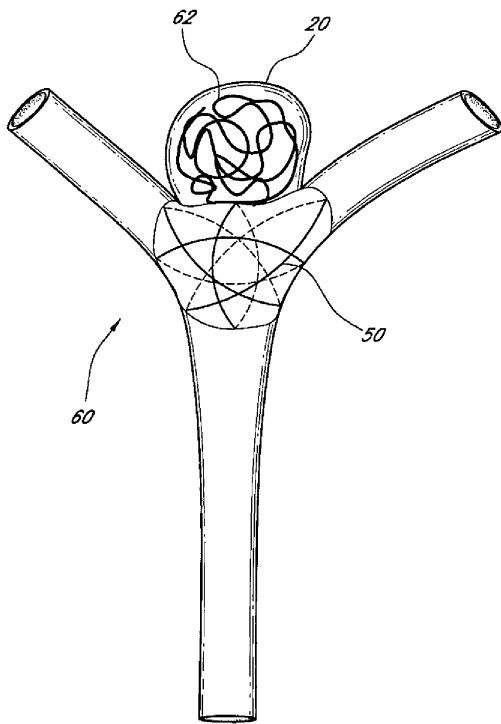
도면7a



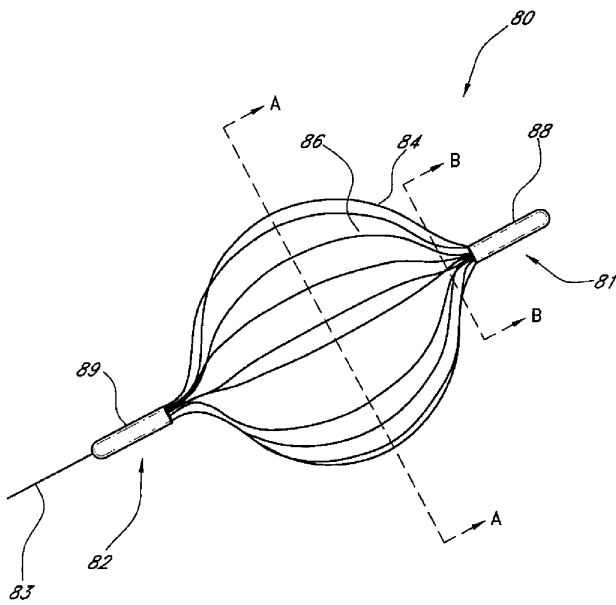
도면7b



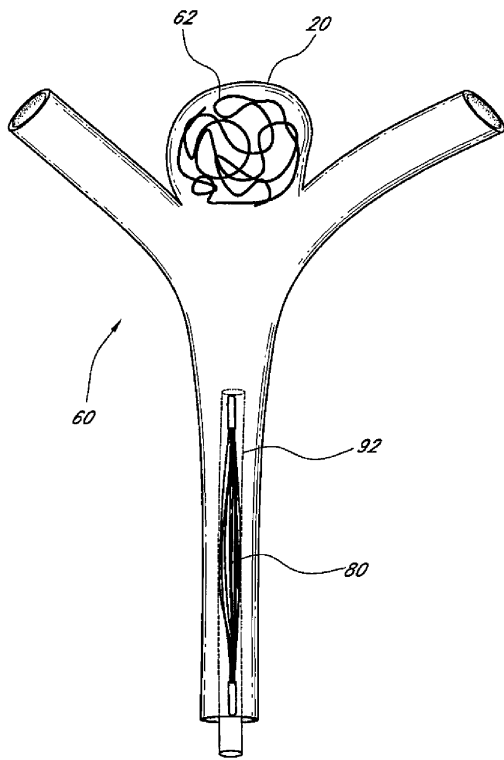
도면7c



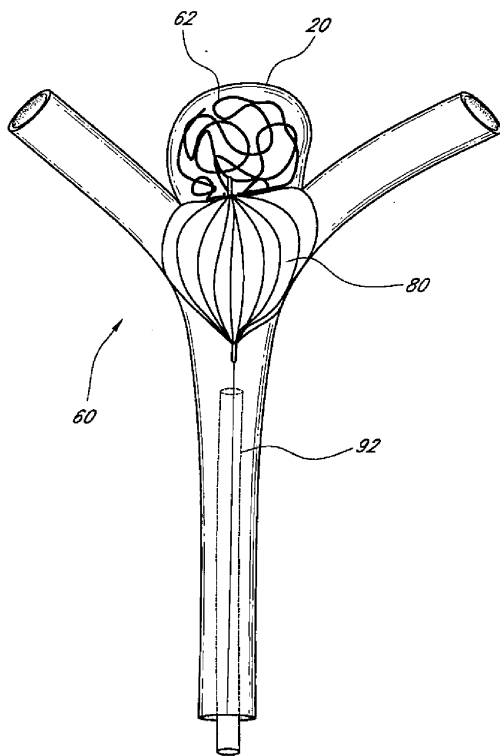
도면8



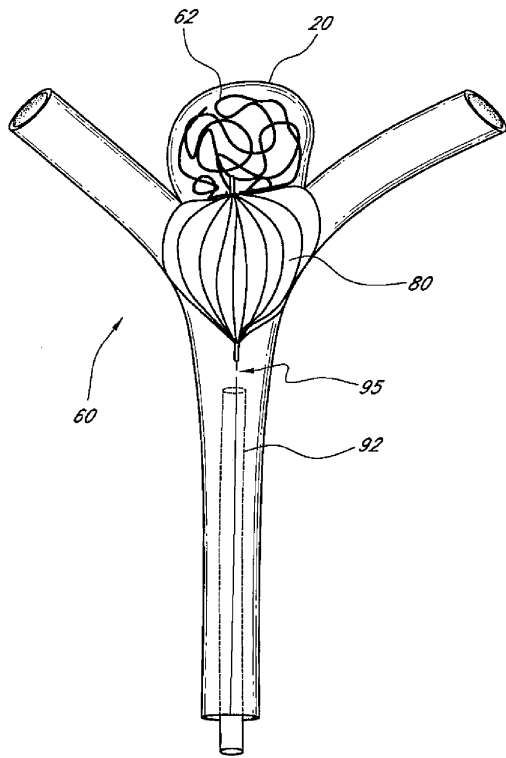
도면9a



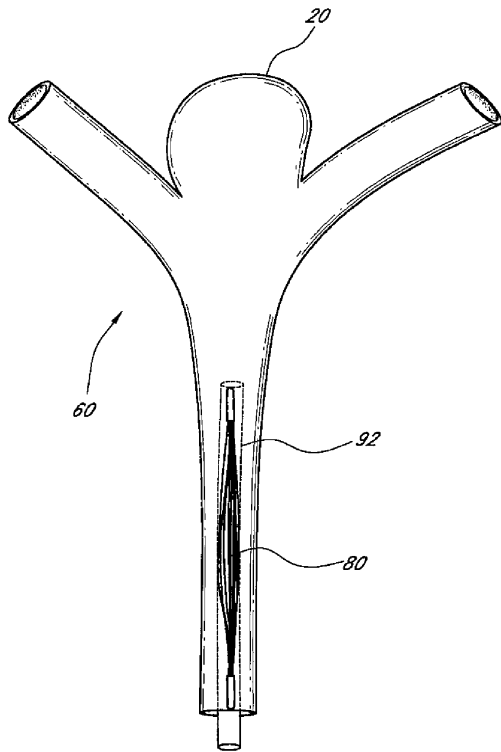
도면9b



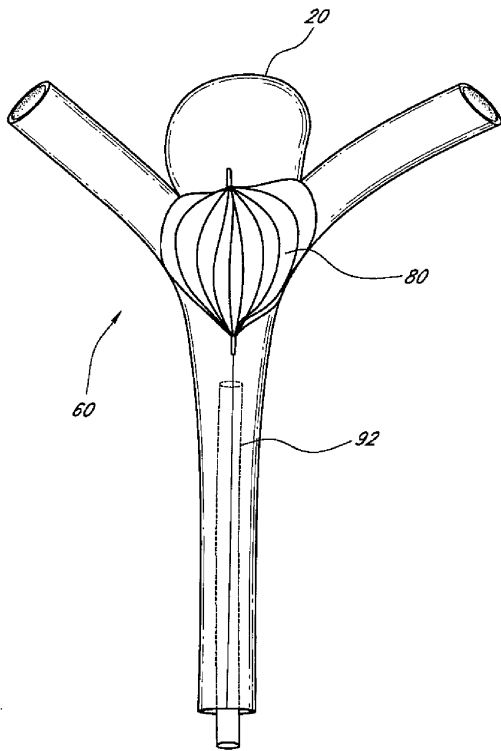
도면9c



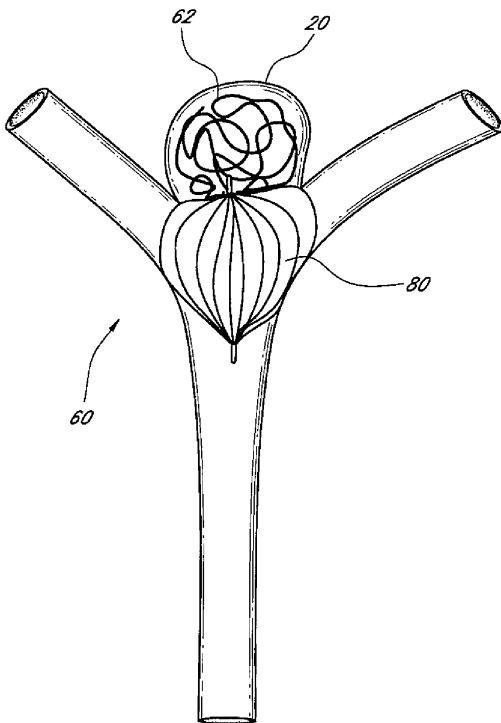
도면10a



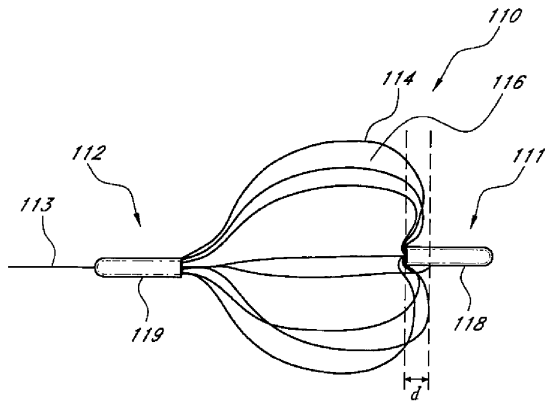
도면10b



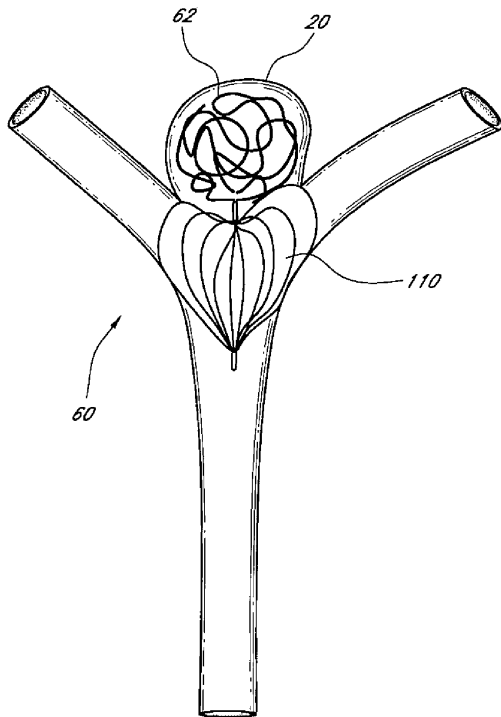
도면10c



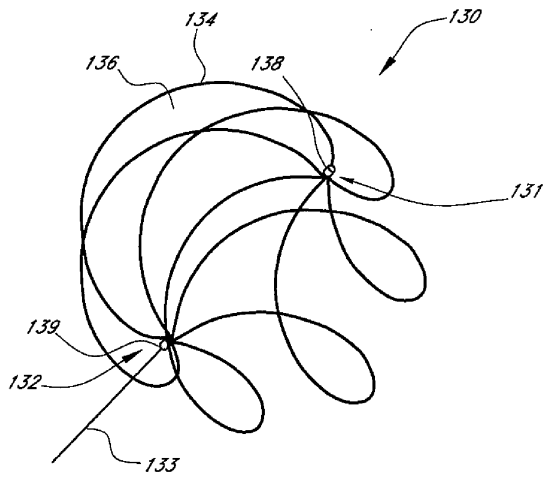
도면11



도면12



도면13



도면14

