(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0062702
(43) 공개일자 2012년06월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 2/82 (2006.01) *A61F 2/06* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7003357
(22) 출원일자(국제) 2010년07월08일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2012년02월08일
(86) 국제출원번호 PCT/US2010/041434
(87) 국제공개번호 WO 2011/006013
국제공개일자 2011년01월13일
(30) 우선권주장
12/499,713 2009년07월08일 미국(US)
(뒷면에 계속)

(71) 출원인
콘센트릭 메디칼, 인크.
미국, 캘리포니아 94041, 마운틴 뷰, 이스트 에블린 애비뉴 301
(72) 발명자
그랜드필드, 리안, 엠.
미국, 캘리포니아 94550, 리버모어, 사우스 리버모어 에비뉴 1091
윌슨, 스코트, 디.
미국, 캘리포니아 94061, 레드우드 시티, 에덴 보워 엘엔 1045
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
강명구

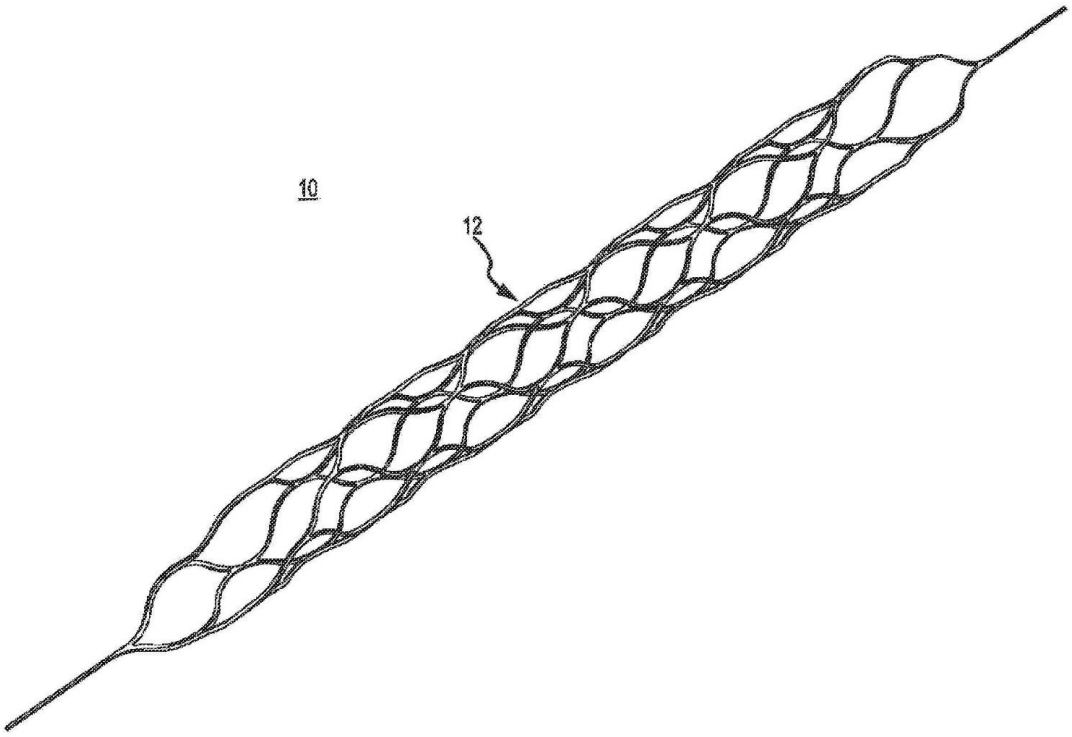
전체 청구항 수 : 총 124 항

(54) 발명의 명칭 **혈관 및 신체 관 치료 장치 및 방법**

(57) 요 약

장치는 근위 단부 부분과 주 몸체 부분을 갖는 자가-팽창형 부재를 포함한다. 자가-팽창식 부재는 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 갖는다. 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장된다.

대 표 도



(72) 발명자

밀러, 존, 에이치.

미국, 캘리포니아 94061, 레드우드 시티, 베라 에비뉴 603

부, 에밀리

미국, 캘리포니아 95133, 산 호세, 이비 그렌 디알. 932

페데슨, 키크, 엘.

미국, 캘리포니아 94129, 샌 프란시스코, 워싱톤 비엘브이디 412비

본시그노레, 크레이그, 엘.

미국, 캘리포니아 94566, 플리산톤, 코르테 마르가리타 5834

샌더스, 에리옷, 에이치.

미국, 캘리포니아 94303, 파로 알토, 콜로라도 아베 722

(30) 우선권주장

12/573,676 2009년10월05일 미국(US)

12/643,942 2009년12월21일 미국(US)

특허청구의 범위

청구항 1

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 원통형 주 몸체 부분 및 근위 단부를 포함하는 근위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 치수 및 물질 특성을 갖는 셀 구조물에 따라 공칭 직경으로부터 초기에 약 0.50 ㎜ 직경방향 직경 범위의 팽창 동안에 팽창의 밀리미터당 팽창형 부재의 길이를 따라 반경방향 힘이 약 -1.5 N 내지 약 -3.5 N의 전체적인 감소가 야기되고, 후속 직경방향 범위의 팽창 동안에 팽창의 밀리미터 당 팽창 부재의 길이를 따라서 반경방향 힘이 약 -0.10 N 내지 약 -0.50 N의 전체적인 감소가 야기되는 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 신장된 자가-팽창형 부재는 지정된 최대 제2 공칭 직경을 가지며, 신장된 자가-팽창형 부재에 의해 가해진 반경방향 힘은 최대 제2 공칭 직경으로 팽창 시에 0보다 큰 장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 주 몸체 부분 내의 셀 구조물의 스트럿보다 큰 횡단면 면적을 갖는 스트럿을 가지며, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 1 초과의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 4

제3항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 2.0 미만의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 5

제3항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 약 1.25 내지 약 2.0의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 6

제1항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물의 치수 및 물질 특성에 따라 주 몸체 부분은 주 몸체 부분이 부분적으로 팽창된 상태에 있을 때 약 0.020 N/㎜ 내지 약 0.050 N/㎜의 단위 길이당 반경방향 힘을 가하는 장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 근위 단부에서의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 원위 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는 장치.

청구항 8

제1항에 있어서, 자가-팽창형 부재에 일체 구성되고 이의 근위 단부로부터 근위방향으로 신장되는 와이어 세그먼트, 와이어 세그먼트 주위에 배치된 내측 공동을 갖는 코일, - 코일은 내측 공동 내로 결합제를 유입시키기에 충분한 하나 이상의 간격을 갖는 제1 및 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트를 가짐 - , 및 코일의 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트의 공동 내에서 결합제에 의해 전달 와이어의 원위 단부에 부착된 와이어 세그먼트의 근위 단부를 추가로 포함하는 장치.

청구항 9

제8항에 있어서, 결합제는 땜납인 장치.

청구항 10

제8항에 있어서, 결합제는 접착제인 장치.

청구항 11

제8항에 있어서, 전달 와이어의 원위 단부와 와이어 세그먼트의 근위 단부는 중첩되고, 중첩 길이는 약 0.75 밀리미터 내지 약 1.0 밀리미터인 장치.

청구항 12

제8항에 있어서, 와이어 세그먼트는 제1 길이를 가지며, 코일은 제2 길이를 가지며, 제1 길이는 제2 길이와 동일한 장치.

청구항 13

제1항에 있어서, 원통형 주 몸체 부분에 대해 원위 방향에 위치된 원위 단부 부분을 추가로 포함하고, 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽청형 부재의 종방향 축 주위에서 덜 원주방향으로 신장되는 장치.

청구항 14

제1항에 있어서, 셀 구조물은 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소로부터 구성되며, 인접한 물결형 요소는 사선방향으로 배치된 셀 구조물을 형성하기 위한 방식으로 서로 연결되는 장치.

청구항 15

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 신체 관 또는 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배치된 셀 구조물을 형성하기 위한 방식으로 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 치수 및 물질 특성을 갖는 셀 구조물에 따라 공칭 직경으로부터 초기에 약 0.50 ㎜ 직경방향 직경 범위의 팽창 동안에 팽창의 밀리미터당 팽창형 부재의 길이를 따라 반경방향 힘이 약 -1.5 N 내지 약 -3.5 N의 전체적인 감소가 야기되고, 후속 직경방향 범위의 팽창 동안에 팽창의 밀리미터 당 팽창 부재의 길이를 따라서 반경방향 힘이 약 -0.10 N 내지 약 -0.50 N의 전체적인 감소가 야기되는 장치.

청구항 16

제15항에 있어서, 제1항에 있어서, 신장된 자가-팽창형 부재는 지정된 최대 제2 공칭 직경을 가지며, 신장된 자가-팽창형 부재에 의해 가해진 반경방향 힘은 최대 제2 공칭 직경으로 팽창 시에 0보다 큰 장치.

청구항 17

제15항에 있어서, 근위 단부에서의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는 장치.

청구항 18

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 색전 폐쇄부 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배치된 셀 구조물을 형성하기 위한 방식으로 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이

근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 19

제18항에 있어서, 팽창형 부재의 최원위 단부로 원위 방향으로 연장된 신장된 와이어 세그먼트를 추가로 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 20

제19항에 있어서, 신장된 와이어 세그먼트는 무외상적 팁을 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 21

제18항에 있어서, 최근위 셀 구조물은 2차원 도에서 실질적으로 다이아몬드의 형태로 형성되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 22

제18항에 있어서, 최근위 셀 구조물은 2차원 도에서 실질적으로 다이아몬드의 형태로 형성되고 제1 및 제2 내측 레일을 가지며, 제1 및 제2 내측 레일은 제1 및 제2 선형 레일 세그먼트와 약 30.0° 내지 45.0°의 각도를 형성하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 23

제18항에 있어서, 최근위 셀 구조물은 2차원 도에서 실질적으로 다이아몬드의 형태로 형성되고 제1 및 제2 내측 레일을 가지며, 제1 및 제2 내측 레일은 제1 및 제2 선형 레일 세그먼트와 약 30.0° 내지 45.0°의 각도를 형성하고 만곡된 커넥터에 의해 선형 레일 세그먼트에 연결되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 24

제18항에 있어서, 제1 및 제2 연속적인 레일 세그먼트는 동일한 길이로 형성되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 25

제18항에 있어서, 최근위 선형 벽 세그먼트는 팽창형 부재 내에서 물결형 요소보다 큰 폭 및/또는 두께를 갖는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 26

제18항에 있어서, 반경방향으로 팽창된 위치에서 원통형 몸체 부분은 제1 영역과 제2 영역을 포함하고, 제2 영역은 제1 영역보다 큰 직경을 갖는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 27

제26항에 있어서, 제2 영역의 직경은 제1 영역의 직경보다 약 25.0 내지 약 35.0% 큰 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 28

제26항에 있어서, 제2 영역은 제1 영역에 대해 원위 방향으로 위치되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 29

제26항에 있어서, 제2 영역은 원통형 몸체 부분의 원위 단부에 위치되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 30

제18항에 있어서, 팽창형 부재의 적어도 일부는 방사선불투과성 물질로 코팅되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 31

제18항에 있어서, 팽창형 부재의 최근위 및 최원위 단부에 또는 이 근처에 위치된 방사선불투과성 마커를 추

가로 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 32

제18항에 있어서, 반경방향으로 팽창된 위치에서 신장된 와이어와 2개의 연속적인 선형 레일 세그먼트 사이의 테이퍼 각도는 2차원도에서 측정 시에 약 30.0 ° 내지 약 40.0 °인 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 33

제19항에 있어서, 신장된 와이어 세그먼트는 테이퍼 부분을 포함하고 코일 구조물에 의해 고정되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 34

제33항에 있어서, 코일 구조물은 방사선불투과성 물질을 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 35

제18항에 있어서, 원통형 주 몸체 부분의 길이는 제1 또는 제2 단부 부분의 길이보다 약 2.5배 내지 3.5배 큰 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 36

제18항에 있어서, 근위 단부 부분과 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 일반적으로 원통형 주 몸체 부분 내의 셀 구조물보다 큰 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 37

제18항에 있어서, 제1 또는 제2 선형 레일 세그먼트에 연결된 제2 근위방향으로 연장된 신장된 와이어를 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 38

제18항에 있어서, 제2 선형 레일 세그먼트에 연결된 제3 근위방향으로 연장된 신장된 와이어 및 제1 선형 레일 세그먼트에 연결된 제2 근위방향으로 연장된 신장된 와이어를 추가로 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 39

제38항에 있어서, 제2 근위방향으로 연장된 신장된 와이어는 제1 선형 레일 세그먼트의 원위 단부에 또는 이 근처에 연결되고, 제3 근위방향으로 연장된 신장된 와이어는 제2 선형 레일 세그먼트의 원위 단부에 또는 이 근처에 연결되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 40

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 색전 폐쇄부 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 팽창형 부재가 비팽창된 위치로부터 팽창된 위치로 변이됨에 따라 팽창형 부재를 트위스트하도록 배열된 복수의 셀 구조물을 형성하는 방식으로 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 41

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로

팽창된 위치에 있으며 환자의 색전 폐쇄부 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배열된 셀 구조물을 형성하기 위해 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 원통형 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 주 몸체 부분 내의 최근위 셀 구조물은 최근위 단부 부분을 가지며 하나 이상의 팽창형 부재의 최근위 단부 부분은 이에 연결된 근위방향으로 연장된 신장된 와이어를 갖는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 42

제41항에 있어서, 팽창형 부재의 최원위 단부로부터 원위방향으로 연장되는 신장된 와이어 세그먼트를 추가로 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 43

제42항에 있어서, 신장된 와이어는 무외상적 팁을 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 44

제41항에 있어서, 최근위 셀 구조물은 2차원 도에서 실질적으로 다각형의 형태로 형성되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 45

제41항에 있어서, 최근위 셀 구조물은 2차원도에서 실질적으로 다각형의 형태로 형성되고, 제1 및 제2 실질적으로 선형 외측 스트럿 및 제1 및 제2 실질적으로 선형 내측 스트럿을 각각 포함하고, 제1 및 제2 실질적으로 선형 내측 스트럿은 2차원도에서 볼 때 제1 및 제2 실질적으로 선형 외측 스트럿과 약 30.0° 내지 45.0°의 각도를 형성하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 46

제41항에 있어서, 최근위 셀 구조물은 2차원도에서 실질적으로 다각형의 형태로 형성되고, 제1 및 제2 실질적으로 선형 외측 스트럿 및 제1 및 제2 실질적으로 선형 내측 스트럿을 각각 포함하고, 제1 및 제2 실질적으로 선형 내측 스트럿은 2차원도에서 볼 때 제1 및 제2 실질적으로 선형 외측 스트럿과 약 30.0° 내지 45.0°의 각도를 형성하고, 만곡된 커넥터에 의해 실질적으로 선형 외측 스트럿에 연결되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 47

제44항에 있어서, 하나 이상의 최근위 셀 구조물은 팽창형 부재의 주 몸체 부분에서 곡선형 스트럿보다 큰 폭 및/또는 두께를 갖는 하나 이상의 스트럿을 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 48

제41항에 있어서, 반경방향으로 팽창된 위치에서 원통형 부분은 제1 영역과 제2 영역을 포함하고, 제2 영역은 제1 영역보다 큰 직경을 갖는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 49

제48항에 있어서, 제2 영역의 직경은 제1 영역의 직경보다 약 25.0 내지 약 35.0% 큰 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 50

제48항에 있어서, 제2 영역은 제1 영역에 대해 원위 방향으로 위치되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 51

제48항에 있어서, 제2 영역은 원통형 부분의 최원위 단부에 위치되는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 52

제42항에 있어서, 신장된 와이어 세그먼트는 테이퍼 부분을 포함하고 코일 구조물에 의해 고정되는 색전 폐쇄

부 회수 장치.

청구항 53

제52항에 있어서, 코일 구조물은 방사선불투과성 물질을 포함하는 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 54

제41항에 있어서, 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 일반적으로 원통형 부분 내의 셀 구조물보다 큰 색전 폐쇄부 회수 장치.

청구항 55

근위 단부 및 원위 단부를 갖는 신장된 가요성 와이어를 포함하고, 신장된 자가-팽창식 부재는 원위 단부에 부착되며, 신장된 자가-팽창식 부재는 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 색전 폐쇄부 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며,

팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배열된 셀 구조물을 형성하기 위해 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 가지며, 신장된 와이어와 팽창형 부재는 제1 길이를 가지며,

환자의 사행성 두개내 혈관을 지나가도록 충분한 가요성 및 제2 길이를 갖는 전달 카테터를 포함하고, 전달 카테터는 근위 단부, 원위 단부 및 내강을 가지며, 내강은 카테터의 원위 단부로 근위 단부로부터 비팽창된 부재를 전진시키고 비팽창된 위치에서 팽창형 부재를 수용하기에 충분한 직경을 가지며, 제2 길이는 팽창형 부재가 카테터의 원위 단부를 초과하여 원위방향으로 전진하여 팽창된 위치를 향하여 배치될 수 있도록 제1 길이보다 짧고,

팽창형 부재가 카테터의 원위 단부 외측에서 부분적으로 또는 완전히 배치될 때, 팽창형 부재 및 카테터의 원위 단부는 팽창형 부재가 카테터의 내강 내로 근위방향으로 인입되도록 구성되는 키트.

청구항 56

환자의 혈관으로부터 색전 폐쇄부를 제거하기 위한 방법으로서,

-환자의 두개내 혈관 내의 색전 폐쇄부의 부위로 근위 단부와 원위 단부를 갖는 내강을 포함한 전달 카테터를 전진시키는 단계를 포함하고,

-전달 카테터의 내강의 근위 단부 내로 원위 단부에 부착된 신장된 자가-팽창형 부재를 포함한 원위 단부 및 근위 단부를 갖는 신장된 가요성 와이어를 포함한 색전 폐쇄부 회수 장치를 유입시키고 자가-팽창형 부재를 내강의 원위 단부로 전진시키는 단계를 포함하고, 신장된 자가-팽창식 부재는 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 색전 폐쇄부 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배열된 셀 구조물을 형성하기 위해 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 가지며, 신장된 와이어 및 팽창형 부재는 조합하여 제1 길이보다 긴 제2 길이를 가지며,

-자가-팽창형 장치를 배치하기에 충분하게 전달 카테터를 근위방향으로 인입시켜서 하나 이상의 셀 구조물이 색전 폐쇄부의 적어도 일부를 포획하는 단계를 포함하고,

-전달 카테터 및 자가-팽창형 부재를 환자의 외측으로 근위방향으로 인입시키는 단계를 포함하는 방법.

청구항 57

제56항에 있어서, 전달 카테터 및 자가-팽창형 부재를 환자의 외측으로 근위방향으로 인입시키기에 앞서 전달 카테터의 내강 내로 자가-팽창형 부재를 부분적으로 근위 방향으로 인입시키는 단계를 추가로 포함하는 방법.

청구항 58

환자의 혈관으로부터 색전 폐쇄부를 제거하기 위한 방법으로서,

-환자의 두개내 혈관 내의 색전 폐쇄부의 부위로 근위 단부와 원위 단부를 갖는 내강을 포함한 전달 카테터를 전진시켜서 내강의 원위 단부를 색전 폐쇄부에 대해 원위방향으로 배치하고 색전 폐쇄부를 통해 관류 채널을 형성하여 혈류가 소정의 기간 동안 색전 폐쇄부를 통과하도록 하는 단계를 포함하고, 내강은 제1 길이를 가지며,

-전달 카테터의 내강의 근위 단부 내로 원위 단부에 부착된 신장된 자가-팽창형 부재를 포함한 원위 단부 및 근위 단부를 갖는 신장된 가요성 와이어를 포함한 색전 폐쇄부 회수 장치를 유입시키고 자가-팽창형 부재를 내강의 원위 단부로 전진시키는 단계를 포함하고, 신장된 가요성 와이어 및 팽창형 부재는 조합하여 제1 길이보다 긴 제2 길이를 가지며,

-소정의 시간이 경과한 후, 폐쇄부 내측에 자가-팽창형 부재를 배치하여 팽창형 부재가 색전 폐쇄부의 적어도 일부를 포획하는 단계를 포함하고, 소정의 식간은 자가-팽창형 부재에 의해 용이하게 포획될 수 있도록 색전 폐쇄부에 혈류가 작용하기에 충분하며,

-전달 카테터 및 자가-팽창형 부재를 환자의 외측으로 근위방향으로 인입시키는 단계를 포함하는 방법.

청구항 59

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부를 갖는 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는 장치.

청구항 60

제59항에 있어서, 자가-팽창형 부재는 근위 단부와 원위 단부 사이에 자가-팽창형 부재의 길이의 적어도 일부를 따라서 연장되는 종방향 슬릿을 갖는 장치.

청구항 61

제60항에 있어서, 슬릿은 근위 단부와 원위 단부 사이에 자가-팽창형 부재의 전체 길이를 따라 연장되는 장치.

청구항 62

제59항에 있어서, 슬릿은 자가-팽창형 부재의 원주의 적어도 일부를 따라 연장되는 나선을 형성하기 위하여 자가-팽창형 부재의 길이의 적어도 일부를 따라 사선방향으로 연장되는 장치.

청구항 63

제59항에 있어서, 슬릿은 자가-팽창형 부재의 적어도 전체 원주를 따라 연장되는 나선을 형성하기 위하여 자

가-팽창형 부재의 길이의 적어도 일부를 따라 사선방향으로 연장되는 장치.

청구항 64

제59항에 있어서, 슬릿은 선형 레일 세그먼트 중 하나의 원위 위치 또는 선형 레일 세그먼트 중 하나의 원위 위치에 원위방향으로 인접한 지점에서 형성되는 장치.

청구항 65

제64항에 있어서, 슬릿은 자가-팽창형 부재의 원주의 적어도 일부를 따라 연장되는 나선을 형성하기 위하여 자가-팽창형 부재의 길이의 적어도 일부를 따라 사선방향으로 연장되는 장치.

청구항 66

제64항에 있어서, 슬릿은 자가-팽창형 부재의 적어도 전체 원주를 따라 연장되는 나선을 형성하기 위하여 자가-팽창형 부재의 길이의 적어도 일부를 따라 사선방향으로 연장되는 장치.

청구항 67

제59항에 있어서, 자가-팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 셀 구조물을 형성하기 위하여 상호연결되는 장치.

청구항 68

제67항에 있어서, 복수의 인접한 물결형 요소는 복수의 셀 구조물이 서로 사선방향으로 배열되도록 상호연결되는 장치.

청구항 69

제59항에 있어서, 자가-팽창형 부재의 최근위 단부에 연결된 근위방향으로 연장된 신장된 가요성 와이어를 추가로 포함하는 장치.

청구항 70

제69항에 있어서, 자가-팽창형 부재의 최원위 단부에 연결된 원위방향으로 연장된 신장된 와이어 세그먼트를 추가로 포함하는 장치.

청구항 71

제59항에 있어서, 자가-팽창형 부재의 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 주 몸체 부분의 원주를 따라서 서로 대칭 정렬되고, 제조된 셀 구조물의 폭에 대한 길이 비율은 약 2.0 초과인 장치.

청구항 72

제59항에 있어서, 자가-팽창형 부재의 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 주 몸체 부분의 원주를 따라서 서로 대칭 정렬되고, 셀 구조물의 폭에 대한 길이 비율은 자가-팽창형 부재가 반경방향으로 팽창된 위치에 있을 때 약 1.25 초과인 장치.

청구항 73

제59항에 있어서, 제1 및 제2 실질적으로 선형 레일 세그먼트는 동일한 길이로 형성되는 장치.

청구항 74

제59항에 있어서, 최근위 선형 벽 세그먼트는 자가-팽창형 부재의 그 외의 다른 부분에서 벽 세그먼트의 폭 및/또는 두께보다 큰 폭 및/또는 두께를 갖는 장치.

청구항 75

제59항에 있어서, 반경방향으로 팽창된 위치에서 원통형 주 몸체 부분은 제1 영역과 제2 영역을 포함하고, 제2 영역은 제1 영역보다 큰 직경을 갖는 장치.

청구항 76

제75항에 있어서, 제2 영역의 직경은 제1 영역의 직경보다 약 25.0 내지 약 35.0 퍼센트 큰 장치.

청구항 77

제75항에 있어서, 제2 영역은 제1 영역에 대해 원위방향으로 위치되는 장치.

청구항 78

제75항에 있어서, 제2 영역은 원통형 몸체 부분의 원위 단부에 위치되는 장치.

청구항 79

제59항에 있어서, 팽창형 부재의 적어도 일부는 방사선불투과성 물질로 코팅되는 장치.

청구항 80

제59항에 있어서, 팽창형 부재의 최근위 및 최원위 단부에 또는 이에 인접하게 배치된 방사선불투과성 마커를 추가로 포함하는 장치.

청구항 81

제59항에 있어서, 반경방향으로 팽창된 위치에서 신장된 와이어와 2개의 실질적으로 연속적인 선형 레일 세그먼트 사이의 테이퍼 각도는 2차원도에서 측정 시에 약 30.0 °내지 약 40.0 °인 장치.

청구항 82

제69항에 있어서, 신장된 와이어 세그먼트는 테이퍼 부분을 포함하고 코일 구조물에 의해 고정되는 장치.

청구항 83

제82항에 있어서, 코일 구조물은 방사선불투과성 물질을 포함하는 장치.

청구항 84

제59항에 있어서, 원통형 주 몸체 부분의 길이는 제1 또는 제2 단부 부분의 길이보다 약 2.5배 내지 3.5배 큰 장치.

청구항 85

제59항에 있어서, 근위 단부 부분과 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 일반적으로 원통형 주 몸체 부분 내의 셀 구조물보다 큰 장치.

청구항 86

제59항에 있어서, 제1 또는 제2 선형 레일 세그먼트에 연결된 제2 근위방향으로 연장된 신장된 와이어를 포함하는 장치.

청구항 87

제59항에 있어서, 제2 선형 레일 세그먼트에 연결된 제3 근위방향으로 연장된 신장된 와이어 및 제1 선형 레일 세그먼트에 연결된 제2 근위방향으로 연장된 신장된 와이어를 추가로 포함하는 장치.

청구항 88

제87항에 있어서, 제2 근위방향으로 연장된 신장된 와이어는 제1 선형 레일 세그먼트의 원위 단부에 또는 이 근처에 연결되고, 제3 근위방향으로 연장된 신장된 와이어는 제2 선형 레일 세그먼트의 원위 단부에 또는 이 근처에 연결되는 장치.

청구항 89

제59항에 있어서, 복수의 셀 구조물은 팽창된 위치와 비팽창된 위치 사이에서 자가-팽창형 부재가 변이됨에

따라 자가-팽창형 부재를 트위스트하도록 배열되는 장치.

청구항 90

근위 단부 및 원위 단부를 갖는 신장된 가요성 와이어를 포함하고, 신장된 자가-팽창식 부재는 원위 단부에 결합되며, 신장된 자가-팽창식 부재는 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 신체 관 또는 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부를 갖는 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 가지며,

환자의 신체 관 또는 혈관을 지나가도록 충분한 가요성 및 제2 길이를 갖는 전달 카테터를 포함하고, 전달 카테터는 근위 단부, 원위 단부 및 내강을 가지며, 내강은 카테터의 원위 단부로 근위 단부로부터 비팽창된 부재를 전진시키고 비팽창된 위치에서 팽창형 부재를 수용하기에 충분한 직경을 가지며, 제2 길이는 자가-팽창형 부재가 카테터의 원위 단부를 초과하여 원위방향으로 전진하여 팽창된 위치를 향하여 배치될 수 있도록 제1 길이보다 짧고,

자가-팽창형 부재가 카테터의 원위 단부 외측에서 부분적으로 또는 완전히 배치될 때, 팽창형 부재 및 카테터의 원위 단부는 자가-팽창형 부재가 카테터의 내강 내로 근위방향으로 인입되도록 구성되는 키트.

청구항 91

제90항에 있어서, 자가-팽창형 부재는 원위 단부와 근위 단부 사이에서 자가-팽창형 부재의 길이의 적어도 일부를 따라 연장되는 종방향 슬릿을 갖는 키트.

청구항 92

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 신체 관 또는 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분 및 원통형 주 몸체 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 주 몸체 부분에서 셀 구조물의 스트럿보다 넓은 횡단면 면적을 갖는 스트럿을 포함하고, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 1 초과의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 93

제92항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 2.0 미만의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 94

제92항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 약 1.25 내지 약 1.75의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 95

제92항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물의 치수 및 물질 특성에 따라 주 몸체 부분은 주 몸체 부분이 부분적으로 팽창된 상태에 있을 때 약 0.030 N/㎜ 내지 약 0.050 N/㎜의 단위 길이당 반경방향 힘을 가하는 장치.

청구항 96

제92항에 있어서, 자가-팽창형 부재에 일체 구성되고 이의 근위 단부로부터 근위방향으로 신장되는 와이어 세그먼트, 와이어 세그먼트 주위에 배치된 내측 공동을 갖는 코일, - 코일은 내측 공동 내로 결합제를 유입시키기에 충분한 하나 이상의 간격을 갖는 제1 및 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트를 가짐 - , 및 코일의 제2의

느슨하게 감겨진 세그먼트의 공동 내에서 결합제에 의해 전달 와이어의 원위 단부에 부착된 와이어 세그먼트의 근위 단부를 추가로 포함하는 장치.

청구항 97

제96항에 있어서, 결합제는 땜납인 장치.

청구항 98

제96항에 있어서, 결합제는 접착제인 장치.

청구항 99

제96항에 있어서, 전달 와이어의 원위 단부와 와이어 세그먼트의 근위 단부는 중첩되고, 중첩 길이는 약 0.75 밀리미터 내지 약 1.0 밀리미터인 장치.

청구항 100

제96항에 있어서, 와이어 세그먼트는 제1 길이를 가지며, 코일은 제2 길이를 가지며, 제1 길이는 제2 길이와 동일한 장치.

청구항 101

전달 와이어를 포함하고, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 관 또는 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분 및 원통형 주 몸체 부분을 가지며, 근위 단부는 와이어 세그먼트 주위에 배치된 코일과 함께 연장되는 일체로 형성된 와이어 세그먼트를 가지며, 코일은 하나 이상의 간격을 갖는 제1 및 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트를 포함하고, 근위 단부 부분 내에서 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 덜 원주방향으로 연장되고, 코일의 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트 내에서 결합제에 의해 전달 와이어의 원위 단부에 부착된 와이어 세그먼트의 근위 단부를 추가로 포함하는 장치.

청구항 102

제101항에 있어서, 결합제는 땜납인 장치.

청구항 103

제101항에 있어서, 결합제는 접착제인 장치.

청구항 104

제101항에 있어서, 전달 와이어의 원위 단부와 와이어 세그먼트의 근위 단부는 중첩되고, 중첩 길이는 약 0.75 밀리미터 내지 약 1.0 밀리미터인 장치.

청구항 105

제101항에 있어서, 와이어 세그먼트는 제1 길이를 가지며, 코일은 제2 길이를 가지며, 제1 길이는 제2 길이와 동일한 장치.

청구항 106

제101항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 2.0 미만의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 107

제101항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 약 1.25 내지 약 1.75의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 108

제101항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물의 치수 및 물질 특성에 따라 주 몸체 부분은 주 몸체 부분이

부분적으로 팽창된 상태에 있을 때 약 0.030 N/mm 내지 약 0.050 N/mm의 단위 길이당 반경방향 힘을 가하는 장치.

청구항 109

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는 장치.

청구항 110

제109항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 2.0 미만의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 111

제109항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 스트럿은 약 1.25 내지 약 1.75의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 112

제109항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물의 치수 및 물질 특성에 따라 주 몸체 부분은 주 몸체 부분이 부분적으로 팽창된 상태에 있을 때 약 0.030 N/mm 내지 약 0.050 N/mm의 단위 길이당 반경방향 힘을 가하는 장치.

청구항 113

제109항에 있어서, 자가-팽창형 부재에 일체 구성되고 이의 근위 단부로부터 근위방향으로 신장되는 와이어 세그먼트, 와이어 세그먼트 주위에 배치된 내측 공동을 갖는 코일, - 코일은 내측 공동 내로 결합제를 유입시키기에 충분한 하나 이상의 간격을 갖는 제1 및 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트를 가짐 - , 및 코일의 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트의 공동 내에서 결합제에 의해 전달 와이어의 원위 단부에 부착된 와이어 세그먼트의 근위 단부를 추가로 포함하는 장치.

청구항 114

제113항에 있어서, 결합제는 땜납인 장치.

청구항 115

제113항에 있어서, 결합제는 접착제인 장치.

청구항 116

제113항에 있어서, 전달 와이어의 원위 단부와 와이어 세그먼트의 근위 단부는 중첩되고, 중첩 길이는 약 0.75 밀리미터 내지 약 1.0 밀리미터인 장치.

청구항 117

제113항에 있어서, 와이어 세그먼트는 제1 길이를 가지며, 코일은 제2 길이를 가지며, 제1 길이는 제2 길이와 동일한 장치.

청구항 118

제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며,

팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분 및 원통형 주 몸체 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고 제1 복수의 교차 스트럿을 포함하고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 복수의 제2 교차 스트럿을 포함하고 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 복수의 제1 교차 스트럿의 적어도 일부는 1 초과의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 119

제118항에 있어서, 제2 복수의 교차 스트럿의 적어도 일부는 1 초과의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 120

제118항에 있어서, 제1 복수의 교차 스트럿의 대부분은 1 초과의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 121

제118항에 있어서, 제1 복수의 교차 스트럿 모두, 또는 실질적으로 모두는 1 초과의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치.

청구항 122

제118항에 있어서, 폭에 대한 두께 비율은 2.0 미만인 장치.

청구항 123

제118항에 있어서, 폭에 대한 두께 비율은 약 1.25 내지 약 1.75인 장치.

청구항 124

제117항에 있어서, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물의 치수 및 물질 특성에 따라 주 몸체 부분은 주 몸체 부분이 부분적으로 팽창된 상태에 있을 때 약 0.030 N/mm 내지 약 0.050 N/mm의 단위 길이당 반경방향 힘을 가하는 장치.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 출원은 2009년 7월 8일자에 출원된 일부계속 미국 특허 출원 제12/499,713인, 2009년 10월 5일자에 출원된 일부계속 미국 특허 출원 제12/643,942호를 우선권 주장한다.

[0002] 본 출원은 신체 내의 혈관 및 그 외의 다른 관을 치료하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 스텐트, 차폐형 스텐트, 혈관 이식편, 흐름 변환기 및 등등과 같은 자가-팽창형 인공 삽입물은 신체 내의 관을 치료하기 위해 개발되어 왔다. 다수의 인공 삽입물은 혈관 내의 막힘과 또한 뇌 내에서 발생되는 동맥류를 치료하기 위해 개발되어 왔다. 예를 들어, 동맥류, 협착증, 색전 폐쇄부, 및 등과 같은 혈관 및 그 외의 다른 신체 관을 치료하기 위해 개선된 치료 방법이 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 일 실시예에 따라서, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하는 혈관 또는 신체관 치료 장치가 제공되고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 신체 관내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하

고, 팽창형 부재는 원통형 주 몸체 부분, 근위 단부를 포함하는 근위 단부 부분 및 원위 단부를 갖는 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부에서의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 원위 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는다. 일 실시예에서, 자가-팽창형 부재는 근위 단부와 원위 단부 사이에 자가-팽창형 부재의 길이의 적어도 일부를 따라서 연장되는 종방향 슬릿을 갖는다.

과제의 해결 수단

[0005] 또 다른 실시예에서, 근위 단부 및 원위 단부를 갖는 신장된 가요성 와이어를 포함하고, 신장된 자가-팽창식 부재는 원위 단부에 결합되며, 신장된 자가-팽창식 부재는 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 신체 관 또는 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 자가-팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부를 갖는 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 가지며, 팽창형 부재를 포함한 신장된 와이어는 제1 길이를 가지며, 환자의 신체 관 또는 혈관을 지나가도록 충분한 가요성 및 제2 길이를 갖는 전달 카테터를 포함하고, 전달 카테터는 근위 단부, 원위 단부 및 내강을 가지며, 내강은 카테터의 원위 단부로 근위 단부로부터 비팽창된 부재를 전진시키고 비팽창된 위치에서 팽창형 부재를 수용하기에 충분한 직경을 가지며, 제2 길이는 자가-팽창형 부재가 카테터의 원위 단부를 초과하여 원위방향으로 전진하여 팽창된 위치를 향하여 배치될 수 있도록 제1 길이보다 짧고, 자가-팽창형 부재가 카테터의 원위 단부 외측에서 부분적으로 또는 완전히 배치될 때, 팽창형 부재 및 카테터의 원위 단부는 자가-팽창형 부재가 카테터의 내강 내로 근위방향으로 인입되도록 구성되는 키트가 제공된다. 일 실시예에서, 자가-팽창형 부재는 근위 단부와 원위 단부 사이에 자가-팽창형 부재의 길이의 적어도 일부를 따라서 연장되는 종방향 슬릿을 갖는다.

[0006] 일 실시예에 따라서, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 신체 관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배치된 셀 구조물을 형성하기 위한 방식으로 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는 신체 관 및 혈관 치료 장치가 제공된다. 일 실시예에서, 팽창형 부재의 최근위 단부에 연결된 근위방향으로 연장된 신장된 가요성 와이어는 환자의 혈관 또는 신체 관을 지나가도록 충분한 가요성 및 길이를 갖는다.

[0007] 또 다른 실시예에서, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 팽창형 부재가 비팽창된 위치로부터 팽창된 위치로 변이됨에 따라 팽창형 부재를 트위스트하도록 배열된 복수의 셀 구조물을 형성하는 방식으로 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형

주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 갖는 혈관 치료 장치가 제공된다. 일 실시예에서, 팽창형 부재의 최근위 단부에 연결된 근위방향으로 연장된 신장된 가요성 와이어는 환자의 혈관 또는 신체 관을 지나가도록 충분한 가요성 및 길이를 갖는다.

[0008] 또 다른 실시예에서, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 신체 관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배열된 셀 구조물을 형성하기 위해 상호연결되고, 팽창형 부재는 원통형 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 원통형 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 주 몸체 부분 내의 최근위 셀 구조물은 최근위 단부 부분을 갖는 신체 관 또는 혈관 치료 장치가 제공된다. 팽창형 부재의 하나 이상의 최근위 단부 부분은 환자의 혈관 또는 신체 관을 지나가도록 충분한 가요성 및 길이를 갖는 근위방향으로 연장된 신장된 와이어를 갖는다.

[0009] 또 다른 실시예에 따라서, 근위 단부 및 원위 단부를 갖는 신장된 가요성 와이어를 포함하고, 신장된 자가-팽창식 부재는 원위 단부에 부착되며, 신장된 자가-팽창식 부재는 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 색전 폐쇄부 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배열된 셀 구조물을 형성하기 위해 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 가지며, 신장된 와이어와 팽창형 부재는 제1 길이를 가지며, 환자의 사행성 두개내 혈관을 지나가도록 충분한 가요성 및 제2 길이를 갖는 전달 카테터를 포함하고, 전달 카테터는 근위 단부, 원위 단부 및 내강을 가지며, 내강은 카테터의 원위 단부로 근위 단부로부터 비팽창된 부재를 전진시키고 비팽창된 위치에서 팽창형 부재를 수용하기에 충분한 직경을 가지며, 제2 길이는 팽창형 부재가 카테터의 원위 단부를 초과하여 원위방향으로 전진하여 팽창된 위치를 향하여 배치될 수 있도록 제1 길이보다 짧고, 팽창형 부재가 카테터의 원위 단부 외측에서 부분적으로 또는 완전히 배치될 때, 팽창형 부재 및 카테터의 원위 단부는 팽창형 부재가 카테터의 내강 내로 근위방향으로 인입되도록 구성되는 키트가 제공된다.

[0010] 또 다른 실시예에 따라서,

[0011] -(a) 환자의 두개내 혈관 내의 색전 폐쇄부의 부위로 근위 단부와 원위 단부를 갖는 내강을 포함한 전달 카테터를 전진시키는 단계를 포함하고,

[0012] -(b) 전달 카테터의 내강의 근위 단부 내로 원위 단부에 부착된 신장된 자가-팽창형 부재를 포함한 원위 단부 및 근위 단부를 갖는 신장된 가요성 와이어를 포함한 색전 폐쇄부 회수 장치를 유입시키고 자가-팽창형 부재를 내강의 원위 단부로 전진시키는 단계를 포함하고, 신장된 자가-팽창식 부재는 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 색전 폐쇄부 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배열된 셀 구조물을 형성하기 위해 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 및 원위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 최외측 셀 구조물은 2차원도에서 팽창형 부재의 최근위 단부에서 또는 이 근처의 위치로부터 원통형 주 몸체 부분에서 또는 이 근처에서의 위치로 각각 신장되는 제1 및 제2 실질적으로 선형의 레일 세그먼트를 형성하는 최근위 선형 벽 세그먼트를 가지며, 신장된 와이어 및 팽창형 부재는 조합하여 제1 길이보다 긴 제2 길이를 가지며,

[0013] -(c) 자가-팽창형 장치를 배치하기에 충분하게 전달 카테터를 근위방향으로 인입시켜서 하나 이상의 셀 구조

물이 색전 폐쇄부의 적어도 일부를 포획하는 단계를 포함하고,

[0014] -(d) 전달 카테터 및 자가-팽창형 부재를 환자의 외측으로 근위방향으로 인입시키는 단계를 포함하는 환자의 혈관으로부터 색전 폐쇄부를 제거하기 위한 방법이 제공된다. 대안의 실시예에서, 자가-팽창형 부재는 전달 카테터 및 자가-팽창형 부재를 환자의 외측으로 근위방향으로 인입시키기에 앞서 전달 카테터의 내강 내로 자가-팽창형 부재를 부분적으로 근위 방향으로 인입된다.

[0015] 또 다른 실시예에 따라서, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분 및 원통형 주 몸체 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고 제1 복수의 교차 스트럿을 포함하고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 복수의 제2 교차 스트럿을 포함하고 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 복수의 제1 교차 스트럿의 적어도 일부는 1 초과의 폭에 대한 두께 비율을 갖는 장치가 제공된다.

[0016] 또 다른 실시예에 따라서, 전달 와이어를 포함하고, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 관 또는 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 근위 단부를 갖는 근위 단부 부분 및 원통형 주 몸체 부분을 가지며, 근위 단부는 와이어 세그먼트 주위에 배치된 코일과 함께 연장되는 일체로 형성된 와이어 세그먼트를 가지며, 코일은 하나 이상의 간격을 갖는 제1 및 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트를 포함하고, 근위 단부 부분 내에서 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 덜 원주방향으로 연장되고, 코일의 제2의 느슨하게 감겨진 세그먼트 내에서 결합제에 의해 전달 와이어의 원위 단부에 부착된 와이어 세그먼트의 근위 단부를 포함하는 장치가 제공된다.

[0017] 또 다른 실시예에 따라서, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 혈관 또는 관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 셀 구조물을 포함하고, 팽창형 부재는 원통형 주 몸체 부분 및 근위 단부를 포함하는 근위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 치수 및 물질 특성을 갖는 셀 구조물에 따라 공칭 직경으로부터 초기에 약 0.50 ㎜ 직경방향 직경 범위의 팽창 동안에 팽창의 밀리미터당 팽창형 부재의 길이를 따라 반경방향 힘이 약 -1.5 N 내지 약 -3.5 N의 전체적인 감소가 야기되고, 후속 직경방향 범위의 팽창 동안에 팽창의 밀리미터 당 팽창 부재의 길이를 따라서 반경방향 힘이 약 -0.10 N 내지 약 -0.50 N의 전체적인 감소가 야기되는 장치가 제공된다. 일 실시예에서, 신장된 자가-팽창형 부재는 지정된 최대 제2 공칭 직경을 가지며, 신장된 자가-팽창형 부재에 의해 가해진 반경방향 힘은 최대 제2 공칭 직경으로 팽창 시에 0보다 크다.

[0018] 또 다른 실시예에 따라서, 제1 전달 위치로부터 제2 배치 위치로 이동가능한 신장된 자가-팽창식 부재를 포함하고, 제1 전달 위치에서 팽창형 부재는 비팽창된 위치에 있으며 공칭 제1 직경을 가지며, 제2 위치에서 팽창형 부재는 반경방향으로 팽창된 위치에 있으며 환자의 신체 관 또는 혈관 내에 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경을 가지며, 팽창형 부재는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 복수의 사선방향으로 배치된 셀 구조물을 형성하기 위한 방식으로 상호연결되고, 팽창형 부재는 근위 단부 부분, 원통형 주 몸체 부분 및 원위 단부 부분을 가지며, 주 몸체 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 근위 단부 부분 내의 셀 구조물은 팽창형 부재의 종방향 축 주위에서 원주방향으로 덜 신장되고, 치수 및 물질 특성을 갖는 셀 구조물에 따라 공칭 직경으로부터 초기에 약 0.50 ㎜ 직경방향 직경 범위의 팽창 동안에 팽창의 밀리미터당 팽창형 부재의 길이를 따라 반경방향 힘이 약 -1.5 N 내지 약 -3.5 N의 전체적인 감소가 야기되고, 후속 직경방향 범위의 팽창 동안에 팽창의 밀리미터 당 팽창 부재의 길이를 따라서 반경방향 힘이 약 -0.10 N 내지 약 -0.50 N의 전체적인 감소가 야기되는 장치가 제공된다. 일 실시예에서, 신장된 자가-팽창형 부재는 지정된 최대 제2 공칭 직경을 가지며, 신장된 자가-팽창형 부재에 의해 가해진 반경방향 힘은 최대 제2 공칭 직경으로 팽창 시에 0보다 크다.

도면의 간단한 설명

[0019] 본 발명의 대안의 실시예가 첨부된 도면을 참조하여 본 명세서에 기술된다.

도 1a는 일 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2차원 평면도.

도 1b는 도 1a에 도시된 팽창형 부재의 등축도.

도 2는 일 실시예에서 팽창형 부재로부터 원위방향으로 신장되는 원위 와이어 세그먼트를 도시하는 도면.

도 3은 무외상적 팁을 갖는 팽창형 부재의 원위 단부를 도시하는 도면.

도 4a는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 5는 도 4a에 도시된 팽창형 부재의 최근위 세그먼트의 확대도.

도 6a는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 6b는 도 6a에 도시된 팽창형 부재의 등축도.

도 7a는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 7b는 도 7a에 도시된 팽창형 부재의 등축도.

도 8은 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 8은 벌지 또는 증가된 직경 부분을 갖는 팽창된 위치에 있는 팽창형 부재의 도면.

도 10은 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 11a은 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 11b는 도 11a에 도시된 팽창형 부재의 등축도.

도 12는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 13a 내지 도 13c는 일 실시예에 따라서 색전 폐쇄부를 회수하기 위한 방법을 도시하는 도면.

도 14는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 15는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 16은 또 다른 실시예에서 내측 와이어 세그먼트를 갖는 팽창형 부재의 등축도.

도 17은 또 다른 실시예에서 외측 와이어 세그먼트를 갖는 팽창형 부재의 등축도.

도 18은 또 다른 실시예에서 원위 색전 포획 장치를 갖는 팽창형 부재의 등축도.

도 19는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 20은 종방향 슬릿을 갖는 도 19의 팽창형 부재의 도면.

도 21은 나선형 슬릿을 갖는 도 19의 팽창형 부재의 도면.

도 22는 부분 나선형 슬릿을 갖는 도 19의 팽창형 부재의 도면.

도 23은 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 24a는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 24b는 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 25는 팽창형 장치의 근위방향으로 신장된 와이어 세그먼트가 일 실시예에서 전달 와이어에 부착되는 방식을 도시하는 도면.

도 26은 또 다른 실시예에서 치료 장치의 팽창형 부재의 2-차원 평면도.

도 27a 및 도 27b는 도 26에 도시된 팽창형 부재의 측면도 및 상면도.

도 28a 및 도 28b는 일 실시예에서 팽창형 부재의 근위 와이어 세그먼트 및 원위 와이어 세그먼트를 도시하는 도면.

도 29는 일 실시예에 따르는 팽창형 부재의 반경방향 력의 곡선을 나타내는 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 도 1a 및 도 1b는 본 발명의 일 실시예에 따르는 혈관 또는 신체 관 치료 장치(10)를 도시한다. 장치(10)는 예를 들어, 동맥류를 치료하거나 또는 색전 폐쇄부(embolic obstruction)를 포획 및 제거하는 것과 같이 환자의 두개내 혈관(intracranial vascular)에 접근 및 이의 치료를 위해 특히 적합하다. 그러나, 장치(10)는 맥관 구조 및 또한 그 외의 다른 신체 관 내의 그 외의 다른 부위로의 접근 및 치료를 위해 사용될 수 있다. 그 외의 다른 용도에는 예를 들어, 협착증 및 그 외의 다른 유형의 혈관 질병 및 이상이 포함된다. 도 1a에는 장치가 절단되고 표면상에 평평하게 놓인 2-차원 평면도의 장치(10)가 도시된다. 도 1b에는 제조되고 및/또는 팽창된 관형 형상의 장치가 도시된다. 장치(10)는 팽창형 부재(12)로부터 근위방향으로 연장된 신장된 가요성 와이어(40)에 부착되거나 또는 이에 결합되는 자가-팽창형 부재(12)를 포함한다. 일 실시예에서, 팽창형 부재(12)는 니티놀(Nitinol)과 같은 형상 기억 물질로 제조되고, 바람직하게는 튜브로부터 레이저 절단된다. 일 실시예에서, 팽창형 부재(12)는 신장된 가요성 와이어(40)를 팽창형 부재(12)에 결합하기 위해 사용되는 일체로 형성되고 근위방향으로 신장된 와이어 세그먼트(42)를 갖는다. 이러한 실시예에서, 가요성 와이어(40)는 납땜, 용접, 접착제, 또는 그 외의 다른 공지된 부착 방법을 사용하여 와이어 세그먼트(42)에 결합될 수 있다. 대안의 실시예에서, 가요성 와이어(40)의 근위 단부는 팽창형 부재(12)의 근위 단부(20)에 직접 부착된다. 일 실시예에서, 와이어(40)의 원위 단부는 와이어 세그먼트(42)의 폭과 두께가 약 0.0063 및 약 0.0035 인치인 약 0.005 인치의 폭을 갖는 평평한 프로파일을 갖는다.

[0021] 일 실시예에서, 와이어(40)의 원위 단부는 하기 방법에 의해 근위방향으로 신장된 와이어 세그먼트(42)에 부착되고, 이에 따라 도 25에 도시된 조인트가 형성된다. 일 실시에서, 코일(41)은 와이어 세그먼트(42)에 걸쳐서 배치되고, 코일은 팽창형 부재(12)의 근위 단부와 접하는 꽉 감긴 세그먼트(41a) 및 하나 이상의 간격(41c)을 포함하는 느슨하게 감긴 세그먼트(41b)를 갖는다. 하나 이상의 간격(41c)의 크기는 적어도 접합제를 코일 세그먼트(41b)의 내측 공동 내로 유입시키기에 충분히 크다. 일 실시예에서, 코일(41) 및 와이어 세그먼트(42)의 길이는 동일하다. 일 실시예에서, 와이어 세그먼트(42)의 길이는 4.0 밀리미터이고, 코일(41)은 동일한 길이이다. 코일(41)이 외이어 세그먼트(42) 위에 배치된다면, 와이어(40)의 원위 단부는 코일 세그먼트(41b) 내에 배치되어 와이어 세그먼트(42)의 근위 단부 부분과 접촉하고 이와 중첩된다. 그 뒤, 접합제가 와이어(40)를 와이어 세그먼트(41)와 접합시키기 위해 코일(41)의 간격(41c)을 통해 도포된다. 접합제는 접착제, 땜납, 또는 임의의 적합한 접합제일 수 있다. 접합제가 땜납일 때, 공정에서 선행되는 단계는 주석 또는 또 다른 적합한 습윤제로 와이어 세그먼트(42)의 근위 단부 부분과 와이어(40)의 원위 단부 부분을 코팅하는 단계를 포함한다. 일 실시에서, 땜납은 금이고 조인트의 방사선불투과성(radiopacity)을 향상시키기 위해 사용되어 조인트는 근위 방사선불투과성 마커로서 제공될 수 있다. 금의 사용에 추가로, 코일의 전부 또는 일부는 조인트의 방사선불투과성을 추가로 향상시키기 위해 방사선불투과성 물질로 제조될 수 있다. 일 실시예에 따라서, 와이어(40)와 와이어 세그먼트(42) 사이의 중첩 길이는 0.75 밀리미터 내지 1.0 밀리미터이다. 동일한 실시 또는 그 외의 다른 실시에서, 코일 세그먼트(41b)의 길이는 와이어(40)와 와이어 세그먼트(42)의 중첩 길이와 동일하거나, 또는 실질적으로 동일할 수 있다. 대안의 실시예에서, 단일의 코일(41)을 사용하는 대신에, 인접한 상태의 둘 이상의 코일이 사용되며, 예를 들어, 제1의 꽉 감긴 코일은 팽창형 부재(12)의 근위 단부(20)와 접하고, 제2의 느슨하게 감긴 코일은 꽉 감긴 코일에 대해 근접하게 형성된 간격에 배치된다. 도면에 도시되지 않았지만, 일 실시예에서 와이어(40)의 원위 단부 길이는 공칭 직경으로부터 감소된 프로파일로 근위 방향으로 테이퍼진다. 이 길이를 따라서 테이퍼지지 않는 일정한 외측 직경의 원위 와이어 코일이 제공된다. 일 실시에 따라서, 코일(41)의 직경은 원위 와이어 코일과 동일한 외측 직경을 갖는다.

[0022] 조인트 구조물의 일 장점은 버클링에 대한 저항성에 있으며, 장치는 전달 카테터를 통해 가압됨과 동시에 장치가 환자의 사행성 해부학적 구조(tortuous anatomy)를 통해 전달되기에 충분히 유연한데 있다. 추가로, 조인트는 파괴 없이 높은 인장 및 토크 부하를 견딜 수 있다. 부하 시험에서, 전술된 실시예의 조인트는 2 파운드 초과의 인장 응력을 견딜 수 있다. 일 실시예에서, 코일(41)은 또한 근위 방사선불투과성 마커로서 기능을 하도록 방사선불투과성 물질로 제조된다.

[0023] 도 28a는 대안의 근위 와이어 세그먼트 구조물을 도시한다. 도시된 바와 같이, 근위 와이어 세그먼트(4002)는 제1 섹션(4002a) 및 제2 섹션(4002b)을 가지며, 제2 섹션(4002b)은 제1 섹션의 폭보다 큰 폭(W)을 갖는다. 일

실시에서, 테이퍼진 전이 섹션(4003)은 제1 및 제2 섹션(4002a, 4002b)을 결합시킨다. 일 실시에서, 제1 섹션(4002a)은 대략 0.0063 인치이고, 제2 섹션의 폭(W)은 대략 0.0085 인치 내지 대략 0.0105 인치이다. 일 실시에서, 팽창형 부재(4004)의 근위 단부(4005)와 와이어 세그먼트(4002)의 제2 섹션(4002b) 사이의 길이(L)는 약 0.017 내지 약 0.022 인치이다. 제2 섹션(4002b)을 포함함에 따른 이점은 더 큰 폭 치수가 환자의 관으로부터 신장된 부재의 인입 및 전달에 사용된 신장된 와이어(40)에 대하여 와이어 세그먼트(4002)를 접합하기 위한 더 넓은 표면적을 제공하는 데 있다. 일 실시에서, 제1 섹션(4002a)은 원형 또는 실질적으로 원형의 구조물을 가지며, 제2 섹션(4002b)은 프레싱/코이닝 작업에 의해 형성된 평평한 프로파일을 갖는다.

[0024] 도 1a 및 도 1b의 실시예에서, 팽창형 부재(12)는 복수의 일반적으로 종방향 물결형 요소(24)를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 서로 위상이 벗어나고, 사선 방향으로 배치된 복수의 셀 구조물(26)를 형성하기 위해 연결된다. 팽창형 부재(12)는 근위 단부 부분(14), 원통형 주 몸체 부분(16) 및 원위 단부 부분(18)을 포함하고, 주 몸체 부분(16) 내의 셀 구조물(26)은 팽창형 부재(12)의 종방향 축(30) 주위에서 연속적이고 원주 방향으로 신장된다. 근위 단부 부분(14)과 원위 단부 부분(18) 내의 셀 구조물(26)은 팽창형 부재(12)의 종방향 축(30) 주위에서 점점 덜 원주 방향으로 신장된다.

[0025] 일 실시예에서, 팽창형 부재(12)는 약 33.0 밀리미터의 총 길이를 가지며, 주 몸체 부분(16)은 약 16.0 밀리미터의 길이와 근위 및 원위 단부 부분(14, 18)은 각각 약 7.0 밀리미터의 길이로 각각 측정된다. 대안의 실시예에서, 주 몸체 부분(16)의 길이는 일반적으로 근위 및 원위 단부 부분(14, 18)의 길이보다 약 2.5 배 내지 약 3.5 배 길다.

[0026] 사용 중, 팽창형 부재(12)는 제1 공칭 직경의 비팽창 또는 압축된 상태(도시되지 않음)에서 치료 부유로 환자의 사행성 혈관 구조 또는 신체 관을 통해 전진하고, 비팽창 상태로부터 치료 부위에서 전개를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경의 반경방향으로 팽창된 상태로 이동할 수 있다. 대안의 예시적인 실시예에서, 제1 공칭 직경(예를 들어, 주 몸체 부분(16)의 평균 직경)은 약 0.017 내지 약 0.030 인치의 범위이지만 반면 제2 공칭 직경(예를 들어, 메인 몸체 부분(16)의 평균 직경)은 약 2.5 밀리미터 내지 약 5.0 밀리미터의 범위이다. 일 실시에서, 팽창형 물질(12)의 주 몸체 부분(16)에 배치된 셀 구조물(26)의 치수 및 물질 특성은 환자로부터 색전 폐쇄부의 일부 또는 전체 제거를 허용하는 방식으로 혈관 내에 배치된 색전 폐쇄부와 셀 구조물(26)을 접촉시키기 위해 충분한 반경방향 힘 및 접촉 상호작용을 생성하도록 선택된다. 대안의 실시예에서, 주 몸체 부분(16) 내의 셀 구조물(26)의 치수 및 물질 특성은 약 0.005 N/mm 내지 약 0.050 N/mm, 바람직하게는 약 0.010 N/mm 내지 약 0.050 N/mm, 및 더 바람직하게는 약 0.030 N/mm 내지 약 0.050 N/mm의 단위 길이당 반경방향 힘을 생성하도록 선택된다. 일 실시예에서, 완전히 팽창된 상태에서 주 몸체 부분(16)의 직경은 약 4.0 밀리미터이고, 셀 패턴, 스트럿 치수 및 재료는 주 몸체 부분이 1.5 밀리미터로 감소 시에 약 0.040 N/mm 내지 약 0.050 N/mm의 반경방향 힘을 생성하도록 선택된다. 동일하거나 또는 대안의 실시예에서, 셀 패턴, 스트럿 치수 및 재료(들)는 주 몸체 부분의 직경이 3.0 밀리미터로 감소 시에 약 0.010 N/mm 내지 약 0.020 N/mm의 반경방향 힘을 생성하도록 선택된다.

[0027] 도 1a 및 도 1b의 실시예에서, 각각의 셀 구조물(26)은 동일한 치수를 갖는 것으로 도시되고, 각각의 셀 구조물은 한 쌍의 짧은 스트럿(32) 및 한 쌍의 긴 스트럿(34)을 포함한다. 예시적인 실시예에서, 스트럿(32)은 약 0.080 내지 약 0.100 인치의 길이를 가지며, 스트럿(34)은 약 0.130 내지 약 0.140 인치의 길이를 가지며, 각각의 스트럿(32, 34)은 약 0.003 인치 내지 약 0.0045 인치의 절단 폭 및 두께를 각각 가지며 약 0.0022 인치 내지 약 0.0039 인치의 폴리싱 이후 폭 및 두께를 각각 갖는다. 폭에 대한 스트럿의 두께 비율이 1을 초과하는 이점에 따라 스트럿의 색전 폐쇄부 내로의 통합이 촉진된다. 대안의 실시예에서, 폴리싱 이후 폭 및 두께 치수는 약 0.0020 인치 내지 약 0.0035 인치 및 약 0.0030 인치 내지 약 0.0040 인치 사이에서 각각 변화하고, 폭에 대한 두께의 비율은 약 1.0 내지 약 2.0, 바람직하게는 약 1.25 내지 약 1.75 사이에서 변화한다.

[0028] 일 실시예에서, 메인 몸체 부분(16)의 스트럿 요소만이 1 초과의 폭에 대한 두께의 치수 비율을 갖는다. 또 다른 실시예에서, 메인 몸체 부분(16)과 원위 단부 부분(18)의 스트럿 요소만이 1 초과의 폭에 대한 두께의 치수 비율을 갖는다. 또 다른 실시예에서, 스트럿 요소의 일부만이 1 초과의 폭에 대한 두께의 치수 비율을 갖는다. 또 다른 실시예에서, 팽창형 부재의 상이한 부분에서 스트럿 요소는 상이한 폭에 대한 두께의 치수 비율을 가지며, 각각의 부분에서 비율은 1을 초과한다. 예로서, 팽창형 부재(12)의 원위 단부 부분(18)과 근위 단부 부분(14)에 의해 가해진 반경방향 힘이 일반적으로 주 몸체 부분(16)에 의해 가해진 반경방향 힘보다 작을 수 있기 때문에, 원위 및/또는 근위 단부 부분에서의 스트럿 요소는 주 몸체 부분(16) 내에서 스트럿의 폭에 대한 두께의 비율보다 큰 폭에 대한 두께의 비율을 가질 수 있다. 이러한 구조물의 이점에 따라 팽창형

부재(12)는 색전 폐쇄부 내로 일체구성될 수 있어서 팽창형 부재의 길이를 따라 더 균일해진다.

[0029] 그 외의 다른 실시예에서, 특정, 또는 모든 스트럿 요소는 테이퍼진 형태를 가지며, 스트럿의 외측 면은 스트럿의 내측 면의 폭 치수 미만의 폭 치수를 갖는다. 그 외의 다른 실시예에서, 팽창형 부재(12)는 테이퍼진 형태를 갖는 스트럿 요소 및 일반적으로 직사각형 횡단면을 갖는 스트럿 요소를 포함할 수 있다.

[0030] 본 발명은 특정 치수 특성에 대해서가 아니라 균일한 셀 구조물을 갖는 팽창형 부재(12)에 한정되지 않는다는 것이 중요하다. 예시로서, 대안의 실시예에서, 원위 및/또는 근위 단부 부분(14, 18)에서 셀 구조물(26)은 주 몸체 부분(16) 내의 셀 구조물(26)보다 크기가 크거나 작다. 일 실시예에서, 근위 및 원위 단부 부분(14, 18) 내의 셀 구조물(26)은 주 몸체 부분(16) 내의 것보다 크기가 크며, 이에 따라 단부 부분(14, 18)에서 가해진 반경방향 힘은 주 몸체 부분(16) 내에서 가해진 반경방향 힘보다 작다.

[0031] 팽창형 부재(12)의 길이를 따라서 반경방향 힘은 다양한 방식으로 변화될 수 있다. 일 방법은 팽창형 부재(12)의 길이를 따라서 스트럿의 매스(mass)(예를 들어, 폭 및/또는 두께)를 변화시키는 것이다. 또 다른 방법은 팽창형 부재(12)를 따라서 셀 구조물(26)의 크기를 변화시키는 것이다. 더 작은 셀 구조물을 사용함에 따라 일반적으로 더 큰 셀 구조물에 비해 더 큰 반경방향 힘이 제공된다. 팽창형 부재의 길이를 따라서 가해진 반경방향 힘을 변화시키는 것은 색전 폐쇄부를 포획하고(entrapping) 회수하는데(retrieving) 사용하기 위해 특히 선호될 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서 팽창된 상태에서 팽창형 부재(12)의 주 몸체 부분(16)의 원위 섹션에서 반경방향 힘은 주 몸체 부분(16)의 근위 섹션에서의 반경방향 힘보다 크도록 형성된다. 이러한 형상에 따라 근위 섹션에 비해 주 몸체 부분(16)의 원위 섹션은 색전 폐쇄부 내로의 더 큰 반경방향 팽창이 촉진된다. 팽창형 부재(12)가 환자로부터 색전 폐쇄부의 제거 동안에 근위방향으로 잡아당겨지기 때문에, 전술된 형상은 이의 제거 동안에 색전 폐쇄부로부터 입자들이 제거되는 경향을 감소시킨다. 대안의 실시예에서, 팽창된 상태에서 팽창형 부재(12)의 주 몸체 부분(16)의 근위 섹션에서 반경방향 힘은 주 몸체 부분(16)의 근위 섹션에서 반경방향 힘보다 크다. 또 다른 실시예에서, 팽창형 부재(12)의 주 몸체 부분(16)은 근위 섹션, 중간섹션, 원위 섹션을 포함하고, 근위 및 원위 섹션에서의 반경방향 힘은 팽창형 부재(12)가 팽창된 상태에 있을 때 중간섹션 내의 반경방향 힘보다 크다.

[0032] 대안의 실시예에서, 도 9에 예시된 바와 같이, 주 몸체 부분(16)은 색전 폐쇄부를 포획 또는 이와는 달리 접촉하는 능력을 증대시키기 위하여 증가된 직경 부분 또는 벌지(bulge, 70)를 포함할 수 있다. 도 9에서, 단일의 증가된 직경 부분(70)은 주 몸체 부분(16)의 중간섹션 내에 제공된다. 대안의 실시예에서, 증가된 직경 부분(70)은 중간섹션에 대해 원위 또는 근위에 배치될 수 있다. 그 외의 다른 실시예에서, 둘 이상의 증가된 직경 부분(70)은 주 몸체 부분(16)의 길이를 따라 제공된다. 일 실시에서, 또 다른 실시예에서, 둘 이상의 증가된 직경 부분(70)은 주 몸체 부분(16)의 길이를 따라 제공될 수 있다. 일 실시에서, 둘 이상의 증가된 직경 부분(70)은 동일하게 형성된 공칭 직경을 실질적으로 갖는다. 또 다른 실시에서, 최원위 증가된 직경 부분(70)은 근위에 배치된 증가된 직경 부분보다 더 큰 공칭 직경을 갖는다. 대안의 예시적인 실시예에서, 증가된 직경 부분(70)의 공칭 직경은 주 몸체 부분의 공칭 직경보다 약 25.0 내지 약 45.0 퍼센트 크다. 예를 들어, 일 실시예에서, 주 몸체 부분(16)의 팽창된 공칭 직경은 약 3.0 밀리미터이고, 증가된 직경 부분(70)의 공칭 직경은 약 4.0 밀리미터이다. 또 다른 실시에에서, 주 몸체 부분(16)의 팽창된 공칭 직경은 약 3.50 밀리미터이고, 증가된 직경 부분(70)의 공칭 직경은 약 5.00 밀리미터이다. 일 실시예에서, 하나 이상의 증가된 직경 부분은 팽창형 맨드릴을 주 몸체 부분(16)의 내강(internal lumen) 내로 배치시키고 맨드릴을 팽창시켜 원하는 직경의 증가된 직경 부분(70)을 형성함으로써 형성된다. 또 다른 실시예에서, 하나 이상의 증가된 직경 부분(70)은 주어진 폭과 직경의 맨드릴을 주 몸체 부분(16) 내로 배치시키고 그 뒤 주 몸체 부분(16)의 적어도 일부분이 맨드릴에 대해 가압되는 방식으로 팽창형 부재(12)를 크림핑(crimping)함으로써 형성된다.

[0033] 일 실시예에서, 증가된 직경 부분 또는 부분(70) 내에서 스트럿 요소는 주 몸체 부분(16) 내의 그 외의 다른 스트럿의 폭에 대한 두께의 비율보다 큰 폭 치수에 대한 두께 치수의 비율을 갖는다. 또 다른 실시예에서, 증가된 직경 부분 또는 부분(70) 내에서 스트럿 요소는 주 몸체 부분(16) 내의 그 외의 다른 스트럿의 폭에 대한 두께의 비율보다 작은 폭 치수에 대한 두께 치수의 비율을 갖는다.

[0034] 일 실시예에서, 팽창형 부재(12)에 부착되거나 또는 이와 일체로 형성되는 원위 와이어 세그먼트(50)는 팽창형 부재(12)의 원위 단부(22)로부터 원위 방향으로 신장되고, 환자의 치료 부위로 팽창형 부재의 전달을 유도하는 것을 돕도록 구성된다. 도 2에는 원위방향으로 테이퍼진 횡단면을 갖는 제2 섹션(54)과 균일한 횡단면의 제1 섹션(52)을 갖는 일 실시예에서의 원위 와이어 세그먼트가 도시된다. 일 실시예에서, 제1 섹션(52)은 약 3.0 밀리미터의 길이와 약 0.0045 인치 곱하기 약 0.003 인치의 절단 횡단면 치수를 가지며, 반면에 제2 섹션(54)은 약 4.0 밀리미터의 길이를 가지며 약 0.002 인치 곱하기 약 0.003 인치의 절단 횡단면 치수로 최원위

에 대해 테이퍼진다. 장치의 추후-폴리싱은 일반적으로 에칭 공정을 수반하여 절단 횡단면 치수가 40% 내지 50% 감소된다. 또 다른 실시예에서, 도 3에 도시된 바와 같이, 원위 와이어 세그먼트(50)는 일정한 직경의 스프링 부재(57)에 의해 획정되고, 무외상적 원위 팁(atruamatic distal tip, 58)이 장착된다. 대안의 실시예에서, 스프링 요소(57) 및/또는 무외상적 팁(58)은 예를 들어, 백금과 같은 방사선불투과성 물질로 제조되거나 또는 이로 코팅된다.

[0035] 도 28b에는 대안의 원위 와이어 세그먼트 구조가 도시된다. 도시된 바와 같이, 원위 와이어 세그먼트(4010)는 제1 섹션(4011a) 및 제2 섹션(4011b)을 포함하고, 제2 섹션(4011b)은 제1 섹션(4011a)의 폭보다 큰 폭(W)을 갖는다. 일 실시예에서, 테이퍼진 전이 섹션(4012)은 제1 및 제2 섹션(4011a, 4011b)을 결합시킨다. 일 실시예에서, 제2 섹션의 폭(W)은 약 0.003 인치 내지 약 0.004 인치이며, 와이어 세그먼트(4010)의 제2 섹션(4011b)과 팽창형 부재(4014)의 원위 단부(4013) 사이의 길이(L)는 약 0.015 인치 내지 약 0.020 인치이다. 제2 섹션(4011b)의 이점으로서, 더 큰 폭 치수는 코일/스프링 세그먼트(57)를 와이어 세그먼트(4010)에 결합하기 위한 더 큰 표면적으로 제공한다. 일 실시예에서, 제1 섹션(4011a)은 원형 또는 실질적으로 원형 구조를 가지며, 제2 섹션(4011b)은 프레싱/코이닝 작업에 의해 형성된 평평한 프로파일을 갖는다.

[0036] 일 실시예에서, 하기에서 더 상세히 기술되어지는 바와 같이, 팽창형 부재(12)는 치료 부위에서 이미 배치되는 전달 카테터의 루멘을 통하여 환자의 치료 부위로 전달된다. 대안의 실시예에서, 혈관 치료 장치(10)는 팽창형 부재(12)가 팽창된 상태로 가정되도록 근위방향으로 인입될 수 있으며, 치료 부위로 전달되는 동안 팽창형 부재(12)를 압축된 상태로 구속하는 시스(sheath)를 포함한다.

[0037] 일 실시예에서, 팽창된 상태에서 팽창형 부재(12)는 예를 들어, 자체적으로 폐쇄부 내로 매립됨으로써 치료 부위에 놓인 색전 폐쇄부와 접촉할 수 있으며, 팽창형 부재(12) 및 색전 폐쇄부의 적어도 일부가 환자로부터 제거될 때까지 환자의 외부에 놓인 신장된 가요성 와이어(40)의 일부를 잡아당김으로서 환자로부터 제거될 수 있다.

[0038] 대안의 실시예에서 셀 구조물(26)의 적어도 일부를 형성하기 위하여 상호연결되고 위상이 벗어난(out-of-phase) 물결형 요소의 사용은 몇몇의 이점을 제공한다. 우선, 셀 구조물(26)의 곡선형 특성에 따라 환자의 사행성 해부학적 구조를 통해 전달되는 동안 팽창형 부재(12)의 유연성이 증대된다. 추가로, 물결형 요소 간의 위상이 벗어난 관계에 따라 팽창형 부재 요소의 더 컴팩트한 포개짐이 가능하여 팽창형 부재(12)는 매우 작은 압축된 직경을 가질 수 있다. 본 명세서에 기술된 다양흔 그 외의 실시예 및 도 1a에 도시된 팽창형 부재 스트럿 패턴의 특정 이점에 따라 팽창형 부재의 요소는 연속하여 배치될 수 있어서 팽창형 부재는 부분적으로 또는 완전히 전개될 수 있으며 그 후에 전달 카테터의 루멘 내로 인출될 수 있다. 또한, 위상이 벗어난 관계에 따라 팽창형 부재가 색전 폐쇄부와 더 우수하게 접촉하도록 돕는 팽창된 상태와 압축된 상태 간에 팽창 부재(12)가 병진운동하기 때문에 셀 구조물(26)의 사선 배향은 트위스팅 동작을 유발할 수 있다. 대안의 실시예에서, 팽창형 부재(12)의 셀 구조물(26)은 특히 팽창형 부재(12)가 팽창되는 동안에 원하는 트위스팅 동작을 생성하도록 배열된다. 이 방식으로, 상이한 정도의 트위스팅 동작을 갖는 상이한 팽창형 부재는 예를 들어, 상이한 유형의 색전 폐쇄부를 치료하는데 이용될 수 있다.

[0039] 형광경 하에서 장치의 가시성을 향상시키기 위하여, 팽창형 부재는 텅스텐, 백금, 백금/이리듐, 탄탈룸 및 금과 같은 방사선 불투과성 물질로 완전히 또는 부분적으로 코팅될 수 있다. 대안으로, 또는 방사선불투과성 코팅의 사용과 함께, 방사선불투과성 마커(60)는 선택된 팽창형 부재 스트럿 세그먼트 상에서 및/또는 원위 및 근위 와이어 세그먼트(42, 50)를 따라 및/또는 팽창형 장치의 근위 및 원위 단부(20, 22)에 또는 이에 근접하게 배치될 수 있다. 일 실시예에서, 방사선불투과성 마커(60)는 백금 코일과 같은 방사선불투과성 코일이다.

[0040] 도 4a는 본 발명의 또 다른 실시예에서의 2차원 평면도로 혈관 치료 장치(100)를 도시한다. 이의 제조된 및/또는 팽창된 관형 형상에서, 장치(100)는 도 1b에 도시된 장치(10)와 유사한 구조를 갖는다. 도 1a 및 도 1b에 따라 전술된 장치(10)와 같이, 장치(100)는 신장된 가요성 와이어(140)에 결합되는 자가-팽창형 부재(112)를 포함한다. 팽창형 부재(112)는 근위 단부 부분(114), 원통형 주 몸체 부분(116) 및 원위 단부 부분(118)을 포함한다. 전술된 바와 같이, 비팽창된 상태에서 환자의 치료 부위로 팽창형 부재(112)의 전달은 전달 카테터의 근위 단부 내로 팽창형 부재(112)를 배치하고 팽창형 부재(112)가 치료 부위에 또는 치료 부위를 가로질러 미리 배치된 카테터의 원위 단부에 도달될 때까지 전달 카테터의 루멘을 통해 팽창형 부재(112)를 밀어넣음으로써 수행된다. 팽창형 부재(112)의 근위 단부(120)에 결합되거나 또는 이에 부착되는 근위방향으로 신장된 가요성 와이어(140)는 이에 가해지는 가압력을 신장된 가요성 부재(112)와의 연결 지점에 전달도록 설계된다. 도 4a 및 도 4b에서 더 상세히 도시된 바와 같이, 장치(100)는 근위 단부 부분(114) 내의 최근위 셀 구조물(128, 130)이 팽창형 부재(112) 내의 그 외의 다른 스트럿 요소의 폭 치수(W2)보다 넓은 폭 치수

(W1)를 갖는 스트럿 요소를 포함하는 전술된 장치(10)의 다양한 실시예와 구별될 수 있다. 도시된 바와 같이, 셀 구조물(128)의 최근위 벽 섹션(160, 162, 164)은 폭(W1)을 갖는 스트럿으로 제조된다. 게다가, 최근위 셀 구조물(130)의 모든 스트럿은 증가된 폭(W1)을 갖는다. 폭(W1)을 갖는 스트럿을 포함하고 배치됨에 따라 몇몇의 이점이 제공된다. 일 이점은 환자의 사행성 해부학적 구조를 통해 전진함에 따라 신장된 부재(112)의 근위 단부(120)에 신장된 와이어(140)의 원위 단부에 의해 가해진 가압력이 팽창형 부재(112)의 원주 주위에 더 균일하게 분포될 수 있는 것이다. 더 균일하게 분포된 가압력은 이들을 구부러지게 하는 팽창형 부재(112) 내에 개개의 또는 다수의 스트럿 요소에 작용할 수 있는 국부적인 높은 힘 성분의 형성을 최소화시킨다. 또한, 근위 단부 부분(114)의 주변 영역에 폭(W1)의 스트럿이 포함됨에 따라 스트럿은 신장된 와이어(140)에 의해 가해진 가압력 하에서 근위 단부 부분(114)이 구부러지는 경향을 상당히 방지한다. 일 예시적인 실시예에서, 절단 폭 치수(W1)는 약 0.0045 인치이고, 절단 폭 치수(W2)는 약 0.003 인치이다. 전술된 바와 같이, 장치의 추후-폴리싱은 일반적으로 에칭 공정을 수반하여 절단 횡단면 치수가 40% 내지 50% 감소된다.

[0041] 폭 치수(W1)가 증가된 폭을 갖는 모든 스트럿들 간에 동일한 것으로 도시될지라도, 이는 필요치 않다. 예를 들어, 일 실시예에서, 벽 세그먼트(158)는 벽 세그먼트(160)의 증가된 폭보다 더 큰 증가된 폭 치수를 가질 수 있으며, 벽 세그먼트(160)는 벽 세그먼트(162)의 증가된 폭보다 더 큰 증가된 폭 치수를 가질 수 있고, 등등이다. 게다가, 최근위 셀 구조물(130)의 내측 스트럿 요소(166)는 스트럿(158)의 증가된 폭 치수 미만의 증가된 폭 치수를 가질 수 있다. 또한, 대안의 실시예에서, 스트럿(158, 160, 162, 164, 등)의 반경방향 두께 치수는 폭 치수 또는 이의 조합 대신에 증가될 수 있다.

[0042] 또 다른 실시예에서, 도 5에 도시된 바와 같이, 팽창형 부재(112)의 원위 단부 부분(118)에서 일부 스트럿 요소(180)는 장치(100)가 환자의 치료 부위로 전진함에 따라 스트럿의 구부러짐 및 가능한 파괴를 방지하기 위해 그 외의 다른 스트럿의 매스보다 큰 매스를 갖는다. 도시된 실시예에서, 스트럿(180)은 원위 와이어 세그먼트(150)와 동일한 폭을 갖도록 치수가 형성된다. 대안의 실시예에서, 스트럿(180)의 두께 치수는 폭 치수 또는 이의 조합 대신에 증가될 수 있다.

[0043] 도 6a 및 도 6b는 본 발명의 또 다른 실시예에 따르는 혈관 치료 장치(200)를 도시한다. 도 6a는 장치가 절단되고 표면상에 놓인 2-차원 평면도의 장치(200)를 도시한다. 도 6b는 장치의 제조되고 및/또는 팽창된 관형 형상을 도시한다. 장치(200)는 근위 단부 부분(214), 원통형 주 몸체 부분(216) 및 원위 단부 부분(218)을 갖는 팽창형 부재(212)를 포함하고, 신장된 가요성 와이어(240)는 팽창형 부재의 근위 단부(220)에 부착 또는 결합된다. 장치(200)의 구조는 셀 구조물(228, 230)의 근위 벽 세그먼트(260)가 선형이거나 또는 도 6a의 2차원도에서 도시된 바와 같이 실질적으로 선형의 스트럿 요소를 포함하는 것을 제외하고 도 4a에 따라 전술된 장치(100)와 유사하다. 일 실시예에서, 선형 스트럿 요소(260)는 근위 단부 부분(214)의 근위 단부(220)로부터 주 몸체 부분(216)의 최근위 단부로 신장되는 연속적이고 실질적으로 선형의 레일 세그먼트(270)를 형성하기 위해 정렬되고(재차, 도 6a의 2차원 평면도에 도시된 바와 같이), 바람직하게는 동일한 크기이지만 상이한 길이일 수 있다. 도 6a의 패턴이 관형 구조물을 절단하는 레이저에 적용될 때, 결과적인 팽창형 부재 형상은 도 6b에 도시된 바와 같은 형상이다. 도 6b에 도시된 바와 같이, 레일 세그먼트(270)는 사실상 선형이 아니고 만곡되고 비-물결형 형태이다. 이 형상에 따라 바람직하게는 물결 모양의 부분이 없는 레일 세그먼트(270)가 제공되며, 이에 따라 레일 세그먼트의 능력은 가압력이 이에 가해질 때 구부러짐을 방지하고 힘을 분배할 수 있다. 대안의 선호되는 실시예에서, 와이어 세그먼트(240)와 레일 세그먼트(270) 사이의 각도(Θ)는 약 140°내지 약 150°의 범위이다. 일 실시예에서, 선형 레일 세그먼트(270) 중 하나 또는 모두는 셀 구조물(228, 230)의 인접한 스트럿 세그먼트의 폭 치수보다 큰 폭 치수(W1)를 갖는다. 선형 레일 세그먼트(270) 중 하나 또는 모두의 증가된 폭 치수(W1)에 따라 이에 가압력이 가해질 때 구부러짐을 방지하고 힘을 분배하기 위한 레일 세그먼트의 능력이 추가로 증대된다. 또 다른 실시예에서, 선형 레일 세그먼트(270) 중 하나 또는 모두는 동일하거나 유사한 결과를 구현하기 위해 증가된 폭 치수보다는 증가된 두께 치수가 제공된다. 또 다른 실시예에서, 각각의 레일 세그먼트(270)의 폭 및/또는 두께 치수는 전달 카테터 또는 시스(도시되지 않음) 내로 장착 또는 회수 시에 팽창형 부재(212)의 근위 단부 부분(214)의 더 균일한 압축을 야기하는 방식이 상이하다.

[0044] 도 7a 및 도 7b는 본 발명의 또 다른 실시예에 따르는 혈관 치료 장치(100)를 도시한다. 도 7a는 장치가 절단되고 표면상에 놓인 2-차원 평면도의 장치(300)를 도시한다. 도 7b는 장치의 제조되고 및/또는 팽창된 관형 형상을 도시한다. 장치(300)는 근위 단부 부분(314), 원통형 주 몸체 부분(316) 및 원위 단부 부분(318)을 갖는 팽창형 부재(312)를 포함하고, 신장된 가요성 와이어(340)는 팽창형 부재의 근위 단부(320)에 부착 또는 결합된다. 장치(300)의 구조는 최근위 셀 구조물(330)이 도 7a의 2차원도에서 도시된 바와 같이 실질적으로 다이아몬드 형태를 포함하는 것을 제외하고 도 6a 및 도 6b에 따라 전술된 장치(200)와 유사하다. 실질적으로

다이아몬드-형태의 셀 구조물은 한 쌍의 외측 스트럿 요소(358) 및 한 쌍의 내측 스트럿 요소(360)를 포함하고, 도 4 및 도 6의 실시예에 따라 전술된 바와 같이 증가된 폭 및/또는 증가된 두께 치수를 각각 갖는다. 대안의 선호되는 실시예에서, 내측 스트럿 요소(360)는 도 7a의 2-차원 평면도에 도시된 바와 같이 약 25.0° 내지 약 45.0° 사이의 각도(β)로 외측 스트럿 요소(358)와 교차한다. 이 범위 내에서 내측 스트럿과 외측 스트럿 사이의 각도 배향을 유지시킴에 따라 전달 동안에 매우 작은 압축된 직경을 가정하여 팽창된 부재의 능력에 실질적으로 영향을 미치지 않고 구부러짐 없이 팽창형 부재(312)의 가압가능성이 증대된다.

[0045] 일 실시예에서, 내측 스트럿 요소(360)는 팽창형 부재(312)가 팽창된 상태로부터 압축된 상태로 변환됨에 따라 스트럿 요소가 용이하게 구부러질 수 있도록 외측 스트럿 요소(358)의 매스보다 작은 매스를 갖는다. 이는 매우 작은 압축된 직경을 구현하는데 도움이 된다. 또 다른 실시예에서, 도 7c에 도시된 바와 같이, 내측 스트럿 요소(360)는 팽창형 부재(312)가 이의 전달 위치로 압축될 때 내측 스트럿 요소(360)를 더 용이하게 구부릴 수 있는 만곡된 요소(361)에 의해 외측 스트럿 요소(358)에 결합된다.

[0046] 도 8은 혈관 치료 장치(400)의 대안의 실시예를 도시한다. 장치(400)는 장치(400)의 팽창형 부재(412)가 이의 근위 단부 부분(414)에서 2개의 원위 방향으로 연장된 신장된 가요성 와이어(440, 441)와 연결되는 것을 제외하고 도 6a 및 도 6b에 도시된 장치(200)의 구조와 유사한 구조를 갖는다. 도시된 바와 같이, 와이어(440)는 근위 단부 부분(414)의 최근위 단부(420)에 부착 또는 이와는 달리 결합되고, 와이어(441)는 레일 세그먼트(470)와의 접합점에서 근위 단부 부분(414)의 최원위 단부(422)에 부착 또는 이와는 달리 결합된다. 또 다른 실시예에서, 추가 신장된 가요성 와이어(도시되지 않음)는 최원위 단부(424)에 부착될 수 있다. 신장된 부재(412)의 근위 단부 부분(414)에 가압력을 제공하기 위하여 둘 이상의 신장된 가요성 와이어(440, 441)를 사용하는 것은 바람직하게는 하나 초과의 부착 지점에 대해 근위 단부 부분(414)에 가해진 가압력을 분배한다.

[0047] 도 10은 본 발명의 또 다른 실시예인 혈관 치료 장치(500)의 2-차원 평면도를 도시한다. 도 10의 실시예에서, 팽창형 부재(512)는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소(524)를 포함하고, 인접한 물결형 요소들은 서로 위상이 벗어나며 복수의 사선 방향으로 배치된 복수의 셀 구조물(526)를 형성하기 위해 연결된다. 팽창형 부재(512)는 원통형 부분(516) 및 원위 단부 부분(518)을 포함하고, 주 몸체 부분(516) 내의 셀 구조물(526)은 팽창형 부재(512)의 종방향 축(530) 주위에서 연속적이고 원주 방향으로 신장된다. 원위 단부 부분(518) 내의 셀 구조물(526)은 팽창형 부재(512)의 종방향 축(530) 주위에서 점점 덜 원주 방향으로 신장된다. 근위 방향으로 연장된 신장된 가요성 와이어(540)는 최근위 셀 구조물(528)에 부착되거나 또는 이와는 달리 결합된다. 다수의 신장된 가요성 와이어(540)를 사용함에 따라 팽창형 부재(512)의 근위 단부에 가해진 가압력은 이의 근위 원주 주위에서 더 균등하게 분배될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 도 10에 도시되지 않았지만, 최근위 스트럿 요소(528)는 팽창형 부재(512)의 그 외의 다른 부분에서 스트럿보다 큰 폭 및/또는 두께를 갖는다. 이러한 특징은 팽창형 부재(512)의 원주 주위로 가압력의 균등한 분배에 기여하고, 또한 가압력을 직접 받는 스트럿 요소가 구부러지는 것이 방지된다.

[0048] 도 11a 및 도 11b는 본 발명의 또 다른 실시예에 따르는 혈관 치료 장치(600)를 도시한다. 도 11a는 장치가 절단되고 표면상에 평평하게 놓인 2-차원 평면도의 장치(600)를 도시한다. 도 11b는 이의 제조된 및/또는 팽창된 관형 형상의 장치를 도시한다. 도 11a 및 도 11b의 실시예에서, 팽창형 부재(612)는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소(624)를 포함하고, 인접한 물결형 요소들은 팽창형 부재(612)의 길이 주위에 배치된 복수의 폐쇄된-셀 구조물(626)을 형성하기 위하여 복수의 만곡된 커넥터(628)에 의해 상호연결된다. 도시된 실시예에서, 팽창형 부재(612)는 원통형 부분(616) 및 근위 단부 부분(614)을 포함하고, 원통형 부분(616) 내의 셀 구조물(626)은 팽창형 부재(612)의 종방향 축(630) 주위에서 연속적이고 원주 방향으로 신장된다. 근위 단부 부분(614) 내의 셀 구조물(626)은 팽창형 부재(612)의 종방향 축(630) 주위에서 점점 덜 원주 방향으로 신장된다. 대안의 실시예에서, 팽창형 부재(612)는 도 1a 및 도 1b에 도시된 팽창형 부재(12)와 상당히 유사한, 근위 단부 부분, 원통형 부분 및 원위 단부 부분을 포함한다. 이러한 실시예에서, 팽창형 부재의 원위 단부 부분 내의 셀 구조물(626)은 도 11a에 도시된 근위 단부부분(614)과 유사한 방식으로 팽창형 부재(612)의 종방향 축(630) 주위에서 원주방향으로 덜 신장될 수 있다. 게다가, 도 1A, 4A, 6A, 7A, 7C, 10, 14, 15 및 19-24의 팽창형 부재는 원위 단부 부분(예를 들어, 도 1에서 원위 단부 부분(18))를 제거하는 방식으로 변형될 수 있으며, 이에 따라 도 11a와 유사한 근위 단부 부분과 주 몸체 부분만이 존재한다.

[0049] 도 12는 본 발명의 또 다른 실시예에 따르는 혈관 치료 장치(700)를 도시한다. 도 12는 장치가 절단되고 표면상에 평평하게 놓인 2-차원 평면도의 장치(700)를 도시한다. 도 12의 실시예에서, 팽창형 부재(712)는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소(724)를 포함하고, 인접한 물결형 요소들은 팽창형 부재(712)의 길이 주위에 배치된 복수의 폐쇄된-셀 구조물(726)을 형성하기 위하여 복수의 만곡된 커넥터(728)에 의해 상호연결된다.

도시된 실시예에서, 팽창형 부재(712)는 원통형 부분(716) 및 원위 단부 부분(718)을 포함하고, 원통형 부분(716) 내의 셀 구조물(726)은 팽창형 부재(712)의 종방향 축(730) 주위에서 연속적이고 원주 방향으로 신장된다. 원위 단부 부분(718) 내의 셀 구조물(726)은 팽창형 부재(712)의 종방향 축(730) 주위에서 점점 덜 원주 방향으로 신장된다. 도 10의 실시예에 따라 기술된 방법과 유사한 방법으로, 근위 방향으로 연장된 신장된 가요성 와이어(740)는 최근위 셀 구조물(728)에 부착되거나 또는 이와는 달리 결합된다. 이 배열에 따라 팽창형 부재(712)의 근위 단부에 가해진 가압력은 이의 근위 원주 주위에서 더 균등하게 분배될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 도 12에 도시되지 않았지만, 최근위 스트럿 요소(730)는 팽창형 부재(712)의 그 외의 다른 부분에서 스트럿보다 큰 폭 및/또는 두께를 갖는다. 이러한 특징은 팽창형 부재(712)의 원주 주위로 가압력의 균등한 분배에 기여하고, 또한 가압력을 직접 받는 스트럿 요소가 구부러지는 것이 방지된다.

[0050] 전술된 바와 같이, 사용 시에, 본 발명의 팽창형 부재는 제1 공칭 직경의 비팽창 또는 압축된 상태에서 색전 폐쇄부와 같은 치료 부위로 환지의 사행성 혈관 구조를 통해 전진하며, 치료 부위에서의 배치를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경의 반경방향으로 팽창된 상태로 비팽창 상태로부터 이동될 수 있다. 색전 폐쇄부(950)의 부위에서 팽창형 부재(912)의 전달 및 배치의 일 방법은 도 13a 내지 도 13c에 도시된다. 도 13a에 도시된 바와 같이, 내강(962)을 갖는 전달 카테터(960)는 색전 폐쇄부(950)의 부위로 전진하고 이에 따라 이의 원위 단부(964)는 폐쇄부에 대해 원위에 배치된다. 전달 카테터(960)가 색전 폐쇄부(950)에서 제 위치에 배치된 후, 회수 장치(retrieval device, 900)는 팽창형 부재(912)를 전달 카테터(도시되지 않음)의 근위 단부 내로 유입시키고 그 뒤 가압력을 가요성 와이어(940)에 가함으로써 전달 카테터의 루멘을 통해 팽창형 부재(912)를 전진시킴으로써 전달 카테터 내로 배치된다. 전달 카테터(960) 및 장치(900) 상에 배치된 방사선불투과성 마킹 및/또는 코팅을 사용함으로써, 팽창형 부재(912)는 도 13b에 도시된 바와 같이 전달 카테터(960)의 원위 단부에 배치되어 주 몸체 부분(916)은 폐쇄부(950)와 종방향으로 정렬된다. 팽창형 부재(912)의 배치는 팽창형 부재(912)가 도 13c에 도시된 바와 같이 고정된 위치에 보유되는 동안 전달 카테터(960)를 근위 방향으로 인출함으로써 구현된다. 팽창형 부재(912)가 폐쇄부(950) 내의 팽창된 위치에 배치된다면, 팽창형 부재(912)는 전달 카테터(960)와 함께 환자 외부의 위치로 인입된다. 일 실시예에서, 팽창형 부재(912)는 우선 환자로부터 장치를 완전히 인입하기 전 전달 카테터(960)의 원위 단부(964)와 접촉하도록 부분적으로 인입된다.

[0051] 일 실시예에서, 팽창형 부재(912)가 폐쇄부(950)에서 팽창되면, 이는 폐쇄부가 폐쇄부를 통과하는 결과적인 혈류에 의해 용해되도록 폐쇄부를 통해 관류 채널을 형성하기 위하여 소정의 기간 동안에 존재한다. 이러한 실시예에서, 팽창형 부재(912)는 환자의 외부에서 수복을 위해 폐쇄부(950)의 일부를 포획할 필요가 없다. 폐쇄부(950)의 충분한 부분이 폐쇄부를 통하여 원하는 유동 채널을 형성하기 위해 용해되거나, 또는 폐쇄부의 완전한 제거가 결과적인 혈류에 의해 구현될 때, 팽창형 부재(912)는 전달 카테터(960) 내로 인출될 수 있고 그 후 환자로부터 제거될 수 있다.

[0052] 또 다른 실시예에서, 팽창형 부재(912)는 폐쇄부(950)에서 팽창되고 색전 폐쇄부가 팽창형 부재에 의해 더 용이하게 포획될 수 있고 및/또는 색전 폐쇄부가 환자의 혈관 벽으로부터 더 용이하게 제거될 수 있는 방식으로 결과적인 흐름이 폐쇄부에 작용하도록 폐쇄부를 통해 관류 채널을 생성하기 위해 소정의 기간 동안 유지된다. 예를 들어, 색전 폐쇄부를 통해 생성된 혈류는 팽창형 부재에 의해 더 용이하게 포획되고 및/또는 혈관 벽으로부터 더 용이하게 분리될 수 있도록 폐쇄부의 형태를 변경시키기에 충분한 시간 동안 폐쇄부를 통해 흐를 수 있다. 전술된 방법에서와 같이, 또한 폐쇄부(950)를 가로질러 혈류의 생성됨에 따라 조직이 보호된다. 일 실시예에서, 폐쇄부를 통한 혈류는 폐쇄부를 용해하기 위해 사용될 수 있다. 그러나, 변형된 방법에서, 폐쇄부의 용해는 팽창형 부재(912)에 의해 폐쇄부가 더 용이하게 포획되도록 하는 목적으로 수행된다. 폐쇄부(950)는 예를 들어, 원하는 공칭 내측 직경의 폐쇄부(950)를 형성함으로써 적절히 형성될 때, 팽창형 부재(912)는 폐쇄부와 접촉하도록 전달 카테터(940)의 원위 단부(964)로부터 배치된다. 환자로부터 폐쇄부(950) 모두 또는 일부의 제거는 그 뒤 전술된 방식과 유사한 방식으로 수행된다.

[0053] 또 다른 실시예에서, 팽창형 부재(912)가 폐쇄부(950) 내측에서 전달 및 팽창되면, 팽창형 부재는 환자 내에 영구적으로 배치되도록 신장된 와이어(940)로부터 분리될 수 있다. 이러한 실시예에서, 신장된 와이어(940)가 팽창형 부재(912)에 부착되는 방법에 따라 2개의 부품은 서로 분리될 수 있다. 이는 예를 들어, 신장형 부재(912)와 신장된 와이어(940) 간의 부식가능한 전기분해 접합 또는 기계적 인터로크를 사용하여 구현될 수 있다.

[0054] 본 명세서에 기술된 바와 같이, 다양한 실시예의 팽창형 부재는 원위 단부에 부착되는 원위 와이어 세그먼트를 포함할 수 있거나 또는 포함하지 않을 수 있다. 대안의 선호되는 실시예에서, 색전 폐쇄부의 부위에 팽창

형 부재를 영구 배치시키도록 구성되는 혈관 치료 장치는 팽창형 부재의 원위 단부에 부착된 원위 와이어 세그먼트를 포함하지 않는다.

[0055] 본 발명의 팽창형 부재 셀 패턴과 연계된 일 장점은 근위 신장된 와이어에 잡아당김 력을 가함으로서 팽창형 부재를 인출시킴에 따라 가요성 와이어는 더 작은 팽창된 직경으로 팽창형 부재를 가압하고, 동시에 환자로부터 인출함에 따라 혈관 벽에 대한 상처의 경향이 줄어드는 데 있다. 또한, 덩어리 회수(clot retrieval) 동안에 팽창형 부재의 프로파일이 감소됨에 따라, 셀 구조물은 덩어리 회수 효율이 향상되도록 덩어리를 붕괴시키고 집어서 으깬다(pinch down). 또 다른 이점은 셀 패턴이 부분 또는 완전히 배치된 후 전달 카테터의 루멘 내로 팽창형 부재를 인입시킬 수 있는 데 있다. 이와 같이, 임의의 주어진 시간에 팽창형 부재는 적절한 위치에서 완전히 또는 부분적으로 배치될 수 있으며, 이는 전달 카테터의 원위 단부 내로 인입될 수 있고 정확한 위치로 재배치될 수 있다.

[0056] 도 14를 참조하면, 도 6a의 혈관 치료 장치(200)의 변형된 버전은 팽창형 부재(212)의 원통형 주 몸체 부분(216)에 위치된 셀 구조물(226)의 적어도 일부를 교차하는 얇은 스트럿 요소를 포함하는 것으로 도시된다. 얇은 스트럿 요소(280)는 셀 구조물(226)을 형성하는 스트럿 요소(282) 미만의 폭을 갖도록 치수가 형성된다. 대안의 예시적인 실시예에서, 스트럿 요소(280)는 스트럿(262)의 각각의 절단 또는 폴리싱된 폭 치수보다 대략 25% 내지 대략 50% 미만의 절단 또는 폴리싱된 폭 치수를 갖는다. 덩어리 회수의 목적으로 사용될 때, 얇은 스트럿(280)의 목적은 색전 폐쇄부를 포획하고 이와 접촉하는 팽창형 부재의 능력을 향상시키는 것이다. 이는 여러 요인에 따라 수행된다. 우선, 스트럿(280)의 더 얇은 폭 치수에 따라 스트럿은 폐쇄부 내로 용이하게 침투될 수 있다. 둘째로, 이는 팽창향 부재가 폐쇄부 내에 배치됨에 따라 외측 및 더 넓은 스트럿 요소(282)에 대해 포획된 구조물의 일부를 집어 으깨는 기능을 한다. 셋째로, 이는 폐쇄부에 작용하는 반경방향 힘을 국부적으로 향상시키는데 사용될 수 있다. 얇은 스트럿 요소(280)의 사용은 팽창형 부재(212)의 원통형 주 몸체 부분(216) 내에 놓이는 셀 구조물(226) 내에서의 사용에 제한되지 않는다. 이는 주요하게 팽창형 부재의 임의의 셀 구조물 또는 모두에 배치될 수 있다. 게다가, 스트럿 요소(280)의 사용은 도 6의 실시예에 한정되지 않지만 본 명세서에 개시된 다양한 실시예 모두에 적용될 수 있다. 최종적으로, 대안의 예시적인 실시예에서 도 15에 도시된 바와 같이, 다수의 얇은 스트럿 요소(280)는 하나 이상의 셀 구조물(226) 내에 제공되고, 또한 얇은 스트럿 요소가 없지만 단일의 얇은 스트럿 요소 및/또는 셀 구조물을 갖는 셀 구조물과 함께 사용될 수 있다.

[0057] 동맥류의 치료 시에, 치료 장치가 흐름을 전환하기 위한 목적으로 사용될 때, 셀 구조물(226)의 밀도는 동맥류 색(sack)으로부터 흐름을 효과적으로 전환하기에 충분하다. 대신에 대안의 실시예에서, 또는 셀 구조물(226)의 밀도를 조절함과 조합하여, 도 14 및 도 15의 스트럿 요소(280)와 유사한 중간 스트럿 요소는 팽창형 부재의 효과적인 벽 표면을 증가시키는데 사용된다. 이들 실시예에서, 중간 스트럿 요소는 셀 구조물 스트럿의 치수 특성과 동일하거나, 작거나, 크거나, 또는 이의 임의의 조합일 수 있다. 역으로, 동맥류의 색 내에 코일 또는 그 외의 다른 유사 구조물을 배치하기 위하여 동맥류의 치료에 사용의 경우, 셀 구조물(226)의 크기는 셀 구조물을 통한 코일의 이동을 용이하게 하기에 충분하다.

[0058] 도 16은 도 6a 및 도 6b의 실시예에 따르는 치료 장치를 도시하는데, 환자의 치료 부위로 전진하는 동안에 팽창형 부재(212)의 가압가능성(pushability)은 팽창형 부재(212)의 원위 단부(222)와 근위 단부(220) 사이에서 신장되는 내측 와이어 세그먼트(241)의 제공에 따라 향상된다. 이 방식으로, 신장된 와이어(240)에 의해 가해진 가압력은 팽창형 장치의 근위 및 원위 단부 모두에 전달된다. 내측 와이어 세그먼트는 팽창형 부재의 원위 단부 및 근위 단부에 부착되는 개별적인 요소일 수 있거나, 또는 바람직하게는 신장된 가요성 와이어(240)의 공동-신장부일 수 있다. 압축된 상태에서 팽창형 부재(212)가 치료 부위에 전달되는 동안, 내측 와이어 세그먼트(241)는 팽창형 부재의 원위 단부(222)에 가압력의 적어도 일부를 적절히 분배하기 위하여 실질적으로 직선 또는 선형 형상일 수 있다. 팽창형 부재(212)가 팽창될 때, 이는 축소되는 경향이 있어서 도 16에 도시된 바와 같이 팽창형 부재 내에 긴-피치형 나선을 형성하는 내측 와이어 세그먼트(241) 내에서 느슨해진다. 내측 와이어 세그먼트(241)의 사용과 연관된 추가 이점은 팽창형 부재(212)가 팽창 시에 내측 나선의 형성이 색전 폐쇄부의 포획을 돕는데 있다.

[0059] 도 17에 도시된 바와 같이 대안의 실시예에서, 환자의 치료 부위로 전진하는 동안에 팽창형 부재(212)의 가압가능성은 팽창형 부재(212)의 원위 단부(222)와 근위 단부(220) 사이에서 신장되는 외측 와이어 세그먼트(243)의 제공에 따라 향상된다. 이 방식으로, 신장된 와이어(240)에 의해 가해진 가압력은 팽창형 장치의 근위 및 원위 단부 모두에 전달된다. 외측 와이어 세그먼트는 팽창형 부재의 원위 단부 및 근위 단부에 부착되는 개별적인 요소일 수 있거나, 또는 바람직하게는 신장된 가요성 와이어(240)의 공동-신장부일 수 있다. 압

축된 상태에서 팽창형 부재(212)가 치료 부위에 전달되는 동안, 외측 와이어 세그먼트(243)는 팽창형 부재의 원위 단부(222)에 가압력의 적어도 일부를 적절히 분배하기 위하여 실질적으로 직선 또는 선형 형상일 수 있다. 팽창형 부재(212)가 팽창될 때, 이는 축소되는 경향이 있어서 도 17에 도시된 바와 같이 외측 와이어 세그먼트(243) 내에서 느슨해진다. 외측 와이어 세그먼트(243)의 사용과 연관된 추가 이점은 팽창형 부재(212)가 팽창 시에 내측 나선의 형성이 색전 폐쇄부의 포획 및 접촉을 돕도록 팽창되는 데 있다.

[0060] 또 다른 실시예에서, 원위 색전 포획 장치(251)는 원위 와이어 세그먼트(250) 상에 배치되거나 또는 이와는 달리 도 18에 도시된 바와 같이 팽창형 부재(212)의 원위 단부(222)에 부착된다. 원위 색전 포획 장치(251)의 기능은 팽창형 부재(212)가 팽창되는 동안 또는 원위부 색전을 방지하기 위하여 환자로부터 제거하는 동안에 색전 폐쇄부로부터 이탈될 수 있는 색전을 포획하는 것이다. 도 18에서, 원위 색전 포획 장치는 코일과 같이 도시된다. 대안의 실시예에서, 바스켓, 색전 필터 또는 그 외의 다른 공지된 색전 포획 장치는 팽창형 부재(12)의 원위 와이어 세그먼트(250) 또는 원위 단부(222)에 부착될 수 있다.

[0061] 재차, 도 14 및 도 15의 실시예에서와 같이, 도 16, 17 및 도 18에 따라 기술된 특징은 도 6의 실시예에 제한되지 않으며 본 명세서에 기술된 다양한 모든 실시예에 적용될 수 있다.

[0062] 도 19는 본 발명의 또 다른 실시예에 따르는 신체 관 또는 혈관 치료 장치(1000)를 도시한다. 도 19는 장치가 절단되고 표면상에 놓인 2-차원 평면도의 장치(1000)를 도시한다. 장치(1000)는 근위 단부 부분(1014), 원통형 주 몸체 부분(1016) 및 원위 단부 부분(1018)을 갖는 팽창형 부재(1012)를 포함하고, 신장된 가요성 와이어(1014)는 팽창형 부재의 근위 단부(1020)에 부착 또는 결합된다. 장치(1000)의 구조는 근위 단부 부분(1024)에서 셀 구조물(1018, 1024)이 장치(200)의 근위 단부 부분(214)에서 셀 구조물보다 더 근접하게 대칭 구조로 배열되는 것을 제외하고 도 a에 따라 전술된 장치(200)와 유사하다. 장치(1000)의 근위 단부 부분(1024)에서 셀 구조물의 더 실질적인 대칭 배열에 따라 압축 동안에 근위 단부 부분(1024)에 의해 더 균일하게 붕괴되도록 전달 카테터 또는 시스(도시되지 않음)의 루멘 내로의 팽창형 부재(1012)의 장착 또는 회수가 용이해진다. 셀 구조물(1018, 1019)의 근위 벽 세그먼트(1016)는 도 19의 2차원 평면도에 도시된 바와 같이 선형 또는 실질적으로 선형의 스트럿 요소를 포함한다. 일 실시예에서, 선형 스트럿 요소(1016)는 주 몸체 부분(1026)(도 19에서 2차원 평면도로 도시된 바와 같이)에 대해 근위 단부 부분(1024)의 근위 단부(1020)로부터 신장되는 연속적인 및 실질적으로 선형의 레일 요소를 형성하도록 정렬된다. 대안의 실시예에서, 와이어 세그먼트(1014)와 레일 세그먼트(1017) 사이의 각도(Θ)는 약 140° 내지 약 150°의 범위이다. 일 실시예에서, 선형 레일 세그먼트(1017) 중 하나 또는 모두는 셀 구조물(1018, 1019, 1030)의 인접한 스트럿 세그먼트의 폭 치수보다 큰 폭 치수(W1)를 갖는다. 선형 레일 세그먼트(1017) 중 하나 또는 모두의 증가된 폭 치수(W1)에 따라 이에 가압력이 가해질 때 구부러짐을 방지하고 힘을 분배하기 위한 레일 세그먼트의 능력이 추가로 증대된다. 또 다른 실시예에서, 선형 레일 세그먼트(1017) 중 하나 또는 모두는 동일하거나 유사한 결과를 구현하기 위해 증가된 폭 치수보다는 증가된 두께 치수가 제공된다. 또 다른 실시예에서, 각각의 레일 세그먼트(1017)의 폭 및/또는 두께 치수는 전달 카테터 또는 시스(도시되지 않음) 내로 장착 또는 회수 시에 팽창형 부재(1012)의 근위 단부 부분(1024)의 더 균일한 압축을 야기하는 방식이 상이하다.

[0063] 하기 기술내용이 도 19의 실시예에 관한 것일지라도, 도 20 내지 도 22의 실시예에 의해 고려된 바와 같이 슬릿이 제공됨에 따라 본 명세서에 기술된 혈관 치료 장치 모두 및 다양한 실시예와 이의 변형에에 적용될 수 있다.

[0064] 이제 도 20을 참조하면, 도 19의 치료 장치(1000)는 팽창형 부재(1012)의 원위 단부(1022)로 근위 단부(1020)로부터 신장되는 종방향 슬릿(1040)를 갖는 것으로 도시된다. 슬릿(1040)에 따라 셀 구조물(1018, 1019, 1030)은 전달 카테터 또는 시스 내로 장착 또는 회수됨에 다라 팽창형 부재(1012)의 압축 동안에 팽창형 부재(1012)의 개개의 스트럿 요소(1031)가 구부러짐이 방지되는 방식으로 서로에 대해 이동될 수 있다. 대안의 실시예에서, 슬릿(1040)은 팽창형 부재(1012)의 전체 길이 미만으로 신장되고, 팽창형 부재를 전달 카테터 또는 시스 내로 효과적으로 장착 또는 인출시키는 상당히 중요한 스트럿 요소의 구부러짐을 방지하도록 배열된다. 예를 들어, 일 실시예에서, 슬릿(1040)은 스트럿(1032)의 구부러짐 또는 만곡이 가장 잘 일어나는 팽창형 부재(1012)의 근위 단부 부분(1024)에서만 제공된다. 또 다른 실시예에서, 슬릿(1040)은 팽창형 부재(1012)의 원통형 주 몸체 부분(1026)과 근위 단부 부분(1024) 모두에 제공된다.

[0065] 도 21은 팽창형 부재(1012)의 전체 원주에 따라 신장되는 사선 방향으로 배치되고/나선형 슬릿(1050)을 갖는 도 19의 치료 장치(1000)를 도시한다. 일 실시예에서, 도 21에 도시된 바와 같이, 나선형 슬릿(1050)은 팽창형 부재(1012)의 근위 단부 부분(1024)의 원위 위치에 인접한 지점 또는 원위 위치로 배향된다. 선형 레일 세그먼트를 갖는 실시예에 대해, 도 19의 선형 레일 세그먼트(1017)와 같이, 나선형 슬릿(1050)은 도 21에 도시

된 바와 같이 선형 레일 세그먼트(1017)에 원위 방향으로 인접한 지점 또는 선형 레일 세그먼트(1017) 중 하나의 원위 위치(1021)로 배향된다. 본 명세서에 기술된 다양한 혈관 치료 장치의 시험은 팽창형 부재의 근위 단부 부분의 원위 위치에 인접하게 위치된 스트럿 요소에서 구부러짐이 발생되는 것으로 도시된다. 이러한 현상은 선형 레일 세그먼트를 포함한 근위 단부 부분을 갖는 팽창형 부재 내에서 악화된다. 이러한 요인으로, 도 21을 참조하면, 나선형 슬릿(1050)의 배향 지점은 선형 레일 세그먼트(1017) 중 하나의 원위 부분(1021)에 또는 이에 인접하게 위치된다. 도 21의 사선방향으로 배열되고 및/또는 나선형 슬릿 형상의 장점은 구부러짐이 팽창형 부재(1012)의 길이를 따라 스트럿 요소(1032)의 구부러짐을 추가로 방지하고 구부러짐이 나타나도록 배향되는데 있다. 도 22에 도시된 바와 같이, 대안의 실시예에서 슬릿(1050)은 팽창형 부재(1012)의 원통형 주 몸체 부분(1026)의 원주의 일부만을 따라 사선방향으로 신장된다. 도 22의 실시예에서, 슬릿(1050)은 선형 레일 세그먼트(1017)의 원통형 주 몸체 부분(1026)의 원주의 일부만을 따라 사선방향으로 신장된다. 도 22의 실시예에서, 슬릿(1050)은 선형 레일 세그먼트(1017)의 원위 위치(1021)에서 배향된다. 대안의 실시예에서, 개개의 스트럿 요소(1032)의 구부러짐이 팽창형 부재(1012)의 근위 단부 부분(1024)의 원위 부분 이외의 부분에서 배향되고, 슬릿(1050)의 배향 지점은 구부러짐의 배향 지점에 배치되며(슬릿(1050)이 없음), 이로부터 원위 방향의 종방향으로 신장된다.

[0066] 도 23은 본 발명의 일 실시예에 따르는 혈관 또는 신체 관 치료 장치(2000)를 도시한다. 도 20에는 장치가 절단되고 표면상에 평평하게 놓인 2-차원 평면도의 장치(2000)가 도시된다. 장치(2000)는 팽창형 부재(2012)로부터 근위방향으로 연장된 신장된 가요성 와이어(2040)에 부착되거나 또는 이에 결합되는 자가-팽창형 부재(2012)를 포함한다. 일 실시예에서, 팽창형 부재(2012)는 니티놀(Nitinol)과 같은 형상 기억 물질로 제조되고, 바람직하게는 튜브로부터 레이저 절단된다. 일 실시예에서, 팽창형 부재(2012)는 신장된 가요성 와이어(2040)를 팽창형 부재(2012)에 결합하기 위해 사용되는 일체로 형성되고 근위방향으로 신장된 와이어 세그먼트(2042)를 갖는다. 이러한 실시예에서, 가요성 와이어(2040)는 납땜, 용접, 접착제, 또는 그 외의 다른 공지된 부착 방법을 사용하여 와이어 세그먼트(2042)에 결합될 수 있다. 대안의 실시예에서, 가요성 와이어(2040)의 근위 단부는 팽창형 부재(2012)의 근위 단부(2020)에 직접 부착된다.

[0067] 도 23의 실시예에서, 팽창형 부재(2012)는 복수의 일반적으로 종방향 물결형 요소(2024)를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 원주 방향으로 배치된 복수의 셀 구조물(2026)를 형성하기 위해 서로 결합된다. 팽창형 부재(2012)는 근위 단부 부분(2013), 원통형 주 몸체 부분(2014) 및 원위 단부 부분(2015)을 포함하고, 주 몸체 부분(2014) 내의 셀 구조물(2026)은 팽창형 부재(2012)의 종방향 축(2032) 주위에서 연속적이고 원주 방향으로 신장된다. 근위 단부 부분(2013)과 원위 단부 부분(2015) 내의 셀 구조물은 팽창형 부재(2012)의 종방향 축(2032) 주위에서 점점 덜 원주 방향으로 신장된다. 셀 구조물(2027, 2028, 2029, 2030)의 근위 벽 세그먼트(2016)는 도 23의 2차원 평면도에 도시된 바와 같이 선형 또는 실질적으로 선형 스트럿 요소를 포함한다. 일 실시예에서, 선형 스트럿 요소(2016)는 근위 단부 부분(2013)의 근위 단부(2020)로부터 주 몸체 부분(2014)의 최근위 단부로 신장되는 연속적이고 실질적으로 선형의 레일 세그먼트(2017)를 형성하기 위해 정렬되고(재차, 도 23의 2차원 평면도에 도시된 바와 같이), 바람직하게는 동일한 길이이다. 도 6a 및 도 6b에 따라 전술된 바와 같이, 레일 세그먼트는 사실상 선형이 아니지만 만곡되고 비-물결형 형태이다.

[0068] 이 형상에 따라 바람직하게는 물결 모양의 부분이 없는 레일 세그먼트(2017)가 제공되며, 이에 따라 레일 세그먼트의 능력은 가압력이 이에 가해질 때 구부러짐을 방지하고 힘을 분배할 수 있다. 대안의 선호되는 실시예에서, 와이어 세그먼트(2041 또는 2040)와 레일 세그먼트(2017) 사이의 각도(Θ)는 약 140° 내지 약 150°의 범위이다. 일 실시예에서, 선형 레일 세그먼트(2017)는 셀 구조물(2027, 2028, 2029, 2030, 2026)의 인접한 스트럿 세그먼트의 폭 치수보다 큰 폭 치수(W1)를 갖는다. 선형 레일 세그먼트(2017)의 증가된 폭 치수(W1)에 따라 이에 가압력이 가해질 때 구부러짐을 방지하고 힘을 분배하기 위한 레일 세그먼트의 능력이 추가로 증대된다. 또 다른 실시예에서, 선형 레일 세그먼트(2017)은 동일하거나 유사한 결과를 구현하기 위해 증가된 폭 치수보다는 증가된 두께 치수가 제공된다. 또 다른 실시예에서, 각각의 레일 세그먼트(2017)의 폭 및/또는 두께 치수는 동일하거나 또는 유사한 결과를 구현하기 위해 증대된다.

[0069] 일 실시예에서, 최근위 셀 구조물(2027)의 내측 스트럿 요소(2080)의 폭 및/또는 두께는 또한 팽창형 부재가 시스 또는 전달 카테터를 통해 들어가는 동안에 이들 요소들의 구부러짐의 방지를 돕는다. 일 예시적인 실시예에서, 스트럿 요소(2016, 2080)의 "절단" 공칭 폭은 약 0.0045 인치이며, 그 외의 다른 스트럿 요소의 "절단" 공칭 폭은 약 0.003 인치이다.

[0070] 도 24a 및 도 24b는 본 발명의 또 다른 실시예의 혈관 치료 장치(3000)를 도시한다. 도 24a에는 장치가 절단되고 표면상에 평평하게 놓인 2-차원 평면도의 장치(3000)가 도시된다. 도 24b에는 제조되고 및/또는 팽창된

관형 형상의 장치가 도시된다. 장치(3000)의 전체 설계는 도 23에 따라 기술되고 예시된 장치(2000)의 설계와 유사하다. 두 설계 간의 주요한 차이는 셀 구조물(2026, 2027, 2028, 2029, 2030)의 폭"W"에 대한 길이"L"의 비율에 있다. 도 24a의 셀 구조물의 폭에 대한 길이의 비율은 일반적으로 도 23의 각각의 셀 구조물의 폭에 대한 길이의 비율보다 크다. 도시된 바와 같이, "절단" 형상에서 도 24a의 장치의 셀 구조물의 길이"L"는 일반적으로 도 23의 각각의 셀 구조물의 길이보다 크며, 도 24a의 셀 구조물의 폭"W"은 도 23의 각각의 셀 구조물의 폭보다 작다. 그 결과, 도 24a의 셀 구조물 내에서 각각의 스트럿 요소(2040)의 기울기는 일반적으로 도 23의 셀 구조물 내에서 각각의 스트럿 요소의 기울기보다 작다. 스트럿 요소(2040)의 기울기를 감소시키고 그 외의 다른 치수 및 물질적 특성을 일정하게 유지시킴으로써, 스트럿(2040)의 길이를 따라서 효과적인 반경방향 힘이 감소된다. 이러한 감소의 효과는 도 24의 선(A-A)을 따른 축방향 힘 성분의 합이 도 23의 장치에 비해 선(B-B)를 따라 반경방향 힘 성분의 합과 더 근접하게 일치되는 데 있다. 발명자는 약 2.0 초과의 폭에 대한 "절단" 셀 구조물의 길이 비율과 약 1.25 초과의 폭에 대한 "팽창된" 셀 구조물 비율에 따라 종방향의 반경방향 힘이 팽창형 부재(2012)의 길이를 따라 종방향의 반경방향 힘이 분배되고 이에 따라 바람직하게는 팽창형 부재의 능력이 전달 카테터의 루멘 내로 인출되고 이를 통해 가압된다.

[0071] 도 26, 27a 및 도 27b는 팽창형 부재(5000)의 또 다른 실시예를 도시한다. 팽창형 부재(5000)는 복수의 일반적으로 종방향의 물결형 요소(5024)를 포함하고, 인접한 물결형 요소는 서로에 대해 약 40.0 내지 약 50.0 °로 각방향으로 배열된 복수의 사선방향으로 배열된 셀 구조물(5026)을 형성하기 위해 서로 위상이 벗어나고 연결된다. 일 실시예에서, 셀 구조물은 약 45.0° 선을 따라 사선방향으로 이동된다. 팽창형 부재(5000)는 근위 단부 부분(5014), 원통형 주 몸체 부분(5026) 및 원위 단부 부분(5018)을 포함하고, 주 몸체 부분(5016) 내의 셀 구조물(5026)은 팽창형 부재(5000)의 종방향 축을 따라서 연속적이고 원주 방향으로 신장된다. 근위 단부 부분(5014)과 원위 단부 부분(5018) 내에서 셀 구조물(5026)은 팽창형 부재(5000)의 종방향 축을 따라 원주 방향으로 덜 신장된다. 일 실시예에서, 팽창형 부재는 약 4.0 밀리미터의 지정된 최대 이식가능한 직경과 약 1.0 밀리미터의 비팽창되거나 또는 크림프된 공칭 직경을 갖는다.

[0072] 일 실시예에서, 팽창형 부재(5000)는 약 36.0 ± 2.0 밀리미터의 전체 길이 치수(A)를 가지며, 주 몸체 부분(5016)은 약 19.0 ± 2.0 밀리미터의 길이(P)를 갖는다. 일 실시예에서, 주 몸체 부분(5016) 내에서 스트럿 폭 치수(N)와 두께(O)는 약 0.0021 ± 0.0004 인치 및 약 0.0032 ± 0.0005 인치이며, 근위 레일(5030)의 스트럿 폭 치수(L)는 약 0.0039 ± 0.004 인치이다.

[0073] 사용 중, 팽창형 부재(5000)는 제1 공칭 직경의 비팽창 또는 압축된 상태(도시되지 않음)에서 치료 부유로 환자의 사행성 혈관 구조 또는 신체 관을 통해 전진하고, 비팽창 상태로부터 치료 부위에서 전개를 위해 제1 공칭 직경보다 큰 제2 공칭 직경의 반경방향으로 팽창된 상태로 이동할 수 있다. 대안의 예시적인 실시예에서, 제1 공칭 직경(예를 들어, 주 몸체 부분(5016)의 평균 직경)은 약 0.017 내지 약 0.030 인치의 범위이지만 반면 제2 공칭 직경(예를 들어, 메인 몸체 부분(5016)의 평균 직경)은 약 2.5 밀리미터 내지 약 5.0 밀리미터의 범위이다. 일 실시에서, 팽창형 물질(5000)의 주 몸체 부분(5016)에 배치된 셀 구조물(5026)의 치수 및 물질 특성은 환자로부터 색전 폐쇄부의 일부 또는 전체 제거를 허용하는 방식으로 혈관 내에 배치된 색전 폐쇄부와 셀 구조물(5026)을 접촉시키기 위해 충분한 반경방향 힘 및 접촉 상호작용을 생성하도록 선택된다. 대안의 실시예에서, 주 몸체 부분(5016) 내의 셀 구조물(5026)의 치수 및 물질 특성은 약 0.005 N/mm 내지 약 0.050 N/mm, 바람직하게는 약 0.010 N/mm 내지 약 0.050 N/mm, 및 더 바람직하게는 약 0.030 N/mm 내지 약 0.050 N/mm의 단위 길이당 반경방향 힘을 생성하도록 선택된다. 일 실시예에서, 완전히 팽창된 이식된 상태에서 주 몸체 부분(5016)의 직경은 약 4.0 밀리미터이고, 셀 패턴, 스트럿 치수 및 재료는 주 몸체 부분의 직경이 1.5 밀리미터로 감소 시에 약 0.030 N/mm 내지 약 0.050 N/mm의 반경방향 힘을 생성하도록 선택된다. 동일하거나 또는 대안의 실시예에서, 셀 패턴, 스트럿 치수 및 물질(들)은 주 몸체 부분의 직경이 3.0 밀리미터로 감소 시에 약 0.010 N/mm 내지 약 0.020 N/mm의 반경방향 힘을 생성하도록 선택된다.

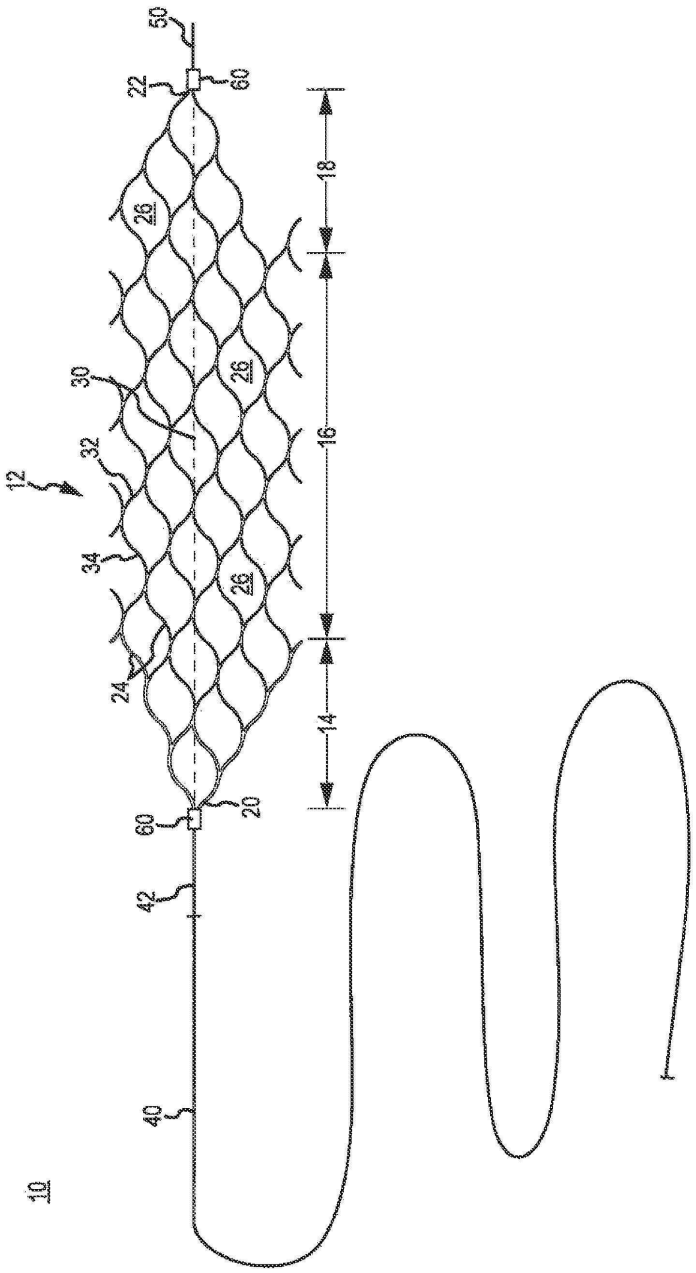
[0074] 일 실시예에서, 도 29의 그래프에 도시된 바와 같이, 셀 구조물은 팽창형 부재(5000)가 압축되거나 또는 크림프된 상태에 있을 때 약 1.50N 내지 약 2.50N의 팽창형 부재(5000)의 길이를 따라 가해진 전체 반경방향 힘을 생성하기 위하여 치수 및 물질 특성을 갖도록 구성된다. 팽창의 밀리미터당 팽창형 부재의 길이를 따라 반경방향 힘의 약 -1.5N 내지 약 -3.5N의 총 감소는 압축된 또는 크림프된 상태로부터 팽창의 초기 0.50 mm 직경 방향 범위가 야기된다. 약 0.5 mm의 팽창의 직경방향 범위 이후에, 팽창의 밀리미터당 팽창형 부재의 길이를 따라 반경방향 힘○의 약 -0.10N 내지 약 -0.50N의 전체 감소는 0이 아닌 반경방향 힘의 값이 구현될 때까지 그리고 지정된 최대 이식된 직경이 구현될 때 발생된다. 바람직하게, 팽창형 부재(5000)는 팽창형 부재(5000)는 초기 팽창 동안에 상대적으로 높은 반경방향 힘을 가하여 장치가 초기에 전개될 때 팽창형 부재의 스트럿이 환자의 관 내의 폐쇄부와 접촉하는 경향을 증대시킨다. 추가로, 반경방향 힘이 감소되는 속도는 후속 팽

창 동안보다 장치의 초기 팽창 동안에 상당히 더 크다. 도 29에 도시된 예시적인 실시예에서, 우선 약 0.5 ㎜ 팽창 동안에 반경방향 힘의 감소의 초기 속도는 후속 팽창 동안에 감소의 속도에 비해 약 20.0 내지 약 30.0 배이다. 반경방향 힘 특성의 이점은 높은 반경방향 힘 값이 팽창형 부재가 초기에 배치되는 동안에 구현될 수 있어서 관 폐쇄부 내로 팽창향 부재의 스트럿의 통합이 향상되며, 초기 팽창 이후 반경방향 힘이 상당히 감소되는 데 있으며, 상당한 감소는 관과의 바람직하지 못한 상호작용이 제한되고(즉, 관 벽에 대한 손상 감소, 등등) 복잡성 없이 환자의 관으로부터 폐쇄부가 제거될 수 있는 것이 용이해지거나 또는 향상된다. 도 29에 도시된 반경방향 힘 특성의 또 다른 이점은 후속 팽창 동안에, 팽창형 부재의 길이를 따라 반경방향 힘의 감소 속도가 상이한 팽창형 부재 직경에 가해지는 반경방향 힘의 수준을 예시가능성을 제공하는 더 감소된 속도로 선형-유사 방식으로 감소된다. 또한, 바람직하게는, 팽창형 부재에 의해 가해진 반경방향 힘은 팽창형 부재가 지정된 최대 이식가능한 직경일 때 0이 아닌 값을 구현하도록 설계된다.

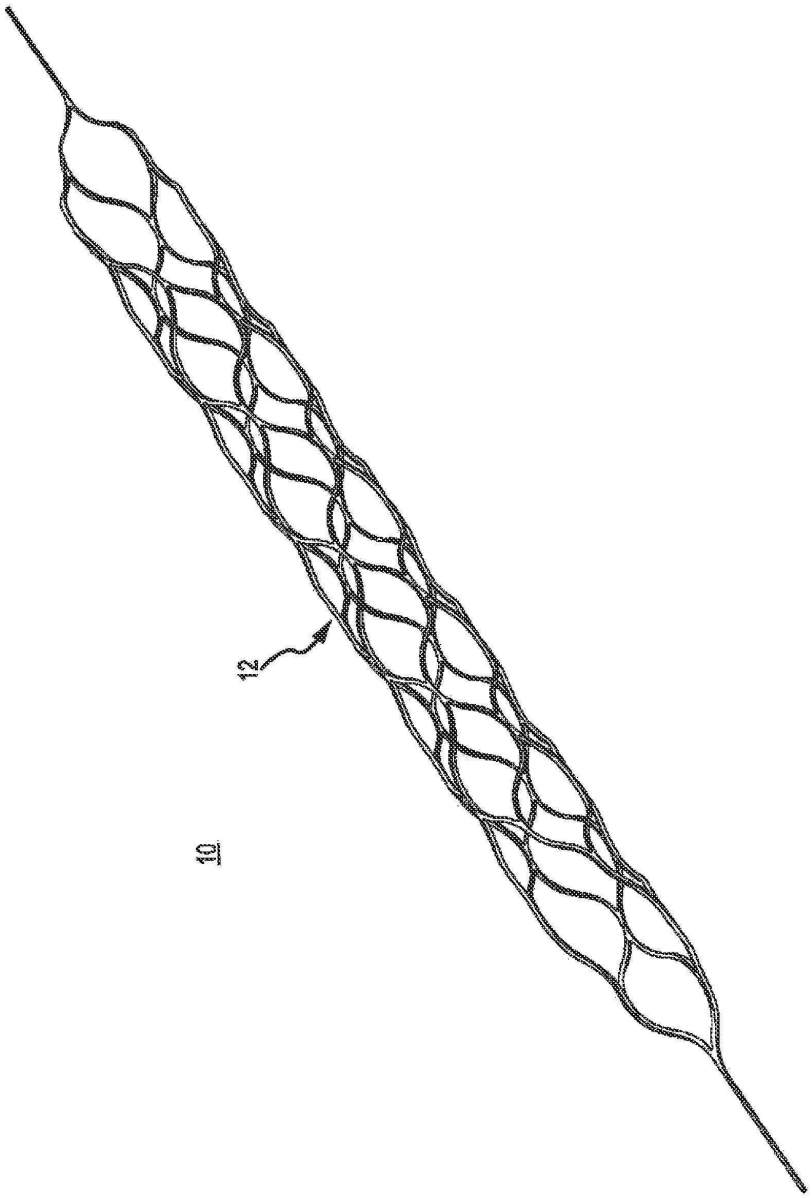
[0075] 전술된 기술 내용이 다수의 내용을 포함할지라도, 이들 내용은 본 발명의 범위를 제한하는 것으로 구성되지 않으며 단지 선호되는 실시예의 예시이다. 예를 들어, 전술된 것 이외의 치수가 고려된다. 예를 들어, 최대 5.0 내지 10.0 센티미터의 길이 및 1.0 내지 100.0 밀리미터의 팽창된 직경을 갖는 회수 장치가 고려된다. 게다가, 본 명세서에 개시된 다수의 특징은 다양한 실시예들 간에 호환될 수 있다. 본 발명의 사상과 범위 내에 있는 가능한 그 외의 다른 변형예는 당업자에게 자명하다. 게다가, 본 명세서에 개시된 실시예의 혈관 치료 장치의 전달은 카테터, 시스 또는 혈관 치료 부위에서 팽창형 부재의 후속 배치를 허용하고 치료 부위에 대해 압축된 상태로 팽창형 부재와 장치를 운반할 수 있는 임의의 그 외의 다른 장치를 사용하여 구현될 수 있다. 혈관 치료 부위는 (1) 동맥류의 색 내에 코일 또는 그 외의 다른 유사 구조물의 배치를 용이하게 하고 및/또는 흐름을 전환시키기 위한 동맥류의 넥(neck), (2) 색전 폐쇄부를 제거하기 위한 목적의 색전 폐쇄부의 위치, (3) 혈관, 등을 통한 혈류를 증가시키기 위해 협착부를 팽창시키기 위한 협착부의 부위에 배치될 수 있다.

도면

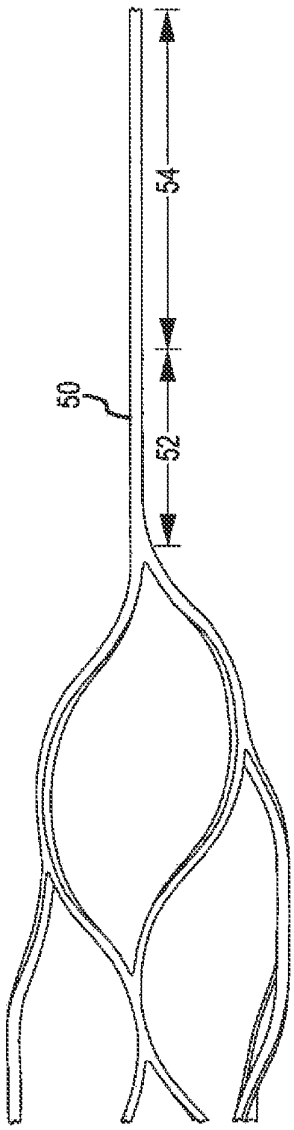
도면1



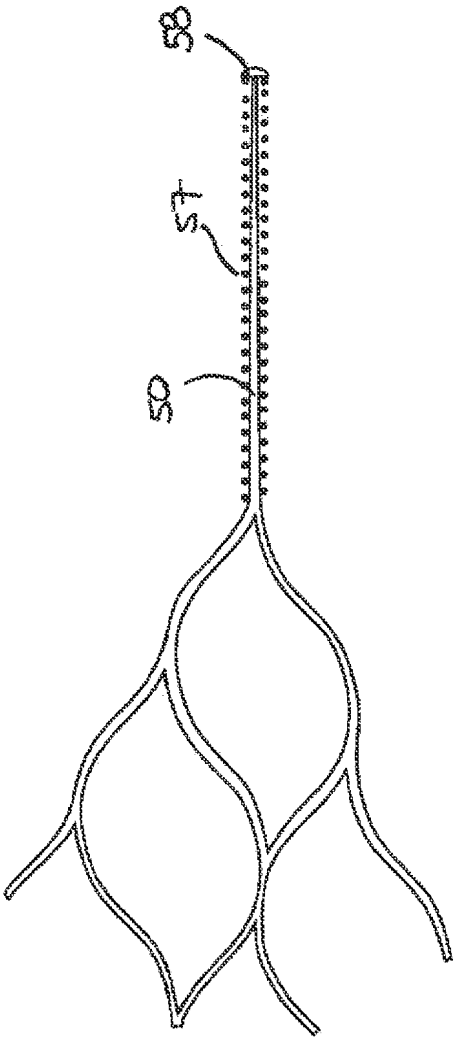
도면1b



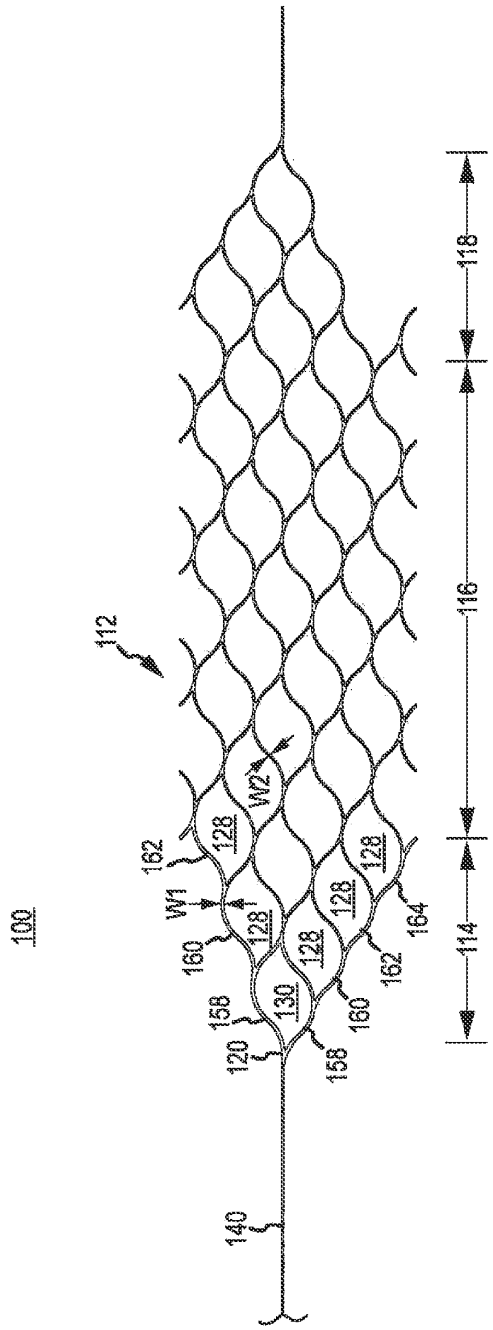
도면2



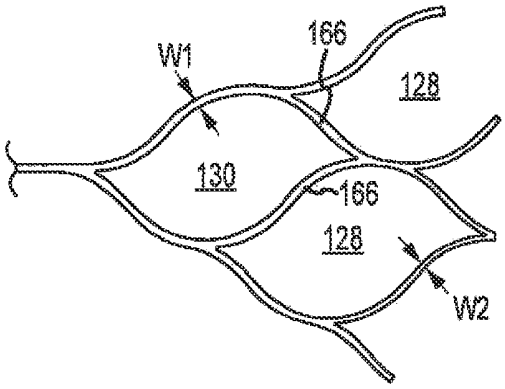
도면3



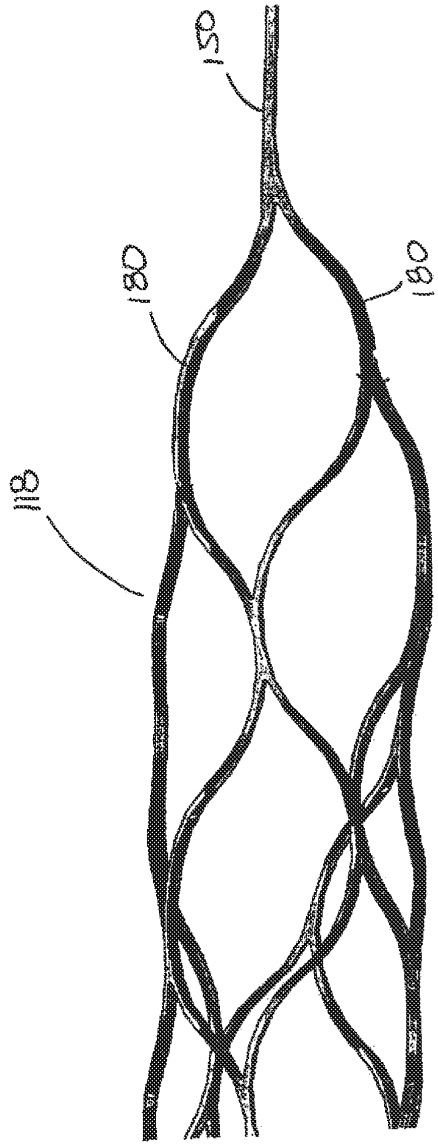
도면4a


100
112
118
116
114
W2
W1
162
128
160
164
130
158
120
140

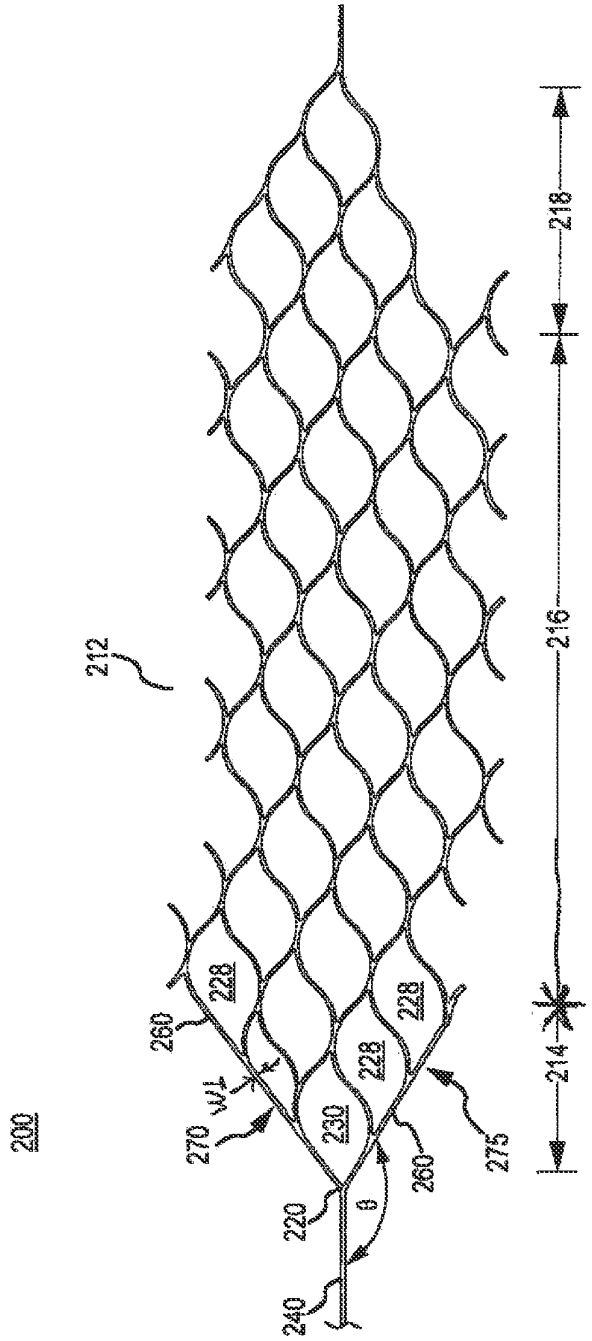
도면4b


W1
166
128
130
166
128
W2

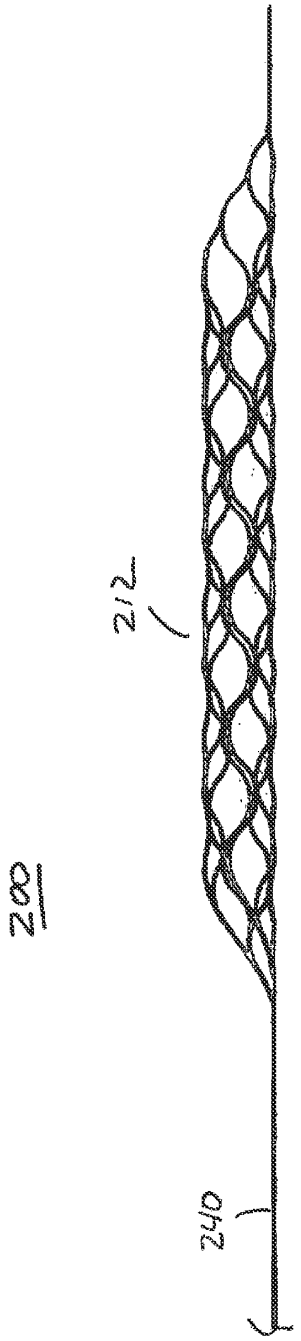
도면5



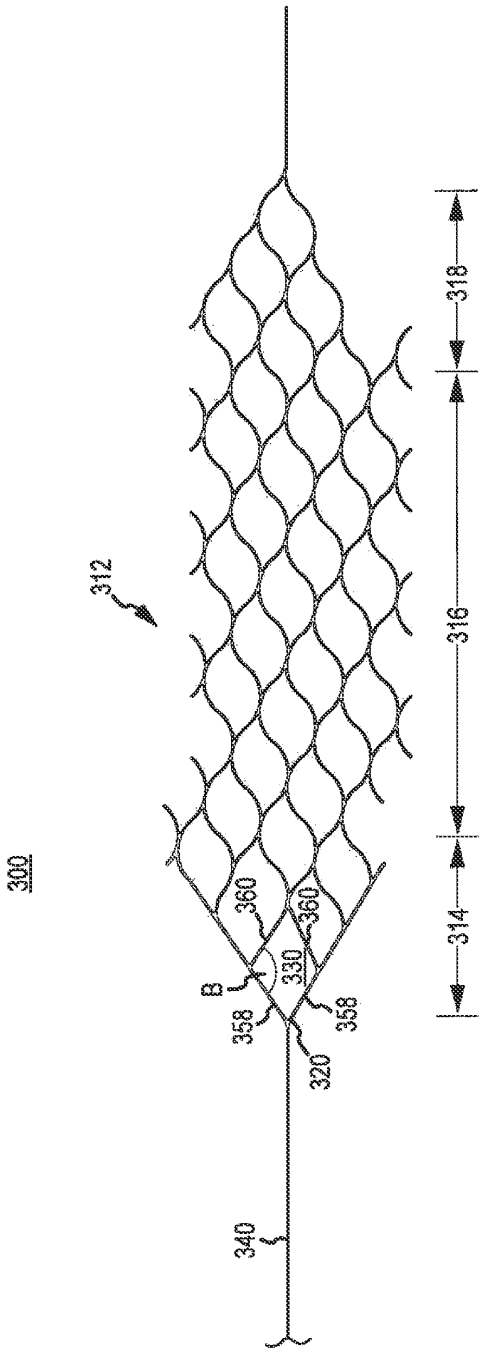
도면6a



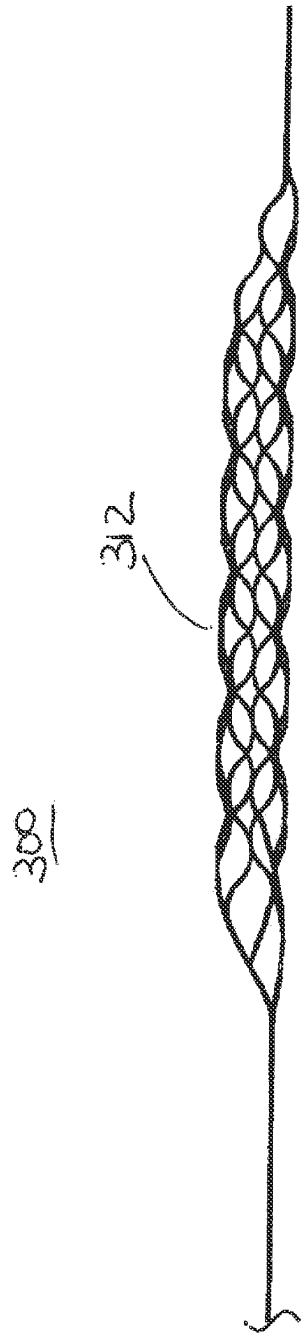
도면6b



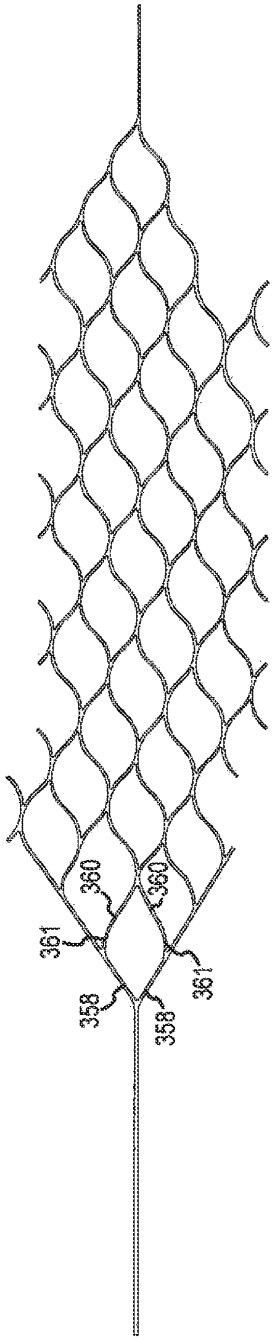
도면7a



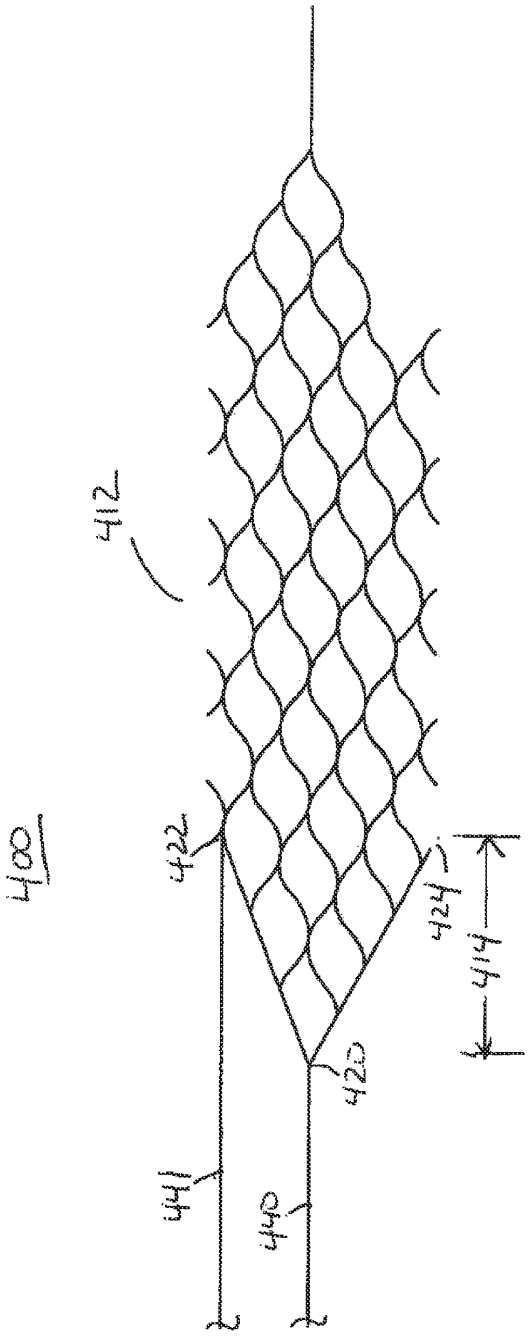
도면7b



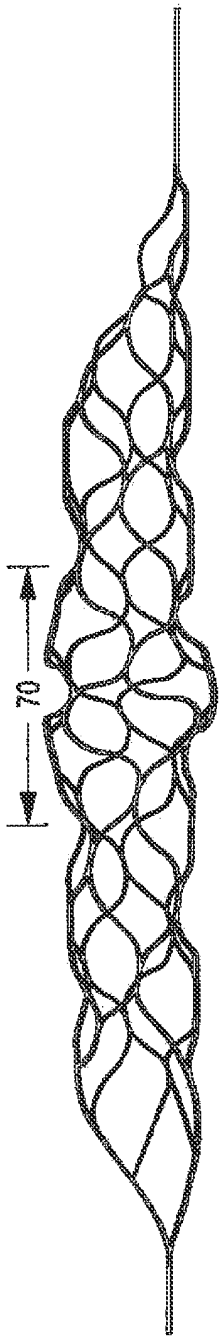
도면7c



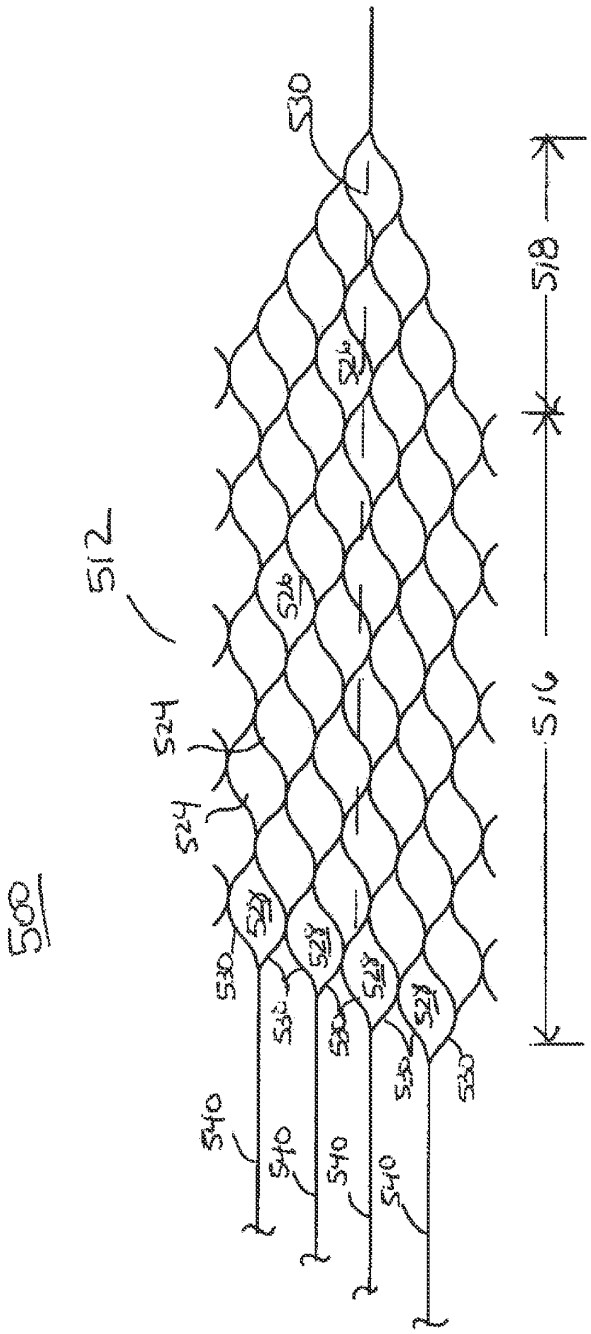
도면8



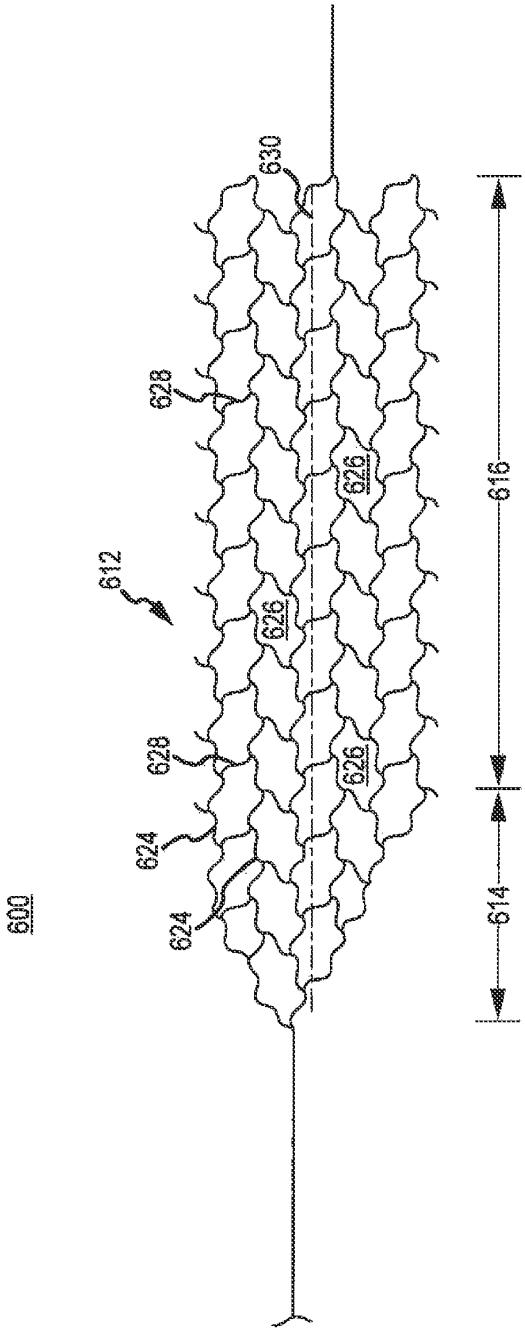
도면9



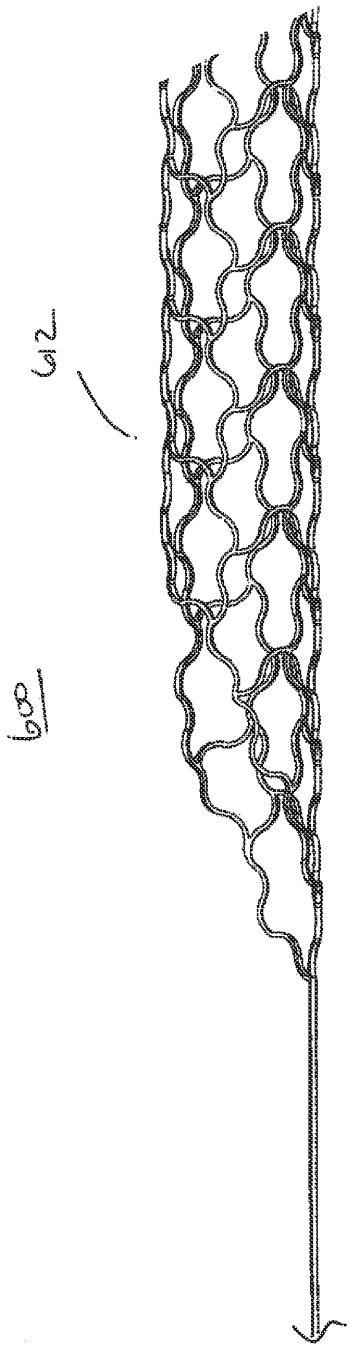
도면10


500
512
524
524
530
528
528
528
528
528
530
530
530
530
530
540
540
540
540
516
518

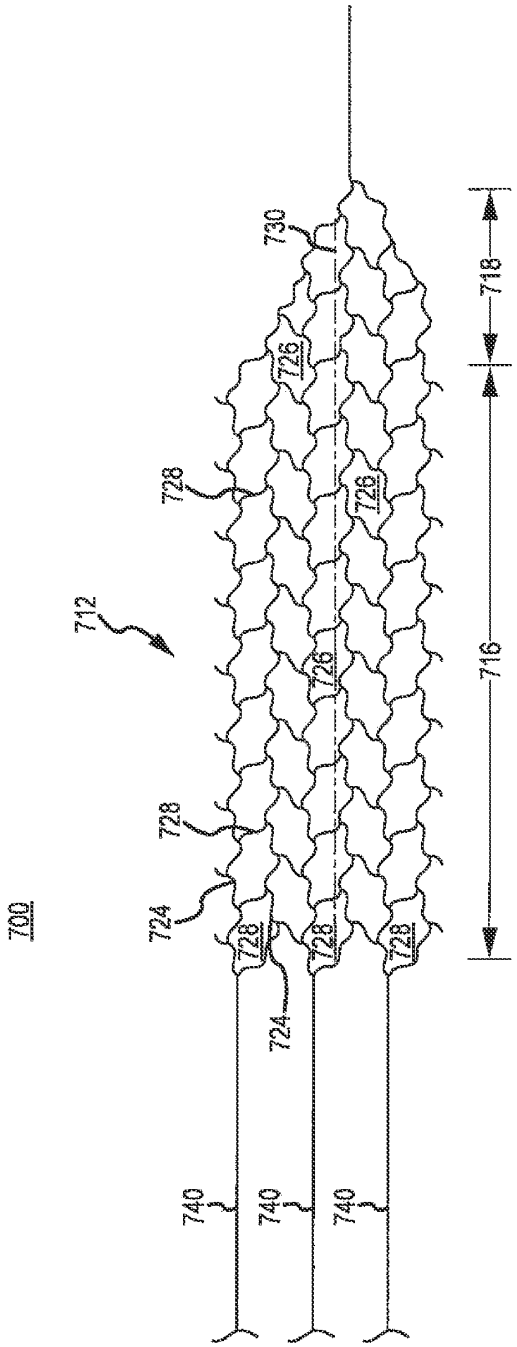
도면11a



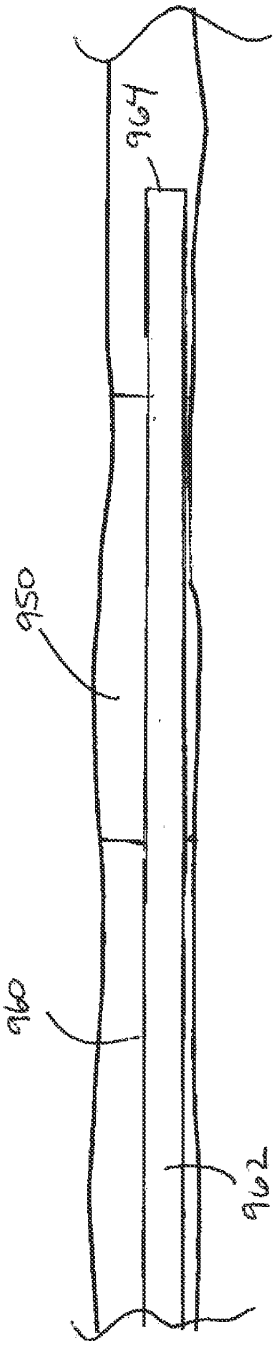
도면11b



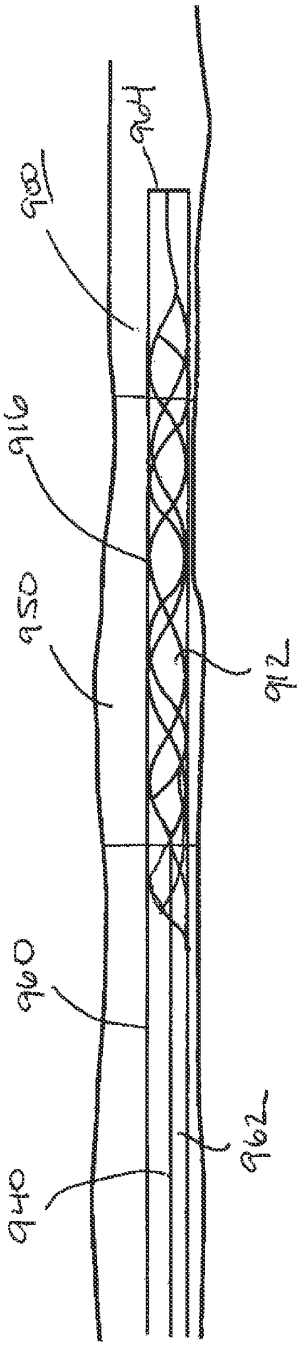
도면12



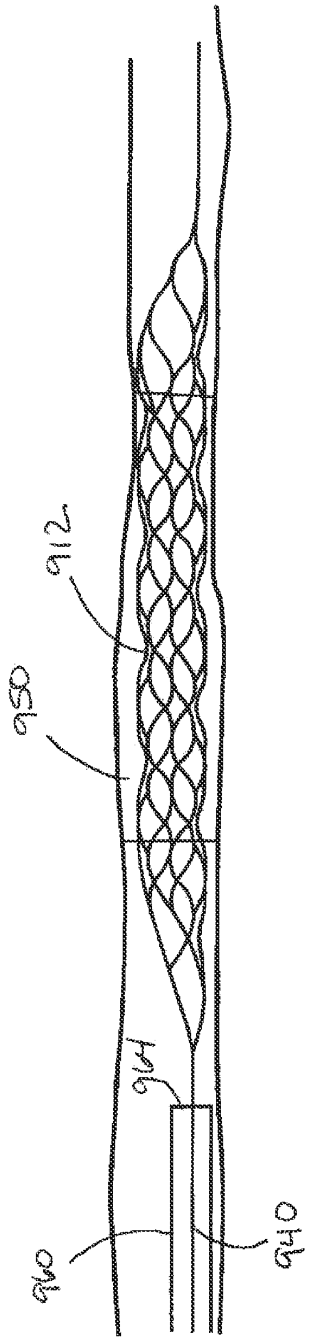
도면13a



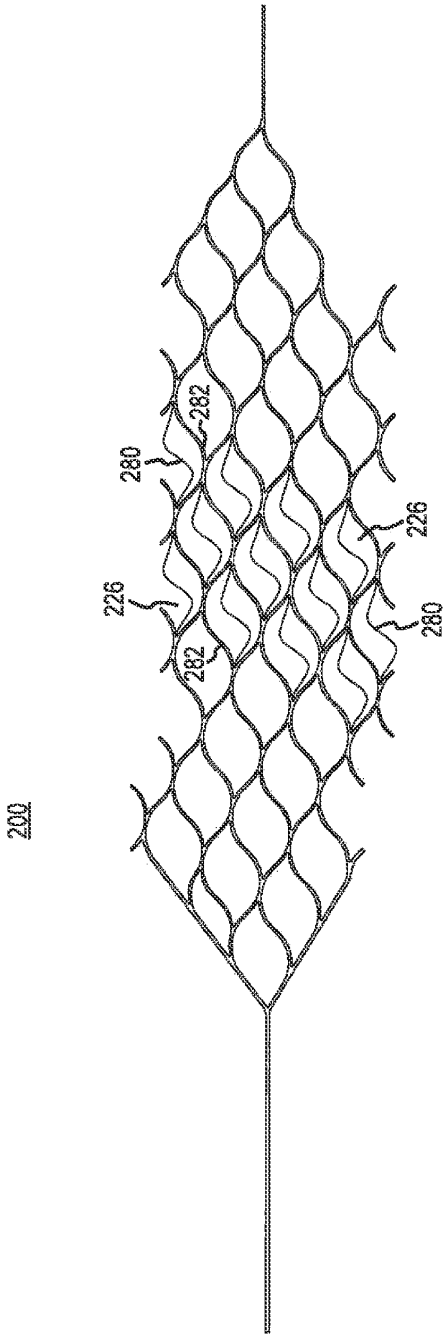
도면13b



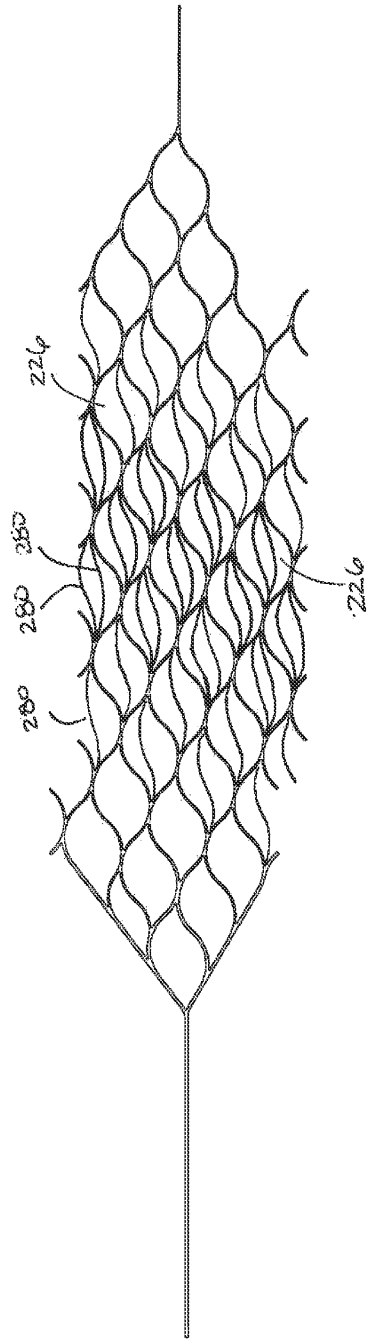
도면13c



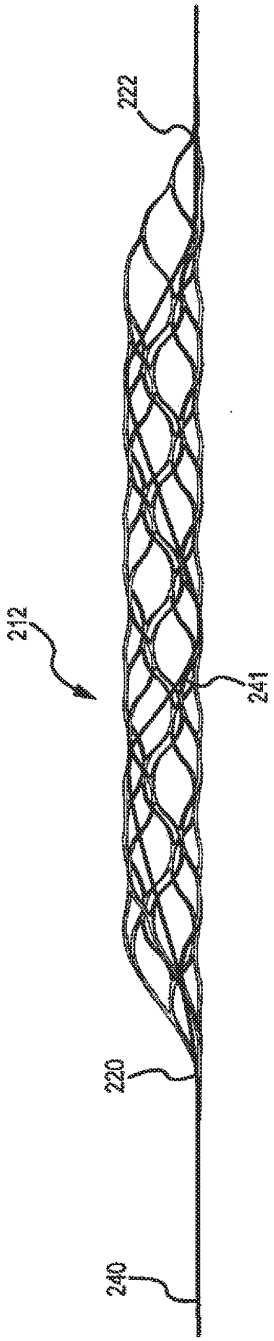
도면14



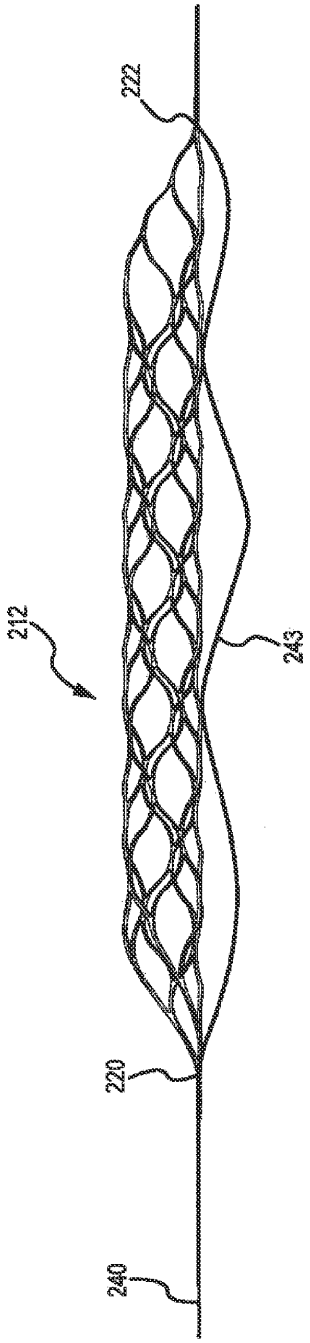
도면15



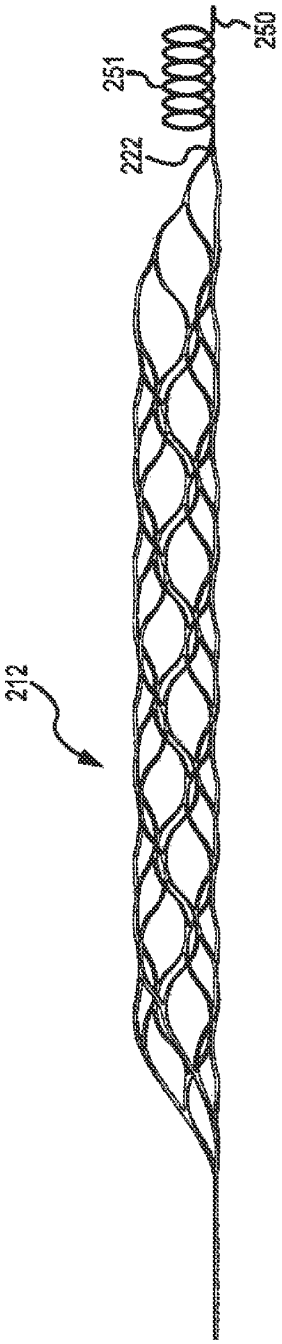
도면16



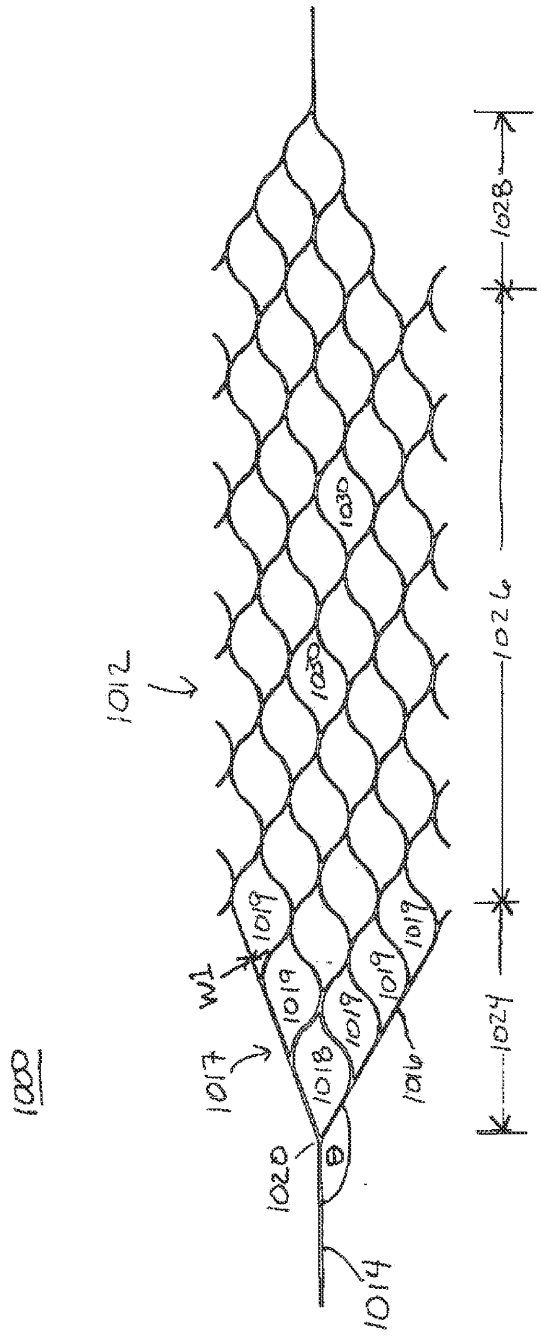
도면17



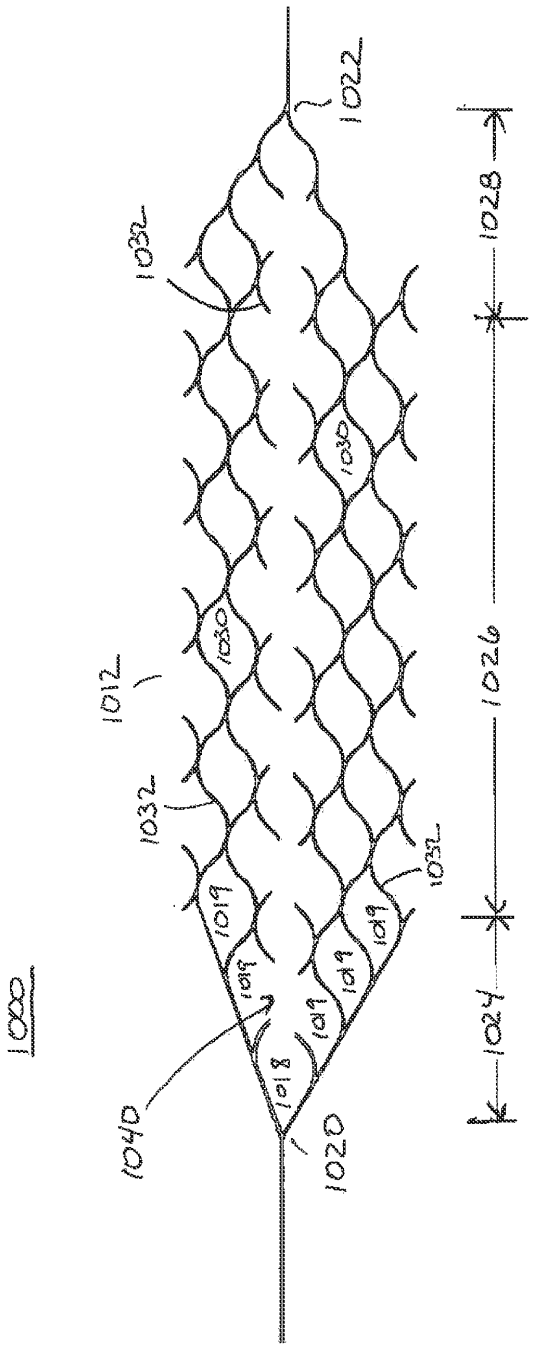
도면18



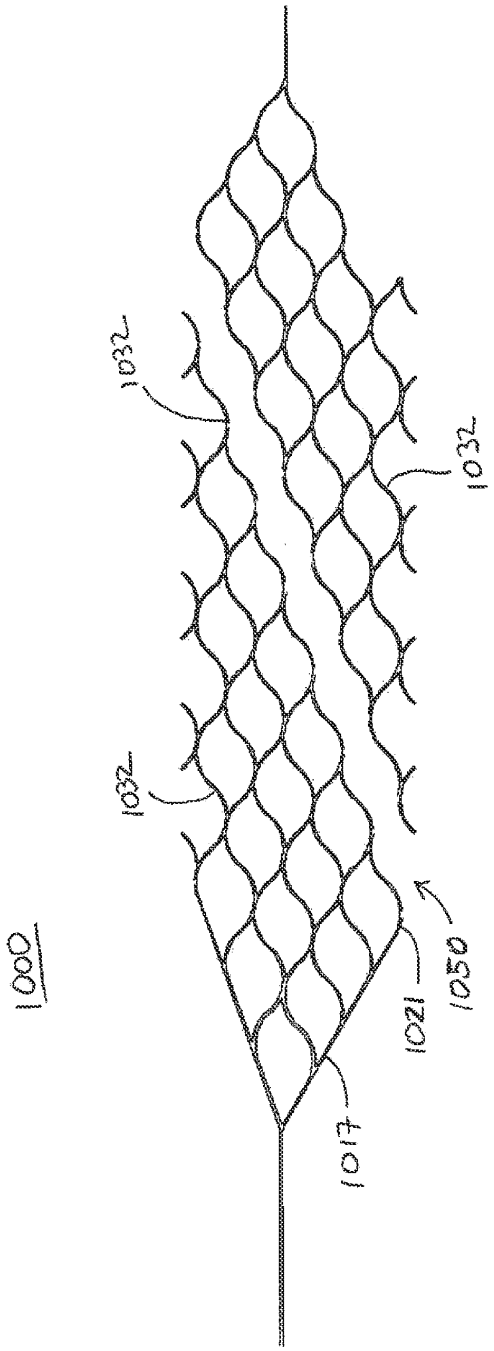
도면19


1000
1012
1030
1028
1026
1024
W1
1017
1019
1018
1016
1020
θ
1014

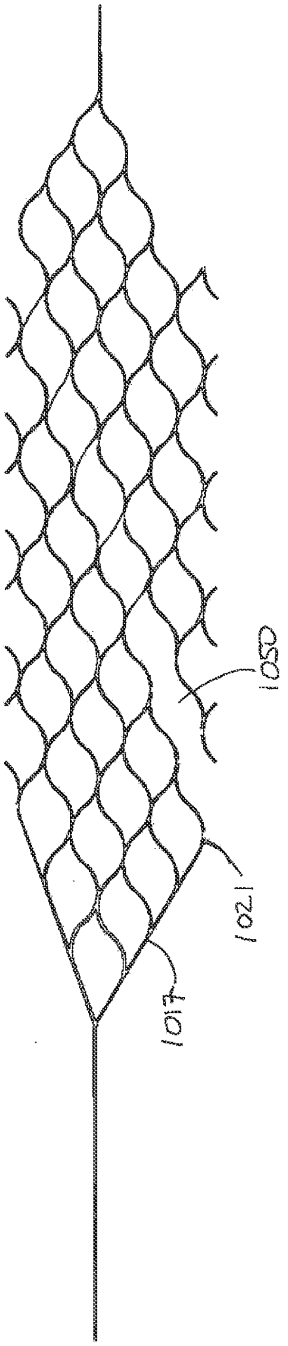
도면20


1000
1040
1018
1019
1019
1019
1019
1017
1032
1012
1030
1032
1037
1030
1022
1028
1026
1024
1020

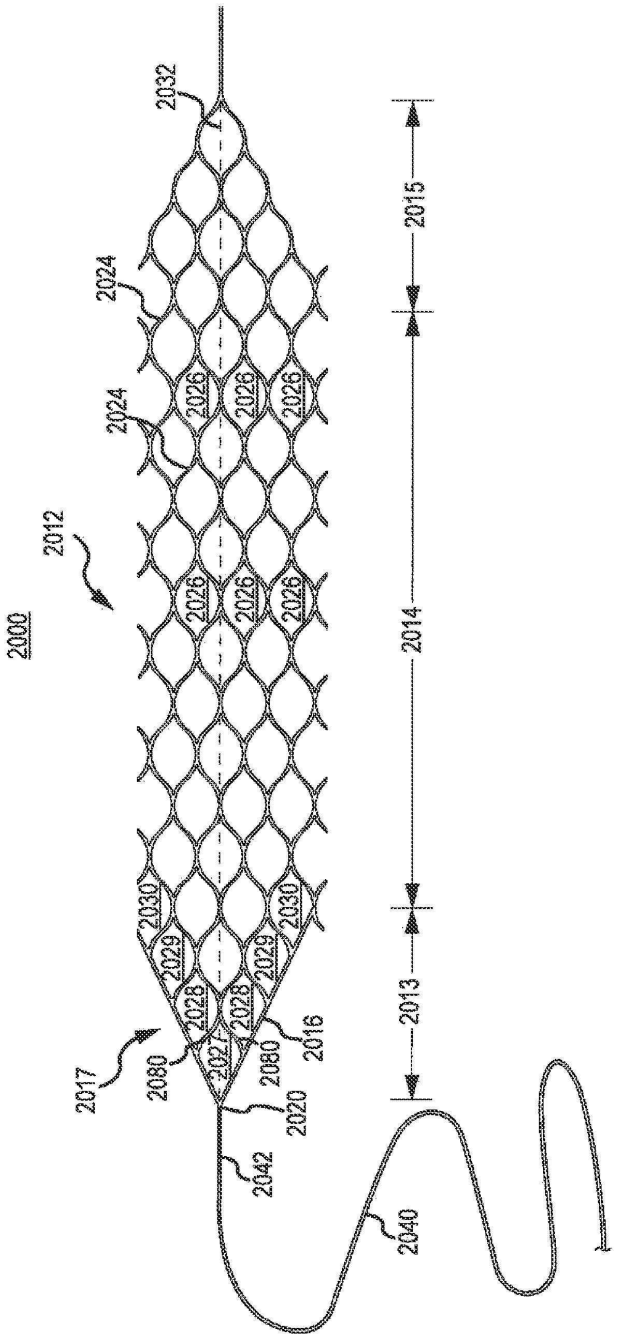
도면21



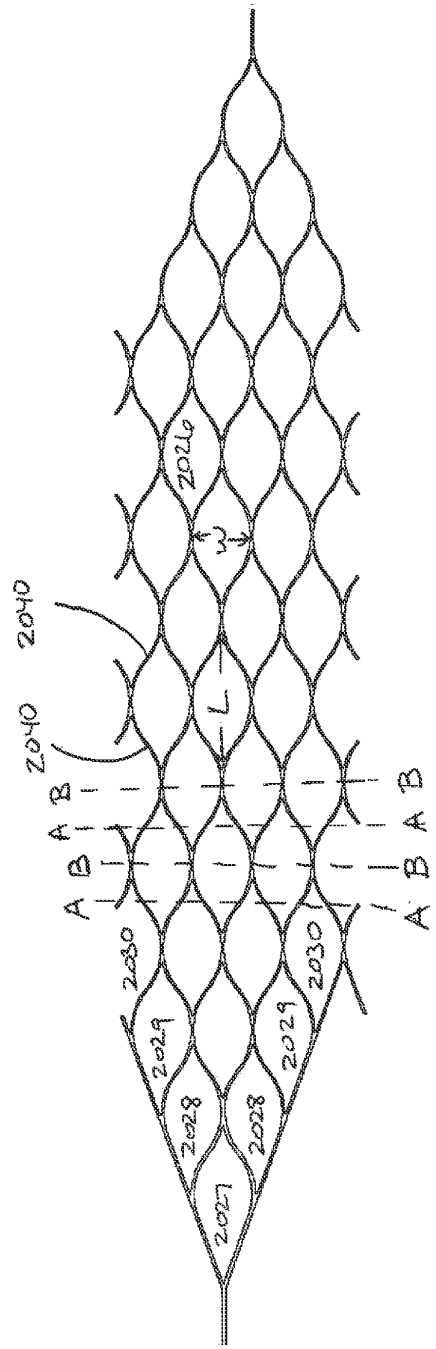
도면22



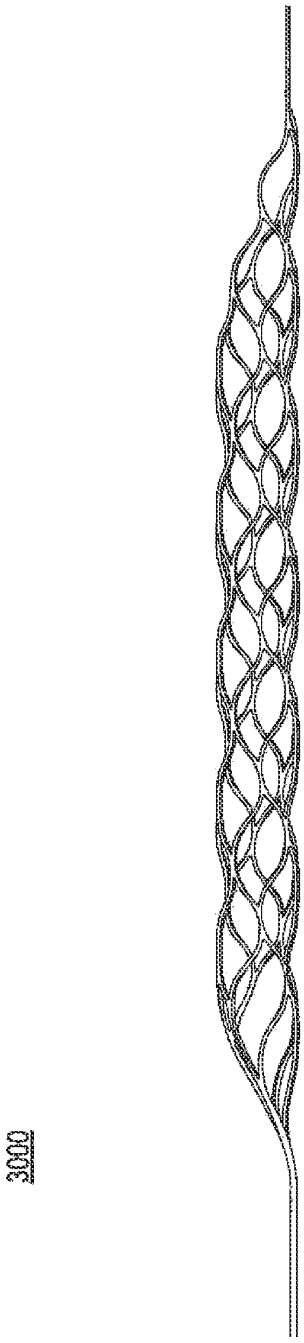
도면23


2000
2012
2032
2024
2026
2030
2029
2028
2027
2080
2016
2017
2020
2042
2040
2013
2014
2015

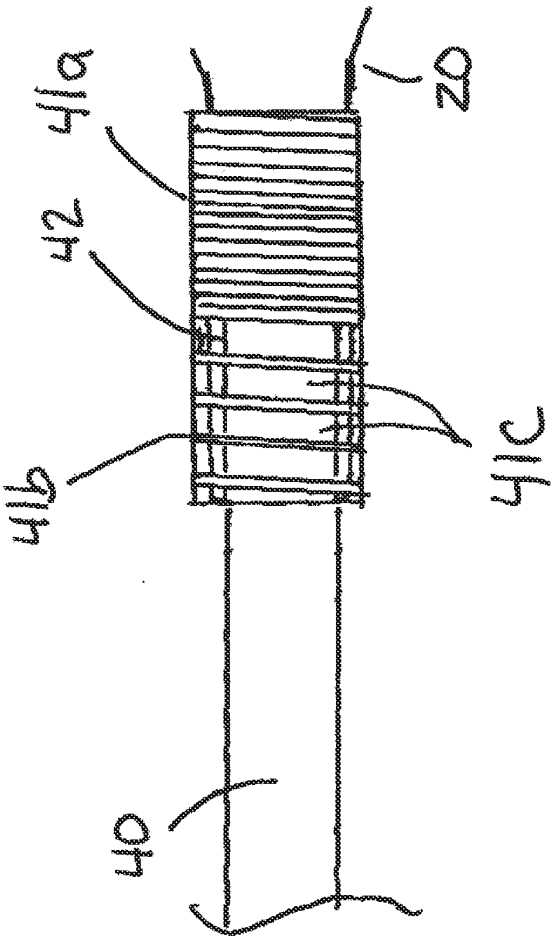
도면24a


2040
2040
A
B
A
B
A'
B
A
B
2030
2029
2028
2027
2028
2029
2030
2026
W
L

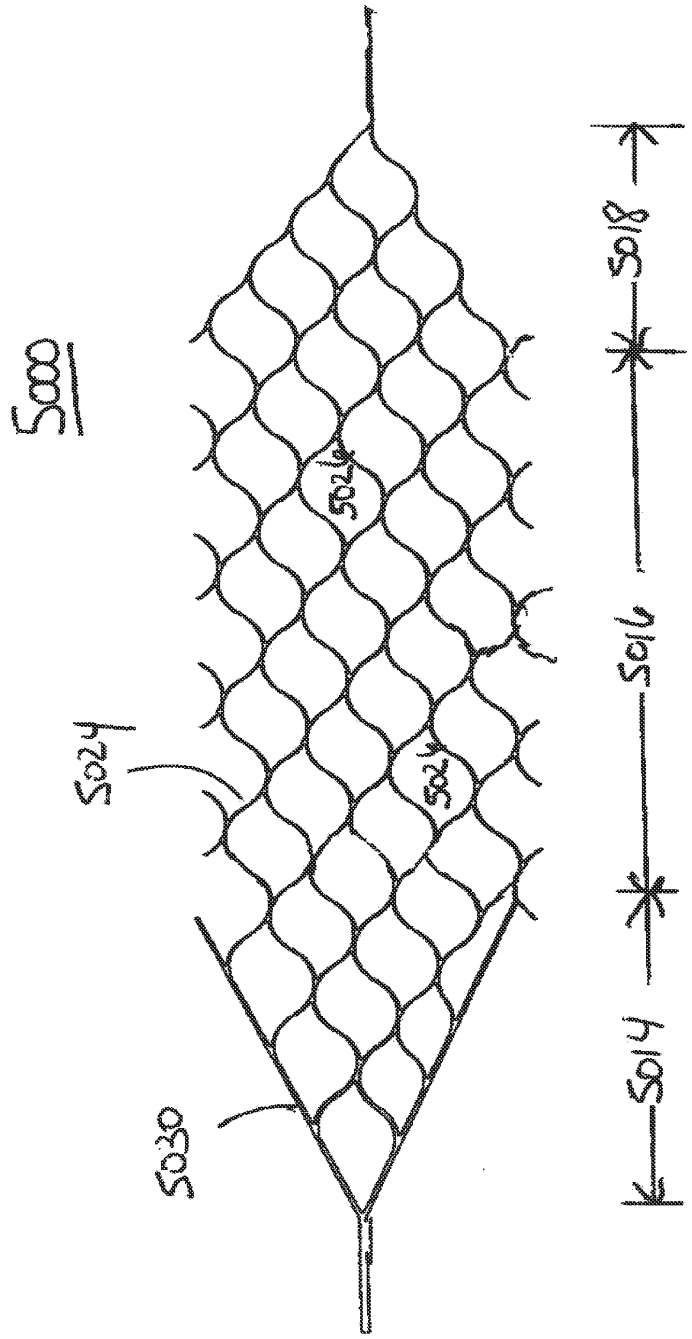
도면24b



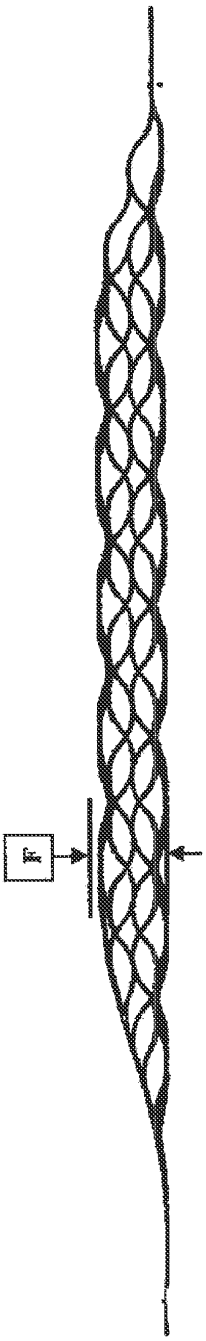
도면25



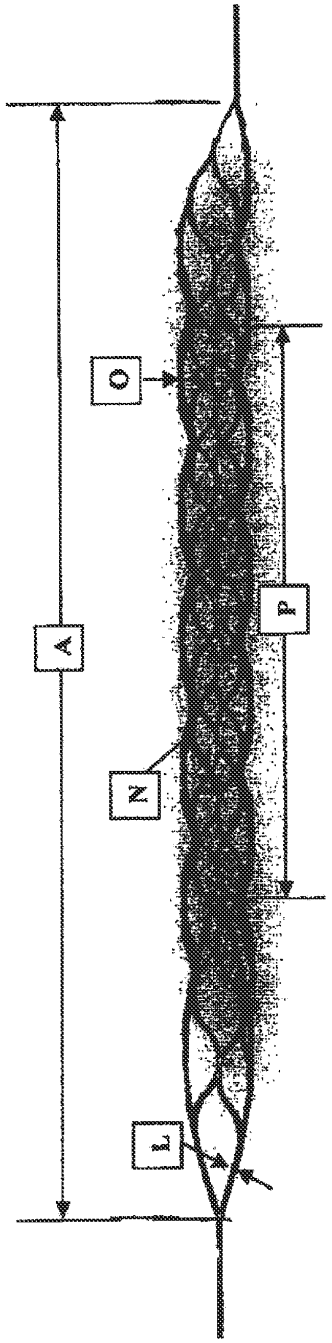
도면26



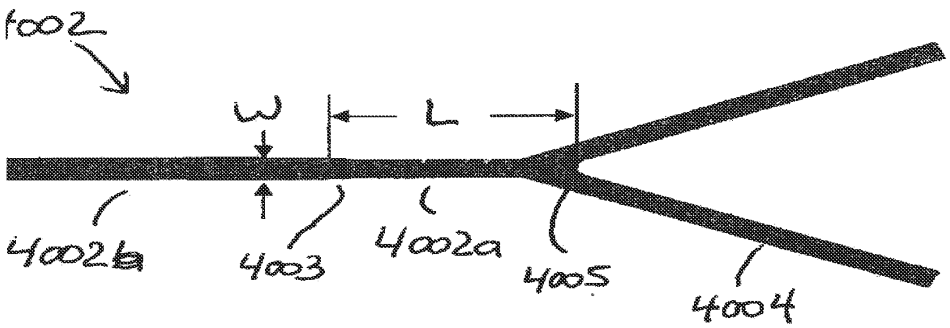
도면27a



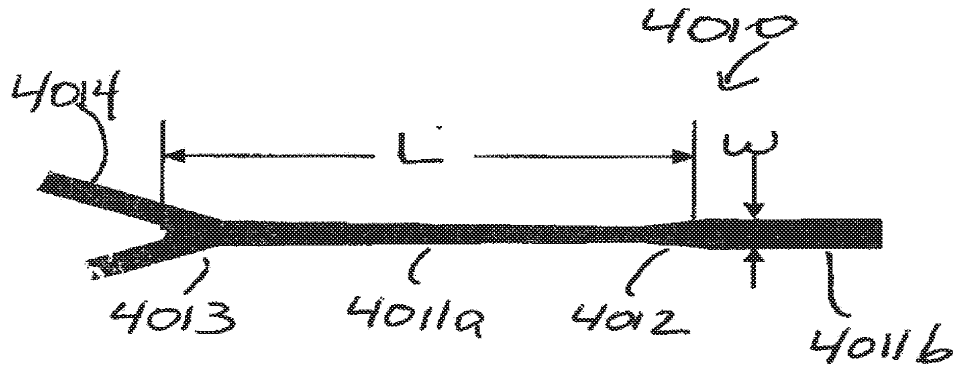
도면27b



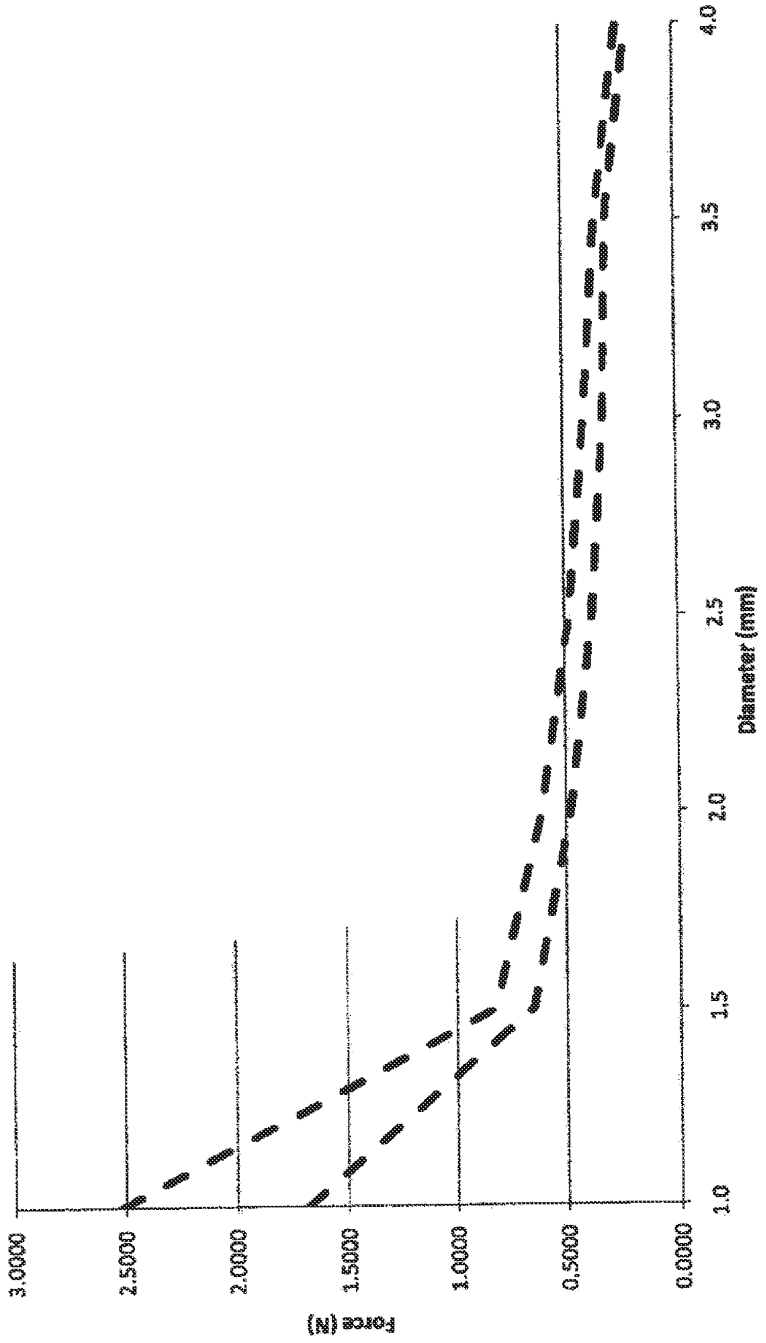
도면28a



도면28b


4014
4010
L
W
4013
4011a
4012
4011b

도면29


Force (N)
3.0000
2.5000
2.0000
1.5000
1.0000
0.5000
0.0000
Diameter (mm)
4.0
3.5
3.0
2.5
2.0
1.5
1.0