



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0115474  
(43) 공개일자 2019년10월11일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 17/12 (2006.01) A61B 17/00 (2006.01)  
A61L 31/18 (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
A61B 17/12113 (2013.01)  
A61B 17/12031 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2019-7027563
- (22) 출원일자(국제) 2018년02월23일  
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2019년09월20일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2018/019330
- (87) 국제공개번호 WO 2018/156833  
국제공개일자 2018년08월30일
- (30) 우선권주장  
62/462,685 2017년02월23일 미국(US)

- (71) 출원인  
디퍼이 신테스 프로덕츠, 인코포레이티드  
미국 매사츄세츠 02767-0350 레이넘 패러마운트  
드라이브 325
- (72) 발명자  
로렌조 주안  
미국 매사츄세츠 02767 레이넘 패러마운트 드라이  
브 325
- (74) 대리인  
장훈

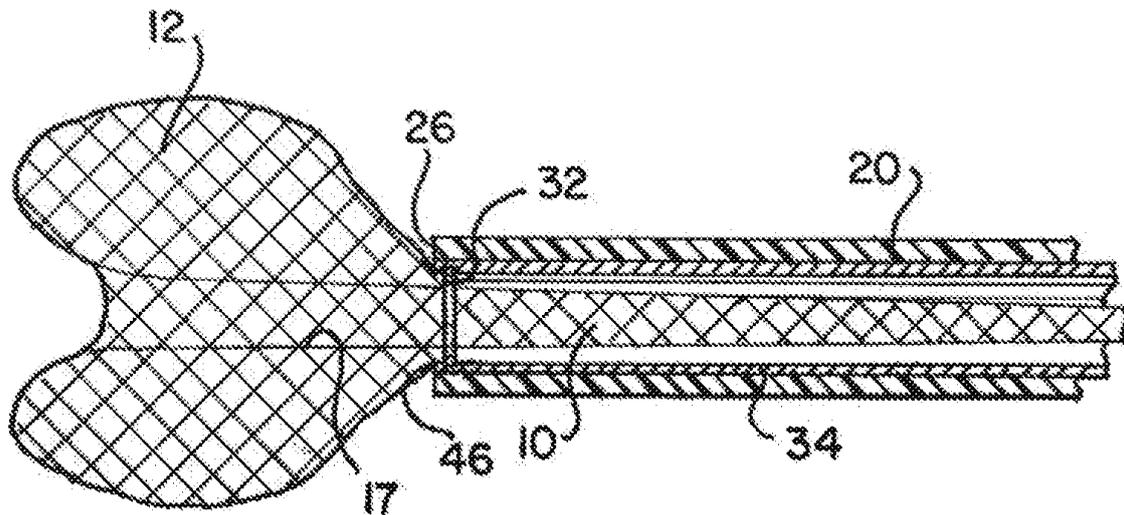
전체 청구항 수 : 총 51 항

(54) 발명의 명칭 동맥류 장치 및 전달 시스템

(57) 요약

본 개시는 동맥류를 치료하기 위한 자가-확장 브레이딩된 튜브형 부재(10)에 관한 것이다. 브레이드는 근위 임플란트 단부 반대편의 원위 임플란트 단부를 포함할 수 있다. 튜브형 전달 부재(34) 내로부터 브레이드를 원위 방향으로 병진시키는 것은 원위 임플란트 단부가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되어 동맥류를 폐색하기 위한 폐색 자루(12)를 형성하게 할 수 있다.

대표도 - 도5b



(52) CPC특허분류

**A61B 17/12172** (2013.01)

**A61L 31/18** (2013.01)

A61B 2017/00867 (2013.01)

A61B 2017/00915 (2013.01)

A61B 2017/1205 (2013.01)

A61B 2017/12054 (2013.01)

A61B 2017/12068 (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

동맥류(aneurysm)를 치료하기 위한 시스템으로서,

원위 임플란트 단부 및 근위 임플란트 단부를 갖는 브레이딩된 튜브형 임플란트(braided tubular implant)로서, 상기 원위 임플란트 단부를 중심으로 반전가능한(invertible), 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트;

상기 브레이딩된 튜브형 임플란트 주위의 튜브형 전달 부재(tubular delivery member)로서, 상기 원위 임플란트 단부에 해제가능하게 연결되는 원위 단부를 갖는, 상기 튜브형 전달 부재를 포함하고,

상기 튜브형 부재로부터 원위방향으로의 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트의 병진은 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되어 상기 동맥류를 폐색하도록 구성되는 폐색 자루(occlusive sack)를 형성하게 하는, 시스템.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트는, 상기 원위 임플란트 단부와 상기 근위 임플란트 단부 사이에 배치되고 상기 원위 임플란트 단부가 상기 동맥류를 향해 병진될 때 상기 폐색 자루가 형성되게 하도록 구성되는 브레이크(break)를 추가로 포함하는, 시스템.

#### 청구항 3

제1항에 있어서, 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트는, 꼬임-방지용(kink-preventative)이고 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트의 점진적인 절첩을 유도하도록 구성되는 국소화된 열 처리 구역으로부터 형성되는 브레이크를 추가로 포함하고, 상기 브레이크는 전달부와 근위 임플란트 단부 사이에 배치되고 상기 원위 임플란트 단부가 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 병진될 때 상기 폐색 자루가 형성되게 하도록 구성되는, 시스템.

#### 청구항 4

제1항에 있어서, 상기 원위 임플란트 단부의 원위 단부는 실질적으로 비외상성(atraumatic)이거나 둥글게 되고 반전 중에 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트의 꼬임을 최소화시키도록 구성되는, 시스템.

#### 청구항 5

제1항에 있어서, 상기 폐색 자루의 형성 시에 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트를 계속 원위방향으로 병진시키는 것은 상기 폐색 자루 내에 제2 자루가 형성되게 하고, 각각의 자루는 상기 브레이딩된 튜브형 임플란트의 반전 및 그것 자체 내로의 절첩으로부터 형성되는, 시스템.

#### 청구항 6

제1항에 있어서, 상기 튜브형 전달 부재는 마이크로카테터(microcatheter)이고, 상기 시스템은 전달 시스템을 추가로 포함하고,

상기 근위 임플란트 단부는 상기 전달 시스템에 기계적으로 부착되도록 작동가능하고, 상기 전달 시스템은 상기 마이크로카테터 및 상기 마이크로카테터 내에 배치되는 푸싱 메커니즘(pushing mechanism)을 포함하고, 상기 푸싱 메커니즘은 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 병진시키도록 작동가능한, 시스템.

#### 청구항 7

제1항에 있어서, 상기 폐색 자루는 실질적으로 구형(spherical)인, 시스템.

#### 청구항 8

제1항에 있어서, 상기 폐색 자루는 비대칭 동맥류 또는 다수의 낭(sac)들을 가진 동맥류에 정합가능한, 시스템.

**청구항 9**

제1항에 있어서, 상기 근위 임플란트 단부는 상기 원위 임플란트 단부보다 덜 유연성인 것 및 더 작은 재료 강도를 갖는 것 중 적어도 하나인, 시스템.

**청구항 10**

제1항에 있어서, 부착 부분은 전달 부분보다 덜 유연성인 것 및 더 작은 재료 강도를 갖는 것 중 적어도 하나인, 시스템.

**청구항 11**

제1항에 있어서, 상기 브레이드의 외측 표면은 복수의 간극(interstice)들로 구성되는, 시스템.

**청구항 12**

제11항에 있어서, 상기 간극들의 치수들은 상기 근위 임플란트 단부에 대해 상기 원위 임플란트 단부에서 변화하는, 시스템.

**청구항 13**

폐색 장치를 동맥류로 전달하는 방법으로서,

자가-확장 브레이드(self-expanding braid)를 포함하는 폐색 장치를 전달 튜브 내에 위치시키는 단계;

상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시켜 상기 브레이드의 원위 임플란트 단부를 수축 상태(collapsed condition)로부터 전개 상태(deployed condition)로 확장시키는 단계; 및

상기 동맥류를 폐색하도록 구성되는 폐색 자루를 형성하기 위해 상기 브레이드의 상기 원위 임플란트 단부를 반전시키는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 14**

제13항에 있어서, 상기 브레이드의 상기 원위 임플란트 단부는 상기 브레이드가 상기 전달 튜브의 원위 단부로부터 빠져나감에 따라 즉시 확장되기 시작하는, 방법.

**청구항 15**

제13항에 있어서,

마이크로카테터를 혈관구조(vasculature) 내에 선택적으로 위치시키는 단계; 및

상기 전달 튜브와 조립된 상기 폐색 장치를 상기 마이크로카테터 내부에 위치시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 16**

제13항에 있어서, 형성될 때 상기 자루는 사전결정된 패킹 밀도(packing density) 범위를 포함하는, 방법.

**청구항 17**

제13항에 있어서,

상기 동맥류에 대해 상기 자루를 이미지 형성하는(imaging) 단계;

상기 동맥류가 상기 자루에 의해 폐색되는지를 결정하는 단계; 및

상기 자루를 조절하도록 그리고 상기 동맥류를 폐색하도록 상기 브레이드를 원위방향으로 또는 근위방향으로 활주시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 18**

제13항에 있어서, 상기 자루는 제1 자루이고, 상기 방법은 상기 제1 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동

맥류를 향해 계속 원위방향으로 활주시켜 상기 브레이드의 하나 이상의 비확장된 부분들로 상기 폐색 자루의 패킹 밀도를 변화시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 19**

제13항에 있어서, 상기 브레이드는,

상기 동맥류를 패킹하기 위한 상기 자루의 크기에 의해 한정되는 제1 브레이크; 및

상기 제1 브레이크 후의 상기 브레이드 상의 제2 브레이크를 추가로 포함하고,

상기 방법은,

제1 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및

상기 제1 자루 내에 제2 자루를 형성하도록 상기 브레이드를 상기 제2 브레이크에서 반전시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 20**

제13항에 있어서,

제1 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및

상기 제1 자루 내에 제2 자루를 형성하도록 상기 브레이드를 반전시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 21**

제13항에 있어서,

제1 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계;

상기 제1 자루 내에 제2 자루를 형성하도록 상기 브레이드를 반전시키는 단계;

상기 제2 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및

상기 제1 및 제2 자루들 내에 제3 자루를 형성하도록 상기 브레이드를 반전시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 22**

제13항에 있어서,

제1 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 계속 원위방향으로 활주시켜 상기 브레이드의 하나 이상의 비확장된 부분들로 상기 자루를 패킹하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 23**

제13항에 있어서,

상기 동맥류에 대한 상기 자루의 위치를 결정하는 단계; 및

상기 위치가 상기 동맥류와의 맞춤 임계치(threshold)를 충족시키지 못하면, 상기 브레이드를 근위방향으로 활주시켜 상기 자루가 다시 상기 브레이드로 수축되게 하는 단계; 및

상기 브레이드를 상기 동맥류로부터 후퇴시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 24**

제13항에 있어서, 상기 브레이드는, 꼬임-방지용이고 전달 중에 상기 브레이드의 점진적인 절첩을 유도하도록 구성되는 국소화된 열 처리 구역으로부터 형성되는 브레이크를 추가로 포함하고, 상기 브레이크는 전달부와 근위 임플란트 단부 사이에 배치되고 상기 원위 임플란트 단부가 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 병진될 때 상기 폐색 자루가 형성되게 하도록 구성되는, 방법.

**청구항 25**

동맥류를 치료하기 위한 폐색 장치를 위한 전달 시스템으로서,

원위 단부 및 근위 단부를 포함하는 전달 튜브로서, 마이크로카테터 내에 활주가능하게 배치가능한, 상기 전달 튜브; 및

상기 전달 튜브와 함께 또는 상기 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치되는 푸싱 메커니즘으로서, 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는, 상기 푸싱 메커니즘을 포함하고,

상기 폐색 장치는 상기 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치되고 상기 푸싱 메커니즘에 기계적으로 부착되고, 상기 폐색 장치는 원위 임플란트 단부 및 근위 임플란트 단부를 갖는 브레이드를 포함하고,

상기 푸싱 메커니즘에 의해 상기 브레이드를 원위방향으로 병진시키는 것은 상기 원위 임플란트 단부가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되어 상기 동맥류를 위한 폐색 자루를 형성하게 하는, 전달 시스템.

**청구항 26**

제25항에 있어서, 상기 브레이드의 상기 원위 임플란트 단부는 상기 브레이드가 상기 전달 튜브의 원위 단부로부터 빠져나감에 따라 즉시 반전되어 상기 폐색 자루를 형성하기 시작하는, 전달 시스템.

**청구항 27**

제25항에 있어서, 상기 폐색 장치와 작동가능하게 통신하는 이미지 형성 장치가 상기 동맥류에 대해 상기 자루를 이미지 형성할 수 있고,

상기 폐색 자루의 배향 및/또는 패킹 밀도는 상기 브레이드가 원위방향으로 또는 근위방향으로 이동됨으로써 조절가능한, 전달 시스템.

**청구항 28**

제25항에 있어서, 상기 브레이드의 상기 근위 임플란트 단부는 상기 푸싱 메커니즘의 내측 부분에 부착되고 상기 내측 부분 위로 절첩가능한, 전달 시스템.

**청구항 29**

제25항에 있어서, 상기 브레이드의 상기 근위 임플란트 단부는 상기 푸싱 메커니즘의 상기 원위 단부에 탈착가능하게 부착되는, 전달 시스템.

**청구항 30**

제25항에 있어서, 상기 브레이드의 적어도 일부는 상기 동맥류의 폐색을 위한 개구들을 가진 복수의 간극들을 한정하는, 전달 시스템.

**청구항 31**

제25항에 있어서, 상기 폐색 자루는 수축가능 케이지(cage)-유사 혈관-폐색 구조체인, 전달 시스템.

**청구항 32**

제25항에 있어서, 상기 전달 튜브의 상기 원위 단부는 상부 및 하부 파지 아암(gripping arm)들을 포함하고, 하나 또는 둘 모두의 파지 아암들은 상기 브레이드를 상기 전달 튜브로부터 해제시키기 위해 다른 하나의 파지 아암을 향해 피봇가능한(pivotable), 전달 시스템.

**청구항 33**

제25항에 있어서, 상기 푸싱 메커니즘은 상기 브레이드가 상기 동맥류 주위에 자루를 형성할 때 적어도 하나의 색전 코일(embolic coil)이 상기 브레이드 내로 삽입가능하도록 통과하는 내측 통로를 추가로 포함하는, 전달 시스템.

**청구항 34**

제25항에 있어서, 상기 푸싱 메커니즘의 상기 원위 단부는 방사선 불투과성(radiopaque) 재료를 포함하는, 전달

시스템.

**청구항 35**

폐색 장치를 동맥류로 전달하는 방법으로서,

마이크로카테터를 환자의 혈관구조 내에 위치시키는 단계;

상기 폐색 장치의 전달 시스템을 상기 마이크로카테터 내에 위치시키는 단계로서, 상기 전달 시스템은 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는 전달 튜브 및 상기 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치되는 푸싱 메커니즘을 포함하고, 상기 푸싱 메커니즘은 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는, 상기 폐색 장치의 전달 시스템을 상기 마이크로카테터 내에 위치시키는 단계;

상기 폐색 장치의, 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는 자가-확장 브레이드를 상기 전달 튜브 내에 활주가능하게 위치시키는 단계;

상기 브레이드의 상기 근위 단부를 상기 푸싱 메커니즘의 상기 원위 단부에 탈착가능하게 부착하는 단계;

상기 푸싱 메커니즘에 의해, 상기 브레이드를 상기 전달 튜브로부터 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시켜, 상기 브레이드의 상기 원위 단부가 상기 전달 튜브의 상기 원위 단부 외부로 그리고 상기 전달 튜브의 상기 원위 단부로부터 멀어지게 이동됨에 따라 상기 브레이드가 상기 전달 튜브 내에서의 수축 상태에서부터 상기 동맥류 내에서의 전개 상태로 확장되고 이동하게 하는 단계; 및

상기 폐색 장치를 해제시키고 상기 카테터와 상기 전달 시스템을 상기 환자로부터 후퇴시키는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 36**

제35항에 있어서,

상기 브레이드를 반전시킴으로써, 상기 브레이드를 상기 전달 튜브로부터 원위방향으로 활주시켜 상기 동맥류 내에 폐색 자루를 형성하는 단계;

상기 브레이드가 절첩될 때까지 상기 푸싱 메커니즘을 상기 전달 튜브의 원위 단부로 원위방향으로 활주시키는 단계; 및

상기 브레이드가 절첩됨으로써, 상기 동맥류 내로의 혈류(flow)를 폐색하기 위해 상기 동맥류 내에서 상기 자루를 충전하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 37**

제36항에 있어서, 상기 자루는 상기 브레이드가 원위방향으로 활주하여 상기 전달 튜브로부터 빠져나가고 상기 동맥류에 대해 팽출됨(bulge)에 따라 상기 브레이드를 반전시킴으로써 상기 동맥류 내에 형성되는, 방법.

**청구항 38**

제37항에 있어서,

상기 브레이드가 반전되고 상기 동맥류의 돔(dome)에 도달함에 따라 상기 푸싱 메커니즘을 편향시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 39**

제38항에 있어서, 상기 브레이드의 상기 근위 단부가 상기 푸싱 메커니즘의 상기 원위 단부에 도달할 때까지 상기 푸싱 메커니즘에 의해 상기 브레이드를 상기 동맥류 내로 계속 원위방향으로 병진시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 40**

제36항에 있어서, 상기 브레이드는 상기 푸싱 메커니즘의 상기 원위 단부 위로 절첩되는, 방법.

**청구항 41**

제36항에 있어서,

상기 브레이드의 상기 근위 단부를 상기 푸싱 메커니즘의 내측 부분에 부착하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 42**

제36항에 있어서,

상기 브레이드가 적어도 상기 동맥류의 경부(neck)와 동일 높이일 때까지 상기 브레이드를 절첩함으로써 상기 자루를 충전하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 43**

제35항에 있어서,

상기 브레이드를 상기 동맥류 내에서의 상기 전개 상태로 원위방향으로 활주시킴으로써 상기 브레이드에 의해 상기 동맥류 주위에 자루를 형성하는 단계;

상기 전달 튜브의 원위 단부에 형성되는 한 쌍의 대향하는 상부 및 하부 파지 아암들을 포함하는 파지 메커니즘으로 상기 자루를 상기 전달 시스템으로부터 탈착하는 단계로서, 하나 또는 둘 모두의 파지 아암들은 다른 하나의 파지 아암을 향해 피벗가능한, 상기 자루를 상기 전달 시스템으로부터 탈착하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 44**

제43항에 있어서, 상기 자루는 수축가능 케이지-유사 혈관-폐색 구조체인, 방법.

**청구항 45**

제43항에 있어서,

적어도 하나의 색전 코일을 상기 푸싱 메커니즘의 내측 통로를 통해 그리고 상기 자루 내로 삽입하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 46**

제35항에 있어서,

상기 브레이드를 반전시킴으로써, 상기 브레이드를 상기 전달 튜브로부터 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시켜 상기 동맥류 내에 제1 폐색 자루를 형성하는 단계;

상기 제1 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및

상기 제1 자루 내에 제2 자루를 형성하도록 상기 브레이드를 반전시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 47**

제46항에 있어서, 상기 제1 및 제2 자루들을 형성하는 단계는 상기 동맥류 내로의 혈류가 편향, 방향전환, 또는 감소되게 하는, 방법.

**청구항 48**

제35항에 있어서,

상기 브레이드를 반전시킴으로써, 상기 브레이드를 상기 전달 튜브로부터 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시켜 상기 동맥류 내에 제1 폐색 자루를 형성하는 단계;

상기 제1 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계;

상기 제1 자루 내에 제2 자루를 형성하도록 상기 브레이드를 반전시키는 단계;

상기 제2 자루의 형성 후에 상기 브레이드를 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및

상기 제1 및 제2 자루들 내에 제3 자루를 형성하도록 상기 브레이드를 반전시키는 단계를 추가로 포함하는, 방

법.

**청구항 49**

제48항에 있어서, 상기 제1, 제2, 및 제3 자루들을 형성하는 단계는 상기 동맥류 내로의 혈류가 편향, 방향전환, 또는 감소되게 하는, 방법.

**청구항 50**

제35항에 있어서, 상기 브레이드는, 꼬임-방지용이고 전달 중에 상기 브레이드의 점진적인 절첩을 유도하도록 구성되는 국소화된 열 처리 구역으로부터 형성되는 브레이크를 추가로 포함하고, 상기 브레이크는 상기 브레이드의 상기 원위 단부와 근위 단부 사이에 배치되고 상기 원위 단부가 상기 동맥류를 향해 원위방향으로 병진될 때 폐색 자루가 형성되게 하도록 구성되는, 방법.

**청구항 51**

제35항에 있어서, 상기 브레이드의 상기 원위 단부는 실질적으로 비의상성이거나 등글게 되고 반전 중에 브레이딩된 튜브형 임플란트의 꼬임을 최소화시키도록 구성되는, 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 관련 출원의 상호 참조

[0002] 본 출원은, 그 내용이 마치 글자 그대로 기재된 것처럼 본 명세서에 참고로 포함되는, 발명의 명칭이 "동맥류 장치 및 전달 시스템(ANEURYSM DEVICE AND DELIVERY SYSTEM)"이고 2017년 2월 23일자로 출원된 미국 가특허 출원 제62/462,685호의 우선권을 주장한다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 개시는 의료 기구에 관한 것으로, 보다 상세하게는 동맥류(aneurysm) 치료를 위한 장치를 위한 전달 시스템(delivery system)에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0005] 동맥류는 치료하기 복잡하고 어려울 수 있다. 예를 들어, 치료 접근(treatment access)은 동맥류가 중요 조직에 근접하게 위치될 때 제한되거나 이용가능하지 않을 수 있다. 그러한 요인은 특히 두개 혈관(cranial vessel)을 둘러싸는 뇌 조직의 존재로 인해 뇌동맥류(cranial aneurysm)와 관련된다.

[0006] 종래의 해결책은 동맥류 낭(aneurysm sac)의 내부 체적이 동맥 혈압 및 혈류(arterial blood pressure and flow)로부터 제거되거나 배제되는 혈관내(endovascular) 치료 접근을 포함하였다.

[0007] 혈관내 또는 다른 수술적 접근법에 대한 대안은 폐색 장치(occlusion device)를 포함할 수 있다. 그러한 장치는 전형적으로 마이크로카테터(microcatheter) 전달 시스템을 사용하여 혈관구조(vasculature)로 전달되는 다수의 색전 코일(embolic coil)을 통합하였다. 예를 들어, 뇌동맥류를 치료할 때, 색전 코일을 가진 전달 카테터가 전형적으로 우선 둔부 또는 서혜부 영역 내의 대퇴 동맥을 통해 비-두개 혈관구조 내로 삽입된다. 그 후에, 카테터는 두개 내의 관심 대상의 위치로 안내된다. 이어서, 동맥류의 낭은 혈류 및 관련 혈압으로부터 동맥 벽을 보호하는 혈전 덩어리(thrombotic mass)를 생성하도록 색전 재료로 충전될 수 있다. 한 가지 특정 유형의 폐색 접근법은 동맥류의 체적과는 대조적으로 동맥류의 입구 또는 "경부(neck)"에 전달하여 치료하려고 시도한다. 그러한 "경부" 접근법에서, 경부를 가로지르는 혈류를 최소화시킴으로써, 이어서 동맥류 내의 정맥혈울체(venostasis)가 달성될 수 있다. 결과적으로, 혈전 덩어리가 전술된 바와 같이 색전 재료를 전달할 필요 없이 자연스럽게 형성될 수 있다. 이는 색전 재료로부터 형성되는 덩어리보다 바람직한데, 왜냐하면 자연적인 덩어리가 동맥 벽으로부터의 가능한 팽창을 감소시킴으로써 치유를 개선할 수 있고, 동맥류의 경부 평면을 따라 원래의 모관(parent vessel) 형상으로서의 재통합을 허용하기 때문이다. 경부 평면은 동맥류가 없었다면 모벽(parent wall)의 최내측 층이 있을 가상 표면인 것이 이해되어야 한다. 그러나, 경부-폐색 접근법에 단점이 없는 것이 아니다. 경부-폐색 접근법은 혈관 내로의 혈류를 방해하지 않으면서도 모관 내의 동맥류 경부를 차단하는 것이 전형적이다. 이는 혈관의 개구가 차단되는 경우 의도하지 않게 심각한 손상으로 이어질 수 있다.

또한, 색전 코일은 동맥류의 재-소통(re-canalization) 및/또는 코일 압밀(coil compaction)이 시간 경과에 따라 발생할 수 있기 때문에 동맥류를 항상 효과적으로 치료하지는 못한다.

[0008] 폐색 장치의 몇몇 실시예가 미국 특허 제8,998,947호에 기술된다. 그러나, 이러한 접근법은 안전한 패킹 밀도(packing density)를 얻기 위해 색전 코일의 사용에 의존하거나 코일 접근법을 모방하고, 따라서 불필요하게 동맥류의 파열의 위험을 무릅쓴다. 또한, 이러한 접근법은 폐색 장치가 정확한 위치설정과 관련된 환자 안전성을 보장하기 위해 그의 동맥류 폐색 구조체의 초기 위치설정 후에 재-위치될 수 있는 전달 시스템을 교시하지 않는다.

[0009] 따라서, 모관과 연통하는 천공지관(perforator vessel) 내로의 혈류를 차단하지 않고서 모관에서 동맥류의 경부 또는 다른 동정맥 기형(arterio-venous malformation)을 용이하고 정확하게 폐색하는 장치를 구비하는 것이 바람직하다.

**발명의 내용**

[0010] 몇몇 태양에서, 본 개시는 동맥류를 치료하기 위한 의료 장치에 관한 것이다. 장치는 원위 임플란트 단부 및 근위 임플란트 단부를 갖는 루멘(lumen)을 가진 자가-확장 브레이딩된 튜브형 임플란트(self-expanding braided tubular implant)(이하에서 "브레이드(braid)")를 포함할 수 있다. 원위 임플란트 단부는 근위 임플란트 단부 반대편에 있을 수 있다. 튜브형 전달 부재(tubular delivery member) 내로부터의 브레이드의 원위방향 병진은 원위 임플란트 단부가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되어 동맥류를 폐색하기 위한 폐색 자루(occlusive sack)를 형성하게 할 수 있다.

[0011] 소정 실시예에서, 튜브형 전달 부재는 임플란트 주위에 배치되고 브레이드의 원위 임플란트 단부에 해제가능하게 연결되는 원위 단부를 가질 수 있다. 브레이드는 원위 임플란트 단부와 근위 임플란트 단부 사이의 길이방향 축을 가질 수 있다. 브레이드는 브레이드를 길이방향 축을 중심으로 원위방향으로 병진시킴으로써 길이방향 축을 중심으로 반전가능할(invertible) 수 있다.

[0012] 소정 실시예에서, 브레이드의 루멘은 원위 단부와 임플란트 단부 사이에 배치되는 사전제조된 브레이크(break)를 포함할 수 있다. 브레이크는, 꼬임-방지용(kink-preventative)이고 브레이드의 점진적인 절첩 및/또는 반전을 유도하도록 구성되는 국소화된 열 처리 구역으로부터 형성될 수 있다. 브레이크는 원위 단부와 임플란트 단부 사이에 배치될 수 있다. 브레이크는 원위 임플란트 단부가 동맥류의 돔(dome)을 향해 병진되거나 동맥류의 돔과 접촉할 때 폐색 자루가 형성되게 하도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예에서, 원위 임플란트 단부의 원위 단부의 하나 이상의 구역들 또는 영역들은 실질적으로 비외상성(atraumatic)이거나 둥글게 되고 반전 중에 브레이드의 꼬임을 최소화시키도록 구성된다. 소정 실시예에서, 폐색 자루의 형성 시에 브레이드를 계속 병진시키는 것은 폐색 자루 내의 제2 자루의 형성으로 이어질 수 있다. 추가의 자루들이 (예컨대, 원하는 패킹 밀도를 달성하도록 또는 제1 및 제2 자루들을 추가로 지지하도록) 필요에 따라 또는 요구되는 대로 제1 및 제2 자루들 내에 형성될 수 있다. 각각의 자루가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되는 브레이드의 각각의 부분으로부터 형성될 수 있는 것이 이해되어야 한다.

[0013] 소정 실시예에서, 근위 임플란트 단부는 전달 시스템에 기계적으로 부착되도록 작동가능하다. 전달 시스템은 카테터 및 카테터 내에 배치되고/되거나 하이포튜브(hypotube)를 포함하는 푸싱 메커니즘(pushing mechanism)을 포함할 수 있고, 푸싱 메커니즘은 브레이드를 동맥류를 향해 병진시키도록 작동가능하다. 소정 실시예에서, 폐색 자루는 실질적으로 구형(spherical), 타원형이거나, 달리 비대칭 동맥류, 예를 들어 다수의 낭들, 불규칙적인 돔 또는 벽들을 가진 동맥류에 정합가능할 수 있다. 근위 임플란트 단부는 또한 원위 임플란트 단부보다 덜 유연성일 수 있고/있거나 더 작은 재료 강도를 가질 수 있다. 브레이드의 외측 표면은 또한 복수의 간극(interstice)들(예컨대, 메시 표면(mesh surface))을 포함할 수 있다.

[0014] 브레이드의 반전성, 유연성, 및/또는 다공성은 브레이드의 상이한 부분들 간에 간극들의 특성들을 변화시킴으로써, 특정 형상을 갖는 동맥류의 치료를 위해 선택적으로 설계될 수 있다.

[0015] 다른 실시예에서, 폐색 장치를 환자의 혈관 내의 동맥류로 전달하는 방법이 개시된다. 방법은 본 개시의 임의의 자가-확장 브레이드를 포함하는 폐색 장치를 전달 튜브(예컨대, 밀리거나 폐색 장치를 병진시키게 할 수 있는 튜브) 내에 위치시키는 단계; 브레이드를 전달 튜브 내로부터 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 브레이드의 원위 임플란트 단부를 수축 상태(collapsed condition)로부터 전개 상태(deployed condition)로 확장시키는 단계; 및 동맥류를 폐색하기 위한 자루를 형성하기 위해 브레이드의 원위 임플란트 단부를 반전시키는

단계를 포함할 수 있다.

- [0016] 소정 실시예에서, 브레이드의 원위 임플란트 단부는 브레이드가 전달 튜브의 원위 단부로부터 빠져나감에 따라 즉시 확장되기 시작한다. 소정 실시예에서, 자루가 형성될 때, 자루는 사전결정된 패킹 밀도 또는 밀도 범위를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 방법은 마이크로카테터를 혈관구조 내에 위치시키고 나서 전달 튜브와 조립된 폐색 장치를 마이크로카테터 내부에 위치시키는 단계; 및 마이크로카테터와 조립된 폐색 장치 및 전달 튜브를 동맥류로 전달하는 단계를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 방법은 또한 동맥류에 대해 자루를 이미지 형성하는(imaging) 단계; 동맥류가 자루에 의해 폐색되는지를 결정하는 단계; 및 자루를 조절하도록 그리고 동맥류를 폐색하도록 브레이드를 원위방향으로 또는 근위방향으로 활주시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 소정 실시예에서, 동맥류에 대해 자루를 이미지 형성하는 단계는 동맥류를 폐색하기 위한 자루에 대해 필요한 패킹 설정 여부를 결정하는 단계 및 자루를 조절하기 위해 (예컨대, 브레이드를 원위방향으로 또는 근위방향으로 활주시킴으로써) 브레이드를 이동시키는 단계를 포함한다.
- [0018] 다른 실시예에서, 폐색 장치를 환자의 혈관 내의 동맥류로 전달하는 방법이 개시된다. 방법은 자가-확장 브레이드를 포함하는 폐색 장치를 전달 튜브 내에 위치시키는 단계; 브레이드를 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 브레이드가 동맥류의 뒀에 접근함에 따라 브레이드의 원위 임플란트 단부를 수축 상태에서부터 전개 상태로 확장시키는(예컨대, 반경방향으로 확장시키는) 단계; 및 동맥류를 사전결정된 패킹 밀도로 패킹하고 동맥류를 폐색하는 폐색 자루를 형성하기 위해 브레이드의 원위 임플란트 단부를 반전시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0019] 소정 실시예에서, 브레이드는 동맥류를 폐색하기 위한 자루의 크기에 의해 한정되는 제1 브레이크를 포함한다. 브레이드는 또한 제1 브레이크의 근위에 있는 제2 브레이크를 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 방법은 또한 제1 자루의 형성 후에 브레이드를 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및 제1 자루의 내부에 제2 자루를 형성하도록 브레이드를 제2 브레이크에서 반전시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0020] 소정 실시예에서, 방법은 또한 제1 자루의 형성 후에 브레이드를 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및 제1 자루의 내부에 제2 자루를 형성하도록 브레이드를 반전시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0021] 소정 실시예에서, 방법은 또한 제1 자루의 형성 후에 브레이드를 동맥류를 향해 계속 원위방향으로 활주시켜 브레이드의 하나 이상의 비확장된 부분들로 자루를 패킹하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0022] 소정 실시예에서, 방법은 또한 동맥류에 대한 자루의 위치를 결정하고 위치가 자루에 맞춰지거나 정합하지 못하면 브레이드가 근위방향으로 병진되어 자루가 다시 브레이드로 수축되게 할 수 있는 단계; 및 브레이드를 동맥류로부터 후퇴시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0023] 다른 실시예에서, 본 개시는 동맥류를 치료하기 위한 폐색 장치를 위한 전달 시스템에 관한 것이다. 몇몇 실시예에서, 전달 시스템은 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는 전달 튜브를 포함할 수 있다. 전달 튜브는 마이크로카테터 내에 활주가능하게 배치될 수 있다. 푸싱 메커니즘이 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치될 수 있다. 폐색 장치는 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치되고 푸싱 메커니즘에 기계적으로 부착될 수 있다. 폐색 장치는 근위 임플란트 단부 반대편의 원위 임플란트 단부를 가진 루멘을 갖는 브레이드를 포함할 수 있다. 푸싱 메커니즘은 폐색 장치를 동맥류 내에서의 전개 상태로 원위방향으로 병진시키도록 작동가능할 수 있고, 브레이드를 전개 상태로 원위방향으로 병진시키는 것은 원위 임플란트 단부가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되어 동맥류를 위한 폐색 자루를 형성하게 한다.
- [0024] 소정 실시예에서, 브레이드의 근위 임플란트 단부는 푸싱 메커니즘의 원위 단부에 탈착가능하게 또는 달리 기계적으로 부착될 수 있다.
- [0025] 다른 실시예에서, 브레이드의 적어도 일부는 동맥류의 폐색을 위한 개구들을 가진 복수의 간극들을 한정한다. 다른 실시예에서, 브레이드의 근위 임플란트 단부는 푸싱 메커니즘의 내측 부분에 부착되고 내측 부분 위로 절첩가능할 수 있다.
- [0026] 다른 실시예에서, 브레이드는 푸싱 메커니즘의 내측 부분에 부착되고 내측 부분 위로 절첩가능할 수 있다. 브레이드는 또한 브레이드가 절첩됨에 따라 충전가능할 수 있다. 소정 실시예에서, 브레이드는 브레이드가 원위방향으로 활주하고 전달 튜브를 빠져나감에 따라 반전가능할 수 있다. 자루는 수축가능 케이지(cage)-유사 혈관-폐색 구조체일 수 있다.
- [0027] 다른 실시예에서, 전달 부재의 원위 단부는 대향하는 파지 아암(gripping arm)들(예컨대, 상부 및 하부)을 포함

할 수 있다. 하나 또는 둘 모두의 파지 아암들은 브레이드가 주위에 자루를 형성할 때 브레이드를 전달 튜브로부터 해제시키기 위해 다른 하나의 파지 아암을 향해 피벗가능할(pivotable) 수 있다. 다른 실시예에서, 푸싱 메커니즘은 또한 브레이드가 동맥류 내에 자루를 형성할 때 적어도 하나의 색전 코일이 브레이드 내로 삽입가능하도록 통과하는 내측 통로를 포함할 수 있다.

- [0028] 다른 실시예에서, 푸싱 메커니즘은 방사선 불투과성(radiopaque) 재료를 포함할 수 있다(예컨대, 원위 단부, 근위 단부 등).
- [0029] 다른 실시예에서, 폐색 장치를 환자의 혈관 내의 동맥류로 전달하기 위한 방법이 개시된다. 방법은 폐색 장치의 전달 시스템을 혈관구조 내의 마이크로카테터 내에 위치시키는 단계를 포함하고, 전달 시스템은 원위 단부 및 근위 단부를 갖는 전달 튜브를 포함한다. 전달 시스템은 또한 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치되는 푸싱 메커니즘을 포함할 수 있고, 푸싱 메커니즘은 원위 단부 및 근위 단부를 포함한다. 방법은 폐색 장치의, 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는 자가-확장 브레이드를 전달 튜브 내에 활주가능하게 위치시키는 단계; 브레이드의 근위 단부를 푸싱 메커니즘의 원위 단부에 탈착가능하게 부착하는 단계; 전달 시스템 및 폐색 장치를 가진 마이크로카테터를 동맥류에 도달하도록 환자의 혈관구조 내로 선택적으로 삽입하는 단계; 푸싱 메커니즘에 의해, 전달 튜브 내의 브레이드를 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시켜, 브레이드의 원위 단부가 전달 튜브의 원위 단부 외부로 그리고 전달 튜브의 원위 단부로부터 멀어지게 이동됨에 따라 브레이드가 전달 튜브 내에서의 수축 상태에서 동맥류 내에서의 전개 상태로 반경방향으로 확장되고 이동하게 하는 단계; 및 폐색 장치를 해제시키고 마이크로카테터와 전달 시스템을 환자로부터 후퇴시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0030] 다른 실시예에서, 방법은 또한 브레이드에 의해, 브레이드를 전개 상태로 원위방향으로 활주시킴으로써 동맥류 내에 자루를 형성하는 단계; 브레이드가 절첩될 때까지 푸싱 메커니즘을 전달 튜브의 원위 단부로 원위방향으로 활주시키는 단계; 및 브레이드를 절첩시켜 자루를 충전하고 폐색 장치를 동맥류 내에 고정하여 동맥류 내로의 혈류를 폐색하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0031] 다른 실시예에서, 방법은 또한 브레이드가 원위방향으로 활주하여 전달 튜브로부터 빠져나가고/나가거나 동맥류의 벽에 대해 팽출됨(bulge)에 따라 브레이드를 반전시킴으로써 동맥류 내에 자루를 형성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0032] 다른 실시예에서, 방법은 또한 브레이드가 반전되고 동맥류의 돔에 도달함에 따라 푸싱 메커니즘을 편향시키는 단계; 브레이드가 반전됨에 따라 자루를 충전하는 단계; 및/또는 브레이드의 근위 단부가 푸싱 메커니즘의 원위 단부 팁(tip)에 도달할 때까지 푸싱 메커니즘에 의해 브레이드를 동맥류 내로 계속 원위방향으로 병진시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0033] 다른 실시예에서, 방법은 또한 브레이드의 근위 단부를 푸싱 메커니즘의 내측 부분에 부착하는 단계; 및/또는 브레이드가 적어도 동맥류의 경부와 동일 높이일 때까지 브레이드를 절첩함으로써 자루를 충전하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0034] 다른 실시예에서, 방법은 또한 브레이드를 전개 상태로 원위방향으로 활주시킴으로써 브레이드에 의해 동맥류 내에 자루를 형성하는 단계; 자루를 전달 시스템으로부터 탈착하기 위한, 전달 튜브의 원위 단부에 형성되는 한 쌍의 대향하는 파지 아암들에 의해 형성되는 파지 메커니즘을 형성하는 단계로서, 하나 또는 둘 모두의 파지 아암들은 다른 하나의 파지 아암을 향해 피벗가능한, 파지 메커니즘을 형성하는 단계; 및/또는 하나 또는 둘 모두의 아암들을 다른 하나로부터 멀어지게 피벗시킴으로써 전달 시스템의 파지 메커니즘에 의해 자루를 전달 시스템으로부터 탈착하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0035] 다른 실시예에서, 방법은 또한 패키징 밀도를 조절하기 위해 적어도 하나의 색전 코일을 푸싱 메커니즘의 내측 통로를 통해 그리고 자루 내로 삽입하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0036] 다른 실시예에서, 방법은 브레이드를 반전시킴으로써, 브레이드를 전달 튜브로부터 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시켜 동맥류 내에 제1 폐색 자루를 형성하는 단계; 제1 자루의 형성 후에 브레이드를 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및 제1 자루 내에 제2 자루를 형성하도록 브레이드를 반전시키는 단계를 포함할 수 있다. 제1 및/또는 제2 자루를 형성하는 단계는 동맥류 내로의 혈류가 편향, 방향전환, 및/또는 감소되게 할 수 있다.
- [0037] 다른 실시예에서, 방법은 브레이드를 반전시킴으로써, 브레이드를 전달 튜브로부터 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시켜 동맥류 내에 제1 폐색 자루를 형성하는 단계; 제1 자루의 형성 후에 브레이드를 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 제1 자루 내에 제2 자루를 형성하도록 브레이드를 반전시키는 단계; 제2 자루의 형성

후에 브레이드를 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시키는 단계; 및 제1 및 제2 자루들 내에 제3 자루를 형성하도록 브레이드를 반전시키는 단계를 포함할 수 있다. 제1, 제2 및/또는 제3 자루를 형성하는 단계는 동맥류 내로의 혈류가 편향, 방향전환, 및/또는 감속되게 할 수 있다. 동맥류 내로의 혈류를 편향, 방향전환, 및/또는 감속시키는 목적을 위해 단지 하나의 자루가 사용될 수 있거나 3개 초과 자루들이 형성되고 사용될 수 있는 것이 고려된다.

[0038] 본 개시의 다른 태양 및 특징이 첨부 도면과 함께 하기 상세한 설명을 검토할 때 당업자에게 명백해질 것이다.

**도면의 간단한 설명**

[0039] 이제, 반드시 축척대로 도시된 것은 아닌 첨부 도면을 참조할 것이다.

도 1은 동맥류 내로 전개된 본 개시의 예시적인 폐색 장치를 도시한 도면.

도 2는 폐색 장치가 마이크로카테터 내에서 수축 상태로 유지되는 예시적인 전달 시스템의 개략적인 측면도.

도 3은 섹션 A-A를 따른 도 2의 전달 시스템의 개략적인 확대 측면도.

도 4a 및 도 4b는 본 명세서에 개시된 전달 시스템을 사용하여 폐색 장치를 혈관구조로 전달하는 방법에 대한 흐름도.

도 5a는 도 4의 섹션 B-B를 따른 도 2의 전달 시스템의 개략적인 확대 측면도.

도 5b는 도 4의 섹션 C-C를 따른 도 2의 전달 시스템의 개략적인 확대 측면도.

도 5c는 도 4의 섹션 D-D를 따른 도 2의 전달 시스템의 개략적인 확대 측면도.

도 5d는 도 4의 섹션 E-E를 따른 도 2의 전달 시스템의 개략적인 확대 측면도.

도 6a는 예시적인 푸싱 메커니즘과 연통하는 브레이드의 예시적인 근위 임플란트 단부를 도시한, 그의 중심선을 가로지르는 섹션 F-F의 개략적인 확대 사시도.

도 6b는 전달 시스템의 일 실시예에서 전달 튜브, 푸싱 메커니즘 및 카테터 사이의 예시적인 부착 시스템을 도시한 확대 개략도.

도 6c는 전달 시스템의 일 실시예에서 전달 튜브, 푸싱 메커니즘 및 카테터 사이의 예시적인 부착 시스템을 도시한 확대 개략도.

도 6d는 전달 시스템의 일 실시예에서 전달 튜브, 푸싱 메커니즘 및 카테터 사이의 예시적인 부착 시스템을 도시한 확대 개략도.

도 6e는 전달 시스템의 일 실시예에서 카테터가 제거된 상태로 전달 튜브, 푸싱 메커니즘 사이의 예시적인 부착 시스템을 도시한 확대 개략도.

도 6f는 전달 시스템의 일 실시예에서 카테터가 제거된 상태로 전달 튜브, 푸싱 메커니즘 사이의 예시적인 부착 시스템을 도시한 확대 개략도.

도 7은 섹션 G-G를 따른 도 6e의 부착 시스템의 개략적인 확대 측면도.

도 8은 폐색 장치가 색전 코일과 함께 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템의 개략적인 측면도.

도 9는 폐색 장치를 전달하는 방법에 대한 흐름도.

도 10a 및 도 10b는 본 명세서에 개시된 전달 시스템을 사용하여 폐색 장치를 전달하는 방법에 대한 흐름도.

도 11a는 본 개시의 예시적인 브레이드를 도시한 도면.

도 11b는 전개된 본 개시의 예시적인 브레이드를 도시한 도면.

도 11c는 본 개시의 색전 코일을 가진 예시적인 브레이드를 도시한 도면.

도 12a는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

도 12b는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고

있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

도 12c는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

도 12d는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

도 12e는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

도 12f는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

도 12g는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

도 12h는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

도 12i는 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하고 있는 시스템이 도시된, 본 개시에 따른 동맥류 내로 전개되고 있는 예시적인 전달 시스템 장치의 일 단계의 확대도.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0040] 개시된 기술의 예시적인 실시예가 본 명세서에서 상세히 설명되지만, 다른 실시예가 고려되는 것이 이해되어야 한다. 따라서, 개시된 기술은 그의 범주에 있어서 하기의 설명에 기재되거나 도면에 예시되는 구성의 상세 사항 및 구성요소의 배열로 제한되는 것으로 의도되지 않는다. 개시된 기술은 다른 실시예가 가능하며, 다양한 방식으로 실시되거나 수행될 수 있다.

[0041] 또한, 본 명세서 및 첨부된 청구범위에 사용되는 바와 같이, 단수 형태("a", "an" 및 "the")는 그 내용이 명확하게 달리 지시하지 않는 한 복수의 지시 대상을 포함하는 것에 유의하여야 한다. "포함하는(comprising)" 또는 "함유하는(containing)" 또는 "구비하는(including)"이란 적어도 지정된 화합물, 요소, 입자, 또는 방법 단계가 조성물 또는 물질 또는 방법 내에 존재함을 의미하지만, 다른 화합물, 재료, 입자, 방법 단계가 지정된 것과 동일한 기능을 갖는 경우에도, 그러한 다른 화합물, 재료, 입자, 방법 단계의 존재를 배제하지 않는다.

[0042] 예시적인 실시예를 기술함에 있어서, 명확함을 위해 용어가 참조될 것이다. 각각의 용어는 당업자에 의해 이해되는 바와 같은 그의 가장 넓은 의미로 고려되며, 유사한 목적을 달성하기 위해 유사한 방식으로 작동되는 모든 기술적 동가물을 포함하는 것으로 의도된다. 또한, 방법의 하나 이상의 단계의 언급은 명확하게 식별되는 그러한 단계들 사이의 추가의 방법 단계 또는 개재하는 방법 단계의 존재를 배제하지 않는 것이 이해되어야 한다. 방법의 단계는 개시된 기술의 범주로부터 벗어남이 없이 본 명세서에 기술된 순서와 상이한 순서로 수행될 수 있다. 유사하게, 장치 또는 시스템 내의 하나 이상의 구성요소의 언급은 명확하게 식별되는 그러한 구성요소들 사이의 추가의 구성요소 또는 개재하는 구성요소의 존재를 배제하지 않는 것이 또한 이해되어야 한다.

[0043] 본 명세서에서 논의되는 바와 같이, "대상" 또는 "환자"의 혈관구조는 사람 또는 임의의 동물의 혈관구조일 수 있다. 동물이 포유 동물, 수의사 동물(veterinarian animal), 가축 동물(livestock animal) 또는 애완동물 유형 동물 등을 이에 제한됨이 없이 포함하는 다양한 임의의 적용가능한 유형일 수 있는 것이 인식되어야 한다. 예로서, 동물은 사람과 유사한 소정 특성을 갖도록 특별하게 선택되는 실험용 동물(laboratory animal)(예컨대, 쥐, 개, 돼지, 원숭이 등)일 수 있다. 대상이 예를 들어 임의의 적용가능한 사람 환자일 수 있는 것이 인식되어야 한다.

[0044] 본 명세서에서 논의되는 바와 같이, "조작자"는 대상의 혈관구조로의 브레이드 본체의 전달과 관련된 의사, 외과의사, 또는 임의의 다른 개인 또는 전달 기구를 포함할 수 있다.

[0045] 뇌혈관 동맥류는 색전 코일을 사용하여 치료되는 것으로 알려져 있으며, 이는 마이크로카테터를 통해 동맥류 낭으로 전달되고 발생 부위에서(in situ) 탈착된다. "패킹 밀도"는 코일 질량이 차지하는 동맥류 낭의 체적인 것이 이해되어야 한다. 이전의 코일 접근법에서, 다수의 코일(예컨대, 5개의 코일)이 동맥류를 패킹하도록 사용되었고, 패킹 밀도는 전형적으로 동맥류 크기에 따라 15 내지 25% 범위일 수 있다. 본 명세서에 개시된 장치는 장치를 패킹하기 위해 단일 코일조차 필요 없이 단일 장치를 사용함으로써 색전 코일의 사용을 개선한다. 대신

에, 개시된 장치는 코일을 사용하는 것보다 높은 패킹 밀도로 동맥류를 패킹하고 동맥류 경부를 밀봉하도록 작동가능하다. 실제로, 패킹 밀도는 동맥류 내의 브레이드의 길이에 따라 25 내지 50%로 증가될 수 있거나, 통상적인 코일로 달성될 수 있는 것의 2배일 수 있다. 그러나, 브레이드가 동맥류를 패킹함에 따라 형성되는 다수의 브레이드 층은 보다 낮은 패킹 밀도가 동일한 수준의 폐색을 달성할 수 있는 방식으로 보다 낮은 패킹 밀도가 혈류 변경 및 응고를 달성할 수 있음을 의미할 수 있다. 이는 동맥류 경부가 치유되도록 허용한다.

[0046] 대조적으로, 이전의 색전-기반 접근법에서, 동맥류를 패킹하는 것은 동맥류가 동맥류를 폐색하기 위해 원하는 패킹 밀도를 얻었을 때까지 동맥류 낭 내로의 코일의 배치에 필요하였다. 그러나, 그러한 패킹 밀도를 얻는 것은 어렵고 시간 소모적이었으며, 동맥류 형태(예컨대, 넓은 경부, 분기 등) 등은 코일 질량을 지지하고 원하는 패킹 밀도를 얻기 위해 스텐트(stent) 또는 벌룬(balloon)과 같은 보조 장치를 필요로 하였다. 또한, 다수의 코일로 치료되는 동맥류는 흔히 부족한 코일링(coiling)의 결과로서 재분석되거나 압밀되고, 혈류 또는 심지어 동맥류 크기의 결과로서 동맥류 경부를 가로지르는 적용범위가 부족하다.

[0047] 본 명세서에 개시된 폐색 장치(1) 및 대응하는 전달 시스템(30)은 낮은 패킹 밀도, 압밀 및 동맥류의 재소통을 비롯한 이전 접근법의 단점을 해결한다.

[0048] 도 1을 참조하면, 본 개시의 예시적인 폐색 장치(1)는 혈관(BV)의 동맥류(A) 내로 전개되지만 그의 전달 시스템으로부터 아직 해제되지 않은 것으로 도시된다. 카테터(20)는 동맥류(A)로 전달되었고, 아래에서 보다 상세하게 도시되고 논의되는 바와 같이, 장치(1)의 브레이딩된 튜브형 임플란트(10)(이하에서 또한 "브레이드" 또는 "브레이드(10)"로 지칭됨)의 폐색 자루(12)가 동맥류(A)를 폐색하기 위해 동맥류(A)의 벽의 윤곽을 형성하고 그것을 지지하는 사전결정된 형상 및 구조를 형성하였다.

[0049] 도 2는 동맥류(A)를 폐색하기 위해 혈관구조 내의 관심 대상의 위치에 위치되기 전의 브레이드(10) 및 전달 시스템(30)의 개략적인 측면도를 도시한다. 브레이드(10)는 도 3에 보다 상세하게 도시된 바와 같이, 근위 임플란트 단부(14) 반대편의 원위 임플란트 단부(16)를 가진 루멘을 포함할 수 있다. 구체적으로, 도 3은 전개 전의 섹션 A-A를 따른 도 2의 전달 시스템의 개략적인 확대 측면도이다. 시스템(30)은 내측 루멘 및 브레이드 푸싱 메커니즘(38)을 가진 푸셔 전달 튜브(push delivery tube)(34)를 포함할 수 있다. 시스템(30)은 마이크로카테터(20)를 사용하여 브레이드(10)를 포함하는 폐색 장치를 관심 대상의 위치(예컨대, 병소 부위)로 전달할 수 있다. 시스템(30)은 마이크로카테터(20) 내에 사전배치될 수 있다. 소정 실시예에서, 마이크로카테터(20)는, 시스템(30)을 갖거나 갖지 않고서, 동맥류 경부의 높이에 사전배치되고 병소까지 장치(1)를 추적하기 위해 사용될 수 있다. 메커니즘(38)은 튜브형, 중실형(solid), 긴 형상(elongate), 및/또는 전달 튜브(34) 및/또는 마이크로카테터(20) 내에서 혈관구조의 사행형 경로를 통과할 수 있도록 유연성일 수 있다. 메커니즘(38)은 내측 루멘을 포함할 수 있고, 일회용이거나 하이포튜브와 함께 기능할 수 있다. 예를 들어, 하이포튜브가 메커니즘(38)에 부착되거나 그것과 연통하여 메커니즘(38)을 동맥류(A)를 향해 원위방향으로 활주시킬 수 있다.

[0050] 이와 관련하여, 메커니즘(38)은 전달 튜브(34) 내에 활주가능하게 배치될 수 있으며, 여기서 메커니즘(38)은 부착부(attachment)(36)에서 브레이드(10)와 기계적으로 연결될 수 있다. 브레이드(10)가 부착부(36)에서 푸싱 메커니즘(38)에 기계적으로 부착될 때, 아래에서 논의되는 바와 같이, 메커니즘(38)을 동맥류를 향해 원위방향으로 병진, 활주, 또는 달리 이동시키는 것은 브레이드(10)의 원위 임플란트 단부(16)가 수축 상태에서부터 전개 상태로 이동하기 시작하게 할 수 있다. 전달 튜브(34) 및 메커니즘(38) 둘 모두는 마이크로카테터(20)의 근위 부(24)로부터 원위 단부(26)까지 연장될 수 있다.

[0051] 브레이드(10)가 동맥류를 치료하기 위한 자가-확장 브레이드를 포함할 수 있는 것이 이해되어야 한다. 브레이드(10)의 내측 루멘은 메시를 포함할 수 있는 자가-확장 다중-필라멘트 외측 표면을 형성할 수 있다. 메커니즘(38)이 브레이드(10)의 근위에 배치되고, 브레이드(10)가 근위 임플란트 단부(14)에서 부착부(36)를 가로질러 메커니즘(38)과 연통하는 것을 볼 수 있다. 브레이드(10)는 부착부(36)에, 그 상에 크립핑됨(crimped)으로써 또는 탈착가능 연결부에 의해 부착될 수 있다. 소정 실시예에서, 근위 임플란트 단부(14)는 부착부(36)에서 메커니즘(38)의 원위 단부 내에 삽입될 수 있고, 여기서 메커니즘(38)이 이어서 근위 임플란트 단부와 또는 그 상에 부착될 수 있다. 그러나, 부착부(36)는 그렇게 제한되지 않고, 대신에 브레이드(10)가 부착부(36) 위로 또는 달리 그것과 함께 활주가능하게, 탈착가능하게 삽입될 수 있다.

[0052] 동맥류(A) 내로 전개되기 전에, 브레이드(10)의 원위 임플란트 단부(16)는 전달 튜브(34)의 원위 단부(46)에 인접하거나 그것과 접촉한다. 전달 튜브(34)는 또한 전개되기 전에 브레이드(10)를 제위치로 고정식으로 체결하도록 작동가능한 하나 이상의 체결구(32)를 포함할 수 있다. 체결구(32)에 인접하거나 그것과 연통하는 원위 임플란트 단부(16)의 브레이드(10)의 영역은 브레이드(10)의 인접 영역에 대한 꼬임 또는 다른 손상을 최소화시

키기 위해 실질적으로 비외상적이고/이거나 등글게 될 수 있다. 체결구(32)는 전달 튜브(34)가 그것으로 고정되지만 작동이 요구될 때 메커니즘(38) 및 브레이드(10)의 병진이 여전히 허용되도록 크리핑, 솔더링(soldering), 브레이싱(bracing), 접착제, 압박 커프(pressure cuff), 용접 또는 클램프(clamp)를 비롯한 다른 체결구 수단 등을 포함할 수 있다.

[0053] 브레이드(10)는 전달 중에 동맥류(A)의 경부에 걸쳐 확장되도록 작동가능할 수 있으며, 이는 모관으로부터 동맥류 낭 내로의 추가의 혈류를 실질적으로 감소시키고/시키거나 방지할 수 있다. 단부(16) 상의 또는 그것의 근위에 있는 브레이드(10)의 부분들은 브레이드(10)가 동맥류(A) 내에서 그의 사전결정된 자루-유사 형상을 형성함에 따라(예컨대, 도 1 참조) 전달 및 반전 중에 자가-확장을 유도하기 위해 단부(14) 상의 또는 그것의 근위에 있는 브레이드(10)의 부분들보다 더욱 유연성일 수 있다. 브레이드(10)는 그의 외측 표면을 포함하여 자가-확장형일 수 있고, 방사선 불투과성을 위해 교직(interwoven) 백금 필라멘트와 함께 니티놀로부터 제조될 수 있다. 그러나, 브레이드(10)는 그렇게 제한되지 않고, 브레이드(10)의 외측 표면을 형성하기 위해 사용될 수 있는 임의의 재료 또는 재료의 조합이 필요에 따라 또는 요구되는 대로 사용될 수 있다.

[0054] 도 4를 참조하면, 예시적인 브레이드(10)를 혈관구조로 안전하고 정확하게 전달하기 위한 방법(400)에 대한 흐름도가 도시된다. 볼 수 있는 바와 같이, 방법(400)의 단계(405)에서, 폐색 장치(1)가 마이크로카테터(20)와 조립된다. 마이크로카테터(20)와 장치(1) 사이의 조립은 혈관구조 내로 도입되기 전에 이루어질 수 있다. 단계(410)에서, 장치(1)는 시스템(30)을 포함하여 이제 병소 부위에 선택적으로 위치되었을 수 있고, 메커니즘(38)이 브레이드(10)의 그의 원위방향 병진을 시작할 수 있다. 단계(410)에서 볼 수 있는 바와 같이, 그의 원위 임플란트 단부(16)가 카테터(20)의 원위 단부(26) 및/또는 전달 튜브(34)의 전달 단부(46)(이 도면에서는 식별되지 않음)로부터 멀어지게 이동함에 따라 브레이드(10)가 확장 및/또는 반전되어 치료되는 동맥류(A) 내에 자루(12)(예컨대, 도 1의 동맥류(A)를 폐색하는 장치(1)의 형성된 자루(12) 참조)를 형성하기 시작한다.

[0055] 소정 실시예에서, 자루(12)는 메커니즘(38), 부착부(36), 및/또는 전달 튜브(34)의 부분들이 형광투시법 하에서 볼 때 경부의 높이에 있도록 브레이드(10)가 동맥류의 경부 또는 돔 부근으로 전진됨에 따라 형성되기 시작한다. 그러나, 장치(1)는 그렇게 제한되지 않고, 대신에 원위 임플란트 단부(16)가 단순히 전달 튜브(34) 및/또는 카테터(20)로부터 멀어지게 원위방향으로 활주함에 따라 브레이드(10)가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되어 자루(12)를 형성하기 시작할 수 있다. 단계(415)에 도시된 바와 같이, 자루(12)는 이제 브레이드(10)가 동맥류(A) 내로 더욱 깊이 그리고/또는 카테터(20) 및 튜브(34)로부터 더욱 멀어지게 원위방향으로 병진됨에 따라 대체로 구형 형상을 취하고 있다. 단계(405)와 단계(415) 사이에서의 이동 시에, 자루(12)가 형성됨에 따라, 브레이드(10)의 외경은 마이크로카테터(20)보다 큰 직경으로 반경방향으로 확장된다. 외측 표면을 형성할 수 있는 브레이드(10)의 간극의 브레이드 와이어 수는 동맥류를 폐색하는 데 필요한 자루(12) 또는 자루들의 직경에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 자루(12)의 사전결정된 형상 및 강도의 형성을 유도하기 위해, 브레이드(10)의 원위 임플란트 단부(16)는 근위 임플란트 단부(14)보다 더욱 유연성일 수 있고, 브레이드(10)의 부분들은 단부(16) 상에서 또는 그것 주위에서 가장 유연성인 것으로부터 단부(14) 상에서 또는 그것 주위에서 덜 유연성인 것까지 달라질 수 있다. 브레이드(10)의 간극은 또한 동맥류의 폐색을 위한 개구를 형성할 수 있다.

[0056] 메커니즘(38)의 그러한 원위방향 이동 및 브레이드(10)의 자루(12)의 초기 형성이 도 4의 섹션 B-B의 확대도인 도 5a에 더욱 명확하게 도시된다. 브레이드(10)의 원위 임플란트 단부(16)가 동맥류(A)를 향해 그리고 마이크로카테터(20)의 단부(26)로부터 멀어지게 원위방향으로 병진함에 따라, 브레이드(10)의 원위 임플란트 단부(16)가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되기 시작하여 동맥류를 폐색하기 위한 폐색 자루(12)를 형성하기 시작할 수 있다. 이는 도 4의 섹션 C-C의 확대도인 도 5b에 더욱 명확하게 도시된다. 메커니즘(38)은 조작자 등에 의해 그의 근위 단부로부터 하이포튜브에 의해 구동될 수 있다. 브레이드(10)가 또한 예를 들어 부착부(36)에서 메커니즘(38)의 내측 부분에 부착되고/되거나 그것 위로 절첩가능할 수 있는 것이 이해되어야 한다.

[0057] 단계(420)에서, 브레이드(10)의 원위 임플란트 단부(16)가 그것이 동맥류(A)의 돔에 접근하거나 그것과 접촉함에 따라 계속 반전되면서 메커니즘(38)이 계속 원위방향으로 병진될 수 있다. 브레이드(10)는 또한 그것이 카테터(20)로부터 빠져나감에 따라 즉시 반전되기 시작할 수 있다(예컨대, 도 5a의 단계(410) 참조). 자루(12)가 이제 동맥류(A)의 형상에 정합하도록 설계된 그의 사전결정된, 구형 형상으로 완전히 확장된 것을 볼 수 있다. 이는 섹션 D-D의 확대도인 도 5c에 더욱 명확하게 도시되며, 여기서 자루(12)는 구형 형상으로 보일 수 있다. 보다 구체적으로, 도 5a 내지 도 5c에 도시된 바와 같이 단계들(405, 420) 사이의 이동 시에, 메커니즘(38)은 브레이드가 그의 원위 임플란트 단부(16)를 중심으로 절첩되어 자루(12)를 형성할 때까지 브레이드(10)를 원위방향으로 병진시킨다. 자루(12)는 각각의 동맥류(A)를 폐색하는 데 필요한 임의의 형상을 취할 수 있다.

- [0058] 단계들(420 내지 425) 사이에서, 섹션 E-E의 확대도인 도 5d에 보다 상세하게 도시된 바와 같이, 자루(12)의 근위에 있는 비확장된, 브레이드 부분(들)(17)이 절첩되고 자루(12)를 무작위로 충전할 때까지 메커니즘(38)이 계속 원위방향으로 활주한다. 자루(12)는 도시된 구형 형상이고 사전결정된 패킹 밀도를 부여하도록 형성될 수 있으며, 브레이드(10)로 형성되는 부분(17)은 자루(12)를 추가로 보강하기 위해 자루(12)를 충전하였다. 바꾸어 말하면, 브레이드(10)가 동맥류의 뒹에 도달함에 따라, 단계(415)에서 시작하여 도시된 바와 같이 메커니즘(38)으로부터 나오는 자루(12)의 근위에 있는 브레이드 부분(들)(17)이 자루(12)를 편향시키고 충전하기 시작하도록 가압될 수 있다.
- [0059] 단계(430)에서, 자루(12)가 동맥류(A)를 폐색하기에 충분한 방식으로 완전히 형성되면, 브레이드(10)가 부착부(36)로부터 탈착될 수 있다. 그러나, 자루(12)가 정확하게 위치되지 않으면 또는 파열의 위험 없이 안전한 폐색을 위해 동맥류(A) 내에 재설치될 필요가 있으면, 메커니즘(38)을 근위방향으로 이동시킴으로써 자루(12)를 포함하여 브레이드(10)가 다시 전달 튜브(34) 내로 후퇴될 수 있다. 자루(12)가 완전히 형성될 때, 그것이 임의의 색전 코일의 필요 없이 동맥류(A)를 15 내지 25%의 패킹 밀도로 패킹할 수 있는 것이 이해되어야 한다. 그러나, 브레이드(10)는 필요에 따라 또는 요구되는 대로, 40%, 50%, 또는 15 내지 25% 미만의 패킹 밀도를 달성하도록 설계될 수 있다. 패킹 밀도의 변화는 브레이드(10)의 길이 또는 직경을 변화시킴으로써 영향을 받을 수 있다. 동일한 동맥류(A) 내의 보다 길거나 보다 짧은 브레이드(10)는 전개되는 브레이드의 양을 변화시킬 수 있으며, 이는 결과적으로 형성되는 자루(12)의 수 및 자루(12)를 충전하는 비확장된, 브레이드 부분(17)의 양을 좌우할 수 있다. 브레이드(10)의 직경에 대해서도 마찬가지로, 보다 큰 직경이 보다 작은 길이로, 그러나 보다 낮은 밀도로 동맥류(A)의 더욱 많은 부분을 충전한다. 이어서, 조작자가 각각의 특정 동맥류(A)에 대한 브레이드(10)의 상이한 파라미터들 간에서 선택할 수 있다.
- [0060] 단계(435)에서, 자루(12)가 동맥류(A) 내에 적절히 위치되고 형성되었기 때문에, 브레이드(10)가 메커니즘(38)으로부터 탈착되었고, 메커니즘(38)은 이제 그것으로부터 후퇴될 수 있다. 도시된 바와 같이, 대향하는 그래스퍼 아암(grasper arm)(42a, 42b)이 마이크로카테터(20) 또는 전달 튜브(34)로 형성되고 근위방향으로 후퇴될 수 있어, 아암(42a, 42b)이 브레이드(10)를 확장시킴으로써 형성된 자루(12)를 해제시킬 수 있다. 위치설정 및 탈착이 형광투시법 하에서 모니터링 및/또는 구동될 수 있도록 아암(42a, 42b) 중 일부 또는 전부가 방사선 불투과성일 수 있는 것이 이해되어야 한다.
- [0061] 부착부(36)의 일례가 메커니즘(38)과 연통하는 브레이드(10)를 보여주기 위해 중심선을 가로지르는 단계(425)의 섹션 E-E의 개략적인 확대 사시도인 도 6a에 도시된다. 메커니즘(38)이 브레이드(10) 내에 후킹되거나(hook) 그것에 부착되는 그리고 유사하게 그것으로부터 해제될 수 있는 풀 와이어(pull wire)(39)를 포함할 수 있고, 풀 와이어(39)가 근위방향으로 당겨지지 않는 한 부착부가 고정될 것을 볼 수 있다. 풀 와이어(39)가 후방으로 당겨지면, 브레이드(10)가 해제될 수 있다. 도 6a는 메커니즘(38)이 부착부(36)를 가로질러 브레이드(10)에 부착될 수 있는 단지 하나의 방식일 뿐이며, 필요에 따라 또는 요구되는 대로 임의의 수의 부착 수단이 고려된다.
- [0062] 시스템(30)이 브레이드(10)를 해제시킬 수 있는 방법의 다른 예가 도 6b에 도시된다. 방법(600B)의 제1 단계(605B)에서, 메커니즘(38')이 전달 튜브(34') 및 카테터(20) 내에 수축 상태로 도시된다. 메커니즘(38')은 실질적으로 긴 부분(37')을 포함하며, 이러한 긴 부분은 대체로 튜브(34')의 내측 공동 또는 루멘을 따라 연장되어 긴 부분(37')과 튜브(34') 사이에 공간을 남긴다. 부분(37')은 튜브(34')와 축방향으로 정렬될 수 있다. 메커니즘(38')의 기부 부분(33')이 또한 메커니즘(38')의 근위 단부 상에 배치되어 포함될 수 있다. 부분(33')은 적어도 부분(37')보다 넓을 수 있고, 튜브(34')의 내측 표면까지 연장될 수 있다. 사용 중에, 브레이드(10)는 부분(37')과 튜브(34') 사이의 공간에 걸쳐 축방향으로 위치될 수 있고, 부분(37') 위로 전진될 수 있으며, 부분(33')에 고정될 수 있다. 단계(610B)에서, 부분(37')이 이제 튜브(34') 및 카테터(20)의 원위에 있도록 메커니즘(38')이 원위방향으로 병진된 것을 볼 수 있다. 기부(33')는 그것이 튜브(34')의 돌출부(41')와 접촉할 때까지 유사하게 원위방향으로 병진되었다. 단계(610B)에서 기부(33')가 돌출부(41')와 접촉할 때, 돌출부(41')는 브레이드(10)의 근위 임플란트 단부(14)가 자유롭게 탈착되도록 튜브(34')의 원위에 있을 것이다. 돌출부(41')는 또한 브레이드(10)의 단부(14)가 그것 내에 부착될 수 있는 갭(gap) 또는 공간(43')을 포함할 수 있다. 공간(43')이 카테터(20) 및 튜브(34')의 원위에 있을 때, 단부(14)가 공간(43')에 이전에 체결되었던 실시예에서, 단부(14)는 이제 자유롭게 분리되고 해제될 수 있다.
- [0063] 돌출부(41')는, 그것을 중심으로 하는 내경을 기부(33')의 직경보다 작게 감소시키도록 내향으로 돌출되는 튜브(34')의 부재 또는 연장부일 수 있다. 이와 관련하여, 하나의 돌출부(41')만이 튜브(34')와 일체로 형성되어 제공되거나 그것과 탈착가능하게 연결되어 위치될 수 있다. 그러나, 방법(600B)은 그렇게 제한되지 않으며, 하나 초과(의) 돌출부(41')뿐만 아니라 또한 원통형 돌출부(41'), 또는 기부(33')가 통과하여 이동하는 것을 방지하

기 위해 내경을 감소시키도록 형성화되고 설계되는 임의의 다른 돌출부가 제공될 수 있다.

[0064] 시스템(30)이 브레이드(10)를 해제시킬 수 있는 방법의 다른 예가 도 6c 내지 도 6f에 도시된다. 도 6c에, 예시적인 프로토타입(prototype)의 개략도가 도시된다. 도 6d는 도 6c에 도시된 실시예를 예시하는 예시적인 프로토타입의 사진이다. 브레이드(10)는 자루(12)가 카테터(20) 및 튜브(34)의 원위에 형성되는 전개 상태로 도 6c 및 도 6d 둘 모두에 도시된다. 이러한 실시예의 메커니즘(38")은 도 6e 및 도 6f에 더욱 명확하게 도시된 바와 같이 부착부(36")를 통해 브레이드(10)에 기계적으로 부착된다. 구체적으로, 도 6e에서, 카테터(20)는 부착부(36")에서 메커니즘(38")과 상호연결된 브레이드(10)를 보여주기 위해 제거되었다. 도 6f에서, 메커니즘(38")은 브레이드(10)로부터 탈착되었다. 실제로, 메커니즘(38") 및 카테터(20)는 이제 전체적으로 혈관구조로부터 그리고 환자로부터 제거되어 동맥류(A)를 폐색하도록 선택적으로 위치되고 형성된 폐색 자루(12)를 남길 수 있다.

[0065] 부착부(36")는 메커니즘(38")과 연통하는 브레이드(10)의 단부(14)를 도시한 도 6e의 섹션 G-G의 개략적인 확대 사시도인 도 7에 더욱 명확하게 도시된다. 메커니즘(38")이 그의 원위 단부(46) 주위에 상호연결 부재(interlinking member)(39")에 의해 형성되는 해제가능 부착 인터페이스를 포함할 수 있는 것을 볼 수 있다. 부재(39")는 메커니즘(38")과 일체로 형성될 수 있고, 브레이드(10)의 부착 부분(11)과 고정식으로 맞물리도록 작동가능한 리세스(recess) 또는 채널(channel) 부분으로부터 구성될 수 있다. 부분(11)은 결과적으로 브레이드(10)의 단부(14)에 체결되거나 그것으로 형성되거나 달리 그것 상에 배치되는 별개의 부분일 수 있다. 부분(11)은 부재(39")와 탈착가능하게, 고정식으로 맞물리도록 작동가능한 대응하는 채널 또는 리세스를 포함할 수 있다. 실제로, 부재(39")는 혈관구조로의 전달 전에 전달 튜브(34) 내에서 부분(11)과 고정식으로 맞물릴 수 있다. 그러나, 메커니즘(38") 및 브레이드(10)는 그렇게 제한되지 않으며, 혈관구조로 전달되는 시스템(30)의 전달과 동시에 맞물림이 발생할 수 있다. 조작자가 동맥류(A)에 자루(12)를 전달하고 해제시키기를 원할 때, 메커니즘(38")을 이동시킴으로써 브레이드(10)가 카테터(20) 및/또는 전달 튜브(34)로부터 원위방향으로 전진될 수 있다. 일단 부재(39")가 튜브(34)의 원위에 있으면, 브레이드(10)의 대응하는 부분(11)이 그것으로부터 해제될 수 있다. 이어서, 메커니즘(38")이 후퇴될 수 있고, 시스템(30)이 혈관구조 내의 관심 대상의 위치로부터 제거될 수 있다. 도 7이 본 명세서에 개시된 시스템(30)의 푸싱 메커니즘이 부착부(36")를 가로질러 브레이드(10)의 단부(14)에 부착 및 탈착될 수 있는 단지 하나의 방식일 뿐이고, 필요에 따라 또는 요구되는 대로 임의의 수의 부착 수단이 고려되는 것이 이해되어야 한다.

[0066] 도 8은 장치(1)가 전개되는 과정에 있고 자루(12)가 형성되는 과정에 있는 다른 예시적인 전달 시스템(30)의 개략적인 측면도이다. 이러한 실시예에서, 코일(33)이 또한 동맥류(A)의 패키징을 추가로 용이하게 하도록 자루(12)를 추후에 충전하기 위해 전달 시스템(30)과 조립된다. 필요에 따라 또는 요구되는 대로 하나 이상의 추가의 코일이 근위 임플란트 단부(14)와 함께 삽입될 수 있는 것이 이해되어야 한다. 그러나, 시스템(30)은 그렇게 제한되지 않으며, 브레이드(10)는 자루를 형성하기 위해 반전되지 않는 부분들을 자루(12) 후방에 포함할 수 있다. 대신에, 이들 후방 부분들은 자루(12)에 의해 전달되는 패키징 밀도를 조절하는 것과 유사하게 형성된 자루(12) 내로 원위방향으로 활주될 수 있다(예컨대, 도 12a 내지 도 12i 참조).

[0067] 도 9는 폐색 장치를 전달하는 방법(900)에 대한 흐름도이다. 단계(905)에서, 자가-확장 브레이드가 그것이 전달 카테터로부터 동맥류 내로 원위방향으로 병진함에 따라 반전된다. 단계(910)에서, 브레이드가 동맥류의 크기 및/또는 형상에 정합하는 폐색 자루를 형성한다. 브레이드는 단계(910)에서 반전되고/되거나 반경방향으로 확장되어 폐색 자루를 형성할 수 있다. 단계(915)에서, 브레이드가 계속 원위방향으로 병진하고, 브레이드가 동맥류의 상부에 도달할 때, 브레이드의 부분들(예컨대, 폐색 자루의 근위에 있는 브레이드의 부분들)이 반전을 중단하고 비-반전 상태에 있다. 몇몇 실시예에서, 폐색 자루의 근위에 있는 브레이드의 부분들은 브레이드가 동맥류 내로 더욱 깊이 원위방향으로 병진됨에 따라 비-반전(예컨대, 비확장) 상태에 있다. 단계(920)에서, 비-반전 상태에 있는 브레이드의 부분들이 동맥류 내부의 폐색 자루를 원위방향으로 병진시켜 사전결정된 패키징 밀도로 충전한다. 밀도는 기존 코일 집근법보다 적어도 25%, 25 내지 50%, 또는 75%만큼 많이 증가될 수 있다.

[0068] 도 10은 본 명세서에 개시된 전달 시스템을 사용하여 폐색 장치를 전달하는 방법(1000)에 대한 흐름도이다. 단계(1005)는 마이크로카테터를 혈관구조 내에 선택적으로 위치시키는 단계를 포함한다. 단계(1010)는 폐색 장치의 전달 시스템을 마이크로카테터 내에 활주가능하게 위치시키는 단계를 포함하며, 전달 시스템은 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는 전달 튜브 및 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치되는 푸싱 메커니즘을 포함하고, 푸싱 메커니즘은 원위 단부 및 근위 단부를 포함한다. 단계(1015)는 폐색 장치의 자가-확장 브레이드를 전달 튜브 내에 활주가능하게 위치시키는 단계를 포함하며, 브레이드는 원위 단부 및 근위 단부를 포함한다. 단계(1020)는 브레이드의 근위 단부를 푸싱 메커니즘의 원위 단부에 탈착가능하게 부착하는 단계를 포함한다. 단계(1025)는

전달 시스템을 혈관구조로 동맥류로 전진시키는 단계를 포함한다. 단계(1030)는 푸싱 메커니즘에 의해 전달 튜브 내의 브레이드를 동맥류를 향해 원위방향으로 활주시켜, 브레이드의 원위 단부가 전달 튜브의 원위 단부 외부로 그리고 그것으로부터 멀어지게 이동됨에 따라 브레이드가 전달 튜브 내에서의 수축 상태에서부터 동맥류 내에서의 전개 상태로 이동하면서 반전되고/되거나 반경방향으로 확장되게 하는 단계를 포함한다. 단계(1035)는 폐색 장치를 해제시키고 전달 시스템과 카테터를 환자로부터 후퇴시키는 단계를 포함한다.

- [0069] 도 11a 및 도 11b는 브레이드 또는 브레이딩된 메시(100)의 일례를 예시한다. 메시(100)는 자가-확장형일 수 있고, 메시의 튜브로 구성될 수 있다. 자가-확장 메시(100)는 다수의 와이어(102), 예를 들어 4 내지 96개의 와이어를 포함할 수 있다. 와이어(102)의 수 및 와이어의 직경은 강성 및 기공 크기를 제어하는 요인일 수 있다. 예를 들어, 브레이드의 원위 단부는 근위 단부보다 더욱 다공성이거나 더욱 가요성일 수 있거나, 그 반대일 수 있다. 와이어의 수를 결정할 때 단지 하나의 자루 또는 다수의 자루(예컨대, 2개 이상의 자루)와의 브레이드의 조합이 고려될 수 있다. 보다 적은 와이어(102)가 전체적으로 사용될 수 있고, 여전히 원하는 폐색을 가져올 수 있다. 와이어(102)는 니켈-티타늄 합금, 코발트 크롬 합금, 백금, 니티놀, 스테인리스 강, 탄탈륨, 또는 다른 합금과 같은 다수의 합금, 또는 임의의 다른 적합한 생체적합성 재료, 또는 침착된 박막을 포함하는 이들 재료의 조합으로부터 제조될 수 있다. 또한, 이들 재료는 시간 경과에 따라 환자에 의해 흡수가능하거나 비-흡수가능할 수 있다.
- [0070] 메시(100) 내의 구멍(104)은 벽(106) 내에 실질적으로 일체형 골격(frame work) 또는 메시지를 생성한다. 따라서, 구멍(104)은 임의의 크기, 형상, 또는 다공성을 가질 수 있고, 메시(100)의 벽(106) 전체에 걸쳐 균일하게 또는 무작위로 이격될 수 있다. 구멍(104)은 튜브형 요소에 가요성을 제공하고, 또한 수축 상태에서부터 확장 상태로의 그리고 그 반대로의 메시(100)의 변형을 돕는다.
- [0071] 위에서 논의된 바와 같이, 메시(100)는 그것이 형성됨에 따라 반전된다. 이는 도 11b에 예시된 바와 같이, 메시가 형성될 때의 메시(100)의 내부(108)가 전개 시에 "외부"가 되거나 동맥류(A) 벽과 접촉함을 의미한다. 명확성을 위해, 메시(100)는 초기에 중공형의 원통형 형상으로서 형성된다. 이러한 형상은 내부(108) 및 외부를 갖는다. 내부(108)는 튜브의 중공형 부분과 유사하다. 전개 시에, 메시(100)는 뒤집어져, 일단 동맥류(A) 내에 전개되면 형성 시의 "내부(108)"가 이제는 자루(112)의 "외부"이다.
- [0072] 메시(100)가 길이 L을 갖고, 길이 L이 자루(112) 및 자루(112) 내에 형성되는 비확장된 메시(110)(또는 테일(tail)) 둘 모두를 형성하는 것에 유의하여야 한다. 길이 L을 제어하는 것은 자루(112)의 상이한 직경, 내부 자루의 수 및/또는 자루(112)를 충전하고 패킹 밀도에 영향을 미치는 테일(110)의 길이를 제공할 수 있다.
- [0073] 일례에서, 메시(100)의 반전은 원위 단부(116)가 고정되어 유지되는 상태에서 메시(100)의 근위 단부(114)가 전방으로 밀릴 때 형성될 수 있다. 근위 단부(114)는 단부(116)가 고정되어 유지되는 상태에서 내부(108)로 밀려 근위 단부(114)가 먼저 전달 튜브로부터 빠져나가게 한다. 일단 전체 길이 L이 전달 튜브 외부로 전개되면, 원위 단부(116)가 탈착되며, 따라서 전개될 마지막 단부이다. 위와 같이, 근위 단부(114)는 근위 임플란트 단부(14)와 맞물리고, 원위 단부(116)는 원위 임플란트 단부(16)와 맞물린다. 메시(100)는 튜브 삭(sock)과 유사하게 형성될 수 있다.
- [0074] 다른 예는 위와 같이 원위 단부(116)를 고정시키며, 근위 단부(114)가 밀림에 따라, 원위 단부(116) 바로 후방에 있는 메시(110)가 전개되어, 여전히 메시(100)가 "뒤집혀" 전개되게 한다. 여기서, 일단 메시(100)가 완전히 전개되면, 근위 및 원위 단부(114, 116) 둘 모두는 서로 옆에 있다.
- [0075] 도 11c는 개방될 수 있는 근위 단부(114)에 색전 코일(330)을 가진 전개-후의 메시(100)를 예시한다. 단부(114)가 개방되면, 색전 코일(330)이 그것을 통해 삽입되어 대응하는 폐색 자루의 패킹 밀도를 증가시키거나 넓은 경부를 가진 동맥류와 같은 소정 동맥류 형태에서 달리 폐색 자루를 지지할 수 있다. 코일(330)은 니켈-티타늄 합금, 코발트 크롬 합금, 백금, 니티놀, 스테인리스 강, 탄탈륨, 또는 다른 합금과 같은 당업계에 흔히 사용되는 임의의 생체적합성 재료; 또는 임의의 다른 적합한 생체적합성 재료, 또는 이들 재료의 조합으로 제조된다. 코일(330)의 강성은 예를 들어 코일 와이어 직경, 코일 권취 직경, 코일 피치, 및 코일 재료의 전형적인 코일 파라미터에 의해 조절될 수 있다. 코일의 경우에, 코일의 직경은 다양한 형상 및 크기일 수 있는 동맥류 낭(A)의 크기 및 형상을 고려하여 선택된다.
- [0076] 도 12a 내지 도 12i는 예시적인 동맥류(A)로 전달되는 브레이드(10)의 예시적인 실시예를 도시한다. 구체적으로, 도 12a에서, 브레이드(10)가 초기에 동맥류(A) 내로 전진하고 자루(12)가 형태를 갖추기 시작한 것을 볼 수 있다. 도 12b에서, 브레이드(10)가 동맥류(A)의 돔(D)을 향해 계속 원위방향으로 전진되고 그것 자체 내로 절

첩되어 자루(12)를 형성하는 것을 볼 수 있다. 그러나, 브레이드(10)는 그렇게 제한되지 않으며, 소정 실시예에서, 브레이드(10)가 카테터(20)로부터 빠져나감에 따라, 브레이드(10)는 브레이크(13) 없이 그리고 돔(D)에 대한 그의 위치와 관계없이 반전되어 자루(12)를 형성하기 시작할 수 있다. 용어 "브레이크"는 반전을 용이하게 하고/하거나 전달 중에 브레이드의 꼬임을 회피하는 브레이드의 영역을 포함하도록 본 명세서에 사용된다. 브레이크는 브레이드의 다른 영역에 대한 물리적 특성의 하나 이상의 국소 변화(예컨대, 증가된 가요성, 사전-약화 등)를 포함할 수 있다. 자루(12)는 브레이드(10)의 비확장된 부분들(17)이 계속 병진되는 동안에 동맥류(A)의 벽을 향해 반경방향으로 확장된다. 브레이드(10)가 사전결정된 거리만큼 원위방향으로 병진한 후에 반전 절첩이 행해지도록 브레이크(13)가 브레이드(10)의 간극으로 형성될 수 있는 것이 이해되어야 한다. 브레이크(13)는 브레이드(10)를 더욱 연성이지만 꼬임을 방지하게 하고 점진적인 절첩 곡선을 유도하기 위해 국소화된 열 처리를 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 브레이크(13)는 국소화된 열 처리를 포함하여 브레이드(10)를 반전 후에 확장될 수 있게 할 수 있다. 브레이크(13)는 또한 단순히 동맥류(A)의 변형을 회피하기 위해 좌굴이 유도되도록 특정 자루(12)에 대해 사전설정된 약화 지점 또는 좌굴 지점일 수 있다. 대안적으로, 어떠한 브레이크(13)도 포함되지 않을 수 있으며, 대신에 브레이드(10)는 브레이드(10)의 사전선택된 유연성에 기초하여 동맥류(A)의 돔(D)과의 접촉 시에 반전되고 그것 자체 내로 절첩될 수 있다.

[0077] 소정 실시예에서, 자루(12)는 특정 크기의 동맥류(A)에 대해서만 크기설정될 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 자루(12)는 필요에 따라 자루(12)가 조절되도록 부분(17)을 계속 전진시킴으로써 다수의 크기에 걸쳐(예컨대, 대략 6 mm 내지 대략 10 mm에 걸쳐) 동맥류를 충분히 패킹하도록 조작자에 의해 정합가능하거나 조절될 수 있다. 예를 들어, 부분(17)을 제1 위치로부터 제2 위치로 원위방향으로 병진시키는 것은 제1 폐색 설정으로부터 제2 설정으로 조절할 수 있다. 이는 그것이 동맥류(A)의 정확한 측정이 불필요하고, 대신에, 자루(12)가 과열의 위험 없이 폐색하는 방식으로 동맥류(A)에 맞게 정확하고 안전하게 조절될 수 있음을 의미하기 때문에 임상 환경에서 특히 유리하다.

[0078] 도 12c에서, 자루(12)는 거의 완전히 형성되고, 도 12d에서, 부분들(17)은 자루(12)가 추가로 확장에 필요한 부분들 없이 완전히 형성되도록 원위방향으로 병진되었다. 도 12d에서, 구체적으로, 형성된 자루(12)가 이제 돔(D)에 인접하고 그것을 지지하고 있는 것을 볼 수 있다. 한편, 브레이드(10)는 자루(12)와 중첩되어 다공성을 감소시키고/시키거나 동맥류 내로의 혈류를 더욱 느리게 하기 위해 자루(12)의 내부에 하나 이상의 추가의 자루를 형성하도록 계속 병진될 수 있다. 예를 들어, 도 12e에서, 부분(17)이 계속 원위방향으로 병진됨에 따라, 제2 자루(15)가 형성되고 그것 자체 내로 반전되기 시작할 수 있도록 제2 브레이크가 브레이드(10) 내에 포함될 수 있다. 도 12f에서, 부분(17)은 제2 자루(15)가 이제 완전히 형성되고 자루(12)의 내부에 중첩되도록 원위방향으로 더욱 많이 병진하였다. 도 12g 내지 도 12i에서, 자루(12, 15)의 형성 후에, 부분(17)은 계속 원위방향으로 병진될 수 있는 한편, 브레이드(10)의 다른 부분들은 더 이상 반전되지 않는다. 이와 관련하여, 부분(17)은 자루(12, 15)의 근위에 있는 브레이드(10)의 비-반전 부분으로 고려될 수 있다. 부분(17)은 코일 접근법과 유사하게 원위방향으로 병진하여 자루(15)를 부분들(17)로 충전한다. 그러나, 코일 접근법과 달리, 부분들(17)은 자루(12, 15)를 충전할 수 있고 또한 이어서 조작자가 브레이드(10)를 동맥류(A)와 재위치 또는 재설치하기를 원하면 그것으로부터 후퇴될 수 있다. 자루(12)의 패킹 밀도는 하나 이상의 사전결정된 설정들(예컨대, 15%의 제1 설정, 20%의 제2 설정, 25%의 제3 설정 등) 사이에서 부분들(17)을 원위방향으로 또는 근위방향으로 전진시킴으로써 조절될 수 있다. 유체 폐색의 비율이 또한 단부(14, 16), 부분(17), 및/또는 자루(12, 15)를 비롯하여 브레이드(10) 전체에 걸쳐 다공성을 변화시킴으로써 최적화될 수 있다. 본 명세서의 도시된 실시예는 본 명세서에 개시된 브레이드(10)의 단지 예시적인 접근법일 뿐이다. 다른 실시예는 단지 하나의 폐색 자루 또는 도시된 바와 같이 2개 초과 예시적인 폐색 자루를 포함할 수 있다.

[0079] 브레이드(10)의 변형이 스테인리스 강, 생체흡수성 재료, 및 중합체와 같은 다양한 재료를 포함할 수 있는 것이 이해되어야 한다. 임의의 브레이크 및 대응하는 자루와 같은 임의의 특정 부분을 포함하여 브레이드(10)는 동맥류 형태와 보다 양호하게 합치하도록 초기 자루를 형성화하는 목적을 위해, 구형, 장방형, 새들(saddle) 형상 등과 같은 다양한 구성으로 열 고정(heat set)될 수 있다. 또한, 브레이드(10)는 일단 그것이 동맥류의 돔에 도달하면 브레이드 좌굴을 용이하게 하기 위해 약화 지점을 포함하도록 열 형상화될 수 있다.

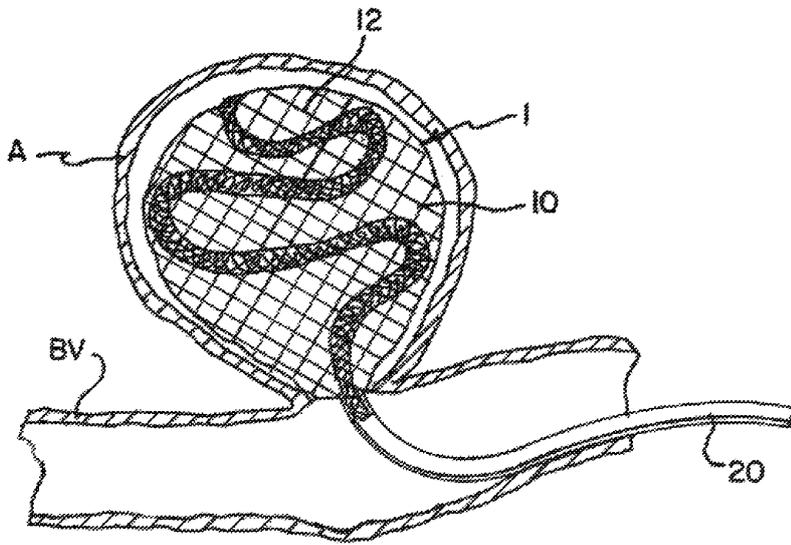
[0080] 본 명세서에서 논의된 브레이드(10)에 의해 형성되는 임의의 자루가 도시된 바와 같이 구형 형상, 또는 필요에 따라 또는 요구되는 대로, 타원형, 심장-형상, 난형, 원통형, 반구형 등과 같은 임의의 다른 형상일 수 있는 것이 또한 이해되어야 한다. 또한, 자루를 형성하는 브레이드(10)의 간극은 푸싱 메커니즘(38)이 원위방향으로 이동됨에 따라 브레이드(10)가 반경방향으로 얼마나 많이 확장하게 되는지에 따라 그의 길이를 따른 크기 또는 형상이 달라지거나 선택적으로 설계될 수 있다.

- [0081] 다양한 요소의 특정 구성, 재료의 선택 및 크기와 형상은 개시된 기술의 원리에 따라 구성되는 시스템 또는 방법에서 요구되는 특정 설계 사양 또는 제약에 따라 달라질 수 있다. 그러한 변화는 개시된 기술의 범주 내에 포함되는 것으로 의도된다. 따라서, 현재 개시된 실시예는 모든 점에서 제한적이지 않고 예시적인 것으로 고려된다. 따라서, 전술한 바로부터, 본 개시의 특정 형태가 예시되고 기술되었지만, 다양한 수정이 본 개시의 사상 및 범주로부터 벗어남이 없이 이루어질 수 있고, 그의 등가물의 의미 및 범위 내에 있는 모든 변화가 본 개시에 포함되는 것으로 의도되는 것이 명백할 것이다.
- [0082] 본 발명의 태양
- [0083] 1. 동맥류를 치료하기 위한 시스템으로서,
- [0084] 근위 임플란트 단부 반대편의 원위 임플란트 단부를 갖는 브레이드를 포함하고, 브레이드는 루멘을 갖고,
- [0085] 브레이드는 원위 임플란트 단부를 향한 근위 임플란트 단부의 원위방향 병진이 원위 임플란트 단부가 반전되고 그것 자체 내로 절첩되어 동맥류를 폐색하기 위한 폐색 자루를 형성하게 하도록 구성되는, 시스템.
- [0086] 2. 태양 1에 있어서, 브레이드는 자가-확장 브레이드인, 의료 장치.
- [0087] 3. 태양 1 또는 태양 2에 있어서, 브레이드의 외측 표면은 자가-확장형인, 의료 장치.
- [0088] 4. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 브레이드는 사전결정된 폐색 자루 형상을 취하도록 구성되는, 의료 장치.
- [0089] 5. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 폐색 자루는 형상이 실질적으로 구형이도록 구성되는, 의료 장치.
- [0090] 6. 태양 1 내지 태양 5 중 임의의 태양에 있어서, 폐색 자루는 비대칭 동맥류 또는 다수의 낭들을 가진 동맥류에 형상이 정합하도록 구성되는, 의료 장치.
- [0091] 7. 태양 1 내지 태양 5 중 임의의 태양에 있어서, 폐색 자루는 수축가능 케이스-유사 혈관-폐색 구조체인, 의료 장치.
- [0092] 8. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 브레이드의 외측 표면은 복수의 간극들로 구성되는, 의료 장치.
- [0093] 9. 태양 8에 있어서, 간극들의 치수들은 근위 임플란트 단부에 대해 원위 임플란트 단부에서 변화하는, 의료 장치.
- [0094] 10. 태양 1 내지 태양 7 중 임의의 태양에 있어서, 브레이드의 적어도 일부분은 동맥류의 폐색을 위한 개구들을 가진 복수의 간극들을 한정하는, 의료 장치.
- [0095] 11. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 브레이드는 폐색 자루의 패킹 밀도를 증가시키기 위해, 원위방향 병진이 계속됨에 따라, 폐색 자루를 형성하지 않는 브레이드의 비-반전 부분들이 폐색 자루로 절첩되기에 충분한 길이를 갖도록 구성되는, 의료 장치.
- [0096] 12. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 근위 임플란트 단부는 원위 임플란트 단부보다 덜 유연성이고/이거나 더 작은 재료 강도를 갖는, 의료 장치.
- [0097] 13. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 브레이드는 원위방향 병진이 계속될 때 폐색 자루 내에 제2 자루를 형성하도록 추가로 구성되고, 각각의 자루는 반전되고 그것 자체 내로 절첩되는 브레이드로부터 형성되는, 의료 장치.
- [0098] 14. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 브레이드는 원위 임플란트 단부와 근위 임플란트 단부 사이에 배치되는 브레이크를 추가로 포함하고, 브레이크는 원위 임플란트 단부가 동맥류를 향해 원위방향으로 병진될 때 폐색 자루가 형성되게 하도록 구성되는, 의료 장치.
- [0099] 15. 태양 13을 인용하는 경우의 태양 14에 있어서, 브레이드는 제1 브레이크와 근위 임플란트 단부 사이에 배치되는 제2 브레이크를 추가로 포함하고, 제2 브레이크는 원위방향 병진이 계속될 때 제2 자루가 형성되게 하도록 구성되는, 의료 장치.
- [0100] 16. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 근위 임플란트 단부의 단부에 색전 코일을 추가로 포함하는, 의료 장치.
- [0101] 17. 임의의 선행하는 태양에 있어서, 전달 시스템을 추가로 포함하고, 근위 임플란트 단부 또는 색전 코일은 전달 시스템에 기계적으로 부착되도록 작동가능하고, 전달 시스템은 카테터 및 카테터 내에 배치되는 푸싱 메커니즘을 포함하고, 푸싱 메커니즘은 브레이드를 병진시키도록 작동가능한, 의료 장치.
- [0102] 18. 동맥류를 치료하기 위한 폐색 장치를 위한 전달 시스템으로서,

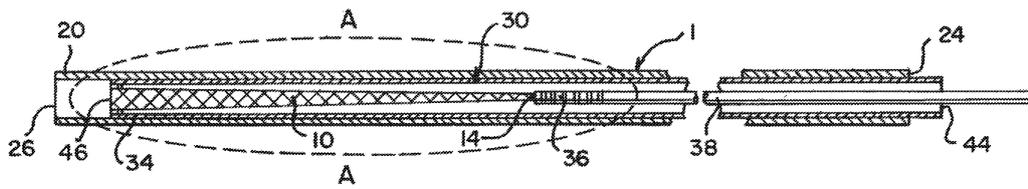
- [0103] 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는 전달 튜브로서, 마이크로카테터 내에 활주가능하게 배치가능한, 전달 튜브; 및
- [0104] 전달 튜브와 함께 또는 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치되는 푸싱 메커니즘으로서, 원위 단부 및 근위 단부를 포함하는, 푸싱 메커니즘을 포함하고,
- [0105] 태양 1 내지 태양 16 중 임의의 태양의 의료 장치는 전달 튜브 내에 활주가능하게 배치되고 푸싱 메커니즘에 기계적으로 부착되고,
- [0106] 푸싱 메커니즘은 동맥류를 폐색하기 위해 의료 장치를 전개 상태로 원위방향으로 병진시키도록 작동가능하고,
- [0107] 병진은 원위 방향으로 이루어져 동맥류를 위한 폐색 자루를 형성하는, 전달 시스템.
- [0108] 19. 태양 18에 있어서, 브레이드의 원위 임플란트 단부는 브레이드가 전달 튜브의 원위 단부로부터 빠져나감에 따라 즉시 반전되어 폐색 자루를 형성하기 시작하도록 전달 튜브의 원위 단부에 인접하여 탈착가능하게 부착되는, 시스템.
- [0109] 20. 태양 18 및 태양 19 중 임의의 태양에 있어서,
- [0110] 폐색 장치와 작동가능하게 연결되는 이미지 형성 장치를 추가로 포함하고, 이미지 형성 장치는 동맥류에 대해 자루를 이미지 형성할 수 있고,
- [0111] 폐색 자루의 배향 및/또는 패킹 밀도는 브레이드가 원위방향으로 또는 근위방향으로 이동됨으로써 조절가능한, 시스템.
- [0112] 21. 태양 18 내지 태양 20 중 임의의 태양에 있어서, 브레이드의 근위 임플란트 단부는 푸싱 메커니즘의 원위 단부에 탈착가능하게 부착되는, 시스템.
- [0113] 22. 태양 18 내지 태양 21 중 임의의 태양에 있어서, 브레이드의 근위 임플란트 단부는 푸싱 메커니즘의 내측 부분에 부착되고 내측 부분 위로 절첩가능한, 시스템.
- [0114] 23. 태양 18 내지 태양 22 중 임의의 태양에 있어서, 전달 튜브의 원위 단부는 대향하는 파지 아암들을 포함하고, 하나 또는 둘 모두의 파지 아암들은 브레이드를 전달 튜브로부터 해제시키기 위해 다른 하나의 파지 아암으로부터 멀어지게 피봇가능한, 시스템.
- [0115] 24. 태양 18 내지 태양 23 중 임의의 태양에 있어서, 푸싱 메커니즘은 브레이드가 동맥류 내에 자루를 형성할 때 적어도 하나의 색전 코일이 브레이드 내로 삽입가능하도록 통과하는 내측 통로를 추가로 포함하는, 시스템.
- [0116] 25. 태양 18 내지 태양 24 중 임의의 태양에 있어서, 푸싱 메커니즘의 원위 단부는 방사선 불투과성 재료를 포함하는, 시스템.

도면

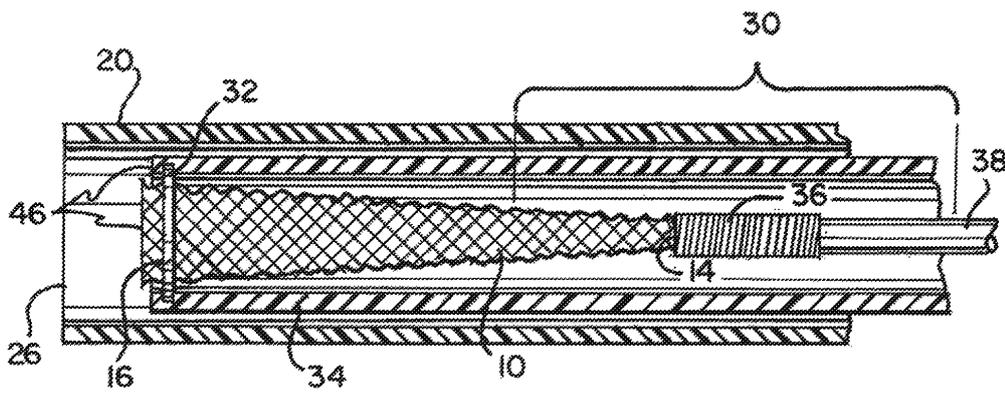
도면1



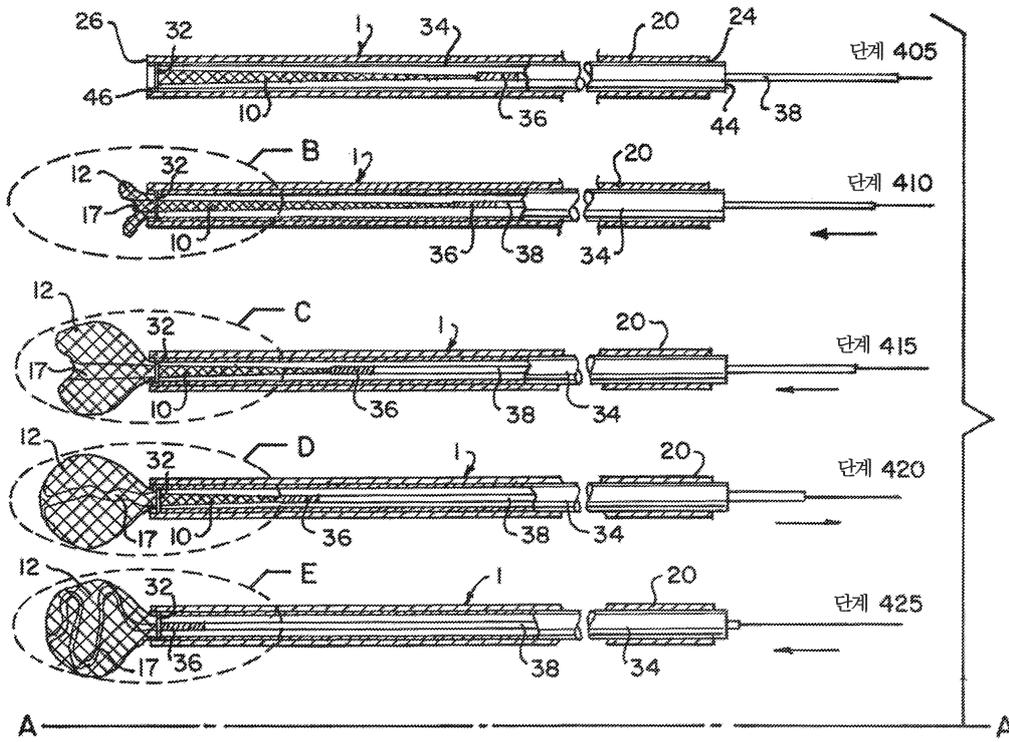
도면2



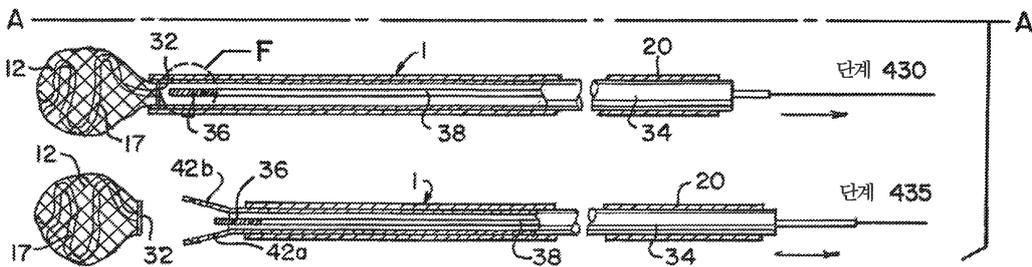
도면3



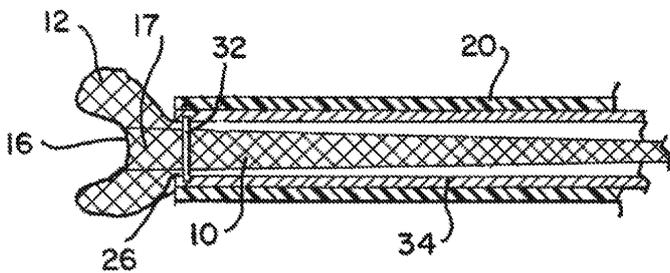
도면4a



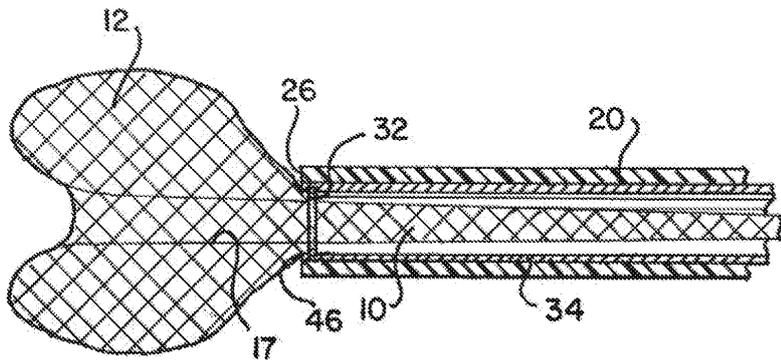
도면4b



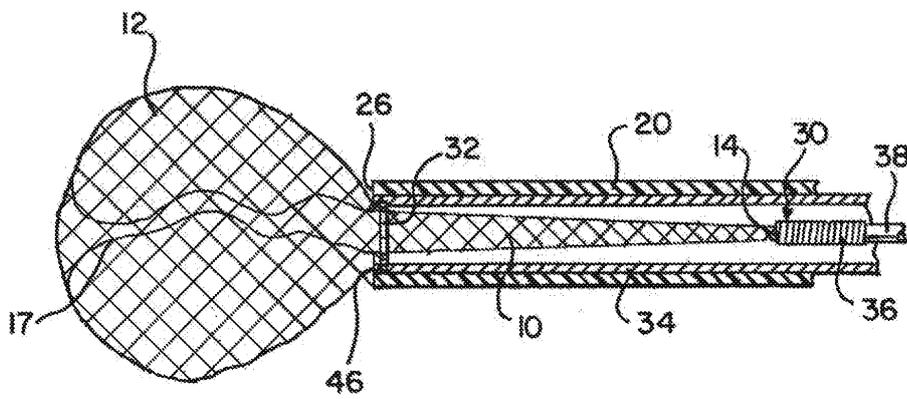
도면5a



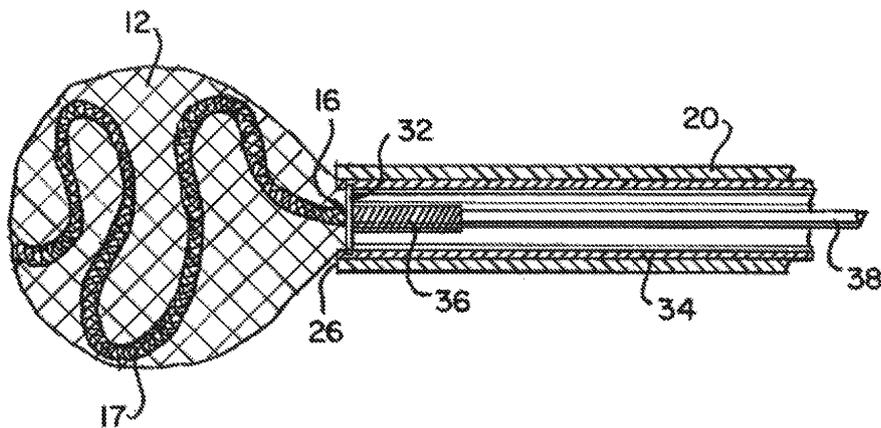
도면5b



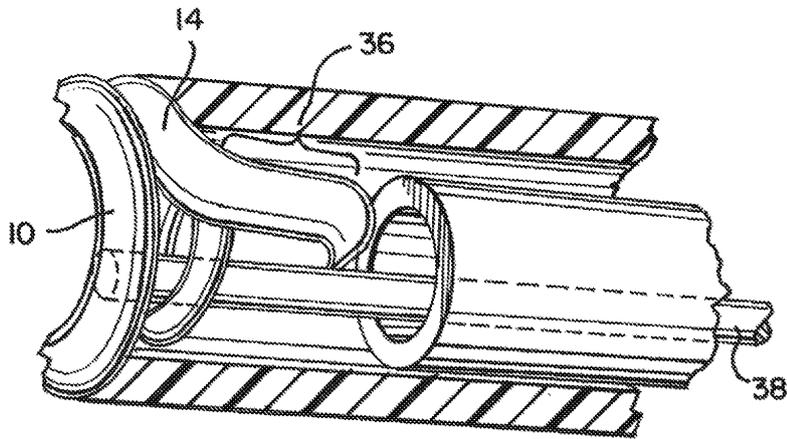
도면5c



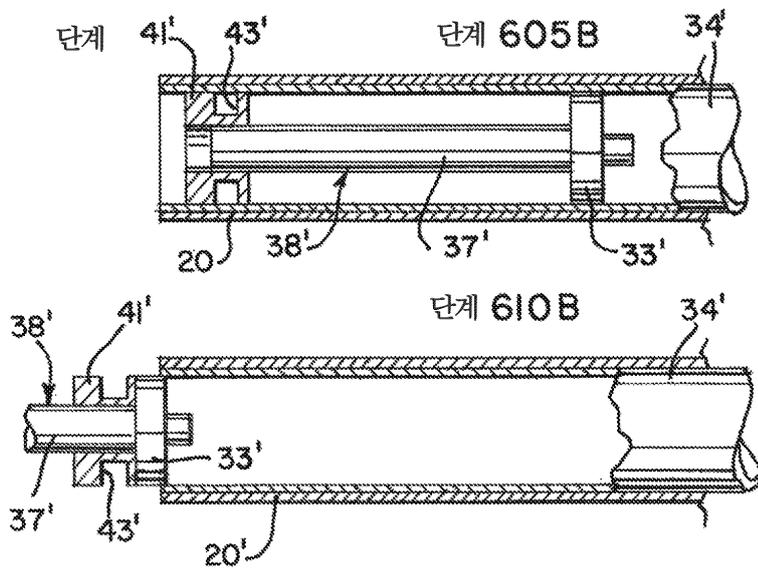
도면5d



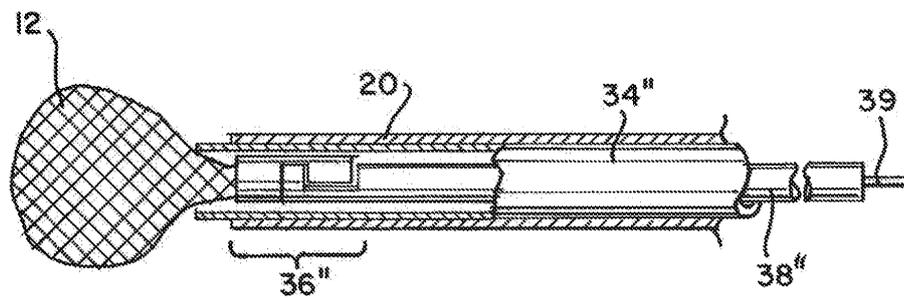
도면6a



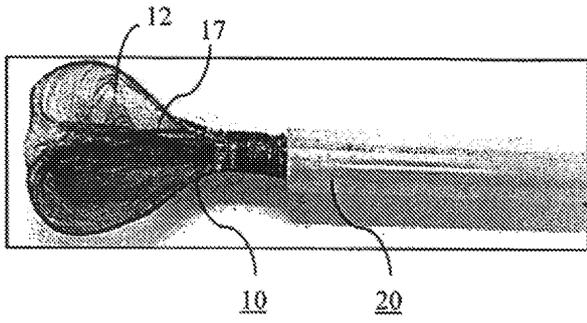
도면6b



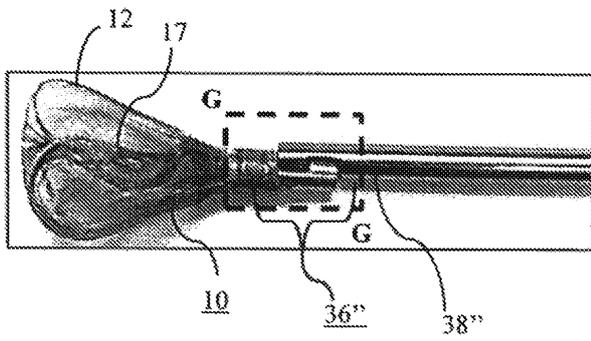
도면6c



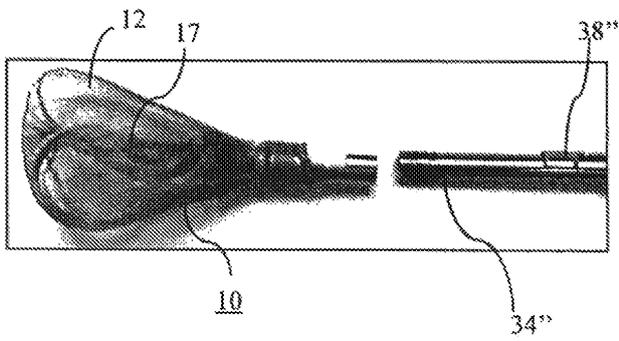
도면6d



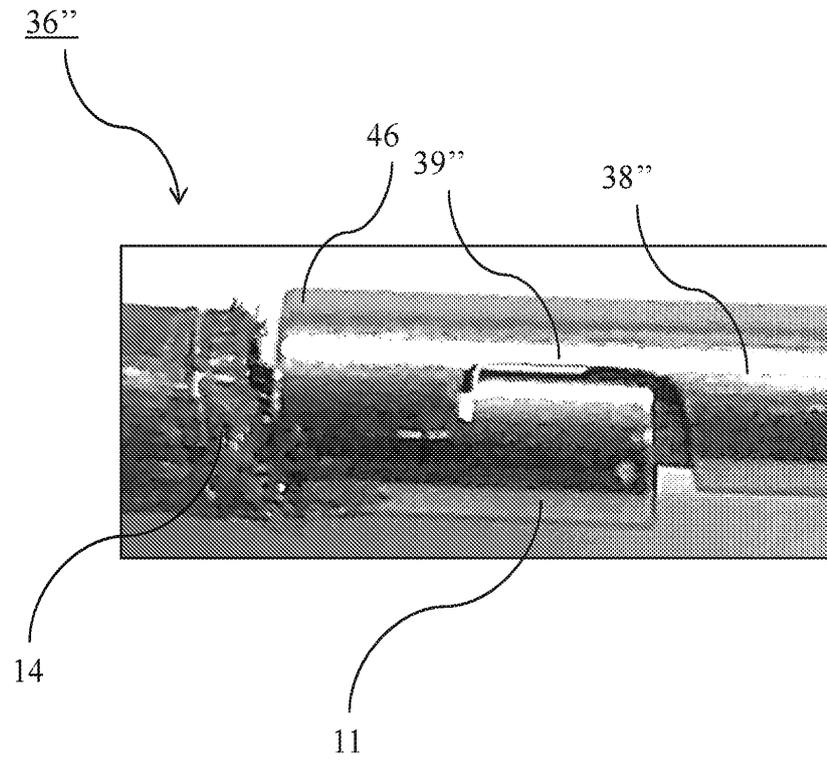
도면6e



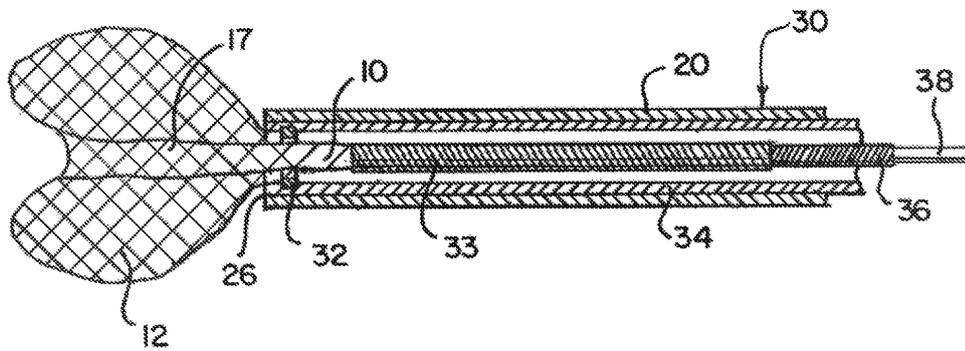
도면6f



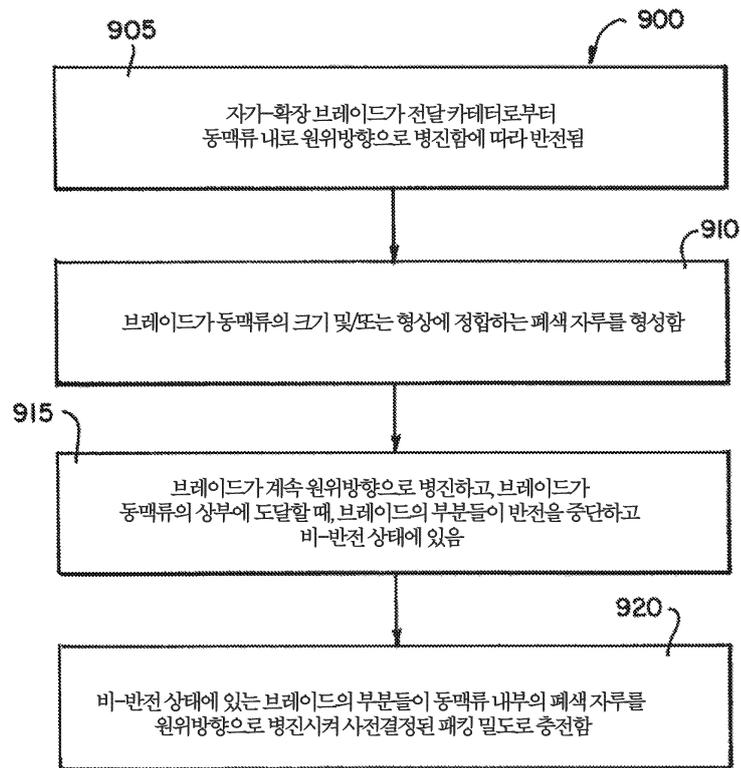
도면7



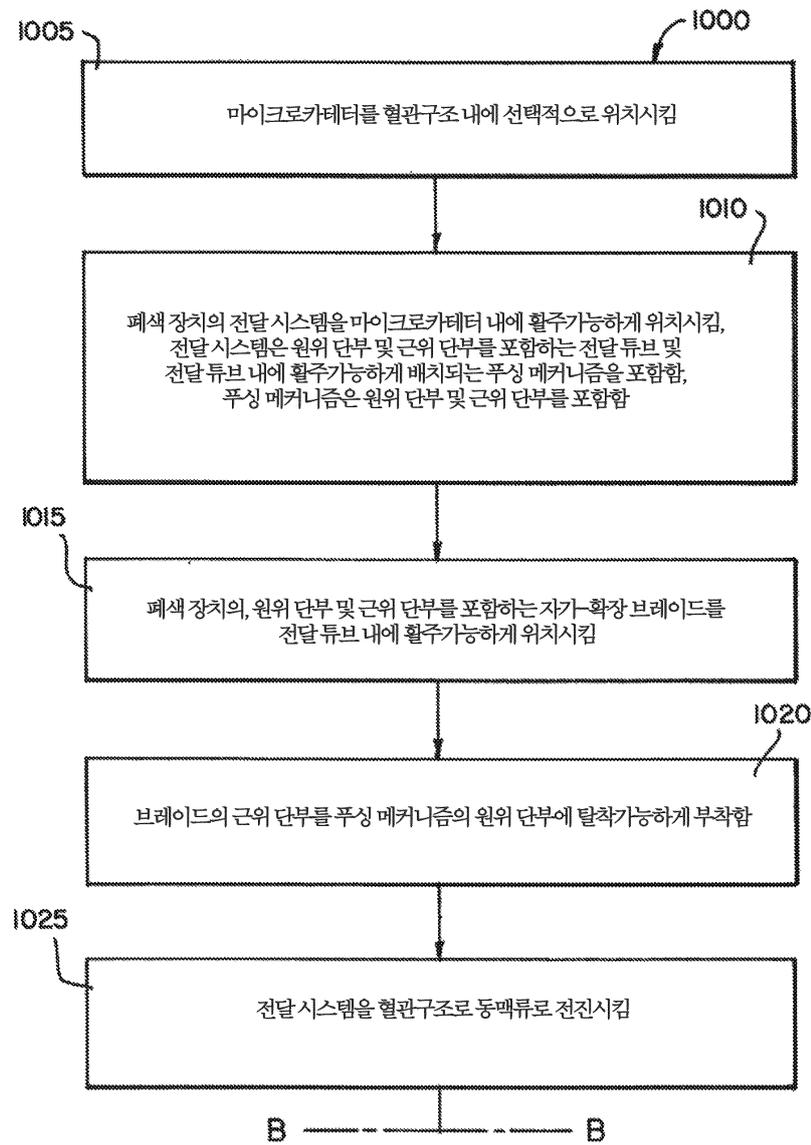
도면8



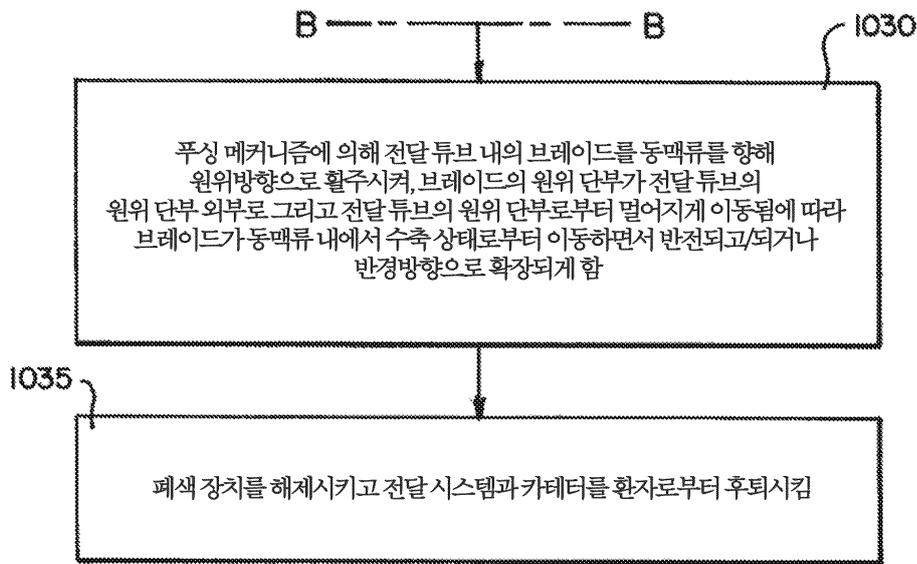
도면9



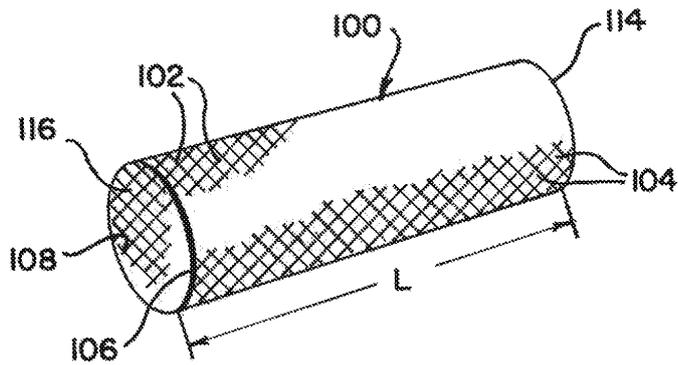
도면10a



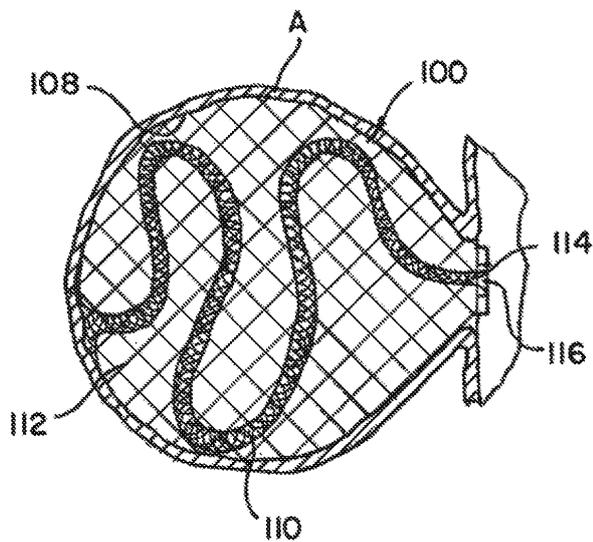
도면10b



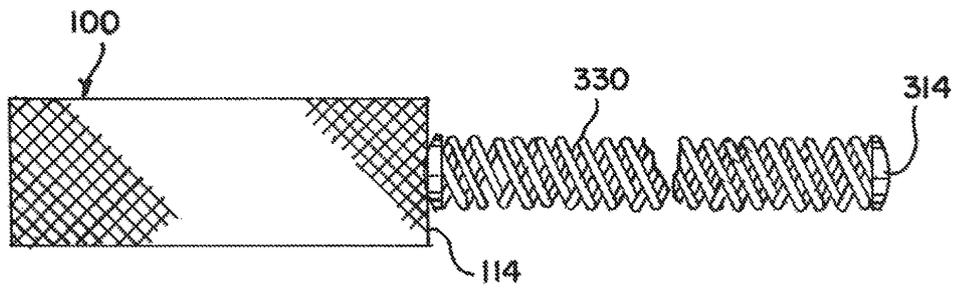
도면11a



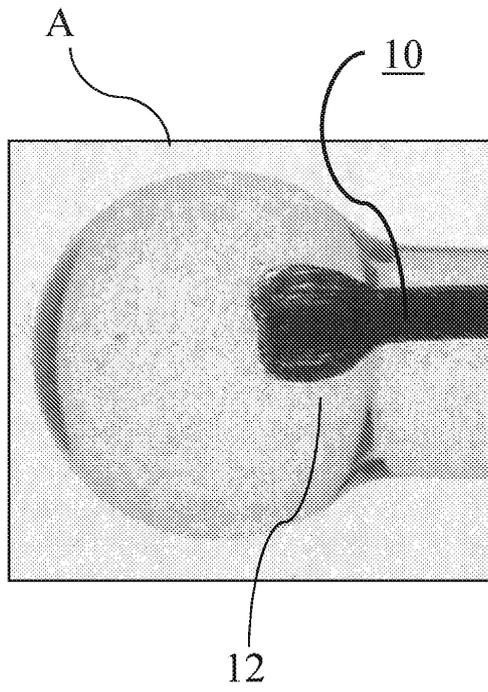
도면11b



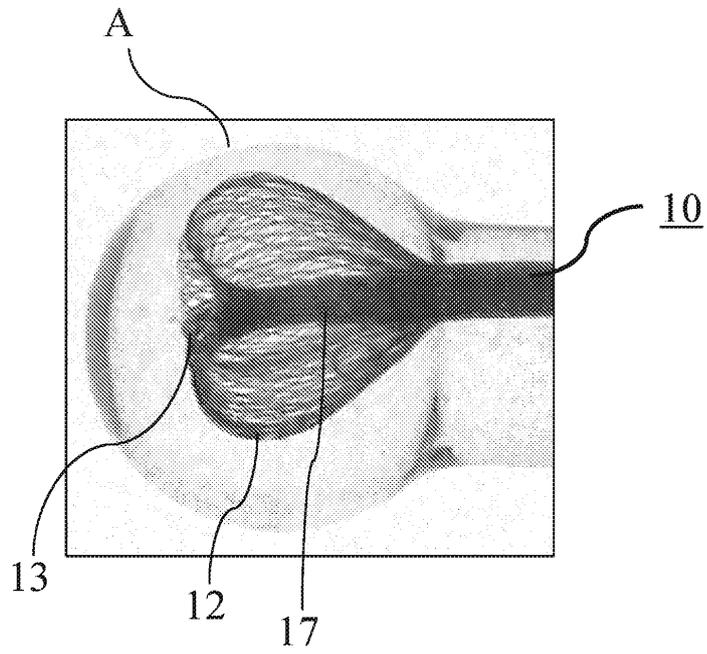
도면11c



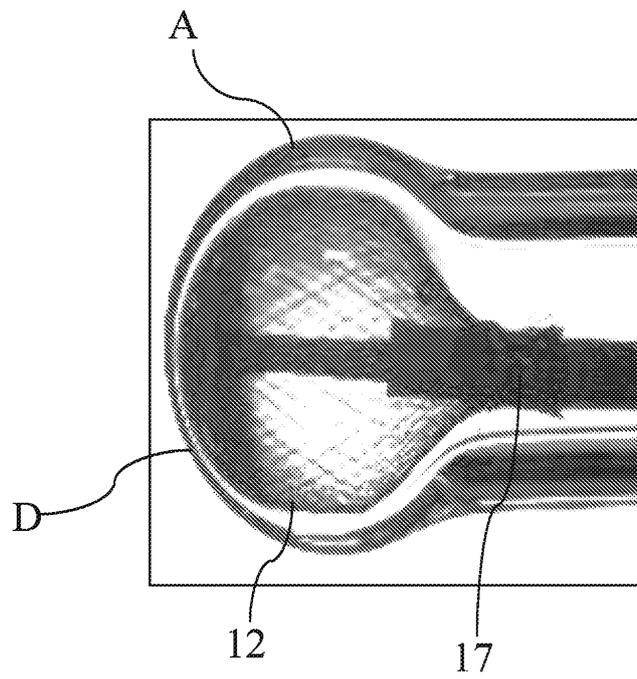
도면12a



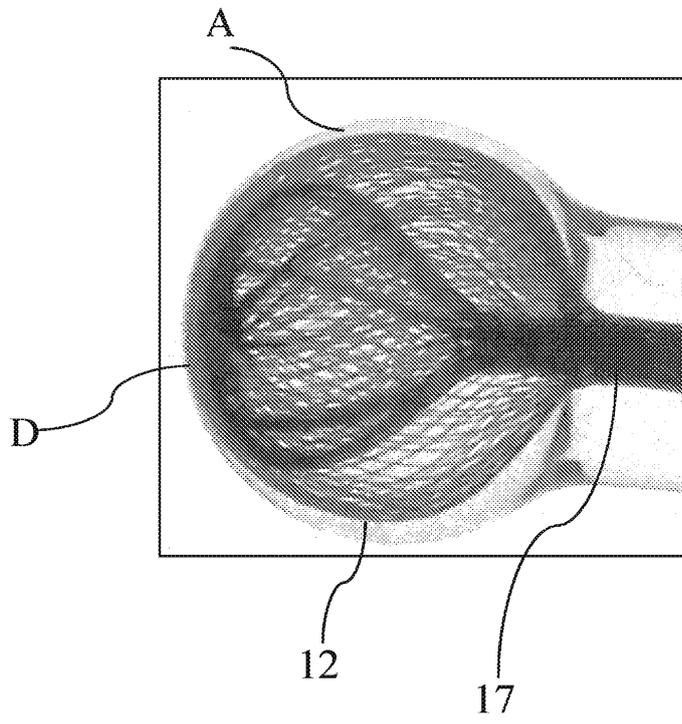
도면12b



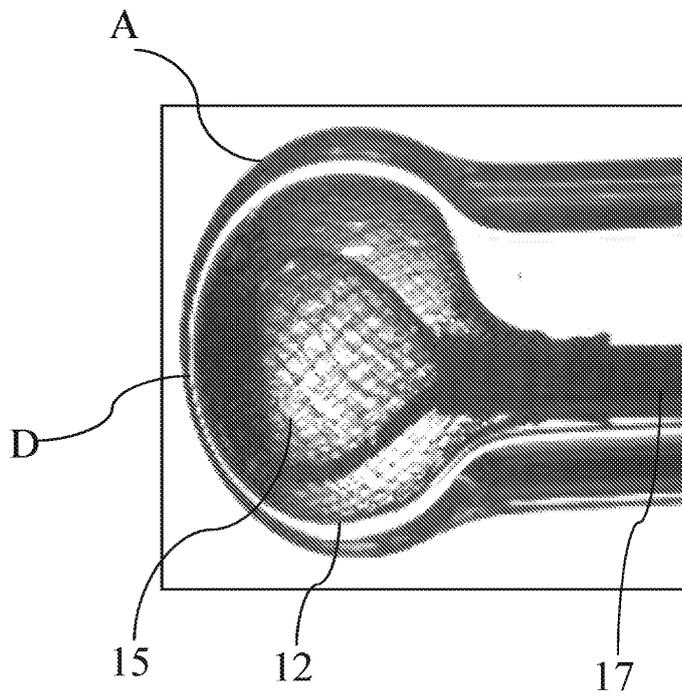
도면12c



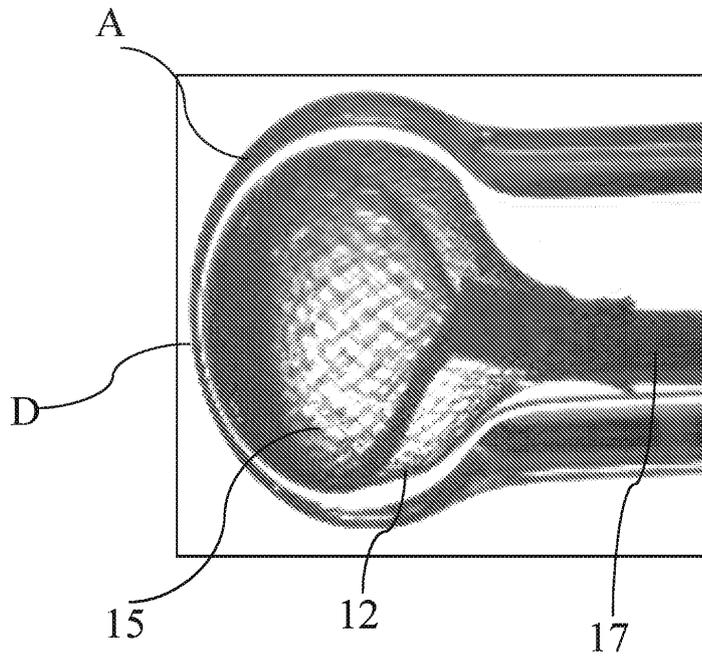
도면12d



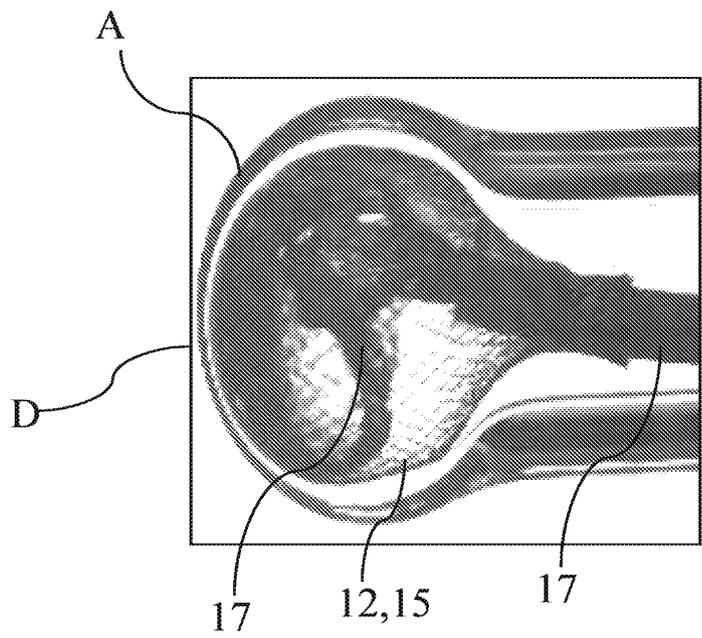
도면12e



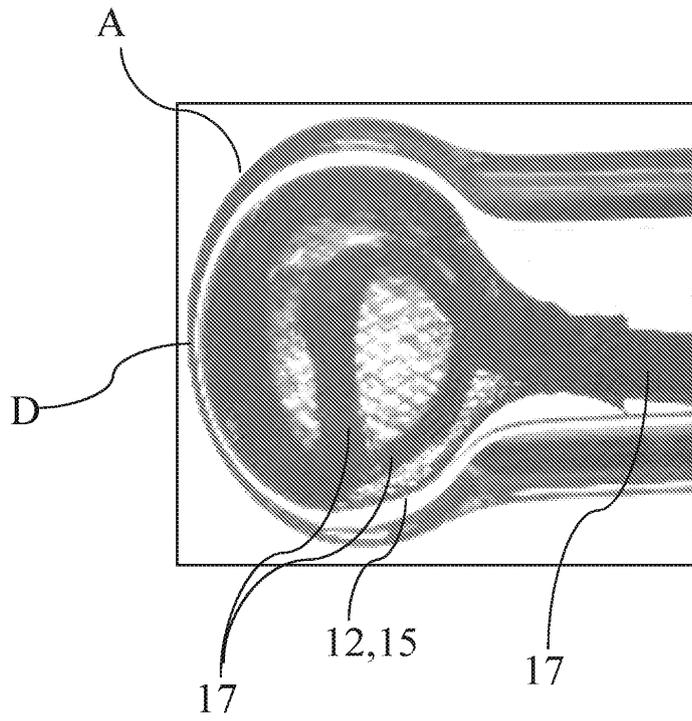
도면12f



도면12g



도면12h



도면12i

