



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년09월30일
(11) 등록번호 10-2306198
(24) 등록일자 2021년09월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 2/95 (2013.01) A61M 25/01 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0026431
(22) 출원일자 2014년03월06일
심사청구일자 2019년03월05일
(65) 공개번호 10-2014-0111601
(43) 공개일자 2014년09월19일
(30) 우선권주장
13/792,466 2013년03월11일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20120143304 A1
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
디퍼이 신데스 프로덕츠, 인코포레이티드
미국 매사추세츠 02767-0350 레이넘 패러마운트
드라이브 325
(72) 발명자
슬레자즈 로버트
미국 플로리다 33156 미아미 #404 사우스웨스트
102 스트리트 7548
로렌조 주안 에이.
미국 플로리다 33328 다비 사우스웨스트 106 테라스
3650
(74) 대리인
장훈

전체 청구항 수 : 총 19 항

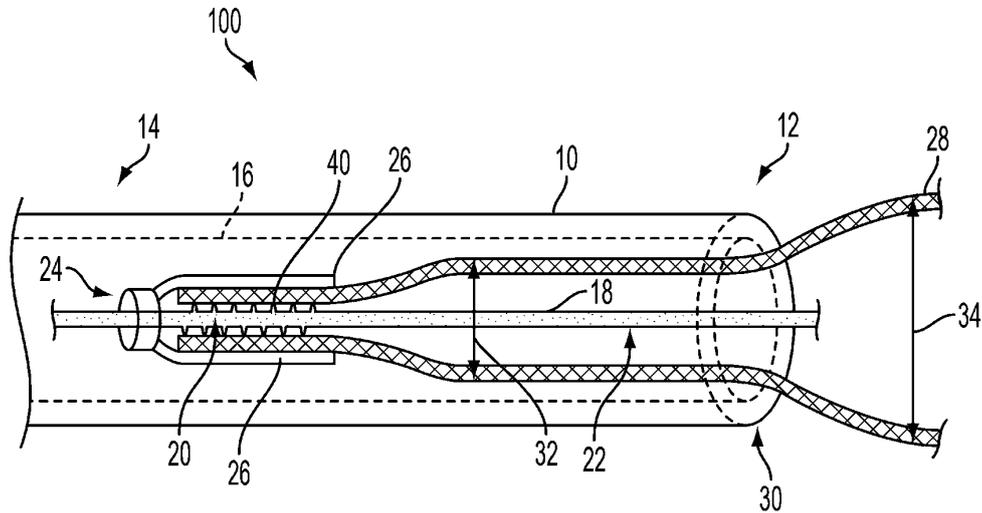
심사관 : 박세영

(54) 발명의 명칭 스텐트 전달 시스템 및 방법

(57) 요약

관 내에 스텐트를 효과적으로 위치시키는 시스템이 제공된다. 이 시스템은 전달 카테터 및 카테터를 통해 연장되는 코어 와이어를 포함한다. 코어 와이어는 맞물림 표면 구역 및 그 상부에 배치되는 포획 부재를 포함하는데, 이들은 스텐트와 맞물리도록 상호작용하여 스텐트가 코어 와이어의 전진 또는 후퇴에 의해 전진 또는 후퇴될 수 있게 한다. 맞물림 표면 구역 및 포획 부재는 일반적으로, 스텐트의 일부분이 카테터의 루멘 내에 배치된 때에 스텐트와 맞물리고 스텐트의 어느 부분도 루멘 내에 있지 않은 때에는 스텐트를 해제시키도록 구성될 수 있다.

대표도 - 도1



(56) 선행기술조사문헌

US20090270974 A1

US20110190862 A1

JP2013500792 A*

US20120059447 A1

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

스텐트 전달 시스템(stent delivery system)으로서,

관통 연장되는 루멘(lumen) 및 내경을 갖는 전달 카테터(catheter);

상기 전달 카테터의 루멘을 통해 연장되고 상기 전달 카테터에 대하여 이동 가능한 코어 와이어(core wire)로서, 상기 전달 카테터의 내경보다 작은 외경 및 상기 코어 와이어의 외측 표면의 적어도 일부분 상의 맞물림 표면 구역을 갖는, 상기 코어 와이어;

상기 전달 카테터 내에 배치되고 상기 맞물림 표면 구역에 대해 근위인 위치에서 상기 코어 와이어에 힌지식으로 부착되는 근위 단부를 가지는 압착 부재(compression member)로서, 상기 압착 부재는 비-포획 배향(non-capturing orientation)으로 편이되고(biased), 압착력에 의해 상기 맞물림 표면 구역과 정렬되는 포획 배향을 갖고, 상기 위치에서 피벗함으로써 상기 비-포획 배향 및 상기 포획 배향 사이에서 이동하도록 구성되는, 상기 압착 부재; 및

상기 전달 카테터 내에 배치되고 상기 코어 와이어를 둘러싸는 선택적으로 전개 가능한 스텐트로서, 상기 스텐트는 상기 코어 와이어의 외경보다 큰 내경, 및 이완 상태(relaxed state) 외경과 상기 이완 상태 외경보다 작은 압착 상태 외경 사이에서 가변 가능한 외경을 가지며, 상기 스텐트는, 상기 스텐트의 근위 부분이 상기 맞물림 표면 구역과 상기 압착 부재 사이에 고정되고 상기 스텐트의 근위 단부(proximal end)가 상기 전달 카테터 내에 배치된 때 상기 전달 카테터에 대해 근위 방향 및 원위 방향 둘 모두로 이동 가능하도록 구성되고, 상기 스텐트는, 상기 압착 부재가 상기 비-포획 배향에 있는 때 상기 스텐트가 상기 맞물림 표면 구역과 상기 압착 부재로부터 해제되도록 구성되는, 상기 선택적으로 전개 가능한 스텐트를 포함하는, 스텐트 전달 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 맞물림 표면 구역은 표면 특징부(surface feature), 고 마찰 영역, 및 저 경도 영역(area of lower durometer) 중 적어도 하나를 포함하는, 스텐트 전달 시스템.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 표면 특징부는 치형부(tooth), 바브(barb), 및 페그(peg)로 이루어진 군으로부터 선택되는, 스텐트 전달 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 압착 부재는 한 쌍의 대향 조오(jaw)들을 포함하는, 스텐트 전달 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 대향 조오들은 상기 비-포획 배향에서 개방되고 상기 포획 배향에서 폐쇄되는, 스텐트 전달 시스템.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 조오들은 상기 전달 카테터의 내경에 의해 구속되는 결과로서 상기 폐쇄된 포획 배향으로 이동 가능한, 스텐트 전달 시스템.

청구항 7

제5항에 있어서, 상기 조오들은 상기 조오들이 상기 전달 카테터에 의해 구속되지 않을 때 상기 개방된 비-포획 배향으로 이동 가능한, 스텐트 전달 시스템.

청구항 8

제5항에 있어서, 상기 조오들이 상기 전달 카테터 내에 배치된 때 상기 포획 배향에 있도록 그리고 상기 조오들이 상기 전달 카테터의 원위 단부에 대해 원위에 있을 때 상기 비-포획 배향에 있도록, 상기 조오들은 상기 전달 카테터에 대한 상기 코어 와이어의 이동에 의해 상기 포획 배향과 상기 비-포획 배향 사이에서 이동 가능한, 스텐트 전달 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 스텐트가 상기 맞물림 표면 구역과 상기 압착 부재 사이에 고정된 때, 상기 스텐트는 상기 전달 카테터의 원위 단부를 지나 전진 가능하고, 또한 상기 전달 카테터에 대하여 후퇴 가능한, 스텐트 전달 시스템.

청구항 10

스텐트 전달 장치로서,

관통 연장되는 루멘 및 내경을 갖는 전달 카테터; 및

상기 전달 카테터의 루멘을 통해 연장되고 상기 전달 카테터에 대하여 이동 가능한 코어 와이어로서, 상기 전달 카테터의 내경보다 작은 외경 및 상기 코어 와이어의 외측 표면의 적어도 일부분 상의 맞물림 표면 구역을 갖는, 상기 코어 와이어; 및

상기 전달 카테터 내에 배치되고 상기 맞물림 표면 구역에 대해 근위인 위치에서 상기 코어 와이어에 힌지식으로 부착되는 근위 단부를 가지고, 상기 위치에서 피벗함으로써 비-포획 배향 및 포획 배향 사이에서 이동하도록 구성되는 압착 부재로서, 상기 압착 부재는 상기 전달 카테터에 의해 포획 배향으로 구속되어 상기 압착 부재의 적어도 일부분이 상기 맞물림 표면 구역과 정렬되게 되고, 상기 압착 부재는 상기 압착 부재가 상기 전달 카테터에 의한 구속으로부터 자유롭게 된 때 비-포획 배향에 있도록 구성되는, 상기 압착 부재를 포함하는, 스텐트 전달 장치.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 맞물림 표면 구역은 표면 특징부, 고 마찰 영역, 및 저 경도 영역 중 적어도 하나를 포함하는, 스텐트 전달 장치.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 표면 특징부는 치형부, 바브, 및 페그로 이루어진 군으로부터 선택되는, 스텐트 전달 장치.

청구항 13

제10항에 있어서, 상기 압착 부재는 한 쌍의 대향 조오들을 포함하는, 스텐트 전달 장치.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 대향 조오들은 상기 비-포획 배향에서 개방되고 상기 포획 배향에서 폐쇄되는, 스텐트 전달 장치.

청구항 15

제13항에 있어서, 상기 조오들이 상기 전달 카테터 내에 배치된 때 상기 포획 배향에 있도록 그리고 상기 조오들이 상기 전달 카테터의 원위 단부에 대해 원위에 있을 때 상기 비-포획 배향에 있도록, 상기 조오들은 상기 전달 카테터에 대한 상기 코어 와이어의 이동에 의해 상기 포획 배향과 상기 비-포획 배향 사이에서 이동 가능한, 스텐트 전달 장치.

청구항 16

제10항에 있어서, 상기 스텐트가 상기 맞물림 표면 구역과 상기 압착 부재 사이에 고정된 때, 상기 스텐트는 상기 전달 카테터의 원위 단부를 지나 전진 가능하고, 또한 상기 전달 카테터에 대하여 후퇴 가능한, 스텐트 전달 장치.

청구항 17

제10항에 있어서, 상기 맞물림 표면 구역은 상기 코어 와이어로부터 방사상 외측으로 연장하는 표면 특징부를 포함하는, 스텐트 전달 장치.

청구항 18

제10항에 있어서, 상기 맞물림 표면 구역의 외경은 상기 코어 와이어의 나머지 부분의 외경보다 큰, 스텐트 전달 장치.

청구항 19

제10항에 있어서, 상기 코어 와이어의 외경은 상기 맞물림 표면 구역에서 상기 코어 와이어의 나머지 부분과 동일한, 스텐트 전달 장치.

청구항 20

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 일반적으로 혈관내 임플란트 전달(intravascular implant delivery) 시스템 및 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 카테터 스텐트(catheter stent) 전달 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 동맥류(aneurysm) 및 다른 동-정맥 기형부(arteriovenous malformation)와 같은 혈관 장애 및 결손은 큰 동맥들의 접합부 부근에서, 예를 들어 윌리스 환(Circle of Willis)의 뇌저(base of brain)에서 종종 발생한다. 동맥류가 진행됨에 따라, 동맥류는 전형적으로 관의 벽으로부터 돌출하고 넥(neck) 및 돔(dome) 부분을 갖는 소낭성 동맥류(saccular aneurysm)로서 형성된다. 대안적으로, 동맥류는 영향을 받은 관의 단면을 부풀게 하는 방추형(fusiform) 기형부로서 형성될 수 있다.

[0003] 동맥류 및 다른 기형부는 중요한 조직 근처에 위치한 때 또는 기형부에의 용이한 접근이 이용 가능하지 않은 경우에 치료하기 특히 어렵다. 이러한 두 어려움의 요인은 특히 뇌동맥류(cranial aneurysm)에 적용된다. 두개 혈관(cranial blood vessel)을 둘러싸는 민감한 뇌 조직으로 인해, 두개 혈관구조(vasculature)의 결손을 수술적으로 치료하는 것은 도전적이고 위험하다.

[0004] 외과적 시술의 대안들은 튜브형 자가 확장 스텐트(tubular, self-expanding stent)의 형태로 된 폐색 장치(occlusive device)와 같은 혈관내 임플란트의 카테터 전달 장치를 통한 혈관내 전달을 포함한다. 하나의 그러한 시술에서, 혈관내 임플란트는 전달 카테터의 원위 단부에 저장된다. 원위 단부는, 초기에 환자의 비-두개 혈관구조 내로, 전형적으로 서혜부 내의 대퇴 동맥 내로 삽입되고, 동맥류로 안내된다. 일단 카테터의 원위 단부가 위치되면, 카테터 내에서 가압 표면(pushing surface)을 사용하여 스텐트가 카테터를 통해 원위방향으로 전진 또는 가압된다. 스텐트가 전진됨에 따라, 스텐트는 카테터 밖으로 나오게 되고 혈관 내의 그의 현재 위치에서 자가 확장된다. 그러한 전달 기구는 푸시-온리 시스템(push-only system)인데, 전달 기구는 스텐트를 카테터 밖으로 가압하지만, 스텐트는 카테터 내에서 반대 방향으로 이동될 수 없다.

[0005] 다른 기구는 듀얼 범퍼 시스템(dual bumper system)을 포함하는데, 여기서 하나는 스텐트의 근위에 있고 다른 하나는 스텐트의 원위에 있는 2개의 가압 표면들 사이에서 스텐트가 반경방향으로 압착된다. 스텐트 전체가 카테터 내에 남아 있는 동안에, 스텐트는 카테터 내에서 전진 및 후퇴될 수 있다.

[0006] 그러나, 스텐트의 원위 부분이 카테터의 팁(tip)을 지나 전진되면, 스텐트의 직경이 증가하여 최원위 범퍼의 직경을 초과함에 따라 스텐트를 후퇴시키는 능력이 상실된다. 이 시점에서, 시스템은 푸시-온리 시스템이 된다. 다른 유형의 전달 기구는 스텐트의 근위 단부 상에 소정의 특징부(feature)가 포함될 것을 요구한다. 이 전달 기구는 스텐트의 근위 부분 상의 특징부를 포획하여 스텐트가 전진 및 후퇴될 수 있게 한다. 잠재적으로 유용하지만, 스텐트 상에 그러한 특징부를 제공하는 것이 항상 실현 가능하거나 실제적인 것은 아니다.

[0007] 따라서, 혈관내 임플란트를 효과적으로 전달하고 혈관내 임플란트의 보다 높은 조작도를 허용하는 개선된 방법 및 장치에 대한 필요성이 남아 있다.

발명의 내용

[0008] 편리하게 그리고 효과적으로 스텐트를 전개시키기 위한 전달 시스템이 제공된다. 시스템은 마이크로카테터와 같은 전달 카테터, 카테터를 통해 연장되고 맞물림 표면 구역을 갖는 코어 와이어(core wire), 및 코어 와이어에 부착된 포획 부재(capture member)를 포함한다. 포획 부재는 스텐트를 선택적으로 파지할 수 있고, 스텐트를 코어 와이어의 맞물림 표면과 포획 부재 사이에서 코어 와이어 상에 유지할 수 있어서, 스텐트가 코어 와이어의 전진 또는 후퇴에 의해 전진 또는 후퇴될 수 있게 한다. 맞물림 표면 구역 및 포획 부재는 일반적으로, 스텐트의 적어도 일부분이 카테터의 루멘(lumen) 내에 배치된 때에 스텐트와 맞물리고 스텐트의 어느 부분도 루멘 내에 있지 않은 때에는 스텐트를 해제시키도록 구성될 수 있다.

[0009] 몇몇 실시예들에서, 스텐트 전달 시스템은 관통 연장되는 루멘 및 내경을 갖는 전달 카테터를 포함한다. 이 시스템은 전달 카테터의 루멘을 통해 연장되고 전달 카테터에 대하여 이동 가능한 코어 와이어를 추가로 포함한다. 코어 와이어는 전달 카테터의 내경보다 작은 외경 및 코어 와이어의 외측 표면의 적어도 일부분 상의 맞물림 표면 구역을 갖는다. 포획 부재가 전달 카테터 내에 배치되고 맞물림 표면 구역에 대해 근위인 위치에서 코어 와이어에 부착된다. 포획 부재는 비-포획 배향(non-capturing orientation)으로 편의되고(biased) 압착력에 의해 맞물림 표면 구역과 정렬되는 포획 배향으로 배향되도록 구성된 적어도 하나의 압착 부재(compression member)를 갖는다. 이 시스템은 또한 전달 카테터 내에 배치되고 코어 와이어를 둘러싸는 선택적으로 전개 가능한 스텐트를 가질 수 있다. 스텐트는 코어 와이어의 외경보다 큰 내경, 및 이완 상태(relaxed state) 외경과 이완 상태 외경보다 작은 압착 상태 외경 사이에서 가변 가능한 외경을 갖는다. 스텐트는, 스텐트의 근위 단부가 전달 카테터 내에 배치된 때 스텐트의 근위 부분이 맞물림 표면 구역과 포획 부재 사이에 고정되고 전달 카테터에 대해 근위방향 및 원위방향 둘 모두로 이동 가능하도록, 그리고 상기 포획 부재가 비-포획 배향에 있는 때 스텐트가 맞물림 표면 구역과 포획 부재로부터 해제되도록 구성된다.

[0010] 코어 와이어의 맞물림 표면 구역은 표면 특징부, 고 마찰 영역, 및 저 경도 영역(area of lower durometer) 중 하나일 수 있다. 일 실시예에 있어서, 표면 특징부는 치형부(tooth), 바브(barb), 및 페그(peg)로 이루어진 군으로부터 선택된다. 포획 부재는 한 쌍의 대향 조오(jaw)들을 포함할 수 있는데, 여기서 대향 조오들은 비-포획 배향에서 개방되고 포획 배향에서 폐쇄된다. 조오들은 전달 카테터의 내경에 의해 구속되는 결과로서 폐쇄된 포획 배향으로 이동 가능할 수 있다. 조오들은 조오들이 전달 카테터에 의해 구속되지 않을 때, 예를 들어 조오들의 적어도 일부분이 전달 카테터의 원위 단부를 지나 연장된 때 개방된 비-포획 배향으로 이동 가능할 수 있다. 조오들이 전달 카테터 내에 배치된 때 포획 배향에 있도록 그리고 조오들이 전달 카테터의 원위 단부에 대해 원위에 있을 때 비-포획 배향에 있도록, 조오들은 전달 카테터에 대한 코어 와이어의 이동에 의해 포획 배향과 비-포획 배향 사이에서 이동 가능할 수 있다. 스텐트는 전달 카테터의 원위 단부를 지나 전진될 수 있고, 스텐트가 맞물림 표면과 포획 부재 사이에 고정된 때 전달 카테터에 대하여 후퇴될 수 있다.

[0011] 다른 태양에서, 스텐트의 전개 방법은, 전달 카테터, 전달 카테터 내에 위치되고 전달 카테터에 대하여 이동 가능한 코어 와이어, 및 코어 와이어 상에 그리고 전달 카테터 내에 배치되는 반경방향으로 압착 가능한 스텐트를 포함하는 스텐트 전달 조립체를 환자 내에 위치시키는 단계를 포함한다. 본 방법에 따르면, 스텐트가 전달 카테터 내에서 포획 부재에 의해 포획되어, 스텐트가 전달 카테터 내에 배치된 동안에 스텐트가 근위방향 및 원위방향으로 이동 가능하게 한다. 이 방법의 추가적인 태양에 따르면, 스텐트가 원위방향으로 전달 카테터의 포획 한계를 지나 전진시켜서, 스텐트를 포획 부재로부터 자유롭게 하고 스텐트를 환자 내의 원하는 위치에서 전개시키게 한다. 포획 한계는 전달 카테터의 원위 단부일 수 있다.

[0012] 일 실시예에 따르면, 스텐트는 포획 부재에 의해 전달 카테터 내에 포획되어, 스텐트의 적어도 일부분이 전달 카테터 내에 배치되지 않은 동안에 스텐트가 근위방향 및 원위방향으로 이동 가능하게 되며, 스텐트는 스텐트의 내측 표면이 코어 와이어 상에 배치된 맞물림 표면과 맞물리면서 스텐트가 압착 부재에 의해 맞물림 표면 상의 제 위치에서 유지되도록 포획된다.

[0013] 다른 실시예에서, 스텐트 전달 장치는 관통 연장되는 루멘 및 내경을 갖는 전달 카테터를 포함할 수 있다. 코어 와이어는 전달 카테터의 루멘을 통해 연장되고 전달 카테터에 대하여 이동 가능하다. 코어 와이어는 전달 카테터의 내경보다 작은 외경 및 코어 와이어의 외측 표면의 적어도 일부분 상의 맞물림 표면 구역을 갖는다. 포획 부재가 전달 카테터 내에 배치되고 맞물림 표면 구역에 대해 근위인 위치에서 코어 와이어에 부착된다.

포획 부재는 전달 카테터에 의해 포획 배향으로 구속되어, 포획 부재의 적어도 일부분이 맞물림 표면 구역과 정렬되게 한다. 포획 부재는 또한, 포획 부재가 전달 카테터에 의한 구속으로부터 자유롭게 된 때 비-포획 배향에 있도록 구성된다. 코어 와이어의 맞물림 구역은 표면 특징부, 고 마찰 영역 및 저 경도 영역 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 표면 특징부는 치형부, 바브 및 페그로 이루어진 군으로부터 선택될 수 있다.

[0014] 포획 부재는 한 쌍의 대향 조오들을 포함할 수 있다. 대향 조오들은 비-포획 배향에서 개방되고 포획 배향에서 폐쇄될 수 있다. 조오들이 전달 카테터 내에 배치된 때 포획 배향에 있도록 그리고 조오들의 적어도 일부분이 전달 카테터의 원위 단부에 대해 원위에 있을 때 비-포획 배향에 있도록, 조오들은 전달 카테터에 대한 코어 와이어의 이동에 의해 포획 배향과 비-포획 배향 사이에서 이동 가능할 수 있다. 포획 부재는 전달 카테터의 원위 단부를 지나 전진될 수 있고, 스텐트가 맞물림 표면과 포획 부재 사이에 고정된 때 전달 카테터에 대하여 후퇴될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0015] 본 발명은 첨부 도면들과 관련하여 취해진 하기의 상세한 설명으로부터 더욱 완전하게 이해될 것이다.

<도 1>

도 1은 포획 부재가 카테터 루멘 내에 있는 상태의 예시적인 혈관내 임플란트 전달 시스템의 부분 투시 개략도.

<도 2>

도 2는 포획 부재가 카테터 루멘 외부로 전진된 상태의 도 1의 혈관내 임플란트 전달 시스템의 부분 투시 개략도.

<도 3>

도 3은 포획 부재가 카테터 루멘 외부로 전진된 상태의 다른 예시적인 혈관내 임플란트 전달 시스템의 부분 투시 개략도.

<도 4>

도 4는 포획 부재가 카테터 루멘 외부로 전진된 상태의 다른 예시적인 혈관내 임플란트 전달 시스템의 부분 투시 개략도.

<도 5>

도 5는 포획 부재가 카테터 루멘 외부로 전진된 상태의 다른 예시적인 혈관내 임플란트 전달 시스템의 부분 투시 개략도.

<도 6>

도 6은 포획 부재가 카테터 루멘 외부로 전진된 상태의 다른 예시적 혈관내 임플란트 전달 시스템의 부분 투시 개략도.

<도 7>

도 7은 포획 부재가 카테터 루멘 외부로 전진된 상태의 다른 예시적 혈관내 임플란트 전달 시스템의 부분 투시 개략도.

<도 8>

도 8은 관 내에서의 스텐트의 전달을 도시하는, 본 발명에 따른 예시적인 혈관내 임플란트 전달 시스템의 개략도.

<도 9>

도 9는 관 내에서의 스텐트의 전달 이후의, 본 발명에 따른 예시적인 혈관내 임플란트 전달 시스템의 개략도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0016] 이제 본 명세서에 개시된 시스템, 장치 및 방법의 구조, 기능, 제조 및 사용의 원리에 대한 전반적인 이해를 제공하기 위해 소정의 예시적인 실시예들이 기술될 것이다. 이들 실시예의 하나 이상의 예들이 첨부 도면에 도시

된다. 당업자는, 본 명세서에 구체적으로 기술되고 첨부 도면에 도시된 시스템, 장치 및 방법이 비-제한적인 예시적 실시예들이고, 본 발명의 범주가 오직 특허청구범위에 의해서만 한정된다는 것을 이해할 것이다. 예시적인 일 실시예와 관련하여 도시되거나 기술되는 특징부들은 다른 실시예들의 특징부들과 조합될 수 있다. 그러한 수정 및 변경은 본 발명의 범주 내에 포함되는 것으로 의도된다.

[0017] 또한, 본 개시 내용에서, 실시예들의 유사한 도면부호의 구성요소들은 일반적으로 유사한 특징부를 가지며, 따라서 특정 실시예에서, 각각의 유사한 도면부호의 구성요소의 각각의 특징부가 반드시 완전하게 상세히 설명되는 않는다. 부가적으로, 개시된 시스템, 장치 및 방법의 설명에서 선 또는 원 치수들이 사용되는 경우에, 그러한 치수들은 그러한 시스템, 장치 및 방법과 관련하여 사용될 수 있는 형상들의 유형을 제한하는 것으로 의도되지 않는다. 당업자는, 그러한 선 및 원의 치수들과 동등한 값이 임의의 기하학적 형상에 대해 쉽게 결정될 수 있음을 인식할 것이다. 시스템 및 장치와 그 구성요소들의 크기 및 형상은 적어도, 시스템 및 장치가 사용될 대상의 해부학적 구조, 시스템 및 장치와 함께 사용될 구성요소들의 크기 및 형상, 그리고 시스템 및 장치가 사용될 방법 및 절차에 따라 좌우될 수 있다.

[0018] 동맥류 및 다른 동-정맥 기형부와 같은 혈관 장애 및 결손을 치료하기 위해, 스텐트와 같은 혈관내 임플란트가 내혈관적으로 전달될 수 있다. 예를 들어, 스텐트가 소낭성 동맥류 부위로 전달되고, 동맥류 벽들의 혈압 및 혈류를 폐색 또는 차단하는 방식으로 위치될 수 있다. 스텐트의 위치설정에 있어서, 동맥류의 벽으로의 흐름이 차단되면서 인접한 관 조직에 대한 불필요한 차단을 피하도록 스텐트를 적당하게 위치시키는 것이 중요하다.

[0019] 본 발명은 스텐트와 같은 혈관내 임플란트를 위한 전달 시스템에 관한 것이다. 이 시스템은 관통 연장되는 코어 와이어를 갖는 전달 카테터, 및 코어 와이어 상에 배치되고 코어 와이어로부터 선택적으로 전개 가능한 스텐트를 이용한다. 코어 와이어는 카테터의 루멘을 통해 전진 또는 후퇴될 수 있으며, 혈관구조 내에서 진입 위치로부터 최종 전달 위치까지, 예를 들어 다리 내의 대퇴 동맥으로부터 뇌의 윌리스 환까지 카테터를 안내하는 데에 유효할 수 있다. 이하에 설명된 바와 같이, 코어 와이어 상에 배치된 특징부들은 스텐트가 선택적으로 파지 및 조작되게 할 수 있어서, 스텐트의 적어도 일부분이 카테터의 루멘 내에 배치되는 한, 코어 와이어의 전진 또는 후퇴에 의해 스텐트가 선택적으로 전진 및 후퇴될 수 있게 한다. 스텐트는 스텐트의 어느 부분도 루멘 내에 있지 않을 때 코어 와이어로부터 해제될 수 있다. 스텐트의 일부분이 확장 위치에 있는 후에도 스텐트가 카테터를 통해 전진 및 후퇴 둘 모두가 되게 함으로써, 전달 카테터는 향상된 조작도를 제공하여서 스텐트의 정밀한 배치를 용이하게 한다.

[0020] 도 1은 맞물림 표면 구역(20)과 포획 부재(24)를 갖는 코어 와이어(18), 및 스텐트(28)를 포함하는 스텐트 전달 시스템(100)의 예시적인 실시예를 도시한다. 전달 카테터(10)는 원위 단부(12), 근위 단부(14), 및 전달 카테터를 통해 연장되는 루멘(16)을 갖는다. 코어 와이어(18)는 전달 카테터(10)의 루멘(16)을 통해 연장되며, 코어 와이어(18)가 루멘(16)을 통해 원위방향으로 전진될 수 있고 루멘(16)을 통해 근위방향으로 후퇴될 수 있도록 전달 카테터(10)에 대하여 이동 가능하다. 위에서 언급된 바와 같이, 코어 와이어(18)는 코어 와이어(18)의 외측 표면(22)의 적어도 일부분 상의 맞물림 표면 구역(20), 및 맞물림 표면 구역(20)에 대해 근위인 위치에서 코어 와이어(18)에 부착된 포획 부재(24)를 포함한다. 포획 부재(24)는 비-포획 배향으로 편이되고 압착력에 의해 맞물림 표면 구역(20)의 일부분과 정렬되는 포획 배향으로 배향되도록 구성된 적어도 하나의 압착 부재(26)를 가질 수 있다. 포획 배향으로 있는 경우, 압착 부재(26)의 적어도 일부분은 맞물림 표면 구역(20)의 적어도 일부분을 가로질러 연장되어, 압착 부재(26)가 맞물림 표면 구역(20) 상에 효과적으로 안착되게 한다.

[0021] 도 1은 전달 카테터(10)에 의한 구속의 결과로서 포획 배향으로 있는 압착 부재를 도시한다. 즉, 전달 카테터(10)는 편의력을 충분히 극복하여 압착 부재를 포획 배향으로 유지하도록 압착 부재(26)를 구속하여, 압착 부재가 스텐트의 적어도 근위 부분을 파지 및 압착하게 한다. 이러한 구성에서, 스텐트(28)는 압착 부재(26)와 맞물림 표면 구역(20) 사이에 맞물려서, 스텐트의 적어도 일부분이 전달 카테터(10)의 루멘 내에 남아 있으면서 필요에 따라 루멘(16)을 통해 가압 또는 당김, 즉 전진 또는 후퇴될 수 있다.

[0022] 도 2는 압착 부재(26)가 전달 카테터(10)의 원위 단부(12)를 지나 원위방향으로 비-포획 배향(이때 압착력이 제거됨)으로 이동함에 따라 스텐트(28)를 해제시키는 시스템(100)의 능력을 도시한다. 즉, 포획 부재(24)가 루멘(16) 내에 배치되지 않을 때, 전달 카테터의 내측 벽들에 의해 압착 부재(26)에 가해지는 압착력이 없어지고 압착 부재(26)는 그의 자연적인 비-포획 배향을 취한다. 따라서, 스텐트(28)는 해제되고 더 이상 조작될 수 없게 된다.

[0023] 전달 카테터(10)는, 스텐트(28)가 포획 한계(30)로 지칭되는 원하는 해제 지점에 이를 때까지 전달 카테터(10) 내에 남아 있도록, 선택적으로 전개 가능한 스텐트와 맞물릴 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 포획 한계(30)는 압

착력이 압착 부재(26)로부터 제거되어서 압착 부재(26)가 포획 배향으로부터 비-포획 배향으로 이동하게 하는 지점이다. 일 실시예에서, 도2에 도시된 바와 같이, 포획 한계(30)는 카테터(10)의 원위 단부(12)와 일치한다.

[0024] 전달 장치는 임의의 혈관내 임플란트를 조작하도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 혈관내 임플란트는 자가 확장 스텐트와 같은 튜브형 스텐트(28)이다. 예시적인 스텐트는 의도된 시술에 적합한 임의의 길이의 것일 수 있으며, 전형적으로 길이가 약 10 mm 내지 약 100 mm이다. 자가 확장 스텐트는, 반경방향으로 압착 가능하여 스텐트가 그의 자연적인 상태를 취하는 제2의 비구속 직경보다 더 작은 제1의 구속 직경을 갖는 스텐트를 포함한다. 따라서, 자가 확장 스텐트는, 스텐트를 구속 직경으로 유지하는 압착력에 더 이상 노출되지 않을 때, 제1의 구속 직경으로부터 제2의 비구속 직경으로 확장될 것이다.

[0025] 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 스텐트(28)는 코어 와이어(18)의 외경보다 큰 내경을 가질 수 있다. 예를 들어, 내경은 약 0.0076 cm 내지 약 0.076 cm(약 0.003 인치 내지 약 0.030 인치)의 범위 내에 있을 수 있다. 스텐트(28)는 또한 이완 상태, 즉 비구속 상태의 외경(34)과, 이완 상태의 외경(34)보다 작은 압착 상태, 즉 구속 상태의 외경(32) 사이에서 가변 가능한 외경을 가질 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 비구속 직경(34)은 전달 카테터(10)의 내경보다 크고, 적당한 위치설정을 가능하게 하고 유지하도록 스텐트(28)가 위치될 관의 내경보다 충분히 더 크다. 일반적으로, 관 직경은 약 2 mm 내지 약 5 mm 범위이며, 따라서 스텐트의 비구속 외경은 약 2.5 mm 내지 약 5.5 mm 범위 내에 있을 수 있지만, 스텐트는 임의의 원하는 직경을 가질 수 있다.

[0026] 구속 직경(32)은, 예를 들어 맞물림 표면 구역(20)의 외측 부분과 스텐트(28)의 내측 표면 사이에 틈새 끼워맞춤 또는 약간의 역지 끼워맞춤을 갖는 것에 의해, 스텐트(28)가 코어 와이어 상에 배치될 수 있도록 크기설정된다. 스텐트(28)는 스텐트(28)의 근위 부분(36)이 맞물림 표면 구역(20)과 포획 부재(24) 사이에 고정되고 스텐트의 근위 부분(36)이 전달 카테터(10) 내에 배치된 때 전달 카테터(10)에 대하여 이동 가능하도록 구성될 수 있다. 스텐트(28)의 근위 부분(36)과 맞물림으로써, 스텐트의 적어도 일부분이 전달 카테터 내에 배치되는 한, 원위 부분(38)이 비구속 형태로 있을 때에도 스텐트(28)가 조작될 수 있다. 도 2는 압착 부재(26)가 비-포획 배향에 있을 때 스텐트(28)가 맞물림 표면 구역(20)과 포획 부재(24)로부터 해제되어서, 스텐트(28)의 근위 부분(36)이 구속 직경(32)으로부터 비구속 직경(34)으로 확장되게 하는 상태를 도시한다.

[0027] 몇몇 실시예들에서, 전달 카테터(10)는 카테터의 근위 단부(14)로부터 카테터의 원위 단부(12)까지 연장되는 루멘(16)을 갖는, 당업자에게 공지된 유형의 마이크로카테터이다. 루멘(16)의 내경은 카테터의 길이 전반에 걸쳐 균일하거나, 그 길이를 따라 변할 수 있다. 예를 들어, 루멘(16)은 약 0.025 내지 약 0.13 cm (약 0.01 내지 약 0.05 인치) 범위 내의 내경을 가질 수 있다. 예시적인 직경들은 약 0.041 cm, 0.053, 0.069, 0.089, 및 0.112 cm (약 0.016 인치, 0.021 인치, 0.027 인치, 0.035 인치 및 0.044 인치)뿐만 아니라 이들 값들의 중간인 치수들을 포함한다. 카테터(10)의 외경은, 예를 들어 통과하게 될 임의의 관의 내경보다 적어도 약간 작음으로써 카테터(10)가 환자의 혈관구조를 통해 전진하게 하는 크기여야 하며, 예를 들어, 약 5 mm 미만이다. 부가적으로, 카테터(10)는 혈관구조를 통해 조종 가능하도록 가요성이어야 한다. 카테터(10)는 선택적으로, 전달을 보조하는 친수성 코팅 및 방사선 불투과성 부분을 포함할 수 있다. 카테터는, 원하는 기계적 특성들을 갖는 스테인레스강, 니티놀, 백금, 텅스텐, 폴리테트라플루오르에틸렌(PTFE), 폴리아미드, 폴리테트라, 폴리우레탄, 실리콘, 당업자에 공지된 다양한 다른 중합체들 및 공중합체들, 및 편조 섬유를 포함한, 당업자에게 공지된 다양한 적합한 재료들로부터 형성될 수 있다.

[0028] 코어 와이어(18)는 코어 와이어 상에 배치되는 혈관내 임플란트를 가지며 전달 카테터(10)의 루멘(16)을 통한 임플란트의 조작을 제공하도록 구성될 수 있다. 위에서 설명된 바와 같이, 코어 와이어(18)는 전달 카테터(10)의 루멘(16)을 통해 나아가서 전달 카테터의 원위 단부(12)를 지나 연장될 수 있다. 예를 들어, 코어 와이어(18)의 원위 부분은 전달 카테터 루멘을 통해서 혈관구조 내로 나아가서, 전달 카테터(10) 및 그 내부의 임의의 임플란트가 동맥류 부위와 같은 원하는 부위로 안내될 수 있게 한다. 부가적으로, 코어 와이어(18)의 근위 단부는 사용자가 코어 와이어(18)를 조작하게 하여 코어 와이어(18)가 카테터의 원위 단부(12)를 향하여 루멘(16) 내에서 전진되거나 카테터(10)의 근위 단부(14)를 향하여 루멘(16) 내에서 후퇴될 수 있도록 하는 방식으로 위치될 수 있다. 코어 와이어(18)는 또한 전달 카테터(10)에 대하여 회전 가능할 수 있다. 당업자는 코어 와이어가 혈관내 전달 기술에 유용하게 하는 강성 특성을 가져야 함을 이해할 것이다. 예시적인 실시예들에서, 코어 와이어(18)는 루멘(16)의 내경보다 작은 외경을 갖는다. 예를 들어, 코어 와이어 직경은 약 0.0076 cm 내지 약 0.051 cm (약 0.003 인치 내지 약 0.020 인치)의 범위 내에 있을 수 있다.

[0029] 도 1 내지 도 7에 도시된 바와 같이, 코어 와이어(18)의 맞물림 표면 구역(20)은 다양한 형태들을 취할 수 있다. 예를 들어, 맞물림 표면 구역(20)은 표면 특징부(40), 저 경도 영역(42) 및 고 마찰 영역(44) 중 하나

일 수 있다. 맞물림 표면 구역(20)은 스텐트가 코어 와이어(18)와 함께 이동하게 하기 위하여 스텐트(28)가 충분한 힘으로 코어 와이어에 보유될 수 있도록 하는 치수(예컨대, 길이 및 직경)의 것이어야 한다.

[0030] 일 실시예에서, 맞물림 표면 구역(20)은 스텐트(28)를 맞물림 표면 구역(20) 상의 제 위치에 보유하도록 구성된 표면 특징부(40)를 포함할 수 있다. 표면 특징부(40)는 치형부(46), 바브(48) 또는 페그(50) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 도 1 및 도 2는 나선형성된(threaded) 표면 특징부(40)를 포함하는 표면 특징부를 도시한다. 도 3은 치형부(46)를 포함하는 표면 특징부를 도시한다. 도 4는 바브형 표면 특징부(48)를 도시한다. 도 5는 코어 와이어로부터 외측으로 연장된 페그 구조물(50)을 갖는 표면 특징부를 도시한다. 표면 특징부(40)는 코어 와이어(18) 주위에 동심으로, 코어 와이어(18) 주위에 나선형으로 배치될 수 있거나, 코어 와이어(18)의 외측 표면의 일부분로부터만 연장될 수 있다.

[0031] 전술된 바와 같이, 표면 특징부(40)는 스텐트(28)가 코어 와이어(18)와 함께 이동하게 하기에 충분한 힘으로 포획 부재(24)의 도움으로 스텐트(28)가 코어 와이어(18)에 보유될 수 있도록 하는 치수들의 것이어야 한다. 표면 특징부(40)는 스텐트(28)가 비구속 배향에 있을 때 맞물림 표면 구역(20)으로부터 스텐트(28)가 해제되게 하기에 충분히 작아야 하며, 루멘을 통한 이동을 허용하도록 루멘(16)의 내경보다 더 작아야 하는데, 예를 들어 표면 특징부(40)는 약 0.0076 cm 내지 약 0.13 cm (약 0.003 인치 내지 약 0.05 인치)의 외경을 가질 수 있다. 표면 특징부는 스텐트(28)와 효과적으로 맞물리기에 충분한 표면적을 갖도록 포획 부재(24)로부터 원위방향으로 코어 와이어(18)를 따라 연장될 수 있다. 표면 특징부(40)는 맞물림 표면 구역(20)의 길이의 일부분 상에만 배치되거나, 표면 특징부(40)는 맞물림 표면 구역(20)의 전체 길이를 따라 배치될 수 있다. 예를 들어, 표면 특징부(40)는 약 1 mm 내지 약 10 mm 범위 내의 길이를 가질 수 있다.

[0032] 다른 실시예들에서, 맞물림 표면 구역(20)은 저 경도 중합체와 같은 저 경도 영역(42)을 포함할 수 있다. 저 경도 영역(42)은, 코어 와이어의 외경이 코어 와이어의 나머지 부분에서와 같이 저 경도 영역(42)에서 실질적으로 동일하도록 코어 와이어 상에 직접 배치될 수 있거나, 저 경도 영역(42)은 맞물림 표면 구역(20)의 직경이 도 6에 도시된 바와 같이 코어 와이어의 직경보다 크도록 코어 와이어 상에 배치될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 저 경도 영역(42)은 약 40 쇼어 D 내지 약 10 쇼어 A의 경도 범위를 가질 수 있다. 예를 들어, 맞물림 표면을 형성하도록 실리콘 코팅이 코어 와이어의 일부분에 도포될 수 있다. 다른 저경도 중합체들은 폴리우레탄 탄성 중합체, 폴리아미드, 폴리에테르, 실리콘, 니트릴, 및 합성 및 천연 고무를 포함할 수 있다. 전술된 바와 같이, 저 경도 영역(42)은 스텐트(28)가 코어 와이어(18)와 함께 이동하게 하기에 충분한 힘으로 포획 부재(24)의 도움으로 스텐트(28)가 코어 와이어(18)에 보유될 수 있도록 하는 치수들의 것이어야 한다. 저 경도 영역(42)의 직경은, 스텐트(28)가 비구속 배향에 있을 때 맞물림 표면 구역(20)으로부터 스텐트(28)가 해제되게 하기에 충분히 작아야 하며, 루멘을 통한 이동을 허용하도록 루멘(16)의 내경보다 더 작아야 하는데, 예를 들어 저 경도 영역(42)은 약 0.0076 cm 내지 약 0.13 cm (약 0.003 인치 내지 약 0.05 인치)의 외경을 가질 수 있다. 저 경도 영역(42)은 스텐트(28)와 효과적으로 맞물리기에 충분한 표면적을 갖도록 포획 부재(24)로부터 원위방향으로 코어 와이어(18)를 따라 연장될 수 있다. 저 경도 영역은 맞물림 표면 구역(20)의 전체 표면적을 포함하거나, 그 일부분 상에만 배치될 수 있다. 예를 들어, 저경도 영역은 약 1 mm 내지 약 10 mm 범위 내의 길이를 가질 수 있다.

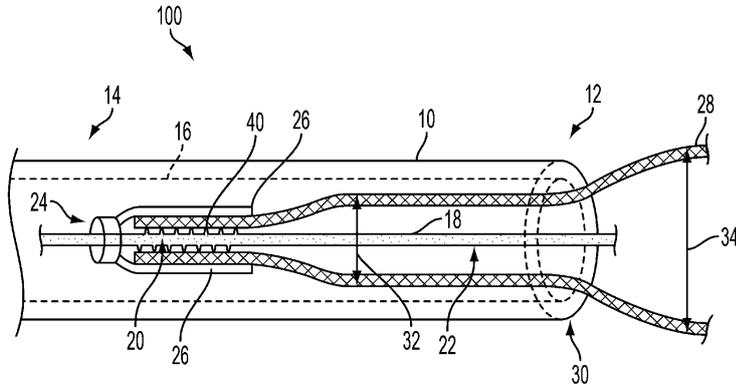
[0033] 또 다른 실시예에서, 도 7에 도시된 바와 같이, 맞물림 표면 구역은 고 마찰 영역(44)일 수 있다. 고 마찰 영역(44)은 코어 와이어의 나머지 부분들보다 더 거친, 리빙(ripping), 크로스해칭(cross-hatching), 스티플링(stippling), 딴플링(dimpling) 또는 임의의 다른 특징부와 같은, 텍스처-형성된(textured) 금속으로 형성될 수 있다. 고 마찰 영역은 대안적으로, 저 경도 영역(42)과 관련하여 전술된 것과 유사하게, 고 마찰 표면을 제공하는 코팅의 형태일 수 있다. 예를 들어, 고 마찰 미세섬유, 텅스텐 합금 코팅, 및 다른 금속 및 중합체 코팅들이 맞물림 표면 구역과 스텐트 사이에 고 마찰을 제공하기 위해 맞물림 표면 구역 상에 배치될 수 있다. 전술된 바와 같이, 고 마찰 영역(44)은 스텐트(28)가 코어 와이어(18)와 함께 이동하게 하기에 충분한 힘으로 포획 부재(24)의 도움으로 스텐트(28)가 코어 와이어(18)에 보유될 수 있도록 하는 치수들의 것이어야 한다. 고 마찰 영역(44)의 직경은, 스텐트(28)가 비구속 배향에 있을 때 맞물림 표면 구역(20)으로부터 스텐트(28)가 해제되게 하기에 충분히 작아야 하며, 루멘을 통한 이동을 허용하도록 루멘(16)의 내경보다 더 작아야 하는데, 예를 들어 고 마찰 영역(44)은 약 0.0076 cm 내지 약 0.13 cm (약 0.003 인치 내지 약 0.05 인치)의 외경을 가질 수 있다. 고 마찰 영역(44)은 스텐트(28)와 효과적으로 맞물리기에 충분한 표면적을 갖도록 포획 부재(24)로부터 원위방향으로 코어 와이어(18)를 따라 연장될 수 있다. 고 마찰 영역(44)은 맞물림 표면 구역(20)의 전체 표면적을 포함하거나, 그 일부분 상에만 배치될 수 있다. 예를 들어, 고 마찰 영역(44)은 약 1 mm 내지 약 10 mm 범위 내의 길이를 가질 수 있다.

- [0034] 위에서 언급된 바와 같이, 포획 부재(24)는 적어도 하나의 압착 부재(26)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 압착 부재(26)는 하나 이상의 조오 부재(26)들을 포함한다. 조오(26)들은 코어 와이어(18) 상의 동일한 축방향 위치에 힌지 연결된 반경방향 레버로서 배열되는데, 이들은 비-포획 배향으로 편이되도록 형성된다. 비-포획 배향은 코어 와이어(18)와 조오 부재(26) 사이에 형성된 각도가 스텐트가 조오 부재(26)와 접촉되지 않고 따라서 스텐트가 이완된 비구속 직경(34)을 취하게 하기에 충분히 큰 개방 위치를 말한다. 다수의 조오들이 있는 경우, 이들은 조오(26)들이 서로 대향하도록 코어 와이어(18) 둘레에 서로 인접하게 배치될 수 있다. 포획 부재(24)는 스텐트(28)와 루멘(16)의 내측 벽 사이의 공간을 충전하도록 구성되어, 스텐트(26)가 루멘(16)을 통해 조작되기에, 즉 카테터(10)의 루멘 내에서 근위방향 및 원위방향으로 이동하기에 충분한 간극을 유지하면서 스텐트(28)가 포획 부재와 맞물림 표면(20) 사이에서 제 위치에 보유되도록 한다. 예시적인 조오 부재(26)는, 포획 위치에 있을 때 스텐트(28)를 제 위치에서 보유하기에 적당한 힘을 제공하기에 충분히 크지만, 카테터(10)의 가요성에 실질적으로 영향을 미치지 않기에 충분히 작은 길이를 갖는다. 예를 들어, 조오 또는 압착 부재(26)는 길이가 약 1 mm 내지 약 10 mm 범위 내에 있을 수 있다.
- [0035] 전술된 조오의 대안으로서, 당업자는 스텐트(28)를 맞물림 표면 구역(20)에 압착시키는 데 유효한 임의의 부재로 포획 부재(24)가 형성될 수 있음을 이해할 것이다. 예를 들어, 콜릿(collet) 유형의 부재, 칼라(collar), 클램프, 또는 스프링 구조물이 사용될 수 있다. 포획 부재(24)는 스테인레스강, 니티놀, 백금, 텅스텐, 폴리테트라플루오르에틸렌(PTFE), 폴리비닐 클로라이드, 및 다른 금속 및 중합체 재료들과 같은, 당업자가 이해하는 바와 같은 임의의 적합한 재료로 형성될 수 있다.
- [0036] 도 8은 동맥류(104)를 갖는 혈관(102)으로 스텐트(28)를 전달하기 위한 시스템(100)의 사용을 도시한다. 도시된 바와 같이, 스텐트(28)의 근위 단부는 포획 배향에서 압착 포획 부재(26)의 조오들에 의해 파지되어, 스텐트(28)가 혈관(102) 및 카테터(10) 내에서 조작될 수 있게 한다. 카테터의 원위 단부(12)가 목표 동맥류(104)의 원위 단부 부근에 배치되어, 스텐트(28)의 원위 부분(112)이 비구속 형태로 혈관(102)에 근접하여 있게 한다. 일단 카테터의 원위 단부(12)가 배치를 위해 요구되는 대략적인 영역에 있다면, 사용자는 스텐트(28)를 카테터(10) 내에서 전진 및 후퇴시킴으로써, 그리고 선택적으로 카테터(10)를 또한 전진 및 후퇴시킴으로써, 스텐트(28)를 조작하여, 스텐트(28)의 원위 부분(112)의 최적 위치설정을 달성할 수 있다. 이어서, 카테터(10)가 동맥류(104)의 반대 측으로 이동되고, 적당한 배치가 유지되는 것을 보장하기 위해서 필요에 따라 스텐트(28)를 전진 및 후퇴시킨다. 스텐트(28)가 카테터의 원위 단부(12)를 빠져나감에 따라, 스텐트(28)는 그의 비구속 직경으로 확장되지만, 스텐트(28)의 근위 부분이 포획 부재(24)와 맞물려 있는 한, 스텐트(28)는 카테터(10) 내로 다시 후퇴될 수 있다.
- [0037] 도 9는 동맥류(104)를 치료하기 위해 혈관(102) 내에 완전히 위치한 스텐트(28)를 도시한다. 그렇게 위치한 때, 스텐트(28)는 동맥류(104)의 길이에 걸침으로써 동맥류(104)로의 혈류를 제한할 수 있다. 도시된 바와 같이, 일단 스텐트(28)가 원하는 대로 위치되면, 포획 부재(24)는 카테터(10)의 원위 단부를 지나 전진되어 포획 부재(24)가 비-포획 배향을 취하게 한다. 비-포획 배향에 있을 때, 스텐트(28)의 근위 부분은 맞물림 표면 구역(20)과 포획 부재(24) 사이에 더 이상 맞물려 있지 않으며, 스텐트의 근위 부분은 비구속 직경을 취한다. 일단 스텐트(28)가 원하는 위치에 배치되고 포획 부재(24)로부터 해제되면, 전달 카테터(10)는 혈관구조로부터 제거될 수 있다.
- [0038] 당업자는 본 발명이 종래의 최소 침습적 및 개복 외과용 기기의 사용에서의 응용뿐만 아니라 로봇 보조식 수술에서의 응용을 가짐을 이해할 것이다. 많은 경우들에서, 설명은 두개 혈관구조, 동맥류, 및 이들의 치료를 위해 구성된 스텐트를 예시적인 전달 위치 및 임플란트로서 사용하지만, 이는 단지 예시에 의한 것이다. 본 명세서에 기술된 방법 및 장치는 사실상 임의의 혈관구조, 결손 및 혈관내 임플란트에 적용될 수 있다.
- [0039] 또한, 본 명세서에 개시된 장치는 1회 사용 후 폐기되도록 설계될 수 있거나 또는 이는 다수회 사용되도록 설계될 수 있다. 그러나, 어느 경우에서도, 장치는 적어도 1회의 사용 후에 재사용을 위해 원상회복될 수 있다. 원상회복은 장치의 분해 후에 특정 부분의 세정 또는 교체하고 그 후에 재조립하는 단계들의 임의의 조합을 포함할 수 있다. 특히, 장치는 분해될 수 있고, 장치의 임의의 개수의 특정 단편 또는 부품이 임의의 조합으로 선택적으로 교체 또는 제거될 수 있다. 특정 부품의 세정 및/또는 교체시, 장치는 원상회복 설비에서 또는 외과적 처치 절차 직전에 외과적 처치 팀(team)에 의해 후속 사용을 위해 재조립될 수 있다. 당업자는 장치의 원상회복이 분해, 세정/교체 및 재조립을 위한 다양한 기술을 이용할 수 있음을 인식할 것이다. 그러한 기술의 사용 및 얻어진 재조립된 장치는 모두 본 출원의 범주 내에 있다. 당업자는 전술된 실시예들에 근거하여 본 발명의 추가적인 특징 및 이점들을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명은 첨부된 특허청구범위에 의해 지시된 바를 제외하고는, 이제까지 구체적으로 도시되고 설명된 것에 의해 제한되지 않는다. 본 명세서에 인용된 모든 공보

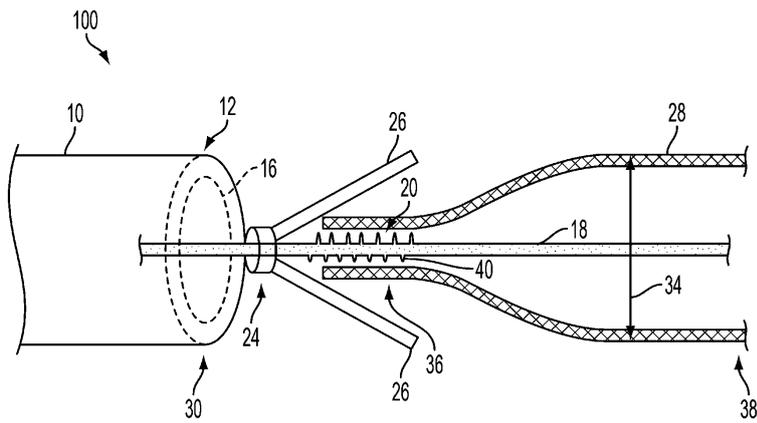
및 참고문헌은 명시적으로 본 명세서에 전체적으로 참고로 포함된다.

도면

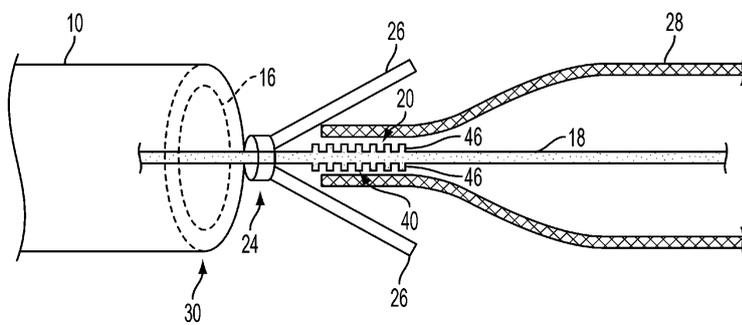
도면1



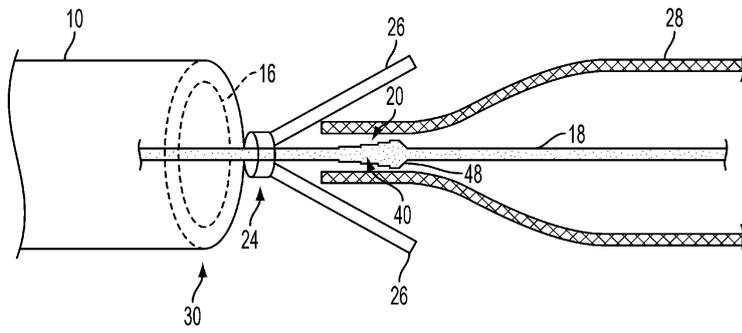
도면2



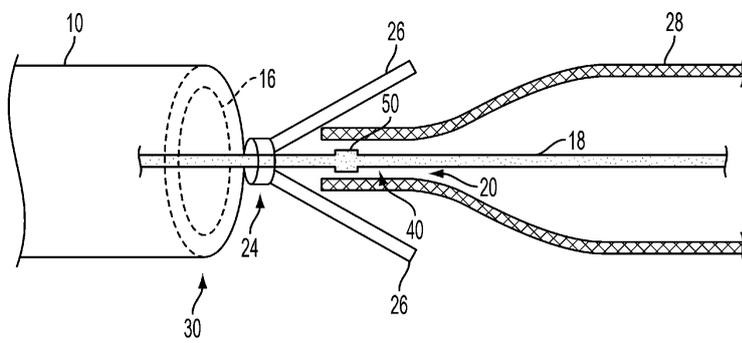
도면3



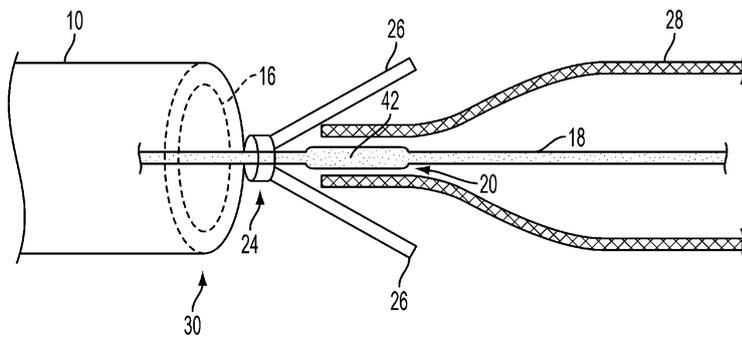
도면4



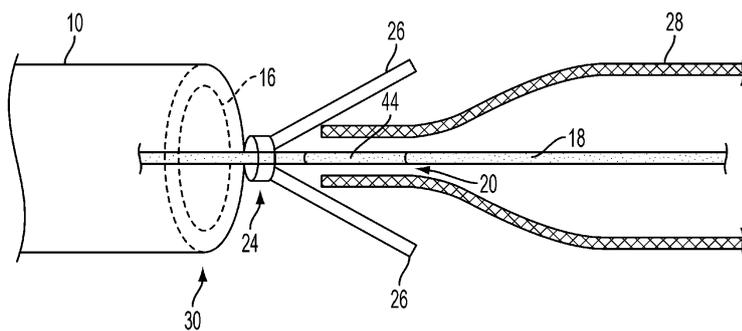
도면5



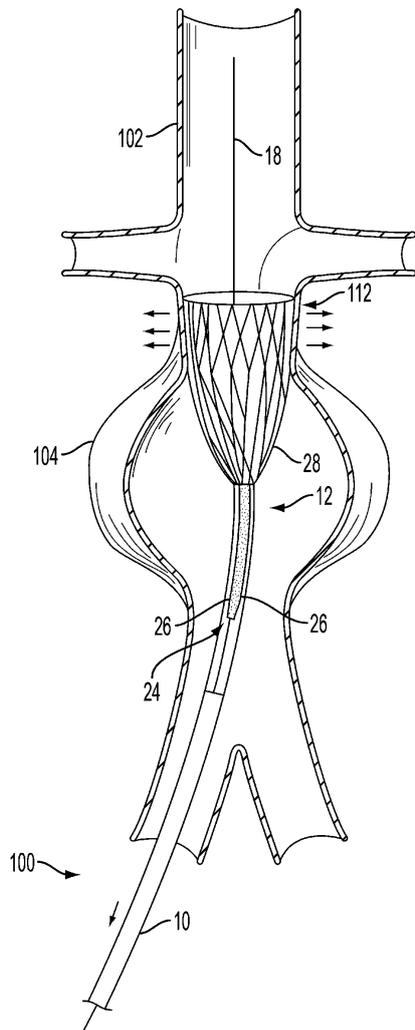
도면6



도면7



도면8



도면9

