



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년01월24일

(11) 등록번호 10-1942118

(24) 등록일자 2019년01월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61F 2/06 (2006.01) A61F 2/86 (2006.01)

A61F 2/95 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2013-7030866

(22) 출원일자(국제) 2012년04월27일

심사청구일자 2017년04월25일

(85) 번역문제출일자 2013년11월21일

(65) 공개번호 10-2014-0145950

(43) 공개일자 2014년12월24일

(86) 국제출원번호 PCT/CA2012/000379

(87) 국제공개번호 WO 2012/145823

국제공개일자 2012년11월01일

(30) 우선권주장

61/457,604 2011년04월29일 미국(US)

61/457,605 2011년04월29일 미국(US)

(56) 선행기술조사문현

JP2002536112 A

US5954765 A

US7815674 B1

US20090171439 A1

(73) 특허권자

이베이스크 뉴로베스쿨러 엔터프라이즈 유엘씨

캐나다 브이6씨 2비5 브리티쉬 콜럼비아 밴쿠버  
버드 스트리트 2300-550

(72) 발명자

티페 조나단 지

캐나다 브리티쉬 콜럼비아주 브이5와이 1티9 밴쿠버 웨스트 12번 애버뉴 2-225호

퐁 에릭 순상

캐나다 브리티쉬 콜럼비아주 브이6제이 3씨1 밴쿠버 퍼 스트리트 1102-2772

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

김태홍, 김진희

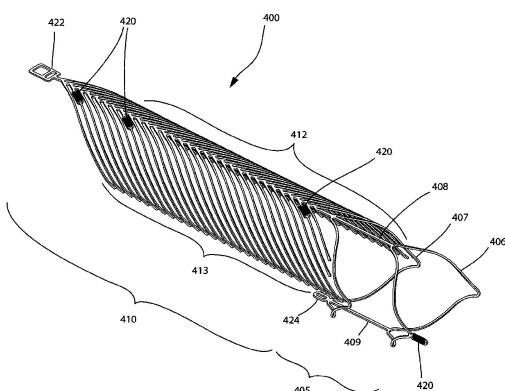
전체 청구항 수 : 총 26 항

심사관 : 이훈재

(54) 발명의 명칭 혈관내 보형물 및 운반 디바이스

**(57) 요약**

한 양태에 있어서, 본 발명은 혈관내 보형물에 관한 것이다. 혈관내 보형물은 제1 확장 가능한 부분을 혈관 뿐만 아니라 압박하도록 확장되지 않은 제1 상태로부터 확장된 제2 상태로 확장될 수 있는 제1 확장 가능한 부분 및 제1 확장 가능한 부분에 부착되는 후퇴 가능한 리프 부분을 포함한다. 후퇴 가능한 리프 부분은 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착되는 복수 개의 리브 부분을 포함한다. 리브 부분들의 종방향으로 인접한 쌍에는 상호 결합하는 스트리트가 없다. 혈관내 보형물은 그 최종 전개 전에 혈관내 보형물의 위치 전환을 위해 벗겨지고 다시 덮일 수 있다. 또한, 신체의 구불구불한 혈관을 통해 본 발명의 혈관내 보형물을 운반하는데에 특히 적합한 운반 디바이스가 설명된다.

**대 표 도**

(72) 발명자

마로타 토마스 알

캐나다 온타리오주 앰9에이 1퍼2 에토비코크 로킹  
햄 드라이브 19

맥듀갈 이안 티.비.

캐나다 브리티쉬 콜럼비아주 브이7케이 1알5 벤쿠  
버 퀸메 로드 1549

웬 이안 앤

캐나다 브리티쉬 콜럼비아주 브이6알 1이4 벤쿠버  
밸뷰 드라이브 4511

리찌 도날드 알

캐나다 브리티쉬 콜럼비아주 브이6알 1이4 벤쿠버  
웨스트 3번 애버뉴 4443

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

헬관내 보형물로서,

헬관 루멘에 대해 압박되도록, 확장되지 않은 제1 상태로부터 확장된 제2 상태로 확장될 수 있는 제1 확장 가능한 부분; 및

상기 제1 확장 가능한 부분에 부착되는 후퇴 가능한 리프(leaf) 부분

을 포함하고, 상기 후퇴 가능한 리프 부분은 제1 확장 가능한 부분에 연결되는 단일 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착되는 복수 개의 리브 부분을 포함하며, 상기 복수 개의 리브 부분은 단일 뼈대 부분의 대향 측면에 연결되는 리브 부분들의 한 쌍의 열을 포함하고, 리브 부분들의 종방향으로 인접한 쌍들은 상호 연결 스트러트(strut)가 없는 것인 헬관내 보형물.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 2차원에서, 리브 부분들의 각 열에 있는 리브 부분들은 단일 뼈대 부분을 따라 서로의 거울상인 것인 헬관내 보형물.

#### 청구항 3

제1항에 있어서, 상기 리브 부분들의 제1 열은 복수 개의 제1 결합점에서 단일 뼈대 부분에 결합되고, 리브 부분들의 제2 열은 복수 개의 제2 결합점에서 단일 뼈대 부분에 결합되며, 상기 복수 개의 제1 결합점과 복수 개의 제2 결합점은 서로에 대해 종방향으로 과상 배치(staggered)되는 것인 헬관내 보형물.

#### 청구항 4

제1항에 있어서, 상기 단일 뼈대 부분은 선형인 것인 헬관내 보형물.

#### 청구항 5

제1항에 있어서, 2차원에서, 각 리브 부분은 단일 뼈대 부분의 뼈대 종축에 대해 예각을 형성하도록 구성되는 것인 헬관내 보형물.

#### 청구항 6

제1항에 있어서, 2차원에서, 각 리브 부분은 리브 기단부, 리브 말단부 및 이들 사이에 배치되는 리브 중간부를 포함하는 것인 헬관내 보형물.

#### 청구항 7

제6항에 있어서, 2차원에서, 각 리브 부분은 가변적인 둘레 방향 폭을 갖는 것인 헬관내 보형물.

#### 청구항 8

제6항에 있어서, 상기 리브 기단부는 리브 부분의 전체 길이의 2% 내지 6%이고, 상기 리브 중간부는 리브 부분의 전체 길이의 60% 내지 90%이며, 상기 리브 말단부는 리브 부분의 전체 길이의 4% 내지 16%인 것인 헬관내 보형물.

#### 청구항 9

제6항에 있어서, 상기 리브 중간부는, (i) 상기 리브 기단부에 결합되고 헬관내 보형물의 종축에 대해 리브 중간 제1 부분 예각을 형성하도록 구성되는 리브 중간 제1 부분과, (ii) 상기 리브 말단부에 결합되고 헬관내 보형물의 종축에 대해 리브 중간 제2 부분 예각을 형성하도록 구성되는 리브 중간 제2 부분을 포함하는 것인 헬관내 보형물.

**청구항 10**

제9항에 있어서, 상기 리브 중간 제1 부분 예각은  $22^\circ$  내지  $66^\circ$  범위인 것인 혈관내 보형물.

**청구항 11**

제9항에 있어서, 상기 리브 중간 제2 부분 예각은  $42^\circ$  내지  $86^\circ$  범위인 것인 혈관내 보형물.

**청구항 12**

제9항에 있어서, 상기 리브 중간 제1 부분은 0.0018 내지 0.0024 인치 범위의 둘레 방향 폭을 갖는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 13**

제9항에 있어서, 상기 리브 중간 제2 부분은 리브 부분의 전체 길이의 53% 내지 85%인 것인 혈관내 보형물.

**청구항 14**

제6항에 있어서, 2차원에서, 각 리브 부분의 리브 말단부는 제1 확장 가능한 부분으로부터 멀어지게 지향되는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 15**

제6항에 있어서, 2차원에서, 각 리브 부분의 리브 말단부는 제1 확장 가능한 부분을 향해 지향되는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 16**

제1항에 있어서, 2차원에서, 각 리브 부분은 적어도 2개의 서브 부분을 포함하고, 각 서브 부분은 혈관내 보형물의 종축에 대해 상이한 각도를 형성하는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 17**

제1항에 있어서, 2차원에서, 상기 단일 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 10% 내지 50%를 차지하도록 결합되는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 18**

제1항에 있어서, 2차원에서, 상기 단일 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 15% 내지 40%를 차지하도록 결합되는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 19**

제1항에 있어서, 2차원에서, 종축으로부터 리브 부분의 말단 선단부까지의 수직 거리 대 확장된 제2 상태에서 제1 확장 가능한 부분의 둘레의 50%의 비율은 1:4 내지 1:1 범위인 것인 혈관내 보형물.

**청구항 20**

제1항에 있어서, 2차원에서, 종축으로부터 리브 부분의 말단 선단부까지의 수직 거리 대 확장된 제2 상태에서 제1 확장 가능한 부분의 둘레의 50%의 비율은 1:2.5 내지 1:1.5 범위인 것인 혈관내 보형물.

**청구항 21**

제1항에 있어서, 상기 단일 뼈대 부분은 혈관내 보형물의 종축에 대해 직교하는 축선을 중심으로 만곡되는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 22**

제21항에 있어서, 상기 단일 뼈대 부분은 혈관내 보형물의 종축을 가로지르는 축선을 중심으로 상기 단일 뼈대 부분의 길이에 걸쳐 제1 곡률 반경을 갖는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 23**

제22항에 있어서, 상기 제1 곡률 반경은 상기 단일 뼈대 부분의 기단부로부터 상기 단일 뼈대 부분의 말단부까지 변동될 수 있는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 24**

제1항에 있어서, 상기 후퇴 가능한 리프 부분은 혈관내 보형물의 종축을 중심으로 상기 단일 뼈대 부분의 길이에 걸쳐 제2 곡률 반경을 갖는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 25**

제24항에 있어서, 상기 제2 곡률 반경은 후퇴 가능한 리프 부분의 기단부로부터 후퇴 가능한 리프 부분의 말단부까지 변동될 수 있는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 26**

제1항에 있어서, 상기 제1 확장 가능한 부분은 확장된 제2 상태에서 2 mm 내지 10 mm 범위의 직경을 갖는 것인 혈관내 보형물.

**청구항 27**

삭제

**청구항 28**

삭제

**청구항 29**

삭제

**청구항 30**

삭제

**청구항 31**

삭제

**청구항 32**

삭제

**청구항 33**

삭제

**청구항 34**

삭제

**청구항 35**

삭제

**청구항 36**

삭제

**청구항 37**

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

청구항 42

삭제

청구항 43

삭제

청구항 44

삭제

청구항 45

삭제

청구항 46

삭제

청구항 47

삭제

청구항 48

삭제

청구항 49

삭제

청구항 50

삭제

청구항 51

삭제

청구항 52

삭제

청구항 53

삭제

청구항 54

삭제

청구항 55

삭제

청구항 56

삭제

청구항 57

삭제

청구항 58

삭제

청구항 59

삭제

청구항 60

삭제

청구항 61

삭제

청구항 62

삭제

청구항 63

삭제

청구항 64

삭제

청구항 65

삭제

청구항 66

삭제

청구항 67

삭제

청구항 68

삭제

청구항 69

삭제

청구항 70

삭제

청구항 71

삭제

청구항 72

삭제

청구항 73

삭제

청구항 74

삭제

청구항 75

삭제

청구항 76

삭제

청구항 77

삭제

청구항 78

삭제

청구항 79

삭제

청구항 80

삭제

청구항 81

삭제

청구항 82

삭제

청구항 83

삭제

청구항 84

삭제

청구항 85

삭제

청구항 86

삭제

청구항 87

삭제

청구항 88

삭제

청구항 89

삭제

청구항 90

삭제

청구항 91

삭제

청구항 92

삭제

청구항 93

삭제

청구항 94

삭제

청구항 95

삭제

청구항 96

삭제

청구항 97

삭제

청구항 98

삭제

청구항 99

삭제

청구항 100

삭제

청구항 101

삭제

청구항 102

삭제

청구항 103

삭제

청구항 104

삭제

청구항 105

삭제

청구항 106

삭제

청구항 107

삭제

청구항 108

삭제

청구항 109

삭제

청구항 110

삭제

청구항 111

삭제

청구항 112

삭제

청구항 113

삭제

청구항 114

삭제

청구항 115

삭제

청구항 116

삭제

청구항 117

삭제

청구항 118

삭제

청구항 119

삭제

청구항 120

삭제

청구항 121

삭제

청구항 122

삭제

청구항 123

삭제

청구항 124

삭제

청구항 125

삭제

청구항 126

삭제

청구항 127

삭제

청구항 128

삭제

청구항 129

삭제

청구항 130

삭제

청구항 131

삭제

청구항 132

삭제

청구항 133

삭제

청구항 134

삭제

청구항 135

삭제

청구항 136

삭제

청구항 137

삭제

청구항 138

삭제

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001] 관련 출원에 대한 상호 참조

[0002] 본 출원은 2011년 4월 29일자로 각각 출원된 가특허 출원 제61/457,604호 및 제61/457,605호의 35 U.S.C. § 119(e) 하의 이익을 청구하며, 상기 출원들 각각의 내용은 본 명세서에 참조로 합체된다.

[0003] 기술분야

[0004] 한가지 양태에서, 본 발명은 혈관내 보형물에 관한 것이다. 다른 양태에서, 본 발명은 환자의 동맥류(aneurysm)를 치료하는 방법에 관한 것이다. 또 다른 양태에서, 본 발명은 혈관내 보형물 운반 디바이스에 관한 것이다. 본 발명의 다른 양태들은 본 명세서를 입수할 수 있는 당업자에게 명백할 것이다.

### 배경 기술

[0005] 당업계에 공지된 바와 같이, 동맥류는 동맥의 벽에서 외측을 향한 이상 팽창이다. 몇몇의 경우에, 팽창은 동맥으로부터 모든 방향에서 외측을 향한 매끄러운 팽창부 형태 - 이는 "방추 모양의 동맥류(fusiform aneurysm)"로서 공지됨 - 로 될 수 있다. 다른 경우에, 팽창은 동맥 분지점 또는 동맥의 일 측면으로부터 일어나는 낭(sac) 형태 - 이는 "낭상 동맥류(saccular aneurysm)"로서 공지됨 - 로 될 수 있다.

[0006] 동맥류는 신체의 어떠한 동맥에서도 발생할 수 있지만, 뇌에서 발생하여 뇌졸증을 발생시키는 것이 일반적이다. 뇌에서 발생하는 대부분의 낭상 동맥류는 대뇌의 혈관으로부터 연장하여 혈관으로부터 돌출되는 주머니 내로 확장하는 목부를 갖는다.

[0007] 그러한 동맥류에 의해 야기되는 문제는 여러 가지 상이한 방식으로 발생할 수 있다. 예컨대, 동맥류가 파열되면, 혈액이 뇌 또는 지주막하 공간(subarachnoid space)(즉, 뇌를 긴밀하게 둘러싸는 공간)에 진입한다 - 후자의 경우는 동맥류 지주막하 출혈로 공지되어 있음 -. 그 후에, 아래의 증상들 중 하나 이상이 뒤따른다: 메스꺼움(nausea), 구토(vomiting), 복시(double vision), 경부 강직(neck stiffness) 및 의식 상실. 동맥류 지주막하 출혈은 즉각적인 치료를 요하는 응급 의료 상태이다. 사실상, 그러한 상태에 있는 환자들 중 10-15%가 치료를 위해 병원에 도착하기 전에 사망한다. 그러한 상태에 있는 환자들 중 50% 이상이 출혈 후 다음 3일 내에 사망하게 된다. 생존하는 환자들 중에 대략 절반 정도는 영구적인 뇌졸증을 겪는다. 이들 뇌졸증 중 일부는 지주막하 출혈에 의해 유도된 대뇌 혈관의 혈관 경련으로 출혈 후 1주 내지 2주에 발생한다. 동맥류는 또한 출혈과 관련되지 않은 문제를 유발할 수 있지만, 이는 덜 일반적이다. 예컨대, 동맥류는 동맥 분지부를 차단하여 뇌졸증[예컨대, 혀혈성 뇌졸증(ischemic stroke)]을 일으킬 가능성을 갖는 하류로 이송될 수 있는 혈전을 자체 내에 형성할 수 있다. 또한, 동맥류는 신경을 압박하거나(이는 한쪽 눈 또는 안면의 마비 또는 이상 감각을 초래할 가능성이 있음) 또는 인접한 뇌를 압박할 수 있다(이는 발작을 초래할 가능성이 있음).

[0008] 동맥류, 특히 뇌동맥류의 잠재적으로 치명적인 결과를 감안하여, 당업계에서는 다양한 방안을 이용하여 동맥류

의 치료를 처리하였다.

[0009] 일반적으로, 동맥류는 수술적 기법을 이용하여 혈관 외측에서 또는 혈관내 기법을 이용하여 내측에서 치료될 수 있다[후자는 중재적(즉, 비수술적) 기법의 대분류에 속함].

[0010] 수술적 기법은 일반적으로 환자의 두개골에 개구의 생성을 요하는 개두술(craniotomy)을 포함하는데, 상기 개구를 통해 외과의가 기구를 삽입하여 뇌를 직접 수술할 수 있다. 한가지 방안에서, 동맥류가 발생하는 혈관을 노출시키도록 뇌를 후퇴시킨 다음에, 외과의가 동맥류의 목을 가로질러 클립을 배치함으로써, 동맥혈이 동맥류에 진입하는 것을 방지한다. 동맥류에 혈전이 존재하면, 클립은 또한 혈전이 동맥에 진입하는 것을 방지하여 뇌졸중의 발생을 미연에 방지한다. 클립의 정확한 배치 시에, 동맥류는 수분 만에 제거될 것이다. 수술적 기법은 동맥류에 대한 가장 일반적인 치료법이다. 불행하게도, 이들 상태를 치료하는 수술적 기법은 환자에 대한 높은 위험을 내포하는 위험한 수술로서 간주되어, 환자가 심지어는 수술을 견딜 가망이 있는 체력을 갖는 것이 요구된다.

[0011] 위에서 논의된 바와 같이, 혈관내 기법은 비수술적 기법으로서 통상적으로 카테터 운반 시스템을 이용하여 혈관촬영실에서 수행된다. 구체적으로, 공지된 혈관내 기법은 카테터 운반 시스템을 이용하여 동맥혈이 동맥류에 진입하는 것을 방지하는 재료로 동맥류를 폐킹하는 것을 포함한다 - 이 기법은 색전술(embolization)로서 널리 알려져 있음 -. 그러한 방안의 일례로는 스테인리스강 운반 와이어에 부착되는 백금 코일 및 전해질 분리를 이용하는 시스템을 통해 동맥류의 동맥류내 폐색을 수반하는 구글리엘미 분리형 코일(Guglielmi Detachable Coil; GDC)이 있다. 따라서, 백금 코일이 동맥류 내에 일단 배치되면, 백금 코일은 전해질 용해에 의해 스테인리스강 운반 와이어로부터 분리된다. 구체적으로, 환자의 혈액과 식염수 주입이 전도성 용액으로서 작용한다. 애노드가 스테인리스강 운반 와이어이고 캐소드가 환자의 사타구니에 배치되는 접지 니들(ground needle)이다. 전류가 일단 스테인리스강 운반 와이어를 통해 전도되면, 백금 코일(백금 코일은 물론 전해질에 의해 영향을 받지 않음)에 바로 근접한 스테인리스강 분리 구역의 비절연 섹션에서 전해질 용해가 일어나게 된다. 다른 방안은 동맥류의 낭을 충진하도록 셀룰로오스 아세테이트 폴리머 등의 재료의 사용을 수반한다. 이들 혈관내 방안은 당업계에서 진보적인 방안이지만, 단점이 있다. 구체적으로, 이들 혈관내 방안의 위험으로는 디바이스의 말단 색전술 또는 동맥류로부터의 혈전으로 인해 시술 중에 동맥류를 파열시키는 것 또는 뇌졸증(예컨대, 허혈성 뇌졸증)을 일으키는 것을 포함한다. 또한, 이들 기법을 이용한 혈관내 동맥류 제거의 장시간의 결과에 관한 관심이 존재한다. 구체적으로, 폐킹 재료의 동맥류내 재배치 및 이후의 혈관 촬영에서 동맥류의 재출현에 관한 증거가 있다.

[0012] 특히 수술적 클리핑 또는 전술한 혈관내 색전술 기법을 이용하여 치료하기에 매우 어려운 것으로 입증된 한가지 특별한 타입의 뇌동맥류는 말단 뇌저 동맥(distal basilar artery)에서 발생한다. 이 타입의 동맥류는 일반적으로 뇌저 동맥의 말단 분기에 배치되는 약한 낭상 돌출(outpouching)이다. 이 타입의 동맥류의 성공적인 치료는 수술 클립 배치 중에 모든 뇌간 천공 혈관이 할애된다는 필수적인 요건(적어도 부분적으로)으로 인해 매우 어렵다.

[0013] 불행하게도, 동맥류의 크기, 형태 및/또는 위치가 특별한 환자에 있어서 수술적 클리핑 및 혈관내 색전술 모두를 가능하지 않게 하는 경우가 존재한다. 일반적으로, 그러한 환자의 예후는 좋지 않다.

[0014] 따라서, 종래 기술은 동맥류의 치료 분야에서 진보를 이뤘지만, 특히 혈관내 색전술에서 개선의 여지가 여전히 존재하는데, 그러한 혈관내 색전술은 위험한 수술에 대한 매력적인 대안이기 때문이다.

[0015] 1999년 8월 19일자로 공개된 국제 공개 제WO 99/40873호[Marotta 등(Marotta)]에서는, 동맥류 개구, 특히 낭상 동맥류의 개구를 폐색하고 동맥류를 제거하는 데에 유용한 신규한 혈관내 방안을 교시하고 있다. 이 방안은 Marotta에 의해 교시된 혈관내 보형물의 경우에, 동맥류 낭을 소정 재료(예컨대, 구글리엘미 분리형 코일과 함께 사용되는 것)로 폐킹할 필요성이 없다는 점에서 진정한 혈관내 방안이다. 오히려, Marotta에 의해 교시된 혈관내 보형물은 동맥류 낭에 대한 개구를 폐색하도록 기능하는 것을 기초로 하여 동작함으로써 폐킹 재료에 대한 필요성을 미연에 방지한다. 따라서, Marotta에 의해 교시된 혈관내 보형물은 종래 기술의 많은 단점을 제거하거나 완화하기 때문에 당업계에 있어서 중요한 진보이다. Marotta에 의해 교시된 혈관내 보형물은 동맥류의 개구에 대해 압박됨으로써 동맥류를 폐쇄할 수 있는 리프(leaf) 부분을 포함한다. Marotta에 의해 교시된 혈관내 보형물에서, 리프 부분은 적어도 하나의 확장 가능한 부분을 포함하는 본체에 부착되고 해당 본체에 대해 독립적으로 이동될 수 있다. 확장 가능한 부분은 반경 방향의 외향력에 의해 확장되지 않은 제1 상태로부터 확장된 제2 상태로 확장될 수 있다. 따라서, 본체는 동맥류 개구가 배치되는 부근의 목표 본체 통로 또는 혈관 루멘에서 혈관내 보형물을 적소에 고정시키는 일반적인 목적에 소용되고, 리프 부분은 동맥류 개구를 밀봉함으로

써 동맥류를 제거하는 목적으로 소용된다. 따라서, Marotta에 의해 교시된 바와 같이, 리프 부분은 혈관내 보형물의 본체와 상관없이 기능하고 이동한다.

[0016] Marotta에 의해 교시된 혈관내 보형물이 당업계에서 상당한 진보이지만, 여전히 개선의 여지가 있다. 구체적으로, Marotta에 의해 교시된 혈관내 보형물의 바람직한 실시예에서, 디바이스가 일단 모든 계획 및 목적을 위해 부분적으로 또는 전체적으로 전개되면, 보형물을, 예컨대 위치 전환을 위해 회수하는 것이 불가능하다. 이것은 대부분의 경우에 문제가 되지 않을 수 있지만, 외과의가 디바이스를 최적의 배치를 위해 위치 전환할 수 있도록 디바이스를 회수할 수 있기를 원하는 경우가 있다.

[0017] 따라서, 당업계에서는 부분적으로 또는 전체적으로 전개된 후에 외과의에 의해 회수될 수 있는 혈관내 보형물에 대한 요구가 있다. 부분적으로 또는 전체적으로 전개된 후에 외과의에 의해 회수될 수 있는 자기 확장형 혈관내 보형물을 갖는 것이 특히 유리하다.

### 발명의 내용

[0018] 본 발명의 목적은 종래 기술의 전술한 단점을 중 적어도 하나를 제거하거나 완화하는 것이다.

[0019] 본 발명의 다른 목적은 신규한 혈관내 보형물을 제공하는 것이다.

[0020] 본 발명의 또 다른 목적은 신규한 혈관내 보형물 운반 디바이스를 제공하는 것이다.

[0021] 따라서, 양태들 중 한 양태에서, 본 발명은,

[0022] 제1 확장 가능한 부분을 혈관 루멘에 대해 압박하도록 확장되지 않은 제1 상태로부터 확장된 제2 상태로 확장될 수 있는 제1 확장 가능한 부분; 및

[0023] 제1 확장 가능한 부분에 부착되는 후퇴 가능한 리프 부분을 포함하고, 후퇴 가능한 리프 부분은 적어도 하나의 뼈대 부분과, 뼈대 부분에 부착되는 복수 개의 리브 부분을 포함하며, 리브 부분들의 종방향으로 인접한 쌍에는 상호 결합하는 스트러트가 없는 것인 혈관내 보형물을 제공한다.

[0024] 양태들 중 다른 양태에서, 본 발명은 말단부와 기단부를 갖는 관형 부재를 포함하고, 말단부는 복수 개의 둘레 방향 링에 의해 형성되는 다공질 표면을 가지며, 둘레 방향 링들의 인접한 쌍이 적어도 하나의 종방향 스트러트에 의해 상호 연결되고, 다공질 표면은 기단부로부터 말단부로의 방향에서 단일 둘레 방향 링의 대향 측면에 결합되는 종방향 스트러트들 사이에서 종방향 스트러트 둘레 방향 폭의 감소 구배를 포함하는 것인 혈관내 보형물 운반 디바이스를 제공한다.

[0025] 양태들 중 다른 양태에서, 본 발명은 말단부와 기단부를 갖는 관형 부재를 포함하고, 말단부는 복수 개의 둘레 방향 링에 의해 형성되는 다공질 표면을 가지며, 둘레 방향 링들의 인접한 쌍이 적어도 하나의 종방향 스트러트에 의해 상호 연결되고, 다공질 표면은 기단부로부터 말단부로의 방향에서 증가하는 다공도를 포함하는 것인 혈관내 보형물 운반 디바이스를 제공한다.

[0026] 바람직한 실시예에서, 운반 디바이스의 다공질 표면은 운반 디바이스와 운반 카테터의 내표면 간의 마찰을 감소 시켜 혈관내 보형물의 낮은 힘에 의한 운반을 용이하게 하도록 바람직하게는 폴리머로 제조되고 및/또는 바람직하게는 다공질 표면에 걸쳐 실질적으로 연속적으로 배치되는 덮개층을 포함한다. 덮개층의 특성은 이하에서 보다 상세하게 설명될 것이다.

[0027] 따라서, 본 발명자는 그 최종 전개 전에 혈관내 보형물의 위치 전환을 위해 벗겨지고 다시 덮일 수 있는 신규한 혈관내 보형물을 발견하였다. 이는 임상의에게 전술한 종래 기술의 디바이스에 비해 상당한 이점을 제공한다. 본 발명의 혈관내 보형물은 제1 확장 가능한 부분을 동맥 등의 혈관 루멘에 대해 압박하도록 확장되지 않은 제1 상태로부터 확장된 제2 상태로 확장될 수 있는 제1 확장 가능한 부분을 포함한다. 혈관내 보형물은 제1 확장 가능한 부분에 부착되는 후퇴 가능한 리프 부분을 더 포함하고, 후퇴 가능한 리프 부분은 동맥류의 울혈 및 혈전 흐색을 용이하게 하는 역할을 한다. 후퇴 가능한 리프 부분은 적어도 하나의 뼈대 부분과, 이 뼈대 부분에 부착되는 복수 개의 리브 부분을 포함한다. 리브 부분들의 종방향으로 인접한 쌍에 복잡한 연결 스트러트가 없다는 점이 중요하다. 본 발명자들은 다수의 시험을 행하였고, 인접한 리브 부분들 간에 결합이 이루어질 때에 리프 부분의 후퇴 능력이 상당히 손상되고 많은 경우에 리프 부분이 전혀 후퇴될 수 없다는 것을 발견하였다.

[0028] 또한, 본 발명의 혈관내 보형물은 뼈대 부분이 만곡의 외측에 있는 방식으로 휘어지는 타고난 경향을 갖는다는 이점이 있다. 이는 특히 디바이스가 분기된 신체 통로에 이식될 때에 매우 유리하다. 추가 이점은 힘과 결부

된 리브 부분의 배향이 특히 본 발명의 혈관내 보형물의 비외상성의 정밀한 운반 및 전개를 촉진한다는 것이다.

[0029] 어떠한 특정한 이론이나 작용 모드로 정해지길 바라진 않지만, 본 발명의 혈관내 보형물의 리브 부분은 압축성인 반면에 뼈대는 비압축성이고, 이에 따라 외장부의 축방향 하중 하에, 리브 부분이 압축되어 정확한 방향에서의 운반 중에 적절한 배향을 촉진하는 만족을 유도하는 경향을 갖는다는 점이 판명되었다.

[0030] 매우 유리한 실시예에서, 본 발명의 혈관내 보형물은 자기 확장하도록 구성된다. 이는 디바이스의 전개 전 및 초기 운반 후에 디바이스가 덮여 있거나 달리 구속되어 있을 수 있고, 외장부 또는 구속부가 부분적으로 후퇴됨으로써 디바이스가 자기 확장하게 한다는 것을 의미한다. 이는 혈관내 보형물의 초기 전개가 환자의 목표 동맥류에 대해 정확한 위치에 있지 않다면 임상의가 디바이스를 다시 덮을 수 있다는 이점을 이용하여 디바이스의 부분적이고 점진적인 전개를 허용한다. 이 문맥에서, 또한 보형물을 "비틀림 가능 카테터"를 이용하여 운반함으로써 본 발명의 혈관내 보형물의 추가적인 회전 배향을 달성하는 것이 가능하다. 이는 회전 배향을 평가하도록 보형물을 부분적으로 전개하는 것을 수반한다. 동맥류 목에 대한 디바이스의 회전이 조정될 필요가 있다면, 보형물은 비틀림 가능 카테터 내로 후퇴되고 다른 배향으로 비틀린 다음에 이들 단계들이 보형물이 동맥류 목에 대해 정확한 위치에 있는 것으로 간주될 때까지 반복될 수 있으며, 그 후에 보형물은 아래에서 더 상세하게 설명되는 것과 같은 다수의 기법을 이용하여 운반 디바이스로부터 완전히 벗겨져 분리될 수 있다. 이는 본 발명의 혈관내 보형물의 매우 유리한 다른 특징이다.

[0031] 본 발명의 다른 양태는 말단부와 기단부를 갖는 관형 부재를 포함하는 혈관내 보형물 운반 디바이스의 제공에 관한 것이다. 혈관내 보형물의 말단부는 다수의 둘레 방향 링으로 구성된 다공질 표면을 갖고, 이들 링의 인접한 쌍은 하나 이상의 종방향 스트러트에 의해 상호 연결된다. 혈관내 보형물 운반 디바이스의 말단부의 다공질 표면은 소정의 둘레 방향 링의 대향 측면에 결합되는 한 쌍의 종방향 스트러트들 사이에서 폭이 감소된다. 종방향 스트러트의 둘레 방향 폭에 있어서의 이러한 감소는 관형 부재의 기단부로부터 관형 부재의 말단부를 향한 방향으로 연장된다. 따라서, 이는 관형 부재의 말단부가 관형 부재의 최말단부를 향한 방향으로 점진적으로 더 휘어진다는 것을 의미한다. 이 특징은 디바이스를 환자 내에 삽입하고 혈관내 보형물 운반 디바이스의 꼬임을 제거 또는 완화하면서 디바이스를 목표 동맥류를 향해 조종할 수 있도록 관형 부재의 유저 단부에 충분한 무결성 및 반경 방향 강성을 제공하는 동시에, 구불구불한 동맥류를 통해 혈관내 보형물 운반 디바이스를 조정하는 것을 용이하게 한다. 바람직한 실시예에서, 기단부로부터 말단부를 향한 방향으로 연장하는 둘레 방향 링들의 쌍들 사이의 둘레 방향 폭이 감소한다.

[0032] 본 발명의 혈관내 보형물 운반 디바이스의 특히 바람직한 실시예에서, 둘레 방향 링은 일련의 교호하는 피크와 벨리를 포함한다. 이 바람직한 실시예에서, 종방향 스트러트가 하나의 둘레 방향 링으로부터의 벨리를 인접한 둘레 방향 링의 벨리와 결합시키는 것이 또한 바람직하다. 이러한 소위 벨리-벨리 결합 실시예는 인접한 둘레 방향 링들의 피크들이 종방향으로 정렬되지만 결합되지 않게 하는 것을 특징으로 한다. 이 방안의 이점은 혈관내 보형물 운반 디바이스가 특정한 정도로 휘어질 때에, 혈관내 보형물 운반 디바이스가 너무 많이 꼬이고, 만곡되며, 굽히고/파손되기 전에 인접한 피크들이 서로 접촉하게 된다는 것이다.

[0033] 본 발명의 혈관내 보형물은 전술한 것과 같은 동맥류의 치료에 특히 유용한 것으로 보이고, 이에 따라 전술한 종래의 수술 기법에 대한 의미 있는 대안을 제공하는 것으로 여겨진다. 또한, 본 발명의 혈관내 보형물이 수술 불가능한 것으로서 진단된 특정한 동맥류의 치료에 사용될 수 있다는 것이 상상된다. 본 발명의 혈관내 보형물은 또한 전술한 구글리엘미 분리형 코일과 같은 현재의 혈관내 방안의 상당한 이점을 제공하는 것으로 여겨진다. 구체적으로, 본 발명의 혈관내 보형물은 금속 패킹 재료(예컨대, 백금 코일)의 동맥류 내로의 삽입에 의존하지 않기 때문에, 금속 패킹 재료의 동맥류내 재배치 및 이후에 동맥류의 재출현의 위험처럼 동맥류를 파열시킬 위험이 완화된다. 물론, 당업자라면 본 발명의 혈관내 보형물을 전술한 구글리엘미 분리형 코일과 조합하여 사용할 수 있는 특정한 상황 - 예컨대, 목을 가로지르는 추가된 구조(즉, 본 발명의 혈관내 보형물)가 동맥류 낭 내에 코일을 유지하는 데에 일조하는 큰 목을 갖는 동맥류를 치료하는(이는 코일이 동맥류 낭에서 빠져나갈 가능성과 허혈성 뇌졸증을 유발할 가능성을 제거 또는 완화시킴) - 이 있을 수 있다는 것을 인지할 것이다.

## 도면의 간단한 설명

[0034] 본 발명의 실시예들은 동일한 참조 번호가 동일한 부품을 가리키는 첨부 도면을 참조하여 설명될 것이다. 도면에서:

도 1은 본 발명의 혈관내 보형물의 제1 실시예의 2차원 도면을 예시하고;

도 1a는 보형물의 설계에서 다양한 요소들을 식별하는 도 1의 일부의 확대도이며;

도 2는 도 1에 예시된 혈관내 보형물의 사시도를 예시하고;

도 3은 운반 디바이스에 연결된 도 1 내지 도 2에 예시된 혈관내 보형물의 평면도를 예시하며;

도 4는 동맥류를 폐색하기 위한 도 1 내지 도 3에 예시된 혈관내 보형물의 운반을 예시하고;

도 5 및 도 6은 외장부가 가역적으로 덮여 있고 덮여 있지 않을 때에 도 1 내지 도 4에 예시된, 투명한 외장부 내의 혈관내 보형물의 일부를 예시하며;

도 7은 운반 디바이스로부터 릴리스된 후에 동맥류를 치료하도록 정확한 위치에 있는 도 1 내지 도 6에 예시된 혈관내 보형물을 예시하고;

도 8은 전개된 후에 동맥류를 폐색하고 있는(또한, 운반 디바이스는 혈관내 보형물로부터 떠나고 있음) 도 1 내지 도 7에 예시된 혈관내 보형물을 예시하며;

도 9는 본 발명의 혈관내 보형물의 제2 실시예의 2차원 도면을 예시하고;

도 10은 도 9에 예시된 혈관내 보형물의 사시도를 예시하며;

도 11은 운반 디바이스에 연결된 도 9 및 도 10에 예시된 혈관내 보형물의 사시도를 예시하고;

도 12의 (a) 내지 도 12의 (c)는 도 9 내지 도 11에 예시된 혈관내 보형물이 어떻게 운반 디바이스에 연결되는지를 상세하게 예시하며;

도 13은 본 발명의 혈관내 보형물의 제3 실시예의 2차원 도면을 예시하고;

도 14는 운반 디바이스에 연결될 때에 도 13에 예시된 혈관내 보형물의 사시도를 예시하며;

도 15의 (a) 내지 도 15의 (d)는 운반 디바이스에 대한 도 13 및 도 14에 예시된 혈관내 보형물의 연결을 더 상세하게 예시하고;

도 16은 본 발명의 혈관내 보형물의 제4 실시예의 2차원 도면을 예시하며;

도 17은 도 16에 예시된 혈관내 보형물의 사시도를 예시하고;

도 18 내지 도 21은 분기된 동맥의 교차점에 배치된 동맥류에서 도 16 및 도 17에 예시된 혈관내 보형물의 전개를 순차적으로 예시하며;

도 22 내지 도 24는 운반 디바이스로부터 도 16 내지 도 21에 예시된 혈관내 보형물의 일단부의 릴리스를 순차적으로 예시하고;

도 25는 도 16 내지 도 24에 예시된 혈관내 보형물을 운반하도록 사용되는 운반 디바이스의 일부의 사시도를 예시하며;

도 26 및 도 27은 도 25에 예시된 운반 디바이스의 일부의 확대도로서, 도 16 내지 도 24에 예시된 혈관내 보형물의 대향 단부(도 22 내지 도 24 참조)에 운반 디바이스가 어떻게 연결되는지를 예시하고;

도 28은 본 발명의 혈관내 보형물의 제5 실시예의 2차원 도면을 예시하며;

도 29는 도 28에 예시된 혈관내 보형물의 사시도를 예시하며;

도 30 내지 도 32는 운반 디바이스로부터 도 28 및 도 29에 예시된 혈관내 보형물의 릴리스를 순차적으로 예시하고;

도 33 내지 도 35는 도 28 내지 도 32에 예시된 혈관내 보형물을 운반하도록 사용되는 운반 디바이스의 추가 도면을 예시하며;

도 36은 본 발명의 혈관내 보형물의 제6 실시예의 2차원 도면을 예시하고;

도 37은 혈관내 보형물용 운반 디바이스에 연결된 도 36에 예시된 혈관내 보형물의 사시도를 예시하며;

도 38의 (i)-(iii)은 본 발명의 혈관내 보형물 운반 디바이스의 바람직한 실시예의 일부를 예시한다(도 38의

(a)-(d)의 확대도를 포함).

도 39 내지 도 43은 도 1 내지 도 37에 걸쳐 도시된 다양한 혈관내 보형물 운반 디바이스의 다양한 도면을 예시 한다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0035]

양태들 중 한 양태에서, 본 발명은 제1 확장 가능한 부분을 혈관 루멘에 대해 압박하도록 확장되지 않은 제1 상태로부터 확장된 제2 상태로 확장될 수 있는 제1 확장 가능한 부분; 및 제1 확장 가능한 부분에 부착되는 후퇴 가능한 리프 부분을 포함하고, 후퇴 가능한 리프 부분은 적어도 하나의 뼈대 부분과, 뼈대 부분에 부착되는 복수 개의 리브 부분을 포함하며, 리브 부분들의 종방향으로 인접한 쌍에는 상호 결합하는 스트러트가 없는 것인 혈관내 보형물에 관한 것이다. 이 혈관내 보형물의 바람직한 실시예는 이하의 특징들 중 임의의 하나 또는 임의의 2개 이상의 특징들의 조합을 포함할 수 있다.

[0036]

- 제1 확장 가능한 부분에 단일 뼈대 부분이 결합되고;

[0037]

- 단일 뼈대 부분은 단일 뼈대 부분의 일 측면에 결합되는 리브 부분들의 열을 포함하며;

[0038]

- 단일 뼈대 부분은 리브 부분들의 한 쌍의 열을 포함하고, 리브 부분들의 각 열은 단일 뼈대 부분의 일 측면에 결합되고;

[0039]

- 단일 뼈대 부분은 단일 뼈대 부분의 대향 측면에 결합되는 리브 부분들의 한 쌍의 열을 포함하며;

[0040]

- 2차원에서, 리브 부분들의 각 열은 단일 뼈대 부분을 따른 리브 부분들의 인접한 열의 실질적인 거울상이고;

[0041]

- 리브 부분들의 제1 열은 단일 뼈대 부분에 대해 복수 개의 제1 결합점에서 결합되고, 리브 부분들의 제2 열은 단일 뼈대 부분에 대해 복수 개의 제2 결합점에서 결합되며, 상기 복수 개의 제1 결합점과 복수 개의 제2 결합점은 서로에 대해 종방향으로 정렬되며;

[0042]

- 리브 부분들의 제1 열은 단일 뼈대 부분에 대해 복수 개의 제1 결합점에서 결합되고, 리브 부분들의 제2 열은 단일 뼈대 부분에 대해 복수 개의 제2 결합점에서 결합되며, 상기 복수 개의 제1 결합점과 복수 개의 제2 결합점은 서로에 대해 종방향으로 파상 배치되고;

[0043]

- 단일 뼈대 부분은 선형이며;

[0044]

- 단일 뼈대 부분은 곡선형이고;

[0045]

- 단일 뼈대 부분은 만곡되며;

[0046]

- 단일 뼈대 부분은 교호하는 피크와 벨리를 갖는 파형 패턴을 포함하고;

[0047]

- 적어도 몇몇의 리브 부분은 파형 패턴의 피크에 결합되며;

[0048]

- 각 리브 부분은 파형 패턴의 피크에 결합되고;

[0049]

- 2차원에서, 각 리브 부분은 단일 뼈대 부분의 뼈대 종축에 대해 실질적으로 예각을 형성하도록 구성되며;

[0050]

- 2차원에서, 각 리브 부분은 리브 기단부, 리브 말단부 및 이를 사이에 배치되는 리브 중간부를 포함하고;

[0051]

- 2차원에서, 각 리브 부분은 실질적으로 일정한 둘레 방향 폭을 가지며;

[0052]

- 2차원에서, 각 리브 부분은 가변적인 둘레 방향 폭을 갖고;

[0053]

- 2차원에서, 리브 중간부는 리브 기단부와 리브 말단부 중 적어도 하나보다 작은 둘레 방향 폭을 가지며;

[0054]

- 리브 중간부는 리브 기단부와 리브 말단부 양쪽보다 작은 둘레 방향 폭을 갖고;

[0055]

- 리브 기단부는 약 0.0010 내지 약 0.0120 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;

[0056]

- 리브 기단부는 약 0.0017 내지 약 0.0096 인치 범위의 둘레 방향 폭을 갖고;

[0057]

- 리브 기단부는 약 0.0024 내지 약 0.0072 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;

[0058]

- 리브 기단부는 리브 부분의 전체 길이의 약 1% 내지 약 10%이고;

[0059]

- 리브 기단부는 리브 부분의 전체 길이의 약 2% 내지 약 6%이며;

- [0060] · 리브 기단부는 리브 부분의 전체 길이의 약 3%이고;
- [0061] · 리브 중간부는 약 0.0005 내지 약 0.0100 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;
- [0062] · 리브 중간부는 약 0.0011 내지 약 0.0062 인치 범위의 둘레 방향 폭을 갖고;
- [0063] · 리브 중간부는 약 0.0016 내지 약 0.0024 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;
- [0064] · 리브 중간부는 리브 부분의 전체 길이의 약 25% 내지 약 90%이고;
- [0065] · 리브 중간부는 리브 부분의 전체 길이의 약 60% 내지 약 90%이며;
- [0066] · 리브 중간부는 리브 부분의 전체 길이의 약 90%이고;
- [0067] · 리브 말단부는 약 0.0010 내지 약 0.0120 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;
- [0068] · 리브 말단부는 약 0.0013 내지 약 0.0072 인치 범위의 둘레 방향 폭을 갖고;
- [0069] · 리브 말단부는 약 0.0016 내지 약 0.0024 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;
- [0070] · 리브 말단부는 리브 부분의 전체 길이의 최대 약 25%이고;
- [0071] · 리브 말단부는 리브 부분의 전체 길이의 약 4% 내지 약 16%이며;
- [0072] · 리브 말단부는 리브 부분의 전체 길이의 최대 약 7%이고;
- [0073] · 리브 기단부는 혈관내 보형물의 종축에 대해 리브 기단부 예각을 형성하도록 구성되며;
- [0074] · 리브 기단부 예각은 약 15° 내지 약 90° 범위이고;
- [0075] · 리브 기단부 예각은 약 35° 내지 약 60° 범위이며;
- [0076] · 리브 기단부 예각은 약 45° 이고;
- [0077] · 리브 말단부는 혈관내 보형물의 리브 중간부에 대해 리브 말단부 각도를 형성하도록 구성되며;
- [0078] · 리브 말단부 각도는 약 0° 내지 약 120° 범위이고;
- [0079] · 리브 말단부 각도는 약 3° 내지 약 60° 범위이며;
- [0080] · 리브 말단부 각도는 약 8° 이고;
- [0081] · 리브 중간부는 혈관내 보형물의 종축에 대해 리브 중간부 예각을 형성하도록 구성되며;
- [0082] · 리브 중간부 예각은 약 5° 내지 약 140° 범위이고;
- [0083] · 리브 중간부 예각은 약 22° 내지 약 86° 범위이며;
- [0084] · 리브 중간부 예각은 약 45° 이고;
- [0085] · 리브 중간부는, (i)상기 리브 기단부에 결합되고 혈관내 보형물의 종축에 대해 리브 중간 제1 부분 예각을 형성하도록 구성되는 리브 중간 제1 부분과, (ii)상기 리브 말단부에 결합되고 혈관내 보형물의 종축에 대해 리브 중간 제2 부분 예각을 형성하도록 구성되는 리브 중간 제2 부분을 포함하며;
- [0086] · 리브 중간 제1 부분 예각은 리브 중간 제2 부분 예각보다 작고;
- [0087] · 리브 중간 제1 부분 예각은 약 5° 내지 약 140° 범위이며;
- [0088] · 리브 중간 제1 부분 예각은 약 22° 내지 약 66° 범위이고;
- [0089] · 리브 중간 제1 부분 예각은 약 30°이며;
- [0090] · 리브 중간 제2 부분 예각은 약 5° 내지 약 140° 범위이고;
- [0091] · 리브 중간 제2 부분 예각은 약 42° 내지 약 86° 범위이며;
- [0092] · 리브 중간 제2 부분 예각은 약 60° 이고;
- [0093] · 리브 중간 제1 부분은 약 0.0010 내지 약 0.0100 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;

- [0094] · 리브 중간 제1 부분은 약 0.0014 내지 약 0.0062 인치 범위의 둘레 방향 폭을 갖고;
- [0095] · 리브 중간 제1 부분은 약 0.0018 내지 약 0.0024 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;
- [0096] · 리브 중간 제1 부분은 리브 부분의 전체 길이의 약 5% 내지 약 25%이고;
- [0097] · 리브 중간 제1 부분은 리브 부분의 전체 길이의 약 7% 내지 약 17%이며;
- [0098] · 리브 중간 제1 부분은 리브 부분의 전체 길이의 약 9%이고;
- [0099] · 리브 중간 제2 부분은 약 0.0005 내지 약 0.0070 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;
- [0100] · 리브 중간 제2 부분은 약 0.0011 내지 약 0.0044 인치 범위의 둘레 방향 폭을 갖고;
- [0101] · 리브 중간 제2 부분은 약 0.0016 내지 약 0.0018 인치 범위의 둘레 방향 폭을 가지며;
- [0102] · 리브 중간 제2 부분은 리브 부분의 전체 길이의 약 25% 내지 약 90%이고;
- [0103] · 리브 중간 제2 부분은 리브 부분의 전체 길이의 약 53% 내지 약 85%이며;
- [0104] · 리브 중간 제2 부분은 리브 부분의 전체 길이의 약 81%이고;
- [0105] · 2차원에서, 각 리브 부분의 리브 말단부는 제1 확장 가능한 부분으로부터 멀어지게 지향되며;
- [0106] · 2차원에서, 각 리브 부분의 리브 말단부는 제1 확장 가능한 부분을 향해 지향되고;
- [0107] · 2차원에서, 각 리브 부분은 선형이며;
- [0108] · 2차원에서, 각 리브 부분은 곡선형이고;
- [0109] · 2차원에서, 각 리브 부분은 만곡되며;
- [0110] · 2차원에서, 각 리브 부분은 적어도 2개의 서브 부분을 포함하고, 각 서브 부분은 혈관내 보형물의 종축에 대해 상이한 각도를 형성하고;
- [0111] · 한 쌍의 종방향으로 인접한 리브 부분들은 약 0.0254 mm 내지 약 10 mm 범위의 거리를 두고 뼈대 부분에 대해 결합점에서 떨어져 있으며;
- [0112] · 한 쌍의 종방향으로 인접한 리브 부분들은 약 0.0254 mm 내지 약 5 mm 범위의 거리를 두고 뼈대 부분에 대해 결합점에서 떨어져 있고;
- [0113] · 한 쌍의 종방향으로 인접한 리브 부분들은 약 0.1400 mm 내지 약 3 mm 범위의 거리를 두고 뼈대 부분에 대해 결합점에서 떨어져 있으며;
- [0114] · 한 쌍의 종방향으로 인접한 리브 부분들은 약 0.1400 mm 내지 약 1 mm 범위의 거리를 두고 뼈대 부분에 대해 결합점에서 떨어져 있고;
- [0115] · 한 쌍의 종방향으로 인접한 리브 부분들은 약 0.1400 mm 내지 약 0.8 mm 범위의 거리를 두고 뼈대 부분에 대해 결합점에서 떨어져 있으며;
- [0116] · 한 쌍의 종방향으로 인접한 리브 부분들은 약 0.1400 mm 내지 약 0.6 mm 범위의 거리를 두고 뼈대 부분에 대해 결합점에서 떨어져 있고;
- [0117] · 한 쌍의 종방향으로 인접한 리브 부분들은 약 0.0254 mm의 거리를 두고 뼈대 부분에 대해 결합점에서 떨어져 있으며;
- [0118] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 약 75% 미만을 차지하도록 결합되고;
- [0119] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 약 5% 내지 약 75%를 차지하도록 결합되며;
- [0120] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 약 5% 내지 약 65%를 차지하도록 결합되고;
- [0121] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프

부분의 표면적의 약 10% 내지 약 50%를 차지하도록 결합되며;

[0122] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 약 15% 내지 약 40%를 차지하도록 결합되고;

[0123] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 약 10% 미만을 차지하도록 결합되며;

[0124] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 약 8% 미만을 차지하도록 결합되고;

[0125] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 약 5% 미만을 차지하도록 결합되며;

[0126] · 2차원에서, 적어도 하나의 뼈대 부분과, 상기 뼈대 부분에 부착된 복수 개의 리브 부분들은 후퇴 가능한 리프 부분의 표면적의 약 3% 미만을 차지하도록 결합되고;

[0127] · 후퇴 가능한 리프 부분은 복수 개의 리프 부분에 결합되는 덮개층을 더 포함하며;

[0128] · 후퇴 가능한 리프 부분은 뼈대 부분의 일 측면에 결합되는 10개 미만의 종방향으로 이격된 리브 부분을 포함하고;

[0129] · 후퇴 가능한 리프 부분은 뼈대 부분의 일 측면에 결합되는 8개 미만의 종방향으로 이격된 리브 부분을 포함하며;

[0130] · 후퇴 가능한 리프 부분은 뼈대 부분의 일 측면에 결합되는 6개 미만의 종방향으로 이격된 리브 부분을 포함하고;

[0131] · 후퇴 가능한 리프 부분은 뼈대 부분의 일 측면에 결합되는 단 3개의 종방향으로 이격된 리브 부분을 포함하며;

[0132] · 종축으로부터 리브 부분의 말단 선단부까지의 수직 거리 대 확장된 제2 상태에서 제1 확장 가능한 부분의 둘레의 50%의 비율은 약 1:4 내지 약 1:1 범위이고;

[0133] · 2차원에서, 종축으로부터 리브 부분의 말단 선단부까지의 수직 거리 대 확장된 제2 상태에서 제1 확장 가능한 부분의 둘레의 50%의 비율은 약 1:2.5 내지 약 1:1.5 범위이며;

[0134] · 2차원에서, 종축으로부터 리브 부분의 말단 선단부까지의 수직 거리 대 확장된 제2 상태에서 제1 확장 가능한 부분의 둘레의 50%의 비율은 약 5:9이고;

[0135] · 적어도 하나의 뼈대 부분은 혈관내 보형물의 종축을 가로지르는 축선을 중심으로 만곡되며;

[0136] · 적어도 하나의 뼈대 부분은 혈관내 보형물의 종축에 대해 실질적으로 직교하는 축선을 중심으로 만곡되고;

[0137] · 축선은 적어도 하나의 뼈대 부분에 관하여 복수 개의 리브 부분에 대향되며;

[0138] · 적어도 하나의 뼈대 부분은 혈관내 보형물의 종축을 가로지르는 축선을 중심으로 적어도 하나의 뼈대 부분의 길이에 걸쳐 제1 곡률 반경을 갖고;

[0139] · 제1 곡률 반경은 적어도 하나의 뼈대 부분의 기단부로부터 적어도 하나의 뼈대 부분의 말단부까지 실질적으로 일정하며;

[0140] · 제1 곡률 반경은 적어도 하나의 뼈대 부분의 기단부로부터 적어도 하나의 뼈대 부분의 말단부까지 변동될 수 있고;

[0141] · 제1 곡률 반경은 적어도 하나의 뼈대 부분의 기단부로부터 적어도 하나의 뼈대 부분의 말단부로 감소되며;

[0142] · 후퇴 가능한 리프 부분은 혈관내 보형물의 종축을 중심으로 적어도 하나의 뼈대 부분의 길이에 걸쳐 제2 곡률 반경을 갖고;

[0143] · 제2 곡률 반경은 후퇴 가능한 리프 부분의 기단부로부터 후퇴 가능한 리프 부분의 말단부까지 실질적으로 일정하며;

[0144] · 제2 곡률 반경은 후퇴 가능한 리프 부분의 기단부로부터 후퇴 가능한 리프 부분의 말단부까지 변동될 수

있고;

- [0145] · 제2 곡률 반경은 후퇴 가능한 리프 부분의 기단부로부터 후퇴 가능한 리프 부분의 말단부로 증가되며;
- [0146] · 혈관내 보형물의 확장된 형태에서, 후퇴 가능한 리프 부분은 혈관내 보형물의 종축을 중심으로 약 90° 내지 약 360° 범위의 곡률 원호를 포함하고;
- [0147] · 혈관내 보형물의 확장된 형태에서, 후퇴 가능한 리프 부분은 혈관내 보형물의 종축을 중심으로 약 120° 내지 약 270° 범위의 곡률 원호를 포함하며;
- [0148] · 혈관내 보형물의 확장된 형태에서, 후퇴 가능한 리프 부분은 혈관내 보형물의 종축을 중심으로 약 150° 내지 약 250° 범위의 곡률 원호를 포함하고;
- [0149] · 혈관내 보형물의 확장된 형태에서, 후퇴 가능한 리프 부분은 혈관내 보형물의 종축을 중심으로 약 175° 내지 약 225° 범위의 곡률 원호를 포함하며;
- [0150] · 혈관내 보형물의 확장된 형태에서, 후퇴 가능한 리프 부분은 혈관내 보형물의 종축을 중심으로 약 200° 의 곡률 원호를 포함하고;
  - 제1 확장 가능한 부분은 확장된 제2 상태에서 약 2 mm 내지 약 40 mm 범위의 직경을 가지며;
  - 제1 확장 가능한 부분은 확장된 제2 상태에서 약 2 mm 내지 약 30 mm 범위의 직경을 갖고;
  - 제1 확장 가능한 부분은 확장된 제2 상태에서 약 2 mm 내지 약 20 mm 범위의 직경을 가지며;
  - 제1 확장 가능한 부분은 확장된 제2 상태에서 약 2 mm 내지 약 10 mm 범위의 직경을 갖고;
  - 제1 확장 가능한 부분은 확장된 제2 상태에서 약 2.5 mm 내지 약 5 mm 범위의 직경을 가지며;
  - 제1 확장 가능한 부분에 단일 뼈대 부분이 결합되고 단일 뼈대 부분의 말단부에 루프 부분이 결합되고;
  - 제1 확장 가능한 부분에 단일 뼈대 부분이 결합되고 단일 뼈대 부분의 말단부에 분할 루프 부분이 결합되며;
  - 루프 부분은 방사선 불투과성 부분을 포함하고;
- [0159] · 혈관내 보형물은 제1 확장 가능한 부분을 혈관 루멘에 대해 압박하도록 확장되지 않은 제1 상태로부터 확장된 제2 상태로 확장될 수 있는 제2 확장 가능한 부분을 더 포함하며;
  - 제2 확장 가능한 부분은 방사선 불투과성 부분을 포함하고;
- [0160] · 혈관내 보형물은 관형 시작 물질로부터 제조되며;
- [0161] · 혈관내 보형물은 절단 기법이 적용된 관형 시작 물질로부터 제조되고;
- [0162] · 혈관내 보형물은 레이저 절단 기법이 적용된 관형 시작 물질로부터 제조되고;
- [0163] · 관형 벽은 약 0.0005 내지 약 0.0200 인치 범위의 반경 방향 두께를 가지며;
- [0164] · 관형 벽은 약 0.0015 내지 약 0.0100 인치 범위의 반경 방향 두께를 갖고;
- [0165] · 관형 벽은 약 0.0025 인치의 반경 방향 두께를 가지며;
- [0166] · 제1 확장 가능한 부분은 방사선 불투과성 부분을 포함하고;
- [0167] · 보형물은 자기 확장 물질로부터 구성되며;
- [0168] · 보형물은 형상 기억 합금으로부터 구성되고;
- [0169] · 보형물은 니티눌로부터 구성되며;
- [0170] · 보형물은 금속성 물질로부터 구성되고; 및/또는
- [0171] · 보형물은 폴리머 물질로부터 구성된다.
- [0173] 양태들 중 한 양태에서, 본 발명은 말단부와 기단부를 갖는 관형 부재를 포함하고, 말단부는 복수 개의 둘레 방향 링에 의해 형성되는 다공질 표면을 가지며, 둘레 방향 링들의 인접한 쌍이 적어도 하나의 종방향 스트러트에 의해 상호 연결되고, 다공질 표면은 기단부로부터 말단부로의 방향에서 단일 둘레 방향 링의 대향 측면에 결합되는 종방향 스트러트들 사이에서 종방향 스트러트 둘레 방향 폭의 감소 구배를 포함하는 것인 혈관내 보형물

운반 디바이스에 관한 것이다. 이 혈관내 보형물 운반 디바이스의 바람직한 실시예는 이하의 특징들 중 임의의 하나 또는 임의의 2개 이상의 특징들의 조합을 포함할 수 있다.

- [0174] · 각 둘레 방향 링은 교호하는 피크와 벨리를 포함하고;
- [0175] · 적어도 하나의 종방향 스트러트는 제1 둘레 방향 링의 제1 벨리를 제1 둘레 방향 링에 인접한 제2 둘레 방향 링의 제2 벨리에 결합시키며;
- [0176] · 적어도 하나의 종방향 스트러트는 제1 벨리의 중간점에 결합되고;
- [0177] · 적어도 하나의 종방향 스트러트는 제2 벨리의 중간점에 결합되며;
- [0178] · 적어도 하나의 종방향 스트러트는 (i)제1 벨리의 중간점과, (ii)제2 벨리의 중간점에 결합되고;
- [0179] · 제1 둘레 방향 링과 제2 둘레 방향 링은 적어도 한 쌍의 교호하는 피크와 벨리를 각각 포함하며;
- [0180] · 제1 둘레 방향 링과 제2 둘레 방향 링은 적어도 두 쌍의 교호하는 피크와 벨리를 각각 포함하고;
- [0181] · 혈관내 보형물 운반 디바이스는 각 피크를 위한 종방향 스트러트를 포함하며;
- [0182] · 혈관내 보형물 운반 디바이스는 각 벨리를 위한 종방향 스트러트를 포함하고;
- [0183] · 혈관내 보형물 운반 디바이스는 제1 둘레 방향 링과 제2 둘레 방향 링의 교호하는 피크와 벨리의 각 쌍을 위한 종방향 스트러트를 포함하며;
- [0184] · 제1 둘레 방향 링과 제2 둘레 방향 링은 한 쌍의 교호하는 피크와 벨리를 각각 포함하고;
- [0185] · 2개의 종방향 스트러트는 제1 둘레 방향 링 및 제2 둘레 방향 링과 상호 연결되며;
- [0186] · 복수 개의 둘레 방향 링은 제1 둘레 방향 링, 제1 둘레 방향 링으로부터 축방향으로 이격된 제2 둘레 방향 링 및 제2 둘레 방향 링으로부터 축방향으로 이격된 제3 둘레 방향 링을 포함하고;
- [0187] · 제1 둘레 방향 링과 제3 둘레 방향 링은 관형 부재의 직경의 약 100% 내지 약 300% 범위인 거리를 두고 이격되며;
- [0188] · 제1 둘레 방향 링과 제3 둘레 방향 링은 관형 부재의 직경의 약 175% 내지 약 225% 범위인 거리를 두고 이격되고;
- [0189] · 제1 둘레 방향 링과 제3 둘레 방향 링은 관형 부재의 직경의 약 200%인 거리를 두고 이격되며;
- [0190] · 다공질 표면은 다공질 기단부와, 이 다공질 기단부에서 말단 방향으로 배치된 다공질 말단부를 갖고;
- [0191] · 혈관내 보형물 운반 디바이스는 제1 종방향 스트러트의 제1 종방향 스트러트 둘레 방향 폭이 제2 종방향 스트러트의 제2 종방향 스트러트 둘레 방향 폭보다 작다는 것을 조건부로, 다공질 말단부에 배치되는 제1 종방향 스트러트와 다공질 기단부에 배치되는 제2 종방향 스트러트를 포함하며;
- [0192] · 제1 종방향 스트러트 둘레 방향 폭과 제2 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 각각 약 0.0010 in 내지 약 0.0500 in 범위이고;
- [0193] · 제1 종방향 스트러트 둘레 방향 폭과 제2 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 각각 약 0.0035 in 내지 약 0.0300 in 범위이며;
- [0194] · 제1 종방향 스트러트 둘레 방향 폭과 제2 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 각각 약 0.0045 in 내지 약 0.0150 in 범위이고;
- [0195] · 제1 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 약 0.0010 in보다 크고 제2 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 약 0.0500 in보다 작으며;
- [0196] · 제1 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 약 0.0035 in보다 크고 제2 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 약 0.0300 in보다 작으며;
- [0197] · 제1 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 약 0.0045 in보다 크고 제2 종방향 스트러트 둘레 방향 폭은 약 0.0150 in보다 작으며;
- [0198] · 혈관내 보형물 운반 디바이스는 제1 둘레 방향 링의 제1 축방향 폭이 제2 둘레 방향 링의 제2 축방향 폭보다

작다는 것을 조건부로, 다공질 말단부에 배치된 제1 둘레 방향 링과 다공질 기단면에 배치된 제2 둘레 방향 링을 포함하고;

- [0199] · 제1 축방향 폭과 제2 축방향 폭은 각각 약 0.0010 in 내지 약 0.0450 in 범위이며;
- [0200] · 제1 축방향 폭과 제2 축방향 폭은 각각 약 0.0040 in 내지 약 0.0325 in 범위이며;
- [0201] · 제1 축방향 폭과 제2 축방향 폭은 각각 약 0.0050 in 내지 약 0.0250 in 범위이며;
- [0202] · 제1 축방향 폭은 약 0.0010 in보다 크고 제2 축방향 폭은 약 0.0450 in보다 작으며;
- [0203] · 제1 축방향 폭은 약 0.0040 in보다 크고 제2 축방향 폭은 약 0.0325 in보다 작으며;
- [0204] · 제1 축방향 폭은 약 0.0050 in보다 크고 제2 축방향 폭은 약 0.0250 in보다 작으며;
- [0205] · 혈관내 보형물 운반 디바이스는 제1 쌍의 인접한 둘레 방향 링들 사이의 제1 최소 거리가 제2 쌍의 인접한 둘레 방향 링들 사이의 제2 최소 거리보다 크다는 것을 조건부로, 다공질 말단부에 배치된 제1 쌍의 인접한 둘레 방향 링들과 다공질 기단면에 배치된 제2 쌍의 인접한 둘레 방향 링들을 포함하고;
- [0206] · 제1 최소 거리와 제2 최소 거리 양자는 약 0.0010 in 내지 약 0.0250 in 범위이며;
- [0207] · 제1 최소 거리와 제2 최소 거리 양자는 약 0.0025 in 내지 약 0.0190 in 범위이고;
- [0208] · 제1 최소 거리와 제2 최소 거리 양자는 약 0.0040 in 내지 약 0.0150 in 범위이며;
- [0209] · 제1 최소 거리는 약 0.0250 in보다 작고 제2 최소 거리는 약 0.0010 in보다 크며;
- [0210] · 제1 최소 거리는 약 0.0190 in보다 작고 제2 최소 거리는 약 0.0025 in보다 크며;
- [0211] · 제1 최소 거리는 약 0.0150 in보다 작고 제2 최소 거리는 약 0.0040 in보다 크며;
- [0212] · 혈관내 보형물 운반 디바이스는 제1 쌍의 인접한 둘레 방향 링들 사이의 제1 최대 거리가 제2 쌍의 인접한 둘레 방향 링들 사이의 제2 최대 거리보다 크다는 것을 조건부로, 다공질 말단부에 배치된 제1 쌍의 인접한 둘레 방향 링들과 다공질 기단면에 배치된 제2 쌍의 둘레 방향 링들을 포함하고;
- [0213] · 제1 최대 거리와 제2 최대 거리 양자는 약 0.0050 in 내지 약 0.0400 in 범위이며;
- [0214] · 제1 최대 거리와 제2 최대 거리 양자는 약 0.0075 in 내지 약 0.0365 in 범위이고;
- [0215] · 제1 최대 거리와 제2 최대 거리 양자는 약 0.0090 in 내지 약 0.0330 in 범위이며;
- [0216] · 제1 최소 거리는 약 0.0400 in보다 작고 제2 최소 거리는 약 0.0050 in보다 크며;
- [0217] · 제1 최소 거리는 약 0.0365 in보다 작고 제2 최소 거리는 약 0.0075 in보다 크며;
- [0218] · 제1 최소 거리는 약 0.0330 in보다 작고 제2 최소 거리는 약 0.0090 in보다 크며;
- [0219] · 혈관내 보형물 운반 디바이스는 말단부에 부착되는 혈관내 보형물 결합부를 더 포함하고;
- [0220] · 혈관내 보형물 결합부는 중간 섹션과 혈관내 보형물에 결합하기 위한 말단 섹션을 포함하는 적어도 하나의 세 장형 섹션을 포함하며;
- [0221] · 중간 섹션과 말단 섹션 중 적어도 하나는 혈관내 보형물 운반 디바이스의 종축에 대해 각지고;
- [0222] · 중간 섹션과 말단 섹션 양자는 혈관내 보형물 운반 디바이스의 종축에 대해 각지며;
- [0223] · 중간 섹션과 말단 섹션은 서로에 대해 각지고;
- [0224] · 혈관내 보형물 결합부는 제1 세장형 섹션과 제2 세장형 섹션을 포함하는 한 쌍의 세장형 섹션을 포함하며;
- [0225] · 제1 세장형 섹션은 그 말단부에 배치되는 혈관내 보형물 제1 부착부를 포함하고;
- [0226] · 혈관내 보형물 제1 부착부는 혈관내 보형물에 배치되는 제1 암수 결합 시스템의 제2 절반부를 수용하기 위한 제1 암수 결합 시스템의 제1 절반부를 포함하며;
- [0227] · 제1 암수 결합 시스템의 제1 절반부는 제1 수형부를 포함하고;
- [0228] · 제1 암수 결합 시스템의 제2 절반부는 제1 암형부를 포함하며;

- [0229] · 제1 암수 결합 시스템의 제1 절반부는 제1 암형부를 포함하고;
- [0230] · 제1 암수 결합 시스템의 제2 절반부는 제1 수형부를 포함하며;
- [0231] · 제1 암수 결합 시스템의 제1 절반부는 제1 혈관내 보형물 분리 부재를 수용하도록 구성되고;
- [0232] · 제1 암수 결합 시스템의 제2 절반부는 제1 혈관내 보형물 분리 부재를 수용하도록 구성되며;
- [0233] · 제1 암수 결합 시스템의 제1 절반부와 제2 절반부는 제1 혈관내 보형물 분리 부재를 수용하도록 구성되고;
- [0234] · 제1 혈관내 보형물 분리 부재는 제1 와이어 부재를 포함하며;
- [0235] · 제2 세장형 섹션은 그 말단부에 배치되는 혈관내 보형물 제2 부착부를 포함하고;
- [0236] · 혈관내 보형물 제2 부착부는 혈관내 보형물에 배치되는 제2 암수 결합 시스템의 제2 절반부를 수용하기 위한 제2 암수 결합 시스템의 제1 절반부를 포함하며;
- [0237] · 제2 암수 결합 시스템의 제1 절반부는 제2 수형부를 포함하고;
- [0238] · 제2 암수 결합 시스템의 제2 절반부는 제2 암형부를 포함하며;
- [0239] · 제2 암수 결합 시스템의 제1 절반부는 제2 암형부를 포함하고;
- [0240] · 제2 암수 결합 시스템의 제2 절반부는 제2 수형부를 포함하며;
- [0241] · 제2 암수 결합 시스템의 제1 절반부는 제2 혈관내 보형물 분리 부재를 수용하도록 구성되고;
- [0242] · 제2 암수 결합 시스템의 제2 절반부는 제2 혈관내 보형물 분리 부재를 수용하도록 구성되며;
- [0243] · 제2 암수 결합 시스템의 제1 절반부와 제2 절반부는 제2 혈관내 보형물 분리 부재를 수용하도록 구성되고;
- [0244] · 혈관내 보형물 분리 부재는 와이어 부재를 포함하며;
- [0245] · 제1 세장형 부분은 제2 세장형 부분보다 큰 종방향 길이를 갖고;
- [0246] · 제2 세장형 부분은 제1 세장형 부분보다 큰 종방향 길이를 가지며; 및/또는
- [0247] · 제1 세장형 부분과 제2 세장형 부분은 실질적으로 동일한 종방향 길이를 갖는다.
- [0248] 도 1 및 도 2를 참조하면, 혈관내 보형물(100)이 예시되어 있다. 혈관내 보형물(100)은 확장 가능한 부분(105), 리프 부분(110) 및 루프 부분(115)을 포함한다. 확장 가능한 부분(105)은 한 쌍의 종방향 스트러트(108, 109)에 의해 서로에 대해 상호 연결되는 한 쌍의 과형 둘레 방향 링(106, 107)을 포함한다.
- [0249] 리프 부분(110)은 일 측면에서 리브 부분들의 제1 열(112)이 결합되고 타 측면에서 리브 부분들의 제2 열(113)이 결합되는 뼈대 부분(111)을 포함한다. 알 수 있는 바와 같이, 뼈대 부분(111)은 과형 형태를 구비한다(또한 이 특징의 확대도를 위한 도 1a를 참조). 각 열(112, 113)의 개별적인 리브들은 뼈대 부분(111)에 의해 형성되는 과형 패턴의 피크에 결합된다. 이는 열(112, 113)의 개별적인 리브 부분들의 결합 지점이 서로에 대해 종방향으로 오프셋되게 한다.
- [0250] 열(112, 113)의 각 리브 부분들에 관한 상세는 전술한 것으로 바람직하다. 루프 부분(115)은 단일 루프 부분(116)을 포함하는데, 그 기능은 아래에서 더 상세하게 설명될 것이다.
- [0251] 혈관내 보형물(100)은 보형물(100) 상의 다양한 지점에 배치되는 일련의 방사선 불투과성 마커(120)를 더 포함한다.
- [0252] 확장 가능한 부분(105)은 운반 시스템(아래에서 논의됨)에 대한 결합을 위한 한 쌍의 루프 부분(122, 124)을 포함한다.
- [0253] 도 1a를 참조하면, 혈관내 디바이스(100)의 일부의 확대도가 예시되어 있다. 도 1a[용어들은 혈관내 디바이스(100)을 참조하여 예시되지만, 이후에 더 상세하게 설명되는 혈관내 디바이스(200, 300, 400, 500 및 600)에도 적용됨] 및 본 명세서의 다른 곳에 사용되는 용어들의 색인이 아래에 설명되어 있다.

표 1

A	뿌리 각도	리브 기단부 예각
B	리드인 각도	리브 중간 제1 부분 예각

C	리브 각도	리브 중간 제2 부분 예각
D	팁 각도	리브 말단부 예각
W	뿌리 폭	리브 기단부
X	리드인 폭	리브 중간 제1 부분
Y	리브 폭	리브 중간 제2 부분
Z	팁 폭	리브 말단부

[0255] 도 3을 참조하면, 혈관내 보형물(100)은 운반 디바이스(130)에 결합된다. 운반 디바이스(130)의 상세는 아래에서 더 상세하게 논의될 것이다. 본 발명의 목적을 위해, 운반 디바이스(130)는 그 말단부에 한 쌍의 아암(135)(도 3에는 하나의 아암만이 도시되어 있음)을 포함한다. 운반 디바이스(130)의 각 아암(135)은 도 3에 도시된 바와 같이 확장 가능한 부분(105)의 루프 부분(122 또는 124)에 결합된다. 운반 카테터(140)가 운반 디바이스(130)를 덮는다.

[0256] 도 4를 참조하면, 혈관내 보형물(100)에 대한 운반 디바이스(130)의 결합 및 혈관내 보형물의 전개에 관한 추가 상세가 제공된다.

[0257] 따라서, 운반 디바이스(130)는 말단부에 아암(135)이 있을 수 있는 다공질 튜브(132)를 포함한다. 하나의 아암(135)이 암수 구조로 확장 가능한 부분(105)의 루프(122)에 결합되고, 다른 아암(135)이 또한 암수 관계로 루프 부분(124)에 결합된다. 아암(135)과 루프 부분(122, 124) 간의 결합은 도 4에 도시된 바와 같이 한 쌍의 와이어(137)에 의해 유지된다.

[0258] 도 4에 도시된 바와 같이, 혈관내 보형물(100)은 동맥류 개구(17)를 갖는 동맥류(15)가 있는 신체 통로(10; 즉, 동맥)로 운반된다. 예시된 실시예에서, 혈관내 보형물(100)은 소위 자기 확장형 디바이스이다. 이는 외장부(140)가 후퇴될 때에 혈관내 보형물(100)이 그 전개 상태로 확장된다는 것을 의미한다.

[0259] 예시된 실시예에서, 혈관내 보형물(100)은 동맥류(15), 특히 동맥류 개구(17)에 대해 부정확하게 위치 결정된다. 구체적으로, 임상의 목적은 리프 부분(115)이 동맥류(15)의 동맥류 개구(17)를 덮어서, 최종적으로는 동맥류의 폐색을 초래하는 것이다. 도 4에 도시된 바와 같이, 임상의 목적은 달성되지 못했다.

[0260] 대체로 본 발명 및 구체적으로 혈관내 보형물의 특정한 이점들 중 하나는 보형물이 완전히 벗겨진 후에 그리고 완전히 텔리스 및 전개되기 전에 보형물이 외장부 내로 후퇴될 수 있다는 것이다. 후퇴되고 부분적으로 벗겨진 디바이스가 도 5 및 도 6에 각각 개략적으로 도시되어 있다.

[0261] 따라서, 도 5에서, 외장부(140)는 혈관내 보형물(100)의 리프 부분(115)을 덮도록 연장된다. 예시된 실시예에서, 루프 부분(116)이 도 5에서 외장부(140)로부터 나오지만, 전체 디바이스는 원한다면 외장부(140) 내로 후퇴될 수 있다. 리프 부분(115)에서 리브 부분들의 배향 및 디자인은 예컨대 열(112, 113)에서 각 리브 부분들의 말단부들의 교차를 허용함으로써 외장부(140) 내로 리프 부분(105)의 후퇴를 용이하게 한다 - 이는 대체로 본 발명의 혈관내 보형물의 특히 유리한 특징임 - .

[0262] 도 5에 도시된 바와 같이, 혈관내 보형물(100)을 다시 덮는 것은 화살표(A)의 방향으로 혈관내 보형물(100)과 외장부(140) 간의 상대 이동에 의해 달성된다. (처음 또는 다른 목적을 위해) 혈관내 보형물(100)을 벗기기를 원할 때에, 외장부(140)는 도 6의 화살표(B)의 방향으로 혈관내 보형물에 대해 이동된다.

[0263] 도 5 및 도 6에 도시된 바와 같이, 혈관내 보형물(100)을 덮고, 벗기고, 다시 덮는 등의 능력은 대체로 본 발명의 혈관내 보형물의 별개의 이점인데, 그 이유는 혈관내 보형물(100)이 부분적으로 또는 전체적으로 벗겨진 후에라도 동맥류(15)의 동맥류 개구(17)에 대한 리프 부분(115)의 위치를 임상의가 최적화시킬 수 있기 때문이다. 더욱이, 덮고, 벗기고, 다시 덮는 등의 특징은 또한 임상의가 환자 동맥류에 대한 혈관내 보형물의 크기(직경 및 길이)를 평가하게 하고, 크기가 만족스럽지 못하면 임상의는 환자의 목표 장소에 외장부를 유지한 상태에서 혈관내 보형물을 완전히 제거하고 정확한 크기의 디바이스로 교체할 수 있다.

[0264] 혈관내 보형물(100)의 최적의 위치는 리프 부분(115)이 동맥류(15)의 동맥류 개구(17)를 폐색하는 도 7에 도시되어 있다. "폐색"이라는 용어는 광의로 사용되고 대체로 리프 부분(115)이 동맥류(15)의 동맥류 개구(17)를 덮는 것을 의미한다. 어떠한 이론이나 특정한 작용 모드로 정해지길 바라진 않지만, 리프 부분(115)의 이러한 작용은 동맥류(15)와 모혈관 간에 압력 강하를 생성하여 궁극적으로 폐색과 치료를 초래한다고 생각된다. 루프 부분(115)의 단일 루프(116)는 신체 통로(10) 내에 리프 부분(110)의 부착 성장(apposition)을 개선하는 데에 소용된다.

- [0265] 일단 혈관내 보형물(100)이 정확한 위치에 있다면 [이는 종래의 방사선 사진술의 임상 사용에 의해 그리고 목표 동맥류에 대한 방사선 불투과성 마커(120)의 위치를 관찰함으로써 확인될 수 있음], 혈관내 보형물(100)이 운반 디바이스(130)로부터 릴리스된다. 이는 운반 디바이스(130)의 아암(135)이 혈관내 보형물(100)의 확장 가능한 부분(105)의 루프(122, 124)로부터 릴리스되게 하는 와이어(137)를 후퇴시킴으로써 달성된다(초기 후퇴가 도 7에 도시됨). 이어서, 운반 디바이스(130)와 외장부(140)가 환자로부터 쭉출될 수 있다. 정확하게 전개된 혈관내 보형물(100)을 남기면 도 8에 도시된 바와 같이 이식된다.
- [0266] 도 9 및 도 10을 참조하면, 혈관내 보형물(200)이 예시되어 있다. 혈관내 보형물(200)은 이하를 제외하고 도 1 내지 도 2에 예시된 혈관내 보형물(100)과 유사하다.
- [0267] · 혈관내 보형물(100)의 루프 부분(115)의 단일 폐쇄 루프(116)가 한 쌍의 분할 루프 부분(216a, 216b)으로 대체되었고;
- [0268] · 혈관내 보형물(200)의 방사선 불투과성 마커(220)의 배치가 혈관내 보형물(100)의 방사선 불투과성 마커(120)의 배치와 상이하며;
- [0269] · 혈관내 보형물(200)의 리프 부분(210)의 개별적인 리브의 설계가 혈관내 보형물(100)의 리프 부분(110)의 리브 부분에 대해 약간 변형되었고;
- [0270] · 혈관내 보형물(200)의 열(212, 213)의 리브 부분이 혈관내 보형물(100)에서보다 더 긴밀한 간격을 두고 있으며;
- [0271] · 루프(222, 224)는 운반 시스템에 대한 부착을 위해 변형되었다.
- [0272] 분할 루프(216a, 216b)의 사용은 혈관내 보형물(200)의 개선된 부착 성장을 제공한다. 혈관내 보형물(100)에 사용된 단일 루프(116)는 이 단일 루프가 동맥의 크기에 비해 크게 형성되면 동맥의 루멘 내로 돌출할 수 있다. 한 쌍의 분할 루프(216a, 216b)의 제공은 동맥의 루멘 내로의 만곡을 피하면서 주어진 쌍에서 각 루프의 오버랩을 허용한다. 이 실시예에서 방사선 불투과성 마커의 추가는 혈관내 보형물(200)의 첨단 지점의 임상의에 의한 시각화(눈으로 보게 하는 것)를 용이하게 한다. 예시된 바와 같이 확장 가능한 부분(205)에서 방사선 불투과성 마커(220)의 제공은 보형물(200)의 일단부의 시각화를 용이하게 하는 한편, 예시된 바와 같이 루프 부분(215)에서 방사선 불투과성 마커(220)의 제공은 보형물(200)의 타단부의 시각화를 용이하게 한다.
- [0273] 더욱이, 리프의 뼈대 근처에 2개의 마커를 갖고 리프의 폐색 길이의 길이를 나타나게 하는 것은 임상의가 동맥류 개구(17)에 대한 리프 길이가 적절한지의 여부를 평가하는 능력을 가능하게 한다.
- [0274] 알 수 있는 바와 같이, 루프(222)는 한 쌍의 구멍(222a, 222b)을 포함한다. 유사하게, 루프(224)는 한 쌍의 구멍(224a, 224b)을 포함한다.
- [0275] 도 11을 참조하면, 혈관내 보형물(200)은 운반 디바이스(230)에 부착된다. 알 수 있는 바와 같이, 운반 디바이스(230)는 다공질 튜브(232)를 포함한다. 다공질 튜브(232)의 말단부에 한 쌍의 아암(235)이 제공된다. 도 12의 (a)는 도 11의 구역(C)의 확대도를 제공한다. 알 수 있는 바와 같이, 각 아암(235)은 한 쌍의 구멍(235a, 235b)을 갖는다. 아암(235)의 구멍(235a)은 루프(222 또는 224)의 구멍(222a 또는 224a)과 각각 정렬된다. 유사하게, 구멍(235b)은 루프(222 또는 224)의 구멍(222b 또는 224b)과 각각 정렬된다. 이어서, 루프 와이어(240)가 이를 정렬된 루프들을 통과하여 한 쌍의 와이어 루프(241)를 생성한다. 루프 와이어(240)는 아암(235) 각각을 위한 단일 와이어일 수 있거나 한 쌍의 독립적인 와이어일 수 있다. 이어서, 릴리스 와이어(245)가 루프(241)를 통해 공급될 수 있다. 이는 혈관내 보형물(200) 또는 운반 디바이스(230)의 상세 없이 루프 와이어(240)와 릴리스 와이어(245)의 배치를 예시하는 도 12의 (b)를 참조하여 더 명확하게 알 수 있다. 도 12의 (c)는 루프 와이어(240) 자신의 배향을 도시한다.
- [0276] 혈관내 보형물(200)은 혈관내 보형물(100)을 참조하여 전술한 바와 동일한 방식으로 동맥류를 향해 조종될 수 있다. 따라서, 혈관내 보형물(200)은 또한 혈관내 보형물(100)의 경우와 같이 덮이고, 벗겨지고, 다시 덮이는 등이 가능한 유리한 특징을 갖는다.
- [0277] 혈관내 보형물(200)이 정확하게 위치될 때에, 순차적으로 릴리스 와이어(245)를 후퇴시킨 다음에 루프 와이어(240)를 후퇴시킴으로써 운반 디바이스(230)로부터 분리될 수 있다. 당업계의 숙련자라면 알게 되는 바와 같이, 릴리스 와이어(245)가 일단 후퇴되면, 루프(241)가 루프(222, 224)의 구멍 및 아암(235)의 구멍으로부터 자유롭게 후퇴될 수 있다. 일단 루프(241)가 이 방식으로 후퇴되면, 혈관내 보형물(200)이 운반 디바이스(230)

0)의 아암(235)으로부터 분리되게 된다.

[0278] 도 13 및 도 14를 참조하면, 혈관내 보형물(300)이 예시되어 있다. 혈관내 보형물(300)은 확장 가능한 부분(305)이 변형된 것을 제외하고 전술한 혈관내 보형물(200)과 유사하다. 구체적으로, 확장 가능한 부분(305)은 앵커 뼈대(306)의 대향측에 배치되는 일련의 앵커 리브(307)를 갖는 앵커 뼈대(306)를 포함한다.

[0279] 혈관내 보형물(300)에 대해 이루어진 다른 변형은 운반 디바이스에 결합하기 위한 한 쌍의 구멍(322a, 322b)을 포함하는 단일 루프(322)를 제공하는 것이다.

[0280] 혈관내 보형물(200)과 비교한 혈관내 보형물(300)의 이점은:

- 혈관내 보형물(200)[및 혈관내 보형물(100)]의 경우의 2개의 결합부에 비해 보형물과 운반 디바이스 간에 단일 부착 결합; 및

- 리프 부분의 뼈대 부분에 가까운 마커에 대체로 둘레 방향으로 직교하는, 리프 부분의 중간 근처의 리브 텁에 가까운 방사선 불투과성 마커의 추가 - 이들 둘레 방향 직교 마커들은 임상의가 디바이스의 회전 위치를 방사선 활영으로 평가하는 것에 일조함 - 를 포함한다.

[0283] 도 14 및 도 15를 참조하면, 다공질 튜브(332)를 갖는 운반 디바이스(330)에 결합되는 혈관내 보형물 디바이스(300)가 예시되어 있다. 다공질 튜브(332)의 단부에는 단일 아암(335)이 배치되어 있다. 아암(335)은 제조 중에 혈관내 보형물(300)의 루프(322)의 구멍(322a, 322b)과 정렬될 수 있는 한 쌍의 구멍을 포함한다. 이들 구멍이 제조 중에 정렬된 후에, 단일 루프/릴리스 와이어(345)가 정렬된 구멍들을 통해 공급되어 한 쌍의 루프(341)를 제공한다. 이어서, 해당 루프/릴리스 와이어(345)는 단일 루프/릴리스 와이어(345)가 어떻게 위치되는지에 관한 다양한 상세를 제공하는 도 15의 (a), (b), (c) 및 (d)에 도시된 바와 같이 자체가 루프(341)를 통해 다시 공급된다. 도시된 바와 같이, 단일 루프/릴리스 와이어(345)의 단부는 아암(335)에 영구적으로 고정된다.

[0284] 혈관내 보형물(300)은 혈관내 보형물(100) 및 혈관내 보형물(200)을 참조하여 전술한 것과 유사한 방식으로 목표 동맥류로 운반될 수 있다. 일단 혈관내 보형물이 정확한 위치에 있다면, 보형물은 루프/릴리스 와이어(345)를 후퇴시킴으로써 운반 디바이스(330)로부터 분리될 수 있다. 루프/릴리스 와이어(345)의 초기 후퇴는 루프(341)로부터 와이어를 제거한다. 루프/릴리스 와이어(345)의 계속된 후퇴는 혈관내 보형물(300)의 루프(322)와 운반 디바이스(330)의 아암(335)의 정렬된 구멍들로부터 루프(341)를 제거한다. 이 지점에서, 운반 디바이스(330)는 혈관내 보형물(300)를 적소에 남겨 두고 취출될 수 있다.

[0285] 도 1 내지 도 15를 참조하여 전술한 혈관내 보형물은 소위 측벽 동맥류의 폐색에 특히 적합하다. 경우에 따라, 목표 동맥류는 전술한 말단 뇌저 동맥(distal basilar artery)과 같이 분기된 동맥의 교차점에 배치된다 - 그러한 목표 동맥류는 측벽 동맥류보다 대체로 치료가 더 어렵다 - . 그러한 목표 동맥류의 치료를 위해, 도 1 내지 도 15를 참조하여 전술한 혈관내 보형물을 더 변형하는 것이 바람직하다.

[0286] 따라서, 도 16 및 도 17을 참조하면, 분기된 동맥에 배치된 동맥류의 치료에 특히 적합한 혈관내 보형물(400)가 예시되어 있다. 알 수 있는 바와 같이, 혈관내 보형물(400)은 아래의 변형이 있는 상태로 도 1 내지 도 2를 참조하여 전술한 혈관내 보형물(100)과 유사하다.

- [둘레 방향 링(406, 407)과 스트러트(408, 409)를 비롯한] 확장 가능한 부분(405)이 뼈대(411)가 둘레 방향 링(406)에 결합되도록 뼈대(411)의 대향 단부로 옮겨졌다[둘레 방향 링(106)의 벨리에 결합되는 혈관내 보형물(100)의 뼈대(111)를 참조할 것] - 이 특징은 직선형 또는 분기된 본체 통로 내로 혈관내 보형물(400)의 운반을 용이하게 함 - ;

- 분리 루프(422, 424)가 혈관내 보형물(400)의 대향 단부에 배치됨[혈관내 보형물(100)의 확장 가능한 부분(105)에 배치된 루프(122, 124)를 참조할 것];

- 혈관내 보형물(100)[루프 부분(115)을 참조할 것]에 존재하는 바와 같은 루프 부분이 혈관내 보형물(400)의 기단부에 존재하지 않음; 및

- 혈관내 보형물(400)의 뼈대(411)의 기단부에 단일 부착 부분(424)이 제공됨.

[0291] 도 18 내지 도 21을 참조하면, 분기된 동맥(50) 내에서 혈관내 보형물(400)의 운반 및 전개가 예시되어 있다. 알 수 있는 바와 같이, 분기된 동맥(50)은 동맥류 개구(57)를 갖는 동맥류(55)를 구비한다.

[0292] 특히, 도 18 내지 도 21에서, 혈관내 보형물이 운반 및 전개 중에 배향되는 일반적인 방식을 유념하라. 구체적

으로, 전술한 혈관내 보형물(100, 200, 300) 중 임의의 혈관내 보형물이 측벽 동맥류를 향해 운반될 때에, 운반은 확장 가능한 부분(105, 205, 305)을 배향시켜 임상의에 가깝게 있게 하는 반면 루프 부분(115, 215, 315)이 임상의에 대해 말단 방향으로 배향되게 하여 운반 카테터(440)에서 먼저 빠져나감으로써 달성된다. 반대로, 혈관내 보형물(400)을 분기된 동맥(50)으로 운반할 때에, 확장 가능한 부분(405)은 임상의에 대해 말단 방향으로 배향되는 반면, [확장 가능한 부분(405)에 대해 혈관내 보형물의 대향 단부에 있는] 루프(424)는 임상의에 대해 기단 방향으로 배향되어 마지막에 운반 카테터(440)에서 빠져 나간다.

[0293] 도 18의 (a)를 참조하면, 가이드와이어(66)가 삽입되어 분기된 동맥(50)의 제1 분지부(51)를 통과한다. 다음에, 도 18의 (b)를 참조하면, 운반 카테터/외장부(440)가 분기된 동맥(50)의 제1 분지부(51) 내로 가이드와이어(66) 위를 통과한다.

[0294] 다음에, 도 18의 (c)를 참조하면, 가이드와이어(66)는 분기된 동맥(50)의 제1 분지부(51)로부터 취출된다. 도 18의 (d)를 참조하면, 운반 디바이스(430)에 부착된 혈관내 보형물(400)이 운반 카테터/외장부(440)를 통해 공급되어 혈관내 보형물(400)이 분기된 동맥(50)의 제1 분지부(51) 내에 위치된다.

[0295] 도 18(e)를 참조하면, 그후에 운반 카테터/외장부(440)가 후퇴되고, 이는 혈관내 보형물(400)의 확장 가능한 부분(405)의 초기 전개를 초래한다. 외과의가 혈관내 보형물(400)의 확장 가능한 부분(405)의 이러한 초기 전개에 만족하지 못하면, 외과의는 보형물을 분기된 동맥(50)의 제1 분지부(51) 내에서 위치 전환하려는 시도로 혈관내 보형물(400)을 다시 덮을 수 있다.

[0296] 일단 외과의가 혈관내 보형물(400)의 초기 전개에 만족하면, 운반 카테터/외장부(440)가 더 후퇴되어 혈관내 보형물(400)의 기단부를 노출시킨다 - 도 18의 (f)를 참조할 것 - .

[0297] 도 19를 참조하면, 운반 디바이스(430)는 도 19에 도시된 바와 같이 더 연장된다. 이러한 추가 연장은 혈관내 보형물(400)의 초기 전개로 인해 분기된 동맥(50)의 제2 분지부(52) 내로 자연히 진행된다.

[0298] 일단 혈관내 보형물(400)이 정확한 위치에 있다고 결정되면, 운반 디바이스(430)는 후술되는 방식으로 혈관내 보형물(400)로부터 분리된다. 이는 운반 카테터(440)와 운반 디바이스(430)의 취출을 허용하여 도 21에 도시된 바와 같은 혈관내 보형물(400)의 최종 전개를 초래한다. 이 최종 전개된 형태에서, 혈관내 보형물(400)의 리프 부분(410)은 동맥류(55)의 동맥류 개구(57)를 폐색한다.

[0299] 도 25를 참조하면, 혈관내 보형물(400)의 운반을 위한 운반 디바이스(430)가 예시되어 있다. 운반 디바이스(430)는 혈관내 보형물(100, 200, 300)을 참조하여 설명한 것과 유사한 다공질 표면(432)을 포함한다. 운반 디바이스(430)는 사각형 구멍(437)을 갖는 제1 아암(435)과 클리트(cleat)/버클 부착물(445)을 갖는 제2 아암(442)을 더 포함한다. 클리트/버클 부착물(445)은 구멍(448)을 갖는 평거 부분(447)을 포함한다. 평거 부분(447)은 클리트/버클 부착물(445)의 보호부(449)에 대해 이동될 수 있다. 클리트/버클 부착물(445)의 보호부(449)는 혈관내 보형물(400)의 후퇴 중에 루프(424)가 걸려 찢어지는 것에 대해 보호한다.

[0300] 도 22 내지 도 24를 참조하면, 혈관내 보형물(400)의 확장 가능한 부분(405)의 루프 부분(424)에 대한 운반 디바이스(430)의 아암(435)의 부착에 관한 추가 상세가 예시되어 있다. 따라서, 루프 부분(424)이 사각형 구멍(437) 내에 삽입되고 와이어(438)가 루프 부분(424)을 통해 삽입되어 루프 부분(424)을 사각형 구멍(437)에 대해 고정시킨다 - 도 22 참조 - . 일단 혈관내 보형물이 정확한 위치에 있고 임상의가 운반 디바이스(430)를 혈관내 보형물(400)로부터 분리하길 원하다면, 와이어(438)가 도 23에 도시된 바와 같이 후퇴된다. 이는 도 24에 도시된 바와 같이 아암(435)이 혈관내 보형물(400)의 루프 부분(424)으로부터 분리하게 한다.

[0301] 도 26 및 도 27을 참조하면, 운반 디바이스(430)의 아암(442)의 클리트/버클 부착물(445)에 대한 혈관내 보형물(400)의 부착 부분(422)의 추가 상세가 예시되어 있다 - 이해를 쉽게 하기 위해, 예시는 혈관 밖에서 묘사되었다(도 20 참조) - . 따라서, 클리트/버클 부착물(445)의 평거 부분(447)은 부착 부분(422)의 제1 구멍(426) 내에 삽입된다. 와이어(428)가 부착 부분(422)의 제2 구멍(429)을 통해 삽입되어, 또한 클리트/버클 부착물(445)의 평거 부분(447)의 구멍 부분(448)을 통과한다 - 도 27을 참조할 것 - . 이 배열은 운반 디바이스(430)의 클리트/버클 부착물(445)에 대해 혈관내 보형물(400)의 부착 부분(422)을 고정하는 데에 소용된다.

[0302] 혈관내 보형물(400)이 정확한 위치에 있고 임상의가 혈관내 보형물(400)을 운반 디바이스(430)로부터 분리하기를 원할 때에, 임상의는 와이어(428)를 구멍(429, 448)으로부터 후퇴시킨다. 이는 평거 부분(447)이 부착 부분(422)의 구멍(426)으로부터 후퇴되게 할 수 있어, 운반 디바이스(430)로부터 혈관내 보형물(400)의 해당 부분의 분리를 허용한다.

- [0303] 이 지점에서, 운반 디바이스(430)가 혈관내 보형물(400)로부터 분리되고 운반 디바이스가 도 20에 도시된 바와 같이 운반 카테터/외장부(440)를 통해 환자로부터 완전히 후퇴될 수 있다. 혈관내 보형물(400)의 최종 전개가 도 21에 예시되어 있다.
- [0304] 도 28 내지 도 35를 참조하면, 분기된 동맥 내에 배치된 동맥류의 치료에 특히 적합한 혈관내 보형물(500)이 예시되어 있다. 알 수 있는 바와 같이, 혈관내 보형물(500)은 이하의 대체적인 변형이 있는 상태에서 도 16 및 도 17를 참조하여 전술한 혈관내 보형물(400)과 유사하다:
- 아암(519)의 제공;
- [0305] · 혈관내 보형물(400)의 단일의 방사선 불투과성 마커(420)는 3개 한 벌의 방사선 불투과성 마커(520a, 520b, 520c)로 대체되었음;
- [0306] · 리브 부분들의 열(512, 513)에서 방사선 불투과성 마커(520)의 배열이 변경되었음;
- [0307] · 혈관내 보형물(400)의 뼈대(411)의 단부에 제공된 단일의 부착 부분(424)이 한 쌍의 구멍(526, 529)을 포함하는 부착 부분(524)인, 단부에 있는 한 쌍의 아암(519)으로 대체되었음.
- [0308] 다수의 기술적 효과가 이들 변형으로부터 생긴다. 추가의 방사선 불투과성 마커는 혈관내 보형물(500)의 기단 및 말단 첨단의 환자에서의 위치에 관한 정보를 임상의에게 제공한다. 혈관내 보형물(400)에서, 방사선 불투과성 마커는 보형물의 뼈대 부분의 동일한 면을 따라 배치되었다. 반대로, 혈관내 보형물(500)에서, 방사선 불투과성 마커는 뼈대 부분을 따라 교대로 있고 가장 기단의 방사선 불투과성 마커는 뼈대와 센터링되어 있다. 혈관내 보형물(500)에서의 한 쌍의 아암(519)은 뼈대와 리브 부분을 동맥류 개구를 향해 압박하는 데에 소용되고 뼈대와 리브 부분에 대한 지지부를 제공하여 뼈대와 리브 부분을 동맥벽에 대해 압박한다. 더욱이, 한 쌍의 아암(519)은 혈관내 보형물(400)에 사용된 운반 디바이스의 제2 아암9442)의 기능을 대체한다.
- [0309] 도 30 내지 도 35를 참조하면, 전술한 운반 디바이스(430)와 유사한 운반 디바이스(530)에 대한 혈관내 보형물(500)의 부착이 예시되어 있다. 한가지 차이점은 운반 디바이스(430)의 제1 아암(435)이 확장 가능한 부분(505)의 루프 부분(524) 내로 공급되는 제1 와이어 부분(535)으로 대체되었다는 것이다. 확장 가능한 부분(505)에 대한 운반 디바이스(530)의 부착을 예시하는 도 30에 도시된 바와 같이, 와이어(538)가 와이어 부분(535)을 통해 공급된다. 와이어 부분(535)을 확장 가능한 부분(505)으로부터 분리하길 원할 때에, 와이어(538)가 후퇴되어 와이어 부분(535)이 확장 가능한 부분(505)의 루프 부분(524)으로부터 분리되게 한다 - 도 31 및 도 32 참조 - .
- [0310] 도 33을 참조하면, 운반 디바이스(530)에 관한 추가 상세가 도시되어 있다. 본질적으로, 혈관내 보형물(400)에 사용된 아암(435, 442)이 생략되었다. 구체적으로, 아암(435)은 와이어 부분(535)으로 대체되었고 아암(442)은 생략되었고 혈관내 보형물(500)에서 한 쌍의 아암(519)으로 대체되었다 - 도 34 참조 - . 아암(442)의 기능은 혈관내 보형물(500)에서 아암(519)의 존재에 의해 대체되고, 여기서 추가된 이점은 혈관내 보형물(500)에서의 아암(519)의 곡률이 분기된 동맥 내에서 혈관내 보형물(500)의 정확한 배치에 일조한다는 것이다.
- [0311] 도시된 바와 같이, 운반 디바이스(530)는 혈관내 보형물(500)의 아암(519)의 구멍(526, 529)과 정렬되고 루프 와이어(548)와 릴리스 와이어(528)에 의해 하나의 유닛으로서 고정되는 부착 부분(542)을 포함한다. 도 34에 도시된 바와 같이, 혈관내 보형물(500)의 아암(519)은 각 아암(519)의 각각의 구멍(526, 529)이 정렬되도록 정렬된다. 루프 와이어(548)는 운반 디바이스(530)의 부착 부분(542)을 통과한다. 후퇴 와이어(528)는 도 34에 도시된 바와 같이 그리고 또한 도 35에 도시된 바와 같이 루프 와이어(548)를 통과한다.
- [0312] 혈관내 보형물(500)은 혈관내 보형물(400)을 참조하여 도 18 내지 도 21에서 전술한 것과 유사한 방식으로 운반 디바이스(530)를 이용하여 운반될 수 있다.
- [0313] 도 36 및 도 37을 참조하면, 분기된 동맥에 배치된 동맥류의 치료에 특히 적합한 혈관내 보형물(600)이 예시되어 있다. 알 수 있는 바와 같이, 혈관내 보형물(600)은 아래의 대체적인 변형이 있는 상태에서 도 28 및 도 29를 참조하여 전술한 혈관내 보형물(500)과 유사하다:
- 혈관내 보형물(500)의 한 쌍의 아암(519)은 4개 한 벌의 아암(619)으로 대체되었음;
  - 방사선 불투과성 마커(620)가 혈관내 보형물(500)의 방사선 불투과성 마커(520a, 520b, 520c, 520)과 상이하게 혈관내 보형물(600) 내에 배치됨;
  - 종방향 스트러트(509)가 삭제됨으로써, 비둘레 방향으로 연장하는 요소(606, 607)를 초래함 - 이들 요소는 소

위 "분할 루프"로서 관련될 수 있음 - ; 및

[0318] · 부착 지점(522)에 대응하는 요소가 혈관내 보형물(600)에 존재하지 않는데, 그 이유는 "확장 가능한 부분"이 리브 또는 분할 루프로 대체되었고 이에 따라 부착 지점이 더 이상 필요없기 때문임.

[0319] 혈관내 보형물(600)의 구조 이점들 중 하나는 혈관내 보형물(600)에 대해 단일의 부착점으로 이루어지는 운반 디바이스(630)를 이용하여 보형물이 운반될 수 있다는 것이다. 아암(619)의 제공은 동맥류 개구 및 동맥벽에 대한 뼈대 부분과 리브 부분의 압박을 향상시킬 것이다. 이는 혈관내 보형물(500)보다 더 다채로운 해부학적 구조에서 혈관내 보형물의 이식을 허용하므로 특히 유리하다. 혈관내 보형물(600)이 목표 동맥에 비해 너무 크면, 아암(619)은 동맥벽에 대해 머무르고 서로 오버랩하는 반면, 혈관내 보형물(500)에서, 보형물이 너무 크면 아암(519)은 동맥의 루멘 내로 침입할 수 있다. 요소(606, 607)를 참조하여 유사한 이점들이 생긴다. 마지막으로, 혈관내 보형물(500)에 사용되는 교호하는 배열에 비해 혈관내 보형물(600)의 뼈대 부분의 양측에 배치되는 방사선 불투과성 마커가 존재한다 - 이는 동맥류 개구에 대해 최적의 위치 결정을 허용하는 방사선 촬영에 의한 리브 뼈대의 보다 상세한 설명을 제공한다.

[0320] 도 37은 운반 디바이스(630)에 대한 혈관내 보형물(600)의 결합을 예시한다. 구체적으로, 혈관내 보형물(600)의 부착 부분(622)은 운반 디바이스(630)의 부착 부분(632)과 정렬된다. 운반 디바이스(630)에 대한 혈관내 보형물(600)의 결합의 상세가 도 37에 예시되어 있지 않지만, 혈관내 보형물(600)을 운반 디바이스(630)에 결합할 때에 루프(341)가 역전된다고 가정하면 도 14 및 도 15를 참조하여 전술한 단일 루프/릴리스 와이어를 이용하는 것이 바람직하다.

[0321] 도 38의 (i)-(iii)을 참조하면, 혈관내 보형물 운반 디바이스(5)의 말단부의 다양한 도면이 예시되어 있다. 예시된 말단부는 다공질 표면을 갖는다. 혈관내 보형물 운반 디바이스의 나머지(명확도를 위해 도시하지 않음)는 실질적으로 비다공질이다.

[0322] 예시된 바와 같이, 다공질 표면의 기단부로부터 다공질 표면의 말단부로 가면서[도 38의 (i)-(iii)에서 좌측으로부터 우측으로] 혈관내 보형물 운반 디바이스(5)의 다공질 표면의 다공도가 전체적으로 증가된다.

[0323] 본 발명자는 다공질 표면의 특정한 치수들의 조합이 특히 구불구불한 혈관을 통한 혈관내 보형물의 운반을 용이하게 하도록 종방향 가요성과 충분한 구조적 무결성(비틀림 회복 능력) 간에 매우 바람직한 균형을 부여하는 데에 특히 유용하다는 것을 알았다.

[0324] 구체적으로, 특히 도 38의 (a)와 도 38의 (b)를 참조하면, 만곡의 양이 인접한 둘레 방향 링(25)의 예지(20)들이 서로 접촉하게 할 때까지 다공질 표면에서 종방향 스트러트(10)의 만곡을 허용한다면 치수들의 조합을 갖는 다공질 표면으로부터 기능적 이점이 생기고, 그 점에서 종방향 스트러트(10)에 추가의 만곡(스트레인)이 적용될 수 없다. 따라서, 종방향 스트러트(10)에 배치될 수 있는 스트레인의 양에 한계가 있고, 이에 의해 혈관내 보형물 운반 디바이스(5)의 다공질 표면을 제조하는 데에 사용되는 재료의 비틀림, 수율 및/또는 파손 가능성을 감소시킨다.

[0325] 도 38의 (a) 내지 도 38의 (d)를 참조하면, 이들 도면에 나타나는 요소(0, P, Q, R)의 치수는 디바이스의 일단부로부터 타단부로 이들 요소들 전부에 대한 동시 천이부를 나타낸다.

## 표 2

	치수(in)			
	0	P	Q	R
바람직함	0.0250-0.0010	0.0010-0.0450	0.0400-0.0050	0.0010-0.0500
더 바람직함	0.0190-0.0025	0.0040-0.0325	0.0365-0.0075	0.0035-0.0300
가장 바람직함	0.0150-0.0040	0.0050-0.0250	0.0330-0.0090	0.0045-0.0150

[0327] 요소(0, P, Q, R)의 천이부의 갯수는 특별히 제한되지 않는다. 예컨대, 도 38에서, 둘레 방향으로 인접한 종방향 스트러트(R)와 종방향으로 인접한 둘레 방향 링(P) 간에 천이부가 존재한다. 그러나, 천이부는 더 적은 단차부를 이용하여, 예컨대 0, P, Q, R에 대해 일정한 치수를 갖는 서브 섹션을 가짐으로써 달성될 수 있다. 이 나중의 실시예에서, 서브 섹션들은 유사하거나 유사하지 않은 종방향 길이로 될 수 있다. 또한, 일련의 개별적인 천이부를 갖는 하나 이상의 서브 섹션의 조합을 이용하는 것이 가능하다.

[0328] 도 38에 도시된 운반 디바이스의 실시예는 바람직하게는 운반 카테터(140, 440)의 직경보다 작은 직경을

갖는다. 바람직하게는, 운반 디바이스는 약 0.015 내지 약 0.035 인치, 보다 바람직하게는 약 0.020 내지 약 0.030 인치, 가장 바람직하게는 0.025 인치의 직경을 갖는다.

[0329] 혈관내 보형물 운반 디바이스(5)는 특히 환자의 구불구불한 혈관을 통해 해당 보형물을 운반하기를 원할 때에 본 혈관내 보형물의 운반에 특히 적합하다. 물론, 혈관내 보형물 운반 디바이스(5)가 다른 타입의 혈관내 보형물을 운반하도록 사용될 수 있다는 것을 알 것이다.

[0330] 도 38 내지 도 43은 "30"으로 끝나는 참조 번호로 지시되는 전술한 다양한 운반 디바이스의 말단부의 확대도를 예시한다. 아래는 전술한 운반 디바이스 및 바람직하게는 해당 운반 디바이스에 의해 운반되는 전술한 혈관내 보형물의 색인이다.

### 표 3

도면	운반 디바이스	혈관내 보형물
38	130	100
39의 (a)-(d)	230	200
40의 (a)-(d)	330	300
41	430	400
42의 (a)-(c)	530	500
43의 (a)-(e)	630	600

[0332] 도 39 내지 도 43에서 알 수 있는 바와 같이, 각 운반 디바이스의 관형 부분은 매우 유사하지만, 혈관내 보형물에 부착하도록 사용되는 말단 색션은 특정한 타입의 혈관내 보형물에 적합하도록 각 실시예에서 변동된다. 도면에서, 혈관내 보형물을 부착하도록 사용되는 말단 색션은 혈관내 보형물의 운반을 용이하게 하도록 히트 세트(예컨대, 운반 디바이스가 니티놀 등의 형상 기억 합금으로 구성될 때에)이다 - 이는 혈관내 보형물을 분기된 동맥으로 운반하기를 원할 때에 특히 유리하다 -. 본 명세서를 수중에 갖고 있는 당업계의 숙련자라면 혈관내 보형물에 부착하도록 사용되는 말단 색션의 구체적인 특성이 특별히 제한되지 않는다는 것을 이해할 것이다. 또한, 본 명세서를 수중에 갖고 있는 당업계의 숙련자라면 혈관내 보형물의 특정한 예시된 실시예를 혈관내 보형물 운반 디바이스의 특정한 예시된 실시예와 이를 중 한쪽 또는 양쪽에 대해 작은 변형을 하거나 하지 않은 상태에서 혼합 및 일치시킬 수 있다는 것을 이해할 것이다.

[0333] 매우 바람직한 실시예에서, 본 혈관내 보형물 운반 디바이스에는 또한 그 다공질 표면 상에 덮개층이 마련된다. 덮개층은 혈관내 보형물 운반 디바이스의 다공질 표면의 내표면 및 외표면 중 한쪽 또는 양쪽에 배치될 수 있다. 그러한 덮개층의 제공은 혈관내 보형물 운반 디바이스와 종래에 혈관내 보형물을 운반하도록 사용되는 운반 카테터의 내부 사이의 마찰을 제거 또는 완화하는 것으로 판명되었다. 바람직하게는, 덮개층은 천연 또는 합성 폴리머일 수 있는 생체 적합성 폴리머로 제조된다. 적절한 폴리머의 비제한적인 예는 폴리우레탄, 실리콘 물질, 폴리우레탄/실리콘 조합체, 고무 물질, Dacron™ 등의 직포 및 부직포, 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE) 물질 등의 플루오로폴리머 합성물, 예컨대 Teflon™, Gore-Tex™, Softform™, Impra™ 등을 포함하는 팽창된 PTFE 물질(ePTFE)을 포함하는 군으로부터 선택될 수 있다. 바람직하게는, 덮개층은 약 0.00025 내지 약 0.00100 인치의 두께를 갖고, 보다 바람직하게는 덮개층은 약 0.00050 인치의 두께를 갖는다.

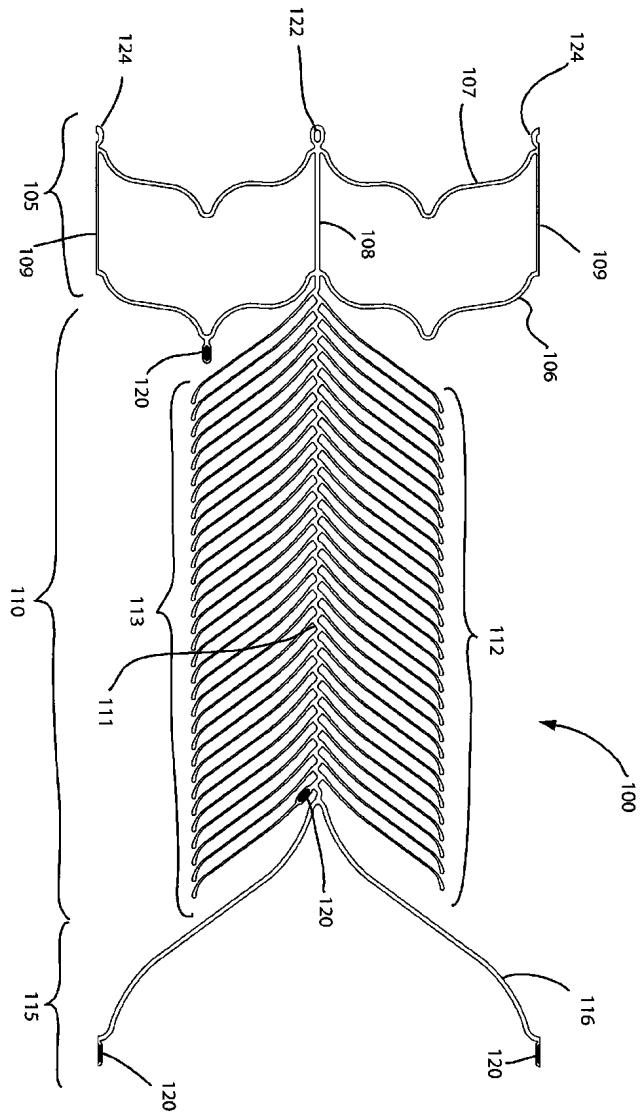
[0334] 본 발명의 혈관내 보형물은 코팅 물질을 더 포함할 수 있다. 코팅 물질은 보형물의 표면 상에 연속적으로 또는 불연속적으로 배치될 수 있다. 또한, 코팅은 보형물의 내표면 및/또는 외표면 상에 배치될 수 있다. 코팅 물질은 생물학적으로 불활성 물질(예컨대, 스텐트의 혈전 형성(thrombogenicity)을 감소시키는), 이식 후에 신체 통로의 벽으로 걸러지는 의료 합성물(예컨대, 항응고 작용을 제공하고, 신체 통로를 향해 약제를 운반하는 등), 확장 가능한/팽윤 가능한 물질(예컨대, 히드로겔 물질) 등 중에서 하나 이상일 수 있다.

[0335] 또한, 본 발명의 혈관내 보형물에는 혈관의 벽과 및/또는 혈관을 통해 유동하는 액체, 통상 혈액과의 불리한 상호 작용을 최소화하기 위하여 생체 적합성 코팅이 마련될 수 있다. 그러한 코팅의 다수가 당업계에 공지되어 있다. 코팅은 바람직하게는 일반적으로 스텐트에 대해 용제 내에 미리 형성된 폴리머의 분산 또는 용액을 적용함으로써 제공되는 폴리머 물질이다. 비풀리머 코팅 물질이 대안적으로 사용될 수 있다. 적절한 코팅 물질, 예컨대 폴리머는 폴리테트라플루오로에틸렌 또는 실리콘 고무, 또는 생체 적합성인 것으로 공지된 폴리우레탄일 수 있다. 그러나, 바람직하게는 폴리머는 양성 펜단트 그룹, 대체로 인산암모늄 에스터 그룹, 예컨대 포스포릴 쿨린(phosphorylcholine) 그룹 또는 그 유사물을 갖는다.

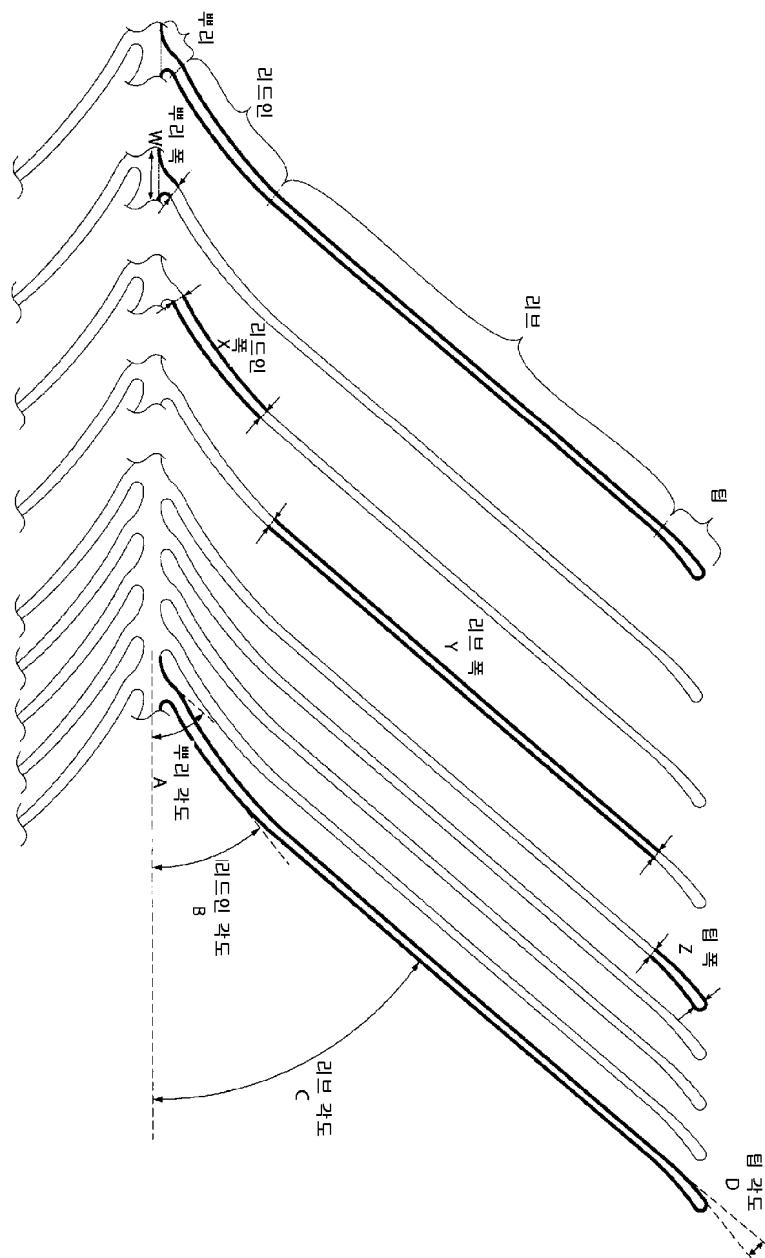
- [0336] 적절한 폴리머의 예는 국제 공개 제WO-A-93/16479호 및 제WO-A-93/15775호에 설명되어 있다. 이를 문현에서 설명된 폴리머는 괴적합성 뿐만 아니라 생체 적합성이고, 또한 미끄럽다. 그러한 코팅이 사용될 때에, 혈관내 보형물의 표면은 예컨대 혈전증을 유발할 수 있는 혈액과의 불리한 상호 작용을 최소화하도록 완전히 코팅되는 것이 바람직하다. 이 양호한 코팅은 코팅 조건, 예컨대 코팅 용액 속도, 코팅 기법 및/또는 용제 제거 단계의 적절한 선택에 의해 달성될 수 있다.
- [0337] 본 발명의 혈관내 보형물이 제조되는 방식은 특별히 제한되지 않는다. 바람직하게는, 혈관내 보형물은 관형의 시작 물질에 적용되는 레이저 절단 또는 화학적 에칭 기법에 의해 제조된다. 따라서, 시작 물질은 예정된 디자인을 갖는 보형물을 제공하도록 (레이저 절단 또는 화학적 에칭에 의해) 절단된 그 섹션을 갖게 되는 금속 또는 합금(비제한적인 예는 스테인리스강, 티타늄, 탄탈, 니티놀, 엘길로이(ELgiloy), NP35N, 코발트-크롬 합금 및 그 혼합물을 포함함)의 얇은 튜브일 수 있다. 대안적으로, 평탄한 시작 물질로부터 보형물의 (레이저 절단 또는 화학적 에칭에 의해) 디자인을 절단한 후에, 절단된 생성물을 그러한 형태의 튜브 및 히트 세트로 롤링할 수 있거나, 그 애지들이 관형 디바이스를 형성하도록 용접되거나 달리 함께 고정될 수 있다.
- [0338] 특히 바람직한 실시예에서, 본 발명의 혈관내 보형물은 특정한 온도에 도달될 때에 확장하는 적절한 물질로 제조된다. 이 실시예에서, 물질은 적어도 약 25 °C, 바람직하게는 약 25°C 내지 약 35°C 범위의 온도로 자기 확장할 수 있는 금속 합금(예컨대, 니티놀)일 수 있다. 이 바람직한 실시예에서, 특히 소기의 해부학적 구조에 최적화된 전개 형태에 적합한 혈관내 보형물의 히트 세트가 요망되고 심지어는 바람직할 수 있다 - 예컨대, 이는 전술한 혈관내 보형물(400, 500, 600)에 바람직하다.
- [0339] 본 발명을 예시적인 실시예 및 예를 참조하여 설명하였지만, 설명은 제한의 의미로 해석되도록 의도되지 않는다. 따라서, 본 설명을 참조하면 예시적인 실시예의 다양한 변형 뿐만 아니라 본 발명의 다른 실시예가 당업계의 숙련자에게 명백할 것이다. 예컨대, 예시된 실시예들은 모두 소위 유동 전환기로서 작용하도록 리프 부분을 이용한다 - 즉, 일단 디바이스가 이식되면, 리프 부분은 혈류가 동맥류 개구에 진입하지 못하게 전환시킨다 -. 동맥류 개구가 상대적으로 큰 경우에, 리프 부분을 보유 부재로서 작용하도록 - 예컨대, 동맥류에 하나 이상의 구글리엘미 분리형 코일을 보유하도록 - 변형시킬 수 있다. 이 변형에서, 인접한 리브 부분들 사이의 간격은 혈관내 보형물의 이식 후에 리프 부분을 통해 하나 이상의 구글리엘미 분리형 코일을 운반하게 하기에 충분할 정도로 증가된다. 구글리엘미 분리형 코일은 본 발명의 혈관내 보형물의 리프 부분이 동맥류 개구를 덮을 때에 동맥류로부터 "낙하" 가능성이 덜 할 것같다. 또한, 예시된 실시예는 암수 결합 시스템이 있거나 없는 릴리스 와이어/루프 와이어 시스템을 이용하여 혈관내 보형물을 혈관내 보형물 운반 디바이스에 부착하는 것을 도시하고 있지만, 다른 방안이 또한 사용될 수 있다 - 예컨대, 전해질, 열-기계적, 다른 기계적 및 유사한 방안이 채용될 수 있다. 또한, 예시된 실시예는 뇌동맥류의 치료에 중점을 두지만, 본 발명의 혈관내 보형물이 대동맥 질환 등의 다른 질환을 치료하는 데에 사용될 수 있다는 것이 예상된다(예컨대, 국제 공개 제WO 02/39924 호[Erbel 등]에 기재된 대동맥 질환의 논의를 참조하라). 이 변형에서, 다양한 전술한 치수를 변경하는 것이 적절할 수 있다. 그러므로, 예컨대, 첨부된 청구범위가 임의의 그러한 변형 또는 실시예를 커버하는 것이 예상된다.
- [0340] 본 명세서에 참조된 모든 공보, 특히 및 특허 출원은 각각의 개별적인 공보, 특히 또는 특허 출원이 그 전체가 참조로 합체되는 것으로 특별히 그리고 개별적으로 지시된 것과 동일한 범위로 그 전체가 참조로 합체된다.

도면

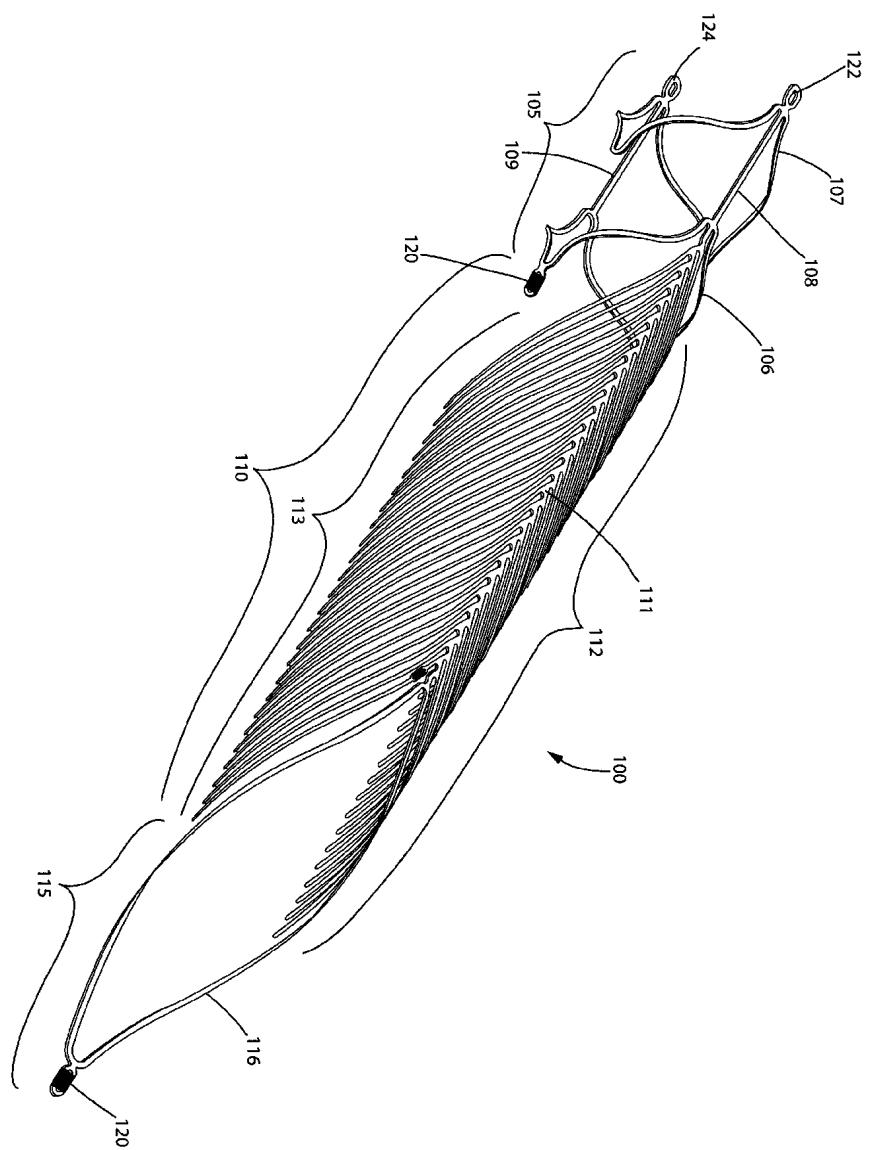
도면1



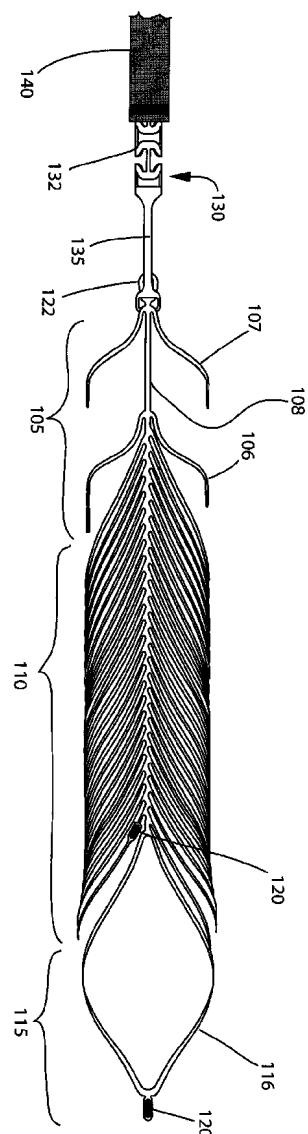
도면 1a



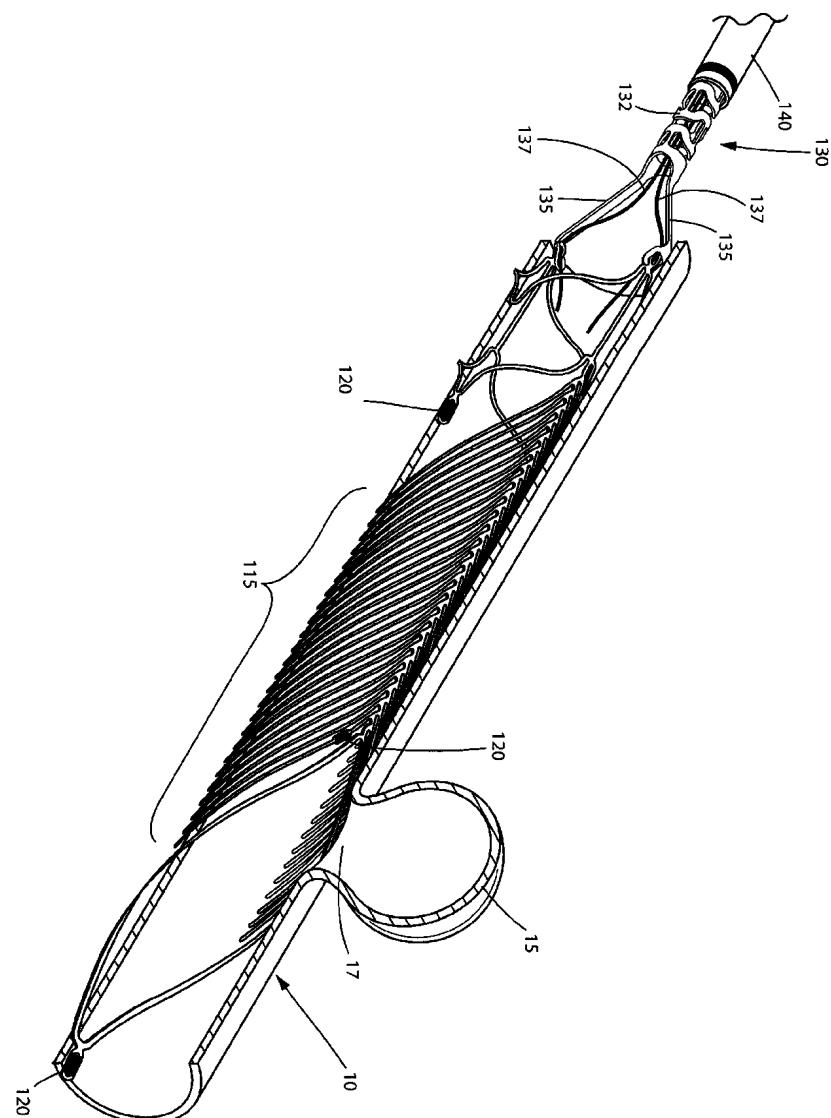
도면2



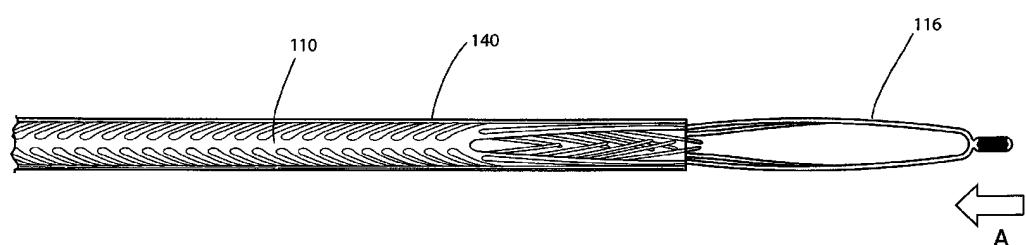
도면3



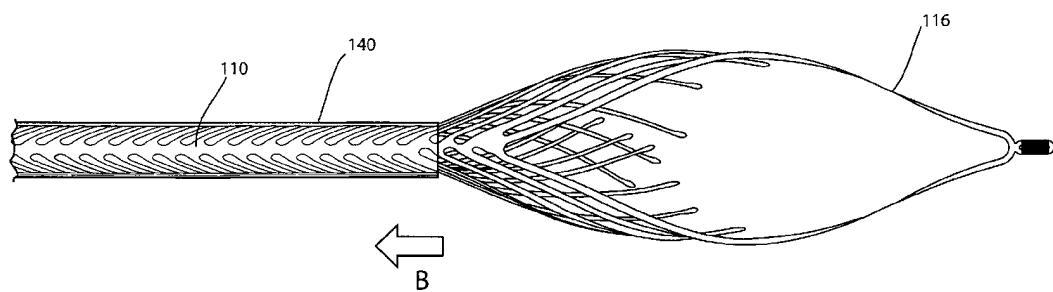
도면4



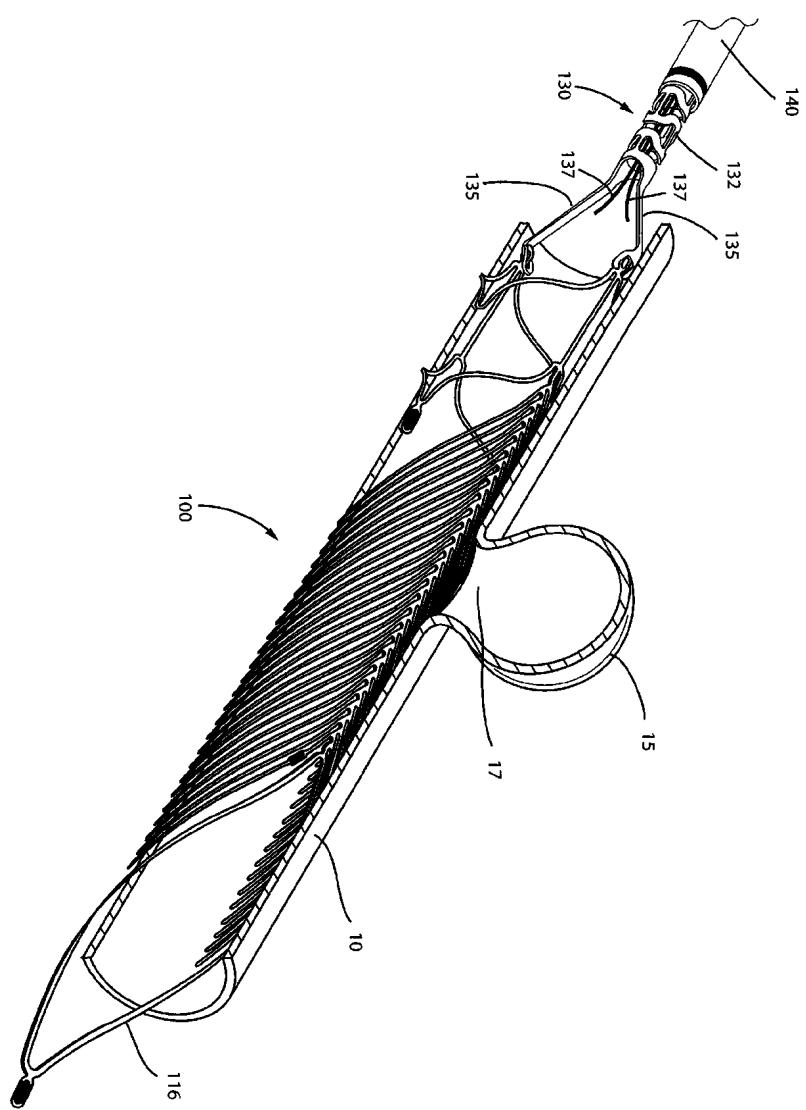
도면5



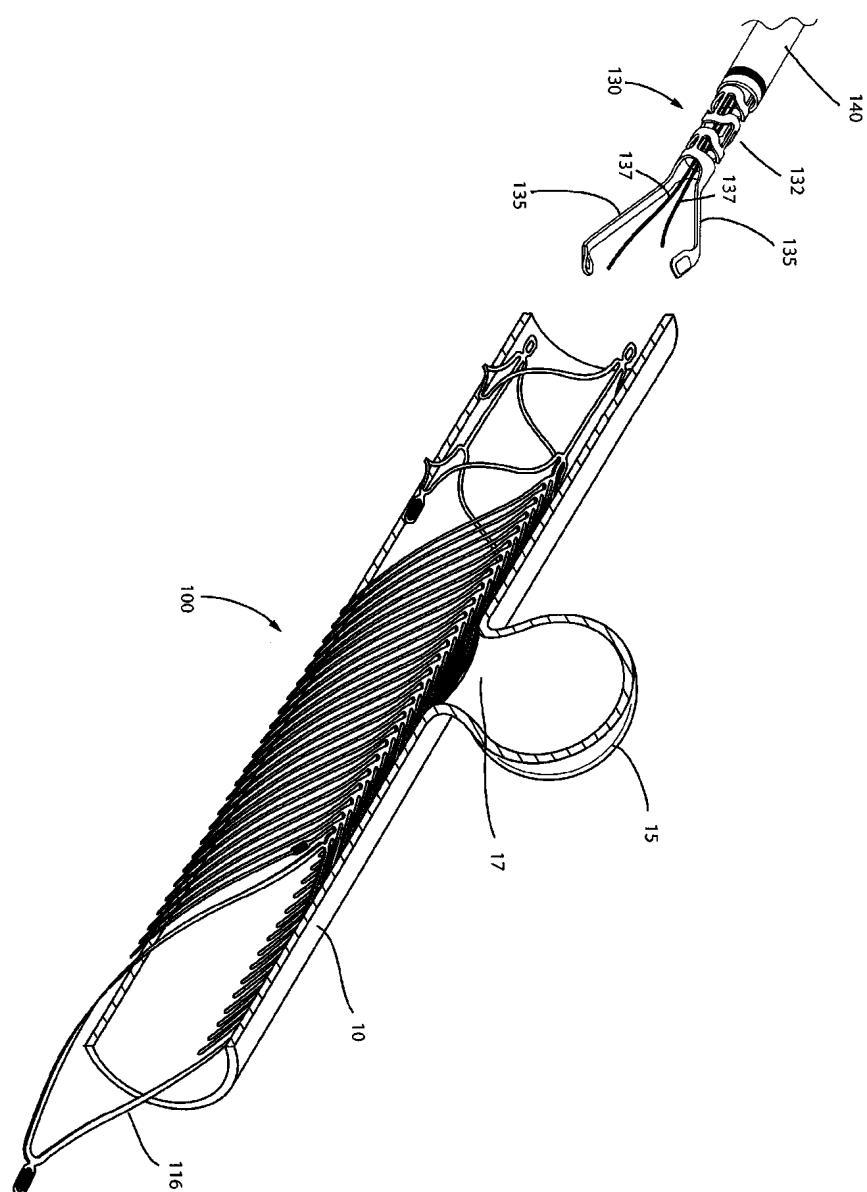
도면6



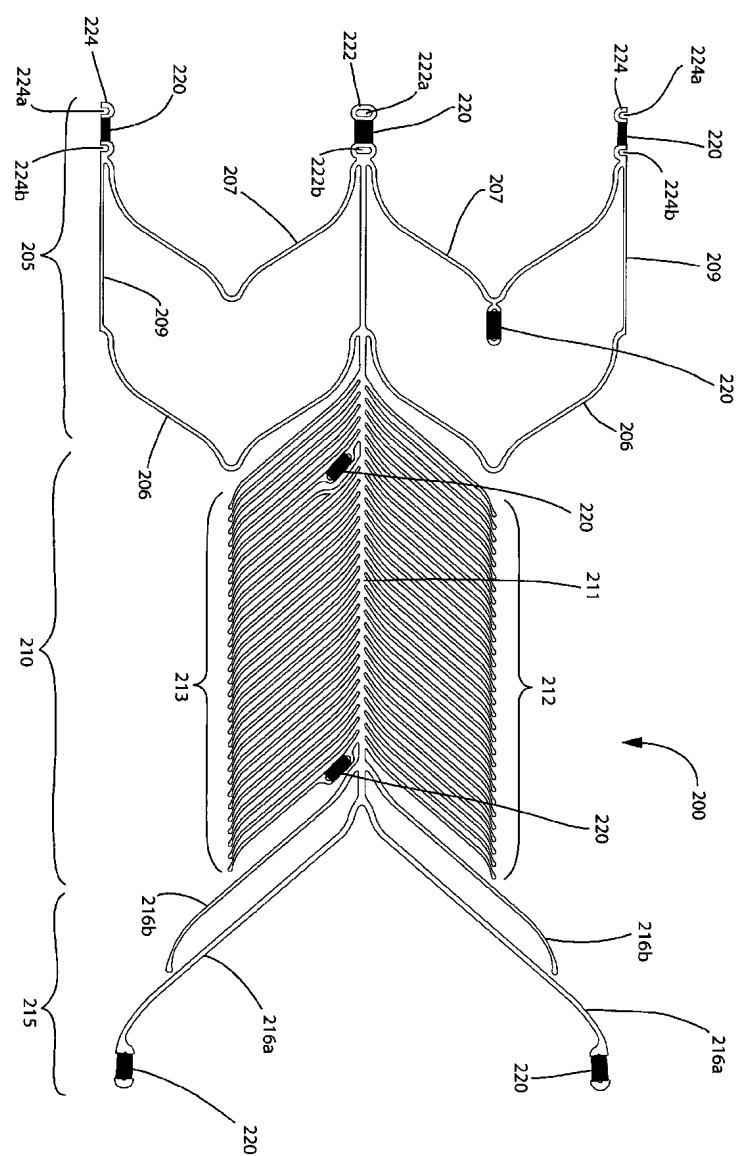
도면7



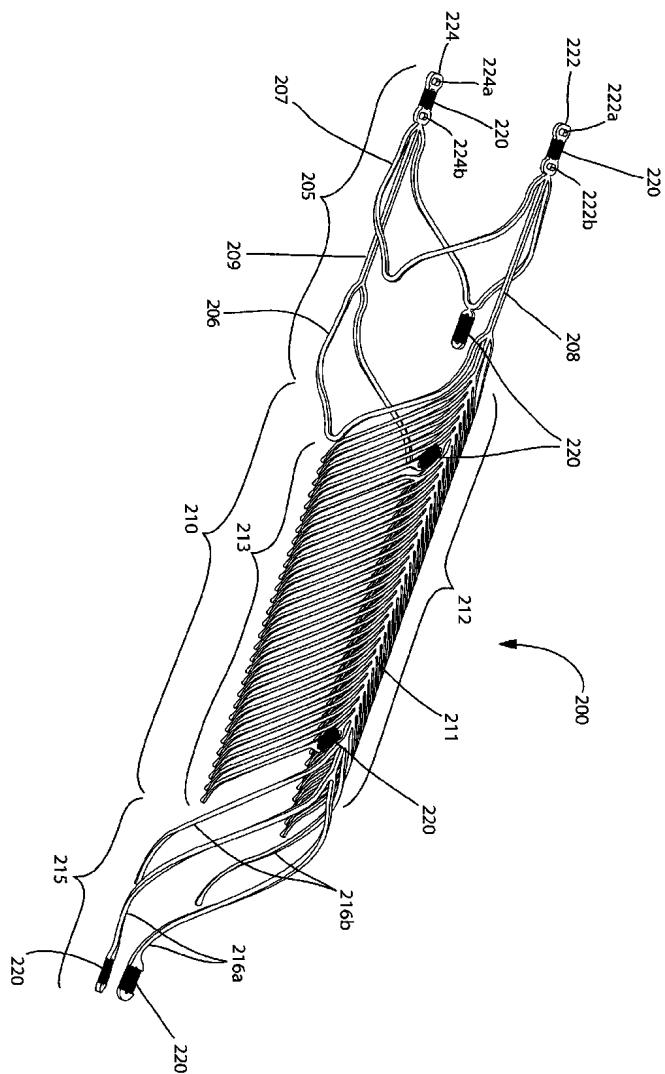
도면8



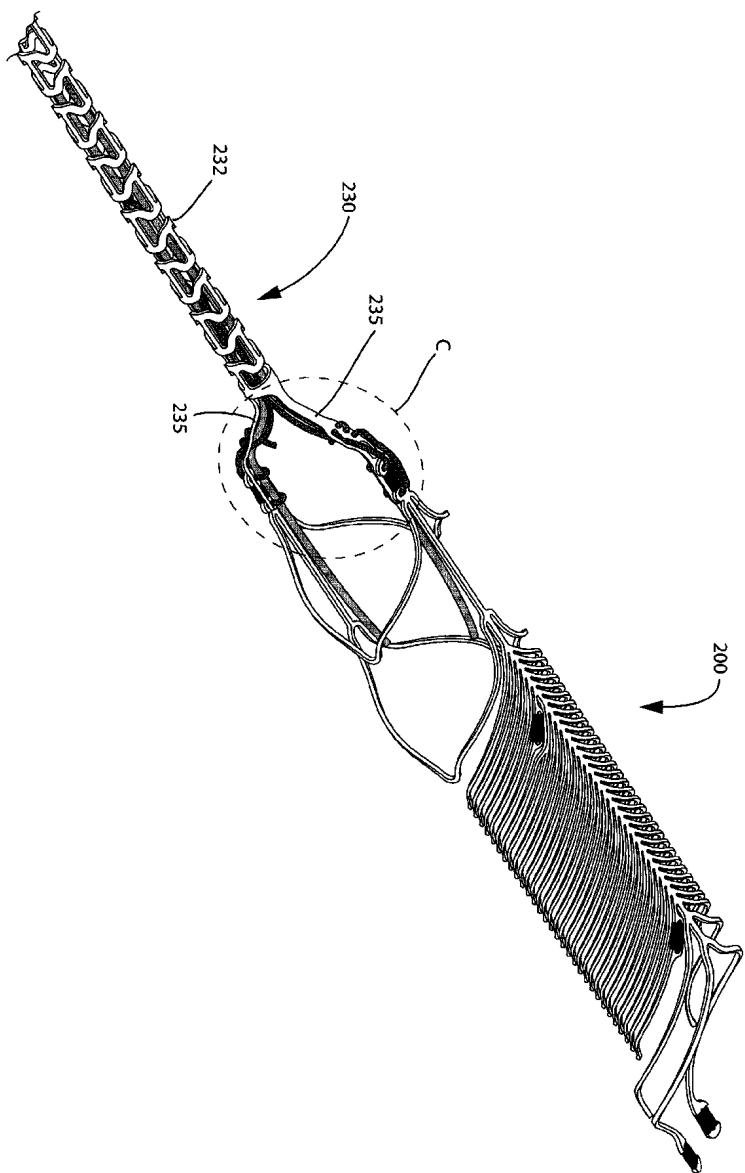
도면9



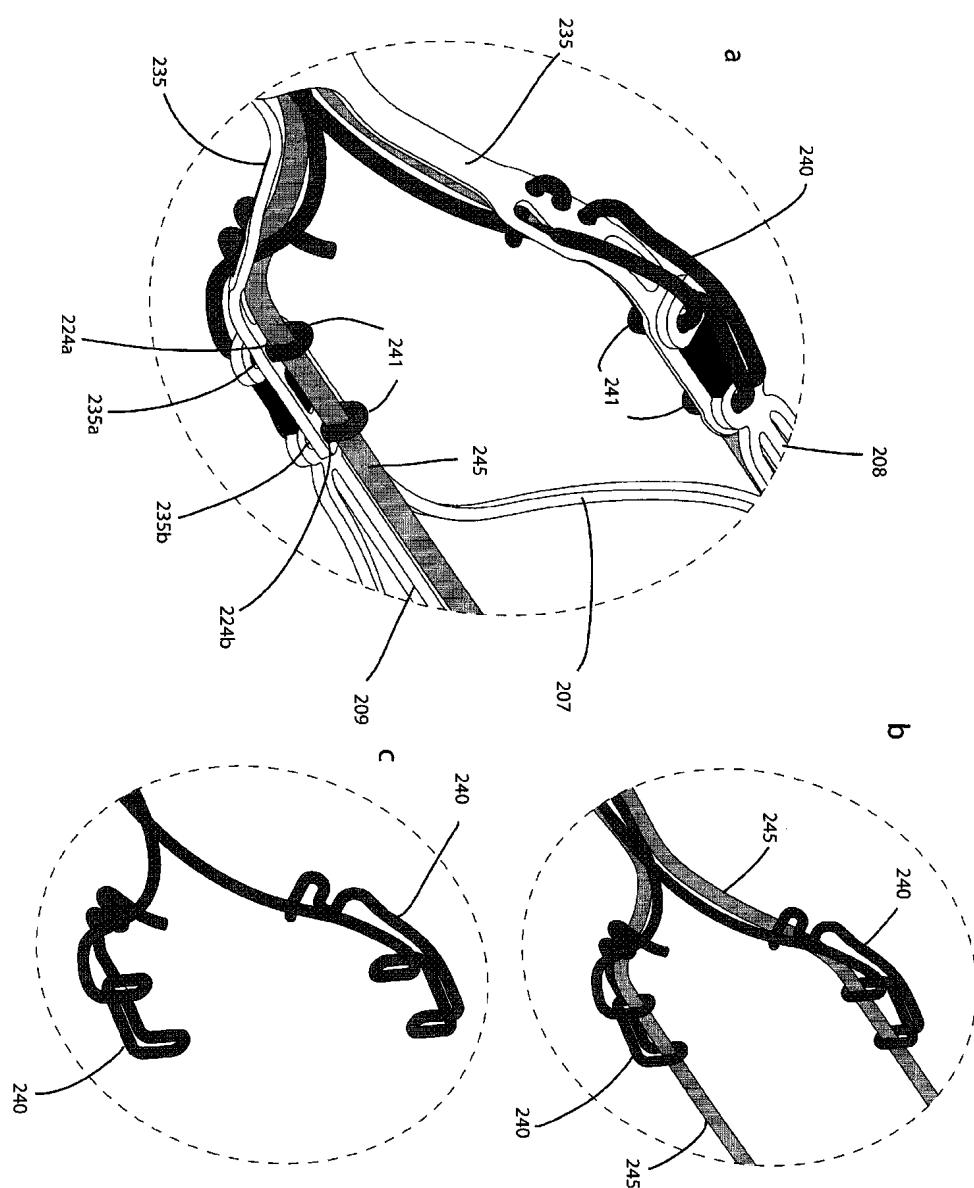
도면10



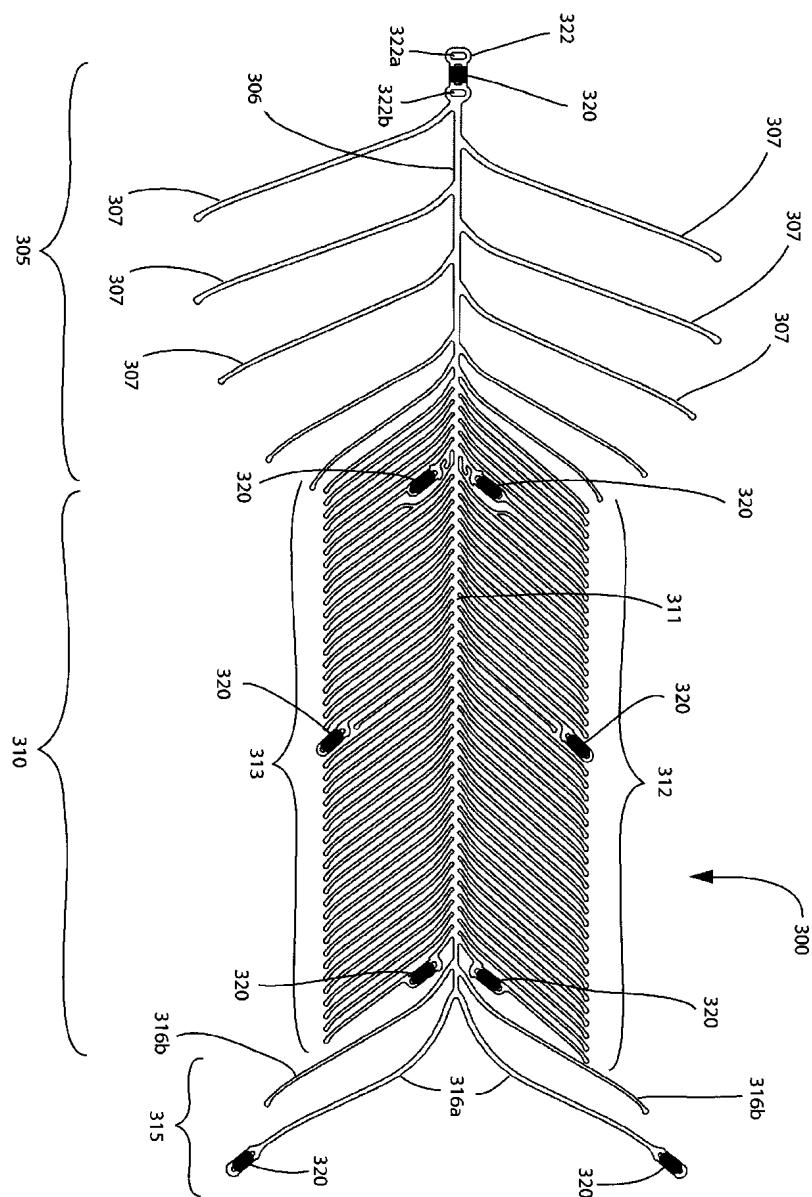
도면11



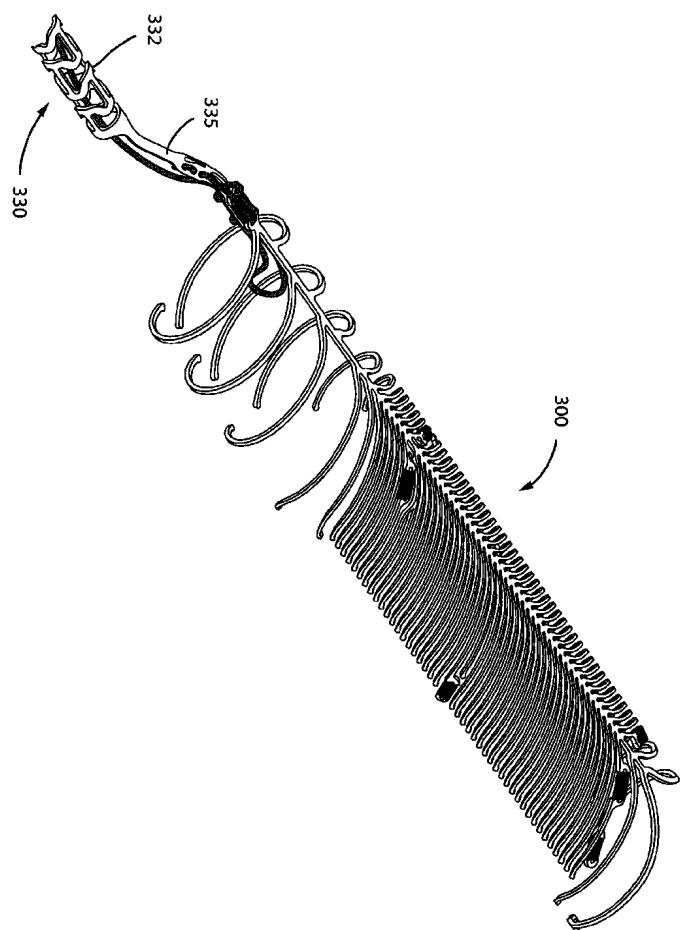
도면12



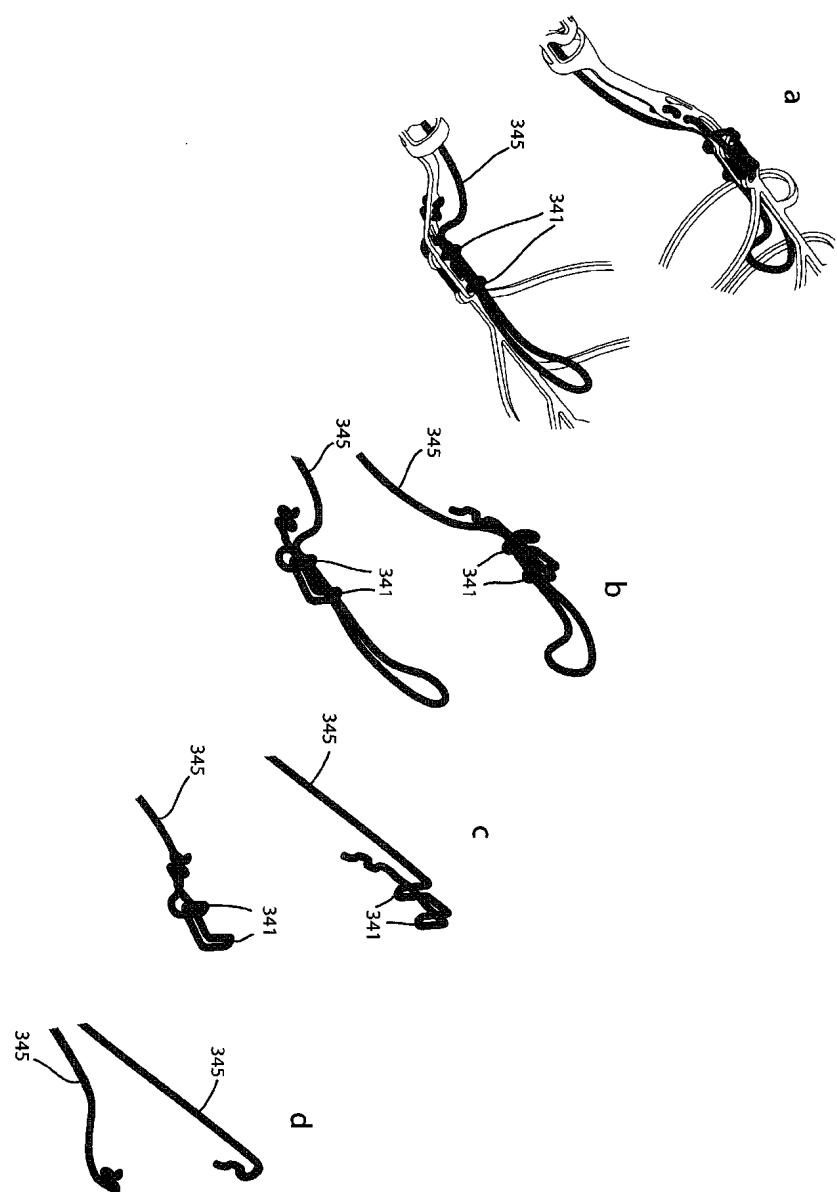
도면13



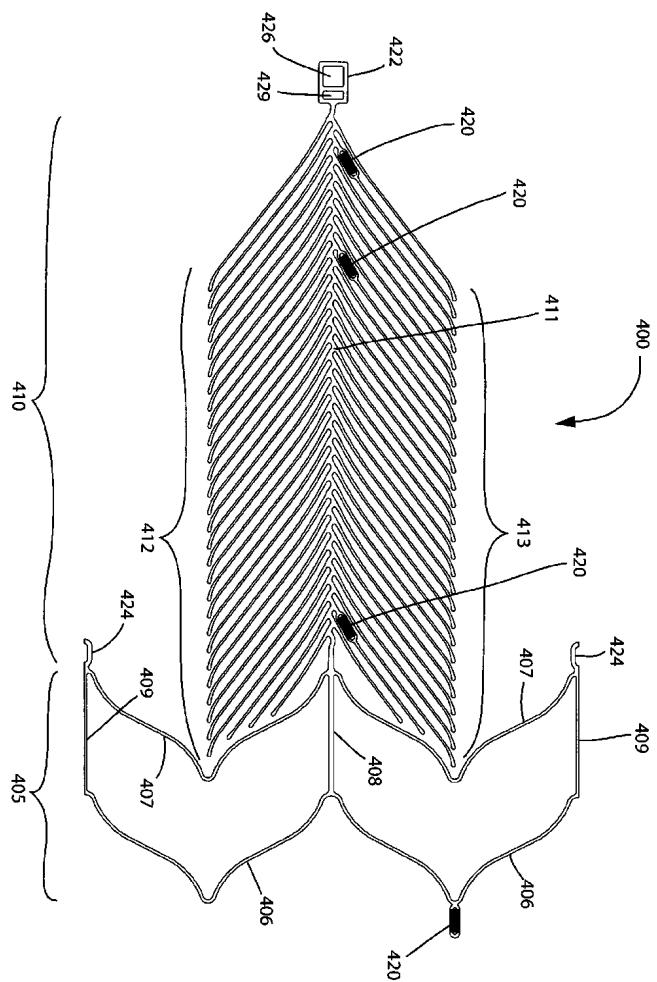
도면14



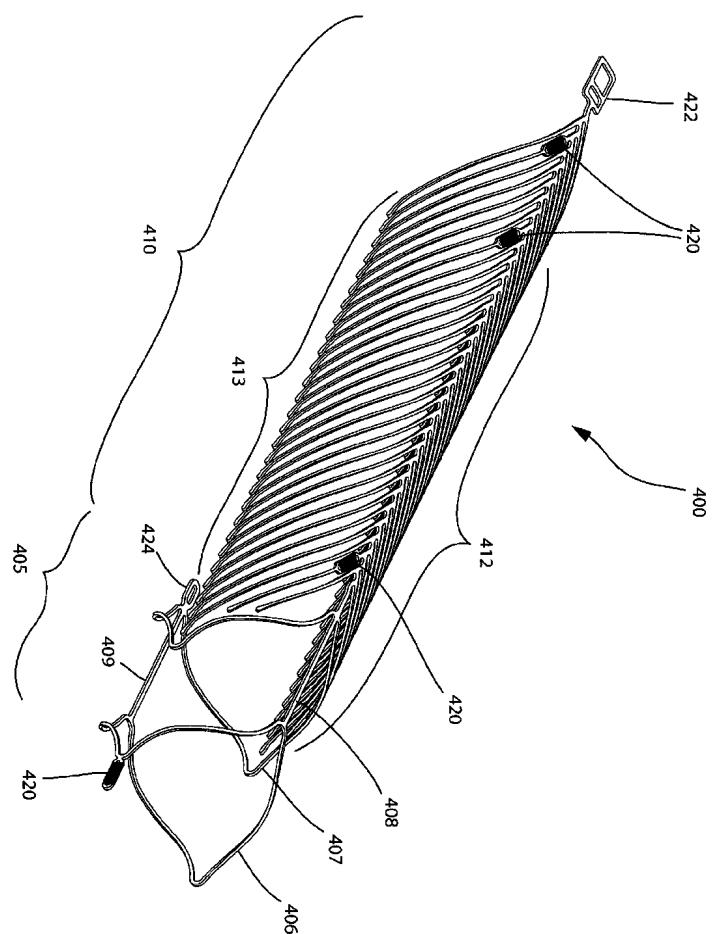
도면15



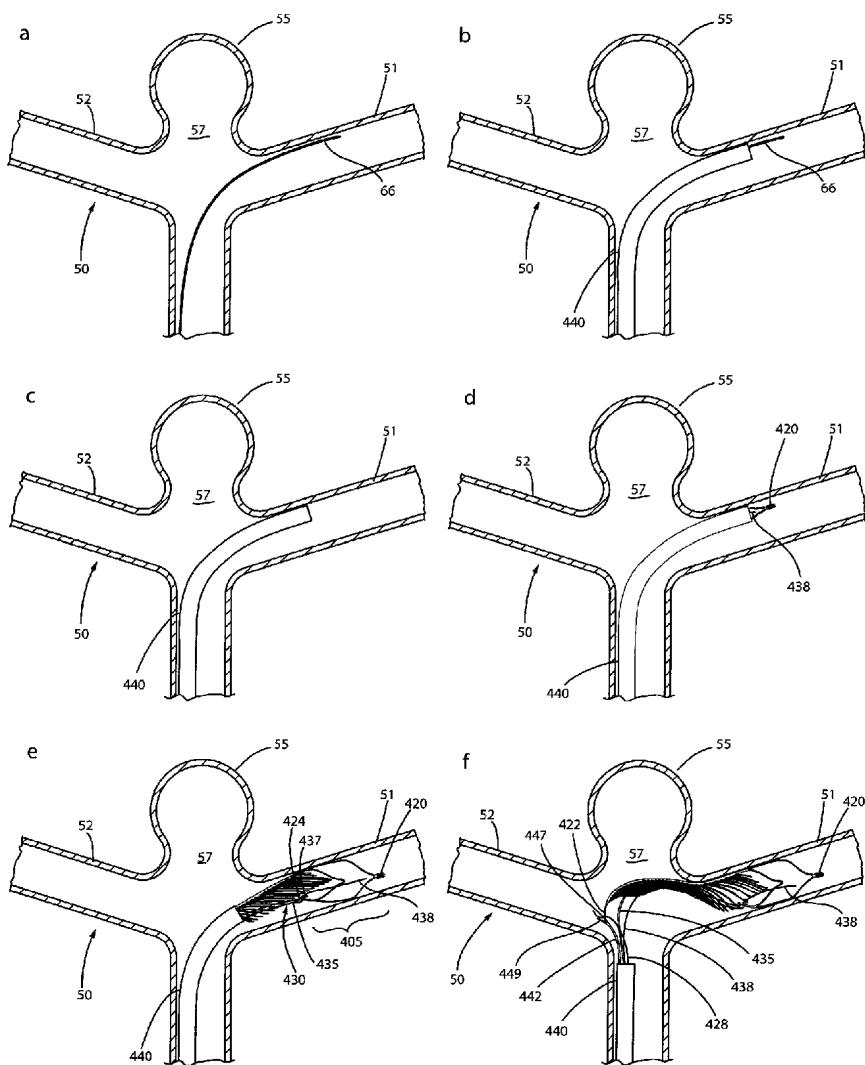
도면16



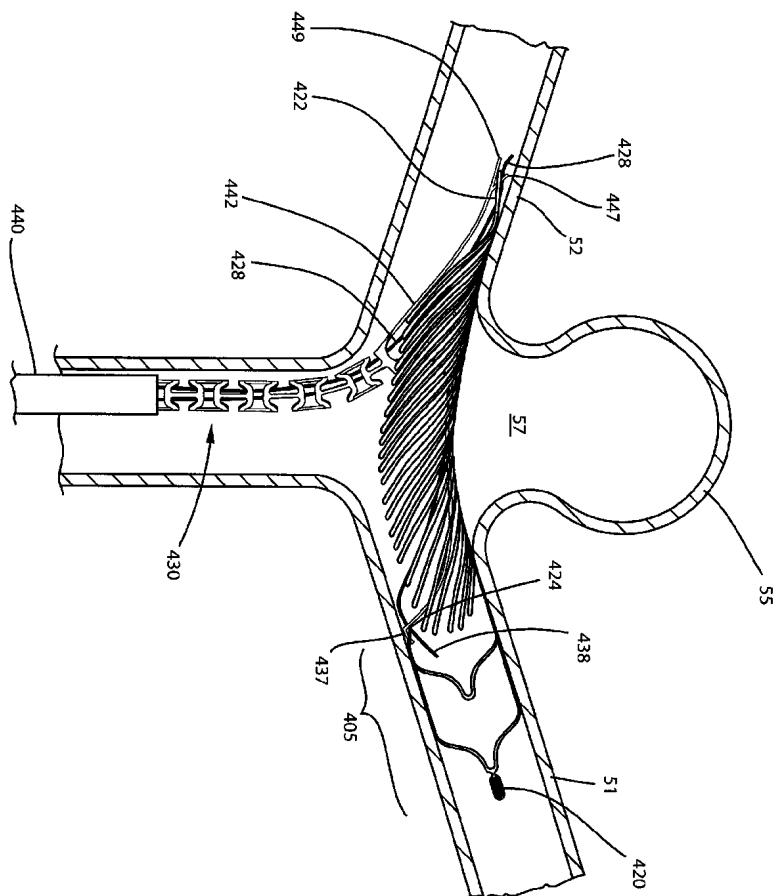
도면17



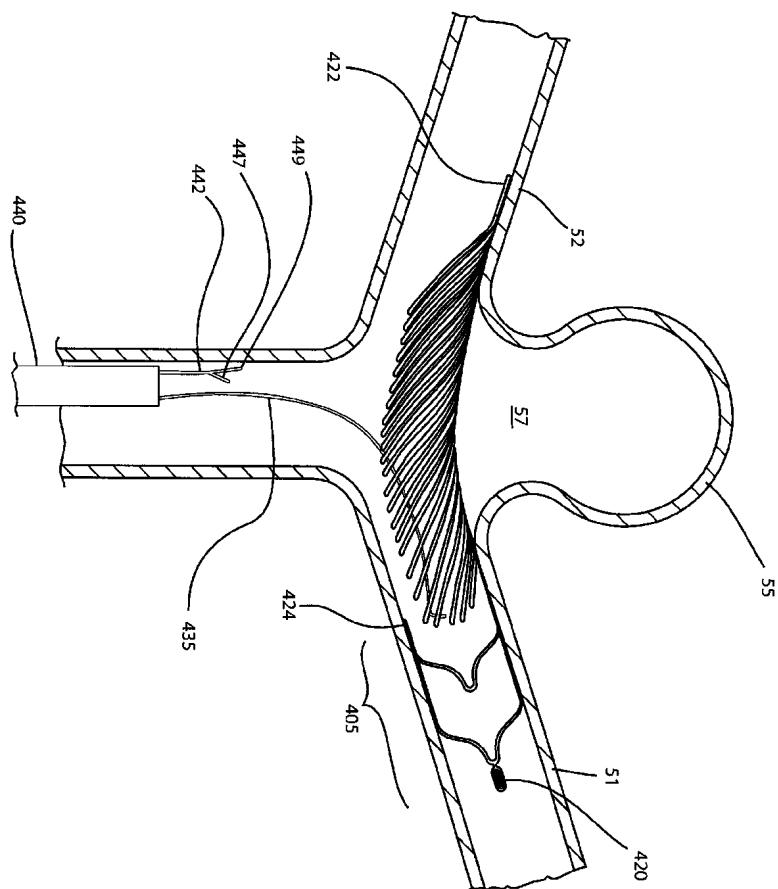
## 도면18



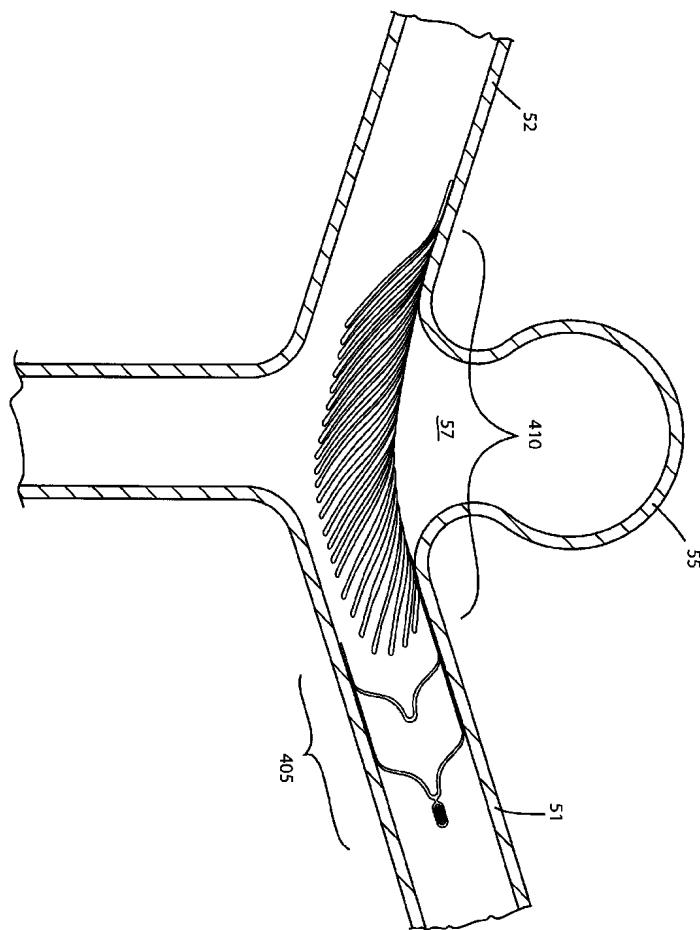
도면19



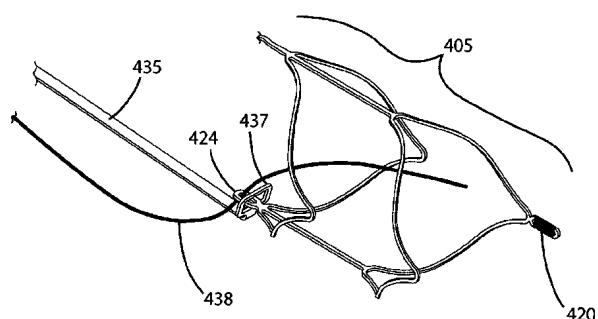
도면20



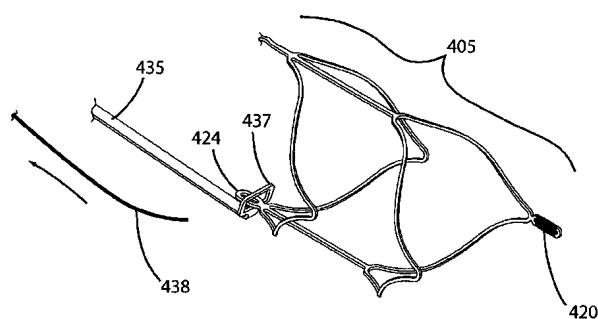
도면21



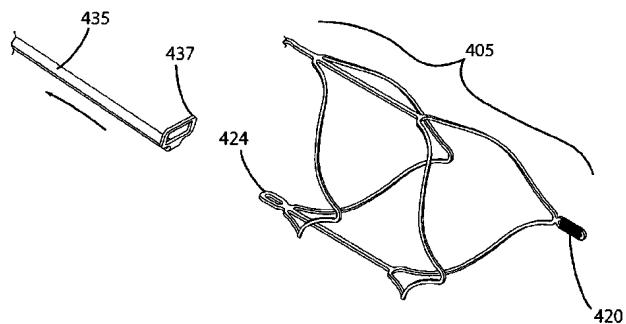
도면22



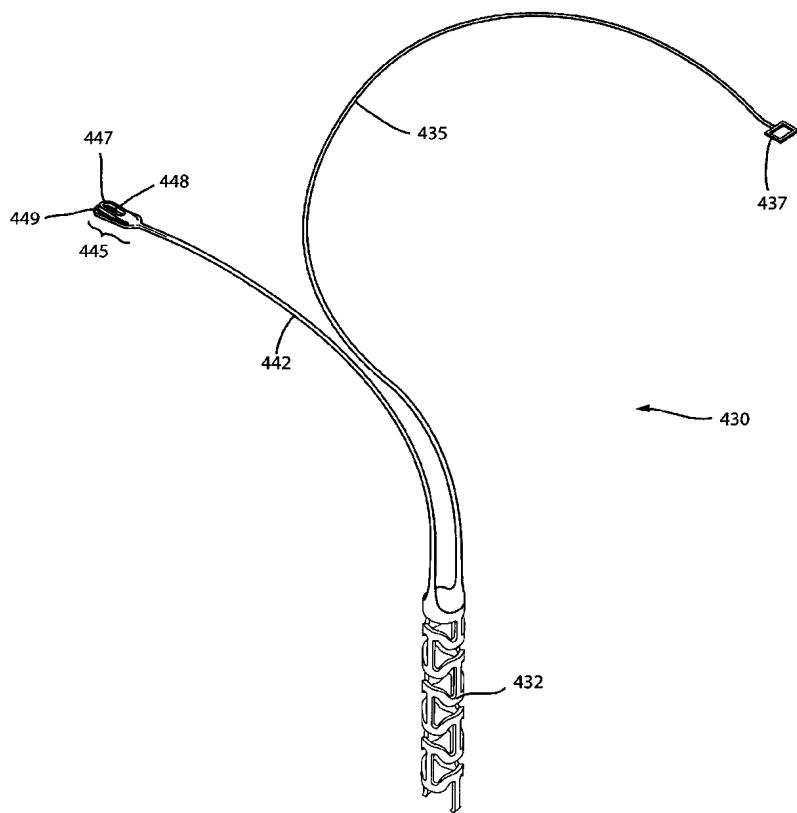
도면23



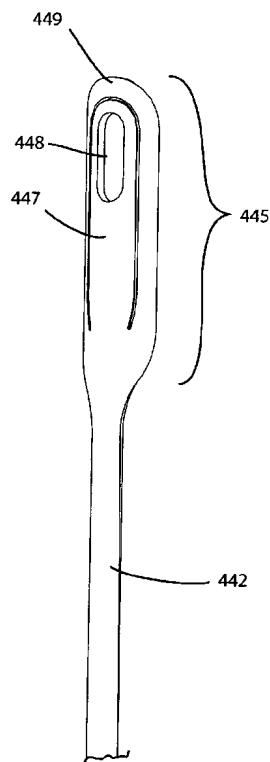
도면24



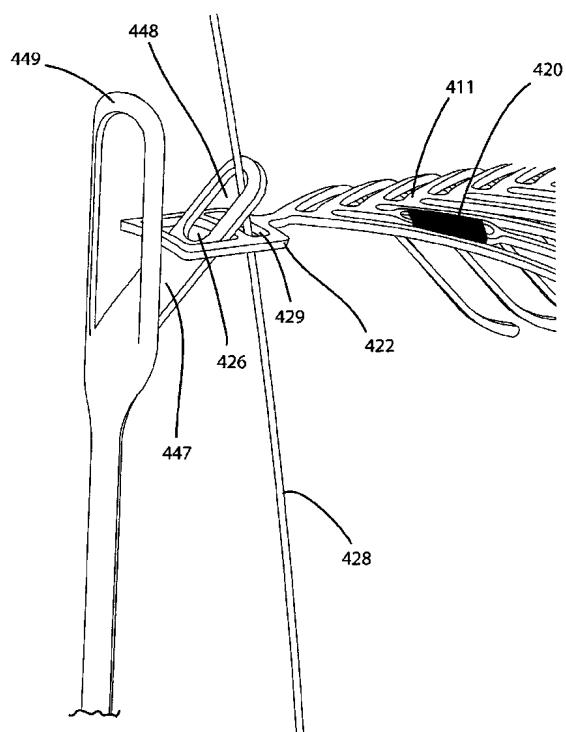
도면25



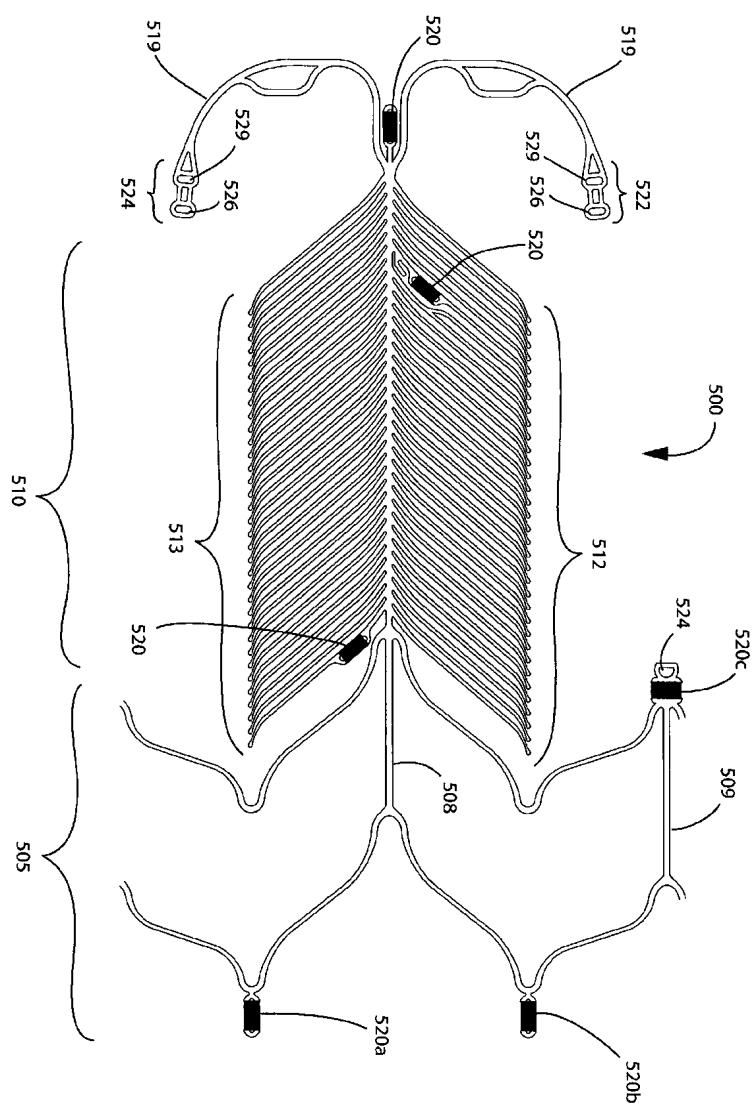
도면26



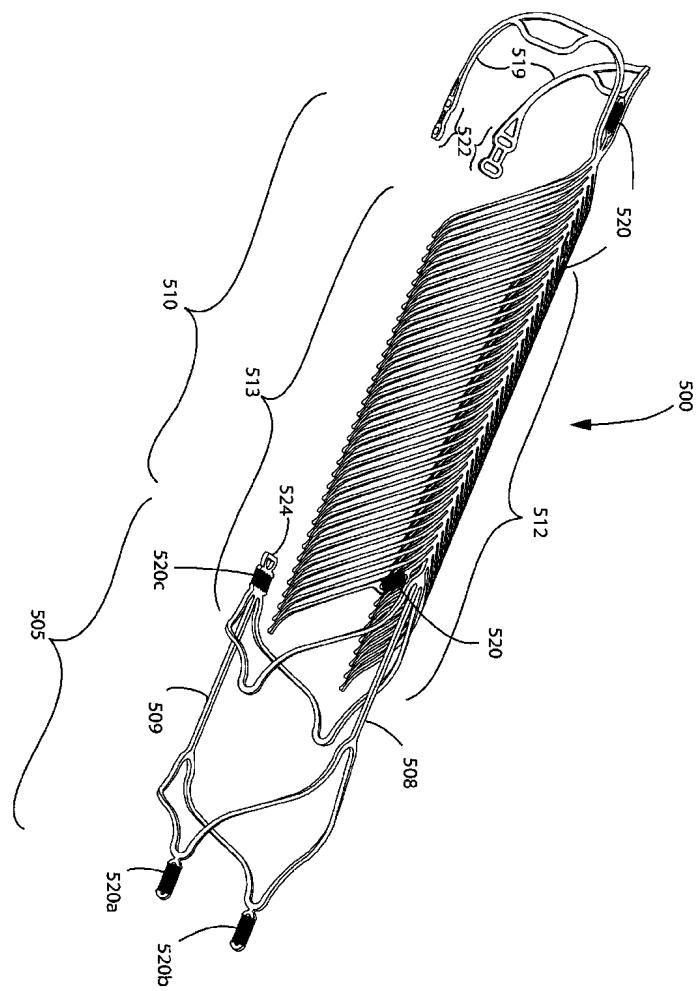
도면27



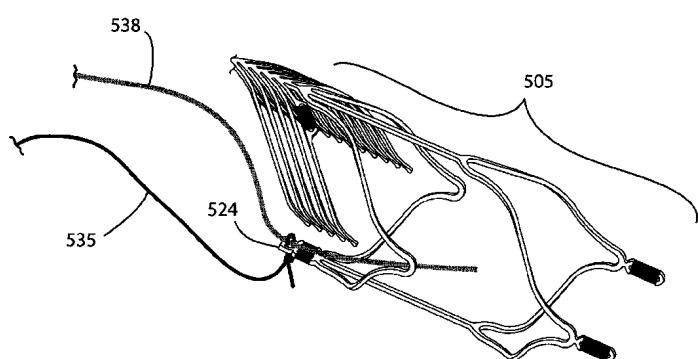
도면28



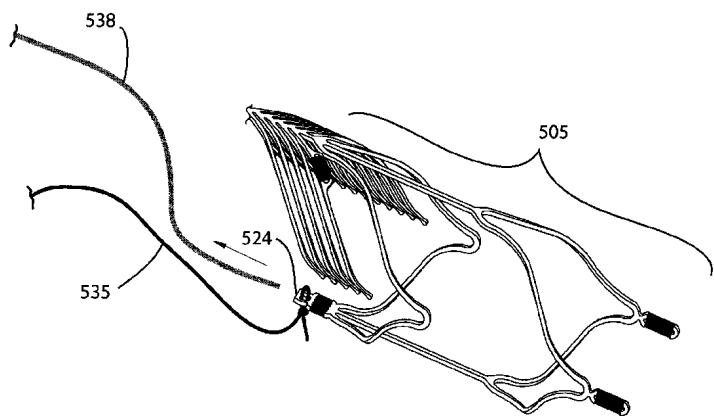
도면29



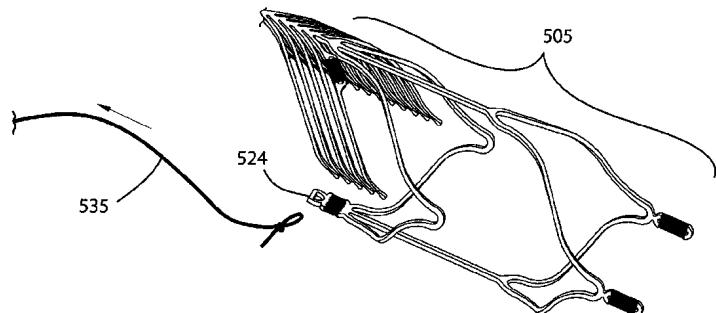
도면30



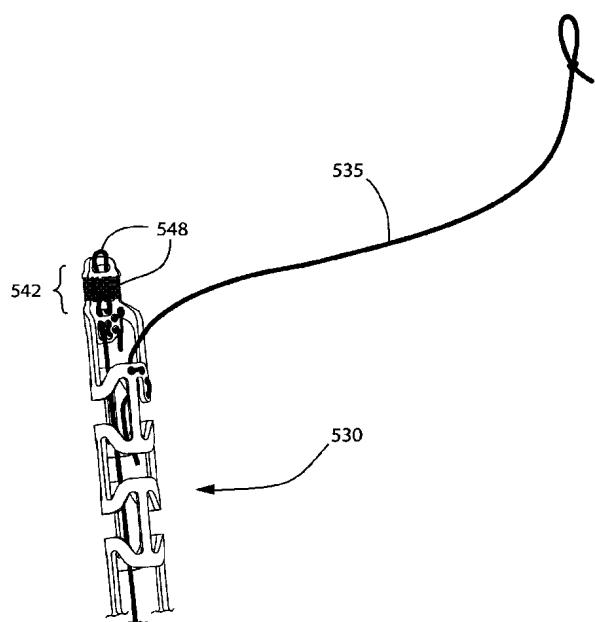
도면31



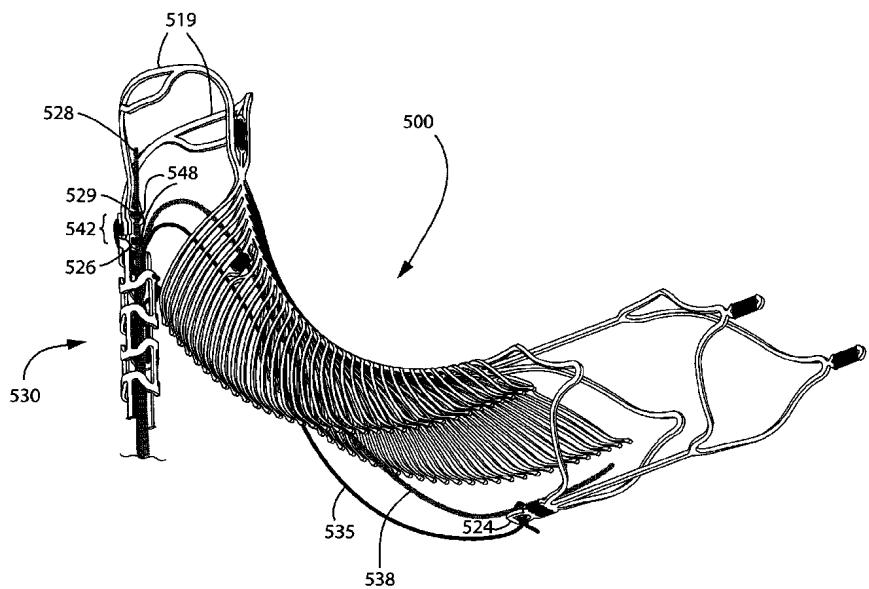
도면32



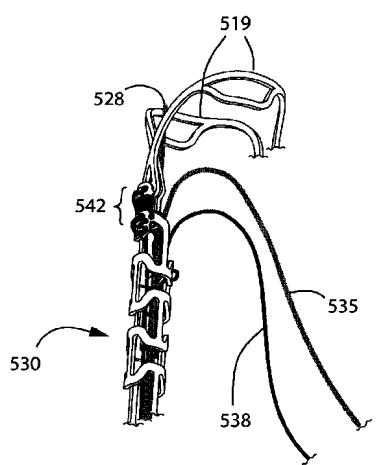
도면33



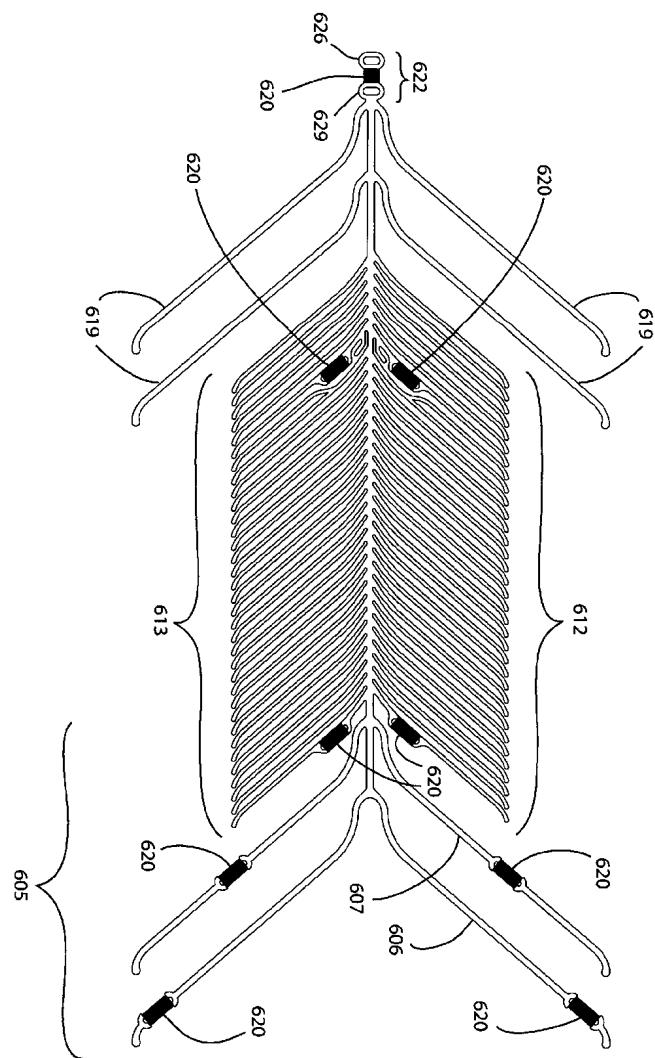
도면34



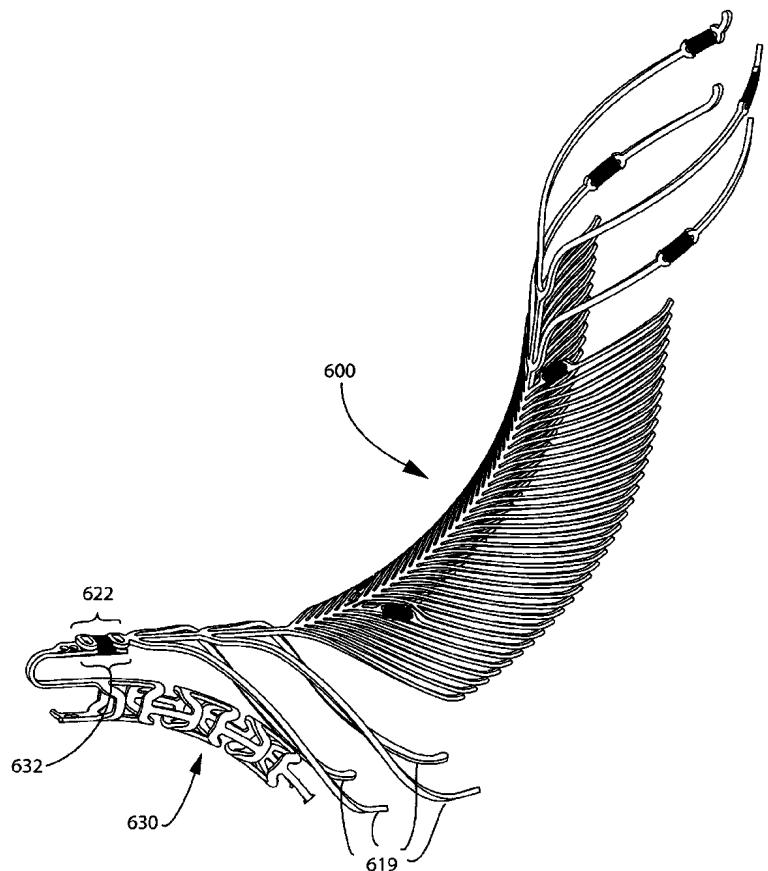
도면35



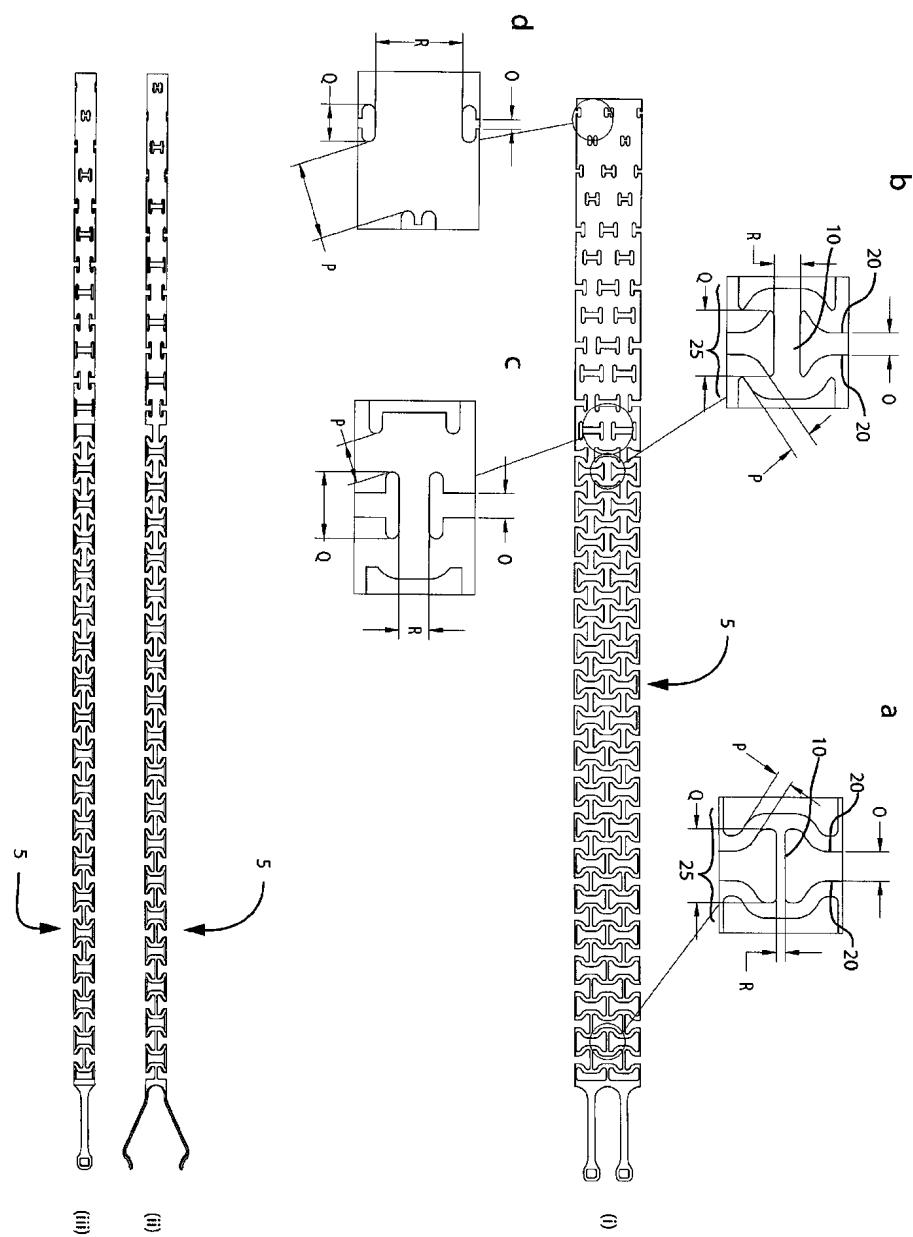
도면36



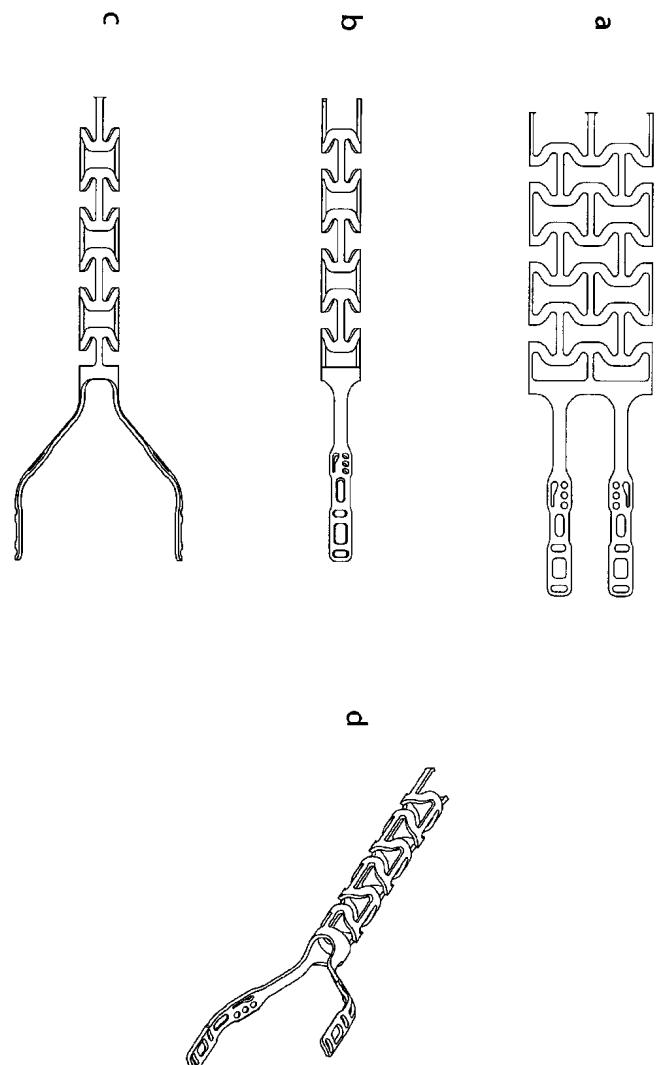
도면37



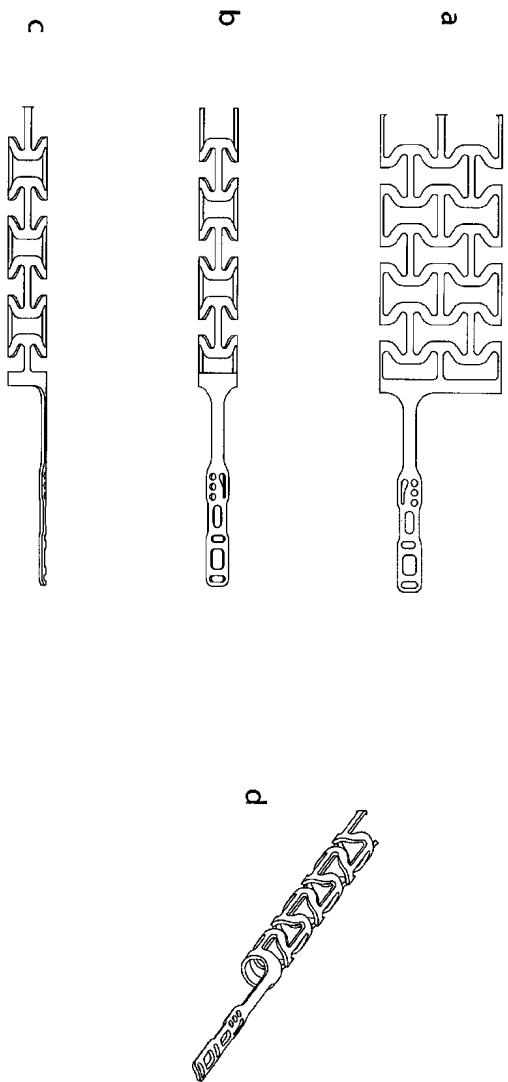
도면38



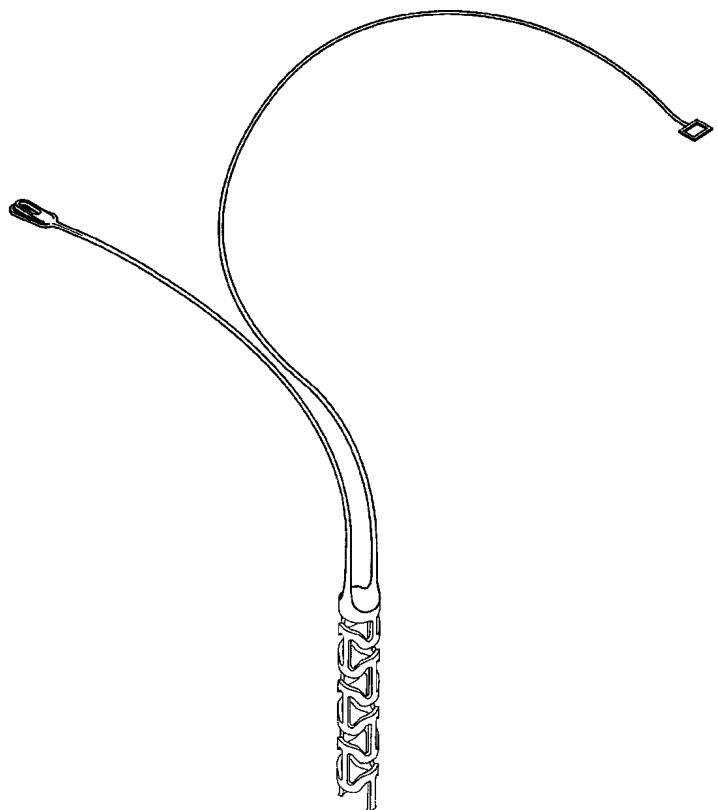
도면39



도면40



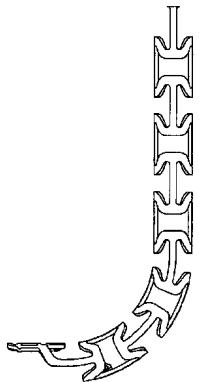
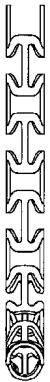
도면41



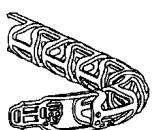
도면42

b

a



c



도면43

