



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년03월21일
 (11) 등록번호 10-1377117
 (24) 등록일자 2014년03월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 2/01 (2006.01) **B01D 61/00** (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2009-7001107
 (22) 출원일자(국제) 2007년07월09일
 심사청구일자 2012년06월19일
 (85) 번역문제출일자 2009년01월19일
 (65) 공개번호 10-2009-0048435
 (43) 공개일자 2009년05월13일
 (86) 국제출원번호 PCT/IE2007/000066
 (87) 국제공개번호 WO 2008/010197
 국제공개일자 2008년01월24일
 (30) 우선권주장
 60/831,674 2006년07월19일 미국(US)
 (56) 선행기술조사문헌
 US5800525 A
 JP평성10510200 A
 JP2002542879 A
 JP2005523767 A

(73) 특허권자
노베이트 메디칼 리미티드
 아일랜드, 더블린2, 윌튼 플레이스, 피츠윌튼 하우스, 1층
 (72) 발명자
길슨, 폴
 아일랜드, 카운티 갈웨이, 모이쿨렌, 우글 테일러, 찰스
 영국, 웨스트 수섹스 알에이치17 55엔, 와닝리드, 쿠크필드 레인, 우드포드
 (뒷면에 계속)
 (74) 대리인
신관호

전체 청구항 수 : 총 51 항

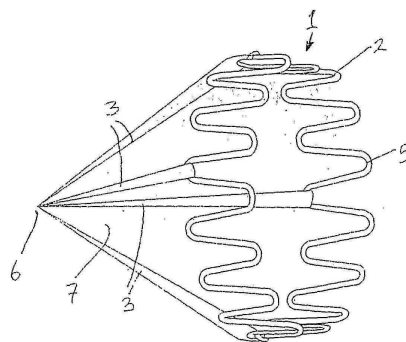
심사관 : 현승훈

(54) 발명의 명칭 **혈관 필터**

(57) 요약

하부 대정맥(4)을 통해 심장과 폐로 흐르는 혈전(8)을 포착하여 폐색전증을 방지하기 위해 하부 대정맥(4)내에서 사용되는 하부 대정맥 혈관 필터(340)는, 기단 지지 후프(302), 말단 지지 후프(312)와 기단 지지 후프(302) 및 말단 지지 후프(312) 사이에서 연장되어 있는 복수의 지지대(303)를 포함한다. 혈관 필터(340)는 포착 구성에서 개방 구성으로 이동가능한 복수의 포착 암(121)으로 구성된다. 포착 암(121)은 개방 구성을 향하여 바이어스되어 있다. 생체 분해성 봉합은 포착 암(121)을 포착 구성에서 유지하고 있다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

호란, 스티븐

아일랜드, 갈웨이, 노크나카라, 3 트리신

길레스피, 시아라

아일랜드, 코. 위크로우, 델가니, 더 너스리자

특허청구의 범위

청구항 1

혈관 필터에 있어서,
혈관을 통과하는 혈전(thrombus)을 포착하는 포착부재들과;
혈관벽에 대해 상기 포착부재들을 지지하는 지지부재들을 포함하며;
상기 지지부재들은,
혈관벽의 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 기단부(proximal end)의 제 1의 지지부와;
혈관벽의 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 말단부(distal end)의 제 2의 지지부와;
혈관벽을 따라 연장되도록 구성되어 있는 제 3의 지지부와 상기 제 2의 지지부와 상기 제 1의 지지부를 연결하는 다수의 봉합들을 포함하며;
상기 제 1의 지지부의 말단부는 상기 포착부재들의 기단부와 인접한 곳에 위치하며, 상기 제 2의 지지부의 기단부는 상기 포착부재들의 말단부에서 떨어진 곳에 위치하며;
상기 포착부재들은 포착 구성과 개방 구성 사이에서 이동가능하며,
상기 포착부재들이 상기 개방 구성에 있는 경우에, 상기 포착부재들은 상기 제 3의 지지부의 다수의 지주들(struts) 사이에 위치하므로, 상기 혈관필터는 파이프 모양을 형성하며;
상기 필터는 상기 포착 구성내에서 상기 포착부재들을 유지하는 홀더부재를 포함하며;
상기 홀더부재는 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 되며,
상기 홀더부재는 상기 포착부재들의 구멍들을 통해 연장되어 있는 혈관필터.

청구항 2

제 1항에 있어서,
상기 홀더부재는 봉합(suture)을 포함하는 혈관필터.

청구항 3

제 1항에 있어서,
상기 홀더부재는 한 개 이상의 소정의 파손점을 포함하는 혈관필터.

청구항 4

제 3항에 있어서,
상기 홀더부재는 파손점에서 감소된 인장 강도를 가지는 혈관필터.

청구항 5

제 3항에 있어서,
상기 홀더부재는 상기 파손점에서 한 개 이상의 구멍들을 가지는 혈관필터.

청구항 6

제 1항에 있어서,
상기 홀더부재는 한 개의 포착부재에 부착되어 있으며, 일단 상기 홀더부재가 이탈하게 되면, 그것은 상기 포착부재에 그대로 부착되어 있는 혈관필터.

청구항 7

제 1항에 있어서,
 상기 포착부재내의 상기 구멍들은 작은 구멍 형태로 되어 있는 혈관필터.

청구항 8

제 1항에 있어서,
 상기 제 1의 지지부는 왕관 모양 또는 사인과 형태(sinusoid)를 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 혈관필터.

청구항 9

제 1항에 있어서,
 상기 제 2의 지지부는 왕관 모양 또는 사인과 형태(sinusoid)를 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 혈관필터.

청구항 10

제 1항에 있어서,
 상기 필터는 혈관벽 내에서 최소한 부분적으로 내장되도록 구성되어 있는 최소한 한 개의 지지부에 배치된 앵커 바브 요소(anchor barb element)들을 포함하는 혈관필터.

청구항 11

제 10항에 있어서,
 상기 앵커 바브 요소들중 최소한 몇 개의 요소들은, 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 되는 혈관필터.

청구항 12

제 1항에 있어서,
 상기 포착부재들은 상기 개방 구성을 향하여 바이어스 되어 있으며, 상기 혈관필터의 모든 부재들(members)은 조직 피막형성(encapsulation)을 촉진시키기 위해서 혈관에 대해 압력을 가하도록 되어 있는 혈관필터.

청구항 13

제 1항에 있어서,
 상기 포착부재들은 상기 포착 구성내에 있는 경우에 정점(apex)을 향해 연장되어 있는 혈관필터.

청구항 14

제 13항에 있어서,
 상기 포착부재들은 상기 정점의 인접한 곳에 배치되어 있는 혈관필터.

청구항 15

제 13항에 있어서,
 상기 정점은 혈관 필터의 중앙을 통해 연장되어 있는 세로축과 실제적으로 직렬로 배치되어 있는 혈관필터.

청구항 16

제 1항에 있어서,
 상기 혈관필터는 상기 포착부재들을 팽팽하게 하는(tension) 인장부재들을 포함하는 혈관필터.

청구항 17

제 16항에 있어서,

상기 인장부재들은, 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 되는 연결 부재들에 의해 상기 포착부재들에 연결되어 있는 혈관필터.

청구항 18

제 1항에 있어서,

상기 혈관필터는 대정맥(vena cava) 필터가 되는 혈관필터.

청구항 19

혈관 필터에 있어서,

기단부의 원주 모양의 제 1의 지지부와; 말단부의 원주 모양의 제 2의 지지부와; 기단부의 원주 모양의 제 1의 지지부와; 상기 제 1의 지지부와 상기 제 2의 지지부를 연결하는 다수의 지지들을 포함하는 제 3의 지지부를 가지는 파이프 모양(tubular)의 지지 프레임과;

상기 지지 프레임내에 위치하며 포착 구성과 개방 구성을 가지는 포착 프레임으로 구성되며;

상기 포착 프레임은 포착부재들을 포함하며,

상기 포착부재들의 각각은 최소한 상기 지지 프레임의 상기 제 3의 지지부로부터 연장되어 있는 제 1의 단부와 제 2의 단부를 가지며,

상기 포착부재들은 상기 파이프 모양의 지지 프레임을 향하여 바이어스 되어 있으며,

상기 제 2의 지지부의 기단부는 상기 포착부재들의 말단부에서 떨어진 곳에 위치하며;

상기 포착부재들이 상기 개방 구성에 있는 경우에, 상기 포착부재들은, 상기 제 3의 지지부의 다수의 지지들(struts) 사이에 위치하므로, 상기 혈관필터는 파이프 모양을 형성하며;

상기 포착부재들의 상기 제 2의 단부는, 상기 포착 프레임이 상기 포착 구성내에 있는 경우에, 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 되는 홀더부재에 의해 서로 고정되어 있는 혈관필터.

청구항 20

제 19항에 있어서,

상기 홀더부재는 봉합(suture)을 포함하는 혈관필터.

청구항 21

제 19항에 있어서,

상기 홀더부재는 한 개 이상의 소정의 파손점을 포함하는 혈관필터.

청구항 22

제 21항에 있어서,

상기 홀더부재는 파손점에서 감소된 인장 강도를 가지는 혈관필터.

청구항 23

제 21항에 있어서,

상기 홀더부재는 상기 파손점에서 한 개 이상의 구멍들을 가지는 혈관필터.

청구항 24

제 19항에 있어서,

상기 홀더부재는 한 개의 포착부재에 부착되어 있으며, 일단 상기 홀더부재가 이탈하게 되면, 그것은 상기 포착부재에 그대로 부착되어 있는 혈관필터.

청구항 25

제 19항에 있어서,
 상기 홀더부재는 상기 포착부재내의 작은 구멍들을 통해 연장되어 있는 혈관필터.

청구항 26

제 19항에 있어서,
 상기 제 1의 지지부는 왕관 모양 또는 사인과 형태(sinusoid)를 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 혈관필터.

청구항 27

제 26항에 있어서,
 상기 제 2의 지지부는 왕관 모양 또는 사인과 형태(sinusoid)를 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 혈관필터.

청구항 28

제 19항에 있어서,
 상기 필터는 혈관벽 내에서 최소한 부분적으로 내장되도록 구성되어 있는 최소한 한 개의 지지부에 배치된 앵커 바브 요소(anchor barb element)들을 포함하는 혈관필터.

청구항 29

제 28항에 있어서,
 상기 앵커 바브 요소들중 최소한 몇 개의 요소들은, 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 되는 혈관필터.

청구항 30

제 19항에 있어서,
 상기 포착부재들은 상기 포착 구성내에 있는 경우에 정점(apex)을 향해 연장되어 있는 혈관필터.

청구항 31

제 30항에 있어서,
 상기 홀더부재는 상기 정점의 인접한 곳에서 상기 포착부재들의 구멍들을 통해서 연장되어 있는 혈관필터.

청구항 32

제 30항에 있어서,
 상기 정점은 혈관 필터의 중앙을 통해 연장되어 있는 세로축과 실제적으로 직렬로 배치되어 있는 혈관필터.

청구항 33

제 19항에 있어서,
 상기 혈관필터는 상기 포착부재들을 팽팽하게 하는(tension) 인장부재들을 포함하는 혈관필터.

청구항 34

제 33항에 있어서,
 상기 인장부재들은, 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 되는 연결 부재들에 의해 상기 포착부재들에 연결되어 있는 혈관필터.

청구항 35

제 19항에 있어서,
 상기 혈관필터는 대정맥(vena cava) 필터가 되는 혈관필터.

청구항 36

혈관 필터에 있어서,
 기단부의 원주 모양의 제 1의 지지부와; 말단부의 원주 모양의 제 2의 지지부와; 기단부의 원주 모양의 제 1의 지지부와; 상기 제 1의 지지부와 상기 제 2의 지지부를 연결하는 다수의 지주들을 포함하는 제 3의 지지부를 가지는 파이프 모양(tubular)의 지지 프레임과;
 상기 지지 프레임에 연결되어 있으며, 포착 구성과 개방 구성을 가지는 포착 프레임으로 구성되며;
 상기 포착 프레임은 다수의 포착부재들을 포함하며,
 상기 다수의 포착부재들의 각각은 상기 지지 프레임에 연결되어 있는 제 1의 부분과, 상기 포착구성내에 있는 경우에 상기 혈관필터의 세로축에 인접한 곳에 위치하는 제 2의 부분을 가지며,
 상기 개방구성에서 사용되는 경우에, 상기 다수의 포착부재들은 상기 제 3의 지지부의 상기 다수의 지주들 사이에서 배치되어 있으므로, 상기 혈관필터는 파이프 모양을 형성하게 되며,
 게다가 상기 포착부재들은 제 1의 물질로 형성되어 있으며,
 홀더부재는 최소한 두 개의 포착부재들을 서로 고정시키며,
 상기 홀더부재는 상기 제 1의 물질과는 다른 제 2의 물질로 형성되어 있으며,
 상기 제 2의 물질은 생체 분해성 또는 생체 흡수성 물질을 포함하는 혈관필터.

청구항 37

제 36항에 있어서,
 상기 홀더부재는 봉합(suture)을 포함하는 혈관필터.

청구항 38

제 36항에 있어서,
 상기 홀더부재는 한 개 이상의 소정의 파손점을 포함하는 혈관필터.

청구항 39

제 38항에 있어서,
 상기 홀더부재는 파손점에서 감소된 인장 강도를 가지는 혈관필터.

청구항 40

제 38항에 있어서,
 상기 홀더부재는 상기 파손점에서 한 개 이상의 구멍들을 가지는 혈관필터.

청구항 41

제 36항에 있어서,
 상기 홀더부재는 한 개의 포착부재에 부착되어 있으며, 일단 상기 홀더부재가 이탈하게 되면, 그것은 상기 포착부재에 그대로 부착되어 있는 혈관필터.

청구항 42

제 36항에 있어서,
 상기 홀더부재는 상기 포착부재내의 작은 구멍들을 통해 연장되어 있는 혈관필터.

청구항 43

제 36항에 있어서,

상기 제 1의 지지부는 왕관 모양 또는 사인파 형태(sinusoid)를 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 혈관필터.

청구항 44

제 36항에 있어서,

상기 제 2의 지지부는 왕관 모양 또는 사인파 형태(sinusoid)를 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 혈관필터.

청구항 45

제 36항에 있어서,

상기 필터는 혈관벽 내에서 최소한 부분적으로 내장되도록 구성되어 있는 최소한 한 개의 지지부에 배치된 앵커 바브 요소(anchor barb element)들을 포함하는 혈관필터.

청구항 46

제 45항에 있어서,

상기 앵커 바브 요소들중 최소한 몇 개의 요소들은, 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 되는 혈관필터.

청구항 47

제 36항에 있어서,

상기 포착부재들은 상기 개방 구성을 향하여 바이어스 되어 있으며, 상기 혈관필터의 모든 부재들(members)은 조직 피막형성(encapsulation)을 촉진시키기 위해서 혈관에 대해 압력을 가하도록 되어 있는 혈관필터.

청구항 48

제 36항에 있어서,

상기 홀더부재는 상기 포착부재들의 구멍들을 통해서 연장되어 있는 혈관필터.

청구항 49

제 36항에 있어서,

상기 혈관필터는 상기 포착부재들을 팽팽하게 하는(tension) 인장부재들을 포함하는 혈관필터.

청구항 50

제 49항에 있어서,

상기 인장부재들은, 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 되는 연결 부재들에 의해 상기 포착부재들에 연결되어 있는 혈관필터.

청구항 51

제 36항에 있어서,

상기 혈관필터는 대정맥(vena cava) 필터가 되는 혈관필터.

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

명세서

기술분야

본 발명은 혈관 필터에 관한 것이다. 한 특별한 실시 예에서는, 본 발명이 하부 대정맥 필터와 관련된다.

배경기술

우심방(right atrium)으로 혈전이 들어가는 것을 방지하기 위해 대정맥 내에서 대정맥 필터를 이식하는 것이 널리 알려져 있다. 수년 동안 치료를 위해 상기 방법이 사용되어 왔다. 하부 대정맥 내에서 이식된 필터가 고위험의 환자에서 발생하는 폐색전증(pulmonary embolism)을 방지하기 위해 사용되었다.

심부 정맥 혈전(deep vein thrombosis : DVT)과 폐색전증(PE)은 전체적인 건강 비용 외에도 개별적인 환자의 사망율과 병에 걸리는 비율에 실제적으로 관련되는 공통적인 의학 조건들이다. DVT는 하부 단부의 심부 정맥 내에서 발생하나 상부 단부 또는 펠비스(pelvis)의 정맥을 포함하거나 그들로부터 발생된다. 핏덩어리가 대정맥을 통해 하부 몸체내의 대정맥으로부터 심장과 폐로 떠다니게 되면, 그것들은 폐색전증을 일으키게 된다.

DVT와 PE는 공통적인 병리 생리학 특성을 공유하며 자주 발생되므로, 그들은 현재 정맥의 혈전 색소증(VTE)으로 인식되는 단일한 질병 과정의 연속적인 상태에서 두 개의 포인트로 감지된다.

전문가들은 해마다 미국과 유럽에서 120만명이 넘는 사람들이 폐색전증으로 고통을 당하고 있다고 추산하고 있다. PE가 가장 많이 발생하는 곳은 병원 환자들이다. 입원 환자의 60%가 PE를 가지고 있다. 그러나, PE의 진단은 환자의 약 70%에서는 확인되지 않는다. PE는, 개발 도상국가들에서 입원 환자의 약 10%가 사망하게 되는 원인들 중에서 3번째로 지목되는 심장 혈관 원인이다. 잠재적으로 위험한 결과에도 불구하고,

모든 외과 환자들은 적절한 보호를 받지 못한다. 이것은 현재의 치료들이 이상적이 아니라는 사실에 부분적으로 기인한다. 대정맥 필터는 크게 두 가지로 분류된다. 즉, 영구적인 형태와 회수가능한 형태가 있다. 영구적으로 이식된 장치들은 이동할 수 있으며, 그것의 치료적인 사용은 젊은 환자들에게는 선호되지 않는다. 회수 가능한 필터들은 분리하기가 매우 어려우며 추가적인 치료가 환자들에게 위험을 가져다준다.

DVT와 PE에 대한 공통적인 치료 위험 요소들로서는, 다른 무엇보다도 질병, 여행 또는 수술, 에스트로겐 치료, 임신과 약성 종양으로 인해 50세가 넘어도 치료를 받아야 하는 고통과, 오랜 기간동안의 움직이지 못하는 생활을 하게 되는 것이다. 유전적인 원인도 제시되었다.

하부 대정맥(IVC) 필터 배치에 대한 후보는, 하부 단부의 DVT 또는 PE의 존재를 고려하여 일반적으로 알 수 있다. 하부 단부 DVT의 존재를 문서로 작성하는데 이용되는 영상 방법들은 울트라 사운드와 주변 정맥촬영법을 포함한다. PE는 또한 핵심을 이루는 의학적인 환기-관류(perfusion) 스캔에 의해 진단될 수 있다. 폐의 동맥 엑스선 촬영법은 진단 확인을 위한 표준적인 기준으로 오늘날 남아 있지만, PE가 의심되는 환자들을 진단하기 위해 헬리컬 연산 단층 촬영법(CT)을 이용하여 시설들이 증가하고 있다. 폐의 맥관구조(vasculature)의 자기 공명 혈관조영법(MRA)은 대체적인 진단 촬영기법으로 수행된다.

하부 정맥 카보그래피(cavography)는 하부 대정맥(IVC)을 평가하기 위해 현재 일반적으로 사용되는 물리 치료이다. IVC에 대한 액세스는 일반적으로 우측 내부 경정맥 또는 좌측 또는 우측 대퇴부 정맥을 통해 이루어진다. 울트라 사운드는 천공(puncture)을 가이드하기 위해 이용된다.

IVC 필터 배치에 대한 인디케이션(indication)들은 수년 동안에 걸쳐 확장되었지만, 항응혈 치료(anticoagulation therapy)에 대해서 금기(contraindication)를 가지는 환자의 DVT 또는 PE는 여전히 가장 빈번한 인디케이션으로 남아있다. IVC 필터 배치를 경험한 환자들의 65%가 이에 해당한다. 대정맥 필터의 삽입은 다음과 같은 환자들에 대해서 인디케이트된다.

즉, 덩어리를 분해시킬 수 있는 약물을 받아들일 수 없는 환자.

깊이 위치한 정맥내에 색전증을 가진 환자.

출혈과 같은 항응혈 치료의 합병증을 경험한 환자.

폐의 색전증을 방지하기 위해 항응혈 치료의 실패를 경험한 환자.

분리된 폐(폐의 색전제거술)에서 색전이 있는 환자.

적합한 약물을 투입하면서 색전증이 재발된 환자.

항응혈 과정 동안에 심한 출혈과 같은 합병증을 경험한 환자.

하부 대정맥(IVC)은 신체내에서 가장 큰 정맥 구조이다. 그것은 정맥을 하부 단부, 펠비스와 복부로부터 우측 심방으로 방출한다. 필터의 배치 이전에 하부 대정맥 카보그램(cavogram)이 캐벌(caval) 직경과 개방성(patency)과 혈전의 범위를 평가하고, 정맥의 이상 현상들을 존재를 이해하기 위해 얻어지게 된다.

대퇴부 또는 인후부를 통하는 삽입 방법에 의해 필터들이 배치될 수 있다. 대퇴부 삽입에 대한 기본적인 원리는 명백하고 혈전이 없는 정맥을 가지는 부분을 선택하는 것이다. 장골 정맥(iliac veins)내에는 각 모양이 별로 없기 때문에 우측 대퇴부 천공(right femoral puncture)이 선호된다. 우측 천공이 콘트라인디케이트(contraindicated) 된다면 조심스러운 좌측 대퇴부 삽입 방법이 성공적이 될 수 있다. 인후부 삽입 방법은 하부 대정맥 또는 2중의 일리오피모럴(iliofemoral) 색전증이 있는 경우에 사용될 수 있다. 대퇴부 방법에 대해서는, 공통적인 대퇴부 정맥이 천공된다. 한편, 인후부 방법에서는, 천공 위치가 내부 인후부 정맥이 된다. 다른 하부 정맥 카보그램이 필터 배치 후에 수행되어 필터의 위치와 안정성을 검사하게 된다.

본 발명의 목적은 개선된 혈관 필터를 제공하는 것이다.

발명의 상세한 설명

본 발명에 따르면, 혈관 필터가 제공된다. 상기 혈관 필터는, 혈관을 통과하는 혈전(thrombus)을 포착하는 한 개 이상의 포착부재와, 혈관벽에 대해 상기 한 개 이상의 포착부재를 지지하는 한 개 이상의 지지부재를 포함한다.

혈전을 포착함으로써 상기 필터는 폐색전증을 일으키는 혈전이 심장 또는 폐로 들어가는 것을 방지한다.

이러한 포착부재를 지지함으로써, 그것들은 혈관내의 소망하는 위치에 유지된다.

본 발명의 한 실시예에 따르면, 상기 지지부재는 혈관벽의 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있다. 상기 지지부재는 파형 패턴을 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있다. 상기 지지부재는 지그재그 형태를 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있다. 상기 지지부재는 왕관 모양을 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있다. 상기 지지부재는 사인파 형태를 가지면서 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있다. 상기 지지부재는 혈관벽을 따라 세로 방향으로 연장되도록 구성되어 있다. 상기 지지부재의 말단부(distal end)는 상기 포착부재의 말단부에 위치해 있다. 상기 지지부재의 기단부(proximal end)는 상기 포착부재의 기단부에 위치해 있다. 상기 혈관 필터는 혈관벽의 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 제 1지지부재, 상기 혈관벽의 원주 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 제 2지지부재, 상기 혈관벽을 따라 세로 방향으로 연장되도록 구성되어 있는 제 3지지부재를 포함한다. 상기 제 3지지부재는 상기 제 1지지부재를 상기 제 2지지부재에 연결시킨다. 상기 제 1지지부재, 상기 제 2지지부재와 상기 제 3지지부재는 일체적으로 형성되어 있다. 상기 제 1지지부재는 상기 혈관 필터의 상기 기단부에 제공된다. 상기 제 2지지부재는 상기 혈관 필터의 상기 단말부에 제공된다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 지지부재는 본체부와 상기 본체부의 한 개 이상의 구멍들을 포함한다. 상기 지지부재의 구멍들은 조직의 내부 성장을 촉진시킨다. 약 코팅(drug coating)은 이식 위치와 인접한 위치에서 조직 응답(tissue response)을 관리하기 위해서 상기 구조에 추가된다. 이것은 제어되는 방법으로 또는 전체 장치를 커버하며, 장치와 대정맥 사이에 이식되는 독립된 또는 일체적인 슬리브(sleeve)를 통해, 약을 방출하는 조제 약품을 포함하는 폴리머 또는 금속 코팅의 형태를 띠고 있다. 이러한 슬리브는 생체 분해성 또는 생체 흡수성을 가지고 있다. 상기 지지부재는 메시(mesh)를 포함한다. 상기 지지부재는 격자(trellis)를 포함한다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 지지부재는 앵커 부재(anchor member)를 포함한다. 상기 앵커 부재는 혈관벽 내에서 최소한 부분적으로 내장되도록 구성되어 있다. 상기 앵커 부재는 바브 요소(barb element)를 포함한다. 상기 앵커 부재는 혈관벽으로부터 분리되도록 구성되어 있다. 상기 혈관의 세로 축에 대해 평행한 방향에서 분리력이 인가되는 경우에, 상기 앵커 부재는 혈관벽으로부터 분리되도록 구성되어 있다. 상기 앵커 부재의 최소한 한 부분은 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 된다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 지지부재의 최소한 한 부분은 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 된다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 지지부재는 전달 구성과 배치 구성 사이에서 이동가능 하도록 되어 있다. 상기 지지부재는 상기 전달 구성내에서 수축된다. 상기 지지부재는 상기 배치 구성내에서 확장된다. 상기 지지부재는 상기 배치 구성을 향하여 바이어스되어 있다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 포착부재의 최소한 한 부분은 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 된다. 상기 포착부재의 모든 부분은 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 된다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 포착부재는 한 개 이상의 소정의 파손점(failure point)을 포함한다. 이에 의해 포착부재의 생체 분해성/생체 흡수성이 제어된다. 상기 포착부재는 파손점에서 감소된 인장 강도(tensile strength)를 가진다. 상기 포착부재는 상기 파손점에서 상기 포착부재의 벽을 관통하는 한 개 이상의 구멍들을 가진다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 혈관 필터는 한 개의 포착부재를 인접한 포착부재에 링크시키는 한 개 이상의 링크 부재를 포함한다. 상기 링크부재의 최소한 한 부분은 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 된다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 포착부재는 상기 지지부재에 부착되어 있다. 상기 포착부재는 스냅-피트(snap-fit) 배열로 상기 지지부재에 부착되어 있다. 상기 포착부재의 한 부분은 상기 지지부재의 주위에 둘러 싸여 있다. 상기 포착부재는 상기 지지부재와 일체적으로 제공된다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 포착부재는 포착 구성과 개방 구성 사이에서 이동가능 하도록 되어 있다. 포착부재는 혈전의 위험이 존재하는 경우에 포착 구성내에 존재할 수 있다. 색전의 위험성이 없어지면, 포착부재는 개방 구성으로 이동한다. 그러므로, 혈관으로부터 필터를 회수하는 것이 필요하지 않다.

상기 포착부재는 상기 개방 구성을 향하여 바이어스 되어 있다. 상기 혈관 필터는 상기 포착 구성내의 포착부재를 지지하는 홀더부재를 포함한다. 상기 홀더부재의 최소한 한 부분은 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 된다.

수성이 된다. 상기 홀더부재는 상기 포착부재의 최소한 한 부분의 주위에서 코일을 포함한다. 상기 홀더부재는 상기 포착부재의 최소한 한 부분의 주위에서 혈관 필터(330)를 포함한다. 홀더부재는 영구적인 형태, 분리가능 형태 또는 생체 분해성이 될 수 있다. 상기 홀더부재는 상기 포착부재의 구멍을 통해 연장되어 있다. 상기 홀더부재는 봉합(suture)을 포함한다. 상기 홀더부재는 한 개 이상의 소정의 파손점을 포함한다. 상기 홀더부재는 파손점에서 감소된 인장 강도를 가진다. 상기 홀더부재는 상기 파손점에서 상기 홀더부재의 벽을 관통하는 한 개 이상의 구멍들을 가진다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 포착부재는 정점(apex)을 향해 연장되어 있다. 상기 포착 구성에서, 상기 포착부재는 정점을 향해 연장되어 있다. 상기 정점은 혈관벽의 중앙을 통해 연장되어 있는 세로축과 실제적으로 직렬로 배치되어 있다. 상기 정점은 혈관벽의 중앙을 통해 연장되어 있는 세로축으로부터 실제적으로 오프셋되어 있다. 오프셋 정점은 포착된 새전증이 혈관의 중앙으로부터 오프셋되도록 한다. 그러므로, 혈관을 통해 흐르는 혈액의 유동성이 증가하게 된다. 두 개 이상의 상기 포착 부재들은 상기 정점에서 다른 포착 부재와 접촉되어 있다. 제 1의 포착부재의 단부는 정점에서 제 2의 포착부재의 단부와 네스트(nest) 되도록 구성되어 있다. 상기 포착부재는 혈관을 통해 흐르는 피의 유동 방향으로 연장되어 있다.

상기 포착부재는 혈관을 통해 흐르는 피의 유동 방향과 반대되는 방향으로 연장되어 있다. 상기 포착부재는 상기 정점을 향해 나선 모양으로 연장되어 있다. 상기 포착부재의 최소한 한 부분은 곡선 모양으로 연장되어 있다. 상기 곡선의 볼록부는 외부를 향해 방사형으로 구성되어 있다. 상기 곡선의 오목부는 외부를 향해 방사형으로 구성되어 있다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 포착부재는 혈전이 포착되는 포착영역을 한정한다. 상기 포착 구성에서, 상기 포착부재는 상기 포착영역을 한정한다. 상기 포착영역은 혈관의 중앙 영역 내에 위치하도록 구성된다. 상기 포착영역은 혈관벽의 영역에 위치하도록 구성된다. 상기 포착영역은 혈관벽의 영역에 위치하도록 구성함으로써, 혈관을 흐르는 혈액의 유동성을 증가시키게 된다. 상기 포착영역은 실제적으로 고리 모양(annular shape)으로 되어 있다. 상기 포착영역은 실제적으로 원뿔 모양으로 되어 있다. 상기 포착영역은 실제적으로 원통형 모양으로 되어 있다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 포착부재는 전달 구성과 배치 구성 사이에서 이동가능 하도록 되어 있다. 상기 포착부재는 상기 전달 구성내에서 수축된다. 상기 포착부재는 상기 배치 구성내에서 확장된다. 상기 포착부재는 상기 배치 구성을 향하여 바이어스되어 있다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 혈관 필터는 상기 포착부재를 인장시키는 한 개 이상의 인장부재를 포함한다. 인장부재는 포착 구성과 개방 구성 사이에서 이동가능하도록 되어 있다. 상기 인장부재는 상기 개방 구성을 향하여 바이어스 되어 있다. 상기 혈관 필터는 상기 인장 부재를 상기 포착부재에 접속시키는 한 개 이상의 접속부재를 포함한다. 상기 접속부재의 최소한 한 부분은 생체 분해성 또는 생체 흡수성이 된다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 혈관 필터는 상기 포착부재와는 반대되는 방향에서 연장되어 있는 한 개 이상의 균형부재를 포함한다. 상기 균형부재는 상기 지지부재에 부착되어 있다. 상기 균형부재의 최소한 한 부분은 곡선 형태로 연장되어 있다. 상기 곡선의 볼록부는 외부를 향해 방사형으로 구성되어 있다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 혈관 필터는 대정맥(vena cava) 필터를 포함한다. 상기 혈관 필터는 하부 대정맥(inferior vena cava) 필터를 포함한다.

본 발명의 다른 양태에 의하면, 혈관 필터 조립체가 제공된다. 상기 조립체는 본 발명의 혈관 필터와, 혈관내의 소망하는 위치에 상기 혈관 필터를 전달하는 전달장치를 포함한다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 전달장치의 최소한 한 부분은 전달 구성과 배치 구성 사이에서 이동가능 하도록 되어 있다. 상기 전달장치의 최소한 한 부분은 상기 전달 구성내에서 수축된다. 상기 전달장치의 최소한 한 부분은 상기 배치 구성내에서 확장된다. 상기 전달장치는 팽창가능하게 구성되어 있다. 상기 전달장치는 벌룬부재(balloon member)를 포함한다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 전달장치는 상기 전달 구성내의 상기 혈관 필터를 최소한 부분적으로 덮기 위해서 커버부재(cover member) 포함한다. 상기 커버부재는, 상기 배치 구성내의 상기 혈관 필터를 노출시키기 위해 상기 혈관 필터에 대해 이동가능 하도록 구성되어 있다. 상기 커버부재는 덮개(sheath)를 포함한다.

본 발명의 또 다른 양태에 의하면, 혈관 필터 조립체가 제공된다. 상기 조립체는 본 발명의 혈관 필터와, 혈관내의 한 위치로부터 상기 혈관 필터를 회수하는 회수장치(retrieval device)를 포함한다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 회수장치는 상기 혈관 필터와 접촉시키는 접촉부재를 포함한다. 상기 회수장치는 상기 혈관 필터를 최소한 부분적으로 수용하기 위해서 수용공간을 한정한다. 상기 접촉부재는 상기 수용공간내의 상기 혈관 필터를 최소한 부분적으로 수용하기 위해서 상기 수용공간에 대해서 이동가능 하도록 구성되어 있다.

본 발명의 또 다른 양태에 의하면, 혈관을 치료하는 혈관치료방법이 제공된다. 상기 방법은 상기 혈관내의 소망하는 위치에 혈관 필터를 배치하는 단계를 포함하며, 상기 혈관 필터는 상기 혈관을 통해 흐르는 혈전을 포착한다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 전달 구성내의 상기 혈관 필터를 상기 혈관내의 상기 소망하는 위치로 전달하는 단계를 포함한다. 상기 혈관 필터의 최소한 한 부분이 상기 전달 구성으로부터 상기 혈관내의 상기 소망하는 위치의 배치 구성으로 이동한다.

상기 혈관 필터의 배치는, 상기 혈관 필터의 최소한 한 부분을 혈관벽 내부에 내장하는 단계를 포함한다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 상기 혈관 필터의 최소한 한 부분은 상기 혈관을 통과하는 혈전이 포착되는 포착 구성으로부터 개방 구성으로 이동한다.

상기 방법은 상기 혈관으로부터 상기 혈관 필터를 회수하는 회수단계를 포함한다. 상기 방법은 상기 혈관벽으로부터 상기 혈관 필터를 분리하는 분리단계를 포함한다. 상기 혈관벽으로부터 상기 혈관 필터를 분리하기 위해서, 상기 혈관의 세로축에 대해 실제적으로 평행한 방향으로 분리력이 인가된다.

본 발명의 한 실시예에 의하면, 대정맥을 치료하는 혈관치료방법이 제공된다. 본 발명의 다른 실시예에 의하면, 하부 대정맥을 치료하는 혈관치료방법이 제공된다.

혈전 색소증에 걸릴 위험성이 높은 환자의 PE를 방지하기 위해서 질병 예방 수단으로서, IVC 필터 배치가 사용된다. 본 발명은 혈전 색전증에 걸릴 위험성이 높은 기간 동안에 필터의 사용을 크게 도와주고 있다.

본 발명의 필터는 PE 방지를 위한 회수 또는 변환과 함께 영구적으로 또는 일시적으로 사용될 수 있다. 필터가 제자리에 배치되면, 그것은 영구적인 IVC 필터로서 작용한다. 또는, 필터는 PE 예방이 이루어지게 되면 필터는 회수된다.

본 발명은 특정한 경우에 회수가능하고/또는 생체 재흡수성(bio-resorbable) 필터를 제공한다.

실시예

본 발명의 명세서에서는, “기단부(proximal)”는 대퇴부 정맥 또는 꼬리 모양의 단부(caudal end)로부터 액세스되는 절차를 수행하는 경우에 사용자에게 가장 가까운 단부를 의미하게 된다. 이와 같이, ”말단부(distal)”는 두개골(cranial) 단부 또는 대퇴부 정맥으로부터 액세스되는 절차를 수행하는 경우에 사용자로부터 가장 멀리 있는 단부를 의미하게 된다.

도면 중에서 도 1-도 9를 먼저 참조하면, 본 발명에 따르는 혈관 필터 조립체가 도시되어 있다. 혈관 필터 조립체는 본 발명에 따르는 혈관 필터(1)와, 하부 대정맥과 같은 혈관내의 소망하는 위치에 혈관 필터(1)를 전달하는 전달 카테터(delivery catheter)(9)로 구성된다. 혈관 필터(1)는, 하부 대정맥(4)을 통해 심장과 폐로 흐르는 혈전(8)을 포착하기 위해 하부 대정맥(4)의 정맥 필터로서 사용된다. 그러므로, 혈관 필터(1)는 폐색전증을 방지하기 위해 이용된다.

혈관 필터(1)는 하부 대정맥(4)을 통해 흐르는 혈전(8)을 포착하기 위해 4개 이상의 포착 암(capturing arm)(3)과 지지 후프(support hoop)(2)를 가지고 있다.

지지 후프(2)는 사인파 형태를 가지면서 원주 방향으로 연장되어 있는 배선 요소(5)를 포함한다(도 3).

지지 후프(2)는 수축된 전달 구성(도 5)과 확장된 배치 구성(도 6) 사이에서 이동가능하다. 혈관 필터(1)가 하부 대정맥(4)내에 배치되면, 지지 후프(2)는 하부 대정맥(4)의 내부벽의 주위에서 원주 방향으로 연장되어 있다(도 6).

지지 후프(2)는 외부 방향으로 그리고 방사 형태로, 배치 구성을 향하여 바이어스되어 있다. 혈관 필터(1)가 하부 대정맥(4)내에 배치되면, 지지 후프(2)는 하부 대정맥(4)의 내부벽에 대해서 방사 방향으로 그리고 외부로 힘을 가하게 된다. 이와 같이, 하부 대정맥(4)의 벽에 대하여 지지 후프(2)는 4개의 포착 암(3)을 지지하게 된다.

각 포착 암(3)은 배선 요소(5) 주위에서 포착 암(3)의 단부를 결합하거나 또는 감싸거나 또는 묶음으로써 지지 후프(2)에 부착되어 있다(도 1). 4개의 포착 암(3)은 정점(6)에 대한 실제적인 직선 방향으로 연장되어 있으며, 정점에서는 4개의 포착 암(3)이 각각 접촉되어 있다(도 1). 이와 같이, 4개의 포착 암(3)은 혈전(8)이 포착되는 원뿔 모양의 포착 영역(7)을 한정하게 된다. 혈관 필터(1)가 하부 대정맥(4)내에 배치되는 경우에, 정점(6)은 실제적으로 하부 대정맥(4)의 중심을 통해 연장되어 있는 세로축(B-B)과 실제적으로 직렬로 배치되어 있다(도 6). 그리고, 포착 영역(7)은 하부 대정맥(4)의 중앙 부분에 위치하고 있다(도 6). 포착 암(3)은 대동맥내에서 팽팽하게 배치되거나 또는 느슨하게 배치되어 있다.

포착 암(3)은 수축된 전달 구성(도 5)과 확장된 배치 구성(도 6) 사이에서 이동가능하다. 혈관 필터(1)가 하부 대정맥(4)내에 배치되면, 포착 암(3)은 하부 대정맥(4)을 통해 피의 흐름(A) 방향으로 연장된다(도 6). 포착 암(3)은 배치 구성을 향하여 바이어스되어 있다.

포착 암(3)은 생체 분해성 또는 생체 흡수성을 가지고 있다. 이와 같이, 지지 후프(2)도 역시 생체 분해성 또는 생체 흡수성을 가지도록 형성된다.

혈관 필터(1)는 테이퍼(taper) 구성을 가진다. 형성된 생체 분해성 포착 암(3)은 2중 테이퍼를 가진다(도 4). 포착 암(3)은 단일 필라멘트 또는 다중 필라멘트에 의해 형성된다.

혈관 필터(1)는 포착 암(3)을 짝수개 가진다(도 2). 다른 구성에서는 혈관 필터(1)가 홀수개의 포착 암(3)을 가진다.

복수의 포착 암(3)은 중앙에서 하부 대정맥(4)의 외부로 향하는 원주에 따라 분해된다.

포착 암(3)의 수를 증가시킴으로써, 인접한 포착 암(3)의 크기는 필터 성능을 향상시키기 위해 감소된다.

전달 카테터(9)는 전달 구성에서 수축된 혈관 필터(1)의 최소한 한 부분을 덮는 억제하는 덮개(sheath : 1)를 가진다. 혈관 필터(1)는 혈관 필터(1)를 노출시키고 혈관 필터(1)의 배치를 촉진하기 위해서 혈관 필터(1)에 대해 원거리 방향으로 이동가능하다(도 6).

테이퍼 구성을 가지는 포착 암(3)은 여러가지 가능한 형태로 형성될 수 있다. 예를 들면, 폴리머의 침착(deposition)과 용매의 증발을 허용하기 위해서 제어되는 추출비율로 캐스팅(casting)하고 폴리머 용액내에 디핑(dipping)함으로써 형성될 수 있다. 포착 암(3)은 열가소성 폴리머가 테이퍼 구성으로 사출 성형된다.

사용중에 지지 후프(2)와 4개의 포착 암(3)이 전달 구성으로 수축되며, 최소한 부분적으로 전달 카테터(9)로 로드된다. 전달 카테터(9)는 수축된 혈관 필터(1)가 하부 대정맥(4)내의 소망하는 위치에 도달하기까지 하부 대정맥(4)을 통해 전진하게 된다(도 5). 전달 카테터(9)의 억제하는 제어 덮개(10)는 혈관 필터(1)를 완전히 노출시키기 위해서 혈관 필터(1)에 대해 먼 거리를 향해 이동된다. 지지 후프(2)와 포착 암(3)의 바이어싱(biasing) 특성에 의해, 지지 후프(2)와 포착 암(3)은 수축된 전달 구성에서 확장된 배치 구성으로 이동한다(도 6). 배치 구성에서는, 지지 후프(2)가 하부 대정맥(4)의 내부벽에 대해서 방사 방향으로 그리고 외부 방향으로 힘을 가하게 되므로 하부 대정맥(4)내의 소망하는 위치에서 포착 암(3)을 지지하게 된다.

하부 대정맥(4)을 통해 심장과 폐로 흐르는 혈전의 경우에는, 혈전(8)이 혈관 필터(1)의 포착영역(7)내에서 포착된다. 혈전(8)은 심장과 폐의 내부로 들어가는 것이 방지된다. 그렇지 않으면, 폐색전증을 유발하게 된다. 포착된 혈전(8)은 본체에 의해서 더욱 작은 입자들(100)로 점차적으로 분해되므로, 포착된 혈전(8)은 색전증의 위험을 크게 감소시키게 된다(도 5).

포착 암(3)의 생체 분해성/생체 흡수성 재료에 의해, 포착 암(3)은 최후에 생체에 의해 분해되거나/흡수된다(도 9). 그러므로, 단지 지지 후프(2)가 하부 대정맥(4)내에 남게 된다.

혈관 필터(1)의 전달을 위한 전달 시스템은 인후부 또는 대퇴부측으로부터 미는 힘 또는 잡아당기는 힘을 이용한다.

전달 시스템은 회전 배치를 이용한다.

전달 시스템은 단일한 조작 배치를 위해 신속한 교환 시스템이 된다.

전달 시스템은 선형 톱니바퀴(ratchet) 배치 또는 회전 톱니바퀴 배치를 이용할 수 있다. 조작자는 위치 선정이 완료되기까지 혈관 필터(1)에 대한 구배를 유지하는 것이 바람직하다. 전달 시스템은 푸시 포워드 시스템(push forward system)이다. 이 경우에, 조작자는 벽의 부착 위치(location of mural attachment)에 대해 기단부 카테터 마커(proximal catheter marker)를 정렬시키고 그 후에 혈관 필터(1)를 밀어낸다.

지지 후프(2)의 부분 또는 모든 부분은 생체 분해성/생체 흡수성을 가지고 있으므로, 혈관 필터(1)의 어느 부분도 하부 대정맥(4)내에서 영구적으로 남아 있지 않게 된다는 것을 알 수 있다.

도 10-도 12에서는, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(20)가 도시되어 있으며, 도 1-도 9에 도시된 혈관 필터(1)와 비슷하다. 그리고 도 10-도 12에 도시된 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호가 할당되어 있다.

이 경우에, 지지 후프(21)는 메시 또는 격자(trellis : 23) 형태로 제공된다. 메시/격자(23)는 그것을 통과하는 복수개의 구멍(22)들을 포함한다.

도 10-도 12의 혈관 필터(20)는 인접 포인트(proximal point : 6)로 연장되는 직조된(woven) 복수의 포착 암(3)을 가지는 벽의 격자(mural trellis)와 비슷하다. 포착 암(3)은 정점(6)에서 결합되어 있거나 또는 결합되어 있지 않을 수도 있다.

필터(20)는 금속 물질(metallic material) 또는 생분해성 물질(biodegradable material)로 이루어질 수 있다.

예를 들면, 혈관 필터(20)는 금속 뮤럴(metallic mural)이 되는 지지 후프(21)와 생분해성 소자(biodegradable elements)가 되는 포착 암(3)으로 이루어질 수 있다.

격자설계(trellis design)는 자기 팽창(self expanding) 또는 발룬팽창 가능(balloon expandable)일 수 있다.

실시예에서, 격자(23)는 묶임(unravelling)을 방지하기 위해 단부(ends)에 고정된 엮임(weave) 얇은 와이어(thin wire)를 포함한다. 다른 실시예에서는 격자(23)는 자유단(free ends)과 엮임(interwoven) 얇은 와이어를 포함한다. 또 다른 실시예에서는 뮤럴 소자(mural element)가 되는 지지 후프(21)로 사용될 수도 있다.

도 13 내지 도 15는, 도 10 내지 도 12의 관 필터(20)와 유사한, 본 발명에 따르는 다른 관 필터(vascular filter)(30)를 나타내는 도면이며, 도 13 내지 도 15에서 유사한 부분에는 동일한 참조부호를 병기하여 나타내었다.

이 경우, 지지 후프(support hoop)(31)은 본체부(body portion)(32) 및 본체부(32)를 통하여 연장하는(extending through) 복수의 개구부(opening)(33)를 포함한다.

붕괴된 전달구조(collapsed delivery configuration)에서 지지 후프(31)은 나선형(spiral) 구조를 가진다(도 14). 팽창된 분산구조(expanded deployed configuration)에서, 지지 후프(31)의 일단(one end)(34)은 지지 후프(31)의 타단(other end)(35)과 겹친다(overlap).

지지 후프(31)의 개구부(33)는 조직 내측성장(tissue ingrowth)(36)을 촉진(facilitate)한다(도 15).

지지 후프(31)은 코일 기반 시스템(coil based system)일 수도 있다. 도 14는 닫힌 구조(closed configuration)를 나타내고, 도 15는 열린 구조(open configuration)를 나타낸다.

지지 후프(31)의 벽(wall)은 평면(planar) 또는 열린 구조(open structure)로 이루어질 수도 있다.

소자구조(element structure)(3)는 지지 후프(31)에 봉합(suture)을 사용하여 엮어질(knotted) 수도 있다.

* 여러 가지 가능한 모양과 구조가 지지 후프에 대하여 가능함이 알 수 있다. 예를 들면, 도 16은 톱니파 패턴(jagged wave pattern)으로 원주방향으로(circumferentially) 연장하는 와이어 소자(wire element)(41)를 포함하는 지지 후프(40)를 나타내며, 도 17은 사각파 패턴(square wave pattern)으로 원주방향으로 연장하

는 본체부(51)를 포함하는 지지 후프(50)를 나타내고 있다.

지지 후프는 원형 분산구성(circular deployed configuration)에서 피크 투 피크 설계(peak to peak design)를 가질 수 있다(도 16). 지지 후프는 각 단부에서 양측(either side)의 와이어에 결합(join)하는 고정 길이의 와이어(fixed length wires)로 이루어질 수도 있고(도 16), 또는 선택적으로 단일의 시트(single sheet)로부터 절단(cut)될 수도 있다(도 17).

도 16 및 도 17의 지지 후프 설계는 또한 스텐트(stent)로서 사용하는 곳에 적합할 수도 있다.

캡처 암(capture arm)이 다양한 가능한 모양 및 구성으로 정점(apex)에서 서로 결합할 수 있음이 또한 알 수 있다. 예를 들면, 포착 암(capture arm : 3)은 정점(6)에서 용접(weld joint), 납땜(solder) 또는 접착제(adhesive)(55)에 의해 서로 고정하여 부착(fixedly attached)된다(도 17a). 선택적으로 포착 암(3)은 포착 암(3)을 형성하기 위해 그것의 뒤로 구부러진(bent back) 단일의 소자(single element)(56)로부터 일체로(integrally) 형성될 수도 있다. 도 18 내지 도 20에 나타낸 다른 예와 같이, 각각의 포착 암(60)은 구부러진(curved), 뾰족한(pointed) 팁(tip)(61)에서 끝난다(terminate)(도 19). 팁(61)은 정점(6)에서 서로 포개진다(nest)(도 19). 도 21에서 각각의 캡처 암(70)은 곧은(straight), 뾰족한 팁(71)에서 끝난다. 팁(71)은 정점(6)에서 서로 포개진다(nest)(도 21).

도 19는 네스팅소자(nesting element)가 되는 포착 암(60)을 나타낸다. 상기 포착 암(60)의 기하학적 도형(geometrics)은, 중요한(significant) 혈전(thrombus)이 통과하지 못하게 하는 분산(deployment) 중에 프레임(frame)이 구축(erect) 되도록, 필터의 정점(6)에서 포개지도록 구성된다.

도 22를 참조하면, 도 1 내지 도 9에 나타낸 관 혈관 필터(1)와 유사한, 본 발명에 따르는 다른 관 필터(80)를 나타내고 있고, 도 22에서 유사한 소자에는 동일한 참조부호를 병기하여 나타내고 있다.

이 경우, 포착 암(3)은 정점(6)까지 곡선으로 연장한다. 곡선의 오목부(concave portion)는 방사상으로 바깥쪽을 향한다(face radially outwardly).

도 23은 도 22에 나타낸 관 필터(80)와 유사한, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(90)를 나타내고 있고, 도 23에서 유사한 소자에는 동일한 참조부호를 병기하여 나타내고 있다.

이 경우, 포착 암(3)은 정점(6)까지 곡선으로 연장한다. 곡선의 볼록부(convex portion)는 방사상으로 바깥쪽을 향한다. 포착 암(3)은 나타낸 구조로 주조(mold) 또는 기계화(machined)될 수도 있다.

대정맥(vena cava) 필터에 대하여 가능한 기하학적 도형은 원뿔형(conical shape), 오면체형(concave shape) 및 볼록면체형(convex shape) 도형을 포함한다.

도 24 내지 도 26은 도 1 내지 도 9에 나타낸 혈관 필터(1)와 유사한, 본 발명에 따르는 또 다른 혈관 필터(110)를 나타내고 있고, 도 24 내지 도 26에서 유사한 소자에는 동일한 참조부호를 병기하여 나타내고 있다.

이 경우, 포착 암(112)은 지지 후프(2)과 함께 일체로 설치된다. 특히, 포착 암(112)은 배선 요소(5)의 사인파(sinusoidal curves) 중 하나의 확장(extension)으로서 설치된다(도 26). 다른 세 개의 포착 암(3)은 도 1 내지 도 9를 참조하여 이미 상술한 포착 암(3)과 유사하다.

포착 암(112, 113)은 원뿔형의 캡처 영역(capture region)(111) 오프셋(offset)을 정의한다. 혈관 필터(110)가 하부 대정맥(inferior vena cava)(4)에서 분산될 때, 정점(6)은 하부 대정맥(4)의 중심(center)을 통하여 연장하는(extending through) 세로축(longitudinal axis) B-B로부터 오프셋되고, 캡처 영역(111)은 하부 대정맥(4)의 내벽(internal wall)의 영역 내에 위치된다.

지지 후프(2)는 지지 후프(2)는(Nitinol)(Ni Ti) 사인곡선 또는 스테인레스 스틸 사인곡선일 수도 있다. 선택적으로 지지 후프(2)는 지그재그 또는 왕관 설계(crown design)로 이루어질 수도 있다. 포착 암(113)은, 스테인레스 스틸, 티타늄 또는 생분해성 물질로 이루어질 수도 있다.

혈관 필터(110)는 단일의 확장된 소자(single extended element)(112)를 가진다. 오프셋 혈관 필터(110)는 색전(embolus)이 측벽(side wall)을 향하게 한다(direct). 이러한 배치는 유리할 수도 있다. 이는 혈류(blood flow)의 중심으로부터 혈전이 멀어지게 함으로써 대정맥(4)의 중심에서 더 많은 혈류를 가능하게 할 수도 있다.

선택적으로, 테이퍼 소자(taper elements)가 사용될 수 있다.

도 26a 내지 26g를 참조하면, 도 1 내지 도 9에 나타난 혈관 필터(1)와 유사한, 본 발명에 따르는 또 다른 혈관 필터(300)를 나타내고 있고, 도 26a 내지 26g에서 유사한 소자에는 동일한 참조부호를 병기하여 나타내고 있다.

이 경우, 혈관 필터(300)는, 혈관 필터(300)의 인접단(proximal end)의 인접 지지 후프(proximal support hoop)(302), 혈관 필터(300)의 말단(distal end)의 말단 지지 후프(distal support hoop)(312), 인접 지지 후프(302)와 말단 지지 후프(312) 사이에서 연장하는 복수의 지지 스트러트(support struts)(303)를 포함한다.

인접 지지 후프(302)은 사인파형으로 하부 대정맥(4)의 벽 주위로 원주방향으로(circumferentially) 연장하는 배선 요소(5)를 포함한다. 마찬가지로, 말단 지지 후프(312)은 사인파형으로 하부 대정맥(4)의 벽 주위로 원주방향으로 연장하는 배선 요소(5)를 포함한다. 지지 스트러트(303)는 하부 대정맥(4)의 벽을 따라 세로로(longitudinally) 연장한다. 지지 스트러트(303)는 인접 지지 후프(302)을 말단 지지 후프(312)에 연결한다. 이 경우, 인접 지지 후프(302), 말단 지지 후프(312) 및 지지 스트러트는 일체로 형성된다. 인접 지지 후프(302), 말단 지지 후프(312) 및 지지 스트러트는, 지지 후프(2)는과 같은, 형상기억소재(shape-memory material)로 이루어질 수도 있다.

도 26b에 나타낸 바와 같이, 말단 지지 후프(312)의 말단은 포착 암(3)과 정점(6)의 멀리에(distally) 위치되고, 인접 지지 후프(302)의 인접단은 포착 암(3)과 정점(6)의 근방에(proximally) 위치된다.

혈관 필터(300)는 또한 하부 대정맥(4)에 대하여 혈관 필터(300)를 고정(anchoring)하는데 보조(assist)하기 위한 복수의 일체 성형(integral), 또는 접합(joined) 금속, 또는 생분해/생흡수 가능(biodegradable/bioabsorbable)한 바브(barbs)(301)를 포함한다.

또한, 혈관 필터(300)는 둘 이상의 신장 암(tensioning arms)(304) 및 둘 이상의 연결 암(connecting arms)(305)을 포함한다.

각각의 신장 암(304)은, 캔틸레버 암(cantilever arm)의 형태로 설치된다. 신장 암(304)의 말단은 정점(6)에서 멀리에 위치되고, 신장 암(304)의 인접단은 정점(6)의 근방에 위치된다.

신장 암(304)은 캡처 구조(도 26d)와 열린 구조(도 26f) 사이에서 이동가능(movable)하다. 캡처 구조에서, 신장 암(304)은 하부 대정맥(4)의 세로축에 대하여 안쪽으로(inwardly) 멀리에 기울어져(inclined) 있다.

열린 구조에서, 신장 암(304)은 하부 대정맥(4)의 벽에 대하여 평행하게 정렬되어(aligned) 있다. 신장 암(304)은 열린 구조 쪽을 향하여 바이어스되어(biased) 있다. 신장 암(304)은 니티놀과 같은, 형상기억소재로 이루어질 수도 있다.

연결 암(305)은 신장 암(304)을 정점(6)에서 포착 암(306)에 연결한다. 이러한 식으로, 신장 암(304)은 포착 암(306)이 느슨해지는(slack) 것을 방지 또는 정점(6)이 균형을 잃고 움직이는 것을 방지하기 위해 포착 암(306)을 팽팽하게(tension) 하도록 작용한다. 선택적으로, 신장 암(304)은 혈관 필터(300)의 끝단(caudal end)에서 시작될(originated) 수도 있다.

연결 암(305)은, 이 경우, 생분해/생흡수 가능 소재로 이루어질 수도 있다.

사용에 있어서, 연결 암(305)의 생분해/생흡수 가능 소재로 인해, 연결 암(305)은 결국 생분해/생흡수 된다.

이는 신장 암(304)이 캡처 구조로부터 열린 구조로 이동할 수 있도록 한다. 인접 지지 후프(302), 말단 지지 후프(312), 지지 스트러트(303) 및 신장 암(304)만이 하부 대정맥(4) 내에 남는다(도 26f).

도 26a 내지 도 26g는 망필터 설계(net filter design)를 나타낸다.

도 26b는 필터링 소자(filtering element)가 되는 포착 암(3), 신장 소자(tensioning element)가 되는 신장 암(304), 신장 필터멘트가 되는 연결 암(305) 및 왕관 형태의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)를 나타낸다.

망필터 설계는 혈액 덩어리(blood clot)의 분리(trapping)가 가능한 필터를 만들기 위해 그 직경에 걸쳐 부착되고(attached) 걸치는(spanning) 다수의 생흡수 가능한 필터멘트인 포착 암(3)을 가지는 측면이 튜브 형태(tubular profile)의 니티놀 프레임이 되는 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)와 지지 스트러트(303)를 포함한다.

지지 후프(2)는 프레임은 그 양 끝단에서 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)라 불리는 지그재그형 설계를 포함하는 단일 구성요소(single component)이다. 이 설계는 대정맥(4)보다 훨씬 작은 직경의 카테터(catheter) 내에서 혈관계(vascular system)를 통하여 운반될 수 있도록 혈관 필터(300)의 직경이 오히려

거나(crimped) 감소되도록(reduced) 한다.

변형된 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)의 탄성 에너지(elastic energy)는 혈관 필터(300)가 혈관 직경까지 확장할 수 있도록 한다. 상기 구성요소는 이들 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)가 일반적으로 조우하는(typically encountered) 혈관의 범위 내에서 대정맥(4)의 내벽에 대하여 외부로(outward) 방사상의(radial) 압력을 가하도록(exert) 설계된다. 두 세트(set)의 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)는 연결소자(connecting element)가 되는 지지 스트러트(303)에 의해 링크(link)된다.

혈관 필터(300)는 혈관강(vessel lumen)에 걸치는(span) 다수의 생흡수 가능한 필라멘트에 의해 생성된다.

혈관 직경의 변화를 처리하고 필라멘트(3)가 혈액 덩어리 조각을 분리(trapping) 및 유지(reataining) 가능하다는 것을 보증(ensure)하기 위해, 흡수가 가능 소자(3)가 팽팽한(tensioned) 원뿔 구성을 취하는 것이 바람직하다.

이는 지지 후프(2)는 프레임의 신장특징(tensioning feature)을 가지는 신장 암(tensioning arm : 304)과 이식된(implanted) 혈관의 직경에 관계없이 팽팽한 필터망(tensioned filter net)을 생성하는 두개골방향(cranial direction)으로 필터링 필라멘트가 되는 포착 암(3)을 밀어내는(pull) 신장 필라멘트(tensioning filament)가 되는 연결 암(305)의 수단에 의해 달성된다.

사용된 물질들은 그들이 위험한 상태인(at risk) 동안 환자(patient)를 보호하도록 하는 알려진 퇴화 프로파일(degradation profile)을 가지며 일단 이러한 위험이 최소화되면(minimised) 상기 물질들은 붕괴(breakdown)되고 물질대사된다(metabolished). 니티놀 프레임의 신장 특징을 가지는 신장 암(304)은 내피 커버링(endothelial covering)을 촉진하고 영구적(permanent) 대정맥 필터와 연관된 혈류를 방해하는(obstruction) 장기적인(long term) 합병증(complications)을 방지(prevent) 또는 감소하는(reduce) 조직 내에서의 피포(incapsulation)를 촉진하기(promote) 충분한 외압(outward pressure)으로 혈관벽까지 튀어오른다(spring back).

이동(migration)이 발생하지 않았음을 보증하기 위해, 작은 바브(301)가 연결소자가 되는 지지 스트러트(303)의 머리단(cranial end)에 위치된다. 이것들은 혈관조직(vessel tissue)에 고정(anchor)하기 위해 각이 진(angled) 뾰족한 모서리(sharp edges)를 가진다. 상기 설계는 양 방향에서 마주하는 바브(301), 또는 대향하는 방향으로 향하는 별개의 바브(301)를 가지는 것을 특징으로 한다.

생흡수 가능한 소자가 되는 포착 암(3)을 포함하는 혈관 필터(300)는 혈관 직경의 전 범위에 걸쳐 엄정한(rigid) 원뿔형태를 생성한다. 이는 도 26b에 나타낸 신장 시스템(tensioning system)을 이용하여 달성될 수 있다. 짧은 금속 캔틸레버형 소자가 되는 신장 암(304)은 상대적으로 작은 직경을 가지는 하부 대정맥(4) 내에 위치될 때 두개골 방향으로 필터링 소자가 되는 포착 암(3)을 밀어내는 신장 필라멘트가 되는 연결 암(305)에 연결된다.

금속 요소가 되는 신장 암(304)은 다른 화상진찰 기술(imaging technology)의 형광 투시법(fluoroscopy)을 이용하는 이식(implantation) 동안에, 시각화될(visualized) 수 있고 따라서 필터 소자가 되는 포착 암(3)이 퇴화되었는지 아닌지를 나타내는 방사선 불투과성 지표(radiopaque indicator)로서 작용한다.

금속 프레임으로 구성되는 신장 암(304)은 혈관 크기에 독립적인 원뿔체(cone)를 생성하기 위해 안쪽으로 구부러진다. 이는 또한 혈관 필터(300)가 아직 기능하는지(functioning)를 나타내는 방사선 불투과성의 지표를 생성한다.

도 26h에, 도 26a 내지 도 26g에 나타낸 혈관 필터(300)와 유사한, 본 발명에 따르는 또 다른 혈관 혈관 필터(320)를 나타내고 있고, 도 26h에서 유사한 소자에는 동일한 참조부호를 병기하여 나타내었다.

이 경우 신장 암(304)은 캡처 구조에서 하부 대정맥(4)의 세로축에 대하여 안쪽으로 가까이 기울어져 있다.

도 26h는 금속으로 구성되는 신장 암(304), 말단 지지 후프(312), 생흡수 가능한 필터 소자가 되는 포착 암(3) 및 생흡수 가능한 신장소자가 되는 신장 암(305)을 나타내고 있다.

혈관 필터(320)는 폐 색전증(pulmonary embolism)의 위험에 있는 동안 환자를 보호하는 혈관강에 가로질러 걸치는 생흡수 가능 소자가 되는 포착 암(3)을 가진다. 이들 포착 암(3)은 위험이 지나가면 붕괴한다.

상기 포착 암(3)은 조직 내측 성장을 촉진하고 스텐트와 유사하게 혈관벽에 피포되는(encapsulated) 금속 프레임에 연결된다.

혈관 필터(320)는 최대의 혈전 분리능력(clot trapping ability)을 제공하도록 포착 암(3)을 혈관(4)의 중심에 정렬하는 능력을 가진다. 혈관 직경의 전 범위가 조율될 수도 있다. 일반적으로 하부 대정맥(4)은 16mm에서 27mm의 범위 내이다. 혈관 필터(320)는 포착 암(3)이 흡수되었는지 아닌지, 예를 들면, 상기 혈관 필터(320)가 아직 기능하고 있고 환자가 폐 색전증으로부터 보호되고 있는지 아닌지를 시각적으로 중계(relay)하는 능력을 가진다.

혈관 필터(320)는 직경이 늘어날수록 필터 원뿔각을 증가시킴으로써 필터 소자가 되는 포착 암(3)의 느슨함을 제거하는 하나 이상의 신장 암(304)을 가진다. 작은 캔틸레버형 금속 소자인 신장 암(304)은, 생흡수 가능 필터 소자가 되는 포착 암(3)이 팽팽해지고(tense) 혈관 내에서 중심이 될 때까지 생흡수 가능 필터 소자가 되는 포착 암(3)의 신장(stretching out)을 달성하기 위해서, 생흡수 가능 소자인 연결 암(305)에 의해 안쪽으로 변형된다. 혈관 필터(320)는 필터구조 내에 있는지 또는 금속으로 구성되는 신장 암(304)의 각을 할당(assessing)함으로써 변환되었는지를 확인하기 위해 X선 검사될 수도 있다.

도 26i 내지 도 26m은 도 26a 내지 도 26g에 나타난 혈관 필터(300)와 유사한, 본 발명에 따르는 또 다른 혈관 필터(330)를 나타내고 있고, 도 26i 내지 도 26m에서 유사한 소자에는 동일한 참조부호를 병기하여 나타내었다.

이 경우, 혈관 필터(330)는 각 포착 암(3)을 인접하는 포착 암(3)에 링크하기 위한 복수의 링크 암(331)을 포함한다. 링크 암(331)은 생분해/생흡수 가능 소재로 이루어진다.

포착 암(3)은 정점(6)에서 포착 암(3)의 벽을 통하여 복수의 개구부(332)를 포함한다. 개구부(332)는 포착 암(3)의 인장강도(tensile strength)를 감소시킨다. 이러한 식으로, 포착 암(3)은 포착 암(3)의 생분해/생흡수를 제어하기 위해 소정의 감퇴점(failure points)과 함께 설치된다.

마찬가지로, 포착 암(3)은 포착 암(3)의 벽을 통하여 개구부(332)를 포함한다. 개구부(332)는 포착 암(3)의 인장강도(tensile strength)를 감소시킨다. 이러한 식으로, 포착 암(3)은 포착 암(3)의 생분해/생흡수를 제어하기 위해 소정의 감퇴점(failure point)과 함께 설치된다.

도 26i는 신장 암(304) 및 신장 필라멘트가 되는 연결 암(305)을 나타낸다.

혈관 필터(330)는, 폐 색전증의 위험에 있는 동안 환자를 보호하는 혈관강에 가로질러 걸치는 생흡수 가능 소자가 되는 포착 암(3)을 가진다. 이들 소자(3)는 위험이 지나가면 붕괴한다. 포착 암(3)은 조직 내측 성장을 촉진하고 스텐트와 유사하게 혈관벽에 피포되는(encapsulated) 금속 프레임에 연결된다.

혈관 필터(330)에 의해 걸러지는 혈전색전증이 중앙 위치에 저장되는 원뿔형 모양을 유지하는 것은, 이것이 혈전(8)을 가장 높은 유속(flow rate)으로 노출시키므로, 중요한 특징이 될 수 있다. 따라서 혈전(8)은 더 짧은 기간에 분해될 수 있고 혈전증에 기인하는 IVC 폐색(occlusion)의 위험은 감소되거나 최소화될 수 있다.

흡수가능 망 설계로 구성되는 혈관 필터(330)는 하나의 구성요소로 제조될 수 있고 일련의 포착 암(3)보다 더 확실한(consistent) 원뿔형 필터형상 및 혈전 분리효율을 제공할 수 있다. 상기 망은 신장 필라멘트가 되는 연결 암(305) 및 신장 암(304)에 의해 제공되는 신장 시스템의 수단에 의해 변화하는 직경을 조정할 수 있다.

혈관 필터(330)는 폐 색전증으로부터 환자를 보호할 수 있는 필터를 생산하기 위해 원뿔형상의 막(film)을 생성하고 막에서 형태를 절단함으로써 만들어질 수 있다. 이는 혈류를 보존(preserve)하면서 반면 트롬빈(thrombi)의 조각은 효율적으로 필터링하는 다양한 필터 형태를 얻기 위해 폴리머막(polymer film)을 주조하고(casting) 재료를 잘라내는 방법에 의해 달성될 수 있다. 절단 과정은 정확한 치수지정(dimensioning) 및 필터 설계의 자유도를 보장하기 위해 레이저 기술을 이용하여 달성될 수 있다.

상기 구성요소는 감소된 횡단면 영역(cross sectional area)을 장치 내로 설계함으로써 제어된 위치에서 최초로(initially) 퇴화되도록 설계될 수 있다. 이것은 망이 단일 섬유(single strands)를 감소시키고 임상적으로(clinically) 중요한 폐 색전의 위험을 최소화하도록 하는 이점을 가진다.

상기 구성요소는 폴리카프로락톤(Polycaprolactone) 및 락티드(Lactide) 또는 질콜라이드(Glycolide)의

혼성 중합체(copolymer)와 같은 순응물질(compliant material)로부터 만들어질 수도 있다. 다른 적합한 폴리머는 폴리하이드록시부티레이트(Polyhydroxybutyrate)로부터 유도되는 폴리머가 될 수 있다.

도 27 내지 도 30 및 도 32 내지 도 36을 참조하면, 도 1 내지 도 9에 나타낸 혈관 필터(1)와 유사한, 본 발명에 따르는 또 다른 혈관 필터(120)를 나타내고 있고, 도 27 내지 도 30 및 도 32 내지 도 36에서 유사한 소자에는 동일한 참조부호를 병기하여 나타내고 있다.

이 경우, 혈관 필터(120)는 지지 후프(2)와 함께 일체로 형성된 6개의 포착 암(121)을 포함한다. 포착 암(121)은 캡처 구조(도 27)와 열린 구조(도 29) 사이에서 이동가능하다. 캡처 구조에서, 포착 암(121)은 정점(6)까지 연장하고 원뿔 형태의 캡처 영역을 정의한다. 포착 암(121)은 열린 구조 쪽으로 바이어스되고, 캡처 구조 내에 포착 암(121)을 수용(hold)하기 위해 포착 암(121)의 단부 주위에 홀더 튜브(holder tube)(122)가 설치된다. 홀더 튜브(122)는 생분해 또는 생흡수 가능하다. 홀더 튜브(122)의 생분해/생흡수에 의해, 포착 암(121)은 캡처 구조에서 열린 구조로 자유롭게 이동한다(도 29). 포착 암(121)은 생분해 또는 생흡수 기능이 아니다.

사용에 있어서, 분산 구조(deployed configuration)에서, 지지 후프(2)는 하부 대정맥(4) 내의 원하는 위치에서 포착 암(121)을 지지하기 위해 하부 대정맥(4)의 내벽에 부분적으로 매설(embeded)된다(도 33). 홀더 튜브(122)의 생분해/생흡수 가능 물질에 기인하여, 홀더 튜브(122)는 결국 생분해/생흡수 하고(도 36), 포착 암(121)이 캡처 구조에서 열린 구조로 이동할 수 있도록 한다. 지지 후프(2)와 포착 암(121)은 하부 대정맥(4) 내에 남아 있다.

다양한 가능한 형태와 구조가 캡처 구조 내에 포착 암(121)을 수용하는 홀더부재(holder member)에 대하여 가능함이 알 수 있다. 예를 들면, 도 31에 있어서, 홀더부재는 캡처 구조 내에 포착 암(121)을 수용하기 위해 포착 암(121)의 단부 주위에 생흡수 또는 생분해 가능 코일(bioabsorbable and/or biodegradable coil)이 되는 봉합(131) 포착 암(121)의 형상 메모리(shape memory)은 튜브 형태를 상기시키도록(remember) 구성된다. 혈관 필터(120)의 생분해 가능 소자만이 혈관 필터(120)의 정점(6)에서의 홀더 튜브(122)이다.

정점 봉합(apex suture)(130)은 생분해하고(bioresolve) 포착 암(121)은 튜브 구조로 복귀한다(revert). 선택적으로, 정점(6)의 홀더 튜브(122)가 생흡수 될 수 있다(도 30).

포착 암(121)은 본 실시예에서는 회수되지(retrieved) 않는다. 생 재흡수 가능점(bio-resorbable point)을 가지는 홀더 튜브(122)는 필터(Ni Ti)가 되는 포착 암(121) 또는 다른 물질이 벽으로 느슨해지고(relax) 본체 내에 남아 있도록 한다.

선택적으로, 필터 캡이 되는 홀더 튜브(122)는 생 재흡수 기능이 아닐 수도 있으나, 덫(snare)이나 다른 제거장치(removal device)에 의해 회수될 수도 있다.

다른 선택은, 환자에게 보호를 제공하는 기간을 연장하기 위한 중재 절차(interventional procedure)의 방법으로 생 재흡수 가능 캡을 대체(replace)하는 것이다.

또 다른 선택에서는, 금속 또는 바이오 스테이블(bio-stable) 폴리머 소자가 이식 장치(implant device)를 영구 이식(permanent implant)으로 변환하는 필터 캡을 대신하기 위해 사용될 수도 있다. 선택적으로, 영구 구성은 용접되거나 또는 그렇지 않으면 영구적으로 정점에서 결합(join) 될 수도 있다.

도 37 내지 도 39에는, 도 27 내지 도 30 및 도 32 내지 도 36에 나타낸 혈관 필터(120)와 유사한, 본 발명에 따르는 또 다른 혈관 필터(140)를 나타내고 있고, 도 37 내지 도 39에서 유사한 소자에는 동일한 부호를 병기하여 나타내었다.

이 경우, 지지 후프(141)은 평면에서 원주방향으로 연장하는 와이어 소자(142)를 포함한다.

도 39에 나타낸 바와 같이, 각 포착 암(121)의 자유단(143)은 방사상으로 바깥쪽으로 구부러진다.

도 39a 내지 도 44는 도 37 내지 도 39에 나타낸 혈관 필터(140)와 유사한, 본 발명에 따르는 또 다른 혈관 필터(145)를 나타내고 있고, 도 39a 내지 도 44에서 유사한 소자에는 동일한 부호를 병기하여 나타내었다.

이 경우, 지지 후프(146)은 붕괴된 전달구조에서 사인과 패턴으로 원주방향으로 연장하며(도 39a), 확장된 분산구조의 평면에서 원주방향으로 연장하는(도 39b) 와이어 소자(147)를 포함한다.

도 40 내지 도 44에 나타낸 바와 같이, 혈관 필터(145)는 도 1 내지 도 9를 참조하여 상술한 것과 유사한

방법으로 전달 카테터(delivery catheter)(9)를 이용하여 하부 대정맥(4) 내의 원하는 위치로 전달되고 원하는 위치에 분산될 수 있다.

도 44a 및 도 44b를 참조하면, 도 37 내지 도 39에 나타난 혈관 필터(140)와 유사한, 본 발명에 따르는 또 다른 혈관 필터(148)를 나타내고 있고, 도 44a 및 도 44b에서 유사한 소자에는 동일한 부호를 병기하여 나타내었다.

이 경우, 지지 후프(141)은 평면에서 원주방향으로 연장하는 와이어 소자(142)를 포함한다. 붕괴된 전달구조에서 지지 후프(141)의 평면은 하부 대정맥(4)의 세로축에 수직인 면에 대하여 기울어져 있다(도 44a).

확장된 분산구조에서, 지지 후프(141)의 평면은 하부 대정맥(4)의 세로축에 수직인 면에 대하여 기울어져 있을 수도 있고 기울어져 있지 않을 수도 있다(도 44b).

선택적으로, 혈관 필터(120)는, 도 27 내지 도 30을 참조하여 상술한 바와 같이, 다른 전달 카테터(150)를 이용하여 하부 대정맥(4) 내의 원하는 위치로 전달되고 원하는 위치에 분산될 수 있다(도 45 내지 도 49).

전달 카테터(150)는 붕괴된 전달구조(도 45)에서 확장된 분산구조(도 46)로 팽창가능하고(inflatable), 확장된 분산구조에서 붕괴된 전달구조(도 47)로 수축가능한(deflatable) 별론 부재(balloon member)(151)를 포함한다.

사용중에, 지지 후프(2)와 포착 암(121)은 전달 구성으로 수축된다. 그리고, 전달 부재(151)의 주위에 장착된다. 전달 카테터(150)는 수축된 혈관 혈관 필터(120)가 하부 대정맥(4)내의 소망하는 위치에 도달하기까지 하부 대정맥(4)을 통해 전진하게 된다(도 45). 이후에, 별론 부재(151)는 수축된 전달 구성에서 확장된 배치 구성으로 지지 후프(2)와 포착 암(121)을 이동시키기 위해 팽창된다(도 46). 배치 구성에서는, 지지 후프(2)가 하부 대정맥(4)의 소망하는 위치에서 포착 암(121)을 지지하기 위해 하부 대정맥(4)의 내부벽에 대해 방사 방향으로 외부적인 힘을 가하게 된다.

별론 부재(151)는 확장된 배치 구성에서 수축된 전달 구성으로 수축되며 전달 카테터(150)는 회수된다(도 47).

혈전(8)이 하부 대정맥(4)을 통해 심장과 폐를 향해 이동하는 경우에, 혈전(8)은 혈관 필터(120)의 포착 영역(7)내에서 포착된다(도 48). 포착된 혈전(8)은 신체에 의해 점차적으로 더 작은 크기의 입자들로 분해된다. 그러므로, 색전증의 위험을 크게 감소시킨다.

홀더 튜브(122)의 생체 분해성/생체 흡수성 재료에 의해, 홀더 튜브(122)는 결과적으로 생체에 의해 분해되거나/흡수된다(도 49). 그러므로, 포착 암(121)이 포착 구성에서 개방 구성으로 이동하게 된다. 지지 후프(2)와 포착 암(121)은 하부 대정맥(4)내에 남게 된다.

도 45-도 49는, 형태를 가지지 않는 메모리 금속 또는 폴리머를 가지는 확장가능한 별론 정맥 혈관 필터(120)를 도시하고 있다. 혈관 필터(120)는 별론 모양의 전달 카테터(150)상에 장착된다.

별론의 단말부는 별론에 의해 이용되는 공간을 최소화하기 위해 반전된다. 텃 마커가 포함되어 배치를 위한 가이드배선(guidewire) 풀백(pull back)을 가능하게 한다.

도 50-도 52는, 도 27-도 30과 도 32-도 36의 혈관 필터(120)와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(160)를 도시한 도면이다. 그리고, 도 50-도 52에 도시된 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호가 할당되어 있다. 이 경우에, 각각의 포착 암(161)은 지지 후프(2)로부터 별도로 형성되며 스냅-피트 배열로 지지 후프(2)에 부착된다.

도 52는, 사인파 형태의 배선(5)에 스냅 형태로 고정된 몰드 요소로 구성되는 포착 암(161)을 도시하고 있다.

한편, 포착 암(161)은 폴리머 형태이며, 정점(6)에서 분해가능한 홀더 튜브(122)에 용접되어 있다. 포착 암(161)은 개방 위치를 향해 바이어스 되어 있다.

도 52a-도 52n은, 도 27-도 30과 도 32-도 36의 혈관 필터(120)와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(340)를 도시한 도면이다. 그리고, 도 52a-도 52n에 도시된 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호가 할당되어 있다.

이 경우, 혈관 필터(340)는, 도 26a-도 26g를 참조하여 이미 기술된 구성 요소와 비슷한 인접 지지 후프(302), 말단 지지 후프(312), 복수의 지지대(303)와 복수의 생체 분해성/생체 흡수성을 가지는 바브(301)를 포함한다.

구멍(341)은 포착 암(121)의 각각의 말단부에 제공되며 봉합(suture :342)은 포착 구성에서 포착 암(121)을 지지하기 위해 구멍(341)을 통해 연장되어 있다.

봉합은 생체 분해성/생체 흡수성 재료로 만들어진다. 봉합(342)은 봉합(342)의 벽을 관통하는 구멍(343)을 포함한다. 구멍(343)은 봉합(342)의 인장력을 감소시킨다. 이와 같이, 봉합(342)은 봉합(342)의 생체 분해성/생체 흡수성을 제어하기 위해 소정의 파손점(failure point)이 제공된다.

도 52a-도 52n은 정점 필터 설계(apex filter design)를 도시하고 있다. 도 52b는 포착 암(121), 왕관 요소(crown element)가 되는 인접 지지 후프(302), 말단 지지 후프(312)와 지지 스트러트(303)를 포함한다. 직선으로 도시된 바와 같이, 두개골과 꼬리 모양을 연결하는 연결 소자, 즉 지지 스트러트(303)는 곡선 또는 각을 이루는 요소를 포함한다. 이러한 구성은 측면 경직성을 감소시키게 된다. 일반적으로, 지지 스트러트(303)는 하부 대정맥(4)내에 배치되기 전에 전달 구성에서 전달을 위해 함께 네스트(nest) 된다.

정점 설계는 지지 후프(2)는 니티놀 프레임(Nitinol frame)으로 구성되는 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312), 후크(203) 및 포착 암(121)과 생흡수성 요소가 되는 봉합(342)을 포함한다. 니티놀 프레임은 사용중에, 혈관 필터(340)가 독립된 구성들을 가질 수 있도록 얇은 요소로 설계되어 진다.

*1. 전달 구성

2. 필터 구성

3. 개방 구성

구성 요소들은 본 명세서에서 왕관 형태로 언급되는 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)에서 지그재그 형태의 지지 특성을 가진다. 그러므로, 혈관 필터(340)는 주름이 잡히거나 또는 직경이 감소된다.

그 결과, 장치는 하부 대정맥(4)보다 더욱 작은 직경의 카테터에 의해 혈관 시스템을 통해 전달될 수 있다.

변형된 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)내의 탄성 에너지에 의해, 혈관 필터(340)는 혈관 직경을 확장시키게 된다. 일반적으로 경험하게 되는 혈관의 범위내에서 이러한 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)들이 하부 대정맥(4)의 내부벽에 대해 방사 방향의 외부힘을 가하도록 구성 요소들이 설계된다.

이러한 두 세트의 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)들은 지지 스트러트(303)에 의해 링크되어 있으며, 지지 스트러트(303)의 꼬리 모양의 단부로부터 나오는 것은 V자 형태의 얇은 필터이다. 이러한 포착 암(121)은 기계적으로 변형되며 필터 구성을 형성하기 위해 중앙에서 원뿔형태로 유지된다.

구성 요소는 다음과 같이 설계된다. 즉, 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)들과 지지 스트러트(303)가 포착 암(121)에 대해 비교적 경직되어 있으므로, 필터 요소가 되는 포착 암(121)이 내부적으로 변형되는 경우에 구성 요소의 외부 프로필이 실제적으로 원통형으로 만들게 된다. 이에 의해, 혈관 필터(340)가 필터 구성내에 있으면서 이동과 천공(migration and perforation)과 같은 정맥 필터에 의한 합병증 위험성을 최소화하고 조직의 내부 성장을 촉진시키는 동안에, 왕관 모양의 인접 및 말단 지지 후프(302, 312)들과 지지 스트러트(303)는 벽과 접촉하게 된다.

포착 암(121)은 적은 양의 생체 흡수성 재료로 만들어지는 필라멘트 형태의 봉합(342)에 의해 함께 지지된다. 그 재료는 알려진 분해성 프로필을 가지고 있으므로, 그 재료는 환자가 하부 대정맥(4)을 통과하는 커다란 색전(embolus) 위험성을 가지게 되는 동안에 포착 암(121)을 필터 구성내에 유지하기 위한 충분한 힘을 가지게 된다. 치료 주기가 지나가게 되면, 필라멘트 형태의 봉합(342)은 금속 포착 암(121)의 탄성력이 필라멘트 형태의 봉합(342)을 끊고 외부로 확장되도록 충분히 분해된다.

필라멘트 형태의 봉합(342)은 포착 암(121)의 단부에서 작은 구멍(eyelet)(341)을 통해 연결되어 있다. 그리고, 매듭(knot)은 포착 암(121)의 주위에 형성되어 있으므로 일단 필라멘트 형태의 봉합(342)이 끊어지게 되면, 그것은 포착 암(121)에 부착된 채로 남아 있게 된다.

포착 암(121)가 자유롭게 되면, 혈관 필터(340)는 개방 구성을 가지게 된다. 포착 암(121)은 혈관으로 되돌아가며, 충분한 힘을 가하여 내피 카버링(covering)과 조직내의 캡슐화(encapsulation) 및 하부 대정맥(4)내의 피의 흐름을 방해하는 것과 관련된 장기간의 합병증을 방지하는 것을 촉진시키게 된다.

이동이 발생하지 않도록 하기 위하여 작은 바브(barb)(301)는 지지 스트러트(303)의 두개골의 끝단에 위치된다. 그들은 앵커(anchor)에 의해 혈관 조직(vessel tissue)으로 기울어진 예리한 에지를 갖는다. 이

설계는 어느 한쪽 방향으로 향하거나, 또는 반대로 향하는 바브(301)를 분리시키는 바브(301)를 특징으로 한다.

도 52a 내지 52n은, 혈관 필터(340)가 3개의 구성, 전달 구성, 필터 구성 및 개방 구성을 가지는 교환가능한 혈관 필터(340)에 대한 개념을 설명한다.

필터 구성은 환자가 혈전색전증(thromboembolic event)의 위험이 있는 동안 혈전 트랩에 사용된다; 일단 위험이 지나가면 혈관 필터(340)는 더 이상 피의 흐름을 방해하지 않는 개방 구성으로 변환될 수 있다.

필터 구성은 혈관 내의 한 포인트에서 혈관 필터(340)의 포착 암(121)을 기계적으로 변환하고 이들 포착 암(121)을 안전하게 함으로써 달성된다. 포착 암(121)은 생체 흡수성(bioabsorbable) 고정 특징을 가지는 봉합(342)에 의해 고정되므로, 이에 의해 포착 암(121)이 개방 구성으로 되돌아가도록 허용한다.

필터 구성에서, 주위의 기관의 움직임 또는 피의 흐름의 힘에 기인하는 이동으로부터 혈관 필터(340)를 방해하는 충분한 방사상의 압력과 혈관 접촉이 있다. 그러나, 방사상의 압력은 하부 대정맥(4)의 구멍을 내는데 충분히 높지 않다.

개방 구성에서 이식된 혈관 필터(340)의 모든 요소는 조직의 성장을 진전시키는 혈관 벽에 대항하여 방사상의 압력을 가한다. 이것은 낮은 기계적 강성의 포착 암(121)이 중심으로 변형될 때, 외부의 원통형 프로필을 유지하도록 충분한 기계적 강성으로 충분히 외부의 원통형 프로필을 가지는 혈관 필터(340)를 가짐으로써 달성된다. 실질적으로 외부의 원통형 프로필은 천공(perforation), 이동 및 틸팅(tilting)과 같은 임상의 문제의 위험을 실질적으로 감소시키는 개방 및 필터 구성의 모두에서 넓은 영역에 걸쳐 중요한 혈관 접촉을 가지도록 혈관 필터(340)를 허용한다.

혈관 필터(340)는 초탄성(superelastic) 물질 또는 폴리머(polymer)로 구성된다. 일 실시예에서, 혈관 필터(340)는 레이저 가공된 튜브로부터 절단되고, 확장되며 히트 세트된 한 부분이다. 다른 실시예에서, 혈관 필터(340)는 동일한 물질 또는 서로 다른 초탄성 물질들로부터 선택되는 한 개 이상의 물질들로 구성되는 조립체이다. 실질적인 외부의 원통형 프로필을 가짐으로써 배치에 관한 중대한 이점을 제공한다. 혈관 필터(340)가 전달 시스템을 나감에 따라, 혈관 필터(340)의 최종 부분은 전달 시스템의 나가는 모든 장치 이전에 관 벽을 접촉시킬 것이다. 도 52i에 나타난 바와 같이, 이것은 혈관 필터(340)의 정확한 배치를 고려한다. 게다가, 그것은 틸팅을 방지하고 최대의 혈전 트래핑(clot trapping) 효과를 허용하는 셀프 센터링 혈관 필터(340)가 된다.

생물 분해성(biodegradable) 요소들이 분해함에 따라, 분해 생성물들은 혈류(bloodstream)로 이동하고, 그들이 충분히 많다면, 그 자체로는 폐색전(pulmonaryembolism)의 환자에 위험을 취할 수 있다. 따라서 생체 재흡수 폴리머(bio-resorbable polymer)의 작은 볼륨(volume)만으로 사용하는 장치를 가지는 것이 유익하다.

이상적으로 직경 > 0.4mm, 보다 이상적으로 0.3mm미만, 보다 더 이상적으로 0.2mm의 1-10cm의 순서로 필라멘트의 짧은 길이가 사용된다. 어떠한 시간 간격에서 혈류로 방출되어지는 분해 생성물의 볼륨을 관리하는 다른 접근은 필터 요소 치수와 이들 생성물이 방출되는 시간을 제어하는 수단에 의해 여기에 제시된다.

도 52e는 노트(knot)로부터 떨어져 어느 포인트에서 파괴하도록 구성된 생체 흡수성 요소가 되는 봉합(342)을 설명한다. 봉합(342)은 포착 암(121) 주위에 노트된다(knotted). 봉합(342)은, 필라멘트 형태의 봉합(342)이 파괴된 후에, 프레임의 어느 한 포착 암(121)에 접촉된 채 남는다.

봉합(suture)(342)은 생체 흡수성 물질의 특히 작은 볼륨을 가져도 괜찮다. 예를 들어 봉합(342)은 0.4mm미만, 이상적으로 0.3mm미만, 보다 이상적으로 0.2mm미만의 직경을 가져도 괜찮다.

색전증을 일으키고 혈류에 들어가는 생체 흡수성 물질의 양을 최소화함으로써, 이것은 임상의 합병증의 위험을 감소시킨다. 필라멘트 물질로 된 봉합(342)은, 그것이 파괴되면 필라멘트 형태의 봉합(342)이 포착 암(121)중 하나에 연결된 채 남겨지고 혈관 벽에 붙이는 방식으로 포착 암(121)의 끝단에 연결된다. 이것은 조직에 캡슐로 싸여지고 그 속에 흡수되는 생체 흡수성 물질로 구성되는 봉합(342)의 결과이다. 도 52e에 나타난 바와 같이, 이것은 포착 암(121) 중 하나의 주위에 봉합(342)을 노팅함으로써 수행되어도 괜찮다. 봉합(342)은 노트로부터 떨어져 한 포인트에서 파괴되고 포착 암(121) 중 하나가 봉합(342)을 가져오는 포착 암(121)을 방출할 것이다.

생체분해에 보다 민감한 봉합(342)을 따라 구멍(343)을 도입하는 것은 이러한 설계의 형태에 유익하다. 이것은 필라멘트 형태의 봉합(342)의 잔유보다 낮은 단면적을 가지는 구멍(343)을 가짐으로써 수행되어도 괜찮다.

일 실시예에서 감소된 단면적의 이 영역은 필라멘트 물질로 구성되는 봉합(342)을 통해 작은 구멍(343)을 레이저 조사함으로써 달성된다. 이상적으로 구멍(343)의 직경은 $\Phi 0.1\text{mm}$ 미만이다. 보다 이상적으로 구멍(343)의 직경은 $\Phi 0.05\text{mm}$ 이다.

도 52f는 제어된 파괴 영역을 생성하기 위해 봉합(342)내에서 가공된 작은 구멍(343)을 설명한다.

필터 요소로 작용하는 봉합(342)은 복합의 극히 작은 홀 또는 드릴된 노치를 가지거나 접합 또는 노트로부터 떨어져 결핍을 위한 로커스(locus)를 제공하기 그 속에 형성되어도 괜찮다. 이것은 봉합(342)의 최후의 결핍의 위치가 알려진 점에서 유익하다. 홀의 사이즈의 변화를 줌으로써 각 봉합(342)에 대한 파손 시간이 개별적으로 제어될 수 있을 것이다. 보다 넓은 홀들은 보다 짧은 파손 시간이 될 것이다. 이것은 혈류 내로 방출되어지는 분해 생성물의 타이밍이 제어되는 것에 유익하다. 대신에, 봉합(342)의 직경을 순차적으로 보다 넓은 직경으로 변화시키면 필터 요소가 되는 봉합(342)의 파손 시간에 걸쳐 유사한 제어가 허용될 것이다. 감소된 단면은 열로 물질을 부드럽게 하고 감소된 단면적을 가지는 '넥 다운(necked down)' 영역을 생성함으로써 선택적으로 달성된다.

변경가능한 혈관 필터(340)는 그것의 배치 사이트 및 이동의 최소한의 리스크에서 안전하게 정착한다. 혈관 필터(340)는, 혈관 필터(340)에 대해 고정 포인트를 추가하는 어느 한쪽 방향을 향하고 설계의 방사 힘과 결합된 작고 예리한 바브(301)를 결합시켜, 이동의 어떠한 위험이 최소화한다. 바브(301)는 혈관 필터(340)가 조직내에 보호된 후 분해 및 신진 대사하는 생체 흡수성 물질로 만들어진다. 이것은 바브(301)에 의해 야기된 대정맥(vena cava)(4)의 침식 또는 구멍(perforation)에 기인하여 어떠한 롱 텀 효과(long term effects)를 방지할 것이다.

생체 흡수성 바브(301) 또는 필터 필라멘트(342)를 위한 적절한 생체 흡수성 물질은 포함한다:

폴리(Poly)(p-dioxanone);

폴리(Poly)(L-Lactide-co-e-Caprolactone);

바람직하게 L-락티드(L-lactide) 모노머(monomer)의 몰(mole) 퍼센티지는 60% 내지 80%의 범위이다. 보다 바람직하게, L-락티드 모노머의 몰 퍼센티지는 65% 내지 75%의 범위이다.

폴리(Poly)(glycolide-co-trimethylene carbonate);

바람직하게 L-락티드 모노머의 몰 퍼센티지는 60% 내지 80%의 범위이다. 보다 바람직하게, L-락티드 모노머의 몰 퍼센티지는 65% 내지 75%의 범위이다.

폴리(Poly)(hydroxy butyrate);

폴리(Poly)(L-lactide-co-glycolide);

바람직하게 L-락티드 모노머의 몰 퍼센티지는 70%보다 크다. 보다 바람직하게, L-락티드 모노머의 몰 퍼센티지는 80%보다 크다. 보다 바람직하게 L-락티드 모노머의 몰 퍼센티지는 90%보다 크다.

도 52a 내지 52n의 설계는 외부의 원통형 프로필을 주는 대정맥 혈관 필터(340)에 스텐트-라이크 형태(stent-like shape)를 설치한다. 이 설계는 탈팅 및 천공과 같은 문제점을 방지하고 하부 대정맥(4) 내에 정확한 배치를 위해 허용한다. 프레임 설계는 외부의 원통형 프로필에 영향을 주지 않는 중앙에 변형시키는 포착 암(121)을 허용하고 일단 혈색전증(thromboemboli)에 대한 리스크 기간이 패스되면 혈관 벽에 병기하여진 위치로 포착 암(121)이 튀어오르게 된다.

생체흡수형 요소로 구성되는 봉합(342)은 개방 후 포착 암(121)에 부착된 채로 있다. 생체흡수형 요소로 구성되는 봉합(342)의 분해를 제어하고 물질의 양을 최소화함으로써 엠볼리시스(embolises)는 필터 요소 끝단의 주위에 봉합(342)을 연결함으로써 달성되어진다. 따라서, 봉합(342)이 파손되면, 그것은 포착 암(121)에 부착된 채로 남겨지고 포착 암(121)을 따라 혈관 벽에 캡슐화시킬 것이다. 제어된 파손 구멍(343)는 여기에 기재된 어떠한 수단에 의해 노트로부터 떨어져 흡수가 가능한 요소에 추가된다.

생체흡수형의 바브(301)를 가짐으로써 그들이 짧은 기간에서 요구된다는 점에서 중요한 이점을 제공하고 일단 프레임이 혈관 벽에 캡슐화되어지면 그들은 더 이상 요구되지 않을 것이고 따라서 프레임 상에 바브(301)를 가짐으로써 어떠한 잠재적인 긴-시간 부식 효과를 방지한다.

도 52h는 전달 카테터(delivery catheter)(9)를 사용하여 트랜스루미널리(transluminally)하게 접근되는

하부 대정맥(4)을 설명한다. 도 52i는 전달 카테터 제어 덮개(10)를 되돌림으로써 배치되는 대정맥 필터(340)를 설명한다. 도 52j는 하부 대정맥(4)내에 혈전색전증을 필터링하여 배치된 혈관 필터(340)를 설명한다. 도 52k는 폐질환 색전증을 야기시키는 큰 혈전(8)을 캡처링하는 혈관 필터(340)를 설명한다. 도 52l은 피의 자체 자연 용해 프로세스가 시간에 걸쳐 혈전(8)을 분해시킨 후 원위치로 돌아온 혈관 필터(340)를 설명한다. 도 52m은, 일단 폐질환 색전증의 처리가 지나면, 생체 흡수성 리테이너(retainer)로 작용하는 봉합(342)을 분해하고 벽에 병기하여지는 포착 암(121)을 허용하는 것을 설명한다. 도 52n은 시간에 걸쳐 대정맥 필터(340)가 조직에 캡슐화되는 것을 설명한다.

도 53 및 54를 참고하면, 발명에 따르는 다른 혈관 필터(170)가 설명되고, 도 27 내지 30 및 32 내지 36의 혈관 필터(120)와 유사하고, 도 53 및 54에서 유사한 요소는 동일한 참조 번호가 할당된다.

이 경우, 혈관 필터(170)가 하부 대정맥(4)에 배치되면, 포착 암(121)은 하부 대정맥(4)을 통해 혈류의 방향(A)에 대항하는 방향으로 연장한다. 그 결과, 포착 암(121)은 하부 대정맥(4)의 내부 벽의 영역에 위치된 고리 모양의 캡처 영역(171)을 나타낸다.

도 53은 사인 곡선이 되는 지지 후프(2)와 반전된 포착 암(121)을 설명한다. 이 구성은 하부 대정맥(4)의 측면과 가까운 곳에 유지되어 흐름의 중심으로부터 색전증(embolism)을 전환하도록 한다. 그것은 혈전(8)을 받기 위해 수용 영역(receiver region)이 되는 캡처 영역(171)의 형태를 생성한다.

도 55에서, 발명에 따르는 다른 혈관 필터(180)가 설명되고, 도 23의 혈관 필터(90)와 유사하며, 도 55에서 유사한 요소는 동일한 참조 번호가 할당된다. 이 경우, 혈관 필터(180)는 포착 암(3)에 대항하는 방향으로 지지 후프(2)부터 연장하는 6개의 혈관 필터(180)를 포함한다. 각 밸런스 암(181)은 배선 요소(5) 주위에 밸런스 암(181)의 끝단을 감싸므로써 지지 후프(2)에 부착된다.

각 밸런스 암(181)은 생물분해성 또는 생체 흡수성 물질이다.

각 밸런스 암(181)은 곡선으로 연장한다. 곡선의 볼록한 부분은 방사상의 외주로 향한다.

밸런스 암(181)의 생물분해성/생체 흡수성 물질에 기인하여 사용되고, 밸런스 암(181)은 결국 생물분해/생체흡수된다. 따라서 지지 후프(2)만 대정맥(4) 내부에 남게된다.

혈관 필터(180)는 변화하는 구멍(porosity)을 가지고 있다. 더 많은 공간이 말단 부분에 제공된다. 혈관 필터(180)는 볼 형태를 갖는다. 볼에는 예리한 에지는 없다. 이것은 향상된 정착을 위해 대정맥에 향상된 방사상의 힘을 허용한다.

도 56 내지 59는 발명에 따르는 다른 혈관 필터(190)를 설명하고, 도 27 내지 30 및 32 내지 36의 혈관 필터(120)와 유사하며, 도 56 내지 59에서 유사한 요소는 동일한 참조 번호가 할당된다.

이 경우, 혈관 필터(190)는 지지 호프 대신에 복수의 지지 앵커(anchor)로 작용하는 바브(191)를 포함한다. 바브(191)는 각 포착 암(121)의 인접하는 끝단에 고정적으로 부착된다. 하부 대정맥(4)에서 혈관 필터(190)를 배치하면, 바브(191)는 하부 대정맥(4)의 내부 벽에 임베디드 된다(도 57). 이런 식으로 바브(바브(191))는 하부 대정맥(4)의 벽과 관련한 위치에 포착 암(121)을 지지한다.

생물 분해성을 가지는 바브(191)는 주입의 시간에서 혈관 필터(190)를 안전하게 하고 보상의 시간에서 전체 또는 부분적으로 다시 흡수된다.

불변의 필터에 바브(191)의 사용은 긴 기간 이식 문제점을 감소할 수 있다는 것을 믿는다.

어떠한 이식에서 생체-재흡수성 바브의 사용은 긴 기간 이식 문제점을 감소할 수 있다는 것을 믿는다. 특히 바브는 오버-몰드되거나 어떠한 금속 또는 중합체의 구조로 형성되고 혈관 또는 해부의 구조로 앵커에 원하는 형태로 형성된다. 대신에 바브는 주조, 가공, 또는 사출형성된 타일(tiles) 또는 로드(rods)와 같은 프리폼(pre-forms)으로부터 형성된다. 이점은 시간의 기간 후에 바브가 흡수되고 자극이 이식 사이트로부터 제거되는 사실을 포함한다. 바브는 혈관내(endocascular) 또는 외과의 치료의 수단에 의한 이식 동안 혈관과 접촉할 수 있는 어떠한 중간 포인트의 끝단에 부착된다.

도 60 내지 63을 참조하면 발명에 따르는 다른 혈관 필터 어셈블리가 설명된다. 혈관 필터 어셈블리는 발명에 따르는 혈관 혈관 필터(200)와 하부 대정맥(4)에서의 위치로부터 혈관 혈관 필터(200)를 회수하는 회수 카테터(202)를 포함한다. 혈관 혈관 필터(200)는 도 56 내지 59의 혈관 필터(190)와 유사하고, 도 60 내지 63에서의 유사한 요소는 동일한 참조 번호가 할당된다.

이 경우, 하부 대정맥(4)의 세로축 B-B에 평행한 방향으로 제거 힘(C)의 적용에 대하여, 지지 앵커로 작용하는 바브(201)는 하부 대정맥(4)의 내부의 벽으로부터 제거를 쉽게하도록 형태지어진다(도 62).

회수 카테터(202)는 혈관 혈관 필터(200)의 홀더 튜브(122)를 연동하기 위한 후크(hook)(203)와 수용 공간(204)을 포함한다. 후크(203)는 수용 공간(204)에서 적어도 혈관 혈관 필터(200)를 부분적으로 수용하도록 수용 공간(204)에 관계하여 인접하게 이동가능하다.

하부 대정맥(4)으로부터 배치된 혈관 혈관 필터(200)가 회수하는 것을 원할 때, 회수 카테터(202)는 하부 대정맥(4)으로 도입된다. 회수 카테터(202)는 수용 공간(204) 내의 후크(203)로 하부 대정맥(4)을 통해 촉진된다.

회수 카테터(202)의 말단이 홀더 튜브(122)에 인접되면, 후크(203)는 혈관 혈관 필터(200)의 홀더 튜브(122)를 연동하도록 수용 공간(204)(도 6)의 외부로 중심에서 멀어지게 촉진된다. 다음에 후크(203)는 하부 대정맥(4)의 세로 축 B-B에 평행한 방향으로 혈관 혈관 필터(200)에 회수 힘(C)을 가하는 근접으로 이동된다. 지지 앵커로 작용하는 바브(201)의 형태에 기인하여, 회수 힘(C)은 지지 앵커로 작용하는 바브(201)로 하부 대정맥(4)의 내부의 벽으로부터 제거된다(도 62). 따라서 혈관 필터(200)는 후크(203)를 근접하게 이동함으로써 수용 공간(204)으로 근접하게 이동하는 것이 자유롭다. 그러면 회수 카테터(202) 및 회수 혈관 필터(200)는 하부 대정맥(4)으로부터 회수된다.

도 60은 회수성에 대한 방향의 바브(201)를 설명한다. 혈류(A)는 혈관 벽에서 임베드된 바브(201)보다 좋게 활동한다. 회수 시스템으로 작용하는 후크(203)는 하부 대정맥(4)으로부터 아래쪽 및 떨어져 바브(201)를 밀어 움직인다. 이들 도면은 개요의 목적만을 위해 4개의 포착 암(121)으로 설명된다. 발명은 포착 암(121)의 어떠한 번호, 예를 들면 혈전색전증의 최적의 엔트랩먼트(entrapment)를 위해 최대 20까지 사용하는 것이 의도된다.

도 63a 내지 63c를 참조하면, 발명에 따르는 다른 혈관 필터 어셈블리가 설명된다. 혈관 필터 어셈블리는 발명에 따르는 혈관 혈관 필터(165)와 회수 카테터(202)를 포함한다. 혈관 혈관 필터(165)는 도 27 내지 30 및 32 내지 36의 혈관 혈관 필터(120)와 유사하고, 도 63a 내지 63c에서 유사한 요소들은 동일한 참조 번호가 할당된다.

이 경우, 혈관 필터(165)는 지지 호프 대신에 복수의 지지 암(167)을 포함한다. 확장 배치된 구성에서, 지지 암(167)은 힌지 포인트(hinge point)(바브(191))로부터 방사상의 외부로 연장한다(도 63b).

이 경우 홀더 튜브(122)는 생물분해성/생체 흡수성이 아니다.

후크(203)는 회수 카테터(202)와 관계하여 근접으로 이동가능하므로 회수 카테터(202)의 말단은 캡처 암(166)과 연동한다. 게다가 회수 카테터(202)에 대해서 인접하게 후크(203)의 이동은 임베드되어 배치된 구성으로부터 붕괴된 전달 구성에 혈관 필터(165)를 이동하기 위해 캡처 암(166)(도 63c)에 붕괴 힘을 가한다.

도 63b에서, 단부가 되는 홀더 튜브(122)와 힌지 포인트(168)는 구속된다(tethered). 회수에 있어서, 홀더 튜브(122)는 회수 카테터(202)에 연동되고, 혈관 필터(165)는 혈관 필터(165)를 연장하도록 밀어내린다(도 63c).

*혈관 필터(165)의 연장은 캡처 암(166)을 하부 대정맥(4)의 내부 벽으로부터 끌어당긴다.

혈관 필터(165)의 연장은 장치의 혈관 접촉 영역에서 힌지 포인트에 근거한다. 다른 실시예에서 회수는 근접한 전환 정점(apex)에서 회수 호프를 연동함으로써 근접한 끝단으로부터 이루어져도 괜찮다. 이 실시예는 대퇴부 친공 부위(fermoral puncture site)로부터 회수되게 하는 이식된 장치를 허용하므로, 유리하다.

도 63d-도 63g는, 도 56-도 59의 혈관 필터(190)와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(205)를 도시한 도면들이다. 도 63d-도 63g의 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호가 할당되어 있다.

이 경우에, 필터(205)는 분리가 가능한 필터이다. 지지 앵커(206)는 필터(205)를 회수 카테터(202)로 회수하는 것을 촉진시키기 위해 생체 분해성이 된다(도 63f).

토크로 제어가능한 회수 시스템에 의해 개별적인 레그(leg)들을 루핑시키면, 도 64-66에 도시된 바와 같이 회수 시스템을 회전시킴으로써 바브(201)의 각각의 분리를 허용하게 된다. 그러므로, 바브는 필터 암들과 개별적으로 그리고 순차적으로 접촉하게 된다.

도 64-도 66은, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터 조립체를 도시하고 있다. 혈관 필터 조립체는 본 발명에 따르는 혈관 필터(210)와 회수 카테터(212)로 구성된다. 혈관 필터(210)는, 도 56-도 59의 혈관 필터(190)와 비슷하며, 회수 카테터(212)는 도 60-도 63의 회수 카테터(202)와 비슷하다. 그리고, 도 64-도 66의 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호들이 할당되어 있다.

회수 시스템은 하부 대정맥(4)으로부터 포착 암(121)/앵커의 분리를 돕기 위한 구동을 실행한다. 회수 동작은 구동기(211)가 숄더(shoulder)와 접촉하기까지 중앙 허브가 되는 홀더 튜브(122)와 필터 암이 되는 포착 암(121)을 후방으로 잡아당긴다. 그 후에, 기하학적인 구성으로 인해, 개별적인 포착 암(121)은 카바 벽으로부터 순차적으로 선택적으로 중앙을 향해 편향되므로 요구되는 회수력(retrieval force)을 감소시키게 된다.

도 67-도 69는, 도 1-도 9의 혈관 필터(1)와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(220)를 도시한 도면이다. 도 67-도 69의 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호가 할당되어 있다.

이 경우에, 혈관 필터(220)는 원뿔 모양의 포착 영역(7)을 한정하기 위해 정점(6)을 향해 원주 방향으로 그리고 세로 방향으로 나선 형태를 나타내면서 연장되는 배선 요소(221)를 가지고 있다.

혈관 필터(220)의 기반부가 되는 벽부(222)에서 나선형의 더욱 큰 직경의 턴(turn)들은 하부 대정맥(4)의 내부벽에 대해서 혈관 필터(220)를 지지하는 지지 후프로 작용하게 된다.

혈관 필터(220)의 단말부(223)에서 나선형의 작은 직경의 턴들은 하부 대정맥(4)을 통과하는 혈전(8)을 포착하는 포착 암으로 작용하게 된다.

도 68과 도 69에 도시된 바와 같이, 나선 구성을 통해 혈관 필터(220)가 하부 대정맥(4)의 소망하는 위치로 효과적인 방법을 통해 전달되도록 하기 위해 수축된다.

이 경우에, 배선 요소(221)는 생체 분해성/생체 흡수성을 가지고 있지 않다.

도 70은, 도 67-도 69의 혈관 필터(220)와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(230)를 도시한 도면이다. 도 70의 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호가 할당되어 있다.

이 경우에, 혈관 필터(230)가 하부 대정맥(4) 내에 배치되면, 배선 요소(221)는 하부 대정맥(4)을 통해 흐르는 혈액 흐름(A)의 방향과는 반대되는 방향에서 정점(6)을 향해 연장되어 있다. 결과적으로 배선 요소(221)는 하부 대정맥(4)의 내부 벽에 위치하는 고리 모양의 포착 영역(231)을 한정한다.

혈관 필터(230)의 단말부에 위치한 포착 영역(231)에서 나선형의 작은 직경의 턴들은 지지 후프로서 작용하게 된다.

도 67-도 70은 코일 정맥 필터 형태로 구성되는 혈관 필터(220, 230)를 도시하고 있다. 혈관 필터(220)는 원뿔부(223)와 벽부(mural section : 222)를 포함한다. 벽부(222)는 생체 재흡수가능한 바브 또는 방사력(radial force)에 의해 혈관 필터(220)를 앵커한다(anchor). 코일 피치는 정점(6)을 향해 감소한다.

코일은 동심 형태이거나 또는 동심 형태가 아닐 수 있다. 도 70의 반전된 코일 설계는 반전시에 최소 피치를 가진다.

필터 넷(filter net)은 내부에서 외부로 흡수된다. 배선 요소(221)의 벽은 외부에서 더욱 두껍게 되어 있다. 생체 분해가능 필터(229)는 내부에서 외부로 흡수된다.

도 71-도 76은, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터 조립체를 도시하고 있다. 혈관 필터 조립체는 본 발명에 따르는 혈관 필터(240)와 회수 카테터(241)로 구성된다. 혈관 필터(240)는, 도 67-도 69의 혈관 필터(220)와 비슷하며, 카테터(241)는 도 60-도 63의 회수 카테터(202)와 비슷하다. 그리고, 도 71-도 76의 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호들이 할당되어 있다.

이 경우, 배선 요소(221)는 오프셋된 원뿔 모양의 포착영역(242)을 한정한다. 혈관 필터(240)가 하부 대정맥(4)내에 배치되면, 정점(6)은 하부 대정맥(4)의 중심을 통해 연장되어 있는 세로축(B-B)과으로부터 오프셋 되어 있다. 그리고, 포착 영역(242)은 하부 대정맥(4)의 내부 벽 내에 위치하고 있다.

회수 카테터(241)는 하부 대정맥(4)의 소망하는 위치로 혈관 필터(240)를 전달하는 전달 카테터로 이용된다(도 74와 도 75). 그리고, 하부 대정맥(4)으로부터 혈관 필터(240)를 회수하는 회수 카테터로 이용된다(도 76). 회수 카테터(241)의 후크(203)는 배선 요소(221)에서 한정되어 있는 대응하는 노치(243)와 접촉하고 있

다. 후크(203)는 도 76에 도시된 바와 같이, 수용 공간(204)으로 혈관 필터(240)를 인접한 방향으로 이동시키기 전에, 확장된 배치 구성(도 72)으로부터 수축된 전달/회수 구성(도 73)으로 혈관 필터(240)를 수축시키기 위해 회전된다.

혈관 필터(240)의 회수는, 필터 장치(240)를 회수 카테터(241)로 잡아당김으로써 실행된다. 이러한 회수는 나선 방향내에서 코일 형태의 혈관 필터(240)를 회전시킴으로써 단순화된다. 이에 의해 혈관 내막(intima)으로부터 코일 형태의 혈관 필터(240)를 부분적으로 벗겨낸다. 도 76은 코일 형태의 혈관 필터(240)가 멀리 회전하는 동안에 나타나는 혈관벽을 도시하고 있다.

도 77-도 78은, 도 1-도 9의 혈관 필터(1)와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(250)를 도시한 도면들이다. 도 77-도 78의 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호가 할당되어 있다.

이 경우에, 포착 암(251)은 원통형 포착영역(252)을 한정하기 위해 원통형 방식으로 연장되어 있다.

도 79는 도 77-도 78의 혈관 필터(250)와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관 필터(260)를 도시한 도면들이다. 도 79의 비슷한 요소들에 대해서는 동일한 참조 번호가 할당되어 있다.

이 경우, 지지 후프(261)가 메시 또는 격자(262) 형태로 제공된다. 메시/격자(262)는 그것을 통과하는 복수개의 구멍(263)들을 포함한다.

도 79의 메시 설계는 예를 들면 지지 후프(261)에 인접한 더욱 큰 구멍들을 가지는 동질의 메시, 또는 가변 메시지를 이용한다. 메시는 생체 재흡수성 재료에 의해 제조되거나 또는 금속 또는 생체적으로 안정한 폴리머가 될 수 있다.

지지 후프(261)는 나선/헬리컬 형태의 메모리를 가진다. 지지 후프(261)는 격자(262)의 하부에서 결합되거나 또는 벽들 위에서 중첩된다.

혈관 필터(260)는 윈드 소크형(wind sock)으로 설계되어 있다. 메시 형태의 포착 암(251)은 벽 구조 형태의 지지 후프(261)에 결합되어 있다. 지지 후프(261)는 싸인 형태를 가지거나 또는 나선 형태 또는 코일 형태를 가진다.

색전증 전환 정맥 필터는 색전증에 대해 동심축을 가지거나 또는 비동심축을 가질 수 있다.

본 발명은, 구성과 상세한 부분이 변화되는 첨부된 도면을 참조하여 지금까지 기재된 실시예들에만 한정되어 있는 것은 아니다.

산업상 이용 가능성

본 발명의 필터는 PE 방지를 위한 회수 또는 변환과 함께 영구적으로 또는 일시적으로 사용될 수 있다. 필터가 체자리에 배치되면, 그것은 영구적인 IVC 필터로서 작용한다. 또는, 필터는 PE 예방이 이루어지게 되면 필터는 회수된다.

본 발명은 특정한 경우에 회수가능하거나 또는 생체 재흡수성(bio-resorbable) 필터를 제공한다.

도면의 간단한 설명

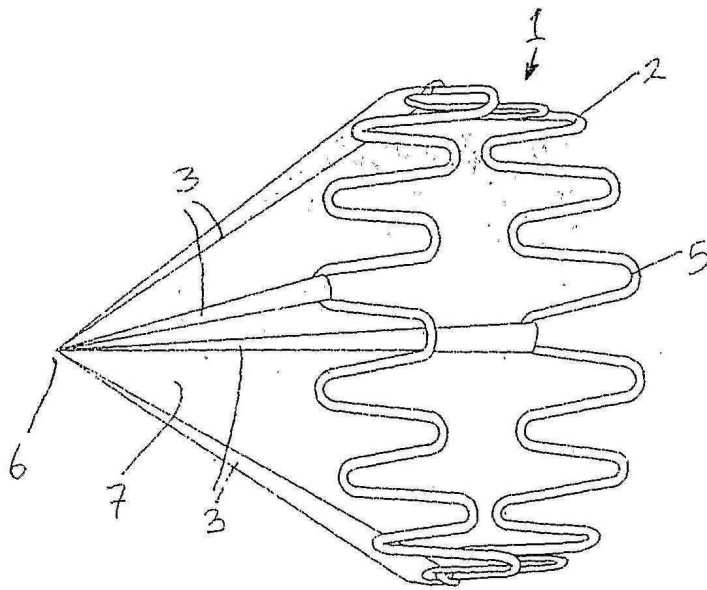
- [0052] 도 1은, 본 발명에 따르는 혈관필터의 실제 크기를 도시한 도면이다.
- [0053] 도 2는, 도 1의 필터의 단부를 도시한 도면이다.
- [0054] 도 3은, 도 1의 필터의 지지부재의 실제 크기를 도시한 도면이다.
- [0055] 도 4는, 도 1의 필터의 두 개의 포착부재를 전개한 평면도이다.
- [0056] 도 5-도 9는, 도 1의 필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0057] 도 10-도 12는, 도 1-도 3과 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면이다.
- [0058] 도 13은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터의 실제 크기를 도시한 도면이다.
- [0059] 도 14는, 전달 구성내에서 도 13의 필터의 단부를 도시한 도면이다.
- [0060] 도 15는, 배치 구성내에서 사용중인 도 13의 필터의 단부를 도시한 도면이다.

- [0061] 도 16과 도 17은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터들의 지지부재들의 실제 크기를 도시한 도면들이다.
- [0062] 도 17a와 도 17b는, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터들의 포착부재들의 측면도들이다.
- [0063] 도 18은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터의 포착부재들의 실제 크기를 도시한 도면이다.
- [0064] 도 19는, 도 18의 포착부재들의 단부를 도시한 도면이다.
- [0065] 도 20은, 도 18의 포착부재들중 한 부재의 평면도이다.
- [0066] 도 21은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터의 포착부재들의 단부를 도시한 도면이다.
- [0067] 도 22와 도 23은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터들을 실제 크기로 도시한 도면들이다.
- [0068] 도 24와 도 26은, 도 1-도 3과 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터들을 실제 크기로 도시한 도면들이다.
- [0069] 도 26a는, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0070] 도 26b는, 도 26a의 혈관필터의 측면도이다.
- [0071] 도 26c는, 도 26a의 혈관필터의 단부이다.
- [0072] 도 26d는, 포착 구성 내에서 사용중인 도 26a의 필터의 측면도이다.
- [0073] 도 26e는, 포착 구성 내에서 사용중인 도 26d의 필터의 단부이다.
- [0074] 도 26f-도 26g는, 도 26d-도 26e와 비슷하며, 개방 구성 내에서 사용중인 도 26a의 필터를 도시한 도면들이다.
- [0075] 도 26h는, 도 26d와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면이다.
- [0076] 도 26i-도 26j는, 도 26b-도 26c와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면이다.
- [0077] 도 26k는, 도 26i의 필터의 한 부분의 측면도이다.
- [0078] 도 26l은, 도 26k의 필터의 단부이다.
- [0079] 도 26m은, 도 26l의 한 부분의 확대 도면이다.
- [0080] 도 26n과 도 26o는, 도 26i의 필터의 부분들의 확대 단부들이다.
- [0081] 도 27과 도 28은, 도 1-도 2와 비슷하며, 포착 구성에서 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면들이다.
- [0082] 도 29는, 개방 구성에서 도27과 도28의 필터의 포착부재들과 지지부재들을 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0083] 도 30은, 도 27과 도 28의 필터의 홀더부재를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0084] 도 31은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터의 홀더부재를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0085] 도 32-도 36은, 사용중인 도 27과 도 28의 필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0086] 도 37-도 39는, 도 27-도 29와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면들이다.
- [0087] 도 39a는, 수축된 전달 구성에서 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0088] 도 39b는, 확장된 배치 구성에서 도 39a의 필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0089] 도 40-도 44는, 사용중인 도 39a와 도 39b의 필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0090] 도 44a와 도 44b는, 도 39a와 도 39b와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0091] 도 45-도 49는, 사용중인 도 27과 도 28의 필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0092] 도 50과 도 51은, 도 27과 도 29와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면이다.
- [0093] 도 52는, 도 50과 도 51의 필터의 포착부재들 중 한 부재를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0094] 도 52a는, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0095] 도 52b는, 도 52a의 혈관필터의 측면도이다.

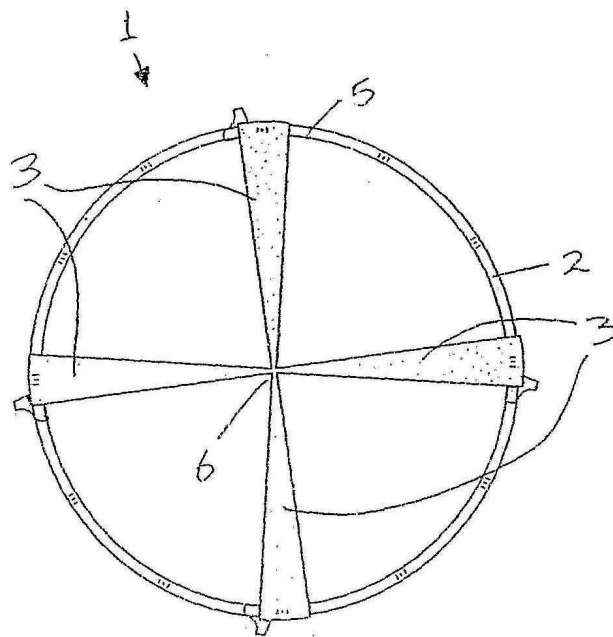
- [0096] 도 52c는, 도 52a의 혈관필터의 단부이다.
- [0097] 도 52d는, 도 52b의 혈관필터의 한 부분의 확대 측면도이다.
- [0098] 도 52e는, 도 52c의 혈관필터의 한 부분의 확대 단부이다.
- [0099] 도 52f-도 52g는, 도 52e의 혈관필터의 단부들이다.
- [0100] 도 52h-도 52n은, 사용중인 도 52a의 필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0101] 도 53은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면이다.
- [0102] 도 54는, 사용중인 도 53의 필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0103] 도 55와 도 56은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터들을 실제 크기로 도시한 도면들이다.
- [0104] 도 57과 도 58은, 사용중인 도 56의 필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0105] 도 59는, 도 56의 혈관필터의 지지부재들중 한 부재를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0106] 도 60-도 63은, 도 56-도 59와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면들이다.
- [0107] 도 63a는, 수축된 전달 구성에서 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0108] 도 63b는, 확장된 배치 구성에서 도 63a의 필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0109] 도 63c는, 사용중인 도 63a의 필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0110] 도 63d-도 63g는, 도 56-도 59와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면들이다.
- [0111] 도 64는, 사용중인 본 발명에 따르는 다른 혈관필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0112] 도 65는, 도 64의 필터의 한 부분의 측면도이다.
- [0113] 도 66은, 도 65의 한 부분의 정면도이다.
- [0114] 도 67은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0115] 도 68은, 배치 구성에서 도 67의 혈관필터의 단부이다.
- [0116] 도 69는, 전달 구성에서 도 67의 혈관필터의 단부이다.
- [0117] 도 70은, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.
- [0118] 도 71-도 73은, 도 67-도 69와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면들이다.
- [0119] 도 74-도 76은, 사용중인 도 71-도 73의 혈관필터의 부분 단면도와 측면도이다.
- [0120] 도 77과 도 78은, 도 1과 도 2와 비슷하며, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 도시한 도면들이다.
- [0121] 도 79는, 본 발명에 따르는 다른 혈관필터를 실제 크기로 도시한 도면이다.

도면

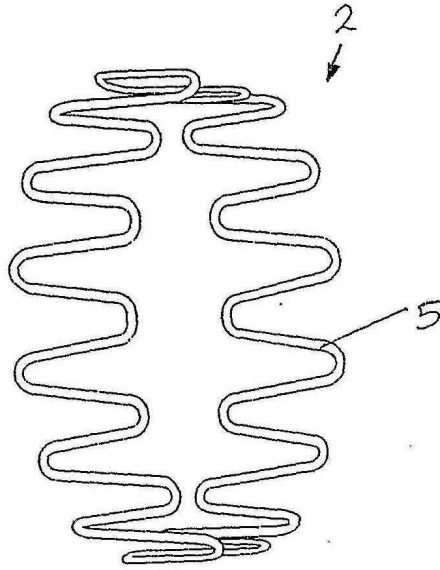
도면1



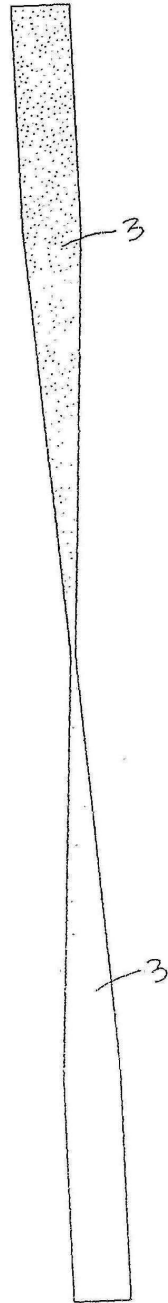
도면2



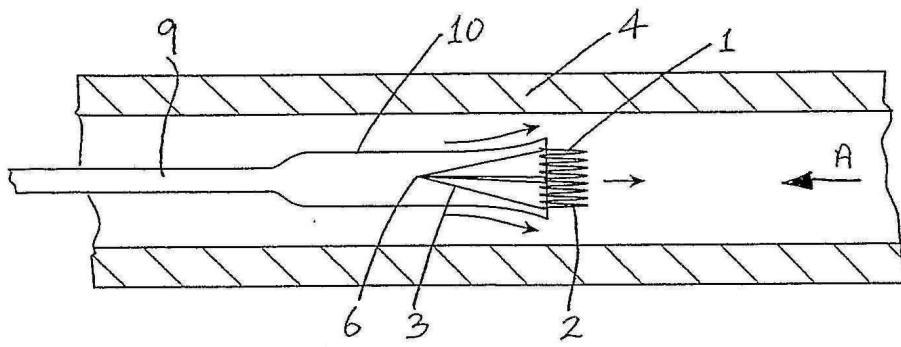
도면3



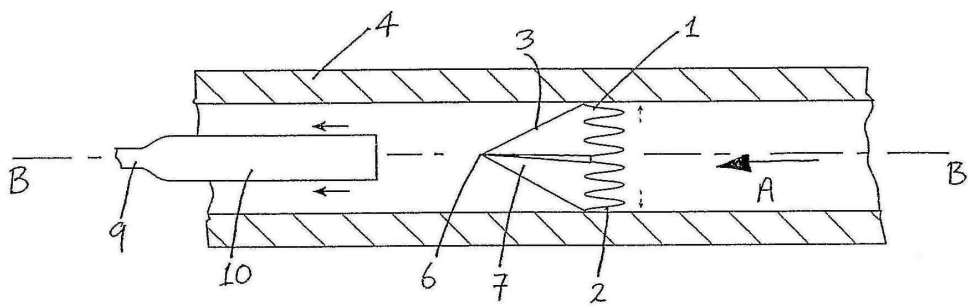
도면4



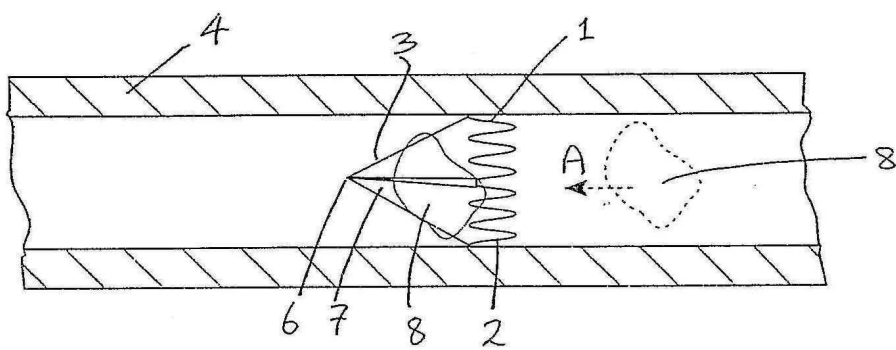
도면5



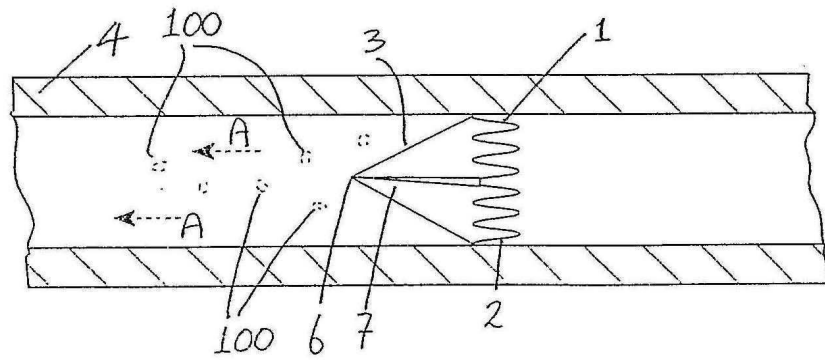
도면6



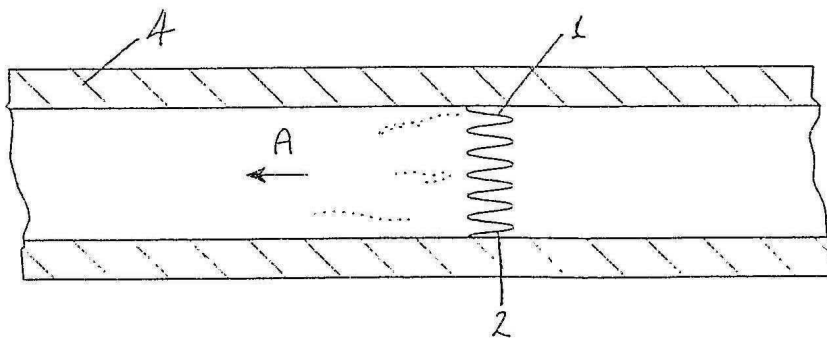
도면7



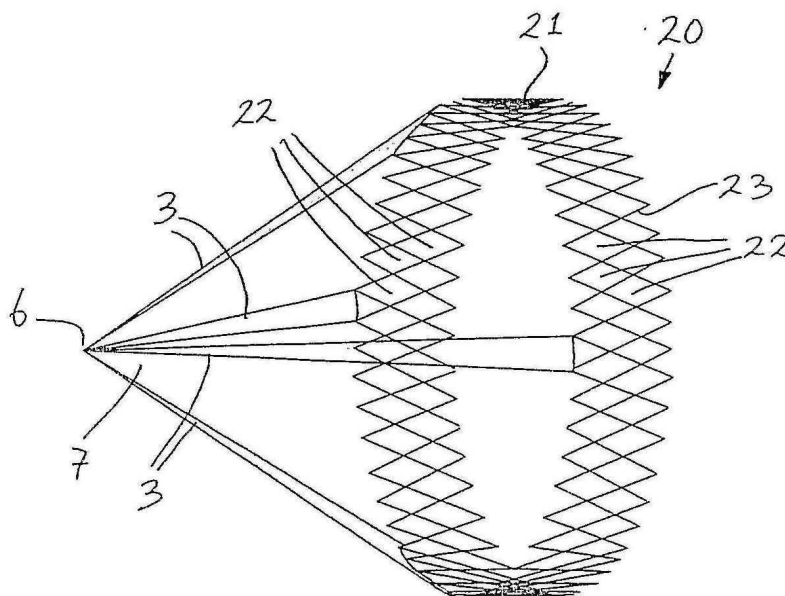
도면8



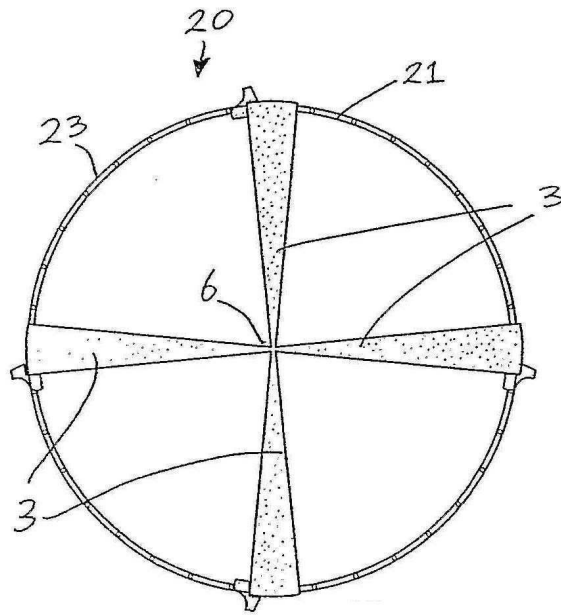
도면9



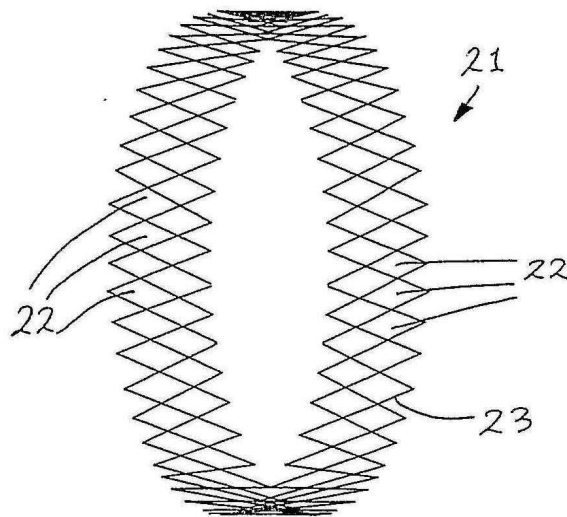
도면10



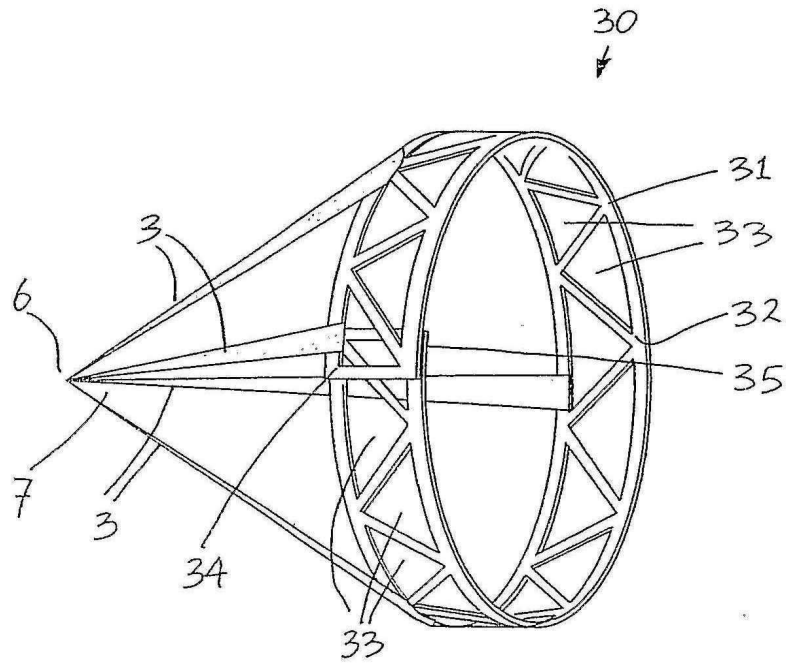
도면11



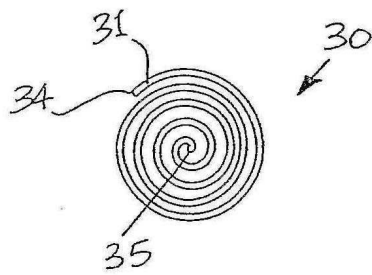
도면12



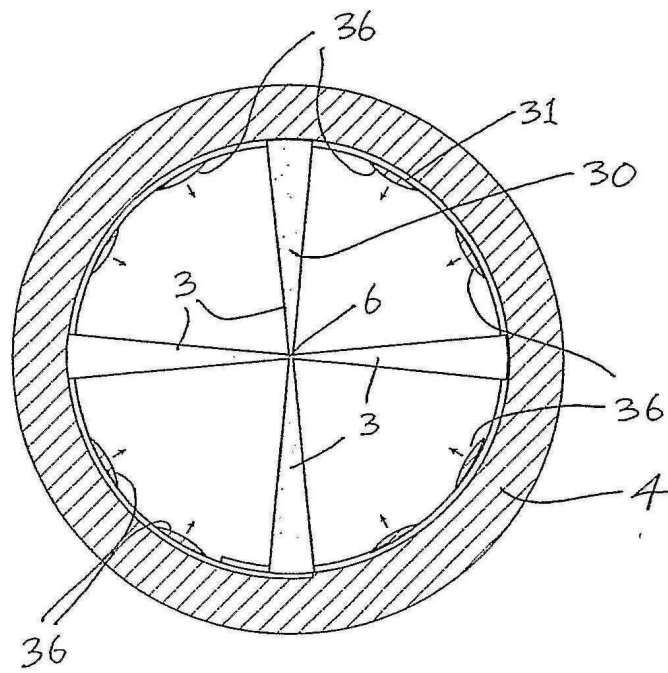
도면13



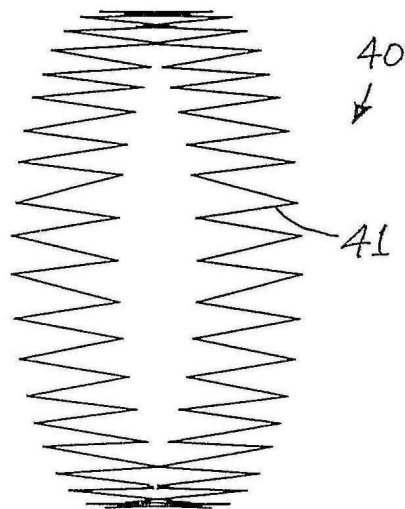
도면14



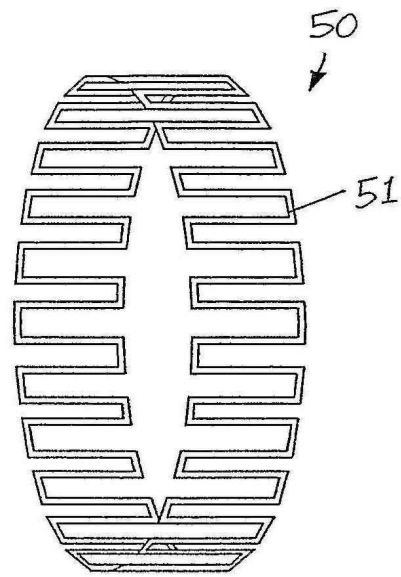
도면15



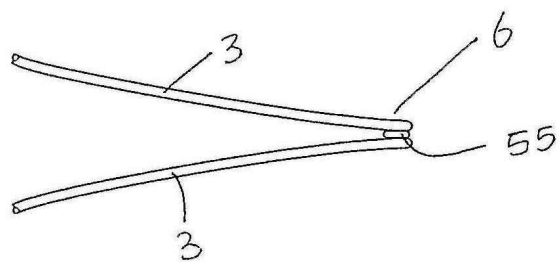
도면16



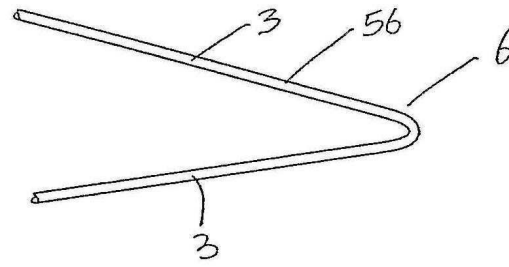
도면17



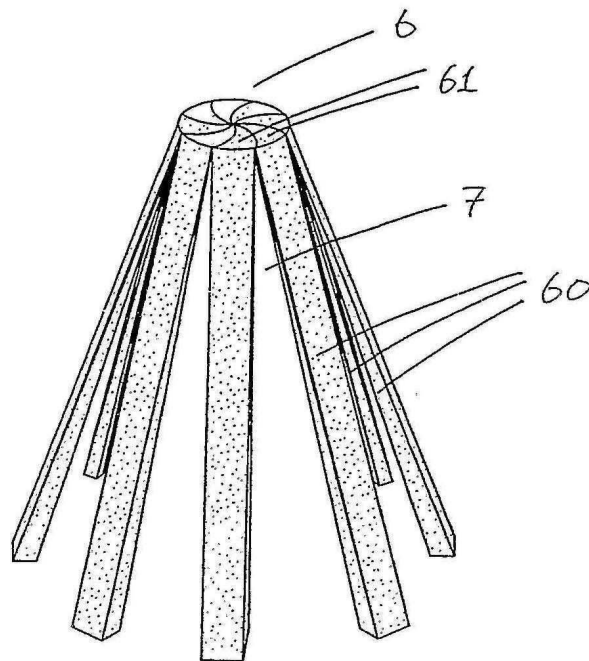
도면17a



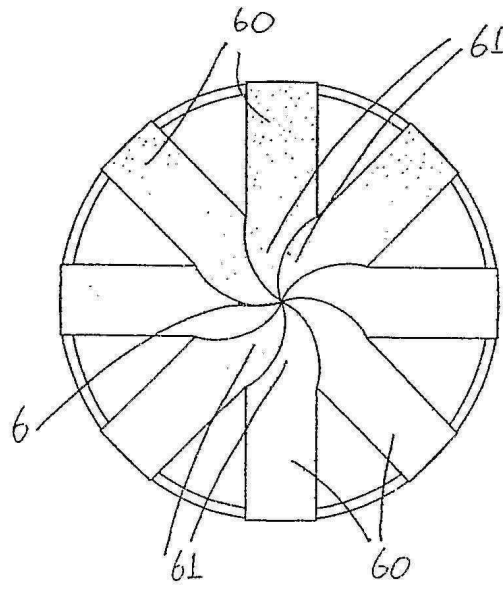
도면17b



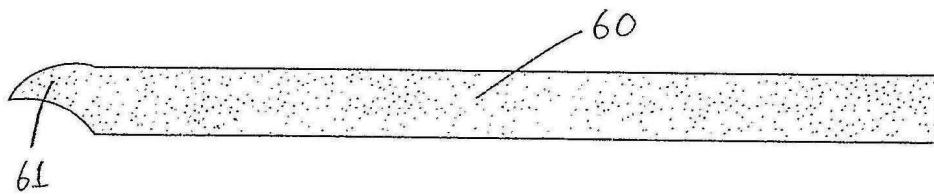
도면18



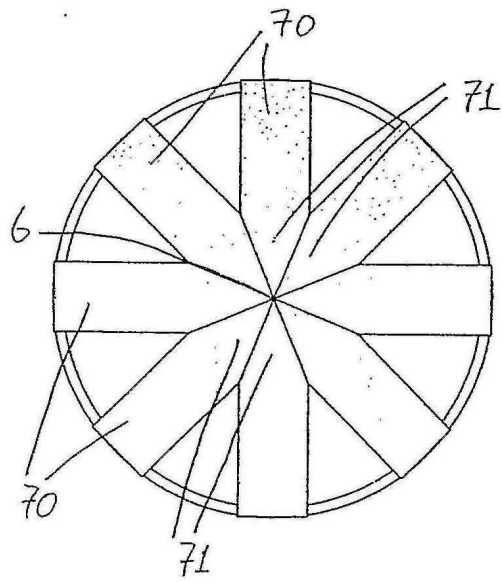
도면19



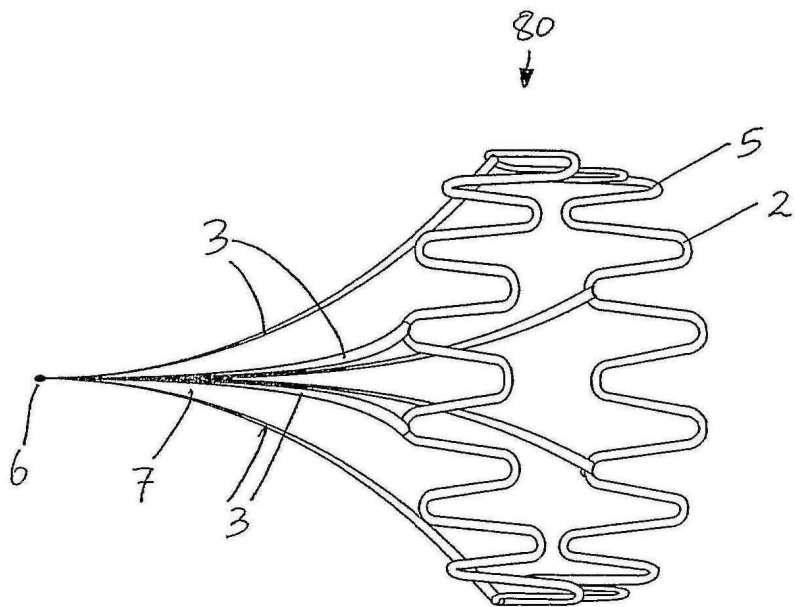
도면20



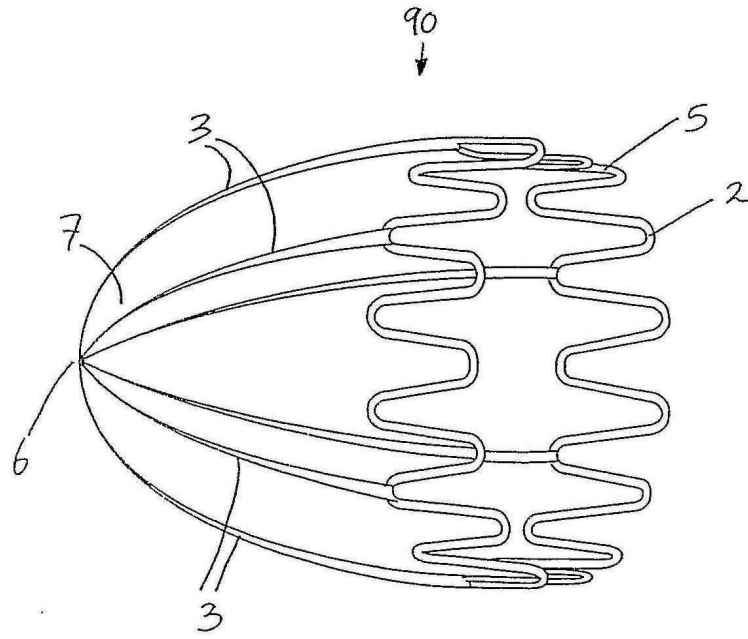
도면21



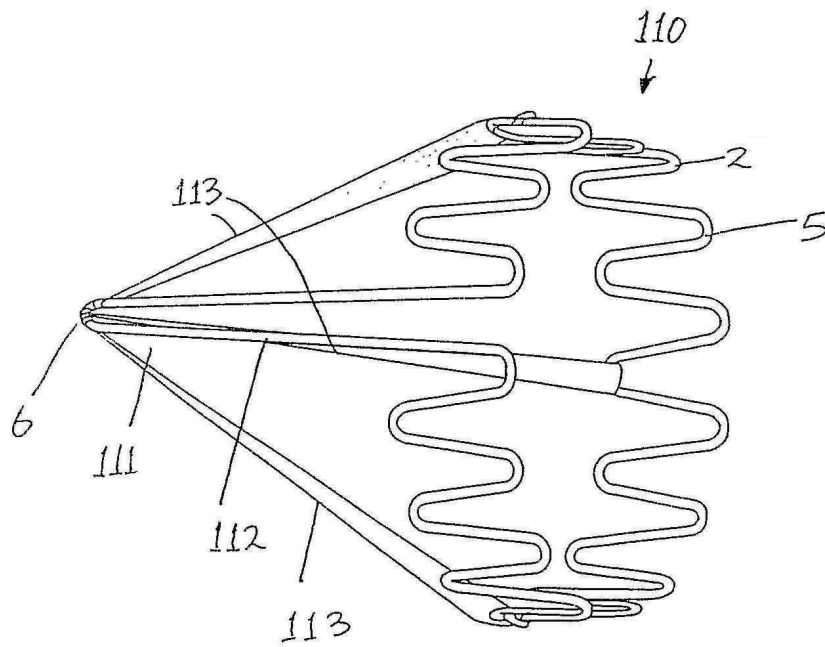
도면22



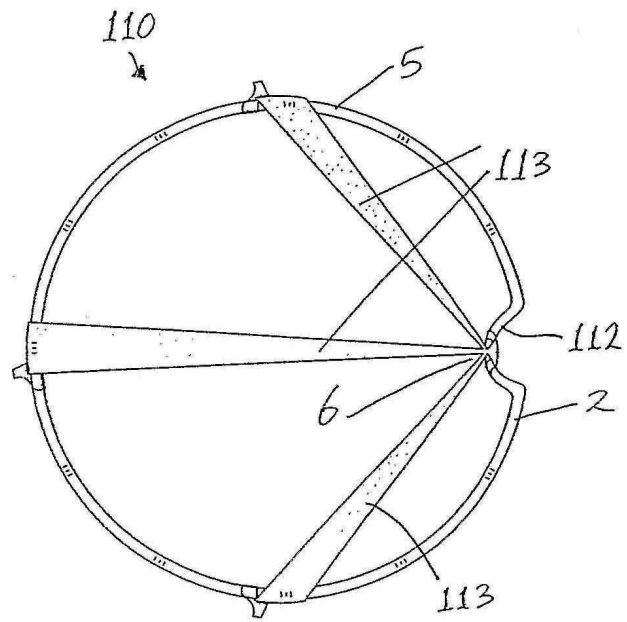
도면23



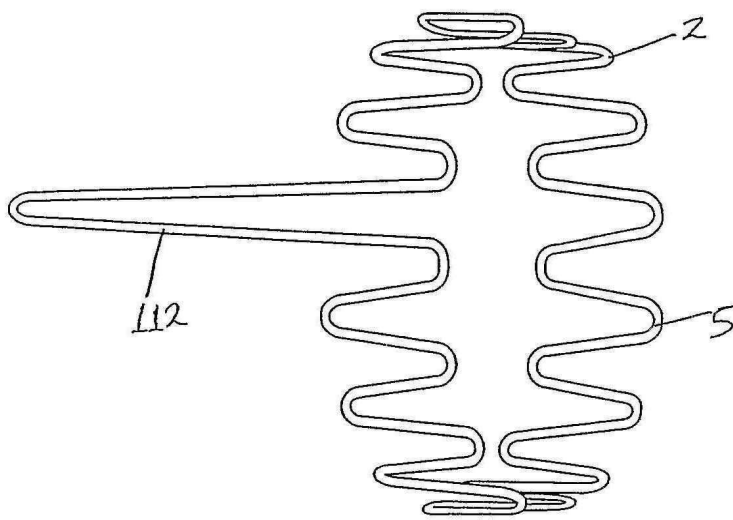
도면24



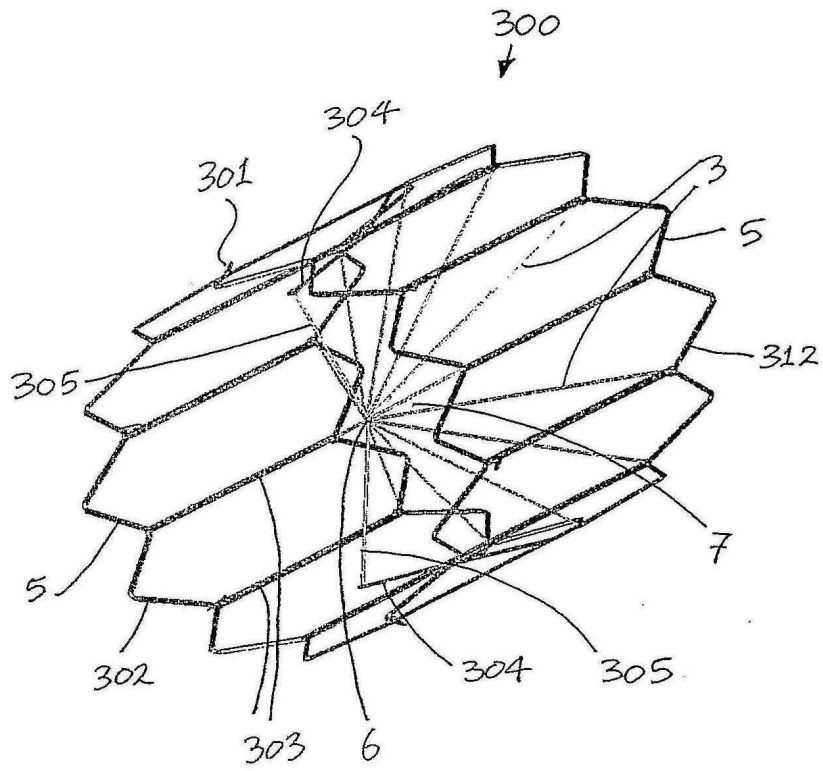
도면25



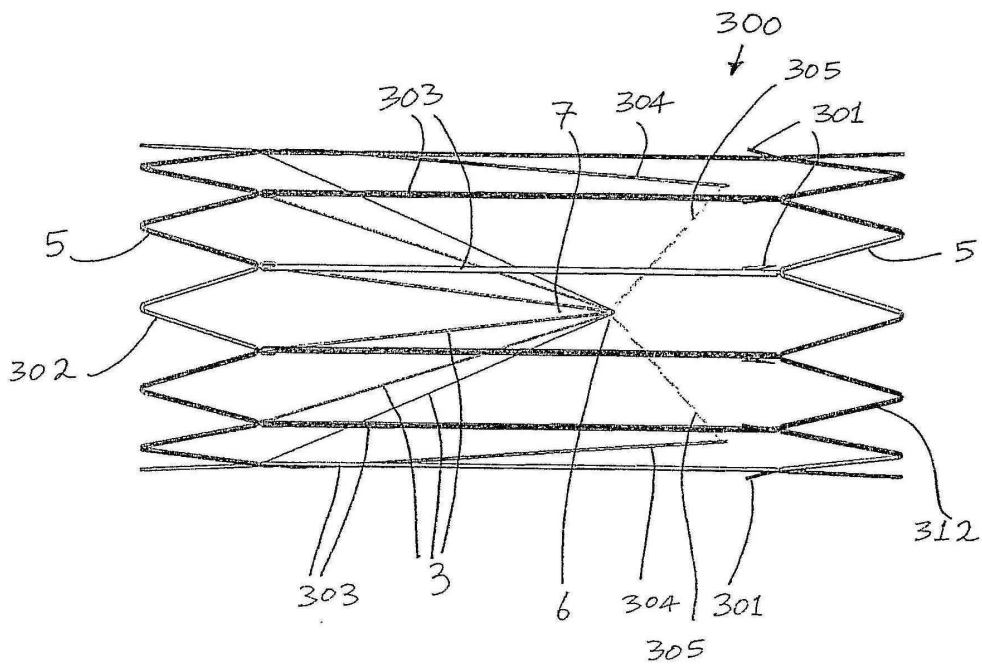
도면26



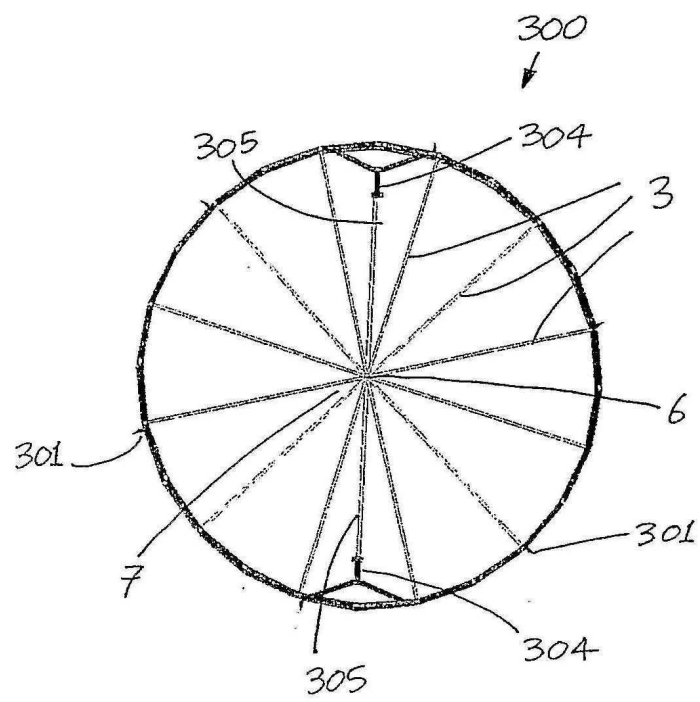
도면26a



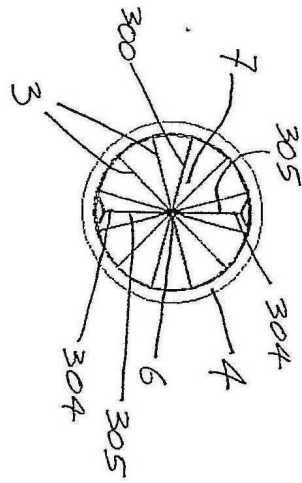
도면26b



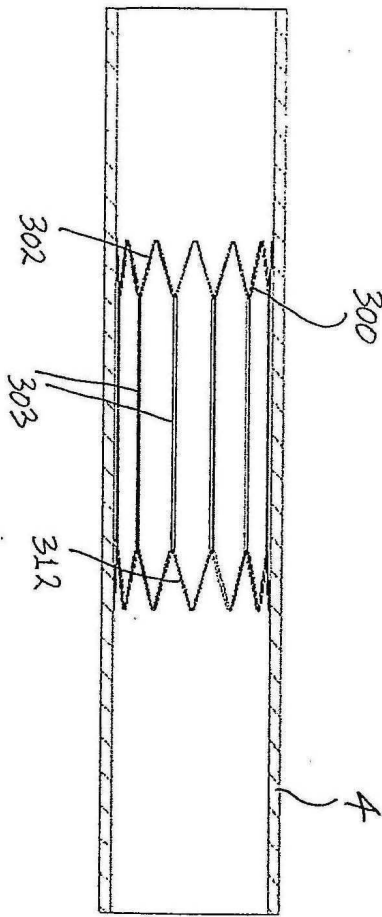
도면26c



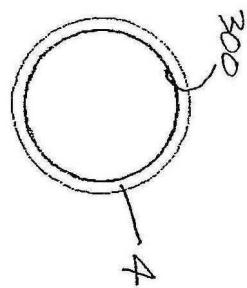
도면26e



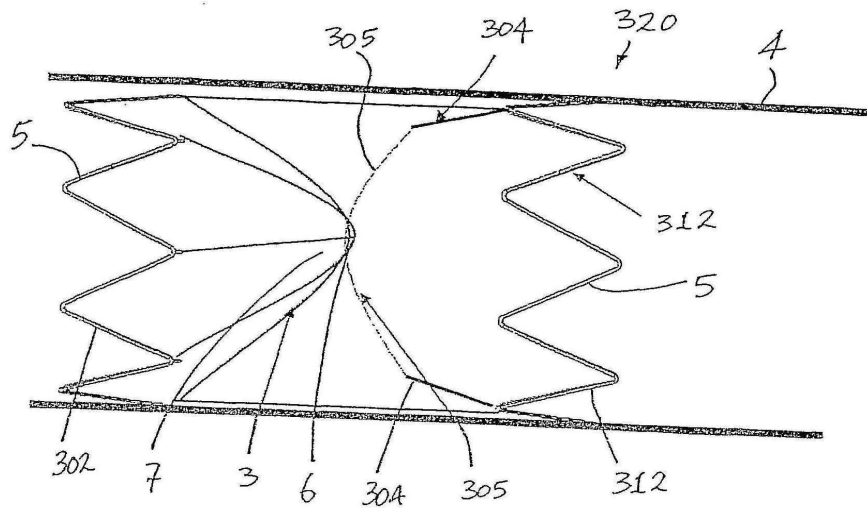
도면26f



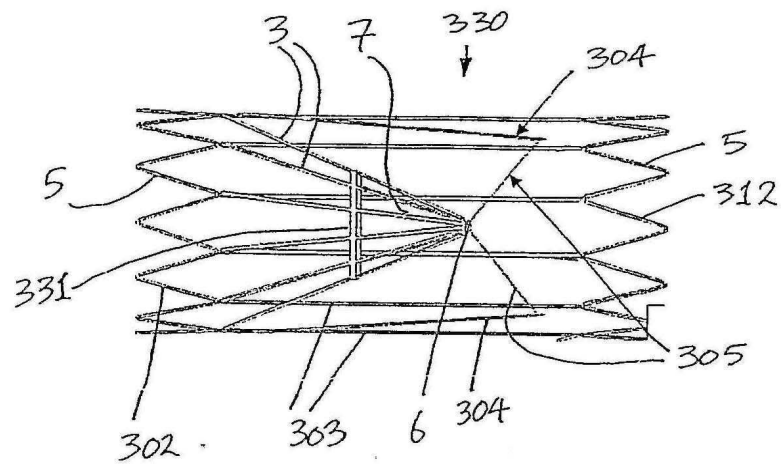
도면26g



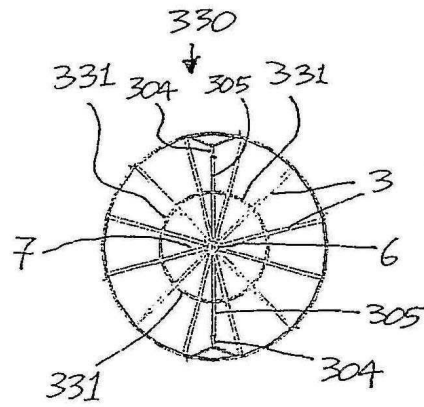
도면26h



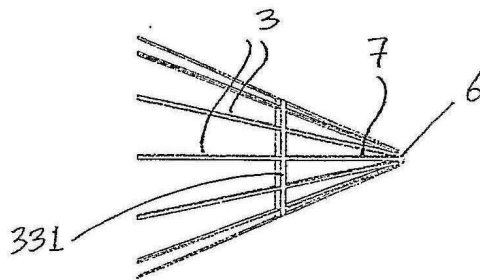
도면26i



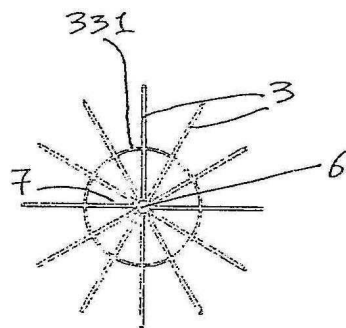
도면26j



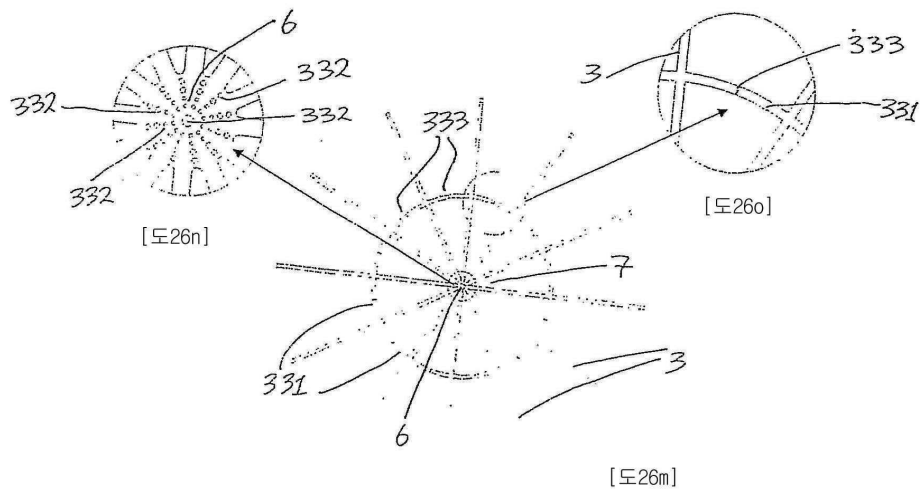
도면26k



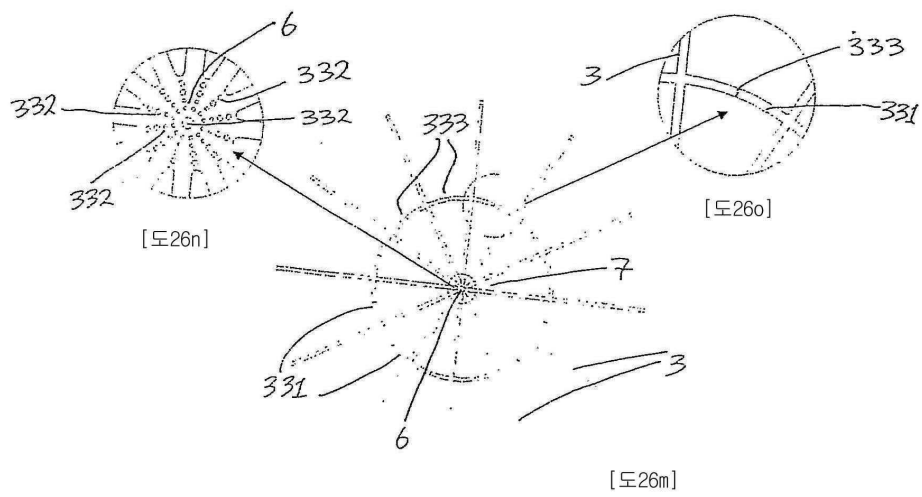
도면26l



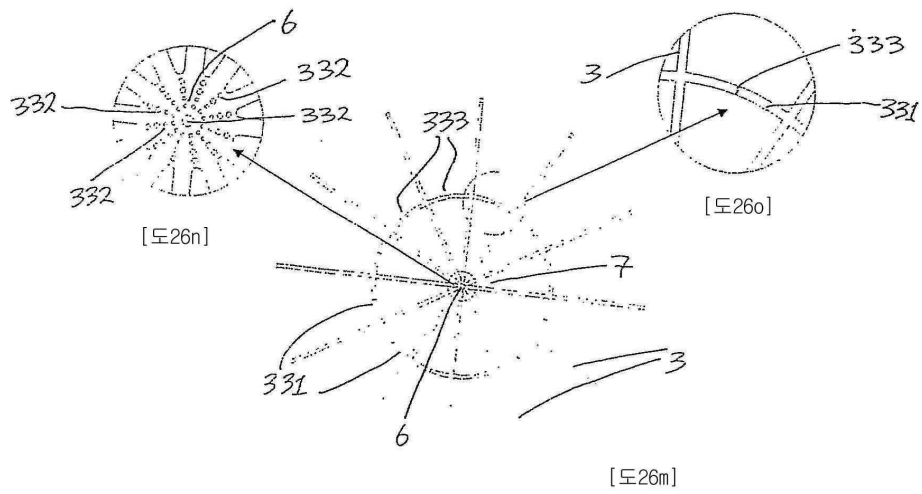
도면26m



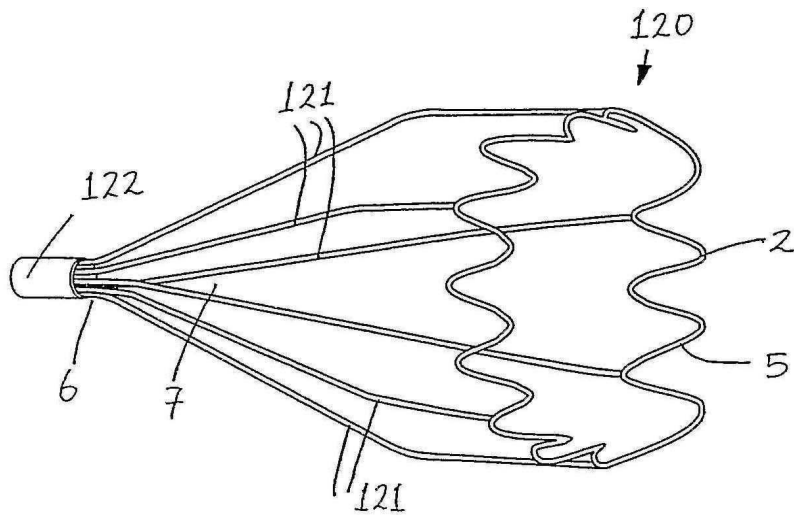
도면26n



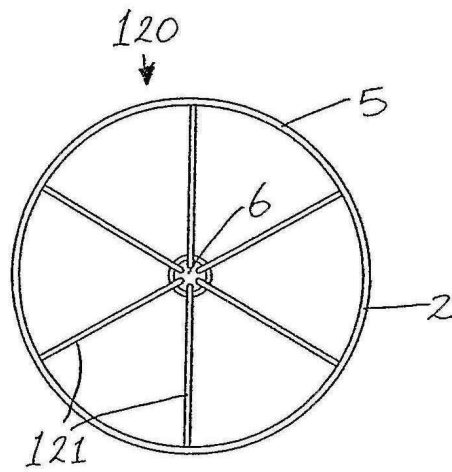
도면26o



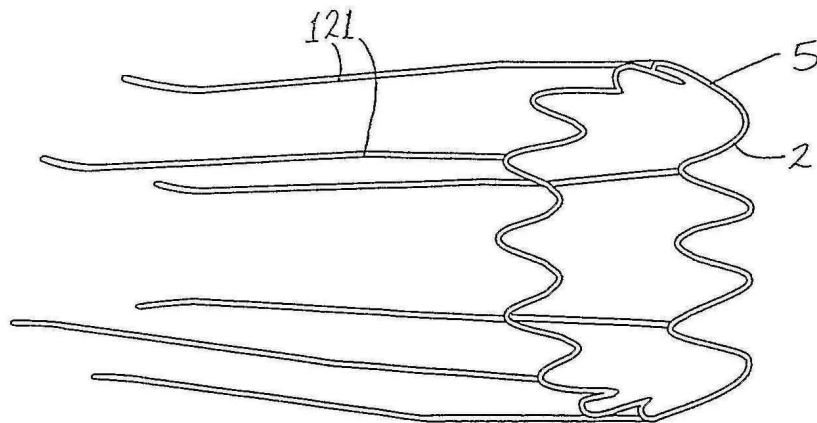
도면27



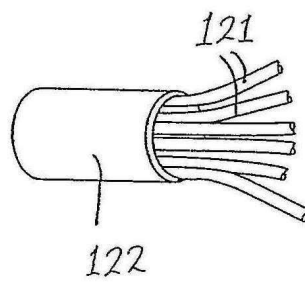
도면28



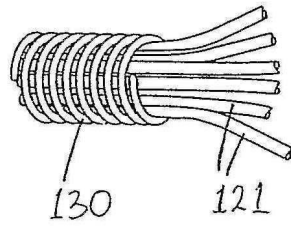
도면29



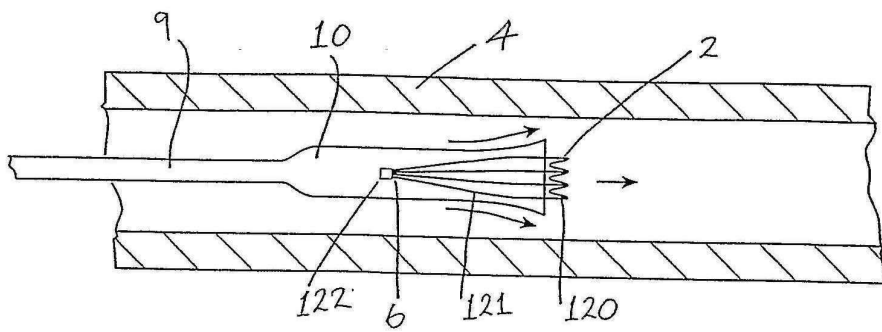
도면30



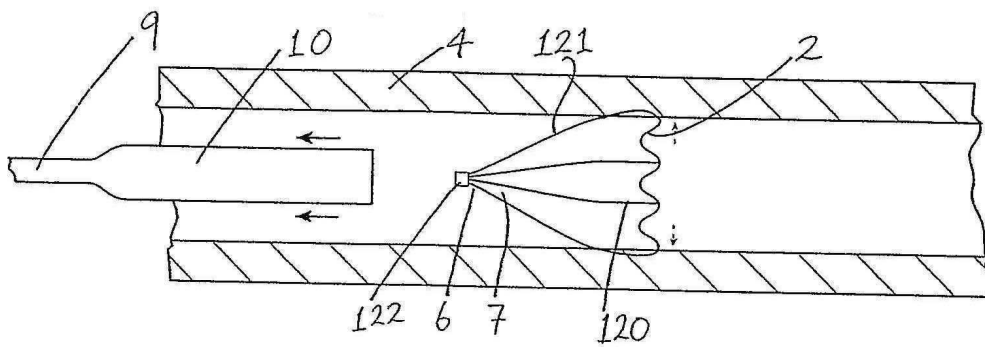
도면31



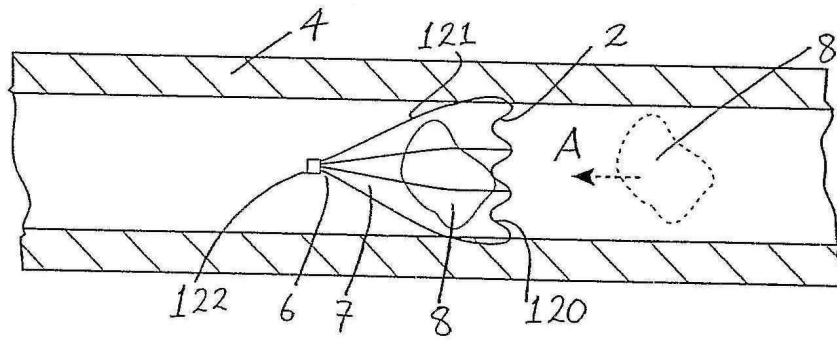
도면32



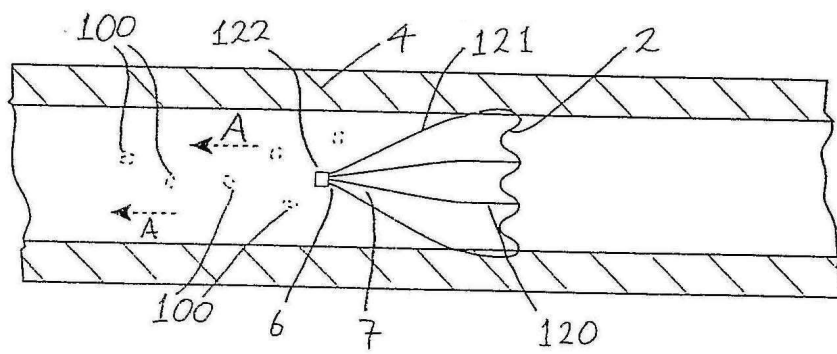
도면33



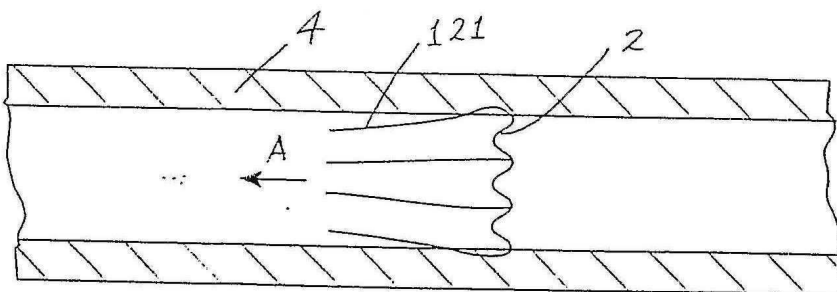
도면34



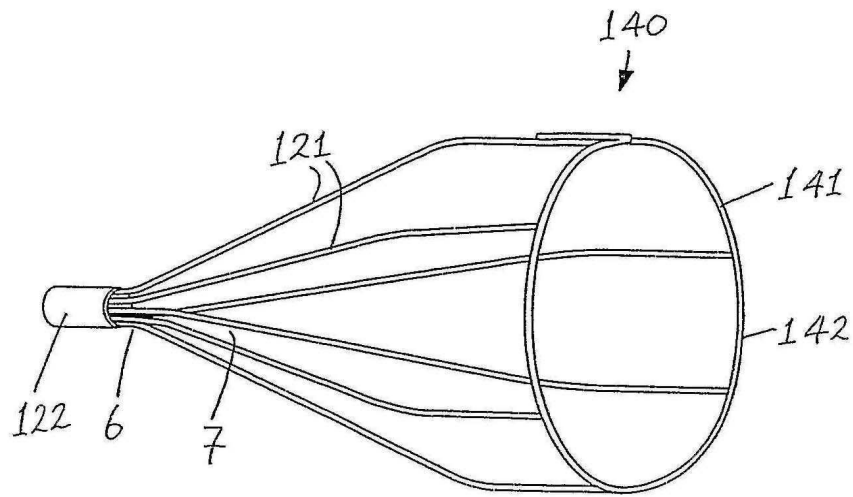
도면35



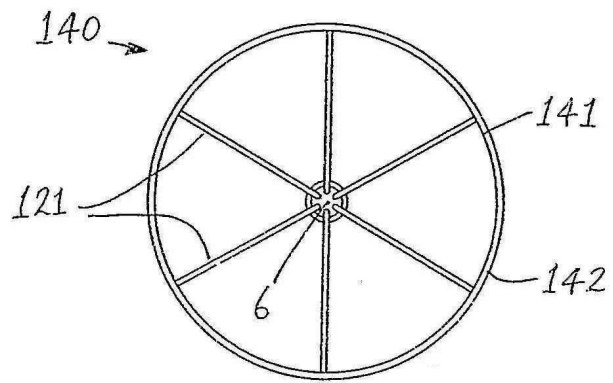
도면36



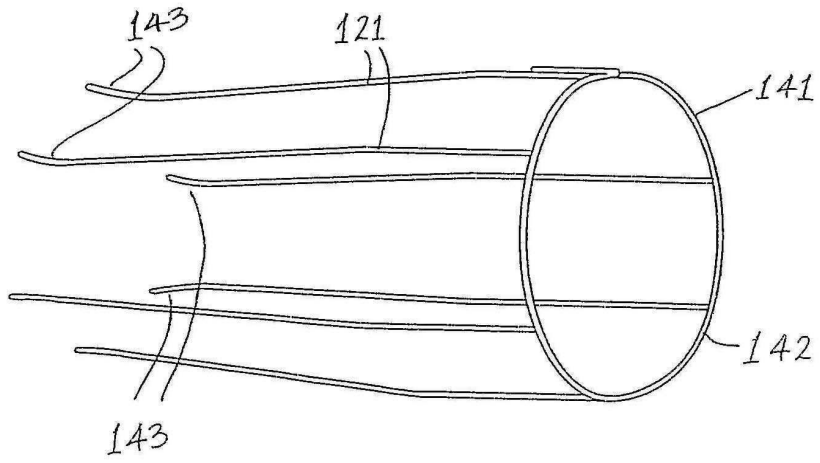
도면37



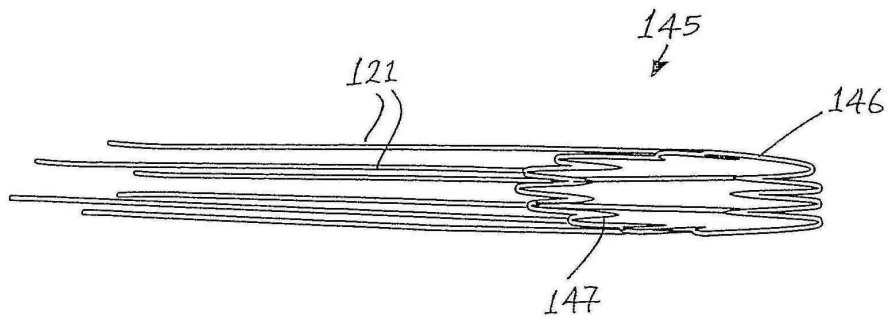
도면38



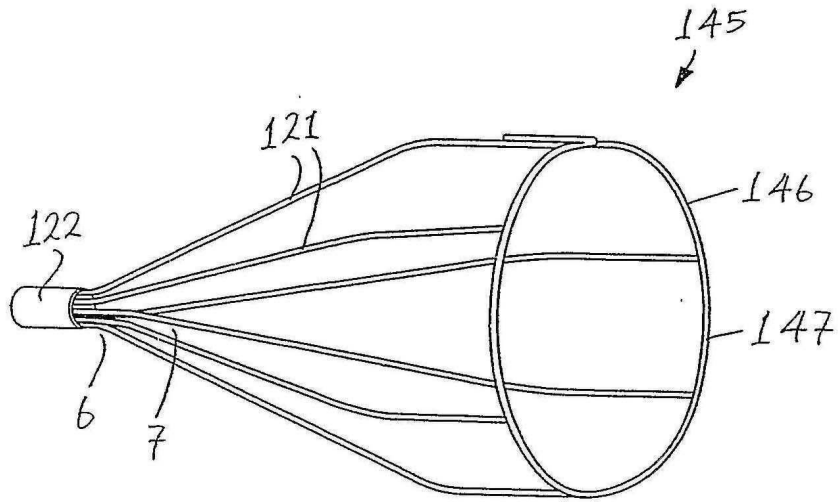
도면39



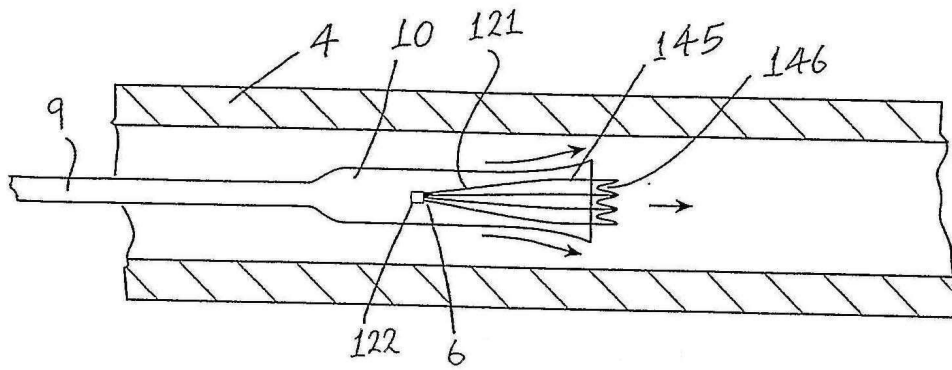
도면39a



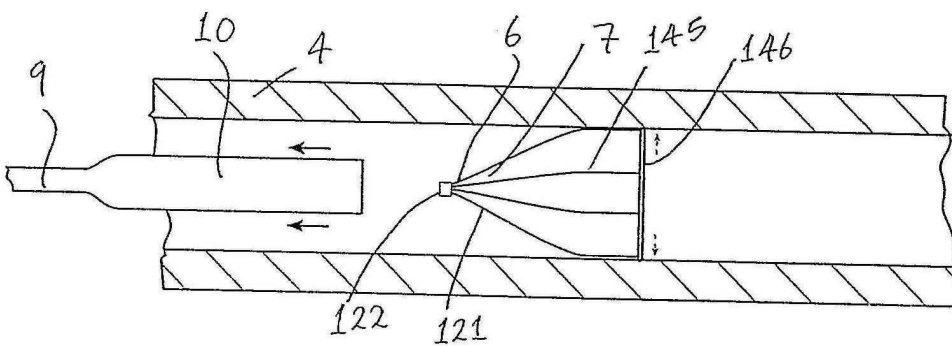
도면39b



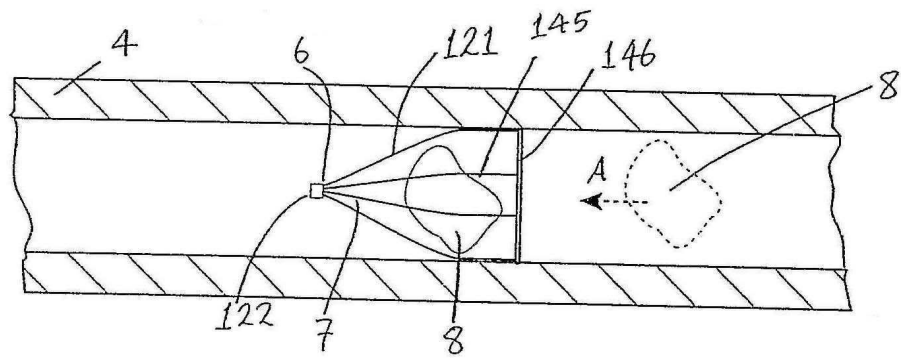
도면40



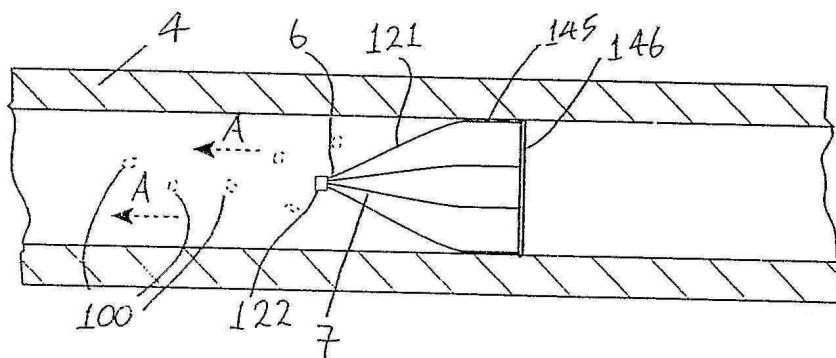
도면41



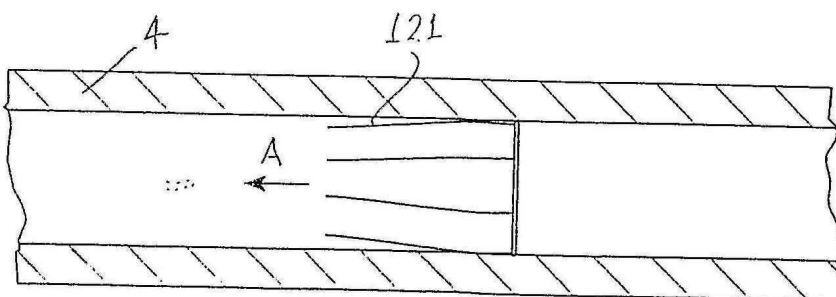
도면42



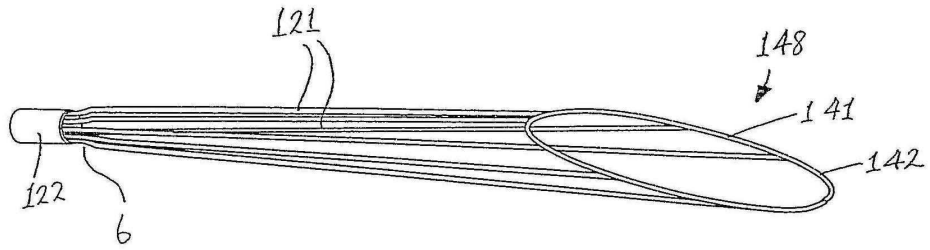
도면43



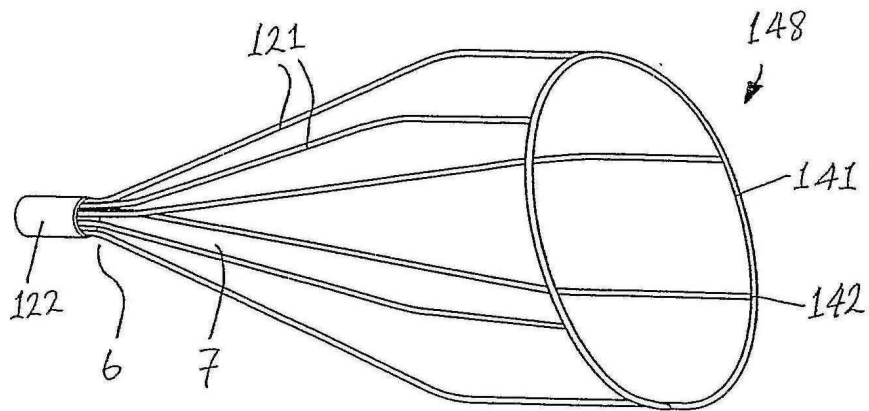
도면44



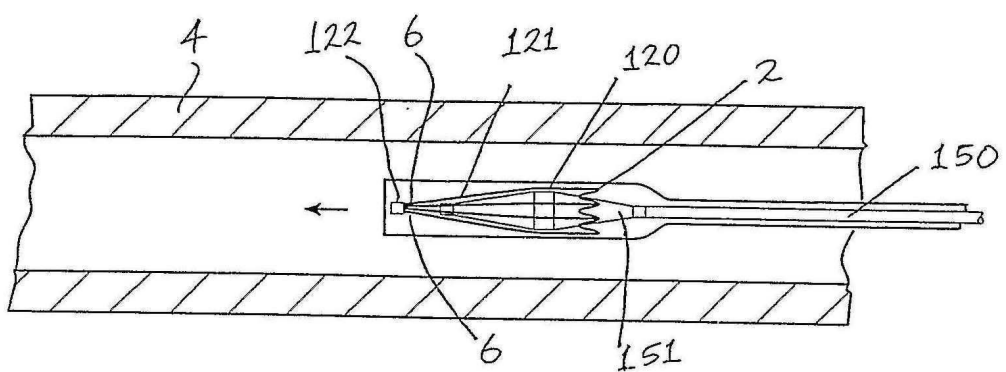
도면44a



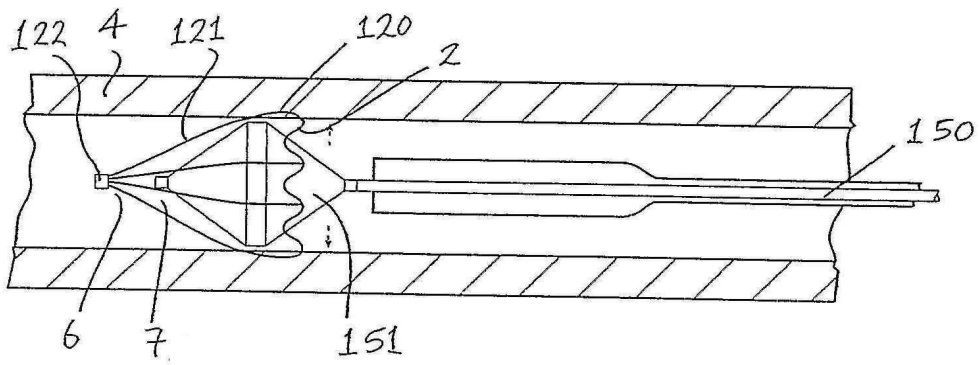
도면44b



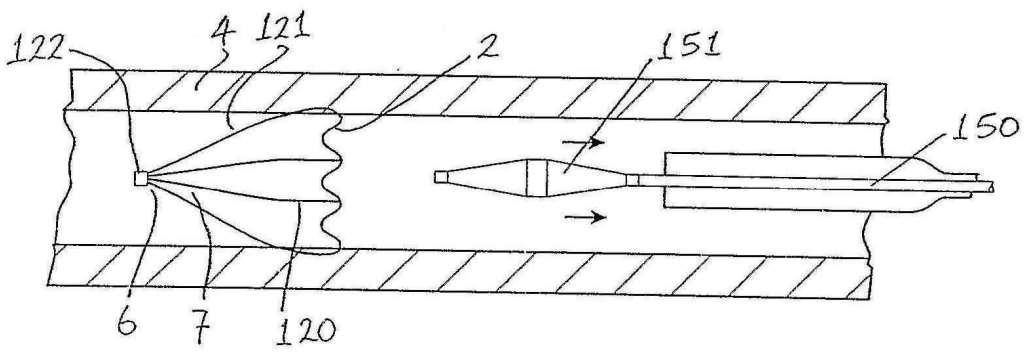
도면45



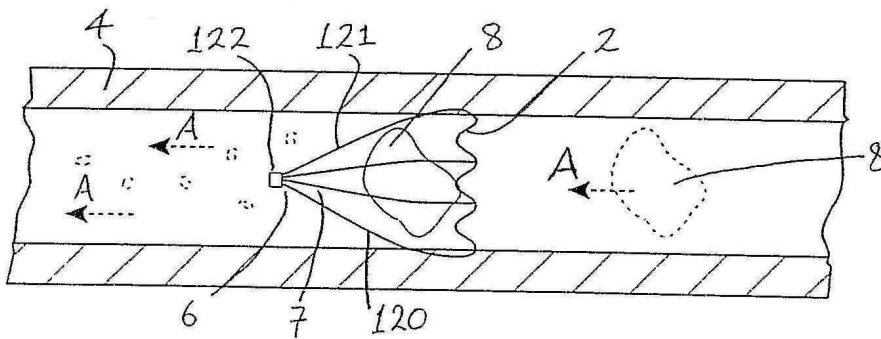
도면46



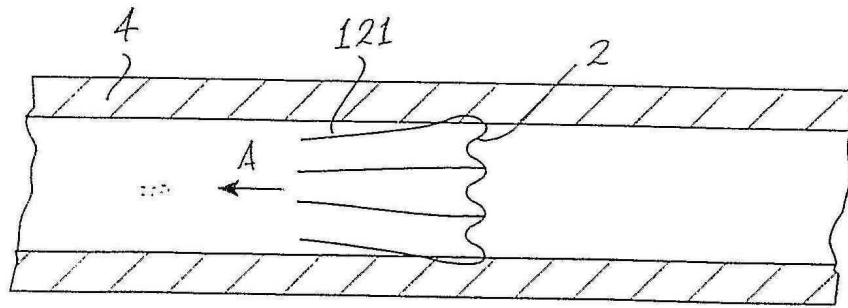
도면47



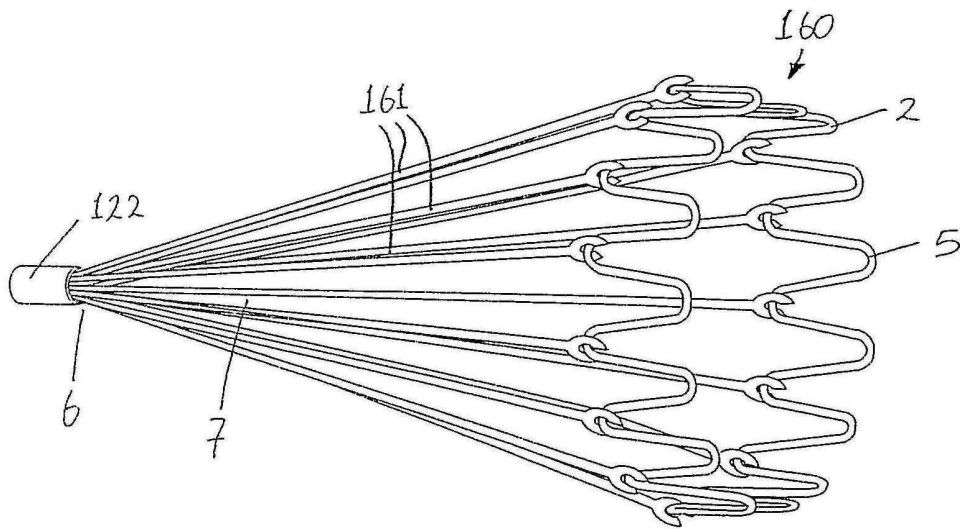
도면48



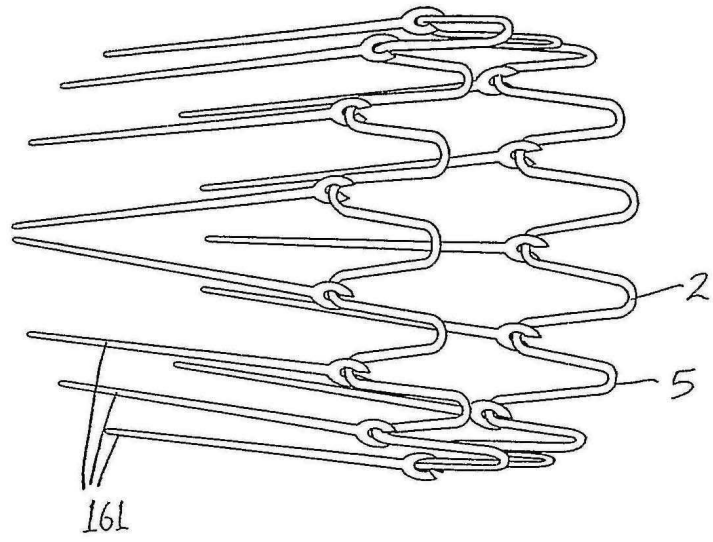
도면49



도면50



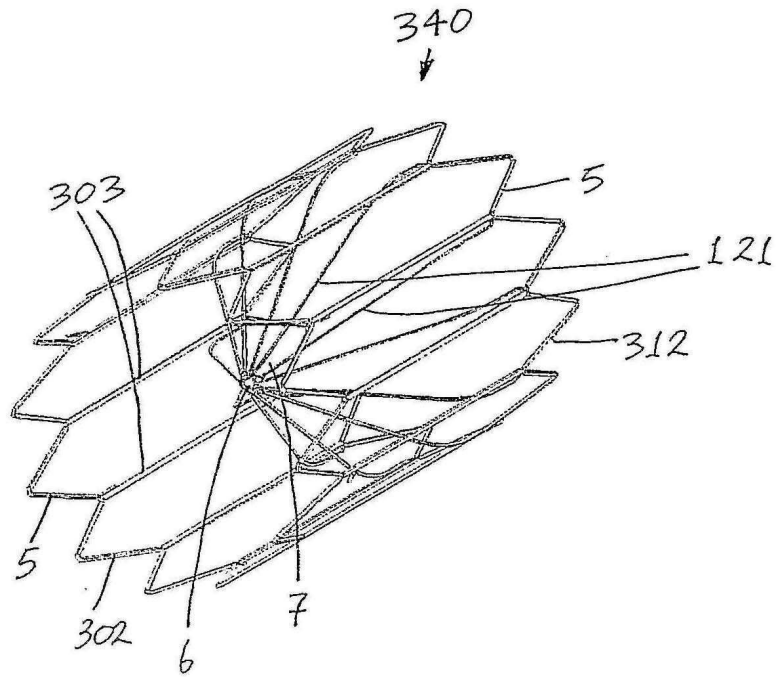
도면51



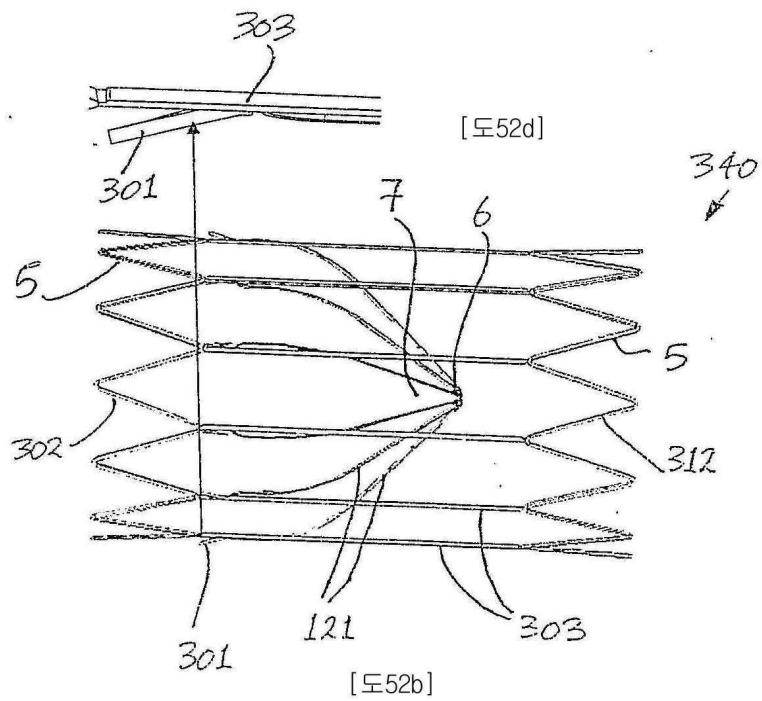
도면52



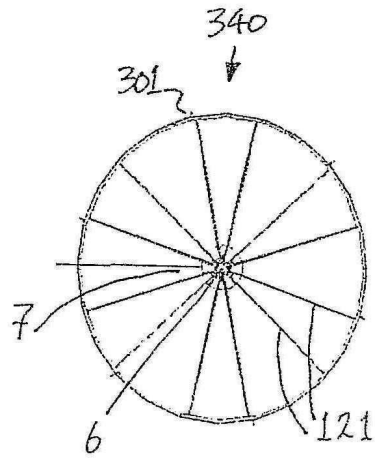
도면52a



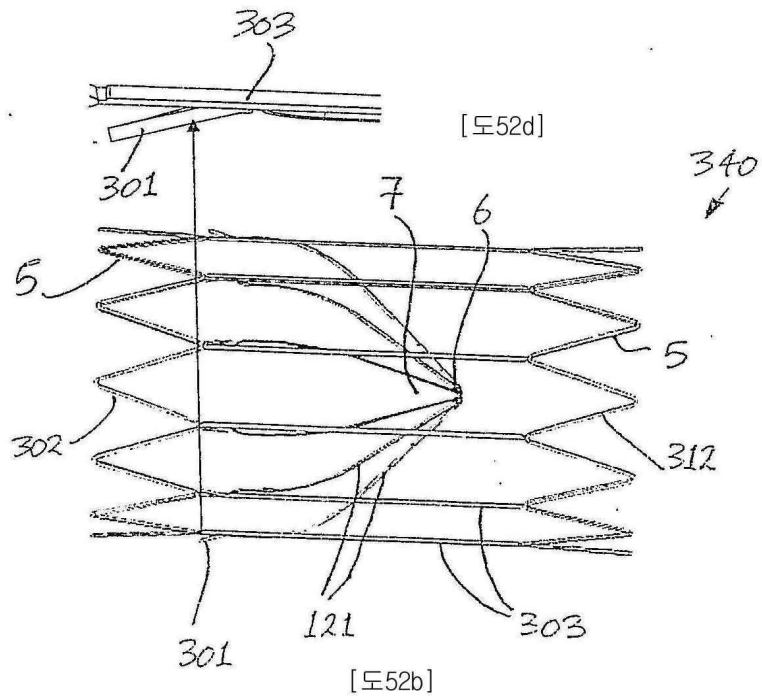
도면52b



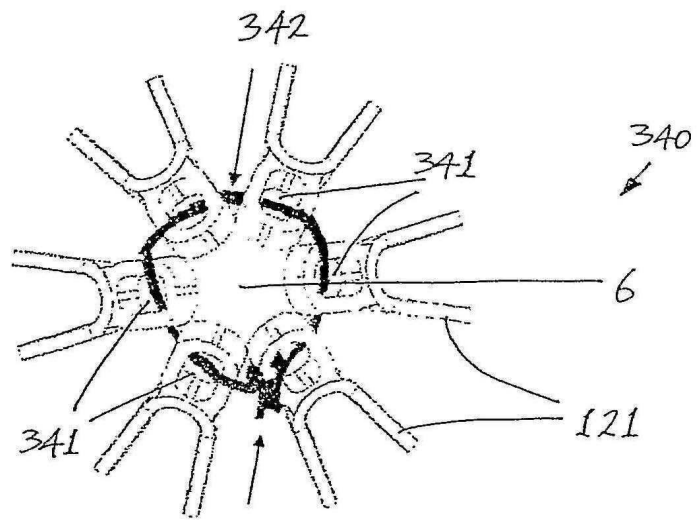
도면52c



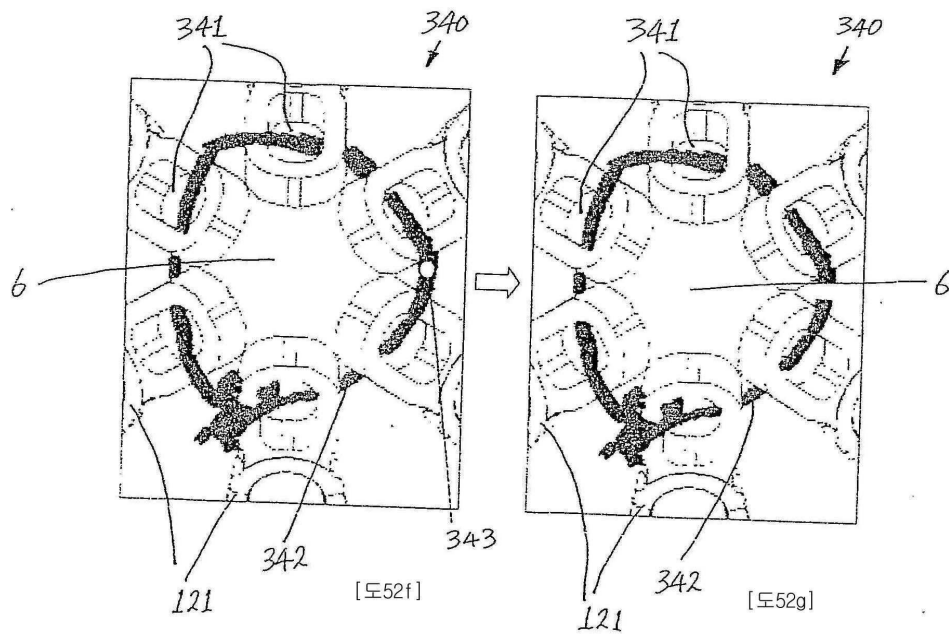
도면52d



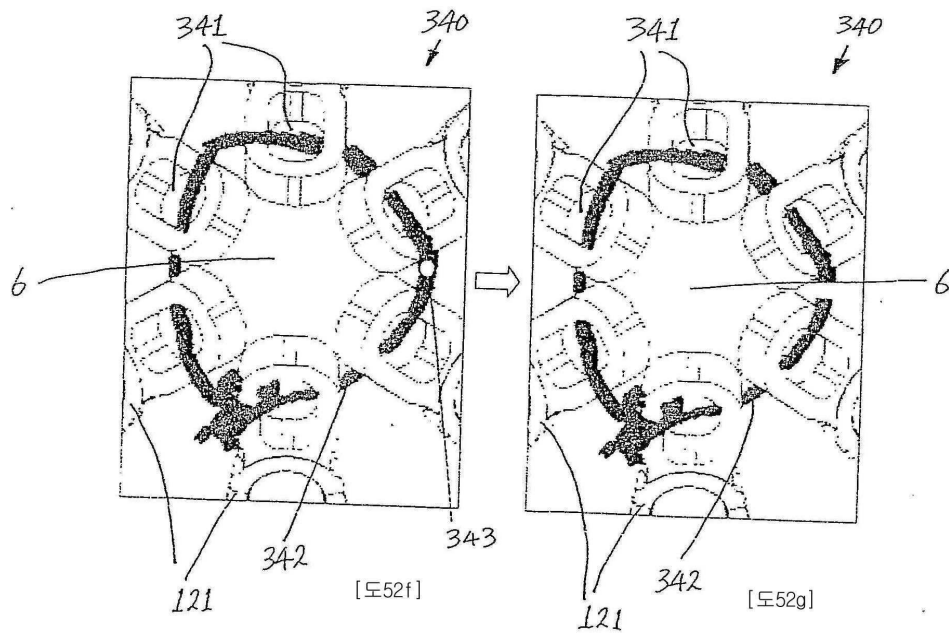
도면52e



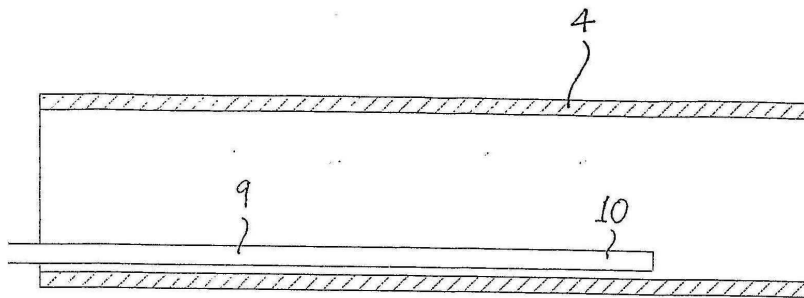
도면52f



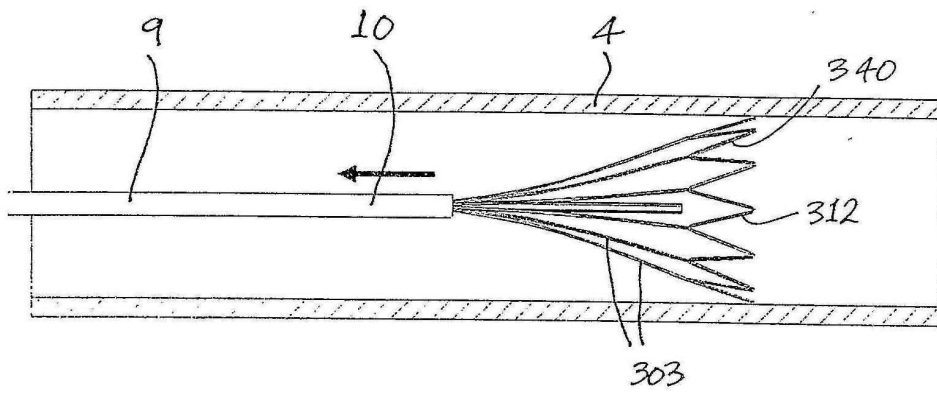
도면52g



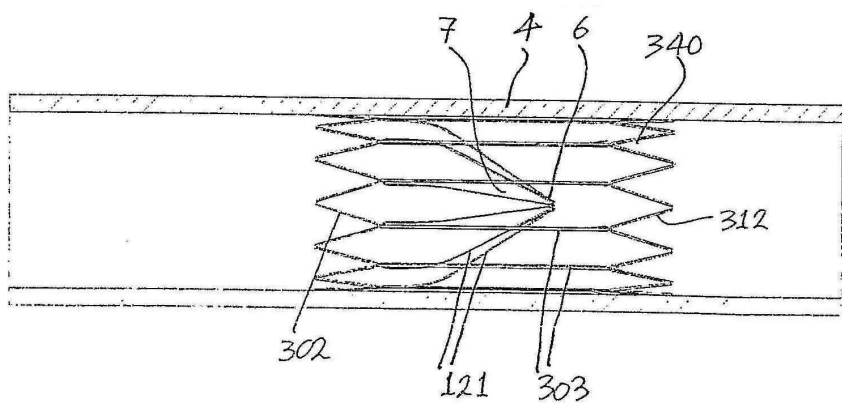
도면52h



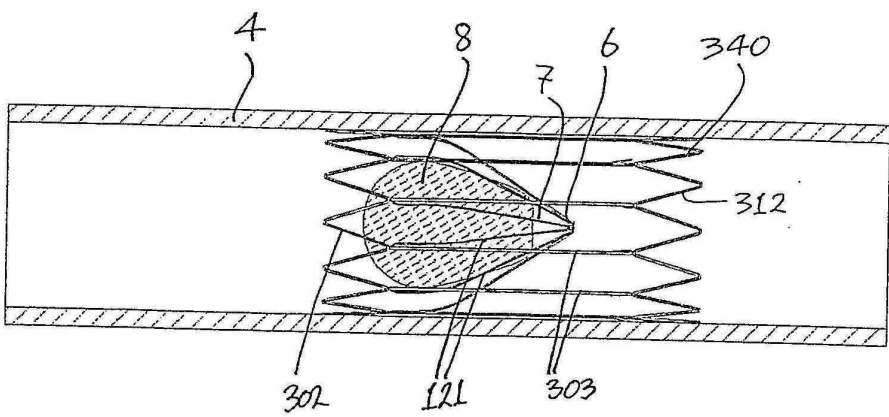
도면52i



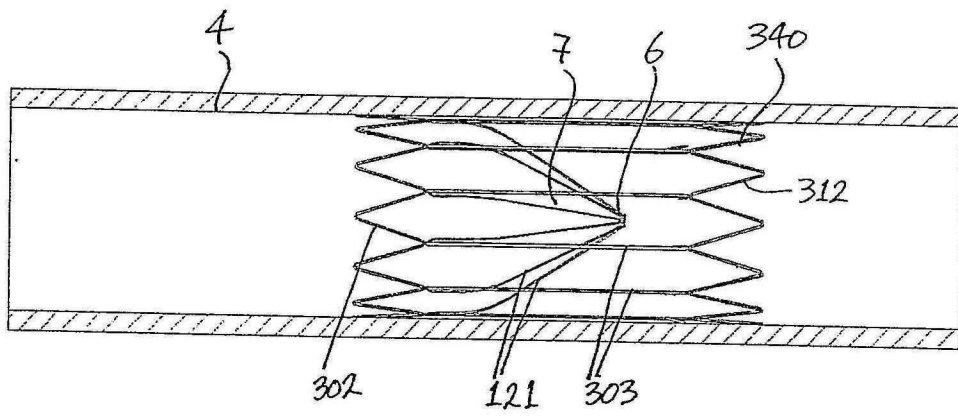
도면52j



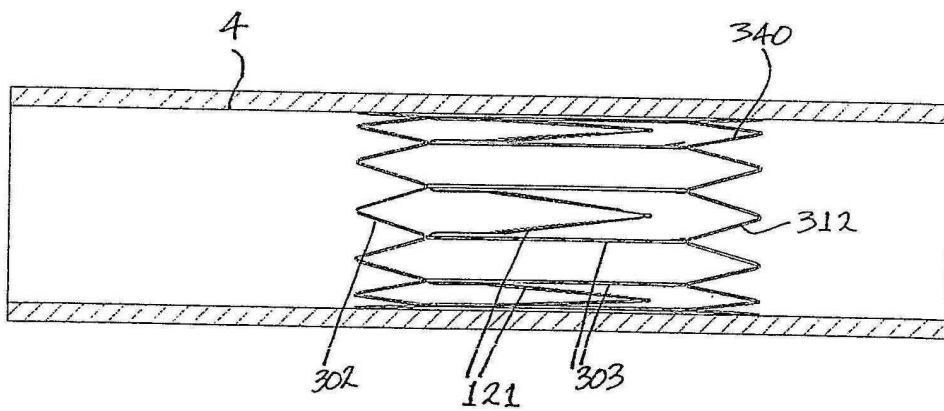
도면52k



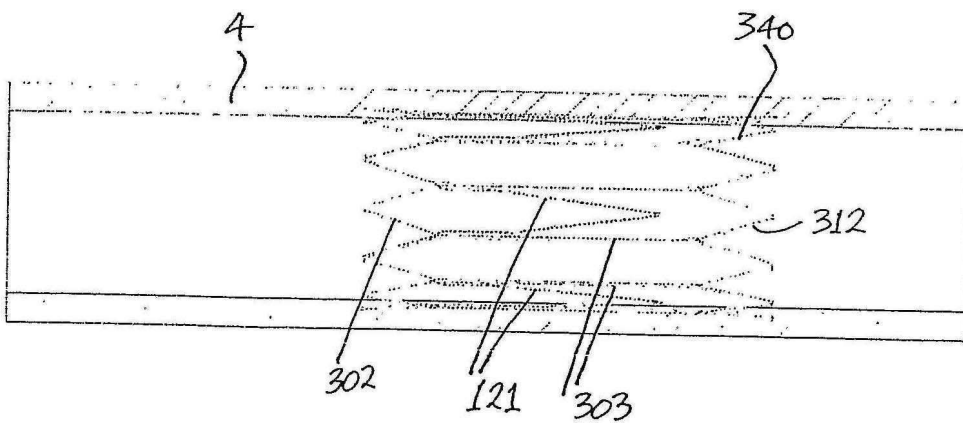
도면52l



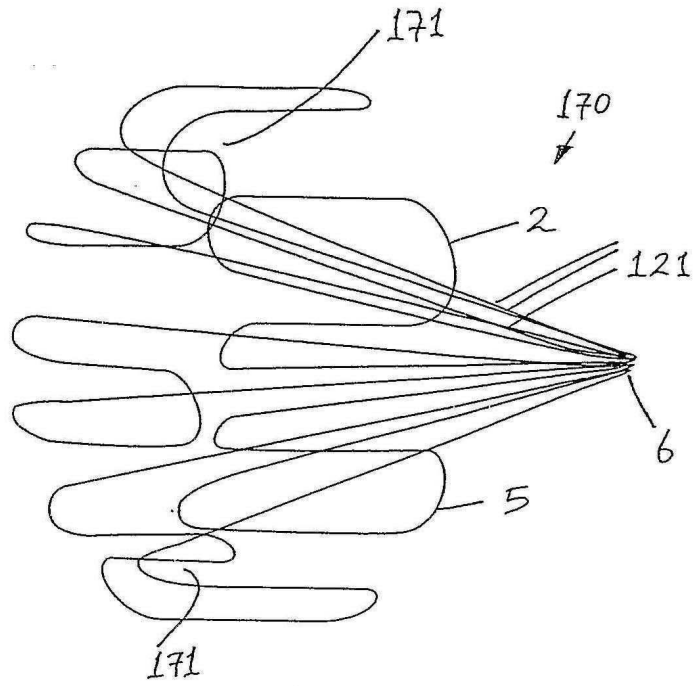
도면52m



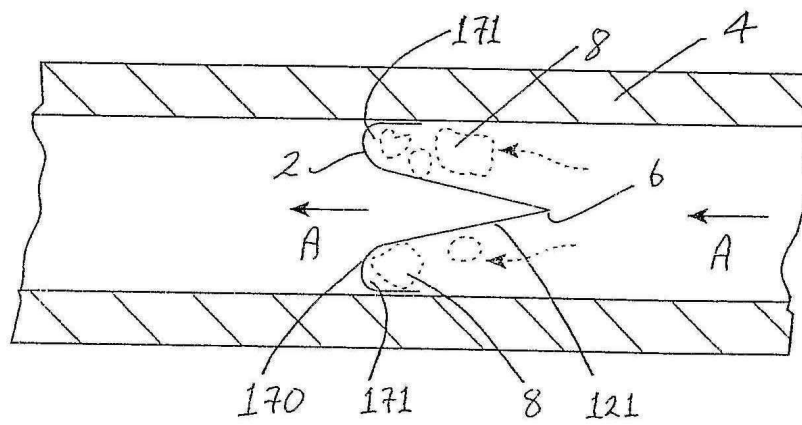
도면52n



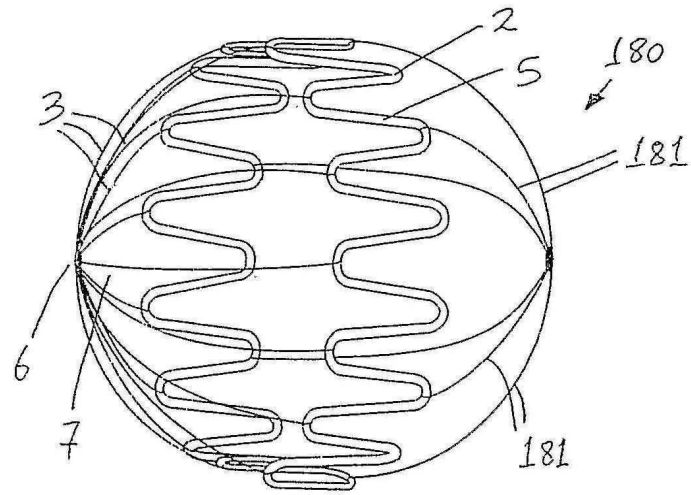
도면53



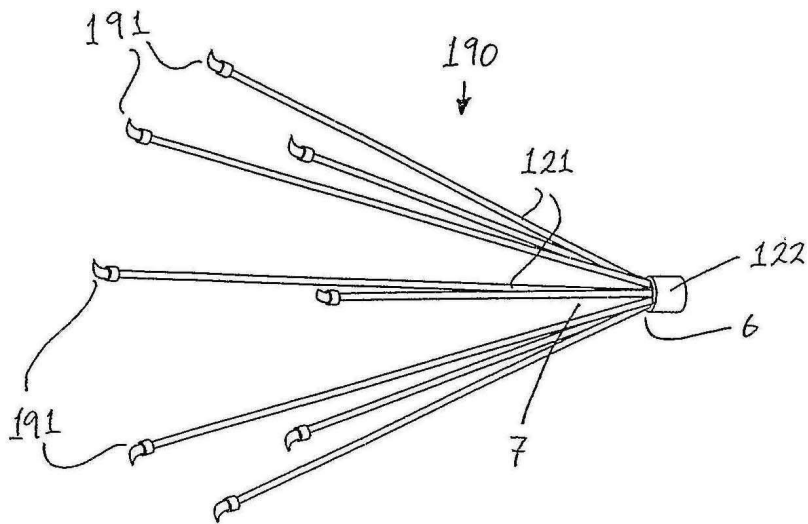
도면54



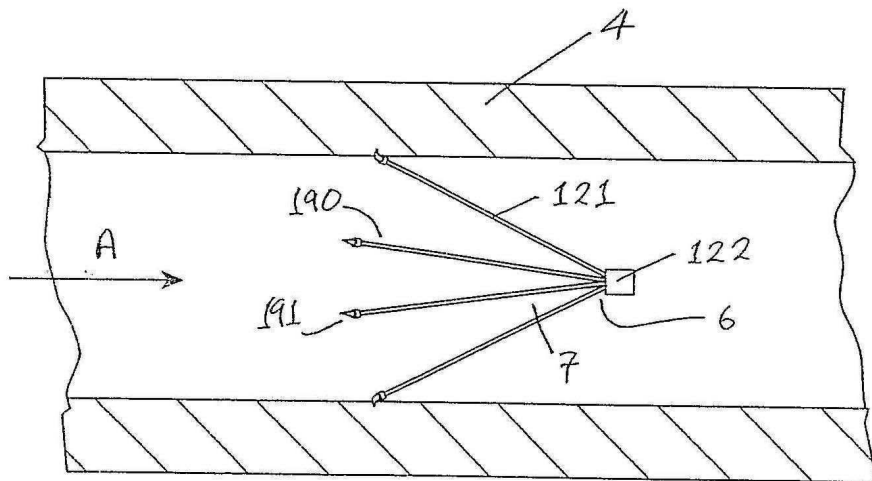
도면55



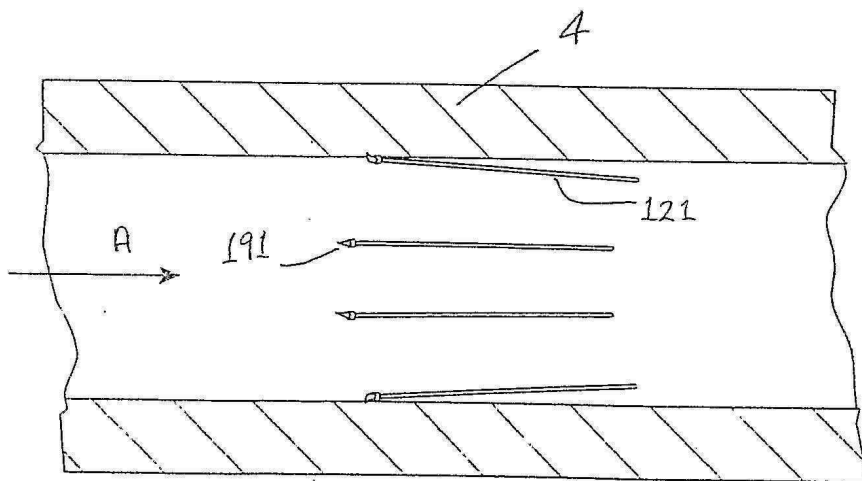
도면56



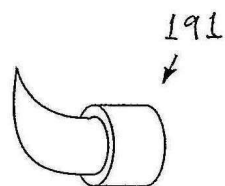
도면57



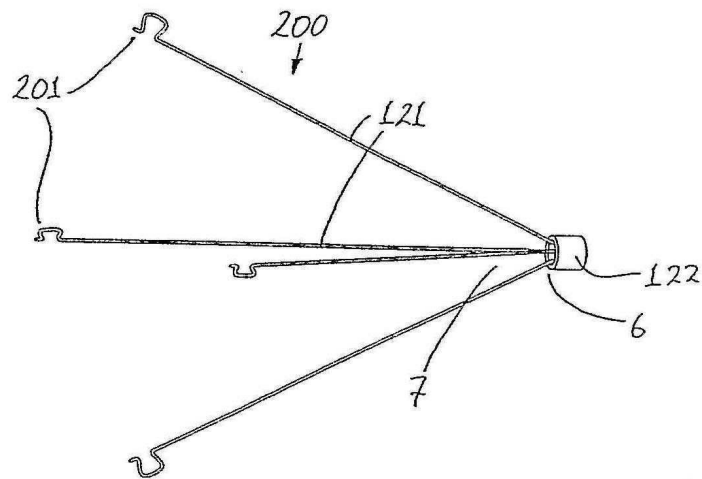
도면58



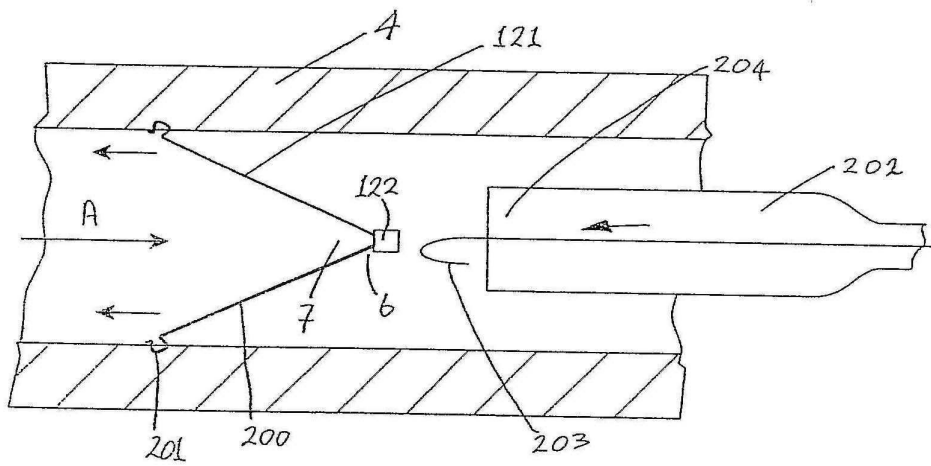
도면59



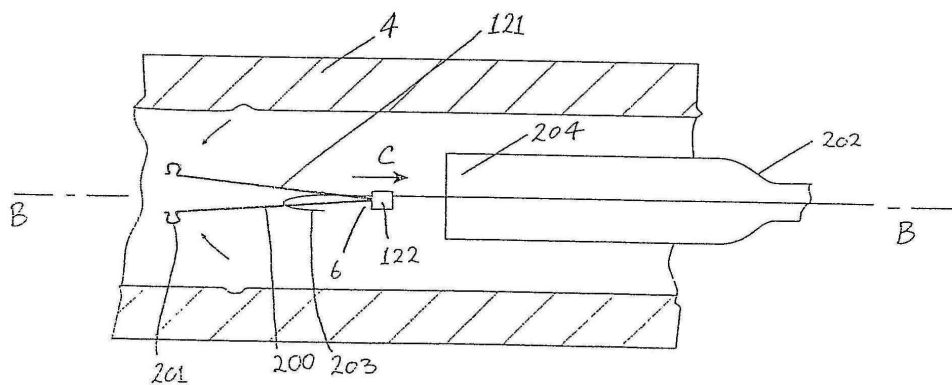
도면60



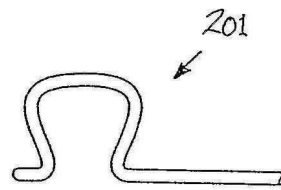
도면61



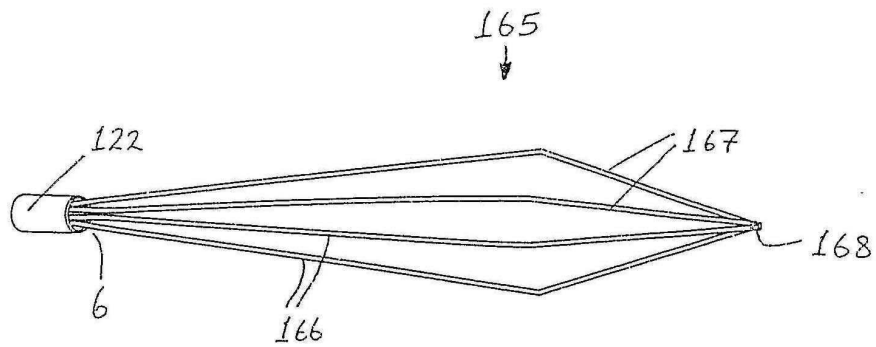
도면62



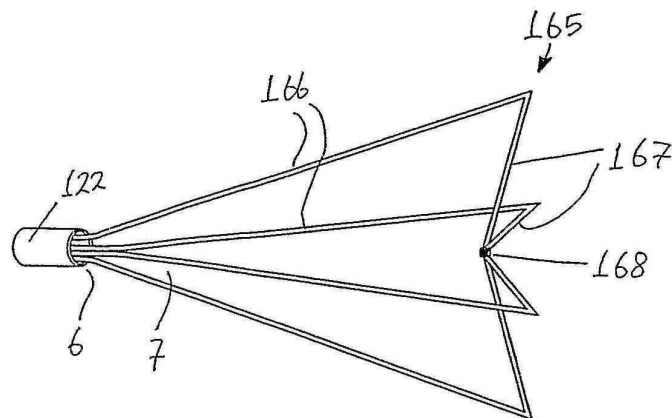
도면63



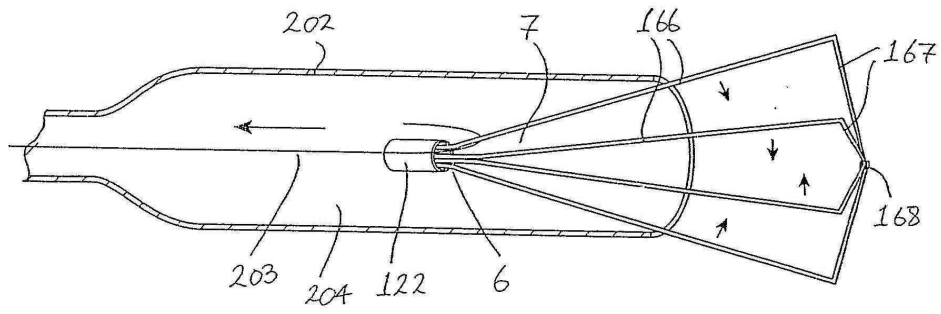
도면63a



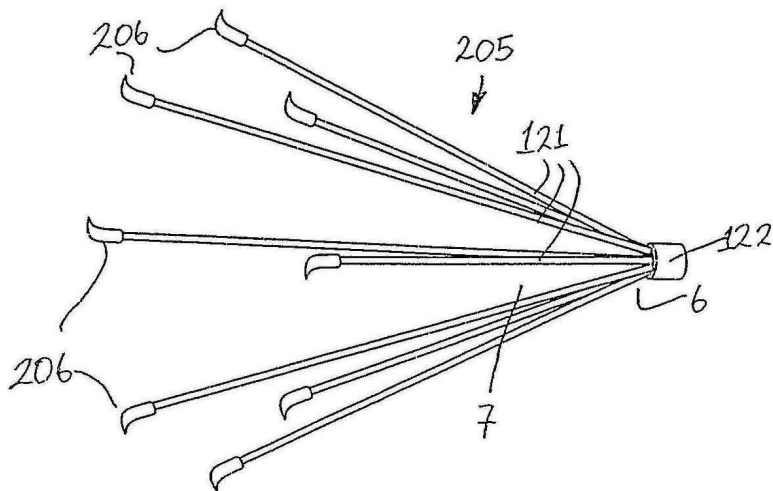
도면63b



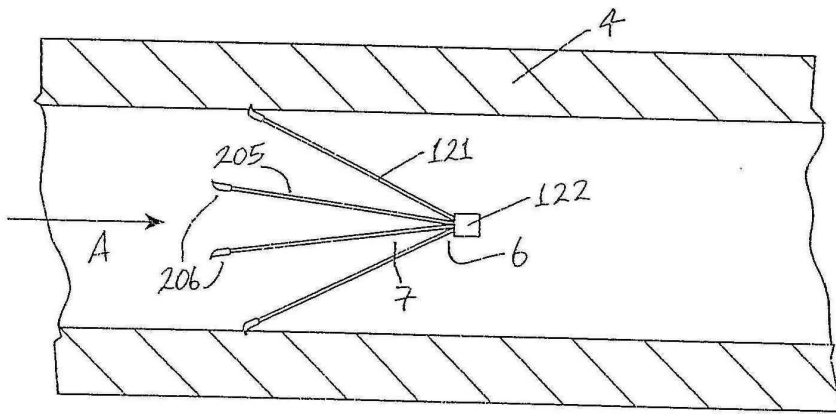
도면63c



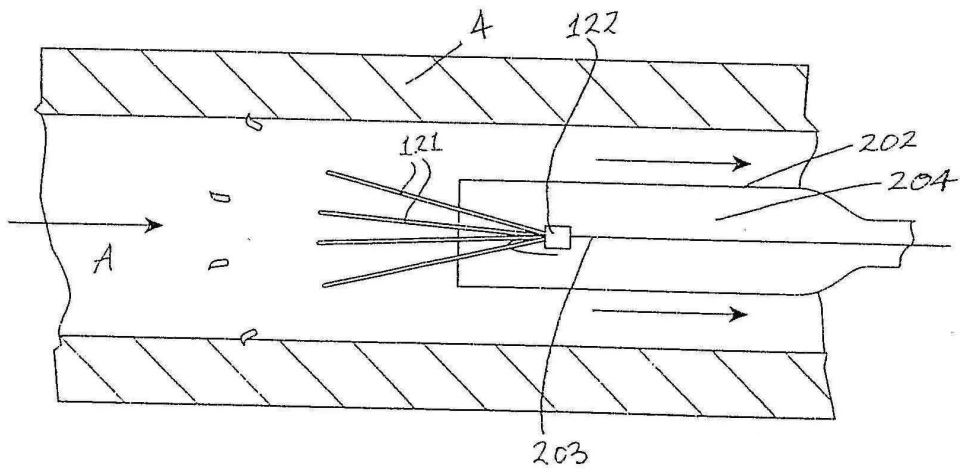
도면63d



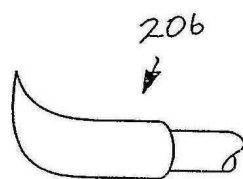
도면63e



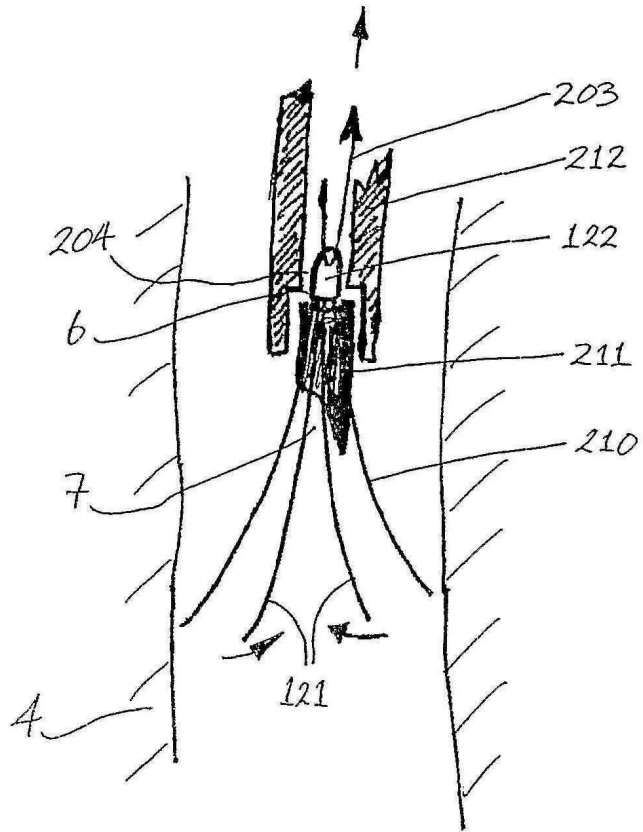
도면63f



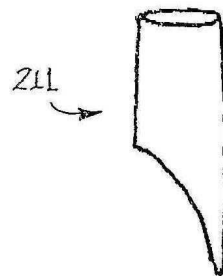
도면63g



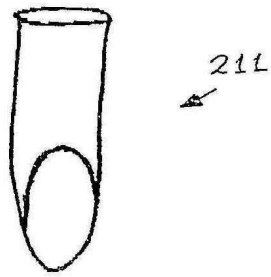
도면64



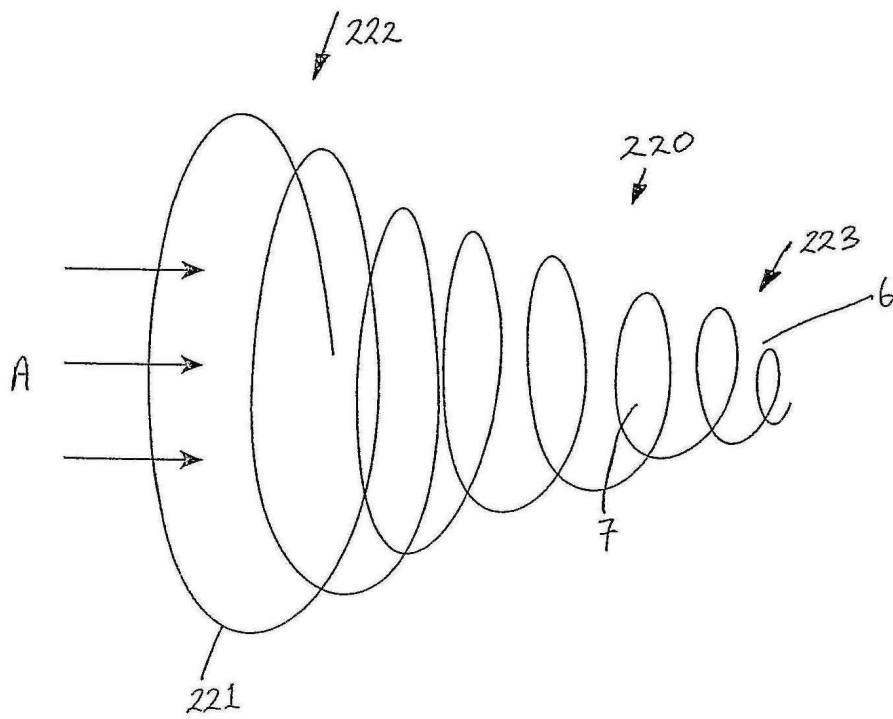
도면65



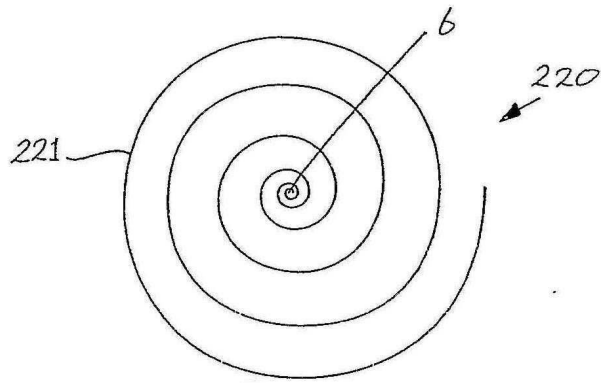
도면66



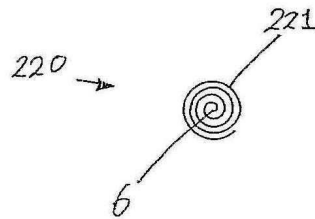
도면67



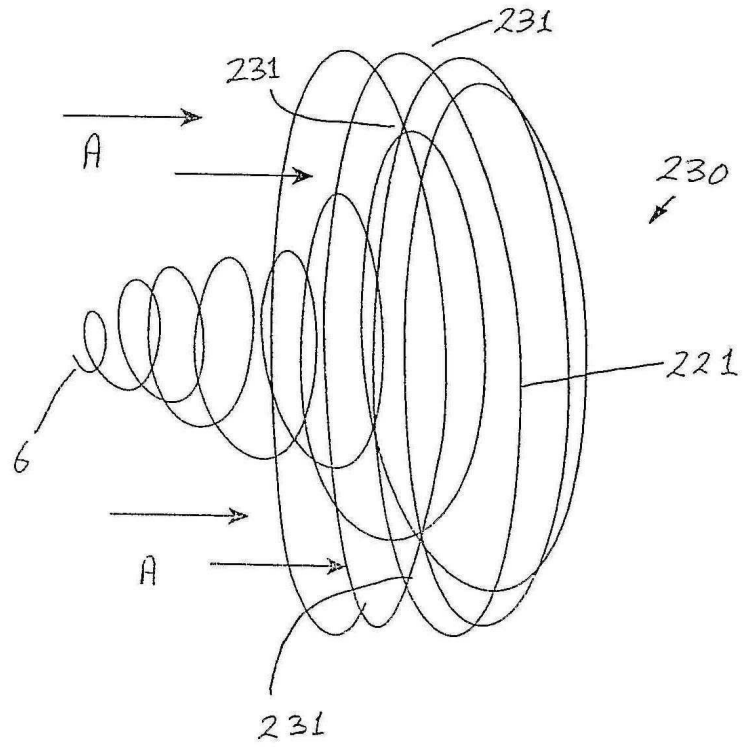
도면68



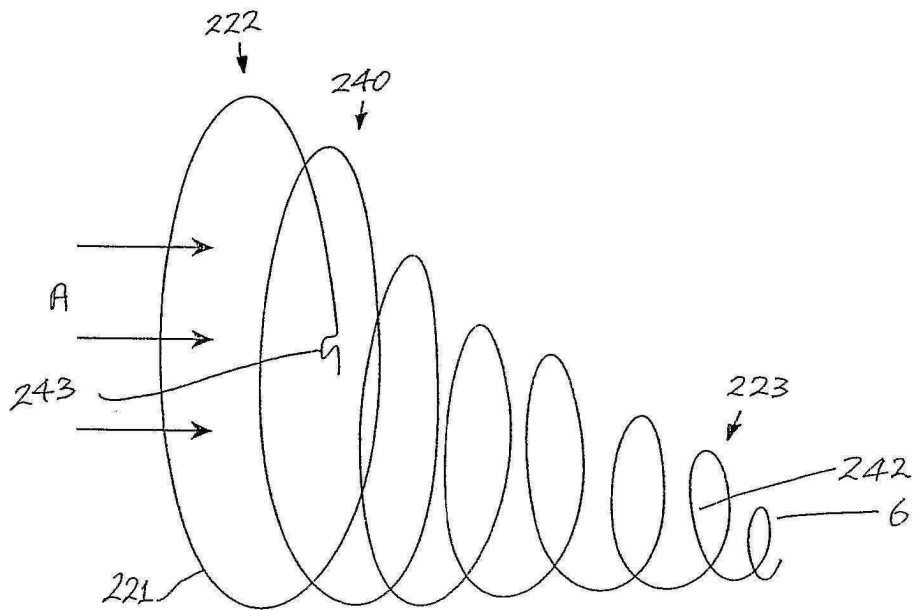
도면69



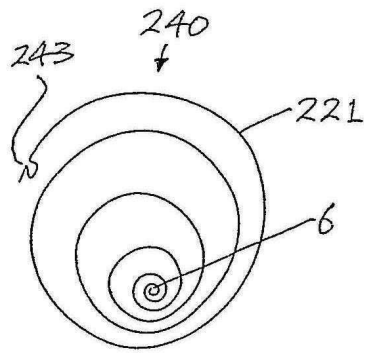
도면70



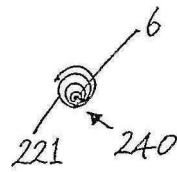
도면71



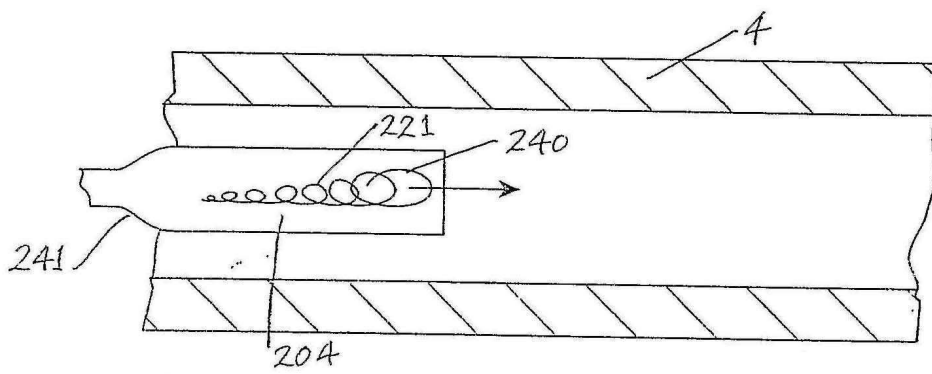
도면72



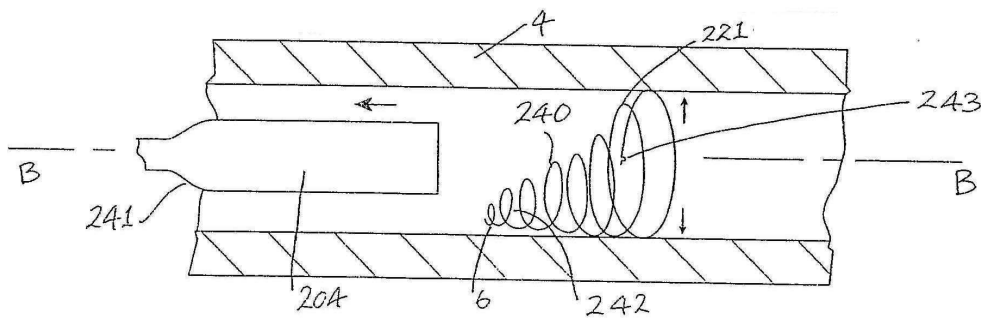
도면73



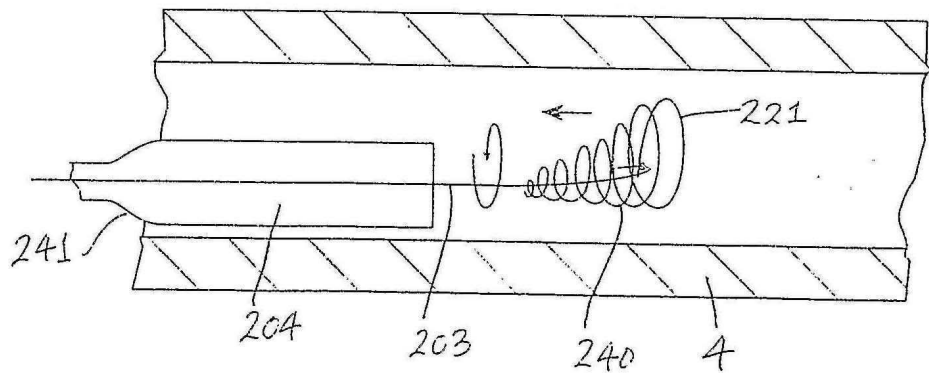
도면74



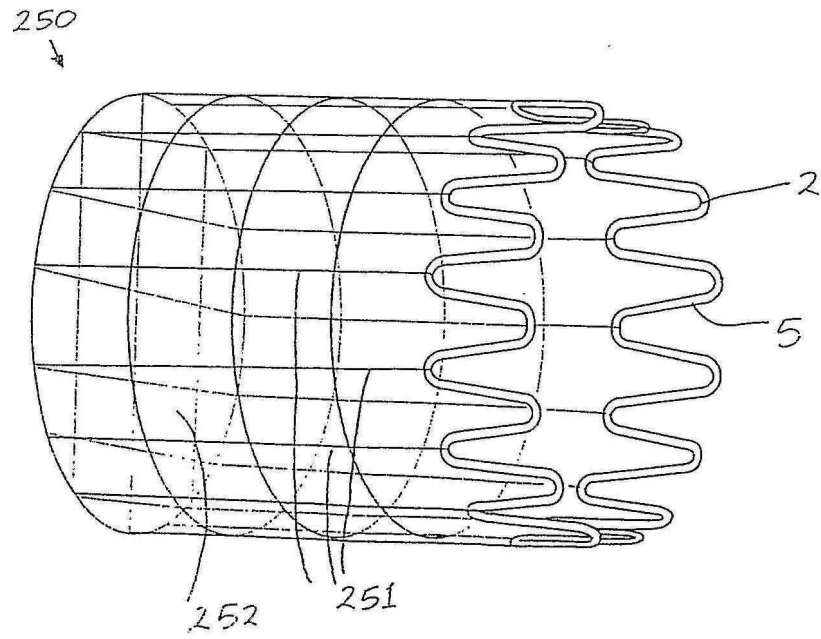
도면75



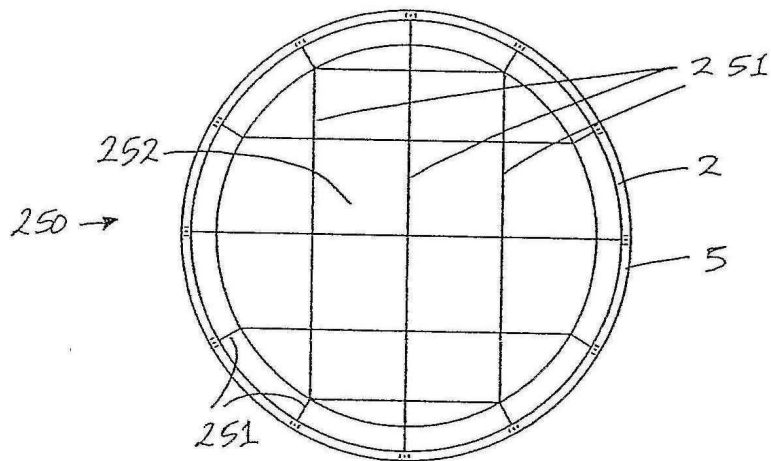
도면76



도면77



도면78



도면79

