



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년02월03일  
(11) 등록번호 10-2357921  
(24) 등록일자 2022년01월26일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 18/14 (2006.01) A61B 18/00 (2022.01)
- (52) CPC특허분류  
A61B 18/1492 (2013.01)  
A61B 2018/00267 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7029129
- (22) 출원일자(국제) 2015년03월18일  
심사청구일자 2020년02월27일
- (85) 번역문제출일자 2016년10월19일
- (65) 공개번호 10-2016-0145034
- (43) 공개일자 2016년12월19일
- (86) 국제출원번호 PCT/IB2015/051998
- (87) 국제공개번호 WO 2015/140741  
국제공개일자 2015년09월24일
- (30) 우선권주장  
MI2014A000467 2014년03월20일 이탈리아(IT)
- (56) 선행기술조사문헌  
US20050171536 A1  
US20090093802 A1  
US20110028826 A1

- (73) 특허권자  
아트리카트 에스.피.아.  
이탈리아 아이-20122 밀라노 비알레 비안카 마리아 41
- (72) 발명자  
페르플레르 엔리코  
이탈리아 아이-27100 파비아 비아 라르디라고 31
- (74) 대리인  
리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 14 항

심사관 : 이덕희

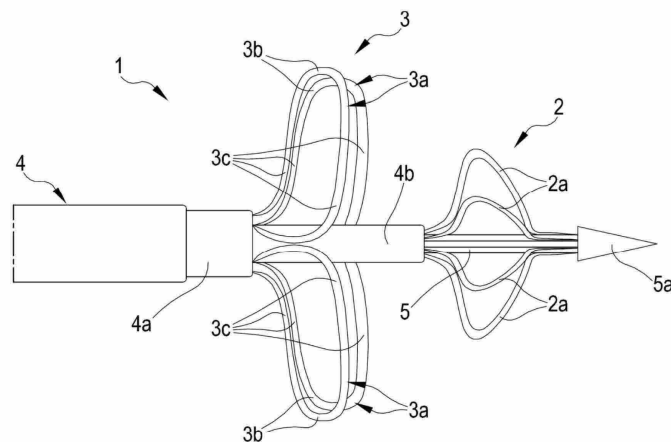
(54) 발명의 명칭 절제 카테터 및 절제 장치

(57) 요약

본 발명은 조직의 절제를 위한 절제 카테터(ablation catheter)(1)에 관한 것으로서: - 서로 동심인 외부 튜브형 몸체(4a)와 내부 튜브형 몸체(4b), 및 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 내에 적어도 부분적으로 수용되며 상기 내부 튜브형 몸체(4b)로부터 돌출되는 적어도 하나의 자유 단부(free end)(5a)를 가지는 막대형 안내 요소(rod-like

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



guiding element)(5)를 차례로 포함하는 신축성 튜브형 몸체(telescopic tubular body)(4)로서, 상기 적어도 하나의 자유 단부(5a)는 상기 신축성 튜브형 몸체(4)의 말단부(distal end)에 대응되는, 신축성 튜브형 몸체(4); - 상기 신축성 몸체(4)의 말단부에 대응되는 포지셔닝 헤드(positioning head)(2, 2", 2', 2°, 2\*, 2^ )와 절제 헤드(ablation head)(3)로서, 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2', 2°, 2\*, 2^ )는 상기 막대형 안내 요소의 자유 단부(5a)의 근처에 위치하고, 상기 절제 헤드(3)는 상기 자유 단부(5a)에 대하여 먼 위치에서 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2', 2°, 2\*, 2^ )의 근처에 위치하는, 포지셔닝 헤드(2, 2", 2', 2°, 2\*, 2^ )와 절제 헤드(3); - 상기 신축성 몸체(4)의 근위 단부(proximal end)에서 상기 안내 요소(5), 상기 절제 헤드(3), 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2', 2°, 2\*, 2^ ) 및 상기 신축성 튜브형 몸체(4)와 연결되는 제어 핸드피스(control handpiece);를 포함하고, 상기 절제 헤드(3)는, 상기 외부 튜브형 몸체(4a) 내에 수용되는 휴지(休止) 위치(rest position)와 상기 외부 튜브형 몸체(4a)로부터 꽃잎(petal)처럼 돌출되는 작동 위치(operating position)로부터 이동할 수 있는 적어도 두 개의 절제 요소들 또는 꽃잎들(petals)(3a)을 포함하며, 상기 절제 요소들 또는 꽃잎들(3a) 각각은: - 실질적으로 상기 막대형 안내 요소(5)의 길이방향 축이 중심인 원주의 원호(arc)를 따라서 상기 꽃잎(3a) 각각의 원주상의 주변 부분(circumferential peripheral portion)에 걸쳐 중단없이 연장되는 연속적인 절제 전극(3b); - 휘어진 부분에 대응되는 상기 절제 전극(3b)의 단부에 각각 연결되는 상기 꽃잎(3a)의 두 개의 옆부분들(side portions)(3c)을 포함하고, 상기 옆부분들(3c)과 상기 절제 전극(3b)은 서로 합체되고, 동일한 접힌 금속 도체에 의해 형성되며, 상기 절제 꽃잎(3a) 각각은 상기 절제 헤드의 또 다른 절제 꽃잎(3a)으로부터 분리되고 구별되며, 상기 절제 전극(3b)에 전력이 공급된 상태에서 고주파 절제를 야기하기 위해 상기 절제 헤드의 모든 절제 꽃잎들(3a)은 별개의 전기 에너지 발전기에 개별적으로 연결된다.

(52) CPC특허분류

- A61B 2018/00273 (2013.01)
- A61B 2018/00279 (2013.01)
- A61B 2018/00285 (2013.01)
- A61B 2018/00375 (2013.01)
- A61B 2018/00577 (2013.01)
- A61B 2018/00654 (2013.01)
- A61B 2018/1405 (2013.01)
- A61B 2018/1467 (2013.01)
- A61B 2018/1475 (2013.01)

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

조직의 절제(ablation)를 위한 카테터(catheter)(1)로서:

- 서로 동심인 외부 튜브형 몸체(4a)와 내부 튜브형 몸체(4b), 및 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 내에 적어도 부분적으로 수용되며 상기 내부 튜브형 몸체(4b)로부터 돌출되는 적어도 하나의 자유 단부(free end)(5a)를 가지는 막대형 안내 요소(rod-like guiding element)(5)를 차례로 포함하는 신축성 튜브형 몸체(telescopic tubular body)(4)로서, 상기 적어도 하나의 자유 단부(5a)는 상기 신축성 튜브형 몸체(4)의 말단부(distal end)에 대응되는, 신축성 튜브형 몸체(4);

- 상기 신축성 튜브형 몸체(4)의 말단부에 대응되는 포지셔닝 헤드(positioning head)(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )와 절제 헤드(ablation head)(3)로서, 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )는 상기 막대형 안내 요소의 자유 단부(5a)의 근처에 위치하고, 상기 절제 헤드(3)는 상기 자유 단부(5a)에 대해 먼 위치에서 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )의 근처에 위치하는, 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )와 절제 헤드(3);

- 상기 신축성 튜브형 몸체(4)의 근위 단부(proximal end)에서 상기 안내 요소(5), 상기 절제 헤드(3), 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ ) 및 상기 신축성 튜브형 몸체(4)와 연결되는 제어 핸드피스(control handpiece);를 포함하고,

상기 절제 헤드(3)는, 상기 외부 튜브형 몸체(4a) 내에 수용되는 휴지(休止) 위치(rest position)와 상기 외부 튜브형 몸체(4a)로부터 꽃잎(petal)처럼 돌출되는 작동 위치(operating position)로부터 이동할 수 있는 적어도 두 개의 절제 요소들 또는 절제 꽃잎들(petals)(3a)을 포함하며,

상기 절제 요소들 또는 절제 꽃잎들(3a) 각각은:

- 실질적으로 상기 막대형 안내 요소(5)의 길이방향 축이 중심인 원주의 원호(arc)를 따라서 상기 절제 꽃잎(3a) 각각의 원주상의 주변 부분(circumferential peripheral portion)에 걸쳐 중단없이 연장되는 연속적인 절제 전극(3b);

- 휘어진 부분에 대응되는 상기 절제 전극(3b)의 단부에 각각 연결되는 상기 절제 꽃잎(3a)의 두 개의 옆부분들(side portions)(3c)을 포함하고,

상기 옆부분들(3c)과 상기 절제 전극(3b)은 서로 합체되고, 동일한 접힌 금속 도체에 의해 형성되며,

상기 절제 꽃잎(3a) 각각은 상기 절제 헤드의 또 다른 절제 꽃잎(3a)으로부터 분리되고 구별되며,

상기 절제 전극(3b)에 전력이 공급된 상태에서 고주파 절제를 야기하기 위해 상기 절제 헤드의 모든 절제 꽃잎들(3a)은 별개의 전기 에너지 발전기에 개별적으로 연결되는 것을 특징으로 하는 조직의 절제를 위한 카테터.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 절제 꽃잎(3a) 각각은 직경 D의 원형의 단면과 상기 절제 전극의 직선 길이 L을 가지는 하나의 니티놀(Nitinol) 와이어로 제조되며, 상기 D와 L의 비율인 D/L은 0.015 내지 0.025까지의 범위인, 조직의 절제를 위한 카테터.

#### 청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 절제 꽃잎(3a) 각각의 두 개의 옆부분들(3c)은 전기 절연성 재료로 코팅되는, 조직의 절제를 위한 카테터.

#### 청구항 4

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 절제 꽃잎 각각을 위해, 상기 제어 핸드피스까지 연장되어 상기 절제 꽃잎 각각에 전력을 공급하기 위한 적어도 하나의 도체(39)를 포함하며, 상기 도체(39)는 상기 외부 튜브형 몸체(4a)의 내부로 연장되고, 상기 외부 튜브형 몸체(4a)와 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 사이의 공간 내에 배열되는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 5**

제4항에 있어서,

상기 절제 꽃잎 각각을 위해, 상기 신축성 튜브형 몸체(4) 내에 적어도 부분적으로 수용되며, 상기 제어 핸드피스로부터 상기 외부 튜브형 몸체(4b)의 단부까지 연장되도록 예정된 적어도 하나의 제1 추가 도체(38)를 포함하는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 6**

제5항에 있어서,

상기 제1 추가 도체(38) 각각은 상기 외부 튜브형 몸체(4a) 내부에서 나선형으로 전개되며, 상기 도체들(39)은 상기 외부 튜브형 몸체(4a) 내부에서 적어도 하나의 추가 도체(38)와 교번하는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 7**

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 절제 꽃잎(3a) 각각은 상기 휴지 위치와 상기 작동 위치 사이에서 다른 것들에 대해 개별적으로 이동할 수 있는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 8**

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 신축성 튜브형 몸체(4) 및/또는 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )의 회전을 초래함이 없이 상기 절제 꽃잎들(3a)이 회전할 수 있도록, 상기 절제 꽃잎들(3a)은 상기 신축성 튜브형 몸체(4)와 회전 결합되는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 9**

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )는 적어도 하나의 추출할 수 있는 포지셔닝 아암(2a, 2a", 2a'", 2a°, 2a\*, 2a^ )을 포함하며, 상기 추출할 수 있는 포지셔닝 아암(2a, 2a", 2a'", 2a°, 2a\*, 2a^ )은 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 내에 수용되는 휴지 위치와 상기 내부 튜브형 몸체(4b)로부터 방사상으로 돌출되는 추출된 작동 위치 사이에서 이동할 수 있는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 10**

제9항에 있어서,

상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )는 조직 내의 전위를 나타낼 수 있으며 시행된 절제의 완성도를 나타낼 수 있는 적어도 하나의 센서를 포함하는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 11**

제10항에 있어서,

상기 포지셔닝 아암들(2a, 2a", 2a'", 2a°, 2a\*, 2a^ )은 금속성이며 검출 전극을 형성하는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 12**

제11항에 있어서,

상기 포지셔닝 아암 각각은, 상기 제어 핸드피스까지 연장되고 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 내에 수용되며, 적어도 하나의 신장된 부분(elongated portion)(29)에 연결되는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 13**

제12항에 있어서,

상기 포지셔닝 헤드(2)를 위해, 상기 신장된 부분들(29)과 서로 간에 배치되는 제2 추가 도체들(28)이 구상되는, 조직의 절제를 위한 카테터.

**청구항 14**

제1항 또는 제2항에 따른 조직의 절제를 위한 카테터와 상기 카테터의 절제 끝잎 각각을 위해 상기 절제 끝잎에 전기적으로 연결되는 적어도 하나의 전기 에너지 발전기를 포함하는 조직의 절제를 위한 장치.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 인간의 조직의 절제를 위한, 또는 보다 일반적으로는 동물을 위한, 카테터와 절제 장치의 일반적인 기술 분야에 관한 것이다.

**배경 기술**

- [0002] 현재의 기술분야에서 다양한 유형의 절제 카테터들(ablation catheters)이 알려져 있다.
- [0003] 일반적으로, "절제(ablation)"라는 용어는, 의학 분야에서, 동일한 조직(tissue)의 표면 부분의 제거 또는 이것을 괴사시키는 것 및/또는 동일한 것의 반흔 형성(cicatrization)을 초래하는데 적합한 조직의 처리를 말한다.
- [0004] 본 발명에서 언급되는 절제는 구체적으로 절제에 의해 처리된 영역과 대응되는 조직의 전기적 연속성을 중단시키기 위한 것이다.
- [0005] 이런 의미에서, 절제는 예를 들어 전류, 열, 극저온(cryogenics), 고주파(radiofrequencies) 또는 다른 처리 유형에 의한 일련의 처리들로 시행될 수 있다.
- [0006] 고주파 절제 카테터의 제1 예는 초점 절제(focal ablation)를 시행할 수 있다는 것이며: 실제로, 이것은 이것의 자유 단부와 대응되는 실제의 절제 팁(ablation tip)을 가진다.
- [0007] 시술에 있어서, 카테터는 피부를 통한 접근에 의해 삽입되며 절제될 영역으로 유도된다.
- [0008] 그 다음에 외과의사는 절제 팁을 작동시키고, 상기 팁이 조직과 과도하게 오랫동안 접촉을 유지하지 않도록 하기 위해, 절제 팁을 조직에 연속적으로 접근시키며/조직으로부터 떨어지게 절제 팁을 이동시킴에 의해 조직의 절제를 시행한다. 상기 팁이 조직과 과도하게 오랫동안 접촉을 유지하면 결과적으로 심각할 수 있는 손상을 초래한다.
- [0009] 따라서 절제된 영역은 절제된 점 모양의 구역들의 조합에 의해 정의된다.
- [0010] 팁과 조직의 과도하게 연장된 접촉은 조직의 심각한 상처로 이어질 수 있기 때문에 이러한 시술은 특히 섬세하다.
- [0011] 예를 들어, 심방세동(atrial fibrillation)의 경우에 폐정맥(pulmonary veins)의 공동(antrum)의 절제를 고려해 보자: 절제될 정맥의 공동은 정맥과 심장의 접촉부에 대응하여 위치한다; 절제 팁과 조직의 과도하게 연장된 접촉은 심장의 벽의 천공(piercing)으로 이어질 수 있으며, 외과적으로 즉시 치료되지 않으면, 환자에게 치명적인 결과가 될 수 있다.
- [0012] 한편으로는, 절제 조작 자체는, 절제가 효과적이며 반복되지 않도록 보장하기 위해, 충분히 연장되어야 한다.
- [0013] 이 상황은, 이미 복잡하고, 심지어 이러한 유형의 절제는 실질적으로 점 모양의 절제된 영역들을 발생시킨다는 사실에 기인한다. 결과적으로, 조직의 전기적 연속성을 중단시키고 정맥의 전기적 교란으로부터 심방을 격리시키기 위해, 이러한 점 모양의 영역들을 그들이 실질적으로 연속된 절제 라인을 형성할 때까지 연결하기 위해 수차례 시술을 반복하여야 한다.

- [0014] 더욱이, 시술의 정확성을 향상시키기 위해, 위에서 설명된 고주파 절제 카테터는 제 2의, 별개의 카테터, 즉 맵핑 카테터(mapping catheter)를 요구하며, 이는 시술될 영역의 위치와 시술의 유효성에 관한 정보를 얻는다.
- [0015] 이는 비교적 높은 부담, 비용 및 전체적으로 절차적인 어려움을 가지며 두 개의 별개의 카테터들을 도입하고 조작해야 함을 의미한다.
- [0016] 다른 유형의 알려진 카테터, 구체적으로 (심방세동의 처리를 위한) 폐정맥의 공동의 절제를 위해 적합한 카테터가 국제특허출원 PCT/EP2012/056626호에 설명되어 있다.
- [0017] 이 카테터는 상기한 문제점들을 적어도 부분적으로 해결하기 위해 창출되었다.
- [0018] 이것은 포지셔닝 헤드(positioning head)와 절제 헤드와 신축성 튜브형 몸체(telescopic tubular body)를 포함하며, 상기 신축성 튜브형 몸체는, 서로 동심(concentric)인 외부 튜브형 몸체와 내부 튜브형 몸체, 및 적어도 부분적으로 상기 내부 튜브형 몸체 내에 수용되며 상기 내부 튜브형 몸체로부터 돌출된 자유 단부(free end)를 가진 막대형 안내 요소(rod-like guiding element)를 갖추고 있다.
- [0019] 상기 포지셔닝 헤드는 상기 막대형 안내 요소의 자유 단부 가까이에 위치하며, 반면에 상기 절제 헤드는, 상기 자유 단부로부터 멀리 떨어진 위치, 즉 상기 포지셔닝 헤드에 관해 상기 자유 단부의 반대측에서, 상기 포지셔닝 헤드에 가깝게 위치한다.
- [0020] 요약하면, 상기 포지셔닝 헤드와 절제 헤드는 적절한 유체들에 의해 부풀려질 수 있으며, 그들이 오므라들고 팽창되지 않는 휴지 위치(rest position)로부터 그들이 부풀려지고 팽창되는 작동 상태(operating condition)로 옮겨간다.
- [0021] 비록 이 카테터가 상기한 "절제 팀"을 가진 것들에 관해 상당한 진전을 나타낸다고 할지라도, 여전히 다양한 단점들을 가진다.
- [0022] 첫째 단점은 휴지 상태(rest condition)일 때에도 어떤 장애를 가진다는 사실과 관련된다: 실제로 카테터들을 환자의 정맥 내에 삽입하고 정맥을 통과하여 시술 영역들로 가져오는 데, 시술 영역들은 종종 삽입 지점으로부터 멀리 떨어져 있을 수 있다(예를 들어 심방세동의 시술에 있어서, 카테터는 대퇴정맥(femoral vein) 내에 삽입되고 심장까지 인도된다)는 것을 기억하여야 한다.
- [0023] 이런 의미에서, 치료받는 환자의 정맥 내에서 그것의 통과를 용이하게 하기 위해 카테터의 장애를 제한하는 것은 매우 중요하다는 것은 명백하다.
- [0024] 다른 단점은 거기서 설명된 카테터의 절제 헤드는 원환체(torus)이며, 이는 팽창되었을 때 명확한 치수를 가진다는 사실과 관련된다: 따라서 작동 상태(functioning condition)에서, 그것의 치수는 변할 수 없다.
- [0025] 이는, 적절한 카테터를, 즉 팽창된 상태에서 시술될 영역의 치수와 일치하는 치수를 가진 원환체를 가진 카테터를 선택할 수 있도록 하기 위해, 시술될 영역의 정확한 치수를 알아야 한다는 것을 의미한다.
- [0026] 추가적인 단점은, 다시 상기한 원환체의 치수와 관련되며, 다른 적용들, 예를 들어 절제 헤드에 의해 요구되는 치수들이 매우 다른 적용들을 위해(예를 들어 동일한 환자에 있어서 다른 입구(ostium)를 가진 정맥들을 위해) 동일한 카테터가 사용될 수 없다는 사실에 있다.
- [0027] 또 다른 단점은 일부 절제된 영역들은 효과가 있기 위해 때때로 두 번째 절제 시술을 요구한다는 사실과 관련된다.
- [0028] 일 예는 정맥의 공동의 절제의 경우이다: 시술에 의해 조직이 절제되는 절제 라인은 실질적으로 원주(circumference)이다; 만약 동일한 것의 원호(arc)가 충분히 시술되지 않으면, 외과의사는 새로운 시술을 진행하여야 한다.
- [0029] 그러나, 상기한 카테터의 본질적인 특성은, 새로운 시술은 아마도 이미 충분히 시술된 원주의 영역들을 수반하며, 따라서 조직이 잠재적인 상처에 노출된다는 것을 의미한다.
- [0030] 또 다른 알려진 절제 카테터는 US2013/0103027호에 기재되어 있다. 이 경우에 있어서, 두 개의 분리된 헤드들, 즉 절제 헤드와 포지셔닝 헤드는 말단부(distal portion)에 있다.
- [0031] 절제 헤드는 별개의 절제 전극들(점 모양의)이 조립된 각진 실 모양 지지체들(angled thread-like supports)을 가진다.

- [0032] 또 다른 절제 카테터는 US2005171536호에 기재되어 있다. 이 경우에 있어서도, 절제 헤드는 지지 구조체 상에 조립된 전극들을 가진다.
- [0033] US 6,893,438호에 기재된 카테터에 대해서도, 요약하면, 마찬가지로일 수 있다.
- [0034] 이러한 유형의 실시예들이 더욱 전형적인 (팁을 가지며 부풀어질 수 있는) 카테터들과 관련된 상기한 단점들의 일부를 극복할 수 있다고 할지라도, 그러나 그들은 구조가 비교적 복잡하고, 전극들을 공급하기 위한 특정한 도체들을 요구하며, 상당한 공간을 차지한다.
- [0035] 더욱이, 별개의 전극들을 가진 카테터로 절제 시술하는 동안, 지지 구조체의 각각의 와이어의 전극들이 절제될 조직의 표면에 완벽하게 부착되도록 하는 것은 대체로 어렵다는 사실에 기인하여 혈전들이 형성될 위험성이 비교적 높다는 것을 주목하여야 한다.
- [0036] 위에서 설명된 "다중 전극(multi-electrode)" 카테터들이 부딪히는 또 다른 문제점은 전극들의 개별적인 배치에 기인한다: 단극 또는 양극의 고주파 공급으로 활성화될 수 있는 상기 전극들은 폐정맥을 둘러싸는 조직을 절제하며, 그러나 하나의 절제 지점과 다른 지점 사이에 갭들(gaps)을 남긴다. 이러한 갭들을 채우기 위해, 완전하게 시술되지 않은 영역들 내의 절제를 확인하고 완료하기 위해 동일한 카테터의 반복되는 적용 또는 심지어 초점 카테터와 맵핑 카테터의 도입이 매우 빈번하게 요구되며, 결과적으로 환자에 대한 절차적 위험성이 상승하고 시간이 길어지며 개입되는 비용이 증가한다.
- [0037] 대체로, 고주파 절제는, (외부의) 발전기로부터 절제 헤드까지 카테터를 따른 도체 내에 발생할 수 있는 와전류(eddy-current)에 기인하여 제어하기가 더욱 어려우며, 이는 공급되는 에너지를 정확하게 제어하는 것을 어렵게 할 수 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0038] 본 발명의 제1 목적은 주지 기술의 단점들을 극복하는 것이다.
- [0039] 본 발명의 제2 목적은 조직의 절제를 위한, 최소의 가능한 치수를 가지며 동시에 가능한 한 충분하고 균일한 절제 프로파일(profile)을 가진 카테터를 제공하는 것이다.
- [0040] 추가적인 목적은 또한 절제 헤드를 둘러싸는 조직의 일부만 절제 가능하게 하고, 이미 정확하게 시술된 다른 부분들은 새로운 시술에 영향받지 않도록 하는 것이다.
- [0041] 본 발명의 또 다른 목적은, 절차의 시간을 단축할 수 있어서 환자에게 진정제를 투여하는 시간을 줄일 수 있는 조직의 절제를 위한 카테터를 제공하는 것이다.
- [0042] 추가적인 목적은, 사용하기에 더 안전하며, 또한 조직의 벽들을 이동시키는 경우에, 벽들에 상처를 입히거나 또는 천공하는 것을 피하는 절제 카테터를 제공하는 것이다.
- [0043] 본 발명의 추가적인 목적은, 사용할 때, 혈전들의 형성이 감소하는 절제 카테터를 제공하는 것이다.
- [0044] 본 발명의 또 다른 목적은, 사용할 때, 공급되는 에너지를 비교적 간단하게 통제할 수 있는 절제 카테터를 제공하는 것이다.
- [0045] 본 발명의 다른 목적은, 외과의사에게 조직의 시술 상태에 관한 정보를 제공할 수 있는 절제 카테터를 제공하는 것이다.

**과제의 해결 수단**

- [0046] 따라서 본 발명의 제1 목적은 첨부된 독립항들에 따른 절제 카테터에 관한 것이고 본 발명의 제2 목적은 상기 카테터를 포함하는 절제 장치에 관한 것이다.
- [0047] 본 발명의 기본적인 사상은 조직의 절제를 위한 카테터를 생산하는 것이며, 상기 카테터는:
- [0048] - 서로 동심인 외부 튜브형 몸체와 내부 튜브형 몸체, 및 상기 내부 튜브형 몸체 내에 적어도 부분적으로 수용되며 상기 내부 튜브형 몸체로부터 돌출되는 적어도 하나의 자유 단부(free end)를 가지는 막대형 안내 요소(rod-like guiding element)를 차례로 포함하는 신축성 튜브형 몸체(telescopic tubular body)로서, 상기 적어

도 하나의 자유 단부는 상기 신축성 튜브형 몸체의 말단부(distal end)에 대응되는, 신축성 튜브형 몸체;

- [0049] - 상기 신축성 몸체의 말단부에 대응되는 포지셔닝 헤드(positioning head)와 절제 헤드(ablation head)로서, 상기 포지셔닝 헤드는 상기 막대형 안내 요소의 자유 단부의 근처에 위치하고, 상기 절제 헤드는 상기 자유 단부에 대해 먼 위치에서 상기 포지셔닝 헤드의 근처에 위치하는, 포지셔닝 헤드와 절제 헤드;
- [0050] - 상기 신축성 몸체의 근위 단부(proximal end)에서 상기 안내 요소, 상기 절제 헤드, 상기 포지셔닝 헤드 및 상기 신축성 튜브형 몸체와 연결되는 제어 핸드피스(control handpiece);를 포함하고,
- [0051] 상기 절제 헤드는, 상기 외부 튜브형 몸체 내에 수용되는 휴지(休止) 위치(rest position)와 상기 외부 튜브형 몸체로부터 꽃잎(petal)처럼 돌출되는 작동 위치(operating position)로부터 이동할 수 있는 적어도 두 개의 절제 요소들 또는 꽃잎들(petals)을 포함하며,
- [0052] 특징적으로, 본 발명에 따르면, 상기 절제 요소들 또는 꽃잎들 각각은:
- [0053] - 실질적으로 상기 막대형 안내 요소의 길이방향 축이 중심인 원주의 원호(arc)를 따라서 상기 꽃잎 각각의 원주상의 주변 부분(circumferential peripheral portion)에 걸쳐 중단없이 연장되는 연속적인 절제 전극;
- [0054] - 휘어진 부분에 대응되는 상기 절제 전극의 단부에 각각 연결되는 상기 꽃잎의 두 개의 옆부분들(side portions)을 포함하고,
- [0055] 상기 옆부분들과 상기 절제 전극은 서로 합체되고, 동일한 접힌 금속 도체에 의해 형성되며,
- [0056] 상기 절제 꽃잎 각각은 상기 절제 헤드의 또 다른 절제 꽃잎으로부터 분리되고 구별되며,
- [0057] 상기 절제 전극에 전력이 공급된 상태에서 고주파 절제를 야기하기 위해 상기 절제 헤드의 모든 절제 꽃잎들은 별개의 전기 에너지 발전기에 개별적으로 연결된다.
- [0058] 이렇게 하여, 위에서 지적된 단점들이 훌륭하게 극복된다.
- [0059] 상기 절제 꽃잎들은, 상기 카테터가 시술이 시행될 위치에 도달할 때까지는, 상기 카테터의 삽입 및 포지셔닝 중에 실제로 휴지 위치에 남아 있을 수 있다: 이 위치에서, 상기 절제 꽃잎들은 상기 카테터의 상기 외부 튜브형 몸체 내부에 들어 있으며 정맥들 내에서 포지셔닝 동작 및 통과를 복잡하게 할 수도 있는 어떠한 장애들 또는 돌출부들도 가지지 않는다.
- [0060] 본 발명의 유리한 처방을 통해 상기 카테터의 크기가 감소되며, 따라서 상기 카테터가 용이하게 삽입되고 포지셔닝 될 수 있다.
- [0061] 이러한 점에 있어서, 상기 옆부분들과 절제 전극은 서로 합체되고, 동일한 접힌 금속 도체에 의해 형성된다는 사실은 장애의 상당한 감소와, 동시에, 최적의 포지셔닝을 허용하며, 따라서 가능한 혈전들이 감소되도록 할 수 있다는 것을 주목하여야 한다: 상기 절제 전극을 형성하는 - 모든 꽃잎을 위해 모두 동일한 - 와이어(또는 박막)의 본질적인 탄성은 상기 절제 전극이 절제 시술을 받는 조직과 최적의 접촉으로 포지셔닝 되도록 할 수 있으며, 그 결과로 조직은 균일하게 시술될 수 있다.
- [0062] 본 출원인은 이러한 이점들이 상기 꽃잎들이 니티놀(Nitinol)이며 직경 D의 원형의 단면을 가진 하나의 와이어로 제조되고, 직경 D와 작동 부분(상기 꽃잎의 원부 부분, 즉 전극)의 길이 L 사이에 아래의 비율을 가질 때, 이러한 이점들이 얻어질 수 있다는 것을 발견하였다.
- [0063] D/L은 0.015 내지 0.025까지의 범위이고, 바람직하게는 약 0.02와 같다.
- [0064] 상기 꽃잎을 제조하기 위한 재료(니티놀)에 관련된 이 특정된 비율은 최적의 전기적 특성과 시술될 표면상에 상기 꽃잎의 최적의 부착이 함께 얻어지도록 보장하며, 그래서 괴사 영역들 없이 완전하게 곧바로 병변들(lesions)을 얻는 것이 가능하다.
- [0065] 길이 L이 10에서 25mm까지의 범위를 가질 때, 상대적인 최적의 직경은 바람직하게는 0.20mm에서 0.50mm까지의 범위이며, 바람직하게는 0.3mm이다.
- [0066] 동시에, 연속적이고 불연속화 되지 않은 절제 전극들의 존재는, 절제 팁을 가진 카테터들과 비교하여 더욱 크게 확장된 절제 부분들이 생성되도록 할 수 있으며, 이에 따라 환자가 진정되어야 하는 시술 시간을 감소시킬 수 있다.
- [0067] 더욱이, 상기 전극이 분리되고 지지 구조에 적용되는 구조들에 관련하여, 이 경우에 있어서, 전극으로서 작용하

는 것은 동일한 구조, 도체라는 것이 주목될 수 있다: 따라서 상기 전극은 따라서 상기 꽃잎의 모든 원주 부분에 걸쳐 중단 없이 연장되도록 균일하게 "분포된다(distributed)".

- [0068] 특히 유리한 특징에 따르면, 상기 절제 요소들, 또는 적어도 관련된 부분들은 각각이 그 자신의 특정한 발전기에 연결되기 때문에 선택적으로 작동될 수 있으며, 상기 발전기는 본 발명의 동일한 카테터를 포함하는 절제 장치의 부분이다: 이렇게 하여, 외과적사는 시술을 반복하기 위해 상기 절제 요소들 중 어떤 것과 얼마나 많이 작동시켜야 할 것인지를 유리하게 선택할 수 있으며, 따라서, 이는 충분히 시술되지 않은 영역들에만 부합될 수 있으며, 이미 정확하게 시술된 조직의 영역들의 재시술 또는 또는 환자에게 위험한 영역들을 피할 수 있다.
- [0069] 본 발명의 독립적인 측면에 따르면, 공급될 에너지를 최적으로 제어할 수 있도록 하기 위해, 발생될 수도 있는 와전류(eddy currents)를 제거하기 위해 유용한 추가 도체들이 구상된다(envisaged).
- [0070] 이 특징은 유리하게는 여기에서 설명된 상기 카테터의 특징과 결합되며, 따라서 시술에 있어서 매우 정밀한 절제 카테터를 제공한다.
- [0071] 특히, 그러나 비배타적으로, 본 발명의 상기 절제 카테터는, 정맥들 자체에 의해 유발된 전류의 중단 덕분에, 유리하게는 심방세동 현상을 제한하거나 또는 제거하기 위한 폐정맥(pulmonary veins)의 공동(antrum)의 절제를 위해 적합하다.
- [0072] 심방세동을 위한 이러한 유형의 시술에 관한 상세한 사항, 그것의 효과 및 접근법은 과학 문헌들에서 찾아 볼 수 있으므로, 본 발명의 상세한 설명에서는 이에 대해 더 이상 설명하지 않는다.
- [0073] 본 발명의 카테터는, 다른 비제한적인 용도로, 예를 들어, 고혈압의 치료로서 신장 동맥의 절제를 위해 사용될 수 있다.
- [0074] 이 경우에도, 과학 문헌에서 찾아 볼 수 있기 때문에 시술에 관한 의학적인 상세한 설명은 제공되지 않는다.
- [0075] 본 발명의 다른 선택적인 유리한 특징들은 첨부된 청구항들에 포함되며, 이는 본 발명의 상세한 설명에 통합되는 부분으로서 고려되어야 한다.

**도면의 간단한 설명**

[0076] 본 발명은 이하에서 첨부된 도면들 내에 비제한적인 목적으로 보여주기 위해 제공된 비제한적인 예들을 참조하면서 설명된다. 이 도면들은 본 발명의 다양한 측면들과 실시예들을 도시하며, 적절한 경우에, 참조번호들은 구조들, 구성요소들, 재료들을 표시하고 및/또는 다른 도면들 내에서 유사한 요소들은 유사한 참조 번호들로 표시된다.

- 도 1은 포지셔닝 상태에서 본 발명의 카테터의 말단부의 측면도를 도시하며;
- 도 2는 작동 상태에서 도 1의 카테터의 단부의 측면도를 도시하며;
- 도 3은 삽입 상태에서 본 발명의 카테터의 정면도를 도시하며;
- 도 4는 도 1과 상응하는 포지셔닝 상태에서 본 발명의 카테터의 정면도를 도시하며;
- 도 5는 도 2와 대응되는 작동 상태에서 본 발명의 카테터의 정면도를 도시하며;
- 도 6-10은 본 발명의 카테터의 세부 변형예들의 측면도를 도시하며;
- 도 11과 12는 본 발명의 카테터의 바람직한 실시예를 측면도와 사시도로 도시하며;
- 도 13과 14는 도 11, 12의 카테터의 절제 꽃잎들을 측면도와 사시도로 도시하며;
- 도 15와 16은 도 11과 12의 카테터의 포지셔닝 헤드를 측면도와 사시도로 도시하며;
- 도 17은 도 11의 AA 면을 따른 단면도를 도시하며;
- 도 18과 19는 도 13의 AA 면과 BB 면을 따른 단면도들을 도시하며;
- 도 20과 21은 도 15의 AA 면, BB 면 및 CC 면을 따른 단면도들을 도시한다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0077] 본 발명이 다양한 변형예들과 대체 가능한 구조들을 가질 수 있다고 할지라도, 몇몇의 비교되는 도식적인 실시

예들이 도면들 내에 도시되며 이하에서 상세하게 설명된다.

- [0078] 그러나, 본 발명을 도시된 특정한 실시예로 한정하는 의도는 없으며, 이와 반대로, 본 발명은 청구항들 내에 정의된 바와 같이 본 발명의 범위 내에 포함되는 모든 변형예들, 대체 가능한 구조들, 및 동등한 것들을 포함하도록 의도된 것이라는 것을 이해하여야 한다.
- [0079] "예를 들어(for example)", "등등(etc)", "또는"이라는 용어의 사용은, 달리 규정되지 않았다면, 비배타적인 대체 가능한 예들을 제한 없이 가리킨다. "포함하는(comprise)"이라는 용어의 사용은, 달리 규정되지 않았다면, "포함하지만, 이에 한정되지 않는다"는 것을 의미한다.
- [0080] 첨부된 도면들을 참조하면, 이들은 전체로서 참조번호 1로 표시된 본 발명의 카테터의 도식적이지만 비제한적인 실시예를 보여준다.
- [0081] 상기 카테터(1)는 포지셔닝 헤드(positioning head)(2)와 절제 헤드(ablation head)(3)를 포함하며, 이들은 이하에서 보다 상세하게 설명될 것이다.
- [0082] 상기 카테터(1)는 또한 근위 위치(proximal position)에 핸드피스(handpiece), 즉 외부에 위치하며 카테터 자체의 동작을 제어하기 위해 조작자가 사용할 수 있는 제어 부분을 포함한다.
- [0083] 상기 제어 핸드피스는 신축성 몸체(telescopic body)(4)의 근위 단부(proximal end)에 위치하며, 안내 요소(guiding element)(5), 상기 절제 헤드(3), 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2', 2°, 2\*, 2^ ) 및 상기 신축성 튜브형 몸체(4)에 작동적으로 연결된다; 상기 "작동적 연결(operative connection)"은 이 기술분야에서 기술자들에게 모두 알려진 많은 방식으로, 예를 들어 위에서 언급된 부품들에 직접 또는 간접적으로 연결된 제어 레버들(control levers)에 의해 작동될 수 있으며; 따라서 이러한 점에서 더 언급되지 않을 것이다.
- [0084] 상기 핸드피스의 형상은 본 기술분야에서 알려진 것과 유사하게 제조되기 때문에 본 발명에서 특별한 관심사가 아니다; 결과적으로 여기서는 상기 핸드피스에 관해 더 상세한 설명이 제공되지 않는다.
- [0085] 상기 카테터(1)는 서로에 대해 동심인 외부 튜브형 몸체(4a)와, 내부 튜브형 몸체(4b)를 차례로 포함하는 신축성 튜브형 몸체(telescopic tubular body)(4)를 포함한다.
- [0086] 또한, 상기 외부 튜브형 몸체를 덮기 위해 상기 튜브형 몸체들(4a, 4b)에 대해 동심인 외피(sheath)(4c)도 구상된다(envisaged).
- [0087] 상기 튜브형 몸체들(4a 및 4b)은, 비록, 일반적으로, 타원형 또는 (둥근 모서리들을 가진) 다각형일 수 있다고 하더라도, 바람직하게는 원통형이다.
- [0088] 상기 카테터(1)는 또한 부분적으로 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 내부에 수용되며 상기 내부 튜브형 몸체(4b)로부터 돌출되는 자유 단부(free end)(5a)를 가진 막대형 안내 요소(rod-like guiding element)(5)를 포함한다.
- [0089] 상기 막대형 안내 요소(5)는 상기 카테터(1)를 환자의 정맥 내부로 삽입할 때 상기 카테터(1)의 이동을 안내하기 위해 외과의사에 의해 사용된다; 이 안내 요소 자체는 알려진 유형이며 이에 대해 더 언급되지 않는다.
- [0090] 도면들에서 볼 수 있는 바와 같이, 상기 포지셔닝 헤드(2)는 상기 막대형 가이드(5)의 자유 단부(5a)의 근처에 위치하며, 반면에 상기 절제 헤드(3)는 상기 포지셔닝 헤드(2)의 근처에, 그러나 상기 자유 단부(5a)에 대해 멀리 떨어진 위치에 위치한다; 달리 말하면, 상기 절제 헤드(3)는, 사용할 때, 상기 외부 튜브형 몸체(4a)와 상기 포지셔닝 헤드(2) 사이에 위치한다(예를 들어, 도 2 또는 11, 12 참조).
- [0091] 일반적으로, 상기 절제 헤드(3)는 다수의 절제 요소들 또는 꽃잎들(petals)(3a)을 포함한다.
- [0092] 도시된 실시예에서, 네 개의 절제 꽃잎들(3a)이 있으나, 또한 두 개, 세 개 또는 그 이상일 수도 있다.
- [0093] 상기 절제 요소들(3a)의 구체적인 특징은, 그들은 이동할 수 있으며, 또는 (도 1, 3 및 4와 같이) 그들이 상기 외부 튜브형 몸체(4a) 내부에 수용된 휴지 위치(rest position)로부터 (도 2, 5, 11-14와 같이) 그들이 상기 외부 튜브형 몸체(4a)로부터 돌출되어 반경 방향 및 상기 포지셔닝 헤드를 향해 축방향으로 연장되고 밖으로 넓어지는 작동 위치(operating position)까지 상당히 추출될 수 있다는 것이다.
- [0094] 상기 두 개의 위치들, 즉 휴지 및 작동 위치들 사이의 이동은 장치의 핸드피스 내에 위치한 기계적 제어장치 덕분에 이루어지며, 이는 상기 절제 꽃잎들(3a)의 제어되고 조절 가능한 추출을 허용한다.
- [0095] 요약하면, 상기 내부 튜브형 몸체(4b)와 상기 외부 튜브형 몸체(4a) 사이에, 적어도 하나의 수용 챔버(housing

chamber)(6)가 있으며, 상기 꽃잎들(3a)은 휴지 상태에서는 상기 수용 챔버 내부에 위치하고, 작동 상태로 이동하기 위해 상기 수용 챔버로부터 추출된다.

- [0096] 몇몇의 실시예들에 있어서, 각각의 꽃잎(3a)을 위해 하나의 수용 챔버가 구상되며, 반면에 다른 실시예들에 있어서, 단지 하나의 챔버(6)가 있으며, 이는 상기 외부 튜브형 몸체(4a)와 내부 튜브형 몸체(4b) 사이에 형성되기 때문에, 단면 및 정면도에서, 실질적으로 원형의 왕관(circular crown) 형상이다.
- [0097] 이는 상기 요소들(3a)이, 휴지 상태에 있을 때, 상기 카테터의 포지셔닝 단계 중에, 상기 카테터가 환자의 정맥 내부를 통과하는 중에 장애가 발생하지 않도록, 상기 챔버(6) 내부로 물러난 상태로 유지될 수 있도록 하며(도 1, 3 및 4 참조), 단지 상기 카테터(1)가 제자리를 잡았을 때 상기 챔버(6)로부터 추출될 수 있도록 한다.
- [0098] 상기 절제 요소들(3a) 중 적어도 하나, 바람직하게는 모두는 (도 5에 명확하게 도시된) 연속적인 - 또는 분포된 - 절제 전극들(ablation electrodes)(3b)을 포함하며, 이들은 상기 꽃잎(3a) 각각의 원주 부분(circumferential portion), 바람직하게는 주변부(peripheral)에 걸쳐 중단 없이, 실질적으로 그 중심이 상기 막대형 안내 요소(5)의 길이방향 축인 원주의 원호(arc)를 따라 연장된다.
- [0099] 달리 말하면, 상기 전극(3b)은 상기 꽃잎(3a)의 외부 몸체의 전부를, 상기 전극(3b)을 상기 꽃잎(3a)의 두 개의 옆부분들(3c)과 연결하는 더 큰 곡률반경을 가진 접힌 부분들까지 차지하며, 상기 두 개의 옆부분들(3c)은 각각 절제 전극(3b)의 일단부에 연결된다.
- [0100] 특징으로서, 상기 옆부분들(3c)과 상기 절제 전극들(3b)은 서로 합체되고, 동일한 접힌(folded) 금속 도체로 제조되며, 이에 대해서는 이하에서 더 언급된다.
- [0101] 요약하면, 상기 꽃잎은 하나의 접힌 고체 전기 도체(와이어 또는 박막(lamina))로 구성되며, 그 원주 부분(3b)은 실제 전극을 형성하고, 상기 옆부분들(3c)은 상기 꽃잎의 옆부분들을 형성하며 비록 전류가 흐르더라도 바람직하게는 절제 과정에 기여하지 않는다.
- [0102] 이러한 효과는, 예를 들어, 상기 옆부분들(3c)을 전기적 절연 재료의, 바람직하게는 페인트(도면들에 도시되지 않음)의 층으로 코팅함으로써 얻어진다.
- [0103] 각각의 절제 꽃잎(3a)은 상기 절제 헤드의 다른 절제 꽃잎으로부터 분리되고 구별되며, 상기 헤드의 모든 절제 꽃잎들(3a)은 상기 절제 전극(3b)의 전력 공급 상태하에서 고주파 절제를 초래하기 위해 별개의 전기 에너지 받전기에 개별적으로 연결된다.
- [0104] 이와 같이, 원하는 결과에 관련하여 공급될 에너지의 양은 매우 정확하게 조절될 수 있다.
- [0105] 상기 절제 꽃잎(3a)을 형성하는 전기 전도성 재료는 바람직하게는 형상기억 금속 도체로 구성되고, 더욱 바람직하게는 생의학적 용도로 알려진 재료인 니티놀(Nitinol) 와이어로 구성된다; 일반적으로, 이 목적에 적합한 다른 금속들/금속 합금들도 선택될 수 있다는 것을 주목하여야 한다.
- [0106] 표면 피사와 조직의 손상을 초래함이 없이 깨끗하고, 연속적인, 절제 라인을 얻는 것은 절차의 안전과 성공을 위해 근본적인 것으로서, 상기 꽃잎들이 니티놀로 이루어지고, 각각 하나의 와이어로 제조되며, 상기 와이어가 원형의 단면과 직경 D를 가지고, 상기 작용부(active part)(상기 꽃잎의 원주 부분, 또는 전극)의 직경 D와 길이 L 사이에 아래의 비율을 가질 때, 이를 가능하게 하기 위한 이상적인 상태가 얻어질 수 있다.
- [0107] D/L은 0.015 내지 0.025까지의 범위이고, 바람직하게는 대략 0.02와 동일하다.
- [0108] 따라서 상기 전기적 및 기계적 특징들은 위에서 논의된 이점들에 관해 최적화된다.
- [0109] 또한, 상기 절제 전극들(3b)을 (이상적으로) 합치면, 그들은 실질적으로 상기 안내 요소(5)의 축이 중심이 되는 동일한 원주를 따라 전개된다는 것을 주목하여야 한다; 이상적인 원주의 단지 작은 원호들이 연결되지 않고 남을 수 있다(따라서 절제 기술에 있어서 작용하지 않는다); 이렇게 하여, 시술하는 중에, 직접적인 시술을 받지 않는 조직의 단지 작은 영역들만 남겨두고, 혈관의 중요한 부분이 절제될 수 있다.
- [0110] 이는 더욱이, 상기 꽃잎들(3a)이 모두 동일한 도체로 그리고 동일한 치수로 제조되기 때문에, 탄성(elasticity)에 의해 상기 꽃잎이 표면에 최적으로 부착되며(상기 조직에 대한 힘의 작용하에서 조직의 율동적인 움직임(rhythmic movements)에 상관없이 상기 꽃잎은 스스로 조직에 완벽하게 부착될 때까지 탄성적으로 변형된다), 절제의 면에서 또한 혈전의 형성을 방지하는 면에서 최적의 결과를 얻는다는 사실 덕분에 얻어질 수 있다.
- [0111] 이런 의미에서, 최적의 부착 덕분에, 실제로 공급되는 에너지의 전체 양이 알려진 기술의 경우에 비해 감소될

수 있으며, 결과적으로 상기 전극에 접촉 가능한 혈액을 더 적게 가열하고; 동시에, 또한 조직을 더 적게 가열하여 괴사 현상을 피한다.

- [0112] 시술되지 않은 작은 영역들은, 필요하다면, 그 후에 외과의사에 의해, 예를 들어 전체 카테터(1) 자체를 회전시킴으로써 또는, 더 유리하게는, 상기 포지셔닝 헤드(2)는 고정된 상태로 유지하면서 상기 꽃잎들(3a)만 회전시킴으로써 절제될 수 있다.
- [0113] 상기 절제 전극들(3b)이 작용하지 않는 원호들은 작은 각도로 연장되기 때문에, 상기 절제 꽃잎들(3a)의 각각의 작용에 의해 시술되는 표면이 넓게, 위에서 설명된 절제 팁을 가진 알려진 고주파 카테터보다 훨씬 넓게 보장된다는 것을 주목하여야 한다.
- [0114] 이는 위에서 설명된 이점들을 가지며 더욱 신속하게 환자를 치료할 수 있게 한다.
- [0115] 도 2를 참조하면서, 상기 옆부분들(3c)을 다시 언급하면, 도시된 바람직한 실시예에 있어서, 이들은 정확하게 상기 안내 요소(5)의 축에 대한 직각인 축을 따라 전개되지 않는다는 것이 주목될 수 있다(보다 구체적으로, 그들은 상기 안내 요소(5)의 축에 직각인 면상에 놓이지 않는다): 실제로 상기 옆부분들(3c)은 (측면도에서) 상기 안내 요소(5)의 자유 단부(5a) 쪽으로 약간 기울어져 있으며, 구체적으로 꽃잎을 형성한다.
- [0116] 따라서 상기 옆부분들(3c)은 바람직하게는, 적어도 부분적으로, 상기 안내 요소(5)의 길이방향 축을 그 축으로서 가지는 원뿔(또는 경우에 따라 원뿔대)의 모선(generatrices)을 따라 전개된다.
- [0117] 이렇게 하여, 상기 요소들(3a)의 (그들이 금속 박막(laminates) 또는 와이어인지에 관계없이) 본질적인 탄성에 기인하여, 상기 절제 전극(3b)이 절제될 조직에 기대어 있을 때, 그들은 휘어짐으로써, (조직 및 외과의사의 손의) 작은 진동들 또는 생리적 운동들을 감쇠시킬 수 있으며, 항상 상기 절제 전극(3b)이 조직 자체와 접촉되도록 유지할 수 있어서, 위에서 설명된 이점들을 가지며 신뢰성 있는 접촉 및 결과적으로 유효한 시술을 보장한다.
- [0118] 상기 꽃잎(3a) 각각에서, 상기 옆부분들(3c) 중 하나는 바람직하게는 상기 외부 튜브형 몸체에 고정되고, 반면에 다른 옆부분은 상기 핸드피스까지 연장되며(또는 연결된다), 여기서 기계적 작동 요소들(mechanical activation elements) 또는 이를 위한 특정한 발전기에 연결된다.
- [0119] 또한, 각각의 꽃잎은, 개별적으로 작동되는 것에 추가하여, 비작동 상태에서 이들을 내부에 수용하는 상기 튜브형 몸체(4a)로부터 개별적으로 추출될 수 있다.
- [0120] 이를 위해, 도 17과 18, 19에 도시된 바와 같이, 각각의 꽃잎의 옆부분(3c)은 특정한 도체(conductor)(39)에 기계적 및 전기적으로 연결된다.
- [0121] 도 17과 18의 바람직한 실시예에 있어서, 상기 도체(39)는 상기 꽃잎(3a)과 합체되며, 동일한 니티놀 와이어로 동일한 직경으로 제조된다.
- [0122] 이 바람직한 실시예에 있어서, 각각의 꽃잎의 단지 하나의 옆부분(3c)이 상기 핸드피스까지 연장되고, 다른 옆부분은 상기 몸체(4a)의 말단부(terminal end)에 대응되는, 예를 들어 말단 부시(terminal bush)에 고정된다; 그 때문에 상기 부시(37)는 바람직하게는 각각의 꽃잎(3c)의 하나의 옆부분을 슬라이딩하며 수용하고, 반면에 동일한 꽃잎의 다른 말단부(terminal portion)는 상기 부시(37) 자체에 고정된다.
- [0123] 도 11-21의 바람직한 예에는, 네 개의 꽃잎들(3a)이 있으며, 따라서 여덟 개의 옆부분들(3c)과 결과적으로 상기 핸드피스까지 연장된 네 개의 도체(39)가 있을 것이다.
- [0124] 이 바람직한 실시예에서, 각각의 꽃잎의 도체들(39)은 실질적으로 상기 몸체(4a) 내부에, 상기 몸체(4a)와 상기 몸체(4b) 사이의 공간 내부에 수용되며 상기 핸드피스까지 연장된다는 것을 주목하여야 한다.
- [0125] 상기 꽃잎들로부터 상기 핸드피스까지 통과하는 경로에 있어서, 상기 도체들(39)은 상기 몸체들(4a 및 4b) 사이의 상기 공간 내부에서 나선형으로 권선된다.
- [0126] 각각의 도체(39)는 다른 것로부터 전기적으로 격리되며, 그래서 이들 중 하나에 전력을 공급하는 것은 인접한 것의 전력 공급을 초래하지 않는다.
- [0127] 다시, 상기 절제 전극들(3b)을 간단하게 참조하면, 특히 유리한 실시예에 있어서, 그들은 선택적으로 작동될 수 있다: 요약하면, 각각의 부분(3b) 및/또는 각각의 요소(3a)는 다른 것들로부터 분리되어 전원에 연결되며 개별적으로 작동될 수 있다; 이를 위해, 본 발명의 절제 장치(ablation apparatus)는 상기 꽃잎들의 수와 동일한 다

수의 고주파 전기 에너지 발전기들을 포함하며, 상기 꽃잎들은 분리되어 개별적으로 상기 도체들(39)에 의해 각각의 발전기에 연결된다.

- [0128] 각각의 전극(3b) 및/또는 각각의 꽃잎(3a)은 따라서 개별적으로 전기 에너지 공급원(바람직하게는 고주파 발전기)에 연결되고 전기 에너지 공급원에 의해 개별적으로 전력을 공급받을 수 있다.
- [0129] 따라서 외과의사는 시술 조건들에 따라 작동될 전극들(3b) 및/또는 꽃잎들(3a)을 선택할 수 있으며, 또한 단지 충분히 시술되지 않은 영역들에 관해 이 선택을 반복할 수 있고 및/또는 환자에게 위험한 영역들에서의 작동을 피할 수 있다.
- [0130] 특히 진보된 실시예에 있어서, 상기 꽃잎(3a) 각각은 유리하게는 상기 휴지 상태와 추출된 작동 상태 사이에서 (다른 것들에 대해) 개별적으로 이동할 수 있다.
- [0131] 이는 외과의사가 필요한 절제 꽃잎(3a)만 추출할 수 있게 하며, 이는 예를 들어 절제될 조직의 치수/형상이 이를 바람직하게 하는 생리적 특징들을 가질 때 수행될 수 있다.
- [0132] 상기 절제 꽃잎들(3a)은 선택적으로 회전하도록 상기 신축성 몸체(4)와 결합되며, 그래서 상기 절제 꽃잎들(3a)은 상기 몸체(4) 및/또는 상기 포지셔닝 헤드(2)의 회전을 초래함이 없이 회전될 수 있다; 이는 예를 들어 도 11-21의 실시예의 경우에 있어서 (상기 도체(39)가 상기 부분들(3c)에 연결되기 전에 축 방향으로 통과하는 자리들(seats)을 갖춘 말단 부시(terminal bush)(37)가 상기 몸체(4a)에 대해 자유롭게 회전할 수 있도록 함으로써 얻어진다.
- [0133] 상기 꽃잎들(3a)은 바람직하게는 상기 장치의 핸드피스에 의해 기계적, 또는 전기적 또는 공기압 제어에 의해 제어된다.
- [0134] 이는 상당한 정확성과 함께 높은 사용상 유연성이 얻어질 수 있도록 한다: 외과의사가 상기 카테터(1)를 작동 위치에 위치시켰을 때, 그는 상기 포지셔닝 헤드(2) 덕분에 상기 카테터(1)를 정확한 위치에 유지하며, 상기 꽃잎들(3a)만 추출, 회전 및 작동시키면서, 매번 포지셔닝 단계를 반복함이 없이, 조직의 다양한 부분들의 시술을 계속할 수 있다.
- [0135] 이는, 그 중에서도, 위에서 지적된 이점들을 가지며, 시술이 더욱 신속하도록 만드는데 기여한다.
- [0136] 선택적이며 유리한 특징에 따르면, 또한 본 발명의 다른 특징들에 상관없이, 상기 신축성 튜브형 몸체(4) 내부에 부분적으로 수용된 적어도 하나의 - 바람직하게는 다수의 - 추가 도체들(38)이 구상되며, 도 11-21의 바람직한 실시예에 도시된다.
- [0137] 상기 추가 도체들(38)은 또한 상기 몸체(4a) 내에, 상기 몸체(4a)와 상기 몸체(4b) 사이의 공간 내에 상기 도체(39)에 인접하여 수용되며, 특히 나선형으로 배치되고 상기 도체들(39)과 서로 간에 배치된다(interspersed).
- [0138] 상기 추가 도체들(38)은 상기 꽃잎들(3a)과 전기적으로 접촉하지 않고, 와전류(eddy currents)를 감소시키는 역할을 하며, 상기 카테터의 작동 단계 중에 각각의 꽃잎에 공급되는 에너지를 더 잘 제어할 수 있게 한다.
- [0139] 이러한 이점은, 위에서 설명된 것과 같은 절제 꽃잎들이 상기 발전기들에 개별적으로 연결되어 사용될 때, 더욱 강하게 느낀다; 이렇게 하여, 시술이 덜 정확하게 되도록 할 수 있는 와전류를 피할 수 있다.
- [0140] 이러한 이점은, 상기 절제 장치가 연속되지 않은 전극들을 포함할 때 그리고 상기 전극들이 연속적일 때에도 위에서 설명된 카테터에서 처럼 제공된다.
- [0141] 와전류는 각각의 발전기에 의해 전력이 공급되는 전극으로 인해 동시에 전력이 공급되지 않는 전극들에 발생되며, 다른 한편으로는, 전력이 공급되지 않아야 할 전극들의 전력 공급도 초래한다.
- [0142] 상기 추가 도체들(39)은 바람직하게는 상기 신축성 튜브형 몸체(4) 내부에 완전히 포함되며 상기 핸드피스 측에서만 상기 신축성 튜브형 몸체(4)로부터 빠져나온다.
- [0143] 각각의 추가 도체는 바람직하게는 상기 몸체 내부에서 "U" 형상으로 접혀지며, 근위 측(proximal side)에 있는 두 개의 자유 단부들과 상기 튜브형 몸체 내부로 그것의 단부까지 연장된 접힌 부분을 가진다; 선택적으로 그리고 바람직하게는, 상기 추가 도체들 모두 또는 단지 일부는 서로 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0144] 상기 추가 도체들(39)은 바람직하게는 구리 와이어들이다.

- [0145] 상기 전극들의 공급 도체들이 상기 몸체(4) 내부에 나선형으로 권선될 때, 상기 추가 도체들(39)은 이들 사이에 개재되며, 그래서 꽃잎의 각각의 공급 도체(39)는 양측에서 동일한 - 또는 다른 - 추가 도체들(38)의 두 개의 가지들에 인접한다.
- [0146] 이러한 배치는, 도 17, 18, 19에 상세하게 도시되며, 상기한 와전류의 현상이 완전히 또는 거의 완전히 제거되도록 할 수 있으며, 그래서 상기 절제 기술이 매우 정확하게 제어될 수 있다.
- [0147] 마지막으로, 또 다른 선택적이고 유리한 특징에 따르면, 상기 절제 헤드(3)는 시술될 표면과의 접촉을 측정할 수 있어서 시술이 더 정확하게 이루어질 수 있게 하는 적어도 하나의 접촉 센서를 포함한다.
- [0148] 특히, 하나의 실시예에 있어서, 상기 접촉 센서는 정전용량형 센서(capacitive sensor)이며, 이는 상기 조직과 접촉하는 상기 전극(3b)의 퍼센트를 간접적으로 측정한다.
- [0149] 고주파(RF)에 의해 절제가 이루어지면, 예를 들어, 동일한 전극(3b)이 상기 정전용량형 센서의 전극으로서 작용한다: 제어 전류를 통과시킴으로써, 실제로 그 전극이 상기 조직과 접촉하는지 또는 접촉하지 않는지를 나타내는 것이 가능하다.
- [0150] 이제 상기 포지셔닝 헤드(2)에 관해 설명하면, 상기 포지셔닝 헤드는 다수의 추출 가능한 포지셔닝 아암들(positioning arms)(2a)을 포함한다.
- [0151] 상기 아암들(2a)은, 상기 아암들이 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 내부에 수용된 휴지 위치(rest position)로부터 상기 아암들이 상기 내부 튜브형 몸체로부터 방사상으로 돌출되는 추출, 작동 위치로 이동한다.
- [0152] 또한, 이 경우에, 상기 절제 헤드와 유사하게, 상기 추출 가능한 포지셔닝 아암들(2a)은 상기 카테터를 정맥 내부로 삽입하는 단계 중에는 장애가 되지 않도록 상기 카테터가 처리될 영역에 도달할 때까지 물러난 상태로 유지되며, 도달한 위치를 유지하기 위해 추출되어 처리될 정맥/동맥의 벽들에 대해 완충 역할을 한다.
- [0153] 특히, 상기 추출 가능한 아암들(2a)은 바람직하게는 상기 내부 튜브형 몸체(4b)와 상기 막대형 안내 요소(5) 사이에 수용된다.
- [0154] 상기 추출 가능한 아암들(2a)은 정맥 내부에 접하게 되는 일종의 포지셔닝 케이지(cage)를 형성하며, 그래서 상기 절제 헤드 자체를 정맥의 입구(ostium)와 대응되는 위치에 정확하게 유지시킨다.
- [0155] 도시된 실시예에 있어서, 유리하게는 여덟 개의 추출 가능한 포지셔닝 아암들(2a)이 있으나, 더 일반적으로는, 두 개, 세 개, 네 개 또는 그 이상일 수도 있다.
- [0156] 또한, 이 경우에, 상기 추출 가능한 포지셔닝 아암들(2a)은 (휴지 위치로부터 작동 위치까지 및 그 반대로) 추출/재삽입 운동에 있어서 상기 장치의 핸드피스 내에 위치한 기계적 시스템에 의해 제어되며, 이는 상기 추출 가능한 요소들(2a)이 제어되고 조절 가능하게 빠져나갈 수 있게 한다.
- [0157] 다른 실시예들에 있어서, 상기 포지셔닝 헤드는 휴지 위치로부터 작동 위치까지 풍선처럼 팽창하는 부풀릴 수 있는 몸체(미도시)이다.
- [0158] 또한, 이 경우에, 상기 부풀릴 수 있는 몸체는 바람직하게는, 휴지 위치에서, 상기 튜브형 몸체(4) 내부에 수용된다.
- [0159] 상기 부풀릴 수 있는 몸체에 대해 상기 아암들(2a)을 갖춘 포지셔닝 헤드(2)를 사용하는 이점들은, 우선적으로 상기 아암들(2a)을 갖춘 해법은 정맥 내의 혈액의 통과를 막지 않는다는 사실과 관련되며, 그와 반대로, 내부로 부풀린 풍선을 가진 경우에는 (혈전들 또는 폐고혈압 현상을 초래할 수도 있는) 정맥 내의 혈액의 통과를 막는다.
- [0160] 더욱이, 상기 부풀릴 수 있는 몸체는, 더 양호하고 더 정확한 시각화를 위한 방사성 불투과성(radio-opaque) 유체로 채워질 수 있는 이점을 가진다.
- [0161] 특히 유리한 특징에 따르면, 실용적인 실시예에 상관없이, 상기 포지셔닝 헤드(2)는 조직 내의 전위(electric potential)를 나타낼 수 있는, 결과적으로 실행된 절제의 완성도가 드러나도록 할 수 있는 적어도 하나의 센서를 포함한다.
- [0162] 이 센서는, 경우에 따라 다양한 방법으로 제조될 수 있다.
- [0163] 예를 들어, 상기 센서는 상기 아암들(2a) 또는 부풀릴 수 있는 몸체에 적용된 전극일 수 있다.

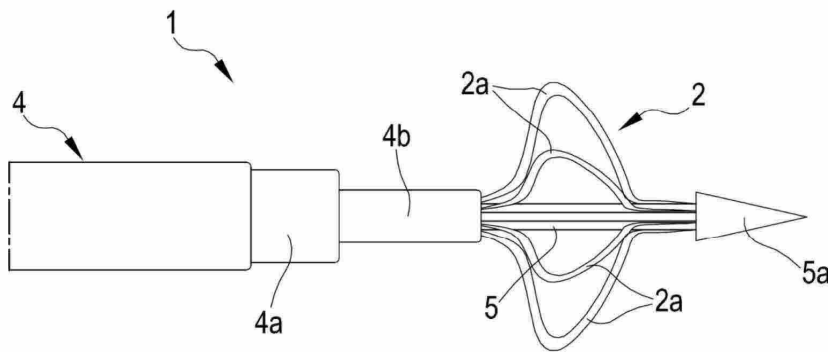
- [0164] 선택적으로, 상기 포지셔닝 헤드(2)가 금속 아암들(2a)을 포함할 때, 실제로, 상기 금속 아암들은 검출을 위한 전극을 형성하며, 이 덕분에 정맥의 전위가 드러나게 되고 정맥의 격리(isolation)는 시술 중과 마지막에 확인된다.
- [0165] 위에서 설명된 상기 포지셔닝 헤드(2)에 관한 한, 위에서 설명된 실시예와 이하에서 간단하게 설명되는 변형들(2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )에서, 상기 포지셔닝 헤드가 어떻게 휴지 위치와 확대된 작동 위치 사이에서 이동할 수 있는 적어도 하나의 추출 가능한 포지셔닝 아암(2a) (및 이하에서 설명되는 변형들에서의 2a", 2a'", 2a°, 2a\*, 2a^ )을 포함하는지 주목하는 것은 흥미로우며, 상기 휴지 위치에서 상기 포지셔닝 아암은 상기 막대형 안내 요소(5)에 부착되고 상기 카테터의 몸체(4) 내부에 수용되며, 상기 확대된 작동 위치에서 상기 포지셔닝 아암은 상기 막대형 안내 요소(5)로부터 돌출되어 반경 방향으로 넓어진다.
- [0166] 상기 막대형 안내 요소(5)는 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 내에서 슬라이딩하며; 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )는, 휴지 상태에서, 상기 내부 튜브형 몸체(4b) 내부에 삽입될 수 있는 치수를 가진다.
- [0167] 상기 카테터(1)는 그래서 최소의 공간을 차지하며 정맥 내부로 삽입될 수 있으며 환자의 몸 내부에서의 그것의 통과를 방해할 수 있는 돌출부들이 없다. 그 후에, 상기 카테터(1)가 시술될 영역 내에 있을 때, 상기 막대형 요소(5)는 상기 내부 튜브형 몸체(4b)로부터 추출되고, 상기 카테터가 정확한 위치에 도달하였을 때, 상기 카테터는 그 위치에 고정되어야 하며, 상기 포지셔닝 헤드(2, 2", 2'", 2°, 2\*, 2^ )가 확대되거나 또는 그것의 아암들(2a, 2a", 2a'", 2a°, 2a\*, 2a^ )이 확대되고, 이들은 휴지 위치로부터 확대된 위치까지 통과하며 상기 카테터(1)를 제 위치에 유지하기 위해 둘러싼 조직에 접할 수 있다.
- [0168] 따라서, 본 발명에 따른 절제 헤드(3)와 포지셔닝 헤드(2)를 조합하여 사용하면, 이로부터 얻어지는 이점들의 시너지 효과가 분명히 있다.
- [0169] 상기 포지셔닝 헤드의 대체 가능한 형태들의 설명과 관련하여, 도 6 내지 10이 참조된다.
- [0170] 도면들에서, 상기 카테터(1)는 휴지 위치의 상기 절제 헤드를 가지는 것으로 도시되며, 명확성을 위해, 단지 상기 포지셔닝 헤드만 도시된다.
- [0171] 이 점에 있어서, 본 설명에 지장을 주는 것을 피하기 위해, 이하에서는 이미 위에서 제안된 상기 헤드(2)와 아암들(2a)에 공통되는 요소들과 특징들은 더 언급되지 않는다는 것을 주목하여야 한다; 또한 이전의 도면들 내에 도시된 동일한 부분들은 동일한 참조 번호들로 표시된다는 점을 주목하여야 한다.
- [0172] 도 6은 확대된 상태의 포지셔닝 헤드(2")를 보여주며, 이는 상기 막대형 요소(5)의 둘레에 나선형으로 전개되는 단지 하나의 아암(2a")을 포함한다.
- [0173] 추출된 상태일 때, 상기 아암(2a")은 그 코일들로 조직에 기대어 접하며, 상기 카테터(1)를 제 위치에 유지하는데 도움을 준다.
- [0174] 도 7, 8, 9 및 10은 확대된 상태의 포지셔닝 헤드들(2'", 2°, 2\* 및 2^ )을 보여주며, 이들은 각각 상기 막대형 요소(5)의 둘레에 다른 기하학적 구조에 따라 연장된 아암들(2a'", 2a°, 2a\*, 2a^ )을 포함한다:
- [0175] 상기 아암들(2a'")은, 연장된 상태에서, 각각 (측면도에서) 둥근 에지들을 가진 일종의 직사각형을 형성하고,
- [0176] 상기 아암들(2a° )은, 연장된 상태에서, 각각 (측면도에서) 일종의 반원형을 형성하며,
- [0177] 상기 아암들(2a\* )은, 연장된 상태에서, 각각 (측면도에서) 일종의 2등변 삼각형을 형성하고,
- [0178] 상기 아암들(2a^ )은, 연장된 상태에서, 각각 (측면도에서) 둥근 에지들을 가진 일종의 반화살 형상(semi-arrow)을 형성한다.
- [0179] 더욱이, 각각의 추출 가능한 아암(2a, 2a", 2a'", 2a°, 2a\* 및 2a^ )은 (비록 아암(2a° )을 제외하고 원주의 실제 원호를 따라 전개되지 않는다 하더라도) 아치형이며, 실질적으로 상기 내부 튜브형 몸체(4b)와 상기 막대형 요소(5)의 상기 자유단부(5a) 사이에서 연장된다는 것을 주목하여야 한다.
- [0180] 비록 이 변형예들에서 두 개의 아암들이 도시되어 있다 하더라도, 위에서 설명한 상기 아암들(2a)과 마찬가지로, 세 개, 네 개 또는 더 많은 아암들이 구상될 수 있다.
- [0181] 바람직한 실시예를 도시한 도 11-21을 참조하면, 상기 꽃잎들의 도체들(39)과 유사하게, 상기 헤드(2)의 각각의 아암(2a)도 신장된 나선형 부분들(elongated spiral-shaped portions)(29)에 의해 상기 몸체(4b) 내부로 상기

핸드피스까지 연장된다는 것을 주목하여야 한다.

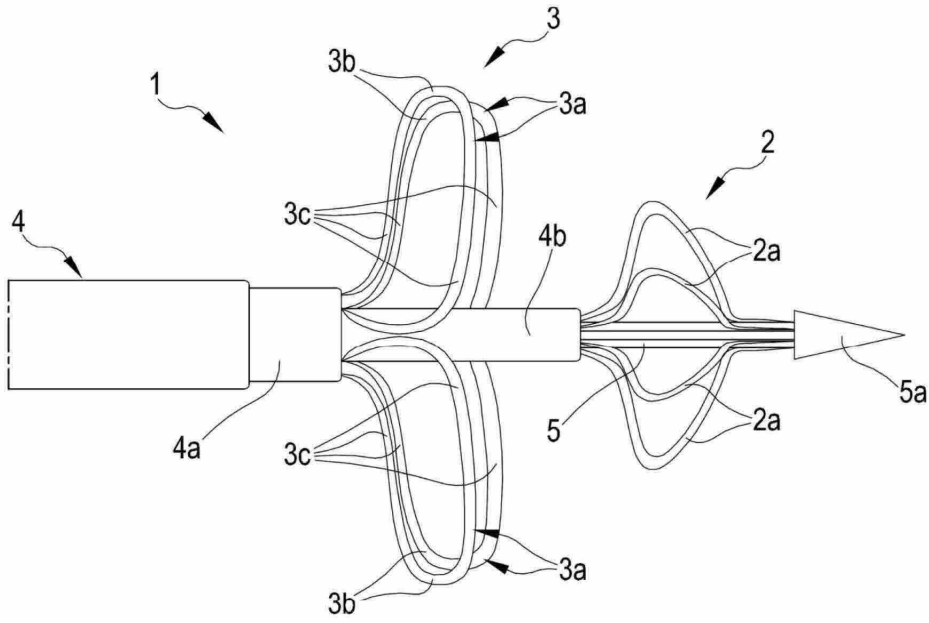
- [0182] 각각의 신장된 부분은 바람직하게는 각각의 아암(2a)과 합체되며 동일한 재료로, 바람직하게는 니티놀 또는 이와 유사한 것과 같은 전도성 재료로 제조된다.
- [0183] 상기 몸체(4b)의 내부에서, 보다 구체적으로 상기 몸체(4b)와 안내 와이어(5) 사이의 공간 내부에서, 각각의 신장된 부분(29)은 다른 것들로부터 전기적으로 격리되며, 그래서 가능한 전기적 신호들이 상기 아암들(2a)에 의해 서로 독립적으로 나타날 수 (또는 전달될 수) 있다.
- [0184] 동봉된 바람직한 실시예에 있어서, 더욱이, 상기 포지셔닝 헤드(2)를 위해, (와전류와 관련하여) 상기 제1 추가 도체들(38)에 대해 위에서 설명된 것과 유사한 이점들을 가진 추가적인 제2 도체들(28)이 구상된다.
- [0185] 이러한 추가 도체들(28)은 상기 신장된 부분들(29)에 대해 동일한 피치(pitch)와 동일한 직경을 가진 나선형으로 전개되고, 상기 신장된 부분들과 서로 간에 배치되며, 그래서 아암(2a)의 각각의 신장된 부분(29)은 양측에서 동일한 - 또는 다른 - 추가 도체(들)(28)의 두 개의 가지들에 인접한다.
- [0186] 요약하면, 따라서 와전류 현상에 의한 영향이 감소되거나 또는 심지어 무효화된다.
- [0187] 상기 추가 도체들(28)은 바람직하게는 구리로 만들어지고, 바람직하게는 상기 몸체(4b) 내부에서, 상기 추가 도체와 안내 와이어 사이에서, U 형상으로 접힌 와이어와 같은 형상을 가지며(또는, 선택적으로, 바람직하게는 상기 추가 도체들 모두 또는 부분이 서로 전기적으로 연결된다), 이는 위에서 설명된 추가 도체들(38)과 유사하다.
- [0188] 상기 절제 장치(ablation apparatus)에 있어서, 위에서 언급된 추가 분산 도체들(additional dissipative conductors)(28, 38)은 바람직하게는 접지(ground)에 전기적으로 연결된다.
- [0189] 따라서 위에서 지적된 목적들이 성취된다.

**도면**

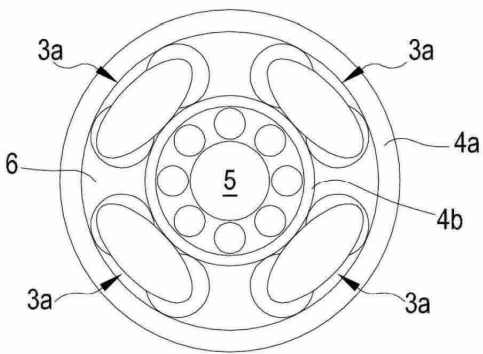
**도면1**



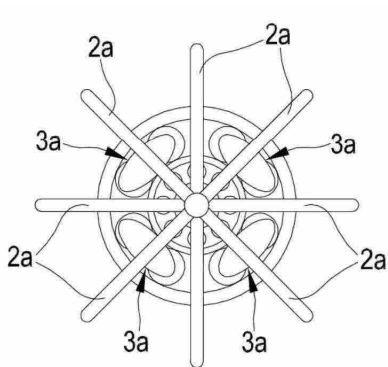
도면2



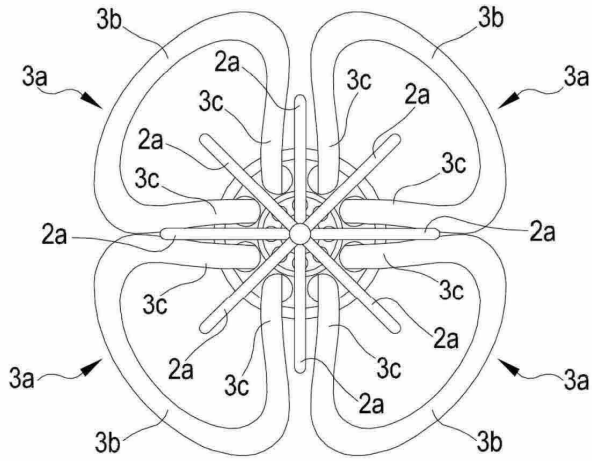
도면3



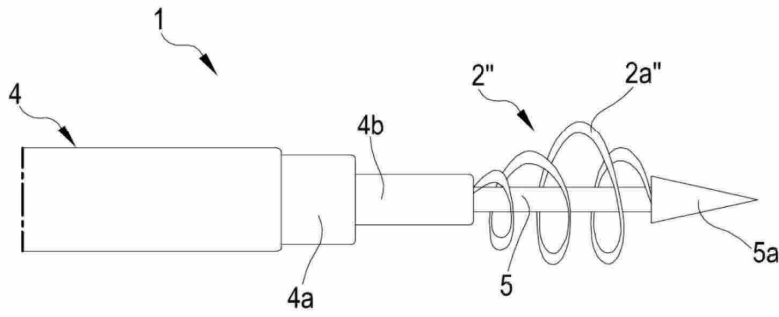
도면4



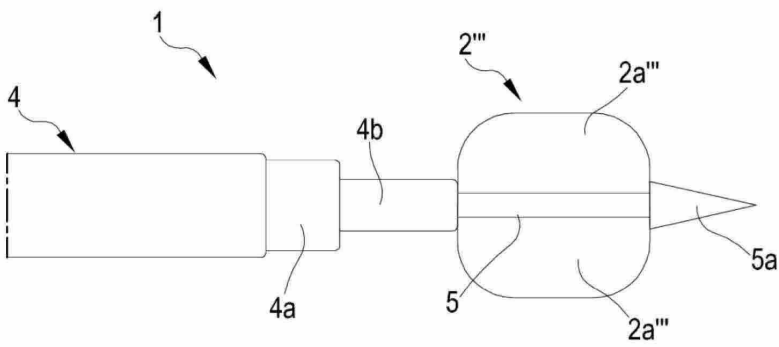
도면5



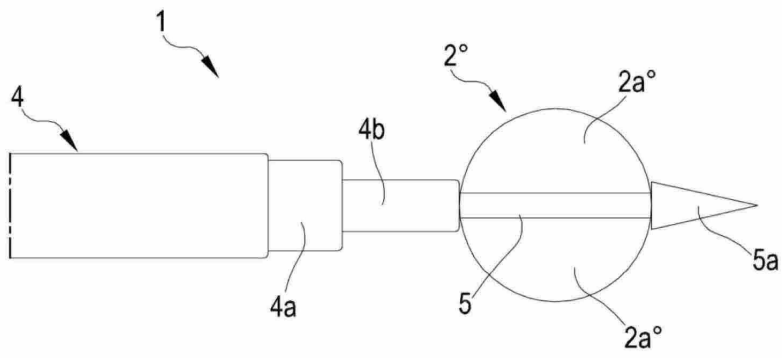
도면6



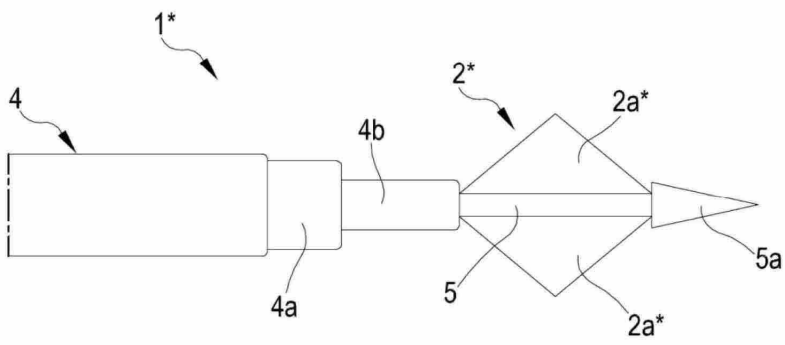
도면7



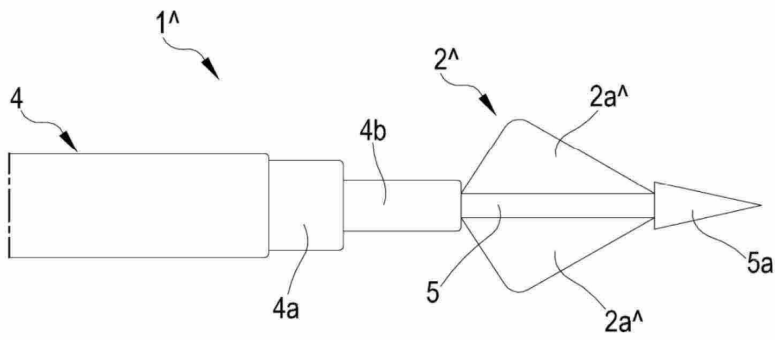
도면8



도면9

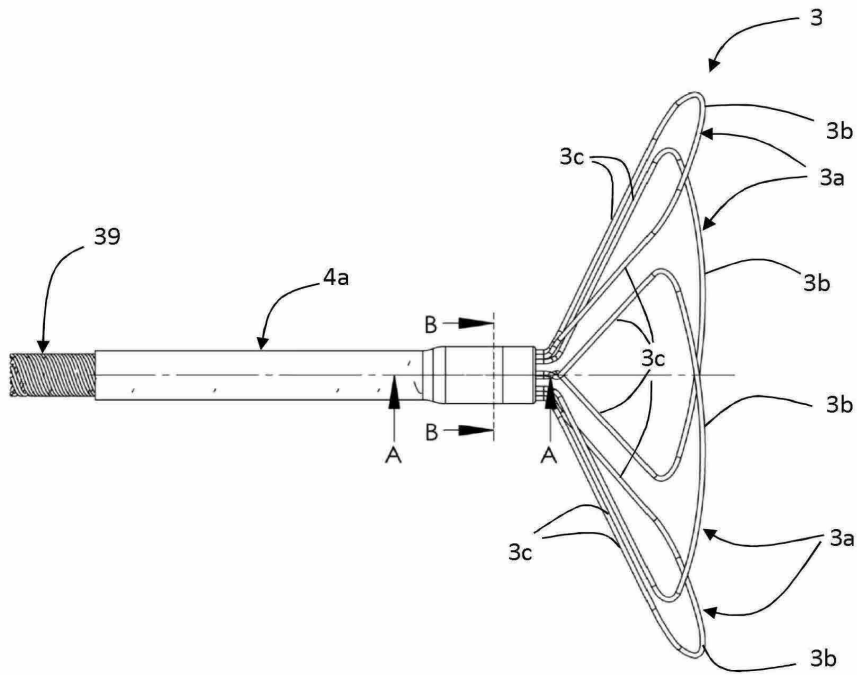


도면10

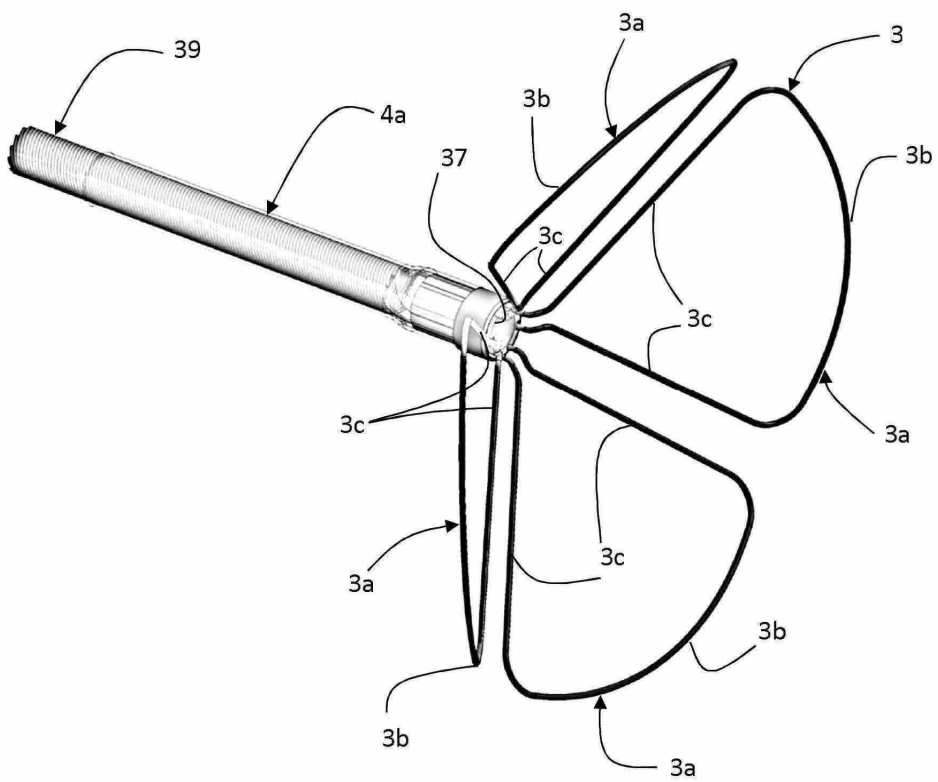




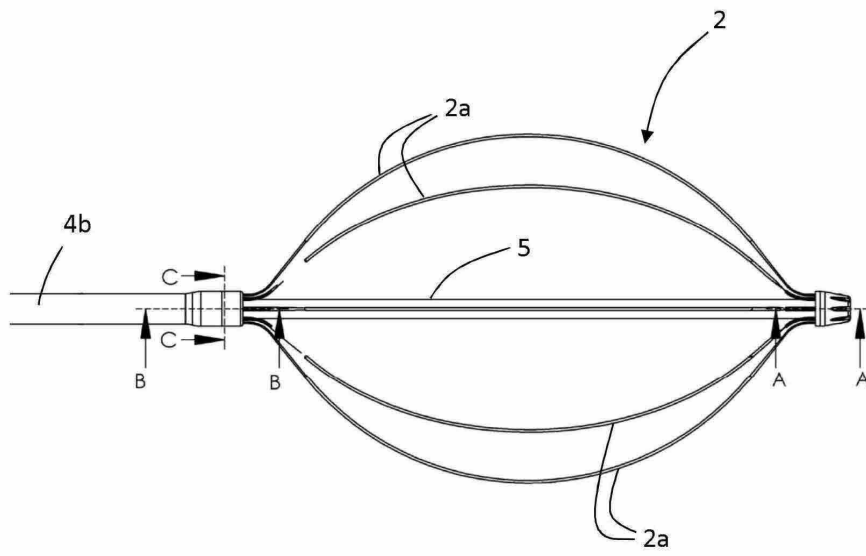
도면13



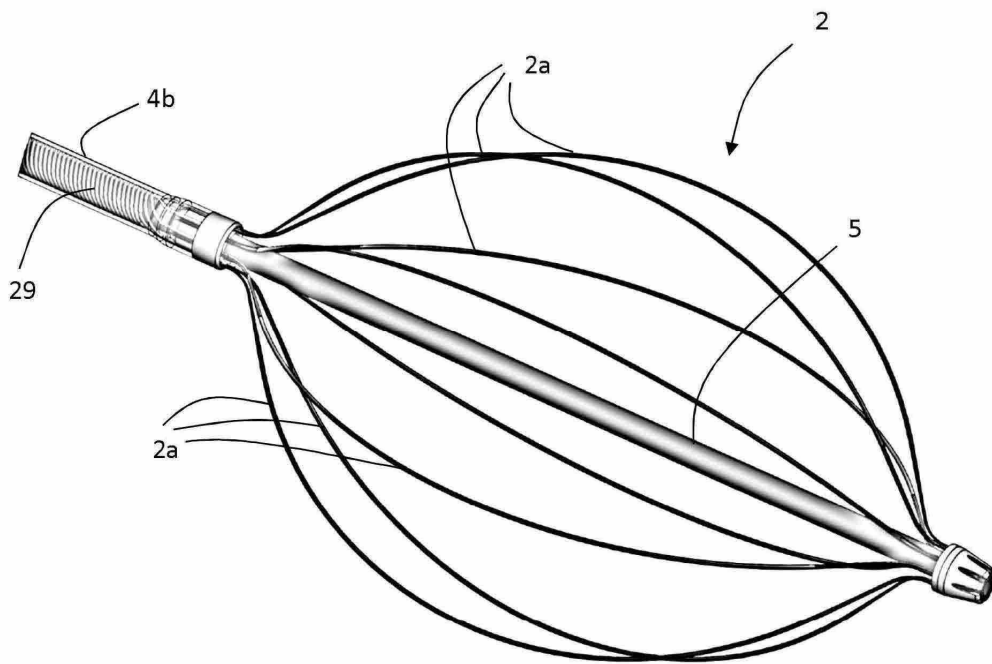
도면14



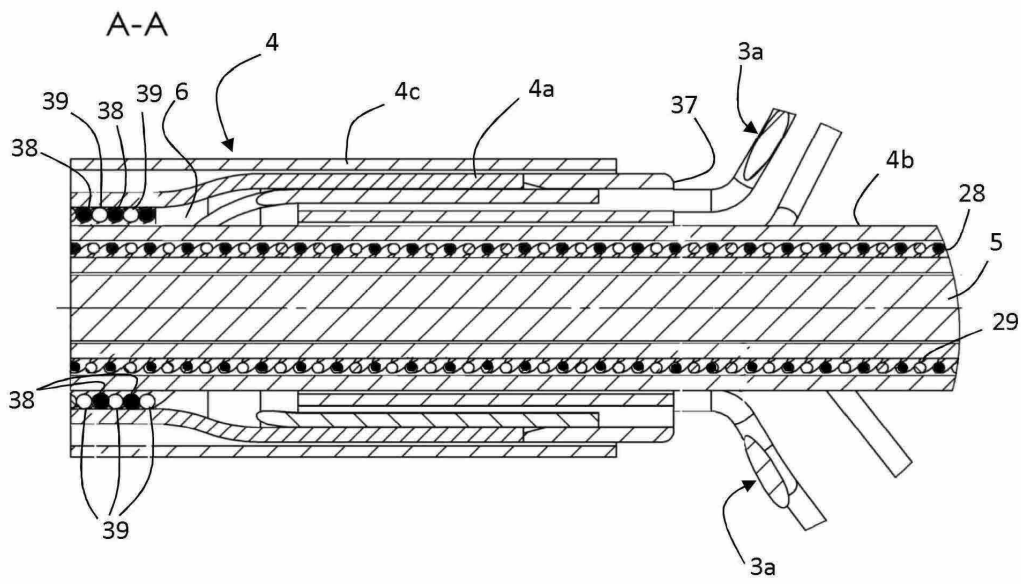
도면15



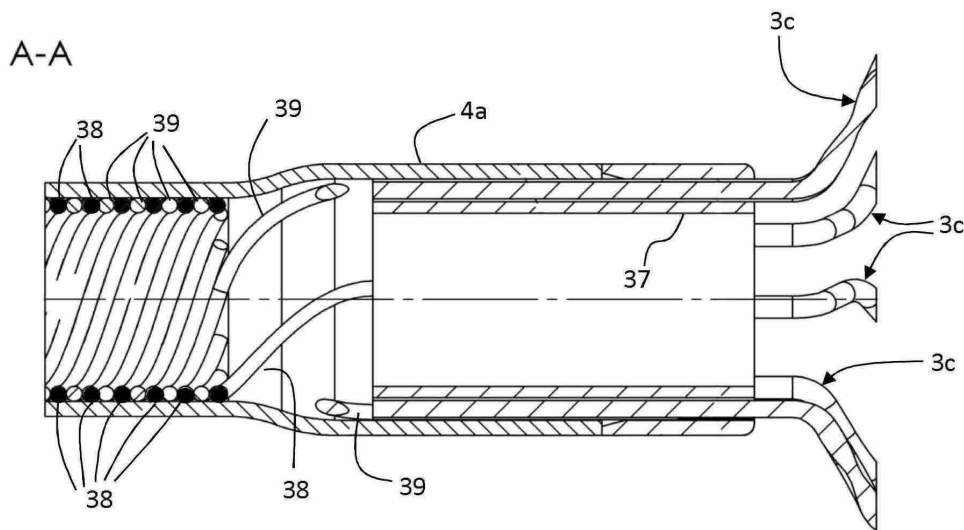
도면16



도면17

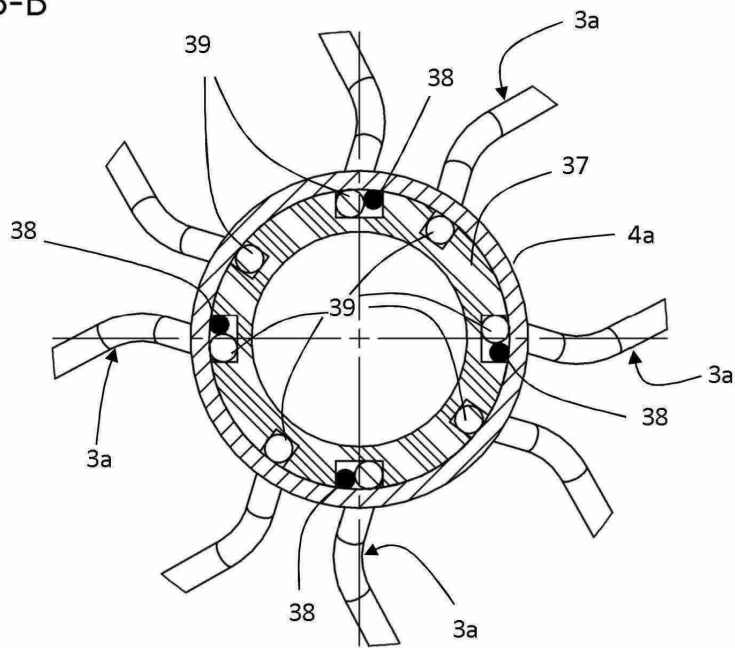


도면18

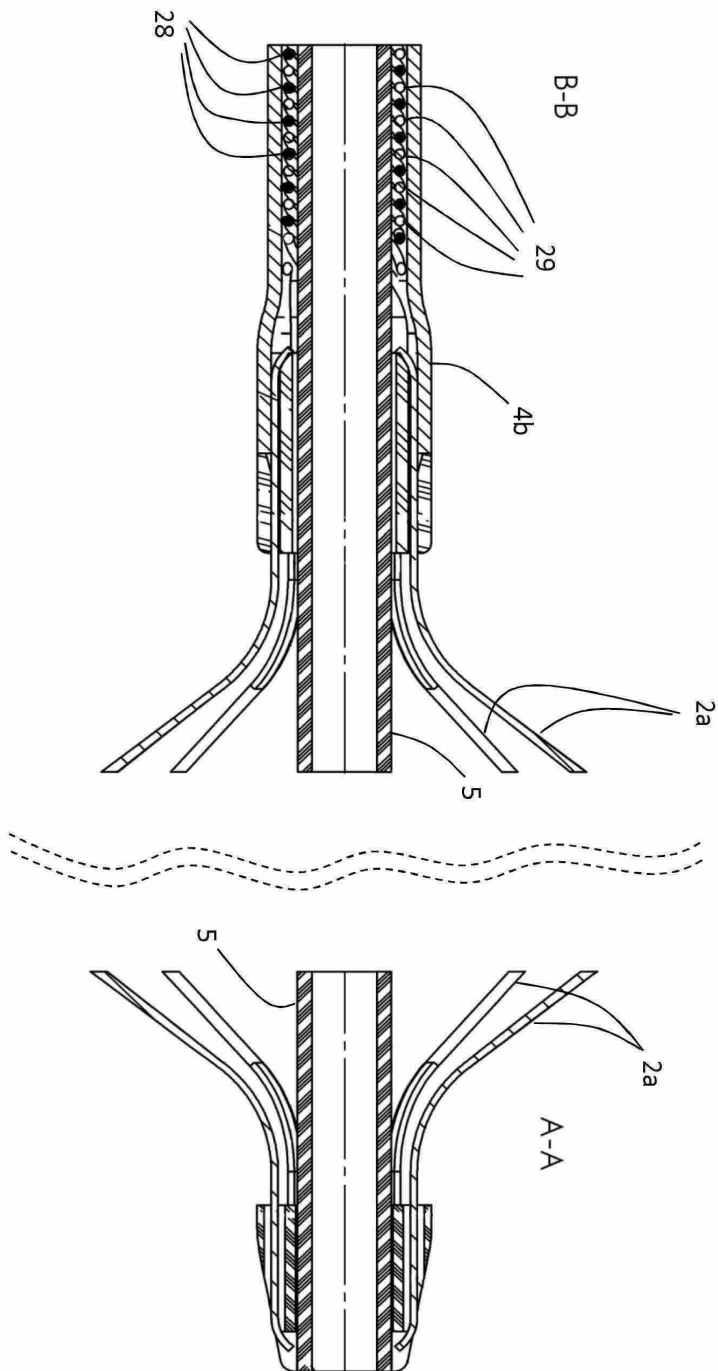


도면19

B-B



도면20



도면21

C-C

