

명세서

발명의 명칭: 신경차단용 카테터

기술분야

- [1] 본 출원은 2016년 8월 25일자로 출원된 한국 특허출원 번호 제10-2016-0108293호 및 2017년 8월 14일자로 출원된 한국 특허출원 번호 제10-2017-0103192호에 대한 우선권주장출원으로서, 해당 출원들의 명세서 및 도면에 개시된 모든 내용은 인용에 의해 본 출원에 원용된다.
- [2] 본 발명은 카테터(catheter)에 관한 것으로, 보다 상세하게는 질병 치료를 위한 의료용 카테터, 특히 신경의 일부를 절제(ablation)하여 신경 전도가 비활성화될 수 있도록 하는 신경차단용 카테터 및 이를 포함하는 신경차단 장치에 관한 것이다.

배경기술

- [3] 신경 차단술은 지각 신경이나 자율 신경 등 여러 신경에 대하여 자극이나 정보가 전달되지 않도록 신경 경로의 일부를 차단하는 기술법이다. 이러한 신경 차단술은, 부정맥을 비롯한 여러 질병의 치료나 통증 완화, 성형 등을 위해 점차 널리 이용되는 추세에 있다.
- [4] 특히, 근래에는 고혈압의 치료에 이러한 신경 차단술이 유효하다는 것이 확인됨에 따라, 고혈압을 효과적으로 치료하기 위한 방법으로 이러한 신경 차단술을 적용하고자 하는 노력이 시도되고 있다.
- [5] 고혈압의 경우, 약물로서 혈압 조절이 대부분 가능하기 때문에, 현재까지는 많은 고혈압 환자들이 약물에 의존하여 고혈압을 치료받고 있다. 하지만, 이와 같이 약물에 의해 혈압을 낮추는 방법은, 약물을 계속적으로 복용해야 하는 불편, 비용적 측면, 그리고 약물의 장기간 복용으로 인한 장기 손상과 같은 부작용 등 여러 가지 문제점을 갖고 있다. 뿐만 아니라, 일부 고혈압 환자는, 약물로서 혈압 조절이 되지 않는 난치성 고혈압을 앓고 있다. 이러한 난치성 고혈압은, 약물로서도 치료가 되지 않으므로, 환자에게 뇌졸중, 부정맥, 신장 질환 등과 같은 사고를 일으킬 위험성이 커서, 난치성 고혈압의 치료는 매우 심각하고 시급한 문제라 할 것이다.
- [6] 이와 같은 상황에서, 신경 차단술은, 고혈압을 치료할 수 있는 획기적인 방법으로 주목받고 있다. 특히, 고혈압을 치료하기 위한 신경 차단술은, 신장 신경, 즉 신장 동맥 주변의 교감 신경을 절제(ablation)함으로써 신경 전도가 비활성화되도록 하여 신장 신경이 차단되도록 하는 방식으로 이루어질 수 있다. 신장 신경이 활성화되면 신장에 의한 레닌 호르몬의 생산을 증가시키고, 이는 곧 혈압의 상승을 가져올 수 있다. 따라서, 이러한 신장 신경을 차단하는 경우 신경 전도가 이루어지지 않을 수 있으므로, 고혈압을 치료할 수 있다는 점이 최근 여러 실험을 통해 입증되고 있다.

- [7] 이처럼, 고혈압의 치료를 위해 신장 신경을 차단하는 방법 중 대표적인 방법은, 카테터를 이용하는 것이다. 카테터를 이용한 신경 차단술은, 신체의 일부, 이를테면 허벅지로 카테터를 삽입한 후 혈관을 따라 신장 동맥에 카테터의 원위 단부를 위치시킨 상태에서, 카테터의 원위 단부에서 RF(Radio Frequency) 에너지 등을 통해 열을 발생시킴으로써 신장 동맥 주변의 교감 신경을 차단시키는 방식으로 이루어질 수 있다.
- [8] 이와 같은 카테터를 이용한 신경 차단술은 개복 수술을 통한 신경 차단술에 비해 훨씬 작은 부위를 절개하기 때문에 잠재적인 합병증과 부작용이 크게 줄어들 수 있으며, 부분 마취로 인한 치료 및 회복 시간이 매우 짧다는 장점이 있어 차세대 고혈압 치료 방법으로 주목을 받고 있다.
- [9] 하지만, 이와 같이 신경 차단술 등에 적용하기 위한 카테터 관련 기술은, 아직까지 개발 정도가 미흡하여 많은 개선될 부분을 갖고 있다.
- [10] 특히, 카테터는 혈관의 내부를 따라 자유롭게 이동할 수 있을 정도가 되어야 하므로 그 크기가 매우 작아야 한다. 하지만, 종래 기술의 경우, 이러한 카테터를 소형화시키는데 있어 많은 어려움이 있다.
- [11] 더욱이, 종래 개발 내지 제안된 카테터의 헤드 부분에는, 하나 이상의 전극과 센싱을 위한 각종 장치가 구비되어 있고, 이러한 전극 및 센싱 장치로 전원 내지 전기적 신호를 전달하기 위한 각종 와이어도 포함되어 있다. 때문에, 이들을 모두 구비하면서 그 크기가 작은 카테터를 제조하는 것은 종래 기술의 경우, 매우 쉽지 않은 일이라 할 수 있다.
- [12] 뿐만 아니라, 일부 카테터의 경우, 카테터의 원위 단부가 시술 부위에 도달하면, 헤드 부분이 팽창되어 전극이 혈관의 내벽에 가까워지도록 구성된다. 이때, 시술자가 카테터 헤드의 팽창/축소 동작을 수행하기 위해서는, 별도의 동작용 와이어가 카테터의 원위 단부에서 근위 단부까지 길게 구비되는 경우가 있다. 이 경우, 카테터의 내부 구조는 이러한 와이어로 인해 더욱 복잡해지고 그 크기가 더 커질 수 있게 되므로, 이는 카테터의 소형화에 어려움을 더할 수 있다. 또한, 동작용 와이어는 금속 재질로 구성되는 경우가 많은데, 이러한 금속 재질의 동작용 와이어가 헤드 부분에서 외부에 노출되어 혈액과 접촉함으로써, 여러 문제가 발생할 수 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [13] 따라서, 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위해 창안된 것으로서, 구조가 간소화되고 소형화에 용이한 카테터를 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [14] 본 발명의 다른 목적 및 장점들은 하기의 설명에 의해서 이해될 수 있으며, 본 발명의 실시예에 의해 보다 분명하게 알게 될 것이다. 또한, 본 발명의 목적 및 장점들은 특허 청구 범위에 나타낸 수단 및 그 조합에 의해 실현될 수 있음을 쉽게 알 수 있을 것이다.

과제 해결 수단

- [15] 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 카테터는, 일 방향으로 길게 연장되어 근위 단부와 원위 단부를 구비하는 카테터로서, 상기 카테터의 원위 단부 측에 위치하고, 양단이 개방된 형태로 제1 중공이 형성된 제1 지지부재; 상기 제1 지지부재보다 상기 카테터의 근위 단부 측에 위치하고, 양단이 개방된 형태로 제2 중공이 형성된 제2 지지부재; 일 방향으로 길게 연장되게 구성되고, 길이 방향 양단이 개방된 형태로 제3 중공이 형성되며, 상기 제1 중공 및 상기 제2 중공에 삽입되고, 상기 제1 지지부재 또는 상기 제2 지지부재에 고정되어 상기 제1 지지부재 또는 상기 제2 지지부재를 길이 방향으로 이동시키는 구동 튜브; 일측 단부가 상기 제1 지지부재에 연결되고 타측 단부가 상기 제2 지지부재에 연결되며, 상기 제1 지지부재와 상기 제2 지지부재 사이의 거리가 좁아지는 경우 적어도 일부분이 벤딩되어 벤딩 부위가 상기 제3 중공의 중심축으로부터 멀어지도록 구성된 하나 이상의 연결 부재; 상기 연결 부재에 구비되어 열을 발생시키는 하나 이상의 전극; 및 상기 제2 지지부재보다 상기 카테터의 근위 단부 측에 위치하고, 일 방향으로 길게 연장되게 구성되며, 상기 구동 튜브가 삽입되어 길이 방향으로 이동 가능하도록 길이 방향 양단이 개방된 형태로 제4 중공이 형성된 샤프트 바디를 포함할 수 있다.
- [16] 여기서, 본 발명에 따른 카테터는, 일 방향으로 길게 연장되게 구성되고, 상기 구동 튜브의 양단 개방부를 통해 상기 제3 중공에 삽입되어 상기 제3 중공 내부에서 길이 방향으로 이동 가능하게 구성된 가이드 와이어를 더 포함할 수 있다.
- [17] 또한, 상기 구동 튜브는, 제1 지지부재에 고정되고, 상기 제2 중공 내부에서 길이 방향으로 이동 가능하게 구성될 수 있다.
- [18] 또한, 상기 구동 튜브는, 일 방향으로 길게 연장되며 상기 제3 중공이 형성된 내부 튜브, 메쉬 형태로 구성되며 상기 내부 튜브의 외면을 감싸도록 구성된 메쉬 튜브, 및 일 방향으로 길게 연장되며 상기 내부 튜브와 상기 메쉬 튜브의 외면을 감싸도록 구성된 외부 튜브를 구비할 수 있다.
- [19] 또한, 상기 구동 튜브는, 일 방향으로 길게 연장되며 상기 제3 중공이 형성된 외부 튜브, 및 코일 형태로 구성되며 상기 외부 튜브의 내면을 감싸도록 구성된 코일 튜브를 구비할 수 있다.
- [20] 또한, 상기 샤프트 바디는, 일 방향으로 길게 연장되며 상기 제4 중공이 형성된 내부 바디, 메쉬 형태로 구성되며 상기 내부 바디의 외면을 감싸도록 구성된 메쉬 바디, 및 일 방향으로 길게 연장되며 상기 내부 바디와 상기 메쉬 바디의 외면을 감싸도록 구성된 외부 바디를 구비할 수 있다.
- [21] 또한, 본 발명에 따른 카테터는, 상기 전극에 전기적으로 연결됨으로써, 상기 전극에 대한 전원 공급 경로를 제공하는 전원공급선을 더 포함할 수 있다.
- [22] 또한, 상기 샤프트 바디는, 내부에 상기 제4 중공과는 별도로 길이 방향으로 제

5 중공이 더 형성되고, 상기 전원공급선은, 상기 제5 중공에 삽입되어 길이 방향으로 이동 가능하게 구성되며, 상기 카테터의 근위 단부에서 상기 전극까지 연결될 수 있다.

[23] 또한, 상기 제5 중공은, 상기 제4 중공의 외부 일측에 구비되며, 상기 제4 중공의 외연을 따라 절곡된 형태로 구성될 수 있다.

[24] 또한, 상기 샤프트 바디는, 상기 제4 중공의 중심축이 상기 카테터의 중심축에 일치하도록 구성되고, 상기 전원공급선은, 다수 개 포함되어 상기 제4 중공의 중심축을 기준으로 상호 간 소정 각도 이격되게 배치되도록 구성될 수 있다.

[25] 또한, 상기 전원공급선은, 상기 샤프트 바디의 내면과 외면 사이에 삽입되어 상기 샤프트 바디와 결합 고정된 형태로 구성될 수 있다.

[26] 또한, 상기 전원공급선은, 상기 구동 튜브의 내면과 외면 사이에 삽입되어 상기 구동 튜브와 결합 고정된 형태로 구성될 수 있다.

[27] 또한, 상기 전원공급선은 상기 구동 튜브의 외면에 접촉된 상태로 구비되고, 본 발명에 따른 카테터는 상기 전원공급선과 상기 구동 튜브의 외측을 감싸도록 열수축된 형태로 구성된 열수축 필름을 더 포함할 수 있다.

[28] 또한, 본 발명에 따른 카테터는, 일 방향으로 길게 연장되게 구성되고, 원위 단부가 상기 샤프트 바디의 원위 단부에 고정되며, 근위 단부가 상기 샤프트 바디의 근위 단부에서 외측으로 노출되며, 상기 샤프트 바디의 내부에서 길이 방향으로 이동 가능하게 구성된 디플렉션 와이어를 더 포함할 수 있다.

[29] 또한 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 신경차단 장치는, 본 발명에 따른 카테터를 포함한다.

발명의 효과

[30] 본 발명에 의하면, 의료용 카테터, 특히 신경 차단술에 효과적인 카테터가 제공된다.

[31] 본 발명의 일 측면에 의하면, 가이드 와이어를 통과시키기 위한 튜브 부재를 이용하여 카테터의 헤드 부분을 오픈/클로уз시킬 수 있다.

[32] 따라서, 카테터 헤드를 동작시키기 위한 와이어형 작동 부재를 카테터에 별도로 마련할 필요가 없다.

[33] 그러므로, 카테터의 구조가 간소화되고 부피가 줄어들 수 있다. 또한, 금속 재질의 작동 부재가 혈액 측에 노출되지 않으므로, 이로 인한 여러 문제가 예방될 수 있다.

[34] 또한, 본 발명의 일 측면에 의하면, 금속 재질의 와이어형 작동 부재가 구비되지 않아도 되므로, 카테터 헤드 부분이 유연해질 수 있다.

도면의 간단한 설명

[35] 본 명세서에 첨부되는 다음의 도면들은 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하는 것이며, 후술하는 발명의 상세한 설명과 함께 본 발명의 기술사상을 더욱 이해시키는 역할을 하는 것이므로, 본 발명은 그러한 도면에 기재된 사항에만

한정되어 해석되어서는 아니 된다.

- [36] 도 1은, 본 발명의 일 실시예에 따른 카테터의 원위 단부 측 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [37] 도 2는, 본 발명의 일 실시예에 따른 제1 지지부재의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [38] 도 3은, 본 발명의 일 실시예에 따른 구동 튜브의 원위 단부 측 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [39] 도 4 및 도 5는, 본 발명의 일 실시예에 따른 구동 튜브의 이동으로 인한 제1 지지부재가 이동되는 구성을 개략적으로 나타내는 정면도이다.
- [40] 도 6은, 본 발명의 일 실시예에 따른 구동 튜브의 내부 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [41] 도 7은, 본 발명의 다른 실시예에 따른 구동 튜브의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [42] 도 8은, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 구동 튜브의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [43] 도 9는, 본 발명의 일 실시예에 따른 구동 튜브가 내부 중공에 삽입된 샤프트 바디의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [44] 도 10은, 도 9의 B1-B1'선에 대한 단면도이다.
- [45] 도 11은, 본 발명의 다른 실시예에 따른 카테터의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [46] 도 12는, 도 11의 B2-B2'선에 대한 단면도이다.
- [47] 도 13 및 도 14는, 본 발명의 일 실시예에 따른 전원공급선이 샤프트 바디에 내장되는 구성을 개략적으로 나타내는 도면이다.
- [48] 도 15는, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 카테터의 구성을 개략적으로 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [49] 도 16은, 도 15의 B3-B3'선에 대한 단면도이다.
- [50] 도 17 및 도 18은, 본 발명의 일 실시예에 따른 전원공급선이 구동 튜브에 내장되는 구성을 개략적으로 나타내는 도면이다.
- [51] 도 19는, 본 발명의 다른 실시예에 따른 전원공급선이 구동 튜브의 외측에 구비되는 구성을 개략적으로 나타내는 도면이다.
- [52] 도 20은, 도 19의 구성이 적용된 카테터의 일 형태를 개략적으로 나타내는 도면이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [53] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다. 이에 앞서, 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이거나 사전적인 의미로 한정해서 해석되어서는 아니되며, 발명자는 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게

정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합하는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.

- [54] 따라서, 본 명세서에 기재된 실시예와 도면에 도시된 구성은 본 발명의 가장 바람직한 일 실시예에 불과할 뿐이고 본 발명의 기술적 사상에 모두 대변하는 것은 아니므로, 본 출원시점에 있어서 이들을 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예들이 있을 수 있음을 이해하여야 한다.
- [55]
- [56] 도 1은, 본 발명의 일 실시예에 따른 카테터의 원위 단부 측 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [57] 여기서, 카테터의 원위 단부란 카테터의 길이 방향 양 단부 중 시술 부위에 도달하는 측의 단부를 의미한다고 할 수 있다. 즉, 카테터는 일 방향으로 길게 연장된 형태로 양 단부를 구비하며, 혈관 등의 내부 공간을 따라 이동하도록 구성될 수 있다. 이때, 시술자 측에 위치하는 카테터의 단부는 근위 단부(proximal end)라 하고, 이러한 근위 단부의 반대 측에 위치하여 최전방에서 시술 부위에 가장 먼저 도달하는 측의 단부를 원위 단부(distal end)라 할 수 있다. 시술자는, 카테터의 근위 단부 측에 위치하여 카테터의 원위 단부의 이동을 조정할 수 있다. 또한, 카테터의 원위 단부는 카테터 헤드라고도 지칭하기도 한다. 이하에서는, 카테터 자체는 물론이고, 카테터에 포함되는 여러 구성 요소 중 카테터의 길이 방향으로 신장되어 양 단부를 구비한 여러 구성 요소에 대해서도, 그 양 단부를 구별하기 위해 카테터의 원위 단부 측에 위치한 단부를 원위 단부로 지칭하고 카테터의 근위 단부 측에 위치한 단부를 근위 단부로 지칭하도록 한다.
- [58] 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 카테터는, 제1 지지부재(100), 제2 지지부재(200), 구동 튜브(300), 연결 부재(400), 전극(500) 및 샤프트 바디(600)를 포함할 수 있다.
- [59] 상기 제1 지지부재(100)는, 카테터의 원위 단부 측에 위치할 수 있다. 즉, 상기 제1 지지부재(100)는, 카테터의 양 단부 중, 시술자 측이 아닌 시술 부위 측을 향하는 단부에 위치할 수 있다. 또한, 상기 제1 지지부재(100)는, 내부에 중공이 형성될 수 있다. 이러한 제1 지지부재(100)의 구성에 대해서는, 도 2를 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [60] 도 2는, 본 발명의 일 실시예에 따른 제1 지지부재(100)의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [61] 도 2를 참조하면, 상기 제1 지지부재(100)는, V1으로 표시된 바와 같은 중공이 내부에 형성된 실린더 형태로 구성될 수 있다. 그리고, 이러한 중공은, 카테터의 길이 방향을 따라 형성되며, 양단이 개방된 형태로 구성될 수 있다. 즉, 도 2의 구성에서, 제1 지지부재(100)의 중공은, 대략 좌우 방향으로 형성되며, 좌측 단부와 우측 단부가 각각 개방된 형태로 구성될 수 있다. 따라서, 제1 지지부재(100)의 이러한 중공에는, 소정의 구성요소가 삽입될 수 있다. 본

명세서에서는, 다른 구성요소에 형성된 중공과 비교되도록 제1 지지부재(100)에 형성된 중공을 제1 중공이라 지칭하도록 한다.

- [62] 상기 제2 지지부재(200)는, 제1 지지부재(100)보다 카테터의 근위 단부 측에 위치할 수 있다. 즉, 상기 제2 지지부재(200)는, 카테터의 전체 부분을 기준으로 원위 단부 측에 위치하되, 제1 지지부재(100)보다는 카테터의 근위 측에 위치할 수 있다. 예를 들어, 도 1의 구성에 도시된 바와 같이, 제2 지지부재(200)는, 제1 지지부재(100)와 소정 거리 이격된 형태로, 제1 지지부재(100)보다 카테터의 근위 측이라 할 수 있는 우측에 위치하도록 구성될 수 있다.
- [63] 그리고, 상기 제2 지지부재(200)는, 제1 지지부재(100)와 마찬가지로 내부에 중공이 형성될 수 있다. 제2 지지부재(200)의 중공은, 카테터의 길이 방향을 따라 형성되며, 양단이 개방된 형태로 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 제2 지지부재(200)는, 도 2에 도시된 제1 지지부재(100)에 대하여 카테터의 길이 방향으로 대칭된 형태로 구성될 수 있다. 따라서, 이러한 제2 지지부재(200)의 중공으로, 소정의 구성요소가 삽입될 수 있다. 특히, 제2 지지부재(200)의 중공으로는, 구동 튜브(300)가 삽입될 수 있다.
- [64] 본 명세서에서는, 다른 구성요소에 형성된 중공과 비교되도록 제2 지지부재(200)에 형성된 중공을 제2 중공이라 지칭하도록 한다. 상기 제2 중공 역시, 양단이 개방된 형태로 구성될 수 있다.
- [65] 상기 제1 지지부재(100)와 상기 제2 지지부재(200)는, 카테터의 길이 방향을 따라 서로 소정 거리 이격되게 구성될 수 있다. 그리고, 이러한 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리는 변할 수 있다. 이들 사이의 거리 변동 구성에 대해서는 후술하도록 한다.
- [66] 상기 제1 지지부재(100) 및/또는 상기 제2 지지부재(200)는, 생체 적합성을 갖는 다양한 재질로 구성될 수 있다. 예를 들어, 이러한 지지부재는, 고무나 플라스틱과 같은 연성 재질은 물론, 금속과 같은 경성 재질로 구성될 수도 있다.
- [67] 특히, 이러한 지지부재들은, 부드럽고 유연성 있는 재질로 구성되는 것이 좋다. 더욱이, 제1 지지부재(100)는, 카테터의 전단부에 위치하여 카테터가 혈관 등을 따라 이동할 때 혈관 등의 내벽과 접촉할 가능성이 많으므로, 부드럽고 유연성 있는 재질로 구성하여, 혈관 손상 등을 방지하고 방향 전환이 용이하게 이루어지도록 할 수 있다.
- [68] 상기 구동 튜브(300)는, 튜브 형태, 즉 관 형태로 구성될 수 있다. 구동 튜브(300)의 구성에 대해서는 도 3을 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [69] 도 3은, 본 발명의 일 실시예에 따른 구동 튜브(300)의 원위 단부 측 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [70] 도 3을 참조하면, 상기 구동 튜브(300)는, 일 방향으로 길게 연장되는 형태로 구성될 수 있다. 여기서, 구동 튜브(300)의 길이 방향은, 카테터의 길이 방향과 일치한다고 할 수 있다. 특히, 상기 구동 튜브(300)는, 카테터의 원위 단부부터

카테터의 근위 단부까지 연장될 수 있다. 따라서, 구동 튜브(300)의 원위 단부는 시술 부위 측에 위치하며, 구동 튜브(300)의 근위 단부는 시술자 측에 위치할 수 있다. 그러므로, 시술자는, 구동 튜브(300)의 근위 단부를 조작하여 구동 튜브(300)를 길이 방향으로 이동시킬 수 있다.

- [71] 상기 구동 튜브(300)는, V3로 표시된 바와 같이, 그 길이 방향을 따라 중공이 형성될 수 있다. 그리고, 이러한 구동 튜브(300)의 중공은, 양단이 모두 개방될 수 있다. 예를 들어, 도 3에 도시된 바와 같이, 구동 튜브(300)는, 대략 좌우 방향으로 길게 연장된 형태로 형성되고, 중공의 좌측 단부와 우측 단부가 모두 개방되게 구성될 수 있다. 본 명세서에서는, 다른 구성요소들의 중공과 구별하기 위해 구동 튜브(300)의 중공을 제3 중공으로 지칭하도록 한다.
- [72] 이처럼, 구동 튜브(300)는 내부에 중공이 형성되며, 그러한 중공의 양단은 개방된 형태로 구성되기 때문에, 구동 튜브(300)의 내부로는 소정의 구성요소가 삽입되거나 이동될 수 있다.
- [73] 상기 구동 튜브(300)는, 제1 지지부재(100)의 중공인 제1 중공(V1)과 제2 지지부재(200)의 중공인 제2 중공에 모두 삽입될 수 있다. 즉, 구동 튜브(300)는, 외면의 일부가 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200)에 의해 감싸지는 형태로 구성될 수 있다. 이때, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200)는 카테터의 원위 단부 측에 위치하므로, 구동 튜브(300)는 원위 단부의 일부가 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200)에 의해 감싸진다고 할 수 있다.
- [74] 상기 구동 튜브(300)는, 제1 지지부재(100) 또는 제2 지지부재(200)에 고정될 수 있다. 즉, 구동 튜브(300)는, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200)의 중공에 각각 삽입된 상태에서 제1 지지부재(100) 또는 제2 지지부재(200)에 고정될 수 있다. 그리고, 구동 튜브(300)는, 이처럼 제1 지지부재(100)나 제2 지지부재(200)에 고정되어 있기 때문에, 길이 방향으로 이동되는 경우, 제1 지지부재(100)나 제2 지지부재(200)를 길이 방향으로 이동시킬 수 있다. 이러한 이동 구성에 대해서는, 도 4 및 도 5를 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [75] 도 4 및 도 5는, 본 발명의 일 실시예에 따른 구동 튜브(300)의 이동으로 인한 제1 지지부재(100)가 이동되는 구성을 개략적으로 나타내는 정면도이다.
- [76] 먼저, 도 4를 참조하면, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200)가 소정 거리 이격되어 있으며, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200)의 중공에는 구동 튜브(300)가 삽입되어 있다. 이때, 구동 튜브(300)는 제2 지지부재(200)의 중공에 삽입된 상태로, 길이 방향, 즉 도면의 좌우 방향으로 자유롭게 이동하도록 구성될 수 있다. 이를 위해, 상기 구동 튜브(300)의 외경은, 제2 지지부재(200)의 내경보다 약간 작게 구성될 수 있다. 또한, 구동 튜브(300)는, 제1 지지부재(100)의 중공에 삽입된 상태로, 제1 지지부재(100)와 결합 고정되어 있다.
- [77] 이러한 구성에서, 구동 튜브(300)가 A1 방향으로 이동되면, 구동 튜브(300)에

결합 고정된 제1 지지부재(100)는 도 5에 도시된 바와 같이 우측 방향으로 이동될 수 있다. 즉, 시술자가 구동 튜브(300)의 근위 단부를 잡아 당기게 되면, 구동 튜브(300)는 A1 방향으로 이동하게 된다. 이때, 구동 튜브(300)는 제2 지지부재(200)의 중공을 길이 방향으로 자유롭게 이동할 수 있으므로, 제2 지지부재(200)의 위치는 변하지 않을 수 있다. 하지만, 제1 지지부재(100)는 구동 튜브(300)에 고정되어 있으므로, 구동 튜브(300)가 A1 방향으로 이동할 때, 제1 지지부재(100) 역시 A1 방향으로 이동할 수 있게 된다. 반대로, 시술자가 구동 튜브(300)의 근위 단부를 잡아 밀게 되면, 구동 튜브(300)는 A1의 반대 방향으로 이동하며, 이로 인해 제1 지지부재(100) 역시 A1의 반대 방향으로 이동하게 될 수 있다. 그러면, 카테터의 원위 단부 측 구성은, 도 5의 구성에서 도 4의 구성으로 변경될 수 있다.

- [78] 이처럼, 구동 튜브(300)가 제1 지지부재(100)나 제2 지지부재(200)를 길이 방향으로 이동시키면, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리가 변화할 수 있다. 예를 들어, 도 4의 구성에서 구동 튜브(300)가 A1 방향으로 이동하게 되면, 도 5의 구성에 도시된 바와 같이 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리는 가까워질 수 있다. 반대로, 도 4의 구성에서 구동 튜브(300)가 A1의 반대 방향으로 이동하게 되면, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리는, 멀어질 수 있다.
- [79] 상기 연결 부재(400)는, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이에서 이들을 서로 연결하도록 구성될 수 있다. 즉, 연결 부재(400)의 일측 단부는 제1 지지부재(100)에 연결 고정되고, 연결 부재(400)의 타측 단부는 제2 지지부재(200)에 연결 고정될 수 있다. 상기 연결 부재(400)는, 일 방향으로 길게 연장된 막대 형태나 플레이트 형태로 구성될 수 있다.
- [80] 상기 연결 부재(400)는, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리가 좁아지는 경우, 양단 사이의 거리가 가까워짐으로써 적어도 일부분이 벤딩되게 구성될 수 있다. 그리고, 연결 부재(400)의 이러한 벤딩 부위는 카테터의 중심축으로부터 멀어지도록 구성될 수 있다. 즉, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200)가 서로 가까워져 연결 부재(400)가 벤딩되는 경우, 벤딩 부위는 구동 튜브(300)의 중심축으로부터 멀어지도록 구성될 수 있다.
- [81] 특히, 본 발명에 따른 카테터에 있어서, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리는, 구동 튜브(300)에 의해 조절될 수 있다. 즉, 구동 튜브(300)가 길이 방향으로 이동함에 따라, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리는 달라질 수 있다. 따라서, 본 발명에 따른 카테터의 경우, 구동 튜브(300)의 이동을 통해 연결 부재(400)가 벤딩되거나 퍼질 수 있다.
- [82] 한편, 상기 연결 부재(400)는, 제1 지지부재(100)나 제2 지지부재(200)의 이동에 따라 벤딩 부위가 형성되어야 하기 때문에, 양 단부 사이의 거리가 좁아지는 경우 벤딩될 수 있는 재질로 구성될 수 있다. 예를 들어, 연결 부재(400)는 금속이나 폴리머 등의 재질로 구성될 수 있다. 다만, 본 발명이 이러한 연결

부재(400)의 특정 재질로 한정되는 것은 아니며, 일부에서 벤딩 부위가 형성될 수 있다면 연결 부재(400)는 다양한 재질로 구성될 수 있다.

- [83] 상기 연결 부재(400)는, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이에서 복수 개 구비될 수 있다. 예를 들어, 상기 연결 부재(400)는, 도 1에 도시된 바와 같이, 3개 구비될 수 있다. 다만, 본 발명이 이러한 연결 부재(400)의 특정 개수에 한정되는 것은 아니며, 연결 부재(400)는 다양한 개수로 구성될 수 있다. 이처럼 복수의 연결 부재(400)가 구비되는 경우, 각각의 연결 부재(400)는, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리가 가까워질 때 적어도 일부분이 벤딩되어, 벤딩 부위가 구동 튜브(300)의 중심축으로부터 멀어지는 방향으로 구성될 수 있다.
- [84] 상기 전극(500)은, 연결 부재(400)에 장착되며, 전원을 공급받아 열을 발생시킬 수 있다. 그리고, 이와 같이 전극(500)에 의해 발생된 열은 주변 조직에 열 자극을 가할 수 있다. 예를 들어, 전극(500)에 의해 발생된 열은 주변 조직을 절제(ablation)할 수 있다. 이때, 상기 전극(500)은 대략 40~80°C의 열을 발생시켜 혈관 주위의 신경을 절제할 수 있으며, 이로 인해 신경을 차단시킬 수 있다. 다만, 전극(500)에 의해 발생되는 열의 온도는 카테터의 용도나 목적 등에 따라 다양하게 구현될 수 있음은 물론이다.
- [85] 상기 전극(500)은, 혈관 벽에 접촉하여 혈관 주변에 위치하는 신경 조직에 열을 인가할 수 있으므로, 혈관 벽에 밀착하여 접촉될 수 있는 것이 좋다. 따라서, 상기 전극(500)은, 혈관 내벽에 접촉하는 표면이 그러한 내벽의 형태에 대응될 수 있도록 곡선 형태로 형성될 수 있다. 예를 들어, 상기 전극(500)은, 단면이 원, 반원 또는 타원 형태로 구성될 수 있다.
- [86] 특히, 상기 전극(500)은, 연결 부재(400)의 벤딩 부위에 구비될 수 있다. 연결 부재(400)의 벤딩 부위는, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리 변경에 따라 카테터의 중심축에서 가장 멀어지게 구성될 수 있다. 따라서, 전극(500)이 연결 부재(400)의 벤딩 부위에 구비되는 경우, 전극(500)이 혈관 내벽에 가장 가깝게 위치할 수 있다.
- [87] 이러한 구성에 있어서, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리가 가까워짐으로써 연결 부재(400)가 벤딩 정도가 가장 심화된 경우, 전극(500)이 혈관의 내벽에 가까워질 수 있으며, 이 경우 카테터 헤드가 오픈(open)되었다고 할 수 있다. 반대로, 제1 지지부재(100)와 제2 지지부재(200) 사이의 거리가 멀어짐으로써 연결 부재(400)가 펴지거나 벤딩 정도가 가장 약화된 경우, 전극(500)이 혈관의 내벽에서 가장 멀어질 수 있으며, 이 경우 카테터 헤드가 클로우즈(close)되었다고 할 수 있다.
- [88] 상기 전극(500)은, 백금이나 스테인리스 스틸과 같은 재질로 구성될 수 있으나, 본 발명이 이러한 전극(500)의 특정 재질로 한정되는 것은 아니며, 열 발생 방식이나 시술 부위 등, 여러 요소를 고려하여 다양한 재질로 구성될 수 있다.
- [89] 상기 전극(500)은 무선 주파수(Radio Frequency; RF) 방식으로 열을 발생시킬 수

있다. 예를 들어, 상기 전극(500)은 고주파 발생 유닛과 전기적으로 연결되어 고주파 에너지를 발산함으로써 신경을 절제할 수 있다.

- [90] 한편, 상기 카테터에 존재하는 전극(500)은 음극으로 작용할 수 있으며, 이러한 음극에 대응되는 양극은, 음극과 마찬가지로 고주파 발생 유닛과 같은 에너지 공급 유닛에 연결될 수 있으며, 패치 등의 형태로 신체의 특정 부위에 부착될 수 있다.
- [91] 상기 전극(500)은, 카테터에 둘 이상 포함될 수 있다. 특히, 카테터에 연결 부재(400)가 둘 이상 포함되는 경우, 상기 전극(500)은 각 연결 부재(400)마다 각각 구비될 수 있다. 예를 들어, 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 카테터에는 3개의 연결 부재(400) 및 3개의 전극(500)이 포함되어, 각 연결 부재(400)의 벤딩 부위마다 1개의 전극(500)이 장착되도록 구성될 수 있다.
- [92] 상기 샤프트 바디(600)는, 일 방향으로 길게 연장된 형태로 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 샤프트 바디(600)는, 도 1에 도시된 바와 같이, 대략 좌우 방향으로 길게 연장된 형태로 구성될 수 있다. 특히, 샤프트 바디(600)는, 제1 지지부재(100) 및 제2 지지부재(200)가 위치하는 카테터의 원위 단부에서, 시술자가 위치하는 카테터의 근위 단부 지점까지 길게 연장된 형태로 구성될 수 있다.
- [93] 상기 샤프트 바디(600)는, 제2 지지부재(200)보다 카테터의 근위 단부 측에 위치할 수 있다. 예를 들어, 상기 샤프트 바디(600)는, 도 1에 도시된 바와 같이, 제2 지지부재(200)보다 우측에 위치할 수 있다. 이때, 샤프트 바디(600)는 제2 지지부재(200)와 접촉된 형태로 구성될 수 있다. 즉, 도 1의 구성에서, 샤프트 바디(600)의 좌측 단부(원위 단부)는, 제2 지지부재(200)의 우측 단부(근위 단부)에 접촉된 형태로 구성될 수 있다.
- [94] 여기서, 이러한 샤프트 바디(600)와 제2 지지부재(200)는, 서로 접촉 고정될 수 있다. 이 경우, 제2 지지부재(200)와 샤프트 바디(600) 사이의 공간은 노출되지 않을 수 있다. 따라서, 제2 지지부재(200)의 중공이나 구동 튜브(300)의 외면으로 혈액이나 이물질 등이 침투하지 않도록 할 수 있다.
- [95] 상기 샤프트 바디(600)는, 길이 방향으로 중공이 형성될 수 있다. 예를 들어, 샤프트 바디(600)는, 도 1의 구성에서, 내부 공간에 대략 좌우 방향으로 중공이 형성될 수 있다. 본 명세서에서는, 다른 구성요소에 형성된 중공과 비교되도록 샤프트 바디(600)에 형성된 중공을 제4 중공이라 지칭하도록 한다.
- [96] 이러한 제4 중공은 길이 방향으로 양단이 개방될 수 있다. 예를 들어, 샤프트 바디(600)가 좌우 방향으로 길게 형성된 구성의 경우, 제4 중공 역시 좌우 방향으로 길게 형성될 수 있으며, 제4 중공의 좌측 단부와 우측 단부는 각각 개방되는 형태로 구성될 수 있다. 구동 튜브(300)는, 이러한 제4 중공에 삽입되어 길이 방향으로 이동 가능할 수 있다. 즉, 시술자(작업자)가 구동 튜브(300)의 근위 단부를 잡고 길이 방향으로 이동시키면, 구동 튜브(300)는 제4 중공에 삽입된 상태에서 자유롭게 길이 방향으로 이동할 수 있다. 이때, 구동 튜브(300)가 제4

중공 내부에서 자유롭게 이동할 수 있도록 하기 위해, 구동 튜브(300)의 외면과 제4 중공의 표면 사이의 적어도 일부는 소정 거리 이격되게 구성될 수 있다. 즉, 제4 중공의 지름은, 구동 튜브(300)의 외경보다 다소 크게 구성될 수 있다.

- [97] 상기 샤프트 바디(600)는, 카테터의 전체 길이에서 대부분을 차지하며, 카테터의 외측에 위치할 수 있다. 또한, 샤프트 바디(600)는 많은 부분이 혈관 내부에 위치할 수 있다. 따라서, 샤프트 바디(600)는, 생체 적합성을 가지며, 혈관 내부에서 이동이 용이하고 혈관의 형태에 따라 굴곡될 수 있도록 유연성 있고 휘어지기 쉬운 재질로 구성될 수 있다.
- [98] 본 발명에 따른 카테터는, 가이드 와이어(700)를 더 포함할 수 있다.
- [99] 상기 가이드 와이어(700)는, 카테터를 시술 부위까지 안내하기 위한 와이어로서, 카테터에 앞서 시술 부위에 도달되도록 구성될 수 있다. 상기 가이드 와이어(700)는, 일 방향으로 길게 연장된 형태로 구성될 수 있다. 그리고, 상기 가이드 와이어(700)는, 구동 튜브(300)의 중공에 삽입될 수 있다. 즉, 가이드 와이어(700)는, 구동 튜브(300)의 양단 개방부를 통해 제3 중공(V3)에 삽입되며, 제3 중공 내부에서 길이 방향으로 이동 가능하게 구성될 수 있다. 특히, 가이드 와이어(700)는, 와이어 형태를 가지며, 구동 튜브(300) 등에 비해 직경이 상당히 작게 구성될 수 있다. 따라서, 가이드 와이어(700)는, 구동 튜브(300)의 중공 내부에서 자유롭게 길이 방향으로 이동될 수 있다. 이러한 구성에서, 가이드 와이어(700)가 혈관 내부를 따라 이동하여 시술 부위에 먼저 도달하게 되고, 구동 튜브(300), 제1 지지부재(100), 제2 지지부재(200), 연결 부재(400) 등은, 중공에 가이드 와이어(700)가 삽입된 상태로 시술 부위까지 이동될 수 있다.
- [100] 이 경우, 구동 튜브(300)는 가이드 와이어(700)를 통과시키기 위한 구성요소가 될 수 있다. 또한, 구동 튜브(300)는, 앞서 설명한 바와 같이, 카테터 헤드를 오픈시키거나 클로уз시키는 데 이용될 수 있다. 따라서, 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 가이드 와이어(700)를 통과시키는 구성요소가 곧 카테터 헤드의 오픈/클로уз를 조절하는 구성요소가 될 수 있다. 그러므로, 가이드 와이어(700)를 통과하여 카테터를 이동시키기 위한 구동 튜브(300) 이외에, 카테터 헤드를 오픈/클로уз시키기 위한 별도의 작동 부재가 필요 없게 된다.
- [101] 특히, 종래 일부 카테터의 경우, 카테터 헤드를 오픈/클로уз시키기 위해, 가이드 와이어(700)를 통과시키기 위한 구성요소와는 별도로, 와이어 형태로 구성된 별도의 작동 부재가 필요하다. 그런데, 이 경우, 작동 부재가 카테터의 원위 단부부터 근위 단부까지 길게 존재해야 하므로, 카테터의 대부분에서 직경이 커질 수 밖에 없다. 하지만, 본 발명의 상기 실시 구성에 의하면, 가이드 와이어(700)를 통과시키기 위한 구성요소가 카테터 헤드를 오픈/클로уз시킬 수 있으므로, 카테터의 직경이 작아질 수 있다. 예를 들어, 샤프트 바디(600)의 경우, 구동 튜브(300)가 이동될 수 있는 공간만 마련되면 되며, 별도의 작동 부재가 이동될 수 있도록 하는 공간은 별도로 마련될 필요가 없으므로, 샤프트 바디(600)의 직경이 작아질 수 있다.

- [102] 또한, 본 발명의 일 측면에 의하면, 카테터 헤드의 오픈/클로우즈를 위한 금속 재질의 작동 부재가 없거나 외부로 노출되지 않으므로, 부식 등으로 인한 문제가 발생하지 않을 수 있다. 뿐만 아니라, 종래 금속 재질의 작동 부재가 구비되지 않으므로, 카테터, 특히 카테터의 헤드 부분이 보다 유연해질 수 있다.
- [103] 한편, 앞선 도 4 및 도 5의 실시예에서 설명된 바와 같이, 구동 튜브(300)는, 제1 지지부재(100)에 고정되고, 상기 제2 중공 내부에서 길이 방향으로 이동 가능하게 구성될 수 있다.
- [104] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 카테터 헤드의 오픈이나 클로우즈 상태에 관계 없이, 구동 튜브(300)가 제1 지지부재(100)보다 원위 측으로 돌출되지 않도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 도 4의 구성에서 카테터 헤드를 오픈시키기 위해서는 구동 튜브(300)가 A1 방향으로 이동하고, 카테터 헤드를 클로우즈시키기 위해서는 구동 튜브(300)가 A1의 반대 방향으로 이동할 수 있다. 이때, 구동 튜브(300)의 원위 단부는 제1 지지부재(100)에 고정되어 있으므로, 구동 튜브(300)의 이동에 따라 제1 지지부재(100)도 함께 이동하며, 구동 튜브(300)의 원위 단부는 제1 지지부재(100)의 좌측으로 돌출되지 않도록 구성될 수 있다. 따라서, 카테터 헤드의 오픈이나 클로우즈를 위해 구동 튜브(300)를 조작하는 과정에서, 구동 튜브(300)의 돌출된 단부가 혈관 등을 손상시키는 것을 방지할 수 있다.
- [105] 또한, 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 구동 튜브(300)가 제1 중공에서 이탈될 염려가 없다. 예를 들어, 도 4의 실시예에서, 구동 튜브(300)가 우측 방향으로 이동하는 경우, 구동 튜브(300)는 제1 지지부재(100)와 고정되어 있으므로, 구동 튜브(300)의 원위 단부가 제1 지지부재(100)의 중공으로부터 빠져나와 제1 지지부재(100)와 구동 튜브(300)가 분리될 염려가 없다.
- [106] 그리고, 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 제2 지지부재(200)와 샤프트 바디(600)의 결합 상태가 안정적으로 유지될 수 있다. 예를 들어, 도 4의 실시예에서, 구동 튜브(300)는 제2 지지부재(200)의 중공에 삽입된 상태로 자유롭게 이동할 수 있으므로, 구동 튜브(300)가 좌우 방향으로 이동된다 하더라도, 제2 지지부재(200)의 위치는 변경되지 않을 수 있다. 따라서, 제2 지지부재(200)와 샤프트 바디(600)의 상호 위치는 안정적으로 유지될 수 있다.
- [107] 바람직하게는, 상기 구동 튜브(300)는, 내부 튜브, 메쉬 튜브 및 외부 튜브(330)를 구비하는 형태로 구성될 수 있다. 이러한 구성에 대해서는, 도 6을 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [108] 도 6은, 본 발명의 일 실시예에 따른 구동 튜브(300)의 내부 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다. 도 6에서는, 각 구성요소가 잘 보이도록 하기 위해, 메쉬 튜브(320) 및 외부 튜브(330)의 원위 단부의 일부분이 제거된 형태로 도시되어 있다.
- [109] 도 6을 참조하면, 상기 구동 튜브(300)는, 내부 튜브(310), 메쉬 튜브(320) 및 외부 튜브(330)의 3개의 층을 가진 3중 구조로 구성될 수 있다.

- [110] 여기서, 내부 튜브(310)는, 구동 튜브(300)의 내부층을 구성하며, 길이 방향으로 중공이 형성될 수 있다. 즉, 구동 튜브(300)는, 일 방향으로 길게 연장되며 중공이 형성된 관 형태로 구성될 수 있다. 이때, 내부 튜브(310)에 형성된 중공은, 곧 구동 튜브(300)에 형성된 중공이라 할 수 있으므로, 내부 튜브(310)의 중공은 제3 중공이 될 수 있다. 예를 들어, 상기 내부 튜브(310)는 폴리머 재질로 구성될 수 있다.
- [111] 그리고, 메쉬 튜브(320)는, 이러한 내부 튜브(310)의 외면을 감싸도록 구성될 수 있다. 더욱이, 상기 메쉬 튜브(320)는, 내부 튜브(310)의 원위 단부에서 근위 단부에 이르기까지 길게 연장된 형태로 구성될 수 있다. 특히, 메쉬 튜브(320)는, 메쉬 형태, 즉 망사 형태로 구성될 수 있다. 예를 들어, 메쉬 튜브(320)는, 다수의 와이어를 이용하여 짜여진 형태, 즉 직조 형태로 구성될 수 있다.
- [112] 특히, 상기 메쉬 튜브(320)는, 내부 튜브(310)의 강성을 보장하는 재질로 이루어질 수 있다. 이를 위해, 상기 메쉬 튜브(320)는, 내부 튜브(310)보다 강성이 높은 재질로 구성될 수 있다. 예를 들어, 내부 튜브(310)가 폴리머 재질로 구성되는 경우, 상기 메쉬 튜브(320)는, 금속 재질로 구성될 수 있다. 일례로, 상기 메쉬 튜브(320)는, 스테인리스 스틸 재질로 구성될 수 있다.
- [113] 상기 외부 튜브(330)는, 내부 튜브(310)와 마찬가지로 일 방향으로 길게 연장되는 형태로 구성될 수 있다. 특히, 상기 외부 튜브(330)는, 내부 튜브(310)와 메쉬 튜브(320)의 외면을 감싸도록 구성될 수 있다.
- [114] 상기 외부 튜브(330)는, 상기 내부 튜브(310)와 동일하거나 다른 재질, 이를테면 폴리머 재질로 구성될 수 있다. 예를 들어, 외부 튜브(330)는, PTFE(polytetrafluoroethylene), Pebax(Poly Ether Block Amides) 등의 재질로 구성될 수 있다. 그리고, 상기 외부 튜브(330)는, 메쉬 튜브(320)의 외층을 덮음으로써 메쉬 튜브(320)가 외층으로 노출되지 않도록 구성될 수 있다. 특히, 상기 외부 튜브(330)는 내부 튜브(310)와 함께 메쉬 튜브(320)가 외부로 노출되지 않고 구동 튜브(300)의 내부에 매립되도록 할 수 있다.
- [115] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 구동 튜브(300)의 강성이 보장되어, 구동 튜브(300)에 의한 카테터 헤드의 오픈/클로уз 작동이 용이하게 이루어지도록 할 수 있다. 즉, 본 발명의 경우, 구동 튜브(300)가 길이 방향으로 이동함으로써 제1 지지부재(100)나 제2 지지부재(200)가 이동하게 되는데, 이를 위해서는 구동 튜브(300)가 일정 수준 이상의 힘을 받아야 하고, 휘어지거나 길이 방향으로 쉽게 눌리지 않아야 한다. 그런데, 상기와 같은 구성에 의하면, 메쉬 구조물을 포함한 3중 구조로 인해 구동 튜브(300)가 강성이 보장되고 일정 수준 이상 힘을 받을 수 있다.
- [116] 이러한 구성에 있어서, 상기 메쉬 튜브(320)는, 내부 튜브(310)의 외면에서 다수의 메쉬 링이 내부 튜브(310)의 길이 방향을 따라 배치된 형태로 구성될 수 있다. 이에 대해서는, 도 7을 참조하여, 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [117] 도 7은, 본 발명의 다른 실시예에 따른 구동 튜브(300)의 구성을 개략적으로

나타내는 사시도이다. 도 7에서도, 각 구성요소가 잘 보이도록 하기 위해, 메쉬 튜브(320) 및 외부 튜브(330)의 원위 단부의 일부분이 제거된 형태로 도시되어 있다.

- [118] 도 7을 참조하면, 도 6과 마찬가지로 구동 튜브(300)는 내부 튜브(310), 메쉬 튜브(320) 및 외부 튜브(330)로 구성되며, 상기 메쉬 튜브(320)는, R로 표시된 바와 같은 다수의 단위 링을 구비하는 형태로 구성될 수 있다. 여기서, 다수의 단위 링은, 각각 와이어나 끈이 짜여진 메쉬 형태로 구성될 수 있으며, 적어도 일부분이 상호 분리 가능한 형태로 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 메쉬 튜브(320)는, 스테인리스 스틸 재질로 구성되며, 이러한 금속 링 형태의 부재가 내부 튜브(310)의 외면을 감싸는 형태로, 구동 튜브(300)의 원위 단부에서 근위 단부까지 다수 개가 연속하여 배치될 수 있다.
- [119] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 메쉬 튜브(320)가 상호 분리 가능한 다수의 단위 링 형태로 구성됨으로써, 필요에 따라 구동 튜브(300)가 용이하게 휘어지도록 할 수 있다. 즉, 카테터는 혈관을 따라 이동하므로 혈관의 굴곡 형태에 따라 휘어질 필요가 있다. 따라서, 다수의 메쉬 링으로 구성된 상기 실시예의 경우, 길이 방향으로 힘을 잘 받으면서도, 메쉬 링 간 거리 변경을 통해, 구동 튜브(300)의 벤딩이 잘 일어나도록 할 수 있다.
- [120] 한편, 내부 튜브(310)와 외부 튜브(330) 사이에 메쉬 튜브(320)가 개재된 구동 튜브(300) 구성에 있어서, 내부 튜브(310)와 외부 튜브(330)의 원위 단부는 상호 융착된 형태로 구성될 수 있다. 예를 들어, 메쉬 튜브(320)가 금속 재질로 이루어지고, 내부 튜브(310)와 외부 튜브(330)가 모두 폴리머 재질로 구성된 경우, 내부 튜브(310)의 원위 단부와 외부 튜브(330)의 원위 단부는 열처리에 의해 상호 용융 접착된 형태로 구성될 수 있다.
- [121] 한편, 상기 도 6 및 도 7의 실시예에서는, 구동 튜브의 내부에 메쉬 구성이 구비된 형태를 중심으로 설명되어 있으나, 본 발명이 반드시 이러한 실시예로 한정되는 것은 아니다. 이에 대해서는, 도 8을 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [122] 도 8은, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 구동 튜브(300)의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다. 도 8에서도, 각 구성요소가 잘 보이도록 하기 위해, 일부 구성요소의 원위 단부는 일부 제거된 형태로 도시되어 있다.
- [123] 도 8을 참조하면, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 구동 튜브(300)는, 외부 튜브(330) 및 코일 튜브(340)를 구비할 수 있다.
- [124] 상기 외부 튜브(330)는, 일 방향으로 길게 연장되며 카테터의 길이 방향으로 길게 연장되도록 제3 중공이 형성된 파이프 형태로 구성될 수 있다. 더욱이, 이러한 외부 튜브(330)는, 앞선 실시예에 설명된 외부 튜브에 관련된 내용이 동일 또는 유사하게 적용될 수 있다.
- [125] 상기 코일 튜브(340)는, 외부 튜브(330)의 내면을 감싸는 형태로 구성될 수 있다. 특히, 상기 코일 튜브(340)는, 외부 튜브(330)의 내면을 따라 감겨진 나선

형태, 즉 코일 형태로 구성될 수 있다. 도 8에서는, 코일 형태임을 보다 명확하게 나타내기 위해, 코일 튜브(340)의 원위 단부가 원위 측으로 당겨진 형태로 도시되어 있다. 더욱이, 상기 코일 튜브(340)는, 외부 튜브(330)의 원위 단부에서 근위 단부에 이르기까지 길게 감겨진 형태로 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 코일 튜브(340)는, 길이 방향에 수직하는 단면이 원형이나 타원형인 와이어 형태로 구성되어 일단이 외부 튜브(330)의 원위 단부에 위치하고 타단이 외부 튜브(330)의 근위 단부에 위치하도록 카테터의 길이 방향을 따라 연장된 형태로 구성될 수 있다. 또는, 상기 코일 튜브(340)는, 폭에 비해 두께가 얇은 플레이트 형태, 그리고 길이에 비해 폭이 현저하게 얇아서 와이어 형태에 가까운 플레이트 형태로 구성될 수도 있다.

- [126] 상기 코일 튜브(340)는, 구동 튜브(300), 특히 외부 튜브(330)의 강성을 보장하는 재질로 이루어질 수 있다. 즉, 상기 코일 튜브(340)는, 외부 튜브(330)보다 강성이 높은 재질로 구성될 수 있다. 예를 들어, 외부 튜브(330)가 폴리머 재질로 구성되는 경우, 코일 튜브(340)는, 금속 재질, 이를테면 스테인리스 재질로 구성될 수 있다.
- [127] 이와 같이, 구동 튜브(300)의 내부에 스프링 형태로 구성된 코일 튜브(340)가 구비된 실시예에 의하면, 구동 튜브(300)의 강성이 보강됨은 물론이고, 구동 튜브(300)의 유연성도 향상시킬 수 있다. 예를 들어, 코일 튜브(340)가 금속 스프링 형태로 구성된 경우, 금속 재질에 의해 구동 튜브(300) 자체의 강성이 더욱 강화될 수 있다. 또한, 이 경우, 코일 튜브(340)가 스프링 형태로 구성되어 있기 때문에, 혈관 삽입이나 혈관 내에서의 이동 시, 구동 튜브(300)가 보다 유연하게 삽입 내지 이동되도록 할 수 있다. 특히, 코일 튜브(340)가 금속 재질로 구성되더라도, 나선 형태로 구성되어 있기 때문에, 구동 튜브(300)의 길이 방향에 수직하는 방향으로의 유연성이 확보될 수 있다. 또한, 상기 구성에 있어서, 하나의 코일 형태로 코일 튜브(340)를 구성할 수 있으므로, 다중 구조의 구동 튜브(300)가 보다 용이하게 제조될 수 있다.
- [128] 상기 코일 튜브(340)는, 외부 튜브(330) 내측에 위치하되, 양 단부 중 적어도 원위 단부는 구동 튜브(300)의 외부로 노출되지 않도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 코일 튜브(340)의 원위 단부는, 외부 튜브(330)의 원위 단부보다 짧게 구성될 수 있다. 이 경우, 코일 튜브(340)의 원위 단부는, 외부 튜브(330)에 의해 커버되어, 구동 튜브(300)의 원위 단부 측에서 외부로 노출되지 않을 수 있다.
- [129] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 코일 튜브(340)의 원위 단부가 구동 튜브(300)의 내측에 위치하고 외부 측으로 노출되지 않음으로써, 코일 튜브(340)의 원위 단부에 의해 카테터의 다른 구성요소 내지 혈관 등이 손상되는 것을 방지할 수 있다. 또한, 상기 구성에 의하면, 코일 튜브(340)가 금속 재질로 이루어지더라도, 혈액 등에 의해 코일 튜브(340)가 부식되는 등의 문제를 예방할 수 있다.
- [130] 한편, 이처럼, 외부 튜브(330)의 내측에 코일 튜브(340)가 구비된 구성에

있어서, 코일 튜브(340) 내측에 내부 튜브(310)가 구비될 수도 있다.

- [131] 또한 바람직하게는, 상기 샤프트 바디(600)는, 내부 바디, 메쉬 바디 및 외부 바디를 구비하는 형태로 구성될 수 있다. 이에 대해서는, 도 9를 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [132] 도 9는, 본 발명의 일 실시예에 따른 구동 튜브(300)가 내부 중공에 삽입된 샤프트 바디(600)의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이다. 도 9에서도, 각 구성요소가 잘 보이도록 하기 위해, 메쉬 바디와 외부 바디의 원위 단부에 대하여 일부분이 제거된 형태로 도시되어 있다.
- [133] 도 9를 참조하면, 상기 샤프트 바디(600)는, 내부 바디(610), 메쉬 바디(620) 및 외부 바디(630)의 3개의 층을 가진 3중 구조로 구성될 수 있다.
- [134] 여기서, 내부 바디(610)는, 샤프트 바디(600)의 내부층을 구성하며, 길이 방향으로 중공이 형성될 수 있다. 즉, 내부 바디(610)는 일 방향으로 길게 연장되며, 제4 중공이 형성될 수 있다.
- [135] 또한, 메쉬 바디(620)는, 메쉬 형태로 구성되며, 내부 바디(610)의 외면을 감싸도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 메쉬 바디(620)는, 내부 바디(610)의 원위 단부에서 근위 단부까지 길게 연장되는 형태로, 내부 바디(610)의 외면에 구비될 수 있다.
- [136] 그리고, 외부 바디(630)는, 내부 바디(610)와 메쉬 바디(620)의 외부에서, 일 방향으로 길게 연장되는 형태로 구성될 수 있다. 특히, 외부 바디(630)는 내부 바디(610)와 메쉬 바디(620)의 외면을 감싸도록 구성될 수 있다.
- [137] 이러한 샤프트 바디(600)의 3중 구조에 대해서는, 앞선 도 6 및 도 7과 관련된 구동 튜브(300)에 대한 설명이 유사하게 적용될 수 있으므로, 유사하게 적용될 수 있는 부분에 대해서는 상세한 설명을 생략한다. 예를 들어, 내부 바디(610)와 외부 바디(630)는 폴리머 재질로 구성될 수 있다. 그리고, 메쉬 바디(620)는, 구동 튜브(300)의 강성을 확보하기 위해 스테인리스 스틸과 같은 금속 재질로 구성될 수 있다. 특히, 메쉬 바디(620)는, 다수의 와이어를 이용하여 직조된 망사 형태로 구성될 수 있다. 또한, 상기 메쉬 바디(620)는, 도 7의 구동 튜브(300) 실시예와 유사하게, 다수의 단위 메쉬 링이 샤프트 바디(600)의 길이 방향을 따라 연속하여 배치되는 형태로 구성될 수 있다.
- [138] 이러한 3중 구조를 갖는 샤프트 바디(600)의 원위 단부에 있어서, 메쉬 바디(620)는, 내부 바디(610)보다 짧게 구성될 수 있다. 즉, 내부 바디(610)는, 메쉬 바디(620)보다 원위 단부의 외측으로 돌출되게 구성될 수 있다. 예를 들어, 샤프트 바디(600)의 원위 단부 구성의 경우, 원위 단부의 최외측인 말단에서 약 10cm 정도까지는 메쉬 바디(620)가 구비되지 않도록 샤프트 바디(600)가 구성될 수 있다.
- [139] 메쉬 바디(620)의 경우 내부 바디(610)보다 강성이 높은 재질 내지 구조로 형성될 수 있으므로, 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 샤프트 바디(600)의 원위 단부에 대한 유연성을 향상시킬 수 있다. 따라서, 샤프트 바디(600)의 원위

단부가 혈관의 굴곡 형태를 따라 잘 휘어지도록 할 수 있다.

- [140] 이때, 상기 샤프트 바디(600)는 메쉬 바디(620) 대신에 코일 바디(미도시)를 구비하도록 구성될 수 있다. 즉, 상기 샤프트 바디(600)는, 코일 바디 및 외부 바디(630)를 구비하며, 외부 바디(630)는 상기 설명된 실시예와 동일 또는 유사한 형태로 구성되고, 코일 바디만 메쉬 바디(620)와 다른 형태로 구성될 수 있다.
- [141] 여기서, 코일 바디는, 대략 상기 도 8의 실시예에서 설명된 구동 튜브(300)의 코일 튜브(340)와 유사한 형태로 구성될 수 있다. 즉, 상기 코일 바디는, 코일 형태로 구성되며, 외부 바디(630)의 내면을 감싸도록 구성될 수 있다.
- [142] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 샤프트 바디(600)의 강성과 유연성이 보다 향상되고, 제조가 보다 용이해질 수 있다.
- [143] 한편, 본 발명에 따른 카테터는 전원공급선을 더 포함할 수 있다.
- [144] 상기 전원공급선은, 전극(500)에 전기적으로 연결됨으로써, 전극(500)에 대한 전원 공급 경로를 제공할 수 있다. 예를 들어, 전원공급선은, 원위 단부가 전극(500)에 연결되고 근위 단부가 에너지 공급 유닛(미도시)에 연결되어, 에너지 공급 유닛이 전극(500)에 전원을 공급하도록 할 수 있다.
- [145] 이러한 전원공급선은, 복수의 전극(500)마다 별도로 구비되어, 복수의 전극(500) 각각에 전기적으로 연결될 수 있다. 이때, 복수의 전원공급선은, 복수의 전극(500) 각각에 대한 전원공급경로를 제공할 수 있다. 여기서, 복수의 전원공급선은, 전극(500)에서 에너지 공급 유닛에 이르기까지 각각 분리된 형태로 구성될 수 있다. 또는, 복수의 전원공급선은 하나의 전원공급선이 소정 지점에서 둘 이상의 전원공급선으로 분기되어 분기된 각각의 전원공급선이 서로 다른 전극(500)에 연결되는 형태로 구성될 수 있다.
- [146] 상기 샤프트 바디(600)는, 이러한 전원공급선이 내부에 위치할 수 있도록 여러 형태로 구성될 수 있다.
- [147] 도 10은, 도 9의 B1-B1'선에 대한 단면도이다.
- [148] 도 9 및 도 10을 참조하면, 샤프트 바디(600)는 V4로 표시된 바와 같은 제4 중공이 형성될 수 있으며, 이러한 제4 중공에는 구동 튜브(300)가 삽입될 수 있다. 또한, 샤프트 바디(600)는, 제4 중공(V4)과는 별도로, V5로 표시된 바와 같은 중공이 더 형성될 수 있다. 그리고, 이러한 중공은, 본 명세서에서 앞선 다른 중공들과 구분될 수 있도록 제5 중공이라 지칭하도록 한다. 즉, 샤프트 바디(600)는, 길이 방향으로 적어도 2개의 중공이 형성될 수 있다.
- [149] 이러한 제5 중공(V5)에는 전원공급선이 삽입될 수 있다. 즉, 전원공급선은, 제5 중공에 삽입될 수 있다. 그리고, 전원공급선은, 제5 중공 내부에서 길이 방향으로 이동 가능하게 구성될 수 있다. 또한, 전원공급선은, 카테터의 근위 단부에서 제5 중공을 통해 전극(500)까지 연결되도록 연장될 수 있다. 이때, 전원공급선의 노출을 위해 제5 중공의 원위 단부와 근위 단부는 외부로 개방되게 구성될 수 있다.
- [150] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 카테터의 매우 작은 외경 내부에 카테터

헤드의 구동을 위한 구성 및 전기적 작동을 위한 구성이 모두 구비될 수 있다. 예를 들어, 카테터는 대략 1.4 mm의 매우 작은 크기를 가질 수 있는데, 본 발명의 상기 구성에 의하면, 이처럼 작은 크기를 갖는 카테터의 내부에 카테터의 헤드를 오픈/클로уз시키기 위한 구성 및 전기적 작동을 위한 전선 삽입 구성이 보다 용이하게 달성될 수 있다. 특히, 상기 실시예에서 제5 중공의 경우, 전선들이 삽입되어 움직일 수 있는 공간이 용이하게 확보될 수 있다. 또한, 카테터 헤드의 구동을 위한 구성 및 전기적 작동을 위한 구성이 대부분 카테터 외부로 노출되지 않을 수 있다.

[151] 더욱이, 상기 제5 중공은, 제4 중공의 외부 일측에 구비될 수 있다. 즉, 상기 제5 중공은, 카테터의 중심축에서 어느 일측에 편중되게 배치될 수 있다. 이때, 상기 제5 중공은, 제4 중공의 외연을 따라 절곡된 형태로 구성될 수 있다.

[152] 즉, 도 10에 도시된 바와 같이, 제4 중공은 대략 원형 형태로 형성되지만, 제5 중공은 원형으로 형성되지 않을 수 있다. 보다 구체적으로, 제5 중공은, 제4 중공의 표면과 샤프트 바디(600)의 외면 사이에 개재될 수 있으며, 제4 중공의 테두리 일부와 샤프트 바디(600)의 외곽 테두리 일부의 형태를 따라 휘어진 형태로 구성될 수 있다.

[153] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 샤프트 바디(600)의 외경을 비교적 크게 하지 않으면서도 제5 중공의 크기를 넓게 형성할 수 있다. 따라서, 전원공급선이 삽입될 수 있는 공간이 넓게 확보될 수 있다. 그러므로, 샤프트 바디(600)의 내부에 전원공급선을 삽입하는 공정이 용이하게 수행될 수 있다. 특히, 카테터에는 다수의 전극(500)이 포함될 수 있으므로, 이러한 다수의 전극(500)으로 전원을 공급하기 위해서는 전원공급선 역시 다수 구비될 필요가 있다. 따라서, 상기 실시예와 같이 넓은 제5 중공이 확보되는 경우, 다수의 전극(500)으로 전원을 공급하는 구성이 마련되기 용이하다.

[154] 뿐만 아니라, 샤프트 바디(600)에는 전원공급선 이외에 다른 다양한 전선들이 포함될 수 있다. 예를 들어, 카테터의 헤드 측에는 온도 센서 등을 비롯한 여러 센서가 하나 이상 포함될 수 있는데, 이때 센싱을 위한 전선이 카테터의 근위 단부 측에서 원위 단부 측까지 길게 구비될 필요가 있다. 이 경우, 제5 중공의 넓은 공간을 통해 전원공급선 이외에 센싱을 위한 전선이 삽입될 수 있다.

[155] 한편, 샤프트 바디(600)가 내부 바디(610), 메쉬 바디(620) 및 외부 바디(630)의 3중 구조로 이루어진 실시예의 경우, 상기 제4 중공과 상기 제5 중공은, 도 10에 도시된 바와 같이, 내부 바디(610) 측에 형성될 수 있다.

[156] 도 11은 본 발명의 다른 실시예에 따른 카테터의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이고, 도 12는 도 11의 B2-B2'선에 대한 단면도이다. 도 11 및 도 12의 구성에 대해서는, 앞선 다른 실시예와 관련하여 설명된 부분이 유사하게 적용될 수 있는 부분에 대해서는 상세한 설명을 생략하고 차이점이 있는 부분을 위주로 설명한다.

[157] 도 11 및 도 12를 참조하면, 상기 샤프트 바디(600)는, 제4 중공의 중심축이

카테터의 중심축에 일치하도록 구성될 수 있다. 즉, 샤프트 바디(600)의 제4 중공은, 카테터에서 정중앙 부분에 위치할 수 있다. 이때, 제4 중공의 중심축과 카테터의 중심축은 모두, 도면에서 O로 표시되어 서로 동일하다고 할 수 있다.

- [158] 이러한 구성에 있어서, 전원공급선(800)이 카테터에 다수 개 포함되는 경우, 다수의 전원공급선(800)은, 제4 중공의 중심축을 기준으로 상호 간 소정 각도 이격되게 배치될 수 있다. 예를 들어, 도 11 및 도 12에 도시된 바와 같이, 전원공급선(800)이 3개 포함되는 경우, 전원공급선(800)은, 카테터의 중심축(O)을 기준으로 120도 간격으로 배치될 수 있다.
- [159] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 카테터의 길이 방향에 수직하는 단면의 형태가, 중심점(O)을 기준으로, 상, 하, 좌, 우 전 방향에서 서로 대칭될 수 있다. 따라서, 카테터의 중심축을 기준으로 상하 및 좌우 방향으로 대칭된 카테터 헤드와 제4 중공에 위치하는 구동 튜브(300)의 연결 구성이 용이하게 이루어질 수 있다.
- [160] 뿐만 아니라, 이 경우, 카테터 헤드의 오픈 및 클로уз 구성이 안정적으로 이루어질 수 있다. 즉, 카테터 헤드의 오픈 및 클로우는 카테터의 중심축을 기준으로 방사상으로 이루어질 수 있는데, 구동 튜브(300)가 카테터의 중심 부분에 위치하면, 이러한 방사상 오픈/클로уз 동작이 안정적으로 구현될 수 있다.
- [161] 또한, 상기 전원공급선(800)은, 샤프트 바디(600)의 내면과 외면 사이에 삽입되어 샤프트 바디(600)와 결합 고정된 형태로 구성될 수 있다. 이때, 샤프트 바디(600)의 내면은 샤프트 바디(600)의 제4 중공을 형성하는 표면이라 할 수 있다.
- [162] 즉, 전원공급선(800)은, 샤프트 바디(600)에 형성된 홀에 삽입된 형태로 구성되지 않고, 도 12에 도시된 바와 같이, 샤프트 바디(600)에 매립된 형태, 다시 말해 일체화된 형태로 구성될 수 있다.
- [163] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 전원공급선(800)이 샤프트 바디(600)의 제조 과정에서 이미 내장되기 때문에, 카테터의 조립을 위해 전원공급선(800)을 별도로 삽입하는 공정을 수행할 필요가 없다. 뿐만 아니라, 전원공급선(800)을 삽입하기 위한 홀을 샤프트 바디(600)에 마련할 필요가 없으므로, 샤프트 바디(600)의 외경이 작아져 카테터의 소형화에 유리할 수 있다. 또한, 전원공급선(800)이 샤프트 바디(600) 내부에 고정되므로, 전원공급선(800)의 유동으로 인한 전원공급선(800)의 손상이나 전극(500)과의 접촉 부분의 파손이 일어날 염려가 없다.
- [164] 특히, 샤프트 바디(600)가 내부 바디(610), 메쉬 바디(620) 및 외부 바디(630)의 3중 구조로 구성된 경우, 상기 전원공급선(800)은 내부 바디(610)에 내장될 수 있다.
- [165] 도 13 및 도 14는, 본 발명의 일 실시예에 따른 전원공급선(800)이 샤프트 바디(600)에 내장되는 구성을 개략적으로 나타내는 도면이다.

- [166] 먼저, 도 13을 참조하면, 전원공급선(800)이 내부 바디(610)와 메쉬 바디(620) 사이에 개재될 수 있다. 그리고, 메쉬 바디(620)의 외측에는 외부 바디(630)가 위치할 수 있다. 이때, 내부 바디(610)와 외부 바디(630)는 폴리머 재질로 구성되고, 메쉬 바디(620)는 금속 재질로 구성될 수 있다. 이러한 구성에서 화살표로 표시된 바와 같이, 외부 바디(630)의 외측에서 열과 고압을 가하게 되면, 외부 바디(630)의 일부가 용융될 수 있다.
- [167] 그리고, 용융된 외부 바디(630)의 일부는, 메쉬 바디(620)의 메쉬형 개구부를 통해 내측 방향으로 유입되면서, 도 14에 도시된 바와 같이, 전원공급선(800)을 덮으면서 기존의 내부 바디(610)와 결합될 수 있다. 그리고, 열과 압력의 인가해제되면, 용융되어 메쉬 바디(620)의 내부로 유입된 외부 바디(630)의 일부가, 식어가면서 기존의 내부 바디(610)와 함께 내부 바디(610)를 구성하게 된다.
- [168] 한편, 도 13 및 도 14의 구성에서는, 메쉬 바디(620)가 포함된 형태를 기준으로 설명되었으나, 메쉬 바디(620)가 포함되지 않는 형태도 가능하다. 또한, 내부 바디(610)와 외부 바디(630)는 상호 동일한 재질로 구성될 수도 있다.
- [169] 도 15는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 카테터의 구성을 개략적으로 나타내는 사시도이고, 도 16은 도 15의 B3-B3'선에 대한 단면도이다. 도 15 및 도 16의 구성에서도, 앞선 다른 실시예에 대한 설명이 유사하게 적용될 수 있는 부분에 대해서는 상세한 설명을 생략하고 차이점이 있는 부분을 위주로 설명한다.
- [170] 도 15 및 도 16을 참조하면, 도 11 및 도 12의 실시예와 유사하게, 샤프트 바디(600)의 제4 중공이 카테터의 중심부에 위치하며, 다수의 전원공급선(800)이 제4 중공의 중심축에서 소정 각도 이격되게 배치되어 있다. 따라서, 도 11 및 도 12와 마찬가지로, 카테터 헤드와 구동 튜브(300) 및 전원공급선(800)의 연결 구성이 용이하게 달성될 수 있고, 구동 튜브(300)에 의한 카테터 헤드의 동작 구성이 안정적으로 이루어질 수 있다.
- [171] 다만, 도 11 및 도 12와 달리, 본 실시예에서는 전원공급선(800)이 구동 튜브(300)에 매립된 형태로 구성되어 있다. 즉, 전원공급선(800)은, 구동 튜브(300)의 내면과 외면 사이에 삽입되어, 구동 튜브(300)와 일체화되어 결합 고정된 형태로 구성된다.
- [172] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 전원공급선(800)이 구동 튜브(300)의 제조 과정에서 이미 내장되기 때문에, 카테터의 조립을 위해 전원공급선(800)을 샤프트 바디(600)나 구동 튜브(300)에 삽입하는 공정을 수행할 필요가 없다. 또한, 전원공급선(800)을 삽입하기 위한 홀을 샤프트 바디(600)나 구동 튜브(300)에 마련할 필요가 없어 카테터 헤드의 소형화에 유리하고, 전원공급선(800)의 손상이나 전극(500)과의 접촉 부분 파손 문제를 예방할 수 있다.
- [173] 특히, 구동 튜브(300)가 내부 튜브(310), 메쉬 튜브(320) 및 외부 튜브(330)의 3중 구조로 형성된 경우, 전원공급선(800)은, 도면에 도시된 바와 같이, 외부

튜브(330)에 내장될 수 있다.

- [174] 도 17 및 도 18은, 본 발명의 일 실시예에 따른 전원공급선(800)이 구동 튜브(300)에 내장되는 구성을 개략적으로 나타내는 도면이다.
- [175] 먼저, 도 17을 참조하면, 전원공급선(800)이 메쉬 튜브(320)와 외부 튜브(330) 사이에 개재될 수 있다. 그리고, 메쉬 튜브(320)의 내측에는 내부 튜브(310)가 위치할 수 있다. 이때, 외부 튜브(330)와 내부 튜브(310)는 폴리머 재질로 구성되고, 메쉬 튜브(320)는 금속 재질로 구성될 수 있다. 이러한 구성에서 화살표로 표시된 바와 같이, 외부 튜브(330)의 외측에서 열과 고압을 가하게 되면, 외부 튜브(330)의 적어도 일부분이 용융될 수 있다.
- [176] 그리고, 용융된 외부 튜브(330)의 일부는, 도 18에 도시된 바와 같이, 전원공급선(800)을 덮으면서 메쉬 튜브(320) 측으로 향할 수 있다. 그리고, 메쉬 튜브(320)에 도달한 외부 튜브(330)의 용융물은 메쉬 튜브(320)의 메쉬형 개구부를 통과하여 내부 튜브(310)와 접촉하게 될 수 있다. 따라서, 외부 튜브(330)의 용융물은 내부 튜브(310)와 결합하면서 내부 튜브(310)의 일부가 되며, 전원공급선(800)은 외부 튜브(330)에 매립되는 형태가 될 수 있다.
- [177] 한편, 전원공급선(800)이 구동 튜브(300)에 내장되는 형태에서도, 도 14의 구성과 유사하게, 전원공급선(800)이 메쉬 튜브(320)의 내측에 위치하여 내부 튜브(310)에 매립되는 형태도 가능하다. 또한, 도 8의 구성에서, 전원공급선(800)은, 구동 튜브(300)의 내측에 위치할 수 있다. 특히, 전원공급선(800)은, 외부 튜브(330)의 내측에 매립된 형태로 구성될 수 있다.
- [178] 또한, 전원공급선(800)은, 구동 튜브의 외면에 접촉된 상태로 구비될 수 있다. 이 경우, 본 발명에 따른 카테터는, 이러한 전원공급선(800)을 구동 튜브(300)의 외면에 밀착시키는 열수축 필름을 더 포함할 수 있다. 이에 대해서는, 도 19 및 도 20을 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [179] 도 19는 본 발명의 다른 실시예에 따른 전원공급선(800)이 구동 튜브(300)의 외측에 구비되는 구성을 개략적으로 나타내는 도면이고, 도 20은 도 19의 구성이 적용된 카테터의 일 형태를 개략적으로 나타내는 도면이다. 여기서도, 앞선 실시예와 차이점이 있는 부분을 위주로 설명한다.
- [180] 먼저, 도 19를 참조하면, 전원공급선(800)이 구동 튜브(300)의 외측에 위치하는 형태로 구성될 수 있다. 그리고, 튜브 형태의 열수축 필름(1100)이 전원공급선(800)과 구동 튜브(300)를 함께 감싸는 형태로 구성될 수 있다. 즉, 열수축 필름(1100)은 카테터의 길이 방향과 동일한 방향으로 길게 연장된 관 형태로 구성되며, 내부(중공)에 전원공급선(800)과 구동 튜브(300)가 삽입될 수 있다. 그리고, 화살표로 표시된 바와 같이, 열수축 필름(1100)의 외부에서 열을 가하게 되면, 열수축 필름(1100)이 이러한 열로 인해 수축되면서 전원공급선(800) 및 구동 튜브(300)의 외측에 밀착될 수 있다.
- [181] 그러면, 열수축 필름(1100)은, 도 20에 도시된 바와 같이, 열수축된 상태로 전원공급선(800) 및 구동 튜브(300)의 외측을 감싸는 형태로 구성될 수 있다.

따라서, 전원공급선(800)은, 이러한 열수축 필름(1100)에 의해, 구동 튜브(300)의 외측에 부착될 수 있다. 그리고, 이와 같이 구성된 열수축 필름(1100), 전원공급선(800) 및 구동 튜브(300)는, 샤프트 바디(600)의 내부 공간, 즉 제4 중공(V4)에 위치할 수 있다.

- [182] 여기서, 열수축 필름(1100)은, 열에 의해 수축이 가능한 재질로 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 열수축 필름(1100)은, 폴리머 재질, 이를테면 PET(Poly Ethylene Terephthalate) 재질로 구성될 수 있다. 이러한 재질의 경우, 열수축 공정이 용이하고, 열수축 과정에서 유해물질이 거의 발생되지 않으며, 우수한 유연성을 가질 수 있다.
- [183] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 전원공급선(800)이 구동 튜브(300)의 외측에 고정되어 단선의 위험이 적고, 전원공급선(800)에 의해 구동 튜브(300)의 이동이 제한되거나 구동 튜브(300) 및 샤프트 바디(600)가 손상되는 것을 방지할 수 있다. 또한, 전원공급선(800)을 구동 튜브(300)에 고정시키는 과정 및 전원공급선(800)을 샤프트 바디 내부에 삽입하는 과정 등이 보다 용이하게 이루어져 카테터의 제조 공정성이 향상될 수 있다. 그리고, 카테터의 직경을 크게 하지 않더라도, 내부에 카테터의 오픈/클로уз 구동 및 전기적 작동 가능한 구조가 마련된다고 할 수 있다. 또한, 이 경우, 카테터의 헤드 부분이 짧아지고 카테터가 유연해질 수 있으며, 전원공급선(800)의 노출이 제한되어 전원공급선(800)의 보호가 용이해질 수 있다. 뿐만 아니라, 이러한 구성에 의하면, 구동 튜브(300)가 카테터의 중심 측에 위치하여 가이드 와이어(700)의 삽입이 용이해질 수 있다.
- [184] 또한 바람직하게는, 본 발명에 따른 카테터는, 디플렉션 와이어(900)를 더 포함할 수 있다.
- [185] 상기 디플렉션 와이어(900)는, 일 방향으로 길게 연장되는 형태로 구성되어, 카테터의 원위 단부에서 카테터의 근위 단부까지 위치할 수 있다. 이때, 상기 디플렉션 와이어(900)는, 원위 단부가 카테터의 원위 단부에 고정될 수 있다. 또한, 상기 디플렉션 와이어(900)는, 근위 단부가 샤프트 바디(600)의 근위 단부에서 외측으로 노출될 수 있다.
- [186] 그리고, 디플렉션 와이어(900)는, 카테터의 내부 공간에서 길이 방향으로 이동 가능하게 구성될 수 있다. 특히, 디플렉션 와이어(900)는, 샤프트 바디(600)의 내부에 삽입된 상태에서 길이 방향으로 이동 가능하게 구성될 수 있다.
- [187] 예를 들어, 도 16에 도시된 바와 같이, 디플렉션 와이어(900)는, 샤프트 바디(600)의 중공인 제4 중공(V4)의 내부 공간에서, 구동 튜브(300)의 내면과 샤프트 바디(600)의 내면 사이에 개재될 수 있다. 또는, 도 10이나 도 12의 구성에서, H9로 표시된 바와 같이 샤프트 바디(600)의 내부 바디(610)에는 카테터의 길이 방향을 따라 길게 홀이 형성되고, 이러한 홀에 디플렉션 와이어(900)가 삽입되어 길이 방향으로 이동되게 구성될 수 있다.
- [188] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 디플렉션 와이어(900)를 통해 샤프트

바디(600)의 원위 단부가 위치한 카테터 헤드 측을 벤딩시킬 수 있다. 예를 들어, 디플렉션 와이어(900)가 시술자에 의해 잡아당겨지면 샤프트 바디(600)의 원위 단부는 구부러지고, 디플렉션 와이어(900)가 시술자에 의해 밀어지면 샤프트 바디(600)의 원위 단부는 퍼질 수 있다. 따라서, 이러한 디플렉션 와이어(900)를 통해 샤프트 바디(600)의 원위 단부가 혈관의 굴곡진 형태에 대응하여 구부러지도록 함으로써, 카테터 헤드 측이 혈관을 따라 원활하게 삽입되며 혈관 내부를 손상시키는 문제를 방지할 수 있다.

- [189] 또한, 본 발명에 따른 카테터는, 도 1 등에 도시된 바와 같이, 카테터의 원위 단부, 즉 카테터 헤드의 원위 단부 전면에 단부 팁(1000)을 더 포함할 수 있다.
- [190] 상기 단부 팁(1000)은, 중공을 갖는 관 형태로 구성되며, 부드럽고 유연성 있는 재질로 형성될 수 있다. 특히, 상기 단부 팁(1000)은 폴리에테르 블록 아미드(polyether block amide; PEBA)를 포함하는 조성물로 형성될 수 있다.
- [191] 본 발명의 이러한 구성에 의하면, 카테터의 원위 단부가 혈관 등을 따라 이동할 때 부드러우면서 유연성 있는 재질로 구성된 단부 팁(1000)이 가장 앞쪽에 위치하므로, 혈관 등의 손상을 줄이고, 방향 전환을 용이하게 할 수 있다. 더욱이, 상기와 같은 재질의 단부 팁(1000)의 경우, X-ray에 의한 촬영이 가능하므로, 카테터 헤드의 위치 파악이 용이해질 수 있다.
- [192] 본 발명에 따른 신경차단 장치는, 상술한 카테터를 포함할 수 있다. 또한, 상기 신경차단 장치는, 이러한 신경차단용 카테터 이외에 에너지 공급 유닛 및 상대 전극(500)을 더 포함할 수 있다. 여기서, 에너지 공급 유닛은, 전원공급선(800)을 통해 전극(500)과 전기적으로 연결될 수 있다. 그리고, 상대 전극(500)은 다른 전선을 통해 에너지 공급 유닛과 전기적으로 연결될 수 있다. 이 경우, 에너지 공급 유닛은, 고주파 등의 형식으로 에너지를 카테터의 전극(500)에 공급할 수 있으며, 카테터의 전극(500)에서는 열이 발생되어 혈관 주변의 신경을 절제함으로써 신경이 차단될 수 있다.
- [193]
- [194] 이상과 같이, 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 이것에 의해 한정되지 않으며 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 본 발명의 기술사상과 아래에 기재될 특허청구범위의 균등범위 내에서 다양한 수정 및 변형이 가능함은 물론이다.
- [195] 또한, 본 명세서에서 원위, 근위, 상, 하, 좌, 우 등과 같은 방향을 나타내는 용어가 사용되었으나, 이러한 용어들은 설명의 편의를 위해 상대적인 위치를 나타내는 것일 뿐, 관측자의 관측 위치나 물체의 배치 형태에 따라 다른 용어로 대체될 수 있음은 본 발명의 당업자에게 자명하다.
- [196] (부호의 설명)
- [197] 100: 제1 지지부재
- [198] 200: 제2 지지부재
- [199] 300: 구동 튜브

- [200] 310: 내부 튜브, 320: 메쉬 튜브, 330: 외부 튜브, 340: 코일 튜브
- [201] 400: 연결 부재
- [202] 500: 전극
- [203] 600: 샤프트 바디
- [204] 610: 내부 바디, 620: 메쉬 바디, 630: 외부 바디
- [205] 700: 가이드 와이어
- [206] 800: 전원공급선
- [207] 900: 디플렉션 와이어
- [208] 1000: 단부 텃
- [209] 1100: 열수축 필름