



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년07월19일
 (11) 등록번호 10-1164887
 (24) 등록일자 2012년07월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/18 (2006.01) **A61M 25/16** (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2010-0012097
 (22) 출원일자 2010년02월09일
 심사청구일자 2010년02월09일
 (65) 공개번호 10-2010-0105365
 (43) 공개일자 2010년09월29일
 (30) 우선권주장
 1020090023529 2009년03월19일 대한민국(KR)
 (56) 선행기술조사문헌
 US05954665 A
 US20040260273 A1*
 US20050234444 A1
 US20060030844 A1
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
서울대학교병원
 서울 중로구 연건동 28
 (72) 발명자
오세일
 서울특별시 강남구 도곡로78길 22, 107동 403호
 (대치동, 대치삼성아파트)
 (74) 대리인
특허법인이름

전체 청구항 수 : 총 20 항

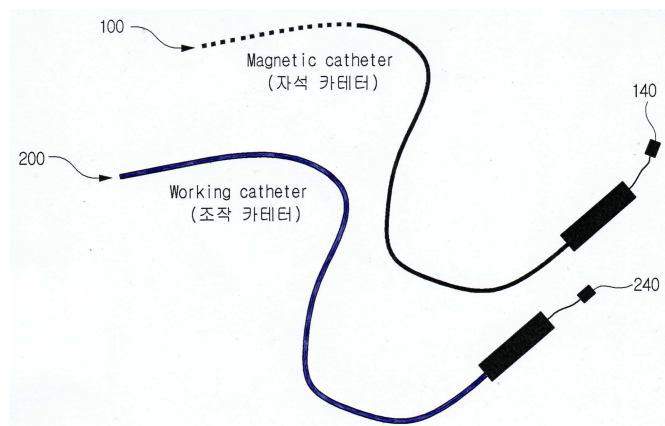
심사관 : 오승재

(54) 발명의 명칭 **양극형 고주파 절제술용 카테터**

(57) 요약

본 발명은 자석 카테터 및 조작 카테터를 포함하는 양극형 고주파 절제술용 카테터에 관한 것으로, 상기 자석 카테터는 제1도관, 자석, 제1전극, 및 제1전극 커넥터 등을 포함하며, 상기 조작 카테터는 제2도관, 금속소자, 제2전극, 및 제2전극 커넥터 등을 포함하는 것을 특징으로 한다. 본 발명에 따르면, 종래의 전극도자절제술용 카테터 사용시 경벽성 병변을 만들기가 불안전하고 어려웠던 부위, 특히 심근벽이 두꺼운 부분(대표적으로 좌심실)에 대하여 완전한 경벽성 병변을 용이하게 만들 수 있게 되고 이로 인해 심방세동이나 심실빈맥 등의 치료에 있어 그 효율을 증대시킬 수 있을 것으로 기대된다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 A062260

부처명 보건복지가족부

연구사업명 보건의료기술연구개발사업 (10대질병정복 메디클러스터 구축)

연구과제명 심근재생과 부정맥치료를 위한 세포치료법 개발

주관기관 서울대학교병원

연구기간 2009년 12월 01일 ~ 2010년 11월 30일

특허청구의 범위

청구항 1

삭제

청구항 2

자석 카테터 및 조작 카테터를 포함하는 양극형 고주파 절제술용 카테터로서,

상기 자석 카테터는 제1도관, 자석, 제1전극, 및 제1전극 커넥터를 포함하며, 상기 조작 카테터는 제2도관, 금속소자, 제2전극, 및 제2전극 커넥터를 포함하는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 3

제 2항에 있어서, 상기 자석은 상기 제1도관 내에서 제1도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되며, 상기 금속소자는 상기 제2도관 내에서 제2도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 4

제 3항에 있어서, 상기 자석의 수, 크기, 및 배열간격이 상기 금속소자의 수, 크기, 및 배열간격과 동일한 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 5

제 2항에 있어서, 상기 자석은 영구자석 또는 전자석인 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 6

제 2항에 있어서, 상기 자석 카테터에 포함된 자석에서 발생하는 자력을 이용하여 조작 카테터를 자석 카테터 쪽으로 끌어당기는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 7

제 2항에 있어서, 상기 자석 카테터의 자석 및 제1전극이, 상기 자석이 발생하는 자력에 의하여, 각각 상기 조작 카테터의 금속소자 및 제2전극과 상호 작용하는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 8

제 2항에 있어서, 상기 제1전극은 제1도관을 감싸면서 제1도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 제1도관의 외피에 일렬로 부착배열되며, 상기 제2전극은 제2도관을 감싸면서 제2도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 제2도관의 외피에 일렬로 부착배열되는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 9

제 8항에 있어서, 상기 제1전극의 크기 및 배열간격이 상기 제2전극의 크기 및 배열간격과 동일한 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 10

제 9항에 있어서, 상기 제1전극 및 제2전극의 크기가 10밀리미터이고 배열간격이 4밀리미터인 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 11

제 8항에 있어서, 제1전극을 12개 이상 배열하는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 12

제 8항에 있어서, 제2전극을 4개 배열하는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 13

제 2항에 있어서, 상기 제1전극 커넥터 및 제2전극 커넥터는 각각 제1전극 및 제2전극을 고주파 발전기에 연결시켜주는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 14

제 5항에 있어서, 상기 자석은 전자석인 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 15

제 14항에 있어서, 자석 카테터가 전자석 커넥터를 추가적으로 포함하는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 16

제 15항에 있어서, 상기 전자석 커넥터가 제어기에 연결되는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 17

제 16항에 있어서, 상기 제어기의 스위치가 온/오프(on/off)되는 과정에 의하여 상기 전자석 커넥터를 통하여 전자석에 전류를 제공/차단하게 되는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 18

하기를 포함하는 양극형 고주파 절제술용 카테터:

속이 빈 관상의 유연한 제1도관, 제1도관 내에서 제1도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 자석, 제1도관의 외피에 부착되며 제1도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 제1전극, 및 제1도관 내에 배치되는 전선에 의하여 각각의 제1전극과 연결되는 제1전극 커넥터를 포함하는 자석 카테터; 및

속이 빈 관상의 유연한 제2도관, 제2도관 내에서 제2도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 금속소자, 제2도관의 외피에 부착되며 제2도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 제2전극, 및 제2도관 내에 배치되는 전선에 의하여 각각의 제2전극과 연결되는 제2전극 커넥터를 포함하는 조작 카테터.

청구항 19

제 18항에 있어서, 상기 제1전극 커넥터 및 제2전극 커넥터는 고주파 전류 발전기에 연결되는 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 20

제 18항에 있어서, 상기 자석의 수, 크기, 및 배열간격이 상기 금속소자의 수, 크기, 및 배열간격과 동일하며, 상기 제1전극의 크기 및 배열간격이 상기 제2전극의 크기 및 배열간격과 동일한 것을 특징으로 하는 양극형 고주파 절제술용 카테터.

청구항 21

하기를 포함하는 양극형 고주파 절제술용 카테터:

속이 빈 관상의 유연한 제1도관, 제1도관 내에서 제1도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 전자석, 제1도관의 외피에 부착되며 제1도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 제1전극, 제1도관 내에 배치되는 전선에 의하여 각각의 제1전극과 연결되는 제1전극 커넥터, 및 제1도관 내에 배치되는 전선에 의하여 각각의 전자석과 연결되며 최종적으로는 제어기에 접속하여 전자석의 온/오프(on/off)를 조정하는 전자석 커넥터를 포함하는 자석 카테터; 및

속이 빈 관상의 유연한 제2도관, 제2도관 내에서 제2도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 금속소자, 제2도관의 외피에 부착되며 제2도관의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열되는 제2전극, 및 제2도관 내에 배치되는 전선에 의하여 각각의 제2전극과 연결되는 제2전극 커넥터를 포함하는 조작 카테터.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 심장의 빈맥을 치료하는 전극도자절제술(Radiofrequency Catheter Ablation)에 관한 것으로, 보다 상세하게는 전극도자절제술용 카테터에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 카테터(Catheter, 도관)는 체강 또는 공동장기에서 액체를 도출하기 위한 관상의 유연한 시술기구를 말하며, 심장 카테터법은 유연한 관인 카테터를 동맥이나 정맥에 삽입하여 혈관을 따라 그 관이 심장까지 가도록 하는 방법으로서, 약을 주입하거나 심장과 중앙혈관의 혈류와 혈압을 측정하기 위해, 선천성 심장질환을 진단하거나 심방, 심실 사이의 좁아진 통로와 비정상적인 흐름을 조사하기 위해, 또는 심방박동을 회복하거나 조절하기 위해 전극(電極)을 심장 안으로 넣는 수단으로 사용된다. 좌심장에 대한 카테터법 기술은 보다 최근에 개발되었는데, 이는 동맥을 따라 혈류의 방향과 반대로 카테터를 집어넣거나 심방중격을 천자하여 들어가는 것으로 정맥에 넣는 것보다 어렵고 위험하지만, 매우 중요한 진단방법이다.

[0003] 전극도자절제술은 전기를 이용하여 심장의 빈맥을 치료하는 방법으로, 심장수술을 하지 않고도 빈맥을 치료할 수 있다는 장점이 있다. 상기 방법은 맥박이 1분당 100회 이상으로 정상보다 빠른 심실상성 빈맥과 일부 심실 빈맥 치료에 사용되며, 특히 발작성 심실상성 빈맥과 심실빈맥, 심방조동, 심방세동 등의 환자에게 효과적이다. 이 가운데 발작성 심실상성 빈맥이 가장 많은 비율을 차지하며 최근 심방세동에 대한 시술건수가 급격히 증가하고 있다.

[0004] 상기 전극도자절제술은 심장 내에 위치한 전극도자를 통하여 고주파 전류를 방출하여 국소적인 조직괴사를 일으켜서 빈맥발생부위를 없애는 치료법으로, 상기 방법은 특별히 고안된 전극도자를 절제하려는 부위에 놓고 고주파 전기를 통하게 하면 전극도자 끝이 70℃ 내지 100℃까지 뜨거워지는데, 이때 이 열이 심장 조직을 파괴시켜 심장의 이상 박동을 차단하게 된다. 구체적으로, 공복 상태에서 국소마취 하에 좌우측 서혜부의 대퇴동맥이나 대퇴정맥을 통하여 3 또는 4개의 전극도자를 삽입하고, 필요에 따라 가슴의 쇄골 하부에 1개의 전극도자를 추가로 삽입한 다음, 상기 전극도자를 통하여 심장의 여러 부위에 전기자극을 주어 부정맥을 유발시켜 발생기전과 발생부위를 진단한다. 빈맥이 유발되지 않으면 주사약을 사용하기도 하며, 빈맥발생 원인이 절제되고 빈맥이 유발되지 않을 때까지 시술 부위를 바꾸어 전기 치료를 반복하게 된다. 통상 1 내지 10회 실시하며, 시간은 3 내지 5시간이 소요된다. 발작성 심실상성 빈맥의 경우 성공률은 90% 이상이고 심실빈맥의 경우 70 내지 90%이다. 약 5%의 환자에서 방실전도차단과 혈심낭?심근경색증?색전증?혈전증?출혈 등의 합병증이 생길 수 있고, 심하면 사망하기도 한다. 합병증으로 완전 방실전도차단이 발생하면 인공심박동기 수술을 하며, 혈심낭이나 색전증이 발생하면 일부 환자에게 혈액이나 혈전을 제거하는 응급수술을 하기도 한다. 수술이 성공적으로 된 경우에도 약 5%의 환자에게서 재발이 일어날 수 있다.

[0005] 상기 전극도자절제술은 전극도자절제술용 카테터를 사용하여 수행되며, 이는 부정맥의 원인이 되는 심근벽을 고주파 전류를 통해 절제하는 기구이다. 하지만 종래의 전극도자절제술용 카테터는 경벽성 병변(Transmural Lesion)을 만드는 데 있어서 불완전한 문제가 있다. 특히 심근벽이 두꺼운 부분(대표적으로 좌심실)에 대하여 경벽성 병변을 만들기가 어려워 심방세동이나 심실빈맥 등의 치료에 있어서 그 효율이 높지 않다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위해, 본 발명은 심근벽이 두꺼운 부분에 대하여도 완전한 경벽성 병변을 용이하게 만들어 낼 수 있는 양극형 고주파 절제술용 카테터를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 상기 과제를 달성하기 위하여, 본 발명은 자석 카테터 및 조작 카테터를 포함하는 양극형 고주파 절제술용 카테터를 제공한다. 구체적으로, 상기 자석 카테터는 제1도관, 자석, 제1전극, 및 제1전극 커넥터 등을 포함하며, 상기 조작 카테터는 제2도관, 금속소자, 제2전극, 및 제2전극 커넥터 등을 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0008] 본 발명에 따르면, 종래의 전극도자절제술 카테터 사용시 경벽성 병변을 만들기 어려웠던 부위의 치료에 대한 성공률을 높일 수 있다. 구체적으로, 본 발명의 양극형 고주파 절제술용 카테터를 사용하면 자력에 의하여 자석 카테터 및 조작 카테터의 두 전극이 서로 당겨져서 치료부위의 심근조직에 붙는 접착력이 증가하게 되고 이러한 향상된 접착력으로 인해 절제술 병변이 크게 경벽성으로 만들어지게 된다. 따라서 종래의 전극도자절제술용 카테터 사용시 경벽성 병변을 만들기가 어려웠거나 불완전하였던 부위, 특히 심근벽이 두꺼운 부분(대표적으로 좌심실)에 대하여 완전한 경벽성 병변을 용이하게 만들 수 있게 되고, 궁극적으로 심방세동이나 심실빈맥 등의 치료에 있어 그 효율을 증대시킬 수 있을 것으로 기대된다.

도면의 간단한 설명

[0009] 도 1은 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터의 일 예를 나타낸 것으로 그 전체적인 형태를 보여주는 그림이다.

도 2는 본 발명에 따른 자석 카테터의 일 예로 그 상세구조를 나타낸 것이다.

도 3은 본 발명에 따른 조작 카테터의 일 예로 그 상세구조를 나타낸 것이다.

도 4는 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터의 회로구성 및 작용원리의 일 예를 보여주는 그림이다.

도 5는 전자석을 사용한 경우의 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터의 전체적인 형태를 보여주는 그림이다.

도 6은 전자석을 사용한 경우의 본 발명에 따른 자석 카테터의 상세구조를 나타낸 것이다.

도 7은 전자석을 사용한 경우의 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터의 회로구성 및 작용원리를 보여주는 그림이다.

도 8은 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터를 이용한 시술방식의 일 예를 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] 본 발명은 전극도자절제술용 카테터에 관한 것으로, 자석 카테터(magnetic catheter) 및 조작 카테터(working catheter)를 포함하는 양극형 고주파 절제술용 카테터를 제공한다. 이하에서, 첨부된 도면 및 실시예를 통하여 본 발명을 상세히 설명하고자 한다.

[0011] 도 1은 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터의 일 예를 나타낸 것으로 자석 카테터(100) 및 조작 카테터(200)를 포함하는 전체적인 형태를 보여주고 있다. 도 2 및 도 3은 각각 자석 카테터(100) 및 조작 카테터(200)의 외부형태 및 내부 상세구조의 일 예를 나타내고 있다. 본 발명의 자석 카테터(100)는 제1도관(110), 자석(120), 제1전극(130), 및 제1전극 커넥터(140) 등을 포함할 수 있으며(도 1 및 도 2 참조), 본 발명의 조작 카테터(200)는 제2도관(210), 금속소자(220), 제2전극(230), 및 제2전극 커넥터(240) 등을 포함할 수 있다(도 1 및 도 3 참조).

[0012] 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터는 자석 카테터(100)와 조작 카테터(200)가 한 쌍을 이루며, 자석 카테터(100)의 제1전극(130)과 조작 카테터(200)의 제2전극(230)이 상호 작용한다. 이처럼 제1전극(130)과 제2전극(230)으로 이루어진 2개의 전극이 동시에 작용한다는 점에서 본 발명을 ‘양극형(Bipolar)’ 이라 지칭하는 것이다. 본 발명의 카테터는 자석 카테터(100)와 조작 카테터(200)사이 심근(myocardium)을 밀착시킨 상태에서 고주파 전류를 방출함으로써 경벽성 병변을 만들어 내게 된다(도 4 참조).

[0013] 구체적으로, 본 발명의 자석 카테터(100) 내부의 자석(120)에 의해 발생하는 자력에 의해, 자석 카테터(100)에 포함된 자석과 조작 카테터(200)에 포함된 금속소자(220)가 서로 작용하게 되며, 나아가 자석 카테터(100)

0)의 제1전극(130)과 조작 카테터(200)의 제2전극(230)이 서로 당겨지게 되어 결론적으로 조작 카테터(200)가 자석 카테터(100)쪽으로 끌려와서 서로 밀착하게 된다. 즉, 본 발명의 카테터는 자석 카테터(100)에 포함된 자석(120)에서 발생하는 자력을 이용하여 조작 카테터(200)를 자석 카테터(100)쪽으로 끌어당겨 심근조직에 대한 접착력을 증가시키는 것을 특징으로 한다. 조직에 대한 접착력이 좋을수록 큰 경벽성 병변을 보다 용이하게 만들 수 있게 되므로, 자력을 이용함으로써 심근조직에 대한 접착력이 증가된 본 발명의 카테터는 종래의 단극형 및/또는 양극형 고주파 절제술용 카테터 사용시 경벽성 병변을 만들기가 어려웠던 심근벽이 두꺼운 부분(예를 들면, 좌심실)에 대하여 보다 용이하게 완전한 경벽성 병변을 만드는 것을 가능하게 하며, 궁극적으로 심방세동이나 심실빈맥 등의 치료효율을 증대시키게 된다.

[0014] 본 발명의 자석 카테터(100)의 내부 구조를 구체적으로 살펴보면, 제1도관(110)의 내부 공간에는 자석(120)이, 외부에는 제1전극(130)이 배치될 수 있다(도 2 참조). 상기 제1도관(110)은 속이 빈 관상의 유연한 재질로 이루어질 수 있으며, 자유롭게 커브를 구부러 조절할 수 있도록 제작된다. 본 발명에 사용되는 자석(120)의 종류에는 제한이 없으며, 영구자석 또는 전자석이 사용될 수 있다. 도 2에 나타난 바와 같이, 상기 자석(120)은 다수 개가 제1도관(110) 내에서 제1도관(110)의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열될 수 있으며, 본 발명에서 사용되는 자석(120)의 수, 크기, 및 배열간격 등에 대하여 특별히 한정을 두지는 않으나, 될 수 있는 한 상기 자석(120)이 제1도관(110)의 커브 조절 등 조작을 방해하지 아니하고, 상기 자석(120)에서 발생하는 자력이 조작 카테터(200)에 충분히 작용할 수 있는 상황을 만들어 주는 것이 바람직하다. 즉, 상기 자석(120)이 제1도관(110)의 커브 조절 등 조작을 방해하지 않으면서 제1도관(110) 내에 배치될 수 있도록 하기 위해서는 유연하고 가는 끈 또는 실을 사용하여 작은 소자의 형태를 갖는 다수 개의 자석(120)을 상호 연결하는 것이 바람직할 것이다. 이에 더하여, 자석(120)의 자력이 조작 카테터(200)에 충분히 작용할 수 있도록 하기 위해서는 자석(120)의 수, 크기, 및 배열간격을 조작 카테터(200)의 금속소자(220)(도 3 참조)의 수, 크기, 및 배열간격과 동일하게 함으로써 1개의 자석(120)에서 발생하는 자력이 대응되는 위치에 있는 1개의 금속소자(220)에 완전히 작용할 수 있도록 하는 것이 바람직할 것이다. 물론 본 발명에서는 상기한 사항 이외에도 본 발명의 목적을 달성할 수 있도록 다양한 형태로 자석(120)을 배치하는 것이 가능함은 당업자에게 명백하다.

[0015] 또한, 도 2에 나타난 바와 같이, 자석 카테터(100)의 제1전극(130)은 다수 개가 제1도관(110)을 감싸면서 제1도관(110)의 외피에 부착되며, 제1도관(110)의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열된다. 이처럼 제1전극(130)이 다수 개로 분리된 형태로 이루어져 있는 이유는 제1전극(130)이 제1도관(110)의 커브 조절 등 조작을 방해하지 않으면서 제1도관(110)의 외피에 배치될 수 있도록 하기 위함이다. 즉, 상기 제1전극(130)이 제1도관(110)의 외피에 길이 방향으로 배치되더라도 제1전극(130) 간의 간격 부분은 제1도관(110)의 유연성이 그대로 살아있도록 하여 제1도관(110)의 전체적인 구부러짐이 방해받지 않도록 한 것이다. 상기 자석 카테터(100)의 제1전극(130)은 조작 카테터(200)의 제2전극(230)(도 3 참조)과 더불어 치료가 필요한 심근 조직에 접촉하여 경벽성 병변을 만들어 내는 역할을 한다(도 4 참조). 도 4에 나타난 바와 같이, 고주파 전류 발전기(RF generator)(300)에서 생성된 고주파 전류가 제1전극(130)에 투여되면 제1전극(130)은 70℃ 내지 100℃까지 뜨거워지는데, 이때 이 열이 심근 조직을 순간적으로 파괴시켜 경벽성 병변을 만들어 내는 것이다.

[0016] 한편, 상기 제1전극(130)의 수, 크기, 및 배열간격 등에 대하여 본 발명은 특별히 한정을 두지는 않으나, 될 수 있는 한 상기한 바와 같은 제1전극(130)의 작용이 방해받지 않고 효과적으로 실현될 수 있는 상황을 만들어 주는 것이 바람직하다. 상기 제1전극(130)의 수, 크기, 및 배열간격 등은 전임상 실험 등의 결과에 따라 적절하게 결정될 수 있다. 즉, 제1전극(130)이 치료 부위에 갭(Gap)이 없는 경벽성 병변을 만들어 낼 수 있도록 하기 위해서는 제1전극(130)의 크기(b)(도 2 참조)를 10밀리미터로 하고, 배열간격(a)(도 2 참조)을 4밀리미터로 하는 것이 바람직하다. 물론 본 발명의 경우 제1전극(130)의 크기(b)가 10밀리미터 이상이 되는 것도 가능하고, 배열간격(a)이 4밀리미터 이하가 되는 것도 가능하나, 제1전극(130)의 크기(b)가 너무 크거나 배열간격(a)이 너무 작으면 제1도관(110)의 커브 조절 등 조작이 방해받을 수 있으므로 주의해야 한다. 반대로 제1전극(130)의 크기(b)가 10밀리미터 이하가 되고, 배열간격(a)이 4밀리미터 이상이 되는 경우에는 제1전극(130)이 만들어 낸 경벽성 병변에 갭이 형성될 수 있으므로 바람직하지 못하다. 그리고, 상기 제1전극(130)의 개수는 12개 이상이 되도록 하는 것이 기술을 손쉽게 하는 데에 유리하다.

[0017] 본 발명의 자석 카테터(100)는 제1전극 커넥터(140)(도 1 참조)를 포함할 수 있으며, 상기 제1전극 커넥터(140)는 자석 카테터(100)의 제1도관(110) 내에 배치되는 전선(141)(도 2 참조)에 의하여 각각의 제1전극(130)과 연결되며, 기술이 필요한 상황이 되면 최종적으로 고주파 전류 발전기(300)(도 4 참조)에 접속하게 된다. 이처럼 상기 제1전극 커넥터(140)는 고주파 전류 발전기(300)가 생성한 고주파 전류를 자석 카테터(100)의 제1전극(130)으로 투여함과 동시에 자석 카테터(100)의 제1전극(130)에서 발생하는 전기적 신호(전기

도)를 고주파 전류 발전기(300)로 전달하는 역할을 수행한다. 따라서 상기 고주파 전류 발전기(300)에 기록된 전기적 신호를 분석함으로써(예를 들면, 임피던스(Impedance) 등을 관찰함) 경벽성 병변이 제대로 만들어지고 있는지를 확인할 수 있다.

[0018] 본 발명의 일 예로, 상기 자석 카테터(100)의 자석(120)으로 전자석을 사용할 수 있다. 도 5는 전자석을 사용한 경우의 본 발명 카테터의 전체적인 형태를 나타낸 것이며, 도 6은 전자석을 사용한 경우의 본 발명 자석 카테터(100)의 내부 구조를 나타낸 것이다. 또한 도 7은 전자석을 사용한 경우의 본 발명 카테터의 회로구성 및 작용원리를 보여주고 있다. 본 발명의 자석 카테터(100)에 포함된 자석(120)이 전자석이 경우, 전자석은 제어기(magnetic controller)(400)(도 7 참조)에 의하여 전류가 온/오프(on/off)됨에 따라 자력을 생성/소진하게 된다. 즉, 전자석이 자력을 생성하는 경우에는 본 발명의 조작 카테터(200)가 자석 카테터(100)쪽으로 이끌려와 서로 밀착하게 되고, 자력을 소진하는 경우에는 상기 조작 카테터(200)와 자석 카테터(100)가 서로 떨어지게 되는 것이다.

[0019] 또한, 전자석이 사용되는 경우, 본 발명의 자석 카테터(100)는 전자석 커넥터(150)(도 5 참조) 및, 상기 전자석 커넥터(150)와 전자석을 연결시켜주는 전선(151)(도 6 참조)을 추가로 포함할 수 있다. 구체적으로, 상기 전자석 커넥터(150)는 상기 자석 카테터(100)의 제1도관(110) 내에 배치되는 상기 전선(151)에 의하여 각각의 전자석과 연결되며, 시술이 필요한 상황이 되면 최종적으로 제어기(magnetic controller)(400)(도 7 참조)에 접속하게 된다. 이처럼 상기 전자석 커넥터(150)가 상기 제어기(400)에 접속함으로써 전자석과 제어기(400)가 서로 연결되는 것이다. 상기 제어기(400)는 스위칭 기능을 갖춘 일종의 전기제어장비로서, 자체의 스위치가 on/off 되는 과정에 의하여 전자석 커넥터(150)를 통하여 전자석에 전류를 제공/차단하게 되며, 이에 따라 전자석은 자력을 생성/소진하게 되는 것이다.

[0020] 한편, 본 발명의 조작 카테터(200)에 대하여는 도 3에서 그 상세한 내부구조를 보여주고 있으며, 상기 조작 카테터(200)는 제2도관(210), 금속소자(220), 제2전극(230) 및 제2전극 커넥터(240) 등을 포함할 수 있다. 상기 조작 카테터(200)의 제2도관(210)은 상기 자석 카테터(100)의 제1도관(110)과 마찬가지로 속이 빈 관상의 유연한 재질로 이루어져 있어 자유롭게 구부러질 수 있으며, 제2도관(210)의 내부 공간에는 금속소자(220)가, 외부에는 제2전극(230)이 배치될 수 있다.

[0021] 도 3에 나타난 바와 같이, 상기 금속소자(220)는 다수 개가 제2도관(210) 내에서 제2도관(210)의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열될 수 있다. 상기 금속소자(220)는 금속성 물질로 만들어진 박편으로서 자석에 붙는 성질을 가지고 있으므로, 본 발명의 자석 카테터(100)에 있는 자석(120)이 발생시키는 자력에 의하여 자석(120)쪽으로 이끌려가게 되고 궁극적으로 조작 카테터(200)가 자석 카테터(100)쪽으로 끌려와서 밀착하게 된다. 상기 금속소자(220)의 종류, 수, 크기, 및 배열간격 등에 대하여 본 발명은 특별히 한정을 두지는 않으나, 될 수 있는 한 상기 금속소자(220)가 조작 카테터(200)의 제2도관(210)의 구부러짐을 방해하지 않고, 자석 카테터(100)에 있는 자석(120)의 자력이 금속소자(220)에 충분히 작용할 수 있는 상황을 만들어 주는 것이 바람직하다. 즉, 상기 금속소자(220)가 제2도관(210)의 구부러짐을 방해하지 않으면서 제2도관(210) 내에 배치될 수 있도록 하기 위해서는 유연하고 가는 끈이나 실을 사용하여 작은 소자의 형태를 갖는 다수 개의 금속소자(220)를 상호 연결하는 것이 바람직할 것이며(도 3 참조), 자석 카테터(100)에 있는 자석(120)의 자력이 조작 카테터(200) 내부의 금속소자(220)에 충분히 작용할 수 있도록 하기 위해서는 금속소자(220)의 수, 크기, 및 배열간격을 자석 카테터(100)의 자석(120)의 수, 크기, 및 배열간격과 동일하게 함으로써 각각의 자석(120)에서 발생하는 자력이 대응되는 위치에 있는 각각의 금속소자(220)에 완전히 작용할 수 있도록 하는 것이 바람직할 것이다(도 4 참조). 도 4는 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터의 회로구성 및 작용원리의 일 예를 나타낸 것이다. 물론 본 발명에서는 상기한 사항 이외에도 본 발명의 목적을 달성할 수 있도록 다양한 형태로 금속소자(220)를 배치하는 것이 가능함은 당업자에게 명백하다.

[0022] 또한, 도 3에 나타난 바와 같이, 상기 조작 카테터(200)의 제2전극(230)은 다수 개가 제2도관(210)을 감싸면서 제2도관(210)의 외피에 부착되며, 제2도관(210)의 길이 방향으로 일정 간격으로 이격하여 일렬로 배열될 수 있다. 이처럼 제2전극(230)이 다수 개로 분리된 형태로 이루어져 있는 이유는 제2전극(230)이 제2도관(210)의 구부러짐을 방해하지 않으면서 제2도관(210)의 외피에 배치될 수 있도록 하기 위함이다. 즉, 상기 제2전극(230)이 제2도관(210)의 외피에 길이 방향으로 배치되더라도 제2전극(230) 간의 간격 부분은 제2도관(210)의 유연성이 그대로 살아있도록 하여 제2도관(210)의 전체적인 구부러짐이 방해받지 않도록 한 것이다. 상기 제2전극(230)은 자석 카테터(100)의 제1전극(130)과 더불어 치료가 필요한 심근 조직에 접촉하여 경벽성 병변을 만들어 내는 역할을 한다(도 4 참조). 한편, 제2전극(230)의 수, 크기, 및 배열간격 등에 대하여 본 발명은 특별히 한정을 두지는 않으며, 이와 관련하여서는 제1전극(130)의 경우와 마찬가지로 전임상 실험 등

의 결과에 따라 적절하게 결정될 수 있다. 다만, 상기한 바와 같은 제2전극(230)의 작용이 방해받지 않고 효과적으로 실현될 수 있는 상황을 만들어 주기 위하여 상기 제2전극(230)의 크기 및 배열간격을 자석 카테터(100)의 제1전극(130)의 크기 및 배열간격과 동일하게 하는 것이 바람직하다. 즉, 구체적으로 치료 부위에 갭이 없는 경벽성 병변을 만들어 낼 수 있도록 하기 위해서는 상기 제2전극(230)의 크기(b)(도 3 참조)를 10밀리미터로 하고, 배열간격(a)(도 3 참조)을 4밀리미터로 하는 것이 바람직하다. 물론 본 발명의 경우 상기 제2전극(230)의 크기(b)가 10밀리미터 이상이 되는 것도 가능하고, 배열간격(a)이 4밀리미터 이하가 되는 것도 가능하나, 제2전극(230)의 크기(b)가 너무 크거나 배열간격(a)이 너무 작으면 제2도관(210)의 구부러짐이 방해받을 수 있으므로 주의해야 한다. 반대로 제2전극(230)의 크기(b)가 10밀리미터 이하가 되고, 배열간격(a)이 4밀리미터 이상이 되는 경우에는 제2전극(230)이 만들어 낸 경벽성 병변에 갭이 형성될 수 있으므로 바람직하지 못하다. 또한, 제2전극(230)의 개수는 4개가 되도록 하는 것이 기술을 손쉽게 하는 데에 유리하다. 하지만 용도에 맞춰 다양한 개수의 전극을 갖는 카테터 제작이 가능하다.

[0023] 또한, 본 발명의 조작 카테터(200)는 제2전극 커넥터(240)(도 1 참조)를 포함할 수 있으며, 상기 제2전극 커넥터(240)는 제2도관(210) 내에 배치되는 전선(241)(도 3 참조)에 의하여 각각의 제2전극(230)과 연결된다. 상기 제2전극 커넥터(240)는 기술이 필요한 상황이 되면 최종적으로 고주파 전류 발전기(300)(도 4 참조)에 접속하게 되며, 이처럼 제2전극 커넥터(240)가 고주파 전류 발전기(300)에 접속함으로써 제2전극(230)과 고주파 전류 발전기(300)가 서로 연결되는 것이다. 상기 제2전극 커넥터(240)는 고주파 전류 발전기(300)가 생성한 고주파 전류를 제2전극(230)으로 투여하는 한편, 제2전극(230)으로부터 발생하는 전기적 신호(전기도)를 고주파 전류 발전기(300)로 전달한다. 결론적으로 고주파 전류 발전기(300)에서 생성된 고주파 전류가 제1전극 커넥터(140) 및 제2전극 커넥터(240)를 통하여 자석 카테터(100)의 제1전극(130) 및 조작 카테터(200)의 제2전극(230)에 투여되고 이로 인해 두 전극 사이의 심근조직이 70℃ 내지 100℃까지 뜨거워지는데, 이때 이 열이 심근조직을 파괴시켜 경벽성 병변을 만들어 내는 것이다.

[0024] 또한, 도 8은 본 발명에 따른 양극형 고주파 절제술용 카테터를 이용한 기술방식의 일 예를 보여주고 있다. 먼저 본 발명의 자석 카테터(100)를 치료하려는 부위에 위치시킨다. 원하는 치료 부위에 대략 1번부터 12번 전극까지 선형 병변(Linear Lesion)을 만드는 것이 목적이려면, 우선 자석 카테터(100)의 전극 1번부터 4번 근처에 본 발명의 조작 카테터(200)를 위치시킨 다음 두 카테터 사이에 심근을 밀착시킨다. 만약 자석 카테터(100)의 자석(120)으로 전자석을 사용하는 경우에는 먼저 전자석을 "on" 시킨 다음 두 카테터 사이에 심근을 밀착시킨다. 그런 다음 고주파 전류를 투여하여 해당 부위의 치료를 진행한다(Distal). 해당 부위의 치료가 완료되면 두 카테터가 떨어지도록 한 후 다시 조작 카테터(200)를 5번부터 8번 위치로 이동시킨 후 1번부터 4번의 경우와 마찬가지로 상기의 방법을 반복하여 치료할 수 있다(Mid). 만약 자석 카테터(100)의 자석(120)으로 전자석을 사용하는 경우에는 전자석을 "off" 시켜서 자석 카테터(100)와 조작 카테터(200)가 떨어지도록 한다. 이어서 9번부터 12번 부위도 상기와 동일한 방법으로 치료한다(Proximal).

[0025] [실시예]

[0026] 본 발명의 양극형 고주파 절제술용 카테터가 종래의 단극형 또는 양극형 고주파 절제술용 카테터에 비하여 완전한 경벽성 병변 형성에 있어 뛰어난 효과를 가진다는 것을 증명하기 위한 실험을 실시하였다.

[0027] 실시예 1. 경벽성 병변 형성 비교

[0028] 본 실험에서는, 자석 카테터의 자석으로 일반 네오디미움(Nd, neodymium)자석을 사용한 본 발명의 카테터와 종래의 단극형 또는 양극형 고주파 절제술용 카테터의 경벽성 병변 형성을 비교하였다.

[0029] 두께 10 mm의 돼지 근육에 종래의 단극형(UA) 또는 양극형(BA) 고주파 절제술용 카테터 및, 자석을 이용하여 접촉력을 증가시킨 본 발명의 카테터(MB)를 이용하여 고주파 절제술을 시행하였다. 근육의 한면은 심실 내부의 상태를 시뮬레이션하기 위해 37 cm/s의 유속을 갖는 섭씨 37℃의 식염수에 접하게 하였고 반대면은 심외막에 해당하도록 같은 온도의 공기중에 노출시켰다. 각 군별로 5개의 고주파 절제술 병변을 만들었으며, 10% 포르말린에 고정하여 병변의 크기를 측정하였다.

[0030] 상기 실험결과를 표 1에 나타내었다.

표 1

[0031]

Group	UA	BA	MB
Transmurality (%)	0	0	40
Lesion volume (mm ³)	77.6±19.7	224±51.8	380±65.3
Maximum tissue temperature (°C)	59±7.2	58±3.8	58±5.5

[0032]

표 1에 나타난 바와 같이, 최고 조직 온도(Maximum tissue temperature)에는 유의적 차이가 없음에도 불구하고, 자력을 이용하여 심근조직에 대한 접착력을 높인 본 발명의 양극형 고주파 절제술용 카테터(MB)가 종래의 단극형(UA) 또는 양극형(BA) 고주파 절제술용 카테터에 비하여 경벽성 병변의 생성률(transmurality) 및 생성되는 병변의 크기(lesion volume)에 있어서 현저히 높은 효과를 나타냄을 알 수 있다. 구체적으로 경벽성 병변 생성률의 경우, 종래의 단극형 카테터(UA) 및 양극형 카테터(BA)는 0%로 경벽성 병변을 전혀 만들어 내지 못한 반면, 본 발명의 카테터(MB)는 경벽성 병변이 생성된 경우가 40%에서 관찰되었다. 또한 병변 크기의 경우, 본 발명의 카테터를 사용하였을 때 종래의 단극형 카테터(UA)에 비하여 약 5배 이상, 종래의 양극형 카테터(BA)에 비하여 1.5 배 이상의 큰 병변을 형성함을 알 수 있다.

[0033]

상기 결과로부터, 자석을 이용한 본 발명의 양극형 고주파 절제술용 카테터는 심근벽이 두꺼운 부위에 대하여 종래의 카테터에 비하여 훨씬 큰 경벽성 병변을 용이하게 만들 수 있음이 명백하다. 구체적으로, 본 발명의 카테터는 자석 카테터에 포함된 자석에서 발생하는 자력을 이용하여 조작 카테터를 자석 카테터 쪽으로 끌어당겨 밀착시킴으로써 치료하고자 하는 심근조직에 대한 접착력이 증가하게 되고 이로 인해 보다 용이하게 큰 경벽성 병변을 만들 수 있게 된 것이다.

[0034]

이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위 내에서 다양한 수정, 변경 및/또는 치환이 가능하다는 것은 당업자에게 명백하다. 따라서 본 발명에 개시된 실시예 및 첨부된 도면들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예 및 첨부된 도면에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다.

부호의 설명

[0035]

- 100 : 자석 카테터
- 110 : 제1도관
- 120 : 자석
- 130 : 제1전극
- 140 : 제1전극 커넥터
- 141 : 제1전극과 제1전극 커넥터를 연결하는 전선
- 150 : 전자석 커넥터
- 151 : 전자석과 전자석 커넥터를 연결하는 전선
- 200 : 조작 카테터
- 210 : 제2도관
- 220 : 금속소자
- 230 : 제2전극

240 : 제2전극 커넥터

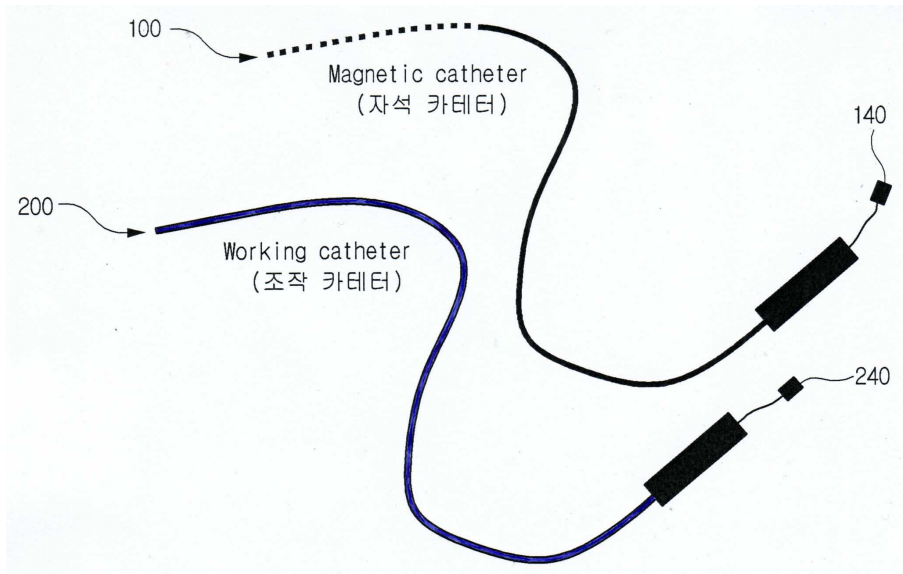
241 : 제2전극과 제2전극 커넥터를 연결하는 전선

300 : 고주파 전류 발전기

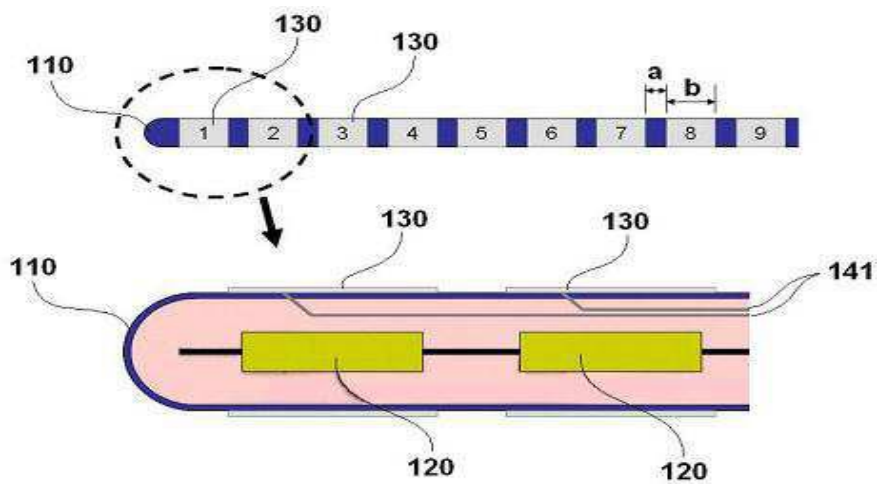
400 : 제어기

도면

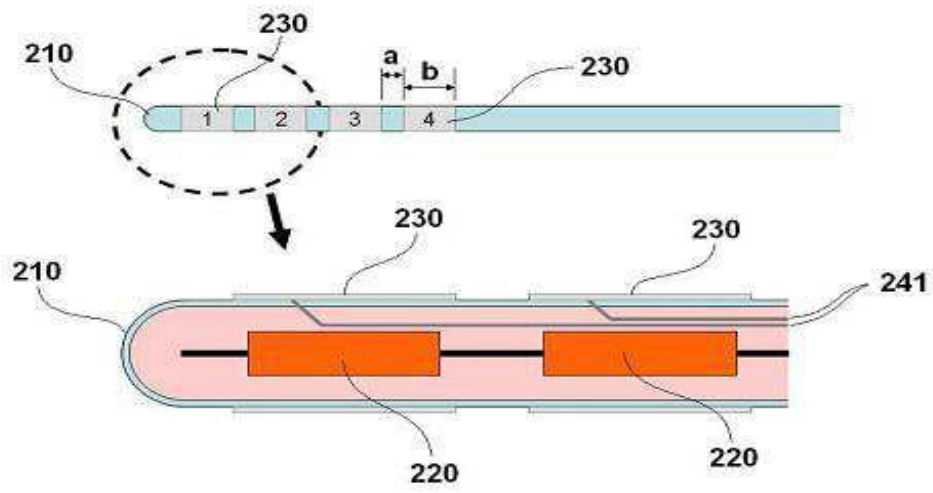
도면1



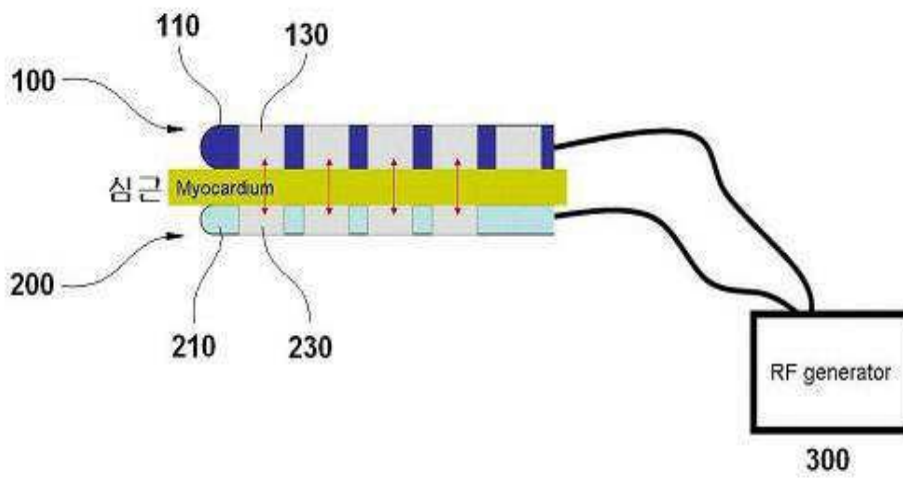
도면2



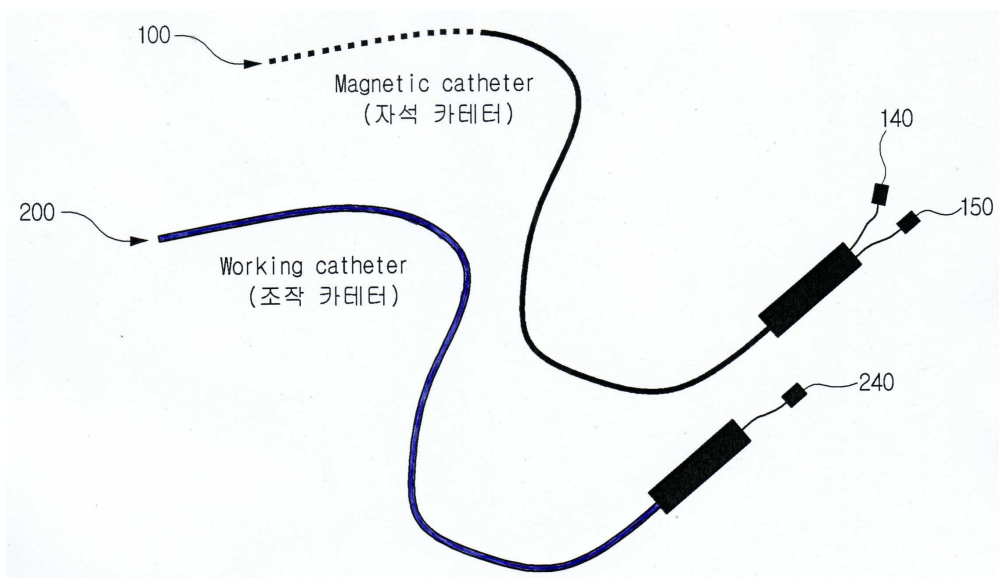
도면3



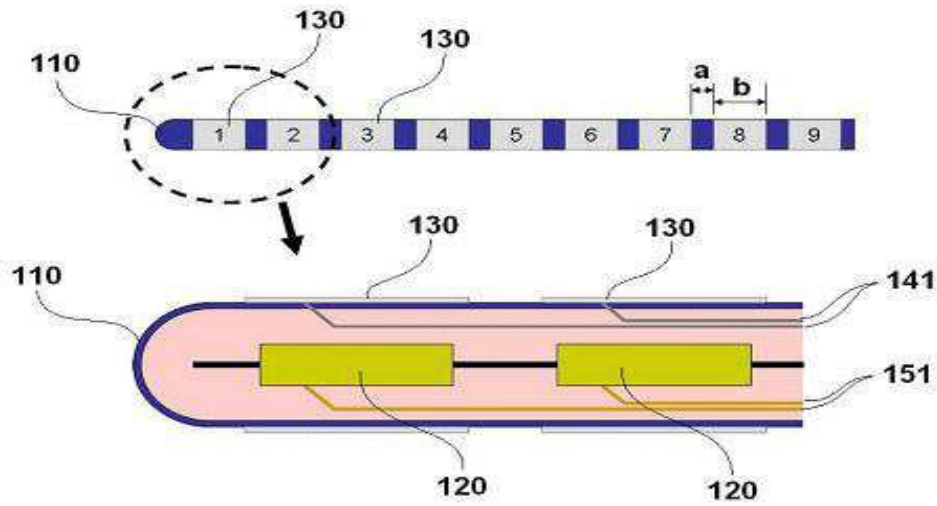
도면4



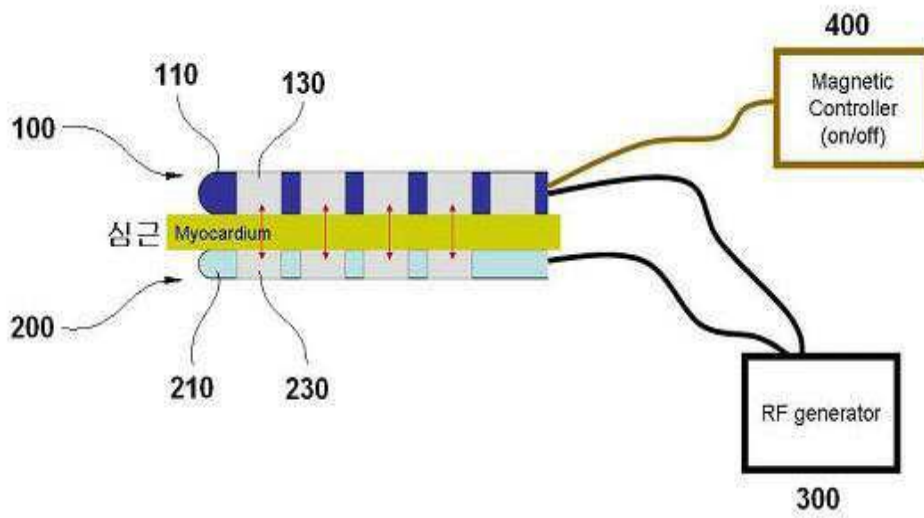
도면5



도면6



도면7



도면8

