

(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. ⁸ A61B 18/04 (2006.01)		(45) 공고일자	2006년02월08일
		(11) 등록번호	10-0550164
		(24) 등록일자	2006년02월01일
(21) 출원번호	10-2000-7008865	(65) 공개번호	10-2001-0040944
(22) 출원일자	2000년08월12일	(43) 공개일자	2001년05월15일
번역문 제출일자	2000년08월12일		
(86) 국제출원번호	PCT/US1999/029148	(87) 국제공개번호	WO 2000/35363
국제출원일자	1999년12월08일	국제공개일자	2000년06월22일
(81) 지정국			
<p>국내특허 : 아랍에미리트, 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아 헤르체고비나, 바르바도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 중국, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 에스토니아, 스페인, 핀란드, 영국, 그라나다, 그루지야, 가나, 감비아, 크로아티아, 헝가리, 인도네시아, 이스라엘, 인도, 아이슬란드, 일본, 케냐, 키르키즈스탄, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 리베이라, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아공화국, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 폴란드, 포르투갈, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 슬로베니아, 슬로바키아, 시에라리온, 타지키스탄, 투르크멘, 터키, 트리니다드토바고, 우크라이나, 우간다, 미국, 우즈베키스탄, 베트남, 세르비아 앤 몬테네그로, 남아프리카, 짐바브웨,</p> <p>EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 사이프러스, 독일, 덴마크, 스페인, 핀란드, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투갈, 스웨덴,</p>			
(30) 우선권주장	09/211,188	1998년12월14일	미국(US)
(73) 특허권자			
오름스비 테오도르 시.			
미합중국 캘리포니아 95035 밀피타스 두보이스 스트리트 2357			
레옹 죠지 엘.			
미합중국 캘리포니아 92128 샌디에고 클라우드슬리 드라이브 12516			
로 밍 펜			
미합중국 캘리포니아 92129 샌디에고 피크러스 스트리트 12344			
(72) 발명자			
오름스비 테오도르 시.			
미합중국 캘리포니아 95035 밀피타스 두보이스 스트리트 2357			
레옹 죠지 엘.			
미합중국 캘리포니아 92128 샌디에고 클라우드슬리 드라이브 12516			
로 밍 펜			
미합중국 캘리포니아 92129 샌디에고 피크러스 스트리트 12344			
(74) 대리인			
백덕열			
이태희			

심사관 : 이형곤

카테터(3), 카테터의 말단부에 배치된 전개가능한 안테나 안내부(36), 및 안테나 안내부상에 장착된 고주파("RF") 안테나(54)를 포함하는 환자의 혈관의 생물학적 조직을 제거하기 위한 개선된 고주파 카테터 시스템이 개시된다. RF 안테나는 조직을 제거하기 위한 고주파 에너지를 수신 및 전달하는 안테나 안내부를 수용하는 축방향 통로를 포함한다. 전개시에, 안테나 안내부는 정확하게 치료하도록 혈관의 내부 형상에 일치될 수 있게 혈관과 선 접촉을 형성하며, 신체의 혈관의 이동에도 불구하고 조직 제거 경로에 부착되는 루프 형태를 이루고 있다. RF 안테나는 상기 조직 제거 경로를 따라 전개되는 안테나 안내부에 의해 이동된다. 원하는 조직 제거 경로와 루프의 정렬은 안테나 안내부를 따라 장착된 방사선 비투과성 마커, 및 심장내의 전극을 이용하여 용이하게 행해진다. 안테나 및 카테터는 혈관의 경로를 통해 이동하는 조종 또는 편향 기구와 함께 제공될 수 있다. RF 에너지를 전달하도록 중공의 동축 케이블이 제공된다.

대표도

도 1

명세서

기술분야

본 출원은 1998년 12월 14일자 출원되어 현재 계류중인 미국 특허 출원 제 09/211,188호의 일부 계속 출원이다.

본 발명은 고주파("RF") 동력 의료 장치 및 생물학적 조직의 제거에 관한 것이다. 더 구체적으로, 본 발명은 환자의 혈관내의 생물학적 조직을 제거하여 심장 부정맥을 치료하기 위한 카테터 RF 안테나에 관한 것이다.

배경기술

최근 의료 장치는 종래 약물 치료 또는 외과 수술에 의해 치료되던 심장병 및 다른 심각한 질병에 대한 중요한 치료 방식으로 의료 업계에서 중요하게 받아들여지고 있다. 심장병의 치료에서 두가지 기본적인 경향이 나타나고 있다. 첫째는 심장 개방 수술로부터 더 안전하고 덜 쇠약해지게 하며, 건강한 조직을 덜 침해하고 비용이 덜드는 카테터 치료쪽으로 이동되고 있는 점이다.

두 번째 경향은 항부정맥 약의 복용으로부터 불치의 부정맥을 완화시키도록 최소한으로 침범하는 카테터 또는 다른 치료 장치의 이용으로 바뀌는 점이다. 예컨대, 갑작스러운 죽음의 가능성을 감소시키도록 환자의 치명적으로 비대한 부정맥에 주기적으로 자동의 전기적 제세동-세동 제거기(cardioverter-defibrillator)가 끼워진다. 따라서, 이제 고주파("RF") 카테터 제거는 심장 부정맥으로 고통받는 다수의 환자들에게 실행되고 있다.

이러한 기술의 진전에도 불구하고, 심방 세동(atrial fibrillation)의 심각한 위험이 남아 있다. 불균일한 전기적 충격에 기인하는 심방 또는 심장 우심실의 빠르고 불규칙적인 리듬인 심방 세동은 심장 발작 및 박동의 주원인으로 되며 건강에 대한 걱정 of 큰 부담으로 작용한다. 심방 세동의 치료에 대한 가장 효과적인 외과 치료는 "심장-개방" 수술을 취하는 마제(Maze) 치료법이었다. 마제 치료법에서, 심방의 외부의 소정 라인을 따라 절개된후, 함께 봉합된다. 치료가 됨에 따라, 절개 라인을 따라 상처 자국이 형성되어 전기적 충격의 전도에 대한 배리어를 형성함으로써, 심방 세동이 더 이상 지속되지 않고 규칙적인 심장 리듬이 회복된다. 그러나, 마제 치료는 가슴 공동의 개방 및 갈비뼈의 절단을 포함하는 심장 개방 수술과 관련된 사망을 및 실패율로 인해 널리 채용되지 않고 있다.

마제 치료를 모방한 하나의 새로운 접근이 카테터 고주파 제거 기술이며, 외과적 절개 대신에, 심장 심실내의 심장 조직을 파괴 또는 제거하도록 카테터 전극이 이용된다. 카테터 전극은 의료계에서 통상적으로 실시되고 있는 바와 같이, 심방으로 접근하도록 동맥으로 통과한다. 심방내에서, 카테터 전극의 팁은 X-선 또는 형광경 수단에 의해 위치되며, 제거가 요구되는 원하는 위치 또는 지점에서 심장 조직과 접촉하도록 이동된다. 그 지점에서, 카테터 전극으로부터 발생하는 저항성 열에 의해 조직이 파괴된다. 그후, 카테터 전극이 다음 제거 지점으로 재배치된다. 따라서, 일련의 지점들에서의 제거는 전기적 충격의 전도에 의한 마제 치료법에서 이루어지는 바와 같은 선형적 병변(lesion)과 닮게 된다.

현재의 카테터 제거 절차는 "심장 개방" 수술보다 덜 침입적인 것으로 인식될 수 있다. 또한, 제거중에, 심혈관 기능의 붕괴가 감소된다. 그러나, 성공적인 카테터 고주파 제거 절차에서는 전기적 충격의 통과를 방지하도록 통상 2mm 미만의 인접한 지점들 사이의 공간 또는 인접 오차내의 지점들에서 조직을 제거할 필요가 있다. 이와 관련하여, 카테터 전극의 정밀한 배치가 성공적인 절차의 중요한 요소로 된다.

이러한 현재의 절차에서의 주된 단점은 심장의 심실 근육이 뛰고 있는 동안에 심방내의 원하는 제거 지점들에 카테터 전극을 배치함에 있어서 시간이 소모된다는 것이다. 심방벽 또는 심장 근육의 이동은 종종 카테터 전극의 정확한 배치를 어렵게 하며, 카테터 전극의 미끄러짐을 유발하여 제거를 원하지 않는 심방의 부분을 손상시키게 된다. 그 결과, 카테터 고주파 제거 수단의 배치가 효율적으로 될 수 없고, 12 시간을 초과하는 긴 진행 시간이 예상될 수 있다. 또한, 그 진행중에, X-선 또는 다른 방사 수단이 카테터 전극을 배치하여 위치시키도록 일상적으로 사용됨으로써, 전기-생리학자가 무거운 납으로 만든 보호용 기어를 착용해야 한다. 그 결과, 이러한 불편은 종종 긴 진행 시간에 의해 증폭되고, 조직 제거의 효과적인 수단으로서 카테터 전극의 사용을 배제하게 된다.

상기한 미끄러짐의 위험을 최소화하도록, 예컨대 미국 특허 제 5,741,249호에서는, 카테터 마이크로파 안테나를 개시하며 말단 팁이 안테나에 삽입되어 심방벽에 고정된다. 그러나, 이 구조에서는 제거 과정중에 안테나 또는 카테터 전극의 미끄러짐 가능성을 감소시키지만, 각 제거 과정의 원하는 제거 경로를 따라 안테나를 정확한 위치에 보유시켜야 하는 소모적인 임무를 해결하지 못한다. 따라서, 각각의 제거 과정후에, 안테나는 재배치되어야 하고 상기한 바와 같이 제거 경로상의 공간 또는 인접 오차내에 배치되는 다음 지점에 정확하게 고박되어야 한다.

따라서, 카테터 제거에 의한 심방 세동의 효과적인 처치를 위해서는 심방의 내면에 길고 중첩되는 선형적 또는 곡선형의 제거 병변을 형성해야 한다. 이 병변은 전기 충격의 전도에 대한 배리어로서 작용할 수 있음으로써, 심방 세동을 방지하게 된다.

또한, 심방 세동의 효과적인 카테터 제거를 위한 중요한 조건은 카테터 및 마이크로파 안테나를 심방내에 안정화시켜 고박할 수 있는 능력이다. 심방 세동에 대한 최소 침입 카테터 치료 절차의 발전을 위해 길거나 또는 중첩되는 선형 또는 곡선형 제거 병변을 생성할 수 있는 새로운 카테터 제거 시스템이 요구된다.

본 발명은 심방 세동 뿐만 아니라 다른 혈관의 생물학적 조직의 제거를 위해서도 사용될 수 있는 카테터 시스템을 제공한다. 상기 카테터 시스템은 모노레일 및 루프형 안테나 안내부, 제거중에 다른 인자들을 감시하는 센서, 및 카테터의 조종 및 조작을 용이하게 하는 제어 슬라이드를 가진 핸들을 사용하는 안정화 및 고박 수단을 포함한다.

발명의 상세한 설명

본 발명에 따르면, 환자의 심방을 포함하는 혈관의 생물학적 조직을 제거하기 위한 개선된 고주파 카테터 시스템이 제공된다. 상기 카테터 시스템은 혈관으로 삽입되는 카테터 및 카테터 루멘내에 배치되는 전개가능한(deployable) 안테나 안내부를 포함한다. 카테터의 말단부에 중공 동축 케이블과 함께 전개가능한 고주파 안테나가 제공되어 조직 제거를 위한 고주파 에너지를 수신하여 전달한다. 본 발명의 실시예에서, 상기 안테나는 나선형 코일을 포함하며 조직 제거를 위한 안테나의 제거 경로를 규정하는 전개에 따라, 안테나 안내부를 수용하는 축방향 통로를 가진다. 안테나 안내부는 위치 및 전개 제어를 위한 제어 슬라이드에 보유된 기다란 부분을 포함한다. 안테나 안내부는 혈관의 형상에 일치될 수 있는 루프 형상을 형성하도록 혈관내에서 전개가능하다. 루프와 원하는 조직 제거 경로의 정렬은 방사선 비투과성 마커 및 안테나 안내부를 따라 장착된 심장내의 심전도 전극을 이용하여 편리하게 행해진다. 혈관내에 루프가 형성된후, 고주파 안테나는 조직 제거를 위해 안테나 안내부를 따라 전개될 수 있다.

본 발명의 다른 실시예에서, 안테나 안내부의 기다란 부분들중 하나는 배치용 제어 슬라이드에 보유되며, 다른 부분은 카테터의 말단부에 보유된다. 본 발명의 또 다른 실시예에서, 안테나 안내부는 말단 팁에서 종결되는 분리된 말단부를 가진 기다란 가요성 부재로서 형성된다.

또한, 본 발명의 고주파 카테터 시스템은 여러 가지 다른 고주파 안테나 설계를 포함한다. 본 발명의 일 실시예에서, 고주파 안테나는 최적의 배출 패턴을 형성하면서 편향 및 전압 정제와 비를 최소화하도록 카테터의 말단부에 배치된 모노폴 비드를 포함한다. 본 발명의 다른 실시예에서는, 마이크로스트립 플렉스서킷(flexcircuit)가 제공된다.

사용시에, 안테나 안내부는 혈관의 내면과 접촉하도록 카테터 루멘의 밖으로 전개된다. 안테나 안내부의 가요성에 의해 혈관의 형상과 일치되도록 구부러질 수 있음으로써 고주파 안테나의 제거 경로를 형성할 수 있다.

종래 기술의 제거용 카테터 전극의 반복적인 핀-포인트(pin-point) 정밀 배치의 필요성을 없애지는 못하더라도 효과적으로 감소시킬 수 있다. 본 발명에서는 조직 제거 경로를 형성하는 안테나 안내부의 위치를 따라 고주파 안테나를 편리하게 배치할 수 있다. 동시에, 본 발명에서는 연속적인 제거 경로를 보장하며 종래 기술의 제거 지점들 사이의 전기 충격의 리크

위험을 감소시킨다. 따라서, 본 발명에서는 심장 개방 수술의 필요성을 없애면서도 곡선형 병변을 성취하게 되어 마제 방식의 목적을 달성한다. 본 발명의 상기 및 다른 양태들은 본 발명의 특징을 예시하여 나타내는 첨부 도면들을 참조한 이하의 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다.

도면의 간단한 설명

도 1은 고주파 전원 모듈, 컴퓨터 제어 및 데이터 기록 장치와 함께 본 발명의 고주파 카테터 제거 시스템을 나타낸 사시도,
 도 2는 본 발명의 고주파 카테터 제거 시스템의 사시도,
 도 3a는 상기 고주파 카테터 제거 시스템의 말단부의 전개 위치에 있는 안테나 안내부 및 고주파 안테나의 단면도,
 도 3b는 상기 고주파 카테터 제거 시스템의 말단부의 철회 위치에 있는 안테나 안내부 및 고주파 안테나의 단면도,
 도 4a는 상기 고주파 카테터 제거 시스템의 말단부의 부분 단면도,
 도 4b는 상기 고주파 카테터 제거 시스템의 다른 실시예의 말단부의 부분 단면도,
 도 5는 고주파 안테나의 단면도 및 안테나 안내부의 부분 단면도,
 도 6은 도 5의 6-6선의 단면도,
 도 7은 본 발명의 다른 실시예의 사시도,
 도 8은 카테터 시스템의 말단부의 단면도,
 도 9는 고주파 안테나 및 고주파 에너지원 사이의 전기적 접속을 위해 사용되는 마이크로스트립의 평면도,
 도 10은 도 9의 마이크로스트립의 정면도,
 도 11은 고주파 카테터 시스템의 부분 단면도,
 도 12는 고주파 카테터 제거 시스템에 사용되는 핸들 새시의 부분 단면도,
 도 13은 도 12의 핸들 새시내에 배치된 마이크로스트립의 단면도,
 도 14는 모노폴 고주파 안테나의 설계를 포함하는 본 발명의 다른 실시예의 부분 단면도,
 도 15는 마이크로스트립 플렉서서킷 고주파 안테나의 설계를 포함하는 본 발명의 또 다른 실시예의 부분 단면도,
 도 16은 도 15의 16-16선의 마이크로스트립 플렉서서킷의 단면도,
 도 17은 고주파 카테터 제거 시스템에 사용되는 본 발명의 중공 케이블의 말단부의 부분 절개도,
 도 18은 하나 이상의 조종 와이어를 포함하는 본 발명의 카테터의 말단부의 부분 단면도, 및
 도 19는 하나 이상의 조종 와이어에 의해 편향된 본 발명의 카테터의 말단부의 다른 부분 단면도이다.

실시예

본 발명은 환자의 신체 혈관내의 생물학적 조직을 제거하기 위한 개선된 고주파 카테터 시스템을 제공한다. 상기 시스템은 환자의 혈관으로 삽입되는 카테터를 포함한다. 또한, 치료 위치에 전자기 에너지를 전달하는 전개가능한(deployable) 고주파 안테나를 포함한다. 원하는 제거 경로를 따라 안테나를 정밀하게 배치하도록 모노레일 안내부가 제공된다. 또한, 본 발명은 전자기 에너지를 전도하는 중공 동축 케이블을 제공한다.

도 1, 2 및 3에 도시된 바와 같이, 본 발명은 환자의 혈관으로 삽입되는 카테터(3)를 포함한다. 카테터는 기부(12) 및 말단부(14)를 가진 가요성의 기다란 관모양 몸체(10)를 가진다. 루멘(lumen)(16)은 카테터의 기부에서 말단 구멍(18)이 형성된 말단부로 연장한다(도 3 및 4 참조). 카테터(3)의 기부(12)에는 상세하게 후술되는 바와 같이 필요한 조종 및 위치 제어 하우징용의 핸들 새시(20)가 배치된다. 카테터(3)의 기부에는 제거 절차의 후원으로서 여러 가지 전극들(도시 안됨)을 접속하기 위한 커플링(22)이 배치된다.

카테터(3)의 치수는 의료 분야에 잘 알려져 있는 특정 의료 절차에 적합하도록 요구되는 바대로 채용된다. 카테터의 관모양 몸체(10)는 신체의 혈관 환경내에서 바이오-친화성인 폴리머 재료로 구성된다. 이들 재료는, 예컨대 독일 아우토캠사의 페박스, 폴리에틸렌, 폴리우레탄, 폴리에스터, 폴리아미드 및 폴리아미드를 포함하며 방사선 비투과성, 경도 및 탄성이 각기 다르다.

본 발명의 일 실시예에서, 카테터(3)는 상기한 재료들중 하나 이상을 이용하여 다수의 부분들로 형성되며 카테터 몸체가 그의 말단을 향해 점차적으로 가요성이 증가된다. 상기 부분들은 열접합, 맞대기 이음, 또는 점착제 결합에 의해 함께 결합된다. 또한, 카테터에 대해 원하는 레벨의 강성 및 비틀림 강도를 얻도록 관모양 몸체(10)의 원주면에 편조로 된 보강재가 추가될 수 있다. 이로써 카테터가 환자의 혈관을 통해 전진하여 통과할 수 있게 되며, 카테터의 길이방향을 따라 기부에서 말단으로 회전력을 전달할 수 있게 된다.

카테터(3)의 말단부(14)는 편조가 거의 또는 전혀 없는 더 유연한 폴리머 화합물로 구성되어 동맥 또는 정맥등의 혈관의 좁은 통로를 통해 조작될 때 카테터(3)의 말단 편향 또는 조종을 가능하게 할 수 있도록 유연성을 제공한다. 본 발명에서, 카테터의 조종은 도 11에 도시된 바와 같이 제어 핸들 새시(20)로부터 카테터(3)의 말단부(14)로 연장하는 견인 와이어(30)에 의해 실행된다.

카테터(3)의 말단에서, 견인 와이어(30)는 땀납 또는 다른 적절한 수단에 의해 카테터 루멘(16)의 내벽에 고정된다.

견인 와이어(30)는 핸들 새시(20)의 길이방향 슬롯(34)을 따라 미끄럼가능하게 결합된 편향 제어 그립 또는 엄지 손가락 모양 돌기 형태의 슬라이드(32)에 기부측에서 체결된다. 카테터(3)의 비틀림 이동과 함께 상기 슬라이드(32)의 슬롯(34)을 따른 길이방향 이동에 의해 카테터가 혈관의 통로를 통과하도록 요구될 때 의사가 카테터(3)를 구부리거나 또는 펼 수 있게 된다. 상기 슬라이드(32)에는 슬롯(34)내의 그립 위치를 고정시키도록 마찰식 고정 수단이 포함된다. 상기한 수단들은 시중에서 구입할 수 있다. 이러한 수단들로는 예컨대 세트-릴리즈, 압력 스위치 또는 자동잠김(self-locking) 기구들이 있다.

본 발명의 카테터 시스템(1)은 소정 제거 경로를 따라 조직을 제거하도록 고주파 안테나를 안내하는 효과적인 수단을 제공한다. 도 1, 3a, 4a 및 4b는 카테터(3)의 말단부(14) 근처의 연장된 위치에 배치된 안테나 안내부 또는 모노레일(36)을 나타낸다. 또한, 상기 안테나 안내부 또는 모노레일(36)은 도 3b에 도시된 바와 같이 카테터 루멘(16)내로 철회될 수 있다.

본 발명의 일 실시예에서, 모노레일(36)은 스트립형 재료로 구성될 수 있는 가요성의 기다란 부재를 포함한다. 이와 다르게, 모노레일(36)은 도면들에 도시된 바와 같이 소직경 관으로 될 수 있다. 모노레일(36)은 카테터 루멘(16)내에서 기부측으로 연장하는 연장부(42,44)를 가진다(도 4a, 8-10 참조). 핸들 새시(20)에서, 모노레일 연장부는 각 제어 슬라이드(46,48)에 고정된다. 카테터 편향 견인 와이어(30)와 유사하게, 제어 슬라이드(46,48)도 도 2에 나타난 바와 같이 핸들 새시(20)상의 길이방향 슬롯내에 미끄럼가능하게 결합되며, 카테터(3)의 길이방향 축선을 따라 말단 또는 기부측으로 이동 가능하다. 따라서, 하나 또는 두 개의 제어 슬라이드를 이동시킴에 의해, 모노레일 안내부가 도 2 및 3a에 도시된 바와 같이 전개된 위치를 정렬하거나, 또는 도 3b에 나타난 바와 같은 철회된 위치를 정렬할 수 있다. 모노레일(36)의 전개를 위해, 하나 또는 두 개의 제어 슬라이드(46,48)가 핸들 새시(20)에 대해 말단측으로 이동된다. 그의 철회를 위해서는, 제어 슬라이드들이 기부측으로 이동된다. 제어 슬라이드들의 위치는, 편향 제어 또는 엄지 손톱 모양 슬라이드(32)용으로 사용된 것들과 마찬가지로 스프링 장전식 마찰 고정 수단등에 의해 고정될 수 있다.

도 3b는 카테터(3)의 말단부(14)의 카테터 루멘(16)내에 콤팩트한 U자형으로 배열된 모노레일(36)의 철회 위치를 나타낸다. 모노레일(36)에는 평탄하거나 또는 구부러진 팁(40)이 제공되며 철회 위치에서, 팁(40)이 카테터(3)의 말단 구멍(18)을 폐쇄하여 카테터 루멘(16)을 생물학적 환경으로부터 격리시킨다. 또한, 상기 팁(40)은 카테터를 "상처를 주지 않는 비외상성"으로 하고 혈관의 통로를 통해 이동할 때 혈관에 구멍을 뚫게 될 위험성을 줄이도록 카테터에 매끄러운 말단 프로파일을 제공한다.

상기 팁(40)은 통상 카테터를 구성하도록 사용되는 바이오 친화성 재료로 제조될 수 있다. 또한, 통상적으로 이 분야에서 실시되고 있는 바와 같이 X-선 또는 다른 형광경 수단에 의해 혈관내의 위치의 인식에 도움을 주는 방사선 불투과성 재료를 포함할 수 있다.

모노레일(36)은 적합한 정도의 기억성, 바이오 친화성 및 스프링형 구조적 특성을 가진 금속 또는 폴리머 계열의 재료로 제조된다. 이러한 재료들은 예컨대, 니티놀(니켈-티탄), 스테인리스강, 폴리아미드 및 폴리테트라플루오로에틸렌 ("PTFE")등을 포함한다. 또한, 사용되는 금속 재료는 경도 및 가요성등의 구조적 특성을 제공하도록 필요한 경우 열처리 또는 냉각처리될 수 있다. 이러한 구조적 특성들은 모노레일(36)이 카테터 루멘(16)내에서 주름잡히지 않고 이동될 수 있게 한다. 그러나, 카테터 루멘(16) 외측의 그의 전개 위치에서, 모노레일(36)은 구부러질 수 있다.

모노레일(36)은 도 3a, 4a 및 4b에 도시된 바와 같이 연속 루프(50)를 형성하도록 혈관내에서 카테터(3)의 말단 구멍(18) 넘어로 전개될 수 있다. 상기 모노레일은 카테터(3)의 말단을 향해 제어 슬라이드(46,48)의 길이방향으로 전진할 수 있게 됨으로써 혈관의 내벽과 접촉하도록 카테터 말단 구멍(18) 넘어로 연장하게 된다. 이러한 접촉시에, 모노레일(36)의 연장부는 루프 형태로 되도록 구부러진다. 치료가 요망되는 혈관의 내부 윤곽에 따라, 제어 슬라이드의 말단 변위량을 조정함에 의해 루프(50)의 크기를 조절할 수 있음으로써 모노레일이 혈관의 외형과 같게 된다. 모노레일(36)의 스프링형 특성에 의해 루프(50)의 적어도 일부분이 혈관의 내벽에 접촉되어 그의 이동가능성에도 불구하고 혈관의 내벽과 접촉하는 라인을 얻게된다. 또한, 상기 팁(40)은 혈관에 구멍을 뚫게 될 위험 없이 혈관의 내벽상의 균열 또는 작은 함몰부에 모노레일(36)을 고박하도록 작용한다.

모노레일(36)이 혈관내에서 전진할 때 그의 위치를 확인하기 위해, 하나 이상의 방사선 비투과성 마커가 모노레일(36)상에 설치될 수 있다. 도 1 내지 4에 도시된 바와 같이, 방사선 비투과성 마커는 모노레일(36)의 팁(40)에 포함된다. 방사선 비투과성 재료에 의해, 상기 팁(40)은 X-선 또는 형광경 검사에서 불투명하게 되어, 카테터 삽입 또는 조직 제거중에 그의 위치를 확인할 수 있게 한다. 방사선 비투과성 마커의 구조 및 용도는 잘 알려져 있으므로, 여기서는 설명을 생략한다.

설계의 변경으로서, 안테나 안내부를 단일 모노레일을 형성하도록 말단 팁에서 결합된 두 개의 분리된 기다란 부재들로 구성할 수 있다. 기다란 부재들 사이의 결합 각도는 특정 용도를 위해 필요하다면 모노레일의 프로파일에 따라 미리 결정될 수 있다. 예컨대, 혈관의 좁은 루멘내에서의 수술시에 사용되는 낮은 프로파일(초소형 단면을 가진)의 카테터는 모노레일의 배치 및 철회를 용이하게 하도록 상기 기다란 부재들에 대해 비교적 작은 결합 각도를 요구하게 된다. 도 4b는 모노레일 안내부(36a)의 일 단부가 말단 구멍(18) 근처의 카테터(3)에 고정된 본 발명의 다른 실시예를 나타낸다. 연장부(44a)를 포함하는 모노레일(36a)의 타 단부는 핸들 새시의 제어 슬라이드(도시 안됨)에 부착된다. 이 실시예에서는 핸들 새시에 있는 하나의 제어 슬라이드를 이용하여 모노레일을 전개 및 철회시킬 수 있다.

본 발명은 도 2 내지 7에 도시된 바와 같이 조직 제거를 위해 카테터(3)의 말단부(14) 근처에 배치된 고주파(RF) 안테나(54)를 포함한다. 본 발명의 실시예에서, RF 안테나(54)는 나선형 코일(56)을 형성하도록 나선형으로 감겨 있는 전기 전도성 재료 또는 와이어 스트립을 포함한다. 코일 권선의 적절한 직경, 피치 및 길이, 및 전도성 재료 또는 와이어 스트립의 선택은, 잘 알려져 있는 바와 같이 특정 절차의 조건에 따라 변화할 수 있는 설계상의 선택의 문제이다. 따라서, 이러한 설계 요소 및 고려 사항은 상세하게 설명하지 않는다.

도 2, 3, 4a 및 4b에 도시된 바와 같이, RF 안테나(54)는 모노레일(36)을 수용하는 축방향 통로를 형성하는 나선형 코일(56)을 포함한다. 상기 RF 안테나(54)는 모노레일(36)상에 장착된다. 따라서, 그의 이동은 모노레일에 의해 정해진다.

안테나의 형상 보전을 향상시키도록, RF 안테나(54)에는 나선형 코일(56)에서 카테터(3)의 기부(12)를 향해 기부측으로 연장하는 가요성 연장부를 가진 관모양 라이너 또는 슬리브(60)가 제공된다. 슬리브(60)는 나선형 코일(56)의 금속면과 통로(58)의 바디 유체 사이의 전기적 단락 가능성을 줄이고, 통로의 외측에 전자기계를 형성하도록 유전체 재료로 구성된다.

도 5 및 6에 도시된 바와 같이, 나선형 코일(56)은 RF 전압 제어원(5)에 의해 공급되는 RF 에너지원에 전기적으로 접속되는 제 1 또는 내측 전기 전도 부재 또는 도체(64)에 접촉점(65)에서 접속된다. 도 5, 6, 11 및 17에 도시된 실시예에서, 내측 도체(64)는 가요성 메쉬(mesh) 또는 편조로 된 와이어로 되거나, 또는 슬리브(60)의 외측면(62)을 둘러싸며 나선형 코일(56)에서 핸들 새시(20)로 기부측으로 연장하는 박막 전기 전도 재료로 제조된다. 이 실시예에서, 내측 도체(64)는 기다란 관모양 형태로 되어 있다.

내측 도체(64)는 그의 외주면을 따라 폴리머 유전체 보호 코팅부(68)로 코팅되어 핸들 새시로 기부측으로 연장한다. 보호 코팅부(68)는 나선형 코일(56) 및 제 2 전기 전도성 부재 또는 외측 도체(66)의 기재로서 작용한다. 또한, 보호 코팅부(68)는 내측 도체(64)를 외측 도체(66)로부터 전기적으로 절연시킨다.

도 5 및 6에 도시된 바와 같이, 나선형 코일(56)은 보호 코팅부(68)의 외주면 둘레에 감겨 있고 접속점(67)에서 외측 도체(66)에 접속된다. 또한, 외측 도체(66)는 RF 전원 제어 소스(5)에 의해 제공된 RF 에너지원에 전기적으로 접속된다.

도 5 및 6에 도시된 실시예에서, 외측 도체(66)는 유전체 보호 코팅부(68)를 둘러싸는 전기 전도성 재료로 제조되어, 나선형 코일(56)에서 핸들 새시(20)를 향해 기부측으로 연장한다. 외측 도체는 편조 와이어 구조 또는 박막 전기 전도성 재료로 제조될 수 있다.

도 5에 도시된 바와 같이, 나선형 코일(56)은 그의 외주면을 따라 폴리머 유전체 캡슐(70)로 코팅되어 나선형 코일의 구조적 보전성 및 생물학적 환경으로부터 상기 나선형 코일을 보호할 수 있다. 캡슐(70)은 실리콘, 또는 폴리머계 재료 또는 고무 화합물로 제조될 수 있다. 유사하게, 유사한 재료로 된 외측 자켓(72)이 제공되어 외측 도체(66)를 둘러싸며 생물학적 환경으로부터 전자기 및 열적 절연을 제공한다.

도 11에 도시된 바와 같이, 외측 자켓(72)은 상세하게 후술되는 바대로 기부측에서 RF 안테나의 축방향 변위를 위해 핸들 새시(20)에 미끄럼가능하게 보유된 마이크로스트립(80)에 결합된다. 모노레일(36)의 연장부(44)는 통로(58)내에서 카테터(3)의 기부(12)측으로 연장한다. 따라서, 본 발명에서는 각각 기다란 관모양 형태로 형성되며 RF 에너지를 전달하도록 나선형 코일(56)에서 핸들 새시(20)로 기부측으로 연장하는 동축 케이블을 형성하도록 서로 동축방향으로 정렬된 관계로 배열된 전기 도체 세트를 제공한다.

RF 안테나(54)는 고주파 에너지원(도시 안됨)에서 전자기 에너지를 수신하여 배출하도록 작용한다. 고주파 스펙트럼의 예는 대략 300MHz 이상의 범위내에 있는 초단파 주파수의 스펙트럼이다. 상기 RF 안테나는 나선형 코일에 의해 전달되는 균일하게 분포된 전자기 에너지에 에너지를 인가할 수 있다. 전달되는 전자기 전력의 방향은 RF 안테나의 길이방향 축선에 대해 수직하며, 따라서 안테나 주위에 원형으로 균일하게 분포된 에너지계를 제공한다. 제거용으로 전달된 에너지는 안테나와 제거될 조직 사이의 접촉에 관계없이 안테나를 따라 균일하게 분포된다. 그 결과, 본 발명에서는 종래 기술의 스폿 전도성 또는 저항성 제거 카테터에 비하여 제거중에 조직 및 혈관에 인접하게 또는 접촉되는 고온 지점을 형성할 가능성을 감소시킨다. 핸들 새시(20)에서, 내측 도체(64)와 외측 도체(66)는 임피던스 매칭 마이크로스트립(80)의 각 결합 판(74,76)(도 11 내지 13 참조)에 결합되어 종결한다. 또한, 결합 판은 핸들 새시(20)에서 와이어 커넥터(22)를 통해 전자기 에너지원(도시 안됨)으로 연장하는 비중공형 동축 케이블등의 전기 도체(82)에 결합된다. 상기 마이크로스트립에서, 모노레일(36)은 제어 슬라이드중 하나에 접속되는 RF 안테나의 슬리브(60)를 빠져나온다.

마이크로스트립(80)은 핸들 새시(20)에 내장된 장착 블록(92a,92b)의 대향하는 측벽(88,90)상의 측면 채널(84,86)을 따라 미끄럼가능하게 결합된다. RF 안테나의 축방향 이동을 제공하도록, 상기 케이블(82)은 RF 안테나의 전개 또는 철회를 위해 핸들 새시에 대해 말단측 또는 기부측으로 이동될 수 있다. 이와 다르게, 마이크로스트립(80)은 핸들 새시(20)상의 길이방향 슬롯을 따라 이동가능한 배치 슬라이드(도시 안됨)에 보유될 수 있다.

안내 부재는 상기한 바와 같은 방사선 비투과성 마커(40)에 의해 적절하게 배치된다. 또한, 모노레일(36)에는 조직 제거 전후에 최적의 조직으로의 접근성 및 전기 도전 활성화, 및 상기 동작의 피드백을 얻도록 하나 이상의 환자용 심장의 심전도("ECG") 전극(96)이 제공된다. 상기 전극들은 모노레일(36)의 길이를 따라 보유된다. 도 3a는 심전도 전극(96)의 통상의 배열을 나타내며, 모노레일(36)내로 배치된 도체에 전기 접속되어 와이어 커넥터(22)용으로 제공된 신호 핀들(도시 안됨)에 종결한다.

카테터는 제거를 위한 목표 조직 근처로 이동되어 환자의 혈관으로 구멍을 통해 삽입된다. 삽입전에, 안내 부재(36) 및 RF 안테나(54)는 방사선 비투과성 마커(40)와 함께 카테터 루멘(16)내로 철회되어 매끄럽게 통과할 수 있도록 카테터를 상처를 입히지 않는 팁 형태가 되도록 한다. 그후, 카테터(3)의 말단부(14)가 신체의 구멍으로 삽입되어 제거가 필요한 위치 근처에 도달하도록 조종된다. 방향 제어는 핸들 새시상의 회전 작용 및 편향 제어부(32)를 이용하여 이루어진다.

RF 안테나 안내 부재 또는 모노레일(36)은 그의 위치가 통상 실시되는 바와 같이 X-선 또는 형광경 수단에 의해 검출될 수 있는 방사선 비투과성 마커(40)에 의해 용이하게 배치된다. 카테터(3)의 말단부(14)가 조직 제거 장소 근처에 배치된후, 모노레일은 제어 슬라이드에 의해 말단으로 이동되어 카테터 루멘(16) 구멍에서 배출됨으로써 상기한 바와 같은 연장된 또는 전개된 루프 형태를 갖게 된다.

혈관의 내부 형상 및 치수에 따라, 하나 또는 두 개의 모노레일 제어 슬라이드가 원하는 모노레일 루프 사이즈 또는 프로파일을 얻도록 조종될 수 있다. 상기 루프 사이즈 또는 프로파일은 RF 안테나 안내부 또는 모노레일(36)과 원하는 제거 경로를 일치시키도록 환자용 심장의 심전도 전극(96)을 이용하여 용이하게 형성된다.

예컨대, 심장의 심방의 경우에, 루프(50)의 사이즈는 심방의 내벽의 형상과 일치되도록 조정되어 적어도 루프(50)의 일부가 심방벽에 접촉하여, 심방 및 모노레일 사이에 선 접촉을 형성할 수 있게 된다. 모노레일(36)의 가요성에 의해 루프의 적어도 일부분이 혈관의 내부 형상과 일치되어 내벽에 접촉하게 된다. 심방벽이 맥동하면, 심방벽과 접촉하고 있는 모노레일도 일치하게 이동되어, 치료가 요망되는 혈관의 위치와 고정적인 안정한 관계를 정립하게 된다.

일단 모노레일의 루프 파일이 얻어져 원하는 제거 경로와 평행하게 정렬되면, 제어 슬라이드(46,48)는 핸들 새시의 제 위치에 보유된다. 그후, RF 안테나(54)가 카테터의 말단부 구멍으로 배출되도록 말단으로 이동되며 제거가 필요한 정확한 위치에 도달하도록 모노레일에 의해 미끄럼식으로 안내된다. 그후, 고주파 에너지를 인가함에 의해 조직 제거가 실행된다. 특정 절차의 조건에 따라, RF 안테나를 루프를 따라 여러 위치들에 배치하고 RF 에너지를 인가함으로써 제거 길이를 조정할 수 있다. 따라서, 제거된 조직 경로들 사이에서 전기적 충격의 누설 위험을 없애도록 길고 연속적인 제거 라인이 형성될 수 있다. 상기 단계들은 특정 절차 조건에 따라 필요하다면 심방내의 다른 위치들에 대해 반복될 수 있다.

도 7은 안테나 안내부 설계가 변경된 본 발명의 다른 실시예를 나타낸다. 이 실시예에서, 안테나 안내부(102)는 말단 팁(106)에서 종결되는 분리된 말단부(104)를 가진 기다란 가요성 부재를 포함한다. 상기 말단부(106)는 상기한 바와 같이 카테터를 용이하게 배치하도록 방사선 비투과성 재료를 포함한다. 안내부(102)의 타단부는 핸들 새시(도시 안됨)로 기부측으로 연장하며 상기 실시예들에서와 유사한 방식으로 위치 제어 슬라이드(도시 안됨)에 보유된다. 또한, 안테나 안내부(102)는 그의 전개전에 RF 안테나(110)와 함께 카테터(100)의 루멘내로 철회된다.

사용시에, 카테터(100)를 제거될 조직 근처에 배치한후, 안테나 안내부(102)는 말단 팁(106)이 혈관 표면의 갈라진 틈에 고박될 수 있게 카테터 루멘(108) 밖에 배치된다. 안테나 안내부(102)의 가요성에 의해 혈관의 형상과 일치하도록 휘어질 수 있으며 안내부(102)와 혈관 사이에 선 접촉을 형성한다. 그 결과, 안내부(102)와 혈관 사이의 상대 이동이 최소화될 수 있다. 그후, RF 안테나(110)는 제거를 위해 상기 안테나 안내부(102)와 혈관 사이의 선 접촉부와 평행하게 정렬된 경로를 따라 카테터 루멘(108) 밖으로 연장되도록 안테나 안내부(102)에 의해 이동된다.

이와 다른 실시예에서, 본 발명의 고주파 안테나는 고주파 안테나의 여러 가지 설계를 포함한다. 도 14는 이러한 다른 예들 중 하나를 나타낸다. 도 14에 도시된 바와 같이, 상기한 바와 같은 나선형 코일 대신에, 카테터 시스템에 모노폴 비드(122)를 포함하는 안테나(120)가 제공된다. 모노폴 비드는 안테나(120)의 말단부의 슬리브(60)상에 원주방향으로 배치된다. 상기 슬리브(60)는 안내 부재 또는 모노레일(36) 또는 안테나 안내부(102)등의 안내 부재를 수용하기 위한 루멘(58)을 가진다.

모노폴 비드는 외측 도체(66)에서 전기적으로 절연된 내측 도체(64)에 접속된다. 상기한 바와 같이, 내측 도체(64)와 외측 도체(66)가 여기될 때, 모노폴 비드(122)와 안테나 외부에 있는 외측 도체(66) 사이에, 조직 제거를 위해 인가될 수 있는 전자기계가 발생된다. 따라서, 모노폴 비드(122)와 외측 도체(66) 사이에 물리적 접촉이 없더라도, 그들은 전자기계를 발생시키도록 전기적으로 접속된 것으로 간주된다.

모노폴 비드(122)의 형상 및 치수는 RF 에너지를 공급하는 전달 라인 및 RF 에너지가 배출되는 매체 사이에 순조로운 임피던스 전이를 제공하는 임피던스 매칭 기능을 제공하도록 잘 알려져 있는 바와 같이, 편향 및 전압 정재파비("VSWR")를 최소화하면서 배출 패턴을 최적화하도록 설계된다. 상기 모노폴 비드(122)의 형상 및 치수는 안테나 시스템의 RF 편향 계수를 최소화함으로써 VSWR을 약 1:1 정도로 최소화하도록 설계된다. 모노폴 비드(122)의 직경은 말단쪽으로 점차적으로 증가하며 도 14에 도시된 바와 같이 슬리브(60)의 말단부 구멍에서 그의 직경이 감소된채 종결하여 눈물(tear-drop) 형상으로 되어 있다.

상기한 바와 같이, 내측 및 외측 도체는 RF 에너지원에 접속된다. 여기될 때, 외측 도체에서 모노폴 비드의 표면에 대해 직각으로 전방향으로 모노폴 비드의 팁쪽으로 연장하는 전자기계가 발생된다. 전달되는 전자기계의 전원 방향은 RF 안테나의 길이방향 축선에 대해 수직하고, 따라서 안테나로 둘러싸인 주위에 원형의 균일한 에너지계를 발생시킨다.

본 발명의 또 다른 실시예에서, 고주파 안테나는 상기한 나선형 코일 또는 모노폴 비드 대신에 마이크로스트립 플렉스서킷(flexcircuit)를 포함한다. 도 15 및 16에 도시된 바와 같이, 마이크로스트립 플렉스서킷 안테나(132)는 내측 도체(64) 또는 슬리브(60)의 연장부의 코팅층으로 사용되는 유전체 코팅 재료(68)의 부분인 유전체 배킹(backing)(69)상의 안테나

의 말단부에 배치된 한쌍의 떨어져 있는 전기 전도성 마이크로스트립(134,136)을 포함한다. 상기 마이크로스트립(134,136)은 각각 내측 도체(64) 및 외측 도체(66)에 전기적으로 접속되어 여기될 때, 조직 제거용으로 사용될 수 있는 전자기기가 상기 마이크로스트립들 사이에서 발생된다.

마이크로스트립들(134,136) 사이의 간격 및 치수는 내측 도체(64) 및 외측 도체(66) 및 제거될 신체 조직에서 순조로운 임피던스 전이가 이루어질 수 있도록 결정된다. 따라서, 마이크로스트립 플렉스서킷 안테나는 잘 알려져 있는 바와 같이, 편향 VSWR을 최소로 하도록 설계됨이 바람직하다. 마이크로스트립 도체의 치수는 상기한 방식으로 조직 제거시에 필요한 굽힘 및 편향을 수용할 수 있도록 충분하게 작게 되어 있다.

모노폴 또는 마이크로스트립 도체의 구성에 사용되는 재료는 바이오 친화성 전기 전도 재료, 예컨대 백금, 금, 또는 은, 또는 임의의 바이오 친화성으로 된 그들의 화합물을 포함한다. 이와 다르게, 바이오 친화성 재료로 코팅된 다른 전기 전도 재료가 모노폴 비드 또는 마이크로스트립 도체를 형성하도록 이용될 수 있다.

도 18 및 19에 도시된 바와 같이, 조직 제거 전후에 최적의 조직 접근성 및 전기 전도량을 얻기 위한 수단을 제공하도록 본 발명의 RF 안테나(138)의 말단부의 하나 이상의 전극(142)에 하나 이상의 ECG 와이어(140)가 접속된다. 또한, 본 발명의 안테나는 안테나의 더 명백한 형상 또는 굴곡을 얻도록 안테나의 말단부에 부착된 하나 이상의 안테나 편향 또는 조종 와이어를 포함한다. 도 18 및 19에서는 편향 와이어(144)가 안테나(138)의 말단부(146)에 부착되어 핸들(도시 안됨)의 편향 제어 기구에 부착되어 제어될 중공 동축 케이블의 내부 루멘내로 기부측으로 연장한다. 안테나의 단부(146)에 편향 와이어(144)를 부착함에 의해 도 19에 도시된 바와 같이 그 위치에서 안테나의 편향을 증폭할 수 있다. 사용시에, 상기한 편향 수단이 제공된 안테나(138)를 상기한 바와 같이 안내 부재 또는 모노레일(36)에 의해 신체의 루멘내에 배치할 수 있다. 필요한 경우, 안내 부재(36)는 고주파 안테나의 편향을 증폭시키도록 철회되고, 이어서 편향 와이어(144)가 작용할 수 있다. 그 결과, 안테나는 심방 또는 다른 신체 혈관의 접근불가능한 영역으로 접근할 수 있도록 형성된다.

상기한 바로부터, 본 발명은 종래 기술의 제거용 카테터 전극의 반복적인 핀-포인트 정밀 배치의 필요성을 해소하지는 않더라도 효과적으로 감소시킨다. 본 발명은 조직 제거 경로를 형성하는 안테나 안내부의 위치를 따라 RF 안테나를 편리하게 배치한다. 동시에, 본 발명에서는 종래 기술의 제거 지점들 사이에서의 전기 충격의 누설 위험을 감소시키며 연속적인 제거 경로를 보장한다. 따라서, 본 발명은 심장 개방 수술을 필요로 하지 않고 선형적 병변을 얻게되는 마제(Maze) 절차의 목적을 달성하게 된다.

본 발명이 응용 실시예들 또는 예들에 대해 설명되었지만, 본 발명의 정신과 범위를 벗어나지 않고 여러 가지 변경 및 개선이 가능하다.

산업상 이용 가능성

본 발명은 고주파("RF") 동력 의료 장치 및 생물학적 조직의 제거에 관한 분야, 더 구체적으로 환자의 혈관내의 생물학적 조직을 제거하여 심장 부정맥을 치료하기 위한 카테터 RF 안테나의 분야에 이용될 수 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

축방향 루멘을 가진 내측의 기다란 제 1 전기 전도성 관모양 부재 및 케이블의 길이방향에 걸쳐 상기 기다란 제 1 관모양 부재상에 동축방향으로 배치된 기다란 제 2 전기 전도성 관모양 부재를 포함하는 고주파 에너지를 전도하는 중공 전기 케이블.

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 상기 기다란 전기 전도성 관모양 부재들 사이에 배치된 유전체 재료를 더 포함하는 중공 전기 케이블.

청구항 3.

제 1 항에 있어서, 적어도 하나의 상기 전기 전도성 부재가 전기 전도성 와이어 메쉬로 형성되는 중공 전기 케이블.

청구항 4.

제 1 항에 있어서, 적어도 하나의 상기 전기 전도성 부재가 전기 전도성 편조 재료로 형성되는 중공 전기 케이블.

청구항 5.

제 1 항에 있어서, 적어도 하나의 전기 전도성 부재가 전기 전도성 박막 재료로 형성되는 중공 전기 케이블.

청구항 6.

a) 기부측 단부, 말단 구멍을 가진 말단부 및 기부측에서 말단부로 연장하는 루멘을 가지며, 환자의 혈관으로 삽입되는 카테터;

b) 상기 카테터 루멘내에 배치되며 혈관의 내부 형상과 일치될 수 있는 루프를 형성하도록 카테터의 말단 구멍 너머로 전개될 수 있는 기다란 안테나 안내부; 및

c) 상기 카테터의 말단부에 배치되고 상기 안테나 안내부가 미끄럼가능하게 통과하도록 수용하는 통로를 가지며, 생물학적 제거 경로를 따라 상기 생물학적 조직을 제거하기 위한 고주파 에너지를 받아서 배출하는 고주파 안테나를 포함하는 환자의 혈관내의 생물학적 조직을 제거하기 위한 고주파 카테터 시스템.

청구항 7.

제 6 항에 있어서, 상기 고주파 안테나에 전기적으로 접속되어 그의 루멘내에서 카테터의 기부를 향해 기부측으로 연장하는 전기 전도체를 더 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 8.

제 7 항에 있어서, 상기 전기 전도체는 고주파 에너지를 전도하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 9.

제 6 항에 있어서, 상기 고주파 안테나는 축방향 통로를 형성하는 관모양 슬리브를 더 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 10.

제 7 항에 있어서, 적어도 하나의 상기 전기 전도체는 기다란 관모양 재료로 형성되는 고주파 카테터 시스템.

청구항 11.

제 7 항에 있어서, 상기 전기 전도체는 각각 기다란 관모양 재료로 형성되어 중공 케이블을 형성하도록 서로 동축방향으로 정렬된 관계로 배열된 고주파 카테터 시스템.

청구항 12.

제 7 항에 있어서, 적어도 하나의 상기 전기 전도체는 전기 전도성 와이어 메쉬 재료로 형성되는 고주파 카테터 시스템.

청구항 13.

제 7 항에 있어서, 적어도 하나의 상기 전기 전도체는 전기 전도성 편조 재료로 형성되는 고주파 카테터 시스템.

청구항 14.

제 7 항에 있어서, 적어도 하나의 상기 전기 전도체는 전기 전도성 박막 재료로 형성되는 고주파 카테터 시스템.

청구항 15.

제 6 항에 있어서, 상기 안테나 안내부는 카테터 루멘내의 기부측으로 연장하는 연장된 부분을 가지는 고주파 카테터 시스템.

청구항 16.

제 6 항에 있어서, 상기 안테나 안내부는 관 재료로 구성되는 고주파 카테터 시스템.

청구항 17.

제 6 항에 있어서, 안테나 안내부내에 장착된 적어도 하나의 심장내의 심전도 전극을 더 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 18.

제 6 항에 있어서, 상기 안테나 안내부는 단일 모노레일을 형성하도록 결합된 다수의 기다란 부재로 구성되는 고주파 카테터 시스템.

청구항 19.

제 6 항에 있어서, 상기 안테나 안내부는 방사선 비투과성 재료로 형성된 적어도 하나의 말단 팁을 더 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 20.

a) 기부측 단부, 말단 구멍을 가진 말단부 및 기부측에서 말단부로 연장하는 루멘을 가지며, 환자의 혈관으로 삽입되는 카테터;

b) 카테터 루멘내에 미끄럼 가능하게 배치되며 카테터의 말단부에 보유된 제 1 단부 및 카테터 루멘내에서 기부측으로 연장하는 제 2 단부를 가지며, 혈관의 내부 형상과 일치될 수 있는 부분을 가진 루프를 형성하도록 카테터의 말단 구멍 넘어로 전개될 수 있는 기다란 안테나 안내부; 및

c) 상기 카테터의 말단부에 배치되고, 상기 안테나 안내부가 통과하도록 수용하는 축방향 통로를 가지며, 생물학적 제거 경로를 따라 상기 생물학적 조직을 제거하기 위한 고주파 에너지를 받아서 발생시키는 고주파 안테나를 포함하는 환자의 혈관내의 생물학적 조직을 제거하기 위한 고주파 카테터 시스템.

청구항 21.

a) 기부측 단부, 말단 구멍을 가진 말단부 및 기부측에서 말단부로 연장하는 루멘을 가지며, 환자의 혈관으로 삽입되는 카테터;

b) 카테터 루멘내에 미끄럼 가능하게 배치되며 생물학적 제거 경로를 형성하도록 혈관과 선 접촉을 형성하며 혈관의 형상과 일치되도록 카테터의 말단 구멍 넘어로 전개될 수 있는 기다란 가요성 안테나 안내부; 및

c) 상기 카테터의 말단부에 배치되고, 상기 안테나 안내부가 통과하도록 수용하는 축방향 통로를 가지며, 생물학적 제거 경로를 따라 상기 생물학적 조직을 제거하기 위한 고주파 에너지를 받아서 전달하는 고주파 안테나를 포함하는 환자의 혈관내의 생물학적 조직을 제거하기 위한 고주파 카테터 시스템.

청구항 22.

제 21 항에 있어서, 방사선 비투과성 재료로 형성된 적어도 하나의 말단 팁을 더 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 23.

제 21 항에 있어서, 상기 안테나 안내부는 관모양 재료로 구성되는 고주파 카테터 시스템.

청구항 24.

제 20 항에 있어서, 상기 고주파 안테나는 안테나 안내부를 수용하여 미끄럼가능하게 통과시키는 통로를 형성하는 나선형 코일을 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 25.

제 21 항에 있어서, 상기 고주파 안테나는 안테나 안내부를 수용하여 미끄럼가능하게 통과시키는 통로를 형성하는 나선형 코일을 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 26.

제 20 항에 있어서, 상기 안테나는 안테나 안내부를 수용하여 미끄럼가능하게 통과시키는 통로를 가진 마이크로스트립 플렉서키트를 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 27.

제 21 항에 있어서, 상기 안테나는 안테나 안내부를 수용하여 미끄럼가능하게 통과시키는 통로를 가진 마이크로스트립 플렉서서킷을 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 28.

제 20 항에 있어서, 상기 안테나는 관모양 슬리브를 둘러싸는 모노폴을 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 29.

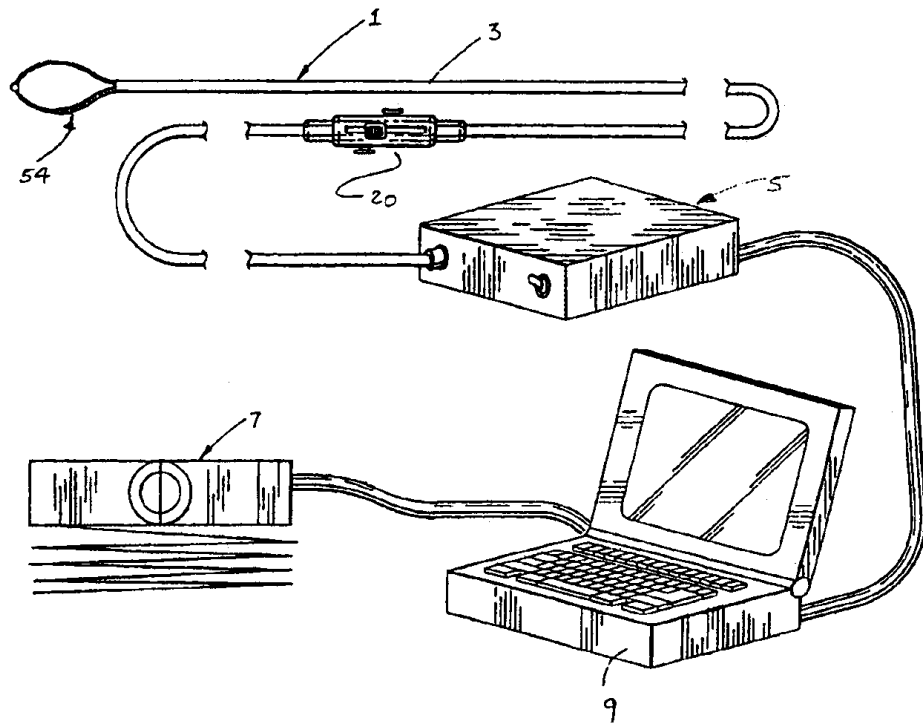
제 21 항에 있어서, 상기 안테나는 관모양 슬리브를 둘러싸는 모노폴을 포함하는 고주파 카테터 시스템.

청구항 30.

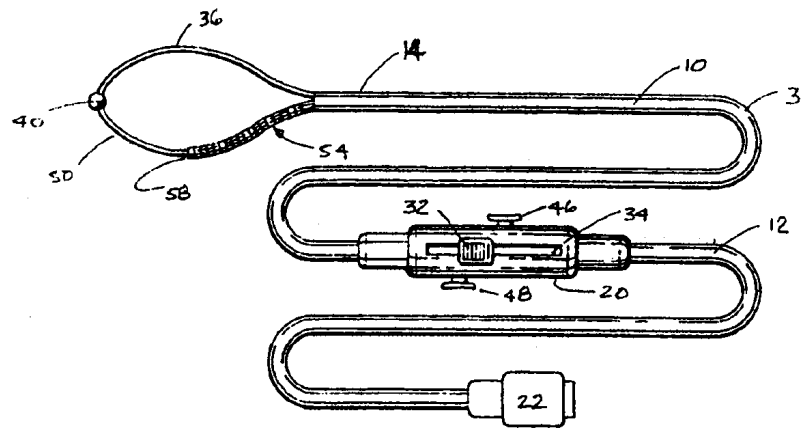
제 6 항에 있어서, 상기 안테나의 단부에 고정되어 안테나의 기부측으로 연장하는 적어도 하나의 기다란 편향 와이어를 더 포함하고, 상기 편향 와이어는 상기 안테나의 단부를 편향시키도록 된 고주파 카테터 시스템.

도면

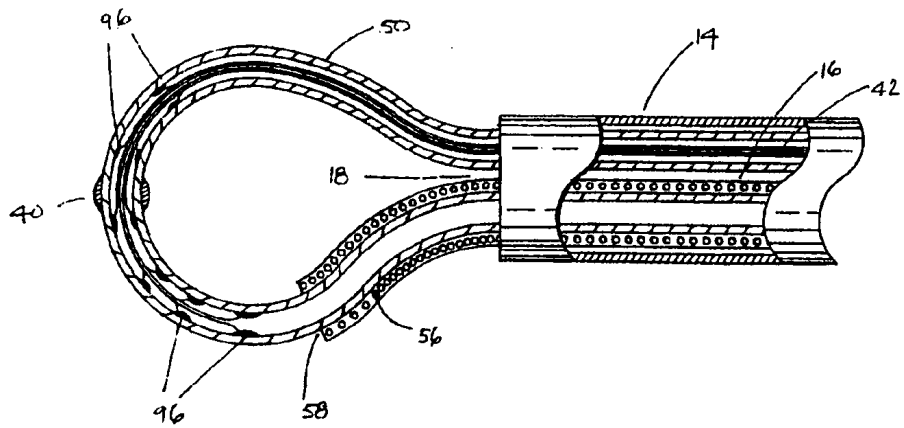
도면1



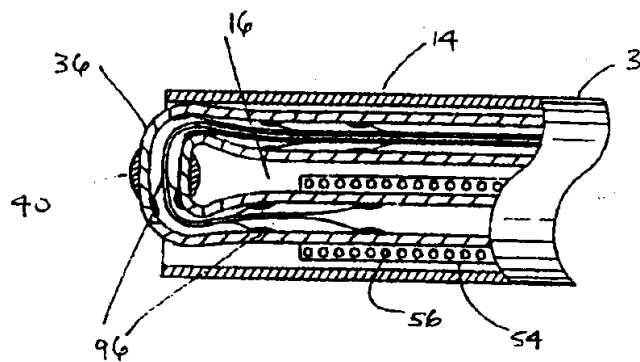
도면2



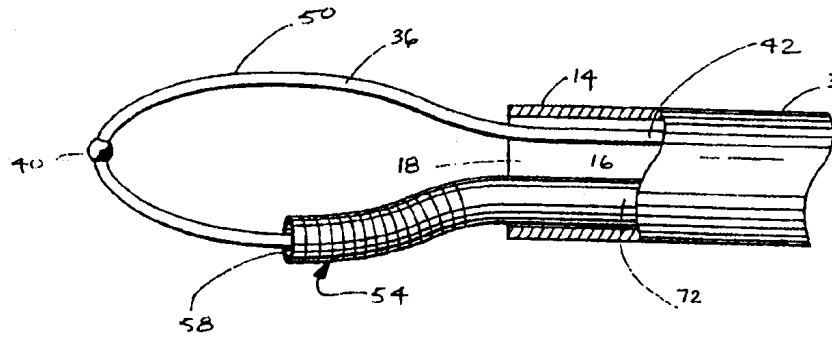
도면3a



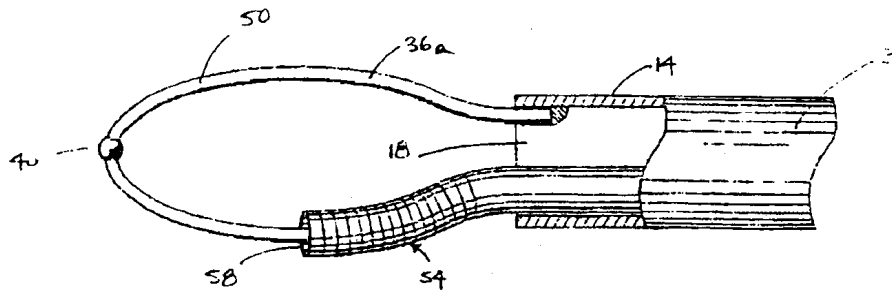
도면3b



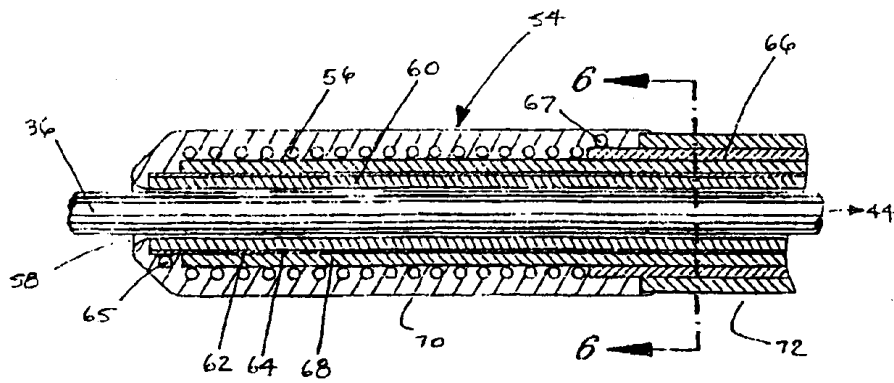
도면4a



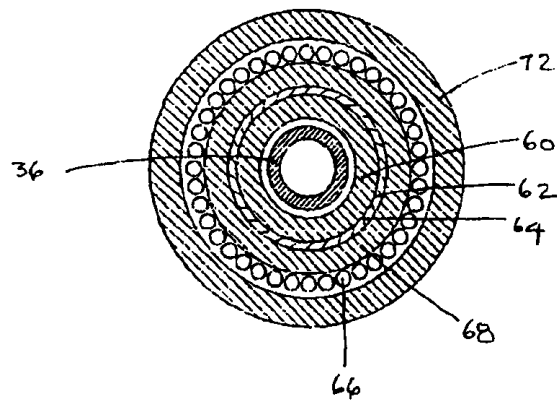
도면4b



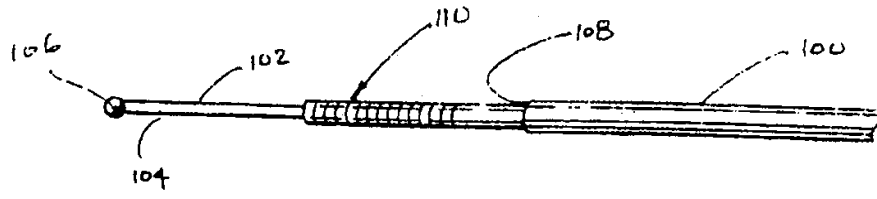
도면5



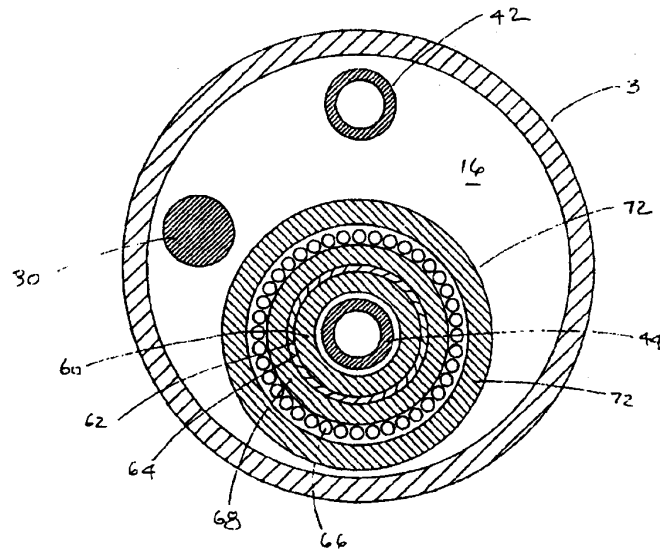
도면6



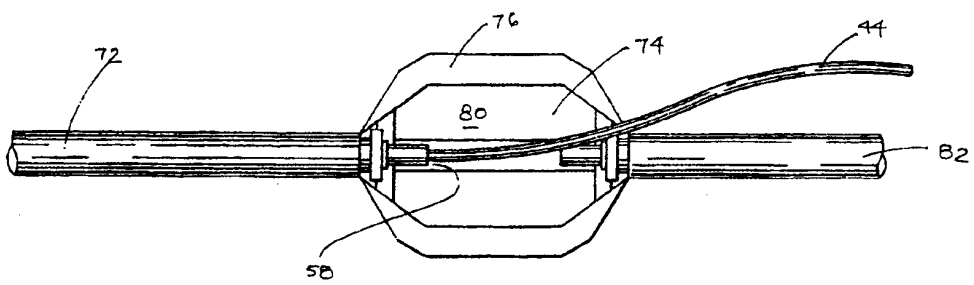
도면7



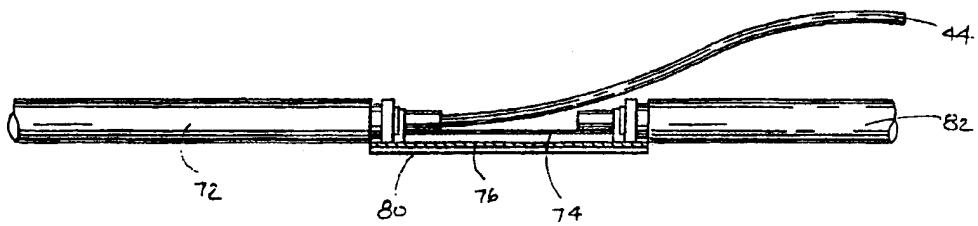
도면8



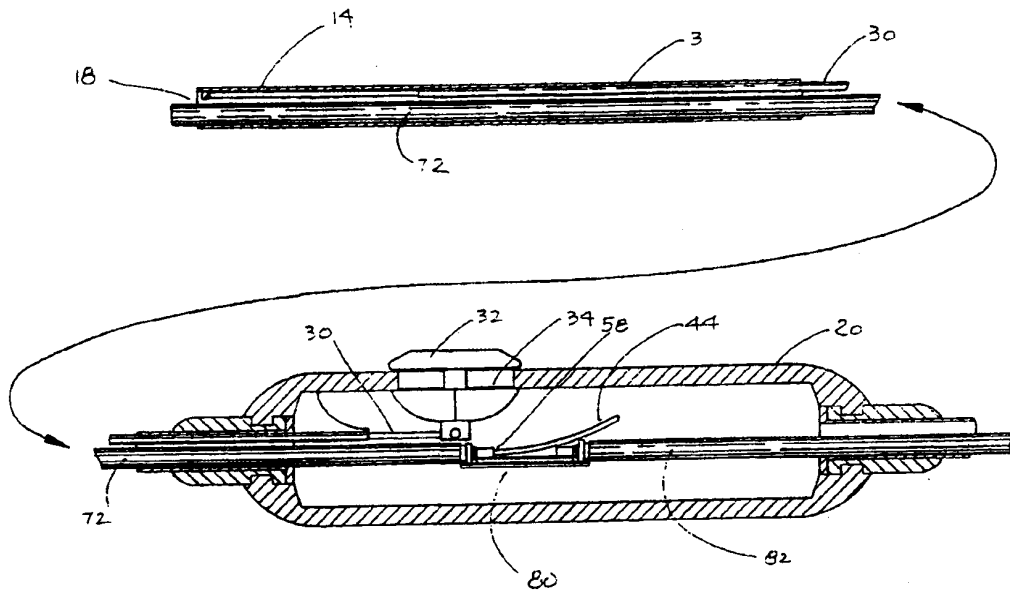
도면9



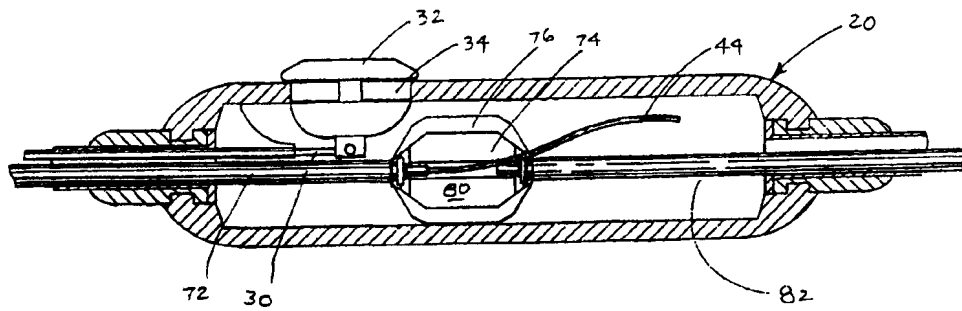
도면10



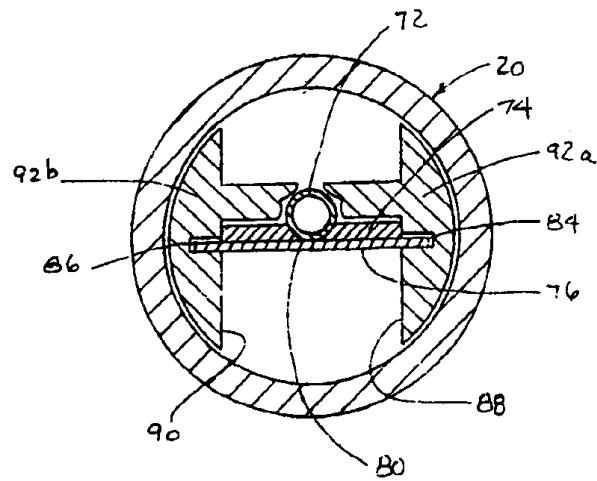
도면11



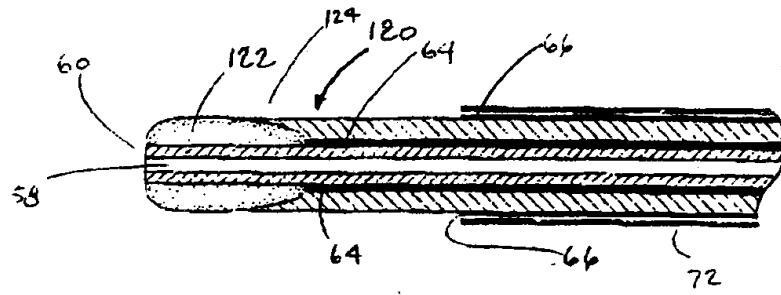
도면12



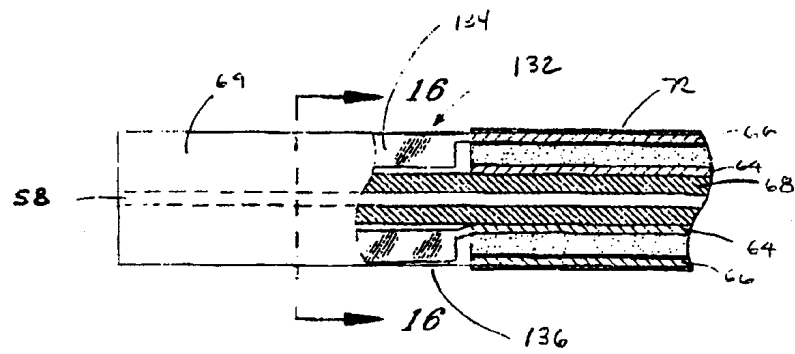
도면13



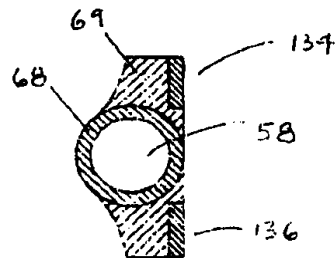
도면14



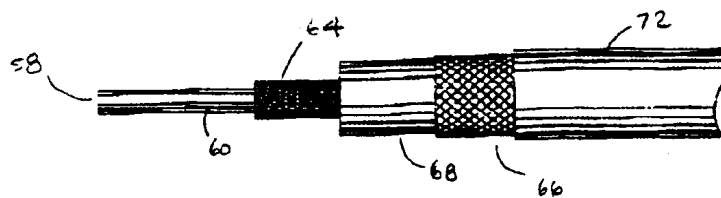
도면15



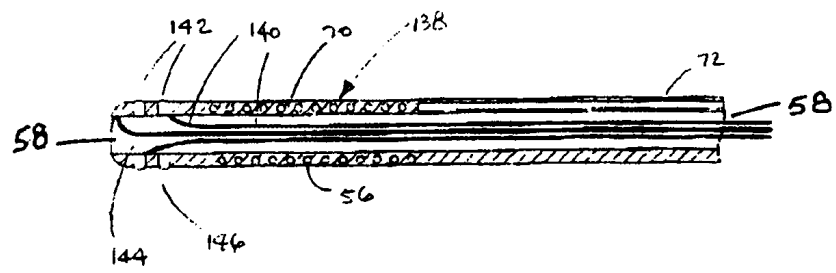
도면16



도면17



도면18



도면19

