



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0092402
(43) 공개일자 2008년10월15일

(51) Int. Cl.

A61B 18/04 (2006.01) A61N 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-7019019

(22) 출원일자 2008년08월01일

심사청구일자 없음

번역문제출일자 2008년08월01일

(86) 국제출원번호 PCT/EP2006/012144

국제출원일자 2006년12월15일

(87) 국제공개번호 WO 2007/076924

국제공개일자 2007년07월12일

(30) 우선권주장

0600018.6 2006년01월03일 영국(GB)

(71) 출원인

유케이 인베스트먼츠 어쏘시에이츠 엘엘씨

미국 89129 네바다주 라스베가스 에스티이8 노스
버팔로 드라이브 3291

(72) 별명자

크로닌 나이젤

영국 비에이2 2이디 레인 배스 잉글리쉬콤브 14

(74) 대리인

양영준, 안국찬

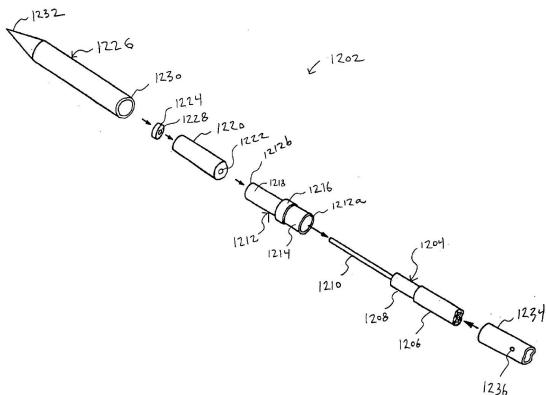
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 방사선 어플리케이터 및 조직을 방사시키는 방법

(57) 요 약

다이폴 극초단파 어플리케이터는 치료할 조직 내부로 극초단파 방사선을 발산한다. 어플리케이터는 외측 전도체에 의해 둘러싸인 절연체에 의해 둘러싸인 내측 전도체를 구비한 얇은 동축 케이블로 형성된다. 내측 전도체의 일 부분은 절연체와 외측 전도체를 넘어 뻗어 있다. 외측 전도체의 단부에서의 폐룰은 연장된 내측 전도체의 일부분을 둘러싸는 계단부와 슬리브를 구비한다. 투닝 와셔는 연장된 내측 전도체의 단부에 부착된다. 유전체 팀은 투닝 와서, 연장된 내측 전도체 그리고 폐룰의 슬리브를 둘러싼다. 폐룰의 슬리브 및 연장된 내측 전도체는 다이폴 극초단파 안테나의 두 아암으로서 작동한다. 투닝 와셔는 폐룰의 계단부를 향하고, 계단부와 함께 어플리케이터의 균형을 잡고 조율하는데 협동한다.

대 표 도



특허청구의 범위

청구항 1

극초단파 방사선을 조직 내부로 발산하기 위한 다이폴 극초단파 어플리케이터이며,

단부를 구비한 외측 전도체와,

상기 외측 전도체 내부에 배치되고, 상기 외측 전도체의 상기 단부를 넘어 외향으로 뻗어 있는 섹션을 포함하는 내측 전도체와,

상기 외측 전도체의 상기 단부에 배치되고, 상기 내측 전도체의 외향으로 뻗어 있는 섹션의 일 부분을 둘러싸는 슬리브부를 구비한 페룰과,

상기 페룰의 상기 슬리브부 및 상기 내측 전도체의 외향으로 뻗어 있는 섹션을 둘러싸는 유전체 텁을 포함하고,

상기 내측 전도체의 외향으로 뻗어 있는 섹션의 적어도 일 부분과 상기 페룰의 슬리브부가 다이폴 극초단파 어플리케이터의 대응 아암으로서 작동하는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 유전체 텁 내부에 배치된 유전체 스페이서를 더 포함하고, 상기 유전체 스페이서가 상기 페룰의 슬리브부를 넘어서 뻗어 있는 상기 내측 전도체의 적어도 일 부분을 둘러싸는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 페룰은 상기 외측 전도체의 상기 단부에 부착되는 제1 단부를 구비한 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 유전체 텁 내부에 배치되고 상기 내측 전도체의 단부에 부착되는 튜닝 요소를 더 포함하는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 페룰은 상기 슬리브부에 인접한 계단부를 더 포함하고,

상기 튜닝 요소와 계단부는 상기 다이폴 극초단파 어플리케이터의 대응 아암의 균형을 잡도록 협동하는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 튜닝 요소는 실질적으로 디스크 형상인 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 7

제5항 또는 제6항에 있어서, 상기 페룰에 인접하는 강성 슬리브를 더 포함하고, 상기 외측 전도체와 상기 강성 슬리브 사이에 공간을 형성하기 위하여 상기 강성 슬리브가 상기 외측 전도체의 적어도 일부분으로부터 이격되어 이를 둘러싸는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 8

제7항에 있어서, 하나 이상의 구멍이 상기 강성 슬리브를 통과하여 뻗어 있고, 상기 하나 이상의 구멍은 상기 강성 슬리브 내의 상기 공간으로부터 상기 강성 슬리브 외부 영역으로 유체 연통 경로를 제공하는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 폐를이 구리로 형성되고,
상기 텁은 이트륨 안정화 지르코니아로 형성되는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 10

제8항에 있어서, 상기 슬리브는 스테인레스강으로 형성되고,
상기 폐를은 구리로 형성되고,
상기 텁은 이트륨 안정화 지르코니아로 형성되는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 11

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서, 대략 2.45GHz 주파수의 극초단파 에너지와 80와트까지의 출력 레벨이 어플리케이터에 적용되는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 12

제2항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 외측 전도체와 상기 내측 전도체 사이에 배치된 절연체를 더 포함하고,
상기 내측 전도체 주변의 상기 폐를의 상기 슬리브 내부에 간극을 형성하기 위하여, 상기 스페이서는 상기 폐를의 상기 슬리브 단부에 접하고 상기 절연체는 상기 슬리브 내부에서 종결되는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 13

제10항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 간극이 공기로 채워진 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 14

제5항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 유전체 텁은 상기 폐를 내의 상기 계단부에 접하는 개방 단부와 상기 개방 단부에 대향하는 폐쇄 단부를 구비하고,
상기 폐쇄 단부는 조직을 절개하거나 관통하는 것 중 어느 하나를 위해 구성되는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

청구항 15

제1항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 유전체 텁 및 상기 폐를 중 적어도 하나는 폴리이미드의 내부층 및 파랄린의 외부층으로 코팅되는 다이폴 극초단파 어플리케이터.

명세서

기술 분야

- <1> 본 출원은 방사선 어플리케이터 및 조직을 방사시키는 방법과 관련되고 본 원에서 전체적으로 참고 문헌으로 인용되며, 공동 출원된 국제 특허 출원 WO 2006/002943호에 관한 것이다.
- <2> 본 발명은 일반적으로 의료 기술에 관한 것이며, 보다 구체적으로는 극초단파 방사선 어플리케이터와 방사된 극초단파를 사용하는 조직의 열 절제 치료의 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- <3> 열 절제 치료법(thermal ablative therapies)은 세포 독성 효과(cytotoxic effect)를 위해 요구되는 온도 또는 특정 치료에 따른 다른 치료 온도까지 의도적으로 신체 조직의 온도를 낮추거나(저체온법; hypothermia), 의도적으로 신체 조직의 온도를 상승시키는(고체온법; hyperthermia) 방법으로 정의될 수 있다. 극초단파 열 절제는, 극초단파가 물 분자와 극초단파 방사선 사이의 상호작용으로 인해 열을 야기하는 전자기 스펙트럼의 일부를 형성한다는 사실에 의존한다. 열은 세포 독성 기전(cytotoxic mechanism)으로서 사용된다. 치료는 종양과 같은 조직 내부로 어플리케이터를 삽입하는 것을 통상적으로 포함한다. 극초단파가, 어플리케이터의 텁 주위에 장(field)을 형성하는 어플리케이터로부터 방출된다. 물 분자의 열은 탐침 그 자체로부터의 전도에 의해서라기

보다 어플리케이터 주변에 생성되는 방사된 극초단파장 내에서 발생된다. 따라서 열은 조직을 통한 전도에 의존하지 않고 세포 독성 온도(cytotoxic temperature) 수준이 급격히 도달된다.

<4> 극초단파 열 절제 기술은 간, 뇌, 폐, 뼈 등의 종양을 치료하는데 유용하다.

<5> 미국 특허 제4,494,539호는, 극초단파를 전송하기 위한 동축 케이블의 팀에 부착된 모노폴형 전극에서 조직으로 극초단파가 방사되는 것을 특징으로 하는 극초단파를 사용한 외과 수술법을 개시한다. 이 후, 조직상에서 극초단파 작용으로부터 생성되는 열 에너지의 사용을 통해 조직상에서 응고, 지혈 또는 처치(transaction)가 행해진다. 이러한 방법에서, 조직은 쉽고 안전한, 무출혈의 방법으로 수술될 수 있다. 따라서, 이 방법은 많은 혈액을 가지는 유연 조직 기관(parenchymatous organ)에 대한 수술, 또는 유연 조직 종양(parenchymatous tumor)에 대한 응고 또는 처치를 위해 사용될 수 있다. 본 발명에 따라, 통상 아주 어려운 것으로 간주되어 온 간암에 대한 수술이 행해질 수 있다. 극초단파 방사선 어플리케이터도 개시된다.

<6> 미국 특허 제6,325,796호는 선단 접근 단부와 조직 내부로 침투하도록 구성된 대향하는 말단 침투 단부를 구비한, 비교적 가늘고 긴 탐침을 포함하는 극초단파 절제 조립체 및 방법을 개시한다. 탐침은 접근 단부로부터 침투 단부까지 뻗어 있는 삽입 통로를 형성한다. 절제 카테터(catheter)는 조직 절제를 할 수 있을 정도로 충분히 강한 전기장을 생성하기 위하여 전송선의 말단 단부에 결합된 안테나 장치를 구비한 동축 전송선을 포함한다. 동축 전송선은 내측 전도체와, 유전체 물질에 의해 분리된 외측 전도체를 포함한다. 전송선의 선단 단부는 극초단파 에너지 소스에 결합된다. 안테나 장치 및 전송선 각각은, 가늘고 긴 탐침이 조직 내부에서 위치하는 동안에 삽입 경로를 통한 활주 수축을 위해 구성된 횡단면 치수를 구비한다. 이러한 활주 진행은 안테나 장치가 침투 단부를 지나 조직과 직접 접촉하는 위치까지 이동될 때까지 계속된다.

<7> 그러나, 현존하는 기술들의 결점은, 치료할 연조직의 영역으로의 이동을 위하여 사람의 피부 내로 삽입 및 침투하기에 적합하도록 기계적으로 구성되지 않았다는 사실을 포함한다. 통상적으로, 알려진 방사선 어플리케이터 시스템은 이러한 기술들을 사용할 때 바람직한 강화된 물리적 강성을 갖지 않는다.

<8> 또한 현재까지 이용 가능하게 만들어진 몇몇 방사선 어플리케이터는 연조직 종양의 치료를 위해 최적화된 극초단파장 패턴을 생성하기 위한 방사선 발산 요소를 구비하지 않는다.

<9> 또한, 몇몇 어플리케이터와 치료에서 사용되는 출력 레벨에서는, 어플리케이터 또는 그곳에 부착된 구성 요소에 의해 도달되는 아주 높은 온도로 인하여 표적이 아닌 건강한 조직이 불필요하게 연소되는 문제가 있을 수 있다.

<10> 또한, 비록 작은 직경의 어플리케이터가 알려지고 액체 냉각 기술이 사용되지만, 연조직 종양을 처리하는데 필요한 출력 레벨을 사용하는 경우에 있어서 충분한 냉각과 함께 작은 직경의 장치를 설계하는 것이 어렵다.

<11> 따라서 연조직 종양의 치료 방법과, 종래 기술의 앞서 언급된 문제점의 일부 또는 전부를 극복하며 항상된 효능을 제공하는 방사선 어플리케이터에 대한 필요성이 제기된다.

발명의 상세한 설명

<12> 본 발명의 일 태양에 따르면, 극초단파 방사선을 조직 내부로 발산하기 위한 다이폴 극초단파 어플리케이터이며, 단부를 구비한 외측 전도체와, 외측 전도체 내부에 배치되고, 외측 전도체의 단부를 넘어 외향으로 뻗어 있는 섹션을 포함하는 내측 전도체와, 외측 전도체의 단부에 배치되고, 내측 전도체의 외향으로 뻗어 있는 섹션의 일 부분을 둘러싸는 슬리브부를 구비한 폐를(ferrule)과, 폐의 슬리브부 및 내측 전도체의 외향으로 뻗어 있는 섹션을 둘러싸는 유전체 팀을 포함하고, 내측 전도체의 외향으로 뻗어 있는 섹션의 적어도 일부분과, 폐의 슬리브부가 다이폴 극초단파 어플리케이터의 대응 아암으로서 작동하는 다이폴 극초단파 어플리케이터가 제공된다.

<13> 구체적인 실시예는 종속항에서 설명된다.

<14> 간단하게, 본 발명은 조직을 절제하기 위한 극초단파 어플리케이터에 관한 것이다. 어플리케이터는 극초단파 방사선을 치료할 조직 내부로 전달하는 다이폴 극초단파 안테나이다. 어플리케이터는 외측 전도체 또는 차폐물에 의해 둘러싸인 절연체에 의해 둘러싸인 내측 전도체를 구비한 얇은 동축 케이블로 형성된다. 동축 케이블의 단부는 절연체의 일 부분과 내측 전도체가 외측 전도체를 넘어 뻗어 있도록 정돈되고, 내측 전도체의 일 부분은 절연체를 넘어 뻗어 있다. 어플리케이터는 관통 구멍을 형성하는 관형 폐를을 더 포함한다. 폐의 일 단부는 외측 전도체에 부착되지만, 슬리브를 형성하는 타 단부는 절연체의 단부를 넘어, 연장된 내측 전도체의 일 부분 주위까지 뻗어 있다. 계단부는 양호하게는 그 두 단부 사이의 폐의 외측 표면상에 형성된다. 내측 전도체를

수용하기 위한 중심 보어를 구비한 고체의 스페이서는 폐를의 일 단부에 접하고, 연장된 내측 전도체를 둘러싼다. 튜닝 요소는 연장된 내측 전도체의 단부에 부착되고, 폐를에 대향하는 스페이서의 단부와 접한다. 튜닝 요소는 폐를 내의 계단부를 향하고, 계단부와 튜닝 요소는 모두 어플리케이터의 균형을 맞추고 조율하는데 협동하도록 하는 크기와 형상을 갖는다. 유전체 물질로 형성된 중공의 텁은 개방 단부 및 폐쇄 단부를 구비한다. 텁은 튜닝 요소, 스페이서, 그리고 연장된 내측 전도체를 수납한다. 텁은 또한 폐를의 슬리브를 둘러싸서 유전체 텁에 의해 둘러싸인 폐를의 외측 표면을 형성한다. 텁의 개방 단부는 양호하게는 폐를 내의 계단부에 접한다. 강성 슬리브는 동축 케이블을 둘러싸고, 텁에 대향하여 폐를로부터 뻗어 있다. 텁에 대향하는 폐를의 계단부에 접하는 슬리브는 동축 케이블보다 큰 내경을 구비하여, 동축 케이블의 외부와 슬리브의 내측 표면 사이에 환형의 공간이 형성되게 된다. 슬리브는 동축 케이블 주변의 환형 공간과 어플리케이터의 외부 사이로 유체 연통을 허용하는 하나 이상의 배수 구멍을 더 포함한다.

<15> 수술시, 소스로부터 나온 극초단파 에너지는 동축 케이블에 적용되고, 텁으로 전달된다. 폐를의 단부를 넘어 뻗어 있는 내측 전도체의 부분은 다이폴의 일 아암을 형성하고 극초단파 방사선을 발산한다. 또한 동축 케이블의 내측 전도체를 따라, 그리고 폐를의 구멍내에서 흐르는 극초단파 에너지는 텁에 의해 둘러싸인 폐를의 슬리브의 외측 표면을 따라 전류가 흐르도록 유도한다. 이는 차례로 극초단파 방사선이 다이폴의 제2 아암으로서 작동하는 폐를의 슬리브로부터 발산되도록 한다. 이러한 방식에서 극초단파 에너지를 텁으로부터 단순히 집중시키기보다는 어플리케이터의 실질적인 길이를 따라 발산시킨다. 극초단파 방사선의 발산을 어플리케이터의 길이를 따라 분포시킴으로써, 더 높은 출력 레벨이 사용될 수 있다.

<16> 동축 케이블 및 어플리케이터가 과열되는 것을 막기 위하여, 냉각 유체는 소스로부터 동축 케이블의 외부와 슬리브의 내부에 의해 형성된 환형 공간 내로 주입된다. 냉각 유체는 이 환형 공간을 따라 흐르고, 동축 케이블로부터 열을 흡수한다. 동축 케이블로부터 열을 흡수한 후, 냉각 유체는 슬리브의 하나 이상의 배수 구멍을 통해 배출되어 인접한 조직을 관류시킨다.

<17> 텁의 폐쇄 단부는 양호하게는 블레이드 또는 뾰족한 점으로 형성되어, 극초단파 어플리케이터는 치료할 조직 내부로 직접 삽입될 수 있다. 더욱이 텁, 폐를 그리고 강성 슬리브는 어플리케이터에 강도와 강성을 제공하여 조직 내부로의 삽입이 용이하도록 한다.

<18> 본 발명은 종양, 형성되고 있는 종양 및/또는 연조직 내부에 묻혀있는 종양과 같은 표적 조직을 치료하는 방법을 더 제공한다. 방법은 종양 내부로 극초단파 어플리케이터를 삽입하는 단계와 어플리케이터로 전자기 에너지를 공급하는 단계와 이로 인하여 종양 내부로 전자기 에너지를 방사하는 단계를 포함한다.

실시예

<34> 아래의 기재에서, 동일한 도면부호는 동일한 구성 요소를 나타내는데 사용되고, 치수가 주어지는 경우 이는 밀리미터(mm)이다. 또한 당업자에 의하여, 신체의 일 부분으로 방사선의 적용을 생성하고 전달하고 조절하기 위해 본 발명에 따라 사용되는 전기 시스템은 지금까지 당업계에서 기술된 것일 수 있다는 것을 알 수 있다. 보다 구체적으로, 공동 출원된 국제 특허 출원 W095/04385호, W099/56642호 및 W000/49957호에 기술된 것과 같은 시스템이 사용될 수 있다(이후 기술되는 변경을 갖춘 것은 제외함). 이러한 시스템의 자세한 설명은 간결함을 위하여 아래에서 생략된다.

<35> 도1은 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 어플리케이터의 개략적인 부분 단면도이다. 전체적으로 도면 부호 "102"로 지정된 방사선 어플리케이터는 극초단파 소스(source, 도시되지 않음)에 결합하는데 사용되는 동축 케이블(104)의 말단부와, 구리 폐를(copper ferrule; 106)과, 동축 케이블(104)의 절연부분의 단부(110)상에 부착된 튜닝 와셔(tuning washer; 108)와, 텁(112)을 포함한다. 양호하게는, 어플리케이터(102)는 금속 튜브(114)를 더 포함한다. 튜브(114)는 폐를(106)에 단단히 부착된다. 환형 공간(116)은 케이블(104)의 외측 전도체(118)와 튜브(114)의 내측 표면 사이에 형성되어, 냉각 유체가 유입(화살표 "A"의 방향으로) 되어 어플리케이터(102)의 가열된 부분과 접촉하고 튜브(114) 내의 반경 구멍(120)을 거쳐 화살표 "B"의 방향으로 빠져나갈 수 있게 함으로써 방사선 어플리케이터(102)로부터 열 에너지를 추출하게 된다.

<36> 어플리케이터(102)의 조립에서, 와셔(108)는 케이블(104)의 절연체(126)의 단부(110)를 넘어 뻗어 있는 케이블(104)의 중심 전도체(124)의 작은 길이부(122)에 납땜된다. 폐를(106)은 케이블(104)의 외측 전도체(118)의 작은 원통형 섹션(128)에 납땜된다. 그 후, 양호하게는 스테인레스강이지만 티타늄 또는 다른 의료 등급 물질과 같은 다른 적절한 물질로 만들어질 수 있는 튜브(114)는 록타이트 638 축혈부 고정제(Loctite 638 retaining compound)와 같은 접착제로 도면번호 "130" 및 "132"로 표시된 접촉면에서 폐를(106)에 부착된다. 텁(112)도

양호하게는 텁의 내측 표면상에 동일한 접착제를 사용하여 대응하는 페롤(106)의 외측 표면 및 절연체(126)에 부착된다.

<37> 조립될 때, 어플리케이터(102)는 그 길이를 따라 강성이고 안정적이며 튜브(114)를 포함해서 250mm 정도 될 수 있는 단일 장치를 형성하여, 어플리케이터(102)가 다양한 종류의 연조직 내부로 삽입되기에 적합하도록 만든다. 공간(116) 및 구멍(120)은 냉각 유체가 페롤(106), 케이블(104)의 외측 전도체(118) 그리고 튜브(114)의 단부와의 접촉을 거쳐 어플리케이터(102)로부터 열을 추출할 수 있도록 한다. 페롤(106)은 무엇보다도 어플리케이터의 강성을 보장하는 것을 보조한다. 그로부터 외측 전도체(118)가 제거되고, 유전체 텁(112)과 결합된 케이블(104)의 노출 단부 셕션(134)은 미리 정해진 주파수의 방사선 소스에 의해 공급된다. 노출 단부 셕션(134) 및 유전체 텁(112)은 치료를 위해서 조직 내부로 극초단파를 방사하기 위한 방사선 안테나로서 작동한다. 어플리케이터(102)는 모노폴 장치보다는 다이폴(dipole) 안테나로서 작동하여, 구형의 직접적으로 가열된 영역이 분포되어 악성 또는 종양성 조직과 같은 특정 조직의 치료에 대단히 유익한 발산된 방사선 패턴을 야기한다.

<38> 도2의 (a)는 축 단면도를 도시하고, 도2의 (b)는 도1의 방사선 어플리케이터(102)의 텁(112)의 단부도를 도시한다. 도시된 바와 같이, 텁(112)은 조립하는 동안 각각 와셔(108)와 페롤(106)을 수용하고 접속하기 위한 내측 원통형 벽(202, 204) 및 접속 벽(206, 208)을 구비한다. 바람직하게는, 텁(112)은 지르코니아(zirconia) 세라믹 합금으로 만들어진다. 더욱 바람직하게는, 안정화 산화제로서 이트리아(yttria)를 포함하는 부분 안정화 지르코니아(PSZ; partially stabilized zirconia)이다. 더더욱 바람직하게는, 텁(112)은 영국 스태포드쇼어에 있는 다이나믹 세라믹 엘티디.(Dynamic Ceramic Ltd.)사에서 상업적으로 이용 가능하게 나온 PSZ이며, 다른 PSZ와 비교할 때 아주 미세하고 균일한 입자를 구비하고 유전체 상수(k)가 25인 테크녹스 2000(Technox 2000)으로 만들어진다. 당업자에 의해 알 수 있듯이, 유전체 물질의 선택은 방사되는 극초단파 에너지의 특성을 결정하는 역할을 한다.

<39> 어플리케이터(102)의 횡방향 치수는 비교적 작음에 유의해야 한다. 구체적으로, 어플리케이터(102)의 직경은 양호하게는 약 2.4mm 이하이다. 더욱이 텁(112)은 수술에 쓰이는 극초단파 주파수에서, 본 경우에서 양호하게는 2.45 GHz에서 효과적인 조직 절제를 수행하기 위한 치수를 구비하고, 특정 물질로 형성되도록 설계된다. 따라서 본 발명의 어플리케이터(102)는 간, 뇌, 폐, 정맥, 뼈 등의 악성 및/또는 양성 조직 내부로의 삽입 또는 치료를 위해 잘 구성된다.

<40> 텁(112)의 단부(210)는 텁(112) 제조에서 수행된 종래의 연마 기술에 의해 형성된다. 단부(210)는 바늘 또는 핀과 같이 날카로운 점으로 형성되거나, 끌(chisel)과 같이, 즉 신장된 횡방향 치수를 구비하는 단부 블레이드와 함께 형성될 수 있다. 상기 구성은 텁(112)을 조직 내부로 또는 조직을 거쳐 가압하도록, 즉 피부와 같은 조직의 표면을 뚫고 들어가거나 청공하는데 적합하다는 이점이 있다.

<41> 일반적으로, 텁(112)은 양호하게는 실리콘 또는 패럴린(paralene)과 같은 비접착층으로 코팅되어 조직에 대한 텁(112)의 움직임을 용이하게 한다.

<42> 도3은 튜브(114)의 부분 횡단면도를 도시한다. 앞서 언급한 바와 같이, 튜브(114)는 양호하게는 스테인레스강으로 만들어진다. 구체적으로, 튜브(114)는 양호하게는 13 케이지의 얇은 벽의 304 WHD(welded hard drawn; 용접 경) 스테인레스강으로 만들어진다. 또한, 튜브(114)는 그 길이가 대략 215mm이다. 알 수 있는 바와 같이, 반경 구멍(120, 120')의 두 세트는 튜브(114)의 단부(302)로부터 각각 12mm 그리고 13mm 위치에 제공된다. 이러한 반경 구멍(120, 120')은 언급한 바와 같이, 냉각 유체의 배출을 허용한다. 비록 두 세트의 구멍이 도시되지만, 하나, 셋, 넷 또는 그 이상의 세트의 구멍들이 도시된 실시예의 변형에서 제공될 수 있다. 또한 비록 각 세트당 두 개의 구멍이 도시되지만, 튜브(114)의 구조적인 강성이 손상되지 않는 한, 각 세트당 셋, 넷, 다섯 또는 그 이상의 구멍이 제공될 수 있다. 이 실시예에서, 구멍(120, 120')은 0.5mm의 직경이지만, 이 치수는 효과적인 유동 속도를 제공하기 위하여, 구멍 세트의 수 및/또는 세트당 구멍의 수에 따라 상당히 달라질 수 있으며, 예컨대 대략 0.1 내지 0.6mm의 범위 내이다. 비록 단부(302)로부터의 도시된 거리가 12 또는 13mm이지만, 다른 실시예에서 이 거리는 소작(cauterization)을 필요로 하는 트랙의 길이를 조절하기 위하여 단부(302)로부터 3mm 내지 50mm의 범위일 수 있다.

<43> 또한 다른 방식으로 사용되는 실시예에서, 튜브(114)는 생략될 수 있다. 이 경우에서, 치료는 어플리케이터를 예컨대 종양성 조직과 같은 치료 위치까지 적절한 외과적 또는 다른 기술로써 이동시키는 단계를 포함할 수 있다. 예컨대 뇌종양의 경우, 접근 상처(access wound)는 폐쇄하고, 차후에 있을 후속 치료를 위한 극초단파 소스와의 후속적인 연결을 위해 두개골 표면에 무균 커넥터를 남겨둔 채, 어플리케이터는 종양 내부의 위치에 남겨질 수 있다.

- <44> 도4의 (a)는 횡단면도를 도시하며 도4의 (b)는 튜닝 와셔(108)의 축 단면도를 도시한다. 비록 다른 금속이 사용될 수 있지만, 양호하게는 와셔(108)는 구리로 만들어진다. 와셔(108)는 케이블(104; 도1)의 중심 전도체(124; 도1)에 납땜될 수 있도록 내측 원통형 표면(402)을 구비한다. 비록 와셔는 작지만, 그 치수는 중요하다. 와셔(108)는 다이폴 라디에이터로서 작동하는, 즉 두 위치로부터 에너지를 방사하여 더욱 효과적인 조직의 치료, 즉 절제에 영향을 미치는 어플리케이터(102)를 조율한다.
- <45> 도5의 (a)는 축 단면도를 도시하고, 도5의 (b)는 폐룰(106)의 단부도를 도시한다. 폐룰(106)은 양호하게는 구리로 만들어지고, 냉각 용액의 임의의 부식 효과로부터 보호하기 위하여 양호하게는 금도금 된다. 폐룰(106)은 CNC 가공과 같은 종래의 가공 기술로 제작될 수 있다.
- <46> 도6의 (a)는 축 단면도를 도시하고, 도6의 (b)는 방사선 어플리케이터(102)의 튜브(114)에 부착될 수 있는 손잡이부(602)의 선B-B를 따라 취한 횡단면도를 도시한다. 손잡이부(602)는 양호하게는 튜브(114)와 같은 물질, 즉 스테인레스강으로 만들어진다. 손잡이부(602)는 튜브(114)의 삽입을 가능케 하는 전방 채널(604)과, 조립하는 동안 동축 케이블(104)의 삽입을 가능케 하는 후방 채널(606)을 포함한다. 내부 나사부(610)를 구비한 횡단 포트(608)는 후술할 냉각 유체의 소스에 커넥터를 거친 연결을 가능케 한다. 커넥터는 플라스틱으로 형성될 수 있다. 조립되면, 손잡이부(602)의 구성은 냉각 유체가 튜브(114)의 내부로 화살표 "C"의 방향으로 통과하게 한다(도시되지 않음).
- <47> 도7은 튜브(114)를 거쳐 통과하는 동축 케이블(104)의 부분을 도시한다. 케이블(104)은 양호하게는 SJS070LL-253-Strip 케이블과 같은 저손실 동축 케이블을 포함한다. 커넥터(702), 양호하게는 SMA 암형 타입(female type) 커넥터는 극초단파 소스(도시되지 않음) 또는 차례로 극초단파 소스에 연결하는 동축 케이블의 중간부(도시되지 않음)에 케이블(104)이 연결되도록 허용한다.
- <48> 도8은 도1의 방사선 어플리케이터(102)를 위한 주파수에 대한 S11의 플롯이다. 이는 어플리케이터(102)로의 총 입력 출력에 대한 어플리케이터(102) 및 치료되는 조직의 인터페이스로부터 반사하는 극초단파 출력의 비를 도시한다. 알 수 있는 바와 같이, 어플리케이터(102)의 디자인은 반사되는 출력이 최소화되도록 하여, 전달되는 극초단파가 2.45GHz의 주파수일 때 조직 내부로의 전달되는 출력이 최대가 되도록 한다.
- <49> 도9의 (a)는 사용 시 도1의 방사선 어플리케이터(102) 주위의 전기장(E-field) 분포를 도시한다. 어플리케이터(102)에 인접한 더욱 어두운 색깔은 더 높은 전기장 지점을 나타낸다. 도9의 (a)에서, 와셔(108)의 위치는 도면부호 "902"에서 나타나고, 텁-폐룰 정션의 위치는 도면부호 "904"에서 나타난다. 두 개의 제한된, 가장 높은 전기장의 실질적으로 원통형의 구역(906, 908)은 어플리케이터(102) 주변에 각각 위치(902, 904)에서 형성된다.
- <50> 도9의 (b)는 사용 시 도1의 방사선 어플리케이터(102) 주변의 전파 흡수율(specific absorption rate; SAR)을 도시한다. 어플리케이터(102) 주변의 더 어두운 색깔은 SAR 지점을 나타낸다. 도9의 (b)에서, 와셔(108)의 위치는 도면부호 "902"에서 나타나고, 텁-폐룰 정션의 위치는 도면부호 "904"에서 나타나고, 폐룰-튜브 정션의 위치는 도면 부호 "905"에서 나타내진다. 두 개의 제한된, 가장 높은 SAR의 실질적으로 원통형의 구역(910, 912)은 어플리케이터(102) 둘레에 각각 위치(902)와 도면부호 "904" 및 "905" 사이에서 각각 형성된다.
- <51> 도10의 (a) 내지 (e)는 도1의 방사선 어플리케이터(102)를 형성하는 구성 요소의 양호한 순차적인 조립을 도시한다. 도10의 (a)에서, 동축 케이블(104)은 앞서 도7에서 도시된 바와 같이, 외측 전도체(118)와 안쪽으로 정돈된 내측 절연체(126)와 함께 도시된다.
- <52> 도10의 (b)에서 도시된 바와 같이, 이 후 튜브(114)는 케이블(104) 위로 활주된다. 다음에는 폐룰(106)은 케이블(104) 위로 활주되고(도10의 (c)), 앞서 기재된 바와 같이 튜브(114) 및 케이블(104)에 단단히 부착된다. 그 후, 와셔를 도10의 (d)에서 도시된 바와 같이 납땜함으로써 내측 전도체(124)에 부착한다. 마지막으로, 텁(112)은 케이블(104) 및 폐룰(106)의 부분 위로 활주되어 앞서 기재된 바와 같이 폐룰에 부착된다. 완성된 어플리케이터가 도10의 (e)에 도시된다. 이는 아주 강한 강성과 기계적인 안정성을 가진 구성으로 귀결된다.
- <53> 도11은 도1의 방사선 어플리케이터(102)를 사용하는 치료 시스템(1102)을 개략적으로 도시한다. 극초단파 소스(1104)는 동축 케이블(1108)에 의해 손잡이부(602)상의 입력 커넥터(1106)에 결합된다. 이 실시예에서, 극초단파 출력은 80와트까지 공급된다. 그러나 이는 보다 큰 크기의 어플리케이터를 위해서 더 커질 수 있으며, 예컨대 5mm 직경의 방사선 어플리케이터를 위해서 200와트까지 공급될 수 있다.
- <54> 주사기 펌프(1110)는 냉각 유체(1114)를 손잡이부(602)에 부착된 도관(1116) 및 커넥터(1118)를 통해 손잡이부

(602) 내부로 공급하기 위하여 주사기(1112)를 작동시킨다. 유체는 아주 큰 압력은 아니지만, 도시된 실시예에서 파이프(114)를 거쳐 약 1.5 내지 2.0 ml/분의 유동 속도를 제공하기 위하여 펌핑된다. 그러나 방사선 어플리케이터(102)가 더 높은 출력으로 작동되는 다른 실시예에서, 적절한 냉각을 제공하기 위하여 더 높은 유동 속도가 사용될 수 있다. 에탄올과 같은 다른 액체 또는 기체가 사용될 수 있지만, 냉각 유체는 양호하게는 식염수(saline)이다. 어떤 실시예에서는, 종양 치료를 강화하기 위해 세포 독성 효과와 같은 이차적인 것을 구비한 냉각 유체가 사용될 수 있다. 도시된 실시예에서, 냉각 유체(1114)는, 도1에서 화살표 "A"로 도시된 바와 같이 투브(114)로 들어갈 때의 온도보다 약 10°C 더 높은 온도로 도1에서 화살표 "B"에 의해 도시된 바와 같이 투브(114)를 빠져나간다. 따라서, 실질적인 열 에너지는 동축 케이블로부터 방출된다. 예컨대 냉각 유체(1114)는 실온으로 투브(114)로 들어갈 수 있다. 다르게는, 냉각 유체(1114)가 임의의 적절한 기술에 의해 실온 아래의 온도로 미리 냉각될 수 있다.

<55> 도시되는 바와 같이, 냉각 시스템은 방사선 어플리케이터(102)에 연결된 동축 케이블을 냉각시키는, 개방되고 관류하는 냉각 시스템이다. 즉 동축 케이블로부터 열을 흡수한 다음, 냉각 유체는 방사선 어플리케이터(102) 근처 조직을 관류시킨다.

<56> 본 발명의 방사선 어플리케이터(102) 사용을 위한 방법은 다양한 연조직 종양 치료에서 통상적으로 사용된 것일 수 있다. 구체적으로, 어플리케이터(102)는 복강경 수술로(laparoscopically), 경피적으로(percidentally) 또는 외과 수술적으로 신체 내부로 삽입된다. 이 후 사용자에 의해, 필요하다면 위치 센서 및/또는 초음파와 같은 영상 도구의 보조로 정확한 위치로 이동되어, 팁(112)은 치료할 조직 내에 내장된다. 극초단파 출력 스위치가 켜지고, 조직은 사용자의 조절 아래 미리 정해진 시간 동안 절제된다. 대부분의 경우에, 어플리케이터(102)는 움직이지 않는다. 그러나 예컨대 정맥 치료와 같은 몇몇 예에서, 어플리케이터(102)는 극초단파 방사선이 적용되는 동안에 목표 조직에 대한 부드러운 활주 이동과 같이 이동될 수 있다.

<57> 앞선 설명과 도9의 (a) 및 (b)에서 도시된 바와 같이, 방사선 어플리케이터(102)는 다이폴 안테나이다. 페룰(106)을 넘어 뻗어있는 내측 전도체(124) 부분은 다이폴 안테나의 일 아암으로서 작동한다. 또한, 내측 전도체(124)를 따라 그리고 페룰의 구멍 내로의 극초단파 에너지의 전송은 팁(112) 아래에 위치한 페룰(106)의 외측 표면 부분상에 전류가 흐르도록 유도한다. 이 유도된 전류는 이러한 동봉된 페룰(106)의 외측 표면이 극초단파 방사선을 발산하게 하여, 다이폴 안테나의 제2 아암을 형성하게 한다. 어플리케이터의 양극 구성은 어플리케이터(102)의 팁(112)로부터의 방사선 전송을 단순히 집중시키기보다, 더 큰 횡방향을 따라, 즉 어플리케이터(102)에 의해 전달되고 있는 극초단파 방사선을 안테나(102)의 축방향 길이를 따라 효과적으로 확산시킨다. 그 결과, 본 발명의 어플리케이터(102)는 종래 기술 설계보다 더 높은 출력 수준, 예컨대 대략 80와트까지 작동될 수 있다.

<58> 본 발명의 다른 실시예가 도12 내지 도19에 도시된다. 도12는 또 다른 방사선 어플리케이터(1202)의 분해된 사시도이다. 도시된 바와 같이, 어플리케이터(1202)는, 내측 또는 중심 전도체(1210)를 차례로 둘러싸는 절연체(1208)를 둘러싸는 외측 전도체(1206)를 구비한 동축 케이블(1204)을 포함한다. 어플리케이터(1202)는 페룰(1212)을 더 포함한다. 페룰(1212)은 관통 구멍을 형성하기 위하여 전체적으로 관형상이며, 제1 및 제2 단부(1212a, 1212b)를 구비한다. 페룰(1212)은 또한 세 개의 부분 또는 세 개의 섹션을 구비한다. 페룰(1212)의 제1 섹션(1214)은 동축 케이블(1204)의 외측 전도체(1206) 위로 끼워지는 크기의 내경을 구비한다. 페룰(1212)의 제2 섹션(1216)은 페룰(1212)의 내부 주위로 환형의 표면 또는 플랜지(도시되지 않음)를 형성한다. 제2 섹션(1216)의 외경은 양호하게는 제1 섹션(1214)의 외경보다 커서, 페룰(1212)의 외부 주위로 계단부 또는 플랜지를 형성한다. 페룰(1212)의 제3 섹션(1218)도 동축 케이블(1204)의 절연체(1208) 주위에 끼워지는 크기의 내경을 구비한다. 제3 섹션(1218)은 제2 섹션(1216)의 외경보다 작은 외경을 구비한다. 따라서, 제3 섹션(1218)은 외측 원통형 표면 또는 슬리브를 형성한다.

<59> 어플리케이터(1202)는 스페이서(spacer; 1220)를 더 포함한다. 스페이서(1220)는 양호하게는 동축 케이블(1204)의 내측 전도체(1210)를 수용하는 크기의 중심 보어(1222)을 갖춘 원통형이다. 스페이서(1220)의 외경은 양호하게는 페룰(1212)의 제3 섹션(1218)의 외경과 일치한다. 어플리케이터(1202)는 투닝 요소(1224)와 팁(1226)도 포함한다. 디스크 형상일 수 있는 투닝 요소(1224)는 동축 케이블(1204)의 내측 전도체(1210) 둘레에 끼워지는 크기의 중심 구멍(1228)을 구비한다. 팁(1226)은 개방 단부(1230)와 폐쇄 단부(1232)를 구비한 중공의 가늘고 긴 부재이다. 폐쇄 단부(1232)는 투관침 또는 블레이드와 같은 절단 요소로 형성되어 조직을 자르거나 뚫을 수 있다. 어플리케이터(1202)는 강성 슬리브(1234)도 포함한다. 슬리브(1234)는 동축 케이블(1204)의 외경보다 조금 더 큰 내경을 구비한다. 아래에서 설명되는 바와 같이, 이로 인하여 동축 케이블(1204)의 외측

표면과 슬리브(1234)의 내측 표면 사이에 환형의 공간이 형성된다. 슬리브(1234)는 슬리브를 거쳐 뻗어 있는 하나 이상의 배수 구멍(1236)을 더 포함한다.

<60> 도13 내지 도18은 어플리케이터(1202)의 양호한 조립 순서를 도시한다. 도13에 도시된 바와 같이, 동축 케이블(1204)은 정돈되어, 외측 전도체(1206)의 단부(1206a)를 넘어 뻗어 있는 절연체(1208)의 길이부 "m"과, 절연체(1208)의 단부(1208a)를 넘어 뻗어 있는 내측 전도체의 길이부 "l"이 있다. 폐를(1212)은 노출된 내측 전도체(1210)와 절연체(1208) 위로 활주되어, 제1 섹션(1214)은 외측 전도체(1206)를 둘러싸고, 제2 및 제3 섹션(1216, 1218)은 절연체(1208)의 노출된 부분을 둘러싼다. 폐를(1212)의 제2 섹션(1216)상에 형성된 내측 표면 또는 플랜지는 외측 전도체(1206)의 단부(1206a)에 접하여, 폐를(1212)이 동축 케이블(1204) 위로 더 활주되는 것을 막는다. 폐를(1212)은 양호하게는, 폐를(1212)을 동축 케이블(1204)의 외측 전도체(1206)에 납땜되는 것과 같이, 동축 케이블(1204)에 단단히 부착된다. 양호한 실시예에서, 폐를(1212)의 제3 섹션(1218)은 도14에서 점선으로 도시된 바와 같이 노출된 절연체(1208)의 단부(1208a)를 넘어 뻗어 있다.

<61> 다음으로, 스페이서(1220)는 내측 전도체(1210)의 노출된 부분 위로 활주되어, 폐를(1212)의 제2 단부(1212b)에 접촉하게 된다. 양호한 실시예에서, 스페이서(1220)는 폐를(1212) 또는 내측 전도체(1210)에 단단히 부착되지 않는다. 스페이서(1220)는 내측 전도체(1210)의 작은 부분(1210a; 도15)이 노출된 채로 남아 있도록 하는 크기이다. 이 후, 튜닝 요소(1224)는 이 내측 전도체(1210)의 노출된 채로 있는 부분(1210a) 위로 활주 된다. 튜닝 요소는 양호하게는 예컨대 납땜과 같은 방법으로 내측 전도체(1210)에 단단히 부착된다. 따라서, 튜닝 요소(1224)는 폐를(1212)과 협력하여 스페이서(1220)를 제위치에 유지시킨다.

<62> 다음 단계로 튜닝 요소(1224)가 제위치에 있으면서, 텁(1226)을 도16에서 도시된 바와 같이 장착한다. 텁(1226)의 개방 단부(1230)는 튜닝 요소(1224), 스페이서(1224) 그리고 폐를(1212)의 제3 섹션(1218) 위로 활주된다. 텁(1226)의 개방 단부(1230)는 폐를(1212)의 제2 섹션 또는 계단부(1216)에 접한다. 텁(1226)은 양호하게는 예컨대 접착과 같은 방법으로 폐를(1212)에 단단히 부착된다. 다음 단계로 텁(1226)이 제위치에 있으면서, 슬리브(1234)를 장착한다(도17). 슬리브(1234)는 동축 케이블(1234) 위로 활주되고, 폐를(1212)의 제1 섹션(1214) 위까지 활주된다. 슬리브(1234)는 텁(1226)에 대향하는 폐를(1212)의 계단부(1216)에 접한다.

<63> 당업자는 어플리케이터(1202)가 다른 방식 또는 다른 순서로 조립될 수 있음을 알 수 있을 것이다.

<64> 도18에 도시된 바와 같이, 조립시, 텁(1226), 폐를(1212)의 제2 섹션(1216) 그리고 슬리브(1234) 모두는 양호하게는 동일한 외경을 구비하여 어플리케이터(1202)에 평활한 외측 표면을 제공한다.

<65> 양호하게는, 슬리브(1234)는 스테인레스강으로 형성되고, 폐를(1212)은 금도금된 구리로 형성된다. 텁(1226) 및 스페이서(1220)는 유전체 물질로 형성된다. 도시된 실시예에서, 텁(1226) 및 스페이서(1220)는 영국 스태포드쇼어 스토크온트렌트에 있는 다이나믹 세라믹 엘티디.(Dynamic Ceramic Ltd.)사에서 상업적으로 이용 가능하게 나온 세라믹 물질이며, 유전체 상수가 25인 테크녹스(Technox) 상표와 같은 이트륨 안정화 지르코니아로 형성된다. 텁(1226)은 부착을 위해서 폴리이미드(polyimide) 언더코트 층과 같은 복합 코팅과, 비접착 특성을 위해서 파랄린(paralyne) 오버코트 층을 더 구비한다. 다른게는 실리콘 또는 다른 적당한 물질이 파랄린의 위치에 사용될 수 있다. 복합 코팅은 텁에 도포하는 것에 추가하여, 폐를 및 스테인레스강의 슬리브의 적어도 일 부분에 도포 될 수 있다.

<66> 당업자는 방사선 어플리케이터(1202)의 구성에서 다른 물질이 사용될 수 있음을 잘 알 수 있다.

<67> 도19는 방사선 어플리케이터의 개략적인 부분 단면도이다. 도시된 바와 같이, 폐를(1212)의 제1 섹션(1214)의 적어도 일 부분은 외측 전도체를 덮고, 외측 전도체(1206)에 부착된다. 절연체(1208)는 폐를(1212)의 내부를 통해 부분적으로 뻗어 있다. 구체적으로, 절연체(1208)의 단부(1208a)는 폐를(1212)의 제2 단부(1212b)로부터 후방으로 미리 정해진 거리에 배치된다. 내측 전도체(1210)는 폐를(1212)를 완전히 통과하고 넘어서 뻗어 있다. 슬리브(1234)는 폐를(1212)의 제1 섹션(1214) 위로 활주되고 이에 접합된다. 도시된 바와 같이, 슬리브(1234)의 내경은 동축 케이블(1204)의 외경보다 커, 동축 케이블(1204)의 외부와 슬리브(1234)의 내부 사이에 환형 공간이 형성된다. 식염수와 같은 냉각 유체는 화살표 "A"로 도시된 바와 같이 이 환형 공간(1238)를 거쳐 공급된다. 냉각 유체는 어플리케이터(1202)로 방사선을 공급하는 동축 케이블로부터 열을 흡수한다. 이 후 냉각 유체는 화살표 "B"로 도시된 바와 같이 슬리브(1234) 내의 구멍(1236)을 통해 배출된다.

<68> 양호한 실시예에서, 구멍(1236)은 텁(1226)의 폐쇄 단부(1232) 뒤로 충분히 멀리 배치되어, 배출된 냉각 유체가 방사선 어플리케이터(1202)에 의해 가열되고 있는 조직 부분으로 들어가지 않게 한다. 대신, 배출된 냉각 유체는 양호하게는 이 가열된 영역 외부의 조직을 관류시킨다. 치료할 조직에 따라, 텁(1226)의 폐쇄 단부(1232)와

구멍(1236)과의 적절한 거리는 대략 30mm일 수 있다.

<69> 스페이서(1220)의 제2 단부(1220b)가 튜닝 요소(1224)에 접하는데 반하여, 스페이서(1220)의 제1 단부(1220a)는 폐를(1212)의 제2 단부(1212b)에 접한다. 따라서, 일반적으로 도면부호 "1240"으로 지정된 공간은 절연체의 단부(1208a)와 폐를의 제2 단부(1212b) 사이에 형성된다. 도시된 실시예에서, 이 공간(1240)은 공기로 채워진다. 당업자는 이 공간이 고체 유전체와 같은 다른 물질로 채워지거나 진공을 형성하기 위하여 소기될 수 있다는 것을 알 수 있다. 텁(1226)의 내부 표면은 양호하게는 튜닝 요소(1224), 스페이서(1220) 그리고 폐를(1212)의 제3 섹션(1218)의 형상과 부합하여 텁(1226)의 내부면을 따라서는 간극이 형성되지 않는다.

<70> 앞서 지적한 바와 같이, 방사선 어플리케이터(1202)의 조작은 텁(1226)의 유전체 물질 내에 수납된 폐를(1212)의 제3 섹션(1218)의 외측 표면상에 전류가 유도되도록 야기한다. 이 유도된 전류는 폐를(1212)의 이 표면으로부터 방사되고 있는 극초단파 에너지로 귀결하여, 다이폴의 일 아암을 형성한다. 폐를(1212)을 넘어 뻗어 있는 내측 전도체(1210) 섹션은 다이폴의 타 아암을 형성한다. 함께 다이폴의 두 아암에 해당하는, 폐를(1212)을 넘어 뻗어 있는 내측 전도체(1210)의 길이와 폐를(1212)의 제3 섹션(1218)의 길이는 유전체 텁(1226) 내의 파장의 대략 1/4로 선택되고, 도시된 실시예에서는 대략 6mm이다. 그럼에도 불구하고, 당업자는 조직의 유전률, 튜닝 요소의 작용 등의 다른 요소들이 다이폴 아암의 최종 길이에 영향을 미칠 수 있음을 알 것이다. 예컨대, 도시된 실시예에서 두 아암은 그 길이가 대략 5mm이다.

<71> 또한, 튜닝 요소(1224)는 폐를의 제2 섹션 또는 계단부(1216)와 협력하여 다이폴의 두 아암에 의해 발산되고 있는 방사선의 균형을 잡는다. 구체적으로, 튜닝 요소(1224) 및 계단부(1216)는 폐를의 구멍에서 케이블을 향해 다시 반사되는 극초단파 출력의 간섭 합산이 최소가 되는 크기와 형상을 구비한다. 이러한 최적 설계를 형성하는 기술은 관련 업계의 당업자에게 잘 알려져 있다.

<72> 사용시, 방사선 어플리케이터(1202)는 앞서 도1의 어플리케이터(102)의 연결에서 기재된 유사한 방식으로 극초단파 방사선 소스에 부착된다. 동축 케이블도 앞서 기재된 유사한 방식으로 냉각 유체의 소스에 부착된다. 본 발명에서, 치료 시술에서 사용되는 어플리케이터를 위한 필요한 강성 및 기계적 강도를 제공하도록 협동하는 것은 유전체 텁, 폐를 및 스테인레스강인 슬리브다. 어플리케이터는 그 강도를 위해 동축 케이블에 의존하지 않는다. 사실, 강성이 거의 없거나 아예 없는 유연한 동축 케이블이 본 발명의 방사선 어플리케이터와 함께 사용될 수 있다.

<73> 본 발명의 도시된 실시예의 설명이 앞서 자세히 기재되었다. 다양한 변경과 추가가 본 발명의 사상과 범주를 벗어나지 않고 만들어질 수 있다. 예컨대 본원에서 기재된 물질은 한정적이지 않으며, 임의의 적합한 물질은 기재된 시스템 및 방법의 임의의 구성 요소를 위해 사용될 수 있다. 또한 다양한 구성 요소의 형상에 대한 변경이 만들어질 수 있다. 따라서 본 기재는 오직 예시를 위함이며, 본 발명의 범주를 한정하기 위함이 아니다.

도면의 간단한 설명

<19> 본 발명의 실시예는 첨부 도면의 도면 부호와 함께 예로써 기재될 것이다.

<20> 도1은 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 어플리케이터의 개략적인 부분 단면도이다.

<21> 도2의 (a)는 축 단면도를 도시하고, 도2의 (b)는 도1의 방사선 어플리케이터의 방사 텁의 단부도를 도시한다.

<22> 도3은 도1의 방사선 어플리케이터의 튜브의 부분 횡단면도를 도시한다.

<23> 도4의 (a)는 횡단면도를 도시하며, 도4의 (b)는 도1의 방사선 어플리케이터의 튜닝 와셔의 축 단면도를 도시한다.

<24> 도5의 (a)는 축 단면도를 도시하며, 도5의 (b)는 도1의 방사선 어플리케이터의 폐를의 단부도를 도시한다.

<25> 도6의 (a)는 축 단면도를 도시하며, 도6의 (b)는 도1의 방사선 어플리케이터에 부착될 수 있는 손잡이부의 횡단면도를 도시한다.

<26> 도7은 도1의 방사선 어플리케이터의 튜브를 거쳐 통과하는 동축 케이블의 부분을 도시한다.

<27> 도8은 도1의 방사선 어플리케이터를 위한 주파수에 대한 S11의 플롯이다.

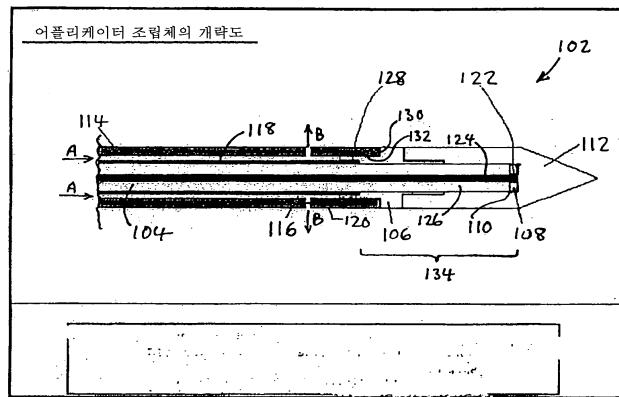
<28> 도9의 (a)는 사용시, 전기장 분포를 도시하고, 도9의 (b)는 사용시, 도1의 방사선 어플리케이터 주변의 SAR 값

을 도시한다.

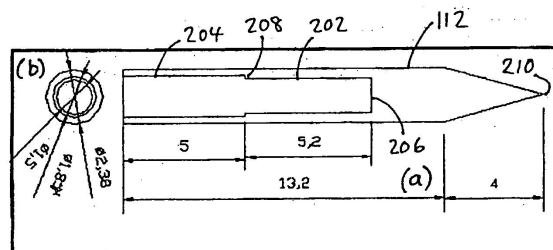
- <29> 도10의 (a) 내지 (e)는 도1의 방사선 어플리케이터의 양호한 순차적인 조립을 도시한다.
- <30> 도11은 도1의 방사선 어플리케이터를 사용하는 치료 시스템을 개략적으로 도시한다.
- <31> 도12는 본 발명의 다른 실시예의 분해된 사시도이다.
- <32> 도13 내지 도18은 도12의 방사선 어플리케이터의 양호한 순차적인 조립을 도시한다.
- <33> 도19는 도12의 방사선 어플리케이터의 개략적인 부분 단면도이다.

도면

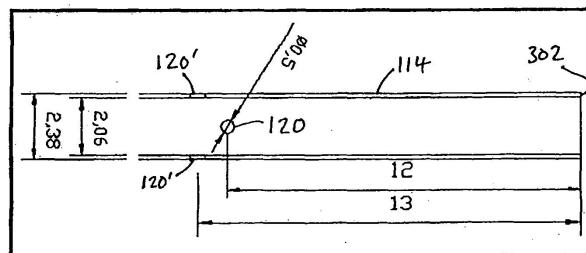
도면1



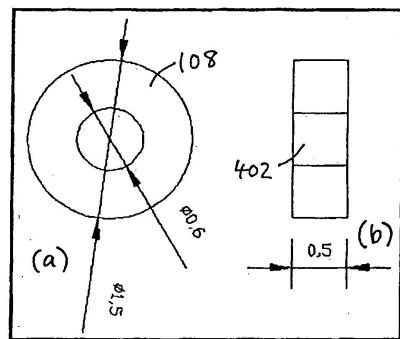
도면2



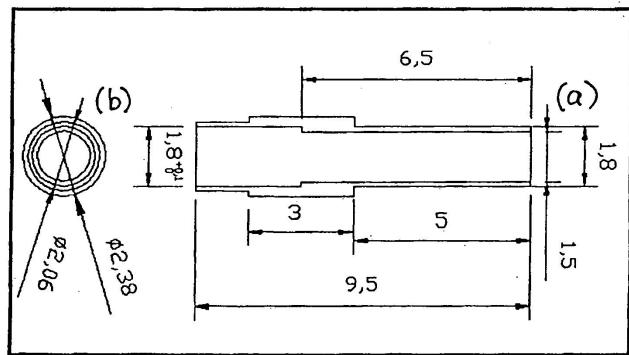
도면3



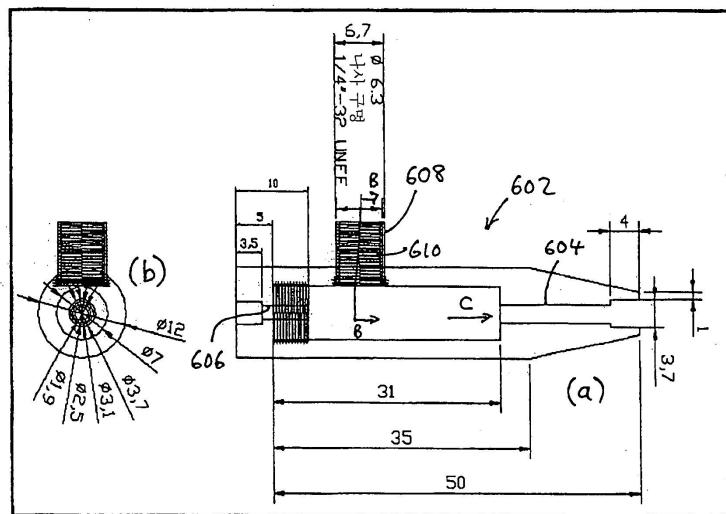
도면4



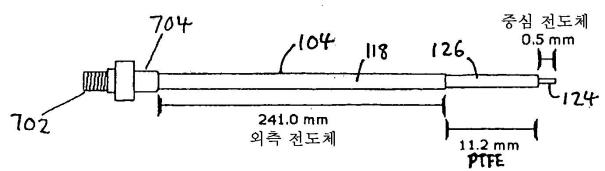
도면5



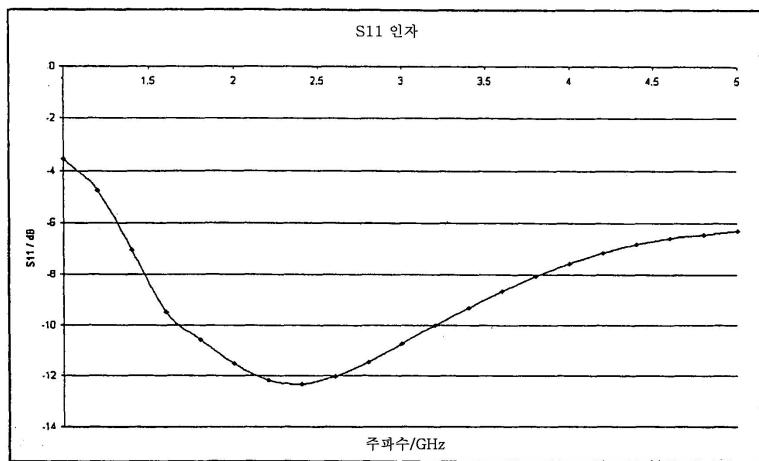
도면6



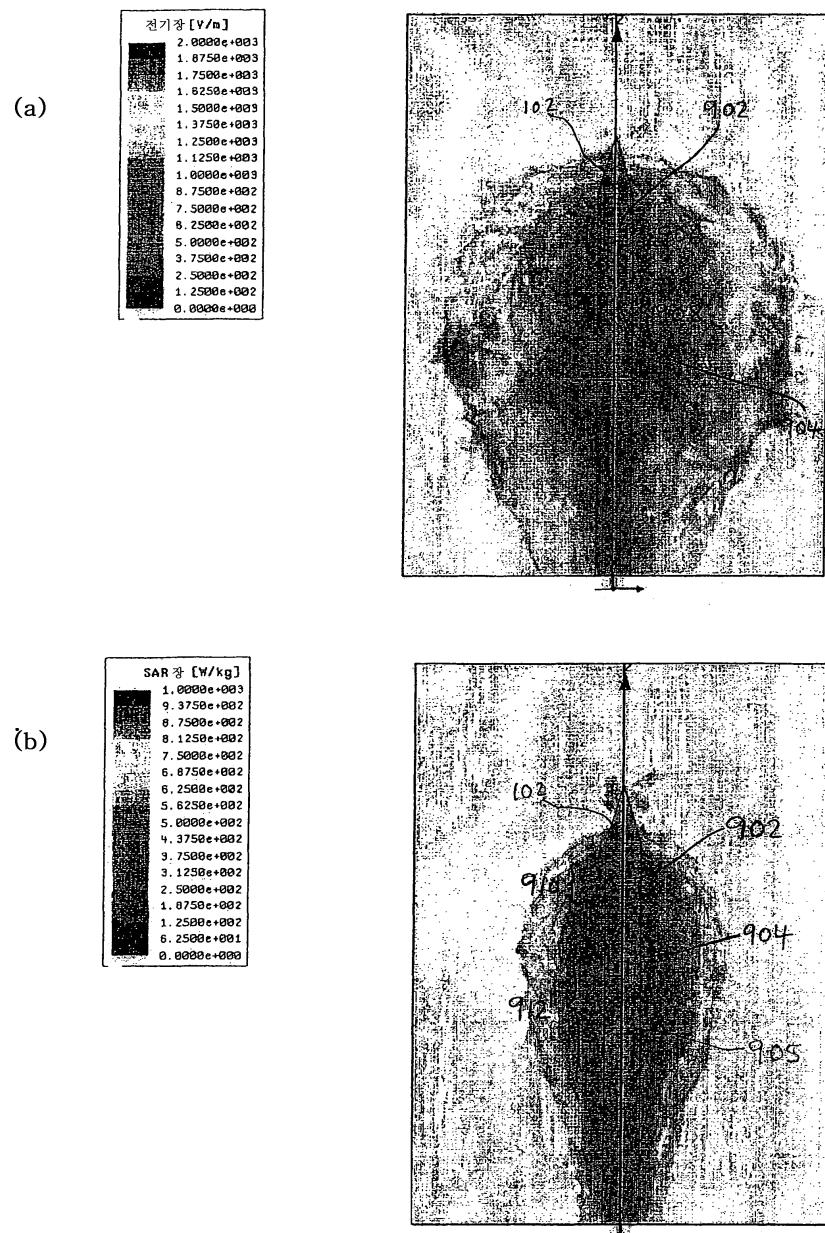
도면7



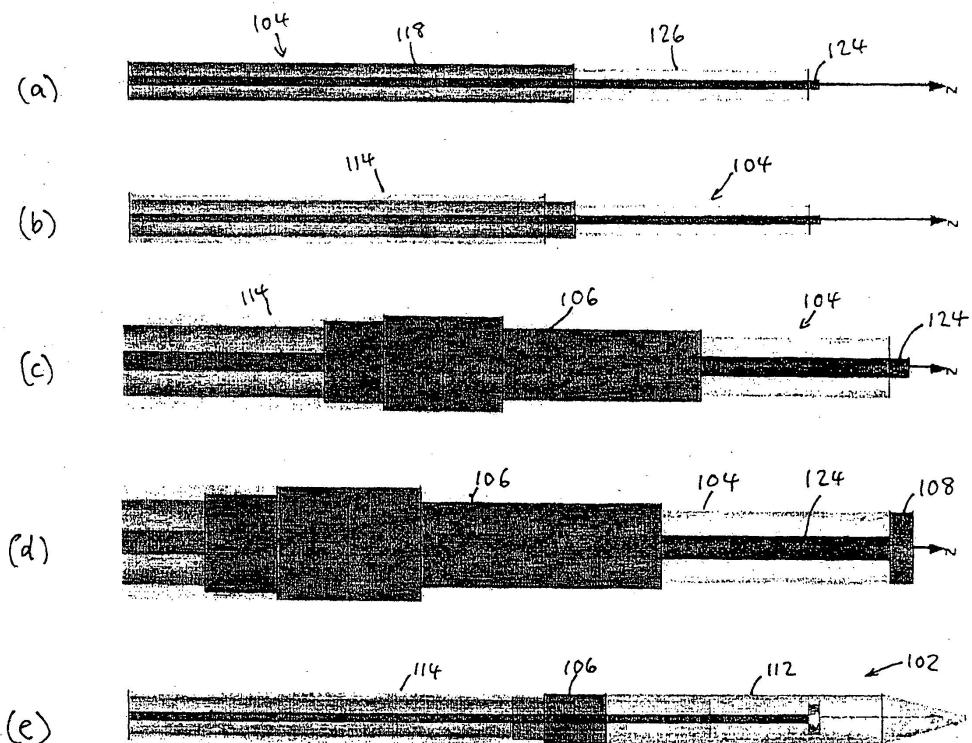
도면8



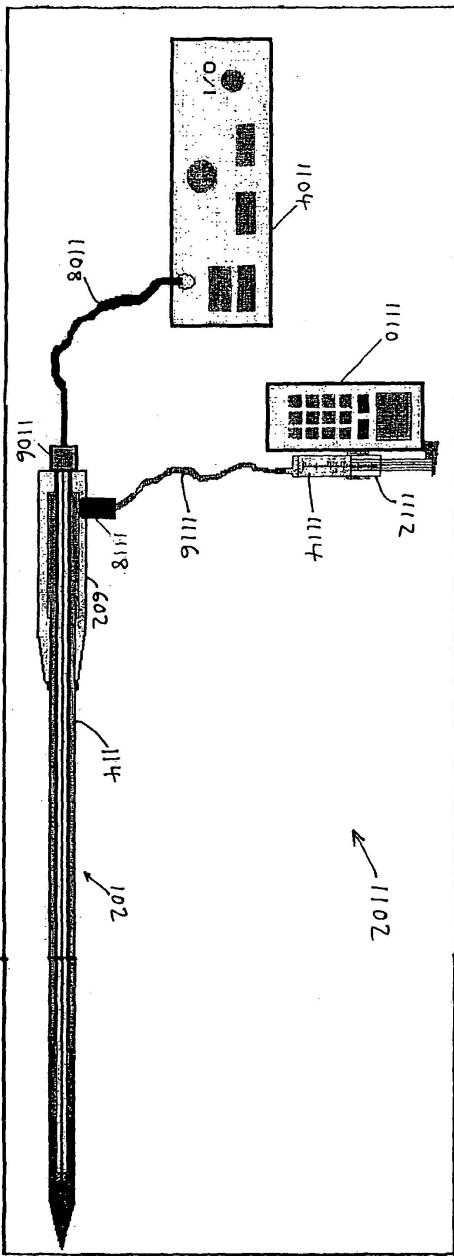
도면9



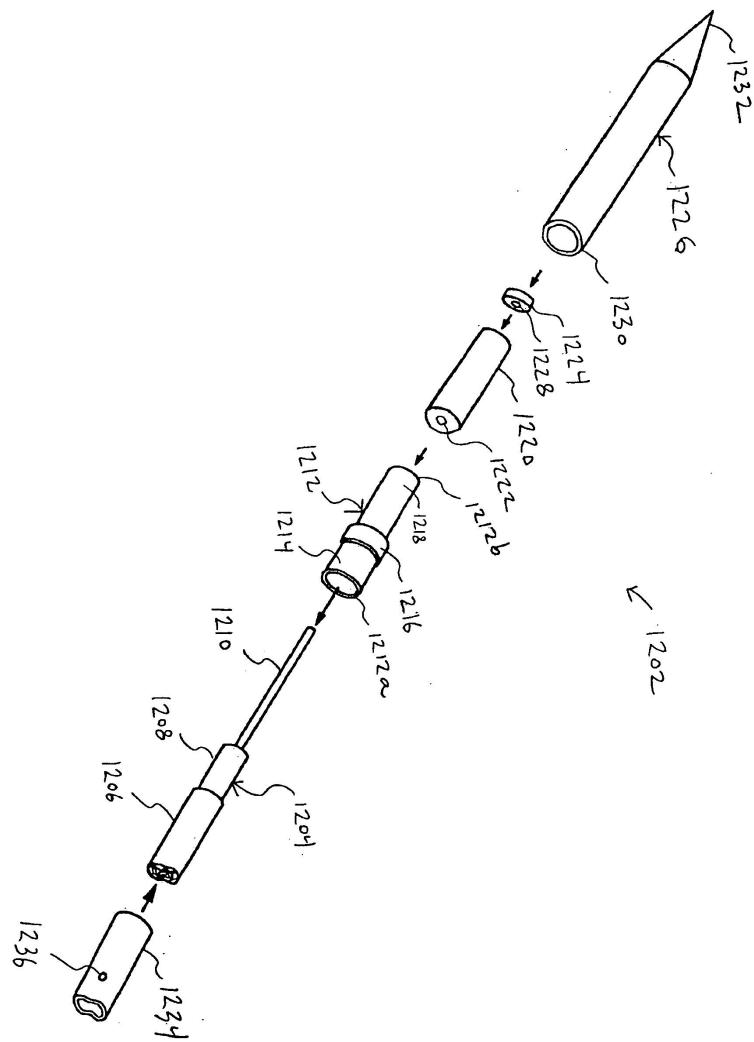
도면10



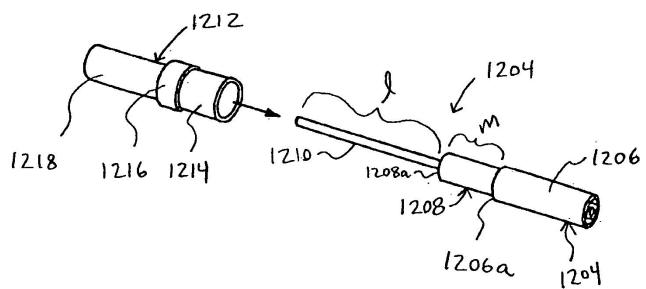
도면11



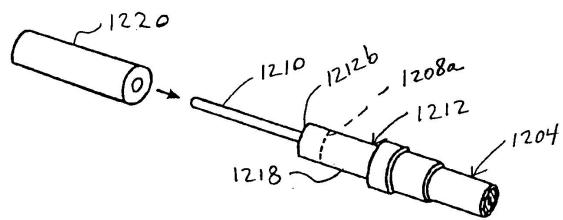
도면12



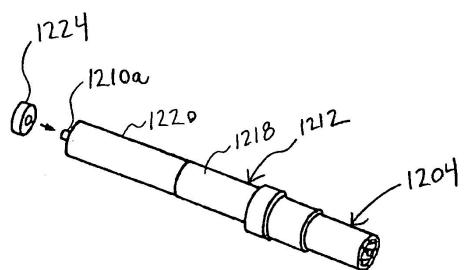
도면13



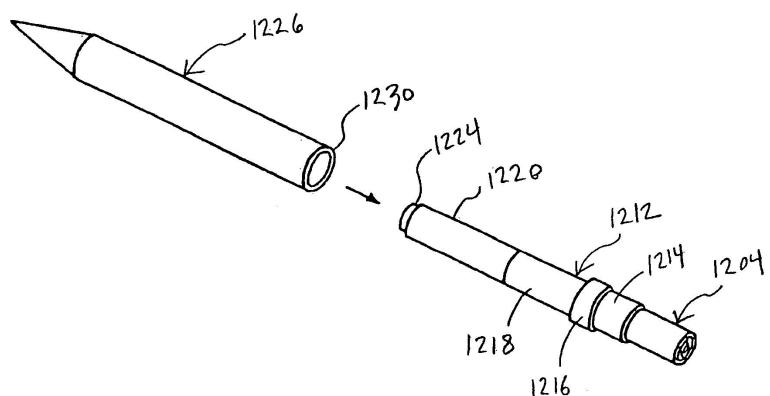
도면14



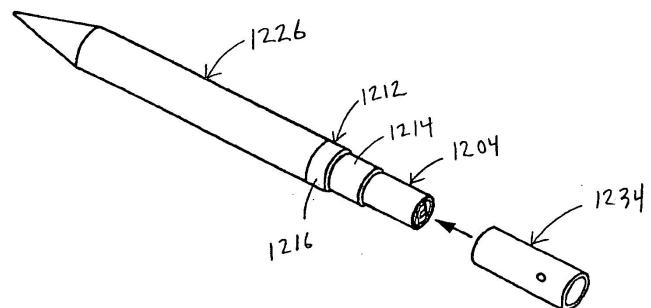
도면15



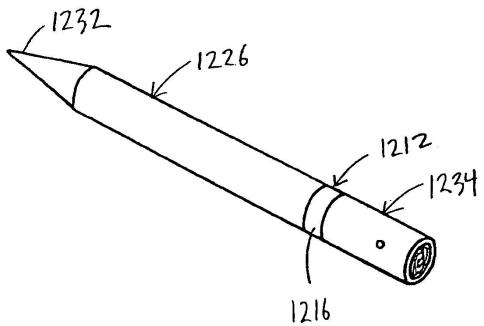
도면16



도면17



도면18



도면19

