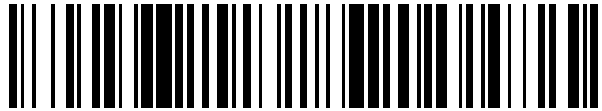


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 467 092**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.07.2005 E 05761213 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.03.2014 EP 1768596**

54 Título: **Aplicador de radiación para irradiar tejidos**

30 Prioridad:

02.07.2004 GB 0414976

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

11.06.2014

73 Titular/es:

**UK INVESTMENT ASSOCIATES LLC (100.0%)
769 Basque Way, STE 300
Carson City, NV 89706, US**

72 Inventor/es:

**CRONIN, NIGEL y
BOIX, MARIA J.**

74 Agente/Representante:

SAMMUT LINARES , Rodrigo

ES 2 467 092 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Aplicador de radiación para irradiar tejido

5 La presente invención se refiere a la tecnología médica y, más en particular, a un aplicador de radiación de microondas para el tratamiento ablativo térmico de tejido usando microondas irradiadas.

10 Las terapias ablativas térmicas pueden definirse como técnicas que disminuyen de manera deliberada la temperatura del tejido corporal (hipotermia) o aumentan de manera deliberada la temperatura del tejido corporal (hipertermia) hasta las temperaturas requeridas para un efecto citotóxico, u otras temperaturas terapéuticas requeridas para un tratamiento particular.

15 La invención se refiere a las terapias ablativas térmicas hipertérmicas. Los ejemplos de estas incluyen tratamientos de RF, de láser, de Ultrasonidos Enfocados (o de Ultra-Alta Velocidad), y de microondas.

20 La ablación térmica por microondas se basa en el hecho de que las microondas forman parte del espectro electromagnético dando lugar a calentamiento debido a la interacción entre las moléculas de agua y la radiación de microondas, usándose el calor como el mecanismo citotóxico. El tratamiento comporta la introducción de un aplicador en los tumores. Las microondas se liberan a partir del aplicador formando un campo alrededor de su punta. El calentamiento directo de las moléculas de agua tiene lugar, en particular, en el campo de microondas irradiado producido alrededor del aplicador en lugar de por conducción a partir de la propia sonda. Por lo tanto, el calentamiento no está basado en la conducción a través de tejidos y se alcanzan con rapidez unos niveles de temperatura citotóxicos.

25 Las técnicas ablativas térmicas de microondas son útiles en el tratamiento de tumores del hígado, el cerebro, el pulmón, hueso, etc.

30 La patente de los Estados Unidos 4494539 divulga un método de operación quirúrgica usando microondas, caracterizado por que se irradian microondas en un tejido biológico a partir de un electrodo operativo de tipo monopolar unido con la punta de un cable coaxial para transmitir microondas, y una operación de coagulación, hemostasis o transección se realiza sobre el tejido biológico con el uso de energía térmica generada a partir de la reacción de las microondas sobre el tejido biológico. El tejido biológico puede operarse de una forma sencilla, segura y sin sangre. Por lo tanto, el método puede utilizarse para una operación sobre un órgano parenquimatoso que tiene un gran contenido en sangre o para la coagulación o transección en un tumor parenquimatoso. De acuerdo con el método, puede realizarse una operación sobre el cáncer de hígado que, convencionalmente, se ha considerado como muy difícil. También se divulga un aplicador de radiación de microondas. Los tratamientos posibles también incluyen los de los tumores del hígado, bazo y ovario.

40 La patente de los Estados Unidos 6325796 divulga un conjunto y método de ablación por microondas, que incluye una sonda alargada relativamente delgada que tiene un extremo de acceso proximal y un extremo de penetración distal opuesto adaptado para penetrar en un tejido biológico. La sonda define un paso de inserción que se extiende a su través desde el extremo de acceso hasta el extremo de penetración de la misma. Un catéter de ablación incluye una línea de transmisión coaxial con un dispositivo de antena acoplado con un extremo distal de la línea de transmisión para generar un campo eléctrico lo bastante intenso para dar lugar a la ablación de tejido. La línea de transmisión coaxial incluye un conductor interior y un conductor exterior separados por un medio de material dieléctrico. Un extremo proximal de la línea de transmisión está acoplado con una fuente de energía de microondas. Cada uno del dispositivo de antena y la línea de transmisión tienen una dimensión en sección transversal adaptada para una recepción deslizante a través del paso de inserción mientras que la sonda alargada se coloca en el tejido biológico. Tal avance deslizante continúa hasta que el dispositivo de antena se mueve hasta una posición más allá del extremo de penetración y, adicionalmente, hasta su contacto directo con el tejido biológico.

También se divulgan antenas ablativas en los documentos US 5 904 709 y US 6223086 o US 2003/0088242.

55 No obstante, un inconveniente con las técnicas existentes incluye el hecho de que estas no están configuradas mecánicamente de manera óptima para la inserción en, y la perforación de, la piel humana, para la administración a una zona de tejido blando que va a tratarse. Habitualmente, los sistemas de aplicador de radiación conocidos no tienen la rigidez física aumentada que se desea cuando se emplean tales técnicas.

60 Además, algunos aplicadores de radiación disponibles hasta la fecha no tienen elementos de emisión de radiación que creen un patrón de campo de microondas optimizado para el tratamiento de tumores de tejido blando y, por ejemplo, lo tienen a través de tener un diseño monopolar simple.

65 Así mismo, dados los niveles de potencia que se emplean en algunos aplicadores / tratamientos, puede haber problemas de quemado no deseado de tejido sano no objetivo debido a las muy altas temperaturas que se alcanzan por el aplicador o los componentes unidos con el mismo.

Además, a pesar de que se conocen aplicadores de pequeño diámetro, y se han usado técnicas de enfriamiento con liquido, ha habido dificultad en el diseño de un dispositivo de pequeño diámetro con suficiente enfriamiento en aplicaciones que empleen los niveles de potencia requeridos para ocuparse de tumores de tejido blando.

5 Existe una necesidad de métodos de tratamiento de tumores de tejido blando, y de aplicadores de radiación, que superen cualesquiera o la totalidad de los problemas que se han mencionado en lo que antecede de las técnicas de la técnica anterior, y que proporcionen una eficacia mejorada.

10 La presente invención proporciona un aplicador de radiación para aplicar radiación electromagnética a un tejido, que comprende un conductor central axial adaptado para acoplarse con una fuente de radiación electromagnética y que define un eje y un miembro de punta dieléctrica alargado adaptado para administrar energía electromagnética de un patrón de intensidad predeterminada al tejido, rodeando el miembro de punta dieléctrica por lo menos parte de dicho conductor central a lo largo de una longitud axial del mismo, en el que el aplicador de radiación comprende además un conductor de ajuste, unido con el conductor central y en contacto eléctrico con el mismo, la forma y las dimensiones del conductor de ajuste, y la forma y las dimensiones del miembro dieléctrico y / o las propiedades dieléctricas del mismo, están predeterminadas mediante lo cual se forma una antena de dipolo radiante, durante el uso, para irradiar energía electromagnética en por lo menos una dirección radial a partir de dicho miembro dieléctrico.

20 Preferiblemente, el aplicador de radiación comprende un casquillo de metal alargado, rodeando el casquillo el conductor central y extendiéndose en paralelo al mismo a lo largo de una longitud del mismo. De acuerdo con otro aspecto de la invención, el casquillo y el miembro dieléctrico tienen unas superficies cooperantes y en el que el casquillo y el miembro dieléctrico están fijados uno a otro con las superficies cooperantes en contacto a tope íntimo, proporcionando de ese modo una estructura rígida.

25 En otro aspecto de la invención, el aplicador de radiación comprende además un conductor de ajuste, unido con el conductor central y en contacto eléctrico con el mismo, en el que la forma y las dimensiones del conductor de ajuste, y la forma y las dimensiones del miembro dieléctrico y / o las propiedades dieléctricas del mismo, están predeterminadas mediante lo cual se forma un dipolo radiante, durante el uso, para irradiar energía electromagnética en por lo menos una dirección radial a partir de dicho miembro dieléctrico.

30 En otro aspecto de la invención, el aplicador de radiación comprende además un tubo de metal alargado, en el que el casquillo está unido de forma fija sobre lados respectivos opuestos del mismo con el miembro dieléctrico y con el tubo de metal, y en el que el conductor central está acoplado eléctricamente con un cable que se extiende en el interior del tubo de metal, estando definido un espacio anular alargado entre el cable y el tubo de metal con el fin de permitir el paso de fluido de enfriamiento hasta por lo menos el casquillo.

35 En otro aspecto de la invención, se proporciona un aplicador de radiación para aplicar radiación electromagnética a un tejido, que comprende un conductor central axial acoplado con una fuente de radiación electromagnética; un miembro dieléctrico alargado, rodeando el miembro dieléctrico por lo menos parte de dicho conductor central a lo largo de una longitud axial del mismo; un casquillo de metal alargado, rodeando el casquillo el conductor central y extendiéndose en paralelo al mismo y a lo largo de una longitud del mismo; un tubo de metal alargado que rodea una porción del conductor central alejada de la parte que está rodeada por el miembro dieléctrico; en el que el casquillo está unido de forma fija sobre lados respectivos opuestos del mismo con el miembro dieléctrico y con el tubo de metal; y en el que el conductor central comprende el conductor interior de un cable que se extiende en el interior del tubo de metal, estando definido un espacio anular alargado entre el cable y el tubo de metal con el fin de permitir el paso de fluido de enfriamiento hasta por lo menos el casquillo.

50 A continuación se describirán realizaciones de la invención, a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es una vista en sección transversal esquemática de un aplicador de radiación de acuerdo con una realización de la invención;

55 la figura 2 muestra (a) una sección transversal axial, y (b) una elevación de extremo de la parte de punta radiante del aplicador de radiación de la figura 1;

la figura 3 muestra una sección transversal parcial de la parte de tubería de metal del aplicador de radiación de la figura 1;

la figura 4 muestra (a) una sección transversal, y (b) una sección transversal axial, de la arandela de ajuste en el aplicador de radiación de la figura 1;

60 la figura 5 muestra (a) una sección transversal axial, y (b) una elevación de extremo, del casquillo en el aplicador de radiación de la figura 1;

la figura 6 ilustra (a) una sección transversal axial, y (b) una sección transversal, de una sección de asa que puede estar unida con el tubo de metal en el aplicador de radiación de la figura 1;

65 la figura 7 ilustra la porción del cable coaxial que pasa a través del tubo, en el aplicador de radiación de la figura 1;

la figura 8 es una representación gráfica de S_{11} frente a la frecuencia para el aplicador de radiación de la figura 1;

la figura 9 ilustra (a) la distribución del campo eléctrico, y (b) los valores de SAR, alrededor del aplicador de radiación de la figura 1, durante el uso;

la figura 10 muestra de manera secuencial el montaje de componentes para formar el aplicador de radiación de la figura 1; y

5 la figura 11 ilustra de manera esquemática un sistema de tratamiento que emplea el aplicador de radiación de la figura 1.

10 En la siguiente descripción, se usan referencias similares para indicar elementos similares y, cuando se den dimensiones, estas serán en mm. Además, los expertos en la materia apreciarán que los sistemas electrónicos que se emplean, de acuerdo con la presente invención, para generar, administrar y controlar la aplicación de radiación a partes del cuerpo humano, pueden ser tal como se ha descrito en la técnica hasta la fecha. En particular, pueden emplearse sistemas tales como los que se han descrito en las solicitudes de patente internacionales publicadas del mismo solicitante que la presente WO95/04385, WO99/56642 y WO00/49957 (con la excepción de las modificaciones que se describen en lo sucesivo en el presente documento): se han omitido de lo siguiente, en aras de brevedad, los detalles completos de estos sistemas.

20 La figura 1 es una vista en sección transversal esquemática de un aplicador de radiación de acuerdo con una realización de la invención. El aplicador de radiación, designado en general 102, incluye una porción de extremo distal de un cable coaxial 104 que se usa para el acoplamiento con una fuente (que no se muestra) de microondas, un casquillo de cobre 106, una arandela de ajuste 108 unida en el extremo 110 de la parte de aislante del cable coaxial 104, y una punta 112. Preferiblemente, el aplicador 102 incluye además un tubo de metal 114: este tubo 114 está unido de forma rígida con el casquillo 106; y, tal como se analiza adicionalmente en lo sucesivo en el presente documento, se define un espacio anular 116 entre el conductor exterior 118 del cable 104 y la superficie interior del tubo 114, posibilitando que el fluido de enfriamiento se introduzca (en la dirección de las flechas A), entre en contacto con las partes calentadas del aplicador 102 y salga en la dirección de las flechas B a través de los orificios radiales 120 en el tubo 114, extrayendo de ese modo energía calorífica del dispositivo.

30 En el montaje del aplicador 102, la arandela 108 se suelda con una pequeña longitud 122 del conductor central 124 del cable 104 que se extiende más allá del extremo 110 del aislante 126 del cable 104. El casquillo 106 se suelda con una sección cilíndrica pequeña (que se indica como 128) del conductor exterior 118 del cable 104. A continuación, el tubo 114, que es preferiblemente de acero inoxidable, pero puede fabricarse de otros materiales adecuados, tal como titanio (o cualquier otro material de calidad médica), se encola con el casquillo 106 por medio de adhesivo (tal como el compuesto de retención Loctite 638) en las superficies de contacto del mismo, que se indican en 130 y 132. La punta 112 también se encola, usando el mismo adhesivo, sobre las superficies interiores de la misma, con las superficies exteriores correspondientes del casquillo 106 y el aislamiento 126 del cable.

40 Cuando está montado, el aplicador 102 forma un dispositivo unitario que es rígido y estable a lo largo de su longitud, que puede ser del orden de 25 centímetros o así cuando se incluye el tubo 114, haciéndolo adecuado para la inserción en diversos tipos de tejido blando. El espacio 116 y los orificios 120 posibilitan que el fluido de enfriamiento extraiga calor del aplicador 102 a través del contacto con el casquillo 106, el conductor exterior 118 del cable 104 y el extremo del tubo 114. El casquillo 106 ayuda a asegurar la rigidez del aplicador. La sección de extremo expuesta 134 del cable 104 (del cual se ha retirado el conductor exterior 118), en conjunción con la punta dieléctrica 112, con alimentación mediante una fuente de radiación de una frecuencia predeterminada, funcionan, durante el uso, como una antena radiante para irradiar microondas en un tejido para su tratamiento terapéutico. El aplicador 102 funciona, durante el uso, como una antena de dipolo en lugar de un dispositivo de monopolo, dando como resultado un patrón de radiación emitida que es beneficioso, debido a su área calentada directa esférica (quemado más grande), para el tratamiento de determinados tejidos, tal como tejido maligno o tumoral.

50 La figura 2 muestra (a) una sección transversal axial y (b) una elevación de extremo, de la parte de punta radiante 112 del aplicador de radiación de la figura 1 (en cada caso, las dimensiones se dan en mm). Tal como puede verse, la punta 112 tiene unas paredes cilíndricas interiores 202, 204, y unas paredes de contacto a tope 206, 208, respectivamente para recibir y hacer contacto a tope con la arandela 108 y el casquillo 106, durante el montaje. De manera adecuada, la punta 112 se fabrica de aleación de zirconia cerámica. Más preferiblemente, esta es una zirconia parcialmente estabilizada (PSZ, *partially stabilised zirconia*) que tiene itria como el agente oxidante estabilizante. Incluso más preferiblemente, la punta 112 se fabrica de Technox 2000 (disponible de Dynamic Ceramic), una PSZ que tiene un grano uniforme muy fino en comparación con otras PSZ, y con una constante dieléctrica (k) de 25. Una elección apropiada del material dieléctrico ayuda a determinar las propiedades de la energía (campo) de microondas irradiada.

60 Se observará que las dimensiones transversales son relativamente pequeñas: en la realización descrita el diámetro es menor que, o igual a, 2,4 mm; y la punta 112 está diseñada para tener unas dimensiones, y formarse del material especificado, con el fin de realizar una ablación de tejido efectiva a la frecuencia de microondas operativa, en el presente caso 2,45 GHz. Por lo tanto, el dispositivo de 2,4 mm de diámetro está bien adaptado para la inserción en, y el tratamiento de, tejido canceroso y / o no canceroso del hígado, el cerebro, el pulmón, las venas, hueso, etc.

65 El extremo 210 de la punta 112 se forma mediante técnicas de rectificado convencionales realizadas en la

fabricación de la punta 112. El extremo 210 puede formarse como una punta fina (como una aguja o alfiler), o este puede formarse con una cuchilla de extremo (por ejemplo, como un escoplo), es decir, que tiene una dimensión transversal de alargamiento. La última configuración tiene el beneficio de estar bien adaptada para forzar la punta 112 al interior de o a través del tejido, es decir, para perforar o pinchar la superficie (por ejemplo, piel) del tejido.

5 Durante el uso, preferiblemente la punta 112 se reviste con una capa no adhesiva tal como silicona o Paralene, para facilitar el movimiento en relación con el tejido.

10 La figura 3 muestra una sección transversal parcial de la parte de tubería de metal 114 del aplicador de radiación de la figura 1. De manera adecuada, el tubo 114 se fabrica de acero inoxidable (específicamente, tubo de acero inoxidable estirado en frío soldado (WHD, *welded hard drawn*) de pared delgada 304 de calibre 13). En la presente realización, el tubo 114 es de una longitud de unos 215 mm: solo la sección de extremo que está unida con el casquillo 106 se ilustra con detalle en la figura 3.

15 Tal como puede verse, en el presente caso se proporcionan dos conjuntos de orificios 120, 120' a 12 y 13 mm, respectivamente, del extremo 302 del tubo 114. Estos orificios radiales 120, 120', tal como se ha mencionado, permiten la salida de fluido de enfriamiento. A pesar de que muestran dos conjuntos de orificios, en variantes de la realización ilustrada pueden proporcionarse 1, 3, 4 o más conjuntos de orificios. Además, a pesar de que muestran dos orificios por conjunto, pueden proporcionarse 3, 4, 5, o más orificios por conjunto, con la condición de que la rigidez estructural del tubo 114 no se vea comprometida. En la presente realización, los orificios 120, 120' son de 0,5 mm de diámetro, pero se apreciará que este diámetro puede ser bastante diferente, por ejemplo cualquier cosa en el intervalo de 0,1 a 0,6 mm, dependiendo del número de conjuntos de orificios y / o el número de orificios por conjunto, con el fin de proporcionar un caudal efectivo. A pesar de que la distancia ilustrada con respecto al extremo 302 es de 12 o 13 mm, en realizaciones alternativas esta puede ser cualquier cosa de 3 mm a 5 cm con respecto al extremo 302, con el fin de controlar la longitud de recorrido que requiere cauterización.

25 Además, en una realización que se usa de una forma diferente, el tubo 114 puede omitirse. En el presente caso el tratamiento puede comprender llevar el aplicador a la ubicación del tratamiento (por ejemplo, tejido tumoral) mediante técnicas quirúrgicas, o de otro tipo, adecuadas. Por ejemplo, en el caso de un tumor de cerebro, el aplicador puede dejarse entonces en su lugar en el interior del tumor, la herida de acceso cerrarse y un conector estéril dejarse en la superficie del cráneo para la conexión subsiguiente con la fuente de microondas para un tratamiento de seguimiento en una fecha posterior.

35 La figura 4 muestra (a) una sección transversal y (b) una sección transversal axial, de la arandela de ajuste 108 en el aplicador de radiación 102 de la figura 1. De manera adecuada, la arandela 108 se fabrica de cobre, a pesar de que pueden usarse otros metales. La arandela 108 tiene una superficie cilíndrica interior 402 que posibilita que esta se suelde con el conductor central 124 del cable 104 (véase la figura 1). A pesar de que la arandela es pequeña, sus dimensiones son críticas. La arandela ajusta el aplicador, que funciona como un irradiador de dipolo (que irradia energía a partir de dos ubicaciones), de tal modo que se efectúa un tratamiento (ablación) más efectivo del tejido.

40 La figura 5 muestra (a) una sección transversal axial, y (b) una elevación de extremo, del casquillo 106 en el aplicador de radiación 102 de la figura 1. De manera adecuada, el casquillo 106 se fabrica de cobre, y preferiblemente se metaliza con oro para su protección frente a cualesquiera efectos corrosivos del fluido de enfriamiento, la composición del cual se analiza en lo sucesivo en el presente documento. De manera adecuada, el casquillo 106 se produce mediante técnicas de maquinado (por ejemplo, CNC) convencionales.

45 La figura 6 ilustra (a) una sección transversal axial y (b) una sección transversal en B-B de una sección de asa 602 que puede estar unida con el tubo de metal 114 en el aplicador de radiación 102 de la figura 1. De manera adecuada, la sección de asa 602 es de acero inoxidable, y preferiblemente se forma del mismo material que el tubo 114. La sección de asa incluye un canal delantero 604 que posibilita la inserción del tubo 114 durante el montaje, y un canal trasero 606 que posibilita la inserción del cable coaxial 104 durante el montaje. Un acceso transversal 608 que tiene una rosca interna 610 posibilita la conexión de un conector (de manera adecuada, de plástico), para la conexión con una fuente de fluido de enfriamiento, que se analiza en lo sucesivo. Una vez que se ha montado, la disposición posibilita que el fluido de enfriamiento pase en la dirección de la flecha C al interior del tubo 114 (que no se muestra).

50 La figura 7 ilustra la porción del cable coaxial 104 que pasa a través del tubo 114, en el aplicador de radiación 102 de la figura 1. El cable 104 comprende, de manera adecuada, un cable coaxial de baja pérdida tal como un cable SJS-070LL-253-Strip. Un conector 702 (de manera adecuada, del tipo hembra de SMA) permite la conexión del cable 104 con una fuente de microondas (que no se muestra), o con una sección intermedia del cable coaxial (que no se muestra) que, a su vez, conectan con la fuente de microondas.

55 La figura 8 es una representación gráfica de S_{11} frente a la frecuencia para el aplicador de radiación de la figura 1. Esta ilustra la relación de potencia de microondas reflectante reflejada a partir de la superficie de contacto del aplicador 102 y el tejido tratado con respecto a la potencia de entrada total para el aplicador 102. Tal como puede verse, el diseño del aplicador 102 da lugar a que la potencia reflejada se encuentre en un mínimo y, por lo tanto, la

potencia transmitida al tejido se encuentre en un máximo, a la frecuencia (2,45 GHz) de las microondas administradas.

5 La figura 9(a) muestra la distribución del campo eléctrico alrededor del aplicador de radiación 102 de la figura 1, durante el uso. Colores más oscuros adyacentes al aplicador 102 indican puntos de campo eléctrico más alto. En la figura 9(a), la posición de la arandela 108 se indica en 902, y la posición del punto de unión punta–casquillo se indica en 904. Dos zonas cilíndricas sustancialmente limitadas 906, 908, de campo eléctrico lo más alto se forman de este modo alrededor del aplicador 102, respectivamente en las posiciones 902 y 904.

10 La figura 9(b) muestra la distribución de valores de SAR (*specific absorption rate*, tasa de absorción específica) alrededor del aplicador de radiación 102 de la figura 1, durante el uso. Colores más oscuros adyacentes al aplicador 102 indican puntos de SAR. En la figura 9(b), la posición de la arandela 108 se indica en 902, la posición del punto de unión punta–casquillo se indica en 904, y la posición del punto de unión casquillo–tubo se indica en 905. Dos zonas cilíndricas sustancialmente limitadas 910, 912, de la SAR más alta se forman de este modo alrededor del aplicador 102, respectivamente en las posiciones 902 y entre 904 y 905.

15 La figura 10 muestra de manera secuencial el montaje de componentes para formar el aplicador de radiación 102 de la figura 1. En la figura 10(a) se muestra el cable coaxial 104, con el conductor exterior 118 y el aislante interior 126 retirado hacia atrás, tal como se ha ilustrado anteriormente en la figura 7.

20 Tal como se muestra en la figura 10(b), el tubo 114 se desliza a continuación a lo largo del cable 104. A continuación, el casquillo 106 se desliza a lo largo del cable 104 (véase la figura 10(c), y se une de forma fija con el tubo 114 y con el cable 104, tal como se ha descrito anteriormente. A continuación, la arandela 108 se une con el conductor interior 124 por soldeo, tal como se muestra en la figura 10(d). Por último, la punta 112 se desliza a lo largo del cable 104 y parte del casquillo 106, y se encola al mismo, tal como se ha descrito anteriormente: el aplicador completo se muestra en la figura 10(e). Esto da como resultado una construcción de irradiador de gran rigidez y estabilidad mecánica.

25 La figura 11 ilustra de manera esquemática un sistema de tratamiento 1102 que emplea el aplicador de radiación 102 de la figura 1. La fuente de microondas 1104 está acoplada con el conector de entrada 1106 sobre el asa 602 mediante el cable coaxial 1108. En la presente realización, la potencia de microondas se suministra a hasta 80 W. No obstante, esta podría ser más grande para aplicadores de mayor tamaño (por ejemplo, hasta 200 W para aplicadores de 5 mm de diámetro)

35 Una bomba de jeringa 1110 acciona una jeringa 1112 para suministrar el fluido de enfriamiento 1114 a través de un conducto 1116 y el conector 1118 unido con el asa 602, al interior de la sección de asa 602. El fluido no se encuentra a gran presión, sino que se bombea con el fin de proporcionar un caudal de aproximadamente 1,5 a 2,0 ml / minuto a través de la tubería 114 en la realización ilustrada. (No obstante, en variantes de la realización, en las que un aplicador se acciona a unas potencias más altas, pueden emplearse caudales más altos que este, con el fin de proporcionar un enfriamiento apropiado). De manera adecuada, el fluido de enfriamiento es solución salina, a pesar de que pueden usarse otros líquidos o gases, tal como etanol. En determinadas realizaciones, podría usarse un líquido de enfriamiento que tenga un efecto secundario (citotóxico), potenciando el tratamiento del tumor. En la realización ilustrada, el fluido de enfriamiento 1114 sale del tubo 114 (véanse las flechas B en la figura 1) a una temperatura del orden de 10 °C más alta que aquella a la que este entra (véanse las flechas A en la figura 1) en el tubo 114. Por lo tanto, se extrae una energía térmica sustancial del aplicador de radiación 102. El fluido de enfriamiento 1114, por ejemplo, puede entrar en el tubo 1114 a temperatura ambiente; no obstante, el fluido de enfriamiento 1114 puede enfriarse previamente por debajo de la temperatura ambiente mediante cualquier técnica adecuada.

40 La metodología para el uso del aplicador que se ha descrito en lo que antecede puede ser tal como se emplea convencionalmente en el tratamiento de diversos tumores de tejido blando. Por lo tanto, el aplicador se inserta en el cuerpo, por laparoscopia, por vía percutánea o quirúrgica, se mueve hasta la posición correcta por el usuario (asistido cuando sea necesario mediante la colocación de sensores y / o herramientas de generación de imágenes, tal como ultrasonidos) de tal modo que la punta 112 esté embebida en el tejido que va a tratarse. Se activa la potencia de microondas, y el tejido que se extirpa de este modo durante un periodo predeterminado bajo el control del usuario. En la mayor parte de los casos, el aplicador está estacionario durante el tratamiento. No obstante, en algunos casos (por ejemplo, venas), el aplicador puede moverse (movimiento deslizante suave en relación con el tejido objetivo) mientras que la radiación de microondas se está aplicando.

REIVINDICACIONES

1. Un aplicador de radiación (102) para aplicar radiación electromagnética a un tejido, que comprende un conductor central axial (124) adaptado para acoplarse con una fuente de radiación electromagnética y que define un eje y un miembro de punta dieléctrica alargado (112) adaptado para administrar energía electromagnética de un patrón de intensidad predeterminada al tejido, rodeando el miembro de punta dieléctrica (112) por lo menos parte de dicho conductor central (124) a lo largo de una longitud axial del mismo, en el que el aplicador de radiación (102) comprende además un conductor de ajuste (108), unido con el conductor central (124) y en contacto eléctrico con el mismo,
- 5 **caracterizado por que** la forma y las dimensiones del conductor de ajuste (108), y la forma y las dimensiones del miembro dieléctrico (112) y / o las propiedades dieléctricas del mismo, están predeterminadas mediante lo cual se forma una antena de dipolo, durante el uso, para irradiar energía electromagnética en por lo menos una dirección radial a partir de dicho miembro dieléctrico (112).
- 10
2. El aplicador de la reivindicación 1, que comprende un casquillo de metal (106), estando el casquillo (106) unido con el miembro dieléctrico (112) y rodeando una porción del conductor central (124) y extendiéndose en paralelo al mismo a lo largo de una longitud del mismo.
- 15
3. El aplicador de la reivindicación 2, en el que el casquillo (106) y el miembro dieléctrico (112) tienen unas superficies cooperantes alargadas respectivas y en el que el casquillo (106) y el miembro dieléctrico (112) están fijados uno a otro con dichas superficies cooperantes en contacto a tope íntimo, proporcionando de ese modo una estructura rígida.
- 20
4. El aplicador de la reivindicación 3, en el que las superficies cooperantes incluyen unas superficies cooperantes que se extienden en sentido radial respectivas.
- 25
5. El aplicador de la reivindicación 3 o 4, en el que las superficies cooperantes incluyen unas superficies cooperantes anulares respectivas.
- 30
6. El aplicador de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el miembro dieléctrico (112) se forma con una cuchilla de extremo, mediante lo cual la cuchilla tiene una dimensión de alargamiento transversal con respecto a dicho eje.
- 35
7. El aplicador de la reivindicación 2, que comprende además: un tubo de metal alargado (114) que rodea una porción del conductor central (124) que está separada de la parte que está rodeada por el miembro dieléctrico (112); en el que el casquillo (106) está unido de forma fija sobre lados respectivos opuestos del mismo con el miembro dieléctrico (112) y con el tubo de metal (114); y en el que el conductor central (124) comprende el conductor interior de un cable (104) que se extiende en el interior del tubo de metal (114), estando definido un espacio anular alargado (116) entre el cable (104) y el tubo de metal (114) con el fin de permitir el paso de fluido de enfriamiento hasta por lo menos el casquillo (106).
- 40
8. Un conjunto de aplicación de radiación, que comprende: el aplicador de la reivindicación 7, un conducto de fluido (1116) conectado con una fuente de fluido de enfriamiento a través de un dispositivo de bombeo (1110); en el que el conducto de fluido (1116) también está conectado con el tubo de metal (114) en una posición sobre el mismo que está separada del extremo del mismo que está en contacto a tope con el casquillo (106); en el que el dispositivo de bombeo (1110) puede accionarse, durante el uso, para suministrar fluido de enfriamiento a una tasa predeterminada al espacio anular (116) a través del conducto de fluido (1116).
- 45

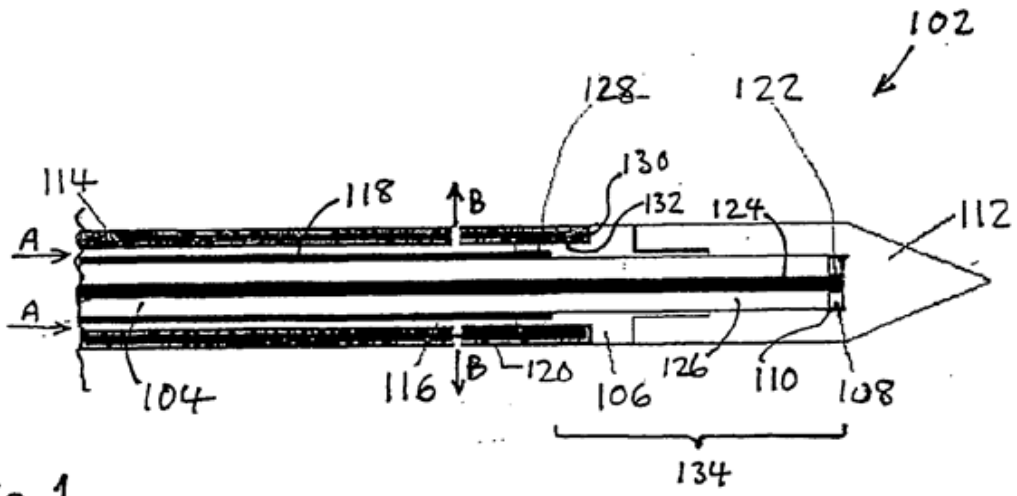


Fig. 1

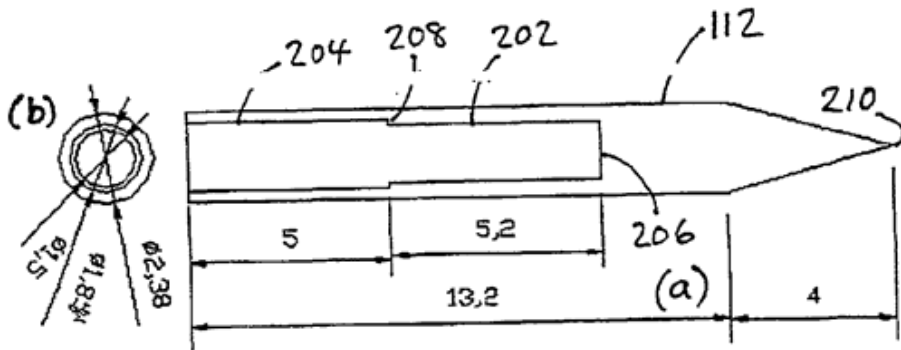


Fig. 2

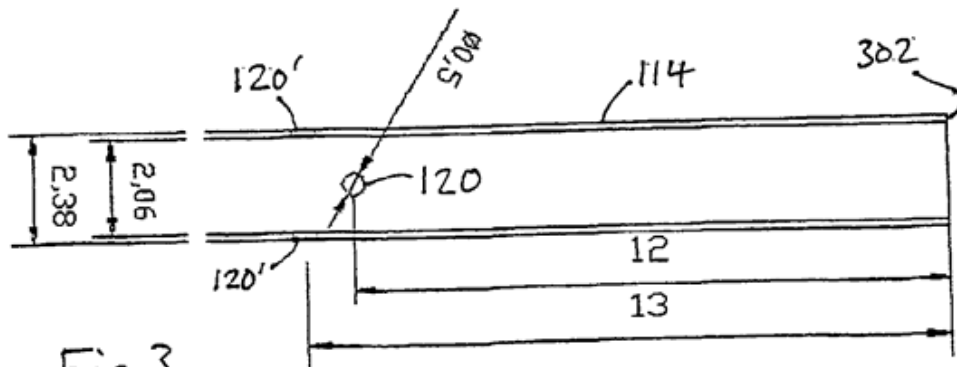


Fig. 3

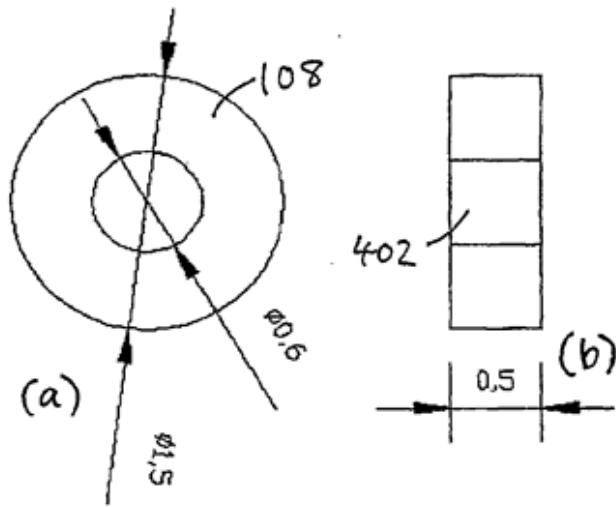


Fig.4

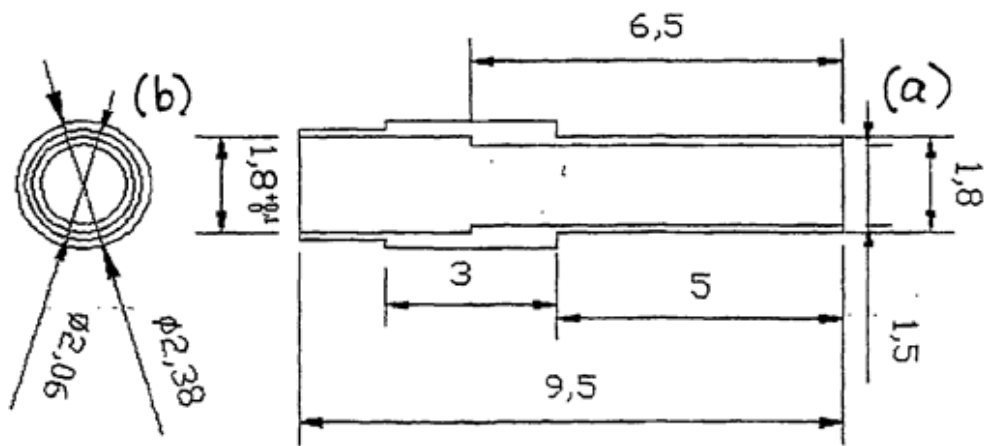
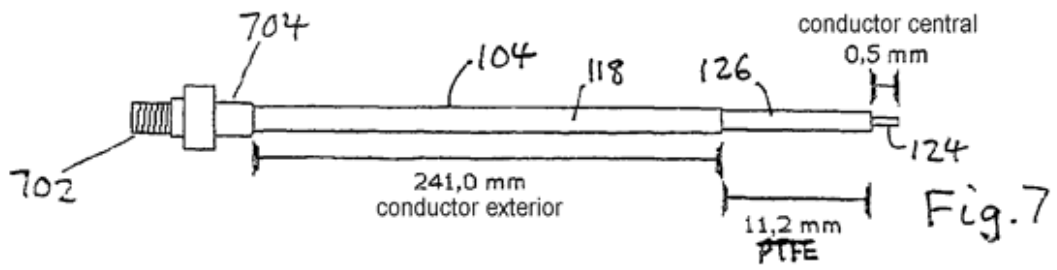
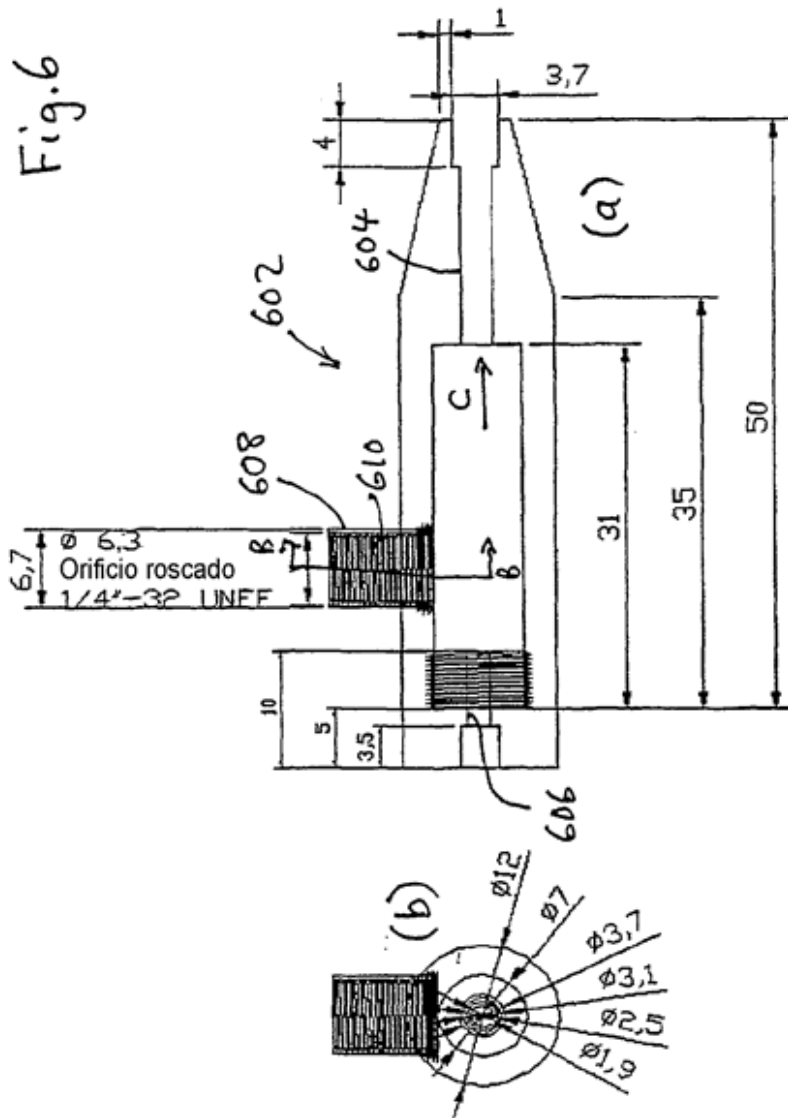


Fig.5



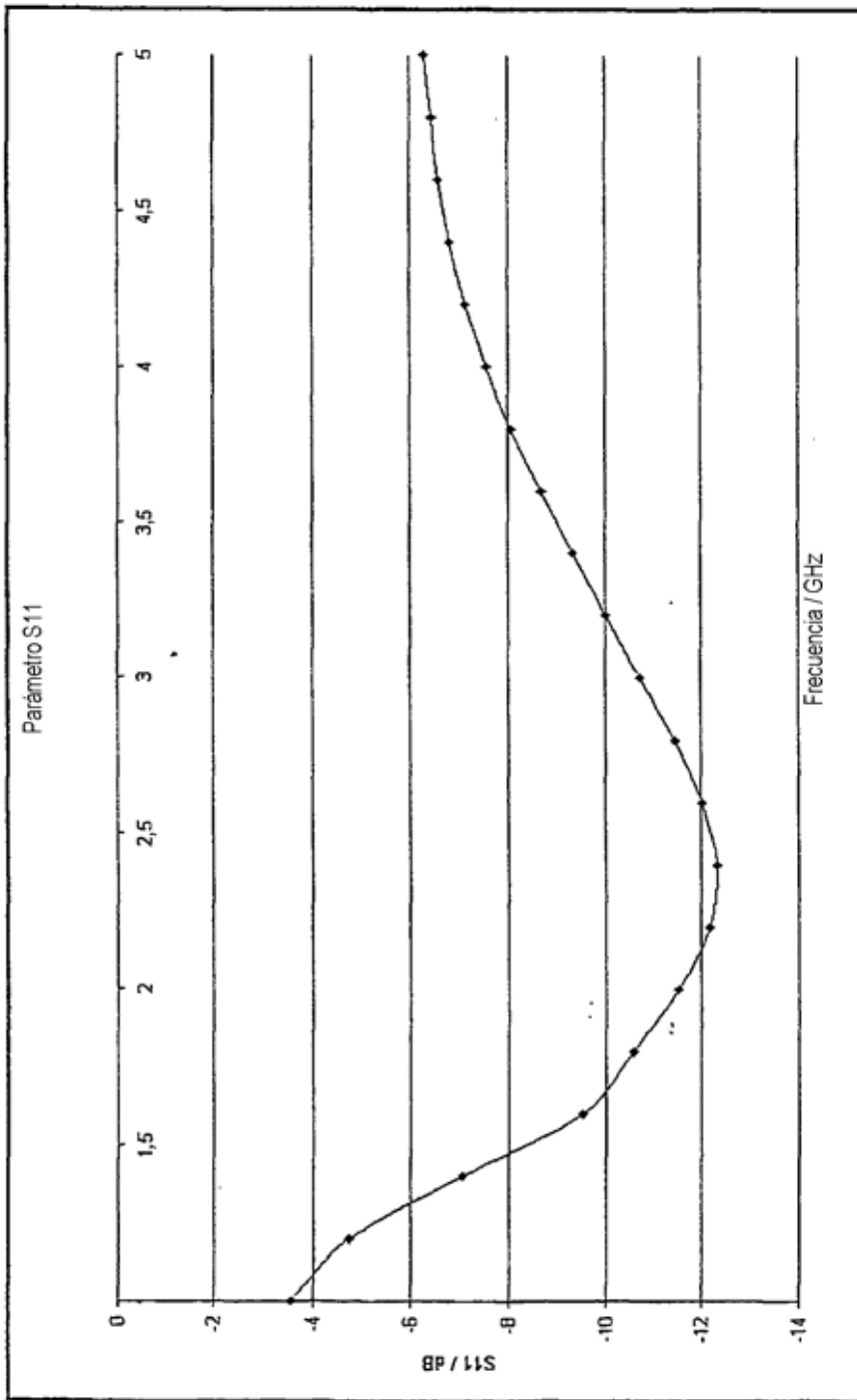


Fig.8

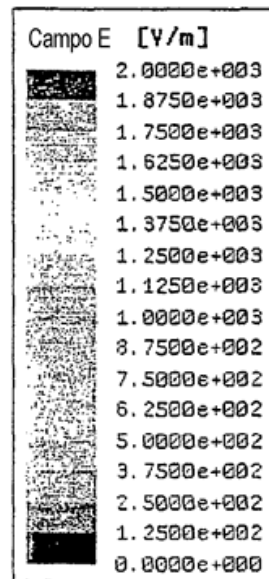
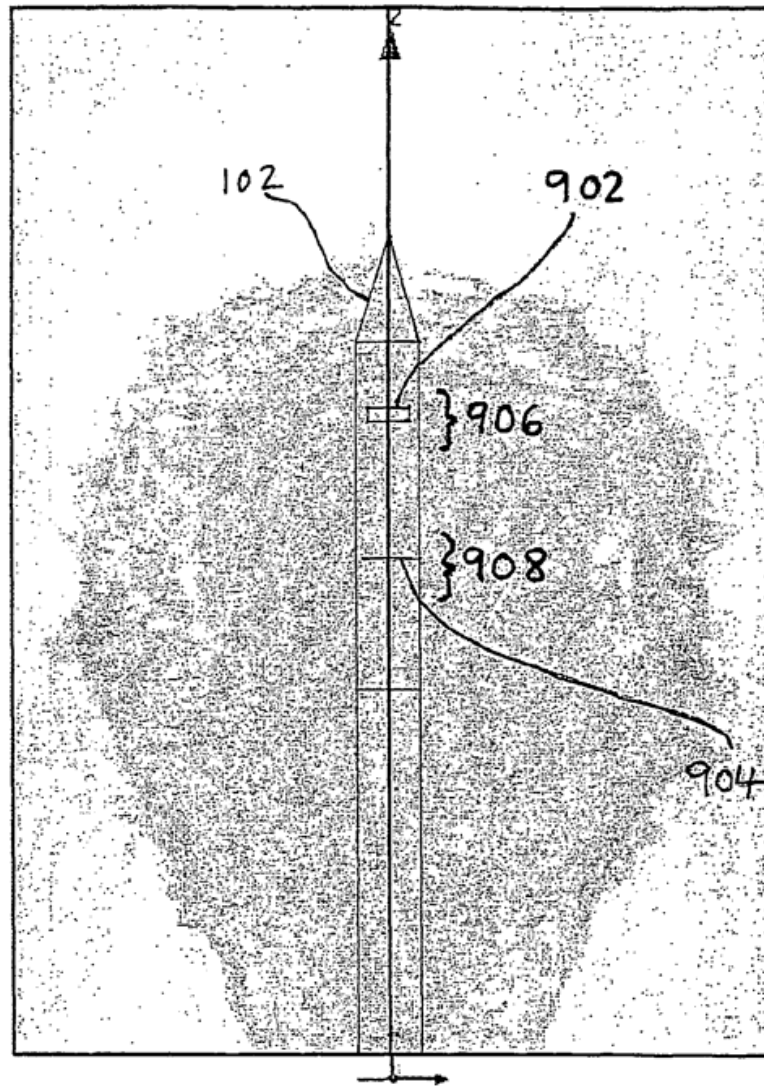


Fig. 9(a)

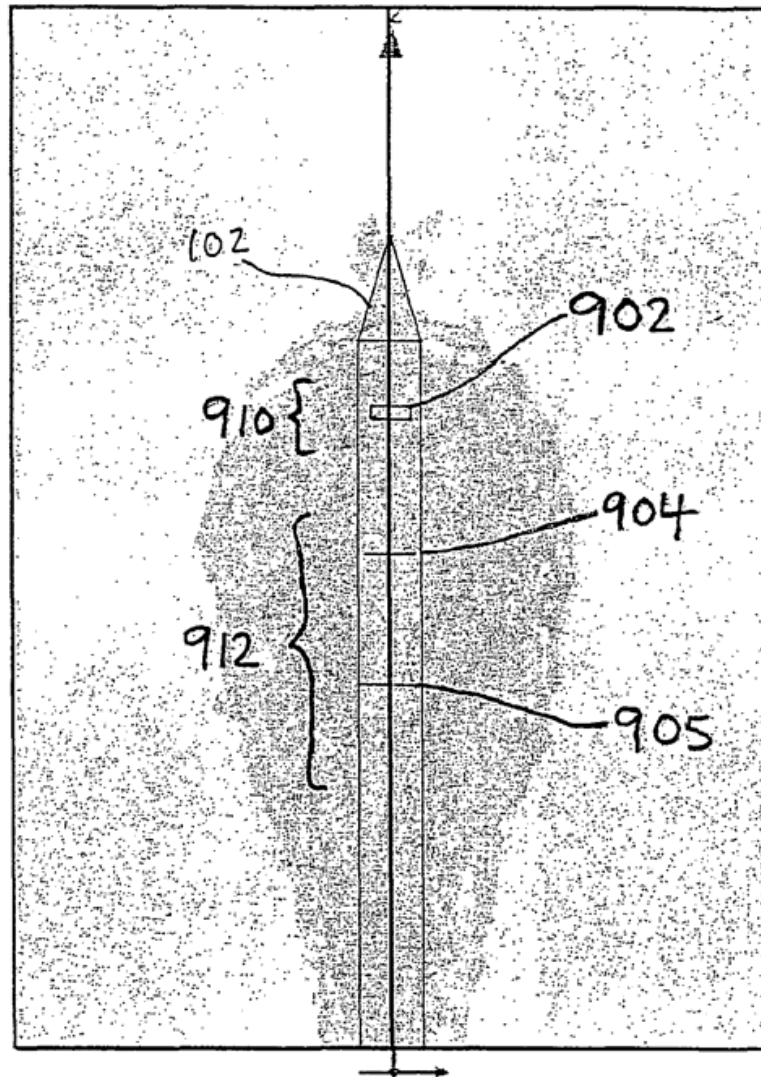
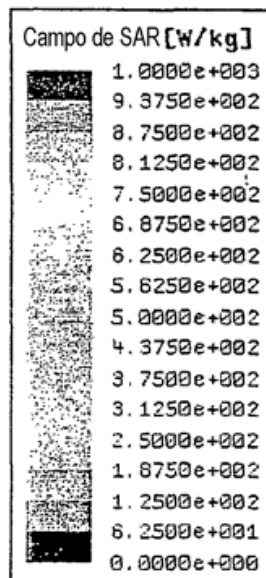


Fig. 9(b)



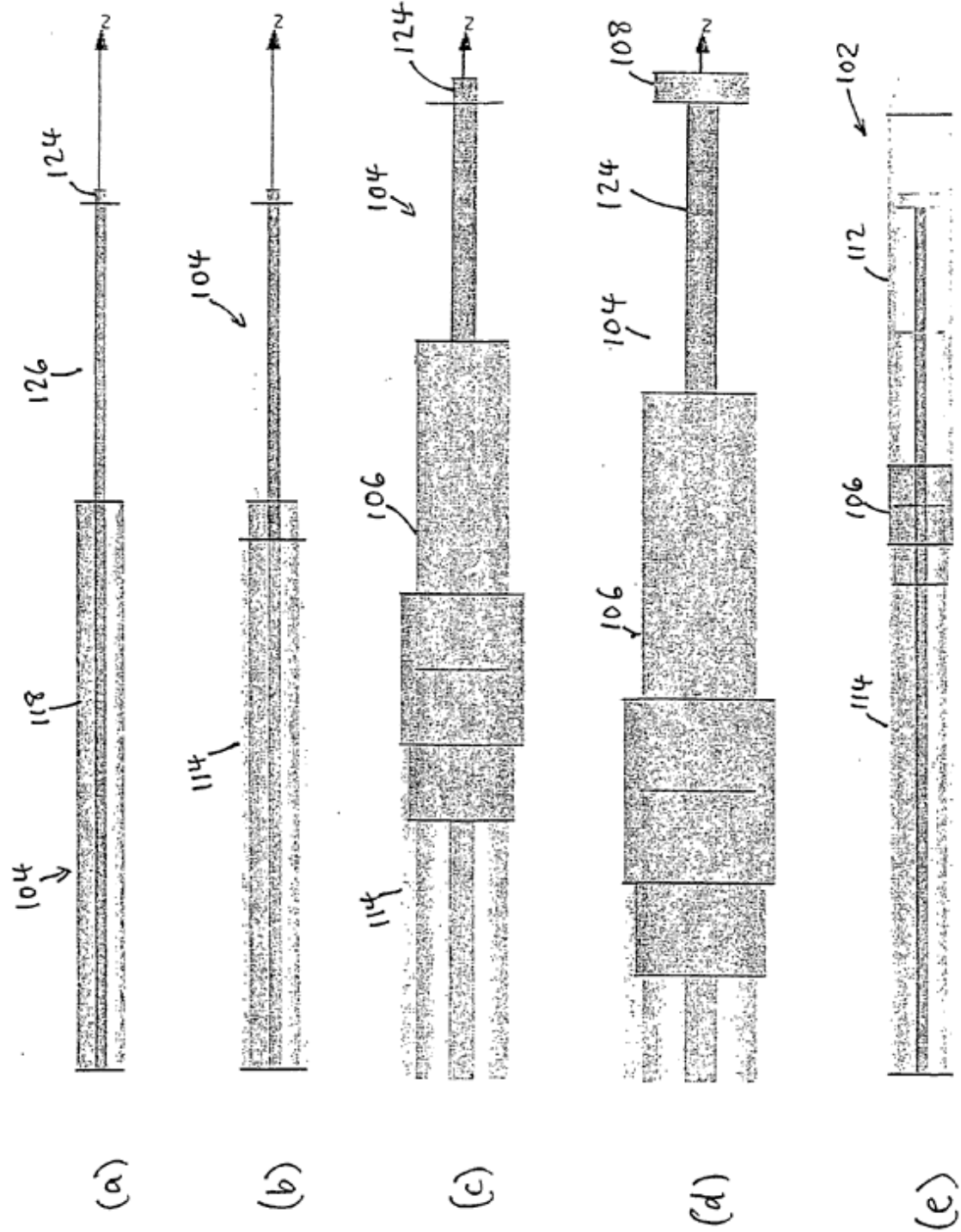


Fig.10

