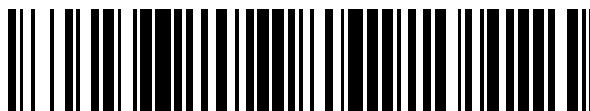


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 648 048**

51 Int. Cl.:

**A61F 7/00** (2006.01)

**A61F 7/10** (2006.01)

**A61F 7/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.10.2009 PCT/GB2009/002497**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.04.2010 WO10043879**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.10.2009 E 09775237 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.08.2017 EP 2349145**

54 Título: **Aplicación de termoterapia y sistema de control**

30 Prioridad:

**17.10.2008 GB 0819098**

**17.10.2008 US 253521**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**28.12.2017**

73 Titular/es:

**PHYSIOLAB TECHNOLOGIES LIMITED (100.0%)  
47 Butt Road, Colchester  
Essex C03 3BZ, GB**

72 Inventor/es:

**ROSE, NICHOLAS JAMES**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

**ES 2 648 048 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**

Aplicación de termoterapia y sistema de control

**Campo de la invención**

5 La invención se refiere a una aplicación de termoterapia mejorada y a un sistema de control para aplicar de forma efectiva la termoterapia a partes del cuerpo humano o de animales para reducir, aumentar o mantener la temperatura corporal en una zona de tratamiento.

**Antecedentes**

10 Se sabe que la reducción de la temperatura de una parte del cuerpo humano o de un animal mediante la aplicación de Crioterapia después de una lesión y/o cirugía reduce la hinchazón y el dolor y acelera la curación. De manera similar, el mantenimiento de una temperatura constante durante la cirugía es extremadamente importante para reducir las hemorragias internas, las contusiones y la hinchazón. Se sabe también que la crioterapia es beneficiosa como parte de un programa de entrenamiento deportivo cuando se aplica antes y después de los eventos deportivos y periodos de intensa actividad física.

15 Los estudios han mostrado que el beneficio óptimo que se obtiene enfriando y manteniendo la temperatura corporal se consigue reduciendo la temperatura en el área afectada tan pronto como sea posible después de que se haya producido la lesión o haya comenzado la cirugía. Los estudios también han revelado que aplicando simplemente de manera extensiva temperaturas bajas a un área objetivo no se consigue el efecto de enfriamiento óptimo y puede ser dañino para el paciente ya que ello causa la aparición de quemaduras frías o congelación.

20 Los métodos conocidos para efectuar la reducción de temperatura localizada de varias partes del cuerpo humano requieren el uso de almohadillas de enfriamiento voluminosas e incómodas, paquetes de hielo, geles congelados y similares. Un problema de tales métodos de reducción rápida de la temperatura corporal es que la velocidad a la que se reduce la temperatura del cuerpo es baja. Un problema más es que debido a esta baja velocidad de reducción de temperatura corporal, se tiende a que sean aplicadas temperaturas excesivamente bajas en la zona de lesión en un intento de conseguir una velocidad más rápida de reducción de temperatura y hacer el tratamiento más efectivo. Un problema más es que cuando son colocados paquetes de hielo y similares en la zona de lesión, el hielo empieza a fundirse y a proporcionar un cambio constante e incontrolable de temperatura.

25 Se sabe que la principal causa del retraso e ineficacia de la transferencia de calor es debida al área "real" extremadamente pequeña de contacto a nivel microscópico entre el aplicador y la zona de tratamiento. Los estudios han mostrado que el área "real" de contacto es menor de aproximadamente el 5% del área total sobre la que puede ocurrir la transferencia de calor óptima, el resto del área está formada por separaciones de aire. La concentración del flujo de calor en los puntos de contacto crea "puntos calientes" que aumentan la temperatura localizada y funden el paquete de hielo o gel circundante.

30 El solicitante ha observado que los beneficios potenciales totales de la Crioterapia no están siendo explotados mediante los aparatos conocidos para la aplicación rápida de enfriamiento.

35 El solicitante ha observado también que para mejorar la eficiencia de transferencia de calor entre un aplicador y la zona de tratamiento, existe la necesidad de una interfaz mejorada entre el aplicador y la zona de tratamiento que se adapte íntimamente a los contornos del área del cuerpo del paciente que se somete a tratamiento con el fin de maximizar el área de contacto real entre el aplicador y la zona de tratamiento. El inventor ha observado anteriormente que la conductividad térmica de la interfaz debe ser elevada y las barreras para la transferencia de calor deben ser minimizadas con el fin de optimizar la eficiencia de la transferencia de calor y con ello permitir que sea aplicado el máximo efecto de enfriamiento en el espacio de tiempo más corto.

La solicitud de patente de Reino Unido N° GB0416879.5 describe un dispositivo que trata estas cuestiones.

45 El documento US 2007/0016270 A1 (Stelea et al) describe una almohadilla de intercambio de calor aplicada externamente con tres capas estratificadas juntas, una capa no conductora interior y exterior y una capa conductora intermedia. En el caso de una ruptura en la capa interna, el refrigerante entra en contacto con la capa conductora y establece un cambio de impedancia que es enviado mediante un sistema de medida/detector de impedancia.

El documento GB 2 418 614 A (Nicholas Rose) describe un paquete de enfriamiento para acelerar y facilitar la curación y aliviar el dolor después de la lesión que comprende una capa conformable formada por un compuesto de un material elastómero y partículas térmicamente conductoras.

50 El documento US 2007/0282282 A1 (Wong) describe un dispositivo médico para el ojo, para utilizar en aplicaciones de hipotermia o hipertermia, el control de presión interocular y la aplicación de modalidades de tratamiento.

El documento EP 1 977 709 A1 (Tyco Health Care Group, LP) describe una almohadilla de retorno para utilizar con un sistema electroquirúrgico que incluye una capa de contacto para acoplarse a la piel del paciente, una capa conductora dispuesta en la capa de contacto y una capa calentada configurada para calentar la almohadilla de

retorno. El tamaño y la colocación de la capa conductora afecta a la impedancia de las distintas trayectorias de corriente dentro del dispositivo.

### Sumario de la invención

5 La invención en un primer aspecto proporciona un aplicador para aplicar termoterapia a una parte del cuerpo humano o de un animal, como está definido en la reivindicación independiente 1 a la que se debería hacer referencia a continuación.

Las características preferidas de los distintos aspectos de la invención en sus distintos aspectos se establecen en las reivindicaciones dependientes a las que se debería hacer referencia a continuación.

10 La invención en un primer aspecto proporciona un aplicador mejorado para aplicar termoterapia, que tiene una capa de soporte eléctricamente conductora para soportar la capa de interfaz, y para recibir una señal eléctrica procedente de un sistema de control. Esto hace posible que la capa de soporte sea activada mediante una corriente eléctrica desde un sistema de control. Esto es ventajoso porque las moléculas del material de interfaz pueden ser excitadas con el fin de aumentar el contacto molecular entre la capa de interfaz y la piel de paciente y aumentar la conductividad térmica de la capa de interfaz.

15 La capa de soporte eléctricamente conductora está ubicada dentro de la capa de interfaz, de manera que cuando la capa de soporte es activada mediante un sistema de control, las moléculas de la capa de interfaz en ambos lados de la capa de soporte son excitadas fácilmente y de forma efectiva.

20 Preferiblemente, un circuito de medida primario conecta la capa de soporte eléctricamente conductora y un conector para conectar el aplicador a un sistema de control para facilitar la transferencia de datos, por ejemplo los datos de temperatura, procedente de los sensores situados en la interfaz, al sistema de control. Preferiblemente, un circuito de accionamiento secundario conecta la capa de soporte al conector de manera que una corriente eléctrica puede pasar fácilmente directamente a la capa de soporte eléctricamente conductora desde el sistema de control.

25 Preferiblemente, una capa intermedia que tiene una pluralidad de orificios y/o una red de tubos de flujo está dispuesta en la carcasa para proporcionar una trayectoria de flujo compleja para el fluido de transferencia de energía térmica para crear un flujo de fluido turbulento para aumentar las características de transferencia térmica del fluido de transferencia y para distribuir el fluido.

### Breve descripción de las figuras

A continuación se describirá una realización preferida de la invención a modo de ejemplo, con referencia a las Figuras adjuntas, en las que:

30 la Figura 1 es una ilustración esquemática de un sistema para la aplicación de termoterapia que encarna la presente invención;

la Figura 2 es una vista superior en perspectiva de la fuente de enfriamiento de la Figura 1 para enfriar un fluido de transferencia de energía térmica;

la Figura 3 es una vista despiezada de la fuente de enfriamiento de la Figura 2;

35 la Figura 4 es una vista inferior de una piletta de calor de la fuente de enfriamiento de la Figuras 2 y 3;

la Figura 5 muestra un ejemplo del aplicador de la Figura 1 en posición de una rodilla del paciente;

la Figura 6 es una vista en perspectiva superior del aplicador de la Figura 5;

la Figura 7 es una sección transversal aumentada a través de una parte de transferencia de calor discreta del aplicador de la Figura 6;

40 la Figura 8 es una imagen aumentada de una capa de interfaz compuesta del aplicador de las Figuras 6 y 7 con una capa de soporte situada dentro de la capa de interfaz;

la Figura 9 es una ilustración aumentada de las separaciones de aire que existen en la interfaz entre la piel del paciente y los aplicadores conocidos de energía térmica.

45 la Figura 10 es una ilustración aumentada de la interfaz entre la piel del paciente y un aplicador con una capa de interfaz compuesta unida que encarna al presente invención;

la Figura 11 es una vista despiezada de una parte de transferencia de energía térmica discreta del aplicador de la Figura 5;

la Figura 12 es una vista adicional despiezada de una parte de transferencia de energía térmica discreta del aplicador de las Figuras 5 y 11;

- la Figura 13 es una vista despiezada de un aplicador de rodilla que encarna la presente invención;
- la Figura 14 muestra las capas separadas del aplicador de rodilla de la Figura 13 en el lado izquierdo y, en el lado derecho, y los patrones de unión utilizados para unir juntas las distintas capas del aplicador de las Figuras 13 y 14;
- 5 la Figura 15a es una vista aumentada de una parte del aplicador de rodilla de la Figura 13 que incluye una entrada y una salida para el fluido de transferencia de energía térmica;
- la Figura 15b es una sección transversal aumentada a través de la línea A - A' de la Figura 15a;
- la Figura 15c es una sección transversal aumentada a través de la línea B - B' de la Figura 15a;
- la Figura 16 es una vista despiezada de una capa de interfaz compuesta y una capa de soporte eléctricamente conductora;
- 10 la Figura 17 es una vista aumentada de la capa de interfaz compuesta y la capa de soporte eléctricamente conductora de la Figura 16;
- la Figura 18 es una vista adicional aumentada de la capa de interfaz compuesta y la capa de soporte eléctricamente conductora de las Figuras 16 y 17 que muestra circuitos primarios y secundarios conectados a la capa de soporte eléctricamente conductora;
- 15 la Figura 19 es una vista esquemática de un sistema de control para la conexión a un aplicador;
- la Figura 20 es una vista despiezada del sistema de control de la Figura 19 y del aplicador;
- la Figura 21 muestra una unidad de válvula para conectar el sistema de control de las Figuras 19 y 20 a un aplicador;
- la Figura 22 es una vista despiezada de la unidad de válvula de la Figura 21; y
- 20 la Figura 23 es una vista en perspectiva de un propulsor giratorio de la unidad de válvula de las Figuras 21 y 22;
- la Figura 24 es una vista lateral del propulsor giratorio de la Figura 23; y
- la Figura 25 es una vista en sección a lo largo de la línea B - B del propulsor giratorio de la Figura 24.

### Descripción detallada

- 25 Para evitar incertidumbres, cuando la siguiente descripción de las realizaciones preferidas de la presente invención se refiere a la aplicación de Crioterapia o enfriamiento para reducir la temperatura de una parte del cuerpo humano y/o para mantener la temperatura corporal reducida, se ha de observar que el sistema también se puede utilizar para la aplicación de energía térmica para aumentar la temperatura de una parte del cuerpo humano y/o para mantener una temperatura corporal elevada. El sistema también se puede utilizar para aplicar selectivamente energía térmica para variar la temperatura de una parte del cuerpo y para mantenerla a una temperatura deseada.
- 30 Además, cuando la siguiente descripción se refiere a la aplicación de enfriamiento a una parte del cuerpo o a una zona de tratamiento del paciente ésta también está destinada a cubrir parte del cuerpo de un animal y a una zona de tratamiento en un animal.
- Cuando "energía térmica" se refiere la siguiente descripción, significa que la energía térmica o cinética está a una temperatura inferior que el tejido corporal en el área de tratamiento.
- 35 Se sabe que la conductividad térmica de los materiales utilizados para proporcionar la interfaz entre el aplicador de termoterapia y la zona de tratamiento en el cuerpo tiene un efecto significativo sobre la eficiencia de la transferencia de energía térmica entre la zona de tratamiento y la fuente de energía térmica. Los factores que se sabe que afectan a la eficiencia del proceso de transferencia de energía térmica son: i) cómo es transferida la energía térmica eficientemente alejándose del aplicador; ii) cómo es liberada la energía térmica eficientemente del medio de
- 40 transferencia de energía térmica a un intercambiador de calor, iii) cómo de fácil puede ser liberada la energía térmica del intercambiador de calor, es decir, cómo de fácil la energía térmica es disipada a la piletta de calor; (iv) la impedancia térmica del aplicador y (v) el área "real" de contacto físico entre el aplicador y la zona de tratamiento. Estos factores son tratados por las realizaciones preferidas de la presente invención como se describe más adelante.
- 45 Como se muestra en la Figura 1, un sistema de termoterapia 10 para controlar la temperatura de una parte del cuerpo incluye una fuente de energía 20 para suministrar energía a un sistema, un sistema de recirculación de fluido de transferencia de energía 30 para hacer circular el fluido de transferencia de energía térmica, un sistema de enfriamiento 40 para enfriar el fluido de transferencia de energía térmica, un sistema de monitorización y control 50 para monitorizar y controlar los distintos componentes del sistema de termoterapia 10 y un aplicador 60 para aplicar
- 50 energía térmica a una parte del cuerpo.

La fuente de energía 20 puede ser una de un cierto número de tipos de fuentes de energía conocidas por los expertos en la técnica y no será por tanto descrita con detalle. Una célula de combustible es particularmente adecuada para alimentar al los componentes del sistema de termoterapia 10.

5 El sistema de recirculación de fluido de transferencia de energía 30 incluye una bomba 70 que puede ser una de un cierto número de bombas que son conocidas por los expertos en la técnica y por tanto no será descrita con detalle. El sistema de recirculación 30 incluye también un depósito 80 para almacenar un suministro de fluido de transferencia de energía térmica. La bomba 70 bombea el fluido de transferencia de energía térmica desde el depósito 80 a través del sistema de enfriamiento 40 y al aplicador 60 antes de devolverlo al depósito 80.

10 El fluido de transferencia de energía térmica es preferiblemente un fluido Fluorinert no acuoso que puede ser enfriado más rápidamente que el agua y retiene la energía térmica durante más tiempo que el agua y por lo tanto proporciona transferencia de calor más eficiente de energía térmica desde el sistema de enfriamiento 40 al aplicador 60. Preferiblemente, el fluido de transferencia de energía térmica permanece en un estado fluido al menos en el rango de temperatura de -20 °C a +30 °C.

15 El sistema de enfriamiento 40 incluye una fuente de enfriamiento 90 mostrada con detalle en las Figura 2 y 3. La fuente de enfriamiento 90 incluye una carcasa que tiene secciones de carcasa superior e inferior 100 y 110. Entre las secciones de carcasa 100 y 110 esta la piletta de calor 120 mostrada con más detalle en la Figura 4. La piletta de calor 120 tiene una pluralidad de salientes 130 que sobresalen desde una placa 140. Los salientes 130 están generalmente en una formación de matriz ordenada pero al menos algunos tienen forma irregular y/o al menos algunos están situados de forma irregular con relación a otros salientes, de manera que algunos de los salientes 130 están desalineados respecto a la configuración de matriz generalmente ordenada.

20 Dado la secciones de carcasa superior e inferior 100 y 110 están cerradas juntas alrededor de la piletta de calor 120, los salientes 130 de la piletta 120 son recibidos dentro de los canales 180 en la sección de carcasa inferior 110. Una obturación 190 está dispuesta entre la sección de carcasa 110 y la piletta de calor 120 para evitar que el fluido se escape cuando las secciones de carcasa superior e inferior 100, 110 se unen. Los canales 180 están dispuestos en la sección de carcasa inferior 110 para proporcionar una trayectoria de flujo continua para el fluido entre una entrada 200 y una salida 210 de fuente de enfriamiento.

25 El fluido de transferencia de energía térmica que pasa a lo largo de la trayectoria de flujo es forzado a fluir alrededor de los salientes 130 y la forma irregular y/o las posiciones irregulares de los salientes 130 inducen al flujo turbulento, no laminar, del fluido de transferencia de energía térmica y aumentan la velocidad de transferencia de energía térmica desde el fluido de transferencia de energía térmica a la piletta de calor 120.

30 Preferiblemente la fuente de enfriamiento 90 funciona según el principio de enfriamiento termoeléctrico y por tanto incluye una par de placas 150, 160 conectadas a un transistor. Cuando una diferencia de potencial se aplica mediante la fuente de energía 20 a través del transistor, la temperatura de la placa superior 150 aumenta y la temperatura de la placa inferior 160 disminuye. La energía térmica generada en la placa 160 es transferida por conducción a través de la piletta de calor 120 a los salientes 130 para enfriar el fluido. Aletas 165 están dispuestas en la sección de carcasa superior 100, aumentando el área de superficie expuesta al aire circundante y permitiendo que el flujo de aire transporte la energía térmica alejándola de la fuente de enfriamiento 90. Un ventilador de enfriamiento 170 está dispuesto en una superficie superior de la sección de carcasa superior 100, preferiblemente entre las aletas 165 para proporcionar movimiento de aire y enfriamiento adicional de las placas 150, 160, y de la piletta de calor 120.

40 Invirtiendo la polaridad del transistor, la temperatura de la placa superior 150 disminuye y la temperatura de la placa inferior 160 aumenta, de manera que la energía térmica generada en la placa 160 es transferida por conducción a través de la piletta de calor 120 a los salientes 130 para calentar el fluido.

45 Como se muestra en la Figura 5, el aplicador 60 puede estar situado en una parte del cuerpo del paciente para aplicar energía térmica desde la fuente de enfriamiento 90 al paciente. El aplicador 60 también puede estar conformado para adaptarse a una parte particular del cuerpo. En la Figura 6, el aplicador 60 está hecho de un cierto número de partes de transferencia de energía térmica discretas 215, una de las cuales se muestra en sección transversal en la Figura 7.

50 En su forma más simple, el aplicador 60 consta de una bolsa a modo de cámara hecha a partir de un par de membranas de poliéster 220. Preferiblemente son de aproximadamente 12 micrómetros de espesor y están compuestas de Tereftalato de PoliEtileno. Las membranas 220 definen una cámara 230 en la que el fluido de transferencia de energía térmica puede ser hecho circular bajo presión por la bomba 70. El aplicador 60 tiene tubos de entrada y salida de fluido de transferencia de energía térmica (no mostrados) para hacer circular el fluido de transferencia de energía térmica a través de la cámara 230. Los tubos están unidos al aplicador 60 mediante conectores de tipo de encaje a presión que contienen válvulas, u otros accesorios de válvula de tipo de encaje a presión. Esto permite que aplicadores 60 de diferentes formas y tamaños que se adapten a la forma general de la parte de cuerpo particular que está siendo tratada sean conectados rápida y fácilmente al sistema de enfriamiento 40.

Una capa de interfaz 240 de material flexible, similar a gel, está dispuesta en una superficie del aplicador 60 para

entrar en contacto con la piel del paciente. La anchura de la capa de interfaz 240 es preferiblemente, pero no se limita a, entre 1,5 mm y 5 mm de espesor. Como se muestra en la Figura 8, una capa de malla de soporte 250 está dispuesta para soportar la capa de interfaz similar a gel 240. Preferiblemente, la capa de soporte 250 está colocada a través de la capa de interfaz 240. La capa de malla puede ser un tejido abierto o cerrado y se expondrá con más detalle más adelante. Una parte de la capa de soporte 250 sobresale desde la capa de interfaz 240 y está adherida o unida de otra forma a una de las membranas 220 alrededor de una parte de borde que rodea la capa de interfaz 240 para retener la capa de interfaz 240 contra una superficie de aplicador 60.

Como se muestra en la Figura 9, en ausencia de una capa de interfaz 240, existen separaciones de aire entre el aplicador 60 y la piel de paciente 260. Las separaciones de gas proporcionan una barrera para la transferencia de energía térmica efectiva y conducen a una concentración de transferencia de energía térmica o "puntos calientes" en las áreas de contacto que calientan el fluido de transferencia de energía térmica circundante. Como se muestra en los patrones de flechas de la Figura 10, la capa de interfaz compuesta especialmente formulada 240 trabaja a nivel microscópico para rellenar las separaciones de aire, con lo que se reducen las barreras al flujo de energía térmica y se optimiza la transferencia entre el aplicador de energía térmica 60 y la piel del paciente 260. Ensayos realizados por el inventor han revelado que la capa de interfaz 240 es capaz de aumentar el contacto superficial a nivel microscópico hasta veinte veces respecto a los paquetes de hielo o gel conocidos.

El solicitante ha observado que las uniones sólidas entre partículas proporcionan conductividad térmica óptima de la capa de interfaz 240 mientras que las uniones flexibles entre partículas proporcionan confortabilidad óptima de la capa de interfaz con la piel de paciente. En base a estos principios, el inventor ha desarrollado un material similar a un gel que puede ser considerado un sólido viscoelástico pero que tiene una superficie similar un fluido, pegajosa, pero seca. Esto proporciona al material una capacidad única y excepcional de adaptarse, y hacer contacto con, la superficie del cuerpo a nivel microscópico, a la vez que proporciona una interfaz altamente eficiente térmicamente entre el aplicador 60 y la piel de paciente.

La capa de interfaz 240 generalmente consta de un material compuesto que tiene una formulación de silicona de enlace cruzado que está cargada con partículas de elevada conductividad, preferiblemente micropartículas. Las partículas son preferiblemente cerámicas y pueden ser una o una combinación de Óxido de Aluminio, Nitruro de Boro, Cobre bañado el Plata y Carbono Amorfo. Sin embargo, se pueden utilizar partículas conductoras de otros materiales solas o en combinación con las partículas de otros materiales para proporcionar variación en las características de transferencia de energía térmica. Las propiedades específicas del material de interfaz 240 pueden ser controladas variando la elección del material similar a gel, las partículas altamente conductoras embebidas dentro del gel y las características de tejido y material que soporta la capa 250.

En una composición preferida, la capa de interfaz es un gel con base de Silicio cargado con partículas de Nitruro de Boro. Preferiblemente, la relación entre las partículas de gel con base de Silicio y Nitruro de Boro está comprendida entre 0,5 a 0,8 de Silicio y 0,5 a 0,2 de Nitruro de Boro. Más preferiblemente, la relación de gel con base de Silicio respecto a las partículas de Nitruro de Boro es de 0,6 a 0,7 de Silicio y de 0,4 a 0,3 de Nitruro de Boro.

Las Figuras 11 y 12 con vistas despiezadas de un cierto número de partes de transferencia de energía térmica discretas 300 del aplicador 60. Cada parte de transferencia de energía térmica 300 está definida por una bolsa similar a una cámara hecha de un par de membranas de poliéster 310 que definen una cámara para el fluido de transferencia de energía térmica. Dentro de la cámara hay una pluralidad de tubos de flujo 320 para transportar el fluido de transferencia de energía térmica emparedado entre un par de capas de interfaz similares a gel 330 hechas del mismo material que se ha descrito anteriormente con referencia a las Figuras 7 a 10.

Un circuito de distribución de fluido de transferencia de energía térmica incluye tuberías de flujo 335 que pasan entre las partes de transferencia de energía térmica 300 y envían el fluido de transferencia de energía térmica a una entrada de cada parte de transferencia 300. Un circuito de fluido de transferencia de energía térmica frío 340 y caliente 350 pasan alrededor de un perímetro interno de la cámara definida por las membranas 310 y están en comunicación de fluido entre sí mediante la red de tubos de flujo 320. Los tubos de flujo 320 permiten que el fluido de transferencia de energía térmica relativamente más frío fluya bajo presión desde el depósito 80 y entre en el circuito de fluido frío 340 en la entrada de cada parte discreta 300 para fluir a través de un lado de la parte de transferencia de energía térmica al otro y al interior del circuito de fluido de transferencia de energía térmica 350. El fluido de transferencia de energía térmica fluye entonces fuera desde una salida de cada parte discreta 300 a las tuberías de flujo 335 y es devuelto al depósito 80.

La pluralidad de tubos de flujo 320 distribuyen el fluido de transferencia de energía térmica a través de un área tan grande como sea posible de la cámara y preferiblemente a través de sustancialmente todo el área de la cámara de cada parte de transferencia de energía térmica 300, de manera que la transferencia de energía térmica entre el fluido de transferencia de energía térmica y la zona de tratamiento se produce uniformemente sobre cada parte de transferencia de energía térmica 300. Sin embargo, variando el número y el patrón de los tubos de flujo 320 sobre cada parte discreta 300 y/o variando el número y patrón de tubos de flujo de una parte discreta 300 a la siguiente, las propiedades de transferencia de energía térmica del aplicador 60 se pueden controlar de manera que el enfriamiento es aplicado a diferentes velocidades a través del área de contacto entre el aplicador 60 y la zona de tratamiento.

Uno o más medios para restringir el aplicador 60 pueden estar provistos para inducir a que el aplicador 60 adopte cierta forma y se adapte más íntimamente a la forma de la parte particular del cuerpo que está siendo tratada. El patrón del tejido de la capa de malla 250 puede ser modificado en diferentes partes del aplicador 60 para formar una forma que se adapte más íntimamente a la parte del cuerpo, tal como por ejemplo un tubo para rodear un brazo o una pierna del paciente.

Las tiras, bandas o tubos elásticos, una envuelta de material Nylex® o tiras delgadas de un fijador de gancho y bucle tal como Velco® pueden alternativamente o adicionalmente estar dispuestas para dar forma y restringir al aplicador 60 alrededor de la parte del cuerpo a la que se va a aplicar la termoterapia. Uno o más bolsillos 255 (véase la Figura 7) o canales está o está dispuestos en el lado opuesto del aplicador 60 de la capa de interfaz 240 de manera que puede ser aplicada presión de aire a través del bolsillo para empujar al aplicador 60 y unir la capa de interfaz 240 en contacto con la zona de tratamiento.

En una realización alternativa más, un elastómero dieléctrico está suspendido dentro de un bolsillo 255, relleno de fluido en el lado opuesto del aplicador 60 a la capa de interfaz 240. Cuando el elastómero es activado mediante una corriente eléctrica aplicada, el volumen de la envoltura disponible respecto al fluido se reduce por tanto el fluido ejerce presión hacia fuera haciendo que la bolsa se adapte de forma más efectiva a la superficie del cuerpo bajo tratamiento.

Volviendo a la Figura 1, el sistema de monitorización y control 50 es alimentado por la fuente de energía 20 y está conectado al aplicador 60, a la bomba 70 y a la superficie de enfriamiento 90. El sistema de monitorización y control 50 recibe los datos de temperatura procedentes de los termistores situados en la zona de tratamiento y permite que se realicen ajustes en la temperatura en la zona de tratamiento como se describe con más detalle más adelante.

Un ejemplo de una construcción preferida de un aplicador 400 para utilizar en una rodilla de paciente se muestra en la Figura 13. El aplicador de rodilla 400 está construido a partir de un cierto número de capas. Una capa fría 410 y una capa caliente 420 están situadas en lados opuestos de una capa intermedia 430. La capa intermedia tiene una pluralidad de orificios 440 que se muestra a modo de ejemplo en las Figuras 13 y 14 como ranuras rectangulares. El patrón y forma de los orificios 440 no están destinados a limitarse a ranuras, y se podrían utilizar otras formas y ubicaciones de orificios también, por ejemplo orificios o recortes circulares.

Las capas fría y caliente 410 y 420 están unidas alrededor de su perímetro a los lados opuestos de la capa intermedia 430 mediante, por ejemplo, una línea de soldadura u otra unión adecuada 450 para formar una bolsa sellada en ambos lados de un orificio de rodilla central. Cuando el aplicador está fijado, el orificio de rodilla encaja en la rodilla del paciente y las bolsas selladas entran en contacto con los lados de la rodilla. Una capa de interfaz similar a gel 240 con la capa de malla de soporte 250 está soldada o unida de otro modo a la superficie exterior de la capa caliente 420 para proporcionar una interfaz entre el aplicador y la rodilla del paciente.

La capa fría 410 y la capa caliente 420 están también unidas, por ejemplo mediante soldadura, a los lados opuestos de la capa intermedia 430 para definir un patrón de canales de flujo. Como se muestra en la Figura 14, la línea de soldadura 460 une la capa fría 410 a la capa intermedia 430 y la línea de soldadura 470 une la capa caliente 420 a la capa intermedia 430. Esto proporciona una trayectoria de flujo plana continua y serpenteante entre cada una de las capas fría y caliente y la capa intermedia. Las capas fría y caliente 410 y 420 están soldadas a las capas intermedias 430 en una posición tal que las trayectorias de flujo recubren los orificios 440 en la capa intermedia. Esto proporciona una trayectoria de flujo tridimensional para que el fluido de transferencia de energía térmica pase a través de la capa intermedia.

Como se muestra generalmente en las Figuras 15a, 15b y 15c, el fluido de transferencia de energía térmica fluye bajo presión desde una entrada 480 en la trayectoria de flujo definida entre la capa fría 410 y la capa intermedia 430, a través de los orificios 440 en la capa intermedia 430 y en la trayectoria de flujo definida entre la capa caliente 420 y la capa intermedia 430. El fluido también puede pasar de nuevo a través de los orificios aguas abajo en la capa intermedia y volver a la trayectoria de flujo definida entre la capa fría 410 y la capa intermedia 430. El fluido de transferencia de energía térmica abandona el aplicador a través de la salida 490 para volver al depósito 80.

Durante el funcionamiento, la bomba de circulación 70 bombea el fluido de transferencia de energía térmica desde el depósito 80 a una temperatura relativamente elevada, hasta la entrada 200 de la sección de carcasa inferior 110. El fluido de transferencia de energía térmica pasa a lo largo de la trayectoria de flujo continua por los canales 180 en la sección de carcasa inferior 110 y es expulsado de la salida 210 que ha sido enfriada a una temperatura inferior mediante la placa inferior 160, mantenida a una temperatura relativamente menor. La polaridad de la corriente continua aplicada a las placas 160, 170 puede ser controlada y modificada por el operador según se requiera utilizando el controlador del sistema de monitorización y control 50 para cambiar la temperatura de la placa inferior 160 y por tanto cambiar la temperatura del fluido de transferencia de energía térmica que sale de la salida 210.

Los salientes con forma irregular y/o situados de forma irregular 130 perturban el flujo del fluido de transferencia de energía térmica cuando fluye a lo largo de la trayectoria de flujo dispuesta por los canales 180. Esto induce flujo turbulento del fluido de transferencia de energía térmica que excita las moléculas de fluido de transferencia de energía térmica y fuerza a las moléculas a colisionar unas con otras. Las colisiones generan y radian energía

térmica adicional que es absorbida por la temperatura relativamente baja que envuelve la fuente de energía térmica 90. El abanico de ventilación 170 hace circular en aire pasadas las aletas 160 y radia el calor al aire más frío circundante. La fuente de enfriamiento 90 proporciona una rápida y controlable transferencia de energía térmica desde la placa de temperatura inferior 160 de la fuente de enfriamiento 90 al fluido de transferencia de energía térmica más de temperatura más elevada que entra en la entrada 200.

Con referencia al aplicador 60 mostrado en las Figuras 11 y 12 y construido a partir de un cierto número de partes de transferencia de energía térmica discretas 300, el fluido de transferencia de energía térmica que sale de la fuente de enfriamiento 90 a una temperatura relativamente más fría es bombeado bajo presión por la bomba 70 a lo largo de la línea de flujo (no mostrada) hasta una entrada del aplicador 60. El fluido de transferencia de energía térmica fluye entonces a través de las tuberías de flujo 335 hasta una entrada de cada una de las partes discretas 300 y al circuito de fluido frío 340. El fluido pasa a través del circuito de fluido 340 y a lo largo de la red de tubos de flujo al circuito de fluido caliente 350. Dado que el fluido de transferencia de energía térmica a una temperatura relativamente baja fluye a través de los tubos de flujo 320, la superficie del cuerpo en contacto con las partes discretas 300 es enfriada y la energía térmica es transportada por el fluido fuera de la zona de tratamiento. El fluido de transferencia de energía térmica que sale del circuito de fluido caliente a una temperatura relativamente más alta pasa entonces de nuevo a lo largo de las tuberías de flujo 335 y es devuelto al depósito 80 a través de la línea de retorno (no mostrada).

Con referencia al aplicador de rodilla 400 mostrado en la Figura 13 a 15c, el fluido de transferencia de energía térmica es bombeado por la bomba 70 a lo largo de una línea de flujo (no mostrada) a la entrada del aplicador 480 a una temperatura relativamente baja y circula a través de una trayectoria de flujo de tres dimensiones definida por el patrón de soldadura entre la capa fría 410 y la capa intermedia 430 y entre la capa caliente 420 y la capa intermedia 430. El fluido de transferencia de energía térmica es distribuido sustancialmente a través del área total de cada una de los pares de bolsas selladas formadas entre las capas fría y caliente 410, 420 para maximizar la transferencia de energía térmica entre el aplicador 400 y el área de tratamiento. La trayectoria de flujo compleja tridimensional a través de los orificios 440 en la capa intermedia 430 perturba el flujo del fluido de transferencia de energía térmica con lo que se libera energía térmica adicional y se mejora la eficiencia de la transferencia de energía térmica entre el fluido de transferencia de energía térmica y el área de tratamiento. El fluido de transferencia de energía térmica que sale de la salida del aplicador 490 a una temperatura relativamente alta es entonces devuelto a través de una línea de retorno (no mostrada) al depósito 80.

Si el sistema de termoterapia 10 está conectado al aplicador 60 o al aplicador de rodilla 400, la temperatura del fluido de transferencia de energía térmica que entra en el aplicador es monitoreada y controlada por un microprocesador en el controlador del circuito de monitorización y control 50. El microprocesador recibe los datos de temperatura procedentes de los sensores situados a ambos lados de la capa de interfaz 240 y procedentes de la entrada de fluido de enfriamiento y la salida del aplicador. Los datos de temperatura hacen posible que el microprocesador ajuste los parámetros de funcionamiento del sistema de enfriamiento 40 para modificar la temperatura del fluido de transferencia de energía térmica y por tanto la temperatura de la zona de tratamiento. El microprocesador puede realizar ajustes a una o más de la temperatura del fluido de transferencia de energía térmica que sale de la fuente de enfriamiento, la presión de bomba de circulación, el caudal del fluido de transferencia de energía térmica pasado los salientes 130 y la piletta de calor 120 y la velocidad de circulación de aire en la fuente de enfriamiento efectuada por el ventilador de enfriamiento 170 para afectar a la temperatura de la zona de tratamiento.

La descripción anterior se refiere a la construcción y funcionamiento de un sistema de termoterapia básico 10 que se puede utilizar con un aplicador 60 o un aplicador de rodilla 400 para administrar la termoterapia. El inventor ha observado también que un factor clave en la mejora de la eficiencia de la transferencia de energía térmica entre un aplicador y una zona de tratamiento es la capacidad de controlar de forma precisa y manipular el comportamiento de las moléculas que forman la interfaz entre el aplicador y la zona de tratamiento, así como las moléculas del fluido de transferencia de energía térmica. El inventor ha observado que los aparatos conocidos para la aplicación de termoterapia no proporcionan tal control y manipulación activos del comportamiento de molécula y como tales, son incapaces de optimizar la aplicación de termoterapia.

Ha sido por tanto desarrollado un sistema de termoterapia alternativo 600 (véase la Figura 17) que usa una corriente eléctrica de alta frecuencia modulada para manipular el comportamiento de las moléculas del fluido de transferencia de energía térmica y el material de interfaz. El sistema se describirá a continuación con detalle.

Como se muestra generalmente en las Figuras 16 a 18, una capa de malla de soporte eléctricamente conductora 510 tejida a partir de hebras metálicas soporta una capa de interfaz 500. Preferiblemente la capa de soporte 510 está situada dentro de la capa de interfaz 500 en una posición intermedia. La capa de malla metálica 510 proporciona soporte para la capa de interfaz flexible, similar a un gel 500 y proporciona un medio eléctricamente conductor a través del material de interfaz 500. Una lámina eléctricamente conductora, delgada, llena de orificios puede ser utilizada alternativamente como capa de soporte 510, sin embargo, una construcción tejida es ventajosa ya que ofrece flexibilidad y conformabilidad mejoradas de la capa de interfaz 500.

Preferiblemente el tejido es un tejido abierto. Más preferiblemente, el tejido está dentro del rango de aproximadamente el 5% al 25% de área de material al 95% al 75% de área abierta o intersticial. Sin embargo, el



tejido puede ser modificado para alterar las propiedades constructivas de la capa de soporte y puede estar más cerca en algunas áreas que el otras, como se describe con más detalle más adelante.

5 Preferiblemente, la capa de soporte 510 está hecha de un alambre fino de acero maraging, teniendo el alambre un contenido en Níquel de aproximadamente un 10% a un 25%. Más preferiblemente, el alambre tiene un contenido de Níquel de aproximadamente un 15% a un 20%.

10 Los termistores están unidos a la capa de soporte metálica 510 los cuales miden la temperatura de la capa de interfaz 500 sustancialmente a través de toda la zona de tratamiento. Un circuito primario 520 está conectado a la capa de soporte para transmitir los datos de temperatura desde los termistores para que sean transmitidos a un controlador, como se describe con más detalle más adelante. Un circuito secundario, de accionamiento 530 está separadamente conectado a la capa de soporte 510 y hace posible que una corriente eléctrica de frecuencia elevada modulada sea aplicada a través de la capa de malla 510 para afectar al comportamiento de las moléculas de la capa de interfaz 500 como se describe con más detalle más adelante.

15 Un sistema de monitorización y control 605 está dispuesto para la conexión a un aplicador adecuado 610 como se muestra en las Figuras 19 y 20. El aplicador 610 tiene la misma construcción en capas que el aplicador de rodilla 400 aunque se puede utilizar para aplicar tratamiento a una parte alternativa del cuerpo. El sistema de control 605 incluye una fuente de energía 620 que puede ser una de un cierto número de fuentes de energía conocidas, tales como una célula de combustible, para proporcionar un suministro de corriente para activar la capa de soporte eléctricamente conductora 510. El sistema de control 605 incluye también un controlador 630 para controlar los distintos componentes del sistema, un oscilador 640 para producir una corriente de alta frecuencia modulada y una  
20 unidad de válvula 650 para conectar el sistema de control 605 al aplicador 610 y controlar el flujo de fluido de transferencia de energía térmica a través del aplicador 610. El controlador 630 está conectado a una fuente de energía 620, al oscilador 640 y a la unidad de válvula 650. La unidad de válvula 650 está también conectada al oscilador 640 y a la fuente de energía 620.

25 La unidad de válvula 650 y el oscilador 640 forman una bomba de cambio de fase. La bomba de cambio de fase tiene dos funciones como se describirá más adelante. La primera es agitar el fluido de transferencia de energía térmica que circula a través del aplicador 610 para enfriar el fluido por enfrenamiento por convección. La segunda función es cambiar la fase del material de interfaz que forma la superficie altamente conductora entre el aplicador 610 y la zona de tratamiento de la invención descrita más adelante.

30 La unidad de válvula 650, mostrada con detalle en las Figuras 21 y 22, incluye un alojamiento 660 para alojar un agitador 670 mostrado con más detallada en las Figuras 23 a 25. El agitador es para agitar e inducir flujo turbulento de fluido de transferencia de energía térmica que pasa a través de la unidad de válvula 650 con el fin de enfriar el fluido de transferencia de energía térmica. El agitador es preferiblemente un propulsor giratorio. Preferiblemente el propulsor giratorio comprende un disco giratorio variable de tres perfiles dimensionales que tienen aletas o paletas que se pueden unir, o formas integralmente con las aletas o paletas, tales como una turbina, impulsor, o hélice.

35 El propulsor giratorio es accionado por un acoplamiento de accionamiento magnético 680. El acoplamiento de accionamiento magnético 680 gira el propulsor giratorio 670 y permite también la oscilación axial del propulsor giratorio como respuesta a la señal de alta frecuencia, modulada generada por el oscilador 640. Una combinación de movimiento de rotación y transitorio del propulsor rotacional, tal como por ejemplo, oscilación axial, agita el fluido de transferencia de energía térmica pasado el propulsor giratorio con el fin de enfriar el fluido.

40 La unidad de válvula 650 está conectada por encaje a presión u otro tipo de conexión liberable a un conector con forma correspondiente 690 (véase la Figura 20) en el aplicador 610. Cuando la unidad de válvula 650 está conectada al aplicador 610, las conexiones 700 conectan la unidad de válvula 650 a las correspondientes conexiones 705 del circuito de medida primario 520. Esto hace posible que los datos de medida de temperatura que vana ser transmitidos desde los termistores unidos a la capa de soporte eléctricamente conductora 510 sean  
45 transmitidos al controlador 630. Las conexiones 715 también conectado el alojamiento de unidad de válvula 660 al circuito de accionamiento secundario 530 conectado de manera que se puede separar al tejido de malla metálica 510. Esto hace posible que una señal modulada de alta frecuencia generada por el oscilador 640 pase a través de la capa de soporte eléctricamente conductora 510.

50 Cuando la unidad de válvula 660 está conectada al conector 690 del aplicador 610, el fluido de transferencia de energía térmica es hecho circular mediante el propulsor giratorio 670 desde la trayectoria de flujo definida entre la capa caliente 410 y la capa intermedia 430, a través de la unidad de válvula 660 y de nuevo a la trayectoria de flujo definida entre la capa fría 410 y la capa intermedia 430. El controlador 630 puede ser programado para accionar el propulsor giratorio 670 o bien de forma continua o bien durante periodos discretos de tiempo con el fin de modificar la temperatura del fluido de transferencia de energía térmica en el aplicador 610.

55 Como se muestra en la Figura 23, el propulsor giratorio 670 tiene una pluralidad de paletas 720, comprendiendo cada paleta una o más aberturas 730 mostradas, solo a modo de ejemplo en la Figura 23, como ranuras. Aberturas de otras formas, tales como orificios circulares, o salientes a partir de paletas se pueden utilizar para proporcionar el mismo resultado como se describe con más detalle mas adelante. Dado el fluido de transferencia de energía térmica

es hecho circular pasado el propulsor giratorio 670 y gira y oscila axialmente, una parte del fluido de transferencia de energía térmica es forzada a través de las aberturas 730 lo que agita más el fluido y aumenta el efecto de enfriamiento por convección de la bomba de cambio de fase.

5 Durante el funcionamiento, el propulsor giratorio 670 de la bomba de cambio de fase hace circular el fluido de transferencia de energía térmica a través del aplicador 610. Una señal de alta frecuencia modulada es aplicada por el oscilador al acoplamiento de accionamiento magnético 660 haciendo que el propulsor giratorio 670 oscile axialmente con relación al alojamiento de unidad de válvula 660. Dado el fluido de transferencia de energía térmica es forzado a través de la unidad de válvula 660 mediante las paletas 720, una parte del fluido es forzada a través de las aberturas 730. Esto agita y perturba el fluido de transferencia de energía térmica para producir flujo turbulento y  
10 crea microburbujas en el fluido de transferencia de energía térmica. Las microburbujas se expanden y finalmente colapsan. Se ha encontrado que este crecimiento y colapso de las microburbujas libera energía térmica del fluido de transferencia de energía térmica y por tanto reduce la temperatura del fluido de transferencia de energía térmica mediante enfriamiento de convección.

15 El oscilador 640 conectado al controlador 630 pasa también una señal eléctrica de alta frecuencia modulada que también puede tener amplitud variable a través del circuito de accionamiento secundario 530 a la capa de soporte eléctricamente conductora 510. La señal de alta frecuencia modulada excita las moléculas de la capa de interfaz 500 lo que aumenta la capacidad de que la capa de interfaz entre en contacto a nivel molecular con la piel del paciente en el área de tratamiento. Esto aumenta la transferencia de energía térmica entre el fluido de transferencia de energía térmica y el área de tratamiento. La corriente aplicada a la capa de soporte eléctricamente conductora 510  
20 también hace que la capa de soporte vibre, lo que excita las moléculas de la capa de interfaz 500 y aumenta la transferencia de energía térmica entre la capa de interfaz y la zona de tratamiento.

La frecuencia y amplitud de la señal producida por el oscilador 640 puede ser ajustada según se requiera por el operario en una interfaz de usuario del controlador 630 o puede ser modificada de acuerdo con perfiles de tratamiento programados previamente.

25 El efecto de la señal de alta frecuencia modulada que es aplicada tanto al propulsor giratorio 670 como directamente a la interfaz 500 consiste en que la energía térmica penetra más profundamente en el tejido en la zona de tratamiento mejorando los efectos del tratamiento de Crioterapia. El sistema de termoterapia puede por tanto ser controlado de forma precisa para mantener una realización más adecuada para el tratamiento de una lesión o condición particular.

30 Un cierto número de variaciones respecto al sistema de termoterapia 600 anteriormente descrito con relación a las Figuras 17 a 25 también han sido desarrolladas y a continuación se describirán.

Un cierto número de unidades 650 puede estar conectado al sistema de control 605 permitiendo que aplicadores de forma idéntica o diferente 610 estén conectados a cada una de las unidades de válvula 650. Esto permite que el sistema sea utilizado para administrar termoterapia a dos o más partes del cuerpo del paciente simultáneamente.

35 El oscilador 640 y el propulsor giratorio 670 pueden opcionalmente estar situados remotamente respecto a la unidad de válvula 650, en cuyo caso una tubería (no mostrada) para el fluido de transferencia de energía térmica conectaría la bomba de cambio de fase al aplicador 610.

40 Un sistema de termoterapia también podría incluir la bomba de cambio de fase, además del sistema de recirculación de fluido de transferencia de energía térmica 30 y el sistema de enfriamiento 40 del sistema de termoterapia 10. En tal sistema, la bomba de cambio de fase sería utilizada para agitar un flujo continuo de fluido de transferencia de energía térmica que entra en el aplicador 610 a través de la unidad de válvula 660 desde el depósito 80 y con ello proporcionar enfriamiento adicional del fluido de transferencia de energía térmica.

45 La capa de soporte eléctricamente conductora 510 podría ser construida a partir de una aleación de memoria de forma, de manera que cuando una corriente de accionamiento pasa por el circuito secundario 530 procedente de una fuente de corriente para activar la capa de soporte eléctricamente conductora 510 cambia la forma y restringe el aplicador 610 alrededor de la zona de tratamiento, asegurando que se adapta más íntimamente a los contornos de la parte de cuerpo particular.

50 En el dispositivo de la invención, una capa de interfaz para utilizar con un aplicador 60, 400 o 610 es un coloide contenido dentro de una carcasa membranosa a través de la cual una capa de soporte está situada para soportar la carcasa membranosa y habilitarla para que se una a una superficie exterior del aplicador 610. En una forma inactivada, el coloide está en estado líquido comprendiendo partículas eléctricamente conductoras soportadas en suspensión. Cuando una corriente eléctrica pasa a la carcasa membranosa a través de una capa de soporte eléctricamente conductora mediante el circuito de accionamiento secundario 530, u otros medios de suministro adecuados, el coloide se activa, de manera que se convierte en una capa más viscosa y altamente conductora  
55 similar a un gel con propiedades de transferencia de energía térmica similares a una capa de interfaz 240 o 500 descrita anteriormente.

En una realización alternativa más, o en combinación con cualquiera de las realizaciones anteriormente

5 mencionadas, un generador de ultrasonido 740 está incluido en el sistema de control 50 o 605 (véase, por ejemplo, la Figura 19). Durante el funcionamiento, una señal de ultrasonido es hecha pasar desde el generador de ultrasonido a la capa de material de interfaz 240 o 500 a través de la capa de soporte 250 o 510 o a través de una conexión alternativa a la capa de interfaz. Una señal de ultrasonidos es entonces aplicada continuamente o en ráfagas discretas a la capa de interfaz con el fin de excitar a las moléculas del material de interfaz y aumentar la conductividad térmica de la capa de interfaz.

10 En esta, o en una realización alternativa más, la capa de interfaz 500 en una forma inactivada es un coloide que comprende un compuesto en suspensión y está contenido dentro de la carcasa membranosa soportada por una capa de soporte que está soldada o unida de otro modo a una superficie exterior del aplicador 610. Durante el funcionamiento, el material de capa de interfaz es activado mediante una ráfaga corta de ultrasonido generada por el generador de ultrasonidos 740 y se hace más viscoso y similar a un gel. La señal de ultrasonido cambia el estado del material de interfaz de un líquido transparente en el que las moléculas de dímero procedentes de las que el compuesto está formado son dobladas y autobloqueadas mediante interacciones de apilamiento aromáticos, a un gel opaco en el que la conformación es plana con los agregados interbloqueados proporciona una capa altamente conductora con propiedades similares a la capa de interfaz 240 o 500.

15

20

**REIVINDICACIONES**

- 1.- Un aplicador (650) para aplicar termoterapia a una parte del cuerpo humano o de un animal, que comprende:
- 5 una carcasa flexible (410) en la que puede circular un fluido de transferencia de energía térmica;
- un conector (700) para conectar el aplicador a un sistema de control (605);
- 10 una capa de interfaz (500) unida a una superficie exterior de la carcasa flexible para proporcionar una interfaz térmicamente conductora entre la carcasa flexible y la parte del cuerpo humano o de un animal; y
- una capa de soporte eléctricamente conductora (510) para soportar la capa de interfaz con relación a la carcasa flexible, conectada al sistema de control para recibir una señal eléctrica,
- 15 caracterizado por que la capa de interfaz es un fluido coloidal que incluye partículas eléctricamente conductoras en suspensión y contenidas dentro de una carcasa membranosas soportada por la capa de soporte eléctricamente conductora, y el coloide se puede activar como respuesta a una corriente eléctrica para hacerse más viscoso y similar a un gel.
- 20 2.- Un aplicador de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la capa de soporte eléctricamente conductora está situada dentro de la capa de interfaz.
- 3.- Un aplicador de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, que tiene un circuito de medida primario (520) que conecta la capa de soporte eléctricamente conductora al conector, de manera que los datos pueden ser enviados desde la capa de soporte eléctricamente conductora al sistema de control.
- 25 4.- Un aplicador de acuerdo con la reivindicación 1 a 3, que tiene un circuito de accionamiento secundario (530) que conecta la capa de soporte eléctricamente conductora al conector, de manera que una corriente eléctrica puede pasar a la capa de soporte eléctricamente conductora desde el sistema de control.
- 30 5.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que incluye una capa intermedia (430) a través de la carcasa, que tiene una pluralidad de orificios para permitir el flujo de fluido de transferencia de energía térmica desde un lado de la capa intermedia al otro.
- 35 6.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que incluye una red de tubos de flujo (320) situada dentro de la carcasa para dirigir el flujo de un fluido de transferencia de energía térmica a través de la carcasa para cubrir un área tan grande como sea posible de la carcasa.
- 7.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la capa de soporte eléctricamente conductora está unida a una carcasa flexible para retener la capa de interfaz con relación a la carcasa.
- 40 8.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el conector es un conector del tipo encaje a presión o de otro tipo de liberación rápida.
- 45 9.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que durante el funcionamiento, la capa de soporte eléctricamente conductora es activada mediante un sistema de control para excitar las moléculas de la capa de interfaz y aumentar la conductividad térmica de la capa de interfaz.
- 50 10.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la capa de interfaz es un elastómero hecho gel con base de Silicio cargado con partículas de Nitruro de Boro.
- 11.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la capa de interfaz se puede activar como respuesta a una señal de ultrasonido recibida desde el sistema de control para hacerse térmicamente más conductora.
- 55 12.- Un aplicador de acuerdo con la reivindicación 11, que es dependiente de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que la capa de interfaz es un coloide contenido dentro de la carcasa membranosas y que se puede activar como respuesta a una señal de ultrasonido recibida desde sistema de control para hacerse más viscoso y similar a un gel.
- 60 13.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la capa de soporte es una malla tejida de un material eléctricamente conductor.
- 65 14.- Un aplicador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el fluido de transferencia de energía térmica adecuado para la circulación a través de la carcasa es un fluido Fluorinert no acuoso.

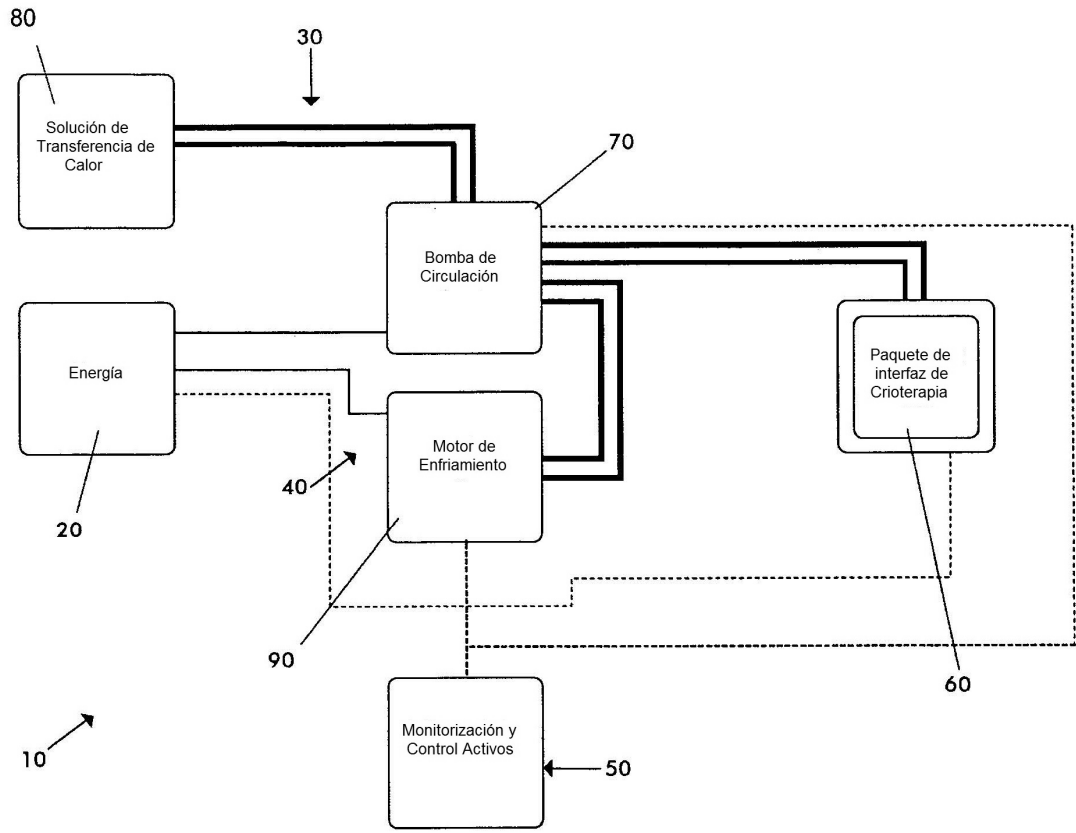


FIG. 1

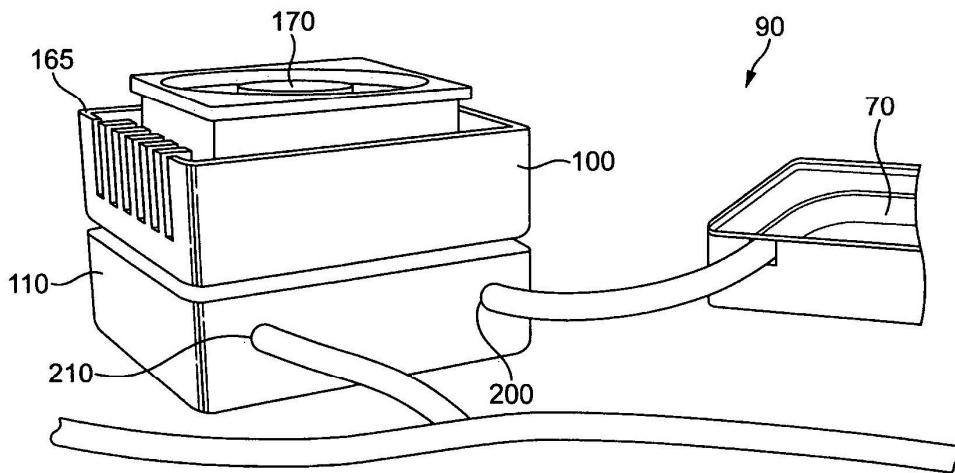


FIG. 2

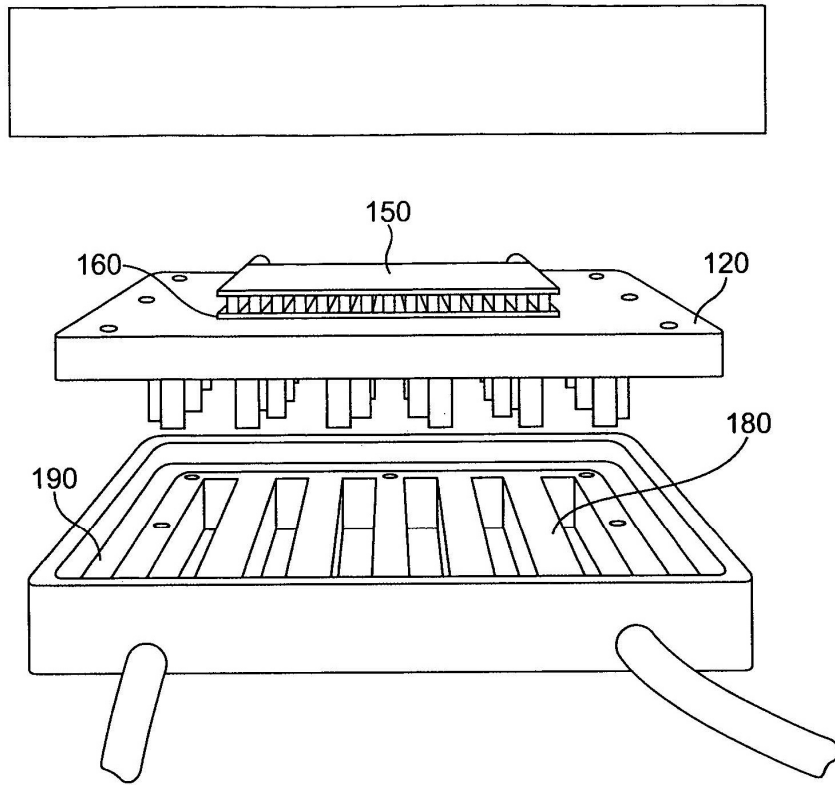


FIG.3

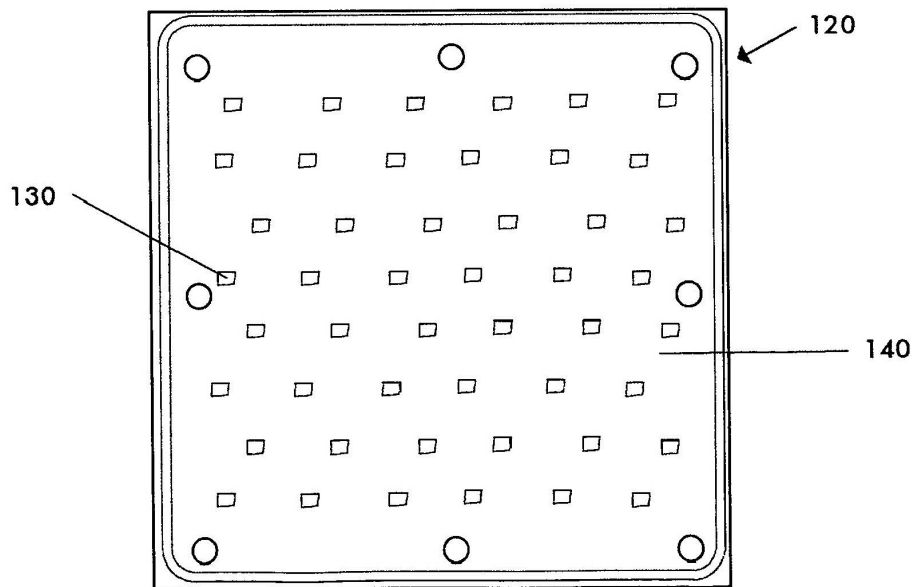


FIG.4

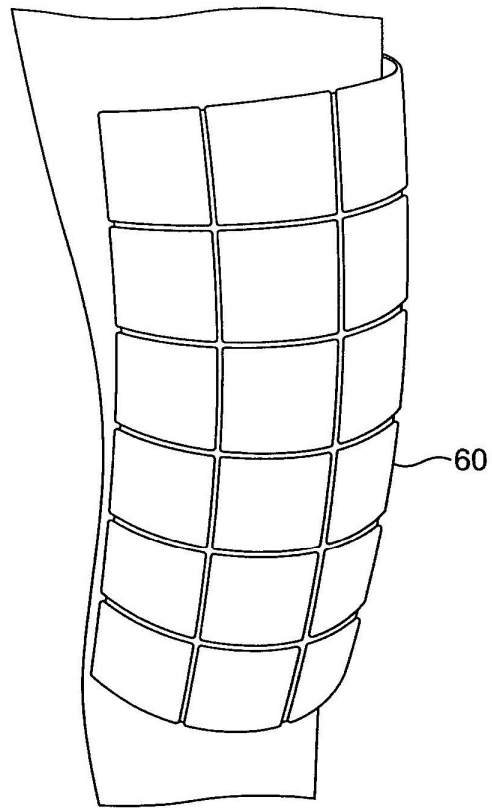


FIG. 5

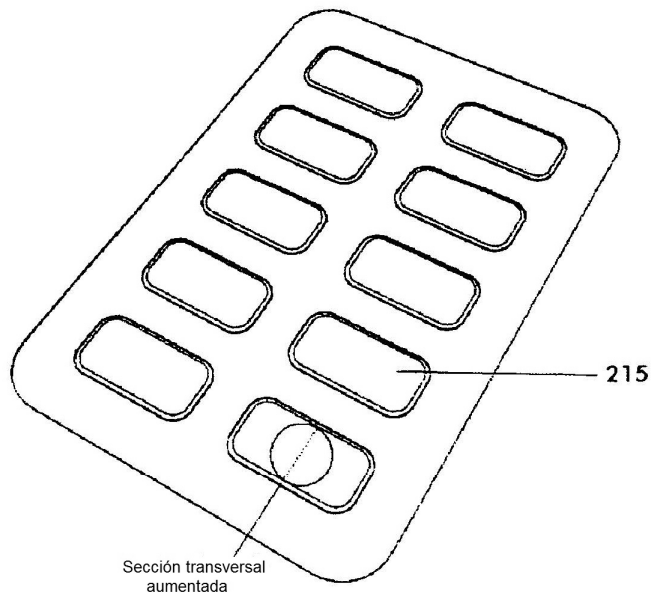


FIG. 6

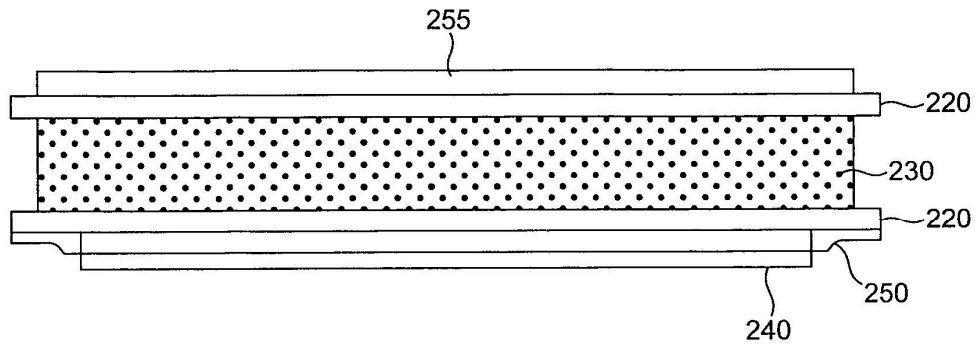


FIG.7

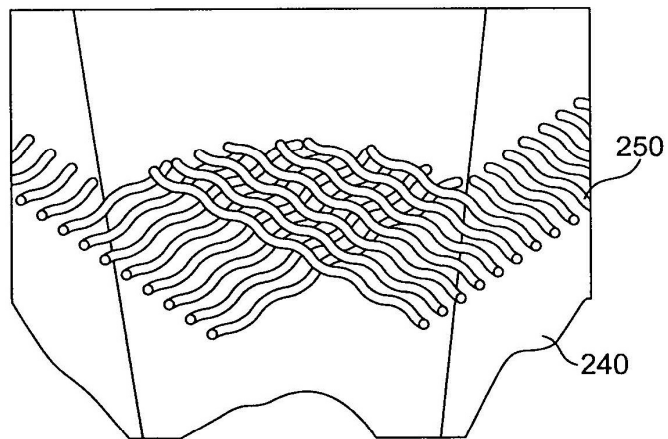


FIG 8



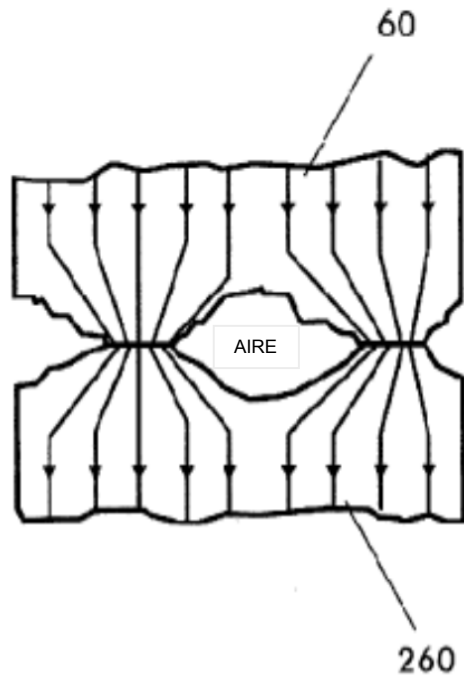


FIG. 9

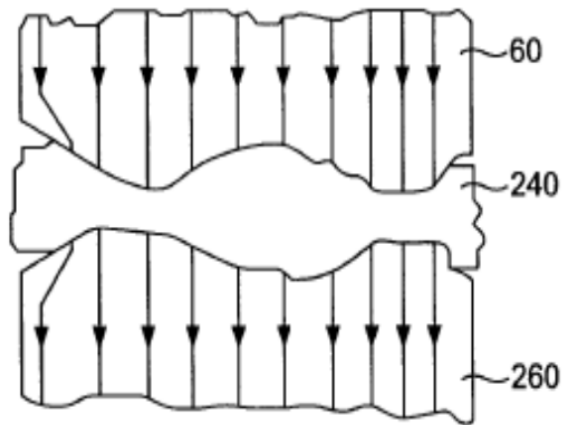


FIG. 10

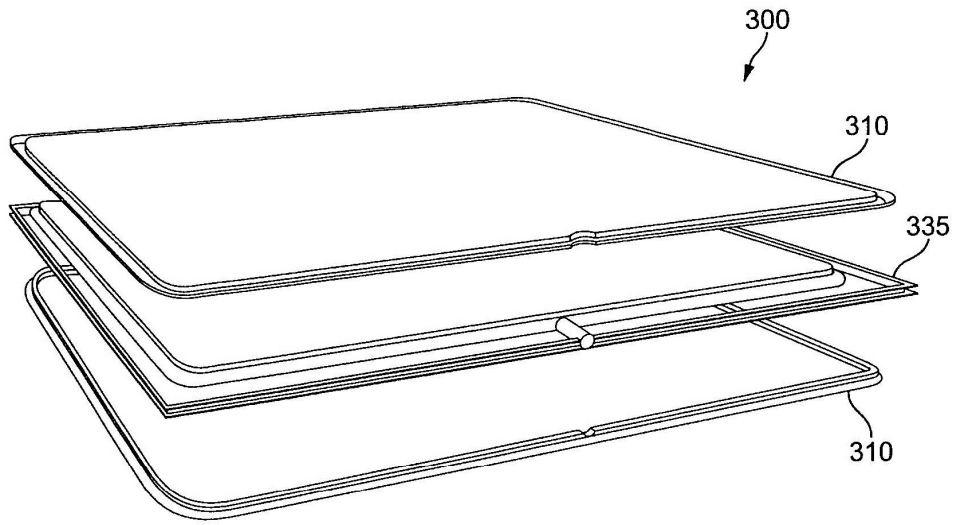


FIG. 11

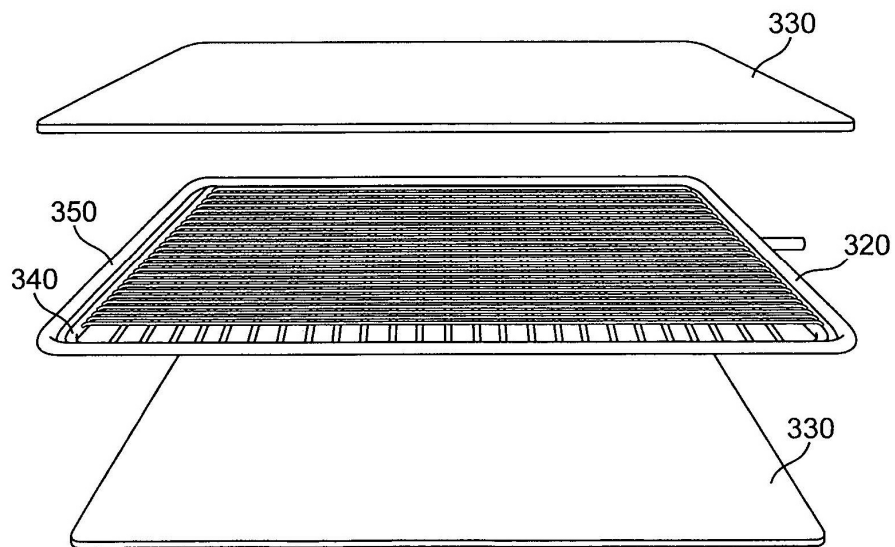


FIG. 12

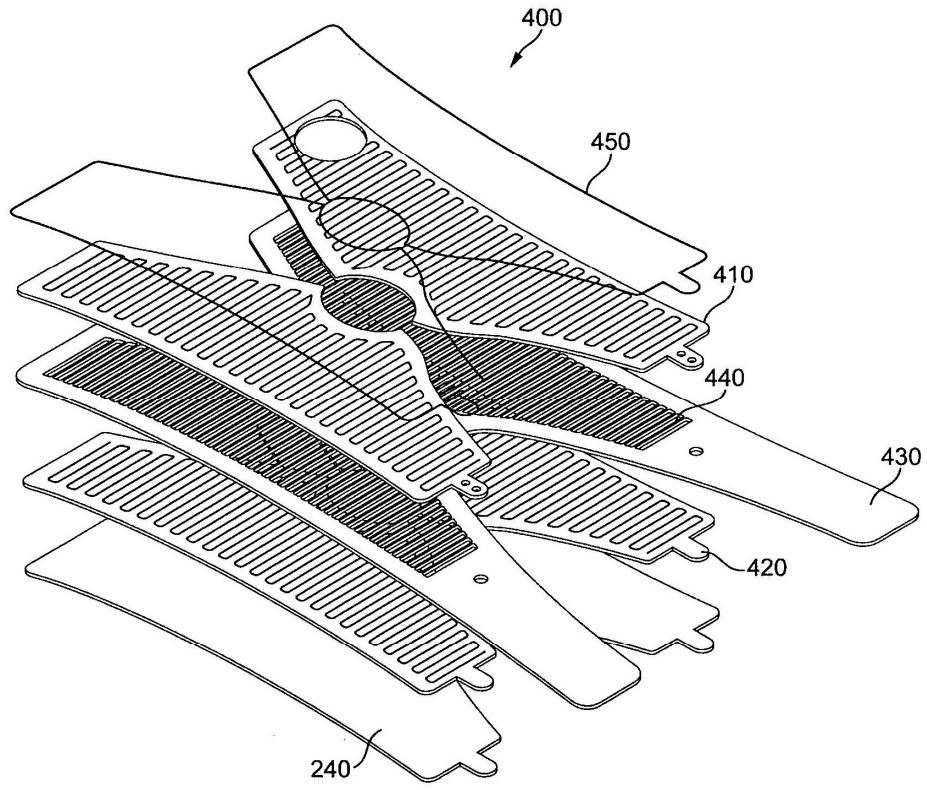


FIG. 13

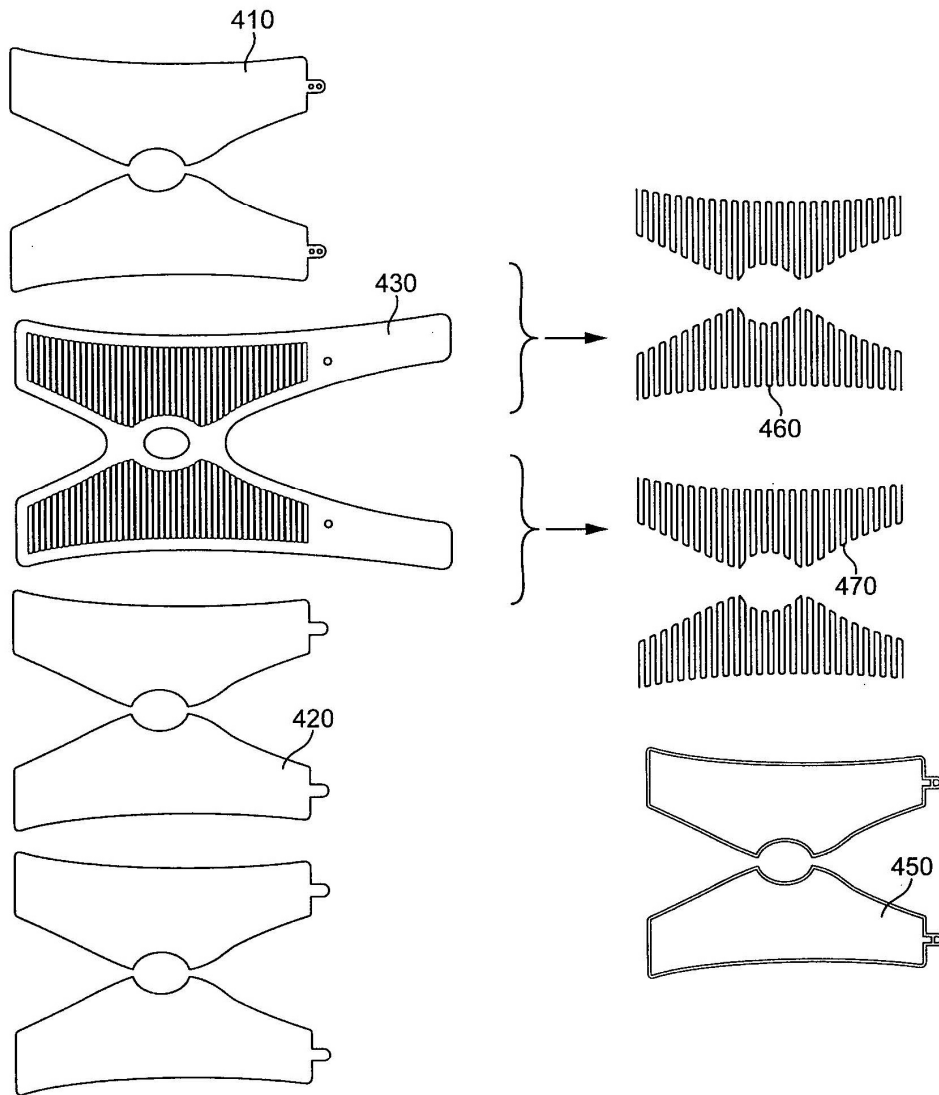


FIG.14

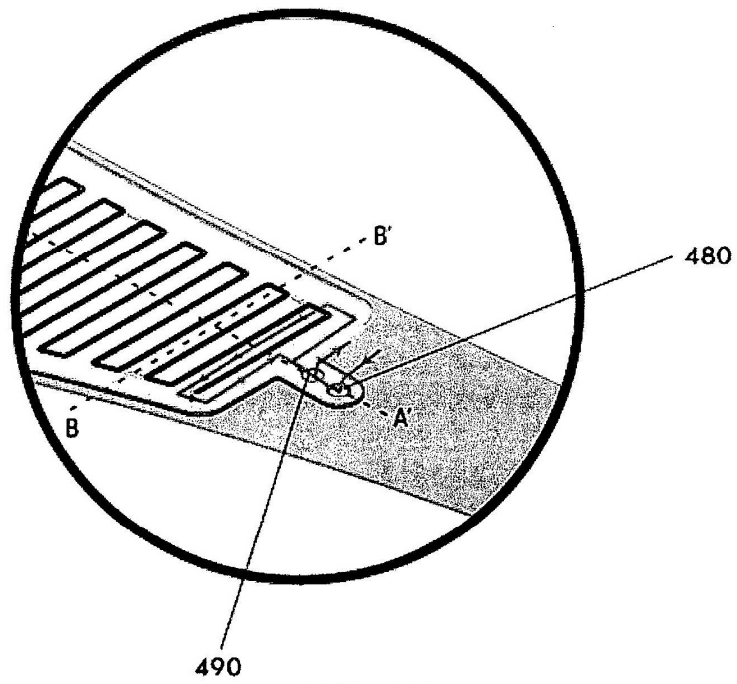


FIG. 15A

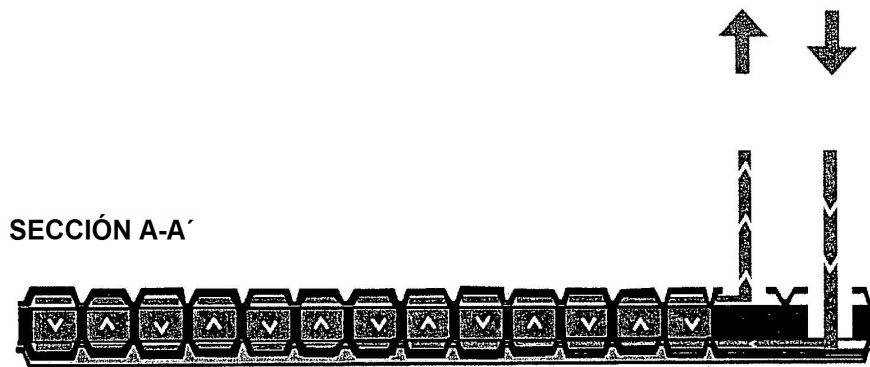


FIG. 15B



FIG. 15C

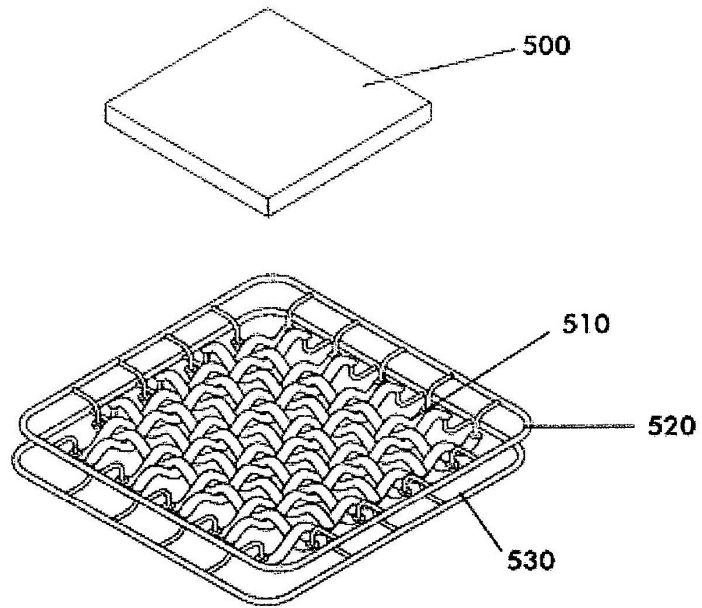


FIG. 16

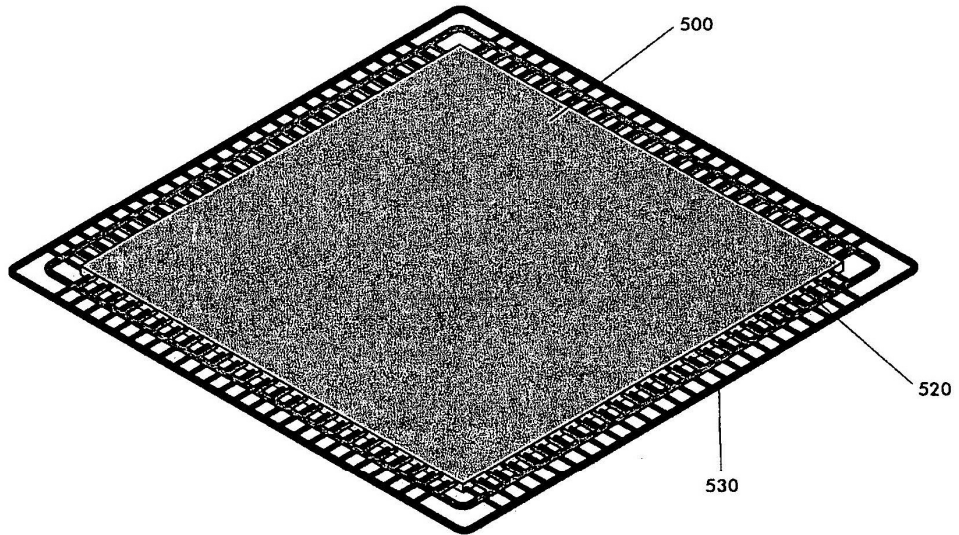


FIG. 17

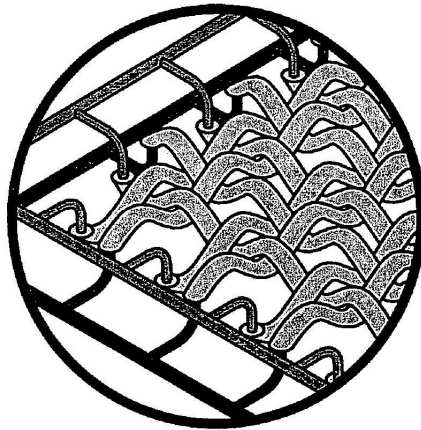


FIG. 18

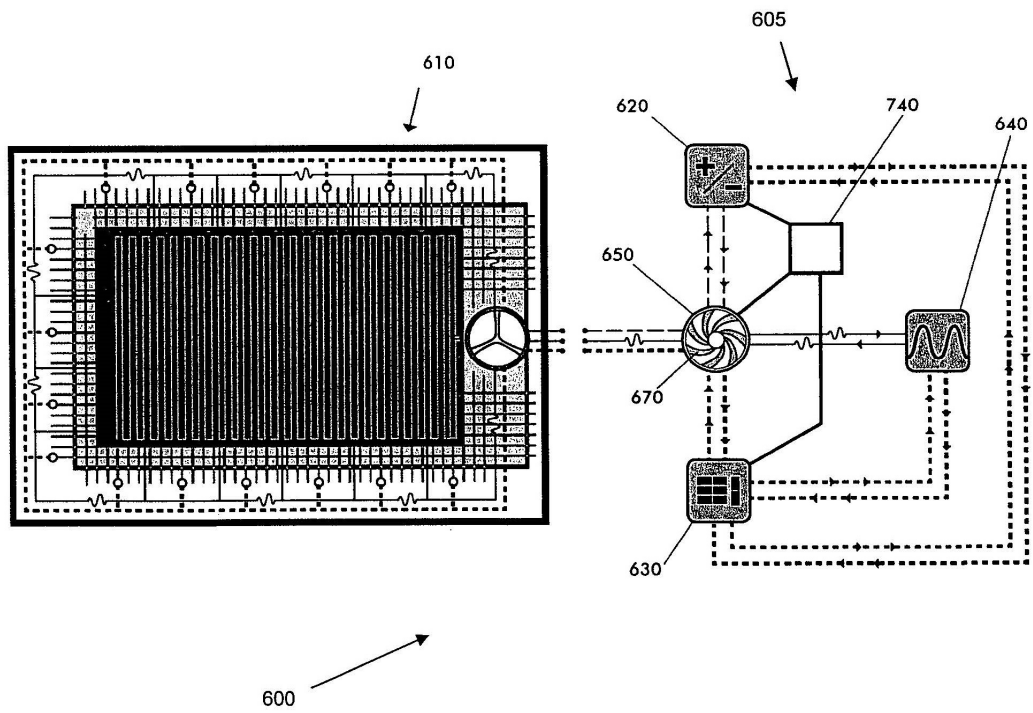


FIG. 19

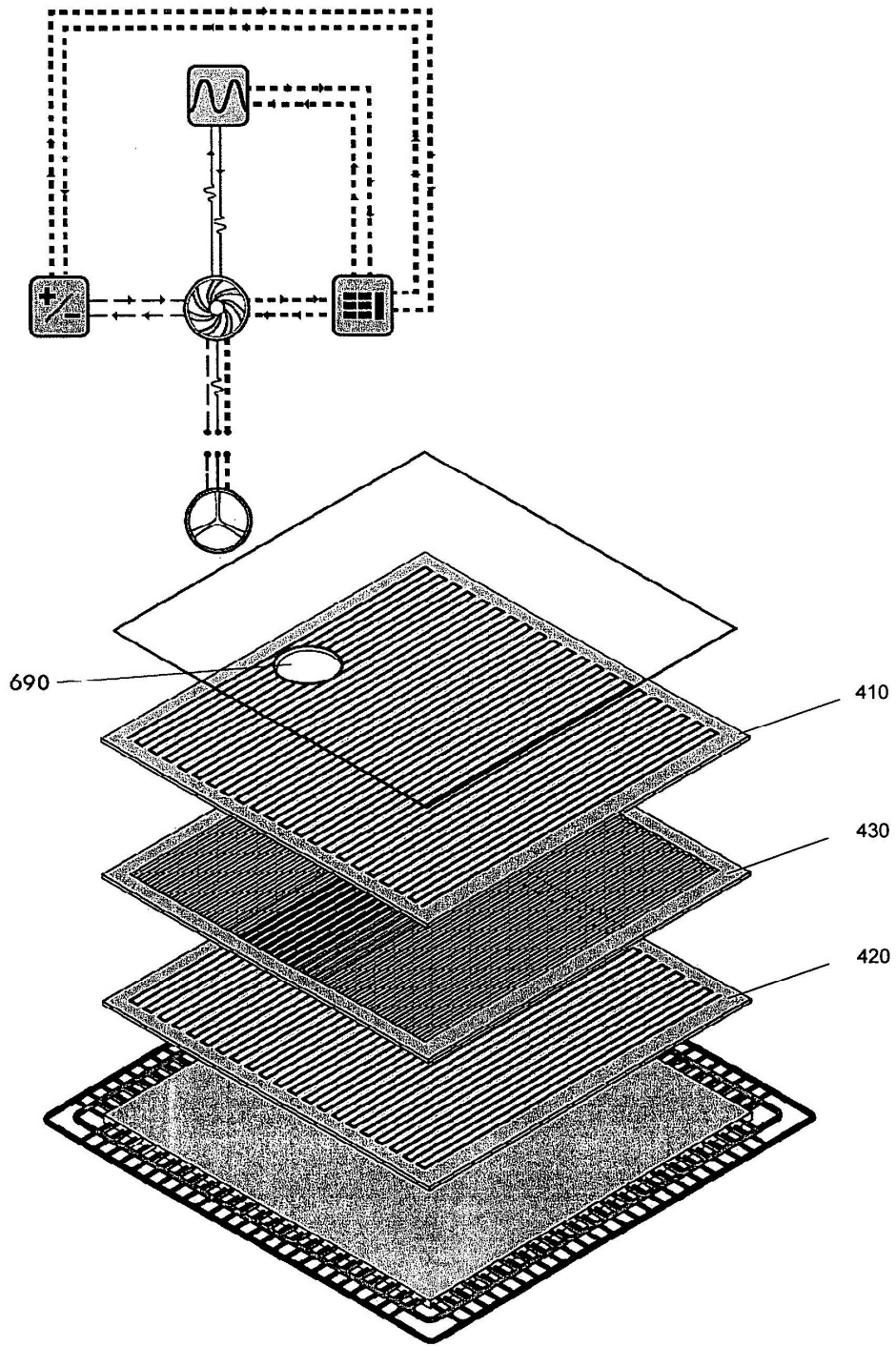


FIG.20



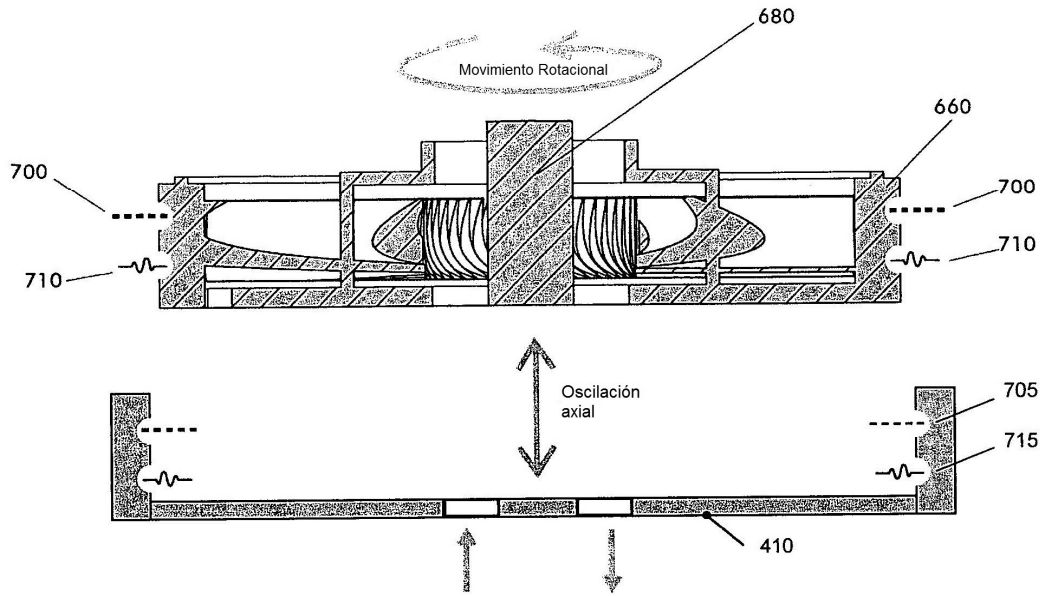


FIG.21

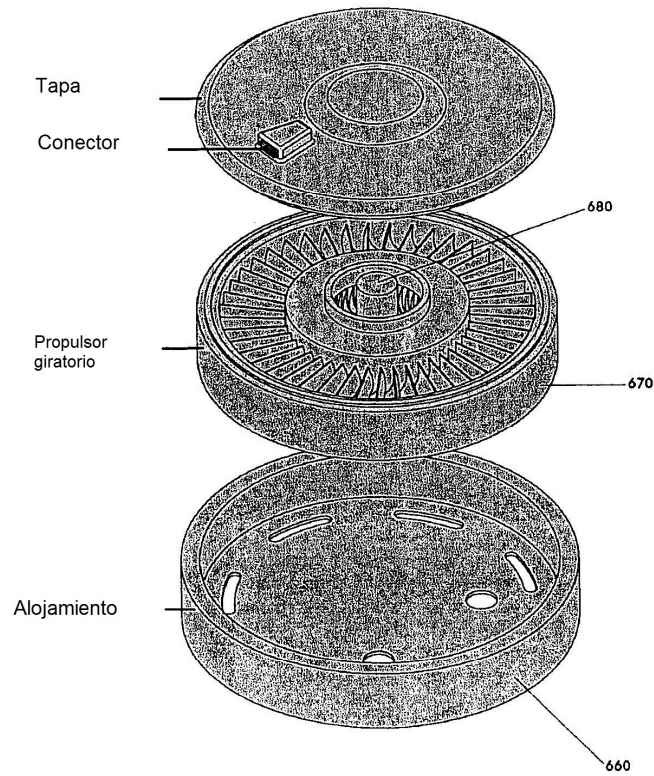


FIG.22

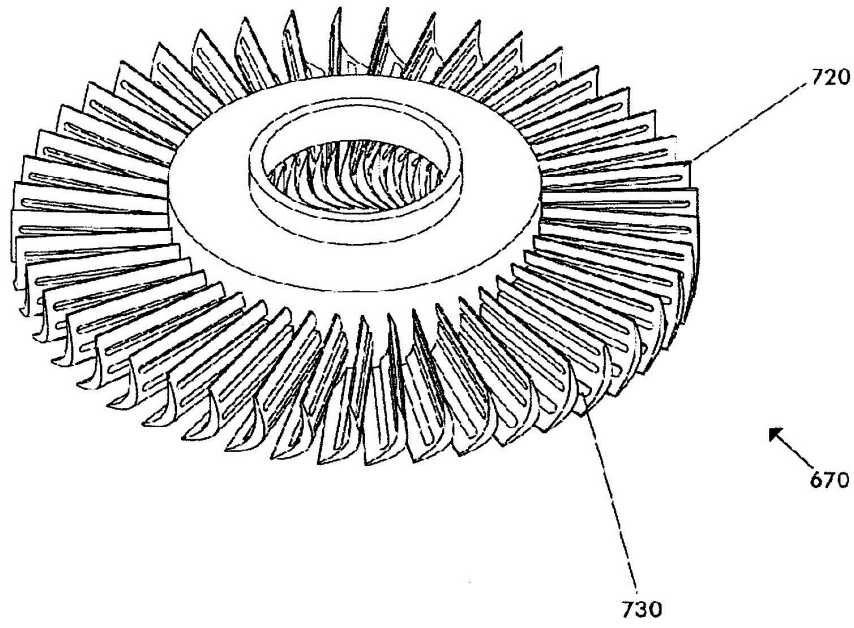


FIG. 23

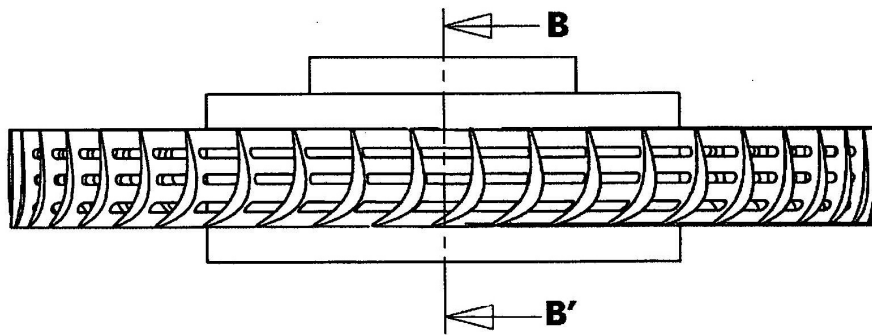
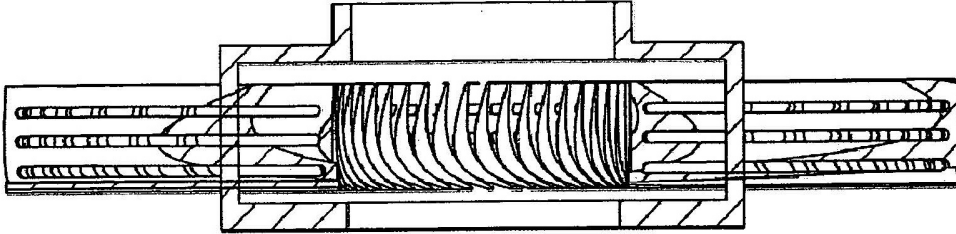


FIG. 24



**SECCIÓN B-B'**

FIG.25