

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 645 701**

51 Int. Cl.:

A61N 5/067 (2006.01)

A61N 5/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.11.2013** **PCT/US2013/071371**

87 Fecha y número de publicación internacional: **05.06.2014** **WO14085212**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.11.2013** **E 13859003 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.07.2017** **EP 2925406**

54 Título: **Disposición láser terapéutica portátil, flexible**

30 Prioridad:

30.11.2012 US 201213690706

25.09.2013 US 201314036739

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
07.12.2017

73 Titular/es:

DEROBERTS, RICHARD OGDEN (100.0%)

216 Moores Run Rd.

Wardensville, West Virginia 26851, US

72 Inventor/es:

DEROBERTS, RICHARD OGDEN

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 645 701 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

Disposición láser terapéutica portátil, flexible

Antecedentes de la invención

1. Campo técnico de la invención.

[0001] Los usos de acuerdo con la invención se relacionan en general con la fototerapia. La fototerapia es una modalidad terapéutica física que utiliza fotones del espectro visible e infrarrojo para lesiones en los tejidos y curación de quemaduras, reducción del dolor, reducción de rhytide (arruga de la piel) y crecimiento del folículo piloso. También se ha demostrado que induce a la creación de poros de la membrana celular adiposa permitiendo así que los triglicéridos, el glicerol y los ácidos grasos libres atraviesen la membrana hacia el espacio intersticial. Se han publicado más de 4000 estudios en todo el mundo sobre los beneficios de la terapia con láser de baja intensidad (TLBI) y los efectos observados con láseres terapéuticos. La foto-bio-modulación incrementa el complejo ATP sintasa cambiando el estado de oxidación reducción de las mitocondrias y activa la bomba sodio/potasio alterando así la permeabilidad de la membrana al calcio. Un incremento en el metabolismo de las células ha estimulado el crecimiento celular. Se han documentado niveles superiores de regeneración celular. TLBI ha demostrado que estimula la función nerviosa y la producción de óxido nítrico y endorfinas. También ha demostrado que reduce la sustancia neuropéptica P (SP) y la histamina disminuyendo así la respuesta inflamatoria local. TLBI también reduce la formación de acetilcolina y bradiquinina. TLBI también ha demostrado que reduce la formación del tejido fibroso. En la terapia fotodinámica (TFD), un fotosensibilizador se mezcla con anticuerpos que se dirigen a antígenos en tejido anormal. A continuación, dicha mezcla se administra al paciente y se une con los antígenos. La radiación radio magnética que tiene una longitud de onda correspondiente a la longitud de onda de absorción del fotosensibilizador se administra entonces al paciente. Este tratamiento reduce el tamaño del tejido anormal.

2. Descripción de la técnica relacionada.

[0002] Los instrumentos terapéuticos de láser de bajo nivel (LLLTI por sus siglas en inglés) consiguen su efecto terapéutico emitiendo radiación láser en una frecuencia o frecuencias elegidas a un nivel de potencia elegido durante un período de tiempo elegido a una distancia elegida sobre un área elegida. En general, la potencia del láser se mide en vatios, el área se mide en centímetros (cm) cuadrados, la distancia se mide en centímetros y el tiempo se mide en segundos. La dosis terapéutica se mide en vatios multiplicados por segundos divididos por área en cm al cuadrado. Los vatios multiplicados por segundos se definen como julios, por lo tanto, la dosis se mide en julios / cm cuadrados. De ahí vemos que para aplicar la mayor dosis a la misma área podemos aumentar la potencia del láser o el tiempo que se aplica la luz láser, o ambos. Los LLLTI manuales requieren más tiempo para el tratamiento de un área dada porque deben moverse en repetidas ocasiones. Sin embargo, los instrumentos láser manuales son útiles para tratar áreas curvadas o que tienen pequeños huecos. Los LLLTI más grandes con más láseres cubren un área más grande, pero requieren un engorroso aparato de enfriamiento para evitar que los láseres se sobrecalienten. Dado que los LLLTI más grandes no son flexibles, no aplican una dosis uniforme y precisa a aquellas partes del área de tratamiento que estén curvadas o contengan pequeños huecos. Tanto en el caso de LLLTI pequeños como en el de los LLLTI más grandes, se requiere que los pacientes permanezcan inmóviles, (sentados o tumbados), mientras se aplica el tratamiento. Esto se debe a que los instrumentos se mantienen en su lugar por la mano del paciente o del técnico o se colocan sobre el paciente de manera horizontal y se mantienen en su lugar por la gravedad. En el caso de LLLTI de escaneo, el rayo láser se extiende sobre un área más grande y requiere un láser de alta potencia aplicado durante un largo periodo de tiempo para administrar la misma dosis. El LLLTI de escaneo no aplica un patrón de dosis uniforme y preciso porque el diodo láser no está a una distancia constante de toda la zona de tratamiento y porque una línea del escáner contiene más energía láser en el centro de la línea del escáner que en cualquiera de los lados de la línea del escáner. Ninguno de los diseños LLLTI mencionados más arriba se transportan con facilidad y los pacientes no pueden utilizar ninguno de ellos mientras realizan las típicas tareas domésticas o funciones de oficina. En general, los LLLTI requieren conexión a la red eléctrica principal en la pared y tener sistemas de control que están en el suelo. Esto limita la capacidad de un paciente para moverse o en la mayoría de los casos incluso para sentarse.

[0003] Varios diseños de LLLTI más recientes, tienen la habilidad de ajustarse a los contornos del cuerpo de un paciente, pero son problemáticos por varias razones. Estos LLLTI colocan los láseres en contacto con la piel del paciente o muy cerca de la piel. Esta colocación concentra el rayo láser en un diámetro pequeño en el centro del área de tratamiento porque el rayo no tiene espacio para expandirse sobre toda el área de tratamiento. Algunos diseños emplean dispositivos de Superficie de Cavidad Vertical Emisora de Láseres (VCSEL) o Superficie de Cavidad Horizontal Emisora de Láseres (HCSEL). Estos láseres proyectan un rayo muy estrecho con casi ninguna divergencia de rayo y no pueden extender su energía luminosa por toda el área de tratamiento sin lentes ópticas que estos LLLTI no emplean. Además, estos diseños se fabrican de materiales no transpirables mantenidos en contacto directo con la piel. En algunos casos, estos LLLTI están ideados para usarse durante muchas horas seguidas y en algunos casos días seguidos. Esto puede causar erupciones cutáneas, ser extremadamente incómodo, retardar el flujo sanguíneo en la zona y provocar sudoración que puede atenuar la luz del láser. Algunos de estos LLLTI están programados para activarse en intervalos de tiempo específicos durante el día y la noche. Si el paciente se ha

quitado el LLLTI para bañarse o por incomodidad, el LLLTI no lo reconocerá y ejecutará el curso programado de tratamiento sin que el paciente esté involucrado.

[0004] Todos los diseños de LLLTI mencionados en el párrafo [0002] y en el párrafo [0003] que aparecen más arriba son problemáticos para la seguridad del ojo. La luz del láser puede dañar el ojo rápidamente incluso en niveles de potencia muy bajos. La luz del láser en el espectro visible es obvia para el operador y para el paciente y puede evitarse con cuidado. La luz del láser en el espectro infrarrojo es problemática porque no es obvia y no causa dolor hasta que no se ha producido un gran daño.

[0005] Todos los láseres semiconductores producen calor cuando se activan.

Los láseres que emiten en los extremos producen más calor que los dispositivos VCSEL o HCSEL porque son menos eficientes. El calor hace que los láseres reduzcan su salida de potencia láser y cambien su frecuencia de luz láser a longitudes de onda más largas. En referencia a la FIG. 17 de los dibujos, se demuestra que la actividad fisiológica afectada por la energía de luz láser no es uniforme, pero es más grande en ciertas longitudes de onda que en otras. También se ha demostrado que cambiando la frecuencia sólo ligeramente el efecto de la luz del láser puede reducirse en un 80% o más. Esta reducción del efecto del láser combinada con la reducción de la salida de potencia causada por el incremento de temperatura puede hacer que el LLTI sea totalmente ineficaz. Los sistemas de control de potencia automáticos que monitorizan la salida de potencia láser e intentan mantener una salida de potencia constante agravan el problema incrementando la energía eléctrica proporcionada al diodo láser aumentando así el calor generado. Sin refrigeración, los diodos láser pueden "huir" y quemarse inmediatamente o su vida útil se reduce de forma dramática. La temperatura del área de tratamiento del paciente puede variar de forma significativa. La temperatura de la mano o del pie puede ser 20 grados Fahrenheit, es decir, unos 6 grados Celsius, más fría que la del pecho. La temperatura de la habitación también provocará diferencias en la temperatura de la piel. Los distintos cuerpos físicos causarán diferencias significativas en la temperatura de la piel de un paciente a otro. La única manera de garantizar que los diodos del láser están aplicando el láser en la frecuencia óptima es con el control de temperatura activo.

Además, se conocen dispositivos terapéuticos flexibles que usan LED como fuentes de radiación, tal como se describe por ejemplo en el documento GB 2 360 461.

Breve resumen de la invención

[0006] La divulgación proporciona un método para producir un dispositivo de láser terapéutico (TLD). El TLD incluye una membrana flexible y extensible. Esta membrana se une a una segunda membrana celular cerrada y estrecha que a su vez se une a una membrana flexible no extensible. Esta estructura comprende una cavidad de aire de alta presión. Esta estructura se ha unido a los ventiladores de alta presión. Los ventiladores de alta presión tienen un controlador de velocidad. Los ventiladores están regulados por una fuente de alimentación y un control informático acoplado a un cable eléctrico para la alimentación y la comunicación de datos del sensor. La membrana flexible no extensible (9) incluye una membrana flexible con conductores eléctricos planos incorporados. La membrana flexible no extensible (9) se adjunta a la membrana flexible con conductores eléctricos planos incorporados por medio de postes de separación que penetran y unen las dos membranas. Los postes de separación proporcionan, además de su función de conexión, una función de separación entre el TLD y el área de superficie que se va a tratar en un paciente. La membrana flexible que incorpora conductores eléctricos planos tiene acoplados diodos láser semiconductores, juegos de lentes y módulos electrónicos de control automático de potencia en una matriz bidimensional. La membrana flexible que incorpora conductores eléctricos planos se acopla a un cable eléctrico para la alimentación y la comunicación de datos del sensor. Tubos de aire y espaciadores atraviesan la membrana flexible no extensible (9) y la membrana flexible que incorpora conductores eléctricos planos. Los tubos de aire de refrigeración y los espaciadores dirigen el aire desde la cavidad de alta presión hasta el lado de emisión del diodo láser semiconductor y el juego de lentes. Los tubos de aire y los espaciadores de refrigeración también proporcionan una función de separador entre la membrana celular flexible cerrada y extensible y la membrana flexible no extensible. Los diodos láser semiconductores y los juegos de lentes se componen de un diodo láser semiconductor, una lente de colimación y una lente plano-cóncava. Para garantizar que la energía láser radiante siempre esté deshabilitada cuando el TLD no esté en estrecho contacto con el área de tratamiento del paciente, los sensores capacitivos de proximidad en conjunción con sensores de radiación infrarroja transmiten datos a través del cable eléctrico a la fuente de alimentación y al control informático. Los postes de separación y el tubo de aire de refrigeración y el espaciador se sostienen en su lugar en el lado de la emisión del diodo láser semiconductor y el juego de lentes por arandelas de membrana flexible. La temperatura del diodo láser semiconductor y el juego de lentes se monitorizan por sensores de temperatura y estos datos se transmiten a la fuente de alimentación y el control informático a través del cable eléctrico. La fuente de alimentación y el control informático pueden proporcionar electricidad mediante batería o por conexión a la red eléctrica en la pared. La fuente de alimentación y el control informático contienen una cerradura con llave, un indicador luminoso de duración total de radiación láser y una radiación láser momentánea en el dispositivo de señal audible de inicio. Un dispositivo informatizado de pantalla táctil con comunicación inalámbrica muestra información al usuario, se comunica con la fuente de alimentación y el control informático con comunicación inalámbrica, inicia una sesión de terapia láser, termina una sesión de terapia láser, mantiene el tiempo de duración de la terapia, muestra al usuario el tiempo transcurrido y el tiempo que queda el tiempo que queda en la sesión de terapia, muestra al usuario el nivel de carga de la batería y prohíbe el inicio de

una sesión de terapia si la carga de la batería está por debajo de un nivel prescrito, permite a un usuario establecer la duración de la terapia, permite a un usuario establecer el nivel de potencia del láser, permite a un usuario establecer la dosis de terapia total, calcula el nivel de potencia del láser y la duración de la terapia en base a la dosis de terapia total, permite al usuario elegir entre funcionamiento láser continuo o pulsado, almacena datos de sesiones de terapia anteriores y permite al usuario seleccionar un régimen de terapia previamente almacenado, permite a un profesional médico transmitir un régimen de terapia a la pantalla táctil del dispositivo informatizado con comunicación inalámbrica a través de Internet o teléfono móvil y monitorizar el estado del TLD y el número de sesiones de terapia completadas, hace sonar una señal auditiva cuando se inicie una sesión de terapia, hace sonar una señal auditiva cuando finalice una sesión de terapia, espera un periodo de tiempo estándar después de la señal auditiva antes de activar los láseres, determina el posicionamiento correcto del TLD en relación al área de tratamiento de los usuarios usando entradas de datos del sensor capacitivo de proximidad y los sensores de radiación infrarroja, termina una sesión de terapia en el caso de que el TLD se separe del área de tratamiento de los usuarios y suene una alarma auditiva, avisa al usuario de los problemas encontrados por TLD, apagar el TLD en caso de un funcionamiento defectuoso, permite al usuario pausar la sesión de terapia y reiniciar la sesión de terapia, muestra un mensaje de advertencia láser estándar sobre la seguridad del láser, mantiene un diálogo de comunicación constante con la fuente de alimentación y el control informático y en caso de que el diálogo de que se rompa la comunicación con la fuente de alimentación y el control informático termina la sesión de terapia. La transmisión de comunicación entre el dispositivo informatizado con comunicación inalámbrica y la fuente de alimentación y el control informático se cifra por seguridad, ya que la transmisión se realiza vía Internet o teléfono móvil. El dispositivo informatizado de pantalla táctil con comunicación inalámbrica es un dispositivo programado realizado con el fin de ejecutar las funciones descritas más arriba y proporciona el TLD o es un programa de aplicación que puede cargarse a un teléfono móvil, una tableta con pantalla táctil, un ordenador portátil o un ordenador de sobremesa que ha sido aprobado y certificado como apto para realizar las funciones indicadas. El TLD y la fuente de alimentación y el control informático tienen dos correas extensibles con cierres autoadhesivos. Las correas extensibles con cierres autoadhesivos permiten al TLD fijarse al paciente de modo que permita el movimiento del área a tratar y el movimiento del paciente dentro y fuera de las instalaciones de tratamiento. Las correas extensibles están conectadas al TLD con cremalleras con el fin de permitir la extracción rápida para limpieza y sustitución. El movimiento del paciente no debe exceder el rango máximo de la capacidad de comunicación entre la fuente de alimentación y el control informático y el dispositivo informatizado de pantalla táctil o la fuente de alimentación y el control informático terminarán la sesión de terapia.

La invención se define en las reivindicaciones. Otros usos son meramente ilustrativos.

Breve descripción de varias vistas del dibujo

[0007] FIG.1 es una vista que muestra un posible uso de la presente invención con todos los ensamblajes principales representados en una disposición utilizable.

[0008] FIG. 2 es una vista lateral de la presente invención que muestra con más detalle los sub-ensamblajes del TLD en una posición flexionada.

[0009] FIG.3 es una vista lateral de la presente invención que muestra en detalle la disposición del tubo de aire de refrigeración y el espaciador en relación con el diodo láser semiconductor y los juegos de lentes, la cavidad de aire de alta presión y los sensores de temperatura.

[0010] FIG. 4 es una vista lateral de la presente invención que muestra en detalle la disposición de los postes de separación en relación a los sensores capacitivos de proximidad, los sensores de radiación infrarroja y la cavidad de aire de alta presión.

[0011] FIG. 5 es una es una vista lateral de la presente invención que muestra en detalle el flujo de aire de refrigeración a través del ventilador de alta presión con control de velocidad y filtros de aire, la cavidad de aire de alta presión, los tubos de aire de refrigeración y espaciadores y sobre los diodos láser semiconductores y juegos de lentes.

[0012] FIG. 6 es una vista que muestra el lado de emisión del láser de la presente invención donde se ve en detalle la disposición del diodo láser semiconductor y los juegos de lentes, los tubos de aire de refrigeración y los espaciadores, los sensores de radiación infrarroja, los sensores de temperatura, los postes de separación, la membrana flexible con conductores eléctricos planos trenzados planos y no trenzados y/o los sensores capacitivos de proximidad.

[0013] FIG. 7 es una vista de la presente invención que muestra el lado de la conexión eléctrica del diodo láser semiconductor y los juegos de lentes desde el interior de la cavidad de aire de alta presión. Esta vista muestra en detalle la disposición de las partes superiores de los tubos de aire de refrigeración y espaciadores, las partes superiores de los postes de separación, los terminales de conexión del diodo láser semiconductor y los juegos de lentes, los módulos electrónicos de control automático de potencia y la membrana flexible no extensible (9) con orificios cortados de forma directamente adyacente al diodo láser semiconductor y los juegos de lentes para facilitar el enfriamiento desde arriba.

[0014] FIG. 8 es una vista lateral de la presente invención que muestra en detalle la disposición de los diodos láseres semiconductores, las lentes de colimación y las lentes plano-cóncavas.

[0015] FIG. 9 es una vista lateral de la presente invención que muestra con más detalle los tubos de aire de refrigeración y los espaciadores.

5 [0016] FIG. 10 es una vista lateral de la presente invención que muestra con más detalle los postes de separación.

[0017] FIG. 11 es una vista de la presente invención que muestra en detalle el diodo láser semiconductor y el juego de lentes de colimación y a continuación la luz del láser de diodo extendida. Esta vista muestra el patrón de luz de un láser sin lentes y la luz láser a través de ambas lentes.

10 [0018] FIG. 12 es una vista que muestra un posible uso de la presente invención con todos los ensamblajes principales representados en una disposición utilizable en la pierna de un paciente.

[0019] FIG. 13 es una vista que muestra un segundo posible uso de la presente invención representado en una disposición utilizable en el codo de un paciente.

[0020] FIG. 14 es una vista que muestra un tercer posible uso de la presente invención representado en una disposición utilizable en el hombro de un paciente.

15 [0021] FIG. 15 es una vista que muestra un cuarto posible uso de la presente invención representado en una disposición utilizable en la rodilla de un paciente.

[0022] FIG. 16 es una vista que muestra un quinto posible uso de la presente invención representado en una disposición utilizable en el cuello de un paciente.

20 [0023] FIG. 17 es un gráfico de Espectro de Acción Generalizada de los efectos de LLLT en células, animales y pacientes.

Descripción detallada de la invención

[0024] Las siguientes referencias a los dibujos se examinan en la información que figura a continuación.

- | | | |
|----|----|---|
| | 1 | Membrana de célula cerrada, flexible y extensible |
| | 2 | Correas extensibles con cierres autoadhesivos |
| 25 | 3 | Ventilador de alta presión con control de velocidad y filtros de aire |
| | 4 | Fuente de alimentación y control informático con comunicación inalámbrica |
| | 5 | Dispositivo informatizado de pantalla táctil con comunicación inalámbrica |
| | 6 | Poste de separación |
| | 7 | Diodo láser semiconductor y juego de lentes |
| 30 | 8 | Tubo de aire de refrigeración y espaciador |
| | 9 | Membrana flexible no extensible |
| | 10 | Membrana flexible con conductores eléctricos planos trenzados planos y no trenzados |
| | 11 | Membrana de célula cerrada, flexible, extensible y estrecha |
| | 12 | Arandela membrana flexible |
| 35 | 13 | Cavidad de aire de alta presión |
| | 14 | Cable eléctrico para la alimentación y la comunicación de datos del sensor |
| | 15 | Sensor de proximidad capacitivo |
| | 16 | Sensor de radiación infrarroja |
| | 17 | Lente colimadora |
| 40 | 18 | Lente plano-cóncava |
| | 19 | Diodo láser semiconductor |

- 20 Sensor térmico
- 21 Módulos electrónicos de control automático de potencia
- 22 Cerradura con llave
- 23 Indicador luminoso de la duración total de radiación láser
- 5 24 Radiación láser momentánea en el dispositivo de señal audible
- 25 Conductores eléctricos planos trenzados planos y no trenzados
- 26 Agujeros en la membrana flexible no extensible
- 27 Fijación de cremallera para correas extensibles con cierres autoadhesivos

10 [0025] La presente descripción se refiere a la producción de un dispositivo láser terapéutico. A continuación, se describen ejemplos de membranas, configuración de capas, materiales y otras disposiciones para simplificar la siguiente descripción. Por supuesto, estos son sólo ejemplos y no se han incluido para limitar la invención a lo que se describe en las reivindicaciones.

15 [0026] Ahora en referencia a la FIG. 1 de los dibujos, la referencia numérica (1) se refiere a una membrana celular cerrada flexible y extensible. El término extensible en este contexto significa la habilidad de alargar al menos el 10% de su longitud sin deformarse de forma permanente. El término flexible en este contexto significa la habilidad de doblarse en un arco con un radio de 4 pulgadas o menos sin deformarse de forma permanente. El término membrana celular cerrada en este contexto significa un material similar a espuma de polietileno, espuma de neopreno, espuma de poliestireno y otros. La membrana (1) tiene montada en ella uno o más ventiladores de alta presión con control de velocidad y filtros de aire, referencia numérica (3), que extrae el aire desde arriba y lo impulsa debajo de la membrana.

20 [0027] Ahora en referencia a la FIG. 2 y FIG. 3 y FIG. 5 de los dibujos, la referencia numérica (11) se refiere a una membrana celular cerrada, flexible, extensible y estrecha unida a la membrana (1). La referencia numérica (9) se refiere a una membrana no extensible flexible unida a la membrana (11). El término no extensible en este contexto significa la incapacidad de extenderse más del 5% de la cantidad de elongación de la membrana celular cerrada flexible, extensible cuando se aplica la misma fuerza de tracción. Ejemplos de este material son Viton, butilo, Hypalon, EPDM y otros. La disposición de las membranas (1) y (11) y (9) forman una cavidad de aire de alta presión mostrada como referencia numérica (13). El aire atrapado en (13) se impulsa a la parte superior de uno o más tubos de aire de refrigeración y espaciadores mostrados como referencia numérica (8). Las partes superiores de uno o más tubos de aire (8) proporcionan una función de apoyo/espacio para mantener la cavidad de aire (13) abierta entre membrana (1) y membrana (9). El aire impulsado a las partes superiores de uno o más tubos de aire (8) se fuerza hacia abajo a través de uno o más tubos de aire (8) y hacia el lado frontal de uno o más diodos láseres semiconductores y juegos de lentes mostrados como referencia numérica (7). Este aire dirigido además de enfriar uno o más diodos láseres semiconductores y juegos de lentes proporciona un efecto de refrigeración y secado en el área de tratamiento del paciente mejorando así la comodidad y evitando que la humedad atenúe los rayos láser. El término alta presión en este contexto significa una presión de aire variable mayor que la presión atmosférica circundante y capaz de llevar el aire a través de uno o más tubos de aire (8) de modo suficiente para enfriar uno o más diodos láseres semiconductores y juegos de lentes.

25 [0028] Ahora en referencia a la FIG. 7 de los dibujos, la referencia numérica (26) se refiere a uno o más agujeros en la membrana (9) directamente adyacentes al lado conector del pasador de uno o más láseres (7). La referencia numérica (21) se refiere a uno o más módulos electrónicos de control automático de potencia y la referencia numérica (25) se refiere a conductores eléctricos planos trenzados planos y no trenzados. Uno o más agujeros (26) permiten que el aire de alta presión enfríe uno o más controles de potencia (21) y los pasadores de uno o más láseres (7) y conductores (25). Este efecto de refrigeración en conjunción con efecto de refrigeración en el lado frontal de uno o más láseres (7) descrito en el párrafo [0026] que aparece más arriba mantiene uno o más láseres (7) en la temperatura óptima para la propagación del láser.

30 [0029] Ahora en referencia a la FIG. 6 de los dibujos, referencia numérica (20) se refiere a uno o más sensores de temperatura unidos al lado de emisión de radiación del uno o más láseres (7).

35 [0030] Ahora en referencia a la FIG. 1 de los dibujos, referencia numérica (14) se refiere a un cable eléctrico para la alimentación y la comunicación de datos del sensor y la referencia numérica (4) se refiere a la fuente de alimentación y al control informático con comunicación inalámbrica.

40 [0031] Ahora en referencia a la FIG. 1 y FIG. 5 y FIG. 6 y FIG. 7 de los dibujos, la salida de uno o más sensores de temperatura (20) se pasa a través del cable de alimentación (14) al control informático (4) donde un ordenador analiza la temperatura de uno o más láseres (7) y envía a través del cable de potencia (14) información sobre la potencia y la temporalización para regular la velocidad de uno o más ventiladores (3) manteniendo así una

temperatura constante de uno o más láseres (7). Uno o más láseres (7) reciben energía de los conductores (25) que a su vez reciben energía del cable de potencia (14) que a su vez recibe energía del control informático (4).

[0032] Ahora en referencia a la FIG. 1 y FIG. 6 de los dibujos, la referencia numérica (16) se refiere a uno o más sensores de radiación infrarroja y la referencia numérica (15) se refiere a uno o más sensores de proximidad capacitivos. Uno o más sensores (16) detectan la radiación infrarroja de la luz ambiental y la radiación infrarroja del área de tratamiento del paciente. Uno o más sensores (15) detectan un incremento capacitivo del área de tratamiento del paciente cuando está en estrecho contacto con el área de tratamiento del paciente. Uno o más sensores (15) y uno o más sensores (16) envían datos a través del cable de potencia (14) al control informático (4) donde un ordenador analiza la radiación infrarroja y la información capacitiva y determina si el TLD está estrecho contacto con el área de tratamiento del paciente. La radiación infrarroja debe estar por debajo de lo que se recibe de la luz ambiental (umbral alto) y debe ser igual a o mayor que lo que se espera del área de tratamiento de un paciente (umbral bajo). Si la radiación infrarroja es igual a o mayor que el umbral bajo y por debajo del umbral alto, el ordenador comprueba el valor de la capacidad. Si los niveles de radiación infrarroja y los niveles de capacidad están dentro del rango, el ordenador envía una señal al dispositivo informatizado de la pantalla táctil, referencia numérica (5), y permitirá que empiece una sesión de terapia cuando se inicia por un dispositivo informatizado (5). Si durante la sesión de terapia uno o más sensores (15) o uno o más sensores (16) presentan datos al control informático (4) que están fuera del rango del control informático (4) enviará una señal al dispositivo informatizado (5) y el dispositivo informatizado (5) terminará la sesión de terapia. Esta función garantiza que la radiación láser se dirija al área de tratamiento del paciente y no a una dirección que pudiera causar posibles daños. También protege frente al uso malicioso del TLD. Además de las funciones descritas más arriba, el dispositivo informatizado (5) muestra información al usuario, se comunica con el control informático (4) mediante comunicación inalámbrica, inicia una sesión de terapia láser, termina una sesión de terapia láser, mantiene el tiempo de duración de la terapia, permite a un usuario establecer la duración de la terapia, muestra al usuario el tiempo transcurrido y el tiempo que queda el tiempo que queda en la sesión de terapia, muestra al usuario el nivel de carga de la batería y prohíbe el inicio de una sesión de terapia si la carga de la batería está por debajo de un nivel prescrito, permite a un usuario establecer el nivel de potencia del láser, permite a un usuario establecer la dosis de terapia total, calcula el nivel de potencia del láser y la duración de la terapia en base a la dosis de terapia total, permite al usuario elegir entre funcionamiento láser continuo o pulsado, almacena datos de sesiones de terapia anteriores y permite al usuario seleccionar un régimen de terapia previamente almacenado, permite a un profesional médico transmitir un régimen de terapia a la pantalla táctil del dispositivo informatizado con comunicación inalámbrica a través de Internet o teléfono móvil y monitorizar el estado del TLD y el número de sesiones de terapia completadas, hace sonar una señal auditiva cuando se inicie una sesión de terapia, hace sonar una señal auditiva cuando finalice una sesión de terapia, espera un periodo de tiempo estándar después de la señal auditiva antes de activar la potencia láser, hace sonar una alarma auditiva en caso de que el TLD se separe del área de tratamiento del paciente y avisa al usuario de los problemas encontrados por TLD, apaga el TLD en caso de un funcionamiento defectuoso, permite al usuario pausar la sesión de terapia y reiniciar la sesión de terapia, muestra un mensaje de advertencia láser estándar sobre la seguridad del láser, mantiene un diálogo de comunicación constante con el control informático (4) y en caso de que el diálogo rompa la comunicación con el control informático (4) termina la sesión de terapia. La transmisión de comunicación entre el dispositivo informatizado con comunicación inalámbrica y la fuente de alimentación y el control informático se cifra por seguridad, ya que la transmisión se realiza vía Internet o teléfono móvil. El dispositivo informatizado de pantalla táctil con comunicación inalámbrica es un dispositivo programado realizado con el fin de ejecutar las funciones descritas más arriba y proporciona el TLD o es un programa de aplicación (código informático) que puede cargarse a un teléfono móvil, una tableta con pantalla táctil, un ordenador portátil o un ordenador de sobremesa que ha sido aprobado y certificado como apto para realizar las funciones indicadas.

[0033] Ahora en referencia a la FIG. 4 y FIG. 5 y FIG. 10 de los dibujos, la referencia numérica (6) se refiere a uno o más postes de separación. La membrana (9) se adjunta a la membrana flexible con conductores eléctricos planos trenzados planos y no trenzados, referencia numérica (10) por medio de uno o más postes de separación que penetran y mantienen unida la membrana (9) y la membrana (10). La membrana (10) puede estar hecha de poliimida, poliéster, naftalato de polietileno o polieterimida, entre otros. Uno o más postes de separación proporcionan, además de su función de conexión, una función de separación entre los láseres (7) y el área de superficie que se va a tratar en un paciente. La referencia numérica (12) se refiere a una o más arandelas de membrana flexibles que añaden rigidez a los postes de separación. Los postes de separación están formados para presentar una pequeña área de sección transversal para la luz láser con el fin de no bloquear un alto grado de la luz láser de alcance al área de tratamiento.

[0034] Ahora en referencia a la FIG. 3 y FIG. 9 de los dibujos, la referencia numérica (12) se refiere a una o más arandelas de membrana flexibles que añaden rigidez a uno o más tubos de aire (8).

[0035] Ahora en referencia a la FIG. 8 y FIG. 11 de los dibujos, la referencia numérica (19) se refiere a uno o más diodos láser semiconductores, la referencia numérica (17) se refiere a una o más lentes de colimación y la referencia numérica (18) se refiere a una o más lentes plano-cóncavas que en combinación comprenden uno o más láseres. La luz emitida por uno o más diodos (19) tiene la forma de una elipse tal como indica "PATRÓN DE LUZ SIN LENTES" en FIG. 11. La luz emitida por los láseres (7) después de pasar a través de una o más lentes (17) y (18) tiene forma de círculo tal como indica "PATRÓN DE LUZ CON LENTES" en FIG. 11. Esta transformación del patrón de luz es necesaria para producir e incluso distribuir la radiación de luz láser bajo cada uno de los láseres (7) para afectar una

dosis uniforme. Los postes de separación (6) se forman de tal modo que la distancia entre los láseres (7) y el área de tratamiento del paciente se optimizan de tal modo que el área de tratamiento del paciente reciba la radiación de forma uniforme con la dosis prescrita.

5 [0036] Ahora en referencia a la FIG. 1 y FIG. 3 y FIG. 12 de los dibujos, la referencia numérica (2) se refiere a correas extensibles con cierres autoadhesivos. Las correas extensibles con cierres autoadhesivos (2) permiten al TLD fijarse al paciente de modo que permita el movimiento del área a tratar y el movimiento del paciente dentro y fuera de las instalaciones de tratamiento. Las correas extensibles con cierres autoadhesivos están conectadas al TLD con cremalleras, referencia numérica (27), con el fin de permitir la extracción rápida para limpieza y sustitución. El movimiento del paciente no debe exceder el rango máximo de la capacidad de comunicación entre el control informático (4) y el dispositivo informatizado (5) o la sesión de terapia terminará mediante control informático (4). El control informático (4) también tiene correas extensibles con cierres autoadhesivos (2). El control informático (4) puede proporcionar electricidad mediante batería o por conexión a la red eléctrica en la pared. El control informático (4) mantiene el voltaje y la corriente para los láseres semiconductores dentro de tolerancias similares para garantizar la potencia de láser correcta y los niveles de dosis. El control informático (4) contiene una cerradura con llave, la referencia numérica (22), que proporciona una seguridad frente a un uso no autorizado, un indicador luminoso de la duración total de radiación láser (23) que proporciona una indicación de láser encendido y una radiación láser momentánea en el dispositivo de señal audible de inicio, la referencia numérica (24) que proporciona una indicación del inicio de una sesión de terapia.

20 [0037] Ahora en referencia a la FIG. 13 y FIG. 14 y FIG. 15 y FIG. 16 de los dibujos, muestra un posible uso adicional de la presente invención, pero no se limitan a los posibles usos que se podrían crear usando esta misma tecnología. FIG. 13 muestra un uso diseñado para el codo. FIG. 14 muestra un uso diseñado para el hombro. FIG. 15 muestra un uso diseñado para la rodilla. FIG. 16 muestra un uso diseñado para el cuello. Los usos adicionales podrían incluir, pero no se limitan a la región lumbar, el tobillo, la parte superior del pie, la parte inferior del pie, la cabeza, la mano, las nalgas, la parte inferior de la pierna, la cara, etc.

25 [0038] En referencia a la FIG.17 de los dibujos, se demuestra que la actividad fisiológica afectada por la energía de luz láser no es uniforme, pero es más grande en ciertas longitudes de onda que otras.

REIVINDICACIONES

1. Un equipo de láser terapéutico (equipo láser) que contenga:

- 5 una pluralidad de diodos láser semiconductores organizados en una matriz de dos dimensiones unida a una primera membrana flexible con conductores eléctricos planos trenzados planos y no trenzados (10), cada diodo láser semiconductor colocado para emitir radiación electromagnética coherente en el rango de 380 nm a 1.400 nm en una dirección perpendicular a la primera membrana flexible;
- 10 una segunda membrana flexible no extensible (9) unida a la primera membrana, en el lado opuesto al de la pluralidad de diodos láser semiconductores, por una pluralidad de postes de separación que penetran ambas membranas y afectan a una unión entre la primera membrana flexible y una segunda membrana flexible no extensible, en la que la pluralidad de postes de separación se configura para entrar en contacto con el área de tratamiento y proporcionar así una distancia predeterminada entre el área de tratamiento y la pluralidad de los diodos láser semiconductores;
- una membrana celular cerrada, flexible, extensible, estrecha (11);
- uno o más ventiladores de alta presión con control de velocidad y filtros de aire;
- 15 una membrana celular cerrada, flexible y extensible (1);
- uno o más sensores de proximidad capacitivos que detectan un incremento de capacidad cuando está en estrecho contacto con el área de tratamiento del paciente;
- uno o más sensores de radiación infrarroja que detectan la radiación infrarroja de la luz ambiente y la radiación infrarroja del área de tratamiento del paciente;
- 20 uno o más sensores de temperatura que detectan la temperatura de la pluralidad de diodos láser semiconductores;
- una pluralidad de tubos de aire de refrigeración y espaciadores, cada una asociada con una de las pluralidades de diodos láser semiconductores;
- 25 una pluralidad de módulos electrónicos de control automático de potencia, cada uno asociado con una de las pluralidades de diodos láser semiconductores.

2. El dispositivo láser de la reivindicación 1 en el que cada pluralidad de diodos láser está provista de una lente de colimación seguida por una lente plano-cóncava para afectar un patrón de radiación láser circular proporcionando de este modo una distribución uniforme de radiación sobre un área de tratamiento.

3. El equipo láser de la reivindicación 1 en el que se configura la pluralidad de los puestos de separación:

- 30 garantiza una distancia uniforme entre la pluralidad de diodos láser y el área de tratamiento de un paciente;
- garantiza una distancia óptima entre la pluralidad de diodos láser y el área de tratamiento de un paciente produciendo así una dosis uniforme de radiación láser;
- con un extremo bulboso que proporciona un punto de presión que no produce daño tisular ni dolor al entrar en contacto con el área de tratamiento del paciente;
- 35 proporciona una unión entre la primera membrana flexible y la segunda membrana flexible no extensible (9) por medio de protuberancias y filetes en los postes de separación lo que permite un pequeño deslizamiento entre la primera membrana flexible y la segunda membrana flexible no extensible (9) cuando están sometidas a estrés debido a la flexión del dispositivo de láser;
- 40 acepta las arandelas de la membrana flexible en el lado de la pluralidad de diodos láser proporcionando así rigidez a los postes de separación;
- presenta una pequeña área de sección transversal para la luz láser con el fin de no bloquear un alto grado de la luz láser de alcance al área de tratamiento.

4. El dispositivo láser de la reivindicación 1 en el que la pluralidad de los diodos láser se proporciona por medio de conductores eléctricos trenzados y no trenzados que a su vez reciben la energía de un cable eléctrico para la alimentación y la comunicación de datos del sensor que a su vez recibe su energía de una fuente de alimentación y un control informático con comunicación inalámbrica.

5. El dispositivo láser de la reivindicación 1 en el que la segunda membrana flexible no extensible (9) se une a una membrana celular cerrada, flexible, extensible estrecha (11) que a su vez se une a una membrana celular, cerrada, flexible, extensible (1) formando así una cavidad de aire de alta presión.

6. El dispositivo láser de la reivindicación 4 en el que uno o más sensores de proximidad capacitivos, uno o más sensores de radiación infrarroja y uno o más sensores de temperatura se adaptan para enviar sus datos a través del cable eléctrico para la alimentación y la comunicación de datos del sensor a la fuente de alimentación y el control informático con comunicación inalámbrica.
- 5 7. El equipo láser de la reivindicación 5 en el que cada pluralidad de tubos de aire de refrigeración y espaciadores se configuran para:
- dirigir el aire de alta presión desde la cavidad de aire de alta presión a través de la primera membrana y la segunda membrana no extensible flexible (9) y sobre el lado emisor de radiación de cada uno de la pluralidad de láseres semiconductores, enfriando así la pluralidad de láseres semiconductores;
- 10 dirigir el aire de alta presión desde la cavidad de aire de alta presión a través de la primera membrana y la segunda membrana no extensible flexible (9) y sobre el lado emisor de radiación de cada uno de la pluralidad de láseres semiconductores, proporcionando así una refrigeración y un efecto de secado en el área de tratamiento del paciente, lo que mejora la comodidad y evita que la humedad atenúe los rayos láser;
- 15 proporcionar una función de apoyo/espacio para mantener abierta la cavidad de aire de alta presión entre la membrana celular cerrada, flexible y extensible (1) y la segunda membrana no extensible flexible (9);
- y formarse de tal manera que el aire de alta presión entre en la parte superior de los tubos de aire de refrigeración y los espaciadores a través de uno o más puertos.
- 20 8. El dispositivo láser de la reivindicación 7 en el que la segunda membrana no extensible flexible (9) tiene uno o más orificios cortados en la membrana directamente adyacente al uno o más láseres semiconductores en el lado del láser opuesto al lado que emite la radiación permitiendo que el aire de alta presión enfríe uno o más módulos electrónicos del circuito automático de control de potencia, los conductores eléctricos trenzados o no trenzados y uno o más láseres semiconductores, que en conjunción con el efecto de refrigeración en el lado de emisión de la radiación de uno o más láseres semiconductores proporcionados por los tubos de aire de refrigeración y
- 25 espaciadores, mantiene uno o más láseres en la temperatura óptica para la propagación de la radiación láser.
9. El dispositivo de la reivindicación 1 incorpora, por medio de cremalleras, correas extensibles con cierres autoadhesivos que permiten al dispositivo láser fijarse al paciente de modo que permita el movimiento del área a tratar y el movimiento del paciente incluyendo la capacidad del paciente para estar de pie y caminar sin estar físicamente conectado a un dispositivo fijo.
- 30 10. El dispositivo de la reivindicación 4 en el que la fuente de alimentación y el control informático con comunicación inalámbrica se adaptan para analizar la salida de uno o más sensores de temperatura y envía información de la potencia y la temporalización a través del cable eléctrico a la alimentación y la comunicación de datos del sensor para regular la velocidad de uno o más ventiladores de alta presión con el control de velocidad y los filtros de aire manteniendo así una temperatura constante en la pluralidad de láseres.
- 35 11. El dispositivo láser de la reivindicación 4 en el que la fuente de alimentación y el control informático con comunicación inalámbrica se adaptan para analizar:
- la salida de uno o más sensores de radiación infrarroja para determinar si la radiación infrarroja debe estar por debajo de lo que se recibe de la luz ambiental (umbral alto) y debe ser igual a o mayor que lo que se espera del área de tratamiento de un paciente (umbral bajo);
- 40 la salida de uno o más sensores de proximidad capacitivos para determinar si el valor de capacidad es el que se espera cuando está en estrecho contacto con el área de tratamiento de un paciente;
- y para evitar que la radiación láser se active si los datos del sensor de radiación infrarroja o los datos del sensor capacitivo están fuera del rango, garantizando así que la radiación láser se dirige al área de tratamiento del paciente y no a una dirección que pudiera causar daños potenciales.
- 45 12. El dispositivo láser de la reivindicación 5, en el que la membrana celular cerrada, flexible y extensible (1) incorpora uno o más ventiladores de alta presión con control de velocidad y filtros de aire que producen aire de alta presión en la cavidad de aire de alta presión.
13. El dispositivo láser de la reivindicación 11 en el que la fuente de alimentación y el control informático con comunicación inalámbrica incorpora:
- 50 un indicador luminoso de la duración total de radiación láser para proporcionar una indicación visible de la presencia de radiación láser;
- una radiación láser momentánea en el dispositivo de señal audible de inicio para indicar el inicio de la radiación láser;

una cerradura con llave para evitar un uso no autorizado o un uso malicioso del dispositivo láser;

la fuente de alimentación y el control informático con comunicación inalámbrica configurado además para:

suministrar electricidad por medio de batería recargables o mediante conexión a la red eléctrica en la pared;

5 mantener el voltaje y la corriente a los láseres semiconductores dentro de tolerancias similares para garantizar la potencia de láser correcta y los niveles de dosis;

comunicarse de forma inalámbrica con otro dispositivo informatizado mediante cifrado;

desactivar la radiación láser en caso de que un dispositivo informatizado con el que se esté comunicando pare el diálogo de comunicación.

10 14. El dispositivo de la reivindicación 11 incorpora, por medio de cremalleras, correas extensibles con cierres autoadhesivos que permiten al aparato fijarse al paciente de modo que permita el movimiento del área a tratar y el movimiento del paciente incluyendo la capacidad del paciente para estar de pie y caminar sin estar físicamente conectado a un dispositivo fijo.

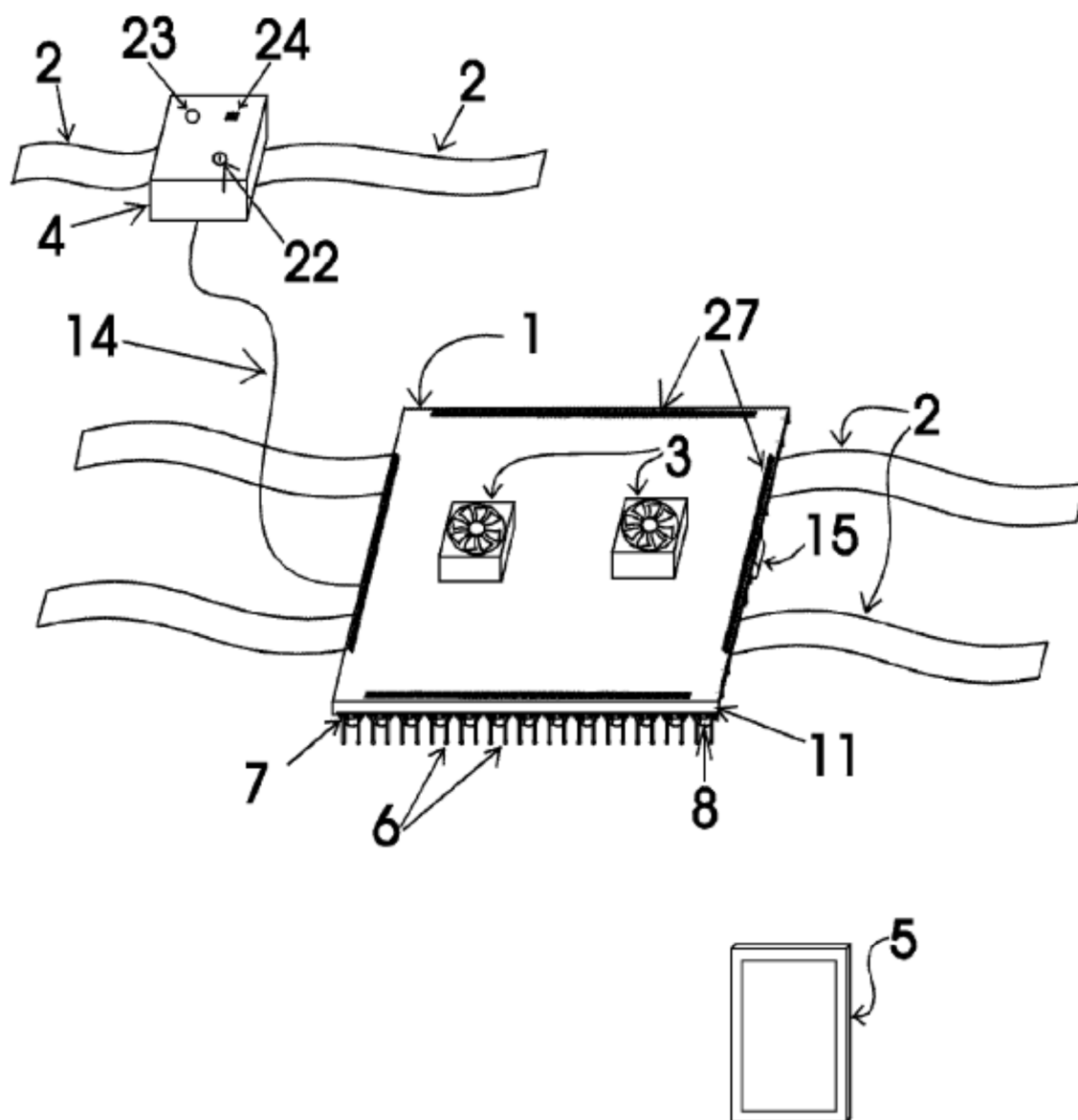
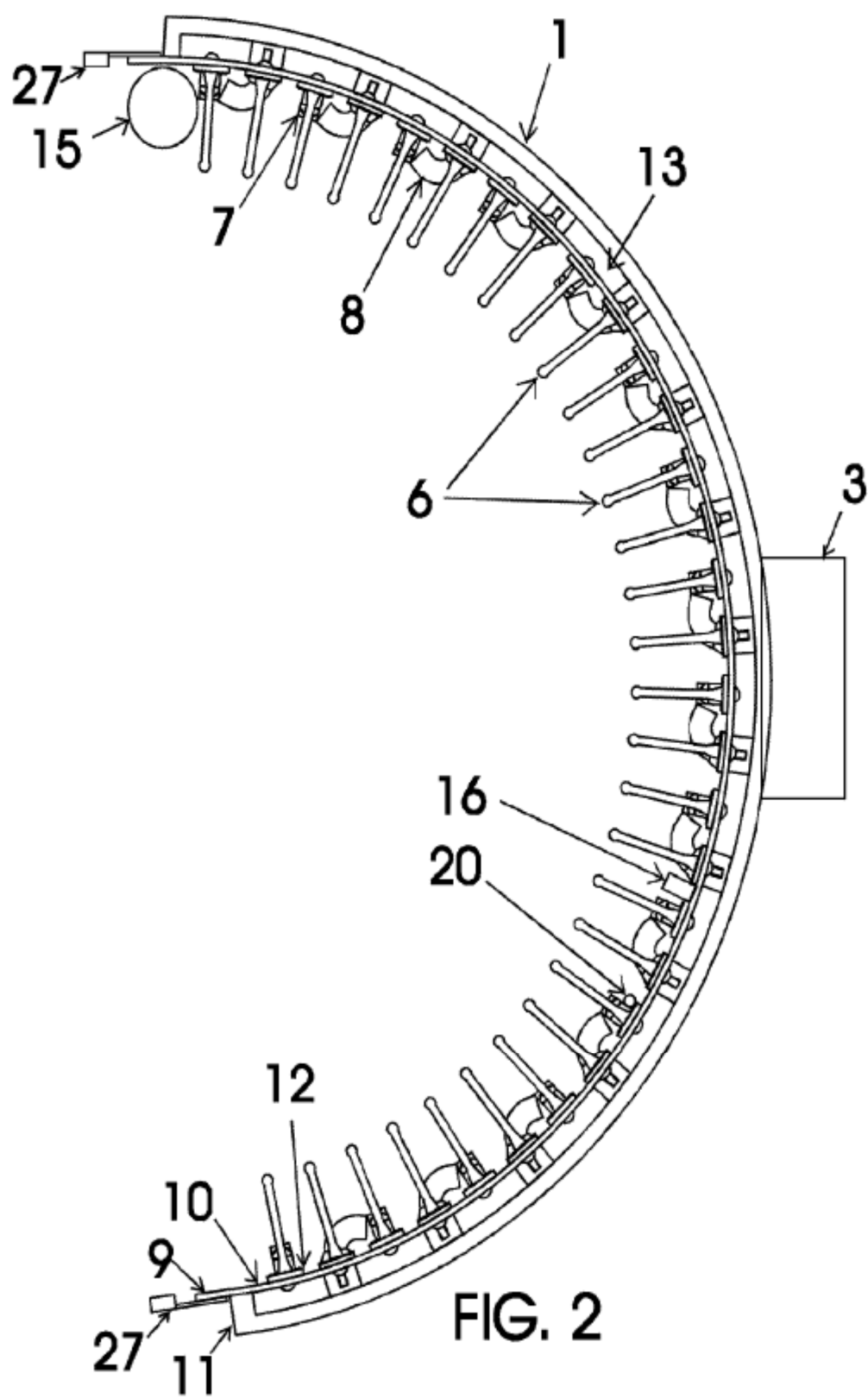


FIG. 1



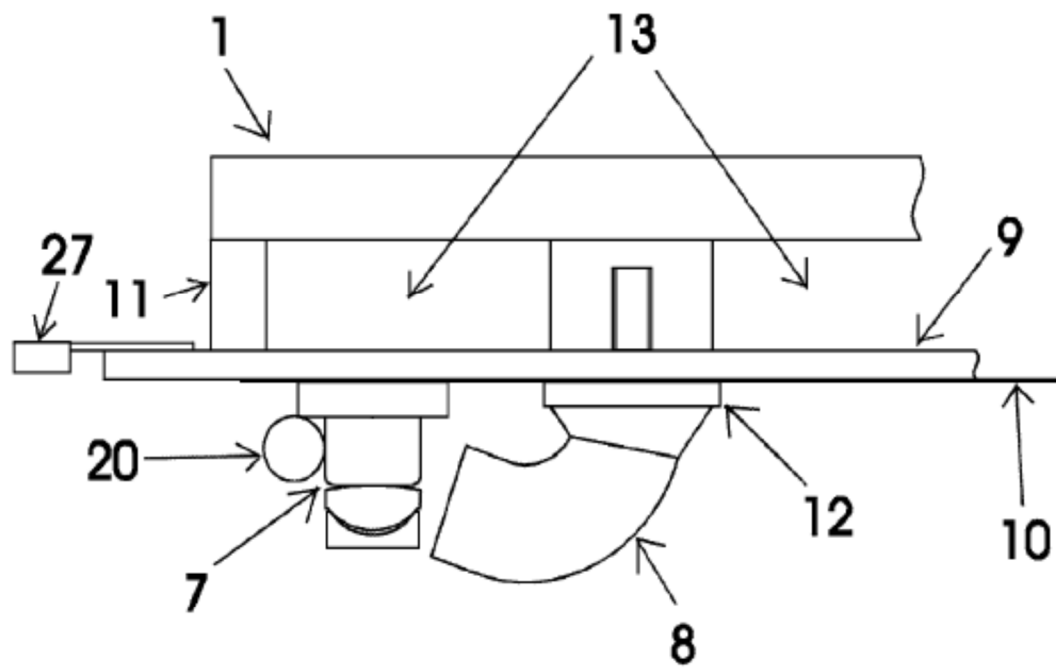


FIG. 3

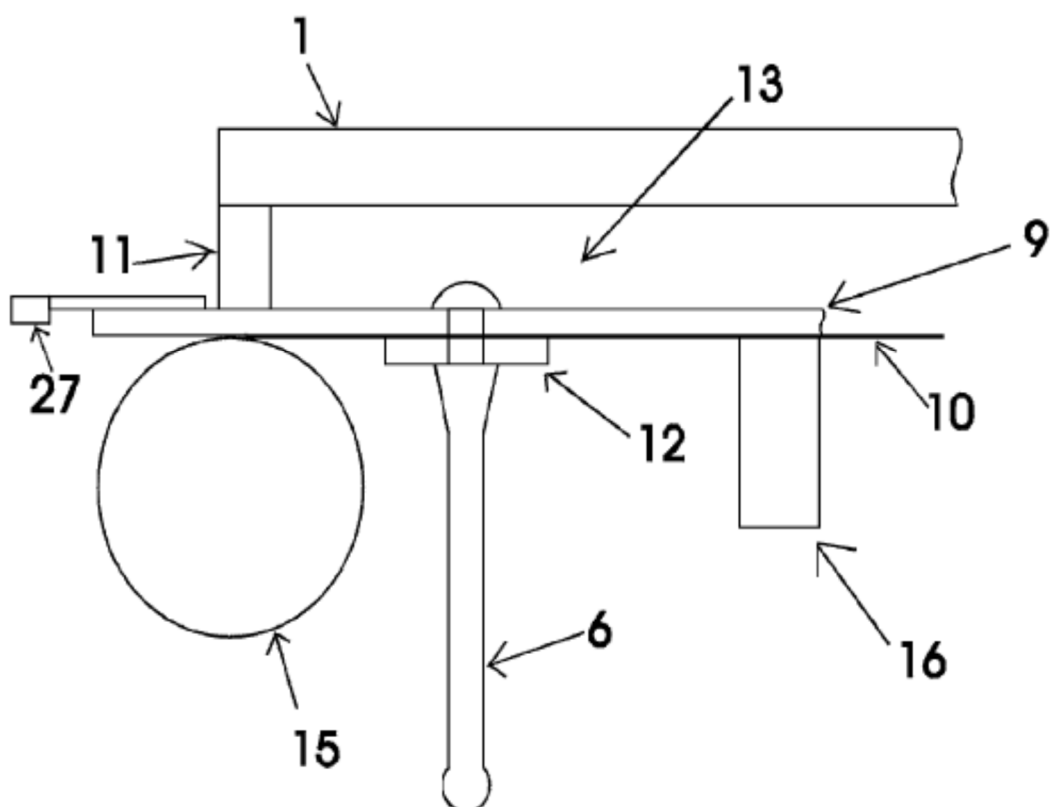
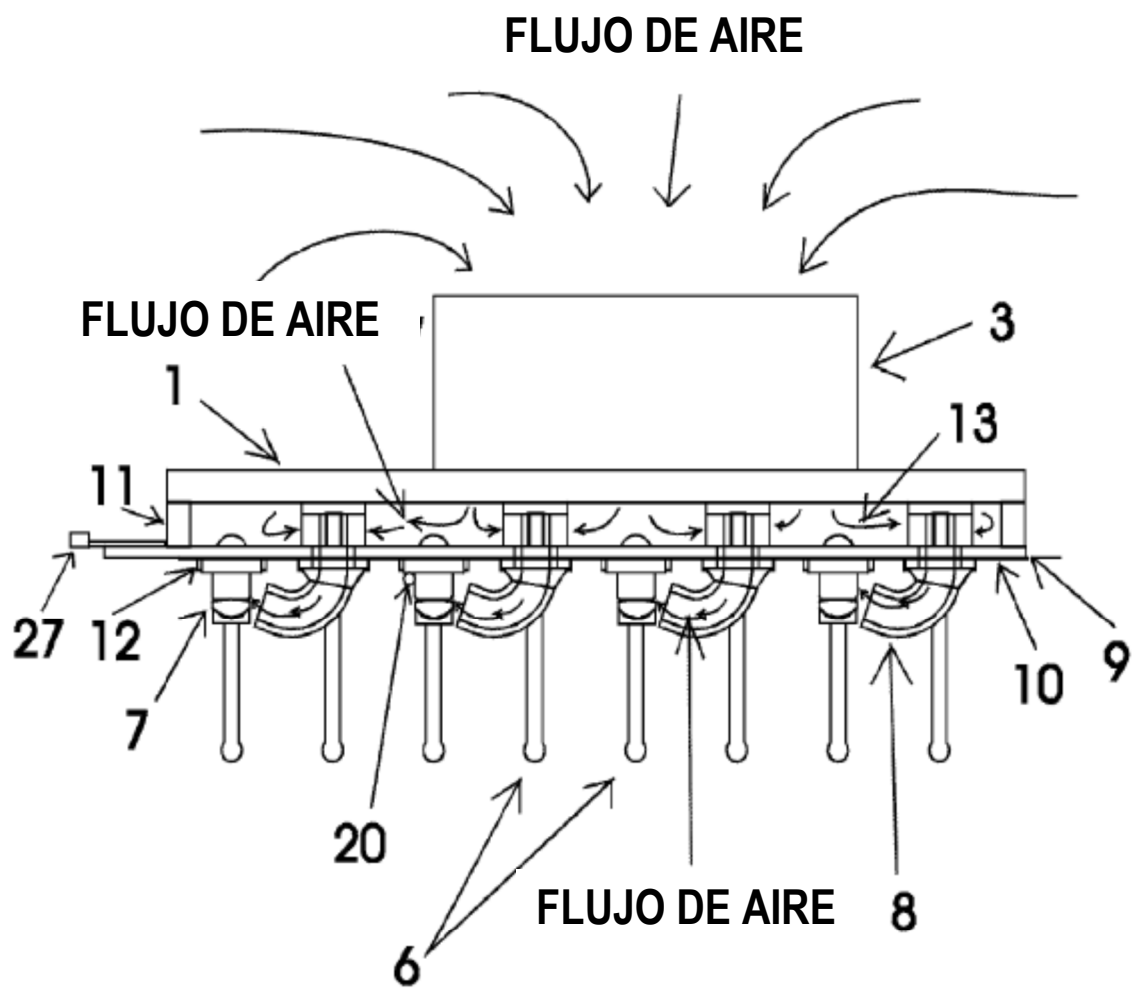


FIG. 4



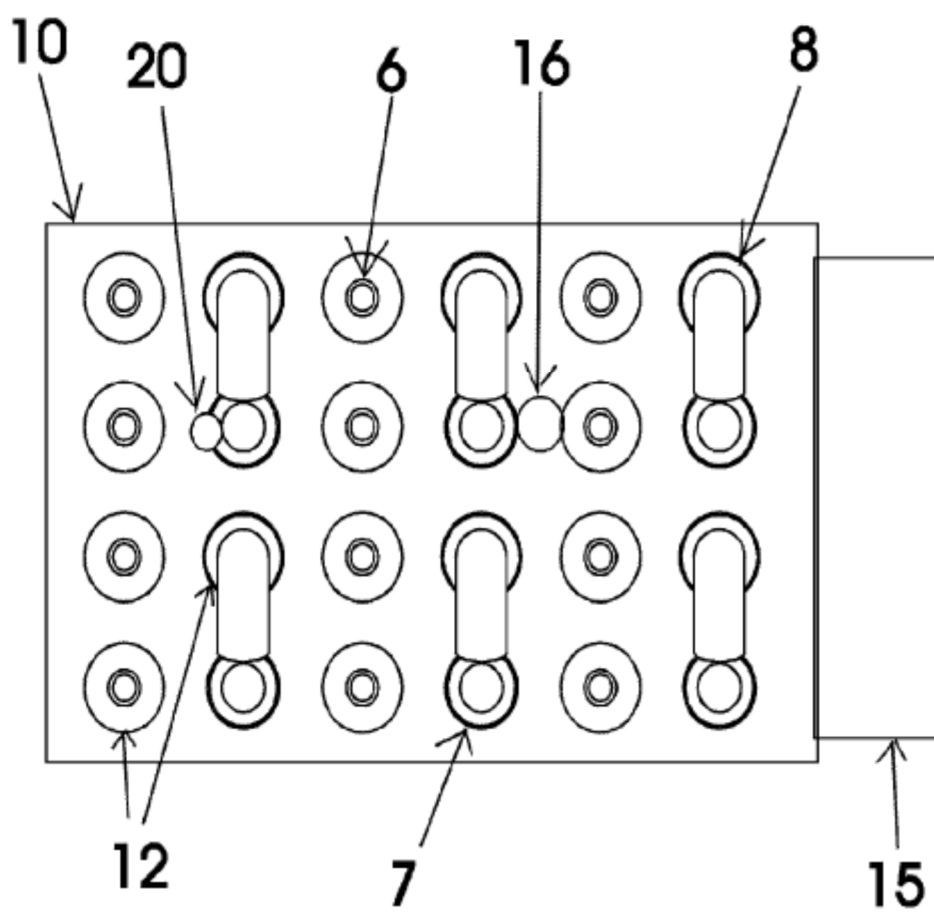


FIG. 6

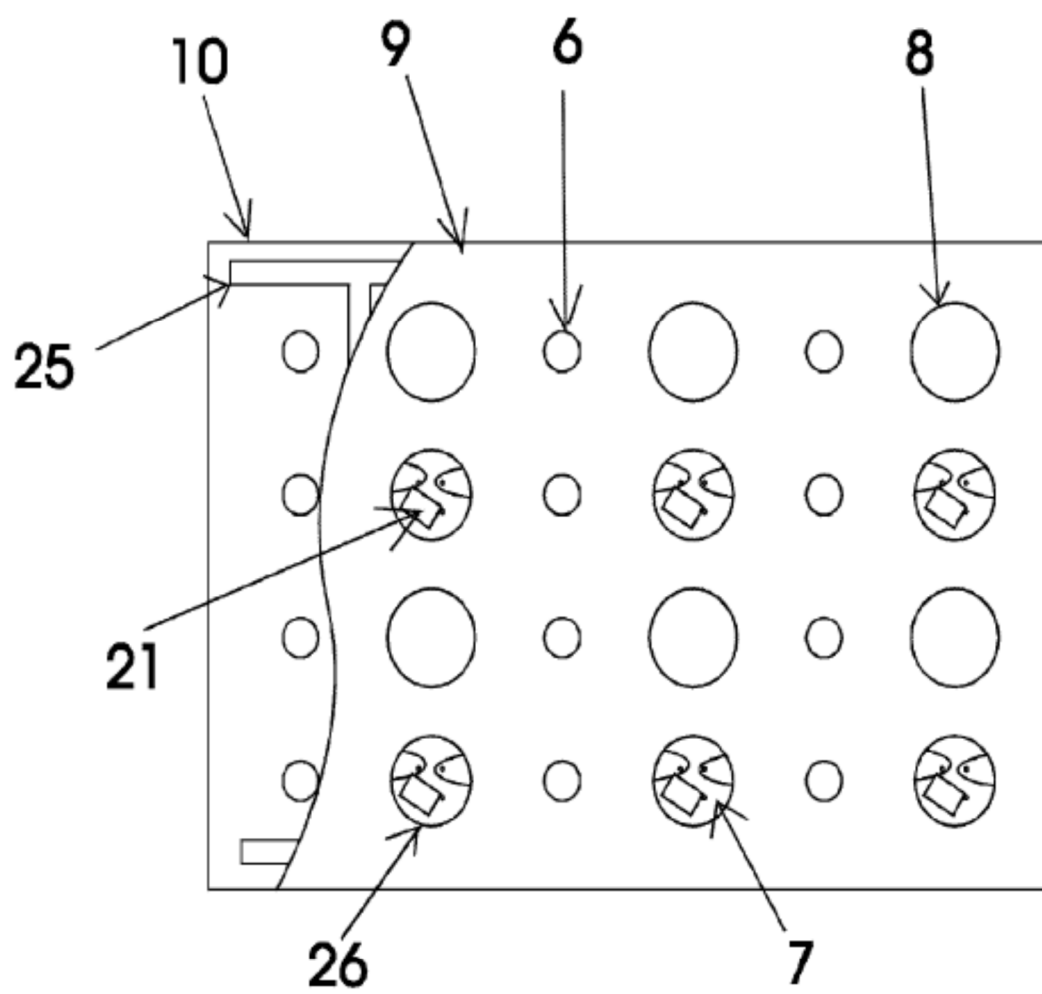


FIG. 7

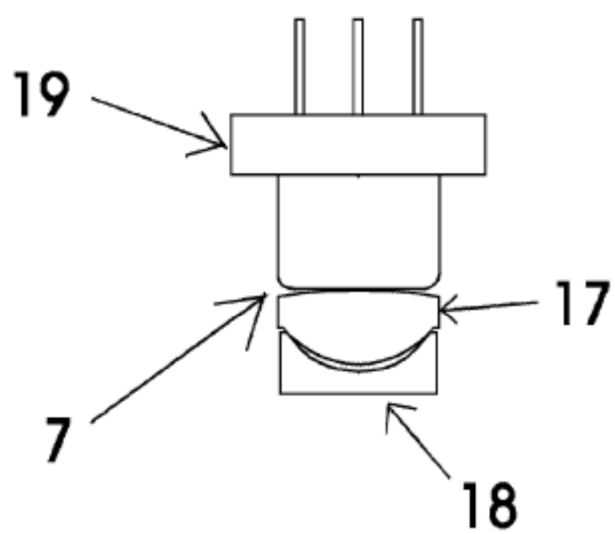


FIG. 8

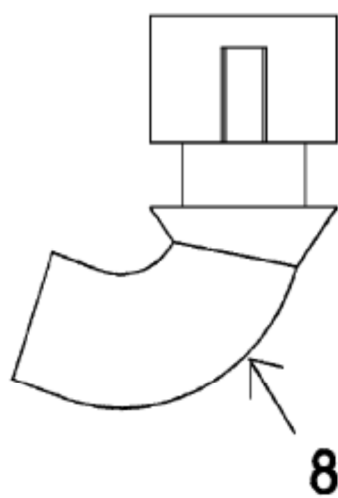


FIG. 9



FIG. 10

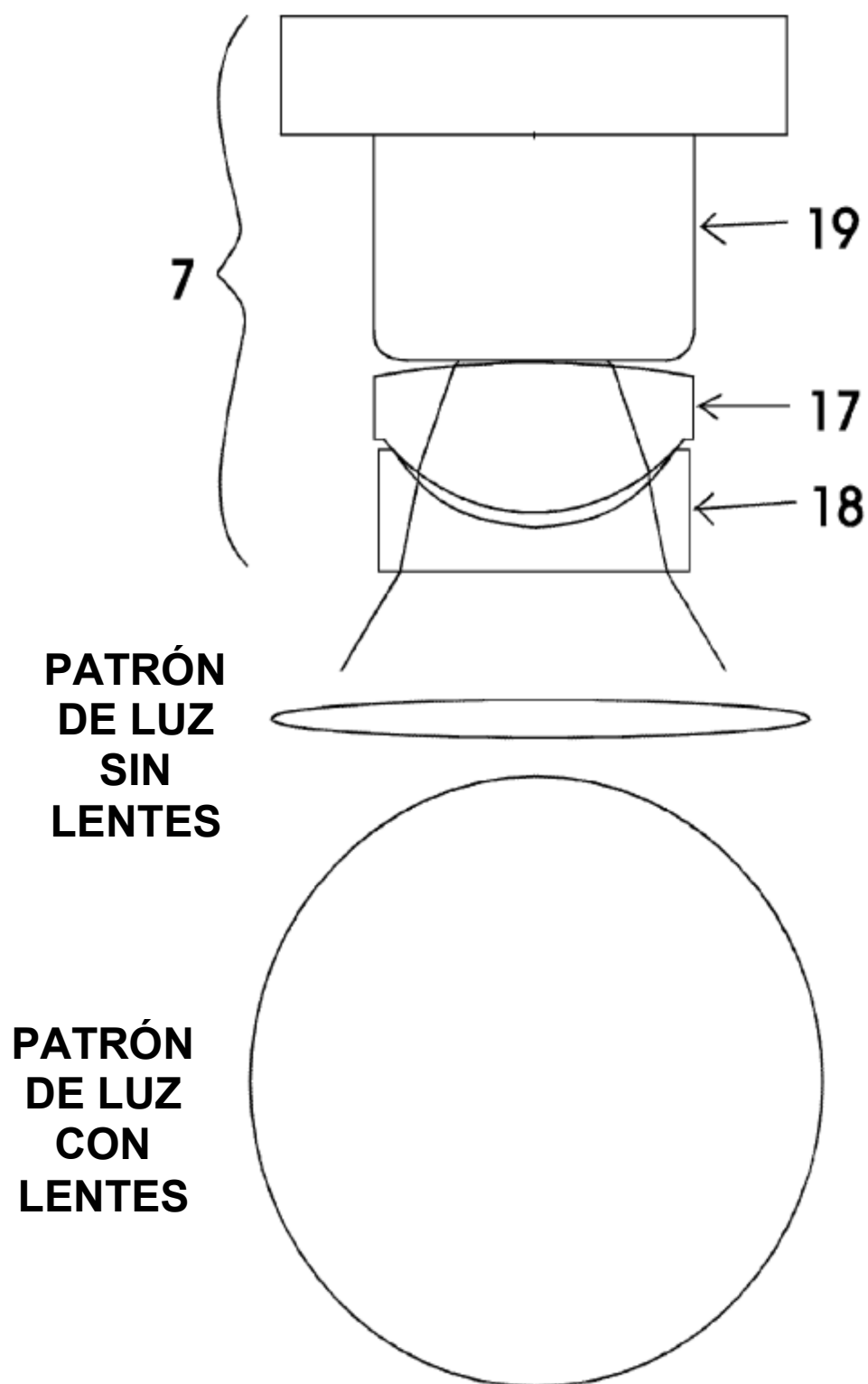
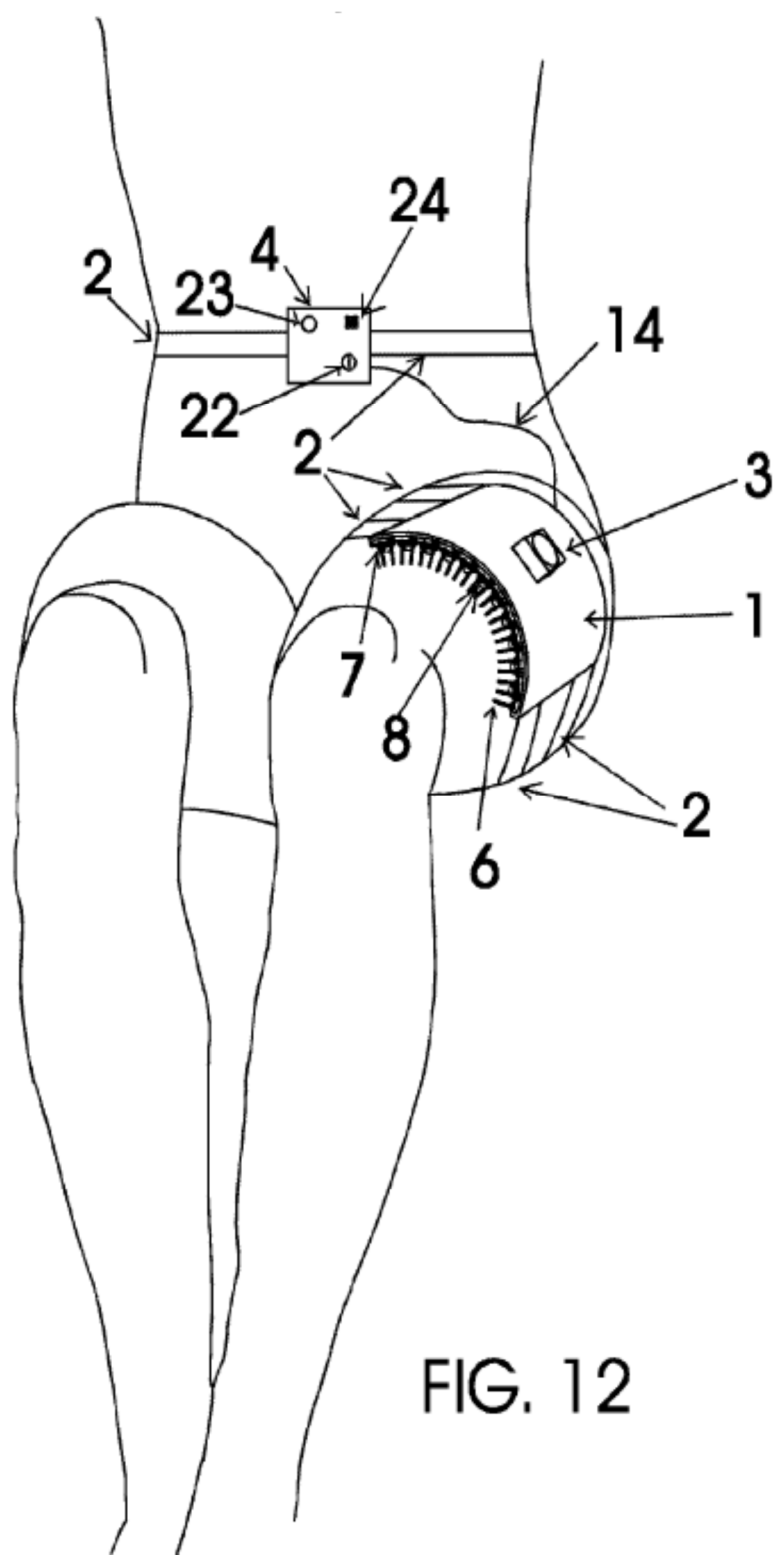


FIG. 11



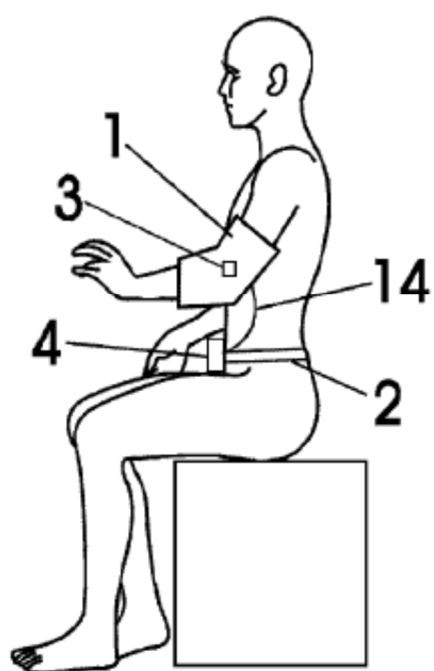


FIG. 13

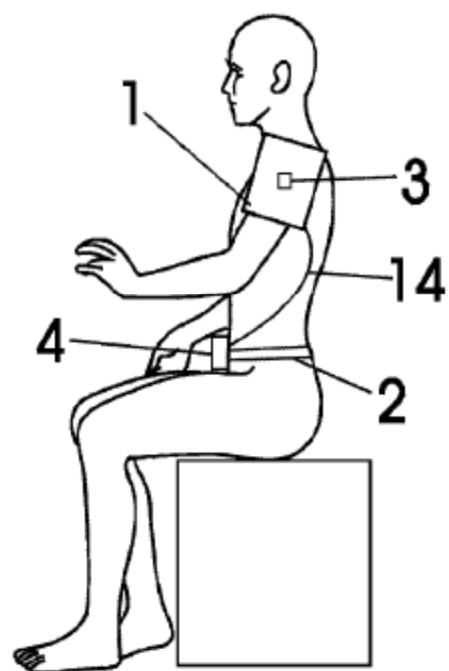


FIG. 14

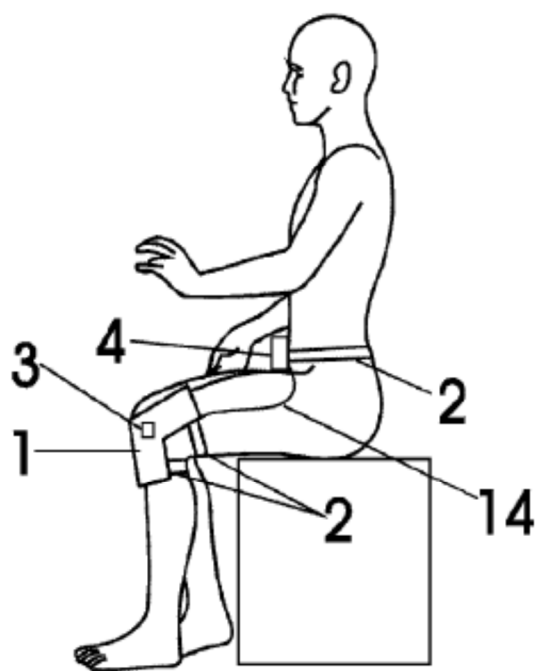


FIG. 15

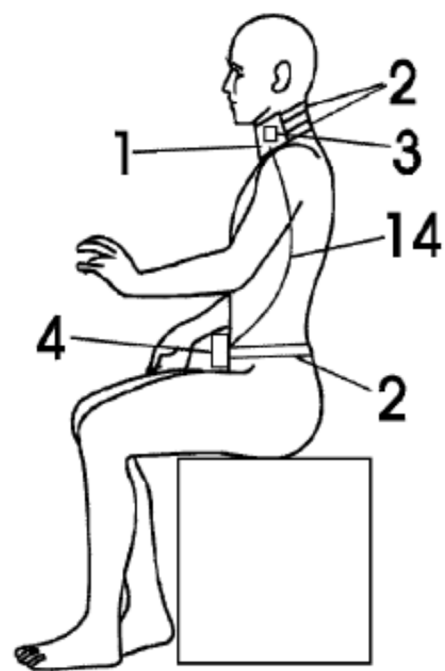
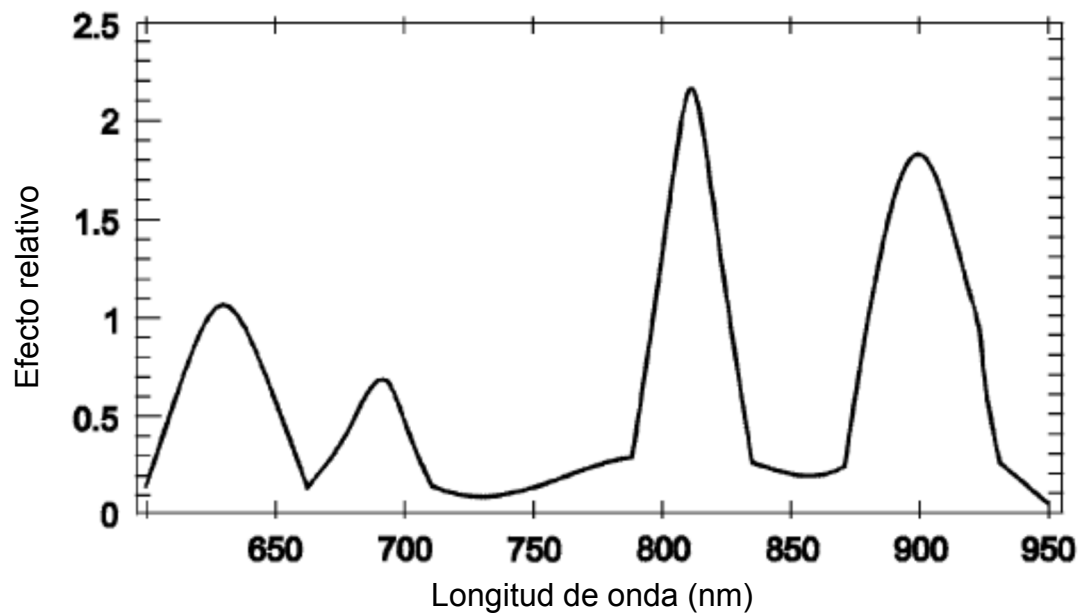


FIG. 16



Espectro de Acción Generalizada de los efectos de LLLT en células, animales y pacientes.

Los datos mostrados son una combinación de muchos artículos de la bibliografía de múltiples laboratorios.

Un espectro de acción es la velocidad de una actividad fisiológica representada frente a la longitud de onda de la luz. Muestra qué longitud de onda de la luz se usa de manera más eficaz en una reacción química específica.

“Mechanisms of Low Level Light Therapy”

Michael R. Hamblin y Tatiana N. Demidova

Wellman Center for Photomedicine, Massachusetts General Hospital.

Department of Dermatology, Harvard Medical School.

Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology.

Sackler School of Graduate Biomedical Sciences,

Tufts University School of Medicine.

Proc. Of SPIE Vol. 6140 Art. nº 614001-

FIG. 17